

КОМП'ЮТЕРНА ОБРОБКА УЗД-ЗНІМКІВ ПЕЧІНКИ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ ГЕПАТИТУ

Адамов В.Г., Мартиновська Ю.С.

Донецький національний технічний університет, м. Донецьк

кафедра автоматизованих систем управління

E-mail: kate@dgtu.donetsk.ua, rtyett@mail.ru

Abstract

Adamov V.G., Martynovskaya J.S. Liver ultrasonic echogram processing during hepatitis diagnostics. Changes of ultrasonic images of liver with hepatitis are analyzed in this paper. Image filtering methods, contrast ratio growing technique and edge detection methods are presented. Procedure of contour refining is given. Numerical values of liver vessel parameters are proposed. Real liver ultrasonic echograms are analyzed and values of liver vessel parameters are calculated.

Гепатит печінки є розповсюдженим захворюванням. Основним методом його діагностики є проведення специфічних аналізів крові. Проведення цих аналізів є складним і досить тривалим процесом. Крім того, у ряді випадків вірусний гепатит протікає безсимптомно до переходу в хронічну форму або навіть у цироз печінки, і пацієнтові не призначаються специфічні аналізи крові. При ультразвуковому дослідженні печінки таких пацієнтів на ехограмах виявляються ознаки, що відповідають гепатитові. Ці ознаки можна визначити при комп'ютерній обробці ехограм печінки. В даний час існують апарати УЗД, які роблять обробку зображення, але вони не визначають параметрів структурних елементів печінки, і застосовувати їх для діагностики гепатиту неможливо. В Університеті комп'ютерних технологій Центральної Флориди, США, розроблено систему, яка робить сегментацію ультразвукового зображення печінки з метою виявлення структур печінки. У даній системі зображення піддається фільтрації нелінійними фільтрами. Безпосередньо сегментація знімка печінки ґрунтується на бінарізації зображення з наступним накладенням бінарного зображення на вихідне [1]. Недоліками даної системи є залежність результату від величини порога, який встановлюється при бінарізації зображення, а також велика кількість розривів у отриманих контурах структур печінки. Крім того, при роботі даної системи не розраховуються параметри виділених структур. Тому діагностику гепатиту за допомогою цієї системи проводити не можна.

Отже, актуальною є задача створення комп'ютерної системи обробки ультразвукових ехограм печінки для діагностики гепатиту.

При гепатиті структура паренхіми печінки звичайно неоднорідна. У більшості пацієнтів спостерігається чіткіша візуалізація стінок дрібних галузей воротної вени і печіночних вен, діаметр судин зменшений, стінки судин нерівні [2].

Однією з ранніх ознак гепатиту є зміна судинного малюнка печінки. Результатом комп'ютерної обробки УЗД-ехограм печінки повинно бути визначення контурів судин, а потім по отриманих контурах необхідно розраховувати діаметр судин і оцінювати ступінь нерівності стінок судин.

Ультразвукове зображення відрізняється сильною зашумленістю і низькою контрастністю, що ускладнює аналіз зображення. Тому перед визначенням контурів судин печінки зображення необхідно фільтрувати з метою пригнічення шумів, а потім підвищити його контрастність.

Для фільтрації варто застосовувати фільтри, які зберігають перепади яскравості вихідного зображення: медіанний фільтр і згладжуючі фільтри з невеликим ступенем згладжування [3]. При використанні згладжуючого фільтра масив Q результуючого

зображення формується шляхом згортки масиву F вихідного зображення з масивом, що згладжує, H відповідно до формули

$$Q(m_1, m_2) = \sum_{n_1} \sum_{n_2} F(n_1, n_2) H(m_1 - n_1 + 1, m_2 - n_2 + 1) \quad (1)$$

Можна запропонувати наступні маски фільтра, що згладжує:

$$H_1 = \frac{1}{9} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad H_2 = \frac{1}{10} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad H_3 = \frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

Коефіцієнти масок нормовані для того, щоб процедура пригнічення перешкод не викликала зсуву яскравості вихідного зображення.

При аналізі ультразвукового зображення печінки, ураженої гепатитом, встановлено, що діапазон яскравостей вихідного зображення складає в середньому від 10 до 170. Середня яскравість ділянок зображення судин не перевищує 60. Це значення яскравості обране як поріг для визначення приналежності пікселя до судини. Для оцінки ефективності фільтра обчислювався відсоток пікселів зображення δ , яскравість яких до фільтрації відповідала яскравості судин, а після фільтрації – ні:

$$\delta = \frac{N_2 - N_1}{N_1} \cdot 100\% \quad , \quad \text{де} \quad (3)$$

N_1 – кількість пікселів зображення, яскравість яких відповідає яскравості судин, підраховане до фільтрації;

N_2 – кількість пікселів зображення, яскравість яких відповідає яскравості судин, підраховане після фільтрації.

Результати порівняння роботи фільтрів приведено в табл. 1.

Таблиця 1 – Результати порівняння роботи фільтрів.

Вид фільтра	$\delta, \%$		
	Зображення 1	Зображення 2	Зображення 3
Медіанний фільтр	12,13	2,78	2,30
Згортка з маскою H_1	7,78	8,26	1,17
Згортка з маскою H_2	16,2	14,5	3,80
Згортка з маскою H_3	15,19	15,12	5,36
Медіанний фільтр, потім згортка з маскою H_2	20,46	13,96	4,75
Згортка з маскою H_2 , потім медіанний фільтр	20,69	15,37	4,95

Таким чином, можна зробити висновок, що найменш ефективним фільтром є згортка з маскою H_1 . Найбільш ефективно усуває шум згортка з маскою H_3 , однак при застосуванні цього фільтра втрачається частина перепадів яскравості. При використанні згортки з маскою H_2 , потім медіанного фільтра досягається приблизно той же рівень пригнічення шуму, що й при згорці з маскою H_3 , але зберігається більша частина перепадів яскравості. Тому для фільтрації провадиться згортка вихідного зображення з маскою H_2 , а потім до отриманого зображення застосовується медіанний фільтр.

Після фільтрації зображення для полегшення виділення контуру підвищуються перепади яскравості між фоном і об'єктом, який необхідно виділити, методом лінійного контрастування зображення [3]. Яскравість кожного пікселя перераховується, щоб діапазон яскравостей відфільтрованого зображення $[q_{\min}, q_{\max}]$ розтягти до діапазону яскравостей $[g_{\min}, g_{\max}]$:

$$g = \frac{g_{\max} - g_{\min}}{q_{\max} - q_{\min}} q + \frac{g_{\min} q_{\max} - g_{\max} q_{\min}}{q_{\max} - q_{\min}}, \quad \text{де} \quad (4)$$

g – яскравість пікселя після підвищення контрасту,

q – яскравість пікселя до підвищення контрасту.

У роботі після підвищення контрастності зображення діапазон яскравостей становить від 0 до 255.

Найбільш простим методом виділення початкового контуру є гранична обробка зображення. Однак при застосуванні цього методу разом із судинами печінки виділяються не стосовні до них ділянки зображення.

Усунути зазначений недолік дозволяє попереднє підкреслення контуру. У роботі підкреслення контуру провадиться шляхом застосування оператора Собеля до обробленого зображення [3]:

$$R(i, j) = \left| \begin{array}{c} G(i-1, j+1) + 2G(i-1, j) + G(i+1, j+1) - G(i-1, j-1) - 2G(i, j-1) - G(i+1, j-1) \\ G(i-1, j-1) + 2G(i-1, j) + G(i-1, j+1) - G(i+1, j-1) - 2G(i+1, j) - G(i+1, j+1) \end{array} \right|, \text{ де} \quad (5)$$

R – масив перетвореного зображення,

G – масив зображення до підкреслення контуру.

При використанні оператора Собеля ведеться обробка зображення ковзним вікном розміром 3×3 пікселів. Через те що при цьому обчислюється яскравість центрального елемента вікна, виникає проблема при перерахуванні яскравості пікселів, розташованих по краях зображення. У роботі при виконанні процедури підкреслення контуру яскравість цих пікселів не перераховувалася, і в результуючий масив для них записувалися значення яскравості з масиву зображення до підкреслення контуру.

Отримане після підкреслення контуру зображення піддавалося граничному обмеженню, і якщо величина перепаду яскравості виявлялася більше заданого порога, то аналізована точка позначалася як точка контуру. У залежності від величини порога змінюється кількість точок, визначених як точки контуру: чим нижче поріг, тим більше точок. Установлено, що при граничному обмеженні яскравості 200 виділяються практично всі точки контурів судин печінки і при цьому помилково визначається як контур невелика кількість перепадів яскравості.

Виділений у такий спосіб початковий контур являє собою окремі групи граничних пікселів. При уточненні контуру в першому рядку кожної такої групи визначається центральний піксель з індексом:

$$i = N \bmod 2 + 1, \text{ де} \quad (6)$$

N – довжина рядка пікселів,

\bmod – цілочислове ділення.

Цей піксель вибирається в якості початку лінії, яка апроксимує аналізовану групу. У наступному рядку групи також визначається центральний піксель. Якщо він виявляється сусіднім з попередньо визначеним пікселем, то він продовжує апроксимуючу лінію, інакше наступним пікселем лінії вважаємо найближчий до нього піксель, сусідній з останнім виявленим пікселем апроксимуючої лінії. Сусідніми вважаються пікселі, для яких справедлива нерівність

$$i_1 - 1 \leq i_2 \leq i_1 + 1, \text{ де} \quad (7)$$

i_1, i_2 – індекси пікселів у першому і другому рядках.

Таким чином, кожна з граничних груп замінюється лінією, після чого отримані лінії з'єднуються: визначається останній піксель кожної лінії і всі його сусідні пікселі в наступній лінії. Якщо який-небудь з цих пікселів сусідній з пікселем, що належить іншій лінії, то він також позначається як граничний і сполучає лінії.

У середовищі Borland Delphi 5 було розроблено програму, яка виконує визначення контурів судин печінки. Приклад виділення контуру з використанням програми приведено на рисунку 1.

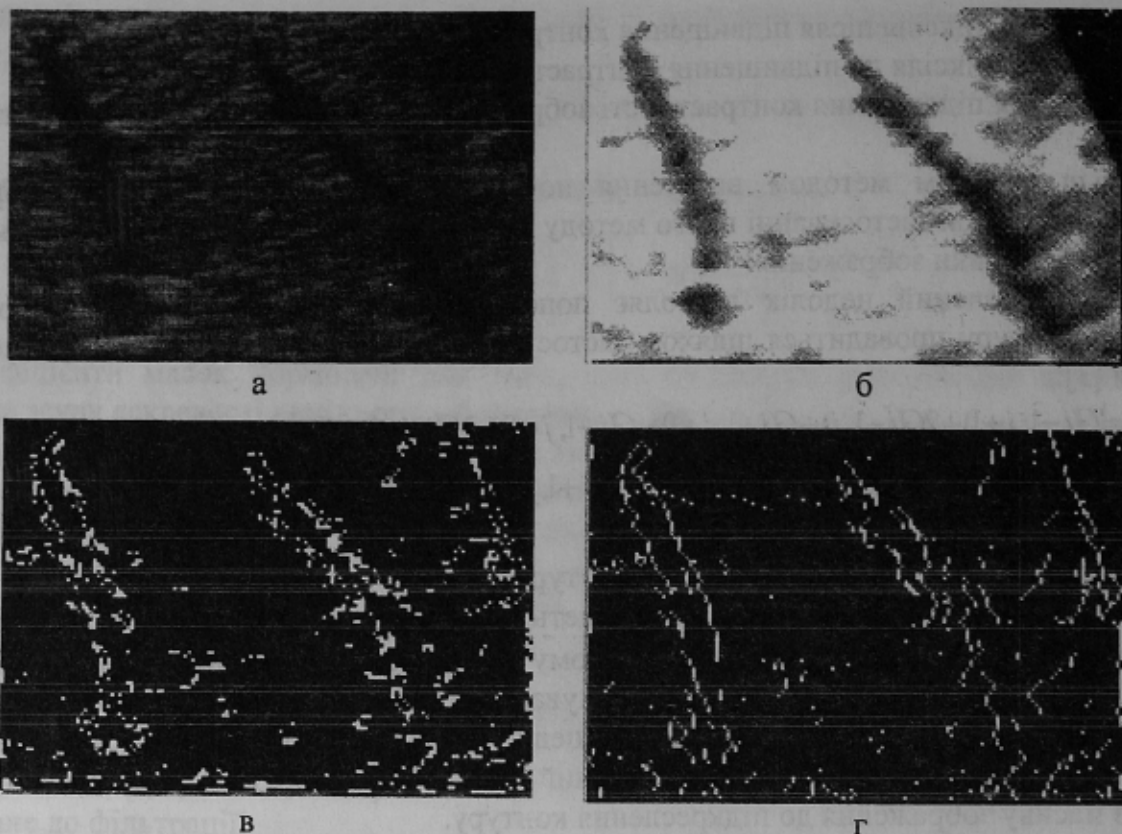


Рисунок 1 – Приклад виділення контурів: а – вихідне зображення, б – відфільтроване зображення з підвищеною контрастністю, в – виділений початковий контур, г – уточнений контур.

Після уточнення контуру оцінювалися параметри судин печінки – діаметр і ступінь нерівності стінок. При цьому для кожної судини вказувалася направляюча АВ і складалося рівняння цієї лінії [4]:

$$y - \frac{y_B - y_A}{x_B - x_A} \cdot x + \frac{y_B - y_A}{x_B - x_A} \cdot x_A - y_A = 0, \text{ де} \quad (8)$$

(x, y) і (x, y) – координати точок А і В направляючої відповідно.

Відрізок АВ поділявся на 30 рівних частин, і в кожній отриманій точці (x_i, y_i) складалося рівняння прямої, перпендикулярної до направляючої [4]:

$$y = \frac{x_A - x_B}{y_B - y_A} \cdot x - \frac{x_A - x_B}{y_B - y_A} \cdot x_i + y_i \quad (9)$$

Точки перетинання прямої, представлені рівнянням (9), з лінією контуру судини, визначеною раніше, являються тими точками, відстань між якими вважаємо значенням діаметра, визначеним на даному кроці:

$$d_i = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}, \text{ де} \quad (10)$$

(x_1, y_1) і (x_2, y_2) – координати точок перетинання лінії контуру судини і прямої (9).

Точка, яка ділить навпіл відрізок між точками (x_1, y_1) і (x_2, y_2) , належить до середньої лінії судини і має координати [4]:

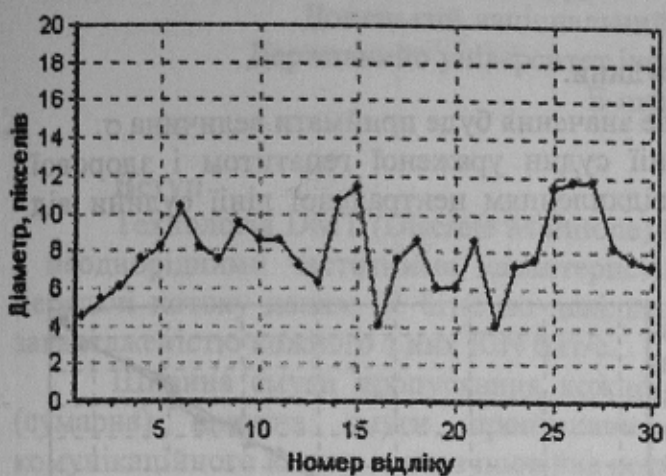
$$x_i = \frac{x_1 + x_2}{2}, \quad y_i = \frac{y_1 + y_2}{2} \quad (11)$$

Таким чином, при прямуванні від точки А до точки В отримуємо вибірки діаметра судини і координат центральної лінії судини.

В ідеалі на знімку здорової печінки значення діаметра судини буде постійним, тому як значення діаметра судини печінки прийемо оцінку математичного очікування вибірки для

діаметра судини. Чим більш нерівними будуть стінки судини, тим більше буде дисперсія зазначеної вибірки.

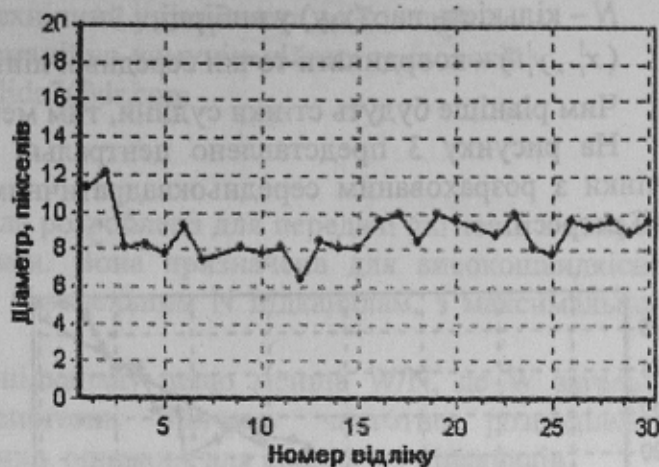
На рисунку 2 представлено графіки діаметрів судин ураженої гепатитом і здорової печінки із розрахованими значеннями оцінок математичного очікування і дисперсії діаметра судин.



мат очікування 7,9474

дисперсія 0,391

а



мат очікування 8,8918

дисперсія 0,216

б

Рисунок 2 – Графіки діаметра судини печінки: а – ураженої гепатитом; б – здорової.

Діаметр судини здорової печінки трохи більше діаметра ураженої гепатитом печінки, а дисперсія діаметра – менше. Тобто за значеннями даних параметрів можна зробити висновок про присутність на ультразвуковому знімку печінки ознак гепатиту.

Крім того, можна побудувати центральну лінію судини по визначених координатах її точок. В ідеалі побудована при обробці знімка здорової печінки центральна лінія судини буде являти собою пряму. Чим більше нерівними будуть стінки судини, тим більш значним буде розкид крапок центральної лінії відносно прямої. Як пряму, що апроксимує крапки центральної лінії судини найкращим чином, приймемо лінію регресії між координатами X та Y точок центральної лінії:

$$y(x) = \bar{y} + \frac{\overline{xy} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{S_n^2(x)}(x - \bar{x}), \text{ де} \quad (12)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^l, \quad \bar{y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i^l, \quad \overline{xy} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^l \cdot y_i^l, \quad S_n^2(x) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i^l - \bar{x})^2, \quad (13)$$

N – кількість пар (x, y) у вибірці,

(x_i^l, y_i^l) – координати точки середньої лінії судини.

Для цього запишемо загальне рівняння прямої (12):

$$y - \frac{\overline{xy} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{S_n^2(x)} \cdot x + \frac{\overline{xy} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{S_n^2(x)} \cdot \bar{x} - \bar{y} = 0 \quad (14)$$

і позначимо

$$-\frac{\overline{xy} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{S_n^2(x)} = A, \quad \frac{\overline{xy} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{S_n^2(x)} \cdot \bar{x} - \bar{y} = C \quad (15)$$

Для оцінки ступеня нерівності стінок судин печінки можна обчислити оцінку середньоквадратичного відхилення σ точок центральної лінії судини відносно прямої (12):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{(A \cdot x_i + y_i + C)^2}{A^2 + 1}}, \text{ де} \quad (16)$$

N – кількість пар (x, y) у вибірці,

(x_i, y_i) – координати точки середньої лінії судини.

Чим рівніше будуть стінки судини, тим менше значення буде приймати величина σ .

На рисунку 3 представлено центральні лінії судин ураженої гепатитом і здорової печінки з розрахованим середньоквадратичним відхиленням центральної лінії судини від лінії регресії.

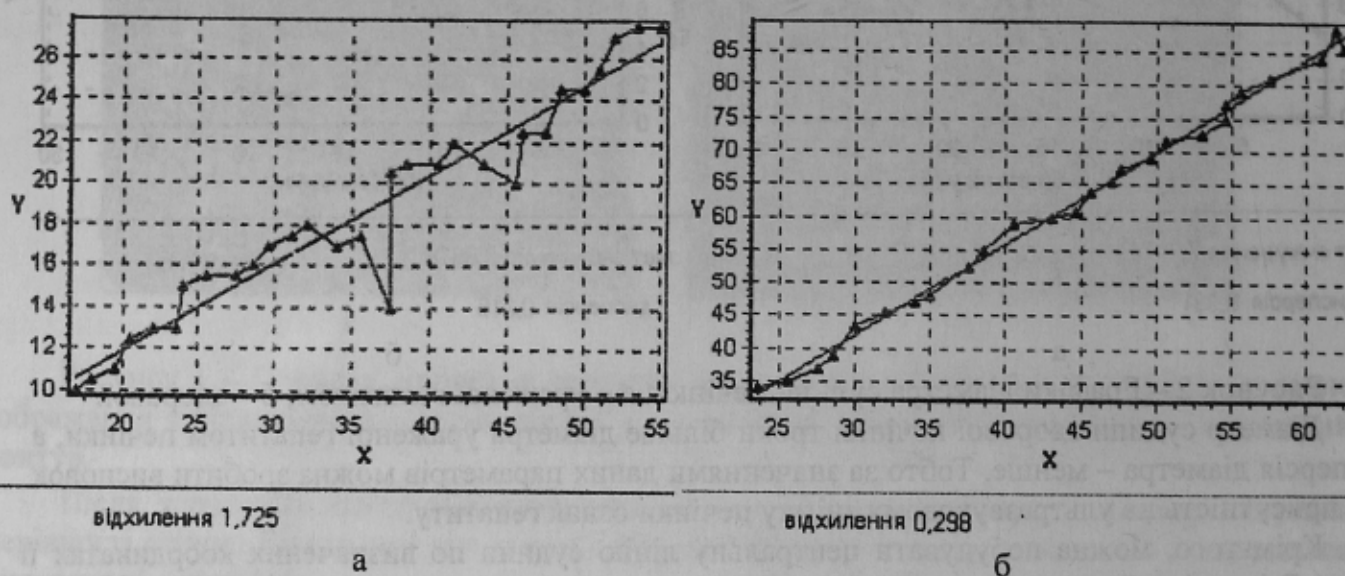


Рисунок 3 – графіки центральної лінії судини печінки: а – ураженої гепатитом; б – здорової.

Як видно з приведених графіків, точки центральної лінії судини здорової печінки розташовані поблизу прямої, в той час як більшість точок центральної лінії судини печінки, ураженої гепатитом, розташовано на значній відстані від прямої. Величина середньоквадратичного відхилення центральної лінії судини здорової печінки від лінії регресії значно менше, ніж та ж величина, розрахована для судини хворої печінки.

Таким чином, значення параметрів судин печінки, які розраховуються під час обробки ультразвукових знімків, дозволяють виявити пацієнтів з підозрою на гепатит. Цим пацієнтам проводять специфічні аналізи крові. Далі лікарем виконується діагностика гепатиту.

Література

1. Hiransakolwong N., Windyga P.S., Kien A. Hua FASU: A Full Automatic Segmenting System for Ultrasound Images. School of Electrical Engineering and Computer Science University of Central Florida 1998
2. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике. Том 1 //под ред. Митькова В.В. - М.: Видар, 1996 – 428 с.
3. Прэтт У. Цифровая обработка изображений. Кн.2. - М.: Мир, 1982 – 480 с.
4. Беклемишев Д.В. Курс аналитической геометрии и линейной алгебры – М.: Высшая школа, 1998 – 320 с.