



МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ  
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТ  
МЕДИЧНИЙ ІНСТИТУТ

## **МОРФОЛОГІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ – ВИКЛИКИ СУЧАСНОСТІ**

*Збірник тез доповідей*  
**Науково-практичної конференції**  
**(Суми, 23–24 квітня 2015 року)**

Суми  
Сумський державний університет  
2015

30 діб відмічено суттєве зростання цього показника, а через 90 діб він повертається до контрольних значень.

За умов МЕА у ділянках кори лівої півкулі мозку, які не зазнали деструктивних змін, спостерігається різке зменшення експресії VEGF, мінімум якої визначається через 3 доби дослідження. У послідуєчому відбувається поступове її зростання, але навіть через 90 діб експерименту її рівень залишається достовірно нижчим, ніж у контролі.

Таким чином, проведені спостереження показали, що порушення кровообігу суттєво впливають на рівень експресії VEGF у нейронах кори головного мозку. При цьому спрямованість та виразність цих змін залежить від ступеня порушення циркуляції крові.

Так, зовнішня травма сонної артерії, яка викликає мінімальні зміни кровообігу в її басейні, не призводить до достовірних змін як будови кори великих півкуль (Грабовий О. М., Яременко Л. М., 2009) так і експресії VEGF. Перев'язування ж сонної артерії, хоча й не призводить до фатальних змін у мозку з боку враження за рахунок колатерального кровотоку, зумовлює певну недостатність кровопостачання. Це призводить спочатку до помірного зниження експресії VEGF у корі мозку, з наступним значним зростанням. Останнє можна розглядати як компенсаторно-приспосувальну реакцію нейронів на зменшення забезпечення киснем та поживними речовинами.

За умов МЕА, якій є експериментальним аналогом ішемічного інсульту в людини, зниження експресії VEGF в ураженій півкулі не тільки у гострий період, а й у віддалений свідчить о порушенні компенсаторно-відновлювальних процесів, що торкається не тільки безпосередньо осередків некрозу тканини мозку, а й віддалених областях. Останнє може виступати як один з факторів прогресування дегенеративних змін у мозку.

### **Висновки**

Зниження експресії VEGF у мозку при гострих порушеннях кровообігу можна розглядати як один з елементів патогенезу порушення відновлювальних процесів у мозку, які ведуть до подовження дегенеративних явищ у віддалені строки після перенесеної ішемії.

## **ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРИЧНА ДІАГНОСТИКА В МОРФОЛОГІЇ**

*Антонюк О. П., \*Ушенко О. Г.*

Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці  
Кафедра анатомії людини імені М. Г. Туркевича  
\*Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича  
Кафедра оптики та видавничо-поліграфічної справи

Формалізм матриці Джонса використовується для класифікації та подальшої диференціації сукупності поляризаційних властивостей основних типів біологічних тканин людини. Елементи матриці Джонса описують оптичні властивості біологічними

тканинами з поляризаційного картографування азимутів і еліптичностей з наступним використанням статистичного та кореляційного аналізу двовимірних розподілів матричних елементів. Розвитком лазерної поляриметрії розподілів азимутів еліптичностей є сукупність методів поляризаційної нефелометрії, які базуються на визначенні кутових залежностей статистично усереднених за всією сукупністю оптичних неоднорідностей матриці розсіяння світла з використанням матриці Мюллера.

Оптичні властивості кісткової тканини моделюються двокомпонентною аморфно-кристалічною матрицею. Активна мінеральна матриця кісткової тканини складається з кристалів гідроксилапатиту, поперечні розміри яких майже на два рівні менші від діаметра колагенових волокон. Довгі осі кристалів орієнтовані паралельно до поздовжнього напрямку колагенових волокон, розташовані між мікрофібрилами, фібрилами і колагеновими волокнами, утворюють самостійну неперервну мінеральну структуру. Колагенові волокна розглядаються як просторово розміщені елементи в мінеральній матриці. Вважаємо їх орієнтацію для кісткових трабекул впорядкованою і паралельною оптичній площині.

**Мета дослідження.** Розробити і впровадити новий напрямок лазерної поляризаційно-чутливої діагностики різних морфологічних об'єктів і порівняти їх поляризаційні властивості двопротозаломлювальної структури.

**Матеріал і методи.** Досліджувалась структура гомілкової кістки (31 препарат), тканина брижі (27 препаратів), тканина стінки стравоходу 8-місячного плода (21 препарат), тканини нирки (22 препарати), тканин стінки тонкої кишки (27 препаратів), тканин стінки товстої кишки (21 препарат). Забір матеріалу проведено в приміщенні моргу Чернівецького обласного бюро судово-медичної експертизи та кафедри анатомії людини імені М. Г. Туркевича, при температурі 18-20<sup>0</sup>С, вологості 65-70%. Легеневу тканину людини отримували на кафедрі онкології, променевої діагностики та променевої терапії. Вивчалась тканина гомілкової кістки трупів людини, тканини пазух твердої мозкової оболони (верхньої стрілової, нижньої стрілової, потиличної та стоку пазух) 240,0 мм ТКД трупів плодів людини. Препарати кісткової тканини виготовляли, використовуючи методику декальцинації в азотній кислоті. Зрізи товщиною 20±2 мкм для приготування мікропрепаратів виготовлялися на заморожуючому мікротомі МЗ-2.

В роботі використовувались методи лазерної поляриметрії у поєднанні з статистичним аналізом зображень біологічної тканини різної архітекtonіки.

**Основні результати.** Паралельний світловий пучок ( $\varnothing = 10^4$  мкм) He-Ne лазера ( $\lambda = 0.6328$  мкм,  $W = 5.0$  мВт) проходить через коліматор, стаціонарну четверть хвильову пластинку, механічно рухомі четвертьхвильові пластинки, поляризатор і аналізатор, відповідно, досліджуваний об'єкт, мікрооб'єктиви. Сформовані поляризаційні зображення направляються на площину світлочутливої площини (800x600 пікселів) CCD-камери, яка забезпечує діапазон вимірювання структурних елементів біологічних тканин розмірів – 2-2000 мкм; статистичний аналіз зображень біологічних тканин проводиться персональним комп'ютером. Формування лазерного

пучка відбувається з довільним азимутом  $0^{\circ} \leq \alpha_0 \leq 180^{\circ}$  або еліптичністю  $0^{\circ} \leq \beta_0 \leq 90^{\circ}$  поляризації.

Умови експерименту підбиралися так, щоб усунути просторово-кутову апертурну фільтрацію при формуванні зображень. Це забезпечується узгодженням кутових характеристик індикатрис розсіювання світла зразками тканини ( $\Omega_{BT} \approx 16^{\circ}$ ) і кутової апертури мікрооб'єктива ( $\Delta\omega = 20^{\circ}$ ), де  $\Omega_{BT}$  – кутовий конус індикатрис, у якому сконцентровано 98% всієї енергії розсіюваного випромінювання.

Розроблена і апробована нова методика лазерної поляризаційно-чутливої діагностики аналізу оптико-морфологічних властивостей зображень мап різної природи. Апробована модель описання оптичної анізотропії біологічних тканин на основі використання матриці Мюллера оптично одноосних двопронезаломлюючих кристалів. Біологічна тканина розглядається як двох компонентна аморфно-кристалічна структура-матриця. Аморфна компонента – жири, ліпіди, неструктуровані білки, тощо є поляризаційно-ізотропна (оптично неактивна). Кристалічна компонента – колагенові білки, міозин, тощо є просторово зорієнтованими двопронезаломлюючими протеїновими фібрилами. Властивості кожної окремої фібрили моделюються оптично одноосним кристалом, напрям осі якого збігається з напрямком укладання в площині біологічної тканини, а показник двопронезаломлення визначається її речовиною. Більш високим рівнем організації біологічної тканини є архітектонічна сітка, утворена різноорієнтованими двопронезаломлюючими пучками. У рамках даної моделі вдалося пояснити механізми формування поляризаційної неоднорідності об'єктивних полів біологічної тканини різних типів.

Всі розподіли матриці Джонса  $D_{ik}(x, y)$  є координатно-неоднорідними, утвореними неперервною зміною локальних значень матричних елементів в кожній точці віртуальної біологічних тканин. Для всіх розподілів елементів матриці Джонса характерні локальні екстремуми різних знаків та різною величини. Причому діапазон зміни кожного з елементів  $D_{ik}(x, y)$  максимально лежить у межах від -1 до +1. Зміна форми фібрил виявляються у зміні координатного розташування локальних екстремумів  $D_{ik}(x, y)$ , зміні їх півширини, тощо. Для повного статистичного описання густини ймовірності розподілу будь-якого елементу  $D_{ik}(x, y)$  матриці Джонса біологічних тканин достатньо мати інформацію про значення чотирьох статистичних елементів  $R^{(i)}$  (середнє  $R^{(1)}$ , дисперсія  $R^{(2)}$ , асиметрія  $R^{(3)}$ , ексцес  $R^{(4)}$ ).

Запропонована модель двошарової біологічних тканин з шорсткою поверхнею, на основі якої встановлені взаємозв'язки між оптико-геометричною побудовою парціальних складових біологічного об'єкта й поляризаційними параметрами перетвореного ним випромінювання.

Лазерна поляриметрія дозволяє проводити діагностику біологічних тканин (епітеліальної, м'язової, сполучної, ниркової та легеневої тканин), візуалізує лазерні поля, представляє їх, як суперпозицію розподілу ізотропних та оптико-анізотропних структур, визначити критерії діагностики тканин на основі статистичного (статистичні

моменти 1-го- 4-го порядків), кореляційного і фрактального аналізу архітектонічної структури поляризованих лазерних зображень.

Знайдено взаємозв'язок між набором статистичних моментів 1-го-4-го порядків, що характеризують мікрогеометрію поверхні та орієнтаційно-фазову будову двопронезаломлюючої архітектоніки тканини і сукупністю відповідних статистичних моментів двовимірних розподілів азимутів і еліптичностей світлових коливань їх поляризаційних мап.

Отримана інформація про статистичні моменти 1-го-4-го порядків розподілів  $W(\alpha), W(\beta)$  зображень тканин різної будови свідчить про те, що чим більше відхиляються імовірнісні розподілооптико-морфологічних параметрів архітектонічних сіток від статистичного в бік самоподібного характеру, тим більшими стають величини 3-го-4-го статистичних моментів розподілу поляризаційних параметрів зображень біологічних структур.

Встановлено, що найбільш чутливими до зміни оптико-геометричної будови поверхневої та об'ємної складових біологічної тканини є 3-й-4-й статистичні моменти координатних розподілів азимутів і еліптичностей поляризації (поляризаційні мапи).

Для остеонів кісткової тканини властива просторово спіральна орієнтація колагенових волокон. Останнім у ламелах остеона властиві різні кути розміщення спіралей, але в кожній ламелі вони орієнтовані в одному напрямку. У суміжних ламелах волокна спрямовані під кутом від  $30^{\circ}$  до  $90^{\circ}$  до поздовжньої осі остеона.

На основі знань про біоструктуру кісткової тканини запропонована модельна схема. Кісткова тканина як композит складається, в основному, з двох фаз: органічної та неорганічної. Перша містить колаген I типу і малу кількість не колагенових білків, кислих глікопротеїнів і малих протеогліканів. Основною частиною неорганічної фази кістки є гідроксилапатит і трикальційфосфат із включенням карбонату, цитрату, Na, Mg, Cl, F. Двопронезаломлюючі колагенові структури і кристали гідроксилапатиту мають здатність до перетворення поляризації лазерного випромінювання.

Метод поляризаційної візуалізації архітектонічної структури біологічної тканини різного морфологічного типу дозволяє впровадити статистичний аналіз координатних розподілів поляризаційних параметрів полів розсіяного лазерного випромінювання.

Виконано оптичне моделювання структури кісткової тканини, яка включає три організаційні рівні: мікрокристалічний, макрокристалічний та архітектонічний. Існує однозначний взаємозв'язок між морфологічними параметрами кісткової тканини і станом об'єктивного лазерного поля.