

УДК 681.3.06

Й. Й. Білінський, д. т. н., проф.;

А. О. Мельничук, асп.;

О. А. Чумак, студ.

МЕТОД СЕГМЕНТАЦІЇ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ ЛОКАЛЬНОЇ СТАТИСТИКИ ГІСТОГРАМ

Запропоновано метод сегментації ультразвукових медичних зображень, що базується на аналізі локальної статистики. Проведено моделювання на еталонному зображенні з використанням сучасних методів сегментації, результати якого підтверджують переваги запропонованого методу. Виконано сегментацію на прикладі типового УЗД-зображення жовчного міхура.

Вступ

Ультразвукове дослідження (УЗД) має великий діагностичний потенціал. УЗД-зображення дає інформацію як про наявність певних патологічних об'єктів, так і про характер поверхні діагностованих органів: печінки, нирок, сечовивідних шляхів, серця, суглобів, кісток тощо. Головним недоліком УЗД є низька якість вихідного зображення, що ускладнює параметризацію досліджуваних об'єктів. На сьогодні параметризація органів людини виконується в інтерактивному режимі шляхом нанесення на УЗД-зображення характерних точок, через які відкладаються лінії, вимірюються кути, визначаються розміри об'єктів та інші параметри. Це дає змогу зробити висновок про наявність чи відсутність патології [1].

Сегментація зображення — процес розподілення пікселів зображення за певними параметрами та залежно від характерного параметра може бути кількох видів: сегментація за яскравістю, за контуром, за текстурою, за формою [2].

Незважаючи на те, що розроблено велику кількість алгоритмів сегментації зображень, вони є ефективними для вузького кола задач і у випадку ультразвукових зображень працюють недостатньо ефективно. Для УЗД-зображень властивим є наявність декількох гомогенних областей з мало-відмінними ознаками, що утруднює процес обробки. При цьому сегментовані області повинні бути однотонними, мати нескладну форму та не містити великої кількості «отворів» (різких перепадів інтенсивності, що мають місце за рахунок спекл-шуму).

На сьогодні основними методами сегментації є використання моделі статистичної форми, моделі заповнення водою, текстурної сегментації на базі нейромережі [3].

Ідея текстурної сегментації полягає у використанні текстурних властивостей певних областей на зображенні як міри для визначення належності піксела до певного типу об'єктів. Текsturні властивості, що можуть використовуватись для сегментації: математичне очікування, контраст, другий кутовий момент [4]. У процесі навчання нейромережі на вхід подається навчальна вибірка із УЗД-зображень, на основі якої з урахуванням текстурних властивостей визначаються типи об'єктів та в подальшому здійснюється сегментація. Недоліком такого методу є відносно невисока точність визначення розмірів сегментованих об'єктів та можлива некоректна сегментація за наявності невеликої навчальної вибірки, або у випадку, коли зображення з навчальної вибірки мають різну якість [5].

Ідея, що лежить в основі статистичних моделей для сегментації зображення, полягає у використанні компактних моделей форми різноманітних структур двовимірних зображень, що містять зразки об'єктів, а також у кодуванні зміни вибраних параметрів, які використовуються для опису визначених об'єктів. Об'єкти на зображенні виділяються співставленням з наявними моделями статистичної форми. Головною складністю методу є необхідність визначення певної моделі форми для кожного конкретного випадку [6].

В сегментації методом вододілу розглядається абсолютна величина градієнта зображення як топографічна поверхня. Піксели, що мають найбільшу абсолютну величину градієнта яскравості,

відповідають лініям вододілу, що є границями областей. Головною проблемою, пов'язаною з моделлю заповнення водою, є пересегментація через різноманітність об'єктів зображення та шуму на ньому [7].

Метою роботи є розробка методу сегментації УЗД-зображень із високим рівнем спекл-шуму й низьким контрастом, що дає змогу отримати вищу точність визначення геометричних параметрів досліджуваних анатомічних органів та сторонніх тіл у результаті формування нескладної за формою межової лінії, яка не містить розривів та випадкових «отворів».

Метод сегментації ультразвукового зображення

Метод базується на використанні загальної гістограми зображення та локальних гістограм в різних областях зображення. При цьому, як правило, весь спектр відтворюваних рівнів УЗД-зображення поділяється на чотири основні піддіапазони інтенсивностей, оскільки можуть бути присутні на зображенні області, чотирьох типів біологічних тканин: 1 — порожнини, заповнені рідиною (судини, кістки тощо); 2, 3 — області середньої ехогенності (переважно м'язові тканини); зображення яких можуть бути гіпоехогенними чи гіперехогенними; 4 — тверді тіла (кістки, конкременти) [8]. При цьому у всіх областях присутній спекл-шум. Такі піддіапазони використовуються для визначення областей зображення з подальшою класифікацією кожного пікселя в цих областях. Розбиття на піддіапазони здійснюється:

1. Виконанням низькочастотної фільтрації;
2. Апроксимацією гістограми отриманого зображення;
3. Визначенням локальних мінімумів, за якими встановлюються порогові значення піддіапазонів [9].

Визначені піддіапазони дають змогу сформувати однотипні локальні області зображень та отримати їх гістограми. Після чого виконується обхід зображення за допомогою ковзного вікна розміром 7×7 або 9×9 пікселів і отримуються локальні гістограми розмірами ковзного вікна. Розмір вікна обирається так, щоб він був більшим за розмір «зерна» спекл-шуму. Кожна локальна гістограма, отримана в певному положенні ковзного вікна та залежно від місця його розташування, має характерні ознаки пікселів. Для класифікації пікселів використовуються такі ознаки: належність пікселя конкретному піддіапазону та відповідній області; ширина діапазону інтенсивностей у межах ковзного вікна з його відповідним положенням; один, два або більше максимумів. Сукупність цих ознак дозволяє визначити, до якого типу зображення об'єкта належить область.

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

На рис. 1 показано вхідне фільтроване низькочастотним фільтром УЗД-зображення жовчного міхура, на рис. 2 показано апроксимовану гістограму фільтрованого зображення з виділеними локальними мінімумами, які дають змогу визначити піддіапазони інтенсивностей.

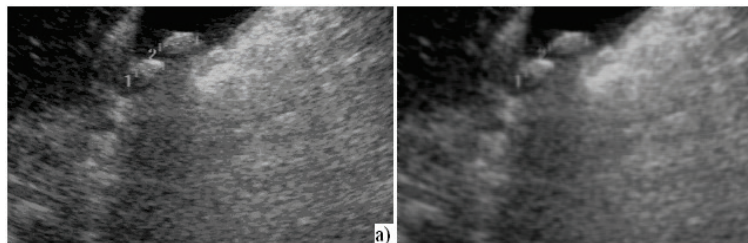


Рис. 1. Вхідне зображення (а), фільтроване зображення (б)

Локальні гістограми ковзних вікон різних областей УЗД-зображення показані на рис. 3.

Таким чином, у кожному положенні ковзного вікна аналізується гістограма інтенсивностей пікселів у межах вікна від $I_{\max}$ до $I_{\min}$. У межах вікна аналізується належність до певного піддіапазону інтенсивностей, ширина діапазону інтенсивностей та кількість локальних максимумів.

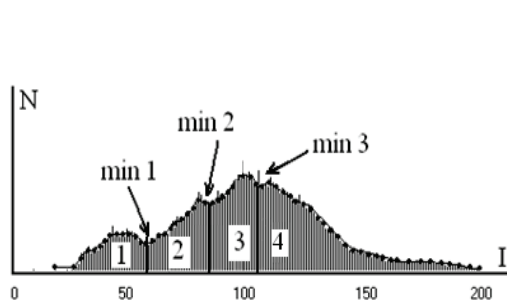


Рис. 2. Апроксимована гістограма фільтрованого зображення з виділеними локальними мінімумами та порогами областей сегментації

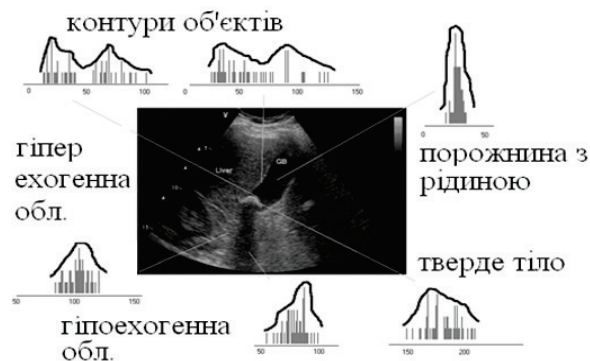


Рис. 3. Типові локальні гістограми різних областей УЗД-зображень об'єкта (або об'єктів)

Спекл-шум на УЗД-зображенні спричиняє перепади інтенсивності, від чого зображення здається «зернистим», що може призвести до появи похибки у сегментації [10]. З метою зменшення впливу спекл-шуму на результат сегментації виконується попередня порогова обробка локальної гістограми, шляхом відкидання тих значень інтенсивності, для яких виконується умова

$$P(N_k^{I_m}) = \frac{N_k^{I_m}}{n \cdot n} < 0,05, \quad (1)$$

де $P(N_k^{I_m})$ — ймовірність наявності пікселів з інтенсивністю I_m ; $N_k^{I_m}$ — кількість пікселів з інтенсивністю I_m ; n — розмір ковзного вікна, пікселів. Поріг ймовірності у 0,05 (приблизно 2—3 піксели у межах вікна) обрано з урахуванням того, що розмір самого «зерна» шуму зазвичай не перевищує кількох пікселів. Таким чином, порогова обробка нівелює вплив зашумлених пікселів на локальну статистику в межах вікна.

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

$$\frac{\partial N_k}{\partial I_m} = N(k+1) - N(k), \quad (2)$$

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, у яких похідна функції змінює знак «+» на «-». Для визначення кількості максимумів використовуються добутки значень похідних сусідніх градацій:

$$l_j = N'(k+1)N'(k), \quad (3)$$

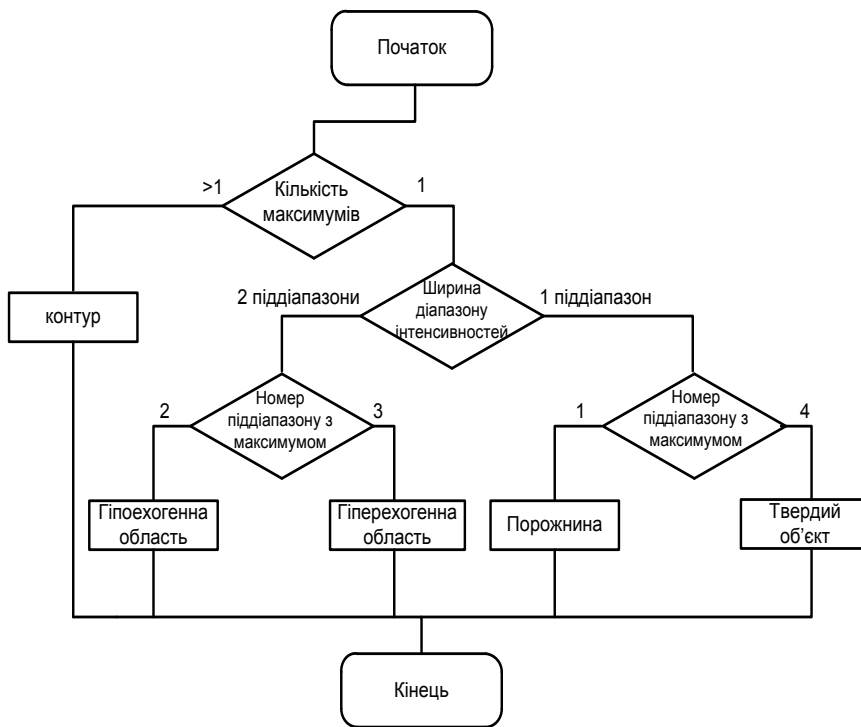
в яких оцінюється знак добутку:

$$Z_g = \begin{cases} 1, & \text{якщо } l_j < 0; \\ 0, & \text{якщо } l_j > 1. \end{cases} \quad (4)$$

Кількість максимумів є сумою всіх Z_g , менших нуля:

$$t_{\max} = \sum Z_g. \quad (5)$$

Ширина діапазону інтенсивностей (ΔL) виражається як



$$\Delta L = q, \quad (6)$$

де q — кількість піддіапазонів, присутніх в конкретному положенні ковзного вікна.

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

Алгоритм класифікації центрального пікселя ковзного вікна за вищенаведеними ознаками показаний на рис. 4.

Таким чином, запропонований метод сегментації можна реалізувати у такій послідовності:

1. Визначення піддіапазонів і їх меж із загальної гістограми.

2. Отримання локальної гістограми для фрагмента зображення в межах ковзного вікна.
3. Порогова обробка гістограми.
4. Визначення типу об'єкта, до якого належить центральний піксел.
5. Присвоєння пікселам одного типу об'єктів однакових значень інтенсивності.

Результати моделювання

Для підтвердження ефективності запропонованого підходу проведено моделювання із застосуванням тестового зображення. Тестове зображення — це набір геометричних фігур правильної форми: квадрат розмірами 70×70 пікселів, коло діаметром 70 пікселів, рівнобедрений трикутник з висотою і основою по 60 пікселів на сірому фоні (рис. 5а).

При цьому інтенсивність кожного з об'єктів є різною. Зображення об'єктів розмивалося (рис. 5б) за допомогою низькочастотного фільтра, після чого на нього накладався спекл-шум (рис. 5в). Оскільки модель спекл-шуму на сьогодні недостатньо розроблена, то для точнішого його відтворення використаний спекл-шум реального зображення.

Отримане тестове зображення сегментувалося детекторами, які реалізовані в середовищі Matlab 7 із використанням набору інструментів Image Processing toolbox.

На рис. 5г, д, е, з показані результати сегментації еталонного зображення з використанням детекторів на основі моделі статистичної форми, моделі заповнення водою, текстурної сегментації з використанням нейромережі та методу аналізу локальної статистики гістограм, відповідно.

Для кількісної оцінки якості роботи методів розраховано критерії:

- пікове співвідношення сигнал/шум (PSNR);
- середньоквадратична похибка (MSE);
- критерій SSIM, що базується на вимірюванні трьох компонентів (схожості: за яскравістю, за контрастом; за структурною подібністю) і об'єднання їх значень у кінцевий результат [10, 11].

Наведені вище критерії визначають рівень розбіжності в інтенсивностях вхідного і сегментованого

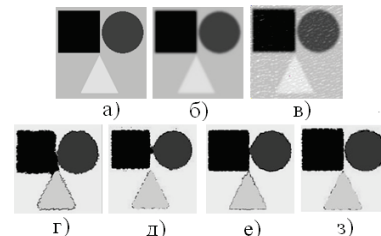


Рис. 5. Порівняльне дослідження роботи відомих методів та запропонованого методу: а — еталонне зображення; б — розмите еталонне зображення;

в — розмите зашумлене еталонне зображення; г — зображення, сегментоване з використанням моделі статистичної форми; д — сегментація з використанням моделі заповнення водою; е — текстурна сегментація з використанням нейромережі; з — сегментація з використанням методу аналізу локальної статистики гістограм.

ного зображень, при цьому не враховуються можливі помилкові сегментації окремих пікселів, тому запропоновано додатковий критерій похибки визначення розміру об'єкта, що описується виразом

$$T = \frac{|S_{et} - S_m|}{S_{et}} \cdot 100 \%, \quad (7)$$

де S_{et} — площа еталонного об'єкта; S_m — площа сегментованого об'єкта досліджуваним методом. Результати моделювання подані в таблиці.

Порівняльна характеристика методів сегментації УЗД-зображень

Метод	Похибка визначення розмірів об'єкта, %	PSNR	MSE	SSIM
Метод статистичної форми	4,3	14,443	2337,3	0,9425
Метод заповнення водою	4,2	14,500	2306,8	0,9351
Текстурна сегментація на основі нейромережі	6,1	13,077	3201,01	0,9004
Метод аналізу локальної статистики гістограм	3,7	15,716	1743,6	0,9432

Як випливає з таблиці, детектор на основі запропонованого методу аналізу локальної статистики має меншу похибку визначення розмірів об'єкта в порівнянні з відомими детекторами. Крім того, зображення об'єкта, сегментованого з використанням запропонованого методу, має нескладну форму межової лінії.

На рис. 6а показано УЗД-зображення печінки з кістою (темний об'єкт у центрі), отримане за допомогою УЗД апарату ALOKA SSD 1100. Результати оброблення цього зображення відомими методами показані на рис. 6б—6г (сегментація на основі моделі статистичної форми, з використанням моделі вододілу, текстурна сегментація з використанням нейромережі, відповідно). На рис. 6д виконано сегментацію зображення запропонованим методом.

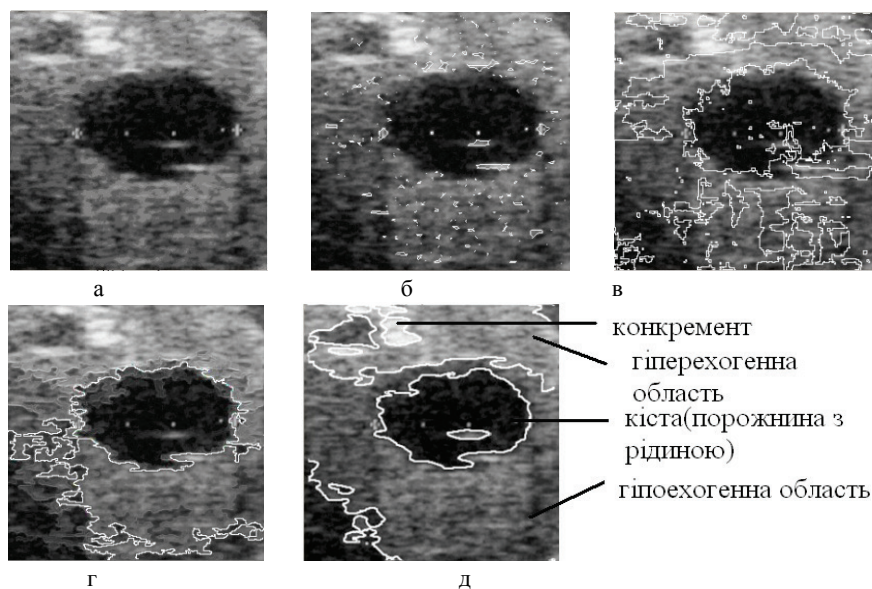


Рис. 6. Результати оброблення різних методів сегментації:

а — вхідне зображення; б — зображення, сегментоване з використанням моделі статистичної форми; в — сегментація з використанням моделі заповнення водою; г — текстурна сегментація з використанням нейромережі; д — сегментація з використанням методу аналізу локальної статистики гістограм

У результаті використання вищенаведених методів встановлено, що кращі результати сегментації показали метод із використанням моделі вододілу та запропонований метод аналізу локальної статистики гістограм. Слід зазначити, що межова лінія у випадку сегментації з використанням моделі вододілу має складнішу форму у порівнянні з межевою лінією, отриманої внаслідок сегментації запропонованим методом, що ускладнює подальшу параметризацію досліджуваних

об'єктів.

Висновки

У роботі запропоновано метод сегментації на основі аналізу локальної статистики гістограм. Розроблено та досліджено математичну модель. Отримані результати на підставі використання відомих критеріїв якості зображень підтверджують більш високу точність сегментації на основі аналізу локальної статистики гістограм, оскільки отримана межава лінія має менш складну форму, не містить розривів, а також відсутні випадкові «отвори».

Отримані результати підтверджують можливість використання запропонованого методу сегментації на основі аналізу локальної статистики гістограм для параметризації об'єктів УЗД-зображень.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Білінський Й. Й. Проблеми і перспективи застосування методів візуального діагностування патології кульшового суглоба дітей [Електронний ресурс] / Й. Й. Білінський, А. О. Мельничук, О. В. Мельничук // Наукові праці ВНТУ. — 2009 р. 4 вип. — 4 с. — Режим доступу до журн.: <http://www.nbu.gov.ua/e-journals/VNTU/2009-4/2009-4.htm>.
2. Прэтт У. Цифровая обработка изображений / У. Прэтт ; пер. с англ. Лебедев Д. С. — М. : Мир, 1982. — 784 с.
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. 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. Серія: Обчислювальна техніка та автоматизація. — Донецьк : Донату, 1999. — Вип. 12. — С 151—157.
5. Dokur Z. Segmentation of ultrasound image using a hybrid neural network / Dokur Z., Olmez T. // Elsevier Pattern Recognition Letters. — 2002. — Vol. 3. — P. 1825—1836.
6. Shen D. Segmentation of prostate boundaries from ultrasound images using statistical shape model / D. Shen, Y. Zhan, C. Davatzikos // IEEE Transaction on Medical Imaging. — 2003. — Vol. 22. — P. 539—51.
7. Huang Y. L. Watershed segmentation for breast tumor in 2-D sonography / Y. L. Huang, D. R.Chen // Ultrasound in Med. and Biol. — 2004. — Vol. 30. — No 5. — P. 625—632.
8. Хофер М. Ультразвуковая диагностика. Базовый курс / Хофер М. — М. : Мед.лит, 2006 — 104 с.
9. Сойфер В. А. Методы компьютерной обработки изображений / Сойфер В. А. — М. : ФИЗМАТЛИТ, 2003. — 784 с.
10. Sudha S. Speckle noise reduction in ultrasound images by wavelet thresholding based on wavelet variance / S. Sudha, G. Suresh, R. Sukanesh // International journal of computer theory and engineering. — 2009. — No 1. — P. 45—58
11. Wang Z. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity / Z. Wang, A. Bovik, E. Simonce // IEEE Transaction Image processing, 2004. — Vol. 13. — No 4. — P. 521—531.

Рекомендована кафедрою електроніки

Надійшла до редакції 26.07.10
Рекомендована до друку 15.11.10

Білінський Йосип Йосипович — завідувач кафедри, **Мельничук Андрій Олександрович** — аспірант.

Кафедра електроніки, Вінницький національний технічний університет;

Чумак Олег Анатолійович — магістрант кафедри хірургії № 2.

Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова