

Й. Й. Білінський<sup>1</sup>  
 О. І. Нікольський<sup>2</sup>  
 А. Б. Гуральник<sup>1</sup>

## ФІЛЬТРАЦІЯ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ НА ОСНОВІ МОРФОЛОГІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ

<sup>1</sup>Вінницький національний технічний університет;

<sup>2</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова

*Проведено огляд методів фільтрації ультразвукових зображень, наведено їх переваги та недоліки. Запропоновано для фільтрації використати процедури морфологічних перетворень. Показано, що морфологічна обробка має низку переваг, зокрема, простота реалізації. Чисельний метод обробки зображень оснований на нелінійних перетвореннях їх форми. Використовуються різні режими обробки зображення на основі структурних елементів довільної форми. Морфологічна обробка дозволяє виконати практично всі операції обробки чорно-білих зображень, може бути виконана велика кількість операцій напівтонових зображень. Фільтрацію перевірено на тестових зображеннях попередньо зашумлених правильних геометричних фігур, а також на реальних ультразвукових зображеннях кульшового суглобу. Для розмиття та генерації шуму використано стандартні функції набору інструментів Image Processing toolbox середовища MATLAB. Моделювання проведено в пакеті NI Vision Assistant. Для визначення залежності помилки параметризації від розміру об'єкта та рівня шуму використовувалися стандартні тестові зображення правильних геометричних фігур (квадрати 15×15, 25×25, 35×35, 45×45, 55×55). Для максимально наближеного відтворення особливостей реального зображення ультразвукової діагностики, еталонне зображення розмивалось, після чого на нього накладався штучно згенерований спекл-шум з середньоквадратичним відхиленням 0,25. Порівнюючи параметри кількісної оцінки якості фільтрів, зроблено висновок, що фільтрація на основі морфологічних операцій за показниками PSNR та MSE,  $\sqrt{MSE}$  показує кращі результати, а також дає змогу отримати більш інформативне зображення.*

**Ключові слова:** методи пост-обробки ультразвукових зображень, методи фільтрації, спекл-шум, операції морфологічної обробки зображень.

### Вступ

Своєчасна діагностика та раннє лікування патологій на початкових стадіях їх розвитку завжди дають ефективний результат. Необхідність ранньої діагностики потребує розвитку та вдосконалення медичних діагностичних систем. Ультразвукові дослідження в сучасній медицині є досить поширеним методом діагностики. УЗД організму людини забезпечує діагностику локальних аномалій і дефектів розвитку, дегенеративно-дистрофічні захворювання суглобового апарату, первинних і вторинних пухлин, різних патологій кісток, органів грудної клітки, черевної порожнини, тобто ультразвукові зашумлені зображення. Тому необхідно дослідити шляхи зменшення шумів на зображеннях.

Існують два основних напрями для зменшення шумів на зображеннях УЗД: усереднення по кадрам і постобробка. Кожен з них має недоліки:

– усереднення по кадрам знижує реальну частоту зміни кадрів, оскільки отримане в результаті обробки зображення є суперпозицією кількох оброблених кадрів. Тому, зображення рухливих об'єктів при накладанні один на одного кількох кадрів може бути нечітким, розмитим [1], [2];

– результатом роботи фільтра постобробки є можлива втрата деталізації, хоча «читабельність» обробленого зображення краще, ніж у оригінала [3], [4].

Відтак, розробка методу зменшення спекл-шуму, що максимально усував би спекл-шум на зображенні та зберігав при цьому дрібні інформативні деталі є досі не до кінця вирішеним завданням.

Основною ідеєю методів усереднення по кадрам є зіставлення серії ультразвукових зображень того самого об'єкта в різних напрямках сканування і з різними частотами сканування чи під різними напруженнями та усереднення отриманих зображень для формування результуючого. Вихідне зображення містить меншу кількість шумів. Таким чином можна покращити якість визначення об'єктів, але разом з тим втрачається частина роздільної здатності, система стає складнішою та з меншою швидкістю [5], [7].

Методи постобробки не потребують значних апаратних затрат. Вони базуються на використанні принципів дискретної математики для отриманих статичних зображень УЗД. Методи постобробки поділяються на дві великі групи: одномасштабні та багатомасштабні. Загальним недоліком цих методів є часткова втрата інформації через розмиття контурних ліній.

В одномасштабних методах зображення обробляється без зміни його розмірів, у межах вхідного масштабу. До одномасштабних методів відносяться усереднені фільтри, медіанні фільтри, спеціалізовані фільтри Лі, Фроста, Куана, Вінера, Фур'є, Баттерворта, описані в роботах [8], [9].

Для дослідження, як приклад, використані зображення ультразвукової діагностики кульшового суглобу дитини.

Метою роботи є розробка методики постобробки ультразвукових зображень для подальшої комп'ютерної діагностики та кількісної оцінки розвитку дисплазії дитини.

### Аналіз методів фільтрації спекл-шуму ультразвукових зображень кульшового суглобу

Медіанний фільтр використовується для фільтрації переважно імпульсних шумів і набув широкого поширення завдяки своїй надійності та можливості збереження контуру [8], [9]. Медіанний фільтр, який використовує медіанне значення інтенсивності пікселя у межах околу, створює менше розмитих зображень, ніж усереднений фільтр,

$$b(n_1, n_2) = \text{med} \left( \sum_{n_1, n_2 \in N \cdot M} a(n_1, n_2) \right).$$

Цей фільтр також вимагає від користувача задавання розмірів ковзного вікна. Недоліками такого фільтра є часткова втрата деталізації через розмиття зображення.

Моделювання по фільтрації спекл-шуму ультразвукових зображень кульшового суглобу проведено в Matlab. Для цього алгоритму використовувалися різні розміри вікон обробки зображення 3, 5, 7 і 9, а отримані результати показані на рис. 1а—е. На рисунку медіанний фільтр з розміром вікна 3×3 виключає шум. Таким чином отримуємо якісніше зображення, ніж зображення до постобробки. Ця тенденція продовжується з ростом розміру вікна: b — 3×3; c — 5×5; d — 7×7; e — 9×9. Зі збільшенням розміру вікна, зображення стає гладкішим, а кольори стають рівномірнішими. При цьому необхідно вибрати оптимальний розмір вікна, щоби не втратити основну інформацію на ультразвуковому зображенні.

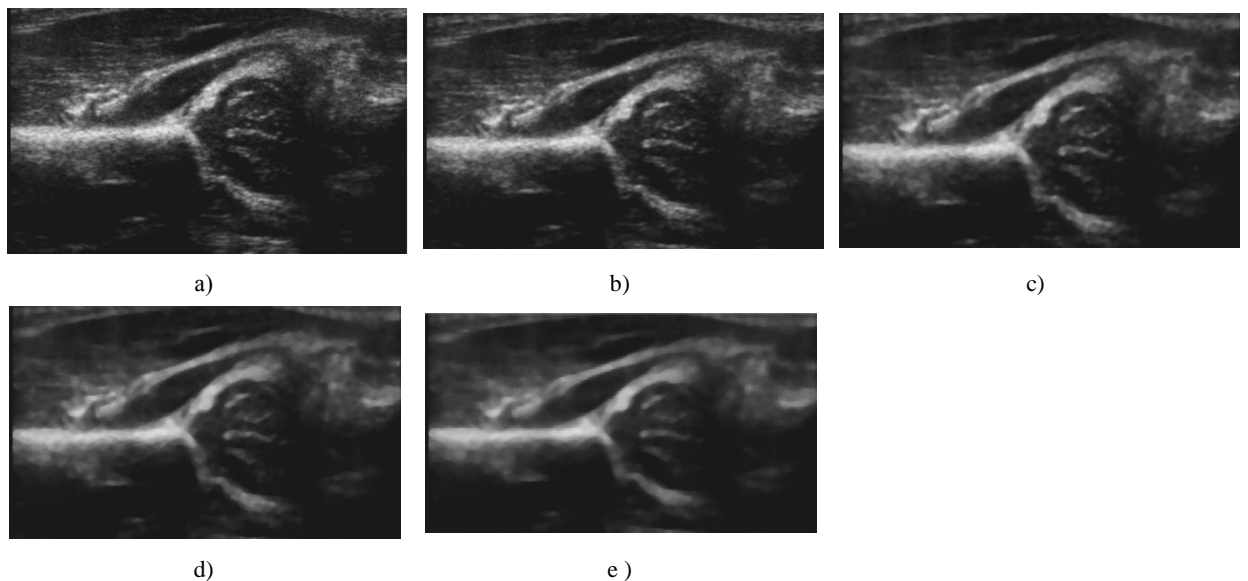


Рис. 1. Моделювання по фільтрації спекл-шуму ультразвукових зображень кульшового суглобу в Matlab: а — оригінальне зображення; медіанна фільтрація, розмір вікна: b — [3×3]; c — [5×5]; d — [7×7]; e — [9×9]

Крім просторової, використовується також і фільтрація в частотній області з використанням фільтрів на основі перетворення Фур'є [8], [9].

Узагальнений алгоритм *Фур'є-фільтрації* у частотній області можна подати такою послідовністю кроків:

1. Початкове зображення множиться на  $(-1)^{x+y}$ . Це виконується для того, щоб його перетворення Фур'є виявилось центрованим, тобто, початок координат для образу функції буде в центрі частотного прямокутника в точці  $(M/2; N/2)$ ;

$$\xi[f(x, y)(-1)^{x+y}] = F(u - M/2, v - N/2).$$

2. Обчислюється пряме дискретне перетворення Фур'є (ДПФ),  $F(u, v)$  — зображення, отримане після попереднього кроку;

3. Функція множиться на деяку перехідну функцію фільтра  $H(u, v)$ ;

4. Обчислюється зворотне ДПФ від результату кроку 3;

5. Виділяється потрібна частка результату кроку 4;

6. Результат кроку 5 множиться на  $(-1)^{x+y}$ .

Множник  $H(u, v)$  пригнічує деякі «зайві» частоти перетворення, залишаючи при цьому інші майже без зміни. Питання знаходження передаточної функції фільтра є ключовим, адже вона визначає, які саме частоти буде відфільтровано [4].

Нехай  $f(x, y)$  — вхідне зображення після кроку 1, а  $F(u, v)$  — його Фур'є-образ. Тоді Фур'є-образ вихідного зображення визначається за виразом

$$G(u, v) = H(u, v) \cdot F(u, v).$$

Множення функцій двох змінних  $H$  і  $F$  здійснюється поелементно. Фільтроване зображення отримують обчисленням зворотного перетворення Фур'є від Фур'є-образу  $F(u, v)$ , обчислюючи його за формулою

$$\text{Фільтроване зображення} = \xi^{-1}[G(u, v)].$$

Знайдене зображення отримується відділенням дійсної частини з останнього результату та множенням її на  $(-1)^{x+y}$ , щоб компенсувати ефект від множення вхідного зображення на ту ж величину.

Моделювання з використанням фільтрування Фур'є для зниження спекл-шуму ультразвукових зображень кульшового суглобу проведені в середовищі Matlab.

Розглянемо результати фільтрування Фур'є-ультразвукових зображень (рис. 2).

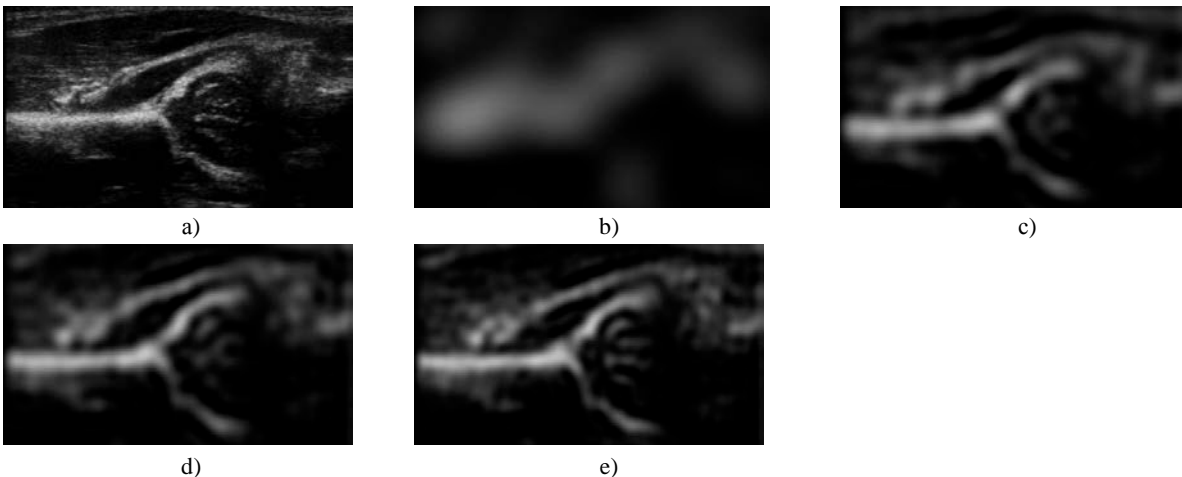


Рис. 2. Моделювання по фільтрації спекл-шуму ультразвукових зображень кульшового суглобу в Matlab: а — оригінальне зображення; фільтрування Фур'є, частота зрізу в частотній області вибрана: б — 10 %; с — 30 %; д — 40 %; е — 50 %

Основним параметром корегування спекл-шуму є параметр частоти відсічення. Наприклад, частота зрізу може бути встановлена на рівні 10 %, 30 %, 40 %, 50 %. Аналізуючи зображення, робимо висновок, що шум у деяких частинах фону є більш гладким, але контури об'єктів стають розмитими, і є хвильовий ефект навколо елементів зображення. Це називається ефектом Гіббса. Якщо

частоту відсікання знизити ще більше, то отримаємо ще більшу гладкість, але також втратимо різкість зображення та ефект Гіббса буде значимішим. Тому необхідно вибрати оптимальні показники зображення в частотній області, тобто між найбільшим зниженням спекл-шуму і меншими спотвореннями ефекту Гіббса. На рис. 2b—e показано ультразвукові зображення, де частота зрізу в частотній області вибрана 10 %, 30 %, 40 %, 50 %.

*Фільтр Баттерворта.* АЧХ аналогового фільтра-прототипу класу Баттерворта з максимально плоскою частотною характеристикою в смузі пропускання описується формулою [8], [9]

$$K(\omega) = 1 / \left( 1 + (\omega/\omega_{cp})^{2n} \right),$$

де  $n$  — порядок фільтра Баттерворта.

На відміну від фільтра Фур'є, описаного вище, передавальна функція фільтра низьких частот Баттерворта не має розриву, який встановлює точну межу між частотами, які проходять, і відфільтрованими частотами. До переваг низькочастотних фільтрів Баттерворта відноситься набагато менший вияв небажаних ефектів розмиття та появи помилкових контурів порівняно з ідеальними низькочастотними фільтрами. Зі збільшенням порядку фільтра низьких частот Баттерворта зростає прояв ефектів розмиття. Вважається, що низькочастотний фільтр Баттерворта другого порядку є оптимальним з точки зору компромісу між ефективністю низькочастотної фільтрації і прийнятним рівнем прояви помилкових контурів та загального розмиття зображення.

Фільтр Баттерворта дозволяє зменшити спекл-шум за рахунок відфільтрування визначеного діапазону частот та усунути ефект Гіббса. Зменшується надмірна деталізація високочастотного зображення за рахунок втрати потужності та усунення шуму. На рис. 3b—e показано ультразвукові зображення, де частота відсікання в діапазоні частот зображення вибрана 10 %, 30 %, 40 %, 50 %. За результатами моделювання можна стверджувати, що зі збільшенням діапазону частот відсікання зменшується спекл шум і ефект Гіббса не з'являється. Недоліком цього фільтра є те, що об'єкти на зображенні розмиті.

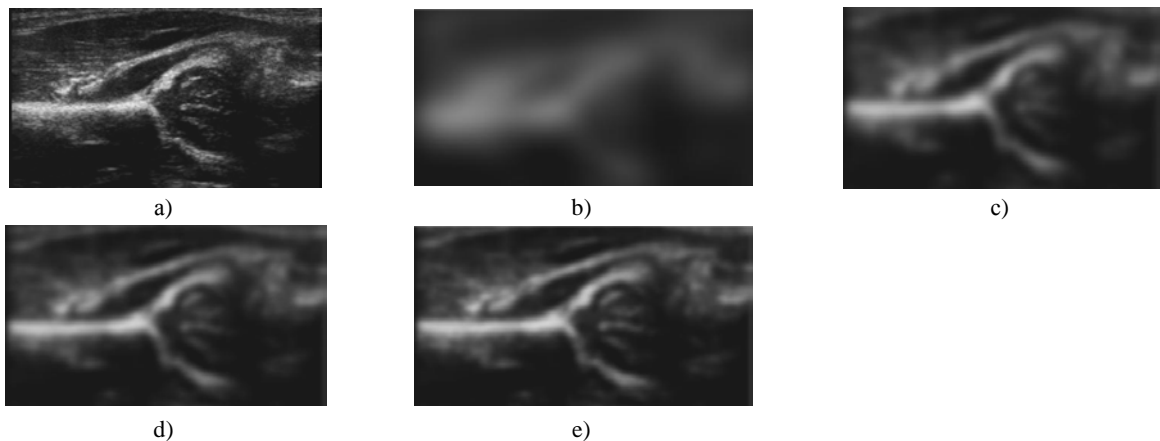


Рис. 3. Моделювання по фільтрації спекл-шуму ультразвукових зображень кульшового суглобу в Matlab:  
a — оригінальне зображення; фільтрування Баттерворта, частота відсікання в діапазоні частот зображення вибрана:  
b — 10 %; c — 30 %; d — 40 %; e — 50 %

### Фільтрація спекл-шуму ультразвукових зображень на основі морфологічних операцій

На сьогодні ефективним засобом обробки зображень є інструменти морфологічних операцій [9]. Термін морфологія відноситься до опису властивостей форми і структури будь-яких об'єктів. У контексті машинного зору цей термін відноситься до опису властивостей форми ділянок на зображенні. Операції математичної морфології спочатку визначались як операції над множинами, але з'ясувалося, що вони також корисні в задачах обробки множини точок у двовимірному просторі. Множинами в математичній морфології представляються об'єкти на зображенні.

У першу чергу математична морфологія використовується для виявлення деяких властивостей зображення, корисних для його уявлення та опису. Наприклад, контурів, кістяків, опуклих оболонок. Також інтерес становлять морфологічні методи, що застосовуються на етапах попередньої та підсумкової обробки зображень. Наприклад, морфологічна фільтрація, потовщення або стоншення.

Основними операціями математичної морфології є розширення, ерозія, замикання та розмикання. У цих назвах відображена суть операцій: дилація (розширення) — збільшує ділянку зображен-

ня, а ерозія (звуження) — зменшує ділянку зображення, операція замикання дозволяє замкнути внутрішні отвори ділянок та усунути затоки вздовж межі ділянки, операція розмикання допомагає позбутися маленьких фрагментів, та вилучає виступи на межах об'єктів.

У роботі запропоновано виконувати фільтрацію спекл-шуму ультразвукових зображень на основі використання морфологічних операцій, яка включає операції морфологічної логіки: розширення — Dilate; ерозії — Erode; відкритої ерозії відтінків сірого — Open; закриття градації сірого з подальшою ерозією у відтінках сірого — Close.

Для кількісної оцінки якості фільтрації використано такі критерії як пікове співвідношення сигнал/шум (PSNR) і середньоквадратична похибка (MSE) [10], [11].

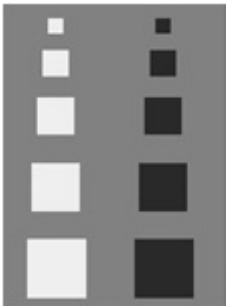
$$PSNR = 10 \lg \left( \frac{255^2}{MSE} \right);$$

$$MSE = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (\delta(i, j))^2;$$

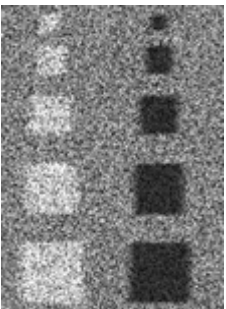
$$\delta(i, j) = [a(i, j) - \hat{a}(i, j)],$$

де  $(i, j)$  — поточне положення пікселя;  $a(i, j)$  та  $\hat{a}(i, j)$  є вихідним зображенням і спотвореним шумом зображенням, відповідно, а  $M$  і  $N$  — висота і ширина зображення. Крім того, для кількісної оцінки якості запропонованого фільтра та порівняння з відомими також використовують параметр

$$SNR \text{ (відношення сигнал/шум)} \quad SNR = 10 \lg \frac{\frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (a(i, j))^2}{MSE}.$$



а)



б)

Рис. 4. Еталонні тестові зображення з ступенем зашумленості: а — еталонне зображення; б — розмите зашумлене еталонне зображення (СКВ шуму — 0,25)

Для моделювання використано, як інструмент, пакет NI Vision Assistant [12]. Функціонал пакета дозволяє легко створити власні процедури для захоплення, фільтрації, обробки, аналізу та редагування зображень, зміни налаштувань оброблюваних зображень. Ці процедури можна імпортувати до Labview. Візуалізація та простота використання є головною перевагою такого підходу, оскільки результат застосування функцій можна візуалізувати.

Для проведення моделювання створені спеціальні тестові зображення, які мають правильні геометричні фігури (квадрати розміром  $15 \times 15$ ,  $25 \times 25$ ,  $35 \times 35$ ,  $45 \times 45$ ,  $55 \times 55$ ) [13]. Еталонні зображення мають товщину контурних ліній в 1 піксель, тому їх параметри можна визначити з максимальною похибкою в 0,5 пікселя.

З метою визначення залежності похибки параметризації від розміру об'єкта та рівня зашумленості еталонні зображення розмивались, після чого накладався штучно згенерований спекл-шум з середньоквадратичним відхиленням (СКВ) 0,25 (рис. 4). Для розмивання та генерації шуму використано стандартні функції набору інструментів *Image Processing toolbox* середовища MATLAB.

У роботі для фільтрації використано процедуру «Gray Morphology». Демонстрація результатів моделювання на тестових зображеннях показана на рис. 5. Метод фільтрації спекл-шуму використовує процедури оброблення зображень, які описані нижче. Вхідне тестове зображення з розширенням .jpg, (32 біта —  $111 \times 150$  рис. 5а перетворюється в зображення 8 біт формату «HSL» — Luminance Plane, яке утворюється з рівня яскравості вхідного зображення рис. 5б. Далі відбувається обробка зображення за допомогою використання морфологічних операцій в тонах сірого таким чином:

– Gray Morphology\_1: Операція розширення: Dilate — збільшує яскравість кожного пікселя в оточенні сусідів з більшою інтенсивністю (рис. 5в).

– Gray Morphology\_2: Операція ерозії: Erode — знижує яскравість пікселів, які оточені сусідами з меншою інтенсивністю (рис. 5г).

– Gray Morphology\_3: Операція відкрита ерозія відтінків сірого: Open — відкрита ерозія відтінків сірого після слідів у градаціях сірого. Відкриття знімає яскраві плями, виділені в темних областях і розмиває межі (рис. 5д).

– Gray Morphology\_4: Операція закриття градації сірого з подальшою ерозією у відтинках сірого: Close — закриття видаляє темні плями, виділені в яскравих регіонах, і розмиває межі (рис. 5е).

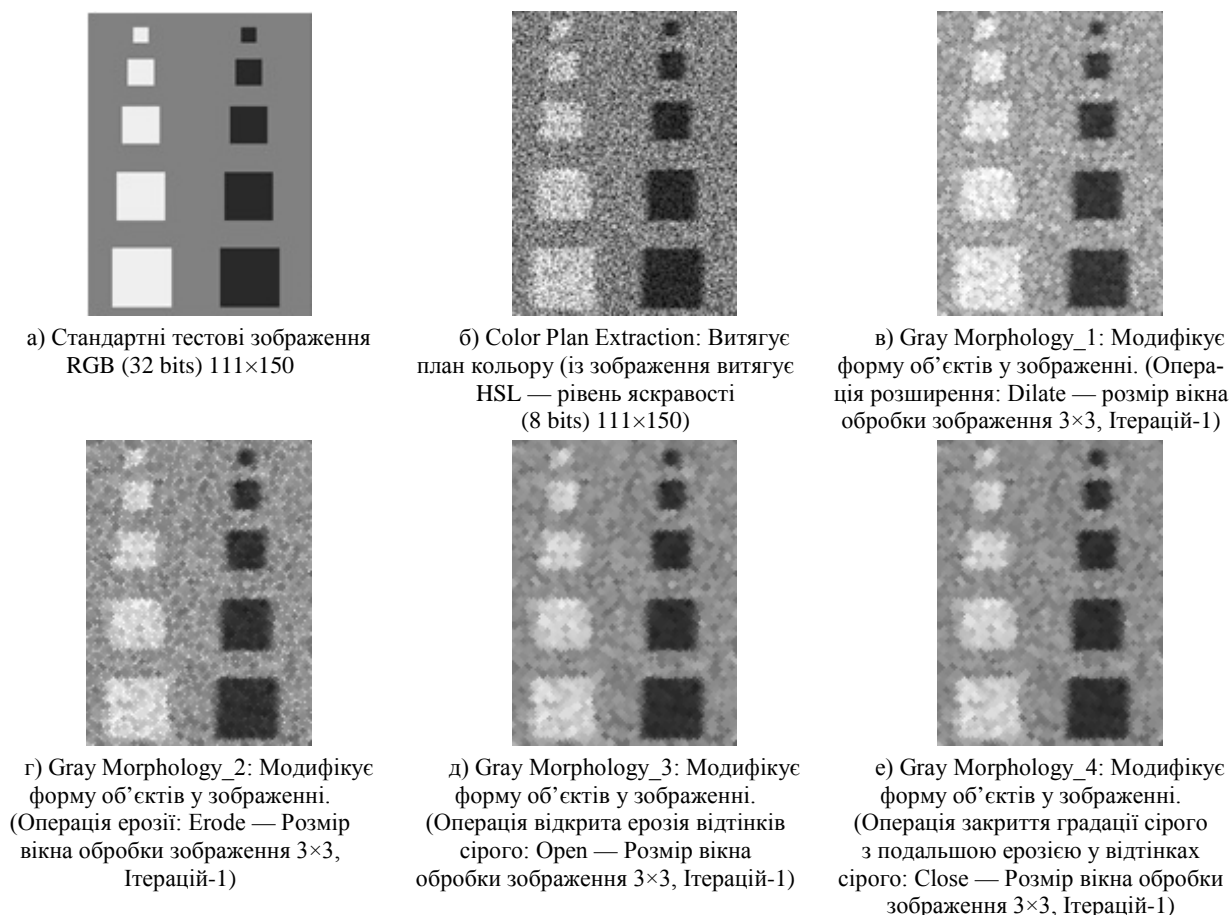


Рис. 5. Результати фільтрації спекл-шуму стандартного тестового зображення з різним ступенем шуму

Результати дослідження зведено у таблицю. PSNR і MSE є двома загальними критеріями, що використовуються для оцінки якості спотвореного зображення. Для порівняння використано декілька відомих фільтрів.

#### Кількісні показники якості запропонованого фільтра та порівняння з відомими

Фільтр	MSE	$\sqrt{\text{MSE}}$	PSNR	SNR	Кластер
Медіанний фільтр	983,923	31,368	18,201	2,933	2
Фільтр з вікном низькочастотної фільтрації (Low Pass з вікном 5×5 частота відсікання 50 %)	1517	38,952	16,32	1,058	3
Фільтр з швидким перетворенням Фур'є (FFT), частота відсікання 50 %	1040	32,245	17,962	2,694	2
Фільтр Гауса, з вікном 5×5	890,836	29,847	18,633	3,365	1
Фільтр з усередненою фільтрацією, згладжування, з вікном 5×5	868,447	29,469	18,743	3,476	1
Метод фільтрації на основі морфологічних операцій	940,914	30,674	18,395	3,128	1

Порівнюючи значення кількісної оцінки якості запропонованого фільтра та відомих, можна поділити всі фільтри на три кластери. Отже, можна зробити висновок, що Low Pass Filter за показниками PSNR і MSE,  $\sqrt{\text{MSE}}$  можна віднести до третього кластера, в другий кластер попадають медіанний фільтр і FFT фільтр. До першого кластера за параметрами оцінки міри співвідношення сигнал/шум входять фільтр Гауса, фільтр з усередненою фільтрацією та метод фільтрації на основі морфологічних операцій, запропонований авторами.

Фільтрацію на основі використання морфологічних операцій застосовано для дослідження ульт-

тразвукового зображення кульшового суглобу. На рис. 6 показані ультразвукове зображення кульшового суглобу, оброблене запропонованим методом.

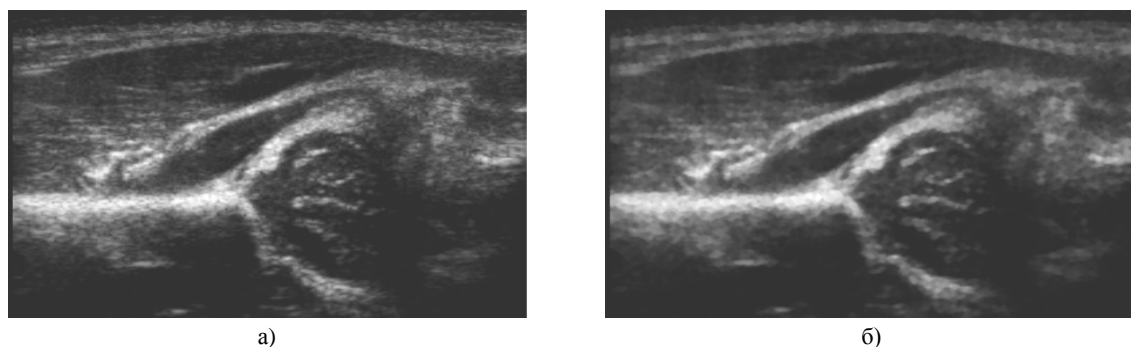


Рис. 6. Фільтрація спекл-шуму ультразвукового зображення дисплазії кульшового суглоба запропонованим методом: а — ультразвукове зображення кульшового суглобу (вхідне зображення); б — зображення оброблене запропонованим методом морфологічної фільтрації

На рис. 7 показано гістограми графічного подання кількісного розподілу пікселів залежно від їх яскравості градаціях сірого ультразвукового зображення кульшового суглобу: а — медіанний фільтр, б — фільтр Фур'є, в — фільтр Баттерворта, г — фільтрація на основі морфологічних операцій.

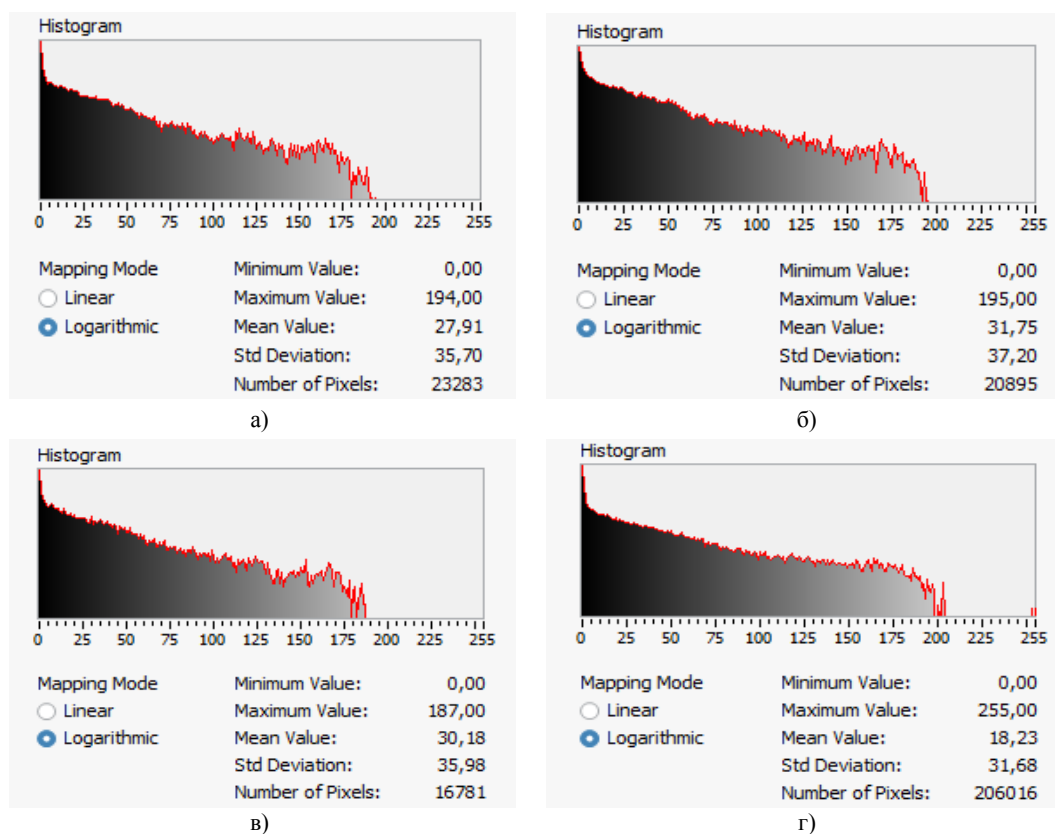


Рис. 7. Гістограма — графічне представлення кількісного розподілу пікселів на значення в градаціях сірого: а — медіанний фільтр; б — фільтр Фур'є; в — фільтр Баттерворта; г — метод фільтрації на основі морфологічних операцій

З гістограм видно, що найбільша інтенсивність пікселів, знайдена на зображенні або обраних ділянках, які використовували медіанний, Фур'є, Баттерворта фільтри та фільтром на основі морфологічних операцій складає 194, 195, 187, 255, відповідно. Це означає, що фільтрація на основі морфологічних операцій має ширший діапазон градацій інтенсивностей зображення. Середнє значення інтенсивності, знайдене на зображенні або обраних областях, складає 27,91; 31,75; 30,18; 18,23, відповідно. Це означає, що фільтрація на основі морфологічних операцій дає рівномірніший розподіл інтенсивності пікселів у градаціях сірого. Крім цього, це показує і параметр стандартного відхилення інтенсивності пікселів, яке має значення 35,7; 37,2; 35,98; 31,68, відповідно. Таким чином, фільтрація на основі морфологічних операцій дає змогу отримати інформативніше зображення.

## Висновки

Проаналізовано методи фільтрації ультразвукових зображень на прикладі оброблення зображення кульшового суглобу, показано їх переваги та недоліки. Розглянуто фільтрацію спекл-шуму ультразвукових зображень кульшового суглобу. Для перетворень вибрано процедури морфологічної фільтрації. Для розмиття та генерації шуму використано стандартні функції набору інструментів Image Processing toolbox середовища MATLAB. Моделювання проведено в пакеті NI Vision Assistant. В результаті порівняння параметрів кількісної оцінки якості фільтрів зроблено висновок, що фільтрація на основі морфологічних операцій за показниками PSNR та MSE,  $\sqrt{\text{MSE}}$  показує кращі результати, а також дає змогу отримати більш інформативне зображення.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

- [1] S. Kalaivani, and R. Wahidabanu, "A view on despeckling in ultrasound Imaging," *International journal of signal processing, Image and pattern recognition*, vol. 2 (3), p. 15, 2009.
- [2] G. E. Trahey, G. E. Trahey, J. W. Allison, S. W. Smith, and O. T. Von Ramm, "A quantitative approach to speckle reduction via frequency compounding," *Ultrasonic Imaging*, vol. 8 (3), pp. 151-164, 1986.
- [3] P. C. Lie, and M. J. Chen, "Strain compounding: A new approach for speckle reduction," *IEEE*, vol. 49 (1), pp. 39-46. 2002.
- [4] J. C. Bamber, C. Daft, "Adaptive filtering for reduction of speckle in ultrasound pulseecho images," *Ultrasonics*, vol. 24 (1), pp. 41-44, 1986.
- [5] V. Dutt, and J. F. Greenleaf, "Adaptive speckle reduction filter for log compressed B-scan images," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 15 (6), pp. 802-813, 1996.
- [6] R. N. Czerwinski, D. L. Jones, and W. D. o'Brain, "Detection of lines and boundaries in speckle images-Application to medical ultrasound," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 18 (2), pp. 126-136, 1999.
- [7] J. I. Koo, and S. B. Park, "Speckle reduction with edge preservation in medical ultrasonic images using a homogeneous region growing mean filter (HRGMF)," *Ultrason. Imag.*, vol. 13(3), pp. 211-237, 1991.
- [8] Й. Й. Білинський, та А. О. Мельничук, *Методи та засоби оброблення ультразвукових зображень для оцінювання діагностичних параметрів жовчовидільної системи*. Вінниця: ВНТУ, 2014, с. 124.
- [9] Р. Гонсалес, и Р. Вудс, *Цифровая обработка изображений*, пер. с англ. М.: Техносфера, 2005, 1070 с.
- [10] R. F. Wagoner, S. W. Smith, and J. M. Sandrik, "Statistics of speckle in ultrasound B-scan," *IEEE Trans. Sonics Ultrason*, vol. 30 (3), pp. 156-163, 1983.
- [11] Співвідношення сигнал/шум, Вікіпедія. [Електронний ресурс]. Режим доступу: [https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%BF%D1%96%D0%B2%D0%B2%D1%96%D0%B4%D0%BD%D0%BE%D1%88%D0%B5%D0%BD%D0%BD%D1%8F\\_%D1%81%D0%B8%D0%B3%D0%BD%D0%B0%D0%BB/%D1%88%D1%83%D0%BC](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%BF%D1%96%D0%B2%D0%B2%D1%96%D0%B4%D0%BD%D0%BE%D1%88%D0%B5%D0%BD%D0%BD%D1%8F_%D1%81%D0%B8%D0%B3%D0%BD%D0%B0%D0%BB/%D1%88%D1%83%D0%BC).
- [12] National Instruments Corporation: [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://www.ni.com/vision/software/vdm/>.
- [13] Й. Й. Білинський, А. О. Мельничук, О. А. Ярмак, та Ю. І. Павлишен, «Оцінка точності визначення оператором діагностичних параметрів на УЗД-зображенні органів черевної порожнини.» *Вісник Хмельницького національного університету*, № 4, с. 236-239, 2011.

Рекомендована кафедрою електроніки та наносистем ВНТУ

Стаття надійшла до редакції 8.07.2019

**Нікольський Олександр Іванович** — канд. техн. наук, доцент, доцент кафедри біологічної фізики, медичної апаратури та інформатики, e-mail: [nikolskyu@i.ua](mailto:nikolskyu@i.ua).

Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова, Вінниця;

**Білинський Йосип Йосипович** — д-р техн. наук, професор, завідувач кафедри електроніки та наносистем, e-mail: [yosyp.bilynsky@gmail.com](mailto:yosyp.bilynsky@gmail.com) ;

**Гуральник Артем Борисович** — аспірант кафедри електроніки та наносистем, e-mail: [Artem.guralnyk@gmail.com](mailto:Artem.guralnyk@gmail.com).

Вінницький національний технічний університет, Вінниця

**Y. Y. Bilynsky<sup>1</sup>**  
**A. I. Nikolsky<sup>2</sup>**  
**A. B. Huralnyk<sup>1</sup>**

## Filtering Ultrasound Images Based on Morphological Operations

<sup>1</sup>Vinnitsia National Technical University;

<sup>2</sup>National Pirogov Memorial Medical University, Vinnitsia

*A review of the methods of filtering ultrasound images is carried out, their advantages and disadvantages are given. It is proposed to use morphological transformation procedures for filtering. It is shown that morphological processing has several advantages, in particular, simplicity of implementation. The numerical image*



processing method is based on non-linear transformations of their shape. Various image processing modes based on arbitrary-shaped structural elements are used. Morphological processing allows to perform almost all operations processing black and white images. A large number of halftone operations can be performed. Filtration is checked on test images of previously noisy regular geometric shapes, as well as on real ultrasound images of the hip joint. To blur and generate noise, the standard functions of the Image Processing toolbox of MATLAB are used. The simulation was carried out in the NI Vision Assistant package. To determine the dependence of the parameterization error on the size of the object and the noise level, standard test images of the correct geometric figures were used (squares  $15 \times 15$ ,  $25 \times 25$ ,  $35 \times 35$ ,  $45 \times 45$ ,  $55 \times 55$ ). For the most approximate reproduction of the features of a real image of ultrasound diagnostics, the reference image was blurred, after which an artificially generated speckle noise with a standard deviation of 0.25 was superimposed on it. When comparing the parameters of a quantitative assessment of the quality of the filters, it was concluded that filtering based on morphological operations according to the PSNR and MSE,  $\sqrt{\text{MSE}}$  indicators shows better results, and also allows to get a more informative image.

**Keywords:** methods of post-processing of ultrasonic images, methods of filtration, speckle-noise, operations of morphological processing of images.

**Bilynsky Yosyp Y.** — Dr. Sc. (Eng.), Professor, Head of the Chair of Electronics and Nanosystems; e-mail: yosyp.bilynsky@gmail.com ;

**Nikolskyi Aleksandr I.** — Cand. Sc. (Eng.), Associate Professor, Associate Professor of the Chair Biophysics, Informatics and Medical Equipment, e-mail: nikolskyi@i.ua ;

**Huralnyk Artem B.** — Post-Graduate Student of the Department of Electronics and Nanosystems, e-mail: Artem.guralnyk@gmail.com

**Й. Й. Билинский<sup>1</sup>**  
**А. И. Никольский<sup>2</sup>**  
**А. Б. Гуральник<sup>1</sup>**

## Фильтрация ультразвуковых изображений на основе морфологических операций

<sup>1</sup>Вінницький національний технічний університет;

<sup>2</sup>Вінницький національний медичинський університет ім. Н. І. Пирогова

Проведен обзор методов фильтрации ультразвуковых изображений, приведены их преимущества и недостатки. Предложено для фильтрации использовать процедуры морфологических преобразований. Показано, что морфологическая обработка имеет ряд преимуществ, в частности, простота реализации. Численный метод обработки изображений основан на нелинейных преобразованиях их формы. Используются различные режимы обработки изображений на основе структурных элементов произвольной формы. Морфологическая обработка позволяет выполнить практически все операции обработки черно-белых изображений. Может быть выполнено большое количество операций полутоновых изображений. Фильтрацию проверено на тестовых изображениях предварительно зашумленных правильных геометрических фигур, а также на реальных ультразвуковых изображениях тазобедренного сустава. Для размытия и генерации шума использованы стандартные функции набора инструментов Image Processing toolbox среды MATLAB. Моделирование проведено в пакете NI Vision Assistant. Для определения зависимости ошибки параметризации от размера объекта и уровня шума использовались стандартные тестовые изображения правильных геометрических фигур (квадраты  $15 \times 15$ ,  $25 \times 25$ ,  $35 \times 35$ ,  $45 \times 45$ ,  $55 \times 55$ ). Для максимально приближенного воспроизведения особенностей реального изображения ультразвуковой диагностики, эталонное изображение размывалось, после чего на него накладывался искусственно сгенерированный спекл-шум со среднеквадратичным отклонением 0,25. При сравнении параметров количественной оценки качества фильтров сделан вывод, что фильтрация на основе морфологических операций по показателям PSNR и MSE,  $\sqrt{\text{MSE}}$  показывает лучшие результаты, а также позволяет получить более информативное изображение.

**Ключевые слова:** методы пост-обработки ультразвуковых изображений, методы фильтрации, спекл-шум, операции морфологической обработки изображений.

**Билинский Йосиф Йосифович** — д-р техн. наук, профессор, заведующий кафедрой электроники и наносистем; e-mail: yosyp.bilynsky@gmail.com ;

**Никольский Александр Иванович** — канд. техн. наук, доцент, доцент кафедры биологической физики, медицинской аппаратуры и информатики, e-mail: nikolskyi@i.ua ;

**Гуральник Артём Борисович** — аспирант кафедры электроники и наносистем, e-mail: Artem.guralnyk@gmail.com