

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук

**МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ОБРОБЛЕННЯ
УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ
ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ДІАГНОСТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ
ЖОВЧОВИДІЛЬНОЇ СИСТЕМИ**

Монографія

Вінниця
ВНТУ
2014

УДК 004.93: 681.3

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 29.11.2012 року).

Рецензенти:

Хаймзон І. І., доктор технічних наук, професор

Куц Ю. В., доктор технічних наук, професор

Білінський, Й. Й.

Б61 Методи та засоби оброблення ультразвукових зображень для оцінювання діагностичних параметрів жовчовидільної системи : монографія / Й. Й. Білінський, А. О. Мельничук. – Вінниця : ВНТУ, 2014. – 124 с.

ISBN 978-966-641-567-0

В монографії розглядаються питання цифрового оброблення ультразвукових діагностичних зображень жовчовидільної системи і оцінювання геометричних розмірів об'єктів на такому зображенні. Наведено опис математичних моделей і методів адаптивної фільтрації та сегментації ультразвукових зображень, а також представлені результати практичних досліджень, що підтверджують ефективність запропонованих методів у порівнянні з відомими.

УДК 004.93: 681.03

ББК 32.973.2

ISBN 978-966-641-567-0

© Й. Білінський, А. Мельничук, 2014

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	5
ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1 Аналіз методів фільтрації, сегментації та визначення геометричних розмірів жовчовидільної системи на діагностичних ультразвукових зображеннях	8
1.1 Діагностування патологій жовчовидільної системи на УЗД.....	8
1.2 Оцінювання якості зображення ультразвукового апарата і шляхи її підвищення	11
1.3 Аналіз інформативних параметрів діагностичних УЗ-зображень жовчовидільної системи.....	13
1.4 Методи фільтрації спекл-шуму на УЗ-зображеннях	14
1.5 Методи сегментації зображень УЗД	21
1.6 Оцінювання ефективності діяльності оператора при опрацюванні УЗ-зображень	28
РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ВТОРИННОЇ ОБРОБКИ УЗ-ЗОБРАЖЕНЬ ЖОВЧОВИДІЛЬНОЇ СИСТЕМИ.....	33
2.1 Формулювання вимог до методів цифрової обробки УЗ-зображення жовчовидільної системи	33
2.2 Розробка математичної моделі спекл-шуму на УЗ-зображенні	35
2.2.1 Статистичний розподіл спекл-шуму на УЗ-зображеннях	35
2.2.2 Математична модель спекл-шуму на медичних УЗ-зображеннях жовчовидільної системи.	38
2.2.3 Дослідження математичної моделі спекл-шуму на УЗ-зображенні	41
2.3 Розробка математичної моделі адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗ-зображенні жовчовидільної системи.....	42
2.3.1 Математична модель фільтрації на основі анізотропної дифузії	42
2.3.2 Визначення оптимальних параметрів фільтра на основі анізотропної дифузії	44
2.3.3 Аналіз математичної моделі адаптивного фільтра спекл-шуму на УЗ-зображенні	48
2.4 Розробка математичної моделі сегментації УЗ-зображень жовчовидільної системи.....	49
2.4.1 Математична модель методу сегментації УЗ-зображень	50
2.4.2 Дослідження математичної моделі сегментації УЗ-зображень.....	54

2.5 Вплив фільтрації на морфологічну структуру УЗ-зображення.....	57
РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА МЕТОДІВ ФІЛЬТРАЦІЇ ТА СЕГМЕНТАЦІЇ УЗ-ЗОБРАЖЕНЬ ЖОВЧОВИДІЛЬНОЇ СИСТЕМИ.....	
3.1 Розробка методу фільтрації спекл-шуму УЗ-зображення	60
3.2 Дослідження роботи методу фільтрації спекл-шуму	63
3.3 Оцінювання ефективності фільтрації спекл-шуму на УЗ-зображеннях.....	68
3.4 Розробка методу сегментації УЗ-зображення	70
3.5 Дослідження методу сегментації УЗ-зображень	72
3.6 Оцінювання ефективності методу сегментації УЗ-зображення.....	74
3.7 Оцінювання впливу роботи фільтра на результат сегментації	77
3.8 Визначення геометричних параметрів об'єктів жовчовидільної системи на УЗ-зображенні	83
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА АПАРАТНО-ПРОГРАМНОГО ЗАСОБУ ОЦІНЮВАННЯ ДІАГНОСТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ЖОВЧОВИДІЛЬНОЇ СИСТЕМИ НА УЗ-ЗОБРАЖЕННЯХ.....	
4.1 Розробка апаратно-програмного засобу дослідження жовчовидільної системи на УЗ-зображеннях з використанням ПЛІС	86
4.2 Апаратна реалізація адаптивного фільтра спекл-шуму на УЗ-зображенні на основі ПЛІС.....	89
4.3 Апаратна реалізація методу сегментації на ПЛІС.....	99
4.4 Розробка блока конвертування УЗ-зображень в формат VHDL	108
4.5 Аналіз етапів обробки УЗ-зображень жовчовидільної системи.....	109
4.5.1 Порівняльний аналіз процесу адаптивної фільтрації спекл-шуму	109
4.5.2 Порівняльний аналіз процесу сегментації УЗ-зображень жовчовидільної системи	110
4.6 Розробка інтерфейсу комп'ютерної програми US-diagnosis для визначення геометричних параметрів УЗ-зображення жовчовидільної системи	112
4.7 Експериментальні дослідження засобу визначення діагностичних параметрів зображення УЗД із використанням фантома	113
ВИСНОВКИ.....	116
ЛІТЕРАТУРА	118

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

- АПЗ – апаратно-програмний засіб
- ЖМ – жовчний міхур
- ПЛІС – програмовані логічні інтегральні схеми
- СКВ, MSE – середньоквадратичне відхилення
- УЗД – ультразвукове діагностування
- УЗ-зображення – ультразвукове зображення
- ЦОС – цифрова обробка сигналів
- CNR – пікове співвідношення контраст/шум
- NMSE – нормоване середньоквадратичне відхилення
- PSNR – Peak Signal-Noise Ratio (Пікове співвідношення сигнал-шум)

ВСТУП

Вчасне діагностування та раннє лікування патологій на початкових етапах їх розвитку завжди дає ефективний результат. Необхідність раннього діагностування зумовлює необхідність розвитку та удосконалення медичних діагностичних систем. Ультразвукове дослідження в сучасній медицині є досить поширеним методом діагностики. УЗД організму людини забезпечує діагностику локальних аномалій і пороків розвитку, дегенеративно-дистрофічних захворювань зв'язко-суглобного апарату, первинних і вторинних пухлин, різноманітних патологій кісток, органів грудної клітини, черевної порожнини, черепа та ін.

На сьогодні УЗД є ключовим методом діагностування захворювань жовчовидільної системи, що успішно використовується для виявлення аномалій розвитку та різноманітних патологій жовчного міхура та системи жовчних протоків. УЗД є одним із основних методів діагностування дискінезій жовчовидільної системи, гострого і хронічного холециститу, емпієми, гангрени, перфорації стінки жовчного міхура. Вагоме значення УЗД має для діагностування жовчнокам'яної хвороби. Найменший розмір конкрементів, що можуть бути діагностуванні, складає 1-2 мм, іноді навіть вдається визначити осад (пісок). Також можливо діагностувати гіпертрофічні захворювання, такі як аденоміоматоз і холестероз.

Такої ефективності можна досягти шляхом не тільки удосконалення технологій отримання зображень, але й завдяки використанню методів вторинної обробки отриманих зображень.

Проблемами обробки УЗ-зображень займалися такі вчені як Д. Куан, П. Перона, Дж. Малік, Й. Йу, С. Актіон, В. Фрост, Т. Кутс, Д. Канні та інші. Але, беручи до уваги різноманітність діагностичних параметрів, що використовуються для встановлення діагнозу по конкретному УЗ-зображенню, існує низка специфічних задач, до кінця не розв'язаних, оскільки методи цифрової обробки не завжди задовольняють вимоги, що висуваються до діагностичних засобів для виявлення ряду патологій жовчовидільної системи.

Розвиток сучасного УЗД-обладнання йде двома шляхами: удосконаленням методів реєстрації відбитих ехосигналів, насамперед удо-

сконалення датчиків та системи реєстрації зображення; та шляхом розвитку методів вторинної обробки отриманих статичних УЗ-зображень. Причому розробка методів вторинної обробки зображень не потребує значних матеріальних та ресурсних затрат.

На сьогодні переважна більшість автоматизованих систем УЗД працюють в інтерактивному режимі, оскільки важливу роль в процесі визначення діагностичних параметрів об'єктів жовчовидільної системи відіграє лікар. Але як показали дослідження особливостей зору людини, чутливість ока є обмеженою в умовах низького рівня контрасту, високого рівня шумів і розмитості, що є характерним для типових УЗ-зображень. Тому людина, інтерпретуючи отримане УЗ-зображення, як правило, вносить велику похибку в оцінювання розмірів досліджуваних об'єктів, що може в результаті суттєво вплинути на коректну постановку діагнозу. В той же час існуючі методи вторинної обробки УЗ-зображень не завжди задовольняють вимоги конкретної задачі визначення тих чи інших діагностичних параметрів зображення, їх використання може призвести до неповного усунення шумів, розмивання країв об'єктів, некоректної сегментації тощо. А у випадку діагностування патологій, таких як жовчнокам'яна хвороба, холецистит, водянка та ін. важливою є висока точність визначення геометричних параметрів досліджуваних об'єктів.

Таким чином, постановка коректного діагнозу в значній мірі залежить від автоматизованої системи УЗД, яка повинна забезпечувати високу якість отриманих зображень, а також високу ефективність визначення необхідних інформативних параметрів.

Шляхом цифрової обробки зображення можна підвищити різкість та знизити рівень шумів, виділити текстуру, а також визначити з заданою точністю геометричні параметри, оскільки для постановки правильного діагнозу і призначення в подальшому адекватного лікування має значення різниця довжин в кілька міліметрів.

Монографія складається із вступу, 4 розділів, висновку і списку із 72 використаних джерел.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ МЕТОДІВ ФІЛЬТРАЦІЇ, СЕГМЕНТАЦІЇ ТА ВИЗНАЧЕННЯ ГЕОМЕТРИЧНИХ РОЗМІРІВ ЖОВЧОВИДІЛЬНОЇ СИСТЕМИ НА ДІАГНОСТИЧНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕННЯХ

Ультразвукове дослідження (УЗД) є методом неінвазивного візуального діагностування в медицині. Встановлено, що органи і тканини тіла людини мають різну проникність для ультразвукових хвиль. Від одних структур хвиля відбивається, іншими поглинається, через треті – проходить майже без втрат. Принцип ехолокації покладено в основу пристроїв ультразвукового сканування – відбиті від неоднорідних за проникністю тканин ультразвукові хвилі вловлюються датчиком апарата і після комп'ютерної обробки перетворюються на екрані монітора у зображення зрізу тканин [1].

На відміну від інших методів візуального діагностування, зокрема рентгенографічного обстеження, комп'ютерної томографії та магнітно-резонансної томографії, УЗД за своїм опромінюючим впливом – менш шкідливе для організму людини, тому може використовуватись багаторазово, наприклад, для спостереження за динамікою розвитку захворювань та оцінювання результатів лікування. Завдяки цій перевазі, а також доступній вартості апаратури, УЗД набуло широкого поширення в медичних закладах у всьому світі [2].

1.1 Діагностування патологій жовчовидільної системи на УЗД

УЗД є одним із найбільш ефективних методів діагностування патологій жовчовидільної системи. Із типового зображення УЗД можна виділити велику кількість інформативних параметрів, що дозволяють з високим ступенем достовірності визначити певні патології. Основними параметрами, що мають діагностичну цінність, є геометричні розміри об'єктів та відстані між ними [3].

На рис. 1.1 представлені типові зображення УЗД жовчного міхура, за якими здійснюють діагностування. На рис. 1.1а, б наведено зображення УЗД загальної жовчної протоки та його інтерпретація (протока позначена на рисунку цифрою «66»). Її розмір в нормі складає 7–9 мм. Розширена протока (перевищує 9 мм в діаметрі) завжди є видимою

спереду і збоку від ворітної вени (позначено на рис. цифрою «11»). Дрібні внутрішньопечінкові жовчні протоки паралельні гілкам ворітної вени і в нормі не проглядаються. Вони стають видимими вздовж ворітних вен, коли при обструкції розширюються жовчні протоки і з'являються симптоми «двоствольної рушниць» (див. рис. 1.1в, г).

На рис 1.1д, ж наведено зображення жовчного міхура із конкрементами, що утворюються через зміну складу виділеної жовчі. Залежно від складу, конкременти можуть передавати звук майже повністю, плавати в жовчному міхурі (холестеринові конкременти), чи відображати звук таким чином, що видна лише передня поверхня. Конкремент діагностується, якщо ехогенна структура (позначено на рис. цифрою «65») зміщується по стінці жовчного міхура (позначено на рис. цифрою «80») при зміні положення тіла пацієнта. Залежно від розмірів і кількості каменів призначається відповідне лікування. Товщина стінки жовчного міхура в нормі натщесерце складає менше 4 мм. Потовщення стінки жовчного міхура (рис. 1.1з, е) без ознак її запалення може бути характерним для багатьох випадків, таких як асцит, гіпоальбумінемії чи правошлункової недостатності. Додатковою ознакою, що вказує на гостре запалення є скупчення навколо жовчного міхура рідини між нижньою поверхнею печінки і правою ниркою. Контури жовчного міхура можуть бути невидимими у місці примикання до паренхіми печінки (позначено на рисунку цифрою «9»). Збільшення діаметра жовчного міхура на понад 4 см є ознакою водянки, але ще більш характерним для водянки є зміна форми жовчного міхура від грушоподібної до сферичної. Виявлення газу в межах просвіту жовчного міхура чи його стінки є достовірною ознакою інфікування газомісними мікроорганізмами. Хронічний холецистит може призвести до скорочення жовчного міхура чи утворення наростів на стінці міхура із кальцифікату, за розміром яких можна судити про ступінь розвитку патології.

Отже із урахуванням наведеного вище опису органів жовчовидільної системи та їх патологій, діагностичну цінність мають такі параметри об'єктів на зображенні:

- розміри жовчного міхура (в нормі 11 і 4 см);
- розмір загальної жовчної протоки (в нормі 0,6...0,9 см);
- видимість внутрішньопечінкової жовчної протоки (в нормі не проглядається);

- товщина стінки жовчного міхура (в нормі менше 0,4 см);
- наявність розшарування в стінці жовчного міхура (в нормі стінка не має розшарувань);
- наявність, кількість та розміри патогенних включень (конкременти, поліпи).

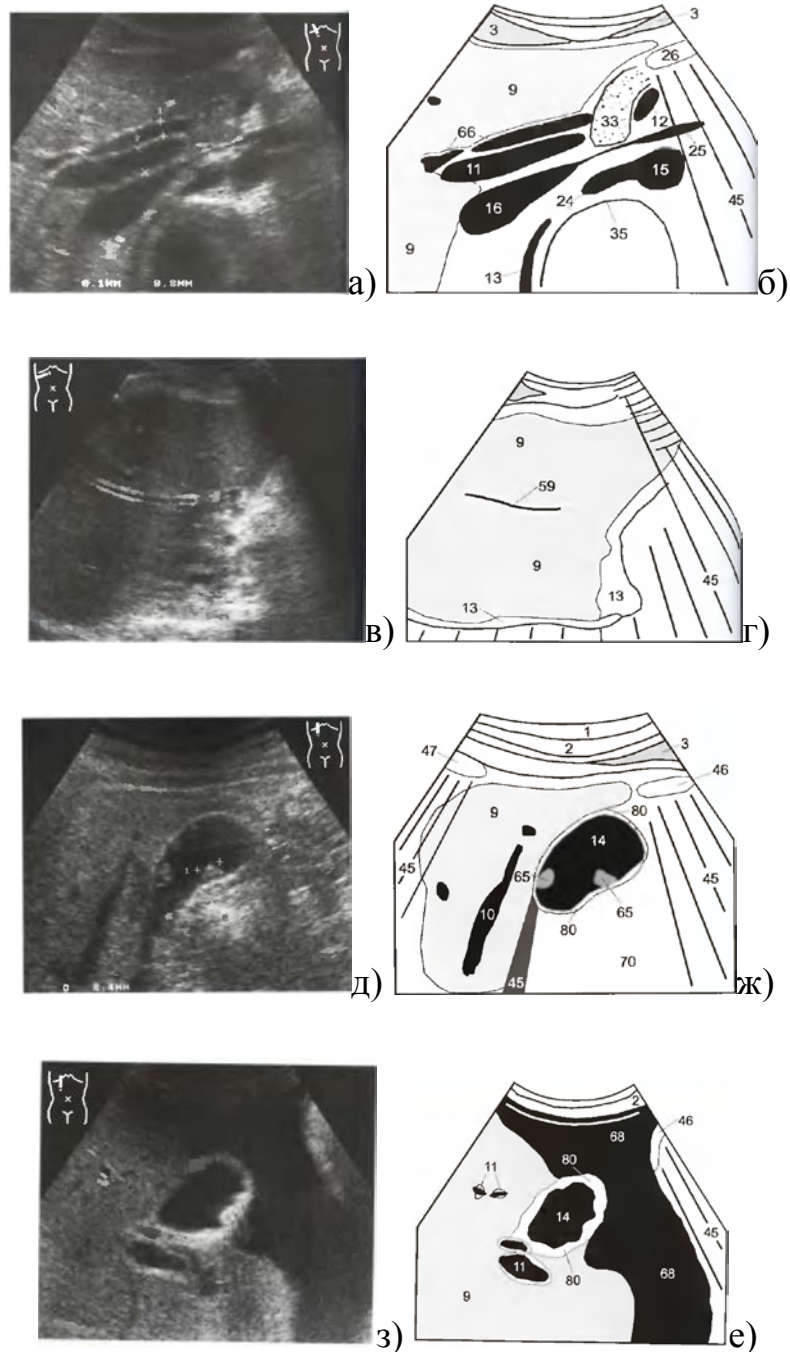


Рисунок 1.1 – Типові зображення УЗД жовчного міхура (а, в, д, з); інтерпретація об'єктів на зображеннях УЗД (б, г, ж, е)

Дослідження жовчовидільної системи за допомогою УЗД є добре вивченою та широко розповсюдженою практикою. Проте цей вид діагностування також має певні обмеження, зумовлені загальною низькою якістю вихідного зображення, відтак важливого значення для постановки коректного діагнозу набуває досвід лікаря-діагноста і характеристики його зору [3].

1.2 Оцінювання якості зображення ультразвукового апарата і шляхи її підвищення

Якість зображення УЗД залежить від сукупності характеристик, основними з яких є: роздільна здатність, чутливість, динамічний діапазон, контрастна роздільна здатність, тимчасова роздільна здатність (визначається частотою кадрів в секунду), міра постійності роздільної здатності в зоні зображення; наявність та кількість апаратних артефактів; геометричні спотворення. На сьогодні існують кілька способів оцінки якості зображень УЗД, що дозволяють встановити відповідність апарата технічним і експлуатаційним вимогам [4].

Для оперативної і точної оцінки якості зображення УЗД оптимальним є використання ультразвукового тканиноеквівалентного фантому. Ультразвуковий фантом – пристрій, що імітує умови проходження ультразвукових сигналів в біологічних тканинах. Існує велика кількість фантомів для перевірки як окремих характеристик (спеціальні фантоми), так і сукупності параметрів зображення УЗД-приладу (універсальні фантоми). Основні виробники фантомів – фірми ATS Laboratories Inc. і Radiation Measurements Inc. (RMI) [5].

Фантом являє собою невеликий контейнер прямокутної форми (рис. 1.2), що містить групи відбивачів, розміщених в середовищі, що імітує акустичні характеристики людських органів. Згасання ультразвуку в цьому середовищі приблизно дорівнює згасанню в м'яких біологічних структурах. Поверхня фантома, що контактує з робочою поверхнею датчика, виготовлена із м'якого гладкого матеріалу з акустичними характеристиками, подібними до характеристик шкіри. При випробуваннях на поверхню фантома наноситься шар гелю так само, як і на шкіру людини при огляді. Відбивачі у фантомі імітують різні об'єкти спостереження. Найчастіше використовуються так звані точ-

кові відбивачі, які є нейлоновими струнами малого діаметра (не більше 0,4 мм), протягнуті у фантомі так, щоб вони були перпендикулярні вказаній площині сканування. Точкові відбивачі, закріплені на відомих відстанях один відносно одного, дозволяють отримати кількісні характеристики зображення [6].

Геометричні розміри зображення можна оцінити за допомогою рядів відбивачів, розташованих вертикально і горизонтально. Чутливість приладу при роботі з кожним з датчиків оцінюється глибиною проникнення ультразвукових сигналів всередину фантома. У приладі встановлюється максимальне за глибиною фокусування на передачу і визначається найбільша глибина, на якій ще видно характерні віддзеркалення від паренхімоподібної структури фантома на тлі випадкових шумів приймача. Глибина проникнення визначається за допомогою вертикального ряду точкових відбивачів, відстань між якими складає 1 см.

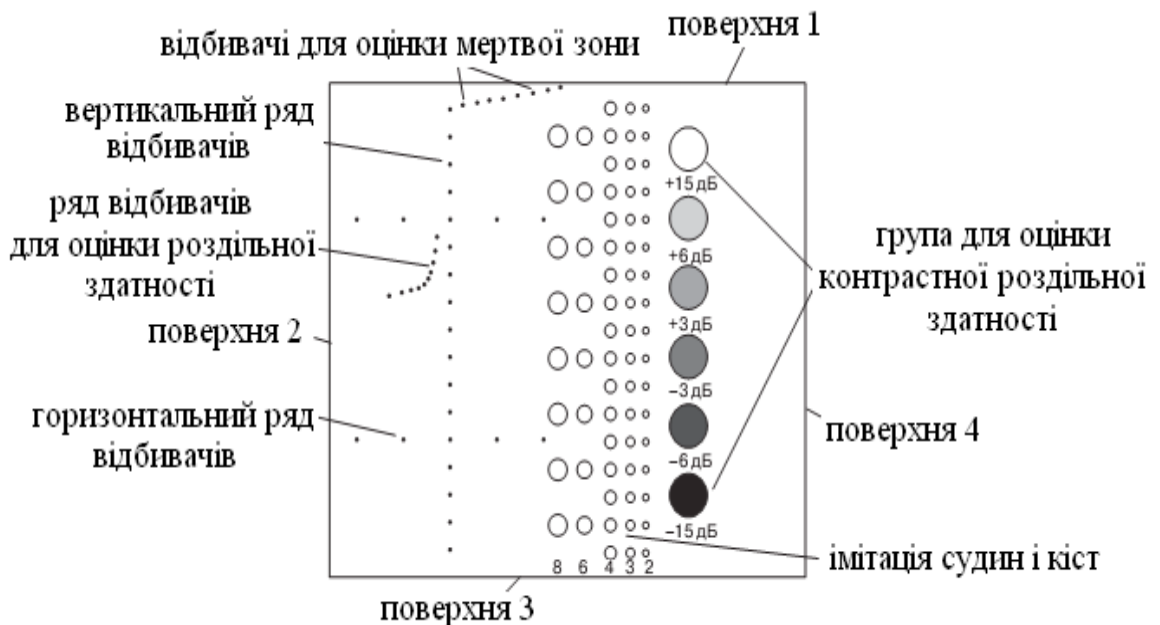


Рисунок 1.2 – Універсальний УЗ фантом: модель 539 ATS Labs

Зображення фантома, отримані на різних приладах приблизно за однакових умов, дозволяють побачити максимальну глибину проникнення і максимальну чутливість приладів різних рівнів.

1.3 Аналіз інформативних параметрів діагностичних УЗ-зображень жовчовидільної системи

Низька якість вихідного зображення УЗД зумовлює обмеженість його діагностичної цінності при діагностуванні патологій жовчовидільної системи. Використання апарату УЗД вимагає високої кваліфікації лікаря, оскільки невдале розміщення сенсора (недотримання вимог розміщення пацієнта) може призвести до неякісного відображення досліджуваного органу. Крім того при вимірюванні характерних відстаней може бути допущена значна похибка, що зумовлено людським фактором та загалом низькою чіткістю зображення [7].

На рис. 1.3 наведено зображення жовчного міхура, отримане УЗД апаратом.

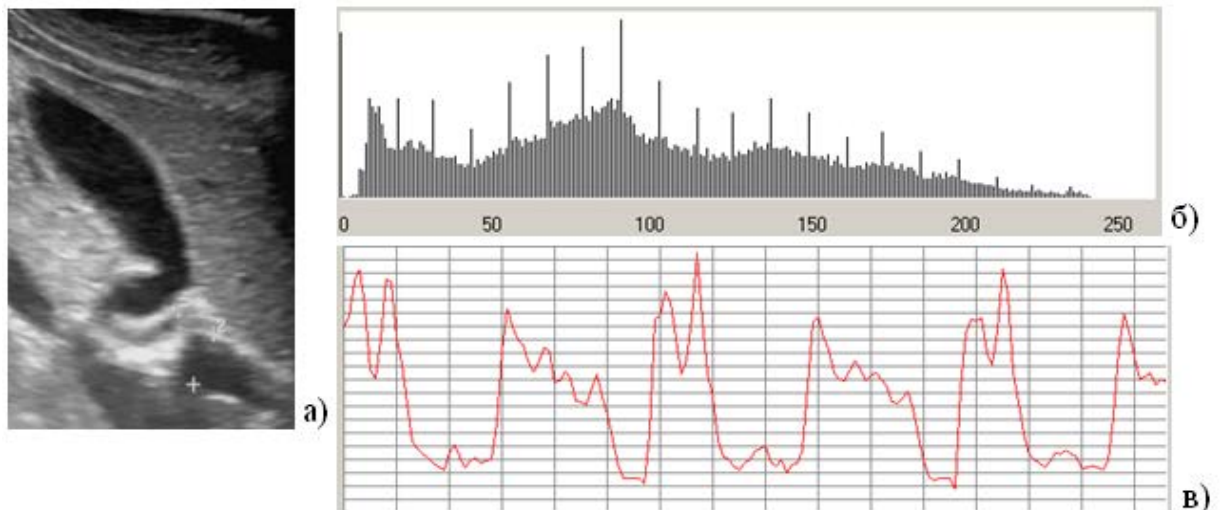


Рисунок 1.3 – Дослідження жовчного міхура на УЗ апараті:
а) типове зображення УЗД; б) гістограма яскравості зображення УЗД;
в) переріз за інтенсивністю зображення УЗД

Гістограма яскравості такого зображення має помітний зсув в бік низьких значень градацій сірого, що утруднює локалізацію об'єкта на темних ділянках (див. рис. 1.3б). Пік щільності інтенсивностей фону не простежується чітко. На наведеному перерізі осцилограми інтенсивності одного рядка зображення УЗД жовчного міхура (див. рис. 1.3в) слід відмітити наявність характерного спекл-шуму, що призводить до візуальної «зернистості» такого зображення. Крім того, простежується

загальний низький рівень різкості. Загалом можна зробити висновок про розмитість зображення УЗД. Останній недолік є найбільш суттєвим, оскільки для визначення розмірів об'єкта необхідно точно локалізувати його край.

Отже можна виділити два основних недоліки медичних ультразвукових діагностичних зображень – низький рівень різкості та наявність шумів [8].

1.4 Методи фільтрації спекл-шуму на УЗ-зображеннях

Існують два основних підходи, направлені на придушення шумів на зображеннях УЗД: усереднення за кадрами і постобробка. Кожен із цих підходів має недоліки:

- усереднення за кадрами знижує реальну частоту зміни кадрів, оскільки отримане в результаті обробки зображення є суперпозицією кількох оброблених кадрів. Тому, зображення рухливих об'єктів, при накладанні один на одного кількох кадрів, може бути нечітким, розмитим [10, 11];

- результатом роботи фільтра постобробки є можлива втрата деталізації, хоча «читабельність» обробленого зображення краща, ніж у оригіналу [12, 13].

Відтак, розробка методу придушення спекл-шуму, що максимально усував би спекл-шум на зображенні та зберігав при цьому дрібні інформативні деталі, є досі не до кінця вирішеною задачею.

Основною ідеєю методів усереднення за кадрами є зіставлення серії ультразвукових зображень одного і того ж об'єкта в різних напрямках сканування і з різними частотами сканування чи під різними напругами та усереднення отриманих зображень для формування результуючого. Вихідне зображення містить меншу кількість шумів. Таким чином можна покращити якість визначення об'єктів, але разом з тим втрачається частина роздільної здатності, система стає складнішою та менш швидкодією [14–16].

Методи постобробки не потребують значних апаратних затрат. Вони базуються на використанні принципів дискретної математики для отриманих статичних зображень УЗД. Методи постобробки поділяються на дві великі групи: одномасштабні та багатомасштабні. За-

гальним недоліком цих методів є часткова втрата інформації через розмиття контурних ліній.

У одномасштабних методах зображення обробляється без зміни його розмірів, у межах вхідного масштабу. До одномасштабних методів відносяться усереднені фільтри, медіанні фільтри, спеціалізовані фільтри Лі, Фроста, Куана, Вінера, Перони–Маліка, та фільтри на основі методів нарощування дифузних областей, описані в роботах [17–35].

Фільтр усереднення має властивість локального усереднення сигналу в межах певного околу, таким чином зменшуючи відношення сигнал/шум. Він вимагає від користувача лише визначити розмір ковзного вікна та вказати відповідні коефіцієнти маски:

$$b(n_1, n_2) = \frac{1}{N \cdot M} \sum_{n_1, n_2 \in N \cdot M} \omega(a, b) \cdot a(n_1, n_2), \quad (1.1)$$

де N, M – розміри ковзного вікна (маски); $\omega(a, b)$ – значення коефіцієнтів маски; $a(n_1, n_2)$ – початкове зображення; $b(n_1, n_2)$ – фільтроване зображення.

Однак, небажаним ефектом застосування такого фільтра є розмиття зображення. Цей фільтр є оптимальним для фільтрації гауссового адитивного шуму, тоді як зашумлені спекл-шумом зображення відповідають моделі мультиплікативного шуму. Використання простого фільтра усереднення не є оптимальним для обробки зображень ультразвукового діагностування.

Медіанний фільтр використовується для фільтрації переважно імпульсних шумів та набув широкого поширення завдяки своїй надійності і можливості збереження контуру. Медіанний фільтр використовує медіанне значення інтенсивності пікселя у межах околу, таким чином створює менше розмитих зображень, ніж усереднений фільтр,

$$b(n_1, n_2) = \text{med} \left(\sum_{n_1, n_2 \in N \cdot M} a(n_1, n_2) \right). \quad (1.2)$$

Цей фільтр також вимагає від користувача задавання розмірів ковзного вікна. Недоліками такого фільтра є часткова втрата деталізації, через розмиття зображення.

Принцип дії **фільтра Вінера** полягає у оцінюванні локального середнього значення та СКВ у околі кожного пікселя:

$$\mu = \frac{1}{N \cdot M} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a(n_1, n_2); \quad (1.3)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{N \cdot M} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a^2(n_1, n_2) - \mu^2, \quad (1.4)$$

де η – ковзне вікно розмірності $N \cdot M$.

Для розрахунку фільтрованого значення кожному пікселу присвоюється нове значення

$$b(n_1, n_2) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} (a(n_1, n_2) - \mu), \quad (1.5)$$

де $b(n_1, n_2)$ – фільтроване і вхідне значення інтенсивності піксела; $a(n_1, n_2)$ – фільтроване значення інтенсивності піксела; v^2 – СКВ шуму, використовується середнє з усіх СКВ по зображенню.

Застосування фільтра Вінера для зашумлених спекл-шумом зображень може призвести до небажаного розмивання країв об'єктів, що становлять діагностичну цінність.

Фільтр Лі розроблено для усунення спекл-шумів із збереженням перепадів інтенсивності на зображенні. Дія фільтра базується на використанні лінійної моделі спекл-шуму і підході мінімізації середньоквадратичної похибки [18]. Обробка піксела здійснюється за таким виразом:

$$\hat{I}_s = \bar{I}_s + k_s (I_s - \bar{I}_s), \quad (1.6)$$

де \bar{I}_s – значення просторових сусідів поточного оброблюваного піксела, k_s – адаптивний коефіцієнт, що визначається виразом

$$k_s = 1 - C_u^2 / C_s^2, \quad (1.7)$$

тут

$$C_s^2 = (1/|\eta_s|) \sum (I_p - \bar{I}_p)^2 / (I_p - \bar{I}_s)^2, \quad (1.8)$$

і C_u^2 – константа для зображення, що може бути визначена як

$$C_u^2 = 1 / ENL, \quad (1.9)$$

чи

$$C_u^2 = \frac{\text{var}(z')}{(z')^2}, \quad (1.10)$$

де ENL – є ефективна кількість переглядів зашумленого зображення; $\text{var}(z')$ – зміна інтенсивності по гомогенній області зображення; z' – середнє значення по гомогенній області зображення.

Показник локальної статистики C_s відіграє певну роль в контролі параметрів фільтрації, забезпечуючи більшу чи меншу глибину фільтрації. Загалом значення k наближається до 0 в гомогенних областях, що дає результати, близькі до використання усередненого фільтра. З іншого боку, значення $k_s \rightarrow 1$ в примежових областях, що в результаті приводить до незначної зміни інтенсивності пікселів в примежових областях.

Фільтр Фроста використовує експоненціально затухаючу модель згортки, що має здатність до адаптації в примежових областях. Области, що містять краї об'єктів визначаються на основі аналізу статистики.

$$\hat{I}_s = \sum_{p \in \eta_s} m_p I_p, \quad (1.11)$$

де

$$m_p = \exp(-KC_s^2 d_{s,p}) / \sum \exp(-KC_s^2 d_{s,p}), \quad (1.12)$$

$$d_{s,p} = \sqrt{(i - i_p)^2 + (j - j_p)^2}, \quad (1.13)$$

де K – коефіцієнт затухання; (i, j) – просторові координати оброблюваного пікселя; S і (i_p, j_p) – координати пікселя p .

Коефіцієнт K вибирається таким чином, що коли ковзне вікно знаходиться над гомогенною областю, його значення наближається до 0, виконується усереднення, а у випадку обробки примежової області значення коефіцієнта стає значним і, як наслідок, фільтрація майже не відбувається.

Загальним недоліком фільтрів Лі і Фроста є те, що спекл-шум, присутній в примежових областях, залишається майже без змін.

Мультимасштабні методи передбачають обробку зображення в різних масштабах. До цього типу відносяться *методи фільтрації з використанням вейвлет-перетворення*.

Вейвлет-перетворення має на меті усунути шум, присутній у високочастотній області спектра, зберігаючи при цьому характеристики сигналу зображення (контурні лінії об'єктів). Вейвлет-перетворення являє собою представлення сигналу у вигляді набору коефіцієнтів у різних масштабах. Вейвлет-перетворення передбачає розкладання вхідного зображення в базисі вейвлет-функції на 4 матриці: $LL1$ $HL1$ $LH1$ і $HH1$ ($LL1$ – результат фільтрації фільтрів $h1$ і $h2$ по строкам, фільтра $h1$ по строкам і фільтра $h2$ по стовпцям, фільтра $h2$ по строкам і фільтра $h1$ по стовпцям та фільтрів $h1$ і $h2$ по стовпцям). Далі процедура повторюється для зображень $LL1$, $LL2$ і т. д.

Методи фільтрації спекл-шуму за допомогою вейвлет-перетворення зазвичай включають такі кроки:

- логарифмічне перетворення;
- вейвлет-перетворення;
- модифікація (зміна) коефіцієнтів, з використанням функції фільтра;
- зворотне вейвлет-перетворення;
- експоненційне перетворення.

Можна виділити 3 великих групи методів фільтрації на основі вейвлетів за принципом дії:

1. Порогові методи – вейвлет-коефіцієнти, менші за порогове значення, розглядаються як шум і усуваються. Головною складністю є визначення відповідного порогу.

2. Методи Баєсової оцінки – методи апроксимують відфільтрований сигнал на основі розподіленої моделі фільтрованого сигналу і зашумленого сигналу. Таким чином, адекватність використовуваної моделі розподілу є критичною для успішного виконання обробки зображення.

3. Методи коефіцієнтів кореляції – методи придушення шумів, що використовують вейвлет-коефіцієнти в різних шкалах. Необхідною умовою використання є попереднє знання законів розподілу. Ці методи є гнучкішими ніж описані вище.

Крім просторової, використовується також і фільтрація в частотній області із використанням фільтрів на основі перетворення Фур'є.

Узагальнений алгоритм **Фур'є-фільтрації** в частотній області можна представити такою послідовністю кроків:

1. Початкове зображення множиться на $(-1)^{x+y}$, відповідно до виразу (1.14). Це робиться для того, щоб його перетворення Фур'є виявилось центрованим, тобто початок координат для образу функції буде в центрі частотного прямокутника в точці $(M/2; N/2)$.

$$\xi[f(x, y)(-1)^{x+y}] = F(u - M/2, v - N/2). \quad (1.14)$$

2. Обчислюється пряме дискретне перетворення Фур'є (ДПФ), $F(u, v)$ зображення, отриманого після попереднього кроку;

3. Функція $F(u, v)$ множиться на деяку перехідну функцію фільтра $H(u, v)$;

4. Обчислюється зворотне ДПФ від результату кроку 3;

5. Виділяється потрібна частка результату кроку 4;

6. Результат кроку 5 множиться на $(-1)^{x+y}$.

Множник $H(u, v)$ пригнічує деякі «зайві» частоти перетворення, залишаючи при цьому інші майже без зміни. Питання знаходження передаточної функції фільтра є ключовим, адже вона визначає, які саме частоти буде відфільтровано [13].

Нехай $f(x, y)$ – вхідне зображення після кроку 1, а $F(u, v)$ – його Фур'є-образ. Тоді Фур'є-образ вихідного зображення визначається виразом

$$G(u, v) = H(u, v) \cdot F(u, v). \quad (1.15)$$

Множення функцій двох змінних H і F здійснюється поелементно. Фільтроване зображення отримують обчисленням зворотного перетворення Фур'є від Фур'є-образу $F(u, v)$, обчислюючи його за формулою

$$\text{Фільтроване зображення} = \xi^{-1}[G(u, v)]. \quad (1.16)$$

Знайдене зображення отримується шляхом відділення дійсної частини з останнього результату і множення її на $(-1)^{x+y}$, щоб компенсувати ефект від множення вхідного зображення на ту ж величину.

Авторами [23, 24] запропоновано **фільтр на основі моделі анізотропної дифузії**. В основі роботи такого фільтра лежить принцип ані-

зотропної дифузії, що описується диференціальними рівняннями часткових змінних для розмивання зображення в просторовій області:

$$\begin{cases} \frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}[c|\nabla I| \nabla I]; \\ I(t=0) = I_0, \end{cases} \quad (1.17)$$

де div – оператор дивергенції; $|\nabla I|$ – градієнт інтенсивності зображення I ; $c|\nabla I|$ – коефіцієнт дифузії; I_0 – початкове зображення.

Запропоновано також два дифузійних коефіцієнти:

$$c(x) = \frac{1}{1 + (x/k)^2}. \quad (1.18)$$

та

$$c(x) = \exp[-(x/k)^2], \quad (1.19)$$

де k – параметр, що характеризує перепади інтенсивності на зображенні.

В методі анізотропної дифузії, величина градієнта інтенсивності використовується як індикатор краю об'єкта на зображенні, що визначається як різкий перепад функції інтенсивності. Якщо $|\Delta I| \gg k$, то $c|\Delta I| \rightarrow 0$ для фільтрації використовується усереднений фільтр. У випадку, коли $|\Delta I| \ll k$ і $c|\Delta I| \rightarrow 1$, виконується усереднення в напрямку.

В дискретній формі рівняння (1.17) можна записати як

$$I_s^{t+\Delta t} = I_s^t + \frac{\Delta t}{|\bar{\eta}_s|} \sum_{p \in \bar{\eta}_s} c(\Delta I_{s,p}^t) \Delta I_{s,p}^t, \quad (1.20)$$

де I_s^t – дискретно задані значення інтенсивності пікселів зображення; S – позначає позицію пікселя в дискретній двовимірній формі; Δt – крок часу обробки; $\bar{\eta}_s$ – представляє значення просторових сусідів поточного оброблюваного пікселя; $|\bar{\eta}_s|$ – кількість пікселів у вікні (зазвичай 4, крім кутових пікселів); $\Delta I_{s,p}^t = I_p^t - I_s^t, \forall p \in \bar{\eta}_s$.

Перевагами використання фільтра на основі цієї математичної моделі є ефективне усунення шуму в межах гомогенних областей і збереження перепадів інтенсивності в примежових областях. Необхідність встановлення оптимальних початкових параметрів для фільтрації ускладнює застосування таких фільтрів.

ЛІТЕРАТУРА

1. Труфанов Г. Е. Лучевая диагностика: учебник Т. 1. / Г. Е. Труфанов. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2009. – С. 39–40.
2. Carson P. Standard Methods for measuring performance of pulseecho ultrasound imaging equipment. / P. Carson, J. Zagzebski. – American Institute of Ultrasound in Medicine, 1990. – 53 p.
3. Хофер М. Ультразвуковая диагностика. Базовый курс. / М. Хофер – М. : Мед. лит, 2006. – 104 с.
4. Осипов Л. В. Физика и техника ультразвуковых диагностических систем (часть V) // Медицинская визуализация. – 1998. – № 2. – 15 с.
5. Insana M. F. Quality management of ultrasound diagnosis / M. F. Insana, T. J. Hall // Advances in ultrasound techniques and instrumentation. – 1993. – № 2. – P. 161–181.
6. Kremkau F. W. Doppler ultrasound: principles and instruments. / F. W. Kremkau – Philadelphia: W. B. Saunders Co, 1995. – 373 p.
7. Михайлов А. Н. Возможности и ограничения методов визуализации // Новые технологии в медицине: диагностика, лечение, реабилитация» — Минск. – 2002. – С. 21–22.
8. Білінський Й. Й. Проблеми і перспективи застосування методів візуального діагностування патології кульшового суглоба дітей / Й. Й. Білінський, А. О. Мельничук, О. В. Мельничук // Наукові праці ВНТУ 2009. Режим доступу: <http://www.nbuv.gov.ua/e-journals/VNTU/2009—4/2009-4.htm>.
9. Мельничук А. О. Проблеми і перспективи застосування методів візуального діагностування / Й. Й. Білінський, А. О. Мельничук // Сучасні проблеми радіотехніки і телекомунікацій РТ-2010. : Матеріали XII міжнародної науково-практичної конференції Сучасні проблеми радіотехніки і телекомунікацій «РТ-2010». – Севастополь, 2010. – С. 44.
10. Kalaivani S. A view on despeckling in ultrasound Imaging / S. Kalaivani, R. Wahidabanu // International journal of signal processing, Image and pattern recognition. – 2009. – Vol. 2, № 3. – P. 15
11. A quantitative approach to speckle reduction via frequency compounding, / Trahey G. E. Allison J. W., Smith S. W., and O. T. Von Ramm // Ultrasonic Imaging. – 1986. – Vol. 8, № 3. – P. 151–164.
12. Lie P. C. Strain compounding: A new approach for speckle reduction / P. C. Lie, M. J. Chen // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect Freq. Contr. – 2002. – Vol. 49, № 1. – P. 39–46.
13. Bamber J. C. Adaptive filtering for reduction of speckle in ultrasound pulseecho images / J. C. Bamber, C. Daft // Ultrasonics. – 1986. – Vol. 24, № 1. – P. 41–44.

14. Dutt V. Adaptive speckle reduction filter for log compressed B-scan images / V. Dutt, J. F Greenleaf // IEEE Trans. Med. Imag. – 1996. – Vol. 15, № 6. – P. 802–813.
15. Czerwinski R. N. Detection of lines and boundaries in speckle images-Application to medical ultrasound / R. N. Czerwinski, D. L. Jones, W. D. o’Brain // IEEE Trans. Med. Imag. – 1999. – Vol. 18, № 2. – P. 126–136.
16. Koo J. I. Speckle reduction with edge preservation in medical ultrasonic images using a homogeneous region growing mean filter (HRGMF) / J. I. Koo and S. B. Park // Ultrason. Imag. – 1991. – Vol. 13, № 3. – P. 211–237.
17. Karaman M. An adaptive speckle suppression filter for medical ultrasonic imaging / M. Karaman. M. A. Kutay and G. Bozdagi // IEEE Trans. Med. Imag. – 1995. – Vol. 14, № 2. – P. 283–292.
18. Haung H. C. Adaptive ultrasonic speckle reduction based on the slope facet model / H. C. Haung, J. Y. Chen, S. D. Wang and C. M. Chen // Ultrasound Med. Biol. – 2003. – Vol. 29, № 8. – P. 1161–1175.
19. Adoptive restoration of images with speckle / D. T. Kaun, A. A. Sawchuk, T. C. Strand, P. Chavel // IEEE Trans. Acoust. Speech. Signal Process. – 1987. – Vol. 35, P. 373–383.
20. A model for radar images and its application to adoptive digital filtering for multiplicative noise / V. S. Frost, J. A. Stiles, K. S. Shanmugan and J. C. Hltzman // IEEE Trans. Pattern Analys. Machine Intell. – 1982. – Vol. 4, P. 157–165.
21. A model for extremely heterogeneous clutter / A. C. Frery, H. — J. Muller, C. C. F. Yanasse and S. J. S. Sant’Anna // IEEE Trans. Geosc. Rem. Sens. – 1997. – Vol. 35, P. 648–659.
22. Loupas T. An adoptive weighted median filter speckle suppression in medical ultrasound images / T. Loupas, W. N. Mcdicken and P. L. Allen // IEEE Trans. Circuits Sys. – 1989. – Vol. 36, P. 129–135.
23. Perona P. Scale space and edge detection using anisotropic diffusinon / P. Perona and J. Malik // IEEE Trans. Pattern Anal. Machni Intell. – 1990. – Vol. 12. – P. 629–639.
24. Yu Y. J. Speckle reducing anisotropic diffusion / Y. J. Yu, S. T. Action // IEEE Trans. Imag. Process. – 2002. – Vol. 11, № 11. – P. 1260–1270.
25. Abd-Elmonium K. Z. Real time speckle reduction and coherence enhancement in ultrasound imaging via nonlinear anisotropic diffusion / K. Z. Abd-Elmonium, A. M. Youssef and Y. M. Kadah // IEEE Trans. Biomed. Engg. – 2002. – Vol. 49, № 9. – P. 997–1014.

26. Aja-Fernandez S. On the estimation of coefficient of variation for anisotropic diffusion speckle filtering / S. Aja-Fernandez and C. Alberola-Lopez // IEEE Trans. Image processing. – 2005. – Vol. 15, № 9. – P. 2694–2701.
27. Krissian K. Oriented Speckle reducing anisotropic diffusion / Karl Krissian, Carl Fedrij // IEEE Trans. Image processing. – 2007. – Vol. 15, № 5. – P. 2942–2947.
28. Zong X. Speckle reduction and contrast enhancement of echocardiograms via multiscale nonlinear processing, / X. Zong, A. F. Laine, E. A. Geiser // IEEE Trans. Med. Imag. – 2007. – Vol. 17, № 4. – P. 532–540.
29. Hao X. A novel multiscale nonlinear thresholding method for ultrasonic speckle suppressing, / X. Hao, S. Gao, X. Gao // IEEE Trans. Med. Imag. – 1999. Vol. 18, № 9. – P. 787–794.
30. Achim A. Novel Bayesian multiscale method for speckle removal in medical ultrasound images / A. Achim, A. Bezerianos and P. Tsakalides // IEEE Trans. Med. Imag. – 2001. – Vol. 20, № 8. – P. 772–783.
31. Xie H. SAR speckle reduction using wavelet denoising and markov random field modeling, / H. Xie, L. Pierce, F. T. Ulaby // IEEE Trans. Geosci. Remote Sense. – 2002. – Vol. 40, № 10. – P. 2196–2212.
32. Gupta N. Despeckling of medical ultrasound images using data and rate adaptive lossy compression, / N. Gupta, M. N. S. Swamy, E. Plotkin // IEEE Trans. Med. Imag. – 2005. – Vol. 24, № 6. – P. 743–754.
33. A versatile wavelet domain noise filtration technique for medical imaging, / A. Pizurica, W. Philips, I. Lemahieu and M. Acheroy // IEEE Trans. Med. Imag. – 2003. – Vol. 22, № 3. – P. 323–331.
34. Multiresolution local statistics speckle filtering based on a ratio laplacian pyramid / B. Aiazzi, L. Alparone, S. Baronti and F. Lotti // IEEE Trans. Geosci. Remote Sense. – 1998. – Vol. 36, № 5. – P. 1466–1476.
35. Zhang F. Nonlinear diffusion in laplacian pyramid domain for ultrasonic speckle reduction / F. Zhang, L. M. Koh, Y. M. Yoo and Y. Kim // IEEE Trans. Med. – 2002. – Vol. 6, № 2. – P. 1768–1776.
36. Wagoner R. F. Statistics of speckle in ultrasound B-scan / R. F. Wagoner, S. W. Smith and J. M. Sandrik // IEEE Trans. Sonics Ultrason. – 1983. – Vol. 30, № 3. – P. 156–163.
37. Jakeman E. Generalized K. – Distribution; A statistical model for weak scattering / E. Jakeman and R. J. A. Tough // IEEE Trans. Geosci. Remote Sense. – 1998. – Vol. 36, № 5. – P. 1466–1476.

38. Insana M. F. Analysis of Ultrasound image texture via generalized Rician statistics / M. F. Insana, R. F. Wagner, B. S. Garra // Opt Engg. – 1986. – Vol. 25, № 6. – P. 743–748.

39. Dutt V. Ultrasound echo envelope analysis using a homodyned K-distribution signal model / V. Dutt and J. F. Greenleaf // Ultrasonic Imaging. – 1994. – Vol. 16. – P. 265–287.

40. Dokur Z. Segmentation of ultrasound images by using a hybrid neural network / Z. Dokur, N. Kurnaz and T. Olmez // Proceedings of 15th IEEE Symposium on Computer-based Medical Systems. – 2002. – № 1. – P. 25–34.

41. Dokur Z. Segmentation of ultrasound image using a hybrid neural network / Z. Dokur and T. Olmez // Elsevier Pattern Recognition Letters. – 2002. – № 23. – P. 1825–36.

42. Kadah Y. M. Classification algorithms for quantitative tissue characterization of diffuse liver disease from ultrasound images / Y. M. Kadah, Aly A. Farag, J. M. Zurada // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 1996. – Vol. 15, № 4. – P. 466–78.

43. Адамов В. Г. Применение нейронных сетей для обработки текстуры эхограмм в информационно-диагностических системах / В. Г. Адамов, М. В. Привалов // наукові праці Донецького державного технічного університету. Обчислювальна техніка та автоматизація: Донецьк: Донату. – 1999. – Випуск 12. – С. 151–157.

44. The use of active shape models for locating structures in medical images / T. F. Cootes, A. Hill, C. J. Taylor, J. Haslam // Image Vis. Comput. – 1994. – Vol. 12, P. 355–66.

45. Active shape models-their training and application / D. Cootes, H. Cooper, C. Taylor and J. Graham // Computer Vision, Image understanding. – 1995. – Vol. 61. – P. 38–59.

46. Duta N. Segmentation and interpretation of MR brain images: an improved active shape model / N. Duta and M. Sonka // IEEE Trans. Medical Imaging. – 1998. – Vol. 17. – P. 1049–1062.

47. Shen D. Segmentation of prostate boundaries from ultrasound images using statistical shape model / D. Shen, Y. Zhan and C. Davatzikos // IEEE Transaction on Medical Imaging. – 2003. – Vol. 22, № 4. – P. 539–551.

48. Красильников Н. Н. Функциональная модель зрения / Н. Н. Красильников, Ю. Е. Шелепин // Оптический журнал. – 1997. – Т. 64, № 2. – С. 72–82.

49. Красильников Н. Н. Частотно-контрастная характеристика зрительной системы при наличии помех / Н. Н. Красильников, Ю. Е. Шелепин // Физиология человека. – 1996. – Т. 22, № 4. – С. 33–38.

50. Муравьева С. В. Контрастная чувствительность зрительной системы человека / С. В. Муравьева, С. В. Пронин, Ю. Е. Шелепин // Экспериментальная психология. – 2010. – Том 3, № 3. – С. 5–20.

51. Wagoner R. F. Statistics of speckle in ultrasound B-scan / R. F. Wagoner, S. W. Smith and J. M. Sandrik // IEEE Trans. Sonics Ultrason. – 1983. – Vol. 30, № 3. – P. 156–163.

52. Chen J. F. Non-Gaussian Versus Non-Rayleigh Statistical Properties of Ultrasound Echo Signals. / J. F. Chen, J. A. Zagzebski, E. L. Madsen // IEEE transactions on ultrasonics Ferroelectrics and frequency control. – 1994. – Vol 41, № 4 – P. 435–440.

53. Мельничук А. О. Математична модель примежової кривої зображення об'єкта / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук // Вісник КДПУ імені Михайла Остроградського. – 2008 (51). – Ч. 2, № 4. – С. 149–152.

54. Wagner R. F. Statistics of speckle in ultrasound B-scans / S. W. Smith, J. M. Sandrik, H. Lopez // IEEE transactions on ultrasonics. – 1983. – Vol.30, № 3. – P. 156–163.

55. Трифонов М. И. Исследование частотно-контрастной характеристики зрительной системы в условиях помех / М. И. Трифонов, В. Г. Шаревич, Ю. Е. Шелепин // Физиология человека. – 1990. – Т. 16, № 2. – С. 41–45.

56. Мельничук А. О. Вплив особливостей зору людини на точність визначення геометричних параметрів УЗ-зображень / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук // Матеріали XIII міжнародної науково-практичної конференції Сучасні проблеми радіотехніки і телекомунікацій «РТ-2011». – Севастополь, 2011. – С. 44.

57. Мельничук А. О. Оцінка точності оператором діагностичних параметрів на УЗ-зображенні органів черевної порожнини. / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук // Сучасні проблеми мікроелектроніки, радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування – ВНТУ – 2011. – С. 52.

58. Мельничук А. О. Математична модель примежової кривої зображення об'єкта / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук // Вісник КДПУ імені Михайла Остроградського. – 2008. – Вип. 4(51). – Ч. 2. Інформаційні системи і моделювання С. 149–152.

59. Мельничук А. О. Адаптивний метод фільтрації УЗ-зображення на основі анізотропної дифузії / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук, О. А. Павлюк, В. П. Білинська // Методи та прилади контролю якості. – 2011. – № 26. – С. 15–21.

60. Мельничук А. О. Адаптивний метод фільтрації УЗ-зображення на основі анізотропної дифузії / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – ХНЕУ – 2011. – С. 11–12.

61. Мельничук А. О. Метод сегментації ультразвукових зображень на основі аналізу локальної статистики гістограм / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук, О. А. Чумак // Вісник вінницького політехнічного інституту. – 2010. – № 6. – С. 102–107.

62. Пат. 63344 Україна, МПК G 06 K 9/36/ Спосіб сегментації медичних ультразвукових зображень / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук, О. А. Ярмач, заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет – № 63344; заявл. 12.05.2011; опубл. 10.10.2011, Бюл. № 19.

63. Мельничук А. О. Метод сегментації біологічних об'єктів на ультразвукових зображеннях / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук, Т. М. Крисак // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – ВНТУ – 2010. – С. 474–476.

64. Мельничук А. О. Використання методу сегментації УЗ-зображення для діагностування жовчнокам'яної хвороби / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук // Фотоніка-2010. – ВНТУ – 2011. – С. 19–20.

65. Chen J. F. Non-Gaussian Versus Non-Rayleigh Statistical Properties of Ultrasound Echo Signals. / J. F. Chen, J. A. Zagzebski, E. L. Madsen // IEEE transactions on ultrasonics Ferroelectrics and frequency control. – 1994. – Vol. 41, № 4 – P. 435–440.

66. Прэтт У. Цифровая обработка изображений / Прэтт У.; [Пер. с англ. Лебедев Д. С.]. – М. : Мир, 1982. – 784 с.

67. Сойфер В. А. Методы компьютерной обработки изображений / Сойфер В. А. – М. : Физматлит, 2003. – 784 с.

68. Wang Z. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity / Z. Wang, A. Bovik, E. Simoncic // IEEE Transaction Image processing, 2004. – Vol. 13, № 4. – P. 521–31.

69. Білинський Й. Й. Реалізація детектора виділення контуру на ПЛІС фірми Xilinx / Й. Й. Білинський, В. Й. Білинський, А. О. Мельничук // Наукові праці ВНТУ. – 2008. Вип. 4. – 7с. – Режим доступу до статті: <http://www.nbuu.gov.ua/e-journals/VNTU/2008-2/2008-2.htm>.

70. Пат. 25485А Україна, МПК G 06 K 9/36. Спосіб визначення краю примежової кривої зображень / Й. Й. Білинський, П. М. Ратушний, А. О. Мельничук; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет – № 25485А; заявл. 14.01.2007; опубл. 10.08.07, Бюл. № 12.

71. Пат. 45887 Україна, МПК G 06 K 9/36. Спосіб підвищення різкості зображення / Й. Й. Білинський, П. М. Ратушний., А. О. Мельничук; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет – № 25485А; заявл. 24.03.2007; опубл. 25.11.09, Бюл. № 12.

**Білінський Йосип Йосипович
Мельничук Андрій Олександрович**

**МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ОБРОБЛЕННЯ
УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ
ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ДІАГНОСТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ
ЖОВЧОВИДІЛЬНОЇ СИСТЕМИ**

Монографія

Редактор С. Малішевська

Оригінал–макет підготовлено Й. Білінським

Підписано до друку 28.04.2014 р.
Формат 29,7 × 42¼. Папір офсетний.
Гарнітура Times New Roman.
Друк різнографічний. Ум. др. арк. 7,16
Наклад 300 (1-й запуск 1–75) прим. Зам № В2014-16

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 ФОП Барановська Т. П.
21021, м. Вінниця, вул. Порика, 7.
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи
серія ДК № 4377 від 31.07.2012 р.