

Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України  
Вінницький національний технічний університет

**Й. Й. Білинський, П. М. Ратушний**

**МЕТОДИ ТА СИСТЕМА ОБРОБЛЕННЯ  
СЛАБОКОНТРАСТНИХ ЗОБРАЖЕНЬ  
ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ПОКАЗНИКІВ  
МІКРОКАПЛЯРІВ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ**

**Монографія**

Вінниця  
ВНТУ  
2012

УДК 004.93 : 681.78  
ББК 32.973.2  
Б61

Рекомендовано до видання Вченою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки, молоді та спорту України (протокол № 4 від 24.11.2011 року).

Рецензенти:

**Кожем'яко В. П.**, доктор технічних наук, професор

**Муравський Л. І.**, доктор технічних наук, старший науковий співробітник

**Білинський, Й. Й.**

Б61      Методи та система оброблення слабоконтрастних зображень для оцінювання показників мікрокапілярів кінцівок людини : монографія / Й. Й. Білинський, П. М. Ратушний. – Вінниця : ВНТУ, 2012. – 122 с.

ISBN 978-966-641-458-1

В монографії розглядаються питання цифрового оброблення слабоконтрастних зображень мікрокапілярів і оцінювання їх геометричних показників. Наведено опис математичних моделей і відповідних методів фільтрації зображень, підвищення різкості і виділення контурів, а також результати досліджень, що підтверджують їх ефективність в порівнянні з відомими.

**УДК 004.93 : 681.78**

**ББК 32.973.2**

**ISBN 978-966-641-458-1**

© Й. Білинський, П. Ратушний, 2012

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	6
ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ФІЛЬТРАЦІЇ, ПІДВИЩЕННЯ РІЗКОСТІ ТА ВИДІЛЕННЯ КОНТУРІВ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ НА ЦИФРОВИХ ЗОБРАЖЕННЯХ.....	10
1.1. Медико-біологічні задачі, що розв'язуються за допомогою комп'ютерного капіляроскопа.....	10
1.2. Особливості оброблення зображень мікрокапілярів та їх основні діагностичні показники.....	11
1.3. Аналіз методів фільтрації медико-біологічних зображень.....	14
1.4. Аналіз методів підвищення різкості медико-біологічних зображень .....	17
1.5. Класифікація методів виділення контурів медико-біологічних зображень.....	22
1.6. Аналіз типових задач оброблення медико-біологічних зображень.....	27
1.7. Аналіз особливостей виникнення шумів на цифрових зображеннях, отриманих за допомогою сучасної медичної апаратури.....	29
1.8. Огляд методів оброблення зображень в медико-біологічних дослідженнях.....	30
1.8.1. Трасування зображень проекції структур судинної системи органів людини.....	30
1.8.2. Застосування методів попереднього оброблення зображень при аналізі препаратів крові .....	32
1.8.3. Застосування методів попередньої обробки зображень при аналізі капілярів дна ока.....	33
1.8.4. Застосування методів попереднього оброблення зображень при дослідженні опорно-рухового апарату людини.....	33
1.8.5. Застосування методів попереднього оброблення зображень при ультразвукових дослідженнях та рентгенографії.....	34

## РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ МЕДИКО – БІОЛОГІЧНИХ ОБ’ЄКТІВ НА РОЗМИТИХ СЛАБОКОНТРАСТНИХ

ЗОБРАЖЕННЯХ.....	36
2.1. Розробка математичної моделі підвищення різкості до максимального нахилу примежової кривої слабкоконтрастних розмитих зображень.....	36
2.1.1. Моделі перепадів інтенсивності, поняття контрасту і різкості зображень.....	37
2.1.2. Математична модель слабкоконтрастного перепаду інтенсивності.....	39
2.1.3. Математична модель підвищення різкості до максимального нахилу примежової кривої.....	42
2.1.4. Аналіз процесу підвищення різкості до максимального нахилу примежової кривої.....	47
2.2. Розробка математичної моделі придушення імпульсного шуму на цифрових зображеннях на основі розщеплення ковзного вікна.....	49
2.2.1. Математична модель придушення імпульсного шуму.....	50
2.2.2. Аналіз процесу приглушення імпульсного шуму на основі розщеплення ковзного вікна.....	52
2.3. Розробка математичної моделі крайового детектування з субпіксельною дискретизацією країв мікрокапілярів на слабкоконтрастних розмитих зображеннях.....	54

## РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА МЕТОДІВ ПІДВИЩЕННЯ РІЗКОСТІ ТА ВИДІЛЕННЯ КОНТУРУ МІКРОКАПІЛЯРІВ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ НА СЛАБОКОНТРАСТНИХ РОЗМИТИХ

ЗОБРАЖЕННЯХ.....	59
3.1. Розробка методу підвищення різкості до максимального нахилу примежової кривої слабкоконтрастних розмитих зображень.....	59
3.1.1. Алгоритм методу підвищення різкості до максимального нахилу примежової кривої.....	60
3.1.2. Дослідження роботи методу підвищення різкості.....	62
3.1.3. Дослідження вибору розмірності маски методу підвищення різкості.....	66
3.2. Розробка методу придушення імпульсного шуму на основі розщеплення ковзного вікна та дослідження його роботи.....	68

3.3. Розробка методу виділення контуру на слабконтрастних розмитих зображеннях.....	72
3.4. Дослідження методу виділення контуру об'єктів на слабконтрастних розмитих зображеннях.....	75
3.4.1. Візуальний аналіз якості контурних ліній.....	76
3.4.2. Кількісна оцінка якості контурних ліній.....	80
3.5. Визначення субпіксельних координат контурних точок мікрокапілярів та радіусів кривизни контурної лінії .....	83
3.6. Дослідження субпіксельних координат крайових точок мікрокапілярів і визначення ступеня дискретизації .....	85

#### РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА АПАРАТНО-ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНЮВАННЯ ПОКАЗНИКІВ КРОВОНОСНИХ МІКРОКАПІЛЯРІВ...88

4.1. Розробка функціональної схеми апаратно-програмної системи оцінювання показників кровеносних мікрокапілярів.....	88
4.2. Апаратна розробка детектора виділення контурів мікрокапілярів і визначення його субпіксельних координат на слабконтрастних розмитих зображеннях.....	90
4.3. Аналіз етапів попереднього оброблення та оцінювання геометрії мікрокапілярів апаратно-програмної системи .....	94
4.3.1. Підвищення різкості.....	95
4.3.2. Виділення контуру.....	98
4.3.3. Усунення розривів і видалення зайвих контурних ліній.....	104
4.3.4. Інтерполювання контурної лінії.....	105
4.3.5. Визначення діаметру мікрокапіляра із субпіксельною дискретизацією.....	106
4.4. Розробка програмного модуля дослідження геометричних показників зображень мікрокапілярів.....	107

ВИСНОВКИ.....	110
---------------	-----

ЛІТЕРАТУРА.....	112
-----------------	-----

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

- АПС – апаратно-програмна система
- LoG – Laplacian of Gaussian (Лапласіан Гауссіана)
- НК – нормована кореляція
- NMSE – нормоване середньоквадратичне відхилення
- PSNR – Peak Signal-Noise Ratio (Співвідношення сигнал-шум)
- RGB – Red Green Blue (червоний зелений синій)
- КІХ – кінцева імпульсна характеристика
- НІХ – нескінченна імпульсна характеристика
- ПЗЗ – прилади із зарядовим зв'язком
- ПЛІС – програмовані логічні інтегральні схеми
- СКВ, MSE – середньоквадратичне відхилення
- ЦОС – цифрова обробка сигналів

## ВСТУП

Оскільки капілярний кровообіг виконує основну функцію мікроциркуляторної системи — транскапілярний обмін, тобто обмін речовин між кров'ю та тканинами, стан мікроциркуляції може слугувати арбітром благополуччя системної гемодинаміки та відображенням збереженої артеріовенозної рівноваги в регіональних судинних басейнах. Тому увага науковців і практикуючих лікарів звернена на стан мікроциркуляторної ланки.

На сучасному етапі розвитку візуалізаційних технологій *in vivo* закономірним є розвиток комп'ютерної капіляроскопії, перевагою якої над іншими методами дослідження мікроциркуляції є візуалізація процесу, що значно спрощує для лікаря сприйняття капілярних картин, дає змогу глибше вивчати та аналізувати одержані зображення, можливість констатації унікальних мікроциркуляторних змін для прогнозування суб- і декомпенсованих станів пацієнтів. Застосування комп'ютерного оброблення одержаних зображень дає змогу детальніше проаналізувати картину мікроциркуляції, передати її в числових характеристиках, які можуть слугувати доповненням до якісної оцінки цих віртуальних зрізів та відображати незначні зміни в кількісному еквіваленті.

Для медичного персоналу особливо важливими є: виключення помилкового діагнозу, висока передбачуваність наслідків розвитку захворювань, якісна та кількісна оцінки ефективності проведеної терапії.

На сьогодні існують експериментальні методи, які дозволяють виконати вимірювання таких характеристик мікроциркуляції, як розміри та геометрію капілярів, швидкість протікання крові в окремому капілярі, об'ємну швидкість транскапілярного обміну тощо. За допомогою цих методів в клінічній практиці можна фіксувати розлади мікроциркуляції на ранньому етапі та по ходу прогресування хвороби. Це дає можливість зрозуміти початкові порушення, які надалі призводять до дисфункції органів людини [14, 15, 20].

Тим не менше, спираючись лише на експериментальні дані, важко визначити, що стало причиною того чи іншого розладу мікроциркуляторних процесів. Це пов'язано з тим, що мікроциркуляція включає в себе декілька взаємозв'язаних процесів, які залежать від великої кіль-

кості параметрів. Співставлення отриманих даних дозволяє не тільки виявити параметри, зміну яких викликало певне захворювання, та оцінити величину їх відхилення від норми, але і спрогнозувати результати лікування тим чи іншим методом.

Автоматизація процесів оброблення зображень капілярів і дослідження їх параметрів прискорює діагностику захворювань. Але більшість медичних зображень, отриманих, наприклад, дистанційним зондуванням, електронною мікроскопією, ультразвуковими приладами та іншими є розмитими і слабкоконтрастними внаслідок неможливого досягнення повної фіксації об'єкта дослідження та пульсації кров'яного потоку, мають нерівномірний фон, а також містять різного роду шуми. Тому для оброблення та аналізу такої інформації необхідно забезпечити високу візуальну якість і ефективність попереднього оброблення досліджуваного зображення, яка може бути отримана за допомогою сучасних методів підвищення різкості, виділення контурів і границь, що дозволить оцінити діагностичні показники мікрокапілярів, зокрема геометричні.

Медико-біологічні зображення мають різну фізичну природу. Їх по різному може сприймати людина-оператор чи автоматизована система. Тому важливим завданням є адаптація процесу оброблення зображення до конкретного користувача, тобто до вузької задачі, яку розв'язує споживач інформації. Часто недостатньо представити спостерігачу об'єкт за допомогою ідеальної системи відображення, оскільки необхідна інформація для аналізу зображення з метою пошуку та ідентифікації об'єктів, визначення різного роду кількісних характеристик може бути проявлено тільки в результаті цифрового оброблення [1, 9]. Тому на перший план виходить попереднє оброблення отриманих зображень медико-біологічних об'єктів, яка вимагає покращення самого зображення, виділення скритих об'єктів, визначення їх геометричних розмірів.

Оскільки процес візуалізації мікрокапілярів неінвазивний і не дозволяє виконати повну фіксацію, то їх зображення є слабкоконтрастними й розмитими. Встановлено, що в досліджуваних зображеннях мікрокапілярів значення розмитості  $\sigma$  варіюється в межах 2,5–3,5 при ширині перепадів до 40 пікселів. При виконанні попереднього оброблення таких зображень методами, що використовують маскові перетворення, наприклад, методом Собела, контури будуть дуже розмити-



ми та нечіткими, що унеможливить автоматизоване визначення їх геометричних показників. При виділенні контурів градієнтними методами, наприклад, методом Канні, контурна лінія, хоча і буде тонкою і чіткою, проте буде мати розриви і хибні фрагменти контуру. Це в свою чергу буде причиною спотворення форми мікрокапілярів, що внесе неоднозначність для автоматизованої їх параметризації. Методи на основі диференціальних підходів, які використовуються в різних математичних пакетах дають для таких зображень контур, що складається із великої кількості фрагментів по всій ширині перепаду інтенсивності. Це також робить практично неможливим автоматизоване визначення геометричних показників мікрокапілярів.

Тому актуальною є розробка нового підходу до виділення контурів розмитих, слабкоконтрастних зображень мікрокапілярів, який дозволив би повністю автоматизувати процес параметризації з метою отримання кількісних показників.

Метою роботи є підвищення ефективності оброблення слабкоконтрастних розмитих зображень шляхом розробки нових методів і створення на їх основі системи для оцінювання показників мікрокапілярів кінцівок людини.

Монографія складається зі вступу, 4 розділів і списку із 106 використаних джерел.

# РОЗДІЛ 1

## АНАЛІЗ МЕТОДІВ ФІЛЬТРАЦІЇ, ПІДВИЩЕННЯ РІЗКОСТІ ТА ВИДІЛЕННЯ КОНТУРІВ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ НА ЦИФРОВИХ ЗОБРАЖЕННЯХ

Автоматизація процесів оброблення зображень медико-біологічних об'єктів робить дослідження якіснішим, дозволяє прискорити діагностику захворювань на ранніх стадіях, дає можливість уточнити лікування і управління терапевтичними процесами. До результатів таких досліджень висуваються високі вимоги з точності, надійності і достовірності. Для цього застосовують математичні методи з використанням обчислювальної техніки, що дозволяють значно прискорити процес оброблення та підвищити надійність дослідження.

Слід врахувати, що переважна кількість зображень, досліджуваних медико-біологічних об'єктів, мають низьку контрастність, високий ступінь розмитості і зашумленості, складність у сприйнятті за рахунок багатofакторності.

### **1.1. Медико-біологічні задачі, що розв'язуються за допомогою комп'ютерного капіляроскопа**

Комп'ютерний капіляроскоп – це прилад-перекладач, який дозволяє провести візуалізацію і параметризацію капілярів, порушення фізіології яких так часто спостерігаються, що їх слід вважати одним з основних елементів органічних порушень у хворого, яка б не була хвороба. Цей прилад дає можливість оцінити діагностично значиму інформацію про пацієнтів.

Найбільшою мірою перерахованим вимогам відповідають пристрої, призначені для функціональної діагностики, що дозволяють досліджувати об'єкти, чутливі до слабких впливів на організм пацієнта, оснащені системами архівації даних у реальному часі, багаторазового відтворення результатів досліджень у різних режимах, що володіють функціями якісної та кількісної параметризації результатів досліджень. Цим перерахованим вимогам відповідає система мікроциркуляції крові – реактивна і чутлива до зовнішніх і внутрішніх збуджень і

пристрій для проведення досліджень мікроциркуляції – комп'ютерний капіляроскоп [40].

У клінічній медицині важливими галузями застосування капіляроскопії є кардіологія, ендокринологія, психоневрологія.

В кардіології за допомогою капіляроскопічних досліджень діагностується гіпертонічна хвороба, порушення ритму серця, вроджені та набуті вади клапанного апарату серця, судинні дистонії, ішемічна хвороба серця, атеросклероз. У фармакології – індивідуальний підбір: вазоактивних; кардіотонічних, венотонізуючих засобів; діуретиків; контроль ефективності медикаментозного лікування.

До характеристичних параметрів, що визначає капіляроскоп, відносяться: густина капілярної мережі, кількість капілярних петель в полі зору; відстань між капілярами; відстань між артеріальними і венозними відділами капілярів; звивистість капілярів; розмір периваскулярної зони; розмір периваскулярного відтинка; діаметри капіляра по відділах (артеріальному, перехідному, венозному); відношення діаметрів артеріального до венозного відділів капіляра.

Перед безпосереднім визначенням необхідних біомедичних параметрів зображення проходить через певні етапи оброблення, серед яких фільтрація, підвищення різкості та виділення контурів. Існує багато відомих методів оброблення та виділення, які не завжди підійдуть для специфічних зображень, отриманих медичною апаратурою [11, 12].

Розглянемо деякі основи цифрового оброблення зображень та приклади їх застосування у розв'язанні медичних задач.

## **1.2. Особливості оброблення зображень мікрокапілярів та їх основні діагностичні показники**

Висновки про структурно-функціональний стан кровоносних мікрокапілярів потребують комплексного кількісного та якісного оцінювання регіонарного і системного кровопостачання.

На сьогодні розроблені математичні моделі, алгоритми та комп'ютерні програми гідравлічних розрахунків з використанням емпіричних і напівемпіричних рівнянь і часткових розрахункових даних [6, 14].

Вони найбільш близько відображають гідродинаміку кровообігу і дозволяють за інформацією про судинну архітектуру, отриману певними способами візуалізації, проводити кількісне та якісне оцінювання структурно-функціональної організації тканинного, органного і системного кровопостачання в нормі і при патологічних станах. На рис. 1.1 наведений алгоритм збору та оцінювання інформації стану судин, яка може бути використана для подальшої діагностики.



Рисунок 1.1 – Алгоритм збору та оцінювання інформації стану мікрокапілярів

Гідравлічні розрахунки виконуються автоматизовано за відомими алгоритмами, а інформація по їх результатах видається у вигляді чисел Рейнольдса, лінійних і об'ємних швидкостей, коефіцієнтів гідравлічних опорів і втрат напору для кожного сегменту і кровоносної судини в цілому, системи судин, що може бути використано для наступних інженерних розрахунків.

Стан кровоносного мікроциркуляторного русла в зонах інтересу і прилеглих до них характеризується у співставленні групи ідентичних параметрів, вхідних та похідних і в результаті виражається в розрахункових коефіцієнтах васкуляризації, за якими оцінюється ступінь васкуляризації в зонах інтересу (рис. 1.2).

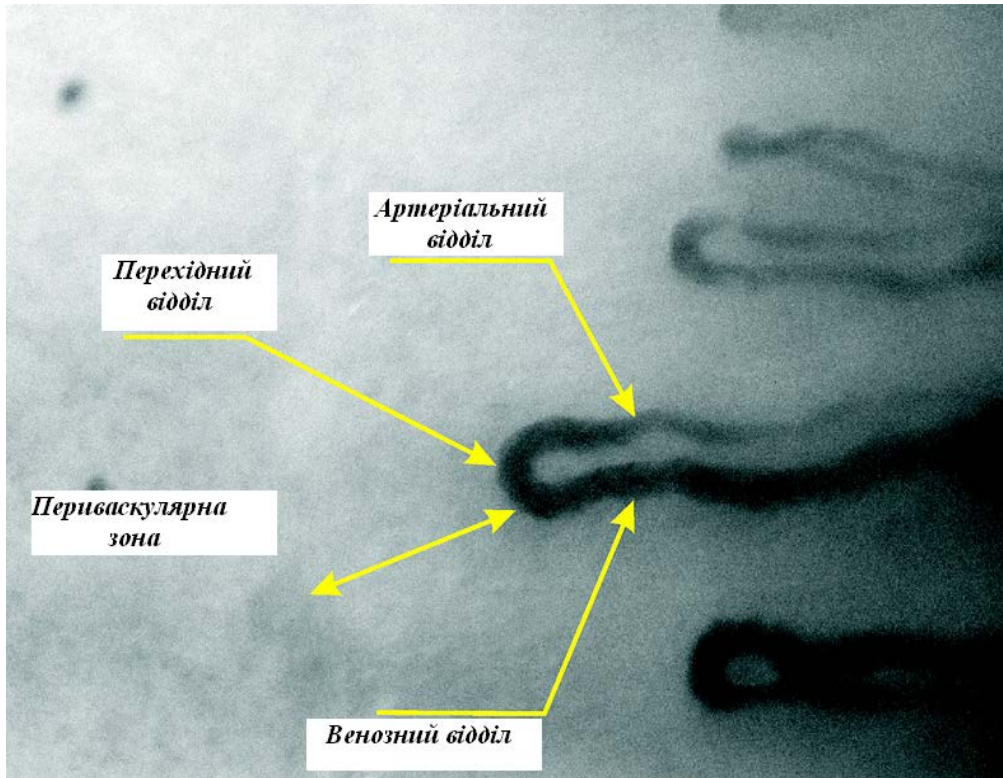


Рисунок 1.2 – Відділи капілярної вітки

Архітектоніка кровоносних судин будь-якої генерації, від найбільших і включно до капілярів, описується посегментно у вигляді комплексу геометричних показників [16].

До них відносяться:

- діаметр артеріального відділу, який знаходиться в межах 11...21 мкм;
- діаметр венозного відділу, який знаходиться в межах 16...30 мкм;
- діаметр перехідного відділу, який знаходиться в межах 17...32 мкм;
- відстані між капілярними і венозними відділами;
- довжина капіляра;
- периваскулярна зона, яка знаходиться в межах 118...133 мкм;
- периваскулярний відтинок;
- густина капілярної мережі, яка знаходиться в межах 4...7%.

Окрім кількісних параметрів кровоносних судин із їх зображень можна робити висновки про динаміку розвитку хвороб за наявності перероджень мікросудинного русла у вигляді так званих «клубків», «кущів», «ялинок» тощо, які можуть бути автоматично виявлені лише при використанні відповідних етапів оброблення зображень [15].

Таким чином, для гідродинамічного розрахунку вторинних параметрів судинної системи в якості вхідних даних використовуються геометричні розміри капілярів.

Тому розглянемо загальні поняття про основні етапи попереднього оброблення цифрових зображень та проаналізуємо їх переваги та недоліки для зображень, отриманих медичною апаратурою.

### **1.3. Аналіз методів фільтрації медико-біологічних зображень**

Зображення, сформовані різними оптико-електронними системами і зареєстровані за допомогою різноманітних приймачів, спотворюються дією перешкод різного характеру. Спотворення зображення вносяться всіма компонентами приладу відображення, починаючи з освітлювальної системи, наприклад, нерівномірність освітленості об'єкта дослідження. У випадку медико-біологічних досліджень зображення піддається ще більшому спотворенню, послабленню та зашумленню за рахунок проходження випромінювання, що реєструється, через велику кількість тканин людини різної природи. Завади ускладнюють візуальний аналіз зображення та його автоматичне оброблення. Спотворення, які вносить оптична система, відомі ще на етапі її проектування і називаються аберації; спотворення, що вносять електронні приймачі випромінювання, наприклад, ПЗЗ-матриці, називаються електронний шум.

Послаблення дії завад досягається фільтрацією. При фільтрації яскравість (сигнал) кожної точки вхідного зображення, спотвореного перешкодою, замінюється деяким іншим значенням яскравості, що визнається найменш спотвореним перешкодою. Для виконання фільтрації необхідно виробити принципи таких перетворень, які ґрунтуються на тому, що інтенсивність зображення змінюється по просторових координатах повільніше, ніж функція перешкод. В інших випадках – навпаки, ознакою корисного сигналу є різкі перепади яскравості на зображеннях.

У методах фільтрації при оцінюванні реального сигналу в деякій точці кадру беруть до уваги деяку множину (окіл) сусідніх точок, скориставшись деякою подібністю сигналу в цих точках. Поняття околу є досить умовним. Окіл може бути утворений лише найближчими по кадру сусідами, але можуть бути околи, які містять досить багато і досить сильно віддалені точки кадру. В цьому випадку ступінь впливу (вага) віддалених і близьких точок на рішення, прийняті фільтром в цій точці кадру, буде зовсім різним. Таким чином, ідеологія фільтрації ґрунтується на раціональному використанні даних як з робочої точки, так і з її околу [2, 4].

При розв'язанні задач фільтрації використовують імовірнісні моделі зображення і завади, і застосовують статистичні критерії оптимальності. Це пов'язано з випадковим характером перешкоди і прагненням одержати мінімальну в середньому відмінність результату оброблення від ідеального сигналу. Різноманіття методів і алгоритмів фільтрації пов'язано з великою розмаїтістю математичних моделей сигналів і перешкод, а також різними критеріями оптимальності.

Нехай  $x_{i,j}$  – значення яскравості зображення – корисного сигналу на перетині  $i$ -го рядка і  $j$ -го стовпця, а зображення, що спостерігається на вході фільтра, описується моделлю

$$y_{i,j} = f(x_{i,j}, n_{i,j}), \quad i = \overline{0, I-1}, \quad j = \overline{0, J-1}, \quad (1.1)$$

де  $n_{i,j}$  – значення перешкоди в точці з координатами  $(i,j)$ ;  $f$  – функція, що описує взаємодію сигналу і перешкоди;  $I$  і  $J$  – відповідно число рядків і стовпців у кадрі.

На рис. 1.3 наведені приклади околів різних типів, зображені у вигляді сукупностей точок. Центром околів, робочою точкою у якій здійснюється оброблення, є точка з координатами  $(i,j)$ .

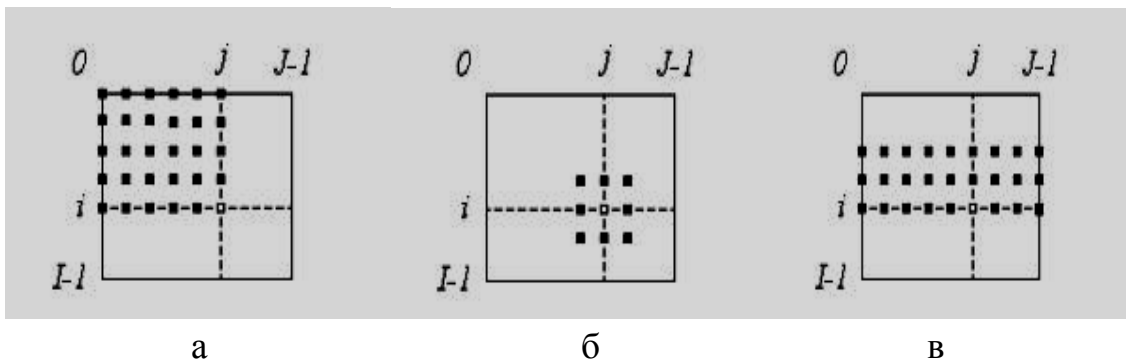


Рисунок 1.3 – Приклади околів різних типів

В залежності від типу околів розрізняють каузальну (*a*), некаузальну (*b*) і напівкаузальну (*c*) фільтрації зображень. Поняття каузальності (причинно-наслідкової залежності) пов'язують зі співвідношенням координат поточної точки і точок, що входять в окіл. Якщо обидві координати (номер рядка і номер стовпця) усіх точок околів не перевищують відповідних координат поточної точки, то окіл і його оброблення, що його використовує, називаються каузальними. Якщо точки околів задовольняють принцип каузальності, фільтрація, що спирається на використання такого околу, називається некаузальною. Якщо серед точок околу є точки, координати яких не перевищують робочу точку в одному напрямку, але перевищують її в іншому, то фільтрація є напівкаузальною фільтрацією [2].

При лінійній фільтрації вихідний ефект визначається лінійною комбінацією вхідних даних

$$x^*(i, j) = \sum_{(i_1, j_1) \in S} a(i_1, j_1) \cdot y(i - i_1, j - j_1), \quad (1.2)$$

де  $x^*(i, j) = x_{i,j}^*$  – результат фільтрації корисного сигналу в кінці кадру з координатами  $(i, j)$ ,  $S$  – множина точок, що утворюють окіл,  $a(i_1, j_1)$  – вагові коефіцієнти, сукупність яких являє собою двовимірну імпульсну характеристику.

Якщо область  $S$  кінцева, то імпульсна характеристика має кінцеву довжину і фільтр називається КІХ-фільтром. У іншому випадку імпульсна характеристика має нескінченну довжину, а фільтр називається НІХ-фільтром. Дуже часто при обробленні прагнуть зберегти середню яскравість зображення. Математичне очікування від обох частин рівняння фільтрації можна записати так:

$$m_{x^*} = m_x \cdot \sum_{(i_1, j_1) \in S} a(i_1, j_1), \quad (1.3)$$

де прийнято, що середня яскравість  $m_x$  вхідного зображення не залежить від координат  $i$ , як результат, отримано, що і середня яскравість  $m_{x^*}$  вихідного зображення також постійна у всіх точках кадру.

Зберегти середню яскравість зображення вдається при виконанні рівності

$$\sum_{(i_1, j_1) \in S} a(i_1, j_1) = 1. \quad (1.4)$$



Потенційно найкращі результати фільтрації досягаються при використанні некаузального принципу, оскільки цей принцип заснований на застосуванні абсолютно усіх вихідних даних при обробленні кожної точки кадру [5].

#### 1.4. Аналіз методів підвищення різкості медико-біологічних зображень

Підвищення різкості, зокрема медико-біологічних зображень, є обов'язковою процедурою, оскільки переважна більшість їх є розмитими. Підвищення різкості полягає в підйомі рівня високих частот спектра зображення, або, як кажуть, в його *високочастотній фільтрації*. В результаті цієї фільтрації виконується підкреслення границь об'єктів, покращується розрізнюваність дрібних деталей (раніше розмитих), а також «текстури», тобто невеликих регулярних або випадкових коливань яскравості на ділянках, що не містять контурів.

Слід відмітити, що тут не ставиться задача відновлення зображення, тобто повернення до «оригіналу». При підвищенні різкості іноді слід виконати перекомпенсацію спотворень, тобто занадто підняти рівень високочастотних складових просторового спектра.

Експерименти із психовізуального оцінювання якості зображень показують, що об'єкти з неприродно підкресленими контурами зором сприймаються краще, ніж ідеальні, з точки зору фотометрії. Таким чином, задача підвищення різкості в рівній мірі відноситься і до підвищення якості, і до препарування зображень.

Нехай  $f(n)$  – довільний рядок вхідного нерізкого зображення. На рис. 1.4 крива 1 представляє собою рядок зображення з розфокусованою границею об'єкта.

Процедуру оброблення можна розбити на декілька кроків. Спочатку виконується низькочастотна фільтрація, тобто додаткове згладження сигналу. Позначимо згладжений сигнал  $f^{\wedge}(n)$  (рис. 1.4, крива 2). Далі від вхідного сигналу віднімається згладжений, в результаті чого формується різницевий сигнал високочастотного зображення (рис. 1.2, крива 3):  $f(n)' = f(n) - f^{\wedge}(n)$ .

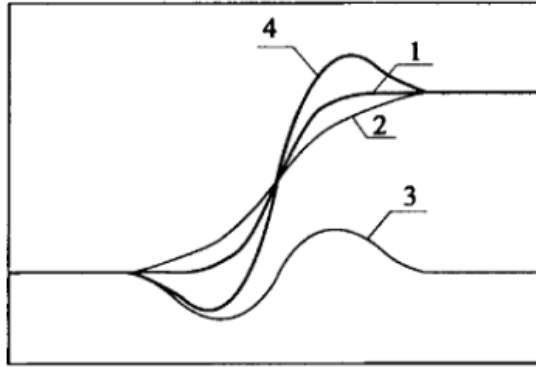


Рисунок 1.4 – Приклад підкреслення границь з використанням низькочастотної фільтрації

Потім цей різницевий сигнал додається з деяким коефіцієнтом до вхідного. Отриманий результат  $g(n)$  – зображення з підвищеною різкістю (рис. 1.4, крива 4). В спектрі цього зображення низькочастотні компоненти не змінилися (тобто загальний рівень яскравості залишився попереднім), а високочастотні – підсилюються (тобто підкреслено локальні особливості – границі, дрібні деталі).

Розглянемо цю процедуру детальніше для двовимірного випадку. Низькочастотна фільтрація (згладжування) виконується усередненням відліків поля яскравості у вікні [3, 4]:

$$\bar{f}(n_1, n_2) = \sum_{(k_1, k_2) \in D} \sum a(k_1, k_2) f(n_1 - k_1, n_2 - k_2), \quad (1.5)$$

де  $D$  – скінчена область в просторі аргументів, що визначає вікно  $(k_1, k_2) \in D$ .

Значення  $a(k_1, k_2)$  вибираються так, щоб отримати дійсно згладження (тобто усереднення) відліків. Зазвичай беруться  $a(k_1, k_2) > 0$ . Крім того до процедури згладження висуваються такі вимоги: вона не повинна змінювати середнє значення (постійну складову) зображення, тобто необхідне виконання умови

$$\sum_{(k_1, k_2) \in D} \sum a(k_1, k_2) = 1. \quad (1.6)$$

Часто всі коефіцієнти імпульсної характеристики беруться однаковими, при цьому отримується просте усереднення відліків зображення по вікну.

Далі визначається високочастотне зображення

$$f'(n_1, n_2) = f(n_1, n_2) - \bar{f}(n_1, n_2) \quad (1.7)$$

і зображення з підвищеною різкістю

$$g(n_1, n_2) = f(n_1, n_2) + q \cdot f'(n_1, n_2), \quad (1.8)$$

де  $q$  – коефіцієнт підсилення різницевого (високочастотного) сигналу ( $q > 0$ )

Розкриваючи позначення, отримуємо:

$$g(n_1, n_2) = f(n_1, n_2) + q \left[ f(n_1, n_2) - \sum_{(k_1, k_2) \in D} \sum a(k_1, k_2) f(n_1 - k_1, n_2 - k_2) \right]. \quad (1.9)$$

Якщо звести подібні члени, то можна отримати цей вираз у вигляді згортки

$$g(n_1, n_2) = \sum_{(k_1, k_2) \in D} \sum h(k_1, k_2) f(n_1 - k_1, n_2 - k_2), \quad (1.10)$$

де  $h(k_1, k_2)$  – імпульсна характеристика КІХ-фільтра, що виконує підкреслення границь (підвищення різкості).

$$\begin{aligned} h(0, 0) &= 1 + q - qa(0, 0); \\ h(k_1, k_2) &= -qa(k_1, k_2), \quad (k_1, k_2) \in D, \quad (k_1, k_2) \neq 0. \end{aligned} \quad (1.11)$$

На практиці, з міркувань простоти, беруть зазвичай центроване квадратне вікно малого розміру. При цьому  $h(k_1, k_2)$  має всього декілька ненульових відліків. Значення цих відліків зручно задавати в формі так званої маски.

Розглянемо приклади типових масок розміром  $3 \times 3$  для підвищення різкості зображення. Маска

$$\begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 5 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{pmatrix} \quad (1.12)$$

відповідає випадку, коли згладження виконується усередненням по п'яти точках,

$$a(0, 0) = a(1, 0) = a(-1, 0) = a(0, 1) = a(0, -1) = 1/5, \quad (1.13)$$

з коефіцієнтом  $q = 5$ . Маска

$$\begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix} \quad (1.14)$$

отримується при згладженні усередненням по дев'яти точках:

$$a(k_1, k_2) = 1/9 \text{ при } -1 \leq k_1, k_2 \leq 1 \text{ і при } q = 9. \quad (1.15)$$

Змінюючи розміри вікна значення  $\{a(k_1, k_2)\}$  і  $q$ , можна отримати і інші маски. Виникає питання, які маски вважати хорошими, а які – ні. Однозначно відповісти на це неможливо [1, 5].

На сьогоднішній день відома велика кількість однотипних операторів підвищення різкості. Найбільш відомим серед них є оператор Лапласа.

*Оператор Лапласа.* Найпростішим ізотропним оператором, основаним на похідних є лапласіан (оператор Лапласа), який у випадку функції двох змінних  $f(x, y)$  визначається як

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}. \quad (1.16)$$

Оскільки похідні будь-якого порядку є лінійними операторами, то, значить, і лапласіан є лінійним оператором.

Щоб застосувати цю рівність в цифровому обробленні зображень, його необхідно виразити в дискретному вигляді. Існує декілька способів задати лапласіан в дискретному вигляді на основі значень сусідніх пікселів. Наведене нижче визначення дискретної другої похідної є одним з найчастіше використовуваних. Приймаючи до уваги, що тепер є дві змінні, для частинної другої похідної по  $x$  буде використовуватись така формула:

$$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} = f(x+1, y) + f(x-1, y) - 2f(x, y), \quad (1.17)$$

і аналогічно для похідної по  $y$ :

$$\frac{\partial^2 f}{\partial y^2} = f(x, y+1) + f(x, y-1) - 2f(x, y). \quad (1.18)$$

## ЛІТЕРАТУРА

1. Сойфер В. А. Методы компьютерной обработки изображений / В. А.Сойфер – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2003. – 784 с.
2. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Гонсалес Р., Вудс Р. – М. : Техносфера, 2005. – 1072 с.
3. Сойфер В. А. Компьютерная обработка изображений. Часть 1. Математические модели / В. А. Сойфер // Соросовский образовательный журнал. – 1996. – № 2. – С. 118–124.
4. Сойфер В. А. Компьютерная обработка изображений. Часть 2. Математические модели / В. А.Сойфер // Соросовский образовательный журнал. – 1996. – № 3. – С. 110–121.
5. Форсайт Д. Компьютерное зрение. Современный подход / Форсайт Д., Понс Ж. ; пер. с англ. – М. : Издательский дом «Вильямс», 2004. – 928 с.
6. Комп'ютерна формалізація ознак для обробки біомедичних зображень / С. М. Злепко, Л. І. Тимченко, Л. В. Загоруйко та ін. // Вісник Вінницького політехнічного інституту – № 3. – 2001. – С. 82–86.
7. Прэтт У. Цифровая обработка изображений в двух книгах / Прэтт У. – М. : Мир, 1982. – 468 с.
8. Гольденберг Л. М. Цифровая обработка сигналов : учебное пособие для вузов / Л. М. Гольденберг – М. : Радио и связь, 1990. – 256 с.
9. Аналіз сучасних методів візуалізації даних в неврології і нейрохірургії з точки зору їх діагностичної цінності / [Злепко С. М., Белоусова О. В., Белзецкий Р. С., Аль-Адемі Я. Т.] // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – № 1. – 2010. – С. 134–137.
10. Хемминг Р. В. Цифровые фильтры / Р. В. Хемминг – М. : Недра, 1987. – 221 с.
11. Павлов С. В. Неінвазивні оптико-електронні прилади та системи діагностики мікроциркуляції периферійного кровообігу : дис. д-ра техн. наук: 05.11.17 / Павлов Сергій Володимирович. – Вінниця, 2008. – 338 с.
12. Оптико-електронні інформаційні технології контролю реологічних властивостей крові / [Павлов С. В., Кожемяко В. П., Га-

ниш Н. В., Бурденюк І. І.] // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – № 2 (9). – 2007. – С. 75–80.

13. Лущик У. Б. Судинна діагностика: від серця до капілярів чи від капілярів до серця? / У. Б. Лущик // *Modus operandi* – 2005. – № 2. – С. 2–3.

14. Капилляроскопическая параметризация микроциркуляции нижних конечностей / [Азизов Г. А., Баранов В. В., Карака Н. Н., Петров С. В.] // *Бюллетень НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН.* – 2007. – Том 8. – № 6. – С. 348.

15. Козлов В. А., Расстройства микроциркуляции при хронической венозной недостаточности нижних конечностей и ее оценка неинвазивными методами исследования / [Козлов В. А., Азизов Г. А., Петров С. В.] // *Фундаментальные исследования.* – 2007. – № 12 (часть 2). – С. 235–241.

16. Степанов В. Г. Математическое моделирование в ангиографических исследованиях структурно-функциональной организации кровеносных сосудов и кровоснабжаемых ими зон микроциркуляции / В. Г. Степанов // *Український морфологічний альманах.* – 2004. – № 1. – Т. 2. – С. 72–75.

17. Харченко А. В. Методы вторичной обработки ультразвуковых изображений, обеспечивающие повышение точности оценок диагностических параметров заболеваний сердца : дис. канд. техн. наук: 05.11.17 / Харченко Алексей Викторович. – Харьков, 2005. – 194 с.

18. Спектроскопічний метод оцінювання субкон'юнктивного судинного русла / [Павлов С. В., Колісник П. Ф., Рожман А. О., Мартинюк В. Д.] // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.* – № 1 – 2009. – С. 164–169.

19. Грузман И. С. Компенсация краевых эффектов при коррекции линейных искажений изображений / И. С. Грузман // *Автометрия* – 1999. – № 2. – С. 26–34.

20. Портативний багатофункціональний прилад діагностики судинного русла кровеносної системи / [Злепко С. М., Костенко М. П., Ковальчук Б. М., Зелінський Б. А.] // *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.* – № 1. – 2000. – С. 125–131.

21. Ратушний П. М. Методи обробки біологічних зображень / Ратушний П. М., Білінський Й. Й. // *Тези студентських доповідей. ВНТУ.* – 2004. – С. 171.

22. Ратушний П. М. Оптико-електронний профілометр / Ратушний П. М., Білинський Й. Й. // Тези студентських доповідей. ВНТУ. – 2005. – С. 94–95.

23. Пат. № 7933 Україна, МПК<sup>7</sup> G 01 B 11/25. Пристрій для контролю рельєфності виробу / Білинський Й. Й., Ратушний П. М., Городецька О. С.; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет – опубліковано 15.07.2005, бюл. № 7.

24. Білинський Й. Й. Експериментальне дослідження чистоти рідини за показником поверхневого натягу / Й. Й. Білинський, О. С. Городецька, П. М. Ратушний // Вісник Хмельницького національного університету, частина 1, Том 2. – 2005. – № 4. – С. 241–244.

25. Розробка телевізійної оптико-цифрової системи для визначення капілярних характеристик розплавів / Л. І. Муравський, Я. П. Кулинич // Методи та прилади контролю якості. – 2001. – № 7. – С. 36–42.

26. Methods for estimating geometric parameters of retinal vessels using diagnostic images of fundus / [Brantchevsky S. L., Durasov A. B., Plyasova N. Yu., Ustinov A. V.] // Proceedings SPIE – 1998. – Vol. 3348. – P. 316–325.

27. Method for the distinguishing and quantitative evaluation of the elements of pathological patterns in the retina (pathology of microcirculation) / [Brantchevsky S. L., Vasiliev Yu. V., Durasov A. B., Plyasova N. Yu.] // Proceedings SPIE. – Vol. 2363. – P. 236–242.

28. Ильясова Н. Ю. Экспертная компьютерная система диагностики глазных заболеваний по изображениям глазного дна / Ильясова Н. Ю., Устинов А. В., Баранов В. Г. // Компьютерная оптика. – 1999. – № 19. – С. 202–209.

29. Бронштейн И. Н. Справочник по математике / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. – 1956.

30. Ратушний П. М. Фільтр для придушення імпульсних шумів на зображеннях / Білинський Й. Й., Ратушний П. М. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології – № 1 (13) – 2007. – С. 30–33.

31. Ратушний П. М. Відновлення неперервного контуру на основі його дискретного подання / Мотигін В. В., Юкиш С. В., Ратушний П. М. // МНТЖ Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах – № 2. – 2008. – С. 173–176.

32. Ратушний П. М. Субпіксельна оцінка границі дискретних зображень / Білинський Й. Й., Городецька О. С., Ратушний П. М. // Вісник Хмельницького національного університету – Том 2. – № 2. – 2007. – С. 143–146.

33. Ратушний П. М. Субпіксельна оцінка координат лазерної лінії / Білинський Й. Й., Ратушний П. М., Білинський В. Й. // Вісник Черкаського державного технологічного університету – Спецвипуск 2007. – С. 17–19.

34. Ратушний П. М. Детектор крайового детектування на основі низькочастотної фільтрації / Білинський Й. Й., Юкиш С. В., Ратушний П. М. // Вісник Хмельницького національного університету. – № 1. – 2009. – С. 230–233.

35. Пат. 25485А Україна, МПК G 06 K 9/36. Спосіб визначення краю примежової кривої зображень / Білинський Й. Й., Ратушний П. М., Мельничук А. О.; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет – № 200703607, заявл. 02.04.2007; опубл. 10.08.07, Бюл. №12.

36. Пат. 32886 Україна, МПК G 01 K 9/64. Спосіб ізотропного виділення контуру зображення / Білинський Й. Й., Юкиш С. В., Ратушний П. М.; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет – № 200713462, завл.03.12.2007; опубл. 10.06.08, Бюл. №11.

37. Свідоцтво на реєстрацію авторського права на твір № 23631 Україна. Комп'ютерна програма «Локалізація краю об'єкта на зображенні»/ Й. Й. Білинський, П. М. Ратушний. Дата реєстрації 1.02.08. – 4 с.

38. Воробель Р. А. Цифрова обробка зображень на основі теорії контрастності : дис. д-ра техн. наук : 05.13.06 / НАН України. – Л., 1999. – 369 с.

39. Canny J. F. Finding edges and lines in images. / Canny J. F. // Master's thesis, MIT – Cambridge, USA. – 1983. – P. 25–29.

40. Регистрационное удостоверение «Компьютерный капиллярскоп» №ФС 022а2005/1494-05 от 18.04.2005.

41. Ратушний П. М. Фільтр для придушення імпульсних шумів на зображеннях / П. М. Ратушний, Й. Й. Білинський // Сучасні проблеми мікроелектроніки, радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування: II міжнародна науково-технічна конференція, 16–19 листопада 2006 р.: тези доповідей. – Вінниця, 2006. – С.134–135.



42. Ратушний П. М. Математична модель алгоритму підвищення різкості слабоконтрастних двовимірних зображень / П. М. Ратушний // Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси: II міжнародна науково-практична конференція, 25–28 травня 2009 р.: збірка тез. – Київ, 2009. – С. 210–211.

43. Білінський Й. Й. Метод субпіксельного визначення краю об'єкта на зображенні на основі низькочастотної фільтрації / Білінський Й. Й., Мотигін В. В. // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 2008. – № 3. – С. 56–58.

44. Ратушний П. М. Комп'ютерна система виділення контуру слабоконтрастних цифрових зображень / П. М. Ратушний // Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування: IV міжнародна науково-технічна конференція, 8–10 жовтня, 2009 р., тези доповідей. – Вінниця 2009. – С. 59–60.

45. Fu K. A survey on image segmentation / Fu K., Mui J. // Pattern Recognition – 1981. – № 13. – P. 3–16.

46. Pal N. A survey on image segmentation techniques / Pal N., Pal S. // Pattern Recognition. – 1993. – № 26. – P. 1277–1294.

47. Skarbek W. Color Image Segmentation / Skarbek W., Koschan A. // A Survey, Technischer Bericht Technical University of Berlin. – 1994. – P. 24–32.

48. Lucchese L. Color Image Segmentation / Lucchese L., Mitra S. // A State-of-the-Art Survey, Image Processing, Vision, and Pattern Recognition. – Proc. of the Indian National Science Academy (INSA-A), New Delhi, India. – 2001. – P. 207–221.

49. Ратушний П. М. Метод підвищення різкості слабоконтрастних двовимірних зображень / Білінський Й. Й., Ратушний П. М., Клименко І. В. // Вісник політехнічного інституту – 2009. – № 6. – С. 12–15.

50. Пат. 45887 Україна, МПК G 06 K 9/36. Спосіб підвищення різкості зображення / Білінський Й. Й., Ратушний П. М., Мельничук А. О.; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет – №200907326, заявл. 13.07.09; опубл. 25.11.09, Бюл. № 22.

51. Transactions on Image Processing. 22 Jain, A. K., «Advances in mathematical models for image processing», Proceeding of the IEEE, vol. 69, no. 5., P. 502–528.

52. Русин Б. П. Системи синтезу, обробки та розпізнавання складно-структурованих зображень / Б. П. Русин – Л. : Вертикаль, 1997. – 264 с.
53. Robinson G. S. Edge detection by compass gradient masks, *Comput. / Robinson G. S. – Vision Graphics Image Process.* – 1977. – № 6. – P. 492–501.
54. Field D. J. Relations between the Statistics and Natural Images and the Responses Properties of Cortical Cells / Field D. J. // *J. Optical Soc. Am., vol. A, no. 4, 1987.* – P. 2379–2394.
55. Konishi, A. L. A Statistical Approach to MultiScale Edge Detection / Konishi, A. L., Yuille J. M., Coughlan // *Proc. Workshop Generative-Model-Based Vision : GMBV, 2002.*
56. Шлезингер М. Десять лекцій по статистическому и структурному распознаванию. / Шлезингер М., Главач В. – К. : Наукова думка, 2004. – 538 с.
57. Система управления процессом распознавания и определения геометрических размеров объектов для гибких производственных систем / [Шевчук В. П., Мелехов Д. Б., Титов Р. Н., Саньков А. Г.] // *Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика.* – 2004. – № 5. – С. 54–57.
58. Білинський Й. Й. Класифікація методів крайового детектування зображень / Білинський Й. Й. // *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.* – 2007. – № 1. – С. 161–169.
59. Білинський Й. Й. Субпікселне вимірювання геометричних параметрів сегментних елементів зображення / Білинський Й. Й. // *Методи та прилади контролю якості.* – 2007. – Вип. 19. – С. 35–39.
60. Білинський Й. Й. Сучасні технічні методи діагностики опорно-рухового апарату людини / Й. Й. Білинський, Є. М. Коваленко, В. М. Коваленко // *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.* – 2000. – № 3. – С. 140–144.
61. Threedimensional optical profilometry for artwork inspection / [Schirripa Spagnolo G., Guattari G., Sapia C., Ambrosini D. at al.] // *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.* – 2000. – V. 2. – P. 353–361.
62. Surrel J. The fringe projection technique for shape acquisition of live biological objects / Surrel J., Surrel Y. // *J. Opt.* 1998. – V. 29. – P. 6–13.

63. Notni G. 360-deg shape measurement with fringe projection: calibration and application / Notni G. // In:FRINGE'01, 4th Int. Workshop on Automatic Processing of Fringe Patterns, W. Osten and W. Jueptner, eds. ELSEVIER. – 2001. – P. 311–323.

64. Gurov I. Rough surface shape retrieval in a fringe projection technique by the image enhancement and fringe tracing method / Gurov I., Vozniuk J. // In: Proc. QCAV'2001, Int. Conf. on Quality Control by Artificial Vision (Le Creusot, France, May, 21–23, 2001), Toulouse, CEPADUES-EDITIONS, 2001. – V. 1. – P. 79–84.

65. Posdamer J. L. Surface measurement by space-encoded projected beam systems / J. L. Posdamer, M. D. Altschuler // Computer Graphics and Image Processing. – 1982. – V. 18, №. 1. – P. 1–17.

66. Kujawinska M. Real-time 3D shape measurement based on color structure light projection / Kujawinska M., Wegiel M., Sitnik R. // In:FRINGE'01, 4th Int. Workshop on Automatic Processing of Fringe Patterns, W. Osten and W. Jueptner, eds. ELSEVIER. – 2001. – P. 324–331.

67. Salvi J. Pattern codification strategies in structured light systems / Salvi J., Pagis J., Batlle J. // Pattern Recognition. – 2004. – V. 37, №. 4. – P. 827–849.

68. Shtuchkin A. Structured light range sensing using color patterns and two stage dynamic programming / Shtuchkin A., Gurov I. // In: Proc. OSAV'2004, Int. Topical Meeting on Optical Sensing and Artificial Vision (St. Petersburg, Russia, 19–21 October 2004). Saint Petersburg State University ITMO – 2004. – P. 40–47.

69. Zhang Li Rapid shape acquisition using color structured light and multipass dynamic programming / Zhang Li, Curless B., Seitz S. // Int. Symp. on 3D Data Processing, Visualization and Transmission. Padova, Italy. – 2002. – P. 24–36.

70. Філінюк М. А. Критеріальна оцінка ефективності узагальнених перетворювачів іммітансу / Філінюк М. А., Ле Туан Ту, Піддубний О. П. // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 1999. – № 1. – С. 85–90.

71. Орнатский П. П. Теоретические основы информационно-измерительной техники / П. П. Орнатский. – К. : Высшая школа, 1983. – 455 с.

72. Lee J. S. Digital image smoothing and the sigma filter / J. S. Lee // Proc of Computer Vision, Graphics, Image Processing. – 1983. – Vol. 24. – P. 255–269.

73. Рабинер Л. Теория и применение цифровой обработки сигналов / Рабинер Л., Гоулд Б. – М. : Мир, 1978. – 848 с.

74. Хромов Л. И. Видеоинформатика. Передача и компьютерная обработка видеоинформации / Л. И. Хромов, А. К. Цицулин, А. Н. Куликов. – М. : Радио и связь, 1991. – 192 с.

75. Бейтс Р. Восстановление и реконструкция изображений / Бейтс Р., Мак-Донелл – М. : Мир, 1989. – 230 с.

76. Даджион Д., Цифровая обработка многомерных сигналов / Даджион Д., Мерсеро. – М. : Мир, 1988. – 382 с.

77. Васильев К. К. Методы фильтрации многомерных случайных полей/ Васильев К. К., Крашенинников В. Р. – Саратов : Сарат. гос. ун-т, 1990. – 85 с.

78. Грузман И. С. Двухэтапная фильтрация изображений на основе использования ограниченных данных / И. С. Грузман // Радиотехника и электроника. – 1995. – № 5. – 245 с.

79. Грузман И. С. Двухэтапная фильтрация бинарных изображений / И. С. Грузман // Автометрия – 1999. – № 3. – С. 41–47.

80. Т. С. Хуанг Быстрые алгоритмы в цифровой обработке изображений / Т. С. Хуанг. – М. : Радио и связь, 1984. – 221 с.

81. Старк Г. Реконструкция изображений / Старк Г. – М. : Мир, 1992. – 636 с.

82. Василенко Б. И. Восстановление изображений. / Б. И. Василенко, А. М. Тараторин. – М. : Радио и связь, 1986. – 304 с.

83. Evaluation of errors in automatic image analysis determination of sessile drop shapes / [R. S. Bachevsky, Y. V. Naidich, N. F. Grigorenko at al.] // Proc. Int. Conf. «High Temperature Capillarity» N. Eustathopoulos Ed. – Bratislava, 1995. – P. 254–258.

84. Image analysis of corrosion pit damage / [S. Journaux, C. Guillaumin, P. Gouton et al.] // Opt. Eng. – 1999. – Vol. 38, № 8. – P. 1312–1318.

85. Муравський Л. І. Інструментальна похибка вимірювання геометричних параметрів тіньових зображень в оптико-цифровій системі / Л. І. Муравський // Фізичні методи та засоби контролю середовищ, матеріалів та виробів – 2001. – Вип. 6. – С. 202–207.

86. Беликова Т. П. Некоторые методы цифрового препарирования изображений. Цифровая обработка сигналов и ее применение / Т. П. Беликова. – М. : Наука, 1981. – С. 87–98.

87. Уэзерел У. Оценка качества изображения. Проектирование оптических систем / Под ред. Р. Шеннона, Дж.Вайанта. – М. : Мир, 1983. – С. 178–332.

88. Рудаков П. И. Обработка сигналов и изображений в MATLAB 5.x. / П. И. Рудаков, И. В. Сафонов. – М. : ДИАЛОГ-МИФИ, 2000. – 416 с.

89. Griffin P. M. Process capability of automated visual inspection systems / Griffin P. M., Villalobos J. R. // IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics. – 1992. – Vol. 2, № 3. – P. 441–448.

90. Борн М. Основы оптики. / Борн М., Вольф Э. – М. : Наука, 1973. – 719 с.

91. Papoulis A. Probability, Random Variables and Stochastic Processes. / Papoulis A. // New York, NY:Mc-Graw-Hill, 1965. – P. 621–639.

92. Путятин Е. П. Обработка изображений в робототехнике / Е. П. Путятин, С. И. Аверин. – М. : Машиностроение, 1990. – 320 с.

93. Ярославский Л. П. Цифровая обработка полей в оптических системах. Цифровая оптика / Новые физические принципы оптической обработки информации. // Л. П. Ярославский – М. : Наука, 1990. – С. 360–399.

94. М. Бертеро. Некорректные задачи в предварительной обработке визуальной информации / М. Бертеро, Т. А. Поджо // ТИИЭР. – 1988. – Т.76, № 8. – С. 17–39.

95. Havelock D. I. Geometric precision in noise-free digital images / Havelock D. I. // IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. – 1989. Vol. 11, № 10. – P. 1065–1075.

96. Коротаев В. В. Проблемы разработки оптико-электронных систем для контроля деформаций крупногабаритных объектов / В. В. Коротаев, А. Н. Тимофеев, А. Г. Иванов // Оптический журнал. – 2006. – Т. 67. № 4. – С. 43–46.

97. Медицинские приборы: Разработка и применение / [Джон В. Кларк, Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. и др.] ; Редю Джон Г. Вебстер. – К. : Медторг, 2004. – 620 с.

98. Самошкин М. А. Автоматизация преобразования и обработки графической информации / М. А. Самошкин. – М. : Мир, 1991. – 326 с.
99. Исаков В. Л. Современные методы автоматизации цитологических исследований / В. Л. Исаков, В. Г. Пинчук, Л. М. Исакова – К. : Наукова думка, 1998. – 345 с.
100. Никулин Е. А. Компьютерная геометрия и алгоритмы машинной графики / Е. А. Никулин. – СПб. : БХВ-Петербург, 2003. – 560 с.
101. Абду И. Э. Количественный расчет детекторов контуров, основанных на подчеркивании перепадов яркости с последующим пороговым ограничением / И. Э. Абду, У. К. Прэтт // ТИИЭР. – 1979. – Т. 67, № 5. С. 59–70.
102. Weiss. High-order differential filters that work / Weiss // IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 16(7), 1994. – P. 734–739.
103. Ali Ajdari Rad. Fast Circle Detection Using Gradient Pair Vectors / Ali Ajdari Rad, Karim Faez and Navid Qaragozlou // Proc. VIIth Digital Image Computing, 2003. – P. 879–887.
104. Пат. 5 081 689, США. Apparatus and Method for Extracting Edges and Line / R.H. Meyer, K.K. Tong.
105. Фурман Я. А. Обработка контуров изображений с протяжёнными прямолинейными границами / Я. А. Фурман, И. Л. Егошина // Автометрия. – 1999. – № 6. – С. 93–104.
106. Fisher R. B. A Comparison of Algorithms for Subpixel Peak Detection / Fisher R. B., Naidu D. K. // Advances in Image Processing, Multimedia and Machine Vision. – Heidelberg: Springer-Verlag. – 1996. – № 4. – P. 205–229.

*Наукове видання*

**Білінський Йосип Йосипович  
Ратушний Павло Миколайович**

**Методи та система оброблення  
слабоконтрастних зображень для оцінювання  
показників мікрокапілярів кінцівок людини**

Монографія

Редактор Н. Мазур  
Оригінал-макет підготовлено П. Ратушним

Підписано до друку 05.04.2012 р.  
Формат 29,7×42¼. Папір офсетний.  
Гарнітура Times New Roman.  
Друк різнографічний. Ум. др. Арк. 7,05  
Наклад 100 прим. Зам № 2012-039

Вінницький національний технічний університет,  
КІВЦ ВНТУ,  
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,  
ВНТУ, ГНК, к. 114.  
Тел. (0432) 59-85-32.  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.

Віддруковано у Вінницькому національному технічному університеті,  
в комп'ютерному інформаційно-видавничому центрі,  
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,  
ВНТУ, ГНК, к. 114.  
Тел. (0432) 59-81-59  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.





