

ДОСЛІДЖЕННЯ ОНКОКЛІТИН ЗА ДОПОМОГОЮ ОПТОЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ

Івановська К. О.; Богомолів М. Ф., к.т.н., доцент

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

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

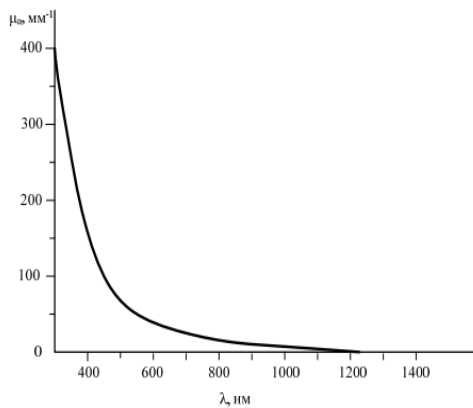


Рис. 1. Спектр поглинання меланіну

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.

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

$OD = \mu_{mel} \cdot h_e$, де μ_{mel} – коефіцієнт поглинання меланіну; h_e – товщина шару епідермісу.

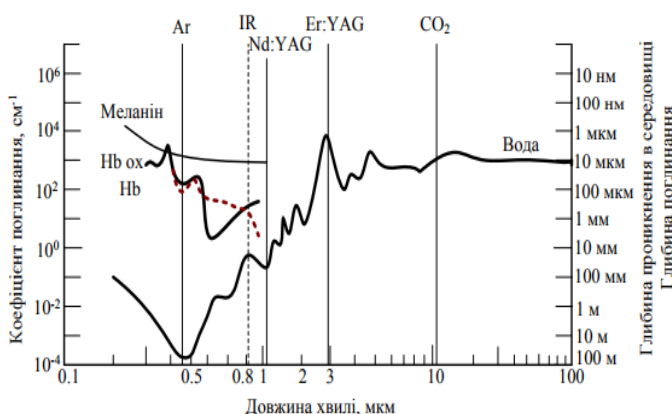


Рис. 2. Коефіцієнт поглинання та глибина проникнення оптичного випромінювання у воді, гемоглобіні та меланіні в залежності від довжини хвилі

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 онкоклетин використовують діодні лазери та світлодіоди, які лежать в області червоного та ближнього інфрачервоного випромінювання.

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]:

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

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.

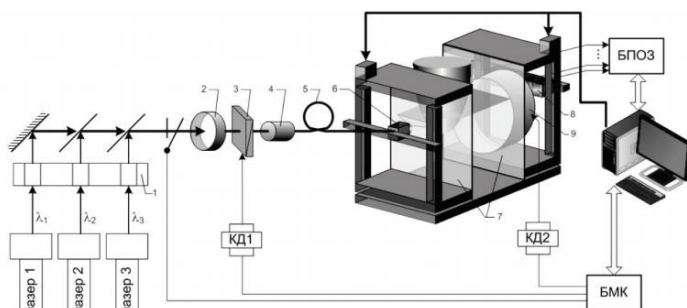


Рисунок 3. Функціональна схема оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації онкоклітин

Томографічна система для ранньої діагностики патології онкоклітин (рис. 3) поєднує най-ефективніші методи вимірювань із паралельними швидкодіючими методами оброблення інформації.

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 М розмірністю 4×4 (4) [3]:

$$S^{\text{вих}} = M \times S^{\text{вх}} = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{\text{вх}} \\ S_1^{\text{вх}} \\ S_2^{\text{вх}} \\ S_3^{\text{вх}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{\text{вих}} \\ S_1^{\text{вих}} \\ S_2^{\text{вих}} \\ S_3^{\text{вих}} \end{bmatrix}, \quad (4)$$

де $S^{\text{вих}}$ та $S^{\text{вх}}$ – 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 [3]. 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)(5):

$$M_{3 \times 3} = M_{CP} \cdot M_{LP} \cdot M_{LA}. \quad (5)$$

Просторові анізотропні властивості біооб'єкта характеризуються растром ($M \times N$) головних мінорів 3×3 матриць Мюллера локальних ділянок зразка. Поляризаційний метод діагностики застосовується для ранньої діагностики патологій онкоклітин та дозволяє з точністю контролювати параметри анізотропії, розміри, досліджувати деформацію та форму патологічних клітин.

Перелік посилань

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. Тужанський С.Є. Визначення параметрів анізотропії зразків біотканин на основі аналізу головного мінору 3 матриці Мюллера / С.Є. Тужанський, С.М. Савенков, О.С. Клімов // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – №1(15). – С. 144 – 153.

Анотація

В роботі розглянуто оптичні властивості взаємодії світла з біологічними середовищами та розглянуто схему оптико-електронного око-процесорного томографа для візуалізації внутрішньої структури онкоклітин та тканин. Запропоновано метод лазерної відеополяриметрії для аналізу характеристик анізотропії під час дослідження плоско-паралельних зразків онкоклітин.

Ключові слова: оптоелектроніка, дослідження, онкоклітини.

Аннотация

В работе рассмотрены оптические свойства взаимодействия света с биологическими средами и рассмотрено схему оптико-электронного глаз-процессорного томографа для визуализации внутренней структуры онкоклеток и тканей. Предложен метод лазерной видеополяриметрии для анализа характеристик анизотропии в ходе исследования плоско-параллельных образцов онкоклеток.

Ключевые слова: оптоэлектроника, исследования, онкоклетки.

Abstract

The optical properties of the interaction of light with biological media are considered in this work and the scheme of optoelectronic eye-processor tomograph for visualization of internal structure of oncocells and tissues. The method of laser video polarimetry for analyzing the anisotropy characteristics during the study of flat-parallel samples of oncoclines was proposed.

Keywords: optoelectronics, research, oncology.