

Доведена відповідність одержаних результатів наведеним у літературі для контактних термометричних методів. Показано, що зміни розглянутих показників за термометричним методом відбуваються протягом 10–20 хв, проте за оптичним дещо швидше – за 15–20 хв.

Одержані результати можна застосувати під час розроблення актюаторно-сенсорної оптоелектронної системи контролю дії медичних технологій на організм у зручному для лікарів вигляді для подальшої клінічної апробації. Така система повинна містити некогерентні світловипромінювальні та фотоприймальні елементи, розташування яких навколо КО та режими роботи не повинні створювати непередбаченого впливу на організм людини.

1. Didych I, Zazulyak A., Kozhukhar O. *The programable system is for photomedic technologies. Materialy konferencyjne XIII Miedzynarod. Szkoły Komputerowego wspomaganja projektowanja. Wytwarzania I eksploatacji. Jurata. 11-15 05.2009. – Warszawa, Poland. – WAT 2009.ISBN 978-83-61486-13-8.* 2. Tonnie S. *Entspannung fur Tinnitusbetroffene durch Photostimulation // Springer Medizin Verlag. – 2006. – № 54. – С.481–486.* 3. Zazuljak A., Kozhukhar O., Tkachenko E., *Therapeutic and diagnostic devices based on encephalographic frequencies programmed low intensity photostimulation on visual Receptors. 2 nd Forum Science&Nechnology Days Poland – East. Forum Catalogue. – Bialystok. ПСоЕ. Poland., 2009. – P. 42.* 4. Zazuljak A., Kozhukhar O., Skunts N. *Colourinformatic diagnostic-treatment device for photomedical technologies: Матеріали X МНТК CADSM 2009: Досвід розробки та застосування приладо-технологічних САПР в мікроелектроніці. 24–28 лютого. – Львів-Поляна. Україна.* 5. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. *Биофизические характеристики тканей человека. – К.: Наук. думка, 1990. – 340 с.* 6. *Техника и методика физиотерапевтических процедур: Справочник) / Под. ред. В.М. Боголюбова. – Тверь: Губернская медицина, 2003. – 4, 403. – 408 с.* 7. Шпунт В.Х., Рудь Ю.В.и др. *Оптические и электрические свойства кожи человека // Письма в ЖТФ. – 1993, Т.19. – Вып.13. – С. 41–46.* 8. Пат. 42525 України МКІ 6 А 61N5/06. *Пристрій для світлолікування через зорові рецептори / О.Т. Кожухар, Н.С. Скунець, А.М. Зазуляк / (Укр.). – № 200900964; Заявл.: 09.02.2009. Опубл.: 10.07.2009; Бюл. № 13.*

УДК 615.47:616-073

Н.І. Заболотна, С.Є. Тужанський, В.В. Шолота, Б.П. Олійниченко
Вінницький національний технічний університет,
ТОВ “Медівін”

ФУНКЦІОНАЛЬНА СХЕМА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОГО ТОМОГРАФА ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ТКАНИН МОЛОЧНОЇ ЗАЛОЗИ

© Заболотна Н.І., Тужанський С.Є., Шолота В.В., Олійниченко Б.П., 2010

Розглядається принцип побудови оптико-електронного томографа для поляризаційної візуалізації тканин молочної залози з імпульсно-модуляційним опроміненням та око-процесорною реконструкцією зображень.

We consider the principle of the electro-optical polarization tomography for visualization of breast tissue with pulse-modulation exposure and eye-processor image reconstruction.

Постановка проблеми. Онкологічна патологія молочної залози (Мя) в структурі захворюваності та смертності від неї у різних країнах посідає перше та друге місця. Ефективне лікування раку МЗ можливе здебільшого на ранніх стадіях захворювання. Виявлення процесу на цих стадіях розвитку можливе лише із застосуванням апаратних методів діагностики.

Існуючі стандартизовані методики дослідження МЗ, які вважаються скринінговими (рентген-мамографія), як випромінювання використовують рентгенівське випромінювання. Перевагами цих

методик є: відносна простота використання, доволі висока інформативність, невисока вартість обладнання (порівняно з комп'ютерною томографією та магнітно-резонансною томографією). Проте головним недоліком рентгенмамографії є вплив іонізуючого випромінювання на біооб'єкт. Дослідження останніх років стосовно шкідливості впливу іонізуючого випромінювання на організм людини свідчать про можливість виникнення у майбутньому значної кількості так званих рентгеніндукованих пухлин, в тому числі й МЗ. Тому нагальною є потреба розроблення діагностичних методів та засобів, що ґрунтуються на інших принципах взаємодії нешкідливого типу випромінювання з біооб'єктом.

Дифузійна оптична томографія (ДОТ) є неруйнівним методом візуалізації внутрішньої структури багатьох біотканин (БТ) та надає можливість дослідження метаболічних процесів. Враховуючи особливості анатомічної будови та розташування в організмі, а також гістологічну структуру МЗ, вона може бути вибрана як об'єкт досліджень цим методом.

Під час досліджень новоутворень МЗ зазначеним методом здійснюють зондування випромінюванням ближнього ІЧ-діапазону ($\lambda=700\div900$ нм) біотканини на значних глибинах проникнення (до $8\div10$ см) [1]. При цьому виконують позиційно-залежні вимірювання параметрів лазерного випромінювання, що дає змогу діагностувати патології МЗ. Порівняно з магнітно-резонансною томографією системи на основі ДОТ значно дешевші. Технології ДОТ уможливають досліджувати просторові розподіли функціональних параметрів тканин (ступінь окси- та дезоксигенації гемоглобіну крові, вміст води та жиру), візуалізація яких на кількох інформативних довжинах хвиль світла підвищує достовірність діагностування патологій МЗ [1–3]. Отже, ДОТ є одним з перспективних скринінгових методів сучасної мамографії.

До того ж сильне розсіювання світла у МЗ призводить до погіршення інтерпретації результатів вимірювань, оскільки зменшує чутливість та контраст отриманих зображень. Значні зусилля були скеровані на розвиток методів, які використовують зондування біотканини із розділенням у часі (так званих *time-domain* методів) [2, 3]. Було запропоновано багато модифікацій і створено прототипи відповідних клінічних пристроїв, проте діагностичні параметри поліпшені неістотно. Складова балістичних фотонів у такому методі є доволі малою, а сама їх реєстрація дає змогу отримати необхідне просторове розділення.

Додаткові можливості збільшення відношення сигнал-шум дає поляризаційна дискримінація реєстрованого випромінювання [3], оскільки під час зондування розсіювальних середовищ лінійно-поляризованим світлом стан поляризації балістичного компонента відповідає поляризації зондувального випромінювання, а дифузна складова є фактично повністю деполіризованою.

Інший напрямок розвитку ДОТ ґрунтується на чутливішому та завадостійкішому частотному (*frequency-domain*) методі [4], який базується на реєстрації динамічного відгуку інтенсивності розсіяного світла за модуляції інтенсивності випромінювання у широкому діапазоні частот ($0,1\div10$ ГГц). Досліджуваними параметрами є глибина модуляції інтенсивності розсіяного світла і відповідний зсув фаз стосовно фази модуляції вхідного випромінювання. Недоліком частотного методу є складність забезпечення чіткої синхронізації передачі та приймання високочастотних сигналів, що потребує спеціальних заходів для усунення їхнього взаємовпливу.

Для отримання інформації щодо просторово локалізованих неоднорідностей БТ розв'язується обернена задача. Сьогодні розроблено алгоритми реконструкції зображень, які мають порівняно високу для дифузійних томограм роздільну здатність ($0,5$ см), але вони є недостатньо швидкими для діагностування в режимі реального часу [1].

Отже, оптимально сконструйована томографічна система для ранньої діагностики патології молочної залози має поєднувати найефективніші методи вимірювань із паралельними швидкодіючими методами оброблення інформації.

Мета роботи – підвищити інформативність та швидкодію оптико-електронного томографа для візуалізації патології молочної залози за рахунок застосування поляризаційно-чутливих технологій в поєднанні з принципами око-процесорного оброблення [5], які застосовуються під час реалізації алгоритмів реконструкції внутрішньої структури об'єкта.

Методика досліджень. Найчіткіший підхід до аналізу поширення світла у розсіювальному середовищі полягає у розв'язанні рівняння переносу випромінювання (РПВ) [7], згідно з яким яскравість $\Phi(r, \hat{s}, t)$ фотонів, які переміщуються з точки r в напрямку \hat{s} за час t , визначається сумою відповідних чинників:

$$\left(\frac{1}{c} \frac{\partial}{\partial t} + \hat{s} \cdot \nabla + \mu_{tr}(r) \right) \Phi(r, \hat{s}, t) = \mu_s(r) \int_{S^{n-1}} \Theta(\hat{s}, \hat{s}') \Phi(r, \hat{s}', t) d\hat{s}' + q(r, \hat{s}, t), \quad (1)$$

де $\Theta(\hat{s}, \hat{s}')$ – функція розсіювання, яка визначає ймовірність розсіювання фотонів від напрямку; \hat{s} до \hat{s}' ; $\mu_{tr} = \mu_a + \mu_s$ – коефіцієнт екстинкції; $q(r, \hat{s}, t)$ характеризує джерело світла в точці r , що розповсюджується за час t в напрямку \hat{s} [7].

У першому наближенні в припущенні, що фазова функція $\Theta = \Theta(\hat{s}, \hat{s}')$, тобто не залежить від повного кута, а також, якщо зміна потоку фотонів є повільною, усі джерела є ізотропними і РПВ перетворюється у дифузії

$$-\nabla \cdot \kappa(r) \nabla \Phi(r, t) + \mu_a \Phi(r, t) + \frac{1}{c} \frac{\partial \Phi(r, t)}{\partial t} = q_0(r, t), \quad (2)$$

де $\Phi(r, t) = \int_{S^{n-1}} \Phi(r, \hat{s}, t) d\hat{s}$ – щільність фотонів; $\kappa = 1/3(\mu_a + \mu_s')$ – коефіцієнт дифузії.

Хейно і Сомерсало [7] запропонували модифіковане рівняння дифузії для анізотропних тканин, в якому коефіцієнт дифузії $\kappa = \frac{1}{3(\mu_a + \mu_s(1-g))}$ замінено на дифузійний тензор

$\kappa = \frac{1}{3((\mu_a + \mu_s)1 - \mu_s S)}$, де S є 3×3 матрицею, що містить по діагоналі анізотропні коефіцієнти розсіювання. Для того, щоб розв'язок (2) був єдиним, необхідне знання як напрямку, так і величини анізотропії.

Для аналізу характеристик анізотропії під час дослідження плоско-паралельних зразків МЗ пропонується метод лазерної відеополяриметрії. Величини анізотропії випромінювання після взаємодії з біотканиною можуть бути представлені через параметри вектора Стокса. Для описання зв'язку вихідного (після взаємодії випромінювання з об'єктом) і вхідного векторів Стокса Г. Мюллер запропонувала матрицю \mathbf{M} розмірністю 4×4 [8, 9]:

$$\mathbf{S}^{\hat{a}\hat{e}\hat{o}} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{S}^{\hat{a}\hat{o}} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_0^{\hat{a}\hat{o}} \\ S_1^{\hat{a}\hat{o}} \\ S_2^{\hat{a}\hat{o}} \\ S_3^{\hat{a}\hat{o}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{\hat{a}\hat{e}\hat{o}} \\ S_1^{\hat{a}\hat{e}\hat{o}} \\ S_2^{\hat{a}\hat{e}\hat{o}} \\ S_3^{\hat{a}\hat{e}\hat{o}} \end{bmatrix}. \quad (3)$$

Елементи матриці Мюллера m_{ij} – дійсні, переважно незалежні числа, що є функціями частоти світла, розмірів, форми, орієнтації та складу розсіювальних частинок досліджуваного зразка [3, 8].

До того ж анізотропна поведінка більшості БТ (шкіра, молочна залоза, м'язові тканини тощо) може бути описана за допомогою головного мінора $\mathbf{M}_{3 \times 3}$ матриці Мюллера [8]. Для аналізу анізотропних властивостей локальної ділянки БТ пропонується мультиплікативна модель, за якою плоско-паралельний зразок уявляється послідовністю „елементарних” шарів з певним типом анізотропії (CP – циркулярної фазової, LP – лінійної фазової, LA – лінійної амплітудної):

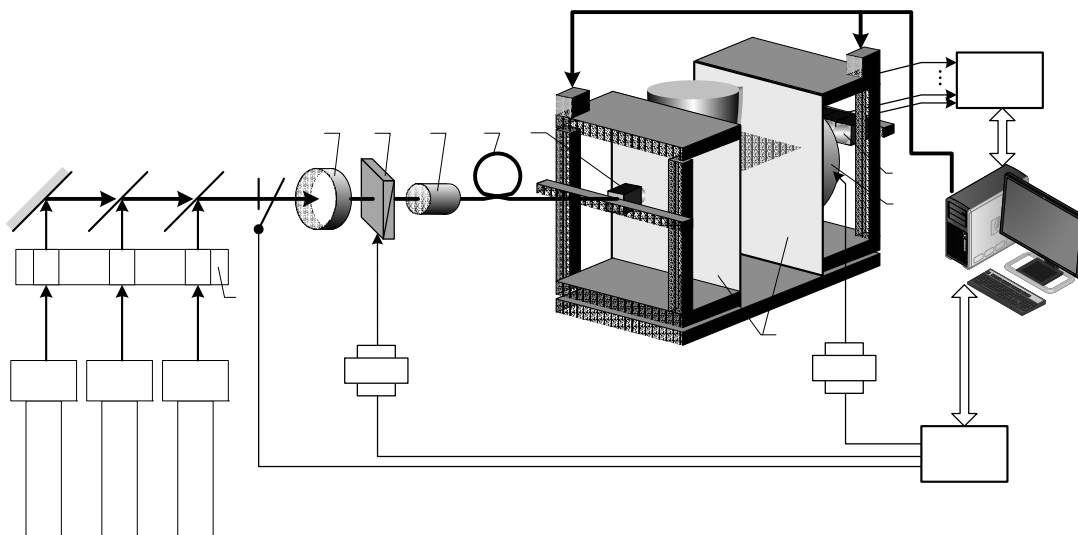
$$\mathbf{M}_{3 \times 3} = \mathbf{M}_{CP} \cdot \mathbf{M}_{LP} \cdot \mathbf{M}_{LA}. \quad (4)$$

Просторові анізотропні властивості біооб'єкта характеризуються растром ($M \times N$) головних мінорів 3×3 матриць Мюллера локальних ділянок зразка [8, 9].

У [9] модифіковано оптичну модель плоско-паралельного зразка неоднорідної анізотропної БТ як сукупності шарів, кожен з яких характеризується растром головних мінорів матриці Мюллера

та набором координатних розподілів величин анізотропії $[\delta]_i$, $[\alpha]_i$, $[\theta]_i$, $[\varphi]_i$, $[p]_i$ та $[\Delta]_i$. Модель використано для виявлення патологічних змін у шкірі, що дало можливість порівняно з методом повної матриці Мюллера підвищити точність на 19 % та скоротити на 78 % час вимірювань вказаних параметрів.

Принципи функціонування томографа. Принципи зондування лазерним випромінюванням і реєстрації отриманих сигналів після проходження через біооб'єкт, що відображають вище-описаний підхід, покладені в основу функціональної схеми оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації внутрішньої структури МЗ. Схема містить три джерела зондувального випромінювання з різними довжинами, в якості яких обрано діодні ($\lambda_1=690$, $\lambda_2=786$ та $\lambda_3=830$ нм) або твердотільні (титан-сапфірові в режимі модуляції добротності $\lambda=650\div 980$ нм) лазери, просторово-часовий модулятор світла, скремблер та поляризатор, які утворюють формувальний канал лінійно-поляризованого світла. Сформоване випромінювання по поляризаційно-чутливому волокну поступає на циліндричну лінзу, що перетворює світловий промінь у горизонтальну лінію, за допомогою якої виконується вертикальне сканування по поверхні біотканини. МЗ фіксується слабкою компресією між двома паралельними скляними пластинами, одна з яких є рухомою (рисунок).



Функціональна схема оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації тканин МЗ:

КД – кроковий двигун; БМК – блок місцевого керування;

БПОЗ – блок перетворення та оброблення зображення;

1 – оптико-механічний модулятор світла; 2 – скремблер; 3 – поляризатор;

4 – вузол введення випромінювання в оптичне волокно (оптичний роз'єм);

5 – поляризаційно-чутливе волокно; 6 – волоконно-оптичний генератор лінії;

7 – скляні пластини; 8 – лінійний координатний детектор; 9 – аналізатор

Частина випромінювання кожної з характерних довжин хвиль поглинається об'єктом, а інша частина реєструється лінійкою фотодетекторів. Виходи детектора з'єднано з багатоканальною системою оброблення сигналів та реконструкції зображень.

Запропонована функціональна схема оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації тканин молочної залози може бути реалізована і для часового підходу, а також під час транслюмінаційного зондування біооб'єкта неперервним лазерним випромінюванням.

Особливістю реалізації блока оброблення та реконструкції зображення є орієнтація на принципи око-процесорної обробки [5, 6]: здійснення паралельного векторного введення, виведення та оброблення інформації; ітераційний характер процесу оброблення; виділення сукупності

ознак в процесі оброблення, тобто суміщення паралельного оброблення з первинним аналізом вхідного масиву даних.

Реалізація око-процесорної багатоканальної системи оброблення сигналів та реконструкції зображень за модифікованим алгебраїчним підходом пропонується на квантово-розмірних просторово-часових модуляторах світла типу SEED [6], що створює можливість працювати у реальному часі (20 мс). Для отримання однієї проекції зображення біооб'єкта змінюють положення світлової лінії при скануванні нею у вертикальній площині та одночасно змінюють положення лінійки фотоприймачів. Це забезпечується конструкцією оптико-механічного вузла томографа, що пов'язана з кроковими двигунами, які забезпечують необхідне механічне переміщення вузла виводу випромінювача та координатних фотодетекторів.

Під час дослідження анізотропних властивостей, зокрема поверхневих шарів молочної залози (фіброзних, колагенових волокон та новоутворень або змін іншого генезу), перед лінійкою фотодетекторів додатково встановлюється аналізатор, який кінематично з'єднаний та обертається разом із поляризатором за допомогою відповідних крокових двигунів (частоти обертання поляризаційних елементів визначаються за методологією лазерної відеополяриметрії на основі визначення головного мінора матриці Мюллера).

Висновки. Удосконалено методику досліджень тканин молочної залози при транслюмінації лазерним випромінюванням на характерних довжинах хвиль світла, що дає змогу підвищити інформативність за рахунок визначення показників розсіювання, поглинання та коефіцієнтів анізотропії. Запропоновано функціональну організацію схеми оптико-електронного око-процесорного томографа, яка дає змогу збільшити просторову роздільну здатність за рахунок застосування поляризаційно-чутливих елементів. Для проведення діагностування та візуалізації патологій тканин молочної залози у реальному часі запропоновано здійснювати око-процесорне оброблення інформації.

1. Коновалов А.Б. Алгебраическая реконструкция и постобработка в одношаговой диффузионной оптической томографии / А.Б. Коновалов, В.В. Власов, Д.В. Могиленских и др. // Квантовая электроника. – 2008. – Т.38, №6. – С.588 – 596. 2. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В.В. Тучин // Успехи физических наук. – 1997. – Т.167, №5. – С. 517 – 539. 3. Зимняков Д.А. Оптическая томография тканей / Д.А. Зимняков, В.В. Тучин // Квантовая электроника. – 2002. – Т.32, №10 – С. 849 – 867. 4. Оптическая биомедицинская диагностика: [в 2 т.]. Т.1 / Пер. с англ.; Под ред. В.В. Тучина. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 560 с. 5. Кожем'яко В.П. Класифікаційна модель створення прототипу образного комп'ютера / В.П. Кожем'яко, Т.Б. Мартинюк., А.В. Кожем'яко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2006. – №2 (12). – С. 129 – 141. 6. Заболотна Н.І. Паралельний матричний спецобчислювач для системи томографії / Н.І. Заболотна, В.В. Шолота, І.В. Мусійчук, Я.М. Бондарчук // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2009. – №1 (17). – С. 13 – 25. 7. Gibson A.P. Recent advances in diffuse optical imaging / A.P. Gibson, J.C. Hebden, S.R. Arridge // Phys. Med. Biol – 2005. – Vol.50. – R1 – R43. 8. Tuzhansky S.Y. Methods and means of polarization parameter control in biotissue imaging polarimetry / S.Y. Tuzhansky // Proc. of SPIE.. – 2007. – Vol. 6682. – P. 1–10. 9. Тужанський С.Є. Визначення параметрів анізотропії зразків біотканин на основі аналізу головного мінору 3×3 матриці Мюллера / С.Є. Тужанський, С.М. Савенков, О.С. Клімов // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – №1(15). – С. 144 – 153.