

В.Ф. Євдокимов, Київ

О.С. Огір, Київ

О.О. Огір, Київ

ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЯКОСТІ УЗ ЗОБРАЖЕНЬ ТА АЛГОРИТМІВ ЇХ ОБРОБКИ

Abstract. The required first step of the processed medical images is visualization, especially for difficult complex pathologies, for a reliable diagnosis. In order to achieve substantive progress as the restored image requires a significant increase in the accuracy of the information contained therein. For visualization of two-dimensional (2D) images are not created a quality processing tools, even in the leading manufacturers of medical diagnostic equipment, which makes a doctors more guess than to actually see the diagnosis. The ultimate goal of solving the problems of acoustic holography, as tomographic

Вступ. З розвитком діагностичного медичного обладнання, поняття "сигнал/завада" перейшло в область характеристик самого медичного обладнання, тому що сильне зменшення величини "сигнал/завада" при отриманні первинного зображення серйозно ускладнює діагностичний процес. Необхідно розуміти, що теоретична роздільна здатність зображення недосяжна через наявність "наведеного зображення", яке представляє собою паразитну заваду, що розмиває "справжнє" зображення. Результуюча (видима) роздільна здатність необробленого вихідного зображення зменшується на 20 – 40%. У той же час "наведене зображення", за рахунок послідовного застосування декількох математичних функцій обробки зображень, може бути частково, а іноді і в значній мірі, нівельовано. Треба враховувати, що технологія обробки зображень залежить як від самого зображення, так і методів його отримання, тому не можна автоматично налаштувати установки і параметри обробки, а необхідно, по відображеному зображенню, ітераційно коригувати функції і параметри обробки, домагаючись якісної візуалізації, необхідної для діагностичного процесу. Гранічна роздільна здатність результатів обробки в першу чергу залежить від відношення "сигнал/завада" вихідних зображень. Аналогічні завдання стоять і при створенні типу друку з одного або декількох зображень, як при друці на медичних DICOM принтерах, так і при друці на професійних принтерах з високою роздільною здатністю [1-3].

Для тривимірної (3D) візуалізації у переважній більшості фірм-розробників програмного медичного забезпечення, напрацьований величезний інструментарій для створення тривимірних моделей досліджуваних об'єктів. Однак, для візуалізації двовимірних (2D) зображень, не створено якісних інструментів обробки навіть у провідних виробників

медичної діагностичної апаратури, що змушує лікаря більше здогадуватися, чим реально бачити діагноз на зображенні.

Методи підвищення якості УЗ зображення. Кінцевою метою вирішення завдань акустичної голографії, як і завдань томографічного синтезу, є отримання високоінформативних зображень неоднорідностей середовищ і об'єктів контролю. При цьому, термін "зображення" має на увазі візуалізацію фізичних (акустичних) характеристик середовища, що розсіює ультразвукову хвилю. Первинно, опромінене поле вважається відомим щодо просторового розподілу амплітуди, фази, геометричної форми, фронту зондувального хвилі, вектора його поляризації в просторі.

Найважливішою областю застосування акустичної голографії є завдання медичної візуалізації, оскільки з точки зору фізичної акустики, тканини людини є середовище з випадковими неоднорідностями, і акустичні властивості цього середовища можна описати як змінюється в просторі щільність і локальні значення фазової швидкості звуку. Для систем різного типу УЗ ехоскопії, що відрізняються видом вхідної інформації, а саме, що аналізують амплітудні, амплітудно-фазові, чисто фазові описи просторових розподілів вторинних хвильових полів, якість зображень, що реконструюються, буде різною при однаковій чутливості приймачів ехосигналів [4]. Наприклад, при деяких різновидах раку молочної залози злоякісне утворення відрізняється від здорової тканини тільки величиною поглинання, що характеризує зміну швидкості УЗ хвилі в середовищі, причому відмінності незначні.

Значно кращої якості зображення можна досягти, застосувавши метод білінійної інтерполяції. Сенс методу в тому, щоб знайти середнє арифметичне значень яркостей пікселів-сусідів по горизонталі і вертикалі, таким чином яскравість пікселів можна розрахувати по формулі (1)

$$F(x, y) = \frac{F(x-1, y) + F(x+1, y) + F(x, y-1) + F(x, y+1)}{4} \quad (1)$$

де x, y – координати пікселя,

F – значення яскравості пікселя.

Якщо робота ведеться для повнокольорового зображення, то розраховуються роздільно значення складових кольору (Red, Green, Blue) по відповідних значеннях пікселів-сусідів.

Наприклад, якщо значення інтенсивностей пікселів-сусідів (за шкалою відтінків сірого, від 0 до 255) дорівнює відповідно 239, 191, 141, 116, тоді яскравість розрахованого пікселя буде $F = (239 + 191 + 141 + 116) / 4 = 172$.

Застосування білінійної інтерполяції дозволяє отримати зображення, з одного боку, з достатньо чіткими межами неоднорідностей, а, з іншого, таке, що не розпадається на пікселі [3].

Ще кращої якості зображення можна досягти, якщо як метод інтерполяції використовувати метод бікубичної інтерполяції. Алгоритм

застосування бікубічної інтерполяції полягає в наступному. Для масиву пікселів-сусідів розміру 4×4 спочатку (чисельними методами) розраховуються поліноми третього ступеня F_0, F_1, F_2, F_3 по значеннях яркостей (інтенсивностей) пікселів в одному з напрямів масиву. Далі береться набір значень цих поліномів в координатах, відповідних координаті розташування точки, що розраховується. З отриманого набору значень координат знову будеється поліном третього ступеня. І, нарешті, шукана яскравість (інтенсивність) береться із значення цього полінома в другій координаті точки, що розраховується.

Слід відмітити, що описаний вище алгоритм є достатньо ресурсоемним для виведення зображень в реальному часі, проте сучасні графічні адаптери цілком справляються з таким розрахунком.

Застосування бікубічної інтерполяції дозволяє досягти найвищої якості зображення. Збільшене за допомогою такого методу зображення неоднорідностей (дефектів) середовища або об'єкту, що діагностується, зберігає чіткість меж неоднорідностей, лінії плавні, а не ступінчасті, разом з тим розпаду зображення на пікселі не відбувається.

Як вже згадувалося раніше, якість зображення можна істотно підвищити, якщо обробити його за допомогою спеціальних алгоритмів, званих растровими фільтрами [5]. Під фільтрацією зображень розуміють операцію, що має своїм результатом зображення того ж розміру, отримане з вихідного за деякими правилами. Зазвичай інтенсивність (колір) кожного пікселя результуючого зображення обумовлена інтенсивностями (кольорами) пікселів, розташованих в деякій його околиці у вихідному зображенні.

Всі растрові фільтри мають наступні загальні риси:

- кожен піксель початкового зображення обробляється незалежно від решти пікселів;
- вхідною інформацією при обробці кожного пікселя є значення всіх пікселів початкового зображення, розміри початкового зображення, і спеціальні параметри обробки;
- при застосуванні растрових фільтрів не змінюються розміри, положення на екрані початкового зображення.

Описані вище властивості растрових фільтрів дозволяють повною мірою використовувати піксельні шейдери графічних адаптерів, і, відповідно, проводити обробку в темпі реального часу [5, 6]. Відмітимо, що, згідно запропонованому визначенню, операція, що полягає в послідовному застосуванні двох або більше фільтрів, теж є фільтрацією. Таким чином, можна говорити про складені фільтри, відповідні комбінаціям простих.

Вважатимемо, що задане початкове зображення A , і позначимо інтенсивності його пікселів $A(x, y)$. Растровий (лінійний растровий) фільтр визначається деякою функцією F , заданою на растрі. Дана функція називається ядром фільтру, а сама фільтрація проводиться за допомогою операції дискретної згортки (зваженої суми).

$$B(x, y) = \sum_i \sum_j F(i, j) \cdot A(x + i, y + j) \quad (2)$$

Результатом служить зображення В. Зазвичай ядро фільтру відмінно від нуля тільки в деякій околиці N точки (x, y). За межами ж цієї околиці F(i, j) або в точності рівно нулю, або дуже близько до нього, так що можна їм нехтувати. Підсумовування проводиться по $(i, j) \in N$, і значення кожного пікселя В(x, y) визначається пікселями зображення А, які лежать у вікні N, що центрується в точці (x, y). Позначатимемо цю множину N(x, y). Ядро фільтру, задане на прямокутній околиці N, може розглядатися як матриця m на n, де довжини сторін є непарними числами. При завданні ядра матрицею M_{kl} , її слід центрувати.

$$F(i, j) = M_{i+\frac{m-1}{2}, j+\frac{n-1}{2}} \quad (3)$$

Також потребує додаткового прояснення ситуація, коли піксель з координатами (x, y) знаходиться в околиці країв зображення. В цьому випадку $A(x + i, y + j)$ у виразі (2) може відповідати пікселю, лежачому за межами зображення А. Дану проблему можна вирішити декількома способами:

- Не проводити фільтрацію для таких пікселів, а обрізати зображення В по краях або закрашувати їх, наприклад, чорним кольором.
- Не включати відповідний піксель в підсумовування, розподіливши його вагу F(i, j) рівномірно серед інших пікселів околиці N(x, y).
- Довизначити значення пікселів за межами зображення за допомогою екстраполяції. Наприклад, вважати постійним значення інтенсивності поблизу межі, або вважати постійним градієнт інтенсивності поблизу межі.
- Довизначити значення пікселів за межами зображення, за допомогою віддзеркалення ($A(-2, 5) = A(2, 5)$).

Вибір конкретного засобу потрібно проводити з урахуванням конкретного фільтру і особливостей задачі.

Одним з простих растрових фільтрів є *фільтр яскравості зображення*, що виводиться. Формула такого фільтру наступна:

$$B(x, y) = A(x, y) + C \quad (4)$$

де $B(x, y)$ – значення інтенсивності пікселя зображення, що виводиться;

$A(x, y)$ – значення інтенсивності пікселя початкового зображення;

x, y – координати пікселя зображення;

C – постійне значення, відповідне ступеню зміни яркості зображення.

Інша подібна зміна інтенсивності всіх пікселів зображення носить назву *фільтр контрастності*. При застосуванні даного фільтру яскраві ділянки зображення стають ще яскравішими, а темні – темнішими. Формула фільтру наступна:

$$B(x, y) = A(x, y) \cdot C \quad (5)$$

де $B(x, y)$ – значення інтенсивності пікселя зображення, що виводиться;

$A(x, y)$ – значення інтенсивності пікселя початкового зображення;

x, y – координати пікселя зображення;

C – постійне значення, відповідне ступеню зміни контрастності зображення.

Слід відмітити, що підвищення контрастності, з одного боку, робить всі межі між неоднорідностями гранично чіткими і зручними для інтерпретації, проте, з іншого боку, при його застосуванні можуть зникнути деякі характерні особливості зображення об'єкту контролю.

Наступний, достатньо часто вживаний фільтр – *прямокутний згладжуючий фільтр*. Прямокутний згладжуючий фільтр радіусу r задається за допомогою матриці розміру $(2r + 1) \times (2r + 1)$, всі значення якої

дорівнюють $\frac{1}{(2r + 1)^2}$, а сума по всіх елементах матриці дорівнює, таким

чином, одиниці. При фільтрації з даним ядром значення пікселя замінюється на усереднене значення пікселів в квадраті із стороною $2r+1$ навколо нього.

У системах ультразвукової ехоскопії метою застосування таких фільтрів є шумозаглушення, тобто завдання відновлення початкового зображення, до пікселів якого доданий випадковий шум. Шум міняється незалежно від пікселя до пікселя i , за умови, що математичне очікування значення шуму рівне нулю, шуми сусідніх пікселів компенсують один одного. Чим більше вікно фільтрації, тим менше буде усереднена інтенсивність шуму, проте при цьому відбуватиметься і істотне розмиття значущих деталей зображення.

Природним припущенням про початкове незашумлене зображення буде схожість значень інтенсивності пікселів, що знаходяться поряд. Причому чим менше відстань між пікселями, тим більше вірогідність їх схожості. Це і відрізняє початкове незашумлене зображення від шумової компоненти, для якої схожість пікселів ніяк не залежить від відстані між ними. Виходячи з вищесказаного, можна припустити, що шумозаглушення за допомогою прямокутного фільтру має істотний недолік: пікселі на відстані r від оброблюваного впливають на результат у тій же мірі, що і сусідні [7].

Більш ефективно шумозаглушення можна, таким чином, здійснити, якщо взаємний вплив пікселів зменшуватиметься з ростом відстані. Цією властивістю володіє *фільтр Гауса* з ядром

$$F(i, j) = \frac{1}{2\pi\sigma} e^{-\frac{i^2 + j^2}{2\sigma^2}} \quad (6)$$

Фільтр Гауса має ненульове ядро нескінченного розміру. Проте ядро фільтру дуже швидко зменшується до нуля при віддаленні від точки $(0, 0)$, і

тому на практиці можна обмежитися згорткою з вікном невеликого розміру навколо (0, 0) (наприклад, узявши радіус вікна рівним 3σ).

Фільтрація Гауса також є згладжуючою. Проте, на відміну від прямокутного фільтру, образом точки в даному випадку буде симетрична розмита пляма, зі зменшенням яскравості від середини до країв, що набагато ближче до реального розмиття від розфокусованих лінз. Таким чином, фільтрація Гауса ефективніша при шумозаглушенні: вплив пікселів один на одного при такій фільтрації обернено пропорційний до квадрата відстані між ними. Як видно з виразу (6), коефіцієнт пропорційності, а отже, і ступінь розмиття, визначаються параметром σ .

Для усунення завад один з кращих результатів дає застосування *медіанного фільтру* [4, 8]. Завада з нульовим математичним очікуванням, доданий до початкового сигналу, є тільки одним з видів поміх. Медіанна фільтрація здатна ефективно справлятися з поміхами в більш загальному випадку, коли поміхи незалежно впливають на окремі пікселі. Перевага медіанної фільтрації перед лінійною згладжуючою фільтрацією полягає в тому, що "гарячий" піксель на темному фоні буде замінений на темний, а не "розмазаний" по околиці.

Медіанний фільтр базується на знаходженні медіани – середнього елементу послідовності в результаті її впорядкування по зростанню/спаданню і привласнення знайденого значення середньому (по положенню) елементу. Наприклад, для околиці $N(x, y)$ з 9 пікселів-сусідів необхідно упорядкувати за збільшенням значення інтенсивностей цих пікселів, і призначити шуканому пікселю значення п'ятого із знайденої послідовності.

В результаті застосування згладжуючої фільтрації, як і в результаті застосування білінійної/бікубічної інтерполяції, зображення втрачає різкість, стає більш «розмитим». Для підвищення чіткості зображення використовуються фільтри, які називаються контрастопідвищуючими фільтрами.

Наприклад, використовуються фільтри з ядрами, що задаються наступними матрицями.

$$F = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 5 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad F = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Ефект підвищення контрасту досягається за рахунок того, що фільтр підкреслює різницю між інтенсивностями сусідніх пікселів, віддаляючи ці інтенсивності один від одного. Цей ефект буде тим сильніше, чим більше значення центрального члена ядра. Характерним артефактом лінійної контрастопідвищуючої фільтрації є помітні світлі і менш помітні темні ореоли навколо меж.

Наступна група фільтрів, використовуваних в системах ультразвукової ехоскопії – *різнісні фільтри*, що задаються дискретними апроксимаціями диференціальних операторів (по методу кінцевих різниць). Простим диференціальним оператором є узяття похідної по одній координаті $\frac{\partial}{\partial x}$.

Даний оператор визначений для безперервних функцій. Існує багато способів визначити аналогічний оператор для дискретних зображень за допомогою лінійного фільтру. Зокрема, поширеними варіантами є *фільтри Прюїта* (Prewitt) (8) і *Собеля* (Sobel) (9).

$$F = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$F = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Фільтри, що наближають оператор похідної по y -координаті $\frac{\partial}{\partial y}$, отримують шляхом транспонування матриць.

На відміну від згладжуючих і контрастопідвищуючих фільтрів, що не міняють середню інтенсивність зображення (сума елементів ядра рівна одиниці), в результаті застосування різнісних операторів отримується, як правило, зображення з середнім значенням інтенсивності пікселя близьким до нуля (сума елементів ядра фільтра рівна нулю). Вертикальним перепадам (межам) початкового зображення відповідають пікселі з великими по модулю значеннями на результуючому зображенні. Тому різнісні фільтри є фільтрами, що знаходять межі неоднорідностей зображення.

Аналогічно вищенаведеним фільтрам, по методу кінцевих різниць можна скласти фільтри для інших диференціальних операторів. Зокрема, важливий для багатьох додатків диференціальний оператор Лапласа (лапласіан) (10) можна наблизити для дискретних зображень фільтром з матрицею (11).

$$\Delta = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \quad (10)$$

$$F = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Нижче показані приклади застосування фільтрів, що виділяють межі неоднородностей зображення. Зліва – результат застосування фільтру Прюїта, посередині – фільтру Собеля, справа – фільтру Лапласа.

Хоча застосування даної групи фільтрів серйозно спотворює початкове зображення, проте в отриманому зображенні надзвичайно сильно підкреслені ті особливості (межі неоднорідності середовища або об'єкту, що діагностується), які можуть виявитися вирішальними при ультразвуковій діагностиці. Хорошим рішенням при розробці системи УЗ ехоскопії є дати можливість операторові (у темпі реального часу) включити режим застосування одного або декількох з фільтрів, що виділяють межі.

Висновки. Формування зображень є важливим етапом в роботі систем ехоскопії. Від якості сформованого акустичного зображення безпосередньо залежить достовірність інтерпретації виявлених системою неоднорідностей внутрішньої структури сканованого об'єкту, їх геометричних розмірів і місцеположення.

Завдання формування і виведення акустичного зображення в системі ехоскопії можна розділити на два класи:

- завдання перетворення геометрії зображення з урахуванням способу сканування, параметрів скануючої підсистеми і фізичних умов розсіяння ультразвука в зондованому середовищі;
- завдання обробки реєстрованих даних (у пікселях зображень) з метою поліпшення якості зображень.

Завдання, пов'язані з поліпшенням якості зображення, що визначається, як правило, зміною яскравості і контрастності сформованого зображення вирішені в роботі шляхом використання процедур фільтрацій білінійної і бікубічної інтерполяції з неспотворюючим збільшенням вибраних фрагментів зображення. Застосування цих обчислювальних процедур покращує також просторове розрізнення дрібних деталей сканованого об'єкту за рахунок вирівнювання гістограми інтенсивності пікселів. Застосування медіанної та Гаусової фільтрації в системі ехоскопії дозволяє зменшити зашумленість початкових акустичних зображень, що є важливою умовою для достовірної інтерпретації неоднорідностей сканованого середовища. Для конкретних типів акустичних зображень набір і послідовність застосування фільтрів для досягнення якнайкращого результату може бути різним, тому в проєктованій системі ехоскопії оператор має можливість визначити набір процедур фільтрацій залежно від виду поточного зображення.

1. *Календер В.* Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования. – М.: Техносфера, 2006. – 344 с.
2. *Яне Б.* Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2007. – 584 с.
3. *Королюк И.П., Линденбрaten Л.Д.* Лучевая диагностика. – М.: БИНОМ, 2013. – 496 с.
4. *Ультразвук в медицине. Физические основы применения / Дж. Бэмбер, Р. Дикинсон, Р. Эккерсли и др.* – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008. – 542 с.

5. *Евдокимов В.Ф.* Математические модели процессов формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии голографического типа / В.Ф. Евдокимов, А.С. Огир, В.В. Тарапата // Электронное моделирование. – 2008. – Т.30, № 1. – С.89-102.
6. *Огир А.С.* О голографической системе визуализации медицинского назначения / А.С. Огир, В.В. Тарапата, Е.А. Огир // Сб. научн. трудов ИПМЭ НАНУ «Інформаційні технології». – 2006. № 37. С.3-6.
7. *Евдокимов В.Ф.* О построении системы ультразвукового контроля конструкционных материалов объектов энергетики и машиностроения / В.Ф. Евдокимов, А.С. Огир // Электронное моделирование. – 2001. – Т.23, № 5. – С.85-90.
8. *Евдокимов В.Ф., Огир А.С., Чемерис А.А.* и др. Методы обработки эхосигналов, используемые в медицинских голографических системах визуализации // Электронное моделирование. – 2011. – Т.33, № 1. – С.99-114.

Поступила 4.09.2017р.

УДК 662.611:66.074.3

Ю.Г. Куцан, А.В. Яцишин, В.О. Артемчук, Київ

ВИКИДИ ЗАБРУДНЮВАЛЬНИХ РЕЧОВИН У АТМОСФЕРУ ВІД ЕНЕРГЕТИЧНИХ УСТАНОВОК. СУЧАСНА МЕТОДИКА ВИЗНАЧЕННЯ

Abstract. The article is devoted to the research of the existing interrelated normative acts and modern scientific researches in the field of determination of pollutant emissions into the atmosphere from power plants, to find out the feasibility of introducing changes and revision of the GKD 34.02.305-2002.

Вступ. Галузевий керівний документ (ГКД) 34.02.305-2002 «Викиди забруднювальних речовин у атмосферу від енергетичних установок. Методика визначення» [7] (надалі Методика) встановлює порядок визначення викидів основних забруднювальних речовин та парникових газів, що надходять у атмосферне повітря з димовими газами, які утворюються під час спалювання органічного палива в енергетичних установках. Межі використання методики поширюються на котли та камери згорання газотурбінних установок, які розміщені на теплових електричних станціях та котельних і працюють на твердому, рідкому та газоподібному паливі. Основні напрями використання: складання державної та галузевої звітності; прогностичні оцінювання обсягів викидів забруднювальних речовин. Оскільки Методика була прийнята ще в 2002 році і з того часу не переглядалася, то актуальним науково практичним завданням є її перегляд.