

Проблеми безперервної медичної освіти та науки

Щоквартальний
науково-практичний журнал

№ 3 (30) ' 2018

**PROBLEMS
OF UNINTERRUPTED
MEDICAL TRAINING
AND SCIENCE**

is published 4 times a year
Founded in 2000

**ЗАСНОВНИК,
ВИДАВЕЦЬ**

Харківська медична академія
післядипломної освіти

АДРЕСА РЕДАКЦІЇ:

Харківська медична академія
післядипломної освіти,
вул. Амосова, 58,
61176, м. Харків, Україна

Тел. редакції:
(057) 711-35-56, 711-80-29
Факс: (057) 711-80-25

E-mail:
academizdat@med.edu.ua

Сайт журналу:
<http://www.promedosvity.in.ua>

Журнал включено
до міжнародної наукометричної
бази Google Scholar

ISSN 2308-3220

Свідоцтво про державну
реєстрацію:
сер. КВ № 17585-6435 Р
від 17.03.2011 р.

Журнал є правонаступником
попереднього, заснованого у 2000 р.

Свідоцтво про державну
перереєстрацію:
сер. КВ № 12762-1646 Р
від 05.06.2007 р.

Журнал включено до Переліку
наукових фахових видань
України (наказ Міністерства
освіти і науки України
№ 1413 від 24.10.2017 р.).

Рекомендовано до друку Вченою радою
Харківської медичної академії післядипломної освіти
(протокол № 7 від 28 вересня 2018 р.)

РЕДАКЦІЙНА КОЛЕГІЯ

Головний редактор:

О. М. Хвисюк — д-р мед. наук, проф.

Заступники головного редактора:

О. П. Волосовець — чл.-кор. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
Ю. В. Вороненко — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.

Науковий редактор:

Б. М. Даценко — д-р мед. наук, проф.

Відповідальний секретар:

О. О. Рожнов — канд. мед. наук, доц.

Редакційна колегія:

О. В. Більченко — д-р мед. наук, проф.;
Г. І. Гарюк — д-р мед. наук, проф.;
М. А. Георгіянц — д-р мед. наук, проф.;
А. М. Гольцев — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
Є. М. Горбань — д-р мед. наук, проф.;
О. В. Грищенко — д-р мед. наук, проф.;
Ю. А. Дьомін — д-р мед. наук, проф.;
М. О. Корж — д-р мед. наук, проф.;
В. С. Крутько — д-р мед. наук, проф.;
О. В. Любченко — д-р мед. наук, проф.;
В. Г. Марченко — д-р мед. наук, проф.;
В. М. Мороз — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
В. Ф. Москаленко — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
В. В. Ніконов — д-р мед. наук, проф.;
О. К. Попсуйшапка — д-р мед. наук, проф.;
С. М. Ромаєв — д-р мед. наук, проф.;
М. І. Хвисюк — д-р мед. наук, проф.;
В. Й. Целуйко — д-р мед. наук, проф.;
О. А. Цодікова — д-р мед. наук, проф.;
І. З. Яковцов — канд. мед. наук, проф.

РЕДАКЦІЙНА РАДА

І. Ю. Багмут — д-р мед. наук;
П. В. Волошин — д-р мед. наук, проф.;
О. Я. Гречаніна — чл.-кор. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
І. М. Гришин — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф. (Білорусь);
Ю. І. Губський — чл.-кор. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
Г. В. Дзяк — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
Д. І. Заболотний — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
П. М. Зубарев — д-р мед. наук, проф. (Росія);
В. М. Коваленко — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
М. М. Коренєв — д-р мед. наук, проф.;
В. І. Кривобок — канд. мед. наук, доц.;
В. Ф. Куліковський — д-р мед. наук, проф. (Росія);
А. О. Лобенко — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
О. Ю. Майоров — д-р мед. наук, проф.;
Н. Г. Малова — д-р біол. наук, проф.;
О. С. Никоненко — чл.-кор. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
Б. А. Рогожин — канд. мед. наук, доц.;
М. Д. Трощко — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.;
В. І. Цимбалюк — акад. Нац. акад. мед. наук України, д-р мед. наук, проф.

Передплатний індекс — 89215

© ХМАПО

Журнал «Проблеми безперервної медичної освіти та науки», 2018 р.

ЛАЗЕРНА НЕФЕЛОМЕТРИЯ ТКАНИН ОРГАНІВ ЛЮДИНИ

Д. І. Остафійчук, канд. техн. наук Т. В. Бірюкова, доц. С. І. Бойцанюк*

ВДНЗУ «Буковинський державний медичний університет», м. Чернівці,
*ДВНЗ «Тернопільський державний медичний університет
ім. І. Я. Горбачевського МОЗ України», м. Тернопіль

Оглядом обґрунтовано можливість діагностики та диференціації фізіологічного стану біотканини, враховуючи їх оптичну активність та подвійне променезаломлення. Розглянута модель біотканини як аморфно-кристалічної матриці є основою методу лазерної поляриметрії. Проаналізовано метод поляриметрії, в основу якого покладено процес поляризаційної візуалізації архітектонічної побудови фізіологічно нормальних і патологічно змінених біологічних тканин. Проаналізовано біологічні структури, що мають багато спільного в морфологічній побудові та оптичних властивостях. Виділено роль колагену в структурній побудові всіх біотканин із високим ступенем упорядкування (як правообертальна суперспіраль). На основі цього теоретично обґрунтована оптична модель біологічної тканини як двокомпонентної аморфно-кристалічної структури. Визначено використання методу лазерної поляриметрії у нефрологічних і біологічних дослідженнях тканин шийки матки.

Ключові слова: аморфно-кристалічна матриця, оптична анізотропія, подвійне променезаломлення, біологічна тканина, оптична активність.

ЛАЗЕРНАЯ НЕФЕЛОМЕТРИЯ ТКАНЕЙ ОРГАНОВ ЧЕЛОВЕКА

Д. И. Остафийчук, канд. техн. наук Т. В. Бирюкова,
доц. С. И. Бойцанюк*

Обзорно обоснована возможность диагностики и дифференциации физиологического состояния биоткани, учитывая ее оптическую активность и двойное лучепреломление. Рассмотренная модель биоткани как аморфно-кристаллической матрицы является основой метода лазерной поляриметрии. Проанализирован метод поляриметрии, в основу которого положен процесс поляризационной визуализации архитектурного построения физиологически нормальных и патологически измененных биологических тканей. Проанализированы биологические структуры, имеющие много общего в морфологическом построении и оптических свойствах. Выделена роль коллагена в структурном построении всех биотканей с высокой степенью упорядочения (как правовращающая суперспираль). На основе этого теоретически обоснована оптическая модель биологической ткани как двухкомпонентной аморфно-кристаллической структуры. Определено использование метода лазерной поляриметрии в нефрологических и биологических исследованиях тканей шейки матки.

Ключевые слова: аморфно-кристаллическая матрица, оптическая анизотропия, двойное лучепреломление, биологическая ткань, оптическая активность.

LASER NEPHLOMETRY OF HUMAN ORGAN TISSUE

D. I. Ostafiychuk, T. V. Biryukova,
S. I. Boitsanyuk*

In this article, the possibility of diagnostics and differentiation of biological tissue physiological state with respect to their optical activity and birefringence is shown. Biological tissue models are considered as an amorphous and crystalline matrix in the method of laser polarimetry. The method of polarimetry based on the process of polarizing visualization of the physiologically normal and pathologically changed biological tissues architectonic structure is analyzed. The biological structures common in morphological structure and optical properties are analyzed. The role of collagen in the structure of biotissue with a high degree of orderliness (as a right-handed super-spiral) is highlighted. On this basis theoretically is substantiated optical model of biological tissue, as a two-component amorphous and crystalline structure. Using of laser polarimetry method in researches of cervix and nephrological biological tissues was determined.

Keywords: amorphous-crystalline matrix, optical anisotropy, birefringence, biological tissue, optical activity.

Із метою обґрунтування можливостей діагностики та диференціації фізіологічного стану біологічних тканин проаналізуємо сучасні уявлення про структуру основних типів тканин. Актуальність аналізу зумовлена такими

чинниками: біологічні тканини є сукупністю різноманітних біологічних структур (м'язової, сполучної, епітеліальної та нервової), з іншого боку, біологічні тканини мають багато спільного з точки зору морфологічної побудови та оп-

тичних властивостей (оптична активність та подвійне променезаломлення) [1, 4, 6].

Сполучна тканина — тканина, у якої кількість позаклітинної матриці займає більшу частину, ніж клітинний компонент. Сполучні тканини — хрящі, сухожилля, зв'язки, матриця кістки, жирові утворення. Кров і лімфа — також особливі сполучні тканини, де позаклітинна матриця — це рідкий компонент. Волокниста сполучна тканина виконує роль зв'язки кровоносних судин і формує основну мембрану для підтримки клітин тіла і м'язів [4].

Сполучні тканини становлять різні типи позаклітинних матриць. Волокна позаклітинних матриць складаються з нерозчинних полімерів високої молекулярної ваги білків колагену або еластину. Волокна можуть переплітатися або щільно пакуватися в певній послідовності [5].

Епітелій — складається з пластових клітин, розміщених між зовнішньою та внутрішньою поверхнями органа й виконує секреторну функцію так само добре, як і захисну [4].

Епітаксійні тканини відіграють роль своєрідного покриття типу «шкіри» легень, кишечника, кровоносних судин. Клітини епітелію сильно ущільнені з невеликою кількістю позаклітинної речовини між ними. Епітаксійні тканини за рахунок суміжних сполук формують об'єднану сітку, що дає пластовим клітинам механічну силу та робить її непроникною до пасивного розмноження маленьких молекул. Відповідні сполуки в механічному плані сприяють закріпленню епітаксійних пластових клітин, щоб сформувати захисний шар і таким чином обмежити орган від ран або інфекцій [2, 3].

М'язова тканина, у якій виділяють три основних типи тканин м'язів: смугастий, гладкий та серцевий. Смугастий тип м'язів характерний для кісток, які виконують певну роботу. Цю групу м'язів називають скелетними і вони складаються з великих багатоядерних клітин [4, 5, 7]. Гладкі м'язи у внутрішніх органах і навколо великих кровоносних судин складаються з плоских клітин. Вони є у стравоході, сечовому міхурі, артеріях, венах і активуються автономною нервовою системою. Серцеві м'язи забезпечують насосну роботу серця,

і характеризуються тим, що їх клітини часто мають розгалужену систему.

Нервові клітини (нейрони) — існують для передачі інформації від однієї частини органа до іншої. Електричні імпульси та хімічні сигнали передаються від нейрона до нейрона або від нейрона до м'яза через синапс (особлива сполука невроналу, де нейрони з'єднуються один з одним або з клітинами м'язів) [2, 5, 6].

Розгляньмо на основі наведених даних структуру типової біологічної тканини з використанням двокомпонентної моделі та проаналізуємо структуру сполучної тканини, що з'єднує матрицю м'яза з кісткою. У цій структурі необхідно виділити колаген — позаклітинний білок, який є основним структурним елементом багатьох тканин. Колаген складає приблизно третину від загального обсягу білків у тілі людини та виявлений майже в усіх тканинах. Колаген забезпечує силу й є основним чинником, який забезпечує форму для гнучкості й руху. Це головний структурний елемент тканини, який переносить основні навантаження у м'язих тканинах і забезпечує платформу для мінералізації у твердих тканинах, які можуть підпадати під дію стискання [7]. Колаген у біотканинах є високоорганізованою структурою з можливістю створювати ієрархічні структурні системи (один із типів колагенових молекул — це правообертальна суперспіраль, яка складається з трьох поліпептидних ланцюгів, приблизно тисячі залишків амінокислот кожен). Чергування орієнтації молекул колагену у фібрилі забезпечує збільшення міцності й еластичності сполучної тканини, яка становить відповідне переплетення зв'язок колагену фібрил.

Молекула колагену є структурним елементом багатьох тканин. П'ять молекул колагену завжди утворюють лівообертальну спіраль за рахунок дії електростатичних полів. Отже, суперспіраль колагену — це спіраль структури з початковим визначеним напрямком обертання, яка показує високий ступінь упорядкування в молекулах колагену в осьовому напрямку мікрофібрили. Мікрофібрили об'єднуються у вищеорганізовані структури підфібрили, які є правообертальними суперспіралями. Ієрархія в сполучних

тканинах відображає алгоритм, згідно з яким сформовано біологічну тканину [4, 5].

Структура багатьох типів біологічних тканин має самоподібну геометрію і загальною особливістю їх морфологічного формування є процеси необмеженого росту, внаслідок яких утворюється структурована двокомпонентна структура, яка складається з ієрархічної побудованої фібрилярної, ниткоподібної позаклітинної матриці, яка містить різномірні клітинні утворення. Такий підхід використано для статистичного моделювання оптичних властивостей структурованих біотканин і ця модель розглядає біотканину як аморфно-кристалічну матрицю [1, 2, 9]. Жири, ліпіди, неструктуровані білки становлять аморфну компоненту біотканини і є поляризаційно ізотропними, оптично неактивними. Кристалічна компонента біотканини утворена просторово зорієнтованими двопротенезаломлюючими протеїновими фібрилами (колагенові білки, міозин). Властивості кожної окремої фібрили моделюються оптично — одновісним кристалом, напрямком осі якого збігається з напрямком укладання в площині біотканини, а показник двопротенезаломлення визначається її речовиною. Вищим рівнем організації біотканин є архітектонічна сітка, утворена різнозорієнтованими двопротенезаломлюючими пучками. Опис процесів світлорозсіювання біологічних тканин різних типів здійснюється на основі матриці Мюллера для оптично одновісних кристалів [1, 9].

У працях теоретично обґрунтовано й експериментально апробовано оптичну модель біологічної тканини як двокомпонентної аморфно-кристалічної структури [4, 7, 8]. Основою дослідження є метод лазерної поляриметрії, що базується на аналітичному обґрунтуванні процесів перетворення поляризації лазерного випромінювання як результат подвійного протенезаломлення речовини протеїнових фібрил біологічних тканин. Під оптичною активністю розуміють поляризаційний дихроїзм і результатом оптичної активності протеїнових структур біологічної тканини виявляється поворот поляризації лазерної хвилі.

Метод поляриметрії біологічних тканин шийки матки [5]. Поляризаційний аналіз

зображення біологічної тканини дає змогу систематизувати у вигляді координатного розподілу інтенсивностей структуру оптично активних протеїнових структур біологічних тканин. Такий поляризаційний аналіз зображення використовується під час дослідження структур біологічних тканин шийки матки з метою вивчення оптичної діагностики їх фізіологічного стану. Явище дихроїзму речовини протеїнових фібрил тканин шийки матки полягає в розбіжностях коефіцієнтів пропускання для складових (ОХ та ОУ — напрямки сканування) амплітуди лазерної хвилі. Головною підставою використання параметра оптичного дихроїзму біологічних тканин шийки матки є те, що процеси їх патологічних змін супроводжуються процесами формування нових напрямків укладки оптично активних волокон у орієнтаційній структурі архітектоніки біологічних тканин (колагенові, еластичні, міозинові волокна м'яких тканин); підвищенням оптичної активності фібрил архітектонічної сітки біологічних тканин; розростанням протеїнових структур, збільшенням їх геометричних розмірів [4, 5]. Отримані дані дають змогу дійти висновку про ріст оптичного дихроїзму речовини тканин шийки матки, що пов'язане як із ростом анізотропної речовини протеїнових фібрил, так і зі збільшенням їх геометричних розмірів. Експериментальна диференціація тканин шийки матки на основі аналізу їх оптичного дихроїзму виявляє такі відмінності:

– для тканин із різними формами дисплазії загальний рівень координатних розподілів величини оптичного дихроїзму зростає для кожної форми тяжкості перебігу процесу;

– онкологічно змінені зразки тканини шийки матки мають екстримально високі значення параметра дихроїзму (з легкою формою дисплазії параметр оптичного дихроїзму змінюється в межах 0,08–0,13; із середньою формою дисплазії спостерігаються напрямки росту оптично активних структур і параметр оптичного дихроїзму зростає до 0,31; із тяжкою формою дисплазії — до 0,41) [5].

Актуальним є розгляд інших поляриметричних методик дослідження шийки матки, а саме: диференційна діагностика оптичної

активності тканин із використанням аналізу параметрів вектора Стокса та діагностика оптичної активності тканин із використанням аналізу матриці Мюллера [4].

Лазерна поляриметрія в нефрології. За основу розгляду та обґрунтування процесів перетворення тканинами нирки лазерного випромінювання покладено теоретичну модель біологічної тканини у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної структури. На цій основі проаналізовано й встановлено механізми перетворення станів поляризації об'єктного поля як результат проявів оптичної анізотропії кристалічного й архітектонічного рівня структури біотканини, що створює можливість установити взаємозв'язок між величинами азимутів і еліптичностей поляризації об'єктного поля з напрямками орієнтації та величинами двопронезаломлення речовини фібрил кристалічних структур тканин різного фізіологічного походження. Окрім цього, встановлено, що підвищення дисперсії значень азимутів поляризації та трансформація еліптично поляризованих ділянок об'єктного поля в лінійно поляризовані є основними поляризаційними ознаками дезорієнтації кристалічних компонентів і втрати оптичної анізотропії їх речовин, які пов'язані з процесами патологічних, дегенеративно-дистрофічних змін біотканин на ранньому етапі їх виникнення [2, 4].

За поданою оптичною моделлю, морфологія нирки може становити двокомпонентну аморфно-кристалічну структуру [2]. Аморфна — це паренхіма, що складається з двох шарів (зовнішня ниркова тканина і внутрішня мозкова речовина). Мозкова речовина складається з ниркових пірамід, що утворюють ниркові частки. Кристалічна речовина — це канатики з епітелію, речовина якого оптично анізотропна, ниркові тільця (тільця Маллорі), де розташовані судинні клубочки, стінки яких двопронезаломлюючі. До двопронезаломлюючих структур належить система іннервації, що становить сукупність нервових гілок, які зв'язані зі стінками судин і охоплюють піраміди та частки нирки; артеріально-венозна мережа, речовина елементів якої (еластичні мембрани, м'язові шари) оптично анізотропна. Окрім

цього, форменні елементи крові (еритроцити, тромбоцити й ін.) також оптично активні [4, 6].

Найважливішим результатом є встановлений взаємозв'язок між розподілом орієнтацій та анізотропією речовини компонентів кристалічних доменів біотканини нирки і співвідносними значеннями індикатрис елементів матриці Мюллера. Матричний оператор Мюллера вичерпно характеризує поляризаційні властивості тканини нирки як сукупності оптично одновісних кристалічних утворень в аморфному паренхіматозному середовищі [2].

Аналізуючи координатні розподіли значень параметрів вектора Стокса лазерних зображень гістологічних зрізів фізіологічно нормальної та патологічно зміненої тканини нирки, встановлено топологічно неоднорідний їх характер.

Структура вектора Стокса свідчить про оптично аморфну будову тканини фізіологічно здорової нирки (відсутні взаємні перетворення станів поляризації). Поляризаційна структура лазерного зображення патологічно зміненої нирки має виразну оптико-анізотропну будову. Параметри вектора Стокса набувають найбільшого діапазону значень, що свідчить про формування морфологічних оптично активних структур тканини нирки. Відомо, що патологічні процеси супроводжуються виникненням і формуванням гнійних метастазів, крововиливів, дистрофій, некрозів, розсіяного капіляротромбозу, тромбозу капілярів клубочків, фіброзних змін. Ці патологічні процеси призводять до розбухання епітелію ниркових каналців, судинних клубочків, фібриноїдного набухання клубочкових кровоносних капілярів, стінок артеріол та артерій, глікогенного нефрозу, відкладення оптично активного глікогену в ниркових каналцях, порушення обміну солей кальцію та фосфору. З оптичної точки зору, такі патологічні зміни призводять до суттєвого підвищення рівня оптичної анізотропії речовини біотканини нирки [1, 3, 8].

На основі моделювання морфологічної структури тканини нирки двокомпонентною аморфно-кристалічною матрицею обґрунтований та апробований метод поляризаційної візуалізації архітектонічної побудови фізіологічно нормальних і патологічно змінених тканин;

статистично проаналізовано координатний розподіл інтенсивностей різних поляризаційних зображень тканин нирки; запропоновано оцінку поляризаційної структури лазерних зображень нирки за допомогою статистичних моментів розподілів їх інтенсивностей; встановлено діагностичну ефективність порівняльного аналізу асиметрії та ексцесу ймовірнісних розподілів інтенсивностей лазерних зображень фізіологічно нормальної та патологічно зміненої (ураженої) тканини нирки [3, 5, 8].

Окрім того, нефелометричний аналіз мікроскопічних зображень зразків жовчі людини підтвердив наявність у її середовищі мікроскопічних утворень двох типів: поляризаційно-обертаючих (зумовлених кристалізацією холестерину) та фазово-зсуваючих (зумовлених явищами кристалізації жовчного пігменту білірубіну). Аналіз лазерних зображень зразків жовчі може бути покладений в основу ранньої діагностики жовчнокам'яної хвороби людини, адже в разі її наявності спостерігається багатократна різниця в рівнях зміни азимута й еліптичності поляризації мікроскопічних лазерних зображень зразків жовчі, взятих у здорової і хворої людини [2, 9].

Отже, усе різноманіття біологічних тканин є оптично неоднорідними структурами, а випромінювання, розсіяне біотканиною, стає носієм інформації про їх властивості, яка міститься у фотометричних, спектральних, поляризаційних і кореляційних характеристиках світлових коливань. У результаті проведених поляриметричних досліджень оптичних і геометричних параметрів будови біотканини в умовах одноразового розсіювання встановлено, що причиною формування розподілів станів поляризації об'єктного поля фізіологічно різних біотканей є фазові зсуви між поляризованими компонентами лазерного випромінювання оптично одновісними кристалічними структурами з двома рівнями морфологічної організації — кристалічним і архітектонічним. Установлено, що поляризаційна неоднорідність когерентних полів кристалічних компонентів біотканини визначається перетворенням стану поляризації лазерного променя просторово зорієнтованими двопротенезаломлюючими фібрилами.

Аналіз поляризаційно-неоднорідних зображень засвідчив, що поляризаційні властивості фізіологічно нормальних біотканей мають фрактальну структуру. Для фізіологічно змінених біотканей характерний статистичний розподіл станів поляризації зображень біотканини, що визначається сукупністю відповідних статистичних моментів поляризаційних мап — координатних розподілів азимутів і еліптичностей поляризації граничного поля біотканини.

Наведені методи біофізичного та оптичного дослідження біотканини дають змогу детально охарактеризувати її склад і властивості. Вони доступні, не потребують складного обладнання й дефіцитних реактивів, методики дослідження біотканей розвиватимуться й удосконалюватимуться, особливо в умовах розвитку матеріально-технічної бази навчальних, експериментальних і клінічних досліджень (лабораторій) тощо.

На основі проведених досліджень поляризаційної і кореляційної структури поля лазерного випромінювання, перетвореного різноманітними морфологічними шарами шкіри, апробовано високоточну безконтактну дистанційну методику поляризаційного вимірювання структури колагенової сітки термального шару шкіри та запропоновано оптичне моделювання процесів формування мікрополяризаційної структури лазерного випромінювання як результат локальних актів заломлення-відбивання світлової хвилі (шар епідермісу), а також поляризаційної активності колагенових пучків (оптично одновісні анізотропні структури) і їх просторово-координатних сіток.

Отже, основними напрямками використання лазерної нефелометрії у медицині є *перспективи* визначення тонкої структури укладки фібрил колагенових волокон кісткової тканини, з іншого боку, сканування когерентного зображення кісткової тканини дає змогу визначити й координатний (топологічний) розподіл концентрації кристалічної мінералізованої фази кісткової тканини, який може бути використаний під час створення комплексу неруйнівних, високоточних, дистанційних методик, актуальних для розв'язання завдань біомоделювання кісткової тканини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Изотова В. Ф. Использование соотношений между элементами матрицы Мюллера для оценки свойств реальных объектов / В. Ф. Изотова, И. Л. Максимова, С. В. Романов // Оптическая спектроскопия. — 1996. — Т. 80, № 5. — С. 838–844.
2. Лазери в біології і медицині / О. Г. Ушенко, В. П. Пішак, О. В. Ангельський [та ін.]. — Чернівці : Медакадемія, 2000. — 277 с.
3. Максимова И. Л. Концентрационные эффекты при рассеянии света на системах биочастиц : автореф. дис. ... на соискание науч. степени канд. физ.-мат. наук : 01.04.05 / И. Л. Максимова. — Саратов, 1991. — 16 с.
4. Ушенко О. Г. Лазерна нефелометрія біологічних тканин / О. Г. Ушенко, В. Т. Бачинський. — Чернівці : Рута, 2007. — С. 139–258.
5. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. — Чернівці : Медакадемія, 2000. — 251 с.
6. Ушенко О. Г. Лазерная диагностика биофракталов / О. Г. Ушенко // Квантовая электроника. — 1999. — Т. 29, № 3. — С. 1–7.
7. Ярославский И. В. Распространение света в многослойных рассеивающих средах. Моделирование методом Монте Карло / И. В. Ярославский, В. В. Тучин // Оптическая спектроскопия. — 1992. — Т. 72. — С. 934–939.
8. Troy T. L. Optical properties of normal and diseased breast tissues: prognosis for optical mammography / T. L. Troy, D. L. Page, E. M. Sevick-Muraca // J. Biomed Opt. — 1996. — Vol. 1, № 3. — P. 342–355.
9. Ushenko Yu. A. Fractal structure of Mueller matrices images of biotissues / Yu. A. Ushenko // Proc. SPIE. — 2004. — Vol. 5772. — P. 131–138.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН ХМАПО ПЛАТНИХ ЦИКЛІВ СПЕЦІАЛІЗАЦІЇ Й УДОСКОНАЛЕННЯ ЛІКАРІВ НА 2018 РІК

КАФЕДРА ПЕРИНАТОЛОГІЇ, АКУШЕРСТВА І ГІНЕКОЛОГІЇ

Зав. кафедри проф. Грищенко О. В. _____ тел.: 711-95-42

Ендокринологія в акушерстві та гінекології (для акушерів-гінекологів).....19.11–18.12

КАФЕДРА АКУШЕРСТВА ТА ГІНЕКОЛОГІЇ 2

Зав. кафедри проф. Козуб М. І. _____ тел.: 732-19-34; 732-68-94

Акушерство і гінекологія (для лікарів, які атестуються на II, I, вищу категорії).....16.10–14.11

КАФЕДРА КЛІНІЧНОЇ ПАТОФІЗІОЛОГІЇ, ТОПОГРАФІЧНОЇ АНАТОМІЇ ТА ОПЕРАТИВНОЇ ХІРУРГІЇ

Зав. кафедри доц. Багмут І. Ю. _____ тел.: 711-80-19

Клінічна патофізіологія (для лікарів усіх спеціальностей,
наукових співробітників та викладачів).....13.11–12.12

КАФЕДРА ПЕДАГОГІКИ, ФІЛОСОФІЇ ТА МОВНОЇ ПІДГОТОВКИ

Зав. кафедри проф. Касьянова О. М. _____ тел.: 711-59-17

Психолого-педагогічні основи вищої освіти
(для викладачів медичних вищих закладів освіти).....16.11–30.11