

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 616.831-005-07+611.13/16

ЗАСТОСУВАННЯ МАГНІТНОГО РЕЗОНАНСУ В ВИЗНАЧЕННІ МОРФОЛОГІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ АНГІОАРХІТЕКТОНІКИ ПРИ СУДИННІЙ ПАТОЛОГІЇ ГОЛОВНОГО МОЗКУ.

*Францевич К.А., Цвігун Г.В., Красільников Р.Г., Ігнатенко П.М., Головний військовий
госпіталь МО України, м. Київ, Україна*

В роботі висвітлено переваги операторо-незалежного методу МРТ та його методики МРА в дослідженні церебральної ангіоархітекtonіки при судинній патології. Проведено обстеження 100 хворих віком від 20 до 45 років. Результати діагностики зведені в таблицю та представлені діаграмою

Вступ

Однією з найбільш загрозливих форм судинної патології голови для життя людини є артеріо-венозна мальформація (АВМ). Загроза цієї патології визначається раптовим виникненням мозкових крововиливів, що супроводжуються високою летальністю або інвалідізацією, переважно в молодому віці [1, 2].

У клінічній практиці при оцінці стану головного мозку методом вибору є рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ); для візуалізації судин головного мозку застосовують операторо-залежні ультразвукові методи, але більш інформативним при цьому залишається інвазивна рентгенівська контрастна ангіографія (РКА) [1, 4, 5, 6, 7, 8, 9]. Враховуючи визначені обмеження та протипоказання перелічених вище методів, клініцисти бажають мати у своєму арсеналі більш інформативні неінвазивні методи, наприклад магнітно-резонансну томографію (МРТ) та її методику, магнітно-резонансну ангіографію (МРА) [2]. Дослідження можливостей МРА в діагностиці судинної патології становить мету данної роботи.

Матеріали та методи

Нами досліджено 100 пацієнтів, госпіталізованих у відділення нейрохірургії та ангіоневрології. Вік хворих коливався від 20 до 45 років (всі чоловіки). Заздалегідь хворі були комплексно обстежені з використанням стандартних клінічних методів. До складу контрольної групи ввійшли 50 практично здорових осіб ідентичного віку. Критерієм попереднього відбору пацієнтів для МРА було наявність патологічних змін магістральних судин голови (МАГ) під час ультразвукового дослідження судин за стандартною методикою [6, 7].

Для поглибленого вивчення патологічних змін у судинах, а також виявлення ішемічного ураження головного мозку 28 хворим у межах одного дослідження виконана МРТ головного мозку та МРА МАГ (томограф VECTRA 0.5 Т, фірми General Electric). Головний мозок досліджувався за стандартною методикою МРТ: T1 та T2-взважених зображень в сагітальній, аксіальній та фронта-

льних площинах із застосуванням імпульсних послідовностей TSE та SE. МРА виконувалася за розробленою нами програмою: тривимірна фазоконтрасна ангіографія судин «Вілізієва кола» (3D-PC), матриця: 128x224, товщина зрізу: 8 мм, крок: 2 мм; тривимірна фазоконтрасна ангіографія магістральних судин шії (3D-PC), матриця: 192x198, товщина зрізу: 8 мм, крок: 2 мм.

Результати досліджень

Оцінювали тип закладки судинної системи, тип та кут відгалуження судин, ступінь їхньої звивистості [3].

При оцінці типу закладки судинної системи відрізняли магістральний тип та розсипний тип ангіоархітекtonіки. Якщо судини відповідали класичним топографо-анатомічним аналогам, то тип ангіоархітекtonіки вважали магістральним, якщо судин більше або вони розгалужені у вигляді сітки, то тип ангіоархітекtonіки вважали розсипним.

При оцінці калібру визначали дрібно-, середньо- або великокаліберний тип ангіоархітекtonіки, при чому оптимальним є середньокаліберний тип.

При оцінці типу відгалуження розрізняли біфуркацію, трифуркацію та квадрифуркацію, причому оптимальним типом відгалуження є біфуркація.

Для оцінки кута відгалуження визначали кут біфуркації судин, причому оптимальним вважають кут до 60 градусів за умови, що бісектриса кута є продовженням поздовжньої осі проксимального сегмента судин, котра ділиться, а патологічним – кут біфуркації понад 60 градусів з тенденцією до перпендикулярного відгалуження.

При оцінці ступеня звивистості визначали відхилення осі судин, причому якщо вигин виявлено в типовому топографоанатомічному сегменті, то звивистість вважають фізіологічною, а якщо відхилення по осі судини виявлено не в типовому місці, то патологічною.

В наших спостереженнях, згідно з даними математичного моделювання виявлених змін, прогностично найбільш сприятливим були магістральний середньокаліберний тип ангіоархітекtonіки з дихотомічним типом галуження артерій. При дрібнокаліберному типі з діаметром просвіту 1 мм лінійна швидкість кровотоку (ЛШК) значно зростала до 16 м/с, що є чинником ризику для різкого обмеження часу газообміну й розподілу крові в периферичних біфуркаціях, дуже збільшується ризик розриву артерії від гідродинамічного удару. Величина гідравлічного удару на одиницю площі різко зростала при дрібнокаліберному типі артерій (1-3 мм) навіть при відсутності стенозуючих уражень цієї артерії. При великокаліберному типі з діаметром просвіту 10 мм порівняно з даними при калібрі 1 мм ЛШК була знижена в 100 разів і є чинником ризику зниження величини гідравлічного удару з провокацією фонові ішемії у найбільш віддалених зонах васкуляризації – кіркових ділянках і створенням найсприятливіших умов для тромбоутворення в проксимальних відділах церебральних артерій.

При стенозуючому ураженні в 50% діаметра просвіту ЛШК подвоювалась в усіх артеріях різного калібру порівняно з вихідною, проте величина гідравліч-

ного удару значно відрізнялася: при калібрі 10 мм – 2 умовні одиниці, при калібрі 4 мм – 12,5 умовних одиниць, а при калібрі 1 мм – 200 умовних одиниць. Особливості церебральної ангіоархітекτονіки при різній цереброваскулярній патології, які були виявлені в нашому дослідженні приведені в табл. 1.

Таблиця 1 – Вікові особливості церебральної ангіоархітекτονіки

Церебральна архітектоніка	Контр. група		ДЕ I		ДЕ II		ДЕ III		АВМ	
	Вік (років)									
	20-45		20-25		26-33		34-45		20-25	
	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%
1. Превалюючий калібр церебральних артерій:										
Дрібнокаліберний	2	4	5	17,5			1	3,5		
Середньокаліберний	45	90	10	35	2	7,0	1	3,5	1	3,5
Великокаліберний	3	6	4	14	2	7,0	1	3,5	1	3,5
Разом:	50	100	19	66,5	4	14,0	3	10,5	2	7,0
2. Тип ангіоархітектоники:										
Магістральний	48	96	16	56	2	7,0	1	3,5	1	3,5
Розсипний	2	4	3	10,5	2	7,0	2	7,0	1	3,5
3. Звивість церебральних артерій:										
Однієї артерії	3	6	17	59,5	1	3,5	1	3,5		
Двох і більше артерій	-	-	2	7,0	3	10,5	2	7,0	2	7,0
4. Тип поділу										
Дихотомічний	48	96	18	63	2	7,0	1	3,5		
Патологічний атипний	2	4	1	3,5	2	7,0	2	7,0	2	7,0

Як видно з табл. 1, в 28 пацієнтів з патологічними змінами судин віком від 20 до 45 років у віці 20-25 років характерна дисциркуляторна енцефалопатія I-го ступеня (ДЕ I): виявлено 19 осіб (66.5%), в яких церебральна ангіоархітектоніка в більшості випадків представлена середньокаліберним (35%) превалюючим калібром церебральних артерій, магістральним (56%) типом ангіоархітектоники, переважає звивистість однієї (59,5%) церебральної артерії, тип поділу - дихотомічний (63%). Крім того для 20-25-річного віку характерна така судинна патологія, як артеріо-венозна мальформація (АВМ), церебральна ангіоархітектоніка якої представлена середньокаліберним (3.5%) та великокаліберним (3.5%) превалюючим калібром церебральних артерій, магістральним (3.5%) або розсипним (3.5%) типом ангіоархітектоники, звивистістю двох і більше церебральних артерій (7.0%),

патологічним атиповим типом поділу (7.0%). У віці 26-33 років характерна дисциркуляторна енцефалопатія II ступеню (ДЕ II), церебральна ангіоархітектоніка якої представлена середньокаліберним (7.0%) та великокаліберним (7.0%) превалюючим калібром церебральних артерій, магістральним (7.0%) або розсипним (7.0%) типом ангіоархітектоніки, переважна звивистість двох і більше артерій (10.5%), дихотомічним (7.0%) або патологічним атиповим типом поділу (7.0%). Для 34-45-річного віку характерна дисциркуляторна енцефалопатія III-го ступеню (ДЕ III), церебральна ангіоархітектоніка якої представлена дрібнокаліберним (3.5%) та середньокаліберним (3.5%), або великокаліберним (3.5%) превалюючим калібром церебральних артерій, в більшості випадків розсипним типом ангіоархітектоніки (7.0%), переважає звивистість двох і більше церебральних артерій (7.0%), патологічний атиповий тип поділу (7.0%).

Статистична обробка нашого дослідження представлена на рис.1 у вигляді діаграми розподілу (у відсотках) виявленої судинної патології для різних вікових груп.

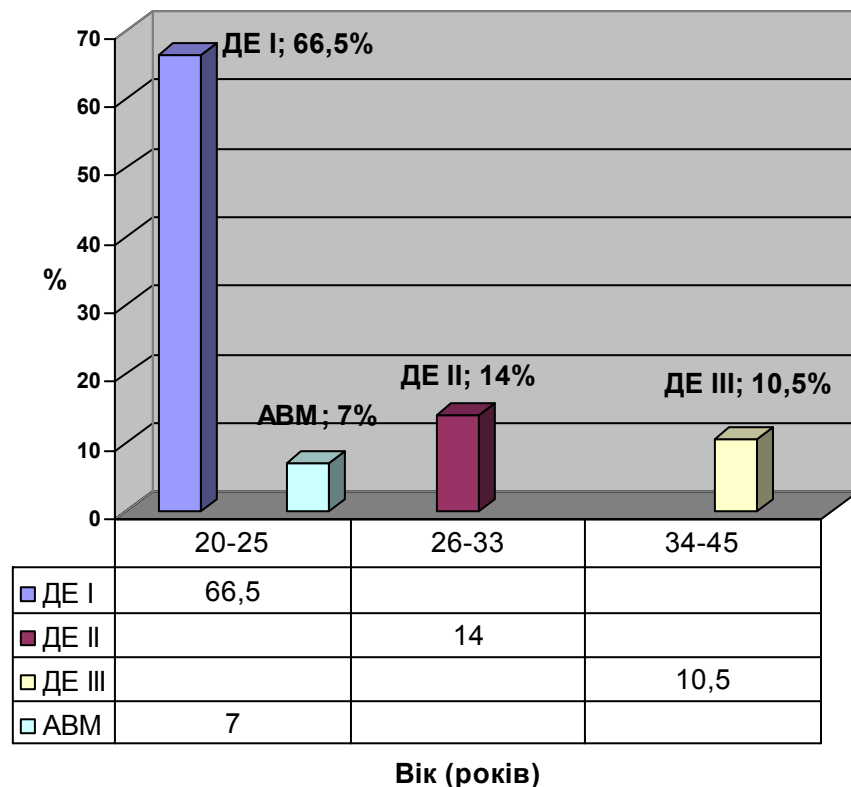


Рисунок 1 – Результати статистичної обробки даних

Із рис. 1 видно, що при нашому дослідженні вікової категорії від 20 до 45 років найбільшій відсоток патології становить дисциркуляторна енцефалопатія I-го ступеню (66.5%), яка повинна консервативно лікуватися ангіоневрологом, найменшій відсоток патології складає артеріо-венозна мальформація (7.0%), що

потребує хірургічної операції. В іншому випадку можлива раптова мозкова катастрофа: мозковий інсульт, крововилив, а в подальшому рання інвалідизація пацієнта або летальний вирок. Обидві патології зустрічаються у віці 20-25 років та не супроводжуються яскравою клінікою.

Висновки

Враховуючи багатогранність цереброваскулярної патології, складність оперативного втручання, необхідно дотримуватись максимального неінвазивного радіологічного дослідження головного мозку та його судин, в якому значну роль відіграє високоінформативне операторо-незалежне МРТ та МРА та їх подальші дослідження.

Література

1. Самотокін Б.А., Хилько В.А. Аневризмы и артерио-венозные соустья головного мозга. -Л.: Медицина, 1973. – 240 с.
2. Беличенко О.И., Дадвани С.А., Абрамова Н.Н., Терновой С.К. Магнитно-резонансная томография в диагностике цереброваскулярных заболеваний. - М.: Видар, 1998. -198 с.
3. Лущик У.Б., Новицький В.В. Деякі аспекти прикладної гемодинаміки в епоху прижиттєвих візуалізуючих технологій. - К.: МПП НМЦУЗМД «Істина», 2005. -164 с.
4. Wolpert S., Caplan L. Current role of cerebral angiograph in the diagnosis of cerebrovascular disease // AJR. - 1992. - V. 159. - P. 191-197.
5. Goldberg H. Angiography of extra- and intracranial occlusive cerebrovascular disease //Neuroimaging Clin. N. Amer. - 1992. - V. 2. - P. 487-507.
6. Шахнович А.Р., Шахнович В.А. Диагностика нарушений мозгового кровообращения. Транскраниальная доплерография. -М.: Ассоциация книгоиздателей, 1996. - 446 с.
7. Patel M.R., Kuntz K.M., Klufas R.A. et al. Preoperative assessment of the carotid bifurcation: can magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography replays contrast arteriography? // Stroke. - 1995. - V.26. - P. 1753-1758.
8. Shrier D.A., Tanaka H., Numaguchi Y. et al. CT angiography in evaluation of acute stroke // AJNR. - 1997. - V. 18. - P. 1011-1020.
9. Cumming M.J., Morrow I.M. Carotid artery stenosis: a prospective comparison of CT angiography and conventional angiography // AJR. - 1994. - V. 163. - P.517-523.

Францевич К.А., Цвигун Г.В., Красильников Р.Г., Игнатенко П.М. **Применение магнитного резонанса в определении морфологических параметров ангиоархитектоники при сосудистой патологии головного мозга**

В статье освещены преимущества оператор-независимого метода МРТ и его методики МРА в диагностике церебральной ангиоархитектоники при сосудистой патологии. Обследованы 100 пациентов в возрасте от 20 до 45 лет. Результаты диагностики помещены в таблице и представлены на диаграмме

Frantsevich K.A., Tsvigun G.V., Krasilnikov R.G., Ignatenko P.M. **Use (application) magnetic resonance in the determination of morphological parameters of angioarchitectonics at vascular pathology of brain.**

Privilege of operator-independent method of MRI and MRA methodic in the investigation of cerebral angioarchitectonics at vascular pathology are presented in the article. There were examined 100 patients in the age of 20 up to 45 years. Results of diagnostics are introduced in the table and showed on the chart

Надійшло до редакції
20 червня 2006 року

УДК 621.317

ДОСЛІДЖЕННЯ МІКРОХВИЛЬОВИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ЗРАЗКІВ ШКІРИ ДЛЯ ВИРОБІВ ЛЕГКОЇ ПРОМИСЛОВОСТІ

¹Красюк С.О., ²Перегудов С.М., ¹Шевченко К.Л., ²Яненко О.П., ¹Київський Національний університет технологій і дизайну, м. Київ, Україна; ²Науково-дослідний центр квантової медицини "Відгук", м. Київ, Україна

У статті йдеться про результати експериментальних досліджень мікрохвильових властивостей зразків матеріалів шкіри для виробів легкої промисловості

Вступ. Постановка завдання

Шкіряні вироби широко використовуються в легкій промисловості для виробництва легкого та міцного взуття та одягу. Важливою характеристикою шкіри для використання при пошитті виробів для населення є її якість.

В той же час, якість шкіри є інтегральним показником, який містить декілька складових – зовнішній вигляд, механічну міцність, стійкість до зовнішнього впливу навколишнього середовища (вологи, температури) тощо [1]. Для повної оцінки складових якості шкіри необхідно використовувати об'єктивні методи та засоби контролю конкретних параметрів, які в тому чи іншому обсязі характеризують можливість зразка (партії) шкіри. Такими параметрами можуть бути товщина шкіри, її розподіл по площі, стійкість до розриву, щільність, вологість зразка тощо. Контроль та оцінка цих параметрів зазвичай виконується в межах технологічного циклу виготовлення різноманітною спеціалізованою апаратурою. Після цього матеріал надходить до виробників (фабрикам, ательє пошиття) побутових виробів.

Великі об'єми пошиття, що в основному реалізуються підприємствами легкої промисловості, потребують великих партій шкіри, якість яких повинна бути гарантована постачальником. Введення додаткової перевірки якості перед розкроманням шкіри гарантує виготовлення якісних побутових виробів. Процедура вхідного контролю у одержувача шкіри потребує відповідного технічного обладнання. При цьому доцільно використання технічного засобу, який має можливість контролю декількох параметрів шкіри. До таких приладів слід віднести мікрохвильові пристрої, які дозволяють вимірювати товщину та щільність шкіри, її вологість та вологоємність, а також наявність прихованих дефектів.

В той же час є низка показників, які складно визначити в технологічному циклі виготовлення шкіри – сумісність шкіри з тілом людини та радіопрозорість. Такі науково-технічні дослідження можна провести у відповідних акредитованих лабораторіях за наявності фахівців медиків, інженерів із галузей радіотехніки та легкої промисловості. Важливим чинником є наявність спеціалізованої радіотехнічної апаратури з чутливістю на рівні власного радіохвильового випромінювання людини [2].

Основна частина. Методика досліджень

Дослідження мікрохвильових характеристик зразків шкіри проводились на атестованій радіометричній вимірювальній системі (РС) з чутливістю 10^{-14} Вт в

акредитованій лабораторії Науково-дослідного центру квантової медицини "Відгук" МОЗ України. Для дослідження використані зразки каталогу зі шкіри, надані Київським національним університетом технології та дизайну. У процесі експериментальних досліджень перевірялись: власне мікрохвильове випромінювання шкіри при температурі 36°C та радіопрозорість шкіри за двома показниками – затримкою та проходженням зондуючого сигналу.

Схема вимірювання власного випромінювання представлена на рис. 1.

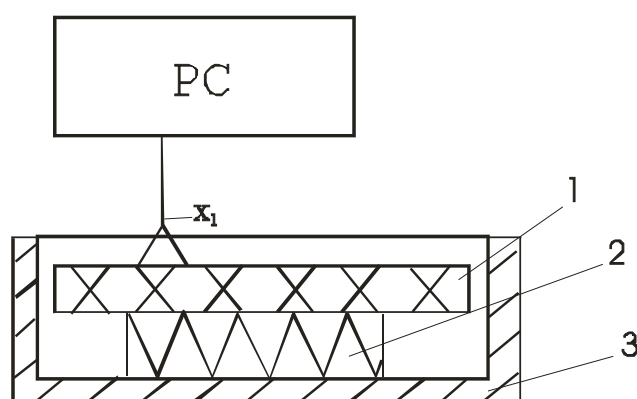


Рисунок 1 – Схема вимірювання власного випромінювання зразків шкіри

Процедура вимірювання заключалася в наступному. Зразок 1 шкіри розміщувався на підігрівач 2 у термостат 3. З іншого боку зразка під'єднувалася приймальна антена радіометричної системи, яка працює на частоті 52 ГГц.

Температура в термостаті підтримувалась на рівні $36 \pm 1^{\circ}\text{C}$, що приблизно відповідає температурі тіла людини.

Після відповідного часового проміжку (8-10 хв) та прогріву зразка шкіри проводилося вимірювання його власного випромінювання.

З теорії радіотеплового випромінювання відомо, що фізичні тіла випромінюють широкий спектр частот, щільність потужності яких визначається співвідношенням [3].

$$S_f = 2 \beta \frac{f^2}{c^2} k T \quad (1)$$

де f – частота коливань, c – швидкість світла, k – постійна Больцмана ($1,38 \times 10^{-23}$ Дж/град), T – температура фізичного тіла, β – коефіцієнт сірості тіла (речовини).

Нагрівання зразка шкіри до температури тіла людини, як видно з (1), призводить до формування надзвичайно слабкого сигналу, інтенсивність якого знаходиться в межах 10^{-13} Вт. Для реєстрації цього сигналу використовувалась РС з чутливістю 10^{-14} Вт. Результати вимірювання наведені на рис.2.

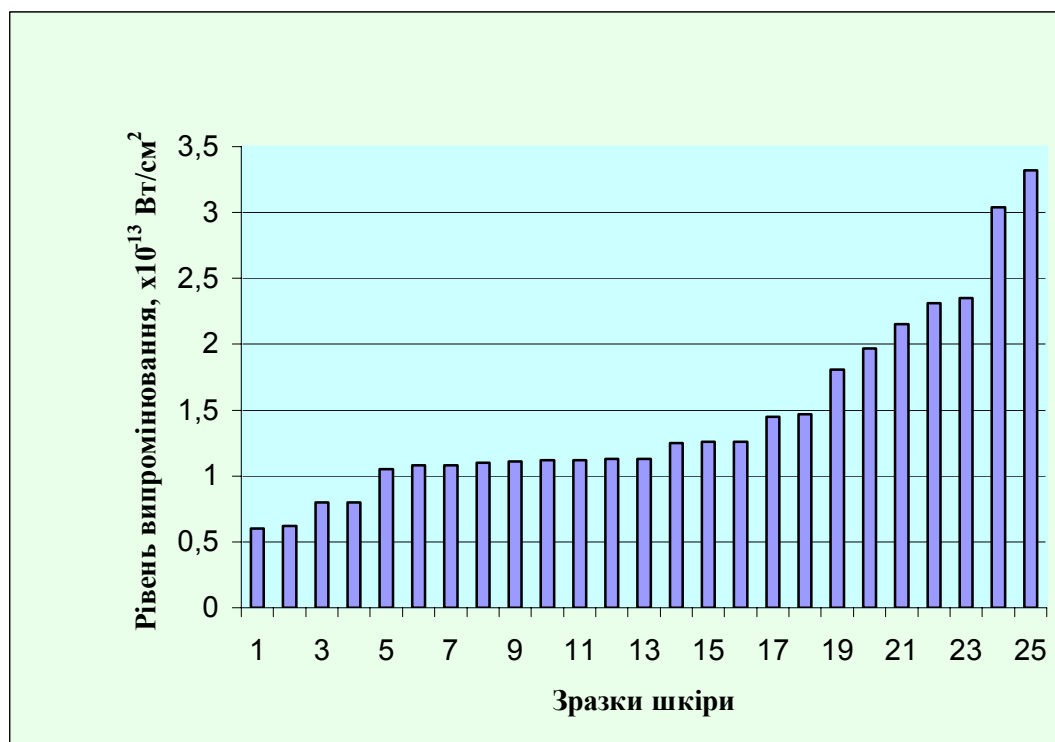


Рисунок 2 – Розподіл власного випромінювання зразків шкіри

Назва зразків шкіри: 1- бичок; 2 - як; 3 - акула; 4 - крокодил; 5 - козлина шевро (чер); 6 - овчина (кор); 7 - шкіра свині; 8 - свинна; 9 - козлина; 10 – овчина шеврон; 11 – овчина біла; 12 - напівкожник; 13 – овчина чорна; 14 – акуля голуба; 15–козлина шевро (кор); 16 - овчина (сіра); 17- бугай; 18- «рибка» свинна; 19 - бичина; 20 - ОПОЕК еластичний; 21- яловка; 22- кінська шкіра; 23- вимітка; 24 - ВИРОСТОК еластичний; 25 - ЖЕРЕБОК еластичний.

Як показано на рис. 2, за інтенсивністю власного випромінювання необхідно розглядати декілька груп зразків шкіри – з малою інтенсивністю на рівні $0,5 \times 10^{-13}$ Вт/см² (зразки 1 до 4), з інтенсивністю близько $1 \cdot 10^{-13}$ Вт/см² (зразки 5-16) зразки з інтенсивністю в межах $1,5-2,5$ Вт/см² (17-23) та зразки з еластичною вичинкою, які мають інтенсивність випромінювання більше $3 \cdot 10^{-13}$ Вт/см² (зразки 24-25).

З огляду на сумісність зразків шкіри з тілом людини, яке має рівень випромінювання близько $3,5 \cdot 10^{-13}$ Вт/см², переваги мають матеріали з більшим рівнем випромінювання.

Проте в цілому шкіра тварини для пошиття взуття та одяжі є натуральним матеріалом і більш сумісним ніж синтетичні текстильні матеріали [4, 5], які формують негативний вплив на організм людини в умовах підвищених та знижених температур, вологості, навколишнього середовища тощо.

На рис. 3 приведена структурна схема дослідження радіопрозорості шкіри при взаємодії із зовнішнім електромагнітним випромінюванням.

Структурна схема на рис.3 містить: ГШ - генератор еталонного шуму, А – атенюатор, X_1 – випромінювальну антену, X_2 – приймальну антену радіометричної системи.

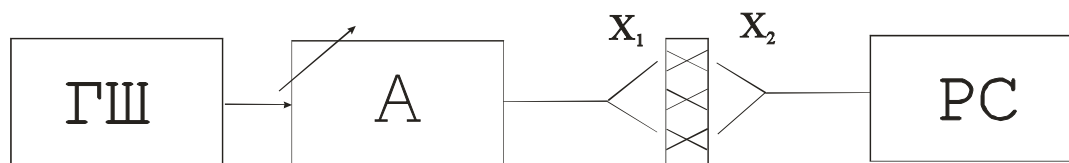


Рисунок 3 – Схема дослідження радіопрозорості шкіри

Процедура вимірювання радіопрозорості виконувалась наступним чином. Спочатку сигнал від атестованого еталонного генератора шуму низької інтенсивності ГШ (10^{-12} - 10^{-13} Вт/см²) через передавальну X_1 та приймальну X_2 антени безпосередньо вимірювався РС. Надалі між антенами розміщувався зразок шкіри та вимірювалась потужність, яка проходила через шкіру – $P_{пр}$.

Потужність, що затримується або відбивається шкірою, визначається співвідношенням

$$P_{погл.} = P_{над.} - P_{пр} \quad (2)$$

де $P_{над.}$ - потужність на виході передавальної антени X_1 , $P_{пр}$ - потужність на вході приймальної антени X_2 .

Розподіл потужностей, що затримуються та проходять через зразки шкіри, представлені на рис.4.

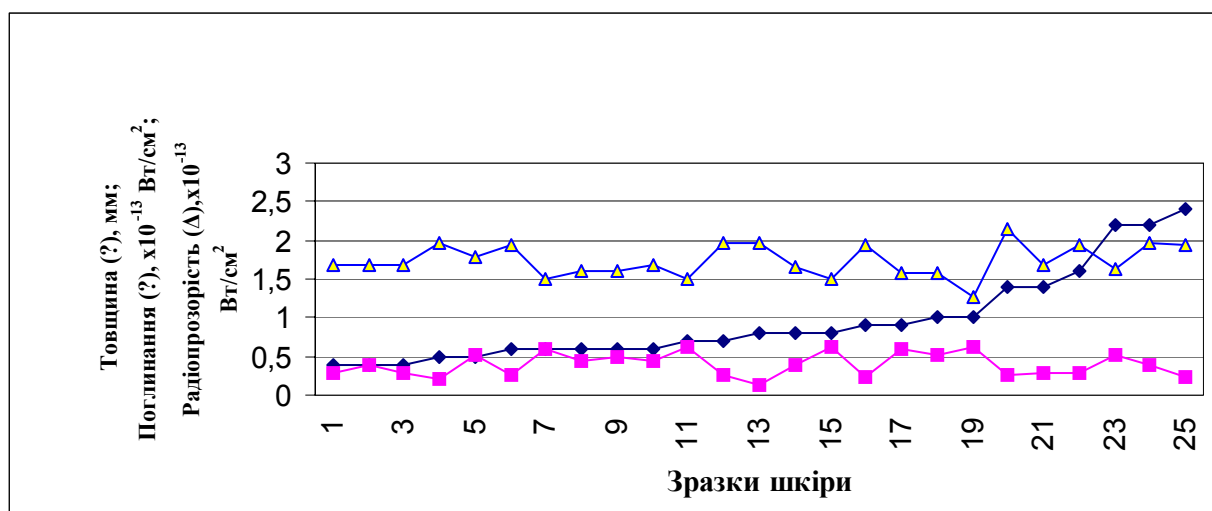


Рисунок 4 – Залежність поглинання та радіо прозорості від товщини зразків шкіри

Як видно з рис. 4 при товщині шкіри в межах від 0,1 до 3 мм поглинання та радіопрозорість практично залишається на одному рівні, навіть незважаючи на малий рівень зондуючого сигналу ($1 \cdot 10^{-13}$ Вт/см²). Дисперсія розкиду показників поглинання та радіопрозорості не перевищує 15%.

Висновки

Отже, дослідження мікрохвильових властивостей зразків шкіри для виробів легкої промисловості показало можливість оцінки деяких її параметрів методами радіометричного контролю, що достатньо для оцінки її придатності та якісного пошиття того чи іншого виду взуття та одягу для населення. Окрім того, відкриваються нові перспективи досліджень радіометричними методами інших параметрів шкіри, в тому числі і вологоємності.

Література:

1. Зурабян К.М., Краснов Б.Я, Устильников Я.І. Материаловедение в производстве изделий легкой промышленности. –М.: 2003. -384 с.
2. Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф., Манойлов В.Ф. и др. Микроволновая радиометрия физических и биологических объектов. -Житомир: Вольтер, 2003. -406 с.
3. Башаринов А.Е., Тучков П.Т., Поляков В.Я., Ананов Н.И. Измерение радиоволновых и плазменных излучений. –М.: Сов.радио, 1968. -400 с.
4. Скрипник Ю.А., Островецька Ю.Н., Супрун Н.П. и др. Радиометрические методы оценки комфортных материалов // Оптико-електронні інформаційно-енергетичних технологій-Вінниця.: -2002. - №1(3). - С.146-150.
5. Островецька Ю.Н., Супрун Н.П., Скрипник Ю.А., Шевченко К.Л., Яненко А.Ф. Микроволновая оценка радиопрозрачности и гигиенических свойств материалов для одежды // Український журнал медичної техніки і технологій. – 2005. – №1, 2. - С.12-16.

Красюк С.О., Перегудов С.М., Шевченко К.Л., Яненко О.П.

Дослідження мікрохвильових властивостей зразків шкіри для виробів легкої промисловості.

Стаття посвящена рассмотрению результатов экспериментальных исследований микроволновых свойств образцов материалов кожи для изделий легкой промышленности

Krasiuk S.A., Peregodov S.N., Shevchenko K.L., Yanenko A.F. **Microwave leather quality control for footwear and clothes production.**

The article deals with the experimental investigation results consideration as for microwave features of leather material samples for light industry products.

Надійшло до редакції
21 червня 2006 року

УДК 617.55-089-78

РЕЗУЛЬТАТИ ОБРАХУНКУ ПОШИРЕННЯ ВИПРОМІНЮВАННЯ ЗБУДЖЕННЯ ФЛУОРЕСЦЕНЦІЇ В БІОТКАНИНІ ЗА МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО

Дец С.М., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна; Vortek Industries Ltd., м. Ванкувер, Канада

В роботі наведено обрахунок за методом Монте-Карло поширення випромінювання збудження флуоресценції з довжиною хвилі 442 нм від оптичного волокна діаметром 400 мкм для трьохшарової моделі біотканини. Отримані результати дозволяють стверджувати,

що проникнення світла в біотканину обмежується шаром підслизової оболонки, що й визначає границі застосування методу флуоресцентної діагностики

Вступ

Застосування методу Монте-Карло (ММК) для моделювання розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах (БТ) є загально визнаним [1]. ММК ґрунтується на методі “зважених фотонів”, що знаходить застосування в нейтронній фізиці для моделювання проходження заряджених часток. В оптичній інтерпретації ММК передбачає, що еквівалентом потужності випромінювання є вага фотону W [в умовних одиницях виміру], яка витрачається на кожний елементарний акт взаємодії фотона з БТ. Проміжною метою фотонного моделювання ММК є запис ваги фотонів Q , акумульованої в кожній комірці об’єму, через яку виражається величина густини потужності $E_0(\lambda)$.

Але для оцінювання потенційних можливостей методу флуоресцентної діагностики необхідним етапом є визначення очікуваної області розповсюдження випромінювання збудження флуоресценції в БТ.

Постановка задачі

Задачею дослідження був обрахунок поширення випромінювання збудження флуоресценції в біотканині за методом Монте-Карло з метою визначення глибини проникнення світла в біотканину і, як наслідок, оцінювання границь застосування методу флуоресцентної діагностики, що є новим рішенням цієї актуальної проблеми.

Моделювання біотканини

У простому випадку БТ може бути представлена плоскопаралельною структурою з товщиною z ($0 \leq z \leq Z_{max}$, див. рис. 1). Структура просторово не є обмеженою в поздовжньому напрямку, і властивості кожного i -го шару виражаються через відповідні характеристики поглинання μ_{ai} , розсіяння μ_{si} і середнім косинусом кута відхилення $\langle \cos \theta \rangle$, а також товщиною шару z_i і показником заломлення оптичних променів n_i . Між площинами розділу внутрішніх шарів БТ, які є паралельними площині зовнішньої границі розділу, передбачається незмінність оптичних властивостей кожного шару. Дані припущення дозволяють розглядати задачу моделювання як таку, що не залежить від зсуву вздовж цих площин. Це дозволяє перейти від розгляду світлового жмута детермінованого енергетичного перерізу до еквівалентного набору елементарних точкових джерел при зовнішній границі БТ, які відтворюють даний профіль при їх суперпозиції.

Для моделювання було обрано стінку шлунку людини. Метод ММК здійснюється для синього світла ($\lambda = 442$ нм) від оптичного волокна діаметром 400 мкм у безпосередньому контакті із трьохшаровою БТ, що репрезентує стінки шлунка. Зображена на рис. 1 структура передбачає, що БТ зовні оточена повітрям ($n_l=1$) і складається з трьох плоскопаралельних шарів, нескінченних у поздовжньому напрямі. Вісь z направлена вглиб ортогонально шарам БТ. Опти-

чні параметри БТ (табл. 1) для моделювання отримано шляхом запозичення та апроксимації експериментальних даних, зібраних від внутрішніх органів близької морфологічної будови.

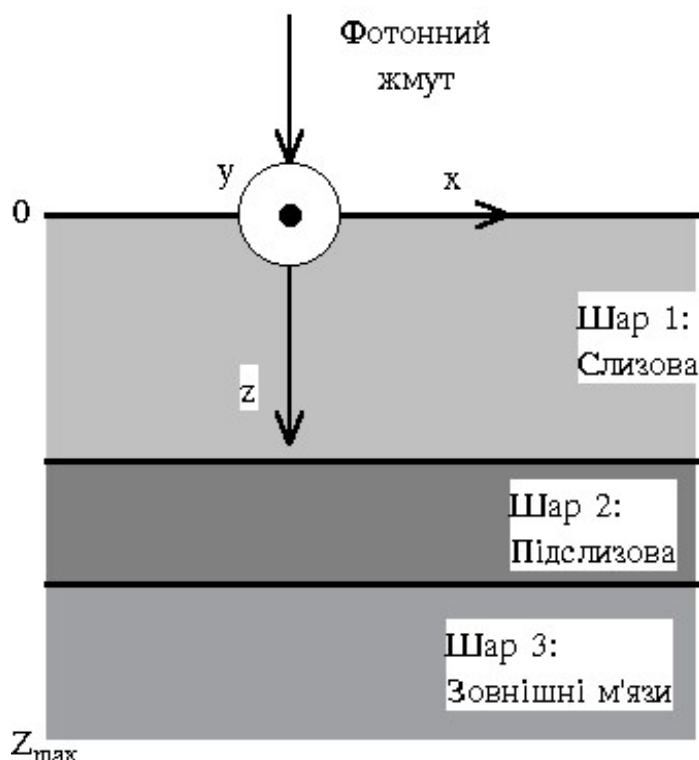


Рисунок 1 – Координатна система моделювання в багатошаровій БТ шлунку

Таблиця 1. Оптичні параметри шлункової стінки для $\lambda = 442$ нм [2 - 4]

Шар БТ	n	μ_a	μ_s	g
	-	см ⁻¹	см ⁻¹	-
1: Слизова оболонка	1.44	7.3	410	0.89
2: Підслизова оболонка	1.44	9.2	348	0.83
3: Зовнішні м'язи	1.44	1.3	95	0.91

Моделювання поширення випромінювання в біотканині за методом Монте-Карло

Для переважної кількості задач моделювання достатньо розглянути точкове джерело генерації фотонів при початку координат (0,0,0). Картина розподілу ваги фотонів $Q(x, y, z)$ від такого точкового джерела з урахуванням коефіцієнту конверсії [Вт/см³] вичерпно характеризуватиме БТ через відгук біотканини $h(x, y, z) = k \cdot Q(x, y, z)$ на падіння нескінченно вузького світлового променя (фотонного жмута нульового перерізу), що є просторовим аналогом δ - функції. Кінцевою метою моделювання проходження оптичного випромінювання є визначення густини потужності $E_0(x, y, z)$ як величини, що безпосередньо впливає

на реакцію БТ від опромінення, і вона може бути визначена згортокою просторового імпульсного відгуку $h(x, y, z)$ з профілем направленого світлового жмута $f(x, y, z)$:

$$E_0(x, y, z) = f(x, y, z) ** h(x, y, z). \quad (1)$$

Робоча система координат x, y, z (рис. 2) є тривимірною декартовою системою координат з орієнтацією осі z за ходом падаючого жмута, вглиб БТ. Жмут фотонів ортогонально входить в БТ з навколишнього середовища з показником заломлення, у даному випадку, $n_1 = 1$. Перед цим кожному фотону надається початкова вага (еквівалент енергії) $W_0 = 1$, яку фотон послідовно витрачає, рухаючись у тканині. Коефіцієнти μ_a і μ_s характеризують ділянку БТ поточного перебування фотону і є спектрально залежними. Поточні втрати ваги ΔW фотону акумулюються у відповідних елементарних комірках сітки ($\delta x, \delta y, \delta z$).

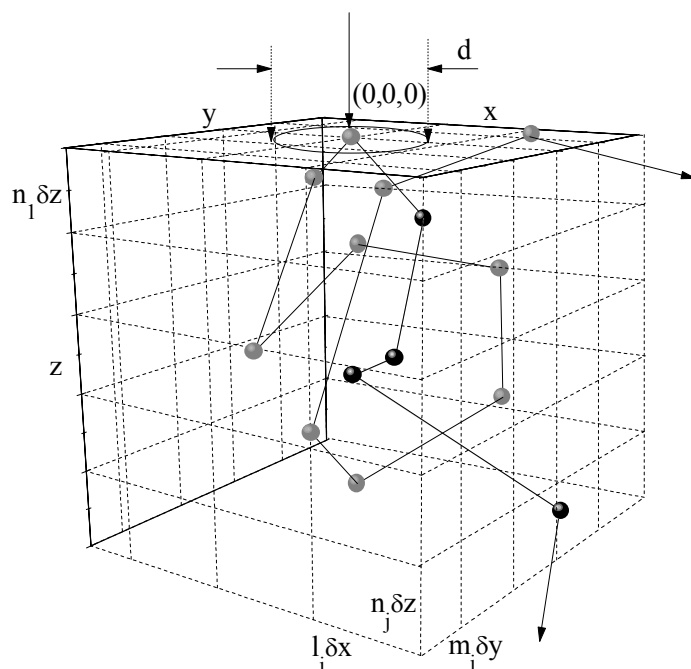


Рисунок 2 – Координатна сітка для моделювання проходження фотонного жмута діаметру $d = 2 \cdot R$ в об'ємі БТ

Між кожним елементарним актом розсіяння в БТ фотон проходить шлях з перемінною довжиною вільного пробігу s_i , що супроводжується зміною напрямку руху фотона. Новообраний напрям визначається за двома кутами: кутом відхилення $\theta \in [0, 2\pi]$ та кутом азимуту $\psi \in [0, 2\pi]$.

Згідно визначення довжина вільного пробігу s_i та направляючі косинуси $\cos\theta, \cos\psi$ є величинами випадковими, залежними від випадкового числа ξ з ймовірнісним розподілом, близьким до рівномірного, яке отримують програмно за допомогою алгоритмів генерації випадкових чисел [2].

Переміщення фотону на величину s_i відслідковується в координатній сітці (x_j, y_j, z_j) шляхом акумуляції втрат початково наданої ваги на розсіянні та погли-

нанні в сітці комірок ($\delta x, \delta y, \delta z$). Кожний елементарний акт взаємодії фотону із середовищем шару БТ супроводжується втратою його поточної ваги на величину $\Delta W = (1 - \sigma_i) \cdot W$, де $\sigma_i = \frac{\mu_s}{\mu_a + \mu_s}$ – величина альбеда i -го шару БТ, причому

$\frac{\mu_s}{\mu_a + \mu_s} + \frac{\mu_a}{\mu_a + \mu_s} = 1$, що має підкреслювати дотримання принципу збереження енергії.

Очевидно, що після певної кількості елементарних переміщень у БТ, фотон вичерпає вагу до критично малих значень. Від’ємні значення W тут не мають фізичного змісту, тому, залежно від бажаної точності розрахунку, обирається додатня порогова величина ваги $W_{\text{пор}}$. Величина втраченої ваги ΔW після кожного акту взаємодії фотону акумулюється у відповідній комірці дискретного цілочисельного масиву \mathfrak{R}^3 з координатою $(l_j \cdot \delta x, m_j \cdot \delta y, n_j \cdot \delta z)$, де $[l_j, m_j, n_j] \in \mathfrak{R}^3$ – масштабні коефіцієнти. В наслідок реалізації ММК розподіл ваг, які витратили фотони, рухаючись в біотканині – $Q[l_j, m_j, n_j]$ (вимірюється у одиницях фотонної ваги) перемножуванням на коефіцієнт конверсії k , конвертується в розподіл густини фотонної потужності з одиницями виміру Вт/см³. Розподіл сферичної густини потужності в БТ E_0 для безкінечно вузького світлового жмута, яка виражається через густину енергії фотонів, перезаписується для декартової системи координат у вигляді:

$$E_0[l_j, m_j, n_j] = \frac{Q[l_j, m_j, n_j]}{\mu_a[l_j, m_j, n_j]}, \quad (2)$$

де $\mu_a[l_j, m_j, n_j]$ – коефіцієнт поглинання БТ з координатами відповідної комірки масиву.

Остаточний, зручний для обчислення вираз густини потужності в циліндричних координатах від дії оптичного жмута потужністю P радіуса R , у випадку гаусоїдного енергетичного профілю набуває вигляду:

$$E_0(r_j, z_j) = \frac{2P}{\pi \cdot R^2} \cdot e^{-2\left(\frac{\rho}{R}\right)^2} \cdot \int_0^{\infty} h(\rho, z_j) \cdot e^{-2\left(\frac{\rho}{R}\right)^2} I_0\left(\frac{4r_j \rho}{R^2}\right) \cdot 2\pi \rho \cdot d\rho, \quad (3)$$

де I_0 є модифікованою функцією Бесселя нульового порядку.

Отже, моделюванням енергетичного розподілу в об’ємі БТ від нормально падаючого безкінечно вузького світлового променя методом Монте-Карло може бути отриманий імпульсний відгук БТ як лінійної системи; після чого повна картина розподілу визначиться згортокою за виразом (3), як в даному випадку для жмута радіуса R гаусоїдного профілю.

Результати моделювання

Жмут світла від оптичного волокна моделюється жмутом із ступеневим енергетичним профілем $R=200$ мкм. Розходження жмута на виході волокна

складає 11° на бік. Довжина хвилі випромінювання збудження флуоресценції була 442 нм, а його потужність дорівнювала 12 мВт, що є характерним для випромінювання типового He-Cd лазера. Зазначена потужність у розрахунках розподілялась між 1000000 фотонів, індивідуальних траєкторій рухів яких достатньо для формування картини розподілу сферичної опроміненості БТ. Розбиття об'єму БТ і трьохвимірної сітки накопичення ваги ΔW фотонів обмежується об'ємом $1.5\text{мм} \times 1.5\text{мм} \times 1.5\text{мм}$. Поглинання ваг фотонів використаних для розрахунку імпульсного відгуку на 98% відбувається в межах означеного об'єму БТ.

Результати моделювання (рис. 3) дозволяють стверджувати, що проникнення випромінювання збудження від волокна загалом обмежується шарами слизової та підслизової оболонки, і світло збудження не проникає в шар зовнішніх м'язів. Отже, флуоресцентний метод діагностики в даному випадку може працювати лише для слизової та підслизової оболонки. Тобто визначено границі застосування СФДОЗ з діаметром волокна 400 мкм для БТ шлунку – не глибше 1400 мкм. Повторне моделювання здійснювалось для оптичного волокна діаметром 3 мм потужністю 0.2 Вт (величина густини потужності, яка ще не викликає миттєвого фотовигорання) для тієї самої БТ. Результат підтвердив, що проникнення світла глибше шару підслизової оболонки не відбувається. Інший результат моделювання – це виявлення прилеглої до границі розділу з повітрям ділянки слизової оболонки глибиною 20 мкм, де густина потужності E_0 перевищує таку на самій границі. Отже очікується, що саме цей вузький шар слизової генеруватиме найбільш інтенсивний флуоресцентний сигнал (+20%), і в свою чергу, прискорено вигоратиме в разі перевищення граничного рівня густини потужності фотовигорання в разі застосування екзогенного фотосенсибілізатора.

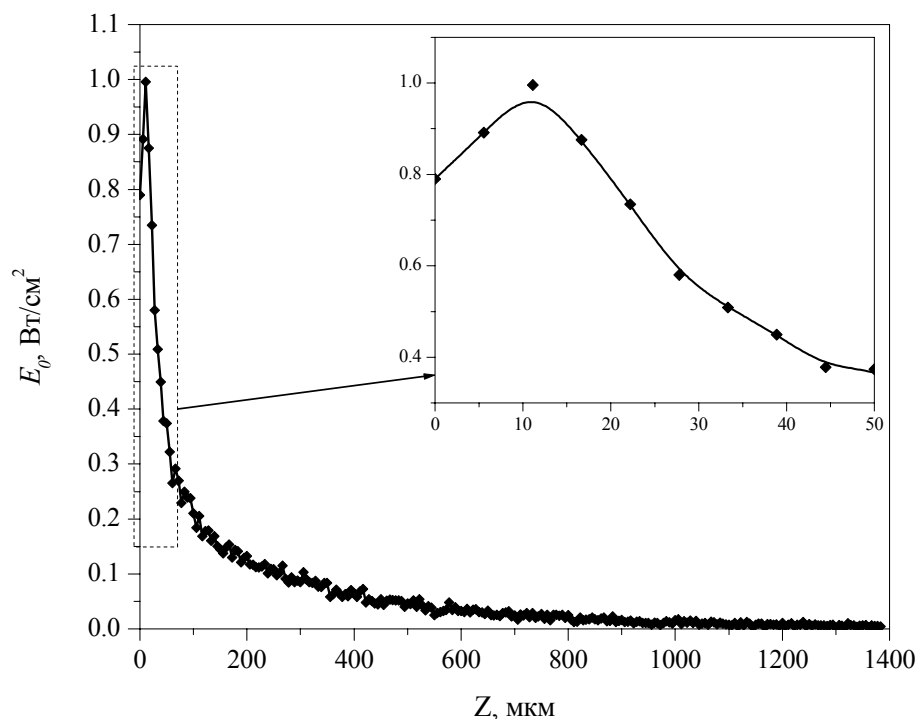
Висновки

Проведені розрахунки за ММК дозволяють зробити висновок, що область біотканини діаметром 2 мм та глибиною 1.5 мм відносно розташування оптичного волокна збудження (діаметром 400 мкм) є найбільш інформативною для реалізації методу флуоресцентної діагностики.

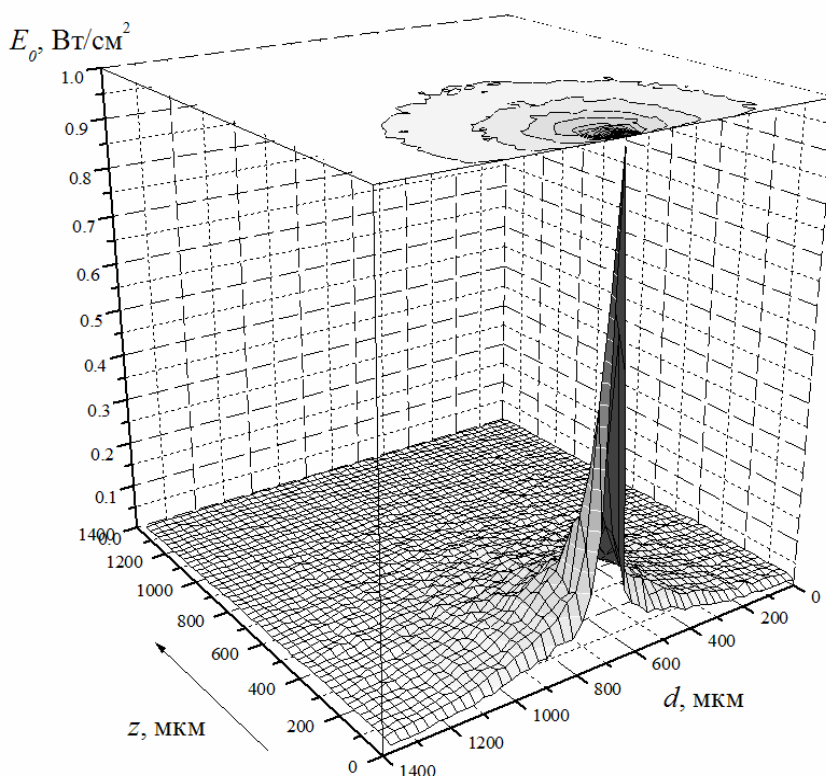
Подальші дослідження мають бути спрямованими на обрахунок за методом Монте-Карло поширення випромінювання ремісії флуоресценції в біотканині з урахуванням отриманих результатів розповсюдження випромінювання збудження флуоресценції.

Література

1. J.E.Gentle, Random Number Generation and Monte Carlo Methods // Springer Verlag. – 2005. – P.264.
2. R. Bays et al. Clinical measurements of tissue optical properties in the esophagus//Optical Biopsy and Fluorescence Spectroscopy and Imaging, Rinaldo Cubeddu; Renato Marchesini; Serge R. Mordon; Katarina Svanberg; Herbert H. Rinneberg; Georges Wagnieres; Eds. // Proc. of SPIE. – 1995. – Vol. 2324. – P. 39-45.



а)



б)

Рисунок 3 – Дво- і тривимірний розподіл E_0 для $\lambda=442$ нм в БТ шлунку від оптичного волокна діаметром $d=400$ мкм. Світловий жмут потужності 12 мВт із ступеневим енергетичним розподілом в ближній зоні введений ортогонально до слизової поверхні БТ

3. P. Thueler et al. In vivo endoscopic tissue diagnostics based on spectroscopic absorption, scattering, and phase function properties // J. Biomed. Opt. – July 2003. – Vol. 8. – No. 3. – P. 495-503.
4. W.-F. Cheong, S.A. Prahl, A.J. Welch, A review of the optical properties of biological tissues // IEEE J. Quantum Electron. – 1990. – Vol. 26. – No.12. – P. 2166-2185.

<p>Дец С.М. Результаты расчета распространения излучения возбуждения флуоресценции в биоткани методом Монте-Карло. В работе приведены расчеты методом Монте-Карло распространения излучения возбуждения флуоресценции с длиной волны 442 нм для трехслойной модели биоткани. Полученные результаты позволяют утверждать, что проникновение света в биоткань ограничивается слоем подслизистой оболочки, что и определяет границы применения метода флуоресцентной диагностики.</p>	<p>Dets S.M. Calculation results of the fluorescence exciting light propagation in tissue with Monte Carlo simulation. Calculation results of Monte Carlo simulation of the fluorescence exciting 442-nm light propagation in three-layer tissue model have been considered. Received results allow contending that light propagation in tissue not goes beyond the submucous membrane. So this determines the application admits of fluorescence diagnosis method.</p>
---	--

Надійшло до редакції
24 вересня 2006 року

УДК 621:615.849.19

ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИЙ МЕТОД КОМПЛЕКСНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА РУБЦОВЫЕ ТКАНИ

¹⁾Дастжерди А. Х., ¹⁾Клочко Т.Р., ²⁾Рассохин В.Ф., ¹⁾Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт", ²⁾Центр квантовой медицины и проблем боли, г. Киев, Украина

В статье предложен метод воздействия сочетанными полями на тканевые структуры организма с применением лекарственных средств для эффективного лечения рубцов

Вступлення

Современная медицина достаточно широко использует при лечении различных заболеваний методы физиотерапии. Развитие физиотерапевтических технологий обусловлено развитием научно-технического прогресса. Так, например, среди известных методов, например гемофизиотерапии, которая предполагает влияние физическими факторами различной природы непосредственно на кровь (УФОК, лазерное облучение крови [1 - 3]) все большее развитие получает гемоманнитотерапия. Новыми технологиями можно считать сочетанные методики физических факторов [4, 5]: гидролазеротерапия, электролазеротерапия, криолазеротерапия, магнитофорез, магнитолазеротерапия, вибромагнитотерапия. Используются методы физиопунктуры, внутриорганной физиотерапии, фармакофизиотерапии, различные направления развития магнитотерапии. Такие методы могут обеспечивать наибольшую эффективность лечения вследствие

вие многофакторного воздействия на живой организм, при этом развитие новых методов позволит успешно применять их в медицинской практике.

Анализ существующих методов сочетанного воздействия на организм. Постановка задачи

Достаточно новым направлением в физиотерапии является лекарственный фотофорез [5 – 9]. Основой лекарственного фотофореза являются физико-химические исследования А.А.Миненкова и И.К.Шарпанова [7], установивших, что применение низкоинтенсивного лазерного излучения в терапевтических дозах не нарушает фармакологические свойства лекарственных препаратов (апрессина, ганглерона, инозина, никотиновой кислоты), а даже увеличивает их форетическую подвижность (в 1,5 раза больше, чем гальваническим током), и это дало возможность на практике применять в сочетании лазерное излучение с лекарственными веществами. В.Е. Илларионов [8] предлагает сочетанный метод лечения – лекарственный фотофорез: одновременное воздействие лекарства и низкоэнергетическим излучением лазера красного или инфракрасного диапазона (расфокусированным лучом в течение 15 мин при дозе не более 10 Дж) с использованием растворов лекарственных веществ, разрешенных для электрофореза. Основным преимуществом данного метода, кроме повышения терапевтической эффективности, является то, что лазерное излучение не нарушает структурную целостность лекарственного препарата, усиливает тканевую проницаемость для этого лекарства, не оказывает побочного действия, связанного с образованием продуктов электролиза. Г.Д. Ибадова [6] предлагает методику лазеромагнитофореза для лечения остеоартроза. При этом облучение проводят аппаратом «Узор» через магнитную насадку мощностью 20 мВт с воздействием на биологически активные зоны общего действия и сегментарные (продолжительностью до 1 минуты). Плотность потока мощности первой процедуры – 6,25 Вт/см² с частотой следования импульсов – 3000 Гц, плотность потока мощности последующих процедур – 15,6 Вт/см², при частоте импульсов – 1500 Гц. В.Г. Купеев [9] применил фитолазерофорез (введение концентрированных высокоактивных экстрактов лекарственных растений путем лазерофореза) для лечения больных с сосудистыми заболеваниями конечностей. Для лазерофореза применялся ИК-лазер с частотой 50-1200 Гц, мощностью излучения 3-12 мВт, в течение 30-120 с на зону (паравертебрально, по ходу магистральных и периферических сосудов обеих ног и на очаг).

В.Н. Сокрут и соавт. [10] предлагают методику сочетанного использования лазерного излучения (длина волны 632,8 нм, интенсивность 10 мВт/см²) с лекарственным электрофорезом (плотность тока 0,005 мА/см², экспозицией 20 мин). Такая методика, по их данным, более чем в 2 раза повышает количество вещества переносимого через кожу. Кроме того, Е.В. Сокрут и соавт. [11] проведены исследования по усилению реактивности организма и нормализации восстановительных процессов, что дает основание для применения лазеротерапии при оптимизации заживления послеоперационных ран у больных сахарным

диабетом. Заживление раны реализуется через воспаление, интенсивность которого определяется реактивностью организма. Нарушения реактивности приводят к ослаблению восстановительных процессов, что проявляется нарушением динамики морфологических изменений в ране с развитием осложнений. Сахарный диабет и другие сопутствующие хронические заболевания, как известно, снижают реактивность организма на хирургическое вмешательство, что способствует уменьшению фагоцитарной активности лейкоцитов, нарушению перекисного окисления липидов, приводящих к осложненному заживлению послеоперационной раны (удлинение сроков заживления, рубцевание натяжением, нагноение).

Н.Н. Петришев, Н.В. Леонтьева и соавт. [12] проведения для лекарственного фотофореза предлагают методику сканирующей лазеротерапии. Однако, по мнению авторов, эта методика требует дополнительных исследований. Флехнер В.М. и соавт. [13] предлагали методику лечения, которая состояла в сочетании раствора гепарина с масляный раствором витамина Е и облучении лазерным излучением с мощностью 500-700 мВт/мм, экспозиция от 180 до 360 с. Количество сеансов зависило от скорости заживания (в среднем 3-4 дня) с позитивным результатом во всех случаях. Таким образом, лазерофорез с гепарином и витамином Е позволял избежать вторичного заживления ран. С.Г. Масловская и соавт. [14] применяли фотофорез лидазы при рубцово-спаечном процессе в пояснично-крестцовом отделе на этапе послеоперационной реабилитации больных со спондилогенными нейропатиями. На кожу области рубца и паравертебральную зону наносили шприцем без иглы свежеприготовленный раствор лидазы (64 ЕД растворяли в 2 мл дистиллированной воды). Воздействие импульсным инфракрасным лазерным излучением осуществляли, используя аппарат «Мустанг» с длиной волны 0,89 мкм, частотой следования импульсов 1500 Гц со средней мощностью в импульсе 2-4 Вт.

Однако, как показывает анализ методов, исследования проводились в основном с использованием излучения в красном и инфракрасном диапазонах. Кроме того, в основном исследовались режимы воздействия на нормализацию восстановительных процессов при заживлении ран, воспалительных очагов и т.п., воздействие на рубцовые структуры почти не исследовано, поэтому, исходя из биологической активности организма при взаимодействии с излучением в других диапазонах, можно предложить комплексный метод воздействия на рубцовые структуры для их эффективного лечения.

Медицинские аспекты влияния длины волны низкоинтенсивного лазерного излучения на клетки живого организма

Основными особенностями лазерного излучения, обеспечивающими его перспективность для применения в медицинской практике, являются высокая направленность, монохроматичность, плотность мощности. Необходимо также учитывать временное изменение оптических свойств биологических тканей, в

том числе крови, при облучении, которое проявляется, если энергия достаточно велика (плотность мощности более 500 мВт/см²).

Газовый аргоновый лазер с излучением в диапазоне зеленой и синей длины волны (514 нм и 488 нм) чаще применяется для фотокоагуляции в офтальмологии, поскольку такая длина волны хорошо поглощается меланином и гемоглобином. Доказано, что применение импульсного низкоинтенсивного излучения лазера зеленого и желтого спектра - очень эффективное средство для лечения предраковых заболеваний. Импульсное излучение газового лазера на парах меди (длина волны 510,6 нм), угнетает рост и метастазирование опухолей, в то же время активизирует регенерацию ран. Поскольку в настоящее время разработаны и относительно недавно серийно выпускаются за рубежом полупроводниковые лазеры на основе ZnCdSe с мощностью излучения в несколько милливатт, длиной волны 0,53 мкм (зеленая), 0,42 мкм (голубая), наработкой на отказ до 1000 часов, логично использование их в медицинских приборах для облучения патологических участков организма [4].

В настоящее время в медицине используется достаточное количество типов лазеров, классификация которых в зависимости от длины волны и энергетических характеристик излучения приведена в табл. 1.

Таблица 1 - Основные характеристики лазеров, применяемых при медико-биологических исследованиях

Тип лазера	Среда	λ , мкм	Режим работы	Мощность или энергия	Основные области применения
1	2	3	4	5	6
Газовые лазеры	He-Ne	0,6328	непрерывный	0,5–50 мВт	Терапия, диагностика, научные исследования
Газовые лазеры	Ar	0,53	непрерывный	До 20 Вт	ФДТ, косметология
Газовые лазеры	Cu ⁽²⁾	0,51; 0,578	импульсный	До 20 Вт	Косметология
Твердотельные	Al ₂ O ₃ :Cr ³⁺	0,694	импульсный	До 7 Дж	Офтальмология, косметология, терапия
Твердотельные	YAG:Nd	1,06	непрерывный и импульсный	До 100 Вт	Хирургия, косметология
Твердотельные	YAG:Nd	0,532 ⁽³⁾	непрерывный и импульсный	До 10 Вт	Косметология
Жидкостный	Орган. красители: Родамин-6Ж, Оксазин-1. Неорган.жидкость: POCl ₃ -ZrCl ₄ Na ³⁺	0,3–1,0	непрерывный и импульсный	1–20 Вт	Научные исследования

Продолжение табл.1

1	2	3	4	5	6
Полупроводниковые	AlGaInAs	0,67	импульсный	До 30 Вт ⁽⁶⁾	Терапия, ФДТ, научные исследования
Полупроводниковые	AlGaInP	0,63	импульсный	До 5 Вт	Терапия
Полупроводниковые	AlGaInP	0,67	непрерывный	30 мВт	Терапия, диагностика, научные исследования

⁽⁶⁾наборная решетка диодов

Наиболее важным аспектом при применении лазеров для облучения биологических тканей, в частности, крови, является выяснение практической значимости принципа резонансного поглощения, проверка возможности избирательного повреждения внутриклеточных метаболитов, в тех случаях, когда их абсорбционные максимумы совпадают с длиной излучения. Полосы поглощения некоторых биологических компонентов, содержащихся в крови, приведены в табл. 2.

Таблица 2 - Полосы поглощения некоторых биологических компонентов крови

Биологические соединения	Полосы поглощения, нм	Примечания
Аминокислоты, белки	260-280	
Коэнзимы	260-360	
Цитохром	450-600	
Оксидаза	440-600	
Дезоксигемоглобин	431, 555	2 пол., λ_{\max}
Оксигемоглобин (Hb O ₂)	415, 542, 577	3 пол., λ_{\max}
Карбоксигемоглобин (Hb CO)	420, 568	2 пол., λ_{\max}
Цианметгемоглобин (CN-Hb)	421, 540	2 пол., λ_{\max}
Восстановленный Hb	556	λ_{\max}
Эритроциты	530, 630	2 пол., λ_{\max}
Лейкоциты	480	

Так, например, излучение с длиной волны 530 нм, активно поглощаемое эритроцитами, не сопровождалось их разрушением, что свидетельствует об устойчивости липопротеидных мембран клеток, при этом происходило явное обесцвечивание эритроцитов, возникающее, вероятнее всего, из-за изменений в

молекулярної структури гемоглобіна. В то же время при облучении крови рубиновым лазером ($\lambda = 694$ нм), эритроциты набухали, на них образовывались вздутия, иногда клетки погибали [15]. Лейкоциты при этом не поглощали излучение лазера и не повреждались. Разрушение их достигалось лишь после витаминного окрашивания биологическими красителями. Эритроциты также чувствительны в сине-зеленой области спектра. Так, при их облучении аргоновым лазером ($\lambda \approx 490 - 530$ нм) на поверхности клеток возникали точечные очаги коагуляции.

В проведенных до настоящего времени исследованиях по методике лазерного облучения тканей живого организма в основном применялись лазеры, излучающие в красной и ближней инфракрасной области спектра: рубиновый ($\lambda = 690$ нм), гелий-неоновый ($\lambda = 633$ нм), а также полупроводниковый (GaAs, $\lambda = 850$ нм), реже использованы лазеры с излучением в зеленой области спектра для узкой сферы применения в медицине.

Учитывая также, например результаты [16] (рис. 1), можно анализировать изменения тканевых структур.

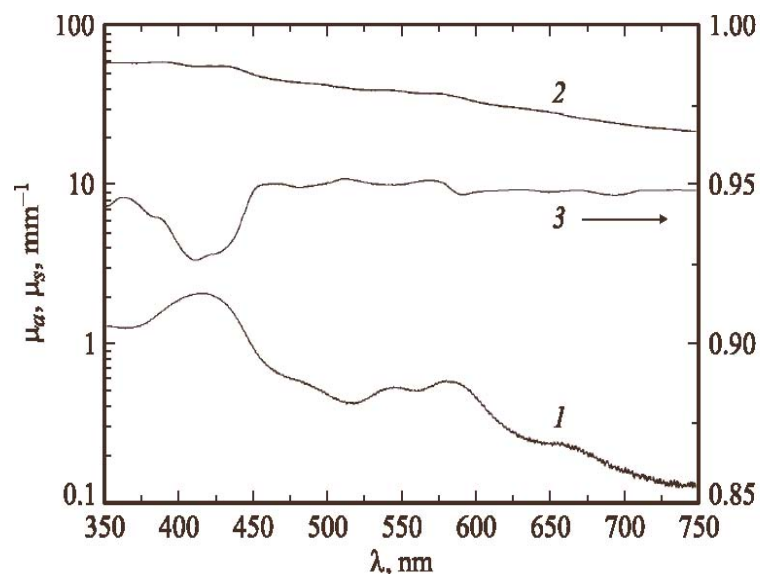


Рисунок 1 – Спектральні оптичні показники слизистих тканин організму, розраховані методом Кубелки-Мунка, де: 1 – коефіцієнт поглинання, 2 – коефіцієнт розсіяння, 3 – фактор анізотропії

Однако, как видно из табл. 2 и рис. 1, весомый процент поглощения излучения биологическими компонентами тканевыми структурами лежит в диапазоне спектра излучения зеленой, сине-фиолетовой длины волны. Таким образом, перенос лазерного облучения в более коротковолновую часть спектра очевидно может повысить эффект при лечебном воздействии на организм. Поэтому можно предложить лечение рубцовых структур, которые образуются в результате, например, ожогов, послеоперационных ран и т.д., лазерным излучением в диапазоне 510 – 540 нм в сочетании с лекарственными средствами типа лидазы и магнитным полем не более 100 мТл на рубцовые ткани. При этом возможны некротические явления в патологических зонах, которые приведут к отмиранию рубцовых структур и замене на нормальные ткани, что активизируется применением лекарственных препаратов.

Выводы

Результаты исследований показали научно-практический интерес применения методик лазерного облучения излучателями в сине-зеленой областях спектра, где расположены основные полосы поглощения биологических элементов, поскольку в области энергий этих квантов находится энергетика пускового механизма оксигенации - деоксигенации гемоглобина.

В дальнейшем перспективным направлением могут стать исследования по магнитолазерофорезу рубцовых структур с применением излучателей ($\lambda < 490 \div 540$ нм), что связано с изменениями на поверхности клеток крови как эритроцитов, так и лейкоцитов, и одновременным применением медикаментозных средств в отличие от известных методов использования лазеров, излучающих в красной и ближней инфракрасной области спектра. Такие методики могут обеспечить повышение эффективности лечебного воздействия и использовать их в практической медицине, например, в хирургических, ожоговых, косметологических центрах.

Литература

1. Гамалея Н.Ф. Лазеры в эксперименте и клинике. - М.: Медицина, 1982. - 232 с..
2. Илларионов В.Е. Основы лазерной терапии. -М.: Респект. -1992. -241 с.
3. Применение лазерного излучения различных длин волн в лечебных целях / Крюк А.С., Мостовников В.А., Хохлов И.В. и др. // Труды Ин-та физики АН БССР, 1985. - 30 с.
4. Москвин С.В., Буйлин В.А. Основы лазерной терапии. – М.-Тверь: ООО Изд-во «Триада», 2006. - 256 с.
5. Романчук Л.І., Федомок Л.Я. Імунологічний статус породіль із анемією в умовах магнітолазерного опромінення крові / Наукові записки з питань медицини, біології, хімії, аграрії та сучасних технологій навчання. Щорічник. Вип.1 (за матеріалами виїзної сесії Української академії наук національного прогресу, присвяченої 40-річчю Тернопільської медичної академії ім. І.Я. Горбачевського. Ч. II. – Київ: Тернопіль. – 1997. – С. 415-417.
6. Ибадова Г.Д. Лазеромагнитофорез лекарственных средств в комплексном санаторно-курортном лечении больных с остеоартрозом: Пособие для врачей. – Сочи, 1994. – 9 с.
7. А.с. № 1012923 СССР. Способ введения лекарственных препаратов в живой организм / Миненкова А.А., Шарпанова И.К. Оpubл. 1982.
8. Илларионов В.Е. Техника и методики процедур лазерной терапии: Справочник. – М., 1994. – 178 с.
9. Купеев В.Г. Эффективность фитолазерофореза в лечении больных с сосудистыми заболеваниями конечностей // Вестник новых технологий. – 2000. - №1. – С. 68-70.
10. Сокрут В.Н., Казаков В.Н., Синяченко В.С. и др. Медицинская реабилитация в артрологии. – Донецк: ООО «Лебедь», 2000. – 377 с.
11. Свиридова В.В., Швиренко И.Р., Сокрут Е.В., Свиридов Н.В., Клецова М.И.. Заживление послеоперационной раны при проведении лазеротерапии / Актуальные вопросы акушерства и гинекологии. Сб. научных трудов. - Донецк, 1998. – С. 102-103.
12. Петришев Н.Н., Леонтьева Н.В. и др. Возможности метода сканирующей лазеротерапии // Лазерные и информ. технологии в медицине XXI века: Материалы Междунар. конф. и науч.-практ. конф. Северо-Западного региона Российской Федерации, 21-22 июня 2001 г. – Ч. II. – СПб., 2001. - С. 378-379.
13. Флехнер В.М., Помазанський О.В., Вітик Д.П., Вітик В.Д., Маланчук Л.М., Ткачук В.І. Застосування лазерофорезу гепарину та вітаміну "Е" при лікуванні ран промежини в піс-

- ляпологовому періоді / Наукові записки з питань медицини, біології, хімії, аграрії та сучасних технологій навчання. Вип.1. - Ч. II. – К.: Тернопіль. – 1997. – С. 505.
14. Масловская С.Г., Горбунов Ф.Е., Миненков А.А. и др. Применение фотофореза лидазы при рубцово-спаечном процессе пояснично-крестцового отдела на этапе послеоперационной реабилитации больных с спондилогенными нейропатиями // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры. – 2002. – № 1. – С. 29-30.
15. Материалы международной конференции «Применение лазеров в биологии и медицине», Киев, 1995. -
16. Гираев К.М., Ашурбеков Н.А., Кобаев О.А. Оптические исследования биотканей: определение показателей поглощения и рассеяния // Письма в ЖТФ. - 2003. - Т. 29, вып. 1. - С. 48–54.

Дастжерді А.Х.М., Ключко Т.Р., Рассохин В.Ф. Фізіотерапевтичний метод комплексного впливу на рубцові тканини У статті запропонований метод впливу сумісними полями на тканинні структури організму з застосуванням медикаментозних засобів для ефективного лікування рубців	Dastjerdi A.H.M., Klotchko T.R., Rassohin V.F. The physiotherapy method of the complex effect at the scar tissue At work state at method of the complex fields effect of the tissue structures at used of the pharmacotherapy for the effective treatment of the scars
---	--

Надійшла до редакції
25 липня 2006 року

УДК 617.55-089-78

КЛАСИФІКАЦІЯ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИХ СИСТЕМ ДЛЯ МІНІМАЛЬНО ІНВАЗИВНОЇ КЛІНІЧНОЇ МЕДИЦИНИ

Денисов М. О., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м.Київ, Україна

В роботі запропонована узагальнена схема волоконно-оптичних систем (ВОС) для мінімально інвазивної клінічної медицини. Універсальна класифікація, що охоплює десять класифікаційних ознак, характеризує не тільки методи досягнення необхідного клінічного ефекту, але й можливі технічні засоби реалізації складових частин ВОС

Вступ

Мінімально інвазивна клінічна медицина (МІКМ) є одним з пріоритетних напрямків розвитку сучасних медичних технологій, спрямованих на досягнення необхідного клінічного ефекту при мінімізації ушкоджень, що потерпає пацієнт, при скороченні термінів лікування та покращенні післяклінічного відновлення здоров'я пацієнта.

Широке впровадження в клінічну медицину діагностичних та лікувальних методик, що базуються на використанні оптичного випромінювання та засобів його цільової доставки до зовнішніх та внутрішніх органів людини, дозволяє суттєво розширити можливості МІКМ. На сучасному етапі волоконно-оптичні системи (ВОС) застосовуються практично в усіх галузях клінічної медицини (при відкритому оперативному втручанні, в ендоскопічній та судинній хірургії,

урології, гінекології, отолярингології, нейрохірургії тощо) і реалізують наступні методи:

- хірургічні, в тому числі лазерна хірургія з термодеструкцією біотканин, реканалізація порожнистих органів, літотріпсія;
- терапевтичні, в тому числі фотодинамічна терапія, гіпертермія та фототермоліз;
- діагностичні, в тому числі флуоресцентна та раманівська спектроскопія, спектроскопія пружного розсіювання;
- моніторингово-дослідницькі, в тому числі абсорбційна спектроскопія та спектроскопія часового розподілення, лазерна анемометрія та фазова флуометрія.

Але наразі не існує загальної класифікації волоконно-оптичних систем для МІКМ, яка б охоплювала усі можливі варіанти створення оптичних систем клінічного застосування.

Постановка задачі

Задачею дослідження є розробка узагальненої класифікації волоконно-оптичних систем для мінімально інвазивної клінічної медицини, яка б систематизувала існуючі системи не тільки в залежності від виду їх клінічного застосування, але й від можливих конкретних технічних реалізацій її головних вузлів та блоків. Крім того, класифікація має бути “відкритою” для новітніх розробок в галузі оптичноелектронного приладобудування.

Узагальнена схема ВОС для МІКМ

На основі аналізу різноманітних типів оптичних систем і приладдя та оптико-електронних систем, які знайшли в останні 15-20 років застосування в клінічній медицині та біологічних дослідженнях, запропонована узагальнена схема волоконно-оптичних систем (ВОС) для МІКМ (рис. 1).

Організаційно ВОС включають два канали: енергетичний та інформаційний. Наявність або відсутність кожного з каналів визначається цільовою функцією ВОС та методами її досягнення. Енергетичний канал включає модуль джерел випромінювання (МДВ) та оптичні засоби його доставки до біооб’єкту, що піддається дії оптичного випромінювання для досягнення необхідного клінічного ефекту. Інформаційний канал включає оптичні засоби збирання оптичного сигналу, що містить інформацію про фізичний стан біооб’єкту, та його транспортування до оптико-електронного реєструючого приладу або модуля аналізу інформаційного сигналу (МАІС). Одноканальна схема з наявністю лише енергетичного каналу є характерною для систем хірургічного та терапевтичного призначення. Двоканальна схема знайшла застосування в діагностичних та дослідницьких системах. Одноканальна схема з одним лише інформаційним каналом застосовується в моніторингових системах клінічного призначення.

Організаційно волоконно-оптичні системи для МІКМ в загальному випадку складаються з трьох модулів:

- модуль джерел випромінювання (МДВ) з волоконно-оптичним виходом;

- волоконно-оптичний інструмент (ВОІ), що включає волоконно-оптичну транспортуючу систему (ВОТС) та оптичний дистальний інструмент (ОДІ);
- модуль аналізу інформаційного сигналу (МАІС) з волоконно-оптичним входом.

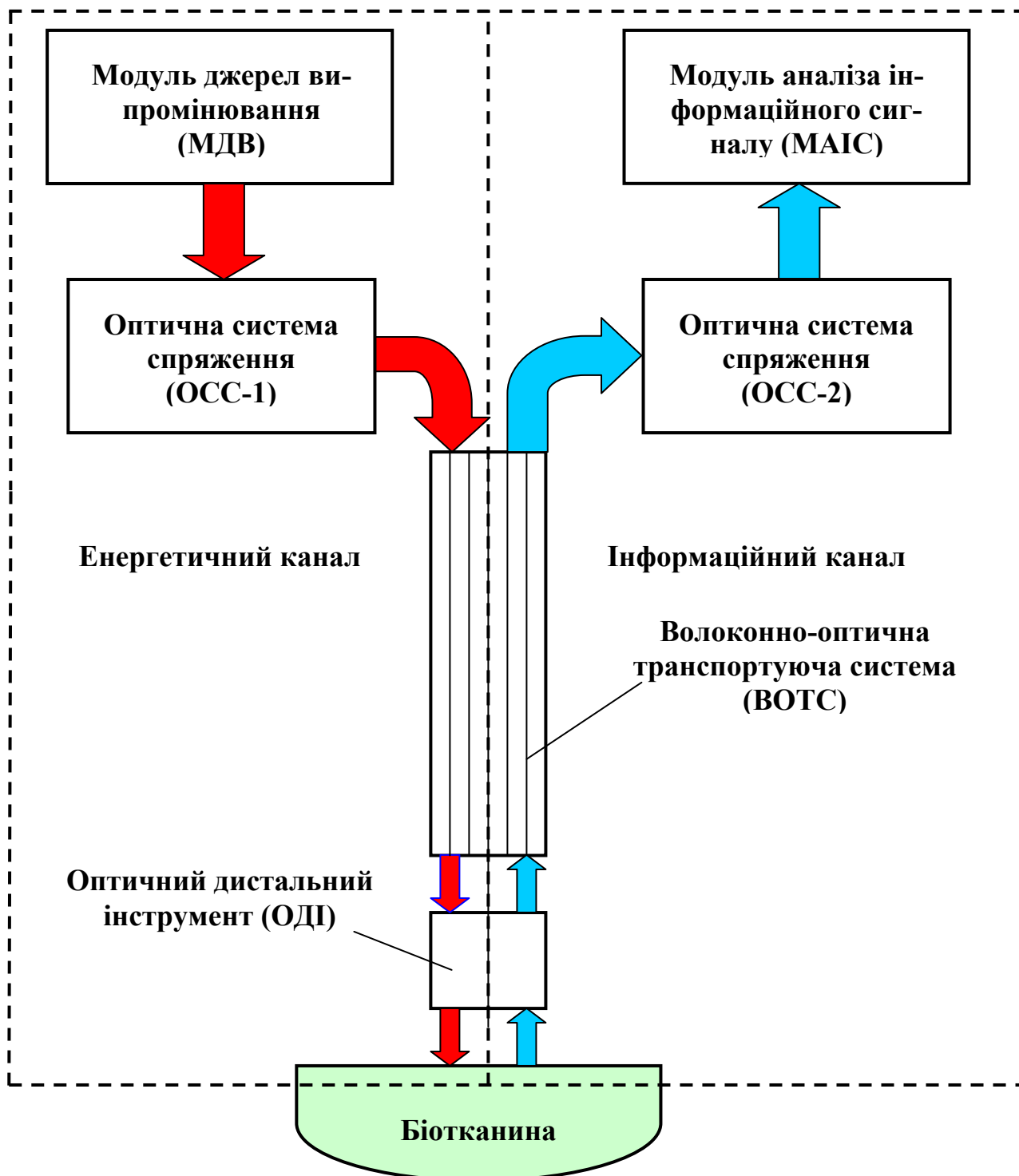


Рисунок 1 – Блок-схема узагальненої волоконно-оптичної системи для мінімально інвазивної клінічної медицини

Визначальною частиною оптичних систем для клінічної медицини є волоконно-оптичний інструмент, який забезпечує:

- транспортування оптичного випромінювання не тільки до зовнішніх, але й до внутрішніх органів людини;
- формування на поверхні біооб'єкту або на певній його глибині розподілу енергії оптичного випромінювання, необхідної для досягнення відповідного клінічного ефекту;
- ефективно збирання оптичного інформаційного сигналу про стан біооб'єкту;
- транспортування оптичного інформаційного сигналу від біооб'єкта, що досліджується, до модулю аналізу вихідного оптичного сигналу.

Класифікаційні ознаки

Запропонована робота є першою спробою створення узагальненої класифікації ВОС для МІКМ. Узагальнена класифікація містить десять класифікаційних ознак, за першими літерами англomовних назв яких і складена її назва - ASSIGNMENT. Зазначені класифікаційні ознаки (рис. 2) охоплюють:

- тип застосування ВОС для МІКМ (*Application*);
- тип джерела випромінювання (*Source*);
- спектральний діапазон випромінювання, діючого на БТ (*Spectral range*);
- тип опромінюючої ВОТС (*Illumination fiber delivery system*);
- тип опромінюючого оптичного дистального інструмента (*Goal tip*);
- тип збирального оптичного дистального інструмента (*Nozzle tip*);
- тип збиральної ВОТС (*Mode fiber delivery system*);
- тип приймача оптичного випромінювання (*Executive element*);
- тип зв'язку з комп'ютером (*Nominal coupling with PC*);
- тип цільового програмного забезпечення (*Target software*).

Зазначені класифікаційні ознаки, які можуть бути умовно об'єднані у п'ять груп (A.SS.IGNM.EN.T), у свою чергу підрозділяються на декілька (від 3 до 6) характерних підознак, які мають відповідне цифрове кодування. Як наслідок, будь-яка волоконно-оптична система для мінімально інвазивної клінічної медицини може бути характеризована комбінацією з десяти цифр, об'єднаних у п'ять груп. Цифра "0" характеризує відсутність певної ознаки.

Обговорення

Визначення класифікаційних ознак та принципів побудови волоконно-оптичних систем для МІКМ є необхідним етапом для здійснення їх цільової розробки з наперед заданими вихідними характеристиками для забезпечення необхідного клінічного (діагностичного або лікувального) ефекту. На початковому етапі розробки важливим моментом є вибір проектувальником оптимальних технічних рішень, які дозволять при повній реалізації цільової функції (медичного призначення) мінімізувати витрати на розробку системи та максимізувати критерій якість-ціна.

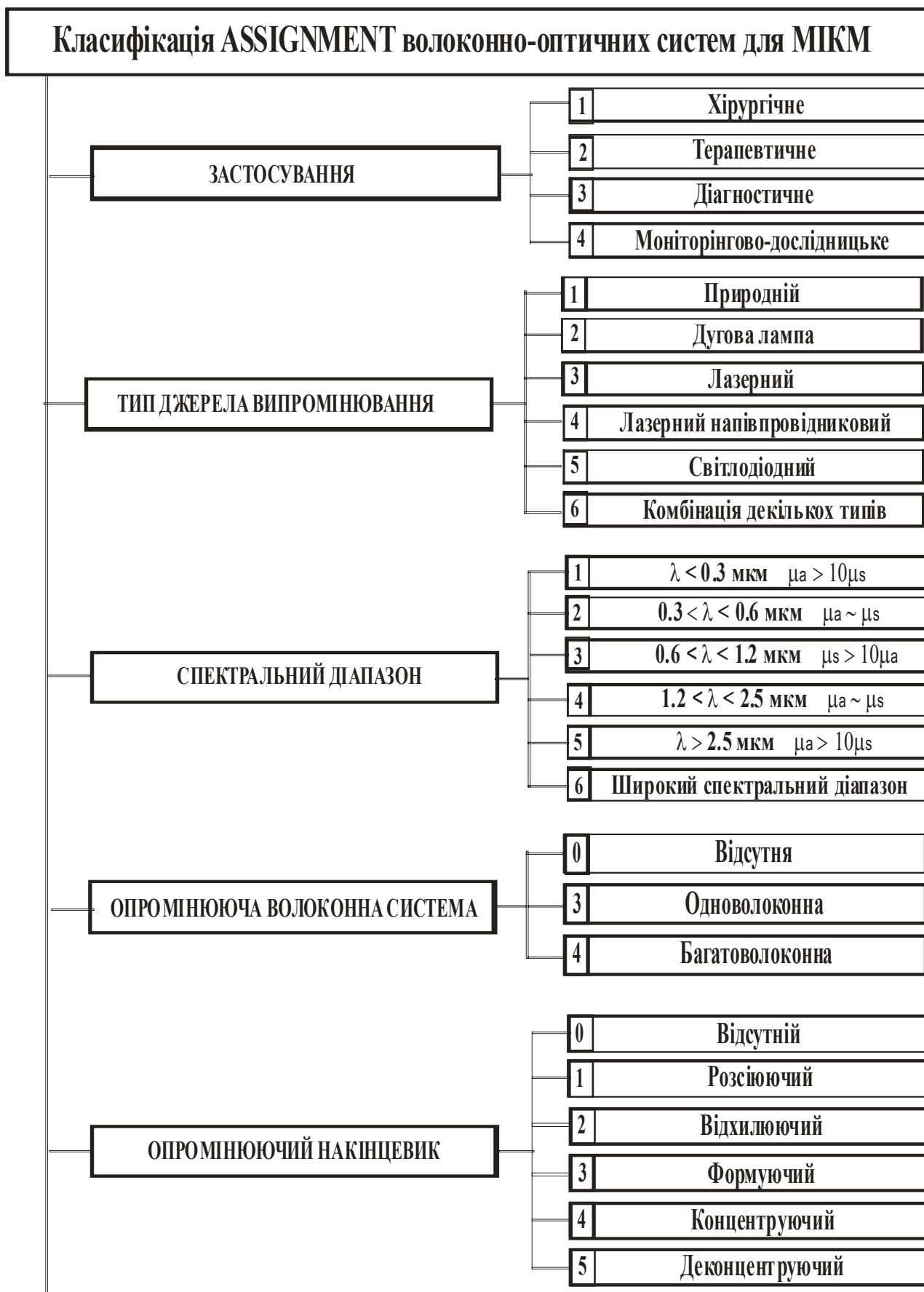


Рис. 2 – Структура класифікаційної системи ASSIGNMENT

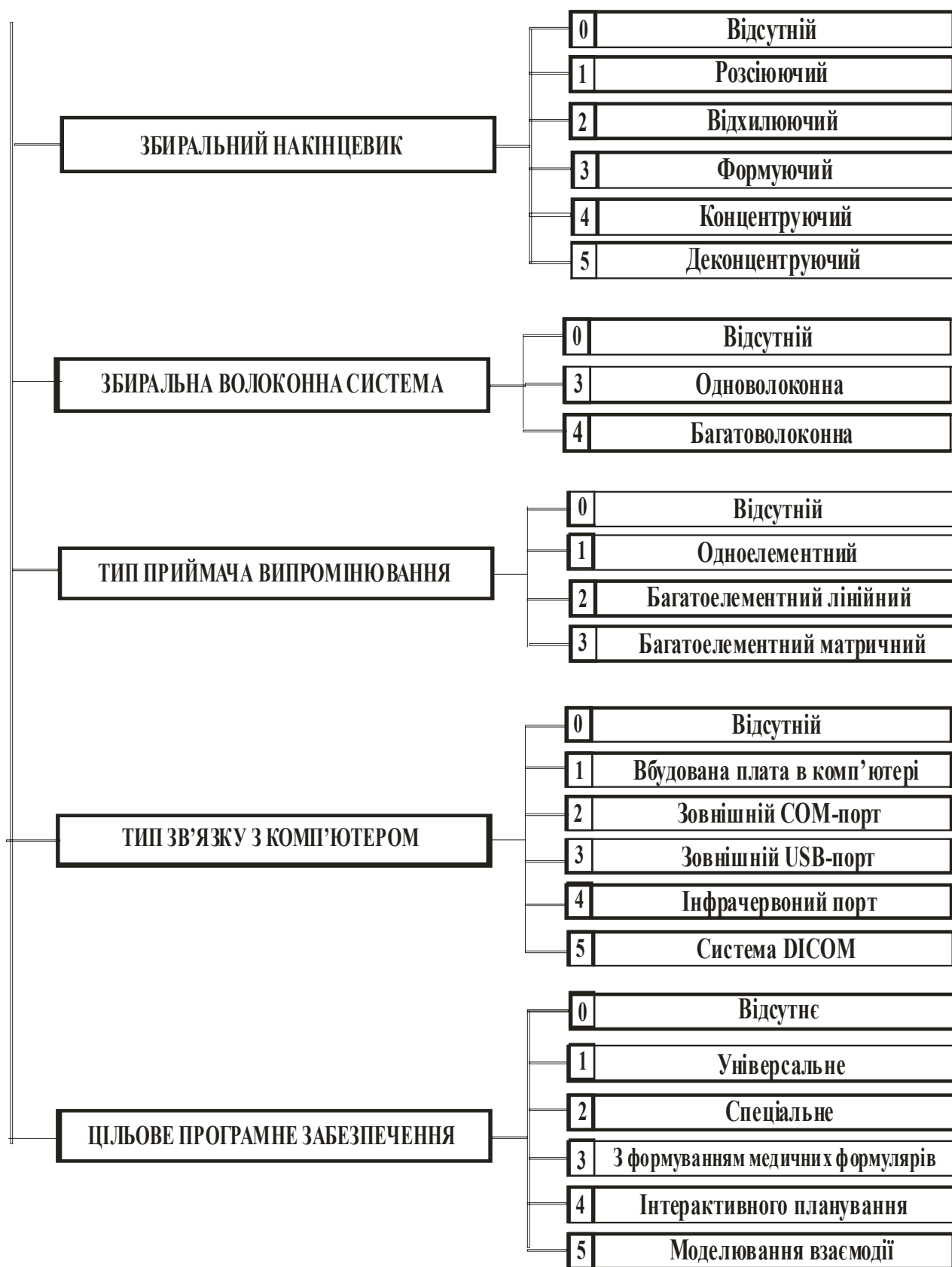


Рис. 2 – Структура класифікаційної системи ASSIGNMENT (продовження)

Запропонована класифікація в певній мірі дозволяє виявляти “ніши”, не заповнені на сьогодні конкретними технічними рішеннями. При цьому є можливість “синтезувати” новітні схемні рішення ВОІ та оцінити їх потенційні можливості ще на початкових стадіях розробки.

Висновки

Запропонована класифікація може бути корисною для розробників волоконно-оптичних систем клінічного застосування. Подальші дослідження мають бути спрямованими на систематизацію різноманітного існуючого волоконно-оптичного інструмента, що є визначальною частиною оптичних систем для клінічної медицини, з наступною розробкою їх узагальненої класифікації.

Денисов Н.А. **Классификация волоконно-оптических систем для минимально инвазивной клинической медицины**

В работе впервые предложена обобщенная схема ВОС для минимально инвазивной клинической медицины. Универсальная классификация ASSIGNMENT, которая охватывает десять классификационных признаков, характеризует не только методы достижения необходимого клинического эффекта, но и возможные технические средства реализации составных частей ВОС.

Denisov N.A. **Classification of fiber optic systems for minimally invasive clinical medicine**

Generalized scheme of FOS for minimally invasive clinical medicine has been offered for the first time. Proposed ASSIGNMENT multi-purpose classification includes ten graded signs to describe not only methods of essential clinical effect achievement, but and possible engineering facilities of FOS components realization

*Надійшло до редакції
24 вересня 2006 року*

УДК 621:

СТРУКТУРНО-АЛГОРИТМІЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН У МЕТОДІ КОМПЛЕКСНОГО СПОСТЕРЕЖЕННЯ ЗА СТАНОМ БТО

Безугла Н.В., Клочко Т.Р., Безуглий М.О., Тимчик Г.С., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

У роботі йдеться про алгоритм процесу визначення оптичних характеристик біологічних тканин при комплексному спостереженні за станом біотехнічного об’єкта з використанням раніш викладених авторами методів апаратурної реалізації цих досліджень

Вступ. Постановка задачі

Наразі у сучасній застосовній фізиці процес розповсюдження світла в біологічних тканинах є досить дослідженим, створено низку математичних моделей, які базуються, наприклад, на дослідженні відбитого назад світлового жмута [1], теорії переносу випромінювання [2, 3] тощо. Відомо, що переважна більшість біологічних тканин у видимій області спектра оптичного діапазону є доволі прозорими, поглинання в них дуже мале, спектр пропускання в області коротких хвиль визначається світлорозсіюванням. Розсіювання світла пов’язане зі структурою біологічної тканини (БТ), що зазвичай складаються з великого числа випадково розподілених в об’ємі розсіювальних центрів. При чисельному

моделюванні світлорозсіяння використовують модель БТ у вигляді напівнескінченного середовища.

Для визначення стану біотехнічного об'єкта (БТО) на підставі спостереження за їх оптичними характеристиками важлива інформація про розподіл світлових полів випромінювання в середовищі БТ, котра сильно розсіює [4, 5]. Для визначення інтенсивності світла всередині та поза середовищем, яке розсіює, найбільш прийнятним є підхід, котрий базується на використанні теорії переносу випромінювання. Реєстрація розсіяного назад світла в експериментальних установках зводиться до визначення коефіцієнту дифузного відбиття ділянки БТ БТО. Дотепер кількісно розрахунок дифузного освітлення прийнято виконувати відповідно до закону Ламберта, який хоча досить добре узгоджується з практичними даними та використовується в переважній більшості моделей розповсюдження світла, втім є емпіричним законом, отриманим у наслідок експериментальних спостережень, і не пояснює механізм дифузного відбиття повністю.

Дифузний характер відбиття можна пояснити мікрорельєфом поверхні БТО, що містить безліч мікровиступів і западин, що статистично відбивають світло рівномірно у всіх напрямках. З іншого боку при дифузному відбитті необхідно враховувати ту частину світлового випромінювання, що проникає під поверхню на деяку глибину, розсіюючись і поглинаючись в матеріалі, і потім знову виходить через поверхню назовні внаслідок розсіювання. Така модель дозволяє пояснити дифузний характер відбиття як наслідок багаторазових розсіювань світла у залежності від оптичних властивостей БТ, чітко визначити колір ділянки, оскільки розсіювання і поглинання для різних довжин хвиль різне. Це пояснення є досить коректним з погляду фізики, але має один істотний недолік: це якісна модель, що елементарно описує процеси, що відбуваються зі світлом. Проте, щоб врахувати все різноманіття дифузійних властивостей різних ділянок БТ, які є зокрема патологічними, потрібна кількісна модель, що дозволяє виявляти відповідні параметри цієї БТ.

Найбільше повно і точно розсіювання світла в будь яких матеріалах описує квантова фізика. Проте розробка алгоритму розрахунку підповерхневого розсіювання повинна здійснюватись у напрямку створення спрощеної моделі взаємодії світла з матеріалом, що розсіює. До моделі повинні бути висунуті дві головних вимоги: з одного боку, вона має бути досить проста, щоб розрахунки могли бути виконані за прийнятний час; з іншого боку, модель взаємодії має забезпечувати результат, що досить точно узгоджується з експериментальними даними.

Наразі як основу для побудови такого алгоритму прийняте математичне інтегрально-диференціальне рівняння, що описує зміну проникаючого під поверхню потоку світла, відоме як лінійне рівняння переносу випромінювання [6]. Воно вже є наслідком спрощеної моделі взаємодії, оскільки не враховує квантові ефекти і хвильову природу світла:

$$(\vec{\omega} \cdot \frac{\partial}{\partial s})L(z, \vec{\omega}) = -\mu_t L(z, \vec{\omega}) + \mu_s \int_{4\pi} p(\vec{\omega}, \vec{\omega}')L(z, \vec{\omega}')d\vec{\omega}' + Q(z, \vec{\omega}), \quad (1)$$

де μ_t – коефіцієнт затування,

μ_s – коефіцієнт розсіювання,
 $p(\vec{\omega}, \vec{\omega}')$ – фазова функція розсіяння БТ,

$(\vec{\omega} \cdot \frac{\partial}{\partial \vec{s}})L(z, \vec{\omega})$ - зміна потоку світла $L(z, \vec{\omega})$ у точці об'єму матеріалу z з на-

прямком поширення потоку $\vec{\omega}$ при нескінченно малому зсуві $\delta \vec{s}$ з точки z у напрямку \vec{s} , котре обумовлено причинами:

1) затуханням у наслідок розсіювання та поглинання вздовж шляху зсуву $\delta \vec{s}$:

$$-\mu_t L(z, \vec{\omega}) \tag{2}$$

2) прирощенням за рахунок світла, що поширюється по всіх інших напрямках $\vec{\omega}'$, але яке змінило напрямком поширення на $\vec{\omega}$ у наслідок розсіювання, оскільки необхідно розглядати усі вхідні в точку z напрямки в межах 360 градусів:

$$\mu_s \int_{4\pi} p(\vec{\omega}, \vec{\omega}') L(z, \vec{\omega}') d\vec{\omega}', \tag{3}$$

Фазова функція розсіяння БТ визначає, яка частина випромінювання, що прийшло за напрямком $\vec{\omega}'$, буде поширюватися в напрямку $\vec{\omega}$.

Тобто при розповсюдженні потоку випромінювання в об'ємі все світло, падаюче на БТ, розділяється на дві частини: відбите та те, що пройшло під поверхню БТ, при цьому співвідношення цих частин описується законом Френеля.

Інтегрування лінійного рівняння переносу в усіх напрямках вхідного випромінювання $\vec{\omega}$ уздовж сегмента $\delta \vec{s}$ у точці z дозволяє одержати інше рівняння, що визначає величину зміни освітлення на одиницю довжини в довільній точці об'єму, що розсіює, як функцію, котра визначає величину випромінювання, падаючого на поверхню об'єкта в залежності від джерел світла. Це рівняння є рівнянням об'ємного рендеринга, яке є основним для розрахунку об'ємних ефектів. Проте рівняння об'ємного рендерингу не має аналітичного вирішення для довільної геометрії об'єктів і джерел світла.

Ця проблема вирішується двома способами. Один з них – рішення рівняння чисельними методами, наприклад, методом Монте-Карло [3]. Головний недолік такого підходу полягає в значних машинних затратах, а головна перевага – висока точність результату. Інший вихід полягає у подальшому спрощенні математичної моделі.

У зв'язку з цим доцільний подальший розгляд запропонованого методу, зокрема при визначення оптичних характеристик, який базується на співставленні результатів чисельного моделювання рівняння переносу випромінювання в середовищі, яке розсіює, методом Монте-Карло з експериментально вимірними характеристиками розсіяного назад світла.

Фактично поставлена мета вирішення зворотної математичної задачі для рівняння переносу світла при його вирішенні методом Монте-Карло. Тобто необхідно розглянути визначення транспортного коефіцієнта розсіяння за вимірними характеристиками відбиття БТ, які сильно розсіюють.

Основна частина

Розрахунок характеристик розсіяного назад світла ведеться для моделі пів-

нескінченного середовища (рис.1). Метод Монте-Карло базується на чисельному моделюванні транспорту фотонів, що надходять перпендикулярно середовищу. На кожному кроці моделювання, в залежності від оптичних характеристик середовища, обчислюються довжина вільного пробігу фотону, його випадковий напрямок та визначається ймовірність поглинання, розсіювання та вильоту фотона з середовища. Кожний фотон має рух доти, доки фотон не поглинеться або не вилетить з середовища. Випадковий напрямок фотона визначається у відповідності до фазової функції розсіювання $p(\vec{\omega}, \vec{\omega}')$.

Для більшості БТ фазова функція може бути описана формулою Хені-Грінштайна [6]. Для пришвидшення розрахунків може бути використане так зване транспортне наближення, при якому анізотропне розсіювання замінюється ізотропним, а середовище характеризується транспортними коефіцієнтами розсіювання (5) та екстинції (6):

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g) \quad (4)$$

$$\mu'_t = \mu_t(1 - g) \quad (5)$$

Середня довжина вільного пробігу фотона:

$$l'_\mu = \frac{1}{\mu'_t} \quad (6)$$

На рис.2. наведений графік залежності коефіцієнта дифузного відбиття від транспортного альбедо μ'_s / μ'_t [3].

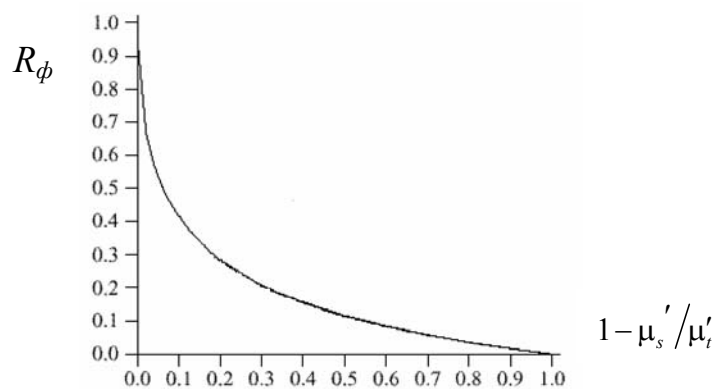


Рисунок 2 – Графік залежності коефіцієнта дифузного відбиття від транспортного альбедо

Отже, алгоритм (рис. 3) визначення коефіцієнтів поглинання μ_t та розсіювання μ_s полягає у наступному. За вимірними значеннями інтегрального коефіцієнта відбиття визначаємо транспортне альбедо для кожної БТ у відповідності з обчисленою залежністю $R(\mu'_s / \mu'_t)$ (рис. 4).

Надалі для визначеного транспортного альбедо обчислюється розподіл інтенсивності розсіяного назад світла на поверхні даної БТ від відстані до центра падіння ρ променя.

Для набору експериментальних значень інтенсивності, яку реєструє координатний фотоприймач чутника, та визначеної відстані ρ отримуємо другий вираз залежності транспортного альbedo від коефіцієнтів розсіяння та екстинції.

З отриманих значень вишукуємо невідомі значення μ'_s та μ'_t .



Рисунок 3 – Структурно-алгоритмічна реалізація процесу визначення оптичних характеристик біологічних тканин з використанням методу та системи комплексного спостереження за станом БТО

Висновки

Розроблена методика визначення оптичних характеристик, заснована на співставленні результатів чисельного моделювання рівняння переносу випромінювання методом Монте-Карло та експериментально виміряних інтегрального та в залежності від координат коефіцієнтів дифузного відбиття біологічними тканинами, надає можливості більш повного опису взаємодії випромінювання з БТО та точності визначення властивостей біотканини.

Структурно-алгоритмічна реалізація процесу визначення оптичних характеристик відбиття біологічних тканин може бути застосованою при багатьох варіантах його апаратної реалізації, що дозволяє спростити моделювання процесу переносу випромінювання. Подальші дослідження спрямовані на застосування

методу до створення медичних систем спостереження за станом та діагностики патологій, що виникають у БТО.

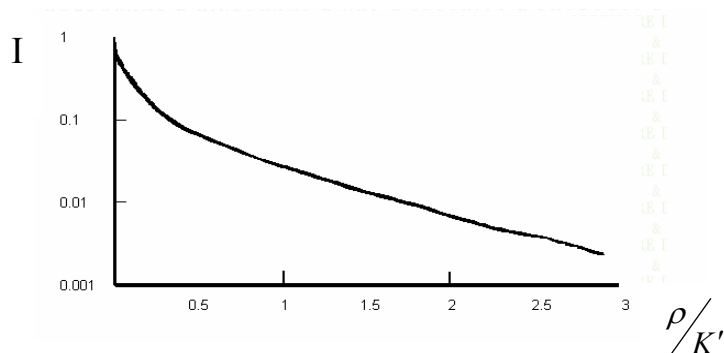


Рисунок 4 – Розподіл інтенсивності розсіяного назад світла на поверхні БТ від відстані до центра падіння ρ променя для $K'=0.08$.

Література

1. Петрук В.Г., Томчук М.А., Черноволик Г.О., Бозняк Ю.А. Розробка та аналіз математичної моделі трансформації випромінювання біотканиною // Вісник ВПІ. – 2000. - № 2. – С. 18-22.
2. Барабаненков Ю.А. Малоугловое приближение для решения задачи об отражении узкого светового пучка от биологической среды // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2000. - № 8. – С. 48-52.
3. Словецкий С.Д. Моделирование распространения оптического излучения в слоисто-неоднородной среде методом Монте-Карло // Радиотехника. - 1994. - №7. – С.
4. Безуглий М.О., Ключко Т.Р., Тимчик Г.С., Скицюк В.І. Моделювання автоматизованої системи реєстрації та моніторингу біотехнічних об'єктів // Вісник Кременчуцького державного політехнічного університету. – 2003. - Т. 1, №4/2003 (21). - С. 116-121.
5. Тучин В.В. Основы взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биотканями: дозиметрический и диагностический аспекты // Изд. РАН, секц.физ. - 1995. - Т. 59, №6. - С.120-143.
6. Сегейкин А.Ю., Гершевич М.М., Ершов И.А. Моделирование процессов взаимодействия низкоинтенсивных лазерных пучков с многослойными рассеивающими биоматериалами // ЖТФ. – 2002. – Т. 72, Вып.1. – С. 100-104.

<p>Безуглая Н.В., Ключко Т.Р., Безуглый М.А., Тымчик Г.С. Структурно-алгоритмическая реализация определения оптических характеристик биологических тканей в методе комплексного наблюдения за состоянием БТО</p> <p>Описан алгоритм определения оптических характеристик биологических тканей в методе комплексного наблюдения за состоянием БТО с использованием ранее изложенных авторами методов аппаратурной реализации этих исследований</p>	<p>Bezugla N.V., Klotchko T.R., BezuglyI M.O., Tymchik G.S. The realization of structure and algorithm of the determination of the biological tissues optical descriptions at the method of the complex monitoring BTO state</p> <p>Is offered the algorithm of the determination of the biological tissues optical descriptions at the method of the complex monitoring BTO state with use the method of instrument realization, which earlier give an account of authors</p>
---	---

Надійшла до редакції
25 вересня 2006 року