

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 616.28

РОЗРОБЛЕННЯ ТРАКТУ ВИМІРЮВАННЯ ТА РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛІВ ОТОАКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ НА ОСНОВІ ПРОЦЕСОРА TMS320VC5510

Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М., Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

Стаття присвячена розробці схемотехнічних та алгоритмічних рішень реалізації тракту вимірювання і реєстрації сигналів ОАЕ на базі процесора TMS320VC5510 фірми Texas Instruments

Вступ

З кожним роком все більш актуальною в соціальному відношенні є медична проблема приглухуватості та глухоти, оскільки згідно статистичних даних відхилення слуху від норми спостерігається у 8-10 % населення. На жаль, у віці до трьох-чотирьох років виявляється тільки половина глухих дітей. Досить часто батьки помічають у свого малюка деякі відхилення у поведінці як наслідок реакції на зовнішні подразники, проте їх відносять до особливостей характеру дитини і сподіваються, що вона надалі "переросте" цю ваду і буде розвиватись нормально. Реально такий перебіг практично неможливий - проблема зниження слуху веде до затримки мовного та інтелектуального розвитку, навичок спілкування, подолати які у шкільному віці вже дуже важко.

У зв'язку з цим надзвичайно важливого значення набуває вирішення завдання раннього діагностування порушень слуху, особливо у дитячого контингенту обстежуваних, в тому числі новонароджених, шляхом проведення об'єктивного скринінгу із застосуванням сучасного методу реєстрації звукових сигналів ОАЕ, інакше - "еха Кемпа" [1-3], що генерується структурами завитки внутрішнього вуха людини спонтанно або у відповідь на зовнішню акустичну стимуляцію. Спектральний склад та інтенсивність цього сигналу мають діагностичну цінність і несуть інформацію про стан внутрішнього вуха обстежуваного. Реалізація даного методу потребує створення портативної мікрокомп'ютерної системи, однією із основних складових якої є тракт вимірювання та реєстрації "ехо-сигналів" в зовнішньому слуховому проході обстежуваного [4].

Метою роботи є розроблення вказаного каналу системи на основі цифрового сигнального процесора (ЦСП) TMS320VC5510.

1. Структурна схема системи реєстрації ОАЕ

Система складається із акустичного зонда 1, що містить в собі два електроакустичні перетворювачі у вигляді мініатюрних телефонів 2, 3, акустоелектричний перетворювач на основі мініатюрного мікрофона 4 та попередній підси-

лювач 6, вушної втулки S, закріпленої на наконечнику зонда 1, а також АЦП 8, цифровий сигнальний процесор ЦСП 11, ЦАП 9, 12, головних телефонів 10, дисплея 13, принтера 14, пристрою 15 клавіатури та ПЕОМ 16 (рис.1). При цьому АЦП 8 та ЦАП 9 утворюють стерео-аудіо кодек 7.

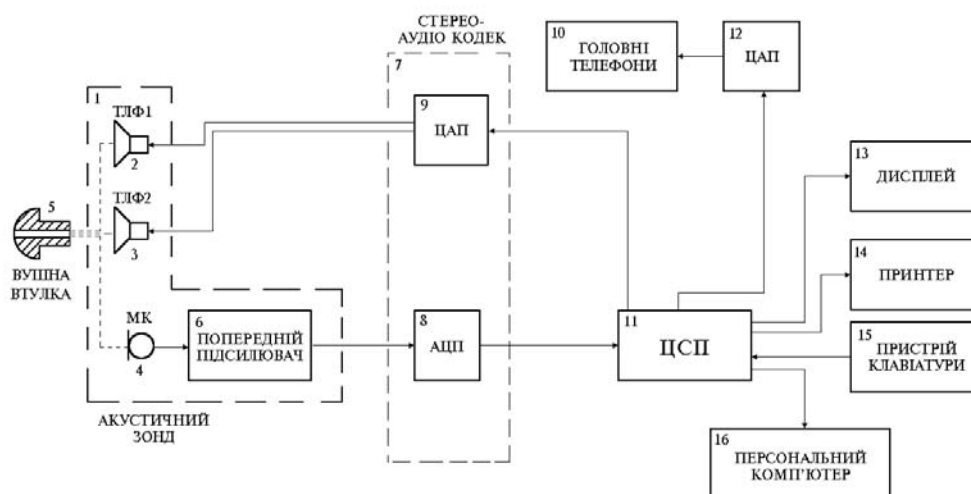


Рисунок 1 – Структурна схема системи реєстрації ОАЕ

На основі проведених розрахунків та моделювання синтезовано схемотехнічні та алгоритмічні рішення реалізації окремих ланок тракту вимірювання і реєстрації системи; а саме: акустоелектричного перетворювача на основі мініатюрного мікрофона 4, попереднього підсилювача 6, стерео-аудіо кодека 7 та ЦСП 11, про що йдеться нижче.

2. Алгоритм роботи тракту реєстрації ОАЕ

Розглянемо детально роботу системи при реалізації нею вищезгаданого методу реєстрації "ехо-сигналів", узагальнений алгоритм роботи якої наведено на рис.2.

В режимі реєстрації сигналів спонтанної ОАЕ канал акустичної стимуляції (ЦАП 9 та телефони 2, 3) знаходиться у виключеному стані, а функціонує лише звукоприймальний тракт. Мікрофон 4 здійснює функціональне акустоелектричне перетворення поточного звукового тиску, створюваного в герметизованому зовнішньому слуховому проході обстежуваного, в електричний сигнал, який після підсилення надходить на вхід АЦП 8.

Процедура вимірювання блоком 8 здійснюється під керуванням ЦСП 11, який протягом фіксованого інтервалу часу формує в своєму оперативному запам'ятовуючому пристрої банк даних результатів вимірювання, отриманих на виході АЦП 8.

Після швидкого перетворення Фур'є вказані дані у вигляді окремої спектральної реалізації готуються для послідовних числових перетворень.

Процедурі швидкого перетворення Фур'є передують процедура цифрової фільтрації результатів вимірювання за допомогою синтезованого на базі ЦСП 11 типу TMS320VC5510 цифрового фільтра, який пропускає сигнал в діапазоні від 100 Гц до 12 кГц.

При цьому коефіцієнт підсилення в межах вказаної смуги пропускання складає від 65 до 70 дБ, а коефіцієнт притискання перешкоджаючих сигналів з частотою мережі 50 Гц та з частотами 1-10 Гц не менше 70 дБ.

Спроекований смуговий фільтр відповідає вказаним вимогам та за допомогою інтерфейсу експорту у формат мови програмування С інтегрується до програмного забезпечення, керування стерео-аудіо кодеком АІС23 фірми Texas Instruments, розробленого в інтегрованому середовищі проектування Code Composer Studio 2 v.1.07.

Моделювання цифрового фільтра виконано у програмному середовищі Matlab 6.5 за допомогою блоку проектування фільтрів Filter Design @ Analisis Tools (рис.3).

Після проведення цифрової обробки сигналу ЦСП 11 здійснює для виділення "ехо-сигналу" із фонового шуму процедуру синхронного накопичення отриманих від АЦП 8 окремих спектральних реалізацій, виконання процедури зворотного перетворення Фур'є поточного результату накопичення, відтворення його через ЦАП 12 у вигляді аналогового сигналу для прослуховування оператором через головні телефони 10 та одночасного відображення на екрані дисплея 15 поточного результату накопичення у вигляді спектра.

По закінченні обстеження отриманий результат при наявності спонтанного "ехо-сигналу" може бути виведений принтером 14 на паперовий носій або переданий для запам'ятовування на ПЕОМ 16.

Тим самим стає можливим досліджувати динаміку змінювання стану органу слуху обстежуваного, наприклад, у ході його лікування.



Рисунок 2 – Узагальнений алгоритм роботи програми

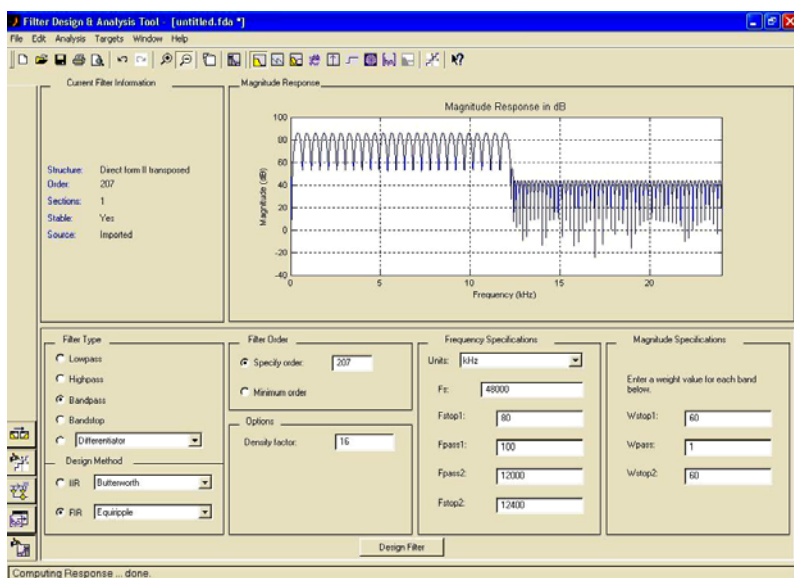
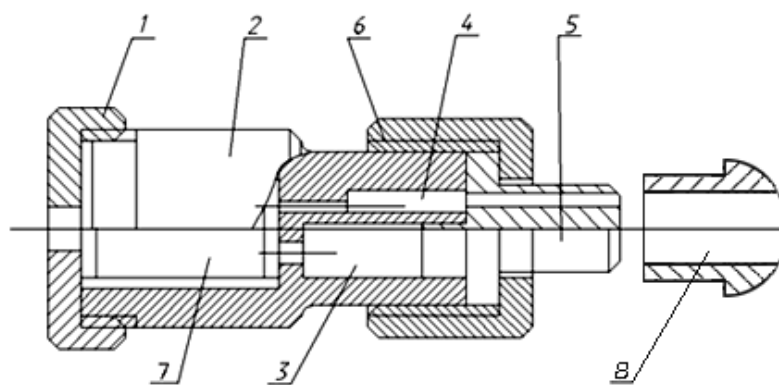


Рисунок 3 - Блок проектування фільтрів Filter Design @Analysys Tools програмного середовища Matlab 6.5



1 – задня кришка, 2 – корпус, 3 – телефони, 4 – мікрофон, 5 – насадка, 6 – передня кришка, 7 – електронний модуль, 8 – вушна втулка
Рисунок 4 – Конструкція акустичного зонду

3. Акустичний зонд

Мініатюрний мікрофон та попередній підсилювач входять до складу акустичного зонду системи, конструкція якого зображена на рис 4.

При цьому в корпусі зонда розміщено перехідну плату, яка забезпечує зв'язок входів телефонів та вихід мікрофону зонда через попередній підсилювач з кабелем зв'язку із електронним блоком системи реєстрації.

Розроблене схематичне рішення побудови попереднього підсилювача (рис.5) дозволяє легко розмістити його (в SMD варіанті виконання елементів) на перехідній платі в корпусі зонду.

Обґрунтовано застосування в якості акустоелектричного перетворювача 4 мініатюрного електретного мікрофону типу 1751 фірми Oticon (Данія), що використовується для комплектації слухових апаратів. Даний мікрофон має досить високу чутливість (відношення напруги на його виході до створюваного на його вході звукового тиску), яка складає 5-12 мВ/Па на частоті 1000 Гц, а також забезпечує можливість роботи при напрузі живлення 1,2 В та струмі 50 мкА.

Із проведених розрахунків випливає, що, оскільки напруга U_M на виході акустоелектричного перетворювача 4 визначається із співвідношення

$$U_M = E_M \cdot P_1,$$

то при чутливості мікрофона $E_M = 0,015$ (В/Па) навіть при максимальному рівні звукового тиску $P_1 = 80$ дБ напруга на виході мікрофона становитиме лише

$U_M = 3\text{ мВ}$, що безумовно потребує його подальшого підсилення до рівня, необхідного для роботи АЦП системи.

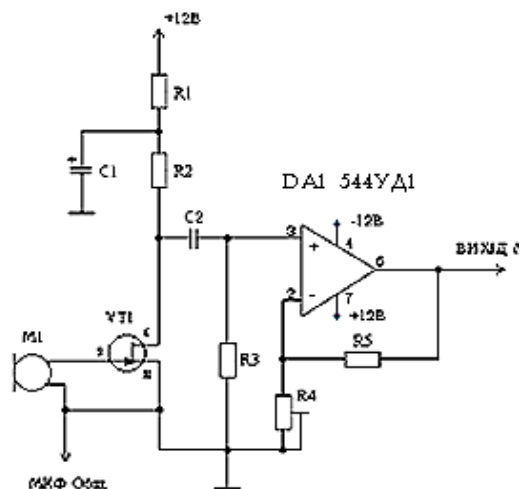


Рисунок 5 – Схема електрична принципова попереднього підсилювача з мікрофоном

За умови максимальної напруги на вході АЦП $U_M = 7,5\text{ В}$ при $P_1 = 80\text{ дБ}$, коефіцієнт масштабування попереднього підсилювача складає 2500.

Мікрофонний підсилювач (рис.5) побудований на операційному підсилювачі DA1, конденсаторі C2 та резисторах R2 - R5 і забезпечує підсилення вихідного сигналу електретного мікрофона до рівня, достатнього для роботи входних каскадів стерео-аудіо кодека. Це зроблено також із врахуванням того, що акустичний зонд з'єднується з електронним блоком системи за допомогою кабелю довжиною не менше 2 м. Резистор R1 та конденсатор C1 утворюють RC-фільтр по напрузі живлення підсилювача.

Вихідний сигнал мікрофона поступає через затвор польового транзистора VT1 на універсальний операційний підсилювач, коефіцієнт K перетворення якого визначається наступним виразом:

$$K = 1 + R5/R4$$

Висновки

Обґрунтовано ефективність застосування в розробці в якості оптимальних ЦСП типу TMS320VC5510, стерео-аудіо кодека типу AIC23 фірми Texas Instruments та мікрофону типу 1751 фірми Oticon.

Розроблено та налагоджено в інтегрованому середовищі проектування Code Composer Studio 2 v.1.07 пакет програмного забезпечення керування АЦП стерео-аудіо кодека, цифрової обробки ЦСП отриманого масиву "ехо-сигналу" та його реєстрації як на частоті продукту спотворення ($2f_1 - f_2$), так і затриманої ОАЕ.

Створено макет розробленого каналу системи із використанням оціночного модуля DSP Starter Kit (DSK) C5510 та проведено його експериментальні дослідження. Показано, що коефіцієнт підсилення розробленого тракту в межах смуги пропускання від 100 Гц до 12 кГц складає 65 дБ, а коефіцієнт притискання заводових сигналів з частотою мережі 50 Гц та з частотами біошуму 1-10 Гц становить не менше 70 дБ.

Отримані результати досліджень дають можливість створити портативну мікрокомп'ютерну систему слухового скринінгу методом ОАЕ, впровадження якої дозволить досягти покращення якості життя дітей з виявленими вадами слуху запобіганням затримки мовного розвитку дітей, низької академічної успішності та психолого-емоціональних порушень.

Розроблення каналу вимірювання та реєстрації сигналів ОАЕ на основі цифрового сигнального процесора TMS320VC5510 дозволить провести експериментальні дослідження тракту для подальшого удосконалення алгоритму роботи системи при реєстрації сигналів ОАЕ різними методами.

Література

1. Kemp D.T. Stimulated acoustic emission from within the human auditory system // J. Acoust. Soc. Am. – 1978. – Vol. 64. – P.1386–1391.
2. Katz J. Handbook of clinical audiology. Fours editional. – Baltimor (USA):. Williams&Wilkins, 1994. – 839 p.
3. Лисенко О.М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини: Монографія. – К.: Видавництво “КВІЦ”, 2002. – 176 с.
4. Пат. 70880А України, МПК 7 А 61 В 5/12. Система реєстрації отоакустичної емісії (варіанти) / О.М Лисенко, Д.Ю Лебедев – №20031213245; Заявл. 31.12.03; Опубл. 15.10.04; Бюл. ДДІВ № 10.
5. Пальчун В.Т., Левина Ю.В., Мельников О.А. Отоакустическая эмиссия: исследование нормы // Вестник оториноларингологии. – 1999. – №1. – С.5–9.
6. Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М. Мікрокомп’ютерна система реєстрації отоакустичної емісії внутрішнього вуха людини // Приладобудування 2003: стан і перспективи: Тези доповідей другої науково-технічної конференції. – Київ: НТУУ «КПІ», 2003. – С. 145.
7. Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М. Методи та засоби вимірювання і реєстрації сигналу отоакустичної емісії // Приладобудування 2004: стан і перспективи: Тези доповідей Третьої науково-технічної конференції. – Київ. – 2004. – С. 177.
8. Цифровая обработка сигналов / А.Б.Сергиенко. – СПб.: Питер, 2003. – 604 с.
9. Гутников В. С. Фильтрация измерительных сигналов. – М.: Наука. – 1985. – 204 с.

Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М. **Розроблення тракту вимірювання та реєстрації сигналів отоакустичної емісії (ОАЕ) на основі процесора TMS320VC5510.**

Стаття присвячена розробці схематехнічних та алгоритмічних рішень реалізації тракту вимірювання та реєстрації сигналів отоакустичної емісії на базі процесора TMS320VC5510 фірми Texas Instruments.

Lebedev D.Y., Lysenko O.M. **Creating of channel measurement and registration the signals of otoacoustic emissions on base of processor TMS320VC5510.**

The article is dedicated to create scheme technical and algorithmic decisions realization of channel measurement and registration the signals of otoacoustic emissions on base of processor TMS320VC5510 of Texas Instruments company.

Надійшла до редакції
25 вересня 2006 року

УДК 617.55-089-78

СИСТЕМНИЙ ПІДХІД ДО РОЗРОБКИ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНОГО ІНСТРУМЕНТА КЛІНІЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ

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

В роботі запропонований системний підхід до розробки волоконно-оптичного інструмента (ВОІ) для мінімально інвазивної клінічної медицини (МІКМ). Для системної класифіка-

ції VOI застосовуються дев'ять формалізованих ознак та чотири конструктивних параметри

Вступ

Суттєву роль в розширенні можливостей сучасних методів мінімально інвазивної клінічної медицини, особливо для внутрішніх органів людини, відіграє волоконно-оптичний інструмент (VOI), який забезпечує:

- ефективне транспортування оптичного випромінювання до органів людини;
- формування на поверхні біотканини або на певній його глибині розподілу енергії оптичного випромінювання, необхідної для досягнення відповідного клінічного ефекту (хірургічного, терапевтичного або діагностичного);
- ефективне збирання оптичного інформаційного сигналу з поверхні або з глибини біотканини, який несе інформацію про стан біооб'єкта;
- транспортування оптичного інформаційного сигналу від біотканини, що досліджується, до модуля його аналізу з метою об'єктивізації процесу прийняття рішення лікарем.

Організаційно волоконно-оптичний інструмент складається з волоконно-оптичної транспортуючої системи (ВОТС) та спряженого з ним оптичного дистального інструмента (ОДІ).

Постановка задачі

Задачею дослідження є визначення та систематизація класифікаційних ознак та параметрів волоконно-оптичного інструмента для клінічної медицини, які б дозволяли максимально формалізовано описувати не тільки існуючі технічні реалізації VOI, але й його можливі перспективні рішення. Існуючі класифікації волоконно-оптичного інструмента [1, 2] мають обмежене поширення через їх адаптацію до продукції конкретного виробника. Тому розробка універсальної класифікації VOI є актуальною задачею. Системний підхід до розробки волоконно-оптичного інструмента з урахуванням його цільового призначення, технічних та технологічних обмежень, є особливо важливим на початкових стадіях розробки при пошуку оптимізованих (за одним або декількома ознаками чи параметрами) технічних рішень.

Систематизація волоконно-оптичного інструмента

Систематизація волоконно-оптичного інструмента виконувалась за дев'ятьма класифікаційними ознаками та чотирма параметрами (Таблиця 1). З метою подальшої формалізації системного підходу до розробки VOI зазначеним класифікаційним ознакам і параметрам були присвоєні літерні коди, а різновидам класифікаційних ознак (підознакам) - літерні та цифрові коди.

У загальному вигляді волоконно-оптичний інструмент має нижченаведений формалізований опис для двоканального та одноканального варіантів виконання, відповідно:

NNNNN-P-[J-A-F-M-T]₁-C-D-[J-A-F-M-T]₂-(XX-YY.Y-Z.Z/z.z).

NNNNN-P-[J-A-F-M-T]_{1(2)}}-C-D-(XX-YY.Y-Z.Z/z.z).

Слід зауважити, що індекси “1” та “2” до ознак в квадратних дужках відносяться до опромінюючого (енергетичного) та приймального (інформаційного) каналів, відповідно. В круглих дужках згруповані базові конструктивні параметри волоконно-оптичного інструмента. Слід зауважити, що цифра «0» в цифровому коді ВОІ означає відсутність зазначеної класифікаційної ознаки.

Таблиця 1 – Систематизація волоконно-оптичного інструмента

Літерний код ознаки або параметра	Класифікаційна ознака або параметр	Різновид класифікаційної ознаки		
		Тип або принцип дії волоконно-оптичного інструменту	Літерний код	Цифровий код
NNNNN	Медичне призначення	Хірургічний	FOTCA	-
		Терапевтичний	FOTTA	-
		Діагностичний	FOPSA	-
		Моніторингово-дослідницький	FOPRA	-
J	Тип з'єднання ВОТС та ОДІ	Відсутнє ОДІ	0	0
		Суцільно фабриковане	S	1
		Конструктивне приєднання	A	2
A	Спрямованість дії оптичного випромінювання	В прямому напрямку	F	1
		Бокова дія	S	2
		Кільцева дія	R	3
		Ізотропна дія	I	4
P	Тип взаємного розташування опромінюючого та/або приймального каналів	Одноканальний	S	1
		Пакетний	G	2
		Співосний	X	3
		Поперековий	T	4
		V-схема	V	5
		U-схема	U	6
F	Схема ВОТС	Одноволоконна опромінююча	A	10
		Багатоволоконна опромінююча	B	20
		Одноволоконна приймальна	a	03
		Багатоволоконна приймальна	b	04
		Двоканальна одноволоконна	AA	11
		Двоканальна багатоволоконна	BB	22
		Одноволоконна опромінююча та одноволоконна приймальна	Aa	13
		Одноволоконна опромінююча та багатоволоконна приймальна	Ab	14
		Багатоволоконна опромінююча та одноволоконна приймальна	Ba	23
		Багатоволоконна опромінююча та багатоволоконна приймальна	Bb	24
		Відхилення	D	2
		Формування	L	3
		Концентрація	T	4
		Деконцентрація	U	5

Продовження таблиці 1

Літерний код ознаки або параметра	Класифікаційна ознака або параметр	Різновид класифікаційної ознаки		
		Тип або принцип дії волоконно-оптичного інструменту	Літерний код	Цифровий код
M	Принцип дії ОДІ в прямому або зворотньому напрямках	Розсіяння	S	1
T	Технічна реалізація ОДІ	Сфера	PS	1
		Циліндр	CS	2
		Волокно інтерстеціальне	IS	3
		Балон	BS	4
		Дзеркало	MD	1
		Призма	PD	2
		Фаска	BD	3
		Конус	RD	4
		Лінза	LL	1
		Квазіколімуюча система SteadyBeam	QL	2
		Конус усічений	T	1
		Тіло обертання	pT	2
		Модифікований конус	mT	3
		Зворотній конус	UT	1
		Зворотнє тіло обертання	pU	2
Лінзований зворотній конус	UL	3		
C	Робоче середовище ВОІ	Відсутнє (контакт)	C	0
		Повітря-газ	A	1
		Рідина-вода	L	2
		Біотканина	B	3
D	Відстань між біооб'єктом та ВОІ	Відсутня (контакт)	0	0
		Фіксована	X	1
		Змінювана	V	2
		Спірально-сходінкова	W	3
XX	Робоча відстань	Робоча відстань (max), мм	-	-
YY.Y	Діаметр дистальної частини ВОІ	Діаметр (max) дистальної частини волоконно-оптичного інструмента, мм	-	-
Z.Z	Довжина ВОТС	Загальна довжина ВОТС, м	-	-
z.z	Довжина дистальної частини ВОТС	Довжина (max) дистальної частини ВОТС, м	-	-

Класифікування волоконно-оптичного інструмента

Після проведення детального розгляду різноманітних схем волоконно-оптичного інструмента виникає доцільність групування двох класифікаційних ознак: схеми волоконно-оптичної транспортуючої системи та технічної реалізації оптичного дистального інструмента ($F_1+T_1+T_2+F_2$), які в значному ступені визначають можливість реалізації цільової функції волоконно-оптичного інструмента.

Чотири з 16 можливих комбінацій зазначених ознак (Рис. 1), а саме: 0000, $0T_100$, $00T_20$, $0T_1T_20$, не підпадають під визначення “волоконно-оптичний інструмент” через відсутність волоконних систем як в опромінюючому, так і в приймальному каналах. Інші 12 можливих комбінацій ознак визначають волоконно-оптичний інструмент:

- хірургічного та терапевтичного застосування (F_1000 ; F_1T_100);
- діагностичний (F_100F_2 ; $F_1T_10F_2$; $0T_10F_2$; $F_10T_2F_2$; $F_1T_1T_2F_2$; $0T_1T_2F_2$);
- моніторинговий ($000F_2$; $00T_2F_2$);
- дослідницький (F_10T_20 ; $F_1T_1T_20$).

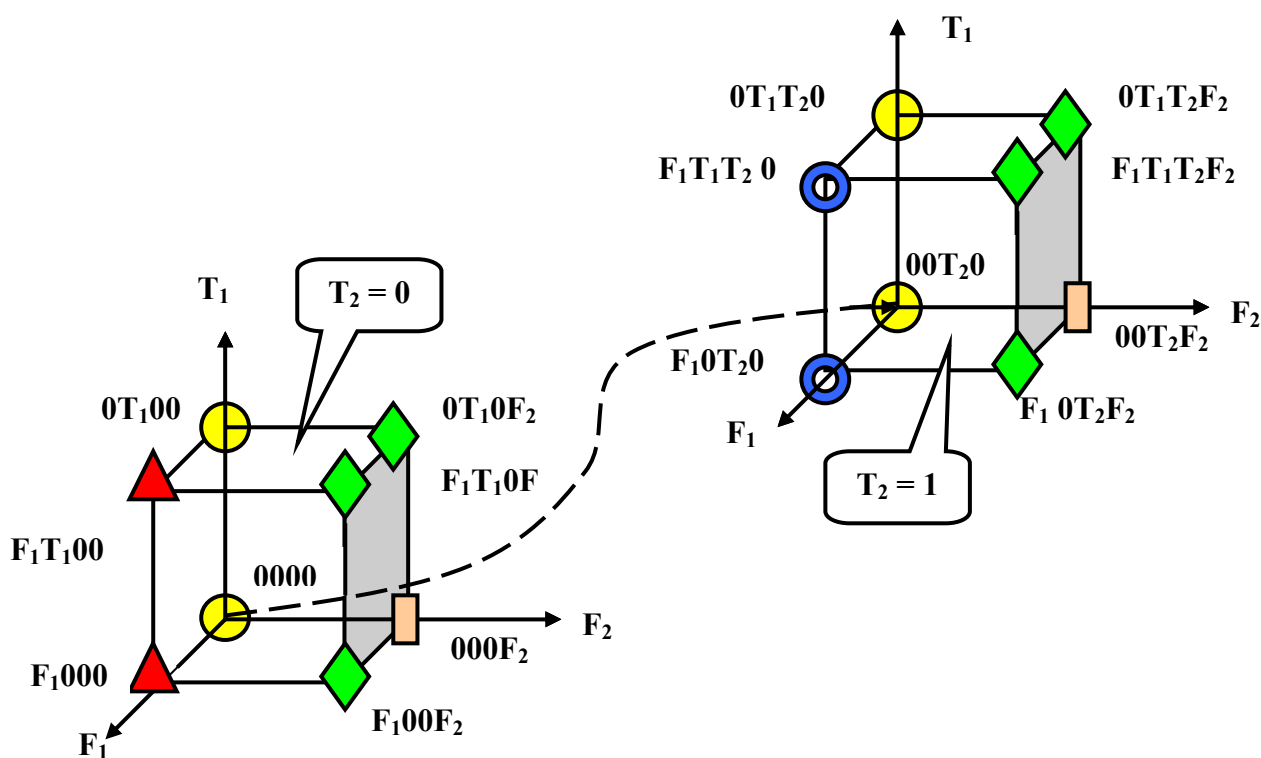


Рисунок 1 – Діаграма класифікування волоконно-оптичного інструмента

Приклади класифікування волоконно-оптичних транспортуючих систем (ознака F) та опромінюючого оптичного дистального інструмента (ознака T) наведені в Таблиці 2 та Таблиці 3, відповідно.

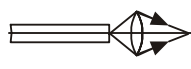

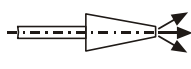
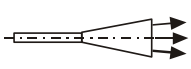
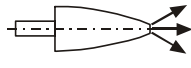
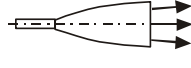
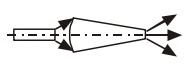
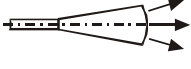
Таблиця 2 – Типи та класифікація волоконно-оптичних систем транспортування (F)

Тип ВОТС	Схема ВОТС	Літерний код	Цифр. код	Тип ВОТС	Схема ВОТС	Літерний код	Цифр. код
Одноволоконна опромінююча		A	10	Одноволоконна приймальна		a	03
Багатоволоконна опромінююча		B	20	Багатоволоконна приймальна		b	04
Двоканальна одноволоконна		AA	11	Двоканальна багатоволоконна		BB	22
Одноволоконна опромінююча та одноволоконна приймальна		Aa	13	Одноволоконна опромінююча та багатоволоконна приймальна		Ab	14
Багатоволоконна опромінююча та одноволоконна приймальна		Va	23	Багатоволоконна опромінююча та багатоволоконна приймальна		Vb	24

Таблиця 3 – Типи опромінюючого оптичного дистального інструмента (Т) з одноволоконною ВОТС за принципом дії (M)

Тип ОДІ	Схема ОДІ	Літерний код	Цифр. код	Тип ОДІ	Схема ОДІ	Літерний код	Цифр. код
ОДІ на принципі розсіяння випромінювання (S)							
Сфера		PS	1	Циліндр		CS	2
Волокно інтерстеціальне		CI	3	Балон		BS	4
ОДІ на принципі відхилення випромінювання (D)							
Дзеркало		M	1	Призма		P	2
Фаска		B	3	Конус		R	4

Продовження таблиці 3

ОДІ на принципі формування випромінювання (L)							
Лінза		L	1	Система SteadyBeam		QL	2
ОДІ на принципі концентрації випромінювання (C)				ОДІ на принципі деконцентрації випромінювання (U)			
Конус усічений		T	1	Зворотній конус		UT	1
Тіло обертання		pT	2	Зворотнє тіло обертання		pU	2
Конус модифікований		mT	3	Лінзований зворотній конус		UL	3

Обговорення та висновки

Визначення узагальнених класифікаційних ознак та підознак за типом або принципом дії волоконно-оптичного інструмента дозволяє оптику-конструктору ще на початковій стадії розробки ВОІ оцінити можливості їх застосування з використанням рейтрейсінгового методу розрахунку оптичних систем. З цією метою може використовуватись спеціальна програма SPERA (Scapel and Probes Evaluation, Raytracing, Analysis), розроблена на кафедрі ООЕП НТУУ «КПІ» [3], або інші розрахункові програмні продукти, наприклад: ZEMAX, LightTools, TracePro.

Завдяки зазначеній можливості збільшується вірогідність прийняття оптиком-конструктором технічного рішення, оптимізованого для реалізації заданої цільової функції у відповідності до конкретного медичного призначення. Крім того, зважаючи на неспинний прогрес в галузі оптичного приладобудування, існує можливість синтезу новітніх схемних рішень волоконно-оптичного інструмента для мінімально інвазивної клінічної медицини.

Запропонована класифікація може бути корисною для розробників волоконно-оптичних систем клінічного застосування.

Подальші дослідження мають бути спрямованими на виконання порівняльного аналізу та оцінку ефективності клінічного застосування різноманітного волоконно-оптичного інструмента, як існуючих зразків, так і перспективних розробок.

Література

1. www.oceanoptics.com
2. www.microquartz.com
3. Denisov N.A., and Griffin S.E. Contact fiber probes for in-vivo optical spectroscopy: comparative analysis // Optical Biopsy II, Robert R. Alfano; Ed., Proc. SPIE – 1998 – V. 3250 –P. 44-55.

<p>Денисов Н.А. Системный подход к разработке волоконно-оптического инструмента клинического применения. В работе предложен системный подход к разработке волоконно-оптического инструмента (ВОИ) для минимально инвазивной клинической медицины. Для системной классификации ВОИ использовались девять формализованных признаков и четыре конструктивных параметра.</p>	<p>Denisov N.A. The system-defined method to fiber optic instrument development for clinical application. The system approach to develop fiber optic instruments (FOI) for minimally invasive clinical medicine has been suggested. Nine formalized signs and four design factors have been applied for FOI's systemic classification.</p>
---	---

Надійшла до редакції
21 червня 2006 року

УДК 617.55-089-78

РЕЗУЛЬТАТИ ОБРАХУНКУ ПОШИРЕННЯ ВИПРОМІНЮВАННЯ РЕМІСІЇ ФЛЮОРЕСЦЕНЦІЇ 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 проведено моделювання сферичної опроміненості флуоресценції в біотканині для випадку різної геометрії опромінення від контактних оптичних волокон. Результати моделювання показують, що ослаблення флуоресцентного сигналу внаслідок поглинання в біотканині може бути певною мірою виправлене вибором відповідної конфігурації волоконно-оптичних каналів опромінення та збору флуоресцентного сигналу

Вступ

Метод Монте-Карло (ММК) є загально визнаним для моделювання розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах (БТ) [1-3]. Його широкому застосуванню сприяє відсутність точного аналітичного рішення рівняння переносу енергії в БТ в спектральному діапазоні реєстрації випромінювання флуоресценції (0.6-1.2 мкм), який характеризується співрозмірним внеском в ослаблення оптичного випромінювання явищ поглинання та розсіяння.

Постановка задачі

В процесі моделювання методом Монте-Карло для практичних задач флуоресцентної діагностики із застосуванням волоконно-оптичних систем ставилася задача віднайдення абсолютних значень густини потужності флуоресцентного сигналу з причини передбачення проведення діагностичної процедури в біотканині. Моделювання передбачає використання результатів попереднього обрахунку поширення випромінювання збудження в біотканині від оптичного волокна. При цьому геометричні характеристики біотканини збігаються з попередніми, а оптичні характеристики набувають відповідних значень для довжини хвилі емісії флуоресценції.

Особливості моделювання випромінювання флуоресценції в біотканині

Відомо, що характер генерації оптичного випромінювання флуоресценції в середовищі біотканини добре узгоджується із законом Ломеля [1]. Причому, величини сферичної густини потужності флуоресценції $E_{0\phi}$ всередині об'єму або яскравості при поверхні L_{ϕ} першочергово залежать від характеру розсіяння і перепоглинання випромінювання флуоресценції у каламутному середовищі БТ, цілком подібно до поширення випромінювання збудження.

Генерацію флуоресценції у БТ можна розглянути на прикладі одиничного флуорофора у вигляді трьох послідовних процесів:

– флуорофор поглинає енергію фотонів, що відповідає довжинам хвиль збудження (процес описується транспортною функцією $T_z [0, r']$, яка характеризує перенесення енергії збудження від точки 0 до флуорофору в точці r'),

– наслідком поглинання фотонів є підвищення енергетичних рівнів системи з наступною емісією фотонів флуоресценції; ймовірність події визначається добутком коефіцієнта поглинання та квантовим виходом флуоресценції флуорофора: $P = \mu_{ak} \cdot q_k$ і описується функцією конверсії $\beta[r']$ випромінювання збудження у випромінювання флуоресценції,

– емітований фотон флуоресценції переміщується у середовищі біотканини і підлягає реєстрації за границею БТ; ймовірність даної події обумовлена оптичними властивостями тканини і характеризується транспортною функцією переносу флуоресценції від точки r' до точки r – $T_{\phi} [r', r]$.

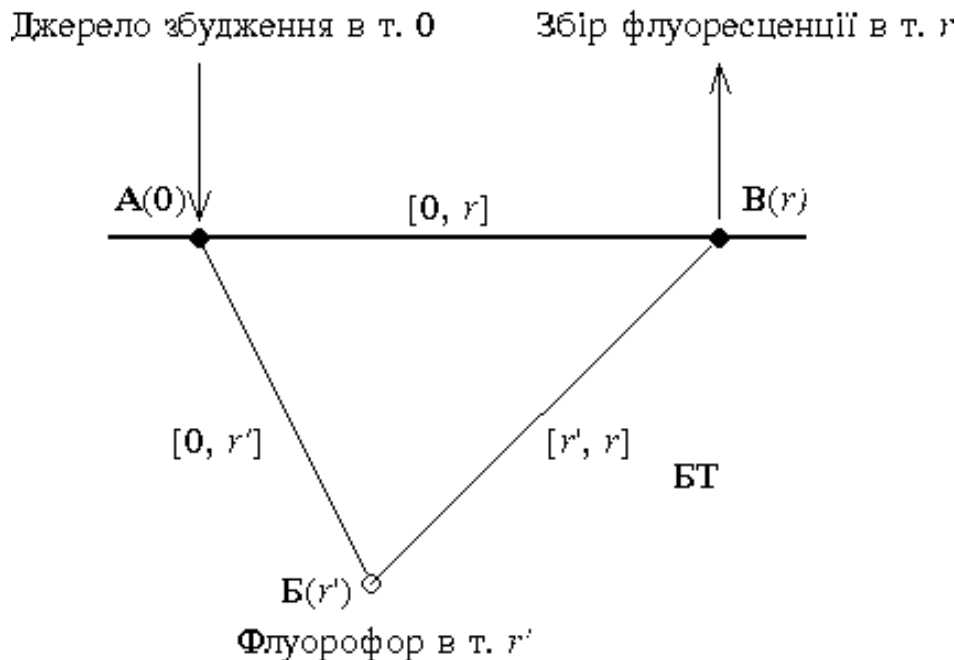


Рисунок 1 – Схема генерації і спостереження флуоресцентного сигналу від одиничного флуорофору БТ в т. r' . Відстані між джерелом збудження і точкою збору флуоресценції – r , а між джерелом збудження та флуорофором, флуорофором і точкою збору, відповідно, r' і $[r', r]$.

Формульне вираження густини потужності з довжиною хвилі флуоресценції в точці \mathbf{B} на відстані r від джерела запишеться інтегралом по об'єму БТ [2]:

$$E_{0\phi}(r) = P_{ож} \cdot \int_V T_3[0, r'] \cdot \beta[r'] \cdot T_\phi[r, r'] \cdot dV, \quad (1)$$

де dV – елементарне розбиття поблизу точки r' (у випадку постановки трьохвимірної задачі $dV = 4\pi (r')^2 dr'$ [см³]). Транспортні функції збудження $T_3[r', r]$ і флуоресценції $T_\phi[r', r]$ вимірюються в см⁻². Функція конверсії $\beta[r'] = q_k \cdot \varepsilon_k \cdot C_k$, розмірності [см⁻¹] набуває величин в залежності від положення в БТ.

В свою чергу, ефективність реєстрації флуоресцентної густини потужності $E_{0\phi}$ прийнятною оптичною системою залежить від величини поверхні вхідної зіниці dA і просторового кута збору $d\omega$ (апертурного кута $n_1 \cdot \sin \sigma'$) оптичної системи, а також, від локального градієнту сферичної опроміненості $\nabla E_{0\phi}$ [Вт/см³] вздовж одиничного вектора $\vec{\kappa}$, що проходить через центр $d\omega$: $\nabla E_{0\phi} \cdot \vec{\kappa}$. Позначивши ефективність збору випромінювання, залежної від просторової орієнтації оптичної системи відносно БТ через $\eta(\kappa)$, потужність P_ϕ , що сягає оптичної системи можна записати як:

$$P_\phi = - \int_A \int_\omega D_\phi \cdot \nabla E_{0\phi} \cdot \vec{\kappa} \cdot \eta(\kappa) \cdot d\omega \cdot dA, \quad (2)$$

де D_ϕ – дифузія флуоресцентного випромінювання на довжині хвилі флуоресценції [см] і $\nabla E_{0\phi} \cdot \vec{\kappa}$ є функцією положення r вхідної зіниці dA . Від'ємний знак показує, що потік випромінювання орієнтований протилежно градієнту густини потужності [3]

Розрахунок просторового і енергетичного розподілу випромінювання флуоресценції здійснюється аналітично або застосовуючи моделювання ММК, залежно від потреб точності та геометрії діагностики. Методи моделювання флуоресценції принципово не відрізняються від методів моделювання поширення випромінювання збудження. Проте існує декілька методичних особливостей для випадку флуоресцентного сигналу:

- початкові умови для моделювання флуоресцентного розподілу $E_{0\phi}$ визначаються за результатами попереднього моделювання E_0 в тому самому об'ємі БТ;
- моделювання проводиться зі зміненими оптичними характеристиками каламутного середовища $\mu_a(\lambda_\phi), \mu_s(\lambda_\phi)$ та $g(\lambda_\phi)$; у випадку ММК масив акумульованої енергії $Q(x_j, y_j, z_j)$ набуває більшого об'єму з врахуванням довжини вільного пробігу фотону на довжині хвилі флуоресценції;
- моделювання проводиться як всередині БТ, так і за його межами, до отримання величини енергетичної яскравості $L(\lambda)^*$ від поверхні БТ.

За результатами моделювання енергетична яскравість $L(\lambda)^*$ [1/(см²·стер)] визначається кількістю фотонів, вага котрих відповідає певній спектральній ділянці ($\lambda_1 \dots \lambda_2$), виведених поза межі границі розділу БТ в дискретному просторовому куті ω з одиниці поверхневої площі. Канонічна розмірність

[Вт/(см²·стер)] для енергетичної яскравості $L(\lambda)$ досягається, якщо результат моделювання розділити на середній час генерації фотону; оскільки моделювання не враховує часової залежності фотонної генерації при формуванні картини розподілу.

Як і у випадку моделювання поширення світла збудження, віднайдення флуоресцентної індикатриси від БТ раціонально здійснювати також із застосуванням ММК [4]. У ММК використовується імпульсний відгук БТ стінки шлунку $h(r_j, z_j)$ на випромінювання довжини хвилі $\lambda=442$ нм, отриманий раніше. Геометричні характеристики приймають до уваги два приповерхневих шари БТ: слизову і підслизову оболонки. Значення оптичних параметрів обох шарів для довжини хвилі емісії флуоресценції 600 нм подано в Табл. 1:

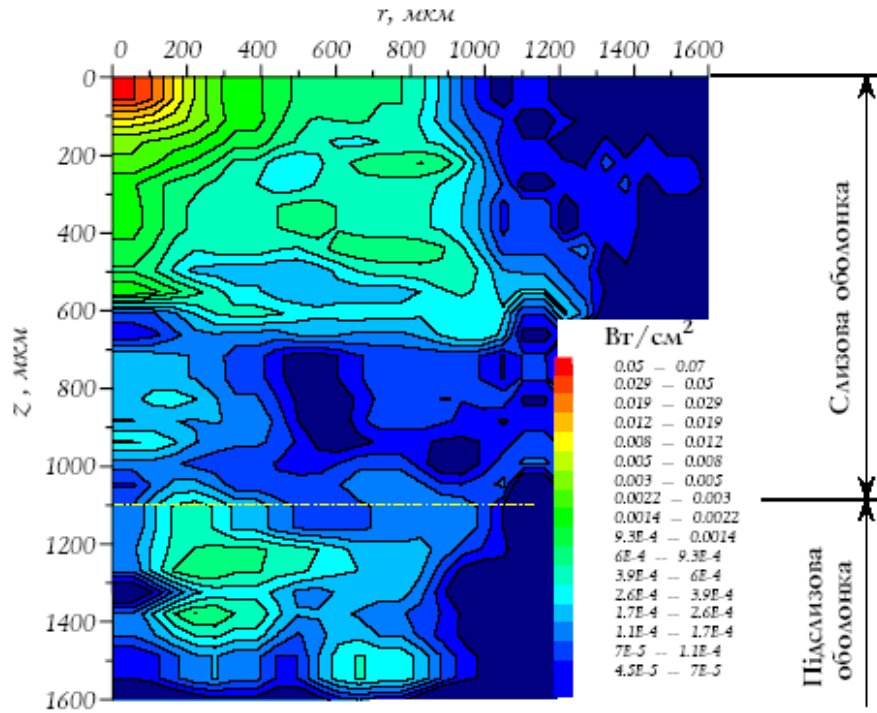
Таблиця 1 – Оптичні параметри шлункової стінки для $\lambda=600$ нм

Шар БТ	n	μ_a	μ_s	g
	-	см ⁻¹	см ⁻¹	-
1: Слизова оболонка	1.37	2.5	323	0.89
2: Підслизова оболонка	1.37	3.8	237	0.83

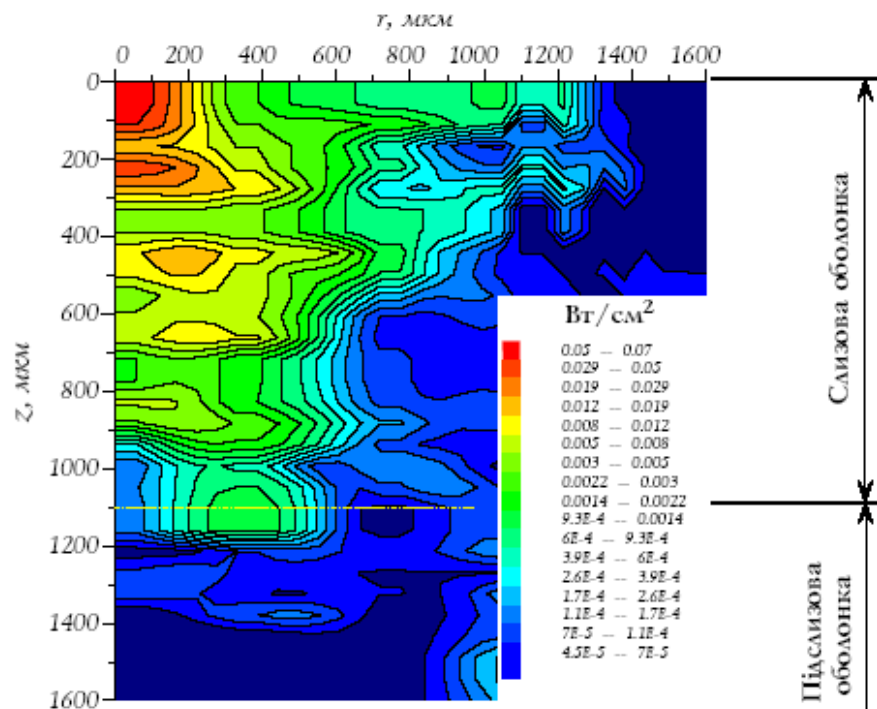
Значення густини потужності в картині розподілу $h(x, y, z)$ пропорційно співвідноситься до ваги фотону флуоресценції W_ϕ , який розпочинає свій рух в тканині з відповідної координатної сітки локалізованої всередині БТ. Отже, після кожного акту поглинання синього випромінювання генерується фотон флуоресценції, вага якого є пропорційною акумульованій вазі після акту поглинання випромінювання збудження з врахуванням квантового виходу флуоресценції. Особливістю ММК у випадку флуоресценції БТ є те, що у відповідності до правила Ломеля початково всі флуоресцентні фотони в БТ генеруються ізотропно, хоча подальший їх рух обумовлений впливом анізотропних властивостей тканини g . Надалі флуоресцентне випромінювання ремісії БТ моделюється за етапами, аналогічними моделюванню випромінювання поширення з подальшою згортокою отриманого флуоресцентного імпульсного відгуку $h_\phi(r_j, z_j)$ з енергетичним профілем введеного джгута збудження.

Результати моделювання

Моделювання розподілу флуоресцентного сигналу в БТ здійснюється з використанням результатів попереднього моделювання поширення випромінювання збудження від оптичного волокна в контакт із слизовою оболонкою шлунку. Моделювання розподілу густини потужності проводилося з врахуванням особливостей геометрії опромінення. Найбільш цікавим практичним результатом було моделювання поширення випромінювання флуоресценції від контактних оптичних волокон різного діаметру серцевини – відповідно 250, 300, 400, 500, 600, 800, 900 і 1000 мкм. Результати моделювання розподілу флуоресценції для волокон діаметром 300 і 400 мкм зображено на рис. 2, а та б, відповідно.



а)



б)

Рисунок 2 - Розподіл $E_{0\phi}$ для $\lambda=600$ нм в шлунковій БТ від волокон діаметром 300 мкм (а) і 400 мкм (б). Кількість фотонів $N=10000$.

Ізофоти подано у взаємно нормованих одиницях.

Внаслідок зворотнього розсіяння і різниці в оптичних властивостях слизового і підслизового шарів шлунку, біля їх границі розділу ($z = 1100 \dots 1200$ мкм) виникають кластерні зони підвищеної густини фотонів, які, проте, є недосяжними для поверхневої реєстрації контактними волоконно-оптичними засобами. Це є ще одним підтвердженням того, що “флуоресцентна інформація” про біотканину отримується виключно із контактного шару слизової оболонки.

Висновки

На основі аналізу впливу діаметра волокна опромінення на картину розподілу E_{of} за результатами моделювання ММК отримані графіки на Рис. 3, а і б, які ілюструють твердження, що за умов однакової потужності в волокнах різного діаметра, відстань віддалення від точки введення випромінювання збудження (на глибинах більших 50 мкм) викликає лише незначну зміну величини E_{of} . Наприклад, якщо на глибині 50 мкм в БТ слизової оболонки різниця густини потужності флуоресценції пропорційна 3 відн. од. [Вт/см²], то віддалення перерізу спостереження на 350 мкм (що рівнозначне практичній задачі використання волокон для збудження і збору сигналу флуоресценції, відповідно, діаметром 400 і 300 мкм) зменшує співвідношення майже вдвічі – до 1.4 відн. од. [Вт/см²].

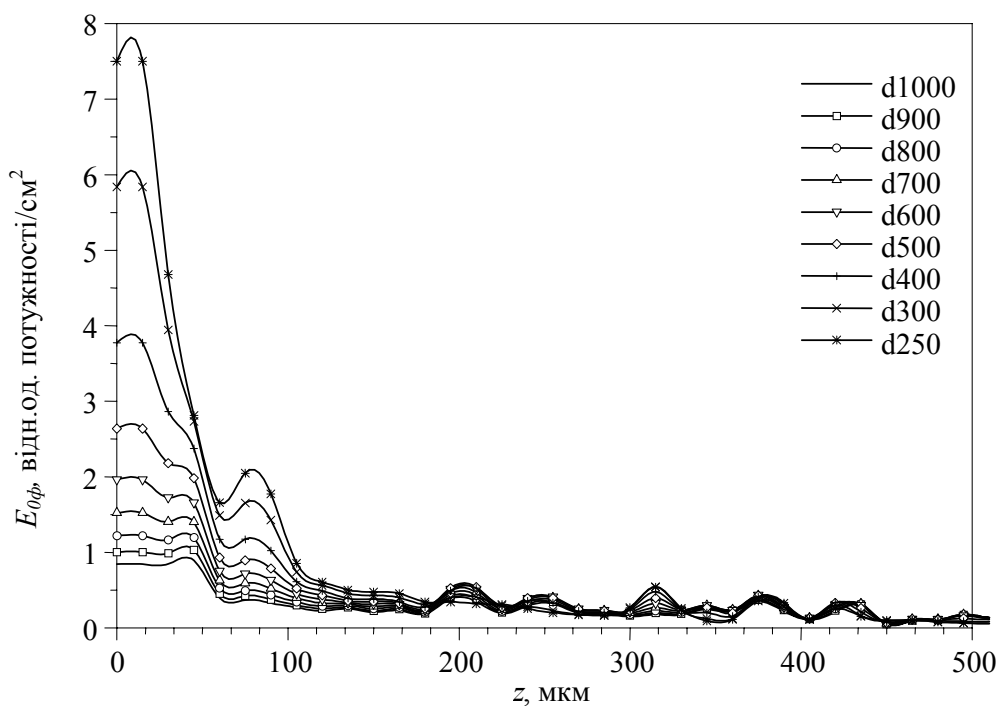
Очевидними стають також втрати в рівні густини потужності в периферійній області спостереження, які до деякої міри компенсуються більшою інформативністю сигналу внаслідок зрослої довжини оптичного шляху між флуорофором і детектуючим волокном. Ці спостереження збігаються з практично значимим висновком інших дослідників про те, що ослаблення флуоресцентного сигналу внаслідок поглинання в БТ компенсується оптимальним вибором конфігурації волоконно-оптичної системи для опромінення і збору флуоресцентного сигналу [2, 5, 6].

Новий метод для збільшення контрасту флуоресцентного сигналу ґрунтується саме на використанні спряження оптичної системи опромінення і приймальної системи із застосуванням перемінної апертури (що є еквівалентним використанню волокон різного діаметра) [6].

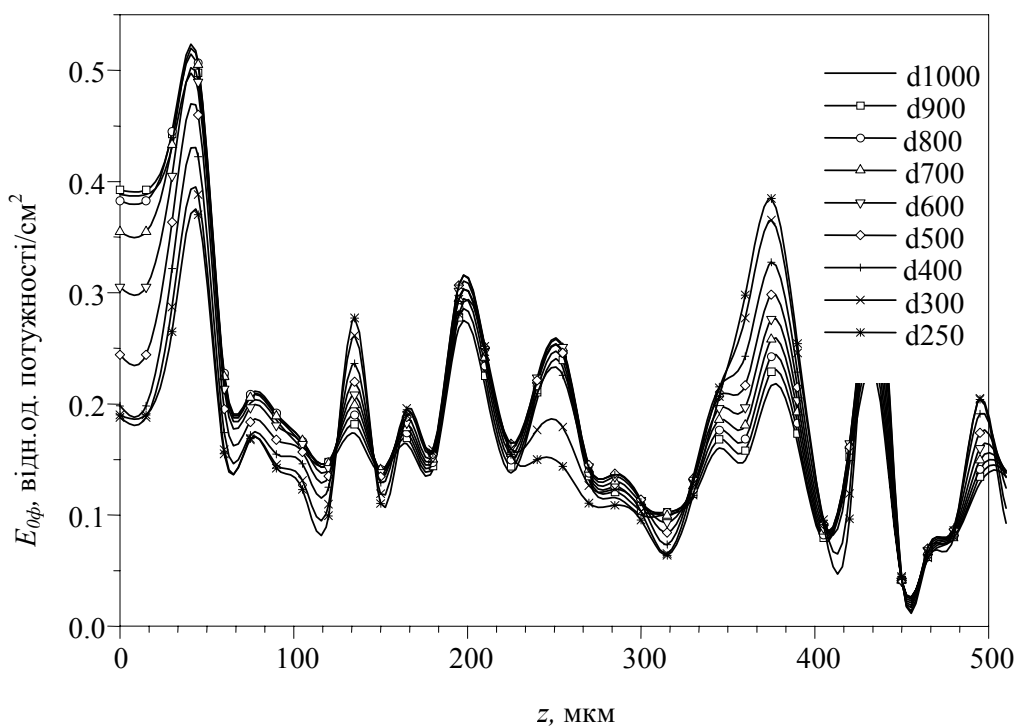
Результати дослідження надалі можуть бути корисними для розробників волоконно-оптичних систем флуоресцентної *in-vivo* діагностики внутрішніх органів людини.

Література:

1. А.А. Шишловский. Прикладная физическая оптика // Физматгиз. М. – 1961. – С. 526-557.
2. M. Keijzer et al. Fluorescence spectroscopy of turbid media: autofluorescence of human aorta // Appl. Opt. – 1989. – Vol. 28. – P. 4286-4292.
3. S. Jacques. Light distributions from point, line and plane sources for photochemical reactions and fluorescence in turbid biological tissues // Photochem. Photobiol. – 1998. – Vol. 67. – No. 1. – P. 23-32.



а)



б)

Рисунок 3 - Центральний (а) та 350 мкм радіально віддалений (б) переріз $E_{0\phi}$ від збудження волокнами діаметру $d=250..1000$ мкм з однаковим вмістом потужності

4. T. Farrel et al. Modeling of photosensitizer fluorescence emission and photobleaching for photodynamic therapy dosimetry // Appl. Opt. – 1998. – Vol. 37. – No. 31. – P. 7168-7183.
5. N.A. Denisov, S.M. Dets, I.V. Kravchenko. Contact fiber optic sensor for endoscopic laser-induced fluorescence analysis // Advances in Fluorescence Sensing Technology III, Richard B. Thompson; Ed., Proc. SPIE. – 1997. – Vol. 2980. – P. 479-486.
6. L. Quan and N. Ramanujam. Relationship between depth of a target in a turbid medium and fluorescence measured by variable-aperture method // Opt. Lett. – 2002. – Vol. 27(2). – P. 104-106.

Дец С.М. Результаты расчета распространения излучения ремиссии флуоресценции в биоткани методом Монте-Карло.

В работе приведено моделирование сферической облученности флуоресценции в биоткани для различной геометрии облучения контактными оптическими волокнами. Результаты моделирования показывают, что ослабление флуоресцентного сигнала вследствие поглощения в биоткани может быть в некоторой степени компенсировано выбором соответствующей конфигурации волоконно-оптических каналов облучения и сбора флуоресцентного сигнала.

Dets S.M. Calculation results of the fluorescence remission light propagation in tissue with Monte Carlo simulation.

Monte Carlo simulation of the spherical fluorescence tissue irradiation for various exciting contact fiber geometry has been considered. The simulation results display that fluorescence signal weakening in consequence of tissue absorption can be compensate to some extent with suitable configuration selection of exciting and receiving fiber optic channels.

*Надійшла до редакції
21 червня 2006 року*

УДК 681.784

МОДЕЛЬ ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ ОКА ДЛЯ ТЕСТУВАННЯ І СЕРТИФІКАЦІЇ ОФТАЛЬМОЛОГІЧНИХ АБЕРОМЕТРІВ

Чиж І.Г., Афончина Н.Б., Шиша Т.О., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Представлено результати огляду імітаторів оптичної системи ока людини. Запропонована модель ока, що дозволяє відтворювати коефіцієнти Церніке в діапазоні і модальному складі, який відповідає оку людини та призначена для тестування аберометрів

Вступ

Актуальною проблемою сучасного медичного приладобудування є створення прецизійних аберометрів, здатних забезпечити високі вимоги до точності та обсягу інформації про абераційний стан оптичної системи ока. Однією з нагальних задач є розробка абераторів – тест-моделей абераційної оптичної системи ока, які дозволяють тестувати аберометри на точність відтворення церніковських коефіцієнтів аберацій ока [1]. Це абсолютно необхідно здійснювати як під час виробництва вказаних приладів, а також в процесі їх використання в умовах клініки. Нажаль, на цей час в цьому напрямку ще не досягнуто тих результатів, які б могли задовольнити потреби як офтальмологів, так і виробників офталь-

мологічних аберометрів. Тому **метою** даної роботи є створення нового, більш досконалого абератора, використання якого на практиці сприяло б суттєвому підвищенню якості та надійності оцінок точності аберометрії ока людини.

Постановка задачі.

Абератори повинні з високою точністю моделювати абераційні властивості оптичної системи ока. Апаратна функція аберометра повинна при цьому достатньо точно відтворювати умови розповсюдження світла через оптичні середовища, в тому числі і умови відбиття світла від сітківки ока. Над вирішенням цієї задачі працюють практично всі розробники сучасних аберометрів [2-6]. Головними недоліками вже відомих абераторів є обмеженість в них модального складу та величин окремих типів аберацій, що моделюються, недостатня точність відтворення мод вищих степеневих порядків, неадекватність оптики абераторів оптиці ока. Проблемою є також технологічна складність виготовлення окремих типів абераторів. В зв'язку з цим задачею даної роботи є детальний аналіз недоліків відомих типів абераторів, і створення на цій основі нової системи абератора, яка б була вільною від недоліків попередників.

Аналіз систем абераторів для тестування офтальмологічних аберометрів

В таблиці представлені основні типи абераторів, відомі на цей час.

Першими були запропоновані моноблочні абератори у вигляді лінзи з осьовою товщиною, що дорівнює задній фокусній відстані передньої сферичної або асферичної поверхні лінзи [2, 3]. Передня поверхня лінзи імітує поверхню рогівки, а задня – поверхню сітківки, тому вона є матованою. Основним недоліком такої тест-моделі є фіксованість конструктивних параметрів, що не дозволяє відтворювати весь спектр аберацій властивих оку за їх модальним складом, а також і за їх можливими величинами. До того ж матована поверхня не здійснює деполаризації лазерного випромінювання, що має місце на сітківці, і що потрібно для нормального функціонування рейтресингових офтальмологічних аберометрів.

Більш досконалою моделлю є система абератора, в якій імітатор сітківки може бути виконаним із деполаризуючого матеріалу, до того ж він має можливість рухатися (обертатися) навколо осі для руйнування спеклової структури [4]. Повздовжнє переміщення такого імітатора дозволяє моделювати дефокус (міопію та гіперметропію ОС ока) в значному діапазоні величин.

Недоліком такого абератора слід вважати відсутність можливості моделювання широкого спектру церніковських складових хвильової аберації ока та фіксованість величин складових аберацій вищих степеневих порядків і азимутальних частот, які утворюються спеціальною асферизацією його передньої оптичної поверхні. Механічне введення під час аберометрії додаткових лінз в систему цього абератора сприяє порушенню умови попереднього центрування аберометра відносно ОС абератора і потребує контролю та дій, які спрямовані на

підтримку точного центрування. Цей чинник ускладнює процедуру підготовки та проведення абераметрії і погіршує точність моделювання аберацій.

Наступний тип абераторів має 2 оптичних елемента – фокусуючу лінзу та фазову пластину [5]. Безабераційна лінза перетворює плоский фронт у сферичний, а фазова пластина – абераційно спотворює плоский чи сферичний світловий фронт. Перевагою таких абераторів є можливість імітування лише однієї визначеної церніковської моди та отримання фіксованої амплітуди цієї моди. Але суттєвими недоліками використання фазових пластин є похибки фотолітографічного моделювання аберацій, а також проблема точної оцінки цих спотворень, яке здійснюється головним чином інтерферометричними методами. До того ж виникають додаткові похибки моделювання аберацій внаслідок неточного поперечного та поздовжнього позиціонування фазових пластин в абераметрії через відсутність автоколімаційних точок їх поверхонь [1].

Оригінальним технічним рішенням є застосування в абераторах адаптивних дзеркал [6]. В таблиці наведена одна із схем абератора, яка використовує таке дзеркало.

Колімований на виході безабераційної лінзи пучок променів з діаметром в перетині, що дорівнює діаметру зіниці ока, потрапляє в телескопічний розширювач (телескоп Кеплера), на виході якого перпендикулярно осі розташовано адаптивне дзеркало. Форму дзеркала встановлюють за допомогою спеціальної комп'ютерної програми. Відбиті від дзеркала промені в зворотному напрямку проходять через телескопічну систему і, після відбиття від світлоподільника, прямують до абераметра. В зворотному напрямку хвильовий фронт є абераційно спотвореним.

Абератори такого типу дозволяють моделювати церніковські моди до п'ятого степеневого порядку із безперервною зміною амплітуд мод, які досягають одиниць та десятків мікрометрів. Це, безумовно, виділяє такий тип абератора серед інших в позитивному напрямку. Перш за все позитивним є можливість комбінування потрібних мод та плавне регулювання їх величин. Найбільшим недоліком є технічна складність такого пристрою, обмежена точність та відносно великі габарити.

Авторами пропонується метод та технічна реалізація методу, що позбавлені вад попередніх абераторів, але, водночас, мають їх переваги.

Розв'язання задачі

Нами пропонується абератор, оптична система якого надана на рис. 1. Він складений з імітатора роگیвки (лінза 1), імітатора кришталіка (лінза 2), імітатора оптичних середовищ передньої і задньої камер ока – порожнини між лінзами, заповнені водою, та з імітатора сітківки – поліетиленової плівки з відповідною товщиною і відповідним світловідбиттям, яка ще й деполяризує світло. Конструктивні параметри елементів абератора – радіуси оптичних поверхонь, осьові проміжки між лінзами, показники заломлень є такими, які мають місце у живому оці, або є максимально до них наближеними.

Така система дозволяє синтезувати аберації, характерні саме для ока людини, з наперед визначеною точністю та в достатньому для тестування аберометра діапазоні їх амплітуд.

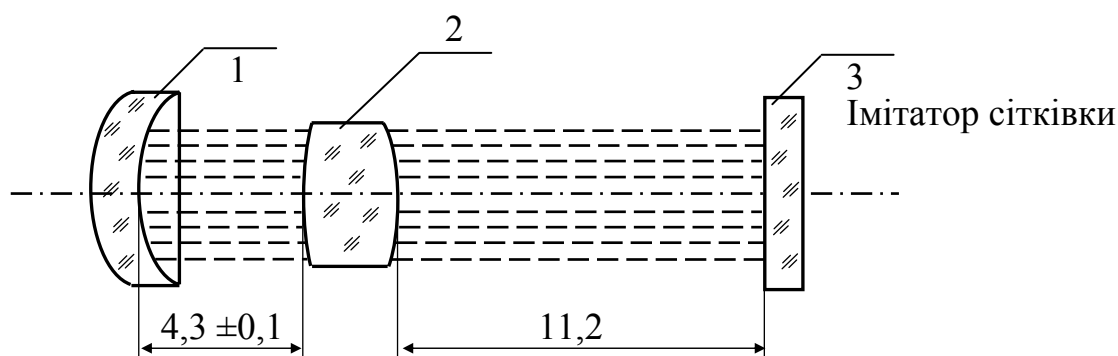


Рисунок 1 – Оптична схема імітатора ОС ока

Механізми імітатора дозволяють виконувати контрольовані поперечні лінійні та кутові переміщення імітатора кришталіка, а також змінювати осьове положення імітатора сітківки, в таких діапазонах: кутове переміщення імітатора кришталіка $\pm 5^\circ$, поперечне лінійне переміщення імітатора кришталіка ± 3 мм, осьове лінійне переміщення імітатора сітківки ± 5 мм. Цими переміщеннями забезпечується модальний склад аберацій ока за степеневими порядками, та за азимутальними частотами, що є адекватними абераційній оптичній системі живого ока. Методом чисельного рейтресінгу за допомогою комп'ютерних програм ZEMAX, ОПАЛ нами визначено діапазон величин коефіцієнтів при відповідних поліномах Церніке, які забезпечуються вказаними переміщеннями імітатора кришталіка відносно імітатора рогівки (рис. 2, 3).

Висновки

Запропонований імітатор дає можливість відносно простими технічними засобами відтворювати саме той склад і величини аберацій, які спостерігаються в оці людини. Контрольоване поперечне і осьове переміщення імітатора кришталіка дозволяє відтворювати коефіцієнти Церніке з достатньо високою точністю завдяки точному виготовленню і складанню елементів імітатора та використанню точного розрахункового рейтресінгу моделі за допомогою комп'ютерних програм, таких як ZEMAX, ОПАЛ тощо.

Важливим напрямком подальшого удосконалення запропонованого імітатора слід вважати створення додаткового механізму руйнування спеклової структури світлової плями на імітаторі сітківки, аналогічного тремору ока.

Література.

1. L. N. Thibos L.N., Applegate R. A., Schwiegerling J. T., Webb R. Standards for reporting the optical aberrations of eyes // OSA Trends in Optics and Photonics Series. – 2000. – Vol. 35. – P. 232–244.

2. PCT/US2002/039139. A61B 3/103 Model eye and aberrometer calibration method. / Altmann Griffith E. Prior Publication Data US WO/2003/049606, 11.12.2001. Publication Date 19.06.2003.
3. PCT/US2002/039421. A61B 3/103 (2006.01) Apparatus and the associated methods for calibrating a wavefront sensor / Martino Ronald J. Prior Publication Data US WO/2003/051190, 14.12.2001. Publication Date 26.06.2003.
4. Cheng X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer // TOptom Vis Sci.T 2003. Aug;80(8):587-595.
5. Rodriguez P., Navarro R, Arines J, Bara S. A new calibration set of phase plates for ocular aberrometers // J Refract Surg. 2006 Mar;22(3):275-284.
6. Галецкий С.О., Беляков А.И., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. Создание модели человеческого глаза методами адаптивной оптики // Оптический журнал. – 2006. – Т. 73. - № 7, - С.79 - 82.

Чиж И.Г., Афончина Н.Б., Шиша Т.О. Модель оптической системы глаза для тестирования и сертифицирования офтальмологических aberrometers Представлены результаты обзора имитаторов оптической системы глаза человека. Предлагается модель глаза, позволяющая воспроизводить коэффициенты Цернике в диапазоне и модальном составе, соответствующему глазу человека, которая предназначена для тестирования aberrometers.	Chyzh I.H., Afonchyna N.B., Shysha T.O. Human eye test-lens for calibration and certification of ophthalmic aberrometers A review of human eye test-lens is presented. An eye model is proposed which enables to evaluate Zernike coefficients in a range and with modes corresponding to a human eye. The model may be applied when testing aberrometers.
--	---

Надійшла до редакції
21 січня 2007 року

УДК 615.849.19

ПРИЛАД «ПРОМІНЬ-12» ІНТЕГРОВАНОГО ВПЛИВУ НА РУБЦЕВІ УТВОРЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Дастжерді А. Х. М., Ключко Т. Р., Скицюк В. І., Тимчик Г. С., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

В статті йдеться про метод та створений прилад лікування рубцевих структур, які утворюються внаслідок хірургічного або травматичного пошкодження поверхні шкіри

Вступ. Постановка завдання

Сучасна медична клінічна практика все частіше застосовує лазерні технології для лікування захворювань внутрішніх та зовнішніх органів людини. Незмінно нагальними є проблеми лікування або видалення рубцевих структур, які утворені в наслідок післяопераційних натягів, опіків, травм тощо. Для знищення рубцевих, патологічних утворень біологічної тканини є спроба [1, 2, 3] використання лазерних приладів, що побудовані на основі ербієвих, СО₂-лазерів для комплексного впливу на приповерхневі шари шкіри на різній глибині. Отже є спроба оптимізації режимів абляції біологічної тканини та термічної дії для

регенерації колагену шкіри та досягнення ефекту розгладжування неглибоких утворень для лікування кожного конкретного пацієнта. Але ж застосовані режими, що мають достатньо високу потужність лазерного випромінювача, можуть призвести до випадкових небажаних наслідків. Тому нагальною проблемою є пошук таких режимів, що не спричиняють різких змін клітин шкіри з огляду на дози поглиненої енергії, тобто режимів з меншою інтенсивністю.

Відомі методи лікувального лазерофорезу для полегшення стану рубцевих утворень, які застосовують розчин лідази із впливом імпульсного інфрачервоного лазерного випромінювання з довжиною хвилі 0,89 мкм, частотою проходження імпульсів 1500 Гц із середньою потужністю в імпульсі 2 - 4 Вт. Методика контактна, лабільна, час впливу 8 - 12 хв, курс лікування зазвичай складається з 10 процедур, по 1-й процедурі щодня [4].

Особливості механізму проникнення лікувальних препаратів до організму під впливом низькоінтенсивного лазерного випромінювання терапевтичної потужності, від якого залежить ефективність таких методик, досліджувались [5] із застосуванням фантому мембрани на основі гідрофільної напівпроникненої полісахаридної мембрани з використанням додатної целюлози з границею ексклюзії молекулярної маси біомолекул біля 12000, основними композиційними елементами моделі шкіри – білка колагену та полісахариду гіалуронової кислоти. Тобто при використанні комплексних методик впливу медикаментозного засобу та електромагнетних полів у широкому частотному діапазоні необхідним є аналіз плинного стану об'єкта, який піддається впливу. Проте більшість відомих приладів не мають таких засобів, а методики аналізу є здебільшого штучними.

Отже необхідні методи та прилади для знищення рубцевих, патологічних утворень, а також ті, що дозволяють поєднати це з одночасним спостереженням за станом пацієнта під час лікувального впливу.

Механізм селективного впливу випромінювання на організм

В основу методик застосування лазерів з високою інтенсивністю у дерматології при лікуванні пороків судин, лікування рубців поверхні шкіри, розгладжування зморшок покладено явище селективного фототермоліза, за яким поглинене електромагнетне випромінювання певної довжини хвилі перетворюється на теплове. Так, роботами відомої київської лікарки д-ра мед. наук О. Богомолець доведено доцільність застосування лазерних технологій для лікувального впливу на патології шкіри [1, 2]. Лазерне лікування судинних порушень засновано на тепловому впливі лазерного випромінювання на судини без зміни структури приповерхневих тканин, що прилягають до стінок об'єкта впливу. Зелене випромінювання лазера проникає крізь поверхневі шари шкіри та добре поглинається гемоглобіном крові. У наслідок цього в ушкодженій кровоносній судині відбувається виділення великої кількості тепла, кров згортається, внутрішня стінка руйнується. Надалі патологічна судина заростає сполучною тканиною, а

шкіра знаходить природні властивості та зовнішній вигляд. Проте режими роботи подібної апаратури належно ретельно відбирати для здійснення

Залежності, що характеризують вибирання поглиненої променевої енергії основними хромофорами, які принадні шкірі людини, (рис. 1) [3] свідчать про високу ступінь здатності гемоглобіну поглинати світлове випромінювання з довжиною хвилі близько 0,530 – 0,535 мкм, 0,60 – 0,65 мкм, а також є невеличкі сплески поглинання у близькій зоні інфрачервоного випромінювання.

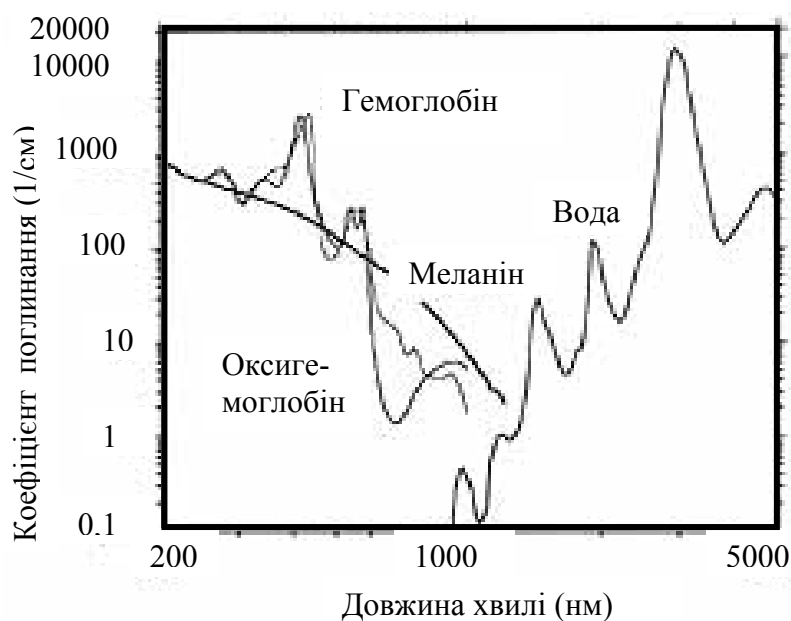


Рис.1. Залежність коефіцієнту поглинання хромофорів шкіри та води від довжини хвилі електромагнетного випромінювання

Отже можна висунути гіпотезу про найкращі лікувальні можливості застосування комплексного впливу випромінювання з визначеними довжинами хвиль на поверхневі та приповерхневі шари біологічної тканини для досягнення максимального ефекту поглинання з метою розсмоктуванні патологічних ділянок та рубцевих утворень. Також важливою задачею є спостереження за плинним станом тканини, яку піддають опроміненню. На засадах цієї гіпотези авторами запропоновано створення серії апаратів для низько інтенсивного впливу світловим випромінюванням на патології шкіри, в тому числі рубцеві утворення.

Устрій апаратів «ПРОМІНЬ-12.1» та «ПРОМІНЬ-12.2»

Створений терапевтичний прилад «ПРОМІНЬ-12.1» (рис. 2) здійснює метод одночасного лікувального впливу із застосуванням каналу спостереження за станом об'єкта, тобто із застосуванням зворотнього зв'язку з пацієнтом.

Структурну схему приладу наведено на рис. 3. Як джерело випромінювання в системі обрано лазер на основі ZnCdSe, який забезпечує вплив випромінюванням з довжиною хвилі в діапазоні зеленого (0,53 мкм).

Загальний принцип роботи приладу полягає у тому, що необхідно забезпечити випромінюючий елемент (лазер, елемент електромагнетного поля) спеціалізованим сигналом, який містить постійну і змінну складові. Тому в основі роботи приладу закладено два генератори.

Перший генератор створює рівень постійної потужності, необхідний як для підтримки мінімальної потужності лазера, так і електромагнетного випромінювача. Другий генератор виконує функції модулятора частоти випромінювання.



Рисунок 2 – Загальний вигляд апарату «ПРОМІНЬ-12.1»

На рис. 3 відображена структурна схема лазерного варіанту апарату «ПРОМІНЬ-12». Роль першого генератора у цій схемі виконує регулятор потужності постійного струму. Цей струм подається на схему модуляції.

Водночас з цим генератор високої частоти формує прямокутні імпульси, які надходять до модулятора. Як наслідок на випромінюючому елементі (лазер) формується напруга, яка є результатом взаємодії постійної та змінної складових.

Другий генератор для забезпечення широкого діапазону роботи в імпульсному режимі та виконання медичних вимог до подібної апаратури має три ступені керування. Перша ступінь – грубе настроювання частоти – забезпечує зміну частоти у три рази на кожному діапазоні у порівнянні з попереднім. Плавне перенастроювання забезпечує перекриття сусідніх діапазонів у межах $\pm 50\%$.

Окрім того, керування центральною частотою дозволяє зміщувати весь

спектр випромінювання у межах $\pm 10\%$ та створювати при бажанні модуляцію сигналу по частоті у цих самих межах.

Система має зворотній зв'язок, який полягає у наступному. Перша ступінь оптична, яка виконує функцію реєстрації відбиття оптичного сигналу від біологічного об'єкту. Виділення корисного сигнал, який частково виходить на зовнішній вимірювальний прилад, а частково надходить до генератору змінної частоти для того, щоб забезпечити стабільність робочої частоти та захоплення об'єкту дослідження.

Лазерна система контролюється індикатором потужності, який вмонтовано у лицьову панель корпусу приладу для контролю стабільності роботи випромінювача.

Схема апарату «ПРОМІНЬ-12.2» є подальшим удосконаленням приладу «ПРОМІНЬ-12.1», який дозволяє використовувати лінійку лазерних випромінювачів з різною довжиною хвилі та доводити щільність потужності випромінювання до 25 мВт/мм^2 з частотою модуляції, змінною у діапазоні від 0,1 Гц до 220 кГц. Такий діапазон дозволяє підналагоджування частоти від бажаних частот, що залежать від біологічних частот органів або групи клітин.

Окрім того, випромінююча голівка «ПРОМІНЬ-12.2» надає можливість зосереджувати свою потужність не менш п'яти об'єктів на певній ділянці (від $0,05 \text{ м}^2$ до $0,5 \text{ м}^2$).

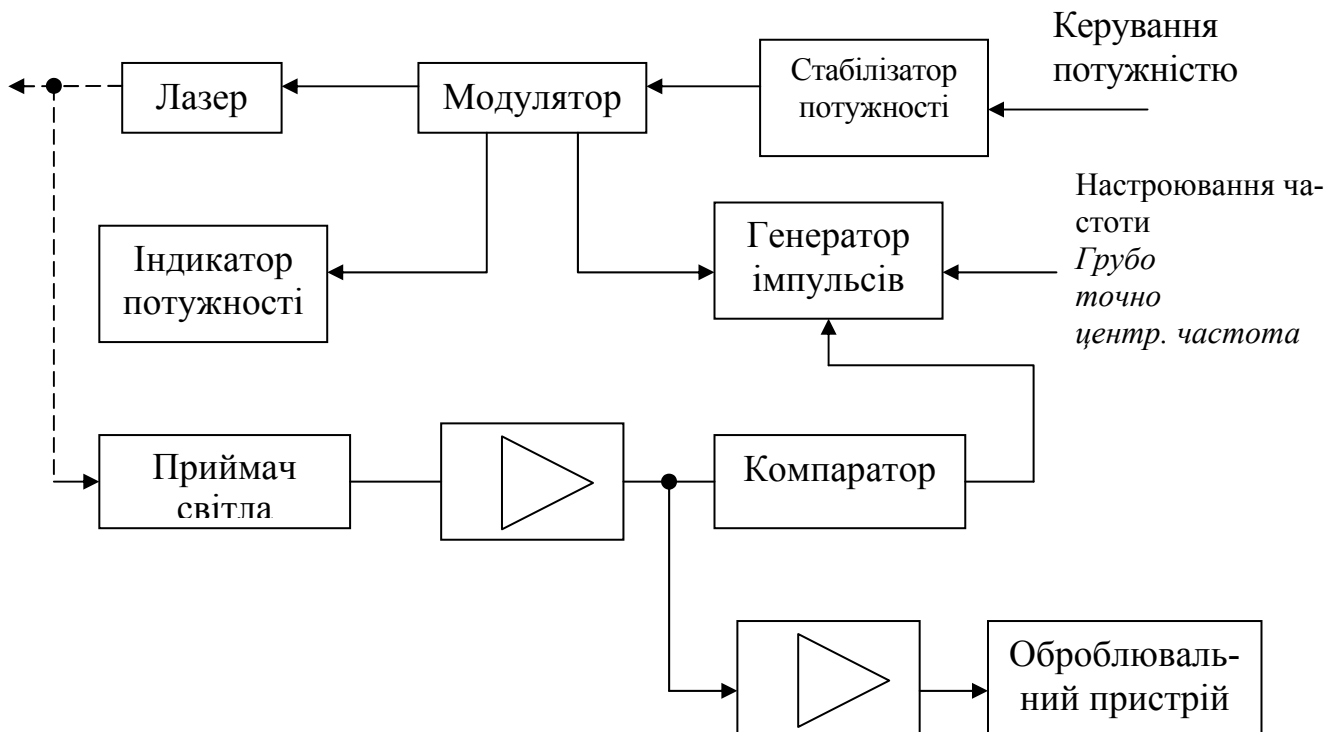


Рисунок 3 – Структурна схема лазерного апарату «ПРОМІНЬ-12»

Отже як джерело випромінювання в системі обрано лазери на основі GaAs, ZnCdSe, які забезпечують вплив випромінюванням з довжиною хвилі в діапазоні зеленого (0,53 мкм) і інфрачервоного (0,80 - 0,82 мкм). Може бути використаним і випромінювач з довжиною хвилі 0,63 мкм. Тобто конструкція головки опромінення має бути з повною комбінацією випромінювачів, які ввімкнені за обраним режимом. Здійснюючи послідовний вплив на обрану ділянку рубцевої структури забезпечують некротичний стан рубцевої структури з її наступним відмиранням.

Прилад має модуль налагодження на потрібний режим опромінювання щодо частотної модуляції та потужності випромінювання. Зі збільшенням тривалості лазерного імпульсу можна одержати режим селективної коагуляції, коли при поступовому підвищенні температури стінки судини відбувається його сполучення й зникнення. Тривалість імпульсу при цьому повинна бути більше, ніж час релаксації судини, але обмеженої, інакше велика кількість тепла дарма розсіюється назовні, і у великій зоні навколишньої дерми можуть відбутися значні зміни щодо регенерації шкірного покриву.

Аналіз розподілу світлових полів на виході першого каналу надає можливість описувати зміни параметрів шорсткості поверхневого шару шкіри для подальшого порівняння з апіорними даними, які зареєстровані перед проведенням опромінення лазерним випромінюванням.

Канал спостереження апарату побудовано на основі високочутливого фоторезистора, який дозволяє сприймати потік світлового випромінювання, розсіяного поверхнею обраної ділянки. Отже плинний стан об'єкту впливу та дослідження може бути спостереженим під час дії випромінювання.

Висновки

Створені схеми апаратів для фізіотерапевтичного впливу низькоінтенсивним випромінюванням з комбінованими випромінювачами можуть бути перспективним напрямом розвитку лазерних медичних технологій при проведенні досліджень регенерації біологічних тканин з використанням енергобезпечних режимів для стану біологічного об'єкту.

Методи побудови та застосування апаратів потребують подальших досліджень з метою створення режимів інтегрованого впливу поширеного діапазону частот електромагнітного випромінювання.

Література

1. Пат. № 58865А Україна, МКІ А61 N 5/06. Спосіб профілактики післяхірургічних келоїдних рубців шкіри у дорослих / Богомолец О.В. Заявка № 2002119030. Заявл. 13.11.2002. Опубл. 15.08.2003. Бюл. № 8.
2. Пат. № 58866А Україна, МКІ А61 N 5/06. Спосіб лікування післявугрових гіпертрофічних та келоїдних рубців шкіри у підлітків / Усенко Г.Д., Богомолец О.В. Заявка № 2002119031. Заявл. 13.11.2002. Опубл. 15.08.2003. Бюл. № 8.
3. Богомолец О.В. Решение проблемы лечения доброкачественной сосудистой патологии кожи с помощью новейших лазерных технологий // Український журнал медичної техніки і технологій. – 1997. – №3-4. – С. 23-27.

4. 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.
5. Железнякова Т.А., Кугейко М.М., Лисенкова А.М. Применение базисно-нефелометрического метода определения оптической плотности в исследовании эффективности лазерофореза / Збірник тез доповідей VI науково-технічної конференції ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи, 24-25 квітня 2007 р., м.Київ, ПБФ, НТУУ “КПІ”. – 2007. - С. 218 – 219.

Дастжерди А.Х.М., Ключко Т.Р., Скицюк В.И., Тымчик Г.С. Прибор «ПРОМИНЬ-12» интегративного воздействия на рубцовые структуры биологических тканей В статье рассмотрен метод и разработанные приборы для лечения рубцовых структур, которые образуются в результате хирургического или травматического повреждения поверхности кожи	Dastjerdi A.H.M., Klotchko T.R., Skytsiouk V.I., Tymchuk Gr.S. The apparatus “PROMIN-12” for integrative treatment of the scar structure of biological tissue At state work about method and develop apparatus for treatment of the scar structure, which state by results of the surgical operation or the traumatic injury of the surface of skin
--	---

Надійшла до редакції
30 березня 2007 року

ПОЛЕМІКА

УДК 620.179.14(088.8)

ПОНЯТТЯ ТЕХНОЛОГІЧНОЇ КРАПКИ (ТОЧКИ) У НАДТОЧНИХ СИСТЕМАХ ВИМІРЮВАННЯ

Скицюк В. І., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

У статті йдеться про синонімічні поняття «крапки» та «точки» як фізичного параметру відліку технологічного процесу виготовлення та впливу розмірів технологічного об'єкту на кінцевий результат вимірювання

Вступ. Постановка задачі

Останнім часом у багатьох наукових роботах існує велика кількість інтерпретацій стосовно застосування терміну **точка**, який зовсім не відповідає дійсній ситуації щодо вимірювань величин у технологічних процесах [1, 2, 3]. Тому автором статті поставлено на меті визначити це поняття як достеменно конкретне, якому притаманні ті властивості, якими їх наділяють науково-технічні видання [4, 5].