

УДК 539.376

DOI: <https://doi.org/10.17721/1812-5409.2022/2.6>

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.)

Поліпшення якості оптоакустичної візуалізації: співставлення фізичного та числового експерименту

Improving the quality of optoacoustic imaging: a comparison of physical and numerical experiment

Інститут гідромеханіки НАНУ,
03680, м. Київ, вул. Капніс 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 візуалізація заснована на генерації термопружних хвиль шляхом нагрівання об'єкта в оптично неоднорідному середовищі коротким лазерним імпульсом. Сгенеровані ультразвукові хвилі містять інформацію про розподіл структур з переважним оптичним поглинанням. Виявленні на поверхні об'єкта акустичні збурення та застосування алгоритмів реконструкції дозволяють відтворити картину поглиненої енергії всередині середовища. Звичайні методи реконструкції призводять до артефактів через особливості алгоритму відновлення. Це дослідження пропонує ітераційну процедуру для зменшення цих шкідливих спотворень. Алгоритм мінімізує похибку між вимірними сигналами та сигналами, розрахованими з відновленого зображення. У роботі порівнюються результати обробки оптоакустичних сигналів, реалізованих у чисельних експериментах, з результатами фізичних експериментів. Показано, що якість відновлених зображень покращується навіть при невеликій кількості ітерацій.

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

Optoacoustic imaging is based on the generation of thermoelastic waves by heating an object in an optically inhomogeneous medium with a short laser pulse. The generated ultrasonic waves contain information about the distribution of structures with predominant optical absorption. Detection of acoustic perturbations on the surface of the object and the application of the backprojection algorithm are used to create a picture of the absorbed energy inside the environment. Conventional reconstruction methods lead to artifacts due to the peculiarities of the recovery algorithm. This study proposes an iterative procedure to reduce these artifacts. The algorithm minimizes the error between the measured signals and the signals calculated from the recovered image. The paper compares the results of processing optoacoustic signals implemented in numerical experiments with the results of physical experiments. It is shown that the quality of the recovered images improves even with a small number of iterations.

Keywords: image processing, optoacoustics, numerical simulation, *k-Wave toolbox*.

Вступ

Останнім часом у наукових дослідженнях та в клінічній практиці широко застосовуються такі методи неінвазивної нешкодуючої діагностики, як магнітно-резонансна та комп'ютерна томографія. Величезне значення цих методів відмічено світовою науковою спільнотою присудженням їх авторам Нобелівських премій з фізіології та медицини. На жаль, використання в цих підходах потенційно небезпечних для здоров'я людини жорстких магнітних полів та випромінювань накладає серйозні обмеження на їхнє застосування.

Значним потенціалом, з точки зору екологічності та отримання надійної діагностично значущої інформації, мають оптична когерентна та оптична дифузійна томографія. Проте, через сильне поглинання та розсіювання світлових хвиль у біологічних тканинах суто оптичні методи ефективно візуалізують структури лише у приповерхневих областях. У зв'язку з означеним одним із найперспективніших і найбезпечніших напрямків медичної діагностики вважається підхід, заснований на оптоакустичному (ОА) ефекті.

Оптоакустична візуалізація заснована на ефекті термопружності, коли при поглинанні оптичного випромінювання неоднорідностями середовища відбувається перетворення оптичної енергії у теплову. При помірній щільності енергії, що виділяється в області поглинання, не відбувається фазових перетворень і наслідком теплового оптичного поглинання є генерація звукових хвиль. Завдяки поєднанню переваг ультразвукових та оптичних методів біомедична оптоакустична візуалізація дозволяє отримувати зображення біотканин з високим контрастом та субміліметровою просторовою роздільною здатністю на глибинах від кількох міліметрів до кількох сантиметрів. При цьому якість зображення значною мірою визначається алгоритмом оптоакустичної реконструкції. Спотворення та артефакти у реконструйованому зображенні можуть виникати як через специфіку методу відновлення, так і внаслідок неминучих у реальних дослідженнях перешкод та шумів різної природи. Зазвичай ОА-зображення містять інтенсивний нестаціонарний фон з артефактами, структурно подібними сигналам, відношення сигнал/фон як правило невелике, а цифрове зображення має невисоку якість, невелику кількість рівнів квантування, плямистий характер і нечіткі границі. Тому завдання усунення спотворень та артефактів при побудові оптоакустичних зображень надзвичайно актуальне [1].

Мета цієї роботи полягає у співставленні результатів числових експериментів по усуненню спотворень та артефактів при відновленні оптоакустичних зображень, описаних у роботах [2,3], з результатами ОА-реконструкції, проведеної у модельному фізичному експерименті. Спочатку коротко описуються розроблені алгоритми шумоподавлення та корекції відновлених ОА-зображень, а також формулюються пряма та обернена задачі оптоакустики. Далі детально описується модельний фізичний експеримент, результати застосування розроблених алгоритмів до обробки експериментальних даних та їх співставлення з результатами числових експериментів. У Висновках наведено висновки та перспективи розробленого алгоритму.

1. Придушення шумів

Відомо, що частотна смуга ОА-сигналу залежить як від тривалості зондуючого світлового імпульсу, так і від розміру цільового об'єкту [4]. Це призводить до того, що спектральний діапазон ОА-сигналів може бути досить широким (кілька десятків МГц). Крім того, ОА-сигнали дуже чутливі до фонових шумів: турбулентність повітря,

низькочастотні коливання приміщення, ступінчастий двигун лазера, нестабільність параметрів лазерного випромінювання, точність юстування тощо. У кінцевому підсумку перелічені фактори призводять до зниження як роздільної здатності, так і співвідношення сигнал/шум у реконструйованому зображенні. Тому цілком природно, що процедура шумоподавлення знаходиться на самому початку обробки зареєстрованих ОА-сигналів. Якість цього кроку обробки істотно впливає на результати наступних етапів, а його неадекватність може призвести до серйозних спотворень зображення і навіть втрати корисних деталей цільових об'єктів. Навпаки, надійне шумозаглушення може запобігти завищенню фону зображення і допомагає виділити слабкі, але суттєві особливості, одночасно запобігаючи утворенню хибних ознак [5]. Важливість цього етапу зумовлена також тією обставиною, що задачі оптоакустичної томографії зазвичай вимагають використання погано зумовлених операторів. Тому максимально очищені від похибок початкові дані можуть мати вирішальне значення для якісної реконструкції досліджуваних об'єктів.

Важливо також відзначити, що більшість існуючих методів зниження рівня шумів в ОА-сигналах засновані на квазі-тривимірному підході, коли сигнали, зареєстровані на поверхні зразка, очищаються від шумів послідовно – від попереднього моменту часу до наступного. Потім з таких очищених фрагментів шар за шаром формується тривимірне відфільтроване зображення досліджуваного об'єкта. Тобто, такий підхід передбачає перетворення послідовності двовимірних просторових зображень на тривимірне просторово-часове зображення. На жаль, такий метод руйнує тісний зв'язок між фрагментами у часовому просторі. У результаті залишковий шум і артефакти на відфільтрованих шарах відрізняються від кадру до кадру, викликаючи неприємний суб'єктивно і шкідливий для реконструкції ефект «мерехтіння». Результати реконструкції, заснованої на такому підході, практично можуть давати спотворений, незадовільний результат. Крім того, в ОА-зображенні проблема реконструкції завжди тривимірною. Це з пов'язано з характером оптоакустичного ефекту, коли для задовільної реконструкції об'єкта потрібна інформація з усього обсягу пов'язаних між собою тривимірних даних. Все вищесказане означає, що більш доцільним, обґрунтованим і природним підходом є тривимірною фільтрація, коли об'єктом фільтрації є оригінальне об'ємне 3D-зображення, а не послідовність двовимірних кадрів.

Дуже важливим моментом при придушенні шумів у ОА-сигналах є вибір фільтра. Останній визначається статистичними характеристиками оброблюваного сигналу, вимогами до швидкодії алгоритму фільтрації та зручності його налаштування.

У реальній практиці види та склад шуму, що спотворює зображення, апріорі не відомі. Крім того, дуже часто оператору необхідно проаналізувати програмним пакетом велику кількість зображень. Очевидно, що в цьому випадку сценарій зміни налаштувань фільтра до різних видів шуму може бути досить складним та займати багато часу та зусиль. Одне з можливих рішень цієї проблеми – використовувати фільтр, який забезпечував би найкращу продуктивність для одночасного придушення шумів різних видів. При цьому налаштування такого фільтра має бути максимально простим – бажано користуватися лише одним параметром.

Серед методів придушення шумів, які могли б задовольняти цим умовам, слід виділити наступні: усереднення сигналу по вибірці зразків, «ковзаюче усереднення» і частотна фільтрація. На жаль, ці методи, задовольняючи вимогам простоти, значно програють більш продвинутих підходам видалення завад. Високу ефективність демонструють фільтри, засновані на вейвлет-перетворенні, коли сигнал (функція) розкладається по деякому ортонормованому базису, основними властивостями якого є частотно-часова локалізація та масштабованість. Якщо при цьому вдало підібрати базові функції вейвлетів, метод фільтрації і параметри фільтра, то результати обробки для деяких видів шумів можуть бути дуже ефективними. На жаль, наявність великої кількості комбінацій входних параметрів (особливо в тривимірному випадку) не дає можливості оперативно віддавати перевагу будь-якій з комбінацій при настроюванні таких фільтрів у реальних умовах. Крім того, ефективність таких фільтрів істотно залежить від апріорної інформації як про сам об'єкт, так і про шуми, що спотворюють зображення. У біомедичних дослідженнях та умовах клінічної практики це можливе лише при роботі *in vitro*, коли досліджувач має досить часу для кропіткої процедури налаштування.

У зв'язку з цим, одним із завдань нашого дослідження була розробка простого та швидкого тривимірного (3D) фільтра для ефективного придушення невідомих апріорі шумів різних видів, що співіснують в ОА-сигналах.

Для реалізації цього завдання були розроблені та модифіковані тривимірні Ітеративний відсіка-

ючий фільтр (ITM) та Модифікований медіанний фільтр (MMedian) [2]. На основі підходу багато-критеріальної оптимізації методів нечіткої логіки було показано, що ці фільтри дозволяють ефективно придушувати шум, одночасно зберігаючи незмінними краї та морфологію деталей зображення. Для налаштування цих фільтрів потрібен лише один інтуїтивно зрозумілий параметр – розмір фільтруючого вікна. Крім того, було показано, що оскільки ITM-фільтр використовує лише арифметичні операції, його швидкодія перевищує цей показник у інших фільтрів.

2. Видалення спотворень та артефактів

Відновлення оптоакустичних зображень за за-реєстрованими на поверхні об'єкта ультразвуковими сигналами, реалізується завдяки алгоритмам оптоакустичної реконструкції. При цьому, спотворення та артефакти в реконструйованому зображенні можуть бути наслідком не лише неминучих в реальних дослідженнях перешкод та шумів різної природи, але й через специфіку методу реконструкції.

Одним із завдань нашої роботи була розробка та дослідження алгоритму, призначеного коректувати спотворення, що виникають у результаті роботи алгоритму відновлення ОА-зображень.

Сформулюємо пряму задачу ОА-томографії: визначити поле тиску $p(\mathbf{r}, t)$ за відомим розподілом теплових джерел $H(\mathbf{r}, t)$ (тут \mathbf{r} – просторова координата точки, а t – час), збуджених короткочасним світловим (лазерним) імпульсом (рис. 1).

В акустично однорідному нескінченному середовищі шукана просторово-часова залежність $p(\mathbf{r}, t)$ визначається рівнянням [6]:

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

де c – швидкість звуку, β – коефіцієнт ізобаричного розширення, c_p – теплоємність при постійному тиску, що припадає на одиницю маси. Якщо теплове джерело $H(\mathbf{r}, t)$ представити у вигляді добутку поглиненої енергії та часової функції підсвічування $H(\mathbf{r}, t) = Q(\mathbf{r}) \cdot I(t)$, то у разі короткого імпульсу $H(\mathbf{r}, t) = Q(\mathbf{r}) \cdot \delta(t)$, де $\delta(t)$ – дельта-функція Дірака.

З іншого боку, початковий акустичний тиск, що виникає за рахунок поглинання імпульсного випромінювання оптичними неоднорідностями в момент часу $t = 0$, можна представити у вигляді $p_0(\mathbf{r}) = \Gamma \cdot Q(\mathbf{r})$, де Γ – безрозмірний коефіцієнт Грюнайзена, що характеризує ефективність перетворення у звук світла, що було поглинуто неоднорідністю.

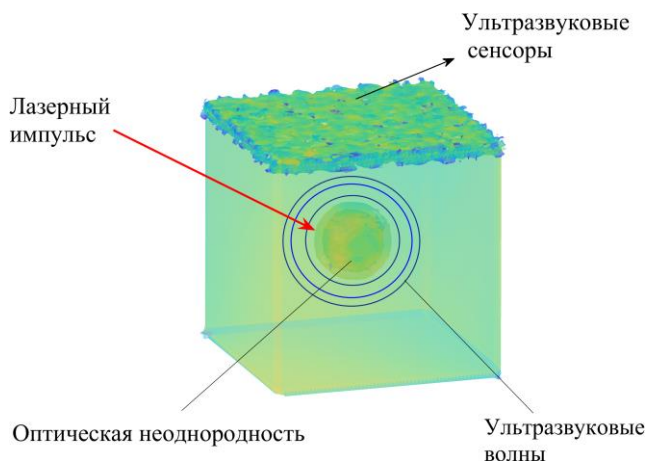


Рис. 1. Схема оптоакустичного зондування

В акустично однорідному нескінченному середовищі шукана просторово-часова залежність $p(\mathbf{r}, t)$ визначається рівнянням [5]:

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

де c – швидкість звуку, β – коефіцієнт ізобаричного розширення, c_p – теплоємність при постійному тиску, що припадає на одиницю маси. Якщо теплове джерело $H(\mathbf{r}, t)$ представити у вигляді добутку поглиненої енергії та часової функції підсвічування $H(\mathbf{r}, t) = Q(\mathbf{r}) \cdot I(t)$, то у разі короткого імпульсу $H(\mathbf{r}, t) = Q(\mathbf{r}) \cdot \delta(t)$, де $\delta(t)$ – дельта-функція Дірака.

З іншого боку, початковий акустичний тиск, що виникає за рахунок поглинання імпульсного випромінювання оптичними неоднорідностями в момент часу $t = 0$, можна представити у вигляді $p_0(\mathbf{r}) = \Gamma \cdot Q(\mathbf{r})$, де Γ – безрозмірний коефіцієнт Грюнайзена, що характеризує ефективність ОА-перетворення у звук світла, що було поглинуто неоднорідністю.

У цьому випадку, розв'язок прямої задачі задається виразом [5]:

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

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

Відновлення розподілу початкового акустичного тиску $p_0(\mathbf{r}, t=0) = p_0(\mathbf{r})$, за сигналами тиску $p_s(\mathbf{r}, t)$, зареєстрованими на поверхні S об'єму V' , становить суть оберненої задачі оптоакустики [6].

Існує декілька підходів до відновлення розподілу джерел у середовищі: алгоритм Фур'є-реконструкції, алгоритм обернення у часі, метод обернених проєкцій [7,8].

Метод обернених проєкцій, який використовувався у нашій роботі, є класичним способом ОА-реконструкції. Він може реалізовуватися або в просторово-часовій, або в Фур'є-області для різних конфігурацій детектування в плоскій [9], циліндричній [9] або в сферичній геометрії [10]. При цьому розв'язки будуть справедливі лише для замкнутої ідеальної поверхні (приймачем є кожна точка поверхні). Крім того, зазвичай вважається, що цільовий об'єкт розташовано в нескінченно-однорідному середовищі без дисперсії з постійними швидкістю звуку, коефіцієнтами поглинання та густиною.

Оскільки у реальних ситуаціях ці умови не виконуються, це призводить до спотворень зображень, що реконструюються. Специфіка цих спотворень різна при використанні різних методів реконструкції, різному розташуванні приймачів та різній геометрії об'єкта, що реконструюється.

Для компенсації спотворень та подолання сильної залежності якості відновленого зображення від зазначених факторів нами було розроблено метод ітеративної корекції спотворень ОА-зображень [3]. При розробці метода припускалося, що інтенсивність артефактів менша за інтенсивність реконструйованого сигналу, а однакові джерела породжують однаковий розподіл тиску поверхні об'єкта. Крім того, вважалося, що подібні джерела породжують подібні артефакти.

На першому кроці розробленої схеми коректування проводиться реконструкція зображення об'єкта за даними, зареєстрованими на поверхні, обраним класичним алгоритмом (у нашому випадку – метод обернених проєкцій). Відновлене таким чином зображення можна вважати новим джерелом акустичних хвиль. Розв'язуючи тепер для цього джерела пряму задачу оптоакустики можна отримати нові штучні дані на поверхні об'єкта. За даними, змодельованими в результаті розв'язання такої прямої задачі, можна відновити нове зображення (друге відновлене зображення). Відмінність між останнім (уявним) зображенням і першим, відновленим з вихідних експериментальних даних, є тим коригуючим фактором, який дозволяє внести поправку в первинне відновлене зображення, зменшити інтенсивність артефактів та 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.

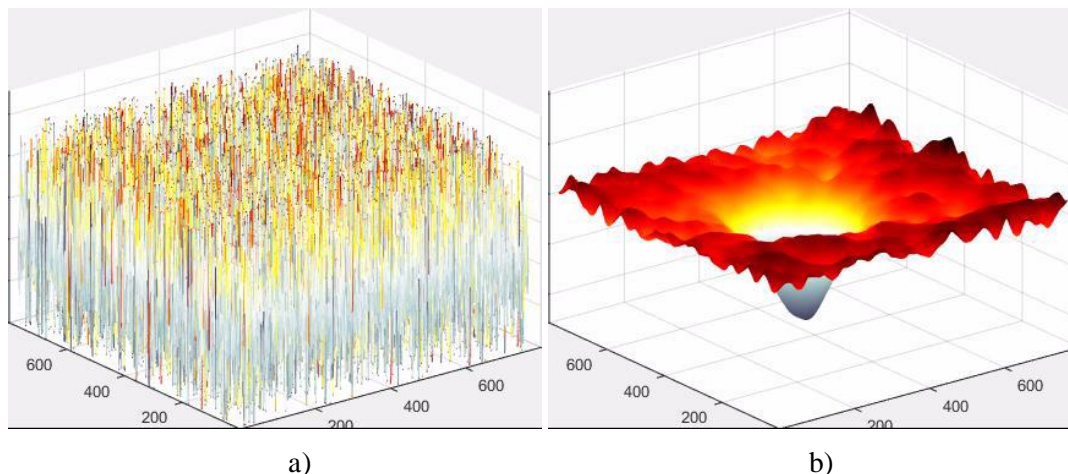


Рис.2. Результат фільтрації експериментальних даних (зміщення поверхні) в один із моментів часу:
а) вихідні дані; б) результат фільтрації.

Таким чином, у запропонованому методі поліпшення якості реконструйованого зображення досягається шляхом урахування помилок первинної реконструкції з подальшим порівнянням результатів розв'язання прямої задачі оптоакустики для відкоригованого зображення з експериментальними даними.

Розроблений ітеративний метод реконструкції був застосований як до фантомних числових об'єктів, так і до даних, отриманих експериментально. Результати числового моделювання представлені у роботі [3]. Процедура була реалізована в програмному пакеті *k-wave* MatLab і про демонструвала суттєве покращення якості реконструйованого зображення порівняно із зображеннями, відновленими традиційним методом навіть після невеликої кількості ітерацій

Тестування запропонованого ітеративного алгоритму на модельному фізичному експерименті описано в наступному розділі.

3. Порівняння результатів числового та фізичного моделювання

Для порівняння результатів числового та фізичного моделювання використовувався прозорий силіконовий кубик розміром $10 \times 10 \text{ мм} \times 10 \text{ мм}$ (Wacker Silicones RT604 A/B) із густиною $\rho_0 = 790 \text{ кг/м}^3$ та швидкістю звуку $c_0 = 960 \text{ м/с}$. У якості оптичного поглиначя виступала вміщена у кубик чорна силіконова куля діаметром 1 мм, розташована на глибині 1 мм з коефіцієнтом оптичного поглинання 0.296 м^{-1} і коефіцієнтом теплового розширення $3 \times 10^{-4} \text{ К}^{-1}$. Такі значення фізичних характеристик приблизно відповідають м'яким біологічним тканинам.

Реєстрація збурень на поверхні зразка здійснювалася безконтактним способом, який має цілу низку переваг перед існуючими контактними методами [12]. Метод був розроблений Medizinisches Laserzentrum Lübeck GmbH, Institute of Biomedical Optics, Universität zu Lübeck, Germany та заснований на використанні інтерферометра Маха-Цендера. У класичному інтерферометрі Маха-Цендера на вході розщеплює вхідний лазерний світловий пучок на два коліміновані пучки – опорний і вимірювальний. Ці пучки зводяться разом другим напівпрозорим дзеркалом після відображення двох непрозорих дзеркал, а результат накладання вимірювального і опорного променів відображається на екрані (фотоприймачі). У вимірювальному плечі інтерферометра довжина променевого шляху змінюється внаслідок зміщень поверхні, викликаних фотоакустичним сигналом, згенерованим збуджуючим лазером. Фазова розбіжність між опорним і вимірювальним променями визначає інтерференційну картину, яка реєструється високошвидкісною камерою і дозволяє визначити зміщення на досліджуваній поверхні без прямого контакту з об'єктом [13].

Як зазначалося у розділі 1, найважливішим етапом обробки фотоакустичних сигналів є їхня фільтрація. На рис. 2а показані зміщення поверхні верхньої грані силіконового кубика в деякий момент часу, викликані оптоакустичним сигналом. Зауважимо, що корисний сигнал практично не проглядається на рівні шумів. Зміщення поверхні в цей же момент часу після фільтрації запропонованим у [3] алгоритмом, представлені на рис. 2б). Зазначимо, що перш ніж використовувати запропонований тривимірний алгоритм фільт-

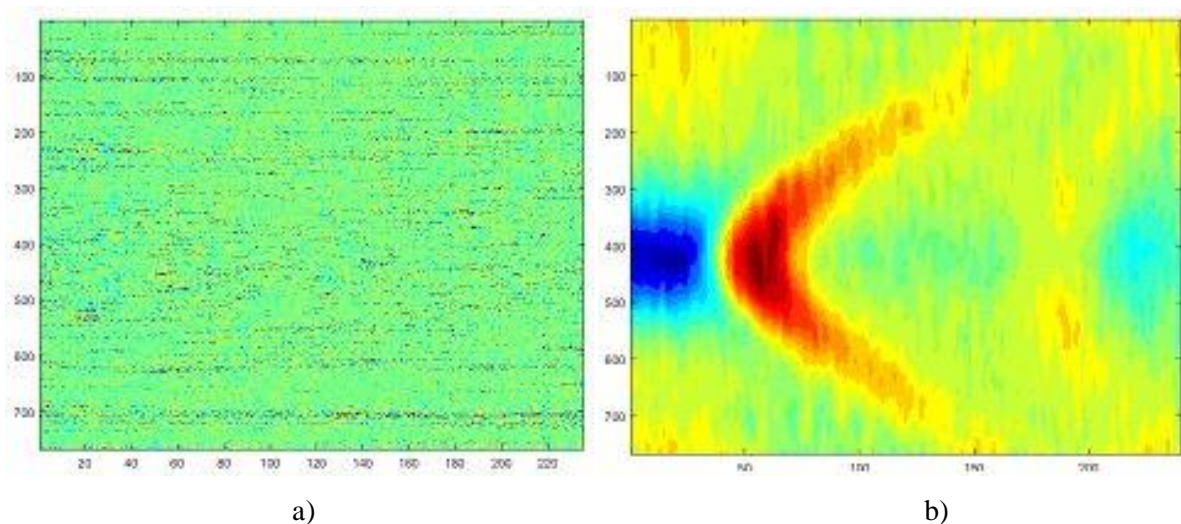


Рис.3. Результат фільтрації експериментальних даних (зміщення поверхні): а) вихідні дані; б) результат фільтрації.

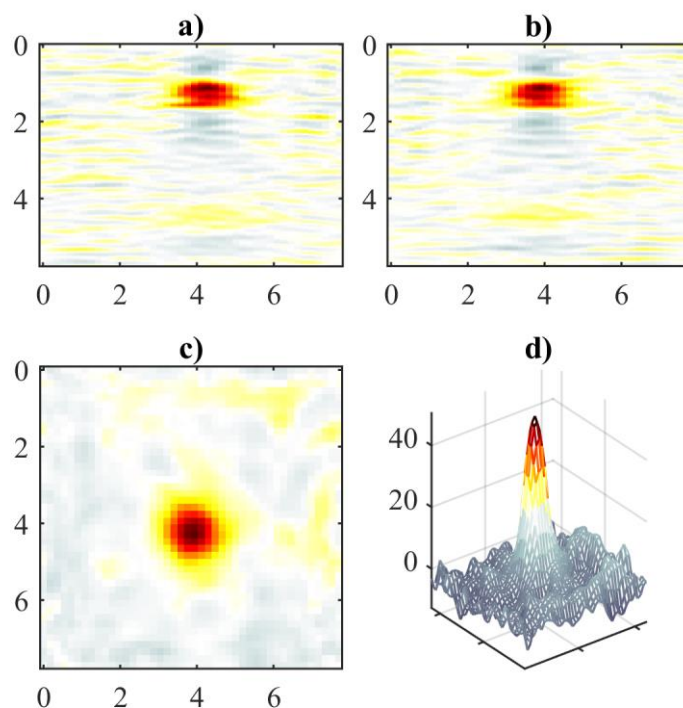


Рис.4. Реконструкція абсорбера алгоритмом пакету k -Wave у різних перерізах; а) x - y переріз; б) x - z переріз; в) y - z переріз; г) y - z переріз в аксонометрії.

рації, у вибірці, що оброблялася, проводилося вирівнювання нерівномірної засвітки з використанням методів нечіткої логіки [14]. Цей прийом дозволив додатково покращити якість відновлення зашумлених тривимірних сигналів.

На рис. 3 представлені зміщення поверхні зразка в координатах простір-час. По осі ординат відкла-

дено реєстрацію зміщень поверхні в одному з центральних перерізів на верхній грані силіконового кубика, по осі абсцис відкладено часові відліки в які ці зсуви фіксувалися, а кольором позначена амплітуда зміщень (червоний край палітри – високі значення, синій край – найнижчі). Як і на попередньому рисунку, рис. 3а демонструє

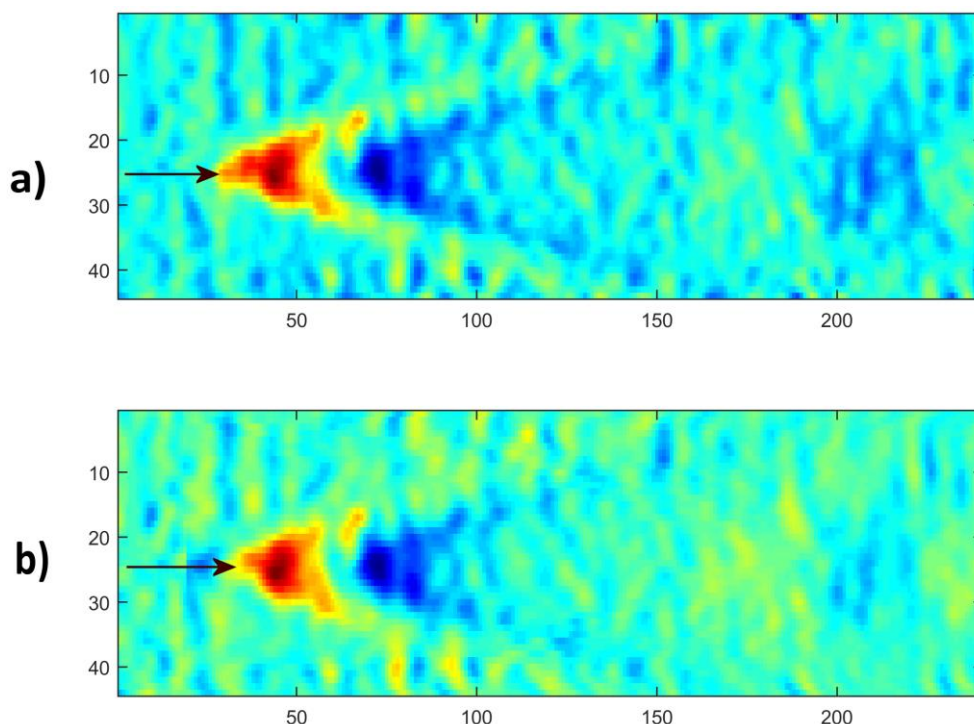


Рис.5. Розподіл тиску в перерізі на верхній грані у координатах простір-час: а) експеримент; б) змодельовані дані (нульова ітерація - k -Wave).

картину зміщень до обробки, а рис. 3б – після запропонованого алгоритму тривимірної фільтрації сигналу (час і просторові координати – у пікселях). Для розв’язання задачі реконструкції образу вбудованого в середовище об’єкта – чорного сферичного абсорбера – використовувався програмний пакет k -Wave – набір інструментів для середовища МАТЛАБ. Використання цього пакета дозволяє моделювати системи з акустичними джерелами та приймачами довільних форм та розмірів у середовищі із заданими густиною та швидкістю звуку. При цьому числова модель ґрунтується на переході в k -простір. Просторові градієнти в цьому просторі обчислюються за допомогою схеми швидкого перетворення Фур’є. При обчисленні часових градієнтів використовується скоригована k -просторова різницева схема [15]. Оскільки МАТЛАБ оптимізований для роботи з матричними операціями, використання пакета k -Wave дозволяє розв’язувати задачі розповсюдження звуку та реконструкції ОА-зображень із досить високою швидкістю обчислень.

На рис. 4а – 4с показані перерізи реконструйованого k -Wave алгоритмом ОА-джерела – сфери на глибині 1 мм (чим темніший колір – тим більша інтенсивність). На рис. 4д реконструкція цього абсорбера в x -у перерізі представлена в ізометрії (інтенсивність джерела відкладена по осі аплікат).

Згідно до запропонованого ітеративного алгоритму, реконструйоване таким чином джерело

тепер саме може виступати джерелом звукових сигналів. Нульова ітерація цього алгоритму (тобто результат, отриманий алгоритмом пакету k -Wave) представлена рис. 5б. Тут відображено картину розподілу тиску на поверхні в тих же координатах, що й на рис. 3, тобто по осі ординат відкладено координати реєстрації тиску на поверхні в одному з перерізів верхньої грані силіконового кубика, по осі абсцис відкладено часові відліки, а кольором відображено відповідні значення тиску у відносних одиницях. Для порівняння розподіл тиску, отриманий в ході експерименту представлено на рис. 5а.

Для більш детального та наглядного співставлення експериментальних та змодельованих даних на рис.6 представлені центральні перерізи рисунків 5а та 5б (місце перерізу показано на рис.5 чорною стрілкою). З рисунків 5 та 6 видно, що так само, як і в числовому експерименті, описаному в роботі [5] (і відповідно до нього), амплітуда синтезованих значень тиску на сенсорах верхньої грані виявляється заниженою у порівнянні з експериментальними даними з зміщеними краями. При реконструкції це призводить до погіршення контрастності відновленого зображення та похибки при визначенні координат країв об’єкта (а саме ці параметри особливо важливі при візуальному медичному моніторингу).

У результаті ітеративного процесу синтезовані дані поступово наближаються до експеримент-

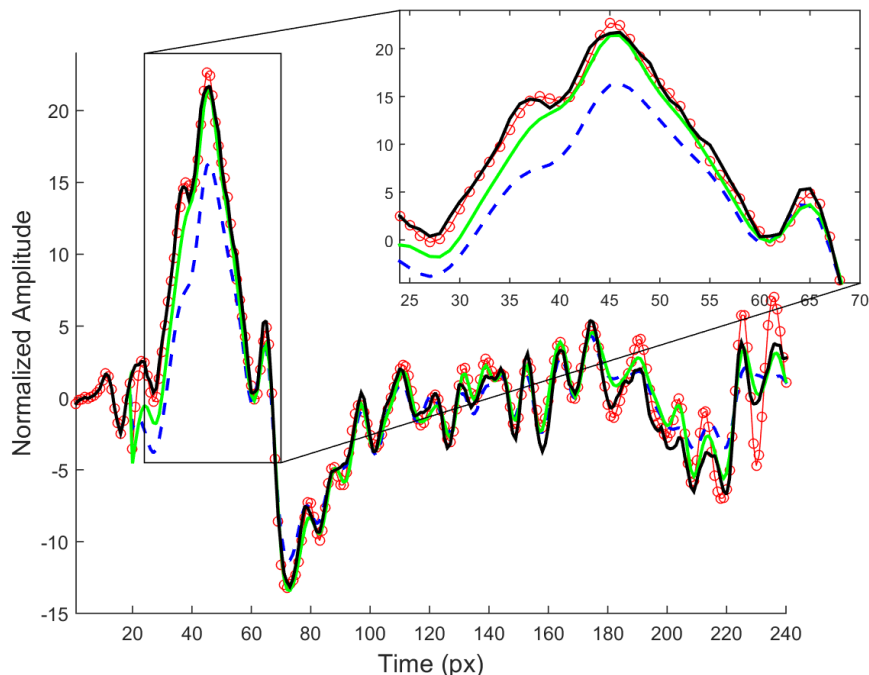


Рис.6. Зміна тиску на верхній грані за часом: суцільна чорна - експеримент; штрихова (---) нульова ітерація; суцільна зелена – перша ітерація; –о– 4-та ітерація.

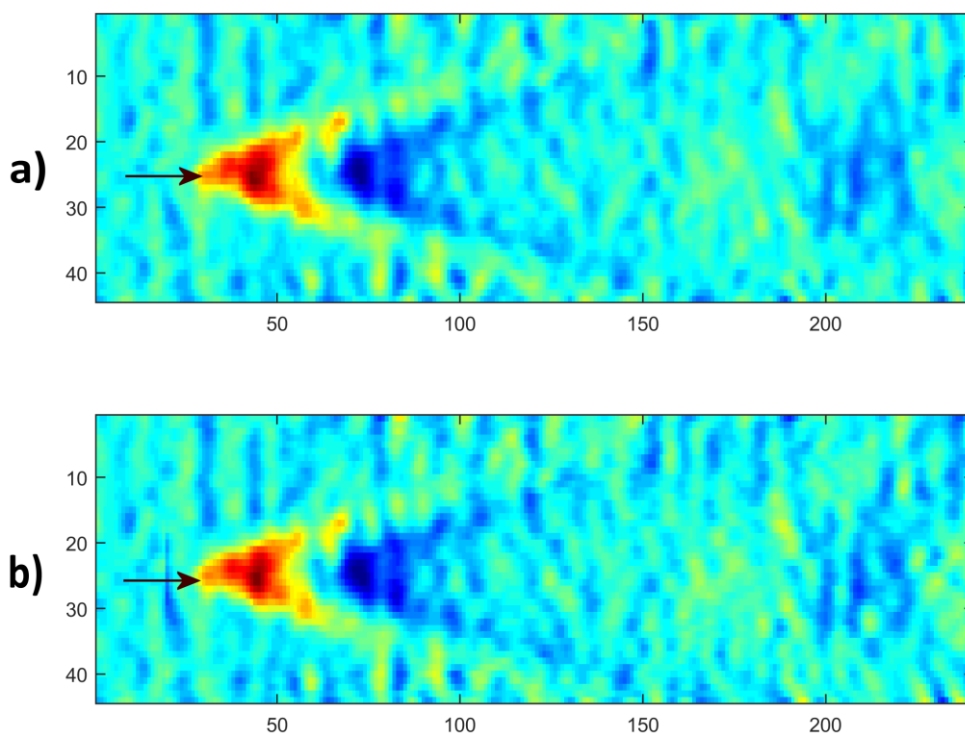


Рис.7. Зміна тиску на верхній грані за часом: а) експеримент; б) змодельовані дані (4-а ітерація).

тальних. На рис.6 порівнюються оригінальні дані з нульовою, першою та четвертою ітераціями в одномірному поданні. На врізці ясно видно, що вже 1-а ітерація (перше коригування), (на рис. позначена суцільною зеленою лінією), дуже близько підходить до експериментальних даних (суцільна чорна крива), що свідчить про хорошу

збіжність алгоритму. Четверта ітерація гарно відтворює навіть невеликі деталі цільової кривої. Ця ж особливість була відзначена і у відповідному числовому експерименті [3]. У двовимірному представленні експериментальні дані і 4-та ітерація візуально майже не розрізняються (див рис. 7)

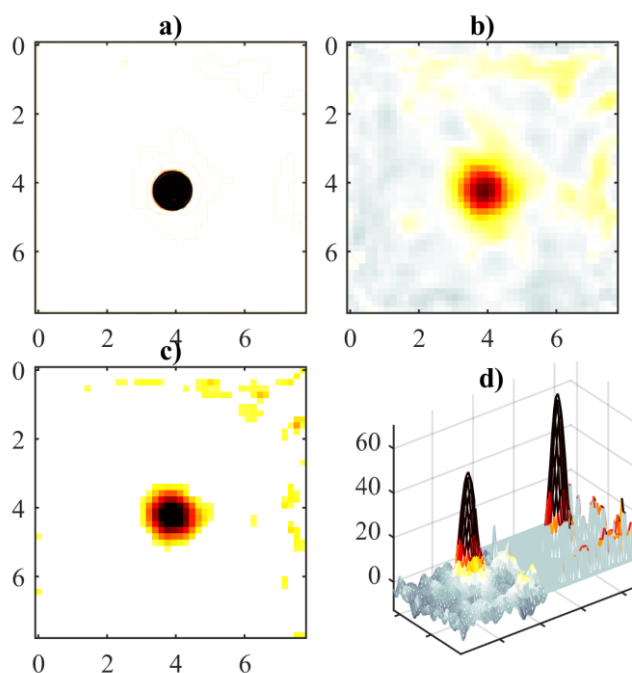


Рис.8. Реконструкція образу сфери у y - z перерізі: а) проєкція реальної сфери; б) нульова ітерація; с) четверта ітерація; д) співставлення 0-ї і 4-ї ітерацій в аксонометрії..

Кількісна оцінка відповідності експериментальних та синтезованих даних проводилась за допомогою індекса структурної подібності SSIM (від англ. *structure similarity*) [16]. Цей індекс вважається неофіційним стандартом оцінки якості зображень при наявності еталону. SSIM оцінює близькість зображень на основі комбінації трьох їхніх характеристик: яскравості, контрасту та структури. Отриманий індекс SSIM приймає значення від -1 до 1 . Значення 1 досягається лише у випадку двох однакових наборів даних.

Для першої ітерації індекс SSIM між експериментальними та синтезованими даними дорівнює $SSIM=0.52$, для четвертої – $SSIM=0.66$.

Таким чином, як і в числовому експерименті роботи [3], наближення синтезованих у ході розв'язання прямої задачі оптоакустики даних, до даних, отриманих експериментально, свідчить про поступове наближення реконструйованого образу неоднорідності до реального. Тобто, досягається головна мета дослідження – найбільш адекватно відтворити образ шуканої неоднорідності.

З точки зору якості реконструйованого зображення такі особливості алгоритму покращують контрастність відновленого образу і чіткість відтворення його кромки. Особливо добре це помітно на рис.8 де для наглядності реконструкція

сферичної неоднорідності в перерізі y - z представлена в аксонометрії

4. Висновки

Основна мета цієї роботи – протестувати у реальному фізичному експерименті алгоритми обробки оптоакустичних сигналів, запропоновані та реалізовані у роботах [2,3]. У цих роботах висока ефективність розроблених алгоритмів була перевірена у числових експериментах, моделюючих тривимірне біологічне середовище з просторово однорідним акустичним поглинанням і довільним просторовим розподілом поглинання оптичної енергії з плоскою акустичною антеною, розташованою на поверхні досліджуваного зразка. У даній роботі ці результати співставлялись з результатами фізичного експерименту. Для цього використовувався прозорий силіконовий куб з вміщеною в нього чорною силіконовою сферою в якості оптичного поглиначя з показниками, що моделюють біологічні тканини. Реєстрація оптоакустичних збурень на поверхні зразка виконувалася безконтактно з використанням інтерферометра Маха–Цендера за методикою, розробленою у Medizinisches Laserzentrum Lübeck GmbH та Institute of Biomedical Optics, Universität zu Lübeck, Germany.

Фільтрація отриманих сигналів виконувалась спроектованими тривимірними нелінійними

адаптивними просторовими MMedian та ITM фільтрами. Ці фільтри дозволяють ефективно придушувати шум, потребуючи мінімальний об'єм апіорної інформації і одночасно зберігаючи незмінними краї та морфологію деталей зображення [2].

Для корекції артефактів і спотворень, що виникають внаслідок роботи конкретного алгоритму реконструкції ОА-образів та конкретних умов експерименту, таких як кути огляду реконструйованого об'єкта, його геометричні характеристики і т.п., використовувався ітеративний алгоритм

покращення якості зображення, запропонований у [3].

Проведений у роботі аналіз показав, що розроблені алгоритми демонструють високу ефективність не лише *in silico* в умовах числових експериментів, але й за умов реального лабораторного експерименту.

Acknowledgements

A.G. Rudnitskii and M.A. Rudnytska were supported by VW Foundation program "Modeling, Analysis, and Approximation Theory toward application in tomography and inverse problems".

Список використаних джерел

1. Sandbichler M, Krahmer F, Berer T, Burgholzer P, Haltmeier M. A novel compressed sensing scheme for photoacoustic tomography.// *SIAM J Appl Math.* – 2015. – V. 75. – №6. – P.2475–2494.
2. Рудницький О. Г., Рудницька М. О., Ткаченко Л.В. Застосування нечіткої логіки при пошуку оптимального фільтру в задачах оптоакустики// Вісник Київського національного університету імені Тараса Шевченка Серія фізико-математичні науки– 2021. – №1. – P. 43-54
3. Рудницький О. Г., Рудницька М. О., Ткаченко Л.В. Ітеративний метод корекції артефактів при оптоакустичній реконструкції// Вісник Київського національного університету імені Тараса Шевченка. Серія фізико-математичні науки. – 2021. – №4. – P. 98-107.
4. Li C., Wang L. V., Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine// *Physics in Medicine and Biology.* – 2009. – V.54. – № 19. – P. 59-97.
5. Marengo E., Robotti E., Antonucci F., Cecconi D. et al., Numerical approaches for quantitative analysis of twodimensional maps: a review of commercial software and home-made systems. // *Proteomics.* – 2005. – V.5. – P. 654–666.
6. Гусев В.Е., Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика. М.: Наука, 1991. 304 с.
7. Хохлова Т.Д., Пеливанов И.М., Карабутов А.А. Методы оптико-акустической диагностики биотканей. // *Акуст. Журн.* 2009. Т. 55. № 4–5. С. 672–683.
8. Rosenthal A., Ntziachristos V., Razansky D. Acoustic inversion in optoacoustic

References

1. SANDBICHLER M, KRAHMER F, BERER T, BURGHOLZER P, HALTMEIER M. (2015) A novel compressed sensing scheme for photoacoustic tomography. *SIAM J Appl Math.* V. 75., №6., P.2475–2494.
2. RUDNITSKII A.G., RUDNYTSKA. M.A., TKACHENKO L.V. (2021) The use of fuzzy logic in the search for the optimal filter in optoacoustic problems// *Bulletin of Taras Shevchenko Kyiv National University Series of physical and mathematical sciences* – 2021. – No. 1. - P. 43-54
3. RUDNITSKII A.G., RUDNYTSKA. M.A., TKACHENKO L.V. (2021) Iterative method of artefact correction during optoacoustic reconstruction// *Bulletin of Taras Shevchenko Kyiv National University. Series of physical and mathematical sciences.* No. 4., P. 98-107.
4. LI C., WANG L. V. (2009) Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine// *Physics in Medicine and Biology.* V.54, № 19. P. 59-97.
5. MARENGO E., ROBOTTI E., ANTONUCCI F., CECCONI D. et al., (2005) Numerical approaches for quantitative analysis of twodimensional maps: a review of commercial software and home-made systems. // *Proteomics.* V.5. P. 654–666.
6. HUSEV V.E., KARABUTOV A.A. (1991) *Laser Optoacoustics.* Moscow: Nauka, 1991. 304 p
7. KHOKHLOVA T.D., PELIVANOV I.M., KARABUTOV A.A. (2009) Methods of optical-acoustic diagnostics of bio-tissues. // *Acoustic Journal* , Vol. 55., No. 4–5. P. 672–683.
8. ROSENTHAL A., NTZIACHRISTOS V.,

- tomography: A review. // *Current medical imaging reviews*. – 2013. – V. 9. № 4. P. 318–336.
9. Kuchment P, Kunyansky L. Mathematics of photoacoustic and thermoacoustic tomography// *Handbook of Mathematical Methods in Imaging Springer*.–2011. –pp. 817–865.
 10. Kuchment P., Kunyansky L. Mathematics of thermoacoustic tomography.// *European Journal of Applied Mathematics*. 2008. V. 19. № 2. P. 191–224.
 11. Xu M., Wang L. V. Universal back-projection algorithm for photoacoustic computed tomography.// *Biomedical Optics 2005 Intern. Society for Optics and Photonics*.– 2005.–pp. 251–254.
 12. Buj C., Horstmann J., Munter M., Brinkmann R. Speckle-based holographic detection for non-contact Photoacoustic Tomography// *Proc. Biomed. Tech.* – 2014. – V.59. – P. 844-848.
 13. J. Horstmann et al., Full-field speckle interferometry for non-contact photoacoustic tomography// *Phys. Med. Biol.* – 2015. – V. 60, №10. – P. 4045-4058. doi: 10.1088/0031-9155/60/10/4045
 14. Ahmed M.N., Yamany S.M., Mohamed N., Farag A.A, Moriarty T. A modified fuzzy c-means algorithm for bias field estimation and segmentation of MRI data // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. – 2002. – №3. – V21. – P. 193-199.
 15. 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*. . – 2013 – № 10, .– P. 2208–2213.
 16. Wang Zhou, Bovik, Alan C., Sheikh, Hamid R., and Simoncelli, Eero P. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. // *IEEE Transactions on Image Processing*. – 2004. – V.13. – №4. – 3. 600–612.
 - RAZANSKY D. (2013) Acoustic inversion in optoacoustic tomography: A review. // *Current medical imaging reviews*. V. 9, № 4. P. 318–336.
 9. KUCHMENT P., KUNYANSKE L. (2011) Mathematics of photoacoustic and thermoacoustic tomography. // *Handbook of Mathematical Methods in Imaging Springer*. pp. 817–865.
 10. KUCHMENT P., KUNYANSKE L. (2008) Mathematics of thermoacoustic tomography.// *European Journal of Applied Mathematics*. V. 19. № 2. P. 191–224.
 11. XU M., WANG L. V. (2005) Universal back-projection algorithm for photoacoustic computed tomography.// *Biomedical Optics 2005 Intern. Society for Optics and Photonics*. pp. 251–254.
 12. BUJ C., HORSTMANN J., MUNTER M., BRINKMANN R. (2014) Speckle-based holographic detection for non-contact Photoacoustic Tomography// *Proc. Biomed. Tech*. V.59, P. 844-848.
 13. J. HORSTMANN et al., (2015) Full-field speckle interferometry for non-contact photoacoustic tomography// *Phys. Med. Biol*. V. 60, №10. P. 4045-4058. doi: 10.1088/0031-9155/60/10/4045
 14. AHMED M.N., YAMANY S.M., MOHAMED N., FARAG A.A, MORIARTY T. (2002) A modified fuzzy c-means algorithm for bias field estimation and segmentation of MRI data // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. №3. V21. P. 193-199.
 15. BRADLEY E. TREEBY (2013) Modeling nonlinear wave propagation on nonuniform grids using a mapped k-space pseudospectral method// *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. № 10, P. 2208–2213.
 16. WANG ZHOU, BOVIK, ALAN C., SHEIKH, HAMID R., and SIMONCELLI, EERO P.(2004) Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. // *IEEE Transactions on Image Processing*. V.13, №4. – 3. 600–612.

Надійшла до редакції: 13.03.2022