

С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. Б. Василенко



**ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ ЗАСОБИ
ДІАГНОСТУВАННЯ ПАТОЛОГІЙ ЛЮДИНИ,
ПОВ'ЯЗАНИХ ІЗ ПЕРИФЕРИЧНИМ
КРОВООБІГОМ**



Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. Б. Василенко

**ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ ЗАСОБИ
ДІАГНОСТУВАННЯ ПАТОЛОГІЙ ЛЮДИНИ,
ПОВ'ЯЗАНИХ ІЗ ПЕРИФЕРИЧНИМ
КРОВООБІГОМ**

Монографія

Вінниця
ВНТУ
2014

УДК 621.383.9:615.47

ББК 32.86:53.4

П12

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол № 9 від 25 квітня 2013 року).

Рецензенти:

В. Д. Кузовик, доктор технічних наук, професор

С. М. Злепко, доктор технічних наук, професор

Павлов, С. В.

П12 Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом : монографія / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. Б. Василенко. – Вінниця : ВНТУ, 2014. – 140 с.

ISBN 978-966-641-570-0

У монографії розглянуто питання побудови оптико-електронних засобів діагностування стану периферичного кровообігу. Запропоновано нові технічні рішення побудови оптико-електронних сенсорів для проведення як діагностичного, так і терапевтичного контролю уражених ділянок. Отримано нові співвідношення для розрахунку параметрів оптичного випромінювання в залежності від товщини біотканини та конструктивної побудови оптичного сенсора. Розрахована на науковців, аспірантів, студентів спеціальностей «Лазерна та оптоелектронна техніка», «Біотехнічні та медичні апарати та системи».

УДК 621.383.9:615.47

ББК 32.86:53.4

ISBN 978-966-641-570-0

© С. Павлов, Т. Козловська, В. Василенко, 2014

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	5
ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ЗАСОБІВ ТА МЕТОДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПЕРИФЕРИЧНОГО КРОВООБІГУ	8
1.1 Огляд та класифікація методів діагностування стану периферичного кровообігу	8
1.2 Оптичні властивості взаємодії світла з біологічними середовищами.....	13
1.3 Аналіз фізичних моделей розповсюдження та взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами	18
1.4 Аналіз оптичних засобів та систем для діагностування стану периферичного кровообігу та їх ефективності	22
РОЗДІЛ 2 МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ РОЗПОВСЮДЖЕННЯ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В БІОТКАНИНАХ ТА МЕТОДИ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ.....	30
2.1 Фізико-математична модель взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами	30
2.2 Розроблення імітаційної моделі розповсюдження оптичного випромінювання в біологічних середовищах на основі методу Монте-Карло	38
2.3 Застосування методу Фур'є-перетворення для оброблення фотоплетизмографічних сигналів	43
2.4 Оброблення та класифікація фотоплетизмографічних сигналів за допомогою вейвлет-перетворення	52
2.5 Алгоритм фільтрації фотоплетизмографічних сигналів за допомогою вейвлет-перетворення.....	58
РОЗДІЛ 3 ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ЗАСОБУ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПЕРИФЕРИЧНОГО КРОВООБІГУ	61
3.1 Аналіз ефективності засобу діагностування стану периферичного кровообігу	61
3.2 Розробка архітектури засобу діагностування	62

3.3 Рекомендації щодо створення оптичного сенсора реєстрації фотоплетизмографічних сигналів.....	64
3. 4 Рекомендації щодо вибору елементної бази для побудови засобу діагностування стану периферичного кровообігу.....	66
РОЗДІЛ 4 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ МЕТРОЛОГІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК РОЗРОБЛЕНОГО ЗАСОБУ ДІАГНОСТУВАННЯ	70
4.1 Дослідження периферичного кровообігу черевної стінки	70
4.2 Застосування засобу діагностування периферичного ровообігу в комплексному оцінюванні колатерального кровообігу нижніх кінцівок	76
4.3 Оцінювання коефіцієнта кореляції результатів досліджень	88
4.4 Аналіз метрологічних характеристик розробленого засобу діагностування стану периферичного кровообігу.....	90
4.5 Оцінювання похибок первинного перетворювача оптико-електронного засобу.....	101
4.6 Оцінювання достовірності діагностування оптико-електронного засобу.....	107
ЛІТЕРАТУРА	112
Додатки.....	124
Додаток А Схема апаратної реалізації засобу діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом (Аналогова частина).....	124
Додаток Б Схема апаратної реалізації засобу діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом (Цифрова частина).....	125
Додаток В Медико-технічні рекомендації щодо створення засобу діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом.....	126
Додаток Д Лістинг програми для оброблення фотоплетизмографічних сигналів за допомогою Фур'є-перетворення.....	130
Додаток Е Лістинг програми для імітаційного моделювання розповсюдження випромінювання в біологічних середовищах на основі методу Монте-Карло.....	131

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АЦП	–	аналого-цифровий перетворювач
БІ	–	біомедична інформація
БО	–	біологічний об'єкт
БТ	–	біотканина
ВК	–	вимірювальний канал
ЕКГ	–	електрокардіографія
ЕОМ	–	електронно-обчислювальна машина
ІЧ	–	інфрачервоний
МП	–	мікропроцесор
МРТ	–	магніто-резонансна томографія
ОЗП	–	оперативний запам'ятовувальний пристрій
ПЗ	–	програмне забезпечення
ПК	–	персональний комп'ютер
ПХ	–	пульсова хвиля
РПВ	–	рівняння переносу випромінювання
СД	–	світлодіод
ССС	–	серцево-судинна система
ФП	–	фотоприймач
ФПГ	–	фотоплетизмограма
ФПМ	–	фотоплетизмографічний метод

ВСТУП

Порушення мікроциркуляції периферичного кровообігу стає причиною різного роду порушень життєдіяльності організму людини. Наприклад, приводить до слабкого загоєння післяопераційних ран, крім того критичні порушення мікроциркуляції кінцівок можуть призводити до ампутації їх частин або повної їх втрати.

Тому для своєчасного та якісного діагностування таких порушень в медичну практику впроваджуються неінвазивні методи, що дозволяють проводити безболісний та неруйнівний контроль уражених ділянок. Серед них широкий розвиток отримали оптичні методи реєстрації, перетворення та контролю біомедичної інформації [1–4].

Одним з перспективних методів дослідження периферичного кровообігу є фотоплетизмографічний (ФПГ) метод, що дозволяє застосовувати безконтактні сенсори, в результаті чого не відбувається стиснення судин, що виключає порушення кровообігу в досліджуваній ділянці. Метод базується на фотоелектричному вимірюванні як пройденого, так і відбитого випромінювання світла в червоному та інфрачервоному діапазонах. Цей метод використовується у більшості випадків при судинних захворюваннях для об'єктивної оцінки стану і ступеня порушень регіонарного кровотоку, тонуусу судин, для контролю ефективності лікування, вживаного із подальшими лазерними та фотонними методами відновлення функції судин, для диференціального діагностування органічних і функціональних захворювань судин. Особливо цінну інформацію дають симетричні дослідження уражених і неуражених судин одного і того ж хворого та динаміка ФПГ під впливом функціональних навантажень і при проведенні фармакологічних проб [1, 2, 4, 5].

Сучасна медична техніка має свої діагностичні функціональні переваги, але існуючі пристрої мають низьку достовірність діагностування та високу чутливість до артефактів. Застосування пристроїв з більш високими технічними показниками обмежується їх високою вартістю та низькою протипоказань для хворого. Тому для розв'язання задач діагностування периферичного кровообігу необхідна розробка простих пристроїв

з широкими функціональними можливостями, високою точністю та достовірністю [1, 2, 6, 7].

Використання в медичній практиці експериментів із застосуванням оптичного випромінювання викликає певні труднощі, оскільки виникає необхідність в розробці моделей, що можуть достовірно описувати розповсюдження світла в біологічних тканинах. Оскільки аналітичні розв'язки задач розповсюдження світла в біологічних середовищах досить складно отримати, для цього використовуються чисельні методи, серед яких одним із універсальних методів є метод Монте-Карло [8–11].

Розроблення медичних методик, алгоритмів, програмного забезпечення та технічних засобів діагностування мікроциркуляції та периферичного кровообігу на базі сучасних оптико-електронних та лазерних технологій, які забезпечують високу оперативність, точність та неінвазивність досліджень, є досить перспективним напрямком [1, 2, 7].

Тому актуальною є задача створення вдосконалених методів реєстрації оптичного випромінювання та засобів діагностування порушень периферичного кровообігу, на основі сучасних оптико-електронних технологій.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ЗАСОБІВ ТА МЕТОДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПЕРИФЕРИЧНОГО КРОВООБІГУ

1.1 Огляд та класифікація методів діагностування стану периферичного кровообігу

Останнім часом з поширенням серцево-судинних захворювань все більшої актуальності набувають методи їх діагностування. Важливим джерелом інформації про стан організму в цілому, його тканин та органів є мікроциркуляція. Мікроциркуляція є частиною периферичного кровообігу, яка безпосередньо забезпечує обмін поживними речовинами між кров'ю та тканинами. Реєстрація порушень мікроциркуляції дає можливість визначити симптоми багатьох захворювань та напрямок їх подальшого лікування. Існує велика кількість методів дослідження стану мікроциркуляції [12]. На рис. 1.1 наведено класифікацію найбільш розповсюджених методів [13].

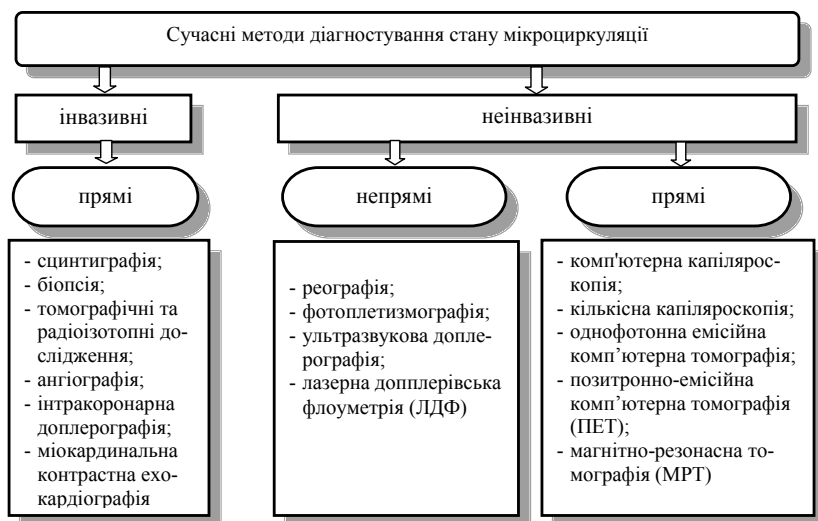


Рисунок 1.1 – Класифікація методів діагностування стану мікроциркуляції

Як видно з рис. 1.1, стан мікроциркуляції можна досліджувати за допомогою прямих та непрямих неінвазивних та прямих інвазивних методів.

Прямі методи візуалізації – подають візуальну інформацію про структурні зміни, пов'язані з патологічним процесом. Непрямі методи подають інформацію у вигляді певних числових значень, відомих для дослідника коефіцієнтів (параметрів), або у вигляді графіків. Інвазивні методи мають досить високу інформативність, але вони є травматичними. Перевагою неінвазивних методів над інвазивними є їх неруйна дія, безболісність та відсутність ризику занесення інфекції.

Тому останнім часом в медичній практиці все частіше використовуються неінвазивні методи діагностування, серед яких найбільш перспективними є: реографія, капіляроскопія, фотоплетизмографія, ультразвукова доплерографія, лазерна доплерівська флоуметрія.

Для виявлення функціональних і структурних змін у системі кровопостачання тканин найбільш часто використовують реографію [14, 15].

Метод реографії базується на вимірюванні змін електричного опору досліджуваних тканин, обумовлених пульсовою динамікою їх кровонаповнення в результаті серцевої діяльності, що дозволяє визначити стан артеріального і венозного відділів судинного русла на підставі аналізу графічного зображення периферичної гемодинаміки. На досліджувану ділянку накладають електроди і пропускають через них електричний струм 1...5 мА високої частоти 30...300 кГц. Зміна ступеня кровонаповнення і швидкості руху крові в кровеносних судинах реєструється у вигляді кривих синхронних коливань електричного опору тканин, розміщених між електродами. Збільшення кровонаповнення досліджуваної ділянки веде до зниження опору електричного струму, а зменшення кровонаповнення – до збільшення опору [16].

Графічний запис пульсових змін електричного опору тканин називається реограмою. Реограма має якісні та кількісні характеристики. Якісний аналіз реограми включає візуальну характеристику форми кривої, наявність і місце розташування анакроти, додаткових хвиль, що дозволяє діагностувати функціональні зміни тонічного напруження судинної стінки (вазоконстрикція і вазодилатація). Кількісний ана-

ліз дає можливість визначити амплітудно-часові параметри реографічної кривої. До них відносяться: реографічний індекс, показник тону-су судин, індекс периферичного опору, індекс еластичності.

Метод реографії дозволяє тривало і неперервно реєструвати навіть слабкі пульсації артерій, не викликаючи змін фізіологічних умов у досліджуваній ділянці. Але цей метод досить трудомісткий, оскільки запис реограми повинен проводитися в теплом приміщенні через 1,5–2 години після прийому їжі або натщесерце, в лежачому положенні на спині після 15–20 хвилинного відпочинку [16].

Оптична та комп'ютерна капіляроскопія – метод візуального спостереження периферичних судин (капілярів), що базується на застосуванні сучасних комп'ютерних технологій відображення отриманого зображення на екрані монітора. За допомогою комп'ютерного капіляроскопа можливе збільшення зображення в сотні разів [13, 17].

Більш інформативним є метод кількісної капіляроскопії, що дозволяє за допомогою комп'ютерних методів обробки вимірювати діаметр та розміри капілярів, густину капілярної сітки, швидкість кровотоку, кількість агрегатів формених елементів за одиницю часу та узагальнювати результати дослідження.

Більшість методів дозволяють визначати стан кровообігу лише в середніх та великих магістральних судинах, зміни в яких свідчать про те, що хвороба вже вступила в стадію, при якій профілактика лікування вже неефективна, тому методи капіляроскопії в такому випадку мають свою певну перевагу. Недоліком методів капіляроскопії є їх недостатня точність, оскільки вони реалізуються при візуальному визначенні (суб'єктивному підрахунку) відносної кількості капілярів. Крім того, існує низка причин (конституціональні особливості капілярів, вплив температурних та емоційних факторів), через які дані капіляроскопії не завжди можуть давати достовірні діагностичні результати. Також вона не застосовується для оцінювання мікроциркуляції великих судин [12, 13, 18].

Ультразвукова доплерографія – метод, оснований на використанні ефекту Доплера, що полягає в реєстрації змін частоти відбитого сигналу від рухомих об'єктів (формених елементів крові). Частота сигналу змінюється пропорційно швидкості кровотоку. Зміна частоти

автоматично заноситься в комп'ютер, де проводиться певна математична обробка, в результаті якої робляться висновки про відхилення швидкості кровотоку, характер потоку крові в судинах та його порушення, внаслідок запалень тромбів та ін. [13]. Перевагою методу є його висока діагностична інформативність, він дозволяє оцінювати динамічні характеристики рухомих структур. Перевагою лазерної доплерографії над іншими методами діагностування є можливість визначення товщини шару інтимедіа (ІМ) – внутрішньої оболонки стінок судин. Збільшення товщини шару ІМ і зміна його структури в загальній сонній артерії вказує на ранню стадію атеросклерозу, що призводить до інфаркту міокарда. Тому доплерографія дозволяє визначати атеросклероз на ранніх стадіях [16].

Основним недоліком цього методу є те, що на сприйняття зображення впливає спекл-шум, в результаті якого зображення виглядає зернистим, що знижує його діагностичну цінність. Крім того, для проведення діагностування потрібен спеціаліст з великим досвідом.

Лазерна доплерівська флоуметрія – метод, що базується на застосуванні ефекту Доплера. Суть методу полягає в тому, що монохроматичний пучок світла малої інтенсивності, який випромінюється за допомогою червоного гелій-неонового оптичного випромінювача, проходить через гнучкий світловод і через кінцевик сенсора освітлює досліджувану ділянку тканини. Частина світла, що відбивається від тканини, через світловод потрапляє на фотоприймач сенсора. У відповідності до ефекту Доплера, тільки рухомі частинки (головним чином еритроцити) приводять до зсуву частоти. Спектр прийнятого сигналу обробляється і розраховується об'єм потоку (мл /хв /100 г тканини). Таким чином, в основі методу ЛДФ лежить вимірювання доплерівської компоненти в спектрі відбитого лазерного сигналу, розсіяного на рухомих елементах крові.

Особливістю запропонованого методу є його висока чутливість до зовнішніх і внутрішніх факторів впливу на регіонарний кровотік [16].

Метод фотоплетизмографії – використовується для діагностування стану периферичного кровообігу, дозволяє підвищити достовірність контролю і діагностування та виявити впливи на вегетативну нервову систему.

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика неінвазивних методів діагностування стану периферичного кровообігу

<i>Метод</i>	<i>Принцип візуалізації</i>	<i>Вимірювальні параметри</i>	<i>Перевага над іншими методами</i>	<i>Недоліки</i>
Реографія	Непрямий	Швидкість кровотоку, периферичний опір судин, стан судинної стінки, об'ємний пульс, артеріальний тиск	Широкі можливості визначення гемодинаміки важливих органів і систем	Трудомісткість
Капіляроскопія	Прямий	Вимірювання швидкості кровотоку, діаметра та розмірів капілярів, їх густини	Візуалізація картини мікроциркуляції	Не дає повну інформацію про стан мікроциркуляції
ФПГ	Непрямий	Вимірювання рівня кровонаповнення, швидкості кровотоку, артеріального та венозного тиску, об'ємного пульсу, проникності капілярів	Простота і швидкість проведення. Використовується як на великих судинах та венах, так і периферичних судинах і капілярах	Новий метод, відсутність єдиних технічних вимог до окремих вузлів сучасних фотоплетизмографів
ЛДФ	Непрямий	Вимірювання швидкості кровотоку, величини перфузії крові	Висока чутливість до змін мікрогемодинамічної ситуації в судинному руслі	Не дозволяє оцінювати процеси транспорту і утилізації кисню в системі мікроциркуляції
УЗДГ	Непрямий	Вимірювання швидкості кровотоку, структури судин	Визначення товщини шару інтимедіа	Наявність спекл-шуму

Метод полягає в реєстрації оптичної щільності досліджуваної ділянки тканини. Досліджувана ділянка тканини просвічується інфрачервоним випромінюванням, яке після розсіювання (або відбивання, залежно від положення джерела і приймача) потрапляє на фотоперетворювач. Інтенсивність світла, відбитого або розсіяного досліджуваною ділянкою тканини, визначається кількістю крові, що міститься в ній [1, 2, 19].

Діагностична цінність методу фотоплетизмографії полягає в тому, що форма пульсової хвилі відображає стан гемодинаміки людини.

Перевагами фотоплетизмографії є зручність дослідження судинних реакцій на різних ділянках тіла, можливість проведення досліджень в умовах високої вологості, відсутність електричних та електронних впливів на досліджуваній біооб'єкт.

Недоліком фотоплетизмографії є те, що при проведенні діагностичних досліджень виникає низка артефактів, пов'язаних з рухом і диханням людини, зовнішніми електромагнітними полями, станом шкірних покривів та ін. Вплив артефактів проявляється у спотворенні форми пульсової хвилі, в результаті чого неможливо провести її об'єктивне оцінювання. Тому проведення досліджень необхідно здійснювати в стані спокою пацієнта та при відсутності електромагнітних полів [1, 2, 20, 21].

Порівняльну характеристику розглянутих методів було наведено в табл. 1.1.

1.2 Оптичні властивості взаємодії світла з біологічними середовищами

Розвиток методів оптико-електронної діагностики значно розширив можливості для дослідження стану периферичного кровообігу. Застосування оптичного випромінювання базується на взаємодії світла з біологічними тканинами [1, 5, 22], а саме його розсіюванні, відбитті та поглинанні. Ці процеси залежать від пігментації шкіри, складу крові, а також від структури колагенових волокон, які визначають розподіл фотонів у опроміненій ділянці тканини. Поглинання світла в шкірі, головним чином визначається такими пігментами, як меланін, білірубін, β -каротин та гемоглобін [23]. Меланін є базовим пігментом і го-

ловним епідермальним хромофором. Поглинання меланіну є найважливішою складовою повного поглинання епідермісу та рогового шару. На рис. 1.2 показаний спектр поглинання меланіну, що міститься в епідермісі шкіри людини [24, 25].

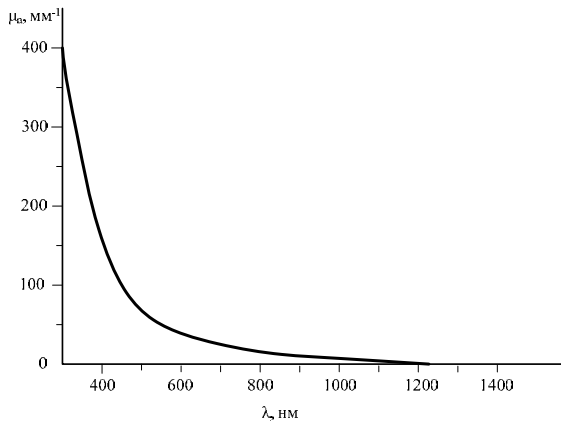


Рисунок 1.2 – Спектр поглинання меланіну [24, 25]

При проведенні розрахунків великий інтерес представляє величина оптичної густини епідермісу, яка залежить від кількості меланіну в базальному шарі. Вона визначається за формулою

$$OD = \mu_{mel} \cdot h_e, \quad (1.1)$$

де μ_{mel} – коефіцієнт поглинання меланіну; h_e – товщина шару епідермісу.

Кількість меланіну в базальному шарі епідермісу, головним чином, залежить від типу шкіри і може змінюватися від 1,5 до 43 %.

Дерма за своєю структурою та складом відрізняється від епідермісу і коефіцієнт розсіювання дерми сильніший на коротких довжинах хвиль. Оскільки від розсіювання залежить глибина проникнення випромінювання різних довжин хвиль, в дермі довші хвилі проникають глибше, ніж короткі. Це пов'язано з наявністю меланіну, який краще поглинає на коротких довжинах хвиль. На рис. 1.3 показане розповсюдження оптичного випромінювання в різних шарах шкіри [25].

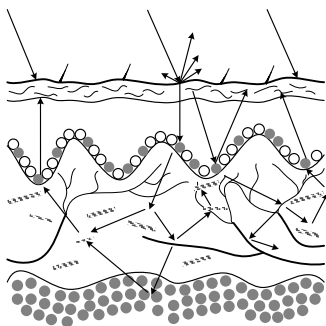


Рисунок 1.3 – Розповсюдження оптичного випромінювання в шкірі людини

Світло, що опромінює ділянку шкіри, проходить різні траєкторії в кожному її шарі. Частина падаючого випромінювання відбивається від поверхні шкіри через різницю показників заломлення в рогівковому шарі та повітрі і називається дзеркальним відбиттям. Решта випромінювання, яке не відбилося від поверхні шкіри (приблизно 93...96 %), проходить в епідермальний шар. В епідермальному шарі світло майже не розсіюється, але поглинається меланіном. В дермальному шарі світло піддається багаторазовому розсіюванню на колагенових волокнах та поглинається гемоглобіном.

Поглиняльна дія гемоглобіну домінує на піках 280, 420, 540 та 580 нм з пороговою довжиною хвилі 600 нм. Головна особливість таких біомолекул, як гемоглобін та меланін, полягає у їх складній пороговій структурі, що лежить в діапазоні 400...600 нм. А в ближній інфрачервоній області ці біомолекули, як і вода, мають низьку поглиняльну дію. Найглибше випромінювання проходить в тканинах в області терапевтичного вікна (600...1300 нм), внаслідок низького поглинання і високого розсіювання. На довжині хвилі 1500 нм і вище поглиняльним центром в тканинах є вода [6].

На рис. 1.4 зображено залежність коефіцієнта поглинання та глибини проникнення оптичного випромінювання від властивостей біологічної тканини [25]. Як видно з рисунка, найбільша глибина проникнення потрапляє в область терапевтичного вікна. Саме тому для проведення фотоплетизмографічних досліджень використовують діодні

лазери та світлодіоди, які лежать в області червоного та ближнього інфрачервоного випромінювання.

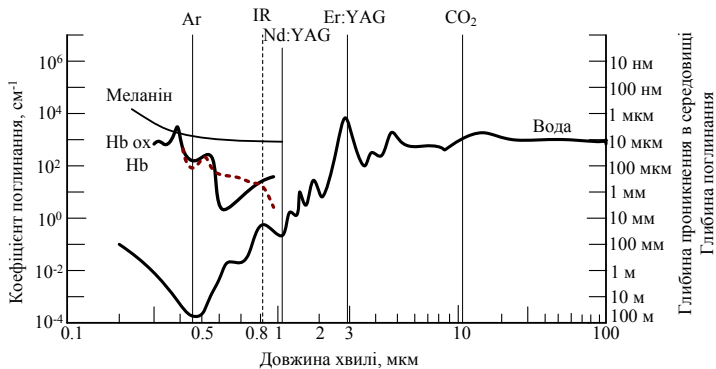


Рисунок 1.4 – Коефіцієнт поглинання та глибина проникнення оптичного промінювання у воді, гемоглобіні та меланіні в залежності від довжини хвилі

Під дією електромагнітного поля пружно-заряджені частинки приводяться в рух. Коли частота коливань частинок збігається з частотою хвилі, в результаті резонансу відбувається значне поглинання. У випадку, коли частоти частинок не збігаються з частотами хвилі, відбувається розсіювання. Однією із причин розсіювання є неоднорідності показника заломлення на мікроскопічному рівні [8, 10, 26–31].

Оскільки шкіра є високо розсіювальним середовищем, когерентні фотони можуть багаторазово розсіюватися, що приводить до великого кутового відхилення випромінювання відносно початкового напрямку променя. Вторинне випромінювання є некогерентним, широкосмуговим і неполяризованим. На відміну від первинного випромінювання, вторинне забезпечує велику глибину проникнення в біотканину, оскільки його ступінь ослаблення на кожен сантиметр глибини тканини майже в 10 разів менший первинного [8, 10, 32–34].

Після багатократного розсіювання деякі фотони можуть виходити назад з тканини під випадковими кутами, утворюючи дифузно відбите світло. У випадку, коли фотон декілька разів послідовно розсіюється, ймовірність зворотного розсіювання значно збільшується. Воно зале-

жить від довжини хвилі початкового випромінювання випромінювача і може складати 30...40 % від енергії падаючого променя. Тому компоненти, що виходять на поверхню тканин, в результаті зворотного розсіювання є інформативними і можуть визначати метаболічний, фізіологічний чи структурний стан тканин. Важливою властивістю розсіювальної тканини є анізотропія, що визначається фактором анізотропії g (середній косинус кута розсіювання) [25]. Для більшості непрозорих біологічних тканин значення фактора анізотропії лежить в діапазоні (0,7...0,95). Залежність фактора анізотропії шкіри (як дерми, так і епідермісу) може бути описана таким емпіричним співвідношенням [25, 35]:

$$g(\lambda) = 0,7645 + 0,2355 \cdot \left[1 - \exp\left(\frac{\lambda - 500 \text{ нм}}{729,1 \text{ нм}}\right) \right]. \quad (1.2)$$

Залежність коефіцієнта розсіювання шкіри від довжини хвилі описується таким виразом [25, 35]:

$$\mu_s(\lambda) = \mu_s(\lambda_0) \cdot \left(\frac{\lambda}{700 \text{ нм}}\right)^{-3/2}. \quad (1.3)$$

В табл. 1.2 наведені деякі оптичні коефіцієнти рогового шару, епідермісу та дерми людини *in vitro* на різних довжинах хвиль.

Поглинання та розсіювання фотонів в тканинах характеризується коефіцієнтами поглинання μ_a та розсіювання μ_s . Вони відображають послаблення інтенсивності випадкового випромінювання в результаті поглинання та розсіювання, що залежить від довжини пройденого шляху фотона в досліджуваній ділянці тканини. Обернено-розсіяні фотони, що виходять на поверхню тканини, дозволяють аналізувати та відтворювати зображення структури внутрішніх тканин. Такі зображення отримуються за допомогою часових, частотних та стаціонарних методів вимірювання, що використовуються для візуалізації зміни внутрішньої структури тканин. Це дає можливість виявляти патологічні зміни в тканинах, в тому числі різного роду пухлини [36, 37].

Таблиця 1.2 – Оптичні властивості шкіри людини in vitro [24, 25]

Тканина	λ , нм	$\mu_{t,1}$ см ⁻¹	$\mu_{a,1}$, см ⁻¹	$\mu_{s,1}$, см ⁻¹	$\mu_s(1-g)$, см ⁻¹	g
Роговий шар	193	-	6000	-	-	-
	250	-	1150	2600	260	0,9
	308	-	600	2400	240	0,9
	337	-	330	2300	230	0,9
	351	-	300	2200	220	0,9
	400	-	230	2000	200	0,9
Епідерміс	250	-	1000	2000	313	0,69
	308	-	300	1400	407	0,71
	337	-	120	1200	338	0,72
	351	-	100	1100	306	0,72
	415	-	66	800	206	0,74
	488	-	50	600	143	0,76
	514	-	44	600	139	0,77
	585	-	36	470	99	0,79
	633	-	35	450	88	0,8
	800	-	40	420	62	0,85
Дерма	250	-	26	833	257	0,69
	308	-	8,7	583	170	0,71
	337	-	6,1	500	141	0,72
	351	-	5,2	458	127	0,72
	415	-	3,5	320	82	0,74
	488	-	2,6	250	60	0,76
	514	-	2,2	250	58	0,77
	585	-	2,2	196	41	0,79
	633	-	2	187,5	37	0,8
	800	-	1,7	175	30	0,85
	633	-	2	187,5	37	0,8
	800	-	1,7	175	30	0,85

1.3 Аналіз фізичних моделей розповсюдження та взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами

Шкіра людини є складним багатошаровим середовищем, що містить кровоносні судини, по яких відбувається безперервний рух крові. На розповсюдження оптичного випромінювання в біотканині впливає колір шкіри, наявність неоднорідностей чи волосяного покриву. Все це ускладнює дослідження процесів, які відбуваються при взаємодії шкіри з оптичним випромінюванням. Для описання цих процесів існує

багато математичних та фізичних моделей, кожна з яких спрямована на дослідження конкретного випадку [5, 36].

Математичний опис характеристик поглинання та розсіювання світла може бути проведений двома способами – за допомогою аналітичної теорії, яка базується на рівняннях Максвелла, та за допомогою теорії переносу. Використання аналітичної теорії обмежується складністю отримання точних аналітичних рішень. Теорія переносу описує взаємодію оптичного випромінювання з біотканинами, розглядаючи перенос фотонів через поглинальні та розсіювальні середовища, не використовуючи рівняння Максвелла. Хоча їй не вистачає строгості аналітичних теорій, експериментально підтверджено, що її прогнози є достатніми [5].

Основне рівняння стаціонарної теорії переносу випромінювання має такий вигляд:

$$\frac{\partial I(\bar{r}, s')}{\partial s} = -\mu_t I(\bar{r}, s') + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I(\bar{r}, s'') p(s, s'') d\omega'' + S(\bar{r}, s'), \quad (1.4)$$

де $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – повний коефіцієнт затухання; μ_a – коефіцієнт поглинання; μ_s – коефіцієнт розсіювання; $p(s, s')$ – фазова функція або функція розсіювання; $S(\bar{r}, s')$ – функція джерел; $d\omega'$ – елемент тілесного кута уздовж напрямку одиничного вектора s [1, 2, 5].

Середовище вважають гомогенним, тому його оптичні властивості не залежать від визначення точки \bar{r} .

Для моделювання розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах найчастіше використовують методи, які базуються на рівнянні переносу енергії: теорію Кубелки–Мунка, дифузійне наближення та метод Монте-Карло [1, 2, 5, 23, 36].

Теорія Кубелки–Мунка

Кубелка і Мунк встановили співвідношення між коефіцієнтами пропускання та поглинання. Це співвідношення відоме як теорія Кубелки–Мунка. Теорія використовує рівняння переносу випромінювання для описання розповсюдження випромінювання в дифузному розсіювальному середовищі, використовуючи два параметри: коефіцієнт розсіювання μ_s та коефіцієнт поглинання μ_a . Суть методу полягає в тому, що інтенсивність світла в середовищі вважається дифузною. Всередині тканини дифузний потік розділяється на два потоки, що

розповсюджуються в протилежних напрямках, і записується у вигляді двох диференціальних рівнянь [1, 2, 5, 23]:

$$\begin{aligned}\frac{\partial L_1}{\partial z} &= -S_{\text{км}}L_1 - A_{\text{км}}L_1 + S_{\text{км}}L_2; \\ \frac{\partial L_2}{\partial z} &= -S_{\text{км}}L_2 - A_{\text{км}}L_2 + S_{\text{км}}L_1,\end{aligned}\quad (1.5)$$

де $A_{\text{км}}$ та $S_{\text{км}}$ – коефіцієнти Кубелки–Мунка поглинання та розсіювання дифузійного випромінювання, відповідно ($A_{\text{км}} = 2\mu_a$, $S_{\text{км}} = \mu_s$); z – визначає середній напрямок падаючого випромінювання [5, 23].

Теорія Кубелка – Мунка дозволяє проводити просте і якісне дослідження спектральних властивостей шкіри, але вона має певні недоліки. Ця теорія непридатна для тих випадків, коли розсіювання значно перевищує поглинання, оскільки вона має справу лише з дифузною компонентою променевої інтенсивності, крім того, застосовується лише для одномірної геометрії системи.

Дифузійна теорія

Отримати точний аналітичний розв’язок рівняння переносу випромінювання в біотканині неможливо, оскільки вона має досить складну структуру. Для цього використовується дифузійна теорія, яка об’єднує розсіювання і фазову функцію в один параметр, що називається коефіцієнтом послаблення розсіювання. Ця теорія припускає, що фотони, які розповсюджуються в середовищі, можуть поглинатися і розсіюватись в ньому майже у всіх напрямках.

Для потоку фотонів, що розповсюджуються в однорідному середовищі, може бути записане таке рівняння, що називається рівнянням дифузії [1, 2, 5]:

$$\Delta^2 \psi(\vec{r}) - \frac{\mu_a}{D} \cdot \psi(\vec{r}) = -\frac{S(\vec{r})}{D}, \quad (1.6)$$

де $\psi(\vec{r})$ – швидкість потоку фотонів в точці r ; $S(r)$ – функція джерела, яка визначається оптичними характеристиками середовища; D – коефіцієнт дифузії, який визначається за формулою [1, 2, 5]:

$$D = \frac{1}{3} \cdot (\mu_a + (1-g)^{-1} \mu_s). \quad (1.7)$$

Шановний читачу!

Умови придбання надрукованих примірників монографії наведені на сайті видавництва <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-570-0>

Уважаемый читатель!

Условия приобретения печатных экземпляров монографии приведены на сайте издательства <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-570-0>

Dear reader!

You may order this monograph at the Web page <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-570-0>

Наукове видання

**Павлов Сергій Володимирович
Козловська Тетяна Іванівна
Василенко Валентина Борисівна**

**ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ ЗАСОБИ ДІАГНОСТУВАННЯ
ПАТОЛОГІЙ ЛЮДИНИ, ПОВ'ЯЗАНИХ
ІЗ ПЕРИФЕРИЧНИМ КРОВООБІГОМ**

Монографія

Редактор Н. Мазур

Оригінал-макет підготовлено Т. Козловською

Підписано до друку 20.05.2014 р.
Формат 29,7 × 42¼. Папір офсетний.
Гарнітура Times New Roman.
Друк різнографічний. Ум. др. арк. 8,08
Наклад 300 (1-й запуск 1–75) прим. Зам № В2014-22

Вінницький національний технічний університет,
КІВЦ ВНТУ,
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,
ВНТУ, ГНК, к. 114.
Тел. (0432) 59-85-32.

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.

Віддруковано ФОП Барановська Т. П.
21021, м. Вінниця, вул. Порика, 7.
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи
серія ДК № 4377 від 31.07.2012 р.