



DOI: 10.5281/zenodo.1493027

LCC - № [RA440-440.87](#)

МОДЕЛЮВАННЯ КОГЕРЕНТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ДЛЯ МЕДИЦИНИ

Сергій Солдатов¹, Лідія Новікова¹

¹ Херсонський національний технічний університет

Address for Correspondence: Сергій Солдатов, студент

Херсонський національний технічний університет

E-mail: baffet111@mail.ru

Анотація. Описаний метод отримання зображення в оптичній томографії сильнорозсіючих неоднорідних об'єктів, в якому в якості параметри візуалізації використовується форма спектра поглинання поблизу екстремума.

Показано, що при оптимальному виборі цього параметра вдається значно поліпшення контраста зображення діагностично значущих ознак та поліпшити „ефективний” просторовий дозвіл за рахунок зменшення яркості зображення неспецифічних ознак.

Приведений алгоритм такої оптимізації та обумовлений вибір діагностично значимих ознак для онкологічних захворювань молочних залоз.

Ключові слова: томографія, зображення, діагностика.

Abstract. The described method of obtaining an image in an optical tomograph of strongly scattering heterogeneous objects, in which the form of the absorption spectrum near the extremum is used as a visualization parameter.

It is shown that with an optimal choice of this parameter, it is possible to significantly degrade the contrast of the image of diagnostic significant features and improve the "effective" spatial resolution by decreasing the brightness of the image of nonspecific characters.

The resulted algorithm of such optimization and the caused choice of diagnostically significant signs for oncological diseases of mammary glands.

The difficulty lies in demonstrating the advantages of coherent optics before incoherent (which is often cheaper, more convenient and more natural) or digital methods. Coherent optics will be appropriate only where the need for its use is likely to be established. Secondly, coherent optics can perform operations

that can not be performed by other methods, for example, holographic image formation and detection of small shifts by means of holography. The problem in this case is to show that such operations are needed.

In the transition from an idea to an accepted practical use, any application of coherent optics should take place in three stages. We call these stages "evidence", "technique" and "implementation". At the first stage it is necessary to find out, "whether this procedure can be performed using coherent optics," and "whether this procedure should be performed using coherent optics." In this case, in turn, two questions arise. First: "Is the proposed operation really worth doing?" and second: "Is coherent optics the best tool for this?". In the case of treating transaxial tomographic images, alternative approaches that deserve attention are digital methods and incoherent optical processing. Coherent the method passes both tests at the stage of proof, it can go into the technical stage. The vast majority of methods of coherent optics is in the first stage. This does not mean that they will not lead to ultimate recognition.

Keywords: tomography, image, diagnostics.

Introduction. Актуальність теми полягає в тому, що когерентна оптика все ширше використовується в медицині та біології і, в багатьох випадках тільки вона може вирішити проблеми, що стоять перед цьома галузями. Одним з методів діагностики патології є оптична томографія.

Метою роботи є моделювання можливості покращення контрасту в оптичній томографії при диференційному методі вимірювання. При цьому вирішували наступні завдання.

1. Теоретично проаналізувати можливості покращення контрасту зображення при вимірюванні біологічних об'єктів.
 2. Розробити модель м'якої тканини та виготовити фантом.
 3. Провести експериментальні дослідження однопроміневим та двопроміневим методом.
- Об'єктом дослідження є закони взаємодії оптичного випромінювання з біологічною тканиною.

Materials and methods. Теоретичне дослідження полягає в вивченні законів розповсюдження світла в дуже розсіючому середовищі. Практичними дослідженнями є визначення вихідного сигналу при проходженні крізь фантом біооб'єкта.

Оптична томографія виникла як альтернатива рентгенівської томографії спочатку розвивалася як неінвазивний метод діагностики патологічних станів біотканин, зокрема, для діагностики пухлин м'яких тканин. Для максимально ранньої діагностики принциповими є чутливість гарний контраст зображення. Було запропоновано багато методів покращення цих параметрів, але кожен з них мав певні недоліки. Більш вдалим виявилися методи покращення контрасту -це диференціальні методи вимірів. Встановлено, що чим вище контраст, тим надійніше може бути ідентифікована область патології. Тому апаратури та метод виміру повинні бути

оптимізовані на одержання максимального контрасту. Апаратура повинна бути сконструйована таким чином, щоб істинний контраст був багато більше флуктуацій і помилкового контрасту. При цьому необхідно враховувати, що методи, засновані тільки на вимірі оптичної щільності, погано підходять для ранньої діагностики, тому що привносять значний помилковий контраст. У терапевтичному вікні прозорості (600... 1100 нм) існують спектральні ділянки, на яких поглинання одним з компонентів є домінуючим. Тому, використовуючи виміру на декількох довжинах хвиль можна було б перейти від розподілу інтенсивностей до розподілу концентрацій окремих компонентів. З аналізу літературних джерел визначено, що моделлю покращення контрасту є виконання наступних умов:

- рівність спектральної чутливості на двох довжинах хвиль випромінювання.
- рівність коефіцієнтів поглинання середовища
- рівність коефіцієнтів розсіювання

Для діагностики треба вибрати інформаційну ознаку. Однією з інформаційних ознак запропоновано значення кількості гемоглобіну (при великій кількості спостерігається затемнення зображення, що вказує на патологію). Було визначено, що для вимірювання з високою чутливістю розподілу тканинної оксигенації в зразку довільної форми та неоднорідної структури необхідно дотримуватися двох умов: 1. робочі довжини хвиль в дифракційному методі треба вибирати симетрично відносно локальних екстремумів спектру поглинання зразка; 2. різниця між обраними довжинами хвиль не повинна перевищувати декількох десятків нанометрів. Відмінний від нуля вихідний сигнал у такому методі з'являється лише в тому випадку, коли в досліджуваній ділянці змінюється форма спектра.

Виміри проводилися на штучному об'єкті (фантомі), що моделює м'яку тканину. Фантом був виготовлений з латексного мішка, заповненого сумішшю що розсіюють і поглинають компонентів. Як розсіювач використали дрібнодисперсний TiO_2 , з розміром часток менш 5 мкм. Як поглинач використали розчинену в метиловому спирті суміш анілінових барвників з результируючим спектром, близьким до спектра поглинання крові в спектральному інтервалі 650...750 нм. Для додання в'язкості в суміш додавали гліцерин.

Вимірювання проводили на медичному пристрою для обробки біологічної рідини. Весь пристрій закріплювався на рухливій каретці, що дозволяє здійснювати одномірне сканування уздовж зразка оптопарі випромінювач/приймач. Джерелом світла були два діодних лазери DL1 та DL2, що працюють в імпульсному режимі з одиничною шпаруватістю в протифазі. Випромінювання від обох лазерів змішувалося на напівпрозорому дзеркалі M1 і фокусовалося в одноволоконий оптичний світловод діаметром 0,2 мм таким чином, щоб на його виході інтенсивність світла

зберігалася постійної, а довжина хвилі випромінювання модулювалася із заданою частотою. Для цього частина випромінювання з виходу світловода крізь напівпрозоре дзеркало M2 подавалася в ланцюг зворотного зв'язку.

Насамперед вимірювали розподіл сигналу уздовж зразка без вставок. Показано, що при розладі $\Delta\lambda = 2$ нм отримане оптимальне значення вихідного сигналу.

Потім вимірювали розподіл вихідних сигналів для зразків з штучним введеними неоднорідностями однопроменевим і двопробним методами. Розглядаються випадки: а - відповідає випадку, коли вставка (металевий циліндр) має неселективне поглинання більшим, ніж поглинання самого зразка; б - протилежному випадку, коли коефіцієнт поглинання вставки (порожній циліндр, заповнений сумішшю спирту та TiO_2) менше, ніж зразка. При вимірах оптимізованим двопробним методом в обох випадках виходили близькі до нуля розподілу типу в.

Введення селективних по λ домішок приводить до появи диференціального сигналу, знак і величина якого характеризують відхилення оптичних характеристик цих домішок від середніх за зразком.

В якості селективної вставки використали тонкостінний прозорий пластиковий циліндр діаметром 8 мм, заповнений сумішшю TiO_2 і розчину барвника в спирті. Як неселективна вставка використали металевий циліндр діаметром 8 мм. Відстань між центрами циліндрів становило 14 мм.

Рис. 1 - це однопроменевий скан. Видно, що контраст одержуваного одомірного зображення незадовільний, і наявність селективної вставки практично неможливо виявити. В оптимізованому двопробному методі сигнал, викликаний наявністю селективної домішки, ясно виражений.

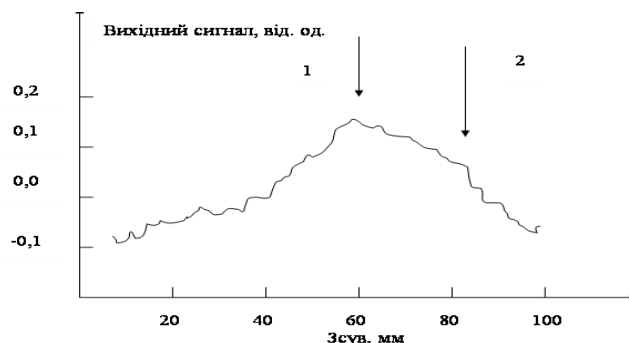


Рис. 1. Одомірне зображення об'єкта при однопробному методі

Експериментальні дані показують, що у випадку застосування оптимізованого диференціального спектрального методу вдається на штучному об'єкті поліпшити реальний контраст зображення діагностично значимих факторів шляхом придушення сигналів від

другорядних факторів, що заважають.

Conclusions.

1. Теоретично показано, що діагностичною ознакою в оптичній томографії може служити оксигенація тканини. Для досягнення максимальної контрастності зображення в диференційному методі томографії необхідно, щоб коефіцієнти поглинання світла для обраних довжин хвиль були рівними, а самі значення довжин хвиль не повинні різнитися більше, ніж на декілька десятків нанометрів.
2. Запропоновано фантом м'якої тканини, який створено з латексного мішка, що заповнений сумішшю дрібно дисперсного діоксиду титану, та розчину анілінового красителя в метиловому спирті. Спектр поглинання останнього подібний спектру поглинання крові.
3. Встановлено, що контраст одержуваного одномірного зображення незадовільний, і наявність селективної вставки практично неможливо виявити. В оптимізованому двопроміневому методі сигнал, викликаний наявністю селективної домішки, ясно виражений.
4. Запропонований метод дозволить поліпшити характеристики реальних оптичних систем для ранньої діагностики раку м'якої тканини.

Conflict of interest statement: The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

REFERENCES:

1. Годжиев Н.М. Оптика. - М.: Высшая школа, 1977. 432 с.
2. Gandjbakhche A.H. Resolution limits for optical transillumination of abnormalities deeply embedded in tissues. Med. Phys. 1994. v.21. pp 185 -191.
3. Григорьянц А.Г., Голубенко Ю.В. Метод и устройство для оценки оптических свойств биологических тканей при воздействии низкоэнергетического лазерного излучения. Электронная обработка материалов. 1985. №2. С. 61-64.

100% Unique

Total 10701 chars (**2000 limit exceeded**) , 254 words, 11 unique sentence(s).

Essay Writing Service - Paper writing service you can trust. Your assignment is our priority! Papers ready in 3 hours! Proficient writing: top academic writers at your service 24/7! Receive a premium level paper!

Results	Query	Domains (original links)
Unique	Приведений алгоритм такої оптимізації та обумовлений вибір діагностично значимих ознак для онкологічних захворювань молочних залоз	-
Unique	Ключові слова: томографія, зображення, діагностика	-
Unique	DOI:LCC - № RA440-440.87Моделювання когерентного випромінювання для медициниСергій Солдатов1, Лідія Новікова11 Херсонський національний технічний університетAddress	-
Unique	Описаний метод отримання зображення в оптичній томографії сильнорозсіючих неоднорідних об'єктів, в якому в якості	-
Unique	Показано, що при оптимальному виборі цього параметра вдається значно поліпшення контраста зображення діагностично значущих ознак	-
Unique	heterogeneous objects, in which the form of the absorption spectrum near the extremum is used	-
Unique	significantly degrade the contrast of the image of diagnostic significant features and improve the	-
Unique	The resulted algorithm of such optimization and the caused choice of diagnostically significant signs for	-
Unique	The difficulty lies in demonstrating the advantages of coherent optics before incoherent (which is often	-
Unique	Coherent optics will be appropriate only where the need for its use is likely	-
Unique	Secondly, coherent optics can perform operations that can not be performed by other methods.	-