

УДК 681.3.06

АДАПТИВНИЙ МЕТОД ФІЛЬТРАЦІЇ УЗД-ЗОБРАЖЕННЯ НА ОСНОВІ АНІЗОТРОПНОЇ ДИФУЗІЇ

Й.Й. Білинський, А.О. Мельничук, О.А. Павлюк, В.П. Білинська

Вінницький національний технічний університет, вул. Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021, тел. (0432)59-80-13, e-mail: Andreymelnichuk@rambler.ru

Запропоновано адаптивний фільтр спекл-шуму на основі використання анізотропної дифузії, що використовує локальну статистику для визначення примежових ділянок об'єктів на зображенні та змінює глибину фільтрації, відповідно до отриманих даних.

Ключові слова: спекл-шум, «зерно» спекл-шуму, фільтр спекл-шуму, анізотропна дифузія, ковзне вікно, градієнт, порогове значення інтенсивності, кількість ітерацій фільтра, пікове співвідношення сигнал/шум, середньоквадратична похибка, край об'єкта.

Предложен адаптивный фильтр спекл-шума с использованием анизотропной дифузии, который использует локальную статистику для определения приконтурных областей и изменяет глубину фильтрации, согласно полученным данным.

Ключевые слова: спекл-шум, «зерно» спекл-шума, фильтр спекл-шума, анизотропная дифузия, скользящее окно, градиент, пороговое значение интенсивности, количество итераций фильтра, пиковое соотношение сигнал/шум, среднеквадратическая погрешность, край объекта.

An adaptive filter for despeckling based on anisotropic diffusion is developed. Filter uses local statistics for defining edge areas and changes the depth of filtering according to these information.

The keywords: speckle noise, seed of speckle noise, filter for despeckling, anisotropic diffusion, running window, gradient, threshold of intensity, number of iterations, peak signal to noise ration, mean square error, error, edge of the object.

Спекл-шум – це різновид мультипликативного кореляційного шуму, який є типовою проблемою ряду пристроїв візуалізації, серед яких і пристрій ультразвукової діагностики (УЗД). Спекл-шум проявляється у «зернистості» зображення, що ускладнює інтерпретацію зображення і може спричинити похибки параметризації об'єктів на зображенні. Для підвищення точності й достовірності інтерпретації зображень основним завданням фільтрів є усунення спекл-шуму, при цьому необхідним є збереження дрібних деталей об'єктів, що становлять діагностичну цінність. Баланс між усуненням шуму та збереженням деталей є пріоритетним критерієм для розробки фільтрів.

Відомі фільтри на основі анізотропної дифузії, які ефективно усувають шум в гомогенних областях і правильно зберігають при цьому краї дрібних об'єктів [1-4]. Проте складність використання таких фільтрів полягає у необхідності встановлення початкових параметрів порогового значення градієнта інтенсивності та кількості ітерацій. Використання неоптимальних параметрів

фільтра може призвести до неповного усунення шуму, розмиття країв об'єктів на зображенні, а також збільшення часу обробки.

Метою роботи є розроблення адаптивного фільтра анізотропної дифузії з оптимальними параметрами шляхом використання критеріїв порогового значення інтенсивності та кількості ітерацій, які визначаються автоматично.

В основі роботи фільтрів анізотропної дифузії [1] лежить принцип направленої розмивання, що описується таким виразом:

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

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.

В роботах [3, 4] представлені дифузійні коефіцієнти, що задаються виразом:

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

де z – порогове значення інтенсивності, $|\nabla I|$ – градієнт інтенсивності пікселів.

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. Тому для випадку, коли має місце високий рівень контрасту, при виборі порогового значення z слід використовувати дифузійні коефіцієнти виду

$$c_2 |\nabla I| = \exp[-(|\nabla I|/z)^2]. \quad (3)$$

Таким чином, у випадку, коли зміна інтенсивності у напрямку менше порогового значення – піксел знаходиться у гомогенній області й виконується усереднення з іншими пікселами у вікні, у іншому випадку усереднення не відбувається й зберігається перепад, що відповідає краю об'єкта на зображенні.

В дискретній формі вираз (1) можна представити так:

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

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

У роботі [1] описані рекомендації для вибору порогового значення інтенсивності z , який визначається через середнє значення інтенсивності й коефіцієнт порогового значення K . Тому для оптимального збереження контурів об'єктів було рекомендовано використовувати значення коефіцієнту 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 коефіцієнта задається як $K=0,05\dots 0,3$, що не завжди відповідає правильному вибору.

В роботі на основі проведених експериментальних досліджень запропоновано використати коефіцієнт порогового значення, що розраховується автоматично шляхом визначення середнього рівня шуму на зображенні та найбільшої величини перепаду

інтенсивності в області краю:

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

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

де ΔI_{cep} - 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.

Необхідною умовою використання критерію є те, що розмір вікна повинен бути більшим за розмір «зерна» спекл-шуму. У роботі [5] наведені дослідження розмірів спеклів, які для УЗД-зображень складають не більше 7-9 пікселів.

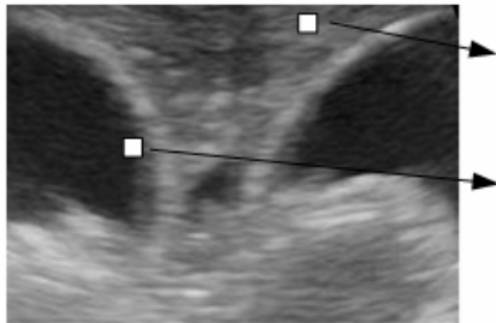
На рис. 1, а наведено фрагмент УЗД-зображення нирок та типові осцилограми інтенсивності рядка (рис. 1, б; 1, в) для положень ковзного вікна в гомогенній та примежовій областях, які наочно показують відмінність інтенсивності поточного пікселя від середньої інтенсивності по вікну для різних положень ковзного вікна.

В роботі [6] показано, що при використанні низькочастотної фільтрації примежові криві об'єктів на зображенні змінюють свій нахил і точки перетину примежових кривих даного зображення та нефільтрованого дають положення межі об'єктів. Даний підхід і був використаний для автоматичного визначення кількості ітерацій.

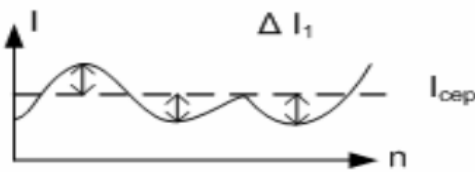
На основі проведених досліджень встановлено залежність кількості точок перетину від кількості ітерацій. На рис. 2 наведено приклади типових значень кількості точок перетину залежно від кількості ітерацій.

Характерним є те, що при кількостях ітерацій до 100 на всіх зразках у функції є екстремуми, кількість яких може бути різною. Стрибокподібна зміна характеристики відповідає розмиттю дрібних об'єктів («зерен» спекл-шуму). Проте при збільшенні кількості ітерацій кількість точок перетину монотонно спадає. Оскільки окремі зерна шуму на зображенні мають різні просторові розміри, то вони розмиваються при різній кількості ітерацій: менші зерна шуму усуваються при

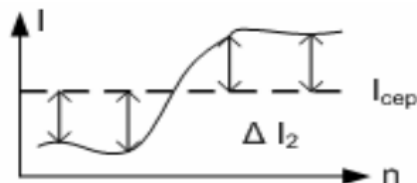
меншій кількості ітерацій, більші – при більшій. Встановлено, що шум на зображенні повністю усувається тоді, коли кількість точок перетину починає монотонно спадати. При цьому об'єкти, що становлять діагностичну цінність, є чіткими, оскільки вони мають більші розміри та більші перепади інтенсивності.



a)



б)



в)

Рисунок 1 – Фрагмент УЗД-зображення нирок (а), осцилограма інтенсивності в межах ковзного вікна в гомогенній області (б), осцилограма інтенсивності в межах ковзного вікна в примежовій області (в)

Для ефективної фільтрації запропоновано критерій зупинки ітераційного процесу на основі аналізу зміни кількості точок перетину (рис. 3). Оскільки розмір зображень може змінюватись, то 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.

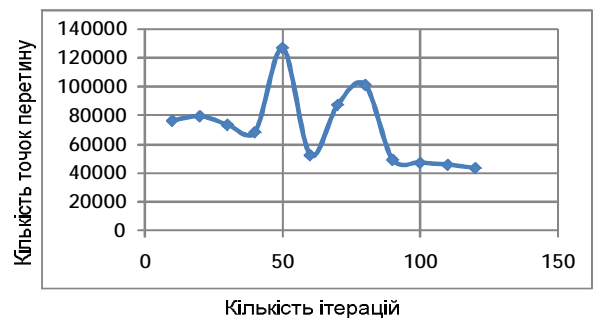
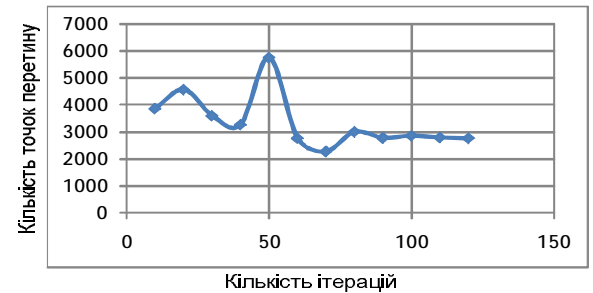
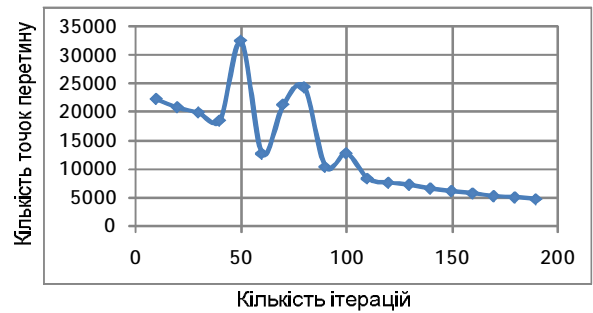


Рисунок 2 – Приклади функцій показника кількості точок перетину від кількості ітерацій для різних зображень



Рисунок 3 – Залежність показника кількості точок перетину від кількості ітерацій

Необхідною умовою закінчення ітераційного процесу вважається виконання нерівності

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

Виходячи з вищесказаного, в роботі запропоновано алгоритм адаптивного методу фільтрації УЗД-зображення на основі анізотропної дифузії, що складається із таких кроків:

1) визначення порогового значення інтенсивності K для початку виконання фільтрації;

2) виконання ітерацій фільтру анізотропної дифузії;

3) розрахунок кількості точок перетину приміжових кривих зображень поточної та попередньої ітерації;

4) виконання пунктів 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) зупинка ітераційного процесу.

Для перевірки ефективності роботи запропонованого фільтру використано тестове еталонне зображення, що представляє собою круг на однотонному фоні, яке зашумлювалось спекл-шумом з рівнем шуму 60-90% від рівня сигналу. Дослідження проводились в середовищі MATLAB 7.0 з використанням набору інструментів Image Processing toolbox.

У табл. 1 і табл. 2 наведено результати дослідження впливу параметрів порогового значення інтенсивності й кількості ітерацій на результат фільтрації.

Таблиця 1 – Оцінка фільтрованих зображень при різних значення коефіцієнту порогової інтенсивності

Поріг	Рівень зашумлення, у % від перепаду інтенсивності сигналу	Оптимальна кількість ітерацій	MSE	PSNR
0,05 (пропонується авторами роботи[1])	60	135	75.2	29.36
	70	161	44.9	31.59
	80	194	108.8	27.76
	90	202	175.63	25.68
Запропонований поріг K	60	105	74.9	29.38
	70	122	43.81	31.71
	80	141	93.15	28.43
	90	176	155.04	26.22
Випадково обраний поріг (0,3)	60	85	93.7	28.41
	70	113	170.05	25.825
	80	128	200.5	25.01
	90	153	286.4	23.56
Випадково обраний поріг (0,5)	60	72	107.6	27.81
	70	107	149.9	26.36
	80	120	210.1	24.9
	90	140	297.8	23.39

Таблиця 2 - Оцінка фільтрованих зображень при різній кількості ітерацій

Порогове значення інтенсивності	Кількість ітерацій	MSE	PSNR
0.05	100	88.6	28.3
	162(запропонований поріг)	74.3	29.4
	200	74.9	29.1
0.1	100	111.5	27.6
	136(запропонований поріг)	43.8	30.9
	200	52.35	31.71
0.2	100	99.2	28.1
	122(запропонований поріг)	93.1	28.4
	200	96.4	28.2
0.3	100	159.1	26.1
	110(запропонований поріг)	155.1	26.2
	200	160.3	26.08

В табл. 1 наведено кількість ітерацій для отримання оптимального фільтрованого зображення на основі критеріїв пікового співвідношення сигнал/шум і середньої квадратичної похибки (PSNR і MSE) при різних значеннях коефіцієнта порогової інтенсивності.

В табл. 2 наведено оцінку фільтрованих зображень по критеріям пікового співвідношення сигнал/шум і середньої квадратичної похибки (PSNR і MSE) з встановленою кількістю ітерацій та з розрахованою згідно запропонованого методу при різних значеннях коефіцієнту порогової інтенсивності.

На рис. 4 наведено еталонне зображення (рис. 4, *a*), яке було зашумлено спекл-шумом (рис. 4, *б*) і відфільтровано: фільтром Фроста (рис. 4, *в*), усереднюючим фільтром (рис. 4, *з*), фільтром Кауна (рис. 4, *д*), Фур'є-фільтром (рис. 4, *е*), медіанним фільтром (рис. 4, *ж*), фільтром анізотропної дифузії (поріг – 0,1; кількість ітерацій – 75, рис. 4, *з*), фільтром анізотропної дифузії (поріг – 0,2; кількість ітерацій – 125,

рис. 4, *і*) та запропонованим фільтром на основі анізотропної дифузії (рис. 4, *к*).

Для кількісної оцінки якості запропонованого фільтру та порівняння із відомими використано критерії пікове співвідношення сигнал/шум (PSNR) і середню квадратичну похибку (MSE). Результати дослідження наведені у табл. 3.

На рис. 5 наведено фрагмент зображення жовчного міхура (рис. 5, *a*) та результати фільтрації вхідного зображення фільтром Фроста (рис. 5, *б*), усереднюючим фільтром (рис. 5, *в*), фільтром Кауна (рис. 5, *г*), Фур'є-фільтром (рис. 5, *д*), медіанним фільтром (рис. 5, *е*), запропонованим фільтром на основі анізотропної дифузії (рис. 5, *ж*).

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.

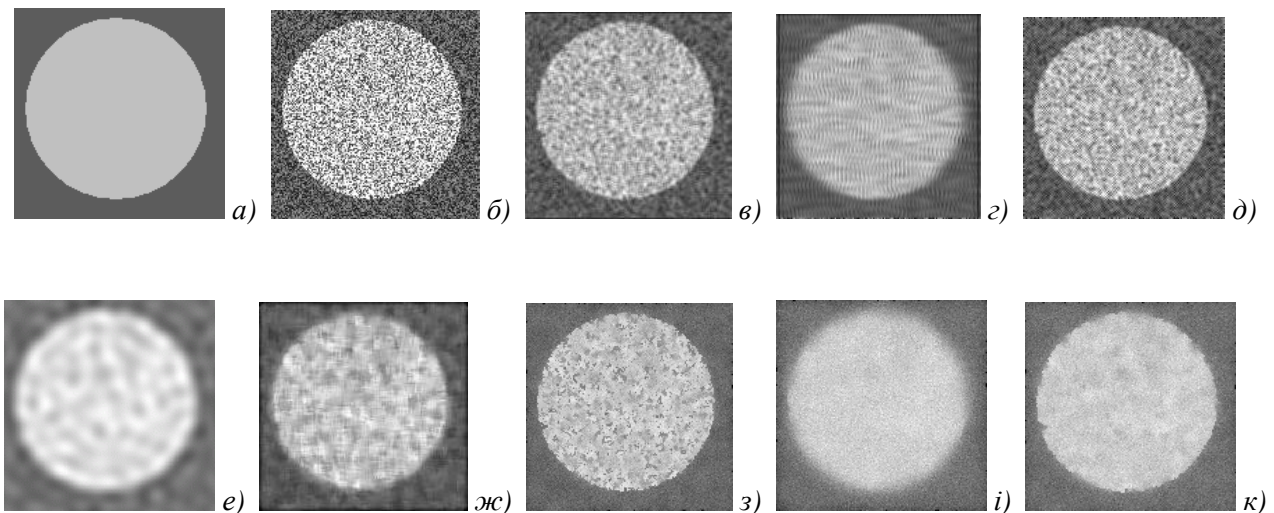


Рисунок 4 – Порівняльні результати роботи фільтрів спекл-шуму

Таблиця 3 – Порівняльна характеристика фільтрованого зображення фільтрами спекл-шуму

Фільтр	Зображення №1		Зображення №2		Зображення №3	
	MSE	PSNR	MSE	PSNR	MSE	PSNR
Медіанний фільтр	180,87	25,57	430,9	21,78	637,7	20,08
Усередн. фільтр	170,32	25,81	339,78	22,81	646,7	20,02
фільтр Кауна	205,88	24,99	420,2	21,89	727,4	19,5
фільтр Фроста	381,54	22,31	780,8	19,2	1202,9	17,32
Фур'є-фільтрація	505,21	21,09	674,6	19,84	586,46	20,44
Запропонований метод	43,81	31,71	365,26	22,5	363,44	22,52

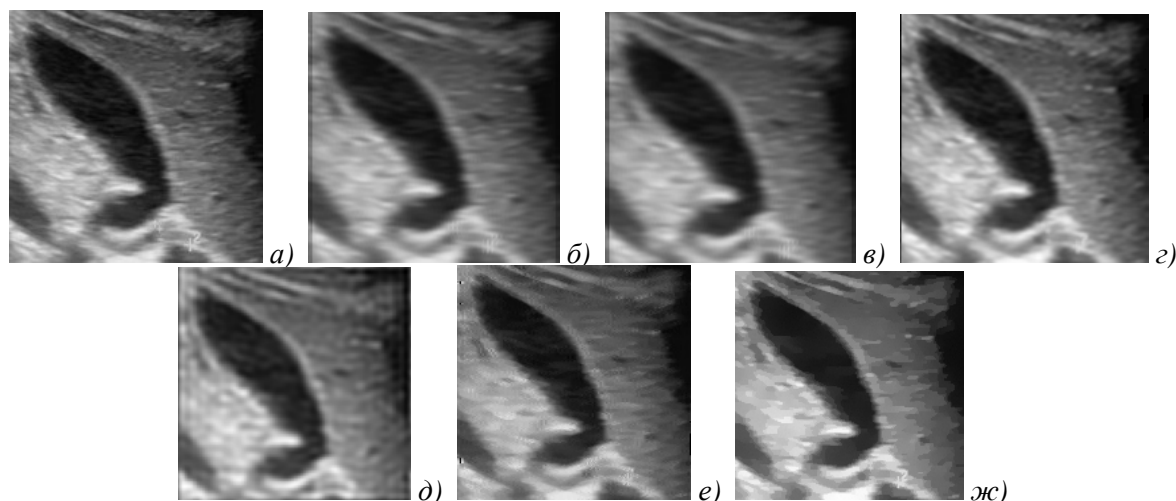


Рисунок 5 – Порівняльні результати роботи фільтрів спекл-шуму

ВИСНОВКИ

Запропоновано адаптивний фільтр на основі методу анізотропної дифузії, що змінює порогове значення коефіцієнту дифузії та автоматично встановлює кількість ітерацій залежно від рівня зашумлення зображення. Отримані результати показують ефективну роботу фільтру для зображень рівня зашумленості до 90% від рівня сигналу у порівнянні із фільтром анізотропної дифузії, що використовує випадково вибраним пороговим значенням та кількістю ітерацій, що дозволяє оптимізувати параметри фільтра.

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

1. Yu Y.J. *Speckle reducing anisotropic diffusion* / Y.J. Yu, S.T. Action // *IEEE Trans. Imag. Processing.* – 2002. – №11. – vol.11. – P. 1260-1270. 2. Krissian K. *Oriented Speckle reducing anisotropic diffusion* / K. Krissian, C. Fedrij //

IEEE Trans. Imag. Processing. – 2007. – №5 – vol.15. – P. 2694-2701. 3. Aja-Fernández S. *On the estimation of the coefficient of variation for anisotropic diffusion speckle filtering* / S. Aja-Fernández C. Alberola-López // *IEEE Trans. Imag. Processing.* – 2006. – №9. – vol. 15. – P. 2694–2701. 4. Yu Y.J. n S.T. *Edge detection in ultrasound imagery using the instantaneous coefficient of variation* / Y.J. Yu, S.T. Action // *IEEE Trans. Image Process.* – 2004. – №12. – vol. 13 - P. 1640–1655. 5. Koo Ja I., Park S.B. *Speckle reduction with edge reservation in medical ultrasonic images using a homogeneous region growing mean filter* / Ja I. Koo, S.B. Park // *Rasonic Imag.* – 1991. – №13. – P. 211-237. 6. Білинський Й.Й. *Метод субпіксельного визначення краю об'єкта на зображенні на основі низькочастотної фільтрації* / Й.Й. Білинський // *Вісник Вінницького політехнічного інституту.* – 2008. – №3. – С. 56–58.

Поступила в редакцію 01.06.2011 р.

Рекомендував до друку докт. техн. наук,
проф. Кичак В. М.