

УДК 621.327.8

С.В. ПАВЛОВ^а, О.Д. АЗАРОВ^а, В.Б. ВАСИЛЕНКО^б, Р.В. ПРОСОЛОВСЬКИЙ^а

ПРОЕКТУВАННЯ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИХ СЕНСОРІВ В КОНТЕКСТІ ПОБУДОВИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ДОСЛІДЖЕННЯ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВОТОКУ

^а*Вінницький національний технічний університет
Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця Україна,*

^б*Universidade Nova de Lisboa
2829-516 Caparica, Monte de Caparica, Portugal
E-mail: ruslan.prosolovskiy@gmail.com*

Анотація. В роботі представлений огляд та розрахунок основних параметрів волоконно-оптичного сенсору для пристрою дослідження периферійного кровообігу. Представлений аналіз оптичної системи на базі волоконно-оптичного сенсору, розрахунок основних параметрів оптичної системи, а також дослідні дані дослідження параметрів оптичного випромінювання при взаємодії з біооб'єктом, який представляє собою шкіру миші та щура – близький аналог до шкіри людини.

Abstract. Overview and evaluation of basic fiber optic sensor parameters for peripheral blood circulation device is presented in this paper. It is also presented the analysis of optical system on basis of fiber optic sensor as well as experimental data of investigation of optical radiation interaction with bioobject which corresponds to mouse' and rat's skin – close analog of human skin.

Ключові слова: оптичний сенсор, периферійний кровообіг, волоконно-оптичний сенсор, сатурація крові, дослідження сатурації крові киснем, неінвазивна діагностика.

Key words: optical sensor, peripheral blood circulation, fiber optic sensor, blood saturation, investigation of blood saturation with oxygen, noninvasive therapy.

ВСТУП

Важливим аспектом розрахунку оптичних параметрів волоконно-оптичного сенсору є урахування усіх важливих характеристик побудованої оптичної системи, у складі якої знаходиться оптичне волокно для біомедичного сенсору. До таких характеристик можна віднести рівень згасання, які вносяться сенсором при проходженні тестуючого випромінювання через волоконно-оптичний тракт; параметри елементів оптичної системи; параметри оптичного випромінювача.

На рис. 1 представлена типова оптична система на базі волоконно-оптичного сенсору. Система складається з оптичного випромінювача, оптичної лінзи, внутрішнього оптичного волокна (ОВ), яке виконує функцію подачі оптичного випромінювання до зовнішнього ОВ через конектор, який забезпечує функцію роз'ємного з'єднання оптичних волокон.

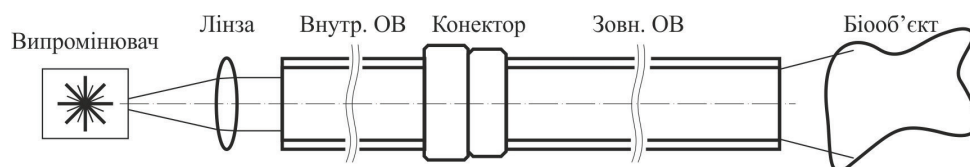


Рис. 1. Типова оптична система на базі волоконно-оптичного сенсору

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Розрахунок параметрів волоконно-оптичного сенсору має враховувати параметри усіх елементів оптичної системи а також можливості їх комбінації. Розрахунок параметрів буде поділено на кілька етапів (див. рис. 2):

- Перший етап розрахунку параметрів (рис. 2, а) проводиться на базі найпростішого випадку

підключення сенсору: випромінювач передає тестуючі оптичне випромінювання через оптичне волокно на біооб'єкт. Після взаємодії з біооб'єктом відображене інформативне випромінювання потрапляє у оптичне волокно, і через оптичну систему розщеплення сигналу направляється на фотоприймач. В даній методиці використовується лише одне волокно з однонаправленою передачею оптичного сигналу по ньому.

- Другий етап розрахунку параметрів (рис. 2, б) здійснюється на базі пари випромінюючого та приймаючого оптичних волокон. Випромінююче ОВ забезпечує подачу тестуючого оптичного випромінювання на досліджуваний біооб'єкт, а приймаюче ОВ здійснює збір та передачу інформаційних даних.

- Третій етап розрахунку параметрів (рис. 2, в) аналогічний до попереднього, але включає використання набору з N оптичних волокон у парах з фотоприймачами.

Основними досліджуваними характеристиками волоконно-оптичного сенсору є наступні:

- втрати на розсіювання випромінювання у біооб'єкті. В залежності від параметрів досліджуваного біооб'єкту а також середовища, у якому він знаходиться, частина тестуючого оптичного випромінювання буде поглинута, частина розсіяна, а частина відбита від меж середовищ. Лише частини тестуючого випромінювання відбивається від біооб'єкту, модулюється основним вимірюваним показником, і відображається до оптичних волокон, які забезпечують збір інформаційного випромінювання;

- втрати на розсіювання в оптичній системі. Кожен елемент та вузол оптичної системи вносить свої втрати, які можуть бути визначені дисперсією, втратами на розсіювання, френелевські та релеєвські втрати;

- характеристики фотоприймача. Аналіз та підбір діапазону роботи фотодіодів;

- характеристики випромінювача. Розрахунок оптимального діапазону потужностей оптичного сигналу, а також показників направленості випромінювання з урахуванням внесених згубок оптичною системою та біооб'єктом, а також урахуванням діапазону роботи фотодіодів.

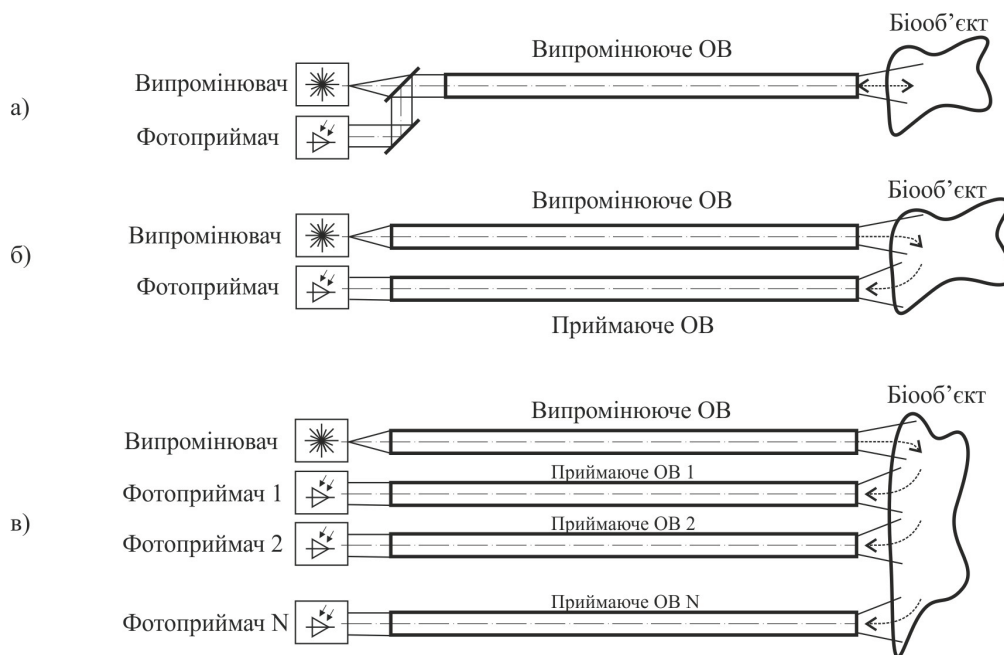


Рис. 2 . Етапи розрахунку основних параметрів волоконно-оптичного сенсору: а – на базі одного випромінюючого ОВ; б – на базі пари випромінюючого та приймаючого ОВ; в – на базі групи з N приймаючих ОВ

РОЗСІЮВАННЯ ВИПРОМІНЮВАННЯ У БІООБ'ЄКТІ

У якості досліджуваного біооб'єкту у наших дослідженнях виступає шар шкіряної тканини. Біля 70% шкіри складає вода і 30% — білки (колаген, еластин, ретикулін), вуглеводи (глюкоза, глікоген, мукополісахариди), ліпіди, мінеральні солі (натрій, магній, кальцій) а також ферменти. На поверхні шкіри містяться складки, боріздки а також валики, які переплітаючись між собою утворюють індивідуальний рисунок шкіри. Шкіра неоднорідна по своїй структурі. В ній виділяють три основні шари (див. рис. 3): підшкірну жирову клетчатку; дерму та епідерміс.

Епідерміс — зовнішній, постійно обновлюваний шар шкіри, який утворений кератиноцинами

(рис. 3, 1). Вони з'являються при діленні зароджувальних клітин базальної мембрани, яка розташована на границі епідермісу і дерми. По мірі дорослішання кератиноцит переміщується у верхні шари, при цьому в клітині синтезується і накопичується кератин — особливо щільний білок. В кінці кінців, кератиноцит втрачає ядро і основні органели і перетворюється в плоский згусток з кератину. Між слоями клітин також є поперечні проміжки — тріщини шириною до 10 нм, глибиною до 50 мкм, заповнені гелем, який утворюється при взаємодії води з мукополісахаридами. В епідермісі відсутні кровоносні судини, нервові волокна проникають і утворюють в глибоких шарах епідермісу вільні нервові закінчення. Товщина епідермісу в середньому становить 0,05-0,2 мм, під очима – лише 0,02 мм, а на долонях і підшвах ніг – до кількох міліметрів.

Епідерміс ділять на 5 зон (шарів) клітин, які відрізняються по формі, розмірам, а також функціям: роговий (рис. 3, 1), блискучий (рис. 3, 2), зернистий (рис. 3, 3), шиповатий (чи шипоподібний) (рис. 3, 4).

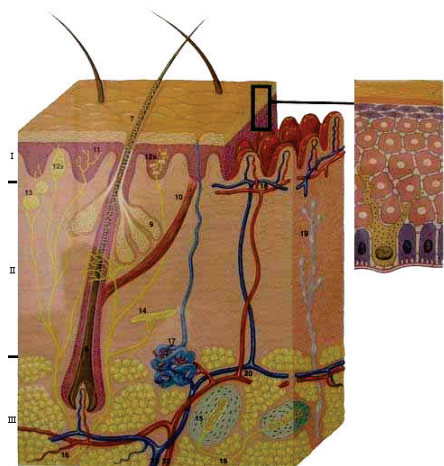


Рис. 3. Будова шкіри людини: I – епідерміс, II – дерма, III – гіподерма;
1 – роговий шар; 2 – блискучий шар; 3 – зернистий шар; 4 – шиповатий шар;
5 – базальний шар; 6 – базальна мембрана.

Роговий шар (рис. 3, 1) безпосередньо взаємодіє з оточуючим середовищем і складається з плоских ороговілих клітин, щільно з'єднаних між собою. Структурною одиницею є частинка чешуйка довжиною до 10 мкм і товщиною від 0,07 до 1 мкм. Кожна чешуйка оточена одношаровою ліпідною оболонкою (12-15 нм), яка заповнена кератиновими фібрилами діаметром 7-8 нм і аморфним матеріалом. У дорослих людей на більшій частині тіла товщина рогового шару складає 10% від всього епідермісу і складає приблизно 13-15 мкм. Найбільш щільний роговий шар на ногах та долонях, натомість на обличчі він найтонший.

Блискучий шар (рис. 3, 2) добре розрізнити на долонях та підшвах, де він дифузно насичений білковою речовиною, яка далі перетворюється в кінцевий продукт ороговіння — білок кератин. Товщина шару складає приблизно від 10 до 15 мкм.

В зернистому шарі (рис. 3, 3), який розташовується над шиповатим, з'являються багато чисельні зерна, які свідчать про початок процесу ороговіння. Зернистий шар складається з одного або двох шарів клітин, які не здатні до поділу, або більшої частини омертвілих, які містять основні клітинні органели. Товщина зернистого шару здебільшого складає від 1 до 3 мкм.

Клітини шиповатої зони (рис. 3, 4), як і в базальній, здатні до розмноження і об'єднані у так звані росткові клітини. В цій зоні наявні також блукаючі між дермою і епідермою «білі» клітини, які беруть участь в імунологічному захисту організму. Основну масу клітин епідермісу складають клітини шипоподібного шару, які зазвичай знаходяться у стані спокою. Характерна товщина шиповатої зони епідермісу – 100 мкм.

Базальний шар (рис. 3, 5) складається з клітин, які в функціональному співвідношенні неоднорідні. В одних активно проходить синтез білка, необхідний для формування нових клітин, в інших синтезується пігмент шкіри. Нормальна окраска шкіри залежить від спадкових а також зовнішніх факторів — утворення пігменту стимулюється дією ультрафіолетового випромінювання. Базальний шар епідермісу складається з жирних клітинних утворень, які мають здатність до ділення за рахунок «примусової» поставки поживних речовин міжклітинною рідиною, яка циркулює в організмі і представляє собою суміш лімфи і плазми крові, яка витікає з кінцевих петель капілярів і повертається в лімфатичну та кровоносну системи під впливом серцевих скорочень. В базальному шарі також

знаходяться клітини Меркеля (чутливі клітини), які структурно зв'язані з нервовими волокнами Типова товщина базального шару – біля 5 мкм.

Дерма (рис. 3, П) складає основний шар шкіри. Її товщина досягає 3 мм. Відділена від епідермісу пограничною зоною, вона без різкої межі переходить у гіподерму (підшкірні жирові клітини). В дермі розташовані колагенові нитки (пучки), нервові волокна, кровоносні та лімфатичні судини, потові та сальні залози, волосяні фолікули і різноманітні типи клітин, які розташовуються зазвичай в її верхній частині. Основну масу клітин складають фібробласти, тучні клітини, макрофаги, меланоцити та лейкоцити. Дерму можна порівняти з матрацом, функцію пружин якого виконують пружні волокна білків колагена і еластина. Простір між «пружинами» заповнено гелем, який утворений глікозаминогліканами — великими полісахаридними молекулами, що формують сіткоподібну структуру, в комірках якої затримується вода. В дермі розташовані фібробласти — клітини, які синтезують кровоносні судини, волосяні фолікули, сальні та потові залози. Потові залози виділяють секрет (98% – вода, 2% – мінеральні солі, мочовина, мочова кислота). Сальні залози виділяють шкіряне сало.

Таким чином, шкіра людини ззовні покрита шаром зруйнованих клітин товщиною приблизно в 30 мкм, далі іде шар цілих але неживих клітин товщиною біля 100 мкм (шиповатий шар), до якого прилягає шар жирових клітин (5-10 мкм) з інтенсивним енергообміном і потоком рідини, яка не має кровоносних судин і є слабо іннервованою. Нижче розташовані шари дерми, які повністю заповнені кровоносними капілярами, нервовими закінченнями, потовими та сальними залозами товщиною до 3 мм, до якої без чіткої межі прилягає шар підшкірних клітин, який також містить кровоносні судини, волосяні цибулинки та сальні залози.

ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК БІОБ'ЄКТУ

Нижче представлені дослідження характеристик поглинання ІЧ випромінювання шкірою миші та криси різних товщин та протягом тривалої дії випромінювання, що спричиняло висушування рідини у шкірі, а, відтак, і зменшення показника поглинання випромінювання шкірою (див. рис. 4-5).

На рис. 4 представлена діаграма залежності потужності випромінювання ІЧ оптичного сигналу при проходженні шкіри миші товщиною 0,3 мм (синя крива діаграми) та 0,2 мм (червона крива діаграми) від тривалості дії випромінювання потужністю 5 мВт.

Дослід проводився при використанні лазерного діоду потужністю 5 мВт, розташованого перпендикулярно над поверхнею шкіри на відстані 20 мм. Поза шкірою встановлений фотоприймач, який детектує потужність випромінювання після просвітлення тканини шкіри.

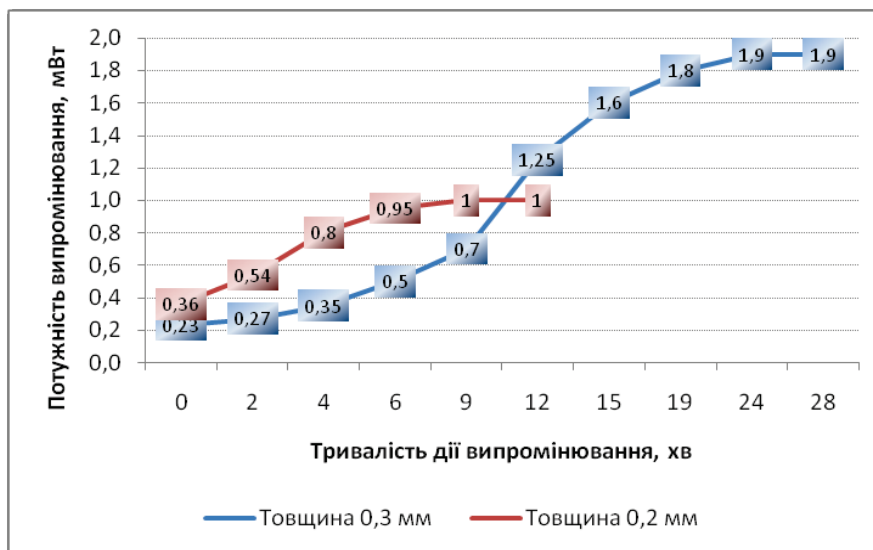


Рис. 4. Діаграма проходження ІЧ випромінювання через шкіру миші товщиною 0,3 мм та 0,2 мм при вхідному випромінюванні потужністю 5 мВт

Дослід показав, що тривале опромінення тканини спричиняє висушування клітинних рідин і зменшення товщини шкіри. Дослід проводився до повного висушування тканини, таким чином з діаграми на рис. 4 видно, що шкіра з більш тонкою оболонкою має більший показник пропускання випромінювання, і зростання цього показника зупиняється на товщині, коли повністю висушується тканина шкіри (на 60-70%).

На рис. 5 представлена аналогічна до попередньої діаграма залежності рівня пропускання випромінювання від періоду дії випромінювання на тканину шкіри криси.

Дана частина досліджу проводилась при тих же вхідних умовах, однак були застосовані більш товсті зразки шкіри криси: від 0,4 мм до 1,3 мм (див. рис. 5).

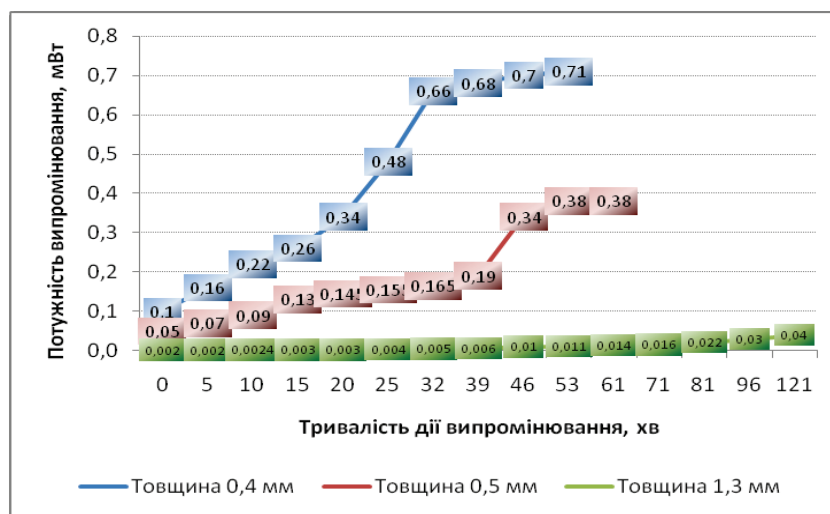


Рис. 5. Діаграма проходження ІЧ випромінювання через шкіру криси товщиною 0,4 мм, 0,5 мм та 1,3 мм при вхідному випромінюванні потужністю 5 мВт

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Результати дослідження на тканинах шкіри криси для товщин 0,4 та 0,5 мм аналогічні до результатів з тканиною шкіри миші, однак, при тканині товщиною 1,3 мм результат був інший, що дозволило зробити наступні висновки:

- Поглинання ІЧ випромінювання тканиною шкіри більшою мірою здійснюється за рахунок води, що добре видно на зразках меншої товщини. За рахунок тривалого опромінення тканини лазерним випромінюванням досягається висушування тканини (зменшення кількості рідини), що у свою чергу спричиняло збільшення випромінювання на просвітлення за рахунок зменшення розсіювання у тканині шкіри.
- Через шар свіжої тканини шкіри товщиною 0,5 мм проходить не більше 1-2% ІЧ випромінювання.
- Зразки тканини шкіри товщиною понад 1 мм поглинають практично 100% ІЧ випромінювання, і лише повне висихання шкіри збільшує пропускання до 7%, що може бути пояснено рідинами у внутріклітинних структурах, а також органічними з'єднаннями, що входять у структуру тканини (білки, ліпіди, вуглеводи, нуклеотиди та ін.).
- Пряме ІЧ випромінювання може проникати не глибше верхніх шарів дерми, де знаходяться сальні і потові залози, а також кровоносні капіляри. Вплив випромінювання на волосяні цибулинки, кровоносні судини, підшкірну жирову клітчатку, а також м'язові тканини малоймовірний.
- Основний потік ІЧ випромінювання (70-80%) поглинається у верхніх шарах епідермісу, включаючи шиповидний шар, таким чином не здійснюючи вплив на живі клітини шкіри. Поглинута енергія може передаватись внутрішнім шарам шкіри шляхом теплообміну, призводячи до їх нагрівання. Саме даний процес полягає у фізіології організму людини при взаємодії з інфрачервоним опроміненням.

Результати дослідження взаємодії ІЧ оптичного випромінювання з біооб'єктом тканини шкіри показав, що більшість оптичного випромінювання поглинається та розсіюється рідкими речовинами, що входять до складу структури шкіри, перетворюючи його у тепло. Однак, частина випромінювання проходить крізь шкіру і відображається у напрямку, зворотному до напрямку розповсюдження. Ця частина випромінювання і являє інформаційну складову, яка має бути зібраною та заміряною волоконно-оптичним датчиком.

РОЗРАХУНКУ ПАРАМЕТРІВ ВИПРОМІНЮВАННЯ ОПТИЧНОГО СЕНСОРУ

При нормальних умовах (достатньому вмісту рідини у тканині шкіри) – 60-80%; і для верхніх шарів дерми товщиною від 0,5 мм до 3,0 мм в тканині розсіюється від 82% до 97% випромінювання, частина якого відбивається у напрямку до оптичного волокна (див рис. 6).

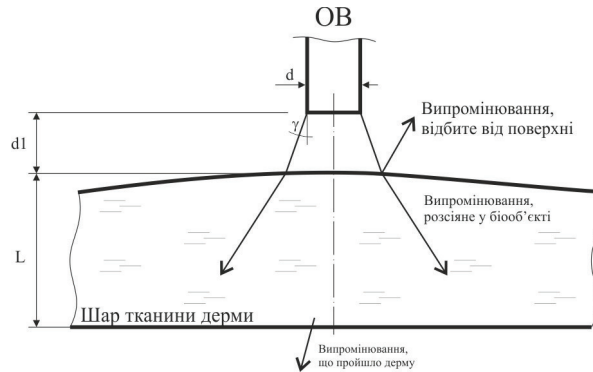


Рис. 6. Схема взаємодії випромінювання ОВ з шаром тканини дерми

Основними характеристиками випромінювання, що потрапляє у шар тканини дерми є величина потужності оптичного випромінювання, параметри ОВ, зокрема діаметр d , числова апертура NA , яка в свою чергу визначає граничний кут падіння випромінювання на поверхню дерми γ по формулі:

$$\gamma = \sin^{-1}(NA), \quad (1)$$

і для типових значень числової апертури для багатомодових волокон зі ступінчастим показником заломлення (числові апертури: 0,29 – 0,39) складає величини від $16,85^\circ$ до $22,95^\circ$. Даний кут є граничним кутом, при якому випромінювання виходить і може зайти в оптичне волокно без втрат на розсіювання у оболонці.

Діаметр волокна d впливає на два важливі параметри: при випромінюванні це сконцентрованість та направленість оптичного випромінювання на біооб'єкт, а при зйомі інформаційного сигналу — на об'єм оптичного випромінювання, яке представляє інформаційну складову. Величини d та γ визначають граничні умови для прийому оптичного випромінювання, а тому мають бути враховані при розрахунку оптичної системи волоконно-оптичного сенсора.

Відстань від оптичного волокна до поверхні тканини шкіри d_1 є показником змінюваним під час дослідження і впливає на число втрат випромінювання при відбитті від поверхні тканини. Очевидно, що збільшення величини d_1 призводить до зменшення кількості оптичного, що потрапляє у біооб'єкт, і таким чином зменшує достовірність даних, які вимірюються волоконно-оптичним сенсором.

Товщина шару тканини L є параметр змінюваний і не залежний від умов проведення дослідження. Оскільки дерма не має чіткої межі розділу з шарами шкіри що знаходяться за нею, а також згідно результатів досліджень, які були представлені вище, було встановлено, що величина L може бути встановленою від 0,5 до 3,0 мм.

На основі пророблених раніше досліджень (рис. 4-5), а також представленої моделі взаємодії оптичного випромінювання з шаром тканини дерми (рис. 6) можна представити наступну модель розсіювання ІЧ випромінювання у шарі тканини дерми за такими вхідними параметрами:

- $\lambda = 850$ нм – довжина хвилі ІЧ випромінювання;
- $n_1 = 1,47$ – показник заломлення серцевини ОВ;
- $n_0 = 1,0$ – показник заломлення навколишнього середовища (повітря);
- $n_2 = 1,39$ – показник заломлення шару дерми людини при нормальних умовах на довжині хвилі 850 нм [1-5];
- $NA = 0,34$ – типова числова апертура типового багатомодового ОВ зі ступінчастим ПЗ;
- $d = 100$ мкм – типовий діаметр серцевини багатомодового ОВ зі ступінчастим ПЗ;
- $D = 140$ мкм – типовий діаметр оболонки багатомодового ОВ зі ступінчастим ПЗ;
- d_1 – відстань від ОВ до поверхні тканини шкіри;

Для представлення моделі розповсюдження оптичного випромінювання в біооб'єкті для розповсюдження випромінювання була обрана модель розповсюдження Гаусового пучка в неоднорідному середовищі. У якості середовища відбиття ОВ представлена еліптична модель відображення сигналу.

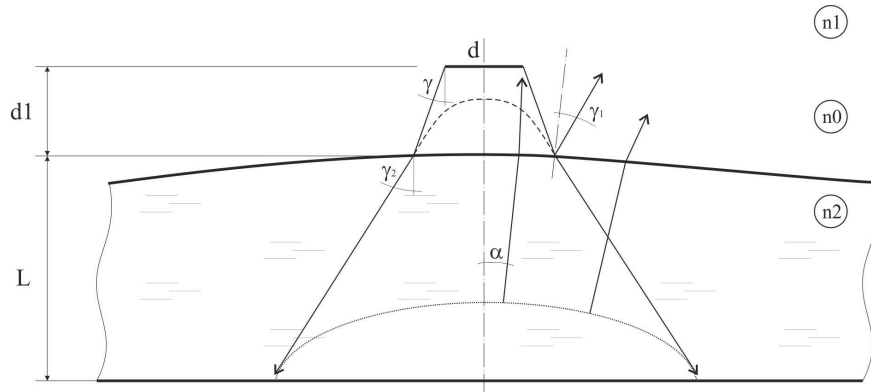


Рис. 7. Модель розсіювання оптичного випромінювання у шарі тканини дерми: штрихова лінія – модель розповсюдження Гаусового пучка; пунктирна лінія – еліптична модель відображення сигналу

Розрахунок проходження оптичного випромінювання розраховується у два етапи:

1. Розрахунок на межі середовищ між оптичним волокном та навколишнім середовищем (тут враховуються оптичні характеристики ОВ та навколишнього середовища, яке є повітрям).

2. Розрахунок на межі середовищ між навколишнім середовищем та тканиною шкіри, з урахуванням нерегулярної структури тканини шкіри людини.

Коефіцієнт відображення випромінювання від межі двох середовищ залежить від кута променя і без врахування поляризації вихідного випромінювання визначається наступним співвідношенням:

$$R_1(\psi) = \frac{1}{2} \left(\frac{\sin^2(\psi - \varphi)}{\sin^2(\psi + \varphi)} + \frac{\text{tg}^2(\psi - \varphi)}{\text{tg}^2(\psi + \varphi)} \right), \quad (2)$$

де $\varphi = \arcsin((n_b/n_c) * \sin \psi)$ – кут заломлення променя; n_b та n_c – показники заломлення волокна на середовища відповідно.

Для того, щоб мінімізувати вплив зворотного оптичного випромінювання на результати показу волоконно-оптичного сенсору використовується полірування поверхні оптичного волокна під певним узгоджувачим кутом β , що суттєво зменшує зворотне відбиття оптичного випромінювання від межі двох середовищ: ОВ та навколишнього середовища.

Якщо припустити, що торець оптичного волокна представляє собою джерело випромінювання яскравості B і з рівномірним освітленням усієї поверхні торця в межах кута α , то падаюча потужність P оптичного сигналу і відображена потужність P' , введена у оптичне волокно будуть визначатись інтегралом по площі S торця волокна по всім можливим напрямкам розповсюдження променів, які визначаються кутами θ і φ .

$$P = \int_S \left(\int_0^{2\pi} d\phi \int_0^{\alpha} B \cos \theta d\theta \right) dS = \frac{B \pi^2 d^2 \sin^2 \alpha}{4}, \quad (3)$$

$$P' = \int_S \left(\int_0^{2\pi} d\phi \int_0^{\alpha} B R_1(\psi) f(\gamma) \cos \theta \sin \theta d\theta \right) dS = \frac{\pi^2 d^2}{4} B \int_0^{2\pi} d\phi \int_0^{\alpha} R_1(\psi) f(\gamma) \cos \theta \sin \theta d\theta, \quad (4)$$

де функція $f(\gamma)$ задає умови введення відображеного променя в ОВ, γ – кут між відображеним променем і віссю ОВ.

Значення коефіцієнта зворотного відображення випромінювання R_L визначається у децибелах і розраховується по наступній формулі:

$$R_L = 10 \log \left(\frac{P'}{P} \right), \quad (5)$$

Для розрахунку інтеграла (4) необхідно знайти залежність кутів ψ та γ від змінних інтеграла θ і φ . Направляючий вектор P падаючого на межу поділу двох середовищ під кутами θ і φ , а також вектор нормалі n до поверхні задають вектор o , який можна записати:

$$\bar{o} = \bar{p} - 2(\bar{n} * \bar{p}) * \bar{n} = \begin{bmatrix} \sin \theta \cos \phi \\ \sin \theta \sin \phi \sin 2\beta - \cos \theta \cos 2\beta \\ \sin \theta \sin \phi \sin 2\beta + \cos \theta \cos 2\beta \end{bmatrix},$$

що дає змогу розрахувати ψ та γ :

$$\cos \psi = \bar{n} * \bar{p} = \sin \phi \sin \theta \sin \beta + \cos \theta \cos \beta \quad (6)$$

$$\cos \gamma = \sin \theta \sin \phi \sin 2\beta + \cos \theta \cos 2\beta \quad (7)$$

Підставивши значення ψ та γ у формулу (4), можна розрахувати відображену потужність P' , що вводиться в ОВ. Результат розрахунку коефіцієнта зворотного відображення випромінювання R_L в залежності від кута полірування торця ОВ β , розрахованого по формулі (5) представлено на рис. 8.

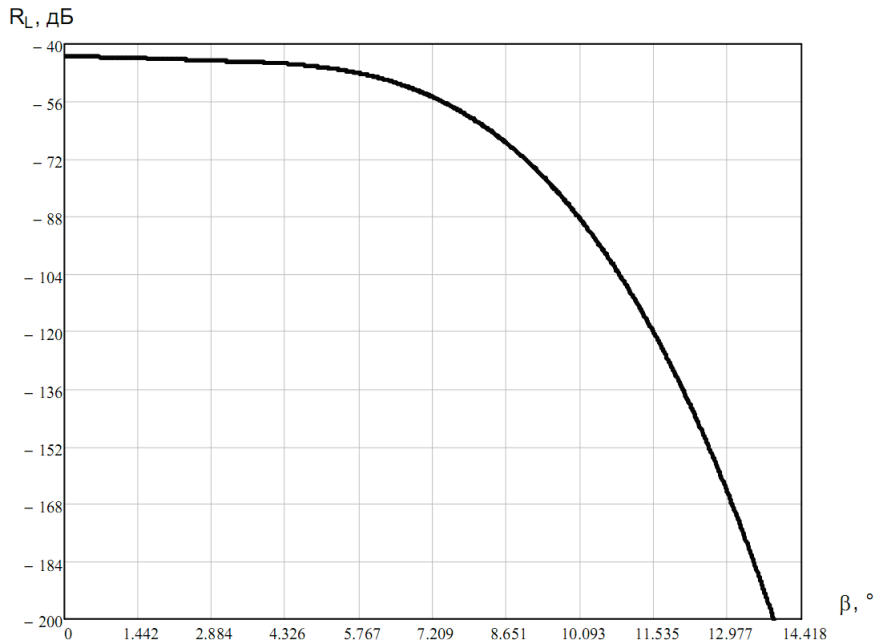


Рис. 8. Графік залежності коефіцієнта зворотного відображення випромінювання R_L від від кута полірування торця ОВ β при проходженні випромінювання через межу ОВ та навколишнього середовища

Розрахунок відображеного сигналу при переході межі навколишнього середовища та поверхні тканини шкіри розраховується аналогічно по формулі (5) при внесенні змін:

1. У потужність вхідного сигналу P . Нова потужність сигналу повинна врахувати розсіювання сигналу, отримане після перетину межі між ОВ та навколишнім середовищем, тому значення нової потужності: $P_1 = P - P'$.

2. У формулах (6) та (7) кути θ і ϕ мають нову величину, яка у відповідності до закону Снелла має визначатись за наступною формулою:

$$n_1 \sin \alpha_1 = n_2 \sin \alpha_2, \quad (8)$$

де n_1 та n_2 – ПЗ двох суміжних середовищ, на межу яких падає випромінювання, та α_1 і α_2 – кути падіння і заломлення відповідно.

З урахуванням змін кутів у відповідності до закону Снелла (8), запишемо формули розрахунку кутів ψ_1 та γ_1 :

$$\cos \psi_1 = \left(\frac{n_1}{n_2} \right)^2 (\sin \phi \sin \theta \sin \beta + \sin(\pi/2 - \theta) \sin(\pi/2 - \beta)),$$

$$\cos \gamma_1 = \left(\frac{n_1}{n_2} \right)^2 (\sin \theta \sin \phi \sin 2\beta + \sin(\pi/2 - \theta) \cos 2\beta).$$

При урахуванні останніх змін можна розрахувати величину R_{Ll} зворотного розсіювання при проходженні межі навколишнього середовища та поверхні тканини шкіри складає: -8.49 дБ.

З урахуванням кута полірування торцевої поверхні ОВ побудуємо графік коефіцієнту зворотного відображення при проходженні випромінювання від ОВ до тканини (див. рис. 9):

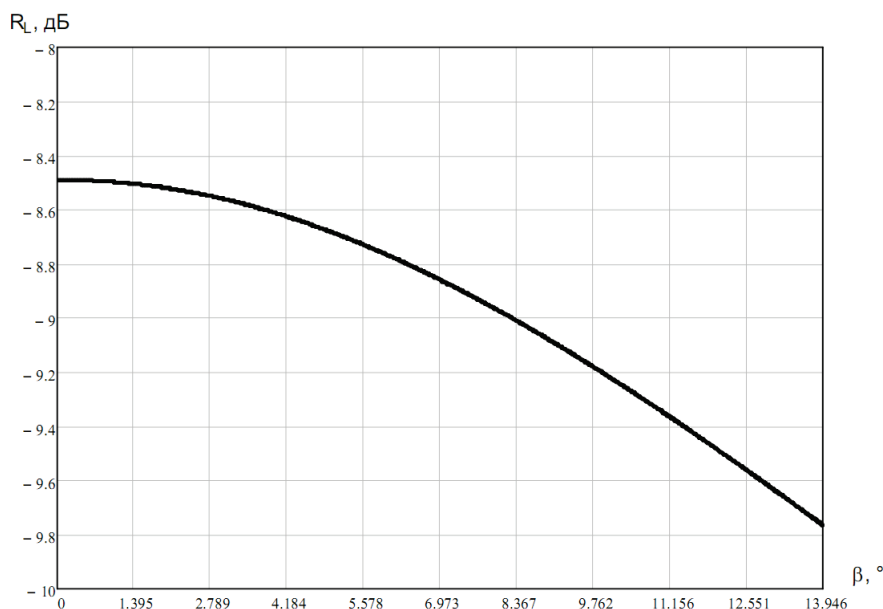


Рис. 8. Графік залежності коефіцієнта зворотного відображення випромінювання R_{Ll} від кута полірування торця ОВ β при проходженні випромінювання від ОВ до тканини шкіри

ВИСНОВКИ

Таким чином, проаналізувавши результати моделювання коефіцієнту зворотного випромінювання R_L можна зробити наступні висновки:

- Для багатомодового ОВ зі ступінчастим ПЗ і діаметром серцевини 100 мкм коефіцієнт зворотного відображення складає величину -8,49 дБ, яка буде обрана як базова величина для динамічного діапазону пристрою діагностики на базі волоконно-оптичного сенсору.
- Торець ОВ складає собою додаткове джерело зворотних відображень сигналу, що у випадку проектування оптичного сенсору на базі одного випромінюючого волокна (див. рис. 2, а) може вносити додаткові завади у вимірюваний сигнал, тому, як показали результати на рис. 8 та рис. 9, часткове зменшення таких завад може бути досягнуто за рахунок полірування торця ОВ під кутом β , який має відповідати граничним межах критичного кута розповсюдження випромінювання в ОВ.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Лисенко Г.Л., Просоловський Р.В. Автоматичний аналіз рефлектограми оптичного часово-імпульсного рефлектометра методом кореляцій // Тези доповідей VIII Міжнародної науково-технічної конференції „Контроль і управління в складних системах (КУСС-2005)”. – Вінниця, 2005.
2. Lysenko H.L., Prosolovsky R.V. Automatic Reflectogram Analysis for Optical Time-Domain Reflectometer with Correlation Method // SPIE International Conference “Optics and Photonics - 2006”. - San Diego, California, 2006.
3. Лысенко Г.Л., Просоловский Р.В., Ашраф И.М. Алькейси. Оптоэлектронные средства параллельной битовой коммутации // Тези доповідей XIII Міжнародної науково-технічної конференції з автоматичного управління „Автоматика – 2006” - Вінниця, 2006. – 495 с.
4. Lysenko G.L., Prosolovsky R.V. Automatic Reflectogram Analysis for Optical Time-Domain Reflectometer with Correlation Method // Інформаційні технології та комп’ютерна інженерія. –

2005. – №3. – Р.209-216.
5. Павлов С.В. Фотоплетизмографічні технології контролю периферичного кровообігу // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №1(13). – С. 146 – 156.
 6. Павлов С.В. Методологічні аспекти побудови оптико-електронних „око-процесорних” систем діагностики периферичного кровонаповнення // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №2 (14). – С. 183-192.
 7. Atchison D A and Smith G 2005 Chromatic dispersions of the ocular media of human eyes J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis. 22 29–37.
 8. Ballenegger V C and Weber T A 1999 The Ewald–Oseen extinction theorem and extinction lengths Am. J. Phys. 67 599–605.
 9. Barrera R G and Garcia-Valenzuela A 2003 Coherent reflectance in a system of random Mie scatterers and its relation to the effective-medium approach J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis. 20 296–311.
 10. Bartlett M A and Jiang H 2001 Effect of refractive index on the measurement of optical properties in turbid media. Appl. Opt. 40 1735–41.
 11. Huafeng Ding, Jun Q Lu, William A Wooden, Peter J Kragel and Xin-Hua Hu. 2006 Refractive indices of human skin tissues at eight wavelengths and estimated dispersion relations between 300 and 1600 nm. Phys. Med. Biol. 51. 1479–1489.

Надійшла до редакції 20.05.2010р.

ПАВЛОВ С.В. – д.т.н., проф., зав. кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

АЗАРОВ О.Д. – д.т.н., проф., директор ІнТКІ, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

ВАСИЛЕНКО В.Б. – професор департаменту фізики, Новий лісабонський університет, Лісабон, Португалія.

ПРОСОЛОВСЬКИЙ Р.В. – аспірант кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.