

УДК 539.376

<https://doi.org/10.17721/1812-5409.2021/4.16>

Рудницький О. Г., к.ф.-м.н., с.н.с.
Рудницька М. О., пров.інж.
Ткаченко Л.В., к.ф.-м.н., н.с.

A.G.Rudnitskii, PhD (Phys.- Math.)
M.A.Rudnytska, Senior engineer
L.V.Tkachenko, PhD (Phys.- Math.)

Ітеративний метод корекції артефактів при оптоакустичній реконструкції

Correction of artifacts in optoacoustic imaging using an iterative approach

Інститут гідромеханіки НАНУ,
03680, м. Київ, вул. Капіс 8/4
e-mail: lusia.tkch@gmail.com

Institute of hydromechanics NASU,
03680, Kyiv, Kapnis str. 8/4
e-mail: lusia.tkch@gmail.com

Оптоакустична томографія ефективна при її застосуванні до задач візуалізації об'єктів, що мають підвищений коефіцієнт поглинання світла по відношенню до навколишнього середовища. До таких задач належить, наприклад, дефектоскопія, візуалізація кровоносних судин, виявлення і моніторинг пухлин, діагностика пористості композиційних матеріалів, високоточне локальне вимірювання модулів пружності. При цьому, якість оптоакустичних зображень в значній мірі пов'язана з такими факторами, як шум (шуми апаратури і навколишнього середовища) і спотворення, зумовлені особливостями самої моделі і розрахунковим алгоритмом. У роботі пропонується ітеративний алгоритм поліпшення якості оптоакустичних зображень, заснований на припущенні про постійність модельних і численних спотворень і наступному порівнянні (і коригуванні) відновлених зображень з оригінальними даними. Проведено чисельне моделювання поширення хвиль ультразвукового діапазону в середовищах, наближених до м'яких біологічних тканин. Показана ефективність підходу вже при використанні незначної кількості ітерацій.

Ключові слова: оптоакустика, чисельне моделювання, k-Wave toolbox.

Optoacoustic tomography is effective in applying to the visualization of objects that have a high coefficient of light absorption relative to the environment. Such tasks include, for example, defectoscopy, vascular imaging, detection and monitoring of tumors, diagnosis of porosity of composite materials, high-precision local measurement of the modulus of elasticity. However, the quality of optoacoustic images largely depends on factors such as noise (equipment or environmental noise) and distortion due to the characteristics of the model and the calculation algorithm. The article proposes an iterative algorithm for improving the quality of optoacoustic images, based on the observation that artifacts increase in magnitude with each iteration, while the nature and location of the distortions remain unchanged. Numerical simulations of the propagation of ultrasonic waves in environments close to soft biological tissues have been performed. In terms of eliminating distortion and artefacts inherent to the method of image reconstruction, an iterative filter was found to be highly effective. The effectiveness of the approach is manifested in the use of a small number of iterations.

Keywords: optoacoustics, numerical simulation, k-Wave toolbox.

Статтю представив д.ф.-м.н., проф. Жук Я.О.

Вступ

Існуючі методи медичної візуалізації, такі, як рентгенографія, МРТ, КТ або ультразвукова діагностика поряд з перевагами мають певні недоліки. Застосування рентгенівської комп'ютерної томографії, наприклад, обмежується серйозним променевим навантаженням на організм пацієнта. Ультразвукова візуалізація характеризується відносно низькою контрастністю багатьох біологічних об'єктів. Оптичні методи візуалізації не можуть ефективно візуалізувати структури в

біологічних тканинах через сильне поглинання і розсіювання оптичних хвиль.

Унікальна здатність оптоакустики поєднувати високий контраст оптичного поглинання між неоднорідністю і навколишньою тканиною з високою просторовою здатністю, яка досягається в ультразвукових методах, при глибині зондування від декількох міліметрів до декількох сантиметрів, стала поштовхом до бурхливого розвитку систем візуалізації, які засновані на оптоакустичному ефекті.

Оптоакустичний (ОА) ефект базується на явищі, при якому генерація акустичних хвиль відбувається за рахунок поглинання електромагнітної енергії (наприклад, оптичні або радіочастотні хвилі). При цьому поширення і формування ОА-сигналів визначаються як теплофізичними, оптичними та акустичними властивостями середовища, так і характеристиками випромінювання, що поглинається. Таким чином, стає можливим застосування ОА-ефекту для вимірювання просторового розподілу інтенсивності світла і оптичних характеристик поглинаючого середовища за характеристиками зареєстрованого ОА-імпульсу.

Поряд з можливістю забезпечення неінвазивною і функціональною візуалізацією ОА-діагностика має ряд переваг у порівнянні з традиційними методами візуалізації [1]. Високий контраст ОА-зображення пов'язаний з тією обставиною, що отриманий образ зумовлений розподілом поглинання лазерного випромінювання в тканині [2]. При цьому, ОА-діагностика здатна візуалізувати органи з кращою роздільною здатністю у порівнянні з оптичними методами, оскільки носієм інформації є ультразвукові сигнали [3]. Тому ОА демонструє великий потенціал в біомедичних застосуваннях, таких як візуалізація мозку [4], виявлення пухлин [5], візуалізація судин [6] і молекулярна візуалізація [7].

Щоб відновити оптикоакустичне зображення за зареєстрованими на поверхні тканини ультразвуковим сигналам, використовуються алгоритми оптикоакустичної реконструкції, які безпосередньо визначають якість зображення. При цьому, спотворення і артефакти в реконструйованому зображенні можуть з'явитися як через неминучі в реальних дослідженнях перешкодах і шумах різної природи, так і через специфіку методу реконструкції. Тому задача усунення спотворень і артефактів при відновленні оптикоакустичних зображень є вельми актуальною для ефективного використання методу в клінічній практиці і наукових дослідженнях [8].

Основною метою цієї роботи була розробка і дослідження числового алгоритму, призначеного коректувати спотворення, що виникають в результаті відновлення ОА-образів.

Робота організована таким чином. У Розділі 1 дано опис прямої і оберненої задач оптикоакустики, а також опис запропонованого ітеративного алгоритму корекції відновлених ОА-зображень. У Розділі 2 детальніше описано алгоритм, числовий експеримент і результати проведеного моделювання реконструкції ОА-зображень для двовимірного і тривимірного випадків. У Висновках

наведені висновки і перспективи розробленого алгоритму.

1. Ітеративний алгоритм оптикоакустичної реконструкції

Оптикоакустична візуалізація заснована на ефекті термопружності, коли при поглинанні імпульсного лазерного випромінювання в середовищі відбувається перетворення оптичної енергії в теплову. При помірній щільності енергії, що виділилася, коли в області поглинання не відбувається фазових перетворень, генерація ультразвукових імпульсів є наслідком теплового оптичного поглинання. Акустичне поле в цьому випадку можна описати в рамках лінійної теорії.

Сформулюємо пряму задачу ОА томографії: визначити поле тиску $p(\vec{r}, t)$ за відомим розподілом теплових джерел $H(\vec{r}, t)$, що збуджені світловим імпульсом, наприклад, короткочасним лазерним засвічуванням досліджуваного середовища (Рис. 1).

У акустично однорідному нескінченному середовищі шукана просторово-часова залежність поля тиску $p(\vec{r}, t)$, визначається рівнянням [9]:

$$\left[\nabla^2 - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right] p(\vec{r}, t) = -\frac{\beta}{c_p} \frac{\partial}{\partial t} H(\vec{r}, t), \quad (1)$$

де c – швидкість звуку, β – коефіцієнт ізобарного розширення, c_p – теплоємність при постійному тиску, яка припадає на одиницю маси. Теплове джерело $H(\vec{r}, t)$ може бути представлено як добуток поглинутої енергії і часової функції підсвічування: $H(\vec{r}, t) = Q(\vec{r}, t)I(t)$. У випадку короткого імпульсу $I(t) = \delta(t)$, де $\delta(t)$ – дельта-функція Дірака.

Якщо початковий акустичний тиск, який виник за рахунок зовнішніх джерел у момент часу $t=0$, створюється за рахунок поглинання імпульсного лазерного випромінювання оптичними неоднорідностями, то його можна представити у вигляді $p_0(\vec{r}) = \Gamma \cdot Q(\vec{r})$, де Γ – безрозмірний коефіцієнт Грюнейзена, що характеризує ефективність ОА-перетворення світла, що поглинається, в звук.

Розв'язок прямої задачі визначається виразом [9]:

$$p(\vec{r}, t) = \frac{1}{2\pi c^2} \int_V \frac{\partial}{\partial t} (p_0(\vec{r}') \delta(t - |\vec{r} - \vec{r}'|/c)) \frac{dV}{|\vec{r} - \vec{r}'|}$$

де V – об'єм, в якому розподілені ОА джерела.

Визначення розподілу $p_0(\vec{r}) = \Gamma \cdot Q(\vec{r})$ за сигналами тиску $p_s(\vec{r}, t)$, зареєстрованими на поверхні S об'єму V , становить суть оберненої задачі оптоакустики.

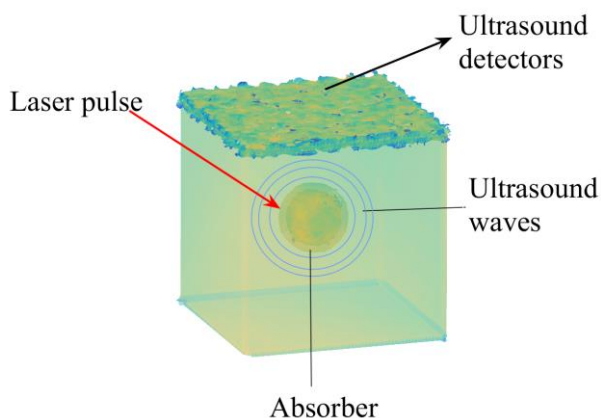


Рис.1.

В останні роки було розроблено цілий ряд методів розв'язання оберненої задачі оптоакустики, що дозволяють відновлювати розподіл джерел в середовищі [10,11]. Залежно від типу алгоритму відновлення ці методи можна розділити на кілька категорій: метод обернених проєкцій, алгоритм Фур'є-реконструкції, алгоритм обернення у часі.

Метод обернених проєкцій [12] є класичним способом здійснення ОА-реконструкції і забезпечує відновлення в плоскій [12], циліндричній [12] і в сферичній геометрії [13]. Цей метод засований на двовимірній або тривимірній формулах обернення сигналів і є аналогом перетворення Радона. Формули обернених проєкцій існують для декількох конфігурацій детектування і реалізуються або в просторово-часовій, або в Фур'є області. Недоліком методів обернених проєкцій є те, що вони не є точними [12] і можуть призвести до виникнення артефактів у відновлених зображеннях. При цьому, розв'язки будуть справедливими лише для замкнутої ідеальної поверхні (приймачем є кожна точка поверхні). Крім того, зазвичай, вважається, що цільовий об'єкт вбудовано у нескінченне однорідне середовище без дисперсії з постійними швидкістю звуку, коефіцієнтами поглинання і густиною.

У дійсності ці умови не виконуються, що призводить до спотворень реконструйованих зображень. Специфіка цих спотворень буде різною при використанні різних методів реконструкції, різному розташуванні приймачів і різній геометрії об'єкта, що реконструюється.

Для компенсації спотворень і подоланні сильної залежності якості зображення від зазначених чинників нами був розроблений метод ітеративної корекції спотворень ОА-зображень.

Метод заснований на наступних припущеннях.

- Інтенсивність артефактів менша за інтенсивність реконструйованого сигналу.
- Однакові джерела породжують однаковий розподіл тиску на поверхні об'єкта.
- Реконструкція подібних об'єктів породжує виникнення подібних артефактів.

Перший крок алгоритму – це реконструкція зображення за даними, зареєстрованими на поверхні. На другому кроці вважається, що відтворене зображення саме є джерелом акустичних хвиль, які формують модельні дані на поверхні. За цими змодельованими даними можна відновити нове зображення (друге відтворене зображення). Різниця між останнім (увачним) зображенням і першим, відновленим з вихідних експериментальних даних, є тим коригуючим чинником, який дозволяє внести поправку в перше відтворене зображення, зменшити інтенсивність артефактів і наблизити реконструйоване зображення до оригіналу. Цей процес триває до тих пір, поки змодельоване поле тиску на поверхні об'єкта, отримане в результаті розв'язання прямої задачі не досягне максимальної схожості з полем тиску на поверхні об'єкта, отриманим в результаті експерименту.

Таким чином, у пропонованому методі покращення якості реконструйованого зображення досягається шляхом врахування помилок первинної реконструкції з подальшим порівнянням результатів розв'язання прямої задачі оптоакустики для відкоригованого зображення, що реконструйоване, з експериментальними даними.

2. Тестування алгоритму

Для числового моделювання задачі про розповсюдження акустичних хвиль використовувався програмний пакет «k-wave Matlab toolbox» – набір інструментів для середовища МАТЛАБ. Його використання дозволяє моделювати системи з джерелами і приймачами довільних форм і розмірів. При цьому, числова модель ґрунтується на переході в k -простір. У цьому просторі з використанням схеми швидкого перетворення Фур'є обчислюються просторові градієнти. Часові градієнти при цьому обчислюються з використанням скоригованої k -просторової різницевої схеми. Часова схема точна в межах поширення лінійної хвилі в однорідному середовищі без втрат і значно зменшує числове розсіювання в

більш загальному випадку. Кожна з цих схем реалізується за допомогою методу скінченних елементів.

Особливістю пакету k-Wave є те, що розповсюдження звукової хвилі моделюється диференціальними рівняннями в частинних похідних першого порядку:

$$\begin{cases} \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \vec{\nabla} p, \\ \frac{\partial \rho}{\partial t} = -\rho_0 \vec{\nabla} \cdot \vec{u} - \vec{u} \cdot \vec{\nabla} \rho_0, \\ p = c_0^2 (\rho + \vec{d} \cdot \vec{\nabla} \rho_0 - L\rho), \end{cases} \quad (2)$$

де \vec{u} – акустична швидкість частинки, \vec{d} – зміщення акустичної частинки, p – акустичний тиск, ρ – акустична щільність, ρ_0 – навколишня (рівноважна) щільність, c_0 – ізотропна швидкість звуку. L є лінійний інтегро-диференціальний оператор, що визначає акустичне поглинання і дисперсію.

Область, в якій шукається розв'язок диференціальних рівнянь, розбивається на кінцеву кількість підобластей. У кожній з них довільно вибирається вид апроксимуючої функції (у найпростішому випадку це поліном першого ступеня). Поза своєї підобласті апроксимуюча функція дорівнює нулю. Значення функцій на межах підобластей (у вузлах) є розв'язком задачі і заздалегідь невідомі [14]. Коефіцієнти апроксимуючих функцій шукаються з умови рівності значення сусідніх функцій у вузлах. Це дозволяє сформулювати систему лінійних алгебраїчних рівнянь. Кількість рівнянь дорівнює кількості невідомих значень у вузлах, на яких шукається розв'язок вихідної системи. Вона прямо пропорційна кількості елементів і обмежується тільки можливостями ЕОМ. Оскільки кожен з елементів пов'язаний з обмеженою кількістю сусідніх, система лінійних алгебраїчних рівнянь має розріджений вид, що істотно спрощує її розв'язок.

Реалізація числового розв'язку задачі моделювання поділяється на етапи: спочатку задається початковий розподіл тиску (він може бути наданий у вигляді матриці або це може бути імпортоване зображення), потім визначається геометрія і властивості масиву датчиків, задаються властивості середовища, через яке будуть поширюватися хвилі, сітка із зазначенням розміру і роздільної здатності області, на якій

необхідно визначити прямий розв'язок і, нарешті, проводиться симуляція поширення хвиль в середовищі.

У рамках заданої числової моделі, яка є наближеною за своїми характеристиками до м'яких біологічних тканин, передбачалося, що середовище є однорідним з такими характерними параметрами, як щільність $\rho_0 = 1020 \text{ кг/м}^3$ і швидкість звуку $c_0 = 1510 \text{ м/с}$. Задача розв'язувалась для двовимірного і тривимірного випадків.

У якості числових фантомів (об'єктів для оптоакустичної реконструкції) були обрані диск і двовимірна модель судинного дерева для 2D-випадку, і тривимірна числова модель аорти з аневризмою для 3D-простору. Фізичний розмір зразка для двовимірного випадку становив 4.6×4.6 мм. для двовимірного випадку і $10.3 \times 10.3 \times 5.3$ мм для тривимірного випадку. У 2D-випадку датчики розташовувалися лінійно на верхній поверхні зразка, у 3D-просторі датчики були розподілені на верхній площині зразка. Для реконструкції заданих об'єктів використовувалася метод обернених проєкцій з перетворенням Фур'є.

На Рис.2(a) показані ОА-джерело у вигляді кругового диска і на Рис.2(b) результат його реконструкції, реалізований k-Wave алгоритмом. Форма реконструйованого зображення відтворюється досить точно. Однак зображення обтяжене артефактами у вигляді дуг, що дотикаються до реконструйованого образу, його інтенсивність значно менше, ніж у вихідного зразка, а кромки відновленого зображення розмиті (Рис.2(d) об'єкт $p_0^{(0)}$).

На першому кроці, для уточнення форми і розмірів відновлюваного об'єкта, був використаний алгоритм порогової обробки реконструйованого зображення. Припускаючи, що інтенсивність артефактів у реконструйованому зображенні менша інтенсивності корисного сигналу, проводився поділ зображення на фон і корисну частину (передній план). Для сегментації зображення на цьому етапі застосовувався метод Отцу. Отримане таким чином реконструйоване зображення з видаленими артефактами, що залишилися в фоновій частині, представляє з себе модель відновленого об'єкта, для якого тепер можна розв'язати пряму задачу оптоакустики.

Якість отриманого зображення оцінюється ступенем близькості (в деякій метриці) вихідного розподілу тиску на поверхні зразка

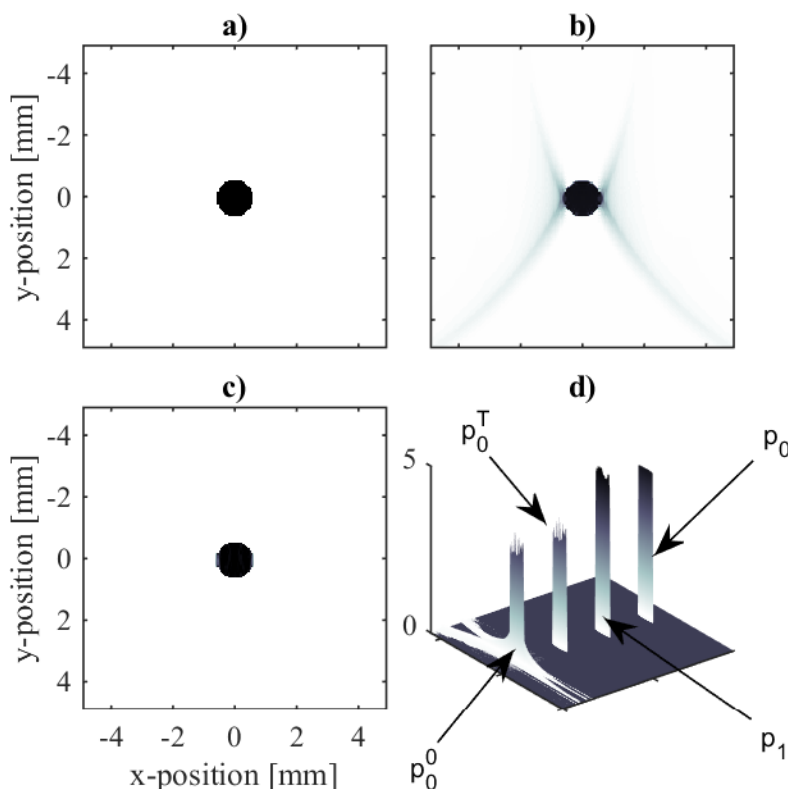


Рис.2.

$p_s(\vec{r}, t)$, до розподілу, отриманим в результаті розв'язання прямої задачі оптоакустики для відкоригованого зображення $p_s^{(i)}(\vec{r}, t)$ (де i – номер ітерації).

Мінімізуючи нев'язку між первинними експериментальними сигналами $p_s(\vec{r}, t)$ на поверхні зразка і розподілом тиску $p_s^{(i)}(\vec{r}, t)$, згенерованим в результаті розв'язання прямої задачі від нового скоригованого зображення можна отримати оптимальний поріг сегментації відновленого зображення, в якому видалено максимальну кількість артефактів, з мінімальною втратою корисної інформації.

$$T_{opt} = \arg \min_{T_i} (\|p_s(\vec{r}, t) - p(\vec{r}, t)_s^{(i)}\|), \quad (3)$$

тут $i = 0, 1, 2, \dots, N$ – це ітераційний крок при пошуку T_{opt} . У якості нульового наближення T_0 , використовувався алгоритм знаходження порога по Отсу, а подальше уточнення порогового рівня шукалось методом золотого перерізу.

Для порівняння якості реконструкції був використаний показник індексу структурної подібності ($SSIM$), що характеризує близькість зображень X і Y по яскравості, контрасту і структурі. У загальному випадку значення $SSIM(X, Y)$ визначається за формулою:

$$SSIM(x, y) = [l(x, y)]^\alpha \cdot [c(x, y)]^\beta [s(x, y)]^\gamma,$$

де $l(x, y) = \frac{2\mu_x\mu_y + c_1}{\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1}$ – функціонал яскравості,

$c(x, y) = \frac{2\sigma_x\sigma_y + c_2}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2}$, – функціонал контрасту,

$s(x, y) = \frac{\sigma_{xy} + c_3}{\sigma_x\sigma_y + c_3}$ – функціонал структури, а

$\mu_x, \mu_y, \sigma_x, \sigma_y$ и σ_{xy} – місцеві середні значення, стандартні відхилення і перехресна коваріація відповідно для відповідних зображень. Критерій $SSIM$ приймає значення від -1 до 1. Значення 1 досягається лише тоді, коли порівнювані зображення однакові.

$SSIM$ задовольняє властивостям симетрії, невід'ємності та тотожності нерозпізнаних. Хоча $SSIM$ не задовольняє нерівності трикутника, і, отже, не є метрикою відстані, за певних умов він може бути перетворений в нормовану кореневу міру середньоквадратичного відхилення, яка є метрикою відстані. Квадрат такої метрики не опуклий, а локально опуклий і квазіопуклий, що робить $SSIM$ прийнятним для оптимізації.

В результаті реалізації алгоритму порогової оптимізації були отримані такі значення індексу структурної подібності для реконструкції диску:

$SSIM(p_0, p_0^{(0)}) = 0.41$, $SSIM(p_0, p_0^{(1)}) = 0.8$,
 $SSIM(p_0, p_0^{(T)}) = 0.95$. Тут p_0 – вихідне зображення, $p_0^{(0)}$ – зображення, реконструйоване k-Wave алгоритмом, $p_0^{(1)}$ – зображення після порогової обробки з порогом по Отсу, $p_0^{(T)}$ – зображення, реконструйоване з оптимальним порогом T_{opt} .

На Рис.2(d) представлені реконструйовані зображення $p_0^{(0)}, p_0^{(T)}$ і оригінальне зображення p_0 в тривимірному просторі, коли по вісі аплікату відкладені значення інтенсивності відповідних образів. З рисунку видно, що запропонована ітеративна порогова процедура ефективно видаляє артефакти в реконструйованому зображенні $p_0^{(T)}$, успішно відновлює кромки, проте його інтенсивність приблизно на 20-30% менша інтенсивності оригінального зображення p_0 .

Для компенсації цього спотворення і внесення відповідної поправки розв'яжемо пряму задачу оптоакустики для джерела $p_0^{(T)}$ і по змодельованими на поверхні даним виконаємо задачу реконструкції цього зображення $p_1^{(0)}$ (друге відтворене зображення). Очевидно, спотворення, обумовлені алгоритмом реконструкції, при цьому, залишаться тими ж, що і при відновленні першого зображення. Однак тепер у нашому розпорядженні є і оригінал $p_0^{(T)}$, і його реконструкція $p_1^{(0)}$. Ця обставина дає можливість знайти коригувальний множник, який потім дозволить змінити перше відтворене зображення і наблизити його до невідомого раніше оригінального зображення p_0 .

Змодельуємо процес спотворення зображення наступним чином:

$$Y(x, y) = H(x, y) * X(x, y) + N(x, y), \quad (4)$$

де $Y(x, y)$ – спотворене зображення, $X(x, y)$ – вихідне оригінальне зображення, $N(x, y)$ – шумова перешкода, $H(x, y)$ – функція спотворення (інші синоніми – Point spread function – PSF, ядро спотворюючого оператора), « * » – операція згортки. Задача відновлення спотвореного зображення полягає в знаходженні найкращого за деяким критерієм наближення вихідного зображення $X(x, y)$. Згідно теореми про згортку, вираз (4) в частотній області перепишеться у вигляді: $\tilde{Y}(u, v) = \tilde{H}(u, v) \cdot \tilde{X}(u, v) + \tilde{N}(u, v)$,

де $\tilde{Y}(u, v)$, $\tilde{H}(u, v)$, $\tilde{X}(u, v)$ і $\tilde{N}(u, v)$ – Фур'є образи відповідних функцій. Оскільки операція згортки комутативна, оцінку $\hat{H}(u, v)$ можна отримати відразу ж, використовуючи інверсну фільтрацію:

$$\hat{H}(u, v) = \frac{\tilde{Y}(u, v)}{\tilde{X}(u, v)}.$$

Однак, з огляду на можливу нестійкість такого підходу, при отриманні оцінки $\hat{H}(u, v)$ використовувався метод регуляризації Тихонова:

$$\hat{H}(u, v) = \frac{\tilde{X}^*(u, v)}{|\tilde{X}(u, v)|^2 + \alpha |L(u, v)|^2} \cdot \tilde{Y}(u, v), \quad (5)$$

де α – параметр регуляризації, а $L(u, v)$ – Фур'є-перетворення оператора Лапласа (матриця 3×3).

Нехай в формулі (5) $\tilde{X}(u, v) = F\{p_0^{(T)}\}$, $\tilde{Y}(u, v) = F\{p_1^{(0)}\}$, де $F\{\cdot\}$ – оператор перетворення Фур'є. Тоді остаточно уточнена оцінка Фур'є-образу оригінального зображення отримується з виразу:

$$\hat{P}_1(u, v) = \frac{\hat{H}^*(u, v)}{|\hat{H}(u, v)|^2 + \alpha_1 |L(u, v)|^2} \cdot F\{p_0^{(0)}\}, \quad (6)$$

що дозволяє після оберненого перетворення Фур'є отримати уточнену оцінку розв'язку вихідної оптоакустичної задачі в просторовій області:

$$\hat{p}_1(x, y) = F^{-1}\{\hat{P}_1(u, v)\}. \quad (7)$$

На Рис.2(d) відкоректоване зображення $\hat{p}_1(x, y)$ дано в тривимірному поданні, а на Рис.3 представлені лінійні профілі реконструйованих зображень $p_0^{(0)}, p_0^{(T)}, \hat{p}_1$ і оригінальне зображення p_0 . Положення і орієнтація перетинів позначені на Рис.3(a) відповідними стрілками, де представлено $p_0^{(0)}$ наближення зображення p_0 . З рисунка видно, що в результаті роботи алгоритму кромки відновленого зображення \hat{p}_1 стають чіткішими, що в кінцевому підсумку дозволяє проводити реконструкцію з більш високою роздільною здатністю. Інтенсивність реконструйованого зображення практично збігається з оригіналом, а фонові шуми і артефакти ефективно видаляються, що призводить до істотного поліпшення відношення сигнал/перешкода. Аналогічні результати отримані і для більш складних 2D і 3D об'єктів.

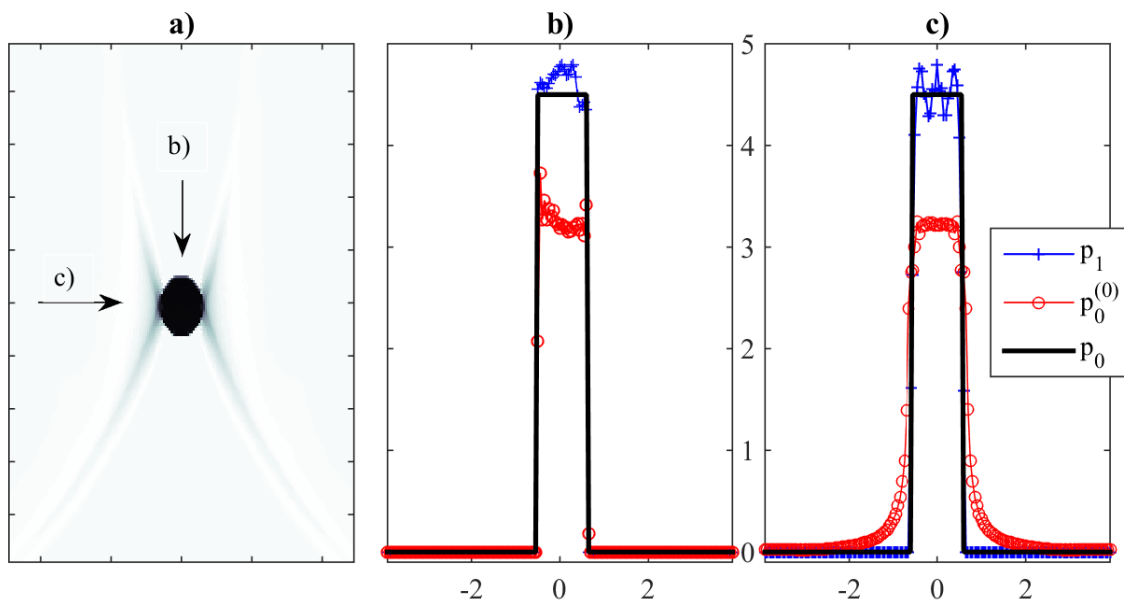


Рис.3. а) Нульова ітерація зображення диска $p_0^{(0)}$; б)-с) лінійні профілі реконструйованих зображень $p_0^{(0)}$, \hat{p}_1 і оригінальне зображення p_0 .

На Рис.4 представлені результати роботи алгоритму для двовимірного фантома судинного дерева. Тут особливо слід підкреслити, що запропонований алгоритм ітеративної корекції ефективно працює як для горизонтальних, так і для

вертикальних лінійних структур, які особливо погано реконструюються при обмеженому огляді і лінійному розташуванні датчиків лише на верхній поверхні зразка (див. наприклад, вертикальні сегменти гілок на середній панелі Рис.4).

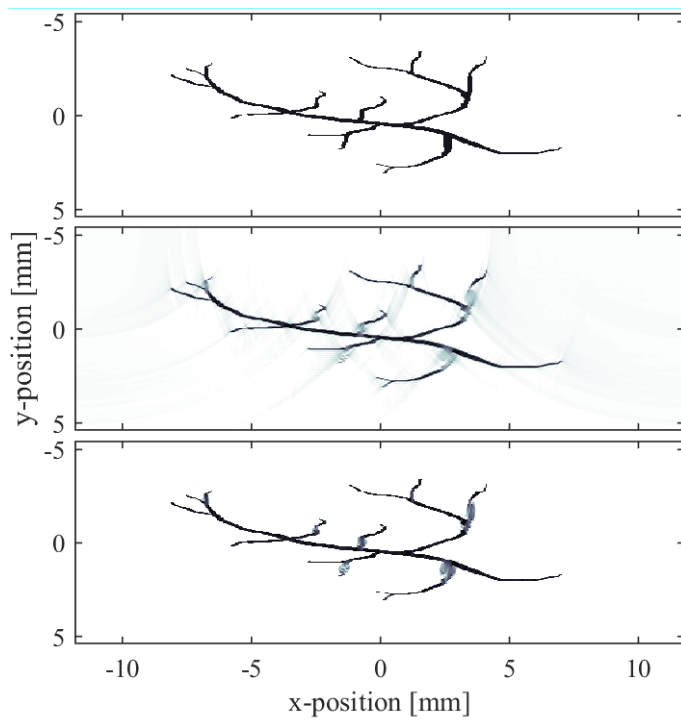


Рис.4.

Верхня панель – оригінальне зображення p_0 ; середня панель – відтворене зображення $p_0^{(0)}$; нижня панель – відкоректоване зображення \hat{p}_1 .

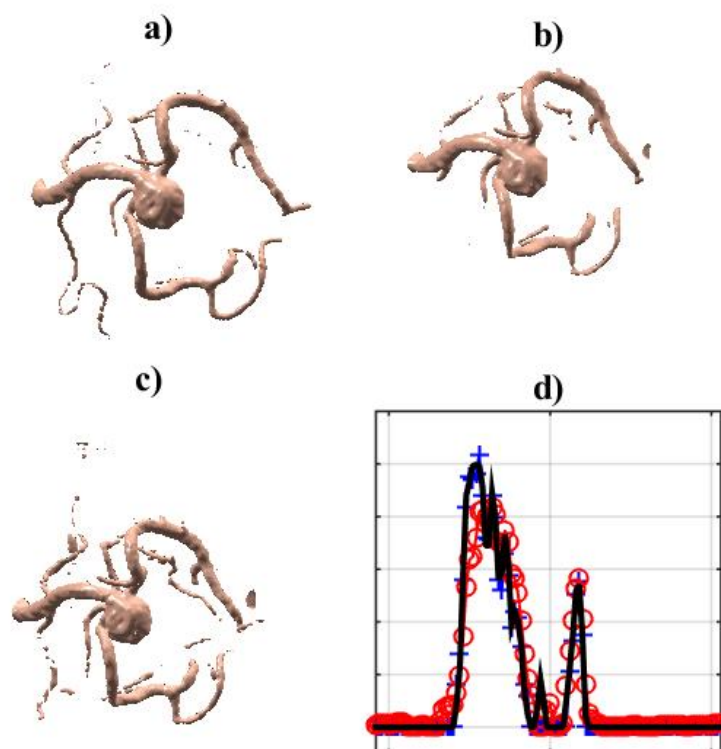


Рис.5.

Реконструкція 3D-фантома аорти з аневризмою.

- а) оригінальне зображення p_0 ; б) відтворене зображення $p_0^{(0)}$; в) відкореговане зображення \hat{p}_1 ; д) лінійні профілі образів в центральному x - z перетині судинного дерева.

Аналогічний результат отримується і при 3D-моделюванні, коли в якості вихідного об'єкту, який необхідно реконструювати, була використана числова тривимірна модель аорти з аневризмою (Рис.5).

Тут на Рис.5(а) представлено оригінальне зображення аорти, на Рис.5(б) – результат k-Wave реконструкції (в наших позначеннях – $p_0^{(0)}$), а на Рис.5(в) – відкорегована версія відновленого зображення \hat{p}_1 . Більш детально відмінності відновлених зображень можна бачити на Рис.5(д), де представлені результати реконструкції в

центральному x - z перетині змодельованого тривимірного судинного дерева (позначення ліній такі, як на Рис.3). Як і в двовимірному випадку, алгоритм значно точніше відтворює межі об'єкта, його кромки і інтенсивність.

Кількісні оцінки якості реконструкції в термінах індекса структурної подібності $SSIM$ для описаних відновлених об'єктів зведені в Таблиці 1. Очевидно, що запропонований алгоритм значно покращує якість реконструкції ОА зображень, як в двовимірному, так і в тривимірному випадку.

Таблиця 1.

Індекс структурної подібності $SSIM(p_0, p_{(i)}^{(i)})$

	$p_0^{(0)}$	$p_0^{(T)}$	\hat{p}_1
2D диск	0.41	0.95	0.99
2D судини	0.36	0.97	0.99
3D аорта	0.77	0.93	0.96

Висновки

Оптоакустична візуалізація – сучасний метод візуалізації, заснований на реєстрації ультразвукових хвиль, збуджуваних у досліджуваному середовищі при поглинанні імпульсного лазерного випромінювання неоднорідностями біотканини.

Основною метою цієї роботи була розробка і дослідження числового алгоритму, призначеного для корекції артефактів і спотворень, що виникають в результаті відновлення ОА-образів. Особливості реалізації конкретного методу реконструкції, такі, як адаптація до кутів огляду або геометричні характеристики реконструкції, необхідно було компенсувати застосуванням розробленого методу.

Для дослідження ефективності запропонованого алгоритму, в даній роботі була побудована числова модель оптоакустичного експерименту, що вміщує: 1) біологічне середовище з просторово однорідним акустичним поглинанням і довільним просторовим розподілом поглинання оптичної енергії і 2) приймальну лінійну (2D випадок) або плоску (3D випадок) акустичну антену, розташовану на поверхні досліджуваного зразка.

Для розв'язання оберненої задачі – відновлення істинних довільних оптоакустичних джерел – використовувався програмний пакет «k-wave Matlab toolbox». Цей пакет дозволяє моделювати середовище поширення звукових хвиль через такі

параметри, як густина і швидкість звуку в поєднанні з оптимізацією МАТЛАБ для роботи з матричними операціями, що дає можливість моделювати 2D і 3D просторові задачі з високою швидкістю обчислень.

Корекція отриманого нульового розв'язку проводилася за допомогою розробленого двоетапного ітеративного алгоритму. Перший етап алгоритму включає в себе порогову обробку відновленого розв'язку, а на другому етапі методом регуляризації Тихонова обчислюється коригувальний множник. На обох етапах результат розв'язання прямої задачі порівнювався з початковими змодельованими експериментальними даними. Було показано, що такий похід дозволяє ефективно відновлювати двовимірні і тривимірні зображення різної геометрії.

Якість реконструкції визначалася шляхом як кількісної, так і візуальної оцінки отриманих результатів. Для кількісної оцінки ефективності ітеративного алгоритму покращення якості реконструкції використовувався індекс структурної подібності.

Отримані в даній роботі результати можуть бути важливими з точки зору перспектив їх подальшого практичного застосування в задачах біомедичної візуалізації. Остаточні висновки про ефективність запропонованого в даній роботі підходу можна буде зробити після його тестування на масивах реальних експериментальних даних.

Список використаних джерел

1. Kim C. In vivo photoacoustic tomography of chemicals: high-resolution functional and molecular optical imaging at new depths. / Kim C, Favazza C, Wang LV. // *Chem Rev.* –2010;110(5): .–pp.2756–82.
2. Xu M. Photoacoustic imaging in biomedicine/ Xu M, Wang LV.// *Rev Sci Instrum.* –2006;77(4): .–305–598.
3. Li C. Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine./ Li C, Wang LV.// *Phys Med Biol.* –2009;54(19): .–pp.59–97.
4. Wang D. Review on photoacoustic imaging of the brain using nanoprobe. / Wang D, Wu Y, Xia J. // *Neurophotonics.* –2016; 3(1): .–1.
5. Zhong J.. Imaging-guided high-efficient photoacoustic tumor therapy with targeting gold nanorods. / Zhong J, Wen L, Yang S, Xiang L, Chen Q, Xing D. // *Nanomed Nanotechnol Biol Med.* –2015;11(6): .–pp.1499–509.

References

1. KIM C, FAVAZZZ C, WANG LV. In vivo photoacoustic tomography of chemicals: high-resolution functional and molecular optical imaging at new depths. *Chem Rev.* 2010;110(5):2756–82.
2. XU M, WANG L.V. Photoacoustic imaging in biomedicine. *Rev Sci Instrum.* 2006;77(4):305–598.
3. Li C., WANG L. V., *Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine*// *Physics in Medicine and Biology.* – 2009. – 54, № 19. – P. 59-97.
4. WANG D, WU Y, XIA J. Review on photoacoustic imaging of the brain using nanoprobe. *Neurophotonics.* 2016;3(1):1.
5. ZHONG J., WEN L., YANG S, XIANG L, CHEN Q, XING D. Imaging-guided high-efficient photoacoustic tumor therapy with targeting gold nanorods. *Nanomed Nanotechnol Biol Med.* 2015;11(6): 1499-509.

6. LU J, GAO Y, MA Z, ZHOU H, WANG R.K, WANG Y. In vivo photoacoustic imaging of blood vessels using a homodyne interferometer with zero-crossing triggering. *J Biomed Opt.* .– 2017; .–22(3):036002.
7. Pu K. Semiconducting polymer nanoparticles as photoacoustic molecular imaging probes in living mice./ Pu K, Shuhendler AJ, Jokerst JV// *Nat Nanotechnol.* .–2014; .–9(3):233–9.
8. Sandbichler M. A novel compressed sensing scheme for photoacoustic tomography. / Sandbichler M, Kraemer F, Berer T, Burgholzer P, Haltmeier M. // *SIAM J Appl Math.* .–2015; .–75(6): .–2475–94.
9. Гусев В.Е., Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика / Гусев В.Е., Карабутов А.А. // .–М.: Наука, .–1991. .– 304 с.
10. Kuchment P. Mathematics of photoacoustic and thermoacoustic tomography/ Kuchment P., Kunyansky L. // *Handbook of Mathematical Methods in Imaging Springer,* .–2011. .–pp. 817-865.
11. Kuchment P. Mathematics of thermoacoustic tomography / Kuchment P., Kunyansky L // *European Journal of Applied Mathematics.* .–2008. Т. 19, № 02. .–pp. 191-224.
12. Xu M., Wang L. V. Universal back-projection algorithm for photoacoustic computed tomography / Xu M., Wang L. V.// *Biomedical Optics 2005 Intern. Society for Optics and Photonics,*.– 2005.–pp. 251-254.
13. Lam R. B. Dynamic optical angiography of mouse anatomy using radial projections / Lam R. B., Kruger R. A., Reinecke D. R., DelRio S. P., Thornton M. M., Picot P. A., Morgan T. G. // *BiOS Intern. Society for Optics and Photonics,* .– 2010. .–pp. 756405-756405-7.
14. Bradley E. Treeby Modeling nonlinear wave propagation on nonuniform grids using a mapped k-space pseudospectral method// *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control.* .– Oct. 2013, .–No 10, .– P. 2208-2213.
15. Otsu N.. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms./ Otsu, Nobuyuki// *IEEE Trans. on Systems, Man and Cybernetics* 9, .– . 1979, No. 1 .–pp.62-66.
16. Wang Zhou, Bovik, Alan C., Sheikh, Hamid R., and Simoncelli, Eero P. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. / Wang Zhou, Bovik, Alan C., Sheikh, Hamid R., Simoncelli, Eero P. // *IEEE Transactions on Image Processing,* 2004. Vol. 13, N 4, pp. 600–612.
17. Тихонов А.Н, Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач./ Тихонов А.Н, Арсенин В.Я. // .–М.: Наука. – 1979. .–285 с.
6. LU J, GAO Y, MA Z, ZHOU H, WANG R.K, WANG Y. In vivo photoacoustic imaging of blood vessels using a homodyne interferometer with zero-crossing triggering. *J Biomed Opt.* 2017;22(3):036002.
7. PU K, SHUHENDLER AJ, JOKERST JV. Semiconducting polymer nanoparticles as photoacoustic molecular imaging probes in living mice. *Nat Nanotechnol.* 2014;9(3):233–9.
8. SANDBICHLER M, AUTHOR-KRAHMER F, BERER T, BURGHOLZER P, HALTMEIER M. A novel compressed sensing scheme for photoacoustic tomography. *SIAM J Appl Math.* 2015;75(6):2475–94.
9. ГУСЕВ В.Е., КАРАБУТОВ А.А. *Лазерная оптоакустика* .М.: Наука, 1991. 304 с.
10. Kuchment P., Kunyansky L. Mathematics of photoacoustic and thermoacoustic tomography . *Handbook of Mathematical Methods in Imaging Springer,* 2011. С. 817-865.
11. Kuchment P., Kunyansky L. Mathematics of thermoacoustic tomography. *European Journal of Applied Mathematics.* 2008. Т. 19, № 02. P. 191-224.
12. XU M., WANG L. V. Universal back-projection algorithm for photoacoustic computed tomography. *Biomedical Optics 2005 International Society for Optics and Photonics,* 2005. P. 251-254.
13. LAM R. B., KRUGER R. A., REINECKE D. R., DELRIO S. P., THORNTON M. M., PICOT P. A., MORGAN T. G. Dynamic optical angiography of mouse anatomy using radial projections. *BiOS International Society for Optics and Photonics,* 2010. PP. 756405-756405-7.
14. BRADLEY E. TREEBY. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control.* October 2013, No 10, P. 2208-2213.
15. OTSU, NOBUYUKI. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* 9, No. 1 (January): 62-66. doi: 10.1109/TSMC. 1979.4310076.
16. WANG ZHOU, BOVIK, ALAN C., SHEIKH, HAMID R., SIMONCELLI, EERO P. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. *IEEE Transactions on Image Processing, Volume 13, Issue 4,* pp. 600–612, April 2004.
17. Тихонов А.Н, Арсенин В.Я. *Методы решения некорректных задач.* М.:Наука. – 1979.-285 с.

Надійшла до редколегії 24.09.21