

**Ministry of Education
and Science of Ukraine
Odesa Polytechnic National University
Institute of Medical Engineering**

**Міністерство освіти і науки України
Національний університет
«Одеська політехніка»
Інститут медичної інженерії**

MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING

СУЧАСНІ ТЕХНОЛОГІЇ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

**PROCEEDINGS OF THE III INTERNATIONAL
SCIENTIFIC AND TECHNICAL CONFERENCE
MAY 08-10, 2024**

**МАТЕРІАЛИ ІІІ МІЖНАРОДНОЇ
НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ
08-10 ТРАВНЯ 2024 РОКУ**

Odesa, Ukraine / Одеса, Україна

Вінниця, ВНТУ, 2024

**Under auspice of the
Social Organization “All Ukrainian Society of Biomedical Engineers and Technologists”**

За сприяння

Громадської організації «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів»

**CONFERENCE
ORGANIZING COMMITTEE:**

Oborskyi H. (Ukraine) – Organizing Committee Chairman
Prokopovych I. (Ukraine) – Organizing Committee
Deputy Chairman
Titova N. (Ukraine) – Organizing Committee
Deputy Chairman
Manicheva N. (Ukraine) – Secretary

**INTERNATIONAL
PROGRAM COMMITTEE:**

<i>Avrunin O.</i> (Ukraine)	<i>Storchun E.</i> (Ukraine)
<i>Azarkhov O.</i> (Ukraine)	<i>Suchkov H.</i> (Ukraine)
<i>Diadiura K.</i> (Ukraine)	<i>Sukhodub L.</i> (Ukraine)
<i>Filatova A.</i> (Ukraine)	<i>Sydorenko I.</i> (Ukraine)
<i>Galkin A.</i> (Ukraine)	<i>Timchyk S.</i> (Ukraine)
<i>Khudetskyi I.</i> (Ukraine)	<i>Vassilenko V.</i> (Portugal)
<i>Kovalenko O.</i> (Ukraine)	<i>Vysotska O.</i> (Ukraine)
<i>Levashenko V.</i> (Slovakia)	<i>Wójcik W.</i> (Poland)
<i>Liashenko A.</i> (Ukraine)	<i>Yavorska E.</i> (Ukraine)
<i>Maksymenko V.</i> (Ukraine)	<i>Yavorskyi B.</i> (Ukraine)
<i>Pavlov S.</i> (Ukraine)	<i>Zaitseva E.</i> (Slovakia)
<i>Shlykov V.</i> (Ukraine)	

Recommended for publication by Scientific Council
Institute of Medical Engineering of the Odesa Polytechnic
National University, minutes No. 11, April 23, 2024

*The authors are responsible for the uniqueness of the text
of the materials and compliance with the requirements
of academic integrity*

Free online access to printed materials at:
https://drive.google.com/file/d/1UaYopSBKke3sEvjUQhjn_h3M5IY2uWz1/view?usp=sharing

С91 **Сучасні** технології біомедичної інженерії : матеріали III міжнародної науково-технічної конференції 08–10 травня 2024 р. Нац. ун-т «Одеська політехніка» / за заг. ред. І. В. Прокоповича, Н. В. Манічевої . — Вінниця : ВНТУ, 2024. — 298 с.

ISBN 978-966-641-957-9

The collected volume of scientific reports presented at the international scientific and technical conference is a scientific and practical publication that contains scientific articles by students, graduate students, candidates and doctors of sciences, teachers, researchers, scientists and practitioners from Europe, Ukraine and from neighboring countries, and beyond. The topics of reports are very diverse and cover many topical problems of modern fundamental sciences related to biomedical engineering. Based on the relevance of the topics and the high level of the presented reports, the conference materials should be recommended to the relevant organizations of the countries for use and implementation of research results in the field of biomedical engineering and informatics.

Збірник наукових доповідей міжнародної науково-технічної конференції є науково-практичним виданням, яке містить наукові статті студентів, аспірантів, кандидатів та докторів наук, викладачів, науковців та практиків з різних країн та регіонів України. Тематика доповідей дуже різноманітна та охоплює багато актуальних проблем сучасних фундаментальних наук, пов'язаних з біомедичною інженерією. Виходячи з актуальності тематик і високий рівень представлених доповідей, матеріали конференції доцільно рекомендувати відповідним організаціям для використання та впровадження результатів досліджень в практичну та наукову діяльність.

УДК 615.47:616-89

ISBN 978-966-641-957-9

© Національний університет «Одеська політехніка», 2024
© ГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів», 2024
© Вінницький національний технічний університет, 2024

**ВІТАЛЬНЕ СЛОВО РЕКТОРА
НАЦІОНАЛЬНОГО УНІВЕРСИТЕТУ
«ОДЕСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»**

Від імені багатотисячного колективу Національного університету «Одеська політехніка» щиро вітаю учасників III міжнародної науково-технічної конференції «СУЧАСНІ ТЕХНОЛОГІЇ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ».

Напрямок біомедичної інженерії є стратегічним для економічного і соціального розвитку України. Сьогоднішня конференція відбувається у складний для країни час, коли як ніколи потрібні розробки фахівців з біомедичної інженерії, що дозволять врятувати життя і покращити здоров'я людей.

Впевнений, що висвітлення нових наукових досягнень, конструктивні дискусії та відвертий діалог, партнерський підхід і співробітництво у сфері технічних та медичних наук дозволить вирішити актуальні для України питання.

Бажаю учасникам конференції успішної роботи, генерації нових ідей, які, поєднуючи сучасні інженерні принципи та концепції, мрії про технології майбутнього, покращують здоров'я та довголіття людства.

БАЖАЮ ВСІМ ЗДОРОВ'Я, МИРУ І ДОБРА!

Щиро Ваш



Геннадій ОБОРСЬКИЙ



CONTENTS / ЗМІСТ

Section Секція	I	BIOMEDICAL ENGINEERING БІОМЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ
Анастасія КОРЗУН, Олена БЕСПАЛОВА		
Біомедичне застосування альгінату і хітозану у загоєнні ран.....		9
Оксана КРАЇЛО, Олена ГОЛЕМБІОВСЬКА		
Оптимальні стратегії створення тривимірних моделей шкіри для проведення <i>in vitro</i> досліджень.....		12
Марія ГОНЧАРЕНКО, Валентина МОТРОНЕНКО		
Оптимізація отримання інтерферону-альфа-2b медичного призначення з використанням ультразвуку		15
Ксенія ГАРБОВСЬКА, Олена БЕСПАЛОВА		
Оцінка біосумісності бактеріальних наночастинок у системі доставки лікарських засобів.....		18
Олена МОНЧЕНКО, Єгор КОДІЙ,		
Розрахунок візуально посиленого вестибуло-очного рефлексу за допомогою математичних моделей		21
Юрій САМОХІН		
Виявлення клітин на зображенні за допомогою CVAT AI.....		24
Ельвіра ШЕМЕНА, Лілія ДРОНЬКО		
Використання бактеріальної целюлози в якості гідрогелевої пов'язки для загоєння термічних опікових ран.....		27
Софія-Евеліна СТРЕТОВИЧ, Олена БЕСПАЛОВА		
Біоматеріали та їх роль у процесах регенерації рогівки		30
Ксенія ГОРДІЄНКО, Олена БЕСПАЛОВА		
Процес фіброзу серцевого м'яза як наслідок перенесеного інфаркту міокарда.....		36
Сергій ТИМЧИК, Олександр КАРАСЬ, Владислав СНЯДОВСЬКИЙ		
Огляд саморозділення плазми крові в мікрофлюїдних платформах.....		39
Олександр ШАБЛІЙ, Валерій ОРЕЛ, Ольга ДАСЮКЕВИЧ, Олександр РИХАЛЬСЬКИЙ, Анатолій ДЄДКОВ		
Індуктивна гіпертермія злоякісних пухлин		41
Дар'я ТАРАСОВА, Ганна ОБЧАРЕНКО, Василь КОЗЯР		
Оптимальний дизайн контейнера для транспортування донорської крові за допомогою безпілотних літальних апаратів.....		43
Анна ПРОСВІТОВА, Валерій ОРЕЛ, Ольга ДАСЮКЕВИЧ, Олександр РИХАЛЬСЬКИЙ, Василь ОСТАФІЙЧУК		
Вплив індуктивної помірної гіпертермії та ліпосомального доксорубіцину на життєздатність клітин Saos-2		47
Олена ХОМЕНКО, Ілля ПРОХОРОНКО, Марія СТЕЛЬЧЕНКО, Олексій СІГУНОВ		
Дослідження впливу MgO та Al ₂ O ₃ на механічні та резорбційні характеристики біостекла.....		49
Родіон ВАРИЧ, Тетяна ЛУЦЕНКО		
Технологія безперервного виробництва епідермального фактора росту за допомогою біоплівки <i>E. COLI</i>		53
Daria MOLODETSKA		
A comprehensive study of molecular hybridization techniques in cytogenetics with a focus on chronic myeloid leukaemia		56
Наталія МАНЧЕВА, Ігор ШАПОВАЛОВ, Віталій ЛЕВАЩЕНКО, Денис ОСТАНІН		
Нанотехнології в діагностиці: покращення точності та раннє виявлення захворювань.....		59
Ігор ШАПОВАЛОВ, Валентина ПУРІЧ, Володимир МАНІЧЕВ, Ігор ТІТОВ		
Засади загальної теорії систем у біомедицині		61
Аліна ГАЛАНЗОВСЬКА, Наталія ТІТОВА, Наталія МАНЧЕВА, Інна ЯРОВА, Леонід КОВАЛЬ		
Спектри поглинання деяких біологічно важливих речовин: молекулярні спектри		63
Аліна ЗАЯЧКІВСЬКА, Марина СИЧИК		
Аналітичний огляд застосування кріобалонної абляції для лікування аритмій серця.....		67
Наталія МАНЧЕВА, Ігор ШАПОВАЛОВ, Антон ЛИСИХ, Валерія СЕРБІНА, Вальдемар ВОЙЧИК		
Дослідження методів діагностики захворювань серцево-судинної системи		70
Яна СМІРНОВА, Олена БЕСПАЛОВА		
Перспективи розвитку термочувливих гідрогелів як способу доставки ліків при хіміотерапії раку		72
Liudmyla HREBENYK, Vyacheslav YURCHENKO, Kostiantyn DYADYURA, Anton PANDA		
Emerging nanotechnology-based diagnostics for leishmaniasis and trypanosomiasis.....		76

Ganna CHEBOTAROVA, Liudmyla KOKIDKO Methods, techniques for pain diagnosis: medicine and biomedical engineering	79
Liudmyla HREBENYK, Anna STUPICH, Pavlo PROKOPOVYCH, Kostiantyn DYADYURA, Hennadii OBORSKYI, Liudmyla PRIMOVA The use of nanoparticle certified reference materials in biomedical research within the context of nanosafety.....	81
Вікторія ПОПОВА Стратегії дизайну поверхонь наноосіїв для здійснення пероральної доставки лікарських засобів	84
Andrey DENISENKO, Oleksandr DENISENKO, Ekaterina DOVBYSHEVA, Nikita HAVRYLIUK Analysis of factors that negatively affect on the results of research of pathological neurophysiological processes of the brain	87

Section II
Секція II

MEDICAL ELECTRONICS AND DEVICES
МЕДИЧНА ЕЛЕКТРОНІКА ТА ПРИЛАДИ

Ярослав ІВЛІСВ, Анастасія КОРУНЕЦЬ, Ольга КОМАРОВА, Андрій КАПЛЯ, Володимир ХОЛІН, Сергій ПАВЛОВ, Лілія КАТЮКОВА, Юрій ЗАБУЛОНОВ Апарат для високоінтенсивної лазерної терапії “LIKA SCAN”	90
Олександр БОРИСОВ, Борис ЛУПИНА, Сергій ОСІНОВ, В’ячеслав ЩЕГЛАКОВ Сенсорна система контролю системи забезпечення якості повітря чистих зон і шаф біологічної безпеки.....	93
Микола БОГОМОЛОВ, Олена ГОЛЕМБІОВСЬКА, Анастасія КУЗНІЦОВА, Валерія СОКОЛЮК, Денис ЯНИЦЬКИЙ Наносенсиори в біомедичному застосуванні.....	98
Дмитро ЦВІР Комбінований вплив електромагнітних хвиль на живі організми та навколишнє середовище	103
Діана КРАСУЦЬКА, Микола БОГОМОЛОВ Шляхи підвищення чутливості біосенсорів, що працюють у діапазоні частот тГц, та їх прикладне застосування у діагностиці організму людини	106
Юрій ФЕДУРЦЯ, Лілія АВЕР’ЯНОВА Роль мультимодальної томографічної візуалізації у визначенні об’єму опромінення пухлин мозку.....	110
Валентин МЕЛЬНИК, Лілія АВЕР’ЯНОВА Засоби індивідуального дозиметричного контролю медичного персоналу у інтервенційній радіології.....	112
Марина СИЧИК, Мирослав ПЕТКАНИЧ Біофізичне обґрунтування катетерної радіочастотної абляції з високою потужністю та короткою тривалістю впливу для ізоляції легеневих вен у пацієнтів із дефектом міжпередсердної перегородки	114
Станіслав ПОПОВ, Олексій ЛЕБЕДЄВ Огляд контактного, лазерного та ультразвукового зварювання живих тканин	120
Дмитро БАРАНОВСЬКИЙ Оптоелектронні медичні вироби для впливу на функціональний стан оператора.....	123
Кірія ЛУЦЕНКО, Марія БУЛАКАЄВА, Ганна ОВЧАРЕНКО Ключові аспекти нейропротезів та їх застосування.....	125
Анастасія ПАНЧЕНКО, Ганна ОВЧАРЕНКО Огляд основних проблем імплантованих біосенсорів	128
Олександр АЗАРХОВ, Олександр ЯВОРСЬКИЙ, Іван СІЛІ, Сучасний стан у виробництві 3D-друкованих біосенсорів методом DLP	131
Дмитро АКЕРМАН, Микола БОГОМОЛОВ Асистивна технологія при втраті зору на основі оптоелектронних аналізаторів	134

Section III
Секція III

INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE
ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ В БІОМЕДИЦИНІ

Volodymyr TIGARIEV, Oleksii LOPAKOV, Volodymyr KOSMACHEVSKIY, Kateryna KOLESNIKOVA, Yehor ZUDIKHIN Adaptive algorithm for online correction artificial neural network in MPPT controllers	137
Борис НЕРСЕСЯН, Тетяна НОСОВА Дослідження можливостей он-лайн сервісів для зниження рівню стресу.....	141

Наталія МАНІЧЕВА, Ігор ШАПОВАЛОВ, Валентина ПУРІЧ, Анастасія ГОЛОБРОДСЬКА, Костянтин КОСТІН Використання методів аналізу ієрархії при прийнятті рішень в медицині.....	144
Наталія МАНІЧЕВА, Наталія ТІТОВА, Валерія СЕРБІНА, Віталій КОНДОЛОВ, Олександр ШМАРАЄВ Аналіз можливостей використання технологій дистанційної медицини для оптимізації управління та налагодження штучного серця	146
Олександр КОВАЛЕНКО, Леонід БЛЯВЕНКО, Максим КРИЩАНОВИЧ, Оксана РОМАНЮК Інформаційний застосунок для оцінки персоналізації лікувальних заходів.....	149
Наталія МАНІЧЕВА, Наталія ТІТОВА, Нікіта ЦУКАНОВ, Ігор ШАПОВАЛОВ, Вадим КИРИЛЕНКО Аналіз сучасних електрофізіологічних систем інтерфейс мозок-комп'ютер (BCI).....	151
Андрій САДЧЕНКО, Олег КУШНІРЕНКО, Юрій САВЧУК Стеганографічний алгоритм приховування додаткових даних медичного зображення.....	154
Микола СУР'ЯНІНОВ, Євгеній СЕМЕНОВ, Діна ЛАЗАРЄВА, Олег СЕННИКОВ Чисельне моделювання системи «зуб – ендодонто-ендоосальний імплантат – кістка».....	157
Li JINQIONG, Sergii PAVLOV Proceeding of biomedical image for diagnosing forms of acute leukemia.....	162
Анастасія БАЙКОВА, Микола БОГОМОЛОВ Комп'ютерна модель для аналізу спекл-зображень еритроцитів крові.....	165
Сергій ПАВЛОВ, Йосип САЛДАН, Олександр КАРАСЬ, Сергій ТИМЧИК Сучасні аспекти діагностики діабетичної ретинопатії у військових різного ступеню важкості	168
Наталія МАНІЧЕВА, Наталія ТІТОВА, Ігор ШАПОВАЛОВ, Єлизавета РЄЗНІК, Валентина ПУРІЧ, Андрій КАВЕРІН Сучасний стану використання комп'ютерної діагностики в біомедичній інженерії.....	171
Кирило КАЛІНІН, Наталія МАНІЧЕВА, Наталія ТІТОВА, Ігор ШАПОВАЛОВ, Артем БАРБАШИН Дослідження взаємодії структур організму чоловіка з використанням принципів системного аналізу	174
Ігор ЄФІМЕНКО, Тетяна НОСОВА Розробка програмного засобу для відстежування пожитих калорій	178
В'ячеслав ВОЛОШИН, Олександр АЗАРХОВ, Іван СІЛІ Суб'єктивна та медична складова ризику в структурі роуп-джампінгу	180
Ганна ЧЕБОТАРЬОВА, Тамара АНДРЕЄВА, Олександр СТОЯНОВ, Людмила КОКІДЬКО, Максим ЧИГРИНСЬКИЙ Актуальні методи візуалізації в медицині при больову синдромі.....	186
Андрій СОКОЛЬЦОВ, Олег АВРУНІН, Аспекти моделювання хірургічних втручань на придаткових пазухах носа.....	188

Section IV
Секція IV

REHABILITATION ENGINEERING AND PROSTHETICS
РЕАБІЛІТАЦІЙНА ІНЖЕНЕРІЯ ТА ПРОТЕЗУВАННЯ

Костянтин ДЯДЮРА, Альона КИСИЛЕВСЬКА, Ігор ПРОКОПОВИЧ, Аліна ГАЛАНЗОВСЬКА, Сергій ЯБАНЖИ Переходи між паттернами поведінки в біології. Приклад: рухи рук	191
Bogdan GRYSNCHUK, Vladyslav SHLYKOV Modelled temperature characteristics of human knee joint meniscus	194
Альона КИСИЛЕВСЬКА, Ігор ПРОКОПОВИЧ, Костянтин ДЯДЮРА, Олена ГОЖЕНКО, Марія БУКОВСЬКА Дослідження міжнародних загальних і технічних вимог до лікувальних та реабілітаційних басейнів.....	197
Костянтин ДЯДЮРА, Василь РИБАК, Михайло НЕТКАЧЕВ, Кирило КАЛІНІН, Сергій ЗАБОРСЬКИЙ Проектування корональних пластин та імплантів: перспективи та виклики.....	200
Євгеній СЕМЕНОВ, Микола СУР'ЯНІНОВ Напружений стан гвинта, що поєднує імплантат і абатмент	203
Nina STEPANENKO, Andriy DUBKO Using movement capture systems in home rehabilitation – advantages and limitations.....	207
Іван МАСЮК, Микола БОГОМОЛОВ Інноваційні підходи до розробки девайсів для реабілітації та протезування з використанням штучного інтелекту.....	211

Яна НОСОВА

Деякі аспекти розробки та підбору індивідуальних панчішних виробів
в контексті створення корисної компресії нижніх кінцівок..... 215

**Section
Секція**

V

BIOMECHANICS AND SPORTS ENGINEERING

БІОМЕХАНІКА ТА ІНЖЕНЕРІЯ СПОРТУ

Аеліта ЮРЧЕНКО, Іван ГАНЧАР

Спеціальна технічна підготовка спринтерів-інвалідів з використанням методу пози 218

Олег КАЛІБЕРДА, Ольга КАЛИНИЧЕНКО

Інформаційна технологія педагогічного контролю рухової активності та функціонального стану 221

Анна АНДРОНОВА, Вікторія ПОДГОРНА

Шляхи розвитку шахів в умовах діджиталізації спорту..... 224

Анастасія КОКОТЄВА, Максим РИБАК

Кіберспорт як нетрадиційний вид спорту..... 227

Олег КАЛІБЕРДА, Ірина ЩЕТНІК, Іван ТКАЛЕНКО

Особливості спортивної підготовки з кульової стрільби 229

Вадим МАСЛЕННИКОВ, Вікторія ПОДГОРНА

Визначення чинників, що впливають на цінності фізичної культури молоді 234

Ірина СМОЛЯКОВА, Олександр КАПУКА

Вдосконалення рухових дій студентів у процесі проведення тестування фізичної підготовленості..... 238

Руслан РІССЛІНГ, Гліб ТІТОРАГА

Вплив соматотипу на фізичну підготовленість футболістів 12...13 років 240

Максим КУЗЬМИЧ, Ганна КАРАМАН

Вплив занять боксом на фізичний і функціональний стан молодих жінок 242

Ігор СИДОРЕНКО, Софія КОВБАН, Ігор ПРОКОПОВИЧ

Визначення геометрично-масових показників тіла людини
за допомогою неруйнівного методу сегментації..... 244

Ксенія ГАРБОВСЬКА, Лариса ТАРАСОВА

Біомеханічні процеси в ортодонтії брекетної системи 248

**Section
Секція**

VI

**DESIGN, CONSTRUCTION AND SERVICE
OF MEDICAL INSTITUTIONS**

**ПРОЄКТУВАННЯ, БУДЕВНИЦТВО
ТА ОБСЛУГОВУВАННЯ МЕДИЧНИХ УСТАНОВ**

Віталій МАКСИМЕНКО, Сергій ДУБРОВ, Дмитро ОСІН, Оксана БЛЮШИЦЬКА

Стан інженерного обслуговування медичних установ третього рівня..... 250

Віталій МАКСИМЕНКО, Юрій САТАЛКІН, Дмитро СКЛЯР

Стан досконалості регуляторних засад інжинірингу з акладів охорони здоров'я (ЗОЗ) 252

Віталій ДОРОФЄЄВ, Ганна ЗІНЧЕНКО, Наталія ПУШКАР, Андрій КОНСТАНТИНОВСЬКИЙ

Обстеження технічного стану і поновлення лікарні швидкої допомоги 254

**Олександр КЛИМЧУК, Олег ПАЛАМАРЧУК, Павло ШИЛОВ, Олександр ФУРКАЛЕНКО,
Сергій ГРИЩЕНКО**

Підвищення ефективності систем теплопостачання медичних закладів
за рахунок застосування геліосистем 257

**Ганна ЛУЖАНСЬКА, Дмитро ІГНАТЕНКО, Віктор ГАФІНЧУК, Наталія КЛИМЧУК,
Віктор ЛЕБЕДЮК**

Особливості системи опалення медичних закладів 259

Ганна ЛУЖАНСЬКА, Дмитро ШУРКО, Анатолій ПУСТОВІТ, Юрій НЯГУ, Дмитро КЛИМЧУК

Безперебійна робота систем енергозабезпечення закладів охорони здоров'я..... 262

Андрій БОЧКОВСЬКИЙ, Наталя САПОЖНІКОВА

Система автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища
в адміністративних приміщеннях закладів охорони здоров'я 264

Віталій ДОРОФЄЄВ, Ганна ЗІНЧЕНКО, Павло СЕМЧУК, Вячеслав ІВАНОВ

Влаштування найпростішого укриття в частині підвального приміщення закладу охорони здоров'я..... 268

Геннадій БАЛАСАНЯН, Артем ОСТАПЕНКО, Владислав ЛЯШЕНКО Узгодження графіків електричного і теплового навантаження комбінованої системи енергозабезпечення з когенераційною установкою.....	271
Олександр ЧУЧМАЙ, Дар'я КІРІЧЕНКО, Вячеслав СУР'ЯНІНОВ Проект реконструкції пологового будинку №6.....	274

Section VII EDUCATION IN BIOMEDICINE, TELEMEDICINE AND E-HEALTH
Секція VII ОСВІТА В ГАЛУЗІ БІОМЕДИЦИНИ, ТЕЛЕМЕДИЦИНИ ТА ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

Володимир БЕСЕДА, Римма ТОПОРОВА РЕКРЕАЦІЯ МОЛОДІ.....	277
Володимир БЕСЕДА, Валерія ТКАЧ АВТОРСЬКА МЕТОДИКА РЕКРЕАЦІЇ ЄФИМЕНКА-БЕСЕДИ «АНТИГРАВІТАЦІЙНЕ РОЗВАНТАЖЕННЯ».....	279
Сергій ПАВЛОВ, Юлія ПИЛИПЕЦЬ АКТУАЛЬНІСТЬ ЗАСТОСУВАННЯ ТЕЛЕМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ВІЙСЬКОВОСЛУЖБОВЦІВ.....	281

Section VIII LEGAL, HUMANITARIAN AND ECONOMIC ASPECTS
Секція VIII ПРАВОВІ, ГУМАНІТАРНІ ТА ЕКОНОМІЧНІ АСПЕКТИ

Лада ПРОКОПОВИЧ, Артем ФЕДОТОВ, Роман ГРАТІЙ Поєднання біотехнологій і робототехніки в сюжетах наукової фантастики.....	284
Дар'я ЛИСЬ, Андрій КОЛЕСНИКОВ Трансформація природи людини як біологічного виду у кіберпросторі.....	287
Дар'я ЛИСЬ, Андрій БОРОГАН, Іван КУДРЯШОВ Digital-антропологія у сучасній біотехнології та культурі в епоху розумних машин.....	291
Василь СТАДНИК, Вікторія ВАКАРЧУК, Лернік МУСАЄЛЯН Міжнародна спільнота за «чистий спорт».....	295

Анастасія КОРЗУН, студент,
Олена БЕСПАЛОВА, канд. біол. наук, доц,
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: nastia.korzun@gmail.com

БІОМЕДИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ АЛЬГІНАТУ І ХІТОЗАНУ У ЗАГОЄННІ РАН

Анотація. Сьогодні існує багато типів ранових пов'язок, які використовують у загоєнні ран. Виділяють синтетичні і природні пов'язки. Останні включають в себе різноманітні натуральні полімери наприклад колаген, хітозан, гіалуронову кислоту, альгінат. Дані біоматеріали можуть бути представлені у вигляді гідрогелевих пов'язок, а також у формі плівок. Будь-яка пов'язка має забезпечувати ряд факторів, таких як газообмін, вологе середовище рани, антимікробну активність та інші. У роботі представлено характеристику альгінату і хітозану, переваги їх використання у процесі ранозагоєння та біомедичне застосування.

Ключові слова: альгінат, хітозан, хітозанові мембрани, гемостаз, ранозагоєння, полімери.

Актуальність дослідження

Для ефективного загоєння рани завжди існувала вимога до відповідного матеріалу, який застосовується для покриття рани, щоб запобігти крововтраті та інфекції. Рани бувають різних типів і кожна категорія має свої особливі вимоги до загоєння. Це усвідомлення спонукало розробки безлічі пов'язок для ран, кожна з яких має специфічні характеристики. Функціональна ранова пов'язка повинна забезпечити загоєння рани за мінімальний час [1]. Звичайні синтетичні пов'язки мають мінімальний ефект у зупинці кровотечі особливо це актуально, коли у людини є дисфункція коагуляції, або велика крововтрата. Тому постає питання використання матеріалів для ранової пов'язки з гемостатичними властивостями, антибактеріальною дією. Полісахариди, такі як хітозан та альгінат, мають переваги у біомедичних застосуваннях через свою не токсичність, біосумісність і біорозкладність. Різні конструкції з даних полімерів дають бажані результати у ранозагоєнні [1, 2].

Мета роботи

Провести аналіз застосування ранових пов'язок на основі альгінату та хітозану.

Матеріали та методи

Огляд літератури для даного дослідження проводилось із використанням таких баз даних: PubMed, BioMed Central, ScienceDirect, ResearchGate.

Результати та їх обговорення

Ідеальна ранова пов'язка, незважаючи на матеріал, з якого вона зроблена, має забезпечувати: вологе середовище рани, міграцію епітеліальних клітин, антимікробну дію, термоізоляцію, газообмін, не має бути антигенною і токсичною, повинна легко прилипати і відклеюватись, видаляти ексудат при його надмірній кількості. На даний час вже існують такі типи пов'язок: гідроколоїдні, альгінатні, гідрогелеві, кожна з яких має свої особливості. Перший тип створюють на основі желатину або целюлози, утворивши матрицю, яка при взаємодії із ексудатом буде перетворюватись на гель. Альгінатова пов'язка має гемостатичні властивості і так само як гідроколоїдні пов'язки перетворюється на гель. Гідрогелеві пов'язки мають такі переваги у використанні: забезпечують вологе місце рани, мають теплоізоляційний ефект і не прилипають. Якщо говорити про ексудат, то вони його поглинають і утримують у своїй структурі [1].

Альгінат – природний полісахарид, який міститься у клітинній стінці бурих водоростей. Він є сополімером, який складається з β -D-мануранової кислоти і α -L-гулуранової кислоти, які з'єднані 1,4-глікозидним зв'язком [2]. Полісахарид є аніонним, бо наявні негативно заряджені карбоксилатні групи, що мають велике значення при гелеутворенні, а також гемостазі. Загалом гелеутворення визначається співвідношенням і послідовністю мануранової і гулуранової кислот. Ті альгінати, що багаті на β -D-мануранову кислоту, будуть пружними та еластичними, а ті, що мають більше α -L-гулуранової кислоти – крихкими. Тому жорсткість і крихкість полімерного ланцюга можна

позначити таким чином: $\Gamma > \text{M}\Gamma(\text{GM}) > \text{MM}$, де Γ – залишки гулурунової кислоти, M – залишки манурунової кислоти. Гулурунові залишки альгінової кислоти, яка нерозчинна у воді, зв'язується із різними катіонами (наприклад, Na^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} та інші) за допомогою йонної взаємодії внаслідок чого утворюється гель [3]. Такі гелі здатні розкладатися у фізіологічному середовищі, такому як рН. Гідрогелі на основі альгінату мають чудові гемостатичні властивості: поглинають кров, добре адгезуються, стискають рану, що призводить до зменшення крововтрати [4].

Катіон Ca^{2+} буде зв'язуватись із аніонними карбоксилатними групами даного полісахариду, у результаті чого утвориться найбільш поширений гемостатичний матеріал – альгінат кальцію. Гідрогелі на основі цього альгінату будуть сприяти йонному обміну Ca^{2+} із Na^+ , який знаходиться в крові. Потім виробляються фактори згортання крові і відбувається реакція коагуляції за рахунок еритроцитів. Окрім цього, альгінат кальцію має здатність змінювати морфологію еритроцитів і прискорювати перетворення протромбіну на тромбін [5].

Хітозан – лінійний полісахарид, який складається із зв'язаних 1,4-глікозидним зв'язком 2-ацетамід-2-деокси- β -D-глюкопіранози і N-ацетил-D-глюкозаміну [2]. Хітозан отримують шляхом лужного деацетилювання хітину. Цей природний полімер на відмінну від альгінату має позитивний заряд. У водно-кислих розчинах аміногрупи хітозану перетворюються на протоновані ($-\text{NH}_3^+$), що дає змогу взаємодіяти з аніонними молекулами або сполуками, наприклад, глікозаміногліканами. Також наявні такі визначальні переваги, як біорозкладність, мукоадгезія, антимікробна активність і гемостатична дія.

Хітозан впливає на рану шляхом регенерації тканинних елементів, зокрема синтез фібробластів і кератиноцитів. Оскільки рана пов'язка має забезпечувати бактерицидну дію, то хітозан є одним з тих біополімерів, які можна використовувати для створення тих чи інших засобів. Він є катіонною сполукою, то мішенню виступають клітинні стінки бактерій, які, в свою чергу, є негативно зарядженими. Проте його дія може бути зміщена також і на гриби, і на деякі водорості. Якщо говорити про бактерії, то хітозан безпосередньо впливає на клітинну стінку, в результаті чого, вона починає відщеплюватись і відбувається подальша її дисфункція [6]. Після такого руйнування клітинної стінки бактерії зазнають втрат внутрішньоклітинних компонентів. Варто зазначити, що внаслідок збільшення ступеня деацетилювання, збільшується кількість вільних аміногруп. Відповідно буде посилюватись антимікробна активність хітозану на бактерії. При контакті з кров'ю також головну роль відіграють позитивно заряджені $-\text{NH}_3^+$ групи: вони зв'язуються із кислотними групами еритроцитів, внаслідок чого утворюється нерозчинний йонний комплекс, тобто тромб [2].

Мембрани, що були створені із комбінації альгінату і хітозану, як нерозчинний поліелектролітичний комплекс, показали чудові переваги у їхньому використанні як ранових пов'язок [7]. Для кращого розуміння їхньої дії при наявності ексудату, їх помістили у постійне водне середовище. У результаті вони мали високу водовідвідну здатність і могли утримувати воду. Враховуючи пористість самої структури, проникність, розмноження мікробів не спостерігалось. Це можна пояснити тим, що хітозан внаслідок зв'язування із негативно зарядженими групами альгінату, втрачає протоновані групи, через що збільшується його бактерицидна активність. Також було створено альгінатні гідрогелі, вкриті хітозаногідрохлоридом, які мають високу антибактеріальну дію [8]. Вона безпосередньо залежала від наявності хітозану, який виконує зазначену функцію. Дослідження показало, що такі альгінатні гідрогелі сприяли бактеріальній інактивації і вже після 24 годин було повністю знешкоджено мікроби. Модифіковані хітозанові мембрани, які включають також альгінат кальцію, мають такі характеристики: сорбційний характер (за рахунок пористої структури, яка має вигляд губки, відбувається поглинання рідин), біорозкладність, а при їхньому застосуванні як пов'язки діаметр рани зменшується і стає непомітним вже через 12...14 днів [9]. Інші сітчасті мембрани з хітозану виявили легке адгезування до поверхні, в результаті чого шрами не утворювались. До того ж спостерігалась проліферація кератиноцитів під дією хітозану і реепіталізація епідермісу [10].

Висновки

Гемостатичний матеріал повинен мати антибактеріальний ефект, зволожувати місце рани, легко прилипати і не сприяти подразненню. Альгінат і хітозан, як широкоживані полімери у біомедичній сфері, мають подібні характеристики: біорозкладність, біосумісність, нетоксичність, висока адгезія. Саме через це їх можна використовувати у комбінації, через що їхній комплекс буде більш ефективним, аніж поодинокі полісахариди. Із розглянутих досліджень щодо створення гідрогелю та мембран з даних речовин, можна стверджувати, що всі вони мають схожі властивості. Серед них основними є водопоглинання (абсорбування ексудату та інших рідин), інактивація проліферації

бактерій, адгезування до рани без утворення некротичної тканини, фізичне стискання рани. Сьогодні у біомедичній сфері створюють також гемостатичні губки і голки, які будуть сприяти зупинці різних типів кровотеч. Проте для більшої ефективності, альгінат-хітозанові плівки модифікують за допомогою взаємодії з іншими полімерами для покращення їхніх хімічних чи фізичних властивостей.

Література:

1. Mir, M., Ali, M. N., Barakullah, A., Gulzar, A., Arshad, M., Fatima, S., & Asad, M. Synthetic polymeric biomaterials for wound healing: a re.view. *Progress in Biomaterials*. 2018. 7(1), 1–21. URL: <https://doi.org/10.1007/s40204-018-0083-4>
2. Silva, T. H., Alves, A., Ferreira, B. M., Oliveira, J. M., Reys, L. L., Ferreira, R. J. F., Sousa, R. A., Silva, S. S., Mano, J. F., & Reis, R. L. Materials of marine origin: a review on polymers and ceramics of biomedical interest. *International Materials Reviews*. 2012. 57(5), 276–306. URL: <https://doi.org/10.1179/1743280412y.0000000002>.
3. Xie, Y., Gao, P., He, F., & Zhang, C.. Application of Alginate-Based Hydrogels in Hemostasis. *Gels*, 2022. 8(2), 109. URL: <https://doi.org/10.3390/gels8020109>.
4. Li, J., Celiz, A. D., Yang, J., Yang, Q., Wamala, I., Whyte, W., Seo, B. R., Vasilyev, N. V., Vlassak, J. J., Suo, Z., & Mooney, D. J.. Tough adhesives for diverse wet surfaces. *Science*. 2017. 357(6349), 378–381. URL: <https://doi.org/10.1126/science.aah6362>.
5. Wang, L., Li, W., & Qin, S.. Three Polymers from the Sea: Unique Structures, Directional Modifications, and Medical Applications. *Polymers*, 2021. 13(15), 2482. URL: <https://doi.org/10.3390/polym13152482>.
6. Ramya, R., Venkatesan, J., Kim, S. K., & Sudha, P. N.. Biomedical Applications of Chitosan: An Overview. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, 2012. 2(2), 100–111. URL: <https://doi.org/10.1166/jbt.2012.1030>.
7. Rodrigues, A. P., Saraiva Sanchez, E. M., da Costa, A. C., & Moraes, Â. M.. The influence of preparation conditions on the characteristics of chitosan-alginate dressings for skin lesions. *Journal of Applied Polymer Science*, 2008. 109(4), 2703–2710. URL: <https://doi.org/10.1002/app.28203>.
8. Straccia, M., d’Ayala, G., Romano, I., Oliva, A., & Laurienzo, P.. Alginate Hydrogels Coated with Chitosan for Wound Dressing. *Marine Drugs*, 2015. 13(5), 2890–2908. URL: <https://doi.org/10.3390/md13052890>.
9. Saw Oo, K., Than, Y. Y., & Naing Naing, Z. Establishment of Modified Chitosan Membrane For Wound Dressing Applications. *International Journal of Scientific and Research Publications (IJSRP)*, 2019. 9(6), p90113. URL: <https://doi.org/10.29322/ijsrp.9.06.2019.p90113>.
10. Azad, A. K., Sermsintham, N., Chandkrachang, S., & Stevens, W. F.. Chitosan membrane as a wound-healing dressing: Characterization and clinical application. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2004. 69B(2), 216–222. URL: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30000>.

Оксана КРАЇЛО, студент,

Олена ГОЛЕМБІОВСЬКА, канд. фарм. наук, доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: ksyuha120@gmail.com

ОПТИМАЛЬНІ СТРАТЕГІЇ СТВОРЕННЯ ТРИВИМІРНИХ МОДЕЛЕЙ ШКІРИ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ *IN VITRO* ДОСЛІДЖЕНЬ

Анотація. Дана робота присвячена дослідженню оптимальних стратегій створення тривимірних моделей шкіри для проведення *in vitro* досліджень. У роботі розглядаються два ключових підходи до моделювання шкіри: безкаркасна модель на основі гідрогелю з клітинами та каркасна модель, створена за допомогою 3D-біопринтингу на основі скафолдів. Досліджено переваги та обмеження кожного з цих методів, а також їхні можливі застосування в регенеративній медицині та наукових дослідженнях.

Ключові слова: Біопринтинг, 3D-модель шкіри, гідрогель, тканинна інженерія, *in vitro*.

Актуальність

Сучасна біомедична наука тяжіє до зменшення випробувань на тваринах з метою збереження останніх з етичних, фінансових та часових міркувань, що призводить до збільшення кількості та різноманітності випробувань *in vitro*. Особливо, це стосується матеріалів та сполук, що не класифікуються, як лікарські засоби або фармацевтичні інгредієнти, проте також можуть нести небезпеку для людини. До таких матеріалів відносяться, наприклад, косметичні продукти. Для них існує заборона на проведення досліджень *in vivo* згідно з Регламентом ЄС 1223/2009 (UNION, 2009). Тому необхідно розробити універсальну модель, яка буде максимально мімікувати шкіру людини та дозволить проводити випробування косметичних засобів *in vitro*. Окрім того, поява досконалої реконструйованої або штучної шкіри може підвищити рівень дослідження приживлюваності трансплантатів при лікуванні опіків і хронічних ран, а також призведе до появи в дослідницькій, дерматокосметологічній і фармацевтичній промисловості широкого спектру продуктів, таких як пігментована, ендотелізована, імунокомпетентна і жирова реконструйована шкіра.

Мета

Дана робота ставить за мету дослідити різні стратегії створення 3D моделі шкіри, їхні переваги та недоліки з метою подальшого вибору оптимізованих підходів до 3D друку шкіри.

Основні матеріали досліджень

Однією з перших 3D-моделей шкіри вважається модель Белла. Вона була запропонована Карасеком і Чарльтоном у 1971 році [1], а розвинута Беллом та співавторами у 1979 році [2]. Одним з основних складників цієї моделі шкіри є колагеновий гідрогель. Методика отримання гідрогелю навантаженого клітинами, складається з декількох етапів. Спершу, фібробласти культивуються в колагеновому гідрогелі, при цьому стійкість і нерозчинність колагену досягається шляхом «втягування» гелю фібробластами; це призводить до утворення живого дермального еквіваленту. У цій моделі проліферація фібробластів пригнічується, ймовірно, за допомогою ретро-контролю та біохімічного обмеження [3]. Другий етап – це висів кератиноцитів на поверхню дермального еквіваленту; кератиноцити розмножуються і диференціюються, що призводить до утворення епідермісу. Такий багатошаровий епідерміс містить необхідні для міцності конструкту елементи, тобто десмосоми та тонофіламенти. Шкірні моделі, отримані за допомогою цього підходу, постійно вдосконалюються. Фактично, модель Белла була доповнена додаванням меланоцитів [4] і гіподерми, що складається з преадипоцитів і зрілих адипоцитів, які культивуються в нижній частині гелю. У роботах часто можна зустріти скорочення RHE, тобто Reconstructed Human Epidermis. Це і є 3D-модель шкіри на основі колагенового гідрогелю. Саме з використанням цієї моделі проводять *in vitro* дослідження на подразнення шкіри за валідованою методикою OECD Test Guideline 439 «*In Vitro* Skin Irritation: Reconstructed Human Epidermis Test Method» [5].

Методи дослідження на основі RHE, за відсутності будь-якої васкуляризації в тест-системі *in vitro*, вимірюють ініціюючі події в каскаді, наприклад, пошкодження клітин, тканин, використовуючи життєздатність клітин як показник для обрахунку. Тобто, дана методика може бути використана для вивчення різних аспектів фізіології шкіри, таких як проникність речовин, різноманітні токсикологічні

дослідження та ефективність косметичних продуктів. Метод RHE може бути більш комерційно доступним та менш складним у використанні в порівнянні з іншими методами, що потребують дороговартісних матеріалів або спеціалізованого обладнання. Проте, дана методика не повністю відтворює природну архітектуру шкіри, тобто, дає не повністю реалістичну модель. У цьому відношенні біопринтинг пропонує можливість стандартизувати осадження мікротканин шляхом точного вказаного вище принципу RHE створено та продовжує з'являтися багато різних видів безкаркасних тканин. Наприклад, в дослідженнях можуть використовуватись сфероїди, які також називають мікротканинами[6]. Часто важливо оцінити алергенний, сенсibilізуючий потенціал нових молекул, що вводяться місцево та системно. Для цього можуть використовуватись імунокомпетентні моделі, еквівалентні шкірі. Їх отримують з використанням імунокомпетентних клітин, диференційованих з попередників CD34+, виділених, наприклад з пуповинної крові, які культивують у двовимірному середовищі протягом шести днів. Потім клітини висівають в ендотелізовані еквіваленти шкіри на різних фазах диференціювання епідермісу, щоб сприяти або дермальній, або епідермальній інтеграції [7].

Більш складними є 3D моделі шкіри на основі скафолдів. Ця модель передбачає використання клітин, вирощених в присутності опорних скафолдів, наприклад, гідрогелю або полімерних волокон. Ці каркаси можуть мати різний склад – бути природними, синтетичними або комбінованими полімерами і, на відміну від безкаркасних моделей, являють собою 3D-конструкцію, яка структурно, механічно і функціонально подібна до біологічної тканини [8].

3D-біодрук – це поширена адитивна технологія, яка генерує складні 3D біосумісні структури шляхом роботизованого нанесення біологічних речовин на підкладку з використанням технологій автоматизованого проектування та комп'ютерного виробництва (CAD/CAM). Відповідно до різних принципів формування і матеріалів для друку, технології 3D-біодруку можна умовно розділити на біодрук на основі крапель (droplet-based bioprinting, DBB), біодрук на основі екструзії (extrusion-based printing, EBB) і біодрук на основі фотополімеризації (photocuring-based bioprinting, PBB) [9]. Різні технології 3D біодруку мають різні механізми, в яких обладнання, в'язкість біочорнила, концентрація і життєздатність клітин, температура і час гелеутворення біоматеріалів є важливими факторами, що впливають на результати. Наприклад, біодрук на основі крапель, або термоструменевий біодрук є набагато швидшим і має більшу роздільну здатність за біодрук на основі екструзії. Проте має невеликий асортимент доступних матеріалів через нагрівання біочорнила. На ряду із різноманіттям технологій біодруку шкіри подібна ситуація існує з біоматеріалами. Найпоширенішим біоматеріалом є колаген – він має хорошу біосумісність, може сприяти адгезії, проліферації та міграції клітин, безпечний для організму і може піддаватися ферментативній деградації. Він може бути надрукований при низькій температурі і утворює затверділий гель при температурі тіла. Однак низька механічна міцність і повільна швидкість гелеутворення обмежують застосування колагену. В даний час багато дослідників працюють над покращенням даного матеріалу. Наприклад, у роботі [10] вчені повідомили, що гідрогелі GelMA-колаген показали сприятливі біологічні та реологічні властивості, які підходять для виготовлення попередньо васкуляризованих замінників тканин за допомогою 3D-біодруку. Також відкрито нове біочорнило з GelMA і колагену, легованого тирозиназою, що використовується для створення живих тканин шкіри за допомогою екструзійного біодруку, та може формувати стабільні 3D-живі конструкції.

Тривимірний біодрук є гнучкою автоматизованою платформою. Гістологічні та імунофлуоресцентні дослідження показали, що 3D-друкована шкіра морфологічно та біологічно відповідає тканині шкіри людини *in vivo* [11]. У порівнянні з традиційними методами інженерії шкіри, 3D біопринтинг має ряд переваг з точки зору збереження форми, гнучкості, відтворюваності та високої продуктивності культури. Він має широкий спектр застосувань. Проте, все ще існує ряд ключових технічних проблем, які необхідно вирішити в біодруці. Це проблема відтворення унікальних фізико-механічних характеристик шкіри, що робить важливим підбір біологічних матеріалів, які відповідають характеристикам шкірної тканини в процесі 3D-біодруку. Вибрані матеріали для друку повинні бути сумісні з системою 3D-друку (біопринтером). Через усадку або зниження міцності цих матеріалів після друку вони можуть не відповідати вимогам для подальшого використання. Механічна міцність 3D-біодрукованих гідрогелів недостатня, а підтримка структурної стабільності після стиснення ускладнена. Тому важливо визначити кращий метод гелеутворення для досягнення швидкості і стабільності, не впливаючи на життєздатність клітин. Стан сучасних досліджень в галузі 3D біодруку шкіри вказує на те, що ідеальне біочорнило ще належить знайти.

Надруковані на 3D-біопрінтері конструкції шкірних тканин не можуть точно імітувати структуру шкіри, наприклад, кровоносні судини, нерви та шкірні придатки [12]. Але вчені зараз активно працюють над вирішенням цих проблем. Так, результати досліджень [13] показали, що спрямована диференціація мезенхімальних стовбурових клітин у потові залози в 3D-друкованій матриці можлива *in vitro*. У роботі [14] показано, що використання фібрину може сприяти ангиогенезу, так що 3D-друкована шкіра може спочатку забезпечити судинну мережу через надруковані канали і спонукати кровоносні судини формувати заміну оригінальної порожнистої мережі.

Висновки

Загалом є дві ключові 3D-моделі шкіри – безкаркасна та каркасна модель. Безкаркасна модель створена на основі гідрогелю культивованого з фібробластами та зверху заселеними кератиноцитами. Вона часто використовується для дослідження пошкодження тканин, використовуючи життєздатність клітин як показник. Також дану методику можна використовувати для дослідження проникнення речовин та токсикологічних досліджень. Цей метод є відносно простим та доступним, проте не дає повної імітації шкіри. Під каркасною моделлю в цій роботі розглядалися моделі створені на основі скафолдів, отриманих методом 3D-біопрінтингу. Існують різні підходи до 3D-біопрінтингу, які залежать від способу нанесення матеріалів та самих біочорнил. Вибір конкретної методики залежить від мети дослідження. Тривимірний біодрук більш детально відтворює модель шкіри і має широкий спектр застосувань у розробці трансдермальних і місцевих препаратів, дослідженні токсичності шкіри та створенні аутологічних трансплантатів для загоєння ран. Проте, не дивлячись на активний розвиток цієї галузі і нещодавно опубліковані перспективні дослідження, шкіра, надрукована на 3D-біопрінтері, поки ще не може абсолютно точно імітувати такі елементи як, наприклад, кровоносні судини, нерви чи шкірні придатки.

Література

1. Karasek M. A. In Vitro Growth and Maturation of Epithelial Cells from Postembryonic Skin. *Journal of Investigative Dermatology*. 1975. Vol. 65, no. 1. P. 60–66. URL: <https://doi.org/10.1111/1523-1747.ep12598046>.
2. Bell E., Ivarsson B., Merrill C. Production of a tissue-like structure by contraction of collagen lattices by human fibroblasts of different proliferative potential in vitro. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 1979. Vol. 76, no. 3. P. 1274–1278. URL: <https://doi.org/10.1073/pnas.76.3.1274>.
3. Collagen synthesis by fibroblasts cultured within a collagen sponge / F. Berthod et al. *Biomaterials*. 1993. Vol. 14, no. 10. P. 749–754. URL: [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(93\)90039-5](https://doi.org/10.1016/0142-9612(93)90039-5).
4. Growth of melanocytes in a skin equivalent model in vitro / B. BERTAUX et al. *British Journal of Dermatology*. 1988. Vol. 119, no. 4. P. 503–512. URL: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2133.1988.tb03254.x>.
5. Test No. 439: In Vitro Skin Irritation: Reconstructed Human Epidermis Test Method. Home Page. URL: <https://doi.org/10.1787/9789264242845-en> (date of access: 24.03.2024).
6. Advances in the Biofabrication of 3D Skin in vitro: Healthy and Pathological Models / M. J. Randall et al. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2018. Vol. 6. URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2018.00154>.
7. Evolution of three dimensional skin equivalent models reconstructed in vitro by tissue engineering / C. Auxenfans et al. *European Journal of Dermatology*. 2009. Vol. 19, no. 2. P. 107–113. URL: <https://doi.org/10.1684/ejd.2008.0573>.
8. Debels H, Hamdi M, Abberton K, Morrison W. Dermal matrices and bioengineered skin substitutes: a critical review of current options. *Plast Reconstr Surg Glob Open*. 2015 Feb 6;3(1):e284. doi: 10.1097/GOX.0000000000000219. PMID: 25674365; PMCID: PMC4323388.
9. Design of Hydrogel-Based Scaffolds for In Vitro Three-Dimensional Human Skin Model Reconstruction / S. H. Tan et al. *SSRN Electronic Journal*. 2022. URL: <https://doi.org/10.2139/ssrn.4153561>.
10. GelMA-collagen blends enable drop-on-demand 3D printability and promote angiogenesis / H. Stratesteffen et al. *Biofabrication*. 2017. Vol. 9, no. 4. P. 045002. URL: <https://doi.org/10.1088/1758-5090/aa857c>.
11. 3D Bioprinting in Skin Related Research: Recent Achievements and Application Perspectives / A. Olejnik et al. *ACS Synthetic Biology*. 2021. Vol. 11, no. 1. P. 26–38. URL: <https://doi.org/10.1021/acssynbio.1c00547>.
12. 3D Bioprinting—A Model for Skin Aging / R. B. Ansaf et al. *Regenerative Biomaterials*. 2023. URL: <https://doi.org/10.1093/rb/rbad060>.
13. Huang S, Yao B, Xie J, Fu X. 3D bioprinted extracellular matrix mimics facilitate directed differentiation of epithelial progenitors for sweat gland regeneration. *Acta Biomater*. 2016 Mar 1;32:170-177. doi: 10.1016/j.actbio.2015.12.039. Epub 2015 Dec 31. PMID: 26747979.
14. In Vivo Assessment of Printed Microvasculature in a Bilayer Skin Graft to Treat Full-Thickness Wounds / M. Yanez et al. *Tissue Engineering Part A*. 2015. Vol. 21, no. 1-2. P. 224–233. URL: <https://doi.org/10.1089/ten.tea.2013.0561>.

Марія ГОНЧАРЕНКО, студент,

Валентина МОТРОНЕНКО, д-р філософії, доц.

Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”, м. Київ, Україна,
e-mail: honcharenko.maria@iit.kpi.ua

ОПТИМІЗАЦІЯ ОТРИМАННЯ ІНТЕРФЕРОНУ-АЛЬФА-2В МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ З ВИКОРИСТАННЯМ УЛЬТРАЗВУКУ

Анотація. У даній роботі досліджується вплив ультразвуку на процес отримання інтерферону-альфа-2в (ІФН- α 2в) з рекомбінантних штамів *Escherichia coli*. Запропоновано метод інтенсифікації біосинтезу ІФН- α 2в, який ґрунтується на ультразвуковому опроміненні культури *E. coli*. Теоретично ультразвук сприятливо впливає на біосинтез ІФН- α 2в, збільшуючи його активність до 200% порівняно з контролем. Є велика перспектива, свідчить про актуальність використання ультразвуку для інтенсифікації біосинтезу ІФН- α 2в, що може значно знизити собівартість його виробництва.

Ключові слова: інтерферон-альфа-2в, *Escherichia coli*, ультразвук, біосинтез, інтенсифікація, медичне призначення.

Актуальність дослідження

Інтерферон-альфа-2в (ІФН- α 2в) – це білок, який має противірусну, імуномодулюючу та протипухлинну активність. Він використовується для лікування вірусних гепатитів, папіломатозу гортані, меланоми та інших захворювань. Ультразвук може бути використаний для покращення продуктивності експресії ІФН- α 2в в *E. coli* [1].

Мета дослідження

Розробка нового методу отримання інтерферону-альфа-2в (ІФН- α 2в) медичного призначення з використанням ультразвуку. Очікується, що в результаті дослідження буде розроблений новий метод отримання ІФН- α 2в, який буде мати наступні переваги:

- більш висока продуктивність;
- більш низька вартість;
- більш висока чистота;
- більш висока біологічна активність.

Основні матеріали досліджень

Існують два основних способи отримання ІФН- α 2в:

- з крові людей, які одужали після вірусних інфекцій;
- з використанням генетично модифікованих *Escherichia coli*.

Метод отримання ІФН- α 2в з *E. coli* є більш економічним і безпечним, але його продуктивність може бути недостатньою. Ультразвук може бути використаний для покращення продуктивності експресії ІФН- α 2в в *E. coli*.

Ультразвук можна використовувати для посилення процесів змішування та масообміну, пов'язаних із виробництвом інтерферону-альфа-2в, що призводить до підвищення врожайності та покращення якості продукції. Крім того, ультразвук може допомогти скоротити час обробки та споживання енергії, необхідні для виробництва інтерферону-альфа-2в, роблячи процес виробництва більш економічно ефективним і екологічним [2].

Оптимізація процесу виробництва інтерферону-альфа-2в має велике значення для забезпечення його доступності та ефективності в медичних застосуваннях. На додаток до використання ультразвуку, інші підходи, такі як використання технології рекомбінантної ДНК і методи культивування клітин, також можуть бути використані для покращення процесу виробництва. Оптимізуючи процес виробництва інтерферону-альфа-2в, ми можемо гарантувати, що цей важливий лікарський засіб залишається доступним і ефективним для лікування широкого спектру захворювань, зрештою покращуючи здоров'я та благополуччя пацієнтів у всьому світі.

Ультразвукова продукція – це метод отримання інтерферону альфа-2в, який передбачає використання ультразвукових хвиль. Ця методика заснована на принципі кавітації, яка передбачає утворення і згортання бульбашок в рідкому середовищі. Високочастотні звукові хвилі викликають утворення бульбашок, які, згортаючись, створюють інтенсивні локальні температури та тиск, які

можуть порушити клітинні стінки мікроорганізмів, вивільняючи бажаний продукт. Цей метод показав свою ефективність у виробництві інтерферону-альфа-2b, оскільки він може значно збільшити вихід бажаного продукту.

Застосування виробництва за допомогою ультразвуку має ряд переваг перед традиційними методами виробництва інтерферону-альфа-2b. По-перше, це неінвазивний і неруйнівний метод, який не вимагає використання агресивних хімікатів або високих температур. Це призводить до більш екологічно чистого та економічно ефективного процесу. По-друге, ультразвукові хвилі можуть проникати глибоко в клітинні стінки мікроорганізмів, підвищуючи ефективність процесу і скорочуючи час, необхідний для виробництва. Це може призвести до більш високого виходу інтерферону-альфа-2b за менший проміжок часу, що робить процес більш ефективним і прибутковим [3].

Оптимізація процесу виробництва за допомогою ультразвуку може додатково підвищити вихід інтерферону-альфа-2b. Цього можна досягти шляхом регулювання різних параметрів, таких як частота та інтенсивність ультразвукових хвиль, тривалість процедури та час перерви між процедурами. Ретельно контролюючи ці параметри, можна досягти вищого виходу інтерферону-альфа-2b при мінімізації часу виробництва та вартості. Крім того, використання передових аналітичних методів, таких як ПЛР, може допомогти контролювати виробничий процес і забезпечити якість і чистоту кінцевого продукту. Загалом, виробництво інтерферону-альфа-2b за допомогою ультразвуку має великі перспективи як більш ефективний і стійкий метод виробництва.

Порівняно зі звичайними методами, було виявлено, що виробництво за допомогою ультразвуку призводить до більш високого виходу інтерферону-альфа-2b, з коротшим часом виробництва та нижчими витратами. Крім того, було показано, що виробництво за допомогою ультразвуку дає більш чистий продукт з меншою кількістю домішок і забруднень. Також було встановлено, що використання ультразвуку у виробничому процесі покращує розчинність і стабільність кінцевого продукту. Загалом, ці результати свідчать про те, що виробництво за допомогою ультразвуку є перспективним методом для великомасштабного виробництва медичного інтерферону-альфа-2b [4].

Результати

Ультразвук збільшує проникність клітинної мембрани *E. coli* для плазміди, що містить ген ІФН- α -2b. Ультразвук стимулює транскрипцію гена ІФН- α -2b.

Оптимальні параметри впливу ультразвуку:

- частота – 20 кГц;
- інтенсивність – 100 Вт/см²;
- тривалість – 10 хв.

Продуктивність експресії ІФН- α -2b з використанням ультразвуку в 2 рази вища, ніж без ультразвуку. Чистота ІФН- α -2b, отриманого з використанням ультразвуку, не менше 95%. Біологічна активність ІФН- α -2b, отриманого з використанням ультразвуку, не відрізняється від біологічної активності ІФН- α -2b, отриманого без ультразвуку.

Майбутні перспективи виробництва медичного інтерферону-альфа-2b за допомогою ультразвуку є яскравими. Показано, що використання ультразвуку у виробничому процесі має широкий спектр потенційних застосувань у фармацевтичній промисловості. Наприклад, ультразвук можна використовувати для підвищення ефективності систем доставки ліків, підвищення розчинності погано розчинних ліків і підвищення біодоступності ліків. Крім того, ультразвук можна використовувати для покращення якості та чистоти інших біофармацевтичних препаратів, включаючи вакцини та моноклональні антитіла. Таким чином, виробництво за допомогою ультразвуку має потенціал для революції у фармацевтичній промисловості та покращення доступності ліків, що рятують життя [5].

Висновки

Метод синтезу з використанням ультразвуку дозволяє отримати ІФН- α -2b з більшою продуктивністю, чистотою та біологічною активністю. Цей метод може мати значний вплив на лікування вірусних гепатитів, папіломатозу гортані, меланоми та інших захворювань.

Підсумовуючи, використання виробництва за допомогою ультразвуку було показано як перспективний метод для великомасштабного виробництва медичного інтерферону-альфа-2b. Ефективність, економічність і чистота кінцевого продукту роблять його привабливою альтернативою звичайним методам виробництва. Рекомендуються подальші дослідження для оптимізації виробничого процесу за допомогою ультразвуку та вивчення його потенційних застосувань у виробництві інших біофармацевтичних препаратів. Крім того, слід провести дослідження для оцінки безпеки та ефективності

методів виробництва за допомогою ультразвуку, щоб переконатися, що вони відповідають нормативним стандартам і не становлять жодних ризиків для громадського здоров'я [1, 2].

Література

1. Multiple action sites of ultrasound on *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus* / X. Liao et al. *Food Science and Human Wellness*. 2018. Vol. 7, no. 1. P. 102–109. URL: <https://doi.org/10.1016/j.fshw.2018.01.002>.
2. Sesal N. C., Kekec O. Effects of pulsed ultrasound on *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus*. *Transactions of the Royal Society of Tropical Medicine and Hygiene*. 2014. Vol. 108, no. 6. P. 348–353. URL: <https://doi.org/10.1093/trstmh/tru052>.
3. The effects of acid adaptation on *Escherichia coli* inactivation using power ultrasound / S. Patil et al. *Innovative Food Science & Emerging Technologies*. 2009. Vol. 10, no. 4. P. 486–490. URL: <https://doi.org/10.1016/j.ifset.2009.06.005>.
4. Василенко К. А. Виробництво інтерферону альфа-2b рекомбінантного людини у краплях : Магістерська дисертація. Київ, 2021. 121 с.
5. Дорошенко Є. Вплив ультразвукових коливань на молочнокислі бактерії при технології виготовлення біойогурту. Київ, 2021. 66 с.

Ксенія ГАРБОВСЬКА, студент,

Олена БЕСПАЛОВА, канд. біол.наук, доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: k.garbovska-fbmi26@i11.kpi.ua

ОЦІНКА БІОСУМІСНОСТІ БАКТЕРІАЛЬНИХ НАНОЧАСТИНОК У СИСТЕМІ ДОСТАВКИ ЛІКАРСЬКИХ ЗАСОБІВ

Анотація. Бактеріальні магнітосоми (МС) – це однодомні наночастинки, що складаються з кубооктаедричних ядер наночастинок магнетиту (Fe_3O_4), з чіткою мембраною, оточених насиченим білком фосфоліпідним подвійним шаром (мембранні везикули MS) які піддаються генній та хімічній інженерії. Магнітотактична бактерія *Magnetospirillum gryphiswaldense* виробляє внутрішньоклітинні магнітні наночастинки, так звані магнітосоми. Магнітосоми мають середній розмір 25...100 нм і різні кристалічні форми, включаючи кубічний октаедр, довгий ромб, круглу головку та інші кристалічні форми. Крім того, магнітосоми розподілені в мембрані магнітосоми в одиночних або кількох ланцюгах. Мембрана магнітосоми відіграє вирішальну роль у синтезі та застосуванні магнітосом, забезпечуючи чудове біохімічне середовище для біомінералізації магнітосом. Крім того, специфічні білки на його мембрані роблять магнітосоми бактеріальною специфічністю.

Ключові слова: магнітні наночастинки, бактерії, ліки, біосумісність, in vivo, стандарти DIN.

Актуальність дослідження

Наноматеріали містять частинки розмірами від 1 до 100 нм, які застосовує наномедицина, починаючи від біосенсорів, мікрофлюїдів, доставки ліків та тестів мікрочипів до тканинної інженерії. Магнітні наночастинки, біосинтезовані бактеріями, незабаром можуть зіграти важливу роль у біомедицині та біотехнології. Дослідники з Університету Байройта розробили та оптимізували процес ізоляції та очищення цих частинок із бактеріальних клітин. У початкових тестах магнітосоми показали хорошу біосумісність при інкубації з клітинними лініями людини. Таким чином, результати досліджень представлені авторами Rosenfeldt, S., et al. в журналі *Acta Biomaterialia*, є багатообіцяючим кроком до біомедичного використання магнітосом у методах діагностичної візуалізації або як носія в додатках магнітної доставки ліків [4].

Мета роботи

Дослідити наносистеми доставки лікарських засобів на прикладі бактеріальних наночастинок та проаналізувати здатність матеріалу взаємодіяти з людським організмом.

Матеріали дослідження

Використання таких баз даних: PubMed, ScienceDirect, Google Scholar, Scopus.

Результати та їх обговорення

Головні переваги наночастинок випливають з їх поверхневих властивостей, оскільки різні речовини можуть бути зв'язані з їх поверхнею. Наприклад, наночастинки золота з прикріпленими біомолекулами використовуються як біомаркери для виявлення пухлин. Металеві, органічні, неорганічні та полімерні наноструктури, такі як дендримери, міцели та ліпосоми, часто застосовуються при створенні систем доставки лікарських засобів. Наприклад, наночастинки поєднують з ліками, які погано розчиняються або мають обмежену здатність до поглинання, для підвищення їх ефективності. Проте ефективність цих наноструктур як засобів доставки ліків залежить від їх розміру, форми та інших біофізичних і хімічних характеристик. Наприклад, полімерні наноматеріали з діаметром від 10 до 1000 нм мають ідеальні властивості для ефективної транспортної системи [1, 3].

Завдяки їхній високій біосумісності та здатності до біологічного розкладання, різні синтетичні полімери (наприклад, полівініловий спирт, полімолочна кислота, поліетиленгліколь та молочнокіслева кислота) та природні полімери (такі як альгінат та хітозан) широко використовуються для виготовлення наночастинок.

Аналізи показали високу життєздатність клітинних ліній людини, які були оброблені магнітосомами, навіть при високих концентраціях частинок. Це свідчить про відмінну біосумісність

відповідно до стандартів DIN, яка є обов'язковою для використання магнітосом у методах магнітної візуалізації або націлювання на ракові клітини через магнітно контрольовану доставку ліків [2, 4].

Магнітосоми, як природні магнітні наночастинки, вкриті ліпідним подвійним шаром, що уникне прямого контакту між магнітним ядром і організмом, і мають негативний поверхневий заряд, який запобігає агрегації магнітосом. Такі гібридні структури магнітосом демонструють високу біосумісність без необхідності значних модифікацій.

Існують три основні методи оцінки цитотоксичності та біосумісності магнітосом.

Попереднє підтвердження часто здійснюється за допомогою методу метилтіазоліл-дифенілтетразолію броміду (MTT) у клітинах *in vitro*. Далі на мишах проводять тест на гостру токсичність при різних дозах магнітосом. Потім тести на імунотоксичність систематично проводяться для оцінки цитотоксичності та біосумісності магнітосом (рис. 1).

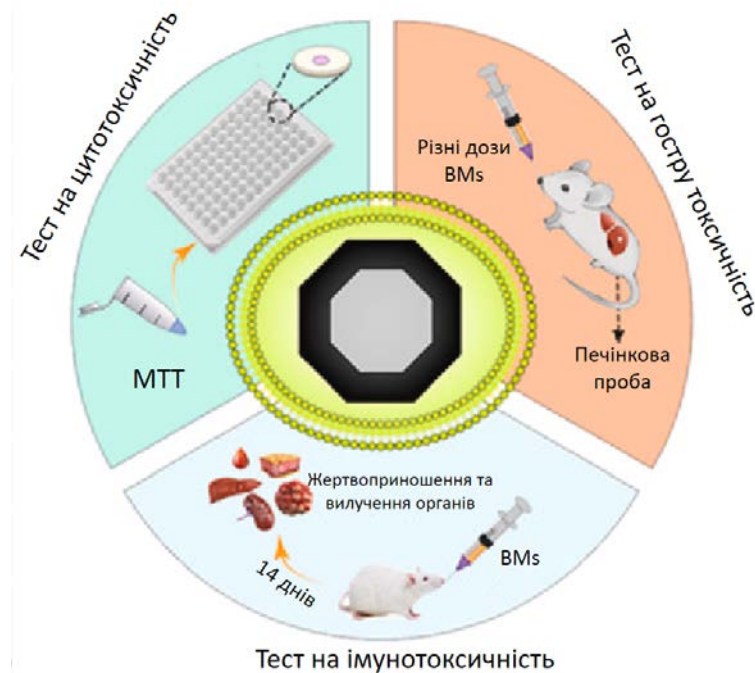


Рис. 1. Схематичне зображення методу оцінки біосумісності та цитотоксичності бактеріальних магнітосом (BMs), включаючи аналіз метилтіазоліл-дифеніл-тетразолію броміду (MTT) на цитотоксичність, тести на гостру токсичність та імунотоксичність

Однак слід зазначити, що випробування не обмежуються повідомленими методами. Наприклад Yan, L. et al. використовували MTT, гемоліз та мікроядерні аналізи для оцінки *in vitro* цитотоксичності, гематотоксичності та генотоксичності магнітосом, відповідно, для оцінки потенціалу магнітосом для біомедичних застосувань. Rosenfeldt, S. et al. оцінив біосумісність магнітосом, використовуючи різні лінії ракових клітин і більш чутливі первинні клітини, досліджуючи клітинну активність і випадки смерті під час лікування магнітосомами, а також потенційний вплив на проліферацію [2, 4].

Результати показали, що магнітосоми незначно впливають на проліферацію клітин, що вказує на їх придатність у біомедичній галузі. В іншому випадку Nan, X. et al. оцінили біосумісність магнітосом, витягнутих з MSR-1 [5]. Вони провели комплексний *in vivo* та *in vitro* аналіз магнітосом, включаючи цитотоксичність, вимірювання маси тіла миші, аналізи крові, коефіцієнти органів, дослідження запалення та гемосумісності. Крім того, автори продемонстрували, що магнітосоми не виявляють жодних ознак пошкодження клітинної мембрани та зупинки клітинного циклу, доки концентрація приблизно в 40 разів не перевищує клінічну дозу, що свідчить про чудову біосумісність магнітосом. Ці висновки свідчать про те, що магнітосоми є біосумісними і мають хороший потенціал для біомедичних і біотехнологічних застосувань [4, 5].

Висновок

Магнітосоми, як природні магнітні наночастинки з можливістю модифікації поверхні, стабільністю та біосумісністю, знаходять широке застосування в біомедичній інженерії. Їхні унікальні властивості

дозволяють використовувати їх для цільової доставки ліків або образних речовин у пухлинні тканини, що робить їх дуже цінними в області медичних досліджень та терапії раку.

Література

1. Ren, G., Zhou, X., Long, R., Xie, M., Kankala, R. K., Wang, S., Zhang, Y. S., & Liu, Y. (2023). Biomedical applications of magnetosomes: State of the art and perspectives. *Bioactive Materials*, 28, 27–49. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2023.04.025>.
2. Yan, L., Da, H., Zhang, S., López, V. M., & Wang, W. (2017). Bacterial magnetosome and its potential application. *Microbiological Research*, 203, 19–28. <https://doi.org/10.1016/j.micres.2017.06.005>.
3. Namdari, M., Cheraghi, M., Negahdari, B., Eatemadi, A., & Daraee, H. (2017). Recent advances in magnetoliposome for heart drug delivery. *Artificial Cells Nanomedicine and Biotechnology*, 45(6), 1051–1057. <https://doi.org/10.1080/21691401.2017.1299159>.
4. Rosenfeldt, S., Mickoleit, F., Jörke, C., Clement, J. H., Markert, S., Jérôme, V., Schwarzingler, S., Freitag, R., Schüler, D., Uebe, R., & Schenk, A. S. (2021). Towards standardized purification of bacterial magnetic nanoparticles for future in vivo applications. *Acta Biomaterialia*, 120, 293–303. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.07.042>.
5. Nan, X., Teng, Y., Tian, J., Hu, Z., & Fang, Q. (2021). A comprehensive assessment of the biocompatibility of *Magnetospirillum gryphiswaldense* MSR-1 bacterial magnetosomes in vitro and in vivo. *Toxicology*, 462, 152949. <https://doi.org/10.1016/j.tox.2021.152949>.

Олена МОНЧЕНКО, канд. техн. наук, доц.,
Єгор КОДІЙ, студент
Національний авіаційний університет, м. Київ, Україна, e-mail: monchenko_olena@ukr.net

РОЗРАХУНОК ВІЗУАЛЬНО ПОСИЛЕНОГО ВЕСТИБУЛО-ОЧНОГО РЕФЛЕКСУ ЗА ДОПОМОГОЮ МАТИМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ

Анотація. В роботі розроблено методи розрахунку посиленого вестибулярно-окулярного рефлексу (VVOR): метод Фур'є, метод «Площа під кривою» та метод «Розсіювання очей проти голови». Проведено аналіз розглянутих методів та моделювання. Отримано три обчислювальних методи для вимірювання посилення VVOR. Значення посилення VVOR об'єктивно характеризують зміну VVOR, що спостерігається у пацієнтів, а також відрізняють здорових суб'єктів від пацієнтів з деякими вестибулярними розладами.

Ключові слова: посилений VVOR, Фур'є, Саккади, Вестибуло-окулярний рефлекс

Актуальність дослідження

Візуально посилений вестибуло-окулярний рефлекс (VVOR) – це добре відомий приліжковий клінічний тест для оцінки зорово-вестибулярної взаємодії, який клінічно застосовується у пацієнтів з неврологічними та вестибулярними дисфункціями. Завдяки нещодавно розробленим діагностичним технологіям зросла можливість виконувати легке та об'єктивне вимірювання VVOR, але бракує обчислювальних методів, призначених для отримання об'єктивного вимірювання VVOR. Розробити методики кількісної оцінки посилення вестибуло-окулярного рефлексу (VVOR) у пацієнтів з втратами вестибулярної функції, що є математично придатним, враховуючи природу тесту, і визначити надійність методів шляхом порівняння результатів.

Мета дослідження

Розробити метод оцінки VVOR для отримання значення посилення, яке порівнює швидкість голови та очей, і перевірити цей метод на пацієнтах і здорових суб'єктах.

Основні матеріали досліджень

Перший етап включав написання сценарію MATLAB/Octave для поетапного читання CSV-файлу. Цей сценарій витягував позначку часу, швидкість ока та швидкість голови для останнього тесту VVOR та зберігав їх у файлі. Для швидкого аналізу RAW-даних було побудовано графік результатів (рис. 1).

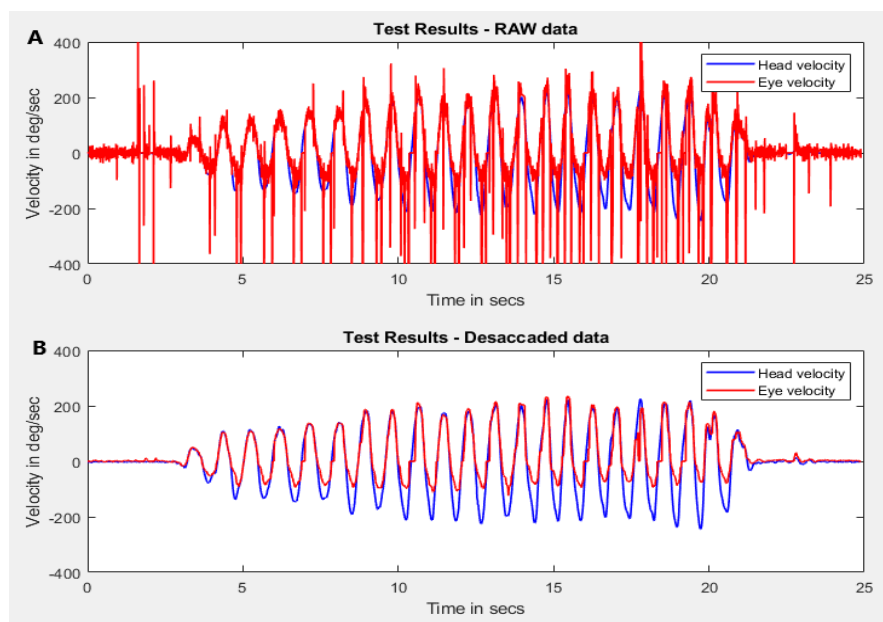


Рис. 1. Візуально вдосконалені графіки VOR (VVOR) у форматі RAW(A) і десакадованих (B)

Під час чисельного аналізу реакції голови та очей у тесті VVOR виникали дві основні проблеми, які могли вплинути на обчислення при використанні графічного або швидкого перетворення Фур'є. Перша проблема виникала через те, що рух, викликаний екзаменатором, не був стільки періодичним, як рух, що досягається за допомогою систем обертового крісла. Цю проблему вирішено за допомогою онлайн-спостережень та тестових випробувань перед остаточною оцінкою та реєстрацією. Експерти, що брали участь у дослідженні, також мали значний досвід у проведенні тестування vHIT і VVOR.

Друга проблема полягала в частому порушенні плавної реакції очей через появу швидкої фази ністагму (рис. 1). Щоб вирішити цю проблему, реакцію ока оброблено та “десакадовано” за допомогою одновимірного медіанного фільтра з використанням функції обробки сигналу “medfilt1” у MATLAB/Octave з параметром довжини вікна 30. Функцію медіанного фільтра використано згідно з визначенням Пратта.

$$y(t) = \tilde{x} \left(i - \frac{n}{2} : i + \left(\frac{n}{2} - 1 \right) \right)$$

де y – вихідний вектор;

x – вхідний вектор;

i – поточна позиція функції;

n – параметр довжини вікна.

Занадто низькі значення зберігають більшість саккад на вихідному графіку, а надто високі значення вирівнюють базову лінію реакції ока. Потім було нанесено графік обробленого VVOR із десакадованими даними (рис. 1, B). Потім швидке перетворення Фур'є було застосовано як до RAW, так і до десакадованих даних VVOR. Швидке перетворення Фур'є є корисним інструментом для графічної оцінки періодичності рухів голови під час тесту VVOR, а також для оцінки основної частоти руху голови (рис. 2).

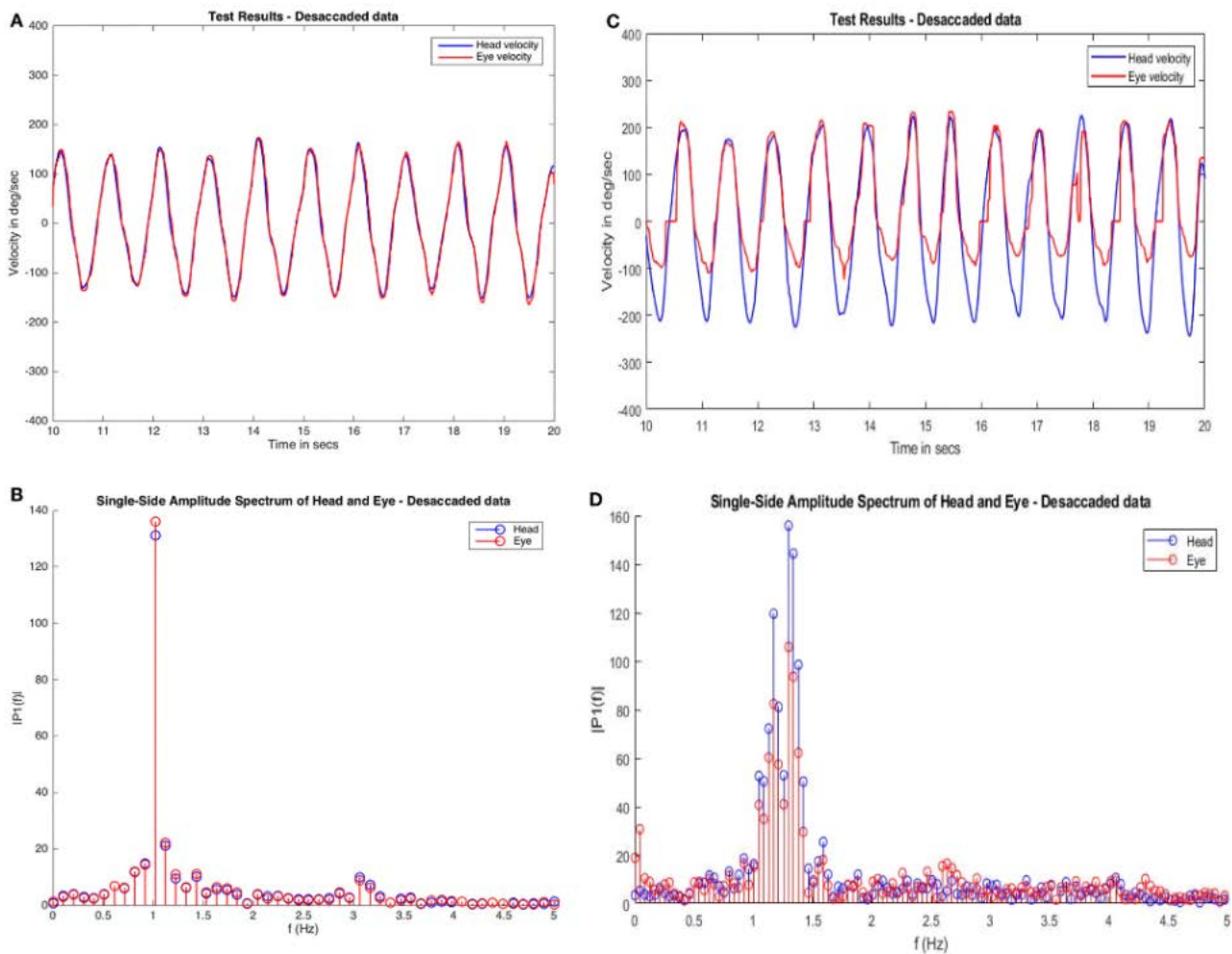


Рис. 2. Швидке перетворення Фур'є для результатів VOR (VVOR)

Оцінка для двох суб'єктів за допомогою десакадного графіка та швидкого перетворення Фур'є. Панелі А, В – графіки здорового суб'єкта, а С, D – графіки пацієнта з гіпофункцією лівого вестибулярного апарату

Для досягнення цілей дослідження розроблено два методи на основі десакадованих даних VVOR: (1) обчислення площі під кривою (AUC) і (2) діаграми розсіювання очей і голови (SCP) та за методом Фур'є (FR) (3). Метод AUC використовував функцію “trapz” в MATLAB/Octave для розділення даних на позитивні (G AUCp) та негативні (G AUCn) прирости VVOR під час зміщення голови вправо та вліво відповідно.

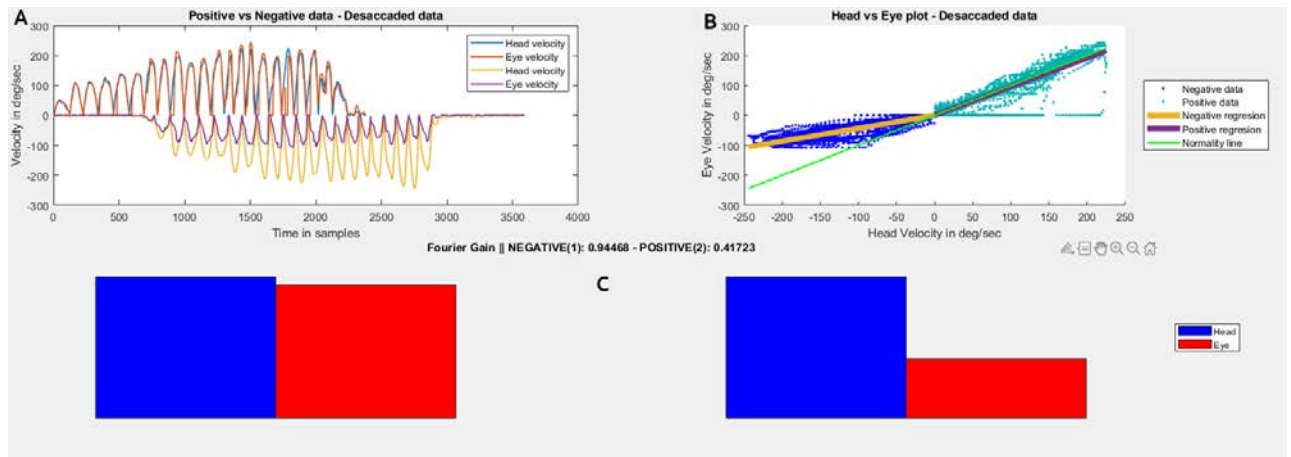


Рис 3. Методи розрахунку посилення VOR з візуальним покращенням: А – площа під кривою; В –діаграма розсіювання очей проти голови; С – посилення від перетворення Фур'є

Метод SCP використовує аналіз десакадованих даних для визначення позитивних і негативних рухів голови вправо і вліво. Використовується лінійна регресія з функцією “mldivide” для обробки швидкостей голови та очей. Дані RAW VVOR ока використовуються для визначення саккад очей за допомогою функції “findpeaks” в MATLAB/Octave.

Метод FR Посилення від перетворення Фур'є в кожному напрямку руху голови обчислюється за допомогою співвідношення між потужністю очей і голови на частоті з найвищою потужністю руху голови (рис. 3С). Використовуючи цей алгоритм, дані VVOR були автоматично обчислені для отримання двох значень підсилення в напрямку (голова вліво та вправо) за допомогою математичне перетворення Фур'є.

Висновок

Було успішно розроблено три обчислювальних методи для вимірювання посилення VVOR. Значення посилення VVOR об'єктивно характеризують зміну VVOR, що спостерігається у пацієнтів, а також відрізняють здорових суб'єктів від пацієнтів з деякими вестибулярними розладами.

Література

1. “Mathematical Methods for Measuring the Visually Enhanced Vestibulo-Ocular Reflex and Preliminary Results from Healthy Subjects and Patient GroupsХорхе” Рей-Мартінес, Анхель Батуекас-Калетріо, Еусебі Матіньо, Габріель Тринідад-Руїс, Ксаб'єр Алтуна, Ніколас Перес-Фернандес: *Frontiers in Neurology*.
2. Ян С. Куртойс, Хеміш Г. Макдугал, Лі А. МакГарві, Конрад П. Вебер, Давид Шмулевич, Леонардо Манзарі та ін. Імпульсний тест відеоголовки (vНІТ). 2-е вид. У: Якобсон Г., Шепард Н., редактори. Оцінка та управління функцією балансу. Сан-Дієго, Каліфорнія, США: Plural Publishing (2016). стор. 391–430.

Юрій САМОХІН, аспірант

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна, e-mail: yurii.samokhin@nure.ua

ВИЯВЛЕННЯ КЛІТИН НА ЗОБРАЖЕННІ ЗА ДОПОМОГОЮ CVAT AI

Анотація. Дана тема присвячена виявленню клітин на зображеннях за допомогою CVAT AI (Computer Vision Annotation Tool with Artificial Intelligence). CVAT AI - це потужний інструмент для комп'ютерного зору, який поєднує в собі можливості автоматичного анотування з інтуїтивно зрозумілим інтерфейсом користувача. У цьому дослідженні проводиться аналіз та порівняння різних методів виявлення клітин, використовуючи CVAT AI. Використовуючи цей інструмент, дослідники можуть розробляти та вдосконалювати алгоритми для виявлення клітин на зображеннях з високою точністю та швидкістю, що має важливе значення для медичної діагностики, біологічних досліджень та інших областей застосування.

Ключові слова: Виявлення клітин, Зображення, CVAT AI, Комп'ютерний зір, Автоматичне анотування, Алгоритми комп'ютерного зору, Медична діагностика, Біологічні дослідження, Штучний інтелект.

Актуальність дослідження

Актуальність дослідження виявлення клітин на зображеннях за допомогою CVAT AI визначається кількома факторами: Медична діагностика: У галузі медицини виявлення клітин на зображеннях має критичне значення для діагностики різних захворювань, від онкологічних захворювань до інфекційних хвороб. Застосування CVAT AI може поліпшити швидкість та точність аналізу зображень, що збільшує ефективність лікування. Біологічні дослідження: У наукових дослідженнях виявлення клітин допомагає вивчати їх структуру, взаємодію та функції. CVAT AI може сприяти автоматизації цього процесу, що дозволяє дослідникам зосередитися на аналізі даних. Промислові застосування: У промисловості аналіз клітин може бути важливим для контролю якості продукції, наприклад, у фармацевтичній або харчовій промисловості. Використання CVAT AI дозволяє автоматизувати процес виявлення та аналізу клітин на виробництві. Технологічний прогрес: З розвитком штучного інтелекту та комп'ютерного зору з'являються нові можливості для автоматизації процесів аналізу зображень. Дослідження з використанням CVAT AI сприяє розвитку та вдосконаленню цих технологій.

Мета дослідження

Головною метою дослідження є дослідження та оцінка ефективності методів виявлення клітин на зображеннях рис. 1 з використанням CVAT AI.

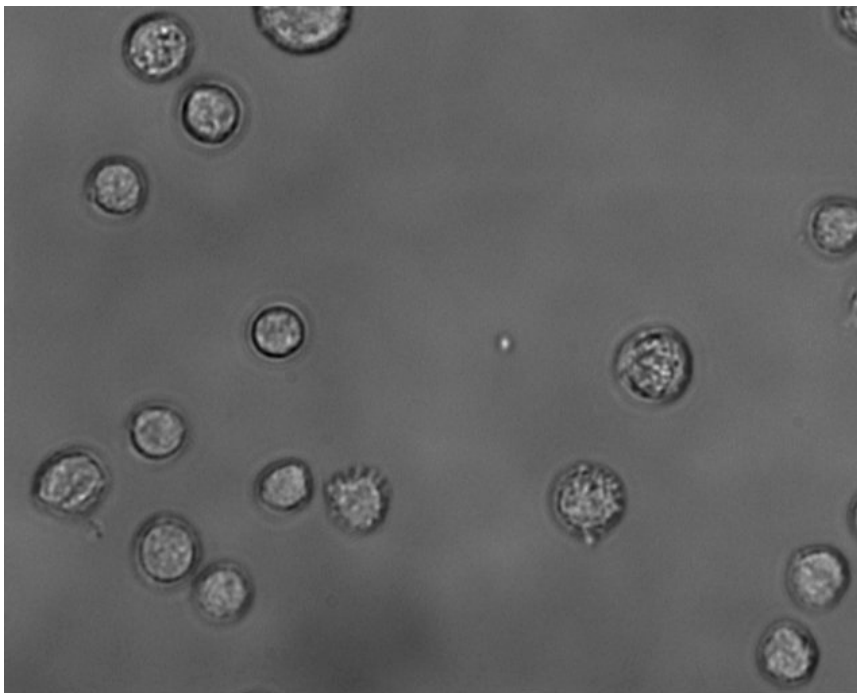


Рис. 1. Зображення с клітинами

Конкретні цілі дослідження. Оцінка точності: Порівняти результати анотування, отримані вручну та автоматично за допомогою CVAT AI, для визначення точності виявлення клітин. Швидкість обробки: Виміряти час, необхідний для виявлення клітин на зображеннях вручну та за допомогою CVAT AI, для оцінки ефективності роботи алгоритму. Розгляд можливих варіантів покращення: Проаналізувати результати дослідження для виявлення можливостей покращення алгоритмів виявлення клітин на зображеннях з використанням CVAT AI. Порівняння з іншими методами: Порівняти результати дослідження з результатами інших методів виявлення клітин на зображеннях для визначення переваг та недоліків використання CVAT AI.

Основні матеріали досліджень

Сучасні методи медичної діагностики та досліджень все більше спираються на комп'ютерний зір та аналіз зображень. Одним з ключових напрямків у цій області є виявлення клітин на зображеннях, що має важливе значення для медичної діагностики, біологічних досліджень та інших галузей. Для вирішення завдання виявлення клітин на зображеннях ми використовували платформу CVAT AI (Computer Vision Annotation Tool), яка надає можливості для розмітки даних та навчання моделей машинного навчання. Ми створили набір даних зображень клітин з різними характеристиками та розмітили їх за допомогою CVAT AI, вказавши місцезнаходження кожної клітини на зображенні рис. 2.

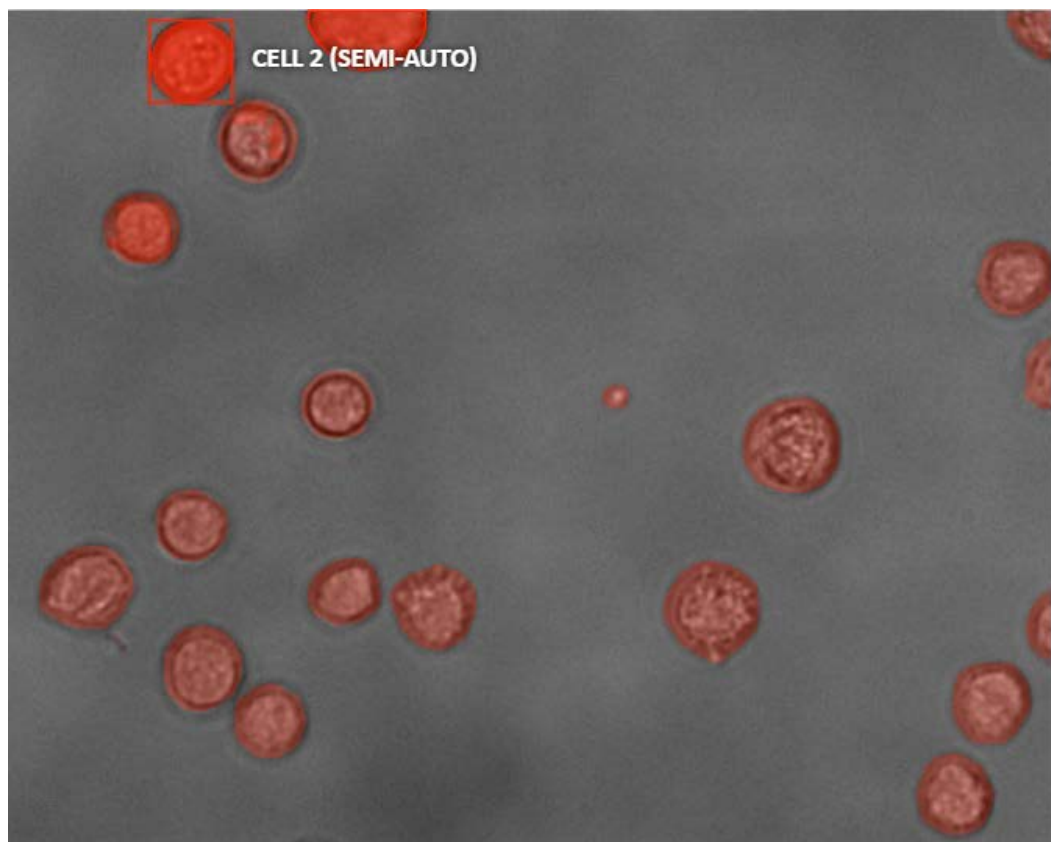


Рис. 2. Зображення з поміченими клітинами

Потім ми застосували алгоритми комп'ютерного зору, засновані на глибокому навчанні, для навчання моделі нашого штучного інтелекту на розмічених даних. Для навчання моделі ми використали популярні фреймворки машинного навчання, такі як TensorFlow.

Результати

Наші експерименти показали, що модель, навчена на даних, розмічених за допомогою CVAT AI, демонструє високу точність та ефективність у виявленні клітин на нових зображеннях. Ми провели тестування моделі на новому наборі зображень і отримали значно кращі результати, ніж з використанням класичних методів комп'ютерного зору.

Висновок

Використання платформи CVAT AI у поєднанні з алгоритмами глибокого навчання є потужним інструментом для вирішення завдання виявлення клітин на зображеннях. Це має широкий спектр застосувань в медичній діагностиці, наукових дослідженнях та інших галузях, де потрібний аналіз клітинних структур.

Література

1. Самохін Ю. В. Знаходження зображень клітин на кріомікроскопічних зображеннях за допомогою згорткових нейронних мереж / Ю. В. Самохін // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії : матеріали Міжнар. наук.-прак. конф., присвяченої 125-річному ювілею Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», 13–14 грудня 2023 р. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – С. 194–195.
2. Самохін Ю. В. Алгоритми проходження контуру на кріомікроскопічних зображень / Ю. В. Самохін // Тематична конференція «Актуальні питання біомедичної інженерії» в рамках 26-го Міжнародного молодіжного форуму «Радіоелектроніка та молодь в XXI столітті». Зб. матеріалів конференції. Т. 1. – Харків : ХНУРЕ, 2022. – С. 86–87.
3. Самохін, Ю. Аспекти сегментації кріомікроскопічних зображень / Ю. Самохін // Сучасні технології біомед. інженерії = Modern technologies of biomedical engineering : матеріали II Міжнарод. наук.-техн. конф., м. Одеса, 17–19 трав. 2023 р. / Нац. ун-т «Одес. політехніка». – Одеса, 2023. – С. 110–112.
4. Tymkovych, M. Y., Gryshkov, O., Selivanova, K. G., Mutsenko, V., & Glasmacher, B. (2019). Multiscale quantitative analysis of microscopic images of ice crystals. 46th ESAO Congress. The International Journal of Artificial Organs, (42), 429.

Ельвіра ШЕМЕНА, студент,

Лілія ДРОНЬКО, асистент

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: dronko-fbmi@iit.kpi.ua

ВИКОРИСТАННЯ БАКТЕРІАЛЬНОЇ ЦЕЛЮЛОЗИ В ЯКОСТІ ГІДРОГЕЛЕВОЇ ПОВ'ЯЗКИ ДЛЯ ЗАГОЄННЯ ТЕРМІЧНИХ ОПІКОВИХ РАН

Анотація. Бактеріальна целюлоза (БЦ) – це полісахарид, який виробляється деякими бактеріями, зокрема *Gluconacetobacter*, *Sarcina* та *Agrobacterium*, шляхом окислювальної ферментації. Цей біополімер складається з ланцюгів глюкози, які утворюють мікрофібрили, які потім об'єднуються в целюлозні волокна та утворюють каркаси. БЦ має такі переваги, як хороша біосумісність, висока пористість, хороша повітропроникність, вологопоглинання, утримання води, чудові механічні властивості та гнучкість [1]. У цьому огляді ми проаналізували останні досягнення у використанні БЦ в якості гідрогелевої пов'язки, їх властивості та обмеження, а також потенційне застосування для загоєння ран від термічних опіків.

Ключові слова: гідрогелева пов'язка, бактеріальна целюлоза, опік, загоєння, регенерація.

Актуальність дослідження

Своєчасне та ефективне лікування термічних опіків шкіри має вирішальне значення для запобігання інфекції, сприяння правильному загоєнню ран, мінімізації утворення рубців та зменшення довгострокових ускладнень, таких як контрактури. Традиційні методи надання першої допомоги при опіках передбачають використання гідрогелевих пов'язок, метою яких є забезпечення вологого середовища для загоєння рани. Однак в останні роки зростає інтерес до використання БЦ в якості гідрогелевої пов'язки для регенерації ран завдяки її унікальним біологічним властивостям та потенційною перевагою над синтетичними гідрогелевими пов'язками [2].

Мета дослідження

Вивчення властивостей БЦ та її потенціалу для застосування у медичній галузі. Буде проведено порівняльний аналіз характеристик бактеріальної целюлози з синтетичними гідрогелями для визначення їх переваг та недоліків.

Основні матеріали досліджень

БЦ може вироблятися на різних субстратах і може бути вирошена в практично будь-яку форму завдяки своїй високій здатності до формування під час синтезу. Вона має сильно набряклу мережу волокон, що призводить до унікальної текстури, відмінної від типових гелів. Крім того, БЦ має більш кристалічну структуру порівняно з рослинною целюлозою, що сприяє її винятковим механічним властивостям, модуль Юнга якої сягає 15 ГПа [3].

Порівняно з іншим видом натуральної целюлози наприклад рослинної, БЦ є більш хімічно чистою, оскільки не містить геміцелюлози або лігніну. Вона має вищу водоутримуючу здатність, гідрофільність і міцність на розрив завдяки підвищеній полімеризації. Крім того, БЦ утворює надтонку мережеву архітектуру з характерними стрічкоподібними мікрофібрилами, які набагато менші, ніж у рослинної целюлози, що призводить до більш пористої структури. Їх розмір зображено на рис. 1.

Відомо, що БЦ виробляють роди *Komagataeibacter*, *Acetobacter*, *Sarcina ventriculi* та *Agrobacterium*. Серед цих родів найбільш ефективними продуцентами целюлози є *Acetobacter xylinum*, *Acetobacter hansenii* та *Acetobacter pasteurianus*. *Acetobacter xylinum*, зокрема, вважається модельним організмом для дослідження целюлози завдяки своїй здатності виробляти відносно високі рівні полімеру з широкого спектру джерел вуглецю та азоту.

Процес ферментації для виробництва БЦ можна проводити в статичному або перемішуваному режимах, в результаті чого утворюються різні форми целюлози.

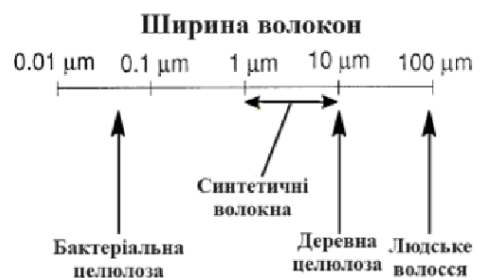


Рис. 1. Розміри синтетичних і природних волокон [4]

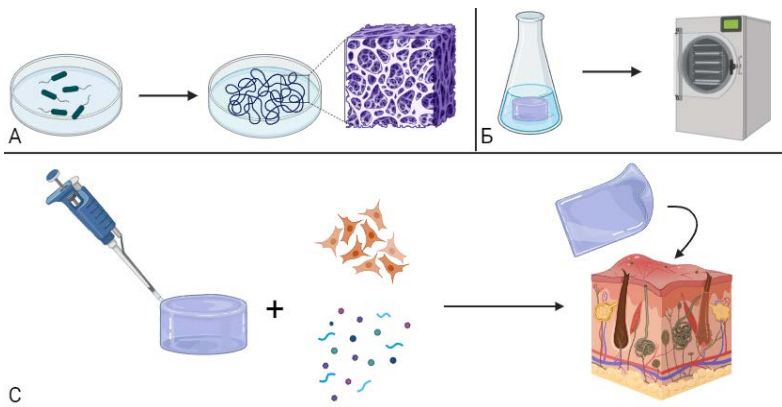


Рис. 2. Загальний принцип створення гідрогелевих пов'язок на основі БЦ. (А) Культивування бактеріальних культур які є продуцентами целюлози, у відповідному середовищі. (Б) Очищення (промивання) БЦ та ліофільне сушіння. (С) Функціоналізація БЦ та створення сприятливого середовища для подальшої інтеграції фармакологічних або біологічних агентів (напр. стовбурові клітини/фібробласти), які будуть сприяти загоєнню рани або адресній доставці ліків

За статичних умов утворюються тривимірні взаємопов'язані сітчасті пелікули, тоді як умови перемішування призводять до утворення гострих, нерегулярних сфероподібних частинок целюлози. Для досягнення максимальної продуктивності культивування БЦ у промислових масштабах, напівперервні процеси мають більше переваг в порівнянні з безперервними.

Ферментаційне середовище інкубують протягом 1...14 днів при рН 4...7 і температурі 28...30 °С, з належною аерацією і утворенням CO₂ для контролю метаболічної активності для виробництва БЦ. Хоча культивування з перемішуванням є більш дорогим через постійне перемішування, воно, як правило, збільшує вихід продукції порівняно зі

статичним культивуванням. При перемішуванні БЦ виробляється у вигляді твердих кульок. Збільшення швидкості зсуву може підвищити біопродуктивність, але надмірний зсув може призвести до утворення турбулентних сил, що потенційно може призвести до того, що штами, які продукують БЦ, стануть целлюлозно-негативними [3, 5]. На рис. 2. зображена загальні етапи створення та промивання БЦ для її подальшого використання для загоєння опікових ран.

Результати

БЦ має такі переваги, як висока чистота, виняткова механічна міцність, біосумісність, здатність до формування та пористість, що робить її привабливою для різних застосувань. Однак процес її виробництва може бути відносно дорогим порівняно з синтезованими гідрогелями, які з іншого боку, пропонують більшу універсальність з точки зору складу матеріалу і потенційну економію коштів, але можуть погіршити механічні властивості і здатність до пластичності.

Таблиця 1

Порівняння властивостей БЦ та синтезованого гідрогелю

Властивості	Бактеріальна целюлоза	Гідрогель хімічно-синтезований
Джерело	Виробляється бактеріями (напр. <i>Acetobacter</i> , <i>Gluconacetobacter</i>)	Хімічно синтезована
Структура	Висококристалічні, стрічкоподібні мікрофібрили	Аморфна або напівкристалічна мережа
Чистота	Висока чистота, не містить лігніну та геміцелюлози (+)	Може містити домішки синтезу (+/-)
Водопоглинання	Дуже висока здатність до водопоглинання (+)	Від помірного до високого водопоглинання (+/-)
Механічна міцність	Надзвичайно висока міцність на розрив (+)	Помірна або низька механічна міцність (-)
Біосумісність	Висока біосумісність і здатність до біологічного розкладання (+)	Біосумісність залежить від використовуваних матеріалів (+/-)
Наявність зшивачів	Відсутні, зшивається самоскладанням волокон (+)	Зазвичай містять хімічні зшивачі, які можуть бути токсичними для рани (-)
Пластичність	Висока здатність до формування у різні форми (+)	Обмежена здатність до формування, залежить від методу синтезу (-)
Пористість	Надтонка, високопориста структура (+)	Пористість можна контролювати під час синтезу (+/-)
Вартість	Відносно дорогий виробничий процес (-)	Потенційно нижча вартість, залежно від матеріалів (+)
Сталість	Відновлюване і стале джерело (+)	Сталість залежить від матеріалів-прекурсорів (+/-)

Висновки

Доклінічні дослідження показали, що єдиним недоліком бактеріальної целюлози є відсутність власних антибактеріальних властивостей. Тому в майбутньому необхідно зосередитися на розробці методів її модифікації з додаванням антибактеріальних агентів або функціоналізації її поверхні для надання антимікробних властивостей. Це дозволить розширити сферу застосування БЦ, зокрема, в медичній галузі, де антибактеріальні властивості є критично важливими.

Проблематика ціни на пов'язки з БЦ залишається одним з основних бар'єрів для її широкомасштабного комерційного використання. Хоча БЦ має унікальні властивості, які перевершують синтетичні гідрогелі, її висока вартість може обмежувати застосування у певних галузях. Тому необхідно продовжувати дослідження та розробки для оптимізації технологічного процесу та зниження витрат на виробництво бактеріальної целюлози.

Література

1. Su, J., Li, J., Liang, J., Zhang, K., & Li, J. (2021). Hydrogel preparation methods and biomaterials for wound dressing. *Life*, 11(10), 1016. <https://doi.org/10.3390/life11101016>.
2. Narayanan KB, Bhaskar R, Sudhakar K, Nam DH, Han SS. Polydopamine-Functionalized Bacterial Cellulose as Hydrogel Scaffolds for Skin Tissue Engineering. *Gels*. 2023 Aug 14;9(8):656. doi: 10.3390/gels9080656. PMID: 37623111; PMCID: PMC10454226.
3. Lahiri D, Nag M, Dutta B, et al. Bacterial Cellulose: Production, Characterization, and Application as Antimicrobial Agent. *Int J Mol Sci*. 2021;22(23):12984. Published 2021 Nov 30. doi:10.3390/ijms222312984
4. Fumihiro Yoshinaga, Naoto Tonouchi, Kunihiro Watanabe, Research Progress in Production of Bacterial Cellulose by Aeration and Agitation Culture and Its Application as a New Industrial Material, *Bioscience, Biotechnology, and Biochemistry*, Volume 61, Issue 2, 1 January 1997, Pages 219–224, <https://doi.org/10.1271/bbb.61.219>.

Софія-Евеліна СТРЕТОВИЧ, студент,

Олена БЕСПАЛОВА, канд. біол. наук, доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: e.bespalova25.05@gmail.com

БІОМАТЕРІАЛИ ТА ЇХ РОЛЬ У ПРОЦЕСАХ РЕГЕНЕРАЦІЇ РОГІВКИ

Анотація. Патологічні стани рогівки є поширеною проблемою, яка потребує клінічних рішень. З огляду на дефіцит донорського біоматеріалу, набувають поширення дослідження у галузі тканинної інженерії, які б змогли покращити стан пацієнтів, а в ідеалі і повністю відновити функціональність органу. У цій роботі описано основні типи полімерів синтетичного та природного походження, які використовуються у процесах регенерації рогівки, зазначені їх переваги та недоліки.

Ключові слова: рогівка, синтетичні полімери, полімери природного походження, тканинна інженерія, колаген, фіброїн, амніотична оболонка, хітозан, децелюляризована рогівка, фактори росту, РНЕМА, лікування рогівки.

Актуальність дослідження

Захворювання рогівки, як інфекційні, так і неінфекційні, є однією з ключових причин погіршення зору у світі. Вказується, що приблизно 6 мільйонів людей страждають від порушень зору різного ступеня тяжкості саме через цю причину. За даними ВООЗ помутніння рогівки входить до переліку п'яти найбільш популярних причин сліпоти [1]. Крім того ВООЗ зазначає що з усіх пацієнтів, що потребують трансплантації рогівки, 15...20% залишаються без лікування через брак донорського матеріалу [2]. Таким чином постає важлива задача – створити доступні методи та засоби лікування деструктивних станів рогівки, або ж альтернативні способи її заміни.

Мета дослідження

Описати основні типи біоматеріалів, що використовуються для регенерації рогівки. Проаналізувати переваги та недоліки кожного типу біоматеріалу. Визначити перспективні напрямки досліджень у цій галузі.

Основні матеріали досліджень

Рогівка – це прозора куполоподібна передня структура ока, яка не містить судин. Вона бере участь у фокусуванні і несе приблизно дві третини загальної оптичної сили ока. Також функцією рогівки є захист внутрішнього середовища ока від зовнішнього впливу. Її особливими характеристиками є механічна міцність, що забезпечується колагеновими пластинками, та прозорість [2]. Товщина структури в центрі, в середньому, сягає 0,550 мм, але значення є залежним від багатьох факторів: етнічна приналежність, стать, вік, стан здоров'я. Міцність на розрив рогівки становить 3,8 МПа [3].

Налічується шість шарів, з яких складається рогівка: епітеліальний, Боуменова мембрана, строма, шар Дюа, десцеметова мембрана та ендотеліальний. Шар Дюа має товщину лише 15 мікрон, був відкритий у 2013 році і досі є причиною суперечок щодо його існування [4]. Місце переходу рогівки у склеру – лімба – містить стовбурові клітини, що дозволяє регенерацію. Саме тому, більшість дослідників зосереджена на використанні біоматеріалів, що допомогли б організму самооновитися, імітуючи архітектуру рогівки.

Пошкодження рогівки можна розділити за причиною їх отримання та в залежності від того, якого шару вони сягають. Ці ж фактори впливають на час відновлення, можливі ускладнення та допустимі методи лікування. Так, наприклад, загоєння травм базальної мембрани триває до шести тижнів. Якщо вражається шар Боумена, то можливе утворення рубців, а у випадку розривів десцеметової мембрани значно збільшується вірогідність розвитку гострого набряку.

За способом (причиною) отримання травми рогівки можна розділити на розриви, перфорації, застрягання чужорідних тіл, хімічні опіки, а також патологічні зміни (кератоконус, ендотеліальна дистрофія Фукса) та наслідки від інших захворювань, наприклад від цукрового діабету [4].

Як вже зазначалося вище, для кожного випадку використовується свій спосіб терапії. У разі перфорації або розриву необхідне водонепроникне закриття рогівки в місці пошкодження. Це можна зробити за допомогою нитки або адгезивів, таких як ціаноакрилатний клей. Проблеми, які необхідно

вирішити, специфічні для строми рогівки, полягають у досягненні правильної орієнтації пластинчастих листів і підтримці функціонування кератоцитів [4].

З іншого боку, існує процедура кератопротезування. На сьогодні існує чотирьох дозволених у клінічній практиці протезів рогівки: В-KPro, OOKP, AlphaCor і KeraKlear Artificial Cornea [2]. Попри все, штучні рогівки все ще мають високий відсоток відторгнення, що є не тільки не бажаним, але і небезпечним для пацієнта, адже несе потенційну 100% сліпоту без можливості виправлення ситуації. Саме тому, стимулювання механізмів відновлення в організмі зараз вважається золотим стандартом функціонального загоєння пошкоджених тканин і органів. На біоматеріалах які використовуються для цього і буде зосереджена надалі дана наукова робота.

Ідеальний матеріал для відновлення рогівки повинен бути біосумісним, біодеградованим, високопрозорим, клінічно простим у застосуванні та створенні; відповідати вимогам до механічної міцності, стабільності, жорсткості; мати хорошу адгезивну властивість, здатність протистояти ферментативному гідролізу, можливість підтримувати клітини та регенерацію ендогенної тканини.

Зазвичай, використовувані біоматеріали включають природні та синтетичні полімери. У той час як природні полімери, як правило, мають відмінну біосумісність, синтетичні полімери дозволяють налаштувати бажані властивості. Розглянемо основні їх типи.

Фіброїн це нерозчинний білок з класу фібрилярних білків, отримується з волокон шовку. Є гідрофобним і приймає β -пластинчасту вторинну структуру. Широко використовується в галузях тканинної та регенеративної інженерії завдяки механічним властивостям, відсутності імуногенної відповіді, а також контрольованій швидкості біодеградації [5]. У 2017 році була спроба оцінити вплив фіброїну на міграцію, проліферацію та адгезію епітеліальних клітин. Результати показали, що білок здатний безпосередньо покращувати загоєння ран шляхом стимуляції наведених вище процесів, а також позитивно впливаючи на швидкість міграції клітин [2].

Матеріал характеризується потрібною прозорістю і його мембрани були запропоновані як субстрат для культивування ендотеліальних клітин рогівки. Така мембрана здатна підтримувати утворення злитого багат шарового епітелію та ріст клітин лімбального епітелію рогівки людини [3]. Адгезія та проліферація клітин покращувалась шляхом додавання інших компонентів, наприклад, амінокислот. Очні плівки, виготовлені з *Antheraea mylitta*, особливого виду фіброїну, з додаванням амінокислотної послідовності Arg-Gly-Asp, продемонстрували високу проникність для метаболітів і поживних речовин [6].

Обмеження фіброїну шовку полягають у відсутності специфічних мотивів зв'язування з клітинами, а також у тому, що цей матеріал відноситься до ксеногенних. Наразі дослідження зосереджені на модифікації та оптимізації шовкових каркасів з метою покращення адгезивних властивостей [7].

Застосування *желатину* для інженерії рогівки, в основному, передбачає створення мембран для клітин рогівки шляхом зшивання. Желатин отримується завдяки гідролізу колагену і є досить розповсюдженим матеріалом. Зшивають желатиновий гідрогель двома способами – дегідротермічно та хімічно. Перший варіант забезпечує кращу прозорість, модуль еластичності та проникність для альбуміну порівняно з колагеном. Включення хондроїтинсульфату сприяють зростанню первинних кератоцитів рогівки кролика, у порівнянні з дослідом, де фігурував лише чистий желатин. Однак гібридний желатин-хондроїтинсульфатний гель мав нижчий модуль пружності та стійкість до розщеплення протеазами. Все більшої популярності набуває використання напівсинтетичного желатинметакрилату. Це пов'язано з його високим ступенем біосумісності та, що більш важливо, регульованим фізичним характеристикам, отриманим шляхом радикальної полімеризації в присутності фотоініціатора [8].

Завдяки останнім дослідженням *поліаргінін* став новою стратегією для прискорення загоєння ран. Результати оцінки новорозроблених поліаргінінових наноканкул показали, що поліаргінін має внутрішню здатність сприяти загоєнню ран рогівки через сигнальний шлях трансформуючого фактора росту- β /SMAD (TGF- β /SMAD) [2].

Амніотична оболонка – внутрішній шар плаценти, що захищає плід під час вагітності, є однією з найтовстіших базальних мембран, які існують в організмі людини [2, 9]. Її особливість полягає в здатності сприяти загоєнню епітеліальних клітин, окрім інгібування проліферації фібробластів і диференціювання міофібробластів. Крім того, вона містить кілька антиангіогенних, протизапальних і нейротрофічних факторів. Схожість структур рогівки та амніотичної оболонки лише сприяє активному використанню біоматеріалу в контексті даної галузі. Перші спроби були ще у 1940-х роках

для лікування опіків очей, однак популярності набуло це лише в 1990-х і наразі існує кілька препаратів схвалених для використання FDA [7].

Недоліки стосуються неповної прозорості амніотичної оболонки та недостатньої механічної міцності матеріалу. Той факт, що матеріал надто легко піддається згинанню може призводити до розривів або утворення зморшкуватої поверхні під час накладання швів. Крім того, існує етична проблема донорства, шанс відторгнення та можливість передачі захворювань через біоматеріал при недостатньому обстеженні донора [7].

Хітозан – ще один природний полімер, синтезується шляхом деацетилювання хітину – азотовмісного полісахариду. Для біоінженерії рогики хітозан в основному використовувався як замітник амніотичної мембрани. Механізм стимулювання загоєння епітеліальних ран за участю хітозану частково опосередкований через активацію позаклітинного сигнально-регульованого шляху кінази. Передача даних сигналів відіграє ключову роль у клітинній проліферації, міграції та диференціації [2]. У зв'язку з поганою розчинністю хітозану у природних розчинниках подальші дослідження стали фокусуватися на його водорозчинній похідній – гідроксиетилхітозані (HECTS). Попри все, дані матеріали більше підходять для використання у суміші, а не чистому вигляді [8].

Альгірати є біосумісними, нетоксичним, неімуногенним і біологічно розкладаним – усі ці властивості сприяють застосуванню цього класу речовин у процесах терапії рогики та клітинній інженерії загалом. Цей природний гетерополісахарид можна отримати з бурих водоростей та за допомогою деяких бактерій, наприклад, *Pseudomonas aeruginosa*.

Посилити адгезію, проліферацію та життєздатність клітин дозволяє поєднання альгіратних мереж з білком, похідним від синтезу позаклітинного матриксу (наприклад, колагеном). А щоб надати гідрогелям міцності та пружності, водночас, зберігаючи потрібне співвідношення заломлення та пропускання світла, проводять кон'югацію альгірату з синтетичними полімерами у формі нановолокнистого фотозшиваючого матеріалу. З іншого боку альгірат і сам може виступати у ролі доповнюючого агенту для покращення матеріалу, якому не вистачає біосумісності та прозорості.

Нова перспектива альгіратних гідрогелів пов'язана з універсальністю їх виготовлення за допомогою електроспінінгу, 3D-біодруку та легкого процесу формування клітинного листа. Хоча багатообіцяючі результати вже отримані, можливість використання альгірату для створення каркасу для клітин у великому масштабі потребує подальшого підтвердження [6].

Поліметилметакрилат (ПММА) та деякі інші *синтетичні полімери* (поліетилен з надвисокою молекулярною масою (UHMWPE) і поліефірний ефіркетон (PEEK)) характеризуються біоінертністю, у зв'язку з чим, їх клінічне застосування у регенерації рогики є досі обмеженим. Ця проблема вирішується шляхом модифікації матеріалу різними, переважно, хімічними методами. Наприклад, у 2019 році з поверхні ПММА видалили метильні групи і додали L-DOPA, що дало змогу підвищити проліферацію клітин (як для фібробластів, так і для епітеліальних клітин рогики) і в результаті призвело до покращення біосумісності та позитивної адгезії [9].

Незважаючи на негативний аспект щодо адгезії, полімери, зокрема полі(вініловий спирт) (PVA), полі(2-гідроксіетилметакрилат) (PHEMA), поліетилен (гліколь)діакрилат (PEGDA) дуже легко піддаються контролю, що дозволяє отримати потрібні механічні та оптичні властивості. Таким чином важливо зосередити увагу на способах модифікації цих матеріалів. Штучна рогика, виготовлена з використанням гідрогелю ZnS/PHEMA/РАА, продемонструвала високий показник заломлення, а гідрогель PEG/РАА продемонстрував високу проникність для глюкози, залишаючись оптично прозорою *in situ* протягом 2 тижнів [8].

Основна перевага використання *децелюляризованої рогики* перед іншими біоматеріалами полягає в тому, що отриманий каркас має фізичну структуру позаклітинного матриксу і механічні властивості, які повинні підтримувати належні оптичні властивості та функцію рогики [7]. Джерелом біоматеріалу для процесу децелюляризації може бути безклітинна (ацелюлярна) свиняча, рідше бичача, рогика, або людська рогика, якій зазвичай надається перевага. Отже, використання даного матеріалу не вирішує проблему недостатньої кількості донорів та ризику відторгнення [7]. Децелюляризована рогика може забезпечувати чудову функціональність із подібними оптичними та механічними властивостями до нативної рогики, здатна підтримувати ріст епітелію рогики, кератоцитів і ендотелію, а також повільно деградувати під час злиття з навколишньою строною під час регенерації епітелію рогики та росту нервів [8].

Фактори росту виявляють свою необхідність шляхом сприяння клітинній проліферації, адгезії, активності, диференціації та згодом посилюють регенерацію тканин. Факторами росту особливо наповнена збагачена тромбоцитами плазма. Лікування за допомогою крапель збагаченої

тромбоцитами плазми усуває необхідність інвазивних процедур, займає мінімум часу та витрат. Крім того, твердий згусток збагаченої тромбоцитами плазми в поєднанні з іншими біоматеріалами, такими як амніотична оболонка мали багатообіцяючий результат для загоєння перфорації рогівки. Єдиним недоліком про який повідомляють є тривалий час приготування засобу. Окрім клінічного лікування збагачену тромбоцитами плазму використовують як замітник накладання швів [3].

Недавні дослідження показали, що інгібітор ROCK може бути інноваційним терапевтичним засобом для різних очних захворювань, зокрема для декомпенсації ендотелію рогівки. Rho-асоційована протеїнкіназа являє собою кіназу, що належить до сімейства AGC серин-треонін-специфічних протеїнкіназ. Вона бере участь головним чином у регуляції форми та руху клітин, впливаючи на цитоскелет. Експериментальне дослідження показало, що інгібітор ROCK полегшує проліферацію ендотеліальних клітин рогівки шляхом модуляції цикліну та p27; обидва є регуляторами переходу G1/S [10]. Інші дослідження виявили, що вплив інгібітора ROCK був значущим лише в рогівках молодих донорів, що свідчить про те, що ендотеліальні клітини зі старих рогівок можуть втратити потенціал проліферації, який міг бути активований цим інгібітором. Інгібітор ROCK може бути альтернативою трансплантації рогівки при ендотеліальній дистрофії рогівки Фукса (FECD) [10].

Основним компонентом рогівки є *колаген*, переважно першого типу (COL1), на який припадає $\approx 71\%$ її сухої маси. У менших кількостях присутні колагени третього та п'ятого типів. Саме тому, колагени та матеріали на їх основі є поширеними при лікуванні рогівки – він сумісний з усіма клітинами рогівки. Трипептид аргінін-гліцин-аспарагінова кислота (RGD), що розпізнається рецепторами інтегрину клітинної поверхні, є важливим для клітинної адгезії, міграції та проліферації. Широке застосування колагену у тканинній інженерії частково пояснюється простотою та відносною дешевістю його виробництва [8]. Джерелами COL1 можуть бути тканини, наприклад, шкірні покриви різних тварин: щурів, свиней, биків тощо. Обмеження використання колагенів стосуються недостатньої для накладання швів механічної міцності матеріалу [7, 9]. Тому дослідження зосередились на виправленні цієї ситуації за допомогою різних механізмів: хімічних, фізичних та ферментативних підходів.

Одним із способів підвищення міцності гідрогелів COL1 є видалення більшої частини води та посилення взаємодії полімерного ланцюга, що дослідники в літературі називають пластичним стисненням. Отриманий гель має покращені характеристики обробки та, як було показано, покращує ріст клітин лімбального епітелію порівняно з неспресованими гідрогелями. Це може бути пов'язано з тим, що при повній гідратації волокна COL1 в нестисненому гелі були більш дезорганізованими та нерівномірними, а в стиснутих гелях волокна були більш щільно та рівномірніше упаковані, що призводило до поверхні з меншим середнім розміром пор. У другому підході до стиснення гелів COL1 вода видаляється шляхом розміщення гідрофільних пористих абсорберів поверх гідрогелів для більш м'якого видалення води. Третій спосіб стиснення гелів COL1 полягає в тому, щоб дати гелям стиснутися під дією власної ваги, що спричиняє м'яке виштовхування надлишку води, у результаті чого гель стає більш щільним і тонким [7].

Іншим популярним методом підвищення як міцності, так і прозорості гідрогелів COL1 є зшивання. Найбільш поширеним методом, який вважався ідеальним, є зшивання на основі карбодіміду. Чотирикратно збільшення міцності та жорсткості COL1 в порівнянні з раніше створеними конструкціями без зшивання, було досягнуто за допомогою цього методу, однак ці результати все ще на порядок нижчі, ніж жорсткість рогівки людини. Однією з переваг зшивання на основі перед іншими методами є те, що COL1 можна легко функціоналізувати іншими біомолекулами, такими як лимонна кислота або ванкоміцин, під час процесу зшивання.

Для вирішення інфекційних проблем післяопераційного відновлення, у гелі COL1 шляхом зшивання був включений антибіотик ванкоміцин. Таким чином було подолано обмежену ефективність очних крапель і створено антибактеріальний матеріал. Варто зазначити, що додавання ванкоміцину до COL1 не змінило прозорість або модуль пружності матеріалу, і при імплантації *in vivo* в здорову рогівку він продемонстрував хорошу біосумісність і вивільнення ванкоміцину протягом 10 днів.

Колаген типу III відрізняється за структурою від COL1 тим, що це гомотример, що складається з трьох ланцюгів $\alpha 1(III)$, які утворюють дисульфідні зв'язки один з одним, що робить його більш стійким до колагеназ. Імплантам з COLIII так само не вистачає механічної міцності, а також цей матеріал погано затримує УФ-промені, тому велика частина спектру випромінювання пропускається, що негативно впливає на внутрішні структури ока і може їх пошкодити. Неоваскуляризація ще один

недолік використання рогівкових імплантів з COLIII, однак він коректується шляхом додавання 2-метакрилоїлоксиетилфосфорилхоліну (MPC) у зшитий COLIII. MPC — це схвалений FDA синтетичний фосфоліпід [7].

Висновки

Усі біоматеріали, що використовуються в процесах регенерації рогівки можна розподілити на синтетичні полімери та полімери природного походження. Кожен біоматеріал має унікальні властивості та обмеження, що сприяє загальному прогресу в розробці ефективних стратегій регенерації рогівки. Біоматеріали, які використовуються для розробки замінників рогівки, повинні відтворювати структурні та функціональні вимоги нативної рогівки людини.

Одним з найпоширеніших матеріалів є колаген першого типу завдяки своїй сумісності з усіма типами клітин рогівки. Його недолік – низьку міцність – виправляють різними шляхами. Основні з них це пластичне стиснення та зшивання. Колаген третього типу теж використовується, але менш інтенсивно ніж COLI. До його дефектів, окрім міцності, відносять ще надмірну УФ-проникність та сприяння неоваскуляризації. Іншим застосовуваним білком є фіброїн. Він неімуногенний та біодеградований, характеризується потрібною прозорістю, але не має специфічних мотивів зв'язування з клітинами. До офіційно схвалених FDA препаратів для лікування пошкоджень рогівки відносять амніотичну оболонку. Даний матеріал має схожу структуру до рогівки ока, що сприяє використанню. Негативний аспект стосується недостатньої прозорості та міцності матеріалу, а також того факту, що його використання не вирішує проблему нестачі донорів. Децелюляризована рогівка також не вирішує проблеми донорства, але через чудові функціональні та оптичні властивості, здатність підтримувати ріст епітелію, кератоцитів та ендотелію, вона продовжує фігурувати у використанні та дослідженнях. Альгінати можуть виступати як у ролі самостійного матеріалу, чий властивості покращують, так і бути додатковим агентом, що забезпечує матеріал прозорістю та біосумісністю. Поліаргінін здатний прискорювати процеси загоєння, а природний полімер хітозан, хоч і здатний виступати у ролі замінника амніотичної оболонки, більше використовується у вигляді суміші з іншими матеріалами. Желатин досить розповсюджений у застосуванні, але його похідний матеріал – желатинметакрилат набуває більшої популярності завдяки регульованим фізичним характеристикам при тому ж високому ступені біосумісності. Застосування синтетичних полімерів не набуло поширення у клінічному застосуванні у регенерації рогівки. Це пов'язано з їх біоінертністю. Однак модифіковані матеріали, такі як штучна рогівка, виготовлена з використанням гідрогелю ZnS/PHEMA/РАА мають високий потенціал у застосуванні і потребують більше досліджень.

Таким чином, не існує ідеального матеріалу для використання у сфері регенерації рогівки. Два основних типи недоліків: або недостатня біосумісність, надмірна біоінертність, або відсутність потрібних фізико-механічних властивостей таких як прозорість та механічна міцність. З огляду на це, варто зосередити дослідження на створення оптимального матеріалу, що міг би усунути обидва типи проблем.

Література

1. Big data in corneal diseases and cataract: Current applications and future directions / D. S. J. Ting et al. *Frontiers in Big Data*. 2023. Vol. 6. URL: <https://doi.org/10.3389/fdata.2023.1017420> (date of access: 01.04.2024).
2. Corneal Repair and Regeneration: Current Concepts and Future Directions / M. Mobaraki et al. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2019. Vol. 7. URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00135> (date of access: 01.04.2024).
3. Bioengineering Approaches for Corneal Regenerative Medicine / S. S. Mahdavi et al. *Tissue Engineering and Regenerative Medicine*. 2020. Vol. 17, no. 5. P. 567–593. URL: <https://doi.org/10.1007/s13770-020-00262-8> (date of access: 01.04.2024).
4. Corneal injury: Clinical and molecular aspects / B. Barrientez et al. *Experimental Eye Research*. 2019. Vol. 186. P. 107709. URL: <https://doi.org/10.1016/j.exer.2019.107709> (date of access: 01.04.2024).
5. Application of Silk-Fibroin-Based Hydrogels in Tissue Engineering / Y. Lyu et al. *Gels*. 2023. Vol. 9, no. 5. P. 431. URL: <https://doi.org/10.3390/gels9050431> (date of access: 01.04.2024).
6. Alginate-Based Composites for Corneal Regeneration: The Optimization of a Biomaterial to Overcome Its Limits / M. Tarsitano et al. *Gels*. 2022. Vol. 8, no. 7. P. 431. URL: <https://doi.org/10.3390/gels8070431> (date of access: 01.04.2024).
7. Palchesko R. N., Carrasquilla S. D., Feinberg A. W. Natural Biomaterials for Corneal Tissue Engineering, Repair, and Regeneration. *Advanced Healthcare Materials*. 2018. Vol. 7, no. 16. P. 1701434. URL: <https://doi.org/10.1002/adhm.201701434> (date of access: 01.04.2024).

- 8.** Biomaterials for corneal bioengineering / Z. Chen et al. *Biomedical Materials*. 2018. Vol. 13, no. 3. P. 032002. URL: <https://doi.org/10.1088/1748-605x/aa92d2> (date of access: 01.04.2024).
- 9.** Application of biomaterials and nanotechnology in corneal tissue engineering / M. Soleimani et al. *Journal of International Medical Research*. 2023. Vol. 51, no. 7. URL: <https://doi.org/10.1177/03000605231190473> (date of access: 01.04.2024).
- 10.** Application of Novel Drugs for Corneal Cell Regeneration / S. B. Han et al. *Journal of Ophthalmology*. 2018. Vol. 2018. P. 1–9. URL: <https://doi.org/10.1155/2018/1215868> (date of access: 01.04.2024).

Ксенія ГОРДІЄНКО, студент,

Олена БЕСПАЛОВА, канд. біол. наук, доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: e.bespalova25.05@gmail.com

ПРОЦЕС ФІБРОЗУ СЕРЦЕВОГО М'ЯЗА ЯК НАСЛІДОК ПЕРЕНЕСЕНОГО ІНФАРКТУ МІОКАРДА

Анотація: в даній роботі було розглянуто проблему регенерації серцевого м'яза в людей, які перенесли інфаркт міокарда. Після даного захворювання на місці безпосереднього ураження утворюється фіброз. Цей стан негативно впливає на функцію серця та може спричинити розвиток серцевої недостатності. Метою дослідження є аналіз процесів, які лежать в основі формування фіброзу адже, розуміння цих механізмів може сприяти розробці нових методів лікування та попередження серцевих захворювань і їх ускладнень. Для досягнення мети було проведено огляд наукової і медичної літератури. Було виявлено, що в основі фібротичного процесу лежить активація клітин фібробластів. Вони заміщують некротичні кардіоміоцити, але не виконують функцію скорочення.

Ключові слова: серцевий м'яз, міокард, кардіоміоцит, регенерація, фіброласти, фіброз, міофіброласти, інфаркт міокарда.

Актуальністю даного дослідження є проблема регенерації серцевого м'яза. Після перенесення певних патологічних процесів, таких як інфаркт міокарда, серце зазнає фіброзу з відкладенням рубцевої тканини без відновлення втрачених кардіоміоцитів. Це, в свою чергу, негативно впливає на загальну скоротливість серцевого м'яза, а отже погіршує серцеву функцію. Цей стан веде до розвитку довготривалих серцевих захворювань і виникнення серцевої недостатності [1]. Наразі не існує методів перешкоджання утворенню фіброзу і повноцінного відновлення серцевого м'яза.

Метою дослідження є аналіз процесу який лежить в основі утворення фіброзу, а також причин і чинників його утворення.

Основні матеріали досліджень: був проведений огляд літератури з таких баз даних, як: PubMed Central, Oxford academic, Harvard medical school.

Результати

До складу серцевого м'яза, окрім кардіоміоцитів (рис. 1), також входять клітини, що лежать в основі серцевої регенерації – фіброласти. Серцеві фіброласти, визначені як мезенхімальні клітини, що секретують колаген I типу, вважаються більш специфічними ніж інші клітини мезенхімальної популяції. Дослідження вказують, що фіброласти серця більш схожі на кардіоміоцити ніж на фіброласти інших органів. Серцеві фіброласти можуть служити для підтримки структурної цілісності матриксної мережі, регулюючи оборот колагену [2].

Якщо серцевий м'яз зазнає ушкодження, фіброласти переходять в активну фазу, яка характеризується підвищеною секрецією цитокінів і факторів росту, а також пришвидшенням їх розмноження і розповсюдження. Також в стресовому стані серця фіброласти можуть перетворюватися на міофіброласти, виділяючи при цьому скоротливі білки, такі як актин а-гладких м'язів (α -SMA). Однак для активації процесу утворення білків перетворення міофібробластів не є обов'язковим. Регуляція процесу активації фібробластів і міофібробластів відбувається різними шляхами: за допомогою імунних клітин (макрофаги, лімфоцити, тучні клітини та еозинофіли), які секретують цитокіни, фактори росту, матричні білки (які вивільняються та активуються після пошкодження міокарда і зв'язуються з рецепторами клітинної поверхні, активуючи фіброгенні внутрішньоклітинні сигнальні каскади) і за допомогою фіброгенних медіаторів, які можуть вироблятися пошкодженими кардіоміоцитами, клітинами ендотелію судин, перицитами. Механізми активації міофібробластів залежать від конкретного типу [2, 3].

Активовані міофіброласти сприяють ремодельованню матриксу не тільки шляхом секреції великої кількості структурних білків, але й шляхом вивільнення протеаз та їх інгібіторів, а також шляхом вироблення ферментів, що беруть участь в обробці матриксу.

Термін «фіброз» використовується для опису надмірного відкладення білків позаклітинного матриксу (ПМ) в паренхіматозних тканинах і, як правило, відображає невідповідну або необмежену активацію репаративної програми.

Класифікувати фібрози міокарда можна за трьома формами:

Фіброз заміщення (або репаративний фіброз) (рис.2) – є наслідком ІМ при якому мертві кардіоміоцити заміщуються рубцем з фібробластів і колагену.

Інтерстиціальний фіброз – в основі цього фібротичного процесу лежить накопичення білків позаклітинного матриксу, що спричиняє розширення ендомізіального та перимізіального простору. Відбувається зазвичай при низькій втраті кардіоміоцитів.

Периваскулярний фіброз – процес розширення мікросудинної адвентиції. Він, як і інтерстиціальний фіброз, може бути результатом тривалої активації фіброгенних стимулів і представляти собою первинні пошкоджувальні процеси.[1]

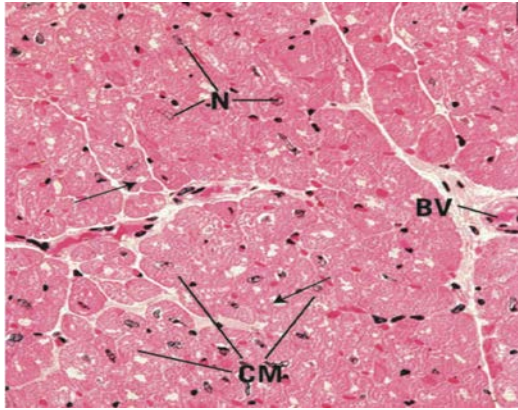


Рис. 1. Поперечний переріз неушкоджених клітин серцевого м'яза. CM – волокна міокарду; BV – серцева судина; N – ядра кардіоміоцитів [4]

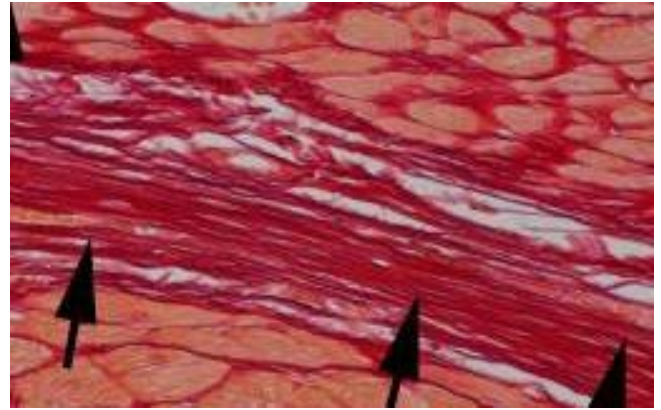


Рис. 2. Колагеновий рубець, утворений в наслідок перенесеного інфаркту міокарда (позначений стрілками)

Ця класифікація є важливою для розуміння патофізіологічної основи фіброзного ураження та його впливу на серцеву функцію.

Причиною інфаркту міокарда (ІМ) є швидке припинення коронарного кровотоку, що може статись через розрив атеросклеротичної бляшки чи утворення (або потраплення з током крові) тромбу. Недостатнє кровопостачання в певну ділянку серцевого м'яза через закриття судини спричиняє ішемію та активує загибель кардіоміоцитів, що поширюється від більш вразливого субендокарду до субепікарду. Масивний некроз кардіоміоцитів і запускає каскад реакцій фібротичного процесу.

Як було зазначено, фіброз серця при ІМ має репаративний характер, що відображає заміну загиблих кардіоміоцитів рубцем, який складається з колагену. Інфаркт міокарда є типовим прикладом репаративного фіброзу, бо раптова загибель значної кількості кардіоміоцитів стимулює запалення й активацію репаративних міофібробластів, що призводить до утворення фіброзного рубця. Хоча надмірне утворення рубців призводить до жорсткості локальної серцевої тканини з подальшою втратою скоротливості та патологічним перенавантаженням тиском, на початковому етапі рубцювання необхідне для уникнення розриву шлуночків або гіпертрофії кардіоміоцитів [1].

При збільшенні рубця, задіяні фібробласти втрачають свої характеристики міофібробластів і можуть піддаватися апоптозу. Але у масивних інфарктах, які через масивну втрату скоротливих клітин, супроводжуються значним збільшенням тиску і об'єму, може виникнути прогресуючий інтерстиціальний фіброз у прикордонній зоні та у віддаленому ремодельюючому міокарді. Докази, отримані в експериментальних моделях, вказують на те, що ці інтерстиціальні фіброзні зміни можуть сприяти розвитку систолічної та діастолічної дисфункцій, що в подальшому переростає у постінфарктну серцеву недостатність.

Проте інформація щодо ступеня та значення фіброзного ремодельювання неінфарктних сегментів у пацієнтів з інфарктом міокарда залишається суперечливою. У проведених біохімічних дослідженнях, що використовують експлантовані серця та аутопсійний матеріал, не виявлено істотного збільшення вмісту колагену в неінфарктному міокарді, віддаленому від рубця. У пацієнтів з реперфузійним інфарктом міокарда з елевацією сегмента ST, зображення серцево-судинного магнітного резонансу показало збільшення позаклітинного об'єму в неінфарктних сегментах, що було пов'язано з прогресуванням скоротливої дисфункції[1].

Висновки

Підсумовуючи, можна сказати, що процес регенерації серцевого м'яза не є досконалим. Після ушкодження міокару відбуваються каскади захисних реакцій, в яких приймають участь багато різних

типів клітин. Основними з цих клітин є фібробласти. Саме їх активація призводить до утворення колагенового рубця, який заміщує мертві кардіоміоцити. З одного боку, фіброз перешкоджає гіпертрофії клітин (кардіоміоцитів) і розриву шлуночків, але при цьому ділянка серця, що зазнала фібротичного процесу, не може повноцінно скорочуватись і, відповідно, впливає на загальне функціонування серця. Пацієнти, які перенесли інфаркт міокарду, в подальшому страждають на серцеву недостатність саме через утворення фіброзу. На даний момент відсутні моделі лікування серцевої недостатності, спричиненої фіброзом, і не розроблені варіанти перешкоджання утворенню рубця серцевого м'язу.

Література

1. Frangogiannis N. G. Cardiac fibrosis. *Cardiovascular research*. 2020. URL: <https://doi.org/10.1093/cvr/cvaa324> (date of access: 30.03.2024).
2. Sayers J. R., Riley P. R. Heart regeneration: beyond new muscle and vessels. *Cardiovascular research*. 2021. URL: <https://doi.org/10.1093/cvr/cvaa320> (date of access: 30.03.2024).
3. Uygur A., Lee R. T. Mechanisms of cardiac regeneration. *Developmental cell*. 2016. Vol. 36, no. 4. P. 362–374. URL: <https://doi.org/10.1016/j.devcel.2016.01.018> (date of access: 29.03.2024).
4. Gartner L. P. Color atlas and text of histology. 6th ed. Philadelphia : Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2013. 525 p.

Сергій ТИМЧИК, канд. техн. наук, доц.,
Олександр КАРАСЬ, д-р філософії, ст. викладач,
Владислав СНЯДОВСЬКИЙ, аспірант
Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна, e-mail: tymchik@vntu.edu.ua

ОГЛЯД САМОРОЗДІЛЕННЯ ПЛАЗМИ КРОВІ В МІКРОФЛЮЇДНИХ ПЛАТФОРМАХ

Анотація. Плазма крові є біорідиною, яка найчастіше використовується в діагностиці захворювань і біомедичному аналізі, оскільки містить різноманітні біомаркери. Більшість розділення плазми крові все ще обробляється за допомогою центрифугування, яке займає багато часу й не працює окремо. Отже, платформа мікрофлюїдного розділення плазми крові в сегменті Lab-on-a-chip (LOC) викликає інтерес серед дослідників у всьому світі.

Ключові слова: плазма крові, мікрофільтрація крові, аналіз компонентів крові

Технології для саморозділення плазми крові зазвичай поділяються на дві основні категорії: активне та пасивне саморозділення. На відміну від активного підходу, технології пасивного саморозділення спираються виключно на геометрію мікроканалів, мікрофлюїдні процеси та гідродинамічні сили.

Пристрої для пасивного саморозділення засновані на керуванні капілярним потоком, який виникає через взаємодію рідини з характеристиками поверхні каналу. У порівнянні з активними методами, пасивні методи розділення плазми отримують більше уваги в мікрофлюїдних платформах через простоту виготовлення, портативність та зручні функції.

При розробці пасивних систем саморозділення плазми крові виникають різноманітні проблеми. По-перше, обмежений об'єм зразка в пристроях Lab-on-a-chip, також відомі як μ -TAS (або мікрозагальні аналітичні системи), передбачають інтеграцію методів аналізу в пристрої та системи які є дуже багатодисциплінарними, об'єднуючи аспекти хімії, техніки, обчислювальної техніки, біофізики, біохімії та молекулярної біології [1].

Для забезпечення комфорту пацієнтів рекомендований об'єм крові з пальця складає 1–2 мкл. У такому невеликому об'ємі крові розмір мікроканалу також обмежений. Це обмеження ускладнює багато гідродинамічних методів, наприклад, вихровий ефект Діна обмежений низькою швидкістю потоку та низьким числом Рейнольдса крові [2;3]. Крім того, очікується короткий час відокремлення в системах доставки крові. Зазвичай плазма ідеально відокремлюється та збирається з цільної крові протягом кількох хвилин у тестуванні в місці надання медичної допомоги. При тривалому процесі сепарації цільна кров має підвищений ризик згортання. Ще однією проблемою є засмічення, особливо в мікрофлюїдному каналі з мікрофільтрацією. При безперервному кровотоці через мікрофільтрацію клітини крові накопичуються у фільтрах, поступово блокуючи мікроструктури та припиняючи процес відокремлення плазми. Пропускна здатність та чистота відокремленої плазми також важливі.

Нарешті, інтеграція системи доставки крові та сенсорної платформи є складною задачею. Сам процес інтеграції має свої труднощі, такі як проблеми з витокami, складність різнорідних матеріалів і т.п.

Мікрофільтрації плазми крові зазвичай поділяють на чотири типи (рис. 1):

1. Фільтрація водозливного типу.

Фільтр перегородки складається з фільтра, який перешкоджає проходженню клітинам крові, і плазма крові може проходити через вузький отвір у верхній частині бар'єру [4];

2. Фільтрація тупикового типу.

Тупикова колонкова мікрофільтрація передбачає ряд опорних структур із критичним розміром відстані для блокування клітин крові в напрямку кровотоку та вилучення плазми крові [5].

3. Фільтрація поперечного потоку.

У цьому типі мікрофільтрації завжди слід враховувати проблеми засмічення. На відміну від тупикової фільтрації, при колонковій мікрофільтрації з перехресним потоком, фільтруюча сітка розташована перпендикулярно до основного кровотоку, і захоплені кров'яні тільця будуть вимиті з фільтрів основним кровотоком, що дозволить уникнути більшості проблем із засміченням [6].

4. Фільтрація мембрана.

У мембранних мікрофільтраціях пори розташовані на плоскокулевій підкладці. Кровотік вводиться в одну сторону мембрани, а плазма крові витягується на іншу сторону мембрани. У техніці мембранної фільтрації розмір пор є більш гнучким, але збільшує складність процесу виготовлення [5].

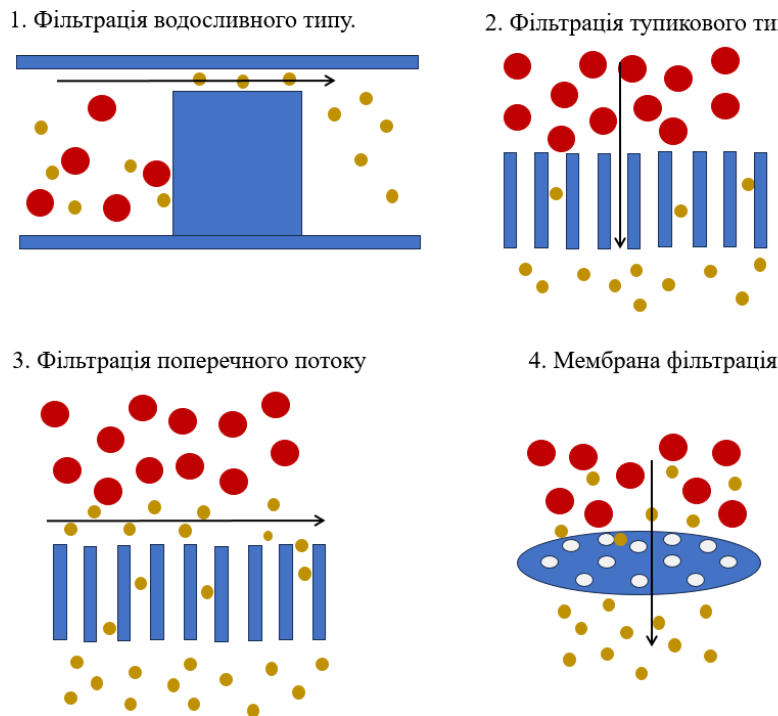


Рис. 1. Схематичне зображення фільтрації плазми

Висновки

Багато останніх досягнень розроблено в галузі Lab-on-a-chip. Однак просування технології надання медичної допомоги все ще залишається проблемою. Пристрої що використовують в центрах швидкої невідкладної допомоги використовують переваги технології Lab-on-a-chip і мають більш зручний, дешевий, безлабораторний і зручний процес діагностики замість традиційного лабораторного процесу. Тому варто відзначити, що проведення даних досліджень сприятиме по удосконаленні фільтрації плазми сприятиме розвитку технології забору та аналізу плазми крові людини.

Підготовлено та видано за грантової підтримки Національного фонду досліджень України в рамках проекту 2022.01/0135 “Розробка лазерно-фотонного лікувально-діагностичного комплексу медичної реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеня важкості”

Літератури

1. Yılmaz B., Yılmaz F. Lab-on-a-Chip Technology and Its Applications. *Omics Technologies and Bio-Engineering*. 2018. P. 145–153. URL: <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-804659-3.00008-7>.
2. The Physics and Manipulation of Dean Vortices in Single- and Two-Phase Flow in Curved Microchannels: A Review / Y. Saffar et al. *Micromachines*. 2023. Vol. 14, no. 12. P. 2202. URL: <https://doi.org/10.3390/mi14122202>.
3. Numerical analysis of the effect of turbulence transition on the hemodynamic parameters in human coronary arteries / A. Mahalingam et al. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*. 2016. Vol. 6, no. 3. P. 208–220. URL: <https://doi.org/10.21037/cdt.2016.03.08>.
4. Silicon-based microfilters for whole blood cell separation / H. M. Ji et al. *Biomedical Microdevices*. 2007. Vol. 10, no. 2. P. 251–257. URL: <https://doi.org/10.1007/s10544-007-9131-x>.
5. Membrane microfilter device for selective capture, electrolysis and genomic analysis of human circulating tumor cells / S. Zheng et al. *Journal of Chromatography A*. 2007. Vol. 1162, no. 2. P. 154–161. URL: <https://doi.org/10.1016/j.chroma.2007.05.064>.
6. VanDelinder V., Groisman A. Separation of Plasma from Whole Human Blood in a Continuous Cross-Flow in a Molded Microfluidic Device. *Analytical Chemistry*. 2006. Vol. 78, no. 11. P. 3765–3771. URL: <https://doi.org/10.1021/ac060042r>.

Олександр ШАБЛІЙ¹, студент,
Валерій ОРЕЛ^{1,2}, аспірант,
Ольга ДАСЮКЕВИЧ², канд. біол. наук,
Олександр РИХАЛЬСЬКИЙ², канд. мед. наук,
Анатолій ДЄДКОВ²

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: sashha2017@gmail.com

² ДНП «Національний інститут раку», м. Київ, Україна, e-mail: orel.valeriy@gmail.com,

ІНДУКТИВНА ГІПЕРТЕРМІЯ ЗЛОЯКІСНИХ ПУХЛИН

Анотація. Робота присвячена вивченню впливу індуктивної гіпертермії (ІГТ) на експериментальні моделі злоякісних пухлин. Проаналізовано механізми дії ІГТ та виявлено, що помірною індуктивною гіпертермією може призводити до зниження життєздатності пухлинних клітин. Результати дослідження можуть мати значення для подальшого вдосконалення методів лікування злоякісних пухлин.

Ключові слова: помірною індуктивною гіпертермією, злоякісна пухлина.

Актуальність дослідження

Злоякісні пухлини залишаються значною медичною проблемою, а необхідність нових методів лікування дуже велика. Важливою є потреба в ефективних підходах для лікування, особливо серед дітей та молодих дорослих. Традиційне хірургічне видалення злоякісних пухлин поєднанні з хіміотерапією має багато обмежень, таких як резистентність до ліків, системні побічні ефекти хіміотерапії, ризик післяопераційних рецидивів та косметичні дефекти [1, 2].

Починаючи з 18 століття лікарі виявили, що пухлини починали зменшуватися, коли хворі на злоякісну пухлину страждали від лихоманки. Це спостереження дало поштовх до вивчення гіпертермії (підвищення температури) як методу лікування злоякісних пухлин. Хоча гіпертермія широко використовується в клініці, досягнення більш прецизійної технології підтримання температури, розташування мішені та оптимальної стратегії лікування залишаються значними викликами.

Гіпертермія – це метод ад’ювантної та неад’ювантної терапії, що використовується для лікування пухлин, що полягає у нагріванні пухлини, використовуючи відмінну відповідь злоякісних пухлинної тканини та здорової тканини на тепло. Підвищення температури тканини може призводити до підвищення текучості бішару фосфоліпідів у пухлинних клітинах, що, у свою чергу, сприяє їх лікарській проникності [3]. Індуктивна гіпертермія (ІГТ) є методом генерації тепла за допомогою електромагнітного опромінення. Цей метод дозволяє використовувати електромагнітні поля для місцевого нагріву тканин. ІГТ може бути досягнута за допомогою електричних і магнітних компонентів поля, що робить її більш ефективним та зручним методом нагріву порівняно з іншими способами. Однією з особливостей є те, що важливим фактором індукційного нагрівання та нетеплового впливу на пухлини вважається магнітна компонента електромагнітного поля [4]. Поглинання енергії магнітного поля в організмі людини обмежено, що відрізняється від електричної компоненти, яка може викликати електрогіпертермію при високих температурах. Це робить магнітні поля більшою перевагою, оскільки вони проникають глибоко в тіло без значного спотворення, у порівнянні з електричною компонентою. Крім того, відбувається утворення вільних радикалів при помірних температурах, що може призводити до окисного стресу, пошкодження структури клітинних мембран, ініціації процесів клітинної смерті [5]. Використання електромагнітних полів дає змогу більш ефективно спрямовувати та контролювати доставку лікарських засобів до пухлин, забезпечуючи їхню концентрацію в пухлинних тканинах та знижуючи побічну дію на здорові клітини. Отже, ІГТ дозволяє посилювати терапевтичний ефект хіміотерапії та зменшувати ризик розвитку резистентності пухлини до лікарських засобів.

Метою дослідження було порівняння впливу індуктивної гіпертермії на клітинах остеосаркоми людини Saos-2 для потенційного застосування у лікуванні злоякісних новоутворень.

Основні матеріали досліджень

Дослідження проводились на людських клітинах остеосаркоми Saos-2, яких культивували в модифікованому середовищі Ігла [6]. Для проведення експериментів використовувався прилад Магнітерм (Радмір, Україна), який був обладнаний аплікатором, складеним з петлі та диполів (НІР, Україна), для обробки клітинних культур у чашках Петрі. Аплікатор використовували в приладі для передачі енергії електромагнітних хвиль від генератора високочастотної потужності до клітин Saos-2.

Це призводить до підвищення температури в ділянці, яка оточена петлевим аплікатором, $42\text{ }^\circ\text{C}$. Для контролю температури використовувався волоконно-оптичний датчик, підключений до цифрового термометра ТМ-4 (Радмір, Україна). Клітини були піддані впливу електромагнітного випромінювання з частотою 42 МГц та потужністю 15 Вт протягом 30 хвилин.

Статистичний аналіз даних проводився за допомогою IBM SPSS Statistics 25.0 (IBM Inc., Chicago, IL, USA). Використовували тест Шапіро-Вілка для оцінки нормальності розподілу даних. Для аналізу відмінностей між групами – t -критерій Стьюдента.

Результати

Дослідження продемонструвало, що вплив ІГТ достовірно знижує життєздатність клітин Saos-2 на 12% (табл. 1), що можливо пояснити впливом електромагнітного опромінення на генерацію вільних радикалів при помірному нагріві. Електромагнітні поля можуть відігравати регулюючу роль у розвитку злоякісних пухлин. Не можливо виключити й вплив електромагнітного опромінення на реакції Фентона та Габера-Вейса з участю заліза, який відіграє певну роль в утворення вільних радикалів. У попередніх дослідженнях [7] виявили, що двогодинний вплив електромагнітного поля ініціював одно- та дволанцюгові розриви ДНК, ефекти були опосередковані окисним стресом внаслідок генерації вільних радикалів. Оскільки реакція злоякісних клітин на електромагнітні поля включає залізо залежні процеси, припускають, що більшу чутливість злоякісних клітин до дії електромагнітного поля, аніж нормальних клітин. Сучасне розуміння окислювально-відновного стану при розвитку пухлини передбачає взаємодію між прооксидантами та антиоксидантами. Супероксиддисмутаза, каталаза та пероксидази є основними антиоксидантними ферментами [8].

Таблиця 1

Зміна життєздатності клітин Saos-2, $M \pm m$

Група	Контроль	ІГТ
Кількість життєздатних клітин Saos-2(%)	100 \pm 3,4	88 \pm 1,6
р-значення	–	< 0,5

Висновок

Група, яка піддавалась впливу ІГТ продемонструвала на 12% меншу кількість життєздатних клітин Saos-2 порівняно з контрольною групою. Одним з механізмів дії електромагнітного опромінення є вплив на утворення вільних радикалів у злоякісних клітинах. Це свідчить про потенційну можливість такого підходу у лікуванні остеосаркоми. Для ефективної гіпертермії важливо точно контролювати температуру та час нагрівання, що потребує багатоточкового вимірювання температури в режимі реального часу.

Література

1. Raymond A. K., Jaffe N. Osteosarcoma multidisciplinary approach to the management from the pathologist's perspective // *Cancer Treat Res.* 2009;152:63-84. [https://doi: 10.1007/978-1-4419-0284-9_4](https://doi.org/10.1007/978-1-4419-0284-9_4).
2. Wu K., Yu B., Li D., Tian Y., Liu Y., Jiang J. Recent Advances in Nanoplatforms for the Treatment of Osteosarcoma *Front Oncol.* 2022 Feb 15;12:805978. [https://doi: 10.3389/fonc.2022.805978](https://doi.org/10.3389/fonc.2022.805978).
3. Reinhold HS, Endrich B. Tumour microcirculation as a target for hyperthermia // *Int J Hyperthermia.* 1986 Apr-Jun;2(2):111-37. [https://doi: 10.3109/02656738609012389](https://doi.org/10.3109/02656738609012389).
4. Сивак Л. А., Смоланка І. І., Орел В. Е. та ін. Магнітотермія злоякісних новоутворень // *Клінічна онкологія.* – 2017. - №2 (26). -С. 66-70.
5. Schuermann D., Mevissen M. Manmade Electromagnetic Fields and Oxidative Stress-Biological Effects and Consequences for Health // *Int J Mol Sci.* 2021 Apr 6;22(7):3772. [https://doi: 10.3390/ijms22073772](https://doi.org/10.3390/ijms22073772).
6. Capes-Davis A., Freshney R. I. *Freshney's Animal Cell Culture: A Guide to Basic Techniques and Specialized Applications.* 8th ed.// Wiley-Blackwell; Hoboken, NJ, USA: 2021. pp. 1–832.
7. Lai H. Exposure to Static and Extremely-Low Frequency Electromagnetic Fields and Cellular Free Radicals // *Electromagn Biol Med.* 2019;38(4):231-248. [https://doi: 10.1080/15368378.2019.1656645](https://doi.org/10.1080/15368378.2019.1656645).
8. Davies M. J. Protein oxidation and peroxidation // *Biochem J.* 2016 Apr 1;473(7):805-25. [https:// doi: 10.1042/BJ20151227](https://doi.org/10.1042/BJ20151227).

Дар'я ТАРАСОВА, студент,

Ганна ОВЧАРЕНКО, ст. викладач,

Василь КОЗЯР, канд. мед. наук, доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: kozyarvasilij@gmail.com

ОПТИМАЛЬНИЙ ДИЗАЙН КОНТЕЙНЕРА ДЛЯ ТРАНСПОРТУВАННЯ ДОНОРСЬКОЇ КРОВІ ЗА ДОПОМОГОЮ БЕЗПЛОТНИХ ЛІТАЛЬНИХ АПАРАТІВ

Анотація. Ця робота досліджує застосування безпілотних літальних апаратів (БПЛА) у логістиці і зосереджена на обчисленні, з урахуванням динаміки польоту, основних параметрів контейнерів раціонального дизайну для транспортування донорської крові в прифронтову зону. Розроблені ескізи краплеподібних та напівкраплеподібних контейнерів, а також оптимізовані геометричні форми для покращення аеродинамічних характеристик контейнерів та забезпечення їх потрібної вмістимості. Встановлено, що внутрішній об'єм контейнерів із діаметром сферичної частини 15 або 20 см дозволяє розмістити в них не менше 4-х стандартних пакетів з донорською кров'ю. В той же час, лобовий опір таких контейнерів мінімальний і не створює суттєвих перешкод польоту при притаманних для БПЛА швидкостях. Крім того, як показали розрахунки, контейнери запропонованого дизайну при польоті створюють додаткову підйомну силу, завдяки чому дальність польоту суттєво підвищується.

Ключові слова: трансфузіологія, медична логістика, БПЛА, аеродинаміка, підйомна сила.

Актуальність дослідження

Під час повномасштабного вторгнення в Україну ускладнилася можливість проводити рятувальні операції та надавати першу допомогу. У важкодоступних місцях потрібні інноваційні способи доставки ліків і препаратів крові. Актуальність трансфузійної допомоги зумовлена тим, що при пораненнях військові гинуть саме з-за крововтрати. Створювати в прифронтовій зоні донорські пункти та банки крові проблематично. Використання людських ресурсів і наземне транспортування наразі обмежені, тому БПЛА можуть відігравати значну роль у військовій та цивільній екстреній медицині [1, 2].

Мета дослідження

Підвищення ефективності надання невідкладної медичної допомоги пораненим. Створення контейнерів оптимальної аеродинамічної форми для повітряного транспортування препаратів крові в зону бойових дій.

Основні матеріали досліджень

Безпілотні літальні апарати (БПЛА) – це нова технологічна можливість, яка може радикально змінити традиційні підходи. Пандемія коронавірусу в 2020 році різко підвищила актуальність вирішення логістичних завдань в надзвичайних ситуаціях [3].

Розроблювані контейнери передбачається інтегрувати з БПЛА для ефективного транспортування компонентів крові в екстремальних умовах. В якості висхідних даних при розробці контейнерів взяті характеристики БПЛА мод. Skyfront Perimeter 8 (США): вантажопідйомність до 10 кг, максимальна швидкість польоту 40 км/год., 3 години польоту при навантаженні 5 кг, та об'єм стандартного пакета із донорською кров'ю $0,00045 \text{ м}^3$.

Простір між посадочними опорами цього БПЛА дозволяє розмістити контейнер об'ємом до $0,006 \text{ м}^3$, що достатньо для перевезення більше 10 пакетів із донорською кров'ю.

Результати

Зважаючи на транспортування повітрям, доцільно, щоб контейнери мали раціональну аеродинамічну форму, що покращує маневреність і радіус дії. Вибір форми контейнерів ґрунтувався на даних про лобовий опір тіл різної геометричної форми [4, 5]. Визначення характерної площі залежить від форми тіла: у найпростішому випадку (сфера) – це площа поперечного перерізу [4, 6].

Згідно цих даних, оптимальною є краплеподібна форма. Ескізи контейнерів наведені на рис. 1. Подальші розрахунки проводилися для контейнерів різних розмірів краплеподібної та напівкраплеподібної форми.

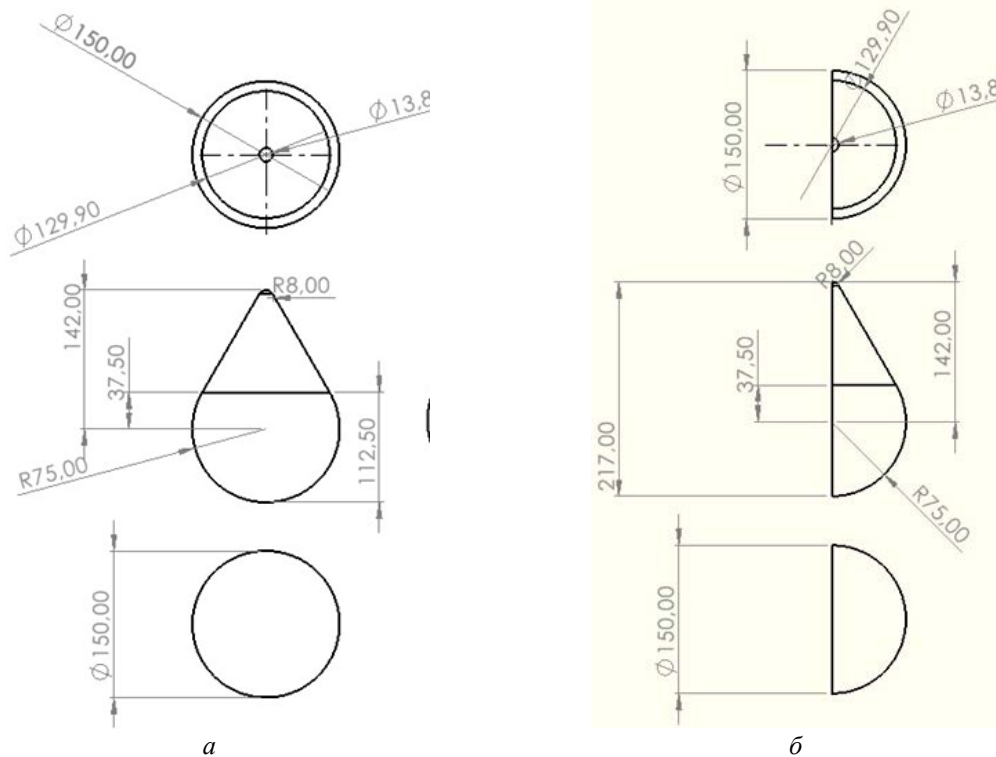


Рис. 1. Ескізи контейнерів: а – краплеподібної форми, б – напівкраплеподібної форми

Для розрахунку лобового опору контейнерів у процесі транспортування використані такі залежності:

$$F = C_F \frac{\rho v^2}{2} S \quad (1)$$

де C_F – безрозмірний коефіцієнт аеродинамічного опору. Для краплеподібного тіла цей коефіцієнт становить 0,04, а для половини краплеподібного тіла цей коефіцієнт визначається як 0,09 [3];

ρ – густина сухого повітря при 293,15 К, 1,2 кг/м³;

v – швидкість потоку повітря, м/с;

S – найбільша площа перерізу тіла перпендикулярно напрямку руху, м².

Результати розрахунків лобного опору контейнерів в залежності від швидкості польоту наведені в табл. 1.

Таблиця 1

Лобовий опір контейнерів в залежності від швидкості польоту (Н x 10⁻⁴)

V м/с (10-40 км/год.)	2,78	5,56	8,33	11,11
$D = 0,15 \text{ м} / S_1 = 176 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$	34	135,7	305	542
$D = 0,2 \text{ м} / S_2 = 314 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$	60,63	243,3	544	967
$D = 0,15 \text{ м} / S_{1/2} = 88 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$	38,4	153,3	344	612
$D = 0,2 \text{ м} / S_{2/2} = 157 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$	68,2	272,6	612	1088

Початкова форма контейнера у вигляді краплі - це об'єднання півсфери і конуса, де висота конуса дорівнює двом радіусам сфери. Попередні розрахунки ємності контейнерів були виконані для цієї геометричної конфігурації. (табл. 2) При такій конфігурації перехід між поверхнею півкулі і конусом є неплавним. Відомо, що саме на різких переходах поверхонь виникають завихрення і зриви потоку, що впливає на підйомну силу та загальні аеродинамічні характеристики [7].

Доцільно забезпечити плавний перехід від конічної поверхні до сферичної по дотичній (рис. 1. а). У результаті об'єм півкулі доповнюється об'ємом частини сфери при зменшенні висоти конуса. Розрахунки показали, що при такій модифікації суттєво збільшується внутрішній об'єм контейнерів (табл. 2).

Таблиця 2

Об’єми контейнерів різних форм і модифікацій

Форма і розмір	Крапля, $D=0,15$ м	Крапля, $D=0,2$ м	Половина краплі, $D=0,15$ м	Половина краплі, $D=0,2$ м
Об’єм до модифікації	$1,77 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$2,35 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$0,88 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$1,17 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$
Об’єм після модифікації	$2 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$2,66 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$1 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$1,33 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$
Збільшення об’єму	$0,23 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$0,31 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$0,12 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$	$0,16 \cdot 10^{-3} \text{ м}^3$

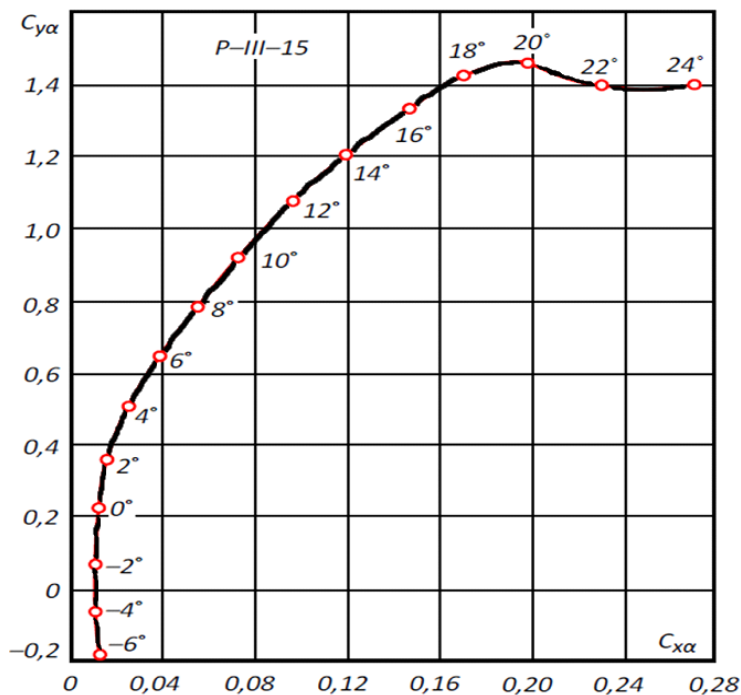


Рис. 2. Поляра крила [6]

Підйомна сила, яка створюється під час польоту контейнерами у формі половини краплі розраховувалася згідно формули:

$$F_y = C_y \rho V^2 S \quad (2)$$

де C_y – коефіцієнт залежності підйомної сили від кута атаки;

ρ – густина сухого повітря, $1,2 \text{ кг/м}^3$;

V – швидкість потоку повітря, м/с;

S – площа аеродинамічної поверхні, розраховані значення становили при $D = 0,15$ м та $0,2$ відповідно $21 \cdot 10^{-2} \text{ м}^2$ і $36 \cdot 10^{-2} \text{ м}^2$.

Значення коефіцієнтів C_y отримували з графіка «Поляра крила» (рис. 2) для кута атаки, менше 15 град., перевищення якого загрожує переходом літального апарата в штопор [6, 7].

Результати розрахунків генерації підйомної сили при різних кутах атаки і швидкостях польоту представлені в таблиці 3.

Таблиця 3

Генерація підйомної сили при різних кутах атаки і швидкостях польоту (в Н $\times 10^4$)

Кут атаки, град.	0	2	4	6	8	10	12	14
$D=0,15$ м; V м/с								
2,78	426	771	1055	1257	1623	1867	2191	2435
5,56	1704	3083	4219	5031	6491	7464	8763	9737
8,33	3826	6923	9473	11295	14574	16761	19675	21862
11,1	6802	12390	16884	20084	25914	29802	34984	38875
$D=0,2$ м; V м/с								
2,78	731	1322	1809	2157	2783	3201	3757	4175
5,56	2921	5286	7233	8624	11128	12797	15023	16692
8,33	6558	11867	16240	19363	24984	28732	33728	37476
11,1	11661	21110	28876	34429	44424	51088	59972	66636

Висновок

Краплеподібні та напівкраплеподібні геометричні форми є оптимальними варіантами конструкції контейнера, призначеного для безпілотного транспортування компонентів крові. При діаметрі передньої частини таких контейнерів $0,15 - 0,20$ м, їх об’єм дозволяє транспортувати 4 - 10 стандартних пакетів донорської крові. Реалізація тангенціального переходу сферичної частини контейнерів в конічну збільшує корисний об’єм і спрямована на усунення таких явищ, як завихрення, зрив потоку. Під час руху контейнерів у формі половини краплі реалізується їх аеродинамічна якість: в залежності від швидкості польоту та кута атаки генерується підйомна сила до $6,6$ Н, що дозволяє суттєво збільшити дистанцію транспортування.

Література

1. Сиваш Є. В. Перспективи застосування медичних дронів в Україні під час повномасштабного вторгнення в порівнянні зі світовою практикою / Є. В. Сиваш, С. І. Калашченко, А. М. Гринзовський // Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Екологічні та гігієнічні проблеми сфери життєдіяльності людини» (Київ, 15 березня 2023 р.) / за загальною редакцією член-кор. НАМН України, професора С.Т. Омельчука. – К.: МВЦ «Медінформ», 2023. – С. 177. <http://ir.librarynmu.com/bitstream/123456789/9359/1/%D0%9C%D0%B0%D1%82%D0%B5%D1%80%D1%96%D0%B0%D0%BB%D0%B8%20%D0%BD%D0%B0%D1%83%D0%BA%D0%BE%D0%B2%D0%BE-.pdf#page=177>.
2. Юхименко, К. І. Доцільність виходу компанії на ринок експрес-доставки за допомогою безпілотних літальних апаратів : дипломна робота ... бакалавра : 075 Маркетинг / Юхименко Костянтин Ігорович. – Київ, 2020. – 187 с. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/43720>.
3. Як дрони підвищують доступність медичної допомоги та знижують навантаження на систему охорони здоров'я [Електронний ресурс] // Освітній блог-оглядач – Режим доступу до ресурсу: <https://kultura.poltava.ua/yak-droni-pidvishhuyut-dostupnist-medichnoi-dopomogi-ta-znizhuuyut-navantazheniya-na-sistemu-oxoroni-zdorovya/>. (Дата звернення 05.04.2024).
4. Прикладна механіка 2 (Теорія механізмів та машин) [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання курсового проекту для студентів II курсу напрямку підготовки 6.05100303 «Приладобудування» спеціальності 7.05100303 «Прилади і системи орієнтації та навігації» денної форми навчання / НТУУ «КПІ» ; [уклад. П. С. Мироненко, С. О. Цибульник]. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,31 Мбайт). – Київ : НТУУ «КПІ», 2015. – 35 с. – Назва з екрана. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/15063>.
5. Дешко, В. І. Гідрогазодинаміка [Електронний ресурс] : навчальний посібник для студентів спеціальності «Енергетичний менеджмент» / В. І. Дешко, В. О. Виноградов-Салтиков, В. Г. Федоров ; НТУУ «КПІ». – Електронні текстові дані (1 файл: 9,11 Мбайт). – Київ : НТУУ «КПІ», 2014. – 416 с. – Назва з екрана. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/7785>.
6. Marchman, James F. III, (2021). Aerodynamics and Aircraft Performance, 3rd ed., Blacksburg, VA: University Libraries at Virginia Tech. <http://hdl.handle.net/10919/96525>, CC BY 4.0.
7. Leishman, J. Gordon. Introduction to Aerospace Flight Vehicles. Embry-Riddle Aeronautical University, 2023. <https://eaglepubs.erau.edu/introductiontoaerospaceflightvehicles>.

Анна ПРОСВЕТОВА¹, студент,
Валерій ОРЕЛ^{1,2}, аспірант,
Ольга ДАСЮКЕВИЧ², канд. біол. наук,
Олександр РИХАЛЬСЬКИЙ², канд. мед. наук,
Василь ОСТАФІЙЧУК², канд. біол. наук

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна, e-mail: prosvetovaanna53@gmail.com

² ДНП «Національний інститут раку», м. Київ, Україна, e-mail: valeriores@gmail.com

ВПЛИВ ІНДУКТИВНОЇ ПОМІРНОЇ ГІПЕРТЕРМІЇ ТА ЛІПОСОМАЛЬНОГО ДОКСОРУБУБІЦИНУ НА ЖИТТЄЗДАТНІСТЬ КЛІТИН SAOS-2

Анотація. Ця робота досліджує протипухлинну ефективність застосування індуктивної помірної гіпертермії у комбінації з ліпосомальним доксорубіцином на клітинах остеосаркоми з точки зору потенційного застосування в терапії онкологічних захворювань. Аналіз результатів продемонстрував достовірні відмінності між цими групами, вказуючи на ефективність індуктивної помірної гіпертермії та ліпосомального доксорубіцину як методу терапії остеосарком.

Ключові слова: остеосаркома, Saos-2 клітини, індуктивна помірна гіпертермія.

Актуальність

Остеосаркома є найпоширенішою первинною злоякісною пухлиною кісток, на яку припадає 20-40% усіх випадків первинних злоякісних новоутворень кісток [1]. Остеосаркома переважно виникає в метафізах довгих кісток, а саме: дистальному відділі стегнової кістки, проксимальному відділі великогомілкової кістки та проксимальному відділі плечової кістки [2, 3]. Останні дані свідчать про зростання захворюваності на остеосаркому до трьох випадків на мільйон людей щороку [4]. Крім того, лікування остеосарком пов'язано з довготривалими несприятливими наслідками та погіршенням якості життя через побічні ефекти системної хіміотерапії. Індуктивна помірна гіпертермія (ІПГ) – це метод лікування злоякісних новоутворень, який використовує тепло для руйнації ракових клітин. Дослідження ефективності цього методу послугує сприянням розвитку нових підходів до лікування.

Мета роботи

Дана робота сфокусована на порівнянні комбінованого впливу індуктивної помірної гіпертермії з ліпосомальним доксорубіцином на життєздатність клітин Saos-2.

Основні матеріали досліджень

Для ініціювання ефекту ІПГ (< 42 °C) та максимального питомого коефіцієнту поглинання електромагнітної енергії в злоякісних клітинах (18,72 Вт/кг) впродовж 30 хв було застосовано лабораторний прототип апарату «Магнітерм» (Радмір, Україна). На відміну від інших методів гіпертермії, таких як емсійний радіочастотний нагрів, ІПГ виникає за рахунок як електричної, так і магнітної складової прикладеного поля. Треба зазначити, що магнітна складова радіочастотного електромагнітного поля проникає через тіло людини зі значно меншим ослабленням, ніж електрична складова. Електромагнітні поля забезпечують локальне нагрівання, а також впливають на рух заряджених частинок і полярних молекул у біологічних середовищах. Наприклад, застосування імпульсних електромагнітних полів стимулювало мінералізацію клітин Saos-2, що відіграє певну роль у міграції та інвазивності клітин остеосаркоми [5]. Клітинну лінію остеосаркоми Saos-2 було надано банком клітинних ліній тканин людини і тварин Інституту експериментальної патології, онкології і радіобіології ім. Р.Є. Кавецького НАН України. Статистичний аналіз отриманих даних був проведений у IBM SPSS Statistics 25.0 (IBM Inc., USA). Спочатку досліджувалась залежність цитотоксичної відповіді від часу експозиції на ліпосомальний доксорубіцин (ЛДОКС) (Dorolo, Dr. Reddy's Natco Pharma LTD). Клітини Saos-2 висівались в концентрації 1×10^4 клітин на лунку в 96-лунковий планшет (TPP, Трасадінген, Швейцарія) з DMEM/F12, доповненим FBS і антибіотиком-антимікотиком (Sigma-Aldrich, США). Після додавання різних концентрацій ЛДОКС, було проведено інкубацію при 37 °C і 5% вологості вуглекислого газу протягом 48 або 72 год. Потім клітини були зафіксовані 10% трихлороцтовою кислотою, забарвлювались барвником сульфородаміном В (Sigma-Aldrich, США) і промивали 1% оцтовою кислотою (Sigma-Aldrich, Німеччина). Елюювання барвника здійснювали 10 мМ розчином трисової основи (Sigma-Aldrich, Німеччина). Поглинання зчитувалися

за допомогою багатолункового спектрофотометра (ThermoLabsystems Multiskan EX, Waltham, MA, США) при довжині хвилі 510 нм. Визначення життєздатності клітин Saos-2 відбувалось за допомогою методу виключення трипанового синього (Sigma-Aldrich, Німеччина) без лікування (контроль) та у відповідь на ППГ, ЛДОКС і комбінацію ЛДОКС + ППГ. У чашки Петрі вносили $1,5 \times 10^5$ клітин на чашку і DMEM/F12 з додаванням 10% FBS і $1 \times$ антибіотика-антимікотика. Клітини обробляли 0,4 мкг/мл ЛДОКС, після чого негайно піддавали впливу ППГ протягом 30 хв. Після впливу ППГ клітини інкубували за стандартних умов протягом 72 год. Кількість забарвлених трипановим синім (нежиттєздатних) і незабарвлених (життєздатних) клітин Saos-2 підраховували на гемацитометрі («Мікромед», Київ, Україна) [6].

Результати

Тривалий вплив ЛДОКС значно зменшував кількість життєздатних клітин Saos-2. Спостерігалася майже п'ятикратна різниця у значеннях половинної максимальної інгібуючої концентрації (IC_{50}) ЛДОКС між 48 год ($1,8 \pm 0,2$ мкг/мл) та 72 год ($0,38 \pm 0,02$ мкг/мл) інкубації ($p < 0,05$). Кількість життєздатних клітин Saos-2 після комбінованого лікування ЛДОКС та ППГ зменшилася на 61% порівняно з контролем ($p < 0,05$). ЛДОКС складається з водного розчину гідрохлориду доксорубіцину, інкапсульованого у фосфоліпідний бішар, з натрієвою сіллю N-2,2-дистеароїл-sn-гліцерил-3-фосфоетаноламіну (MPEG-DSPE), що сприяє стабілізації препарату в біологічних середовищах і його накопиченню у пухлинних клітинах. Комбінований вплив ЛДОКС та ППГ призводив до найнижчої частки життєздатних клітин Saos-2. Цікаво, що лише ППГ призводило до зниження життєздатності клітин на 12%, ніж у контрольній групі ($p < 0,05$). Кількість життєздатних клітин Saos-2 після лікування ЛДОКС і ЛДОКС + ППГ зменшилася на 57% і 61% відповідно порівняно з контролем ($p < 0,05$). Найнижча частка життєздатних клітин Saos-2, виявлена у відповідь на комбіноване лікування, може бути пояснена індукованими вихровими струмами та помірним підвищенням температури (<42 °C) під час лікування ППГ. Гіпотеза щодо запропонованого механізму дії ЛДОКС + ППГ на клітини Saos-2 ґрунтувалася на зміні розподілу заряду в ліпосомальній мембрані під впливом ППГ, що призводило до реорганізації фосфоліпідного бішару, уможливаючи утворення пор, через які потім вивільнявся доксорубіцин. Водночас сама клітинна мембрана могла стати більш проникною під впливом ППГ через механізми електропорації та електрофорезу, сприяючи тим самим поглинанию препарату клітинами. Зміна проникності мембрани при застосуванні ППГ може бути обумовлена низкою факторів: транспорт іонів, генерацію вільних радикалів, електромеханічну деформацію та температурні ефекти. ППГ призводить до порушення клітинних структур та зміни функції білків, які беруть участь в апоптозі та некрозі.

Висновок

Результати дослідження продемонстрували, що комбіноване застосування індуктивної помірної гіпертермії та ліпосомального доксорубіцину знижує життєздатність клітин Saos-2, порівнюючи з контрольною групою. Спостерігається синергічний ефект при комбінованій терапії, який обумовлений зміною розподілу заряду в ліпосомальній мембрані під впливом індуктивної помірної гіпертермії, що призводить до вивільнення доксорубіцину з ліпосом та підвищенню проникності цитоплазматичної мембрани злоякісних клітин остеосаркоми.

Література

1. Picci P. Osteosarcoma (osteogenic sarcoma) *Orphanet J. Rare Dis.* 2007;2:6. doi: 10.1186/1750-1172-2-6.
2. Misaghi A., Goldin A., Awad M., Kulidjian A.A. Osteosarcoma: A comprehensive review. *Sicot J.* 2018;4:12. doi: 10.1051/sicotj/2017028.
3. Forsyth R., Hogendoorn P.C.W. Epidemiology of primary bone tumors and economical aspects of bone metastases. In: Heymann D., editor. *Bone Sarcomas and Bone Metastases—From Bench to Bedside.* 3rd ed. Academic Press; Cambridge, MA, USA: 2022. pp. 17–23.
4. Beird H.C., Bielack S.S., Flanagan A.M., Gill J., Heymann D., Janeway K.A., Livingston J.A., Roberts R.D., Strauss S.J., Gorlick R. Osteosarcoma. *Nat. Rev. Dis. Primers.* 2022;8:82. doi: 10.1038/s41572-022-00416-z.
5. Smoch A., Podrzywalow-Bartnicka P., Palczewska M., Piwocka K., Groves P., Pikula S. Stimulators of mineralization limit the invasive phenotype of human osteosarcoma cells by a mechanism involving impaired invadopodia formation. *PLoS ONE.* 2014;9:e109938. doi: 10.1371/journal.pone.0109938.
6. Orel V.E., Diedkov A.G., Ostafiichuk V.V., Lykhova O.O., Kolesnyk D.L., Orel V.B., Dasyukevich O.Y., Rykhalskyi O.Y., Diedkov S.A., Prosvietova A.B. Combination treatment with liposomal doxorubicin and inductive moderate hyperthermia for sarcoma Saos-2 cells. *Pharmaceuticals (Basel).* 2024; 17:133. doi: 10.3390/ph17010133.

Олена ХОМЕНКО, канд. техн. наук, доц.,

Ілля ПРОХОРЕНКО, аспірант,

Марія СТЕЛЬЧЕНКО, студент,

Олексій СІГУНОВ, канд. техн. наук, доц.

ДВНЗ «Український державний хіміко-технологічний університет», м. Дніпро, Україна, e-mail: elenahtks@ukr.net

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ MgO ТА Al₂O₃ НА МЕХАНІЧНІ ТА РЕЗОРБЦІЙНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ БІОСТЕКОЛ

Анотація. В даній роботі досліджено вплив MgO та Al₂O₃ на мікротвердість та резорбційні характеристики біостекол. Оксиди були додані відповідно у кількості 3 та 1 мас.% до біоактивного скла системи Na₂O–CaO–SiO₂–P₂O₅. Встановлено, що введення зазначених оксидів дозволяє підвищити мікротвердість біоскла на 5...20%, а сумісна присутність обох оксидів у біосклі, який знаходився у фізіологічному розчині протягом 21 дня, призводить до зменшення втрати мікротвердості на 5 %. Вплив окремо введеного MgO на підвищення мікротвердості біоскла менш значний, оскільки цей оксид сприяє підвищенню біологічної активності скла і розчиненню його у буферному розчині. Зазначені дослідження відкривають перспективи у корегуванні хіміко-механічних властивостей біостекол широкого застосування.

Ключові слова: біоскло, мікротвердість, біосумісність, резорбція, розчинність

Актуальність дослідження

Біоскло є широко використовуваним матеріалом для відновлення твердих тканин, завдяки високій біоактивності [1, 2]. З моменту відкриття у 1969 році професором Л. Хенчем на базі системи Na₂O–CaO–SiO₂–P₂O₅, десятки років його застосовують у вигляді біоскла 45S5, комерційно відомого як Bioglass®.

Попри те, що Bioglass® є чудовим матеріалом і вважається «золотим стандартом» як заміник кістки, все ж таки він має певні недоліки. Зокрема, основні труднощі пов'язані з обробкою матеріалу через обмежену здатність цього скла до спікання [3], узгодження швидкості утворення нової тканини та різкі коливання рН біологічного мікросередовища через збільшення концентрації іонів, таких як Na⁺ і Ca²⁺, особливо в короткостроковій перспективі, коли вивільнення відбувається швидше [4, 5]. Також ці стекла мають невисокі фізико-механічні характеристики, що обмежує їх використання у навантажених ділянках [6]. Окрім того, високий вміст оксиду лужного металу призводить до швидшої резорбції, яка може змінити природне ремоделювання кістки, викликаючи тріщини між імплантованим матеріалом і кісткою-господарем [7].

Значний потенціал при вдосконаленні властивостей біостекол відкривають дослідження, які розглядають легування основної композиції мережевими модифікаторами та/або проміжними оксидами [8, 9, 10]. Зокрема встановлено, що магній має стимулюючий вплив на розвиток кісток [11]. Тому включення MgO в систему біоактивного скла може забезпечити покращені механічні властивості, біосумісність і здатність до біодеградації скла. Ще один оксид, який потенційно може забезпечити збільшення механічних характеристик біостекла – Al₂O₃. Відомо [12], що Al₂O₃ покращує тривалу стабільність імплантатів, необхідних для відновлення кісткових дефектів, і дозволяє контролювати швидкість деградації. Проте що біостекла з вмістом Al₂O₃ 1,5...2,5 мол.% мають цитотоксичний ефект проти клітинних ліній [13], в той час як біоскла з 0-1,0 мол.% Al₂O₃ токсичність не проявляють.

Мета дослідження

Дослідити сумісний вплив MgO та Al₂O₃ на мікротвердість та резорбційні характеристики біостекол на базі системи Na₂O–CaO–SiO₂–P₂O₅.

Основні матеріали досліджень

Біостекла дослідних складів (табл.1) отримували шляхом ретельного змішування сировинних матеріалів – маршаліту (SiO₂ – 99,5%), хімічно чистих CaCO₃ та Na₂CO₃, MgCl₂ та Al₂O₃ та їх плавлення у лабораторній силітовій печі при температурі 1380°C.

Таблиця 1

Хімічний склад дослідних біостекол

№ зразка	SiO ₂	Na ₂ O	CaO	P ₂ O ₅	MgO	Al ₂ O ₃
1	53	23	20	4	–	–
2	53	22	19	4	3	
3	53	21,5	18,5	4	3	1

Вимірювання твердості за Віккерсом здійснювали при оцінюванні зміни механічних властивостей стекел після занурення в розчин Рінгера тривалістю 7, 14 та 21 день.

Рентгенофазовий аналіз виконували за допомогою рентгенівського аналізатора ДРОН-3 з Cu_α випромінюванням, ідентифікацію гідроксиапатиту здійснювали за даними ICDD №01-074-0565.

Дослідження біоактивності *in vitro* здійснювали шляхом оцінки утворення гідроксикарбонатного апатиту (Ha) на поверхні біоскла після їх занурення в фізіологічний розчин Рінгера при 37 °C на 28 днів.

Дослідження біодеградації стекел *in vitro* здійснювали шляхом занурення біоскла в буферний розчин трис-(гідроксиметил)-амінометану (Tris) на термін до 7 днів при 37 °C. Вимірювання зміни рН розчину Tris та зміни ваги зразка здійснювали для оцінки поведінки біостекел при розкладанні.

Результати

Однією з найважливіших механічних характеристик, яка дозволяє оцінити структурну поведінку поверхні біоскла до та після певного часу експлуатації – мікротвердість. Показники мікротвердості дослідних стекел до та після витримки у розчині Рінгера протягом 7, 14 та 21 дня наведені в табл. 2.

Таблиця 2

Середні значення твердості за Віккерсом (HV) для дослідних біостекел

№ зразка	HV до занурення, кг/мм ²	HV 7 днів, кг/мм ²	HV 14 днів, кг/мм ²	HV 21 день, кг/мм ²
1	410	165	140	112
2	423	167	138	116
3	492	211	161	165

Встановлено, що заміна частини іонів кальцію та натрію іонами магнію та алюмінію в покращує механічні властивості, причому як до занурення у фізіологічний розчин, так і після перебування стекел в ньому через 7, 14 та 21 день. Найбільш твердим залишається зразок №3 навіть після витримки у розчині Рінгера протягом 21 дня, хоча і втрачає до 67 % початкової твердості (в той час як базовий зразок №1 втрачає 72% початкової твердості). Це можна пояснити активним розчиненням іонів кальцію та натрію з біоскла. Наявність алюміній оксиду стримує процес біорозкладання скла. Після взаємодії цих іонів з фосфатними іонами, наявними в фізіологічному розчині, на поверхні біоскла утворюється осад гідроксиапатиту [14].

Наявність гідроксиапатиту після витримки стекел у розчині Рінгера протягом 28 дня підтверджується рентгенофазовим аналізом (рис. 1). До занурення на рентгенограмах всіх стекел відсутні кристалічні дифракційні піки (спостерігається типова картина рентгеноаморфної структури), тоді як після витримки зразки стекел мали апатитоподібні піки шару майже при однакових 2 Θ градусах, що засвідчило біоактивність дослідних зразків. Додавання MgO та Al₂O₃ у дослідній кількості суттєво не вплинуло на утворення апатитового шару на поверхнях біостекел.

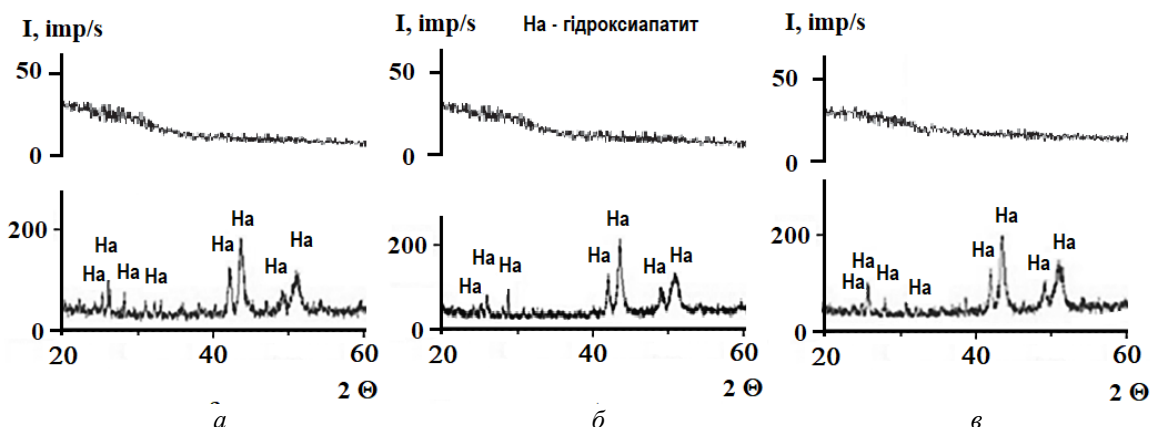


Рис. 1. Рентгенограми дослідних зразків біостекел: а – № 1, б – № 2, в – № 3

Контакт біоактивного скла з розчином Tris викликає вивільнення іонів Ca^{2+} , Na^+ , P^{5+} і Si^{4+} з біоскла в навколишнє середовище. Біоскло втрачає вагу за рахунок іонного переносу. Втрата ваги біоскла надає інформацію про біоактивність скла. Поведінку розчинення *in vitro* виготовлених біостекел аналізували шляхом зважування визначення втрати маси зразків скла та зміни рН розчину Tris. На рис. 2 показано кінетику розчинення біоскла в розчині Tris протягом 7 днів занурення.

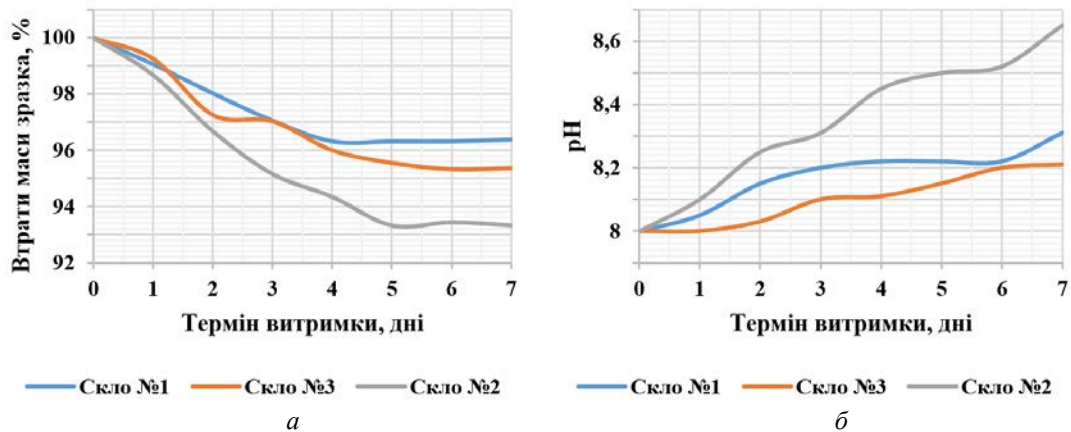


Рис. 2. Біостекла в розчині Tris: а – втрата маси зразків, б – зміна рН розчину

Tris-буферний розчин не містить вільних іонів, тому розчинення іонів можна чітко спостерігати за втратою ваги та зміною значення рН у цьому буферному розчині. Зі збільшенням часу маса біоактивних стекол зменшувалася за рахунок швидкостей розчинення іонів (рис. 2а). Через 2-3 дні вага зразків скла безперервно зменшувалася з повільною швидкістю, але через 4-5 днів швидкість розчинення поступово уповільнювалася. Це можна пояснити тим, що вага біостекол збільшувалася за рахунок осадження вивільнених іонів у вигляді гідроксиапатиту на поверхні стекол з розчину Tris. Контакт зразків скла викликав підвищення рН розчину Tris, що відповідало вивільненню іонів з поверхні біоскла і спрямовувало їх на атаку кремнеземної мережі з наступним утворенням силанолу [15]. Вищі зміни рН у зразку рису №2, зануреного в розчин Tris, показали, що заміна MgO сприятливо впливає на біоактивність зразка на основі кремнезему.

Висновок

Встановлено вплив MgO та Al₂O₃ на мікротвердість та резорбційні характеристики біостекол, введених відповідно у кількості 3 та 1 мас.% до біоактивного скла системи Na₂O–CaO–SiO₂–P₂O₅. Введення MgO та Al₂O₃ дозволяє підвищити мікротвердість біостекол на 5–20%, а сумісна присутність обох оксидів у біосклі, який знаходиться у фізіологічному розчині протягом 21 дня, призводить до зменшення втрати твердості на 5 %. Вплив окремо введеного MgO на підвищення мікротвердості біоскла менш значущий, оскільки цей оксид сприяє збільшенню біологічної активності скла і розчиненню його у буферному розчині. Зазначені дослідження відкривають перспективи у корегуванні хіміко-механічних властивостей біостекол широкого застосування.

Література

1. Mancuso E., Bretcanu O. A., Marshall M. et al. Novel bioglasses for bone tissue repair and regeneration: Effect of glass design on sintering ability, ion release and biocompatibility. *Materials & Design*. 2017. Vol. 129. P. 239–248. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.05.037>.
2. Rahaman M. N., Day D. E., Bal B. S. et al. Bioactive glass in tissue engineering. *Acta Biomaterialia*. 2011. Vol. 7. Issue 6. P. 2355–2373. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.03.016>.
3. Gerhardt L. C., Boccaccini A. R. Bioactive glass and glass-ceramic scaffolds for bone tissue engineering. *Materials*. 2010. Vol.3. No. 7. P. 3867–3910. <https://doi.org/10.3390/ma3073867>.
4. Fu H. et al. Long-term conversion of 45S5 bioactive glass–ceramic microspheres in aqueous phosphate solution. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2012. Vol. 23. P. 1181–1191. <https://doi.org/10.1007/s10856-012-4605-7>.
5. Huang W. et al. Mechanisms for converting bioactive silicate, borate, and borosilicate glasses to hydroxyapatite in dilute phosphate solution. *Physics and Chemistry of Glasses-European Journal of Glass Science and Technology Part B*. 2006. Vol. 47. No. 6. P. 647–658.
6. Tripathi H., Rath C., Kumar A. S. et al. Structural, physico-mechanical and in-vitro bioactivity studies on SiO₂–CaO–P₂O₅–SrO–Al₂O₃ bioactive glasses. *Materials Science and Engineering: C*. 2019. Vol. 94. P. 279–290. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.09.04>.
7. Goel A., Kapoor S., Rajagopal R. R. et al. Alkali-free bioactive glasses for bone tissue engineering: A preliminary investigation. *Acta Biomaterialia*. 2012. Vol. 8. Issue 1. P. 361–372. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.08.026>.

- 8.** Murphy S., Boyd D., Moane S., Bennett M. The effect of composition on ion release from Ca–Sr–Na–Zn–Si glass bone grafts. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2009. Vol. 20. P. 2207–2214. <https://doi.org/10.1007/s10856-009-3789-y>.
- 9.** Bains F., Ferraris M., Bretcanu O. et al. Optimization of composition, structure and mechanical strength of bioactive 3-D glass-ceramic scaffolds for bone substitution. *Journal of Biomaterials Applications*. 2013. Vol. 27(7). P. 872–890. <https://doi.org/10.1177/0885328211429193>.
- 10.** Fu Q., Rahaman M. N. Fu H., Liu X. Silicate, borosilicate, and borate bioactive glass scaffolds with controllable degradation rate for bone tissue engineering applications. I. Preparation and in vitro degradation. *Journal of biomedical materials research part A*. 2010. Vol. 95(1). P. 164–171. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.32824>.
- 11.** Kaur K., Singh K.J., Anand V. et al. Magnesium and silver doped CaO–Na₂O–SiO₂–P₂O₅ bioceramic nanoparticles as implant materials. *Ceramics International*. 2016. Vol. 42, Issue 11. P. 12651–12662. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2016.05.001>.
- 12.** El-Kheshen A.A., Khaliifa F.A., Saad E.A., Elwan R.L. Effect of Al₂O₃ addition on bioactivity, thermal and mechanical properties of some bioactive glasses. *Ceramics International*. 2008. Vol. 34, Issue 7. P. 1667–1673. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2007.05.016>.
- 13.** Tripathi H., Hira S. K., Kumar A. S. et al. Structural characterization and in vitro bioactivity assessment of SiO₂–CaO–P₂O₅–K₂O–Al₂O₃ glass as bioactive ceramic material. *Ceramics International*. 2015. Vol. 41, Issue 9, Part B. P. 11756–11769. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2015.05.143>.
- 14.** Karakuzu-Ikizler B., Terzioğlu P., Basaran-Elalmis Y. et al. Role of magnesium and aluminum substitution on the structural properties and bioactivity of bioglasses synthesized from biogenic silica. *Bioactive Materials*. 2020. Vol. 5, Issue 1. P. 66–73 <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2019.12.007>.
- 15.** Arepalli S.K., Tripathi H., Manna P.P. et al. Preparation and in vitro investigation on bioactivity of magnesia-contained bioactive glasses. *J. Australas. Ceram. Soc.* 2019. Vol. 55. P. 145–155. <https://doi.org/10.1007/s41779-018-0220-5>.

Родіон ВАРИЧ, студент,

Тетяна ЛУЦЕНКО, канд. техн. наук., доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: lutsenko.tetiana@iit.kpi.ua

ТЕХНОЛОГІЯ БЕЗПЕРЕРВНОГО ВИРОБНИЦТВА ЕПІДЕРМАЛЬНОГО ФАКТОРА РОСТУ ЗА ДОПОМОГОЮ БІОПЛІВКИ *E. COLI*

Анотація. Дана робота передбачає дослідження різних параметрів для ефективного безперервного синтезу Епідермального фактора росту (ЕФР), включаючи умови формування біоплівки, конструкцію біореактора, стратегії подачі поживних речовин та методи подальшої обробки. Кінцевою метою є створення масштабованої та ефективної платформи для безперервного виробництва високоякісного ЕФР для задоволення зростаючого попиту на цей цінний білок у різних сферах застосування.

Ключові слова: *Escherichia coli*, епідермальний фактор росту, біоплівка.

Актуальність дослідження

ЕФР є важливим білком, що бере участь у різних клітинних процесах, таких як проліферація клітин, загоєння ран і регенерація тканин. Попит на ЕФР у медичних та дослідницьких цілях зростає, що вимагає ефективних та економічно вигідних методів виробництва. Розробка системи безперервного виробництва ЕФР з використанням біоплівок *E. coli* має потенціал для задоволення зростаючого попиту на цей цінний білок. Така система може забезпечити сталий і масштабований метод виробництва ЕФР, що принесе користь різним галузям промисловості, включаючи фармацевтику, біотехнологію та медичні дослідження [1,2].

Мета дослідження

Розробка та оптимізація системи безперервного виробництва ЕФР з використанням біоплівок *E. coli*.

Основні матеріали досліджень

У попередніх дослідженнях вивчалось використання кишкової палички в якості хазяїна для виробництва рекомбінантного ЕФР. Однак ці методи часто покладаються на періодичні процеси, які можуть бути тривалими та трудомісткими. Порівняння двох способів виробництва наведено у таблиці 1. Крім того, дослідники вивчали потенціал біоплівок для безперервного біопродукування, але все ще існує потреба в оптимізованих та ефективних системах, спеціально пристосованих для виробництва ЕФР [2].

Таблиця 1

Порівняння переваг та недоліків безперервних та періодичних процесів виробництва ЕФР

Процес	Переваги	Недоліки
Безперервний	Вища продуктивність	Складність контролю
	Економія ресурсів	Ризик контамінації
	Стабільна якість продукту	Складність масштабування
	Менші капітальні витрати	Необхідність ретельного налаштування
Періодичний	Простота контролю	Нижча продуктивність
	Гнучкість	Вищі витрати на робочу силу
	Нижчий ризик контамінації	Вища вартість обладнання
	Простіше масштабування	Колівання якості продукту

Останні досягнення в галузі генної інженерії та технологічного дизайну проклали шлях до розробки інженерних біоплівок, оптимізованих для виробництва конкретних біопродуктів. Наприклад, дослідники вивчають використання інструментів синтетичної біології для створення біоплівок *E. coli*, які можуть ефективніше виробляти ЕФР. Модифікуючи генетичні шляхи, пов'язані з формуванням біоплівки та виробленням ЕФР, можна підвищити стабільність біоплівки та вихід ЕФР. Крім того, інтеграція передових систем моніторингу та контролю в біореактори на основі біоплівки дозволяє точно контролювати навколишнє середовище біоплівки. Це включає регулювання

біоплівки, доставці поживних речовин і вилученню продукту. Для підвищення продуктивності та спрощення подальшої обробки можна дослідити безперервні системи з іммобілізованими біоплівками або мембранні біореактори. Нарешті, слід розробити ефективні методи подальшої обробки, такі як мембранна фільтрація або хроматографічні методи, для вилучення та очищення EGF з біоплівкової культури з високим виходом і чистотою.

Література

1. Abdull Razis, A. F., Ismail, E. N., Hambali, Z., Abdullah, M. N., Ali, A. M., & Mohd Lila, M. A. (2008). Expression of recombinant human epidermal growth factor in *Escherichia coli* and characterization of its biological activity. *Applied biochemistry and biotechnology*, 144(3), 249–261. <https://doi.org/10.1007/s12010-007-8019-9>.
2. Kim, Y.S., Lee, HJ., Han, Mh. et al. Effective production of human growth factors in *Escherichia coli* by fusing with small protein 6HFh8. *Microb Cell Fact* 20, 9 (2021). <https://doi.org/10.1186/s12934-020-01502-1>.
3. Li M, Wang Z, Zhou M, Zhang C, Zhi K, Liu S, Sun X, Wang Z, Liu J and Liu D (2022) Continuous Production of Human Epidermal Growth Factor Using *Escherichia coli* Biofilm. *Front. Microbiol.* 13:855059. doi: 10.3389/fmicb.2022.855059.

Daria MOLODETSKA, Student
Kharkiv National University of Radio Electronics, Kharkiv, Ukraine, e-mail: daria.molodetska@nure.ua

A COMPREHENSIVE STUDY OF MOLECULAR HYBRIDIZATION TECHNIQUES IN CYTOGENETICS WITH A FOCUS ON CHRONIC MYELOID LEUKAEMIA

Abstract: Early and accurate diagnosis of chromosomal abnormalities is crucial for preventing congenital disorders. However, cytogenetics faces limitations in Ukraine, likely due to a lack of specialists and public awareness. This study aims to investigate these limitations and explore strategies to promote cytogenetics in Ukraine. By increasing access and awareness, more people can benefit from this potentially life-saving field.

Key words: cytogenetics, Chronic myeloid leukaemia, molecular hybridization techniques, analysis, treatment.

Cytogenetics is a fundamental study of chromosomes when they're become visible during the cell division processes either mitosis or meiosis, depending on what should be analysed. [5] This is a fundamental approach in medical genetics as it can be used in many areas that require analysis of the genome such as cancer diagnosis and treatment, prenatal diagnosis, infertility studies, genetic counselling, etc [6].

These techniques can be used in many different ways as it depends on the task was given to perform the analysis. It would be necessary to pick exact ones to describe in this report, so taking into consideration all factors Chronic Myeloid Leukaemia has been chosen as an example in order to demonstrate some of them for better explanation, clarification and detailed protocols of usage. Therefore, in this report will be discussed: chromosome banding techniques, Karyotyping Fluorescence In Situ Hybridization (FISH), Comparative Genomic Hybridization (CGH), Array-Based Comparative Genomic Hybridization (aCGH), Spectral Karyotyping (SKY), Multiplex FISH (M-FISH), Chromosome Microdissection and Reverse Painting, Southern Blotting, Pulsed-Field Gel Electrophoresis (PFGE), Quantitative Fluorescent PCR (QF-PCR). As has been mentioned earlier, some of the techniques will be demonstrated on the example of Chronic Myeloid Leukaemia [11, 10, 7].

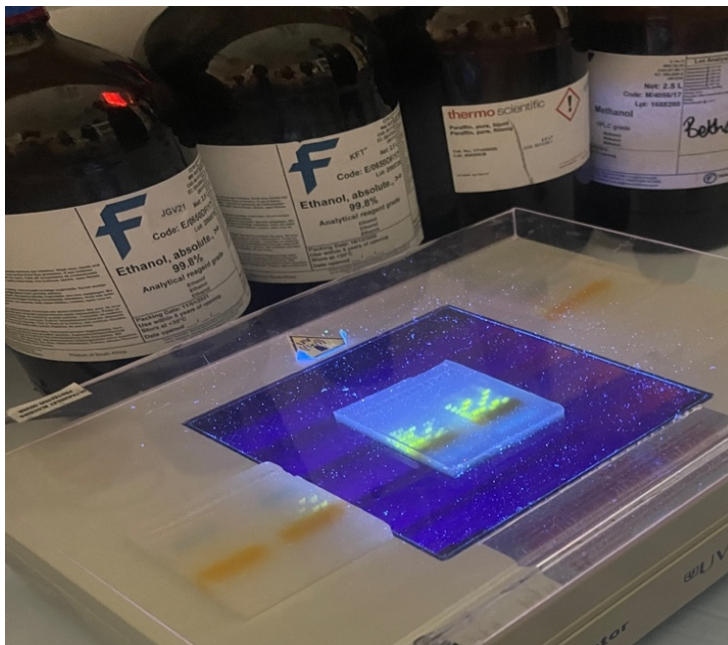


Fig. 1. DNA Analysis using Gel Electrophoresis

Chronic Myeloid Leukaemia (CML) is a type of Chronic leukaemia that is caused by a partial translocation that affects granulocytes. CML cells make other cells to mature only partially and therefore these abnormal premature simply cannot work properly and effectively weakening the immune system. The most common cause of CML is a chromosome translocation that results in a Philadelphia chromosome (Ph chromosome or t(9;22)(q34;q11) translocation). Person with CML is more vulnerable to infections because

of the weakened immune system, thrombocytopenia, leukopenia; poor wound healing, more frequent and easier bleeding are the symptoms of CML. The lab investigations for people with CML usually begins with a blood smear with a Complete Blood Count (CBC); however, the necessity of the further investigations such as genetic testing for Philadelphia chromosome appears almost immediately. Treatment for CML includes targeted therapy using tyrosine kinase inhibitors (TKIs) like imatinib that could specifically inhibit the BCR-ABL tyrosine kinase, the abnormal protein produced by the Philadelphia chromosome [9, 12, 8].

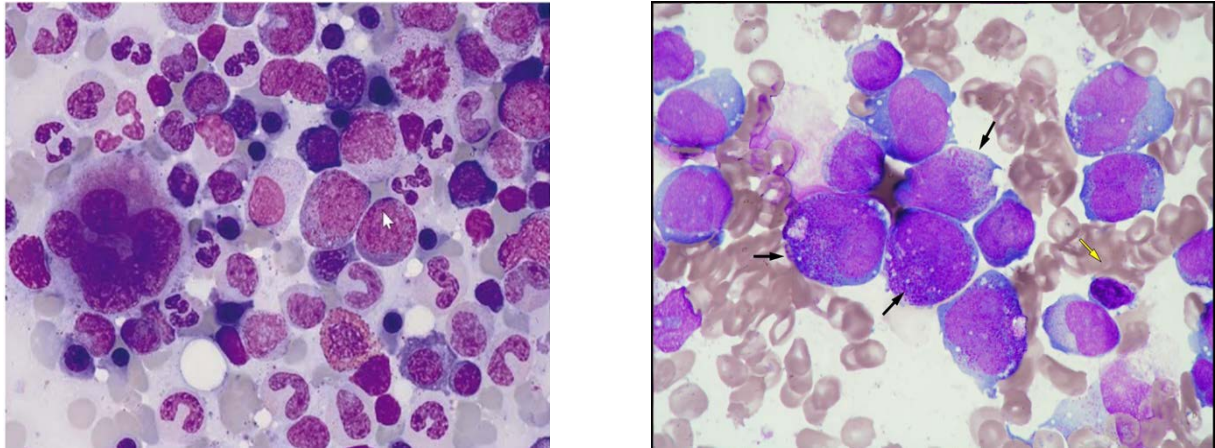


Fig. 2. Normal Bone Marrow (BM) vs CML [1, 3]

It is worth to note that it is possible not only diagnose CML using cytogenetic techniques but also monitor the treatment response and its efficacy, types of the treatment that will be suitable for a particular person, etc. Next point is scopes and limitations of the current cytogenetics techniques, that include economic accessibility, ethical considerations, specialists to interpret the results, resolution and targeted probes using FISH that means that only known sequences can be recognised nowadays [2].

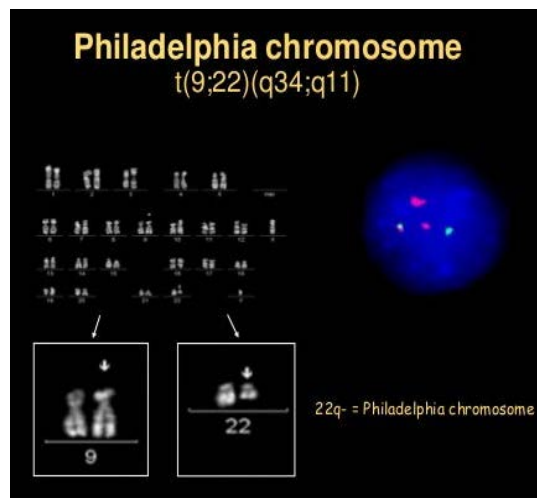


Fig. 3. Demonstration of the Philadelphia chromosome [4]

Consequently, cytogenetics is a crucial 'chapter' in biomedical sciences and medicine as it expands the possibilities of diagnosing and discovering new disorders. It is a 'root' in initiation of the usage of gene therapy in order to treat genetic disorders as now it is a limited number of disorders that can be treated. Cytogenetics can also be used in prenatal diagnostics that is essential when dealing with disorders such as 21 trisomy, 18 trisomy. As they're diagnosed before birth parents can prepare for the possible outcomes to easier overcome that.

References

1. *Acute Myeloid Leukemia – Diagnosis and Treatment in 2020*. (n.d.). [Www.youtube.com. https://www.youtube.com/watch?v=3WvVSKGEWTI](https://www.youtube.com/watch?v=3WvVSKGEWTI).

2. Bridge, J. A. (2008). Advantages and limitations of cytogenetic, molecular cytogenetic, and molecular diagnostic testing in mesenchymal neoplasms. *Journal of Orthopaedic Science*, 13(3), 273–282. <https://doi.org/10.1007/s00776-007-1215-1>.
3. *Cml bone marrow at DuckDuckGo*. (n.d.). Duckduckgo.com. Retrieved March 10, 2024, from <https://duckduckgo.com/?q=cml+bone+marrow&t=osx&iax=images&ia=images&iai=https%3A%2F%2Fwww.leukemia-cell.org%2Fatlas%2Fres%2Fphotogallery%2Fcml-myeloidni-zvrat-fig04.jpg>.
4. *Cml presentation*. (2016, July 22). SlideShare. <https://www.slideshare.net/drraj12319/cml-presentation-64286868>.
5. Dutra, A. (2020). *Cytogenetics*. Genome.gov. <https://www.genome.gov/genetics-glossary/Cytogenetics>.
6. Kannan, T. P., & Zilfalil, B. A. (2009). Cytogenetics: past, present and future. *The Malaysian Journal of Medical Sciences : MJMS*, 16(2), 4–9. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3336168>.
7. Keagle, M. B., & Gersen, S. L. (2012). Basic Cytogenetics Laboratory Procedures. *The Principles of Clinical Cytogenetics*, 53–65. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1688-4_4.
8. Minciacchi, V. R., Kumar, R., & Krause, D. S. (2021). Chronic Myeloid Leukemia: A Model Disease of the Past, Present and Future. *Cells*, 10(1), 117. <https://doi.org/10.3390/cells10010117>.
9. National Cancer Institute. (2019). *Chronic Myelogenous Leukemia Treatment*. National Cancer Institute; Cancer.gov. <https://www.cancer.gov/types/leukemia/patient/cml-treatment-pdq>.
10. Ozkan, E., & Lacerda, M. P. (2021). *Genetics, Cytogenetic Testing And Conventional Karyotype*. PubMed; StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK563293>.
11. Trask, B. J. (2002). Human cytogenetics: 46 chromosomes, 46 years and counting. *Nature Reviews Genetics*, 3(10), 769–778. <https://doi.org/10.1038/nrg905>.
12. *What is chronic myeloid leukaemia?* (2023, October 3). Nhs.uk. <https://www.nhs.uk/conditions/chronic-myeloid-leukaemia/what-is-cml>.
13. Avrunin, O. (2009). Experience in the development of a biomedical system of digital microscopy. *Applied radio electronics*, (1), 8.

Наталія МАНІЧЕВА¹, канд. техн. наук, доц,
Ігор ШАПОВАЛОВ¹, канд. фіз.-мат. наук, доц,
Віталій ЛЕВАЩЕНКО², д-р філософії, проф,
Денис ОСТАНІН¹, студент

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: vmanichev@ukr.net

² Жилінський університет, м. Жилін, Словачія

НАНОТЕХНОЛОГІЇ В ДІАГНОСТИЦІ: ПОКРАЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ТА РАННЄ ВИЯВЛЕННЯ ЗАХВОРЮВАНЬ

Анотація. З урахуванням стрімкого розвитку нанотехнологій та їхнього потенціалу в біомедичній інженерії, дослідження в цьому напрямку відкривають безліч можливостей для покращення діагностики, лікування та реабілітації різних захворювань. Ця стаття присвячена розгляду інноваційних підходів до використання нанотехнологій у біомедичній інженерії з метою збереження та підтримки здоров'я.

Ключові слова: нанотехнології, наносенсори, діагностика, біомедична інженерія, біодоступність лікарських речовин.

Нанотехнології в області медицини набувають все більшого значення, зокрема у сфері діагностики різних захворювань. Використання наночастинок в цьому контексті може революціонізувати підхід до виявлення та моніторингу хвороби. Наночастинки можуть виступати в ролі наносенсорів, розташованих у біологічних середовищах. Це дозволяє їм реагувати на різноманітні біохімічні процеси в організмі та виявляти характеристики, що вказують на можливий розвиток захворювань. Такі наносенсори можуть виявляти біомаркери, які є індикаторами певних хвороб, навіть на ранніх стадіях їхнього розвитку [1].

Однією з ключових переваг використання нанотехнологій у діагностиці є здатність раннього виявлення захворювань. Вчасна діагностика забезпечує можливість почати лікування на початкових етапах, коли існує найбільша ймовірність успішного та ефективного лікування. Прогрес у розвитку наносенсорів та наночастинок для діагностики може призвести до створення інтегрованих систем, що автоматично виявлятимуть та аналізуватимуть біомаркери, надаючи лікарям та пацієнтам швидку та точну інформацію. Це може відкрити нові можливості для персоналізованої медицини та ефективного управління захворюваннями.

Однак, разом із захопливими можливостями, пов'язаними з використанням нанотехнологій в діагностиці, виникають і виклики. Етичні аспекти, вплив на здоров'я та навколишнє середовище, а також питання конфіденційності вимагають уважного вирішення для забезпечення безпеки та довіри до цих технологій [2].

Нанотехнології стають ключовим гравцем у вдосконаленні методів лікування різних захворювань, забезпечуючи нові можливості та підвищуючи ефективність терапії. В цьому розділі розглянемо, як використання наночастинок веде до новаторських методів доставки лікарських речовин та сприяє зменшенню побічних ефектів. Однією з головних переваг нанотехнологій у лікуванні полягає в їхній здатності точно та направлено доставляти лікарські речовини. Наночастинки можуть бути функціоналізовані так, щоб специфічно адсорбуватися на уражених клітинах чи тканинах, забезпечуючи таргетовану доставку.

Механізми дії наночастинок дозволяють збільшити біодоступність лікарських речовин та покращити їхню розподільчу характеристику в організмі. Це веде до оптимізації терапії, забезпечуючи максимальний терапевтичний ефект при мінімізації дози лікарських препаратів. Традиційні методи лікування часто супроводжуються небажаними побічними ефектами, обумовленими впливом ліків на здорові тканини [2, 3]. Використання нанотехнологій дозволяє уникнути частини цих ефектів, оскільки наночастинки можуть бути спроектовані так, щоб взаємодіяти лише з ураженими областями.

Нанотехнології дозволяють створювати персоналізовані терапевтичні рішення. З урахуванням індивідуальних характеристик пацієнта, можна розробляти наночастинок, спрямованих на оптимальні результати та максимальний клінічний ефект. Використання нанобіоматеріалів в сфері реабілітації та протезування є перспективним напрямком, який не лише полегшує процес відновлення, але й значно покращує функціональність та сумісність штучних структур з організмом.

Нанотехнології також дозволяють створювати біоміметичні матеріали, які точно імітують природні тканини. Це стає ключовим фактором для покращення природної взаємодії протезів чи

реабілітаційних пристроїв з організмом. Використання нанобіоматеріалів дозволяє створювати легкі та міцні структури, що особливо важливо в області протезування [1, 4]. Матеріали зменшеної ваги сприяють зручності та комфорту для користувачів протезів.

Нанотехнології дають можливості виробляти матеріали, які можуть адаптуватися до фізіологічних характеристик конкретного пацієнта. Це покращує гнучкість реабілітаційних засобів та пристосувань до індивідуальних потреб.

У сфері нейрореабілітації нанобіоматеріали можуть використовуватися для створення інтерфейсів, які взаємодіють з нервовою системою, полегшуючи процес відновлення та покращуючи контроль над пристроями.

Зріст використання нанотехнологій у біомедичній інженерії наштовхує нас на важливе обговорення етичних та соціальних аспектів, пов'язаних із їхнім використанням. Це включає справедливий доступ до новітніх технологій, захист конфіденційності даних та інші ключові питання. Одним з основних етичних питань є забезпечення справедливого доступу до нанотехнологій у сфері біомедичної інженерії [5]. Важливо забезпечити, щоб ці технології були доступні та придатні для використання для всіх верств населення, незалежно від соціального статусу чи фінансових можливостей.

Зростаючий обсяг даних, зібраних та оброблених за допомогою нанотехнологій, ставить питання про конфіденційність та захист особистої інформації. Необхідно розробляти строгі етичні стандарти та законодавчі механізми для забезпечення конфіденційності даних пацієнтів та користувачів. Вплив нанотехнологій на природне середовище та екосистему також є об'єктом етичного розгляду. Необхідно уникати негативного впливу технологій на довкілля та розробляти підходи, спрямовані на створення екологічно безпечних технологій.

Етичні аспекти використання нанотехнологій потребують розроблення чітких норм та стандартів. Це включає в себе визначення меж вживання технологій, вирішення питань відповідальності та участь у широкому обговоренні громадськості. Важливим елементом вирішення етичних та соціальних питань є активна участь громадськості у процесі прийняття рішень. Відкритий та прозорий діалог між науковою громадою, громадськістю та регуляторами є важливим для створення довіри та ефективного вирішення етичних питань.

Висновок

Інтеграція нанотехнологій у біомедичну інженерію відкриває нові перспективи для підтримки та збереження здоров'я. Дослідження в цьому напрямку не лише сприятимуть вдосконаленню методів діагностики та лікування, але й допоможуть вирішувати етичні та соціальні питання, пов'язані з використанням цих технологій.

Література

1. Манічева Н.В., Александровский С.Ю. Нанотехнологии и наноматериалы в биологических и медицинских системах. / Н.В. Манічева, Ю.С. Александровский // Матеріали VI Всеукраїнської науково-технічної конференції «Фізика та медицина у сучасному житті». 17–19 травня 2020 р., м. Одеса, Україна. С. 52–57. URI: <http://dspace.opu.ua/jspui/bitstream/123456789/10757/1/013.pdf>.
2. Манічева Н.В., Бондаренко К.О. Перспективи розвитку наномедицины в Украине. / Н.В. Манічева, К.О. Бондаренко // Матеріали VI Всеукраїнської науково-технічної конференції «Фізика та медицина у сучасному житті». 17–19 травня 2020 р., м. Одеса, Україна. С. 137–141. URI: <http://dspace.op.edu.ua/jspui/bitstream/123456789/10831/1/039.pdf>.
3. Manicheva, N., Titova, N., Prokopovych, I., Kasian, S. (2022). Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine. Odes'kyi Polytechnichniy Universytet, Pratsi, 1 (65), 99–108. Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine / N. Manicheva, N. Titova, I. Prokopovych, S. Kasian // Пр. Одес. політехн. ун-ту. – Одеса, 2022. – Вип. 1 (65). – Р. 99–108. DOI: 10.15276/opu.1.65.2022.12.
4. Titova N., Manicheva N., Romanyuk S., Pirotti E., Pirotti A. Mathematical model for determining the internal electromagnetic field in a small fish (whitebait). / N. Titova, N. Manicheva, S. Romanyuk, E. Pirotti, A. Pirotti. // Proceedings of Odessa Polytechnic University. – Odessa, Ukraine, 2020. Issue 3(62). P. 113-118. DOI: 10.15276/opu.3.62.2020.13.
5. Манічева Н.В., Манічева А.В., Трапезникова О.С. «Біонічні гриби» – новий спосіб отримання електроенергії за допомогою бактерій і нанотехнологій. / Н.В. Манічева, А.В. Манічева, О.С. Трапезникова // Матеріали VI Всеукраїнської науково-технічної конференції «Фізика та медицина у сучасному житті». 17–19 травня 2020 р., м. Одеса, Україна. С. 57-61. URI: <http://dspace.op.edu.ua/jspui/bitstream/123456789/10758/1/014.pdf>.

Ігор ШАПОВАЛОВ¹, канд. фіз.-мат. наук, доц.,
Валентина ПУРІЧ¹, канд. техн. наук, доц.,
Володимир МАНІЧЕВ¹, інженер,
Ігор ТІТОВ², аспірант

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: vmanichev@ukr.net

² Лісабонський університетський, м. Лісабон, Португалія

ЗАСАДИ ЗАГАЛЬНОЇ ТЕОРІЇ СИСТЕМ У БІОМЕДИЦИНІ

Анотація. Загальна теорія систем є важливою галуззю науки, що вивчає властивості та поведінку систем як цілісних утворень. Вона виникла в середині ХХ століття та стала потужним інструментом для аналізу та розв’язання проблем в різних галузях науки та інженерії. У цій доповіді розглянемо основні засади загальної теорії систем та її застосування в сучасному світі.

Ключові слова: загальна теорія систем, інтердисциплінарність, принцип взаємодії, біомедицина.

Загальна теорія систем є важливою галуззю науки, що вивчає властивості та поведінку систем як цілісних утворень. Вона виникла в середині ХХ століття та стала потужним інструментом для аналізу та розв’язання проблем в різних галузях науки та інженерії. У цій доповіді розглянемо основні засади загальної теорії систем та її застосування в сучасному світі.

Загальна теорія систем є підходом до вивчення великих та складних систем, де увага зосереджена на їхніх структурах, взаємодіях та властивостях. Основні компоненти систем включають елементи, взаємодію, мету та об’єкт вивчення. Теорія систем надає можливість дослідження систем різного рівня складності, починаючи від простих до вкрай складних [1].

Загальна теорія систем, яка була розроблена у середині 20-го століття, стала потужним інструментом для аналізу та розуміння складних систем у різних галузях науки та техніки. Її основні засади визначають універсальний підхід до дослідження та оптимізації систем, надаючи можливість розглядати їх як цілісні структури з внутрішніми зв’язками та взаємодіями. У цій доповіді розглянемо основні аспекти загальної теорії систем та її застосування в різних галузях.

Однією з ключових засад загальної теорії систем є концепція системи як цілісної одиниці, що складається з взаємодіючих та взаємозалежних компонентів. Ця концепція дозволяє розглядати будь-який об’єкт або явище як систему, що може бути поділена на підсистеми для кращого розуміння та аналізу [2]. Крім того, загальна теорія систем надає інструменти для опису структури та функцій систем, а також для вивчення їх поведінки в часі.

Іншою важливою засадою є ідея взаємодії та зв’язку між компонентами системи. Це враховує взаємозалежність елементів та їх вплив на загальну ефективність системи. Загальна теорія систем дозволяє аналізувати ці взаємодії, щоб визначити оптимальні стратегії управління та вдосконалення систем.

Однією з ключових особливостей теорії систем є визнання важливості взаємодії між компонентами системи. Принцип взаємодії підкреслює необхідність розуміння взаємовпливів між елементами системи та їхнім впливом на загальну поведінку системи. Інші ключові принципи включають ієрархічність, емерджентність та цілісність [3].

Перший принцип (*Системність*) – це підхід до розглядання системи як цілісної одиниці, де кожен елемент взаємодіє з іншими для досягнення певної мети. Цей підхід виключає розділення системи на ізольовані частини та дозволяє розглядати її як єдиний функціональний організм.

Другий принцип (*Емерджентність*) стверджує, що властивості системи можуть виникати на рівні системи як цілісної одиниці, і не можуть бути повністю пояснені властивостями її складових частин. Це робить системний підхід особливо ефективним для аналізу взаємодій та виникнення нових властивостей.

Третій принцип (*Гомеостаз*) вказує на здатність системи реагувати на зміни в оточенні з метою збереження стабільності та внутрішньої рівноваги. Це важливо для забезпечення життєдіяльності системи в змінюючихся умовах.

Усі ці принципи в сукупності надають розуміння та інструменти для аналізу системних взаємодій. Основою теорії систем є не лише вивчення окремих елементів, а й розуміння того, як вони взаємодіють, утворюючи щось більше ніж проста сума їхніх частин.

Системна інтердисциплінарність – це підхід, який об’єднує різні галузі знань та дисципліни з метою створення повноцінних та комплексних рішень для складних проблем. Це включає в себе обмін інформацією, ідеями та методами між фахівцями з різних галузей [4].

Основні принципи системної інтердисциплінарності, це *взаємодія* та *співпраця*. Цей принцип покликаний підкреслити важливість активного обміну ідеями та знаннями між представниками різних галузей. Спільна робота над проблемами дозволяє отримати більш повне розуміння та знаходити інноваційні рішення. Системна інтердисциплінарність вимагає розглядати проблему в контексті її впливу на різні аспекти суспільства, природи та техніки. Такий комплексний підхід дозволяє уникнути однобічного розгляду проблеми та розглядати її у всій її складності.

Засади загальної теорії систем виступають як основний фреймворк для розуміння та моделювання взаємодій у складних системах. Вони надають спільну мову та методологію для фахівців з різних галузей. Загальна теорія систем має широкий спектр застосувань у сучасному світі. Вона успішно використовується в інженерії для оптимізації проектів та підвищення ефективності систем. Також вона грає важливу роль у біології, де допомагає розуміти складні взаємодії в живих організмах. Крім того, теорія систем є ключовою для розвитку штучного інтелекту, де моделюються та оптимізуються складні системи.

Загальна теорія систем знаходить широке застосування в науці та техніці. У фізиці, наприклад, вона використовується для дослідження складних фізичних систем, таких як космос чи клітини. У технічних галузях, таких як інженерія та інформаційні технології, загальна теорія систем допомагає оптимізувати процеси та вдосконалювати роботу різноманітних систем [5]. У менеджменті загальна теорія систем використовується для аналізу та вдосконалення корпоративних стратегій та процесів. Моделювання систем дозволяє ефективно управляти ресурсами та підвищити продуктивність організацій. Засади теорії систем застосовуються для розробки стратегій управління, які розглядають компанію як цілісну систему з внутрішніми та зовнішніми взаємодіями.

В медицині загальна теорія систем використовується для розуміння складних біологічних систем, таких як людський організм. Це допомагає враховувати взаємодії між органами та системами організму, що є важливим для розробки ефективних методів лікування та діагностики.

Висновок. Загальна теорія систем виявляється потужним інструментом для аналізу та моделювання взаємодії складних систем. Її принципи допомагають розкрити внутрішню логіку та зв'язки елементів, що сприяє ефективнішому управлінню та розвитку. Вона розкриває, як елементи взаємодіють, утворюючи цілісні структури, що мають важливі наслідки для різноманітних галузей, від біології до менеджменту. Застосування теорії систем допомагає розуміти складність явищ, сприяє розробці стратегій та оптимізації рішень. Усе це робить її невід'ємною складовою для вирішення сучасних завдань у наукових, технічних та соціальних областях.

Література

1. Titova N., Manicheva N., Romanyuk S., Pirotti E., Pirotti A. Mathematical model for determining the internal electromagnetic field in a small fish (whitebait). / N. Titova, N. Manicheva, S. Romanyuk, E. Pirotti, A. Pirotti. // Proceedings of Odessa Polytechnic University. – Odessa, Ukraine, 2020. Issue 3(62). P. 113-118. DOI: 10.15276/opu.3.62.2020.13.
2. Manicheva, N., Titova, N., Prokopovych, I., Kasian, S. (2022). Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine. Odes'kyi Polytechnichnyi Universytet, Pratsi, 1 (65), 99–108. Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine / N. Manicheva, N. Titova, I. Prokopovych, S. Kasian // Пр. Одес. політехн. ун-ту. – Одеса, 2022. – Вип. 1 (65). – Р. 99–108. DOI: 10.15276/opu.1.65.2022.12.
3. Манічева Н.В., Мосейкіна С.О. Використання метода аналізу ієрархій при прийнятті рішень при лікуванні хворих та створення статистичних даних. / Н.В. Манічева, С.О. Мосейкіна. // Materials of the International Internet Conference «Modern chemistry of medicines», May 18, 2023, Kharkiv, Ukraine. P. 191-192. URI: <https://drive.google.com/file/d/147icDZVWg6qtn2ljeJsf1ZrCNbtINOT6/view>.
4. Manicheva N., Dudzinskii Yr., Titova N., Zakharova A. Determination of the nonlinear parameter and internal pressure in a liquid by the acoustic method. / N. Manicheva, Jr. Dudzinskii, N. Titova, A. Zakharova. // Proceedings of Odessa Polytechnic University. – Odessa, Ukraine, 2021. Issue 1(63). P. 88-94. DOI: 10.15276/opu.1.63.2021.09.
5. Anton Panda, Natalia Manicheva, Yuriy Dudzinskii, Nataliia Titova. Acousto hydrodynamic method of measurment of fluid cavitations threshold in liquid. / Panda Anton, Natalia Manicheva, Yuriy Dudzinskii, Nataliia Titova // MM Science Journal 2023, October 2023. P. 6650-6655. DOI: 10.17973/MMSJ.2023_10_2023014.

Аліна ГАЛАНЗОВСЬКА¹, студент,
Наталія ПІТОВА¹, д-р техн. наук, проф.
Наталія МАНІЧЕВА¹, канд. техн. наук, доц.,
Інна ЯРОВА¹, канд. техн. наук, доц.,
Леонід КОВАЛЬ², канд. техн. наук, доц.

¹ Національний університет «Одеська Політехніка», м. Одеса, Україна, vmanichev@ukr.net

² Вінницький національний технічний університет

СПЕКТРИ ПОГЛИНАННЯ ДЕЯКИХ БІОЛОГІЧНО ВАЖЛИВИХ РЕЧОВИН: МОЛЕКУЛЯРНІ СПЕКТРИ

Анотація. В ході дослідження було виявлено, що спектри поглинання та молекулярні спектри є важливими складовими в хімії, фізиці та загалом у науці. Було досліджено, що абсорбційна спектроскопія діє за принципом взаємодії світла з речовиною та вимірювання поглинутого світла від зразка. Визначення позицій та інтенсивностей піків у спектрі дозволяє отримати інформацію про характерні енергетичні переходи у молекулах речовини та їхні концентрації у зразку. Було виявлено три види спектрів поглинання, такі як видимі, ультрафіолетові (УФ) та інфрачервоні (ІЧ) спектри. Ці спектри зустрічаються найчастіше в молекулярно-абсорбційному аналізі. При дослідженні молекулярних спектрів було виявлено прямий взаємозв'язок між молекулярною та абсорбційною спектроскопією, так як молекулярний аналіз вміщує в собі оптичні методи. Далі були досліджені інфрачервоні спектри поглинання нуклеїнових кислот, а також методи визначення концентрації протеїнів та нуклеїнових кислот за допомогою УФ-видимої спектрометрії.

Ключові слова. Спектр, спектрографія, спектри поглинання, абсорбційна спектроскопія, молекулярна спектроскопія, інфрачервона (ІЧ) спектроскопія, ультрафіолетова (УФ) спектроскопія.

Актуальність дослідження

Дослідження спектроскопії молекулярного поглинання, зокрема властивостей поглинання нуклеїнових кислот і білків УФ-видимого та інфрачервоного діапазонів, має велике значення в багатьох наукових областях і практичних застосуваннях. Ці дослідження допомагають пояснити склад і функції біологічних молекул, що має вирішальне значення для розуміння впливу цих молекул на клітинні процеси та захворювання. Ця інформація може бути використана для виявлення захворювань, розробки нових методів лікування та вдосконалення фармацевтичних препаратів [1]. Інші інструменти, такі як ультрафіолетові видимі та інфрачервоні фотодіоди, також використовуються в екології для спостереження за забрудненням навколишнього середовища та водних ресурсів. Вони полегшують виявлення та визначення складу різних речовин у навколишньому середовищі, а також оцінку впливу цих речовин на екосистему та здоров'я людини [2]. Внаслідок цього дослідження молекулярної абсорбційної спектроскопії є значущим і популярним напрямом наукових досліджень. Ця сфера має значний вплив на розвиток наукових знань і технологій у багатьох дисциплінах.

Мета дослідження

Метою цього дослідження є систематизація та структурування знань про поглинання та молекулярні спектри для кращого розуміння процесів, що відбуваються на молекулярному рівні в біологічних системах. У цьому дослідженні розглянуто зв'язок між молекулярною спектроскопією та оптичними методами аналізу зразків, щоб визначити, які особливості молекулярної структури впливають на спектральні властивості.

Дослідження також має на меті надати детальний вступ до найпоширеніших методів молекулярного поглинання, особливо УФ-та ІЧ-спектроскопії, в аналізі біологічно важливих речовин, таких як білки та нуклеїнові кислоти, з метою з'ясування їхніх принципів роботи та можливостей [3, 4]. Дослідити спектри поглинання цих біологічних сполук, отримані за допомогою цих методів, щоб забезпечити нове розуміння їхньої структури та функціональних властивостей.

На меті дослідження приділити особливу увагу аналізу спектрів поглинання біологічних сполук, що дозволить ідентифікувати їх властивості та характеристики з точністю, необхідною для подальших досліджень у цій галузі.

Основні матеріали досліджень

В роботі [5] для визначення загальних понять про спектри, спектрометрію та методи дослідження спектроскопічних характеристик були використані загальні концепції із цієї області. Друга частина цієї роботи допомогла зрозуміти область застосування спектроскопічних методів

дослідження. У роботах [2, 5] та [2] для визначення ІЧ спектрів поглинання нуклеїнових кислот були використані графіки та детальні пояснення щодо принципу застосування методу ІЧ-спектроскопії для аналізу зразків. Робота [4] була використана для збору інформації про УФ-спектри поглинання білків та нуклеїнових кислот. Також використовувалися графіки коефіцієнта поглинання білків, які допомогли у розумінні їхньої спектроскопічної поведінки.

Результати

Спектроскопія – це аналітичний метод, який використовується для дослідження речовин шляхом вивчення спектрів поглинання або випромінювання електромагнітних хвиль [6]. Цей метод є одним з найбільш всеосяжних і корисних методів у науці, техніці та медицині [1]. Молекулярна спектроскопія – це розділ спектроскопії, що спеціалізується на вивченні молекулярних властивостей речовини. Вона вивчає спектри поглинання та випромінювання електромагнітних хвиль, які залежать від хімічного складу, структури та внутрішніх взаємодій молекул.

Інфрачервона (ІЧ) спектроскопія – це вид молекулярної спектроскопії, що використовується для аналізу біологічних сполук. Він базується на дослідженні спектрів поглинання або відбиття в інфрачервоній області (10-6 мкм) [1]. Метод ідентифікує молекули відповідно до коливального рівня їхнього основного електронного стану, а спектральні властивості залежать від атомної маси, геометрії структури, міжатомних сил та інших параметрів. При дослідженні біологічних сполук методом ІЧ-спектроскопії використовують інтерферуюче повне відбиття [1]. Це означає, що енергія електромагнітного випромінювання поглинається поверхневим шаром речовини, який знаходиться в оптичному контакті з призмою повного відбиття. Спектр поглинання дозволяє аналізувати структурні властивості органічних і неорганічних сполук, ідентифікувати чисті речовини та вивчати їх властивості.

Принцип дослідження нуклеїнових кислот інфрачервоною спектроскопією порушеного повного внутрішнього відбиття (ППВВ) світла полягає у використанні методики, що дозволяє отримувати спектри поглинання цих біологічних сполук з використанням принципу повного внутрішнього відбиття світла [2, 4, 5]. Дослідження проводиться шляхом формування плівок ДНК та нуклеїнових кислот на робочій поверхні призми кристалічного германію. Потім зареєстровані інтенсивні спектри поглинання у видимій та інфрачервоній областях спектру, які характеризують абсорбційні властивості ДНК та нуклеїнових кислот. Ці спектри дозволяють отримати інформацію про структурні особливості та хімічний склад досліджуваних біологічних сполук. Нижче наведені інфрачервоні спектри поглинання ДНК та сумарної РНК, виділеної з листя *Kalanchoe daigremontiana* (рис.1) [2, 5]. Ці спектри виявили досить інтенсивні поглинання у видимій та інфрачервоній областях спектру, що свідчить про їхню відповідність структурним та хімічним властивостям ДНК та нуклеїнових кислот.

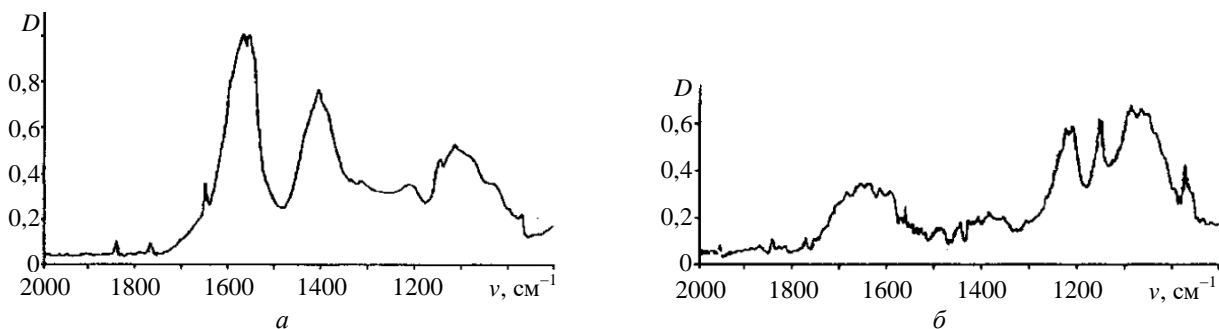


Рис. 1. Інфрачервоні спектри багаторазово порушеного повного внутрішнього відбиття нуклеїнових кислот: а – сумарний препарат РНК з листя *Kalanchoe daigremontiana*; б – ДНК

Закон Ламберта-Бера – це фундаментальний закон спектроскопії, який встановлює лінійну залежність між поглинанням світла розчином і концентрацією речовини в цьому розчині. Цей закон формулюється наступним чином:

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot l,$$

де A – абсорбція (поглинання) світла;
 ε – молярний коефіцієнт поглинання (або молярна поглинаюча здатність);
 c – концентрація речовини в розчині;
 l – довжина пройденого світла шляху у розчині [4].

Цей закон важливий в УФ-спектроскопії, оскільки білки і нуклеїнові кислоти мають характерні піки поглинання в УФ-області спектра (іноді її називають УФ-областю видимості). Використовуючи закон Ламберта-Бера, концентрацію цих біомолекул у розчині можна визначити, виміривши поглинання і знаючи молярний коефіцієнт поглинання такої речовини.

Коефіцієнт поглинання (або молярна абсорбція) білка визначається експериментально і залежить від типу, структури та оточення білка. Зазвичай білки мають піки поглинання в області 275-280 нм (рис.2), зумовлені ароматичними амінокислотами триптофаном і тирозином. Ці піки дозволяють ідентифікувати наявність білків у зразку і визначити їх концентрацію [4, 5].

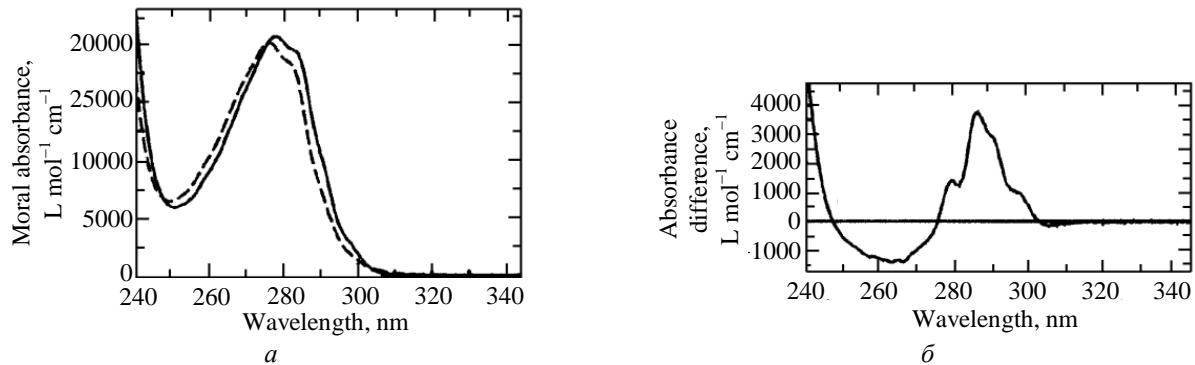


Рис.2. Ультрафіолетові спектри поглинання протеїну рибонуклеази Т1 (а); Спектри різниці між нативним і розгорнутим білком (б)

Спектр поглинання нуклеїнових кислот визначається їхньою структурою та хімічним складом. Основними молекулярними джерелами поглинання нуклеїнових кислот є пуринові та піримідинові кільцеві підсистеми, що утворюють основні структурні одиниці нуклеотидів. Пуринові (аденін і гуанін) і піримідинові (цитозин і тимін/урацил в РНК) основи при поглинанні світла електронно збуджуються, викликаючи π -перенос (перенесення електронів з підсистеми π на підсистему π^*). Це призводить до сильного поглинання в УФ-області 240-275 нм. У спектрі поглинання нуклеїнових кислот спостерігається широкий і сильний максимум поглинання близько 260 нм [4, 5]. Це пояснюється тим, що пуринові та піримідинові основи найефективніше поглинають світло в цій області, що призводить до характерного спектрального профілю нуклеїнових кислот.

Важливо зазначити, що спектр поглинання нуклеїнових кислот змінюється залежно від середовища та рН. Наприклад, у нейтральних середовищах максимумами поглинання зазвичай знаходяться в області від 253 нм (гуанозин) до 271 нм (цитидин) [4, 6].

Висновки

Абсорбційна та молекулярна спектроскопія є важливими методами, які використовуються в різних галузях, таких як хімія, біологія та екологія. Ці методи використовуються для вивчення взаємодії світла з речовиною, надаючи інформацію про молекулярну структуру та склад різних речовин. У цьому есе ми дослідимо зв'язок між абсорбційною та молекулярною спектроскопією, їхні переваги та недоліки, а також перспективи їх розвитку та використання в майбутньому.

Вивчення молекулярного поглинання нуклеїнових кислот і білків в УФ- та ІЧ-областях є важливим напрямком сучасних наукових досліджень. Ці дослідження сприяють кращому розумінню структурних і функціональних властивостей біомолекул і відіграють ключову роль у розробці нових методів діагностики захворювань, з'ясуванні механізмів дії ліків та вдосконаленні медичних і фармацевтичних технологій. Крім того, методи УФ-, видимої та ІЧ-спектроскопії також корисні в екологічних дослідженнях, що сприяють вивченню забруднення навколишнього середовища та охорони здоров'я людини. Тому вивчення молекулярного поглинання є важливим і перспективним напрямком наукових досліджень, що має широке застосування в багатьох галузях науки і техніки.

Література

1. Присяжнюк В. Інфрачервона спектроскопія: Курсова робота. Львів, 2017. 29 с. URL: https://www.academia.edu/34622944/Інфрачервона_спектроскопія.
2. Аналітичні методи досліджень. спектроскопічні методи аналізу: теоретичні основи і методики: посібник / Д. Мельничук та ін. Київ: ЦП «Компринт», 2016. 289 с. URL: <https://dglib.nubip.edu.ua/server/api/core/bitstreams/f8b42a24-ffcc-4b37-9367-8c592cadb7fa/content>.

3. Степанюгін А.В., Мартиненко О.І., Самійленко С.П., Говорун Д.М. Інфрачервоні спектри поглинання нуклеїнових кислот: техніка багаторазово порушеного повного внутрішнього відбиття світла / А.В. Степанюгін, О.І. Мартиненко, С.П. Самійленко, Д.М. Говорун. Біополімери і клітина. 2002. Т. 18, № 4. С. 356–358. URL: <http://dspace.nbuv.gov.ua/bitstream/handle/123456789/156013/17-Stepanyugin.pdf?sequence=1>.
4. Schmid F.-X. Biological macromolecules: UV-Visible spectrophotometry. Encyclopedia of life sciences. 2001. P. 1–4.
5. Manicheva N., Dudzinskii Yr., Titova N., Zakharova A. Determination of the nonlinear parameter and internal pressure in a liquid by the acoustic method. / N. Manicheva, Jr. Dudzinskii, N. Titova, A. Zakharova. // Proceedings of Odessa Polytechnic University. – Odessa, Ukraine, 2021. Issue 1(63). P. 88-94. DOI: 10.15276/opu.1.63.2021.09.
6. Манічева Н.В., Захарова А.О. Акустичний метод оцінки молекулярних властивостей рідини. / Н.В. Манічева, А.О. Захарова // Матеріали VII Всеукраїнської науково-технічної конференції «Фізика та медицина у сучасному житті». 19-21 травня 2021 р., м. Одеса, Україна. С. 16-22. URI: https://op.edu.ua/sites/default/files/publicFiles/studolympconf/materialy_konferenciyi_2021.pdf.

Аліна ЗАЯЧКІВСЬКА¹, студент,
Марина СИЧИК^{1,2}, канд. техн. наук, доц.

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail azaackivskaa@gmail.com

² Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України», м. Київ, Україна

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЗАСТОСУВАННЯ КРІОБАЛОННОЇ АБЛЯЦІЇ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ АРИТМІЙ СЕРЦЯ

Анотація. Даний аналітичний огляд літератури спрямований на порівняння, протиставлення та огляд методу кріобалонної абляції для лікування аритмій серця.

Ключові слова: кріобалонна абляція, аритмія серця, фібриляція передсердь, тахікардія, серцева недостатність, кріобалон, кардіохірургія, ізоляція легеневої вени.

Фібриляція передсердь (ФП) – одне з найрозповсюдженіших порушень ритму серця, яке зустрічається в популяції з частотою 1...2 на 100 чоловік. Також відома пряма залежність частоти розвитку ФП від віку.

Серед людей 50...60 років ФП зустрічається лише у 1%, але до 70...80 років ризик значно зростає, і вже у 10% людей виявляється порушення серцевого ритму [1, 2, 3].

Актуальність проблеми діагностики та ведення пацієнтів із ФП полягає в тому, що ФП не є небезпечним для життя само по собі, але воно у 5 разів збільшує ризик розвитку інсульту, що переводить цю аритмію в категорію потенційно небезпечних [4, 5].

Фібриляція передсердь – це порушення серцевого ритму, при якому передсердя втрачають синхронність та скорочуються хаотично [6, с. 27].

Ризик розвитку ФП прямо пропорційний віку пацієнта. Хоча сама ФП не загрожує життю, проте вона може призвести до серйозних ускладнень, таких як тромбоемболія, інсульти та прогресування серцевої недостатності (СН) [1, 3].

Раніше для лікування ФП використовували медикаментозне лікування, але воно виявилось не таким ефективним; після цього популярності набув метод радіочастотної абляції, однак, через складну та виснажливу техніку традиційного поточкового методу з радіочастотною абляцією за допомогою електроанатомічного картування, були розроблені нові, більш універсальні і методи, такі як кріобалонна абляція. Наразі кріобалонна абляція видається найбільш перспективним та практичним методом лікування фібриляції передсердь.

Біофізика та біомеханіка кріоабляції

Механізм заморожування в кріоабляції базується на ефекті Джоуля-Томпсона (тобто зміні температури стисненого газу, що розширюється). Кріоабляція здійснюється шляхом подачі охолодженого кріоагента (наразі використовується рідкий оксид азоту) до дистального відділу внутрішнього балона через ультратонку ін'єкційну трубку [7, 8]. Оксид азоту має температуру кипіння $-88,47\text{ }^{\circ}\text{C}$, що забезпечує достатню потужність охолодження та запас безпеки для використання при абляції серцевої тканини.

Під час охолодження кріоагентом на місці контакту з тканиною утворюється лід, що призводить до прилипання балона до тканини та його фіксації на час заморожування.

Прогресуюче охолодження до температури нижче $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ призводить до утворення внутрішньоклітинних кристалів льоду. Однак пошкодження клітин і тканин відбувається як під час процесу заморожування, так і після нього, послідовними стадіями (заморожування, відтавання, кровотеча та реактивне запалення, заміщення фіброзом) [9]. Ступінь утворення рубців, що призводить до електрично неактивних тканин, залежить від гострої фази пошкодження (циклу заморожування/відтавання), який складається з декількох змінних величин [7].

Візуалізація у підготовці до процедури

Попередня візуалізація передсердь є дуже важливою для правильного планування та успішного проведення процедури. Це дозволяє не лише візуалізувати відносне положення кожної вени (наприклад, високо розташоване устя), а й оцінити розмір лівого передсердя, розміри вушок та заздалегідь спланувати дії за наявності будь-яких анатомічних особливостей.

Комп'ютерна томографія (КТ) грудної клітки з коронарографією показала значну анатомічну мінливість дренажу легневих вен у ліве передсердя, а також розміру та овальності вен. Устя правих

легеневих вен, як правило, більш округлі та мають більшу ексцентричність отвору, ніж ліві, з суттєвою різницею в округлості між правобічними та лівобічними венами, незалежно від наявності фібриляції передсердь або синусового ритму. Крім того, у великій когорті пацієнтів, які проходили кардіомагнітно-резонансну ангіографію перед початковою абляцією фібриляції передсердь, у понад 5% пацієнтів було знайдено принаймні одну стандартну легеневу вену з розміром, що перевищував розмір кріобалона [10, 11].

Також досить часто використовують метод кардіомагнітно-резонансної ангіографії (КМРА) надає детальне зображення леневої вени та лівого передсердя, визначає наявність тромбів або інших аномалій у ЛВ, та оцінює функцію ЛП.

А під час самої процедури часто використовується метод ехокардіографії для моніторингу положення катетера та балона, а також оцінці ефективності абляції.

Отже, візуалізація у підготовці до процедури є важливим компонентом проведення маніпуляцій, оскільки вона дозволяє візуалізувати анатомію легеневих вен (ЛВ) та лівого передсердя (ЛП), визначає розмір, форму та розташування легеневих вен, та допомагає спланувати процедуру кріоабляції.

Порівняння кріоабляції та радіочастотної абляції

Порівняно з осередками ураження, отриманими при радіочастотній абляції (РЧА), кріоосередки призводять до збереження структури тканини з меншими пошкодженнями великих судин або ендокарда. Тобто, на відміну від РЧА, кріотерапія призводить до створення чітко окреслених однорідних осередків, які менш аритмогенні та тромбогенні, ніж нерівні, нечіткі осередки, пов'язані з РЧА. А тривалість антикоагуляції становить 2...3 місяці після кріоабляції, та 3...6 місяців після РЧА.

Якщо порівнювати кріоабляцію із медикаментозним лікуванням, то спираючись на дослідження *EARLY-AF* можна сказати, що у довгостроковому періоді спостереження (36 місяців) метод кріобалонної абляції мав нижчу частоту стійких епізодів фібриляції передсердь порівняно з групою антиаритмічних препаратів [12].

Наразі ізоляція легеневої вени методом кріобалонної абляції є найбільш вивченою одноразовою технікою абляції фібриляції передсердь, яка показала потенціал для зміни природного перебігу аритмії.

Реабілітація після процедури

Обробка місця пункції в паховій ділянці нічим не відрізняється від традиційної радіочастотної абляції. Загалом у якості знеболення після процедури передбачається перорального приймання парацетамолу (максимум 4 г/24 год) за необхідності для лікування болю в грудях після процедури. Також пацієнту слід повідомити, щоб він звернувся до лікаря у разі підвищення температури, щоб призначити короткий курс лікування колхіцином. Зазвичай, ці явища обмежуються першими 3-4 днями після виписки.

Також слід уникати застосування кортикостероїдів через їхній потенційний вплив на дозрівання ураження та рубцювання ендокарда передсердь.

Двомісячна тривалість антикоагуляції після абляції вважається обов'язковою для всіх пацієнтів; ця тривалість корелює з повним часом загоєння тканин, що спостерігається в дослідженнях на тваринах та *in vivo*, враховуючи менші ушкодження ендокарда при кріоабляції. Після цього моменту слід використовувати сучасні рекомендації щодо антикоагуляції для визначення необхідності довготривалої антикоагуляції в кожному конкретному випадку.

До того ж, всім пацієнтам протягом 30 днів після абляції рекомендується призначати високі дози інгібіторів протонної помпи (ІПП) для запобігання утворенню стравохідного свищу.

Загалом, післяопераційний біль після операції з кріобалонною абляцією менший, ніж у РЧА, та має не такий довгий період відновлення (з різницею у 1...3 дні) [13].

Висновки

Фібриляція передсердь є поширеним порушенням ритму серця, яке збільшує ризик розвитку інсульту. Частота виявлення ФП зростає з віком, і до 70-80 років це порушення ритму відзначається в 10% людей. Лікування ФП медикаментозним методом не є настільки ефективним, як радіочастотна абляція, проте реабілітація після РЧА є більш складною, у порівнянні з не менш ефективним методом – кріобалонної абляції. Порівнюючи кріоабляцію та радіочастотну абляцію (РЧА), було виявлено, що кріоабляція призводить до менших пошкоджень тканин та створює чітко окреслені однорідні осередки, що зменшує ризик аритмій та тромбозу. Крім того, тривалість антикоагуляції після кріоабляції коротша порівняно з РЧА. Дослідження *EARLY-AF* показали, що кріобалонна абляція у

довгостроковому періоді спостереження мала нижчу частоту стійких епізодів фібриляції передсердь порівняно з групою антиаритмічних препаратів.

Механізм кріоабляції базується на ефекті Джоуля-Томпсона, який використовує охолоджений кріоагент для утворення льоду та пошкодження тканин. Особливо важливим етапом лікування ФП є попередня візуалізація передсердь перед процедурою кріоабляції, наприклад за допомогою КТ та КМРА є важливими методами для візуалізації передсердь та підготовки до процедури, в той час як ехокардіографія використовується під час процедури для моніторингу та оцінки ефективності абляції.

Отже, кріоабляція має великі переваги та перспективи у лікуванні фібриляції передсердь порівняно з іншими методами, зокрема радіочастотною абляцією.

Література

1. Дзяк Г.В. Фібриляція передсердь // Здоров'я України. – 2009. – №9 (вересень). – С. 15–16.
2. Посібник з кардіології. Під ред. В.Н. Коваленко. – К.: Морион, 2008. – С. 1424.
3. Рекомендації робочої групи по порушенням серцевого ритму Асоціації кардіологів України «Діагностика та лікування фібриляції передсердь». Під ред. В.М. Коваленко та О.С. Сичова. – К., 2011. – С. 156.
4. Діагностика та лікування фібриляції передсердь. Антитромботична терапія. Рекомендації робочої групи по порушеннях серцевого ритму Асоціації кардіологів України. – Київ., 2012. – С. 64.
5. Серцево-судинні захворювання. Рекомендації з діагностики, профілактики та лікування / За ред. М.В. Коваленко, М.І. Лутая. – К.:МОРИОН, 2011. – С. 408.
6. Методичні рекомендації «Сучасні принципи ведення хворих з фібриляцією передсердь». О.Й. Жарінов, В.О. Куць та ін. – К.: 2009. – С. 27.
7. Andrade JG, Khairy P, Dubuc M. Catheter cryoablation: biology and clinical uses. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2013; P. 218–227.
8. Andrade JG, Dubuc M, Guerra PG, et al. The biophysics and biomechanics of cryoballoon ablation. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2012; P. 162–168.
9. Avitall B, Kalinski A. Cryotherapy of cardiac arrhythmia: from basic science to the bedside. *Heart Rhythm.* 2015; P. 25–33.
10. Merchant, F.M.; Levy, M.R.; Iravanian, S.; Clermont, E.C.; Kelli, H.M.; Eisner, R.L.; El-Chami, M.F.; Leon, A.R.; Delurgio, D.B. Pulmonary vein anatomy assessed by cardiac magnetic resonance imaging in patients undergoing initial atrial fibrillation ablation: Implications for novel ablation technologies. *J. Interv. Card. Electrophysiol.* 2016, 46, P. 89–96.
11. Thorning, C.; Hamady, M.; Liaw, J.V.; Juli, C.; Lim, P.B.; Dhawan, R.; Peters, N.S.; Davies, D.W.; Kanagaratnam, P.; O'Neill, M.D.; et al. CT evaluation of pulmonary venous anatomy variation in patients undergoing catheter ablation for atrial fibrillation. *Clin. Imaging* 2011, 35, P. 1–9.
12. [Andrade, J.G.; Wells, G.A.; Deyell, M.W.; Bennett, M.; Essebag, V.; Champagne, J.; Roux, J.-F.; Yung, D.; Skanes, A.; Khaykin, Y.; et al. Cryoablation or Drug Therapy for Initial Treatment of Atrial Fibrillation. *N. Engl. J. Med.* 2020, 384, P. 305–315.
13. Hindricks, G.; Potpara, T.; Dagres, N.; Arbelo, E.; Bax, J.J.; Blomström-Lundqvist, C.; Boriani, G.; Castella, M.; Dan, G.A.; Dilaveris, P.E.; et al. 2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): The Task Force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. *Eur. Heart J.* 2021, 42, P. 373–498.

Наталія МАНЧЕВА¹, канд. тех. наук, доц.,
Ігор ШАПОВАЛОВ¹, канд. фіз.-мат. наук, доц.,
Антон ЛИСИХ¹, студент,
Валерія СЕРБІНА¹, студент,
Вальдемар ВОЙЧИК², директор інституту електронних та інформаційних технологій

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: vmanichev@ukr.net

² Люблінський технологічний університет, м. Люблін, Польща

ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДІВ ДІАГНОСТИКИ ЗАХВОРЮВАНЬ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ

Анотація. Упродовж десятків років серцево-судинні захворювання є головною причиною смертності населення й одними з основних чинників інвалідності в усьому світі. На жаль, Україна не є винятком і залишається за цим показником одним зі світових лідерів. Значно збільшилась кількість «сердечників» і з початком великої війни в Україні. Кореспондент АрміяInform спілкувалася з військовими лікарями, які запевняють, що в багатьох випадках серцево-судинним захворюванням можна запобігти, зокрема й завдяки вчасній та якісній діагностиці.

Ключові слова: серцево-судинні захворювання; позитронно-емісійна томографія, електрокардіографія (ЕКГ), ультразвукове дослідження серця (УЗД), магнітно-резонансна томографія (МРТ), коронарографія, черезстравохідне електрофізіологічне дослідження.

Актуальність дослідження

Серцево-судинні захворювання є поширеною і серйозною проблемою охорони здоров'я в усьому світі. Ця дисертація присвячена використанню складних діагностичних методологій, з особливим акцентом на методах машинного навчання, для підвищення точності прогнозування та вдосконалення методів лікування цих захворювань.

Мета дослідження

Проведення даної роботи спрямована на аналіз можливостей використання діагностики систем захворювань серцево-судинної з метою покращення лікування та реабілітації пацієнтів [1].

Досліджуючи *неінвазивну діагностику* практично усі вважають її одним із пріоритетних напрямків медичних досліджень у всьому світі. Цей тип діагностики визначають як «безкровний», «безболісний», «нешкідливий». До цього методу відносяться:

Електрокардіографія (ЕКГ): оцінка електричної активності серця Електрокардіограма (ЕКГ) є графічною презентацією електричної активності серця, що реєструється з поверхні тіла за допомогою електрокардіографу. Реєструючи пристрій електрокардіографу, а також кабелі та електроди, що поєднують 2 пункти електричного поля на поверхні тіла, становлять електричне коло, яке називається відведенням [2].

Ультразвукове дослідження серця (УЗД). Ультразвукове дослідження (УЗД) займає в даний час одне з провідних місць в медицині, зробивши переворот в інструментальній діагностиці захворювань людини [3].

Магнітно-резонансна томографія (МРТ), це неінвазивний метод медичного обстеження, який широко застосовують у медичній діагностиці та контролі адекватності лікування хворого. На відміну від комп'ютерної томографії та рентгенівського дослідження, під час використання цього методу організм не зазнає впливу іонізуючого випромінювання [4].

Інвазивні методи діагностики. Ця медична процедура, пов'язана з проникненням через природні зовнішні бар'єри організму (шкіра, слизові оболонки). До цього відносяться такі методи дослідження серця: *зондування, пункція порожнин серця та ангіокардіографія.* Всі ці методи широко застосовуються в кардіології й інших галузях медицини, що обумовлене потребою встановлення анатомічного й функціонального діагнозу пороку серця та його наслідків [5].

Коронарографія: визначення ступеня звуження артерій серця коронарна ангіографія (коронарографія) полягає у візуалізації коронарних артерій або аортокоронарних шунтів за допомогою рентгенівських променів після селективного введення контрасту через катетери діаметром 5...7 F (1 F = 0,33 мм) [5], через шкірно встановлені в устя коронарних артерій. Також було досліджено тему зображувальні техніки, а саме – позитронно-емісійна томографія, ПЕТ – метод радіоізотопної медичної візуалізації та діагностики, заснований на застосуванні радіофарм-препаратів (РФП), мічених ізотопами, які і є випромінювачами позитронів. Особливу увагу треба надати

моніторингу захворювань – амбулаторному відстеженню артеріального тиску. Дозволяє отримувати показники тиску протягом дня для діагностики гіпертензії та інших аномалій. Після анігіляції позитронів з електронами відбувається емісія (поява) двох фотонів (гамма-квантів), які реєструються цим методом [6]. Позитрони виникають при позитронному бета-розпаді радіонукліду, що входить до складу РФП введеного в організм людини чи тварини перед дослідженням.

Інша методика, яку активно застосовують зараз військові кардіологи, – *через стравохідне електрофізіологічне дослідження*. Ця процедура дає можливість поглиблено вивчити порушення провідної системи й ритму серця. Зокрема визначити, чи потребують військовослужбовці кардіостимуляторів, а також підтвердити або виключити ішемічну хворобу серця, дисфункцію та патології синусового вузла, контролювати прийом антиаритмічних препаратів у хворих з порушенням ритму серця тощо [7].

Проведення через стравохідних досліджень значно покращило діагностику серцевої патології у військових, які проходять ВЛК, а також тих пацієнтів, хто потребує остаточного експертного рішення. Але головне, що завдяки цим обстеженням лікар має можливість не лише вчасно та точно діагностувати наявне захворювання, а й запобігти різним важким ускладненням, що призводять до оперативного втручання та втрати працездатності пацієнтів (воїнів), а також погіршують якість їхнього життя [8].

Через стравохідні обстеження мають і низку інших переваг. Насамперед дають можливість скоротити термін перебування пацієнта в стаціонарі. Нажаль сьогодні в Україні лише високоспеціалізовані кардіологічні центри можуть собі дозволити фахівців та апаратуру, на якій можна було б проводити через стравохідні дослідження серця.

Висновок

Проаналізовано переваги та недоліки сучасних існуючих методів діагностики з огляду на їх функціональні можливості; визначено конструкційні найкращі моделі діагностики серця, які дозволяють своєчасно виявити захворювання, які спричинені порушенням кровообігу та кровопостачанням і надає можливість вибору адекватної тактики лікування, що сприятиме попередженню ранньої інвалідності та летальності хворих з серцево-судинними захворюваннями.

Література

1. МАНІЧЕВА Наталя, ГОЛОБРОДСЬКА Анастасія, ШАПОВАЛОВ Ігор. Аналіз сучасних методів діагностики та лікування захворювань серцево-судинної системи. / Наталя МАНІЧЕВА, Анастасія ГОЛОБРОДСЬКА, Ігор ШАПОВАЛОВ. // Proceedings of the II International Scientific and Technical Conference “MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING” May 17–19, 2023, Odesa, Ukraine. P. 140–144.
2. Caskey FCC, Dawna A, Farrington K. et al. 18th Annual Report of the Renal Association, UK Renal Registry. *Nephron* 2016; 132: 9. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6603366>.
3. Навчально-методичний посібник до практичних занять з функціональної діагностики для студентів VI курсу медичного факультету 10-15 URL: http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/1319/1/15_Funktional_diahn_ukr_2.pdf.
4. Магнітно-резонансна томографія в кардіології: інформаційно-методичний посібник / С. В. Федьків ; під ред. : В. М. Коваленка, В. М. Корнацького. – К., 2013. – 60 с. URL: <https://goo.su/r0adeUH>.
5. Інвазивне електрофізіологічне дослідження серця. Г. Ф. Росс м В. Дж. Мандел. Архів оригіналу за 22 березня 2019. Процитовано 22 березня 2019. URL: <https://goo.su/m1x0fu>.
6. Оптимізація радіаційного впливу на оточуюче середовище при використанні позитрон-емісійної томографії. Д. Нечай, О. Безшийко, Л. Голінка-Безшийко, А. Громлюк, І. Каденко. Науковий вісник Ужгородського університету. Серія Фізика. Випуск 24. – 2009 URL: <https://goo.su/HZda>.
7. Сербіна В.Г., Манічева Н.В. Дослідження роботи штучного серця для підтримки гемодинаміки серцево-судинної системи. / В.Г. Сербіна, Н.В. Манічева. // II Міжнародній науково-практичній конференції «SCIENCE AND EDUCATION IN PROGRESS», 16-18 червня, 2023. – Дублін, Ірландія – С. 297–301. (5 стр). <https://archive.interconf.center/index.php/conference-proceeding/article/view/3879>.
8. Сербіна В.Г., Манічева Н.В. Розробка проекту роботи штучного серця для підтримки гемодинаміки та складових серцево-судинної системи. / В.Г. Сербіна, Н.В. Манічева. // Proceedings of the 8-th International Scientific and Practical Conference «Theory and Practice of Science: Key Aspects». (July19-20, 2023). Rome, Ital. P. 299-305. DOI: 10.51582/interconf.19-20.07.2023.022. DOI: 10.51582/interconf.19-20.07.2023.029. URL: <https://doi.org/10.51582/interconf.19-20.07.2023.029>.

Яна СМІРНОВА, студент,

Олена БЕСПАЛОВА, канд. біол. наук, доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,

e-mail: yana.smirnova.sci@gmail.com

ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ ТЕРМОЧУТЛИВИХ ГІДРОГЕЛІВ ЯК СПОСОБУ ДОСТАВКИ ЛІКІВ ПРИ ХІМІОТЕРАПІЇ РАКУ

Анотація. Термочутливі гідрогелі – це «розумні» тривимірні зшиті структури, які здатні утримувати певну кількість води та реагувати на зміну температури. Застосування термочутливих гідрогелів як механізму доставки терапевтичних агентів для лікування онкологічних захворювань має значний потенціал, оскільки їх фізико-хімічні властивості сприяють більш локальному введенню та контрольованому вивільненню препаратів у зоні пухлини. Полімерний склад визначає особливості застосування гідрогелю при лікуванні онкологічних захворювань.

Ключові слова: термочутливі гідрогелі; доставка ліків; хіміотерапія; полімери; онкологічні захворювання.

Актуальність дослідження

Незважаючи на різні напрямки пошуку ефективного лікування онкологічних захворювань, вони досі є однією із головних причин смерті по всьому світу. Традиційна хіміотерапія онкологічних захворювань має значну кількість побічних ефектів. Пошук більш локальних способів доставки ліків в ділянку пухлини сприяє підвищенню хіміотерапевтичної ефективності. Системи на основі термочутливих гідрогелів можуть стати гарним механізмом для доставки з пролонгованим вивільненням ліків з метою зменшення нецільових ефектів [5].

Мета дослідження

Розглянути фізико-хімічні властивості термочутливих гідрогелів; класифікувати їх за різними критеріями; описати застосування найбільш поширених гідрогелів при лікуванні онкологічних захворювань та визначити основні переваги і недоліки.

Основні матеріали досліджень

Аналітичний огляд наукових праць закордонних авторів за ключовими словами даної роботи. Літературний пошук здійснювався в таких наукових базах даних, як Scopus, Elsevier та PubMed.

Результати та їх обговорення

Гідрогелі – це тривимірні полімерні мережі, які поглинають значну кількість води, зберігаючи при цьому свою структурну цілісність [1]. Останнім часом гідрогелі все більше до себе звертають уваги у різних сферах застосування, наприклад біосенсорах, доставці ліків та тканинній інженерії. Гідрогелі можуть застосовуватись для лікування онкологічних захворювань, при хіміотерапії високотоксичними хімічними препаратами, які мають низьку специфічність – вони погано відрізняють здорові клітини від пухлинних. Унаслідок цього виникають негативні побічні ефекти. Також одними із недоліків «традиційної» хіміотерапії є негайне вивільнення ліків після введення, що спричиняє раптове підвищення та зниження вмісту препарату.

Серед переваг застосування гідрогелів як методу доставки ліків можна виділити контрольоване локальне вивільнення медичних препаратів, незалежно від кровопостачання та морфології мікросудин пухлини. Також є можливість навантажити гідрогель двома або більше терапевтичними агентами водночас, що підвищує ефективність лікування, оскільки один вид ліків не завжди здатний знищити ракові клітини. Одночасна доставка декількох лікарських препаратів з різними молекулярними мішенями може стати перспективною стратегією для подолання лікарської резистентності та зменшення ймовірності метастазування пухлин [2]. Додавання наночастинок до гідрогелю сприяє підвищенню контролю над дифузійним вивільненням препарату та збільшенню ефективності лікування (рис. 1).

Розмір та форма гідрогелю впливає на шлях введення, час перебування в крові, біорозподіл та внутрішньоклітинну інтеграцію. Наногелі розміром 10-100 нм призначені для систематичного введення ліків, оскільки вони мають триваліший час затримки в крові та можуть пасивно досягати ділянки пухлини через проникнення крізь фенестри (спеціальні отвори) кровоносних судин пухлини. З іншого боку, гідрогелі з діаметром менше 10 нм зазнають швидкого ниркового кліренсу, тоді як гідрогелі з діаметром 0,5...10 мкм можуть фагоцитуватися макрофагами та очищатися системою ендотелію ретикуліуму [3].

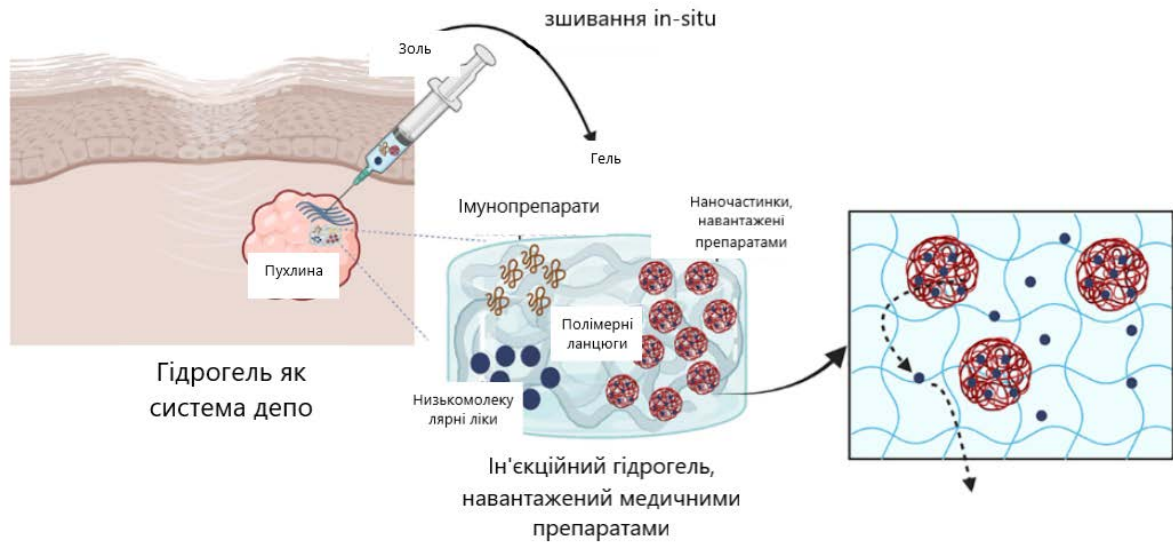


Рис. 1. Схематичне зображення ін'єкційного гідрогелю як системи доставки ліків [8]

Чутливі до стимулів ін'єкційні гідрогелі, які також називають розумними гідрогелями, що реагують на різні фізичні подразники (наприклад, світло і температуру) і хімічні подразники (наприклад, рН, іонну силу і окислювально-відновну реакцію), можуть бути використані для доставки ліків, чутливих до специфічних молекулярних або біомолекулярних подразників. Для виготовлення оборотних фізичних гелів, які здатні реагувати на зміну температури, рН, іонної сили або концентрації, використовують методи фізичного зшивання [4]. Найбільш поширеними є термочутливі гідрогелі, оскільки при кімнатній температурі вони перебувають у рідкому стані, що облегшує роботу з ними та їх ін'єкцію, а при підвищенні до температури тіла відбувається перехід до гелю.

Термочутливі гідрогелі містять і гідрофобні, і гідрофільні компоненти в структурі, а явище відповіді на зміну температури пояснюється тонким балансом між їхнім співвідношенням в мономерних. Температура впливає на взаємодію між гідрофільними і гідрофобними сегментами з молекулами води, унаслідок чого може змінюватись розчинність зшитої мережі, що призводить до фазового переходу золь-гель [5].

Термочутливі гідрогелі класифікуються на основі типу подразників, джерела, зшивання та заряду. Існують різні типи стимулів, такі як фізична реакція, яка може надходити із зовнішнього середовища, біологічна реакція, яка майже походить із внутрішнього організму, та хімічна реакція, яка виникає через хімічні реакції в організмі [6]. Залежно від джерела походження, вони можуть бути природними, похідними або гібридними. Крім того, термочутливий гідрогель може бути аніонним, катіонним або нейтральним відповідно до його полімерного заряду і механізму синтезу. За типом зшивання термочутливі гідрогелі поділяються на фізичні, хімічні та гібридні [6]. З точки зору властивостей полімерів, що входять до їх складу, термочутливі гідрогелі можна розділити на дві групи: негативні термочутливі гідрогелі з нижньою критичною температурою розчину (LCST) або позитивні термочутливі гідрогелі з верхньою критичною температурою розчину (UCST) [5].

Позитивні термочутливі гідрогелі можуть стискатися нижче UCST і перетворюватися в розчин вище за неї. Різні природні полімери, такі як желатин, агароза та амілоза, можуть переходити з розчину в гель при зниженні температури навколишнього середовища [5].

Негативні термочутливі гідрогелі з LCST демонструють перехід з розчину в гель вище LCST, що може бути використано для розробки гідрогелів з контрольованим вивільненням лікарських засобів, тривалим часом місцевої дії та зменшеними системними побічними ефектами. Термочутливий полімер збільшується в стані розчину нижче LCST, що пояснюється ентальпією, пов'язаною з водневими зв'язками між полімером і молекулами води. При підвищенні температури навколишнього середовища вище LCST ентропія домінує, і водневі зв'язки між полімером і молекулами води будуть все більше розриватися, що призведе до стиснення полімеру. [5] Прикладами таких гідрогелів можуть слугувати **pNIPAAm** Полі(N-ізопропілакриламід), **PEO-PPO-PEO** (Полоксамер – полі(етиленоксид)-b-полі(пропіленоксид)-b-полі(етиленоксид)), **PEG/PLGA** (поліетиленгліколь) та **CS** (хітозан—природний катіонний полісахарид, який має велику кількість аміних груп та використовується при виготовленні гідрогелів) [7].

Внутрішньопухлинні ін'єкції гідрогелю, які можуть доставити ліки безпосередньо в пухлину і зменшити дифузію препаратів у нецільові органи, вважаються однією з найпривабливіших стратегій для регіональної хіміотерапії. Для підвищення ефективності хіміотерапії з використанням термочутливих гідрогелів використовують гіпертермію – нагрівання пухлинної ділянки до 41...45 °С, що збільшує цитотоксичний ефект за рахунок ацидозу та підвищує кровопотік у пухлині [2]. У таблиці 1 більш детально розглянуто застосування різних видів гідрогелів при терапії онкологічних захворювань.

Таблиця 1

Застосування гідрогелів під час досліджень онкологічних захворювань [2]

Назва гідрогелю	Переваги та недоліки застосування
PEG	PEG – це водорозчинний та біосумісний полімер і один із найбільш поширених неіонних переносників ліків проти раку. Це найбільш застосовуваних структур серед модифікацій поліпептидів.
pNIPAAm	Оборотний термочутливий біополімер. Нижня критична температура розчину складає 32 °С, яка близька до фізіологічної температури тіла. Крім того, при полімеризації з іншими гідрофільними біополімерами, LCST може стати вище за 40 °С.
PLGA	Широко використовується як платформа доставки медичних препаратів проти пухлин унаслідок біосумісності та біодеградації. Проте, нанотерапевтичні препарати на основі PLGA мають інертну поверхню, низьку плазматичну стабільність, завчасне вивільнення ліків та низьку акумуляцію і утримання навколо пухлини. У загальному, неефективне захоплення пухлинних клітин знижує ефективність PLGA.
РА (Поліакриламід)	Гідрогелі на основі РА стабільні, нетоксичні високогідрофільні матеріали і вважаються неімунногенними, в'язко-еластичними з біосумісними властивостями. Це желеподібна безбарвна речовина, яка містить 2,5% зшитий поліакриламід та 97,5% води. Використовують для збільшення грудей.
НА (Гіалуронова кислота)	НА має високий ступінь спорідненості до поверхневих маркерів пухлинних клітин, які експресуються понад норму, через що гіалуронова кислота використовується для таргетної доставки ліків проти раку. Також вона не є імунногенною, є біодеградуваною та біосумісною. Ін'єкції НА також є одним із неінвазивних методів збільшення грудей. Підвищений рівень НА регулює синтез гіалуронану, який впливає на поведінку клітин пухлини.
Колаген	Біодеградуваний матеріал для 3D культур клітин, формування сфероїдів, доставки ліків. Головний структурний білок сполучних тканин, для якого характерні гарні механічні властивості. Однак його біологічна ефективність обмежена порівняно з гідрогелями, отриманими на основі ЕКМ. Механізм гелеутворення чутливий до температури.
Альгінат	Отримується з коричневих морських водоростей і є низьковартісним матеріалом. Є нетоксичним, біосумісним, біодеградуваним, низько імунногенним матеріалом, затверджений FDA для біомедичного застосування. Це добре досліджена платформа для доставки ліків, яка демонструє слабку взаємодію з білками.
Хітозан	Біосумісний, біодеградуваний та низькоімунногенний матеріал, отриманий природнім шляхом з хітину і широко використовується для заміщення позаклітинного матриксу й доставки ліків. При певній дозі хітозану спостерігається протипухлинна активність.
Гідрогелі на основі позаклітинного матриксу	Позаклітинний матрикс – це комплекс розчинів структурних та функціональних білків. Гідрогелі на основі позаклітинного матриксу володіють гарними біологічними властивостями. Вони є нетоксичними, біосумісними та біодеградуваними матеріалами. Вони можуть ефективно покривати мікросередовище пухлини. Їх механічні характеристики можуть бути модифіковані шляхом кополімеризації з іншими біополімерами. З недоліків, значна варіативність складу.

Висновок

Термочутливі гідрогелі – це вид «розумних» гідрогелів, що здійснюють фазовий перехід золь-гель при зміні температури. Негативні термочутливі гідрогелі з низькою критичною температурою розчину є одними із найбільш перспективних наразі видів гідрогелю для доставки ліків при хіміотерапії пухлин. Яскравими прикладами таких гідрогелів є PEG, pNIPAAm та PLGA.

Незважаючи на такі переваги як різні механізми вивільнення ліків та гарна біосумісність і біодеградація, гідрогелі мають певні недоліки. У майбутніх роботах за даною тематикою необхідно працювати над покращенням обсягами навантаження ліками та стабільністю, певними механічними властивостями, запам'ятовуванням форми гідрогелем та оптимізацією його виробництва.

Література

1. An Updated Review on Advances in Hydrogel-Based Nanoparticles for Liver Cancer Treatment / B. Farasati Far et al. *Livers*. 2023. Vol. 3, no. 2. P. 161–189. URL: <https://doi.org/10.3390/livers3020012> (date of access: 24.04.2024).
2. Engineered Hydrogels in Cancer Therapy and Diagnosis / M. Sepantafar et al. *Trends in Biotechnology*. 2017. Vol. 35, no. 11. P. 1074–1087. URL: <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2017.06.015> (date of access: 24.04.2024).
3. Thermo-responsive hydrogels for cancer local therapy: Challenges and state-of-art / D. Rafael et al. *International Journal of Pharmaceutics*. 2021. Vol. 606. P. 120954. URL: <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2021.120954> (date of access: 24.04.2024).
4. Li X., Su X. Multifunctional smart hydrogels: potential in tissue engineering and cancer therapy. *Journal of Materials Chemistry B*. 2018. Vol. 6, no. 29. P. 4714–4730. URL: <https://doi.org/10.1039/c8tb01078a> (date of access: 24.04.2024).
5. Recent advances in thermo-sensitive hydrogels for drug delivery / Y. Yu et al. *Journal of Materials Chemistry B*. 2021. Vol. 9, no. 13. P. 2979–2992. URL: <https://doi.org/10.1039/d0tb02877k> (date of access: 24.04.2024).
6. Recent progress in thermosensitive hydrogels and their applications in drug delivery area / B. Khan et al. *MedComm – Biomaterials and Applications*. 2023. Vol. 2, no. 3. URL: <https://doi.org/10.1002/mba2.55> (date of access: 24.04.2024).
7. Li Z., Guan J. Thermosensitive hydrogels for drug delivery. *Expert Opinion on Drug Delivery*. 2011. Vol. 8, no. 8. P. 991–1007. URL: <https://doi.org/10.1517/17425247.2011.581656> (date of access: 24.04.2024).
8. Bai X., Tirella A. Injectable Multifunctional Natural Polymer-Based Hydrogels for the Local Delivery of Therapeutic Agents. *International Journal of Drug Discovery and Pharmacology*. 2022. P. 10. URL: <https://doi.org/10.53941/ijddp.v1i1.203> (date of access: 24.04.2024).

Liudmyla HREBENYK¹, PhD,
Vyacheslav YURCHENKO¹, DSc, Prof.,
Kostiantyn DYADYURA², DSc, Prof.,
Anton PANDA³, PhD, Prof.

¹University of Ostrava, Ostrava, Czech Republic, e-mail: l.hrebenyk@med.sumdu.edu.ua

²Odesa Polytechnic National University, Odesa, Ukraine, e-mail: dyadyura.k.o.@sop.edu.ua

³Technical University in Košice, Prešov, Slovakia

EMERGING NANOTECHNOLOGY-BASED DIAGNOSTICS FOR LEISHMANIASIS AND TRYPANOSOMIASIS

Abstract. In recent decades, there has been a significant increase in interest in nanotechnology, which is considered a potential tool in combating infectious diseases including trypanosomiasis and leishmaniasis. These diseases, caused by protistan parasites, pose a severe threat to the health of humans and animals, especially in low- and middle-income countries. With the emergence of nanotechnological approaches, new perspectives in providing more accurate, rapid, and affordable diagnosis of parasitic infections have become possible. Recent achievements in this field have been aimed at significantly improving diagnostic methods and reducing the burden of infectious diseases on public health in African, Asian, and Latin American countries.

Keywords: nanotechnology, trypanosomiasis, leishmaniasis, infectious disease diagnosis.

Significance of the Research

The results of numerous studies on natural and synthetic nanostructures indicate new opportunities in creating highly sensitive, specific, and cost-effective diagnostic methods, which could be critical to a more successful fight against infectious diseases caused by trypanosomatids.

The statistics on the prevalence of leishmaniasis and trypanosomiasis worldwide vary depending (among other factors) on the region, the effectiveness of the healthcare system, and the availability of diagnostic methods. Leishmaniasis is prevalent in about a hundred countries, primarily in tropical and subtropical regions. According to the World Health Organization (WHO) estimates, approximately 700,000 to 1 million new cases are registered worldwide each year. Most leishmaniasis cases are diagnosed in patients in India, Brazil, Ethiopia, Sudan, and other South America, Africa, and Asia countries. Trypanosomiasis is also widespread in tropical and subtropical regions, mainly in Africa and Latin America. According to the WHO data, more than 10 million people are at risk of African trypanosomiasis in 36 African countries. American trypanosomiasis is mainly restricted to Brazil, where approximately 6-7 million people are infected. In the future, climate change could pose serious risks for spreading leishmaniasis and trypanosomiasis in regions previously considered less susceptible to these diseases.

Despite years of combating, medicine is still losing the battle against trypanosomatids. It is widely acknowledged that precise and accessible diagnostics are crucial in controlling, treating, and preventing the spread of these diseases. Current diagnostic methods for leishmaniasis and trypanosomiasis have several drawbacks. Specifically, some traditional diagnostic techniques, such as blood or tissue microscopy, lack sensitivity, especially in low parasitemia or visceral leishmaniasis cases. This often leads to false-negative results and underestimation of disease prevalence.

Additionally, diagnostic errors may be associated with the limited specificity of particular methods, especially in regions where other diseases with similar clinical symptoms coexist. Some diagnostic procedures, such as polymerase chain reaction (PCR) or immunochemical tests, are considered a "luxury" in resource-limited regions due to the requirement for expensive equipment and specialized personnel training. In regions with limited medical infrastructure, specialized laboratories and equipment are simply inaccessible to the patients [1].

Addressing these issues involves developing and implementing more sensitive, specific, and accessible diagnostic methods. Nanotechnology offers a range of innovative approaches that can significantly improve the diagnosis of trypanosomiasis and leishmaniasis, ultimately leading to more effective control and treatment of these infectious diseases in high-prevalence regions.

Research Objective

This study aimed to analyze established scientific approaches focused on using nanoparticles for creating diagnostic systems to detect leishmaniasis and trypanosomes in biological samples.

Primary Research Materials

The analysis was conducted using open-literature sources and electronic resources, such as Web of Science, PubMed, Scopus, IEEE Xplore, ScienceDirect, Embase, and MEDLINE. The search query used included highly cited articles related to the application of nanoparticles in developing diagnostic systems for trypanosomiasis and leishmaniasis, starting from 2002.

Results

The foundations of nanodiagnosics development for infectious diseases were laid in studies at the beginning of the 2000s [2]. Analysis of literature data shows that there is currently a relatively large arsenal of studied nanoparticles that authors propose to use for creating diagnostic biosensors. As possible platforms for developing more sensitive and specific diagnostic methods for diseases caused by trypanosomatids, it is suggested to use fluorescent nanoparticles, metallic nanoparticles, magnetic nanoparticles, quantum dots, and others [3, 4]. The advantage of such nanosensors is their ability to detect various biological molecules or events at the nanoscale level. Authors of numerous studies highlight several groups of molecules that can serve as recognition bioprobes in nanosensors for diagnosing leishmaniasis and trypanosomiasis. For these purposes, specific antibodies IgM and IgG (to leishmania and trypanosome antigens), oligonucleotides (specifically binding to the DNA or RNA of pathogens), enzymes (lysozyme, peroxidase, or alkaline phosphatase, which can be used in immunochemical assays for detecting antigens), and aptamers (specifically binding to pathogen molecules instead of antibodies) can be used. One example cited in the literature is the development of an electrochemical geosensor based on AuNP-toluidine using *Leishmania*-specific genomic DNA [5].

Several groups of biomarkers can be identified as potential targets for recognition in biosensors. One promising direction in biosensor development is detecting genetic material from *Leishmania* and *Trypanosoma* parasites. The development of oligonucleotide probes implies their hybridization with the DNA or RNA of pathogens. Proteins or glycoproteins produced by *Leishmania* and *Trypanosoma* (for example, LPG and gp63) are also proposed for use as biomarkers. Furthermore, there is interest in certain immune markers (cytokines or antibodies) produced by the host organism in response to the infection. Authors suggest that some products of protein, lipid, and carbohydrate metabolism, produced by both pathogens and host organisms in response to infection, can be applied to assess the presence or activity of infection. One of the proposed approaches for diagnosing leishmaniasis, for instance, involves using gold nanoparticles functionalized with monoclonal antibodies to the antigen of *Leishmania* spp. [6]. These antibodies, localized to the nanoparticles, can specifically bind to parasite antigens in biological sample specimens (blood or tissue). Authors of several studies propose various methods to detect the binding of nanoparticles and biomarkers, including conventional detection methods, such as spectro-photometric and mass spectrometric methods. Notably, changes in the plasmonic resonances of gold nanoparticles or in the intensity of fluorescence of quantum dots may indicate the presence and quantity of bound biomarkers. Such an approach enables the detection of parasites in samples with high sensitivity and specificity, making it promising for the diagnosis of leishmaniasis and trypanosomiasis.

It should also be noted that the combination of the capabilities of nanotechnology and artificial intelligence creates breakthrough prospects for multiplexing as a promising direction in the diagnosis of leishmaniasis and trypanosomiasis, allowing the simultaneous analysis of many biological markers or genes in one sample.

Conclusions

The existing clinical diversity of manifestations in leishmaniasis and trypanosomiasis underscores the diagnostic challenge of these neglected tropical diseases. Nanotechnological approaches to biosensor development hold promise for creating highly specific, sensitive, and cost-effective diagnostic methods, which can contribute to the overall goal of reducing the burden of leishmaniasis and trypanosomiasis.

Acknowledgements

This research was made possible thanks to funding through the MSCA4Ukraine project, which is funded by the European Union. Views and opinions expressed are however those of the author(s) only and do not necessarily reflect those of the European Union. Neither the European Union nor the MSCA4Ukraine Consortium as a whole nor any individual member institutions of the MSCA4Ukraine Consortium can be held responsible for them (<https://sareurope.eu/msca4ukraine>).

References

1. Thwala, L.N.; Ndlovu, S.C.; Mpofu, K.T.; Lugongolo, M.Y.; Mthunzi-Kufa, P. Nanotechnology-based diagnostics for diseases prevalent in developing countries: current advances in point-of-care tests. *Nanomaterials* 2023, 13, 1247. <https://doi.org/10.3390/nano13071247>.

2. Gu H, Ho PL, Tsang KW, Yu CW, Xu B. Using biofunctional magnetic nanoparticles to capture gram-negative bacteria at an ultra-low concentration. *Chem Commun (Camb)*. 2003 Aug 7;(15):1966-7. doi: 10.1039/b305421g.
3. Gedda MR, Madhukar P, Shukla A, Mudavath SL, Srivastava ON, Singh OP, Sundar S. Nanodiagnosics in leishmaniasis: A new frontiers for early elimination. *Wiley Interdiscip Rev Nanomed Nanobiotechnol*. 2021 Mar;13(2):e1675. doi: 10.1002/wnan.1675.
4. Assolini JP, Carlotto ACM, Bortoleti BTDS, Gonçalves MD, Tomiotto Pellissier F, Feuser PE, Cordeiro AP, Hermes de Araújo PH, Sayer C, Miranda Sapla MM, Pavanelli WR. Nanomedicine in leishmaniasis: A promising tool for diagnosis, treatment and prevention of disease – An update overview. *Eur J Pharmacol*. 2022 May 15;923:174934. doi: 10.1016/j.ejphar.2022.174934.
5. Mobed, A.; Mehri, P.; Hasanzadeh, M.; Mokhtarzadeh, A. Binding of Leishmania spp with gold nanoparticles supported polyethylene glycol and its application for the sensitive detection of infectious photogenes in human plasma samples: A novel biosensor. *J. Mol. Recognit*. 2020, 33, e2839.
6. Jain, S.; Santana, W.; Dolabella, S.S.; Santos, A.L.S.; Souto, E.B.; Severino, P. Are Nanobiosensors an Improved Solution for Diagnosis of Leishmania? *Pharmaceutics* 2021, 13, 491 <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics13040491>.

Ganna CHEBOTAROVA, PhD., Assoc. Prof.,
Liudmyla KOKIDKO, Senior Lecturer
Odesa Polytechnic National University, Odesa, Ukrain, e-mail: a.m.chebotareva@gmail.com

METHODS, TECHNIQUES FOR PAIN DIAGNOSIS: MEDICINE AND BIOMEDICAL ENGINEERING

Abstract. Chronic myofascial pain syndrome leads to the development of myofascial pain syndrome, corresponding neurological symptoms. Neck pain syndrome is the fourth most common cause of disability. It is well known that the main factors in the mechanism of pain in the cervical spine, occipital area, upper extremities, dizziness, gait disturbances, paresthesia, and neurological symptoms are degenerative-dystrophic processes in the cervical spine and its complications, anomalies in the development of bone structure and musculoskeletal apparatus, post-traumatic manifestations, oncopathology, specific and nonspecific inflammatory processes. It is widely known that pain chronicity significantly disrupts people’s lives and health, affects medical health indicators, social and economic indicators of the living object and the country as a whole. The degree of muscle pain in clinical practice is mostly determined by palpation. Three degrees of pain are distinguished: I – moderate pain, without motor reactions (subjectively); II – pronounced pain, accompanied by the patient’s mimetic reaction; III – sharply pronounced pain, general motor reaction of the patient. Cooperation between specialists in biomedical engineering and doctors of various specialties is important. The goal of cooperation for each doctor with biomedical engineers is to maximize the objectivity of diagnostics, assessment of treatment methods, possibilities of disease prevention, rehabilitation, implementation of innovative techniques in medicine.

Key words: pain, bachelor’s degree, Educational-Professional Program, rehabilitation, diagnosis.

Problem Statement

Based on the results of the second “rapid assessment” of damage to the medical infrastructure from large-scale war and reconstruction needs (RDNA) conducted by the Government of Ukraine, the World Bank Group, and the European Commission in cooperation with development partners, the reconstruction needs of the healthcare system of Ukraine are estimated at \$16.4 billion over the next 10 years, as well as an increase in the volume of critical medical services for the population. Enemy attacks have already destroyed or damaged over 1,500 medical facilities [6]. Therefore, the training of biomedical engineering specialists who could be involved in restoration, affordable repair of medical equipment is difficult to overestimate. The leading university in southern Ukraine, the Odesa Polytechnic National University, particularly the Department of Biomedical Engineering, ID: 50578, provides training for bachelors and masters who participate in interdisciplinary projects, training, and scientific research during their studies. Based on the “Educational-Professional Program” and “Curriculum” under the bachelor’s program, which provides a comprehensive system of physical, socio-cultural, pedagogical, and technical conditions ensuring the education and development of students at Odesa Polytechnic University [5]. Selective disciplines in the medical direction motivate biomedical engineers to collaborate with physicians of all specialties. The main task for neurologists, rehabilitologists, occupational therapists, physical therapists, traumatologists, vertebrologists, orthopedists, cardiologists, rheumatologists, and other clinicians is early, accurate, and objective diagnosis of pain [7]. In Ukraine, there are clinical-diagnostic, rehabilitation, specialized centers equipped with highly informative medical equipment for the treatment, prevention of pain. Biomedical engineers involved in the design, installation, testing, and maintenance of medical equipment must have special knowledge and skills in medicine and engineering. Engineers working with state-of-the-art diagnostic equipment, prevention of disease, treatment, physiotherapeutic rehabilitation of patients must possess advanced technologies and knowledge of software available in medical equipment institutions. Diagnostic examinations of people under modern conditions are conducted in DICOM mode. The usual use of manufacturer’s software for interpreting images is possible with the help of Syngo Osteo, Horos available from the Mac App Store, and others. In particular, radiodiagnostics is based on fundamental medical and physico-mathematical disciplines. It reflects basic integrated knowledge of normal, topographical, pathological anatomy and physiology, biological physics, and chemistry [8]. Modernization and innovation of medical equipment, software ensure timely diagnosis, allow for optimal choice of treatment tactics or surgical intervention, reduce the number of complications and, consequently, the number of people with disabilities. Determining students’ priority methods and techniques for diagnosing pain in various areas of the living organism with the help of teachers, working out and applying all available options in software is

the main task and goal of the educational process of the Department of Biomedical Engineering at the Odesa Polytechnic National University.

Conclusions

1. The implementation of innovative technologies, methods, and approaches to early diagnosis in medicine ensures improvement in people's quality of life.
2. Thorough study of the materials of the “Educational-Professional Program” and “Curriculum” at the bachelor's stage at the Department of Biomedical Engineering allows specialists, in particular, to determine priority methods of pain syndrome diagnosis.
3. Modernization, economic justification, feasibility, and ecological sustainability of medical equipment, as well as optimization of software, will shorten patient examination time, reduce chronicity and disability of patients, decrease economic burden, and enhance the rational use of medical equipment and technology.

References

1. Trechynska M. A. Current issues in the diagnosis and treatment of back pain syndrome. Scientific and Practical Conference “Modern Aspects of Clinical Neurology” May 2021. Reference: https://health-ua.com/multimedia/userfiles/files/2021/Nevro_2_2021/Nevro_2_2021_str_10.pdf.
2. Hurwitz EL, Randhawa K, Yu H, Cote P, Haldeman S. The global spine care initiative: a summary of the global burden of low back and neck pain studies. *Eur Spine J.* 2018;27(Suppl 6):796–801.
3. Hautier L., Weisbecker V., Sánchez-Villagra M.R. et.al. Skeletal development in sloths and the evolution of mammalian vertebral patterning // *Proc. Nat. Acad. Sci. USA*, 2010, 107 (44). – P. 18903–18908. – doi:10.1073/pnas.1010335107.
4. Sviridova N.K. Diagnosis of vertebrogenic pain syndromes. *EAST European journal of neurology.* ISSUE 03(21) MAY 2018 – JUNE 2018, № 3 (21) p.4-7, UDC 616.833.24-008.6. Reference: <https://neurology-journal.org/index.php/journal/article/download/10/7>.
5. Reference: <https://op.edu.ua/education/programs/bac-163-0>https://op.edu.ua/sites/default/files/publicFiles/op/learn_plans/bakalavr_163-0_50578.pdf.
6. Project “Strengthening the healthcare system and preserving life” (HEAL Ukraine). Reference: <https://moz.gov.ua/zmicnennja-sistemi-ohoroni-zdorovja-ta-zberezhenja-zhittja-heal-ukraine>
7. V.A. Gryb; Pain syndromes: approaches to diagnosis and treatment features. Materials of the V Scientific and Practical Conference with international participation “Achievements in Neurology”, Neurology. Review. № 2 May 2021. Reference: <https://health-ua.com/article/66078-bolov-sindromi-pdhodi-dodagnostiki-taosoblivost-lkuvannya>.
8. Methods of radiological diagnostics: educational manual for students / compiled by N.V. Tumanska, K.S. Barska, I.P. Dzhos – Zaporizhzhia : [ZSMU], 2016.– 92 p.. Reference: <http://dspace.zsmu.edu.ua/pdf>.

Liudmyla HREBENYK¹, PhD,
Anna STUPICH², MSc,
Pavlo PROKOPOVYCH³, Student,
Kostiantyn DYADYURA³, DSc, Prof.,
Hennadii OBORSKYI³, DSc, Prof.,
Liudmyla PRIMOVA¹, PhD

¹ Sumy State University, Sumy, Ukraine e-mail: l.hrebenyk@med.sumdu.edu.ua

² NGO Center for Safety Assessment in Emerging Technologies

³ Odesa Polytechnic National University, Odesa, Ukraine

THE USE OF NANOPARTICLE CERTIFIED REFERENCE MATERIALS IN BIOMEDICAL RESEARCH WITHIN THE CONTEXT OF NANOSAFETY

Abstract. The authors conducted an analytical review of open online resources and databases aimed at searching for accessible and user-friendly nanoparticle certified reference materials. Resources from the International Organization for Standardization, ASTM International, the International Electrotechnical Commission, as well as databases of scientific articles in the field of nanotechnology for biomedical applications, were analyzed. Due to increased interest in standardization and safety in biomedical research, the authors conclude the necessity of actively searching for new nanoparticle certified reference materials that meet the requirements of the evolving dynamics of nanomaterial research.

Keywords: nanomaterial standardization, nanoparticle certified reference materials, nanosafety, biomedical research.

Significance of the Research

The expansion of nanotechnologies applied across various industries, medicine, and science has led to an understanding of the necessity for standardization of research and the implementation of innovations considering nanosafety. Since the late 1990s, integrating nanomaterials into various products and processes has been parallel to resolving issues related to the development of standards for their assessment, testing, safety, and regulation. Since the mid-2000s, numerous scientific and industrial organizations, as well as governmental and non-governmental entities, have actively worked in this direction.

Standardized approaches to research in nanotechnologies help avoid a range of problems related to the potential adverse effects of nanoinnovations. This is primarily associated with the emergent properties of nanoparticles, which can determine the direction of the toxic effects of nanomaterials on the environment and human health. Standards and guidelines for the safe production, handling, use, and disposal of nanomaterials significantly reduce risks at all stages of the nanomaterial lifecycle. Additionally, standardized approaches ensure the reliability and repeatability of research and testing results of nanomaterials.

A comparative assessment of various nanomaterials, their properties, and their characteristics is crucial in selecting the most suitable materials for specific applications and evaluating their effectiveness and safety. For these purposes, nanomaterials that have been meticulously characterized and certified based on their physicochemical and biological properties are utilized - these are known as nanoparticle certified reference materials (CRMs) [1]. They serve as precise and reproducible benchmarks for comparing and calibrating other nanomaterials. The certification process involves carefully measuring and evaluating characteristics such as particle size and shape, surface properties, chemical composition, structure, and toxicity using various analytical methods, such as scanning electron microscopy, X-ray absorption spectroscopy, and so on.

Knowledge of nanoparticle certified reference materials and access to information about them are crucial in developing experimental research algorithms for nanoparticles and further work on their practical applications. However, it is not always easy to find information about available CRMs, especially for researchers working in small laboratories or developing countries. Information about nanomaterials may be presented in various formats and structures, making it difficult to compare and utilize. Additionally, nanomaterials possess many characteristics that can be complex to describe and standardize, complicating the selection of the most suitable reference material for a specific task. There are numerous standards and measurement methods for nanomaterials and choosing the appropriate one can be challenging for researchers, especially beginners.

Research Objective

This analytical study aimed to conduct an information search for accessible and user-friendly resources that enable the rapid acquisition of nanoparticle certified reference materials based on experimental tasks, considering potential practical applications and nanosafety issues.

Main Materials of the Study

Given the growing interest in standardizing nanomaterials for biomedical research, online resources such as the International Organization for Standardization (ISO), ASTM International, the International Electrotechnical Commission (IEC), and the Nanotechnology Standards Database (ANSI) were analyzed. Information on the most frequently used CRMs in scientific research was analyzed using open-access scientific literature databases such as PubMed, Web of Science, Scopus, ResearchGate, and IEEE Xplore.

Results

Nanotechnology finds applications in various fields such as medicine, energy, and information technology, and is considered a key factor in the economic and innovative development of many countries. Analysis of literature data shows that in recent years, new emphasis has been placed on the standardization of nanomaterial research for biomedical applications, particularly concerning the safety and quality of nanomaterials. Consequently, active efforts are underway to search for new nanoparticle certified reference materials (CRMs).

CRMs are well-characterized and certified samples of nanomaterials used as benchmarks for comparing and evaluating the physicochemical and biological properties of other materials. Among the well-characterized CRMs, the following can be highlighted:

- Silver nanoparticles (NIST SRM 8011): This reference material, provided by the National Institute of Standards and Technology (NIST) of the United States, is used for calibrating and evaluating silver nanoparticles.

- Titanium dioxide nanoparticles (NIST SRM 1898): Another reference material provided by NIST, used for calibrating and evaluating titanium dioxide nanoparticles.

- Carbon nanomaterials (NIST SRM 2483): This standard material includes various types of carbon nanomaterials, such as single-walled carbon nanotubes, multi-walled carbon nanotubes, and graphene.

- Gold nanoparticles (NIST SRM 8012): Another reference material provided by NIST, used for calibrating and evaluating gold nanoparticles.

- Zinc oxide nanoparticles (NIST SRM 1899b): Another example of a reference material provided by NIST, used for evaluating and calibrating zinc oxide nanoparticles.

These and other CRNs are developed to ensure accuracy and consistency in the measurements of nanomaterials and serve as important tools for standardization and comparison of research results in the field of nanotechnology.

One of the tasks of our research was to identify the most frequently mentioned CRMs in scientific articles in high-impact journals. The most commonly CRMs in articles and studies include:

- Silver nanoparticles (NIST SRM 1109): Widely used for calibrating nanoparticle size measurement methods and evaluating their properties.

- Silicon nanoparticles (NIST SRM 640): Monodisperse spherical silicon nanoparticles used for calibrating nanoparticle size measurement methods and evaluating their properties.

- Calcium carbonate (NIST SRM 915a and 915b): Crystalline calcium carbonate nanoparticles used for calibrating nanoparticle size measurement methods and evaluating their properties.

- Silicon dioxide (NIST SRM 1963b): Monodisperse spherical silicon dioxide nanoparticles also used for calibrating nanoparticle size measurement methods and evaluating their properties.

- Gold colloids (NIST RM 8012): Colloidal gold used for calibrating methods for measuring the concentration and size of gold nanoparticles.

- Multi-walled carbon nanotubes (NIST SRM 2483): Multi-walled carbon nanotubes used for calibrating methods for their characterization and evaluating their properties.

- Polystyrene dispersion (NIST SRM 1961): Polystyrene dispersion used for calibrating nanoparticle size measurement methods and evaluating their properties.

- Silicon (NIST SRM 640d): Crystalline silicon also used for calibrating nanoparticle size measurement methods and evaluating their properties.

As literature analysis shows, these nanomaterials also form the basis for many studies and analysis methods in the field of nanosafety. Nanoparticle certified standard materials are used for conducting comparative toxicity analysis of different types of nanoparticles and identifying potentially hazardous

materials for living organisms. CRMs serve as a benchmark for creating new nanomaterials with improved properties and minimizing potential risks to health and the environment.

Conclusions

The necessity of developing and utilizing CRMs for biomedical research stems from the need to establish a reliable foundation for comparative analysis of nanoparticle physicochemical and biological properties. This will contribute to the development of safe and effective diagnostic and therapeutic methods and enable the assessment of potential risks associated with using nanotechnology in medical applications.

Acknowledgements

This research was made possible thanks to co-funding by the European Union within the international educational grant project Jean Monnet Actions under the ERASMUS+ program ERASMUS-JMO-2021-HEI-TCH-RSCH EUNanoGreen – 101047940. Views and opinions expressed are however those of the author(s) only and do not necessarily reflect those of the European Union or European Education and Culture Executive Agency. Neither the European Union nor the granting authority can be held responsible for them.

References

1. Modi, S., Prajapati, R., Inwati, G.K., Deepa, N., Tirth, V., Yadav, V.K., et al. (2022) Recent Trends in Fascinating Applications of Nanotechnology in Allied Health Sciences. *Crystals.*, 12, 39. URL: <https://doi.org/10.3390/cryst12010039>.

Вікторія ПОПОВА, студент

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
email: popova-bf12@iill.kpi.ua

СТРАТЕГІЇ ДИЗАЙНУ ПОВЕРХОНЬ НАНОНОСІЇВ ДЛЯ ЗДІЙСНЕННЯ ПЕРОРАЛЬНОЇ ДОСТАВКИ ЛІКАРСЬКИХ ЗАСОБІВ

Анотація. Публікація містить загальний огляд проблеми використання пероральних наноносіїв цільової доставки лікарських засобів. Надається вичерпна характеристика причини ускладнення транспортування терапевтичних сполук та огляд на актуальні шляхи його подолання, зокрема обговорюється складність проникнення через слизовий бар'єр, що обумовлена різними факторами, такими як рівень рН, метаболічні ферменти та структура муцину. Зазначається, що наночастинки повинні подолати ці перешкоди, мінімізуючи взаємодію з муцином. Подана інформація узагальнює основні стратегії модифікації наноносіїв, включаючи застосування полімерних оболонок та факторів розщеплення муцину, з метою поліпшення проникнення та збільшення ефективності доставки ліків.

Ключові слова: цільова доставка, наночастинки, слизовий бар'єр, гідрофобність, модифікації, муцин, біоінертність, пермеація.

Актуальність дослідження

Пероральні засоби залишаються одними з найбільш універсальних шляхів доставки лікарського засобу за рахунок їх неінвазивності, зручності, безболісності та прості у використанні. Нещодавно функціональні наноносії привернули увагу дослідників завдяки величезному потенціалу та ефективності в області пероральної доставки ліків. Проте зазначений шлях транспортування має суттєві перепони, зважаючи на складність та різноманітність середовищ, через які проходить препарат. Аналіз можливих стратегій модифікації структури поверхні носія є ключем до розв'язання проблеми проникності через біологічні бар'єри.

Мета дослідження

Проаналізувати наявну актуальну інформацію щодо можливості структурних модифікацій поверхні функціональних наноносіїв задля оптимізації процесу транспортування лікарського засобу, зокрема через слизовий бар'єр шлунково-кишкового тракту.

Основні матеріали дослідження

Основними перешкодами для перорального всмоктування в шлунково-кишковому тракті є сильний градієнт рН від шлунку до товстої кишки, метаболічні ферменти, шар слизу на поверхні епітеліальних клітин і епітеліальна клітинна мембрана [1, 2, 3, 4].

Безперервне виділення слизу не тільки перешкоджає проникненню патогенів і сторонніх речовин в епітеліальну мембрану, але також видаляє різні сполуки і молекули ліків. Основними складовими слизу є вода (90...95%), електроліти, ліпіди (1...2%) і білки [5].

Муцин-2 (MUC2) та формує слизовий скелет ШКТ. Структура муцину включає сульфатні групи на N-ацетилглюкозаміні та галактозі та карбоксильні групи на цукрах сілової кислоти, що забезпечує загальний негативний заряд муцинів за більшості умов рН. В'язкий агент імітує гелеве середовище шляхом утворення сітчастих структурованих шарів. Така архітектура біологічної оболонки дозволяє певною мірою фільтрувати проникнення чужорідних сполук за розміром частинок (середній розмір пор слизового бар'єра складає 20...200 нм) та за їх здатністю до специфічної взаємодії з між муцином і лікарськими засобами, включаючи електростатичні та гідрофобні взаємодії. За рахунок складної молекулярної структури муцину, зокрема, наявності великої кількості заряджених груп, великою проблемою є утворення різного роду зав'язків (водневі, іонні, ковалентні тощо) між слизовим шаром та наночастинками (рис. 1). Тож, для отримання мукопроникних властивостей важлива мінімізація взаємодії між наноносіями та муцином, тобто створення біоінертної поверхні компонентів доставки лікарського засобу [6, 7].

Однією зі стратегій, що використовуються для забезпечення біоінертності наноносія є нанесення додаткового покриття. Широкого застосування набула полімерна поліетиленгліколева (ПЕГ) оболонка завдяки своїй нейтральності заряду та високій рухливості структури полімеру [10, 11]. Збільшення розміру ланцюга застосованої ПЕГ від 2000 Да призводить до значного покращення

проникності через муко-шар. При цьому наявний певний оптимальний діапазон довжини ПЕГ (не перевищує 10 кДа), за межами якого спостерігається дещо нижча активність, а також ризик виникнення інших специфічних взаємодій зі слизовою оболонкою.

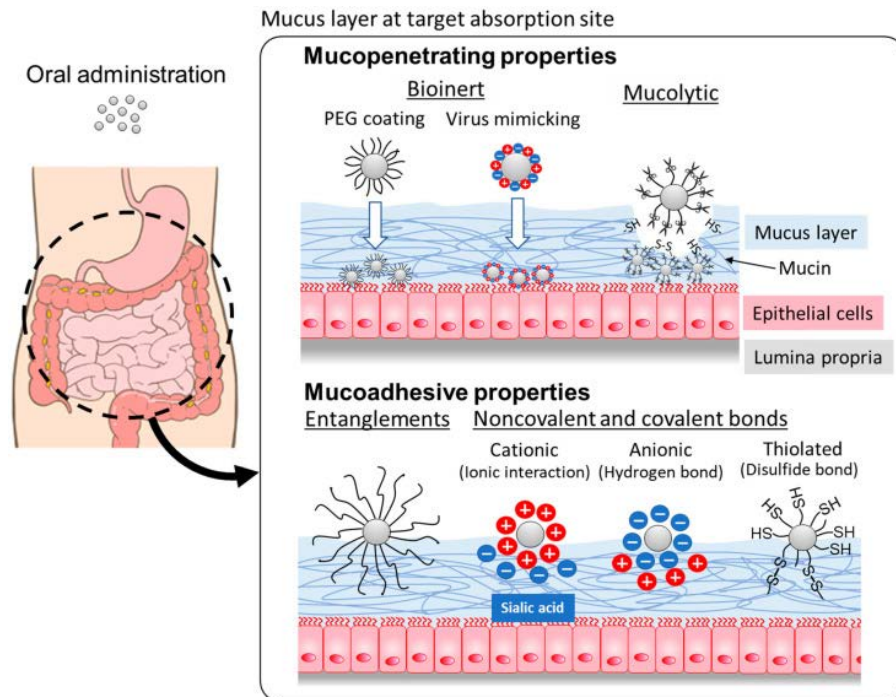


Рис. 1. Схематичне зображення механізмів проникнення та адгезії наночіпів через шар слизу після перорального введення [1]

Також варто зазначити, що надмірне використання ПЕГ призвело до виникнення антитіл до ПЕГ, що спричиняють зміну рухливості та біорозподілу ПЕГ-ільованих наночастинок у слизу [8]. Ще одним недоліком є зменшення взаємодії з клітинною мембраною в місці поглинання, що, погіршує процес поглинання і вивільнення активних речовин, а, отже, знижує ефективність усієї системи доставки [1].

Прогресивною стратегією дизайну наночіпів є імітація вірусних механізмів проникнення через слизовий бар'єр, що реалізується створенням нейтрально заряджених поверхонь з високою щільністю розташувань однакової кількості як аніонних, так і катіонних компонентів (дизайн поверхні, що характерний для цвітер-іона) [9]. Така модифікація здатна захистити наноструктуру від небажаного впливу компонентів ШКТ шляхом утворення великої кількості іон-дипольних та водневих зв'язків із молекулами води та формування стабільного водного шару. Загалом цвітер-іонне покриття наночастинок, вирізняється кращою проникністю ніж ті, що мають ПЕГ-оболонку. У даному напрямку використовують амфіпатичні матеріали на кшталт, фосфоліпідів, поліфосфорилхолінів, полікарбоксібетаїнів, полідофамінів, тощо [1].

Ще одним інструментом для подолання слизового шару є блок-сополімери поліоксетилену (ПЕО)-поліоксипропілену (ППО), що легко приєднуються до гідрофобних наночіпів. Цей матеріал полегшує захоплення ліпофільних препаратів на додаток до зовнішньої оболонки, утвореної з гідрофільних блоків, проте отримана модифікація ускладнює процес контролю основних параметрів системи доставки (стабільність, розмір, вивільнення тощо), а тому майже не застосовується [2].

Більш агресивною стратегією подолання бар'єра шлунково-кишкового тракту (ШКТ) є розташування факторів розщеплення муцину на поверхні наночіпа. Такі речовини можна поділити муколітичні лікарські засоби та високомолекулярні – специфічні ферменти. Дія цих компонентів направлена на розрив дисульфідних зв'язків слизової оболонки, а, отже, може сприяти проникненню патогенів. Задля забезпечення опосередкованої дії муколітичні компоненти інкапсулюють на поверхні наночастинок. Типовим прикладом муколітичного засобу є N-ацетилцистеїн (НАС), що здатен розщеплювати дисульфідні зв'язки в шарі слизу та зменшувати перехресне зшивання гелевих структур оболонки [1].

Серед муколітичних ферментів інтерес дослідників викликають трипсин, папаїн та бромелайн. Названі агенти здійснюють локалізоване розщеплення дисульфідних зв'язків у шарі слизу, формуючи

пори, через які наночастинки проникають всередину. Недоліком використання літичних ферментів є їх низька стабільність та висока чутливість до умов навколишнього середовища, зокрема до впливу рН та взаємодії з протеазами. Зважаючи на це необхідною умовою використання описаних агентів є їх захист у процесі транспортування безпосередньо до бар'єра [1].

Висновки

Пероральні способи введення лікарських засобів є універсальними та найбільш зручними при лікуванні пацієнтів різного віку та статі. Застосування подібних форм цільової доставки терапевтичних сполук є актуальним напрямком багатьох досліджень. З іншого боку однією із суттєвих перепон всмоктування наноносіїв є наявність слизового бар'єра ШКТ.

Основним методом покращення проникнення компонентів системи цільової доставки лікарських засобів через слизову оболонку є створення додаткового нашарування на поверхні наноносіїв. У якості покриття використовують як біоінертні сполуки з нейтральним поверхневим зарядом, так і специфічні муколітичні агенти. Дія перших зосереджена на мінімізації взаємодії між гелевою структурою бар'єра та частинкою-транспортером, таким чином, зменшуючи час його проходження. Суттєвим недоліком описаного механізму є потенційна інертність для епітеліальної мембрани, що призводить до зниження ефективності усієї системи доставки.

Альтернативний інструмент спричиняє місцеве руйнування слизової оболонки та оптимізацію проходження носія лікарського засобу через слизовий шар. Проте муколітичні агенти є недостатньо стабільними і потребують обмеження контакту з тригерними факторами організму (ферментами, що здатні руйнувати пептидні зв'язки між амінокислотами, та кислотністю середовища).

Використання складних та багатокомпонентних додаткових муколітичних нашарувань є перспективним напрямком для вдосконалення властивостей системи доставки лікарського засобу з метою досягнення більшої ефективності.

Література

1. Sato H., Yamada K., Miyake M., Onoue S. Recent Advancements in the Development of Nanocarriers for Mucosal Drug Delivery Systems to Control Oral Absorption. *Pharmaceutics*. 2023. Vol. 15. No 12. doi: 10.3390/pharmaceutics15122708.
2. Zaky M. F., Youssef Y. L., Megahed M. A. Impact of Surface Design and Coating on The Efficacy of Nano-Carriers as Drug Delivery Systems: A Review. *ERU Research Journal*. 2023. Vol. 2. No 3. P. 1-22. doi: 10.21608/erurj.2023.219322.1045.
3. Osman N., Devnarain N., Omolo CA, Fasiku V, Jaglal Y, Govender T. Surface modification of nano-drug delivery systems for enhancing antibiotic delivery and activity. *Wiley Interdiscip Rev Nanomed Nanobiotechnol*. 2022. Vol. 14, No 1. P. 1-24. doi: 10.1002/wnan.1758.
4. Verma S., Goand U.K., Husain A., Katekar R.A., Garg R., Gayen J.R. Challenges of peptide and protein drug delivery by oral route: Current strategies to improve the bioavailability. *Drug Dev. Res*. 2021. Vol. 82. P. 927–944. doi: 10.1002/ddr.21832.
5. Johansson M.E.V., Hansson G.C. Immunological aspects of intestinal mucus and mucins. *Nat. Rev. Immunol*. 2016. Vol. 16. P. 639–649. doi: 10.1038/nri.2016.88.
6. Spleis H., Sandmeier M., Claus V., Bernkop-Schnürch A. Surface design of nanocarriers: Key to more efficient oral drug delivery systems. *Advances in colloid and interface science*. 2023. doi: 10.1016/j.cis.2023.102848.
7. Taipaleenmäki, E., Städler, B. Recent Advancements in Using Polymers for Intestinal Mucoadhesion and Mucopenetration. *Macromolecular bioscience*. 2020. Vol. 20. No 3. doi: 10.1002/mabi.201900342
8. Henry C. E., Wang Y. Y., Yang Q., et al. Anti-PEG antibodies alter the mobility and biodistribution of densely PEGylated nanoparticles in mucus. *Acta Biomaterialia*. 2016. Vol. 43. P. 61-70. doi:10.1016/j.actbio.2016.07.019
9. Stengel D., Demirel B.H., Knoll P., Truszkowska M., Laffleur F., Bernkop-Schnürch A. PEG vs. zwitterions: How these surface decorations determine cellular uptake of lipid-based nanocarriers. *Journal of colloid and interface science*. 2023. Vol. 647. P. 52–64. doi: 10.1016/j.jcis.2023.05.079/
10. Chen H.-Z., Shi J.-P., Gu X.-Y., Peng Y.-Z., Gao Y.-Z., Liu Y., Feng N.-P. Effects of shell composition in shell-core structured nanoparticles on oral physiological barrier and bioavailability. *Zhongguo Zhong Yao Za Zhi*. 2022. Vol. 47. P. 3475–3480.
11. Tan X., Yin N., Liu Z., Sun R., Gou J., Yin T., Zhang Y., He H., Tang X. Hydrophilic and Electroneutral Nanoparticles to Overcome Mucus Trapping and Enhance Oral Delivery of Insulin. *Mol. Pharm*. 2020. Vol. 17. P. 3177–3191. doi: 10.1021/acs.molpharmaceut.0c00223.

Andrey DENISENKO, PhD,
Olekandr DENISENKO, Postgraduate,
Ekaterina DOVBYSHEVA, Student,
Nikita HAVRYLIUK, Student
Odesa Polytechnic National University, Odesa, Ukraine, e-mail: avdenisenko@ukr.net

ANALYSIS OF FACTORS THAT NEGATIVELY AFFECT ON THE RESULTS OF RESEARCH OF PATHOLOGICAL NEUROPHYSIOLOGICAL PROCESSES OF THE BRAIN

Abstract. The article examines the analysis of factors that negatively affect on the results of the study of pathological neurophysiological processes of the brain, and identifies ways to elimination of them. The reasons that distort research results and, as a result, biometric errors are given.

Key words: neurophysiological processes, epileptology, microprocesses, interictal spikes, convulsive readiness, spike activity.

Relevance of research

Despite intensive research conducted in many laboratories around the world, the study of neurophysiological and molecular mechanisms of formation and reorganization of epileptic and antiepileptic brain systems remains one of the urgent issues of experimental epileptology. The need for such works in wartime conditions is obvious, as cases of severe contusions complicated by acquired epilepsy have become more frequent.

The aim of the study

Determination of factors that affect the distortion of the results of the study of pathological neurophysiological processes of the brain with their analysis and ways of exclusion.

The main research materials

The research conducted (Odesa National Medical University) on the basis of the laboratory of electrophysiology of the Department of Physiology has always pursued three main goals:

- 1) elucidation of the fundamental mechanisms of the functioning of neurons and their networks;
- 2) understanding the mechanisms of epilepsy development;
- 3) clarification of the mechanisms of action of new neurotropic drugs [1, 2, 3, 4].

The increase in convulsive readiness is registered on the electroencephalogram (EEG) by generalized synchronization and hypersynchronization of the total activity of neurons, a shift in the spectrum of waveforms towards slower oscillations. Only spikes, sharp waves and peak-wave complexes can be considered truly epileptic phenomena. Spikes are typical positive-negative potentials. It is possible to register them in the distant period after convulsive attack, which is why they were called interictal potentials. In epileptology, it is generally accepted that when convulsions begin, the frequency of interictal paroxysms in the EEG increases, and then the EEG activity turns into the ictal activity. Recently, works have been published in which it is shown that the generation of interictal and ictal discharges is carried out by different populations of cells, thanks to different cellular and network mechanisms. Previously, during the study of the occurrence and development of interictal and ictal activity in various brain structures in the case of focal epilepsy, it was established that the basis of epileptiform effects is the formation of not only the primary focus in the cortex, but also in the hippocampus, which determines the development of the pathological epileptic system, which causes syndrome of generalization of epileptogenic activity. A number of studies on experimental models both *in vitro* and *in vivo*, as well as in the clinic, have shown that stimulation of the hippocampal region with the generation of interictal spikes (IS) reduces the possibility of the development of ictal discharges. But at the same time, the nature of the modulatory effect of ISs on the development of seizures remains not fully elucidated even today. Moreover, in clinical epileptology, the presence of ISs in the EEG remains an important sign of epilepsy, as well as one of the criteria for the effectiveness of antiepileptic therapy.

The purpose of this part of the research was to clarify the significance of interictal spikes in the frontal cortex and hippocampus of the rat brain in the development, maintenance and inhibition of epileptiform activity. Experiments were performed on 155 male non-linear white rats weighing 200...250 g under conditions of acute and chronic experiments.

In Fig. 1, 2. features of the formation of focal epileptiform activity in the brain of rats in the cortical penicillin focus model are presented.

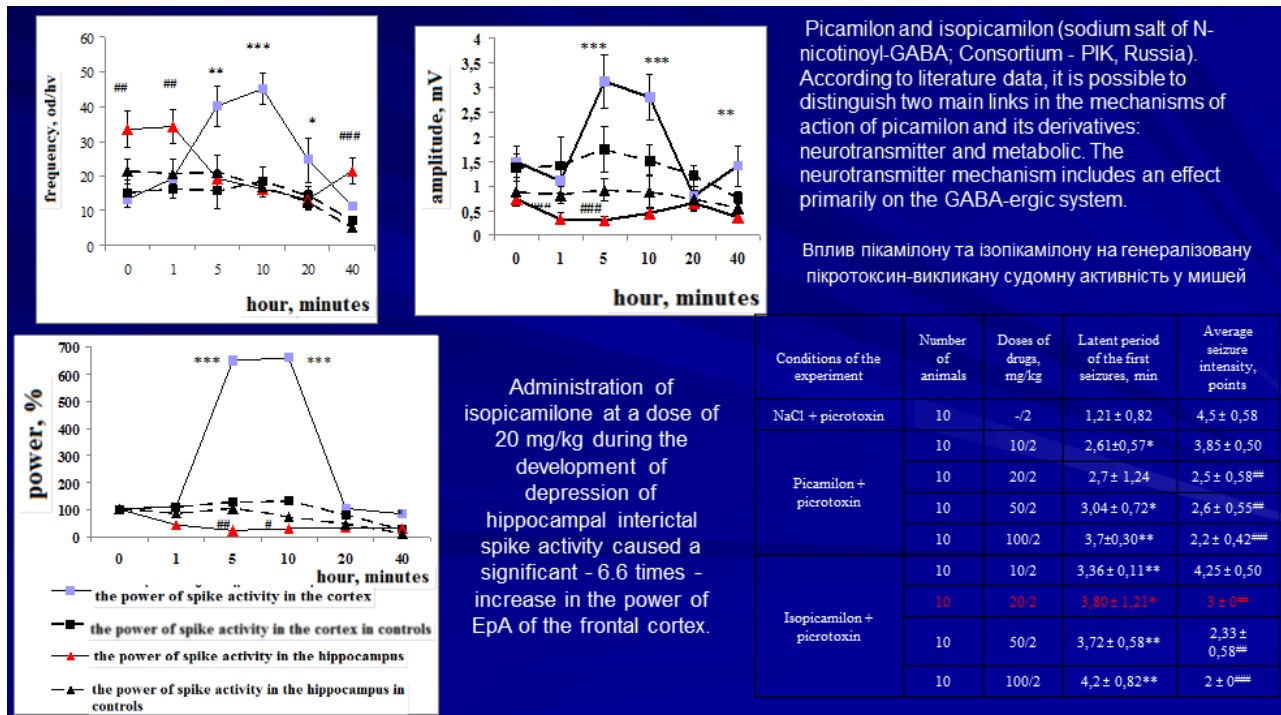


Fig. 1. Development of interictal spike activity in the frontal cortex during systemic administration of isopicamilone at a dose of 20 mg/kg under conditions of inhibition of hippocampal IS activity.

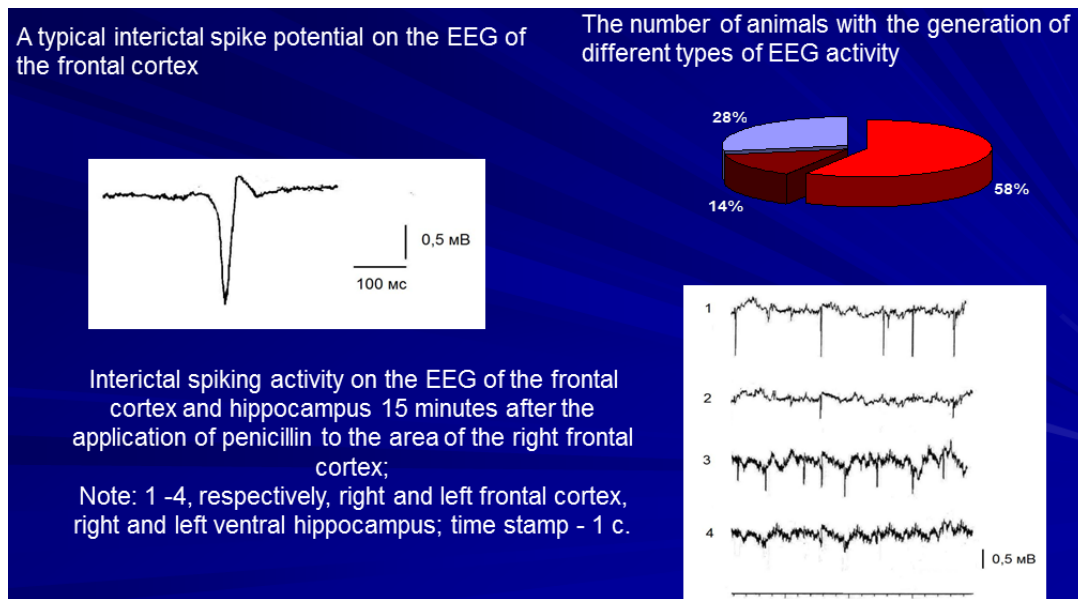


Fig. 2. Interictal adhesions in the frontal cortex and hippocampus of the rat brain

Studying the peculiarities of neurophysiological research, the authors have noted that in the frequency domain, particular issues typically do not arise, as the action potential duration is approximately 1...2 ms, and background potentials fall within the range of 50...250 ms. Problems mostly arise with noise in the amplitude domain. These are inherent amplifier noises of the recording device, potential inductions from the power grid, which may overlay a small recorded signal whose amplitude is around a hundred millivolts or lower. If electroencephalographic signals are recorded from the scalp, the amplitude is approximately 10...150 μ V. For microactivity, in the case of intracellular or extracellular recordings from a small number of neurons (from a few to several tens), the amplitude of bio-potentials ranges from 10...130 mV under normal conditions. In the case of pathological neuron activity recordings, bio-potential amplitudes may

increase by 2...3 times. It should be noted that grounding is not always effective (due to excessive surrounding equipment, high electrical network density, and occasional strong spikes). All of this poses significant challenges in conducting research, with a considerable portion of experiment time spent on avoiding biometric inaccuracies.

Difficulties of another nature should also be mentioned, particularly during operations when stabilizing the brain. The issue lies in the fact that the brain itself has certain oscillatory moments that hinder the proper maintenance of electrodes within the targeted zone of the brain.

The study also addresses the analyzed software used by researchers, which, according to the authors, needs refinement according to the thematic specificity to yield sound conclusions. Regarding the capabilities of technical equipment, recent medical technology used in research has significantly reduced noise parameters. However, despite technical advancements, this equipment sometimes fails to provide a clear picture because the processes occurring at the level of these microchips often overshadow the microprocesses recorded in the animal nervous system during examinations or operation

Conclusions

The authors have identified technical factors negatively impacting the results of research on pathological neurophysiological processes of the brain. An analysis of these factors has been conducted, and pathways for their elimination have been outlined.

References

1. Denysenko O. V., Shandra A. A., Kaschenko O. A., Lyashenko S. L., Denysenko A. A. The peculiarities of the development of pentylenetetrazole kindling in rats of different ages. *Neuronus. IBRO neuroscience forum*, 20–22 April 2018, Krakow, Poland: thesis. – P. 126.
2. Denysenko O. V., Shandra O. A., Syomyk L. I., Denysenko O. A. Features of epileptomorphic activity in rats with different types of seizure manifestations during pharmacological kindling formation. *VII Congress of the Society of Neuroscientists*, June 7–11, 2017, Kyiv, Ukraine: abstracts. – P. 83–84.
3. Denysenko O. V., Denysenko O. A., Syomyk L. I., Shandra O. A. The influence of GABA derivatives on kindling-induced epileptomorphic activity in rats. *Abstracts of the VII National Congress of Pathophysiologists of Ukraine*. – Kharkiv, Ukraine: October 5–7, 2016. – P. 73.
4. Shandra A. A., Godlevsky L. S., Brusentsov A. I. Kindling and status epilepticus models of epilepsy: rewiring the brain. *Progress in Neurobiology*, Volume 73, Issue 1, 2004, P 1–60.

Ярослав ІВЛІЄВ¹, інженер,
Анастасія КОРУНЕЦЬ¹, біолог,
Ольга КОМАРОВА^{1,2}, інженер,
Андрій КАПЛЯ¹, інженер,
Володимир ХОЛІН¹, канд. техн. наук,
Сергій ПАВЛОВ³, д-р техн. наук, проф.,
Лілія КАТЮКОВА⁴, лікар,
Юрій ЗАБУЛОНОВ⁵, д-р. техн. наук, проф.

¹ ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, Україна, e-mail: ya.ivlev.fp@gmail.com, amigo811@ukr.net, amkaplya@ukr.net, info@fotonikaplus.com.ua

² Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

³ Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

⁴ ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» м. Київ, Україна

⁵ Державна установа «Інститут геохімії навколишнього середовища Національної академії наук України», м. Київ, Україна

АПАРАТ ДЛЯ ВИСОКОІНТЕНСИВНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ “LIKA SCAN”

Анотація. Розроблено апарат “LIKA SCAN” для проведення високоінтенсивної лазерної терапії методом автоматизованого сканування лазерним променем з метою лікування пацієнтів ортопедо-травматологічного профілю, в т.ч. поранених з вогнепальними пошкодженнями покривних тканин, неврологічного профілю та у спортивній медицині. Апарат забезпечує автоматизоване сканування лазерним променем ділянок тіла, забезпечуючи суцільну обробку лазерним випромінюванням обраної ділянки, індивідуальний вибір контурів області сканування, регуляцію їх розмірів та можливість обробки обраної зони з використанням різних видів послідовності переміщення лазерного променя.

Ключові слова: медична апаратура, лазерна терапія, LIKA SCAN, травматологія, ортопедія, реабілітація, високоінтенсивна лазерна терапія

Актуальність дослідження. В останні роки отримали інтенсивний розвиток медичні технології (лазерна термотерапія, НІЛ терапія тощо), що використовують випромінювання ближнього інфрачервоного (ІЧ) діапазону з високою вихідною потужністю з терапевтичною метою.

Високоінтенсивна лазерна терапія (ВІЛТ) передбачає вплив на біологічні тканини лазерним випромінюванням ближнього ІЧ діапазону спектру (довжини хвиль 810 нм і 1060 нм). Оптичне випромінювання цих довжин хвиль слабо поглинається молекулами та атомарними ланцюжками макромолекул біологічних тканин (в основному, обертона коливальних переходів). Це збільшує глибину проникнення випромінювання в тканини з відносно незначним зменшенням щільності потужності випромінювання за глибиною. Поглинена частина лазерного випромінювання індукує в біологічній тканині фотофізичні та фотохімічні ефекти, включно з її переведенням на більш високий рівень вмісту тепла [1, 2].

Збільшення довжини хвилі випромінювання (порівняно з видимим діапазоном спектру) призводить до зменшення розсіювання при проходженні шару біотканини, що забезпечує мінімальні зміни геометрії світлової плями в глибині тканини порівняно із світловою плямою на поверхні.

Під час проведення процедури високоінтенсивної лазерної терапії застосовують однорідні (гомогенні) світлові плями великого поперечного перерізу (десятки міліметрів у діаметрі) [3], що дозволяє обробляти значний об'єм біологічних тканин високоінтенсивним лазерним випромінюванням (потужність – одиниці-десятки Вт) з високою щільністю потужності як на поверхні, так і в глибоких шарах (об'ємна щільність потужності), не спричиняючи при цьому термічного пошкодження тканин.

Високоінтенсивна лазерна терапія (ВІЛТ) є особливо актуальною при лікуванні захворювань опорно-рухового апарату, травм різної локалізації, ран та опіків, в т.ч. поранених з вогнепальними пошкодженнями покривних тканин, неврологічних патологій і у спортивній медицині.

Оскільки проведення процедури ВІЛТ у переважній більшості пов’язане з необхідністю обробки лазерним випромінюванням доволі великих ділянок тіла, використання методики автоматизованого сканування лазерним променем значно оптимізує процес реалізації процедури високоінтенсивної лазерної терапії [4].

Однакова об’ємна щільність потужності у кожному зрізі об’єму ділянки тіла, яка обробляється лазерним променем, забезпечує рівноцінну, контрольовану терапевтичну ефективність лазерної терапії. Автоматизація процесу лазерного сканування забезпечує простоту і зручність проведення процедур ВІЛТ для медичного персоналу. Моніторинг та контроль температури в режимі реального часу забезпечує захист ділянки біологічної тканини, що обробляється, від можливого перегріву.

Мета дослідження. Розробка апарата для високоінтенсивної лазерної терапії “LIKA SCAN” для лікування пацієнтів ортопедо-травматологічного профілю, в т.ч. поранених з вогнепальними пошкодженнями покривних тканин, неврологічного профілю та у спортивній медицині.

Основні матеріали досліджень та результати. Розроблено дослідний зразок апарата для високоінтенсивної лазерної терапії “LIKA SCAN” (надалі апарат). На рис. 1 представлено зовнішній вигляд апарата для високоінтенсивної лазерної терапії “LIKA SCAN”.

Апарат забезпечує автоматизоване сканування лазерним променем ділянок тіла, забезпечуючи суцільну обробку ЛВ обраної ділянки, індивідуальний вибір контурів області сканування, регуляцію їх розмірів та можливість обробки обраної зони з використанням різних видів послідовності переміщення лазерного променя. Це дозволяє здійснювати максимально точний лазерний вплив саме на оброблювану ділянку тіла, не захоплюючи оточуючі тканини.

Сукупність програмних та апаратних елементів забезпечує контроль температури та захист від перевищення граничного рівня інтенсивності лазерного випромінювання під час проведення процедури ВІЛТ методом сканування.

Автоматичний контроль відстані до об’єкта гарантує постійність розмірів та контурів обраної зони сканування і максимальну рівномірність розподілу лазерної енергії в ділянці сканування.

На рис. 2 наведено функціональну схему апарата для високоінтенсивної лазерної терапії “LIKA SCAN”.



Рис. 1. Апарат для високоінтенсивної лазерної терапії «LIKA SCAN»

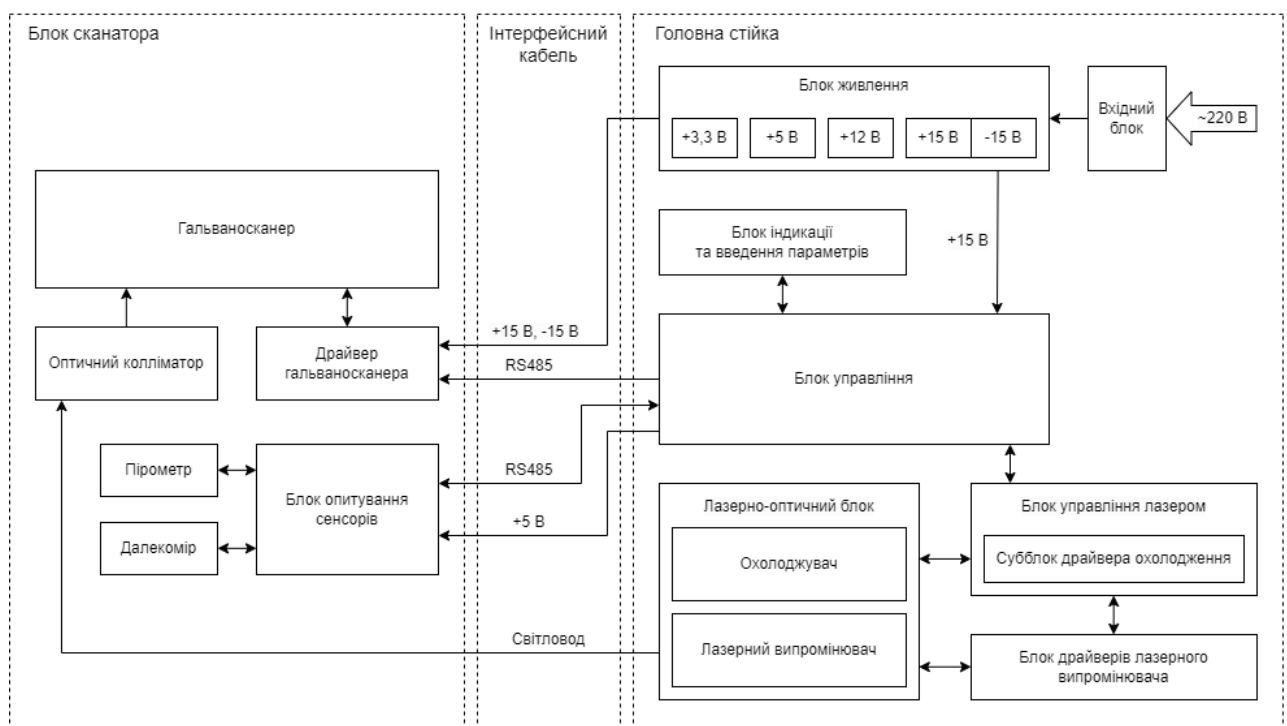


Рис. 2. Функціональна схема апарата для високоінтенсивної лазерної терапії “LIKA SCAN”

Базові технічні характеристики апарата “LIKA SCAN” наведені в Таблиці 1.

Таблиця 1

Технічні характеристики

Тип лазера	діодний
Потужність робочого лазерного випромінювання	20 Вт
Довжина хвилі робочого лазерного випромінювання	1060 нм
Довжина хвилі лазера-пілота (променю наведення)	635 нм
Система охолодження	повітряна
Діаметр пучка робочого лазерного випромінювання	10 мм
Робоча зона сканатора	– мінімальна 30×30 мм – максимальна 300×300 мм
Робоча відстань	150-600 мм
Дисплей	10,4" кольоровий екран з резистивним сенсором
Режими роботи	ручний, автоматичний, адаптивний
Мови інтерфейсу	українська, англійська, російська
Розміри (ширина×висота×довжина)	– основний блок - 480×1040×480 мм – скануючий пристрій - 100×105×253 мм
Вага	36 кг

Висновок

Розроблено апарат “LIKA SCAN” для проведення високоінтенсивної лазерної терапії методом автоматизованого сканування лазерним променем з метою лікування пацієнтів ортопедо-травматологічного профілю, в т.ч. поранених з вогнепальними пошкодженнями покривних тканин, неврологічного профілю та у спортивній медицині.

На даному етапі апарат готується до проходження технічних регламентів.

Література

1. Современные аспекты лазерной терапии / ред. В. Попов. Черкассы : «Вертикаль», издатель С. Г. Кандич, 2012. 608 с.
2. Pavlov S. Information Technology in Medical Diagnostics / ed. by W. Wójcik, A. Smolarz. CRC Press, 2017. 210 p. URL: <https://doi.org/10.1201/9781315098050>.
3. О равномерности распределения плотности мощности лазерного излучения на выходе оптических волокон / В. Войцехович та ін. Актуальні питання застосування лазерів в медицині – 2020 : Матеріали науково-практ. конф., м. Черкаси, 31 жовт. 2020 р. Черкаси, 2021. С. 26–29..
4. Терапия лазерным сканирующим лучом / В. Попов и др. Черкассы : Вертикаль, издатель С.Г. Кандыч, 2016. 52 с.

Олександр БОРИСОВ, канд. техн. наук, проф.,

Борис ЛУПИНА, канд. техн. наук,

Сергій ОСІНОВ, канд. техн. наук,

В'ячеслав ЩЕГЛАКОВ, магістр

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: b.lupina-me@iill.kpi.ua

СЕНСОРНА СИСТЕМА КОНТРОЛЮ СИСТЕМИ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЯКОСТІ ПОВІТРЯ ЧИСТИХ ЗОН І ШАФ БІОЛОГІЧНОЇ БЕЗПЕКИ

Анотація. В роботі запропоновано та реалізовано прототип сенсорної системи контролю поточного стану критичних вузлів забезпечення якості повітря локальних «чистих» зон за лінійною швидкістю повітря та диференціальним тиском на фільтруючих елементах. Довготривала безпечна робота обладнання, яке забезпечує належну якість повітря в чистій зоні, можлива за умови періодичного контролю або моніторингу поточного стану НЕРА фільтрів класу Н14 і реєстрації критичних відхилень швидкості повітряних потоків та пневматичних опорів фільтрів від номінальних значень шляхом реєстрації вихідних сигналів сенсорних вузлів, їх обробки та бездротової передачі даних користувачам за межі чистої зони для ведення динамічно поновлюваного технічного протоколу. В роботі запропоновано перспективну вимірювальну технологію на основі сукупності розподілених сенсорних вузлів, об'єднаних в мережу з бездротовим вихідним інтерфейсом і призначених для реєстрації і обробки даних про параметри повітряного середовища. Для контролю лінійної швидкості повітря в чистій зоні та диференціального тиску на фільтруючих елементах використано сенсори відповідно моделі EE576-V2A2K200 виробництва компанії E+E Elektronik з вимірювальним діапазоном 0...2,0 м/с та похибкою ($\pm 0,08$ м/с + 4% від вимірюваного значення) та мікромеханічний сенсор диференціального тиску моделі D6F-PH MEMS виробництва компанії OMRON, які задовольняють сучасним вимогам до вимірювального діапазону та похибки. Функціональність та інформативність інтелектуального бездротового сенсорного вузла забезпечує тривалий моніторинг поточного стану вентиляторного фільтрувального блоку за лінійною швидкістю повітря в чистій зоні та за диференціальним тиском на фільтруючих елементах класу НЕРА Н14, що забезпечує визначення міри поточного забруднення фільтру за його пневматичним опором. Система контролю може бути використаною також для проведення регламентних робіт на функціонуючому обладнанні, уникнення аварійних ситуацій та прогнозування термінів чергової заміни НЕРА фільтрів.

Ключові слова: НЕРА фільтр очистки повітря чистих зон, сенсор лінійної швидкості повітря, сенсор диференціального тиску, бездротова сенсорна мережа, мікроконтролер з вбудованим бездротовим інтерфейсом, шафа біологічної безпеки, показники якості повітря.

Актуальність дослідження

Розвиток медичних закладів, лабораторій, фармацевтичного виробництва, мікробіологічних досліджень, високотехнологічних галузей електронної промисловості в світі загалом та в Україні зокрема потребує створення виробничих приміщень та локальних лабораторних зон із забезпеченням низької контрольованої концентрації механічних часток в робочому об'ємі. Значні матеріальні ресурси держави спрямовані на забезпечення безпечних умов праці персоналу при проведенні досліджень з біологічно небезпечним матеріалом, покращення достовірності лабораторних досліджень і ефективності виробничих процесів. Сучасні мікроелектронні сенсорні вузли і бездротові мережеві рішення є ефективним інструментом моніторингу, тому активно застосовуються в критично важливих ланках пневматичних систем забезпечення якості повітря локальних чистих зон при реалізації належних лабораторних чи виробничих умов. У лабораторних приміщеннях дослідницьких центрів, лікарень та фармацевтичних підприємств для роботи персоналу з потенційно небезпечними агентами традиційно використовують шафи біологічної безпеки (ШББ) 2-го класу, які мають в своєму складі локальні системи фільтрування повітря і забезпечують потрібний захист: оператора та навколишнього середовища від біологічно небезпечного матеріалу, а також матеріалу від перехресної контамінації, що є ключовим заходом комплексної безпеки і достовірності досліджень.

Мета роботи – визначення переліку технічних параметрів, що підлягають вимірюванню, обґрунтований вибір компонентної бази системи збору даних на основі сучасних мікроелектронних

сенсорних вузлів з використанням бездротових сенсорних мереж, розробка прототипу пристрою моніторингу параметрів системи фільтрування повітря чистих зон та забезпечення передачі даних моніторингу за хмарною технологією.

Основні матеріали досліджень

Аналіз літературних джерел дозволяє визначити перелік факторів забруднення, конструкції критично важливих вузлів та інженерних принципів очищення повітря чистих зон. Основним інструментом очистки повітря від механічних часток в діапазоні їх розмірів від 0,3 мкм і вище є HEPA фільтр, через який примусово прокачується повітря перед подачею в чисту зону з типовою лінійною швидкістю очищеного повітря на виході порядку 0,5 м/с. Мірою поточного забруднення фільтруючих елементів є перепад тиску повітря на фільтрі на заданому рівні об'ємних витрат (пневматичний опір фільтра, $[(\text{Па}\cdot\text{сек})/\text{м}^3]$), кількість механічних часток в одиниці об'єму чистої зони, температура, барометричний тиск і вологість повітря чистої зони. Існують межі продуктивності для шаф, коли швидкості вхідного і вихідного потоків регулюють до рівня, що забезпечує ефективний потрібний захист. У випадку коли швидкість повітря відхиляється від номінального значення більше 10%, захист порушується, а динамічні завади (включаючи виробничі рухи персоналу си допоміжного обладнання в чистій зоні) спроможні додатково в середньому на 60% збільшити мікробіологічний викид з ШББ [3]. Важливим під час випробувань є акцент на нижній діапазон значення швидкості повітряного потоку та просторове розподілення швидкості в площині робочого столу і об'ємі чистої зони ШББ, яку умовно розподіляють на контрольовані сегменти. Дана вимога суттєво збільшує кількість контрольних вимірів, що має бути враховано під час автоматизації процесу валідації.

У відповідності до настанов стандарту і детальній класифікації ШББ [1, 2], в ШББ 2 класу організовано частково закриту вентиляційну схему (близько 70% від загального об'єму повітря ШББ циркулює всередині його корпусу) з поточним 30% повітрообміном з приміщенням лабораторії. Неправильне розміщення ШББ в приміщенні по відношенню до зовнішніх чинників (отворів приточно-витяжної вентиляції, дверей, маршрутів переміщення персоналу) та активність працюючого оператора з відхиленням від рекомендацій виробника обладнання може негативно впливати на захисні функції ШББ. Підвищена турбулентність повітря в робочій зоні або в приміщенні лабораторії може порушити основні спрямовані потоки повітря в робочій зоні шафи та на її вході, де створюється захисний бар'єр між потенційно небезпечним біологічним матеріалом в робочій зоні ШББ і працюючим оператором. За тенденції загального прагнення до підвищення енергоефективності, зменшення шуму та вібрацій, виробники обладнання застосовують зменшення швидкості повітряного потоку, наближаючись до дозволених стандартом [2] безпечних меж експлуатації. Це породжує проблемну ситуацію, вирішення якої потребує комплексного підходу з використанням додаткових сенсорних каналів моніторингу повітряних потоків на нижній межі вимірювального діапазону сучасних первинних перетворювачів з наступним визначенням поточних характеристик фільтрувальних елементів шаф (HEPA фільтрів), утворення бази даних фільтрувальних вузлів для своєчасного технічного обслуговування та прогнозування термінів заміни фільтрів у обладнанні та наступної валідації на відповідність європейському стандарту EN 12469:2000 чи його чинного аналогу на території США [2, 3].

Класифікація ШББ виконується за класами (рис. 1), що відповідають рівню необхідного біологічного захисту оператора, навколишнього середовища і матеріалу. ШББ 2-го класу, переважно орієнтовані на захист оператора, що є основним їх призначенням.



Рис. 1. Шафи біологічної безпеки [1]

Небажаними складовими повітря виробничих приміщень електронної чи фармацевтичної галузей, лабораторної діагностики, медицини можуть бути як неприпустимі електронною технологією механічні частки, так і інші об'єкти в тому ж діапазоні характерних розмірів, що несуть біологічну та хімічну небезпеку (бактерії, віруси в завищених концентраціях, дрібнодисперсні лікарські засоби чи виробничі складові речовин біотехнологій). Для уникнення шкідливого впливу таких домішкових складових повітря виробничих зон на організм операторів, досліджуваний матеріал та продукцію, а також для запобігання перехресної контамінації продуктів, що підлягають використанню в лабораторній практиці, реалізують локальні чисті зони чи робочі місця.

Характерним прикладом локальної чистої зони є шафа біологічної безпеки 2-го класу (ШББ), що одночасно забезпечує ефективний «потрійний» захист:

- захист людини-оператора, яка за технологічним процесом змушена проводити маніпуляції власними руками з біологічно небезпечним продуктом, від цього продукту; яскравим прикладом є робота лаборанта-мікробіолога в медичних протитуберкульозних закладах, коли оператору щоденно потрібно мати справу з гарантовано небезпечними мокротами пацієнтів клініки;
- захист матеріалу від перехресної контамінації іншим небажаним продуктом;
- захист навколишнього середовища (в першу чергу – приміщення лабораторії чи цеху) від летких сполук небезпечного продукту.

Занепокоєння, пов'язане з впливом твердих частинок на здоров'я, разом із зростаючими вимогами людства щодо більш активного, своєчасного та розсосередженого моніторингу якості повітря, призвели до підвищення наукового та промислового інтересу до розробки недорогих сенсорів твердих частинок (low-cost particulate matter sensors – LCPMS). Зараз ми знаходимо в наукових розробках та бачимо на ринку в комерційному доступі значну кількість моделей LCPMS.

Основним активним компонентом системи кондиціонування повітря є фільтрувальний блок вентиляторів (Filter Fan Unit, FFU) з фільтрами належного рівня (класу) очищення. Використовується спрямоване примусове прокачування повітря через фільтр перед подачею в «чисту» робочу зону (в окремих випадках – рециркуляцію, як в ШББ класу 2). Високоєфективний фільтр механічної очистки повітря чистих зон (High Efficiency Particulate Air – HEPA – Filter) класу H14 – тип гофрованого механічного повітряного фільтра, який повинен затримати на вхідній поверхні і в об'ємі принаймні 99,995% об'єктів (механічних часток, бактерій) розміром від 0,3 мікрона (мкм) і вище, які переносяться повітрям на його вхідна поверхню. Характерний діаметр об'єкта в 0,3 мікрона специфікація відносить до випадку найвищої проникної здатності (maximum penetrating particle size, MPPS). Більші за розміром об'єкти затримуються HEPA фільтром з вищою ефективністю.

Системи очищення повітря потребують моніторингу поточного стану або періодичного контролю (зазвичай щорічного), за результатами якого приймається інженерне рішення стосовно необхідності заміни фільтрів для збереження належних параметрів чистої зони. Мінімальні звітні значення ефективності затримки часток повідомляють про здатність фільтра вловлювати більші частинки розміром від 0,3 до 10 мікрон (мкм).

Для синтезу інтелектуального вузла сенсорної мережі моніторингу швидкісних потоків повітря авторами запропоновано технічне рішення, у якому сенсорну частину реалізовано на основі сенсора лінійної швидкості повітря моделі EE576-V2A2K200 з вимірювальним діапазоном 0...2,0 м/с та похибкою ($\pm 0,08$ м/с + 4% від виміряного значення) та мікромеханічного сенсора диференціального тиску моделі D6F-PH MEMS. Задачу цифрової обробки і мережевого виконання реалізовано на основі мікроконтролера ESP32. Вихідні інтерфейси сенсорних каналів вимірювання лінійної швидкості на основі EE576 - аналогова напруга, тому використано 12 – розрядний аналого-цифровий перетворювач ESP32. Система багатоканальна, для одночасного вводу та виводу також цифрового сигналу. В складі мікроконтролера ESP32 реалізовано бездротовий інтерфейс за технологією WiFi, можливості котрого дозволяють передавати потрібну інформацію в реальному часі (мінімальна періодичність оновлення вихідного сигналу 2...3 секунди). Загальний вигляд сенсорного вузла, розміщеного в робочій зоні ШББ, наведено на рис. 2.

Експериментальну перевірку функціонування спроектованої системи для контролю параметрів повітря чистої зони виконано в робочому об'ємі шафи біологічної безпеки 2-го класу моделі TELSTAR BIO II Advance Plus 4. Сенсори лінійної швидкості розміщено горизонтально на кронштейні штативу лабораторного з можливістю просторової локалізації первинного перетворювача в робочій зоні відповідно до вимог стандарту EN 12469:2000. Результати отримано з вимірювальних каналів двох сенсорів повітряного потоку моделі EE576, розміщених в заданих просторових точках, і

сенсорів диференціального тиску. Часові параметри вимірювального процесу програмуються попередньо з можливістю усереднення результатів вимірювання, наступного обчислення відхилення кожного поточного значення від середнього для визначення відповідності критерію прийнятності, вказаному в стандарті EN 12469 2000, і внесення результатів в енергонезалежну пам'ять. В реалізованій частині роботи система живиться від джерела напруги постійного струму, підключеного до розетки в робочій зоні ШББ; в перспективі передбачається автономне живлення на основі акумуляторної батареї. Функціональність контролера ESP32 дозволяє збільшення кількості вимірювальних каналів; планується додатково включити в склад сенсорного вузла лічильник частот моделі PMS1003, сенсор температури, вологості та абсолютного тиску моделі BOSCH BME 280.

Обмін інформацією реалізовано через вихідний бездротовий інтерфейс Wi-Fi контролера ESP32. Екранна форма для виведення результатів вимірювання на веб-сторінку має вигляд наведений на рис. 3.



Рис. 2. Система контролю системи забезпечення якості повітря, розміщена в робочій зоні шафи біологічної безпеки 2-го класу моделі TELSTAR BIO II Advance Plus 4

EE576(x3)+BME280+PM2.5 PMS1003	
MEASUREMENT	VALUE
Linear velocity(N1)	0.00 mm/s
Linear velocity(N2)	0.00 mm/s
Linear velocity(N3)	0.00 mm/s
Temp. Celsius	24.12 °C
Pressure	101731.38 Pa
Humidity	44.70 %
PM 1.0	25 ug/m3
PM 2.5	37 ug/m3
PM 10	39 ug/m3

Performed as a part of
Viacheslav SHCHEHLAKOV
magister's thesis

Medical sensors laboratory
Electronics Department of Igor
Sikorsky Kyiv Polytechnical
Institute Kyiv 2022

Рис. 3. Веб-сторінка з виведеними вимірними показниками

Проведені тестування розробленого прототипу сенсорної системи в ШББ виконано використанням метрологічно атестованого вимірювального обладнання: за лінійною швидкістю повітряних потоків – це термоанемометри КІМО моделі VT-100, VT-200; вимірювач швидкості газових потоків моделі ІС-2 виробництва компанії ПРОБА, Україна; за диференціальним тиском – диференціальним манометром моделі Testo 510i з бездротовим інтерфейсом; за електричними режимами та температурою – багатофункціональний прилад KEITHLEY 2701 ETHERNET MULTIMETER/DATA ACQUISITION SYSTEM, оснащений прецизійним платиновим терморезисторним перетворювачем Pt-100. Оцінка концентрації часток попередньо виконані за межами чистої зони в звичайних умовно «брудних» лабораторних умовах, Зазначимо, що стандартом [2] передбачено реалізацію штучно завищених концентрацій часток з використанням відповідних аерозолів і генераторів, так щоб в чисельному значенні результату отримано зручну для аналізу і порівняння лічильну концентрацію часток у всьому діапазоні розмірів від 0,3 мкм до 10 мкм.

Експериментальні дослідження спроектованого і реалізованого прототипу підтверджують можливість реєстрації вимірювальних даних за критично важливими параметрами з допустимою стандартом EN 12469 :2000 похибкою вимірювань. Функціональність сенсорного вузла бездротової мережі може бути розширеною використаною для діагностики обладнання за комплексом показників регламентованих вказаним стандартом.

Висновки

В роботі визначено основні функції інтелектуального вузла бездротової сенсорної мережі системи забезпечення якості повітря чистих зон, запропонована схема розміщення первинних перетворювачів в чистій зоні ШББ для коректного визначення швидкості повітряного потоку. Функціональність та інформативність реалізованого вузла бездротової сенсорної мережі забезпечує уникнення небезпечних ситуацій, пов'язаних з відхиленням швидкості потоку від номінального значення та ростом пневматичного опору НЕРА фільтра. Вимірювальна система дозволяє

встановлювати кількісні показники швидкості повітряних потоків, діагностувати та підтримувати систему фільтрації повітря в зоні безпеки. Апробація системи виконана з використанням каналів бездротового зв'язку у частотному діапазоні WiFi 2,5 ГГц, для поширення даних за хмарною технологією. Розроблена в даній роботі сенсорна система моніторингу наочно демонструє можливість створення конструктивно та функціонально подібного пристрою для практичних потреб, а саме для періодичного сервісного обслуговування шаф біологічної безпеки другого класу з можливістю діагностики поточного стану їх HEPA фільтрів. Розроблена система дозволить проводити комплексні багатопараметричні вимірювання, коли необхідно одночасно реєструвати низку фізичних параметрів, враховувати їх поточні значення, динаміку змін і взаємний вплив. Можливість бездротової передачі даних в «хмару» та на комп'ютер оператора дозволить віддалено отримати результати і створити на їх основі динамічно поповнювану таблицю в реальному часі вимірювань. Таким чином, користувач обладнання чи інженер зможуть дистанційно протоколювати та аналізувати результати вимірювань, які проводились упродовж тривалого періоду часу без присутності людини в чистій зоні.

Література

1. Шафи біологічної безпеки. Визначення, класи (I, II, III) і типи. – Biosafety Cabinets- Definition, Classes (I, II, III) and Types (<https://microbenotes.com/biosafety-cabinets>).
2. EN 12469:2000. Biotechnology-Performance criteria for microbiological safety cabinets. <https://standards.iteh.ai/catalog/standards/cen/c4e385bc-cfc4-4a82-9fea-7f0428ce4556/en-12469-2000>.
3. Thomas Hinrichs, Sven Gragert, and Michael Klein. Biological Safety Cabinets: Simulation and Quantifying of Airflow Perturbation Caused by Personnel Activities. – Applied Biosafety 2016 21:1, 12-18. <https://www.liebertpub.com/doi/full/10.1177/1535676016635369>.
4. EE576 Мініатюрний сенсор для вимірювання низької швидкості повітря <https://www.epluse.com.ua/products/air-velocity/transmitters-for-air-velocity/item/ee576.html>.
5. https://www.epluse.com.ua/pdf/Air-Velocity/EE576/datasheet_EE576.pdf.
6. OMRON D6F-PH. MEMS Differential pressure Sensor. Datasheet. Режим доступу URL: https://omronfs.omron.com/en_US/ecb/products/pdf/en-D6F-PH_users_manual.pdf (дата звернення: [4.12.2023]).

Микола БОГОМОЛОВ, канд. техн. наук, доц.,
Олена ГОЛЕМБІОВСЬКА, канд. фарм. наук,
Анастасія КУЗНЄЦОВА, студент,
Валерія СОКОЛЮК, студент,
Денис ЯНИЦЬКИЙ, студент

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: kuznetsova.anastasiia@iill.kpi.ua

НАНОСЕНСОРИ В БІОМЕДИЧНОМУ ЗАСТОСУВАННІ

Анотація: У цьому огляді представлено сучасні біохімічні біосенсори, їх конструкції та принципи роботи. Висвітлене значення останніх досягнень у цій області та вирішення ключових проблем. Особлива увага приділена використанню мініатюрних та нетоксичних сенсорних пристроїв *in vivo* для аналізу клінічних біомаркерів. Проаналізовано перспективи застосування та виклики, що вказують на великий потенціал цієї технології у розробці нового покоління біосенсорів з різноманітними застосуваннями.

Ключові слова: біохімічні біосенсори, наносенсори, біомедична інженерія, клінічні біомаркери.

Актуальність дослідження

За останні роки популярність галузі електрохімічних біосенсорів значно зросла [1]. Біосенсори стали ключовими інструментами в діагностиці, біомедичних дослідженнях, завдяки високій чутливості, швидкості та можливості реалізації у малому просторі. Актуальність таких досліджень полягає в постійному пошуку нових можливостей використання біосенсорів у медицині та біологічних науках. Водночас розвиток нових технологій, таких як нанотехнології, відкрив широкі перспективи для створення біосенсорів на основі наноматеріалів, які забезпечують високу чутливість і точність діагностики різноманітних захворювань. Це відкриває нові можливості для розробки інноваційних діагностичних засобів, у тому числі тих, які можна застосовувати безпосередньо на місці надання медичної допомоги. Такі технології мають потенціал для значного покращення діагностики захворювань та забезпечення більш швидкого та точного виявлення біомаркерів захворювань, що відкриває нові перспективи в медичній практиці.

Мета дослідження полягає в огляді сучасних технологій біосенсорів, їх можливостей, застосування та перспектив використання для підвищення ефективності діагностики.

Основні матеріали досліджень

Сучасні біосенсори. Біосенсори в сучасному розумінні цього твердження являють собою високоінтегровані системи, що поєднують в собі біомолекулярне розпізнавання з фізичними перетворювачами для створення електричного чи оптичного сигналу, який залежить від концентрації хімічного або біологічного зразка. Вони містять мікромасштабні датчики і виконавчі механізми на одному чіпі або на гнучких субстратах. Це призвело до розвитку складних біохімічних і біоелектронних пристроїв, такі як системи “Lab-on-a-Chip”, що дозволяють проводити багато тестів одночасно [2]. Основний принцип роботи біосенсора (рис. 1): схема включає в собі біомолекули, що іммобілізовані в твердій матриці – вони діють як біорецептори, розпізнаючи аналіт. Фізико-хімічний перетворювач, наприклад: електрод, знаходиться в тісному контакті з іммобілізованими біомолекулами. При взаємодії біомолекул з аналітом, біохімічний сигнал перетворюється фізико-хімічним перетворювачем у кількісно вимірювальний електричний сигнал. Цей сигнал може бути додатково посилений і оброблений для отримання реакції аналіту. Таким чином, біосенсори використовують біологічні рецептори для спеціального розпізнавання аналітів, перетворення біохімічних сигналів в вимірювані електричні сигнали та подальшої їх обробки для отримання аналітичної інформації [3].



Рис. 1. Принцип роботи біосенсора

Біосенсори можна класифікувати за їх принципом дії (рис. 2). Оптичні та електрохімічні принципи включають у себе два основних механізми перетворення на основі інтенсивності світла та

електричного розподілу. Електрохімічні датчики демонструють значний потенціал, особливо в біомедичних дослідженнях. Завдяки модифікації різних наноматеріалів вони можуть забезпечити високу специфічність і чутливість для розпізнавання біомолекул [4].



Рис. 2. Схема класифікації біосенсора

Електрохімічні біосенсори. Електрохімічні біосенсори являють собою аналітичні пристрої, які перетворюють біохімічні події, наприклад, взаємодію ферментів із субстратами або антитіл з антигенами, на електричні сигнали, такі як струм, напруга, імпеданс за допомогою електродів [5]. Два найбільш часто використовувані параметри в електрохімічному зондуванні – це амперометричний і потенціометричний. У потенціометрії аналітична інформація, отримана в процесі біорозпізнавання, перетворюється на потенціал, тоді як в амперометрії контролюється постійний потенціал струму, пов'язаний із відновленням або окисненням електроактивних видів [6]. Вони широко використовуються в діагностиці захворювань для виявлення відповідних маркерних білків, антитіл, послідовностей ДНК або клітин.

Розробка нових діагностичних інструментів привертає більше уваги до застосування на місці надання медичної допомоги. Це ставить перед біомедичними інженерами серйозну проблему розробки нового матеріалу в електроаналітичних методах, який може специфічно відчувати аналіти *in vivo*. З появою нанотехнологій біосенсори на основі наноматеріалів показали величезну можливість більш ефективного діагностування та виявлення біомаркерів захворювань. Важливі досягнення в цьому аспекті були отримані з використанням різних типів наноматеріалів, таких як металеві наночастинки [7], магнітні наноматеріали [8], вуглецеві матеріали [9] тощо для покращення електрохімічного сигналу біокаталітичних подій, що відбуваються на поверхні електрода.

Наноматеріали характеризуються властивостями, такими як високе співвідношення площі поверхні до об'єму, хороша електрокаталітична природа (наприклад: наноматеріали на основі вуглецю) і підвищена адсорбційна здатність (наприклад: наночастинки золота). Це уможливило виготовлення електрохімічних сенсорів, які демонструють покращену чутливість та вибірковість [10]. Наноструктури, такі як нанодропи (NW), нанотрубки (NT), наночастинки (NP) і квантові точки (QD), були широко досліджені для застосування у виготовленні біосенсорів, оскільки їх розмір можна порівняти з хімічними та біологічними агентами, які необхідно розпізнати. Наноматеріали використовуються для модифікації електрохімічних перетворювачів, щоб покращити передачу електронів, а також забезпечити біосумісне мікрооточення для біомолекул. Останнім часом робляться спроби використовувати наноструктуровані модифіковані електроди для моніторингу конкретних біологічних видів у середовищі *in vivo* [11], що відкриває можливість виявлення конкретної молекули в живих організмах у реальному часі [12]. Також є потреба у розробці сенсорів *in vivo* для безпосереднього дослідження природи біологічних процесів, оскільки зондування *in vitro* зазвичай не в змозі повністю відтворити умови живої системи. Було розроблено різні пристрої, які можуть здійснювати моніторинг біологічних подій у режимі реального часу, таких як м'язова дистрофія, запальні явища, інфекції або вивільнення білків у середовищі *in vivo*. Зондування *in vivo* потребує чутливих інструментів, які можуть контролювати сигнали всередині живої системи. Такі детектори повинні бути нетоксичними та біосумісними і також не заважати системі організму.

Усвідомлюючи потенційну роль електрохімічного датчика в різних сферах біології та медицини, в даному огляді вибірково розглянуто останні досягнення в біомедичних перспективах електрохімічного датчика.

Датчики глюкози. Електрохімічне зондування *in vivo* є добре відомим методом, який пропонує моніторинг аналітів у реальному часі завдяки імплантованим мікроелектродам [13]. Під час моніторингу рівня глюкози глюкозооксидаза іммобілізується на поверхні електрода для виявлення процесу перенесення електронів. Електрохімічні датчики глюкози вбудовані в кровоносні судини, які безпосередньо пов'язані з блоком обробки сигналу та проводами для подачі живлення. У цьому пристрої електрод модифіковано біосумісним матеріалом, кон'югованим з глюкозооксидазою, а потім покрито вибірково проникною мембраною для зменшення перешкод сигналу. Концентрація глюкози визначається кількісно шляхом вимірювання споживання кисню (O_2) або виробництва перекису водню (H_2O_2) шляхом електрохімічного окислення або відновлення, що відбувається на поверхні робочого електрода. Завдяки появі наноматеріалів електрохімічні сенсори набули великого значення, оскільки наноматеріали значною мірою зберігають активність ферментів або антитіл, пов'язаних з ними. Крім того, вони також сприяють швидкому переносу електронів між ферментом і електродом. Нанозолото, яке використовується в біосенсорі глюкози, продемонструвало семикратне збільшення швидкості передачі електронів і зменшення перешкод від O_2 . Датчик глюкози *in vivo*, що імплантується в голку, з високою чутливістю був виготовлений з використанням нанопористого робочого електрода, прикрашеного наночастинками платини [14]. Два імплантованих електрохімічних датчика глюкози (CGMS System Gold і система GuardianTM від Medtronic MiniMed) мають схвалення FDA (Food and Drug Administration).

Нейрохімічне зондування. Аналіз позаклітинного хімічного середовища мозку може дати суттєве розуміння нейротрансмісії та фармакології у нейро медицині. Останнім часом значні застосування електрохімічного зондування *in vivo* знаходять в галузі неврології. Оскільки поведінку нейромедіаторів не можна ефективно контролювати в аналізах *in vitro*, розробка *in vivo* електрохімічних біосенсорів є важливою для розуміння роботи мозку [15]. Моніторинг *in vivo* надає інформацію про роботу нейронних мереж незалежно від того, активні вони чи ні. Оскільки нейрохімічні речовини є електрично активними, електрохімічні сигнали можна легко генерувати. Циклічна вольтамперометрія зі швидким скануванням (FSCV) є важливим електрохімічним методом. Це дозволяє вимірювати динаміку вивільнення та поглинання рівня ендогенних моноамінів. Цей метод використовується в основному для виявлення трьох основних нейромедіаторів: серотоніну (5-HT), дофаміну (DA) і норадреналіну (NE), оскільки вони можуть окислюватися при низькій напрузі. Завдяки впровадженню бездротової передачі даних з імплантованими датчиками, вимірювання рівня дофаміну та серотоніну в режимі реального часу були зроблені вільно у тварин, що рухаються [16]. В іншому дослідженні кінетика передачі сигналів оксиду азоту в мозку була виміряна за допомогою електрохімічних біосенсорів *in vivo* [17]. Було проведено вимірювання *in vivo* швидких змін позаклітинних концентрацій L-глутамінової кислоти в мозку ссавців під час нормальної активності нейронів або після надмірного вивільнення внаслідок епізодів аноксії або ішемії в тканині мозку [18].

Виявлення іонів важких металів. Останні звіти показали наявність іонів важких металів при різних типах захворювань, таких як рак і малярія [19, 20]. Сеча і кров визнані найкращим неінвазивним методом моніторингу широкого спектру іонів токсичних металів, виявлення яких важливо для розпізнавання різних захворювань. Свинець у сечі було виявлено за допомогою супермагнітних наночастинок оксиду заліза (Fe_3O_4), функціоналізованих димеркаптобурштиновою кислотою (DMSA) за допомогою вольтамперометрії [21]. Рівень кадмію в сечі в першу чергу відображає загальне навантаження на організм. Рівні кадмію в крові вказують на нещодавній вплив, а не системне навантаження. Високий вміст іонів кадмію є частим наслідком раку нирок, кісток і легень.

Проблеми та перспективи електрохімічних біосенсорів. Медична діагностика потребує швидкої, точної та портативної системи, яка може бути легко доступна біля ліжка пацієнтів із системою моніторингу в реальному часі. В даний час електрохімічне зондування зіткнулося з проблемами, які потребують вирішення, щоб отримати високочутливу та вибірково систему для діагностики захворювань. Стабільність датчика є важливим параметром для одноразових та багаторазових електродів. У зв'язку з розвитком діагностичних пристроїв для надання медичної допомоги – портативність електрохімічного аналізатора також є важливою проблемою, яку необхідно вирішити. Ще одним важливим завданням для майбутнього розвитку електрохімічних сенсорів є зручний аналіз зразків *in vivo*. Загалом, ідеальний біосенсор *in vivo* має бути біосумісним, стабільним протягом

тривалого періоду часу, чутливим і нетоксичним для носія. Було використано різноманітні підходи та методи для вирішення проблем зондування *in vivo*. Оскільки багато наночастинок є біосумісними, токсичність, властиву іншим датчиками, може бути зведено до мінімуму. Наночастинки виявляють меншу реакційну здатність до білків і не мають здатності викликати імунну відповідь. Крім того, прогрес у зменшенні розмірів пристрою, бездротовому живленні та передачі даних обіцяє зменшити інвазивність багатьох електрохімічних датчиків *in vivo*. Висока специфічність сучасних електрохімічних аналізів може бути досягнута за допомогою елементів біорозпізнавання різних малих молекул (наприклад: фолієвої кислоти для виявлення ракових клітин або нещодавно використаних аптамерів). Матриці датчиків повинні бути розроблені для виявлення мультианалітів (метаболических маркерів, таких як глюкоза, лактат і сечова кислота). Необхідно розробити неінвазивні мікрофлюїдні біосенсори, здатні збільшувати розміри масивів і зменшувати об'єм зразка, щоб полегшити раннє виявлення та лікування захворювань. Потенціал електрохімічних датчиків є надзвичайно багатообіцяючим для врахування всіх останніх змін і, таким чином, рушійної сили до розвитку тестування на місці надання медичної допомоги та моніторингу захворювання. Досягнуто значні успіхи в розробці та застосуванні електрохімічних датчиків [2, 7, 12, 13, 16, 17, 20, 21]. Проте все ще існує простір для розвитку у розробці простих і економічно ефективних датчиків із покращеною чутливістю, часом відгуку та вибірковістю.

Висновок

Розвиток сучасних біосенсорів відкриває перед суспільством величезний потенціал у сфері діагностики захворювань та аналізу біомаркерів. Високоінтегровані системи, що поєднують біомолекулярне розпізнавання та фізичні перетворювачі, дозволяють ефективно виявляти різні аналіти та одночасно виконувати кілька тестів, значно прискорюючи процес біохімічного аналізу. Електрохімічні біосенсори особливо корисні в діагностиці захворювань, де вони використовуються для виявлення маркерних білків, антитіл і послідовностей ДНК. Поява нанотехнологій підвищила ефективність біосенсорів, особливо тих, що базуються на наноматеріалах. Використання різних типів наноматеріалів, таких як металеві наночастинки, магнітні наноматеріали та вуглецеві матеріали, може покращити електрохімічні сигнали біокаталітичних явищ, що відбуваються на поверхні електродів. Однак розробка нових діагностичних інструментів також вимагає і розробки нових матеріалів, які є специфічними для електроаналітичних методів і можуть відчуватися аналітиком *in vivo*. Подальші дослідження та інновації в цій галузі можуть відкрити нові можливості для ранньої діагностики та ефективного лікування захворювань.

Література

1. Pereira da Silva Neves, M. M., González-García, M. B., Hernández-Santos, D., & Fanjul-Bolado, P. (2018). Future trends in the market for electrochemical biosensing. *Current Opinion in Electrochemistry*, 10, 107–111. URL: <https://doi.org/10.1016/j.coelec.2018.05.002>.
2. Bassi A., Knopf G. Perspectives on Biosensor Technology. *Smart Biosensor Technology*. (2006). P. 617–628. URL: <https://doi.org/10.1201/9781420019506>.
3. Boudjemline, Leboukh & Gouzi, Hicham & Harek, Y. & Gouzi, Hicham. (2018). Development of Enzyme-Based Biosensor for Environmental Monitoring.
4. Singh, P., Pandey, S.K., Singh, J. *et al*. Biomedical Perspective of Electrochemical Nanobiosensor. *Nano-Micro Lett.* 8, 193–203 (2016). <https://doi.org/10.1007/s40820-015-0077-x>.
5. Cho, IH., Kim, D.H. & Park, S. Electrochemical biosensors: perspective on functional nanomaterials for on-site analysis. *Biomater Res* 24, 6 (2020). <https://doi.org/10.1186/s40824-019-0181-y>.
6. J. Wang, Sol-gel materials for electrochemical biosensors. *Anal. Chim. Acta* 399(1), 21–27 (1999). doi:10.1016/S0003-2670(99)00572-3.
7. J. Wang, D. Xu, A.N. Kawde, R. Polsky, Metal nanoparticle-based electrochemical stripping potentiometric detection of DNA hybridization. *Anal. Chem.* 73(22), 5576–5581 (2001). doi:10.1021/ac0107148.
8. S. Zhang, N. Wang, H. Yu, Y. Niu, C. Sun, Covalent attachment of glucose oxidase to an Au electrode modified with gold nanoparticles for use as glucose biosensor. *Bioelectrochemistry* 67(1), 15–22 (2005). doi:10.1016/j.bioelechem.2004.12.002.
9. J. Wang, Carbon-nanotube based electrochemical biosensors: a review. *Electroanalysis* 17(1), 7–14 (2005). doi:10.1002/elan.200403113.
10. J. Wang, Nanomaterial-based electrochemical biosensors. *Analyst* 130(4), 421–426 (2005). doi:10.1039/b414248a.
11. A. Zhu, Q. Qu, X. Shao, B. Kong, Y. Tian, Carbon-dot-based dual-emission nanohybrid produces a ratiometric fluorescent sensor for *in vivo* imaging of cellular copper ions. *Angew. Chem.* 124(29), 7297–7301 (2012). doi:10.1002/ange.201109089.

12. K.J. Cash, H.A. Clark, Nanosensors and nanomaterials for monitoring glucose in diabetes. *Trends Mol. Med.* 16(12), 584–593 (2010). doi:10.1016/j.molmed.2010.08.002.
13. G.S. Wilson, R. Gifford, Biosensors for real-time in vivo measurements. *Biosens. Bioelectron.* 20(12), 2388–2403 (2005). doi:10.1016/j.bios.2004.12.003.
14. H. Wu, J. Wang, X. Kang, C. Wang, D. Wang, J. Liu, Y. Lin, Glucose biosensor based on immobilization of glucose oxidase in platinum nanoparticles/graphene/chitosan nanocomposite film. *Talanta* 80(1), 403–406 (2009). doi:10.1016/j.talanta.2009.06.054.
15. M.J. Tierney, J.A. Tamada, R.O. Potts, L. Jovanovic, S. Garg, Cygnus Research Team, clinical evaluation of the glucowatch[®] biographer: a continual, non-invasive glucose monitor for patients with diabetes. *Biosens. Bioelectron.* 16(9), 621–629 (2001). doi:10.1016/S0956-5663(01)00189-0.
16. Y. Hu, K.M. Mitchell, F.N. Albahadily, E.K. Michaelis, G.S. Wilson, Direct measurement of glutamate release in the brain using a dual enzyme-based electrochemical sensor. *Brain Res.* 659(1), 117–125 (1994). doi:10.1016/0006-8993(94)90870-2.
17. C.J. Griessenauer, S.Y. Chang, S.J. Tye, C.J. Kimble, K.E. Bennet, P.A. Garris, K.H. Lee, Wireless instantaneous neurotransmitter concentration system: electrochemical monitoring of serotonin using fast-scan cyclic voltammetry—a proof-of-principle study. *J. Neurosurg.* 113(3), 656–665 (2010). doi:10.3171/2010.3.JNS091627.
18. F. Bedioui, N. Villeneuve, Electrochemical nitric oxide sensors for biological samples—principle, selected examples and applications. *Electroanalysis* 15(1), 5–18 (2003). doi:10.1002/elan.200390006.
19. A. Nemiroski, D.C. Christodouleas, J.W. Hennek, A.A. Kumar, E.J. Maxwell, M.T. Fernández-Abedul, G.M. Whitesides, Universal mobile electrochemical detector designed for use in resource-limited applications. *PNAS* 111(33), 11984–11989 (2014). doi:10.1073/pnas.1405679111.
20. W. Yantasee, K. Hongsirikarn, C.L. Warner, D. Choi, T. Sangvanich, M.B. Toloczko, C. Timchalk, Direct detection of Pb in urine and Cd, Pb, Cu, and Ag in natural waters using electrochemical sensors immobilized with DMSA functionalized magnetic nanoparticles. *Analyst* 133(3), 348–355 (2008). doi:10.1039/b711199a.
21. J. Kudr, H.V. Nguyen, J. Gumulec, L. Nejdl, I. Blazkova, B. Ruttkay-Nedecky, R. Kizek, Simultaneous automatic electrochemical detection of zinc, cadmium, copper and lead ions in environmental samples using a thin-film mercury electrode and an artificial neural network. *Sensors* 15, 592–610 (2015). doi:10.3390/s150100592.

Дмитро ЦВІР, аспірант

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: tsvir.d@gmail.com

КОМБІНОВАНИЙ ВПЛИВ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ ХВИЛЬ НА ЖИВІ ОРГАНІЗМИ ТА НАВКОЛИШНЄ СЕРЕДОВИЩЕ

Анотація. У цьому докладі буде розглянуто комбінований вплив низькоінтенсивних електромагнітних хвиль на живі організми та навколишнє середовище. Для цього було розроблено прилад, який забезпечує випромінювання низькоінтенсивних електромагнітних хвиль одночасно різних діапазонів частот. Розглядаються основні функції та характеристики приладу, а також можливість його використання в медицині. Проект присвячений рішення актуальних задач відомої проблеми електромагнітобіології, а саме – біологічні ефекти слабких електромагнітних полів. Два напрямки досліджень по проекту мають ясно виражені практичну і фундаментальну спрямованості. По-перше проведення розширеного медичного дослідження нового медичного фактора електрофізіотерапії – низькоенергетичні комплексні електромагнітні випромінювання УВЧ і НВЧ діапазонів. В цій частині роботи розроблено терапевтичний апарат, який вносить значний вклад у рішенні екологічної проблеми «електромагнітного смогу» у сучасному середовищі життя людини. Другий напрямок присвячений експериментальній моделі магнітотерапії, що відповідає вимогам відтворюваності біологічних ефектів і, тим самим, задовольняє вимогам біофізичних досліджень. Дослідження проводяться як мінімум на клітинних лініях кровотворних клітин людини і тварин.

Ключові слова: вплив ЕМВ, випромінювання, УВЧ, НВЧ, опромінення, ЕМХ, комбінований вплив.

Актуальність дослідження полягає в виявленні наслідків впливу комбінованого електромагнітного випромінювання на здоров'я людей та навколишнє середовище.

Це дослідження визначає безпеку електромагнітного випромінювання і розробки відповідних нормативів та рекомендацій щодо його використання. Додатково, воно може впливати на розробку нових технологій та пристроїв з метою зменшення можливого негативного впливу на здоров'я та навколишнє середовище. Актуальність такого дослідження особливо важлива для розробки нових технологій в лікуванні та реабілітації в медицині.

Мета дослідження

Дослідження впливу електромагнітного випромінювання (ЕМВ) на життєздатність та спадкоємні фактори живих організмів. Знаходження терапевтичних ефектів в умовах опромінення електромагнітними хвилями (ЕМХ) у широкому інтервалі частот. Розробка радіофізичної апаратури медичного призначення.

Оцінка ефективності нових методів електрофізіотерапії в лікуванні хворих.

Пошук відхилень у динаміці розвитку і морфології клітин при впливі слабких електромагнітних полів.

Основні матеріали досліджень.

Використовувалась стандартна апаратура дециметрового, сантиметрового та міліметрового діапазонів довжин хвиль, а також розроблені спеціально для цієї мети джерела ЕМВ, модуляційні характеристики та діапазони роботи яких змінювались в широких рамках і які мали процесорне управління. Методи та прилади, що широко відомі в медицині і біології використовувались для реєстрації і узагальнення результатів дослідження.

Результати

Фізико-хімічні ефекти теплової дії електромагнітного випромінювання далеко не завжди можуть бути залучені для пояснення дії УВЧ і НВЧ випромінювань низької інтенсивності. Встановлення саме цього факту лежить в основі гіпотези Пресмана про “інформаційну” дію електромагнітних хвиль. Енергія впливу розглянутих електромагнітних хвиль є незначною порівняно з енергією викликаних фізіологічних реакцій організму. Тому, такі випромінювання здатні лише керувати метаболізмом організму або, іншими словами, вносити “інформацію” в фізіологічні системи авторегуляції гемостазу.

До нещодавнього часу існувала уява про “порогові” рівні біологічних ефектів, нижче яких він завжди відсутній. Виявляється, що при значному зниженні дози впливу біологічний ефект може повторюватися з новою силою. Цей парадокс називається “ефектом малих доз”.

У останнє десятиліття ХХ століття проводилися дослідження біофункцій від впливу електромагнітного випромінювання нижче 100 мкВт/см^2 . У зв'язку з цим теоретично та клінічно

цікавими є дослідження терапевтичних можливостей нових апаратів, що генерують електромагнітне випромінювання в СВЧ і УВЧ діапазонах, які випромінюють дуже малі енергетичні дози.

Проведені дослідження дозволяють вважати, що вплив від апаратів дуже малими енергетичними дозами дозволяє одночасно пригнічувати патогенетичні прояви захворювань та стимулювати механізми саногенезу. Саногенез – система адаптаційних механізмів фізіологічного та патофізіологічного характеру, спрямована на відновлення порушення саморегуляції організму.

Беручи до уваги все вищезазначене, цілком доцільно вивчити терапевтичні можливості електромагнітного випромінювання УВЧ і НВЧ згідно з новими технологіями.

Зважаючи на вказані факти, було розглянуто комбінований вплив діапазонів частот електромагнітних хвиль – різні види електромагнітного випромінювання впливають на організм одночасно або послідовно, можуть виникати складніші фізіологічні реакції, ніж при їх окремому впливі. Цей аспект є важливим для розуміння того, як електромагнітні хвилі взаємодіють з біологічними системами та як можна оптимізувати їх терапевтичний потенціал. Дослідження комбінованого впливу електромагнітних хвиль допомагає виявити нові можливості для розвитку терапевтичних методів та покращення їх ефективності.

Для цього був розроблений прилад (рис. 1), який може випромінювати, як поодинокі, так і одночасно ЕМХ декількох діапазонів частот.

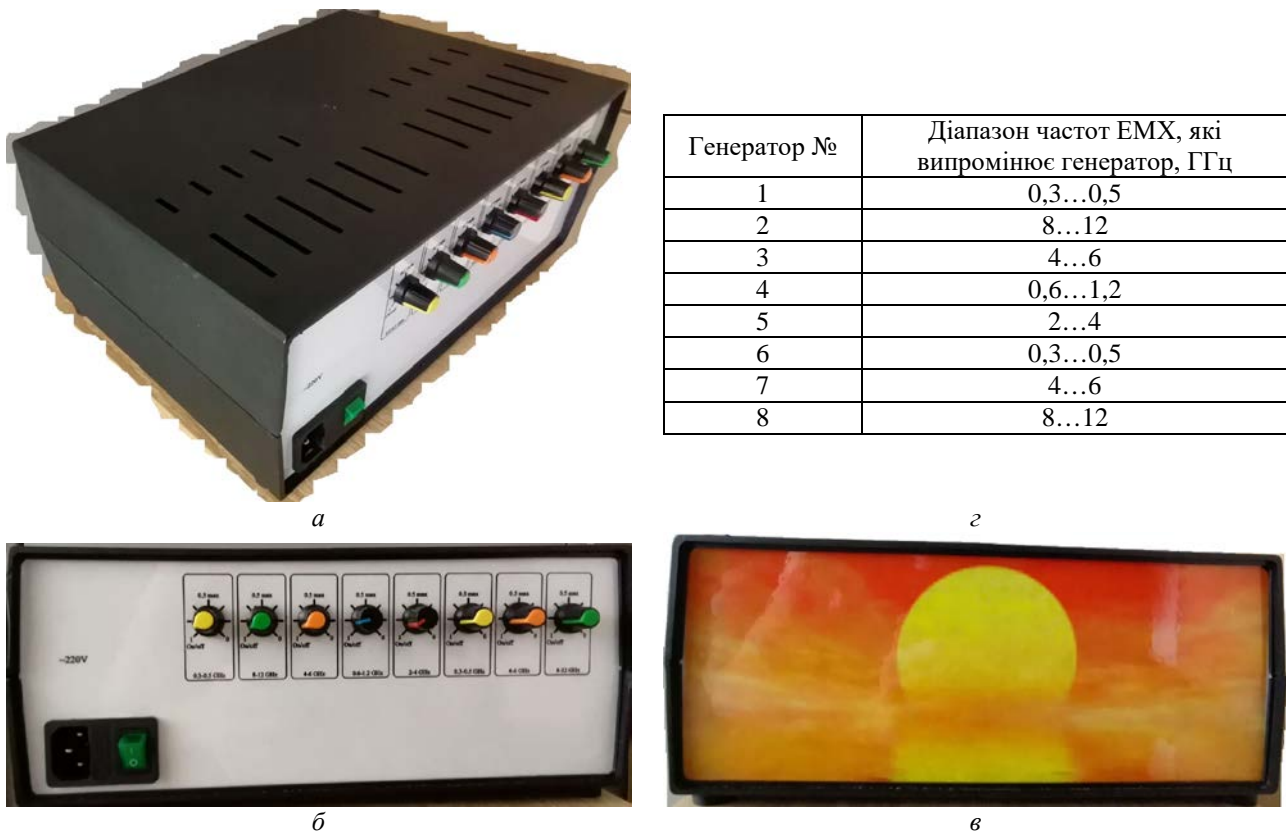


Рис. 1. Випромінювальний прилад: загальний вид (а); передня панель (б); задня панель (в); діапазони частот (г)

На панелі встановлені регулюючі тумблери за допомогою яких регулюються діапазони частот та потужність випромінювання.

З задньої панелі приладу відбувається випромінювання. В середині приладу навпроти задньої панелі встановлені антени випромінювання.

Висновки

1. Дослідження впливу електромагнітних випромінювань (ЕМВ) на біологічні об'єкти має велику актуальність через постійно зростаючий рівень антропогенних випромінювань та використання ЕМВ в терапевтичних цілях.

2. На основі аналізу біологічних ефектів, що розвиваються в організмах людей і тварин різних видів під впливом неіонізуючих ЕМВ та полів встановлено:

2.1 паралельно з відомими зонами високої (теплової) та малої (нетеплової) інтенсивностей ЕМВ існує зона низьких інтенсивностей ЕМВ радіочастотного діапазону, що знаходиться нижче умовної межі (10...100) мкВт/см². Для розвитку біологічних ефектів в зоні низьких інтенсивностей необхідна наявність амплітудної модуляції в певних для різних біоелектричних ефектів діапазонах частот або/і шумоподібного характеру спектра, а також тривала експозиція ЕМВ;

2.2 низькоенергетичні ЕМВ в різних частинах радіочастотного діапазону мають виражений терапевтичний ефект. Сформульована система вимог до апаратури низькоенергетичної терапії ЕМВ в діапазонах 300...1200 МГц та 2000...12000 МГц.

3. Розроблено технічний проект фізіотерапевтичного обладнання. Основу обладнання складають оригінальні генераторні модулі, керовані за амплітудою та частотою в широкому діапазоні частот модуляції, що забезпечує можливість формування сигналів складного спектрально-часового складу, включаючи імітацію випромінювань ряду радіотехнічних засобів та генерацію вузькосмугового шуму. Генераторних модулів 8. Працюють ці генератори одночасно, тобто відбувається комбінований вплив електромагнітних хвиль.

4. Мікропроцесорна система керування генераторними модулями забезпечує широкі можливості застосування обладнання персоналом середньої кваліфікації для медико-біологічних та екологічних досліджень. Виготовлені експериментальні зразки обладнання для проведення попередніх клінічних випробувань.

Отже, на основі наших досліджень можна зробити висновок, що комбінований вплив електромагнітних хвиль має великий потенціал у медичних, біологічних та екологічних дослідженнях, а також може мати практичне застосування в медицині.

Література

1. Електромагнітне випромінювання та його медико-біологічне та екологічне застосування. Звіт про НДР / керівник НДР – доктор фіз.-мат. наук, проф. Б. М. Булгаков, відповідальний виконавець – ст. наук. співр., канд. фіз.-мат. наук. В. М. Скрасанов // № держреєстрації 01.97.11606566, ІРЕ НАН України ім. А. Я. Усікова, м. Харків.
2. Бецький О.В., Кислов В.В., Дев'ятков Н.Д. Міліметрові хвилі низької інтенсивності в медицині та біології // Зарубіжна радіоелектроніка. – 1996. – 12. – С. 3–16.
3. Білецька О.М., Б.І.Макаренко, Н.А.Белецька та ін. Результати використання електромагнітних НВЧ-випромінювань для лікування онкологічних хворих. // Зарубіжна радіоелектроніка. – 1996. – №12. – С. 25–26.

Діана КРАСУЦЬКА, студент,

Микола БОГОМОЛОВ, канд. техн. наук, доц.

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: krasutska.diana@ill.kpi.ua

ШЛЯХИ ПІДВИЩЕННЯ ЧУТЛИВОСТІ БІОСЕНСОРІВ, ЩО ПРАЦЮЮТЬ У ДІАПАЗОНІ ЧАСТОТ ТГЦ, ТА ЇХ ПРИКЛАДНЕ ЗАСТОСУВАННЯ У ДІАГНОСТИЦІ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

Анотація. Робота присвячена аналізу останніх досліджень, пов'язаних із вдосконаленням конструкції самих біосенсорів, що працюють у діапазоні частот ТГц, та методів реєстрації за їх допомогою, і потенційному використанні цих біосенсорів у медицині для діагностики різних патологічних станів у людей. Так як даний вид біосенсорів характеризується великою кількістю переваг порівняно з іншими технологіями, то це має важливе значення для розвитку медицини.

Ключові слова: біосенсор; ТГц; чутливість; діагностика

Актуальність дослідження

Велика кількість складних молекул в ТГц області мають унікальні характеристичні спектри. Оскільки, поява метаматеріалів вирішила проблему відсутності природних плазмонів у діапазоні 0,1...10 ТГц, то ключовою ідеєю є впровадження різних типів субхвильових структур на основі метаматеріалів чи 2D-матеріалів для досягнення посилення електричного поля на поверхні датчика у даному діапазоні частот. Таким чином, головним завданням є досягнення максимального рівня чутливості з метою застосування у клінічній практиці.

Мета дослідження

Метою є окреслення шляхів покращення чутливості біосенсорів у діапазоні ТГц та основних сфер їх застосування у медичній практиці.

Основні матеріали досліджень

Хвиля діапазону ТГц охоплює область між середнім інфрачервоним і мікрохвильовим діапазонами. Частота знаходиться у межах від 0,1 до 10 ТГц. Перевагами хвилі діапазону ТГц є більша глибина проникнення та менший ступінь розсіювання у порівнянні з хвилями видимого та ближнього інфрачервоного діапазону. Також, хвиля діапазону ТГц характеризується низьким коефіцієнтом випромінювання та рівнем енергії фотонів (4,1...40 меВ), і не здатна спричинити іонізацію біологічних зразків. Раніше існувала проблема відсутності природних плазмонів у діапазоні ТГц, оскільки метали в останньому поведуться як ідеальні електричні провідники, але впровадження метаматеріалів стало початком для інтенсивних досліджень у даній області.

Метаматеріали – це штучно сконструйовані електромагнітні матеріали з субхвильовими структурами, які демонструють властивості (наприклад, можуть змінювати поширення електромагнітних хвиль, у тому числі ТГц хвиль), яких немає в природних матеріалах. Електромагнітні властивості цих метаматеріалів напряму залежать від форми, геометрії чи орієнтації їх компонентів. Важливо зазначити, що чутливість біосенсорів, що працюють у діапазоні частот ТГц залежить також і від конструкції останніх. Отже, вибір метаматеріалу має значний вплив на результати досліджень. Металеві резонатори з розділеним кільцем наразі є поширеним типом ТГц метаматеріалу, і їхні електромагнітні властивості, такі як висока діелектрична чутливість і локальне плазмонне посилення, можуть покращити чутливість при виявленні біологічних зразків. Запропоновано інноваційний метод маніпулювання електричним полем для максимізації взаємодії індукованої світлом, щоб посилити зондування рідини на частотах ТГц. Експериментально продемонстровано метаматеріал з електромагнітно індукованою прозорістю (ЕП), що містить замкнуте квадратне кільце та U-подібні відокремлені кільцеві резонатори для полярного рідинного зондування, а вимірювання виявили значне поліпшення чутливості 0,312 ТГц/од. показн. заломл. з глибиною травлення 15 ммоль, що в 9,8 разів більше, ніж без травлення [2].

Існують чотири принципи хвильового зондування біосенсорів: зсув резонансної частоти, перетворення або обертання поляризації хвилі та зображення передачі.

Метаматеріали залежно від своїх властивостей, таких як структури та показника заломлення навколишнього середовища, на певній частоті виявляють сильний резонанс, як наслідок, це

призводить до провалу у спектрі пропускання. Чутливість можна покращити за рахунок використання метаматеріалів з багатозонним резонансним пропусканням і високоплазмонними модами. Метаматеріали з даними характеристиками, як правило, надають більше можливостей, так як вибір рівня чутливості біосенсора залежить від багатьох факторів. Таким чином, можна досягнути оптимізації процесу детекції. Дослідження показали, що метаматеріал із трьома провалами пропускання на 0,71 ТГц, 0,24 ТГц і 0,31 ТГц мав чутливість 408 ГГц/од. показн. заломл., 552 ГГц/од. показн. заломл. та 724 ГГц/од. показн. заломл., відповідно, серед яких резонансна мода вищого порядку мала найвищу чутливість [3]. Підвищення чутливості також можна досягнути за рахунок поліпшення поляризації падаючої хвилі у діапазоні ТГц і, таким чином, отримати більші резонансні зсуви пропускання. Даного висновку було досягнуто шляхом розробки анізотропного матеріалу та побудови радіолокаційної карти для зміни нахилу передачі при різних станах поляризації. Обравши правильну умову поляризації для падаючої хвилі, було отримано більші резонансні зсуви пропускання до 213 ГГц і 198 ГГц для клітин A549 (клітини епітелію легень вражені карциномою) і клітин HepG2 (клітини печінки вражені раком) при концентрації 5×10^5 кл./мл [3].

Добре розроблена конструкція поглинача на основі метаматеріалів дає змогу спостерігати сильний пік поглинання. Такий поглинач складається зі структур елементарних комірок у верхній частині та відбитого металевого шару в нижній частині підкладки. Імпеданс метаматеріалу, який відповідає навколишньому середовищу, де знаходиться цей метаматеріал, в основному визначає пікову частоту поглинання. Таким чином, дослідником було розроблено метаматеріал, що має двошарову структуру. Відповідно це забезпечує збільшення кількості зв'язаних аналітів. Це у свою чергу супроводжується збільшенням площі контакту біоаналітів та метаматеріалу. Між двома шарами під хвилею діапазону ТГц було виявлено гарячу точку. Незначна зміна показника заломлення аналіту призведе до значного дрейфу електричного поля, що призведе до значного зсуву в резонансі поглинання. Експериментально продемонстрована чутливість 153 ГГц/мкмоль для виявлення біотину, яка в 10 разів вища, ніж у звичайних метаматеріалів у формі хреста. Зміна амплітуди відбиття метаматеріалу підвищила чутливість датчика ослабленого повного відбиття, і було встановлено, що чутливість покращилася в чотири рази [3].

Технологія ТГц-хвиль застосовується для отримання біозображень та має доволі сильні переваги у даній області. Підвищення чутливості для отримання біозображення у діапазоні ТГц було досягнуто за рахунок інтеграції метаматеріалу мікроматриці з мікрофлюїдною системою для реалізації системи зображення. Експериментально продемонстровано межу виявлення 0,41 наночастинки/мкм², а концентрацію позаклітинних везикул на рівні 204 фмоль було виміряно за допомогою візуалізації в реальному часі [3].

Діагностика таких захворювань, як вірусні інфекції, генетичні розлади та рак має вирішальне значення на ранніх стадіях, тому виявлення нуклеїнових кислот є дуже важливим. Загальновідомі методи виявлення нуклеїнових кислот, такі як імуноферментний аналіз (ІФА), полімеразно ланцюгова реакція (ПЛР), імуно-блот (вестерн-блот) і проточна цитометрія, широко використовуються клінічно з високою точністю і специфічністю. Однак вони мають недоліки, а саме є трудомісткими і вимагають маркування та професійної експлуатації, обмежуючи розробку недорогих біосенсорів, тим самим ускладнюють процес проведення будь-якої діагностики.

Полігенність білкових біомаркерів проявляється у тому, що зміна концентрації білку в організмі людини може бути пов'язана з наявністю різних захворювань, серед яких є хронічні інфекції, аутоімунні захворювання, рак та захворювання печінки. Через таку властивість як антигенність, що характерна для білкових молекул, вони легко виявляються за допомогою реакції антиген-антитіло. Біосенсиори на основі метаматеріалів, що працюють у діапазоні частот ТГц, широко вивчаються для виявлення білків, як потенційно нова стратегія у клінічній практиці.

Традиційним методом для діагностики раку з морфологічними змінами є патоморфологічне дослідження. За його допомогою можна підтвердити наявність патологічних клітин під мікроскопом. Основною проблемою даного методу є його складність. Це означає, що пошуки нових технологій діагностики раку з морфологічними змінами є доволі важливим завданням. Відомо, що пухлинні клітини характеризуються підвищеним вмістом води у цитоплазмі. Причиною таких змін є посилений метаболізм. Це відрізняє їх від нормальних клітин. Біосенсиори, що працюють у діапазоні ТГц, високо чутливі до вмісту води, тому можуть бути корисними для розрізнення типів клітин.

Результати

Біосенсиори на основі метаматеріалів, що працюють у діапазоні ТГц, можуть подолати описані обмеження, забезпечити високу чутливість та значний прогрес. Нижче представлено останні експерименти у даних галузях (табл. 1). Оскільки прогрес у розвитку біосенсорів, що працюють у діапазоні частот ТГц, пов'язаний із досягненням максимально можливого рівня чутливості, то

покращення структури цих діагностичних приладів — найважливіша мета нижче представлених досліджень.

Таблиця 1

Сфери застосування біосенсорів, що працюють у діапазоні ТГц,
та основні експериментальні дослідження у даній області

Сфера застосування	Дослідження
Виявлення нуклеїнових кислот	<p>Для виявлення ДНК було використано біосенсор з підсиленням кола кочення (ПКК). ПКК посилює ДНК, а магнітні кульки (МК) очистили мішені і підвищили чутливість. Вимірювання коефіцієнта поглинання методом ТГц-спектроскопії виявило 0,12 фмоль синтетичної бактеріальної ДНК та 0,05 нг/мл геномної ДНК з високою чутливістю та специфічністю. Було представлено з наночастинками Au, покращуючи чутливість до виявлення фрагментів ДНК <i>S. aureus</i> (<i>Staphylococcus aureus</i>), з од. показн. заломл. 2,77 фмоль [4].</p> <p>Чотирищільний електричний біосенсор із відокремлено-кільцевим резонатором на основі метаматеріалу був виготовлений для виявлення мікро-РНК-21 з лінійним діапазоном від 1 фмоль до 10 пмоль, за допомогою посилення зміщення пасма. Межа виявлення досягла 14,54 амоль [4].</p> <p>Було досліджено нанословотворний біосенсор інтегрований із хімічно осадженим парами (ХОП) графеном. Гібридна структура виділяла типи одноланцюгової ДНК при концентрації нижче 1,3 нмоль/мм² [4].</p> <p>Було розроблено гібридний біосенсор графен-метаматеріал: перенесення графену на комплементарне асиметричне розділене кільце метаматеріалу. Інтеграція цього в ТГц мікрофлюїдну комірку дозволила чутливе виявлення ДНК у реальному часі. Було реалізовано виявлення 100 нмоль коротких послідовностей ДНК <i>Escherichia coli</i> O157:H7 [4].</p>
Виявлення клітин	<p>Електромагнітно індукований прозорий (ЕІП) біосенсор (з резонаторами з подвійним розділеним кільцем, що порушують симетрію, виявляє ракові клітини порожнини рота (HSC3) з чутливістю 455,7 ГГц/од. показн. заломл. та максимальною експериментальною чутливістю 900 кГц/клітина/мл [4].</p> <p>Біосенсор на основі полярно-нечутливого метаматеріалу, що виявляє злоякісні клітини гліоми з чутливістю 496,01 ГГц/од. показн. заломл. та максимальною експериментальною чутливістю 248,75 кГц/клітина/мл. Біосенсор також використовувався для розрізнення мутантних і диких клітин гліоми [4].</p> <p>Біосенсор на основі полярно-нечутливого метаматеріалу із чутливістю 504 ГГц/од. показн. заломл., який виявляє чотири типи клітин: нормальний легеневий (BEAS-2B), недрібноклітинний рак легенів (NCI-H520), нормальний мозок (гемаглютинін антиген (ГА антиген)) і астроцитому людини (U-118MG) [4].</p>
Виявлення білку	<p>Було запропоновано біосенсор на основі метаматеріалу з розділеним колом для виявлення біомаркерів раку CA199 і CA125. Високостійкий кремній був функціоналізований анти-CA125 і анти-CA199 антитілами. Чутливість становила 65 ГГц/ од. показн. заломл., а межа виявлення становила 0,01 од./мл. Згодом чутливість була покращена додаванням шару діоксиду кремнію товщиною 500 нм. Метаматеріал був модифікований аптамером HB5 для специфічного виявлення HER2 (білок, що пришвидшує ріст клітин раку грудей). Чутливість була покращена до 108 ГГц/од. показн. заломл., а межа виявлення становила 0,1 нг/мл у дослідженні [4].</p> <p>Біосенсор на основі метаматеріалу на парилени-С з нижчою діелектричною проникністю досягнув вищої чутливості 325 ГГц/ од. показн. заломл. Метаматеріал модифікували за допомогою антитіла проти РЕА (раково-ембріонального антиген), і межа виявлення становила 2,97 нг/мл [4].</p> <p>Білки SARS-CoV-2, пов'язані з COVID-19, виявляли за допомогою біосенсора на основі метаматеріалу у часовій області у поєднанні з функціоналізованими наночастинками Au, і межа виявлення знизилася до 4,2 фмоль [4].</p> <p>Було запропоновано біосенсор на основі метаматеріалу, що складається з 8-подібного металу, для виявлення РЕА. Фактор якості метаматеріалу досяг 15,04, а чутливість досягла 287,8 ГГц/ од. показн. заломл. За допомогою наночастинок Au з діаметром 50 нм межа виявлення досягла 0,17 нг [4].</p> <p>Було розроблено біосенсор з використанням суцільнометалевих метаматеріалів з нержавіючої сталі за допомогою лазерного свердління. Його чутливість становила 294,95 ГГц/ од. показн. заломл. з межею виявлення БСА (білчачий сироватковий альбумін) 0,035 мг/мл [4].</p> <p>Було досліджено біосенсор на основі діелектричних метаматеріалів з високорезистивного кремнію за допомогою фотолітографії. Максимальна чутливість становила 162,5 ГГц/ од. показн. заломл. для у-поляризації. Використовувався для виявлення білка-мітки гемаглютиніну грипу людини (ГА антигену). У поєднанні з наночастинками Au межа виявлення досягла 1,05 нмоль [4].</p>

Висновок

Отже, на основі матеріалів досліджень та їх результатів варто зробити висновок про те, що фатальними проблемами залишаються відсутність або мала кількість досліджень, що проводяться на клінічних зразках. Адже, це основна рушійна сила для впровадження даного типу біосенсорів у медичну практику. Недоліками у деяких випадках є трудомісткість процесу та низька специфічність. Чутливість, безумовно, залишається найвагомим фактором для оцінки біосенсорів, що працюють у діапазоні частот ТГц і підвищення її рівня визначається вектором проведення подальших експериментів. Варто зауважити, що експериментально досягнені рівні чутливості вже є чудовим результатом. Хоча, детермінація у вигляді “біосенсор — виявлення одного виду аналіту” є достатньо важливим завданням. Тому що, це забезпечить збільшення рівня специфічності і, як наслідок, поліпшить результати досліджень .

Література

1. Recent progress in terahertz biosensors based on artificial electromagnetic subwavelength structure [Електронний ресурс] / Honggang Wang, Feifan Zheng, Yihan Xu та ін.] // TrAC Trends in Analytical Chemistry. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0165993622003715#preview-section-introduction>.
2. Terahertz Metamaterials for Biosensing Applications: A Review [Електронний ресурс] / Wu Zhang, Jiahua Lin, Zhengxin Yuan та ін.] // Biosensors. – 2024. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.mdpi.com/2079-6374/14/1/3>.
3. THz biosensing applications for clinical laboratories: Bottlenecks and strategies [Електронний ресурс] / Huiyan Tian, Guorong Huang, Fengxin Xie та ін.] // TrAC Trends in Analytical Chemistry. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165993623001449#kwrds0010>.
Terahertz Metamaterials for Biosensing Applications: A Review [Електронний ресурс] / Wu Zhang, Jiahua Lin, Zhengxin Yuan та ін.] // Biosensors. – 2024. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.mdpi.com/2079-6374/14/1/3>.
4. Developments of terahertz metasurface biosensors: A literature review [Електронний ресурс] / Zhongquan Zhang, Rui Zhao, Mengyang Cong, Jianfeng Qiu // Nanotechnology Reviews. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/ntrev-2023-0182/html>.
5. High-Sensitive Terahertz Biosensors [Електронний ресурс] / Sandipan Mallik, Prashant Kumar Singh, Gufran Ahmad та ін.] // Advanced Materials for Future Terahertz Devices, Circuits and Systems. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-33-4489-1_17.

Юрій ФЕДУРЦЯ, аспірант,

Лілія АВЕР'ЯНОВА, канд. техн. наук, доц.,

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна, e-mail: lilya.averyanova@nure.ua

РОЛЬ МУЛЬТИМОДАЛЬНОЇ ТОМОГРАФІЧНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ У ВИЗНАЧЕННІ ОБ'ЄМУ ОПРОМІНЕННЯ ПУХЛИН МОЗКУ

Анотація. Мультимодальна томографічна візуалізація є критично важливою для комп'ютеризованого планування лікування в сучасній зовнішній променевої терапії пухлин головного мозку. Точне визначення об'ємів мішені на зображеннях КТ та МРТ, порівняльний аналіз гістограм доза-об'єм для різних технологій опромінення дозволяють оптимізувати індивідуальний розподіл дози та покращити процес планування променевої терапії та мінімізувати її побічні ефекти.

Ключові слова: томографічна візуалізація, променева терапія, комп'ютерне планування опромінення, об'єм пухлини, діаграма «доза-об'єм»

Актуальність дослідження

Створення сучасних технологій лікування онкозахворювань безпосередньо залежить від розвитку методів візуалізації пухлин та систем обробки томографічних зображень для планування подальшого лікування. Одним з найбільш масових методів протипухлинної терапії є дистанційна променева терапія (ДПТ).

Вибір технології ДПТ для кожної конкретної локалізації пухлини має базуватись на порівняльному аналізі моделей розподілу доз в пухлині. Вони будуються на основі даних анатомічної 3D-моделі ділянки тіла та моделі глибинного розподілу доз випромінювання конкретного апарату ДПТ. Для її реалізації необхідно проаналізувати томографічні зображення, за якими визначити наступні параметри: великий об'єм пухлини GTV, клінічний об'єм мішені CTV, планований об'єм мішені PTV, опромінюваний об'єм ITV.

Оптимізація плану опромінення проводиться із залученням обчислень розподілу «доза-об'єм» в мішені та органах ризику. За результатом таких обчислень для кожного плану будуються діаграми «доза-об'єм» (DVH), порівняльний аналіз яких дозволяє визначити оптимальний індивідуальний план ДПТ.

Головною проблемою у процесі планування ДПТ є складність визначення об'єму пухлини GTV при аналізі томографічних зображень різної модальності (рентгенівська комп'ютерна томографія КТ, магніторезонансна томографія МРТ тощо) [1]. Особливо значущою є проблема сегментації пухлин головного мозку [2] з подальшим оконтурюванням GTV.

Мета дослідження

Провести порівняльний аналіз комп'ютерних планів опромінення пухлини головного мозку із залученням технологій автоматизованої сегментації мішені на КТ та МРТ-зрізах.

Основні матеріали досліджень

В роботі було проведено тестове комп'ютерне планування опромінення [3] у системі планування променевої терапії Eclipse для технології IMRT (модульована за інтенсивністю променева терапія) на основі результатів КТ та МРТ головного мозку пацієнта, якому було призначено ДПТ з приводу пухлини головного мозку (рис. 1). Було виконано оконтурювання GTV пухлини, виходячи з її нозологічної форми та патогістологічного варіанту. Визначено межі CTV, PTV, ITV та обчислено відповідні об'єми. За допомогою системи Eclipse для кожного плану багатопільного опромінювання пацієнта побудовані гістограми розподілу доз DVH (рис.2).

Результати

На МРТ клінічна та субклінічна зона мішені мала значно більше морфологічних ознак для виявлення реальних контурів пухлини, ніж на КТ. За результатами розрахунку об'ємів мішені завдяки залученню зображень МРТ вдалося визначити об'єм пухлини GTV у 2,8 рази більший, ніж за КТ. Об'єм мішені, який підлягав опроміненню з урахуванням обраної технології, збільшився у 1,83 рази. Завдяки більш точному визначенню контурів пухлини за МРТ було отримано інший розподіл дози у критичних органах. Так, доза на лівий та правий оптичні нерви зменшилася у 2,4 та 2,9 рази відповідно, на ліве око – у 2,5 рази, на спинний мозок – у 2 рази.

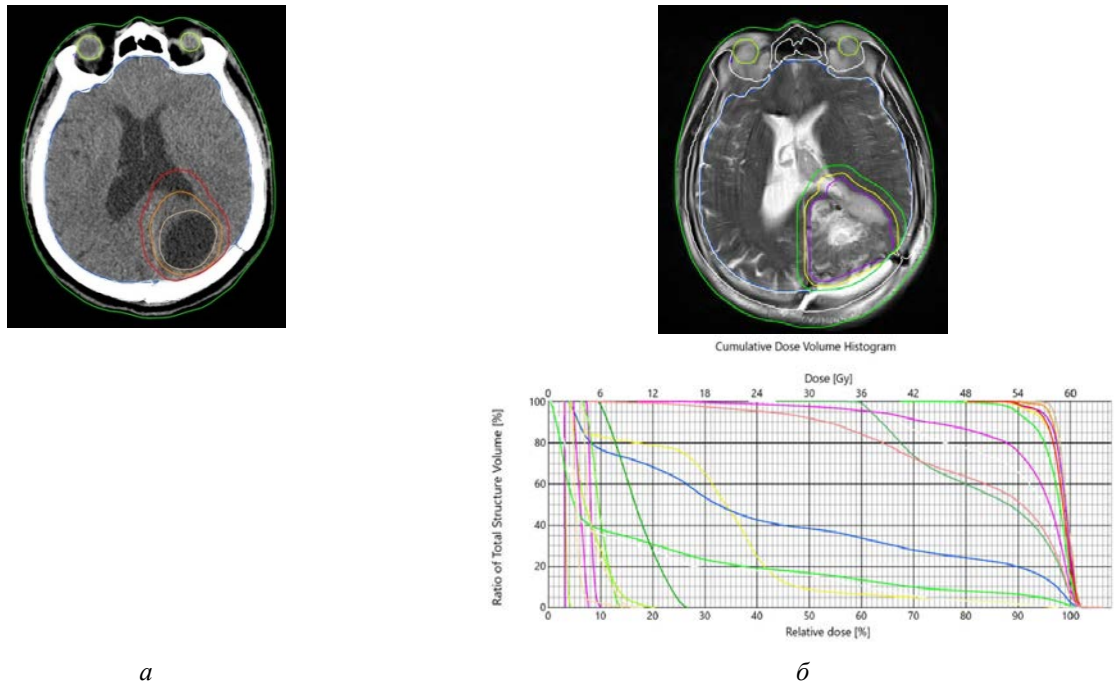


Рис. 1. Позначення об’ємів мішені та органів ризику, розподіл дози та діаграми DVH: *a* – при оконтурюванні на КТ; *б* – при оконтурюванні на КТ з урахуванням МРТ

Гістограма DVH плану з урахуванням МРТ підтвердила більшу однорідність розподілу дози у пухлині. За таких умов результат променевої терапії вбачається клінічно більш адекватним та прогнозованим, спрямованим на максимальне пригнічення росту пухлини.

Висновки

Проаналізовані методи передпроменевої томографічної візуалізації головного мозку. Проведено контурну сегментацію пухлини на КТ та МРТ. Здійснені експериментальні дослідження даних передпроменевої підготовки та планування опромінення пухлини головного мозку за технологією IMRT із застосуванням системи Varian Eclipse. Проведено порівняння планів на основі оконтурювання мішені із залученням КТ та МРТ-зображень. Виявлено значні розбіжності щодо опромінюваного об’єму та розподілу дози в мішені та органах ризику. Необхідно продовжити дослідження для порівняння планів на основі мультимодальних томографічних зображень з точки зору оптимізації дози опромінення, індивідуального фракціонування для кожного типу пухлини мозку.

Література

1. The role of modern medical imaging technologies at distant radiation therapy planning / V. P. Starenkiy // The Journal of V. N. Karazin Kharkiv National University. Series : Medicine. – 2013. – № 1044, Issue 25. – С. 54–63. – Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/VKhM_2013_1044_25_12.
2. Avrunin O.G. Using a priori data for segmentation anatomical structures of the brain / O.G. Avrunin, M.Y. Tymkovych, S.P. Moskovko, et. al. *Przegląd Elektrotechniczny*: doi:10.15199/48.2017.05.20. V. 93–5. 2017. P. 102–105.
3. Федурця Ю.В., Авер’янова Л.О. Фантомна дозиметрія як спосіб верифікації програмного розрахунку доз у променевій терапії онкохворих // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії : матеріали Міжн. наук.-практ. конф., присвяченої 125-річному ювілею НТУУ «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» (13–14.12.2023, м. Київ) : ел.збірник / Упоряд.: О.І. Голембіовська – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – С.218. <https://openarchive.nure.ua/handle/document/25126>.

Валентин МЕЛЬНИК, аспірант,

Лілія АВЕР'ЯНОВА, канд. техн. наук, доц.

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна, e-mail: valentyn.melnyk@nure.ua

ЗАСОБИ ІНДИВІДУАЛЬНОГО ДОЗИМЕТРИЧНОГО КОНТРОЛЮ МЕДИЧНОГО ПЕРСОНАЛУ У ІНТЕРВЕНЦІЙНІЙ РАДІОЛОГІЇ

Ключові слова: інтервенційна радіологія, індивідуальний дозиметричний контроль.

Актуальність дослідження

Застосування радіаційних технологій в медицині є необхідною передумовою реалізації багатьох діагностичних та терапевтичних процедур. Щорічно у світі кількість діагностичних та інтервенційних радіологічних процедур сягає понад 3 млрд. Особливої уваги потребує значне розширення сфер застосування технологій візуально контрольованих інтервенційних процедур (інтервенційна діагностика, малоінвазивна хірургія у кардіоваскулярній, урологічній, ортопедичній, онкологічній та інших галузях). Так, за міжнародними нормами невідкладної кардіологічної допомоги на 300 тис. населення має бути одна катетерізаційна лабораторія (катлаб), здатна безперервно рятувати пацієнтів з інфарктами. При цьому персонал операційної складається з щонайменше 6 фахівців, які певний час перебувають у зоні дії рентгенівського пучку, отже всі вони мають підлягати дозиметричному контролю. Дозиметричний контроль персоналу медичного закладу включає моніторинг радіаційно-гігієнічних параметрів на робочих місцях, у приміщеннях медичного закладу, індивідуальний дозиметричний контроль персоналу (ІДК), систему оперативного та довгострокового планування, обліку та зберігання індивідуальних доз опромінення персоналу [1]. Для здійснення ІДК мають масово застосовуватись спеціальні індивідуальні дозиметри, зчитування даних з яких має здійснюватися з певною періодичністю із застосуванням спеціального лабораторного обладнання.

Мета дослідження

Провести порівняльний аналіз сучасних індивідуальних дозиметрів для ІДК у інтервенційній радіології.

Основні матеріали досліджень

ІДК здійснюється з урахуванням особливостей медичних процедур, під час яких проводиться медичне опромінення, та включає ІДК зовнішнього опромінення з використанням індивідуальних дозиметрів та (у разі необхідності) ІДК внутрішнього опромінення, який проводиться на основі даних прямих і непрямих біофізичних вимірювань [1]. Застосування індивідуальних дозиметрів при проведенні візуально контрольованих інтервенційних процедур обов'язкове для всієї операційної бригади (рис. 1).

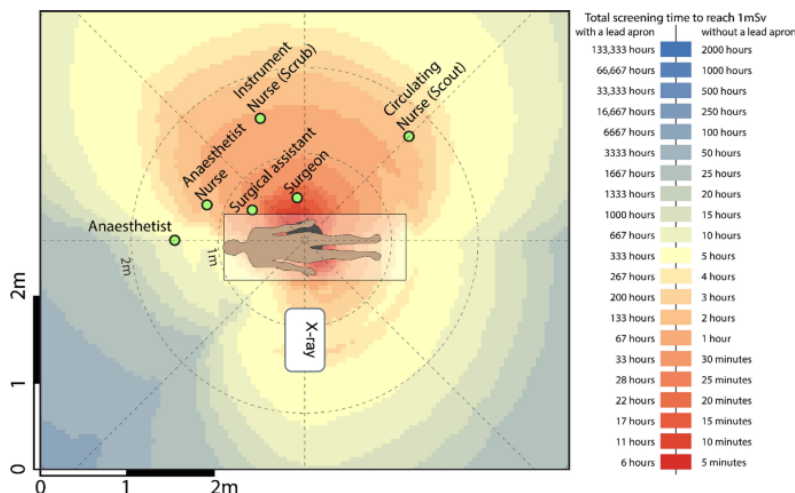


Рис. 1. Карта розподілу дози для ендопротезування та артроскопії кульшового суглоба [2]

Розподіл дози змінюється в залежності від клінічної задачі, яка вимагає певного розташування медичної бригади відносно пацієнта [2]. У зону найвищого опромінення, як правило, потрапляють хірург та асистент хірурга (рис. 1). Для них застосовується повний набір індивідуальних дозиметрів: основний дозиметр повинен знаходитися під свинцевим фартухом, на рівні грудей, спрямованим у бік джерела випромінювання. Другий дозиметр може бути розташований над фартухом на рівні шиї, а третій – близько до ока або рук (рис. 2).

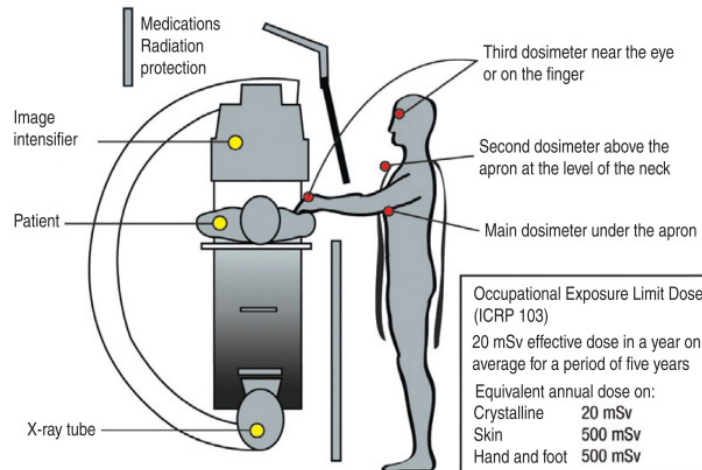


Рис. 2. Розташування дозиметрів для опису опромінення персоналу під час втручання [3]

Методи дозиметрії залежать від процесів, спричинених радіацією в матеріалах детектора: іонізація, зміна температури; термомлюмінесценція; зміна кольору; зміна концентрації вільних радикалів; зміна провідності; радіаційно-хімічне окислення; радіаційно-хімічне відновлення; оптично стимульована люмінесценція; радіаційні дефекти в напівпровідниках.

Найбільш розповсюдженими є індивідуальні дозиметри на основі термо- та оптико-стимульованій люмінесценції (ТЛ та ОСЛ). Обслуговування ТЛ-дозиметрів відбувається у спеціалізованих лабораторіях, де опромінений ТЛ-кристал нагрівається і вивільняє захоплену енергію у вигляді видимого світла, інтенсивність якого пропорційна інтенсивності іонізуючого випромінювання, якому піддався кристал. Спеціальний ТЛД-зчитувач вимірює інтенсивність люмінесценції, за якою обчислюється дози іонізуючого випромінювання. Практично вся служба ІДК в Україні використовує ТЛ-дозиметри ДТУ-1, їх обслуговування є технологічно досить складним, потребує підготовки дозиметрів до повторного використання (відпалювання при $t=400$ °C), через що термін використання таких дозиметрів є обмеженим. Натомість ОСЛ-дозиметри позбавлені цих недоліків. Для оптичної стимуляції використовується матриця світлодіодів. Кількість світла, що виділяється при оптичній стимуляції, прямо пропорційна дозі опромінення та інтенсивності стимульованого світла. ОСЛ-дозиметрія технологічно є значно простішою та економною.

Висновки

Проаналізовані методи та технічні засоби індивідуального дозиметричного контролю персоналу відділень інтервенційної радіології. З точки зору підтримання працездатності системи ІДК персоналу в Україні в умовах воєнного стану та недостатнього енергоживлення слід якомога скоріше перейти на більш економну та сучасну ОСЛ-дозиметрію.

Література

1. Про затвердження загальних правил радіаційної безпеки використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині. Наказ Державної інспекції ядерного регулювання України, Міністерства охорони здоров'я України 16.02.2017 № 51/151 <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0636-17#Text>.
2. Dorman, T., Drever, B., Plumridge, S. *et al.* Radiation dose to staff from medical X-ray scatter in the orthopaedic theatre. *Eur J Orthop Surg Traumatol* **33**, 3059–3065 (2023). <https://doi.org/10.1007/s00590-023-03538-6>.
3. Fernando Leyton, Lucia Canevaro, Adriano Dourado *et al.* Radiation Risks and the Importance of Radiological Protection in Interventional Cardiology: A Systematic Review, *Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva (English Edition)*, Volume 22, Issue 1, 2014, Pages 87–98, ISSN 2214-1235, [https://doi.org/10.1016/S2214-1235\(15\)30184-8](https://doi.org/10.1016/S2214-1235(15)30184-8).

Марина СИЧИК¹, канд. техн. наук, доц.,

Мирослав ПЕТКАНИЧ², лікар-хірург

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: sychukmm@gmail.com

² Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України», м. Київ, Україна

БІОФІЗИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ КАТЕТЕРНОЇ РАДІОЧАСТОТНОЇ АБЛЯЦІЇ З ВИСОКОЮ ПОТУЖНІСТЮ ТА КОРОТКОЮ ТРИВАЛІСТЮ ВПЛИВУ ДЛЯ ІЗОЛЯЦІЇ ЛЕГЕНЕВИХ ВЕН У ПАЦІЄНТІВ ІЗ ДЕФЕКТОМ МІЖПЕРЕДСЕРДНОЇ ПЕРЕГОРОДКИ

Анотація. Робота присвячена вирішенню актуальної проблеми виконання катетерної радіочастотної абляції, ізоляції тіла лівого передсердя від легеневих вен, в яких локалізуються ділянки з аномальною активністю (установлена основна причина фібриляції передсердь) для пацієнтів з дефектом міжпередсердної перегородки. Запропоновано для пацієнтів із комбінацією фібриляції передсердь і дефекту міжпередсердної перегородки проводити радіочастотну абляцію із застосуванням нової методики абляції з високою потужністю та короткою тривалістю впливу. Виконано математичне моделювання власних клінічних даних електро-термодинамічного впливу радіочастотної абляції на міокард у програмі автоматизованого моделювання біофізичних процесів Comsol Multiphysics. Проведено аналіз та біофізичне обґрунтування параметрів радіочастотного впливу, високої потужності та короткої тривалості, для ефективної та безпечної ізоляції легеневих вен від тіла передсердя. Показано що дана методика забезпечує кращу стабільність та точність позиціонування катетера за короткий час впливу, що особливо актуально для пацієнтів з дефектом міжпередсердної перегородки, ізоляції легеневих вен по складній геометрії та без опори для електроду при дефекті.

Ключові слова: катетерна радіочастотна абляція; фібриляція передсердь; дефект міжпередсердної перегородки; безпечність і ефективність лікування; радіочастотна абляція високою потужністю та короткою тривалістю впливу.

Актуальність дослідження

Згідно з даними Європейської Асоціації аритмологів (EHRA), фібриляція передсердь (ФП) стала найпоширенішою серед аритмій серцево-судинних захворювань у XXI столітті. Збільшення частоти виявлення цієї хвороби пов'язане з розвитком методик ефективного лікування, таких як катетерна радіочастотна абляція (РЧА) та ізоляція передсердя від легеневих вен.

Основна мета РЧА полягає у відновленні провідності через блокувальні лінії, що ізолюють легеневі вени від передсердя.

Однак, основною проблемою при проведенні катетерної РЧА є відновлення провідності через блокувальні лінії, особливо в складних випадках, таких як пацієнти з дефектом міжпередсердної перегородки. Це пов'язано з труднощами стабілізації катетера та інтраопераційною оцінкою ефективності абляції тканини міокарда в реальному часі.

Пропонується застосовувати нову методику абляції з використанням високої потужності та короткого тривалого впливу (ВПКТ) для пацієнтів з комбінацією фібриляції передсердь і дефектом міжпередсердної перегородки. Це дозволяє досягнути трансмуральності абляції за короткий час, що сприяє більш точному і стабільному утриманню електроду під час ізоляції легеневих вен при складних геометричних умовах та в умовах дефекту.

Мета дослідження

Проаналізувати та обґрунтувати біофізично ефективність нового підходу до катетерної радіочастотної абляції, який передбачає використання високої потужності та короткої тривалості впливу, на основі математичного моделювання, використовуючи власні клінічні дані щодо електро-термодинамічного впливу радіочастотної абляції на серцевий м'яз.

Основні матеріали досліджень

Новий метод абляції з використанням високопотужної та короткочасної радіочастотної енергії (ВПКТ) був досліджений спільно електрофізіологами Національного інституту серцево-судинної

хірургії імені М.М. Амосова НАМН України та біомедичними інженерами Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». Досвід електрофізіологів та матеріали біомедичних інженерів сприяли біофізичному обґрунтуванню методики РЧА з використанням ВПКТ.

Біофізичне обґрунтування виконано шляхом математичного моделювання електро-термодинамічного впливу РЧА на міокард та аналізу власних клінічних даних у програмі автоматизованого моделювання біофізичних процесів Comsol Multiphysics. Математичне моделювання надає можливість візуалізувати клінічні дані та проводити дослідження нових протоколів абляції, легко змінюючи параметри потужності та тривалості впливу.

Алгоритм моделювання передбачає одночасне врахування трьох біофізичних складових впливу радіочастотного струму на біологічну тканину. Це включає проходження змінного електричного струму з частотою 500 кГц між активним та пасивним електродами, яке призводить до резистивного нагрівання тканини (рис. 1, *a*), провідного нагрівання міокарда за рахунок теплопровідності тканини (рис. 1, *б*), та охолодження електрода й тканини міокарда за рахунок конвекції потоку циркулюючої крові (рис. 1, *в*).

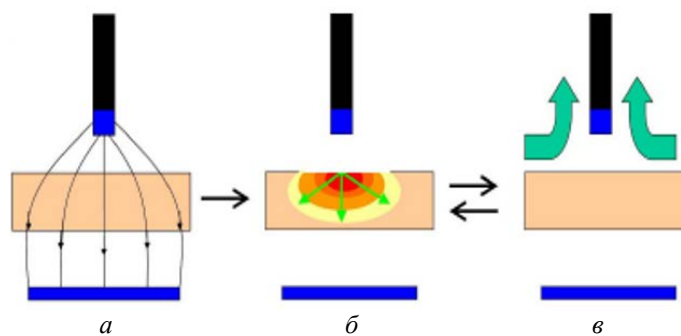


Рис. 1. Математичне моделювання електро-термодинамічних процесів при дії радіочастотної енергії на міокард: *a* – резистивне нагрівання електричним струмом; *б* – провідне нагрівання за рахунок теплообміну в біологічній тканині; *в* – охолодження електрода й тканини міокарда потоком циркулюючої крові за рахунок конвекції

Оцінку результатів моделювання виконували в 2D-перерізі, що дозволяє відображати розподіл температурних полів у міокарді й аналізувати глибину та ширину деструкції на різних рівнях (рис. 2).

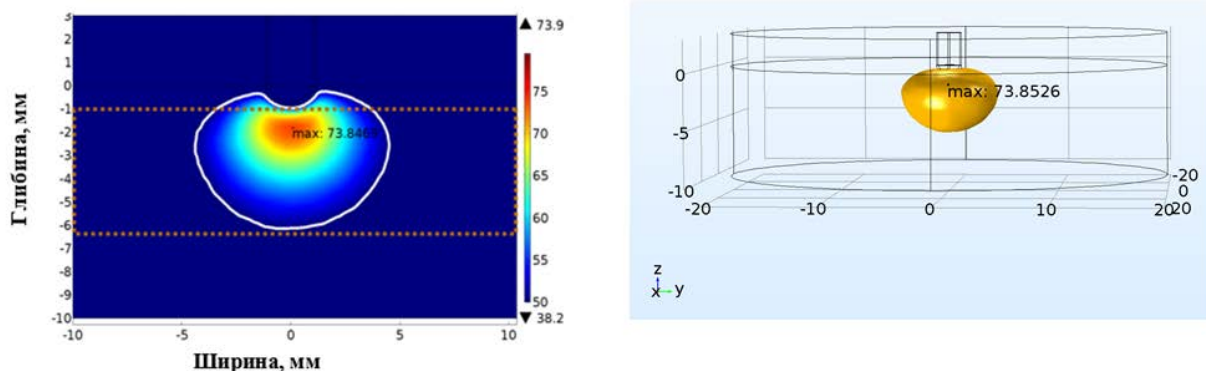


Рис. 2. Візуалізація поширення температурних полів у тканині міокарда й аналіз глибини та ширини деструкції при РЧА

Клінічні дослідження проводилися у Національному інституті серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України. Для забезпечення об'єктивності отриманих та використаних у дослідженні клінічних даних використовувалося спеціалізоване високотехнологічне медичне обладнання.

Результати

Математичне моделювання розподілу температурних полів за різних параметрів радіочастотного впливу надало можливість провести докладне біофізичне обґрунтування ефективності методики РЧА з високою потужністю та короткою тривалістю впливу (рис. 3).

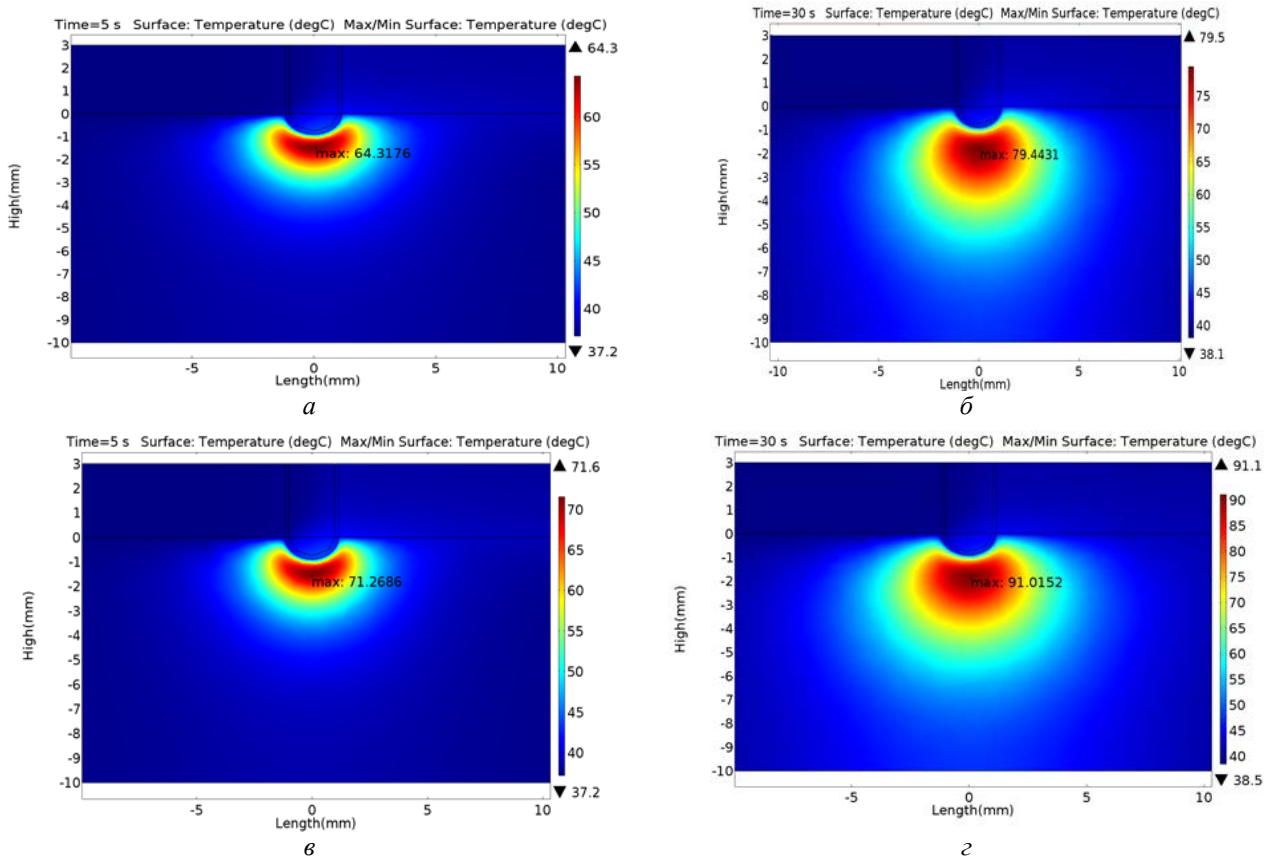


Рис. 3. Температурні діаграми поширення температурних полів за різних параметрів радіочастотного впливу: а) потужність – 30 Вт, час впливу – 5 с, температура резистивного нагріву – 64 °С, глибина деструкції – близько 3 мм; б) потужність – 30 Вт, час впливу – 30 с, температура резистивного нагріву – 79 °С, глибина деструкції – близько 5 мм; в) потужність – 70 Вт, час впливу – 7 с, температура резистивного нагріву – 71 °С, глибина деструкції – близько 5 мм; г) потужність – 70 Вт, час впливу – 30 с, температура резистивного нагріву – 91 °С, глибина деструкції – близько 10 мм

Наприклад, застосування РЧА з потужністю 30 Вт та тривалістю впливу 5 с призвело до температури резистивного нагріву 64 °С та деструкції на глибину близько 3 мм. Підвищення тривалості впливу до 39 с при такій же потужності викликало температуру резистивного нагріву 79 °С та деструкцію на глибину близько 5 мм. Також, РЧА з потужністю 70 Вт та часом впливу 7 с показав подібні результати з попереднім варіантом, де температура резистивного нагріву становила 71 °С, а глибина деструкції була близько 5 мм, що не відрізнялося від попереднього варіанта з меншою потужністю й тривалішим часом впливу. Ці результати підтверджують можливість використання РЧА з більшою потужністю та коротшим часом впливу з однаковою ефективністю та безпечністю.

При моделюванні виявлено, що використання потужності 70 Вт та тривалості впливу 30 с призвело до температури резистивного нагріву 91 °С та глибини деструкції близько 10 мм. Така значна температура може призвести до потенційно небезпечних ускладнень, таких як мікрровибухи та обуглення. Тому рекомендується припинити застосування РЧА з тривалістю впливу 5...7 с при потужності 70 Вт, щоб уникнути цих ризиків.

Одним з додаткових заходів для підвищення безпеки процедури є збільшення охолодження навколоелектродного середовища. Це дозволить зменшити ризик закипання крові від високої температури та утворення тромбів під час застосування РЧА в лівому передсерді.

Можливість отримання трансмуральної РЧА за меншої тривалості впливу є актуальною у випадках ізоляції легеневих вен при складній геометрії гирла чи гребня переходу передсердя у вену. Це обумовлено складнощами стабілізації катетера в зоні РЧА, особливо у пацієнтів із дефектом міжпередсердної перегородки, та необхідністю інтраопераційної оцінки показників ефективності абляції тканини міокарда в реальному часі. Скорочення тривалості впливу значно підвищує точність позиціонування катетера під час абляції, що сприяє загальній ефективності операції. Це особливо важливо для пацієнтів, яким виконують закриття дефекту оклюдером, оскільки вони потребують

максимальної ефективності РЧА через складнощі повторного проведення процедури у разі рецидиву аритмії.

Отже, спостерігалася еволюція у клінічному застосуванні РЧА (рис. 4): спочатку вимагалася м'яка абляція з низькою потужністю та тривалим впливом, що базувалася на принципі теплопровідності. Цей підхід використовувався з самого початку впровадження РЧА. Однією з особливостей радіочастотного струму була його здатність проникати на певну глибину в біологічні тканини, що призводило до резистивного нагріву, а наступна деструкція міокарда відбувалася за рахунок теплопровідності.

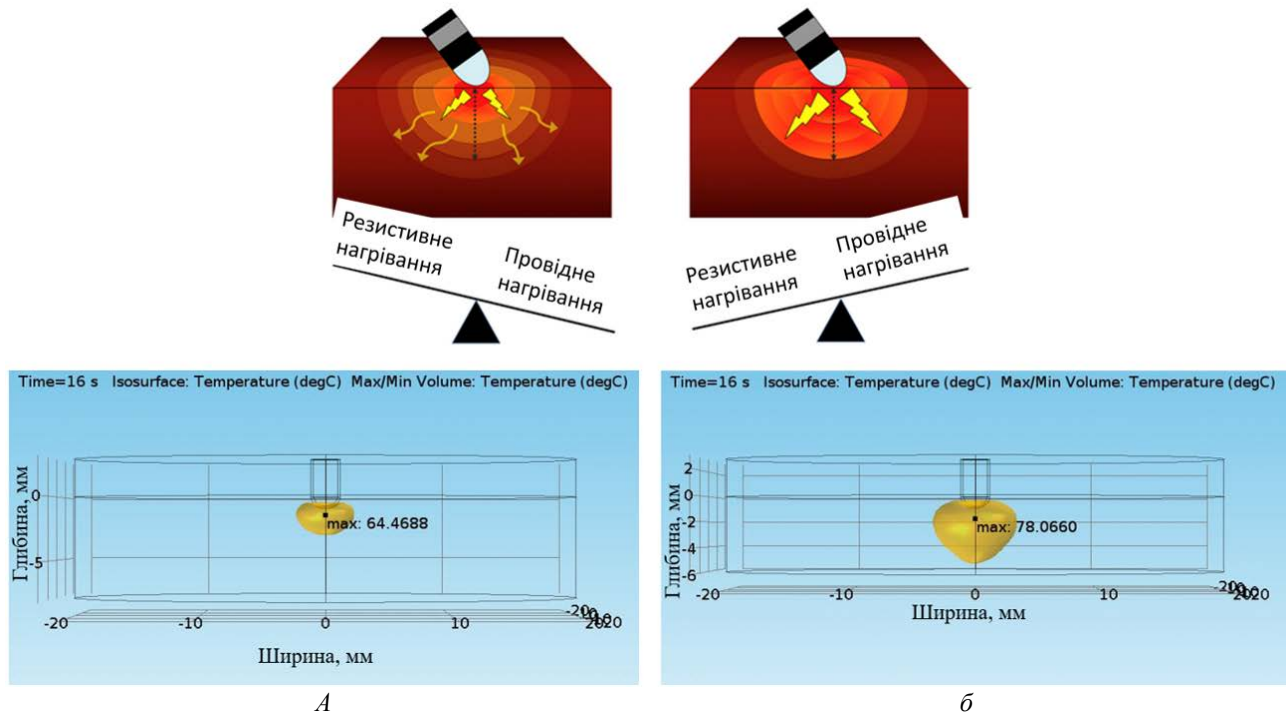


Рис. 4. Біофізика та еволюція РЧА: *a* – стандартна абляція; *б* – абляція з високою потужністю та короткою тривалістю впливу

Клінічний досвід застосування РЧА протягом понад 30 років дозволив біофізикам висунути новий спосіб використання радіочастотного струму, заснований на резистивному нагріві міокарда. Цей підхід можна застосовувати з аналогічною ефективністю та безпеністю при короткому радіочастотному впливі із збільшеною потужністю струму.

Фізичні закони вимагають розробки технологічних рішень:

1. Використання великої потужності вимагає додаткового відведення тепла з області абляції, щоб уникнути небезпечних ускладнень, таких як закипання крові та утворення тромбів. Це привело до розробки катетера з більшою кількістю отворів для подачі охолоджуючої рідини в зону абляції.

2. Короткий час експозиції та аплікації вимагає аналізу та оцінки стабільності катетера в момент подачі потужності до стінки серця. Було розроблено алгоритм маркування точок абляції на навігаційній карті, що відображається в кольоровому спектрі, залежно від часу та позиції катетера, щоб визначити оптимальний час для ефективної абляції.

Для впровадження методики радіочастотної абляції з високою потужністю і короткою тривалістю використовується таке електрофізіологічне обладнання:

1. Катетер абляції FlexAbility™ Sensor Enabled™ (Abbott, США) з гнучким наконечником електрода та збільшеною площею зрошення. Цей катетер забезпечує ефективну, надійну та безпечну радіочастотну абляцію з іригацією, щоб уникнути проблем з закипанням крові та тромбоутворенням в місці абляції з високою потужністю (рис. 5). Він був розроблений у 2017 році.

2. Навігаційна система електро-анатомічного картування EnSite Precision™ (Abbott, США), яка дозволяє автоматизовано маркувати точки радіочастотної абляції в режимі реального часу різними кольорами, залежно від тривалості впливу, і швидко відзначити точки аплікації для абляції тривалістю 5...7 секунд (рис. 6). Ця система була розроблена у 2016 році.

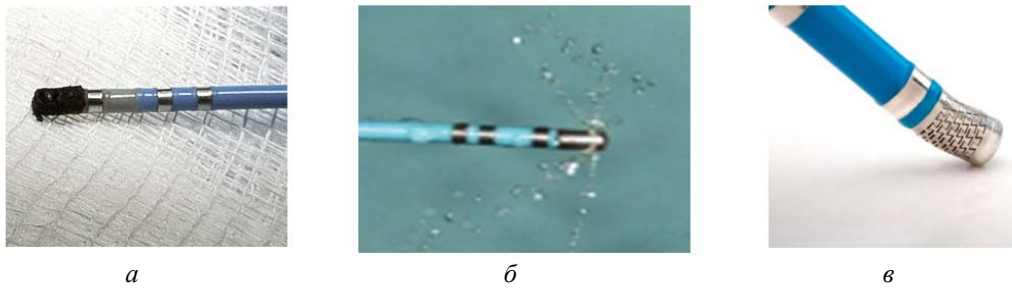


Рис. 5. Додаткове тепловідведення із зони абляції для зменшення небезпечних наслідків закипання крові та тромбоутворення: а – вигляд закипання крові та тромбоутворення; б – абляційний катетер зі стандартним охолодженням; в – абляційний катетер FlexAbility™ Sensor Enabled™ (Abbott, США) із гнучким наконечником електрода та збільшеною площею зрошення

Необхідно систематично в режимі неперервного моніторингу відслідковувати та правильно аналізувати всі показники, які фіксуються сучасними приладами під час процедури абляції, такі як прикладена потужність, тривалість, імпеданс і температура. Вони дозволяють оцінити ефективність процедури та ризик перегріву тканин.

На рис. 6 зображена електро-анатомічна карта лівого передсердя, створена у програмному середовищі навігаційної системи EnSite Precision (Abbott, США). Крім того, в реальному часі навігаційна система відображає положення катетерів. На побудованій карті точки абляції позначені колом-міткою різного діаметра. Точки абляції відображаються суцільною лінією, що електрично ізолює вени від передсердя, забезпечуючи переривання проходження патологічного імпульсу між веною та передсердям.

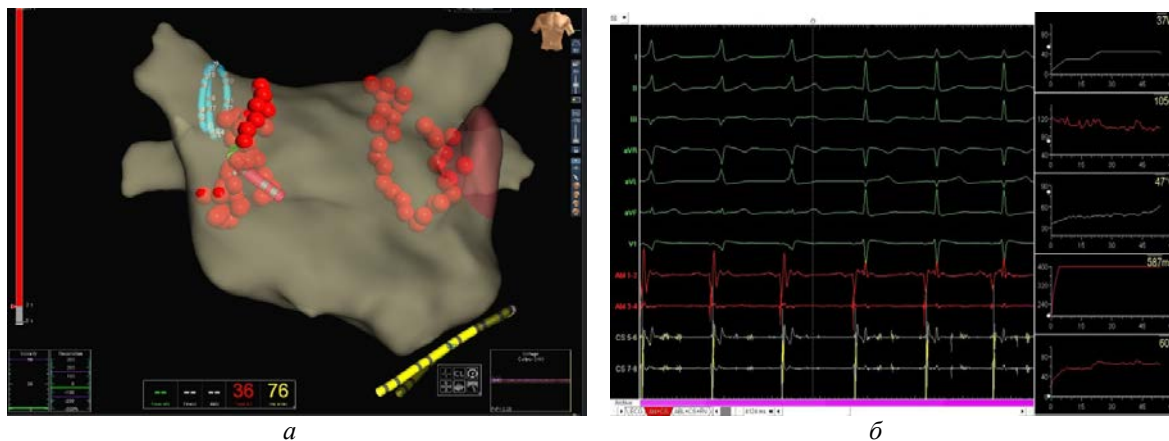


Рис. 6. Електро-анатомічна карта лівого передсердя пацієнта з відображенням точок РЧА та графіки автоматичної фіксації параметрів РЧА (потужність, температура, імпеданс, тривалість абляції)

Знання біофізичних принципів та енергії, що передається до тканини, дозволяє проаналізувати ситуацію, встановити безпечні параметри, передбачити можливі ускладнення від занадто тривалих або занадто інтенсивних впливів. Ці знання є надзвичайно важливими для забезпечення безпеки процедур.

Важливо зазначити, що у методики РЧА з високою потужністю та короткою тривалістю впливу (ВПКТ) є обмежене безпечне вікно. Тому жорстко визначені параметри абляції та використання автоматизованих систем зворотного зв'язку для контролю температури та регулювання потужності є обов'язковими. У нашому дослідженні за допомогою катетера FlexAbility SE (Abbott, США) було доставлено 70 Вт протягом 7 с, з використанням двох нейтральних електродів, розташованих під спиною пацієнта. Завдяки іншій конструкції наконечника катетера об'єм зрошення був збільшений з 17 до 20 мл/хв порівняно зі стандартною РЧА. Час на досягнення максимальної потужності було змінено з автоматичного режиму на 2 секунди.

Висновки

Розроблений підхід до катетерної радіочастотної абляції з високою потужністю та короткою тривалістю впливу (ВПКТ) для ізоляції легеневих вен у пацієнтів із дефектом міжпередсердної перегородки тепер впроваджено в клінічну практику Національного інституту серцево-судинної

хірургії імені М.М. Амосова НАМН України. Цей підхід вже став стандартом для проведення катетерної РЧА при лікуванні фібриляції передсердь.

Біофізичне обґрунтування нової методики катетерної РЧА з високою потужністю та короткою тривалістю впливу, що базується на математичному моделюванні клінічних даних електро-термодинамічного впливу РЧА на міокард, дало можливість сформулювати рекомендації щодо параметрів впливу: потужність – 70 Вт, тривалість впливу – 7 с для передньої стінки лівого передсердя та 5 с для задньої стінки.

Література

1. Waldmann V, Bessière F, Gardey K, et al. Catheter ablation of atrial tachyarrhythmias in patients with atrioventricular septal defect. *EP Europace*. 2023;25(9):275. DOI: 10.1093/europace/euad275.
2. Kamioka M, Yoshihisa A, Hijioka N, et al. The efficacy of combination of transcatheter atrial septal defects closure and radiofrequency catheter ablation for the prevention of atrial fibrillation recurrence through bi-atrial reverse modeling. *J Interv Card Electrophysiol*. 2020;59(2):365-72. DOI: 10.1007/s10840-019-00656-2.
3. Kotadia ID, Williams SE, O'Neill M. High-power, short-duration radiofrequency ablation for the treatment of AF. *Arrhythm Electrophysiol Rev*. 2019;8(4):265-72. DOI: 10.15420/aer.2019.09.
4. Sychyk MM. Катетерна радіочастотна абляція аритмогенних зон серця підвищеної ефективності та безпеки: Автoref. dys. kand. tehn. nauk.: 05.11.17 – biologichni ta medychni pryklady i systemy. Kyiv; 2017. 225 p. Ukrainian.
5. Müller J, Nentwich K, Berkovitz A, et al. Efficacy and safety of high-power short duration atrial fibrillation ablation in elderly patients. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2022;33(7):1425-34. DOI: 10.1111/jce.15504.
6. Knotts RJ, Barbhaiya CR. High-power, short-duration ablation for atrial fibrillation: Pros and cons. *Prog Cardiovasc Dis*. 2021;66:86-91. DOI: 10.1016/j.pcad.2021.06.005.

Станіслав ПОПОВ, аспірант,

Олексій ЛЕБЕДЄВ, д-р техн. наук, проф.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: meastrojoshi@gmail.com

ОГЛЯД КОНТАКТНОГО, ЛАЗЕРНОГО ТА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН

Анотація. У даній роботі описуються сучасні методи зварювання живих тканин, які використовуються в хірургії. Автори порівнюють переваги та недоліки трьох основних методів. Контактне зварювання, яке засноване на використанні високочастотного електричного струму для денатурації білків і утворення міцного з'єднання. Лазерне зварювання тканин (ЛЗТ), що використовує лазерну енергію для нагрівання та коагуляції тканин. Ультразвукова хірургія, в якій застосовуються ультразвукові хвилі для з'єднання тканин, а також для руйнування пухлин, спаювання тканин, тощо. Також описуються перспективні напрямки розвитку даних технологій, наприклад, використання ультразвуку в стоматології (ультразвуковий скальпель); високочастотне електрохірургічне зварювання для відновлення цілісності стовбурових клітин нервів; лазерне зварювання в стоматології; ультразвукове зварювання для фіксації біорозкладаних пластин при переломах нижньої щелепи у дітей; високочастотне зварювання живих тканин (HF LTW) в дитячій хірургії легенів; електрозварювання для накладення колоректального анастомозу; лазерне зварювання аргонним лазером для з'єднання стінок кишечника; лазерне зварювання з нанокompозитним матеріалом для герметизації розривів тонкого кишечника.

Ключові слова: хірургія, контактне зварювання, лазерне зварювання, ультразвукове зварювання.

Актуальність дослідження

Сьогодні різні типи зварювання живих тканин розглядаються роздільно або розділені по спорідненим групам. Це викликає проблеми із систематизацією наукових знань, що є невід'ємною частиною науки. Дане дослідження покликане на збір, впорядкування та аналіз знань у галузях контактного, лазерного та ультразвукового методів зварювання живих тканин.

Мета дослідження

Огляд, узагальнення та порівняння актуальних методів зварювання живих тканин.

Основні матеріали досліджень

Одним із поширених методів є контактне зварювання, яке використовує високочастотний електричний струм. В.Е. Патон стверджує, що міцність з'єднання при цьому методі обумовлена термічною денатурацією білків, структурною трансформацією та утворенням колоїдного матеріалу. Е.А. Крамер додає, що під впливом температури 40...60 °С колаген розкручується і перетворюється на аморфні завитки пептидних ланцюгів [1].

Процес зварювання полягає в стисканні з'єднуваних тканин електродами зварювального інструменту та подачі електричного струму. Залежно від інтенсивності енергії та температури, колаген у тканині проходить через стадії «зшивання», «розкручування» та «повторного зшивання». Початковою точкою денатурації колагену вважається 40 °С, а термічного пошкодження – 60 °С [1].

Іншим методом є лазерне зварювання тканин (ЛЗТ), яке ґрунтується на перетворенні променистої енергії лазера на тепло. Це тепло денатурує білки в тканинах, що призводить до їх з'єднання. Як показали Mistry et al. (2018), ЛЗТ має певні недоліки, які обмежують його широке використання в клінічній практиці. По-перше, міцність зварного шва, отриманого за допомогою ЛЗТ, часто буває недостатньою, що потребує додаткового накладання швів. По-друге, значний термічний вплив може призвести до пошкодження тканин [2].

Для подолання цих недоліків розроблено нові методи ЛЗТ, такі як використання рідких і напівтвердих припоїв та систем контролю температури.

Ультразвукова хірургія використовує ультразвукові хвилі для різних хірургічних маніпуляцій, включаючи зварювання тканин. Muminova (2023) стверджує, що ультразвук може впливати як на самі тканини, так і на хірургічні інструменти. Ефекти ультразвукової хірургії включають руйнування пухлин, дроблення каменів у сечових шляхах, зварювання м'яких тканин і кісток (ультразвуковий остеосинтез). Ультразвук також має знеболюючий, кровоспинний та стерилізуючий ефекти [3].

Вибір методу зварювання живих тканин залежить від конкретної ситуації та потреб хірурга. Кожен з описаних методів має свої переваги та недоліки, які слід враховувати при прийнятті рішення.

Одним із методів, зокрема, ультразвукового зварювання є HIFU (високоінтенсивний фокусований ультразвук) – це перспективна технологія, яка використовує ультразвукові хвилі

високої інтенсивності для руйнування пухлинних тканин. Завдяки своїм неінвазивним можливостям та здатності мінімізувати побічні ефекти, HIFU має значний потенціал стати цінним інструментом у лікуванні раку. Багатообіцяючі результати клінічних досліджень підтверджують HIFU як дієвий метод лікування раку, особливо для пацієнтів, яким не підходять інші методи (Malietzis et al., 2013) [4].

HIFU успішно використовується для лікування раку передміхурової залози, прямої кишки, печінки, нирок, молочної залози та сечового міхура. Він також досліджується для лікування кісткових пухлин.

Деякі дослідження вивчали впровадження інноваційних технологій у галузі стоматології. Одним із напрямків є використання ультразвуку в різних стоматологічних процедурах. Mumtazova (2023) повідомляє про ефективність ультразвукового скальпеля при лікуванні пульпіту та глибокого карієсу завдяки його антибактеріальним, протизапальним властивостям та здатності покращувати метаболізм м'яких тканин [3]. Крім того, ультразвук сприяє ретельному очищенню кореневих каналів та полімеризації пломбувальних матеріалів. У сфері регенерації нервів Korsak et al. (2015) порівняли ефективність різних хірургічних методик відновлення цілісності стовбурових клітин нервів після травми периферичних нервів. Їхні висновки свідчать про те, що високочастотне електрохірургічне зварювання може бути найбільш перспективним методом завдяки мінімальному утворенню тканинних уламків, що зрештою сприяє швидшому відновленню нервів [5].

Perveen et al. (2018) та Jain et al. (2020) визнають перевагу лазерної технології над традиційними альтернативами, такими як використання припою, завдяки її точності, мінімальній інвазивності та швидшим часом операції [6, 7]. Лазерне зварювання пропонує численні переваги, включаючи високоякісні зварні шви, зменшені зони термічного впливу та підвищений комфорт пацієнта завдяки мінімальним або повністю відсутнім вимогам до анестезії. Обидва дослідження очікують на постійне вдосконалення технології лазерного зварювання, що потенційно призведе до її широкого застосування в стоматологічній сфері.

El-Saadany et al. (2015) досліджували ефективність ультразвукового зварювання для фіксації біорозкладаних пластин при переломах нижньої щелепи у дітей [8]. Їхні висновки, засновані на 8 пацієнтах, свідчать про успішне загоєння кісток, формування правильного прикусу та стійкість перелому з мінімальними ускладненнями. Ця малоінвазивна техніка має багатообіцяючий потенціал у дитячій щелепно-лицевій хірургії.

Bilokon et al. (2021) вивчали застосування високочастотного зварювання живих тканин (HF LTW) у дитячій хірургії легенів [9]. Їхнє дослідження, яке охопило 103 дитини з первинними та метастатичними пухлинами легенів, продемонструвало ефективність HF LTW для видалення пухлин, коагуляції судин та герметизації легеневої тканини. Ця безкровна та швидка техніка має переваги для різних хірургічних втручань, що включають доброякісні, злоякісні та метастатичні бронхіальні та легеневі ураження у дітей.

У дослідженні Podpriatov et al. (2018) проаналізовано результати хірургічного лікування раку прямої кишки з використанням різних методів накладення колоректального анастомозу [10]. Автори виявили, що частота неспроможності анастомозу при використанні електрозварювального методу значно нижча, ніж при традиційних методах, таких як ручний шов або зшивання механічними скріпками.

Цей результат свідчить про те, що електрозварювальний метод є більш ефективним та безпечним способом накладення колоректального анастомозу, що може призвести до покращення результатів лікування пацієнтів з раком прямої кишки.

Відновлення цілісності кишечника після хірургічного втручання є важливим етапом лікування захворювань травної системи. Традиційні методи, такі як ушивання, мають певні недоліки, як-от тривалість процедури та ризик інфекцій. У дослідженні Çilesiz et al. (1996) запропоновано інноваційний метод з'єднання стінок кишечника – лазерне зварювання аргонним лазером [11]. За допомогою системи контролю температури вдалося досягти міцного з'єднання тканин при температурі 90...95 °C. Зварювання відбувалося за рахунок термічної коагуляції колагенової підслизової оболонки та слизової оболонки.

Стандартні методи хірургічного зшивання кишечника можуть призвести до протікання в місці з'єднання, що є серйозним ускладненням, яке може призвести до інфекції. У дослідженні Çilesiz et al. (1996) запропоновано використовувати лазерне зварювання з нанокompозитним матеріалом для герметизації розривів тонкого кишечника свині [11]. Цей матеріал дозволяє регулювати механічні властивості з'єднання залежно від концентрації золотих наностержнів.

У дослідженні Rabau et al. (1994) проаналізували вміст колагену та ДНК у місці з'єднання кишечника миші після лазерного зварювання та накладення швів [12]. На 4 день після операції рівень колагену та ДНК був значно нижчим у місці лазерного зварювання, ніж у місці накладення швів. На 7

та 10 день після операції рівень колагену в місці лазерного зварювання значно підвищився та перевищив рівень у місці накладення швів.

Висновки

Зварювання живих тканин – це динамічно розвиваюча галузь, яка пропонує перспективні методи хірургічного втручання. Сучасні методи, такі як контактне зварювання, лазерне зварювання тканин (ЛЗТ) та ультразвукова хірургія, вже демонструють свою ефективність у різних хірургічних процедурах.

Кожен з цих методів має свої переваги та недоліки, тому вибір методу залежить від конкретної ситуації та потреб хірурга. Важливо враховувати такі фактори, як точність, швидкість, мінімально інвазивний характер та ризик пошкодження тканин.

Нові технології, такі як HIFU та ультразвуковий скальпель, відкривають нові можливості для зварювання живих тканин. Ці методи можуть розширити можливості хірургії та покращити результати для пацієнтів. Дослідження зварювання живих тканин має значний потенціал для покращення хірургічного лікування та результатів для пацієнтів. Це може призвести до скорочення часу операції, меншої кількості ускладнень, кращого загоєння ран та покращення якості життя пацієнтів.

Важливими напрямками для подальших досліджень можуть бути: розробка нових методів зварювання живих тканин з покращеними характеристиками; вивчення довгострокових результатів зварювання живих тканин; дослідження впливу зварювання живих тканин на імунну систему; розробка нових біоматеріалів для зварювання живих тканин, тощо.

Література

1. Temperature Distribution of Vessel Tissue by High Frequency Electric Welding with Combination Optical Measure and Simulation / H. Wang et al. *Biosensors*. 2022. Vol. 12, no. 4. P. 209. URL: <https://doi.org/10.3390/bios12040209> (date of access: 30.04.2024).
2. Mistry Y., Natarajan S., Ahuja S. Evaluation of laser tissue welding and laser-tissue soldering for mucosal and vascular repair. *Annals of Maxillofacial Surgery*. 2018. Vol. 8, no. 1. P. 35. URL: https://doi.org/10.4103/ams.ams_147_17 (date of access: 30.04.2024).
3. Muminova Z. A. Ultrasound and its Application. *Journal of Theory, Mathematics and Physics*. 2023. Vol. 2, no. 2. P. 11–14.
4. High-intensity focused ultrasound: advances in technology and experimental trials support enhanced utility of focused ultrasound surgery in oncology / G. Malietzis et al. *The British Journal of Radiology*. 2013. Vol. 86, no. 1024. P. 20130044. URL: <https://doi.org/10.1259/bjr.20130044> (date of access: 30.04.2024).
5. Korsak A. V. Ultrastructure of Injured Peripheral Nerve Epineurium after Surgery Using High-Frequency Electric Welding Technologies at Early Regeneration Stage. *Galician Medical Journal*. 2015. Vol. 22, no. 3. P. 157–160. URL: <https://ifnmujournal.com/index.php/gmj/article/view/399> (date of access: 30.04.2024).
6. Perveen A., Molardi C., Fornaini C. Applications of Laser Welding in Dentistry: A State-of-the-Art Review. *Micromachines*. 2018. Vol. 9, no. 5. P. 209. URL: <https://doi.org/10.3390/mi9050209> (date of access: 30.04.2024).
7. Laser Welding in Orthodontics: A Review Study / S. Jain et al. *Journal of Dental Health and Oral Research*. 2020. Vol. 01, no. 01. URL: <https://doi.org/10.46889/jdhor.2020.1101> (date of access: 30.04.2024).
8. Evaluation of using ultrasound welding process of biodegradable plates for fixation of pediatric mandibular fractures / W. H. El-Saadany et al. *Tanta Dental Journal*. 2015. Vol. 12. P. S22–S29. URL: <https://doi.org/10.1016/j.tdj.2015.08.003> (date of access: 30.04.2024).
9. New Approaches to the Surgical Treatment of Lung and Bronchial Tumors in Children / O. V. Bilokon et al. *International Journal of Biology and Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 15. P. 311–317. URL: <https://doi.org/10.46300/91011.2021.15.37> (date of access: 30.04.2024).
10. The features of electric welding colorectal anastomosis creation in experiment and clinics / S. S. Podpriatov et al. *Reports of Vinnytsia National Medical University*. 2018. Vol. 22, no. 3. P. 532–537. URL: [https://doi.org/10.31393/reports-vnmedical-2018-22\(3\)-29](https://doi.org/10.31393/reports-vnmedical-2018-22(3)-29) (date of access: 30.04.2024).
11. Controlled temperature tissue fusion: Argon laser welding of canine intestine in vitro / I. Çilesiz et al. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1996. Vol. 18, no. 4. P. 325–334. URL: [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1096-9101\(1996\)18:4%3C325::aid-lsm1%3E3.0.co;2-u](https://doi.org/10.1002/(sici)1096-9101(1996)18:4%3C325::aid-lsm1%3E3.0.co;2-u) (date of access: 30.04.2024).
- 1.2. Rabau M. Y., Wasserman I., Shoshan S. Healing process of laser-welded intestinal anastomosis. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1994. Vol. 14, no. 1. P. 13–17. URL: <https://doi.org/10.1002/lsm.1900140106> (date of access: 30.04.2024).

Дмитро БАРАНОВСЬКИЙ, канд. техн. наук, доц.
Національний авіаційний університет, м. Київ, Україна, e-mail: bdn993@gmail.com

ОПТОЕЛЕКТРОННІ МЕДИЧНІ ВИРОБИ ДЛЯ ВПЛИВУ НА ФУНКЦІОНАЛЬНИЙ СТАН ОПЕРАТОРА

Анотація. У статті розглянуто використання оптоелектронних медичних виробів, які використовують світло та лазерне випромінювання, для покращення функціонального стану людини оператора. В статті проаналізовано попередні дослідження, де доведено, що лазерне та світлове випромінювання можуть використовуватися для стимуляції зорового аналізатора, покращення концентрації та зниження втоми. Особливу увагу приділено використанню VR-шоломів для світлової стимуляції, оскільки вони надають можливість накладати світлові стимули на зображення, яке бачить оператор, тим самим стимулюючи його мозок безпосередньо під час виконання завдань. Проте необхідні подальші дослідження для визначення оптимальних параметрів світлової стимуляції та її довгострокового впливу на продуктивність оператора.

Ключові слова: оптоелектронні медичні вироби, світлова стимуляція, лазерне випромінювання, оператори БПЛА, VR-шолом.

Актуальність дослідження

Сьогодні оптоелектронні медичні вироби стають все більш поширеними в сучасному світі, використовуючи світло та лазерне випромінювання для впливу на функціональний стан людини. Вони включають різноманітні пристрої, що використовують світло для діагностики, лікування та покращення здоров'я. Зараз однією із проблем операторів, які виконують складні та відповідальні завдання, є швидка втома, зниження концентрації та відповідно продуктивності роботи. Одним із актуальних напрямів досліджень сьогодення є вплив світлової стимуляції через VR-шолом (шолом віртуальної реальності), який може покращити концентрацію та знизити втому оператора.

Лазерне та оптичне випромінювання може впливати на різні аспекти функціонального стану оператора. В ході аналізу попередніх досліджень (роботи Н.В. Титової, М.В. Бачинського, С.М. Горбатюка, С.В. Тимчика, А.Ю. Капоущака, О.С. Коваленка) було знайдено, що лазерне та світлове випромінювання можуть використовуватися для стимуляції зорового аналізатора, покращення концентрації та зниження втоми [1, 2, 3]. Такі наукові дослідження особливо корисні для покращення роботи операторів, які виконують завдання, що вимагають високої концентрації та уваги.

Метою дослідження є пошук сучасних оптимальних способів впливу на функціональний стан операторів.

Основні матеріали досліджень

Оптоелектронні пристрої сьогодні активно використовуються для стимуляції зорового аналізатора операторів. Це включає як використання спеціального світла, так і випромінювання на межах світлового діапазону для покращення зорової активності. Складні завдання, що стоять перед оператором, вимагають високої зорової активності. Зокрема в роботі [1] основним фактором впливу на стан оператора було дослідниками визначено світло та колір. Використавши світлодіоди різних кольорів, потужності та яскравості, автори праці довели, що поєднання в одному корпусі трьох світлодіодів RGB, а потім і RGBW, вирішує проблему створення високонадійного та низькоінтенсивного джерела для засобів світлової і кольорової стимуляції [1].

Запропоновані в роботі [1] засоби низькоінтенсивної світлової стимуляції дозволяють, в комплексі з класичними, забезпечити можливість керування глибиною проникнення випромінювання в біотканину та відповідно багаторівневе керування режимами роботи. Така можливість виникла завдяки розробці відповідних схемотехнічних рішень та застосуванню над'яскравих світлодіодних випромінювачів з різними довжинами хвиль.

В роботі [2] запропоновано вирішення ще однієї актуальної проблеми: як за допомогою джерел світла та поляризаторів з фіксованою орієнтацією площини світла створити максимальне використання світлового потоку при світловій стимуляції [2].

Оптоелектронні пристрої використовуються в медицині для діагностики та лікування різних станів. Вони можуть використовуватися зокрема, для моніторингу функціонального стану оператора та для впровадження, у разі необхідності, корекційних заходів, таких як: використання спеціального світла або випромінювання для поліпшення зорової активності, покращення концентрації та

зниження втоми. Такі корекційні дії потрібно застосовувати для зниження втоми операторів БПЛА (безпілотних літальних апаратів) [3, 4].

Результати

Використання VR-шоломів операторів БПЛА для світлової стимуляції є унікальною можливістю для впливу на поліпшення зорової активності, покращення концентрації та зниження втоми. Завдяки накладанню світлових стимулів на зображення, яке бачить оператор, тим самим стимулюється робота головного мозку, безпосередньо, під час виконання завдань.

Переваги застосування VR-шолому або системи, що в нього інтегрується наступні:

1. Безпосередній вплив на зорову систему: VR-шоломи діють безпосередньо на зорову систему користувача, що дозволяє точно контролювати світлові стимули, які користувач бачить.

2. Індивідуальне налаштування: За допомогою VR-шоломів можна налаштувати світлові стимули для кожного користувача індивідуально, враховуючи його потреби, фізіологічні особливості та відповіді на стимуляцію.

3. Занурення в середовище: VR-шоломи створюють занурювальне середовище, що може покращити ефективність світлової стимуляції, зосереджуючи увагу користувача на задачі.

4. Мобільність та зручність: VR-шоломи є портативними та зручними для використання, що дозволяє використовувати світлову стимуляцію в різних умовах та обставинах.

Висновок

З розвитком технологій оптоелектронні медичні вироби стають все більш ефективними та доступними. Вони обіцяють відкрити нові можливості для покращення функціонального стану оператора та загального здоров'я людини. VR-шолом визнано одним із перспективних сучасних способів впливу на функціональний стан оператора. Однак, питання визначення оптимальних параметрів світлової стимуляції та її довгострокового впливу на продуктивність оператора вимагають подальшого вивчення та удосконалення.

Література

1. Бачинський М. В., Навроцька К. С., Горбатюк С. М. Принципи стимуляції і реабілітації зорового аналізатора оператора. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. 2017. № 1. С. 202-206.
2. Бачинський М. В., Титова Н. В., Тимчик С. В., Клапоушак А. Ю. Оптоелектронні засоби і пристрої для впливу на функціональний стан людини. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. 2016. С. 130-135.
3. Барановський Д. М. Сучасні підходи до процесів конструювання та виробництва електричних медичних виробів для моніторингу стану здоров'я, The 9 th International scientific and practical conference. Scientific research in the modern world. Toronto, Canada. June 28-30, 2023. P. 103-108.
4. Кальниш В. В., Швець А. В., Мальцев О. В. Характеристики умов професійного середовища, які сприяють формуванню напруженості праці зовнішніх пилотів безпілотних авіаційних комплексів. Український журнал військової медицини. №4. 2022. С. 109-120.

Кірія ЛУЦЕНКО, студент,
Марія БУЛАКАЄВА, студент,
Ганна ОВЧАРЕНКО, асистент
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: ovcharenko.ganna@iit.kpi.ua

КЛЮЧОВІ АСПЕКТИ НЕЙРОПРОТЕЗІВ ТА ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ

Анотація. Дослідження проводилося на основі аналізу наукових робіт розміщених у наукометричних базах Google Scholar, Web of Science, Scopus, які знаходяться у відкритому доступі. Дана робота має за мету дослідити та проаналізувати сучасні досягнення у розвитку нейропротезів та їхнього впливу на якість життя пацієнтів. В проведеному дослідженні встановлено, що пацієнці Пет Беннет було успішно вжито чотири датчики для передачі сигналів на комп'ютер. Окрім того, було виявлено, що технології декодування в подальшому вимагають більш оптимізованої системи розпізнавання слів та речень. Також, авторами було проаналізовано різні аспекти використання нейропротезів у різноманітних напрямках медицини. Ця робота є важливим внеском у розуміння впливу нейропротезів на розвиток нових методів лікування нейродегенеративних захворювань.

Ключові слова: нейропротези, мовні нейропротези, зорові нейропротези, електростимуляція, декодування сигналів.

Актуальність дослідження

Ураження мозку, порушення зору, слуху та мовлення стають глобальними проблемами здоров'я, які призводять до значних соціальних та економічних витрат. Нейропротези можуть бути використані для підвищення якості життя людей з порушенням комунікації. Ці пристрої здатні забезпечувати зв'язок між мозком та зовнішнім пристроєм, що сприяють відновленню втрачених функцій. Також, нейропротези значно підвищують якість життя людей з порушеннями зору, слуху, мовлення. Завдяки розвитку нових інноваційних пристроїв люди можуть відкривати нові можливості для самостійного життя.

Мета дослідження

Дана робота має за мету дослідити та проаналізувати сучасні досягнення у розвитку нейропротезів та їхнього впливу на якість життя пацієнтів.

Основні матеріали досліджень

Нейропротези мають потенціал відновити втрачені функції, допомагаючи пацієнтам з різними типами вад. Нейропротезування – це галузь нейроінженерії, що лежить на стику нейронауки, біомедичної інженерії та нейроінформатики. завдяки відкриттю цієї галузі, люди з вадами можуть жити повноцінним життям. Мовні нейропротези – це пристрої, що за допомогою електродів, розміщених на поверхні півкулі головного мозку, і спеціальних методів декодування для забезпечення комунікації та мобільності. Також вони тісно пов'язані з мозковими хвилями, та корелюють з синхронізацією між областями мозку та перехресно-частотним зв'язком між різними коливаннями. Зорові нейропротези – це зоровий пристрій, призначений для відновлення функціонального зору у осіб з частковою або повною сліпотою.

Мовні нейропротези

Мовні протези є вирішенням проблеми для пацієнтів, які не в змозі говорити через неврологічні захворювання, параліч різної ступені та відсутністю здатності говорити. Розробка мозково-комп'ютерних інтерфейсів (МКІ) для мови, дозволяє відновлення комунікації та незалежності цих людей [1]. Для забезпечення такого високоефективного методу інтерпретації має бути точність та швидкість декодування цих мозкових сигналів. Також МКІ мають підлаштовуватися під особливості мозку для будь якої людини.

68-річна Пет Беннет з діагностованим бічним аміотрофічним склерозом в 2012 році не може використовувати м'язи рота та шиї, що задіяні в ході мовлення. У 2022 році їй завдяки операції імплантували 4 датчика, які передавали сигнал на комп'ютер у вигляді тексту або звуку. З часом вона навчилась розрізняти інтенсивність мозкової активності, а програмне забезпечення комп'ютера в поєднанні з штучним інтелектом оптимізує розпізнавання імпульсів та робить автокорекцію фонетичних конструкцій для зрозумілого мовлення [2]. Дослідження окреслює потребу зменшити час тренування декодера, забезпечити стійкість декодера до нейронної змінності та підтвердити

колосальність результатів для ширшого кола учасників. Крім того, подальша оптимізація алгоритмів декодування та технології може знизити рівень помилок у словах до більш придатних для повсякденного використання [3].

Інший спосіб декодування сигналів здійснюється безпосередньо з церебральної кортикальної активності [4]. Завдяки цій технології пацієнти можуть являти собою прогрес у порівнянні з існуючими методами допоміжного спілкування. Протягом 48 сеансів було зафіксовано 22 години кортикальної активності, в процесі яких учасник намагався вимовити окремі слова зі словникового набору, який налічує 50 слів. Залишається проблематика точності розшифровки словникового набору та обмежена кількість операцій, що залишає за собою можливості для подальшого розвитку цього напрямку.

Не менш важливо розглянути потенційність проблем, які можуть переслідувати людей з інвалідністю в яких буде запроваджено в життя технології МКІ. Важлива допомога особам в адаптації та можливості комунікації з правових точок зору. Поліпшення соціальної рівноправності в можливості їх інтеграції в суспільстві. Також важливим аспектом є урахування приватності та конфіденційності користувачам цієї технології, заборона доступу до стороннього впливу на МКІ, що дозволяє робити маніпуляції над пристроєм [5]. Сприйняття суспільством викривлень та сумніву до волевиявлення особою може бути перешкодою для отримання повноправного використання в правових установах. Тож ці проблеми потребують детального вивчення з різних сторін.

Контроль та мобільність за допомогою нейропротезів

Для забезпечення рухової діяльності та потреби людей, що втратили на це здатність та можливість, в даній роботі ми розглянули можливість інтегрування системи контролю на основі нейропротезу [6]. Вона включає в себе інтегровану біоелектроніку, внутрішньопучкові мікроелектроди та інтегральний штучний інтелект, який є шляхом між цими елементами та керує складними сигналами рухів периферичних нервів. Також цей нейроінтерфейс записується ультра низьким шумом для сприйняття електронейрографія від масивів мікроелектродів та моделі штучного інтелекту.

Даним нейронним інтерфейсом можна забезпечити високоточне керування протезом руки. Він є зрозумілим для користування, при тому не втрачає здатності відображати складні рухи протеза на справжні наміри пацієнта. На відміну від не інтегрованого протезу без нейропротезування спритність цієї системи бажає кращого і точність рухів має відповідати підготовці пацієнт до такого виду відновлення.

Зорові нейропротези

Вирішення проблеми незворотної сліпоти може бути здійснене використанням нейропротезу, але поки застосування такого приладу здійснюється для людей з набутою сліпотою. Так як око функціонувало до захворювання, через що збереглися непошкоджені ланки зорового аналізатора, які тримають структурну та функціональну цілісність протягом тривалого часу. Для відновлення зорових властивостей пацієнтам імплантували універсальний електрод для стимуляції потенціалів окремих клітин кори [7]. Під час стимуляції через цей електрод проходять стимули від сусідніх електродів, що забезпечують створення зображення високої якості. Довготривале застосування поки не має можливості забезпечити саме цей пристрій, але його введення не спричиняє значного пошкодження окремих клітин кори.

Створення нейропротезу на основі електростимулятора окремих частин ока має різноманіття застосувань. Протезування сітківки спрямоване на електричну стимуляцію вцілілих нейронів сітківки [8]. Тому запропонувати штучний зір можна лише сліпим пацієнтам із зовнішніми захворюваннями сітківки, що спричиняє прогресуючу втрату фоторецепторів сітківки. Деякі пристрої були комерціалізовані завдяки відносній простоті імплантації та меншим хірургічним ризикам порівняно з іншими підходами. Окрім легкості хірургічної доступності, вони також можуть отримати вигоду від ретино топічної організації та раннього позиціонування на зоровому шляху.

Епіретинальна хірургія дозволяє розміщувати значні пристрої для штучного зору на значній ділянці поля зору. Крім того, ще однією перевагою епіретинальних імплантатів є полегшення відведення тепла через склоподібне тіло. Широкий штучний зір має вирішальне значення для абсолютно незрячих людей для виконання повсякденних зорових завдань, таких як загальна орієнтація, безпечне пересування, уникнення перешкод і розпізнавання об'єктів. Основним хірургічним недоліком є необхідність одного або декількох фіксаторів сітківки для кріплення протеза до сітківки, що може спричинити пошкодження сітківки. Нейропротезування ока з електростимуляцією має недоліки, що потрібно враховувати для подальших досліджень.

Висновок

Нейропротези надають багатообіцяючі перспективи для покращення якості життя людей з обмеженими можливостями, забезпечуючи методи для відновлення спілкування, рухливості та навіть зору. Однак розробка та впровадження цих новітніх технологій вимагає ретельного вивчення індивідуальних властивостей організму, задля успішного імплантування. Науковці мають на меті вдосконалювати вже розроблені нейропротези та створити нові інноваційні прилади. Технології, які були описані в цій статті, потребують детального дослідження та усунення недоліків, задля забезпечення пацієнтам максимально комфортного використання.

Література

1. Miller, K. J., Hermes, D., & Staff, N. P. (2020). The current state of electrocorticography-based brain-computer interfaces. *Neurosurgical Focus*, 49(1), E2. <https://doi.org/10.3171/2020.4.focus20185>.
2. Angrick, M., Ottenhoff, M. C., Diener, L., Ivucic, D., Ivucic, G., Goulis, S., Saal, J., Colon, A. J., Wagner, L., Krusienski, D. J., Kubben, P. L., Schultz, T., & Herff, C. (2021). Real-time synthesis of imagined speech processes from minimally invasive recordings of neural activity. *Communications Biology*, 4(1). <https://doi.org/10.1038/s42003-021-02578-0>.
3. Angrick, M., Ottenhoff, M. C., Diener, L., Ivucic, D., Ivucic, G., Goulis, S., Saal, J., Colon, A. J., Wagner, L., Krusienski, D. J., Kubben, P. L., Schultz, T., & Herff, C. (2021). Real-time synthesis of imagined speech processes from minimally invasive recordings of neural activity. *Communications Biology*, 4(1). <https://doi.org/10.1038/s42003-021-02578-0>.
4. Moses, D. A., Metzger, S. L., Liu, J. R., Anumanchipalli, G. K., Makin, J. G., Sun, P. F., Chartier, J., Dougherty, M. E., Liu, P. M., Abrams, G. M., Tu-Chan, A., Ganguly, K., & Chang, E. F. (2021). Neuroprosthesis for Decoding Speech in a Paralyzed Person with Anarthria. *New England Journal of Medicine*, 385(3), 217–227. <https://doi.org/10.1056/nejmoa2027540>.
5. Chandler, J. A., Van der Loos, K. I., Boehnke, S., Beaudry, J. S., Buchman, D. Z., & Illes, J. (2022). Brain Computer Interfaces and Communication Disabilities: Ethical, Legal, and Social Aspects of Decoding Speech From the Brain. *Frontiers in Human Neuroscience*, 16. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.841035>.
6. Korr, M. (2023). Stanford clinical trial shows advances in brain-computer interfaces (BCIs) in woman with ALS, speech deficit. *RHODE ISLAND MEDICAL JOURNAL*, 71, 65. <http://www.rimed.org/rimedicaljournal/2023/09/2023-09-61-news.pdf>.
7. Цимбалюк В., Парпалей Я. (2003). Зорові нейропротези: історія, сучасний стан, перспективи розвитку. *Український нейрохірургічний журнал*. <https://theunj.org/article/view/107594>.
8. Humayun, M. S., Weiland, J. D., Fujii, G. Y., Greenberg, R., Williamson, R., Little, J., Mech, B., Cimarusti, V., Van Boemel, G., Dagnelie, G., & de Juan, E. (2003). Visual perception in a blind subject with a chronic microelectronic retinal prosthesis. *Vision Research*, 43(24), 2573–2581. [https://doi.org/10.1016/s0042-6989\(03\)00457-7](https://doi.org/10.1016/s0042-6989(03)00457-7).
9. Willett, F. R., Kunz, E. M., Fan, C., Avansino, D. T., Wilson, G. H., Choi, E. Y., Kamdar, F., Glasser, M. F., Hochberg, L. R., Druckmann, S., Shenoy, K. V., & Henderson, J. M. (2023b). A high-performance speech neuroprosthesis. *Nature*. <https://doi.org/10.1038/s41586-023-06377-x>.
10. Fernandez, E. (2018). Development of visual Neuroprostheses: trends and challenges. *Bioelectronic Medicine*, 4(1). <https://doi.org/10.1186/s42234-018-0013-8>.
11. Borda, E., & Ghezzi, D. (2022). Advances in visual prostheses: engineering and biological challenges. *Progress in Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1088/2516-1091/ac812c>
12. Lestak, J., Chod, J., Rosina, J., & Hana, K. (2022b). Visual neuroprosthesis: present and possible perspectives. *Biomedical Papers*. <https://doi.org/10.5507/bp.2022.027>.
13. Humayun, M. S., Weiland, J. D., Fujii, G. Y., Greenberg, R., Williamson, R., Little, J., Mech, B., Cimarusti, V., Van Boemel, G., Dagnelie, G., & de Juan, E. (2003b). Visual perception in a blind subject with a chronic microelectronic retinal prosthesis. *Vision Research*, 43(24), 2573–2581. [https://doi.org/10.1016/s0042-6989\(03\)00457-7](https://doi.org/10.1016/s0042-6989(03)00457-7).
14. Ramirez, K. A., Drew-Bear, L. E., Vega-Garces, M., Betancourt-Belandria, H., & Arevalo, J. F. (2023). An update on visual prosthesis. *International Journal of Retina and Vitreous*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s40942-023-00498-1>.
15. Mirochnik, R. M., & Pezaris, J. S. (2019). Contemporary approaches to visual prostheses. *Military Medical Research*, 6(1). <https://doi.org/10.1186/s40779-019-0206-9>.
16. Metzger, S. L., Littlejohn, K. T., Silva, A. B., Moses, D. A., Seaton, M. P., Wang, R., Dougherty, M. E., Liu, J. R., Wu, P., Berger, M. A., Zhuravleva, I., Tu-Chan, A., Ganguly, K., Anumanchipalli, G. K., & Chang, E. F. (2023). A high-performance neuroprosthesis for speech decoding and avatar control. *Nature*. <https://doi.org/10.1038/s41586-023-06443-4>.
17. Chang, E. F., & Anumanchipalli, G. K. (2020). Toward a Speech Neuroprosthesis. *JAMA*, 323(5), 413. <https://doi.org/10.1001/jama.2019.19813>.

Анастасія ПАНЧЕНКО, студент,
Ганна ОВЧАРЕНКО, ст. викладач

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: ovcharenko.ganna@lil.kpi.ua

ОГЛЯД ОСНОВНИХ ПРОБЛЕМ ІМПЛАНТОВАНИХ БІОСЕНСОРІВ

Анотація. Персоналізація та індивідуальний підхід до пацієнта завжди були вагомою складовою в області охорони здоров'я, тому вони створюють попит на засоби для моніторингу як загального стану здоров'я, так і окремих показників. Але як і будь-яка технологія, вони мають ряд проблем щодо забезпечення надійного функціоналу в агресивному та нестабільному середовищі організму протягом тривалого часу. В роботі розглянуто основні вимоги до біосенсорів в умовах *in vivo*, проаналізовано ряд характеристик для забезпечення їх надійної роботи. Визначено такі основні характеристики сучасних біосенсорів як: біосумісність, біодеградованість, висока точність вимірювань, автономне джерело живлення та мініатюрні розміри та окреслені основні проблеми.

Ключові слова: імплантовані біосенсори, біосумісність, біопаливні системи живлення, мініатюризація.

Актуальність дослідження

Моніторинг стану здоров'я є однією з найважливіших складових в процесі діагностики й профілактики захворювань, а також протягом здійснення терапії. Здійснювати цілодобовий нагляд над станом пацієнта вимагає велику кількість фінансових та людських ресурсів, саме тому ефективніше перекласти цю роботу на електронні пристрої. Імплантовані біосенсори виступають саме таким ефективним рішенням. Вони можуть забезпечувати цілодобовий контроль потрібних показників, записувати необхідну інформацію та передавати для аналізу та ведення статистики, або ж здійснювати сповіщення чи виклик медичного персоналу у випадках фіксації критичного відхилення показників від норми [1].

Мета дослідження

Дана робота має за мету на основі проведеного аналізу описати сучасний стан створення, удосконалення та використання імплантованих біосенсорів у сфері охорони здоров'я.

Загальний огляд основних вимог і проблем

Однією з головних проблем, яка виникає в процесі проектування імплантованих біосенсорів – це підбір матеріалів для виготовлення пристрою. Основні вимоги до матеріалів включають наступне:

- міцність і пружність;
- біосумісність;
- стійкість до біологічно активних речовин;

Матеріал конструкції має бути водночас міцним і пружним, аби забезпечувати стабільну роботу пристрою та мати змогу адаптуватися до рухів й деформацій органів чи тканин. Сама конструкція має бути оточена захисною біосумісною оболонкою, щоб не викликати імунної реакції організму, а також бути стійкою до впливу біологічно активних речовин і не пошкоджуватися при постійному контакті з ними [2, 3].

З усіх вище зазначених умов виникає ряд проблем з якими стикнуться розробники таких біосенсорів. До них належать:

- забезпечення безперервного живлення;
- мініатюризація пристрою
- біодеградованість

Імплантований пристрій має бути забезпечений системою автономного живлення, тому що всередині організму немає можливості прикріпити до конструкції гальванічний елемент або ж встановити акумулятор. Це значно впливатиме на зручність використання, може викликати потужну реакцію відторгнення, а також спричинятиме незручності у постійній потребі підзарядки для акумулятора. При тому, між пристроєм та організмом не має виникати розрядів струму, що може бути небезпечним як для носія, так і для роботи самого приладу.

Наступним актуальним питанням є мініатюризація таких біосенсорів. Чим менші розміри – тим детальніші дослідження це дозволить проводити і тим менше буде обмежуватися рухливість та

комфорт пацієнта. Але мікро- та наноелектроніка має ряд своїх нюансів, що можуть впливати на роботу таких пристроїв в середовищі організму.

За певних потреб, імплантований біосенсор повинен бути біодеградованим, це дозволить зменшити кількість інвазивних втручань в організм пацієнта.

Вимоги до біосумісності

В першу чергу варто розглянути найголовнішу вимогу для будь-якого імпланту – біосумісність. Першою вимогою в цьому питанні можна назвати гнучкість матеріалу для конструкції. Жорсткі елементи можуть ушкоджувати м'які тканини в місці введення імпланту, що може призвести до запалення чи розвитку фіброзних процесів, які в свою чергу будуть сильно впливати на роботу датчика, значно погіршуючи її [5].

Наступним важливим елементом імплантованого сенсору є використання та розробка біосумісних покриттів, які могли би одночасно бути і захистом для пристрою від впливу біологічно активного середовища, і виконувати імунодепресантну функцію аби уникнути вже вище зазначених відповідних реакцій організму [3].

В деяких випадках може виникнути потреба лише в тимчасовому чи короточасному використанні імплантованого сенсору. В такій ситуації актуальною стає біодеградованість матеріалу з якого виготовлятиметься пристрій. Це дозволить зменшити кількість хірургічних втручань в організм [3].

Ще однією проблемою, що виникне в процесі розробки імпланту – це безперешкодний доступ аналізованої речовини до самого датчика. Бо в процесі перебування пристрою в організмі може поступово відбуватися налипання або наростання клітин, що з часом буде перешкоджати коректній роботі сенсору та буде спотворювати інформацію [4, 5, 6].

Одним із можливих рішень цієї проблеми є використання оболонки з матеріалу класу “Polymer zwitterions”. Цей клас матеріалів у проведених досліджах продемонстрував високий рівень біосумісності, антиадгезивні властивості, здатні відштовхувати воду та протидіяти утворенню біоплівки, а деякі види, що мають в своєму складі сульфатні групи виявляють ще й противірусну активність [7].

Проблема живлення

Наступною проблемою, з якою стикаються розробники – це забезпечення живлення та автономної роботи імпланту. Прилад не має використовувати масивні батареї та дотові способи зарядки, бо вони спричиняють дискомфорт своїми розмірами та способом використання і будуть обмежувати рухливість пацієнта. Елементи живлення не мають викликати імунну реакцію організму, в іншому випадку вони можуть стати причиною розвитку запальних процесів [4].

Джерело енергозабезпечення має бути повністю автономними та не потребувати заміни. Цей параметр породжує нове питання та напрямок для досліджень: системи живлення, що накопичують хімічну енергію із біомолекул та хімічних реакцій з середи, що оточує пристрій. [1, 4]

Потенційно вирішити дану проблему можливо за допомогою імплантованих систем живлення, що активуються біологічною рідиною, тобто біопаливні системи живлення. В якості біопалива використовуються сполуки, що містяться в біологічних рідинах організму, таких як кров, сліна, сеча, піт, слюзи чи шлунковий сік. Це електрохімічні пристрої, що використовують енергію зі сполук напівреакцій на парі анод/катод для генерації енергії, які зазвичай спричиняють реакції окиснення біологічного палива на аноді та реакції відновлення на катоді. В результаті виникає струм, завдяки якому можна підтримувати автономну роботу імплантованих біосенсорів.

На рис. 1 схематично представлені основні елементи пристрою та механізму генерації енергії з лактату поту та ємнісного накопичувача енергії: пластир біосуперконденсатора, що монтується на шкірі, і працює від поту та розтягується; фотографія вбудованого світлодіода з таким живленням під час і після імпульсного розряду [8].

Але такі системи не є повністю ідеальними, адже вони не біодеградовані, тож по закінченню строку служби пристрою, доведеться знову провести хірургічне втручання, аби видалити його з організму [8].

Затребуваність мініатюризації

Потреба в мініатюризації імплантованих біосенсорів полягає в ще одному методі підвищення біосумісності, а також пошуку способу зменшення кількості хірургічних втручань при введенні пристрою в організм. Біосенсори мікро- або нано- розмірів є значно зручнішими у використанні, що дозволить пацієнту продовжувати вести звичний для нього спосіб життя [1].

Основною проблемою є процес виготовлення компонентів для мікроелектронних пристроїв, що будуть мати потрібні властивості гнучкості та бути безпечними при використанні їх у імплантах. Такі компоненти можуть бути виготовлені за допомогою фотолітаграфії, методами осадження, легування та травлення. Протягом останніх років ця технологія широко застосовувалася для виготовлення мікротехнічних поверхонь, датчиків і транзисторів, мікро-оптико-електромеханічних систем, а також у виготовленні гнучких і розтяжних пристроїв [9, 10].

Хоча й виготовлення компонентів є відносно доступним, але є ряд проблем пов'язаний із способами передачі сигналів від сенсорів та швидкістю обробки отриманої інформації, бо чим менші розміри пристрою тим більше часу йому потрібно для виконання зазначених процесів [4].

Висновок

Імплантовані біосенсори можуть вирішити проблему цілодобового моніторингу стану потрібних параметрів організму пацієнта, що сприятиме як покращеній діагностиці, так і профілактиці захворювань, але незважаючи на потенційну ефективність, існує велика кількість серйозних технічних викликів в розробці таких пристроїв, зокрема це біосумісність та протидія імунній реакції і запальним процесам, автономна та бездротова система живлення, мініатюризація і покращення передачі сигналу й швидкості збору інформації, а також складнощі, які можуть виникнути в процесі інтеграції таких систем моніторингу в постійне використання.

Література

1. REBELO, Rita, et al. An outlook on implantable biosensors for personalized medicine. *Engineering*, 2021, 7.12: 1696-1699. http://devp-service.oss-cn-beijing.aliyuncs.com/25b08f39e90111ea9802506b4b3f16ce/file_1640935891308.pdf.
2. Lu, T.; Ji, S.; Jin, W.; Yang, Q.; Luo, Q.; Ren, T.-L. Biocompatible and Long-Term Monitoring Strategies of Wearable, Ingestible and Implantable Biosensors: Reform the Next Generation Healthcare. *Sensors* 2023, 23, 2991. <https://doi.org/10.3390/s23062991>.
3. Ghorbanizamani, F.; Moulahoum, H.; Guler Celik, E.; Timur, S. Material Design in Implantable Biosensors toward Future Personalized Diagnostics and Treatments. *Appl. Sci.* 2023, 13, 4630. <https://doi.org/10.3390/app13074630>.
4. Rodrigues, D.; Barbosa, A.I.; Rebelo, R.; Kwon, I.K.; Reis, R.L.; Correlo, V.M. Skin-Integrated Wearable Systems and Implantable Biosensors: A Comprehensive Review. *Biosensors* 2020, 10, 79. <https://doi.org/10.3390/bios10070079>.
5. X. Mei, D. Ye, F. Zhang, C. Di, J. Polym. Sci. 2022, 60(3), 328. <https://doi.org/10.1002/pol.20210543MEIETAL.347>.
6. Ramanavicius, S.; Ramanavicius, A. Conducting Polymers in the Design of Biosensors and Biofuel Cells. *Polymers* 2021, 13, 49. <https://doi.org/10.3390/polym13010049>.
7. Milazzo, M.; Gallone, G.; Marcello, E.; Mariniello, M.D.; Bruschini, L.; Roy, I.; Danti, S. Biodegradable Polymeric Micro/Nano-Structures with Intrinsic Antifouling/Antimicrobial Properties: Relevance in Damaged Skin and Other Biomedical Applications. *J. Funct. Biomater.* 2020, 11, 60. <https://doi.org/10.3390/jfb11030060>.
8. Garland, Nate T., Rajaram Kaveti, and Amay J. Bandodkar. "Biofluid-Activated Biofuel Cells, Batteries, and Supercapacitors: A Comprehensive Review." *Advanced Materials* 35.52 (2023): 2303197. <https://doi.org/10.1002/adma.202303197>.
9. Yang, Guang-Zhong. (2018). *Implantable Sensors and Systems: From Theory to Practice*. 10.1007/978-3-319-69748-2.
10. Shon, A.; Chu, J.-U.; Jung, J.; Kim, H.; Youn, I. An Implantable Wireless Neural Interface System for Simultaneous Recording and Stimulation of Peripheral Nerve with a Single Cuff Electrode. *Sensors* 2018, 18, 1. <https://doi.org/10.3390/s18010001>.

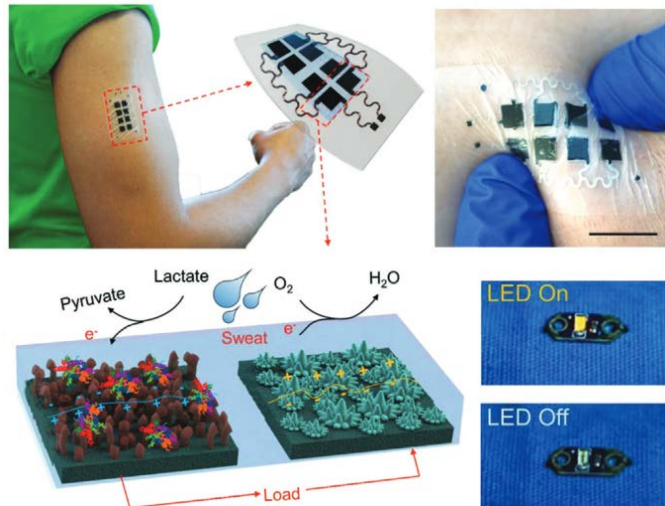


Рис. 1. Схематичне зображення імплантованої системи живлення, що активується біологічною рідиною та фотографія-приклад такої системи

Олександр АЗАРХОВ¹, д-р мед. наук, проф.,
Олександр ЯВОРСЬКИЙ², д-р мед. наук, проф.,
Іван СІЛІ¹, канд. техн. наук, доц.

¹ ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет», м. Дніпро, Україна, e-mail: azarhov_a_y@pstu.edu

² Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна, e-mail: yavor.av@gmail.com

СУЧАСНИЙ СТАН У ВИРОБНИЦТВІ 3D-ДРУКОВАНИХ БІОСЕНСОРІВ МЕТОДОМ DLP

Анотація. Популярність 3D-друкованих гнучких сенсорів в останні роки різко зростає. Незалежно від галузі, в якій вони використовуються, сенсори стають невід’ємною частиною нашого повсякденного життя. Фізичні біосенсори для моніторингу різних показників, включаючи температуру, глюкозу та ін., мають шанс найбільш широко використовуваними технологіями у світі. Крім того, сучасний стан розвитку біоінженерії обумовлює необхідність у мульти-сенсорах з різними можливостями, які виготовляються в одному пристрої. Потреба у складних та гнучких сенсорах призвела до розвитку технології 3D-друку для їхнього виробництва. Технологія 3D-друку – це універсальний процес, який може бути використаний для легкого виготовлення витончених, багатофункціональних сенсорів. У даній роботі головна увага зосереджена на останніх досягненнях у розробці 3D-друкованих сенсорів для біомедичних застосувань.

Ключові слова: сенсор, 3D-друк, метод цифрового світлового проектування, DLP, технологія.

Актуальність дослідження

Будь-який пристрій, який здатний виявляти та реагувати на вхідний сигнал від навколишнього середовища, а потім перетворювати цей вхідний сигнал в оброблений сигнал, що може бути електронно відправлений до іншого місця або відображений для перегляду людиною на екрані, розташованому на пристрої, прийнято називати сенсором. Вхідний сигнал може мати будь-який характер: тиск, температура, напруга, світло або вологість. Подібні сенсори стають все більш важливими для повсякденного життя завдяки технологічним проривам, які вимагають постійних поліпшень у технології сенсорів та методах їх виробництва. Основний фактор, що впливає на дослідження у сфері сенсорів, – це високий попит, і робота зосереджена на останніх досягненнях у друку 3D гнучких сенсорів, з особливим акцентом на сенсорах для біомедичних застосувань.

Мета роботи полягає у вивченні та розвитку методів 3D друку біосенсорів за допомогою цифрового світлового проектування DLP з метою покращення їхньої чутливості, швидкості та точності для застосування у біомедичних діагностичних системах.

Основні матеріали досліджень

Традиційні методи виготовлення сенсорів для мікрофлюїдних пристроїв мають суттєві недоліки, такі як великий час обробки, складні процедури процесу та відсутність масштабованості та гнучкості [1]. Крім того, такі традиційні сенсори мають вроджений жорсткий форм-фактор, який обмежує гнучкість та можливості розтягування [2]. Оскільки ці сенсори вимагають спеціальної форми та геометрії для їх широкого застосування, необхідність у новій та вдосконаленій техніці виготовлення є необхідною. Це призвело до появи нової технології, відомої як технологія адитивного виробництва для виготовлення сенсорів. Технічно, адитивне виробництво може бути визначено як основний процес формування, описаний наступним чином – «процес з’єднання матеріалів для створення об’єктів з даних 3D-моделі, зазвичай шар за шаром» [3]. Простими словами, адитивне виробництво, зазвичай називається 3D-друкуванням, це процес, який включає друк та виготовлення компонентів необхідного матеріалу, шар за шаром, до тих пір, поки не буде виготовлена бажана модель. Хоча адитивне виробництво загалом відоме як 3D-друкування, є чітка відмінність між цими двома термінами. Термін адитивне виробництво включає низку кроків, використаних для виготовлення чогось з нуля, шар за шаром, а 3D-друк є кроком, включеним у ці процеси. Таким чином, 3D-друк у загальному може розглядатися як підсекція адитивного виробництва.

Сенсори відіграють важливу роль у великій кількості застосувань: сьогодні, потреба в гнучких сенсорах набуває першочергового значення, оскільки такі сенсори вводяться в біомедицину, в моніторинг навколишнього середовища, в носимі електронні пристрої та багато інших, що вимагають гнучких матеріалів для розширення області їх застосування [4, 5]. Оскільки 3D друк отримав широке визнання у галузі виготовлення сенсорів, дослідження набуло швидкості у пошуку гнучких матеріалів, які можна легко включити в сенсори, щоб надати гнучкість цим пристроям. В основному, гнучкість системи безпосередньо пов’язана з її гнучкими компонентами.

У останні роки розвиток технологій збільшив різноманіття методів друку 3D, які використовуються як у комерційних, так і у наукових дослідженнях. Розвиток основних процесів 3D-друку, таких як powder bed fusion (PBF), vat polymerization (VP), material extrusion (ME), direct energy deposition (DED), material jetting (MJ), sheet lamination (SL) та binder jetting (BE), значно просунувся вперед [6]. Новітні методи дозволяють використовувати 3D-друк у виготовленні гнучких сенсорів. При аналізі опублікованих робіт за останні роки одним з найпоширеніших методів виготовлення 3D друківаних гнучких сенсорів є метод цифрового світлового проектування (DLP) [7]. Надруковані таким методом сенсори можуть бути використані в різних застосуваннях, від загальних сенсорів до складних мініатюрних сенсорів, які можуть використовуватися всередині людського тіла.

Цифрове світлове проектування (digital light processing DLP) – це технологія 3D друку, також відома як техніка полімеризації в ємності (vat polymerization), яка використовує термореактивні смоли для виготовлення деталей. Матеріали, які використовуються в DLP, схожі на полікарбонати, які забезпечують кращий термічний опір і відмінну міцність, матеріали типу поліпропілену використовуються через його високу стійкість, також використовуються фотоеластомери через їх велике подовження та наповнювачі, такі як кераміка або частинки, що забезпечують кращі температури зміщення тепла. У DLP використовується джерело світла (дугова лампа з LCD-панеллю), щоб затверджувати полімерну смолу, яка наноситься шар за шаром з високою роздільною здатністю. Процес друку DLP базується на двох підходах: знизу вгору та зверху вниз (рис.1).

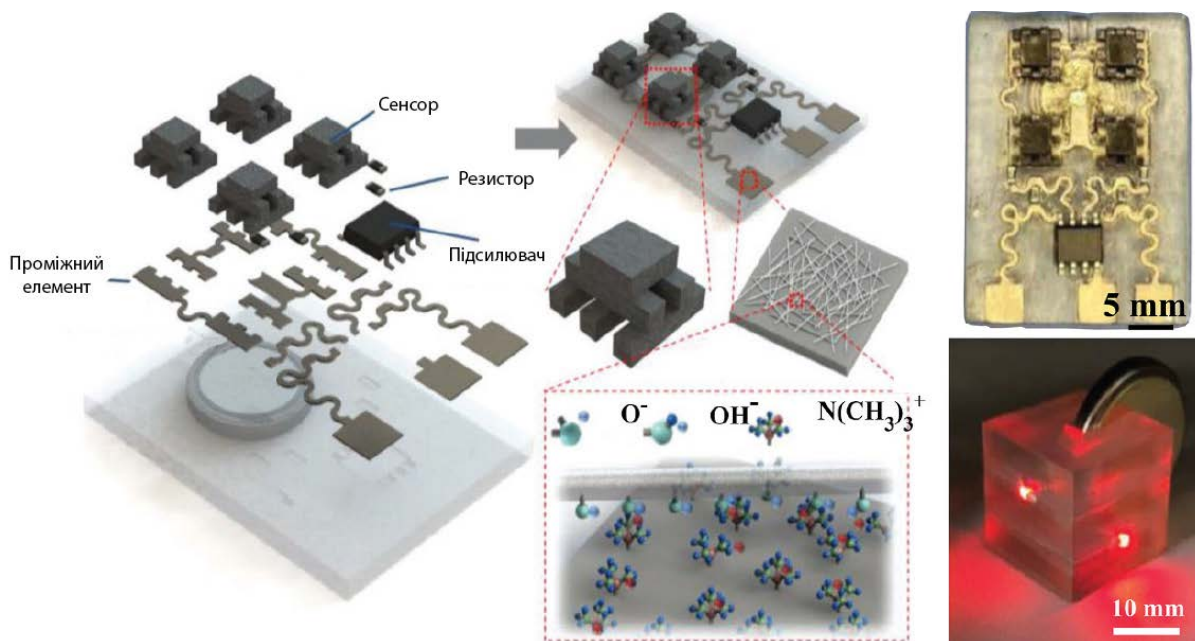


Рис. 1. Схематичне зображення 3D-друку біосенсорів методом DLP

Основні компоненти DLP – це джерело світла, платформа для друку та додаткове джерело для процесу затвердження. Платформа для друку занурена у ємність з рідинною смолою, де джерело світла проектує кожен з шарів. Це світло робить смолу твердою, і на платформі утворюються перші надруковані шари. Як тільки виконано побудову шар за шаром, платформа виймається з ємності для обробки, і процес повторюється. Переваги техніки DLP включають: високу масштабованість, швидкість та можливість налаштування робочих умов. Застосування методу DLP включає також мікродзеркала, які відображають світло і надають кольору екрану, а також м'які пневматичні приводи. У техніці 3D друку методом DLP процес «знизу вгору» виробляє структури малих розмірів з високою швидкістю та кращою роздільною здатністю. Рис. 1 демонструє виготовлення гнучкого масиву сенсорів тиску за допомогою техніки DLP. DLP – це техніка, яка базується на методі мікростереолітографії, без будь-яких опорних матеріалів вона затверджує смолу шар за шаром за кілька секунд. У DLP використовуються різні фотополімерні матеріали як матеріал для друку, і контролюються умови друку DLP; а саме – час затвердження, концентрація та товщина шару, що модифікують 3D-структури.

Центрифугальне багатоматеріальне 3D-друкування, ще один метод, який базується на техніці DLP, і використовується для виробництва великого об'єму кількох 3D-зображень з налаштовуваними

параметрами. Цей метод має потенціал для виготовлення пристроїв на основі кераміки. DLP є найефективнішим і досить дешевим методом, подібним до техніки FDM, де міститься проектор з високою роздільною здатністю, що виробляє світло на платформі для побудови у вигляді схожої форми деталі шару та надає більше детальності деталі при друку порівняно з іншими методами 3D-друку. Друк за допомогою техніки DLP має кращі показники через низьку ціну, збільшення швидкості виробництва, можливості виготовлення з високою швидкістю та високу роздільну здатність. Однак техніка DLP при використанні фотополімерів на плавлення може виділяти запахи. Таким чином, вибір матеріалу є найбільш складною частиною для техніки DLP. Основними параметрами, на які слід зосередитися, є температура ємності та сопла, а також швидкість екструзії.

Висновки

Гнучкі сенсори, виготовлені за допомогою 3D-друку, мають значний вплив на галузь носимої електроніки. Виробництво сенсорів змінилося з важких, часомірних традиційних методів на швидкі, недорогі та надійні методи адитивного виробництва з появою технології 3D-друку. У цьому огляді було надано найбільш актуальні розробки у виробництві гнучких 3D-друкованих сенсорів для біомедичних застосувань. Тепер сенсори можуть бути застосовані на складних та вроджених геометричних структурах, які раніше були неможливо виготовити за допомогою традиційних методів. Одним із ключових висновків є те, що метод DLP дозволяє створювати біосенсори з різноманітними характеристиками, такими як величина, форма та матеріал, що використовується. Це робить його вкрай гнучким та адаптивним для вирішення конкретних завдань досліджень та практичних застосувань. З постійними досягненнями в галузі технології 3D-друку можна передбачити зростання використання 3D-друку для виготовлення гнучких сенсорів у наступні роки. Це може призвести до збільшення обсягу та гнучкості застосування, зробивши цю область цікавою як для комерційних, так і для академічних досліджень.

Література

1. Y. Ni, R. Ji, K. Long, T. Bu, K. Chen, S. Zhuang, A review of 3D-printed sensors, *Appl. Spectrosc. Rev.* 52 (2017) 623–652, <https://doi.org/10.1080/05704928.2017.1287082>.
2. N. Wen, L. Zhang, D. Jiang, Z. Wu, B. Li, C. Sun, Z. Guo, Emerging flexible sensors based on nanomaterials: recent status and applications, *J. Mater. Chem. A* 8 (2020) 25499–25527, <https://doi.org/10.1039/d0ta09556g>.
3. E.M. Sefene, State-of-the-art of selective laser melting process: a comprehensive review, *J. Manuf. Syst.* 63 (2022) 250–274, <https://doi.org/10.1016/j.jmsy.2022.04.002>.
4. Тензосенсорна рукавиця для людей з порушенням мовлення / Сілі І.І., Азархов О.Ю., Єфременко Б.В. - Наука та виробництво: міжвуз. темат. зб. наук. пр. Вип. 25 / ДВНЗ «ПДТУ». – Маріуполь, ПДТУ, 2023. – 159 – 167 с. DOI: <https://doi.org/10.31498/2522-9990252023286737>.
5. Електронна система виміру деформацій пілону протезних систем / О. Ю. Азархов, І. І. Сілі, Б. В. Єфременко // Науковий вісник ТДАТУ. Запоріжжя: ТДАТУ, 2023. Вип. 13, том 2. URL: <https://oj.tsatu.edu.ua/index.php/visnik/article/view/435> DOI: 10.31388/2220-8674-2023-2-40.
7. T. Han, S. Kundu, A. Nag, Y. Xu, 3D printed sensors for biomedical applications: a review, *Sens. Switz.* 19 (2019), <https://doi.org/10.3390/s19071706>.
8. T. Xiao, Y. Chen, Q. Li, Y. Gao, L. Pan, F. Xuan, All digital light processing-3D printing of flexible sensor, *Adv. Mater. Technol.* 8 (2023) 2201376, <https://doi.org/10.1002/admt.202201376>.

Дмитро АКЕРМАН, магістр,
Микола БОГОМОЛОВ, доц.,

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
email: dakerman922@gmail.com.

АСИСТИВНА ТЕХНОЛОГІЯ ПРИ ВТРАТІ ЗОРУ НА ОСНОВІ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ АНАЛІЗАТОРІВ

Анотація. У даному дослідженні пропонується нова асистивна технологія для осіб з втратою зору на основі оптоелектронних аналізаторів. Основною перевагою цієї технології є її здатність надавати інформацію з допомогою відчуття легкого тиску для користувача, не переважуючи інші задіяні канали відчуттів, які стають особливо важливими при втраті зору. Технологія використовує датчики ультразвукових та інфрачервоних сигналів, та перетворення їх у механічну силу. Це дозволяє користувачам отримувати важливу інформацію про оточуюче середовище, розпізнавати об'єкти та допомагати в навігації без необхідності використання слухових пристроїв або візуальних інтерфейсів. Такий підхід робить технологію на основі оптоелектронних аналізаторів ефективним та унікальним рішенням для підтримки осіб з втратою зору, допомагаючи їм покращити якість життя, в очікуванні винайдення функціонуючого біонічного ока.

Ключові слова: оптоелектронний аналізатор, асистивна технологія, втрата зору, тактильний відгук, навігація, візуальне сприйняття.

Актуальність дослідження

Від початку повномасштабного вторгнення за даними НЗСУ, у 2022-му кількість осіб з втратою або погіршенням зору зросла до 19 551 осіб. І лише за 7 місяців 2023 року вже було засвідчено понад 19 тисяч таких діагнозів. [1] Сотні людей втрачають зір внаслідок воєнних дій. Незважаючи на існуючі технологічні рішення, такі як тростини з вібраційним відгуком або системи аудіонавігації, досі існує потреба у більш ефективних та інноваційних методах допомоги людям з втратою зору. Доки біонічне око і нейрочіпи знаходяться в зародковій стадії, існує потреба в доступній технології для користування вже сьогодні.

Мета дослідження

Розгляд існуючих та пропозиція нової асистивної технології на основі оптико-електронних аналізаторів для підтримки людей з втратою зору.

Основні матеріали дослідження

Асистивна технологія – це будь-які пристрої, обладнання, програмне забезпечення або системи, які підтримують або покращують функціональні можливості осіб з обмеженими можливостями. Така розробка не має на меті заміну втраченого зору, але повинна допомагати, покращувати життя людей, які цього потребують.

Більшість електронних пристроїв, що надають послуги для осіб з втратою зору, залежать від даних, зібраних з навколишнього середовища (через лазерний сканер, камерні сенсори або сонар), які передаються користувачу через тактильні, аудіо формати або обидва. Розглядаються різні думки про те, який тип зворотного зв'язку є кращим, і це все ще відкрита тема.

Існує кілька можливих технологій для вирішення проблеми орієнтації в просторі та отримання інформації про об'єкти за допомогою датчиків та аналізаторів, які можуть направляти цю інформацію на слуховий чи тактильний канал. Такі пристрої зазвичай мають схожі властивості, які подано в таблиці 1.

Існує багато подібних рішень для орієнтації в просторі та розпізнавання об'єктів для осіб з втратою зору. Але майже всі вони мають один або кілька суттєвих недоліків:

1. Перше – це громіздкість і незручність використання. Їх незручно використовувати в багатьох життєвих ситуаціях. А для ветеранів, які втратили кінцівку чи декілька використання цих приладів стає майже неможливим.

2. Такі функції як навігація, розпізнавання об'єктів, чи озвучування тексту можуть виконувати додатки для смартфона. Вони вже передбачають ці функції в одному приладі, що робить додаткові девайси неактуальними.

3. Навантаження на інші канали чуттів. При втраті зору, слух стає головним джерелом інформації, тому додаткові сигнали з приладів для орієнтування частіше будуть тільки заважати. Потрібно використовувати малозадіяні канали відчуттів.

Таблиця 1

Найважливіші характеристики, що відповідають потребам замовника

Опис функції	Вимога
Тип аналізу	Система повинна забезпечувати швидку обробку інформації, що обмінюється між користувачем та сенсорами. Наприклад, система, яка виявляє перешкоду, яка знаходиться за 2 м від користувача за 10 с, не може вважатися системою реального часу [2].
Покриття	Система повинна надавати свої послуги як у приміщенні, так і на вулиці для покращення якості життя осіб з втратою зору.
Час	Система повинна працювати однаково ефективно як вдень, так і вночі.
Дальність	Це відстань між користувачем та об'єктом, який повинна виявляти система. Ідеальний мінімальний діапазон – 0,5 м, тоді як максимальний діапазон повинен бути більше 5 м. Більша відстань – краще.
Тип об'єкта	Система повинна уникати раптового виникнення об'єктів, це означає, що система повинна розпізнавати динамічні об'єкти як статичні.

Ці девайси мало хто використовує в реальному житті саме тому що користь від них невелика, порівняно з налаштуванням та часом на підготовку.

Пропонується технологія, що представляє собою сенсорну стрічку, яка містить інтегровані фотоелементи та ультразвуковими датчиками. Ця стрічка розташована на лобі користувача і проходить вище вух за потилицю, займає невелику площу. У передній частині стрічки розташовані приймачі, які відповідають за збір інфрачервоних сигналів. Також це можуть бути ультразвукові приймачі. Вони виглядають як невеликі кристалики п'єзоелектричних датчиків розміром 5x5 мм або навіть менше, розташовані в ряди.

Додатково, для забезпечення неперервної роботи пристрою та оптимізації його розмірів, блок живлення розташований окремо від стрічки та може бути невеликим і зручно розміщеним у кишені користувача або прикріплений до одягу. В цій же частині розміщені схеми перетворювача та керування. (рис. 1.)

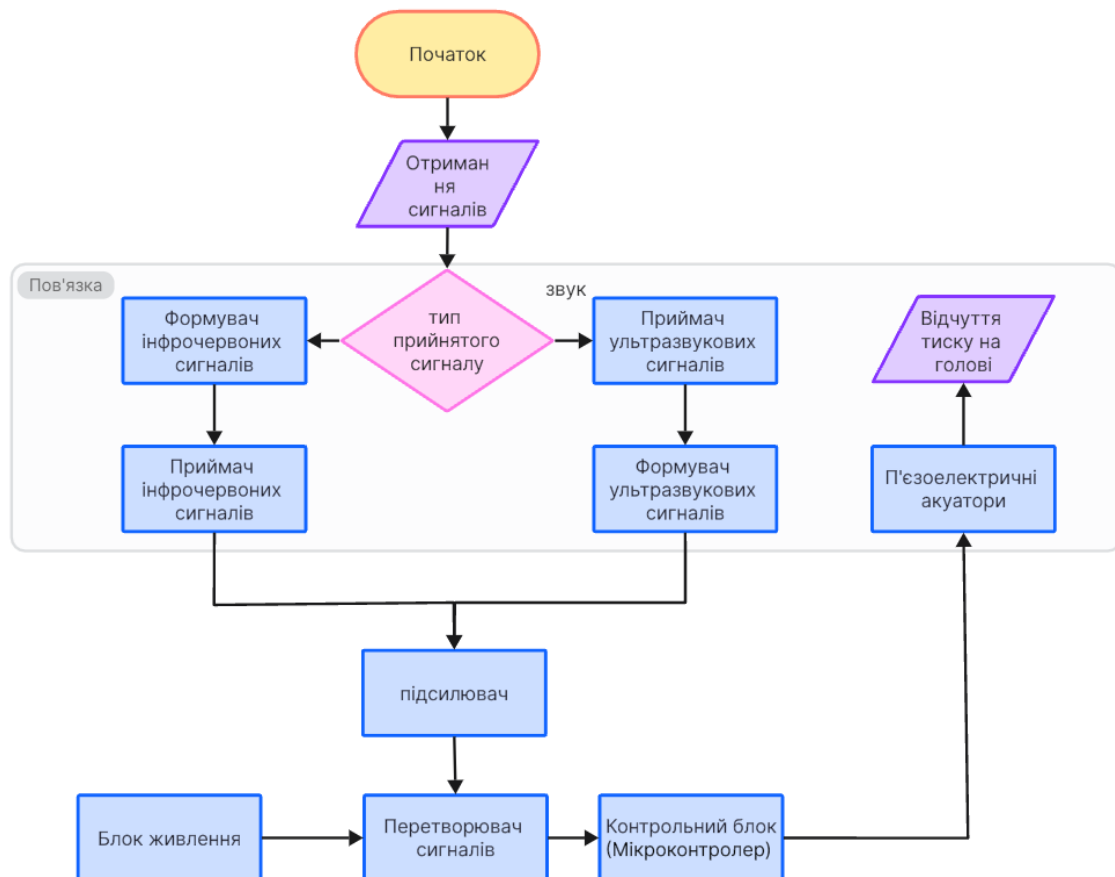


Рис. 1. Блок-схема запропонованого приладу

Для реалізації такої системи приймання сигналів та перетворення їх на тиск, можна використовувати наступні компоненти:

1. Приймальні датчики: ці датчики, такі як п'єзоелектричні кристали або мембранні датчики, можуть відстежувати зміни в тиску, викликані відбитими сигналами.
2. П'єзоелектричні актуатори: це елементи, які генерують механічний тиск на стрічці відповідно до отриманого електричного сигналу. Вони розташовані на стрічці, яка контактує з головою користувача.
3. Контрольний блок: Мікроконтролер або інша електроніка, яка керує процесом повернення сигналу, включаючи регулювання інтенсивності тиску, часові параметри та інші налаштування.
4. Живлення: додатковий блок живлення для всієї системи.

Висновок

Розглянуто приклади та основні ідеї існуючих асистивних технологій для людей з втратою зору. Представлена оригінальна асистивна технологія, яка використовує комбінацію ультразвукових та інфрачервоних приймачів для навігації осіб з втратою зору. Її унікальність полягає в можливості перетворення отриманих сигналів в механічний тиск на голові, що забезпечує ефективний зворотний зв'язок для користувача. За допомогою цієї технології, особи з втратою зору отримують додатковий канал інформації про своє оточення, що покращує їхню здатність орієнтуватися в просторі та уникати перешкод. Така інноваційна система має великий потенціал для впровадження в практику реабілітації та підтримки осіб з обмеженими можливостями.

Література

1. Дані надані НСЗУ 03.08.2023 на запит ПРООН щодо даних з електронної системи охорони здоров'я за період 2021–2023 року (липень включно) щодо кількості пацієнтів, яким вперше встановлено діагноз з групи «Н54. Сліпота та знижений зір» протягом наведеного періоду.
2. akopoulos, D.; Bourbakis, N.G. Wearable obstacle avoidance electronic travel aids for blind: A survey. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Part C* 2010, 40, 25–35.
3. Wahab, A.; Helmy, M.; Talib, A.A.; Kadir, H.A.; Johari, A.; Noraziah, A.; Sidek, R.M.; Mutalib, A.A. Smart Cane: Assistive Cane for Visually-impaired People. *Int. J. Comput. Sci. Issues* 2011, 8, 4.
4. Brilhault, A.; Kammoun, S.; Gutierrez, O.; Truillet, P.; Jouffrais, C. Fusion of artificial vision and GPS to improve blind pedestrian positioning. In *Proceedings of the 4th IFIP International Conference on New Technologies, Mobility and Security (NTMS)*, Paris, France, 7–10 February 2011; pp. 1–5.
5. White, C.E.; Bernstein, D.; Kornhauser, A.L. Some map matching algorithms for personal navigation assistants. *Trans. Res. C Emerg. Tech.* 2000, 8, 91–108. [CrossRef].
6. Loomis, J.M.; Golledge, R.G.; Klatzky, R.L.; Speigle, J.M.; Tietz, J. Personal guidance system for the visually impaired. In *Proceedings of the First Annual ACM Conference on Assistive Technologies*, Marina Del Rey, CA, USA, 31 October – 1 November 1994.
7. Prudhvi, B.R.; Bagani, R. Silicon eyes: GPS-GSM based navigation assistant for visually impaired using capacitive touch braille keypad and smart SMS facility. In *Proceedings of the 2013 World Congress on Computer and Information Technology (WCCIT)*, Sousse, Tunisia, 22–24 June 2013.
8. Aymaz, S.; Cavdar, T. Ultrasonic Assistive Headset for visually impaired people. In *Proceedings of the 2016 39th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP)*, Vienna, Austria, 27–29 June 2016.

Volodymyr TIGARIEV¹, PhD, Assoc. Prof.,
Oleksii LOPAKOV¹, Senior Lecturer,
Volodymyr KOSMACHEVSKIY¹, Senior Lecturer,
Kateryna KOLESNIKOVA², DSc., Prof.,
Yehor ZUDIKHIN³, Student

¹Odessa Polytechnic National University, Odesa, Ukraine, e-mail: kedrodessa9@gmail.com

²International IT University, Almaty, Kazakhstan

³University of Applied Sciences Technikum Wien, Austria

ADAPTIVE ALGORITHM FOR ONLINE CORRECTION ARTIFICIAL NEURAL NETWORK IN MPPT CONTROLLERS

Abstract. The characteristics of solar panels depend heavily on weather conditions such as light and temperature. During the day, the temperature and power of the solar generator are constantly changing. These changes result in a shift in the maximum power point and a partial loss of power. In order to obtain the maximum possible power from the solar battery, it is necessary to use the appropriate maximum power point tracking algorithm (MPPT).

Key words: Artificial Neural Network, Induced Degradation (LID), Potential Degradation (PID), Control System, Solar Battery, Maximum Power Point Tracking (MPPT).

The purpose and objectives of the study

The goal of the article is to develop an algorithm on-line correction of the solar cell maximum power point tracking based on artificial network for photovoltaic electric power generation systems with increased efficiency due to intelligent control systems, made using an artificial neural network.

How to create and train an artificial neural network

In recent decades, a new applied field of mathematics, specializing in artificial neural networks, has been developing rapidly. The relevance of research in this direction is confirmed by a lot of different applications of neural networks such as medical diagnostics or electric motor control [1, 2]. ANN has also been widely used in various solar panel studies. In its most general form, ANN simulates tasks or functions by performing calculations through learning. In the course of training, the network searches the training sample in a certain order. Browsing order can be sequential, random, etc. After training, the ANN acquires the ability to generalize and find reasonable exits when input is received data that does not occur during training [2]. The ability to learn is one of the main advantages of neural networks over conventional algorithms [3]. Technically, learning is about finding correlation ratios between neurons. ANN consists of simple processing units, neurons, and directional, weighted connections between these neurons. The connections between neurons are provided by synapses. The input information is multiplied by the corresponding connection strength – weight (synapse weight). The adder then adds signals coming from synaptic connections from the neurons of the previous layer. The last step in the calculation is the activation function through which the weighted amount passes. Further, the result is either passed to the next neuron with new weights, or is the network response. Today, there are many different configurations of neural networks with different operating principles that focus on a variety of tasks. In this work, a multi-layered direct distribution neural network was used, which is widely used to find patterns and classify images. The mathematical model of the neuron is described by the formula:

$$x_k^{(i+1)} = f \left(\sum_{j=1}^N w_j^{(k)} \cdot x_j^{(i)} \right) + B^{(k)} \quad (1)$$

In formula (1) the output of neuron of layer $i+1$ is calculated as the weighted sum of all its inputs from layer i , to which the activation function normalizing the output signal is applied.

For this task, the artificial neural network has certain requirements: Accuracy and speed of operation, minimizing the number of neurons to facilitate subsequent implementation [4]. The classical method of artificial neural network creation includes several stages:

1. Data collection for training;
2. Production and optimization of data;
3. Selection of the network topology;
4. Selection of activation function;
5. Training and verification.

This technique has been improved and expanded to take into account the features of creating and configuring an artificial neural network to track the maximum power point. The improved synthesis consists of the following points:

1. Evaluation of the influence of external parameters on the solar battery and the system as a whole;
2. Selection of input and output parameters for the artificial neural network. At this stage, it is necessary to determine the place of ANN in the management system. This will determine the choice of the output parameter, the inputs for the ANN will be the parameters that have the strongest influence of the system;
3. Data collection for training. Both basic and supporting parameters;
4. Selection of network topology. Selection of ANN type, activation function, number of neurons in terms of required accuracy and implementation requirements;
5. Experimental modelling taking into account the selected network topology and prepared data for training;
6. Evaluation of the accuracy of the ANN operation, Verification of the operation of the artificial neural network on the test set and adjustment of the number of neurons;
7. Experimental simulation of ANN as part of the control system.

The information provided by the training sample generally determines the performance and efficiency of the ANN. In order to accomplish the task of tracking the solar battery's maximum power point, it is necessary to determine which parameters influence its characteristics, i.e. reflect the object patterns that the model must discover during the training [4]. The choice of parameters for learning artificial neural network and their processing is one of the most difficult and time-consuming steps of solving the problem. The training data set must meet several criteria:

1. The data shall reflect the true behaviour of the object being examined;
2. Data should not be inconsistent.

Location of the neural network in the conversion system

The solar energy conversion system considered in this work is shown in Figure 1. The system consists of an array of solar panels, a three-port DC converter and a control system. The main component of the control system is the unit that operates the converter at the maximum power point. Tracking the maximum power point is a very important task when working with a solar energy converter. Since the function of tracking the maximum power point is performed by an artificial neural network, it will be investigated.

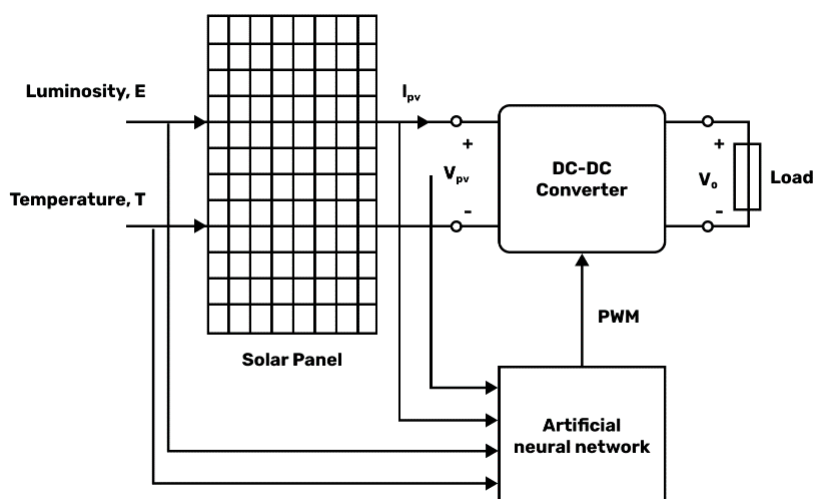


Fig. 1. Photovoltaic system flowchart with control algorithm neural network

The neural network comprises an input layer, one hidden layer and one output. The network input data are: Temperature, voltage and current of the solar module. The output neuron signal is equal to the voltage at which the maximum power of the solar module is achieved.

Online artificial neural network training

The experimental part of this article consists in the design, training, adjustment and subsequent adjustment of artificial neural network coefficients. When designing the ANN, the Elliott function was used as the activation function. The neural network was trained on data that included 100 volt-ampere characteristics in the light range from 10 to 1000 W/m² and temperatures from -30 to +50 °C. When designing an artificial neural network in real conditions, the light and temperature limits will change according to the climatic conditions of the region in question.

To avoid this problem, the artificial neural network needs to undergo additional learning after degradation. For this purpose, the calendar year was divided into zones where weather conditions, one way or another, repeat. As a rule, photovoltaic stations are installed during the summer period and, in the case of the proposed maximum power point tracking algorithm, there is a primary neural network based on the original VAC simulated or laboratory conditions. As mentioned earlier, the training array should cover all seasons by light and temperature. A properly configured and trained system will work successfully until a certain time elapses and the characteristics of the solar battery will not change, i.e. until it starts to degrade. For this purpose, the control system should store tables with temperature, maximum power and voltage values at the maximum power point (the table has a limited size equal to the number of VACs participating in the initial training). Next, when the system is in set mode, the control unit receives a command to compare the current temperature, maximum power and voltage at the optimum point. If in the zone of a given season there is a line with the closest values of these parameters and the data on the optimum voltage have not been updated for a long time, the system goes into the mode of withdrawal of volt-ampere characteristic, which replaces previous values in the learning array to further form a new learning data array with subsequent online correction of artificial neural network coefficients. Such an experiment was carried out in Matlab software.

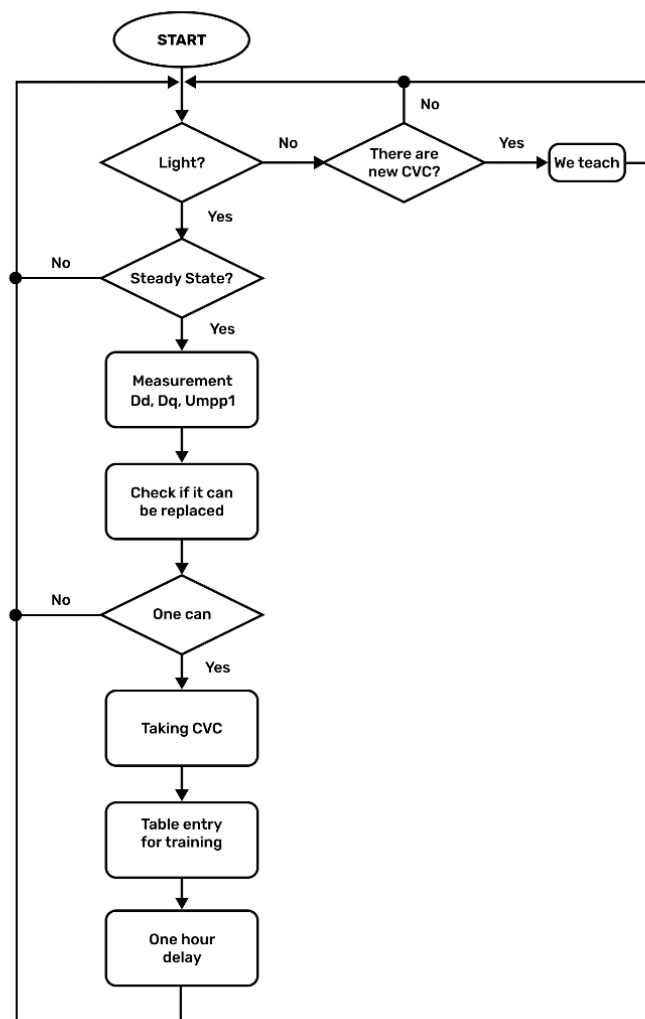


Fig. 2. Online Artificial Neural Network Coefficient Correction Flowchart

Result of research

On the basis of the results shown in the tables, we can conclude that the less old data left during retraining, the better the neural network is trained. Since the mean square error was counted on test data that were not part of the learning set, it can be observed that the regularization factor has no definite value. When designing the control system for the AC converter, a similar method of online correction of ANN coefficients will be used. The algorithm for the online correction of the coefficients of the artificial neural network will work according to the flowchart presented in Figure 2. The algorithm works as follows: To begin, the system must determine whether there is sufficient light, Next, when the system is in set mode, the control unit is commanded to measure d , q and voltage at the maximum power point. If in the zone of a given season there is a line with the closest values of these parameters and the data on the optimum voltage have not been updated for a long time, the system goes into the mode of withdrawal of volt-ampere characteristic, which replaces the previous values in the learning array to further form a new learning data array followed by additional training. For an AC system, the algorithm will differ only in the number of artificial neural networks, respectively, the number of parameters and tables that must be stored in the microprocessor memory.

References

1. T. Haas, R. Krause, R. Weber, M. Demler, and G. Schmid, "Technical photosynthesis involving CO₂ electrolysis and fermentation," *Nat. Catal.*, vol. 1, no. 1, pp. 32-39, 2018.
2. J. Yuan *et al.*, "Single-Junction Organic Solar Cell with over 15% Efficiency Using Fused-Ring Acceptor with Electron-Deficient Core," *Joule*, vol. 3, no. 4, pp. 1140–1151, 2019.
3. Q. Liu *et al.*, "18% Efficiency organic solar cells," *Sci. Bull.*, vol. 65, no. 4, pp. 272-275, 2020.
4. H. Wu *et al.*, "Photocatalytic and Photoelectrochemical Systems: Similarities and Differences," *Adv. Mater.*, vol. 32, no. 18, 2020.

Борис НЕРСЕСЯН, магістр,

Тетяна НОСОВА, канд. техн. наук, доц.

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна, e-mail: tatyana.nosova@nure.ua

ДОСЛІДЖЕННЯ МОЖЛИВОСТЕЙ ОН-ЛАЙН СЕРВІСІВ ДЛЯ ЗНИЖЕННЯ РІВНЮ СТРЕСУ

Анотація. В ході виконання роботи було розглянуто будову нервової системи людини, сутність стресу, його види, ступені вираження та стадії розвитку, наведені фізіологічні механізми стресу. Проаналізовані можливості сучасних онлайн-сервісів для визначення рівня стресу. Запропоновано власний варіант тесту, розроблена схема програми для визначення рівня стресу написаний на мові програмування python. На основі розробленої програми був створений telegram бот для визначення рівня стресу та проведені його випробування на двадцяти добровольцях.

Ключові слова: python, telegram, нервова система людини, стрес, чат-бот.

Актуальність дослідження

Найбільшою загрозою психологічному здоров'ю людини є стрес. Стрес – це причина серйозних захворювань, зокрема виразки шлунка або інфаркту, викликаних багаторазовим повторенням стресових моментів. Розміте, багатозначне тлумачення цього терміну виникло відразу ж після його введення в науковий лексикон. Зробив це канадський дослідник з угорськими коренями Ганс Сельє. Ще студентом-медиком він помітив, що багато захворювань у людей починаються однаково: кволість, висока температура, втрата апетиту, ломота і болі в суглобах, головний біль... є вихідним початком різних інфекційних захворювань. [1, 2, 3, 4].

Мета дослідження

Особливо зараз під час повномасштабного російського вторгнення проблема боротьби зі стресом є напрощуд актуальною. Таким чином, метою роботи було провести дослідження онлайн-сервісів для зниження рівня стресу та розробити telegram чат-бот на мові програмування python.

Основні матеріали досліджень

Було проведено аналіз багатьох сервісів для зниження рівня стресу. Серед них можна виділити такі, що містять в собі тест на визначення рівня стресу та ні. Наприклад чат- бот «Друг». Він був створений за підтримки клініки Charite (Берлін, Німеччина) та GIZ в рамках гуманітарного проекту «Соломія». А також за підтримки UNICEF, рекомендації рецензувала група експертів з міжнародного консорціуму IC-PSY4U. Головним недоліком цієї розробки є те, що треба багато читати та аналізувати запропоновану в ньому інформацію.

Тож, виходячи із аналізу літературних джерел та існуючих онлайн-сервісів можна зробити висновок, що людина в стресі не в змозі проходити довготривалі тести та довго концентруватися на великих текстах рекомендацій для зниження рівня стресу. Таким чином актуальною є задача створення простого, доступного онлайн сервісу для допомоги користувачу для швидкого зниження рівня стресу, що дозволить користувачеві опанувати себе.

Існує велика кількість методів та алгоритмів для визначення рівня стресу. Деякі з них базуються на фізіологічних показниках, таких як серцевий ритм, інші використовують психологічні або поведінкові визначники.

Результати

Таким чином, була розроблена схема програми на мові програмування python для швидкого визначення рівню стресу та можливістю обирати метод його зниження. Методика заснована на «Шкалі оцінювання стресу за подіями» або «Самооцінювальний опитувальник стресу» який складається із 10 питань. За схемою програми був створений програмний продукт.

На першому етапі необхідно привітатися із користувачем та запитати ім'я, вік та стать, цю інформацію можна буде використовувати при подальшому звертанні до користувача.

Далі необхідно запропонувати декілька кнопок із вибором необхідної функції. Перша кнопка буде відповідати за проходження швидкого тесту на визначення поточного рівня стресу.

Кожне питання може бути оцінено балами від 1 до 5 (рис. 1), де 1 – мінімальний рівень стресу, а 5 – максимальний. Результат підсумовується. Якщо середній бал менше 2, то рівень стресу вважається низьким, і надаються рекомендації для зниження стресу. Якщо середній бал між 2 і 4, то

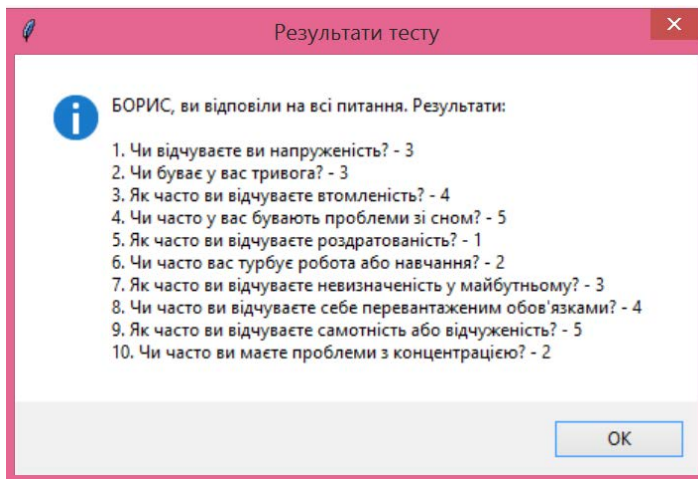


Рис. 1. Результати відповідей тесту в балах

постійного стресу та емоційної напруги, спричинених війною. Ця послуга доступна за номером 0-800-100-102 і працює щодня з 10:00 до 20:00. Дзвінки з України є безоплатними

Якщо користувач онлайн сервісу не хоче проходити тест на визначення рівня стресу або в нього немає на це моральних сил, то третя кнопка передбачатиме одразу вибір вправи на розслаблення.

Такі рекомендації як активний відпочинок, спорт, медитація, секс, їжа та інші не будуть зручними для застосування при використанні онлайн-сервісу, отже це вплине на швидкість зниження стресу. Таким чином були обрані наступні методи: відео, глибоке дихання, візуалізація, м'язове розслаблення.

При натисканні на третю кнопку «Обрати метод зниження стресу» має з'явитися нове меню: «відео», «дихання», «візуалізація», «м'язове розслаблення». При обранні користувачем пункту «відео» має з'явитися посилання на відповідне відео із розслаблюючою музикою, при обранні «дихання» посилання на інструкції щодо правильного дихання за методикою квадрат, при обранні «візуалізація» має з'явитися відео інструкція щодо вправи на візуалізацію «Острів», при обранні «м'язове розслаблення» має відобразитися інструкція для правильного виконання прогресивної м'язової релаксації за методом Е. Джекобсона. Також програма написана на python отримала свій подальший розвиток у вигляді реалізації чат боту у телеграм (рис. 2).

Розроблений онлайн-сервіс для зниження рівня стресу був випробуваний на 20 добровольцях.

Так як під час застосування в період двох тижнів у місті Харків була неспокійна безпекова ситуація, пов'язана із обстрілами готелів та об'єктів цивільної інфраструктури, тож випробування пройшли в реальних стресових обставинах. Для форми зворотного зв'язку була запропонована форма, яка представляла собою опитувальник з п'яти питань.

Відповіді були надані в розгорнутому вигляді та проаналізовані. Таким чином, 100 % опитуваних на їх думку під час періоду випробувань знаходилися в стресі та використовували наданий онлайн-сервіс. Щодо навігації 85% опитуваних надали позитивну оцінку. 70% опитуваних використовували різні методи заспокоєння, а 30% надали перевагу улюбленим методам

рівень стресу вважається середнім, і також надаються рекомендації для зниження стресу. Якщо середній бал 4 або більше, то рівень стресу вважається високим, і надаються відповідні рекомендації.

Часто рівень стресу у тривожних персон може зашкалювати, особливо актуально це під час воєнних дій та артилерійських атак на цивільні об'єкти, тож необхідно у розробляемому онлайн-сервісі передбачити кнопку із чіткими інструкціями щодо звернення до психолога.

Міністерство охорони здоров'я України запустило нову службу для громадян, яка функціонує під назвою «гаряча лінія» і призначена для надання психологічної підтримки в умовах

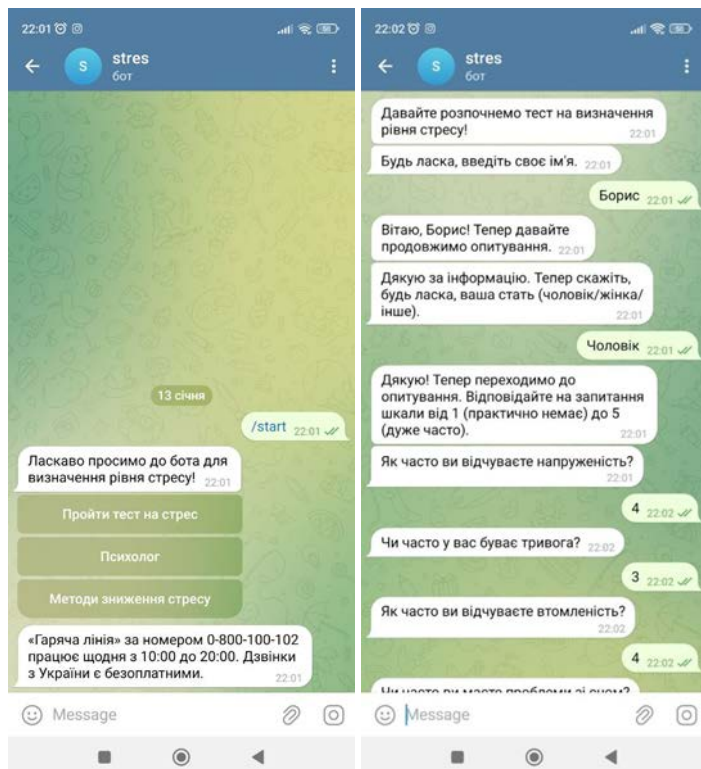


Рис. 2. Ілюстрація роботи онлайн-сервісу для зниження рівня стресу

(тільки дихання або тільки медитація, напруження м'язів). 100% опитуваних заявили, що планують надалі використовувати онлайн-сервіс при стресі.

Висновок

Використання чат-ботів для зниження рівня стресу має кілька обґрунтованих переваг, серед них анонімність і конфіденційність: Люди можуть відчувати більшу свободу і відкритість в спілкуванні з чат-ботом, оскільки вони можуть залишатися анонімними. Це особливо важливо, коли йдеться про обговорення особистих або емоційно важливих тем. Чат-боти готові взаємодіяти із користувачами цілодобово. Це забезпечує можливість отримання підтримки та відповідей в будь-який час, коли користувач відчуває потребу у спілкуванні чи допомозі.

Деякі чат-боти можуть використовувати штучний інтелект для персоналізації взаємодії відповідно до потреб конкретного користувача. Це дозволяє створювати індивідуальні підходи до зниження стресу, враховуючи унікальні характеристики та переваги особистості. Чат-боти можуть включати в себе психологічні техніки та рекомендації для зниження стресу. Це може включати в себе вправи з релаксації, медитаційні техніки, поради щодо керування емоціями та інші корисні психологічні стратегії.

Література

1. Emad Mohammed Raweh Saeed Al-Qadasi Possibilities of speech analysis for early stress recognition in office environment // 27-й Міжнародний молодіжний форум «Радіоелектроніка та молодь у XXI столітті». Зб. матеріалів форуму. Т. 1. – Харків: ХНУРЕ. 2023. – 142с. – С. 84–85.
2. Zhemchuzhkina T. V. Changes in speech as indicators of stress for office workers / Zhemchuzhkina T. V., Al-Qadasi E. // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXXI міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2023, 17-20 травня 2023 р. / за ред. проф. Сокола Є. І. – Харків: НТУ «ХПІ». – С. 1104.
3. Ammar Rahmouni Possibilities of keystroke dynamics analysis for early stress recognition in office environment / Ammar Rahmouni // Радіоелектроніка та молодь у XXI столітті : матеріали 27-го Міжнар. молодіж. форуму, 10–12 травня 2023 р. – Харків : ХНУРЕ, 2023. – Т. 1. – С. 80–81
4. Королович О. С. Деякі особливості зберігання медичних даних під час бойових дій / О. С. Королович // Радіоелектроніка та молодь в XXI столітті : матеріали 26-го Міжнародного молодіжного форуму, 19–21 квітня 2022 р. – Харків : ХНУРЕ, 2022. – Т. 1. – С. 76–77.
5. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання : монографія / О. Г. Аврунін, Є. В. Бодяньський, В. В. Семенець, В. О. Філатов, Н. О. Шушляпіна. – Харків:ХНУРЕ, 2018. – 132с.
6. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія / [С.В. Павлов, О.Г. Аврунін, С.М. Злепко, Є.В. Бодяньський та ін.]; за редакцією С. Павлова, О. Авруніна. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2019. – 260 с.
7. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання : монографія / О. Г. Аврунін, Є. В. Бодяньський, В. В. Семенець, В. О. Філатов, Н. О. Шушляпіна. – Харків:ХНУРЕ, 2018. – 132с.

Наталія МАНЧЕВА, канд. техн. наук, доц.,
Ігор ШАПОВАЛОВ, канд. фіз.-мат. наук, доц.,
Валентина ПУРІЧ, канд. техн. наук, доц.,
Анастасія ГОЛОБРОДСЬКА, студент,
Костянтин КОСТІН, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: vmanichev@ukr.net

ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ІЄРАРХІЙ ПРИ ПРИЙНЯТТІ РІШЕНЬ В МЕДИЦИНІ

Анотація. Метод аналізу ієрархій це один з найбільш сучасних, важливих методів в теорії прийняття рішень, який використовується для вибору оптимального рішення проблем. Метод немає конкретного напрямку застосування, може бути використано для прийняття рішень у різних сферах та з абсолютно різним складом. При розробці, створенні та проектуванні різних процесів, зазвичай, виникає безліч проблемних питань та суперечок, всі вони потребують правильного та раціонального ухвалення рішень. Перед розробкою кожного проекту обов'язково проводять аналіз, в якому обирають найбільш влучні варіанти з усіх запропонованих альтернатив. Завдяки цьому, можна з'ясувати, які проекти необхідно розглянути більш детально, а які взагалі відхилити. Всі завдання, які необхідно вирішити, мають багато критеріїв та абсолютно різні чинники(кошти, попит, прибуток, ризик, термін, актуальність та інші). Для правильного вирішення всіх питань використовують математичні методи. Одним з таких методів і є – метод аналізу ієрархій.

Ключові слова: метод аналізу ієрархій, рішення, пріоритети, альтернатива, критерії.

Головне в методі аналізу ієрархій – це побудова ієрархічної моделі, визначення квадратних чисел обернено симетричних матриць, визначення векторів, перевірка узгоджених результатів. МАІ властиве отримання чітких оцінок та безрозмірність. В ієрархії методи порівнюють попарно, залежно від їх характеристик [1].

Аналіз моделі ієрархії проводять послідовно, спочатку досліджують вплив критеріїв на загальну мету, потім, досліджують, як впливають альтернативи на критерії, а наприкінці, оцінюють вплив альтернатив на загальну мету.

Метод аналізу ієрархій – для прийняття рішень та вирішення складних проблем використовують математичний інструмент системного підходу [2]. Підтримка прийняття рішень за допомогою ієрархічної композиції завдання та рейтингування альтернативних рішень – основне застосування методу. Цей метод, також, засновано на психології та математиці.

Американський математик Томас Лорі Сааті, в 1970-х рр. запропонував метод аналізу ієрархій. Цей метод полягає в розкладанні проблеми на прості частини та поетапне встановлення пріоритетів, на компоненти, які оцінюють, парних порівнянь. Важливі елементи проблеми виявляються – на першому етапі [3]. Другий етап – випробування та оцінка елементів, перевірка спостережень. Третій етап – розроблення способу застосування рішень та оцінка якості. Процес буде проходити перевірку, поки не буде впевненості, що були охоплені всі важливі характеристики, які необхідні для вирішення проблем. Процес можуть проводити над послідовністю ієрархій, а результати отримані на певному етапі, використовують як вхідні дані для наступного етапу.

Прості ієрархії Сааті називає домінантними, вони складаються з трьох рівнів:

- мета або ціль – верхній рівень;
- критерії – середній рівень;
- альтернативи – нижній рівень.

Також, між ціллю(метою) та альтернативами можуть бути ще додаткові рівні. Це можуть бути рівень діючих осіб(акторів), рівень проблем. Кожен критерій може поділятися ще, на субкритерії. Кожен елемент заданого рівня має функціонувати критерієм для елементів, які розташовані нижче – тоді ієрархія вважається повною. Кожну ієрархію можна розділити на підієрархії. Закон ієрархічної безперервності вимагає, щоб на кожному рівні елементи були порівнянні відносно елементів, які знаходяться на вищому рівні.

Метод аналізу ієрархій (МАІ) найбільш за все застосовують при груповому прийнятті рішень. В світі використовують цей метод в широкому переліку ситуацій прийняття рішень, наприклад: бізнес, освіта, суднобудування, конструювання, екстрені служби при вирішенні певних задач, уряд, медицина, охорона здоров'я, та інші [4]. МАІ не вказує на правильне рішення, а навпаки, допомагає знайти та прийняти правильне рішення, яке найкраще допоможе досягти певної мети.

Після побудови ієрархії, особи, які приймають рішення, системно оцінюють та порівнюють різні елементи окремо та один з одним. Особи, які здійснюють порівняння, можуть використовувати не тільки конкретні дані про елементи, але й висловлювати свої думки, свої судження, щодо певного значення та важливості елемента. Пріоритет та числова вага створюється для кожного елемента в ієрархії, завдяки цьому можна порівнювати між собою зовсім різні елементи двома способами: раціональним та послідовним. Цей фактор суттєво відрізняє МАІ від інших методів прийняття рішень [5].

МАІ може допускати непослідовність забезпечуючи чіткі рамки можливої невідповідності у наборі суджень. Цей фактор є важливим побічним явищем процесу, на основі парних порівнянь, виведення пріоритетів. Це нормально тому, що люди прагнуть бути послідовними, і вважають, що послідовність це необхідна умова чіткого мислення. Але світ не може бути ідеальним, а щоб пізнати щось нове, необхідно допустити невідповідність серед того, що вже знаємо.

Причини невідповідності:

1. Відсутність концентрації. Особи, які приймають рішення, втомлюються або не зацікавлені в певному процесі.

2. Недостатня кількість інформації. Тоді висловлювання будуть випадковими.

3. Неадекватна структура моделі. Не детальний розподіл процесу на рівні ієрархічної моделі, що призводить до помилкових висновків. Реальний світ майже ніколи не буває послідовним.

Застосовуючи метод аналізу ієрархій Т. Сааті, обирають оптимальний шлях досягання поставленої цілі, маючи багатокритеріальні невизначеності та враховуючи всі вимоги.

Головні переваги методу аналізу ієрархій:

- проста інтерпретація результатів;
- точність моделі;
- принципи системного аналізу відповідні;
- відносно прості розрахунки;
- оцінювання альтернатив можливе за якісними та кількісними критеріями;
- простежується певна стійкість, щодо порушення узгодження суб’єктивних оцінок.

Висновок

Прийняття рішень – це невід’ємна частина життя, яка щоденно супроводжує кожного. Рішення приймають не лише окремі люди, але й цілі організації, підрозділи, підприємства та навіть держава. Складність певних рішень та їхній вплив на життя людей відрізняються між собою в залежності від масштабу проблеми, яку вирішують. Відрізняється також і ціна помилки, що може призвести до певних грошових втрат, або в найстрашнішому випадку, до втрати людського життя.

Тому сфера прийняття рішень користується значною увагою в академічній та загально-соціальной спільноті – періодично, на загал виносять нові методології, які мають полегшити процес прийняття рішень і збільшити ймовірність обрання найкращого рішення поставленої задачі.

Література

1. Manicheva, N., Titova, N., Prokopovych, I., Kasian, S. (2022). Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine. *Odes`kyi Polytechnichniy Universytet, Pratsi*, 1 (65), 99–108. Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine / N. Manicheva, N. Titova, I. Prokopovych, S. Kasian // Пр. Одес. політехн. ун-ту. – Одеса, 2022. – Вип. 1 (65). – Р. 99–108.
2. Titova N., Manicheva N., Romanyuk S., Pirotti E., Pirotti A. Mathematical model for determining the internal electromagnetic field in a small fish (whitebait). / N. Titova, N. Manicheva, S. Romanyuk, E. Pirotti, A. Pirotti. // *Proceedings of Odessa Polytechnic University*. – Odesa, Ukraine, 2020. Issue 3(62). P. 113–118.
3. Манічева Н.В., Мосейкіна С.О. Використання метода аналізу ієрархій при прийнятті рішень при лікуванні хворих та створення статистичних даних. / Н.В. Манічева, С.О. Мосейкіна. // *Materials of the International Internet Conference «Modern chemistry of medicines»*, May 18, 2023, Kharkiv, Ukraine. P. 191–192.
4. Чеботарьова Г.М., Манічева Н.В. Огляд методик дистанційного навчання у вищих навчальних закладах в сучасних умовах. / Г.М. Чеботарьова, Н.В. Манічева. // «Вісник науки та освіти (Серія «Філологія», Серія «Педагогіка», Серія «Соціологія», Серія «Культура і мистецтво», Серія «Історія та археологія»): журнал. 2023. № 7(13) 2023. С. 871-882. ISSN 2786-6165 Online. Категорія Б – педагогіка. Index Copernicus. [https://doi.org/10.52058/2786-6165-2023-7\(13\)-871-882](https://doi.org/10.52058/2786-6165-2023-7(13)-871-882).
5. Манічева Н., Ніколаєва А. Використання алгоритму Дейкстри в медичних мережевих завданнях. / Н. Манічева, А. Ніколаєва. // *Proceedings of the I International Scientific and Technical Conference “MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING”* May 25-27, 2022, Odesa, Ukraine. P. 101-104. <http://dspace.opu.ua/jspui/handle/123456789/12754>.

Наталія МАНЧЕВА, канд. техн. наук, доц.,
Наталія ПІТОВА, д-р техн. наук, проф.,
Валерія СЕРБІНА, студент,
Віталій КОНДОЛОВ, аспірант,
Олександр ШМАРАЄВ, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: vmanichev@ukr.net

АНАЛІЗ МОЖЛИВОСТЕЙ ВИКОРИСТАННЯ ТЕХНОЛОГІЙ ДИСТАНЦІЙНОЇ МЕДИЦИНИ ДЛЯ ОПТИМІЗАЦІЇ УПРАВЛІННЯ ТА НАЛАГОДЖЕННЯ ШТУЧНОГО СЕРЦЯ

Анотація. Дистанційна медицина стає все більш актуальною у сучасному світі, де технології набувають шаленої популярності. У контексті лікування хвороби серця, використання технологій дистанційного моніторингу має значний потенціал для оптимізації управління та налагодження штучного серця. Ця стаття пропонує аналіз можливостей застосування дистанційного моніторингу для вдосконалення лікування пацієнтів з штучним серцем. Зокрема, розглядаються переваги, такі як збільшення доступності медичного обслуговування, ефективне управління лікуванням, система попередження про ускладнення та зменшення потреби у госпіталізаціях. Передбачаються технічні та етичні виклики, а також обговорюються можливі шляхи подолання цих перешкод. Висновки цієї статті можуть бути корисними для медичних фахівців, дослідників та розробників новітніх медичних технологій.

Ключові слова: дистанційна медицина, технології моніторингу, штучне серце, медичні технології, віддалене спостереження, лікування серцевих захворювань, ефективне лікування, Internet of Things, штучний інтелект.

У світі швидких технологічних змін і постійного розвитку медичної науки стає очевидним, що дистанційна медицина — це не лише тенденція, але й необхідність для оптимізації лікування серцево-судинних захворювань. Особливо це стосується ситуацій, коли пацієнти мають штучне серце. Управління та налагодження штучного серця – це процес, що потребує постійного моніторингу та індивідуалізованого підходу до кожного пацієнта [1]. Штучні серця визначають новий етап у розвитку медичних технологій, пропонуючи революційний метод лікування хвороби серця. Однак, для досягнення максимальної ефективності та безпеки, необхідне поєднання цих технологій з передовими засобами дистанційної медицини.

В даній статті проводиться аналіз можливостей використання технологій дистанційної медицини для оптимізації цих процесів. Обговорюються переваги, технічні та етичні виклики, а також шляхи подолання перешкод на шляху до впровадження дистанційного моніторингу в практику лікування хворих з штучним серцем. Завдяки прогресу в галузі інформаційних технологій, дистанційна медицина стає все більш доступною та ефективною. Вона дозволяє пацієнтам отримувати медичну допомогу, не залишаючи зону комфорту своїх домівок. В контексті штучного серця, ці технології можуть бути використані для забезпечення постійного моніторингу пацієнтів та оптимізації процесу лікування.

Технології дистанційного моніторингу в медицині використовуються для віддаленого збору і аналізу показників стану пацієнтів. Ці технології включають в себе розробку носимих пристроїв та сенсорів, які здатні моніторити фізіологічні параметри, такі як серцевий ритм, кров'яний тиск і рівень кисню в крові. Зібрані дані транслюються через бездротові зв'язки на мобільні пристрої або інші медичні системи для подальшого аналізу [2].

Крім того, в медичній практиці використовуються мобільні додатки, які дозволяють пацієнтам вести щоденні журнали стану здоров'я та передавати ці дані медичним працівникам. Дані зберігаються у хмарних сховищах або на веб-серверах, що забезпечує доступ до них лікарям в будь-який час.

Технології телемедицини, також інтегровані в системи дистанційного моніторингу, дозволяють проводити консультації і діагностику в реальному часі через відеоконференції та інші засоби зв'язку.

Системи штучного інтелекту використовуються для автоматизованого аналізу медичних даних, прогнозування стану пацієнта та надання рекомендацій для лікування.

Ці технології забезпечують можливість ефективного та індивідуалізованого медичного нагляду, особливо в умовах віддалених регіонів або обмеженого доступу до медичної допомоги.

Аналіз потенційних можливостей використання технологій дистанційної медицини для оптимізації управління та налагодження штучного серця ставить перед собою завдання вдосконалення підходів до лікування серцевих захворювань у сучасній медичній практиці [3]. Даний аспект включає наступні ключові можливості:

1. Моніторинг стану пацієнтів: Застосування передових технологій дозволяє здійснювати постійний моніторинг функціонування штучного серця та стану здоров'я пацієнтів з використанням вбудованих сенсорів та телемедичних систем.

2. Аналіз великих обсягів даних: Використання методів штучного інтелекту та аналізу великих обсягів даних дозволяє виявляти закономірності та прогнозувати можливі ускладнення в роботі штучного серця з високою точністю.

3. Індивідуалізоване лікування: Дистанційний доступ до медичних даних пацієнтів дозволяє медичним фахівцям індивідуалізувати режим роботи штучного серця з урахуванням особливостей кожного пацієнта.

4. Постійне наглядне лікування: Штучне серце під наглядом та віддаленим керуванням може забезпечити постійний моніторинг та оперативну реакцію на будь-які зміни в роботі, що підвищує безпеку та ефективність лікування.

5. Мінімізація ризиків та ускладнень: Ретельний аналіз даних та рання діагностика можливих ускладнень дозволяє попереджати серйозні проблеми та зменшувати ризики для пацієнтів з штучним серцем.

Використання технологій дистанційної медицини в управлінні та налагодженні штучного серця відкриває перспективи для покращення якості життя пацієнтів та оптимізації процесу лікування серцевих захворювань.

Однією з цікавих можливостей використання технологій дистанційної медицини для оптимізації управління та налагодження штучного серця є можливість реалізації концепції "інтернету речей" (Internet of Things, IoT) [4].

Штучні серця, які використовуються для лікування хвороби серця, можуть бути обладнані датчиками та інтегровані в систему дистанційного моніторингу. Ці датчики здатні постійно вимірювати різні параметри функціонування серця та робити це в реальному часі. Зібрані дані можуть бути передані в облако для аналізу та обробки.

Інформація, отримана з цих датчиків, може бути використана для раннього виявлення можливих проблем з штучним серцем, таких як затримки в роботі, недостатній рівень напору або неправильний ритм роботи. Це дозволяє медичним фахівцям вчасно реагувати на потенційні ускладнення та забезпечити належне управління штучним серцем для забезпечення оптимального функціонування.

Додатково, аналіз даних, отриманих в реальному часі з датчиків штучного серця, може допомогти у вдосконаленні алгоритмів роботи таких пристроїв. Це може включати підвищення точності детектування ритму серця, оптимізацію параметрів налаштування та адаптацію до індивідуальних потреб кожного пацієнта.

Таким чином, використання технологій дистанційної медицини для оптимізації управління та налагодження штучного серця відкриває нові перспективи для покращення якості життя пацієнтів з серцевими захворюваннями та забезпечення більш ефективного та індивідуалізованого медичного обслуговування.

Також дуже цікавою можливістю є використання великих обсягів даних (big data) та штучного інтелекту (AI) для аналізу інформації, зібраної в результаті дистанційного моніторингу штучного серця [4]. Алгоритми машинного навчання можуть виявляти закономірності та кореляції у цих даних, що допомагає прогнозувати можливі ускладнення та попереджати їх виникнення.

Крім того, з використанням інтернету речей та мережі 5G можливо забезпечити швидкий обмін даними між штучним серцем та медичними центрами, що дозволить оперативно реагувати на будь-які зміни у стані пацієнта та вживати необхідні заходи.

У випадках, коли пацієнтам потрібне наглядне лікування через тривалий період часу або навіть протягом їхнього життя, ці технології можуть стати надійним засобом для забезпечення безперервного моніторингу та керування їхнім станом здоров'я.

Загалом, поєднання дистанційної медицини та штучного серця відкриває широкі перспективи для покращення якості та ефективності медичного обслуговування у сфері кардіології.

Ще однією можливістю є використання віртуальної реальності (VR) та розширеної реальності (AR) у сфері оптимізації управління та налагодження штучного серця [5].

1. Віртуальна реальність для тренування медичного персоналу: Медичний персонал може використовувати VR для симуляції реальних умов управління та обслуговування штучного серця. Це дозволяє медичному персоналу отримувати практичний досвід безпосередньо перед втручанням у реальному середовищі, що збільшує ефективність навчання та знижує ризики помилок.

2. Розширена реальність для навігації під час операцій: AR може бути використана для навігації хірургів під час операцій з встановлення штучного серця. Вона надає можливість відображення важливих медичних даних та інструкцій прямо на робочому полі хірурга, що сприяє точнішим та безпечнішим процедурам.

3. Дистанційний доступ до консультацій та експертної допомоги: З використанням VR та AR можна створювати віртуальні платформи для дистанційних консультацій та обміну досвідом між медичними фахівцями у сфері кардіології, що забезпечує більш ефективне використання ресурсів та підвищує якість медичного обслуговування.

Використання технологій VR та AR у сфері штучного серця відкриває нові можливості для покращення навчання медичного персоналу, підвищення точності та ефективності операцій та забезпечення доступу до експертної допомоги в будь-якому місці світу.

Висновок

У даній роботі було показано, що аналіз можливостей використання технологій дистанційної медицини для оптимізації управління та налагодження штучного серця підтверджує важливість і перспективність цього підходу у сучасній медичній практиці. Впровадження передових інформаційних технологій, систем штучного інтелекту та інтернету речей у діагностиці та лікуванні серцевих захворювань не лише сприятиме підвищенню ефективності та доступності медичної допомоги, але й дозволить забезпечити індивідуалізоване та безпечне лікування для кожного пацієнта. Зростання обсягу досліджень у цій області та розвиток нових технологій дозволять нам вдосконалювати підходи до управління та налагодження штучних сердець, що відкриє нові можливості для покращення якості життя хворих на серцеві захворювання.

Література

1. Сербіна В.Г., Манічева Н.В. Розробка проекту роботи штучного серця для підтримки гемодинаміки та складових серцево-судинної системи. / В.Г. Сербіна, Н.В. Манічева. // VIII Міжнародній науково-практичній конференції «Theory and Practice of Science: Key Aspects», 19-20 липня, 2023. – Рим, Італія – С. 297-301, doi: 10.51582/interconf.19-20.07.2023.029.
2. Манічева Наталія, Сербіна Валерія. Особливості застосування поглинаючих ланцюгів Маркова у лікувально-діагностичних процесах. / Наталія Манічева, Валерія Сербіна. // Proceedings of the II International Scientific and Technical Conference “MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING” May 17-19, 2023, Odesa, Ukraine. P. 238-239. URI: <http://dspace.opu.ua/jspui/bitstream/123456789/12755/1/%d0%a1%d1%82%d1%80%d0%b0%d0%bd%d0%b8%d1%86%d1%8b%20%d0%b8%d0%b7%20%d0%91%d0%9c%d0%86-2022%20%d0%9e%d0%b4%d0%b5%d1%81%d0%b0%20%d1%82%d1%80%d0%b0%d0%b2%d0%b5%d0%bd%d1%8c%2025-27-60.pdf>.
3. Сербіна В.Г., Манічева Н.В. Дослідження роботи штучного серця для підтримки гемодинаміки серцево-судинної системи. / В.Г. Сербіна, Н.В. Манічева. // II Міжнародній науково-практичній конференції «SCIENCE AND EDUCATION IN PROGRESS», 16-18 червня, 2023. – Дублін, Ірландія – С. 297-301. URI: <https://archive.interconf.center/index.php/conference-proceeding/article/view/3879>
4. Nguyen, A., Patel, S., Dessouky, R., & Saeed, M. (2019). Artificial heart technology: past, present, and future. *Future cardiology*, 15(5), 407–420.
5. Marasco, S. F., & Tchanchaleishvili, V. (2019). Advances in total artificial heart technology and clinical use. *Circulation Research*, 124(8), 1256-1270.

Олександр КОВАЛЕНКО, д-р. мед. нау., проф.,

Леонід БІЛЯВЕНКО, аспірант,

Максим КРИЩАНОВИЧ, інженер,

Оксана РОМАНЮК, д-р філософії

Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій і систем НАН України, м. Київ, Україна, e-mail: askov49@gmail.com

ІНФОРМАЦІЙНИЙ ЗАСТОСУНОК ДЛЯ ОЦІНКИ ПЕРСОНАЛІЗАЦІЇ ЛІКУВАЛЬНИХ ЗАХОДІВ

Анотація. Розроблено програмний застосунок для оцінки персоналізації лікувальних заходів. Для аналізу та оцінки персоналізації лікувальних заходів застосовано методи Data mining.

Ключові слова. Програмний застосунок, Python 3.10, методи Data mining

Підвищення якості надання медичної допомоги є одним з пріоритетних напрямків охорони здоров'я. Застосування медичних стандартів при здійсненні лікувально-діагностичних заходів надає можливість підвищити ефективність медичної допомоги пацієнтові. В той же час велике значення набувають заходи, що спрямовані на персоналізацію допомоги пацієнту, що сприяє підвищенню ефективності лікувального процесу.

Сьогодні персоналізації надання медичної допомоги присвячено багато наукових досліджень. Вони ґрунтуються на застосуванні методів штучного інтелекту. Сьогодні все частіше застосовують методи Data mining. Data mining – цілісний процес збору, відбору, очищення, перетворенню та вилученню даних для оцінки закономірностей і, як результат, отримання знань.

Основу методів data mining становлять методи класифікації, моделювання та прогнозування, що ґрунтуються на застосуванні дерев рішень, штучних нейронних мереж, генетичних алгоритмів, еволюційного програмування, асоціативної пам'яті, нечіткої логіки.

До методів data mining нерідко відносять статистичні методи (дескриптивний аналіз, кореляційний та регресійний аналіз, факторний аналіз, дисперсійний аналіз, компонентний аналіз, дискримінантний аналіз, аналіз часових рядів, аналіз виживання, аналіз зв'язків).

Одне з найважливіших призначень методів data mining полягає у наочному поданні результатів обчислень (візуалізація), що дозволяє використовувати інструментарій data mining медичними працівниками, які не мають спеціальної математичної підготовки.

Для застосування цих методів необхідно велику увагу приділяти якості даних, що збираються. Тому завданням нашого дослідження було розробити програмний застосунок, за допомогою якого можна здійснювати збирання систематизованих клінічних даних.

Реєстрацію таких даних необхідно проводити на основі електронних медичних документів, які заповнюються медичним персоналом та зберігаються у відповідних сховищах на хмарній платформі.

Компонент «Демографічні дані» (1.2) створено для ідентифікації пацієнта по його демографічним даним (ІПП, стать, вік), кожному пацієнту присвоюється персональний ідентифікатор, за допомогою якого можливий перенос даних між мобільними пристроями або одночасна робота як за комп'ютером так і на смартфоні. Ці дані пацієнт може редагувати за власним розсудом, процес видалення може бути лише логічним, а не фізичним.

Компонент «Персональні медичні дані» призначений для запису персональних медичних даних пацієнта, агрегує в собі дані з мобільних діагностичних пристроїв, смартфонів, даних медичних вимірювань. Дані можна поділити на кілька категорій: кількісні показники (АТ, ЧСС, температура тіла), медичні зображення (фото з телефона або ендоскопа), медичні сигнали (з портативних пристроїв, наприклад, smartwatch). Під кожен вид даних формується таблиця, в якій обов'язковими полями буде id пацієнта, id користувача, що вніс дані, дата внесення інформації, дата редагування.

Там же створюється відповідний сервіс для оброблення та аналізу цих даних за допомогою Data mining. Результати аналізу даних передаються на робоче місце користувача (лікар чи науковий співробітник) чи на мобільний пристрій у вигляді програмного застосунку.

Мова програмування серверної частини застосунку: Python 3.10, мова програмування фронтенд частини – javascript (vue.js framework). Мова програмування серверної частини застосунку: Python 3.10, мова програмування фронтенд частини – javascript (vue.js framework). PostgreSQL – об'єктно-реляційна база даних.

Таким чином, даний програмний застосунок призначений для покращення здійснення лікувально-діагностичних заходів лікарями різних напрямків, дозволяє аналізувати якість лікування та прогнозувати її для конкретного пацієнта конкретним лікарем. Застосунок має веб інтерфейс, для вводу та виводу даних, та розподілення пацієнтів по лікарях.

Наталія МАНЧЕВА, канд. техн. наук, доц.,
Наталія, ТІТОВА, д-р техн. наук, проф.,
Нікіта ЦУКАНОВ, студент,
Ігор ШАПОВАЛОВ, канд. фіз.-мат. наук, доц.,
Вадим КИРИЛЕНКО, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: vmanichev@ukr.net,

АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ЕЛЕКТРОФІЗІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ ІНТЕРФЕЙС МОЗОК-КОМП'ЮТЕР (BCI)

Анотація. Мета даної роботи спрямована на аналіз можливостей використання нейрочіпів та інтерфейсів мозок-комп'ютерів у хірургії та протезуванні з метою покращення діагностики, лікування та реабілітації пацієнтів.

Ключові слова: нейрочіпи, інтерфейс мозок-комп'ютер (BCI), електрофізіологічні системи, хірургія, протезування.

Нейрочіпи, або Інтерфейс мозок-комп'ютер (Brain-computer interfaces) (BCI) отримують мозкові сигнали, аналізують їх і перетворюють на команди, які передаються на вихідні пристрої, що виконують потрібні дії. Основна ціль BCI – замінити або відновити корисну функцію для людей з інвалідністю внаслідок нервово-м'язових захворювань, таких як бічний аміотрофічний склероз, церебральний параліч, інсульт або травма спинного мозку. BCI також можуть виявитися корисними для реабілітації після інсульту та інших захворювань [1]. У майбутньому вони можуть підвищити продуктивність хірургів та інших медичних працівників. Щоб досягти цього, система BCI складається з 4 послідовних компонентів: отримання сигналу, виділення ознак, трансляція ознак і вихід пристрою. Отримання сигналу – це вимірювання сигналів мозку за допомогою певного датчика (наприклад, шкіри голови або внутрішньочерепних електродів для електрофізіологічної активності, fMRI для метаболічної активності). Сигнали посилюються до рівнів, придатних для електронної обробки [2].

Потім сигнали оцифровуються та передаються на комп'ютер. Виділення ознак – це процес аналізу цифрових сигналів, щоб відрізнити відповідні характеристики сигналу (тобто ознаки сигналу, пов'язані з наміром людини) від стороннього вмісту та представити їх у компактній формі, придатній для перетворення у вихідні команди.

Оскільки значна частина відповідної (тобто найбільш сильно корельованої) активності мозку є тимчасовою або коливальною, найчастіше вилучаються ознаки сигналу в сучасних системах BCI – це амплітуди та затримки відповіді ЕЕГ або ECoG, що запускаються часом, потужність у певних діапазонах частот ЕЕГ або ECoG, або швидкості активації окремих кортикальних нейронів. Отримані ознаки сигналу потім передаються в алгоритм трансляції ознак, який перетворює характеристики у відповідні команди для пристрою виводу [3]. Команди з алгоритму трансляції функцій керують зовнішнім пристроєм, забезпечуючи такі функції, як вибір літер, керування курсором, робота роботизованої руки тощо.

Сучасні електрофізіологічні системи BCI поділяються на 3 основні типи:

1. BCI, які використовують запис ЕЕГ шкіри голови - неінвазивні BCI на основі ЕЕГ є найбільш широко дослідженим підходом завдяки мінімальному ризику та відносній зручності проведення досліджень і набору учасників. Застосування на сьогоднішній день зазвичай обмежені безперервним керуванням рухом із низьким ступенем свободи та дискретним вибором.

2. BCI, які використовують діяльність ECoG. Активність ECoG реєструється з кортикальної поверхні, тому для цього потрібна імплантація субдуральної або епідуральної матриці електродів. ECoG записує сигнали вищої амплітуди, ніж ЕЕГ, і забезпечує чудову просторову роздільну здатність і спектральну смугу. На додаток до низькочастотної (<40 Гц) активності, яка домінує на ЕЕГ, ECoG включає високочастотну (тобто гамма-діапазон >40 Гц) активність до 200 Гц і, можливо, вище. Гамма-активність важлива, оскільки вона демонструє дуже точну функціональну локалізацію; сильно корелює з конкретними аспектами моторики, мови та когнітивних функцій; і пов'язаний із частотою активації окремих нейронів і залежними від рівня кисню в крові сигналами, які виявляються за допомогою фМРТ.

3. ВСІ, які використовують активність, записану в мозку. Невеликі інтракортикальні мікроматриці, такі як імплантовані у випадку тетраплегії, можуть бути вбудовані в кору. Ці інтракортикальні системи мікроматриць можуть записувати потенціали дії окремих нейронів і локальні потенціали поля (по суті, мікро-ЕЕГ), створені відносно обмеженою популяцією найближчих нейронів і синапсів [4]. Недоліками таких імплантів є ступінь інвазивності з необхідністю краніотомії та нейрохірургічної імплантації, обмежена зона запису та досі невирішене питання довгострокової функціональної стабільності реєструючи електродів.

Hochberg та інші продовжують клінічні випробування з використанням 96-електродного мікročіпу, імплантованого в праву прецентральну звивину пацієнтів з тетраплегією (рис. 1.). Ці випробування продемонстрували керування роботизованою рукою, комп'ютерним курсором, світлом і телевізором за допомогою уявних рухів руки. Нещодавно вони продемонстрували, що точне керування курсором все ще можна отримати через 1000 днів після імплантації. Поточні дослідження вивчають використання цієї системи для контролю протезів кінцівок і керованих мозком ФЕС паралізованих м'язів [5].

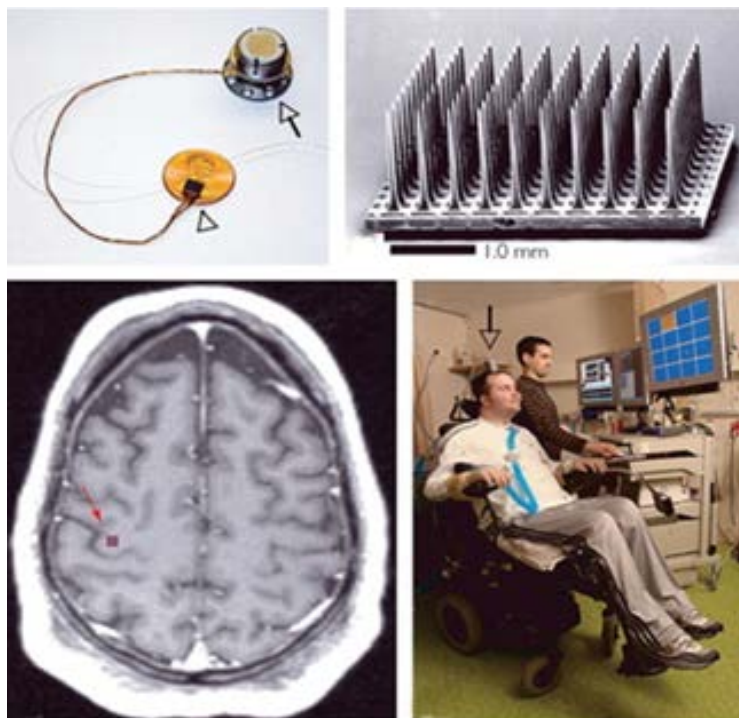


Рис. 1. Інтракортикальна матриця мікроелектродів та її розміщення у пацієнта з тетраплегією

Кеннеді та інші продовжують клінічні випробування системи, яка використовує інтракортикальні мікроелектроди, інкапсульовані в скляних колбочках, у яких нейрити ростуть у колбочках для забезпечення стабільного та надійного довгострокового запису. У 1998 році ця технологія була імплантована пацієнту з синдромом замкнутості після інсульту стовбура мозку. Протягом 4 років дослідження пацієнт навчився керувати комп'ютерним курсором. Сучасні дослідження спрямовані на відновлення мовлення шляхом імплантації пристрою в мовну моторику та декодування фонем із уявної мови.

У нещодавніх дослідженнях 2 пацієнтів із стереотаксичними глибинними електродами, імплантованими в гіпокамп перед операцією з лікування епілепсії, змогли використовувати сигнали від цих електродів для точного керування сканером ВСІ на основі P300 [6].

Дослідження, які тривають у ряді лабораторій, спрямовані на досягнення природного контролю над такими пристроями, як протез руки, за допомогою мікроматриць електродів, імплантованих у моторну кору або інші ділянки кори головного мозку приматів. У кількох центрах розробляються плани перевести ці дослідження на випробування на людях.

А, масив із 100 мікроелектродів на американському пенні. В, Мікроелектродна матриця на скануючій електронній мікрофотографії. С, Передопераційне аксіальне T1-зважене магнітно-резонансне зображення пацієнта. Червоний квадрат у прецентральній звивині показує приблизне

розташування масиву D. Пацієнт сидить в інвалідному візку та працює з техніком над завданням інтерфейсу мозок-комп'ютер. Сіра стрілка вказує на черезшкірну підставку, яка містить підсилювач та інше обладнання для отримання сигналу [4].

Висновки

На даний час вражаючі досягнення досліджень і розробок ВСІ залишаються майже повністю обмеженими лабораторією, і основна частина роботи на сьогоднішній день складається з даних, зібраних від здорових людей або тварин. Дослідження в кінцевій цільовій популяції людей з серйозними вадами в основному обмежувалися кількома роботами (експериментами), які ретельно контролювали дослідницький персонал. Трансляція захоплюючого лабораторного прогресу для клінічного використання, до систем ІМТ, які фактично покращують повсякденне життя людей з обмеженими можливостями, тільки почалася.

Це важливе завдання, мабуть, навіть більш складне, ніж лабораторні дослідження, які виробляють систему ВСІ. Воно повинно показати, що конкретну систему ВСІ можна впровадити у формі, придатній для тривалого незалежного домашнього використання, визначити відповідну популяцію користувачів і встановити, що вони можуть використовувати ВСІ, продемонструвати, що їхнє домашнє середовище може підтримувати використання ними ВСІ та що вони дійсно його використовували, і встановили, що ВСІ покращує їх життя. Ця робота потребує відданих, добре підтриманих, міждисциплінарних дослідницьких груп, які мають досвід у повному спектрі відповідних дисциплін, включаючи інженерію, інформатику, фундаментальну та клінічну нейронауку, допоміжні технології та клінічну реабілітацію.

На сьогоднішній день дослідження та розробки систем Brain-Computer Interface (BCI) переважно базуються на даних, отриманих від здорових людей або тварин, і здійснюються переважно в лабораторних умовах. Лише обмежена кількість досліджень проведена на людях з серйозними вадами. Також на разі існує лише невелика кількість практичних досліджень та екземплярів, але не зважаючи на це, розвиток науки у даному напрямку рухається доволі швидко.

Література

1. Vidal J.J. Toward direct brain-computer communication. *Annu Rev Biophys Bioeng.* 1973. 2: 157–180 p. URL: https://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev.bb.02.060173.001105?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org&rfr_dat=cr_pub++0pubmed.
2. Farwell L.A., Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1988 p. 70(6). P. 510–523.
3. *Mayo Clin Proc Brain-Computer Interfaces in Medicine* 2012 Mar; 87(3): 268–279 p. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3497935/#bib14>.
4. Чернінський А., Крижановський С., Зима І. Електрофізіологія головного мозку людини: методичні рекомендації до практикуму. Київ: 2011. С. 4–10.
5. Ryan T. Canolty, Maryam Soltani, Sarang S. Dalal, Erik Edwards, Nina F. Dronkers, Srikantan S. Nagarajan, Heidi E. Kirsch, Nicholas M. Barbaro, Robert T. Knight. Spatiotemporal dynamics of word processing in the human brain. *Front Neurosci.* 2007 Nov; 1(1): 185–196 p. Published online 2007 Oct 15. Prepublished online 2007 Sep 1. DOI: 10.3389/neuro.01.1.1.014.2007. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2518055>.
6. Krusienski DJ, Shih JJ Контроль візуальної клавіатури за допомогою електрокортикографічного інтерфейсу мозок-комп'ютер. *Нейрореабілітація нервової системи.* 2011 рік; 25 (4): 323–331 p. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3407379>.

Андрій САДЧЕНКО¹, канд. техн. наук, доц.,

Олег КУШНІРЕНКО¹, ст. викладач,

Юрій САВЧУК², інженер

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: sadchenko@op.edu.ua

² ТОВ «Науково-дослідний інститут Шторм», м. Одеса, Україна

СТЕГАНОГРАФІЧНИЙ АЛГОРИТМ ПРИХОВУВАННЯ ДОДАТКОВИХ ДАНИХ МЕДИЧНОГО ЗОБРАЖЕННЯ

Анотація. Запропоновано алгоритм вбудовування додаткової текстово-графічної інформації у медичні зображення, такі як рентгенівські знімки, томограми. Алгоритм засновано на кратнo-масштабну зміну розміру оригінального зображення в процесі додавання додаткової інформації з подальшим відновленням вихідного розміру після вилучення інформації. Особливістю алгоритму є відсутність спотворень оригінального зображення-контейнера та підвищена стійкість до видалення додаткової інформації порівняно з алгоритмами, що базуються на модифікації яскравості пікселів вихідного зображення.

Ключові слова: водяний знак, приховування інформації, томограма.

Актуальність дослідження

При передачі медичних зображень як у цифровому вигляді, так і у вигляді твердого носія, такого як фотопластинка або паперова роздруківка, виникає потреба в додаванні додаткової текстової або графічної інформації, до якої повинен бути відсутній широкий доступ. Прикладами такої додаткової інформації можуть бути паспортні дані та інша особиста інформація про пацієнта, діагноз, графіки моніторингу тиску, зміни температури або маси тіла та ін.

Процедура стеганографічного накладання додаткової інформації на існуюче медичне зображення називається цифровим водяним знаком (ЦВЗ, англійською DWM – Digital watermark). Крім вищезгаданого застосування ЦВЗ також використовуються для захисту авторських прав та підтвердження справжності різного виду графічних матеріалів.

Зазвичай [1, 2] для формування ЦВЗ вносяться деякі допустимі спотворення в яскравість окремих пікселів вихідного зображення. Якщо зображення повно-кольорове, то ЦВЗ може бути доданий або до одного з 3-х колірних каналів, або до кожного окремо. У зв'язку з цим досить розглянути алгоритм вбудовування ЦВЗ лише одного з каналів. Найчастіше, через простоту технічної реалізації, застосовується метод вбудовування ЦВЗ в молодший значний біт (LSB) яскравості пікселя зображення [3]. Очевидно, що такий підхід має ряд недоліків [4], основний з яких полягає в його низькій стійкості до видалення чи підробки. Для видалення ЦВЗ досить обнулити все нульові біти чи присвоїти їм випадкові (шумові) значення.

Мета дослідження – розробка методу занурення ЦВЗ у кольорове зображення, стійкого до модифікації молодших бітів, що кодують яскравість пікселів у колірних каналах.

Припустимо, що цифровий водяний знак є від одного до трьох двовимірних бінаризованих масивів $C1[m \times n]$, $C2[m \times n]$, $C3[m \times n]$, таких, що число рядків (m) і число стовпців (n) не перевищує відповідно число рядків і стовпців оригінального кольорового зображення, в якому виконується вбудовування ЦВЗ. Контейнер або модифіковане зображення I також є або двовимірний масив $I[m_i \times n_i]$ у градаціях сірого чи три двовимірних масиви, що кодують основні кольори – червоний, синій і зелений.

Пропонується наступний алгоритм вбудовування бінаризованого ЦВЗ:

Крок 1. Збільшуємо розмір (простір) оригінального зображення в 4 рази шляхом додавання пікселів з нульовою яскравістю в рядки та стовпці для кожного колірної каналу окремо. Наприклад кодування каналу червоного кольору : $I_R[m_i \times n_i]$ у середовищі Matlab буде мати вигляд:

```
for l= 1:VR (Кількість стовпців)
  for k=1:HR (Число рядків)
    Inew_R (2 * l-1, 2 * k-1) = I_R (l, k);
    Inew_R (2 * l, 2 * k) = 0;
  end
end
```

В результаті отримуємо масив $I_{\text{new_R}} [2m_i \times 2n_i]$.

Аналогічно формуємо масиви для зеленого $I_{new_G} [2m_i \times 2n_i]$ і синього $I_{new_B} [2m_i \times 2n_i]$ кольорів.
Крок 2. Замінюємо всі отримані нульові елементи в масивах I_{new_R} , I_{new_G} , I_{new_B} середнім значенням яскравості сусідніх пікселів.

Крок 3. Для кожного колірної каналу здійснюємо пошук ділянки зображення контейнера із середньою яскравістю пікселів максимально близькою до $I_{max}/2$, де I_{max} – максимальна яскравість пікселів зображення.

Крок 4. Додаємо ЦВЗ шляхом поелементного підсумовування яскравостей пікселів зображення, що знаходяться на додаткових позиціях з масивом яскравостей пікселів ЦВЗ.

Алгоритм вилучення ЦВЗ полягає у обчисленні середніх значень пікселів зображення на ділянці розташування ЦВЗ та поелементному відніманні середнього значення яскравості пікселя з поточного для кожного колірної каналу.

Зауважимо, що у разі кольорового медичного зображення найбільшою скритністю має канал червоного кольору через особливості зорового механізму людини. Тому якщо передбачається вбудовування лише одного ЦВЗ в кольорове зображення, то модифікації піддається лише канал червоного кольору.

Розглянемо приклад роботи алгоритму, що зображено на рисунках 1, 2, 3 та 4.

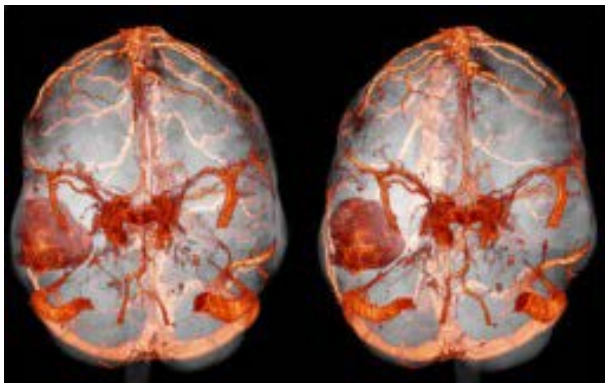


Рис. 1. Вихідне зображення з роздільною здатністю 256×256 пікселів

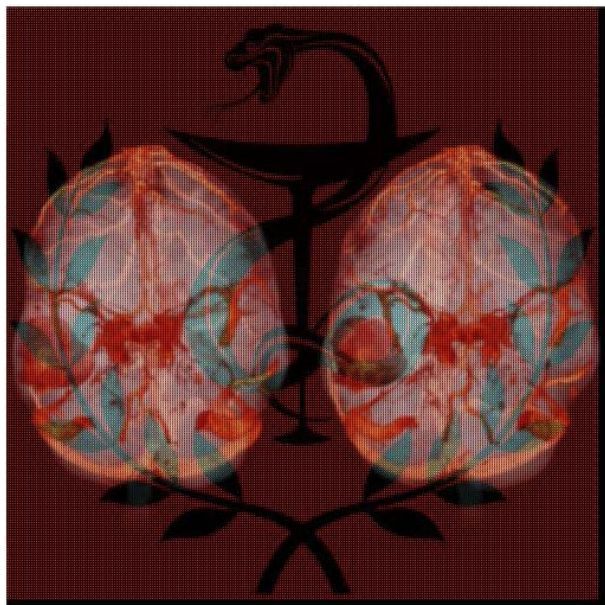


Рис. 2. Зображення (канал червоного кольору) із збільшенням масштабу до 512×512 пікселів із накладенням ЦВЗ 256×256 пікселів (градації сірого)

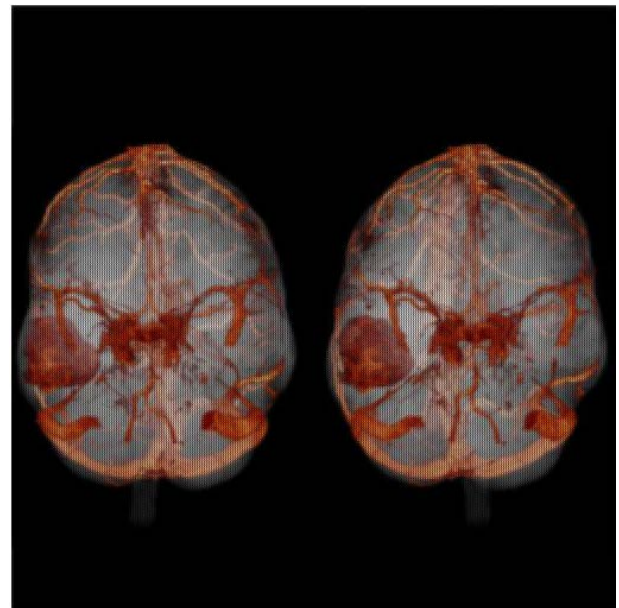


Рис. 3. Зображення (канал червоного кольору) із збільшенням масштабу до 512×512 пікселів із накладенням бінарного ЦВЗ 256×256 пікселів



Рис. 4. Витягнутий бінарний ЦВЗ 256×256 пікселів

Вочевидь, що алгоритм вбудовування водяних знаків у молодші значні біти зображення не має стійкості до видалення ЦВЗ при обнуленні чи зашумленні молодших бітів.

У запропонованому алгоритмі вбудовування пікселя ЦВЗ до складу контейнера відбувається відносно додаткового пікселя усередненої яскравості у рядку згідно з правилом:

$I_L + I_{DWM} = \{I_{L-1} + I_{L+1}\} / 2 + I_{DWM}$, де L – порядковий номер стовпця зображення контейнера, I_L – вихідна яскравість пікселя зображення, I_{DWM} – яскравість пікселя ЦВЗ.

З метою підвищення стійкості водяного знаку до видалення з контейнера вбудований бінарний ЦВЗ має яскравість пікселів B_{\min} і B_{\max} такими, що $B_{\max} > B_{\min}$. Розглянемо стійкість ЦВЗ до видалення найменшого значущого біта зображення контейнера при $B_{\min} = 0$ $B_{\max} = 1$.

Нехай $I_{L-1} = I_{L+1} = 127$. Для $B_{\min} = 0 - I_L = 127$, $B_{\max} = 1 - I_L = 128$.

При видаленні LSB врахуємо, що число 127 у бінарному вигляді $1111111b$ перейде до числа $1111110b$ або 126 у десятковій формі, а число 128 у бінарному вигляді має вигляд $10000000b$, і, отже, не зміниться при обнуленні молодшого біта.

Тоді:

– для вбудованого $B_{\min} = 0$: $I_{L-1} = 126$, $I_{L+1} = 126$, $I_L = 126$. Вилучений біт: $126 - (126+126)/2 = 0$, тобто. спотворення нульового біта відсутня.

– для вбудованого $B_{\max} = 1$: $I_{L-1} = 126$, $I_{L+1} - 1 = 126$, $I_L = 128$. Вилучений біт $128 - (126+126)/2 = 2 > 0$, тобто. спотворення одиничного біта відсутня.

Висновок

Запропонований алгоритм вбудовування ЦВЗ в медичне зображення дозволяє адаптивно, у процесі вбудовування, збільшувати стійкість до стирання чи спотворення інформації, що міститься в ЦВЗ не погіршуючи при цьому якість зображення контейнера, оскільки. вбудовування відбувається не в значущі, а в додаткові пікселі зображення.

Література

1. Xuehua, J. Digital watermarking and its application in image copyright protection. Proc. of Int. Conf. on Intelligent Computation Technology and Automation, ICICTA, 11-12 May 2010, Changsha, China. IEEE, 2010, pp. 114–117. DOI: 10.1109/ICICTA.2010.625.
2. Thangadurai, K.; Devi, G. Sudha. An analysis of LSB based image steganography techniques. Proc. of Int. Conf. on Computer Communication and Informatics, ICCCI, 3-5 Jan. 2014, Coimbatore, India. IEEE, 2014. DOI: 10.1109/ICCCI.2014.6921751.
3. A. Sadchenko, O. Kushnirenko and O. Plachinda, “Fast lossy compression algorithm for medical images”, 2016 International Conference on Electronics and Information Technology (EIT), Odessa, Ukraine, 2016, pp. 1–4, doi: 10.1109/ICEAIT.2016.7500995.
4. Shonazarov P.M., Kholov F.T., Saidov B.B. Metod tsifrovoykh vodyanykh simbolov dlya sovershenstvovaniya ob'ektov na baze klasterov i znacheniya vospriyatiya [The method of digital water-marking for improving objects based on clusters and perception values]. Sistemy analiza i obrabotki dannykh = Analysis and Data Processing Systems, 2022, no. 1 (85), pp. 109–120. DOI: 10.17212/2782-2001-2022-1-109-120.

Микола СУР'ЯНІНОВ¹, д-р техн. наук, проф.,
Євгеній СЕМЕНОВ², д-р мед. наук, проф.,
Діна ЛАЗАРЄВА¹, канд. техн. наук, доц.,
Олег СЕННИКОВ², канд. мед. наук, доц.

¹ Одеська державна академія будівництва та архітектури, м. Одеса, Україна, e-mail: sng@odaba.edu.ua

² Інститут стоматології та щелепно-лицевої хірургії НАМН України, м. Одеса, Україна

ЧИСЕЛЬНЕ МОДЕЛЮВАННЯ СИСТЕМИ «ЗУБ – ЕНДОДОНТО-ЕНДОСАЛЬНИЙ ІМПЛАНТАТ – КІСТКА»

Анотація. У статті наведено результати скінчено-елементного аналізу системи «зуб – ендодонто-ендосальний імплантат – кістка» з використанням стандартних розбірних імплантатів малого діаметра та хірургічних інструментальних наборів до них. Досліджувався зубощелепний сегмент із параметрами: довжина кореня зуба – 14,25мм; резекція кореня – на 1/3; довжина імплантату – 13,0мм; глибина занурення у губчасту кістку – 2мм; діаметр імплантату (змінна величина) – 2,9; 3,0; 3,2мм. Зовнішнє навантаження прийняте рівним 200 Н, і прикладене під кутом 125°. Побудована модель істотно відрізняється від наведеної в літературі. При її побудові використовувався «висхідний» метод твердотільного моделювання. Геометрія фрагмента кістки і зубів задана набором поперечних перерізів у вигляді неоднорідних раціональних сплайнів зі змінними по висоті розмірами і розташуванням центрів. Визначено напруження та переміщення у всіх елементах системи. Розрахунки показали, що напруження в зубі, кортикальній та губчастій кістці практично не залежать від діаметра імплантату, але зменшуються зі збільшенням його діаметра.

Ключові слова: резекція кореня зуба, ендодонто-ендосальний імплантат, моделювання, напруження, переміщення, ANSYS.

Актуальність дослідження

Ендодонто-ендосальна імплантація застосовується у разі наявності рухливих або зруйнованих значною мірою зубів. Щоб їх зберегти через корінь зуба вводяться штифтові імплантати, які мають гвинтову або фігурну поверхню.

Ендодонто-ендосальна імплантація (ЕЕІ) є ефективним методом, що доповнює лікування хронічних періапикальних запальних процесів і дозволяє зміцнити зуби, забезпечуючи їх стабільність, надійне та тривале функціонування. Імплантати виявляються високоефективними при остеоінтеграції та створюють можливість для функціонування зубів, що знаходяться в ортопедичних конструкціях.

Довгий час ефективність їх використання у довгостроковій перспективі можна було спрогнозувати лише на підставі тривалих клінічних спостережень. Але можливості комп'ютерного моделювання та подальших розрахунків досліджуваного зубощелепного сегмента дозволяють зробити такий прогноз набагато швидше, а його необхідність для практичної стоматології визначає актуальність подібних досліджень.

Метою даної роботи є комп'ютерне моделювання та чисельний аналіз системи «зуб – ЕЕІ – кістка» при застосуванні стандартних імплантатів розбірного вигляду, малого діаметра та інструментальних хірургічних наборів до них, що дозволяє застосувати будь-які кутові типорозміри абатментів, або використовувати індивідуально виготовлені.

Основні матеріали досліджень

У дослідженні використовується комп'ютерне моделювання зубощелепної системи з ендодонто-ендосальними імплантатами та її аналіз методом скінчених елементів у програмі ANSYS [1].

Великий розкид значень механічних характеристик матеріалу кістки, закладений нами в побудовану математичну модель, обумовлений тим, що для живих систем характерна висока мінливість властивостей, обумовлена індивідуальними, віковими, функціональними відмінностями об'єктів, що досліджуються, і великою кількістю зовнішніх факторів.

Механічні характеристики матеріалів наведено у табл. 1.

Таблиця 1

Механічні характеристики зубощелепної системи

	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Дентін	15000	0,32
Кортикальна кістка	20000	0,3
Губчаста кістка	5000	0,35
Імплантат	110000	0,3

Побудована модель суттєво відрізняється від наведеної у [2]. При побудові фрагмента зубощелепної системи у програмі ANSYS нами використовувався «висхідний» метод твердотільного моделювання. При цьому створення моделі починається з об'єктів найнижчого порядку: ключові точки, потім пов'язані з ними лінії, поверхні та об'єми.

У процесі моделювання зубів та фрагмента кістки допускалися деякі спрощення. Геометрія фрагмента кістки і зубів задана набором поперечних перерізів у вигляді неоднорідних раціональних сплайнів зі змінними по висоті розмірами і розташуванням центрів. Спочатку був створений каркас, що складається з деякого набору поперечних перерізів, на основі яких, за допомогою методу побудови площин, відомого як обтягування каркаса, створені відповідні зазначених перерізів поверхні. Згодом поверхні заповнювалися об'ємом. Враховуючи симетрію, побудова виконується для половини моделі, потім отриманий фрагмент симетрично відбивається.

Побудова сітки скінчених елементів – один із найважливіших етапів скінчено-елементного аналізу. Точність розрахунків за допомогою МСЕ залежить від правильного вибору типів та розмірів скінчених елементів. У існуючих програмних комплексах, як правило, передбачаються два основні методи: побудова довільної сітки та впорядкованої. Побудова впорядкованої сітки в складній тривимірній моделі зубощелепної системи, що переважно складається з криволінійних поверхонь, не представляється можливою. Тому при розбивці на скінчені елементи використано автоматичні програмні засоби для побудови довільної сітки.

Перед створенням скінчено-елементної моделі були виділені передбачувані області концентрації напружень, в яких сітка була згущена. У зонах з відмінними деформаціями або напруженнями, що мало змінюються, а також в областях, які не становлять особливого інтересу для дослідника сітку навпаки можна укрупнити. При цьому форма і розміри сусідніх елементів поблизу концентратора напружень не повинні суттєво відрізнятися, оскільки це впливає на точність отриманих результатів. Проведено аналіз скінчено-елементної моделі, в результаті якого виключені надто витягнуті елементи; елементи приблизно з однаковими розмірами сторін дають меншу помилку.

Побудована модель апроксимована об'ємним шестигранним 8-ми вузловим скінченим елементом SOLID185, який має три ступені свободи в кожному вузлі – переміщення у напрямках осей X, Y, Z вузлової системи координат. Елемент може набувати виродженої форми, що особливо зручно при розгляді конструкцій складної конфігурації.

Скінчено-елементна модель фрагмента кістки зі штучним включенням переважно складається з елементів, що мають пірамідальну форму, включає обсяги анкерного гвинта, компактного і губчастого речовин. Анкерний гвинт діаметром 3 мм має конусоподібну форму: довжина гвинта – 13 мм. Товщина компактної речовини (кортикальна кістка) прийнята 0,5 мм.

В результаті апроксимації згенеровано 147109 елементів та 27421 вузлів (рис. 1). Частина скінчених елементів має розмір 1 мм, ще частина – 0,6 мм, а розмір інших визначається вільною побудовою сітки.

Зовнішнє навантаження на сегмент прийнято рівним 200 Н, і прикладене під кутом 125°.

Результати

Чисельний аналіз напружено-деформованого стану (НДС) зубощелепної системи при ендодонто-ендоосальній імплантації проводився у два етапи.

На першому етапі вивчено вплив на НДС системи зміни діаметру ендодонто-ендоосального імплантату. Досліджувався зубощелепний сегмент із наступними параметрами: довжина кореня зуба – 14,25 мм; резекція кореня – на 1/3 та 2/3 (тут наведено результати при резекції лише на 1/3); довжина імплантату – 13,0 мм; глибина занурення у губчасту кістку – 2 мм; діаметр імплантату (змінна величина) – 2,9; 3,0; 3,2 мм.

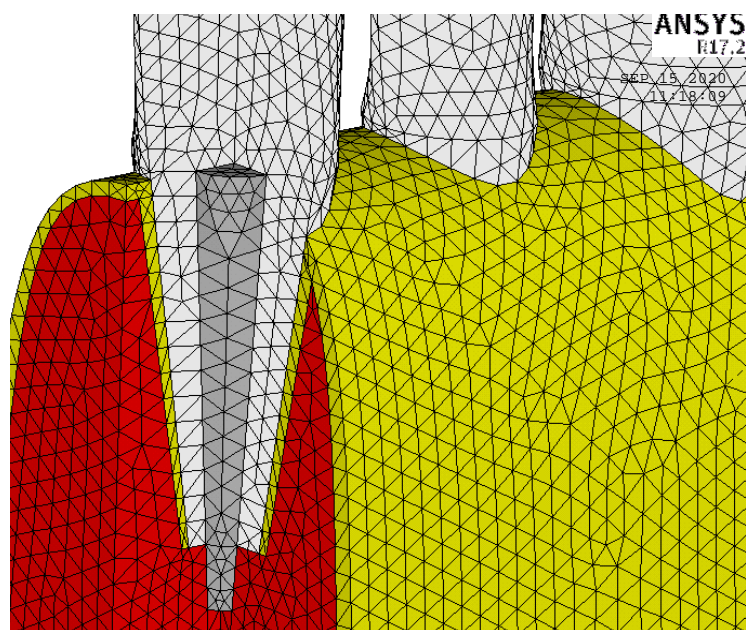


Рис. 1. Скінчено-елементна модель зубощелепного сегмента із включенням

Скінчено-елементний аналіз у програмному комплексі ANSYS дозволяє в результаті розрахунків отримати цілу низку параметрів напружено-деформованого стану системи: напруження та деформації у напрямках координатних осей, головні напруження та відповідні деформації, еквівалентні напруження та переміщення будь-якої точки системи та цілий ряд інших величин. А процедура візуалізації дозволяє оглянути поля напружень та деформацій, встановити найбільш напружені ділянки об’єкта вивчення.

Отримані нами результати при резекції кореня на 1/3 наведено у табл. 2. Візуалізацію виконаних розрахунків наведено на рисунках 2, 3, 4 та 5.

Таблиця 2

Результати при резекції кореня на 1/3

Діаметр імплантату, мм	Максимальні напруження, МПа			Максимальні переміщення, мм	
	Кортикальна кістка	Губчаста кістка	Імплантат	Горизонтальне	Вертикальне
2,9	54,016	14,656	77,145	0,079	-0,022
3,0	54,312	14,715	77,373	0,079	-0,022
3,2	53,909	14,734	59,583	0,078	-0,021

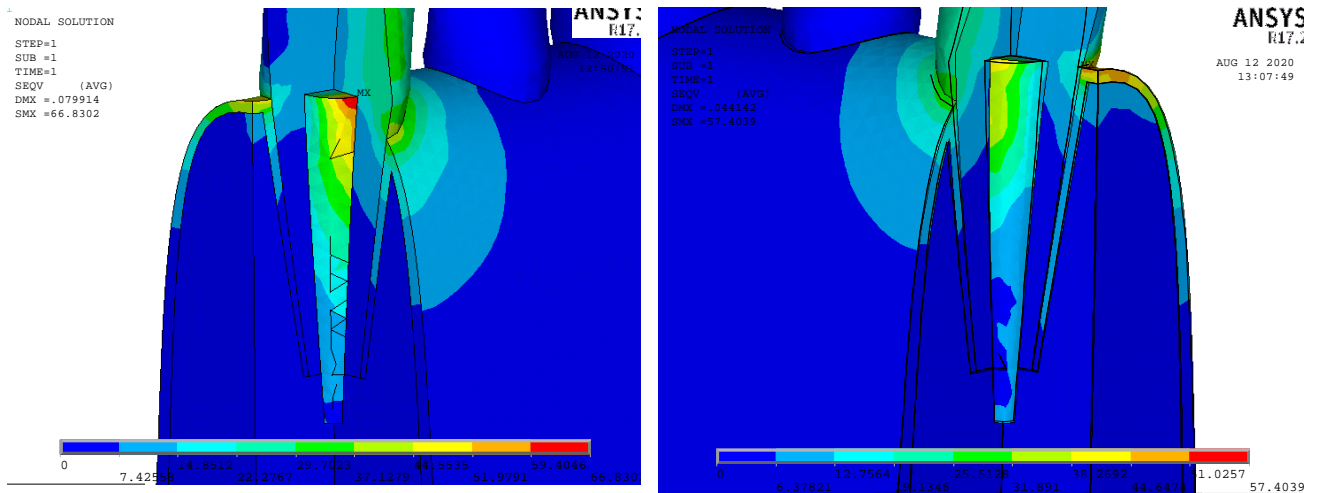


Рис. 2. Загальна картина напружень

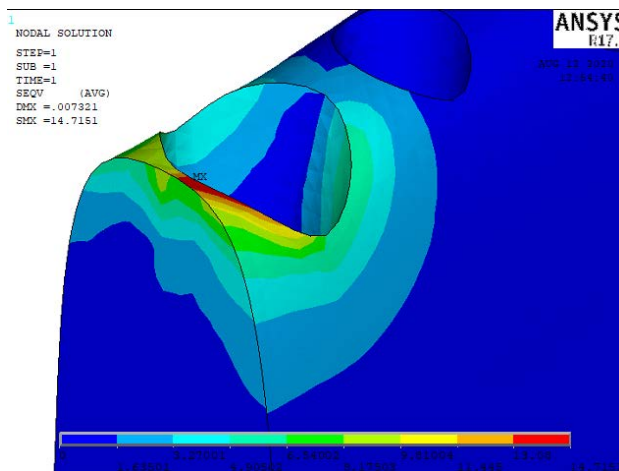


Рис. 3. Напруження в губчастій кістці

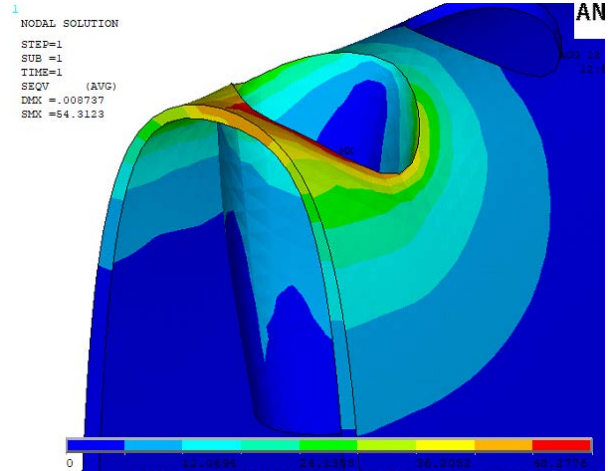


Рис. 4. Напруження в кортикальному шарі

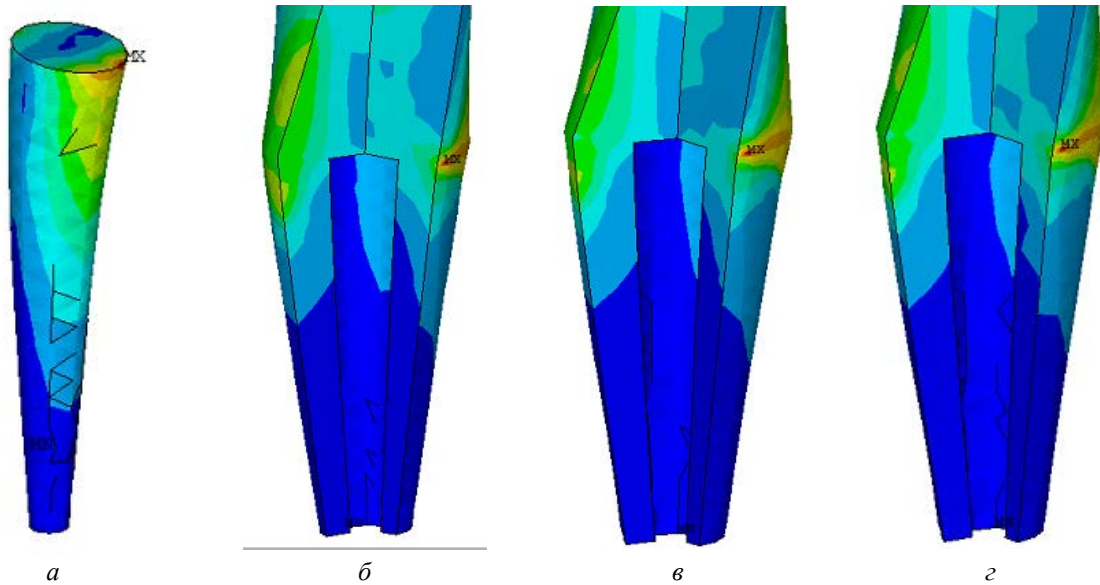


Рис. 5. Напруження: *a* – в імплантаті; *б* – у зубі, $d = 2,9$ мм; *в* – у зубі, $d = 3,0$ мм; *г* – у зубі, $d = 3,2$ мм

На другому етапі досліджень величиною, що варіюється, була довжина імплантату. Досліджувався зубощелепний сегмент із параметрами: довжина кореня зуба 14,25 мм; резекція кореня – на 1/3; довжина імплантату (змінна величина) – 13,0; 15,0; 18,0 мм; діаметр імплантату – 3,0 мм. Товщина компактної речовини (кортикальна кістка) прийнята 0,5 мм. Зовнішнє навантаження прийняте рівним 200 Н, і прикладене під кутом 125°.

В результаті досліджень встановлено, що зі збільшенням довжини імплантату спостерігається невелике зниження напружень в компонентах зубощелепної системи, при цьому спостерігається зростання напружень в імплантаті. У табл. 2 зведені отримані, в результаті чисельного аналізу, максимальні значення напружень всіх елементів системи.

Таблиця 2

Значення напружень при зміні довжини імплантату

Довжина імплантату, мм	Максимальне напруження, МПа			
	Кість		Зуб	Імплантат
	Кортикальна	Губчаста		
13	54,31	14,72	43,05	77,37
15	49,15	10,365	39,65	75,22
18	48,9	10,11	39,09	81,407

Висновок

Таким чином, виконано дослідження напружено-деформованого стану всіх компонентів системи «зуб – ендодонто-ендоосальний імплантат – кістка» методом скінчених елементів у програмі ANSYS. Для цього побудовано уточнену модель з використанням «висхідного» методу твердотільного моделювання. Геометрія фрагмента кістки і зубів задавалася набором поперечних перерізів у вигляді неоднорідних раціональних сплайнів зі змінними по висоті розмірами і розташуванням центрів. Розглянуто п'ять варіантів моделі, де змінними величинами є діаметр імплантату при довжині 13 мм (перший випадок) та довжина імплантату при діаметрі 3 мм (другий випадок). Розрахунки показали, що напруження у зубі, кортикальній та губчастій кістці практично не залежать від діаметра імплантату, але зменшуються зі збільшенням його діаметра. При збільшенні довжини імплантату спостерігається невелике зниження напружень в компонентах зубощелепної системи, при цьому зростають напруження в імплантаті.

Література

1. Лазарева Д. В. Прием работы с ПК ANSYS при разв'язанні задач механіки. Під редакцією М. Г. Сур'янінова: монографія / Д.В. Лазарева, М.М. Сорока, О.С. Шил'яєв. Одеса: ОДАБА, 2020. 432 с.

2. Джалалова М.В., Степанов А.Г. Вплив рівня резекції кореня зуба на напружено-деформований стан ендодонто-ендоосального імплантату в зубощелепному сегменті / Журнал біомеханіки, том 21, № 1. С. 51–63.
3. Berry C.W., Moore T.J., Safar J.A., Henry C.A., Wagner M.J. Antibacterial activity dental implant metals. // *Implant. Dent.* 1992. V. I - 4. P. 59–65.
4. Степанов А. Г., Зязіков М. Д. Експериментальне визначення фізико-механічних параметрів, що підвищують внутрішньокореневу фіксацію індивідуальних трансдентальних імплантатів, виготовлених CAD/CAM фрезеруванням // *Стоматологія.* 2015. Т. 94, № 2. С. 100–101.
5. Семенов Є.І. Моделювання фронтальної ділянки верхньої щелепи із зубами та штучними включенням (внутрішньокістковий циліндричний імплантат) у програмі ANSYS / Є.І. Семенов, М.Г. Сур'янінов // *Вісник стоматології.* 2011. № 1. С. 74–79.

Li JINQIONG, MSc,
Sergii PAVLOV, DSc., Prof.
Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, Ukraine, e-mail: psv@vntu.edu.ua

PROCEEDING OF BIOMEDICAL IMAGE FOR DIAGNOSING FORMS OF ACUTE LEUKEMIA

Abstract. The article presents the importance of leukemia in human health and problems related to both diagnosis and therapy. The purpose of the article is to provide an information technology solution to this problem, thereby improving patient access and prognosis. A conceptual model of the expert system for the diagnosis of leukemia is proposed, which will reduce the ambiguity in the interpretation of research objects. Factors affecting the correct recognition of complex objects (detection of blast and non-blast blood cells) using an expert system based on computer microscopy methods are considered.

Key words: acute leukemia, diagnosis and therapy, biomedical imaging, imaging of blast and non-blast blood cells.

Relevance of research

Blood cancers, including leukemia, are a major global health concern because they affect people of all ages and demographics. The disease's annual incidence rate of 13 cases per 100,000 individuals illustrates how widespread it is and how much it strains international health systems (Begum et al, 2020). Acute leukemia, which makes up 1...2% of cases, is the deadliest subtype of malignant neoplasms. This cancer is associated with distinct demographic patterns: men are more susceptible than women, and the majority of victims are Caucasians (Rehman et al., 2018). While acute myeloid leukemia is more common in older adults, acute lymphocytic leukemia usually affects teenagers. Age is yet another crucial component (Singha et al., 2021). Moreover, chronic lymphocytic leukemia and chronic myelogenous leukemia differ in their epidemiological characteristics [1, 2, 3, 4].

The problem and aim of the study

There is no doubt that racial and ethnic disparities affect the prevalence of leukemia, with Caucasians having a larger risk than other racial groupings. The fundamental causes of the racial disparities in leukemia incidence have been the subject of extensive research (Singha et al., 2021). One important component that may account for these discrepancies is genetic predisposition. There is proof that some genetic mutations and circumstances increase the likelihood of developing leukemia (Vosberg & Greif, 2019). Caucasians may have greater rates of leukemia because some racial or ethnic groupings may have a higher prevalence of these genetic variants (Begum et al, 2020). Understanding the genetic underpinnings of leukemia across different ethnic groups is essential for more effective tailoring of diagnostic and treatment strategies [5, 6, 7].

Basic research materials

One of the first stages in the diagnosis of acute leukemia is the study of peripheral blood for the presence of blast cells. This procedure is associated with a number of difficulties, the main of which is the high variability of blast cells and the similarity of the images of some of them with non-blast cells, which causes errors in their classification. It should be noted that such an expert system serves as a tool for a hematologist in diagnosing acute leukemia.

The results

The result of the work of the expert system is a conclusion about whether a cell belongs to a certain type, indicating a probabilistic assessment, which requires the creation of the required volume of a representative reference sample of cell images. The peculiarity of the expert system under consideration is that, along with the knowledge of experts accumulated in it, a database is created based on the results of measuring quantitative characteristics obtained as a result of automated image processing. The authors developed an automated method for processing and isolating blast cells and software "Blood Rheology Analyzer" for a hematologist. In Fig. 1. An example of the processing of blast and non-blast cells is presented [8].

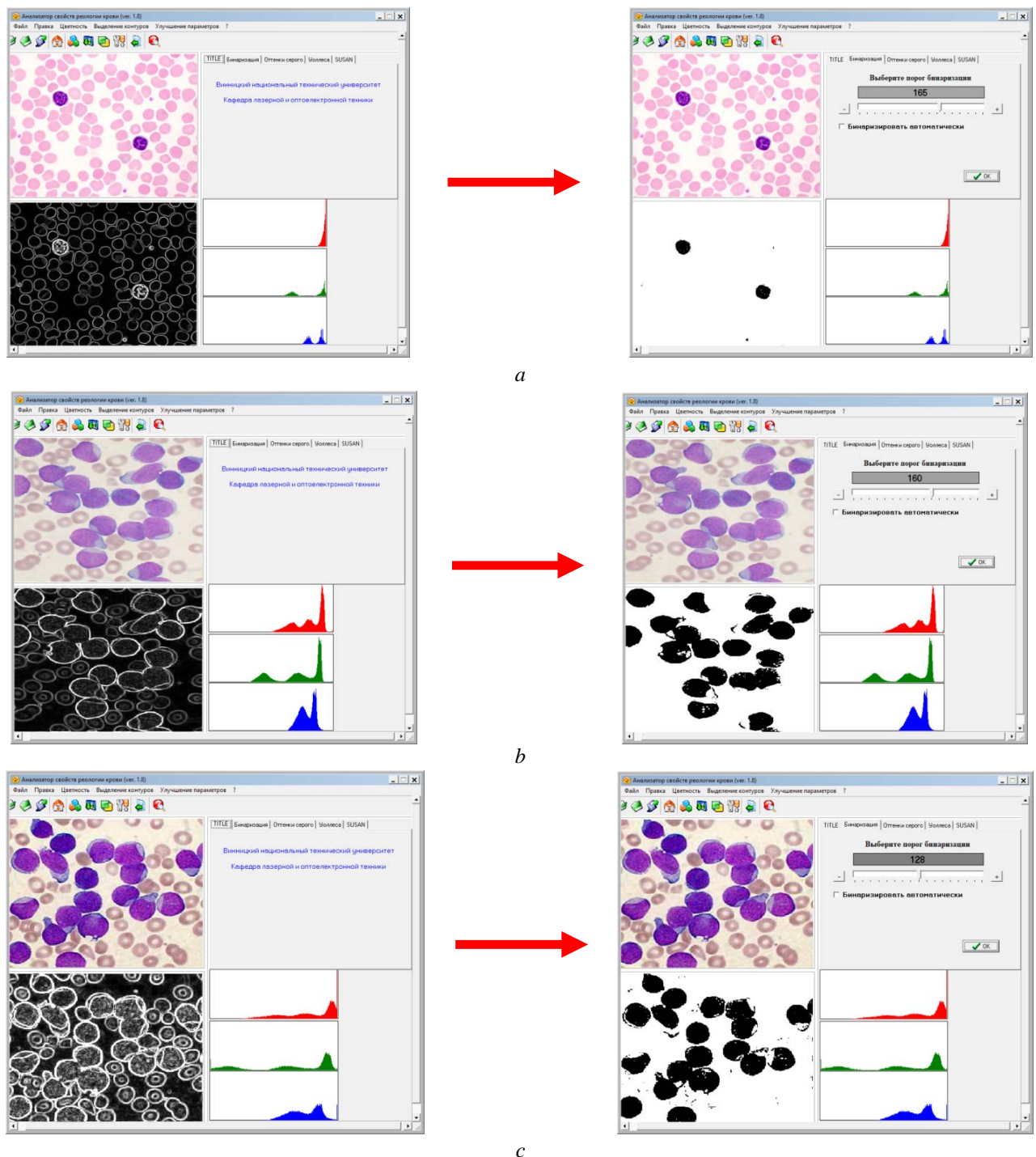


Fig. 1. Example of processing blast and non-blast cells: determination of blast cells against the background of lymphocytes (*a*); an example of an atypical monocyte (*b*); determination of blast cells (*c*)

Conclusions

The introductory chapter established the context for this paper by stressing the significance of leukemia in healthcare and the challenges associated with both diagnosis and therapy. The paper ultimate objective is to provide an information technology solution to these issues, thereby improving patient care and prognosis. A conceptual model of an expert system for the diagnosis of acute leukemia is proposed, which will reduce the ambiguity in the interpretation of research objects. Factors influencing the correct recognition of complex objects (images of blast and non-blast blood cells) using an expert system based on computer microscopy methods are considered.

The upcoming chapters will address the impact of the suggested information technology system on the diagnosis and treatment of acute leukemia in addition to a thorough study of the research methodology, data analysis, and conclusions.

References

1. Abdeldaim, A. M., Sahlol, A. T., Elhoseny, M., & Hassanien, A. E. (2018). Computer-aided acute lymphoblastic leukemia diagnosis system based on image analysis. *Advances in Soft Computing and Machine Learning in Image Processing*, 131-147.
2. Ahmed, I. A., Senan, E. M., Shatnawi, H. S. A., Alkhraisha, Z. M., & Al-Azzam, M. M. A. (2023). Hybrid techniques for the diagnosis of acute lymphoblastic leukemia based on fusion of CNN features. *Diagnostics*, 13(6), 1026.
3. Ansari, S., Navin, A. H., Sangar, A. B., Gharamaleki, J. V., & Danishvar, S. (2023). A customized efficient deep learning model for the diagnosis of acute leukemia cells based on lymphocyte and monocyte images. *Electronics*, 12(2), 322.
- Arber, D. A., Borowitz, M. J., Cessna, M., Etzell, J., Foucar, K., Hasserjian, R. P., ... & Vardiman, J.
4. W. (2017). Initial diagnostic workup of acute leukemia: guideline from the College of American Pathologists and the American Society of Hematology. *Archives of pathology & laboratory medicine*, 141(10), 1342-1393.
5. Wójcik W. et al.: "Information Technology in Medical Diagnostics II," *Taylor & Francis Group. CRC Press, Balkema Book*, London, 2019.
6. Wójcik W. et al.: "Information Technology in Medical Diagnostics", *CRC Press*, 2017.
7. Л. Цзіньцон, С.Павлов. «Експертна біоінформаційна система діагностики форм гострого лейкозу на основі аналізу біомедичної інформації», *ІТКІ*, вип. 58, вип. 3, с. 84–93, Груд 2023.
8. С. В. Павлов, Й. Р. Салдан, О. В. Карась, і С. В. Тимчик, «Аналіз методів і систем діагностики діабетичної ретинопатії», *Опт-ел. інф-енерг. техн.*, вип. 46, вип. 2, с. 135–141, Груд 2023.

Підготовлено та видано за грантової підтримки Національного фонду досліджень України в рамках проекту 2022.01/0135 «Розробка лазерно-фотонного лікувально-діагностичного комплексу медичної реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеня важкості»

Анастасія БАЙКОВА, студент,

Микола БОГОМОЛОВ, канд. техн. наук, доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. І. Сікорського», м. Київ, Україна, e-mail: baykova.anastasiia@gmail.com

КОМП'ЮТЕРНА МОДЕЛЬ ДЛЯ АНАЛІЗУ СПЕКЛ-ЗОБРАЖЕНЬ ЕРИТРОЦИТІВ КРОВІ

Анотація. У сучасній медицині широко використовується оптичне дослідження змін в клітинній морфології, зокрема в морфології еритроцитів, як інструмент діагностики патологій. Серед оптичних методів аналізу крові, метод спекл-інтерферометрії заслуговує особливої уваги, оскільки дозволяє досліджувати оптично шорсткі поверхні, зокрема поверхню еритроцитів. Проте, існуючі комп'ютерні моделі для обробки спекл-інтерферограм мають обмеження за кількістю аналізованих зображень, ускладнюючи дослідження. У даній роботі розроблено комп'ютерну модель для аналізу спекл-зображень крові, яка має на меті усунення даних обмежень.

Ключові слова: комп'ютерна модель, кров, спекл, інтерферометрія, параметри крові.

Актуальність

Розробка комп'ютерної моделі для аналізу спекл-зображень еритроцитів крові відповідає сучасним тенденціям впровадження інформаційних цифрових технологій доказової медицини і може допомогти в удосконаленні діагностики захворювань, пов'язаних із змінами у морфології еритроцитів крові.

Мета

Підвищення якості оцінки функціонального стану еритроцитів крові людини шляхом розробки оригінальної комп'ютерної моделі для обробки спекл-інтерферограм еритроцитів.

Основні матеріали

Наразі, спекл-інтерферометрія вважається найточнішим оптичним методом для визначення параметрів крові людини [1]. Даний метод дозволяє досліджувати оптично шорсткі поверхні, до яких належить поверхня еритроцитів крові людини. Фізичною основою спекл-інтерферометрії є формування спекл-картини під час взаємодії лазерного світла з шорсткою (дифузною) поверхнею. В результаті, через високу когерентність світла, виникають хаотичні ефекти інтерференції, які являють собою лазерний спекл. Більше того, зміна спекл-зображення характеризує зміну властивостей досліджуваного об'єкта, що є досить важливим при аналізі еритроцитів.

У дослідженні [2] було описано загальну методологію проведення спекл-інтерферометричного аналізу поверхні еритроцитів крові людини (рис. 1).

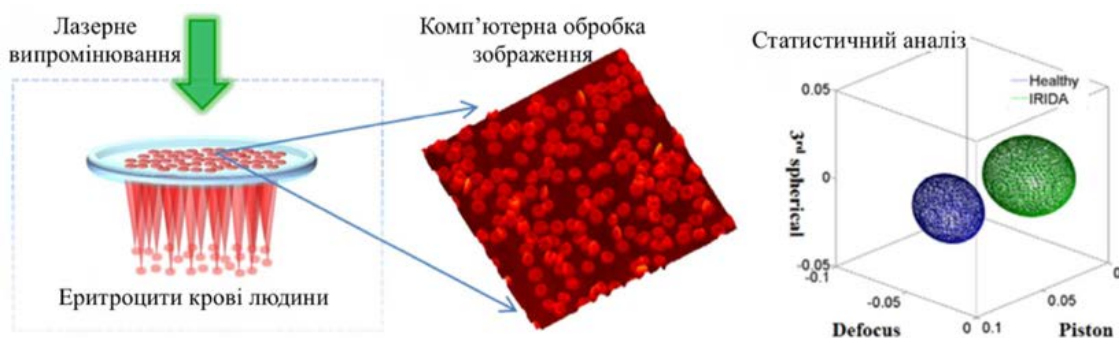


Рис. 1. Загальний принцип аналізу поверхні еритроцитів за допомогою спекл-інтерферометрії [2]

До загального принципу проведення аналізу поверхні еритроцитів за допомогою спекл-інтерферометрії можна віднести пропускання лазерного світла крізь зразок еритроцитів, комп'ютерну обробку отриманої спекл-структури та проведення статистичного та кореляційного аналізу отриманих результатів.

Робота розроблюваної комп'ютерної моделі передбачає саме статистичний аналіз отриманих спекл-структур еритроцитів крові. Загалом, у дослідженнях [2, 3] зазначається, що для статистичного аналізу зазвичай необхідно попередньо виконати комп'ютерну обробку отриманого зображення, включаючи зчитування, сегментацію, обробку фону, бінаризацію тощо.

Прикладом комп'ютерної обробки спекл-інтерферограм зразків крові, досліджених в умовах *in vitro*, є дослідження [4], в якому за допомогою середовища Matlab було створено комп'ютерну модель, що в декілька етапів аналізує отримані зображення. Варто зазначити, що недоліком моделі в даному дослідженні є саме обмеженість аналізу спекл-структур, оскільки потенціал роботи даної моделі зменшено до 5 зображень.

Результати

Комп'ютерна модель для обробки спекл-інтерферограм еритроцитів крові людини створювалась в програмному забезпеченні MatLab з використанням бібліотеки «Image processing toolbox».

Принцип роботи розробленої комп'ютерної моделі полягає у використанні циклів for з відомою кількістю повторювань, для проведення аналізу необмеженої кількості спекл-структур. Узагальнюючи основні засади роботи даної моделі можна розділити її на 2 етапи (рис. 2):

1. В першому циклі передбачається статистична обробка спекл-структур, для цього проводиться зчитування зображення, видалення та візуалізація фону, бінаризація зображень, сегментація об'єктів на зображеннях для визначення кількості спеклів, аналіз сірого зображення для визначення розподілу інтенсивностей пікселів та основних статистичних параметрів.

2. В другому циклі передбачається кореляційний аналіз, який полягає у порівнянні першого еталонного зображення з усіма іншими досліджуваними зображеннями для визначення відхилень від норми досліджуваних зразків.

На рис. 2 представлено блок-схему роботи комп'ютерної моделі для аналізу спекл-структур еритроцитів крові.

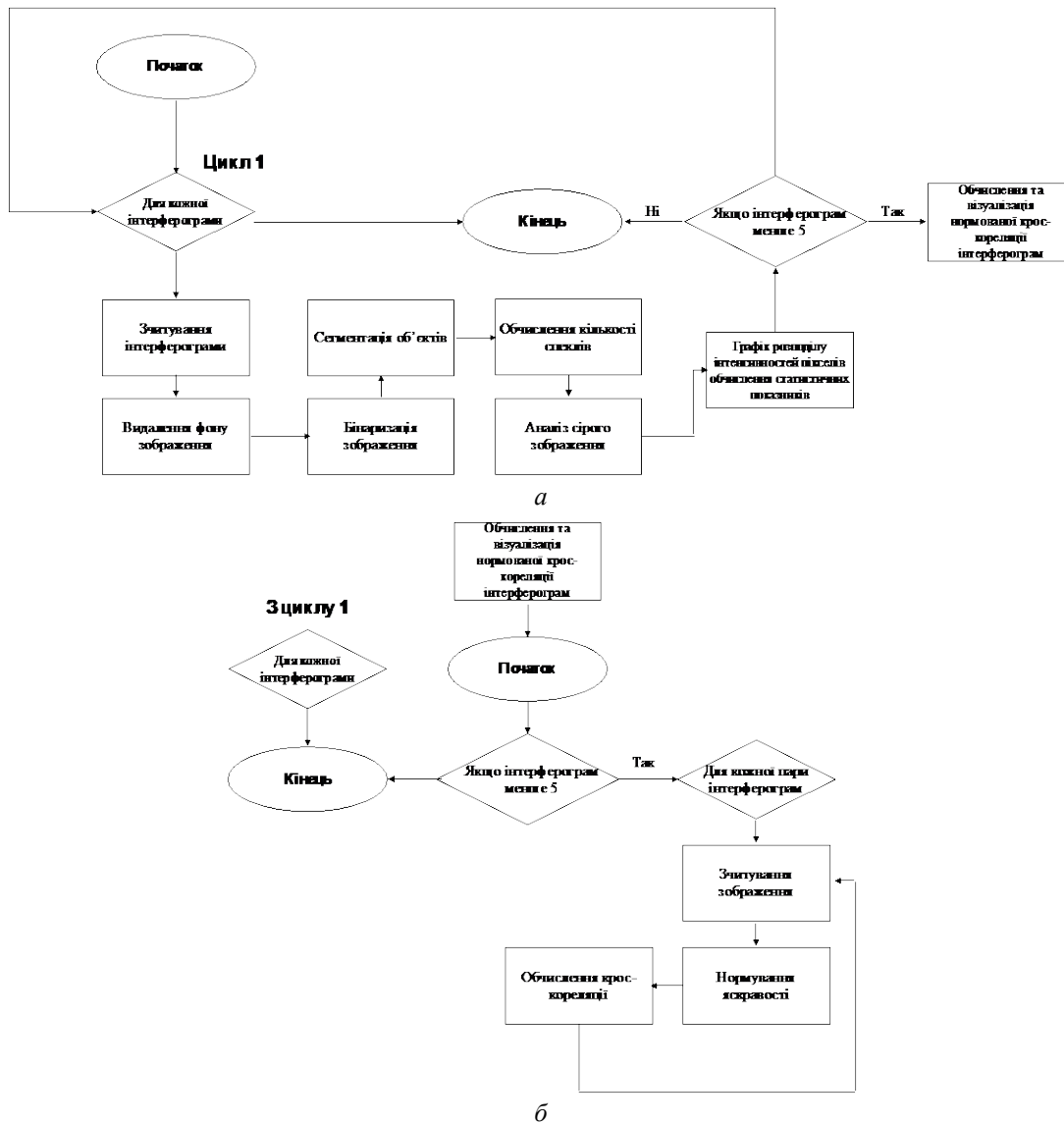


Рис. 2. Блок-схема роботи комп'ютерної моделі: а – перший цикл для обробки та статистичного аналізу спекл-інтерферограм; б – другий цикл для кореляційного аналізу спекл-інтерферограм

В результаті тестування розробленої моделі було отримано дані зі статистично-кореляційного аналізу спел-структур еритроцитів (табл. 1).

Таблиця 1

Результати статистичного та кореляційного аналізу спел-інтерферограм зразків крові людини

№ зразка	Кількість спелів на досліджуваному спел-зображенні	Середня інтенсивність пікселів на досліджуваному спел-зображенні	Середнє квадратичне відхилення інтенсивностей пікселів досліджуваного спел-зображення	Коефіцієнт кореляції інтенсивності пікселів між еталонним та патологічними спел-зображеннями
1	950	60,66	40,90	–
2	466	46,83	34,53	0,86607

З табл. 1, зразок 1 – це еталонна спел-інтерферограма, тобто з її значеннями порівнювались значення зразка 2. Видно, що в еталонному зображенні кількість спелів становила 960, тоді як в другому зразку 466, що свідчить про наявність в ньому відхилень від норми. Середня інтенсивність (загальний рівень яскравості зображення), як і середнє квадратичне відхилення, пікселів також різняться між еталонним та другим зразком. За результатами кореляційного аналізу було отримано коефіцієнт кореляції між двома зразками 0,866, що вказує на наявність сильного позитивного зв'язку між обома зразками, але між ними є деякі відмінності, що підтверджує наявність відхилень від норми у другому зразку.

Висновки

У даній роботі було розроблено комп'ютерну модель для обробки та статистично-кореляційного аналізу спел-інтерферограм. Було проаналізовано сучасні літературні джерела, що вказують на високу точність методу спел-інтерферометрії в контексті дослідження еритроцитів крові. Також було виявлено недоліки в існуючих комп'ютерних моделях для обробки та статистичного аналізу спел-структур. При безпосередній розробці комп'ютерної моделі було створено її блок-схему для визначення основних етапів її роботи, а також результатів, які вона буде забезпечувати. Після цього було розроблено комп'ютерну модель та протестовано її на двох зразках еритроцитів крові людини (еталонному та з відхиленнями від норми). Отримані статистично-кореляційні характеристики дозволили зробити висновок про відхилення від норми досліджуваних зразків крові людини та ступінь їх розбіжності з еталонним зразком.

Література

1. Mulansky, Mario. (2017). Localization Properties of Nonlinear Disordered Lattices.
2. Mugnano, M., Memmolo, P., Miccio, L., Merola, F., Bianco, V., Bramanti, A., ... Ferraro, P. (2018). Label-Free Optical Marker for Red-Blood-Cell Phenotyping of Inherited Anemias. *Analytical Chemistry*, 90(12), 7495–7501. doi:10.1021/acs.analchem.8b01076.
3. Gulpreet Kaur Chadha, Aakarsh Srivastava, Abhilasha Singh, Ritu Gupta, Deepanshi Singla, An Automated Method for Counting Red Blood Cells using Image Processing, *Procedia Computer Science*, Volume 167, 2020, Pages 769-778, ISSN 1877-0509, <https://doi.org/10.1016/j.procs.2020.03.408>.
4. Богомолов М. Ф. Комп'ютерна обробка спел-інтерферограм для оптичного діагностування біологічних мікрооб'єктів / М. Ф. Богомолов, В. В. Шликов, С. І. Вовяно. // *Біомедична інженерія та технологія*. – 2021. – №6. – С. 99–108.

Сергій ПАВЛОВ¹, д-р техн. наук, проф.,

Йосип САЛДАН², д-р мед. наук, проф.,

Олександр КАРАСЬ¹, канд. техн. наук, ст. викладач,

Сергій ТИМЧИК¹, канд. техн. наук, доц.

¹ Vinnytsia National Technical University, 95, Khmelniiske shosse, 21021, Vinnytsia, Ukraine, e-mail: psv@vntu.edu.ua

² Вінницький національний медичний університет ім. М. Пирогова

СУЧАСНІ АСПЕКТИ ДІАГНОСТИКИ ДІАБЕТИЧНОЇ РЕТИНОПАТІЇ У ВІЙСЬКОВИХ РІЗНОГО СТУПЕНЮ ВАЖКОСТІ

Анотація. Ця стаття присвячена аналізу сучасних методів та систем діагностики діабетичної ретинопатії (ДР) – серйозного офтальмологічного ускладнення, що розвивається у пацієнтів з діабетом. Робота спрямована на визначення оптимального підходу до діагностики ДР, що важливо для вчасного втручання та збереження зорової функції у пацієнтів із цукровим діабетом.

Ключові слова: діабетична ретинопатія, томографія, машинне навчання, офтальмоскопія.

Актуальність

У цих матеріалах розглядаються сучасні методи дослідження захворювань очей, зокрема звернемо увагу на їхнє застосування у виявленні та моніторингу діабетичної ретинопатії, зокрема у військових.

За даними Міжнародної діабетичної федерації, 537 мільйонів дорослих людей у світі живуть з діабетом, кожен 10-й хворіє на це захворювання. За прогнозами, до 2030 р. їхня кількість може зрости до 643 або навіть 700 мільйонів [1]. Діабет може призвести до проблем із сітківкою, серцем, нирками та нервами. Діабетична ретинопатія (ДР) є однією з основних причин сліпоти в розвинених країнах [2]. Це серйозне захворювання очного дна, яке виникає внаслідок цукрового діабету. ДР може пошкодити кровоносні судини в очах, що може призвести до втрати зору [3]. Діабетична ретинопатія є причиною сліпоти для 2,6% сліпих [4]. Сліпота у хворих на діабет зустрічається в 25 разів частіше, ніж у загальній популяції. Необхідно розробити ефективні методи лікування та профілактики ДР для збереження зору у хворих на ЦД. Порушення зору спостерігається більш ніж у 10% хворих на цукровий діабет.

Проблема та мета

Проблеми дослідження ДР полягають у складності виявлення захворювання на ранніх стадіях, коли лікування може бути більш ефективним. На ранній стадії ДР може проявлятися без симптомів, що ускладнює діагностику. Для виявлення ДР застосовують такі спеціальні дослідження, як офтальмоскопія, флюоресцентна ангіографія, оптична кохлеографія.

Методи досліджень

Важливе місце і медико-санітарне значення в клінічній практиці має боротьба з наслідками і причинами захворювань органів зору. Зокрема, патологічні стани сітківки та зорового нерва можуть бути спричинені багатьма нейрохірургічними, серцево-судинними захворюваннями, а також ендокринними ураженнями, які часто потребують комплексного координованого спостереження та лікування як офтальмолога, так і лікаря будь-якої іншої спеціальності [5, 6, 7].

Зміни очного дна мають велике діагностичне та прогностичне значення, оскільки більшість хворих із захворюваннями очей потребують не тільки хірургічного, а й терапевтичного лікування. Звідси випливає необхідність вивчення загальної патології сітківки та розробки відповідної тактики комбінованого лікування хворих [4].

Одним із можливих ускладнень цукрового діабету є діабетична ретинопатія [2, 5], яка може призвести до погіршення зору і навіть до сліпоти. Для діагностики діабетичної ретинопатії лікар може використовувати такі методи дослідження [8 – 17]:

Методика

При виявленні діабетичної ретинопатії лікарі зазвичай застосовують комплексний підхід до лікування, який може включати лазерну терапію, внутрішньоочні ін'єкції препаратів, хірургічне втручання та інші методи. Лікування спрямоване на зниження ризику розвитку ускладнень і збереження зору [18, 19].

На рисунку 1 представлена узагальнена класифікація основних методів досліджень патологій ока. Варто відзначити, що використання методів машинного навчання здатне покращити якість класифікації та діагностики у більшості із методик. Існує гостра необхідність у розробці та аналізі нових систем та технологій підтримки прийняття рішень, оскільки рання діагностика дозволяє зменшити шкоду чи повністювилікувати захворювання очей.

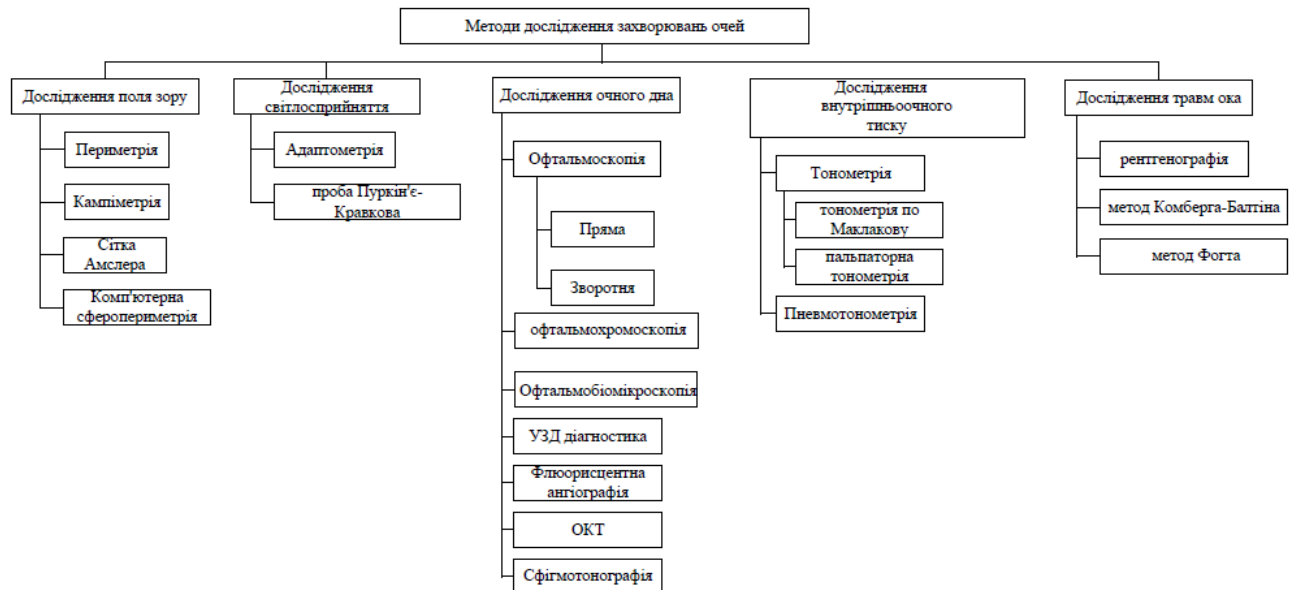


Рис. 1. Узагальнена класифікація методів дослідження очних хвороб

Висновки

Тому діагностика діабетичної ретинопатії є важливою складовою лікування діабетика і спрямована на раннє виявлення патології та попередження втрати зору. Різноманітні методи діагностики, в тому числі традиційні та автоматизовані, допомагають лікарям отримати повну картину стану очей і судин, що дозволяє більш ефективно лікувати захворювання та запобігати ускладненням.

Одним із найефективніших методів боротьби з діабетичною ретинопатією є телемедицина, яка дозволяє лікарям віддалено контролювати стан очей пацієнтів та проводити онлайн-консультації та обстеження. Це особливо важливо для пацієнтів, які живуть у віддалених або важкодоступних районах, або які мають обмеження виходити з дому через мобільність, вік або хворобу.

У багатьох країнах розвиток телемедицини знаходиться на рівні становлення та апробації. Однак сьогодні вже існують платформи, які дозволяють ефективно дистанційно контролювати стан очей і кровоносних судин, наприклад EyeArt AI System від EYENUK, яка використовує штучний інтелект для автоматизованої діагностики діабетичної ретинопатії.

Загалом системи діагностики діабетичної ретинопатії постійно вдосконалюються та розвиваються, що дозволяє лікарям ефективніше виявляти та лікувати захворювання.

Література

1. Bandello, F., et al. “Clinical Strategies in the Management of Diabetic Retinopathy”. *Springer eBooks*, 2014, <https://doi.org/10.1007/978-3-642-54503-0>.
2. “Diabetes Risk Factors”. Centers for Disease Control and Prevention, 5 Apr. 2022, www.cdc.gov/diabetes/basics/risk-factors.html. Accessed 6 July 2022.
3. *Diabetic Retinopathy* | National Eye Institute. www.nei.nih.gov/learn-about-eye-health/eye-conditions-and-diseases/diabetic-retinopathy. Accessed 25 July 2021.
4. Murchison, A., et al. “Non-adherence to Eye Care in People With Diabetes”. *BMJ Open Diabetes Research & Care*, vol. 5, no. 1, BMJ, July 2017, p. e000333. <https://doi.org/10.1136/bmjdr-2016-000333>.
5. Miotto, R., et al. “Deep Learning for Healthcare: Review, Opportunities and Challenges.” *Briefings in Bioinformatics*, vol. 19, no. 6, Oxford UP, May 2017, pp. 1236–46. <https://doi.org/10.1093/bib/bbx044>.
6. Hua, C., et al. “Retinal Vessel Segmentation Using Round-wise Features Aggregation on Bracket-shaped Convolutional Neural Networks”. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, July 2019, <https://doi.org/10.1109/embc.2019.8856552>.

7. Ophthalmological center “New Vision”. “Diagnostic Equipment; New Vision.” *New Vision*, 27 Oct. 2021, www.zir.com.ua/uk/cherkassy/diahnostychne-obladnannya-cherkassy. Accessed 3 Mar. 2023.
8. Kronfeld, P. “TONOGRAPHY”. *Archives of Ophthalmology*, vol. 48, no. 4, American Medical Association, Oct. 1952, pp. 393–404. <https://doi.org/10.1001/archophth.1952.00920010402001>.
9. Zablotskyi, V., and Lapchenko, Yu. *Optics and Ophthalmology in Medical Instrumentation: Study Guide for Students of Higher Educational Institutions*. 2008.
10. Yannuzzi, L., et al. “Fluorescein Angiography Complication Survey”. *Ophthalmology*, vol. 93, no. 5, Bentham Science Publishers, May 1986, pp. 611–17. [https://doi.org/10.1016/s0161-6420\(86\)33697-2](https://doi.org/10.1016/s0161-6420(86)33697-2).
11. Wikipedia contributors. “Optical Coherence Tomography”. *Wikipedia*, 15 Jan. 2023, en.wikipedia.org/wiki/Optical_coherence_tomography#Theory. Accessed 2 Apr. 2023.
12. Ophthalmological center “New Vision”. “Diagnostic Equipment; New Vision”. *New Vision*, 27 Oct. 2021, www.zir.com.ua/uk/cherkassy/diahnostychne-obladnannya-cherkassy. Accessed 3 Mar. 2023.
13. Kronfeld, P. “TONOGRAPHY”. *Archives of Ophthalmology*, vol. 48, no. 4, American Medical Association, Oct. 1952, pp. 393–404. <https://doi.org/10.1001/archophth.1952.00920010402001>.
14. Scotland, G., McNamee, P., et al. “Costs and Consequences of Automated Algorithms Versus Manual Grading for the Detection of Referable Diabetic Retinopathy”. *British Journal of Ophthalmology*, vol. 94, no. 6, BMJ, Dec. 2009, pp. 712–19. <https://doi.org/10.1136/bjo.2008.151126>.
15. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
16. Pavlov S. V. *Information Technology in Medical Diagnostics* // Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press – 210 Pages. <https://doi.org/10.1201/9781315098050>. eBook ISBN 9781315098050.
17. Pavlov Sergii, Avrunin Oleg, Hrushko Oleksandr, and etc. *System of three-dimensional human face images formation for plastic and reconstructive medicine // Teaching and subjects on bio-medical engineering Approaches and experiences from the BIOART-project Peter Arras and David Luengo (Eds.)*, 2021, Corresponding authors, Peter Arras and David Luengo. Printed by Acco cv, Leuven (Belgium). - 22 P. ISBN: 978-94-641-4245-7.
18. С. В. Павлов, Й. Р. Салдан, О. В. Карась, і С. В. Тимчик, «Аналіз методів і систем діагностики діабетичної ретинопатії», *Опт-ел. інф-енерг. техн.*, вип. 46, вип. 2, с. 135–141, Груд 2023.
19. Yosyp R. Saldan, Sergii V. Pavlov, Dina V. Vovkotrub, Waldemar Wójcik, and etc. *Efficiency of optical-electronic systems: methods application for the analysis of structural changes in the process of eye grounds diagnosis // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104450S; doi: 10.1117/12.2280977*.

Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України 2022.01/0135.

Наталія МАНІЧЕВА, канд. техн. наук, доц.,
Наталія ПІТОВА, д-р техн. наук, проф.,
Ігор ШАПОВАЛОВ, канд. фіз.-мат. наук, доц.,
Єлизавета РСЗНІК, студент,
Валентина ПУРІЧ, канд. техн. наук, доц.,
Андрій КАВЕРІН, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: vmanichev@ukr.net

СУЧАСНИЙ СТАНУ ВИКОРИСТАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ ДІАГНОСТИКИ В БІОМЕДИЧНІЙ ІНЖЕНЕРІЇ

Анотація. Дослідження присвячено розгляданню сучасного стану використання комп'ютерної діагностики в біомедичній інженерії. Зокрема, акцентується увага на ролі та впливі цих технологій на точність діагностики, лікування захворювань та на важливість кваліфікованих біоінженерів. Обговорюються технологічні аспекти застосування комп'ютерних систем у медичній сфері, такі як комп'ютерна томографія, МРТ, ультразвукові дослідження, системи аналізу та обробки медичних даних, моделювання органів та систем, а також телемедицина та штучний інтелект.

Ключові слова: Біомедична інженерія, комп'ютерна діагностика, медичні технології, комп'ютерна томографія, магнітно-резонансна томографія (МРТ), ультразвукові дослідження, аналіз та обробка медичних даних, моделювання органів та систем, телемедицина, штучний інтелект у медицині, точність діагнозів, автоматизація медичних процесів, системи самоадаптації, покращення лікування.

Актуальність дослідження

Дослідження сучасних технологій біомедичної інженерії, зокрема комп'ютерної діагностики, має велику актуальність у сучасному світі медицини з кількох ключових причин:

1. Покращення точності та ефективності діагностування: Використання комп'ютерних систем у медичних дослідженнях дозволяє отримувати більш точні та деталізовані дані, що полегшує виявлення патологій та надає лікарям можливість робити більш точні діагнози.
2. Розвиток медичних технологій: Біомедична інженерія постійно розвивається, включаючи у себе вдосконалення обладнання, програмного забезпечення та алгоритмів аналізу даних. Це сприяє покращенню якості медичних послуг та збільшенню шансів на успішне лікування.
3. Застосування штучного інтелекту: Використання штучного інтелекту в біомедичній інженерії відкриває нові можливості для аналізу даних, прогнозування хвороб та підтримки прийняття рішень, що робить процес діагностики більш ефективним та швидким.
4. Розвиток телемедицини: Комп'ютерна діагностика сприяє розвитку телемедицини, дозволяючи проводити консультації та діагностику на відстані, що є важливим аспектом у віддалених районах або умовах, коли доступ до спеціалістів обмежений.
5. Підвищення якості лікування та зменшення ризику помилок: Чим точніше діагноз, тим більш ефективним може бути лікування. Використання сучасних технологій допомагає уникнути помилок та покращити результати лікування пацієнтів.
6. Стимулювання подальших досліджень: Постійний розвиток технологій вимагає постійного вдосконалення і досліджень. Актуальність цього напрямку сприяє стимулюванню нових досліджень та інновацій у біомедичній інженерії [1, 2].

Мета дослідження сучасних технологій біомедичної інженерії, зокрема комп'ютерної діагностики, полягає в оцінці ефективності та потенційних можливостей цих технологій у виявленні, аналізі та лікуванні медичних станів та захворювань.

Основні матеріали досліджень

Біомедична інженерія – це мультидисциплінарне поле, що охоплює широкий спектр напрямів. Серед них біомедичне обладнання і технології, біометрія, біоелектрика, медична електроніка та моніторинг, збір і обробка біосигналів і медичних зображень, дослідження біоматеріалів і біосумісності, обслуговування та експлуатація медичної техніки, біомеханіка, телемедицина, моделювання та симуляція, інженерія реабілітації, проектування та конструювання, комп'ютерна графіка, медична інформатика, клітинна та тканинна інженерія, розробка лабораторних і аналітичних методів, аспекти сертифікації й легалізації медичної продукції. Розвиток біотехнологій та медицини перетворює біоінженерію на один із найпрестижніших навчальних напрямів у розвинених країнах. Біоінженери щорічно створюють нові, ще більш передові прилади, які врятували багато життів та полегшують їх:

кардіографи, кардіостимулятори, апарати для штучного кровообігу, штучне серце, суглоби, пристрої, які керуються сигналами мозку, та безліч інших важливих пристроїв для діагностики, лікування та профілактики захворювань [3, 4].

В останнє десятиліття медицина настільки зростає у високотехнологічному напрямку, що її подальший розвиток неможливий без широкого загалу кваліфікованих біоінженерів. Щорічно попит на таких фахівців лише зростає, оскільки вони є необхідними для подальшої інноваційної та передової роботи у цій області.

Використання комп'ютерної діагностики при проведенні обстежень, постановці діагнозу, лікуванні: при використанні комп'ютерної техніки в стоматології використовуються системи цифрової рентгенографії, які дозволяють аналізувати знімки зубів та пародонта, зберігати і передавати їх дані. Є також програми для роботи з дентальними відеокамерами, які відображають стан зубів до та після лікування. Ультразвукова діагностика застосовується для внутрішніх органів, а комп'ютери в лабораторних дослідженнях допомагають в автоматизації клінічних лабораторій та аналізі захворювань.

Програмне забезпечення для цифрових флюорографічних установок містить модулі управління, реєстрації рентгеновських зображень та зберігання інформації. Променева терапія з мікропроцесорним управлінням застосовується для опромінення ракових пухлин, менше ушкоджуючи нормальні тканини. Комп'ютерна томографія дозволяє отримувати точні зображення структур внутрішніх органів, а системи відеотрансляції та відеозапису операцій допомагають співробітникам медичних закладів обговорювати операції.

Комп'ютерна інтеграція з медичним обладнанням полягає в застосуванні медичних приладо-комп'ютерних систем для контролю за пацієнтами та проведення лабораторних досліджень. Оці технології надають медичному персоналу надійну інформацію про стан пацієнтів [5].

Більш детально хочеться розповісти про комп'ютерну томографію та використання комп'ютерів у лабораторних дослідженнях: Комп'ютерна томографія (КТ) – це передовий метод діагностики, який надає точні та деталізовані зображення внутрішніх структур людського організму. За допомогою комп'ютерної обробки даних, отриманих від рентгеновських променів, КТ дає можливість отримати пошарові зображення органів і тканин у великій деталізації (рис. 1). Медичні фахівці використовують цей метод для виявлення пухлин, травм, захворювань та патологій різних органів, від головного мозку до кінцівок [6, 7].

Що робить КТ особливо ефективним, так це можливість захопити деталізовані зображення, відображення яких утворюється за рахунок складних обчислень, які виконує комп'ютер. Після того як рентгеновське проміння проходить через тіло, детектори фіксують рівень поглинання променів у різних тканинах. Комп'ютерна програма аналізує ці дані та конструює об'ємне зображення, яке лікар може переглядати та аналізувати.

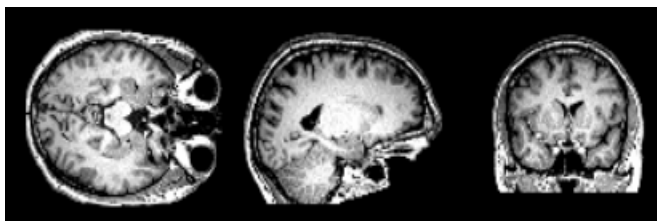


Рис. 1. Приклад комп'ютерної томографії. (МРТ) головного мозку.

Використання у лабораторних дослідженнях: Комп'ютери відіграють ключову роль у лабораторних дослідженнях у сфері медицини. Спеціалізоване програмне забезпечення, відоме як «лабораторна інформаційна система» (ЛІС), дозволяє автоматизувати процеси діагностики та обробки результатів лабораторних аналізів [8].

Лабораторні дослідження включають в себе аналіз крові, сечі, тканин та інших біологічних матеріалів. Під час проведення аналізів, інформація про результати зберігається у вигляді бази даних, де кожне захворювання відповідає певним симптомам чи синдромам. Комп'ютери використовують ці дані для автоматичного аналізу та генерації результатів. Крім того, ЛІС може передавати дані для консультацій з використанням сучасних систем зв'язку, що дозволяє швидше та ефективніше робити висновки щодо складних випадків.

Ці технології інтегруються в лабораторних установах, щоб забезпечити швидкий, точний та надійний аналіз біологічних матеріалів, сприяючи ефективнішому лікуванню та діагностиці в медичній сфері.

Висновок

У результаті цього дослідження стало очевидним, що застосування комп'ютерної техніки в медицині, зокрема в сферах діагностики та лабораторних досліджень, має величезний потенціал для поліпшення якості медичної допомоги. Застосування комп'ютерної техніки у медицині перетворює процеси діагностики та лабораторних досліджень, забезпечуючи швидше виявлення патологій та збільшуючи точність медичних втручань. Це революційне використання технологій у медичній сфері сприяє поліпшенню якості життя та результатів лікування для пацієнтів у всьому світі.

Література

1. Titova N., Manicheva N., Romanyuk S., Pirotti E., Pirotti A. Mathematical model for determining the internal electromagnetic field in a small fish (whitebait). / N. Titova, N. Manicheva, S. Romanyuk, E. Pirotti, A. Pirotti. // Proceedings of Odessa Polytechnic University. – Odesa, Ukraine, 2020. Issue 3(62). P. 113-118. DOI: 10.15276/opu.3.62.2020.13.
2. Manicheva N., Dudzinskii Yr., Titova N., Zakharova A. Determination of the nonlinear parameter and internal pressure in a liquid by the acoustic method. / N. Manicheva, Jr. Dudzinskii, N. Titova, A. Zakharova. // Proceedings of Odessa Polytechnic University. – Odesa, Ukraine, 2021. Issue 1(63). P. 88-94. DOI: 10.15276/opu.1.63.2021.09.
3. Manicheva N., Titova N., Prokopovych I., Kasian S. Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine. / N. Manicheva, N. Titova, I. Prokopovych, S. Kasian. // Proceedings of Odessa Polytechnic University. – Odesa, Ukraine, 2022. Issue 1(65). P. 99-108. DOI: 10.15276/opu.1.65.2022.12.
4. Чеботарьова Г.М., Манічева Н.В. Огляд методик дистанційного навчання у вищих учбових закладах в сучасних умовах. / Г.М. Чеботарьова, Н.В. Манічева. // «Вісник науки та освіти (Серія «Філологія», Серія «Педагогіка», Серія «Соціологія», Серія «Культура і мистецтво», Серія «Історія та археологія»): журнал. 2023. № 7(13) 2023. С. 871-882. ISSN 2786-6165 Online. Категорія Б – педагогіка. Index Copernicus. URI: [https://doi.org/10.52058/2786-6165-2023-7\(13\)-871-882](https://doi.org/10.52058/2786-6165-2023-7(13)-871-882).
5. Anton Panda, Manicheva Natalia, Dudzinskii Yuriy, Titova Nataliia. Acousto hydrodynamic method of measurment of fluid cavitations threshold in liquid. / Panda Anton, Natalia Manicheva, Yuriy Dudzinskii, Nataliia Titova // MM Science Journal 2023, October 2023. P. 6650-6655. Scopus. DOI : 10.17973/MMSJ.2023_10_2023014.
6. Манічева Наталя, Голобродська Анастасія, Шаповалов Ігор. Аналіз сучасних методів діагностики та лікування захворювань серцево-судинної системи. / Наталя Манічева, Анастасія Голобродська, Ігор Шаповалов. // Proceedings of the II International Scientific and Technical Conference “MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING” May 17-19, 2023. – Odesa, Ukraine. P. 140-144. URI: https://drive.google.com/drive/u/0/folders/1eeQQzmk97uWXm_3Cq4ZtM5YLu7UZUmWj.
7. Манічева Наталія, Чеботарьова Ганна, Рибченко Ксенія. Аналітичний огляд розвитку реабілітаційної інженерії та високотехнологічного протезування. / Наталія Манічева, Ганна Чеботарьова, Ксенія Рибченко. // Proceedings of the II International Scientific and Technical Conference “MODERN TECHNOLOGIES OF BIOMEDICAL ENGINEERING” May 17-19, 2023. – Odesa, Ukraine. P. 184-188. URI: https://drive.google.com/drive/u/0/folders/1eeQQzmk97uWXm_3Cq4ZtM5YLu7UZUmWj.
8. Агура І.Д., Резнік Є.К., Манічева Н.В., Шаповалов І.П. Комп'ютерна діагностика в біомедичній інженерії. / І.Д. Агура, Є.К. Резнік, Н.В. Манічева, І.П. Шаповалов. // XI Міжнародна науково-практична конференція «Integration of science as a mechanism of effective development», 28 листопада – 01 грудня 2023 р. – Гельсінкі, Фінляндія. С. 405-409. URI: https://books.google.com.ua/books?hl=uk&lr=&id=pTHnEAAA&BAJ&oi=fnd&pg=PA405&ots=BJ0TdJrkD4&sig=OSwb-j5KS7uNNV-cvZSoPs6bURo&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false.

Кирило КАЛІНІН, студент,
Наталія МАНІЧЕВА, канд. техн. наук, доц.,
Наталія ТІТОВА, д-р техн. наук, проф.,
Ігор ШАПОВАЛОВ, канд. фіз.-мат. наук, доц.,
Артем БАРБАШИН, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, vmanichev@ukr.net

ДОСЛІДЖЕННЯ ВЗАЄМОДІЇ СТРУКТУР ОРГАНІЗМУ ЧОЛОВІКА З ВИКОРИСТАННЯМ ПРИНЦИПІВ СИСТЕМНОГО АНАЛІЗУ

Анотація. Застосувати принципи системного аналізу для вивчення взаємодії структур організму людини з метою розкриття внутрішніх механізмів та взаємозв'язків між органами та системами організму. Основні цілі включають аналіз і прогнозування впливу цих взаємодій на функціонування організму, розробку стратегій індивідуального підходу до лікування та підтримки здоров'я, а також виявлення можливих шляхів оптимізації внутрішніх процесів для підвищення загального стану здоров'я людини.

Ключові слова: системний аналіз, взаємодія структур, принцип емерджентності, голістичний підхід, статистичний аналіз даних, організм людини.

У зв'язку зі складністю внутрішніх процесів організму людини, розуміння взаємодії його структур є критичним для розвитку медичної науки та покращення підходів до лікування та діагностики різних захворювань. Введення в системний аналіз взаємодії структур організму людини. У сучасній науці системний аналіз постає як інструмент вивчення складних взаємозв'язків в організмі людини. Цей підхід ґрунтується на уявленні про людський організм як інтегровану систему, що включає органи, тканини, клітини та їхню взаємодію.

Розуміння цього складного взаємозв'язку надає можливість поглибленого аналізу функціонування організму, а також розробки нових стратегій підтримки здоров'я та лікування захворювань [1].

Принципи системного аналізу, включаючи голістичний підхід та облік взаємодії елементів загалом, відіграють ключову роль розумінні складності організму человека. Ці принципи дозволяють перейти від вивчення окремих компонентів організму до аналізу їх взаємозв'язків, що є суттєво важливим для оптимального функціонування та підтримки здоров'я людини. Розкриття значущості системного аналізу в даному контексті допоможе усвідомити його вплив на сучасну медичну практику та наукові дослідження.

Наприклад, в галузі імунології системний підхід необхідний для розуміння імунної відповіді на вакцинацію, інфекцію та хвороби, оскільки вони включають складні взаємодії між великою кількістю генетичних, епігенетичних, фізіологічних та екологічних факторів. Стратегії на рівні систем можуть в кінцевому підсумку бути застосовані для кращого розуміння молекулярних змін у людини при впливі на вакцину або імунотерапевтичний засіб, для розуміння механізмів, що лежать в основі захворювань або патогенезу, і характеристики ефекту конкретних викликів для імунної системи [1, 2].

Системний аналіз також включає визначення процесів, спрямованих на досягнення кінцевого результату. Кожна система матиме специфічні варіації, засновані на продукті чи послугі, але більшість із них слідуватиме загальної рамці. Важливим кроком є визначення людського компонента. Оцінюються взаємозв'язки всіх зацікавлених сторін у системі, які можуть включати, хоча й не обмежуються: політиками або рішеннями, що приймають, лідерами, співробітниками, клієнтами, одержувачами, кредиторами, постачальниками та конкурентами.

Основні принципи системного аналізу для вивчення взаємодії структур організму людини спираються на декількох ключових принципів. Серед них виділяється голістичний підхід, який передбачає розгляд організму як цілісної системи, що включає взаємозалежні компоненти. Іншим важливим принципом є принцип зворотного зв'язку, який дозволяє аналізувати взаємодію між елементами системи та їх вплив один на одного. Також значимим є принцип емерджентності, що описує появу нових властивостей системи завдяки взаємодії її елементів. Ці принципи забезпечують методологічну основу розуміння взаємодії структур організму людини з допомогою системного аналізу. Під час вивчення взаємодії структур організму людини застосовуються різні методи

системного аналізу. У тому числі слід зазначити метод математичного моделювання, що дозволяє створювати моделі взаємодії організму з урахуванням математичних рівнянь. Також використовується мережевий аналіз, який допомагає візуалізувати та аналізувати мережі взаємодії біологічних структур [3]. Додатково застосовуються методи комп'ютерного моделювання та статистичного аналізу даних для виявлення закономірностей та патернів взаємодії структур організму.

Цей набір методів забезпечує комплексний підхід до вивчення взаємодії структур в людини з використанням принципів системного аналізу. Системний аналіз у вивченні взаємодії структур організму людини ґрунтується на кількох ключових принципах:

Голістичний підхід. Цей підхід передбачає розгляд організму як цілісної системи, що складається із взаємозалежних компонентів. Наприклад, в галузі психології голістичний підхід підкреслює взаємозв'язок різних аспектів функціонування людини, таких як думки та емоції, які можуть бути під впливом соціальних відносин, культурного контексту, фізичного здоров'я та навколишнього середовища. Це концепція, закладена у різних наукових та філософських дисциплінах, яка визнає важливість розгляду об'єкта дослідження чи системи загалом, а не лише через призму його складових частин. Цей підхід знаходить своє застосування у різних галузях, починаючи від біології та медицини, і закінчуючи соціологією, психологією та екологією. Наприклад, у медицині голістичний підхід передбачає як лікування симптомів хвороби, а й аналіз зв'язків між фізичним, психологічним і соціальним станом пацієнта [4]. Такий підхід сприяє більш глибокому розумінню причин захворювань і дозволяє розробляти ефективніші методи лікування, включаючи не лише фармакологічні препарати, а й психотерапію, зміну способу життя та соціальну підтримку. У психології голістичний підхід наголошує на взаємозв'язку між різними аспектами психіки людини. Він дозволяє враховувати вплив як внутрішніх процесів (наприклад, думок і почуттів), а й зовнішніх чинників (культурного оточення, соціальних взаємодій) формування особистості і поведінкових патернів.

В екології голістичний підхід спрямований на розуміння взаємозв'язку між живими організмами та навколишнім середовищем. Він підкреслює, що будь-які зміни в екосистемі можуть вплинути на всі її компоненти, викликаючи ланцюгові реакції та зміни в динаміці системи в цілому.

Таким чином, голістичний підхід відіграє ключову роль у наукових дослідженнях, збагачуючи розуміння світу через розгляд об'єктів дослідження як взаємопов'язаних систем, що функціонують як єдине ціле [5].

Принцип зворотний зв'язок. Цей принцип дозволяє аналізувати взаємодію між елементами системи та його вплив друг на друга. Прикладами процесів, що контролюються зворотним зв'язком, є регулювання температури тіла та контроль рівня глюкози в крові. Це ключовий механізм, який використовується в системах для підтримки стійкості та контролю. Цей принцип передбачає, що інформація про результат виконання дії або процесу повертається назад до вихідної точки, щоб коригувати чи регулювати подальші дії. Зворотний зв'язок дозволяє системі адаптуватися до змін у навколишньому середовищі та підтримувати певні параметри чи цілі.

Приклади принципу зворотний зв'язок можна побачити у різних аспектах життя. У медицині системи зворотний відіграють важливу роль у підтримці фізіологічних процесів. Наприклад, регуляція температури тіла: коли температура організму піднімається вище за певний рівень, це виявляється сенсорами, після чого інформація надходить у центральну нервову систему, яка запускає процеси охолодження організму (підвищення потовиділення, розширення судин шкіри тощо), щоб повернути температуру до нормального рівню. В області технології зворотний зв'язок використовується для управління різними системами, наприклад, автоматичному регулюванні температури в приміщенні або для стабілізації польоту безпілотних літальних апаратів.

Крім того, принцип зворотного зв'язку широко використовується в управлінні та бізнесі. Наприклад, зворотний зв'язок від клієнтів може допомогти компаніям покращувати свої продукти або послуги, враховуючи потреби та переваги клієнтів. Цілей є важливими аспектами функціонування системи [3, 6].

Принцип емерджентності. Цей принцип описує появу нових властивостей системи завдяки взаємодії її елементів. Є ключовим концептом у вивченні систем та комплексних структур. Він відноситься до властивостей або характеристик системи, які виникають в результаті взаємодії її елементів, але не можуть бути пояснені виключно через вивчення окремих частин системи. Емерджентні властивості можуть виникати різних рівнях організації системи. Наприклад, в біології, властивості живого організму, такі як свідомість, самоорганізація клітин у тканині або поведінкові

особливості, є емерджентними, оскільки вони виявляються лише на рівні організму в цілому, але не можуть бути передбачені з вивчення окремих клітин. Виникнення нових явищ чи структур завдяки взаємодії людей групи чи суспільстві. Культурні норми, мова, соціальні інститути – всі вони є емерджентними властивостями соціальних систем, що виникають із дій та взаємодій окремих індивідів [3, 5]. Принцип емерджентності часто використовується для пояснення складних феноменів, які не можна звести до простих компонентів системи. Розуміння емерджентності дозволяє побачити систему як ціле, що має властивості, які не притаманні її окремим елементам, що відкриває нові перспективи для вивчення та управління різними системами, чи то біологічні, соціальні чи технічні. При вивченні взаємодії структур організму людини застосовуються різні методи системного аналізу:

Математичне моделювання. Цей метод дозволяє створювати моделі взаємодії організму на основі математичних рівнянь. Математичне моделювання є процес створення абстрактних уявлень реальних систем з використанням математичних рівнянь і символів. Цей метод дозволяє вченим, інженерам та дослідникам вивчати та аналізувати поведінку, динаміку та взаємодії різних систем, використовуючи математичні формули, рівняння та комп'ютерні алгоритми. У контексті взаємодії організму математичне моделювання може бути використане для створення моделей, які описують різні аспекти функціонування організму. Наприклад, моделювання фізіологічних процесів органів, циркуляції крові або поширення певних речовин в організмі може бути виконане з використанням рівнянь, що описують ці процеси. Такі моделі можуть допомогти вченим краще зрозуміти, як працює організм, які фактори впливають на його функціонування, і які механізми стоять за різними фізіологічними явищами. Це може бути особливо корисним у медичних дослідженнях, де проведення експериментів на організмах може бути складним або етично неприйнятним. Вони ґрунтуються на припущеннях та обмеженнях, які можуть впливати на точність прогнозів. Тим не менш, при правильному використанні та калібруванні моделей, математичне моделювання залишається потужним інструментом для вивчення та аналізу складних систем, включаючи взаємодію організму [7].

Мережевий аналіз. Цей метод допомагає візуалізувати та аналізувати мережі взаємодії біологічних структур. Процес починається із збору даних про взаємодії між різними біологічними елементами. Наприклад, у разі геноміки це можуть бути дані про взаємодії генів або білків, а у випадку метаболоміки – про хімічні реакції між метаболітами. Потім ці дані про взаємодії подаються у вигляді графа, де вузли є біологічними компонентами, а ребра – взаємодії між ними. За допомогою мережевого аналізу вчені можуть візуалізувати ці мережі, що дозволяє краще зрозуміти та вивчити структуру та властивості біологічних систем [4,6]. Наприклад, аналіз мереж генних взаємодій може допомогти виявити ключові гени чи зрозуміти шляхи, пов'язані з певними хворобами. У метаболоміці мережевий аналіз може допомогти в ідентифікації важливих метаболітів та їхнього впливу на біологічні процеси.

Комп'ютерне моделювання. Цей метод використовується для створення деталізованих та точних моделей взаємодії структур організму, за допомогою якого створюються комп'ютерні моделі або симуляції, що описують поведінку і взаємодію структур або систем, включаючи організми. Цей метод дозволяє створювати деталізовані та точні моделі для вивчення різних аспектів функціонування організму на різних рівнях – від молекулярного до організмового.

При комп'ютерному моделюванні вчені використовують математичні моделі, рівняння та алгоритми, щоб описати та симулювати поведінку біологічних систем. Наприклад, такі моделі можуть включати інформацію про молекулярну структуру білків, генетичні взаємодії, фізіологічні процеси або навіть структуру і функціонування цілих органів. Переваги комп'ютерного моделювання включають можливість вивчення системи в умовах, які складно або неможливо створити в реальних експериментах. Це також дозволяє проводити безліч віртуальних експериментів для того, щоб вивчити поведінку системи в різних умовах або під різними впливами без необхідності проведення фізичних експериментів. нових лікарських засобів [7].

Статистичний аналіз даних. Цей метод використовується для виявлення закономірностей взаємодій структур організму, може включати різні методи, включаючи описову статистику (наприклад, середні значення, дисперсія, кореляції), інференціальну статистику (наприклад, тести гіпотез, аналіз дисперсії, регресійний аналіз) і багато інших статистичних методів.

У контексті вивчення організмів статистичний аналіз даних може застосовуватися для:

– *аналізу клінічних даних:* оцінки ефективності лікування, дослідження факторів, що впливають на захворювання, визначення кореляцій між різними показниками здоров'я;

– *геноміки та біоінформатики:* дослідження генетичних даних для визначення зв'язків між генами, виявлення мутацій, аналізу експресії генів;

– *експериментальної біології*: оцінки результатів експериментів, порівняння різних умов експериментів виявлення статистично значимих відмінностей;

– *вивчення популяцій*: оцінки динаміки популяцій, зв'язок між чинниками довкілля та здоров'ям живих організмів.

Інтегрований аналіз взаємодії структур організму людини є складним і багаторівневим процесом, який включає вивчення взаємозв'язків між різними органами, тканинами і клітинами. Цей підхід дозволяє побачити «велику картину», поєднуючи окремі елементи в єдину систему і дозволяючи дослідникам побачити взаємозв'язки та взаємодії, які можуть бути неочевидними щодо окремих компонентів. Наприклад, в галузі імунології системний підхід необхідний для розуміння імунної відповіді на вакцинацію, інфекцію та хвороби, оскільки вони включають складні взаємодії між великою кількістю генетичних, епігенетичних, фізіологічних та екологічних факторів [5, 7].

Стратегії на рівні систем можуть в кінцевому підсумку бути застосовані для кращого розуміння молекулярних змін у людини при впливі на вакцину або імунотерапевтичний засіб, для розуміння механізмів, що лежать в основі захворювань або патогенезу, і характеристики ефекту конкретних викликів для імунної системи.

У процесі дослідження виявлено основні чинники, що визначають ефективність взаємодії структур організму людини. Серед них виділяються рівень гормонального балансу, якість імунної реакції, адаптивні можливості нервової системи та багато інших аспектів, що впливають на взаємодію внутрішніх систем організму.

Висновки

Розуміння взаємодії структур організму людини має значення для розвитку медичної науки і практики. Глибоке розуміння цих взаємодій, отримане з допомогою системного аналізу, дозволяє як повно оцінити функціонування організму лише на рівні систем, а й розробляти персоналізовані методи лікування, враховуючи індивідуальні особливості кожного пацієнта. Ґрунтуючись на результаті дослідження взаємодії структур організму, майбутні медичні практики можуть бути покращені та адаптовані для підвищення ефективності лікування різних захворювань та покращення загального здоров'я людини.

Застосування принципів системного аналізу для вивчення взаємодії внутрішніх систем людського організму має великі перспективи для подальших досліджень. Це включає розробку нових методів діагностики, які враховують комплексну взаємодію різних систем, а також створення інноваційних стратегій лікування, спрямованих на корекцію та оптимізацію внутрішніх процесів. Майбутні дослідження в цій галузі можуть сприяти глибшому розумінню внутрішніх механізмів організму та розвитку персоналізованих підходів догляду за здоров'ям людини.

Література

1. Trautmann L, Sekaly R. Solving vaccine mysteries: a systems biology perspective. *Nat Immunol.* (2011) 12:729. DOI: 10.1038/ni.2078.
2. Zhang, Q., Meng, XH., Qiu, C. et al. Integrative analysis of multi- omics data to detect underlying molecular mechanisms for obesity in vivo in humans. *Hum Genomics* 16 , 15 (2022). URI: <https://doi.org/10.1186/s40246-022-00388-x>.
3. Rogers, Kara. “Tissue engineering”. *Encyclopedia Britannica*, 10 Dec. 2018, URI: <https://www.britannica.com/science/tissue-engineering>. Accessed 1 December 2023.
4. Liang, H., Xie, W., Wei, P. et al. Identification of Human Body Dynamics від Human-Structure System: An Experimental Study. *Exp Tech* 47, 449-470 (2023). URI: <https://doi.org/10.1007/s40799-022-00548-7>.
5. Titova N., Manicheva N., Romanyuk S., Pirotti E., Pirotti A. Mathematical model for determining the internal electromagnetic field in a small fish (whitebait). / N. Titova, N. Manicheva, S. Romanyuk, E. Pirotti, A. Pirotti. // *Proceedings of Odessa Polytechnic University*. – Odesa, Ukraine, 2020. Issue 3(62). P. 113-118. DOI: 10.15276/opu.3.62.2020.13.
6. Manicheva, N., Titova, N., Prokopovych, I., Kasian, S. (2022). Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine. *Odes`kyi Polytechnichniy Universytet, Pratsi*, 1 (65), 99–108. Method of analysis of hierarchies in decision making in medicine / N. Manicheva, N. Titova, I. Prokopovych, S. Kasian // *Пр. Одес. політехн. ун-ту*. – Одеса, 2022. – Вип. 1 (65). – P. 99–108. DOI: 10.15276/opu.1.65.2022.12.
7. Манічева Н.В., Мосейкіна С.О. Використання метода аналізу ієрархій при прийнятті рішень при лікуванні хворих та створення статистичних даних. / Н.В. Манічева, С.О. Мосейкіна. // *Materials of the International Internet Conference «Modern chemistry of medicines»*, May 18, 2023, Kharkiv, Ukraine. P. 191-192. URI: <https://drive.google.com/file/d/147icDZVWg6qtn2lJeJsf1ZrCNbtINOT6/view>.

Ігор ЄФІМЕНКО, магістр,

Тетяна НОСОВА, канд. техн. наук, доц.

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна, e-mail: tatyana.nosova@nure.ua

РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАСОБУ ДЛЯ ВІДСТЕЖУВАННЯ ПОЖИТИХ КАЛОРИЙ

Анотація. Проведено медико-технічне обґрунтування роботи, розглянуто будову та функції травної системи людини, принципи здорового харчування, хвороби пов'язані із неправильним харчуванням. Розроблено схему програми та програмну реалізацію калькулятора та трекера калорій на мові програмування Python.

Ключові слова: активність фізична, калорії, харчування, щоденник, здоров'я.

Актуальність дослідження

В сучасному світі здоров'я та правильне харчування стають неодмінними компонентами активного та щасливого життя. Спосіб, яким ми харчуємося, має величезний вплив на наше фізичне та психічне благополуччя. Відстеження та аналіз того, що ми споживаємо, може виявитися корисним інструментом для досягнення цілей у сфері здоров'я та фітнесу. Один із ефективних методів ведення обліку та контролю за раціоном харчування є електронний щоденник правильного харчування. Цей підхід дозволяє вам детально фіксувати інформацію про їжу, взяті кількості калорій, склад продуктів та інші аспекти вашого харчування.

Важливою складовою успішного ведення електронного щоденника є систематичність та точність. Програми та додатки для ведення щоденника надають можливість не тільки реєструвати спожиті продукти, але і вести статистику за періоди, визначати відповідність вживання калорій встановленій нормі, а також визначати корисність складових раціону.

У цьому контексті використання методів електронного ведення щоденника правильного харчування може стати потужним інструментом для досягнення поставлених цілей стосовно здоров'я та формування вірних харчових звичок. Використання інтелектуальних систем автоматизації у веденні щоденника правильного харчування робить цей процес більш зручним, ефективним та персоналізованим для кожного користувача [1, 2, 3, 4].

Мета дослідження

Мета роботи полягає в розробці метода ведення електронного щоденника здорового харчування.

Основні матеріали досліджень

В ході аналітичного огляду літературних джерел із теми роботи було обрано наступну стратегію. Для планування об'єму спожитих калорій необхідно розрахувати індивідуальну норму калорій на день. А далі слідкувати за спожитими калоріям шляхом їх накопичення.

Добова норма калорій для підтримки нормальної ваги та здорового способу життя розраховується як добуток базального метаболізму на активний. Активний метаболізм є коефіцієнтом і встановлюється залежно від способу життя та фізичних навантажень:

Для вирішення задачі створення калькулятора калорій, необхідно враховувати не тільки антропометричні параметри, такі як, зріст, вага, а також рівень фізичної активності, ай стать людини.

У нашій роботі було обрано три найпопулярніші формули для розрахунку добової норми калорій: Міффліна-Сан Жеора, Харріса-Бенедикта, Кетча-МакАрдла.

Зауважимо, що індекс маси тіла не враховує коефіцієнти активності людини, тому ми не включили цей розрахунковий параметр при створенні калькулятора калорій.

Результати

На першому етапі необхідно ввести дані щодо статі, віку, зросту та ваги користувача. Далі із списку необхідно обрати рівень фізичної активності. Перший рівень це сидячий образ життя – без фізичних навантажень, помірна активність – 1–2 рази на тиждень навантаження, середня активність – фізичні навантаження 3–5 разів на тиждень, висока активність - навантаження кожного дня, екстра висока активність – для професійних спортсменів.

Для персоналізованого визначення добової норми калорій, що необхідно спожити була написана програма на мові програмування Python із естетичним та зручним графічним інтерфейсом (рис.1). Після того, як користувач з'ясував яку кількість калорій йому необхідно спожити за добу, за допомогою запропонованого калькулятора, виникає необхідність відслідковувати спожиті калорії протягом дня. Користувач спочатку встановлює норму калорій, яку він має спожити за день, далі

після кожного прийому їжі, а їх може бути необмежена кількість, вводить значення кількості калорій до трекеру. Після натискання на кнопку «Додати калорії» користувач отримує повідомлення про успіх збереження введених ним даних.

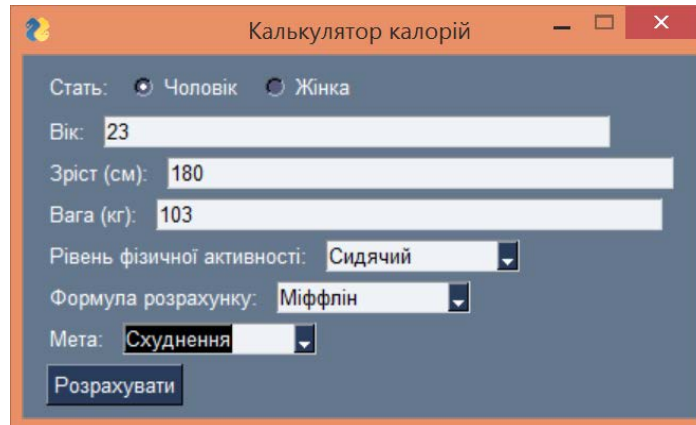


Рис. 2. Калькулятор калорій

Збереження спожитих протягом дня калорій дозволяє порівнювати їх суму із нормою визначеною на день. У випадку, коли сума спожитих калорій за день перевищує встановлену користувачем норму, то виводиться повідомлення із відповідним попередженням. При натисканні на кнопку «Показати суму за день» програма надсилає повідомлення із сумою спожитих калорій за день.

Висновки

Створення електронного щоденника здорового харчування, який включає в себе трекер та калькулятор калорій, є ключовим для тих, хто прагне підтримувати своє здоров'я та досягати фітнес-цілей. Цей інструмент дозволяє вести точний облік спожитих калорій, а також керувати раціоном, адаптуючи його до власних потреб і цілей.

Гнучкий трекер калорій допомагає користувачам стежити за кількістю калорій, які вони споживають протягом дня. Це важливо для тих, хто хоче знижувати або підтримувати свою вагу, або навіть нарощувати м'язову масу. Калькулятор калорій дозволяє персоналізувати раціон, враховуючи рівень активності, стать, вік та інші фактори.

Однією з важливих переваг такого щоденника є постійний доступ до даних через різні електронні пристрої, що робить його зручним для використання в будь-який час та в будь-якому місці. Такий підхід дозволяє ефективно контролювати харчові звички, аналізувати прогрес та залишатися мотивованим до досягнення поставлених цілей.

Створення щоденника здорового харчування із трекером та калькулятором калорій не лише сприяє підтримці здоров'я, а й стає важливим інструментом для самопізнання у галузі харчування та формування збалансованого та здорового способу життя.

Література

1. Інтелектуальні системи автоматизації : монографія / О. Г. Аврунін, С. І. Владов, М. В. Петченко, В. В. Семенець, Татарінов В. В., Г. В. Тельнова, В. О. Філатов, Ю. М. Шмельов, Н. О. Шушлягіна. – Кременчук : Видавництво «НОВАБУК», 2021. – 322 с.
2. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія / [С.В. Павлов, О.Г. Аврунін, С.М. Злепко, Є.В. Бодяньський та ін.]; за редакцією С. Павлова, О. Авруніна. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2019. – 260 с.
3. Аврунін О. Г. Создание виртуальной обучающей среды для решения ситуационных задач в медицине / О. Г. Аврунін, В. В. Россихин, Я. В. Носова // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVIII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2020, 28-30 жовтня 2020 р.: у 5 ч. Ч. II. / за ред. проф. Сокола Є.І. – Харків: НТУ «ХПІ». – С. 356.
4. Пономарьова Н.О. Сучасні середовища для комп'ютерного моделювання у підготовці майбутніх учителів інформатики / Н.О. Пономарьова, Я.В. Носова // Наумовські читання : матеріали XIX наук.-метод. конф. здобувачів вищої освіти та молодих учених, присвяч. року мат. освіти в Україні, Харків, 23-24 листоп. 2021 р. / Харків. нац. пед. ун-т ім. Г.С. Сковороди ; [ред.-кол.: Н.О. Пономарьова та ін.]. – Харків : [Б.в.], 2022. – С. 223–226.

В'ячеслав ВОЛОШИН, д-р мед. наук, проф.,

Олександр АЗАРХОВ, д-р техн. наук, проф.,

Іван СІЛІ, канд. техн. наук, доц.

ДВНЗ «Призовський державний технічний університет», м. Дніпро, Україна, e-mail: azarhov_a_y@pstu.edu

СУБ'ЄКТИВНА ТА МЕДИЧНА СКЛАДОВА РИЗИКУ В СТРУКТУРІ РОУП-ДЖАМПІНГУ

Анотація. У статті досліджено можливості нейронних мереж для оцінки ризику людини в системі роуп-джампінгу. Визначено основні ризикоутворюючі фактори, запропоновані в даній моделі нейромережі для використання в спорті, показані шляхи зниження їх впливу, що може забезпечити безпеку в низці екстремальних видів спорту. Показано, що основний ризик у джампінгу походить від суб'єктивних дій двох людей – джампера та інструктора, і проявляються вони найбільш активно у крайній фазі польоту, а саме під час переходу від вільного падіння до реодинамічного руху тіла джампера. Суттєву роль віграють приховані медичні фактори джампера, які проявляються вже в процесі стрибка і не можуть бути скореговані.

Ключові слова: ризик, роуп-джампінг, нейронна мережа, невизначеність, подія.

Актуальність дослідження

Відносно нові види спорту, такі як роуп-джампінг (стрибки з еластичною скакалкою), дуже привабливі для сучасної молоді і не тільки. Світові результати травм і смертей спортсменів досить вражаючі. Як правило, це травми хребта, відкриті переломи ніг, розриви внутрішніх органів і т.д. При цьому тут, як ніде в інших випадках, роль біологічних і психологічних факторів в однієї ризикообразуючій події вкрай висока [1].

Процедура стрибка включає в себе кілька попередніх етапів: підготовка страхувального спорядження і підготовка джампера за участю інструктора, підйом на висоту стрибка, передпольотний інструктаж, і сам політ, що включає в себе два етапи. Перший складається з вільного польоту вниз, під дією сили тяжіння тіла джампера. Другий починається після досягнення мінімально допустимого рівня падіння і являє собою висхідний політ від нижньої критичної точки під дією реодинамічних сил пружного канату, які отримуються розрахунковим шляхом [2].

Психологічною основою такого виду спорту, звичайно ж, є потреба в викиді адреналіну, переконання підтвердити своє «єго», або це просто струс для психологічного застою організму. Це може дати людині почуття рішучості, здатність долати страх, невпевненість. У певному сенсі такі вимоги мають право на існування, але їх не можна порівнювати з ризиком травмування, часто несумісним з життям [2, 3].

Мета дослідження

Розробити модель щодо прогнозування ризиків, що виникають в процесі спортивної дії на прикладі роуп-джампінгу для оперативного виявлення подій, спроможних реалізувати ці ризики

Виклад основного матеріалу

Основні види небезпек і серії ризикоутворюючих заходів для цього виду спорту представлені в таблиці 1. Водночас такі означення вхідних сигналів у вигляді маркувань x_i , є підставою для формування моделі нейронної мережі для оцінки ризиків за методикою, що описана в [4].

Перед нами класична послідовність ризикоутворюючих подій [4, 5], очікування яких може призвести тільки до двох з них. Або це реальний ризик, як подія «А», вона стане рівною одиниці. Або це подія «О» і її ризик дорівнюватиме нулю. Таким чином, система переходить зі стану невизначеності події в стан чітко визначеної події. Вона характеризується своїм енергетичним вмістом [5], що є джерелом пошкодження для джампера.

Дуже зручно представляти систему показаних ризикоутворюючих подій у вигляді набору задалегідь заданих вхідних сигналів x_i (див. табл. 1) для нейромережевої моделі NM односпрямованої дії [6, 7], на виході якої є відомі сигнали про реалізацію (Y_1) потенційного ризику, або його відсутність (Y_0) у передбаченій мережі подій, що передували їм. Кількість прихованих шарів синапсів і число нейронів для обраної моделі визначається виключно силою вагових коефіцієнтів вхідних сигналів x_i , що позначаються як $m_0^{(01)}$, $i = 1, 15$, в порівнянні з їх прихованими значеннями в кожному наступному шарі синапсів.

Таблиця 1

Таблиця відповідності подій у моделі джампінга та в нейронній моделі *NM*

Означення	Вхідні си-гналы <i>NM</i>	Найменування ризикуоутворюючоїподії
<i>S1</i>	x_1	Події з крафту несправного спорядження для джампера
<i>S2</i>	x_2	Знос матеріалу еластичного каната
<i>S3</i>	x_3	Поза межні механічні навантаження на пускову апаратуру
<i>S4</i>	x_4	Початковий неправильний розрахунок довжини мотузки
<i>S5</i>	x_5	Топографічні перешкоди для стрибків
<i>S6</i>	x_6	Метеорологічні умови
<i>S7</i>	x_7	Ліміт висоти падіння
<i>C1</i>	x_8	Помилки джампера перед стартом
<i>C2</i>	x_9	Помилки інструктора на старті
<i>C3</i>	x_{10}	Помилки джампера на старті
<i>C4</i>	x_{11}	Стан здоров'я джампера на старті
<i>B1</i>	x_{12}	Точка неповернення. Стартовий стрибок джампера
<i>B2</i>	x_{13}	Вільне падіння за рахунок сили тяжіння джампера
<i>B3</i>	x_{14}	Гальмування (точка рівноваги сили тяжіння і реодинамічної сили)
<i>B4</i>	x_{15}	Реодинамічна деформація, повернення і розгойдування джампера
<i>A</i>	Y_1	Факт аварії (травма або загибель джампера)
<i>O</i>	Y_0	Відсутність аварії

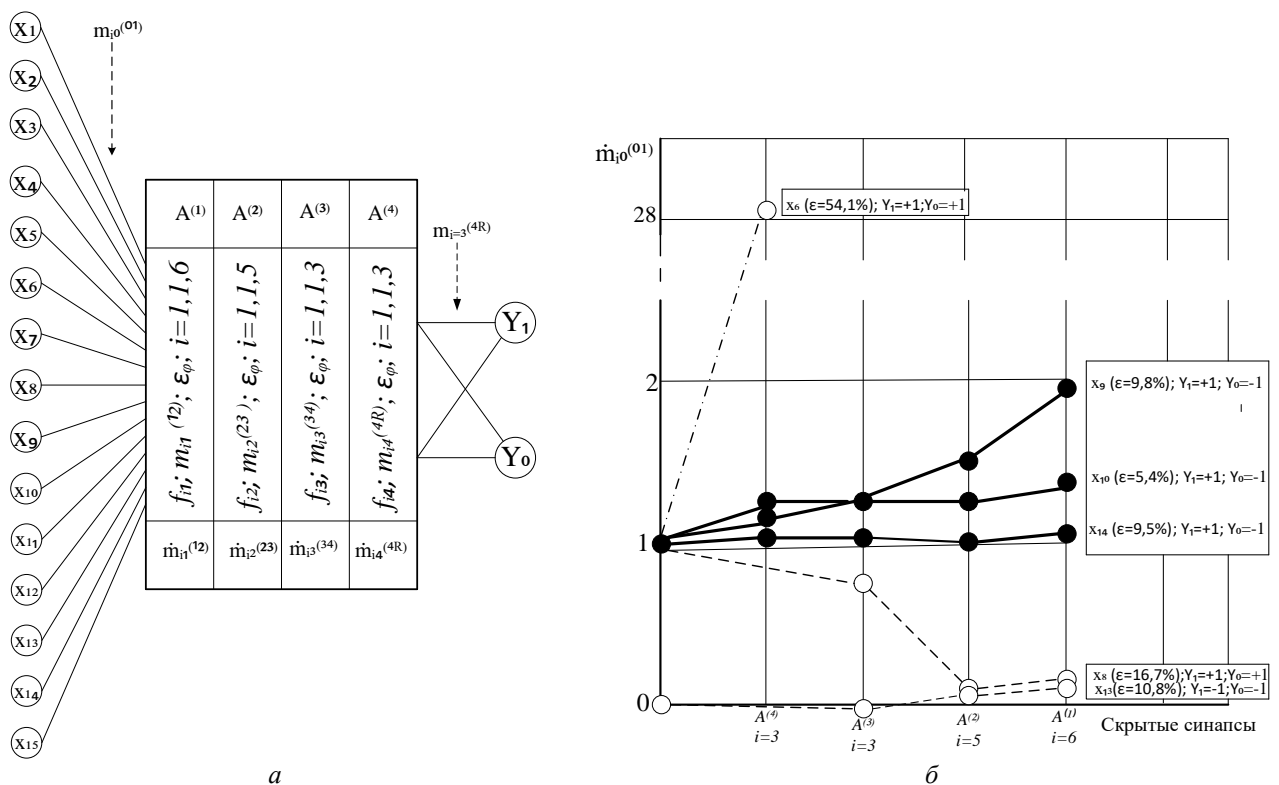


Рис. 1. Модель чотирисинапсної нейронної мережі *NM* для прогнозування та запобігання потенційним ризикам, пов'язаним зі спортивним роуп-джампінгом (а) та залежності в ній вагових коефіцієнтів вхідних сигналів від конфігурації прихованих синапсів у моделі *NS* роуп-джампінга (б).

При цьому корекція вагових коефіцієнтів вхідних сигналів здійснюється методом градієнтного спуску [8].

Апріорі прийемо в якості першого прихованого синапсного шару (позначимо його як $A^{(1)}$, що складається з $i=6$ нейронів) з функціями активації послідовно f_i , ($i=1,1,1,6$). Його синапси відповідають за технічні умови роботи системи, тобто за ті параметри, які задані попередньо, наприклад, довжина каната, його пружність, висота стрибка, тип і можливості страховального спорядження, тобто те, що не пов'язано безпосередньо з стрибком і індивідуальними особливостями

джампера. Вагові коефіцієнти цього шару позначаються як $m_i^{(12)}$. Другий синапсний шар $A^{(2)}$ з кількістю нейронів $i = 5$ та з активаційними функціями f_{i_2} , ($i = 1, 1, 5$) буде відповідати за управління сигналами, пов'язаними з чисто організаційною стороною джампа, а саме, вони пов'язані з попередньою підготовкою оснастки, попередніми інструктажами джампера, можливістю підняття його на висоту стрибка, ознайомлення зі джампом і т. д. Вагові коефіцієнти цього прихованого шару позначаються як $m_{i_2}^{(23)}$. Третій спрощений синапсний шар $A^{(3)}$ складається з трьох нейронів, для кожного з яких є функції активації f_{i_3} , ($i = 1, 1, 3$). Він відповідає за чисто суб'єктивні сигнали і події, з якими стикається система, у вигляді причинно-наслідкового зв'язку між джампером, інструктором і забезпечувальною системою, якщо такі з'являються в моделі. До них можна віднести, наприклад, приховані медичні причини для джампера, які виявляються під час самого стрибка. Вагові коефіцієнти тут позначаються як $m_{i_3}^{(34)}$. У прихованому синапсному шарі передбачено ще один, четвертий синапс $A^{(4)}$, з функціями активації f_{i_4} , ($i = 1, 1, 3$) трьох нейронів, який повинен реагувати своїми бінарними відгуками на можливі випадкові сигнали (якщо такі, згідно з умовами задачі, з'являються в моделі) або спонтанно виникають причинно-наслідкові зв'язки, що призводять до появи нових вхідних сигналів, які раніше не враховувалися при програмуванні моделі. Наприклад, непереборний страх у джампера, різка зміна погоди, вітер, шквали, поява на траєкторії стрибка незапланованих об'єктів, наприклад, птахів. У цьому шарі можна продублювати управління сигналами синапсів, що пов'язані з різкими змінами здоров'я джампера під час стрибка. Вагові коефіцієнти цього шару позначаються як $m_{i_r}^{(4R)}$, розуміючи наступний відкритий шар R як вихід системи у вигляді сигналів (Y_1, Y_0).

Кожен з прихованих нейронних синапсних шарів має свої особливості в плані присвоєння власних функцій активації. Розв'язувана задача відрізняється тим, що *NM* повинна бути навчена простими функціями активації на першому, технічному етапі. Тут в якості функції активації нейронів (рис. 2, а) прийнята порогова функція типу $f_{i_1}(x) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } x \geq a; \\ 0, & \text{якщо } x < a. \end{cases}$ Другий і третій шари рівноцінні та визначаються функціями активації (див. рис. 2, б) типу ReLU – Rectified Linear Unit, виду $f_{i_2}(x) = \max(0, x)$.

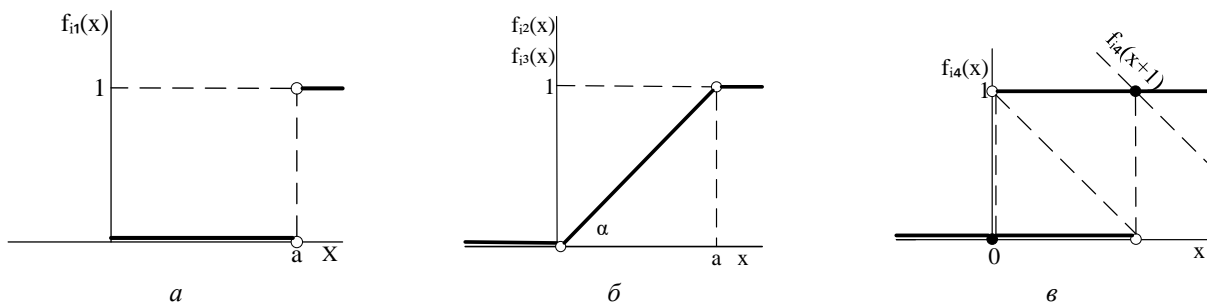


Рис. 2. Позначення функцій активації прихованих нейронних шарів у моделі *NS*: а – порогова функція активації нейронів; б – гранична функція активації; в – функція активації з невизначеними вхідними сигналами.

А ось четвертий синапсний шар, покликаний «справлятися» з випадковими і спонтанними вхідними сигналами в області їх невизначеності, пропонується описати функцією біфуркації (див. рис. 2, в)

$$\begin{cases} -[f_{i_4}(x) - f_{i_4}(x+1) + 1] = 0, & \text{коли } x \leq a; \\ -[f_{i_4}(x) - f_{i_4}(x+1) + 1] = 1, & \text{коли } x \geq a. \end{cases}$$

Слід зазначити, що всі ці функції активації легко програмуються на мові *Python* і відображені в програмних бібліотеках *Keras 2.3*, а програма функції активації біфуркації закладено авторами з використанням мови *Python*.

У процесі навчання *NM* (“*back propagation*”) вагові коефіцієнти як вхідних сигналів, так і коефіцієнтів на рівні прихованих нейронних синапсних шарів можуть мати деякі відмінності від початкових, тим самим виділяючи з числа виявлених ті, які відповідають актуальним подіям. Події,

що невизначені в моделі і незначні в ній, як правило, в процесі навчання *NM* мають вагові коефіцієнти, з великим розкидом значень від початкових, що говорить про те, що вони не виходять за межі можливого для правил експлуатації даної *NM*.

На виході нейронної мережі (*NM*) може бути отриманий бінарний сигнал (Y_1, Y_0) тобто «так-ні», який вказує на те, чи будуть реалізовані ті ризикоутворюючі події або їх комбінації, які можуть призвести до аварії, чи ні. Сфера реалізації - перехід подій зі стану подієвої невизначеності в одну, чітко визначену подію.

Фактори невизначеності (синапс $A^{(4)}$) проявили себе в 7 варіантах вхідних сигналів з 15-ти заявлених (табл. 2), що свідчить про достатність вибірки облікових подій. Початкові значення вагових коефіцієнтів зазнали певних, але, в деяких випадках, різних змін (коригувань), а оскільки вони несуть функції нейронної пам'яті в *NM*, то їх значення мають вирішальний вплив на кінцевий результат прогнозування. Ми можемо відразу звернути увагу на вхідні сигнали x_9 і x_{10} , а саме помилкові дії двох суб'єктів на старті – інструктора і джампера, що мають під собою психологічний стан обох суб'єктів. До цих вхідних сигналів примикає ще один сигнал x_{14} – точка переходу від вільної стадії польоту до іншої, пружної, що має під собою підставу у вигляді прихованих захворювань джампера (наприклад, серцево-судинні, кістково-суглобові), які проявляються в момент «точки неповернення», тобто без можливості щось виправити.

Таблиця 2

Основні параметри роботи нейронної мережі стосовно задачі про ризики у роуп-джампінгу

Вхідні сигнали <i>NM</i>	$m_{i_0}^{(01)}$	Ризикова помилка мережі, ε_ϕ %		$A^{(4)}$				$A^{(3)}$	$A^{(2)}$	$A^{(1)}$	$m_{i_0}^{(01)}$	Вихідний сигнал	
				Коригування вагових коефіцієнтів на етапі «back propagation»									
				навч.	тест	$\Delta m_{i_0}^{(43)}$	$\Delta m_{i_0}^{(32)}$	$\Delta m_{i_0}^{(21)}$	$\Delta m_{i_0}^{(10)}$	Y_1		Y_0	
x_1	0,005	35,1	24,2	+0,2379	+0,0182	+0,0025	-0,2511	0,0125	-1	-1			
x_2	1,0	15,8	23,7	-	+0,8463	-0,1652	-1,4454	0,2357	+1	+1			
x_3	0,005	18,9	16,6	-	+0,2976	-0,2349	-0,0094	0,0583	-1	+1			
x_4	1,0	16,1	8,8	-	-0,4041	-1,2385	+1,6458	1,0032	+1	+1			
x_5	0,005	11,9	12,2	-	-0,2759	+0,3965	-0,1235	0,0021	-1	+1			
x_6	1,0	54,1	37,8	-4,686	+24,1191	+1,5423	+6,7777	28,754	+1	+1			
x_7	1,0	28,7	18,8	-	-0,0154	-0,2315	-0,5412	0,2119	-1	-1			
x_8	1,0	16,7	14,6	-	-0,2526	-0,7254	+0,1225	0,1445	+1	+1			
x_9	1,0	9,8	8,9	+0,1417	+0,1234	+0,3150	+0,4124	1,9925	+1	-1			
x_{10}	1,0	5,4	3,2	+0,1513	+0,1009	+0,0177	+0,0251	1,2950	+1	-1			
x_{11}	1,0	69,9	46,4	+23,641	+29,004	-0,9548	+11,725	64,415	-1	+1			
x_{12}	1,0	28,2	11,9	-0,2299	+0,3121	+0,0155	+0,0014	1,0991	+1	+1			
x_{13}	0,005	10,8	15,5	-	-0,0896	+0,0236	+0,1615	0,1005	-1	-1			
x_{14}	1,0	9,5	8,4	+0,0004	+0,0009	+0,0080	+0,0063	1,0156	+1	-1			
x_{15}	1,0	36,9	29,1	-	+1,2109	-0,0034	-1,5454	0,6681	+1	+1			
№	Нормативні показники												
1	Кількість вхідних сигналів								15				
2	Кількість вихідних сигналів								2				
3	Кількість спостережень								114				
4	Логічний опис класу подій						Клас Y_1 (правда)		Клас Y_0 (не правда)				
5	Кількість заданих образів для кожного класу						$N = 3$						
6	Порог активації						$h = 0,005$						
7	Параметр зсуву лінії розділу						$b = 1$						
8	Параметр очікуваного результату						$D = 2$						
9	Крок збіжності алгоритму “back propagation”						$\lambda = 0,005$						
10	Задана пошукова помилка мережі						$\varepsilon = 0,1$						

Саме ці три входи x_9, x_{10}, x_{14} пов'язані з найважливішими подіями, які найчастіше можуть призвести до остаточної реалізації ризику. Вони характеризуються високою узгодженістю вагових коефіцієнтів і низьким значенням фактичної похибки при навчанні і тестуванні системи. Але, навіть

ці три події при аналізі не завжди рівнозначні. Перші дві події, а саме помилки інструктора або джампера перед стартом, ще можуть бути усунені іншими уточнюючими подіями (їх вагові коефіцієнти вказують на це), і коригування вагових коефіцієнтів всередині синапсів в цьому випадку цілком послідовне і вони практично не залежать від рівня невизначеності (внутрішній синапс $A^{(4)}$). Тоді як стан з вхідним сигналом x_{14} і подія, пов'язана з переходом від однієї фази джампа до наступної, має дещо іншу передумову. Перш за все, ця подія програмується після проходження «точки неповернення», а це означає, що такий сигнал вже не підлягає уточненню або зміні в рамках потенційних ризиків події.

Аналогічні показники мають результати мережевого навчання за сигналом x_{12} , подією поза точки неповернення, а також сигналом x_4 . Вони також строго прив'язані до початкового значення вагового коефіцієнту, але з більшим розкидом даних в процесі корекції і більшою похибкою на етапі навчання. Результатом таких досліджень може стати лінія подій, які найчастіше призводять від очікуваних ризиків до реальних, за певний проміжок часу $\delta t \leq 30c$. До них відносяться формули (див. рис. 1) $S4 \rightarrow C2 \rightarrow B3 \rightarrow A$ і $S4 \rightarrow C3 \rightarrow B3 \rightarrow A$. Формули однотипні і обов'язково включають в себе або психологічні помилки інструктора на старті, або помилки джампера на старті, які проявляються в точці гальмування, тобто досягнення стану механічної рівноваги між двома основними етапами джампу, зокрема, те, що пов'язано зі станом здоров'я джампера (тиск, приховані хвороби кісних та м'язових тканин тощо). Інші події, які передують і супроводжують стрибки, не є основними у формуванні ризику. Ці формули безпосередньо відсікають ту частину подій, яка пов'язана з довгостроковими причинами.

Вивчаючи роботу нейронних мереж як механізму визначення ризиків в даному прикладі, звернемо увагу на сутність вагових коефіцієнтів для вхідних сигналів. Вони спочатку визначаються емпіричним шляхом особисто з досвіду користувача. Вагові коефіцієнти зазнають певних доопрацювань в процесі навчання NM («*back propogation*»). Потім за допомогою вагових коефіцієнтів, які відіграють роль пам'яті в NM , вхідні сигнали і їх групи ранжуються в залежності від їх важливості при послідовному проходженні через приховані шари нейронних синапсів, закладених у модель. Таким чином підтверджується важливість вагових коефіцієнтів для тих чи інших подій. Для розв'язуваної задачі в якості прикладу (рис. 1, б) звернемо увагу на величину уточнених вагових коефіцієнтів для сигналів, що відповідають подіям, зазначеним у формулах:

- $S4(x_4) : \dot{m}_{40}^{(01)} = 1,0032$ при помилках ($\varepsilon_{\phi 4}$) навчання – 9,8% і тестування – 8,9%;
- $C2(x_9) : \dot{m}_{90}^{(01)} = 1,9925$ при помилках ($\varepsilon_{\phi 9}$) навчання – 4% і тестування – 3,2%;
- $C3(x_{10}) : \dot{m}_{100}^{(01)} = 1,950$ при помилках ($\varepsilon_{\phi 10}$) навчання – 5,4% і тестування – 3,2%;
- $B3(x_{14}) : \dot{m}_{140}^{(01)} = 1,0156$ при помилках ($\varepsilon_{\phi 14}$) навчання – 9,5% і тестування 8,4%.

Ваговий коефіцієнт фактично показує ступінь впливу того чи іншого сигналу і пов'язаної з ним ризикоутворюючої події на всю систему. Тому уточнення або коригування цих показників залежить від динаміки зміни вагових коефіцієнтів, а отже, і від динаміки впливу тих чи інших сигналів на кінцевий результат. У процесі навчання NM кожен її нейрон, в залежності від своєї активаційної функції, «підлаштовує» кожен з вхідних сигналів таким чином, що на виході системи маємо однозначний розмір вихідного сигналу. Іноді вагові коефіцієнти стають позамежними, що свідчить про те, що або неправильно підібрана функція активації нейронів того чи іншого прихованого синапсного шару, або, це з'ясується в процесі навчання, що величина впливу вхідного сигналу, не відповідає заданим нормативним показникам. Більш того, такі параметри будуть спотворювати загальну картину поведінки NM під час її навчання і експлуатації.

Для порівняння, інші уточнені в процесі навчання вагові коефіцієнти вхідних сигналів, або представлені позамежними значеннями, що виходять за рамки прийнятих в моделі NM стандартів, або мають досить великий розкид помилок навчання, що робить їх менш релевантними з точки зору ризикоутворюючих можливостей (рис. 1, б). Наприклад, це стосується сигналів $x_6 (\dot{m}_{40}^{(01)} = 28,754)$ з похибкою на етапі навчання $\varepsilon_{\phi 60} = 54,1\%$, або $x_{11} (\dot{m}_{110}^{(01)} = 64,415)$ з похибкою в навчанні у $\varepsilon_{\phi 110} = 69,9\%$.

Таким чином, основний ризик в роуп-джампі походить від суб'єктивних дій двох людей – джампера і інструктора – і найбільш активно проявляється в граничній фазі польоту, а саме при

переході від вільного падіння до реодинамічного руху тіла стрибуну. Найчастіше такі причини впливають з прихованих параметрів стану здоров'я джампера і виявляються вже після проходження «точки неповернення», що є суттєвою причиною реалізації ризиків. Модель *ММ* дозволяє самостійно, в процесі навчання і тестування, відсікати ті потенційні ризикоутворюючі події, які в конкретній ситуації не здатні привести до реалізації закладеного до них ризику і зосередитися на подіях, які гарантовано призведуть до реалізації реального ризику.

Литература

1. Коллери Ш. Бросая вызов притяжению: экстремальные виды спорта (Н. С. Кириллова, пер с англ.). Москва: АСТ-Пресс Книга. 2013. 77 с.
2. Гуць В. С., Коваль О. А. Роуп-джампінг. Математичне моделювання. // Education and science of today. Intersectoral issues and development of science. №327. Cambridg, UK. 2022. Електронний ресурс: chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/file:///C:/Users/ASUS/Downloads/100%20(1).pdf.
3. Козіна Ж.Л., Остроушко С.С., Репко О.О. та ін. Особливості сприйняття екстремальної ситуації людей з різними типологічними особливостями вищої нервової діяльності (на прикладі роуп-джампінгу). Сборник статей XI Международной научной конференции «Физическое воспитание и спорт в высших учебных заведениях» Харьков, 2015. С.79–84.
4. Волошин В. С., Азархов О. Ю. Методика оцінки та інтерпретація ризику подій. // Міжнародна науково-практична конференція «Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії». Київ, 2023. НТТУ «КПІ». С. 64–66.
5. Волошин В. С. Models of event risks from the point of view of system's entropy // Вісник Приазовського державного технічного університету. Сер. Технічні науки. Вип. 43. 2021. С. 153–160.
6. Hopfield J. J. 1984. Neural with graded response have collective computational properties like those of two-state neurons. Proceedings of the National Academy of Science USA. 1984. Vol. 81, pp. 3088-3092 // Електронний ресурс-[режим доступа]: <https://core.ac.uk/download/pdf/216115521.pdf>.
7. Hopfield, J.J., Tank, D.W. “Neural” computation of decisions in optimization problems. Biol. Cybern. 1985 Vol. 52, P.141–152.
8. Гасников А. В. Современные численные методы оптимизации. Метод универсального градиентного спуска : учебное пособие. – М.: МФТИ, 2018. – 291 с.

Ганна ЧЕБОТАРЬОВА¹, канд. мед. наук, доц.,
Тамара АНДРЕЄВА², аспірант,
Олександр СТОЯНОВ³, д-р мед. наук, проф.,
Людмила КОКІДЬКО¹, ст. викладач,
Максим ЧИГРИНСЬКИЙ¹, зав. пунктом домед. допомоги

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: a.m.chebotareva@gmail.com

² Черноморський національний університет ім. П. Могили, м. Миколаїв, Україна

³ Одеський Національний медичний університет, м. Одеса, Україна

АКТУАЛЬНІ МЕТОДИ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ В МЕДИЦИНІ ПРИ БОЛЬОВУ СИНДРОМІ

Анотація. Біль є захисним механізмом, який «сповіщає» організм про розлад чи порушення нормального функціонування. Класифікація больового синдрому можна класифікувати на гострий, підгострий і хронічний. Гострий больовий синдром потребує невідкладних дій від лікаря. Важливою медичною і економічною задачею є не допустити, за можливості хронізації процесу та інвалідизації пацієнта. Широкий спектр альтернативних анальгетичних стратегій збільшує ризик поліфармакотерапії, а терапія хронічного больового синдрому у пацієнтів з множинними хронічними станами може бути складною. Найбільш надійними та загальноприйнятими в світовій практиці інструментами оцінки якісних і кількісних характеристик болю вважають візуально-аналогові шкали або опитувальники, які заповнюють самі пацієнти. Розуміння болю включає своєрідне відчуття болю та реакцію на больове відчуття (Кукушкин М.Л., Хитров Н.К., 2004). Пошук вченими метода об'єктивної медичної візуалізації почалася ще в XVII столітті. Корифеєм та першовідкривачем вважається Вільгельм Конрад Рентген, німецький інженер. Так, у 1901 році Рентген був удостоєний першої Нобелівської премії з фізики за роботу в цій галузі.

Ключові слова: діагностичне обладнання, лікувально-профілактична апаратура, больовий синдром, біомедична інженерія, реабілітація.

Актуальним для спеціалістів із біомедичної інженерії є технічний аналіз зображень, як одного з найважливіших засобів отримання візуальної прижиттєвої інформації про біологічний організм в цілому, його внутрішніх структурах, обчислення функціональних параметрів органів та систем людини, що є актуальною проблемою медицини. Обробка цифрових та відео зображень, аналіз, збереження цифрових даних.

Метою та доцільним має стати визначення найбільш актуальних, об'єктивних високоінформативних методів та засобів діагностичного пошуку та оптимізація технічних параметрів медичного обладнання в лікувально-діагностичних, лікувально-профілактичних, санаторно-курортних медичних закладах, профілакторіях та реабілітаційних центрах.

Постанова проблеми

Проблема діагностики та пошук нових методів діагностики і лікування-нагальна медична, соціальна, економічна проблема. До сучасних методів діагностики відносяться рентгенологічне обстеження, рентгенівська комп'ютерна томографія, ультразвукове дослідження, магнітно-резонансна томографія та ін. Сучасна діагностика надає лікарям різноманітні способи виявлення не тільки морфологічних, а й функціональних змін, що відбуваються в органах людини, уражених хворобою [5]. Періоди життя біологічних об'єктів включають період від неонатального періоду до старечого. Загально відомі способи обстеження пацієнтів включають іонізуючі та неіонізуючі прилади. Фахівці із біомедичної інженерії в лікувально-профілактичних, діагностичних центрах повинні володіти знаннями для підбору техніки та апаратури, згідно із потребами медичного центру. Апаратура має бути економічно обґрунтованою та доцільною, враховуючи кількість населення, що планується в цьому регіоні для медичного обслуговування, можливості лікувально-діагностичного центру. Найбільш поширеними іонізуючими методиками є рентгенографія, флюороскопія, стінциграфія, комп'ютерна томографія (КТ), позитронно-емісійна томографія (ПЕТ), тощо. Неіонізуючі методи діагностики-ультразвукове обстеження (УЗД), еластографія, термографія, магнітно-резонансна томографія (МРТ). До приладів прижиттєвої візуалізації людини відносяться також електрокардіографія (ЕКГ), ехоскопічні методи обстеження серця, судин з ефектом Доплера, УЗД паренхіматозних органів і залоз внутрішньої, зовнішньої та змішаної секреції, езофагогастроуденоскопія, фіброколоноскопія, ректороманоскопія, спірографія, бронхоскопія,

пунційна біопсія, гістологічні методи, імуноферментні, лабораторні, біохімічні, ретроградна уретероцистографія, контрастна видільна КТ та рентгенографія та ін.

За допомогою стандартизованих і сертифікованих комп'ютерних програм для обробки даних у своїй основі мають матриці, що включають пікселі і вокселі. Найбільш прогресивними і об'єктивними методами обстеження біологічних об'єктів являються КТ, МРТ, ПЕТ поєднане із КТ та ПЕТ поєднане із МРТ, та надає можливість в реальному часі визначитися із нормою, патологічними процесами та розповсюдженості патології на інші органи та системи, порушення метаболічних процесів та онкопатології.

До цифрових (матричних) зображень відносяться такі, що отримані за допомогою комп'ютера. Усе різноманіття медичних зображень, незалежно від способів їхнього отримання, може бути віднесено до однієї з двох основних груп: аналогове і матричне зображення. [5, 6]. За даними вчених (Мурашко Н. К. та ін. 13.02.2013р) запропонували класифікацію больових синдромів. Розрізняють три основні типи больових синдромів: соматогенні (ноцецептивний біль), неврогенні (нейропатичний біль), психогенні (психогенний біль) [7]. Методи обстеження пацієнта поділяються на основні-об'єктивні та суб'єктивні, що визначають анамнез хвороби, анамнез життя, фізикальні дані, статура пацієнта, тощо. До додаткових методів відносяться-лабораторні, біохімічні, гістологічні, інструментальні, функціональні, ретроградна холецисто-панкреатодуоденографія, УЗД та контрастна холецистографія, радіоізотопна діагностика, та ін.) [8].

Висновок

Сучасні методи та способи діагностики, профілактики, лікування біологічних об'єктів, апаратура що застосовується для реалізації медичних проблем потребують технічного обслуговування, тестування, модернізації та оптимізації протоколів та технічних параметрів апаратури та медичного обладнання. Архів медичних даних пацієнтів, збереження зображень являється актуальною медичною, соціальною, міждисциплінарною, економічною проблемою.

Література

1. Зозуля І.С., Максименко М.В., Зозуля А.І. Біль: підходи до діагностики та лікування в неврології та хірургії. URL: www.umj.com.ua/uk/publikatsia-94811-bil-pidxodi-do-diaagnostiki-ta-likuvannya-v-nevrologii-ta-xirurgii.
2. Уитни Менефи, Джули Дженкс, Кьяра Мацзасетт и Ким-Лейлони Нгуен. Медична візуалізація, ССВУ, Last updated. Oct 27, 2022, Посилання: <https://ukrayinska.libretxts.org>.
3. Візуалізація медико-біологічних даних. Обробка й аналіз медичних зображень «Медична інформатика» / упор. Рисована Л.М., Радзішевська Є.Б. – Харків : ХНМУ, 2016. – 23 с. URL: <https://repo.knmu.edu.ua/handle/123456789/12984>.
4. Візуалізація медико-біологічних даних. Обробка та аналіз медичних зображень. URL: <https://medmuv.com>.
5. МОЗ України. НМАПО, ім. П. Л. Шупика. Мурашко Н.К., Яременко О.Б., Барінов О.М., Чуприна Г.М., Парнікоза Т.П., Довгий І.Л., Середа В.Г., Сулік Р.В., Пономаренко Ю.В., Кусткова Г.С., Залісна Ю.Д. Больовий синдром як міждисциплінарна проблема, навчально-методичні рекомендації. URL: <https://neurology.in.ua>.
6. Таранюк О. А. Основні та додаткові методи обстеження. URL: <https://vseosvita.ua/blogs/osnovni-ta-dodatkovyi-metody-obstezhennia-74477.html>.
7. Smith H, Bruckenthal P. Implications of opioid analgesia for medically complicated patients. *Drugs Aging*. 2010;27(5):417–33.
8. Свиридова Н.К. Діагностика вертеброгенних больових синдромів. Східно-європейський неврологічний журнал. ISSUE 03(21) • MAY 2018 – JUNE 2018, № 3 (21) с.4-7, УДК 616.833.24-008.6.

Андрій СОКОЛЬЦОВ, аспірант,

Олег АВРУНІН, д-р техн. наук, проф.

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна, e-mail: andrii.sokoltsov@nure.ua

АСПЕКТИ МОДЕЛЮВАННЯ ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ НА ПРИДАТКОВИХ ПАЗУХАХ НОСА

Анотація. У сучасній медичній практиці спостерігається зростаючий інтерес до використання віртуальних моделей для навчання хірургічних навичок, особливо у ринології. Це обумовлено економічними, юридичними та етичними аспектами. У порівнянні з традиційним використанням трупних зразків, віртуальні моделі, зокрема 3D-моделювання, мають більші переваги, такі як більша доступність, здатність наближення до реальних тканин та зниження витрат. Такі моделі дозволяють стажерам отримувати практичний досвід без ризику для пацієнтів та забезпечують можливість індивідуалізованого та структурованого навчання.

Ключові слова: функціональна ендоскопічна хірургія пазух (FESS), 3D-моделювання, хірургічна підготовка, ринологія.

Функціональна ендоскопічна хірургія пазух (FESS) – одна з операцій, що найчастіше виконуються в ринології [1, 2]. Ендоскопічні операції на пазухах і основі черепа включають області складної анатомії і вимагають від хірурга здатності маневрувати у вузькому операційному полі. Досвід цієї мінімально інвазивної хірургії потребує бімануальної вправності у невеликому тривимірному просторі, уникнення ключових життєвоважливих структур (орбіта, головний мозок та гілки сонної артерії) [3, 4]. Крім чіткого розуміння анатомії, необхідно навчати, практикувати та освоювати хірургічну техніку для досягнення стабільних та безпечних результатів [5, 6]. Хірургічна підготовка необхідна для того, щоб хірург набув відповідних навичок, що дозволяють безпечно видаляти перешкоджаючі клітини та пухлини і при цьому досягати найкращого результату для пацієнта. Поряд з літературою, підручниками та спостереженнями в операційній курси хірургічної підготовки є основою викладання хірургії. Раніше ці навички набувалися ординаторами, які спочатку спостерігали за операцією, а потім виконували процедури на пацієнтах під наглядом. Цей принцип, запропонований Вільямом Холстедом наприкінці XIX сторіччя («подивись раз, зроби раз, навчи раз»), був тривалий час «золотим стандартом» у навчанні лікарів хірургічного профілю. Це так зване «навчання на робочому місці» наражає пацієнтів на додатковий ризик та зростання ятрогенії. Традиційно курси та семінари проводяться з використанням трупних зразків. Штамбергер запропонував, щоб хірурги FESS препарували як мінімум 10 трупних людських голів, перш ніж приступати до операції на пацієнтах. Препарування людських трупів і моделей тварин певною мірою, хоч і ідеально підходить для навчальних цілей, стає дорожчим і суворо регулюється через етичні та юридичні норми в багатьох регіонах. Трупні зразки також несуть ризик зараження і мають анатомічну мінливість та варіабельність обумовлені перенесеними раніше хірургічними операціями на придаткових пазухах, мати непередбачувану анатомію, що може вплинути на досвід тренувань та валідацію результатів. Враховуючи труднощі отримання трупних зразків та обмеженість моделей та тренажерів, став необхідним пошук інших недорогих моделей, придатних для навчання [7, 8].

Моделювання – область сучасної післядипломної освіти, що швидко розвивається [9]. Підвищена увага до безпеки пацієнтів привела до дефіциту навчання порівняно з усталеними принципами хірургічного навчання. Останні передові методи 3D-друку дозволяють створювати 3D-моделі пазух носа на основі комп'ютерної томографії [10]. Оскільки якість друківаних матеріалів продовжує покращуватися, тактильне, «реальне» відчуття тканин робить такі моделі привабливою альтернативою трупним зразкам. Крім того, їх перевагою є передбачувана анатомія, а відсутність людських тканин означає, що ці курси можуть проводитись поза лабораторних установ. В літературі досліджується ряд варіантів створення моделей для навчання основним навичкам ендоскопічної хірургії [11]. Ці варіанти включають моделювання умов операції на перці та томатах, використання тканин тварин (зокрема, голови ягнят) як заміну трупним зразкам, а також різноманітні 3D-моделі та доповнену реальність. Кожна з цих моделей має свої переваги та недоліки, що ускладнює їхнє використання як повноцінної альтернативи трупному матеріалу. Використання абстрагованих моделей з використанням овочів сприяло поліпшенню базових хірургічних навичок, зокрема зорово-моторної координації, точності та маневреності ендоскопічних інструментів. 90% учасників погодилися, що участь у подібних тренуваннях підвищила їхню впевненість та підготувала до подальших етапів диссекцій на трупних зразках та, в подальшому, у живій хірургії [1]. Тканини тварин також можуть не повністю відобразити анатомію людського організму та реакції тканин на

хірургічні втручання. Використання голови ягняти широко застосовується в ендоскопічній хірургії носових пазух, оскільки її анатомічна схожість з анатомією людини добре документована. Відпрацювавши хірургічні навички на голові ягняти, студенти зможуть краще розпочати практичну підготовку під керівництвом експерта. До недоліків такої моделі відносяться необхідність зберігання, період підготовки перед використанням та обмежений час корисного використання моделі, який не перевищує 4 годин для уникнення розкладання зразка з подальшою втратою якості. Також важливо враховувати відмінності в анатомії більш складних структур, таких як задні гратчасті клітини, клиноподібний синус, лобовий синус і їхніх взаємозв'язків з сусідніми анатомічними орієнтирами. Схожість «овочевої» та «тваринної» моделей полягає у їхньому застосуванні як допоміжних засобів для вивчення базових навичок роботи з інструментами та відеоендоскопічним обладнанням, але вони не можуть використовуватися самостійно. Висока оцінка використання цих моделей підтверджується твердженнями учасників, що вони порекомендують таку методику навчання майбутнім ординаторам [2]. Щодо 3D моделей, більшість наукових досліджень на сьогоднішній день зосереджена на розробці та валідації 3D-моделей, приділяючи менше уваги оцінці їхньої освітньої ефективності [11, 12]. Використання друкованих моделей дозволяє провести оцінку технічних навичок шляхом об'єктивної структурованої оцінки (OSATS), а також аналізувати результати післядисекційного обстеження за допомогою КТ, щоб оцінити повноту обсягу виконаної диссекції. Перевагою 3D-моделей є можливість повторення операційних вправ, що дозволяє швидше засвоювати необхідні навички. Крім того, наявність дев'яти різних моделей різної складності і анатомічних особливостей дає можливість вибирати відповідно до рівня досвіду хірурга. Можливість використання стандартизованого друкованого матеріалу дозволяє систематизувати процес навчання та поетапно засвоювати навички, починаючи з простих моделей і переходячи до складніших [3]. Додатково студенти можуть вчитися, спостерігаючи за експертами, що виконують операції на аналогічних моделях. Ці методи навчання можуть здійснюватися як у прямому контакті з експертами, так і дистанційно через онлайн-платформи, де експерти можуть спостерігати за декількома студентами одночасно, що забезпечує можливість спостереження за кожним із них [13, 14]. Однак основною проблемою залишається відтворення реалістичних умов операції, таких як слизова оболонка, кровотеча та забруднення лінзи ендоскопа, що ускладнює процес навчання. Також використання друкованих моделей обмежується технічними та фінансовими причинами, де вартість моделі прямопропорційна її якості наближення до реальної (мукоперихондріальний лоскут та щільність кісткових структур, судинних оболонок і м'якотканинних утворень). Доповнена реальність є перспективною альтернативою, однак існують виклики пов'язані з розробкою відповідного обладнання та програмного забезпечення, а також забезпеченням реалістичності та точності симуляції [8, 15]. Розроблений симулятор доповненої реальності призначений для покращення навичок користувачів у виконанні складних технічних операцій, зокрема дворучної майстерності та моторної координації, що є важливими для FESS. Спостереження за зменшенням коливань у відстані між кінчиками інструментів зі зростанням досвіду свідчить про наявність помітної кривої навчання бімануальної майстерності, що варіюється в залежності від рівня кваліфікації. У відміну від фізичних моделей для тренувань, симулятор доповненої реальності забезпечує тактильний зворотний зв'язок від інструментів, такий як опір при контакті з носовими тканинами та вібрація від активації мікродабридера. Це дозволяє оцінити допустимий рівень застосування сили для уникнення пошкодження критичних структур. Важливість вимірювання сили також підкреслюється, оскільки тренування на трупних тканинах не дає можливості адекватно оцінити необхідну силу для виконання ендоскопічних процедур на приносних пазухах, тим самим не враховуючи допустимий рівень сили, необхідний під час FESS [13].

Хоча в нинішніх гайдлайнах з навчання хірургів використання трупного матеріалу є золотим стандартом, все більша увага приділяється моделям, що відтворюються. Ця тенденція обумовлена економічними, юридичними та етичними чинниками. Кожен тип моделі має свої переваги та обмеження, але найбільшу перспективу для застосування в освітніх цілях та плануванні має 3D моделювання. Основним завданням цього методу є максимальне наближення моделі до реальних тканин за тактильними характеристиками та можливістю їх диференціації, одночасно знижуючи витрати на відтворення і забезпечуючи більшу доступність для рутинного використання.

Література

1. Tikka S, Chaithra BG, Sharma SB, Janakiram TN. A Feasible, Low-Cost, Capsicum and Tomato Model for Endoscopic Sinus and Skull Base Surgery Training. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg.* 2022 Dec;74(Suppl 3):4565-4570. doi: 10.1007/s12070-021-02583-z. Epub 2021 Jul 5. PMID: 36742779; PMCID: PMC9895242.
2. De Oliveira HF, Bollela VR, Anselmo-Lima WT, Costa CAPO, Nakanishi M. A feasible, low-cost, reproducible lamb's head model for endoscopic sinus surgery training. *PLoS One.* 2017 Jun 29;12(6):e0180273. doi: 10.1371/journal.pone.0180273. PMID: 28662196; PMCID: PMC5491169.

3. Avrunin, O.G.; Nosova, Y.V.; Pavlov, S.V.; and etc. Possibilities of Automated Diagnostics of Odontogenic Sinusitis According to the Computer Tomography Data. *Sensors* 2021, 21, 1198. <https://doi.org/10.3390/s21041198>.
4. Avrunin, O.G.; Nosova, Y.V.; Pavlov, S.V.; Shushliapina, N.O.; and etc. Research Active 11. Posterior Rhinomanometry Tomography Method for Nasal Breathing Determining Violations. *Sensors* 2021, 21, 8508. doi: 10.3390/s21248508.
5. Suzuki M, Miyaji K, Watanabe R, Suzuki T, Matoba K, Nakazono A, Nakamaru Y, Konno A, Psaltis AJ, Abe T, Homma A, Wormald PJ. Repetitive simulation training with novel 3D-printed sinus models for functional endoscopic sinus surgeries. *Laryngoscope Investig Otolaryngol.* 2022 Jul 21;7(4):943-954. doi: 10.1002/liv.2.873. PMID: 36000044; PMCID: PMC9392405.
6. Suzuki M, Vyskocil E, Ogi K, Matoba K, Nakamaru Y, Homma A, Wormald PJ, Psaltis AJ. Remote Training of Functional Endoscopic Sinus Surgery With Advanced Manufactured 3D Sinus Models and a Telemedicine System. *Front Surg.* 2021 Oct 1;8:746837. doi: 10.3389/fsurg.2021.746837. PMID: 34660685; PMCID: PMC8517106.
7. Avrunin, O. G., Tymkovych, M. Y., Saed, H. F. I., Loburets, A. V., Krivoruchko, I. A., Smolarz, A., & Kalimoldayeva, S. (2019). Application of 3D printing technologies in building patient-specific training systems for computing planning in rhinology. Paper presented at the Information Technology in Medical Diagnostics II – Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018, 1–8. doi:10.1201/9780429057618-1.
8. Бажан О. В., Аврунін О. Г., Тимкович М. Ю. Використання технологій віртуальної реальності в пластичній хірургії. *Авіація, промисловість, суспільство : матеріали I Всеукраїнської науково-практичної конференції молодих вчених, курсантів та студентів, Кременчук. 2018. С. 184.*
9. V. Semenets, V. Kauk, O. Avrunin. “The advanced technology of remote training at the initial process” [“Vprovadjennya tehnologiy dystantsiynogo navchannya u navchalnii protses”], *High School*, 2009. – No. 5. – P. 40–45.
10. Тимкович М. Ю. Использование DICOM изображений в медицинских системах / М. Ю. Тимкович, О. Г. Аврунин, В.В. Семенец // НТУУ «КПІ» Техн. електродинаміка : Темат. вип. : Силова електроніка та енергоефективність, (СЕЕ’2012)». – Київ : НТУ «ХПІ». – 2012. – С. 178-183. ISSN 1607-7970.
11. Я. В. Носова, О. Г. Аврунін, Н. О. Шушляпина, І. Ю. Абделхамід, і А. Б. Алі Саед, «Порівняльний аналіз математичних та натурних моделей при визначенні коефіцієнту аеродинамічного носового опору», *Опт-ел. інфенерг. техн.*, вип. 42, вип. 2, с. 33-43, Жов 2022.
12. Аврунин О. Г. Особенности исследования носового дыхания при физических нагрузках / О. Г. Аврунин, Я. В. Носова, С. А. Худаева. // Тези доповіді 5-й всеукраїнської науково-практичної конференції «Здоров’я нації та вдосконалення фізкультурно-спортивної освіти в Україні». – 2018. – С. 117–119.
13. Varshney R, Frenkiel S, Nguyen LH, Young M, Del Maestro R, Zeitouni A, Saad E, Funnell WR; National Research Council Canada; Tewfik MA. The McGill simulator for endoscopic sinus surgery (MSESS): a validation study. *J Otolaryngol Head Neck Surg.* 2014 Oct 24;43(1):40. doi: 10.1186/s40463-014-0040-8. PMID: 25927463; PMCID: PMC4210497.
14. Павлов С. В., Аврунін О. Г., Злепко С. М., Бодяньський Є. В., Колісник П. Ф., Лисенко О. М., Чайковський І. А., Філатов В. О. (2019). Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія. Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К». – 2019. – 260 с.
15. Avrunin O. “The experience software-based design of virtual medical in trascopy systems for simulation study *International Journal*”, *Information Technologies and Knowledge*, 2018, Vol. 2, P. 470–474.

Костянтин ДЯДЮРА, д-р техн. наук, проф.,
Альона КИСИЛЕВСЬКА, канд. техн. наук, ст. наук. співроб.,
Ігор ПРОКОПОВИЧ, д-р техн. наук, проф.,
Аліна ГАЛАНЗОВСЬКА, студент,
Сергій ЯБАНЖИ, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: dyadyura.k.o@op.edu.ua

ПЕРЕХОДИ МІЖ ПАТТЕРНАМИ ПОВОДЖЕННЯ В БІОЛОГІЇ. ПРИКЛАД: РУХИ РУК

Анотація. Висока координація м'язів і нейронів проявляється у специфічних режимах макроскопічного руху, що описується одним керуючим параметром. Саме з наявністю одного-єдиного керуючого параметра пов'язана дуже мала кількість інформації – мале в порівнянні з інформацією, необхідною для опису окремо стану всіх нейронів та м'язів. Було показано, що принцип максимуму інформаційної ентропії дає змогу знаходити адекватний параметр порядку та навіть відповідне рівняння. Можна сподіватися, що складніші патерни поведінки можуть бути описані за допомогою невеликого числа параметрів порядку.

Ключові слова: самоорганізація, реабілітація, мимовільні осциляторні рухи, флуктуації, керуючий параметр.

Актуальність дослідження

У біології пояснення високої координації м'язів часто вдаються до ідеї «моторної програми». Відповідно до цієї ідеї після звернення до цієї програми нейрон починає керувати окремими рухами. При такому поясненні важко зрозуміти, чому взагалі мають виникати флуктуації: моторна програма цілком детермінована і не допускає жодних флуктуацій. Разом з тим критичні флуктуації вельми характерні для нерівноважних фазових переходів, які у тому випадку, коли має місце самоорганізація. Саме тому ми вважаємо, що виявлені в таких експериментах флуктуації істотно підкріплюють уявлення про м'язи і нейрони як про елементи, що утворюють систему, що самоорганізується (аналогічну лазеру, в якому при зміні одного керуючого параметра можуть відбуватися переходи між режимами різного типу). Однак експерименти, про які йдеться, не дозволяють відповісти на питання про те, чи відбувається самоорганізація у всій системі «м'язи та нейрони» або лише в нейронній підсистемі.

Мета дослідження

Метою даного дослідження є моделювання складних процесів, що відбуваються в нервових клітинах, якими зумовлені переходи у фазах активності.

Основні матеріали досліджень

Як відомо [1, 2] з численних прикладів з галузі фізики та хімії, системи, що самоорганізуються, можуть породжувати деякі характерні тимчасові структури. Певні структури, або патерни, можуть спостерігатися і в поведінці біологічних систем, наприклад, можуть виникати характерні режими вказівних пальців. Під час дослідження мимовільних осциляторних рухів двох вказівних пальців Келсо виявив цікаве явище [3]. За командою збільшити частоту протифазних антисиметричних рухів вказівних пальців (активність розгиначів одного пальця поєднується з активністю згиначів іншого пальця) у піддослідного суб'єкта раптово відбувся перехід до синфазного симетричного руху обох пальців (одночасної активності гомологічних груп м'язів) (рис. 1, 2, 3).

Хоча в різних суб'єктів цей фазовий перехід відбувався при, частотах, які сильно відрізняються, саме явище було цілком передбачувано. Якщо ж частоту переходів вимірювати в одиницях переважної частоти (тобто ввести для кожного суб'єкта незалежну міру частоти рухів, при якій він (або вона) готовий здійснювати циклічно повторювані рухи «хоч цілий день»), то безрозмірне

ставлення, що виходить, або «критичне значення», виявлялося однаковим у всіх піддослідних суб'єктів. Введення опору тертя руху супроводжувалося систематичною зміною кращої частоти і частоти переходу кожному суб'єкта, але змінювало критичного значення всім суб'єктів.

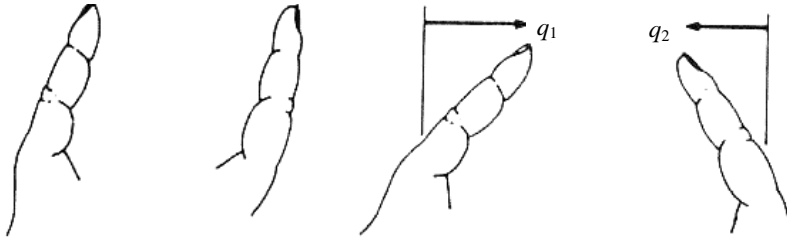


Рис. 1. Мимовільний перехід від паралельного руху пальців (ліворуч) до антипаралельного симетричного руху (праворуч)

Піки руху однієї руки утворюють масив даних, які підлягають обробці. Для кожного піку обчислюємо його зсув фазою відносно періоду від піку до піку іншого масиву. Побудований графік повторює фазову криву, у ньому виразно видно і відставання, і випередження по фазі.

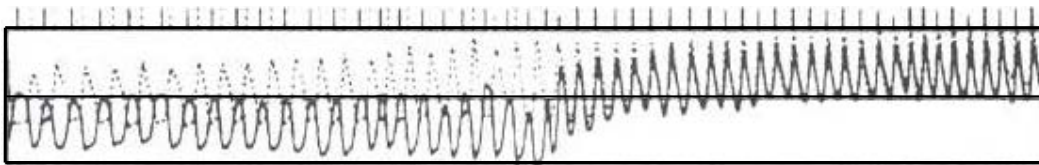


Рис. 2. Часові ряди: рух у часі лівої (суцільна лінія) та правої (пунктирна лінія) рук, суб'єкт за командою експериментатора просто збільшує циклічну частоту антисиметричної моді

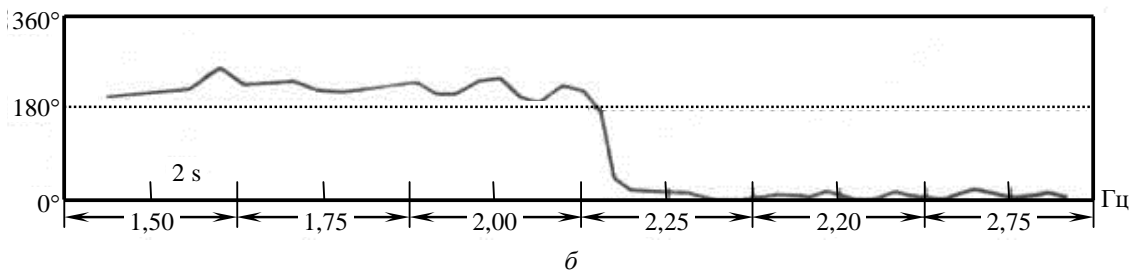


Рис. 3. Оцінка зсувів по фазі для піків руху однією рукою: неузгодженість фази між двома руками

Результати

Позначимо q_1 та q_2 , як показано на рис. 1, переміщення кінців пальців. Тоді:

$$\begin{aligned} q_1 &= r_1 \cdot \cos(\omega t + \varphi_1); \\ q_2 &= r_2 \cdot \cos(\omega t + \varphi_2). \end{aligned} \quad (1)$$

де r_1 та r_2 – амплітуди, які, як показують експериментальні дані, можна вважати не залежними від часу, але залежать від частоти ω , з якою повинні рухатися пальці.

φ_1 та φ_2 – фази функції часу, що повільно змінюються.

Надалі ми будемо припускати, що

$$\begin{aligned} r_1 &= r_2 = r; \\ \varphi_1 &= \varphi_2 = \varphi. \end{aligned}$$

Тепер вже нескладно застосувати принцип максимуму інформаційної ентропії та отримати функцію розподілу P наступного виду

$$P(\varphi) = \exp[-\lambda - \lambda_1 \cdot \cos \varphi - \lambda_2 \cdot \cos(2\varphi)]. \quad (2)$$

Множники Лагранжа λ , λ_1 та λ_2 залежать від ω не тільки тому, що від ω залежать множники r^2 та r^4 , що стоять перед середніми значеннями. Як свідчать експерименти, середні значення також залежить від ω . Експоненту, що входить у співвідношення (2), можна записати за допомогою потенціалу:

$$\hat{V}(\varphi) = \lambda_1 \cdot \cos \varphi + \lambda_2 \cdot \cos(2\varphi). \quad (3)$$

Цей потенціал визначає стійкі та нестабільні стани системи. Існує локальний мінімум, який рекомендує паралельному руху вказівних пальців. Коли параметр λ_2/λ_1 зменшується, цей мінімум стає більш плоским і врешті-решт зникає зовсім, що відповідає антипаралельному (або інакше кажучи, симетричному) руху пальців, про який ми згадували вище. Єдине припущення полягає в тому, що відношення λ_2/λ_1 залежить від частоти ω , яка змушує. Але на цьому можливості нашої моделі далеко ще не вичерпуються. Розглянемо випадок, коли примушуюча частота настільки велика, що реалізується лише стан із симетричним рухом пальців. В даному випадку залишається стан $\varphi = 0$.

Цей стан, при якому підослідний суб'єкт, продовжуватиме симетрично рухати вказівними пальцями і після того, як частота зменшиться і стане нижчою за критичну. Це теоретичне передбачення було перевірено Келсом і підтвердилося.

Особливість цих простих експериментів полягає в раптовій і зовсім мимовільній зміні впорядкування, або фазування, активності м'язових груп при певній критичній частоті, що визначається індивідуальними особливостями суб'єкта. Зміни у координації рухів можуть бути спричинені змінами одного параметра, процесу, що відбуваються в нервових клітинах, якими зумовлені переходи у фазах моторної активності, поки що мало зрозумілі.

Висновки

Таким чином можна стверджувати, що основні особливості описаних вище експериментів зводяться до наступних:

- наявності лише двох стійких фазових станів («атракторів») у рухах рук (яка саме фаза спостерігається, залежить від того, як підготовлена система, тобто від команди рухати кистями чи вказівними пальцями синфазно чи у протифазі);
- різкого переходу з одного стану атрактора в інший за деякої критичної частоти циклічних рухів;
- існування в закритій області (при частоті вище критичної) лише однієї моди (симетричних синфазних рухів);
- збереження симетричної моди при зниженні циклічної частоти (інакше кажучи, при зменшенні частоти система не повертається в спочатку підготовлений стан, що свідчить про існування областей тяжіння симетричної та антисиметричної мод та придушення однієї з них).

Література

1. Brenner, J.E., Igamberdiev, A.U. (2021). Structures and Complex Systems. In: Philosophy in Reality. Studies in Applied Philosophy, Epistemology and Rational Ethics, vol 60. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-62757-7_16.
2. Ouazan-Reboul, V., Agudo-Canalejo, J. & Golestanian, R. (2023) Self-organization of primitive metabolic cycles due to non-reciprocal interactions. *Nat Commun*, 14, 4496. <https://doi.org/10.1038/s41467-023-40241-w>
3. Abrahamson, D., Mechsner, F. (2022) Toward Synergizing Educational Research and Movement Sciences: a Dialogue on Learning as Developing Perception for Action. *Educ Psychol Rev*. 34, 1813–1842. <https://doi.org/10.1007/s10648-022-09668-3>.

Bogdan GRYSHCHUK¹, Postgraduate,
Vladyslav SHLYKOV², DSc, Assoc. Prof.

¹State Institution of Science "Research and Practical Center of Preventive and Clinical Medicine", Kyiv, Ukraine, e-mail: torolw@gmail.com

²National Technical University of Ukraine, Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine

MODELLED TEMPERATURE CHARACTERISTICS OF HUMAN KNEE JOINT MENISCUS

Abstract. The aim of this study was investigate radiofrequency (RF) plasma temperatures around the active electrode of a bipolar arthroscopic RF resector and human knee meniscus tissue temperatures during RF resection. Knee arthroscopy knowing the optimal parameters for RF meniscus resection, such as resection temperature, mechanical stress on tissues, and process duration, is important. The parameters for RF tissue resection, such as RF plasma temperature, meniscus heating temperature, meniscus load, and resection process duration were determined by modelling the heating process of the knee joint meniscus using special COMSOL software.

Keywords: arthroscopy; knee joint; meniscus resection; radiofrequency; temperature.

Introduction

Meniscal injury accounts for 75% of all knee injuries, with an incidence of 60...70 per 100,000 population and a prevalence of 12...14% [1]. Arthroscopic repair of a damaged meniscus is common in surgery, ranging from 10...20% [1, 2]. Mechanical resection has been the gold standard for treating knee injuries for years [3, 4]. In addition, special milling cutters and shavers are used in the mechanical resection process, which use a powered motor to reduce time loss when repeating resection cycles, increasing the mechanical stress on the meniscus tissue. This study aimed to determine the temperature parameters of RF plasma around the active electrode and the human knee joint meniscus tissue temperature during RF resection. In addition, it aimed to improve the RF resection technology, which can be successfully used to perform partial resection of the knee joint meniscus. In particular, it is necessary to experimentally determine the temperature indicators (characteristics or properties) of RF resection of the meniscus.

Materials and methods

The RF resection process model built in COMSOL Multiphysics 5.1 used a constant value for the force applied to the loop electrode, resection time, and electric potential on the electrode's surface. A mathematical model of a resection process involving a loop electrode immersed in the tissue of the knee joint meniscus during RF resection was built in COMSOL (Fig. 1).

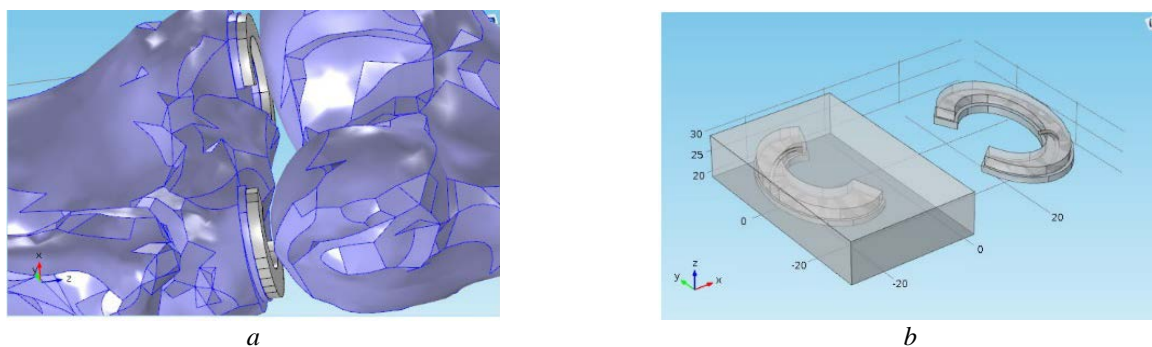


Fig. 1. The RF resection process model: (a) knee joint model with meniscus; (b) model of an electrode immersed in the meniscus tissue in a conductive liquid (0.9% NaCl)

Modelling the temperature distribution in a three-phase medium (electrode – meniscus and electrode – liquid) at a frequency of 100 kHz allowed us to study the non-stationary distribution of the temperature field during RF resection using an infrared thermograph and a pyrometer.

The physical parameters of the knee joint meniscus applied to the model in COMSOL Multiphysics were: thermal conductivity = 0.5 W/m·K; density = 30.9 kg/m³; heat capacity = 60 J/kg·K; emissivity = 0.96 W/m².

Ten meniscus and RF plasma temperature measurements were made per experiment. The change in temperature of the isolated meniscus and nearby tissues in the centre of a loop electrode applied three times (inclusions) during HF resection with the Quantum 2 generator is shown in Figure 2.

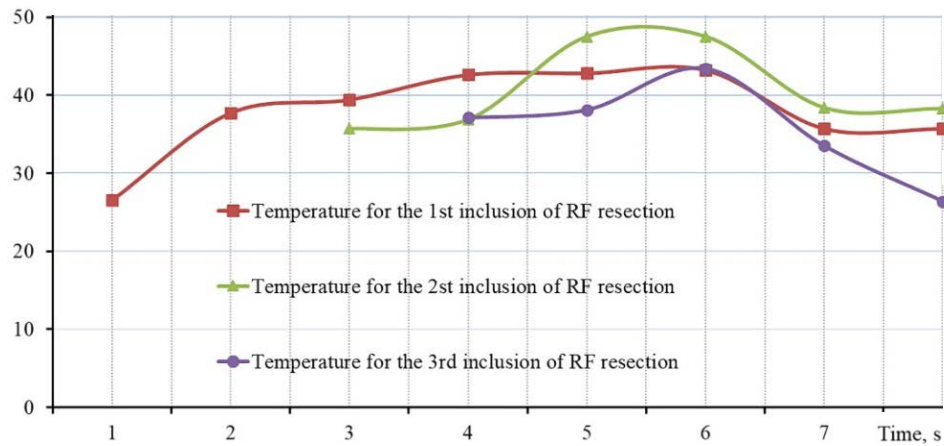


Fig. 2. Changing in temperature of the isolated meniscus and nearby tissues in the centre of the applied loop electrode: the first 8-second RF resection inclusion (a); the second 5-second RF resection inclusion (b); the third 3-second RF resection inclusion (c)

The temperature dispersion in time readings for each temperature measurement was $\pm 1^\circ\text{C}$, corresponding to an instrument error for temperature measurement of no more than $\pm 2\%$ in the range $0 \dots 90^\circ\text{C}$.

Since the course of tissue thermal denaturation processes depends on temperature penetration deep into the tissue, this temperature value was determined by the RF resection simulation results in the COMSOL environment (Fig. 3).

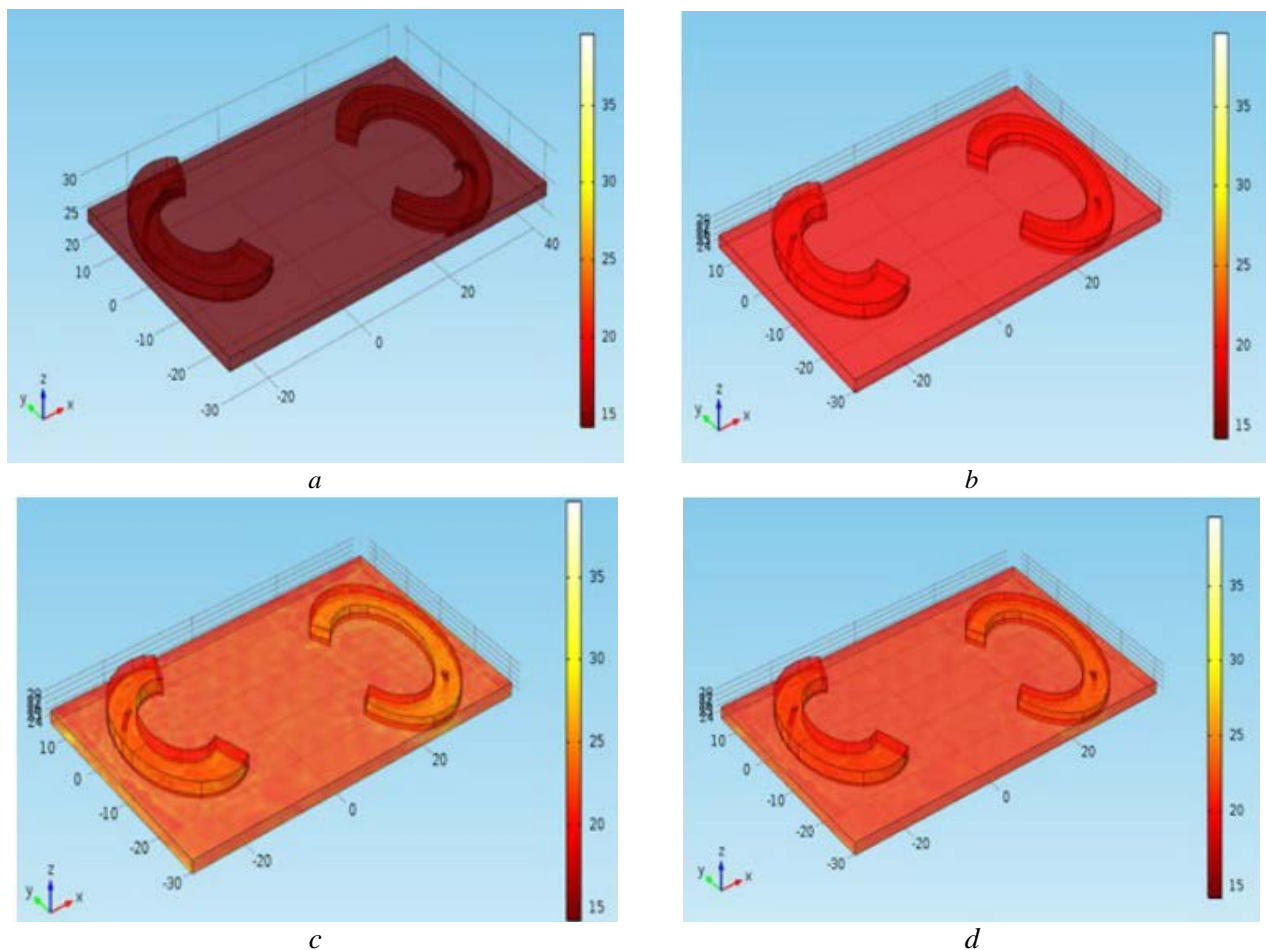


Fig. 3. COMSOL model of the temperature distribution in the meniscus: after 0.1 s at a conductive fluid temperature of $+18^\circ\text{C}$ (a); after 0.3 s at a conductive fluid temperature of $+20^\circ\text{C}$ (b); after 0.6 s at a conductive fluid temperature of $+25^\circ\text{C}$ (c); after 0.9 s at a conductive fluid temperature of $+30^\circ\text{C}$ (d)

The RF resection process simulation shows simultaneous and uniform heating of the knee joint meniscus and conductive fluid (0.9% NaCl) to 36°C. The simulation results in COMSOL agree with the experimental data obtained during the RF resection of an isolated meniscus (Fig/ 4).

The optimal conditions for RF resection were determined based on the experimental and modelling data: (1) the meniscus's heating temperature during RF resection using a meniscus resector in a conductive fluid was 31...37 °C; (2) the meniscus's heating temperature when performing RF resection using a meniscus resector without a conductive fluid was 45...55 °C; (3) the temperature of the HF plasma was >37°C. Using these parameters for RF resection with the described arthroscopic instrument and a loop electrode will predictively improve the meniscal injury treatment results, confirmed by 10 clinical experiment results. Evidence supporting the efficacy of RF resection in treating meniscal injuries will be validated in future laboratory and clinical studies. The long-term postoperative effect of RF resection on the tissues surrounding the meniscus will be investigated in future studies.

Conclusions

The proposed RF resection technology can be used to perform partial resection of the knee joint meniscus. Studies have shown that mathematical modelling of the knee joint meniscus and conductive fluid heating processes due to a bipolar electrode through which an HF current passes closely aligns with experimental data. The optimal conditions for RF resection obtained from thermographic studies and modelling, such as the temperature of the knee joint meniscus and conductive fluid and resection process duration, can improve meniscus injury treatment result.

References

1. Logerstedt D.S., Snyder-Mackler L., Ritter R.C., Axe M.J., Godges J (2010) Knee pain and mobility impairments: meniscal and articular cartilage lesions. *J Orthop Sports Phys Ther* 40(6), A1–597. doi: 10.2519/jospt.2010.0304.
2. De Smet A.A, Blankenbaker D.G, Kijowski R, Graf B.K., Shinki, K. MR (2009) Diagnosis of posterior root tears of the lateral meniscus using arthroscopy as the reference standard. *Am J Roentgenol* 192(2), 480–486. doi: 10.2214/AJR.08.1300.
3. Spahn G., Hofmann G.O., von Engelhardt L.V (2015) Mechanical debridement versus radiofrequency in knee chondroplasty with concomitant medial meniscectomy: 10-year results from a randomized controlled study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 24(5), 1560–1568. doi: 10.1007/s00167-015-3810-6.
4. Strobel M (1998) *Manual of arthroscopic surgery*. Springer: Berlin and Heidelberg, Germany. doi: 10.1007/978-3-540-87410-2.

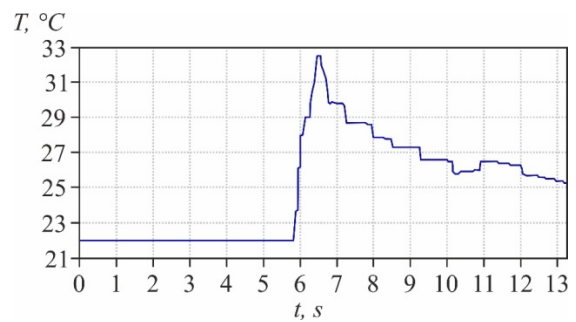


Fig. 4. Average temperature changes in the meniscus in the loop electrode's application area using conductive liquid (0.9% NaCl) in the experimental data (confidence interval = 1 °C; $p < 0.001$ for the data).

Альона КИСИЛЕВСЬКА¹, канд. техн. наук, ст. наук. співроб.,
Ігор ПРОКОПОВИЧ¹, д-р техн. наук, проф.,
Костянтин ДЯДЮРА¹, д-р техн. наук, проф.,
Олена ГОЖЕНКО², д-р. мед. наук, проф.,
Марія БУКОВСЬКА¹, студент

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: kisilevskaya07@gmail.com

² Санаторій «Одеса» Служби Безпеки України, м. Одеса, Україна

ДОСЛІДЖЕННЯ МІЖНАРОДНИХ ЗАГАЛЬНИХ І ТЕХНІЧНИХ ВИМОГ ДО ЛІКУВАЛЬНИХ ТА РЕАБІЛІТАЦІЙНИХ БАСЕЙНІВ

Анотація. Для розроблення національних вимог до лікувальних та реабілітаційних басейнів, включаючи щодо інженерних рішень для їх спорудження, вивчено міжнародні вимоги. Досліджено дефеніції гідротерапевтичного, лікувального, реабілітаційного басейнів та особливості їх облаштування. Показано загальні та відмінні вимоги до них з урахуванням функціонального використання. При спорудженні лікувальних і реабілітаційних басейнів для забезпечення якості терапевтичних послуг важливим є збалансувати терапевтичні переваги цих басейнів із гострою увагою до їх безпечності та забезпечити створення інклюзивного простору.

Ключові слова: лікувальний басейн, реабілітаційний басейн, реабілітація, гідротерапія, бальнеотерапія.

Актуальність дослідження

На сьогодні потреби щодо реабілітації населення, особливо, військовослужбовців, на жаль, зростають. Вправи і процедури, які проводяться в реабілітаційних та лікувальних басейнах, входять до комплексу заходів з лікування, відновлення та реабілітації. В Україні вимоги до лікувальних басейнів нечіткі, а до реабілітаційних басейнів – відсутні. Отже для якісних водних реабілітаційних та лікувальних процедур (гідротерапії) необхідно розробити національні вимоги до організації цих процедур, включаючи щодо інженерних рішень для спорудження відповідних басейнів. Для цього слід вивчити міжнародний досвід.

Мета дослідження

Метою цього дослідження було дослідити міжнародні технічні вимоги до організації водних процедур у басейнах з метою лікування і реабілітації та спорудження басейнів відповідно до їх функціональності; порівняти їх з національними.

Основні матеріали досліджень

У світі потужними драйверами розвитку гідротерапевтичних послуг в басейнах є зростання поширеності травм спинного мозку, збільшення числа людей похилого віку, нездоровий спосіб життя, зростання попиту на немедикаментозні методи лікування, зокрема гідротерапію, використання її для спортивних тренувань і реабілітації. Обсяг ринку гідротерапевтичного обладнання має перевищити 7 млрд. дол. США до кінця 2035 року (2022 році – 3 млрд. США). Гідротерапія, яка передбачає використання води в терапевтичних цілях, набула популярності як ефективний спосіб полегшити біль, зменшити стрес і сприяти покращенню самопочуття [1]. Наразі гідротерапія також є одним з методів фізичної та реабілітаційної медицини, спрямованим на покращення рухливості суглобів, сили, рівноваги, та функцій у напівневагомому середовищі [2]. Згідно з [3] у реабілітаційних центрах та відділеннях має бути гідротерапевтичний басейн. Басейн – комплекс споруд і пристроїв, функціонально зв'язаних між собою, головним завданням якого є забезпечення необхідної якості води і максимально можливого комфорту та функціональності.

Результати

Слід визначитися з дефініціями видів басейнів, в яких надаються медичні послуги, та проаналізувати чинні національні вимоги.

З прийняттям нещодавно національних стандартів щодо приватних і побутових плавальних басейнів та нової версії з ДБН В.2.2-10:2022 «Заклади охорони здоров'я. Основні положення» виключено поняття «лікувально-плавальний басейн», залишено лише «лікувальний басейн», оскільки «басейн» та «плавальний басейн» прямо не пов'язані із наданням медичної та реабілітаційної допомоги у сфері охорони здоров'я. З 2017 р. зі скасуванням в Україні ряду державних санітарних

правил і норм законодавчі та нормативні вимоги до лікувальних басейнів нечіткі, а до реабілітаційних відсутні.

У міжнародній практиці, зустрічаються різні поняття басейнів, в яких надаються медичні (терапевтичні) послуги.

Терапевтичні, гідротерапевтичні басейни. Вид гідротерапії. Басейни, розроблені спеціально для терапевтичних цілей (для проведення під наглядом кінезіотерапевтичних купальних процедур, можливо, у поєднанні з підводною гімнастикою). Особливості:

- температура – 33...36 °С (поєднання теплої води та масажних струменів заспокоює біль у м'язах і полегшує біль у суглобах);
- дизайн (інклюзивні – мають додаткове обладнання поручнями, пандусами, сидіннями, ліфтами та ін.);
- розміри (можуть мати різні розміри відповідно до видів процедур);
- санітарні вимоги щодо безпечності (санітарія та якість води);
- спеціальне обладнання (для виконання відповідних процедур, наприклад, підводні бігові доріжки, велосипед, смуга водних перешкод, форсунки та ін.);
- призначення (згідно з показаннями з терапевтичною метою);
- професійний нагляд (процедури часто проводяться під наглядом фахівців, (фізіотерапевтів або ерготерапевтів) [4].

Лікувальні басейни. Вид бальнеотерапії. Басейни, в яких застосовується лікувальна вода, якщо терапевтичні послуги надаються в басейні з використанням фізико-хімічних властивостей води, а також морська вода. Також може застосовуватися підігріта питна або термальна вода, якщо басейн використовується переважно для надання терапевтичних послуг (лікувальне плавання, лікувальна гімнастика, витягування тощо) з використанням температури води [5]. Особливості, окрім вищеперелічених:

- лікувальні властивості води повинні бути підтвержені і зберігатися під час експлуатації басейну;
- температура – 30...37 °С (максимум – 40 °С; у термальних та інших спеціальних лікувальних басейнах може бути вище) [6];
- облаштування спеціальними витяжками в разі використання лікувальних вод, які містять природні гази, зокрема, радон, сірководень та діоксид вуглецю [7];
- експлуатація басейну за однією з систем: відкритої (з постійним припливом лікувальної води з водозабору та відтоком води з басейну), частково закритої (з визначеним припливом лікувальної води з водозабору, з обробкою води фізико-хімічними методами за межами басейну та повторним введенням її в басейн);
- санітарні вимоги щодо облаштування басейну (роздягальні, душ тощо);
- призначення і контроль проведення терапевтичних процедур лікарем.

Реабілітаційні басейни. Різновид терапевтичних басейнів. Вид гідротерапії. Спеціалізований басейн, який використовується для допомоги в реабілітації пацієнтів з різними фізичними захворюваннями або травмами. Особливості:

- температура – 28...34 °С [6];
- використовується питна вода;
- безперервна автоматична рециркуляція та обробка води знезараженням;
- дизайн (мають обладнання для людей з обмеженими фізичними можливостями);
- санітарні вимоги щодо безпечності (санітарія та якість води);
- спеціальне обладнання – тренажери, які можуть бути як окремим конструктивним елементом, так і постійними частинами чаші басейну для виконання процедур (підводні бігові доріжки, велосипед, смуга водних перешкод, форсунки та ін.);
- призначення відповідних вправ та процедур згідно з показаннями;
- професійний нагляд (під наглядом фізіотерапевтів або ерготерапевтів [7].

Щодо проєктних рішень реабілітаційних басейнів теж є відмінності в порівнянні з лікувальними, зокрема, щодо забезпечення корисної місткості одночасного перебування певної кількості пацієнтів, змінної глибини води, температури води, облаштування спеціальними приладами для проведення кінезіотерапевтичних процедур, підйомним обладнанням, точками кріплення тощо.

Проте для лікувальних вод більш суворіші вимоги щодо безпечності лікувальної води, методів її дезінфекції. Так метод дезінфекції має унеможливити зміну хімічного складу води (наприклад, варто застосовувати ультрафіолетове опромінення).

Загальними питаннями, але з особливостями відповідно до типу басейнів, є: проектування системи водопостачання та водовідведення, спорудження водоочисної станції, гігієнічне обслуговування, облаштування приміщень та ін. Важливим питанням є контроль безпечності та якості води в басейні. В Україні це регулюється на рівні методичних рекомендацій [8], тоді як в інших країнах – на рівні стандартів та нормативно-правових актів.

Висновок

При проектуванні басейну для лікування і реабілітації вкрай важливо забезпечити його функціональність та комфорт користувача. Необхідно забезпечити не тільки безпечне середовище під час плавання, але й оптимізувати його терапевтичні переваги. Важливо забезпечити доступність басейну, щоб зробити його зручним для всіх людей, незалежно від їхніх фізичних можливостей. Міжнародний досвід у цій сфері дозволить впровадити провідні розробки, у тому числі інноваційні, щодо організації лікування, реабілітації та відновлення здоров'я в нашій країні.

Література

1. Hydrotherapy Equipment Market Size & Share, by Type (Pools, Tub/Bath, Chambers/Tanks, Underwater Treadmills); Application (Cardiology, Pain Management); End-user (Hospitals & Rehabilitation, Spa & Wellness Center) – Global Supply & Demand Analysis, Growth Forecasts, Statistics Report 2023-2035. <https://www.researchnester.com/reports/hydrotherapy-equipment-market/3896>.
2. Альянс Європейських органів Фізичної та Реабілітаційної Медицини. Біла Книга з Фізичної та Реабілітаційної Медицини (ФРМ) в Європі. *Український журнал фізичної та реабілітаційної медицини*. 2018. № 2. С. 5–206.
3. Sivan, Manoj and others (eds), Oxford Handbook of Rehabilitation Medicine, 3 edn, Oxford Medical Handbooks (Oxford, 2019; online edn, Oxford Academic, 1 Aug. 2019), <https://doi.org/10.1093/med/9780198785477.001.0001>.
4. EWAC Medical. <https://www.ewacmedical.com>.
5. 37/1996. (X. 18.) NM rendelet a közfürdők létesítésének és üzemeltetésének közegészségügyi feltételeiről https://jogkodex.hu/jsz/1996_37_nm_rendelet_6026735.
6. BN-90/9568-02 Uzdrowiskowe baseny lecznicze i rehabilitacyjne. Wymagania podstawowe. <https://bc.pollub.pl/dlibra/publication/10858/edition/10699?language=pl>.
7. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 kwietnia 2012 r. w sprawie określenia wymagań, jakim powinny odpowiadać zakłady i urzędnictwo lecznictwa uzdrowiskowego. <https://isap.sejm.gov.pl/isap.nsf/DocDetails.xsp?id=WDU20120000452>.
8. Методичні рекомендації по контролю за якістю природних лікувальних ресурсів у місцях відпуску лікувальних процедур та в лікувально-плавальних басейнах. М. В. Лобода, Е. О. Колесник, В. В. Ковальська [та ін]; ЗАТ лікувально-оздоровчих закладів профспілок України «Укрпрофоздоровниця», УкрНДІ медичної реабілітації та курортології. К.: Броварська друкарня, 1996 р. 9 с.

Костянтин ДЯДЮРА¹, д-р техн. наук, проф.,
Василь РИБАК², канд. мед. наук,
Михайло НЕТКАЧЕВ¹, студент,
Кирило КАЛІНІН¹, студент
Сергій ЗАБОРСЬКИЙ¹, аспірант

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: dyadyura.k.o@op.edu.ua

² Відділення стаціонарної після гострої та довготривалої реабілітаційної допомоги КНП «МКЛН№10» ОМР, м. Одеса, Україна

ПРОЕКТУВАННЯ КОРОНАЛЬНИХ ПЛАСТИН ТА ІМПЛАНТІВ: ПЕРСПЕКТИВИ ТА ВИКЛИКИ

Анотація. Щелепно-лицевий протез, альтернатива хірургічному втручанню для реабілітації пацієнтів із вадами обличчя (вродженими чи набутими внаслідок злоякісного захворювання чи травми). Головною метою розроблення та встановлення таких протезів є покращення якості життя пацієнтів шляхом заміни частин обличчя або відсутніх ділянок кісток і м'яких тканин і відновлення ротової функції таких як ковтання, мова та жування. Автоматизоване проектування (CAD/CAE/CAM) та адитивне виробництво (3D друк) відкрили новий підхід до виготовлення щелепно-лицевих протезів. У роботі досліджуються технології проектування та виготовлення щелепно-лицевих протезів. Кортикальна кістка була сегментована з даних комп'ютерної томографії пацієнта за допомогою програмного забезпечення. Індивідуальні імплантати (PSI) були розроблені та виготовлені за допомогою технологій CAD/CAE/CAM.

Ключові слова: щелепно-лицеве протезування, анапластологія, верхньощелепний obturator, CAD, CAM, програмне забезпечення для проектування

Актуальність дослідження

Щелепно-лицеві дефекти, які можуть бути спричинені різними причинами, такими як генетичні фактори, фактори росту та розвитку, травми, часто призводять до численних проблем, починаючи від дефектів зубів і зубних рядів, неправильного прикусу до щелепно-лицевих деформацій [1, 2]. Що стосується цих складних випадків, то найскладнішим етапом їх лікування є комплексна діагностика, планування та прийняття рішення щодо застосування індивідуальних імплантів (рис. 1) [3].



Рис. 1. Імплантат, який використовується для заміни частини щелепної кістки

Щелепно-лицьова кістка є персоналізованою природною людською кісткою, і її важко відновити після дефекту. Існують проблеми в тому, як розробити замітник, який підходить до непошкодженої частини, і розробити біоміметичну структуру для структури трабекулярної кістки. Дизайн індивідуальних імплантів став більш зручним та ефективним завдяки останнім досягненням в області медичної візуалізації, комп'ютерного проектування, аналізу кінцевих елементів, біосумісних матеріалів і технологій 3D-друку (адитивне виробництво). У цьому дослідженні ми проводили розробку індивідуальних щелепно-лицевих імплантів і направляючих, висвітлили поточні ідеї та зосередилися на отриманих клінічних результатах. У роботі представлені етапи проектування індивідуальних імплантів (PSI).

Мета дослідження

Метою даного дослідження є моделювання та виготовлення індивідуальних імплантів пацієнта з підтримкою віртуального 3D-планування та технології CAD-CAM для застосування в щелепно-лицевій хірургії.

Основні матеріали досліджень

Дефекти нижньої щелепи відновлюють переважно за допомогою індивідуальних імплантів пацієнта або хірургічних методів реконструкції. Основними видами PSI є анатомічні титанові енопротези, які відновлюють втрачені частини нижньої щелепи без додаткових кісткових аутотрансплантів, індивідуальні фіксатори у формі жолоба та конструкції, що поєднують елементи енопротеза та індивідуального фіксатора пацієнта. Після операційні результати щелепно-лицевих хірургічних втручань можуть бути покращені шляхом інтеграції індивідуальних імплантів до протоколу лікування. Завдяки цьому новому підходу виключається контурна форма, яка необхідна для забезпечення геометричної сумісності між анатомічною формою пацієнта та імплантатом. Розташування гвинтів можна запланувати під час передопераційного моделювання, щоб не пошкодити будь-яку анатомічну структуру. Ця передопераційна підготовка скорочує час перебування в операційній. Крім того, для фіксації імплантів у запланованому положенні можна використовувати індивідуальні напрямні для остеотомії та свердла, що мінімізує можливість пошкодження щелепно-лицевої області та робить хірургічне втручання точнішим [4].

Етапи виготовлення таких імплантів включають [5]:

- 1) отримання тривимірної твердотільної моделі анатомічних структур із двовимірних сканованих зображень пацієнта;
- 2) моделювання операції на анатомічній комп'ютерній моделі;
- 3) проектування PSI відповідно до моделі пацієнта,
- 4) виготовлення імплантів за допомогою належних адитивних методів виробництва.

Двостороння сагітальна розщеплена остеотомія (BSSO) для нижньої щелепи є одними з найбільш часто використовуваних методик для ортогнатичної хірургії [6]. Для дефектів нижньої щелепи було розглянуто класифікацію Кантора та Кертиса, яка довела свою корисність для спрямування хірургічної та протезної реабілітації.

Результати

Верхню та нижню щелепу з скронево-нижньощелепним суглобом та виличним відростком сегментували з урахуванням порогів кісткової тканини одиниці Хаунсфілда (HU) між 226 та 3071 HU. КТ зображення представлено на рис. 2, *а*. Створили 3D-моделі нижньої щелепи з двовимірних зображень (рис. 2, *б*). Для цього використовувалося некомерційне програмне забезпечення з відкритим вихідним кодом (3D Slicer, Slicer Wiki). Результати моделювання показали, що навантаження на нижню щелепу розподіляється симетрично, а трансплантат односторонньої збірної реконструкційної пластини та щелепно-лицевого протеза ефективно врівноважував передачу напруги під час процесу оклюзії (рис. 2, *в*). Результати досліджень показують, що 3D-геометричне відхилення між запланованим положенням і післяопераційним результатом становило 0,60 мм (95%-ДІ 0,46-0,74, діапазон 0,32...1,11 мм) для пацієнтів з PSI та 0,86 мм (95%-ДІ 0,44-1,28, діапазон 0,09...2,60 мм) для пацієнтів з хірургічними шинами. Після операційні відмінності для абсолютних і знакових одиничних лінійних відхилень між запланованим і післяопераційним положенням були трохи вищими щодо осі *x* і кроку, але нижчими щодо осей *y* і *z*, а також повороту та повороту для PSI порівняно з хірургічними шинами.

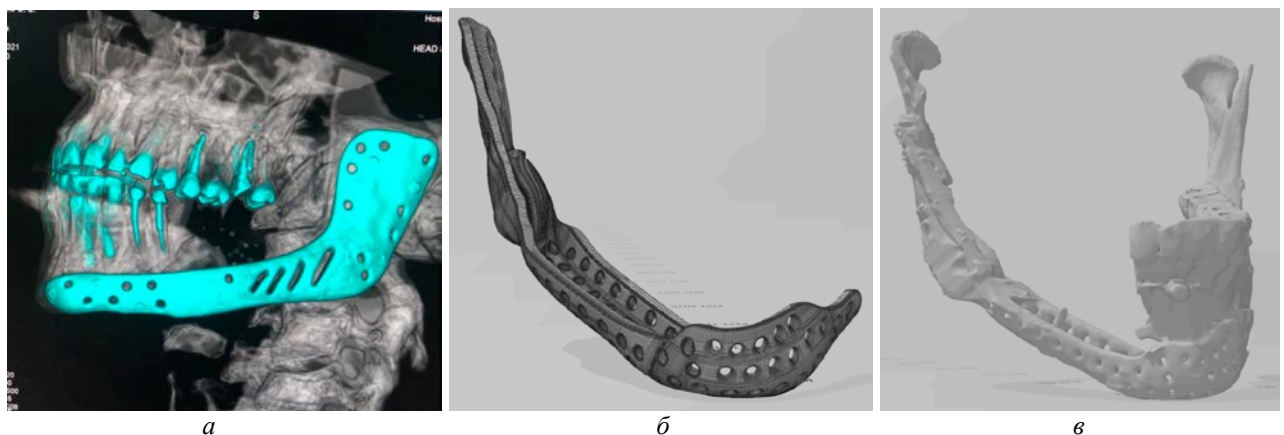


Рис. 2. Сагітальний вид тривимірної моделі верхньої і нижньої щелепи (*а*); модель індивідуального імплантата пацієнта (*б*); встановлений імплантат на пошкоджену ділянку нижньої щелепи (*в*)

Не було суттєвих відмінностей щодо глобального геометричного відхилення, абсолютних і знакових лінійних відхилень на осі x, y та z, а також обертання (рискання, тангаж та крен) між обома групами. Таким чином, індивідуальні імплантати та хірургічні шини забезпечують еквівалентну високу точність.

Висновок

Індивідуальні імплантати пацієнта з підтримкою віртуального 3D-планування та технології CAD-CAM представляють наступний рубіж у реабілітації складних щелепно-лицевих дефектів, поступово замінюючи золоті стандартні аутоотрансплантати як бажаний спосіб реконструкції. Це дослідження підтверджує переваги PSI для пацієнтів із великими дефектами та, часто, попередньою реконструкцією, які потребують вторинної посттравматичної орбітальної реконструкції. Використання обох опор або подовження обох виявилось ефективним у контролі позиціонування імплантату: можна було встановити значний позитивний вплив на крен і поворот відповідно. Гіпотезу про те, що положення імплантату впливає на клінічний результат, не вдалося встановити в цьому дослідженні, що могло бути пов'язано зі специфікою дослідження з точним розташуванням імплантату та загальними позитивними клінічними результатами.

Література

1. Chowdhury, S.K.R., Padha, K., Kumar, R. et al. (2023) Scope of PSI in Maxillofacial Region: Our Experience. *J. Maxillofac. Oral Surg.* 22 (Suppl 1), 124–132. <https://doi.org/10.1007/s12663-022-01832-0>.
2. Michelinakis, G., Apostolakis, D., Kamposiora, P. et al. (2021) The direct digital workflow in fixed implant prosthodontics: a narrative review. *BMC Oral Health.* 21, 37. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01398-2>.
3. Lv, L., He, W., Ye, H. et al. (2022) Interdisciplinary 3D digital treatment simulation before complex esthetic rehabilitation of orthodontic, orthognathic and prosthetic treatment: workflow establishment and primary evaluation. *BMC Oral Health.* 22, 34. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02070-z>.
4. Farook, T.H.; Jamayet, N.B.; Abdullah, J.Y.; Asif, J.A.; Rajion, Z.A.; Alam, M.K. (2020) Designing 3D prosthetic templates for maxillofacial defect rehabilitation: A comparative analysis of different virtual workflows. *Comput. Biol. Med.* 118, 103646. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2020.103646>.
5. Habib, A.A.I., Sheikh, N.A. (2022) 3D Printing Review in Numerous Applications for Dentistry. *J. Inst. Eng. India Ser. C* 103, 991–1000. <https://doi.org/10.1007/s40032-022-00810-2>.
6. Yagiz, A., Dogru, S.C., Üzel, M., Kocaelli, H., Arslan, Y.Z., Cansiz, E. (2021). Design of Patient-Specific Maxillofacial Implants and Guides. In: Sharma, N.R., Subburaj, K., Sandhu, K., Sharma, V. (eds) *Applications of 3D printing in Biomedical Engineering*. Springer, Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-33-6888-0_5.

Євгеній СЕМЕНОВ¹, д-р мед. наук, проф.,

Микола СУР'ЯНИНОВ², д-р техн. наук, проф.

¹ Інститут стоматології та щелепно-лицевої хірургії НАМН України, м. Одеса, Україна, e-mail: vesnik@email.ua

² Одеська державна академія будівництва та архітектури, м. Одеса, Україна

НАПРУЖЕНИЙ СТАН ГВИНТА, ЩО ПОЄДНУЄ ІМПЛАНТАТ І АБАТМЕНТ

Анотація. Досліджено напружено-деформований стан гвинта, що з'єднує імплантат і абатмент з фіксованою на ньому незнімною ортопедичною конструкцією, що заміщає центральний різець верхньої щелепи при різних кутах передачі навантаження та заданій величині стирання сусідніх зубів-антагоністів. В результаті чисельного аналізу показано, що розкручування гвинта, що з'єднує внутрішньокісткову частину імплантату з абатментом, неминуче. Перш за все це відбудеться при прямому прикусі та вугіллі передачі навантаження 145°, пізніше за все – при глибокому прикусі та вугіллі передачі навантаження 135°.

Ключові слова: гвинт, напружений стан, імплантат, абатмент, ANSYS

Актуальність дослідження

З використанням імплантатів можливе виготовлення умовно-знімних та незнімних мостоподібних протезів, а також балкових конструкцій, на яких фіксуються дентальні знімні конструкції. Основним критерієм для успішної імплантації є достатній обсяг та мінералізація кістки. Вживлений імплантат має бути оточений шаром живої кісткової тканини альвеолярного відростка. Пластинкові імпланти використовують, якщо його товщина більша за 3 мм. Гвинтові одноетапні встановлюють за його товщини більше 4,0 мм. Циліндричні та гвинтові двоетапні можна використовувати, якщо його товщина понад 5,0...6,0 мм.

Використання двоетапних циліндричних гвинтових імплантатів як опору незнімних ортопедичних конструкцій набуває все більшого поширення [1]. Але зростає кількість ускладнень протезного характеру при довгостроковому функціонуванні незнімних ортопедичних конструкцій, які спираються цей вид імплантатів [2]. Одним із найсерйозніших ускладнень є розкручування гвинта, що з'єднує внутрішньокісткову частину імплантату і абатмент з незнімною ортопедичною конструкцією, що фіксується на ньому [3]. Частота цього ускладнення за статистикою становить 6,3% від загальної кількості встановлених імплантатів. Пов'язано це зі змінами в зубощелепній системі, що виникають згодом, що призводять до стирання зубів або формування вузлів травматичної оклюзії при змінах тканин пародонту, і, як наслідок цього, зростанню навантаження на гвинт, що з'єднує внутрішньокісткову частину імплантату та абатмент з фіксованою на ньому незнімною ортопедичною конструкцією.

Таким чином, вивчення напружено-деформованого стану гвинта, що з'єднує імплантат та абатмент, є актуальним завданням.

Метою роботи є чисельний аналіз напружено-деформованого стану гвинта, що з'єднує імплантат і абатмент.

Основні матеріали досліджень

Складність об'єкта дослідження не дозволяє застосовувати аналітичні методи, тому використовують чисельний підхід, орієнтований на сучасні інженерні програми. Переважна більшість цих комплексів ґрунтується на використанні методу скінчених елементів (МСЕ). Такий підхід дозволяє з високою точністю будувати моделі будь-якої геометричної складності та визначати напружено-деформований стан об'єкта у будь-якій його точці. Тут для цього обраний програмний комплекс ANSYS [4].

Математична модель створювалася з урахуванням наступних параметрів: розміру, напрямку та тривалості силового впливу; конструкції матеріалу зубного протеза; форми матеріалу зубного імплантату; способу тканинної інтеграції в області імплантату; якості й кількості кістки.

У процесі дослідження побудованої моделі було вивчено напружено-деформований стан в області шийки центрального різця верхньої щелепи, оскільки величина цих напруг впливає на величину гвинта, що з'єднує імплантат з абатментом.

На етапі попередніх досліджень встановлено, що величина напруги в області шийки зуба центрального різця верхньої щелепи і величина напруги в області шийки штучної коронки, що

фіксується на абатменті двоетапного циліндричного імплантату, що замінює центральний різець верхньої щелепи, можна порівняти.

Нами було розглянуто три варіанти змикання зубів, що відповідало нормогнатичному, глибокому та прямому прикусу при різних кутах передачі навантаження (125°, 135°, 145°).

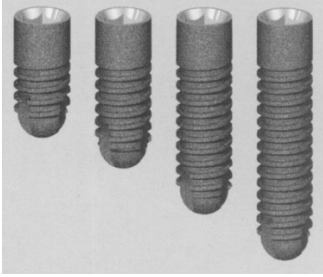
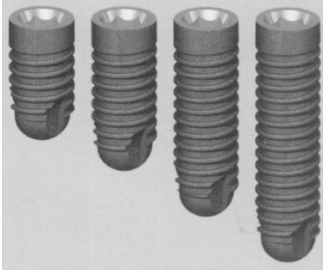
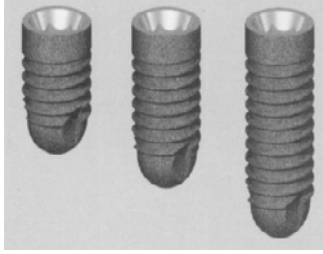
Також у попередніх роботах нами вивчено напружено-деформований стан в області шийки зуба центрального різця верхньої щелепи при кутах передачі навантаження (125°, 135°, 145°) при заданій величині стирання природних зубів і зубів-антагоністів, що дорівнює 0,5 мм; а величиною стирання металокерамічної коронки, що фіксується на центральному різці верхньої щелепи, можна знехтувати, оскільки вона схильна до значно меншого стирання, ніж природні зуби.

Результати

Отримані результати послужили основою наступного етапу обчислювального експерименту. Фронтальний різець верхньої щелепи був видалений з моделі і замінений двоетапним гвинтовим імплантатом системи «ЛІКО» з штучною короною, що фіксується на ньому. З можливих модифікацій геометричних розмірів імплантатів (табл. 1) для досліджень обрали шість: №№ 1.101, 1.102, 1.201, 1.202, 1.301, 1.302.

Таблиця 1

Геометричні параметри імплантатів

№№	Довжина, мм	Діаметр, мм	Модифікації
1.101	8	3,5	
1.102	10		
1.103	13		
1.104	16		
1.201	8	4,0	
1.202	10		
1.203	13		
1.204	16		
1.301	8	5,0	
1.302	10		
1.303	13		

Таким чином, в експериментах варіювався діаметр імплантату (три типорозміри) при двох значеннях довжини кожного з них.

У ході виконання роботи визначено напружено-деформований стан в області шийки коронки, що заміщає центральний різець верхньої щелепи, за наявності природного стирання (0,5 мм) зубів, що стоять поряд, і зубів-антагоністів. Для кожного з шести типорозмірів імплантатів визначаються напруження та деформації при тих же дев'яти варіантах навантаження, що й для вихідної непротезованої моделі, тобто загалом проведено 54 обчислювальні експерименти.

У табл. 2 наведено результати розрахунків фрагмента моделі з імплантатом №1.202. Як і слід очікувати, напруження та деформації в компонентах зубощелепної системи, виключаючи, зрозуміло,

зони імплантації, у всіх 54-х дослідях практично не відрізняються одна від одної, тобто не залежать від геометричних параметрів імплантатів.

Таблиця 2

Результати розрахунків фрагмента моделі з імплантатом №1.202

Тип змикання	Кут, град.	Напруження, МПа				Деформація
		σ	τ_{xy}	τ_{xz}	τ_{yz}	
Пряме	125	102,88	12,9	2,9	38,6	$9,247 \cdot 10^{-3}$
	135	206,6	7,5	10,5	37,0	$2,098 \cdot 10^{-2}$
	145	320,0	36,9	76,7	68,0	$5,276 \cdot 10^{-2}$
Нормогнатичне	125	160,3	20,1	4,5	59,8	$1,015 \cdot 10^{-1}$
	135	154,0	5,6	7,9	26,8	$8,383 \cdot 10^{-2}$
	145	140,2	15,8	32,9	28,9	$6,355 \cdot 10^{-2}$
Глибоке перекриття	125	122,38	15,3	3,45	41,92	$6,270 \cdot 10^{-2}$
	135	119,45	4,34	6,1	21,4	$4,872 \cdot 10^{-2}$
	145	117,12	13,5	28,1	24,9	$3,351 \cdot 10^{-2}$

Що ж до напружень у самих імплантатах, всі вони, звісно, істотно залежать від геометрії останніх, але завжди виявляються значно менше допустимих напружень, тобто. має місце значний запас міцності.

Так, для імплантату № 1.101 (мінімальні геометричні розміри) найбільші в серії дослідів напруження склали величини $\sigma_{\max}=202,4$ МПа що в 1,6 рази менше напружень, що допускаються.

Розрахунки також показали, що наявність природної стирання зубного ряду призводить не тільки до збільшення нормальних напружень, які, в основному, «відповідають» за міцність конструкції, але і до збільшення дотичних напружень у всіх трьох координатних площинах. Найбільший інтерес становлять дотичні напруження τ_{xy} , які виникають у площині, перпендикулярній фіксуємого гвинту і саме вони створюють крутний момент, що призводить в кінцевому рахунку до його розкручування (табл. 2). Дотичні ж напруження, що виникають у двох інших координатних площинах не мають відношення до розкручування. Для максимальних дотичних напружень $\sigma_{\max}=202,4$ МПа, наведених у табл. 2, відповідний крутний момент (діаметр фіксуємого гвинта $d_0=2$ мм) склав $M_{кр}=5,79$ Н·см, що становить близько 20% від вихідного крутного моменту і неминуче призводить до саморозкручування гвинта, що фіксує.

Виходячи з того, що крутний момент прямо пропорційний дотичному напруженню τ_{xy} можна, використовуючи табл. 2, оцінити величину крутного моменту при кожному з 3 типів змикання та кожному куті передачі навантаження. Очевидно, що в цих випадках крутний момент буде меншим, але він буде, і тому саморозкручування гвинта неминуче настане.

Висновок

Зубощелепна система не є стабільною і величини напружень в одних і тих же її відділах змінюються в залежності від виду змикання зубів, кута передачі навантаження, величини стирання зубів-антагоністів і зубів, що стоять поруч. За величину крутного моменту гвинта, що з'єднує внутрішньокісткову частину імплантату з абатментом з фіксованою на ній штучною коронкою, відповідає дотичне напруження одного з дев'яти видів напружень, на які розкладається повне напруження, яке відчуває шийка штучного коронки, що фіксується на абатменті центрального різця верхньої щелепи. Величина крутного моменту прямо пропорційна дотичному напруженню τ_{xy} , і його величину можна оцінити, використовуючи табл. 2. При функціонуванні розглянутої системи неминуче відбудеться розкручування гвинта, що з'єднує внутрішньокісткову частину імплантату з абатментом. Перш за все розкручування гвинта відбудеться при прямому прикусі та куту передачі навантаження 145° , пізніше всього при глибокому прикусі та куту передачі навантаження 135° .

Література

1. Заболцький Я. В. Імплантація в незнімному протезуванні / Ярослав Володимирович Заболцький. Львів: ГалДент, 2006. 156 с.

2. Лабунець В. А. Аналіз ускладнень, що виникають при протезуванні незнімними конструкціями зубних протезів, фіксованих на двоетапних остеоінтегрованих гвинтових імплантатах, їх усунення та профілактика / В. А. Лабунець, О. Н. Сенніков, Є. І. Семенов // Вісник стоматології. 2009. № 3. С. 82–84.
3. Широков Ю. Є. Дослідження статистичної міцності гвинтового з'єднання внутрішньокісткових та позакісткових частин імплантатів ЛІКО / Ю. Є. Широков, С. Ю. Іванов, М. В. Ломакін, А. С. Чернічкін // Стоматологія. 2007. № 1. С. 54–59.
4. Лазарева Д.В., Сорока М.М., Шиляєв О.С. Прийоми роботи з ПК ANSYS при розв'язанні задач механіки. Під редакцією М.Г. Сур'янінова: монографія / Д.В. Лазарева, М.М. Сорока, О.С. Шиляєв. Одеса: ОДАБА, 2020. 432 с.

Nina STEPANENKO, Student,

Andriy DUBKO, PhD, Assoc. Prof.

National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine, e-mail: stepanenko.nina@ill.kpi.ua

USING MOVEMENT CAPTURE SYSTEMS IN HOME REHABILITATION – ADVANTAGES AND LIMITATIONS

Abstract. The research focuses on the utilization of gamification and Kinect technology in rehabilitating the musculoskeletal system. It elucidates the potential of gamification in enhancing patient motivation, adherence to exercise regimes, and overall health perception. The use of Kinect technology enhances the efficiency of the rehabilitation process, making it more accessible and safer both in clinical and home environments. The advantages and limitations of Kinect usage in rehabilitation are highlighted, alongside the necessity for further refinement of compensation algorithms and accounting for variability in motion assessment during early stages of treatment. The study indicates the promising role of gamification in healthcare and the utilization of Kinect technology as an effective tool for improving rehabilitation outcomes for patients with musculoskeletal impairments.

Keywords: rehabilitation, joint mobility, home rehabilitation, muscle strength, musculoskeletal system, injuries, joint diseases, stroke, neurological disorders, physical therapy.

Relevance of the research

The development of effective rehabilitation methods, especially in home settings, for patients with injuries, joint diseases, strokes, and other musculoskeletal impairments is critically important for enhancing quality of life and facilitating the rapid recovery of patients.

Objective

Evaluate the effectiveness of motion capture systems in rehabilitation at home, determine their advantages and disadvantages.

Key Research Materials

The utilized research materials encompass scientific articles, journals, conference presentations, books, and other scholarly sources containing data on marker-based and markerless motion capture systems, analysis of rehabilitation methods, and their effectiveness.

Rehabilitation in medical science aims at restoring lost functions, promoting independence during urgent medical care, and beyond, aiming to transition patients from bedridden to active life with the assistance of a multidisciplinary team including physiotherapists, medical professionals, caregivers, and patient’s relatives [1].

Rehabilitation methods such as physical therapy, virtual reality, exergaming, and regenerative methods are employed for musculoskeletal system restoration. Serious gaming facilitates the integration of quantitative motion data into rehabilitation, reducing the need for constant supervision and increasing patient adherence. The main challenge lies in ensuring evidence-based and personalized rehabilitation, as well as improving coordination among healthcare providers.

In recent years, the concept of remote rehabilitation utilizing motion capture systems has significantly evolved. Markerless MoCap systems have emerged, eliminating the need for body markers. Such an approach reduces technical and financial requirements, making it suitable for remote home-based medicine. Telerehabilitation, or remote physiotherapy, has become a common practice, utilizing these systems for body movement assessment from standard video recordings [2].

Healthcare gamification applies gaming principles and mechanics to non-gaming programs to enhance clinical outcomes. It typically includes progress indicators for measuring success, progress sharing with others to create competition, and rewarding with virtual incentives for achievements. Enhanced applications offer gaming exercises for various health conditions. Common themes of gamified healthcare programs include medication adherence, fitness, rehabilitation, emotional health, and pediatric healthcare. Gamification benefits both users and healthcare providers by improving user engagement, involvement, and satisfaction, leading to increased retention and brand loyalty [3].

Healthcare app gamification benefits both providers and patients. For providers, it increases patient data collection, app utilization, and facilitates education. Patients benefit from better engagement, education, and motivation towards healthier habits. Three pathways for implementing healthcare gamification include chronic disease management, rehabilitation enhancement, and medical education improvement. Trends in healthcare gamification include mobile apps and wearable devices, integration of virtual reality and

augmented reality, social connections, focus on cognitive and emotional health, telemedicine integration, and serious gaming for learning and training [3].

Study [4] demonstrated that gamification in musculoskeletal rehabilitation can yield results comparable to or even better than traditional physiotherapy or home exercises. Patients participating in gamified rehabilitation programs reported improvements in motivation, adherence to exercise regimens, quality of life, and perceived health status. Additionally, the economic efficiency and safety of using exergaming in musculoskeletal rehabilitation were highlighted as advantages of this approach [4].

The process in rehabilitation centers is often costly, hence utilizing feedback and visual aids such as Kinect for effective treatment makes the process more accessible. Physiotherapists develop individual exercise programs, monitoring posture and range of motion. The Kinect system in a home environment fosters engagement and motivation, providing accurate feedback and continuous progress monitoring. Advantages include detailed session tracking, convenience for both patients and therapists, with no need for special equipment during rehabilitation. Moreover, due to its economic efficiency, flexibility, and remote rehabilitation function, Kinect-based rehabilitation proves to be a safe and effective method for providing standard rehabilitation at home [1, 4, 5].

Study [5] confirms that the use of Kinect-based rehabilitation games improves upper and lower limb motor functions, balance, and cognitive functions in stroke patients. To promote motor recovery, attention should be paid to developing rehabilitation programs adapted to the abilities of stroke survivors [5].

Study [4] showed that Kinect camera, positioned at a 45° angle to the walking path, achieved 93.7% accuracy for position and sway classification, whereas positioning it at a 90° angle yielded 93.1% accuracy. Kinect promises gait analysis in medical rehabilitation with suggestions for future research to increase sample sizes and control recording environments. This indicates that Kinect can be a valuable tool for gait analysis in medical rehabilitation programs [4].

Microsoft's Kinect SDK (Software Development Kit) offers a comprehensive solution containing a pre-built algorithm for real-time tracking of up to six full-body user poses. It evaluates the three-dimensional positions of 21 body joints using quaternion-based rotations. The algorithm employs a random forest approach trained on various real and synthetic data [6].

Rehabilitation involving the capture of 21 joints can be beneficial for patients with various conditions requiring movement function restoration and muscle strength improvement. Some conditions where this rehabilitation may be applicable include musculoskeletal injuries (e.g., fractures, muscle strains), joint diseases (such as arthritis or osteoarthritis), post-stroke condition, spinal and brain injuries, as well as other neurological disorders restricting movements [6].

The Kinect rehabilitation process is illustrated in Fig. 1.

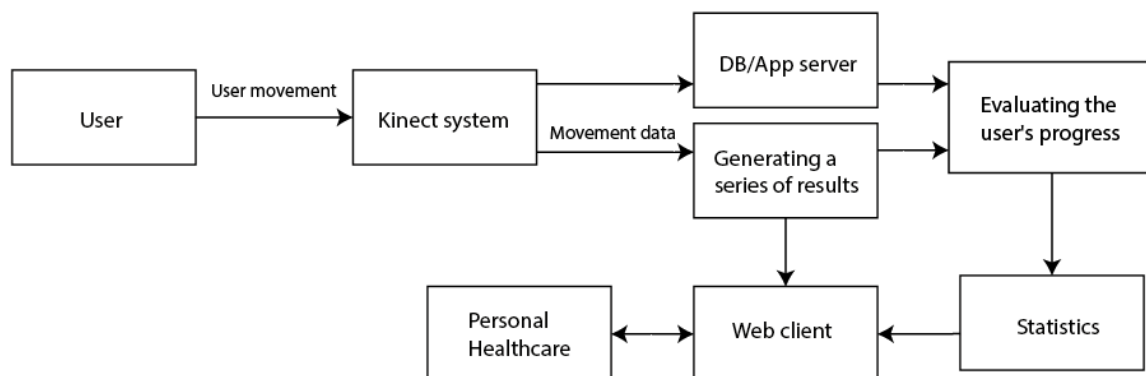


Fig. 1. Process of Kinect rehabilitation

The diagram illustrates the process of generating a series of events based on user motion data obtained through the Kinect system. The user performs movements tracked by the Kinect system. The Kinect system collects user motion data. User motion data is sent to the DB/App server. The DB/App server processes user motion data and generates a series of events. The DB/App server evaluates user progress based on the series of events. Progress assessment can be used to personalize the user experience or provide feedback. The DB/App server generates a series of outcomes based on the user's progress assessment. Outcomes may include statistics, personalized advice, or rewards. The outcomes are sent to the web client. The web client visualizes the outcomes for the user [1].

The structure of the Kinect sensor is depicted in Fig. 2.

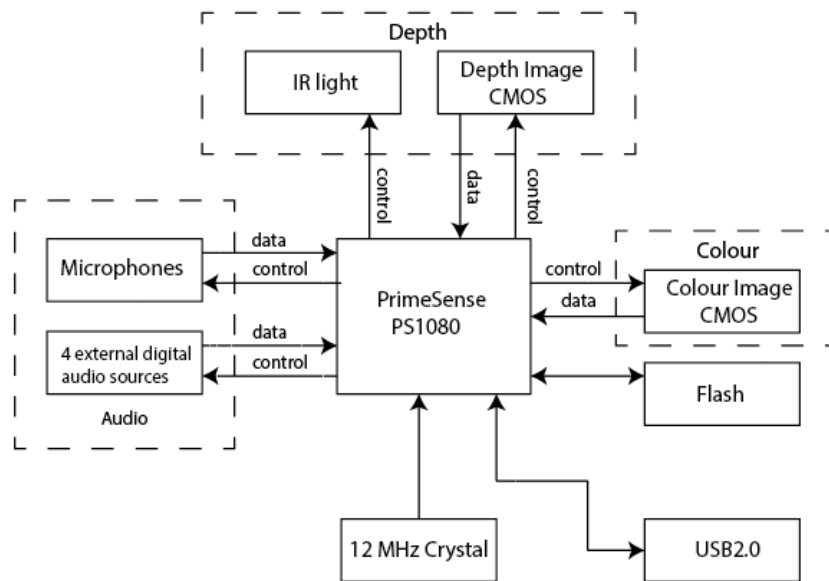


Fig. 2. Schematic structure of Kinect [7]

Kinect consists of two main sensors: a depth sensor, which uses infrared light to create a three-dimensional image of the scene, and a color sensor, which uses a camera to capture a color image of the scene. The image processing subsystem processes data from the Kinect sensors to obtain information about objects and people in the scene, including calibration, noise reduction, segmentation, and feature extraction. The motion tracking subsystem utilizes this information to track the movement of objects over time, including skeleton tracking and gesture recognition. The speech recognition subsystem uses Kinect microphones to recognize human speech, including speech recognition, speaker identification, and intent recognition. The user interface provides means of interaction with the system, such as a visual interface, audio interface, and input interface [7].

The rehabilitation system includes a set of functional tests for assessing physical functionality. Motion data is analyzed by software using methods of reliability and validity assessment. Error analysis includes the Bland-Altman method and Pearson correlation coefficients, as well as visual analysis of Bland-Altman plots [8].

Markerless motion capture (MMC) technology has been developed for tracking and analyzing motion without the need for markers. This allows for experiments in motion capture to be conducted more conveniently, as there is no need to place markers on the body. MMC technology enables the capture of more realistic human movements in a natural environment using portable and more affordable sensors, distinct from multi-camera marker systems [9].

Research [10] identified negative aspects such as motion recognition issues in low light or obstacles in front of the camera. These issues require further work on compensation algorithms. The use of three Kinect cameras improves measurement accuracy by 15.7% compared to using a single camera. However, the error rate in pose recognition may vary for different body segments, with error rates ranging from 0.4% to 36% [10]. The system can reliably assess joint angles and positions of the lower limbs during simple movements, but its reliability decreases with movement complexity. At the early stages of rehabilitation, variability and deviations in joint angle and orientation assessments should be considered [10].

The development of gaming applications offers several advantages, including the use of Kinect technology for innovative rehabilitation methods. Patients with stroke or musculoskeletal problems can undergo therapy at home with a physiotherapist through the integration of gaming with rehabilitation exercises. Kinect cameras and sensors allow patients to interact with devices without physical contact, although continuous therapist supervision ensures safety [9, 10].

The use of Kinect in-home rehabilitation has its advantages and disadvantages. Serious games built on Kinect enable patients to perform exercises in a playful manner, enhancing their motivation and integrating quantitative motion data into the rehabilitation process. This can assist clinicians in monitoring and supporting patients during exercise, reducing the need for constant supervision. However, it is important to note that some aspects of movements, such as elbow and shoulder positions, may be less accurately detected by the Kinect system, especially in seated or lying positions. It is also worth considering that some patients may find it difficult to correctly perform movements in front of the camera, which may necessitate additional

adjustment or expert support. All these factors require careful attention and an individualized approach when using Kinect in-home rehabilitation [1, 10].

Results

The study results indicate that the use of motion capture systems, including Kinect, in home rehabilitation has its advantages and limitations. Motion capture systems can be beneficial for monitoring and improving the musculoskeletal condition of patients, particularly aiding in the execution of rehabilitation exercises, reducing the need for constant supervision, and increasing patient compliance. However, it is important to consider that these systems have limited accuracy and reliability, especially when performing certain movements or in different postures. It is also important to consider the individual needs of patients and coordination among various healthcare providers to ensure the quality and continuity of the rehabilitation process.

Conclusions

The research confirms that gamification in rehabilitation can lead to outcomes surpassing traditional methods, providing patients with improved motivation, adherence to exercise routines, quality of life, and overall health perception. Additionally, the use of Kinect-based technologies makes the rehabilitation process more accessible, efficient, and safe both in clinical settings and at home. However, the study identified some negative aspects, such as motion recognition issues in complex conditions, as well as error rates in measurements that require further work and algorithm refinement for compensation. It is also important to consider variability and deviations in the assessment of joint angles and orientations, especially in the early stages of rehabilitation.

References

1. Muralidharan V., Vijayalakshmi V. Analysis of kinect fall detection system and rehabilitation gaming exercises using augmented reality (ar) user interface and multi – path convolutional neural network (mp – cnn) / Journal of Theoretical and Applied Information Technology. 2022. Vol. 100. no 18. P. 5370–5383. URL: <https://www.jatit.org/volumes/Vol100No18/30Vol100No18.pdf>.
2. Terehin A. Gamification in healthcare in 2024: benefits, trends & examples. Agente – UX / UI Design, Web and Mobile Development Company. URL: <https://agentestudio.com/blog/healthcare-app-gamification>.
3. Gamification in rehabilitation of patients with musculoskeletal diseases of the shoulder: scoping review / B. Steiner et al. JMIR serious games. 2020. Vol. 8, no. 3. P. e19914. URL: <https://doi.org/10.2196/19914>.
4. Basari, Prasetyo A. Gait analysis parameter study using xbox kinect aimed at medical rehabilitation tool. Evergreen. 2022. Vol. 9, no. 2. P. 511–518. URL: <https://doi.org/10.5109/4794180>.
5. Kinect-Based rehabilitation systems for stroke patients: a scoping review / S. Almasi et al. BioMed research international. 2022. Vol. 2022. P. 1–16. URL: <https://doi.org/10.1155/2022/4339054>.
6. Milosevic B., Leardini A., Farella E. Kinect and wearable inertial sensors for motor rehabilitation programs at home: state of the art and an experimental comparison. BioMedical Engineering OnLine. 2020. Vol. 19, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1186/s12938-020-00762-7>.
7. Raheja J. L., Chaudhary A., Singal K. Tracking of fingertips and centers of palm using KINECT. 2011 third international conference on computational intelligence, modelling and simulation (cimsim), Langkawi, Malaysia, 20–22 September 2011. 2011. URL: <https://doi.org/10.1109/cimsim.2011.51>.
8. Feasibility of a kinect-based system in assessing physical function of the elderly for home-based care / X.-T. Liu et al. BMC geriatrics. 2023. Vol. 23, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1186/s12877-023-04179-4> (date of access: 30.04.2024).
9. Lam W. W. T., Tang Y. M., Fong K. N. K. A systematic review of the applications of markerless motion capture (MMC) technology for clinical measurement in rehabilitation. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2023. Vol. 20, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01186-9>.
10. Reliability and validity of the Kinect V2 for the assessment of lower extremity rehabilitation exercises / M. Wochatz et al. Gait & posture. 2019. Vol. 70. P. 330–335. URL: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.03.020>.

Іван МАСЮК, студент,

Микола БОГОМОЛОВ, канд. техн. наук, доц.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: mfbogomolov@gmail.com

ІННОВАЦІЙНІ ПІДХОДИ ДО РОЗРОБКИ ДЕВАЙСІВ ДЛЯ РЕАБІЛІТАЦІЇ ТА ПРОТЕЗУВАННЯ З ВИКОРИСТАННЯМ ШТУЧНОГО ІНТЕЛЕКТУ

Анотація. Дослідження розглядає новітні технології розпізнавання, які дозволяють створювати роботизовані системи, що контролюються подібно до природного контролю, що особливо важливо для людей з ампутованими кінцівками, включаючи тих, хто відчуває фантомний біль. Різні підходи до керування нейропротезами, включаючи використання міоелектричних сигналів, інтерфейсів периферійних нервів, а також штучного інтелекту для декодування нервових сигналів, розглядаються в контексті покращення функціональності та природнього руху протезів. Також розглядаються роботизовані екзоскелети для реабілітації та лікування, де штучний інтелект використовується для підтримки функціонального навчання та моніторингу. Технологічний прогрес у сфері нейропротезів та роботизованих екзоскелетів може значно полегшити життя людей з обмеженими можливостями та забезпечити їм більшу незалежність та якість життя.

Ключові слова: ампутація, електроміографія, інновації в медичних пристроях, інтерфейси мозок-комп'ютер, контроль моторики, машинне навчання, медична робототехніка, міоелектричні протези, мультимодальні інтерфейси, мейропротези, протезування, реабілітація, роботизовані екзоскелети, технології розпізнавання рухів, штучний інтелект.

Актуальність дослідження

Застосування штучного інтелекту в процесі реабілітації та протезування набуває все більшого значення завдяки його потенціалу в оптимізації та покращенні функціональності пристроїв. Відповідно, це дослідження актуальне з точки зору пошуку ефективних та інноваційних рішень у створенні та вдосконаленні девайсів для реабілітації та протезування. Враховуючи зростаючий попит на індивідуалізовані та технологічно складні рішення в цій області, вивчення ролі та можливостей штучного інтелекту стає надзвичайно важливим для подальшого просування медичних технологій та поліпшення якості життя пацієнтів з обмеженими можливостями.

Мета дослідження

Аналіз сучасних інноваційних підходів у розробці пристроїв для реабілітації та протезування з використанням штучного інтелекту.

Основні матеріали досліджень

Основними матеріалами досліджень були наукові статті та публікації, що описують сучасні підходи та технології у розробці пристроїв для реабілітації та протезування з використанням штучного інтелекту. Ці матеріали включають статті у відомих наукових журналах, таких як “Journal of Neural Engineering”, “IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering” та “IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics”, а також конференційні доповіді у галузі медичної технології та робототехніки. Також було використано онлайн-ресурси наукових баз даних, таких як PubMed, IEEE Xplore та Google Scholar, для пошуку та отримання актуальної наукової інформації з цієї теми.

Машинне навчання є підгрупою штучного інтелекту та використовує алгоритми для навчання і розвитку на основі досвіду, класифікованого на контрольовані та неконтрольовані методи навчання. Кероване навчання полягає у прогнозуванні моделей на основі навчених вхідних даних, які використовуються для відображення відомих вихідних даних. Неконтрольоване навчання використовується для немаркованих даних, а навчання з підкріпленням відбувається шляхом навчання методом проб і помилок. В останньому залучаються агенти, які взаємодіють із середовищем для вивчення алгоритмів дій.

Глибоке навчання є підмножиною машинного навчання та штучного інтелекту, використовує штучні нейронні мережі із навчанням репрезентації, що нагадує систему нейронної мережі людського мозку, але має статичні та символічні характеристики. Глибоке навчання відмінно справляється з такими завданнями, як розпізнавання образів, кластеризацією та класифікацією, особливо при використанні глибоких нейронних мереж із кількома прихованими шарами. Інші методи штучного

інтелекту включають міркування, обробку природної мови, бачення разом з такими методами, як алгоритми класифікатора та моделі прогнозування. Вони використовуються для таких завдань, як обробка зображень і розпізнавання образів у додатках, які використовуються у сфері протезування [1].

Розробка та застосування штучного інтелекту в протезуванні дозволить пристроям збирати та реагувати на інформацію із зовнішнього середовища, підвищуючи безпеку та комфорт для користувачів.

Штучний інтелект у сфері протезування застосовується для розробки розумних роз'ємів залишкової кінцівки. Роз'єми оснащуються датчиками, які виявляють зміни в об'ємі кінцівки користувача з часом і відповідно коригують розмір роз'єму для забезпечення надійної та зручної посадки, демонструючи адаптивність штучного інтелекту до індивідуальних уподобань користувача та рівнів активності.

Штучний інтелект дозволяє пристроям інтерпретувати та реагувати на наміри користувача, наприклад, як *Esper Hand* і *Utah Bionic Leg*, які використовують електроміографічні датчики та новітні модулі ШІ для передачі м'язових сигналів із підвищеною точністю, що покращує зручність використання.

Науковці з *ETH Zürich* розробляють систему штучного інтелекту для автоматизації калібрування нейропротезних пристроїв для зменшення потреби в людському втручанні та для пришвидшення процесу, який пов'язаний з налаштуваннями [2].

Новітні технології розпізнавання дозволяють використовувати роботизовані руки, які виконують функції подібні до природного контролю. Дані технології мають вагоме значення для людей з ампутованими кінцівками, особливо тих, які відчувають фантомний біль.

Міоелектричні протези працюють на сигналах ЕМГ для контролю. Дослідники Університету Юти розробили біонічну ногу за допомогою ШІ. Датчики на м'язах стегна виявляють рухи при цьому регулюючи рух протеза для відтворення природного руху [3].

Дослідники Мічиганського університету представили новий підхід, в якому використовується регенеративний інтерфейс периферичних нервів для посилення сигналів у протезах. У цьому методі хірурги обертають невеликий м'язовий сегмент навколо розірваних нервів, а машинне навчання перетворює сигнали на точні рухи. Ця універсальна техніка підходить для будь-якого типу ампутації. Як показали дослідники з Університету Ньюкасла в 2017 році, штучний інтелект дозволяє протезам рук виконувати дії самостійно, наприклад, рухи пальцями [3].

Пропорційно-інтегральні похідні алгоритми підвищують ефективність протезування, зменшуючи час відгуку та помилки, тоді як методи розпізнавання образів забезпечують реалістичні рухи рук.

Глибоке навчання є основою для створення тактильних рукавичок, які здатні ідентифікувати об'єкти та оцінювати вагу. Існує ймовірність інтеграції тактильних рукавичок із протезами [3].

Розробка підходу, який заснований на навчанні з підкріпленням, націлений на використання для перемикання між різними режимами ходьби в допоміжних пристроях для нижніх кінцівок. Дані пристрої розроблені на основі ведення користувача за допомогою кнопки, яка вбудована в конструкцію. Даний підхід демонструє новий метод для покращення досвіду користування пристроями для протезування та адаптації до них [5].

Протези також можуть використовувати інтерфейси мозок-комп'ютер та штучний інтелект, що дозволяє користувачам керувати пристроями за допомогою діяльності мозку, а не лише сигналів м'язів.

Інтерфейси периферійних нервів є ефективною альтернативою протезам, керованим ЕМГ, із використанням імплантованих електродів для зчитування сигналу.

Дослідники з Університету Міннесоти використовують штучний інтелект для декодування нервових сигналів для керування протезами для розпізнавання руху обох рук одночасно.

Протези рук, які керуються мовленням, розроблені за допомогою згорткових нейронних мереж. Це дає змогу керувати протезами за допомогою голосових команд.

Глибоке навчання створює доступні тактильні рукавички, здатні ідентифікувати об'єкти та оцінювати вагу, потенційно інтегруючись із протезами.

Відбувається розробка моделі глибокого навчання для автоматичного визначення місцезнаходження каналів нижньої щелепи для операції з імплантації зубів, що підвищує точність і ефективність проведення імплантації [3].

Схема екзоскелета (рис. 1) нижніх кінцівок для реабілітації демонструє інтеграцію методологій ШІ. Дані від користувача екзоскелета та моніторингу пацієнта збираються та обробляються за

допомогою LC (Locomotion Classification) для параметрів ходьби та ID (Indention Detection) для наміру ініціації. Вихідні дані цих модулів інформують систему генерації траєкторії тим самим, прогножуючи кути суглобів для індивідуальної моделі ходьби пацієнта. Модуль RC – Robot Control використовує прогнозовану інформацію і тим самим керує системою приведення в дію екзоскелета, щоб оптимізувати механіку ходьби.

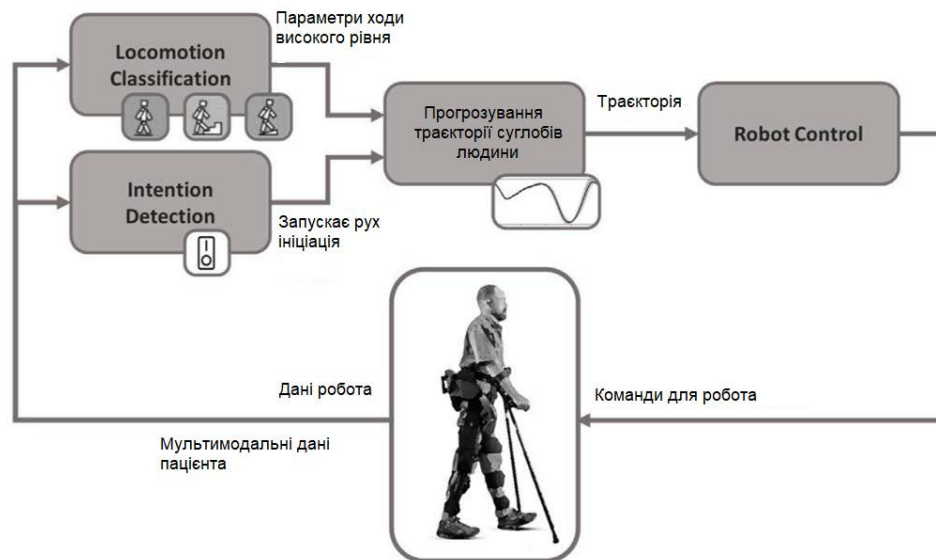


Рис. 1. Схема основних функціональних блоків екзоскелета нижніх кінцівок для реабілітації, які можуть використовувати методології ШІ [4]

Традиційні підходи або підходи на основі штучного інтелекту можуть реалізувати ці модулі, причому штучний інтелект є центром інновацій [4].

Синхронізація розумних ходунків з екзоскелетами нижніх кінцівок для допомоги користувачам у їхніх повсякденних заняттях є значним прогресом у сфері допоміжних пристроїв для нижніх кінцівок. Метод забезпечить розширену підтримку та функціональність для людей з порушеннями рухливості. Представлення дорожньої карти для майбутніх кроків для розробки допоміжних реабілітаційних пристроїв для нижніх кінцівок, які будуть придатними для домашнього використання, підкреслює поточні зусилля щодо усунення обмежень і підвищення зручності та ефективності цих пристроїв у домашніх умовах [5].

Роботизовані екзоскелети мають різні конструктивні особливості, які підкреслюють їх важливість для включення як технології для оцінки та лікування. Серед цих характеристик виділяються ті, що властиві дизайну та конструкції пристрою, від вибору відповідних матеріалів до таких факторів, як вага, портативність і розроблений тип екзоскелета. Фізичні характеристики роботизованих екзоскелетів визначають їх застосування в галузі охорони здоров'я. Компактна, легка та естетично приємна роботизована реабілітаційна система є привабливою для використання в клінічних умовах [6].

Включення різних датчиків, таких як гіроскопи, акселерометри та кінетичні датчики, у екзоскелети нижніх кінцівок дає змогу розширеного аналізу ходи та ранньої діагностики. Це сприяє покращенню безпеки та функціональності користувачів, особливо людей похилого віку та тих, хто має травми. В той час розробка допоміжних пристроїв з додатковими ступенями свободи в бічній площині відкриває можливості для значного вдосконалення допомоги в пересуванні та реабілітації.

Таким чином, постійний технологічний прогрес у допоміжних пристроях для нижніх кінцівок може удосконалити допомогу вдома, пропонуючи людям з обмеженими можливостями пересування можливість отримати більшу незалежність і покращити якість життя завдяки передовим робототехнічним технологіям [5].

За останні два десятиліття роботизовані екзоскелети для верхніх кінцівок викликали великий науковий інтерес у сферах техніки та охорони здоров'я. Системи реабілітації верхніх кінцівок на основі роботизованих екзоскелетів прогресують, вимагаючи мультидисциплінарного підходу для ширшої доступності. ШІ забезпечує самоадаптивні системи, які можуть пристосовуватися до прогресу користувача, хоча занепокоєння щодо пояснюваності та упередженості залишаються [6].

ШНМ відіграють центральну роль у обробці та керуванні робототехнічними екзоскелетами для реабілітації верхніх кінцівок. Дослідження [6] показують успішне застосування ШНМ, включаючи стратегії інтелектуального керування з використанням фільтрів Калмана та автономних машин для навчання. Методи керування на основі ШНМ перевершують звичайні системи, такі як пропорційно-інтегральні похідні алгоритми, пропонуючи переваги в складних прикладних середовищах [6].

Адаптивні алгоритми забезпечують кращу взаємодію між людиною та машиною шляхом зміни параметри керування відповідно до безперервної продуктивності користувача, полегшуючи стратегії допомоги для реабілітації верхніх кінцівок [6].

Алгоритми обробки та керування на основі ковзних режимів і нечіткої логіки знаходять застосування, коли існує вплив параметричних невизначеностей через помилки моделювання, нелінійність і зовнішні перешкоди, умови, які можуть виникнути в роботизованих екзоскелетах для реабілітації [6]. Поширюється використання змішаних технік, коли використовується комбінація алгоритмів ШНМ.

Тренери зі штучного інтелекту та робототехніки все частіше використовуються в охороні здоров'я, зокрема для моніторингу самопочуття та реабілітаційних вправ. Для самостійної фізичної реабілітаційної терапії розроблено роботизованого тренера, який призначений для моніторингу та скерування людей, які перенесли інсульт [7]. Роботизований тренер охоплює такі функції, як планування, ініціювання, запровадження сеансу, моніторинг, надання коригувального зворотного зв'язку, адаптація складності сеансу та завершення сеансу. Система спрямована на підтримку систематичного управління реабілітацією самостійного темпу, підвищення самоефективності та мотивації, а також вирішення практичних проблем, таких як труднощі взаємодії для тих, хто має когнітивні порушення, різноманітні методи взаємодії, керування збоями системи, портативність та економічна ефективність. Цей інноваційний підхід передбачає раннє залучення зацікавлених сторін та інтерактивні методи для адаптації сесій та вирішення потенційних проблем [7].

Такі міркування, як інтерактивні методи, персоналізація, портативність і вартість, є вирішальними для практичного впровадження даних роботизованих тренерів. Також існують проблеми конфіденційності щодо збору даних. Крім того, тестування в реальному світі та взаємодія з прототипами потребують багато часу для перевірки та покращення ефективності цих систем і їх сприйняття серед терапевтів і пацієнтів.

Результати

Результати дослідження показали, що інноваційні підходи до реабілітації та протезування з використанням штучного інтелекту відкривають нові можливості для покращення якості життя людей з обмеженими можливостями. Використання штучного інтелекту дозволяє створювати більш ефективні та індивідуалізовані пристрої для реабілітації та протезування, забезпечуючи більш точне та натуральне керування протезами та реабілітаційними пристроями. Дослідження також вказує на значний потенціал цих технологій у поліпшенні моторики, самостійності та якості життя пацієнтів з різними ступенями обмежень. Результати підкреслюють необхідність подальших досліджень та розробок у цій області з метою розширення можливостей та доступності інноваційних медичних технологій.

Література

1. Nayak S., Kumar Das R. Application of artificial intelligence (AI) in prosthetic and orthotic rehabilitation. Service robotics. 2020. URL: <https://doi.org/10.5772/intechopen>.
2. How artificial intelligence is making prosthetics smarter. Amplitude. URL: <https://livingwithamplitude.com/artificial-intelligence-prosthetic-technology/>.
3. Application of artificial intelligence in prosthetics: a review. 16th International research conference. 2024. URL: https://www.researchgate.net/publication/378907593_Application_of_Artificial_Intelligence_in_Prosthetics_A_Review.
4. AI-based methodologies for exoskeleton-assisted rehabilitation of the lower limb: a review / O. Coser та ін. Frontiers in robotics and AI. 2024. T. 11. URL: <https://doi.org/10.3389/frobt.2024.1341580>.
5. Artificial-Intelligence-Powered lower limb assistive devices: future of home care technologies / J. K. Mehr та ін. Advanced intelligent systems. 2023. С. 2200361. URL: <https://doi.org/10.1002/aisy.202200361>.
6. Vélez-Guerrero M. A., Callejas-Cuervo M., Mazzoleni S. Artificial intelligence-based wearable robotic exoskeletons for upper limb rehabilitation: a review. Sensors. 2021. T. 21, № 6. С. 2146. URL: <https://doi.org/10.3390/s21062146>.
7. Enabling AI and robotic coaches for physical rehabilitation therapy: iterative design and evaluation with therapists and post-stroke survivors / M. H. Lee та ін. International journal of social robotics. 2022. URL: <https://doi.org/10.1007/s12369-022-00883-0>.

Яна НОСОВА, канд. техн. наук, доц.

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна, e-mail: yana.nosova@nure.ua

ДЕЯКІ АСПЕКТИ РОЗРОБКИ ТА ПІДБОРУ ІНДИВІДУАЛЬНИХ ПАНЧІШНИХ ВИРОБІВ В КОНТЕКСТІ СТВОРЕННЯ КОРИСНОЇ КОМПРЕСІЇ НИЖНІХ КІНЦІВОК

Анотація. Дослідження спрямоване на розв’язання задачі створення програмного продукту для моделювання та подальшого виготовлення панчішно-шкарпеткових виробів з урахуванням індивідуальних характеристик замовника.

Ключові слова: python, здоров’я, шкарпетки, ніжні кінцівки, тиск.

Актуальність дослідження

На сьогоднішній день недостатньо уваги приділяється індивідуальному підбору панчішно-шкарпеткової продукції. На ринку крім вузькоспеціалізованих компресійних засобів представлені шкарпетки та панчохи із медичним ефектом. Суть цього виробу полягає у відсутності тугої резинки, яка передавлює литку у людей із групи ризику (людей із варикозним розширенням вен, із захворюванням цукровим діабетом, вагітних та людей похилого віку). Але без фіксуєної резинки, виріб може спадати із ноги, що призводить до дискомфорту. Також не існує в широкому доступі системи підбору індивідуальних розмірів шкарпеток по аналогії із взуттям. Зазвичай є лише 2..3 розміри 36..39 (жіночий розмір) та 39...42 (додатково 42...45) чоловічий розмір.

Мета дослідження

Таким чином, актуальною є задача створення програмного продукту для розрахунку індивідуальних параметрів панчішно-шкарпеткових виробів з урахуванням конкретних вимог замовника, що в свою чергу буде сприяти правильному кровообігу в нозі та зменшить ризики пов’язані із надмірним стисненням судин.

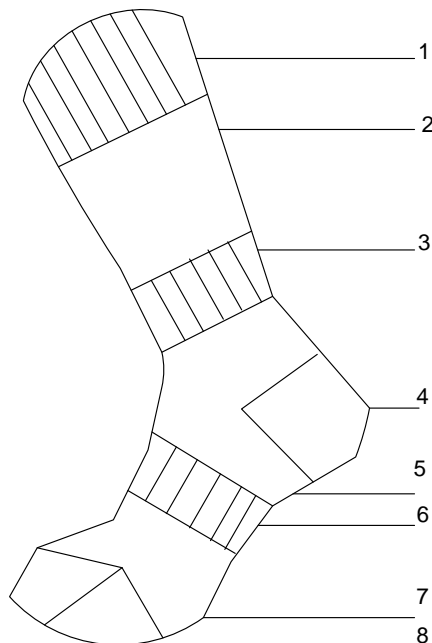


Рис. 1. Схема запропонованої моделі шкарпетки та Відв’язаний та відформований готовий зразок за індивідуальними розмірами: 1 – резинка, 2 – голінь, 3 – резинка предп’яткова, 4 – глибина п’ятки, 5 – слід до резинки, 6 – слід резинки, 7 – слід після резинки, 8 – мисок

Основні матеріали досліджень

Для населення похилого віку, яке вже може має певні медичні проблеми або ушкодження нижніх кінцівок, правильний вибір шкарпеток є дуже важливим. Особам похилого віку

рекомендується вибирати шкарпетки з високою еластичністю, які вільно прилягають до ноги, не передавлюють тканини та забезпечують зручність та комфорт в носінні.

Був проведений патентний пошук та визначено, що більшість винаходів описує відповідність між набором усереднених характеристик стопи та ноги та тиском, тобто немає індивідуального підбору, а можна скористатися лише значеннями з стандартних таблиць. Також відомі панчішно-шкарпеткові вироби, які володіють градієнтною компресією. Тобто на різних ділянках виробу ступінь тиску на різні ділянки ноги буде різним.

Весь процес виробництва панчішно-шкарпеткових виробів можна представити у вигляді структурної схеми. Для того, щоб розпочати процес в'язання необхідно мати сировину (пряжа, спандекс, еластан та ін.), комунікації мають забезпечити вільне використання стислого повітря (6 бар) та відтяжку за допомогою вентилятора високого тиску. Далі в'язальний автомат має отримати інформацію, розраховану в програмному модулі. Програмний модуль має вирішувати наступні завдання: по-перше це дизайн виробу, підбір кольорів та типу сировини, по-друге обирати за допомогою технолога клас в'язального автомату та розрахунок лінійних розмірів виробу. Наступний крок це зашивка миска виробу. Для цього використовується спеціальна зашивочна машина. Потім формування та стікерування та упаковка.

Дизайн шкарпетки може включати використання не більше чотирьох корьрів в одному ряді та обмежуватись кількістю голок в циліндрі.

Результати

Нами запропоновано модель високої шкарпетки яка має три ділянки спеціальної вставки виконаної із додаванням еластику, за рахунок чого створюється компресійний ефект та високо щільне прилягання до тіла.

Так як спеціальні ділянки мають змінюватись в залежності від індивідуальних розмірів ноги людини, були розроблені таблиці, які складені на основі емпіричних вимірів та довідників міжнародних стандартів. Таблиці створювались на основі найпоширеніших розмірів стопи в сантиметрах, які використовують при пошитті взуття. Було розроблено програмну реалізацію на мові програмування python із зручним інтерфейсом для користувача - замовника.

Основна ідея програми полягає в тому, щоб користувач міг вибрати розміри стопи (довжину, висоту та ширину) з допомогою розкривних списків і полів введення, натискати кнопку "Відправити" і отримувати звіт про розміри та інші параметри виробу.

Програма зчитує введені користувачем значення довжини, висоти і ширини стопи, розраховує параметри виробу за допомогою інших методів класу, створює нове вікно для відображення результатів розрахунків.

Отже, повертаючи рядок «Для вибраної довжини стопи немає визначених правил для звіту», програма повідомляє користувачеві, що в даному випадку немає конкретних вказівок або інструкцій для створення звіту з параметрами, які були вибрані.

Від замовника потрібно лише три параметра, за допомогою яких можна сформуванати в автоматичному режимі технологічну карту для виробництва. По-перше це заощадить час та спростить комунікацію між менеджером з продажів, технологом виробництва та виробничою ланкою, по-друге це дасть змогу виконати сотні індивідуальних варіацій розмірів для конкретної моделі шкарпеток.

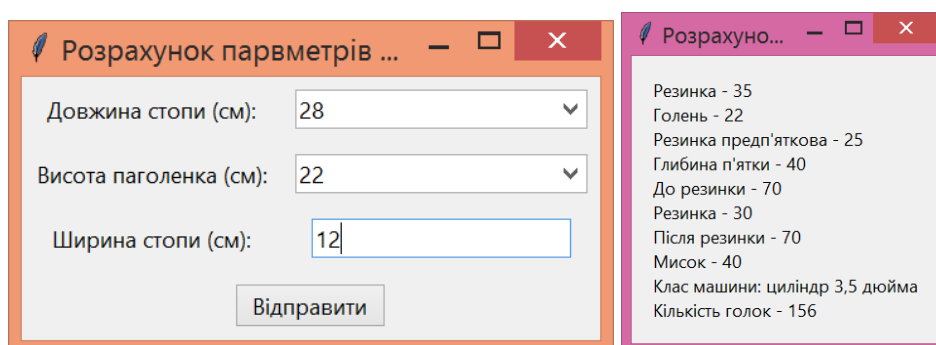


Рис. 2. Ілюстрація роботи програми

Було проведено експериментальні дослідження та створені зразки за індивідуальними розмірами та розроблено патріотичний дизайн із зображенням герба України (рис. 1).

Висновки

В ході проведеного аналітичного огляду було визначено медико-технічні вимоги до виробу, тип обладнання для виготовлення, розроблено дизайн виробу, виконано підбір необхідних витратних матеріалів та розроблено програмний засіб, за допомогою якого користувач має змогу здійснити індивідуальний підбір розміру виробу. В основу програмного засобу покладений принцип перетворення вимірів користувача власної ноги в сантиметрах (три заміри) в кількість рядів в визначених частинах виробу та автоматизований вибір типу машини (кількість голок та розмір циліндру). Даний програмний засіб значно спростить комунікацію між користувачем панчішно-шкарпеткового виробу та виробником, а саме механіком, якому не потрібно буде аналізувати лінгвістичну інформацію отриману від менеджера, а лише скористатись готовими розрахунковими параметрами з програмного продукту.

Література

1. Пат. 68877 Україна, МПК (2006) А 61 В 5/0488. Спосіб діагностики і корекції ходи людини та пристрій для його реалізації / В. В. Семенець, А. Д. Салєєва, П. М. Подпружников, В. І. Радченко, О. В. Гадяцький, В. С. Качер, Т. В. Носова ; ХНУРЕ, Український НДІ протезування, протезобудування і відновлення працездатності. – № 20031110282 ; заявл. 14.11.2003 ; опубл. 17.04.2006 , Бюл. № 4. – 4 с. : іл.
2. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія / [С.В. Павлов, О.Г. Аврунін, С.М. Злепко, Є.В. Бодяньський та ін.]; за редакцією С. Павлова, О. Авруніна. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2019. – 260 с.
3. Діагностика порушень мікроциркуляції у хворих при covid-19 за даними капіляроскопії / С. А.Худаєва, О. О.Аврунін, Т. В. Носова, Н. О. Шушлягіна // Інформатика, управління та штучний інтелект. Тези восьмої міжнародної науково-технічної конференції. – Харків: НТУ «ХП», 2021. – С. 141.
4. Патології опорно-рухового апарату : навч. посіб. / А. Д. Салєєва, О. Г. Аврунін, М. В. Зайцев, І. В. Кабаненко, В. М. Юткін, Р. О. Бобошко, Т. О. Трофименко, І. С. Дондорева, П. О. Баєв, О. М. Литвиненко, С. В. Корнєєв, А. Ю. Чугаєв, Т. В. Носова ; М-во освіти і науки України, Харків. нац. ун-т радіоелектроніки. – Харків : ХНУРЕ, 2023. - 216 с. ISBN 978-966-659-371-2.
5. Конструювання та технології виготовлення протезів нижніх кінцівок: навч. посіб. / А. Д. Салєєва, О. Г. Аврунін, П. О. Баєв, С. В. Корнєєв, Я. В. Носова, І. В. Кабаненко, М. В. Зайцев, Т. О. Трофименко, І. Л. Тимофєєв. – Харків: ХНУРЕ, 2023. – 481 с.
6. Функціональна анатомія опорно-рухового апарату : навч. посіб. / А. Д. Салєєва, О. Г. Аврунін, І. В. Кабаненко, В. М. Зайцев, О. М. Дацок, Р. О. Бобошко, І. С. Дондорева, А. Ю. Чугаєв, П. О. Баєв, С. В. Корнєєв, О. М. Литвиненко // Харків: ХНУРЕ, 2023. – 214 с.
7. Основи комплексної реабілітації пацієнтів з патологіями опорно-рухового апарату : навч. посібник / А. Д. Салєєва, О. Г. Аврунін, І. М.Чернишова, І. В. Кабаненко, О. М. Дацок, Т. О. Трофименко, І. С. Дондорева, Ж. В. Мірошнікова, С. В.Ковальова. – Харків: ХНУРЕ, 2023. – 329 с.
8. Біомеханічні основи протезування та ортезування: навчальний посібник / А. Д. Салєєва, В. В. Семенець, Т. В. Носова, І. М. Василенко, П. О. Баєв, С. В. Корнєєв, О. М. Литвиненко, І. В. Карпенко, І. М. Чернишова, І. В. Кабаненко. – Харків: ХНУРЕ, 2022. – 352 с.
9. Носова Т. В. Про необхідність розробки тренувально-реабілітаційної системи для людей з обмеженими можливостями / Т. В. Носова, Т. В. Жемчужкіна, К. І. Резуненко // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVIII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2020, 28-30 жовтня 2020 р.: у 5 ч. Ч. II. / за ред. проф. Сокола Є.І. – Харків: НТУ «ХП». – С. 357.
10. Кавун Д. В. Обґрунтування розробки програмного засобу для індивідуального підбору панчішно-шкарпеткових виробів / Д. В. Кавун, Я. В. Носова // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії : матеріали Міжнар. наук.-прак. конф., присвяченої 125-річному ювілею Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», 13–14 грудня 2023 р. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – С. 92.
11. Кавун Д. В. Розробка системи контролю ортезування / Д. В. Кавун // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXXI міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2022, 17-20 травня 2023 р. / за ред. проф. Сокола Є.І. – Харків : НТУ «ХП». – С. 1117.

Аеліта ЮРЧЕНКО, студент,

Іван ГАНЧАР, д-р пед. наук, проф.

Національний Університет «Одеська Політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: yurchenko.aelita@stud.op.edu.ua

СПЕЦІАЛЬНА ТЕХНІЧНА ПІДГОТОВКА

СПРИНТЕРІВ-ІНВАЛІДІВ

З ВИКОРИСТАННЯМ МЕТОДУ ПОЗИ

Анотація. В роботі висвітлено сутність методу пози в легкій атлетичі; розглянуто позу бігу як положення тіла на опорі на межі втрати рівноваги, що забезпечує додавання зовнішніх сил для прискорення тіла бігуна вперед. Показано, що спеціальна технічна підготовка спринтерів-інвалідів з ДЦП на основі позного методу може забезпечити суттєве підвищення в них якості бігових рухів, успішності змагальної діяльності, а також приріст результатів у тестових та змагальних вправах.

Ключові слова: інваспорт, біомеханіка бігу, легка атлетика, спортсмени з ураженням опорно-рухового апарату.

Актуальність

Проблема фізичної реабілітації та соціальної адаптації інвалідів зберігає високу актуальність. Незважаючи на значний прогрес медичних технологій, кількість інвалідів продовжує зростати. За статистичними даними Організації Об'єднаних Націй інваліди становлять близько 10% населення Землі.

З урахуванням того, що фізична культура та спорт помітно розширюють сфери інтеграції інвалідів у життя суспільства, дуже ефективним є залучення інвалідів до спеціально організованих занять різними видами спорту [1, 3]. Серед інвалідів значний відсоток становлять люди з ураженням опорно-рухового апарату (УОРА), зокрема з такою патологією, як дитячий церебральний параліч (ДЦП). Для інвалідів з ДЦП, здатних самостійно пересуватися, однією з найпопулярніших легкоатлетичних дисциплін є біг.

Якщо питання оптимізації техніки бігу та змісту технічної підготовки здорових спортсменів докладно висвітлено у науково-методичній літературі, то обсяг досліджень у цьому напрямку для спортсменів-інвалідів з ДЦП суттєво менший. Проблема аналізу та вдосконалення технічної майстерності у бігу серед спортсменів-інвалідів висвітлюється в обмеженому обсязі, а «сміслові ключі» до операційно-цільової структури рухів за період рухового циклу спираються на традиційні підходи, що ґрунтуються на збільшенні м'язової активності [5]. Виходячи з того, що у спортсменів з ДЦП прояв м'язової сили, внутрішньо- та міжм'язова координація суттєво обмежені, традиційна парадигма, заснована на провідній ролі м'язів у рухах людини, не може бути повноцінно реалізована у процесі навчання та вдосконалення техніки бігу.

Альтернативою для цієї ситуації, на нашу думку, могло б бути використання широко поширеної у світі позної техніки бігу [4, 6], в основу якої покладено концепції пози та ієрархії сил.

Метою дослідження є теоретичне обґрунтування змісту та засобів спеціальної технічної підготовки спринтерів-інвалідів з ДЦП на основі позного методу.

Основні матеріали і результати дослідження

ДЦП характеризується різноманітними клінічними проявами, пов'язаними із порушенням контролю з боку нервової системи за функціями м'язів, координації рухів. У інвалідів із ДЦП порівняно з показниками здорових однолітків нижчий рівень розвитку координаційних здібностей, динамічної координації, швидкості реакції, швидко-силових здібностей. У зв'язку з цим організація легкоатлетичних змагань для інвалідів відрізняється наявністю спортивно-медичної класифікації спортсменів за їх функціональними можливостями. З урахуванням об'єктивно наявних у спринтерів-інвалідів з ДЦП рухових обмежень в реалізації силового потенціалу м'язів, спеціальна технічна

підготовка на основі позного методу може дозволити ефективніше інтегрувати зовнішні сили в біговий рух.

Сьогодні, поряд з традиційними, широкого поширення набув позний метод навчання, стрижнем якого стало поняття «пози» як головного елемента рухів [4, 6]. В межах такого підходу рух людини ми розглядаємо як послідовну зміну поз, серед яких є ключові пози, що визначають інтеграцію попередніх і наступних рухів, цим прибираючи другорядні деталі у сфері контролю та свідомості. Основними критеріями виділення ключових поз є рівновага, потенційна енергія і пружність.

Освоєння техніки бігу методом пози викликає: зменшення кутової швидкості згинання та розгинання опорної ноги, часу опори, величини горизонтального переміщення тіла на опорі, горизонтальної відстані між точкою опори та проекцією загального центру маси тіла (ЗЦМТ) відразу після приземлення; підвищення швидкості згинання махової ноги у коліні [5]. Освоєння позної техніки бігу виключає надмірну амплітуду руху ноги по горизонталі, викликає збільшення вертикальної амплітуди руху стопи, зменшення кута постановки стопи на опорі та горизонтальної відстані між точкою опори та проекцією ЗЦМТ у момент приземлення [4, 6].

У бігу виділено одну ключову позу – поза бігу. Вона формується при проходженні тілом вертикалі на опорі та характеризується одноопірним Б-подібним пружним положенням тіла, стопа махової ноги розташована під тазом. У цьому положенні тіло бігуна знаходиться в стані нестійкої рівноваги і під дією перекидаючого моменту сили тяжіння переходить у стан падіння з обертанням навколо точки опори, що супроводжується горизонтальним прискоренням [5]. Активна робота м'язової сили проявляється лише при знятті ноги з опори, що зменшує її момент інерції та прискорює у напрямку руху тіла, тоді як вільна нога опускається на опорі у наступну бігову позу. Завдання бігуна зводиться до утримання пози бігу під час падіння на опорі та швидкого переходу з однієї пози в іншу під час безопорного періоду, щоб без затримки розпочати нове падіння відразу після прийняття бігової пози на наступній опорі.

Головне завдання навчання техніці бігу в позному методі – навчити падати вперед в одному кроці і повторювати його багаторазово, незалежно від відволікаючих факторів (втоми, емоцій тощо).

Навчання спрямоване на освоєння таких основних елементів техніки бігу:

– поза-падіння (вперед у позі бігу);

– поза-підтягування (підтягування стопи під таз для відновлення пози бігу та готовності для наступного падіння вперед).

У зв'язку з цим зміст спеціальної технічної підготовки спринтерів з ДЦП складає комплекс спеціально-підвідних та спеціально-підготовчих вправ, спрямованих, відповідно, на формування рухової навички та специфічних силових та швидко-силових здібностей.

Спеціально-підготовчі вправи забезпечують функціональне поєднання розрізаних м'язових груп тіла на єдину систему, готову до бігу. Вправи для розвитку швидко-силових здібностей та сили м'язів тазового поясу сприяють успішному освоєнню бігової пози. Вправи для розвитку сили м'язів згиначів стегна забезпечують підвищення швидкості підтягування стопи після зняття з опори і, отже, темпу бігових кроків.

При виконанні вправ, спрямованих на освоєння бігової пози, слід акцентувати увагу на розташування ваги тіла на передній частині стопи, прагнути до утримання пози бігу у вертикальному положенні та зберігати рівновагу в цій позі з мінімально можливою напруженою м'язів.

При виконанні вправ, спрямованих на освоєння падіння тіла в бігу, слід прагнути утримання пози бігу в падінні. Навчання підтягування слід починати у статичному положенні пози бігу, де легше простежити рух стопи під таз на різну висоту та з різною швидкістю. Необхідно дозволити стопі пружно впасти і відскочити від опори, миттєво включаючи згинач стегна, як вона торкнеться опори. Чотирьохголові м'язи стегна повинні бути повністю розслаблені. Стопу слід підтягувати найкоротшим шляхом відразу під таз. Приземлення стопи на опорі при постановці має бути м'яким.

Силові підготовки повинні бути спрямовані на розвиток, підтримку та відновлення поз. Стадія розвитку містить обсяг роботи з великою кількістю серій, високою інтенсивністю та складністю. У стадії підтримки спостерігається скорочення в числі серій та/або повторень, а стадія відновлення характеризується зниженням інтенсивності та складності зі збільшенням числа серій та/або повторень.

Вправи можна умовно поділити на такі групи:

1. Стрибкові вправи на розвиток швидко-силових здібностей:

– у фіксованому становищі дома;

– з просуванням вперед, назад, убік;

- з обтяженнями;
- в ускладнених умовах;
- 2. Вправи на розвиток сили м'язів тазового пояса:
 - у положеннях стоячи і на колінах;
 - у положеннях лежачи та в упорах;
 - у парах без опору;
 - у парах з опором;
- 3. Вправи на розвиток сили м'язів згиначів стегна:
 - на тренажерах;
 - з вільними обтяженнями;
 - з пружними опорами;
 - у парах із опором.

Висновки

На основі аналізу та узагальнення результатів теоретичного матеріалу можна зробити висновок, що спеціальна технічна підготовка спринтерів-інвалідів з ДЦП на основі позного методу бігу може бути більш ефективною в порівнянні з традиційними підходами. Проте дослідження не вичерпує всіх аспектів цієї проблеми, пов'язаної з навчанням та вдосконаленням техніки бігу на основі позного методу.

Процес спеціальної технічної підготовки спринтерів-інвалідів з ДЦП буде ефективнішим, якщо розглядати позу бігу як положення тіла на опорі на межі втрати рівноваги, що забезпечує додавання зовнішніх сил для прискорення тіла бігуна вперед; виявити особливості застосування комплексу підвідних та підготовчих вправ спеціальної технічної підготовки спринтерів-інвалідів з ДЦП з урахуванням проявів цього захворювання у межах позного методу; здійснювати оперативний контроль та корекцію техніки бігу.

Встановлено, що сутність навчання техніці бігу при позному способі зводиться до того, як краще інтегрувати гравітацію в рух. При використанні позного методу навчання має бути націлене на освоєння трьох основних елементів техніки бігу: поза-падіння (вперед у позі бігу), -підтягування (стопа під таз) та відновлення пози бігу і готовності наступного падіння вперед. Зміст спеціальної технічної підготовки спортсменів-інвалідів слід будувати з використанням комплексів спеціально-підвідних та спеціально-підготовчих вправ, спрямованих на формування рухової навички та специфічних силових та швидко-силових здібностей.

Література

1. Бріскін, Ю. А. Спорт інвалідів в Параолімпійському русі. *Педагогіка, психологія та медикобіологічні проблеми фізичного виховання і спорту*: Зб. наук. праць.–Харків: ХДАДМ (ХХІІІ), 2000, 8: 24–29.
2. Подгорна В., Кокотєєва А., Блажко О. Використання комп'ютерної ігрофікації фізичних вправ на основі Scratch-технології в адаптивній фізичній культурі. DOI: [https://doi.org/10.52058/2786-6025-2023-11\(25\)-512-523](https://doi.org/10.52058/2786-6025-2023-11(25)-512-523).
3. Томащук О. Г.; Деделюк Н.А. Адаптивний спорт як засіб соціалізації людей з особливими потребами їх інтеграції в суспільство. *Медико-біологічні проблеми фізичного виховання різних груп населення, ерготерапії, інклюзивної та спеціальної освіти*, 2019, 112. URL: <https://dspace.hnpu.edu.ua/server/api/core/bitstreams/e2fb5b08-b417-4e2a-b1aa-859fcd4e2cf8/content#page=112>.
4. Bartlett R, M, Current issues in the mechanics of athletic activities a position paper. *Journal of Biomechanics*. 1997. № 30. P. 477-486.
5. Cavagna, G. A. Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. *The Journal of Experimental Biology*. 2005. № 208. P. 2333-2346.
6. Fletcher, G., Bartlett R., Romanov N. Biomechanical performance factors in pose running and heel-toe running. *International Quarterly of Sport Science*. 2010. № 2. URL: https://mstt.hu/iqss/issues/20102/1_Fletcher%20et%20al_IQSS_2010_2.pdf.

Олег КАЛІБЕРДА, ст. викладач,
Ольга КАЛИНИЧЕНКО, ст. викладач
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: koleg2010@gmail.com,

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ПЕДАГОГІЧНОГО КОНТРОЛЮ РУХОВОЇ АКТИВНОСТІ ТА ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ

Анотація. Розглянуто питання створення та застосування сучасних інформаційних технологій у сфері фізичного виховання та оздоровчої рухової діяльності в умовах дистанційного навчання здобувачів вищої освіти.

Ключові слова: інформаційні технології, рухова активність, тестування, функціональна підготовленість, фізкультурно-оздоровчі технології.

Актуальність дослідження

Проблеми впровадження інформаційних технологій у навчальний процес загальної та професійної підготовки здобувачів вищої освіти з метою підвищення рівня рухової активності та зміцнення здоров'я студентів є особливо актуальними в умовах дистанційного навчання. Сучасні дистанційні форми навчання у закладах вищої освіти (ЗВО) характеризуються зростанням часу самостійної роботи студентів за комп'ютером і зменшенням обсягу рухової (фізичної) активності, що негативно впливає на стан здоров'я, рухової та функціональної підготовленості [1].

Мета дослідження

Створення і впровадження інформаційної технології педагогічного контролю в організації занять з фізичного виховання та оздоровчої рухової активності в умовах дистанційної освіти.

Методи дослідження

Для вирішення завдань дослідження використовувалися емпіричні методи: аналіз науково-методичної літератури та Інтернет-ресурсів, педагогічне тестування, педагогічні спостереження.

Основні результати досліджень

Протягом проведення досліджень розроблена та запроваджена у навчальному процесі інформаційна технологія дистанційного навчання з використанням електронної освітньої платформи Classroom (Google) та створені Гугл Класи (Classroom) для такої форми навчання з дисципліни загальної підготовки «Фізичне виховання» та самостійної оздоровчої рухової активності [2].

Розроблено електронний навчально-методичний комплекс з різних видів оздоровчої рухової активності, розвитку рухових здібностей, сучасних фізкультурно-оздоровчих технологій фітнесу із застосуванням мультимедійних засобів.

Програму курсу розроблено за розділами загальної фізичної підготовки, розвитку рухових здібностей, фізкультурно-оздоровчих технологій фітнесу.

Розроблено та впроваджено у Гугл Класах методичне та наочне забезпечення практичних і самостійних занять, надані відповідні методичні рекомендації.

До змісту практичних і самостійних фізкультурно-оздоровчих занять включені мультимедійні комплекси фізичних вправ ранкової гімнастики для розвитку усіх груп м'язів, вправ для розвитку витривалості, гнучкості, швидко-силових і координаційних здібностей, відновлення дихання.

У завданнях студентам пропонується обирати рекомендовані комплекси фізичних вправ для розвитку рухових здібностей або виконувати інші комплекси вправ.

Наведені комплекси вправ рухової активності надають студентам можливість власного вибору програм відповідно до рівня рухової підготовленості та стану здоров'я.

З метою ефективного застосування фізкультурно-оздоровчих програм і об'єктивної оцінки власного функціонального стану та рівня фізичної підготовленості запропонована методика самоконтролю функціонального стану та фізичної підготовленості під час самостійних занять.

Методика самоконтролю передбачає:

- тестування та оцінювання рівня фізичної підготовленості;
- вимірювання частоти серцевих скорочень (ЧСС) після виконання вправ (тестів) та оцінювання функціонального стану.

Для здійснення систематичного щотижневого контролю за самостійною роботою студентів та встановлення зворотного зв'язку студента з викладачем розроблено електронний щоденник самостійної роботи з фізичного виховання здобувача вищої освіти (табл. 1).

Таблиця 1

Щоденник самоконтролю самостійної роботи здобувача вищої освіти з дисципліни «Фізичне виховання»

Прізвище, ім'я, по-батькові	Інститут, група	Модульний контроль №								
Пошта НУ «ОП» email:	Стать:	Дата « » 20 р.								
Самостійна рухова активність РА		Тижневий обсяг самостійних занять за тижнями 1–8, годин								К-ть год
Зазначити обраний вид РА: біг, гімнастика, фітнес тощо										
Види обов'язкових тестів	Номери тестів	Результати виконання тестів за тижнями 1–8								К-ть балів
		1	2	3	4	5	6	7	8	
Витривалість:		xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	
Рівномірний біг з ходьбою 12 хвилин, км	№ 3									
ЧСС після виконання тесту, ударів/хвилину										
Сила та швидкісно-силові здібності:		xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	
Згинання та розгинання рук в упорі лежачи, разів	№ 5									
ЧСС після виконання тесту, уд/хв										
Піднімання тулуба в сід за 1 хвилину, разів	№ 8									
ЧСС після виконання тесту, уд/хв										
Стрибок у довжину з місця, см	№ 9									
Координаційні: здібності		xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	
Стрибки зі скакалкою за 1 хвилину, разів	№ 13									
ЧСС після виконання тесту, уд/хв										
Гнучкість:		xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	xxxx	
Нахил тулуба з положення сидячі, см	№ 14									
ЧСС після виконання тесту, уд/хв										
Заняття у спортивній секції або фізкультурно-оздоровчій групі: вид спорту, місце занять, тренер-викладач										
Участь у спортивно-масових заходах: назва заходу, дата, місце проведення										
Ознайомлення з вимогами техніки безпеки на заняттях з ФВіС										
Усього, балів										
Оцінка СРЗ за модуль										

У щоденнику самоконтролю відображаються основні показники: тижневий обсяг самостійних занять, результати виконання тестів, частота серцевих скорочень після фізичних навантажень.

У Гугл Класі надані відповідні методичні рекомендації щодо виконання тестів і вимірювання ЧСС та загальної оцінки функціонального стану.

У програмі тестування використані загальновідомі тести [3], що доступні для виконання як у домашніх умовах, так і на спортивних спорудах, парках, скверах, трасах здоров'я тощо:

- «Рівномірний 12-хвилинний біг з ходьбою»;
- «Піднімання тулуба в сід за 1 хвилину (разів)»;
- «Стрибок у довжину з місця (см)»;
- «Згинання та розгинання рук в упорі лежачи» (для юнаків – від полу, для дівчат – від лави);
- «Нахил тулуба з положення сидячі (см)»;
- «Стрибки зі скакалкою за 1 хвилину (разів)».

Завдання для самостійної роботи розраховані для виконання як у домашніх умовах, так і на спортивних спорудах, в парках, скверах, трасах здоров'я – за програмою соціального проєкту «Активні парки – локації здорової України», на спортивних спорудах.

Алгоритм дій запропонованої інформаційної технології передбачає:

1. Ознайомлення із змістом програми та окремих тем занять.
2. Вибір комплексів фізичних вправ за власним бажанням відповідно до стану здоров'я та рухової підготовленості.
3. Виконання обраних комплексів вправ.
4. Щотижневе виконання тестів для оцінки власних рухових здібностей.
5. Вимірювання частоти серцевих скорочень (ЧСС) після виконання вправ (або тестів).
6. Реєстрація результатів виконання тестів та ЧСС у щоденнику самоконтролю.
7. Передача отриманих результатів до Гугл Класу.
8. Обговорення результатів рухової діяльності та виконання тестів на практичних заняттях.
9. Внесення необхідних змін і корегування обсягу та інтенсивності навантажень у процесі занять.

Виконання самостійної роботи у вигляді щоденника самоконтролю відображається у Гугл Класі у розділі «Оцінки», що забезпечує здійснення щотижневого поточного контролю.

Висновки

Аналіз результатів впровадження запропонованої інформаційної технології у процес дистанційного навчання та проведені педагогічні спостереження засвідчують достатньо високий рівень активності та успішності студентів у її застосуванні.

Організація ефективного педагогічного контролю та самоконтролю поточного стану рухової та функціональної підготовленості студентів під час самостійних занять з фізичного виховання та оздоровчої рухової діяльності сприяє підвищенню рівня рухової активності.

Застосування інформаційної технології педагогічного контролю оздоровчої рухової діяльності є засобом, що сприяє формуванню інформаційно-комунікаційної компетентності майбутніх фахівців, рівня їх самооцінки, інтересу та мотивації до навчання.

Література

1. Інноваційні та інформаційні технології у фізичній культурі, спорті, фізичній терапії та ерготерапії: Матеріали V Всеукраїнської електронної науково-практичної конференції з міжнародною участю (Київ, 31 травня 2022р.) / ред. О.А. Шинкарук. – К.: НУФВСУ, 2022. –163 с. [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://uni-sport.edu.ua/content/v-vseukrayinska-elektronna-konferenciya-z-mizhnarodnoyu-uchastyu-innovaciyni-ta-informaciyni>
2. Біомеханіка спорту, оздоровчої рухової активності, фізкультурно-спортивної реабілітації: актуальні проблеми, інноваційні проєкти та тренди : матеріали II Всеукр. електрон. наук.-практ. конф., Київ, 14–15 грудня 2022 р. Київ : НУФВСУ, 2023. 155 с. [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://uni-sport.edu.ua/content/naukovi-konferenciyi-ta-seminary>
3. Іващенко О. В. Педагогічний контроль рівня рухової підготовленості хлопчиків молодших класів / Іващенко О. В., Худолій О. М., Єрмаков С. С., Черненко С. О., Головка А. Р. // Теорія та методика фізичного виховання. – 2015. – № 2. – С. 32–40. DOI: 10.17309/tmfv.2015.2.1140

Анна АНДРОНОВА, бакалавр,

Вікторія ПОДГОРНА, канд. пед. наук, доц.

Національний Університет «Одеська Політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: a.i.andronova@stud.op.edu.ua

ШЛЯХИ РОЗВИТКУ ШАХІВ В УМОВАХ ДІДЖИТАЛІЗАЦІЇ СПОРТУ

Анотація. В дослідженні визначено шляхи розвитку шахів з урахуванням сучасних технологічних досягнень. Інноваційні технології в шахах суттєво розширили можливості для гравців, тренерів та шахових організацій. Комп'ютерний аналіз, наприклад, дозволяє глибше розуміти відкриття та партії, використовуючи потужні алгоритми для розрахунків. Штучний інтелект стає важливим інструментом для аналізу гри та навчання, а також для створення ботів та віртуальних тренерів. Онлайн-платформи надають можливість грати зі супротивниками з усього світу, отримувати навчальний контент та тренуватися в будь-який зручний час. Віртуальна реальність може забезпечити іммерсивний досвід гри та навчання, підвищуючи залученість гравців.

Ключові слова: шахи, спорт, система фізичного виховання, інновації, штучний інтелект.

Актуальність

Шахи мають багату історію та глибокі культурні корені. Вони викликають інтерес не лише серед гравців, а й серед тих, хто цікавиться історією, культурою та науковими аспектами гри. Шахи є одним з найпопулярніших інтелектуальних видів спорту у світі. Змагання на різних рівнях - від локальних до міжнародних - продовжують привертати увагу спортивних фанатів та спонсорів.

Науковці, які досліджували теорію і практичний досвід шахів, збігаються в думці, що гра шахи розвиває критичне мислення, стратегічне планування, логіку та терпіння [2]. У зв'язку з ростом інтересу до розвитку когнітивних навичок, шахи привертають увагу батьків, вчителів і науковців. Вже є нові роботи з впровадження нових технологій, таких як штучний інтелект, віртуальна реальність та онлайн-геймінг [1, 3, 4]. Це дає нові можливості для розвитку гри, тренувань і організації турнірів.

Метою дослідження є визначення шляхів та перспектив розвитку гри в шахи.

Основні матеріали та результати досліджень

Для розуміння перспектив розвитку шахів необхідно звернутись до історії гри. Шахи є однією з найдавніших настільних інтелектуальних ігор, і їх історія налічує тисячі років. Походження шахів, як і точна дата їх виникнення, не зовсім зрозумілі. Деякі вчені вважають, що шахи походять з Індії або Персії, і їх історія сягає близько 1500 років до нашої ери. З Індії гра поширилася в Центральну Азію, Персію та подальші регіони Східної Азії. У середньовіччі шахи стали популярними серед арабських та мусульманських культур, де були вдосконалені правила гри. Шахи потрапили в Європу через арабський світ під час хрестових походів. У середньовіччі шахи стали популярною грою серед європейської аристократії та духовенства.

Протягом століть правила гри постійно вдосконалювалися та стандартизувалися. У XV столітті було вперше опубліковано важливий трактат з шахів "Liber de ludo scacchorum" (Книга про гру в шахи) Хільдебранда де Шардине. У XIX столітті було створено організації, які регулювали міжнародні змагання з шахів, зокрема, Міжнародну шахову федерацію (FIDE), засновану в 1924 році.

Шахи не лише залишаються грою з багатою історією, але й продовжують розвиватися, втілюючи нові технології та форми гри.

У другій половині XX століття з'явилися комп'ютерні програми для гри в шахи, що спричинило новий етап у розвитку цієї гри. Комп'ютери здатні грати на рівні або навіть перевищувати силу найсильніших гравців.

Відносно недавно було пройдено ще один важливий етап. Вже нікого не дивувало, що комп'ютер здатний обіграти людину, але 7 грудня 2017 алгоритм AlphaZero компанії Google виграв у Stockfish 8, чемпіона світу 2016 серед комп'ютерних програм. Stockfish 8 мала доступ до досвіду, накопиченого людиною за сотні років гри в шахи, а також до даних шахових програм за кілька десятків років. Вона могла прораховувати 70 мільйонів шахових позицій за секунду. Швидкість обчислень AlphaZero складала лише 80 тисяч операцій на секунду, і творці програми не навчили її шахової стратегії навіть стандартним дебютам. Освоюючи шахи, програма AlphaZero використовувала найсучасніші методи машинного навчання, граючи сама із собою. Проте зі ста

партій, зіграних зі Stockfish 8, новачок AlphaZero виграв 28 і звів у нічию 72. Оскільки алгоритм AlphaZero не вчився людини, багато його виграшних ходів і стратегій виглядають дуже незвичайно. Їх з повною підставою можна назвати творчими – якщо не геніальними.

AlphaZero не єдина творча комп'ютерна програма у світі. Сьогодні багато хто з них перевершує шахістів не тільки у швидкості обчислень, а й у генеруванні нестандартних ідей. На шахових турнірах, у яких беруть участь лише люди, судді зобов'язані виявляти гравців, які намагаються шахраювати за допомогою комп'ютерів. Один із способів упіймати нечесного гравця – відстежувати оригінальність ходів. Нестандартний хід може спричинити підозри – не виключено, що це підказка комп'ютера. Отже, як мінімум у шахах оригінальність думки відтепер вважається відмінністю комп'ютерів, а не людей.

Важливо, щоб в спорті залишалась співпраця, а не суперництво людини та штучного інтелекту. Після того, як у 1997 році розроблена IBM шахова програма Deep Blue перемогла Гаррі Каспарова, люди не перестали грати у шахи. Навпаки: завдяки штучному інтелекту шахові майстри тепер грають набагато краще, ніж будь-коли, і сьогодні шахові команди у складі людини та штучного інтелекту (їх називають «кентаврами») перевершують і людей, і комп'ютери. Отже, штучний інтелект може допомогти готувати кращих спортсменів.

Розвиток шахових програм і онлайн-платформ має великий потенціал для збільшення доступності та популярності гри. Завдяки шаховим програмам, які використовують штучний інтелект, гравці можуть поліпшувати свої навички та отримувати зручну зворотну зв'язок про свою гру. Онлайн-платформи дозволяють гравцям з усього світу змагатися між собою, сприяючи розвитку шахів як глобального спорту і розваги.

Сучасна підготовка шахіста неможлива без використання інформаційних технологій [2]. Мільйони партій, які розігруються в тисячах турнірів, накопичуються в потужних базах і банках даних, доступ до яких неможливий без знання комп'ютера. Інформаційні технології різко зменшили час, за який зіграна партія доходить до кожного, хто бажає з нею ознайомитися. Тепер немає потреби друкувати цю партію, можна практично в день гри отримати інформацію про партію через Інтернет. Сьогочасний майстер високого класу мусить добре володіти комп'ютером, вміти здобути потрібні відомості з бази даних за допомогою запиту, послати свою партію з використанням електронної пошти, виставити інформацію для подальшого обговорення широким загалом на Webсайті.

Інновації зачіпають, окрім іншого, процес навчання шахів. Шахи, ймовірно, – єдиний вид спорту, в якому підготовка може відбуватися дистанційно, і, як показала багаторічна практика, подібний метод цілком виправдовує себе [2]. Спостереження за розвитком шахів у світі показують, що, ключовою тенденцією є розвиток шахів в онлайн-середовищі.

Специфіка розвитку шахового спорту така, що його популяризацією традиційно займаються преса та шахові клуби. Телебачення практично не представлене у схемі комунікацій, які застосовуються для популяризації шахового спорту [2]. У зв'язку з цим багато клубів та організацій використовують Інтернет-комунікацію для поширення інформації про майбутні, поточні та минулі події. Сьогодні більшу популярність мають не «очні» клуби любителів шахів, а веб-сайти, кількість облікових записів на яких може досягати кількох сотень тисяч. Серед найвідоміших ігрових шахових Інтернет-порталів можна відзначити ICC (Internet Chess Club) – глобальний портал; PLAYCHESS.COM – професійна ігрова зона (Німеччина).

Більш того, абсолютно всі великі шахові організації мають віртуальну версію: крім ФІДЕ, найбільшої міжнародної шахової федерації, існують також національні та наднаціональні федерації, представлені онлайн: Міжнародна федерація заочних шахів, Всеіндійська Шахова Федерація, Федерація Шахмат Арменії.

Загалом шахи, можна сказати, «впевнено переміщуються в онлайн» [4]. В умовах поточного сплеску інтересу до шахового спорту все частіше заходи, присвячені шахам, переносяться у віртуальне середовище. Подібне перенесення дозволяє розширювати кордони за участю у заходах, уникати бар'єрів територіального, фінансового та мовного характеру. Онлайн-ігри та шахи в тому числі стають невід'ємним компонентом життєдіяльності сучасної людини

Для того, щоб зробити перегляд шахового турніру більш видовищним і наблизити його до специфіки розважального ігрового контенту, ФІДЕ в 2022 р. представила чергове технологічне нововведення. Йдеться про фіксацію показників серцевих скорочень гравців за допомогою пульсометрів та трансляцію результатів вимірювань на екрани під час трансляції. Крім самої гри, глядачі тепер можуть спостерігати за частотою серцевих скорочень та співпереживати гравцям за зміни пульсу. Шаховий спорт дуже емоційний, але гравці зазвичай звикли приховувати свої емоції

від глядачів, тоді як пульсометри дозволяють занурити аудиторію в емоційну сферу шахістів. Крім того, точаться дискусії щодо доцільності впровадження технологій візуального розпізнавання мікроміміки. Передбачається, що технологія штучного інтелекту зчитуватиме візуальні зміни виразу обличчя гравця під час гри, що також дозволить глядачам отримати деяке уявлення про динаміку психоемоційного статусу гравців.

Висновок

Таким чином, інновації в шаховому спорті є важливим аспектом його розвитку і включають різні технологічні та організаційні зміни, спрямовані на поліпшення ігрового досвіду, розширення аудиторії та підвищення популярності даного виду спорту. Однією з найважливіших інновацій у шаховому спорті є використання комп'ютерних програм та систем штучного інтелекту. Сучасні шахові програми мають потужні алгоритми і бази даних, які дозволяють проводити глибокий аналіз партій, досліджувати різні варіанти і передбачати результат партії. Також варто відзначити впровадження технологій в організацію та онлайн-трансляцію шахових турнірів. Можливості інтернету та онлайн-платформ дозволяють проводити турніри в режимі реального часу, залучати учасників з усього світу та транслювати партії для широкої аудиторії. Це розширює доступність шахового спорту та дозволяє брати участь у турнірах людям з різних країн та культур.

Література

1. Петренко Я. Аналіз ефективності використання системи штучного інтелекту для гри в шахи. Інформаційно-комунікаційні технології в освіті, 2023, 11. URL: <https://e-journals.udu.edu.ua/index.php/ikt/article/view/1342> (21.03.2024).
2. Шанковський А.З., Улізько В.М., Бойчук Р.І. Шляхи покращення процесу підготовки шахістів. 2022. URI: <http://enpuir.npu.edu.ua/handle/123456789/37292> (21.03.2024).
3. General Problem Solver // Oxford Reference. 2023. URL: <https://www.oxfordreference.com/display/10.1093/oi/authority.20110803095847145;jsessionid=8AC0315E893F0CA89101C2AFDA46F430> (21.03.2024).
4. Panwar, S. This Latest Innovation in the Game of Chess Will Transform the Experience of the Audience Forever . 2024. URL: <https://www.essentiallysports.com/us-sports-news-chess-newsthis-latest-innovation-in-the-game-of-chess-will-transform-theexperience-of-the-audience-forever/> (21.03.2024).

Анастасія КОКОТЄЄВА, ст. викладач,

Максим РИБАК, бакалавр

Національний Університет «Одеська Політехніка», м.Одеса, Україна, e-mail: kokotieieva.a.s@op.edu.ua

КІБЕРСПОРТ ЯК НЕТРАДИЦІЙНИЙ ВИД СПОРТУ

Анотація. В статті зроблена спроба визначення поняття «нетрадиційні види спорту» і трактування кіберспорту як нетрадиційного виду спорту, якій має певні тенденції розвитку. Основною проблемою встановлення меж сучасного розуміння кіберспорту є відсутність розуміння важливості кіберспорту як спортивного феномена та його консервативне відторгнення у багатьох науковців та фахівців з фізичної культури та спорту. Визначено, що кіберспорт є формою змагальної діяльності, в основі якої лежить використання комп'ютерних ігор. Він відрізняється від традиційного спорту у звичайному розумінні, але його можна розглядати як від спорту через конкурентність, фізичні та психологічні вимоги, які встановлюються для гравців і є необхідними для змагального успіху в цій галузі. Хоча кіберспорт може сприйматися як нетрадиційний вид спорту в спортивних колах, він швидко набирає популярності та визнання як важлива і серйозна галузь спорту в сучасному світі та набуває власних традицій, систем тренування.

Ключові слова: кіберспорт, нетрадиційні види спорту, змагальні види комп'ютерних ігор.

Актуальність

Процес появи нових видів спорту та відповідної перепідготовки спортсменів ніколи не зупиниться. Вже сьогодні шаховими команди складаються з людини та штучного інтелекту. На очах відбувається злиття двох масштабних революцій – біологічної та комп'ютерної. Біологи проникають у таємниці людського тіла, мозку та почуттів. Одночасно фахівці фізичної культури відкривають безпрецедентні можливості використання ІТ-технологій в розвитку спорту. Виклик, кинутий людству в ХХІ столітті біотехнологіями та ІТ, ймовірно, набагато серйозніший за виклик, з яким воно зіткнулося в епоху парових машин, залізниць та електрики.

Процес інформатизації зачепив майже всі сфери суспільства. Спорт, підкорюючись тенденціям розвитку, опанував ігрову ІТ-індустрію, і сьогодні відеоігри позиціонуються як дещо більше, ніж просто складова сфери розваг [1]. Одним з таких спортивно-комп'ютерних феноменів на просторах ігрової арени є кіберспорт. Його розвиток безперервно йде в напрямку прямої конкуренції зі спортивними турнірами. Кіберспорт вже набув такої популярності в світі і в Україні, що навіть став здатним впливати на економіку держав – змагання на різних рівнях привертають серйозну увагу спортивних фанатів та спонсорів. Сьогодні в комп'ютерні ігри грають 2,6 млрд. осіб [2]. На сучасному етапі виробництво відеоігор є престижним та прибутковим бізнесом навіть в період економічної нестабільності [3]. Очевидним стає факт, що кіберспорт здатний скласти конкуренцію традиційним видам спорту і вимагає наукового підґрунтя. Адже вивчення кіберспорту стикається з певними труднощами. По-перше, з боку наукової спільноти відсутнє розуміння важливості кіберспорту як спортивного феномена. По-друге, у багатьох науковців та фахівців з фізичної культури та спорту кіберспорт викликає консервативне відторгнення. Постає необхідність встановити межі сучасного розуміння кіберспорту.

Метою дослідження є трактування кіберспорту як нетрадиційного виду спорту.

Основні матеріали та результати досліджень

Кіберспорт вже є визнаною спортивною дисципліною світового рівня з ігровими змаганнями з використанням комп'ютерних технологій, де комп'ютер моделює віртуальний простір, всередині якого відбувається протистояння. Системоутворюючим фактором електронного спорту є змагальна діяльність [4].

Спортивна термінологія віддає перевагу такій класифікації: олімпійський або неолімпійський від спорту (такі, які увійшли в Ігри Олімпіади, або ні). Нами не знайдено жодної публікації, де кіберспорт був класифікований як неолімпійський вид спорту. У спортивних колах кіберспорт часто трактується як нетрадиційний вид спорту через його відмінність від традиційних фізичних дисциплін [3]. Термін «нетрадиційний» може мати різне значення залежно від контексту. Для того, щоб зрозуміти, що таке нетрадиційні види спорту, треба звернутись до трактування терміну «традиція».

Традиція (від лат. Traditio – переказ, звичай) – це елементи культури, що передаються від покоління до покоління, зберігаються протягом тривалого часу та слугують регулятором суспільних стосунків. Традиції в різних формах присутні в будь-якому суспільстві і практично в усіх сферах культури. Традиції можуть утілювати певні суспільні інституції, норми поведінки, цінності, ідеї, звичаї, обряди тощо.

Отже, традиції нерозривно пов'язані з культурою людства. Фізична культура – частина загальної людської культури. Спорт – її специфічна складова частина. В статті I Закону України Про фізичну культуру і спорт записано, що «Спорт є органічною частиною фізичної культури, особливою сферою виявлення та уніфікованого порівняння досягнень людей у певних видах фізичних вправ, технічної, інтелектуальної та іншої підготовки шляхом змагальної діяльності».

Тобто, твердження, що термін «нетрадиційні види спорту» визначає такі види спорту, які не є поширеними в окремій країні, але в іншій є частиною національної спортивної спадщини, вважаємо не вірним. Наприклад, американський футбол в Україні є нерозповсюдженим, але нетрадиційним взагалі його назвати не можна. До речі, по аналогії, ми не можемо назвати нетрадиційним видом сумо, боротьбу на поясах, капоейра та інші види, які мають всі ознаки спорту, але є популярними в окремих культурах і країнах. Отже, види спорту, де є тренування, змагання, демонстрація якостей людини – є традиційними, незалежно від культури, в якій вони виникли, та країн поширення.

Таким чином, нетрадиційні види спорту – це різноманітні фізичні або спортивні активності, які відрізняються від академічних спортивних дисциплін, таких як футбол, баскетбол, теніс тощо. Вони мають змагальну функцію, власні правила та специфіку. Ці види спорту відомі своєю нестандартністю або незвичністю і можуть не мати в своїй основі ніяких культурних традицій.

Основною тенденцією розвитку нетрадиційних видів спорту – перехід в традиційні, – позбавлення з часом маркірування «нестандартні» та «незвичайні» в силу набуття визнання та популярності.

Приклади нетрадиційних видів спорту:

- геокешинг – де учасники використовують GPS-координати для пошуку схованих предметів;
- квідич – вигаданий спорт, який з'явився в серії книг «Гаррі Поттер», а пізніше став реальним видом спорту, де гравці літають на мітлах і намагаються забити м'яч у ворота;
- підводний хокей – гра, яка відбувається під водою, де учасники намагаються забити м'яч до воріт;
- гонки на фітболах – учасники вибираються на великих надувних м'ячах і змагаються в бігу або футболі.

Висновок

Поява нових видів спорту є наслідком технічного прогресу. В сучасному світі, де технології стають все більш інтегрованими в різні сфери життя, включаючи спорт, все більшої популярності та визнання набуває кіберспорт. Кіберспорт є формою змагальної діяльності, в основі якої лежить використання комп'ютерних ігор. Він відрізняється від традиційного спорту у звичайному розумінні, але його можна розглядати як вид спорту через конкурентність, фізичні та психологічні вимоги, які висуваються до гравців. Хоча кіберспорт може сприйматися як нетрадиційний вид спорту в традиційних спортивних колах, він швидко набирає популярності та визнання як важлива і серйозна галузь спорту в сучасному світі. Сьогодні кіберспорт ще не має стійких традицій в системі тренування, видах спеціальної спортивної підготовки, але стрімкий розвиток надає йому високу ймовірність стати на одну сходинку навіть з олімпійськими видами спорту.

Література

1. Горова К.О., Горовий Д.А., Кіпоренко О.В. Основні тенденції розвитку ринку кіберспорту. Проблеми і перспективи розвитку підприємництва. 2016. № 4 (2). С. 51–55. URL: http://nbuv.gov.ua/UJRN/piprp_2016_4%282%29__12.
2. Знева І. О. Кіберспорт та його вплив на зміну структури світового ринку комп'ютерних ігор. 2018. URL: <https://dspace.uzhnu.edu.ua/jspui/handle/lib/24337>
3. Олійник К.О. Комп'ютерні ігри як фактор іміджевого розвитку України. 2016. URL: <https://www.kleinerperkins.com/perspectives/internet-trends-report-2018>.
4. Greenfield P.M. The Cultural Evolution of IQ. The Rising Curve. Long-Term-Gains in IQ and related Measures. Washington. 1998. P. 81–123.

Олег КАЛІБЕРДА, ст. викладач,
Ірина ЩЕТНИК, бакалавр,
Іван ТКАЛЕНКО, студент
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: koliberda.o.h@op.edu.ua

ОСОБЛИВОСТІ СПОРТИВНОЇ ПІДГОТОВКИ З КУЛЬОВОЇ СТРІЛЬБИ

Анотація. Розглянуті специфічні особливості системи спортивної підготовки з кульової стрільби, зокрема парастрільби кульової, як виду спорту осіб з ушкодженнями опорно-рухового апарату. Наведений аналіз виконання рухових дій та вдосконалення рухових навичок у виконанні елемента техніки стрільби «прийняття рішення на реалізацію пострілу». Здійснено аналіз складових і факторів впливу технічної підготовленості спортсменів-стрільців на результати участі в національних і міжнародних змаганнях з кульової стрільби та парастрільби кульової серед осіб з ушкодженнями опорно-рухового апарату.

Ключові слова: стрільба кульова, спорт осіб з інвалідністю, парастрільба кульова осіб з ушкодженнями опорно-рухового апарату, спортивна зброя, система спортивної підготовки.

Актуальність дослідження

Актуальність розглянутих питань визначається наявністю напрямів і завдань спортивного вдосконалення у стрільбі кульовій, як олімпійського виду спорту, та парастрільбі кульовій, як виду спорту осіб з інвалідністю, включеного до програми Паралімпійських ігор-2024 і Дефлімпійських ігор.

Мета дослідження

Аналіз особливостей складових системи спортивної підготовки та факторів впливу технічної підготовленості спортсменів на результати участі в національних і міжнародних змаганнях з кульової стрільби та парастрільби кульової серед осіб з ушкодженнями опорно-рухового апарату в період підготовки до Паралімпійських ігор-2024.

Основні матеріали досліджень

Дослідження проводилися серед спортсменів вищої спортивної майстерності – майстрів спорту та майстрів спорту міжнародного класу з кульової стрільби та пара стрільби кульової, як виду спорту осіб з ушкодженнями опорно-рухового апарату, згідно з договором про співпрацю Національного університету «Одеська політехніка» з Одеською обласною дитячо-юнацькою школою стрільби (ДЮСШ стрільби).

Наведені нижче терміни вживаються в такому значенні:

Спорт осіб з інвалідністю – напрям спорту, пов'язаний з організацією та проведенням спортивних змагань з видів спорту осіб з інвалідністю та підготовкою спортсменів до цих змагань.

Парастрільба кульова (World Shooting Para Sport) - вид спорту осіб з інвалідністю, включений до програм Паралімпійських і Дефлімпійських ігор Міжнародним паралімпійським комітетом [4] та визнаний Національним паралімпійським комітетом України [5].

Спортивна зброя – сертифікована в установленому законодавством порядку вогнепальна (крім бойової) чи пневматична стрілецька зброя, призначена виключно для ураження цілей під час проведення спортивних заходів, параметри і характеристики якої зафіксовані у правилах спортивних змагань з видів спорту, визнаних в Україні.

До змісту спортивної підготовки з кульової стрільби входять такі види: загальна та спеціальна фізична, технічна, тактична, психологічна, теоретична та інтегральна підготовка.

Мета спортивної підготовки в стрільбі кульовій та парастрільбі – досягнення спортсменом максимально можливого рівня спортивної майстерності, що характеризується найвищим проявом фізичної, техніко-тактичної та психологічної підготовленості в специфічній змагальній діяльності.

У спортивній підготовці з кульової стрільби та парастрільби навчально-тренувальний процес ґрунтується як на загальних педагогічних принципах: наочності, свідомості, активності учнів-спортсменів, систематичності навчально-тренувальних занять, індивідуального підходу до кожного спортсмена, так і спеціальних принципах і закономірностях впливу навчально-тренувальних занять на відповідну реакцію організму спортсмена: поглиблена спеціалізація; єдність загальної та спеціальної підготовки; безперервність тренувального процесу; єдність поступовості та тенденції

до максимальних навантажень; хвилеподібність динаміки навантажень; циклічність тренувального процесу, спрямованість на досягнення найвищих результатів.

Технічна підготовка спрямована на оволодіння технікою стрільби та вдосконалення технічної майстерності. Процес становлення та вдосконалення технічної майстерності охоплює створення уявлення про прицільний постріл і формування настанови на його вивчення; оволодіння засадами техніки стрільби; формування раціональної кінематичної та динамічної структур рухів під час виконання пострілу та стрілецьких вправ з урахуванням індивідуальних особливостей спортсменів; удосконалення доцільної варіативності техніки стрільби відповідно до змін зовнішніх умов та функціонального стану організму; підвищення надійності та результативності виконання стрілецьких вправ у екстремальних змагальних умовах.

Інтегральна підготовка забезпечує поєднання, координацію та реалізацію різних сторін підготовленості (фізичної, технічної, тактичної, психологічної) в умовах навчально-тренувальної та змагальної діяльності; та здійснюється шляхом виконання стрілецьких вправ у змаганнях різного рівня та модельних тренувальних заняттях [1].

На підставі науково-методичних публікацій [1, 2, 3] та власного досвіду навчально-тренувальної роботи тренерів-викладачів і спортсменів ДЮСШ стрільби здійснено аналіз методів і засобів вдосконалення технічної майстерності та факторів впливу технічної підготовленості спортсменів-стрільців на результати участі в національних і міжнародних змаганнях з кульової стрільби та парастрільби серед осіб з ушкодженнями опорно-рухового апарату.

Під системою спортивного тренування розуміється сукупність теоретичних досягнень в цій області та практична діяльність з організації та управління навчально-тренувальним процесом.

Організація тренувального процесу – це комплекс заходів, які забезпечують успішне проведення тренування. Управління тренувальним процесом включає цілеспрямовані, заздалегідь сплановані дії, які дозволяють підвищити спеціальну спортивну працездатність спортсмена. Керуючи поведінкою спортсмена, тренер впливає водночас на його організм і особистість з метою спільного досягнення необхідного рівня фізичного та психологічного розвитку індивіда, зростання спортивних результатів [2].

Раціональна побудова багаторічної спортивної підготовки обумовлена співвідношенням різних її видів та етапів, роботою різної спрямованості, динамікою та величиною навантажень.

Система етапів спортивної підготовки передбачає певні зміни різних компонентів спортивної підготовки. Співвідношення різних видів підготовки може суттєво змінюватися в залежності від специфіки та напрямку кульової стрільби, індивідуальних особливостей спортсменів, складу засобів та методів тренування.

Підготовка спортсменів у ДЮСШ стрільби відбувається за комплексною системою спортивної підготовки, в якій беруть участь спортсмени олімпійського, паралімпійського та дефлімпійського напрямів стрільби кульової.

У системі спортивної підготовки з кульової та парастрільби виділяються такі ключові етапи:

1. На основі базового рівня теоретичних знань з кульової стрільби та акомодатії до його специфіки (статики), спортсмен переходить до регулярних занять для закріплення та сталого підвищення професійності.

2. На початку проведення занять і навчально-тренувальних зборів засобами контрольних вправ і тестів здійснюється перевірка рівня підготовленості спортсмена для виявлення та подальшого усунення недоліків попередніх підготовчих етапів із загальної та спеціальної фізичної, технічної, тактичної, психологічної підготовки.

3. Поступове збільшення навантаження шляхом застосування системи інтенсивних спеціалізованих вправ і завдань для підвищення спеціальної витривалості, характерної для кульової стрільби, з метою виявлення їх впливу на результати стрільби.

4. Почергова зміна етапів «імітація змагань» і «вільне тренування» для остаточної перевірки та закріплення результатів підготовчих етапів на відповідних рівнях фізичної, технічної, тактичної та психологічної підготовленості. Організація та зміст тренувань фінальних днів підготовки до змагань здійснюються відповідно до програми майбутніх змагань.

5. Участь у запланованих контрольних, всеукраїнських і міжнародних змаганнях, аналіз результатів і внесення змін до індивідуального плану підготовки спортсмена за результатами змагань.

Побудова навчально-тренувальних занять у стрільбі має наступні особливості: значна тривалість, індивідуалізація та варіативність занять, специфічна спрямованість етапів спортивної підготовки та тренувальної роботи, форми та засоби, що застосовуються на заняттях.

На початку навчально-тренувального заняття повідомляється його завдання. Підготовча частина (розминка) проводиться для мобілізації організму спортсмена до тренування та скорочує період «впрацювання», впливає на всю подальшу роботу, підсилює вегетативні процеси, сприяє досягненню оптимальної збудженості центральної нервової системи. Розминка здійснює також позитивний вплив на м'язово-зв'язковий апарат і серцево-судинну систему: під час роботи розкриваються резервні капіляри, що поліпшують кровопостачання м'язів. Важливим фактором розминки є профілактика та попередження травматизму, зокрема опорно-рухового апарату.

В основній частині заняття спортсмен переходить до виконання серії спеціальних стрілецьких вправ і прийомів, специфічних для даного виду спорту:

1. Підйом та утримання зброї щонайменше 5...8 секунд на одному сповільненому подиху у центрі мішені, саме у «десятьці» (за її відчуттям). Тривалість виконання таких вправ до 40 хвилин. Доцільним буде зазначити, що дихальні вправи відіграють велику роль в утриманні коливань в їх мінімальних межах під час виконання пострілу й, водночас, виховують якості самоконтролю, що є вирішальним фактором професійного рівня спортсмена з кульової стрільби під час змагань.

2. Імітація пострілу чергується (через два) з роботою вже з набоем для відпрацювання техніки виконання пострілу таким чином, щоб психологічна реакція спортсмена не концентрувала його увагу лише на кількісних результатах стрільби в очках, що відображаються на моніторі зчитувальних пристроїв електронної мішені, та не відволікала його від виконання поставлених завдань.

3. Комплексна вправа, яка об'єднує дві попередні, характеризується такими особливостями: м'язи атлета вже розігріті завдяки якісному виконанню першої вправи, та здатні максимально утримувати зброю в статичному тонусі для досягнення «завмирання» у точці прицілювання, балансу між рівномірною напругою постанови спортсмена відносно мішені та утримання зброї в районі «відносного розуміння центру» мішені на період одночасного виконання основних етапів пострілу:

- підйом зброї (поверхнева перевірка постанови відносно мішені та зброї).
- утримання вступає в дію майже одночасно із підйомом та завершується вже після навіть обробки натисканням повздож осі каналу ствола спускового гачка.
- обробка спускового гачка натисканням центральною частиною фаланги вказівного пальця в момент відносно найменших коливань у центрі мішені.

Важливими чинниками результативності стрільби спортсменів вищої спортивної майстерності є оволодіння спеціальними знаннями та практичними вміннями та навичками щодо спортивної зброї та спорядження стрільця відповідно до міжнародних правил змагань, а саме:

1. Будова, взаємодія частин і механізмів спортивної зброї, зокрема гвинтівки. Догляд за зброєю та умови її зберігання. Індивідуальні особливості спортивної зброї під час її налаштування для спортсмена. Прицільні пристрої: діоптричний приціл, намушник і мушка. Світлофільтри.

2. Патрони, їхні конструктивні та балістичні характеристики: калібр, маса, будова.

3. Екіпірування стрільця: куртка, штани, черевики, рукавичка, аксесуари. Вимоги та обмеження, до екіпірування стрільця. Аксесуари: ремінь, гак на тильнику, підставка для гвинтівки, підколінник, стрілецький килимок у олімпійців та спеціальне обладнання у паралімпійців відповідно.

4. Мішені, їхні розміри та вимоги залежно від відстані виконання вправ: 10 м та 50 м.

Серед важливих факторів, які визначають результативність стрільби, слід зазначити якісний технологічний рівень спортивної зброї та набойів до неї, спортивної екіпіровки, а також забезпечення навчально-тренувального процесу технічними засобами та обладнанням.

Наразі у стрільбі кульовій результат пострілу в 10 очок не є вершиною максимального результату. Змагальну діяльність спортсменів за сучасними правилами переведено у ранг оцінювання результативності стрільби із десятими частинами.

У сучасній практиці результат влучення у ціль визначається електронними пристроями з максимальною точністю до 0,05 мм, що вимагає стабілізації стійкого наведення зброї не тільки в районі прицілювання, але й у точці мішені, де завершення натиску на спусковий гачок забезпечує результати фінальних пострілів у межах 10.5...10.9 очок. У зв'язку з цим виникла об'єктивна необхідність вивчення та опанування методів тренування із спеціальним електронним тренажером для кульової стрільби SCATT. Застосування в системі підготовки стрільця комплексу електронних технічних засобів поєднує у собі елементи біомеханіки, фізіології, анатомії, кінезіології, та сприяє ефективності вирішення завдань навчально-тренувальних занять.

Електронний тренажер SCATT надає можливість відстежити та проаналізувати основні параметри пострілу, його фази та циклічність. Швидкість руху точки прицілювання під час підготовки до фінальної фази точного пострілу характеризує ступінь стійкості та стабільності

біомеханічної системи «стрілець-зброя-мішень». Чим менша швидкість точки на комп'ютері, зафіксована датчиками, у фазі утримання стійки, тим більша вірогідність високо результативного влучення кулі у мішень. Зібрані швидкісні параметри руху точки прицілювання у спортсменів національної збірної команди України становлять межі 9...25 мм /сек, а найкращі показники спортсменів світового рівня сягають 9...12 мм /сек. Складну координацію мікрорухів стрільця під час виконання повного циклу пострілу можна охарактеризувати як процес взаємозв'язку обробки спускового гачка із швидкістю наближення точки прицілювання до центру мішені. До складу тренажера входять: електронний блок; кабель живлення; інтерфейсний кабель; оптичний датчик зі з'єднуючими його до зброї деталями; електронна мішень. SCATT дозволяє реєструвати процес прицілювання та аналізувати результат пострілу. Датчики реагують на відстані, їх габарити не заважають стрільцям, тож зберігаються умови контрольної стрільби. Під час тренувальних занять фіксувалися параметри підйому зброї «входячи» у мішень при прицілюванні, час утримання в районі центру та цикл пострілу в цілому.

Сучасні технологічні продукти, такі як сенсори, світло-звукові датчики фірми SIUS, що є основними партнерами усіх олімпійських, паралімпійських та дефлімпійських змагань із стрільби кульової, механічні фіксатори та утримувачі ствола для фактичної перевірки якості виготовлення та подальшого відбору для застосування у національних збірних командах, тим не менш, реально не забезпечують об'єктивних результатів усіх пострілів 10.9 (фактична точка центру мішені в їх паперових аналогах та цифрових програмах SIUS, SCATT, Meyton Germany).

Прибігаючи до лексики «приблизності», зазначимо, що, незважаючи на відносну точність вищих досягнень у стрільбі кульовій, поняття «ідеалу» наразі є дуже далеким від істини. Підтвердити таку думку можна простим фактом, що «досконалість» у стрільбі кульовій по нерухомій мішені – 10.9 очок в усіх можливих пострілах, що є технічно недосяжним навіть прибігаючи до використання лещат (при відборі якісних набоїв). Також слід брати до уваги зовнішні фактори, що перманентно можуть вплинути на якість пострілу: кліматичні умови, психологічна стійкість до змагань, психофізичний стан спортсмена (сон, раціон). Тож атлет може керуватися лише досконалими «зразками», еталоном правильно виконаного пострілу кожного разу є прицілювання протягом виконання вправи (від 30 хвилин до 2,45 годин), що передбачає у фіналі влучення у центр.

Аналіз досліджень технологічної якості стволів спортивної зброї виробництва іноземних виробників Walther, Feinwerkbau, Steyr, Marini, Anschutz та набоїв виробництва фірм Eley, Lapua, RWS протягом років вказують на приблизність даних, отриманих під час пробних пострілів ще на етапі виробництва. Багаторічний професійний досвід тренерів і спортсменів-стрільців дозволяє здійснити ефективний раціональний відбір професійної зброї, набоїв та обладнання для національної збірної команди, що є актуальним для всіх світових команд, особливо у парастрільбі.

Наявність специфічного обладнання заслуговує окремої уваги у стрільбі кульовій по нерухомій мішені. Парастрільба кульова, як вид адаптивного спорту, також зазнала певних модифікацій, хоча й унаслідувала правила виконання вправ та інших факторів олімпійської кульової стрільби. Серед вагомих видозмін – наявність спеціального допоміжного обладнання: столів, стільців, опор, пружин та візків, що, з одного боку, спрощує умови стрільби спортсменів з ураженнями опорно-рухового апарату, що відповідають особливим потребам у досягненні високих результатів у стрільбі; з іншого боку – відкриває нові можливості досягнення вищих результатів у порівнянні зі спортсменами з олімпійських видів стрільби, та ускладнює конкурентоспроможність.

Підсумки Літніх Олімпійських та Паралімпійських Ігор в Токіо 2020 підтверджують думку щодо стрімкої динаміки розвитку параспорту: «Паралімпіаду часто вважають меншим братом Олімпійських ігор, і, враховуючи кількість учасників, вона, безумовно, є такою. Тоді як у літніх Олімпійських іграх у Токіо 2020 року брали участь майже 11500 спортсменів, Паралімпійські ігри мають близько 4500 учасників. Однак за кількістю медалей, а також за швидкістю деяких гонок Паралімпіада легко перевершує Олімпіаду. Завдяки різним класифікаціям здібностей, які охоплюють людей із вадами зору, інвалідів з ампутованими кінцівками, користувачів інвалідних візків та інших, Паралімпіада фактично містить 539 медалей у 22 видах спорту, тоді як на Олімпійських іграх у Токіо відбулися змагання з 33 видів спорту та розіграш 339 медалей» [6].

Наразі такі фактори надають поштовх для розвитку стрільби кульової, як виду спорту, перманентно, що викликало вже неймовірний стрибок у встановлених рекордах Європи, світу, Паралімпійських ігор за останні 3...4 роки, що врешті решт може призвести до змін у правилах змагань, ускладнення виконання вправ за рахунок екіпірування, розміру мішені, прошивки

комп'ютерних програм та/або інших внутрішніх чинників з боку міжнародної комісії з проведення змагань.

Зокрема, за підсумками участі спортсменів-олімпійців на кубку світу-2024 (Каїр, Єгипет) середній результат пострілів протягом виконання вправи становить 10.523 очок. В той же час подібні вправи, наприклад, 10 м стоячи (чоловіки та жінки), які виконуються стрільцями-інвалідами з ураженнями опорно-рухового апарату, визначаються більш високими результатами: середній результат пострілів у вправі R5 на чемпіонаті світу-2023 (Ліма, Перу) – 10.612 очок [7].

Дефлімпійська стрільба кульова знаходиться наразі у стадії активного розвитку, щойно перетнувши рівень зародження. Дані досліджень відібрані нами за результатами аналізу стрільби кульової, як виду спорту, що включений до програм олімпійських і паралімпійських змагань; їх розбіжність зумовлена специфікою того чи іншого напрямку, та являє собою одну з проблематик конкурентоспроможності на світовій арені, та, водночас, підкреслює самотність розвитку кожного напрямку на своєму шляху.

Результати

За результатами дослідження визначені складові технічної підготовки та фактори їх впливу на ефективність і результати підготовки спортсменів з кульової та парастрільби осіб з ураженнями опорно-рухового апарату:

- науково-методичний рівень і роль тренера-викладача у системі підготовки спортсменів;
- рівень технічної підготовленості та індивідуальні психофізичні особливості спортсменів;
- якісний технологічний рівень спортивної зброї, набоїв до неї та спортивного екіпірування;
- застосування у навчально-тренувальному процесі сучасних технічних засобів та обладнання.

За підсумками участі спортсменів у національних і міжнародних змаганнях з парастрільби протягом 2023–2024 р.р. відзначається висока ефективність і результативність впровадженої системи спортивної підготовки до участі у Паралімпійських іграх-2024 року в Парижі (Франція): спортсмени показали високі результати стрільби, здобули золоті, срібні та бронзові нагороди на ліцензійних змаганнях чемпіонату Європи-2023, чемпіонату світу-2023 (Ліма, Перу) та кубку світу-2024 (Нью-Делі, Індія) та здобули ліцензії на участь у Паралімпійських іграх-2024 року в Парижі (Франція).

Висновок

Багаторічний досвід спортивної підготовки, накопичений тренерами-викладачами та спортсменами ДЮСШ стрільби, та результати участі спортсменів у міжнародних змаганнях з паралімпійської стрільби європейського та світового рівня, зокрема здобуття ліцензій на участь у Паралімпійських іграх-2024, засвідчує високий рівень науково-методичного забезпечення та ефективність впровадженої системи спортивної підготовки із застосуванням сучасних технічних засобів і обладнання, високу конкурентоспроможність спортсменів-стрільців на європейському та світовому рівнях.

Література

1. Виноградський Б. Теорія і методика спортивної стрільби з гвинтівки : навч. посіб. / Богдан Виноградський, Андрій Демічковський. – Львів : ЛДУФК ім. Івана Боберського, 2021. – 168 с. ISBN 978-617-7336-72-2.
2. Калиніченко О.М., Лопатьєв А.О. Психофізіологічні особливості цільової точності під час виконання пострілу з сучасних стрілецьких видів зброї. Теорія та методика фізичного виховання. 2010, № 2. ISSN 1993-7989. URL: <https://core.ac.uk/download/pdf/304295785.pdf>.
3. Приступа Є., Бріскін Ю., Розторгуй М., Передерій А. Вплив занять за авторською програмою спортивно-реабілітаційної підготовки в адаптивному спорті на якість життя осіб з ушкодженнями опорно-рухового апарату. Теорія і методика фізичного виховання і спорту. 2019; 1: 57–64 DOI:10.32652/tmfvs.2019.1.57–64. URL: https://repository.ldufk.edu.ua/bitstream/34606048/26686/1/%d0%9f%d1%80%d0%b8%d1%81%d1%82%d1%83%d0%bf%d0%b0_TMFVS_2019_1_12.pdf
4. World Shooting Para Sport. URL: <https://www.paralympic.org/shooting>
5. Національний комітет спорту інвалідів України / Національний паралімпійський комітет України. URL: <https://paralympic.org.ua/ua>.
6. Where the Paralympics beat the Olympics. URL: <https://www.statista.com/chart/25606/paralympics-olympics-comparison>.
7. SIUS Shooting Results. URL: <https://results.sius.com/Championships.aspx>.

Вадим МАСЛЕННИКОВ, бакалавр,
Вікторія ПОДГОРНА, канд. пед. наук, доц.
Національний Університет «Одеська Політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: podgorna.v.v@op.edu.ua

ВИЗНАЧЕННЯ ЧИННИКІВ, ЩО ВПЛИВАЮТЬ НА ЦІННОСТІ ФІЗИЧНОЇ КУЛЬТУРИ МОЛОДІ

Анотація. В роботі проведений аналіз чинників, які впливають на розвиток фізичної культури і спорту, сприяють їхньої трансформації та відповідності попиту сучасного суспільства. Розглянуто інститути, які здійснюють виховання фізичної культури молоді; організацію фізкультурної діяльності на самодіяльних засадах; роль держави у фізкультурно-спортивному русі.

Ключові слова: фізична культура, спорт, аксіологія, управління в сфері фізичної культури.

Актуальність дослідження

Вдосконалення фізичних якостей людини має розглядатися як вузько утилітарна мета підвищення дієздатності. Тут йдеться про фізичне вдосконалення як одну з цілей виховання молоді людини, підвищення рівня її особистісної культури. Саме в рамках цієї формули по-новому висвітився культурологічний аспект фізичної активності, її нерозривність із загальною культурою народу та її місце в ній. Однак, за всієї тяжкості і драматичності нинішнього становища в галузі фізичної культури, що різко погіршилася практично за всіма показниками навіть у порівнянні з недавнім минулим, треба бачити і загальні позитивні результати реформ, що відбуваються нині, ті позитивні тенденції, яким при умови продовження реформ судилося розвинути в комплексні процеси і своїми численними перетинами утворити живу тканину нового життя.

Молодь знайшла свободу як необхідну умову для нормального життя, плідної діяльності, самовизначення та самоствердження кожної молоді людини та всієї цієї величезної соціально-демографічної групи. Суспільно-економічні перетворення дали імпульс новій ідеології фізичної культури та масового спорту, орієнтованих соціальну групу, суспільство, сім'ю, особистість. У власних очах молоді помітно змінюється роль і значення особистості, як активного, самостійного суб'єкта. Відповідно зростає і розуміння людиною себе як самоцінності.

Постановка питання про права і свободи людини, про захист її честі та гідності з пропагандистської площини почала швидко переходити в практичну площину. Людська особистість, що гармонійно поєднує в собі духовну і фізичну досконалість, ставиться в центрі нового світогляду, а це важлива запорука успіху у формуванні нового суспільства.

Основні матеріали

Фізична культура – це особлива, самостійна галузь культури, яка виникла та розвивалася одночасно із загальнолюдською культурою і є її органічною частиною. Цей висновок виходить, по суті, з трьох теорій: теорії гри М. Шіллера; теорії магії, вперше викладеної Г.Рейнаком; теорії зайвої енергії, сформульованої Г.Спенсером. Зрештою саме на синтезі згаданих теорій більшість учених розглядають генетичні коріння фізичної культури як соціального явища та її роль у процесі історичного розвитку суспільства; формування все більш досконалого людського ества, свідомості, регулювання соціального гуртожитку, а також розвитку відповідних традицій, цінностей, соціальних інститутів та організацій.

Фізична культура є категорією, що має міждисциплінарний характер і тісно пов'язана, аж до часткового збігу, з такими поняттями, як «фізкультурний рух», «фізичне виховання», «спорт». Отже, фізична культура – це сфера культури, яка включає в себе соціально сформовані фізичні якості та здібності людини, а також ту соціальну реальність, яка забезпечує їх формування та розвиток, пропаговані стандарти поведінки та ідеали фізичної досконалості, а також соціальні інститути, що керують цими процесами.

За нашими даними, опублікованими раніше [4], лише 4,4% молодих людей сподіваються на допомогу держави у скрутну хвилину, на батьків – 7,3%; на друзів – 14,3. Молоді люди все ясніше усвідомлюють, що гарантією реалізації їхніх життєвих планів досягнення життєвого успіху сьогодні є сама особистість (74%). Сьогодні 70% молоді вважають, що в житті треба думати передусім про себе, свою справу. На перші місця серед значних цінностей вийшли здоров'я, сім'я, друзі, тобто цінності загальнолюдські. Загалом це позитивна тенденція.

Таким чином, в результаті реформ в українському суспільстві закладені виключно важливі передумови для його переходу на іншу, більш високу сходинку розвитку, які проте, в силу багатьох причин поки не розкрилися, в тому числі через те, що погано використовуються. Зміни на краще мало

помітні, погано усвідомлюються і цінуються багатьма молодими людьми передусім через економічний хаос, соціальні, матеріально-побутові проблеми. У зв'язку з цим, визначення основ оптимального управління фізичною культурою в сучасному соціумі, послідовна орієнтація її функцій у діалектичній єдності з іншими соціальними процесами передбачає виявлення та поглиблений аналіз у всіх сферах суспільства джерел та факторів нинішнього та майбутнього фізичного розвитку нових поколінь.

Результати досліджень

Макросередовище як чинник впливу. Макросередовище визначає формування особистості з боку впливу загального стану суспільства, стабільності його економіки, державної влади, соціально-політичного устрою суспільства, його соціально-культурного рівня, цілей розвитку суспільства на даному етапі і на певну перспективу [1].

Макросередовище, зі свого боку, визначає і висуває вимоги до особистості, до інститутів її соціалізації та виховання. Це найбільш загальні вимоги, що виступають, як правило, у вигляді цільових установок, ідеалів, зразків для наслідування молоді всіх соціальних верств цього суспільства. Вимоги макросередовища у явному чи неявному вигляді враховуються в концептуальних та нормативних матеріалах при розробці та реалізації молодіжної політики через інститути соціалізації особистості, освітньо-виховні установи. Вимоги макросередовища трансформуються по відношенню до особистості та через інші інститути суспільства, не пов'язані безпосередньо з соціалізацією та вихованням підростаючого покоління, такі, наприклад, як інститути власності, права, моральності тощо. Вплив такого роду враховується в діяльності структур, безпосередньо пов'язаних з вихованням особистості, але воно має загальносистемний характер і не буде предметом спеціального аналізу в даній роботі.

Інститути, які здійснюють виховання фізичної культури молоді. У цій роботі будуть розглянуті основні інститути, які безпосередньо здійснюють соціалізацію та виховання фізичної культури молодого покоління, а також фактори, що мають на цей процес безпосередній вплив [2].

Аналіз почнемо з організаційних чинників, оскільки від них залежить безпосередньо упорядкованість соціальної практики фізичної культури. У найкращому становищі тут виявляється то суспільство, для якого характерне гармонійне поєднання державних і громадсько-самодіяльних способів організації та управління. Суспільні та державні інтереси у своїй основі мають бути єдині; разом з тим конкретні тенденції та способи їхньої організаційної реалізації мають цілком певні особливості, що знаходить своє відображення і у сфері фізичної культури. За державною лінією організується насамперед базовий курс фізичного виховання, який має пройти кожен в основних ланках системи освіти-виховання (у дошкільних закладах, у загальноосвітній школі, спеціальних навчальних закладах). На державних засадах забезпечується і обов'язкова прикладна фізична підготовка (у професійних навчальних закладах, в армії, в інших державних установах та організаціях), а також використання певних елементів фізичної культури в системі наукової організації праці (виробнича гімнастика в режимі праці та деякі інші компоненти виробничої фізичної культури в профілакторіях та інших державних закладах) (рис. 1).

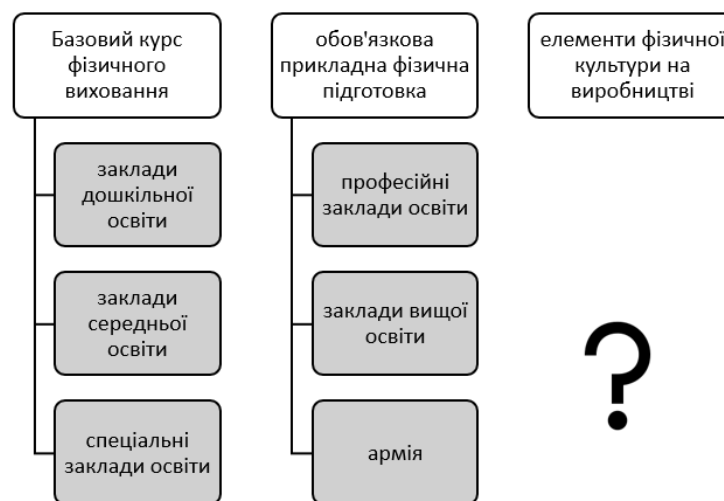


Рис. 1. Форми фізичної культури, які є обов'язковими на державних засадах

Для організації фізкультурних занять за цією лінією характерна особливо сувора регламентація відповідно до офіційно санкціонованих програм, графіку і розкладу занять, як і гарантування необхідного їм часу та інших умов на державній основі.

Офіційно передбачено і відповідальність перед державою за виконання програмних норм та вимог; її несуть як посадові особи (штатні викладачі, інструктори, керівники), так і всі, хто проходить загальний обов'язковий курс фізичного виховання або прикладної фізичної підготовки (здавання встановленого державного заліку) [2].

Через свої спеціальні управлінські органи (комітети з фізичної культури та спорту при центральних органах державної влади та ін.) держава організує, спрямовує, координує та контролює найважливіші сторони фізкультурної практики в суспільстві, створює умови для її налагодженого функціонування та розвитку відповідно до потреб всього суспільства. Предметом особливої турботи при цьому є вдосконалення загальної системи фізичного виховання, яка покликана забезпечувати на кожному конкретному етапі розвитку суспільства такий ступінь фізичної підготовленості основних контингентів населення, який об'єктивно необхідний для успішного функціонування суспільного виробництва та обороноздатності країни.

Стан організації фізкультурної діяльності на самодіяльних засадах. Особливості організації фізкультурної діяльності на самодіяльних засадах визначаються, крім іншого, тим, що вибір предмета занять (виду спорту або інших засобів фізичного вдосконалення) і рівень результатів (спортивних досягнень або інших результативних показників), що намічається, залежать в першу чергу від індивідуальних схильностей і здібностей, а витрати часу на заняття – від характеру індивідуальної установки та самостійного регулювання витрат особистого бюджету вільного часу [1]. Ці особливості дозволяють за певних умов найбільш повно задовольнити індивідуальні потреби у фізичній культурі та спорті. Ясно разом з тим, що лише на самостійних засадах далеко не завжди можна гарантувати досить високий і стійкий рівень фізичної підготовленості, об'єктивно необхідний як для суспільства в цілому, так і для кожного його члена. Тому соціальна організація фізкультурної діяльності виходить як з самодіяльних, але й з державних начал.

За суспільно-самодіяльною лінією основною формою організації фізкультурного руху в гармонійному суспільстві є, як відомо, колективи фізичної культури та спортивні клуби добровільних, спортивних товариств, що створюються за ініціативою громадськості при професійних спілках та за участю інших зацікавлених організацій [3]. Безпосереднє керівництво такими добровільними об'єднаннями здійснюється на засадах демократичних цінностей, а їхня діяльність будується в повній відповідності до принципів системно-спрямованого використання цінностей фізичної культури в суспільстві. Це притаманно як для фізкультурно-спортивних занять, організованих у секціях колективів фізичної культури, але й самостійно організованої фізкультурної діяльності у побуті.

Зі ступенем проникнення фізичної культури у народний побут зростає роль і ефективність фізкультурних занять, які переважають у всіх цих формах. Цьому сприяють багато чинників, зокрема, створення місцевих опорних пунктів впровадження та розвитку фізичної культури в мікрорайонах, комунальних регіонах та домоуправліннях (фізкультурно-спортивних клубів за інтересами, фізкультурно-оздоровчих кабінетів, консультацій при них тощо), вдосконалення пропаганди фізкультурних знань, систематичної фізкультурної освіти та системоутворення населення (через громадські університети фізичної культури, ЗМІ та інші канали), розширення виробництва спеціального фізкультурного інвентарю та обладнання для занять фізичними вправами в умовах повсякденного побуту.

Роль держави у фізкультурно-спортивному русі. Організуюча і спрямовуюча роль держави у фізкультурному русі оцінюється часом деякими зарубіжними соціологами як щось «аномальне», що суперечить нібито свободі особистості та природній природі фізичної культури та спорту [4, 5].

Держава не тільки проголошує, але, головне, справою доводить, що вона не має інтересів вищих, ніж інтереси суспільства, якому вона служить. Суспільство має конституційно гарантувати кожному своєму громадянину реальну можливість всебічного гармонійного розвитку та охорону здоров'я, у тому числі засобами фізичної культури та спорту. Усім цим обумовлено єдність державних та громадських форм організації фізкультурного руху як однієї з його найважливіших рис. Загалом воно визначається єдністю наукових, ідейних і програмно-нормативних основ фізкультурної практики суспільства, а виявляється у повсякденній співдружній взаємодії державних інститутів та громадських організацій, відповідальних за функціонування та розвиток фізичної культури в суспільстві. Такою є ідеальна модель взаємодії організаційних факторів. Але як справи насправді?

У роки переходу України до ринкової економіки система фізичної культури та спорту різко змінилася [4]. Великий спорт був структурно відокремлений від масової фізкультури. Олімпійський комітет фізично і юридично перетворився на цілком самостійну організацію, що не залежить від держави. Здобули самостійність та Федерації з видів спорту. Професійний спорт пішов з фабрик і заводів, на утриманні яких він перебував усі роки радянської влади. Якщо нині якась фірма підтримує ту чи іншу

футбольну команду або вид спорту, то вона не містить цієї команди, а виступає її спонсором, що має принципове значення. Складається нова структура фінансування спортивного руху.

Усі профспілкові спортивні товариства та відомства – основи спортивного руху за радянських часів – ліквідовані. Колишні профспілкові керівні апарати спорттовариств, за оцінкою фахівців, живуть самі по собі. Жодного зв'язку з низовими колективами фізкультури у них немає, як немає і самих низових колективів. Докорінно змінилися принципи та джерела фінансування – раніше були кошти профспілкові, а зараз треба вибивати гроші державні, яких у бюджеті мінімум (два відсотки від бюджету, які за Законом). Фізкультура не має ніяких прав на відміну, скажімо, від спорту.

Стрімко змінюється соціальний склад наших фізкультурників – серед них переважають люди, все більше заможні, що мають можливість платити гроші за заняття. Відвідування спортивних залів, басейнів стало надмірною розкішшю для переважної кількості молодих українців. Держава в цій сфері практично втратила свою організуючу роль, оскільки не здійснює фінансування роботи спортивних секцій і проведення фізкультурно-спортивних заходів у цілому по Україні. 95% школярів хотіли б займатися систематично спортом, однак наша система фізичного виховання штучно стримує це величезне бажання українських дітей.

Діти та молодь – це найбільш цінний стратегічний ресурс країни. Отже, фізичну культуру учнів треба зробити пріоритетним напрямом в оздоровчій політиці населення. Здорові діти – це наш потенціал, це витoki оздоровчої роботи з населенням.

Висновки

Перший і найголовніший висновок може бути сформульований так: у своїх розрахунках на молодь як на «надію та опору» суспільство не повинно надто зваблюватися. Рівень фізичного розвитку молоді (а отже, і всього народу) помітно погіршується. Абсолютна більшість дітей та молоді мають хвороби. При цьому кожне наступне покоління має нижчий здоров'я, ніж попереднє. Виходячи з низького рівня життя, поганій психологічній атмосфері у суспільстві, низького рівня охорони здоров'я та відсутності системи відпочинку та оздоровлення дітей та молоді, катастрофічного погіршення стану навколишнього середовища, прогнозується подальше зниження рівня здоров'я молоді, населення в цілому. Особливий драматизм перспективі надає «накладення» двох негативних тенденцій: погіршення стану здоров'я молоді та погіршення екологічної обстановки, у тому числі у зв'язку з воєнним вторгненням росії та можливим почастищенням екологічних інцидентів, аварійних викидів шкідливих речовин.

Погіршення здоров'я дітей та молоді супроводжується зникненням системи профілактичних оглядів та лікування, літнього та зимового відпочинку, а також системи молодіжного туризму, масового заняття фізкультурою та спортом. За сукупністю цих показників молодь сьогодні є самою соціально вразливою частиною населення, яка має можливості для свого повноцінного соціокультурного розвитку. Вістря проблеми здоров'я населення переміщається зі старшого покоління до молодшого, у сферу дитинства та молодості. На порядку денному гостро постає проблема збереження генофонду нації, питання її фізичного виживання. Погіршуються джерела відтворення інтелектуального потенціалу.

Державні організації та фундаментальні соціальні інститути, що відповідають за функціонування та розвиток фізичної культури і спорту країни, не забезпечують належною мірою органічного впровадження фізичної культури у повсякденний побут молоді, недостатньо використовують наявні можливості, зокрема матеріальну базу. Серйозні недоліки допускаються у постановці фізичного виховання школярів та студентів. В результаті фізична підготовленість цієї частини населення не відповідає вимогам, які пред'являє молодій людині сучасна соціальна дійсність.

Література

1. Біланов О. Місце модусу здоров'я в системі цінностей людини та суспільства. *Людинознавчі студії: збірник наукових праць. Серія «Філософія»*. 2022. № 44. С. 60–75.
2. МаловічкО О. В. Держава як складова системи саморегуляції соціального організму країни. *Нова парадигма*. 2014. Вип. 120. С. 123–135.
3. Нечипорук О. Формування, діагностика та шляхи поліпшення соціально-психологічного клімату в колективі. *Актуальні питання у сучасній науці*. 2023. № 9 (15). С. 111–119
4. Подгорна В.В., Дроздова К.В. Загальногуманістичний підхід до підготовки фахівців у галузі фізичної культури і спорту. *Науковий часопис Національного педагогічного університету імені М.П. Драгоманова*. 2019. Вип. 66. С. 166–169.
5. Яременко О. Механізми державного регулювання у сфері фізичної культури та спорту в Україні. *Актуальні питання у сучасній науці*. 2023. № 8 (14). С. 248–256.

Ірина СМОЛЯКОВА, канд. пед. наук, доц.,

Олександр КАПУКА, студент

Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: i.d.smolyakova@op.edu.ua

ВДОСКОНАЛЕННЯ РУХОВИХ ДІЙ СТУДЕНТІВ У ПРОЦЕСІ ПРОВЕДЕННЯ ТЕСТУВАННЯ ФІЗИЧНОЇ ПІДГОТОВЛЕНОСТІ

Анотація. У статті обґрунтована актуальність наукового пошуку і широкого використання в навчальній практиці сучасних біометричних аспектів і біомеханічних технологій з метою оптимізації процесу фізичного вдосконалення, навчання і виховання молоді, що вчиться.

Ключові слова: тестування, мотивація, ефективність рухів.

Актуальність дослідження

На сучасному етапі розвитку суспільства, в будь-якій сфері людської діяльності, особливо освітній, виникають проблеми пов'язані з процесом оптимізації професійної підготовки майбутніх фахівців. Успішність освітньої діяльності студентства багато в чому визначається його працездатністю, яка залежить від здоров'я та психофізичного потенціалу молоді, що навчається. Досягнення достатнього рівня фізичної підготовленості майбутніх спеціалістів украй важливе і актуальне для фахівців вищої школи. [2, 3]. У вітчизняній практиці фізкультурно-масової роботи давно склалася система фізичної підготовки. Вона традиційно охоплює всі прошарки суспільства: від дитячих дошкільних установ, середньої школи, вищих навчальних закладів і в подальших роках трудової діяльності населення країни. У шкільні і студентські роки закладається «фундамент», а надалі передбачається побудова міцної системи діяльності, що передбачає, зберігаючи здоров'я, на фоні «здорового способу життя» (ЗСЖ), здійснювати високопродуктивну життєдіяльність впродовж всього життя кожного члена суспільства.

Тож у цьому процесі закладка раціонально вистроєного «фундаменту» очевидна.

Мета дослідження моделювання інноваційних психолого-педагогічних підходів по вдосконаленню системи методів і засобів оцінки та управління процесом розвитку рухового потенціалу молоді. Побудова відповідного «фундаменту» що дозволяє, зберігаючи здоров'я, на фоні ЗСЖ, здійснювати високопродуктивну життєдіяльність протягом всього життя.

Основні матеріали досліджень

Нами було проведено літературний пошук та аналіз основних напрямків навчально-виховної діяльності з реалізації системи тестування фізичної підготовленості молоді, що навчається. Особлива увага була приділена її біомеханічним і метрологічним аспектам. Найважливішими метрологічними вимогами до вимірів, використовуваним у системі тестування фізичної підготовленості прийнято вважати: стандартність умов тестування, коректність системи оцінки, надійність і інформативність тестів. Змістом тесту може слугувати досить інформативна та надійна контрольна вправа що вказує на рівень розвитку тієї чи іншої досліджуваної якості, здібності. Міра точності тесту досліджуваного показника фізичної підготовленості визначається шляхом застосування відповідних метрологічних і біомеханічних технологій [1].

В ході аналізу ми звернули увагу на недостатній рівень мотивації студентів щодо процесу власного фізичного вдосконалення. За основу нами була прийнята чотирьохрівнева модель оцінки мотиваційної сфери. До першого рівня нами були віднесені студенти, для яких характерний негативний рівень мотивації, другому властива нейтральна мотивація, а на третьому та четвертому рівнях відмічені межі позитивного і позитивно-творчого відношення до педагогічного процесу. У ході дослідження не відмічено строгих проявів у тенденціях його динаміки до старших курсів навчання. А до моменту закінчення навчального закладу, навпаки – спостерігається незначне збільшення кількості студентів, яким характерна негативна тенденція. Разом з тим нами відмічений досить високий позитивний рівень мотивації у студентів старших курсів, у яких обов'язкових занять з фізичного виховання вже немає, але вони продовжували займатися фізичним самовдосконаленням у спортивних секціях. Результати дослідження показали, що в цілому, основні сегменти досліджуваних, розподілилися по рівнях таким чином: «негативний» – від 11 до 27%; «нейтральний» – склав від 22 до 64%; «позитивний» вагався, залежно від академічних груп і курсів, в межах від 33 до 75%, а «позитивно-творчий» дуже рідко досягав 5...11%.

Аналіз, традиційної технології, що склалася, прийому тестування фізичної підготовленості студентів проводили в пошуковому експерименті. При цьому оцінювали не лише результати тестування, а й уявлення, знання і вміння студентів у сфері технології їх самооцінки і корекції. Ця робота виконувалася у формі бесід, опитування, круглих столів, конференцій і контрольних занять. Значний сегмент цієї роботи проводили у формі самостійної роботи у позанавчальний час. Формою звіту були реферати, усні відповіді і анкетування студентів з питань, що вивчалися. Участь студентів в експерименті, у переважному числі випадків було добровільним і на підсумкову оцінку успішності не впливало. Необхідно відзначити, що кількість «добровольців» була украй невеликою і не дозволяла робити статистично достовірні висновки. Проте, навіть настільки нерепрезентативна вибірка учасників експерименту дозволяє судити про украй низький рівень володіння студентами технологіями самооцінки і корекції власного рухового потенціалу. Технологію яку ми використали, у своїй основі представляє картку експертної оцінки ефективності індивідуальної техніки в основних видах легкої атлетики. У ній має місце активне використання учасників експерименту в процесі оцінки техніки виконання, структурованого по фазах і елементах контрольної фізичної вправи, визначення основних помилок і у грубому наближенні формує можливість моделювання і корекції деталей виправлення помилок у подальших діях. Самостійна навчальна діяльність студентів у процесі самооцінки результатів власного виконання контрольної вправи мала творчий конструктивний характер. Будувалася вона не стільки на аналізі і оцінюванні викладача, а більшою мірою включала творчий аналіз товаришів по групі і власне уявлення про свій руховий потенціал та шляхів його підвищення в тій, або іншій контрольній вправі (тесті). Дані заняття включали елементи комунікативно-консультаційного характеру і відрізнялися підвищеним рівнем мотивації студентів до успішного результату власної діяльності. У експерименті мала місце навчальна діяльність творчої спрямованості, яка, на нашу думку, наближена за складом до біомеханічного моделювання і сприяє оптимізації самого процесу тестування.

Результати

У експерименті брало участь (на різних етапах) близько 40 досліджуваних. У фрагменті формуючого експерименту взяли участь близько 12 осіб. Аналіз результатів експерименту показав, що в експериментальній групі простежується чітка тенденція до поліпшення результатів у всіх показниках, що вивчаються.

У мотиваційній сфері показники експериментальної групи студентів значно покращилися. Кількість осіб з негативною мотивацією скоротилася на 14,00%. Нейтральний рівень мотивації поліпшився на 36,00%. Позитивний і позитивно-творчий рівні досягли відповідно – 48,22 і 20,46% від загальної кількості досліджених, до експерименту їх сумарний показник дорівнював 24,30%.

Спортивні результати тестування в бігу не настільки динамічні, хоча і зберігають позитивну тенденцію.

Аналіз показав, що у вітчизняній практиці спортивно-масової роботи недостатньо широко використовуються передові досягнення спортивних наук. Особливо це стосується біомеханіки і спортивної метрології. Традиційно сформована в Україні, педагогічна практика вимагає швидкого свого реформування з врахуванням динаміки розвитку педагогічної науки і сучасних змін в Світовій спільноті.

Висновки

У молодого покоління громадян України спостерігається складна ситуація із станом здоров'я і вирішенням проблеми розвитку рухового потенціалу. Система рухової підготовки молодого покоління, що традиційно склалася в Україні, не завжди відповідає ефективному вирішенню завдань оздоровлення нації.

Зробивши підсумки, вважаємо за необхідне відзначити, що запропонована вашій увазі робота нами розцінюється як невеликий крок на шляху подальшого наукового пошуку.

Література

1. Основи метрології: навчальний посібник / автори.: І.В. Солтис, О.В. Деревянчук, Чернівці: Чернівецький нац. ун-тет, 2021, 152 с.
2. Смолякова І.Д., Фурса Р.Г., Кизима О.О. Застосування у практиці фізичного виховання елементів біомеханічного моделювання техніки рухових дій. Матеріали XII Між нар. наук.-практ. інтернет-конф.: Сучасні виклики і актуальні проблеми науки, освіти та виробництва: міжгалузеві диспути [зб. наук. пр.] – Київ, 2021 – С. 255–261.
3. Наказ: «Про проведення Всеукраїнського конкурсу «кращий студент-спортсмен місяця» // МОН України; Комітет з фізичного виховання та спорту від 14.01 2016 р.; за № 3: – м. Київ, на 1 арк.

Руслан РІССЛІНГ, ст. викладач,

Гліб ТІТОРАГА, студент

Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: r.s.rissling@op.edu.ua

ВПЛИВ СОМАТОТИПУ НА ФІЗИЧНУ ПІДГОТОВЛЕНІСТЬ ФУТБОЛІСТІВ 12-13 РОКІВ

Анотація. В роботі зроблена спроба встановити взаємозв'язок між рівнем фізичної підготовленості юних футболістів 12-13 років та їхнім соматотипом. Визначено, що юні футболісти та діти, які не займаються футболом, вірогідно відрізняються за показниками фізичного розвитку. Показано, що школярі 12-13 років, які займаються футболом, переважають своїх однолітків у фізичній підготовленості. Результати проведених досліджень свідчать, що за соматотипом юні футболісти суттєво відрізняються від однолітків, які не займаються футболом. Встановлено, що найбільш сприятливими соматотипами для обраного виду спорту є такі, які характеризуються зниженням індексу маси тіла, збільшенням обсягу грудної клітки по відношенню до обсягу черева, та збільшенням внеску м'язової маси по відношенню до жирової.

Ключові слова: футбол, соматотип, фізичний розвиток, рухові якості.

Актуальність

Беззаперечно футбол був і залишається наймасовішим видом спорту в Україні, але при цьому продуктивність роботи дитячих спортивних установ, що займаються підготовкою футболістів високої кваліфікації, залишається доволі низькою. Як підтвердження – постійні невдачі національних і юнацької збірних команд країни в найбільших міжнародних змаганнях з футболу. Підготовка повноцінного спортивного резерву у футболі припускає приведення системи спортивного тренування у відповідності з природним фізичним розвитком організму юних спортсменів. Особливо важливі характеристики фізичного розвитку важливі для визначення ігрового амплуа юних спортсменів [2, 6]. Соматичний тип гравця має найтісніші кореляційні зв'язки з енерговитратами, проявами сили м'язів, особливостями рухової активності, а також жорстко спадково детермінований [3, 5].

Отже, на додаток до варіанту визначення фізичного розвитку доцільно враховувати і оцінку соматичного типу, тобто, проводити по можливості повне комплексне обстеження. В такому випадку фахівці зможуть оцінити кондиційні можливості гравців, що важливо для правильної побудови навчально-тренувального процесу і його найбільшої ефективності при досягненні поставлених завдань.

Мета – встановити взаємозв'язок між рівнем фізичної підготовленості юних футболістів 12-13 років та їхнім соматотипом.

Предмет дослідження: диференційовані підходи до навчально-методичного забезпечення підготовки юних футболістів 12-13 років з урахуванням їх соматотипу.

Основні матеріали

Кореляційний аналіз результатів тестування спеціальної фізичної підготовленості та складових соматотипу показав, що розвиток швидкісно-силових та силових здібностей пов'язаний із показниками індексу маси тіла, охопним індексом та компонентним індексом, при тому, що спеціальні координаційні здібності від соматотипу не залежать. Насамперед прояв спеціальних фізичних здібностей найбільше залежить від індексу маси тіла. Другим за значенням є компонентний індекс, який визначає співвідношення м'язової та жирової тканини, та прямо пов'язаний із розвитком швидкісно-силових здібностей. Третім за значенням є охопний індекс, який визначає співвідношення обсягу грудної клітки та обсягу черева, та також прямо пов'язаний із розвитком швидкісно-силових здібностей. Менш значущим показником виявилась довжина тіла, однак вона суттєво лімітує саме розвиток швидкісно-силових здібностей та сприяє зростанню сили м'язів нижніх кінцівок [4].

Як відомо, соматотип обумовлений генетично та характеризується рівнем і особливістю розвитку м'язової, жирової та кісткової тканини, схильністю до прояву певних рухових вмінь. Так, морфологічними ознаками ендоморфного типу є округлені, кулясті форми тіла, переважання передньо-задніх розмірів грудної клітки і тазу над поперечними та схильність до силових вправ. Морфологічні ознаки мезоморфного типу – широкі плечі; широка грудна клітка; розвинені м'язи ніг і рук, мінімальна кількість підшкірного жиру, помірні передньо-задні розміри тазового поясу, грудної клітки, плечового поясу та схильність до прояву швидкісно-силових здібностей. Морфологічними

ознаками ектоморфного типу є тонкі, довгі руки і ноги; вузька грудна клітка і живіт; відсутність підшкірного жирового прошарку та схильність до розвитку і прояву загальної витривалості [1].

Для вирішення основних завдань дослідження було проаналізовано фізичний розвиток та фізична підготовленість школярів, що займаються та не займаються футболом. Нашим завданням стало визначення особливостей антропометричних параметрів, які здебільш генетично зумовлені. Встановлено, що юні футболісти 12-13 років є міцнішими за школярів того ж віку, які займаються за загальнодержавною програмою з фізичної культури. Цей висновок зроблений на основі збільшення силових показників при менших довжини тіла, маси тіла та більшому індексу маси тіла юних футболістів. Доповнюють цей висновок дані, які свідчать про кращу рухливість грудної клітки дітей - спортсменів, у порівнянні з дітьми, які не займаються спортом.

Визначено, що школярі 12-13 років, які займаються футболом мають краще розвинені фізичні якості, тоді як у значної кількості школярів, які не займаються футболом, відзначається відставання в проявах швидкості, сили нижніх кінцівок та координаційних здібностей.

З урахуванням визначених зв'язків доцільно під час загальної фізичної підготовки та спеціальної фізичної підготовки включення фізичних вправ, спрямованих на розвиток м'язової маси та зменшення жирової маси, збільшення окружності грудної клітки та зменшення охопту черева, а також приведення індексу маси тіла до належних та менше за належні значень [7].

Висновок

Встановлено, що вже на етапі попередньої базової підготовки у дітей, які займаються футболом, формуються відповідні морфометричні взаємини. Визначено, що юні футболісти та діти, які не займаються футболом, вірогідно відрізняються за довжиною тіла, обсягу грудної клітки (на вдиху), за екскурсією грудної клітки, обсягами плеча, стегна, динамометрією долоні, а також за силовим та охопним індексами. Показано, що юні футболісти є міцнішими у порівнянні з дітьми, які займаються за загальнодержавною програмою з фізичної культури. Показано, що школярі 12-13 років, які займаються футболом, переважають своїх однолітків у фізичній підготовленості, адже оцінки результатів тестування усереднених даних знаходяться на рівні «добре та відмінно».

Література

1. Головішин О. В., Халявка М. Фізична і технічна підготовленість футболістів 13-14 років з різним рівнем нейродинамічних функцій: мат. XXI Всеукраїнської наукової конференції молодих учених «Родзинка-2019», 2019. С. 413–415.
2. Лизогуб В. С. Сучасні підходи до реалізації відбору футболістів високої кваліфікації за показниками нейродинамічних властивостей вищих відділів центральної нервової системи. *Слобожанський науково-спортивний вісник*, 2017. №2. С. 47-52.
3. Лизогуб В. С. Реалізація відбору футболістів високої кваліфікації за показниками біоенергетичного метаболізму. *Спортивний вісник Придніпров'я*, 2018. № 3. С. 72–77.
4. Лобановський В. В. Вплив педагогічного контролю на покращення ефективності управління швидко-силової підготовки юних футболістів. Київ : Спорт, 2018. 113 с.
5. Ребаз Слеман Оцінка психофізіологічного стану кваліфікованих футболістів. *Слобожанський науково-спортивний вісник*, 2014. №1. С. 104–107.
6. Черненко А. Є. Порівняльний аналіз навчального навантаження у різних ДЮСШ з футболу. *Вісник Чернігівського національного педагогічного університету. Сер.: Педагогічні науки. Фізичне виховання та спорт*, 2014. №.118 (3). С. 301–303.
7. Чижик В. В., Романюк В. П. Вплив занять футболом на розвиток системи дихання хлопчиків 11-17 років. *Сучасні оздоровчо-реабілітаційні технології: зб. наук. праць*. Луцьк : Луцький, 2018. С 74–80.

Максим КУЗЬМИЧ, ст. викладач,

Ганна КАРАМАН, студент

Національний Університет «Одеська Політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: kuzmymch.m.v@op.edu.ua

ВПЛИВ ЗАНЯТЬ БОКСОМ НА ФІЗИЧНИЙ І ФУНКЦІОНАЛЬНИЙ СТАН МОЛОДИХ ЖІНОК

Анотація. В роботі висвітлено результати комплексного дослідження фізичного розвитку та функціонального стану організму жінок, які спеціалізуються в боксі. Зроблено порівняльний аналіз показників контрольної та експериментальної груп жінок 17...19 років. Участь в експерименті взяли кваліфіковані боксерки, а в контрольну – жінки, що не займаються спортом. Виклад основного матеріалу стосується визначення особливостей фізичного розвитку, діяльності серцево-судинної та дихальної систем, встановленню типу реакції на фізичне навантаження і адаптаційний потенціал.

Ключові слова: спорт, жінки, бокс, функціональний стан, фізичний розвиток

Актуальність

Актуальність визначення та врахування показників фізичного розвитку кваліфікованих спортсменів у взаємозв'язку із параметрами функціонального стану у тренувальному процесі є запорукою оптимізації загальної та спеціальної фізичної підготовки та зростання рівня спортивної майстерності кваліфікованих жінок-боксерок.

Нині вже ні в кого не виникає сумнівів щодо закономірності і необхідності участі у спортивному русі жінок, хоча в історичній перспективі це явище значно «молодше», ніж спортивні змагання чоловіків. Широке залучення жінок до спортивної діяльності, зростання їхньої ролі у спортивному русі, розуміння спорту як одного із проявів індивідуальності жінки спонукають до пошуків засобів підвищення спортивної майстерності, а отже, і спортивних досягнень спортсменок.

Характерною особливістю сучасного етапу розвитку жіночого спорту є те, що жінки опановують ті види спорту, які традиційно вважались чоловічими. Тривалий час бокс залишається досить популярним видом спорту, який вимагає всебічної підготовки спортсменів. Проте наполегливу працю спортсменки і тренера часом нівелює незнання або нехтування закономірностями діяльності жіночого організму, який, на відміну від чоловічого, функціонує циклічно.

Теоретико-методичні засади жіночого боксу потребують детальної розробки. Це зумовлено тим, що система спортивної підготовки жінок-боксерок має відрізнитися від прийнятої у чоловіків, оскільки їй необхідно будувати з урахуванням фізіологічних особливостей жіночого організму.

Мета – визначення особливостей фізичного розвитку та функціонального стану кваліфікованих спортсменок, що займаються боксом.

Предмет – фізичний стан жінок, що спеціалізуються у боксі.

Об'єкт – вплив тренувального процесу на фізичний розвиток та функціональний стан організму 17...20 річних боксерок.

Основні матеріали

Для досягнення поставленої мети були обстежені 10 кваліфікованих спортсменок у віці 17-20 років, стаж занять яких коливався від 2 до 10 років. У якості контрольної групи були обстежені 10 жінок у віці від 17 до 19 років, що не займаються боксом. Обстеження проводились на базі Національного університету «Одеська політехніка».

Було сформовано контрольну і експериментальну групи жінок. У експериментальну групу (ЕГ) увійшли кваліфіковані боксерки, а в контрольну (КГ) – жінки, що не займаються спортом. Подальше було проведено дослідження жінок обох груп, у ході яких були визначені особливості фізичного розвитку, діяльності серцево-судинної та дихальної систем, встановлений тип реакції на фізичне навантаження і адаптаційний потенціал.

Всі дослідження проводились у ранішні години з 9-ої до 11-ої години. Для цього використовувались педагогічні, медико-біологічні та статистичні методики.

Для визначення морфофункціонального стану організму проводились декілька медико-біологічних методів дослідження. А саме, антропометрія, визначення можливостей дихальної системи, толерантність до фізичних навантажень. Нами визначались: довжина тіла стоячи, сидячи; вага; поперечні розміри тіла; обсяг грудної клітки; обхват черева; обхват плеча та передпліччя; обхват стегна та голілки; динамометрія долоні; процентний зміст жиру в організмі, життєва ємність легенів

(ЖСЛ); проводились проби Штанге, Генчі; визначення ЧСС; визначення артеріального тиску (АТ) та визначався адаптаційний потенціал за формулою Баєвського; проводилась проба Мартіне-Кушелевського. На узагальнюючому етапі дослідження проводилася статистична обробка експериментальних даних, шляхом порівняння результатів фізичного стану жінок, що займаються боксом та жінок, що не займаються спортом.

Результати досліджень

Аналіз науково-методичної літератури дозволив вивчити специфічні морфологічні та функціональні особливості кваліфікованих спортсменок. Основна увага приділялась особливості функціонування жіночого організму в умовах спортивної діяльності.

Аналіз показників фізичного розвитку кваліфікованих боксерок дозволив встановити, що за ваго-ростовими параметрами вони не відрізняються суттєво від жінок даного віку. Однак за компонентним складом тіла відзначаються значні відмінності у відсотковому вмісті жирової тканини, який вірогідно менший у боксерок ($24,2 \pm 2,61\%$ проти $32,4 \pm 0,11\%$). Об'ємні розміри тіла та кінцівок мають характерні особливості пов'язані насамперед, на нашу думку, із меншим відсотком жиру. Це стосується вірогідно менших обсягів черева, плеча, передпліччя, стегна та гомілки. Про більш розвинений м'язовий корсет тіла опосередковано свідчить вірогідно більший обсяг шиї, кистьова динамометрія (невірогідно) та силовий індекс боксерок. За показником ЖСЛ, який свідчить про резервні можливості функції зовнішнього дихання, спортсменки майже на 500 мл перевищили результати тестування жінок КГ, а за відносним показником ЖІ – на 10 мл/кг. Окремо необхідно зупинитися на показниках виміру фронтального та сагітального розмірів тазу, які засвідчили, що у боксерок у порівнянні з жінками КГ відзначаються вірогідно менші фронтальні та вірогідно більші сагітальні розміри, що певним чином свідчить про гормональні дизрегуляції, пов'язані із зменшенням активності естрогенів та збільшенням активності андрогенів у організмі спортсменок.

За показниками проб на затримку дихання можливе відмітити, що гіпоксична стійкість організму жінок, що спеціалізуються у боксі, вище, ніж у жінок КГ: проба Штанге тривала 67 сек, на відміну від 54 сек. жінок, що не займаються спортом, а за показниками проби Генчі – 54 сек, тоді як у КГ всього 33 сек. Результати проб на затримку дихання у жінок-спортсменок перевищує статевої норми і є результатом впливу спортивного тренування.

За даними проби на фізичне навантаження (Мартіне-Кушелевського) визначилося, що всі жінки мають нормотензивний тип реакції. На третій хвилині спостерігається повне відновлення ЧСС та АТ, а також пульсовий артеріальний тиск (ПАТ) у жінок ЕГ, тоді як у жінок КГ повного відновлення не відбувається. Організація серцево-судинної діяльності у боксерок є більш економною, ніж у жінок, що не займаються спортом. Так, показник індексу Робінсона у них складає 81, що відповідає оцінці вище середнього, тоді як у жінок КГ цей індекс рівний 86, що відповідає середньому рівню економізації роботи серцево-судинної системи.

Результати підрахування індексу функціональних змін вказують на те, що всі жінки, що займаються боксом мають задовільну адаптацію: $ІФЗ = 1,96 \pm 0,09$ ($p < 0,05$). Тоді як серед жінок КГ задовільну адаптацію мають тільки 30%.

Висновок

Специфіка боксу здатна вносити суттєві зміни в організм молодої жінки. Вивчення фізичного стану організму жінок, що професійно займаються спортом є одним з найважливіших завдань спортивної медицини. Інформація про нього надає можливість оцінити стан здоров'я, виявити особливості діяльності організму, пов'язаних із спортивним тренуванням, діагностувати рівень підготовленості. В нашій роботі показаний суттєвий вплив тренувального процесу з боксу. Зміни, які відбуваються в організмі жінок-боксерок вказують на позитивні зсуви у фізичному стані під впливом спортивних тренувань.

Література

1. Штанагей Д. В. Формування індивідуальних стилів змагальної діяльності спортсменок, які спеціалізуються у боксі, із врахуванням функціональної асиметрії: дис. ... д-ра філософії: 017 Фізична культура і спорт; 01 Освіта / Педагогіка / Дмитро Вікторович Штанагей. Київ: НУФВСУ, 2022. 229 с.
2. Лисенко О., Гасанова С. Особливості структури функціональної підготовленості спортсменок-лідерів в жіночому боксі. Спортивна наука та здоров'я людини. 2019. Вип.1. №1. С. 25–33.
3. Михайлюк В. В., та ін. Деякі психологічні особливості дівчат боксерів різної кваліфікації. Слобожанський науко-теоретичний вісник. 2011. №1. С. 152–155.

Ігор СИДОРЕНКО, д-р техн. наук, проф.,
Софія КОВБАН, аспірант
Ігор ПРОКОПОВИЧ, д-р техн. наук, проф.
Національний університет «Одеська політехніка», Одеса, Україна, e-mail: sofie.kovban@op.edu.ua.

ВИЗНАЧЕННЯ ГЕОМЕТРИЧНО-МАСОВИХ ПОКАЗНИКІВ ТІЛА ЛЮДИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ НЕРУЙНІВНОГО МЕТОДУ СЕГМЕНТАЦІЇ

Анотація. У даній роботі розглянуте застосування методу неруйнівної сегментації тіла людини для визначення геометрично-масових показників тіла, таких як: біомеханічні довжини сегментів тіла людини та визначення мас і положення центрів мас сегментів тіла людини для подальших біомеханічних розрахунків. Даний метод можна вважати ефективним, оскільки похибка під час порівняння статистичних і розрахункових даних не перевищує 13%.

Ключові слова: довжина сегмента, маса сегмента, метод сегментації, тіло людини, центри мас.

Для біомеханічних розрахунків характеристик рухів людини необхідні данні про геометрично-масові показники сегментів її тіла. Це пов'язано з тим, що відповідні рівняння статички або динаміки мають у своєму складі чисельні значення у вигляді коефіцієнтів, які тісно пов'язані зі значеннями мас частин тіла людини та місць їх розташування.

Потреба у підвищенні точності виконання біомеханічних розрахунків привела до необхідності отримання більш точної інформації про геометрію мас тіла людини. Питання сегментації тіла людини та визначення положень центру тяжіння відповідного сегменту, вирішується багатьма експериментально-аналітичними методами, які мають як свої переваги так і недоліки. Одним з найбільш коректних методів прижиттєвого визначення мас-інерційних характеристик тіла людини, що дозволяє отримати потрібні характеристики з достатньою точністю, є радіоізотопний метод [1, 2, 3]. Такий метод є фінансово затратний та складний у застосуванні. Найбільш поширеним є експериментально-аналітичний метод, який запропонований Національним управлінням з авіації (США) [4, 5, 6]. При застосуванні цього методу тіло людини апроксимують стержневою конструкцією з виділенням відповідних сегментів та поділяють на 14 окремих сегментів (рис. 1).

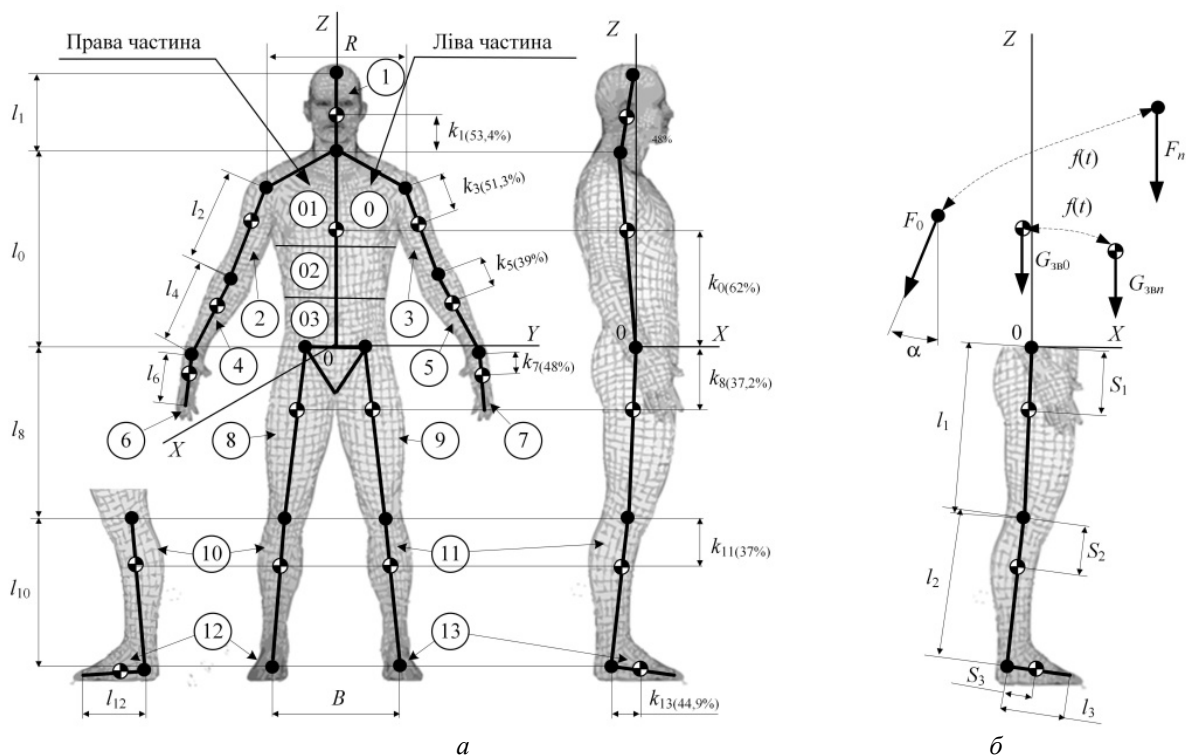


Рис. 1. Сегментний склад тіла людини при апроксимуванні стержнями: загальна сегментація (а); апроксимування дії зовнішнього навантаження та зміни центрів мас при переміщеннях (б)

При цьому на сегментній моделі розрізняють: 0 – тулуб, 1 – голова, 2 і 3 – передпліччя, 4 і 5 – плечі, 6 і 7 – руки, 8 і 9 – стегна, 10 і 11 – голені, 12 і 13 – ступні. У деяких випадках тулуб поділяють на три частини: 01 – верхній відділ тулуба, 02 – середній відділ тулуба, 03 – нижній відділ тулуба (рис. 1, а).

Прийнята у наведеному методі сегментація заснована на анатомічних дослідженнях реальних мертвих тіл і визначає рекурентний взаємозв'язок між довжиною сегмента l_i , його масою G_i і місцем розташування центру тяжіння (x_{Gi}, y_{Gi}, z_{Gi}) . При цьому сегмент розглядається у двох площинах, які розташовані одна відносно іншої під кутом 90° , як осесиметричне геометричне тіло довжиною l_i , а його центр тяжіння вважається розташованим на деякій відстані k_i , що виражена у відсотках, на осі симетрії сегменту. Для отримання більш точніших результатів сегментну модель іноді доповнюють двома додатковими розмірами: розмахом рук R і розмахом кульшового суглоба B . При кінетостатичних та динамічних дослідженнях окремої частини людського тіла застосовують зведення масо-габаритних показників сегментів, що не розглядаються, у вигляді функцій положення зведеного центру мас $G_{зв} = f(x, y, z, t)$ або $F = f(x, y, z, \alpha, t)$ – функцію дії зовнішнього навантаження (рис. 1, б).

Результати визначення мас тіла людини за допомогою радіоізотопної методики дозволяють встановити рівняння множинної регресії для оцінки маси сегментів тіла і положення відповідних центрів мас, які пов'язані з антропологічними особливостями біологічного об'єкта дослідження.

Біомеханічні довжини сегментів тіла, у тому числі і різних відділів тулуба, визначаються з рівняння множинної регресії

$$l_i = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2 + B_3 X_3, \quad (1)$$

де l_i – біомеханічна довжина сегменту;

X_1 – довжина ноги;

X_2 – довжина тіла (зріст);

X_3 – довжина руки;

B_0, B_1, B_2, B_3 – коефіцієнти множинної регресії.

Коефіцієнти множинної регресії визначаються за табличним даним, що додаються до представленої методики та наведені в табл. 1.

Таблиця 1

Коефіцієнти множинної регресії при визначенні довжини сегментів тіла людини (по правій частині)

№ сегменту	Сегмент	B_0	B_1	B_2	B_3
1	Голова	15,90	-0,046	0,094	-0,047
2	Плече	1,79	0,309	-0,12	0,185
4	Передпліччя	7,19	0,134	0,0016	0,062
6	Кисть	1,28	-0,072	0,02	0,256
01	Верхня частина тулуба	3,78	-0,133	0,11	0,17
02	Середня частина тулуба	3,16	-0,219	0,241	-0,042
03	Нижня частина тулуба	-12,90	-0,16	0,19	0,26
8	Стегно	5,34	0,330	0,093	-0,012
10	Гомілка	1,05	0,282	0,049	0,033
12	Стопа	0,516	0,0086	0,109	0,069

Використовувана методика також дозволяє встановити масу відповідного сегменту і розташування відповідного центру мас. Залежності між вагою сегмента і вагою тіла, між відносною відстанню від антропометричної точки сегмента до його центру мас, і довжиною сегмента можуть бути обчислені за допомогою рівняння множинної регресії виду

$$Y = A_0 + A_1 X_1 + A_2 X_2 \quad (2)$$

де X_1 – маса тіла;

X_2 – довжина тіла;

A_0, A_1, A_2 – коефіцієнти рівняння множинної регресії (табл. 2).

Перевірку використаного методу визначення геометрично-масових показників тіла людини було проведено з використанням існуючих статистичних даних. Розглянуто статистичні біометричні параметри як осіб, які займаються визначеною професійною діяльністю, так і пересічних середньостатистичних осіб різного етнічного походження. Для цього використана інформація про біометричні показники балерин юного віку європейського походження [7], пожежників азіатського

походження [8], а також дані про пересічних Українців, які зафіксовані Держстатом України станом на 2021 р. [9].

Таблиця 2

Коефіцієнти множинної регресії при визначенні мас сегментів та положення центрів мас на поздовжній осі сегмента тіла людини (по правій частині)

№ сегменту	Сегмент	A_0	A_1	A_2
Маса сегмента, кг				
12	Стопа	-0,829	0,0077	0,0073
10	Гомілка	-1,592	0,0362	0,0121
8	Стегно	-2,649	0,1463	0,0137
6	Кисть	-0,1165	0,0036	0,00175
4	Передпліччя	0,3185	0,01445	-0,00114
2	Плече	0,25	0,03012	-0,0027
1	Голова	1,296	0,0171	0,0143
01	Верхня частина тулуба	8,2144	0,1862	-0,0584
02	Середня частина тулуба	7,181	0,2234	-0,0663
03	Нижня частина тулуба	-7,498	0,0976	0,04896
Положення центру мас на поздовжній осі сегмента, мм				
12	Стопа	3,767	0,065	0,033
10	Гомілка	-6,05	-0,039	0,142
8	Стегно	-2,42	0,038	0,135
6	Кисть	4,11	0,026	0,033
4	Передпліччя	0,192	-0,028	0,093
2	Плече	1,67	0,03	0,054
1	Голова	8,357	-0,0025	0,023
01	Верхня частина тулуба	3,32	0,0076	0,047
02	Середня частина тулуба	1,398	0,0058	0,045
03	Нижня частина тулуба	1,182	0,0018	0,0434

Згідно з виразами (1) і (2) виконано розрахунки відповідних геометрично-масових показників сегментів і проведено їх порівняння зі статистичними. Результати досліджень наведені у відповідних таблицях (табл. 3, табл. 4).

Таблиця 3

Біомеханічні довжини сегментів тіла балерин та тіла гонконгських пожежників, мм

№	Сегмент	Балерини (10 років, 146,22 см/36,02 кг вибірка – 57 піддослідних)			Гонконгські пожежники (22 роки, 173,8 см/66,2 кг вибірка – 49 піддослідних)		
		$l_{\text{стаг.}}$	$l_{\text{розрах.}}$	Похибка, %	$l_{\text{стаг.}}$	$l_{\text{розрах.}}$	Похибка, %
1	Голова	220	228,4	3,7	242,5	256,5	5,5
2	Плече	172,5	191	9,7	159,8	141,8	12,7
4	Передпліччя	216,8	210,3	3,1	206,9	203,5	1,7
6	Кисть	200,1	209,5	4,5	216	222,5	2,9
01	ВЧ ¹ тулуба	246,5	256,2	3,8	276,4	296,5	6,8
02	СЧ ² тулуба	223,4	211	5,9	273,5	290	5,7
03	НЧ ³ тулуба	273,3	264,1	3,5	296,8	329,3	9,9
8	Стегно	421,3	387,4	8,8	388,6	393,2	1,2
10	Гомілка	301,8	287,3	5,0	285,9	284,5	0,5
12	Стопа	233,4	227,3	2,7	268,7	257,4	4,4

¹ ВЧ – верхня частина; ² СЧ – середня частина; ³ НЧ – нижня частина; □ – найбільша похибка

Висновки

Застосований неруйнівний метод сегментації людського тіла можна вважати ефективним методом, який дозволяє досить точно визначати геометрично-масові показники. Похибка між статистичними і розрахунковими даними не перевищує 13%. Це дозволяє розробляти відповідні розрахункові схеми, як людського тіла в цілому, так і його частин для подальшої побудови відповідних кінематичних схем при проведенні біомеханічних досліджень.

Таблиця 4

Визначення мас та положення центрів мас сегментів тіла людини (по правій частині) для середньостатистичного українця (жінка – чоловік – усереднено) за даними Держстату за 2021 р.

№	Сегмент	Середньо статистична жінка, (20...29 років) 165 см/62 кг			Середньо статистичний чоловік (20...29 років) 176 см/74 кг			Середньо статистичний українець (18 років і старші) 169 см/75 кг		
		Маса сегмента, кг								
		$l_{\text{стат.}}$	$l_{\text{розрах.}}$	Похибка, %	$l_{\text{стат.}}$	$l_{\text{розрах.}}$	Похибка, %	$l_{\text{стат.}}$	$l_{\text{розрах.}}$	Похибка, %
12	Стопа	0,82	0,85	3,5	1,1	1,03	6,8	0,94	0,98	4,1
10	Гомілка	2,91	2,65	9,8	3,41	3,22	5,9	2,94	3,17	7,3
8	Стегно	9,38	8,68	8,1	11,2	10,59	5,8	10,23	10,64	3,9
6	Кисть	0,37	0,4	7,5	0,43	0,46	6,5	0,43	0,45	4,4
4	Передпліччя	1,14	1,03	10,7	1,26	1,19	5,9	1,11	1,21	8,3
2	Плече	1,59	1,67	4,8	1,85	2,00	7,5	1,94	2,05	5,4
1	Голова	5,11	4,71	8,5	5,01	5,08	1,4	4,9	5	2,0
01	ВЧ ¹ тулуба	9,94	10,12	1,8	10,8	11,71	7,8	11,87	12,31	3,6
02	СЧ ² тулуба	10,7	10,09	6,0	11,3	12,04	6,1	11,93	12,73	6,3
03	НЧ ³ тулуба	7,21	6,63	8,7	9,2	8,34	10,3	7,49	8,1	7,5
		Положення центру мас на осі сегменту, мм								
		$l_{\text{стат.}}$	$l_{\text{розрах.}}$	Похибка, %	$l_{\text{стат.}}$	$l_{\text{розрах.}}$	Похибка, %	$l_{\text{стат.}}$	$l_{\text{розрах.}}$	Похибка, %
12	Стопа	128,3	130,2	1,5	139,4	143,8	3,1	133,9	142,2	5,9
10	Гомілка	144,1	140,9	2,3	158,3	160,6	1,4	151,2	150,2	0,7
8	Стегно	225,6	222,1	1,6	246,8	241,5	2,2	236,2	232,5	1,6
6	Кисть	106,6	111,6	4,5	121,7	118,4	2,8	114,2	116,4	1,9
4	Передпліччя	141,2	138	2,3	142,8	144,9	1,4	142,0	138,1	2,8
2	Плече	133,5	124,4	7,3	140,1	133,9	4,6	138,0	130,5	5,7
1	Голова	115,7	120	3,6	120,6	122,2	1,3	118,2	120,5	2,0
01	ВЧ ¹ тулуба	120,3	115,5	4,2	128,3	121,5	5,6	122,3	118,3	3,4
02	СЧ ² тулуба	101,5	91,8	10,6	104,2	97,8	6,5	103,7	94,4	9,9
03	НЧ ³ тулуба	94,3	84,5	11,6	95,6	89,5	6,8	94,8	86,5	9,6

¹ ВЧ – верхня частина; ² СЧ – середня частина; ³ НЧ – нижня частина; □ – найбільша похибка

Література

- Архипов О. А. Біомеханічні технології у фізичній підготовці студентів : монографія. Київ : НПУ ім. М. П. Драгоманова, 2012. 520 с.
- Жула В.П. Використання методів біомеханічного контролю у навчально-тренувальному процесі студентів під час занять волейболом. Фізична культура, спорт та здоров'я нації : збірник наукових праць. Вип. 15. Вінниця : ТОВ «Ландо ЛТД», 2013. С. 95–98.
- Загrevский В.И., Загrevский О.И. Биомеханика физических упражнений : учебное пособие. ТМЛ-Пресс, 2007. 274 с.
- Drillis, R. and R. Contini Body segment parameters. USAF, WADC Tech. Report 1166.03. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1966.
- Dempster W. T. Space requirements of the seated operator. USAF, WADC Tech. Rep. 55–159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- Harless, E. The static moments of the component masses of the human body. Trans. of the Math-Phys., Royal Bavarian Acad. of Sci. 8(1,2): 69-96, 257-294. Unpublished English translation, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1962. <https://apps.dtic.mil/sti/citations/tr/AD0279649>.
- Misigoj-Durakovic, M. (2012). Anthropometry in Premenarcheal Female Esthetic Sports Athletes and Ballerinas. Handbook of Anthropometry, 1817–1836. doi: 10.1007/978-1-4419-1788-1_111.
- Tsang, B., Chan, C. K., & Taylor, G. (2000). Kinanthropometry study of the physique of disciplined personnel. International Journal of Clothing Science and Technology, 12(2), 144–160. doi:10.1108/09556220010324939.
- Соціально-демографічні характеристики домогосподарств України у 2021 році (за даними вибіркового обстеження умов життя домогосподарств України) : статистичний збірник. Державна служба статистики України. Київ 2021., 89 с. https://ukrstat.gov.ua/druk/publicat/Arhiv_u/17/Arch_cdhd_zb.htm.

Ксенія ГАРБОВСЬКА, студент,

Лариса ТАРАСОВА, канд. техн. наук, доц.,

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: k.garbovska-fbmi26@i11.kpi.ua,

БІОМЕХАНІЧНІ ПРОЦЕСИ В ОРТОДОНТІЇ БРЕКЕТНОЇ СИСТЕМИ

Анотація. Ортодонтичні брекети або брекет-системи - це засоби, які використовуються в ортодонтії для виправлення та корекції аномально розташованих зубів. Вони широко використовуються для лікування різних форм неправильного прикусу, таких як глибокий, відкритий, перехресний та інші аномалії зубощелепної системи. Ортодонтичне лікування може бути як естетичним, так і структурним. Брекети часто використовують у поєднанні з іншими ортодонтичними апаратами. Встановлений ортодонтичний апарат, щільно прилягаючи до зубів, створює дозований тиск, під дією якого відбувається переміщення зубів. До основних конструктивних елементів, що дозволяють створити оптимальні умови для переміщення зубів, відносяться самі брекети (металеві замки), бонд (клейкий матеріал), дуга і еластичні лігатури. Залежно від напрямку прикладених силових факторів, переміщення зубів може мати різний характер і свої особливості [1].

Ключові слова: біомеханіка, ортодонтичні брекети, брекет-системи, системи сил, момент, пара сил, опір, переміщення зубів.

Актуальність дослідження

На сьогоднішній день брекет-системи є досить швидким та ефективним способом усунення недоліків прикусу. Біомеханіка є важливою частиною ортодонтії, що вивчає статичну рівновагу та вплив сил на біологічні системи. Розуміння механічної поведінки біологічних об'єктів дозволяє розробляти та вдосконалювати техніки лікування, що сприяє ефективній корекції зубного ряду та досягненню бажаного результату.

Мета роботи

Дослідження механічних процесів: сил та напрямку, які виникають під час корекції прикусу з використанням ортодонтичної брекет-системи.

Матеріали дослідження.

Використання таких баз даних: PubMed, ScienceDirect, Google Scholar, IEEE Xplore, Web of Science.

Результати та їх обговорення

Щоб зрозуміти, як планувати зміщення зуба, необхідно вивчити систему силових факторів, що впливають на нього. Співвідношення між цими силами визначає характер і особливості зміщення. У цьому контексті важливим є зв'язок між зміщенням, силами, моментами та парами сил. Коли сила діє на тіло, воно може здійснювати як поступальний рух, так і обертальний навколо центру. Обертальний ефект сили характеризується моментом цієї сили. Момент залежить від величини сили, відстані від центру опори (плеча), положення площини обертання та напрямку обертання. Для розрахунку моменту сили потрібно помножити величину сили на перпендикулярну відстань (d) від центру опори, навколо якого виникає момент (рис. 1).

$$M = F \cdot d \quad (1)$$

Система двох рівних за модулем паралельних сил, спрямованих у протилежні сторони по незбіжних лініях, називається парою сил. Пара сил не утворює збалансовану систему і не має рівнодійної. Пара сил, що діють на тверде тіло, має тенденцію викликати його обертання. Цей ефект характеризується моментом пари сил. Момент пари сил дорівнює моменту однієї з сил відносно точки, де застосована друга сила [3].

Різний вплив і напрямки силових факторів призводить як до поступального зрушення, так і обертального навколо певної осі [1, 2].

На рисунку 2 зображено випадки, коли контрольоване переміщення зуба досягається за рахунок використання як поступальних, так і обертальних рухів із залученням сили та моменту.

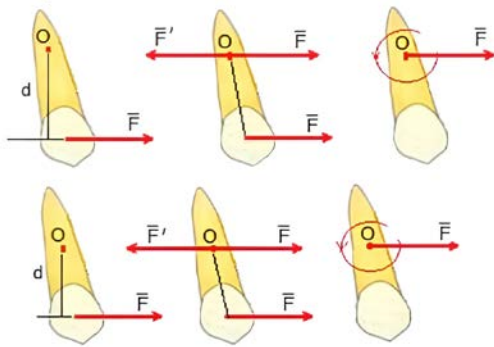


Рис. 1. Сили, що діють на зуб з брекетом

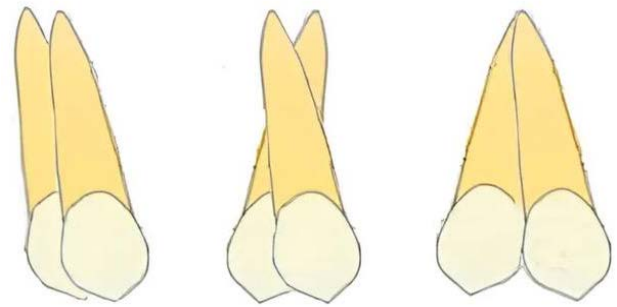


Рис. 2. Переміщення зуба за рахунок поступального і обертального рухів

Різні центри обертання можна створити шляхом зміни співвідношення момент – сила (M/F):

– якщо співвідношення моменту до сили (M/F) залишається сталим або зменшується, і сила (F) збільшується, то буде виникати поступальний рух. Це відбувається тому, що центр обертання зміщується до вершини зуба;

– якщо співвідношення M/F збільшується за рахунок збільшення моменту або зменшення сили, це призводить до обертального руху, що пояснюється тим, що центр обертання буде зміщуватися до центру опори, фактично переміщуючи зуби з їх початкового положення [1, 2].

Щоб запобігти неконтрольованому обертанню зубів, здійснюють процедуру, при якій центр обертання збігається з центром опори. Застосовуючи тиск на верхню частину зуба (рис. 3), створюють момент певної величини і напрямку. Ця техніка передбачає згинання дроту в певних точках для досягнення бажаного ефекту (рис. 3). Цей приклад показує, що, регулюючи співвідношення M/F , можна досягти бажаного ефекту переміщення зуба відповідно до поставленої мети [4].

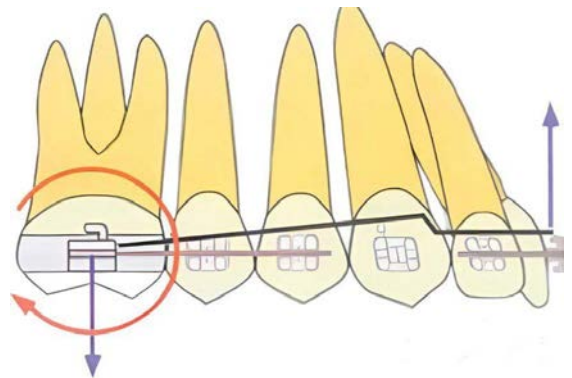


Рис. 3. Витягування різця за допомогою еластичної петлі

Для досягнення плавного і регульованого зміщення, необхідно знайти певне співвідношення між величиною і напрямком сил та точками їх прикладання. Тобто, знайти центр приведення. В залежності від обраного центру приведення систему силових факторів можна звести до рівнодійної, лінія дії якої проходить через центр приведення або знаходиться на певній відстані від нього; до однієї пари сил з моментом M ; до рівнодійної та пари сил, що перпендикулярна до неї; до динамічного гвинта.

Висновок

Розуміння механічних процесів дозволить підвищити ефективність лікування деформацій прикусу шляхом оптимізації силових факторів, які виникають при використанні брекет- систем.

Література

1. Antoszewska, J. and N. Küçükkeles (2011). Biomechanics of Tooth-Movement: Current Look at Orthodontic Fundamental, INTECH Open Access Publisher.
2. Васильчук О. С. Класифікації ортодонтичної апаратури. Методи лікування ортодонтичних хворих. Апаратурне лікування. Функціонально – направляюча апаратура. ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ імені М.І. Пирогова. – 2011. – Режим доступу: <https://www.vnmu.edu.ua/downloads/childstomat/20121217-122945.docx>.
3. Батюк, А. С. Вплив брекет-систем на розвиток карієсу зубів. Сумський державний університет. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: – https://web.archive.org/web/20210912161243/http://ena.lp.edu.ua/bitstream/ntb/45354/2/2004n503_Problemy_ukrainskoi_terminolohii_Diachuk_N-Ortodontychna_terminolohiia_110-114.pdf.
4. Нова концепція механіки лікування в межах CCO System™ для виправлення неправильного прикусу - Orto-Line. Orto-Line - Простір ортодонції. URL: <https://ortoline.com.ua/nova-kontseptsiya-mehaniky-likuvannya-v-mezhah-cco-system-dlya-vypravlennya-nepravlyynogo-prykusu>.

Section
Секція

VI

DESIGN, CONSTRUCTION AND SERVICE OF MEDICAL INSTITUTIONS

ПРОЄКТУВАННЯ, БУДЕВНИЦТВО ТА ОБСЛУГОВУВАННЯ МЕДИЧНИХ УСТАНОВ

Віталій МАКСИМЕНКО¹, д-р мед. наук, проф.,

Сергій ДУБРОВ², д-р мед. наук, проф., перший заст. міністра,

Дмитро Осін³, аспірант,

Оксана БІЛОШИЦЬКА¹, канд. техн. наук

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: maksymenko.vitaliy@gmail.com

² Міністра охорони здоров'я України, м. Київ, Україна

³ Biomedical Engineering Officer, WHO

СТАН ІНЖЕНЕРНОГО ОБСЛУГОВУВАННЯ МЕДИЧНИХ УСТАНОВ ТРЕТЬОГО РІВНЯ

Заклади охорони здоров'я третього рівня – це обласні і високоспеціалізовані лікарні забезпечені високотехнологічним вартісним обладнанням.

Сучасна медицина – це високоорганізований технологічний процес. Кожна задача надання профілактичної, діагностичної або лікувальної допомоги завжди має найбільш ефективний алгоритм досягнення мети, закріплений міжнародними стандартами схваленими медичною спільнотою економічно розвинених країн.

Реалізація стандартів надання медичної допомоги – це технологічний процес, який має професійну, матеріально-технічну і економічну складові.

Участь спеціально підготовленого інженерного персоналу у забезпеченні умов надання технологічно якісної медичної допомоги – є вимогою до акредитації закладів охорони здоров'я (далі – ЗОЗ) у ЄС, США і Канаді. В Україні, на жаль такі вимоги відсутні.

Метою дослідження виконаного під патронатом ВООЗ була правдива інформація про стан інженерно-технічного супроводу технологій хірургічних відділень і відділень інтенсивної терапії (ВІТ) в умовах масового звернення критичних пацієнтів.

Дослідження виконане на моделі надання медичної допомоги у ВІТ, в тому числі, при ГРДС і гострій респіраторній вірусній інфекції (далі – ГРВІ) регламентоване переліком документів і рекомендацій, оновлених ВООЗ і МОЗ України з огляду на виклики пандемії COVID-19. Це дослідження набуло особливої значимості при нових загрозах масової госпіталізації травмованих пацієнтів.

У термін з 12 серпня 2022 р. по 31 січня 2023 р., групою з 10 експертів, проведені моніторингові місії 33 лікувальних закладів третього рівня надання медичної допомоги у 12 областях України та місті Києві.

Виявлений значний дефіцит інженерних кадрів у третині обстежених лікарень. Штатна структура інженерного персоналу відповідає потребам відділень менше, ніж в половині лікарень. Майже усі лікувальні заклади мають потребу в спеціально навчених інженерах з високоспеціалізованого медичного обладнання. Типовим є обслуговування апаратів ШВЛ і моніторів середнім медичним персоналом і лікарями, внаслідок відсутності клінічних інженерів Це є загрозою і для пацієнтів і для лікарів, тому що обладнання без інженерного нагляду експлуатується за межами своєї планової амортизації і безпечного ресурсу використання.

Наведені факти свідчать про необхідність стажування та дуального технічного навчання персоналу, пов'язаного з експлуатацією і технічним обслуговуванням медичного обладнання. Вони підтверджені адміністраторами майже всіх лікувальних закладів.

Відсутність в системі охорони здоров'я сертифікованих клінічних інженерів, регламентів їхньої роботи і розподілу посадових обов'язків порушує маршрутизацію пацієнтів і стандарти їх лікування, створює ризики тяжких ускладнень внаслідок аварійних ситуацій і помилок експлуатації обладнання.

Ці проблеми є наслідком невизначеності ролі і місця інженера в системі державних закладів охорони здоров'я, відсутності відповідної штатної структури і невизначеності посадових окладів.

Необхідно вирішити питання забезпечення всіх лікувальних закладів штатним інженерним персоналом, шляхом введення у штатний розклад посади 2149.2 «Інженер біомедичний» (ДК 003:2010).

Для врегулювання існуючих проблем варто вжити наступні заходи. На нормативному рівні, при формуванні штатної структури закладів ОЗ визначити роль інженера з обслуговування і експлуатації медичного обладнання шляхом доповнення і перезатвердження таких документів:

– кваліфікаційні характеристики біомедичного інженера, на підставі введеної в ДК професії професії 2149.2 «інженер біомедичний»;

– перелік посад лікувальних закладів з немедичною освітою, додавши до переліку 1064 від 20 червня 2022 року посаду інженера біомедичного.

МОЗ України має сприяти введенню до ДК професій кваліфікаційних вимог професії 2149.2 «інженер біомедичний».

НСЗУ має врахувати оплату праці не лише медичного персоналу але й інженерів в оцінюванні медичних процедур.

Наступним кроком забезпеченні якості технологій охорони здоров'я може бути система сертифікації біомедичних інженерів, на основі відповідних сертифікатних програм ВНЗ, а також доповнення вимог до акредитації лікувальних закладів з урахуванням рекомендацій ВООЗ що до інженерного супроводження сучасних технологій діагностики і лікування.

Запропоновані заходи дозволять підвищити якість і безпечність технологій охорони здоров'я, дозволять підвищити ефективність використання медичної техніки і тривалість її безпечної експлуатації, що підніме вітчизняну охорону здоров'я на новий якісний рівень вимог ВООЗ.

Віталій МАКСИМЕНКО¹, д-р мед. наук, проф.,
Юрій САТАЛКІН², канд. техн. наук, проф.
Дмитро СКЛЯР¹, зав. лаб. каф. ТМБ

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна,
e-mail: skliar-fbmi@iit.kpi.ua

² Державна екологічна академія післядипломної освіти і управління, м. Київ, Україна

СТАН ДОСКОНАЛОСТІ РЕГУЛЯТОРНИХ ЗАСАД ІНЖИНІРИНГУ ЗАКЛАДІВ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я (ЗОЗ)

Сучасні заклади охорони здоров'я у більшості розвинених країн ЄС – високотехнологічні інженерно – медичні комплекси, які створюються і функціонують за нормами і правилами Національних технічних меморандумів з додержанням керівних настанов Технічного меморандуму ВООЗ з охорони здоров'я.

Прикладом досконалості регуляторної інжинірингової політики може слугувати Технічний меморандум (кодекс) охорони здоров'я уряду Великобританії. Його (меморандуму) методологічна особливість полягає у регуляторній цілісності інжинірингових процесів проектування, будівництва та експлуатація закладів охорони здоров'я відповідно до функціональної цілісності, взаємозв'язку медичного устаткування та інженерних систем забезпечення електрикою, теплом, газом, чистими повітрям і водою, утилізації відходів тощо.

Саме така системна особливість функціональної цілісності медичного устаткування та інженерних систем життєзабезпечення сприяє досягненню досконалості в наданні якісних та ефективних медичних послуг.

Забезпечують функціональну цілісність клінічного інжинірингового середовища, згідно технічних меморандумів, єдині клінічні інженерні служби, які очолюють сертифіковані клінічні інженери багатопрофільної спеціалізації.

В Україні відсутня цілісна регуляторна система інжинірингових норм і правил проектування, будівництва (монтажу) та експлуатації закладів охорони здоров'я на національному рівні. Лише на відомчому рівні введено в дію Державні будівельні норми з проектування і будівництва (реконструкції) закладів охорони здоров'я без правил проектування з порядком врахування специфічних вимог щодо медичного устаткування. Містяться лише посилання на медичні завдання, правила розроблення яких передбачені в іншому відомчому нормативному документі – Державних санітарних нормах і правилах, які введені в дію в 2023 р. наказом Міністерства охорони здоров'я.

Не існує також правил експлуатації інженерних систем, приміщень, будівель ЗОЗ з вимогами до прийняття в експлуатацію завершених будівництвом об'єктів інфраструктури ЗОЗ з медичним устаткуванням; правил технічного нагляду та обслуговування, інженерної підтримки експлуатаційної придатності приміщень, інженерних систем.

Практично, йдеться про створення на національному рівні нової європейської регуляторної інжинірингової системи ЗОЗ за кращими зразками технічних меморандумів з охорони здоров'я країн ЄС, зокрема Великобританії.

Доцільно на думку авторів, розробити на рівні Уряду України Національний технічний кодекс України з охорони здоров'я і на його основі створити Національну інжинірингову регуляторну систему з професійними вимогами щодо підготовки клінічних інженерів, технологів різного рівня освіти та спеціалізації.

Методологічною основою для розроблення Національного кодексу як керівної настанови із системою правил слугують:

- технічний меморандум ВООЗ з охорони здоров'я;
- технічний меморандум Уряду Великобританії з охорони здоров'я як базовий аналог;
- настанови з належної інженерної практики

Система правил кодексу має складатися з правил проектування, будівництва (монтажу), експлуатації та підтримування професійної придатності інженерно – технічного персоналу.

Правила проектування розробляються з врахуванням чинних державних будівельних норм (ДБН) та з розробленням медичних завдань, медичних програм, експлуатаційного паспорту у складі проектної документації.

Правила будівництва розробляються також з врахуванням ДБН та охопленням технологічних правил суміщення будівельних процесів та процесів послідовного монтажу медичного устаткування, правил організації технічного нагляду та правил передачі в експлуатацію.

Правила експлуатації охоплюють вимоги до приймання в експлуатацію будівель, приміщень, медичного та інженерного устаткування, систем; правила технічного обстеження та обслуговування, тощо.

Запропонована пропозиція відповідає національній політиці євроінтеграції, реформування системи охорони здоров'я та національним інтересам досягнення європейської досконалості системи охорони здоров'я, громадського здоров'я та відповідно підвищення якості, безпеки та комфорту надання медичних послуг.

Віталій ДОРОФЄЄВ¹, д-р техн. наук, проф.,
Ганна ЗІНЧЕНКО¹, канд. техн. наук, доц.,
Наталія ПУШКАР², канд. техн. наук, проф.,
Андрій КОНСТАНТИНОВСЬКИЙ¹, аспірант

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: dorvs@ukr.net

² Одеська державна академія будівництва та архітектури, м. Одеса, Україна

ОБСТЕЖЕННЯ ТЕХНІЧНОГО СТАНУ І ПОНОВЛЕННЯ ЛІКАРНІ ШВИДКОЇ ДОПОМОГИ

Анотація. Проаналізовано дійсний технічний стан будівлі лікарні швидкої допомоги у м. Миколаїв та її конструктивних елементів внаслідок дії ворожої ракети. Визначена міцність бетону і залізобетонних поясів. Виконана оцінка умовного технічного зносу травматологічного пункту лікарні швидкої медичної допомоги і надані рекомендації щодо його поновлення.

Ключові слова: технічний стан, лікарня, конструкції, міцність, технічний знос поновлення.

Актуальність дослідження

У зв'язку з агресивною дією ворога поновлення зруйнованих медичних закладів прифронтових місць набувають особливої актуальності. Тому виникає необхідність обстеження їх технічного стану і забезпечення подальшої діяльності під час експлуатації.

Мета дослідження

Дослідити дійсний стан зруйнованої ракетою будівлі травматологічного пункту лікарні швидкої медичної допомоги в м. Миколаїв, визначити технічний знос елементів конструкцій і інженерних мереж і розробити пропозиції поновлення.

Основні матеріали досліджень

В роботі [1] наведена діагностика будівель і споруд в залежності від напружено-деформованого стану і його зміна в залежності від набутих дефектів і пошкоджень, наведені методи проведення обстежень і основні засоби поновлення експлуатаційної придатності елементів конструкцій в будівлі. В роботі [2] розглянуті ступені пошкоджених залізобетонних будівель, види і аспекти модернізації і відновлення. Запропоновані варіанти посилення фундаментів, залізобетонних колон і балок. В «методиці» [3], ДСТУ [4] і СОУ [5] наведений порядок обстеження будівель і споруд і визначення їх дійсного технічного стану.

Результати

Роботи по обстеженню конструкції лікарні виконувались на підставі методики обстеження будівель і споруд, пошкоджених внаслідок надзвичайних ситуацій, бойових дій та терористичних актів затверджених наказом Міністерства розвитку громад та територій України [3] та на момент обстеження, частина трьох-поверхової будівлі травматологічного пункту міської лікарні швидкої допомоги була повністю зруйнована внаслідок влучення ракет (рис. 1).

Була повністю зруйнована одна із сходових частин будівлі від фундаментів до покриття і покрівлі. Дослідженнями встановлено, що під фундаментами була виконана бетонна подушка 900x300 мм. По монолітній бетонній подушці були змонтовані збірні бетонні блоки товщиною 40 см у два ряди. По бетонним блокам запроектований залізобетонний пояс перерізом 300x400 мм.

Конструктивне рішення будівлі – неповний каркас, роботу якого забезпечує система кам'яних стін, сходових клітин, ліфтових шахт і дисків перекриттів (рис. 2).

Вікна і двері будівлі розташовані в зовнішній стінах, повністю зруйновані у зв'язку з вибухом.

На підставі вимог [5], була складена відомість дефектів і пошкоджень, встановлені тип і характеристика дефектів і пошкоджень конструкцій будівлі і інженерних мереж і встановлені ділянки будівлі зі станом II – повне руйнування.

З метою встановлення фактичної міцності бетону бетонних фундаментів і залізобетонних монолітних поясів були виконані випробування неруйнівним методом за ДСТУ Б.В.2.7-220:2009 за допомогою склерометра VNI EN 12504-2:2001. Статистична обробка результатів випробувань виконувалась за методикою ДСТУ Б.В.2.7-224:2009.

Фактичний клас бетону визначали за ДБН В.26–18:2009. Клас бетону за нормами для бетонних фундаментів склав С 12/15, а для монолітних поясів – С25/30.

Оцінку умовного фізичного зносу будівлі в цілому проводили за методикою СОУ ЖКГ 75.11-35077234.0015:2009 [5] з урахуванням отриманих результатів обстеження. Встановлено, що фактичний знос конструктивних елементів і інженерних мереж в цілому склав 32,65%. Це дало можливість віднести будівлю травматологічного пункту до категорії технічного стану «2» – задовільний на підставі ДСТУ Н-БВ.1.2-18:2016 [3] і категорії I – наявні незначні пошкодження за [3].



Рис. 1. Фотофіксація зруйнованої лікарні швидкої допомоги

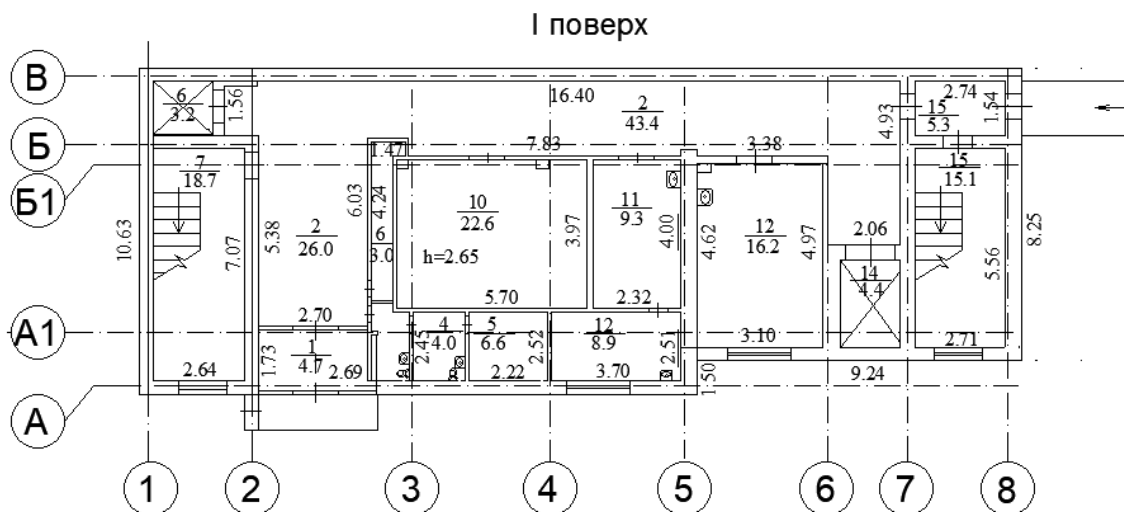


Рис. 2. План першого поверху будівлі

На підставі результатів проведеного обстеження технічного стану будівлі травматологічного пункту лікарні швидкої медичної допомоги в м. Миколаїв [6] рекомендовано виконати проект організації аварійних робіт безпечного демонтажу напівзруйнованих конструкцій будівлі, виконати поновлення фундаментів, стін, ліфта, сходової клітини, перекриття і покрівлі, ремонт енергопостачання і холодного водопостачання, а також заміну всіх зовнішніх вікон і дверей [7, 8].

Обстеженням технічного стану зовнішніх і внутрішніх стін були виявлені вертикальні і похилі тріщини з шириною розкриття до 2-х метрів, які перетинали не більше 2-х рядів кладки. Несучі колони каркаса не мали суттєвих пошкоджень і знаходилися у нормальному технічному стані.

Був виконаний проект по капітальному ремонту і реконструкції будівлі травматологічного пункту лікарні швидкої допомоги, який в наступний час успішно реалізується.

Висновки

Оцінку технічного стану будівлі в цілому проводили за методикою [3]. З урахуванням результатів обстеження несучих і огорожувальних конструкцій і інженерних мереж. У середньому він склав 32,6 %, що дозволило віднести її до категорії «2» [3] і рекомендувати будівлю до поновлення. Сходову клітину в осях А-В/1-2 рекомендовано віднести до категорії технічного стану «4» – аварійний.

Характер пошкоджень свідчить про необхідність виконання часткового демонтажу в осях А-Б/1-2 і загально-будівельних робіт по поновленню експлуатаційної придатності травматологічного пункту.

Література

1. Дорофеев В.С., Лісенко В.А., Суханов В.Г. Диагностика, оцінка та методи обстежень : Одеса : Оптіум, 2005. 193 с.
2. Дорофеев В.С., Заволока Ю.В., Кобринець В.М. та ін. Обстеження і відновлення експлуатаційних якостей залізобетонних конструкцій : Одеса : Евен, 2011. 474 с.
3. Методика обстеження будівель і споруд, пошкоджених внаслідок надзвичайних ситуацій, бойових дій та терористичних актів. Наказ Міністерства розвитку громад та територій України. 2022. 27 квітня (№ 65).
4. ДСТУ-Н-Б В.1.2-18:2016: Настанова щодо обстеження будівель і споруд для визначення та оцінки їх технічного стану. – Київ: ДП “УкрНДЦ”.
5. СОУ ЖКГ 75.11-35077234.0015:2009: Правила визначення фізичного зносу житлових будинків (з урахуванням галузевої специфіки).
6. ДБН В.2.2-10-2022: Заклади охорони здоров'я. Основні положення. Київ: Міністерство розвитку громад та територій України. 2022.
7. ДБН В.1.2-14-2018: Загальні принципи забезпечення надійності та конструктивної безпеки будівель, споруд, будівельних конструкцій та основ. Київ: Мінрегіонбуд України. 2018.
8. ДБН В.1.2-10:2018: Основи та фундаменти споруд. Основні положення проектування. Київ: Мінрегіонбуд України. 2018.

Олександр КЛИМЧУК, д-р техн. наук, проф.,
Олег ПАЛАМАРЧУК, аспірант,
Павло ШИЛОВ, аспірант,
Олександр ФУРКАЛЕНКО, аспірант,
Сергій ГРИЩЕНКО, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail aaklymchuk@gmail.com

ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ СИСТЕМ ТЕПЛОПОСТАЧАННЯ МЕДИЧНИХ ЗАКЛАДІВ ЗА РАХУНОК ЗАСТОСУВАННЯ ГЕЛІОСИСТЕМ

Анотація. Проведено аналіз ефективності використання геліосистем в системах теплопостачання корпусів медичних закладів із застосуванням сучасних програмних комплексів. Отримано результати моделювання геліосистем для різних типів сонячних колекторів. Розглянуто можливість використання плоских та вакуумних колекторів для потреб теплопостачання в різні пори року.

Ключові слова: сонячні колектори, системи теплопостачання, енергоефективність.

Актуальність дослідження

Сучасний розвиток систем теплопостачання досить тісно пов'язаний із екологічними проблемами. Так зменшення витрат традиційних джерел енергії з одного боку знижує вартість теплової енергії, а з іншого боку сприяє покращенню екологічного стану.

Одним із засобів зменшення витрат органічного палива в є застосування геліосистем для потреб теплопостачання в корпусах медичних закладів.

Сонячна енергія вважається «дешевою», але далеко не дешево обладнання та й режими використання тепла від сонця зазвичай не співпадають з потребами теплопостачання. Перед потенційними споживачами постає питання – наскільки доцільно застосовувати сонячну енергію у системах теплопостачання. І де «межа доцільності застосування» та при яких випадках геліосистеми стають марнотратством.

Мета дослідження. Визначення ефективності використання сонячної енергії в комбінованих системах теплопостачання корпусів медичних закладів.

Основні матеріали досліджень.

Для проведення аналізу було обрано систему теплопостачання медичного корпусу військового госпіталю. Вихідними даними були план даху корпусу та звіти по теплопостачанню корпусів за 2020–2023 навчальні роки, а також нормативні данні та данні метеорологічних служб [1, 2, 3].

Для визначення кількості тепла, що буде передано від сонячних колекторів у комбіновану систему теплопостачання було проведено моделювання роботи геліосистеми в програмі «ECO-power simulation» (зразок на рис. 1).

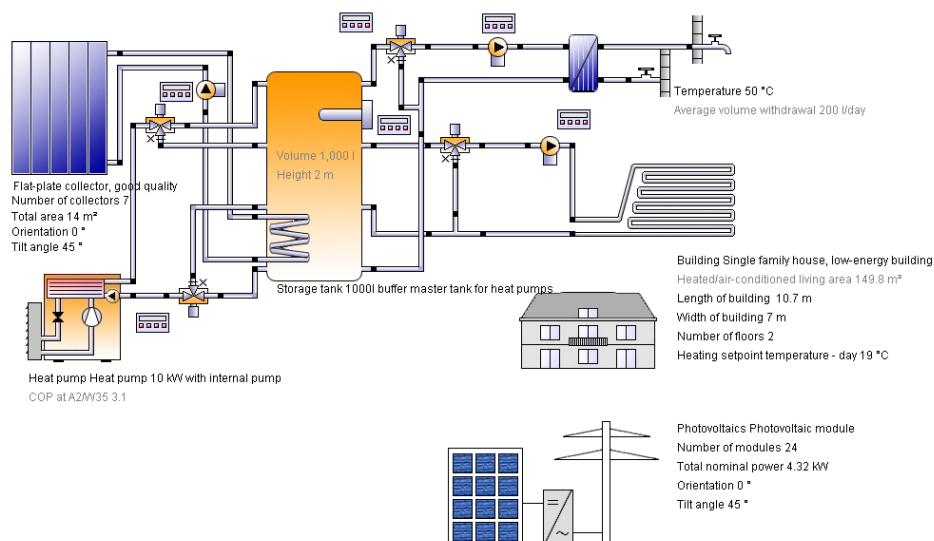


Рис. 1. Розрахункова схема системи комбінованого теплопостачання в програмі «ECO-power simulation»

Вказана програма має досить велику базу різноманітних сонячних колекторів та дозволяє розробити будь-яку комбіновану систему теплопостачання (з використанням у якості джерел тепла: повітря, сонце, землю тощо). Для кожного з корпусів було розраховано кількість сонячних колекторів, що розташовуються на даху та проведено моделювання для двох варіантів геліосистем:

- плоскі колектори;
- вакуумні колектори.

Результати

За допомогою вказаної програми було отримано кількість теплоти від сонячних колекторів медичного корпусу.

Також було проведено моделювання системи теплопостачання для двох випадків:

- температура внутрішнього повітря постійна впродовж доби (1);
- двоперіодний режим: нормативна температура внутрішнього повітря у робочий період та чергова у вечірній та нічний період (2).

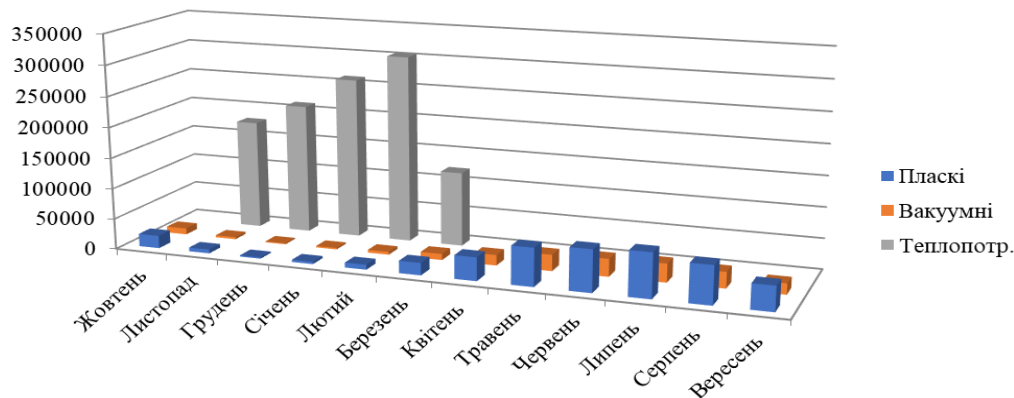


Рис. 1. Результати моделювання системи теплопостачання із використанням сонячних колекторів

Як видно із результатів моделювання геліосистеми здатні замінити традиційні джерела теплоти з березня по жовтень. В інші місяці частка заміщення теплоти від сонячних колекторів менше 10 відсотків.

Висновки

За результатами моделювання систем теплопостачання для навчальних корпусів, що використовують енергію сонця можна зробити наступні висновки:

- при кількості поверхів 5 та вище частка тепла системи теплопостачання, що заміщується сонячною енергією як правило не перебільшує 15 відсотків у зимовий період;
- використання сонячної енергії для потреб гарячого водопостачання здатне повністю компенсувати потреби у теплопостачанні;
- кількість тепла отримане від вакуумних колекторів перебільшує в холодну пору року кількість тепла від плоских колекторів, а в теплу пору року навпаки це пояснюється меншою питомою теплосприймаючою поверхнею вакуумних колекторів, але більшою тепловою ізоляцією.

Література

1. Олександр Климчук, Геннадій Баласанян, Ганна Лужанська, Лілія Губар. Енергоефективність преривчастого опалення у закладах охорони здоров'я Матеріали міжнародної науково-технічної конференції «Сучасні технології біомедичної інженерії» Одеса, Україна 25–27 травня 2022. С. 126–129.
2. Климчук О.А., Лужанська Г.В. Узгодження режимів генерації та споживання теплоти. Матеріали II Всеукраїнської науково-практичної інтернет-конференції «Сучасні проблеми інноваційного розвитку електричної інженерії» Мелітополь 2–15 квітня 2021. С. 49.
3. Климчук Олександр Андрійович, Лужанська Ганна Вікторівна, Шевчук Володимир Іванович, Бабаєв Євген Сергійович, Котяш Дмитро Ігорович. Порівняльний аналіз роботи акумуляторів теплоти при різних схемах включення. Матеріали II Международная научно-практическая конференция «SCIENCE, INNOVATIONS AND EDUCATION: PROBLEMS AND PROSPECTS» 15–17 сентября 2021 года Токио, Япония.

Ганна ЛУЖАНСЬКА, канд. техн. наук, доц.,
Дмитро ІГНАТЕНКО, аспірант,
Віктор ГАФІНЧУК, аспірант,
Наталія КЛИМЧУК, аспірант,
Віктор ЛЕБЕДЮК, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail luzhanska@op.edu.u

ОСОБЛИВОСТІ СИСТЕМИ ОПАЛЕННЯ МЕДИЧНИХ ЗАКЛАДІВ

Анотація. Гостра нестача паливно-енергетичних ресурсів набуває все більшої актуальності в усьому світі. Тому розробка та впровадження енергозберігаючих заходів є першорядним завданням систем опалення медичних закладів. Система опалення дозволяє підтримувати регламентовані параметри повітряного середовища в лікувальних, лікарняних приміщеннях, відіграє важливу роль у відновленні здоров'я пацієнтів, створенні нормальних умов праці медичного персоналу, у підтримці комфортного температурного режиму. Енергозберігаючі заходи починаються із застосування сучасних утеплювачів та закінчуються встановленням системи автоматичного регулювання систем теплопостачання. При цьому особливо важливо враховувати правильність роботи системи опалення, дотримуючись вимог чинних нормативних документів.

Ключові слова: енергозбереження, система опалення, нормативні вимоги, сучасне енергозберігаюче обладнання.

Актуальність дослідження

В умовах світової енергетичної кризи практично в усіх країнах Європи питання заощадження енергоресурсів набувають дедалі більшої актуальності. Для нашої країни вони особливо важливі. Тому, при реконструкції, модернізації, капітальному ремонті та новому будівництві закладів охорони здоров'я необхідно дотримуватися вимог щодо енергозбереження, прописаних у чинних нормативних документах [1, 2, 3].

Насамперед це стосується підтримки нормованих параметрів внутрішнього повітря системою опалення, яка повинна забезпечувати оптимальні умови мікроклімату та повітряного середовища приміщень лікувальних закладів.

Мета дослідження

Вплив комфортного температурного режиму на відновлення здоров'я пацієнтів та створення нормальних умов праці медичного персоналу.

Основні матеріали досліджень

Енергозберігаючі заходи в медичних закладах систем опалення починаються з утеплення зовнішніх будівельних конструкцій. Найбільший резерв у зниженні тепловтрат у медичних будинках пов'язаний, перш за все, з підвищенням термічного опору зовнішніх стін. У 2022 р. були введені нові норми значень мінімальних термічних опорів огорожувальних конструкцій, порівняно з попередніми, ефект в енергозбереженні значно збільшився, отже будівлі споживатимуть менше теплової енергії [3]. Розглянемо, як змінився термічний нормативний опір основних огорожувальних конструкцій закладів охорони здоров'я на прикладі м. Києва (табл. 1).

Таблиця 1

Порівняльний аналіз термічних опорів

Вид огорожувальної конструкції медичних закладів	Нормативний термічний опір R_n , ($m^2 \cdot ^\circ C$)/Вт		
	2022р	2016р	Енерго-ефективність
Зовнішні стіни	4,0	3,3	21%
Суміщені покриття, що межують із зовнішнім повітрям	7,0	6,0	17%
Покриття опалювальних горищ	6,0	4,95	21%
Перекрытия, що межують із зовнішнім повітрям	5,0	3,75	33%
Світлопрозорі огорожувальні конструкції	0,9	0,75	20%
Зовнішні двері	0,7	0,6	17%

Наочно видно, що вимоги до утеплення зовнішніх конструкцій закладів охорони здоров'я значно зросли. Практично всі огорожувальні конструкції стали більш енергоефективними в середньому на

20%, що істотно позначається на споживанні тепла системами опалення. В якості сучасних утеплювачів рекомендується обирати негорючі матеріали з низьким коефіцієнтом теплопровідності та малої щільності, наприклад базальтову мінеральну вату.

До систем опалення теж діють нормативні вимоги. Опалювальні прилади мають бути більш гладкими, щоб допускати постійне вологе прибирання. Відповідно до [1] передбачають опалювальні прилади з гладенькою поверхнею, які виключають адсорбцію пилу та стійкі до впливу миючих та дезінфікуючих розчинів. Це пов'язано з гігієною доквілля. Також підвищені вимоги до якості емалі на радіаторах – медичні розчини, що дезінфікують, хімічно дуже агресивні, але необхідні для щоденної боротьби із хвороботворним середовищем. Адже правильно працююча система опалення – запорука успішнішого одужання пацієнтів, і навіть більш продуктивної роботи самого персоналу [4, 5]. Застосовується водяне опалення, при цьому гранична температура води в трубах повинна відповідати:

– 85 °С – для палат із пацієнтами, реанімаційних приміщеннях, відділень інтенсивної терапії, пологових будинків, диспансерів-стаціонарів;

– 95 °С – для інших приміщень.

Розробляється опалення медичних закладів з таким розрахунком, щоб радіатори розташовувалися по периметру під вікнами зовнішніх стін. Загороджувати їх не можна — з міркувань якнайшвидшої дезінфекції. Встановлювати опалювальні прилади під внутрішню стінку заборонено. Типів дозволених гігієнічних радіаторів два: панельні (рис. 1), без ребер, що виступають, і трубчасті (рис. 2). На відміну від звичайних панельних радіаторів у гігієнічних відсутнє внутрішнє конвективне оребрення (панель), немає бічних закриваючих панелей і верхньої повітровипускної решітки.

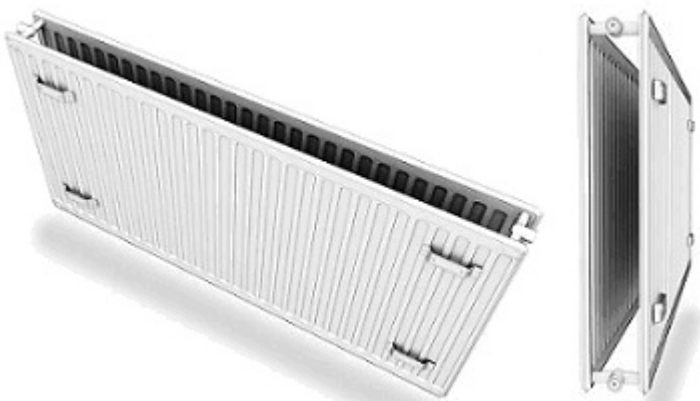


Рис. 1. Панельні гігієнічні радіатори



Рис. 2. Трубчасті радіатори

Гігієнічні нагрівальні прилади встановлюють в операційних, передопераційних, реанімаційних залах, наркозних, родових, приміщеннях електросвітлолікування, приміщеннях психіатричних лікарень, палатах, маніпуляційних – туалетних для новонароджених, палатах для недоношених, травмованих, грудних та новонароджених дітей, палатах для на інфекційні захворювання, боксах та напівбоксах, приміщеннях для зберігання, приготування та класифікації крові, для зберігання стерильних матеріалів та приготування ліків в асептичних умовах, рентгенівських кабінетах, приміщеннях лабораторій та експериментально-біологічних клінік (віваріїв).

Іноді в якості опалювальних приладів застосовують настінні опалювальні панелі або реєстри з поліетиленових трубопроводів, які вмонтовані в конструкцію стіни.

Можна встановлювати інші типи радіаторів у наступних неспеціалізованих приміщеннях:

– вестибюлі;

– сходові прольоти;

– коридори, що не належать безпосередньо до палат і спеціальних відділень, де проводиться вся робота лікаря.

Щоб досягти енергозберігаючого ефекту на радіаторах встановлюють термостатичні вентиля, які бувають ручні та автоматичні. Ці прилади дозволяють регулювати витрати теплоносія залежно від температури. Після встановлення терморегуляторів відпадає необхідність відкривати вікна для регулювання температури в лікувальних приміщеннях, тому що дані пристрої постійно підтримуватимуть необхідну температуру внутрішнього повітря з точністю до 1 °С.

Результати

Фактори, що впливають на енергозбереження систем опалення, багатогранні. Згідно з методикою, представленою в [6, 7] оцінка енергозберігаючих заходів систем опалення, оснащених сучасними терморегуляторами та регуляторами витрати та тиску виражається коефіцієнтом скорочення теплоспоживання внаслідок підтримки температурних умов у приміщенні:

$$r_R = \frac{t_v \cdot f_{R_2} - t_{cp\ o}}{t_v \cdot f_{R_1} - t_{cp\ o}} = \frac{20 \cdot 1,01 - 2}{20 \cdot 1,3 - 2} = 0,88,$$

де t_v – температура внутрішнього повітря у медичних приміщеннях;

$t_{cp\ o}$ – середня температура зовнішнього повітря за опалювальний період;

f_{R_1} – коефіцієнти якості регулювально-технічного складу існуючої системи опалення медичних закладів;

f_{R_2} – коефіцієнт якості регулювально-технічного складу реконструюючої системи опалення з автоматизованими регуляторами у медичних закладів.

Споживання теплової енергії можливо зменшити від 10 до 40%, залежно від виконаного ступеня автоматизації медичних закладів, використання сучасних теплоізолюючих матеріалів для утеплення зовнішніх будівельних огорожувальних конструкцій.

Висновок

Сучасна система опалення медичних закладів має забезпечувати комфортні умови лікування та перебування пацієнтів, а також роботи медичного персоналу. Повинна бути надійна та виконана з урахуванням вимог щодо енергозбереження теплової енергії.

Література

1. Заходи охорони здоров'я. Основні положення: ДБН В.2.2–10 : 2022 – [Чинний від 2023-03-01]. – Офіц. вид. – К. : Мінрегіон України, 2022. – 73 с. – (Нормативний документ Держбуд України. Державні будівельні норми).
2. Опалення, вентиляція та кондиціонування: ДБН В.2.5–67 : 2013. – [Чинний від 2014-01-01]. – Офіц. вид. – К. : Мінрегіон України, 2013. – 147 с. – (Нормативний документ Держбуд України. Державні будівельні норми).
3. Теплова ізоляція та енергоефективність будівель: ДБН В.2.6–13: 2021– [Чинний від 2023-09-01]. – Офіц. вид. – К. : Мінрегіон України, 2022. – 27 с. – (Нормативний документ Держбуд України. Державні будівельні норми).
4. Основи екології та профілактична медицина: Підручник для мед. ВНЗ I–III р.а. Затверджено МОЗ / Д.О. Ластков, І.В. Сергета, О.В. Швидкий, А.Ю. Сергієнко та ін. –К., 2017. – 472 с.
5. Ю.В.Кульбаба, В.В. Джеджула Особливості влаштування систем створення мікроклімату медичних закладів. XLVII Науково-технічна конференція факультету будівництва, теплоенергетики та газопостачання, ВНТУ, <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/mn/mn2020/paper/view/8598/7180>
6. VDI 3808: 1993. Energiewirtschaftliche Beurteilungskriterien für heiztechnische Anlagen.
7. Пірков В. В. Гідравлічне регулювання систем опалення та охолодження. Теорія та практика. – К.: ДП “Такі справи”, 2010. – 304 с.: іл.

Ганна ЛУЖАНСЬКА, канд. техн. наук, доц.,
Дмитро ШУРКО, аспірант,
Анатолій ПУСТОВІТ, аспірант,
Юрій НЯГУ, аспірант,
Дмитро КЛИМЧУК, аспірант,
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: luzhanska@op.edu.u

БЕЗПЕРЕБІЙНА РОБОТА СИСТЕМ ЕНЕРГОЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЗАКЛАДІВ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

Анотація. Відповідно до вимог діючих нормативних документів медичні установи мають бути обладнані резервним джерелом живлення як теплової, так і електричної енергії. Безперебійне енергопостачання у медичних закладах – це життєво важливий компонент, що забезпечує функціонування обладнання, від операційних столів до систем життєзабезпечення. Як резервне джерело найкраще підходять енерготехнології з використанням альтернативних джерел енергії. Для отримання теплової енергії безперебійної роботи систем теплопостачання застосовують сонячні колектори, а електропостачання – сонячні батареї.

Ключові слова: сонячна енергетика, резервне джерело живлення, нормативні вимоги, системи енергозабезпечення.

Актуальність дослідження

У реаліях сучасної дійсності стабільність та безперебійність роботи медичних закладів стали не просто ключовими поняттями, а постійними пріоритетами. Ця тенденція сьогодні лише прогресує, особливо під час викликів воєнного часу.

Відповідно до вимог чинних нормативних документів [1], медичні установи повинні бути обладнані резервним джерелом живлення як тепловою, так і електричною енергією.

Лікарням та закладам охорони здоров'я потрібна низка інженерних послуг, включаючи системи вентиляції та кондиціонування повітря, системи опалення, системи гарячого та водопостачання, а також системи електропостачання. Безперебійне енергопостачання у медичних закладах — це життєво важливий компонент, що забезпечує функціонування обладнання, від операційних столів до систем життєзабезпечення. Відсутність електрики навіть на короткий період може призвести до непередбачуваних наслідків для пацієнтів, особливо тих, хто перебуває у критичному стані.

Мета дослідження

Використання альтернативних джерел енергії в якості резервного джерела систем енергозабезпечення закладів охорони здоров'я.

Основні матеріали досліджень

Сонячна енергія – це чисте, недороге, відновлюване джерело енергії її можна використовувати практично скрізь, будь-яка точка світу, де сонячне світло потрапляє на поверхню землі, є потенційним місцем для генерації сонячної енергії. Всі області країни знаходяться в досить хороших умовах для ефективного використання енергії Сонця. Згідно з таблицею інсоляції, середньорічний показник кількості сонячної радіації по різних містах становить від 2,92 до 3,55 кВт·год/м²/день. Це значно вище або на одному рівні з європейськими країнами, повсюдно використовують СЕС – Німеччиною, Францією, Швецією, Данією тощо [2].

Для отримання теплової енергії безперебійної роботи систем теплопостачання застосовують сонячні колектори, а електропостачання – сонячні батареї.

Сонячна батарея – пристрій, що генерує електричну енергію з енергії Сонця за допомогою високочутливих фотоелементів, що об'єднані в єдину автономну систему (рис. 1). Оскільки фотоелектричні перетворювачі виробляють постійний струм, додатково використовується інвертор, який дозволяє отримати змінний струм, придатний для електропостачання та освітлення.

Сонячний колектор – функціональна система, головним завданням якої є поглинання ближнього інфрачервоного випромінювання та видимого сонячного світла. Основним елементом є адсорбер – мідна пластина, яка з'єднується із трубопроводом для циркуляції води в системі. Адсорбер покривається спеціальним чорним покриттям для максимально ефективного поглинання сонячних променів. При нагріванні мідної пластини від сонця відбувається нагрівання води у трубі. Після цього вона подається до системи теплопостачання (рис. 2).

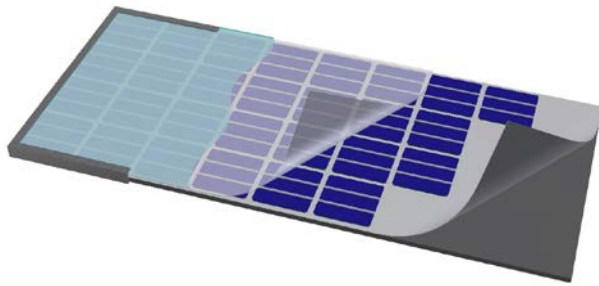


Рис. 1. Сонячна батарея

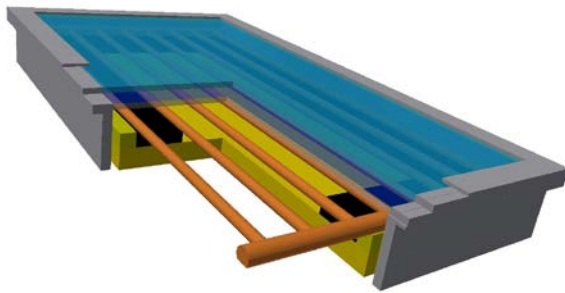


Рис. 2. Сонячний колектор

Батареї генерують струм, а колектори нагрівають рідину усередині трубок. У цьому їхня головна відмінність. Теплоносій для сонячних колекторів підбирається з урахуванням пори року, а також особливостей експлуатації. Для багатофункціональних конструкцій зазвичай використовують антифриз (незамерзаюча рідина), а системи сезонного типу заповнюють водою.

У резервних системах теплопостачання медичних закладів обов'язково потрібно використовувати накопичувальний бак для акумуляції теплової енергії (рис. 3). Пов'язано це з тим, що розподіл тепла, що генерує геліоустановка, не є пропорційним витраті енергії. Тому отримані ресурси спочатку акумулюють у спеціальній ємності, а потім лише споживають у міру потреби.

Висновок

Сучасні енергоефективні технології та висока ефективність їх роботи – дві основні вимоги, що визначають якісну роботу сонячної енергетики систем енергозабезпечення у медичних закладах.

Література

1. Заходи охорони здоров'я. Основні положення: ДБН В.2.2-10 : 2022 – [Чинний від 2023-03-01]. – Офіц. вид. – К. : Мінрегіон України, 2022. – 73 с. – (Нормативний документ Держбуд України. Державні будівельні норми).
2. <https://www.solargarden.com.ua/chy-vygidni-sonyachni-batareyi-v-ukrayini>.

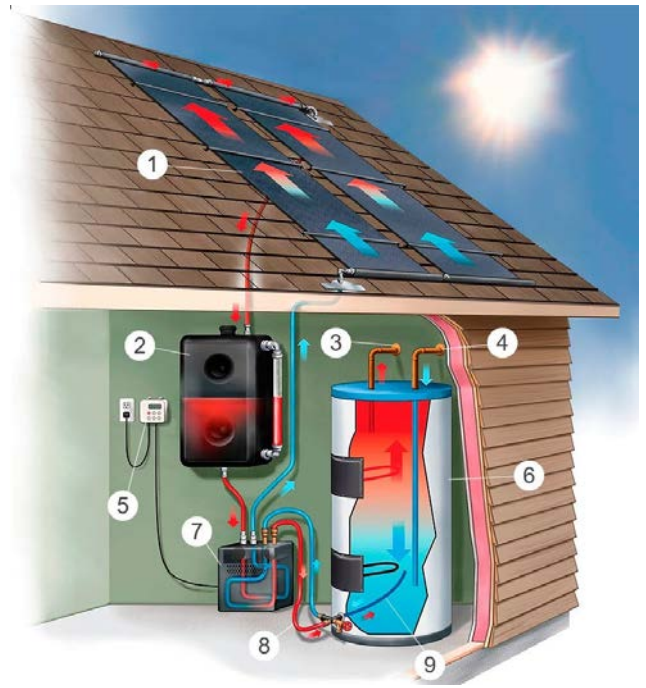


Рис. 3. Схема сонячного теплопостачання медичних закладів: 1 – сонячний колектор; 2 – буферний бак; 3 – гаряча вода; 4 – холодна вода; 5 – контролер; 6 – теплообмінник; 7 – помпа; 8 – гарячий потік; 9 – холодний потік

Андрій БОЧКОВСЬКИЙ, д-р техн. наук, проф.,
Наталія САПОЖНИКОВА, канд. техн. наук, доц.
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: boch@op.edu.ua

СИСТЕМА АВТОМАТИЗОВАНОГО УПРАВЛІННЯ САНІТАРНО-ГІГІЄНИЧНИМИ ПАРАМЕТРАМИ ВИРОБНИЧОГО СЕРЕДОВИЩА В АДМІНІСТРАТИВНИХ ПРИМІЩЕННЯХ ЗАКЛАДІВ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

Анотація. В рамках представленого дослідження, запропоновано для використання у адміністративних приміщеннях закладів охорони здоров'я розроблену систему автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища, яка дозволяє підвищити рівень професійної безпеки та продуктивності праці адміністративних працівників закладів охорони здоров'я, за рахунок можливості постійної підтримки нормованих значень санітарно-гігієнічних параметрів виробничого середовища (освітленості поверхні робочої зони, температури, відносної вологості, чистоти та швидкості руху повітря робочої зони).

Ключові слова: охорона праці, професійна безпека, заклади охорони здоров'я, продуктивність праці, професійне здоров'я

Актуальність дослідження

Згідно вимог Державних санітарних норм і правил «Санітарно-протиепідемічні вимоги до новозбудованих, реставрованих і реконструйованих закладів охорони здоров'я» (затверджених Наказом Міністерства охорони здоров'я України від 21 лютого 2023 року № 354) у адміністративних та інших приміщеннях закладів охорони здоров'я повинні досягатися і підтримуватися відповідні нормовані значення санітарно-гігієнічних показників робочої зони (виробничого середовища). Зокрема, мікрокліматичні показники робочої зони, показники чистоти повітря, показники освітлення робочої зони.

На теперішній час, санітарно-гігієнічні параметри виробничого середовища у приміщеннях контролюються (окремо кожний) за допомогою інструментальних вимірювань під час проведення атестації робочих місць уповноваженими організаціями (не рідше ніж 1 раз на 5 років), тобто дискретно. На основі проведеної атестації, розробляються та впроваджуються заходи і засоби щодо приведення параметрів до нормованих значень. Однак, зазначений підхід має певні недоліки [1 – 5], які можуть значно впливати, як на рівень продуктивності праці, так і на рівень професійного здоров'я. Серед основних недоліків зазначеного підходу є те, що він дозволяє лише фіксувати характеристики відповідних санітарно-гігієнічних параметрів у момент їх вимірювання. Але, є відомим, що характеристики зазначених параметрів на практиці змінюються постійно та випадково протягом робочої зміни. Отже, зафіксовані під час атестації робочого місця параметри (та відповідно заходи і засоби щодо їх унормування) виявляються необ'єктивними, з точки зору забезпечення професійної безпеки працівника на горизонті планування тривалих періодів трудової діяльності, що, в свою чергу, може призводити до виникнення професійних захворювань та швидкого розвитку та настання у працівника стану втоми (внаслідок поступового накопичення в організмі працівника негативних факторів трудової діяльності). Окрім того, зазначений підхід не враховує об'єктивного фактора фізичного зносу обладнання, що продукує негативні фактори, які впливають на характеристики санітарно-гігієнічних показників робочої зони. Також, існуючий підхід не задовольняє рекомендаціям стандарту ДСТУ ISO 45001:2019 «Системи управління охороною здоров'я та безпекою праці. Вимоги та настанови щодо застосування» (ISO 45001:2018, IDT), які зазначають необхідність здійснювати постійний моніторинг та корегування характеристик параметрів впливу на працівника негативних факторів трудової діяльності.

Зважаючи на стохастичний та випадковий у часі характер впливу на працівника негативних факторів трудової діяльності, від яких залежать характеристики санітарно-гігієнічних параметрів виробничого середовища, забезпечити високий рівень професійної безпеки працівника та оптимальний рівень працездатності (в рамках виконання вимог вище зазначених Державних санітарних норм і правил та ДСТУ ISO 45001:2019) можливо лише за рахунок розробки і

впровадження системи автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища [6–10]. Зазначена система може бути впроваджена у будь-яких адміністративних приміщеннях, зокрема й у адміністративних приміщеннях закладів охорони здоров'я (ЗОЗ).

Мета дослідження

Отже, з метою вирішення зазначених недоліків в основу дослідження було поставлено завдання розробити систему автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища (САУПВС), яка дозволить удосконалити процес атестації робочих місць та зменшити витрати ЗОЗ на його проведення; спостерігати за динамікою змін параметрів виробничого середовища; підтримувати нормовані значення санітарно-гігієнічних параметрів виробничого середовища (освітленість поверхні, температуру, відносну вологість, чистоту та швидкість руху повітря робочої зони); оперативно контролювати та управляти санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища.

Основні матеріали досліджень

Поставлена задача вирішена системою автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища, що включає сполучені між собою датчики температури, відносної вологості, швидкості руху повітря, рівня освітленості поверхні робочої зони, аналізатор шкідливих речовин в повітрі робочої зони, а також нормуючі перетворювачі, персональний комп'ютер, керуючий мікропроцесорний пристрій (КМП), підсилювачі сигналу, кондиціонер, зволожувач (осушувач) повітря, освітлювальні прилади, фільтри та заслінки фільтровентиляційної системи. Виходи датчиків температури, відносної вологості і рівня освітленості та аналізатора шкідливих речовин в повітрі робочої зони і швидкості руху повітря сполучені зі входами відповідних нормуючих перетворювачів, виходи яких сполучені з аналоговими входами керуючого мікропроцесорного пристрою, який сполучено з персональним комп'ютером, дискретні виходи керуючого мікропроцесорного пристрою сполучені з входами підсилювачів сигналів, виходи яких сполучені з виконуючими пристроями.

Як виконуючі пристрої система містить кондиціонер, зволожувач (осушувач) повітря, освітлювальні прилади, фільтри та заслінки фільтровентиляційної системи.

На кресленні зображена принципова схема системи автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища (рис. 1).

Система автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища включає датчики температури 1, відносної вологості повітря 2, рівня освітленості поверхні робочої зони 3, аналізатор шкідливих речовин в повітрі робочої зони 4, швидкості руху повітря 5, а також нормуючі перетворювачі 6, 7, 8, 9, 10, персональний комп'ютер 11, керуючий мікропроцесорний пристрій (наприклад, Arduino Mega 2560) 12, підсилювачі сигналу 13, 14, 15, 16, 17 та виконуючі пристрої: кондиціонер 18, зволожувач (осушувач) повітря 19, освітлювальні прилади 20, фільтри 21 та заслінки фільтровентиляційної системи 22.

Зазначені елементи системи поєднано між собою наступним чином: датчик температури 1 поєднано зі входом нормуючого перетворювача 6, датчик відносної вологості повітря 2 поєднано зі входом нормуючого перетворювача 7, датчик рівня освітленості робочої зони 3 поєднано зі входом нормуючого перетворювача 8, датчик аналізатор шкідливих речовин в повітрі 4 поєднано зі входом нормуючого перетворювача 9, датчик швидкості руху повітря 5, поєднано зі входом нормуючого перетворювача 10.

Виходи нормуючих перетворювачів 6, 7, 8, 9, 10 сполучені з аналоговими входами керуючого мікропроцесорного пристрою 12, який, в свою чергу, сполучений зі входом та виходом персонального комп'ютеру 11.

Підсилювачі сигналу 13, 14, 15, 16, 17 підключені до дискретних виходів керуючого мікропроцесорного пристрою 12 та до відповідних виконуючих пристроїв 18, 19, 20, 21, 22.

Система автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища працює наступним чином.

Сигнали з датчиків 1, 2, 3, 4, 5, через аналогові входи 6, 7, 8, 9, 10, до яких вони підключені, надходять до аналого-цифрового перетворювача (АЦП). АЦП вбудовано

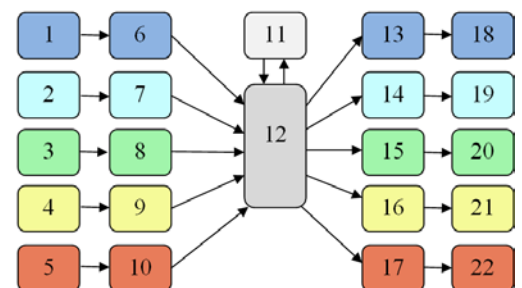


Рис. 1. Принципова схема САУПВС

в керуючий мікропроцесорний пристрій 12. Цифровий сигнал з виходу АЦП надходить до центрального процесорного пристрою КМП 12 та обробляється. Вихідний сигнал надходить до відповідного дискретного виходу КМП 12, проходить через підсилювач, наприклад 13, або всіх 13 – 17 та замикає/розмикає контакторні групи виконуючого пристрою, наприклад 18, або всіх 18 – 22, тим самим вмикаючи/вимикаючи його, або всіх 18 – 22.

Одночасно з обробкою сигналів в керуючому мікропроцесорному пристрої 12, відбувається його взаємодія з персональним комп'ютером 11 через інтерфейс RS-232:

- обробляються та представляються у графічному вигляді дані з датчиків 1 – 5;
- відображається інформація про режими роботи виконуючих пристроїв (ввімкнено / вимкнено) 18 – 22;
- відправляються команди, щодо зміни режиму роботи виконуючого пристрою, наприклад 18, або всіх 18 – 22.

Система постійно порівнює отримані з датчиків параметри, щодо показників температури, відносної вологості, швидкості руху та чистоти повітря робочої зони, а також рівня освітленості із заданими нормативними значеннями, та в разі відхилення від них, вмикає/вимикає відповідні виконуючі пристрої.

У разі необхідності зміни заданих режимів роботи, системою передбачено режим ручного керування (оператором персонального комп'ютеру) виконуючих пристроїв.

Робота системи ілюструється наступним прикладом.

Система вмикається за 2 години до початку зміни (робочого дня). Датчики фіксують показники температури, відносної вологості, швидкості руху і чистоти повітря робочої зони, а також рівень освітленості робочої поверхні.

Температура повітря в робочій зоні зафіксована на рівні +15 °С, що нижче ніж нормативне значення (+22 °С), вмикається спліт-система в режимі обігріву. Спліт-система працює до тих пір, поки датчик температури не зафіксує температуру в робочій зоні +22 °С.

Освітленість робочої зони, зафіксована на рівні 150 лк, що нижче ніж задане нормативне значення (300 лк), вмикаються освітлювальні пристрої. Якщо, протягом зміни, рівень освітленості робочої поверхні перевищить нормативне значення, система автоматично відключить частково або повністю всі освітлювальні пристрої. Протягом обідньої перерви (з 13.00 до 14.00) система вимикає освітлювальні пристрої.

Швидкість руху повітря зафіксована на рівні 0,1 м/с, що дорівнює нормативному значенню, відповідно система фільтровентиляції та заслінка працює в штатному режимі.

Відносна вологість повітря зафіксована на рівні 30 %, що нижче ніж нормативне значення (40 %), вмикається зволожувач повітря, який працює доки датчик відносної вологості повітря не зафіксує показник відносної вологості на рівні 40 %.

Датчик-аналізатор фіксує вміст шкідливих речовин в повітрі робочої зони на рівні, що не перевищує гранично-допустимої концентрації (ГДК). Фільтровентиляційна система працює в штатному режимі (без залучення фільтрів). Якщо протягом зміни вміст шкідливих речовин в повітрі перевищить ГДК, система почне працювати в режимі рециркуляції (із залученням фільтрів).

За потреби виконуючі пристрої САУПВС можна вмикати або вимикати в ручному режимі. По закінченні робочої зміни система автоматично вмикається.

Висновки

Розроблена система автоматизованого управління санітарно-гігієнічними параметрами виробничого середовища може бути впроваджена у адміністративних приміщеннях закладів охорони здоров'я для підвищення рівня професійної безпеки та продуктивності праці працівників, що, в свою чергу, досягається за рахунок здійснення постійного контролю і підтримки нормованих значень параметрів санітарно-гігієнічних показників виробничого середовища. А саме, оптимальних мікрокліматичних показників (температури, відносної вологості та швидкості руху повітря), нормованих показників чистоти повітря робочої зони, нормованих показників освітлення робочої зони.

Література

1. Bochkovskiy A.P. (2020). Improvement of risk management principles in occupational health and safety. *Naukovyi Visnyk Natsionalnoho Hirnychoho Universytetu*, 4, 94–104. DOI: <https://doi.org/10.33271/nvngu/2020-4/094>.

2. Bochkovskiy A.P. (2020). Elaboration of occupational risks evaluation models considering the dynamics of impact of harmful factors. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 102 (2), 76–85. DOI: <https://doi.org/10.5604/01.3001.0014.6777>.
3. Bochkovskiy A. (2018). Actualization of the scientific principles elaboration on evaluating the risks of occupational danger occurrence. *Naukovyi Visnyk Natsionalnoho Hirnychoho Universytetu*, 6, 95–103. DOI: [10.29202/nvngu/2018/14](https://doi.org/10.29202/nvngu/2018/14).
4. Bochkovskiy A.P., & Sapozhnikova N.Yu. (2018). Improving methodology of risk identification of occupational dangerous. *Zernovi produkty i kombikormy*, 18, 4–8. DOI: <https://doi.org/10.15673/gpmf.v18i1.895>.
5. Bochkovskiy A. P. & Sapozhnikova N.Yu. (2020). Actualization and ways to improve of work culture in Ukraine. *Journal of Scientific Papers “Social development and Security”*, 10(4), 42–57. DOI: <https://doi.org/10.33445/sds.2020.10.4.4>.
6. Bochkovskiy A.P., & Sapozhnikova N.Yu. (2022). Development of the concept of proactive occupational health and safety management system at the enterprise. *Labour protection problems in Ukraine*, 38(1–2), 30–38. DOI: <https://doi.org/10.36804/nndipbop.38-1-2.2022.30-38>.
7. Bochkovskiy A.P., & Sapozhnikova N.Yu. (2021). Development of system of automated occupational health and safety management in enterprises. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 107(1), 28 – 41. DOI: <https://doi.org/10.5604/01.3001.0015.2454>.
8. Bochkovskiy A.P., & Sapozhnikova N.Yu. (2022). Development of system of automated protection of employees from covid-19 and other infections at the enterprise. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 112(2), 70 - 85. DOI: <https://doi.org/10.5604/01.3001.0016.0705>.
9. Bochkovskiy A.P., & Sapozhnikova N.Yu. (2023). The concept of proactive occupational safety and health management at enterprises. *Labour protection problems in Ukraine*, 39(3-4), 28–35. DOI: <https://doi.org/10.36804/nndipbop.39-3-4.2023.28-35>.
10. Бочковський А.П., & Сапожнікова Н.Ю. (2017). Формалізація системи автоматизованого контролю і підвищення безпеки виробництв. *Вісник Львівського державного університету безпеки життєдіяльності*, 15, 114–123. URL: http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vldubzh_2017_15_17.

Віталій ДОРОФЄЄВ¹, д-р техн. наук, проф.,
Ганна ЗІНЧЕНКО¹, канд. техн. наук, доц.,
Павло СЕМЧУК², канд. техн. наук, доц.,
Вячеслав ІВАНОВ¹, аспірант

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: dorvs@ukr.net

² Одеська державна академія будівництва та архітектури, м. Одеса, Україна, e-mail: pavlosemtsuk46@ukr.net

ВЛАШТУВАННЯ НАЙПРОСТІШОГО УКРИТТЯ В ЧАСТИНІ ПІДВАЛЬНОГО ПРИМІЩЕННЯ ЗАКЛАДУ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

Анотація. Проведено технічне обстеження конструкцій та інженерних мереж частини підвального приміщення закладу охорони здоров'я з метою прилаштування його під простіше укриття. Визначений дійсний технічний стан конструкцій і інженерних мереж і можливість використання підвальних приміщень відносно вимог діючих нормативних документів. Надані пропозиції для входу у сховище осіб з обмеженими можливостями.

Ключові слова: заклад охорони здоров'я, укриття, підвальне приміщення, влаштування, технічний стан.

Актуальність дослідження

У зв'язку з агресивною дією російського агресора виникає необхідність захисту цивільного населення влаштуванням найпростіших укриттів в місцях скупчення людей. Тому виникає необхідність побудови найпростішого укриття в закладі охорони здоров'я і проведення обстеження технічного стану підвального приміщення для з'ясування можливості його пристосування.

Мета дослідження

Дослідити дійсний технічний стан підвального приміщення закладу охорони здоров'я, визначити стан його несучих, огорожувальних конструкцій та інженерних мереж і розробити висновки щодо можливості влаштування найпростішого укриття і його подальшої безпечної і доступної експлуатації.

Основні матеріали досліджень

В роботі [1] наведений порядок діагностики, оцінки технічного стану несучих і огорожувальних конструкцій та методи обстежень будівель і споруд за призначенням. В роботі [2] наведені методи обстеження бетонних і залізобетонних конструкцій будівель і споруд і надані способи поновлення їх експлуатаційної придатності. В ДСТУ [3], СОУ [4] наведений порядок обстеження будівель і споруд, окремих конструктивних елементів і визначення їх дійсного технічного стану.

Результати

Будівля поліклініки літера «А», що введена в експлуатацію у 1977 році, розташована вздовж вулиці Будівельників. Територія з боку дворового фасаду огорожена металевою сіткою. З боку торцевого фасаду по осі І влаштовані прибудови А1, А2, а з боку головного фасаду – прибудова А3. З боку дворового фасаду по осі В влаштовані спуски у підвал (рис. 1). Спуск у підвал запроектований також з боку торцевих фасадів по осі І і І0.

Будівля поліклініки має просту форму у плані, чотирьох-поверхова з технічним поверхом і підвальним приміщенням.

У підвалі площею 755,1 м² розташовані чотири сходових площадки площею 6,4 м²; 2,2 м²; 9,2 м²; 2,5 м², два туалети площею 4,0 м²; 3,8 м², вбиральня площею 5,6 м², тепловий вузол площею 68 м², басейн площею 61,5 м², комора – 4,2 м²; шість коридорів площею 74,8 м² і двадцять приміщень загальною площею 516,6 м².

Висота підвальних приміщень:

– в осях А-Б/2-10 – 2,95 м;

– в осях Б-В/1-10 – 2,90 м.

Конструктивне рішення – кам'яна будівля з поздовжніми несучими стінами (рис. 2).

Основні конструктивні елементи: фундаменти – стрічкові, з бетонних блоків товщиною 500 мм; стіни – цегляні; перекриття із залізобетонних плит з круглими пустотами; підлога – лінолеум, керамічна плитка; сходи – залізобетонні; покрівля – металочерепиця; інженерне оснащення –

електропостачання, водопостачання, водовідведення, ліфт. Опалення – центральне з підключенням до місцевих мереж.

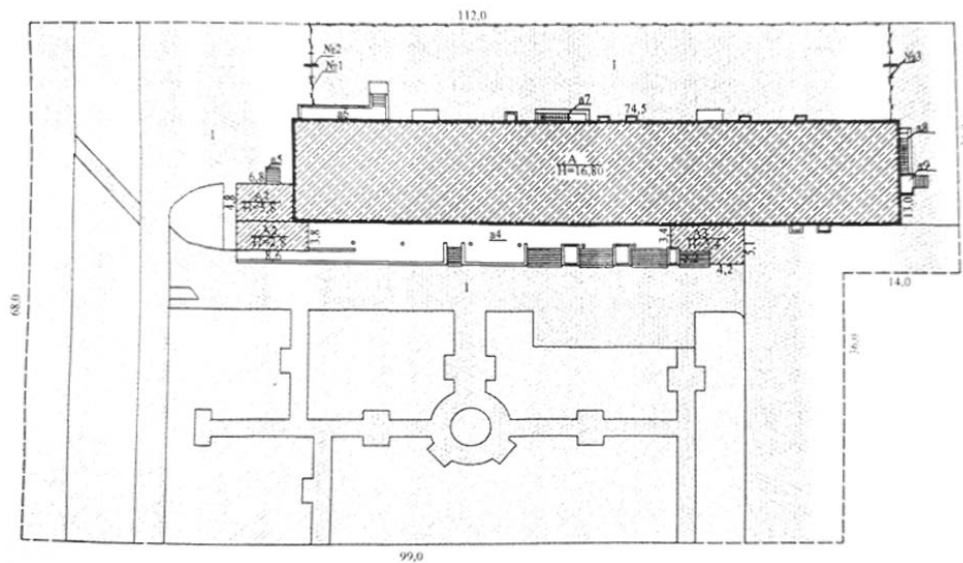


Рис. 1. Схема розташування будівель та споруд

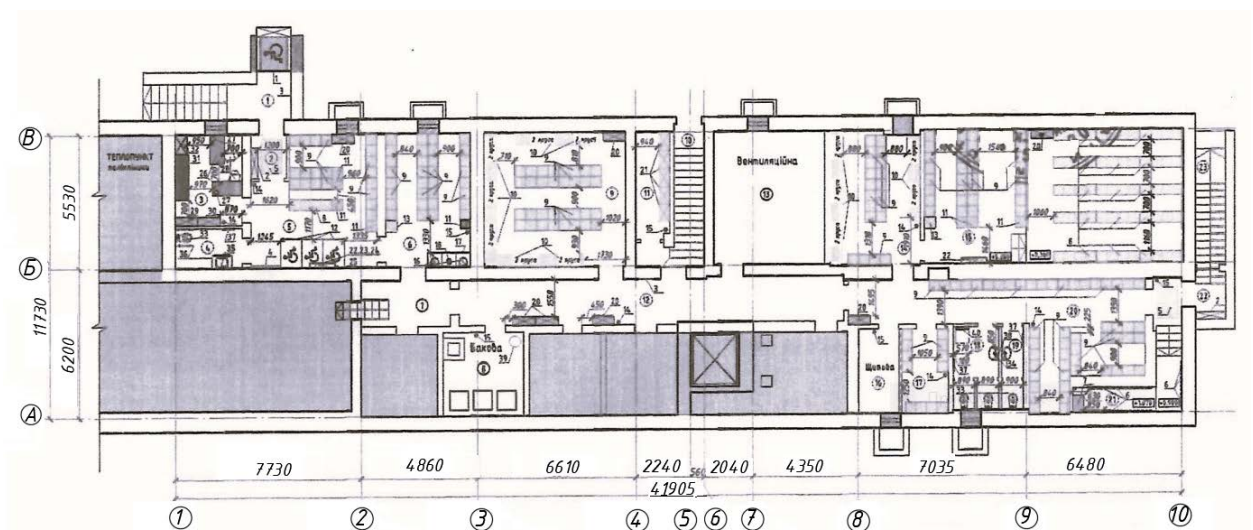


Рис. 2. Найпростіше укриття на 350 осіб

Проведено візуально-інструментальне обстеження будівельних конструкцій підвальних приміщень та інженерних мереж.

Фундаменти мають окремі дрібні тріщини у зв'язку з нерівномірним просіданням фундаментів, знаходяться у технічному стані «1» [3].

Стіни підвалу мають окремі місця замочування внаслідок аварії водонесучих систем і ґрунтовими водами, знаходяться у технічному стані «1» [3], задовільному [4].

Цегляна перегородка в осях А-Б/3-8 має похилі тріщини у верхній зоні, що перетинають не більше двох рядів кладки, знаходиться у технічному стані «2» [3].

Мають місця замочування перекриттів підвального приміщення, внаслідок замочування у зв'язку з протіканням водонесучих комунікацій; технічний стан перекриттів «1» [3], добрий [4].

Личковані покриття знаходяться в технічному стані «3» – пошкоджено до 40% штукатурки стін підвалу.

Внутрішні санітарно-технічні і електротехнічні пристрої знаходяться у технічному стані «2» [3] – пошкоджені до 20 % мереж, недостатньо вбиральні для влаштування сховища.

Визначена міцність бетону механічним методом неруйнівного контролю за допомогою склерометра ОМШ – 1 UNIEN12504-2 : 2001.

Фактичний клас бетону фундаментів і стін підвалу визначали за методикою [5], який склав С 12/15.

При розробці проєкта влаштування найпростішого укриття необхідно передбачити виконати вимоги [6] до планувальної організації будівель і споруд стосовно горизонтальної і вертикальної комунікації, влаштування спуску до сховища осіб на візках в осях В/1-2, а також розміщення осіб цієї категорії в осях Б-В/1-3. Необхідно запроектувати ліфт в осях А-Б/5-7 і вентиляційного приміщення в осях Б-В/7-8. Передбачити виконання вимог [7] щодо безпеки і доступності під час експлуатації інших діючих нормативних документів України.

Висновки

Влаштування найпростішого укриття в частині підвального приміщення закладу охорони здоров'я бажано здійснювати в осях А-Б/2-10, Б-В/1-10, в яких висота приміщень є дійсною. Підвальні приміщення знаходяться у задовільному технічному стані і відповідають вимогам [7] щодо безпеки і доступності під час експлуатації і вимогам [8] стосовно гігієни здоров'я і захисту довкілля.

Література

1. Дорофеев В.С., Лісенко В.А., Суханов В.Г. Диагностика, оцінка та методи обстежень : Одеса : Оптім, 2005. 193 с.
2. Дорофеев В.С., Заволока Ю.В., Кобринець В.М. та ін. Обстеження і відновлення експлуатаційних якостей залізобетонних конструкцій : Одеса : Евен, 2011. 474 с.
3. ДСТУ-Н-Б В.1.2-18:2016. Настанова щодо обстеження будівель і споруд для визначення та оцінки їх технічного стану. – Київ: ДП “УкрНДЦ”.
4. СОУ ЖКГ 75.11-35077234.0015:2009 : Правила визначення фізичного зносу житлових будинків (з урахуванням галузевої специфіки).
5. ДБН В.2.6 -18 : 2009 : Конструкції будівель і споруд. Бетонні і залізобетонні конструкції. Основні положення проектування. 2009.
6. ДБН В.2.2-40:2018: «Інклюзивність будівель і споруд. Основні положення». Розд. 6. Вимоги до планувальної організації будівель та споруд. Вид. офіц. Київ: Мінрегіон України. 2022.
7. ДБН В.1.2-9:2021: Основні вимоги до будівель і споруд «Безпека і доступність під час експлуатації». Вид. офіц. Київ: Мінрегіон України. 2022.
8. ДБН В.1.2-8:2021: Основні вимоги до будівель і споруд «Гігієна, здоров'я та захист довкілля». Вид. офіц. Київ: Мінрегіон України. 2022.

Геннадій БАЛАСАНЯН, д-р техн. наук, проф.,
Артем ОСТАПЕНКО, аспірант,
Владислав ЛЯШЕНКО, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail balasanyan@op.edu.ua

УЗГОДЖЕННЯ ГРАФІКІВ ЕЛЕКТРИЧНОГО І ТЕПЛОВОГО НАВАНТАЖЕННЯ КОМБІНОВАНОЇ СИСТЕМИ ЕНЕРГОЗАБЕЗПЕЧЕННЯ З КОГЕНЕРАЦІЙНОЮ УСТАНОВКОЮ

Анотація. Проведено огляд сучасних комбінованих (гібридних) систем енергозабезпечення, розглянуто перспективний напрямок поєднання когенераційних установок малої потужності та альтернативних джерел енергії на базі теплового насосу компресорного типу. Наведено методики розрахунків застосування когенераційних установок. Отримано залежності номінальної теплової потужності когенераційної установки від ефективності акумуляції тепла.

Ключові слова: когенераційні установки, системи енергопостачання, теплові насоси, акумулятори теплоти.

Актуальність дослідження

Комбіновані (гібридні) системи енергозабезпечення (КСЕ) мають наразі суттєве використання у світі [1]. Існує доволі багато варіантів щодо структури та складу таких систем [2]. Одним з варіантів застосування КСЕ є поєднання когенераційних установок малої потужності (до 1...5 МВт) та альтернативних джерел енергії на базі теплового насосу компресорного типу (рис.1).

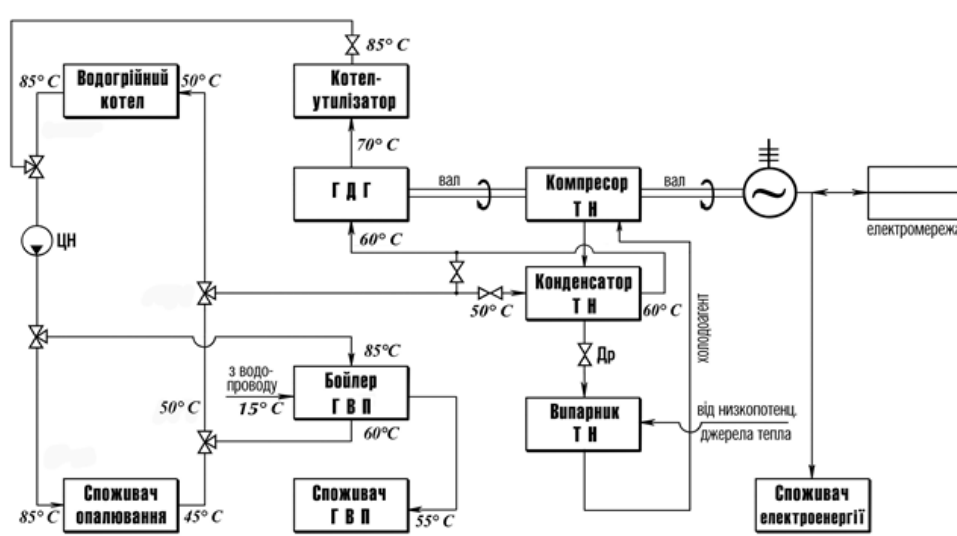


Рис. 1. Комбінована система енергозабезпечення на базі газопоршневого двигуна-генератора і теплового насоса компресорного типу

Для когенераційних установок на базі газопоршневих двигунів (ГДГ) відношення електроенергії, що генерується, до утилізованого тепла лежить в діапазоні 1:1,5...1:2,0, що приблизно відповідає співвідношенню споживання електроенергії і тепла на гаряче водопостачання комунально-побутовими споживачами. Ефективна експлуатація таких установок можлива при узгодженні графіків теплового та електричного навантаження споживача [3].

У опалювальний період споживання тепла зростає в 3...4 рази, а співвідношення електричної потужності до теплової досягає 1:4...1:6, що більш характерне для генераторів на базі газотурбінних двигунів. Проте, економічні переваги газотурбінних установок (ГТУ), в порівнянні з ГДГ, позначаються при одиничній потужності понад 5...10 МВт, тому автономні комунально-побутові

споживачі з навантаженнями 0,2...1,0 МВт, як правило, додатково обладнуються опалювальними водогрійними котлами, що в значній мірі знижує ефективність когенерації в зимовий період.

Мета дослідження

Визначення шляхів підвищення ефективності використання когенераційних установок при узгодженні графіків електричного та теплового навантажень.

Основні матеріали досліджень

Для забезпечення ефективності когенераційної установки на базі ГДГ протягом всього року пропонується автономна інтегрована система енергопостачання з тепловим насосом (ТН) компресорного типу. На привід компресора витрачається до 50 % потужності (електричної або механічної), що генерується ГДГ. При коефіцієнті перетворення ТН, що дорівнює 2...4, досягається необхідне співвідношення електричної і теплової потужності споживача в опалювальний період.

Робота КСУ при синхронізації когенераційної установки з енергосистемою відповідає режиму експлуатації установки за тепловим графіком навантаження, при якому виконується умова рівності теплового навантаження споживача кількості утилізованого тепла від когенераційної установки та додатково одержаного тепла від альтернативних джерел:

$$Q^{\text{спож}}(\tau) = Q^{\text{ут}}(\tau) + Q^{\text{дод}}(\tau)$$

Миттєве значення небалансу споживаної і генеруємої електричної потужності $\Delta N(\tau) = N^{\text{спож}}(\tau) - N^{\text{ген}}(\tau)$ залежно від його знаку може компенсуватися або продажем надмірної електричної потужності до системи, або покупкою потужності з системи при її дефіциті:

$$N^{\text{спож}}(\tau) = N^{\text{ген}}(\tau) \pm \Delta N(\tau).$$

Наявність додаткового джерела тепла передбачає також другий варіант компенсації небалансу $\Delta N(\tau)$ за рахунок відповідної зміни $N^{\text{ген}}(\tau)$ при відповідній зміні $Q^{\text{дод}}(\tau)$, при цьому електрична потужність $N^{\text{ген}}(\tau)$, що генерується, визначається тепловою утилізованою потужністю:

$$N^{\text{ген}}(\tau) = f[Q^{\text{ут}}(\tau)] = f[Q^{\text{спож}}(\tau) - Q^{\text{дод}}(\tau)].$$

Вибір варіанту компенсації позитивного $\Delta N(\tau)$ визначається співвідношенням збільшення витрат на покупку електроенергії в енергосистемі: $\Delta N(\tau) \cdot (\Pi^{\text{ел}} - C^{\text{ел}})$ або зниження прибутку від зменшення тепла, одержаного від додаткового (альтернативного) джерела $\Delta Q^{\text{дод}} \cdot (C^{\text{ут}} - C^{\text{дод}})$, де $\Pi^{\text{ел}}, C^{\text{ел}}$ – відповідно тариф на електроенергію в енергосистемі та вартість вироблення електроенергії в ІСЕ, грн / кВт·год; $C^{\text{ут}}, C^{\text{дод}}$ – відповідно вартості утилізованого тепла і тепла від додаткового джерела, грн / кВт·год.

Підвищення коефіцієнта використання встановленої потужності когенераційної установки та відповідне зниження її номінальної теплової потужності $Q_{\text{ном}}$ (а, отже, і електричної $N_{\text{ел}}^{\text{ном}}$) можливе за рахунок заміщення пікових теплових навантажень закумуляованим теплом.

При акумуляції тепла номінальна теплова потужність когенераційної установки визначається з рівняння балансу зарядки і розрядки теплового акумулятора

$$\sum_{i=0}^n (Q_{\text{ном}} - Q_i^{\text{спож}}) \cdot \eta_a = \sum_{i=0}^m (Q_i^{\text{спож}} - Q_{\text{ном}}), \quad (1)$$

де n – кількість годин на добу, в які $Q_{\text{ном}} > Q_i^{\text{спож}}$;

m – кількість годин на добу, в які $Q_{\text{ном}} < Q_i^{\text{спож}}$;

$m + n = 24$.

В результаті розв'язання рівняння (1) одержимо:

$$Q = \frac{\sum_{i=0}^m Q_i^{\text{спож}} + \eta_a \cdot \sum_{i=0}^n Q_i^{\text{спож}}}{n \cdot \eta_a + m}. \quad (2)$$

У граничному випадку (при $\eta_a = 1$) $Q_{\text{ном}}$ приймає мінімальне значення, яке дорівнює:

$$Q_{\text{ном}}^{\text{min}} = K_{\text{зап}} \cdot Q_{i \text{ max}}^{\text{спож}},$$

де $K_{\text{зап}}$ – коефіцієнт заповнення графіка теплового навантаження споживача, а вираз (2) спроститься до вигляду:

$$Q_{\text{ном}}^{\min} = \frac{\sum_{i=0}^{23} Q_i^{\text{спож}}}{24}.$$

У іншому граничному випадку (при $\eta_a = 0$) $Q_{\text{ном}}$ приймає максимальне значення, яке дорівнює $Q_{i\text{max}}^{\text{спож}}$.

Якщо існують обмеження місткості акумулятора ($E_a < E_a^{\text{max}}$), то $Q_{\text{ном}}^{\min}$ визначається з виразу:

$$Q_{\text{ном}}^{\min} = \frac{\sum_{i=0}^m Q_i^{\text{спож}} - E_a}{m}, \quad (3)$$

де m – кількість годин на добу, в які $Q_{\text{ном}} < Q_i^{\text{спож}}$.

Результати

Залежність $Q_{\text{ном}} / Q_{\text{ном}}^{\text{max}}$ від η_a (рис. 2) для добового графіка теплового навантаження споживача з коефіцієнтом заповнення $K_{\text{зап}} = 0,6$, що розрахована відповідно до (2), дозволяє зробити висновок про високу ефективність застосування акумуляторів тепла, особливо при низьких значеннях коефіцієнта заповнення графіків навантаження.

Залежність $Q_{\text{ном}}^{\min} / Q_{\text{ном}}^{\text{max}}$ від $E_a - E_a^{\text{max}}$ (рис. 3), що розрахована відповідно до (3), показує, що використання теплового акумулятора навіть невеликої місткості дозволяє значно знизити $Q_{\text{ном}}$.

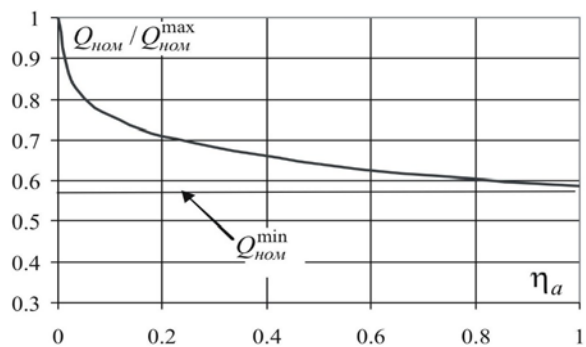


Рис. 2. Залежність номінальної теплової потужності когенераційної установки від ефективності акумуляції тепла

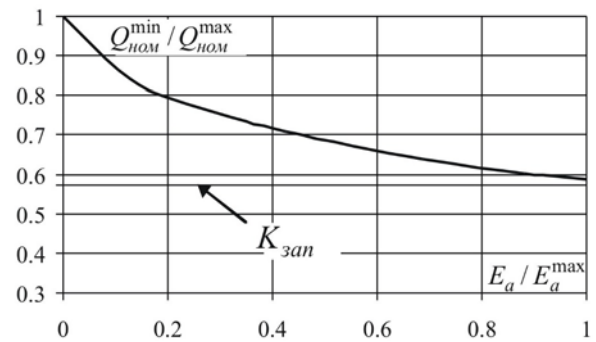


Рис. 3. Залежність номінальної теплової потужності когенераційної установки від місткості акумулятора тепла

Висновки

1. Запропоновано методику щодо узгодження графіків електричного і теплового навантаження комбінованої системи енергозабезпечення з когенераційною установкою.
2. Запропоновано шляхи щодо підвищення коефіцієнта використання встановленої потужності когенераційної установки та відповідного зниження її номінальної теплової потужності.
3. Досліджено вплив параметрів акумулятора тепла щодо номінальної теплової потужності когенераційної установки.

Література

1. Кузнецов М.П. Особливості комбінованих енергосистем з відновлюваними джерелами енергії: монографія / М. П. Кузнецов. – Київ: ІВЕ, 2022. – 142 с.
2. Дослідження перспектив впровадження когенераційних технологій в комунальній енергетиці України / С. Ю. Андрєєв, В. А. Маляренко, І. О. Темнохуд, О. Л. Шубенко, М.Ю. Бабак, О.В. Сенєцький // Східно-Європейський журнал передових технологій. – 2015. – № 8 (74). – Т. 2. – С. 11–17.
3. Баласанян Г.А., Мазуренко О.С. Використання акумуляції тепла за погодженням графіків теплового та електричного навантажень когенераційних установок // Інтегровані технології та енергозбереження. – 2005. – № 3. – С. 53–58.

Олександр ЧУЧМАЙ, канд. техн. наук, доц.,
Дар'я КІРІЧЕНКО, д-р філософії, ст. викладач,
Вячеслав СУР'ЯНІНОВ, асистент
Одеська державна академія будівництва та архітектури, м. Одеса, Україна, e-mail: chuchmai_a@odaba.edu.ua

ПРОЄКТ РЕКОНСТРУКЦІЇ ПОЛОГОВОГО БУДИНКУ №6

Анотація. Побудовано інформаційну модель пологового будинку № 6, реконструкція якого розпочалася у м. Одеса. Проектування виконано з застосуванням програмного комплексу Revit, візуалізація результатів – у програмі Lumion. В архітектурно-будівельній частині розроблено генплан, об'ємно-планувальне та конструктивне рішення будівлі. Виконано теплотехнічний розрахунок, зовнішнє і внутрішнє оздоблення будівлі. Розроблено інженерне обладнання комплексу, а також протипожежні заходи та заходи з охорони навколишнього середовища. Для розрахунків конструкцій інформаційну модель експортовано до ПК Robot Structural Analysis.

Ключові слова: пологовий будинок, реконструкція, інформаційна модель, Revit, Robot

Актуальність дослідження

Одеса славиться не лише морем, а й своєю неповторною різноманітною архітектурою. Цьому ми завдячуємо цілій плеяді відомих архітекторів з різних країн світу, які жили та працювали у нашому місті. Це австрійці Фельнер і Гельмер, англієць Валькот, вірменин Мазіров, голландець Ванрезант, єврей Мінкус, італійці Фраполі та Боффо, швейцарець Бернардацці, француз Отон, іспанець Даллаква, молдаванин Портарій, німець Кундерт та багато інших. Архітектурна самобутність Одеси визнана в усьому світі.

Минулого року відбулася одна визначна подія. Історичний центр Одеси внесений до списку всесвітнього спадку ЮНЕСКО. До переліку потрапили понад 50 об'єктів, у тому числі пошкоджені внаслідок російської військової агресії. Однією з пам'яток архітектури нашого міста є старовинна будівля, в якій багато років розташовувався пологовий будинок №6. Будівля занепала і потребує реконструкції, розробка проекту якої є актуальним завданням.

Метою роботи є побудова інформаційної моделі пологового будинку №6 для проведення реконструкції та подальшої експлуатації будівлі.

Основні матеріали досліджень

У будівельній галузі початок XXI століття ознаменувався широким впровадженням інформаційного моделювання будівель (BIM). У світі вже збудовано величезну кількість об'єктів з використанням BIM. Насправді доведено високу ефективність нового підходу. Кабінет Міністрів України затвердив Концепцію впровадження технологій будівельного інформаційного моделювання (BIM-технологій) в Україні та план заходів щодо її реалізації. В рамках цієї Концепції йде підготовка фахівців, які не тільки володіють відповідним програмним забезпеченням, але й мають нове мислення, вміння працювати в команді та інші якості, необхідні для ефективного реалізації технології BIM.

До цієї роботи приєдналися провідні українські університети. В Одеській державній академії будівництва та архітектури з 2021 року триває підготовка бакалаврів за освітньою програмою «BIM-технології», а з 2023 року розробляється аналогічна програма для підготовки магістрів, яка отримала підтримку у вигляді Гранту Європейського виконавчого агентства з питань освіти та культури (EACEA).

Планується розробка інформаційних моделей усіх об'єктів, які потрапили до списку ЮНЕСКО, та ще багатьох інших, які не увійшли до цього списку, але становлять не меншу історичну та архітектурну цінність. Одним із таких об'єктів є старовинний особняк, збудований за проектом архітектора Самуїла Гальперсона для директора Одеського приватного ломбарду Антона Миколайовича Гавсевича. За радянських часів тут розташовувався пологий будинок №6, у якому народилося багато відомих одеситів.

Історична будівля гарного особняка в парку Шевченка порожня і руйнується від дощів ось вже понад 20 років (рис. 1).

Результати

Будівля була збудована у 1903 році за проектом архітектора Гальперсона. Асистував йому архітектор Лінецький. У 1930-ті роки у будівлі відкрили технікум торгівлі. Потім у 1960-ті переобладнали під потреби пологового будинку №6.



Рис. 1. Загальний вигляд будівлі в останні роки

2001 року будівлю здали в оренду на 10 років фірмі, яка входила в орбіту одеського бізнесмена та колишнього народного депутата Леоніда Клімова. Згідно з договором оренди, приватники зобов'язалися зберегти медичний профіль приміщень та відремонтувати будинок до 1 липня 2003 року. Після цього персонал із пологового будинку «виселили», а саму будівлю закрили на ремонт. Особняк обгородили парканом, на території поставили будку з охороною – але жодних робіт не проводили.

У 2009 році пологовий будинок №6 як юридичну особу взагалі ліквідували, а роком пізніше будівлю, що пустує і повільно руйнується, купила фірма “Міський андрологічний центр”, бенефіціарами якого були Леонід Клімов та його партнер Станіслав Шнайдер. 2012 року обласне управління охорони культурної спадщини подало на власників особняка до суду. Справа закінчилася мировим договором, за яким власник погодився реставрувати колишній пологовий будинок. Проте роботи обмежилися тим, що вікна заклали цеглою, а кутовий фасад укріпили металевим каркасом. На цьому ремонт скінчився. Влітку 2018 року особняк викупила фірма "Універсал Дірект", також пов'язана з Леонідом Клімовим.

Тим часом, зберіглося багато елементів початкової споруди (рис. 2, 3). Вціліли центральні мармурові сходи та мозаїка на переходах. З боку парку Шевченка будівля здається невеликою, проте всередині виявилось чимало простору. На другому поверсі практично скрізь обрушилися перекриття.



Рис. 2. Дореволюційні двері



Рис. 3. Фрагмент мозаїки

У 2021 році компанія «Екострой» розпочала реконструкцію будівлі. Було ухвалено рішення розробити інформаційну модель пологового будинку №6 відповідно до сучасних вимог. Для побудови інформаційної моделі було використано комплекс Autodesk Revit 2019. Комплекс дозволяє ефективно вирішувати практично всі виникаючі перед архітекторами завдання від первісної побудови об'єму до візуалізації численної робочої документації. При цьому візуалізацію моделі можна здійснювати як власними засобами програми, так і передавати у форматі FBX в Autodesk 3ds MAX. В Revit Architecture передбачені також інструменти для моделювання рельєфу місцевості й проектування благоустрою території.

З Revit Architecture файл моделі завантажується в Revit Structure для роботи з будівельних конструкцій, а потім інформація про несучий каркас будинку передається в Robot Structural Analysis для розрахунків. У програмі уточняється несучий каркас будинку, створений в Revit Architecture, задаються закріплення й граничні умови, навантаження і їх комбінації, встановлюються властивості матеріалів і перерізів. Revit Structure може експортувати дані у форматі IFC для подальшої роботи в інших розрахункових програмах, але оптимальним є підхід, коли створена в Revit Structure модель для розрахунків конструкцій передається в Autodesk Robot Structural Analysis.

Створена інформаційна модель зараз застосовується при проведенні реконструкції будівлі. Її загальний вигляд наведений на рис. 4.



Рис. 4. Візуалізація об'єкту

Висновки

Побудовано інформаційну модель пологового будинку № 6, реконструкція якого розпочалася у м. Одеса. Проектування виконано з застосуванням програмного комплексу Revit, візуалізація результатів – у програмі Lumion.

В архітектурно-будівельній частині розроблено генплан, об'ємно-планувальне та конструктивне рішення будівлі. Виконано теплотехнічний розрахунок, зовнішнє і внутрішнє оздоблення будівлі. Розроблено інженерне обладнання комплексу, а також протипожежні заходи та заходи з охорони навколишнього середовища.

Для розрахунків конструкцій інформаційну модель експортовано до ПК Robot Structural Analysis.

Література

1. ДБН В.2.2-9:2018 Будинки і споруди. Громадські будинки та споруди. Основні положення. Зі Зміною № 1. Державне підприємство «Український науково-дослідний і проектний інститут цивільного будівництва» (УКРНДПЦИВІЛЬБУД). К.: 2022, 48 с.
2. ДБН В.2.2-10:2022 «Заклади охорони здоров'я. Основні положення». Міністерство розвитку громад та територій України. К.: 2022, 73с.
3. МВ до розрахунково-графічних робіт з дисципліни «Інформаційні системи та технології будівельного проектування» для студентів спеціальності 126 Інформаційні системи та технології, освітньої програми «Інформаційні системи та технології» / Кіріченко Д.О., Сур'янінов М.Г./ Одеса: ОДАБА, 2022.
4. Байда Л. Ю., Іванова О. Л. Універсальний дизайн в медичних закладах: метод. посіб. Київ, 2006. 60 с.
5. Пилявский В. А. Архитектура Одессы. Стиль и время : архитектурно-историческое эссе. 2-е изд. Одесса: Optimum, 2010. 137 с.

Section VII
Секція VII

TELEMEDICINE AND E-HEALTH
ОСВІТА В ГАЛУЗІ БІОМЕДИЦИНИ,
ТЕЛЕМЕДИЦИНИ ТА ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я

Володимир БЄСЄДА, канд. пед. наук, доц.,
Римма ТОПОРОВА, студент
Національний університет «Одеська політехніка», м.Одеса, Україна, e-Mail: biesieda.v.v@op.edu.ua

РЕКРЕАЦІЯ МОЛОДІ

Анотація. Рекреація для молоді є актуальною та важливою з погляду забезпечення здорового способу життя, фізичного та емоційного благополуччя, а також соціальної адаптації. Це дуже вагомо в нашій країні в умовах сучасності, коли внаслідок війни психоемоційне напруження постійно зростає. Запропоновані методики відновлювання життєвих сил, які пов'язані з фізичним навантаженням, можуть бути виділені у три основні групи в залежності від рівня фізичної активності: низького, середнього та високого. Добір того чи іншого виду рекреації залежить від індивідуальних особливостей кожної особистості.

Ключові слова: рекреація, молодь, здоров'я, функціональний стан, фізична активність.

Актуальність дослідження

Рекреація для молоді є актуальною та важливою з погляду забезпечення здорового способу життя, фізичного та емоційного благополуччя, а також соціальної адаптації. Особливо в сучасному Світі, де молоді люди часто відчувають великий тиск від навколишнього середовища, конкуренції та стресу, рекреаційні заняття можуть виступати як засіб релаксації та відпочинку.

Слід відзначити деякі аспекти, що підкреслюють актуальність рекреації для молоді: рекреаційні заняття сприяють збереженню та покращенню фізичної форми та здоров'я, що є важливим для зміцнення імунної системи, попередження хвороб та збереження енергії та життєвого тону; рекреаційні заняття допомагають зняти стрес, розслабитися та забути про щоденні турботи. це може сприяти покращенню настрою, зниженню рівня тривоги та депресії, підвищенню самоповаги та самопідтримки; рекреаційні заняття надають можливість молоді зустрічатися та спілкуватися з однолітками, розвивати соціальні навички, сприяти формуванню нових друзів та спільнот; рекреація може стимулювати розвиток творчих здібностей, інтересів та хобі, що сприяє особистісному зростанню та самовираженню; рекреаційні заняття допомагають зберегти баланс між навчанням, роботою та відпочинком, що є важливим для підтримки загального благополуччя та витривалості у виконанні різних завдань.

В умовах сучасності в Україні, коли психоемоційне напруження постійно зростає, внаслідок війни, це дуже вагомо.

Велика кількість та різноманіття напрямів рекреації спонукало нас до угруповання методик, які пов'язані з фізичною активністю та ефективно сприяють відновлюванню функціонального стану молоді.

Мета дослідження

Визначити найбільш відомі рекреаційні методики у Світі.

Результати

Наукові дослідження пропонують різні варіанти вирішення цієї проблеми:

- в медицині пропонують використовувати ліки та різні медичні препарати;
- в психології пропонують різні психотерапевтичні сеанси, у вигляді психотренінгів, як особисті так і групові;
- в дефектології використовують заняття із нейро-сенсомоторної корекції;
- в соціології пропонують заняття соціально-побутового корекційно-профілактичного напрямку;
- в фізичному вихованні превалюють методики за допомогою використання фізичних вправ.

Аналіз літературних джерел дозволив визначити наукові дослідження у відновлюванні функціонального стану молоді в умовах сучасності:

М. Єфіменко та В. Бєсєда наголошують на використанні «антигравітаційного розвантаження», яке дозволяє максимально зменшити вплив сили гравітації на різні системи організму та спонукати до психоемоційного розслаблення [1].

Експеримент Fricke, H., Lechner, M., & Steinmayr, A. доказав, що фізична активність позитивно впливає на успішність студентів у коледжі. [3].

Harish Ranjani із співавторами досліджували вплив йоги на стрес, які отримували індійські підлітки та їх метаболічні параметри: зниження показника стресу на $\geq 5\%$ спостерігалось у 61,5% ($n = 613$) учасників у групі йоги порівняно з 18,4% ($n = 185$) у навчальній групі [5].

Doroshenko V., Kudin S., Lytvyn-Zhmurko T., Shevchuk A., Lyvar V. вважають, що спортивно-оздоровчі заходи мають величезну перевагу у навчальних закладах для студентів з урахуванням особистих потреб: особистого благополуччя; конституції тіла; гендерних аспектів; мотиваційних структур; індивідуальної історії навчання; соціально-економічного походження кожної особистості. [2].

Дослідження Zhang T., Zhao J., Yu L. виявили, що зменшення безперервних фізичних вправ приводить до погіршення фізичної та психологічної стійкості підлітків, а також до збільшення рівня короткозорості та ожиріння [6].

Дослідження Jacob E. Barkley, Andrew Lepp спостерігали поширеність нудьги в університетських містечках, яка збільшується при використанні смартфона більше 15 хв. Спостереження Jacob E. Barkley, Andrew Lepp дозволило зробити висновок, що студенти повинні включати в повсякденне життя різноманітний спорт та фізичні вправи [4].

Запропоновані методики відновлювання життєвих сил, які пов'язані з фізичним навантаженням, можуть бути виділені у три основні групи (рис. 1):

– з низьким рівнем фізичної активності, у якості «антигравітаційного розвантаження» та інших медитативних технік;

– з середнім рівнем фізичної активності, такі як: заняття йогою, тілесно-орієнтовані методики, виконання побутових завдань легкої важкості;

– з високим рівнем фізичної активності у вигляді: активного виконання фізичних вправ, активного відпочинку, тренувань.



Рис. 1. Групи методик рекреації

Висновки

Наукові дослідження вказують на позитивний вплив рекреаційних заходів, особливо якщо це стосується фізичної активності. Для найбільш ефективного відновлювання функціонального стану людини необхідно враховувати особливості кожної особистості (вік, стать, психоемоційний стан в конкретних умовах, стан фізичної підготовленості та ін.).

Література

1. Беседа В.В. Корекція фізичного розвитку дітей раннього і дошкільного віку з психомоторними порушеннями. Вінниця : ТВОРИ, 2021. 424 с.]
2. Doroshenko V., Kudin S., Lytvyn-Zhmurko T., Shevchuk A., Lyvar V. The impact of sports and recreation activities on the physical development and health of schoolchildren and students. AD ALTA- JOURNAL OF INTERDISCIPLINARY RESEARCH. 2023. Vol. 13, № 2. P. 80-85.].
3. [Fricke H., Lechner M., Steinmayr A. The Effect of Physical Activity on Student Performance in College: An Experimental Evaluation. CEPR Discussion. 2017. SSRN: <https://ssrn.com/abstract=2971913>].
4. Jacob E. Barkley, Andrew L. The effects of smartphone facilitated social media use, treadmill walking, and schoolwork on boredom in college students: Results of a within subjects, controlled experiment. Computers in Human Behavior. 2021. Vol. 114. P. 106555. DOI: 10.1016/j.chb.2020.106555].
5. Ranjani H., Jagannathan N., Rawal T., Vinothkumar R., Tandon N., Vidyulatha J., Mohan V., Gupta Y., Mohan A. The impact of yoga on stress, metabolic parameters, and cognition of Indian adolescents: A cluster randomized controlled trial. Integrative Medicine Research. 2023. Vol. 12, № 3. P. 100979. DOI: 10.1016/j.imr.2023.100979].
6. Zhang T, Zhao J, Yu L. The Effect of Fitness Apps Usage Intensity on Exercise Adherence Among Chinese College Students: Testing a Moderated Mediation Model. Psychol Res Behav Manag. 2023. Vol.16. P. 1485-1494 DOI: 10.2147/PRBM.S408276]

Володимир БЕСЕДА, канд. пед. наук, доц.,
Валерія ТКАЧ, студент
Національний університет «Одеська політехніка», м.Одеса, Україна, e-Mail: biesieda.v.v@op.edu.ua

АВТОРСЬКА МЕТОДИКА РЕКРЕАЦІЇ ЄФИМЕНКА-БЕСЕДИ «АНТИГРАВІТАЦІЙНЕ РОЗВАНТАЖЕННЯ»

Анотація. Вирішення проблеми відновлювання функціонального стану людини можливо за допомогою рекреаційних методик. Авторська методика рекреації Єфименка-Беседи «антигравітаційне розвантаження» являє собою комплексну технологію, яка позитивно впливає на різні сфери людини незалежно від її віку. Визначення особливостей запропонованої методики «антигравітаційного розвантаження» може використовуватися як ефективний метод рекреації та має практичне значення у відновлюванні функціонального стану людини. Її комплексність визначена не тільки впливом на системи організму людини, а й впливом на психоемоційний стан та загальне самопочуття.

Перспективи подальших досліджень передбачають розробку спеціальних корекційних укладань для ефективної рекреації при порушеннях постави.

Ключові слова: людина, здоров'я, психіка, рекреація, методика.

Актуальність дослідження

В умовах сучасності кількість набутих відхилень у здоров'ї людей постійно зростає незалежно від їх віку. Все це провокує появу психосоматичних захворювань, які виникають внаслідок взаємодії психічних та фізіологічних факторів, де психічний стрес чи емоційні стани можуть впливати на фізичне здоров'я: шлунково-кишкові захворювання, такі як виразкова хвороба, запори, діарея, хронічні болі у животі; головні болі, такі як мігрень або напруга в шиї; серцево-судинні захворювання, такі як гіпертензія, стенокардія та ін.; шкірні захворювання, такі як екзема, псоріаз; імунологічні порушення, такі як астма або алергічні реакції [2].

Основні причини психосоматичних захворювань включають: стрес; негативні емоції; нерозгадані конфлікти; тривожність; депресія; травми та стресори та ін. Розуміння цих причин дозволяє розробляти підходи до лікування, які враховують і психічні, і фізіологічні аспекти захворювань [3]. Слід відзначити, що при цьому стан психічного здоров'я, пов'язаний із стресовими ситуаціями спонукає до пошуків ефективних методик профілактичних та оздоровчих практик.

Одним із важливих моментів профілактики та терапії вищевказаних відхилень є копінг, тобто стратегії, які люди використовують для впорядкування зі стресом, труднощами та негативними емоціями. Він припускає використання психологічних і поведінкових методів, які допомагають зняти напругу та адаптуватися до складних ситуацій.

Проблема відновлювання функціонального стану людей недостатньо висвітлена у наукових пошуках, особливо у сфері фізичного виховання, де технологій рекреації повинні займати провідне місце у вигляді комплексного впливу на різні сфери людини.

Мета дослідження – визначити особливості методики «антигравітаційного розвантаження», запропоновану М. Єфименко та В. Беседою, як комплексної методики рекреації.

Результати

Аналіз літературних джерел свідчить про вагомий позитивний вплив рекреаційних методик на різні сфери людей з використанням комплексного підходу.

У реабілітації антигравітаційне розвантаження може бути використане для полегшення процесу відновлення після травм, операцій або захворювань опорно-рухового апарату. Цей метод може бути особливо корисним для пацієнтів, які мають обмеження у рухах через біль, слабкість або інші проблеми.

Основні переваги антигравітаційного розвантаження у реабілітації включають:

1. Зменшення навантаження на опорно-руховий апарат: умови мікрогравітації дозволяють пацієнтам відчувати менше тяжіння, що допомагає зменшити біль та дискомфорт у суглобах та м'язах;

2. Покращення рухливості: антигравітаційне розвантаження дозволяє пацієнтам виконувати рухи з меншими перешкодами, що сприяє покращенню рухливості та відновленню функцій опорно-рухового апарату;

3. Підтримка м'язової активності: використання антигравітаційного розвантаження може допомогти підтримувати м'язову активність та силу у пацієнтів, які перебувають у реабілітації після травм або операцій;

4. Зменшення ризику ускладнень: умови антигравітації можуть допомогти зменшити ризик ускладнень під час відновлення, таких як виникнення венозних тромбів або розвиток подальших ушкоджень м'язів та суглобів.

Однією із таких технологій відновлювання стану людини слід вважати авторську методику Єфименка-Беседи «антигравітаційне розвантаження». Її сутність полягає у зменшенні дії сили гравітації, яка діє на складові організму людини впродовж 24-х годин, тобто протягом доби. Загальновідомо, що гравітаційна сила в першу чергу негативно діє на структури скелету людини та хребетного стовпа, а також: притискає скелет до опори; стискає хребетний стовп; здавлює міжхребцеві диски, чинячи на них компресійний вплив; пригнічує діяльність суглобів нижніх кінцівок; спонукає до захворювань серцево-судинної системи; ускладнює діяльність дихальної системи та вісцеральних органів. Тому авторами пропонується, на початку сеансу, прийняття людиною певної горизонтальної пози для запобігання появи відхилень у здоров'ї пов'язані, навіть не стільки з психосоматичними розладами, скільки внаслідок звичайного положення людини у ортоградній позі (сидячи або стоячи). Основою використання запропонованої методики є «Теорія гравітаційної висі» М. Єфименка, яка наочно показує ступінь зниження гравітаційного навантаження на хребет і скелет загалом у міру горизонтального розташування обраних для відпочинку або вправи положень і поз [1].

Слід відзначити позитивні нюанси запропонованої методики:

- в положенні лежачи відбувається фізіологічно запрограмоване розслаблення кістково-м'язової системи;
- уповільнюється робота серцево-судинної системи;
- тиски усіх рідин організму (лімфа, кров, ліквор та ін.) уповільнюються своєю швидкістю;
- робота нервової системи переходить у енергозберігаючий режим;
- психоемоційний стан стабілізується в бік покращення та позитиву.

Для цього необхідно дотримуватися таких вимог:

1. Приміщення повинно бути з підлоговим килимовим покриттям на яке можна буде лягти;
2. Наявність музичного супроводження. Музика повинна бути спокійною та не гучною. Краще за все якщо це будуть інструментальні композиції, які використовуються під час медитації;
3. Сеанси «антигравітаційного розвантаження» необхідно проводити регулярно протягом усього дня приблизно через кожні 3...4 години, а в разі потреби й частіше;
4. Перед початком сеансу необхідно, за допомогою різних методичних прийомів, знизити іррадіацію збудження нервової системи у зв'язку з попередньою діяльністю;
5. Світло або повністю вимикається, або знижується його інтенсивність;
6. Необхідно досягнути максимального/повного розслаблення кістково-м'язової системи;
7. В залежності від типу нервової системи, віку, статі та обсягу попередньої діяльності час «антигравітаційного розвантаження» варіюється до відчуття біля-максимального відновлювання.

Висновки

Визначення особливостей авторської методики «антигравітаційного розвантаження» Єфименка-Беседи може використовуватися як ефективний метод рекреації та має практичне значення у відновлюванні функціонального стану людини. Її комплексність визначена не тільки впливом на систему організму людини, а й впливом на психоемоційний стан та загальне самопочуття.

Перспективи подальших досліджень передбачають розробку спеціальних корекційних укладань для ефективної рекреації при порушеннях постави.

Література

1. Беседа В.В. Корекція фізичного розвитку дітей раннього і дошкільного віку з психомоторними порушеннями. Вінниця : ТВОРИ, 2021. 424 с.
2. Жукотанська В. П. Специфіка психосоматичних розладів, їх прояви та характеристика. Вісник студентського наукового товариства Донецького національного університету імені Василя Стуса. Серія «Психологічні науки». Вінниця, 2022. С. 118–122.
3. Мозгова Г. П., Ханецька Т. І., Якимчук О. І. Психосоматика : психічне, тілесне, соціальне. Хрестоматія : Навчальний посібник. К. : НПУ імені М. П. Драгоманова, 2021. 383 с.

Сергій ПАВЛОВ¹, д-р техн. наук, проф.,
Юлія ПИЛИПЕЦЬ²

¹ Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна, e-mail: psv@vntu.edu.ua

² Військово-медичний клінічний центр Центрального регіону, м. Вінниця, Україна

АКТУАЛЬНІСТЬ ЗАСТОСУВАННЯ ТЕЛЕМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ВІЙСЬКОВОСЛУЖБОВЦІВ

Анотація. В умовах сьогодення впровадження телемедицини є ключовим напрямком системи охорони здоров'я всього світу. Адже сучасні телемедичні рішення дозволяють забезпечувати надання повного спектру медичних послуг на відстані, а саме консультації, діагностику та лікування з подальшим відслідковуванням динаміки, зменшуючи витрату часу та підвищуючи ефективність роботи. Саме тому застосування телемедичних технологій відіграє важливу роль та покращує якість отримання кваліфікованої медичної допомоги, особливо у випадках діагностування поранення, травм та хвороби військовослужбовців.

Ключові слова: застосування телемедичних технологій, система охорони здоров'я, телеметрія, телереабілітація, військовослужбовець.

Актуальність дослідження

З розвитком цифрових технологій постачальники медичних послуг тепер можуть пропонувати дистанційні консультації, віртуальні візити та віддалений моніторинг пацієнтам по всьому світу. Цей перехід до телемедицини не тільки покращив доступність і зручність для пацієнтів, але й допоміг постачальникам медичних послуг оптимізувати свою роботу та зменшити витрати [1, 2].

Незважаючи на свої потенційні переваги, телемедицина все ще стикається з проблемами, включаючи обмежене охоплення, вищі початкові витрати та неможливість ідеально налаштувати робочі процеси. Крім того, вона не є загальнодоступною. Однак за допомогою нових технологій майбутнє за телемедициною. Ця тенденція може тільки посилюватися з часом, і якщо прагнути втілити її в реальність, вона буде широко використовуваною та поширеною [3, 4, 5].

З початку повномасштабної війни, в Україні набирає обертів застосування телемедичних рішень в системі охорони здоров'я, зокрема і у військовій сфері. Телемедицина в цих умовах особливо цінна, оскільки вона забезпечує доступ до медичної допомоги тим, хто перебуває в небезпеці. Умови та способи ведення бойових дій адаптують технічні реалізації таких технологій. Розробляються стратегії розбудови та проекти впровадження телемедицини на рівні держави, що вказують на популярність телемедичного напрямку [6,7,8].

Важливо, що сучасні телемедичні технології можуть бути застосовані у всіх медичних взаємодіях військовослужбовця, від консультації до реабілітації [9, 10].

Мета дослідження

Підтвердження актуальності застосування телемедичних технологій для діагностування військовослужбовців.

Основні матеріали досліджень

Телемедицина є важливим інструментом, який можна використовувати в різноманітних ситуаціях, включаючи зони бойових дій. За визначенням, телемедицина – це використання медичної інформації, що передається з одного місця на інше через електронні засоби зв'язку, для покращення стану здоров'я пацієнта. У зоні бойових дій телемедицина може бути використана для надання медичної допомоги пораненим або хворим солдатам, а також для надання психологічної підтримки солдатам, які переживають бойовий стрес.

В Україні реалізуються гуманітарні проекти, що включають в себе телемедичні консультування з вибухо-вогнепальних та опікових травм, консультативні мережі з пристроями віртуальної присутності лікаря з пацієнтом, телемедичні платформи реабілітації, тощо

Застосування телемедичних консультацій дозволяють швидко та завчасно виконати профілактику або попередити загострення різних хвороб. Технології телемедицини можуть покращити результати лікування військовослужбовців, особливо хронічних захворювань. Завдяки дистанційному моніторингу надавачі медичних послуг можуть відстежувати стан здоров'я військовослужбовця та вчасно втручатися, коли це необхідно. Такий проактивний підхід може

зменшувати повторну госпіталізацію, покращити прихильність до лікування та загальний стан здоров'я військовослужбовців.

Завдяки спеціалізованим телемедичним системам можливо:

- здійснювати фото- та відеофіксацію складних оперативних втручань на передовій;
- здійснювати постійну взаємодію з провідними фахівцями на всіх етапах медичної евакуації;
- забезпечувати безперебійний зв'язок в будь-якому місці, незалежно від місцевості та погодних умов;
- швидке та точне забезпечення телеметрії життєвоважливих показників здоров'я військовослужбовців тощо. Ці дані використовуються для сортування пацієнта та створення програми лікування та реабілітації на ранній стадії діагностики та оцінки травми.

Також провідне місце займає реабілітація військовослужбовців, де оперують терміном «телереабілітація». Кількість людей, що зазнають поранень та ампутацій збільшується, тому і запит на такі послуги зростає. На сьогодні багато медичних закладів мають змогу використовувати телемедичні технології для надання реабілітаційної допомоги, що дають змогу фахівцям здійснювати дистанційний моніторинг стану пацієнта, створювати та здійснювати контроль за реабілітаційним планом, наданими рекомендаціями, що значно підвищує ефективність та поліпшення динаміки реабілітації.

Однією із систем телереабілітації вже була доведена ефективність в Україні. Це гейміфікована (ігрова) система телереабілітації RGS (The Rehabilitation Gaming System)

RGS – це хмарна система для надання реабілітації з розширеним штучним інтелектом за допомогою віртуальної реальності, захоплення руху та переносних пристроїв, які можна використовувати всюди. Основні принципи втручання RGS, заснованого на теорії мозку, полягають у виконанні реабілітаційних вправ у формі втілених, орієнтованих на ціль і конкретних завдань дій.

Телереабілітаційна система дозволяє пацієнтам з травмами та порушеннями мозкової діяльності отримувати ефективну персоналізовану нейрореабілітацію за допомогою ігрофої форми та якнайшвидше повернутись до нормального життя.

Висновки

Телемедичні технології відіграють важливу роль, дозволяючи спостерігати та доглядати за військовослужбовцями, ізольованими через географічне положення, виконувати оперативні втручання з фіксацією подій чи контролювати виконання реабілітаційних планів. В умовах військового стану телемедицина може широко використовуватись для виявлення поранень і захворювань, а також для допомоги в лікуванні, реабілітації та відновленні поранених в зоні проведення бойових дій, забезпечуючи надання швидкої та ефективної діагностики.

Тому застосування телемедичних технологій для діагностики військовослужбовців є як ніколи актуальне, що потребує впровадження у всіх ланках надання медичної допомоги.

Література

1. Використання телемедичних рішень в умовах війни // Міністерство охорони здоров'я України: вебсайт. URL: https://moz.gov.ua/article/news/vikoristannja-telemedichnih-rishen-v-umovah-vijni?__cf_chl_tk=OtPjhJfJ0KkCGUFnF1pVLcumK4B8EhmLvHGw9wIocQ-1714407215-0.0.1.1-1621 (дата звернення: 29.04.2024).
2. Уряд розширив можливості застосування телемедицини в реабілітації // АрміяINFORM: вебсайт. URL: <https://armyinform.com.ua/2024/04/04/uryad-rozshyryv-mozhlyvosti-zastosuvannya-telemedycyny-v-reabilitacziyi/> (дата звернення: 29.04.2024).
3. Telemedicine in Extreme Conditions: How Technology is Helping Doctors Save Lives in War Zones and Natural Disaster Areas // Shafi Ahamed: вебсайт URL: https://www.linkedin.com/pulse/telemedicine-extreme-conditions-how-technology-helping-shafi-ahamed?trk=public_post.



Рис. 1. Платформа RGS та її використання під час шляху пацієнта до одужання

4. Інформаційні технології в біології та медицині : курс лекцій / Грищенко В. І., Котова А. Б., Вовк М. І. [та ін.]. – К.: Наукова думка, 2007. – 382с.
5. Азархов О. Ю. Індивідуальна електронна карта пацієнта для постінсультних хворих / О. Ю. Азархов, С. М. Злепко, О. Б. Белоусова // Медична інформатика та інженерія. – 2012. – №4. – С. 12–18.
6. Голубчиков М. В. Концептуальні підходи до впровадження електронних медичних записів у систему охорони здоров'я України / М. В. Голубчиков, А. М. Козак, В. Г. Осташко // Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України. – 2008. – №3. – С. 51–54.
7. Особливості побудови стратегії «телемедичного консиліуму» для реабілітації хворих в резидуальному періоді / Азархов О. Ю., Злепко С. М., Космач Л. В., Криворучко І. О. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах (ВОТТП-12) : матеріали XII Міжнародної науково-технічної конференції, м. Одеса, 3-8 червня 2013 р. – С. 115.
8. Осташко Г. В. Концептуальні основи створення міжрегіональної телемедичної мережі / Г. В. Осташко // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2012. –Т. 10. – №2. – С. 22–25.
9. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
10. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press – 210 Pages. <https://doi.org/10.1201/9781315098050>. eBook ISBN 9781315098050.

Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України 2022.01/0135.

Section
Секція VIII

LEGAL, HUMANITARIAN
AND ECONOMIC ASPECTS

ПРАВОВІ, ГУМАНІТАРНІ
ТА ЕКОНОМІЧНІ АСПЕКТИ

Лада ПРОКОПОВИЧ, д-р філософських наук, канд. техн. наук, проф.,
Артем ФЕДОТОВ, студент,
Роман ГРАТІЙ, аспірант
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: lada.prokopovich@gmail.com

ПОЄДНАННЯ БІОТЕХНОЛОГІЙ І РОБОТОТЕХНІКИ В СЮЖЕТАХ НАУКОВОЇ ФАНТАСТИКИ

Анотація. Метою дослідження є виявлення та аналіз творів наукової фантастики, в сюжетах яких осмислюються різні варіанти поєднання біотехнологій з технологіями робототехніки. В результаті аналізу таких творів встановлено, що їх автори завжди намагаються показати (з різною мірою занурення у проблематику), що, отримавши «вдосконалене» тіло, людина не стає більш щасливою, більш впевненою в собі, більш здатною до самореалізації. Провідна ідея таких творів полягає в тому, що попри появу нових можливостей люди не отримують відчуття повноцінного життя. Та й незрозумілою є кінцева мета такого «вдосконалення». Тому ставиться під сумнів ідея трансгуманізму про заміну природного тіла людини на штучне, коли це не зумовлено медичною необхідністю.

Ключові слова: людина, біотехнології, трансгуманізм, кіборг, уявний експеримент, наукове прогнозування.

Актуальність дослідження

Досягнення людства в біотехнологіях та робототехніці не лише дають підстави говорити про нову науково-технічну революцію, але й надихають письменників та кінематографістів, які творять у жанрі наукової фантастики. В своїх творах вони відображають основні тенденції, які проявляються в процесі розвитку цих технологій, та намагаються передбачити подальші кроки людства в цих напрямках.

Зважаючи на те, що твори наукової фантастики завжди орієнтовані на найбільш актуальні та перспективні напрями науково-технічного прогресу, а також є гіпотетично-емпіричним матеріалом для прогнозування ймовірних проблем, які можуть виникати через впровадження певних технологій [1], їх вивчення та аналіз є актуальною науковою проблемою в дискурсі філософії науки і техніки.

Мета дослідження – виявлення та аналіз творів наукової фантастики, в сюжетах яких осмислюються різні варіанти поєднання біотехнологій з технологіями робототехніки.

Основні матеріали дослідження

З появою перших роботів та усвідомленням їх можливостей та перспектив, все більш привабливою ставала ідея поєднати машину із людським розумом. Як один із варіантів такого поєднання розглядається комбінація штучного тіла зі справжнім людським мозком. Адже вважається, що в такий спосіб можна зберегти інтелектуальний потенціал та особистість людини, позбавивши її вад біологічного тіла: фізичної недосконалості, вразливості щодо хвороб, старіння, тощо.

Ця ідея стала однією з основних у трансгуманізмі, який розглядає можливості змін у становищі людини за допомогою передових технологій. Попри різнобічну критику цієї концепції [2; 3; 4], вона набуває розвитку, зростає кількість її прихильників.

Зрозуміло, що наукова фантастика також не могла пройти повз такої ідеї. Ба більше, цю ідею письменники-фантасти почали висловлювати та осмислювати ще до появи самої назви «трансгуманізм» (наприклад, твори Роберта Гайнлайна «Достатньо часу для кохання, або Життя Лазаруса Лонга», Станіслава Лема «Кіберіада»).

Згодом почали з’являтися численні кіноверсії «Робокопів» (*RoboCop*, реж Пол Верховен, 1987; *RoboCop2*, 1990; *RoboCop3*, 1993; *RoboCop4*, 2014), «Кіборгів» (*Cyborg*, реж. Альберт Пьюн, 1989; *Cyborg2: Glass Shadow*, 1993).

І від початку автори таких творів намагалися показати, що попри певний оптимізм щодо кіборгізації людини (як, наприклад, у слогані першого «Робокопа»: *Part man. Part machine. All cop. The future of law enforcement*. Частково – людина. Частково – машина. Повністю – поліцейський. Майбутнє охорони правопорядку), існує й інший бік цієї ідеї/технології. Той бік, де проявляється природа людських психіки, інтелекту, самоідентифікації, ментальності тощо.

Звісно ж, не у всіх кінострічках саме не цій проблематиці робиться акцент. Іноді бачимо лише натяки на внутрішній конфлікт особистості, що отримала штучне тіло. А іноді ця тема стає провідною, як, наприклад, у кінофільмі «Привід у броні» (*Ghost in the Shell*, реж. Руперт Сендерс, 2017). Крізь динамічний, насичений подіями сюжет проступає драма самоідентифікації, особистісного самоусвідомлення майора Міри Кіллман. Отямившись в лабораторії і намагаючись зрозуміти, що з нею трапилось, перше, що вона почула, – пояснення доктора Уелет: батьки Міри загинули в результаті атаки терористів, а від неї самої залишився лише мозок, який вдалося врятувати, помістивши у штучне тіло. Тепер Міра Кіллман – перший у світі бойовий кіборг, який поєднує витривалість в швидкість машини зі здатністю самостійно приймати рішення.

Докторка, звісно ж, пишається своїм досягненням, і весь час втлумачує Мірі, як їй пощастило набути таких унікальних здібностей. Але Міру ця ситуація аж ніяк не тішить. Її постійно переслідують флешбеки, які доктор Уелет називає збоями. Саме завдяки цим «збоям» Міра почала щось підозрювати. Зрозумівши, що то були не збої, а *спогади*, Міра вирушає на пошуки свого минулого. І з’ясувала, що все, що їй розповідали про її минуле, – брехня. Її – автора маніфестів проти масової кіборгізації – насильно перетворили на кіборга. Проти її волі. Її життя не врятували, а вкрали.

Втім, виявлення цього факту не призвело (чомусь) до поворотів у сюжеті та роздумах головної героїні. Питання, яким вона переймалася весь час, – чи є вона людиною? – залишилося відкритим. Адже її фінальна фраза про те, що людину визначають не спогади і будова тіла, а вчинки, не ставить крапку, а викликає ще більше запитань. Хіба не спогади змусили Міру шукати правди і про її власне життя, і про антигуманну діяльність корпорації Hanka Robotics? Хіба не справжні (фізично) обійми із мамою дозволили їй відчутти себе людиною?..

Цінність справжніх обіймів (як одного з видів фізично-емоційного контакту) і «живого» спілкування усвідомлюють і деякі персонажі кінострічки «Сурогати» (*Surrogates*, реж. Джонатан Мостоу, 2009). Тут показано суспільство, в якому ідея поєднання людського мозку із штучним тілом реалізується за іншим принципом: біологічне тіло людини не руйнується, не відділяється від мозку, а створюються андроїди – синтетичні копії людей, якими люди можуть керувати дистанційно.

За сюжетом, цю технологію розробив доктор Лайонел Кетнер для полегшення життя людей з обмеженими можливостями. Він створив інтерфейс, який дозволяє, наприклад, людині, яка не може ходити, силою нервових імпульсів керувати андроїдом. При цьому андроїд поводить себе, як людина, а людина, що є оператором, переживає всі відчуття, ніби сама присутня там, де й андроїд.

Ідея технології телеприсутності не є оригінальною вигадкою авторів цього фільму. Цю технологію ще у 1963 році описав Станіслав Лем у «Сумі технологій», а у кінематографі вона стає основою сюжету фільму «Аватар» (*Avatar*, реж. Джеймс Кемерон, 2009). Проте саме у фільмі «Сурогати» бачимо спробу осмислити соціальний аспект наслідків впровадження цієї технології. Адже сюжет побудований на тому, що ця технологія вийшла за межі медичних кейсів, її почали використовувати цілком здорові люди. Це призвело до того, що 98 % населення Землі живуть, не виходячи зі своїх помешкань, а їх життям «живуть» роботи-сурогати. Люди (як, до речі, і в реальному житті) піддалися «магії» реклами, яка майже цілодобово з безлічі телеекранів запевняє, що, придбавши собі андроїда, людина позбавляється ризику захворіти чи скалічитись, може мати ідеальний вигляд без тренажерів і пластичних операцій. Проте, попри цей рекламний «оптимізм», особисті проблеми людей нікуди не зникають, а деякі навіть посилюються.

Висновки

Ставлячись до творів наукової фантастики як до уявних експериментів, можна долучати їх до прогностичного аналізу можливих наслідків впровадження певних технологій. На особливу увагу заслуговують ті твори, в яких йдеться про технології, що націлені на «покращення», «вдосконалення» людської природи (відповідно до ідей трансгуманізму), зокрема, шляхом кіборгізації.

Особливістю таких творів є те, що їх автори завжди намагаються показати (з різною мірою занурення у проблематику), що, отримавши «вдосконалене» тіло, людина не стає більш щасливою, більш впевненою в собі, більш здатною до самореалізації. Так, у людини з'являються нові можливості та здібності, але вони не дають відчуття повноцінного життя.

Тому постає низка питань: Чи потрібно таким технологіям надавати масового поширення? Чи всім вони потрібні? А якщо не всім, то кому і в яких випадках? Адже немає сумнівів в необхідності протезування, коли вичерпані всі можливості для збереження функцій кінцівок або судин, заміни окремих органів, що відмовляють, штучними, тощо. Але чи потрібно націлюватися на повну заміну біологічного тіла людини штучним?

Пошуки відповідей на ці запитання мають здійснюватися не в контексті комерційних інтересів окремих груп та корпорацій, а виходячи з реальної користі (або її відсутності) для людини та людства.

Література

1. Прокопович Л. Проблематика емоційного інтелекту в соціальній фантастиці. *Науково-теоретичний альманах «Грані»*, 2023, Том 26, № 1, С. 94–99. DOI: 10.15421/172315.
2. Bostrom, N. A History of Transhumanist Thought. *Journal of Evolution and Technology*, 2005, Vol. 14(1), April. DOI: 10.1.1.98.7951.
3. Fereidoun M. Esfandiary (FM-2030). Are You a Transhuman? Monitoring and Stimulating Your Personal Rate of Growth in a Rapidly Changing World. Warner Boors, 1989, 227.
4. Prokopovych, L. Reflecting the theatricalization of life in the prospects of transhumanism. *EUREKA: Social and Humanities*, 2021, 4, 3–8. DOI: 10.21303/2504-5571.2021.001972.

Дар'я ЛИСЬ, д-р філософії, ст. викладач,
Андрій КОЛЕСНИКОВ, бакалавр
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: lys.daria@op.edu.ua

ТРАНСФОРМАЦІЯ ПРИРОДИ ЛЮДИНИ ЯК БІОЛОГІЧНОГО ВИДУ У КІБЕРПРОСТОРИ

Анотація. Сьогодні вже не викликає сумнівів той факт, що виникнення Інтернету знаменувало народження нової культури. Визначити її межі і характерні риси надзвичайно складно, оскільки культура Інтернету виявляє собою сплав декількох різномірних елементів. Тобто, трансформується природа людини як біологічного виду й соціальної істоти, отже, змінюються і форми культури, які вона породжує. Ось чому, важливо розуміти необхідність аналізу впливу сучасних технологій на стан культури та її подальший розвиток.

Ключові слова: цифрові технології, інформаційні технології, культура, кіберкультура, кіберпростір, сучасні субкультури, Інтернет-середовище, віртуальна комунікація.

Актуальність дослідження

Цифровізація як один із трендів промислової революції змінила навколишній світ, вплинувши на розвиток гуманітарних наук. Якщо у ХХ ст. дослідники займалися переважно осмисленням впливу техніки та технологій на життя людини, то у ХХІ ст. відзначається конвергенція технологій та людини, що змінює ціннісно-сміслові засади людського існування. Природа, суспільство та технології поєднуються в якусь гібридну реальність, де світ природного та світ штучного практично не відрізняється. У цих умовах досліднику вкрай важливо розумітися у, здавалося б, далекій від гуманітаристики сфері цифрових технологій. Традиційно, гуманітарні науки орієнтовані на пошуки смислів і цінностей, відкриті для широкої інтерпретації. Вони претендують не стільки на зміну навколишнього світу, але в його осмислення. В умовах цифровізації гуманітарні науки прагнуть адаптуватися до змін, що відбуваються, намагаючись підвищити власний статус і вибудувавши систему знань за зразком природничих наук, часто на шкоду власної самобутності, прагнучи оперувати формалізованою мовою, використовувати методологію, властиву природничим і технічним наукам.

Мета дослідження

Визначити трансформацію природи людини як біологічного виду в кіберпросторі, а саме розглянути цифрову культуру та її значення в сучасних субкультурах. Дослідити роль Інтернет-середовища у віртуальному світі комп'ютерних мереж та їх вплив на сучасну цивілізацію.

Основні матеріали досліджень

Аналіз цієї культури ускладнюється її віком. Хоча Інтернету нараховується багато десятиліть, вже можна говорити про історію його культури, можна виділити фази і періоди її формування. У той же час, як і будь-яка молода культура, культура Інтернету знаходиться в активному пошуку своїх форм, вона змінюється і трансформується з дуже великою швидкістю, яка має труднощі в можливості робити будь-які глибокі узагальнення. Якщо спробувати визначити деякі форми цього нового культурного середовища, насамперед, потрібно розділяти культуру творців Інтернету і культуру його споживачів. І та, і інша є культура – ми користувачів Інтернету, але сьогодні вже не можна узагальнювати ситуацію, говорячи, як раніш, що користувачі Інтернету є його творцями. Величезне число людей, пасивно користуючись Інтернетом як засобом спілкування і банком інформації, не вносять у нього відчутних якісних змін, їхня система цінностей ніяк не відбивається на структурі глобальної мережі. Інакше поведуться користувачі, яких можна назвати будівельниками комп'ютерних мереж. Це не обов'язково професійні програмісти чи вчені. Це люди, що втілюють свою систему цінностей шляхом створення й удосконалювання кіберпростору [1].

Вживаючи термін «культура» у даному контексті, ми розуміємо його як деяку систему цінностей, що формує певні моделі сприйняття людиною навколишнього середовища, втілюється в колективних зразках поведінки і впливає на індивідуальну діяльність по перетворенню життєвого простору людини. Термін «субкультура» можна визначити, як «соціальну, етнічну або економічну групу з особливим власним характером в межах загальної культури суспільства» [6]. Субкультуру можна протиставити культурному мейнстріму, тобто субкультура ніколи не буває масовою, не прагне до культурного домінування; вона створює власний культурний осередок, виокремлюючи його з широкого потоку загальної культури.

Можна виділити, слідом за М. Кастельсом [1], чотири субкультури, що активно вплинули на образ і характер Інтернет-культури. Це субкультури техномеритократична, хакерська, підприємницька і субкультура віртуальної громади. Крім цього, можна відзначити дві протидіючі ідеології Мережі кіберлібертаріанство і технореалізм. Взаємо вплив цих течій породжує нові культурні напрямки, про які буде сказано нижче.

Інтернет уходить своїм корінням до комп'ютерних мереж, створених на базі науково-дослідних і освітніх центрів. Метою створення цих мереж був обмін інформацією між вченими, дослідниками, військовими, медиками. Таким чином, представники техноеліт ставили собі задачу: «створення й удосконалення глобальної (а в майбутньому навіть всесвітньої) електронної системи комунікації, здатної об'єднати комп'ютери і людей в одне симбіотичне співтовариство, що буде експоненціально розвиватися на основі інтерактивного зв'язку» [4]. Найвищою академічною цінністю є науково-технічне відкриття, а його значимість визначається оцінками всіх членів наукового співтовариства, перспективами його застосування.

Керування мережею покладалося на найбільш шанованих спеціалістів, які власними досягненнями довели свою придатність займатися цією справою, змогли уникнути бюрократизації Мережі та зберегти це унікальне культурне явище. Імена Т. Бернеса-ЛІ, Й. Постела, С. Крокера, Р. Кана, В. Серфа вже стали легендами комп'ютерної субкультури.

Стверджуючи корисність науково-технічного розвитку, техномеритократична субкультура базується на вірі в те, що нові комунікаційні технології (і Інтернет як їх втілення) реалізують мрію людства про ноосферу планетарну сферу розуму, до якої кожен може внести свій вклад.

Головний принцип культури хакерів «принцип вільного доступу до інформації про будь-яку програму з правом зміни останньої» [5]. Це своєрідна «культура дарування», де головною цінністю є не тільки результат діяльності, наприклад, комп'ютерна програма, а свобода творчості і воля розпоряджатися результатами своєї і чужої творчої праці. «Відмітною рисою культури хакерів... називають внутрішню насолоду від процесу творчості» [5], неофіційність і віртуальність. Реальна біографія, зовнішні дані, соціальний статус і інші характеристики не грають ніякої ролі в хакерському культурному середовищі, їх заміщує віртуальна особистість, що живе в кіберпросторі. Хакера знають за слідами, які він залишає в віртуальному світі комп'ютерних мереж. Цим культура хакерів відрізняється від культури техноеліт, у якій важливе місце займають результати наукової діяльності, що дозволяють придбати вагу в науковому співтоваристві поза межами кіберпростору [3].

В інформаційну епоху інтелект стає основним засобом одержання прибутку, тому Інтернет як квінтесенція інформаційної культури не міг не вплинути на сферу бізнесу. У ньому зароджується своєрідна підприємницька субкультура. Електронна комерція (Е-комерція) характеризується високим ступенем інновацій у сукупності з великим ризиком, це розрив із основними принципами традиційного бізнесу. Основними показниками успіху Е-комерції стали кількість зароблених грошей і швидкість, з якою вони були зароблені.

Якщо перші дві субкультури характеризують нічну сторону функціонування Інтернету, а підприємницька культура його економічне життя, то субкультура віртуальних громад визначає соціальні і власне культурні обриси глобальної мережі.

Джерела виникнення віртуальних співтовариств можна шукати в контркультурних рухах другої половини ХХ століття (наприклад, рух хіпі). Невдача побудови ідеального суспільства в матеріальному, фізичному світі підштовхнула ентузіастів до спроб створити такий світ у віртуальному просторі. Хоча соціокультурне обличчя електронних співтовариств надзвичайно різноманітне, можна виділити два основних принципи функціонування всіх громад.

Перший це вільна комунікація, побудова горизонтальних зв'язків між усіма членами співтовариства, відсутність твердої вертикальної ієрархії. Це свобода від традиційних ролей, що нав'язуються суспільством; це практично необмежена свобода самовираження.

Другий принцип можливість не просто знайти своє місце в будь-якій громаді, що сподобалася, але і створити своє власне співтовариство, стати творцем нового віртуального простору [2].

Підсумовуючи усе вищевказане, можна сказати, що «культура Інтернету це культура, побудована на технократичній вірі в прогрес людства під впливом техніки, прийнята співтовариствами хакерів, що розвиваються на основі вільної і відкритої технічної творчості, впроваджена у віртуальні мережі, що ставлять своєю метою побудову нового суспільства, і матеріалізована натхненними прибутком підприємцями в утворах нової економіки» [6].

Таким чином, державні військові організації подали саму ідею побудови децентралізованої мережі, найбільші університети надали могутню комп'ютерну базу, а студенти-хакери, що

створювали на цій базі власні контркультурні мережі, забезпечили масове поширення нового засобу комунікації далеко за межі наукового співтовариства. Спроби державного контролю за розвитком глобальної мережі зазнали невдачі, і як наслідок, породили пануючу ідеологію Мережі кіберлібертаріанство. Термін «лібертаріанство» розуміється як ідеологія необмеженої свободи особистості. Кіберлібертаріанство спрямовано на захист цієї свободи як вищої цінності від будь-яких зазіхань з боку уряду, корпорацій, суспільства, моралі тощо.

Поєднання культури хакерів з їх ідеологією кіберлібертаріанства й одного з ведучих напрямків у західній фантастичній літературі породило масштабну течію Інтернет-культури, що вийшла сьогодні за межі всесвітньої павутини, кіберпанк.

Сам термін «кіберпростір» був уперше використаний канадським фантастом В. Гібсоном у романі «Невромант» (1984 р.), де воно поетично описувалося як «галюцинація, яка щодня переживається мільярдами легальних операторів по всьому світі, школярами, що вивчають математичні поняття... Графічне представлення даних, що зберігаються в пам'яті кожного комп'ютера, включеного в загальнолюдську мережу. Неуявна складність. Світлові промені в псевдопросторі мозку, кластери та сузір'я даних» [4].

У романах кіберпанка сюжет зав'язаний на використанні найскладніших сучасних технологій, суперкомп'ютерів, психостимулюючих речовин, а герої є маргіналами, яких не розуміє і відкидає суспільство. Ця суміш з міських низів і високих технологій і створила стиль «кіберпанк».

Студентсько-хакерська культура, протиставляючи себе культурному мейнстріму, сприймала комп'ютерні мережі (ARPANET, USENET і виниклий на їхній основі INTERNET) як засіб вільного спілкування без якої б то ні було цензури, як знаряддя звільнення від влади урядів і корпорацій за допомогою сили інформації. Фантастика кіберпанка послужила базою для створення ідеології цього культурного співтовариства. У 90-х роках ХХ ст. рух кіберпанку виріс до масштабів субкультури, включивши в себе не тільки людей, тісно пов'язаних з комп'ютерними технологіями, але і тих, чий напрям думок відповідав загальному бунтарському духу кіберпанків.

Вчений і суспільний діяч Тімоті Лірі так описав кіберпанків: «Самовпевнених оригіналів, що належать до кіберпороди, називають «білими воронами», вільними художниками, вільнодумцями, ініціаторами, нонконформістами, бунтарями, порушниками спокою, баламутами, психами, візіонерами, іконоборцями, заколотниками, повстанцями... Бюрократи називають їх дисидентами, інакомислячими і зрадниками. У старовину навіть цілком розумні люди вважали їх божевільними. Іноді їх називали розумними, творчими людьми з багатою уявою, геніальними підприємцями, винахідниками, новаторами, ексцентричними оригіналами і диваками. Кіберпанк – це пілот реальності, що мислить чітко і творчо, використовуючи кіберапаратуру і мозкове «ноу-хау». Це новітня, сучасна модель людини ХХІ ст.: Homo sapiens cyberneticus» [5].

Пік кіберпанка приходиться на кінець 80-х - 90-і роки ХХ ст. Він виходить за межі кіберпростору, значно вплинувши на Голлівуд. У середині 90-х років з'явилося кілька фільмів, знятих у традиціях кіберпанка. Це «Мережа», «Трон», «Відеодром», «Джонні-Мнемонік», «Той, що біжить по лезу бритви» режисера Рідлі Скота, «Нірвана» Габріеле Сальватореса і загальновідома трилогія «Матриця» братів Вачовські. В Японії вийшов повнометражний кіберпанківський мультфільм Ghost in the Shell».

Однак, згодом спостерігається спад оптимізму з приводу здатності Інтернету як нової комунікаційної технології кардинально змінити традиційну культуру і суспільство. На зміну кіберлібертаріанству приходять ідеології технореалізму. Вона сама себе називає «золотою серединою» між техноутопізмом та неолудізмом. Серед основних положень технореалізму з культурологічної точки зору важливо виділити наступні:

- технології не є нейтральними;
- Інтернет це революція, але не утопія;
- інформація не є знання;
- розуміння технології має бути суттєвим компонентом глобального громадянства [4].

Поширеною помилкою є думка, що технології за своєю природою нейтральні, що вони лише віддзеркалюють те, що в них закладено людиною. За думкою М. Маклюєна, комунікаційні технології створюють певний соціальний світ і формують тип культури. Зміни в засобах комунікації протягом історії людства викликали зміни в домінуючій культурній парадигмі, причому зміни ці носять не поверхневий характер, торкаючись глибин людської свідомості та підсвідомого. Наприклад, при переході від усного до писемного типу культур «акцент переміщується на здатність пропускати через себе безперервні в часі та розсічені на серії інформації, а не на здатність цілком проживати дискретні епізоди життя, які не піддаються кодуванню, наприклад, сфера чужорідного, сакрального,

трансцендентного» [6]. Тобто, трансформується природа людини як біологічного виду й соціальної істоти, отже, змінюються і форми культури, які вона породжує. Ось чому, важливо розуміти необхідність аналізу впливу сучасних технологій на стан культури та її подальший розвиток [3].

Наступною важливою рисою технореалізму є усвідомлення того, що інформація не є знанням. Інформація – це певний обсяг аудіо-, візуальних або текстових даних, які сприймаються органами почуттів або розумом. Знання це інформація, яка перетворилася на частину внутрішнього світу людини та може використовуватися як духовна основа її діяльності.

Сучасне суспільство називають інформаційним, тобто таким, в якому інформація, а не знання, стає ведучим фактором розвитку. Який вплив це має на культуру? Культурі, яка базується на знаннях, притаманне глибоке переживання досвіду буття. Така культура «проживається» в ритуалах, зберігається в традиціях та бібліотеках. До «культур знання» можна віднести культури первісні, Давнього світу, Середньовіччя. В період Нового часу власний досвід поступово замінюється енциклопедичністю, накопиченням інформації про світ, запозиченої з книг, тобто не підтвердженої власним почуттям. Сьогодні спостерігаємо панування масової інформації, характерними рисами якої є фрагментарність, надмірність. Потік інформації настільки швидкий, що вона не встигає перетворитися на знання.

Висновки

Поява Інтернету привела до бурхливих дискусій щодо його ролі в майбутній долі людства. Дехто покладав на нього великі надії, в деякого він викликав великі розчарування та побоювання. Але, прийшов час відкинути утопічні сподівання і зрозуміти, що всесвітня мережа – це унікальний засіб спілкування, зручний та корисний інструмент пізнання, віртуальний простір для соціальних та культурних експериментів, але не панацея від сучасних проблем. Чим більш глобальним стає Інтернет, тим більше він уподібнюється суспільству в цілому, з усіма його вадами та недоліками. І, незважаючи на всю унікальність мережі як культурного феномену, вона підкоряється тим самим законам історичного розвитку, як і всі інші культурні явища. Не треба створювати чергову утопію, щоб не довелось страждати від наслідків марних сподівань.

Культура, що формується під впливом масової інформації, назвемо її медіакультурою, потребує глибинного аналізу, позбавленого екстатичного захоплення новими технічними можливостями здобуття інформації. Нові технічні засоби породжують як нові можливості розвитку культури, так і нові загрози для неї.

В нашій країні Інтернет-культура перестає бути субкультурою вузької ізольованої групи. Межі комп'ютерних субкультур розмиваються, охоплюючи широкі маси користувачів, зливаючись з масовою культурою. Зараз важко передбачити, якими шляхами піде подальший розвиток мережних технологій і яким буде їх вплив в галузі культури, тому що швидкість змін та нововведень дуже велика. Але ретельний та тверезий аналіз взаємозв'язку розвитку Інтернету та змін в культурі необхідний.

Література

1. Кастельс М. Інтернет-галактика. Міркування щодо Інтернету, бізнесу і суспільства [пер. з англ.]. Київ : Ваклер, 2007. 304 с. ISBN 966-543-116-1.
2. Лись Д.А. Кіборг як код цифрової антропології. *Digital transformations in culture* : Scientific monograph. Riga, Latvia : «Baltija Publishing», 2023. С. 130-141 <https://doi.org/10.30525/978-9934-26-319-4-8> ISBN 978-9934-26-319-4 URL: <http://www.baltijapublishing.lv/omp/index.php/bp/catalog/view/336/9263/19327-1>.
3. Лись Д.А. Кіборгізація суспільства у сучасній біотехнології та культурі в епоху homo technicus. *Сучасні технології біомедицини інженерії* : матеріали II міжнародної науково-технічної конференції 17–19 травня 2023 р. / за заг. ред. І.В. Прокоповича, Н.В. Манічевої; Нац. ун-т «Одеська політехніка». – Вінниця : ПП «ТД «Едельвейс і К», 2023. С. 258–262. ISBN 978-617-7417-11-7 URL: https://drive.google.com/drive/u/1/folders/1eeQQzmk97uWXm_3Cq4ZtM5YLu7UZUmWj.
4. Розова Т.В. Digital anthropology : шлях від етнографічних досліджень до осягнення проблеми людини кіберантропологією. *Digital transformations in culture* : Scientific monograph. Riga, Latvia : «Baltija Publishing», 2023. С. 1-18 <https://doi.org/10.30525/978-9934-26-319-4-1> ISBN 978-9934-26-319-4 URL: <http://baltijapublishing.lv/omp/index.php/bp/catalog/view/336/9256/19320-1>.
5. Стратонова Н. О. Кіберкультура: антропологія інтернету / Н. Стратонова // Наукові записки. Серія «Філософія». – Острого : видавництво Національного університету «Острозька академія». – Вип. 16. – 2014. – С. 90-95. URL: <http://ep3.nuwm.edu.ua/6127>.
6. Чорна Л.В. Трансформація ідеалу в просторі digital humanities. *Digital transformations in culture* : Scientific monograph. Riga, Latvia : «Baltija Publishing», 2023. С. 91–118 <https://doi.org/10.30525/978-9934-26-319-4-6> ISBN 978-9934-26-319-4 URL: <http://www.baltijapublishing.lv/omp/index.php/bp/catalog/view/336/9261/19325-1>.

Дар'я ЛИСЬ, д-р філософії, ст. викладач
Андрій БОРОГАН, студент
Іван КУДРЯШОВ, студент
Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: lys.daria@op.edu.ua

DIGITAL-АНТРОПОЛОГІЯ У СУЧАСНІЙ БІОТЕХНОЛОГІЇ ТА КУЛЬТУРІ В ЕПОХУ РОЗУМНИХ МАШИН

Анотація. Сьогодні антропологія майбутнього розглядається у критичних дискурсах біотехнологій. У західних формах вона виявляється як проблема не здійснених гуманістичних принципів щодо «підвішених суб'єктів модерності», чий тіла є потужними маркерами відмінності, асиміляції, відгородження, протистояння. Крім цього, осмислення нового світу, пов'язаного з появою комп'ютерних технологій, ставить людину перед питанням: як нелюдські суб'єкти, що з'явилися в результаті технологічної діяльності людини, наприклад, програмована матерія, симбіотичні форми та гібриди, породжують нову системну цілісність, де людині відводиться вже не найважливіша роль? Виникає розрив між доступними, історично сформованими засобами опису буття людини традиційної епістемології і реальним досвідом життя, що ускладнюється, в перманентно мінливому світі.

Ключові слова: цифрова антропологія, цифрова культура, цифрова цивілізація, цифрова революція, віртуалізація, біотехнології, розумні машини.

Актуальність дослідження

Людське тіло тісно асоціюється з машиною, з автоматом, яким воно схоже. У XVII столітті Декарт стверджував: «Я припускаю, що Тіло не що інше, як якась статуя чи машина, зроблена з землі, що Бог формує все навмисно...» [1]. Коли ми навчимося керувати тілом-машиною, тоді, можливо, ми вирішимо проблему життя та смерті, відсунемо смерть. Цим пояснюються невпинні пошуки морального часу. Спроби зловити момент смерті всередині живого тіла. Саме тоді, з появою образу мертвого тіла починає обґрунтовуватися розрив, дистанція між мислячою, розумною істотою і тією тлінною, тісною складовою, яка має бути підконтрольна з боку Cogito, тобто «той, хто мислить, існує – я мислю; отже, я існую» [1]. Коли можливий абсолютний контроль за тілом? Коли тіло відтворюватиметься цією контролюючою інстанцією, тобто. тіло має бути машиною. З переходом до новітнього часу, з появою нових технологій проблема відновлення цілісності скаліченого тіла вирішується штучною добудовою, тим самим досягається компенсація загубленої людської тілесності. Однак, сьогодні ми стикаємося з новою проблемою – з процесом руйнування єдиного генотипу у галузі технічної озброєності людини. Йде процес із неймовірно наростаючою швидкістю – процес заміності частин людського тіла – процес протезування всіх форм чуттєвості.

Мета дослідження

Дослідити прорив у комп'ютерних технологіях, що перетворює практично всі сегменти соціокультурної інфраструктури і становить основу людської ідентичності в інформаційному суспільстві. Тобто, фактично сучасна людина складається із штучних протезованих ділянок. Це не лише зовнішні гаджети, наприклад, телефони, смартфони, комп'ютери, що продовжують людську тілесність, не тільки зовнішнє протезування, а й внутрішнє, коли мікроелементи імплантуються всередину людини, наприклад, кардіостимулятори, нові підсилювачі зору та слуху, біокожа тощо. Розглядається найважливіший із підходів соціокультурного та технологічного розвитку, які радикально змінилися за історично надзвичайно короткий період часу, який знадобився для переходу до сучасного інформаційного суспільства. Наступні обмеження у розвитку цифрових технологій неминуче загальмують загалом зростання темпу соціокультурних та технологічних трансформацій, драйвером яких ці цифрові технології є.

Основні матеріали досліджень

Сучасний людський тілесний досвід перебуває в історичному часі. Тіло людини – це культурний конструкт, який постійно виробляється. Кожна епоха, кожен історичний час, якимось чином намагається нейтралізувати цей тілесний початок. Представити людину як самоорганізований центр, який контролює тіло. По суті, вся історія існування, вся історія антропології пов'язана з тим, наскільки ми можемо керувати тілом, як ми можемо його контролювати [2]. При переході від Античності до Середньовіччя аскетика формується як умертвіння плоті, коли контроль над тілом посилюється. У Новий час, у період формування картезіанської цивілізації, ми спостерігаємо

становлення системних, продуманих і глибоких концепцій світу. У цих нових структурах, у системі картезіанської філософії формується нова фізіологія, яка згодом послужить фундаментом сучасної фізіології як науки. Саме Рене Декарт закладає такі теми як «его», «божевілля» та найцікавіше – «відповідальність» – тема відповідальності мислячої істоти, яка піддає себе абсолютному і радикальному контролю. Якщо, спробуємо побудувати той інтелектуальний ландшафт, відтворити той сьогодні невидимий фон, під егідою якого відбувалося формування картезіанського розуміння тіла та її ставлення до феноменології тілесності, це буде образ-конструкт мертвого тіла. До епохи Нового часу такого конструкту немає.

Дуже важливо зафіксувати момент, коли можна зупинити життя, тому що з'являється надія на зворотний процес регенерації, відновлення та поживлення тіла, що остигає. Термін «воскресіння», навантажений безліччю релігійних смислів, замінюється терміном «реанімація». Тут вже проглядається амбівалентність сенсу цього терміну: чи це закріплення духу (animus) за тілом, чи, можливо, це викликання душі (anima), що залишила тіло? Спіймати смерть означає зрозуміти, що таке життя. Звідси бере початок тема реанімації і вся міфотворча індустрія, яка починається від Франкенштейну і триває до Термінатору та світу кіборгів, цієї остаточної абстракції, втіленої в апокаліпсисі Зоряних війн [3].

Саме з Декарта розпочинаються спроби репрезентації тіла – тіла неживого, тіла, яке може виставлятися та досліджуватися як об'єкт. Цей потужний картезіанський хід від тіла до об'єкту продовжує розвиток у нових практиках медицини, психології, антропології, етнографії. На початку XX ст. програма експериментів над людьми була заявлена лікарями як символ їхньої влади. Це породило страхи та фантазії, які знайшли відображення у літературі того часу [1].

З кінця XIX ст. починається нова епоха – епоха руйнівних війн, які принесли величезні людські жертви. Криваві парадокси історії, війни, нерозумні тенденції у розвитку цивілізації наприкінці XIX і на початку XX ст. оголили феномен тіла скаліченого.

З'являється новий феномен – це тіло, травмоване жахами війни. Тіло з порушеною цілісністю, пов'язане з неповноцінністю життя, з нестачею буття. Вже наприкінці XIX ст. в ідеологічних системах відбувається відмова уявлення тіла-об'єкту, вписаного в космічний порядок, тому, що людина не може утримувати і контролювати те, що раніше підпорядковувалося її розуму.

Рентгенівський знімок стає новим символом епохи, об'єктом любовного фетишизму. Що потрібно зробити, щоб покласти край болю? Біль асоціюється з тілом. Тіло, позбавлене свідомості, не відчуває болю. Отже слід впливати на тіло з метою втрати чутливості до втрати свідомості. Розвиток анестезії, поява легких анестетиків, та нейролептиків призводить до революції у сфері знеболювання. Управління болем – занурення в аномальний сон (у випадках психічних розладів), гіпнотичний та галюційний стан під дією барбітуратів – стимулювали дослідження змінених станів свідомості.

Якщо наприкінці 90-х р. XX ст. в медичному журналі з анатомії на анатомічному корпусі людини можна було побачити трохи більше півсотні маркованих органів, які навчилися пересаджувати, то сьогодні їхня кількість неймовірно зросла. Фактично сучасна людина складається із штучних протезованих ділянок. Це не лише зовнішні гаджети, наприклад, телефони, смартфони, комп'ютери, що продовжують людську тілесність, не тільки зовнішнє протезування, а й внутрішнє, коли мікроелементи імплантуються всередину людини, наприклад, кардіостимулятори, нові підсилювачі зору та слуху, біокожа тощо [4].

Зміни відбуваються в різних вимірах, і людина втрачає центрацію, яка була характерна з часів Декарта для новоєвропейської свідомості. Це потужна втрата суб'єктивності, яка була гідністю та силою європейської самосвідомості, і яка сьогодні починає розмиватися. Відбувається розмивання меж людського/нелюдського, об'єкту/суб'єкту, соціального/несоціального, життя/нежиття. Це сьогодні ставить перед нами низку епістемологічних та морально-етичних проблем. Наприклад: людина, яка має штучний протез – це кіборг?

Кіборг – це поняття зараз широко використовується. Його поява пов'язана з впровадженням нових технологій, внаслідок чого ми отримуємо «digital body» – це тіло, яке є зникаючою, цифровою. Це і стало приводом говорити про глобальну антропологічну кризу. Виникають нові технології, які не відповідають тілесному досвіду людини. Криза пов'язується вже не так з розмиванням людського, а й у швидкій перспективі зі зникненням людського. Розмивання меж людського, чи прорив кордону можна побачити у кількох місцях [5].

1. До кінця XX століття наукова культура, кордон між людським і тваринним у багатьох місцях було прорвано. Біологія та еволюційна теорія вивели сучасні організми як об'єкти пізнання і майже

стерли межу між науками про життя та соціальними науками. Кіборг з’являється в міфі в тому місці, де порушено межу між твариною та людиною [5].

2. Межу було порушено між тваринно-людським (організмом) і машиною. У докібернетичну епоху машини були саморухомими, самобудівними, автономними. Сучасні машини стоншують різницю між природним і штучним, розумом і тілом, який саморозвивається і вибудовується ззовні. Відбувається перевизначення машини та організму як кодовані тексти, через які ми включаємось у гру листа та читання світу [6].

3. Стає все більш розпливчастою межа між фізичним та нефізичним. Сучасні машини – це мікроелектронні пристрої: вони скрізь, і вони невидимі. Силіконовий чіп – поверхня для письма. Лист, влада та технологія – давні партнери, але мініатюризація змінила наше сприйняття механізму. Найкращі машини зроблені із сонячного світла. Вони легкі та чисті, тому що вони сигнали, електромагнітні хвилі, сектори спектру. Людям далеко до такої плинності – вони матеріальні та непрозорі. Кіборги – це ефір, квінтесенція [7].

4. Розвивається межа між живим та неживим. Організм виявився переведений в область генетичного кодування та вичитування. Біотехнології – це технології письма, у сенсі перевели організми як об’єкти пізнання в біотичні компоненти, тобто, спеціальні пристрої обробки інформації.

Таким чином, комунікаційні технології та біотехнології переробляють наші тіла. Сьогодні ми пронизливо виразно усвідомлюємо, що означає мати історично конструйоване тіло. Падіння чітких розмежувань підриває основу, яка структурує людську свідомість.

Виявляється, машини це ми, наші процеси, аспект нашого втілення. Цифра домінує над свідомістю. А де ж Бог? Сьогодні кажуть: «У давнину бог жив у природі, в епоху Відродження переселився в людину, а в наш час – машини» [5]. Це сьогодні серйозний виклик сучасної філософії та культури, від яких чекають побудови нової онтології та нової мови опису. Виробляючи знання, ми знаходимося у своїх практиках та тілах, ми захоплені щільною матеріально-семіотичною мережею.

Як зауважив Д. Ло: «Ми маємо справу і зі значеннями, і з матеріалами. Ми вплетені у своє тіло, свої способи бачення та владні відносини, які проходять крізь нас та артикулюються нами. Ми, люди суть метод-складання» [8]. Вигадка може змінити світ. Реальність та вигадка співвідносяться. Включаються один до одного. Але вони не можуть і не повинні зводитись один до одного. Донна Харауей вводить поняття-троп – кіборг: «Кіборг – це кібернетичний організм, гібрид машини та організму. Творіння соціальної реальності, так само як і культури. Соціальна реальність проживає в соціальних відносинах, це наша найважливіша політична конструкція, що змінює світ-вигадку» [6].

Цей троп відображає численні взаємозв’язки та напруги, між машиною та людиною, людиною та твариною, між різними політичними чи соціальними ідентичностями та позиціями, між реальністю та вигадкою. Кіборг – це політичний та культурний продуктивний шлях. Він засновує можливі нові реалії, працюючи з матеріальними семіотичними відносинами та всередині них.

Поняття кіборг з’являється поряд з теоріями «онтологічного повороту» в епістемології та «повороту до матеріального» в соціології знання, які починаються з осмислення феноменів гібридності постсучасного світу, з виникненням нових техно-тілесних «складань» та розмивання людського. Однак, більшість панівних наукових парадигм не встигають за реальністю, що змінюється. Лідерство належить швидше письменникам, ніж вченим. В утопічних та антиутопічних творах, у науково-фантастичній літературі показано, як комунікаційні технології та біотехнології переробляють наші тіла. На межі науки та літератури будуються природно-технічні об’єкти, у яких різниця між машиною та організмом ретельно змащена; дух, тіло та зброя виявляються взаємозалежними.

Так, наприклад, Станіслав Лем, гармонійно синтезуючи у своїй чудовій повісті «Маска» [9] науковий фантастичний та психологічний детектив, намагався дослідити проблему «автодескрипції кінцевого автомату». Інакше кажучи, зрозуміти чи може машина, одягнена в прекрасну жіночу тілесність, поміщена в соціальну реальність «квазі» середньовіччя, самопізнати свої психічні процеси. У романі Філіпа Діка «Чи мріють андроїди про електровівці?» [10] порушується тема штучного людиноподібного життя.

Висновки

Таким чином, сьогодні ансамбль філософських, соціологічних, антропологічних, культурних а також технічних концептів, і метафор не об’єднані ні загальною семантикою, ні логікою побудови. Створення єдиної мови опису – це предмет дискусій та проблема майбутнього. Цифровізації розглядається як процес розвитку суспільства, що базується на перетворенні інформації на цифрову

форму за допомогою комп'ютерних засобів та охоплює серйозні технологічні перетворення у сфері культури.

Відмітимо, що на всіх рівнях життя сучасної людини, від глобальної політики до побутової рутини повсякденності, протягом останніх кількох десятиліть відбулися кардинальні зміни. У цій новій дійсності критично важливою є не тільки поява нового інформаційно-комунікаційного поля, яке радикально перетворило звичну інфраструктуру соціокультурного життя, а й вибухове зростання швидкості змін, викликаних проривним розвитком цифрових технологій.

Важливо відзначити, що феномен надшвидкого розвитку виникає одночасно з приходом цифрових технологій, особливість яких полягає в тому, що при колосальному впливі на всю технологічну, соціокультурну інфраструктуру самі вони вимагають мінімального залучення матеріальних ресурсів та мінімальної зміни навколишнього середовища. Іншою найважливішою особливістю сучасного етапу розвитку є те, що вперше в історії його визначальним напрямом є прогрес в інфокомунікаціях та когнітивних технологіях. Технологія вступила в ту сферу, яка робить людину людиною розумною, а людський соціум виділяє з будь-яких інших біологічних угруповань.

Таким чином, поява цифрових технологій з властивими їм універсальністю застосування та специфічним взаємозв'язком прогресу та поширення призвела до якісного стрибка швидкості соціотехнологічного розвитку. Революціонізуючи зміни соціотехнологічного середовища стали відбуватися багаторазово за час одного людського життя, і в результаті покоління, що нині живе, здійснило миттєвий в історичному масштабі часу стрибок у цифрову цивілізацію, яка продовжує змінюватися в темпі перманентної соціотехнологічної революції.

Література

1. Рене Декарт. Метафізичні роздуми. Пер. з франц. Зої Борисюк Київ: Юніверс, 2000, С.21–298.
2. Miller D, Horst H. The digital and the human: a prospectus for digital anthropology URL: <https://www.ucl.ac.uk/anthropology/people/academic-and-teaching-staff/daniel-miller/digital-and-human-prospectus-digitalanthropology-1>
3. European History Reloaded: Curation and Appropriation of Digital Audiovisual Heritage (CADEAH) (No. 699523, 2018–2021). URL: <https://cadeah.sites.uu.nl/2018/09/26/european-history-reloadedproject-kick-off/>
4. Stebbing T. A Cybernetic View of Biological Growth: *Cambridge University Press*, 2010.
5. Лись Д.А. Кіборгізація суспільства у сучасній біотехнології та культурі в епоху homo technicus. *Сучасні технології біомедицини інженерії* : матеріали II міжнародної науково-технічної конференції 17–19 травня 2023 р. / за заг. ред. І. В. Прокоповича, Н. В. Манічевої ; Нац. ун-т «Одеська політехніка». – Вінниця : ПП «ТД «Едельвейс і К», 2023. С. 258–262. ISBN 978-617-7417-11-7 URL: https://drive.google.com/drive/u/1/folders/1eeQZmk97uWXm_3Cq4ZtM5YLu7UZUmWj
6. Haraway Donna. A Cyborg Manifesto: Science, Technology, and Socialist Feminism in the Late Twentieth Century. *Simians, Cyborgs and Women: The Reinvention of Nature*. New York: Routledge, 1991. P. 149–238.
7. Лись Д.А. Кіборг як код цифрової антропології. *Digital transformations in culture* : Scientific monograph. Riga, Latvia : «Baltija Publishing», 2023. С. 130-141 <https://doi.org/10.30525/978-9934-26-319-4-8> ISBN 978-9934-26-319-4 URL: <http://www.baltijapublishing.lv/omp/index.php/bp/catalog/view/336/9263/19327-1>
8. Artmann S. Computers and Anthropology. *21st Century Anthropology: A Reference Handbook*, 2 vols. / Ed. H.J. Birx. L.: Sage, 2010. Vol. 2. P. 915–924.
9. Храпов S.A. Technogenetic man: the problems of social and cultural ontologization // *Voprosy ilosoii*. 2014. № 9. P. 66–75.)
10. Fischer M. Worlding Cyberspace: Towards a Crucial Ethnography in Time, Space, Theory. *Critical Anthropology Now: Unexpected Context, Shifting Constituencies, Changing Agendas* / Ed. G. Marcus. Santa Fe: SAR Press, 1999. P. 245–305.

Василь СТАДНИК, студент,
Вікторія ВАКАРЧУК, ст. викладач,
Лернік МУСАЄЛЯН, ст. викладач, Заслужений тренер України
Національний Університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: lys.daria@op.edu.ua

МІЖНАРОДНА СПІЛЬНОТА ЗА «ЧИСТИЙ СПОРТ»

Анотація. Спорт сприяє розвитку фізичного здоров'я, соціальних компетенцій та етичних цінностей. Він виступає значним економічним, політичним, інтеграційним та іміджевим чинником на державному, міжнародному й глобальному рівнях.

Ключові слова. Чистий спорт, антидопінгова політика, етика у спорті, міжнародні стандарти, здоровий спосіб життя, спортивна безпека, здоров'я спортсменів.

Актуальність дослідження

Поняття «чистий спорт» відноситься до ідеї ведення спортивної діяльності відповідно до етичних та моральних принципів без використання заборонених речовин або методів, що дають недозволену перевагу. Основна мета «чистого спорту» полягає в підтримці чесної та справедливої конкуренції між спортсменами, збереженні здоров'я атлетів, а також в підвищенні довіри до спортивної діяльності в цілому. Дослідження антидопінгової політики у спорті є важливим для збереження здоров'я спортсменів, підтримки чесної гри та справедливості в змаганнях, зміцнення спортивної інтегритету та відновлення довіри до спорту як важливої складової суспільства. Дослідження в цій області враховує етичні, правові, іміджеві та фізіологічні аспекти допінгу, спрямовуючи зусилля на розробку ефективних заходів боротьби та формування моральних стандартів у спортивному середовищі.

Мета дослідження

Мета вивчення політики антидопінгу та чистого спорту в міжнародному світі полягає в розумінні та підтримці принципів чесної гри, збереженні здоров'я спортсменів, забезпеченні справедливості та визнанні вагомості спорту в суспільстві. Це дослідження сприяє встановленню ефективних заходів запобігання допінгу, зміцненню етичних та правових принципів у спортивній сфері, а також відновленню довіри до інтегритету та справедливості в спорті. Також вивчення політики антидопінгу сприяє формуванню міжнародних стандартів та співпраці між спортивними організаціями для забезпечення чистоти та прозорості у спортивних змаганнях.

Основні матеріали дослідження

У світі спорт визнається за його позитивний внесок у просування основних європейських цінностей, таких як демократія, права людини та верховенство права. Його природні функції – оздоровча, виховна, підготовча, емоційно-видовищна, комунікаційна та змагальна – відіграють важливу роль у формуванні спортивного співтовариства, яке прагне захищати і підтримувати «чистий спорт» як важливий аспект гармонійного розвитку особистості та суспільства. Як єдиний найпопулярніший вид діяльності в суспільстві сьогодні, спорт відіграє найважливішу роль. Він відкритий для всіх, незалежно від віку, мови, релігії, культури чи здібностей. Спорт дає можливість навчитися грати за загальноприйнятими правилами, поводитися справедливо під час перемоги та поразки, а також розвивати не тільки фізичне буття, але і соціальні компетенції та етичні цінності. Крім своїх природних функцій – оздоровчої, виховної, підготовчої, емоційно-видовищної, комунікаційної та змагальної, спорт виступає значним економічним, політичним, інтеграційним та іміджевим чинником на державному, міжнародному й глобальному рівнях. Його позитивна роль в світі все більш визнається. Адже спорт робить ключовий внесок у просування основних європейських цінностей: демократії, прав людини та верховенства права.

Молодих людей приваблює спорт з різних причин, включаючи пошуки захоплення, здоров'я, конкуренції, визнання, престижу та прибутку. Спорт – це завжди змагання, учасниками яких є спортсмени, які різняться своїми здібностями і талантами, бажанням до перемоги, потребою в постійному удосконаленні результатів. На жаль, в досягненні бажаного, спортсмени використовують різні методи, не завжди прозорі та чесні. Допінг і шахрайство в цілому загрожує знищити суть спорту та втілення олімпійського етосу та духу. Застосування допінгу та постійні підозри щодо нього, ставлять під сумнів спортивні досягнення на межі людських можливостей. Зрозуміло, що широка громадськість прагне до чистого та чесного спорту [1].

На жаль, на сьогодні відсутнє чітке та послідовне визначення того, що таке «чистий спорт». Антидопінгова боротьба наразі узгоджує чистий спорт із визначенням невикористання речовин або методів, заборонених у спорті. Це визначення має переваги завдяки тому, що воно узгоджується з

антидопінговим контролем і тестуванням, яке призначене для виявлення та покарання спортсменів, які вживали заборонену речовину або використовували заборонений метод. Основним обмеженням цього тлумачення є зосередження стримування на забезпеченні дотримання спортсменами певних правових документів, а не на розвитку у спортсменів цінностей чистого спорту та здатності до критичного мислення. Оскільки цінності спорту пов'язані з дотриманням моральних норм, обґрунтування антидопінгу неявно вводить в картину «шахрайство та порушення правил». Тому альтернативним визначенням чистого спорту було б прийнятним те, яке, засноване на правилах, що концептуалізують чистий спорт як спорт без шахрайства. Тут чистий спорт визначається з точки зору дотримання певних прийнятих норм і вимог, згідно з якими «чисті» спортсмени поважають правила, і якщо всі спортсмени змагаються таким чином, перемога та результативність визначаються виключно природними здібностями та зусиллями. Згідно з цим визначенням, чистий спорт трактується як відсутність всіх форм шахрайства, а допінг є лише однією з форм порушення правил. Тобто чистий спорт – це не просто спорт без наркотиків, а спорт без шахрайства. Багато спортсменів погоджуються, що допінг є неприйнятним, оскільки він порушує правила спорту, а не через наркотики. Однією з головних переваг визначення, заснованого на правилах, є те, що воно узгоджується з сучасним поглядом на допінг як на проблему доброчесності у спорті [1].

Звертаючись до етимології, зазначу, що саме слово «допінг» походить із Південної Африки, де з давніх часів воно означало наркотичний напій, який вживався під час проведення релігійних церемоній. Існує також думка, що слово «допінг», ймовірно, походить від голландського слова «доп» – назви алкогольного напою, виготовленого з шкіри винограду, який зулуські воїни використовували з метою підвищення майстерності в бою [3]. Термін почав вживатись на початок 20-го сторіччя спочатку стосовно нелегального використання сильнодіючих речовин для покращення швидкісних характеристик скакових коней. Проте практика підвищення продуктивності за рахунок сторонніх речовин або інших штучних засобів є такою старою, як і сам спорт.

Перші спроби боротьби з допінгом були поодинокі та виявились недіючими. В 1928 році Міжнародна федерація легкої атлетики стала першою міжнародною організацією, яка заборонила використання стимулюючих речовин. Багато інших міжнародних спортивних федерацій наслідували приклад, проте через відсутність допінг-аналізів ці обмеження були явно неефективними. Смерть данського велосипедиста Кнуда Йенсена Енемарка під час змагань на Олімпійських іграх в 1960 році в Римі (розтин вказав на сліди амфетаміну) збільшив тиск на керівників спортивних організацій щодо введення перевірки на допінг. В 1966 році Міжнародна федерація велоспорту та ФІФА були одними із перших, які відбирали допінг-проби на своїх чемпіонатах світу. А в 1967 році Міжнародний олімпійський комітет заснував Медичну комісію і оприлюднив перелік заборонених речовин. (3) Відмова перших п'яти гонщиків чемпіонату світу з шосейних велоспортів 1966 року пройти допінг-контроль і смерть професійного велосипедиста на Тур де Франс 1967 року викликали значне занепокоєння громадськості щодо зловживання наркотиками в спорті. У відповідь на це в 1967 році Комітет міністрів прийняв резолюцію про допінг спортсменів, яка стала першим міжнародним документом про допінг у спорті. Вперше допінг-тести пройшли спортсмени на Зимових Олімпійських іграх в Греноблі та на Олімпійських іграх в Мехіко в 1968 році.

Зрозуміло, що допінг у спорті не є чимось новим, але за останні десятиліття він виріс, розширився географічно та, став більш помітним. Це справжнє лихо для багатьох спортивних змагань і ставить під загрозу здоров'я мільйонів молодих спортсменів у всьому світі. Однозначно, допінг – це теж обман. Це суперечить цінностям спорту та принципам, які він відстоює: чесна гра, рівні шанси та лояльна конкуренція. Крім того, допінг шкодить іміджу чистого та здорового спорту серед усіх вікових груп. Щоб краще захистити ці цінності та принципи і активно боротися з допінгом, Рада Європи з 1960-х років підготувала основу для Антидопінгової конвенції. Кілька резолюцій і рекомендацій призвели до розробки остаточного тексту Антидопінгової конвенції. Конвенція, була відкрита для підписання 16 листопада 1989 року в Страсбурзі, та набула чинності 1 березня 1990 року. Антидопінгова конвенція підкреслює політичну волю держав-учасниць боротися з допінгом у спорті активно та скоординовано. Прийняття цієї Конвенції ознаменувало новий етап світової антидопінгової боротьби, на якому проблема використання допінгу в спорті почала отримувати системну протидію з боку міжнародної спільноти. Важливою особливістю Конвенції Ради Європи проти застосування допінгу, яка ставить її саме на універсальний, а не регіональний європейський рівень встановлення міжнародно-правових стандартів регулювання боротьби з допінгом, є той факт, що вона є «відкритим» міжнародно-правовим документом, до якого можуть приєднуватися навіть ті держави, які не входять до Ради Європи, а також не належать до держав Європи територіально. На сьогодні Конвенція ратифікована 52 державами.

В 1980-их роках відбулося помітне збільшення співпраці між міжнародним спортивним керівництвом та різними урядовими агентствами. Але до 1998 року дебати, що відбуваються під час

різних з'їздів та форумів МОК, спортивних федерацій та окремих урядів призводять до виникнення різних підходів та стратегій у боротьбі із допінгом. Одним з результатів цієї плутанини було те, що санкції за застосування допінгу були часто оскаржені, а іноді навіть анульовані в цивільних судах. В 1998 році поліцією була знайдена велика кількість заборонених медичних препаратів під час проведення Тур де Франс. Скандал призвів до значної переоцінки ролі органів державної влади в справі боротьби із допінгом та висвітлив необхідність створення незалежного міжнародного агентства, в якому будуть визначені єдині стандарти антидопінгової роботи і координації зусиль спортивних організацій і державних органів влади. МОК виступив з ініціативою і скликав першу Всесвітню конференцію з допінгу в спорті в Лозанні в лютому 1999 року. За пропозицією Конференції 10 листопада 1999 року було створено Всесвітнє антидопінгове агентство (WADA), яким було прийнято Всесвітній антидопінговий Кодекс. Він набув чинності 2004 року та спрямований на гармонізацію антидопінгової політики в державних органах влади та спортивних організаціях. Понад 600 спортивних організацій прийняли Кодекс.

В 2002 році в Варшаві був прийнятий Додатковий протокол до Антидопінгової конвенції 1989 року, в якому введено поняття взаємного визнання результатів тестування та закріплено повноваження WADA проводити допінг-контроль на території держав – підписантів Конвенції. Ще більше роль WADA була висвітлена в Міжнародній конвенції про боротьбу із допінгом у спорті ЮНЕСКО, яка була прийнята в Парижі в 2005 році. Так, всі держави-учасниці зобов'язані вживати заходів спрямованих на викорінення допінгу у відповідності до принципів Всесвітнього антидопінгового Кодексу. Прийняття ЮНЕСКО Конвенції 2005 року дозволило надати офіційний статус антидопінговим заходам, а також тому напряму міжнародної політики та основоположним принципам, які спрямовані на забезпечення всім спортсменам чесних і рівних спортивних умов [4]. Конвенцію на даний момент ратифікувало 189 держав. Можна сказати, що запровадження в дію Конвенції 2005 року стало точкою відліку в новітній історії антидопінгової діяльності, є визначним досягненням ЮНЕСКО в справі боротьби з допінгом і має надзвичайне значення для майбутнього всього спорту в світі.

Україна, як демократична держава, зацікавлена у здійсненні запобігання використанню допінгу. Наша держава ратифікувала усі антидопінгові конвенції, що свідчить про приєднання України до міжнародно-правових механізмів антидопінгової боротьби; також положення ратифікованих антидопінгових конвенцій є частиною українського законодавства, та повинні виконуватися усіма суб'єктами, що знаходяться під юрисдикцією України. Крім цього, імплементація положень антидопінгових конвенцій на національному рівні здійснюється шляхом прийняття Закону України від 07.02.2017 р. № 1835-VIII «Про антидопінговий контроль у спорті». Організація та здійснення допінг-контролю в Україні у галузі спорту покладаються на Національний антидопінговий центр, який діє з 1 січня 2002 року.

Висновки

Зазначимо, що особливістю використання допінгу в спорті є те, що це порушення не визнає кордонів, а отже, його не можна подолати лише зусиллями певної спортивної федерації або окремої держави. Це стимулює спортивні, урядові та неурядові організації вступати в багатосторонні взаємодії між собою, формуючи систему міжнародного антидопінгового співробітництва. І незважаючи на прогресивний розвиток міжнародно-правового співробітництва щодо боротьби з допінгом у спорті, проблема допінгу і в ширшому розумінні – «чистого спорту» – досі не є вирішеною. Причинами цьому є: висока зацікавленість спортсменів і держав у вищих спортивних досягненнях; випереджаючий випуск заборонених препаратів; недоліки міжнародного антидопінгового врегулювання; неузгодженість дій міжнародного співтовариства щодо боротьби з допінгом в спорті. Ці обставини, а також необхідність забезпечення активної участі українських спортсменів у міжнародних спортивних змаганнях з дотриманням антидопінгових стандартів, необхідність неухильного виконання Україною міжнародно-правових норм у сфері боротьби з допінгом у спорті обумовлюють актуальність вивчення та обговорення даної теми.

Література

1. Резнік О., Музичук О., Андрійченко Н., Якущенко Ю., Корж С., Боротьба з допінгом: досвід України та європейських держав, Том 9 – Випуск 27: 34–41, березень 2020 р.
2. О.В.Ізмайлова, Ю.С.Щербак. Допінг і боротьба з ним, методичний посібник, Полтава, 2005 р.
3. Антидопінгова діяльність. URL: <https://nadc.org.ua/antydopingova-diyalnist/> (Дата доступу 10.03.2024 р.)
4. Міжнародно-правове співробітництво в боротьбі з допінгом у спорті. URL: <https://dspace.onua.edu.ua/server/api/core/bitstreams/ffb650f2-83cb-4613-a0df-dd6600774adf/content> (Дата доступу 10.03.2024 р.)

Наукове видання

**СУЧАСНІ ТЕХНОЛОГІЇ
БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

МАТЕРІАЛИ ІІІ МІЖНАРОДНОЇ
НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ
08–10 ТРАВНЯ 2024 РОКУ

Національний університет «Одеська політехніка»

Українською та англійською мовами

Комп'ютерна верстка: І.В. Прокопович

Дизайн обкладинки: І.В. Прокопович

(у обкладинці використані: фрагмент фрески Мікеланджело Буонарроті «Створення Адама»
у Сікстинської капелі, Ватикан, та зображення «кібер-рука» з сайту: depositphotos.com/stock-photos)

Адреса організаційного комітету:

Національний університет «Одеська політехніка»,
Інститут медичної інженерії,
кафедра біомедичної інженерії,
пр. Шевченка, 1, Одеса, Україна, 65044
email: dec.imi@op.edu.ua; kaf.bmi@op.edu.ua

Надруковано в авторській редакції з готового оригінал макету
Національного університету «Одеська Політехніка»

Відповідальний редактор І. В. Прокопович

Підписано до друку 01.05.2023.
Формат 29,7×42½. Папір офсетний.
Гарнітура Times New Roman. Ум. др. арк. 34,42.
Наклад 100 (1-й випуск 1-15) пр. Зам. № 2024-016.

Видавець та виготовлювач –
Вінницький національний технічний університет,
Редакційно-видавничий відділ,
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95, ВНТУ, ГНК, к. 114
press.vntu.edu.ua
email: irvc.vntu@gmail.com
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.