

АНАЛІЗ МЕТОДІВ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОТКАНИНАМИ ТА ШЛЯХИ ЇХ УДОСКОНАЛЕННЯ

Вступ

Сучасні концепції вдосконалення біомедичної техніки призводять до значного її ускладнення задля певних діагностичних та функціональних переваг, що суттєво впливає на вартість та доступність нових апаратів і обмеження їх у масовому використанні, особливо для самоконтролю хворих. Для біомедичних апаратів чи не найважливішими характеристиками на сучасному етапі розвитку науки, є безболісність, неруйнівність, неінвазивність вимірювань у процесі діагностики. Серед методів, що можуть це забезпечити, чільне місце займають оптичні. Оптичним методам притаманні і ряд інших переваг, а саме: неінвазивність діагностування, індиферентність оптичного сигналу до електромагнітних завад, потенційна багатоканальність

Тому дуже актуальним є створення нових методів і пристроїв діагностики та попередження захворювань. Сьогодні у медичну діагностику впроваджується все більша кількість методів, оснований на застосуванні оптико-електронних приладів та систем. До них відноситься і фотоплетизмографічний метод (ФПМ), що дозволяє вимірювати кровонаповнення та кровотік як в потужних венах і артеріях, так і у периферійних судинах і капілярах [1,2].

Метод фотоплетизмографії (ФПП) заснований на тому, що досліджувана тканина через спеціальний світловод і світлофільтри просвічується монохроматичним світлом, яке після розсіювання або відбиття потрапляє на фотосенсор, викликаючи зміни фотоструму. Встановлено, що інтенсивність світла, відбитого або розсіяного шкірою світла, є функцією кількості крові, що міститься в ній. Оскільки коефіцієнт поглинання інфрачервоного світла кров'ю значно вищий, ніж тканиною, фотоплетизмографія реєструє лише зміни вмісту крові. При цьому розсіювання світла відбувається в основному за рахунок відбиття від поверхні еритроцитів [1,2,3]. Фотоплетизмографія – динамічний метод вимірювання, який може відповісти на питання, на скільки змінився той або інший параметр периферійного кровообігу, виходячи з абстрактного нульового рівня для тої або іншої людини. Фотоплетизмограф може бути застосований для кількісного вивчення різних параметрів кровообігу в шкірі і слизових оболонках тіла людини і для кількісної реєстрації

Від усіх перерахованих вище типів плетизмографів принципово відрізняються фотоплетизмографи (ФП), в основі яких лежить принцип денситометрії. Денситометрія – це розділ фізичної оптики, який вивчає проникнення і поглинання світла різними середовищами. Денситометрія, або фототензометрія, розвивається в основному по двох напрямках: визначення периферичного кровообігу монохроматичним світлом – фотоплетизмографія (ФПП) і вивчення вмісту кисню в крові дихроматичним світлом – оксигеметрія [1,2,3].

Метод ФПП заснований на тому, що досліджувана тканина через спеціальний світловод і світлофільтри просвічується монохроматичним світлом, яке після розсіювання або відбиття потрапляє на фотоелектроперетворювач, викликаючи зміни фотоструму, реєстровані фотосенсором. Встановлено, що інтенсивність світла, відбитого або розсіяного шкірою світла, є функцією кількості крові, що міститься в ній. Оскільки коефіцієнт поглинання інфрачервоного світла кров'ю значно вищий, ніж тканиною, ФПП реєструє лише зміни вмісту крові. При цьому розсіювання світла відбувається в основному за рахунок відбиття від поверхні еритроцитів.

Мета роботи: удосконалити фізичну модель, яка дає можливість оцінити зміну інтенсивності оптичного випромінювання деякого шару біотканини.

Аналіз оптичних методів взаємодії оптичного випромінювання з біооб'єктами

Для дослідження біологічних об'єктів використовують фізичні методи взаємодії оптичного випромінювання з неоднорідними середовищами. При взаємодії електромагнітного випромінювання з речовиною може відбуватися безліч процесів. Як правило, виникають три основні ефекти, здатні перешкодити вільному розповсюдженню світла: відбивання і заломлення; поглинання; розсіяння.

Для використання оптичного випромінювання в медицині заломлення грає важливу роль тільки у разі опромінювання прозорих середовищ. У непрозорих середовищах, ефект заломлення зазвичай складно виміряти унаслідок поглинання і розсіяння, крім того не будемо приймати до уваги явища пов'язані з хвильовою природою світла (інтерференція, дифракція, поляризація). Доцільно розглянути явища пов'язані відбиванням, поглинанням і розсіянням світла у біотканині. До основних оптичних характеристик біологічних середовищ слід віднести коефіцієнт відбивання γ , коефіцієнт поглинання α , коефіцієнт пропускання τ , коефіцієнт відбивання, коефіцієнт розсіяння σ .

Суть оптичних методів полягає в тому, що при заданих умовах освітлення та розподілу світлового поля в середовищі необхідно визначити оптичні характеристики біологічних об'єктів.

Математичний опис характеристик поглинання і розсіяння світла можливо здійснювати двома способами – з допомогою аналітичних теорій і з допомогою теорії переносу. Перша ґрунтується на рівняннях Максвелла і є досить складною, теорія переносу розглядає процеси перенесення фотонів через поглинаючі і розсіюючі середовища. Для дослідження біологічних об'єктів надзвичайно важливу роль відіграє побудова моделей для дослідження реальних об'єктів. Модель – це такий матеріальний або такий, що в думках представляється об'єкт, який в процесі вивчення заміщає об'єкт-оригінал, зберігаючи деякі важливі для даного дослідження типові його риси.

Аналіз аналітичних і чисельних методів оцінювання розповсюдження світла в біологічних середовищах

Декілька аналітичних, емпіричних, і чисельних підходів доступні у літературі для теоретичного опису проблеми розсіювання світла в біологічних об'єктах. Методи, описані нижче, підходять для інтерпретації експериментів однократного розсіювання кров'ю і для рівнянь переносу випромінювання [1, 2, 3].

До теоретичних відноситься і велика група **числових методів** [2]. У певній мірі до них можна віднести і деякі з розглянутих методів, оскільки вони теж використовують числові розрахунки. Класичними із них є **варіаційні**. У даному методі будується функціонал, в якому є функція з невизначеними коефіцієнтами, яка знаходиться при перетворенні в нуль першої варіації функціонала. Функціонал повинен мати екстремум при підстановці його у РПВ. Наближеним розв'язком РПВ є функція, що знаходиться таким чином.

Ітераційні методи досягають наближеного вирішення РПВ шляхом підбору і підстановки в інтегральний член з багатократним наближенням, яке проводиться до тих пір, поки не буде досягнута задана точність розв'язку.

Також до теоретичних відносяться такі методи як метод Владимирова, Карлсона, кінцево-різницевої і т. ін [1]. Загалом, числові методи здебільшого апроксимують розв'язок РПВ простішими способами, такими як: заміни сумами поліномів чи квадратними формулами, побудовою певних функціоналів чи підбором функцій і т.д. Всі ці методи використовуються при широкому застосуванні обчислювальної техніки. Останні досягнення в цьому напрямку дозволяють розв'язувати вкрай важкі задачі в оптиці світлорозсіяння [2]. Але, поряд з цим, при вирішенні досить ідеалізованих задач розглянуті методи призводять до громіздких розрахунків та необґрунтованих похибок. В цьому випадку більш доцільно використовувати переваги прямих чи експериментальних методів.

Напіваналітичні і чисельні методи

Сьогодні актуальним є застосування напіваналітичних (метод Т-матриці) і чисельних (методи граничного елемента, кінцевого елемента, кінцевої різниці, або методи цілочисельних рівнянь поверхні і об'єму) підходів. Аналітичні методи, описані вище, мають недолік введення різних обмежень на розмір, форму або показник заломлення розсіювача. Чисельні методи можуть вирішити проблему однократного розсіювання без істотних обмежень. Головний недолік чисельних методів, також як і формалізму Т-матриці, – це довгий час обчислення, який потрібний, щоб забезпечити точне рішення.

Метод Т-матриці був розроблений Вотерменом [1] та Барбером [1]. Інтегральне рівняння методу спочатку мало назву розширеного методу граничних умов, який забезпечує потужний інструмент, щоб вирішити проблему розсіювання провідним або діелектричним тілом довільної форми, що випромінює плоску електромагнітну хвилю. Цей метод загалом відповідний для частинок з розмірами, що змінюються від області релеївської оптики до області геометричної оптики.

Перше теоретичне вивчення розсіювання світла еритроцитом, що використовує підхід Т-матриці, публікувалося в 1998 [1]. Автори розглядали RBC як рівний по об'єму непоглинаючий сфероїд. Щоб дозволити обчислення амплітуди розсіювання для такої частинки, авторам довелося ввести розширену точність в програму Барбера і Хілла [1]. Розповсюдження кутового розсіювання в дальньому полі були обчислені для п'яти різних рівноцінних по об'єму однорідних сфероїдів RBC. Автори зробили висновок, що розсіювання світла сфероїдом RBC еквівалентного об'єму надзвичайно впливає формою об'єкту розсіювання. На пряме розсіювання впливає оптична товщина частинки по відношенню до падаючого поля і форма сфероїда. Зворотне розсіювання чутливе до форми поверхні, на яку падає промінь.

Автори провели чисельні експерименти та отримали результати, що стосуються розсіювання світла He-Ne лазера недеформованим середнім за розміром еритроцитом. RBC розглядається як непоглинаючий двовігнутий диск. Кутове розповсюдження розсіяного у дальньому полі світла було обчислене для трьох різних орієнтацій розсіювача. Крім того, автори порівняли результати їх дослідження з ситуаціями, коли RBC моделювався як рівна по об'єму сфера і рівний по об'єму сплюснутий сфероїд. Автори зробили висновок, що прямо-розсіяна енергія залежить від орієнтації еритроциту. Вони підтвердили дані Нільсона і ін [1,3], що зворотне розсіювання дуже залежить від кривизни поверхні клітини, на яку падає світло.

Методи, описані в цьому підрозділі, можуть використовуватися для отримання морфологічної інформації про червону клітину крові. Точна інформація щодо вимірювань і показника заломлення може бути відновлена, використовуючи ці методи для інтерпретації

розповсюдженнь кутового розсіювання, виміряних на одній частинці. З другого боку, все ще не можливо застосувати ці методи для досліджень цільної крові, оскільки навіть обчислення для одного еритроцита надзвичайно тривале та/або чутливе до невеликих чисельних помилок.

Моделі аналізу взаємодії оптичного випромінювання з біооб'єктами

Теорія Мі. Теорію Мі може бути застосовано до проблеми однократного розсіювання клітинами-еритроцитами [1,2]. По-перше, еритроцити не містять ніяких клітинних органел, тоді як його клітинна мембрана дуже тонка і не впливає істотно на процес розсіювання, це означає, що еритроцит може розглядатися як однорідний розсіювач. По-друге, еритроцити легко деформуються і не зберігають двовогнуту дископодібну форму. Таким чином, коли вони випадково орієнтовані, то їх можна розглядати як рівноцінні за об'ємом сфери.

Згідно теорії Мі профіль розсіювання, профіль затухання і фазова функція розсіювання еритроцитами визначаються таким чином [1]:

$$s_s^{Mie} = \frac{2p}{k^2} \sum_{n=1}^{\infty} (2n+1)(|a_n|^2 + |b_n|^2); s_t^{Mie} = \frac{2p}{k^2} \sum_{n=1}^{\infty} (2n+1) \text{Re}(a_n + b_n);$$

$$p^{Mie}(q) = \frac{1}{k^2 r^2} (|S_1|^2 + |S_2|^2), \tag{1}$$

де $S_1(q) = \sum_{m=1}^{\infty} \frac{2m+1}{m(m+1)} \left\{ a_n \frac{P_n^1(\cos q)}{\sin q} + b_n \frac{d}{dq} P_n^1(\cos q) \right\}, S_2(q) = \sum_{m=1}^{\infty} \frac{2m+1}{m(m+1)} \left\{ b_n \frac{P_n^1(\cos q)}{\sin q} + a_n \frac{d}{dq} P_n^1(\cos q) \right\},$

де $P_n^1(\cos \theta)$ – це зв'язані функції Легендре, а a_n і b_n – це коефіцієнти рядів Мі (які залежать від довжини хвилі λ , розміру і відносного показника заломлення $n = \sqrt{\epsilon}$ розсіювачів).

Опис процесів розсіювання світла еритроцитами як однорідних розсіювачів Мі є дієвим і плідним підходом для вирішення численних проблем у біомедичній оптиці [1, 2].

Метод наближення Вензеля, Крамера, Бріллюена (ВКБ)

Однократне розсіювання видимого і близького інфрачервоного світла RBC може розглядатися у структурі наближення ВКБ (Вензеля, Крамера, Бріллюена) [1,2]. Наближення ВКБ придатне для частинки довільної форми. Вважається, що напрям і поляризація падаючої хвилі залишається сталою. Це наближення дійсне, коли довжина хвилі падаючого світла λ , невелика порівняно з характерним розміром частинки D , і коли відносний показник заломлення частинки $n = \sqrt{\epsilon}$ близький до одиниці, тобто

$$(\epsilon - 1)kD \gg 1 \text{ та } \epsilon - 1 < 1. \tag{2}$$

Для падаючого світла з довжиною хвилі 800 нм, $\epsilon \approx 1.1$, $k = 7.85$ мкм і $D \approx 5.5$ мкм. Відповідно $(\epsilon - 1) \approx 0.1$ і $(\epsilon - 1)kD \approx 5.18$. Ці значення лежать в межах дійсного ряду наближення ВКБ, і таким чином це може бути безпечно застосовано, щоб вирішити проблему однократного RBC розсіювання світла.

Амплітуда розсіювання у дальній зоні задана наближенням ВКБ [1]

$$f(\bar{s}, \bar{i}) = \frac{k^2}{4\pi} \left[-\bar{s} \times (\bar{s} \times \hat{e}_i) \right] \cdot VS(\bar{s}, \bar{i}), \tag{3}$$

де

$$S(\bar{s}, \bar{i}) = \frac{1}{V} \int_V 2(n-1) \exp(ikz_1 + ikn(z-z_1) - ik\bar{r}' \cdot \bar{s}) dV'.$$

де V – це об'єм частинки, z_1 – це координата z положення, де падаюча хвиля проникає всередину частинки, а \bar{r}' – це внутрішня точка частинки.

Профіль затухання і профіль поглинання визначаються такими формулами:

$$\sigma_t = k \text{Im} \int_V 2(n-1) \exp[-ik(n-1)z_1 + ik(n-1)z] dV', \tag{4}$$

$$\sigma_a = \int_V k\epsilon'' \frac{4}{|n+1|^2} \exp[-2kn_i(z-z_1)] dV', \tag{5}$$

де $n = n_r + in_i$ – відносний показник заломлення частинки.

Метод наближення Релея, Ганса, Дебая (РГД)

У літературних джерелах є опис процесу однократного розсіювання світла еритроцитом, використовуючи наближення РГД (Релея, Ганса, Дебая). Подібно наближенню ВКБ, воно може бути застосовано до частинки довільної форми. В рамках цього наближення вважається, що електричне поле усередині частинки може бути наближене випадковим електричним полем. Це припущення дійсне, якщо виконується співвідношення [1]

$$(\epsilon - 1)kD \ll 1 \text{ і } \epsilon - 1 < 1. \tag{6}$$

Амплітуда розсіяного поля в дальній зоні згідно наближенню РГД є такою:

$$f(\bar{s}, \bar{i}) = \frac{k^2}{4\pi} \left[-\bar{s} \times (\bar{s} \times \hat{e}_i) \right] S(\bar{s}, \bar{i}), \quad (7)$$

де

$$S(\bar{s}, \bar{i}) = \frac{1}{V} \int_V (n^2 - 1) \exp(ik(\bar{i} - \bar{s})\bar{r}) dV'.$$

Профіль розсіювання σ_s визначається, як

$$\sigma_s = \int_{4\pi} |f(\bar{s}, \bar{i})|^2 d\omega, \quad (8)$$

де $d\omega$ – це диференціальний тілесний кут.

Використання наближення РГД забезпечує точний опис процесу однократного розсіювання RBC при узгодженні з даними вимірювання прямого розсіювання RBC на довжині хвилі 577 нм [1].

Наближення дифракції Фраунгофера і аномальної дифракції

Розсіювання на малі кути одним еритроцитом може розглядатися у структурі Фраунгофера або аномальних теорій дифракції [1,2], оскільки для падаючого видимого або близького інфрачервоного світла з довжиною хвилі λ параметр розміру RBC, α , набагато більший, ніж одиниця ($\alpha = \pi D/k$).

У даному випадку результуюче розповсюдження на малі кути розсіяного світла буде визначене втручанням частини хвилі, яка огинає частинку і іншої частини хвилі, яка проходить уздовж частинки [61]. Якщо перша частина може бути знехтувана, найпростіший спосіб наближення розсіювання на малі кути такою частинкою полягає у застосуванні теорії дифракції Фраунгофера. Згідно цій теорії зразок розсіювання незалежний від відносного показника заломлення частинки, n . Кутове розповсюдження розсіяного світла визначається тільки формою і розміром перехресно-секційної області RBC. З другого боку, було показано, що властивості розсіювання біологічних клітин залежать від n [2]. Таким чином, бажано розглядати інтерференцію між світлом, яке проходить через розсіювач, і світлом, яке проходить уздовж частинки. Оскільки еритроцити оптично „м'які” (тобто, $\epsilon - 1 \ll 1$), можна вважати, що заломлення не змінює напрям падаючої хвилі. Для таких частинок з розміром, набагато більшим, ніж довжина хвилі падаючого світла, придатна аномальна теорія дифракції, розроблена ван де Хальстом [61]. Згідно аномальному наближенню дифракції, амплітуда малокутового розсіювання у дальній зоні ($z \rightarrow \infty$) визначається такими рівняннями:

$$f^{ad}(\bar{a}) = \frac{k}{2\pi i} \int \exp(-ika\bar{r}) w(\bar{r}) d\bar{r}; \quad w(\bar{r}) = \left\{ \exp[i\Phi(\bar{r})] - 1 \right\} h(\bar{r}); \quad (9)$$

$$\Phi(\bar{r}, \infty) = \Phi(\bar{r}) = k \int_{-\infty}^{\infty} [n(\bar{r}, z') - 1] dz'$$

де $\rho = \rho(x, y)$ – це радіальна координата; a – проекція напрямку розсіювання на площині $Z = \text{const}$; $\eta(\rho)$ – це функція тіні, яка рівна одиниці усередині проекції частинки, і рівна нулю за її межами; $i\eta(\rho, z)$ – це комплексний показник заломлення розсіювача. Якщо перший терм в рівнянні (1.16) нехтуємо, рівняння (1.15) опише дифракцію Фраунгофера від частинки.

Профілі розсіювання і поглинання частинки визначені такими співвідношеннями:

$$\sigma_s = \int |w(\bar{r})|^2 d\bar{r}; \quad \sigma_a = \int \left\{ 1 - \left| \exp \left[i\Phi(\bar{r}) \right] \right|^2 \right\} d\bar{r} \quad (10)$$

Наближення Фраунгофера і аномальні наближення широко використовуються для інтерпретації мало-кутових зразків розсіювання RBC. Ектацитометричні вимірювання і цитометричні вимірювання потоку разом з цими теоріями забезпечують важливу інформацію про розмір, форму, деформативність і показник заломлення клітини.

Модель оцінювання інтенсивності випромінювання

при відбиванні від судин на основі моделі Бугера – Ламберта – Бера

Реальна біотканина являє собою неоднорідне середовище в якому присутне як поглинання так і розсіювання оптичного випромінювання, тому дослідити і описати процеси, які в ній відбуваються практично неможливо. Розглянемо один із прикладів біотканини, а саме шкіру людини.

Шкіра людини є живим багатшаровим середовищем, що містить різні включення, такі як, наприклад, кровоносні судини, в яких відбувається рух крові. Все це ускладнює розуміння процесів, що відбуваються при дії випромінювання на шкіру. Для опису цих процесів на даний момент існує безліч різних математичних і фізичних моделей, кожна з яких покликана вирішити яку-небудь конкретну задачу, описати окремий випадок. Побудуємо фізичну модель шкіри, яка буде давати можливість оцінити зміну інтенсивності оптичного випромінювання при відбиванні від кровоносних судин.

Розглянемо спрощену модель шкіри, яка являє собою тришарову систему (рис. 1) причому кожен шар має різні біофізичні властивості, а тому і різні оптичні параметри.

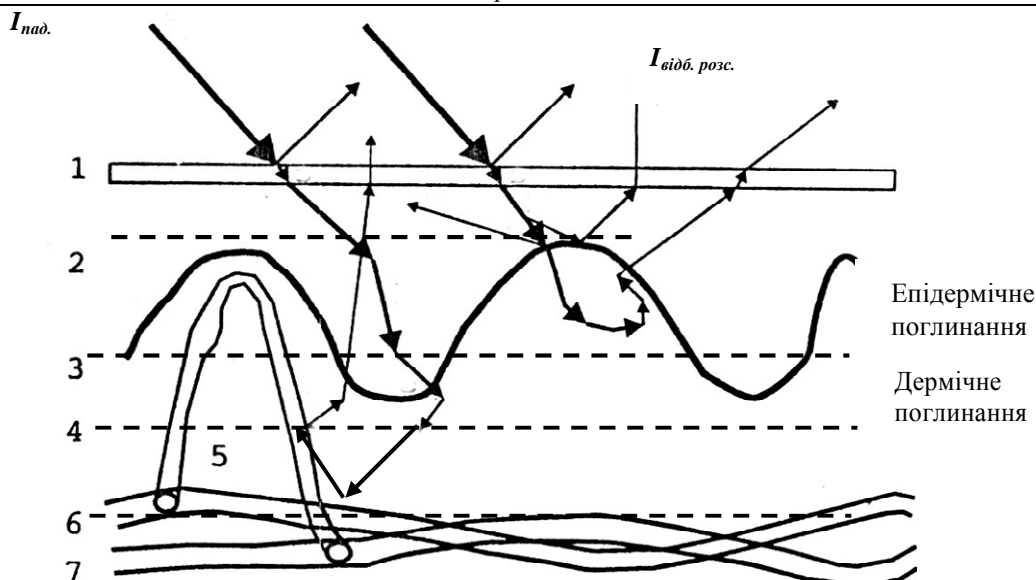


Рис. 1. Схема розповсюдження оптичного випромінювання в біооб'єкті:
 1 – роговий шар; 2 – епідерміс; 3 – зона між епідермісом та дермою (базальна мембрана);
 4 – дерма; 5 – артеріола; 6 – посткапілярна венула

Падаюче на шкіру випромінювання, частково відбивається від її поверхні, проходить через епідерміс, де поглинається меланіном шкіри і частково розсіюється, а частина проходить через дерму і відбивається від судини.

$$\Delta I_{\text{відб}} = I_1 - (I_1' + I_2 + I_3) \quad (11)$$

Позначимо $I_1 = f(I_0, R, q)$ як функцію інтенсивності випромінювання, яке взаємодіє з біотканиною. $I_0 = f(\lambda)$, а також кута його падіння θ за умови, коли здійснюється закон Ламберта $I_\theta = I_0 \cos(\theta)$.

При відбиванні від поверхні шкіри випромінювання змінює інтенсивність в деякому тілесному куті

$$dI_1' = r_1 I_0 \cos \Theta d\Omega, \quad (12)$$

де $d\Omega = \sin \Theta d\theta dj$ елементарний тілесний кут, r_1 – коефіцієнт відбивання шкіри.

При поглинанні у меланіні інтенсивність змінюється за законом Бугера – Ламберта

$$I_2(l) = I_0' e^{-ml_1 c}, \quad (13)$$

де l – оптична товщина середовища, c – концентрація центрів поглинання, μ – коефіцієнт послаблення.

При відбиванні від судини інтенсивність зменшиться

$$dI_3 = I_0' r_2 2dl d\Omega. \quad (14)$$

Для обрахунку зміни інтенсивності запишемо отримане рівняння

$$dI(l) = I_0 \cos \Theta - (r_1 I_0' d\Omega + (1 - r_1) \exp(-ml_1) + r_2 2dl d\Omega) \quad (15)$$

Отже, рівняння (15) дає можливість оцінити зміну інтенсивності випромінювання при відбиванні від судин залежно від їх кровонаповненості, що враховується зміною оптичної товщини середовища з врахуванням зміни інтенсивності при поглинанні і відбиванні у шарах шкіри.

Рекомендації щодо реалізації архітектури оптико-електронної системи діагностики периферійного кровообігу

Оптико-електронна система діагностики периферійного кровообігу представлено на рис. 2. Основною компонентою системи аналізу геодинаміки ССС є центральний процесор (S3C44BOX). Код програми, що виконується процесором, зберігається в ПЗП програм (AT49BV4096A) об'ємом 512КБайт. Для операційного маніпулювання та тимчасового зберігання даних, а також для відео буферу використовується ОЗП (K6R4016V1C) об'ємом 512КБайт. ПЗП і ОЗП зв'язані з мікропроцесором основними шиною даних, адреси та керування. Аналогові сигнали, що приходять з оптичного датчика на внутрішнє з'єднання для АЦП, перетворюються у двійкову форму у вбудованому в мікропроцесор АЦП. Отримані дані оброблюють, візуалізуються на графічному РКІ (підключений до вбудованого в мікропроцесор контролер РКІ), та можуть бути збережені у енергонезалежній пам'яті (AT43DB081) [2].

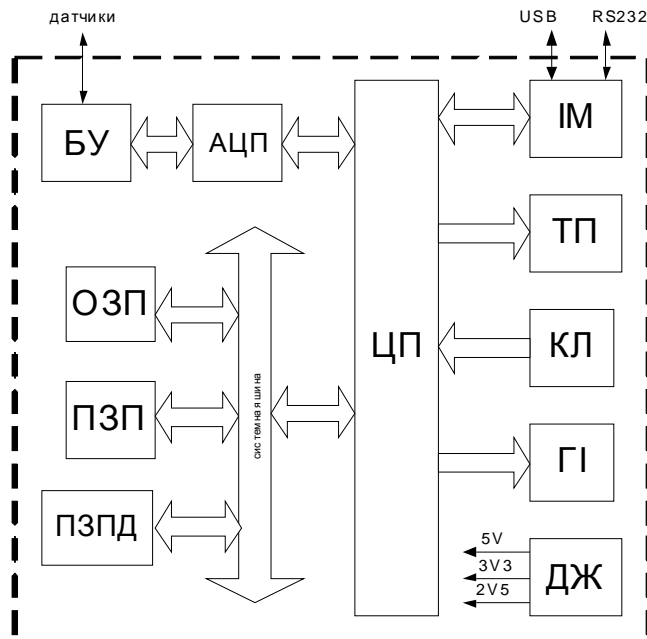


Рис. 2. Структурна схема оптико-електронної системи для діагностики стану судинної системи

Для доступу до збережених даних, конфігурування пристрою та для більш детального оброблення даних, пристрій може бути під'єднаний до ЕОМ. Для цього використовується контролер USB (PDIUSB11) та серійний порт (UART, перетворювач інтерфейсу в RS232C-MAX3232). Також до внутрішнього з'єднання GIO під'єднуються матриця клавіш для локального керування та 8-м світлодіодів для візуалізації стану пристрою. Більш докладна інформація про функціональні вузли, компоненти, та способи їх підключення в пристрої наведено нижче.

Висновки

В роботі розглянуто основні принципи та фізичні моделі розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах. Удосконалено математичні моделі на основі моделі Бугера – Ламберта – Бера для оцінювання інтенсивності випромінювання при відбиванні від судин залежно від їх кровонаповнення, що враховується зміною оптичної товщини середовища зі зміною інтенсивності при поглинанні та відбиванні у шарах біотканини для більш ретельного дослідження стану мікроциркуляторного русла судинної системи.

А також запропоновано шляхи підвищення достовірності оцінювання біомедичної інформації на основі створення оптико-електронних технологій реєстрації фотоплетизмографічних сигналів.

Література

1. Tuchin V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics. – Bellingham. SPIE, 2002. – 1093 P.
2. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи: (Монографія) / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, В.Г.Петрук, П.Ф. Колісник – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.
3. Петрук В.Г. Метрологічні особливості технології зразкових засобів оптичних вимірювань // Вимірювальна техніка та метрологія. – 1998. – № 54. – С. 56– 59.
4. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие. Под ред. Х. – П.Берльена, Г.Й.Мюллера – М.: Интерексперт, 1997.
5. Квантово-биологическая теория: (Монографія) / Ю.В. Авдосьев, А.И. Бих, Д.Д. Битчук, Л.О. Бойко, М.В. Васильев, Л.В. Галкина В.М., Головенко, Л.В. Гончарова, Т.Г. Григорьева. – Х.: Факт, 2003. – 967 с.
6. Чутники електромагнітного випромінювання для біотехнічних досліджень / Г.С. Тимчик, В.І. Скицюк, М.А. Вайнтрауб, Т.Р. Ключко. – К.: МП Леся, 2004. – 64 с.
7. Кузьмич В.В. Основные принципы и особенности транскутанной "отражательной" оксиметрии // Мед. техника. – 1993. – № 3 – С. 36-42.
8. Сахновский М.Ю. Исследование оптических свойств светорассеивающих сред с малым удельным поглощением: Дисс. канд. физ. – мат. наук: 05.11.07. – Л.: ГОИ, 1965. – 154 с.
9. Павлов С.В., Рами Хамди, Колесник П.Ф., Троян А.С., Готра О.З. Анализ оптических методов оценки физиологических свойств кожи // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – № 3. – С.137 – 141.

10. Arnost Fronek. Noninvasive Diagnostic in Vascular Disease. – McGraw-hill Book Company, 1989. – С. 22-25.
11. Хайруллина А.Я. Оптические и биофизические параметры биотканей в норме и патологии, методы их определения в видимой и ближней ИК-областях спектра, основанные на многократном рассеянии // Инженерно-физ. журнал. – 1996. – Т.69, № 3. – С.390– 398.
12. Делоне Н.Б. Атом в сильном поле лазерного излучения. – М.: ФИЗМАТДИТ, 2002. – 64 с.
13. Чандрасекар С. Перенос лучистой энергии. – М.: Изд. иностр. лит., 1953. – 431 с.
14. Stokes G.G. On the composition and resolution of streams of polarised light from different sources // Camb. Phil. Soc. Trans. – 1856. – Vol. IX. – P.339– 416.

Надійшла до редакції
20.6.2008 р.

УДК 620.17: 687.17

Ю.О. Скрипник, К.Л. Шевченко

Київський національний університет технологій і дизайну

В.П. Осадчий

Хмельницька педагогічна академія

ІНСТРУМЕНТАЛЬНА ОЦІНКА ВПЛИВУ МАТЕРІАЛІВ ОДЯГУ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ

В [1] обґрунтована можливість інструментальної оцінки впливу матеріалів одягу на відчуття комфортності людини, що об'єктивно відбивається у вимірах електричних характеристик біологічно активних точок (БАТ) шкірного покриву одягненої людини. Найбільш чутливим параметром до цих змін є коефіцієнт кореляції шумових сигналів, що знімаються з БАТ за допомогою електродів. Шумові сигнали досить слабкі, (мікрровольти і менше), тому вимір коефіцієнта кореляції пов'язаний з рядом технічних труднощів.

Насамперед шумові сигнали, що знімаються, мають один порядок із власними шумами електронних підсилювачів і статистично важко помітні на їхньому фоні. Необхідність масштабного і функціонального перетворень двох шумових сигналів обумовлює двоканальну структуру вимірювального пристрою. Однак неминуча неідентичність і нестабільність параметрів електронних перетворювачів каналів викликає великі похибки вимірювальних перетворень, що знижує вірогідність інструментальної оцінки комфортності. Чутливість і точність існуючих приладів недостатні для проведення медико-біологічних вимірів по оцінці впливу текстильних і шкіряних матеріалів на організм одягненої людини.

Нижче обґрунтовується новий підхід до створення високочутливих вимірювальних схем, які були б нечутливими до власних шумів компонентів схеми і дрейфу параметрів перетворювальних ланок. Розглядаються нові алгоритми кореляційної обробки слабких сигналів в одноканальному перетворювальному тракті, у тому числі і виконання операції перемноження шумових сигналів, що необхідно для одержання числового значення коефіцієнта кореляції. В основі цих алгоритмів лежить принцип комутаційно-модуляційного перетворення сигналів, використання якого дозволило створити одноканальний кореляційний пристрій для визначення ступеня електричного зв'язку між БАТ, розташованими на різних енергетичних меридіанах живого організму [2, 3]. Крім того, запропонований підхід до побудови кореляційного пристрою дозволяє врахувати запізнення сигналу однієї БАТ відносно іншої БАТ, що відкриває нові можливості щодо оцінки впливу матеріалів одягу та інших факторів, що впливають на організм людини.

На рисунку представлена функціональна схема електронного пристрою для інструментальної оцінки впливу матеріалів одягу на організм людини з урахуванням запізнення сигналів.

Запропонований електронний пристрій містить металеві голчасті електроди 1 і 2, погоджуючі перетворювачі 3 і 4, з'єднані з голчастими електродами, автоматичний перемикач 5, входи якого з'єднані з диференційними виходами погоджуючого перетворювача 3, блок електронної затримки 6, з'єднаний з виходом погоджуючого перетворювача 4, диференційний підсилювач 7, інверсний вхід якого з'єднаний з виходом автоматичного перемикача 5, а прямий вхід з'єднаний з виходом блока електронної затримки 6. До виходу диференційного підсилювача 7 підключені послідовно з'єднані вузькосмуговий підсилювач 8 високої частоти, квадратор 9 і інтегратор 10. До виходу інтегратора 10 підключені послідовно з'єднані вузькосмуговий підсилювач 11 низької частоти, синхронний детектор 12, фільтр 13 нижніх частот і вольтметр 14. Генератор 15 низької частоти з'єднаний з керуючими входами автоматичного перемикача 5 і синхронного детектора 12. Електрод-затискач 16 з'єднаний із загальною заземленою шиною 17 пристрою.