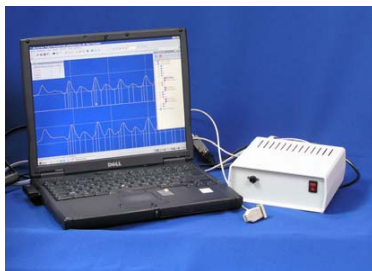


С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко,
В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник



*ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНІ
ТЕХНОЛОГІЇ КОНТРОЛЮ
СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ
СИСТЕМИ*



Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

**С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко,
В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник**

***ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНІ
ТЕХНОЛОГІЇ КОНТРОЛЮ
СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ
СИСТЕМИ***

Монографія

**УНІВЕРСУМ - Вінниця
2007**

УДК 621.528

П 12

Рецензенти:

Є. Т. Володарський, *доктор технічних наук, професор*

В. С. Осадчук, *доктор технічних наук, професор*

Рекомендовано до видання Ученою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол № 9 від 23 березня 2006 року)

Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Петрук В. Г., Колісник П. Ф.
П 12 **Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи.** Монографія – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.

ISBN 978-966-641-211-2

У монографії проаналізовано основні типи оптико-електронних біомедичних систем, що використовуються у біології та медицині та можуть застосовуватися для контролю, ідентифікації, дослідження біологічних об'єктів, а також для вивчення природи фізичних процесів, що відбуваються в них. Приведені новітні розробки оптоелектронних систем для застосування в біомедичній практиці при контролі стану ССС.

Монографія розрахована на науковців, аспірантів, студентів спеціальностей “Лазерна та оптоелектронна техніка”, “Біотехнічні та медичні апарати та системи”.

УДК 621.528

ISBN 978-966-641-211-2

© С.Павлов, В.Кожем'яко,
В.Петрук, П. Колісник, 2007

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	7
	8
ВСТУП.....	
1. ОСНОВНІ ПРИНЦИПИ РЕЄСТРАЦІЇ ФОТОПЛЕ- ТИЗМОГРАФІЧНИХ ДАНИХ.....	12
1.1. Опис фотоплетизмографічного методу.....	12
1.2. Аналіз методу фотоплетизмографії як напрямку спостереження БО.....	15
1.3. Специфіка біомедичних об'єктів вимірювань як світлорозсіювальних середовищ.....	17
1.4. Аналіз стану інформаційно-вимірювальних засобів для визначення характеристик світлорозсіювальних середовищ ..	22
1.5. Аналіз оптико-електронних інформаційно- вимірювальних систем для контролю гемодинамічних показників	25
1.6. Вимоги до розробки оптичних методів створення систем для оцінки кровонаповнення та вимірювань оптичних характеристик біотканин.....	34
2. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОЛОГІЧНИМИ НЕОДНОРІДНИМИ ТА КВАЗІОДНОРІДНИМИ СЕРЕДОВИЩАМИ	38
2.1. Аналіз сучасних методів, покладених в основу побудови оптичних вимірювальних систем.....	38
2.2. Аналіз методів взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами для аналізу кровонаповнення.....	40
2.3. Порівняльний аналіз теоретичних методів розв'язання рівняння переносу випромінювання	43
2.4. Розповсюдження світла в багатощарових тканинах.....	46
2.4.1. Технологічна модель Monte Carlo.....	46
2.4.2. Метод Kubelka-Munk	51
2.5. Аналіз експериментальних методів вимірювання оптичних характеристик неоднорідних біологічних об'єктів..	54

**3. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ КОНЦЕПЦІЙ РОЗВИТКУ
ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ ТА КОНТРОЛЬНО-
ВИМІРЮВАЛЬНИХ ЗАСОБІВ ДІАГНОСТИКИ
НЕОДНОРІДНИХ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ..... 58**

3.1. Сучасний стан оптичних методів і засобів вимірювань світлорозсіювальних біологічних середовищ.....	59
3.2. Розробка та аналіз математичної моделі біотканини як об'єкта вимірювань	62
3.3. Проблеми і концептуальні напрямки автоматизації вимірювань оптичних параметрів неоднорідних біологічних об'єктів.....	68
3.4. Аналіз концепції інтелектуалізації оптичних контрольно-вимірювальних засобів.....	73
3.5. Аналіз рівняння переносу випромінювання та сучасних прямих і непрямих методів його розв'язання.....	78
3.6. Теоретичні (непрямі) методи розв'язання РПВ.....	81
3.7. Експериментальні (прямі) методи вимірювання оптичних параметрів неоднорідних середовищ.....	86
3.8. Алгоритм і структура вимірювального експерименту неоднорідних та квазіоднорідних біологічних середовищ.....	91

**4. ПРИНЦИПИ РЕАЛІЗАЦІЇ ОПТИКО-
ЕЛЕКТРОННОГО ОКО-ПРОЦЕСОРНОГО
КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ОЦІНКИ БІОМЕДИЧНИХ ДАНИХ 98**

4.1. Принципи реалізації оптико-електронного комплексу око-процесорного типу.....	98
4.2. Практична реалізація оптико-електронного комплексу око-процесорного типу.....	100
4.3. Принципи створення оптико-електронних око-процесорних структур на нано- та оптоелектронній елементній базі.....	111
4.3.1. Основні критерії вибору елементної бази для оптоелектронних процесорів.....	111
4.3.2. Особливості застосування оптичної елементної бази....	114
4.3.3. Елементна база для побудови нано-око-процесора.....	114
4.3.4. Реалізація наноструктур на рівні оптичної компонентної розробки	115
4.3.5. Вимоги до оптичних перетворювачів світлового потоку.....	117

4.4. Особливості розробки структурних і функціональних схем інтерактивних спектрофотометричних вимірювальних систем.....	119
5. МОДЕЛЮВАННЯ В ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМАХ ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ.....	124
5.1. Методи обробки фотоплетизмографічних даних із застосуванням алгоритмів фільтрації.....	124
5.2. Використання математичного апарату нечітких логік для обробки діагностичної інформації.....	132
5.3. Паралельний метод класифікації біоелектричних сигналів за принципом різницевих зрізів.....	138
6. АНАЛІЗ МЕТРОЛОГІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК КВС ТА ОЦІНЮВАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОТКАНИН.....	151
6.1. Аналіз метрологічних характеристик вимірювального каналу розробленої КВС.....	151
6.2. Похибки первинного перетворювача вимірювання і контролю світлорозсіювальних характеристик неоднорідних середовищ.....	153
6.2.1. Методичні похибки вимірювання.....	154
6.2.2. Похибка встановлення об'єкта вимірювання.....	155
6.2.3. Аналіз інструментальних похибок.....	157
6.2.4. Статична характеристика пересувного оптичного зонда	160
6.3. Оцінювання вірогідності вимірювального контролю інтегрального коефіцієнта відбивання випромінювання біотканинами.....	165
6.4. Кореляційний аналіз позитивних змін показників гемодинаміки та мікроциркуляції шляхом застосування фотоплетизмографічних технологій.....	169
7. ВИКОРИСТАННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ КОНТРОЛЮ СТАНУ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ.....	178
7.1. Оптико-електронні методи діагностики різних видів уражень хребетно-рухомих сегментів. Фізіологія уражень ХРС.....	178

7.2. Аналіз наявних інструментальних методів діагностики вертебральних захворювань.....	180
7.3. Критеріальна оцінка ефективності запропонованого нового фотоплетизмографічного методу.....	186
7.4. Практична реалізація оптико-електронного комплексу контролю стану мікроциркуляції у ХРС.....	187
7.5. Побудова оптико-електронних інформаційних систем аналізу фотоплетизмограм на основі сигма-дельта- перетворювачів.....	191
7.5.1. Вимоги до побудови оптичних сенсорів.....	191
7.5.2. Конструкція випромінювачів.....	191
7.5.3. Методи реалізації фотоплетизмографічного вимірювального перетворювача.....	193
7.6. Програмно-алгоритмічна реалізація оптико-електронного способу діагностики периферійних судин	197
7.7. Особливості використання принципу взаємодії лазерного випромінювання з біотканиною під час діагностики уражень судин у хворих на системний червоний вовчак.....	204
7.8. Оптико-електронний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень в запальних процесах щелепно-лицьової ділянки.....	210
7.9. Практична реалізація програмного-алгоритмічного забезпечення для оброблення фотоплетизмографічних сигналів.....	215
Література	224
Додаток А. Довідник медичних термінів, що були використані в роботі.....	246
Додаток Б. Оптикоелектронний комплекс для аналізу мікроциркуляції серцево-судинної системи.....	247

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП	–	аналого-цифровий перетворювач
БД	–	база даних
БІ	–	біомедична інформація
БО	–	біологічний об'єкт
ЕКГ	–	електрокардіографія
ЕОМ	–	електронна обчислювальна машина
ІЧ	–	інфрачервоний
МІС	–	метод інтегрованої схеми
МП	–	мікропроцесор
ОЗП	–	оперативний запам'ятовувальний пристрій
ПЗ	–	програмне забезпечення
ПК	–	персональний комп'ютер
ПХ	–	пульсова хвиля
РПВ	–	рівняння переносу випромінювання
РПР	–	рівняння променистої рівноваги
ССС	–	серцево-судинна система
СЧВ	–	системний червоний вовчак
ФПГ	–	фотоплетизмограма
ФВП	–	фотоплетизмографічний вимірювальний перетворювач
ФПМ	–	фотоплетизмографічний метод
ХРС	–	хребтно-рухомий сегмент

ВСТУП

Сучасні економічні умови в нашій державі сприяють погіршенню стану здоров'я великої маси людей. Своєчасна діагностика та попередження розвитку захворювання є основними напрямками, на погляд авторів, які повинні мати пріоритет у вивченні, тому що більша частина населення неспроможна відтворювати належний стан здоров'я за допомогою ліків, вартість яких "не кожному по кишені", та за твердженнями багатьох науковців, найбільш важливими та важкими задачами на будь-якому етапі проведення медичної допомоги є оцінка загального стану організму пацієнта, визначення глибини патологічного процесу та оперативний контроль за ефективністю лікування з метою своєчасної її корекції. Тому дуже актуальним є створення нових методів і пристроїв діагностики та попередження захворювань, які дозволять провести обстеження пацієнта не лише досвідченими медичними працівниками, а й навіть в домашніх умовах.

Підвищення ролі обчислювальної техніки, особливо персональних комп'ютерів, створює плідний ґрунт для їх застосування в якості інтерфейсної, моніторингової та аналізуючої частин медичних пристроїв [1-4]. Багато дослідницьких лабораторій та відомих фірм-виробників медичного обладнання (таких як Siemens, Labsystems та ін.) розробляють як незалежні мікропроцесорні системи, так і периферійні засоби до ПК, що збільшує їх універсальність, надає змогу обробляти великі масиви біомедичних даних і навіть вести віддалений моніторинг, наприклад, за допомогою мережі Інтернет.

Актуальність створення нових медичних приладів зумовлюється необхідністю вдосконалення та спрощення використання медичної техніки, якою могли б користуватись не тільки медичні працівники, а й самі хворі для самоконтролю. Всі види складної медичної техніки мають свої діагностичні та функціональні переваги, але вартість цих апаратів обмежує сферу їх використання. Для вирішення задач, пов'язаних з самоконтролем стану хворого потрібно просте технічне обладнання з широкими функціональними можливостями, достатньої точності та швидкодії.

Сьогодні без інструментальних методів обстеження неврологічних хворих неможливо поставити точний діагноз, а відповідно, і здійснити лікування.

Комплекс модернізованих рентгенологічних, нейровізуалізаційних, радіонуклідних методів є блоком інструментальної діагностики, який найбільш стрімко зараз розвивається.

Разом з тим не втратили свого значення по сьогоднішній день традиційні рентгенологічні методи. Близько 90% зображень все ще отримують за допомогою звичайної рентгенівської апаратури, а частка зображень отриманих, наприклад, на комп'ютерних томографах, складає лише 10%. Особливо це стосується методів обстеження хребта.

Рентгенологічне обстеження стану організму людини забезпечує діагностику локальних аномалій і вад розвитку, дегенеративно-дистрофічних захворювань зв'язко-суглобного апарату, первинних і вторинних пухлин тощо.

Проте під час шаблонного рентгенологічного обстеження в двох стандартних проекціях інколи можуть бути пропущені ознаки ураження тих чи інших елементів хребта. Це особливо відноситься до уражень дужок і суглобних відростків, а також до деформацій, травматичних змін тощо.

В останні роки отримали поширення методи інструментальної діагностики, в основі яких лежить комп'ютерна технологія отримання зображення. Першим серед цих методів стала рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ). Відрізняється КТ від класичної рентгенографії тим, що, по-перше, томографічне зображення є наслідком точних вимірювань і обчислень показників послаблення рентгенівських променів, які відносяться до вибраного шару; по-друге, картина анатомічного перерізу органів або систем не має тіней, які містяться в інших шарах, і не залежить від наявності або порядку чергування тканин з різною щільністю; по-третє, результати КТ-обстеження подаються у вигляді розподілу коефіцієнтів поглинання в межах досліджуваного шару на багатоклітинній матриці.

КТ стала провідною діагностичною процедурою при травмах хребта. За її допомогою розпізнають посттравматичні крововиливи, дрібні кісткові фрагменти в каналі хребта. Проте застосування класичної рентгенографії і комп'ютерної томографії супроводжується додатковим опроміненням хворого, що особливо шкідливо при сучасній екологічній обстановці.

Внаслідок винятково високої інформаційної ємності світлового поля як носія інформації, максимально можливої швидкості розповсюдження оптичних сигналів та принципової ємності здійснення ряду математичних операцій над двовимірними масивами інформації, найбільш перспективними є оптичні методи обробки біологічної інформації.

В пошуках оптимального рішення за останні кілька років широкого розвитку набули неінвазивні методи діагностики з оптичною реєстрацією та перетворенням біологічної інформації, особливо у випадку їх безальтернативності.

Численні дослідження у сфері “відображувальної” пульсометрії дозволяють зробити висновок про появу у найближчому майбутньому серійних приладів з універсальними оптичними датчиками. Головна перевага цього методу – можливість вимірювання практично в будь-якій точці поверхні тіла – дозволяє використовувати різні модифікації оптичних приладів для рішення цілого ряду спеціальних задач, пов’язаних з дослідженням параметрів локального кровотоку (визначення артеріального тиску, діагностики порушень мікроциркуляції в хребетно-рухомих сегментах, визначення гемодинамічних показників кровотоку і т.ін.). Крім того, в залежності від особливостей методу вимірювання, що реалізується, можуть бути оцінені такі біомедичні показники, як загальна концентрація гемоглобіну, відносно кровонаповнення досліджуваної тканини, загальна сатурація крові (ступінь насичення крові киснем), загальна концентрація білірубіна.

Також актуально розроблення спектрофотометричних інформаційно-вимірювальних систем для безболісної, неінвазивної діагностики біотканин, в основі яких лежить метод застосування інтегрованої сфери, як унікального оптичного первинного перетворювача за способом Тейлора у складі інформаційно-вимірювальної системи (ІВС) для реалізації неінвазивних методик вимірювання біологічних об’єктів.

Для біомедичних апаратів чи не найважливішими характеристиками на сучасному етапі розвитку науки, є безболісність, неруйнівність, неінвазивність вимірювань в процесі діагностики. Серед методів, що можуть це забезпечити, чільне місце займають оптичні, зокрема, спектрофотометричні. Оптичним методам притаманні і ряд інших переваг, а саме: індиферентність оптичного сигналу до електромагнітних завад, потенційна багатоканальність проміння і найбільша у природі швидкість передачі інформації. Вони дозволяють досить точно визначати кількісні і якісні показники дослідного зразка. Розробка нових принципів діагностики стану нормальних і патологічних біотканин за спектрами дифузного відбивання нових вимірювальних спектрофотометричних засобів служить справі подальшого розвитку науки і техніки, зокрема, в галузях криміналістики, біомедицини, оптичного приладобудування тощо.

На сучасному етапі розвитку оптики світлорозсіяння можна констатувати, що загальна теорія розсіяння знаходиться зараз у

задовільному, хоча і далеко незавершеному стані, але окремі експериментальні методики, а особливо необхідна для їх реалізації вимірювальна техніка, розроблені ще досить слабо. І це також зумовлює відповідні наукові фундаментальні задачі, зокрема, ретельного врахування ефектів розсіяння в реальних об'єктах за допомогою математичних моделей або в результаті безпосереднього вимірювання оптичних параметрів речовини за відомими принципами. Основними з них у практичній спектрофотометрії є принципи Сумпнера та закон збереження променистої енергії. Проте у традиційній вимірювальній техніці ці закономірності не брались до уваги. Як наслідок, вирішуючи цю проблему, можна суттєво збільшити точність вимірювань та достовірність результатів контролю і діагностики біотканин.

Таким чином, очевидно, що найбільш перспективним напрямком реєстрації фізіологічних параметрів є використання неінвазивних методів діагностики, серед яких широкого розвитку набули оптичні методи реєстрації та перетворення біомедичної інформації.

Автори вважають своїм обов'язком висловити подяку доктору медичних наук В. І. Шевчуку, кандидату медичних наук О. С. Барилу за цінні зауваження, а також аспірантці кафедри лазерної та оптоелектронної техніки Наталії Ганиш, студенткам Оксані Ларіоновій, Анастасії Гриценко за допомогу при підготовці монографії.

РОЗДІЛ 1 ОСНОВНІ ПРИНЦИПИ РЕЄСТРАЦІЇ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ ДАНИХ

1.1. Опис фотоплетизмографічного методу

Сьогодні в медичну діагностику впроваджується все більше методів, оснований на застосуванні оптико-електронних приладів. До них відноситься і фотоплетизмографічний метод (ФПМ), що дозволяє вимірювати кровонаповнення та кровотік як в потужних венах і артеріях, так і в периферійних судинах і капілярах.

ФПМ у порівнянні з іншими засобами діагностики біологічного об'єкта (БО) за оптичними показниками, наприклад з фотоакустичним методом, відрізняє простота приладів для його реалізації, а також те, що введенням в фотоплетизмографічні (ФПГ) прилади елементів світловолоконної техніки і джерел з різними довжинами хвиль зондувального випромінювання можна достатньо просто вирішувати задачі фотодинамічних досліджень, дистанційних вимірювань тих або інших параметрів потрібного БО і т.д.

На даному етапі впровадження ФПГ в медичну практику ФПМ не знайшов ще свого широкого застосування з низки причин. Однією з них є відсутність біофізичного обґрунтування отримання фотоплетизмографічного сигналу.

Існують два різновиди ФПМ – ФПГ в світлі, що проходить, і ФПГ в відбитому світлі. Найчастіше виконуються дослідження в світлі, що проходить, тому що в даному випадку здійснюється пряма оцінка кровонаповнення в необхідній ділянці БО. Але часто буває досить важко провести такі дослідження, наприклад, для оптично малопрозорих БО або для важкодоступних ділянок об'єктів. Тоді використовують метод ФПГ у відбитому світлі, що не тільки дозволяє оцінити загальний кровотік в ділянці, що вивчається, але й дасть інтегральну оцінку властивостей поверхні дослідження.

У випадку застосування ФПГ у відбитому світлі, тобто коли фотоплетизмографічний вимірювальний перетворювач (ФВП) сприймає відбитий від БО променистий потік показано, що ФПМ дозволяє реєструвати величину зміни кровонаповнення тканин БО за пульсацією найближчої до ФВП поверхні БО, тобто величину зміни відбитого від тканини БО, що досліджується, світлового потоку в залежності від амплітуди пульсації тканини.

Використання оптико-електронних та лазерних сенсорів у біології та медицині може здійснюватися в кількох напрямках, одним з яких можна вважати розробку на основі нових оптико-електронних та лазерних технологій для виявлення, ідентифікації, дослідження

будови біологічних об'єктів, а також для вивчення природи процесів, що відбуваються в них [2].

Застосування оптико-електронних та лазерних сенсорів у біології і медицині засновано на використанні широкого кола явищ, пов'язаних із різноманітними проявами взаємодії світла з біологічними об'єктами. Оптичне випромінювання, так само як і звичайне світло, може відбиватися, поглинатися, розсіюватися, перевипромінюватися біологічним середовищем, і кожний із цих процесів несе інформацію про мікро- і макроструктуру цього середовища, рух і форму окремих його складових. Червоне, інфрачервоне (ІЧ) та ультрафіолетове (УФ) світло можуть надавати фотобіохімічну дію. Яскравими прикладами цього є фотосинтез рослин і бактерій, а також механізм зору. Високоінтенсивне світлове випромінювання ультрафіолетового (УФ), видимого червоного та інфрачервоного (ІЧ) діапазонів довжин хвиль робить руйнівну (деструктивну) дію на біологічні об'єкти. Необхідні інтенсивності можна створити і не тільки за допомогою лазерів [3,4].

Таким чином, процеси, що характеризують види взаємодії оптичного випромінювання з біооб'єктами, можна розділити на три групи. До першої відносять усі неспотворювальні взаємодії (принаймні, у межах похибок вимірів, що не здійснюють помітної дії на біооб'єкт), до другого – процеси, у яких виявляється фотохімічна дія, і до третього – процеси, що призводять до фотодеструкції. На рис. 1.1 подана класифікація основних принципів застосування оптико-електронних та лазерних технологій у біології і медицині, що враховує зазначені групи процесів.

Оскільки ми маємо справу з живими об'єктами, то крім фізико-хімічних проявів дії оптичного випромінювання необхідно враховувати його вплив і на функціонування живої матерії. Цей вплив визначається ступенем гомеостазу живого об'єкта [5].

Ступінь гомеостазу характеризує стани і процеси, що забезпечують стабільність організму до зовнішніх втручань, вона є функцією еволюційного розвитку і виявляється найнижчою у біологічних молекул і найвищою в хребетних тварин.

Світло малої інтенсивності не запускає адаптаційні механізми біосистеми, з ростом інтенсивності спочатку це стосується гомеостазу живої системи на локальному рівні, потім включаються загальні адаптаційні і регуляційні механізми системи, що повністю її відновлюють, далі вони вже не справляються з повним відновленням і частково відбуваються необоротні процеси, що нарастають і призводять до руйнації у системі. Проте об'єкт можна ще вважати «живим». При високих інтенсивностях руйнації виявляються настільки значними, що об'єкт уже не може вважатися «живим» [5,6].

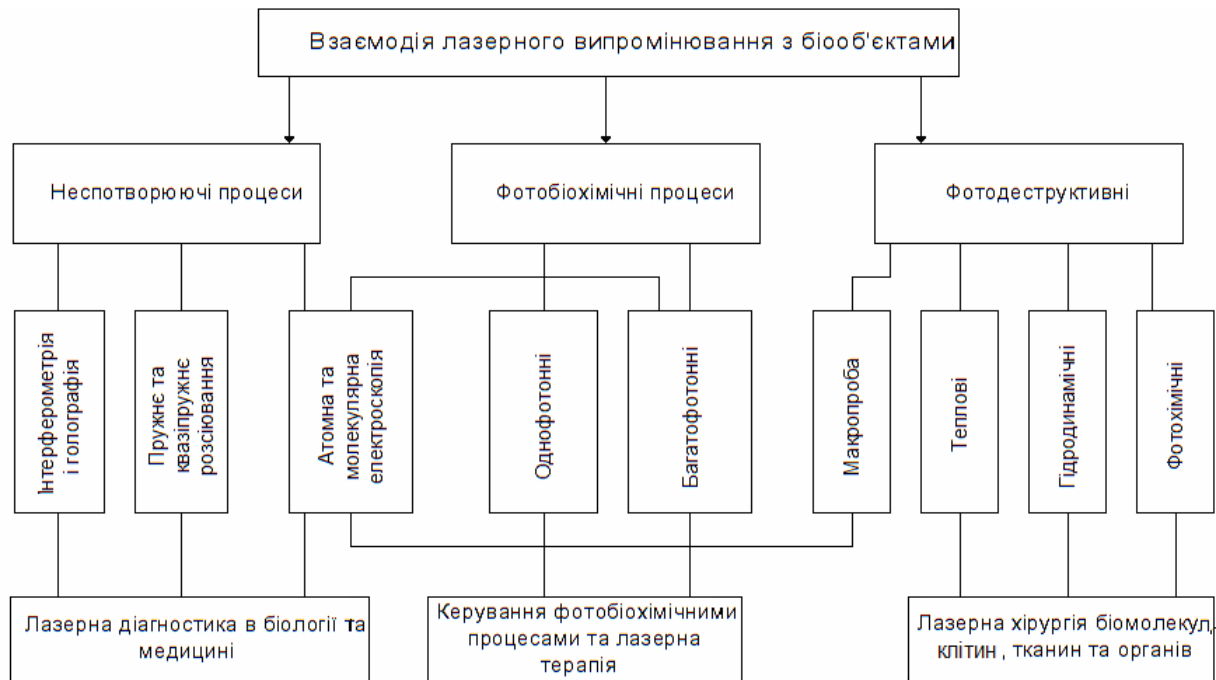


Рис. 1.1 - Класифікація основних принципів застосування лазерів в біології та медицині

У досліджах по порівнянню поглинання червоного випромінювання з різними фізичними властивостями було встановлено, що просторова когерентність не впливає на поглинання, а поляризоване випромінювання поглинається менш активно ніж неполяризоване. Встановлено також, що розсіювання видимого світла при проходженні його через біотканину значно перевищує поглинання. Це означає, що лазерне світло має досить високу здатність проникнення в тканини. Якщо врахувати можливість транспортування випромінювання вглиб тканини за допомогою волоконної оптики і можливе наступне його розсіювання, то можна сподіватися на подальше розширення сфери клінічного використання лазерів [6].

1.2. Аналіз методу фотоплетизмографії як напрямку спостереження БО

Історично найпершими згадуваннями використання зміни щільності світлового потоку для відображення стану серцево-судинної системи можуть вважатися дослідження Бонсмана [5], проведені в 1934 році; проведені в 1932 році дослідження Нойонсона на тваринах та дослідження Мейтса на мочці вуха. Систематизуючим внеском у можливості ФПГ є досліди, розпочаті в 1937 році Гертсманом, який протягом трьох десятиріч вивчав можливість квантифікації ФПГ та її кореляції з кровотоком. Ним разом з робочою групою Тюрнера була зроблена спроба відокремити пульсівний компонент за допомогою використання фільтра на шляху фотоелектричного сенсора. На жаль в подальшому цей напрям не був підтриманий дослідниками. Оптична відповідь може бути поділена на дві складові частини – пульсову та постійну частину. Пульсова складова безпосередньо відповідає за значення пульсувань. Деякі результати, однак, показували, що крім величини пульсувань до результату мала входити дія ефекту переорієнтації червоних кров'яних тілець (як функцію від зміни швидкості кровотоку), хоча відносне значення цього ефекту в порівнянні з величиною зміни кількості крові невідома.

Однією з головних перешкод спробам числової характеристики ФПГ є індивідуальна різниця в кольорі та товщині шкіри пацієнта. Харді і дослідники в 1956 році дослідили вплив кольору шкіри на залежність коефіцієнтів відбиття і пропускання від довжини хвилі (діапазон від 0,55 до 2,4 мкм). На довжинах хвиль до 1 мкм колір шкіри мав сильний вплив на поглинання зовнішніми шарами шкіри, але мав лише незначний ефект на оптичні властивості шкіри в діапазоні від 1 до 2,4 мкм. Ці властивості були також визначені

Джекезом в 1955 році, який знайшов оптичні властивості шкіри незалежними від пігментації при довжинах хвиль більших за 1,2 мкм. Він також підтвердив наявність різниці у відбивальних властивостях шкіри з різною пігментацією при використанні діапазону довжин хвиль від 0,3 до 0,7 мкм.

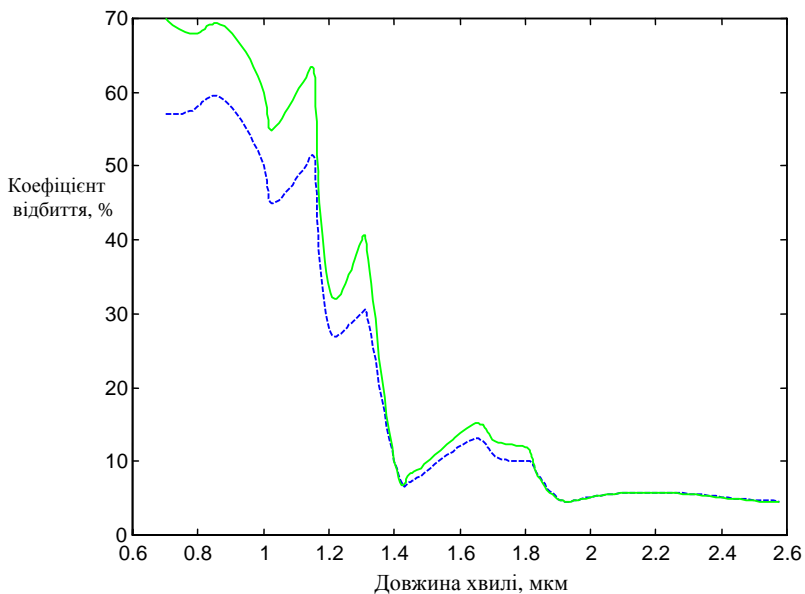


Рис.1.2. Залежність коефіцієнта відбиття шкіри від довжини хвилі

Безперервна лінія характеризує світлу шкіру, пунктирна характеризує смугляву шкіру молодого білого чоловіка

Додаткова властивість стосується використання ізобестичної точки крові як характерної частоти джерела випромінювання (довжина хвилі, при якій практично немає різниці в поглинанні між приведеними гемоглобіном і оксигемоглобіном). Це непередбачуваний ефект на довжині хвилі 0,805 мкм (яка лежить в діапазоні, чутливому до кольору шкіри) була знайдена Поланілом в 1962 році. Слушним компромісом став вибір діапазону з мінімальною чутливістю як і до кольору шкіри так і до вмісту O_2 . Цим діапазоном стала

ділянка біля 1,3 мкм, як було запропоновано Мохapatром і Смітом в 1975 році.

На основі висунутих вимог щодо спектра джерел світла доцільно дослідити розвиток технології джерел оптичного випромінювання. Раніше найчастіше вживали лампи розжарювання різних розмірів, причому зі значним успіхом, незважаючи на ефект нагріву, широкий частотний діапазон випромінювання і відносно великі розміри. Ефект нагріву міг бути зменшений за допомогою фільтрів або за допомогою відкритої тоді волоконної техніки. Сьогодні більшість з цих ускладнень не виникають завдяки використанню світлодіодів, використання яких в ФПГ вперше було запропоновано в 1973 році Новеллі. Оскільки перетворення електричної енергії в оптичну в них пряме, тому спостерігається значно менший ефект нагріву. Іншою перевагою світлодіодів стала достатньо вузька спектральна характеристика вихідного променя, і єдиним недоліком є обмеження вибору частоти.

Додатковою умовою вибору необхідної частоти випромінювання є розгляд впливу навколишнього світла. Це ускладнення може бути знехтуване використанням випромінювання ближнього інфрачервоного діапазону, що було запропоновано Спайзером в 1977 році.

Розробка детектора ніколи не була проблемою. Ще в перших дослідженнях (Мейтс, 1928) вже використовували фотогальванічний або фоторезистивний елемент. Фотогальванічний елемент створював перепад напруг на його виходах під час його освітлення. Ця напруга була невелика, але достатня для того, щоб використовуватись без додаткових джерел напруги.

1.3. Специфіка біомедичних об'єктів вимірювань як світлорозсіювальних середовищ

При побудові інформаційно-вимірювальних систем з використанням вищерозглянутих методів одне з вирішальних значень мають характеристики самого ОВ. Від них залежать принципи побудови ЗВ, його параметри, вибір первинного перетворювача, методика проведення експерименту, режим роботи тощо. Тому доцільно розглянути як класифікуються об'єкти саме спектрофотометричних вимірювань та визначити їх місце і роль в методології оптичних вимірювань. Від цього залежать характеристики системи, що проектується, крайові умови її використання, доцільність застосування тих чи інших методів та засобів перетворення і обробки інформаційного сигналу. Для більш детального розуміння розглянемо класифікацію об'єктів спектрофотометричних вимірювань [39] з феноменологічної точки зору, що представлена на рис. 1.3.

По оптичній густині, чи мутності такі об'єкти розділяються на однорідні, в яких комплексний показник заломлення сталий по всьому об'єму середовища, неоднорідні чи світлорозсіювальні об'єкти, де названий показник несталий та квазіоднорідні, тобто майже однорідні, які є прозорими, але не є однорідними. Однорідні об'єкти контролю є досить умовною групою більше ідеалізованою і уявною, ніж реально існуючою, тому що будь-який об'єкт вимірювань може мати оптичні збурення, флуктуації і таке інше. Тому велике різноманіття речовин і матеріалів, що можуть бути об'єктом спектрофотометричних вимірювань (1), можна розділити на три групи: однорідні середовища (2); світлорозсіювальні (неоднорідні) (3) і квазіоднорідні (4).

До однорідних відносяться системи атомно-молекулярного рівня дисперсності, у яких немає поверхні розділу, а саме: розчини солей, кислот, водно-спиртові розчини тощо. Поширення світла в них описується класичними відношеннями Релея, Бугера-Ламберта-Бера, Смолуховського та інших [36].

До квазіоднорідних відносяться частково неоднорідні системи (деякі молекулярні рідини (5), прозорі гази (6) та кристали (7)), які за певних припущень можуть прийматись за однорідні і підлягають вище зазначеним законам. Як для однорідних, так і для квазіоднорідних поширене використання методів ТПВ без врахування розсіювальних ефектів (рефрактометрії, фотометрії, кулонометрії і т.п.), а це в свою чергу, призводить до методичних похибок при визначенні абсолютних значень показників. Тому такі вимірювальні значення не допустимо використовувати для подальших розрахунків оптичних характеристик і показників, а лише для якісного, порівняльного аналізу.

Особливим та найпоширенішим в природі класом об'єктів вимірювань є неоднорідні (світлорозсіювальні) середовища. Неоднорідними називаються двофазні або n-фазні системи, у яких частинки однієї фази розподілені всередині об'єму іншої фази і можуть мати видиму або невидиму межу поділу між ними. До них відносяться всі дисперсні системи: колоїди, біооб'єкти, шорсткі та дзеркальні поверхні і т.д. Серед них можна проводити широку класифікацію, але зупинимось всього на трьох класах таких об'єктів, до яких можливо віднести всі неоднорідні середовища. Молекулярні світлорозсіювальні середовища та колоїди відносяться до дисперсних систем (8). Окрім біооб'єктів (9) є ще інший великий клас неоднорідних об'єктів – це тверді тіла з дзеркальною чи шорсткою поверхнею (10). До них відносяться, в основному, речовини неорганічного походження – різні метали та сплави, напівпровідники, синтетичні матеріали та тонкі плівки, текстиль і тому подібні. Потрібно зауважити, що розвиток методів та ІВС, в основному, проводився по дослідженню названих

об'єктів. Тому вони розвинені досить добре. Але традиційно оптичні характеристики таких об'єктів розглядалися без врахування їх специфіки як сильно світлорозсіювальних середовищ за класичним законом Бугера-Ламберта-Бера. Проте такі методичні підходи є невиправданими в практиці вимірювань, де необхідно враховувати кооперативні, дифракційні, інтерференційні, поляризаційні та інші ефекти. Це стосується, в першу чергу, наукових досліджень, медичної діагностики, екологічного моніторингу тощо.

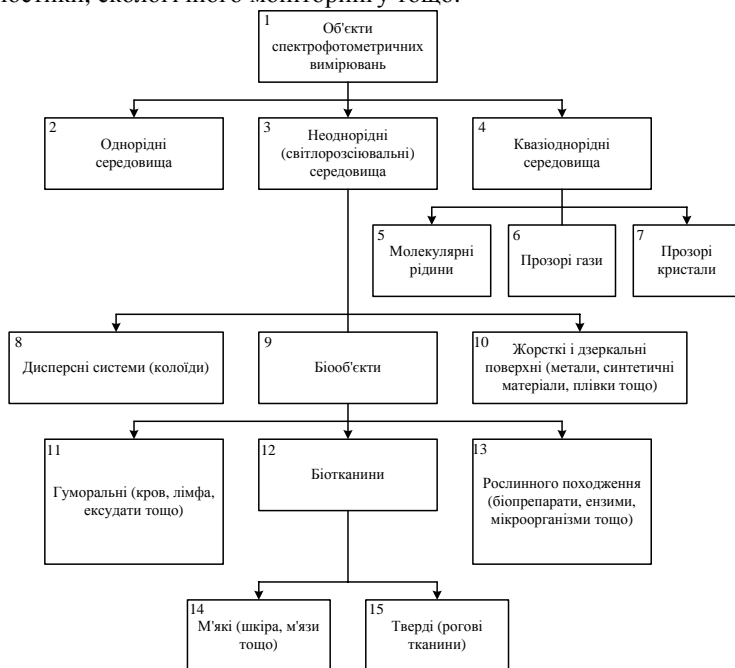


Рис. 1.3. Класифікація об'єктів спектрофотометричних вимірювань

До об'єктів біологічного походження відносяться, в основному, органічні речовини тваринного та рослинного походження, які, в свою чергу, можна теж умовно розділити на три групи. До них відносяться зразки: гуморальні, тобто життєзабезпечуючі рідини (11), біотканини (12) та препарати рослинного походження (13). Існуючі методи їх досліджень – спектроскопія видимого та прилягаючих до неї УФ і ІЧ областей спектру, дозволяє одержувати характеристичні спектри життєво важливих компонентів – білків, амінокислот, гемоглобіну та інших.

Оскільки ці середовища є яскраво неоднорідними (мутними), то для них характерні: мала ймовірність виживання кванту, значний показник питомого поглинання, нерізко виражені спектральні піки, неоднорідність оптичних характеристик по об'єму, складність структури та інші.

Все це спонукає до пошуку відповідних методів і методик їх досліджень, контролю, вимірювань та діагностики. У свою чергу, живі тканини поділяються на м'які (14) і тверді (15). Перші з них – це шкіра та м'язові тканини. Особливість їх полягає в необхідності застосування неінвазійного характеру досліджень, найкращими з яких є методи рефрактометрії, спектрофотометрії, еліпсометрії, що побудовані на принципах дифузного відбивання, стокс-поляриметрії, абсорбційної спектроскопії.

Об'єктом для спектрального аналізу, як і для спектрофотометричних вимірів, може бути зразок будь-якого походження. Серед великого різноманіття розглянутих світлорозсіювальних об'єктів біомедичні тканини займають особливе місце. Це зумовлено необхідністю вивчення, дослідження та діагностики цих вкрай важливих середовищ, що пов'язані з життям і здоров'ям людини і несуть безпосередню інформацію про її стан. Біомедичні препарати мають складну молекулярну структуру (будову) і є неоднорідними. Тому для них найбільш ефективно може бути застосований увесь апарат методів і засобів оптики розсіяння та спектрофотометрії. Тут особливу цінність набувають як поверхневі властивості біотканин, так і об'ємні (внутрішні) зміни.

Внутрішні стани біотканини можна контролювати на основі вимірювання R_{∞} за виразом (1.21), припустивши, що пропускання компоненти немає $T=0$, звідки показник питомого поглинання знаходиться теж досить легко за формулою (1.22). Така методика буде коректно працювати тільки, коли інтегрується вся відбита компонента і де λ – така товщина прошарку зразка, що реалізуються умови багаторазового розсіяння.

При цьому найбільш фотохромним компонентом живої тканини є гемоглобін та його похідні (білірубін, окси-, деокси- та метгемоглобін). Їх характеристичні смуги поглинання містяться у діапазоні 500-650 нм, а отже, будь-які зміни в гемодинаміці біотканини яскраво проявляються саме в процесі спектрофотометрії з одержанням комплексних спектрів поглинання. Це дозволяє, в свою чергу, ефективно діагностувати значну кількість внутрішніх тканинних патологій.

Поверхневі стани добре піддаються дослідженню за допомогою дифузно-відбиваючої оптики з вимірюванням коефіцієнтів дифузного

Шановний читачу!

Умови придбання надрукованих примірників монографії наведені на сайті видавництва <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-211-2>

Уважаемый читатель!

Условия приобретения печатных экземпляров монографии приведены на сайте издательства <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-211-2>

Dear reader!

You may order this monograph at the Web page <http://publish.vntu.edu.ua/get/?isbn=978-966-641-211-2>

Наукове видання

**Сергій Володимирович Павлов,
Володимир Прокопович Кожем'яко,
Василь Григорович Петрук,
Петро Федорович Колісник**

ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНІ ТЕХНОЛОГІЇ КОНТРОЛЮ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ

Монографія

Редактор Т. Ягельська

Оригінал-макет підготовлено Н. Ганиш

Видавництво ВНТУ «УНІВЕРСУМ-Вінниця»
Свідоцтво Держкомінформу України
серія ДК № 746 від 25.12.2001
21021, м.Вінниця, Хмельницьке шосе, 95, ВНТУ
Тел. (0432) 598-532

Підписано до друку
Формат 29,7x42¹/₂ Папір офсетний
Гарнітура Times New Roman
Друк різнографічний Ум. друк. арк.
Тираж 100 прим. Зам. № 2007-033

Віддруковано в комп'ютерному інформаційно-видавничому центрі
Вінницького національного технічного університету
Свідоцтво Держкомінформу України
серія ДК № 746 від 25.12.2001
21021, м.Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,
ВДТУ, ГНК, к.114
Тел.: (0432) 59-81-59