



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **69640** (13) **U**
(51) МПК
G06K 9/36 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

<p>(21) Номер заявки: u 2011 11888</p> <p>(22) Дата подання заявки: 10.10.2011</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 10.05.2012</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 10.05.2012, Бюл.№ 9</p>	<p>(72) Винахідник(и): Білинський Йосип Йосипович (UA), Мельничук Андрій Олександрович (UA), Білинська Валентина Павлівна (UA), Павлюк Олександр Анатолійович (UA)</p> <p>(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)</p>
---	--

(54) СПОСІБ АДАПТИВНОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ СПЕКЛ-ШУМУ НА УЗД-ЗОБРАЖЕННЯХ

(57) Реферат:

Спосіб адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях, при якому розраховують показник кількості точок перетину примезових кривих зображень поточної та попередньої ітерації, виконують ітераційний процес до моменту, коли виконується умова: $N_{i-1} > N_i < N_{i+1}$, зупиняють ітераційний процес.

UA 69640 U

Корисна модель належить до цифрової обробки зображень, зокрема способів фільтрації шуму на ультразвукових зображеннях, і може бути використана в приладах ультразвукового діагностування, системах розпізнавання і обробки УЗД-зображень.

Відомий спосіб обробки зображень на основі алгоритму фільтрації з використанням анізотропної дифузії (патент США № 7737877, G01S 13/00, від 15.06.2010), в якому зображення, отримані із радарної установки зберігають в базі даних; обробляють зображення із бази даних за допомогою процесора, використовуючи фільтр анізотропної дифузії на основі диференціальних рівнянь другого порядку із наперед заданими параметрами, та вносять фільтроване зображення в базу даних для подальшої обробки.

Недоліком даного способу є відсутність механізму встановлення оптимальних вхідних параметрів фільтра анізотропної дифузії, оскільки параметри шуму та різкості вхідного зображення можуть мати різні значення, використання одних і тих самих вхідних параметрів фільтра може призвести до неефективної фільтрації.

Найбільш близьким до запропонованого є спосіб обробки зображень на основі алгоритму фільтрації з використанням анізотропної дифузії (патент США № 7508334, G01S 13/90, від 24.03.2009), в якому вводять вхідне зашумлене зображення, визначають параметри шуму, шляхом обрахунку градієнта в кожній точці зображення, визначають порогове значення для фільтрації зображення на основі статистики із використанням значень градієнта, де порогове значення є сумою середньоквадратичного відхилення градієнтів на зображенні та встановленої константи, використовують отримане порогове значення для фільтрації зображення із використанням фільтра анізотропної дифузії, що являє собою розв'язок диференційного рівняння другого порядку.

Недоліком даного способу є необхідність встановлення початкового параметра кількості ітерацій для фільтрації, оскільки встановлення неоптимального значення кількості ітерацій може призвести або до неповного усунення шуму або до розмивання дрібних деталей об'єктів, що становлять діагностичну цінність.

В основу корисної моделі поставлена задача створення способу адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях, в якому за рахунок використання функції зупинки ітераційного процесу підвищується ефективність фільтрації УЗД-зображень, при цьому зберігаються перепади інтенсивності приміжових областей дрібних об'єктів розміром до 12 пікселів.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях, який включає введення вхідного зашумленого зображення, визначення параметрів шуму, шляхом обрахунку градієнта в кожній точці зображення, визначення порогового значення для фільтрації зображення на основі статистики із використанням значень градієнта, використання отриманого порогового значення для фільтрації зображення із використанням фільтра анізотропної дифузії, що являє собою розв'язок диференційного рівняння другого порядку, використовують функцію зупинки ітераційного процесу, що дозволяє в автоматичному режимі зупинити процес фільтрації.

На фіг. 1а наведено фрагмент УЗД-зображення нирок та типові осцилограми інтенсивності рядка (фіг. 1б, 1в) для положень ковзного вікна в гомогенній та приміжовій областях, які наочно показують відмінність інтенсивності поточного пікселя від середньої інтенсивності по вікну для різних положень ковзного вікна. На фіг. 2 наведено приклади типових значень кількості точок перетину залежно від кількості ітерацій. На фіг. 4 наведено еталонне зображення (фіг. 4а), яке було зашумлено спекл-шумом (фіг. 4б) і відфільтровано: фільтром Фроста (фіг. 4в), усереднюючим фільтром (фіг. 4г), фільтром Кауна (фіг. 4д), Фур'є-фільтром (фіг. 4е), медіанним фільтром (фіг. 4ж), фільтром анізотропної дифузії (поріг - 0,1, кількість ітерацій - 75, фіг. 4з) і, фільтром анізотропної дифузії (поріг - 0,2, кількість ітерацій - 125 фіг. 4к) та запропонованим фільтром на основі анізотропної дифузії (фіг. 4к). На фіг. 5 наведено фрагмент зображення жовчного міхура (фіг. 5а) та результати фільтрації вхідного зображення фільтром Фроста (фіг. 5а), усереднюючим фільтром (фіг. 5а), фільтром Кауна (фіг. 5а), Фур'є-фільтром (фіг. 5а), медіанним фільтром (фіг. 5а), запропонованим фільтром на основі анізотропної дифузії (фіг. 5ж).

Спосіб адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях здійснюється таким чином.

В основі роботи фільтра анізотропної дифузії лежить принцип направлено розмивання, що описується виразом:

$$\begin{cases} \frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div}[c|\nabla I \nabla I|], & (1) \\ I(t=0) = I_0 \end{cases}$$

де div - оператор дивергенції; $|\nabla I|$ - градієнт інтенсивності зображення I ; $c|\nabla I|$ - дифузійний коефіцієнт; I_0 - інтенсивність пікселів початкового зображення.

Такий фільтр передбачає використання градієнта інтенсивності для локалізації країв об'єктів на зображенні, при цьому ознакою краю є різкий перепад функції інтенсивності.

5 Запропоновано дифузійний коефіцієнт, що задається виразом:

$$|\nabla I| = \frac{1}{1 + (|\nabla I|/z)^2}, \quad (2)$$

де z - порогове значення інтенсивності; $|\nabla I|$ - градієнт інтенсивності пікселів.

10 Дифузійний коефіцієнт є ефективним при фільтрації великих за розміром гомогенних областей й при виборі порогового значення z слід враховувати, що малі за розміром об'єкти можуть бути розмитими.

В дискретній формі розв'язок виразу (1) можна представити як:

$$I_s^{t+\Delta t} = I_s^t + \frac{\Delta t}{|\bar{\eta}_s|} \sum_{p \in \bar{\eta}} c(\nabla_{s,p}^t) \nabla_{s,p}^t, \quad (4)$$

де I_s^t - початкове зображення, s - i -те положення пікселя, Δt - кількість ітерацій, $\bar{\eta}_s$ - розмірність вікна обробки.

15 Існують рекомендації для вибору порогового значення інтенсивності z , котрі передбачають його визначення через середнє значення інтенсивності й коефіцієнт порогового значення K . Тому для оптимального збереження контурів об'єктів рекомендовано використовувати значення коефіцієнта порога інтенсивності $K=0,02\dots 0,05$. Але при цьому кількість ітерацій є досить великою. Для зменшення часу обробки й більш "грубої" фільтрації, відповідно значення
20 коефіцієнта задається як $K=0,05\dots 0,3$, що не завжди відповідає правильному вибору.

В запропонованому способі передбачають використання коефіцієнта порогового значення, що розраховується автоматично шляхом визначення середнього рівня шуму на зображенні та найбільшої величини перепаду інтенсивності в області краю:

$$\Delta I_{\text{сеп}} = \frac{1}{m \cdot n} \left| \frac{\sum_{x,y} I(i,j)}{x \cdot y} - I(i,j) \right|; \quad (5)$$

$$25 \quad K = \frac{\Delta I_{\text{сеп}}}{\max |I(i,j) - I(i \pm 1, j \pm 1)|}, \quad (6)$$

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.

30 Необхідною умовою використання критерію є те, щоб розмір вікна повинен бути більшим за розмір "зерна" спекл-шуму. Попередньо проведені дослідження розмірів спеклів на УЗД-зображеннях показали, що середній розмір "зерна" спекл-шуму складає не більше 7-9 пікселів.

35 Проведено дослідження залежності кількості точок перетину осцилограм інтенсивності двох фільтрованих зображень сусідніх ітерацій від кількості ітерацій. Шум на зображенні повністю усувається тоді, коли кількість точок перетину починає монотонно спадати, що дало можливість використати функцію кількості точок перетину як критерій зупинки ітераційного процесу. При виконанні ітерацій до 100 на всіх зразках у функції кількості точок перетину є екстремуми, кількість яких може бути різною. Стрибкоподібна зміна характеристики відповідає розмиттю дрібних об'єктів ("зерен" спекл-шуму). Оскільки окремі зерна шуму на зображенні мають різні просторові розміри, то вони розмиваються при різній кількості ітерацій: менші зерна шуму
40 усуваються при меншій кількості ітерацій, більші - при більшій. При цьому об'єкти, що становлять діагностичну цінність залишаються чіткими, оскільки вони мають більші розміри та більші перепади інтенсивності.

45 Для ефективної фільтрації запропоновано критерій зупинки 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:

$$n_i = \frac{N_i}{m \cdot n}, \quad (7)$$

де N_i - кількість точок перетину, m, n - розміри зображення.

Необхідною умовою закінчення операційного процесу вважається виконання нерівності: виконання нерівності:

$$N_{i-1} > N_i < N_{i+1}. \quad (8)$$

Виходячи з вищесказаного, в роботі пропонується спосіб адаптивної фільтрації УЗД-зображення на основі анізотропної дифузії, що складається із таких кроків:

1. Визначають порогове значення інтенсивності K до початку виконання фільтрації.

2. Виконують ітераційний процес фільтрації зображення.

3. Розраховують показник кількості точок перетину приміжових кривих зображень поточної та попередньої ітерації.

4. Виконують пункти 2-3 до моменту, коли виконується умова: $N_{i-1} > N_i < N_{i+1}$.

5. Кількість ітерацій, при якій виконується умова: $N_{i-1} > N_i < N_{i+1}$ є оптимальною.

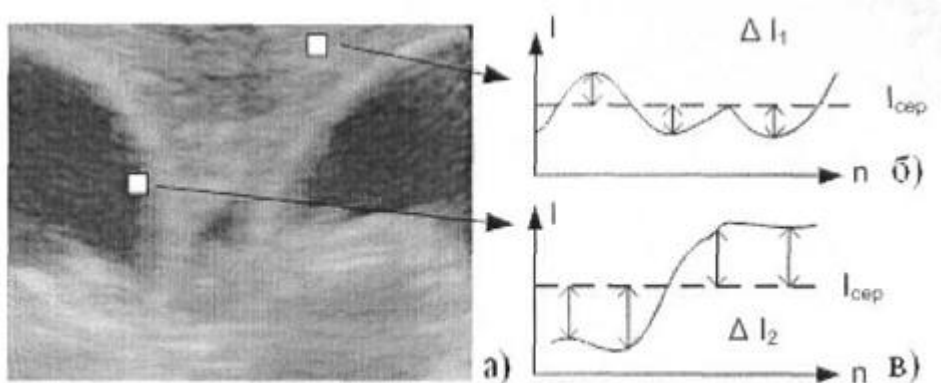
6. Зупиняють ітераційний процес.

Для перевірки ефективності роботи запропонованого фільтра використано тестове еталонне зображення, що являє собою круг на однотонному фоні, яке зашумлювалось спекл-шумом з рівнем шуму 60-90 % від рівня сигналу. Слід відмітити, що оброблене зображення із використанням запропонованого методу фільтрації майже не містить шумів, перепади інтенсивності на гомогенних ділянках майже відсутні, разом із тим, збережені перепади інтенсивностей в районах меж об'єктів.

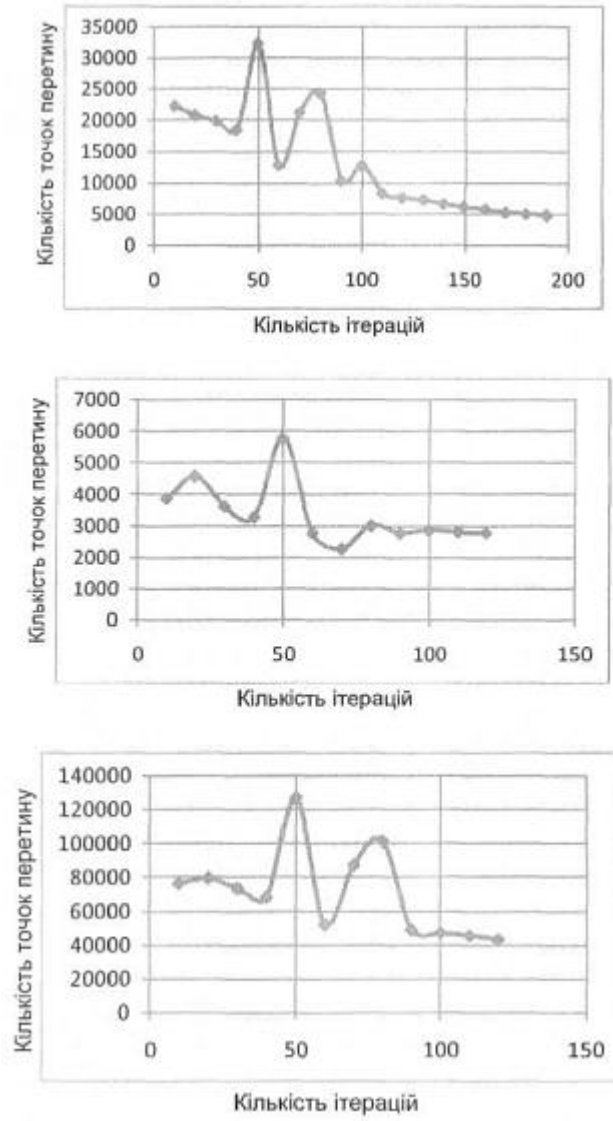
Запропоновано Адаптивний фільтр на основі анізотропної дифузії з використанням порогового значення та функції кількості ітерацій, що дозволяє ефективно усунути шум та отримати зображення зі збереженими краями об'єктів невеликих розмірів навіть при рівні шуму 90 % від амплітуди сигналу.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

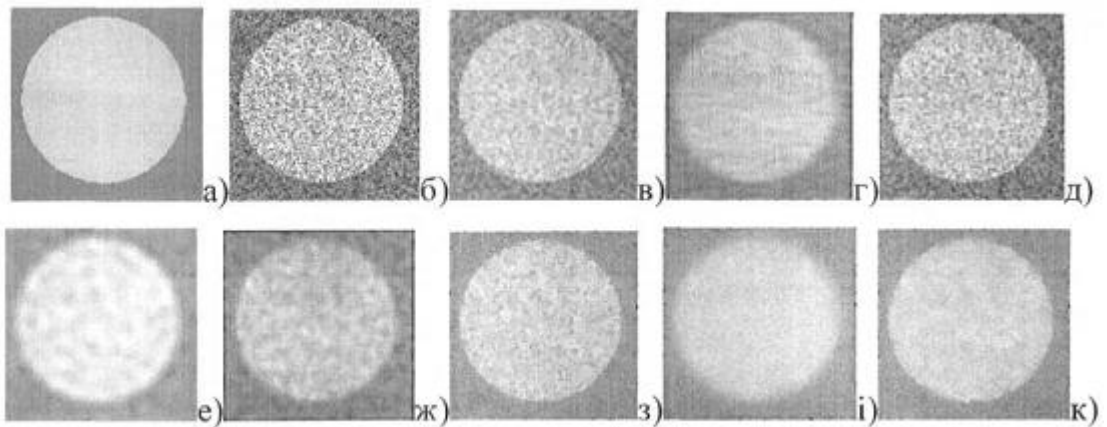
Спосіб адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях, в якому вводять вхідне зашумлене зображення, визначають параметри шуму, шляхом обрахунку градієнта в кожній точці зображення, визначають порогове значення для фільтрації зображення на основі статистики із використанням значень градієнта, використовують отримане порогове значення для фільтрації зображення із використанням фільтра анізотропної дифузії, що являє собою розв'язок диференційного рівняння другого порядку, який **відрізняється** тим, що розраховують показник кількості точок перетину приміжових кривих зображень поточної та попередньої ітерації, виконують ітераційний процес до моменту, коли виконується умова: $N_{i-1} > N_i < N_{i+1}$, зупиняють ітераційний процес.



Фиг. 1



Фіг. 2



Фіг. 3

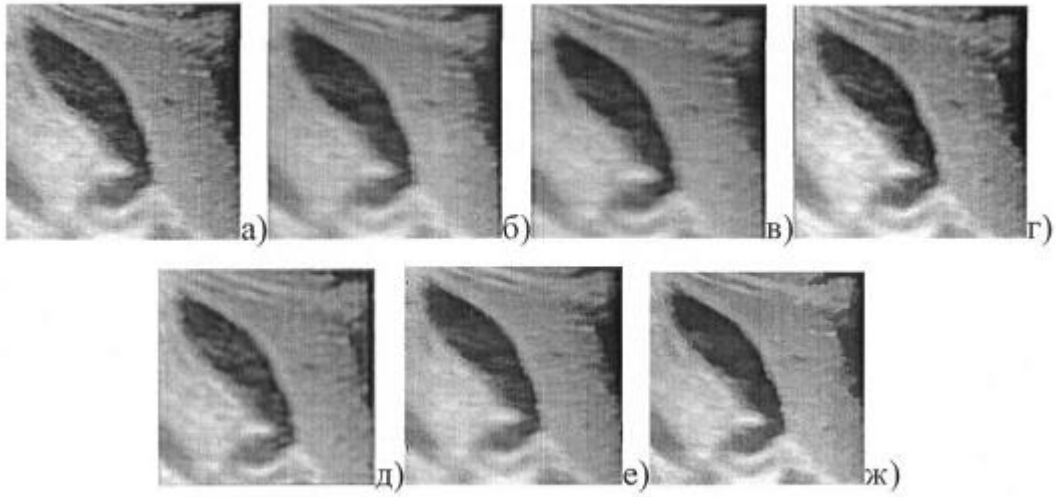


Fig. 4

Комп'ютерна верстка А. Крулевський

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601