

УДК 681.3

Й. Й. Білінський, д. т. н., проф.; А. О. Мельничук; С. В. Юкиш

АВТОМАТИЗОВАНИЙ ЗАСІБ ОЦІНЮВАННЯ ГЕОМЕТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ЖОВЧОВИДІЛЬНОЇ СИСТЕМИ НА УЗД-ЗОБРАЖЕННЯХ

Представлено апаратно-програмний автоматизований засіб для оцінювання параметрів жовчовидільної системи на УЗД-зображеннях, робота якого ґрунтується на вторинній обробці УЗД-зображення спеціалізованими фільтрами і сегментатором. Розроблено програмне забезпечення, що дозволяє зручно вести облік пацієнтів.

Ключові слова: апаратно-програмний засіб, УЗД-зображення, фільтр, сегментатор, геометричні параметри об'єктів, ПЛІС.

Вступ

Ультразвукове дослідження (УЗД) є методом неінвазивного візуалізаційного діагностування в медицині. На відміну від інших методів, зокрема рентгенографічного обстеження, комп'ютерної томографії та магнітно-резонансної томографії, УЗД за своїм опромінювальним впливом – малошкідливе для організму людини, тому може застосовуватися багаторазово, наприклад, для спостереження за динамікою розвитку захворювань та оцінювання результатів лікування. Завдяки цій перевазі, а також нижчій, ніж у інших візуалізаційних систем, вартості апарату, УЗД набуло широкого поширення.

УЗД – один з найефективніших методів діагностування патологій жовчного міхура. Із типового зображення можна виділити велику кількість інформативних параметрів, що дозволяють з високим ступенем імовірності виявити певні патології, такі як: холестази, холецистит, холангіт, коліт, наявність конкрементів, поліпів та ін. Основними параметрами, що мають діагностичну цінність є геометричні розміри об'єктів та відстані між ними [1]. УЗД є незамінним для діагностування ряду патологій: холестази, холециститу, холангіту, коліту, наявності каменів і поліпів та ін. Основними параметрами, що мають діагностичну цінність є геометричні розміри об'єктів та відстані між ними [1]. Основні геометричні параметри, що становлять діагностичну цінність: розмір жовчного міхура, жовчної протоки, товщина їхніх стінок, розмір дрібних внутрішньопечінкових жовчних проток, наявність і розміри патологічних об'ємних утворень (конкременти та поліпи). Точність визначення цих параметрів відіграє визначальну роль у постановці діагнозу і призначенні подальшого лікування.

Незважаючи на переваги УЗД, існує вагомий недолік, що обмежує застосування методу – низька якість вихідного УЗД-зображення. Відтак, його цінність при діагностуванні патологій жовчного міхура є обмеженою. Під час вимірювання характерних відстаней може бути допущена значна похибка, що зумовлено людським чинником, наявністю специфічного спекл-шуму та загальною низькою чіткістю країв об'єктів на зображенні [2].

На основі проведених досліджень [3] встановлено, що похибка визначення геометричних розмірів об'єктів УЗД-зображення становить у середньому від 9% до 36%, залежно від розміру об'єкта, рівня зашумленості та особливостей зорової системи конкретного оператора. Разом із тим, як показано в роботі [5], похибка визначення розмірів об'єктів наявних методів сегментації зображень може складати 5%.

Тому **метою роботи** є підвищення ефективності діагностування патологій жовчного міхура шляхом створення автоматизованого апаратно-програмного засобу, що реалізовує спеціалізовані методи вторинної обробки УЗД-зображень жовчного міхура.

Основна частина

У роботі запропоновано засіб автоматизованого оцінювання геометричних параметрів органів жовчовидільної системи, що включає в себе декілька блоків. Блоки виконують послідовні операції: фільтрацію спекл-шумів, сегментацію зображень та визначення геометричних розмірів діагностованих об'єктів. Для реалізації фільтра та пристрою сегментації УЗД-зображень було обрано програмовані логічні інтегральні схеми (ПЛІС), оскільки запропоновані алгоритми містять значну кількість операцій і у випадку послідовного їх виконання тривалість обробки одного УЗД-зображення на ПК з використанням програмних засобів може становити більше 5 хв., залежно від параметрів комп'ютера та розміру зображення. Ураховуючи потенційно вищі можливості швидкодії пристроїв на основі ПЛІС, пов'язані з можливістю організації паралельних обчислень, саме ПЛІС було обрано для апаратної реалізації фільтра спекл-шуму та пристрою сегментації УЗД-зображення. Виділення геометричних розмірів об'єктів зручніше реалізовувати програмними засобами. На рис. 1 представлено структурно-функціональну схему апаратно-програмного засобу оцінювання геометричних параметрів об'єктів на УЗД-зображеннях.

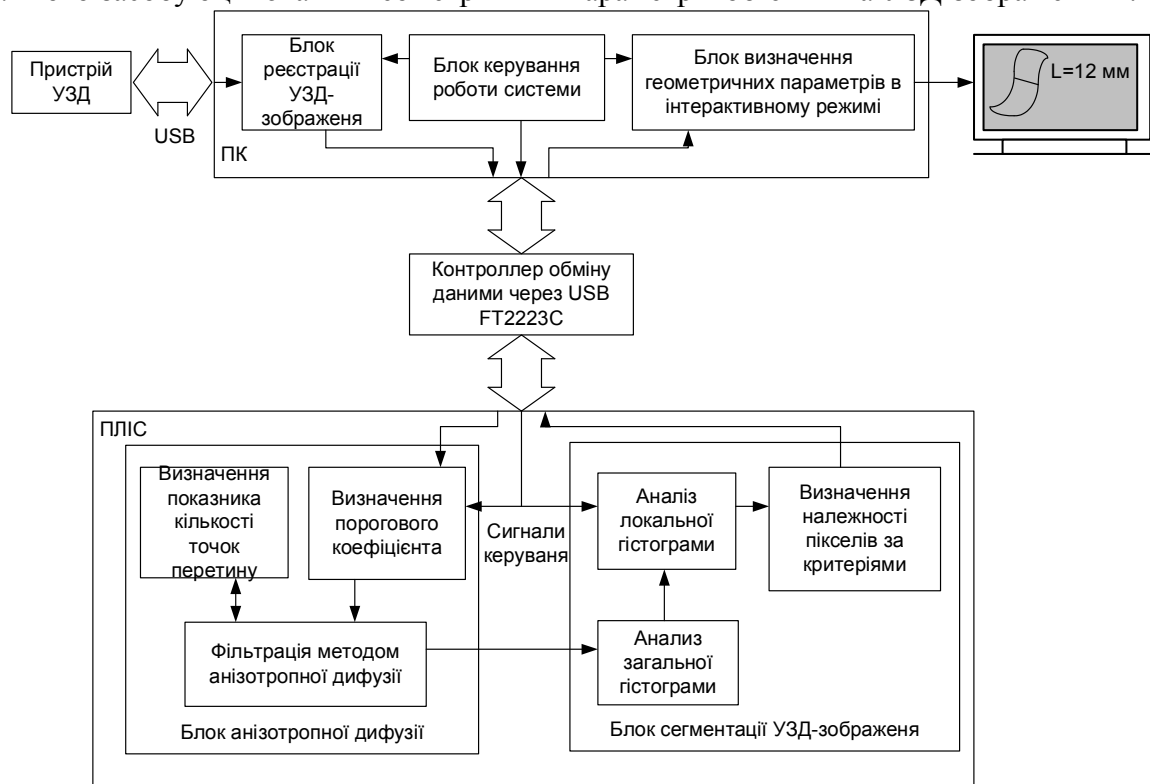


Рис. 1. Структурно-функціональна схема засобу оцінювання геометричних параметрів об'єктів на УЗД-зображеннях

Наведена схема складається з персонального комп'ютера та ПЛІС, що містять:

- 1) інтерфейс вводу для завантаження в ПЛІС та конвертації у формат RAW УЗД-зображення жовчного міхура у форматі BMP чи JPG;
- 2) адаптивний фільтр спекл-шуму, що складається з фільтрації на основі анізотропної дифузії, блоку визначення порогового значення інтенсивності та визначення кількості ітерацій.
- 3) пристрій сегментації УЗД-зображення, що включає аналіз загальної гістограми й аналіз локальних гістограм і визначення приналежності пікселя до певного типу об'єктів;
- 4) інтерфейс виводу для переведення сегментованого зображення назад до ПК та конвертування оброблюваного зображення у формат BMP;
- 5) програмне забезпечення для визначення розмірів жовчовидільної системи.

Першим етапом обробки УЗД-зображення є фільтрація спекл-шуму. Запропоновано адаптивний фільтр на основі анізотропної дифузії, що враховує рівень зашумленості вхідного зображення, а також перепади інтенсивності в приміжових областях об'єктів і відповідно до цієї інформації змінює глибину фільтрації [4].

На рис. 2 наведено схему фільтра спекл-шуму на УЗД-зображенні. Вхідними даними є значення інтенсивності пікселів нефільтрованого зображення у градаціях сірого від 0 до 255, а також кількість стовпців та кількість рядків цього зображення. Вихідними даними є значення інтенсивності обробленого зображення. Адаптивний фільтр передбачає виконання трьох операцій: розрахунку порогового значення інтенсивності, власне фільтрації та розрахунку кількості ітерацій. Розрахунок порогового значення інтенсивності здійснюють шляхом визначення середнього рівня шуму на зображенні та найбільшої величини перепаду інтенсивності в області краю. Порогове значення інтенсивності (K) використовують як вхідний параметр для процесу фільтрації. Фільтрація представляє собою ітераційний процес направлено розмиття в бік найменших значень перепадів інтенсивності.

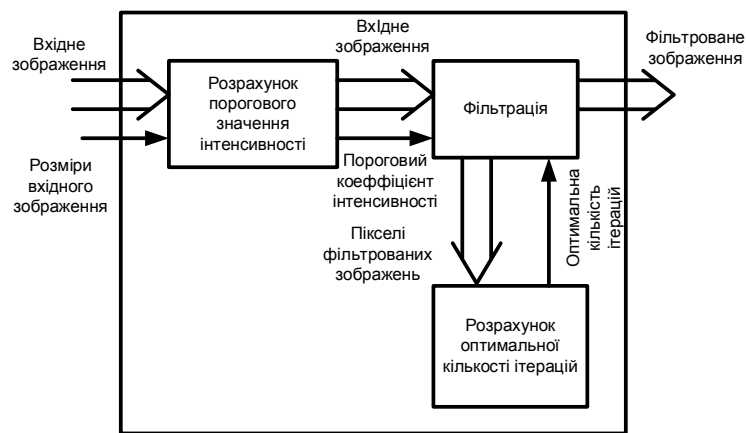


Рис. 2. Функціональна схема адаптивного фільтра спекл-шуму на УЗД-зображенні

Проміжні фільтровані зображення i -ої та двох попередніх ітерацій використовують для обрахунку функції зупинки ітераційного процесу. Необхідною умовою закінчення процесу фільтрації є виконання нерівності $N_{i-2} > N_{i-1} < N_i$, де N_{i-2}, N_{i-1}, N_i – показники кількості точок перетину. Фільтроване зображення поточної ітерації на момент зупинки вважається вихідним зображенням.

Наступним кроком обробки є сегментація УЗД-зображень жовчного міхура, що класифікує кожен піксель оброблюваного зображення відповідно до встановленого набору ознак. Для класифікації використовують критерії на основі локальної статистики гістограмми в околі оброблюваного пікселя [5].

На рис. 3 наведено схему пристрою сегментації УЗД-зображень.

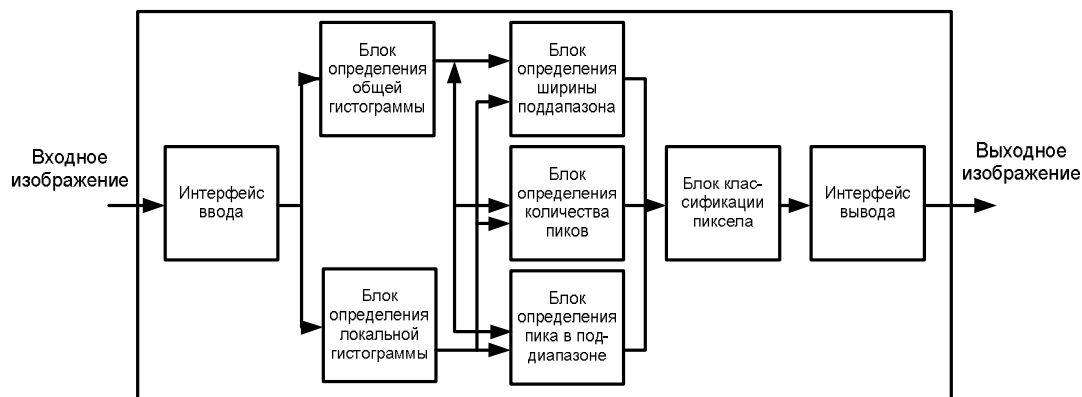


Рис. 3. Функціональна схема сегментатора УЗД-зображень

Вхідними даними є значення інтенсивності пікселів вхідного фільтрованого зображення та розміри зображення: стовбці та рядки.

Визначення меж піддіапазонів інтенсивностей здійснюють на основі аналізу загальної гістограми УЗД-зображення. Із гістограми виділяють мінімуми, що слугуватимуть межами піддіапазонів інтенсивностей для подальшої класифікації. Отримання локальних гістограм здійснюють обходом зображення ковзним вікном і визначенням локальної статистики в межах цього вікна. В кожному конкретному положенні вікна визначають ширину діапазону інтенсивностей, піддіапазони з піками гістограми та кількість цих піків. Після обрахунку всіх показників гістограми ковзне вікно зсувається вправо, а потім вниз з кроком в 1 піксель.

За отриманими показниками локальної статистики за встановленими правилами визначають належність центрального пікселя у вікні до певної групи об'єктів. Це може бути гіпер- чи гіпоехогенна область, порожнина з рідиною чи твердий об'єкт.

Отже, кожен піксель вхідного УЗД-зображення класифікують як належний до певного типу об'єктів. Пікселям, що належать до об'єктів одного типу, присвоюють однакові значення інтенсивності.

Виділення розмірів об'єктів на УЗД-зображенні є кінцевою операцією оцінювання геометричних параметрів органів жовчовидільної системи на УЗД-зображеннях і полягає у визначенні довжини вектора, що задається користувачем точками на межах сегментованих об'єктів. Вхідними даними для метода виділення розмірів сегментованих об'єктів є сегментоване зображення, а вихідними – сегментоване зображення із визначеними розмірами вказаних об'єктів.

Розв'язок загальної задачі автоматизованого оцінювання геометричних параметрів органів жовчовидільної системи складається з розв'язання окремих дрібніших задач фільтрації шуму, сегментації та виділення розмірів сегментованих об'єктів.

На рис. 4 представлено фрагменти УЗД-зображення, отримані після кожного етапу обробки.

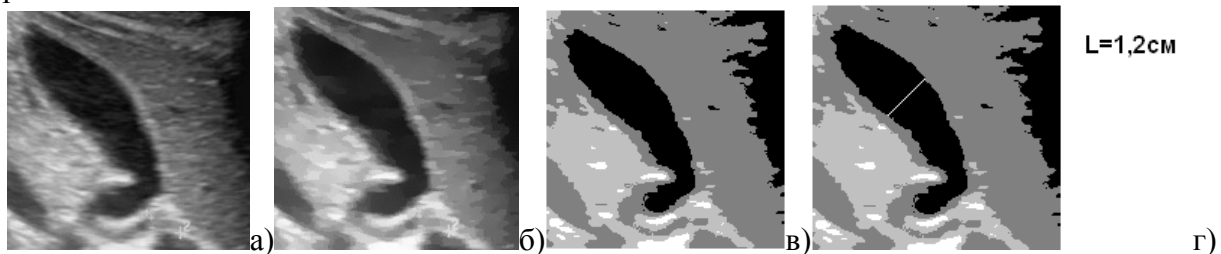


Рис.4. Етапи обробки УЗД-зображення жовчного міхура: а) вхідне зображення, б) фільтроване зображення, в) сегментоване зображення, г) сегментоване зображення із виділеними розмірами

Розроблено спеціалізоване програмне забезпечення «GB-diagnosis», що забезпечує узгодження роботи пристроїв на ПЛІС та ПК, а також забезпечує можливість ведення бази даних пацієнтів із результатами їхніх досліджень. Інтерфейс комп'ютерної програми «GB-diagnosis» представлено на рис. 5.

Розроблене ПО складається з таких елементів:

- вкладки із записами про пацієнтів та датами проходження обстежень;
- вкладки з інформацією про пацієнта;
- вкладки з інструментами для обробки УЗД-зображень та визначення геометричних розмірів об'єктів;
- вкладки для коментарів лікаря-діагноста.

Також існує можливість автоматичного формування звіту з обстеження в форматі html.

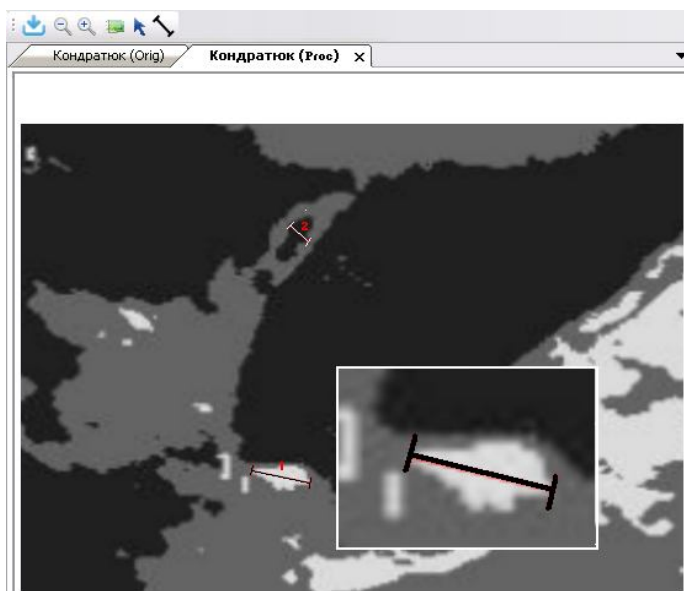


Рис. 5. Інтерфейс програми «GB-diagnosis»

У звіті містяться дані про пацієнта, УЗД-зображення та результати дослідження.

Висновки

На основі проведених досліджень [2, 3] встановлено, що розв'язання проблеми діагностування патологій жовчного міхура на УЗД-зображенні в подальшому розвиватиметься в напрямку розробки автоматизованих систем діагностики. У роботі представлено апаратно-програмний засіб оцінювання діагностичних параметрів жовчного міхура, що дозволяє в інтерактивному режимі визначити геометричні параметри об'єктів жовчовидільної системи та вести електронні бази даних індивідуальних карток пацієнтів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Хофер М. Ультразвуковая диагностика. Базовый курс / М. Хофер. – М.: Медлит, 2006 – 104 с.
2. Проблеми і перспективи застосування методів візуального діагностування патології кульшового суглоба дітей [Електронний ресурс]: / Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук, О. В. Мельничук // Наукові праці Вінницького національного технічного університету. – № 4. – 2009. Режим доступу до журн.: http://www.nbu.gov.ua/e-journals/VNTU/2009-4/2009-4.files/uk/09jbjhp_ua.pdf.
3. Shrimadi V. Current trends in segmentation of medical ultrasound B-mode Images: A Review / V. Shrimadi, R. S. Anand, V. Kumar // IETE Technical Review. – 2009. – vol 26. – P. 8 – 17.
4. Мельничук А. О. Адаптивний метод фільтрації УЗД-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.
5. Білинський Й. Й. 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.

Білинський Йосип Йосипович – д. т. н., проф., завідувач кафедри електроніки,

Мельничук Андрій Олександрович – асистент кафедри електроніки,

Юкиш Сергій Васильович – асистент кафедри електроніки,
Вінницький національний технічний університет.