



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **101876** (13) **U**
(51) МПК (2015.01)
G06K 9/00
A61B 8/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2015 01686	(72) Винахідник(и): Терещенко Микола Федорович (UA), Скімов Іван Дмитрович (UA), Вислоух Сергій Петрович (UA), Філіппова Марина В'ячеславівна (UA)
(22) Дата подання заявки: 26.02.2015	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 12.10.2015	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 12.10.2015, Бюл.№ 19	(73) Власник(и): Терещенко Микола Федорович, вул. Градинська, 6, кв. 76, м. Київ, 02097 (UA), Скімов Іван Дмитрович, вул. Смілянська, 10/31, кв. 111, м. Київ, 03151 (UA), Вислоух Сергій Петрович, вул. Булгакова, 2-а, кв. 16, м. Київ, 03134 (UA), Філіппова Марина В'ячеславівна, вул. Щербакова, 41, кв. 64, м. Київ, 04111 (UA)

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

(57) Реферат:

Спосіб точної адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях, в якому при вхідному зашумленому зображенні визначають параметри шуму шляхом обрахунку градієнта в кожній точці зображення, визначають порогові значення для фільтрації зображення на основі статистики із використанням значень градієнта, використовують отримані порогові значення для фільтрації зображення із використанням фільтра анізотропної дифузії, що являє собою розв'язок диференційного рівняння другого порядку, та розраховують показник кількості точок перетину примежових кривих зображень поточної та поперечної ітерації. Виконують ітераційний

процес до моменту, коли виконується умова:
$$\begin{cases} N_{i-1} < N_i > N_{i+1} \\ N_{i+1} > N_{i+2} > \dots > N_{i+g} \end{cases},$$
 та автоматично зупиняють ітераційний процес.

UA 101876 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 та їх обробки.

Відомий спосіб обробки зображень на основі адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях в якому вводять вхідне зашумлене зображення, визначають параметри шуму, шляхом обрахунку градієнта в кожній точці зображення, визначають порогові значення для фільтрації зображення на основі статистики із обчислень значень градієнта, використовують отримані порогові значення для фільтрації зображення із використанням фільтра анізотропної дифузії, що являє собою розв'язок диференційного рівняння другого порядку, та розраховують показник кількості точок перетину примезових кривих зображень поточної та поперечної ітерації, виконують ітераційний процес до моменту, коли виконуються умови: $N_{i-1} > N_i < N_{i+1}$, де N_i - кількість точок перетину, i - номер ітерації (патент UA № 69640, МПК G06K 9/36) опубл. 10.05.2012. Бюл. 9).

Недоліком даного способу є недосконала умова зупинення процесу фільтрації, оскільки дана умова знаходить екстремуми мінімуму на функції залежності кількості точок перетину від кількості ітерацій. Встановлено, що шум на зображенні повністю усувається тоді, коли кількість точок перетину починає монотонно спадати. При цьому об'єкти, що становлять діагностичну цінність, є чіткими. При даній умові зупинки ітераційного процесу спадання не відбувається, оскільки $N_i < N_{i+1}$ (Кількість точок перетину у наступній ітерації збільшується).

В основу корисної моделі поставлена задача підвищення точності адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях, за рахунок оптимальних умов зупинки ітераційного процесу, зростання ефективності фільтрації УЗД-зображень, при збереженні перепадів інтенсивності примезових областей дрібних об'єктів розміром до 12 пікселів.

Задача корисної моделі - підвищення точності, інформативності та об'єктивності візуалізації біологічних тканин і органів при ультразвукових дослідженнях (УЗД).

Поставлена задача вирішується тим, що в способі адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях, в якому при вхідному зашумленому зображенні визначають параметри шуму шляхом обрахунку градієнта в кожній точці зображення, визначають порогові значення для фільтрації зображення на основі статистики із обчислень значень градієнта, використовують отримані порогові значення для фільтрації зображення із використанням фільтра анізотропної дифузії, що являє собою розв'язок диференційного рівняння другого порядку, та розраховують показник кількості точок перетину примезових кривих зображень поточної та поперечної ітерації, при цьому виконують ітераційний процес до моменту, коли виконується умова:

$$\begin{cases} N_{i-1} < N_i > N_{i+1} \\ N_{i+1} > N_{i+2} > \dots > N_{i+g} \end{cases}, \text{ та автоматично зупиняють ітераційний процес.}$$

Спосіб адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях здійснюється таким чином. Математичну основу роботи фільтрів анізотропної дифузії описує принцип направленого розмивання.

Використовують коефіцієнт порогового значення K , що розраховується автоматично шляхом визначення середнього рівня шуму на зображенні та найбільшої величини перепаду інтенсивності в області краю меж. Значення параметру K , свою чергу, входить до розрахунку порогового значення інтенсивності z , що входить у формулу розрахунку дифузійного коефіцієнту, який і є основою дифузійного анізотропного фільтру.

Отже, після автоматичного визначення порогового значення інтенсивності за формулою:

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

де $\Delta I_{\text{сеп}}$ - середньо квадратична величина (СКВ) інтенсивності пікселя у межах змінного вікна, усереднене по зображенню, максимальний перепад інтенсивності на зображенні визначається

$$\max |I(i, j) - I(i \pm 1, j \pm 1)|. \quad (2)$$

Починається ітераційний процес фільтрації.

Для демонстрації відмінності в інтенсивності поточного пікселя від середньої інтенсивності на Фіг. 1 представлена осцилограма УЗД-зображення.

При дослідженні залежності кількості точок перетину осцилограм інтенсивності двох фільтрованих зображень сусідніх ітерацій від кількості ітерацій виявилось, що коли кількість

точок перетину починає монотонно спадати, шум на зображенні повністю усувається. Саме це дало підставу використати функцію кількості точок перетину як критерій зупинки ітераційного процесу.

Як можна побачити на Фіг. 2 при виконанні ітерацій до 100 на всіх зразках функція має стрибкоподібну форму (Фіг. 2 - графік функції залежності точок перетину від кількості ітерацій, де N - кількість точок перетину, i - кількість ітерацій). Відповідно є екстремуми, кількість яких може бути різною. Стрибкоподібна форма функції 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 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.

Необхідною умовою закінчення ітераційного процесу вважається виконання нерівності:

$$\begin{cases} N_{i-1} < N_i > N_{i+1} \\ N_{i+1} > N_{i+2} > \dots > N_{i+g} \end{cases} \quad (3)$$

Тоді за першою умовою системи рівнянь (3), по залежності

$$N_{i-1} < N_i > N_{i+1} \quad (4)$$

знаходимо екстремуми максимуму функції, а другою умовою системи рівнянь (3) перевіряємо монотонне спадання кількості точок перетину на наступних $i+g$ ітераціях, тим самим підтверджуємо, що цей екстремум є останній і стрибків більше не буде. Число g виступає у ролі обмеження другої умови, має бути не дуже малим, щоб не пропустити подальші стрибки і не великим, щоб час на обчислення був незначним. Для оптимальної роботи параметр g повинно бути не менше 20.

На основі виконаних досліджень пропонується спосіб адаптивної фільтрації УЗД-зображення, алгоритм якого ілюструє Фіг. 3.

Робота алгоритму базується на принципі анізотропної дифузії і складається із таких кроків:

1. Визначають порогові значення інтенсивності K до початку виконання фільтрації.
2. Виконують ітераційний процес фільтрації зображення.
3. Розраховують показник кількості точок перетину приміжових кривих зображень поточного та поперечного напрямів.

4. Виконують пункти 2 і 3 до моменту, коли виконується умова (4):

$$N_{i-1} < N_i > N_{i+1}.$$

5. Далі розраховують показники кількості точок перетину для наступних ітерацій

$$i+2, i+3, \dots, i+g.$$

6. Перевіряють за другою умовою системи рівнянь (3)

$$N_{i+1} > N_{i+2} > \dots > N_{i+g} \quad (5).$$

7. При її невиконанні повертаються до пунктів 2 і 3.

8. Виконують пункти 2-7 до моменту, коли виконується умова (5):

$$N_{i+1} > N_{i+2} > \dots > N_{i+g}.$$

9. Кількість ітерацій, при якій виконується система рівнянь (3):

$$\begin{cases} N_{i-1} < N_i > N_{i+1} \\ N_{i+1} > N_{i+2} > \dots > N_{i+g} \end{cases} \text{ є оптимальною.}$$

10. Зупиняють ітераційний процес.

Таким чином, для підвищення точності, інформативності та об'єктивності візуалізації біологічних тканин і органів при ультразвукових дослідженнях необхідно при автоматичному отриманні порогового значення інтенсивності K проводити ітерації. Після опитування визначають в самій тій точці на функції залежності кількості точок перетину від кількості ітерацій, де при послідовних ітераціях кількість точок перетину монотонно спадає - переривають фільтрацію.

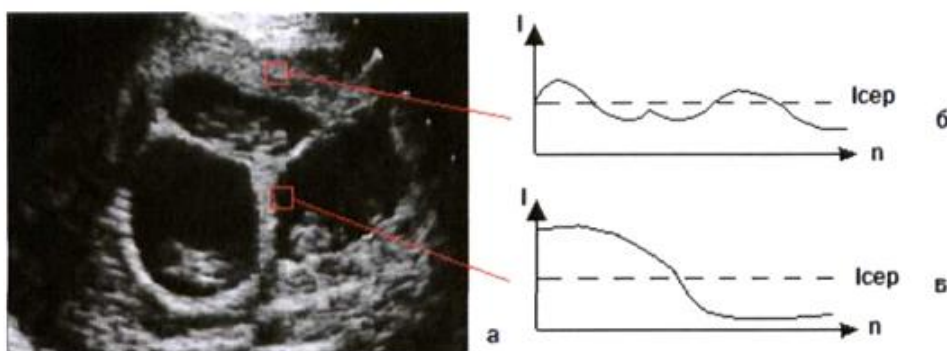
Отримане зображення буде оптимальним, чітким, точним, об'єктивним та максимально діагностично інформативним.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

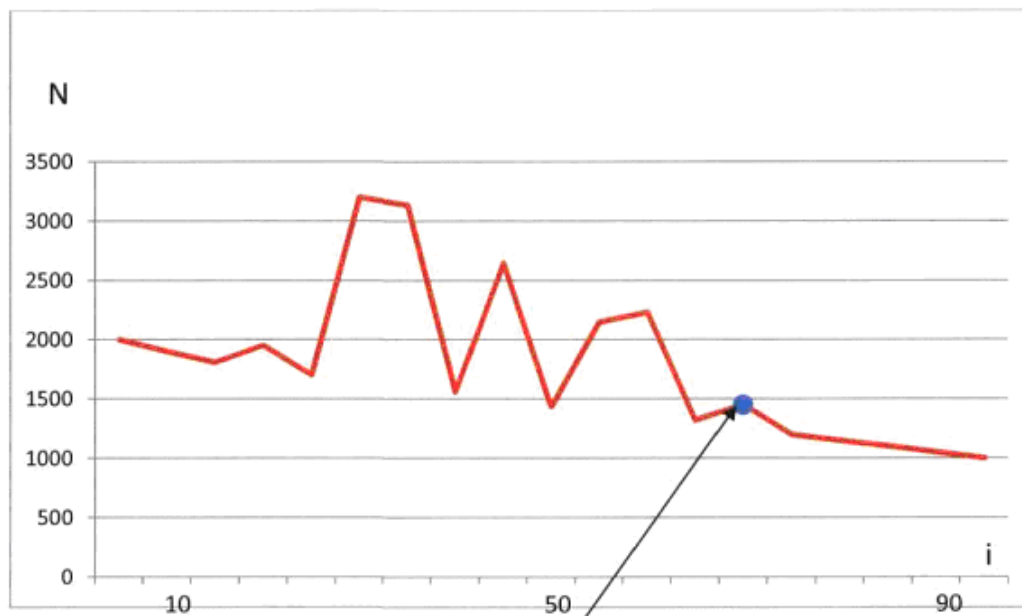
- Спосіб точної адаптивної фільтрації спекл-шуму на УЗД-зображеннях, в якому при вхідному зашумленому зображенні визначають параметри шуму шляхом обрахунку градієнта в кожній точці зображення, визначають порогові значення для фільтрації зображення на основі статистики із використанням значень градієнта, використовують отримані порогові значення для фільтрації зображення із використанням фільтра анізотропної дифузії, що являє собою розв'язок диференційного рівняння другого порядку, та розраховують показник кількості точок перетину примежових кривих зображень поточної та поперечної ітерації, який **відрізняється** тим, що виконують ітераційний процес до моменту, коли виконується умова:

$$\begin{cases} N_{i-1} < N_i > N_{i+1} \\ N_{i+1} > N_{i+2} > \dots > N_{i+g} \end{cases},$$

та автоматично зупиняють ітераційний процес.

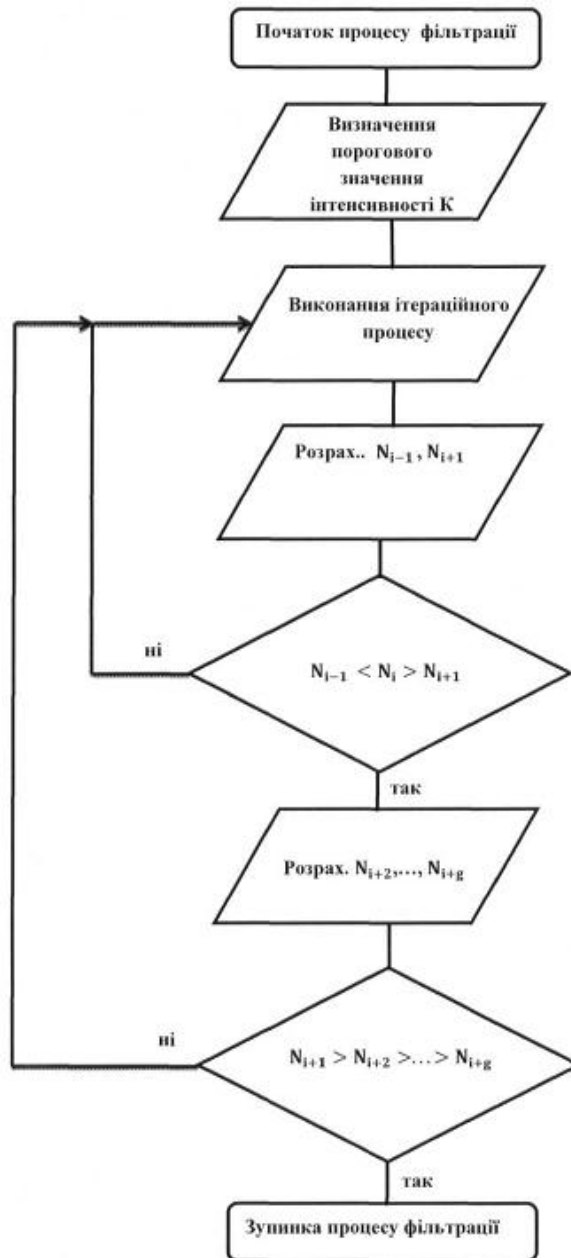


Фиг. 1



Останній максимум функції

Фиг. 2



Фіг. 3