

УДК 621.317.38

К.О. ІВАНОВСЬКА, М.Ф. БОГОМОЛОВ

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

ДОСЛІДЖЕННЯ ОНКОКЛІТИН ЗА ДОПОМОГОЮ ОПТОЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ

В статті розглянуто застосування оптичної спектроскопії в медичній діагностиці та оптичні властивості взаємодії світла з біологічними середовищами. Встановлено, що метод оптичної томографії є найбільш відповідним для дослідження патологічних змін у біотканинах та онкоклітинах.

Проведено аналіз методики досліджень тканин молочної залози з онкоклітинами. Запропоновано метод лазерної відео поляриметрії, яка базується на аналізі растрової матриці Мюллера, для аналізу характеристик анізотропії під час дослідження плоско-паралельних зразків патологічних тканин. Удосконалено 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

Розглянуто схему оптичного дифузійного томографа для візуалізації внутрішньої структури онкоклітин патологічних тканин та описано принцип дії. Запропоновано функціональну схему оптико-електронного око-процесорного томографа та проведено дослідження онкоклітин в патологічних тканинах молочної залози. В якості блоку перетворення та оброблення зображень (БПОЗ) було використано паралельний лінійно-алгебраїчний процесор.

Ключові слова: оптоелектроніка, спектроскопія, дослідження, онкоклітини, оптична томографія, діагностика патологічних тканин, лазерна діагностика, біологічне середовище, коефіцієнт розсіювання, коефіцієнт поглинання.

K. O. IVANOVSKA, M. F. BOGOMOLOV

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

RESEARCH ONCOLOGICAL CELLS WITH OPTOELECTRONIC SYSTEM

The implementation of optical stereoscopy in medical diagnostics and the optical properties of the interaction of light with biological environment are considered. It is established that the method of optical tomography is the most suitable for the study of pathological changes in biocenes and oncocytes. The wavelength ranges for visible and infrared radiation are considered. In the range of wavelengths 0.3-0.6 microns (visible area), the typical penetrating ability of radiation was 0.5-2.5 mm. The range of wavelengths of 0.6-1.5 microns (red and infrared radiation) is characterized by dispersal on orders of magnitude higher than absorption, and the depth of penetration in the tissue increases to 8-10 mm.

The anisotropy is proved to be an important property of scattering tissue. The analysis of the method of studies of breast tissues with oncocytes was carried out. The method of laser video polarimetry, based on the analysis of the Müller raster matrix, for analysis of the anisotropy characteristics during the study of flat-parallel samples of pathological tissues is proposed. The optical model of a flat-parallel sample of a non-homogeneous anisotropic BT (biological tissue) as a set of layers, each of which is characterized by a raster of the main minors of the Müller matrix and a set of coordinate distributions of anisotropy values is improved. The scheme of an optical diffusion tomograph for visualization of the internal structure of pathologic tissue oncocytes is considered and the principle of action is described.

The functional scheme of the optical-electronic eye processor tomograph was proposed and the oncology in pathological tissues of the mammary gland was studied. A parallel line algebraic processor was used as a transformation and image processing unit.

Key words: optoelectronics, spectroscopy, studies, oncocytes, optical tomography, diagnostics of pathological tissues, laser diagnostics, biological environment, scatter coefficient, absorption coefficient.

Вступ

Поширення онкологічних захворювань обумовлює створення сучасних приладів діагностики і моніторингу, що спрямовані на підвищення ефективності методів реєстрації та оброблення біомедичних показників, а також розвиток медичних засобів діагностики.

Діагностика онкоклітин на ранній стадії і лікування значно збільшують шанси на одужання. Дослідження форми, розмірів та деформації патологічних онкоклітин, за допомогою оптоелектронної системи, є досить важливим етапом діагностики.

Онкоклітини активно діляться і швидко зростаються; в нормі схожою активністю володіють клітини кісткового мозку. Відповідно, якщо онкоклітини більш активні, ніж навколишні тканини, то і шкідлива дія випромінювання заподіє їм більш серйозної шкоди. Це обумовлює ефективність променевої терапії при однаковому опроміненні пухлинних клітин і великих обсягів здорової тканини. Однак сучасні оптоелектронні системи для променевої терапії дозволяють істотно збільшити терапевтичне відношення за рахунок «фокусування» дози іонізуючого випромінювання в патологічному вогнищі і відповідного щадіння здорових тканин.

1 Застосування оптичної спектроскопії в медичній діагностиці

Сучасні оптичні та оптоелектронні системи є складними комплексами, що містять електронні прилади посилення і перетворення електричних сигналів, автоматичні і обчислювальні пристрої. В процесі перетворення енергії в оптоелектронних приладах велике значення мають перетворення сигналів в електричних і електронних пристроях - їх посилення, фільтрація, модуляція, детектування та ін. При цьому електричні й електронні елементи оптоелектронних приладів працюють в широкому амплітудном і частотному діапазонах сигналів складної форми.

Фізичну основу оптоелектроніки складають процеси перетворення електричних сигналів в оптичні і оптичних в електричні, процеси поширення випромінювання у видимій, інфрачервоній і ультрафіолетовій областях спектра в різних середовищах, а також процеси взаємодії електромагнітних випромінювань оптичного діапазону з речовиною [1].

Лазерна діагностика має широкій спектр областей застосування, та використання лазерів в онкології є досить важливим і служить для вирішення наступних задач:

- видалення злоякісних пухлин на ранніх стадіях;
- реканалізація просвітів пахових органів у невиліковних пацієнтів;
- лікування деяких повільно прогресуючих захворювань;
- усунення метастаз;
- лікування багатьох доброякісних новоутворень (в шлунково-кишковому тракті, на слизових оболонках порожнин рота, носа, гортані, на поверхні шкіри і ін.).

2 Особливості взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем

Застосування оптичного випромінювання базується на взаємодії світла з біологічними тканинами [1], а саме його розсіюванні, відбитті та поглинанні. На рис. 1 показаний спектр поглинання меланіну, що міститься в епідермісі шкіри людини.

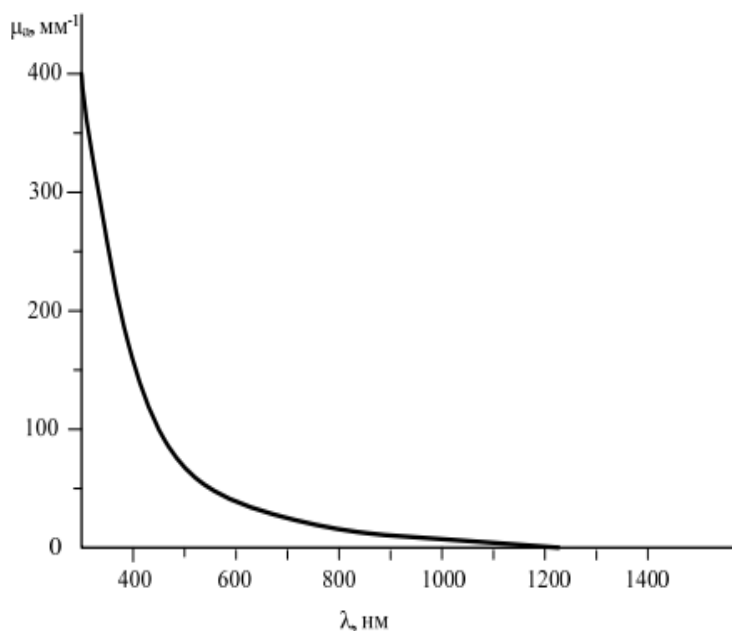


Рис. 1 – Спектр поглинання меланіну

При проведенні розрахунків великий інтерес представляє величина оптичної густини епідермісу, яка залежить від кількості меланіну в базальному шарі. Вона визначається за формулою (1):

$$OD = \mu_{mel} \cdot h_e \quad (1)$$

де μ_{mel} – коефіцієнт поглинання меланіну; h_e – товщина шару епідермісу.

На рис. 2 зображено залежність коефіцієнта поглинання та глибини проникнення оптичного випромінювання від властивостей біологічної тканини [2].

Як видно з рисунка, найбільша глибина проникнення потрапляє в область терапевтичного вікна. Саме тому для проведення досліджень патології онкоклітин використовують діодні лазери та світлодіоди, які лежать в області червоного та ближнього інфрачервоного випромінювання.

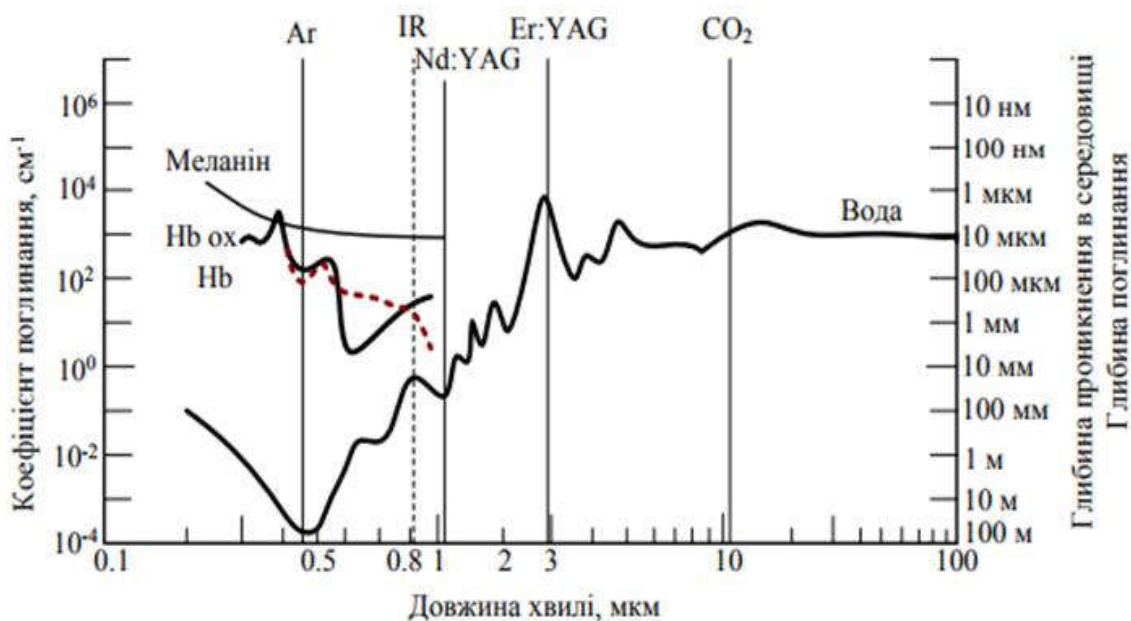


Рис. 2 – Коефіцієнт поглинання та глибина проникнення оптичного випромінювання

У середовищах, які характеризуються високою оптичною густиною, випромінювання практично повністю поглинається після проходження відстаней у кілька міліметрів вглиб тканини. Поглинання в біологічних зразках залежить від характеристик домінуючих компонент та вмісту води у тканині. Тому коефіцієнти поглинання та розсіювання – два дуже важливих параметри в оптичних дослідженнях.

Типові значення коефіцієнта поглинання для біологічних тканин відрізняються на декілька порядків і становлять 10^{-2} - 10^{-4} см^{-1} . Глибина проникнення випромінювання оптичного діапазону в тканини організму значною мірою залежить від довжини хвилі. В ультрафіолетовій ділянці спектра глибина проникнення є одного порядку з розмірами клітин і становить понад 2 мкм. У діапазоні довжин хвиль 0,3-0,6 мкм (видима ділянка) типова проникаюча здатність випромінювання – 0,5-2,5 мм. Тут явища розсіювання і поглинання світла є одного порядку. Діапазон довжин хвиль 0,6-1,5 мкм (червоне та інфрачервоне випромінювання) характеризується розсіюванням на порядки вищим за поглинання, і глибина проникнення у тканини зростає до 8-10 мм.

Важливою властивістю розсіювальної тканини є анізотропія. Залежність фактора анізотропії шкіри (як дерми, так і епідермісу) може бути описана таким емпіричним співвідношенням (2):

$$g(\lambda) = 0.7645 + 0.2355 \cdot \left[1 - \exp\left(\frac{\lambda - 500 \text{ нм}}{729.1 \text{ нм}}\right) \right]. \quad (2)$$

Залежність коефіцієнта розсіювання шкіри від довжини хвилі описується таким виразом (3)[2]:

$$\mu_s(\lambda) = \mu_s(\lambda_0) \cdot \left(\frac{\lambda}{700 \text{ нм}}\right)^{-3/2}. \quad (3)$$

Обернено-розсіяні фотони, що виходять на поверхню тканини, дозволяють аналізувати та відтворювати зображення структури внутрішніх тканин. Такі зображення отримуються за допомогою часових, частотних та стаціонарних методів вимірювання, що використовуються для візуалізації зміни внутрішньої структури тканин. Це дає можливість виявляти патологічні зміни в тканинах, в тому числі різного роду пухлини [3].

3 Структурна схема оптичного двохвильового томографа

В результаті проведеного огляду неінвазивних методів для досягнення поставленої мети було обрано схему оптичного двохвильового томографа в якості об'єкта моделювання [4]. Схема наведена на рисунку 3.

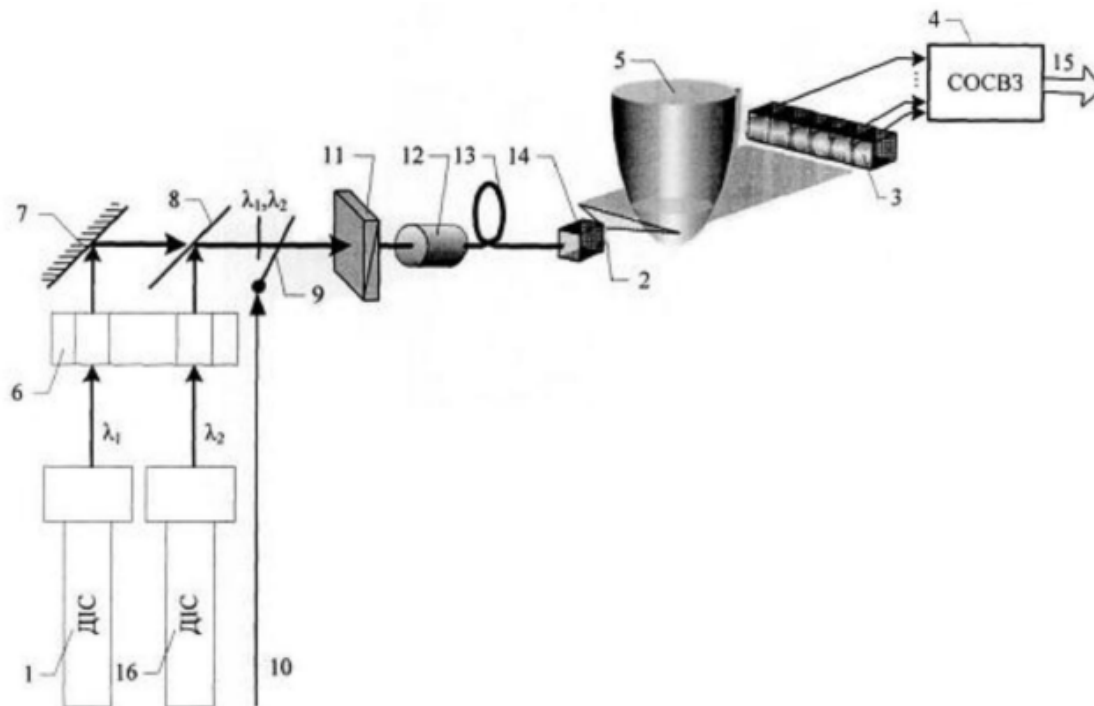


Рис. 3 – Схема оптичного двохвелевого томографа

Оптичний двохвелевий томограф містить перше джерело 1 інфрачервоного світла (ІЧ), циліндричну лінзу 2, лінійку 3 фотоприймачів структури р-п-р-п-типу з інверсією знака електрорушійної сили, електрично зв'язану з фотоприймачами систему 4 обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5. Крім того, томограф містить друге джерело 16 джерело ІЧ світла, вихід якого оптично з'єднаний із другим входом оптико-механічного модулятора 6 світла, перший вхід якого оптично з'єднаний з виходом першого джерела 1 ІЧ світла, перший вихід оптико-механічного модулятора 6 світла оптично з'єднаний дзеркалом 7, розміщеним під кутом 45° до падаючого на нього випромінювання, вихід якого з'єднаний з першим входом напівпрозорої пластини 8, розміщеної паралельно до дзеркала, другий вхід якої оптично з'єднаний з другим виходом оптико-механічного модулятора 6 світла. Вихід напівпрозорої пластини 8 оптично з'єднаний з затвором 9, другим входом якого є електричний керуючий вхід 10 томографа, вихід затвору оптично з'єднаний з входом поляризатора 11 світла, вихід якого з'єднаний з оптичним роз'ємом 12, що з'єднаний з поляризаційно-чутливим волокном 13, вихід якого з'єднаний з волоконно-оптичним вузлом 14 виведення випромінювання, в який встановлено циліндричну лінзу 2, паралельний оптичний вихід якої через об'єкт 5 з'єднаний з оптичними входами лінійки 3 фотоприймачів. Виходом 15 оптичного двохвелевого томографа є вихід системи обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта [4].

Оптичний двохвелевий томограф працює таким чином. З першого джерела 1 ІЧ світла випромінювання попадає на перший вхід оптико-механічного модулятора 6 світла, а з другого джерела 16 світла випромінювання попадає на другий вхід оптико-механічного модулятора 6 світла, який в момент t пропускає випромінювання від першого джерела 1 світла на дзеркало 7, від якого випромінювання відбивається під прямим кутом і попадає на перший вхід напівпрозорої пластини 8. Напівпрозора пластина 8 пропускає дане випромінювання через затвор 9, який відкривається подачею на зовнішній електричний керуючий вхід 10 відповідного сигналу, що відповідає початку роботи томографа і закривається відсутністю сигналу, що відповідає закінченню роботи томографа, на поляризатор 11 світла, в якому випромінювання поляризується. Поляризоване випромінювання попадає в оптичний роз'єм 12, завдяки якому вводиться в поляризаційно-чутливе волокно 13, а потім виводиться через волоконно-оптичний вузол 14, в якому встановлено циліндричну лінзу 2, що створює з випромінювання горизонтальну лінію, яка пронизує об'єкт 5, а після проходження об'єкту реєструється лінійкою 3 фотоприймачів. Електричні сигнали з лінійки 3 фотоприймачів попадають в систему обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5, яка працює у відповідності з відомими методами реконструкції зображення біологічного об'єкта [4]. В момент часу $(t+1)$ оптико-механічний модулятор 6 світла пропускає дане випромінювання від другого джерела 16 світла на другий вхід напівпрозорої пластини 8. Напівпрозора пластина 8 пропускає дане випромінювання через затвор 9 на поляризатор 11 світла, в якому випромінювання поляризується. Поляризоване випромінювання попадає в оптичний роз'єм 12, завдяки якому вводиться в поляризаційно-чутливе волокно 13, а потім виводиться через волоконно-оптичний вузол 14, в якому встановлено циліндричну лінзу 2, що створює з випромінювання горизонтальну лінію, яка пронизує об'єкт 5, а після проходження на виході 15 системи обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5. Оскільки розмірність отриманих зображень є дуже великими, що призводить до збільшення часу їх оброблення на звичайних ЕОМ, що досягає декількох

хвилин на одне зображення, виникає необхідність в створенні спеціалізованих процесорів як базових вузлів томографічних систем, які б дозволяли з високою точністю оброблювати зображення за значно менший час.

Таким чином було запропоновано функціональну схему оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації патологічних онкоклітин (в якості зразка беремо тканини молочної залози (МЗ)), для суттєвого покращення його часових характеристик. В якості блоку перетворення та оброблення зображень (БПОЗ) доцільно використати паралельний лінійно-алгебраїчний процесор.

4 Принципи функціонування оптико-електронного око-процесорного томографа

Принципи зондування лазерним випромінюванням і реєстрації отриманих сигналів після проходження через біооб'єкт, покладені в основу функціональної схеми оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації внутрішньої структури онкоклітин та тканин. Схема містить три джерела зондувального випромінювання з різними довжинами ($\lambda_1=690$ нм, $\lambda_2=786$ нм 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.

На рисунку 3 зображена схема оптико-електронного томографа. Томографічна система для ранньої діагностики патології онкоклітин (рис. 3) поєднує найефективніші методи вимірювань із паралельними швидкодіючими методами оброблення інформації.

об'єкту реєструється лінійкою 3 фотоприймачів. Електричні сигнали з лінійки 3 фотоприймачів попадають в систему обробки сигналів та відновлення зображення об'єкта 5. Інформація про внутрішню структуру об'єкта 5 отримується

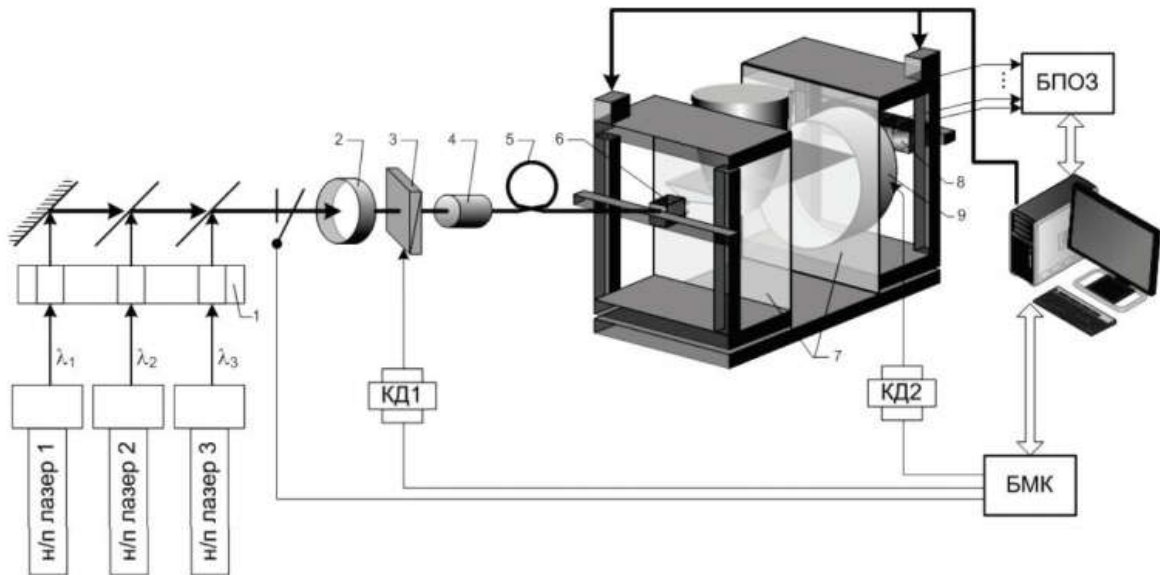


Рис. 3 – Функціональна схема оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації онкоклітин

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

На рисунку 4 зображено візуалізацію онкоклітин МЗ, отриманих за допомогою оптико-електронного око-процесорного томографа.

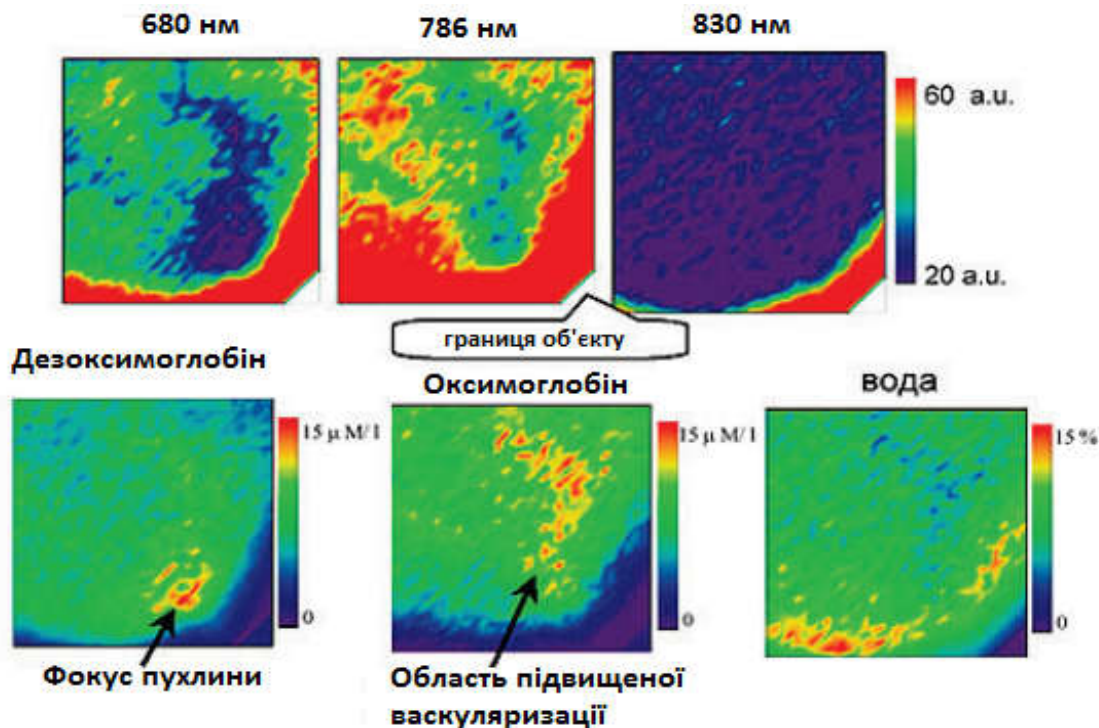


Рис. 4 – Зображення пухлини МЗ in vivo

Зверху – розподіл амплітуди детектованого сигналу (область сканування 70x70 мм, товщина шару – 60 мм). Знизу – відновлення розподілу компонентів біотканини.

Існуючі стандартизовані методики дослідження МЗ, які вважаються скринінговими (рентгенмамографія), 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 ($\lambda=700\div 900$ нм) біотканини на значних глибинах проникнення (до $8\div 10$ см). При цьому виконують позиційно-залежні вимірювання параметрів лазерного випромінювання, що дає змогу діагностувати патології МЗ. Порівняно з магнітно-резонансною томографією оптоелектронні 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 [5–7]. Отже, ДОТ є одним з перспективних скринінгових методів сучасної мамографії.

4 Аналіз методики досліджень тканин молочної залози з онкоклітинами

Найчіткіший підхід до аналізу поширення світла у розсіювальному середовищі полягає у розв'язанні рівняння переносу випромінювання (РПВ) (4) [8], згідно з яким яскравість $\phi(r, s, t)$ фотонів, які переміщуються з точки r в напрямку s за час t , визначається сумою відповідних чинників:

$$\left(\frac{1}{c} \frac{\partial}{\partial t} + s \cdot \nabla + \mu_{tr}(r)\right) \phi(r, s, t) = \mu_s(r) \int_{S^{n-1}} \theta(s, s') \phi(r, s', t) ds' + q(r, s, t), \quad (4)$$

де $\theta(s, s')$ – функція розсіювання, яка визначає ймовірність розсіювання фотонів від напрямку s до s' ; $\mu_{tr} = \mu_a + \mu_s$ – коефіцієнт екстинкції; $q(r, s, t)$ – характеризує джерело світла в точці r , що розповсюджується за час t в напрямку s [8].

У першому наближенні в припущенні, що фазова функція $\theta = \theta(s, s')$, тобто не залежить від повного кута, а також, якщо зміна потоку фотонів є повільною, усі джерела є ізотропними і РПВ перетворюється у дифузії (5):

$$-\nabla \cdot k(r) \nabla \phi(r, t) + \mu_a \phi(r, t) + \frac{1}{c} \frac{\partial \phi(r, t)}{\partial t} = q_0(r, t), \quad (5)$$

де $\phi(r, t) = \int_{\Omega_{4\pi}} \phi(r, s, t) ds'$ – щільність фотонів; $k = \frac{1}{3}(\mu_a + \mu_s)$ – коефіцієнт дифузії.

Хейно і Сомерсало [35] запропонували модифіковане рівняння дифузії для анізотропних тканин, в якому коефіцієнт дифузії $k = \frac{1}{3(\mu_a + \mu_s(1-g))}$ замінено на дифузійний тензор $k = \frac{1}{3((\mu_a + \mu_s)(1-g))}$, де $S \in 3 \times 3$

матрицею, що містить по діагоналі анізотропні коефіцієнти розсіювання. Для того, щоб розв'язок (5) був єдиним, необхідне знання як напрямку, так і величини анізотропії.

Для аналізу характеристик анізотропії під час дослідження плоско-паралельних зразків патологічних тканин та клітин пропонується метод лазерної відео поляриметрії, яка базується на аналізі растрової матриці Мюллера. 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 запропоновано матрицю M розмірністю 4×4 (6) [8]:

$$S^{вих} = M \times S^{вх} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{вх} \\ S_1^{вх} \\ S_2^{вх} \\ S_3^{вх} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{вх} \\ S_1^{вх} \\ S_2^{вх} \\ S_3^{вх} \end{bmatrix}, \quad (6)$$

де $S^{вх}$ та $S^{вих}$ – вектори Стокса до та після взаємодії випромінювання з об'єктом.

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

До того ж анізотропна поведінка більшості БТ (шкіра, молочна залоза, м'язові тканини тощо) може бути описана за допомогою головного мінора $M_{3 \times 3}$ 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)(7):

$$M_{3 \times 3} = M_{CP} \cdot M_{LP} \cdot M_{LA}. \quad (7)$$

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

Удосконалено 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.

Особливістю реалізації блока оброблення та реконструкції зображення є орієнтація на принципи око-процесорної обробки [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 СІД (світловипромінювальні діоди) [9], 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

1. Розглянуто особливості взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем.
2. Встановлено, що в діапазоні довжин хвиль 0,3-0,6 мкм (видима ділянка) типова проникаюча здатність випромінювання – 0,5-2,5 мм. Діапазон довжин хвиль 0,6-1,5 мкм (червоне та інфрачервоне випромінювання) характеризується розсіюванням на порядки вищим за поглинання, і глибина проникнення у тканини зростає до 8-10 мм.
3. Запропоновано функціональну схему оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації патологічних тканин (в якості зразка беремо тканини МЗ), для суттєвого покращення його часових характеристик. Встановлено, що схема містить три джерела зондувального випромінювання з різними довжинами ($\lambda_1=690$ (нм), $\lambda_2=786$ (нм) та $\lambda_3=830$ (нм)).
4. Розглянуто візуалізацію онкоклітин патологічних тканин МЗ, отриманих за допомогою оптико-електронного око-процесорного томографа. Під час дослідження новоутворень було використано зондування випромінюванням ближнього ІЧ-діапазону ($\lambda=700\div 900$ (нм)) біотканини на значних глибинах проникнення (до 8÷10 см).
5. Встановлено, що дифузійні хвилі оптичної щільності дозволяють досліджувати оптичні неоднорідності МЗ, проте їх просторова роздільна здатність, у зв'язку з дифузійним характером розповсюдження світла в тканинах, як правило, не перевищує 1 см.
6. 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.
7. Запропоновано функціональну організацію схеми оптико-електронного око-процесорного томографа, яка дає змогу збільшити просторову роздільну здатність за рахунок застосування поляризаційно-чутливих елементів.
8. Для проведення діагностування онкоклітин та візуалізації патологій тканин МЗ у реальному часі запропоновано здійснювати око-процесорне оброблення інформації.

Література

1. Игнатов А.Н. Основы оптоэлектронники. – Новосибирск: СибГУТИ, 2005. – 291 с.
2. Оптическая биомедицинская диагностика: [в 2 т.]. Т.1 / Пер. с англ.; Под ред. В.В. Тучина. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 560 с
3. Гауэр Д. Оптические системы связи / пер. с англ. — М.: Радио и связь, 1989. — 500 с.
4. Быстров Ю. А. Оптоэлектронные приборы и устройства. — М.: Радио Софт, 2001. — 256 с.
5. Календер В. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования: [Монография] / В. Календер. – М.: Техносфера. – 2006. – 344 с.
6. Бутаков Е.А. Обработка изображений на ЭВМ / Е.А. Бутаков, В.И. Островский, И.Л. Фадеев. – М.: Радио и связь. – 1987. – 240 с.
7. Головкин Б.А. Параллельные вычислительные системы. – М.: Наука, 1980. – 243 с.
8. Тужанський С.С. Визначення параметрів анізотропії зразків біотканин на основі аналізу головного мінору 3 матриці Мюллера / С.С. Тужанський, С.М. Савенков, О.С. Клімов // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – №1(15). – С. 144 – 153.
9. Effect of discretization error and adaptive mesh generation in diffuse optical absorption imaging / M. Guven, B. Yazici, K. Kwon [et al.] // Inverse Problems. – 2007. – Vol. 23. – № 3. – P. 1135. – doi: 10.1088/0266-5611/23/3/018.

Reference

1. Ignatov A. N Foundations of optoelectronics. - Novosibirsk: SibGUTI, 2005. - 291 p.
2. Optical biomedical diagnostics: [in 2 tons]. T.1 / Trans. from the English; Ed. V.V. The cloud. - Moscow: FIZMATLIT, 2007. - 560 p.
3. Gauer D. Optical communication systems. with English. - Moscow: Radio and Communication, 1989. – 500 p.
4. Bystrov Yu. A. Optoelectronic devices and devices. - M.: Radio Soft, 2001. - 256 p.
5. Calender V. Computer tomography. Fundamentals, techniques, image quality and areas of clinical use: [Monograph] / V. Kalender. - M.: The technosphere. - 2006. - 344 p.
6. Butakov EA Image processing on a computer / E.A. Butakov, V.I. Ostrovsky, I.L. Fadeev. - M.: Radio and communication. - 1987. - 240 s.
7. Golovkin B.A. Parallel computing systems. - Moscow: Nauka, 1980. - 243 p.
8. Tuzhansky S.Ya. Determination of Anisotropy Parameters of Bioassays Samples Based on the Analysis of the Main Mine 3 Müller Matrix / S.Ye. Tuzhansky, SM Savenkov, O.S. Klimov // Opto-electronic information and energy technologies. - 2008. - No. 1 (15). - P. 144 - 153.
9. Effect of discretization error and adaptive mesh generation in diffuse optical absorption imaging / M. Guven, B. Yazici, K. Kwon [et al.] // Inverse Problems. – 2007. – Vol. 23. – № 3. – P. 1135. – doi: 10.1088/0266-5611/23/3/018.

Рецензія/Peer review : 19.1.2018 p.

Надрукована/Printed : 9.4.2018 p.

Рецензент :