

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

МЕЛЬНИЧУК АНДРІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ

УДК 621.386

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

Спеціальність 05.11.17 – Біологічні та медичні прилади і системи

Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Вінниця – 2012

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана у Вінницькому національному технічному університеті, Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України.

Науковий керівник

- доктор технічних наук, професор
Білинський Йосип Йосипович,
Вінницький національний технічний університет,
завідувач кафедри електроніки,

Офіційні опоненти:

- доктор технічних наук, професор
Хаїмзон Ігор Ізевич,
Вінницький національний медичний університет
ім. М.І. Пирогова,
завідувач кафедри біофізики, інформатики та медичної апаратури,
- доктор технічних наук, професор
Куц Юрій Васильович,
Національний авіаційний університет, м. Київ,
завідувач кафедри інформаційно-вимірювальних систем.

Захист відбудеться " 1 " червня 2012 р. о 12⁰⁰ годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 05.052.02 у Вінницькому національному технічному університеті за адресою: 21021, м. Вінниця, вул. Хмельницьке шосе, 95, ауд. 210 ГНК.

З дисертацією можна ознайомитися у бібліотеці Вінницького національного технічного університету (21021, м. Вінниця, вул. Хмельницьке шосе, 95).

Автореферат розісланий "28 " квітня 2012 р.

Учений секретар спеціалізованої вченої ради

В.Ю. Кучерук

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. 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 пристроїв і систем. Ультразвукове дослідження в сучасній медицині є досить поширеним методом діагностики і є на сьогодні базовим методом діагностування захворювань жовчовидільної системи, та успішно використовується для виявлення аномалій розвитку та різноманітних патологій жовчного міхура та системи жовчних протоків. Ультразвукове діагностування (УЗД) є основою для 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 діагностовані, складає 1-2 мм, іноді навіть вдається визначити осад (пісок). Також можливо діагностувати гіпертрофічні захворювання, такі як аденоміоматоз і холестероз.

Високу ефективність діагностування можна досягти шляхом не тільки удосконалення технологій отримання зображень, але й завдяки використанню методів вторинної обробки отриманих зображень.

Проблемами обробки УЗД-зображень займалися такі вчені як Д. Куан, П. Перона, Дж. Малік, Й. Йу, С. Актіон, В. Фрост, Ю.В. Куц, Д. Канні, Й.Й. Білінський, В.П. Кожемяко, В.П. Бюон та інші. Але беручи до уваги різноманітність діагностичних параметрів, що використовуються для встановлення діагнозу за конкретним УЗД-зображенням, існує ряд 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.

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 УЗД-зображень. Тому людина, інтерпретуючи отримане УЗД-зображення, як правило, вносить значну 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 УЗД-зображень не завжди задовольняють вимоги конкретної задачі визначення тих чи інших геометричних параметрів зображення об'єктів, що використовуються для діагностування, 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 (до одиниць міліметрів) досліджуваних об'єктів, оскільки це має вагоме значення для постановки правильного діагнозу.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Основний зміст роботи складають результати досліджень, які проводились протягом 2008-2011 років відповідно до тематичних планів виконання науково-дослідних робіт у Вінницькому національному технічному університеті (ВНТУ), зокрема:

- прикладне дослідження за рахунок видатків загального фонду державного бюджету № 43-Д-339 «Розробка методів підвищення інформативності медико-біологічних

зображень» від 01.01.2011, № державної реєстрації № 0111U001110.

За договорами про творчу співдружність:

- з діагностичним центром «ДІАМЕД» м. Вінниця (№43/3 від 01.04.2011р. „Розробка програмного забезпечення для визначення діагностичних параметрів УЗД-зображень”);

Результати роботи використовуються в навчальному процесі на кафедрі електроніки Вінницького національного технічного університету в курсі лекцій дисципліни «Ультравеликі інтегральні схеми в автомобільній та енергозберігаючій електроніці» для студентів спеціальності 6.050802 – «Електронні пристрої та системи», а саме: пристрій адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображенні на базі ПЛІС; пристрій сегментації УЗД-зображення на базі ПЛІС.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є підвищення ефективності визначення діагностичних параметрів жовчовидільної системи на ультразвукових зображеннях, шляхом розробки методів вторинної обробки зображень та створення на їх основі апаратно-програмних засобів.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні задачі:

- провести аналіз існуючих методів фільтрації спекл-шуму на зображеннях, методів сегментації УЗД-зображень, методів визначення геометричних параметрів зображення жовчовидільної системи, виділити їх переваги, недоліки та обмеження;
- розробити метод усунення спекл-шуму на УЗД-зображенні;
- розробити метод сегментації УЗД-зображення жовчовидільної системи;
- розробити апаратно-програмний засіб для реалізації запропонованих методів обробки УЗД-зображень жовчовидільної системи.

Об’єктом дослідження є оцінювання геометричних параметрів жовчовидільної системи на діагностичних ультразвукових зображеннях.

Предметом дослідження є методи та засоби вторинної обробки ультразвукових зображень жовчовидільної системи.

Методи дослідження. При виконанні поставлених задач використовувались: математичний апарат теорії дискретних сигналів, цифрового представлення зображень для розробки теоретичних засад фільтрації спекл-шуму та сегментації зображення; методи просторової обробки зображень для розробки фільтру приглушення спекл-шуму та методу сегментації зображення; теорії вимірювань і похибок для оцінювання метрологічних характеристик запропонованих методів і систем; математичне моделювання з використанням сучасних комп’ютерних технологій для підтвердження точності роботи запропонованих методів крайового детектування, програмні пакети для реалізації запропонованих методів: Matlab, Excel, Quartus, Microsoft Visual C++.

Наукова новизна одержаних результатів, що виносяться на захист, полягає в подальшому розвитку теорії вторинної обробки УЗД-зображень: удосконалення методу фільтрації спекл-шуму та методу сегментації жовчовидільної системи на УЗД-зображенні, що дало змогу створити програмно-апаратний засіб з покращеним візуальним сприйняттям досліджуваного об’єкта та підвищити ефективність визначення його діагностичних параметрів.

У роботі отримані такі наукові результати.

1. Отримав подальший розвиток метод сегментації УЗД-зображення жовчовидільної системи на основі аналізу локальної статистики гістограм, в якому шляхом використання критеріїв типу області за рівнем ехогенності (гіпо- і гіперехогенності) підвищено ефективність сегментації УЗД-зображень жовчовидільної системи, при цьому межова лінія має відносно просту форму, не містить розривів, та випадкових «отворів». Результати підтверджені запропонованим комплексним показником ефективності сегментації УЗД-зображень, за яким ефективність запропонованого методу у 1,2..1,9 рази вища, ніж при використанні відомих.

2. Удосконалено математичну модель спекл-шуму на УЗД-зображенні, яка на відміну від відомих враховує не тільки значення шуму поточного оброблюваного пікселя, але й

значення шумів у його околі та адекватно відтворює реальний спекл-шум, що підтверджено результатами досліджень за критерієм середньоквадратичної похибки (MSE).

3. Удосконалено метод фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображенні на основі анізотропної дифузії, в якому, на відміну від відомого, введено автоматичне визначення порога фільтрації шляхом використання критерію визначення порогового значення та критерію зупинки ітераційного процесу, що дало змогу підвищити ефективність згідно запропонованого критерію ефективності фільтрації у 1,2-2 рази.

Практичне значення одержаних результатів. Практичне значення роботи полягає в тому, що на основі проведених теоретичних та експериментальних досліджень розроблено та впроваджено:

1. Пристрій адаптивної фільтрації спекл-шуму, який автоматично змінює глибину фільтрації залежно від параметрів конкретного УЗД-зображення.

2. Пристрій сегментації УЗД-зображення жовчовидільної системи, що дає змогу виділяти об'єкти із складною формою, при цьому сегментовані області не мають розривів та отворів.

3. Апаратно-програмний засіб визначення геометричних параметрів жовчовидільної системи на УЗД-зображенні, що реалізує запропоновані в роботі методи.

За результатами роботи розроблено та впроваджено в роботу медичного діагностичного центру «ДІАМЕД», (м.Вінниця) апаратно-програмну систему параметризації ультразвукових зображень жовчовидільної системи (акт підтвердження впровадження результатів дисертації від 26.10.2011 р.). Впровадження результатів дисертаційної роботи дозволило підвищити ефективність використання ультразвукового діагностичного обладнання для діагностування патологій жовчовидільної системи по УЗД-зображенням

Особистий внесок здобувача. Основні положення та результати дисертаційної роботи отримано автором самостійно. Роботи із експериментальних досліджень та впровадження розробок, їх програмної підтримки виконувались разом із співавторами. Із робіт, що виконувались у співавторстві, використовуються результати, отримані особисто здобувачем. Авторіві належить: розробка математичної моделі примежової кривої зображення [33], розробка методу адаптивної фільтрації спекл-шуму і дослідження якості роботи [56], дослідження впливу попередньої фільтрації на результат сегментації [58], розробка методу сегментації УЗД-зображень та дослідження якості його роботи [61], розробка апаратного детектору визначення контуру [67].

Всі розробки виконані у Вінницькому національному технічному університеті (ВНТУ).

Апробація результатів дисертації. Викладені в дисертації результати досліджень були апробовані на 7 наукових конференціях: П'ята міжнародна науково-технічна конференція "Сучасні проблеми радіотехніки і телекомунікацій "РТ-2009" м. Севастополь, 21-25 квітня 2009 р.; Шоста міжнародна науково-технічна конференція "Сучасні проблеми радіотехніки і телекомунікацій "РТ-2010" м. Севастополь, 19-24 квітня 2010 р.; V Міжнародна конференція з оптоелектронних інформаційних технологій «Photonics-ODS 2010» 28 — 30 вересня 2010 року.; I міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія», відбулась 19—21 травня 2010 р.; Сьома міжнародна науково-технічна конференція "Сучасні проблеми радіотехніки і телекомунікацій "РТ-2011" м. Севастополь, 11-15 квітня 2011 р.; П'ята міжнародна конференція „Сучасні проблеми мікроелектроніки, радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування”, м. Вінниця, 19-21 травня 2011р.; Друга міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія», м. Харків, 26 – 27 травня 2011 р.

Крім вищезгаданих науково-технічних форумів результати дисертаційної роботи, починаючи з 2008 року, представлялись і обговорювались на щорічних науково-технічних конференціях кафедри проектування комп'ютерної та телекомунікаційної апаратури та кафедри електроніки Вінницького національного технічного університету.

Публікації. Результати дисертації опубліковані в 16 наукових працях, з них: в 7

статтях у науково-технічних журналах, внесених до переліку ВАК України, в 7 збірниках праць науково-технічних конференцій, та в 2 патентах на винаходи України.

Обсяг і структура дисертації. Дисертаційна робота складається зі вступу і 4-х розділів, списку 72 використаних джерел. Загальний обсяг дисертації 150 сторінок, з яких основний зміст викладений на 138 сторінках друкованого тексту, містить 61 рисунок, 12 таблиць.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми, її наукова і практична значущість, сформульовані цілі та задачі роботи, наведено її загальну характеристику.

У **першому** розділі обґрунтовано доцільність використання вторинної обробки ультразвукових зображень для підвищення ефективності діагностики патологій жовчовидільної системи. Проведено порівняльні дослідження ефективності роботи відомих методів фільтрації та сегментації зображень. Проаналізовано причини, що ускладнюють інтерпретацію ультразвукового зображення жовчного міхура: характеристики УЗ-апаратури, завади, похибки визначення оператором розмірів об'єктів на УЗД зображеннях, які пов'язані з властивостями зору людини.

Отримано результати, котрі показують, що відносна похибка визначення розмірів медичних об'єктів може складати понад 30%, залежно від розміру досліджуваного об'єкту, рівня зашумленості, розмитості та індивідуальних особливостей зору. Визначено задачі вторинної обробки зображень і шляхи підвищення інформативності зображень при УЗ-дослідженнях.

У **другому** розділі розроблено математичну модель спекл-шуму на УЗД-зображеннях, математичну модель адаптивної фільтрації спекл-шуму та математичну модель сегментації УЗД-зображень жовчовидільної міхура.

Запропонована математична модель спекл-шуму описується виразом:

$$\begin{cases} F(x, y)_{x \in 0..a, y \in 0..b} = g(x, y)_{x \in 0..a, y \in 0..b} + g(x, y)_{x \in 0..a, y \in 0..b} \times k(x, y); \\ k(x, y) = \frac{\sigma}{(l-a)^2 + (m-b)^2}; \\ l = 0..a, m = 0..b, \end{cases} \quad (1)$$

де $F(x, y)$ – зашумлене зображення;

$g(x, y)$ – незашумлене зображення;

$k(x, y)$ – показник шуму;

a, b – розміри «зерна» спекл-шуму, випадкова величина, вибирається в діапазоні 1..6;

σ – коефіцієнт, показник шуму.

Оскільки, як встановлено, спекл-шум на ультразвуковому зображенні має середній розмір 1-6 піксели, то математична модель при генеруванні штучного шуму в кожному пікселі повинна враховувати значення шуму в сусідніх пікселях у межах «зерна».

Для підтвердження адекватності запропонованої моделі використано відомий критерій MSE, оскільки він визначає міру схожості двох зображень. Фрагмент реального УЗД-зображення із спекл-шумом в даному випадку використовувався як еталонне зображення, а відфільтровані зображення з накладеним спекл-шумом за відомими моделями та запропонованою – досліджувані зображення. Чим менше значення критерію MSE, тим вище ступінь схожості двох зображень. Експериментальні результати показали, що запропонована математична модель в 1,35...2,03 рази адекватніше відтворює спекл-шум на УЗД-зображенні, за критерієм MSE.

На основі проведених досліджень по визначенню оптимальної моделі для фільтрації спекл-шуму встановлено, що фільтрація на основі анізотропної дифузії дає кращі результати ніж інші. Фільтрація на основі анізотропної дифузії – ітераційний процес, що використовує

градієнт перепаду інтенсивності, як критерій для визначення напрямку фільтрації. Складність використання такої фільтрації полягає у необхідності встановлення оптимальних параметрів (порогове значення градієнта інтенсивності та кількість ітерацій) для фільтрації. У випадку, якщо параметри будуть неоптимальними, результати можуть бути незадовільними.

У роботі запропоновано функції для автоматичного обрахунку зазначених параметрів фільтрації. Коефіцієнт порогового значення інтенсивності (K) розраховується автоматично шляхом визначення середнього рівня шуму на УЗД-зображенні та найбільшої величини перепаду інтенсивності в області краю:

$$\Delta I_{\text{сеп}} = \frac{1}{m \cdot n} \left| \frac{\sum_{x,y} I(i, j)}{x \cdot y} - I(i, j) \right|; \quad (2)$$

$$K = \frac{\Delta I_{\text{сеп}}}{\max |I(i, j) - I(i \pm 1, j \pm 1)|}, \quad (3)$$

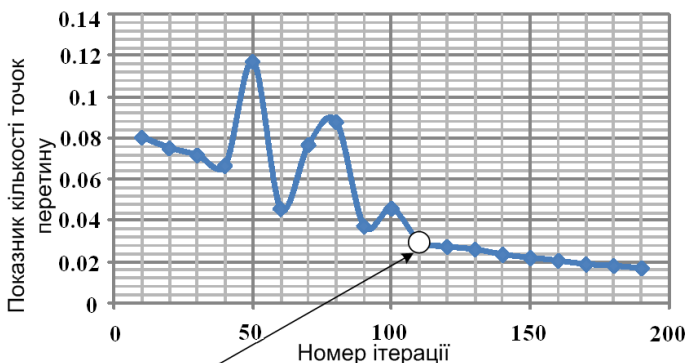
де $\Delta I_{\text{сеп}}$ – СКВ інтенсивності пікселя у межах ковзного вікна, усереднене по зображенню;

x, y – розміри ковзного вікна;

m, n – розміри зображення;

$\max |I(i, j) - I(i \pm 1, j \pm 1)|$ – максимальний перепад інтенсивності на зображенні.

Характерною особливістю УЗД-зображень є те, що при кількості ітерацій до 100 на всіх зразках у функції показника кількості точок перетину є екстремуми, кількість яких може бути різною. Стрибокподібна зміна характеристики відповідає розмиттю дрібних об'єктів («зерен» спекл-шуму). Проте при збільшенні кількості ітерацій кількість точок перетину монотонно спадає. Оскільки окремі зерна шуму на зображенні мають різні просторові розміри, то вони розмиваються при різній кількості ітерацій: менші зерна шуму усуваються при меншій кількості ітерацій, більші – при більшій. Встановлено, що шум на зображенні



Останній мінімум показника точок перетину, зупинка процесу фільтрації

ітераційного процесу на основі аналізу зміни кількості точок перетину. Оскільки розмір зображень може змінюватись, запропоновано ввести показник кількості точок перетину (n_i), що розраховується після кожної ітерації

$$n_i = \frac{N_i}{m \cdot n}, \quad (4)$$

де N_i – кількість точок перетину;

m, n – розміри зображення.

Необхідною умовою закінчення ітераційного процесу вважається виконання нерівності

повністю усувається тоді, коли кількість точок перетину починає монотонно спадати. При цьому об'єкти, що становлять діагностичну цінність залишаються чіткими, оскільки вони мають більші розміри та більші перепади інтенсивності. На рис. 1 наведено експериментальну залежність показника кількості точок перетину від номеру ітерації.

Для ефективної фільтрації запропоновано критерій зупинки

Рисунок 1 – Залежність показника кількості точок перетину від кількості ітерацій

$$N_{i-1} > N_i < N_{i+1}. \quad (5)$$

Таким чином, сегментація на основі аналізу локальної статистики є ефективною для виділення об'єктів із фону на УЗД-зображеннях жовчовидільної системи, є інваріантною до повороту об'єктів на зображенні, та у поєднанні із фільтром дає ефективний результат.

На основі проведених експериментів встановлено, що зображенню порожнин заповненим рідиною, яке знаходиться в ковзному вікні, відповідає вузька ширина діапазону інтенсивностей, приналежність до першого піддіапазону інтенсивностей, а також наявність одного максимуму інтенсивності; зображенням областей середньої ехогенності відповідає середня ширина діапазону інтенсивностей, приналежність до другого і третього піддіапазонів інтенсивностей, наявність одного максимуму інтенсивності; зображенням областей твердих об'єктів (кісткам, конкрементам) відповідає вузька ширина діапазону інтенсивностей приналежність до четвертого піддіапазону інтенсивностей, наявність одного максимуму; зображенням областей, в яких знаходяться межі об'єктів відповідає велика ширина діапазону інтенсивностей (кілька піддіапазонів), приналежність до кількох піддіапазонів інтенсивностей, а також наявність двох або більше максимумів.

Таким чином, в кожному положенні ковзного вікна аналізується гістограма інтенсивностей пікселів в межах вікна від I_{max} до I_{min} . В межах вікна аналізується приналежність до певного піддіапазону інтенсивностей, ширина діапазону інтенсивностей та кількість локальних максимумів.

Локальний максимум інтенсивності в конкретному положенні ковзного вікна визначається за допомогою першої похідної функції кількості пікселів від значення їх інтенсивності, яка визначається як приріст кількості пікселів, що припадає на одну градацію інтенсивності

$$\frac{\partial N_k}{\partial I_m} = N(k+1) - N(k), \quad (6)$$

де $N(k+1)$ – кількість пікселів, що припадає на градацію $(k+1)$;

$N(k)$ – кількість пікселів, що припадає на значення попередньої градації k .

Максимумами локальної гістограми N_{max} будуть значення, в яких похідна функції змінює знак «+» на «-». Для визначення кількості максимумів використовується добуток значень похідних сусідніх градацій

$$l_j = N'(k+1) \cdot N'(k), \quad (7)$$

в яких оцінюється знак добутку

$$Z_g = \begin{cases} 1, & \text{якщо } l_j < 0; \\ 0, & \text{якщо } l_j > 0. \end{cases} \quad (8)$$

Кількість максимумів є сумою усіх Z_g , що менші за нуль

$$t_{max} = \sum Z_g. \quad (9)$$

Ширина діапазону інтенсивностей (ΔL) виражається як

$$\Delta L = q, \quad (10)$$

де q – кількість піддіапазонів, що представлені в конкретному положенні ковзного вікна.

Піксел належить до певного піддіапазону інтенсивностей, якщо його локальний максимум знаходиться в межах цього піддіапазону.

Таким чином, на основі використання функції зв'язку інтенсивностей сусідніх пікселів удосконалено математичну модель спекл-шуму на УЗД-зображенні. Запропонована модель враховує значення шуму в околі поточного оброблюваного піксела. Розроблено математичну модель адаптивної фільтрації, що на відміну від відомих враховує рівень зашумленості УЗД-зображення та рівень контрасту об'єктів. Розроблено математичну модель сегментації, що використовує дані локальної статистики і відповідні критерії відображення зон різної ехогенності для класифікації пікселів на УЗД-зображенні.

У **третьому** розділі наведено опис методів фільтрації та сегментації за наведеними математичним моделями.

На рис. 2 наведено алгоритм адаптивної фільтрації спекл-шуму, що включає такі кроки:

1. Початковим етапом є визначення порогового значення інтенсивності K . Порогове значення інтенсивності використовується як вхідний параметр для розрахунку коефіцієнту дифузії та виконання фільтрації. Розрахунок коефіцієнту дифузії, що буде використовуватись у фільтрі.

2. Виконання ітераційного процесу фільтрації із заданим пороговим значенням.

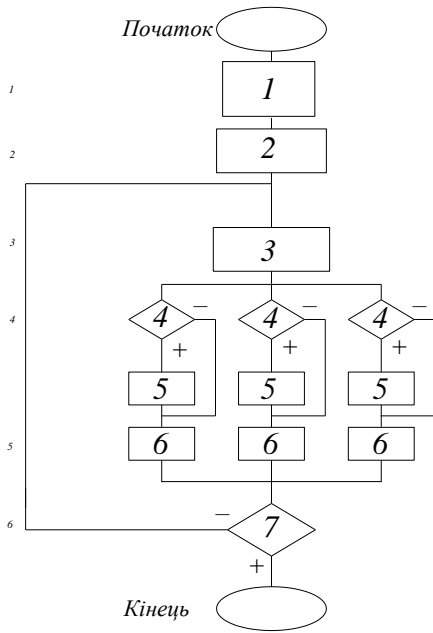


Рисунок 2 – Алгоритм адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-

Виконання кроків 4-6 здійснюється паралельно, з використанням програмованої логічної інтегральної схеми (ПЛІС).

3-4. Перевірка умови наявності точки перетину для фільтрованих зображень поточної та попередньої ітерації. При виконанні умови наявності точки перетину, поточний оброблюваний піксел визначається як край об'єкту.

5-6. Розрахунок показників точок перетину для фільтрованих зображень. Оскільки розмір УЗД-зображення може коливатись в певних межах, необхідно використовувати усереднене значення показника кількості точок перетину, що визначається як частка від ділення кількості точок перетину на добуток довжини і ширини зображення у пікселях.

7. Перевірка умови зупинки ітераційного процесу (вираз 5). При виконанні умови ітераційний процес припиняється, фільтроване зображення поточної ітерації є вихідним зображенням.

Для кількісної оцінки якості запропонованого фільтру та порівняння із відомими використано критерії пікового співвідношення сигнал/шум (PSNR) і середньоквадратичної похибки (MSE) та узагальненого

критерію ефективності,

$$K_F = k_n \cdot PSNR \cdot C \cdot k_s S . \quad (11)$$

PSNR – критерій пікового співвідношення сигнал/шум; C - критерій контрастності;

S – критерій різкості, на основі кута нахилу профілю інтенсивності на межі перепаду; k_n –

коефіцієнт оцінювання шуму ($\frac{1}{30}$);

k_s – коефіцієнт оцінювання різкості ($\frac{1}{128}$ [інтенсивність⁻¹]).

Запропонований фільтр показує кращі результати, ніж відомі, згідно показників в 1,2..1,9 рази.

На рис. 2 наведено алгоритм методу сегментації, на основі запропонованої математичної моделі.

Після завершення сегментації пікселям одного типу об'єктів присвоюються однакові значення інтенсивності. На рис. 3 наведено алгоритм сегментації УЗД-зображень жовчовидільної системи.

Алгоритм включає такі кроки:

1. Визначення меж піддіапазонів на основі загальної гістограми.
2. Побудова локальної гістограми в межах ковзного вікна.

3. Визначення кількості локальних максимумів.

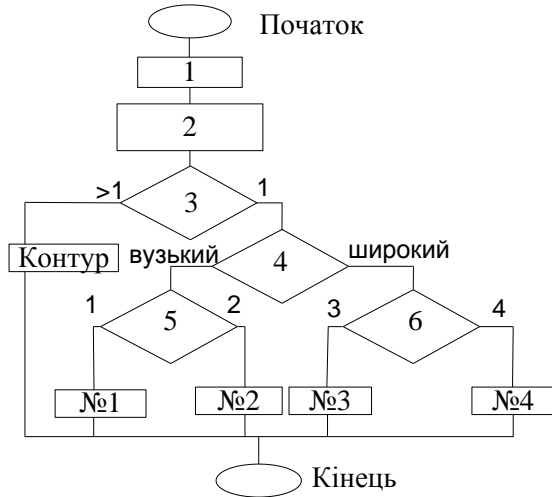


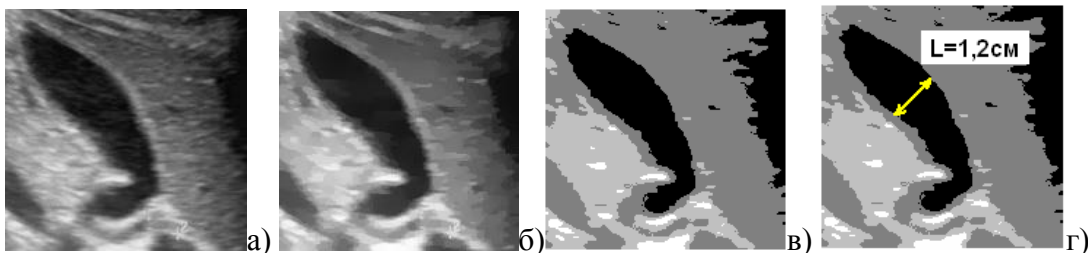
Рисунок 3 – Алгоритм сегментації УЗД-зображень жовчовидільної системи

автоматизованого визначення геометричних параметрів об'єктів включає в себе вирішення окремих дрібніших задач фільтрації шуму, сегментації та виділення розмірів сегментованих об'єктів.

Метод визначення геометричних параметрів об'єктів включає в себе ряд кроків, описаних вище: адаптивна фільтрація, сегментація та визначення розмірів сегментованих об'єктів. Відповідно вхідними даними є необроблене УЗ-зображення жовчовидільної системи, а вихідним – сегментоване зображення із визначеними розмірами об'єктів. На рис. 4 наведено результати обробки вхідного УЗ-зображення по етапах.

Адаптивна фільтрація має на меті усунути спекл-шум, зберігаючи при цьому межі дрібних об'єктів. Вхідними даними для фільтрації є значення інтенсивності пікселів незашумленого зображення та його розміри, а вихідними є значення інтенсивності фільтрованого УЗ-зображення. Метою сегментації є виділення конкретних об'єктів, різних за своєю природою, із фону, причому межові лінії сегментованих об'єктів мають бути максимально простими для спрощення подальшого обрахунку геометричних розмірів УЗ-зображення. Вхідними даними для сегментації є фільтроване УЗ-зображення з виходу фільтру, а на виході – сегментоване зображення. Виділення розмірів об'єктів на УЗ-зображенні є кінцевою операцією методу і полягає в визначенні довжини вектора, що задається користувачем точками на межах сегментованих об'єктів. Вхідними даними для методу виділення розмірів сегментованих об'єктів є сегментоване зображення, а вихідними – сегментоване зображення із визначеними розмірами вказаних об'єктів.

У **четвертому розділі** представлено систему автоматизованого визначення розмірів об'єктів жовчовидільної системи та включає в себе ряд пристроїв, що реалізують виконання послідовних операцій: фільтрації спекл-шумів, сегментації УЗД-зображень та виділення геометричних розмірів досліджуваних об'єктів.



4. Визначення ширини діапазону інтенсивностей.

5. Визначення номеру піддіапазону із максимумом.

Проведено дослідження методу сегментації УЗ-зображень та відомих методів сегментації.

Запропоновано узагальнений критерій оцінювання ефективності сегментації, що описується виразом

$$K = T^{-1} FOM \cdot SSIM, \quad (12)$$

де SSIM – значення критерію подібності зображень;

FOM – критерій Претта.

Запропонований метод сегментації показує кращі кількісні результати, ніж відомі, згідно даного критерію у 1,1...2,2 рази.

Вирішення загальної задачі

Рисунок 4 – Етапи визначення геометричних параметрів об'єктів УЗ-зображення жовчовидільної системи; а) вхідне зображення; б) фільтроване зображення; в) сегментоване зображення; г) сегментоване зображення із виділеними розмірами

Для реалізації адаптивного фільтру та пристрою сегментації УЗД-зображень з метою підвищення швидкодії обрано програмовані логічні інтегральні схеми (ПЛІС). Оскільки запропоновані алгоритми передбачають виконання великої кількості операцій і у випадку послідовного їх виконання тривалість обробки одного УЗД-зображення на ПК з використанням програмних засобів може становити близько 5 хв залежно від параметрів комп'ютера та розміру зображення. Враховуючи потенційно вищі можливості швидкодії пристроїв на основі ПЛІС, пов'язані із можливістю організації паралельних обчислень, саме ПЛІС було обрано для апаратної реалізації фільтру спекл-шуму та пристрою сегментації УЗД-зображення.

Виділення геометричних розмірів зручніше реалізувати програмними засобами в інтерактивному режимі.

На рис. 5 наведено структурну схему апаратно-програмного засобу визначення діагностичних параметрів жовчовидільної системи на УЗ-зображеннях.

Представлений засіб включає в себе програмну частину, що реалізовує конвертування форматів зображень та інтерактивне визначення геометричних параметрів, а також апаратну частину за допомогою використання ПК.

Оскільки розмір типового зображення УЗД апарату Aloka SSd-1100 складає 512 x 512 пікселів, а для кодування одного пікселя достатнім є 8 біт (0..255 градацій сірого), необхідний об'єм пам'яті для зберігання одного зображення є 262144 x 8 біт. Тому для зберігання одного зображення обрано мікросхему IDT72V2103, що відповідає вище вказаній вимозі.

Для забезпечення обміну даними з ПК обрано мікросхему UM245R, що забезпечує безпосередній обмін даними між інтерфейсом USB та мікросхемою пам'яті FIFO, що суттєво оптимізує час проходження бітів інформації.

Для реалізації цифрового фільтру та сегментатора обрано мікросхему ПЛІС Cyclone III, EP3C16F484 фірми Altera, оскільки вона містить мінімальну необхідну кількість еквівалентних вентилів.

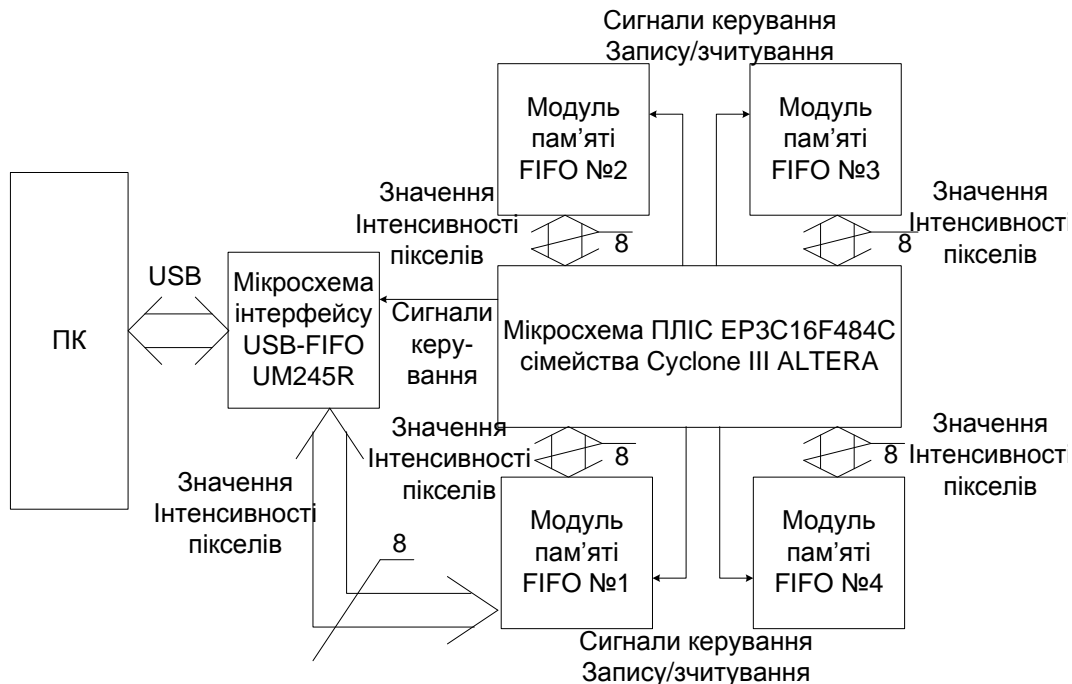


Рисунок 5 – Структурна схема апаратно-програмного засобу визначення діагностичних параметрів УЗ-зображень

Програмна частина складається із:

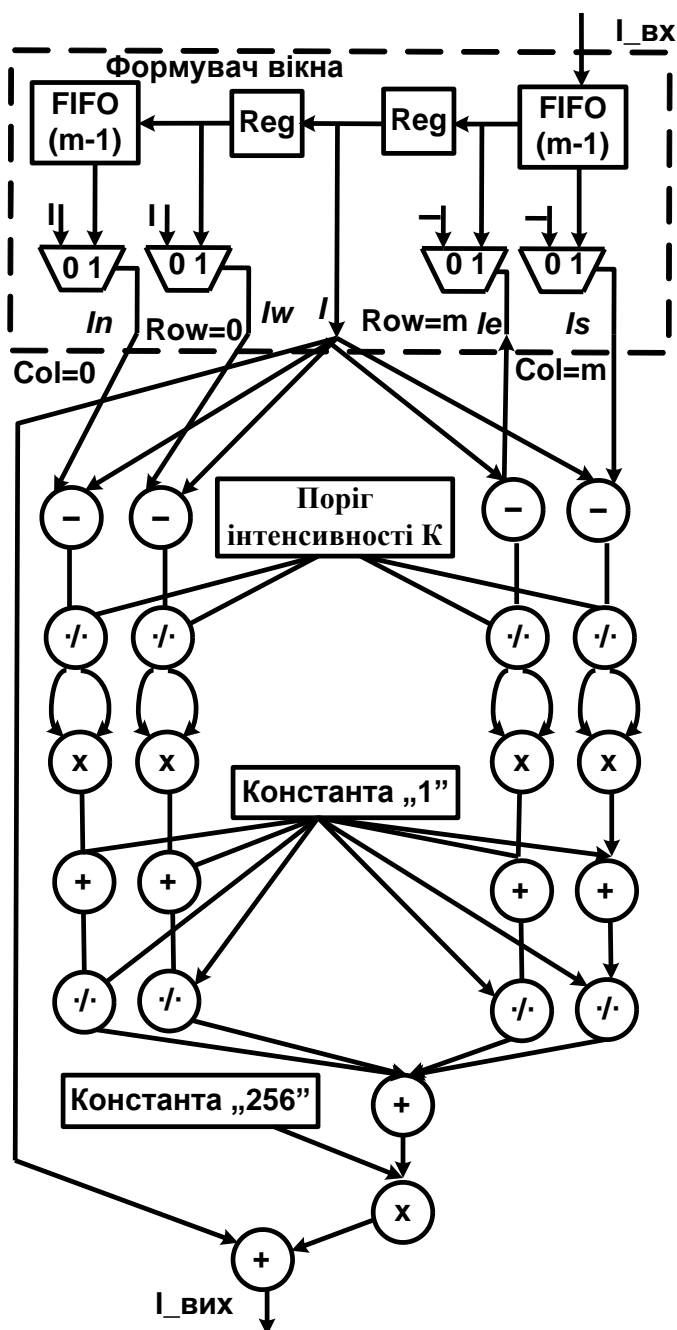
1. Блоку керування системою, що забезпечує синхронізацію роботи програмної та апаратної частини.

2. Блоку конвертування зображення УЗД форматів BMP - RAW служить для переведення зображення у формат RAW, зручний для апаратної обробки на ПЛІС, оскільки містить тільки інформацію про інтенсивність пікселя, що спрощує його обробку.

3. Блоку визначення геометричних параметрів об'єктів жовчовидільної системи в інтерактивному режимі. Передбачається робота із сегментованим зображенням. Оператор встановлює точки на межах об'єктів, після чого автоматично розраховується відстань між ними у пікселях, яка по введеному коефіцієнту перераховується в одиниці довжини.

Апаратна частина включає в себе мікросхеми пам'яті FIFO, мікросхему інтерфейсу USB, та власне мікросхему ПЛІС. На ПЛІС реалізовані такі пристрої:

1. Пристрій адаптивної фільтрації, що включає:
 - блок фільтрації на основі анізотропної дифузії;



- блок розрахунку порогового значення;

- блок розрахунку зупинки ітераційного процесу;

2. Пристрій сегментації, що включає

- блок визначення загальної гистограми;

- блок визначення локальної гистограми;

- блок класифікації пікселів.

3. Блок керування.

Вхідними даними є файл із зображенням у форматі BMP чи JPG. Початкове зображення конвертується у формат RAW, після чого попіксельно записується через мікросхему UM245R у модуль пам'яті FIFO №1. Після запису, вхідне зображення зчитується і обробляється у модулі адаптивної фільтрації у ПЛІС, результати фільтрації (проміжні) записуються у модулі пам'яті FIFO №2-№4.

Після завершення процесу фільтрації, кінцеве фільтроване зображення із модуля пам'яті FIFO №2 зчитується у модуль сегментації. Вихідне сегментоване зображення записується у модуль пам'яті FIFO №1. Після завершення обробки, зображення із модуля пам'яті пересилається назад до ПК через інтерфейс USB. Використання принципу паралельної конвеєрної

Рисунок 6 – Паралельно-конвеєрний принцип фільтрації на основі анізотропної дифузії

обробки даних дозволяє суттєво скоротити час обробки одного зображення УЗД. За допомогою спеціалізованого ПЗ «US-diagnosis» відбувається визначення геометричних розмірів об'єктів жовчовидільної системи в інтерактивному режимі.

В основу апаратної реалізації адаптивного фільтру спекл-шуму покладено паралельно-конвеєрний принцип, згідно якого піксели зображення обробляються паралельними незалежними блоками, а алгоритм передбачає одночасну обробку кількох пікселів за принципом конвеєру. Запропоновану концепцію схематично можна представити на рисунку 6.

Формувач вікна забезпечує подання послідовності пікселів, що зчитуються із пам'яті у паралельній формі. Операції із пікселями виконуються одночасно, що дозволяє в разі скоротити загальний час обробки зображення. Коли над одним пікселем ще виконуються арифметичні операції, наступний піксел уже може оброблятися формувачем вікна, що забезпечує безперервну обробку пікселів.

На основі описаного алгоритму та наведеної вище схеми запропоновано пристрій фільтрації спекл-шуму на ПЛІС. Структурна схема адаптивного фільтра наведена на рис. 6.

Фільтр складається із мікросхеми ПЛІС та чотирьох модулів пам'яті FIFO і містить: блок керування, блок розрахунку порогового значення інтенсивності, блок розрахунку зупинки ітераційного процесу та блок фільтрації на основі анізотропної дифузії. Модулі пам'яті необхідні для зберігання вхідного зображення та проміжних фільтрованих зображень трьох останніх ітерацій, одне з яких є вихідним фільтрованим зображенням із оптимальними параметрами.

В основу роботи пристрою сегментації покладено паралельно-конвеєрну обробку даних. Класифікаційні ознаки, та гістограми розраховуються окремо і паралельно. Така концепція може бути реалізована схемою, представленою на рисунку 7. Порогові значення підрівнів, розраховуються паралельно із значеннями стовпців для локальної гистограми. Отримані значення стовпців та порогові значення є вхідною інформацією для визначення трьох класифікаційних ознак. Використання паралельної архітектури для розрахунку кількості піків на гистограмі, ширини піддіапазону гистограми, та піддіапазону із піком дозволяє в сотні разів скоротити час на обробку одного пікселя.

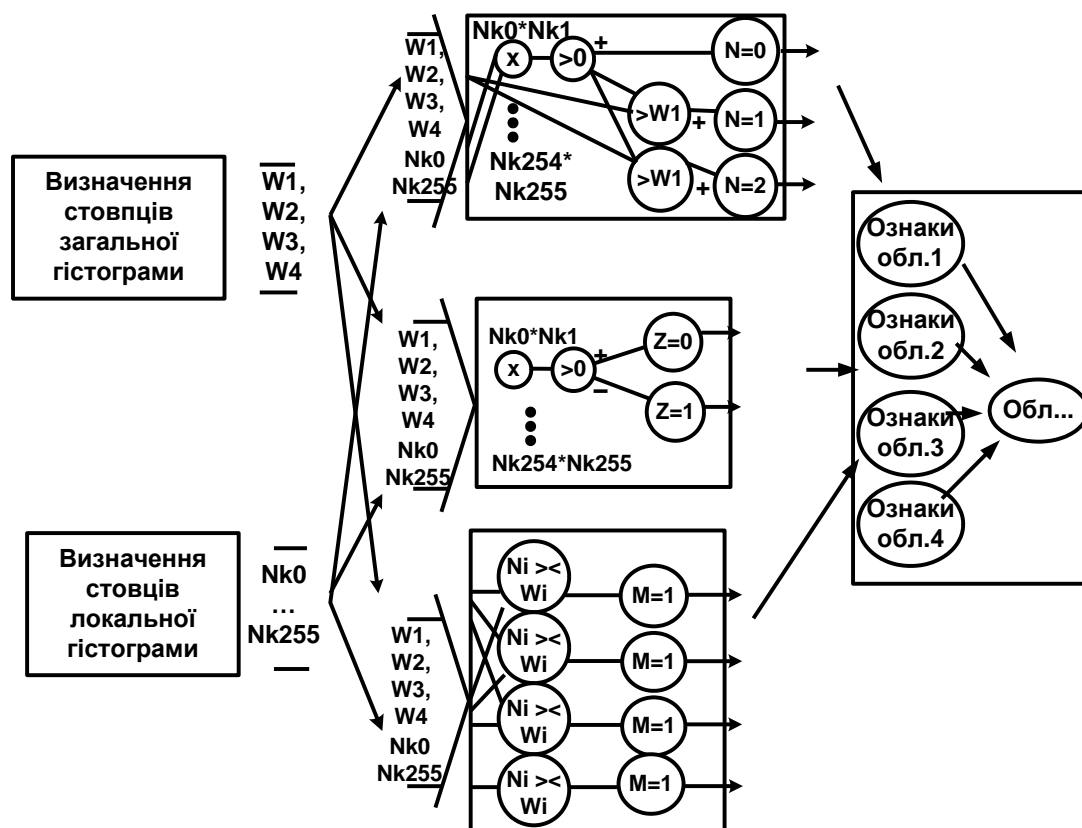
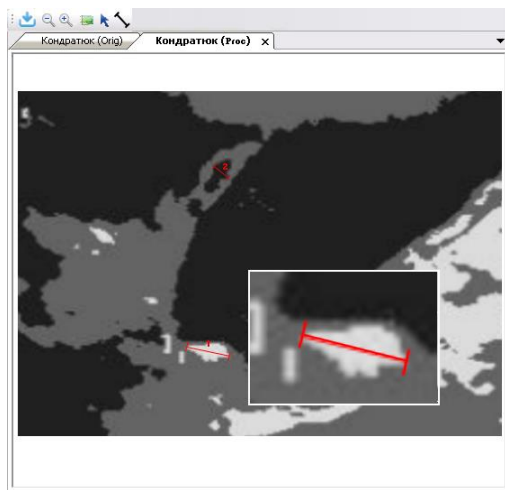


Рисунок 7 – Паралельно-конвеєрна обробка пікселів сегментатором на ПЛІС

Використання паралельно-конвеєрного-принципу обробки зображення на ПЛІС дозволило підвищити загальну швидкість роботи засобу у 25 разів.

Розроблено інтерфейс комп'ютерної програми «US-diagnosis» для практичної реалізації запропонованих методів фільтрації спекл-шуму та сегментації УЗД-зображення а також для визначення розмірів об'єктів у інтерактивному режимі, інтерфейс якого представлено на рис. 8.



Програма дозволяє в інтерактивному режимі шляхом наведення курсору у відповідне місце та встановлення двох точок вимірювати відстані між границями об'єктів у пікселях та розраховувати значення довжин і відстаней. Оператор вручну задає положення двох точок, після чого програма розраховує відстань між ними на зображенні, використовуючи теорему Піфагора та координати обох точок для розрахунку.

Для підтвердження ефективності роботи запропонованих пристроїв використано фрагмент УЗ-зображення фантома із заданими розмірами. Фантом містить об'єкти які імітують людські органи. Для дослідження використано фрагмент зображення фантому CIRS 040GSE. Оцінювання точності визначення розмірів проводилось на прикладі фантому високої ехогенності. В оригіналі об'єкт має форму витягнутого циліндра встановленого діаметру 8 мм. На УЗ-зображенні масштаб складає 1:2, тому реальний розмір зображення об'єкта повинен становити 16 пікселів. Визначення розмірів проводилось в інтерактивному режимі із використанням стандартних засобів Image Processing toolbox Matlab. Результати показали, що

Рисунок 8 – Інтерфейс користувача «US-diagnosis»

Результати показали, що

використання запропонованих методів фільтрації та сегментації дозволяє підвищити точність визначення розмірів об'єктів у 1,8..2,2 рази у порівнянні з відомими методами постобробки.

ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ

В роботі створено апаратно-програмний засіб визначення геометричних параметрів жовчовидільної системи на УЗД-зображеннях, що дозволило підвищити ефективність визначення діагностичних параметрів об'єктів. Розроблено нові методи вторинної обробки зображень жовчовидільної системи, що забезпечують адекватне визначення меж об'єктів для оцінювання стану жовчовидільної системи.

1. Проведено аналіз методів ультразвукового діагностування, виділені їх переваги, недоліки та обмеження. Проаналізовано типові УЗД-зображення, виявлено характерні особливості, визначені можливі шляхи підвищення їх діагностичної цінності. Проведено огляди методів фільтрації УЗД-зображень і методів сегментації зображень, запропоновані їх класифікації та наведена порівняльна характеристика. Проаналізовано особливості зору людини, що впливають на ефективність визначення геометрії досліджуваних об'єктів, обґрунтовано доцільність розвитку автоматизованих систем інтерпретації УЗД-зображень.

2. Удосконалено математичну модель спекл-шуму на УЗД-зображенні, яка враховує значення шуму в околі поточного оброблюваного піксела. При цьому розмір згенерованого зерна шуму (від 1 до 6 пікселів) відповідає реальному розміру зерна спекл-шуму на УЗД-зображенні. Таким чином, запропонована математична модель адекватно відтворює реальний спекл-шум на УЗД-зображенні, що підтверджено значеннями критерію MSE.

3. Розроблено математичну модель адаптивної фільтрації спекл-шуму, що на відміну від відомих враховує рівень зашумленості УЗД-зображення та рівень контрасту об'єктів. За отриманими даними, змінюється глибина фільтрації, максимально усуваючи шум та зберігаючи при цьому об'єкти, розмір яких перевищує 15 пікселів.

4. Розроблено математичну модель методу сегментації УЗД-зображень жовчного міхура, що використовує дані локальної статистики і відповідні критерії відображення зон різної ехогенності для виділення типу об'єкту до якого відноситься піксел на УЗД-зображенні. Перевагою використання моделі є інваріантність до повороту зображення, а також менша чутливість до спекл-шуму, ніж у відомих методів сегментації.

5. Удосконалено метод адаптивної фільтрації УЗД-зображення на основі анізотропної дифузії, який на відміну від відомого містить функції визначення початкових параметрів фільтру: порогового значення інтенсивності та зупинки ітераційного процесу. Фільтр на основі запропонованого методу ефективно усуває спекл-шум на УЗД-зображенні, при цьому зберігає дрібні об'єкти, що становлять діагностичну цінність. Проведено моделювання роботи запропонованого методу адаптивної фільтрації УЗД-зображення. Результати роботи запропонованого методу порівнювались із відомими фільтрами: медіанним, усередненим, Кауна, Фроста, Фур'є-фільтром, фільтром на Перони та Маліка. Запропонований фільтр показав кращі результати, ніж відомі, згідно показників якості зображень, PSNR та MSE, та дав змогу підвищити ефективність, згідно запропонованого критерію у 1,2...1,9 рази.

6. Удосконалено метод сегментації УЗД-зображень жовчного міхура на основі аналізу локальної статистики у межах ковзного вікна. Сегментовані зображення мають відносно нескладну форму межевої лінії, не місять розривів та випадкових отворів. Проведено дослідження запропонованого методу та відомих методів сегментації. Запропонований метод показує кращі результати, ніж відомі, згідно запропонованого критерію ефективності у 1,1..1,9 рази.

7. Розроблено апаратно-програмний засіб визначення геометричних параметрів УЗД-зображень жовчовидільної системи, що використовує запропоновані адаптивний метод фільтрації спекл-шуму та метод сегментації УЗД-зображення жовчовидільної системи.

Список опублікованих праць за темою дисертації

- 1) Білинський Й. Й., Наукові праці ВНТУ [електронний ресурс]: Проблеми і перспективи застосування методів візуального діагностування патології кульшового суглоба дітей / Й.Й. Білинський, А. О. Мельничук, О. В. Мельничук // 2009 р. 4 випуск – 4с. – Реж. доступу до журн.: <http://www.nbuu.gov.ua/e-journals/VNTU/2009-4/2009-4.htm>.
- 2) Мельничук А.О. Адаптивний метод фільтрації УЗД-зображення на основі анізотропної дифузії / Білинський Й.Й., Мельничук А.О., Павлюк О.А., Білинська В.П. // Методи та прилади контролю якості. – 2011. – № 26. – С. 15–21.
- 3) Мельничук А.О. Метод сегментації ультразвукових зображень на основі аналізу локальної статистики гістограм / Білинський Й.Й., Мельничук А.О. Чумак О.А. // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 2010. – №6. – С. 102–107.
- 4) Мельничук А.О. Математична модель спекл-шуму та аналіз фільтрів обробки УЗД-зображень / Білинський Й.Й., Мельничук А.О., Павлюк О.А.// Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2011. – №2. – С. 152-157.
- 5) Мельничук А.О. Оцінка точності визначення оператором діагностичних параметрів на узд-зображенні органів черевної порожнини /Білинський Й.Й., Мельничук А.О., Ярмак О.А., Павлишен Ю.І. // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки. – 2011. – № 4. – С. 236-239.
- 6) Білинський Й.Й., Наукові праці ВНТУ [електронний ресурс]: Реалізація детектора виділення контуру на ПЛІС фірми Xilinx / Білинський Й.Й., Білинський В.Й. Мельничук А.О. // 2008 р. випуск 4 – 7с. режим доступу до журн.: [HTTP://WWW.NBUU.GOV.UA/E-JOURNALS/vntu/2008-2/2008-2.htm](http://WWW.NBUU.GOV.UA/E-JOURNALS/vntu/2008-2/2008-2.htm).
- 7) Мельничук А.О. Реалізація адаптивного фільтру спекл-шуму на ПЛІС EP3C55 фірми Altera / Білинський Й.Й., Мельничук А.О., Павлюк О.А.// Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 2011. – №6. – С. 258-261.
- 8) Мельничук А.О. Проблеми і перспективи застосування методів візуального діагностування /Білинський Й.Й., Мельничук А.О. // Сучасні проблеми радіотехніки і телекомунікацій РТ-2010: міжнародна науково-технічна конференція. 19-24 квітня 2010 р.: тези доп. – Севастополь, 2010. – С. 44.
- 9) Мельничук А.О. Вплив особливостей зору людини на точність визначення геометричних параметрів УЗД-зображень / Білинський Й.Й., Мельничук А.О. // Сучасні проблеми радіотехніки і телекомунікацій РТ-2011: міжнародна науково-технічна конференція. 11-15 квітня 2011 р.: тези доп. – Севастополь, 2011. – С. 37.
- 10) Мельничук А.О. Оцінка точності оператором діагностичних параметрів на УЗД-зображенні органів черевної порожнини. / Білинський Й.Й., Мельничук А.О.// Сучасні проблеми мікроелектроніки, радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування: міжнародна науково-практична конференція. 19-21 травня 2011 р. – Вінниця, 2011. – С. 52.
- 11) Мельничук А.О. Адаптивний метод фільтрації УЗД-зображення на основі анізотропної дифузії / Білинський Й.Й., Мельничук А.О. // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія: міжнародна науково-практична конференція. 26-27 травня 2011 р. – Харків, 2011. – С. 11-12.
- 12) Мельничук А.О. Метод сегментації біологічних об'єктів на ультразвукових зображеннях / Білинський Й.Й., Мельничук А.О., Крисак Т.М. // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія: міжнародна науково-практична конференція. 19-21 травня 2010 р. – Вінниця, 2010. – С. 474-476.
- 13) Мельничук А.О. Використання методу сегментації УЗД-зображення для діагностування жовчнокам'яної хвороби /Білинський Й.Й., Мельничук А.О. // Photonics-ODS: V міжнародна науково-технічна конференція. 28-30 вересня 2010 р. – Вінниця, 2010. – С. 19-20.

14) Мельничук А.О. Виявлення прихованих патологій панкреато-біліарної системи інтраопераційним УЗД / Ярмач О.А., Чабан О.О., Мельничук А.О. // “Хист” Всеукраїнський медичний журнал молодих вчених: міжнародна медико-фармацевтична конференція. 29-31 березня 2010 р. – Чернівці, 2010. – С. 205

15) Патент 63344 України, 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 – опубл. 10.10.2011, Бюл. №19.

16) Патент 21561 України, МПК G 06 K 9/36/ Пристрій для виділення контуру багатоградацийних зображень / Білинський Й.Й., Мельничук А.О. заявник і патентовласник – Вінницький національний технічний університет – опубл. 15.03.2007, Бюл. №3.

Анотація

Мельничук А.О. Методи та ультразвукові засоби оброблення зображень для оцінювання діагностичних параметрів жовчовидільної системи. – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – Біологічні та медичні прилади і системи. – Вінницький національний технічний університет, Вінниця, 2012.

Дисертація спрямована на вирішення актуальної задачі підвищення ефективності визначення геометричних параметрів об'єктів на ультразвукових зображеннях шляхом розробки нових методів і створення на їх основі засобу для оцінювання стану жовчного міхура. У роботі запропоновано удосконалений метод адаптивної фільтрації спекл-шуму на ультразвукових зображеннях. Фільтр на основі запропонованого методу ефективно усуває спекл-шум на УЗД-зображенні, при цьому зберігає дрібні об'єкти, що становлять діагностичну цінність. Запропонований метод дав змогу підвищити ефективність, згідно запропонованого критерію у 1,2...1,9 рази. Удосконалено метод сегментації УЗД-зображень жовчного міхура на основі аналізу локальної статистики у межах ковзного вікна. Сегментовані зображення мають відносно нескладну форму межової лінії, не місять розривів та випадкових отворів. Запропонований метод показує кращі результати, ніж відомі, по узагальненому критерію ефективності у 1,1..1,9 рази. Розроблено апаратно-програмний засіб для визначення геометричних розмірів об'єктів на ультразвукових зображеннях жовчного міхура.

Ключові слова: вторинна обробка, адаптивна фільтрація, спекл-шум, сегментація, гіпо- та гіперехогенні області, класифікація, діагностичні ознаки, ПЛІС.

Аннотация

Мельничук А.О. Методы и ультразвуковые средства обработки изображений для оценивания диагностических параметров желчевыводящей системы. – На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 – Биологические и медицинские приборы и системы. – Винницкий национальный технический университет, Винница, 2012.

В работе представлен анализ метода ультразвукового диагностирования, выделены его преимущества, недостатки и ограничения. Проанализированы типичные УЗИ-изображения, установлены наличие характерных особенностей, определены возможные пути повышения их диагностической ценности. Проведен обзор методов фильтрации и методов сегментации УЗИ-изображений, представлена их сравнительная характеристика. В работе исследованы особенности зрения человека, влияющие на эффективность определения геометрических параметров исследуемых объектов, а также обоснована необходимость и целесообразность дальнейшего развития автоматизированных систем интерпретации УЗИ-изображений.

Усовершенствована математическая модель спекл-шума на УЗИ-изображении, которая учитывает значения шума в соседних пикселях. При этом размер сгенерированного зерна

шума (от 1 до 6 пикселей) соответствует реальному размеру зерна спекл-шума на типичном УЗИ-изображении. Предложенная математическая модель адекватно воспроизводит реальный спекл-шум на УЗИ-изображении, что подтверждается значениями критерия MSE.

Разработана математическая модель адаптивной фильтрации спекл-шума, которая, в отличие от известных учитывает уровень зашумленности УЗИ-изображения и уровень контраста объектов и фона. По полученным данным, изменяется глубина фильтрации, максимально устраняя шум и сохраняя при этом объекты, размер которых превышает 12 пикселей. Разработана математическая модель метода сегментации изображений желчного пузыря, которая использует данные локальной статистики и соответствующие критерии отображения зон разной эхогенности для определения типа объекта к которому относится текущий обрабатываемый пиксель на УЗИ-изображении.

Усовершенствован метод адаптивной фильтрации УЗИ-изображений на основе анизотропной диффузии, который в отличие от известного содержит функции определения начальных параметров фильтра: порогового значения интенсивности и остановки итерационного процесса. Фильтр на основе предложенного метода эффективно устраняет спекл-шум на УЗИ-изображении, при этом сохраняет мелкие объекты, имеющие ценность для диагностики. Также проведено моделирование работы предложенного метода адаптивной фильтрации УЗИ-изображения. Результаты работы предложенного метода сравнивались с известными фильтрами: медианным, усредняющим, Кауна, Фроста, Фурье-фильтром, фильтром на основе анизотропной диффузии Пероны и Малика со случайно выбранными начальными параметрами. Предложенный метод позволил повысить эффективность, согласно обобщенному критерию в 1,2...1,9 раз. Усовершенствован метод сегментации УЗИ-изображений желчного пузыря на основе анализа локальной статистики в пределах скользящего окна. Сегментированные изображения имеют относительно несложную форму краевой линии, не содержат разрывов и случайных отверстий. Проведены сравнительные исследования предложенного метода и известных методов сегментации. Предложенный метод показывает лучшие результаты, чем известные, согласно обобщенному критерию эффективности в 1,1..1,9 раз. Разработано аппаратно-програмное средство определения геометрических параметров УЗИ-изображений желчевыводящей системы, использующий предложенный адаптивный фильтр спекл-шума и метод сегментации изображений желчевыводящей системы.

Ключевые слова: вторичная обработка, адаптивная фильтрация, спекл-шум, сегментация, гипо- и гиперэхогенные области, классификация, диагностические признаки, ПЛИС.

Abstract

Melnychuk A.O. Methods and US devices for images processing and the estimation of geometrical sizes of gall bladder. – On the rights of manuscript.

The thesis for a scientific degree of the candidate of engineering science in a speciality 05.11.17 – biological and medical devices and systems. - Vinnytsia National Technical University, Vinnytsya, 2012.

The dissertation is aimed at the solving of the actual problem of efficiency increasing of the geometrical parameters estimation on the US images of gall bladder by developing new image post-processing algorithms for gall bladder diagnostics. An adaptive filter of speckle noise and the segmentation method based on the local statistics of histograms are presented in the research. Filter, based on the proposed method effectively reduces speckle noise and preserves small features that are useful. Modeling of the proposed filtering method was conducted. As a result, total effectiveness was increased in 1,2...1,9 times, according to the proposed effectiveness criteria. The gall bladder image segmentation method, based on the local histogram analysis was enhanced. Segmented images have relatively simple shape form and have no holes and discontinuities. The total effectiveness was increased according to the suggested effectiveness criteria in 1,1..1,9 times, compared with the known methods.

Semiautomatic device and special software for gall bladder diagnostics on the US images are developed.

Key words: secondary processing, adaptive filtering, speckle noise, segmentation, hyper and hypoechogenicity, classification, diagnostic parameters, FPGA.

Підписано до друку 25.04.2012 р. Формат 60x84 1/16.

Тираж 100 прим. Зам. № 2012-___

Віддруковано в інформаційно-видавничому центрі
Вінницького національного технічного університету
21021, Вінниця, вул. Хмельницьке шосе, 95. Тел.: (0432) 59-81-59