



УКРАЇНА

(19) UA (11) 63344 (13) U  
(51) МПК  
G06K 9/36 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

### (54) СПОСІБ СЕГМЕНТАЦІЇ МЕДИЧНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ

1

2

(21) u201101978

(22) 21.02.2011

(24) 10.10.2011

(46) 10.10.2011, Бюл.№ 19, 2011 р.

(72) БІЛИНСЬКИЙ ЙОСИП ЙОСИПОВИЧ, МЕЛЬНИЧУК АНДРІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ, ЯРМАК ОЛЕГ АНАТОЛІЙОВИЧ

(73) ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

(57) Спосіб сегментації медичних ультразвукових зображень, що включає обробку вхідного зображення ковзним вікном, визначення гістограми для околу кожної точки на зображенні, який **відрізняється** тим, що виконують низькочастотну фільтрацію, визначають та апроксимують загальну гістограму фільтрованого зображення, визначають локальні мінімуми, за якими встановлюють порогові значення піддіапазонів, по гістограмі для околу коленого пікселя визначають набір критеріїв (пик у піддіапазоні інтенсивності, кількість піків та ширину діапазону інтенсивностей), по набору критеріїв,

згідно зі встановленою послідовністю дій, визначають приналежність кожного пікселя до певного типу областей: визначають кількість локальних максимумів, у випадку, коли їх кількість становить більше одного - центральний піксел належить контуру, у випадку, коли кількість локальних максимумів становить один, визначають ширину діапазону інтенсивностей, у випадку, коли у гістограмі наявні два піддіапазони інтенсивностей, визначають піддіапазон із максимумом, якщо максимум знаходиться у другому піддіапазоні, то центральний піксел належить до гіпоехогенної області, а якщо у третьому - до гіперехогенної, у випадку, коли у гістограмі наявний один піддіапазон інтенсивностей, визначають піддіапазон із максимумом, якщо максимум знаходиться у першому піддіапазоні, то центральний піксел належить до порожнього, заповненого рідиною типу об'єктів, а якщо у четвертому - до твердих тіл, присвоюють пікселам одного типу об'єктів однакові значення інтенсивності.

Корисна модель належить до цифрової обробки зображень, зокрема способів сегментації об'єктів на ультразвукових зображеннях і може бути використана в приладах ультразвукового діагностування, системах розпізнавання і обробки зображень.

Відомий спосіб сегментації зображень з використанням моделі вододілу [патент РФ МПК G06 T1/00, заявка № 2004121993 від 20.01.2006], який включає створення або оцифрування зображення, що складається з N-мірної карти даних, кожен елемент якої містить M-мірні дані кольори (значення кожної з M-колірних складових у відповідній точці зображення), складання гістограми частоти повторення кожної унікальної комбінації значень складових (колірних), за допомогою складання хеш-кодування-таблиці, в якій елементи гістограми є "сусідніми"/"суміжними", якщо їх значення складових відрізняються не більш ніж на одиницю в не більш ніж в заданій кількості вимірів, сортування елементів гістограми в блоки, впорядковані за значенням гістограми, починаючи з най-

більшого, для кожного виявленого значення гістограми, починаючи з найбільшого у напрямі зменшення значення, розгляд набору кольорів з таким значенням гістограми, для кожного кольору, якщо немає сусідніх кольорів, які вже мають клас, створення нового класу, для якого цей колір є вихідною точкою, з геодезичною відстанню, рівною нулю, або, якщо всі сусідні кольори належать одному класу, додавання цього елемента до такого класу, визначення геодезичної відстані для цього елемента за допомогою вибору суміжного елемента з найменшою геодезичною відстанню і привласнення тієї ж самої відстані, якщо вони мають одне і те ж значення гістограми, або, інакше, привласнення суми цієї відстані і 1, або, якщо є сусідні кольори два або більш за класи, їх залишають на даний момент не віднесеними до якого-небудь класу, при цьому зберігають кольори, що лише залишилися, на цьому рівні гістограми, які мають сусідні кольори більш ніж одного класу, для кожного кольору, що залишається не віднесеним, додавання 3 до класу сусіднього кольору, що має найменшу гео-

(13) U

(11) 63344

(19) UA

дезичну відстань, привласнення тієї ж самої відстані, якщо вони мають одне і те ж значення гістограм, або, у іншому випадку, привласнення суми цієї відстані і 1, так, щоб всі кольори в зображенні були віднесені до класу, видалення класів, що представляють лише невелике число елементів зображення, за допомогою повторного віднесення їх кольорів до сусіднього класу (класів), привласнення кожному елементу в зображенні мітки класу, до якого належить його колір привласнення кожному зв'язаному (у просторі зображення) набору елементів зображення, всі з яких мають кольори одного і того ж класу, унікальної мітки для ідентифікації такої області.

При використанні даного способу краї об'єктів можуть мати складну форму, і містити випадкові отвори через наявність спекл-шуму на зображенні. Складна форма лінії країв ускладнює визначення геометричних параметрів об'єктів при автоматизованій обробці, що призводить до зниження точності оцінки геометричних параметрів діагностичних зображень.

Найбільш близьким до запропонованого є спосіб для сегментації зображень з випробуванням виявленням фону і текстових об'єктів [патент США, G06K 9/34 № 7,379,593 від 27.05.2008], в якому обробляють вхідне зображення ковзним вікном, визначають гістограму для околу кожної точки на зображенні, застосовують наперед визначене порогове значення інтенсивності для визначення приналежності пікселів у межах ковзного вікна, до одного з трьох типів (об'єкт, фон, шум), розбивають оброблене зображення на блоки, де блок - сукупність сусідніх пікселів, що належать до одного типу об'єкта (об'єкт, фон, шум), будують загальну гістограму для кожного з трьох типів об'єктів (об'єкт, фон, шум). На основі загальної гістограми визначають нове порогове значення для сегментації, класифікують піксели зображення по ознаці рівня контрасту, фон - низький рівень, об'єкт - середній рівень, шум - високий рівень, контрасту, кластеризують об'єкти, що мають схожі значення параметра рівня контрасту.

Недоліком даного способу є складність при визначенні наперед заданих порогових значень інтенсивностей. Оскільки УЗД-зображення зазвичай є слабкоконтрастним, визначення порогових значень ускладнюється, невдалий вибір порогового значення може спричинити суттєві похибки у кінцевому результаті.

В основу корисної моделі поставлена задача створення способу сегментації медичних біологічних зображень, в якому за рахунок використання критеріїв класифікації по даних локальної статистики підвищується точність та достовірність визначення меж об'єктів на зображенні, причому краї об'єктів мають нескладну форму, що полегшує подальшу інтерпретацію.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі сегментації медичних ультразвукових зображень, який включає обробку вхідного зображення ковзним вікном, визначення гістограми для околу кожної точки на зображенні, причому виконують низькочастотну фільтрацію, визначають та апроксимують загальну гістограму фільтрованого

зображення, визначають локальні мінімуми, за якими встановлюють порогові значення піддіапазонів, по гістограмі для околу кожного піксела визначають набір критеріїв (пік у піддіапазоні інтенсивності, кількість локальних максимумів та ширину діапазону інтенсивностей), по набору критеріїв, згідно зі встановленою послідовністю дій, визначають приналежність кожного піксела до певного типу областей: визначають кількість локальних максимумів, у випадку, коли їх кількість становить більше одного - центральний піксел належить контуру, у випадку, коли кількість локальних максимумів становить один, визначають ширину діапазону інтенсивностей, у випадку, коли у гістограмі наявні два піддіапазони інтенсивностей, визначають піддіапазон із максимумом, якщо максимум знаходиться у другому піддіапазоні то центральний піксел належить до гіпоехогенної області, а якщо у третьому - до гіперехогенної, у випадку, коли у гістограмі наявний один піддіапазон інтенсивностей, визначають піддіапазон із максимумом, якщо максимум знаходиться у першому піддіапазоні, то центральний піксел належить до порожнистого, заповненого рідиною типу об'єктів, а якщо у четвертому - до твердих тіл, пікселам одного типу об'єктів присвоюють однакові значення інтенсивності.

На фіг.1 наведено апроксимовану гістограму фільтрованого зображення з виділеними локальними мінімумами та порогоми областей сегментації. На фіг.2 представлені локальні гістограми різних типів об'єктів на УЗ зображенні. На фіг.3 представлено послідовність дій по класифікації пікселів по набору критеріїв. На фіг.4 представлено дослідження роботи запропонованого способу на синтезованому зображенні, на фіг.4 а - тестове еталонне зображення з правильними геометричними фігурами визначеного розміру, на фіг.4б - розмите еталонне зображення, на фіг.4в - розмите еталонне зображення, зашумлене спекл-шумом, на фіг.4г - результат обробки розмитого зашумленого зображення запропонованим способом.

Спосіб сегментації медичних ультразвукових зображень здійснюється таким чином.

Спосіб 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, що являють собою чотири типи біологічних тканин: 1 - порожнини, заповнені рідиною (судини, кісти, 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 піксела в цих областях. Розбиття на піддіапазони здійснюється наступним чином:

1. виконують низькочастотну фільтрацію;
2. апроксимують гістограму отриманого зображення;

3. визначають локальні мінімуми, за якими встановлюють порогові значення піддіапазонів.

Визначені піддіапазони дають змогу сформулювати однотипні локальні області зображень та отримати їх гістограми.

Після чого виконують обхід зображення за допомогою ковзного вікна розміром  $7 \times 7$  або  $9 \times 9$  пікселів і отримуються локальні гістограми розмірами ковзного вікна. Розмір вікна обирають 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: приналежність пікселя до конкретного піддіапазона та відповідної області; ширина діапазону інтенсивностей в межах ковзного вікна при його відповідному положенні; 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 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 аналізують гістограму інтенсивностей пікселів в межах вікна від  $I_{\max}$  до  $I_{\min}$ . В межах вікна аналізують приналежність до певного піддіапазону інтенсивностей, ширину діапазону інтенсивностей та кількість локальних максимумів.

Спекл-шум на УЗД-зображенні спричинює перепади інтенсивності, від чого зображення здається "зернистим", що може спричинити похибки у сегментації. Для зменшення впливу спекл-шуму на результат сегментації, виконують попередню порогову обробку локальної гістограми, шляхом відкидання тих значень інтенсивності, для яких справджується умова:

$$P(N_k^I) = \frac{N_k^I}{n \cdot n} < 0.05, \quad (1)$$

де  $P(N_k^I)$  ймовірність наявності пікселів з інтенсивністю  $I_m$ ,  $N_k^I$  - кількість пікселів з інтенсивністю  $I_m$ ,  $n$  - розмір ковзного вікна, пікселів. Поріг

ймовірності у 0,05 (приблизно 2-3 піксели у межах вікна) вибрано 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, в яких похідна функції змінює знак "+" на "-". Для визначення кількості максимумів використовуються добутки значень похідних сусідніх градацій:

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

в яких оцінюється знак добутку:

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

Кількість максимумів є сумою усіх  $Z_g$ , що менші за нуль:

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

Ширину діапазону інтенсивностей ( $\Delta L$ ) виражають як:

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

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.

По набору критеріїв згідно зі встановленою послідовністю дій, (фіг.3) встановлюють приналежність кожного пікселя ковзного до певного типу області.

Для підтвердження ефективності роботи запропонованого способу проведено моделювання із застосуванням тестового зображення. Тестове зображення являє собою набір геометричних фігур правильної форми: квадрат, коло та рівнобедрений трикутник на сірому фоні. При цьому інтенсивність кожного з об'єктів є різною. Зображення об'єктів розмивалося за допомогою низькочастотного фільтра, після чого на нього накладався спекл-шум (фіг.4.). Для кількісної оцінки роботи способу вибрано критерій похибки визначення розміру об'єкта, що описується виразом:

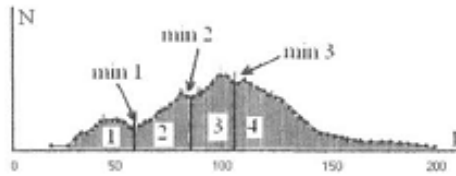
$$T = \frac{|S_{\text{et}} - S_m|}{S_{\text{et}}} \cdot 100\%, \quad (7)$$

де  $S_{\text{et}}$  - площа еталонного об'єкта,  $S_m$  - площа сегментованого об'єкта досліджуваним методом.

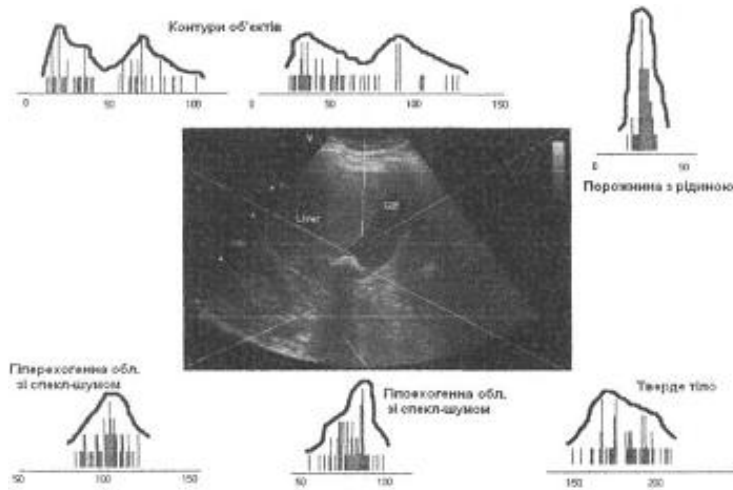
Для запропонованого способу, похибка визначення розміру об'єкта складає 3,7 %.

Отримані результати на підставі використання відомих критеріїв якості зображень підтверджують високу точність сегментації на основі аналізу локальної статистики гістограм, оскільки отримана

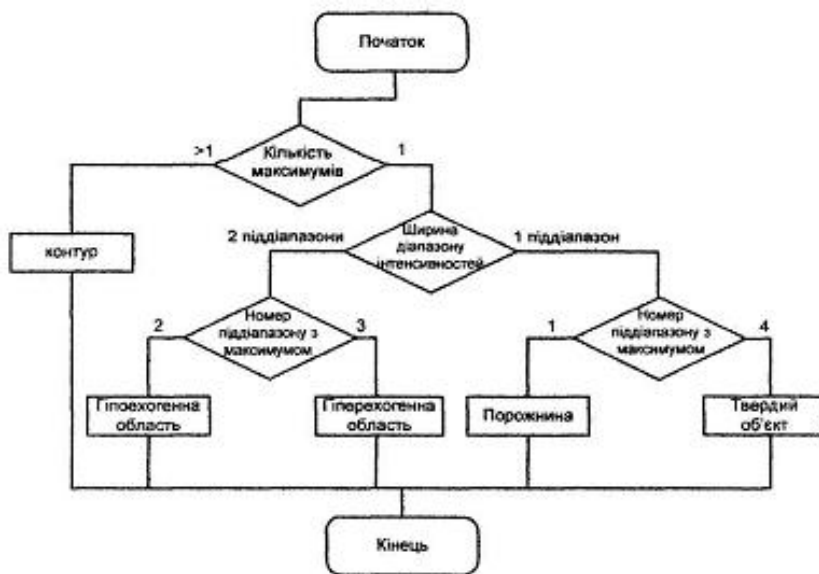
межова лінія має менш складну форму, не містить розривів, а також відсутні випадкові "отвори". Отримані результати підтверджують можливість використання запропонованого методу сегментації на основі аналізу локальної статистики гістограм для параметризації об'єктів УЗД-зображень.



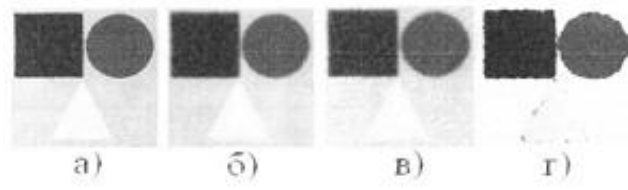
Фіг. 1



Фіг. 2



Фіг. 3



Фіг. 4