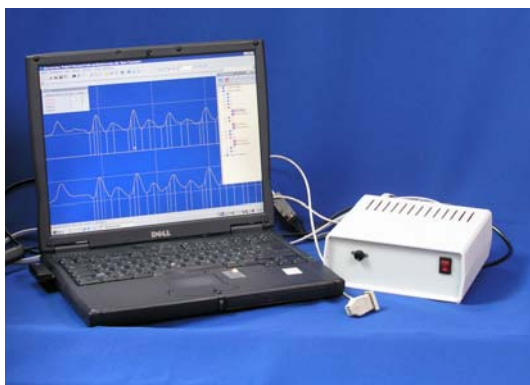


С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко,  
В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник



**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

<b>ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ .....</b>	<b>7</b>
	<b>8</b>
<b>ВСТУП.....</b>	
<b>1. ОСНОВНІ ПРИНЦИПИ РЕЄСТРАЦІЇ ФОТОПЛЕ- ТИЗМОГРАФІЧНИХ ДАНИХ.....</b>	<b>12</b>
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
<b>2. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОЛОГІЧНИМИ НЕОДНОРІДНИМИ ТА КВАЗІОДНОРІДНИМИ СЕРЕДОВИЩАМИ .....</b>	<b>38</b>
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 багатошарових 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

<b>3. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ КОНЦЕПЦІЙ РОЗВИТКУ ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ ТА КОНТРОЛЬНО- ВИМІРЮВАЛЬНИХ ЗАСОБІВ ДІАГНОСТИКИ НЕОДНОРІДНИХ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ.....</b>	<b>58</b>
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
<b>4. ПРИНЦИПИ РЕАЛІЗАЦІЇ ОПТИКО- ЕЛЕКТРОННОГО ОКО-ПРОЦЕСОРНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ОЦІНКИ БІОМЕДИЧНИХ ДАНИХ</b>	<b>98</b>
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 потoku.....	117

4.4. Особливості розробки структурних і функціональних схем інтерактивних спектрофотометричних вимірювальних систем.....	119
<b>5. МОДЕЛЮВАННЯ В ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМАХ ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ.....</b>	<b>124</b>
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
<b>6. АНАЛІЗ МЕТРОЛОГІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК КВС ТА ОЦІНЮВАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОТКАНИН.....</b>	<b>151</b>
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
<b>7. ВИКОРИСТАННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ КОНТРОЛЮ СТАНУ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ.....</b>	<b>178</b>
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. Оптоелектронний 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 інтегрувальної 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	–	хребетно-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 відтворити 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, відносне кровонаповнення досліджуваної тканини, загальна сатурація крові (ступінь насичення крові киснем), загальна концентрація білірубіна.

Також актуально розроблення спектрофотометричних ін формаційно-вимірювальних систем для безболісної, неінвазивної діагностики біотканин, в основі яких лежить метод застосування інтегровальної сфери, як унікального оптичного первинного перстворювача 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 принцип 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 взаємодій 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 руйнацій 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].

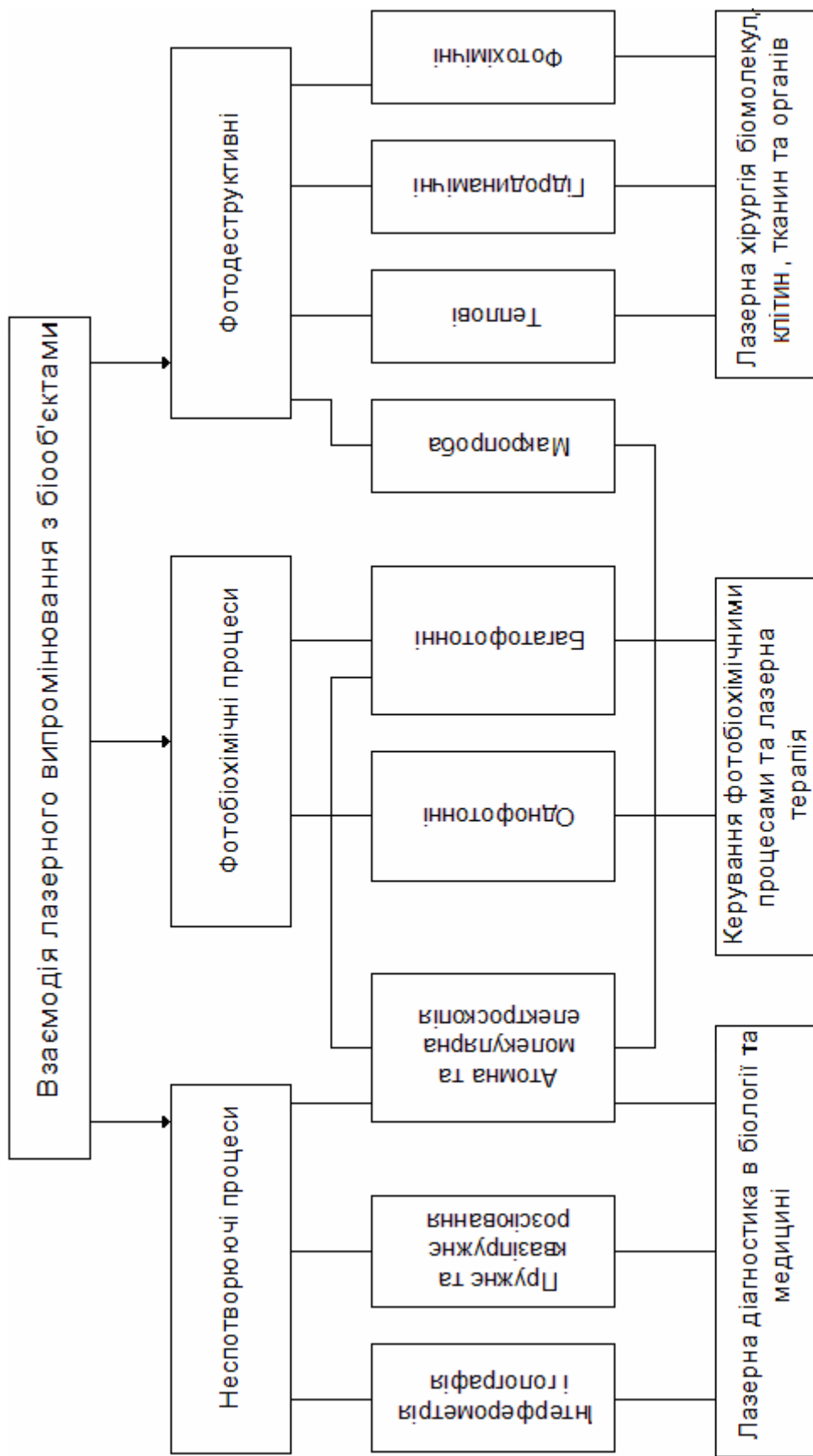


Рис. 1.1 - Класифікація основних принципів застосування лазерів в біології та медицині

У дослідах 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 тка-нини 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 переорієнтацій червоних кров'яних тілець (як функцію від зміни швидкості кровотоку), хоча відносно 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.

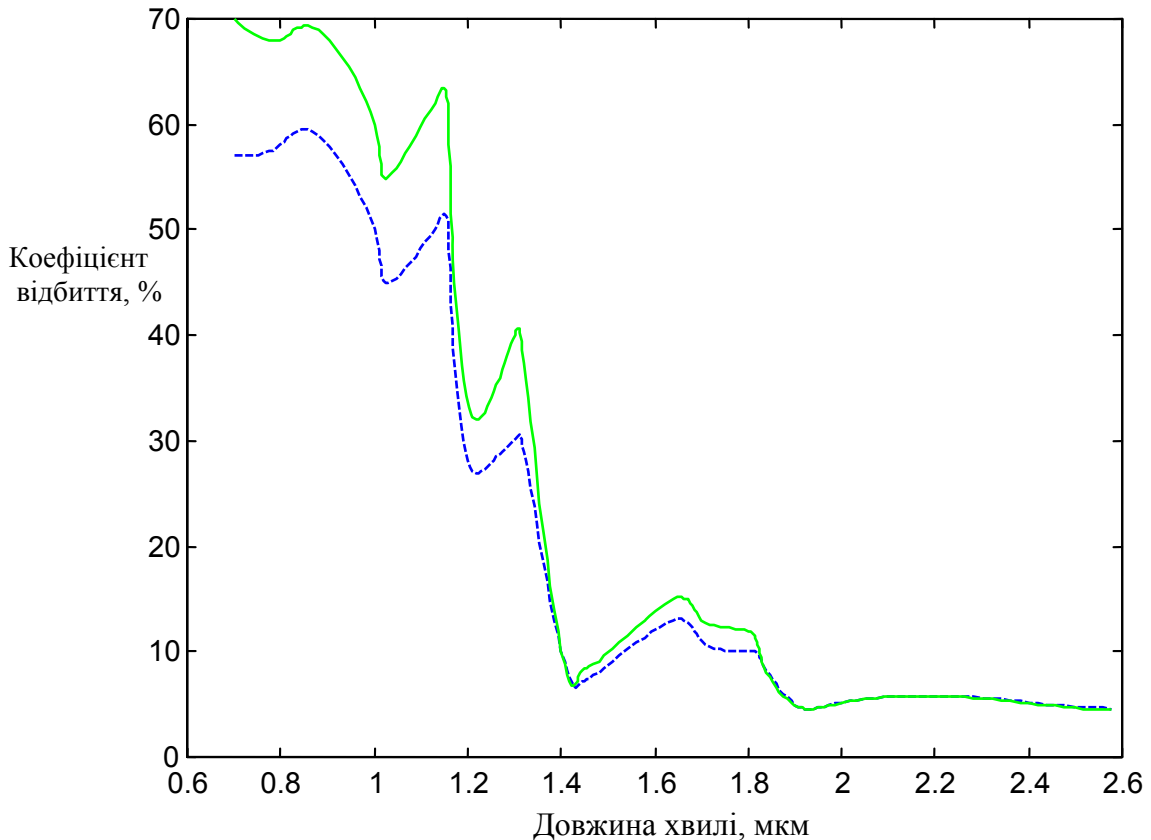


Рис.1.2. Залежність коефіцієнта відбиття шкіри від довжини хвилі

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 Мохпатром 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 ОБ. 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 розглядались 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.

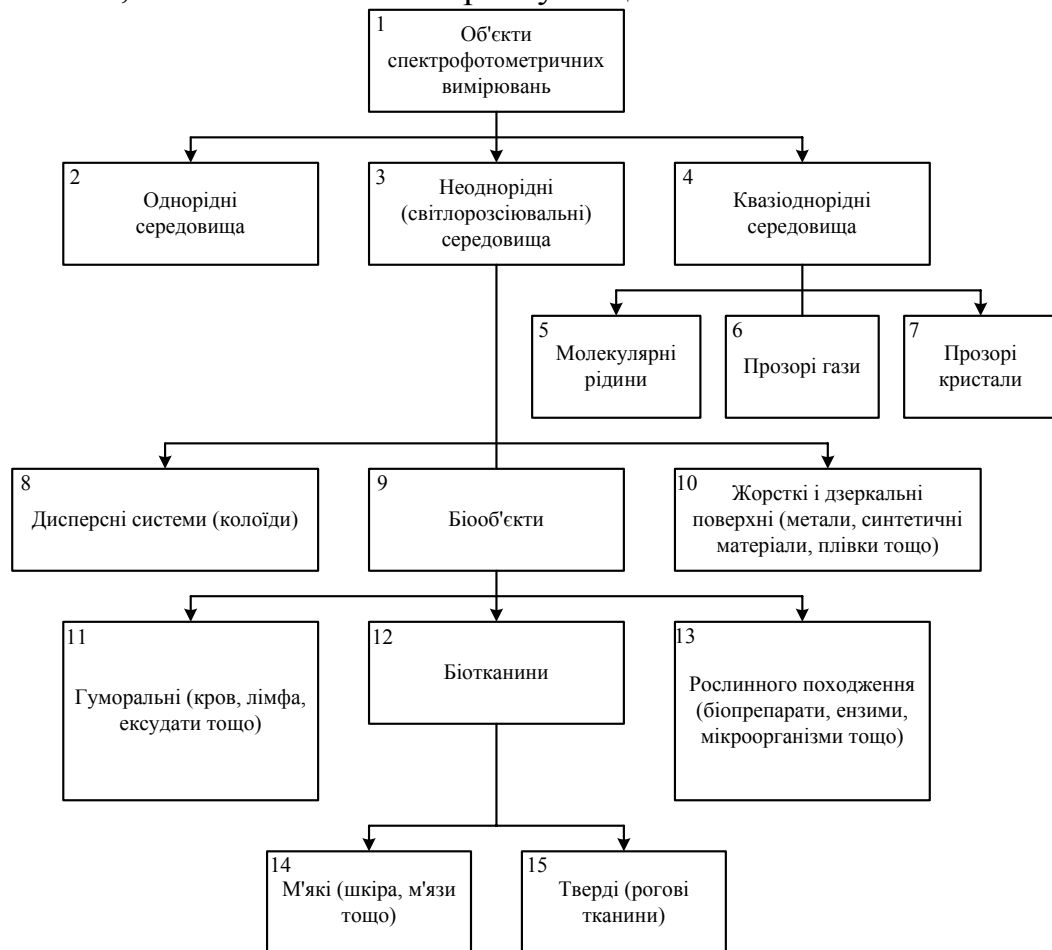


Рис. 1.3. Класифікація об'єктів спектрофотометричних вимірювань

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 неінвазивного 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 вимірюного  $R_{\infty}$  за виразом (1.21), припустивши, що пропускаючої 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  $\lambda$  – 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

відбивання у видимому діапазоні довжин хвиль ( $R = f(\lambda)$ ). У цьому випадку ефективно себе проявляє спосіб Тейлора за методом інтегрувальної сфери. Об'єкт вимірювань тут виступає як доповнення внутрішньої порожнини сфери [29, 35]. Автором запропоновано їх сумісне застосування при реалізації зондових неруйнівних досліджень біотканин.

Поверхні біотканин властиві поляризаційні, відбивальні, розсіювальні параметри, що несуть інформацію про різноманітні механічні ушкодження, травми, патології, відхилення від норми, колір шкіри тощо. Особливо ефективно можна здійснювати вимірювання кольороутворення шкіри з допомогою відомих принципів колориметричної теорії RGB (XYZ), коли вдається дослідити термін нанесення пошкодження, домінуючу довжину хвилі, відтінок і т.д. У цьому разі дослідний зразок виступає вторинним джерелом випромінювання. У такого роду вимірюваннях потрібно враховувати і люмінесцентні властивості елементарного об'єму зразка, що, з одного боку, характеризує світлопоглинальні властивості гемоглобіну та його похідних і жирового прошарку, а, з другого боку, – суттєво спотворюватиме істинне значення інформативних параметрів  $R_{\infty}$  та  $m_{\alpha}$ . При цьому поляризаційні властивості ОБ теж набувають важливого інформаційного змісту. Зокрема, добре відомі деполіризаційні властивості біотканин, зумовлених наявністю пор, ворсинок, мікротріщин, гемодинамічні особливості прикореневих “кратерів” і т.п. Однак, у області подвійного кута Брюстера, навпаки, жива тканина матиме поляризаційні піки в площині падіння [40]. Більш детально це питання буде розглядатись в підрозділах 2.1, 2.3 і 5.4.

Звідси, живі біотканини виступають як випадково-неоднорідні середовища з яскраво вираженими світлорозсіювальними властивостями, що можна віднести до типово “сірих” об'єктів. У цьому зв'язку в процесі вимірювань добре себе проявляє у якості робочого еталону відбивання як MgO, так і більш сучасний – політетрафторетилен (ПТФЕ) з спектральними коефіцієнтами дифузного відбивання у видимій області довжин хвиль  $\rho_{\lambda} = 0,95 - 0,99$ .

Отже, біомедичні об'єкти вимірювань є неоднорідними і відносяться до класу світлорозсіювальних середовищ, до яких можливе застосування відповідних законів (закон відбивання, закон Бугера-Ламберта-Бера), методів оптики розсіяння і спектрофотометрії неоднорідних середовищ видимого діапазону, але з обов'язковою умовою детального обґрунтування при використанні їх до цих надто складних і специфічних об'єктів вимірювань, зокрема, в процесі медичної діагностики.

#### **1.4. Аналіз стану інформаційно-вимірювальних засобів для визначення характеристик світлорозсіювальних середовищ**

За принципом дії спектральні прилади діляться на два класи: 1) прилади, що безпосередньо вимірюють спектр (спектрометри), 2) прилади, що вимірюють відношення двох світлових потоків (спектрофотометри). Перші бувають як з візуальною, так і з електричною реєстрацією. Принцип дії визначає і їх конструктивні характеристики: спектрометри – однопроменеві прилади, спектрофотометри, в основному, двопроменеві з фотометричною частиною.

На даний час розвитку спектрофотометричних засобів по методу вимірювань є три основні типи спектрофотометрів [42]:

- СФ з відраховувальним методом. В цих приладах порівняння сигналів відбувається електричним способом, коли після окремої реєстрації визначається їх співвідношення;

- СФ з нульовим методом, де відношення світлових сигналів визначається методом оптичної компенсації, частіше всього, введенням в канал еталона лінійно градуйованого компенсуючого оптичного клину;

- СФ з диференційним методом вимірювання різниці світлових сигналів, що пройшли через обидва канали. Такі прилади використовуються порівняно рідко, тільки для спеціальних задач.

Практика застосування цих різних схем побудови засобів спектрофотометричних вимірювань показала, що найбільша приладна точність отримана в спектрофотометрах, що працюють по нульовому методу [41,42].

В світі розроблено досить велику кількість різних типів спектрофотометричних засобів вимірювань і провести їх повну класифікацію неможливо, хоч для тієї галузі, яка нами розглядається, випускаються прилади з кращими характеристиками. Так, по фотометричній точності кращі і гірші прилади відрізняються в 2-4 рази (від 0,5-1,0 до 1-2%), а в повторюваності показів майже рівні. При класифікації по роздільній здатності для видимої області довжини хвиль умовно можна вважати прилади першого класу з роздільною здатністю 4000 при  $\lambda=4000\text{Å}$ , приладами другого, третього, четвертого і п'ятого класів – з роздільною силою, що дорівнює 2000, 1000, 5000 і 250 відповідно при тій же довжині хвилі. По такій класифікації найбільш застосовуваний спектрофотометр СФ-8 відноситься до приладів третього класу. Зарубіжні прилади, такі як Спектрокорд - 4000 фірми "Перкін-Ельмер" чи Марок – II, або Марок – IV фірми "Жобен-Івон" відносяться до другого класу. Такі прилади як СФ- 4 фірми "Оптика-Мілано" чи "Кері" (модель 14) відносяться до спектральних приладів першого класу. Але тут можна відзначити одну закономірність в

тенденціях розвитку спектральних систем. Є прилади з високими характеристиками вузькоспеціалізовані, а є і, навпаки, засоби широкого застосування, хоч це може бути і не за рахунок точності інших показників. Розробки задовольняли всі потреби ринку та вимоги, що перераховані в попередньому пункті. Широко відомі на світовому ринку радіометричні і фотометричні прилади фірми Turnkey. Найкращі з останніх фотометричних приладів OL 730C і OL 730CV мають в своєму складі сфери і використовують надійні калібровані джерела світла всіх типів стандарту NIST, але призначені головним чином для вимірювання світлових характеристик джерел випромінювання широкого діапазону.

Найкращим сучасним досягненням в цій галузі вважається система Optronic Labs Inc., що складається з селективного радіометра і фотометра Lumesphere Plus Color TLF/TSF і призначена для вимірювання повного променистого і спектрального потоків. До недоліків цієї системи можна віднести те, що вона спеціалізована на радіометрію первинних джерел випромінювання і не має спеціалізованої експертної системи чи системи підтримки прийняття рішення, а сфера відповідно не пристосована для таких неоднорідних, розсіювальних зразків як біотканини, щоб працювати з ними. При цьому всі ці прилади розроблялись під руйнуючий спосіб видалення зразка, коли його треба встановити в кюветну камеру. Але на практиці є такі задачі, коли потрібно, щоб біосистема не руйнувалась, а вимірювалась в процесі життя. Це задачі, в основному, біометричного профілю. Для вирішення таких задач, спектрофотометричних засобів практично не існувало. Лише в останній час все більше звертають увагу спектроскопісти, експериментатори-розробники, наукові практики на цю важливу проблему – неінвазійності вимірювань.

Загалом, для більш детального вивчення сучасного стану спектрофотометричних вимірювальних засобів розглянемо їх сучасну класифікацію, що представлена на рис.1.4. Вимірювальні засоби для спектрофотометричної діагностики (1) поділяються за методом реалізації на автоматичні (2), автоматизовані (3) і такі, що працюють в ручному режимі. За способом вимірювань характеристик біотканин існують інвазійні (5) та неінвазійні (6). За типом фотометра такі засоби діляться на однопроменеві (7) та двопроменеві (8). За способом порівняння з мірою чи контрольним значенням можна поділити на такі, в яких це реалізовано спектрально (9) та покроково (10). За режимом роботи такі засоби існують як зі скануючим режимом (11), при якому  $\lambda$  і  $\alpha$  змінні, а кількість вимірювань досить велика, з квазіскануючим режимом (12), при якому небагато точок вимірювання, а



значення  $\lambda$ ,  $\alpha$  і часу вимірювання змінні та з статичним режимом, при якому всі значення вимірювань сталі.

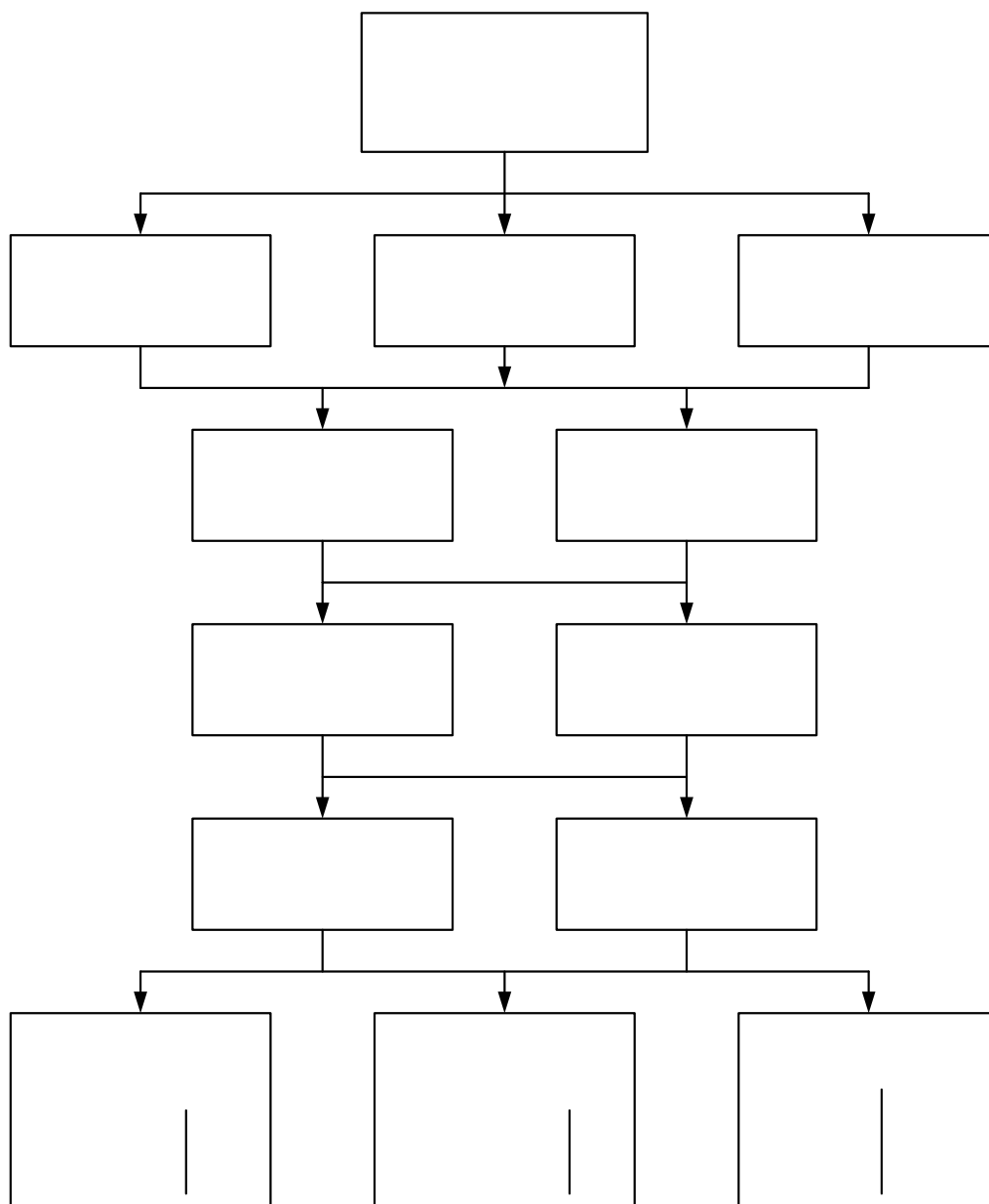


Рис. 1.4. Класифікація спектрофотометричних вимірювальних засобів

2

автоматичні

### **1.5. Аналіз оптико-електронних інформаційно-вимірювальних систем для контролю гемодинамічних показників**

#### **Реанімаційно-хірургічні монітори ЮМ-300 (науково-технічне підприємство «Ютас», Україна)**

Реанімаційно-хірургічні монітори **ЮМ-300** мають вбудовану систему автоматизованого кардіо- і реоаналізу. В основу аналізу покладений метод математичної обробки плетизмограми і кардіо-інтервалів, зареєстрованих протягом визначеного часу.

У результаті аналізу ритму серця будуються такі графіки:

- **РИТМОГРАМА** – це послідовність вертикальних ліній, висота яких відповідає тривалості відповідного RR-інтервалу (в секундах). На осі абсцис відкладаються порядкові номери RR-інтервалів;
- **ГІСТОГРАМА** (варіаційна пульсометрія) – східчаста функція розподілу RR-інтервалів у досліджуваному ряді їхніх значень;
- **СКАТТЕРГРАМА** – послідовне нанесення на графік у прямокутній системі координат двох сусідніх RR-інтервалів. Скаттерграма особливо ефективна, при діагностиці аритмії.
- Крім того, проводиться спектральний аналіз ритму серця, будується відповідний графік (спектр ритму) і визначаються частотні складові спектра.

Система кардіоаналізу дозволяє визначати такі параметри:

$DX = RR_{max} - R_{min}$  – варіаційний розмах;  $M_o$  – мода (значення RR-інтервалу, що найчастіше зустрічається);  $AM_o$  – амплітуда моди (число реалізації (у відсотках) даної моди стосовно загального числа аналізованих кардіоінтервалів);  $RR$  – середня тривалість (мс) синусових RR-інтервалів за 5 хв;  $SDNN$  – середньоквадратичне відхилення від середньої тривалості всіх синусових RR-інтервалів (за 5 хв.);  $C_v$  – коефіцієнт варіації (%) – відношення  $SDNN$  до  $RR$ ;  $SDANN$  – середньоквадратичне відхилення від середніх тривалостей синусових інтервалів, розрахованих на всіх 5-хвилинних інтервалах запису;  $PNN50$  – частка сусідніх синусових інтервалів, що розрізняються більш ніж на 50 мс;  $RMSSD$  – середньоквадратичне відхилення між тривалістю сусідніх синусових інтервалів;  $ULF$  – потужність (енергія) складової спектра ультранизької частоти (0-0,04 Гц);  $LF$  – потужність низькочастотної складової спектра (0,04-0,15 Гц);  $HF$  – потужність високочастотної складової спектра (0,15-0,4 Гц);  $LF/HF$  – відношення потужностей низькочастотної і високочастотної складових спектра.

З аналізу плетизмографічних даних визначаються такі параметри:  $t_1$  – тривалість RR-інтервалу;  $t_2$  – анакротична фаза;  $t_3$  –

катакrotична фаза;  $t_4$  – період швидкого кровонаповнення;  $t_5$  – період повільного кровонаповнення;  $t_6$  – період венозного відтоку;  $V_{sf}$  – сфігмографічна швидкість; 11 – дикротичний індекс; 12 – діастолічний індекс; 13 – індекс периферійного опору; 14 – інтегральний гідравлічний індекс; 15 – інтегральний артеріальний індекс; 16 – інтегральний венозний індекс;

Всі накопичені дані можна передати в комп'ютер і роздрукувати за допомогою спеціального програмного забезпечення.

### **Автоматизована інформаційна система цілодобового моніторингу (Російська Федерація)**

Реанімаційно-хірургічні монітори ЮМ всіх модифікацій здатні працювати як в автономному режимі, так і в складі автоматизованої системи цілодобового моніторингу, що включає в себе кілька моніторів і центральну станцію.

Центральна станція з'єднується з прикроватьними моніторами за допомогою інтерфейсу RS-232.

Як правило, монітори, включені в систему, постійно підключені до центральної станції. В цьому випадку (при збереженні усіх функцій автономного режиму роботи приладів) одержувана моніторами інформація про стан пацієнта, в тому числі графічна – електрокардіограма (ЕКГ) і фотоплетизмограма (ФПГ), безупинно передається на центральну станцію, де відображається на екрані, архівується, аналізується і документується відповідно до встановленого режиму роботи системи й інструкцій користувача. Таким чином, в пам'яті комп'ютера центральної станції безупинно зберігаються всі контрольовані параметри.

### **Монітор анестезіологічний "КОРОС-300" (Російська Федерація)**

Призначений для відображення на екрані дисплея двох фізіологічних кривих – електрокардіограми в одному зі стандартних відведень і фотоплетизмограми периферійного пульсу, а також обчислення частоти серцевих скорочень, ступеня насичення гемоглобіну артеріальної крові киснем і показників, одержуваних в результаті варіаційного аналізу ритму серця, що дозволяють в реальному масштабі часу оцінити активність симпатичного і парасимпатичного відділів вегетативної нервової системи. Прилад забезпечує безперервну реєстрацію і відображення на графічному дисплеї електрокардіограми (ЕКГ) у одному стандартному відведенні, фотоплетизмограми периферійного пульсу (ФПГ), обчислення і цифрову індикацію значення ступеня насичення гемоглобіну артеріальної крові киснем ( $SaO_2$ ),

обчислення і цифрову індикацію значення частоти серцевих скорочень(ЧСС), а також аналіз серцевого ритму в реальному масштабі часу з обчисленнями індикацією діагностичних показників. Додатково прилад дозволяє здійснювати виведення аналого-цифрової інформації, що реєструється, на зовнішній принтер. Аналіз серцевого ритму включає визначення тривалостей RR-інтервалів (кардіоінтервалів – КІ) електрокардіосигналу, побудову гістограми розподілу КІ методом ковзаючої вибірки, обчислення статистичних параметрів розподілу (мода, амплітуда моди, варіаційний розмах), обчислення діагностичних показників – індексу активності симпатичного (СИМ) і парасимпатичного (ПАР) відділів вегетативної нервової системи, індексу напруги за методикою Р. М. Баєвського (ІБ). Прилад використовується для оперативного контролю стану пацієнта під час проведення хірургічних операцій, у післяопераційному періоді, при проведенні інтенсивної терапії. Прилад забезпечує сигналізацію виходу значень ЧСС і  $SaO_2$  за встановлені межі. Прилад має захист від впливу імпульсу дефібрилятора напругою 5000 В у відповідності з ГОСТ Р 50267.27-95.

#### *Технічні дані*

- Діапазон вхідних напруг каналу реєстрації ЕКГ – 0.03.. 5 мВ
- Чутливість каналу ЕКГ встановлюється з ряду – 2.5, 5, 10, 20, 40, 80 мм/мВ
- Відхилення встановленої чутливості від номінальної – не більш  $\pm 10\%$
- Вхідний імпеданс каналу ЕКГ – не менше 15 МОм
- Коефіцієнт ослаблення синфазних сигналів каналу ЕКГ – не менше 28000
- Напруга внутрішніх шумів каналу ЕКГ – не більше 20 мкВ
- Відхилення величини відображуваного на екрані каліброваного імпульсу (1 мВ) від номінальної – не більш  $\pm 10\%$
- Нерівномірність АЧХ каналу ЕКГ в діапазоні 0.5.. 60Гц - 85..105%
- Коефіцієнт придушення фільтру каналу ЕКГ на частоті 25 Гц – не більше 3 дВ не менш 2,5 с.
- Постійна часу каналу фотоплетизмограми – не менше 1 с
- Тривалість фронту фотоплетизмограми – не більше 0,1 с
- Швидкість розгортки – 25, 50 мм/с
- Постійна часу каналу ЕКГ Відхилення встановленої швидкості розгортки від номінальної – не більше  $\pm 10\%$
- Діапазон визначення  $SaO_2$  – 0 ..100 %

- Відхилення значення  $\text{SaO}_2$  в діапазоні 80 . . 99 – не більше  $\pm 2\%$ , в діапазоні 50 . . 79 – не більше  $\pm 4\%$ , у діапазоні 0 . . 49 – не нормується
- Діапазон установки значень порогу сигналізації по  $\text{SaO}_2$  – 50 .. 95 (із кроком 5)
- Діапазон визначення ЧСС – 30 . . 250 уд/хв
- Відхилення значення ЧСС від фактичного значення в діапазоні 30 . . 99 – не більш  $\pm 2$  уд/хв, в діапазоні 100 . . 250 – не більше  $\pm 3$  уд/хв,
- Діапазон установки значень порогів сигналізації по ЧСС (із кроком 10)
- Живлення приладу від мережі змінного струму, напруга живлення –  $220 \pm 22$  В, частота –  $50 \pm 0.5$  Гц, споживана потужність – не більш 12 ВА
- Габаритні розміри приладу – 290x213x119 мм
- Габаритні розміри первинного перетворювача каналу  $\text{SaO}_2$  – 71x25x25 мм
- Довжина кабелю первинного перетворювача каналу  $\text{SaO}_2$  – не менше 2 м
- Довжина кабелю відведень – не менше 2,5 м
- Маса приладу – не більше 2,5 кг

Прилад дозволяє автоматично здійснювати побудову гістограми розподілу КІ з кроком 8 мс, обсягом вибірки від 20 до 150 КІ.

Прилад дозволяє обчислювати такі параметри розподілу КІ: моду, амплітуду моди, варіаційний розмах, індекси СИМ, ПАР, ІБ.

### **Система для ГБО-терапії (Російська Федерація)**

Система комп'ютерної підтримки сеансів гіпербаричної оксигенації для безперервного моніторингу основних фізіологічних параметрів пацієнта і фізичних параметрів середовища в барокамері під час проведення лікувальних сеансів гіпербаричної оксигенації (ГБО) з виведенням інформації в графічному і цифровому вигляді на дисплей і принтер системи.

Система Б-001,5 являє собою спеціалізований програмно-апаратний комплекс на базі сучасного комп'ютера, що поєднує в собі моніторну й інформаційну (база даних) підсистеми.

На основі аналізу зареєстрованої інформації з урахуванням виду захворювання пацієнта система Б-001,5 надає медичному персоналу широкі можливості для прийняття рішення при організації лікуваль-

них сеансів і формуванні рекомендацій пацієнтові за результатами лікування.

**Параметри й оброблювана інформація:** електрокардіограма, артеріальний тиск, фотоплетизмограма, реоенцефалограма, реовазограма.

Особливості системи

- можливість обробки й аналізу розширеного обсягу інформації від одного або декількох пацієнтів; обсяг додатково необхідної інформації може уточнюватися на етапі укладання договору на постачання;
- наявність розширеної бази даних, що включає, крім інформації про пацієнтів і лікувальні сеанси, довідково-інформаційні і методичні матеріали по ГБО-терапії обсягом близько 200 найменувань;
- можливість роботи з базою даних під час проведення лікувального сеансу.

Система Б-001,5 дозволяє включати в свій склад пристрої і програмне забезпечення "Мультимедіа" і здійснювати під час проведення лікувального сеансу голосовий супровід оброблюваних параметрів пацієнта і середовища.

### **Багатоцільовий поліграф МЦП-2611.33 (Російська Федерація)**

Даний документ є технічним паспортом, що засвідчує гарантуємі підприємством-виробником основні параметри і технічні характеристики багатоцільового поліграфу МЦП-2611.33. Назва приладу в скороченому вигляді закладена в аббревіатурі, цифри вказують на такі характеристики: 6 – реєстрація шести фізіологічних показників; 11 – число інформаційних каналів; 33 – номер робочої версії пакету програм.

Призначення програмно-апаратного комплексу.

Програмно-апаратний комплекс – багатоцільовий поліграф МЦП-2611.33 призначений для реєстрації, обробки й аналізу даних психофізіологічного обстеження при вирішенні задач:

- професійного добору кадрів – вивчення й оцінки психофізіологічної і соціальної надійності, професійних якостей і навичок особистості;

- в специфічних дослідженнях, пов'язаних з розслідуванням і профілактикою правопорушень, зловживаннях службового характеру.

Комплекс забезпечує реєстрацію й обробку шести фізіологічних показників людини: функції дихання (грудне і діафрагмальне), шкіро-гальванічної реакції, серцево-судинної діяльності, рухової активності, мовних реакцій.

Комплекс дозволяє отримати оцінки глибини і виразності фізіологічних реакцій, дає порівняльні та ймовірнісні оцінки значимості відхилень фізіологічних показників, реалізує функцію автоматизованого прийняття рішень.

Комплекс у базовому варіанті призначений для використання як традиційний поліграф. За бажанням замовника функціональні можливості комплексу можуть бути розширені установкою додаткового програмного забезпечення для використання його в режимах аналізатора стресу по голосу і неконтактного реєстратора фізіологічних функцій.

### **Технічні характеристики**

Багатоцільовий поліграф МЦП-2611.33 є програмно-апаратним комплексом, в якому конструктивно об'єднані персональний комп'ютер типу Notebook (IBM PC Pentium100/16Mb/1Gb, Colour, AM.) з вимірювально-керуючим блоком збору і передачі інформації. Блок включає прецизійні підсилювачі з програмно керованими коефіцієнтами підсилення і вхідним опором 100МОм, плати АЦП, ЦАП, перетворювач живлячих напруг і мультиплексор передачі даних.

Комплекс забезпечує реєстрацію й обробку шести фізіологічних показників (дані зведені в табл. 1.1).

Таблиця 1.1.

#### Основні технічні характеристики багатоцільового поліграфа

<b>Фізіологічний показник</b>	<b>Тип датчика</b>	<b>Робочий діапазон</b>
Грудне дихання	тензометричний	0,05 - 1 Гц
Дифрагмальне дихання	тензометричний	0,05 - 1 Гц
Шкірно-гальванічна реакція	електродний	0-3 Гц/5КОм - 5МОм
Фотоплетизмограма	оптичний	0,1 - 5 Гц
Рухова активність	тензометричний	0,1 - 5 Гц

Комплекс забезпечує такі функціональні можливості:

Багатоканальну реєстрацію і графічне представлення фізіологічних показників у реальному масштабі часу з автоматичною

установкою посилення і калібруванням сигналів, що вводяться, у діапазоні можливих змін.

Представлення в додатковому графічному вікні динаміки повільно протікаючих змін параметрів, що реєструються в реальному масштабі часу у вигляді середніх складових грудного і діафрагмального дихання, величини периферійного тиску, провідності шкірних покривів.

Запис у пам'ять комп'ютера даних, що вводяться, для наступного перегляду, редагування, аналізу і формування бази даних.

Введення з клавіатури оператором спеціальних маркерних оцінок у ході обстеження.

Аналіз даних тестування і подання результатів у вигляді гістограми виразності змін фізіологічних показників, гістограми імовірності і значимості відхилень фізіологічних функцій, представлення їхніх кількісних значень у табличному й образно-графічному вигляді (паттерни реакцій в полярних координатах).

Запис і редагування питань, використуваних оператором у ході обстеження, представлення їх у зазначеному порядку в спеціальному вікні.

### **Інформаційні біомедичні системи фірми Criticare, США**

**Criticare 500** – неінвазивний монітор, що відображає два параметри: величину артеріального тиску, насичення крові киснем.

**Criticare 503** – пульсоксиметр, що відображає цифрову інформацію про насичення киснем гемоглобіну крові і частоту пульсу.

**Criticare 504** - пульсоксиметр, що відображає цифрову інформацію про насичення киснем гемоглобіну крові і частоту пульсу, а також візуалізує криву пульсової хвилі.

**Criticare 508** – неінвазивний прикроватний монітор, що відображає такі параметри: криву ЕКГ, артеріальний тиск, насичення гемоглобіну крові, частоту пульсу, частоту дихання, температуру тіла.

**Criticare 602** – неінвазивні пульсоксиметри серії РОЕТ реєструють насичення киснем гемоглобіну крові, частоту пульсу, частоту дихання, вміст вуглекислого газу у вдихуваному і видихуваному повітрі.



## **Моделі медичних інформаційно-вимірювальних систем для аналізу гемодинамічних показників МН-01 (Російська Федерація)**

Призначені для реанімаційних, неонатальних відділень, палат інтенсивної терапії та операційних відділень.

### Технічні характеристики

#### Електрокардіограма і ЧСС

Відведення: I-II-III.

Чутливість: 5,10,20,50 мм/мв.

Захист: проти дефібриляції.

Фільтр: 50Гц.

Швидкість розгортки: 25, 50 мм/с.

Частота серцевих скорочень (ЧСС): 15-250 уд/хв.

#### Артеріальний тиск (АТ)

Метод знімання: неінвазивний, осцилометричний.

Програмування інтервалів вимірів: 5, 10, 15, 30, 60 хв.

Діапазон : 40-250 мм. рт. ст.

Похибка : +/- 4 мм. рт. ст.

#### Фотоплетизмограма і SpO<sub>2</sub>

Метод знімання: неінвазивний, з пальця руки.

Діапазон вимірів SpO<sub>2</sub>: 0-100%.

Чутливість: 8 градацій.

#### Пневмограма і ЧД (опції)

Метод знімання: реографічний з ЕКГ електродів.

Діапазон виміру ЧД: 4-120 дих/хв.

Чутливість: 8 градацій.

Струм через пацієнта: < 0,1 мА.

Швидкість розгортки: 12, 25 мм/с.

#### Дисплей

Екран: 120x90 мм.

Відображення до двох кривих одночасно.

Відображення всіх контрольованих параметрів одночасно.

Відображення будь-яких кривих на вибір.

Візуальне і звукове попередження про тривогу.

Тривога при виході за межі заданої норми по всіх контрольованих параметрах.

Можливість блокування звукової тривоги на 4 хв.

Можливість запам'ятовування до 10 фрагментів ЕКГ в момент включення тривоги (АВТО-СТОП) або за командою лікаря.

#### Загальні характеристики

Габаритні розміри: 290 x 260 x 125 мм.

Живлення: 220В±10%, 50 Гц.

Таблиця 1.2

Основні фізіологічні функції медичних інформаційно-вимірювальних систем для аналізу гемодинамічних показників типу МН-01

№ комплекту	ФІЗІОЛОГІЧНІ ФУНКЦІЇ І ПАРАМЕТРИ									
	ЭКГ	ЧС	АТ	SpO <sub>2</sub>	ФПГ	ЧП	T°	CO <sub>2</sub>	КГ	ЧД
МН01-1	*	+	-	-	-	-	-	-	-	-
МН01-2	*	+	+	-	-	-	-	-	-	-
МН01-3	*	+	+	-	-	-	*	-	-	-
МН01-4	*	+	-	+	*	+	-	-	-	-
МН01-5	*	+	+	+	*	+	-	-	-	-
МН01-6	*	+	+	+	*	+	*	-	-	-
МН01-7**	-	+	+	+	-	-	-	-	-	-
МН01-8**	**	+	+	+	+	+	-	-	-	-
МН01-10	-	+	-	+	+	-	-	+	+	+
МН01-12	*	+	+	-	-	-	-	*	*	*
МН01-13	*	+	+	-	-	-	*	*	*	*
МН01-14	*	+	-	+	*	+	-	*	*	*
МН01-15	*	+	+	+	*	+	-	*	*	*
МН01-16	*	+	+	+	*	+	*	*	*	*

**Умовні позначення:** *ЕКГ* – електрокардіограма; *ЧСС* – частота серцевих скорочень; *АТ* – артеріальний тиск; *SpO<sub>2</sub>* – насичення артеріальної крові киснем; *ФПГ* – фотоплетизмограма; *ЧП* – частота пульсу; *T°* – температура; *CO<sub>2</sub>* – вміст вуглекислого газу; *КГ* – капнограма; *ЧД* – частота дихання.

### ***1.6. Вимоги до розробки оптичних методів створення систем для оцінки кровонаповнення та вимірювань оптичних характеристик біотканин***

На жаль при оптичному засобі перетворення біомедичних сигналів з'являються небажані чинники, що впливають на результат.

А) Чинники, зумовлені фізіологічними особливостями організму людини:

- присутність в крові людини окрім оксигемоглобіну інших сполучень гемоглобіну, що інтенсивно поглинають випромінювання в тому ж спектральному діапазоні;
- поглинання радіації деякими "сторонніми" барвниками, що можуть вводитися в кров в певних клінічних ситуаціях;
- присутність в опромінюваному об'ємі тканини артеріальної, венозної і капілярної крові, ступінь оксигенації гемоглобіну в яких різна;
- неоднакові оптичні властивості різних ділянок тіла пацієнта, зумовлені багатообразністю їхньої структури і різницею кровонаповнення;
- вплив пігментації і стану шкіри на її оптичні властивості.

Б) Чинники, пов'язані з технічною реалізацією приладів:

- вибір геометрії оптичного датчика;
- вибір кількості джерел, що використовуються, і довжин хвиль випромінювання;
- існування відмінностей в спектральній чутливості фотоприймачів одного типу;
- кінцеве значення ширини випромінювання і зміщення спектрального максимуму відносного номіналу для випромінювачів напівпровідникового типу;
- вплив стороннього світла і рухових артефактів на вірогідність вимірювань.

Реєстрація відбитого від тканини сигналу не викликає особливих ускладнень. Проблеми виникають під час калібрування і початкового настроювання приладу, оскільки інтенсивність відбитого сигналу залежить не лише від поглинання світла гемоглобіном, але і від оптичних параметрів тих біотканин, в яких розповсюджується випромінювання. Трудність полягає в тому, що існує певний розкид цих параметрів для різних ділянок тіла у різних людей.

Для вирішення цієї проблеми застосовані такі підходи:

- аналіз джерел випромінювання з різними довжинами хвиль, а також оптимізація конструкції оптичного датчика;

– аналіз як постійної, так і низькочастотної змінної, що входить до відбитого від біотканини сигналу. При цьому наявність складової змінної зумовлена в основному пульсацією артеріальної крові в судинах під час систоли. Приплив додаткового об'єму крові в судинах артеріального русла в момент систоли (з певною затримкою) викликає збільшення поглинання світла в тканині і її розсіювальних властивостей;

– зменшення впливу великочастотних завад за допомогою розробки низькочастотного цифрового фільтра, який виділяє інформаційну складову сигналу.

Серед сучасних методів, що застосовуються для вирішення задач біомедичної діагностики, найбільш цінними є такі, які дозволяють здійснювати поряд з прямими – сукупні, непрямі та комплексні вимірювання, а також експресно визначати характеристики та показники досліджуваного середовища. Вимоги до приладів та методів сьогодення підвищують і їх ціну. Не вирішена і проблема складності в застосуванні, особливо вітчизняних приладів. Але сучасні зарубіжні прилади мають досить високі ергономічні характеристики, в той час, коли вітчизняні аналоги суттєво програють в цьому, хоч метрологічними показниками в більшості не поступаються [41, 42].

У мікробіології, медицині, фармацевтичній галузі загального поширення набули аналізатори різних фірм, які включають спектрофотометричні вимірювальні блоки. Точність таких систем, особливо в діагностиці, досить висока, але досягається вона, в основному, за рахунок мікробіологічних та біохімічних методів. Фотометричні блоки в таких приладах, як правило, максимально спрощені з метою здешевлення і працюють на фіксованих довжинах хвиль, що актуальні саме для тих задач, на які розрахований прилад. Тому через цю проблему велика група приладів та ІВС, що мають такі блоки не є спектральними, а виродились в фотометричні. Подальше підвищення точності та достовірності цих блоків досягається, в основному, за рахунок використання більш кращих оптичних фільтрів, чистоти реактивів та спектральних характеристик джерела випромінювання. В той же час, принципові методологічні основи їх роботи залишились попередніми.

За допомогою спектральних приладів досліджують самі характеристики випромінювання, що посилає нам матерія і цим дає нам інформацію про її будову, тому вони є надзвичайно зручними інструментами при дослідженні мікросвіту. Максимальну кількість корисної інформації для досягнення цієї мети можуть дати тільки спектральні прилади, тому що спектр несе надзвичайно велику кількість корисної інформації про різні характеристики речовини (кон-

центрація, вид мікрочастинок, їх форма, температура, агрегатний стан). Спектр речовини – це унікальна індивідуальна характеристика, що дозволяє за допомогою спектрального аналізу проводити цілу низку вимірювальних операцій для визначення характеристик речовини. Спектральні прилади при роботі в автоматичному режимі є інтерактивними засобами.

Такі засоби суттєво полегшують обслуговування оператором, беруть на себе монотонну частину роботи. Не потрібно і доводити, що такі прилади економлять робочий час, підвищують продуктивність праці і зберігають здоров'я обслуговуючого персоналу. Також вони суттєво точніші, тому що мінімізується вплив антропогенного фактора. Додає позитивних характеристик розробці її інтелектуалізація. Особливо це важливо в такій наукоємкій галузі, як біомедична діагностика. При спектральному скануванні в ручному режимі можуть виникнути похибки різного роду, в той час, коли автоматичний, інтелектуалізований прилад бере на себе функції самотестування, корекції, підказування оператору, автоматичної роботи, самостійне відключення по закінченню операцій вимірювань тощо.

Крім названих сучасних вимог до засобів вимірювального контролю, великого значення набуває комплексність його операцій. В цьому плані досить хорошими методами при реалізації є **методи інтегровальної сфери і дифузного відбивання**. Вони дозволяють по вимірних значеннях характеристик світлового поля отримати інформацію про інші феноменологічні параметри досліджуваного середовища, такі як:  $m_{\sigma}$ ,  $m_{\omega}$ ,  $R$ ,  $T$ ,  $\varepsilon$ ,  $A$ ,  $f(\theta)$  тощо, а також зменшити загальну похибку вимірювань.

Сучасні ІВС для діагностики та наукових досліджень комплектуються здебільшого вузькоспеціалізованими експертними системами для визначення діагнозу чи прийняття інших складних рішень. При побудові складних систем стає необхідним закладати можливість системі змінювати свій алгоритм роботи або навіть структуру.

З урахуванням вищенаведеного вважається за доцільне врахувати вказані характеристики при розробці нових, складних спектрофотометричних засобів вимірювального контролю, які дозволяли б максимально використовувати для цього сучасні досягнення. Це дасть як нові можливості в застосуванні спектрофотометричних ІВС для діагностичних цілей, так і підвищить точність існуючих методик діагностики.

Важливість вирішення проблеми неінвазійності при діагностиці біологічних об'єктів неможливо переоцінити, оскільки вона стосується здоров'я людини і є пріоритетною серед інших. Крім того, в

багатьох випадках вирішення її є задачею досить нетривіальною, що привносить з собою цілий ряд похибок як методологічного плану, так і з боку технічної реалізації. Якщо про похибки другого роду піде мова в 4 розділі, то питань методологічного плану торкатимемось безпосередньо перед побудовою системи як такої. Вони є досить важливими з огляду на те, що від них залежить структура самого пристрою та алгоритм його роботи. Існує декілька підходів до його вирішення. Так, якщо використовувати зонди для переносу первинного перетворювача до об'єкту вимірювання, то з'являється цілий ряд проблем, а саме яким чином реалізувати джерело випромінювання (виносне, стаціонарне, в приладі і т.д.), а також не менш важлива проблема – повторюваність результатів вимірювання, яка в цьому випадку дуже низька тому, що встановлення ФГ на зразок проводиться по-різному. При цьому різний кут нахилу поверхні зразка, зміна місця встановлення зонда, поляризація відбитої компоненти дають дещо інші вимірювальні значення. Такі ж самі похибки виникають при вимірюванні відбивального значення міри.

## РОЗДІЛ 2

### АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОЛОГІЧНИМИ НЕОДНОРІДНИМИ ТА КВАЗІОДНОРІДНИМИ СЕРЕДОВИЩАМИ

#### *2.1. Аналіз сучасних методів, покладених в основу побудови оптичних вимірних систем*

Незважаючи на різнонаправленість проблемних задач, що виникають перед дослідниками в оптиці світлорозсіювання, їх можна розділити на дві частини, виділяючи пряму і зворотну задачі теорії розсіювання світла. Ці дві задачі і складають теорію переносу випромінювання. Цей напрямок досліджень звернений на розв'язання зворотної задачі, яка формулюється так: задані умови освітлення та розподіл світлового поля в середовищі, а треба визначити оптичні характеристики світлорозсіювального середовища. Іншими словами – необхідно знати параметри частинок та компонентів середовища, що вивчається, за трансформованим ним світловим полем. Основою при розв'язанні зворотної задачі ТПВ є математичний розрахунок і фактично розв'язок рівняння переносу випромінювання (РПВ) в інтегрально-диференціальній формі [2]:

$$dI_{\lambda} = -(\alpha + \sigma)I_0 dl + \frac{\sigma}{(\alpha + \sigma)4\pi} \int_{4\pi} F(\gamma)I_1' d\Omega' + I_0' \quad (2.1)$$

або

$$\frac{dI_{\lambda}}{d\tau} = -I_0 + \frac{\Lambda}{4\pi} \int_{4\pi} F(\gamma)I_1' d\Omega' + I_0', \quad (2.2)$$

де  $I_0$  – інтенсивність падаючого на елементарний об'єм випромінювання;

$I_0'$  – інтенсивність власного випромінювання елемента  $d\lambda$ ;

$I_{\lambda}$  – інтенсивність випромінювання, пройденого крізь об'єм;

$I_1'$  – інтенсивність стороннього джерела освітлення об'єму  $d\lambda$ ;

$d\tau = k \cdot d\lambda$  – оптична товщина середовища, де  $k = \alpha + \sigma$  – коефіцієнт затування (послаблення) або екстинкції;

$\alpha$  – коефіцієнт поглинання середовища;

$\sigma$  – коефіцієнт розсіювання середовища;

$d\Omega'$  – тілесний кут стороннього джерела освітлення об'єму  $d\lambda$ ;

$\Lambda = \frac{\sigma}{\alpha + \sigma}$  – ймовірність виживання фотону;

$F(\gamma)$  – індикатриса розсіювання (відносний розподіл по кутах світла, розсіяного елементарним об'ємом), причому

$$F(\gamma) = \frac{\rho(\gamma)}{\sigma}, \quad (2.3)$$

де  $\rho(\gamma)$  – показник розсіяння в напрямку  $\gamma$ .

Хоч існують певні розбіжності [2] пріоритету на РПВ [3,4], однак більшість дотримується думки, що у вигляді (2.2) для сферичної індикатриси вперше його було сформульовано Хвольсоном ще в минулому столітті. На ньому при відповідних граничних умовах і інших фізичних змістах параметрів  $\lambda$ ,  $\lambda$ ,  $F(\gamma)$ , основані розв'язки багатьох задач в теплофізиці, ядерній фізиці, акустиці та інше, а при виродженні функції джерела (другого члена в правій частині рівняння) в нуль РПВ набуває вигляду звичайного закону Бугера в диференційній формі. Таким чином, за сто років існування – РПВ зібрало досить велику кількість виводів, які широко представлені в науковій літературі [5-7]. Тому вони не приводяться, а для кращого розуміння графічно представимо експеримент, який повністю описує рівняння (2.2) (рис.2.1).

Якщо існують інші пучки випромінювання, що падають на даний об'єм, то їх вплив виразиться через другий доданок рівняння (2.1). Цей доданок називають ростом інтенсивності випромінювання.

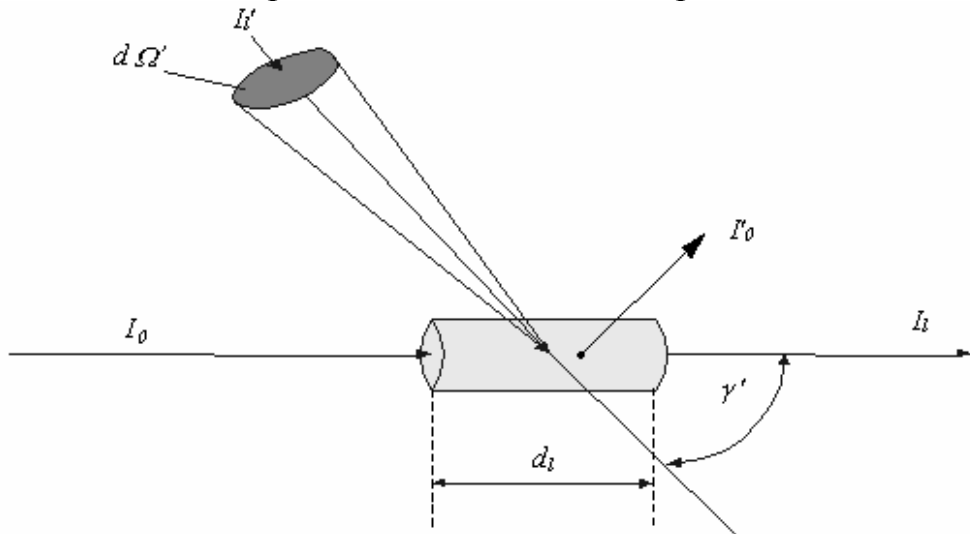


Рис. 2.1. Взаємодія оптичного випромінювання з елементом об'єму середовища

В рівнянні (2.1) чи (2.2) останнім доданком враховується і випадок, коли в середовищі має місце люмінесценція чи теплове випромінювання. Але тут потрібно наголосити, що такий вигляд РПВ не може врахувати всі особливості світлового пучка. Це може бути досягнуто з врахуванням всіх енергетичних та поляризаційних особливостей світлового пучка при застосуванні РПВ для вектор-параметра Стокса [6, 7], що має такий вигляд [8]:



$$\frac{d S_i}{d \tau} = S_i + \frac{\Delta}{4 \pi} \int_{4 \pi} \hat{P}_{ij} S_j d \Omega' + S_i^{\circ}, \quad (2.4)$$

де  $\vec{S}_i, \vec{S}_j$  – чотиривимірний вектор-параметр Стокса, трансформованого середовищем і опроміненого пучками відповідно, а  $\hat{P}_{ij}$  – 16-ти параметрична матриця розсіювання, що несе всю інформацію про феноменологічні параметри опроміненого середовища (індикатрису, показники поглинання, відбивання, розсіювання і т. ін.) [9]. У випадку звичайного (природного) чи ізотропного світла та Ламбертівської індикатриси випромінювання  $\vec{S}_i$  вироджується у модуль вектора Пойнтінга чи простіше – інтенсивність світлового пучка. Тоді рівняння (2.4) приймає вигляд (2.2). У всіх останніх випадках для повного опису РПВ та врахування стану поляризації випромінювання, взаємовпливу центрів розсіювання і т.д. необхідно застосувати рівняння (2.4).

## 2.2. Аналіз методів взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами для аналізу кровонаповнення

За різноманітними літературними джерелами, що розглядають оптичні характеристики тканин БО [6], коефіцієнт відбивання, абсорбція, розсіювання, пропускання у різних тканин різні і величини їх залежать як від властивостей тканин БО, так і від довжини хвилі зондувального випромінювання. В прощеному вигляді схема взаємодії випромінювання з БО показана на рис. 2.2.

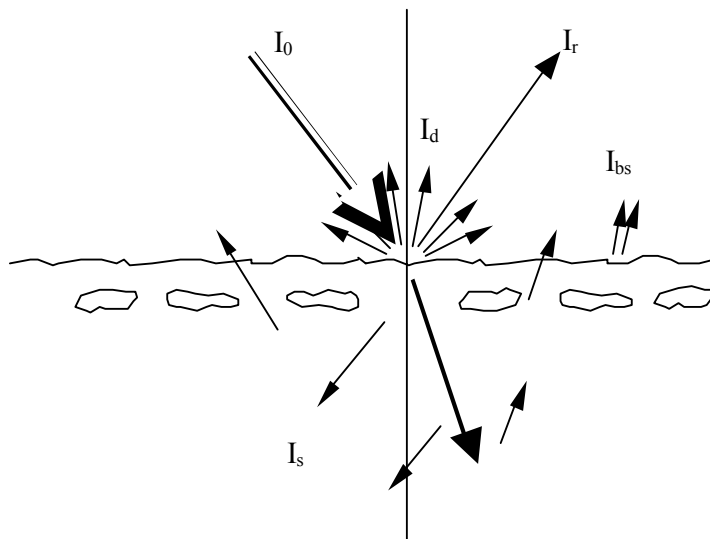


Рис. 2.2. Схема взаємодії випромінювання з БО

Пучок світла ( $I_0$ ), що падає на біотканину, частково відбивається від її поверхні, причому світло, що відбивається, можна поділити на дві складові компоненти: регулярну ( $I_r$ ) та дифузну ( $I_d$ ). Випромінювання, що пройшло всередину біотканини, частково поглинається та розсіюється в ній. Випромінювання ( $I_s$ ), що розсіялося, має характерний розподіл в тілесному куті  $2\pi$ , що визначається оптичними властивостями біотканини. Частина світла ( $I_{vs}$ ), що розсіюється, яка не поглинається за час розповсюдження в тканині, проходить через її поверхню в напрямі, зворотному напрямку пучка. Таким чином, в загальному випадку світло, що реєструється від біотканини, має три компоненти:  $I_r$ ,  $I_d$  й  $I_{vs}$ .

Якщо ФВП використовує неколімоване випромінювання світлодіодів потужністю до 5мВт або лазерів низької потужності (до 15мВт), то випромінювання проникає на невелику глибину (наприклад, потужність 1,5 мВт, довжина хвилі  $L=0,89$  мкм, глибина проникнення в шкіру 200 мкм).

Отже, можна припустити, що для зондувального випромінювання з такими характеристиками перевідбите випромінювання не буде вносити відчутний вклад в променевий потік, відбитий від поверхні БО.

Спроби математичного описання взаємодії випромінювання із біотканиною робилися багатьма дослідниками. Найчастіше пропонується рішення цієї проблеми з позицій теорії радіаційного переносу, при цьому біотканина аналізується як випадково неоднорідне середовище, яке розсіює та поглинає, а випромінювання, що розповсюджується в ній, – як потік енергії, тобто всі ефекти, зв'язані з хвильовою природою світла (дифракція, інтерференція, поляризація), не приймаються до уваги.

Основне рівняння теорії радіаційного переносу може бути записане у вигляді

$$\theta \frac{dI(z, \theta)}{dz} = -(\mu_a + \mu_s) \cdot I(z, \theta) + \frac{1}{2} (\mu_a + \mu_s) \cdot \int_{-1}^1 P(\theta', \theta) \cdot I(z, \theta') d\theta', \quad (2.5)$$

де  $I(z, \theta)$  – потужність випромінювання ( $\text{Вт}/\text{м}^2$ ), що розповсюджується на глибині  $z$  через одиничну площадку і в одиничному тілесному куті в напрямку, який складає з нормаллю до цього майданчика кут, конус якого рівний  $\theta$  [ $\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{стер}^{-1}$ ];  $\mu_a$  та  $\mu_s$  – коефіцієнти поглинання і розсіювання [ $\text{м}^{-1}$ ];  $P(\theta', \theta)$  – фазова функція розсіювання, що описує вірогідність того, що світло розповсюджується в напрямку  $\theta$ .

Отримати точний аналітичний розв'язок рівняння для випадку розповсюдження світла в реальній біотканині неможливо, оскільки будь-яка жива тканина являє собою надзвичайно складну структуру і

практично не можна врахувати і описати всі параметри, що визначають її взаємодію з випромінюванням. У зв'язку з цим може бути два шляхи: перший – шукати аналітичний розв'язок рівняння з позицій теорії дифузії, при цьому припускається, що фотони, які розповсюджуються в середовищі, можуть поглинатись і розсіюватись цим середовищем майже рівномірно в усіх напрямках.

Для потоку фотонів в однорідному середовищі може бути записане рівняння дифузії:

$$\Delta^2 \psi(\vec{r}) - \frac{\mu_a}{D} \cdot \psi(\vec{r}) = -\frac{S(\vec{r})}{D}, \quad (2.6)$$

де  $\psi(\vec{r})$  – швидкість потоку фотонів в точці  $r$ ;  $S(r)$  – функція джерела, що визначається оптичними характеристиками середовища;

$D$  – коефіцієнт дифузії, який розраховується за такою формулою:

$$D = 1/3 (\mu_a + (1-g)^{-1} \mu_s)^{-1}. \quad (2.7)$$

Рівняння (2.2) може бути модифіковане до рівняння (2.1) за умови, що розсіювання в середовищі значно домінує над поглинанням. Для більшості біотканин ця умова виконується в оптичному діапазоні 300 – 1000 нм.

Іншим розповсюдженим методом розв'язання рівняння (2.1) є метод, який запропонували Кубелка і Мунк. Суттєвість його полягає в тому, що інтенсивність світла в елементарному об'ємі середовища  $I(r,z)$  розглядається, як сума інтенсивностей двох потоків, що розповсюджуються в протилежних напрямках.

Вхідне диференціальне рівняння може бути записане у вигляді

$$\frac{dI(\vec{r}, z)}{dz} = A_k \cdot I(\vec{r}, z) + S_k \cdot (\vec{r}, z), \quad (2.8)$$

де  $A_k$  і  $S_k$  – коефіцієнти, що характеризують оптичні властивості середовища (не рівні  $\mu_a$  і  $\mu_s$ ).

Серед чисельних методів розв'язання рівняння (2.1) в першу чергу слід виділити метод Монте-Карло. Суть його полягає в тому, що по черзі простежуються "історії" кожного фотона, що влучає в середовище до тих пір, доки він або не буде поглинутий, або покине кордони об'єкта середовища, що досліджується.

Розподіл імовірностей подій визначається, виходячи з значень  $\mu_a$ ,  $\mu_s$  і  $g$ , одержуваних експериментальним шляхом.

Основною перевагою такого підходу є можливість моделювання достатньо складної геометрії і неоднорідностей середовища. Точність

таких обчислень тим вища, чим більше число "історій" фотонів. Однак слід мати на увазі, що використання комп'ютерів з недостатньо високою продуктивністю часом неприйнятно збільшує час обчислень.

На основі методу Монте-Карло були досліджені параметри дифузного відбивання від біотканини, а також ряд інших оптичних параметрів. Порівняння цих параметрів з іншими результатами, отриманими з допомогою теорії дифузії, показало їхню гарну відповідність для умов, порівняно з умовами розповсюдження червоного і ближнього інфрачервоного випромінювання в м'яких біотканинах.

### ***2.3. Порівняльний аналіз теоретичних методів розв'язання рівняння переносу випромінювання***

Такі методи умовно поділяються на дві групи: експериментальні (прямі) і теоретичні (непрямі). Потрібно зауважити, що таке розділення є досить умовним, оскільки деякі з них можуть бути віднесені до обох груп. Загалом нараховується досить багато методів розв'язку РПВ [6,7,10-15], але розглянемо найбільш загальноживані, а також ті, що є в основі інших методів.

Основні теоретичні або, як їх прийнято вважати, наближені методи розв'язку РПВ є такі: метод послідовних наближень; метод усереднення інтенсивності за напрямками; метод заміни РПВ системою диференційних рівнянь; метод за принципом інваріантності Амбарцумяна; асимптотичний метод; методи статистичного моделювання; числові методи та ін.

**Метод послідовних наближень** [16]. Він заснований на тому, що в рівнянні (1.2) враховуються розсіяння першого, другого і наступних порядків. Метод коректний, але зручний тільки за умови, коли маємо малі значення  $\Lambda$  і  $\tau$ . В цьому випадку не потрібно враховувати розсіяння вищих порядків, що для даного методу є проблематичним, хоч і розроблені для цього числові методи розрахунку. Частіше метод зводиться до спільного розв'язання РПВ [10] і рівняння променистої рівноваги (РПР) [6, 12].

**Метод усереднення інтенсивності** за напрямками [11,12] використовується для випадків, коли немає необхідності знати дуже точні значення інтенсивності у будь-якій точці поля, тому що в ньому замість точних значень інтенсивності у рівнянні (1.2) використовуються середні значення по кутах і інтегральний член в РПВ замінюється квадратурною формулою – сумою Гауса чи системою лінійних рівнянь [11]. Є деякі особливості у використанні цього методу різними авторами. Так, у різновидах рішень Шварцшильда та Шустера [12] розглядаються два потоки, що поширюються назустріч один одному, а в методі Едінгтона [2] вводиться усереднена інтен-

сивність випромінювання по куту  $4\pi$ . Але у всіх випадках отримані формули достатньо прості для розрахунку, хоч і мають суттєвий недолік – не описують кутового розподілу розсіяного світла.

**Метод Чандрасекара** [6] чи, як його частіше називають на практиці, **метод заміни РПВ системою диференційних рівнянь**. Згідно цього, наприклад, для РПВ у вигляді

$$\cos \frac{dI(\tau, \theta)}{d\tau} = I_1(\tau, \theta) - \frac{1}{2} \int_0^\pi I(\tau, \theta) \sin \theta d\theta \quad (2.9)$$

рівноцінною буде заміна системою типу

$$\left. \begin{aligned} \frac{1}{2} \frac{dI_1(\tau)}{d\tau} &= I_1(\tau) - B(\tau) \\ -\frac{1}{2} \frac{dI_2(\tau)}{d\tau} &= I_2(\tau) - B(\tau) \end{aligned} \right\} \quad (2.10)$$

З врахуванням початкових умов при розв'язанні системи (2.10) можемо отримати досить прості і зручні рівняння [5, 17] для визначення відбивання

$$R(d\tau) = \frac{m_\sigma}{4q} d\tau \quad (2.11)$$

і пропускання

$$T(d\tau) = 1 - \left( m_\alpha + \frac{m_\sigma}{4q} \right) d\tau, \quad (2.12)$$

де  $m_\sigma$  – питомий показник розсіяння середовища;

$m_\alpha$  – питомий показник поглинання середовища;

$q$  – деякий параметр, що залежить від індикатриси розсіяння елементарного об'єму. Його називають параметром Розенберга [10].

Незважаючи на зручність у застосуванні формул (2.11) і (2.12), вони не дають опису кутового розподілу розсіяного світла. Метод більше застосовується для середовищ із сферичною індикатрисою та відомою матрицею розсіяння. Для інших випадків він може застосовуватись тільки як оціночний [17].

Методи, що ґрунтуються на **принципах інваріантності** [8, 18–20] теж дозволяють звести розв'язок РПВ до простих співвідношень між коефіцієнтами пропускання і відбивання зразка з незмінною кутовою структурою світлового поля. Є декілька різновидів такого підходу. Так, метод, наприклад, запропонований Амбарцумяном [18], розділяє зразок умовно на дві паралельні, горизонтальні частини довільної товщини  $\ell_1$  і  $\ell_2$ . Рівняння для визначення коефіцієнта яскравості отримується шляхом визначення зв'язків між інтенсивностями випромінювання, що виходить із середовища та інтен-

сивності на межі двох шарів [5]. Якщо звести такі залежності до коефіцієнтів відбивання та пропускання, то отримуємо систему

$$\left. \begin{aligned} R(\lambda_1 + \lambda_2) &= R(\lambda_1) + R(\lambda_2) \frac{T^2(\lambda_1)}{1 - R(\lambda_1)R(\lambda_2)} \\ T(\lambda_1 + \lambda_2) &= \frac{T(\lambda_1)T(\lambda_2)}{1 - R(\lambda_1)R(\lambda_2)} \end{aligned} \right\} \quad (2.13)$$

Якщо товщина одного з шарів буде прямувати до нуля  $\ell \rightarrow 0$ , то застосувавши його в якості інваріанта до всього об'єму, отримуємо систему диференціальних рівнянь, розв'язок якої буде мати вигляд [17]

$$\left. \begin{aligned} R(\lambda) &= \frac{1 - \exp(-2\varepsilon'\lambda)}{1 - R_\infty^2 \exp(-2\varepsilon'\lambda)} \\ T(\lambda) &= \frac{(1 - R_\infty^2) \exp(-\varepsilon'\lambda)}{1 - R_\infty^2 \exp(-2\varepsilon'\lambda)} \end{aligned} \right\}, \quad (2.14)$$

де  $\varepsilon' = \sqrt{K_2^2 - K_1^2}$  – показник затухання у глибинному режимі зі сферичною індикатрисою розсіяння:  $f(\theta) = 1$ ,  $R_\infty$  – коефіцієнт дифузного відбивання шару нескінченної товщини, коли  $\Lambda = 0$ .

При цьому

$$R_\infty = \frac{K_2}{K_1} - \sqrt{\frac{K_2^2}{K_1^2} - 1}. \quad (2.15)$$

Таким чином, оптичні властивості зразка визначаються за двома параметрами:  $\varepsilon'$ ,  $R_\infty$  або  $K_1$ ,  $K_2$ , пов'язані співвідношеннями:

$$K_1 = \frac{2R_\infty \varepsilon'}{1 - R_\infty^2}, \quad K_2 = \frac{1 + R_\infty^2}{1 - R_\infty^2}. \quad (2.16)$$

На практиці в цьому методі за умови  $\Lambda \rightarrow 0$  та  $f(\theta) = 1$  використовується зручне співвідношення

$$\frac{(1 - R_\infty)^2}{2R_\infty} \cong \frac{m_\alpha}{(1 - \nu)m_\sigma} \cong \frac{2m_\alpha}{m_\sigma}. \quad (2.17)$$

Дещо особливе місце займає відомий **метод Монте-Карло** і загалом методи, що ґрунтуються на статичному моделюванні. У даному випадку розглядається процес випадкових зіткнень фотонів з частинками речовини, що приводить до розсіяння чи поглинання як ланцюг Маркова [21] і знаходиться безпосередньо велика кількість траєкторій квантів. Шукана інтенсивність випромінювання визначається числом траєкторій, що проходять через дану точку простору в певному напрямку і є квантами світлової енергії. Метод є зручним при

слабкому розсіянні, малих товщинах та, що особливо важливо, при складних граничних умовах. Навпаки, при малих питомих поглинаннях і значних оптичних товщинах задача має некоректність. До статистичних відноситься і ряд методів, розроблених Соболевим [13].

До теоретичних відноситься і велика група **числових методів** [22, 23]. В певній мірі до них можна і віднести деякі з розглянутих методів, оскільки вони теж використовують числові розрахунки. Класичними із них є **варіаційні**. В цьому 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 розв'язку 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 Владимірова, Карлсона, кінцево-різницевої і т. ін. [17]. Загалом, числові методи здебільшого апроксимують розв'язок РПВ простішими способами, такими як: заміни сумами поліномів чи квадратурними 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 розв'язанні досить ідеалізованих задач розглянуті методи призводять до громіздких розрахунків та необґрунтованих похибок. В цьому випадку доцільніше використовувати переваги прямих чи експериментальних методів.

## ***2.4. Розповсюдження світла в багат шарових тканинах***

### ***2.4.1. Технологічна модель Monte Carlo***

Використовуючи поняття складового розсіювання у випадку густого середовища, яке є дійсним для багатьох біотканин, можна передбачити втрати енергії прохідного променя в густих тканинах за допомогою технологічної моделі Monte Carlo [16]. Модель Monte Carlo базується на макроскопічних оптичних властивостях, що приводить до поширення образу скінченно малих одиниць тканинного об'єму. Модель враховує подробиці розподілу випромінювальної енергії в межах кожної клітини.

Стационарна теорія передачі випромінювання (ТПВ) описується інтегрально-диференціальним рівнянням, яке описує розповсюдження світла в густому середовищі:

$$\frac{\partial I(r, s)}{\partial s} = -\mu_t I(r, s) + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I(r, s') f(s, s') d\Omega', \quad (2.18)$$

де  $I(r, s)$  – це відбиття від точки  $r$  у напрямку  $s$ ,  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$  – це абсолютний коефіцієнт послаблення,  $\mu_a$  – коефіцієнт поглинання,  $\mu_s$  – коефіцієнт розсіювання,  $f(s, s')$  – функція розсіювання фази,  $\Omega'$  – тілесний кут.

Якщо випромінювання проходить, це аналізується в області  $G \in \mathbb{R}$ , та  $\partial G$  – це область граничної поверхні, тоді граничні умови для  $\partial G$  можуть бути записані в основній формі:

$$I(r, s) \Big|_{(sn) < 0} = S(r, s) + R I(r, s) \Big|_{(sn) > 0}, \quad (2.19)$$

де  $r \in \partial G$ ,  $n$  – поверхневий вектор нормалі до  $\partial G$ ,  $S(r, s)$  – це розподіл світла, що падає на  $\partial G$  та  $R$  – це оператор відбиття.

Якщо область  $G$  містить поверхні, які можуть відбивати чи заломлювати світло, тоді граничні умови будуть схожі на рівняння (2.19) і їх можна записати для кожної з поверхонь окремо.

Для оптичної дозиметрії випромінювання та проблеми нагріву, найчастіше використовують інтеграли від  $I(r, s)$ , які визначають абсолютну норму швидкості розподілу енергії, що випромінюється в точці  $r$ :

$$U(r) = \int_{4\pi} I(r, s) d\Omega. \quad (2.20)$$

Для дослідження розсіювання об'єктною прозорістю використовують функцію розподілу випромінювання на поверхні середовища  $\Phi(r)$  (густина потоку випромінювання):

$$\Phi(r) = \int_{(sn) > 0} I(r, s)(sn) d\Omega, \quad (2.21)$$

де  $r \in \partial G$ .

Лазерний промінь входить у верхні плоскі шари. Припустимо, що просторовий та кутовий розподіли світла, що падає, може бути подано у формі :

$$S(r, s) = A(s)E(r), \quad (2.22)$$



де  $A(\mathbf{s})$  описує кутовий розподіл від джерела з одиничною енергією. Кожний  $i$ -тий шар характеризують параметри:  $\mu_{ai}$ ,  $\mu_{si}$  та  $f_i(\theta_s) [\theta_s = \arccos(ss')]$  - це кут розсіювання); товщина  $d_i$  та показник заломлення базисного середовища  $n_i$ . Припускаючи постійність оптичних властивостей шарів в плоско-паралельних шарах, можна зробити висновок, що проблемою є симетрія будь-яких зрізів в цій площині. В статистичному моделюванні світлового розподілу це присвоєння середнього значення робиться не беручи до уваги просторового розподілу світла, що падає,  $E(\mathbf{r})$  та замість цього аналізується початкова точка, що розташована на початку системи координат, яка містить кутовий розподіл, описаний функцією  $A(\mathbf{s})$ . Так можна обчислити Green функції реакції середовища на одиницю зовнішньої дії  $G(r)$ ,  $G_T(r)$ ,  $G_R(r)$ , які визначаються абсолютною нормою швидкості розподілу в середовищі та поверхневим розподілом передачі та відбиття випромінювання. Функції  $U(r)$ ,  $\Phi_T(r)$  та  $\Phi_R(r)$  (індекс T – середній показник передачі, R – середній показник відбиття) можуть бути розраховані інтегруванням

$$U(x, y, z) = \iint G(x', y', z) E(x - x', y - y') dx' dy', \quad (2.23)$$

$$\Phi_i(x, y) = \iint G_i(x', y') E(x - x', y - y') dx' dy', \quad (2.24)$$

де  $i = R, T$ ,  $x, y, z$  – координати точки  $\mathbf{r}$  ( $z$  – вісь нормалі до поверхні шару у напрямку до середовища).

Якщо припустити, що промінь має радіальну симетрію, тобто  $E(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = E(\mathbf{R})$  де  $R = (x^2 + y^2)^{1/2}$ , тоді, в циліндричних координатах ( $\mathbf{R}, z, \theta$ , де  $\theta$  – азимутальний кут в площині  $\mathbf{XY}$ ), рівняння (6) може бути переписане так:

$$U(R, z) = \int_0^\infty G(R', z) \left\{ \int_0^{2\pi} E \left[ (R'^2 + R^2 - 2RR' \cos \theta)^{1/2} \right] d\theta \right\} R' dR'. \quad (2.25)$$

Також може бути переписане й рівняння (2.19).

Статистичне моделювання міграції фотонів реалізується таким чином. Досліджувальна ділянка  $(R, z)$  ( $0 \leq R \leq R_{\max}$ ,  $0 \leq z \leq d$ ,  $d = \sum_{i=1}^N d_i$ ) – це абсолютна товщина,  $N$  – номер шару,  $R_{\max}$  – вибирається так, щоб він задовольняв умови: кількість відбивань зовнішнім циліндром з радіусом  $R_{\max}$  повинна бути малою та розділена на комірки  $(i, j)$ . Кожний фотон характеризується трьома

координатами та двома кутами  $\psi$  та  $\xi$ , які визначають напрямок міграції фотона ( $0 < \psi < \pi$  та  $0 < \xi < 2\pi$ , де  $\psi$  – кут, який визначає напрямок від додатної осі  $z$  та  $\xi$  – це кут, який визначає напрямок від додатної осі  $x$  в площині  $x-y$ ).

Коли починається міграція фотонів, кожний фотон розташований на початку системи координат, має початкову вагу  $W_0$ , його випадковий напрямок визначається у відповідності з функцією  $A(\mathbf{s})$ , та використовується вираз :

$$\alpha = \int_{x_{\min}}^{x_{\text{rnd}}} p(x) dx, \quad (2.26)$$

де  $\alpha$  – випадкове число, що однорідно розподілене в інтервалі  $[0;1]$ ,  $p(x)$  – густина ймовірності випадкової величини  $x$ ,  $x_{\min}$  – це найменше значення  $x$ , а  $x_{\text{rnd}}$  – це вибране значення  $x$ . Значення всіх інших випадкових величин, що використовуються в статистичних моделях міграції фотонів генерується за допомогою (2.26). Методи для розв'язання (2.26) добре розвинуті.

Після визначення міграції фотонів, обчислюється довжина їх вільного перебігу. При міграції фотона з шару  $l$  в шар  $m$ , відбиття від з'єднання між шарами потрібно додати до розрахунку. Для знаходження ймовірності відбиття фотона використовують формули Френеля. Під час міграції фотона від одного шару до іншого, довжина його пробігу повинна змінюватись у відповідності до формули:

$$L' = L \mu_l / \mu_m, \quad (2.27)$$

де  $L$  та  $L'$  – відповідно старе та нове значення кроку довжини перебігу, що залишився.

Та частина маси фотона, яка пропорційна  $1-a$  ( $a = \mu_s / \mu_t$  – це інтенсивність одиничного розсіювання) буде зберігатися в комірці масиву  $Q_{ij}$ , який характеризує поглинену енергію розсіювання в середовищі;  $i, j$  – індекси, які розраховуються у відповідності зі зміною координат фотону. Тоді значення кута розсіювання фотонів випрацьовується та процедура повторюється знов. Якщо на наступному кроці відтворення фотон виходить за межі середовища, частина його маси, яка пропорційна коефіцієнту передачі аналогічної межі, буде вкладена в комірку масиву  $Q_{Ti}$  (передачі) чи  $Q_{Ri}$  (відбиття). Значення індексу  $i$  визначається зміною координати  $R$ . Коли така процедура здійснюється, то для достатньо великої кількості фотонів  $N_p$ , Green функції середньої реакції обчислюються у відповідності з:

$$G_{ij} = \frac{Q_{ij}}{N_p V_{ij} \mu_{aij} W_0}, \quad (2.28)$$

$$G_{li} = \frac{Q_{li}}{N_p S_i W_0}, \quad l = R, T, \quad (2.29)$$

де  $V_{ij}$  – значення  $(i,j)$  комірки,  $\mu_{aij}$  – коефіцієнт поглинання шару де знаходиться комірка  $(i,j)$ ,  $S_i$  – площа кільця, аналогічного зміні значення  $R$ .

Для поданого профілю лазерного променя можна обчислити середню швидкість розподілу випромінювання у середовищі та розподіл передачі та відбиття випромінювання. Наприклад, функція фазового розсіювання може бути апроксимована Henley-Greenstein функцією з різними значеннями середнього косинусу кута розсіювання  $g_i$  для різних шарів.

Геометрія моделювання Monte-Carlo з інтегральною сферою проілюстрована на рис. 2.3. В принципі, освітлення зразка може бути чи колімаційним чи дифузним. Лазерний промінь можна вважати колімуючим, оскільки це типowo для більшості спектрофотометричних пристроїв. Хоча відбиття світла від межі скло-повітря в основному набагато сильніше ніж від межі скло-тканина, останній ефект також враховується, оскільки це може впливати на сторонні втрати.

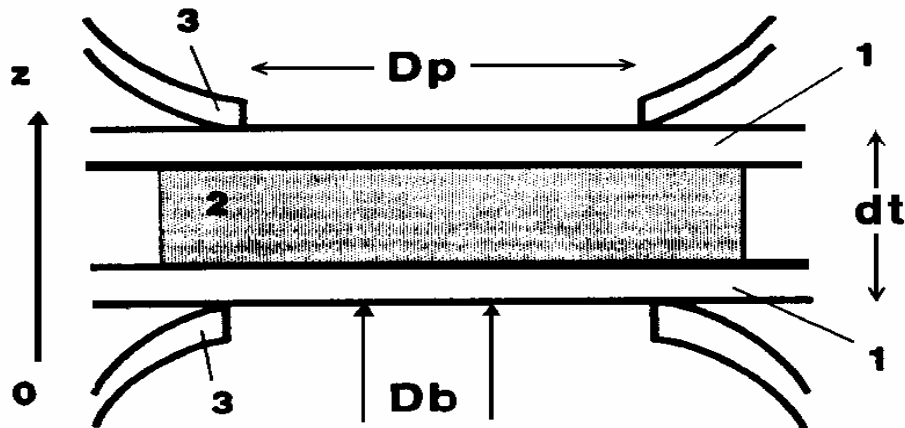


Рис. 2.3. Геометрія моделювання Monte-Carlo  
1 - скло; 2 - тканина; 3 - інтегральна сфера

### 2.4.2. Метод Kubelka-Munk

Взаємодія світла зі зразками тканин для чотиріпотоккової апроксимації зображена на рис. 1.3. Припускаючи, що показники заломлення для всіх трьох середовищ рівні та тільки клей є поглинальним засобом, чотиріпотоккові теоретичні рівняння можуть бути записані у формі:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dF_{c+}}{dz} &= -(k + S_1 + S_2)F_{c+}; \\ \frac{dF_{c-}}{dz} &= -(k + S_1 + S_2)F_{c-}; \\ \frac{dF_+}{dz} &= -(K + S)F_+ + SF_- + S_1F_{c+} + S_2F_{c-}; \\ \frac{dF_-}{dz} &= (K + S)F_- - SF_+ - S_1F_{c-} - S_2F_{c+}, \end{aligned} \right\} \quad (2.30)$$

де  $F_{c+}$  та  $F_{c-}$  – колімуючі зустрічний та зворотний потоки відповідно.  $F_+$  та  $F_-$  – дифузійні потоки,  $K$ ,  $S$ ,  $k$ ,  $S_1$  та  $S_2$  – коефіцієнти Kubelka-Munk та вісь  $z$  направлена нормально до поверхні шкіри.

Система рівнянь (2.29) розв'язується при використанні граничних умов. Обчислення коефіцієнта абсолютної передачі  $T$  та дифузного відбиття  $R$  визначається за формулами:

$$\begin{aligned} T &= \frac{T_5 F_{c+}(d_0) + T_6 F_+(d_0)}{F_0}; \\ R_d &= \frac{T_4 F_-(0)}{F_0}, \end{aligned} \quad (2.31)$$

де  $F_0$  – потік падаючого світла та  $d_0$  товщина зразка.

Коефіцієнти  $K$  та  $S$  можуть бути обчислені за допомогою виразів:

$$\begin{aligned} K &= \frac{2\mu_a}{1 + (1/2)\{\mu_a / [\mu_a + \mu_s(1-g)]\}}; \\ S &= \frac{(3/4)\mu_s(1-g)}{1 + (19/30)\{\mu_a / [\mu_a + \mu_s(1-g)]\}} \end{aligned} \quad (2.32)$$

та

$$k = \mu_a;$$

$$S_1 = \frac{\mu_t}{2} \int_0^1 d\mu f_0(\mu, 1);$$

$$S_2 = \frac{\mu_t}{2} \int_{-1}^0 d\mu f_0(\mu, 1),$$

де

$$f_0(\mu, \mu') = (1/4\pi^2) \int_0^{2\pi} d\Phi \int_0^{2\pi} f(\mu, \Phi, \mu', \Phi') d\Phi',$$

де  $f(\mu, \Phi, \theta', \Phi')$  – це функція фазового розсіювання.

Таким чином задача може бути розв'язана за допомогою системи нелінійних рівнянь:

$$T = T_{\text{exp}}, R = R_{\text{dexp}}, \quad (2.33)$$

де  $T_{\text{exp}}, R_{\text{dexp}}$  – вимірювані величини та  $T$  і  $R_d$  обчислюються за допомогою значень з рівнянь (2.30).

Класичний алгоритм для переміщення фотона було описано багатьма авторами [17,18,19,43]. Як у випадку обчислень функції для  $T$  застосуємо функцію

$$\xi_V(r_i) = \begin{cases} 1 - R_i, & r_i \in \zeta_V \\ 0, & r_i \notin \zeta_V \end{cases}, \quad (2.34)$$

де  $V=R, T$ ;  $\xi_T$  та  $\xi_R$  оцінювальні функції для  $T_i$  і  $R_d$  відповідно,  $R_i$  – коефіцієнт відбиття від границі між точками  $\mathbf{r}_{i-1}$  і  $\mathbf{r}_i$ ;

$$\zeta_R = \left\{ r = (x, y, z) \mid z < 0, x^2 + y^2 < D_p^2 / 4 \right\};$$

$$\zeta_T = \left\{ r = (x, y, z) \mid z > d_t, x^2 + y^2 < D_p^2 / 4 \right\};$$

$D_p$  – діаметр приймача;  $d_t$  – абсолютна товщина зразка (зі склом). Можна прийняти як оцінку для  $T_i$  та  $R_d$  такі величини:

$$\langle T_t \rangle = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^p W_{ij} \xi_T(r_j); \quad (2.35)$$

$$\langle R_d \rangle = \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^p W_{ij} \xi_R(r_j),$$

де  $N_i$  – кількість взаємодій  $i$ -того фотона та  $W_{ij}$  – маса  $i$ -того фотона на  $j$ -тому кроці моделювання. Фактично, в оцінці  $T_t$  обчислюється тільки дифузний компонент  $T_d$ , оскільки колімуючий компонент  $T_c$  було припущено, а як відомо ( $T_t = T_c + T_d$ ). Це дозволяє зменшити похибку в обчисленні  $T_t$ . Одночасно з обчисленнями  $T_t$  та  $R_d$ , їх середньоквадратичні похибки  $S_T/\sqrt{N_p}$  та  $S_R/\sqrt{N_p}$  також оцінюються при використанні формули:

$$S_R = \left[ \frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^N (R_{d_i} - \langle R_d \rangle)^2 \right]^{1/2}, \quad (2.36)$$

і, відповідно для  $S_T$ . Це дає можливість контролю точності обчислень та зупинки алгоритму, коли відносні похибки оцінки  $R_d$  та  $T_t$  стають нижчими, ніж попередньо визначені значення.

Дво- та чотиріпотоків (два когерентних та два розсіяних потоки утворені падаючими та дзеркально відбитими лазерними променями та об'ємним розсіюванням) модель Kubelka-Munk, що бере до розрахунків дзеркальне відбиття від границь зразка, використовується для обчислення коефіцієнтів розсіювання та поглинання зразками епідермісу.

Чотиріпотоків апроксимація Kubelka-Munk отримує задовільні результати для середовища з високим albedo та ізотропним розсіюванням.

Вимірювання абсолютної передачі  $T_t$  та дифузного відбиття  $R_d$  на спектрофотометрі з інтегральною сферою (сферами) загалом використовують для оцінки оптичних властивостей тканин в лабораторних умовах. Для будь-якого вимірювання необхідно виконання вимоги проведення додаткового вимірювання встановлених оптичних параметрів. Це може бути незалежне вимірювання однієї з двох функцій: фазового розсіювання чи колімації передачі. У випадку вимірювання колімаційного коефіцієнта передачі функція розсіювання фази повин-

на бути апроксимована аналітичною функцією. Для тканин широко використовується апроксимація Henley-Greenstein.

Для надійного визначення оптичних властивостей необхідно враховувати реальну геометрію експерименту та кутову структуру випромінювання в зразку. Це може бути зроблено тільки за допомогою методу Monte-Carlo. Внаслідок великої кількості обчислень втрачається дуже багато часу, тим не менш інверсна технологія Monte-Carlo стала доступною зовсім недавно.

Порівняння результатів Monte-Carlo та Kubelka-Munk показує, що Kubelka-Munk теорія може бути використана для швидкої та наближеної оцінки оптичних властивостей для середовища з високим albedo та низькою анізотропією розсіювання. Для точного визначення оптичних властивостей тканин до розрахунку необхідно додати сторонні втрати.

### ***2.5. Аналіз експериментальних методів вимірювання оптичних характеристик неоднорідних біологічних об'єктів***

Основні з них – це метод вузьконаправленого пучка, метод глибинного режиму, метод вимірювання параметрів Стокса, метод інтегральної сфери та метод дифузного відбивання.

**Метод вузьконаправленого пучка** оснований на можливості при однократному розсіянні безпосереднього вимірювання коефіцієнта екстинкції (затухання)  $k$  завдяки послабленню потоку направленого світлового пучка зразком певної товщини  $\lambda$  [10]. Він дозволяє одночасно вимірювати  $k$  і  $T$ , визначити  $\varepsilon$ , а при малих питомих поглинаннях (при  $\beta \geq 1$ ) може бути і знайдене  $\alpha$ . Названі параметри входять в основні формули для розрахунків інших оптичних характеристик розсіювального середовища.

**Метод глибинного режиму** [24] забезпечує досить точні результати вимірювань різних дисперсних, світлорозсіювальних середовищ. Застосовується в лабораторних умовах при моделюванні недоступних чи важкодоступних об'єктів контролю, у тому числі біомедичних зразків.

**Метод вимірювання параметрів Стокса** ґрунтується на тому, що світлове поле в середовищі може бути представлено як сукупність некогерентних світлових пучків різного напрямку, кожен з яких характеризується чотирикомпонентним вектор-параметром Стокса [5, 8, 25]

$$S = \begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{pmatrix}. \quad (2.37)$$

Сутність самого методу полягає у визначенні характеристик яскравості трансформованого розсіювальним середовищем випромінювання для чотирьох комбінацій кутових орієнтацій поляризаційних елементів (поляризаційних платівок) [10, 25]. В такому випадку отримуємо систему

$$\left. \begin{aligned} S_1 &= I(\psi = 0; \chi = 0) + I\left(\psi = \frac{\pi}{2}; \chi = \frac{\pi}{2}\right) \\ S_2 &= I(\psi = 0; \chi = 0) - I\left(\psi = \frac{\pi}{2}; \chi = \frac{\pi}{2}\right) \\ S_3 &= 2I\left(\psi = \frac{\pi}{4}; \chi = \frac{\pi}{4}\right) - S_1 \\ S_4 &= S_1 - 2I\left(\psi = 0; \chi = \frac{\pi}{4}\right) \end{aligned} \right\}, \quad (2.38)$$

де  $S_1$  – параметр, що відповідає повній інтенсивності пучка;  
 $S_2, S_3$  – інтенсивності пучків, що орієнтовані під кутами  $0^\circ$  і  $45^\circ$  до площини референції відповідно;

$S_4$  – інтенсивність правоциркулярних пучків;

$I(\psi, \chi)$  – інтенсивність світла, пройденого через поляризатор і аналізатор при заданих значеннях кутів  $\psi$  і  $\chi$ . Згідно з (2.37) розв’язок зворотної спектроскопічної задачі можна представити співвідношенням

$$S_i = \sum_{j=1}^4 \hat{P}_{ij} S_j, \quad (2.39)$$

де  $\hat{P}_{ij}$  – 16-ти - параметрична матриця розсіяння

$$\hat{P}_{ij} = \begin{pmatrix} P_{11} & P_{12} & P_{13} & P_{14} \\ P_{21} & P_{22} & P_{23} & P_{24} \\ P_{31} & P_{32} & P_{33} & P_{34} \\ P_{41} & P_{42} & P_{43} & P_{44} \end{pmatrix}. \quad (2.40)$$

В основу **методу інтегрувальної сфери** [25–29] покладено принцип Сумпнера [30], згідно з яким променевий потік від розташованого в центрі сфери джерела випромінювання рівномірно



розподіляється на всі ділянки стінок сфери, що покриті дифузньо-відбиваючою речовиною. В якості звичайного фотометра вперше використав сферу Ульбріхт [31] ще на початку нинішнього століття. Але для розв'язку зворотної задачі ТПВ відомо два таких способи практичної реалізації цього методу, які з'явилися дещо пізніше. Спосіб – Рвачова-Сахновського [25, 32, 33] відрізняється тим, що зразок розташований в центрі кулі. Це дає ряд переваг, оскільки дозволяє використовувати закон збереження променевої енергії, визначати абсолютні коефіцієнти відбивання, поглинання зразка з різними індикатрисами розсіювання. Автором запропоновано цей метод використовувати для вимірювань характеристик біотканин за способом Тейлора, коли зразок знаходиться на стінці сфери. Використовуючи певні методики, можливо також і визначення питомих показників середовища [34, 35]. У такій сфері при розташуванні зразка в центрі за рахунок багатократного відбивання створюється рівномірна просторова освітленість

$$E = \frac{\Phi_0 R}{S} \cdot \frac{1}{1 - \rho}, \quad (2.41)$$

де  $\Phi_0$  – потік, що потрапляє на зразок;

$R$  – коефіцієнт дифузного відбивання зразка;

$S$  – площа внутрішньої поверхні сфери;

$\rho$  – коефіцієнт дифузного відбивання стінок сфери.

Шуканий коефіцієнт дифузного відбивання зразка можна записати у вигляді

$$R = \rho \frac{\Phi_R}{\Phi_0} = \frac{N_1}{N_2}, \quad (2.42)$$

де  $N_1, N_2$  – покази значень приладу для об'єкта вимірювання та зразкового засобу відповідно.

Для вимірювання коефіцієнта пропускання методика та ж, тільки за умови відсутності світлонепроникного ковпачка. В цьому випадку на фотоприймачі буде сумарне значення  $T$ , що визначається. Тоді

$$T = \rho \frac{\Phi_{R+T} - \Phi_R}{\Phi_0} = \frac{N_3 - N_1}{N_2}. \quad (2.43)$$

При відомих значеннях  $R$  і  $T$  досить легко визначити і коефіцієнт поглинання [9]:

$$\alpha = 1 - (R + T). \quad (2.44)$$

Також, використовуючи закон Бугера-Ламберта-Бера та певні методики, знаходяться питомі показники поглинання і розсіяння. Так, для абсолютного показника поглинання

$$m_{\alpha} = -\frac{l}{\lambda} \ln(1 - \alpha), \quad (2.45)$$

де  $\lambda$  – товщина прошарку рідини,  $\alpha$  – її коефіцієнт поглинання.

**Метод дифузного відбивання** є базовим для багатьох спектроскопічних задач. Досить зручні в застосуванні співвідношення дозволяють з певним ступенем точності визначити оптичні властивості світлорозсіювальних середовищ. При використанні цього методу широко застосовується формула Кубелки-Мунка-Гуревича [38]

$$f(R_{\infty}) \equiv \frac{(1 - R_{\infty})^2}{2R_{\infty}} = \frac{\alpha_0}{\sigma_0} \cong \frac{2m_{\alpha}}{m_{\sigma}}, \quad (2.46)$$

де  $R_{\infty}$  – коефіцієнт відбивання від шару нескінченної товщини за умови  $A=0$ ;  $\alpha_0$ ,  $\sigma_0$  – коефіцієнти поглинання і відбивання одиничної товщини. Знаючи  $R_{\infty}$ , можемо визначити і інші параметри з виразу

$$R_{\infty} = \frac{(n-1)^2 + m_{\alpha}^2}{(n+1)^2 + m_{\alpha}^2}. \quad (2.47)$$

Остання формула обчислюється тільки при нормальному падінні світлового променя. В парі з рівнянням (2.47) зручно можна застосувати рівняння, що отримується шляхом спільного розв'язання формул (2.39)-(2.41) при заданих початкових і граничних умовах [9]:

$$m_{\alpha} = \frac{(1 - R_{\infty})^2}{4R_{\infty}} \cdot \frac{m_{\sigma}}{4q}. \quad (2.48)$$

Таким чином, у цьому розділі розглянуто основні з методів розв'язання РПВ, що використовуються в сучасному експерименті. Окрім названих, є ще значна кількість і інших методів, більш вузько-спеціалізованих (для певних граничних умов), які не приводились, хоча за допомогою сучасної обчислювальної техніки деякі з них втрачають свої недоліки і отримують нові застосування.

### РОЗДІЛ 3

## АНАЛІЗ СУЧАСНИХ КОНЦЕПЦІЙ РОЗВИТКУ ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ ТА КОНТРОЛЬНО-ВИМІРЮВАЛЬНИХ ЗАСОБІВ ДІАГНОСТИКИ НЕОДНОРІДНИХ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

Проблеми оптико-фізичних та оптоелектронних досліджень розповсюдження світла в неоднорідних (світлорозсіювальних) біологічних середовищах вкрай актуальні, адже вони проявляються як у глобальних мірилах Всесвіту, так і на ядерному рівні. З ними постійно доводиться стикатися у практичній діяльності людини. І навіть навколишній світ у всьому його нескінченному розмаїтті і багатогранній красі ми спостерігаємо лише завдяки розсіянню світла, бо нерозсіювальні (прозорі) предмети побачити неможливо. Тому оптика розсіювальних середовищ прискорено розвивається, вирішуючи все нові складні теоретичні та прикладні питання. При цьому провідною у оптико-фізичних вимірюваннях залишається спектрофотометрія, бо її методи є безконтактними, неруйнівними і локальними, а її головний інструмент — світловий промінь завдяки співрозмірності кванта з енергією взаємодії мікрочастинок є зручним мікрозондом для з'ясування енергетичних взаємозв'язків у речовині. Проте і у експериментальній спектрофотометрії суттєвою перешкодою теж стає розсіяння випромінювання, що характерне більшості навколишніх неоднорідних середовищ живої і неживої природи. Сюди відносяться: основні астрофізичні об'єкти (зоряні і планетні атмосфери, води, ґрунти і їх покрив), всі біологічні утворення (живі тканини, різноманітні препарати і культури мікроорганізмів, хлоропласти, шкіра, кров), харчові продукти, фарби, порошки, колоїди, сніг, фотографічні шари, більшість люмінофорів, полікристалічні, фрактальні і напівпровідникові матеріали, папір та багато інших неоднорідних матеріалів і речовин.

При цьому традиційні методи контролю та вимірювань оптичних характеристик вже не у повній мірі задовольняють вимоги сучасної спектроскопії світлорозсіювальних об'єктів, а тому потребують подальших наукових пошуків, нових розробок, суттєвого вдосконалення, автоматизації та інтелектуалізації. Вирішення цих проблем є метою і концептуальною основою, а також входить до задач нашої роботи, що базується з одного боку — на теорії переносу та розсіяння випромінювання, а з другого боку — на фундаментальних принципах інформаційно-вимірювальної техніки і метрології.

### *3.1. Сучасний стан оптичних методів і засобів вимірювань світлорозсіювальних біологічних середовищ*

Явище розсіяння світла за своєю фізичною суттю надзвичайно складне. Причиною світлорозсіяння є оптична неоднорідність середовища, пов'язана із зміною комплексного показника заломлення по всьому його об'єму [43]. Тому фотони, дисиповані на одних неоднорідностях, зустрічають на своєму шляху інші і, перш ніж вийти із середовища, взаємодіють з ними багато разів. Таке розсіяння називається багатократним (багаторазовим) і характерне більшості природних об'єктів [2-4, 10]. Але багато авторів спектроскопічних досліджень, не вмючи врахувати специфіку світлорозсіювального середовища, намагаються її просто ігнорувати, залишаються в рамках некритичного використання традиційних методик, що вже далекі від сучасного рівня знань, і тому продукують привабливі своєю простотою, але завідомо ненадійні результати. Проте оптичні особливості світлорозсіювальних речовин вимагають наукових пошуків принципово нових підходів саме до постановки спектроскопічної задачі. При цьому мова повинна йти не про відмежування від явищ розсіяння, а про розумне їх використання в аналітичних проблемах.

Відмічені специфічні труднощі, що є перепорою на шляху розвитку спектрофотометрії диспергованих речовин, у кінцевому підсумку, пов'язані з необхідністю відокремлення істинно абсорбційних ефектів від ефектів розсіяння [4]. Обмеження теорії розповсюдження квазіоднорідними або закономірно неоднорідними середовищами диктується прагненням зберегти застосовуваність феноменологічних рівнянь Максвелла, що дозволяє відокремити теорію переносу від теорії розсіяння і дисперсії. Але як тільки повертаємося до неоднорідних середовищ, так і втрачаємо цю можливість. При цьому вирішальним фактором, що визначає специфіку умов розповсюдження випромінювання в статистично неоднорідному середовищі, є взаємне переопромінення неоднорідностей, що розпадається на когерентну і некогерентну компоненти. Це так звані кооперативні ефекти. Тому хоч і існує певна межа між теоріями розсіяння і переносу, але основний зміст останньої складає визначення ефективного поля і врахування інтерференції розсіяних хвиль. А оскільки найважливішою особливістю каламутних середовищ є іррегулярність їх будови, то ми опиняємось перед статистичною задачею, що не дозволяє ні використовувати рівняння феноменологічної електродинаміки Максвелла, ні відокремлювати теорію розсіяння від теорії переносу.

При цьому слід констатувати, що загальна теорія розсіяння знаходиться зараз у задовільному, хоча і далеко незавершеному стані, але окремі експериментальні методики, а також необхідна для їх

реалізації вимірювальна техніка, розроблені ще досить слабо. І це зумовлює відповідні задачі для спектроскопістів-експериментаторів. Разом з тим, за останні роки з'явилося немало теоретичних і експериментальних праць, що дозволяють вирішити основні методологічні проблеми. Цим досягненням варто приділити особливу увагу.

Як відомо, передумовою для вирішення величезного числа проблем світлорозсіяння є енергетичне рівняння переносу випромінювання. За останні 10-15 років побудована аксіометрична і електродинамічна теорія цього рівняння, завершені дослідження питань існування крайових задач теорії переносу і локальних властивостей полів випромінювання у просторово-неоднорідних середовищах.

В цілому для розвитку аналітичної теорії характерний перехід від простих модельних задач до більш складних, що обґрунтовують об'єкти неоднозначної геометричної конфігурації. Основні результати у цьому напрямку базуються на використанні методів інтегральних перетворень і співвідношення інваріантності. У цьому контексті отримав масове розповсюдження метод Монте-Карло завдяки розвитку його теорії. Також активно розвиваються наближені методи дослідження кооперативних ефектів і багатократного розсіяння. Здійснюється їх синтез. В результаті одержано нескладні аналітичні вирази, що дозволяють з допомогою комп'ютерної техніки розрахувати характеристики світлового поля в реальних каламутних середовищах із врахуванням анізотропії, поляризації, флуктуації тощо. Суттєво вдосконалилась теорія переносу поляризованого випромінювання. Подальшого розвитку отримали дослідження векторного рівняння переносу в анізотропних речовинах. Найбільші успіхи тут досягнуті у вивченні плазми, ізотропно-гіротропних середовищ.

На новий рівень вийшли теорія зв'язку, лазерної локації, навігації, зондування природного середовища, космічний землемоніторинг, радіаційна кліматологія, теорія проникної радіації, створення космічних лідарних станцій. Для них розвинутий метод передавальних функцій розв'язання задач із заданими крайовими умовами. Також характерний перехід від передавальних функцій середовища до описання системи в цілому з прогнозуванням її граничних можливостей та їх оптимізації. Методи теорії переносу розповсюджені і на когерентні системи з виходом проблеми переносу і когерентності на систему океан-атмосфера.

За останнє десятиліття отримали подальший розвиток методи динамічної спектроскопії, що базуються на дослідженнях флуктуації світлового поля в системі рухомих частинок. При цьому досліди велись як у сильно каламутних та великих об'ємах, так і, наприклад,

на клітинах. Все це відкрило нові можливості в аналізі морфології частинок, характеру їх руху, структури тощо.

Значні результати досягнуті у дослідженні розсіяння світла у середовищах з великою об'ємною концентрацією частинок, де точні методи розв'язання рівняння переносу неможливі. Тому розроблено наближені методи розрахунків на базі накопиченого значного експериментального матеріалу. При цьому виявлені зовсім нові явища, наприклад: умови виникнення ефекту просвітлення, зникнення розсіяного світла тощо.

Значні досягнення в техніці активного зондування природних об'єктів зумовлені прогресом у розвитку, зокрема, фотоприймачів в ІЧ-області спектра, відповідних джерел когерентного випромінювання на основі вискоефективних лазерів з використанням нелінійних кристалів, що перетворюють (зсувають) довжини хвиль у широкому діапазоні спектра. При цьому перспективним передбачається новий напрямок — ІЧ-спектроскопія світлорозсіювальних середовищ, що, очевидно, в недалекому майбутньому покликана привести до розуміння багатьох невідкритих явищ, які підвищують ефективність прикладних розробок [43]. Цікаві результати отримані в оптиці стохастично неоднорідних структур [6], спеклів [7], гільберт-оптиці [43] та ін [43].

Перенос методів оптики розсіювальних середовищ в сферу наукової фотографії дозволив встановити чіткий математичний зв'язок між фотографічними характеристиками та оптичними параметрами середовища. При цьому запропоновано багато унікальних методів для визначення характеристик фотографічних матеріалів і їх контролю в процесі виробництва [9,18].

У вирішенні зворотних задач оптики розсіювальних середовищ в додаток до класичних методів активно використовуються методи вимірювання матриці розсіяння, зворотного лазерного зондування, багатократного відбивання і розсіяння, динамічної спектроскопії і т.д.

На жаль, апаратури, яка б опиралася на сучасні теоретичні методи світлорозсіяння, і яка надзвичайно потрібна для контролю діагностики і моніторингу різноманітних природних середовищ і об'єктів, створено було обмаль і то тільки в основному для аерокосмічних досліджень і медичної діагностики. Вони дозволяють визначати спектральний хід показників поглинання і заломлення окремих компонент, розмір, форму, полідисперсність частинок, характер їх руху тощо, що вкрай важливо при вирішенні актуальних наукових і прикладних задач. Прикладом може слугувати галузь біології і медицини, де необхідні знання вказаних характеристик, а саме: склад гемоглобіну у крові, деоксигенація крові при патологіях,

діагностика пухлинних клітин, спектри гуморальних середовищ в нормі та патології і т. д.

Традиційно розвивались роботи по розсіянню на нерівних, шорстких та дзеркальних поверхнях. В результаті запропоновано нові методи оцінки розмірів мікронеоднорідностей, їх числа на одиниці довжини, азимутальної структури поверхні і т. п.

Особливо варто відмітити клас задач, пов'язаних з частинками випадкової форми і внутрішньої структури або агломератами. Такі частинки утворюються при асоціації ультрадисперсної аерозольної фракції і називаються фрактальними кластерами або фракталами, що характеризуються фрактальною розмірністю середовища. Вивчення унікальних оптичних властивостей цих частинок в останні декілька років складає основу нового наукового напрямку — оптики фрактальних кластерів, а вивчення самих фрактальних самототожних систем, без сумніву, обіцяє нам в III тисячолітті нову широкомасштабну натурфілософію.

Отже, незважаючи на деякий нігілізм в оцінці можливостей спектроскопії світлорозсіювальних речовин, вона на сьогодні як у теоретичному, так і в експериментальному плані виділилась у окремий науковий напрямок зі своїми специфічними методами дослідження і своїм практично необмеженим колом надзвичайно актуальних задач і об'єктів вимірювання [10].

### ***3.2. Розробка та аналіз математичної моделі біотканини як об'єкта вимірювань***

Взаємодія випромінювання, зокрема видимого і прилеглих до нього діапазонів, з шорсткою поверхнею біотканини та трансформацією його усередині функціонуючої системи є надто складним і неоднозначним процесом. Проте сучасні методи лазерної та фототерапії, задачі судово-медичної експертизи, розробка нових медико-діагностичних неінвазійних систем тощо вимагають докорінного обґрунтування цієї проблеми. Математична модель трансформації світла плоско-паралельним зразком, зокрема біотканиною, ґрунтується на теорії перенесення випромінювання, в основі якої лежить відповідне рівняння (3.1).

Позначимо  $I_1=f(I_0, R, \theta)$  як функцію інтенсивності проміння, що є складовою  $I_0'$  і визначається першократним відбиванням  $r_1$  (або вмістом меланіну, віковими і статевими ознаками, поляризаційними та іншими особливостями) виключно від поверхневої межі епідермісу біотканини, що залежить від першопочаткової інтенсивності падаючого випромінювання  $I_0=f(\lambda)$ , а також кута його падіння  $\theta$  за умови, коли здійснюється закон Ламберта [6]:

$$I_{\theta} = I_0 \cos(\theta); \quad (3.1)$$

$I_2 = f(I_0, P, \lambda, \ell, \theta')$  – вклад у сумарну інтенсивність відбитого проміння, що зумовлений верхньою півсферою джерела розсіювання і залежить від тілесної індикатриси (альbedo)  $f(\theta, \theta')$ , інтенсивності розсіювання  $I_0(\theta, \theta')$ , що здійснюється у верхній тілесний кут  $2\pi$  та глибини  $\lambda$  проникнення фотона, яка, у свою чергу, визначається спектральною функцією пропускання біотканини:

$$T_{\lambda} = f\left(\hat{P}_{ij}(\lambda)\right) = \sum_{n=1}^{\infty} \Lambda^n \int_0^1 W_{ij,n}(1) p(\lambda, 1) d1, \quad (3.2)$$

$$\text{де } p(\lambda, 1) = 1 \int_0^1 W(\alpha) \exp(-m_{\alpha} 1) d\alpha, \quad (3.3)$$

у якому  $W_{ij,n}(\lambda)$  – матриця переносу фотона у відсутності поглинання на шляху  $\lambda$ , коли на ньому відбувається  $n$ -актів його розсіяння;  $\Lambda = \sigma / (\alpha + \sigma)$  – ймовірність виживання фотона в акті розсіяння, де  $\beta = \alpha / \sigma$  – питома поглинальна здатність біомедичного зразка;  $m_{\alpha}$  – показник поглинання елементарного об'єму речовини зразка.  $I_3 = f(I')$  – можливе підсилення сумарної інтенсивності відбитого біотканиною проміння внаслідок аутофлюоресценції шкіри людини *in vivo* завдяки її хромофорів: гемоглобіну та його дериватів меланіну (видима ділянка спектру) та нуклеїновим кислотам, триптофану, тирозину, урокаїнової кислоти, колагену та ін. (УФ-область). Це явище носить назву ефекту антистоксового поглинання [9].

Раніше в такого роду вимірюваннях біооб'єктів  $I_3 = f(I')$  не враховувалось, проте в деяких спектральних смугах його вклад у сумарну інтенсивність відбитого (чи пропущеного) проміння для біотканин, зокрема крові, може сягати до 20%;  $R$  – коефіцієнт відбивання, до складу якого входять дві компоненти: дифузна –  $r_{\text{диф}}$  та дзеркальна –  $r_{\text{дзерк}}$ ;  $\alpha$  – коефіцієнт поглинання;  $T$  – коефіцієнт пропускання, що теж складається з двох компонент: прозорі –  $\tau_{\text{проз}}$  та дифузної –  $\tau_{\text{диф}}$ ;  $\sigma$  – коефіцієнт розсіяння;  $\theta'$  – кут освітлення об'єму стороннім джерелом в акті розсіяння;  $f(\theta, \theta')$  – індикатриса розсіяння, чи, по іншому, функція інтенсивності, що залежить від кута падіння  $\theta$  та кута розсіювання  $\theta'$  випромінювання.

Рівняння (3.2) істотно ускладнюється, якщо врахувати когерентну і некогерентну частини взаємного впливу центрів розсіювання біотканини, а також закон збереження і, особливо, стан поляризації випромінювання. У цьому випадку важливим є значення матриці переносу  $\hat{P}_{ij}(\lambda)$  у виразі (3.3), що у своїх 16-ти параметрах містить всю доступну оптичним методам інформацію про феноменологічні харак-



теристики даного біомедичного об'єкту досліджень. У спрощеному вигляді дослідна біотканина являє собою багатошарову систему, яка складається із 4-х різних шарів (рис. 3.1): 1 – епідерміс; 2 – дерма; 3 – підшкірно-жирова клітчатка ; 4 – м'язова тканина.

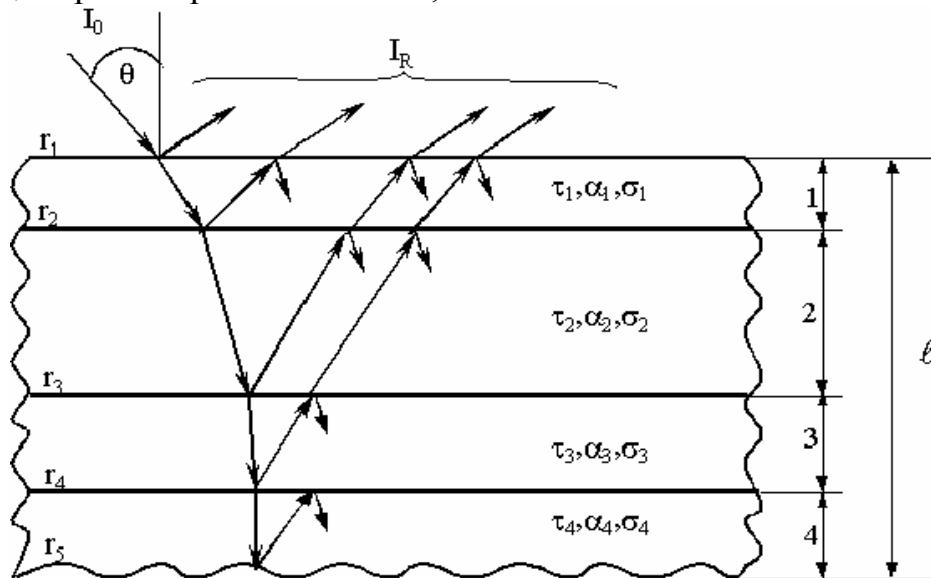


Рис. 3.1. Схематичне зображення елементу приповерхневого прошарку біотканини

Цілком зрозуміло, що всі шари мають різні біофізичні властивості, а, відтак, різні оптичні параметри, зокрема, коефіцієнти дифузного відбивання –  $R$ , пропускання –  $T$ , і, саме головне, поглинання –  $\alpha$ , а також показник заломлення –  $n$ . При цьому товщина епідермісу досягає приблизно від 1 до 5 мкм, дерма має товщину в межах 0,5-5 мм, підшкірно-жирова клітчатка – в межах 2-4 мм, а глибина проникнення випромінювання в м'язові тканини, як найбільш кровонаповнені, для ймовірності виживання фотона є незначною, що пов'язано з суттєвим поглинанням, зокрема, гемоглобіну і його похідних у видимій області довжин хвиль. Отже, коефіцієнт поглинання біозразка є комплексним і складатиметься, щонайменше, із 4-х компонент [5]:

$$\bar{\alpha} = \alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3 + \alpha_4, \quad (3.4)$$

а комплексний коефіцієнт відбивання

$$\begin{aligned} \bar{R} &= r_1 + (1 - r_1)\tau_1^2 r_2 r_1 \alpha_1 + (1 - r_1)(1 - r_2)\tau_2^2 r_3 r_2 \tau_1 r_1 \alpha_2 \alpha_1 + \\ &+ (1 - r_1)(1 - r_2)(1 - r_3)\tau_3^2 r_4 r_3 \tau_2 r_2 \tau_1 r_1 \alpha_3 \alpha_2 \alpha_1 + \\ &+ (1 - r_1)(1 - r_2)(1 - r_3)(1 - r_4)\tau_4^2 r_5 r_4 \alpha_4 = \\ &= r_1 + r_2^\infty + r_3^\infty + r_4^\infty + r_5^\infty \approx r_1. \end{aligned} \quad (3.5)$$

За аналогією

$$\bar{T} = (1 - r_1) \cdot \tau_1 \cdot \alpha_1 \cdot r_2 \cdot \tau_2 \cdot \alpha_2 \cdot r_3 \cdot \tau_3 \cdot \alpha_3 \cdot r_4 \cdot \tau_4 \cdot \alpha_4 \cdot r_5 \approx 0. \quad (3.6)$$

Зрозуміло, що за таких обставин повинен здійснюватися закон збереження променистої енергії:

$$\bar{R} + \bar{\alpha} + \bar{T} + \bar{\sigma} = 1, \quad (3.7)$$

$$\text{де } \bar{\sigma} = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 + \sigma_4 \quad (3.8)$$

– комплексний коефіцієнт розсіяння, що складається із відповідних компонент розсіяння кожного із прошарків. У біотканини коефіцієнтом розсіяння можна знехтувати, оскільки вся розсіяна багаторазово енергія у глибинному режимі в межах нижньої півсфери поглинеться речовиною біозразка, а переопромінена компонента збирається і інтегрується в сфері. Отже, біологічні тканини з товщиною понад 3-5 мм реалізують умови глибинного режиму, коли  $R_\infty(1) = \text{const}$ , а  $T=0$ . Тому

$$\bar{R} = r_1 + R_\infty(\lambda) = r_1 + \text{const}, \quad (3.9)$$

а вираз (3.7) набуде вигляду:

$$r_1 + \bar{\alpha} + \text{const} = 1. \quad (3.10)$$

Треба пам'ятати, що величина константи у виразі (3.10) формується, в основному, коефіцієнтом розсіяння  $\sigma$ . Проте, як було доведено вище, частково розсіяне випромінювання збільшує  $\alpha$  за рахунок багаторазового переопромінення (нижня напівсфера), а частково – коефіцієнт дифузного відбивання  $R_\infty$  з глибинних шарів (верхня напівсфера). Тому, виходячи з такого роду міркувань, можна вважати, що і коефіцієнт дифузного відбивання  $\bar{R}$  і коефіцієнт поглинання  $\bar{\alpha}$  підсиляться за рахунок константи розсіяння приблизно навпіл. Звідси вираз (2.10) матиме спрощений і остаточний вигляд

$$\bar{R}' + \bar{\alpha}' \cong 1. \quad (3.11)$$

Як впливає з виразу (3.11), достатньо виміряти кооперативний коефіцієнт дифузного відбивання  $\bar{R}'$  біотканини, як автоматично знаходиться значення її поглинальних властивостей, що надзвичайно важливо у спектроскопічному експерименті і, взагалі, у біомедичних дослідженнях. При цьому

$$\bar{\alpha}' \cong 1 - \bar{R}' = k, \quad (3.12)$$

де  $k$  – коефіцієнт послаблення (згасання або екстинкції). Тобто, у значній мірі, для важливих об'єктів вимірювань такого роду ці дві

величини є оберненими, що і підтверджується експериментальними даними [50].

З врахуванням вищенаведеного, особливо виразу (3.12), другий член (функція джерела) у правій частині РПВ (3.2) коректно поглинається його першим членом. Тоді воно спрощується і набуває цілком практичної математичної моделі [39], а саме

$$dI_R(\lambda) = I_0 [r_1 - (1 - r_1)(1 - \bar{R}')] d\lambda = -0.8 I_0 (1 - \bar{R}') d\lambda. \quad (3.13)$$

При цьому значення  $r_1$ , взяті із роботи [51], для епідермісу приблизно дорівнює 8-10%, тобто  $r_1 \approx 0,1$ . Це значення може корегуватися в залежності від властивостей базального шару епідермісу, тобто від зміни концентрації меланоцитів, що утворюють пігмент меланін, а саме: незначна їх кількість у світлошкірих людей до значної – у темношкірих ( $r_1 \approx 0.05 \div 0.15$ ). Отже

$$\bar{R}' = \frac{dI_R}{I_0} = -0.8 \bar{\alpha}' d\lambda. \quad (3.14)$$

Розв'язок рівняння (2.14) може бути знайдений з еквівалентних виразів, що базуються на методах інваріантності Амбарцумяна, двопотокового наближення, чи інваріанта Стокса [8,18,19] в залежності від обраної моделі об'єкта дослідження:

$$\left. \begin{aligned} \bar{R}' &= r_1 + \frac{(1 - r_1)^2 r_1 \exp(-2\bar{m}_\alpha l)}{1 - r_1^2 \exp(-2\bar{m}_\alpha l)} \\ \bar{T} &= \frac{(1 - r_1)^2 \exp(-\bar{m}_\alpha l)}{1 - r_1^2 \exp(-2\bar{m}_\alpha l)} \end{aligned} \right\}. \quad (3.15)$$

Друге рівняння системи розв'яжемо відносно  $r_1$ . Отримаємо

$$r_1 = \frac{1}{2} \cdot \frac{2e^{(-\bar{m}_\alpha l)} \pm 2\sqrt{(e^{(-\bar{m}_\alpha l)})^2 - \bar{T}e^{(-2\bar{m}_\alpha l)}e^{(-\bar{m}_\alpha l)} + \bar{T}^2 e^{(-2\bar{m}_\alpha l)}}}{\bar{T}e^{(-2\bar{m}_\alpha l)}}. \quad (3.16)$$

Підставивши (3.16) у перше рівняння системи (3.15), розв'яжемо його за умови  $\lambda = l$ , де  $\lambda$  подається в одиницях товщини досліджуваного об'єкта. Тоді матимемо залежність між показником питомого поглинання  $\bar{m}_\alpha$  та виміряними кооперативними коефіцієнтами дифузного відбивання  $\bar{R}'$  і пропускання  $\bar{T}$

$$\bar{m}_\alpha = -\frac{1}{\lambda} \ln\left(\frac{\bar{T}}{\bar{R}' \cdot Z - 2 \cdot Z + 1}\right), \quad (3.17)$$

де

$$Z = \frac{1}{2(\bar{R}' - 2)} \cdot ((\bar{R}')^2 - 1 - \bar{T}^2 - 2 \cdot \bar{R}' + \sqrt{(\bar{R}')^4 + 6(\bar{R}')^2 - 2(\bar{R}')^2 \bar{T}^2 - 4(\bar{R}')^3 + 1 + 2\bar{T}^2 - 4\bar{R}' + \bar{T}^4 + 4\bar{T}^2 \bar{R}'}).$$

Як бачимо, вираз (3.17) суттєво відрізняється від класичного закону Бугера для однорідних середовищ, який застосовувався раніше без належного обґрунтування для неоднорідних середовищ.

Рівняння (3.17) представимо за допомогою пакета прикладних математичних програм Maple у вигляді тривимірної поверхні  $\bar{m}_\alpha = f(\bar{R}', T)$ , рис.3.2. При цьому в ідеальному варіанті за відсутності поглинання

$$\bar{R}' + T = 1. \quad (3.18)$$

Звідси при значних  $\bar{R}'$  коефіцієнт пропускання  $T$  набуває малих значень і, навпаки, що цілком коректно підтверджується цією математичною моделлю.

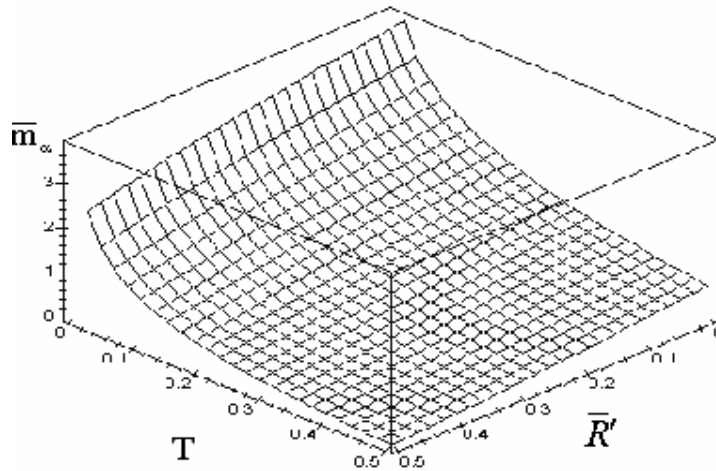


Рис. 3.2. Залежність  $\bar{m}_\alpha$  від  $\bar{R}'$  і  $T$  при  $\ell = const$

Розходження експериментальних результатів з математичною моделлю не перевищує 10% у спектральному діапазоні 400÷1100 нм. Тому одержані результати мають неабияку теоретичну цінність, оскільки на їх основі можна вирішувати ряд прикладних спектроскопічних задач в біомедицинській діагностиці. Використовуючи такий підхід і вирішивши (3.15) відносно  $\bar{R}'$  за допомогою MathCAD 8.0, отримаємо:

$$\bar{R}' = \left[ -32(Z_m)^2(-Z_m + T) - 32[1 - 1024(Z_m)^4(-Z_m + T)^2]^2(Z_m)^3 \frac{(-Z_m + T)}{[1 - 1024(Z_m)^5 \cdot (-Z_m + T)^2]} \right] \quad (3.19)$$

де  $Z_m = \exp(-2m_\alpha \ell)$ .

Це рівняння є моделлю біотканини при застосуванні неінвазійного методу (за способом Тейлора). Звичайно, неможливо в повній мірі адекватно розглянути аналітичну залежність даної математичної залежності тому, що функція залежить від трьох взаємокорельованих змінних. Але приймаючи за сталі значення, наприклад, кооперативний коефіцієнт пропускання  $\bar{T}$ , можемо побачити таку залежність (рис. 3.3). З рисунка видно, що максимальні значення коефіцієнта дифузного відбивання є при достатньо малих значеннях проникності фотона в тканину та її питомого показника поглинання. Не всю область значень даної просторової залежності займають біотканини. Скоріше це певна смужка поверхні по діагоналі куба.

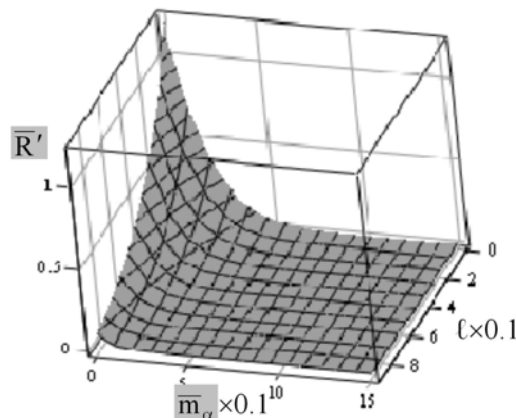


Рис. 3.3. Просторова залежність кооперативного коефіцієнта дифузного відбивання від  $\bar{m}_\alpha$  і  $\ell$  при  $\bar{T}=0.01$

### ***3.3. Проблеми і концептуальні напрямки автоматизації вимірювань оптичних параметрів неоднорідних біологічних об'єктів***

Успіхи фундаментальних і прикладних наукових досліджень, а також вирішення багатьох практичних задач в техніці, технології, медицині та виробництві у значній мірі залежать від автоматизації вимірювальних процесів, систем управління і аналізу даних [43]. При цьому практично неможливо знайти галузь науки і техніки, де б не знаходили застосування автоматичні або автоматизовані оптичні прилади і системи для вимірювання фізичних характеристик і пара-

метрів неоднорідних (світлорозсіювальних) об'єктів матеріального світу. Широке застосування для цієї мети оптичних інформаційно-вимірювальних систем (ОІВС) обумовлено перевагами, які має електромагнітне випромінювання оптичного діапазону спектра:

- максимально можлива у природі швидкість розповсюдження, що потенційно забезпечує найбільшу швидкодію і перенос первинної інформації;

- значна у порівнянні з радіодіапазоном просторова густина, що дозволяє суттєво зменшити габарити приймальних пристроїв при однакових енергетичних характеристиках;

- можливість отримання корисної інформації про об'єкти вимірювань мікросвіту з амплітуди, фази, частоти, положення площини поляризації, структури поля випромінювання тощо;

- використання кванта як мікрозонда не впливає на хід процесу, що дозволяє отримувати об'єктивні дані.

До складу більшості вітчизняних та зарубіжних ОІВС (спектр-оскопи, спектрофотометри, аналізатори спектра, Фур'є-перетворювачі спектра, спектрометри тощо) входять такі загальні функціональні вузли та елементи:

- джерело випромінювання;
- призма або дифракційна ґратка;
- колімуюча або фокусуєча оптична система;
- селективний оптичний фільтр;
- кюветна камера (або модулятор, аналізатор чи інтегровальний резонатор), у якій розташований об'єкт вимірювання;
- фотоприймач;
- перетворювач і підсилювач;
- вихідний індикаторний пристрій.

Така традиційна схема ОІВС дозволяє здійснювати лише окремі вимірювання. Проте з розширенням фронту наукових досліджень до найсучасніших засобів вимірювання висуваються вимоги отримання не окремих параметрів, а потоків інформації. З вище наведеної функціональної сукупності елементів реальних ОІВС проявляється властивість досить розвинутої оптичної елементної бази і зовсім неадекватної їй приймально-реєструвальні системи (ПРС). Звідси впливає абсолютно обґрунтована проблема створення на існуючій оптичній базі замість ПРС, що не задовольняє технічні вимоги, нової системи сприйняття, обробки і збереження інформації на базі структурно-модульного та функціонально-алгоритмічного принципів. Це означає що замість вихідного індикаторного пристрою традиційних систем до складу нових ОІВС конструктивно включені:

- перетворювач струм-напруга-частота;
- блок обробки сигналу;
- частотний адаптер;
- персональний комп'ютер;
- інтерфейс і контролер;
- пакет програмного забезпечення у вигляді проблемно-орієнтованої експертної системи.

Роботою системи, відтак, управляє персональний комп'ютер відповідно до заданого програмного алгоритму. З ним спряжений адаптер, що призначений для перетворення частотного сигналу в цифровий бінарний код і введення його у вигляді керуючих сигналів через системний канал до персонального комп'ютера. У свою чергу, ПК через адаптер і байтову інтерфейсну мережу завдяки контролеру може генерувати зворотні керуючі команди, здійснюючи активний чи інтерактивний режим вимірювання. Дія на зразок може здійснюватися по наперед встановленій жорсткій програмі чи такій, що враховує реакцію об'єкта вимірювання. У першому випадку реакція об'єкта не впливає на характер дії і, відповідно, на хід експерименту. У другому — реакції відбиваються на характері дії, тому обробка результатів ведеться не після закінчення експерименту, тобто із зсувом у часі, а в реальному масштабі часу. При цьому все більшого розвитку набувають системи, в яких передбачена автоматична корекція характеристик — самокоректовані системи. Автономність вимірювань (без втручання оператора) здійснюється від контролера кінематичною системою, до складу якої входять реверсивні електродвигуни з відповідними напрямними редукторами. Така постановка робить можливим автоматичне сканування по всьому діапазону спектра, регулювання ширини вихідної щілини, самокорекцію характеристик, перестановку об'єкта і зразкового засобу вимірювання (еталона) під зондувальний світловий пучок та ін.

Для сучасних ОІВС характерні:

- більш жорсткі, у порівнянні з системами іншого виду, вимоги до метрологічних характеристик;
- більш широкий спектр вимірюваних фізичних величин, тобто багатоканальність і багатofункціональність;
- необхідність у засобах подання поточної інформації з урахуванням динаміки її оновлення і швидкодії системи;
- значний об'єм периферійної пам'яті.

Отже ОІВС, як і будь-яка інформаційно-вимірювальна система відповідно до ГОСТ 8.437-81 є “сукупність функціонально об'єднаних вимірювальних, обчислювальних та інших допоміжних технічних

засобів для одержання вимірювальної інформації, її перетворення, обробки з метою подачі користувачеві у необхідному вигляді або автоматичного здійснення логічних функцій контролю, діагностики, ідентифікації”. Вона сприймає фізичні параметри безпосередньо від об’єкта, а на виході отримується кількісна інформація про нього для прийняття відповідних рішень. В основу концепції покладений системно-модульний підхід до організації автоматичних засобів вимірювання, обробки і передачі кількісної інформації.

Автоматизація – рушійна сила розвитку оптичного приладобудування. При конструюванні і створенні нових ОІВС враховують такі фундаментальні принципи:

- інформативність (точність, експресність, чутливість);
- інваріантність (незмінність результату перетворення до впливу зовнішніх факторів);
- мінімальність дії засобу вимірювання на об’єкт дослідження (безконтактність, неінвазивність);
- багатofункціональність (максимальна універсальність і економічна доцільність);
- метрологічність (дотримання стандартів державної системи забезпечення єдності вимірювань);
- агрегативність (взаємоспряженість з іншими технічними засобами);
- оптимальність (одночасна мінімальність складності і вартості при повній відповідності всім технічним вимогам);
- ергономічність (відповідність характеристик системи певним якостям оператора, що оптимізують його діяльність);
- надійність (нормальне функціонування технічного засобу протягом визначеного строку і в заданих умовах).

Автоматизація вимірювальних процесів є концептуальною основою підвищення продуктивності праці науковців і виробників та необхідною передумовою ефективності експерименту.

У вимірюванні оптичних параметрів неоднорідних середовищ є своя специфіка, породжена ефектами багатократного розсіювання світла речовиною досліджуваного об’єкта. При цьому розсіювання може виступати як інформативним, так і неінформативним параметром. Будучи інформативною величиною, розсіювання несе надзвичайно корисну інформацію про форму і структуру поверхні, про характер взаємодії випромінювання з речовиною, про індикатриси і т.п. З другого боку, при визначенні істинних показників поглинання дисипація енергії спотворює основну величину, будучи шумом, якого потрібно уникнути або ретельно враховувати. Теорія і практика оптики розсіяння має в достатку методів для цього. Зокрема, в склад ОІВС,



якою є багатофункціональна комп'ютерно-спектрофотометрична система, включають у якості первинного перетворювача фотометричну кулю (сферичний інтегрувальний резонатор, на стінки внутрішньої порожнини якого наноситься абсолютно відбиваюча (дифузна або дзеркальна) еталонована речовина. Вимірювання здійснюються або за методом Тейлора (зразок є доповненням стінки сфери), або за методом Рвачова-Сахновського (дослідний об'єкт розташований у центрі сфери). В обох способах реалізується принцип Сумпнера і закон збереження променистої енергії, а тому автоматично враховуються коефіцієнти розсіяння. Відтак, це є новим методологічним підходом у збільшенні точності, експресності та суттєвого спрощення процедури вимірювання оптичних параметрів саме неоднорідних (світлорозсіювальних) середовищ.

Постійно удосконалюючи конструкцію сферичного інтегрувального резонатора, його останнім часом все ширше застосовують в якості унікального первинного перетворювача оптичних сигналів у найрізноманітніших галузях вимірювань і діагностики неоднорідних об'єктів.

Розвиток засобів автоматизації ОІВС значною мірою визначається можливостями сучасної мікроелектроніки. Існує проблема мініатюризації пристроїв, доступності, зручності, точності і експресності отримання вимірювальної інформації. Шляхи наукових пошуків повинні зводитись до створення більш ефективних джерел монохроматичного випромінювання на базі лазерів з широким діапазоном регулювання довжин хвиль, відповідних їм приймачів із стабільними параметрами в широких ділянках спектра, їх здешевлення і уніфікації.

Всі ці концептуальні напрямки повинні, безперечно, зводитись у першу чергу, до максимальної точності і достовірності отриманої інформації. А це, в свою чергу, пов'язано із суб'єктивними (планування експерименту, ретельність вибору і підготовки як об'єкта, так і зразкового засобу вимірювання (міри), врахування зовнішніх факторів в експериментальній ситуації, вибору методу вимірювань), так і об'єктивними факторами (можливістю корекції нуля, автокорекції похибок, роздільної здатності і діапазону довжин хвиль, лінійної дисперсії оптичних елементів, чутливості приймача випромінювання тощо). Надзвичайно важливим при цьому є визначення ефективних характеристик первинного перетворювача, функції перетворення оптичного сигналу, створення математичної моделі трансформації променя речовиною об'єкта досліджень. Потрібно також передбачити автоматичний або комплексний режим роботи ОІВС.

В умовах глобального збільшення потоків інформації постає проблема експресності її отримання і обробки. Що можливо при використанні оптоелектронних технологій.

Відомим недоліком традиційної спектрофотометричної апаратури є її інвазивність, якщо мова йде про дослідження живої тканини. Тому, щоб уникнути втручання у систему, що функціонує, пропонується застосовувати виносні первинні перетворювачі у якості зондів завдяки використанню переваг волоконно-оптичних хвилеводів. Такі зондувальні ОІВС неруйнівного контролю можуть з успіхом застосовуватись у неінвазивній медичній діагностиці, системах екологічного моніторингу тощо. Отже, концепції автоматизації, рівно як і інформатизації та інтелектуалізації оптичних вимірювальних засобів, не мають альтернативи. При цьому проблеми ефективності вимірювань оптичних параметрів неоднорідних середовищ можуть вирішуватись такими концептуальними напрямками їх автоматизації:

- розробка нових структурно-модульних, функціонально-алгоритмічних систем сприйняття, обробки і збереження інформації з використанням існуючої оптичної елементної бази;

- створення самокоректованих адаптаційних керуючих систем активного та інтерактивного режимів вимірювань із застосуванням адаптера, контролера, інтерфейсного зв'язку з кінематичною системою реверсивної дії на об'єкт;

- застосування уніфікованих первинних перетворювачів трансформованого зразком світлового поля із врахуванням критеріїв ефективності техніко-економічних характеристик;

- неухильне покращення інформативно-метрологічних параметрів, засобів і методів вимірювань за рахунок найсучасніших досягнень у галузі вимірювальної та обчислювальної техніки і застосування нових явищ та ефектів оптоелектроніки.

### ***3.4. Аналіз концепції інтелектуалізації оптичних контрольовано-вимірювальних засобів***

Проблеми інтелектуалізації оптичної вимірювальної техніки почали активно обговорюватися і розроблятися порівняно недавно [28-47]. Пояснюється це, очевидно, загальними тенденціями розвитку оптоелектроніки і обчислювальної техніки, темпами їх проникнення і асиміляції у складі засобів вимірювань, розвитком проблеми штучного інтелекту. Достатньо відмітити, що I Міжнародна конференція з застосування штучного інтелекту і наступні за нею Всесвітні конгреси ІМЕКО розглядали у числі інших і проблеми розвитку інтелектуальних вимірювальних систем, зокрема, оптичних. Аналізуючи стан цього питання, можна констатувати, що проблем в інтелектуалізації вимі-

рювань достатньо, адже це новий багатообіцяючий науковий напрямок. Розробки у цій області прикладної науки розвиваються трьома основними шляхами:

- теоретичні, методологічні і метрологічні аспекти інтелектуалізації вимірювальної техніки;
- проблеми створення технічних засобів, які б мали елементи інтелекту;
- побудова інформаційно-вимірювальних засобів з використанням експертних систем.

Все частіше останнім часом з терміном “штучний інтелект” застосовуються поняття “інтелектуальні вимірювання” і “інтелектуальні вимірювальні системи”, причому з різними трактуваннями. Штучний інтелект визначається як система, здатна знаходити ефективні відповіді для її творця. При цьому розум — це така універсальна незалежність думки, яка відноситься до кожної речі так, як вимагає її сутність. Розум є квінтесенцією природного інтелекту. Він багатофункціональний і основні його прояви такі:

- створення разом з органами відчуттів емпіричної інформації у вигляді відомостей і даних;
- незалежне осмислення накопичених знань;
- здатність до запам'ятовування інформації і можливість отримувати її з пам'яті;
- комунікабельність, що забезпечує діалог і обмін інформацією;
- самодіагностування, тобто здатність до критичної оцінки своїх дій, висновків і рішень;
- прогнозування і прийняття обґрунтованих рішень з урахуванням всіх обставин.

Природний інтелект не тільки отримує інформацію, але і сам її створює. На відміну від нього, штучний інтелект, перетворюючи вхідні дані в інформацію на вході, характеризується такими ознаками:

- значний об'єм пам'яті;
- висока швидкодія;
- комунікабельність і діалог;
- самодіагностування і самоперевірка;
- автоматична корекція похибок, в тому числі, і помилок оператора;
- адаптивність.

Звідси, штучний інтелект — це здатність технічного засобу спілкуватися з користувачем і приймати рішення про характер подальших дій, базуючись на знаннях.

Системи вимірювань (СВ) поділяють на інтелектуалізовані та інтелектуальні. До інтелектуалізованих відносять мікропроцесорні СВ різноманітних фізичних величин з наявністю функцій адаптації до статичних і динамічних характеристик СВ шляхом автоматичної корекції похибок, наладки передавальної функції при зміні спектра сигналу, автоматичного розпізнавання виду вимірюваної величини. Такими СВ є, наприклад: дисплейні мультиміри, цифрові мости змінного струму типу Р5016, аналогові мікропроцесори з мультиплексором, АЦП і ЦАП. При цьому автоматична корекція похибок здійснюється шляхом порівняння параметрів моделі СВ з допомогою внутрішніх структурних або програмних засобів.

До СВ з середнім рівнем інтелектуальності відносять мікропроцесорні засоби вимірювання параметрів аналітичних моделей з результатом не у вигляді даних, а у вигляді знань і відрізняються розвинутою функцією адаптації, зокрема, шляхом визначення виду адекватної аналітичної моделі вимірюваної залежності. Прикладом таких СВ є аналізатори і корелометри, обчислювальні осцилографи, Фур'є-перетворювачі спектра тощо.

До третього, вищого рівня, слід віднести інтелектуальні інформаційно-вимірювальні системи (ІВС) або комплекси, здатні реалізовувати інтелектуальні прояви, розвинуті шляхом самонавчання. ІВС — сукупність вимірювальних приладів та засобів вимірювань у поєднанні із засобами обчислювальної техніки, під час керування якими застосовані засоби штучного інтелекту, яка виконує загальну задачу отримання інформації про об'єкт вимірювання і коректує її згідно із закладеними даними як в прилади, так і в зовнішню інформаційну базу. У склад ІВС входять:

- багатofункціональна вимірювальна система об'єднана з ПК, експертна система з великим запасом даних і знань;
- система управління і генерування зворотних дій на об'єкт вимірювання;
- система мовного діалогу з оператором.

Найближчим прикладом таких ІВС є універсальні і спеціалізовані медичні діагностичні системи, комп'ютерно-вимірювальні спектрофотометричні системи, автоматичні системи наукових досліджень і випробувань.

Комп'ютеризація вимірювань відкрила широкі перспективи для підвищення метрологічного рівня і ступеня автоматизації, збільшення числа виконуваних функцій і гнучкості вимірювальних засобів. Досвід комп'ютеризації оптичних вимірювань дозволяє виділити три етапи:

- включення процесора у склад вимірювального каналу;

- використання обчислювальної потужності для забезпечення метрологічного автосупроводу;

- інтелектуалізація і розширення функціональних можливостей за рахунок апаратної і програмної надлишковості.

Цикл роботи інтелектуальних засобів вимірювань (ІЗВ) складається з чотирьох етапів:

- сприйняття початкової інформації про характер задачі, об'єкт і умови вимірювань;

- ідентифікація ситуації і встановлення множин алгоритмів вимірювань;

- відбір найефективнішого алгоритму із числа можливих;

- проведення необхідних вимірювань.

Отже, інтелектуальні вимірювання (ІВ) — це комп'ютеризовані автоматичні технічні вимірювання. Характерними ознаками ІВ є:

- модульне забезпечення вимірювального процесу;

- врахування моделей і апріорної інформації;

- автоматичний характер і багатоканальність;

- корекція результатів вимірювань і вилучення похибок та небажаних впливів;

- гнучка адаптація до умов проведення експерименту;

- мобільність периферії і програмного забезпечення із стандартними інтерфейсами і збереження інформації;

- планування вимірювального експерименту у реальному масштабі часу;

- автоматичне маніпулювання вимірюваною інформацією з врахуванням правил логічного виведення;

- наявність для користувача (оператора) підсистеми, що навчає.

Тому ІЗВ визначаються як засоби вимірювань, здатні до індивідуалізації алгоритмів свого функціонування на основі апріорної і вимірювальної інформації з метою досягнення заданих показників якості. При цьому морфологічні ознаки — наявність пам'яті і використання експертних систем багато в чому визначають глибину “інтелекту” конкретної ПВС. ІЗВ є результатом подальшого розвитку обчислювально-вимірювальних засобів і систем, для яких у зарубіжній літературі використовується термін “computer-based measurement systems”, а найбільш коректним і таким, що відповідає сучасним поглядам, є опис вимірювальних процесів і процедур з позиції ймовірно-статистичного і теоретико-інформаційного подання.

Ознаки інтелектуальності слід розділити на дві групи: морфологічні та функціональні. До морфологічних ознак відносяться:

- наявність пам'яті;
- присутність мікропроцесора у вимірювальному каналі;
- наявність адаптера та інтерфейсу;
- дія ПК з пакетом програмного забезпечення у вигляді проблемно-орієнтованих експертних систем.

У свою чергу, функціональні ознаки характеризуються:

- адаптивністю;
- віртуальністю;
- наявністю алгоритмічної основи;
- наочністю;
- експресністю і т.п.

Теоретичним фундаментом інтелектуалізації засобів вимірювань слід вважати теорію випадкових процесів, теорію інформації та теорію планування експерименту. При цьому побудова математичних моделей, що описують функціонування засобів вимірювань і вимірювальних процесів, їх взаємодію з об'єктом і суб'єктом вимірювання є центральною задачею теоретичних досліджень і розробок у сфері ІЗВ.

Методологічною основою інтелектуалізації вимірювальних і управляючих систем є багатовимірний статистичний аналіз із застосуванням математичного апарату, що базується на ймовірнісно-статистичному аналізі, або апараті теорії нечітких множин. Всі ці підходи і апарати направлені на вирішення принципово важливої проблеми — використання принципу надлишковості з метою поглиблення інтелектуалізації інформаційно-вимірювальних систем.

Останнім часом на світовому ринку з'являються так звані інтелектуальні датчики (сенсори) та інтелектуально-вимірювальні реєстратори, що містять вмонтовані мікропроцесорні обчислювальні пристрої для первинної обробки вимірюваної інформації. Тому термін “інтелектуальний” став настільки популярним, що з'явилося навіть визначення “інтелектуальні вимірювальні канали”, що містять функціональні вузли на основі мікропроцесорів і однокристальних ЕОМ і реалізують концепцію “розподіленого інтелекту”. Ця концепція є визначальною в інтелектуалізації ще одного типу вимірювальних пристроїв — оптичних приймачів для реєстрації сигналів і шумів. При цьому не прийнято називати інтелектуальними прилади, які завантажують контролер елементарними операціями. І, навпаки, “інтелектуальність” приладу зростає зі збільшенням розвантаження контролера шини.

Отже, чим більше число задач прилад вирішує сам, тим вища його “інтелектуальність”. Треба відмітити, що найбільш повно ІЗВ реалізуються в системах, що виконують не тільки вимірювальні

функції, але й інші, такі як системи контролю, технічної і медичної діагностики, управління, спілкування, моделювання тощо. У склад таких засобів включаються адаптовані оболонки проблемно-орієнтованих експертних систем, що представляють знання про предметну галузь.

Огляд публікацій, присвячених безпосередньо інтелектуалізації вимірювань, виявляє ніби-то відсутність загальноприйнятої концепції у цій галузі. Однак можна стверджувати, що в них все-таки існує концептуальна основа у вигляді таких фундаментальних положень:

- включення у склад ІЗВ проблемно-орієнтованої експертної системи з базами знань, даних та системою логічного виведення;
- найвищий рівень автоматизації функціонування ІЗВ з використанням при необхідності інтерактивного режиму роботи;
- наявність програмної та апаратної надлишковості ІЗВ і розвиток інтерфейсу.

Ці основні та інші концептуальні положення можуть бути покладені в основу перспективного прогнозу розвитку оптичних ІВС для діагностики, зокрема, неоднорідних середовищ.

### ***3.5. Аналіз рівняння переносу випромінювання та сучасних прямих і непрямих методів його розв'язання***

Основою вивчення світлорозсіювальних середовищ є теорія переносу випромінювання [43]. Розв'язання її зворотної задачі зводиться до визначення параметрів стану і будови речовини розсіювального середовища за характеристиками трансформованого нею світлового поля. Математично ця задача базується на рівнянні переносу випромінювання (РПВ) [43] (рис. 3.4):

$$dB(\lambda) = -(m_\alpha + m_\sigma)B(0)d\lambda + \frac{m_\sigma d\lambda}{4\pi} \int_{4\pi} f(\theta')B(\lambda')d\omega' + B_0(\lambda) \quad (3.19)$$

або

$$\frac{dB(\lambda)}{d\tau} = -B(0) + \frac{\Lambda}{4\pi} \int_{4\pi} f(\theta')B(\lambda')d\omega' + B_0(\lambda), \quad (3.20)$$

де  $B$  — яскравість середовища;  $\lambda$  — напрямок поширення променів;  $\varepsilon = m_\alpha + m_\sigma$  — показник затухання (послаблення);  $m_\alpha$  — показник поглинання;  $m_\sigma$  — показник розсіяння (розмірності у трьох останніх: довжина<sup>-1</sup>);  $f(\theta')$  — індикатриса розсіяння, тобто відносний розподіл по кутах  $\theta'$  світла, розсіяного елементарним об'ємом  $d\lambda$ ;  $\Lambda = \frac{m_\alpha}{\varepsilon}$  — ймовірність виживання фотона;  $d\omega'$  — тілесний кут

стороннього джерела освітлення об'єму  $d\lambda$ ;  $B_0(\lambda)$  — яскравість власного випромінювання елемента об'єму  $d\lambda$ ;  $d\tau = \epsilon d\lambda$  — оптична довжина середовища.

Другий член в правій частині рівнянь (3.19), (2.20) називають функцією джерела і позначають через  $Q$ . Якщо  $Q=0$ , то рівняння (3.19), (3.20) перетворюються в звичайний закон Бугера у диференціальній формі:

$$\frac{dB(l)}{d\tau} = -B(l) + B_0(l). \quad (3.21)$$

Це випадок однорідного або квазіоднорідного (нерозсіювального) середовища. Проте, як відомо, природа процесу розсіяння в неоднорідному середовищі вимагає застосування статистичних параметрів, аддитивних некогерентним пучкам. Такими характеристиками, що враховують і енергетичні та поляризаційні властивості пучків, є елементи вектора-параметра Стокса [70]. Тоді повне рівняння переносу у вектор-параметричній формі, що об'єднує задачі когерентної і некогерентної частин взаємного впливу центрів розсіяння, а також закон збереження і стан поляризації випромінювання, матиме зручний для використання вигляд [3]:

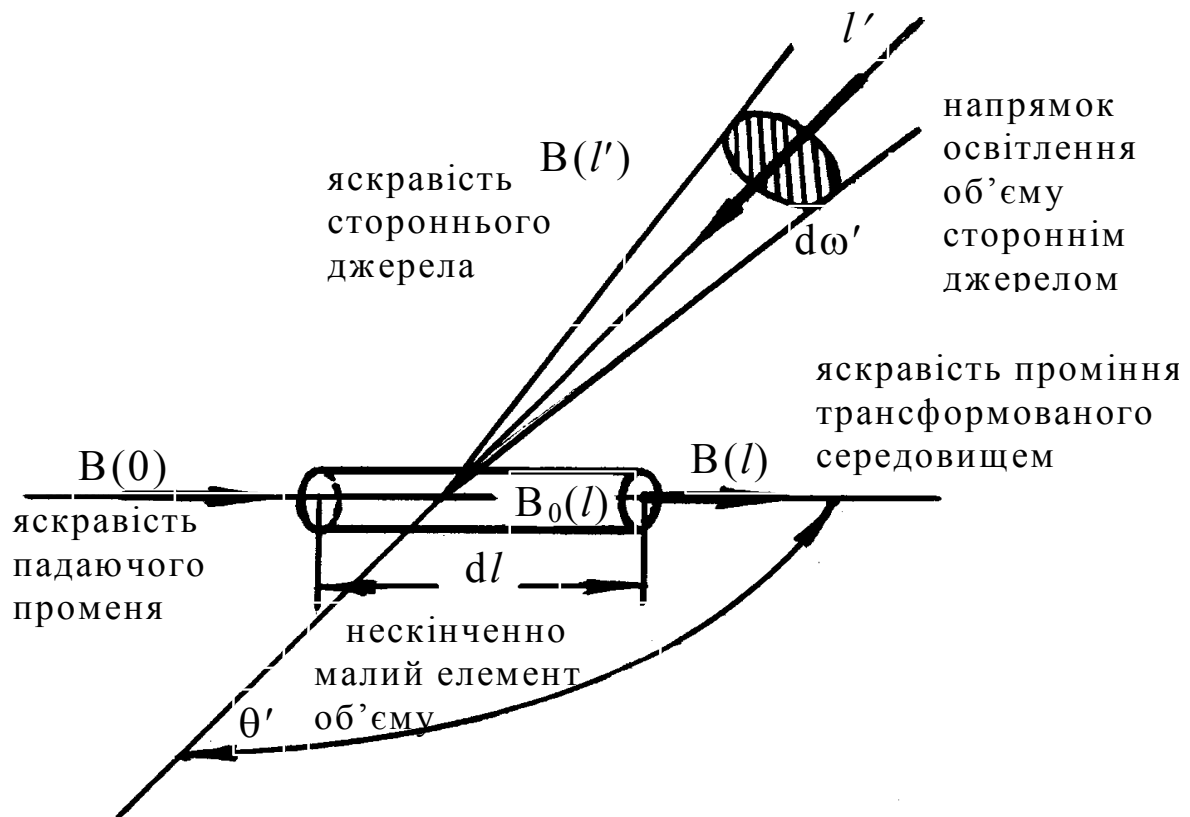


Рис. 3.4. До формулювання рівняння переносу



$$\frac{dS_i}{d\tau} = S_i + \frac{\Lambda}{4\pi} \int_{4\pi} \hat{P}_{ij} S_j d\omega' + S_i, \quad (3.22)$$

де  $S = \begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{pmatrix}$  — чотиривимірний вектор-параметр Стокса:  $S_i, S_j$  —

трансформованого і опромінювального пучків відповідно. При цьому  $S_1=I$ ;  $S_2=Ip \cos 2\Psi$ ;  $S_3=Ip \sin 2\Psi$ ;  $S_4=Iq$ , де  $I$  — інтенсивність світлового пучка, тобто модуль вектора Пойнтінга;  $p$  — ступінь його поляризації;  $\Psi$  — кут між напрямком переважаючої поляризації і довільно вибраною площиною референції;  $q$  — ступінь еліптичності поляризованого пучка;  $\hat{P}_{ij}$  — 16-типараметрична матриця розсіяння, що містить всю доступну оптичним методам інформацію про феноменологічні параметри даного середовища (показники поглинання, розсіяння, індикатрису і т.п.)

$$\hat{P}_{ij} = \begin{pmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & p_{14} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & p_{24} \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} & p_{34} \\ p_{41} & p_{42} & p_{43} & p_{44} \end{pmatrix}. \quad (3.23)$$

У випадку ізотропного (неполяризованого) світла  $S_2=S_3=S_4=0$  і сферичної індикатриси розсіяння  $p_{11} = f(\theta) = 1$  рівняння (3.22) набуває вигляду (3.19), (3.20).

Основна задача теорії розсіяння випромінювання зводиться до спільного розв'язання рівняння переносу і рівняння променистої рівноваги (РПР). При цьому перше визначає зміну інтенсивності випромінювання в середовищі вздовж напрямку розповсюдження променя, а друге пов'язує між собою кількість енергії, що випромінюється елементарним об'ємом, з кількістю поглинутої ним енергії. Отже, за умови сферичної індикатриси  $f(\theta) = 1$  матимемо

$$\left. \begin{aligned} \cos\theta \frac{dB(\tau, \theta)}{d\tau} &= -B(\tau, \theta) + B(\tau) \\ B(\tau) &= \frac{\Lambda}{2} \int_0^\pi B(\tau, \theta') \sin\theta' d\theta' + B_0(\tau) \end{aligned} \right\}. \quad (3.24)$$

Перше рівняння із цього виразу можна спрощено подати рівнянням Шварцшильда

$$\frac{dB}{dl} = -\alpha B - B', \quad (3.25)$$

де  $d\tau = \alpha dl$ ;  $\alpha$  — коефіцієнт поглинання;  $A = \frac{B'}{\alpha}$  — функція джерела випромінювання або коефіцієнт випромінювання, тоді:

$$\frac{dB}{d\tau} = A - B \quad (3.26)$$

і формальним розв'язком цього рівняння є:

$$B(l) = B(0) \exp\left\{-\int_0^l \alpha(dl') dl'\right\} + \int_0^l A(l') \exp\left\{-\int_0^l \alpha(dl'') dl''\right\} dl'. \quad (3.27)$$

Рівняння (3.19),..., (3.27) показують, що зміна поляризаційних, енергетичних, геометричних та інших характеристик променів, що поширюються крізь середовище, визначаються їх послабленням внаслідок поглинання і розсіяння – перший член у правій частині (3.19),..., (3.22) – і збільшенням завдяки розсіяному світлу сторонніх джерел (сусідніх неоднорідностей середовища), що надходить до його елементарного об'єму з різних сторін, другий і третій члени (3.19),..., (3.22). Вони є інтегро-диференціальними рівняннями переносу, за допомогою яких за відповідних граничних умов здійснюється розв'язання більшості теоретичних задач, пов'язаних з поширенням випромінювання в квазіоднорідних, неоднорідних і нестационарних середовищах. Проте ретельний і повний розв'язок таких рівнянь практично неможливий. Тому розвиваються саме наближені методи розв'язань, достатньо гнучкі для застосування до будь-яких практичних задач [85]. Такі методи поділяються на дві групи: теоретичні (непрямі) і експериментальні (прямі).

### **3.6. Теоретичні (непрямі) методи розв'язання РПВ [5]**

Нині існують такі теоретичні (непрямі) методи розв'язання РПВ:

- метод послідовних наближень;
- метод усереднення інтенсивності за напрямками;
- метод заміни РПВ системою диференціальних рівнянь;
- метод за принципом інваріантності Амбарцумяна;
- асимптотичний метод;
- методи статистичного моделювання;
- числові методи.

**Метод послідовних наближень** [43] базується на врахуванні у РПВ розсіянь першого, другого і наступних порядків. При цьому на основі наближених формул для функції джерела розсіяння  $B(\tau, \theta, \varphi)$ , де  $\varphi$  — азимутальний кут, а  $\theta$  — напрямок до зовнішньої нормалі, можна знайти задовільні значення коефіцієнтів яскравості. Розсіяння першого порядку враховується точно, а розсіяння вищих порядків —

наближено шляхом збереження під час розкладання індикатриси по поліномах Лежандра тільки двох перших членів. Як правило, розв'язання такої задачі зводиться до спільного розв'язання РПВ і РПР. Проте даний метод є зручним лише для малих  $\Lambda$  і  $\tau$ , коли немає потреби враховувати розсіювання вищих порядків.

**Метод усереднення інтенсивності за напрямками** [43] враховує замість точних значень інтенсивності в РПВ середні значення по кутах, а інтегральний член в РПВ замінюється квадратурною формулою — сумою Гауса з інтервалом від -1 до +1, наприклад, рівняння виду

$$\mu \frac{dI(\tau, \mu)}{d\tau} = I(\tau, \mu) - \frac{1}{2} \int_{-1}^{+1} I(\tau, \mu') d\mu' \quad (3.29)$$

представлено системою  $2n$  лінійних рівнянь

$$\mu_i \frac{dI_i}{d\tau} = I_i - \frac{1}{2} \sum_{j=1}^m a_j I_j, \quad (3.30)$$

де  $a_j$  — ваги Гауса, причому  $i=\pm 1, \dots, m$ ;  $j=\pm 1, \dots, m$ ;  $m=2n$ ;  $\mu_i$  — напрямки потоків або нулі поліномів Лежандра  $P_{2n}(\mu)$  порядку  $m$ . Цей метод використовується, коли немає необхідності знати абсолютно точні значення інтенсивності у будь-яких напрямках і точках поля.

**Метод заміни РПВ системою диференціальних рівнянь.** У ньому РПВ 3.29 замінюється системою диференціальних рівнянь типу

$$\left. \begin{aligned} \frac{1}{2} \frac{dI_1(\tau)}{d\tau} &= I_1(\tau) - B(\tau) \\ -\frac{1}{2} \frac{dI_2(\tau)}{d\tau} &= I_2(\tau) - B(\tau) \end{aligned} \right\}, \quad (3.31)$$

що еквівалентні системі рівнянь

$$\left. \begin{aligned} \frac{d\Phi_1}{dz} &= -\frac{\varepsilon - \delta\bar{\nu}_1}{\bar{\mu}_1} \Phi_1 + \frac{\sigma(1 - \bar{\nu}_1)}{\bar{\mu}_2} \Phi_2 \\ -\frac{d\Phi_2}{dz} &= -\frac{\sigma(1 - \bar{\nu}_2)}{\bar{\mu}_1} \Phi_1 + \frac{\varepsilon - \delta\bar{\nu}_2}{\bar{\mu}_2} \Phi_2 \end{aligned} \right\}, \quad (3.32)$$

де  $\Phi_1$  — низхідний, а  $\Phi_2$  — висхідний потоки освітлення верхньої і нижньої межі середовища;  $\bar{\nu}$ ,  $\bar{\mu}$  — відповідні константи, що задаються за відомих індикатрис або поля яскравості.

При цьому, якщо розв'язувати (3.31, 3.32) з врахуванням початкових умов, то можна інтерпретувати експериментальні дані про відбиваючу здатність шарів розсіювального матеріалу завдяки виразу:

$$R(d\tau) = K_1 d\tau \quad (3.33)$$

і їх пропускання:

$$T(d\tau) = 1 - K_2 d\tau, \quad (3.34)$$

$$\text{де } K_1 = \frac{m_\sigma}{4q} \text{ і } K_2 = m_\alpha + K_1. \quad (3.35)$$

Проте (3.31), (3.32) справедливі тільки у тому випадку, коли обидві межі шару освітлені пучками, структура і співвідношення інтенсивностей яких відповідають глибинному режиму для середовища з відомою матрицею розсіяння і сферичною індикатрисою. Тому без кутового розподілу розсіяного випромінювання для недифузного освітлення реальних середовищ цей метод може бути застосований тільки із значними припущеннями і як оціночний [4].

**Метод за принципом інваріантності Амбарцумяна** дозволяє одержати із РПВ прості співвідношення між коефіцієнтами пропускання і відбиваючої здатності сукупності двох суміжних шарів довільної товщини  $\lambda_1$  і  $\lambda_2$  одного і того ж зразка з незмінною кутовою структурою світлового поля:

$$\left. \begin{aligned} R(\lambda_1 + \lambda_2) &= R(\lambda_1) + R(\lambda_2) \frac{T^2(\lambda_1)}{1 - R(\lambda_1)R(\lambda_2)} \\ T(\lambda_1 + \lambda_2) &= \frac{T(\lambda_1)T(\lambda_2)}{1 - R(\lambda_1)R(\lambda_2)} \end{aligned} \right\}. \quad (3.36)$$

Однак Г. В. Розенберг [43] попереджає, що (3.36) потрібно застосовувати обережно і тільки для напівкількісних оцінок. Отже, якщо спрямувати товщину одного із шарів, наприклад:  $\lambda_2=0$ , то альbedo  $R$  і пропускання дифузного потоку  $T$  нескінченно тонкого шару, що є інваріантом всього об'єму зразка, дорівнюють:

$$R(d\lambda) = K_1 d\lambda, \quad T(d\lambda) = 1 - K_2 d\lambda, \quad (3.37)$$

де  $K_1$  і  $K_2$  — сталі, що безпосередньо пов'язані з  $m_\alpha$  і  $m_\sigma$  (3.35) і видом матриці розсіяння. Вирази (3.37) можна звести у систему диференціальних рівнянь

$$\left. \begin{aligned} \frac{dR}{d\lambda} &= K_1 T^2 \\ \frac{dT}{d\lambda} &= -T(K_2 - K_1 R) \end{aligned} \right\}. \quad (3.38)$$

Розв'язок (3.38) має вигляд

$$\left. \begin{aligned} R(\lambda) &= \frac{1 - \exp(-2\varepsilon'\lambda)}{1 - R_\infty^2 \exp(-2\varepsilon'\lambda)} \\ T(\lambda) &= \frac{(1 - R_\infty^2) \exp(-\varepsilon'\lambda)}{1 - R_\infty^2 \exp(-2\varepsilon'\lambda)} \end{aligned} \right\}, \quad (3.39)$$

звідки  $\varepsilon' = \sqrt{K_2^2 - K_1^2}$  – показник затухання у глибинному режимі зі сферичною індикатрисою розсіяння:  $f(\theta) = 1$ ,  $q = \frac{1}{3}$  – параметр Розенберга;  $R_\infty$  – коефіцієнт дифузного відбивання шару нескінченної товщини, коли  $\Lambda = 0$ . Тоді

$$R_\infty = \frac{K_2}{K_1} - \sqrt{\frac{K_2^2}{K_1^2} - 1}. \quad (3.40)$$

Таким чином, оптичні властивості зразка визначаються за двома параметрами:  $\varepsilon'$ ,  $R_\infty$  або  $K_1$ ,  $K_2$ , пов'язані співвідношеннями:

$$K_1 = \frac{2R_\infty \varepsilon'}{1 - R_\infty^2}, \quad K_2 = \frac{1 + R_\infty^2}{1 - R_\infty^2}, \quad (3.41)$$

завдяки чому ця теорія називається “двопараметричною”. І, нарешті, вирази (3.39),..., (3.41) приводять до зручного у спектроскопічному експерименті співвідношення:

$$\frac{(1 - R_\infty)^2}{2R_\infty} \cong \frac{m_\alpha}{(1 - \bar{v})m_\sigma} \cong \frac{2m_\alpha}{m_\sigma} \quad (3.42)$$

за умови:  $\Lambda \approx 0$  та сферичної індикатриси  $f(\theta) = 1$ ,  $\bar{v} = \frac{1}{2}$  — відсоток енергії низхідного потоку, що розсіюється вверх, причому інтегрування ведеться по всій напівсфері.

**Асимптотичний метод** [43] застосовується для вивчення глибинних режимів, коли інтенсивність розсіяння перестає залежати від азимута і подальшого збільшення товщини шару. Рівняння для визначення тіла яскравості у глибинному режимі має вигляд

$$(1 - \gamma\mu)S_i(\mu, \gamma) = \frac{\Lambda}{2} \int_{-1}^{+1} f(\mu, \mu')S_j(\mu', \gamma)d\mu', \quad (3.43)$$

де  $S(\mu, \gamma)$  — параметри Стокса;  $\gamma = \frac{\varepsilon'}{\varepsilon}$  — відношення показників послаблення гранично розсіяного випромінювання і прямого на заданій глибині  $z$ ;  $\mu' = \cos\theta'$  і  $\mu = \cos\theta$ , де  $\theta, \theta'$  — полярні кути падаючого і розсіяного пучків до нормалі відповідно;  $\Lambda = \frac{1}{1 + \beta}$  —

ймовірність виживання кванта, де  $\beta = \frac{\alpha}{\sigma}$  — питома поглинання;

$f(\mu, \mu')$  — індикатриса (матриця) розсіяння.

Розв'язком виразу (3.43) є:

$$S(\mu, \gamma) = \exp(-\varepsilon'z)C(\gamma, \mu = 0, z) \left[ \delta_{ii} + \gamma a_i(\mu) + \gamma^2 b_i(\mu) + \gamma^3 c_i(\mu) + \Lambda \right], \quad (3.44)$$

де  $a_i(\mu)$ ,  $b_i(\mu)$ ,  $c_i(\mu)$  — деякі функції, що визначають кутовий розподіл поля випромінювання в глибоких шарах і залежать від матриці розсіяння елементарного об'єму;  $\delta_{ij}$  — символ Кронекера;  $i = 1, 2, 3, 4$ ;  $C(\gamma, \mu = 0, z)$  — стала, що відповідає інтенсивності розсіяння на певній оптичній глибині і нормується умовою  $a_1(0) = b_1(0) = c_1(0) = \Lambda = 0$  [43].

**Методи статистичного моделювання** [43] розглядають процес поширення світла як ланцюг Маркова випадкових зіткнень фотонів з речовиною, що призводить або до розсіяння, або до поглинання фотонів. Ймовірність кожного акту визначається відомими формулами, наприклад, за допомогою методу Монте-Карло моделюють траєкторії цього ланцюга, що проходить через дану точку простору і описує енергію квантів і їх напрямки, а, відтак, і шукану інтенсивність випромінювання. У цьому випадку типова зворотна задача теорії переносу в математичному плані зводиться до розв'язання інтегрального рівняння вигляду

$$L(z) = \int_{-\infty}^{\infty} A(x, x') z(x) dx' = u(x), \quad (3.45)$$

де  $z(x')$  — невідома функція;  $A(x, x')$  — ядро інтегрального рівняння або апаратний контур;  $L(x) = u(x)$  — відома функція. Тоді розв'язком буде використання дискретного перетворення Фур'є, а шукане ядро рівняння (3.45)  $A(x, x')$  обчислюється функціоналом вигляду:

$$A(x, x') = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^N a_n \cos n\pi \left( \frac{x}{x'} \right), \quad (3.46)$$

де  $a_n$  — спектр амплітуд або інтенсивностей в заданих точках. Значення їх відомі наближено. Для підвищення роздільної здатності і точності цього статистичного методу потрібно збільшення числа експериментальних точок від  $n$  до  $N$ . Однак, при малих питомих поглинаннях  $\beta = \frac{\alpha}{\sigma}$  та значних оптичних товщинах  $\tau$  методи математичного моделювання є незручними внаслідок некоректності задачі.

**Числові методи**, як правило, апроксимують розв'язок РПВ більш простими задачами, що зводяться до розв'язання алгебраїчних систем рівнянь, заміни сумами поліномів, або квадратурними формулами, підбором пробних функцій, побудовою ефективних функціоналів тощо. До них відносяться, зокрема:

– варіаційні — основані на побудові функціонала, що приймає екстремальні значення під час підстановки його у розв’язок РПВ. У цей функціонал додають функцію з невизначеними коефіцієнтами, що знаходиться під час перетворення в нуль першої варіації функціонала. Визначена так функція і є наближеним розв’язком РПВ;

– ітераційні — базуються на підборі пробних функцій і підстановці в інтегральні оператори Мілна (або в інтегральний член РПВ) з  $n$ -кратним наближенням до тих пір, поки не досягається точний розв’язок РПВ;

– метод квадратурних формул Чандрасекара зводиться до заміни інтегрального члена РПВ квадратурною формулою, завдяки чому РПВ адекватне системі лінійних диференціальних рівнянь із сталими коефіцієнтами (наприклад, метод усереднення інтенсивності за напрямками).

Усі теоретичні методи є непрямими, оскільки використовують вимірні характеристики світлового поля, розсіяного дисперсним середовищем. З врахуванням цього вони дозволяють отримати інформацію про феноменологічні параметри елементарного об’єму середовища ( $m_\sigma, m_\alpha, R, T, \varepsilon, f(\theta)$  тощо). Крім того, особливо два останні теоретичні методи передбачають широке застосування обчислювальної техніки.

### ***3.7. Експериментальні (прямі) методи вимірювання оптичних параметрів неоднорідних середовищ***

Оскільки теоретичні (непрямі) методи розв’язання РПВ навіть в простих, сильно ідеалізованих випадках призводять до громіздких математичних обчислень, то найчастіше виникає необхідність застосування саме експериментальних (прямих) методів вимірювання необхідних оптичних характеристик неоднорідних об’єктів (крім вище названих ще показника заломлення  $n$ , форми частинок і їх полідисперсності, їх середнього розміру  $r$  та ін.) [43]. Основні з них:

- метод інтегрувальної сфери;
- метод вузьконаправленого пучка;
- метод глибинного режиму;
- метод дифузного відбивання;
- метод вимірювання параметрів Стокса та ін.

**Метод інтегрувальної сфери (МІС)** [43] хоча і вимагає дотримання ряду запобіжностей, проте його у сучасних умовах широко застосовують при вимірюваннях в найрізноманітніших галузях науки і техніки [43]. Суть методу зводиться до принципу Сумпнера [43]: “якщо джерело випромінювання розташоване у центрі

порожньої кулі з нанесеним всередині шаром дифузно-розсіювальної речовини, то променистий потік, відбитий будь-якою частиною сферичної поверхні, рівномірно розподіляється на всі її ділянки, тобто інтегрується.” Вперше використав інтегровальну кулю у якості фотометра Ульбріхт [43]. Метод інтегровальної сфери реалізується двома шляхами:

– спосіб Тейлора [43], коли об’єкт вимірювання (дослідний зразок) встановлений у отворі на стінці кулі навпроти отвору, через який падає зондуючий пучок проміння;

– спосіб Рвачова-Сахновського [43], коли зразок розташований у центрі порожньої кулі, що дозволяє визначати абсолютні коефіцієнти відбивання і пропускання зразка з довільною індикатрисою розсіювання.

У практичних розробках МІС застосовується у двох варіантах:

– заміщення, коли на місце падіння пучка поперемінно встановлюється або еталон, або об’єкт вимірювання;

– порівняння, коли і еталон, і зразок присутні одночасно.

Якщо встановити під пучок дослідний зразок у касеті із світло-непроникним дном, то він відіб’є на стінки сфери потік  $\Phi_0 R$ . Стінки сфери, у свою чергу, відіб’ють потік  $\Phi_0 R\rho$ , який повернеться на стінки і знову відіб’ється від них. Так всередині сфери завдяки багатократному розсіянню виникає рівномірна просторова освітленість (опроміненість)  $E$ :

$$E = \frac{\Phi_0 R}{S} + \frac{\Phi_0 R\rho}{S} + \frac{\Phi_0 R\rho^2}{S} + \dots = \frac{\Phi_0 R}{S} \cdot \frac{1}{1-\rho}, \quad (3.47)$$

де  $S$  — площа внутрішньої поверхні сфери. Тоді коефіцієнт відбивання  $R$  зразка визначається з виразу:

$$R = \rho \frac{\Phi_R}{\Phi_0} = \frac{N_1}{N_2}, \quad (3.48)$$

де  $\rho$  — коефіцієнт відбивання еталона, яким є матеріал внутрішнього покриття сфери;  $N_1$ ,  $N_2$  — покази реєструвального пристрою для зразка і еталона відповідно.

Аналогічно вимірюється і коефіцієнт пропускання  $T$  зразка, тільки при знятому з кювети світлопроникному дні. Тоді

$$T = \rho \frac{\Phi_{R+T} - \Phi_R}{\Phi_0} = \frac{N_3 - N_1}{N_2}. \quad (3.49)$$

Коефіцієнт поглинання  $\alpha$  речовиною зразка визначають із закону збереження променистої енергії:

$$\alpha = 1 - (R + T) \quad (3.50)$$



За МІС також можна прямо виміряти індикатрису розсіяння, альbedo відбивання та багато інших важливих у спектроскопічному експерименті оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ (див. 3.1).

**Метод вузьконаправленого пучка** або визначення екстинкції (затухання) потоку випромінювання [43] базується на прямому вимірюванні коефіцієнта екстинкції  $k$  завдяки послабленню направленої світлової пучка розсіювальним і поглинальним об'єктом певної товщини  $\lambda$  за умови однократного розсіяння. За таких обставин і, в першу чергу, відсутності багатократного розсіяння справедливий закон Бугера для показника екстинкції  $\varepsilon$ :

$$\varepsilon = -\frac{1}{\lambda} \ln \frac{\Phi_T}{\Phi_0}, \quad (3.51)$$

де  $\Phi_0$  — зонduючий світловий потік;  $\Phi_T$  — потік після проходження в речовині шляху  $\lambda$ . При цьому  $k = \alpha + \sigma$ , тоді

$$k = 1 - T = 1 - \frac{\Phi_T}{\Phi_0}. \quad (3.52)$$

З метою оптимальних вимірювань  $k$  та визначення  $\varepsilon$  потрібно дотримуватися декількох умов:

- кут розходження пучка повинен бути надзвичайно малий, коли його поперечний переріз  $d \ll \varepsilon^{-1}$  та  $d \ll \lambda$ ;
- добуток  $\varepsilon \lambda$  повинен бути близьким до 1:  $\varepsilon \lambda \cong 1$ ;
- кут розсіяного випромінювання, що попадає на приймач, повинен бути не більше 20'' [43];
- врахування ефекту сильної витягнутості “вперед” індикатриси однократного розсіяння, що призводить до певної різниці у вимірному і дійсному значеннях величин.

Вимірний коефіцієнт  $k$  та визначений показник  $\varepsilon$  екстинкції є вихідними параметрами, які входять у розрахункові формули визначення інших оптичних характеристик речовини.

**Метод глибинного режиму** [43]. При неможливості вимірювань в реальних середовищах типу атмосфери, в глибинах моря та океану і т.п., параметри глибинного режиму можна моделювати в лабораторних умовах. Глибинним називається такий режим, коли яскравість під будь-яким кутом  $\theta$  з ростом  $\tau$  спадає за експоненційним законом і не залежить від азимута та умов освітлення. Після цього форма тіл яскравості на різних глибинах залишається сталою і визначається виключно властивостями середовища. Глибина, на якій практично настає глибинний режим, залежить від умов опромінення середовища,  $\Lambda$  і  $f(\theta)$ . Зміна яскравості  $B(z, \theta)$  з глибиною  $z$  відбувається за експоненційним законом:

$$B(z, \theta) = B(0, \theta) \exp\{-\varepsilon'(z - z_0)\}, \quad (3.53)$$

де  $B(0, \theta)$  — яскравість на верхній межі ( $z_0$ ) дослідного середовища;  $z$  — оптична глибина, на якій встановлюється глибинний режим;  $\varepsilon'$  — показник затухання випромінювання на даній глибині  $z$ , тобто у глибинному режимі. Тоді визначення показника поглинання  $m_\alpha$  через характеристики поля випромінювання під час рівномірного освітлення об'єму зверху потоком  $\Phi_0$  здійснюється за виразом:

$$m_\alpha = \varepsilon' \frac{E \downarrow - E \uparrow}{E_0}, \quad (3.54)$$

де  $E \downarrow$  і  $E \uparrow$  — освітленості середовища зверху і знизу відповідно;  $E_0$  — сферична опроміненість середовища у даній точці;

$$\varepsilon' = -\frac{d \ln E \downarrow}{dz}. \quad (3.55)$$

Суттєво, що всі величини у правій частині (3.54, 3.55) піддаються безпосередньому вимірюванню, завдяки чому цей метод забезпечує надійні результати під час дослідження спектрів поглинання найрізноманітніших дисперсних середовищ.

**Метод дифузного відбивання** [43] завдяки простоті співвідношень і зручності вимірювань параметрів відбивання і пропускання шару заданої товщини  $\lambda$  дозволяє з успіхом досліджувати оптичні властивості світлорозсіювальних середовищ за спектрами відбивання. Особливо широко використовується вираз, що називається формулою “Кубелки-Мунка-Гуревича”:

$$f(R_\infty) \equiv \frac{(1 - R_\infty)^2}{2R_\infty} = \frac{\alpha_0}{\sigma_0} \cong \frac{2m_\alpha}{m_\sigma}, \quad (3.56)$$

де  $R_\infty$  — коефіцієнт дифузного відбивання від шару нескінченної товщини, коли  $\Lambda = 0$ , що легко визначається експериментально;  $\alpha_0$  і  $\sigma_0$  — деякі константи поглинання і розсіяння шару одиничної товщини. При цьому, вимірявши  $R_\infty$  (для випадку нормального падіння випромінювання), можна перейти до констант заломлення  $n$  і поглинання  $\chi$  речовини середовища згідно з виразом

$$R_\infty = \frac{(n-1)^2 + \chi^2}{(n+1)^2 + \chi^2}. \quad (3.57)$$

Для випадку з напрямленим освітленням зразка часто застосовують таке співвідношення:

$$-\ln\left(\frac{R_\infty - R_\lambda}{T_\lambda}\right) = a + b\lambda, \quad (3.58)$$

де  $R_\lambda$  і  $T_\lambda$  — коефіцієнти відбивання і пропускання шару заданої товщини  $\lambda$ :

$$a = 4\sqrt{\frac{q\varepsilon}{m_\sigma}}, \quad b = \sqrt{\frac{\varepsilon m_\sigma}{q}}, \quad (3.59)$$

де  $q$  — параметр Розенберга, який для сферичної індикатрис (  $f(\theta) = 1$  )  $q = 1/3$ , а для  $f(\theta) = 1 + \cos\theta$  —  $q = 1/2$ .

Потрібно відмітити, що функція  $f(R_\infty) = \frac{(1 - R_\infty)^2}{R_\infty}$  в широкому діапазоні  $\lambda$  майже повністю збігається з кривою показника поглинання  $m_\alpha$  [3]:

$$m_\alpha = \frac{(1 - R_\infty)^2}{4R_\infty} \cdot \frac{m_\sigma}{4q}. \quad (3.60)$$

Проте цей метод має певні обмеження, пов'язані з умовами квазідифузності та відхиленнями від ізотропності освітлення [43].

**Метод вимірювання параметрів Стокса** [43]. У кожному акті розсіяння відбувається не тільки кутовий перерозподіл інтенсивності світлового поля, але й зміна поляризаційних характеристик у відповідності до елементів чотириконтентного вектора-параметра Стокса:

$$S = \{S_1; S_2; S_3; S_4\}, \quad (3.61)$$

$$\text{де} \quad S_1^2 = S_2^2 + S_3^2 + S_4^2. \quad (3.62)$$

Якщо  $S_2 = S_3 = S_4 = 0$ , то пучок неполяризований. Для некогерентного пучка всі чотири параметри Стокса є незалежні зі ступенем поляризації:

$$p = \frac{\sqrt{S_2^2 + S_3^2 + S_4^2}}{S_1}. \quad (3.63)$$

Процедура вимірювання параметрів Стокса зводиться до визначення характеристик яскравості відбитого розсіювальним середовищем або пройденого крізь нього випромінювання при чотирьох комбінаціях орієнтації поляризаційних елементів (поляризатора — П, аналізатора — А, компенсатора — К у вигляді  $\lambda/4$ -платівок). Тоді

$$\left. \begin{aligned} S_1 &= I(\psi = 0; \chi = 0) + I(\psi = \frac{\pi}{2}; \chi = \frac{\pi}{2}) \\ S_2 &= I(\psi = 0; \chi = 0) - I(\psi = \frac{\pi}{2}; \chi = \frac{\pi}{2}) \\ S_3 &= 2I(\psi = \frac{\pi}{4}; \chi = \frac{\pi}{4}) - S_1 \\ S_4 &= S_1 - 2I(\psi = 0; \chi = \frac{\pi}{4}) \end{aligned} \right\}, \quad (2.45)$$

де  $S_1$  — відповідає повній інтенсивності пучка;  $S_2, S_3$  — інтенсивності лінійно-поляризованих пучків, орієнтованих під кутами  $0^\circ$  і  $45^\circ$  до площини референції  $Q$  відповідно;  $S_4$  — інтенсивність пучків з переважно правоциркулярною поляризацією;  $I(\psi, \chi)$  — інтенсивність світла, пройденого крізь компенсатор і аналізатор для заданих значень кутів  $\psi$  і  $\chi$ . На основі відомих параметрів падаючого  $S_j$  і виміряного результуючого  $S_i$  пучків розв'язується зворотна спектроскопічна задача — визначення оптичних характеристик світлорозсіювального об'єкта згідно із співвідношенням

$$S_\mu = \sum_{j=1}^4 \hat{P}_{ij} S_j, \quad (3.65)$$

де  $\hat{P}_{ij}$  — чотиривимірна матриця переносу (розсіяння), числові значення 16 елементів  $p_{ij}$  якої несуть повну інформацію про оптичні властивості дослідного дисперсного середовища.

Значна частина традиційних експериментальних методів вимірювань оптичних характеристик вже не задовольняють вимог сучасної спектроскопії світлорозсіювальних об'єктів, а тому потребують подальших розробок і суттєвого вдосконалення, що є метою і концептуальною основою, а також входило до задач цієї роботи.

### ***3.8. Алгоритм і структура вимірювального експерименту неоднорідних та квазіоднорідних біологічних середовищ***

Внаслідок складності і величезного різноманіття природних об'єктів до цих пір не існує уніфікованих методів розв'язання зворотних задач оптики світлорозсіювання, оскільки кожен об'єкт вимагає власної розробки методик, що враховували б як специфічні його особливості, так і умови проведення вимірювального експерименту.

Основні особливості задач діагностики природних об'єктів — їх багатопараметричність, почасова і просторова мінливість параметрів, наявність складних функціональних зв'язків між вимірювальними

характеристиками відбитого, пропущеного або поглинутого випромінювання з шуканими параметрами, а також експериментальні і методичні похибки, що супроводжують дослідження. Тому перераховані особливості традиційних методів спектрофотометрії створюють передумови вважати об'єкт дослідження детермінованим і для його вивчення застосовувати методи багатфакторного статистичного аналізу з математичним моделюванням процесів взаємодії випромінювання з об'єктами і відповідною побудовою оптимальних планів вимірювального експерименту. Суть такого підходу оцінки інформаційного змісту спектрофотометричних даних зводиться до такої послідовності дій і операцій:

- розробляється математична модель об'єкта, що враховує фізичні закони взаємодії випромінювання з об'єктом і є рівнянням зв'язку між вимірюваною спектральною характеристикою і параметрами, які визначають стан об'єкта;

- вибирається факторний простір і область експериментування, тобто імовірні параметри, які належить визначити;

- методами оптимального планування експерименту вибираються точки факторного простору, що відповідають певним комбінаціям значень параметрів із області експериментування;

- у цих точках виконується числовий експеримент, тобто за допомогою математичної моделі обчислюються можливі значення шуканих оптичних характеристик;

- ці значення використовуються для побудови регресійних співвідношень зв'язку між функцією відклику і параметрами, що цікавлять дослідника;

- обчислюється статистична оцінка значимості впливу параметрів, після чого регресійна модель уточнюється, тобто несуттєві параметри відкидаються;

- перевіряється адекватність регресійної моделі;

- на основі аналізу статистичних оцінок значимості впливу параметрів обґрунтовується висновок про інформативність даної спектральної характеристики [43].

Взаємозв'язок функції відклику з параметрами системи може бути заданий у вигляді лінійної комбінації базисних функцій в околі деякої базисної точки:

$$y = B_0 + \sum_{j=1}^k B_j f_j(X) + e, \quad (3.66)$$

де  $X = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_k\}$  — вектор вхідних змінних (факторів);  $B = \{B_1, B_2, B_3, \dots, B_k\}$  — вектор невідомих коефіцієнтів розкладання;  $f(x) = \{f_1, f_2, f_3, \dots, f_k\}$  — вектор базисних функцій;  $e$  — аддитивна похибка;  $y$

— значення величини, що моделюється. При цьому базисна функція перетворює вектор вхідних величин у деяку область дійсних чисел (поліноми Лежандра, тригонометричні функції, ряди тощо) і її вибір здійснюється з врахуванням апріорної інформації про характер залежності вимірюваної величини і параметрів об'єкта. Наприклад, використовуючи ряд Тейлора, маємо:

$$y = \beta_0 + \sum_{j=1}^k \beta_j X_{ij}. \quad (3.67)$$

Коефіцієнти (3.67) пов'язані з (3.66) так:

$$\beta_j = V_j \Delta X_j, \quad \beta_0 = V_0 + \sum_{j=1}^k \beta_j X_{0j} + e, \quad (3.68)$$

або 
$$\beta_j = \sum_{i=1}^N x_{ij} y_i / N, \quad (3.69)$$

де  $j = 0, 1, 2, \dots, k$ ;  $N = 2^k$  — число можливих дослідів;  $i$  — досліди;  $j$  — фактори.

Після багатфакторного статистичного моделювання настає етап безпосередньо вимірювального експерименту, головною задачею якого є визначення спектральної залежності оптичних параметрів речовини — показників заломлення  $n$  і поглинання  $\chi$ , а при необхідності і шуканих параметрів речовини [2-4]. І єдино правильним напрямком тут видається максимально точно загальне формулювання РПВ з подальшим знаходженням таких експериментальних ситуацій, для яких є можливість отримувати наближені розв'язки зворотної задачі у порівняно простому аналітичному вигляді без втрати достатньої інформативності і достовірності результатів. При цьому наближені розв'язки передбачають встановлення зв'язків між різного роду вимірюваними характеристиками світлового поля у вигляді матриці переносу (розсіяння)  $\hat{P}_{ij}$ . Ця вимога має принциповий характер, оскільки в реальних умовах матриця залишається невідомою і тому всі індикатрисні, кооперативні та поляризаційні ефекти містяться у неявному вигляді в емпіричних параметрах:

$$\hat{P}_{ij}(\lambda) = \sum_{n=1}^{\infty} \Lambda^n \int_0^{\infty} w_{ij,n}(\lambda) p(\lambda, \lambda) d\lambda, \quad (3.70)$$

де 
$$p(\lambda, \lambda) = \lambda \int_0^{\infty} w(\alpha) \exp(-m_\alpha \lambda) d\alpha \quad (3.71)$$

спектральна функція пропускання об'єкта вимірювання;  $w_{ij,n}(\lambda)$  — матриця переносу фотона у відсутності поглинання на шляху  $\lambda$ , коли на цьому шляху відбувається  $n$  актів його розсіяння;

$\Lambda = \frac{m_\sigma}{m_\alpha + m_\sigma}$  — ймовірність виживання фотона в акті розсіяння, де

$\beta = \frac{m_\alpha}{m_\sigma}$  — питома поглинальна здатність середовища.

Отже, вираз (3.70) виявляється вихідним для будь-якої спектроаналітичної задачі, результатом розв'язку якої має бути визначення оптичних параметрів середовища (рис. 3.5) [2].

У відсутності розсіяння вимірювальний експеримент призводить безпосередньо до оптичних констант  $n$  і  $\chi$  речовини. У цьому разі спектроаналітична задача вирішується до кінця. У випадку світлорозсіювальних середовищ результатом аналізу виявляються величини  $m_\alpha$ ,  $m_\sigma$ ,  $f_{ij}$  з необхідністю подальшого переходу до оптичних констант через подолання ряду проміжних етапів з залученням додаткових теорій. На першому етапі виникає необхідність пов'язати оптичні параметри ( $m_\alpha$ ,  $m_\sigma$ ,  $f_{ij}$ ) середовища з оптичними параметрами ( $\alpha^0$ ,  $\sigma^0$ ,  $f_{ij}^0$ ) окремої частини чи неоднорідності, що, в принципі, можливо завдяки статистичній теорії розсіяння (теорії кооперативних ефектів). При цьому, очевидно, оптичні властивості частинки повинні знаходити своє відображення у характері світлового поля, розсіяного нею, і в тому числі в характері її поляризації:

$$\begin{pmatrix} E_\theta \\ E_\varphi \end{pmatrix} = \frac{1}{r} \begin{pmatrix} p_{11} & p_{12} \\ p_{21} & p_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \end{pmatrix}, \quad (3.73)$$

де  $E_x$  і  $E_y$  — компоненти напруженості електричного поля повністю або еліптично падаючої поляризованої плоскої світлової хвилі;  $r$  — вектор

Енергетична матриця  $P_{ij}$  розсіяння пов'язана з відповідними векторами-параметрами пучка виразом:

$$S_{\text{розс}} = \frac{1}{\rho^2} P_{ij} S_{\text{над}}, \quad (3.74)$$

де 
$$P_{ij} = \frac{\tilde{\sigma}}{4\pi} p_{ij}, \quad (3.75)$$

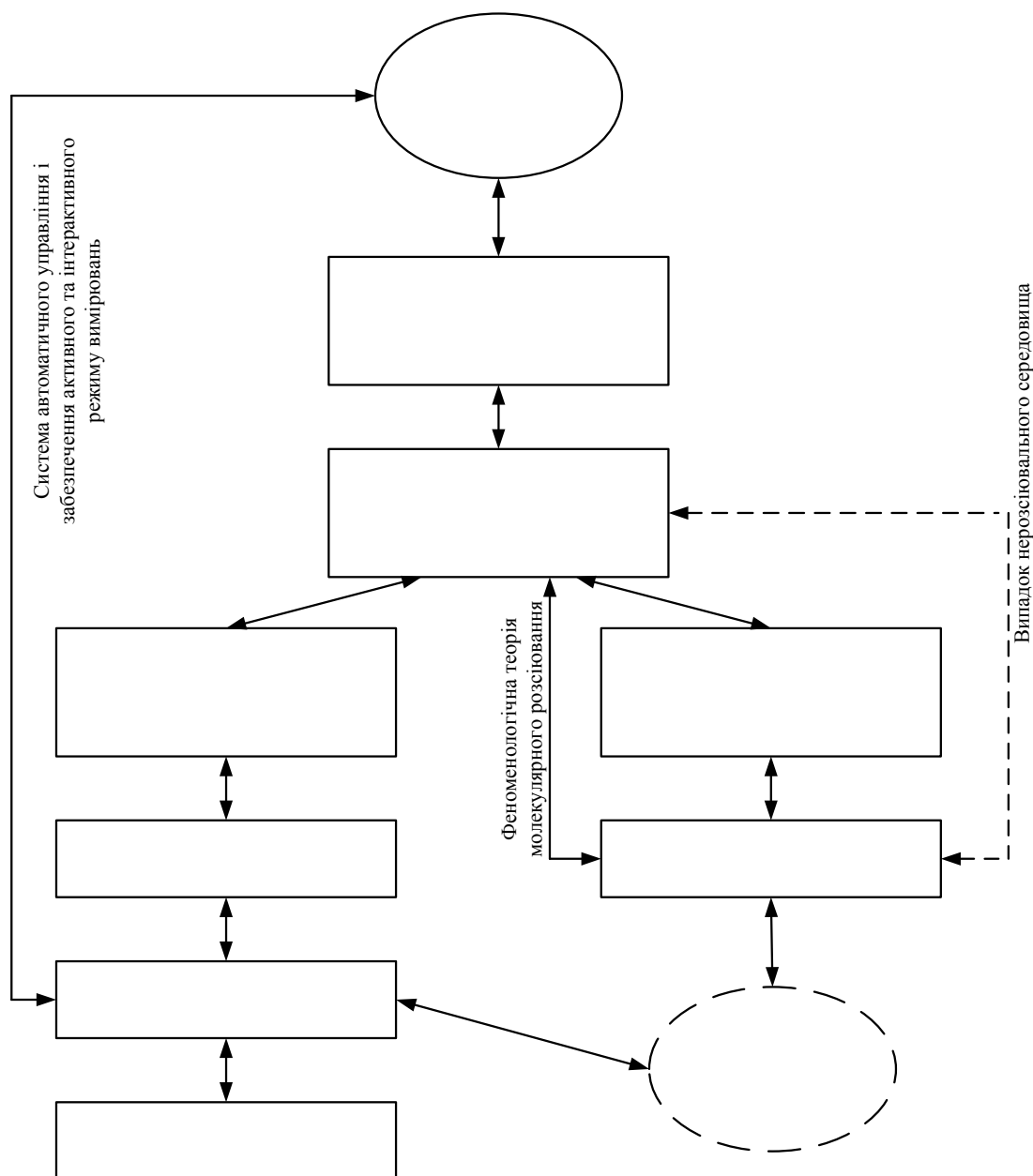


Рис. 3.5. Структурна схема автоматичного експерименту з неоднорідними та квазіоднорідними середовищами розсіювання світлової хвилі під полярним кутом  $\theta$  і азимутутом  $\varphi$ ;  $E_\theta, E_\varphi$  — відповідні енергетичні компоненти розсіяної хвилі, що залежать від кутів, довжини хвилі і повністю характеризують розсіювальні властивості окремої частинки.

$\tilde{\sigma}$  — поперечний переріз розсіювання, тобто відсоток світлової енергії, що розсіюється частково по різних напрямках. За аналогією:

$$\tilde{k}^0 = \tilde{\alpha}^0 + \tilde{\sigma}^0, \quad (3.76)$$



де  $\tilde{k}^0$  і  $\tilde{\alpha}^0$  — поперечні перерізи екстинкції і поглинання відповідно (мають розмірність  $\text{см}^2$ ). При цьому, якщо середня відстань між частинками набагато більша довжини хвилі, то мають місце прості співвідношення адитивності:

$$\alpha = N\alpha^0; \quad \sigma = N\sigma^0; \quad f_{ij} = f_{ij}^0, \quad (3.77)$$

де  $N$  — концентрація частинок.

Далі зв'язок величин  $\alpha^0$ ,  $\sigma^0$  і  $f_{ij}^0$  з оптичними константами речовини встановлюється теорією розсіяння світла малими частинками [43]. Важливого значення набуває те, що оптичні властивості частинок значною мірою залежать від їх форми [43] і, особливо, розмірів [43]. Для частинок значно менших довжини хвилі питоме поглинання  $\beta = \frac{1 - \Lambda}{\Lambda} = \frac{\alpha}{\sigma}$  наближено пропорційне  $r^{-3}$ , де  $r$  — радіус частинки, тобто швидко спадає з ростом  $r$ , проходячи через мінімум в околі  $r \cong \lambda$  і якщо  $r \gg \lambda$

$$\beta \cong K \frac{2\pi\epsilon}{\lambda} r, \quad (3.78)$$

де  $K$  — фактор форми [43]. Крім того,  $\beta$ , як і показник екстинкції  $\epsilon$  та індикатриса  $f_{ij}(\theta)$  розсіяння значною мірою залежить від показника заломлення  $n$  середовища навколо частинки, а знання спектра розподілу частинок за розмірами виявляється необхідною умовою розв'язання зворотної задачі теорії переносу [43]. Наступним кроком вимірювального експерименту стає вивільнення від ускладнень, що створюються кооперативними ефектами. Проте досить простим методом уникнення цього є спосіб сильного розбавлення дисперсного середовища, коли кооперативні ефекти зникають і виконуються співвідношення (3.77), та матриця розсіяння не залежить від концентрації.

Нарешті, перехід від оптичних і геометричних характеристик розсіювальних частинок до оптичних констант їх речовини складає відокремлену від рамок теорій поширення та дисперсії зворотню задачу теорії розсіяння. А оскільки остання ще не повністю забезпечує можливості для здійснення такого переходу, то у цьому випадку є суттєвим встановлення емпіричних закономірностей шляхом дослідження штучно диспергованих речовин. До речі, у промисловому та екологічному контролі диспергованих речовин, як правило, достатньо знати

оптико-геометричні характеристики частинок, як таких, і в переході до відповідних констант речовини, з якої вони утворені, немає необхідності. При цьому треба мати на увазі, що спектральні залежності  $\alpha^0$ ,  $\sigma^0$ ,  $k^0$  для частинок даного розміру не завжди відповідають аналогічним залежностям  $n$  і  $\chi$  речовини. Так, для частинок, розміри яких суттєво перевершують довжину хвилі,  $k$  практично не залежить від  $l$  і дорівнює подвоєному геометричному поперечному їх перерізу, тоді як поглинання всередині частинки в основному проявляється на величині розсіяння світла у задню напівсферу у відповідності з ефектом Мі. А коефіцієнт розсіяння “вперед” збільшуватиметься з ростом фактора Мі:  $\rho=2\pi l/\lambda$ , а, відтак, і ростом розмірів частинок [43] з різко виявленим інтерференційним характером індикатрис. Ці та інші обставини перешкоджають навіть отриманню якісної інформації про істинний спектр поглинання диспергованої речовини шляхом вимірювання екстинкції паралельного світлового пучка тонким шаром розсіювальних об’єктів. Звідси випливає, що в розсіяному світлі характер істинного поглинання (наприклад, еритроцитів гемоглобіну крові) виявляється набагато достовірніший, ніж у пройденому. При цьому треба пам’ятати, що поперечний переріз розсіяння різко залежить від співвідношення показників заломлення і середовища, що його оточує, а ефекти розсіяння можуть повністю зникнути, якщо вони будуть збігатися.

Отже, виразне розрізнення трьох вище названих спектро-аналітичних задач, а саме:

- визначення оптичних характеристик розсіювального середовища як цілого;

- перехід від них до індивідуальних характеристик окремої частинки;

- перехід від них до оптичних констант (функцій) речовини має принципове значення, оскільки відповідні їм теоретичні трактування і методи вимірювань, і практичні запити цілком різні. При цьому повноцінним поки-що може бути розв’язок тільки першої частини спектроаналітичної задачі, тобто визначення оптичних параметрів неоднорідного середовища як такого. А сучасний стан теорії переносу випромінювання надає для реалізації цього достатньо надійні засоби і математичний апарат. Що стосується експериментальних методів і методик вимірювання оптичних параметрів неоднорідних середовищ, то тут ще залишається ряд невирішених проблем, пов’язаних з розробкою нових засобів і універсалізацією традиційних, бо останні вже не задовольняють вимоги часу.

## РОЗДІЛ 4

### ПРИНЦИПИ РЕАЛІЗАЦІЇ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОГО ОКО-ПРОЦЕСОРНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ОЦІНКИ БІОМЕДИЧНИХ ДАНИХ

#### *4.1. Принципи реалізації оптико-електронного комплексу око-процесорного типу*

Актуальною на сьогоднішній день стає розробка нових комбінованих інформаційно-обчислювальних засобів, що поєднують перетворення й обробку як оптичної аналогової, так і дискретної інформації з новими показниками якості. У цьому плані особливо актуальними є завдання багатоканальної паралельної обробки оптичних сигналів у реальному масштабі часу.

Для вирішення вищевказаних завдань, що стосуються підвищення якості й ефективності технічних засобів перетворення, обробки і відображення біомедичної інформації пропонується використання новітніх досягнень оптоелектроніки. Одним із шляхів вирішення цих завдань є новий напрямок – оптоелектронні логіко-часові середовища (ЛЧС), де разом з електронними методами застосовуються оптичні методи послідовної і паралельної обробки інформації [1].

У перетворювальних пристроях, побудованих на оптоелектронній елементній базі, процес перетворення й обробки інформації здійснюється оптичними методами, із поліпшеними показниками якості, що усуває корінні недоліки, наявні в електронних пристроях. Це пов'язано з тим, що в елементах з оптичним зв'язком використовуються в якості носіїв інформації фотони, що дозволяє різко збільшити добротність і розширити їх функціональні можливості.

Оптоелектронні однотипні обчислювальні елементи і пристрої дозволяють синтезувати однорідні середовища, у яких основним інформаційним параметром є час, а обробка інформації здійснюється за принципом картинної логіки. Оптоелектронні ЛЧС вирішують завдання створення функціонально і логічно повного набору оптоелектронних елементів і пристроїв для реалізації ефективних засобів оптоелектронної обчислювальної техніки, спроможних паралельно виводити, вводити, перетворювати та оперативно опрацьовувати інформацію. Пристрої на оптоелектронних ЛЧС вирішують завдання паралельної обробки аналогової та цифрової інформації в реальному масштабі часу, що вимагає розробки ефективних методів обробки і перетворення інформації.

Однією з перспективних галузей застосування оптоелектронних ЛЧС є реалізація розділеної оперативної оптоелектронної пам'яті для перетворення і збереження зображень в оптоелектронних системах з

автоматичною обробкою зображень, що вирішують завдання попередньої обробки зображень. Це дуже важливо при створенні медичних систем (око-процесорів), що автоматизують процес обробки зображень, особливо в реальному часі в динамічних системах.

Введемо визначення, що характеризують сутність медичного око-процесора і ряд його ознак.

**Визначення 1.** Медичний око-процесор — технічна система, що сприймає інформацію, подану у формі зорового середовища довільної природи, що виділяє певні ознаки біооб'єкта, що опрацьовує виділені ознаки і відшукує вирішення автоматично або за участю оператора.

**Визначення 2.** Простір ознак  $P$  (зорове середовище) має такі складові:

1. Геометричні —  $x, y, z$ , де  $z$  — глибина зорової сцени.
2. Яскравісну —  $I$  (у координатах  $x, y$ ).
3. Спектральну —  $W$  (двовимірне перетворення Фур'є (ДПР) яскравості в координатах  $x, y$ ).
4. Колірну —  $C$  (має три складові - червону  $R$ , синю  $Y$ , зелену  $G$ ).
5. Тепловізорну —  $T$  (розподіл теплового випромінювання в координатах  $x, y, z$ ).

**Визначення 3.** Вхідне зображення  $QBX(f)$  — дискретна множина точок розмірності  $N \cdot M$ , кожна з яких є функцією часу, простору ознак  $P$ :

$$QBX(t) = f(P, t) \quad (4.1)$$

**Визначення 4.** Зображенням медичного око-процесора  $O(x)$  вхідного зображення  $O(\tau)$  є множина перетинів розмірністю  $N \times M$ ,  $ij$ -точка кожного з яких приймає два значення — 0 або 1.

**Визначення 5.** Фрагментом зображення медичного око-процесора  $\Phi(\tau)$  є частина зображення розмірністю  $n \times m$ , прийmemo  $n \in N$ ,  $m \in M$ .

**Визначення 6.** Образом  $F(a_{ij})$  зображення є підмножина точок  $a_{ij}$ , що приймають одиничне значення і мають міру зв'язності, що більша або дорівнює  $v_{ij}$ .

$$v_{ij} = \frac{1}{(2h+1)(2b+1)} \cdot \sum_{x=-b}^b \sum_{y=-h}^h a_{i+x, j+y} \quad (4.2)$$

Медичний око-процесор виконує такі операції:

1. Попередня фільтрація (усунення шумових точок і слабкозв'язаних точок зображення, а також виділення вихідного зображення із шумового).
2. Зсув зображень (одночасний зсув усього зображення на задану відстань вліво, вправо, вгору, вниз).
3. Масштабування зображень (стиск і розширення зображень на заданий розмір).
4. Поворот зображення (поворот зображення на фіксовані значення на заданий розмір).
5. Виконання логічних операцій над зображеннями  $O_1$  і  $O_2$  (логічне "і", сума по модулю 2 + над кожними  $a_{ij}$  -точками).
6. Виділення з множини можливих образів  $F(a_{ij})$  у фрагментах  $\Phi(\tau)$  найбільше близьких до еталонних зразків  $F_s(a_{ij})$  по заданій множині ознак.

Особливістю медичного око-процесора є його здатність самостійно вирішувати, що зумовлено :

- різноманітністю простору ознак;
- наявністю функцій прийняття рішень, що містять вагові коефіцієнти;
- наявністю ситуацій із граничним прийняттям рішень.

Викладені вище принципи можна реалізувати з застосуванням швидкодіючих універсальних ЕОМ із класичною архітектурою: пристрій введення-виведення, центральний процесор, ОЗП, ПЗП, канали обміну. Проте, для великого класу завдань цей шлях неприйнятний.

Кардинальним виходом є застосування оптоелектронних принципів, методів і засобів, що поєднують у собі одночасно пристрій введення, збереження і паралельної обробки інформації.

Тому створення медичних систем (око-процесорів), що автоматизують процес обробки зображень, особливо в реальному часі в динамічних системах, є актуальною проблемою.

#### ***4.2. Практична реалізація оптико-електронного комплексу око-процесорного типу***

Реалізація оптико-електронного комплексу око-процесорного типу відноситься до сфери інформаційно-виміральної та біомедичної діагностичної техніки і може бути використана для створення наручного годинника індивідуального користування з можливістю постійного контролю і, в разі необхідності, індикації, а також стимуляції життєдіяльності організму людини в умовах впливу внутрішніх та зовнішніх факторів.

Відомий оптоелектронний годинник (А.С. N1465867, МКЛ<sub>6</sub> G04G3/00, бюл. N10, 1989р.), який містить генератор імпульсів, чотири ключі, формувач імпульсів корекції та п'ять одинівбраторів, диференціюючі ланцюги, управляючий ключ, три лічильних тригера, схему АБО, три послідовних ланцюга зі світлодіода і резистора, індикатор, який виконаний у вигляді оптоелектронних шкал секунд, хвилин, годин, кожний розряд яких включає світлодіод для індикації часу.

Недоліком цього годинника є вузька сфера астосування, відсутність можливостей додаткового відображення даних, наприклад про частоту серцебиття (пульс), а також неможливість зручного управління процесом відображення необхідних даних безпосередньо через екран.

Відомий оптоелектронний годинник (А.С. N1688228, МКЛ<sub>6</sub> G04G3/00, H03K23/78, бюл. N40, 1991 р.), який містить генератор імпульсів, перетворювач температури в амплітуду напруги, амплітудно-часовий перетворювач, чотири ключі, шкалу індикації температури, чотири ключі, формувач імпульсу корекції, шість одинівбраторів, два диференціюючих ланцюга, управляючий ключ, п'ять лічильних тригерів, схему АБО, три оптоелектронних схеми АБО-НІ, три послідовних ланцюга, які складаються зі світлодіода та резистора, індикатор, який виконано у вигляді оптоелектронних шкал секунд, хвилин та годин.

Недоліком цього годинника є неможливість виконання ряду функцій, пов'язаних з відображенням біомедичних показників, діагностикою та стимулюванням життєдіяльності організму людини, які може виконувати розроблений пристрій, а також неможливість зручного управління процесом відображення необхідних даних безпосередньо через екран.

Найбільш близьким до цього винаходу є оптоелектронний годинник [25], який містить блок запуску (БЗ), що складається з генератора імпульсів, ключа, одинівбратора, диференціюючого ланцюга; блок корекції(БК), до складу якого входять три ключа, формувач імпульсу корекції, чотири одинівбратора, диференціюючий ланцюг, управляючий ключ, схему АБО, два послідовних ланцюга, які містять світлодіод та резистор; блок управління індикацією часу (БУІЧ), який складається з чотирьох лічильних тригерів, трьох оптоелектронних схем АБО-НІ, трьох послідовних ланцюгів, що містять світлодіод і резистор, запускаючий світлодіод, шість резисторів; оптоелектронний індикатор (ОІ), який виконано у вигляді оптоелектронних шкал секунд, хвилин, годин, кожний розряд яких містить світлодіод, індикаційний світлодіод, фототиристор, у кожному нулевому розряді

присутній додатковий фототиристор, запускаючий світлодіод та шкали індикації температури (частоти пульсу), яка складається з шестидесяти розрядів, кожний з яких містить фототиристор, два індикаційних світлодіода, світлодіод і резистор, додатковий світлодіод.

Блок визначення температури (БВТ), що складається з одновібратора, лічильного тригера, перетворювача температури в амплітуду напруги, оптоелектронного перетворювача, амплітудно-часового перетворювача, інвертора, 2-х елементів І, 2-х елементів І-НІ, 3-х резисторів.

Блок визначення частоти пульсу (БВЧП), до складу якого входять три паралельно з'єднаних ключі, два одновібратора, управляючий ключ, два лічильних тригера, послідовний ланцюг, що містить світлодіод та резистор, дві схеми І-НІ, формувач подільник на чотири імпульси, резистор, причому вихід блока запуску підключений за допомогою шини до першого входу блока корекції та входу блока визначення температури, другий вхід блока корекції з'єднаний світловим зв'язком з виходом оптоелектронного індикатора, а його вихід зв'язаний інформаційною шиною зі входом блока управління індикацією часу, вихід якого з'єднаний двонаправленим зв'язком зі входом оптоелектронного індикатора, який також підключений за допомогою шини до виходу блока визначення температури, один з виходів оптоелектронного індикатора з'єднаний світловим зв'язком з блоком визначення температури.

Недоліком цього годинника є неможливість одночасного відображення різних біомедичних показників та виконання функцій, які пов'язані з діагностикою та стимуляцією життєдіяльності організму людини в умовах впливу зовнішніх та внутрішніх факторів.

В основу винаходу поставлено задачу створення біопроекторного таймера-годинника з безпосереднім управлінням через екран, в якому за рахунок введення нових елементів та зв'язків між ними і організацією двошарового багатофункціонального керованого екрана забезпечується адаптивний постійнодіючий контроль для підтримання життєдіяльності організму людини.

Вирішення даної задачі досягається за рахунок того, що в біопроекторний таймер-годинник (БПТ), який містить блок запуску, блок корекції, блок управління індикацією часу, блок визначення температури, та оптоелектронний індикатор, введено набір біомедичних датчиків з лініями зв'язку, блок реєстрації медичних показників, блок обробки медичної інформації, центральний керуючий пристрій, таймерний вузол, інтерфейс з зовнішніми пристроями, операційний запам'ятовуючий пристрій, другий шар багатофункціонального операційного екрана, звукова схема, блок задання ре-

жимів, де блок реєстрації медичних показників містить відповідні блоки інтерфейсів, блоки підсилювачів та фільтруючі блоки по одному на кожний канал, при цьому блок обробки медичної інформації складається з аналогового комутатора, аналого-цифрового перетворювача, блок реєстрів загального призначення, арифметико-логічного пристрою, а операційний запам'ятовуючий пристрій представляє собою єдину структуру, яка адресно розділена на ряд незалежних частин – операційний запам'ятовуючий пристрій даних, операційний запам'ятовуючий пристрій таймера, операційний запам'ятовуючий пристрій програм, базу даних, базу знань.

За рахунок введення в біопроекторний таймер-годинник блока оптоелектронних датчиків для зняття біомедичних показників, які оцінюють гемодинаміку серцево-судинної системи, аналізують кровонаповнення периферійних судин, і розширюються функціональні можливості БПТ, а також за рахунок постійного моніторингу оцінки гемодинамічних показників пацієнта можливо більш достовірніше проводити оцінку стану ССС, порушень мікроциркуляції в уражених хребетно-рухомих сегментах. З технічної точки зору шляхом введення оптоелектронних датчиків досягається можливість знімати гемодинамічні показники з усіх ділянок тіла, що також дозволяє більш точно проводити діагностику стану ССС.

На рис.4.1 подано загальну структурну схему БПТ. На рис. 4.2 представлено зовнішній вигляд БПТ, рис. 4.3 – приклад відображення біомедичної інформації на ОЕ.

Біопроекторний таймер містить блок запуску (БЗ) 1, блок корекції (БК) 2, блок управління індикацією часу (БУІЧ) 3, блок визначення температури (БВТ) 4, та оптоелектронний індикатор (ОІ) 5, який являє собою нижній шар багатофункціонального операційного оптоелектронного екрана, набір датчиків 6, що складається з n датчиків, серед яких 6.1 – датчик для визначення ступеню насичення крові киснем, для цього використовується безпосередньо оптоелектронний індикатор 5, 6.2 – датчик для заміру артеріального тиску, 6.3 – датчик для зняття коефіцієнта асиметрії K для визначення судинних порушень в уражених хребетно-рухомих сегментах та n-3 інших датчики для зняття необхідної медичної інформації, з використанням ЛЗ 7.1..7.n, які в разі необхідності (досить часті захворювання, при яких необхідний постійний контроль стану організму) вмонтовані в спеціальний одяг, що досягається за рахунок використання в їх якості волоконно-оптичних ліній зв'язку (ВОЛЗ), блок реєстрації медичних параметрів (БРМП) 8, блок обробки медичної інформації (БОМІ) 9, центральний керуючий пристрій (ЦКП) 10, таймерний вузол (ТВ) 11, інтерфейс з зовнішніми пристроями 12, операційний запам'ятовуючий пристрій



(ОЗП) 13, напівпрозорий кристалічний індикатор 14, який являє собою другий шар багатофункціонального операційного оптоелектронного екрана (ОЕ), звукову схему 15, блок задання режимів (БЗР) 16, де БРМП 8 містить відповідні блоки інтерфейсів (БІ) 17.1..17.n для сприйняття біомедичних даних, блоки підсилювачів (БП) 18.1..18.n і фільтруючі блоки (ФБ) 19.1..19.n по одному на кожний канал, (БОМІ) 9 складається з аналогового комутатора (АК) 20, аналого-цифрового перетворювача (АЦП) 21, блоку реєстрів загального призначення (БР) 22, арифметико-логічного пристрою (АЛП) 23, інтерфейс 12 слугує для зв'язку з зовнішніми пристроями (ЕОМ, принтер), операційний запам'ятовуючий пристрій 13 являє собою єдину структуру, яка адресно розділена на ряд незалежних частин – ОЗП даних (ОЗПД), ОЗП таймера (ОЗПТ), ОЗП програм (ОЗПП), базу даних (БД), базу знань, оптоелектронний індикатор 5 та напівпрозорий кристалічний індикатор 14 являють собою в сукупності багатофункціональний операційний оптоелектронний екран, який виконує функції приймача інформації та дисплея, (рис. 4.1).

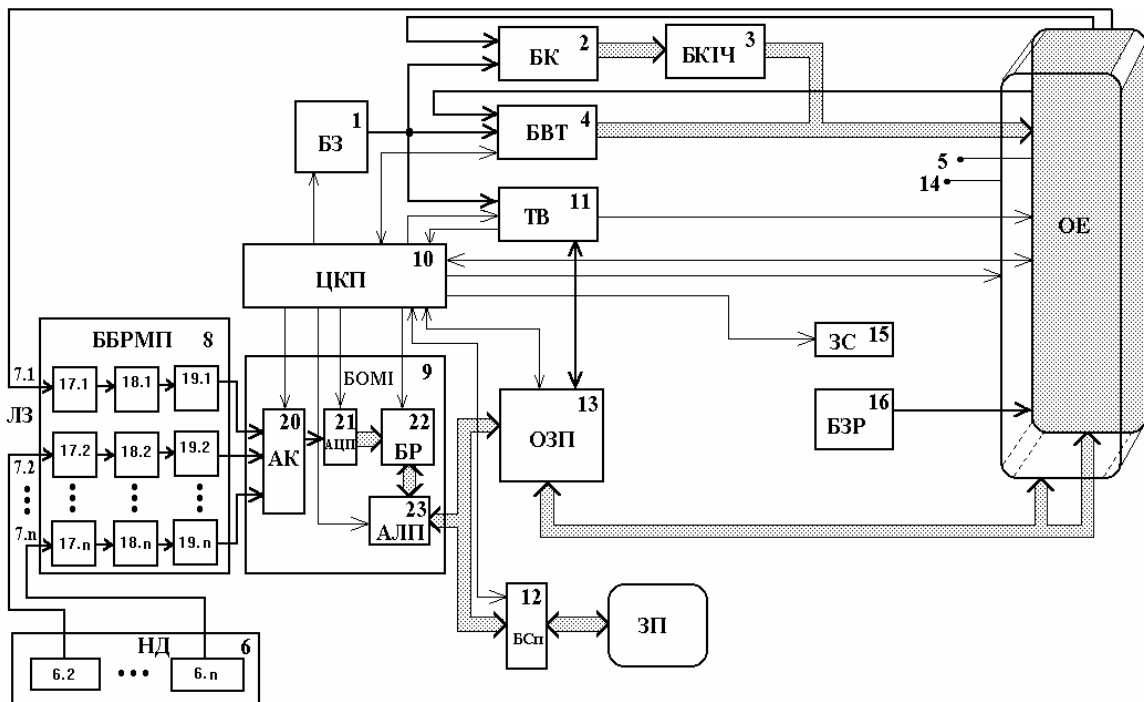


Рис. 4.1. Структурну схему БПТ

Вихід ЦКП 10 з'єднаний зі входом управління БЗ 1, вихід якого зв'язаний з другими входами БК 2, БВТ 4 та входом ТЧ 11, вхід управління якої з'єднаний з відповідним виходом ЦКП 10, а вихід

управління зв'язаний з відповідним входом управління ЦКП 10, перший вихід ТЧ 11 з'єднаний двонаправленим зв'язком з входом ОЗП 13, а другий вихід підключений до інформаційного входу кристалічного індикатора 14, вихід управління оптоелектронного індикатора 5 з'єднаний двонаправленим зв'язком з входом управління ЦКП 10, а один з його інформаційних виходів зв'язаний зі входом БРМП 8, інший вихід управління ЦКП 10 підключений до входу управління БВТ 4, вихід якого з'єднаний за допомогою шини даних зі входом оптоелектронного індикатора 5, до якого також підключений вихід БУІЧ 3, вхід якого з'єднаний з виходом БК 2, перші входи БК 2 та БВТ 4 зв'язані світловим зв'язком з відповідними інформаційними виходами оптоелектронного індикатора 5, який також має світловий зв'язок з виходом блока задання режимів 16, вхід кожного інтерфейсу 17.1..17.n з'єднаний за допомогою відповідної ЛЗ 7.1..7.n з виходом відповідного датчика 6.1..6.n, а вихід інтерфейсу через блоки підсилювачів 18.1..18.n БРМП 8 і фільтруючі блоки 19.1..19.n БРМП 8 з відповідним інформаційним входом аналогового комутатора 20 БОМІ 9, керуючі входи якого з'єднані з вихідною шиною ЦКП 10, а вихід даних підключений до входу даних АЦП 21 БОМІ 9, керуючий вхід якого з'єднаний з виходом ЦКП 10, а виходу даних – з входами даних БР 22 БОМІ 9, керуючі входи якого підключені до виходів управління ЦКП 10, а двонаправлені виходи даних зв'язані з двонаправленими входами даних АЛП 23 БОМІ 9, керуючі входи якого з'єднані з двонаправленими виходами управління ЦКП 10, а двонаправлені виходи підключені до двонаправлених входів ОЗП 13 та входів інтерфейсу 12, двонаправлений вихід якого за допомогою кабелю підключений до ЕОМ, а керуючі входи його зв'язані з відповідними виходами ЦКП 10, вихід даних ОЗП 13 з'єднаний за допомогою двонаправленої шини даних з відповідними входами нижнього 5 та верхнього 14 шарів операційного екрана, а вхід управління підключений до відповідного виходу управління ЦКП 10, два інших керуючих виходів якого з'єднані зі входами управління звукової схеми 15 та верхнього шару багатофункціонального операційного оптоелектронного екрана 14.

Пристрій працює таким чином. Постійно діючий контроль за станом організму здійснюється в часі, що досягається за рахунок наявності в БТП системи відліку часу та біопроекторної частини, яка здійснює зняття, прийом, обробку і відображення даних.

Блок запуску 1 виробляє тактові імпульси і управляючі імпульси, які надходять до БК 2, БВТ 4, ТЧ 11, по яких відбувається відлік, корекція, відображення та фіксація часової інформації. За допомогою БК 2 здійснюється управління корекцією часової інформації, яку можна

здійснювати механічно та від радіомережі [7]. БУІЧ 3 керує відображенням часової інформації та формуванням сигналів, по яких відбувається активізація елементів нижнього шару 5 ОЕ, а також передачею управляючих сигналів з БК 2.

Інформація про стан організму людини знімається за допомогою датчиків 6.1..6.n і надходить по ЛЗ 7.1..7.n через відповідний роз'єм до блоків підсилювачів 17.1..17.2.n БРМП 8 та фільтруючих блоків 18.1..18.3.n БРМП 8, за допомогою яких сигнал приводиться до стану, необхідного для подальшої його обробки у БОМІ 9. Згідно сигналів управління, що надходять з ЦКП 10, дані з одного із інформаційних каналів через АК 20 надходять до АЦП 21, де відбувається перетворення інформації з аналогової форми в її цифровий еквівалент. Для корекції роботи АЦП 21 БОМІ 9 з сигналами, що надходять від різних датчиків, використовуються команди, які надсилаються з ЦКП 10. Перетворені дані зберігаються в БР 22 БОМІ 9, який поряд з цим використовується в якості допоміжних регістрів при обробці інформації в АЛП 23 БОМІ 9. Синхронізація роботи БР 22 відбувається за рахунок сигналів управління, що надходять з відповідного виходу ЦКП 10. В арифметико-логічному пристрої 23 відбувається обробка даних згідно кодів, що надходять з ОЗПП по керуючих сигналах з відповідних виходів ЦКП 10. Оброблені дані зберігаються в ОЗПД з метою їх подальшого відображення на кристалічному індикаторі 14 багатофункціонального операційного ОЕ, передачі через інтерфейс 12 до зовнішньої ЕОМ, а також накопичення даних для проведення моніторингу та діагностики. Якщо "зняті" дані є критичними (інформація, що надійшла не є реальною або ж загрозовою для стану людини), то виникає необхідність в сигналізації про такий стан, що досягається за рахунок передачі сигналу з АЛП 23 БОМІ 9 на двонаправлений вихід ЦКП 10. Таймерний вузол 11 використовується для встановлення відрізків часу, протягом яких відбувається зняття даних з датчиків 6.1..6.n. Інформація про тривалість зняття інформації, а також номери каналів, з яких надходить інформація, зберігаються в ОЗПТ; ці значення задаються з БЗР 16 за допомогою ЦКП 10 через його двонаправлену вихідну шину. По закінченню заданої тривалості часу сигнали з таймерної частини 11 надходять по шині до ЦКП 10, де, у відповідності з заданим режимом, формуються команди для відображення знятої інформації або ж її обробки на АЛП 23 БОМІ 9.

По сигналах, які надходять з відповідного виходу ЦКП 10 здійснюється переключення режимів відображення інформації на нижньому шарі 5 багатофункціонального операційного ОЕ. Це можуть бути такі режими: відображення значення температури, яке визначається за допомогою БВТ 4, відображення часової інформації або ж активізація

всіх елементів індикації для освітлення рогівки ока і сприймання відбитого випромінювання при визначенні ступеня кровонасичення.

Вибір режимів роботи БПТ і відображення інформації на обох шарах багатофункціонального операційного ОЕ (годинник, будильник, вимірювач температури, визначення і відображення біомедичних показників стану організму (ступеня насичення крові киснем, артеріального тиску, коефіцієнта асиметрії К і т.п.), лікувального препарату і дози його вживання, перегляд статистичної інформації, стимуляція БАТ, калібрування, обмін даними з зовнішніми пристроями), а також встановлення їх параметрів здійснюється за допомогою БЗР 16, що являє собою світлове перо з інфрачервоним випромінювачем, яке розміщується ззовні біля ОЕ на браслеті. Оптиелектронний індикатор 5, який є нижнім шаром багатофункціонального операційного ОЕ, містить набір оптиелектронних пар (приймач-випромінювач), приймальна частина якого використовується для визначення положення світлового пера при встановленні режиму та параметрів роботи БПТ. На відповідний вхід ЦКП 10 надходять керуючі коди з БЗР 16, в залежності від яких формуються сигнали управління для функціонування блоків БПТ.

У разі виникнення критичних ситуацій при визначенні медичних параметрів (суттєве відхилення параметрів від нормальних значень), а також для індикації перемикавання вибраного режиму функціонування БПТ, закінчення часу роботи таймерів та спрацювання будильника з відповідного виходу ЦКП 10 подаються відповідні сигнали на звукову схему 15.

Для зміни програм обробки інформації, введення нових програм в ОЗПП при підключенні до БПТ нових датчиків, а також обміну знятою медичною інформацією між БПТ (ОЗПД) та зовнішніми пристроями (ЕОМ, принтер та ін.) використовується послідовний інтерфейс 12. Крім цього, за допомогою ЕОМ можна здійснювати корекцію роботи блоків БПТ.

ОЗП 13 являє собою єдину структуру, яка адресно розділена на ряд незалежних частин – ОЗПД, ОЗПТ, ОЗПП, БД, базу знань. В ОЗПД зберігаються зняті, а також оброблені медичні дані, для організації необхідних режимів індикації на шарах 5,14 багатофункціонального операційного ОЕ та обробки на АЛП 23 БОМІ 9. Номери підключених каналів і час сприймання з них інформації запам'ятовується в ОЗПТ. Алгоритми обробки біомедичної інформації зберігаються в ОЗПП. Коди цих алгоритмів заносяться в ОЗПП при виготовленні БПТ, а також можуть бути змінені при необхідності в будь-який момент часу пересиланням програми з ЕОМ. БД використовується для зберігання статистичної інформації при визначенні

відхилень від норми медичних параметрів людини, яка користується БПТ. Протягом визначеного часу (доба, тиждень) проходить зняття медичних параметрів, для яких в АЛП 23 БОМІ 9 визначається середньодобове значення. З БД вибирається інформація по знайденому середньодобовому значенні параметрів і встановлюються норми, а також формуються допоміжні БД. Ці дані також можуть корегуватися в будь-який момент часу. База знань використовується для подальшого визначення діагнозу та встановлення медичних препаратів і доз їх вживання. БД, наприклад, відслідковує параметри хвороби і, використовуючи базу знань про дане захворювання, вибирає певний алгоритм зниження ступеня ризику для хворого в певні моменти часу в залежності від одержаних конкретних даних індивіду. Робота всіх частин ОЗП 13 керується відповідними сигналами з двонаправленого виходу ЦКП 10.

Багатофункціональний операційний ОЕ являє собою двошарову структуру (рис. 4.2). Нижній шар (оптоелектронний індикатор) 5 працює в режимі перемикання і являє собою набір оптоелектронних пар (світлодіод-фотодіод), необхідних для відображення відліків часу (години, хвилини, секунди), температури та визначення положення світлового пера. Він також може використовуватися в якості датчика, який здатен випромінювати світлову енергію і сприймати випромінювання від об'єктів, що досліджуються. Верхній шар 14 виготовлений на рідкокристалічному індикаторі, неактивний стан якого прозорий, а в активному ступінь непрозорості дозволяє спостерігати нижній шар 5 ОЕ. Індикатор верхнього шару 14 являє собою матричну структуру. Він дозволяє відображати алфавітно-цифрову та графічну (пульсова хвиля, графіки зміни параметрів, гістограми і т.д.) інформацію. З урахуванням роздільної здатності екрана одночасно на верхньому шарі може бути відображено до трьох видів біомедичної інформації (рис.4.3). Якщо кількість вибраних для відображення параметрів більша трьох або ж для виведення інформації необхідний весь екран індикатора, то функціонування індикатора відбувається в режимі послідовного, циклічного перемикання відображуваних даних. Параметри, які необхідно відобразити на верхньому шарі 14 ОЕ, надходять з ОЗП 13, а також з таймерної частини 11 при її програмуванні. Функціонування ОЕ здійснюється згідно сигналів, які надходять з виходу ЦКП 10. Вибір режимів відображення інформації на ОЕ може здійснюватися безпосередньо за допомогою БЗР 16 або ж автоматично в разі відхилення від норми одного із параметрів, що знімаються.

При нормальному стані функціонування організму людина за бажанням здійснює переключення режимів, а в критичних станах спрацьовує автоматичне включення послідовності режимів відобра-

ження даних по одному із заданих алгоритмів, закладених в ЦКП 10.

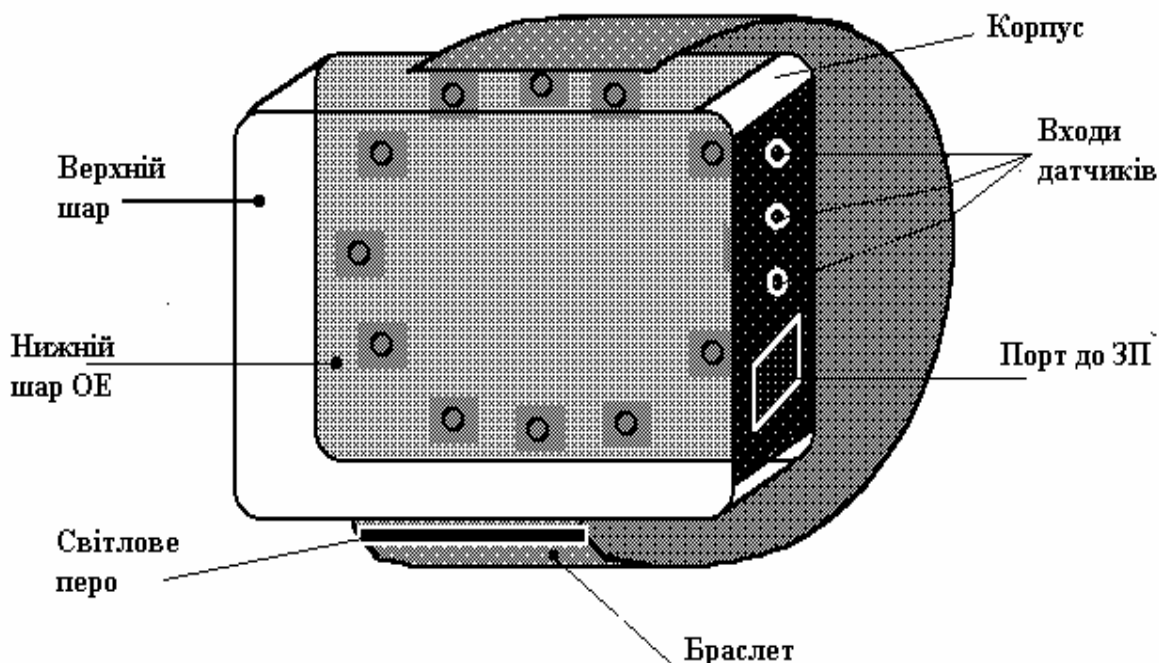
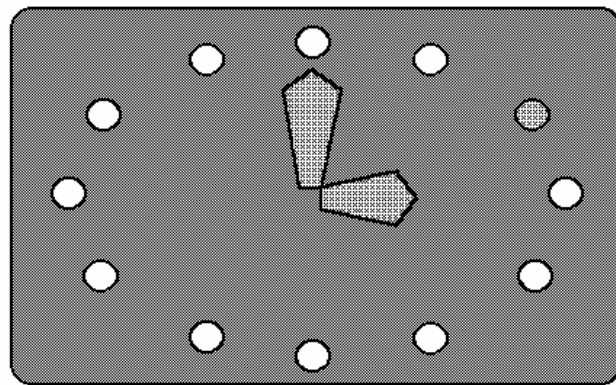


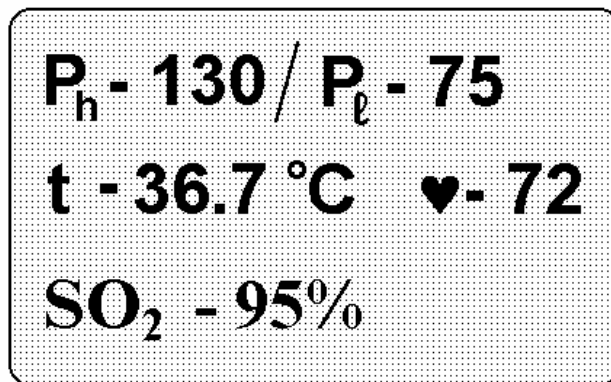
Рис. 4.2. Зовнішній вигляд БПТ

При користуванні БПТ насамперед необхідне налагодження пристрою на конкретного користувача, що досягається за рахунок введення інформації протягом певного періоду (декілька годин, доба, тиждень) в ОЗП даних та встановлення за допомогою АЛП 23 БОМІ 9 середньодобових значень життєво-важливих параметрів. Визначені величини фіксуються в ОЗП 14, та в залежності від значень встановлюються межі відхилення їх від норми у відповідності до статистичних даних, що зберігаються в БД. Отримані значення параметрів та допустимі межі їх відхилення є поправками для автоматичного калібрування БПТ.

Пристрій дозволяє аналізувати гемодинаміку серцево-судинної системи, визначити оптимальну дозу і поєднання використуваних медикаментозних засобів, прогнозувати хід патологічного процесу, визначати ступінь насичення кисню в крові. Принцип дії датчиків оснований на реєстрації відбитого від біотканини світлового потоку. Біомедичні показники, які визначаються, приведені в табл.4.1.



a)



б)

Рис. 4.3. Приклад відображення біомедичної інформації на ОЕ

Таблиця 4.1.

Біомедичні показники

№	<i>Основні параметри, що визначаються</i>	Показники
1.	Відносна тривалість швидкого кровонаповнення	К1
2.	Відносна тривалість повільного кровонаповнення	К2
3.	Відносна тривалість анакрати	К3
4.	Відносна тривалість катакрати	К4
5.	Відношення тривалостей анакрати та катакрати	К5
6.	Відношення амплітуди діастолічної хвилі до амплітуди систолічної хвилі	К6
7.	Середній динамічний артеріальний тиск	Рсер.
8.	Систолічний та діастолічний артеріальний тиск	Рс, Рд

В разі критичного стану організму крім індикації про порушення норми визначаються необхідний лікувальний препарат, дози його вживання, а також формування сигналів, які надходять до випромінюючої частини датчиків де утворюються серії світлових імпульсів,

що діють на БАТ, таким чином відбувається стимуляція організму людини.

### ***4.3. Принципи створення оптико-електронних око-процесорних структур на нано- та оптоелектронній елементній базі***

#### ***4.3.1. Основні критерії вибору елементної бази для оптоелектронних процесорів***

Удосконалювання елементної бази і підвищення ступеня її інтеграції, зв'язане з можливостями сучасної технології, викликало ряд проблем:

- ріст типового складу елементної бази;
- збільшення числа зовнішніх виводів інтегральних мікросхем;
- ріст вартості розробки інтегральних мікросхем;
- ускладнення вихідного контролю;
- зниження завадостійкості й ін. [13]

До різкого зниження довговічності і надійності елементів приведе збільшення температурних градієнтів у ВІС. Можливі два шляхи рішення проблеми збільшення швидкодії елементної бази: або робота відомих елементів при криогенній температурі, або пошук нових фізичних принципів для реалізації логічних елементів ЕОМ. Наприклад, в елементах, заснованих на ефекті Джозефсона, можна досягти швидкодії  $10^{-11} - 10^{-12}$ , а в оптичних елементах  $-10^{-15}$  с [17].

Ріст типового складу і збільшення числа зовнішніх виводів є основними проблемами, обумовленими підвищенням інтеграції елементної бази.

Основний напрямок скорочення типового складу елементної бази полягає в зближенні структурної організації різних пристроїв і розширенні їхніх функціональних можливостей, оскільки за рахунок розширення функціональної можливості елементної бази, у принципі, можна одержати на будь-якому рівні інтеграції один тип елемента, що дозволяє конструювати даний пристрій. При цьому, чим вище ступінь інтеграції елементної бази, тим актуальніше задача зближення як структурної організації, так і принципів побудови різних цифрових пристроїв і систем.

Характеристики елементної бази і її функціональні можливостей повинні задовольняти вимогам усіх модулів ЕОМ. Однак, кожен тип модулів має свої структурно – функціональні особливості, що впливають на елементну базу даного модуля.

В універсальній ЕОМ можна виділити такі функціональні модулі:

- модуль обробки інформації;



- модуль пам'яті;
- модуль керування;
- модуль зовнішніх пристроїв, що входять до складу конкретної цифрової ЕОМ [18].

Модуль обробки інформації містить у класичному варіанті арифметико – логічний пристрій (АЛП) і регістрову частину. Цей модуль може також містити спеціалізовані блоки обробки інформації, що підвищують його продуктивність. Такий модуль характеризується високою регулярністю структурної організації.

Верхні модулі пам'яті (СОЗП, ОЗП, ПЗП) характеризуються однорідністю структури.

Модуль керування може включати регістри, пам'ять і обов'язково містить комбінаційні схеми. Цей модуль відрізняється нерегулярністю структури і розмаїтістю логічних залежностей, реалізованих його комбінаційною частиною.

Електронна частина модуля зовнішніх пристроїв характеризується нерегулярністю структури.

Можна визначити три напрямки, по яких йде розвиток елементної бази більшого ступеня інтеграції.

Ведеться розробка мікропроцесорів і мікропроцесорних груп, а також ЗП на базі одного кристала. Це найбільш простий спосіб використання досягнень сучасної технології для прийнятої структурної організації модулів обробки інформації і модулів пам'яті. При цьому питання відповідності структурних і функціональних особливостей мікропроцесорів у структурі ЕОМ власне кажучи виявився неврахованим. Це обумовило необхідність мультипроцесорної організації цифрових систем на основі мікропроцесорів і розробки відповідних принципів обробки інформації і керування. Таким чином, спроба створити універсальну елементну базу для обробки інформації не привела до істотних результатів. Тут же виникли проблеми науково обґрунтованого вибору архітектур мікропроцесорів і мікропроцесорних систем, їхньої стандартизації (у тому числі і скорочення типового складу).

Другий напрямок основною своєю метою припускає рішення проблеми спеціалізації, тобто досягнення високої ефективності елементної бази більшого ступеня інтеграції, завдяки максимальній відповідності структури інтегральних мікросхем структурі проектованої ЕОМ, зменшенню структурної надмірності інтегральних мікросхем, скороченню витрат на їхнє налаштування. Елементами реалізації цього напрямку є матричні ВІС, а також ПЛІМ (програмувальні логічні матриці) і перепрограмовувальні ЗП.

Третій напрямок розвитку елементної бази у своїй основі припускає відмовлення від традиційних принципів побудови ЕОМ і відкриває найширші можливості для застосування сучасної технології. Це пояснюється тим, що вона базується на автоматному принципі обробки інформації. Останнє визначає структурне зближення модулів обробки інформації, керування й електронної частини модулів зовнішніх пристроїв. В основі цього напрямку лежить модульний принцип побудови обчислювальних систем на основі принципів багатофункціональності і регулярності. Відмінна риса напрямку, на відміну від перших двох, є жорстка формалізація процесу синтезу, що базується на основі теорій багатофункціональних автоматів.

Уже перші результати застосування теорії багатофункціональних автоматів при розробці елементної бази цифрових ЕОМ показали незаперечні переваги даного напрямку:

- 1) скорочення типового складу елементної бази;
- 2) розширення функціональних можливостей елементної бази;
- 3) зменшення складності цифрових систем;
- 4) скорочення об'єму резервних компонентів;
- 5) підвищення надійності;
- 6) можливість створення адаптивних систем обробки інформації

[19].

Таким чином, для того, щоб забезпечити високі економічні і показники надійності при побудові цифрових пристроїв на основі ВІС, необхідно створити невелике число типових ВІС. Пошук раціональних схем для великомасштабної інтеграції може бути здійснено або на основі розробки принципово нових регулярних логічних структур цифрових машин і пристроїв, або на основі детального аналізу розподілу складних функціональних перетворень по блоках звичайних цифрових пристроїв. В останньому випадку все устаткування цифрових пристроїв доцільно розділити на регулярні та нерегулярні вузли і блоки. Основні труднощі становлять вузли пристроїв з нерегулярними зв'язками. Через велику розмаїтість логічних зв'язків число типів вузлів буде великим і в межах може дорівнювати сумарному числу можливих модифікацій вузлів внаслідок індивідуальності кожного конкретного пристрою.

Таким чином, для забезпечення техніко-економічної ефективності застосування ВІС з 1000 і більш компонентами необхідно не тільки досягнення прийнятного технологічного рівня виробництва таких схем, але і різке зниження кількості необхідних типів схем і, отже, додання логічним структурам цих пристроїв однорідності чи регулярності, принаймні, на рівні складних логічних утворень.

#### **4.3.2. Особливості застосування оптичної елементної бази**

Реалізація оптико-електронних обчислювачів дозволяє паралельно опрацювати аналогові двовимірні і чотиривимірні масиви даних великої розмірності зі швидкістю, близькою до швидкості світла, а також слабкі сторони оптичної реалізації обчислювачів — низька точність представлення даних і потужність архітектури, що дуже ускладнює перепрограмування обчислювача, визначають умови адекватності алгоритму способу розпізнавання зображень на базі відокремлення визначників оптичним процесором.

Для того, щоб алгоритм рішення задачі був адекватний оптичній елементній базі, він повинний бути побудований на основі таких умов:

- максимально можливе використання бінарних, причому, краще бінарних однополярних (0,+1), ніж бінарних біполярних (-1,0,+1) чисел;
- використання аналогових чисел з низькими вимогами до точності представлення даних: числа повинні гарантовано відрізнятися одне від одного;
- максимально можливе використання двовимірного і чотиривимірного представлення масивів аналогових і бінарних даних;
- максимально можливе використання повного паралелізму обробки великих двовимірних і чотиривимірних масивів даних [18, 19].

#### **4.3.3. Елементна база для побудови нано-око-процесора**

Найбільш прийнятних мікро та нано-пристроїв для реалізації око-процесора, а саме фотоприймачів, лазерів, модуляторів світла, поляризаційних світлооб'єднувачів/світлоподілювачів, поляризаторів, підкладинок, фільтрів, фотодетекторів, лінз і різних антивідбивальних або повністю відбивальних покриттів є застосування нано-опто-елементної бази

Око-процесор повинен бути якомога чутливим.

Саме поняття мікročіп-лазера вже має на увазі його застосування в галузях, де використовуються мініатюрні пристрої і висуваються високі вимоги до якості інформаційного сигналу. Це, у першу чергу, оптичні системи спостереження і комунікації з великою протяжністю і медицина.

Був розроблений Nd:LiNbO<sub>3</sub> мікročіп-лазер з мікрохвильовою модуляцією (рис. 4.4.), що генерує частоти, які підстроюються, до 50 ГГц [18].

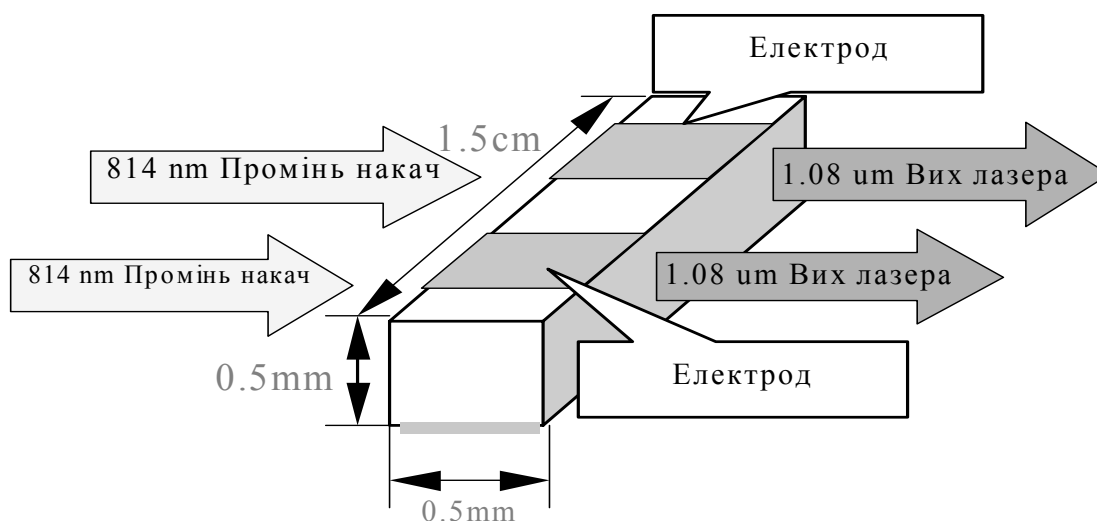


Рис. 4.4. Мікрочіп-лазер

Його особливість – застосування унікального кристала  $\text{LiNbO}_3$  з відмінними акустооптичними і електрооптичними властивостями. У нашому випадку це приводить до ефективного змішування оптичного і міліметрового сигналу усередині того самого кристала, тобто генерація і налагодження відбуваються одночасно, що прискорює динаміку процесу налагодження і вкрай важливо для систем обробки сигналів. Десять років тому вчені розробили вертикальні лазери з електронним накачуванням, які випромінюють поверхнею [19]. Їх перевагами порівняно з крайовими випромінювачами є більш округлений промінь з меншою розбіжністю і вузькішою шириною лінії. Розширення порожнини такого лазера приводить до зникнення обмежень по потужності. Тобто існує можливість вилучення високої енергії із основної просторової моди в пристроях з діаметром в сотні мікрон. Лазер поверхневого випромінювання великого діаметра з розширеною порожниною Novalux містить три дзеркала. Два розподілених відбивача Брегга замикають активну область, а третє вигнуте дзеркало визначає межі зовнішньої порожнини.

#### ***4.3.4. Реалізація наноструктур на рівні оптичної компонентної розробки***

Інтеграція дозволяє використовувати однакові модулі в різних додатках, таким чином збільшуючи використання і прискорюючи віддачу [32].

Оптимальна продуктивність, отримана в результаті багаторазового використання модуля, зменшує або усуває час розробки чи навчання, знижує операційні і продуктивні витрати; більш того,

системи проектуються таким чином, щоб можна було повторно використовувати її складові компоненти для численних функцій, що зменшує матеріальні витрати і виробничу складність.

Сьогодні багато неспеціалізованих фотонних схем (PIC) сконструйовані за допомогою нанизування дискретних оптичних елементів.

Проектування вбудованих оптичних компонентів і модулів досягли високого ступеня складності при комбінуванні дискретних оптичних елементів. Чітке розуміння властивостей оптичних матеріалів і їхніх поєднань, доцільна конструкція, і прогрес у вирівнюванні та складанні застосовуються для збільшення щільності компонентів і модуля, зменшення вартості, і збільшення надійності. Але є межі. Природні оптичні властивості багатьох дискретних оптичних елементів порівняно фіксовані, що обмежує гнучкість розроблювача оптичних компонентів і зменшує перенесення із розробки в розробку. Як наслідок, інженери повинні досягти високої оптичної продуктивності і контролю вартості з'єднань, маючи справу з несумісністю матеріалів і складністю конструкцій. Інтеграція множини оптичних функцій в один прилад знижує ціну за функцію і спрощує складання.

У фотонних схемах для проєкційних дисплеїв, оптичної метрології і сенсорах для хімічних, біологічних і екологічних аналізів, інтеграція спрощує складання, зменшує загальні витрати і збільшує щільність розміщення. Щоб бути життєздатною, інтегруюча технологія повинна підтримувати широкий діапазон функціональних можливостей (забезпечити множину модульних «будівельних блоків»), дозволити цим будівельним блокам легко комбінуватись для виконання більш складних функцій і бути придатними для об'ємного виробництва.

У нано-оптиці високий ступінь інтеграції досягається шляхом організації доступу до фізичної області протікання процесу, недоступної багатьом оптичним компонентам.

Маломасштабні поверхневі структури нано-оптики взаємодіють зі світлом відповідно до новітніх фізичних принципів, дозволяючи нову організацію функцій оптичної обробки з більшою щільністю, більш міцне виконання, і високі рівні інтеграції, у порівнянні з багатьма вже існуючими технологіями. Надзвичайно малі розміри нано-оптики допускають багат шарову інтеграцію, випускаючи складні оптичні компоненти "на кристалі" для різноманітних цілей, і створюють докорінно нові методи в оптичній системотехніці.

Поєднуючи виробництво цілісних пластин, виготовлення оптичних будівельних блоків, що можуть швидко реконфігурувати для забезпечення ряду оптичних функцій, і здатність до інтеграції, що

сумісна з обома, нано-оптика поєднує всі три властивості для інтегруючої технології фотонних інтегральних схем.

Розглянемо принцип побудови нано-оптичного приладу (рис.4.5). Такий прилад складається з діоксидкремнієвого шару, товщиною менше 1 мкм, підкладки з оптично якісного скла товщиною від 0,2 мм до 1,0 мм і решітчастої структури з періодом від 1 до 300 нм.

Внаслідок того, що продуктивність і функціональність таких приладів залежить як від форми решітчастої структури так і від використаних матеріалів, то ця технологія залишається застосовною до різних діапазонів довжин хвиль від УФ до ІЧ спектральних областей.

Нано-оптичні властивості можуть бути описані за допомогою загальної оптичної фізики і, у крайньому випадку, квантовими чи одно-електронними ефектами.

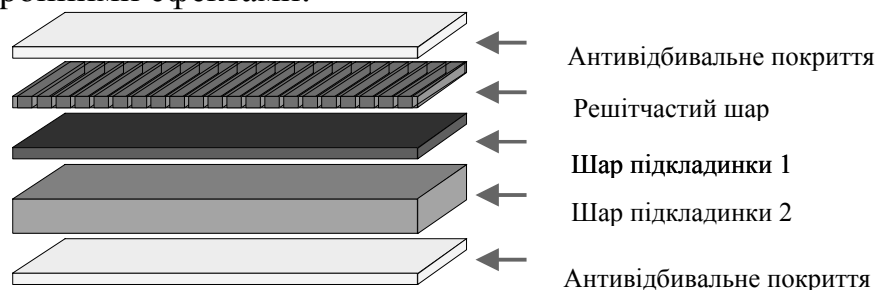


Рис. 4.5. Нано-оптичний чіп складається із множини оптичних шарів, що оточують решітчасту структуру парціальної довжини хвилі

Наприклад, дифракція для нано-оптичної решітки відрізняється від дифракції в класичних решітчастих структурах, тому що нано-період коротше довжини хвилі падаючого світла.

#### **4.3.5. Вимоги до оптичних перетворювачів світлового потоку**

Для ефективності проектування цифрових пристроїв для обробки біомедичної інформації важливий максимальний облік комплексу як фізіологічних факторів, так і методичних і технічних засобів. З метою забезпечення ранньої діагностики захворювань, зокрема серцево-судинної системи, необхідно виробити ряд методичних вимог, задоволення яких забезпечує якісну роботу розроблювальних спеціалізованих медичних засобів [18].

Оптоелектронні перетворювачі біомедичної інформації повинні вирішувати задачі розробки ефективних засобів інформаційно-обчислювальної техніки, що дозволяють вводити, виводити, перетворювати й оперативно обробляти, і відображати інформацію. Такі пристрої

повинні вирішувати задачі паралельної обробки оптичних сигналів в реальному масштабі часу, що вимагає розробки ефективних методів обробки і перетворення інформації.

Оптоелектронні однотипні елементи і пристрої перетворювачів світлового потоку дозволяють синтезувати однорідні середовища, обробка інформації в яких здійснюється по принципах картинної логіки.

Для рішення задач логіко-часової обробки і перетворення світлових потоків розроблювальна ПС з оптичним перетворенням біомедичної інформації повинна задовольняти таким вимогам:

- оптоелектронні перетворювачі біомедичної інформації (ОПБІ) повинні здійснювати паралельний запис оптичних сигналів з наступною їх обробкою за допомогою операції зсуву;
- перераховані оптоелектронні структури повинні бути автоматами цифрового типу, що поєднують функції обробки аналогової (оптичної) і дискретної інформації;
- ОПБІ повинні забезпечувати оптимальність по числу міжелементних зв'язків і складності використовуваної апаратури;
- ОПБІ повинні забезпечувати універсальність (пропонується не тільки алгоритмічна універсальність, яка дозволяє вирішувати будь-яку задачу в ОПБІ, а й структурна універсальність, що реалізовувати різні автомати за допомогою повних логічних і функціональних операцій).

Для матричної обробки оптичних сигналів оптоелектронні перетворювачі сигналів повинні забезпечувати необхідну граничну чутливість до  $10^{-5} - 10^{-6}$  лк.

Забезпечити однорідність фотоприйомних комірок з розкидом не більше 2%-5%.

До всіх фотоприймачів як перетворювачів оптичних сигналів у ПС висуваються такі вимоги:

- спектральний розподіл фоточутливості, що відповідає спектральній характеристиці джерела випромінювання;
- висока фоточутливість, що визначає мінімальний рівень вхідного сигналу при заданому рівні вихідного;
- низький рівень шумів у заданій смузі частот і заданому коефіцієнті підсилення, що визначає низький поріг чутливості і високу здатність виявлення;
- задані електричні параметри: опір, ємність, напруга і струм, що визначають узгодження фотоприймача з навантаженням;
- широка смуга пропускання і великий динамічний діапазон як по оптичному вході, так і по електричному виході, що обумовлює велику швидкодію і можливість аналогового перетворення [19].

#### ***4.4. Особливості розробки структурних і функціональних схем інтерактивних спектрофотометричних вимірювальних систем***

Як зазначалось в підрозділі 4.1, більшість спектрофотометричних вимірювальних засобів мають досить складну структуру і складається з великої кількості функціональних підсистем та блоків.

Принципи побудови таких систем в більшості співпадають з тими тенденціями розвитку, що панують нині в точному приладобудуванні. Це такі, як: підвищення точності вимірювань, економічності, ергономічності, простоти управління систем тощо. Разом з тим, є і певні особливості, які необхідно враховувати при розробці даного виду апаратури. Так, у більшості випадків є необхідність зняття суцільних спектрів оптичних характеристик, а це, в свою чергу, вимагає те, щоб система мала скануючий режим і інтерактивний характер роботи [57]. Як перша, так і друга вимога є необхідними при реалізації спектрофотометричних вимірювальних систем, що працюють в широкому спектральному діапазоні в автоматичному режимі. Вони також представляють основні принципи побудови таких складних вимірювальних засобів.

Узагальнена схема роботи спектрофотометричної ІВС представлена на рис. 4.6. До складу такої системи обов'язковим компонентом входить у якості джерела випромінювання монохроматор з можливістю формування енергетичних параметрів пучка, тобто дотримання сталого значення його спектральної інтенсивності. Для систем, що працюють в автоматичному режимі, наприклад, вітчизняні: СФ-20; ІКС-25, 29, 31; МСД-1 тощо, обов'язковою умовою є програмне чи електронне управління роботою монохроматора, тобто регулювання заданих значень довжини хвилі –  $\lambda$ , ширини вихідної щілини –  $d$  і швидкості сканування –  $V_{\text{скан}}$ . Як правило, це реалізується за допомогою крокових двигунів з відповідними направляючими, а також алгоритмом його роботи, що реалізується за допомогою апаратної, програмної чи комбінованої логіки в залежності від реалізації системи.

Основним вузлом такої вимірювальної спектрофотометричної системи, що визначає її характеристики в цілому, безумовно, є первинний перетворювач. Як зазначалось в 1-му розділі, для визначення оптичних характеристик біотканин раніше використовувалась кюветна камера, що втрачала велику частину розсіяної компоненти випромінювання і не дозволяла проводити вимірювання неінвазійно. Використавши в її якості інтегрувальний сферичний резонатор, в якому діє закон збереження і перетворення енергії, цим вирішили обидві вказані проблеми [32,53,54].



В спектрофотометричних приладах важливою характеристикою при кількісному аналізі є температура зразка, тому цей параметр необхідно контролювати, наприклад, за допомогою термостабілізуючих кювет. Для таких вимірювань можна застосовувати звичайний цифровий термометр.



Рис. 4.6. Схема роботи типової інтерактивної комп'ютерної спектрофотометричної вимірювальної системи для медичної діагностики

Інформаційний сигнал з давача, попередньо оброблений блоком перетворювачів струм-напруга, підсилений до рівня достатнього для роботи АЦП у нормальному режимі, сприймається мікроконтролером первинної обробки інформації. За допомогою такого мікроконтролера береться середнє арифметичне значення сигналу, присвоюється йому певна довжина хвилі і дані передаються в персональний комп'ютер, де

за допомогою програмного забезпечення ведеться його подальша обробка, а також ставиться діагноз і даються рекомендації. На верхньому рівні програмного забезпечення такої інформаційно-вимірювальної системи спектрофотометричної діагностики можливе і бажане застосування вузькоспеціалізованого програмного забезпечення.

Таку схему роботи, чи близьку до неї, має більшість сучасних вимірювальних спектрофотометричних систем. Особливість даної контрольно-вимірювальної системи заключається в застосуванні сферичних первинних перетворювачів як для інвазійних, так і для неінвазійних вимірювань характеристик біотканин, що з врахуванням температури дозволяє успішно вирішувати цілий ряд діагностичних задач в медицині та судово-медичній експертизі [50].

### **Розробка вимірювального каналу**

Розглянемо більш детально роботу окремих блоків вимірювального каналу. Залишається більш детально зупинитись на окремих блоках, розгляду їх роботи і обґрунтування переваг саме такого вибору. Безумовно, першим з важливих елементів системи є монохроматор, але в системі, що розроблена, використовувались в якості джерела випромінювання стандартні монохроматори [60, 61, 65]. Наступним елементом вимірювального каналу, необхідним для реалізації неінвазійних вимірювань, є волоконно-оптичний хвилевод (ВОХ). Сучасний рівень оптоелектронної промисловості дозволяє отримувати оптичні волокна з дуже низьким рівнем втрат (для видимого діапазону 5-9 дБ/км), які не спотворюють поляризацію, тобто такі одномодові волокна, які при згинанні і виникненні механічних напруг не змінюють поляризацію основної моди волокна. Також немає проблем у виготовленні хвилеводів з діапазоном пропускання шириною 400 нм для видимої ділянки спектра і при цьому з низьким спектральним коефіцієнтом згасання. Ті ж похибки, що вносить хвилевод, є рівними як для взірця, так і для зразка і тому в методі заміщення не вносять суттєвих спотворень в результати діагностики [42, 40, 91].

Одним із найважливіших блоків вимірювальної системи були і залишаються давачі. Переваги вимірювального перетворювача у вигляді інтегровальної схеми вже перераховувалися, але не було застосування цих переваг до останнього часу [39, 50, 53]. До цього не спонукала і відсутність надійних і точних фотоелектронних перетворювачів для інтегровальних схем з широкими спектральними характеристиками. Серед останніх розробок вітчизняних вчених є такі фотодектори, що задовольняють цим вимогам, наприклад, кремнієві

фотодіоди ФД-256 (виробництво ВАТ “Кварц”, ВАТ ЦКБ “Ритм”, Чернівці), що мають такі параметри [134]:

максимум спектральної характеристики	0,8–0,9 мкм;
спектральний діапазон	0,4–1,1 мкм;
монохр. (інтегральна) чутливість за струмом на $\lambda_{\max}$	0,02 мкА/лк;
темновий струм, не більше	0,005 мкА;
ємність, не більше	20 пФ;
робоча напруга	10 В.

Для досліджень у спектральній області 200-500 нм більше підходять фотодіоди на основі фосфіду галію (ФД-288В), у діапазоні 700-5200 нм – фотодіоди на основі сульфїду свинцю, у діапазоні 0,8-15 мкм – фотодіоди на основі твердих розчинів  $A_2B_6$  і  $A_3B_5$  виробництва ВАТ “Кварц”, що мають параметри не гірші ніж провідних світових виробників фірм “Hamamatsu” (Японія), EG&G (Канада), UDT (США).

Застосування такого фотоприймача разом з розробленими конструктивами інтегровальних сфер дають можливість проведення точних вимірювань характеристик біотканин, яка досягається врахуванням розсіяної компоненти і використанням потенційно високих метрологічних характеристик компонентів первинного перетворювача світлового випромінювання.

Конструктиви первинних перетворювачів, створених для діагностичних задач, мають відсіювати і не враховувати дзеркально відбиту компоненту. Для цього падіння пучка на зразок має бути нормальним. Для відсіювання першого відбивання всередині інтегровальної сфери застосовують обидва відомі способи. Перший з них – застосування непрозорого екрану і другий – використання матового скла перед фотоелектронним приймачем, який тільки зменшує компоненту блиску.

Фотодіод ФД-256 працює в фотогальванічному режимі. За допомогою операційного підсилювача LM324N забезпечується його робота в лінійному струмовому режимі. Вимірювальний підсилювач виконаний за схемою неінвертуючого підсилювача напруги. Сигнал з вимірювального підсилювача надходить на вхід вбудованого десятирозрядного АЦП мікроконтролера. Автоматична корекція нуля, для врахування тіньового струму фотодіода, а також захисту від температурного і часового дрейфу перетворювача здійснюються програмно. Для зменшення впливу завад та шумів при вимірюваннях на кожній довжині хвилі здійснюється усереднення 1000 значень, що отримані з АЦП, при цьому грубі промахи (значення, що виходять за можливий діапазон 0- $U_{\max}$ ), які іноді з’являються через завади у лінії зв’язку між вимірювальним блоком та персональним комп’ютером, відкида-

ються. При проектуванні електронної частини за критерії слугувала точність вимірювань і простота реалізації схеми. Останні найкращі зразки реалізацій таких схем використовують переваги цифрової техніки.

В складних системах, особливо багатоканальних (в нашому випадку, врахування температури зразка) використовують для первинної обробки вимірювальної інформації керуючі мікроконтролери. Такі периферійні процесори в складі окремого блока можуть виконувати і ряд інших функцій, наприклад, реалізації самодіагностування системи та алгоритму зняття і обробки даних з первинних перетворювачів.

Вимірювальний блок виконано на основі мікроконтролера AT90S4433-8PI (Atmel) з такими параметрами:

тактова частота	0...8 МГц;
об'єм ПЗП	4 КБ;
об'єм ОЗП	128 Б;
об'єм EEPROM	256 Б;
тип корпусу	DIP 28.

Основні характеристики вбудованого блока АЦП:

- роздільна здатність 10 розрядів;
- точність  $\pm 1/2$  LSB;
- час перетворення 70...280 мкс;
- 8 мультиплексуємих вхідних каналів;
- режим однократного перетворення;
- переривання по завершенню ADC перетворення;
- схема придушення шумів в режимі Sleep.

У даному пристрої використаємо послідовний інтерфейс UART для передачі вимірюваних величин у комп'ютер через порт COM1 [36-39]. Для узгодження рівнів сигналу між мікроконтролером та комп'ютером необхідний адаптер COM порта. Використаємо спеціалізовану мікросхему адаптера COM порта ADM232LJN (додаток А1). Програмне забезпечення для мікроконтролера вимірювального блока виконано мовою С та компільоване у шістнадцятковий файл компілятором С IAR. Програмування мікроконтролера здійснювалось програмою AVRPRG у схемі, підключеній до LPT порту комп'ютера через SPI інтерфейс.

## РОЗДІЛ 5 МОДЕЛЮВАННЯ В ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМАХ ОБРОБКИ БІОСИГНАЛІВ

### *5.1. Методи обробки фотоплетизмографічних даних із застосуванням алгоритмів фільтрації*

Удосконалення біотехнічних систем є основним шляхом підвищення рівня фізіологічних досліджень людини та автоматизації медико-біологічних експериментів. Велике значення при цьому має підвищення якості обробки та аналізу біологічних сигналів. У багатьох випадках – при контролі стану тяжкохворого, при обробці багаточасових записів біологічних процесів – необхідна безперервна обробка біосигналів в режимі моніторингу. До недавнього часу така обробка проводилась за допомогою спеціальної аналого-дискретної апаратури. Але на сьогоднішній день надзвичайно актуальною є задача розробки біотехнічних систем з цифровою оперативною обробкою біологічних сигналів [41-45].

Серед всіх біологічних сигналів можна виділити великий клас сигналів, для яких інформація, що в них знаходиться, міститься в структурних елементах форми сигналу. Це кардіосигнали: фотоплетизмограма, електрокардіограма, фонокардіограма, реограма, сфигмограма; сигнали від інших органів людини, що мають певну циклічну повторюваність: пневмограма, гастрограма, шкірно-гальванічна реакція, а також поверхневі потенціали і особливі хвилі для “шумоподібних” біологічних сигналів: електроенцефалограми, електроміограми. Навіть для фонових записів цих процесів можливо виділити деякі елементарні часові цикли (хвилі) і описувати зміни в сигналі як зміни структури чи форми цих хвиль[41].

Останнім часом в практику діагностування широко вводяться фотоплетизмографічні методи [87]. Їх суть полягає в освітленні ділянки тканини біологічного об'єкта інфрачервоним пучком та реєстрації опромінення, що пройшло через тканини та відбилося від них. Реєстрація опромінення проводиться оптоелектронним датчиком. Завдяки своїй неінвазивності, мініатюрності датчиків, простоті апаратної реалізації та оперативності ці методи широко використовуються при моніторингу за станом серцево-судинної системи.

Основними етапами обробки в часовій області для біосигналів, форма яких має деяку стійку структуру, є:

1. Фільтрація.
2. Кускова апроксимація.
3. Сегментація за часовими властивостями сигналів.

4. Виділення характерних точок сигналу (екстремумів, точок перегину, точок перетину базової лінії та ін.).

5. Обчислення за характерними точками різноманітних похідних параметрів, в тому числі й ознак форми.

6. Статистичний аналіз послідовності класифікованих фрагментів.

7. Структурний аналіз.

При розгляді етапів обробки біосигналу будемо дотримуватись схеми послідовного поєднання (конвеєру), що зображена на рис. 5.1:

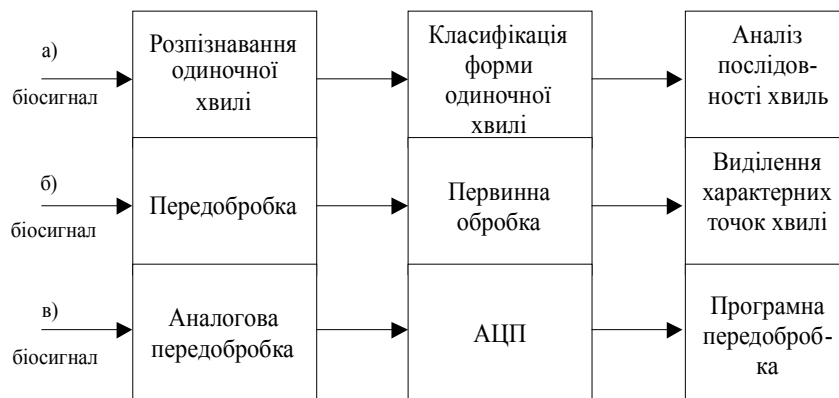


Рис. 5.1. Конвеєр класифікаторів для оперативної обробки біологічних сигналів:

а) - загальна схема;

б)-конвеєр для розпізнавання одиночної хвилі;

в)-блок-схема попередньої обробки біосигналу

Попередня обробка біосигналу включає в себе аналогові та цифрові перетворення, найважливішими з яких є згладжуюча фільтрація, режекторна фільтрація для уникнення наводок, смугова фільтрація для шумоподавлення та деякі спеціальні операції: корекція базової лінії, фільтрація коротких імпульсних завад, автоматичне регулювання підсилення та ін. Ці операції можуть бути виконані як аналоговими, так і цифровими методами [42-43]. При аналізі фізіологічних сигналів необхідно відокремити корисний сигнал від фонових шумів, таких наприклад, як завада від кола живлення. Приладами, що виконують функції усунення небажаних сигналів, є фільтри. При цьому аналогові фільтри обробляють сигнали, що подаються безперервною величиною; цифрові фільтри обробляють в дискретні моменти часу сигнали, перетворені в послідовність чисел, яка може бути оброблена ЕОМ за допомогою запрограмованого алгоритму фільтрації.

Порівняно з аналоговими фільтрами цифрові фільтри мають ряд переваг:

- вони мають високий ступінь завадостійкості, пов'язаний з використанням цифрових схем;
- точність цифрового фільтра залежить лише від похибки округлення при арифметичних операціях в ЕОМ, тоді як точність в аналогових схемах залежить від допусків елементів схеми і завад. При відповідному програмному забезпеченні ця похибка може бути зроблена досить малою;
- зміни характеристики цифрового фільтру можна виконати шляхом зміни програми або навіть записуючи параметри фільтра як вхідні дані для програми;
- напруга живлення, коливання температури та старіння компонентів, які змінюють характеристики аналогових фільтрів, не впливають на програми, що зберігаються в ЕОМ, тому характеристики цифрового фільтра залишаються незмінними. Це особливо важливо в медичних дослідженнях, тому що більшість сигналів є низькочастотними і тому можуть спотворюватись через дрейф в значеннях параметрів аналогових схем.

У зв'язку з постійним спадом цін на мікро- та міні- ЕОМ економічно вигідніше використовувати ЕОМ в задачах фільтрації і особливо, якщо комплекс за технічним завданням містить у собі мікропроцесорний блок.

Фільтрування проводиться за рахунок використання наближення по методу найменших квадратів [44]. Цей алгоритм реалізує нерекурсивний фільтр нижніх частот шляхом апроксимації значень відліків у вхідній послідовності за допомогою параболічного степеневого ряду. Можна вибрати будь-яку непарну кількість точок для їх наближення кожною параболою. Але далі апроксимуємо параболою кожну групу з п'яти точок у вхідній послідовності, використовуючи критерій найменшої квадратичної похибки. Для кожної точки будемо використовувати апроксимацію до цієї точки з урахуванням попередніх 2-х точок і наступних 2-х точок (тому першою точкою обробки є 3-тя точка). У випадку параболічної апроксимації маємо поліном виду:

$$p(nT + kT) = s_0(nT) + ks_1(nT) + k^2s_2(nT), \quad (5.1)$$

де  $p(nT + kT)$  – значення параболі для кожного з п'яти значень  $k$  (-2,-1,0,1,2).

Змінні  $s_0(nT)$ ,  $s_1(nT)$  та  $s_2(nT)$  треба визначити для наближення параболою кожної з п'яти вхідних точок даних.

Наближення досягається шляхом знаходження параболі (коефіцієнтів  $s_0$ ,  $s_1$  та  $s_2$ ), яка найкращим чином апроксимує п'ять точок даних, що оцінюється за найменшою квадратичною похибкою. Ця похибка  $\varepsilon$ :

$$\varepsilon(s_0, s_1, s_2) = \sum_{k=-2}^2 \left\{ x(nT - kT) - [s_0(nT) + ks_1(nT) + k^2s_2(nT)] \right\}. \quad (5.2)$$

Мінімальне значення цієї похибки визначається прирівнюванням до нуля її часткових похідних за параметрами параболі:

$$\frac{\delta\varepsilon}{\delta s_0} = 0, \quad \frac{\delta\varepsilon}{\delta s_1} = 0, \quad \frac{\delta\varepsilon}{\delta s_2} = 0, \quad (5.3)$$

У результаті отримуємо систему рівнянь:

$$\begin{aligned} 5s_0(nT) + 0 + 10s_2(nT) &= \sum_{k=-2}^2 x(nT - kT), \\ 0 + 10s_1(nT) + 0 &= \sum_{k=-2}^2 kx(nT - kT), \\ 10s_0(nT) + 0 + 34s_2(nT) &= \sum_{k=-2}^2 k^2x(nT - kT) \end{aligned} \quad (5.4)$$

Оскільки ми хочемо зберегти лише центральні точки парабол, тоді в якості вихідної послідовності будемо мати при  $k=0$ , що  $p(n \cdot T + k \cdot T) = s_0(n \cdot T)$ . Розв'язання системи відносно  $s_0(nT)$  дає:

$$s_0(nT) = \frac{1}{35} [-3x(nT - 2T) + 12x(nT - T) + 17x(nT) + 12x(nT + T) - 3x(nT + 2T)]. \quad (5.5)$$

Таким чином, параметр параболі  $s_0(nT)$ , заданий рівнянням, являє собою одне з чисел вихідної послідовності, обчислене по п'яти точках вхідної послідовності. Вихідна послідовність подібна до вхідної, але містить менше завад (тобто фільтруються нижні частоти), тому що параболічне наближення забезпечує згладжену апроксимацію для кожного набору з п'яти точок у вхідній послідовності.

Кожний з п'яти членів в правій частині рівняння відповідає одному числу з вхідної послідовності на відстані від сусіднього  $T$ с. У результаті  $z$ -перетворення для нашого фільтра нижніх частот буде:



$$S_0(z) = \frac{1}{35}[-3 + 12z^{-1} + 17z^{-2} + 12z^{-3} - 3z^{-4}] . \quad (5.6)$$

Для визначення частотної характеристики фільтра замінюємо  $z$  в передатній функції на  $e^{j\omega T}$  і отримуємо

$$|S_0(\omega T)| = \frac{1}{35}[17 + 24\cos(\omega T) - 6\cos(2\omega T)] . \quad (5.7)$$

Амплітудна характеристика для 5-ти точкового параболістичного фільтру, а також характеристики для фільтрів, побудованих на згладжуванні за допомогою груп з 7, 9 та 11 точок для кожного значення параболі, приведені на рис. 2.2. Наведемо коефіцієнти для цих фільтрів:

$\frac{1}{35}(-3, 12, 17, 12, -3)$	по 5-ти точках,
$\frac{1}{21}(-2, 3, 6, 7, 6, 3, -2)$	по 7-ми точках,
$\frac{1}{231}(-21, 14, 39, 54, 59, 54, 39, 14, -21)$	по 9-ти точках,
$\frac{1}{429}(-36, 9, 44, 69, 84, 89, 84, 69, 44, 9, -36)$	по 11-ти точках.

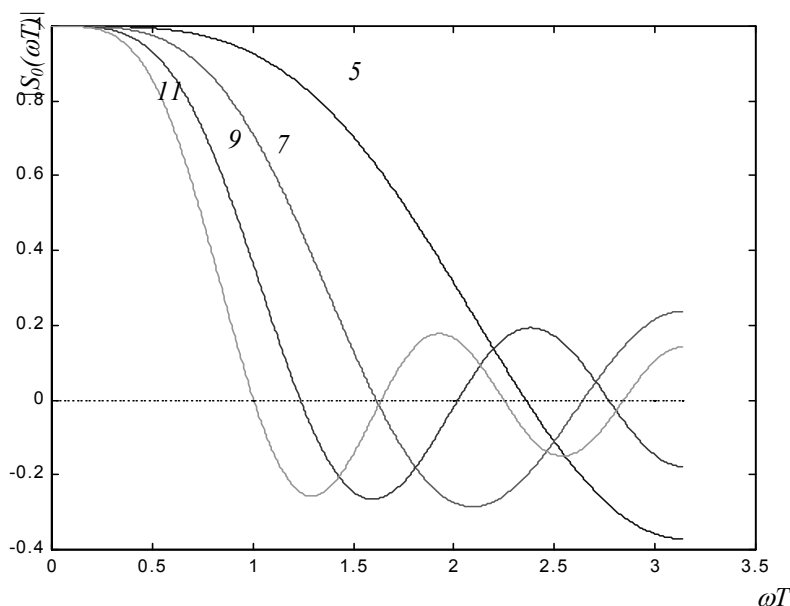


Рис. 5.2. Амплітудна характеристика у випадку наближення по 5, 7, 9 або 11 точках

Застосування фільтрації є одним з найважливіших методів обробки біосигналів, який дозволяє отримати більш якісну корисну

інформацію, що є дуже важливим для їх подальшої обробки. Результат використання нерекурсивного фільтра нижніх частот шляхом апроксимації значень відліків у вхідній послідовності за допомогою параболічного степеневого ряду за методом найменших квадратів представлено на рис. 5.3.

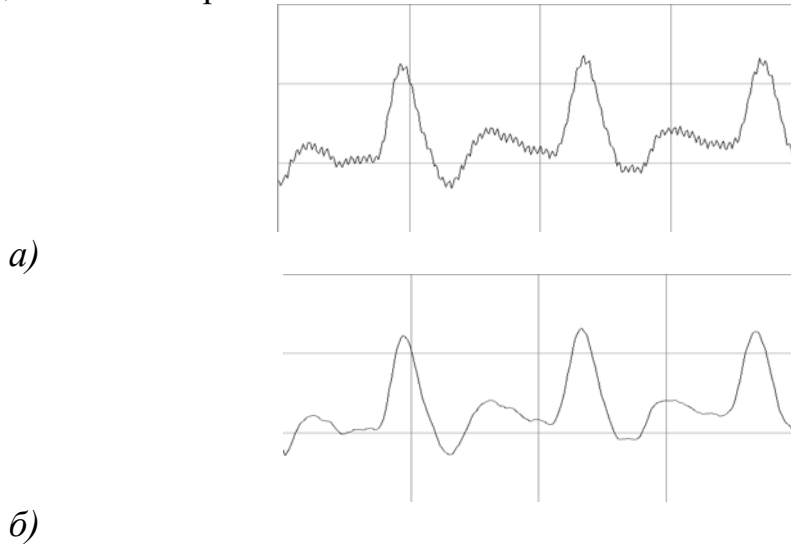


Рис. 5.3. Приклад ФПГ сигналу до і після обробки 5-ти точковим фільтром:  
 а)-ФПГ до обробки;  
 б)-ФПГ після обробки

Для зменшення похибки при реалізації інформаційно-вимірювальних систем з оптичним перетворенням біосигналів (фотоплетизмограм) з метою більш повного використання апріорної інформації про характер вимірювальних сигналів використовувався метод фільтрації із застосуванням таких виразів:

$$I = \frac{1}{10} \sum_{m=1}^{10} \frac{1}{T_m} \int_{T_{m-1}}^{T_m} i(t) \cdot dt ; \quad (5.8)$$

$$A = \frac{1}{10} \sum_{m=1}^{10} [i_{\max}(T_{m-1}, T_m) - i_{\min}(T_{m-1}, T_m)] . \quad (5.9)$$

Форма фотоплетизмографічних сигналів після обробки представлена рис. 5.4.

Для аналізу фотоплетизмограм був використаний спектральний підхід, згідно з яким пульсації артеріальної крові мають майже періодичну форму з частотою, що лежить в діапазоні від 0,5 до 4 Гц. З іншого боку, коливання, що викликані рушійним артефактом, як

правило, носять випадковий характер з центральною частотою спектру в районі 7 Гц.

Ця апіорна інформація про розподілення частот артеріальних пульсацій та рушійного артефакту найбільш просто може бути використана в процедурі оцінювання тарировочної кривої шляхом переходу до Фур'є – перетворень часових рядів по червоному та інфрачервоному каналах.

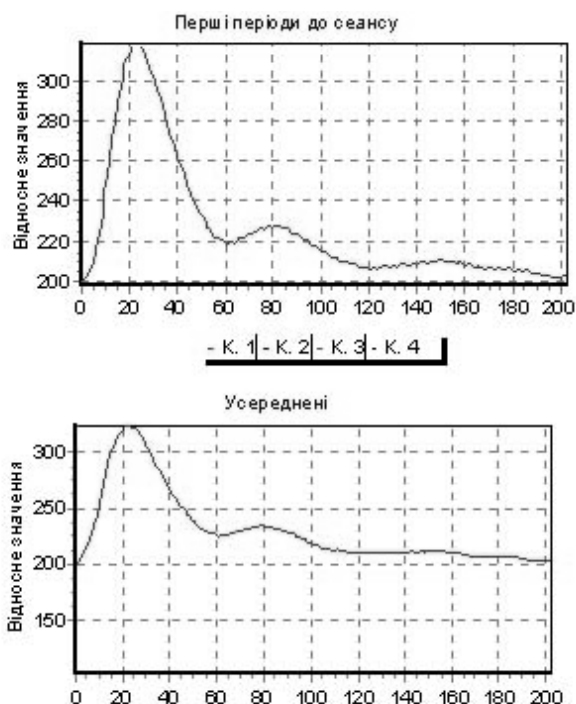


Рис. 5.4. Форма фотоплетизмографічних сигналів після обробки

При цьому відношення амплітуд перших гармонік Фур'є червоного та інфрачервоного сигналів дає більш точну оцінку аргументу тарировочної кривої, ніж аналогічні відношення для гармонік, що лишились, оскільки частота першої гармоніки найбільш віддалена від центральної частоти артефакту.

Для безперервного сигналу  $y(t)$  коефіцієнти  $a_n$ ,  $b_n$  та амплітуда  $\alpha_n$   $n$ -й гармоніки Фур'є обчислюються за стандартними формулами

$$\begin{aligned}
 a_n &= \frac{2}{T_n} \int_t^{t+T} y(t) \sin(2\pi n f_n t) dt; \\
 b_n &= \frac{2}{T_n} \int_t^{t+T} y(t) \cos(2\pi n f_n t) dt; \\
 \alpha_n &= \sqrt{a_n^2 + b_n^2}, (n = 1, 2, \dots),
 \end{aligned}
 \tag{5.10}$$

де  $f_n = \frac{1}{T_n}$  - частота першої гармоніки Фур'є, Гц.

Формально (2.26) можна розглядати як згладжуючий фільтр, в якому в якості вагових коефіцієнтів використані елементарні тригонометричні функції. Як відомо, згладжувальні властивості такого фільтра зростають при віддаленні частоти завади від частоти гармоніки. Крім того, згладжування завади тим ефективніше, чим більш згладжену форму має її спектр.

Для оцінки частоти пульсу спектральним методом спочатку обирається пробний період  $T_0$  та обчислюються коефіцієнти Фур'є на інтервалі часу  $2T_0$ :

$$\begin{aligned} a(T_0) &= \frac{1}{T_0} \int_t^{1+2T_0} y(t) \sin\left(\frac{2\pi}{T_0} t\right) dt; \\ b(T_0) &= \frac{1}{T_0} \int_t^{1+2T_0} y(t) \cos\left(\frac{2\pi}{T_0} t\right) dt; \\ a(T_0) &= \frac{1}{T_0} \int_t^{1+2T_0} y(t) \sin\left(\frac{\pi}{T_0} t\right) dt; \\ b(T_0) &= \frac{1}{T_0} \int_t^{1+2T_0} y(t) \cos\left(\frac{\pi}{T_0} t\right) dt. \end{aligned} \tag{5.11}$$

Згідно апріорній інформації, період  $T_n$  артеріальних пульсацій, що визначається, лежить в діапазоні від 0,25 до 2 с, тому величина пробного періоду повинна обиратися з цього ж діапазону. Якщо в (5.11) замість  $y(t)$  підставити першу гармоніку Фур'є артеріальних пульсацій та виконати інтегрування, отримаємо такий вираз:

$$\cos\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{T_0}{T_n}\right) = \frac{a(2T_0) \cdot b(T_0)}{a(T_0) \cdot b(2T_0) - a(2T_0) b(T_0)}, \tag{5.12}$$

з якого може бути знайдена оцінка періоду  $\hat{T}_n$ .

Потрібно відмітити, що цей вираз не залежить від амплітуди та фази вимірюваного сигналу  $y(t)$ , а також від постійної складової фотоплетизмографічного сигналу.

Таким чином, проаналізовані основні етапи обробки біосигналів на прикладі аналізу фотоплетизмографічних даних і розглянуті основні методи обробки біосигналів, що проводяться за допомогою фільтрації, вказані їх переваги і недоліки та приведені амплітудні характеристики і приклади обробки фотоплетизмографічних сигналів. Для зменшення похибки при реалізації інформаційно-вимірювальних систем з оптичним перетворенням біосигналів з метою більш повного використання апріорної інформації про характер вимірювальних

сигналів запропоновано використання різних методів фільтрації (метод найменших квадратів, медіанна фільтрація).

## **5.2. Використання математичного апарату нечітких логік для обробки діагностичної інформації**

Враховуючи той факт, що під час проведення клінічних досліджень доволі часто потрібно використовувати не тільки чіткі цифрові критерії, але й певні лінгвістичні характеристики змін показників (термів), нами проводився аналіз частини з них за допомогою математичного апарату нечіткої логіки. Такий підхід дозволяє одержати однозначний цифровий вираз для тих критеріїв, які мають описові характеристики і, відповідно, якісний зміст, наприклад такі ознаки, як: ДН – дуже низький, Н–низький, НС – нижче середнього, С–середній, ВС–вище середнього, В–високий.

Кожний з вказаних термів являє собою нечітку множину, яка задана за допомогою спеціальних функцій належності і може бути представлена певним інтервалом, що має свої цифрові ступені від 0 до 1. Про абсолютну неналежність до множини свідчить 0, а про абсолютну належність – 1.

Нечіткі множини можуть доповнюватись, об'єднуватись, перетинатись, що спрощує формалізацію процесу до цифрового (чіткого) виразу.

Застосування математичного апарату нечіткої логіки може бути важливим у випадках необхідності визначення ймовірності взаємозв'язку патологічних станів, які мають різні клінічні характеристики. Для прикладу, нижче наведено дослідження ймовірності виникнення захворювань серця при патології сегментів шийного і грудного відділів хребта. Ступінь порушень у хребтових сегментах записано з правого (П) і лівого (Л) боку за допомогою коефіцієнтів симетрії мікроциркуляторних процесів по відношенню до еталона. Необхідно зазначити, що величини коефіцієнта симетрії 0,85 – 1,0 відповідають нормальній мікроциркуляції, а коефіцієнт 0,25 – 0,1 вказує на значні патологічні зміни показників гемодинаміки в хребтових сегментах.

В табл. 5.1 наведено базу даних для оцінки ймовірності виникнення патології серця при різних значеннях коефіцієнта симетрії в хребтових сегментах. Кожний ступінь змін у сегментах подано у вигляді шкали якісних термів: дуже низький (ДН), низький (Н), нижче середнього (НС), середній (С), вище середнього (ВС), високий (В).

Для кожної з баз даних з метою формалізації показників визначаються відповідні функції належності.

Таблиця 5.1.

База даних про співвідношення функціонального стану серця зі значенням коефіцієнта симетрії мікроциркуляторних показників у сегментах

Сегменти Ступінь патологіч- них змін	C <sub>III</sub> (X <sub>3</sub> )		C <sub>V</sub> (X <sub>5</sub> )		C <sub>VI</sub> (X <sub>6</sub> )		C <sub>VII</sub> (X <sub>7</sub> )		C <sub>VIII</sub> (X <sub>8</sub> )		Th <sub>I</sub> (X <sub>9</sub> )		Th <sub>II</sub> (X <sub>10</sub> )		Th <sub>III</sub> (X <sub>11</sub> )		Th <sub>IV</sub> (X <sub>12</sub> )	
	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П
0	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В
	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В
I	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В
	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC	В	BC
II	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С
	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC	С	BC
III	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С
	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С
IV	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC
	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С	HC	С
V	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н
	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC	Н	HC

Тому логічні рівняння для діагностики функціонального стану серця будуть мати такий вигляд (5.13-5.18):

$$\begin{aligned} \mu^{d1}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \\ = \mu^{DH}(X_3) \cdot \mu^{DH}(X_5) \cdot \mu^{DH}(X_6) \cdot \mu^{DH}(X_7) \times \\ \times \mu^{DH}(X_8) \cdot \mu^{DH}(X_9) \cdot \mu^{DH}(X_{10}) \cdot \mu^{DH}(X_{11}) \end{aligned} \quad (5.13)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d2}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \\ = \mu^H(X_3) \cdot \mu^{DH}(X_5) \cdot \mu^H(X_6) \cdot \mu^{DH}(X_7) \times \\ \times \mu^H(X_8) \cdot \mu^{DH}(X_9) \cdot \mu^H(X_{10}) \cdot \mu^{DH}(X_{11}) \vee \\ \vee \mu^{DH}(X_3) \cdot \mu^H(X_5) \cdot \mu^{DH}(X_6) \cdot \mu^H(X_7) \times \\ \times \mu^{BC}(X_8) \cdot \mu^H(X_9) \cdot \mu^{DH}(X_{10}) \cdot \mu^H(X_{11}) \end{aligned} \quad (5.14)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d3}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \\ = \mu^H(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^H(X_6) \cdot \mu^{HC}(X_7) \times \\ \mu^H(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^H(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \\ \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^H(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \mu^H(X_7) \times \\ \times \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^H(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^H(X_{11}) \end{aligned} \quad (5.15)$$

$$\begin{aligned}
& \mu^{d4}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \\
& = \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \mu^{HC}(X_7) \times \\
& \times \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \mu^{HC}(X_7) \times \\
& \times \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11})
\end{aligned} \tag{5.16}$$

$$\begin{aligned}
& \mu^{d5}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \\
& = \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \mu^C(X_7) \times \\
& \times \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^C(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^C(X_{11}) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \mu^C(X_7) \times \\
& \times \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^C(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^C(X_{11})
\end{aligned} \tag{5.17}$$

$$\begin{aligned}
& \mu^{d6}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \\
& = \mu^C(X_3) \cdot \mu^{BC}(X_5) \cdot \mu^C(X_6) \cdot \mu^{BC}(X_7) \times \\
& \times \mu^C(X_8) \cdot \mu^{BC}(X_9) \cdot \mu^C(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \\
& \vee \mu^C(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^C(X_6) \cdot \mu^{HC}(X_7) \times \\
& \times \mu^C(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^C(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11})
\end{aligned} \tag{5.18}$$

Кожний з цих термів буде відповідати певному діапазону змін коефіцієнта симетрії: В (0 ступінь) 1,0 – 0,85 або 0,85 – 1,0; ВС (I ступінь) 0,85 – 0,7 або 0,7 – 0,85; С (II ступінь) 0,7 – 0,55 або 0,55 – 0,7; НС (III ступінь) 0,55 – 0,4 і 0,4 – 0,55; Н (IV ступінь) 0,4 – 0,25 і 0,25 – 0,4; ДН (V ступінь) 0,25 – 0,1 або 0,1 – 0,25 (таблиця 4.6).

Для побудови рівнянь необхідно визначити функції належності  $\mu^j(x_i)$  всіх нечітких термів  $j$  (В, ВС, С, НС, Н, ДН) для всіх факторів  $x_i$  (в даному випадку  $j$  – значення коефіцієнта симетрії,  $i$  – інтервал дослідження:  $i = \overline{1,4}$ ). Якщо вважати високий рівень варіантом норми, то побудову рівнянь необхідно проводити для п'яти нечітких термів (ВС, С, НС, Н, ДН).

Кожному фактору  $x_i$  повинна відповідати своя п'ятірка функцій належності. Для спрощення моделювання потрібно зробити певні дії: Нехай  $\underline{x}_i$  і  $\overline{x}_i$  – нижня та верхня межа діапазону змін фактора  $x_i$ . Виразимо інтервал  $[\underline{x}_i, \overline{x}_i]$  на інтервал  $U=[0, 4]$ , на якому задані функції належності  $\tilde{\mu}^j(u)$ ,  $u \in U$  для нечітких термінів  $j=BC, C, HC, H$  і ДН.

Графічний вигляд функцій належності зображений на рис. 5.5. Вибір подібних кривих обумовлений тим, що вони є кусково-лінійними апроксимаціями експертних функцій належності  $\mu^j(x_i)$ , одержаних для факторів  $x_1 \div x_4$  методом парних порівнянь.

Перехід від функції  $\tilde{\mu}^j(u)$  до шуканих функцій  $\mu^j(x_i)$  здійснюється таким чином:

$$u_i = 4 \frac{x_n - \underline{x}_n}{x_n - \overline{x}_n}, \quad \tilde{\mu}^j(u_n) = \mu^j(x_n). \quad (4.19)$$

Таблиця 5.2.

База даних для оцінки ступеня важкості патології серця за коефіцієнтом симетрії мікроциркуляторних показників у сегментах

Сегменти Коефіцієнт симетрії	C <sub>III</sub> (X <sub>3</sub> )		C <sub>V</sub> (X <sub>5</sub> )		C <sub>VI</sub> (X <sub>6</sub> )		C <sub>VII</sub> (X <sub>7</sub> )		C <sub>VIII</sub> (X <sub>8</sub> )		Th <sub>I</sub> (X <sub>9</sub> )		Th <sub>II</sub> (X <sub>10</sub> )		Th <sub>III</sub> (X <sub>11</sub> )		Th <sub>IV</sub> (X <sub>12</sub> )	
	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П
В	1,0-0,85	0,85-1,0	1,0-0,85	0,85-1,0	1,0-0,85	0,85-1,0	1,0-0,85	0,85-1,0	1,0-0,85	0,85-1,0	1,0-0,85	0,85-1,0	1,0-0,85	0,85-1,0	1,0-0,85	0,85-1,0	1,0-0,85	0,85-1,0
ВС	0,85-0,7	0,7-0,85	0,85-0,7	0,7-0,85	0,85-0,7	0,7-0,85	0,85-0,7	0,7-0,85	0,85-0,7	0,7-0,85	0,85-0,7	0,7-0,85	0,85-0,7	0,7-0,85	0,85-0,7	0,7-0,85	0,85-0,7	0,7-0,85
С	0,7-0,55	0,55-0,7	0,7-0,55	0,55-0,7	0,7-0,55	0,55-0,7	0,7-0,55	0,55-0,7	0,7-0,55	0,55-0,7	0,7-0,55	0,55-0,7	0,7-0,55	0,55-0,7	0,7-0,55	0,55-0,7	0,7-0,55	0,55-0,7
НС	0,55-0,4	0,4-0,55	0,55-0,4	0,4-0,55	0,55-0,4	0,4-0,55	0,55-0,4	0,4-0,55	0,55-0,4	0,4-0,55	0,55-0,4	0,4-0,55	0,55-0,4	0,4-0,55	0,55-0,4	0,4-0,55	0,55-0,4	0,4-0,55
Н	0,4-0,25	0,25-0,4	0,4-0,25	0,25-0,4	0,4-0,25	0,25-0,4	0,4-0,25	0,25-0,4	0,4-0,25	0,25-0,4	0,4-0,25	0,25-0,4	0,4-0,25	0,25-0,4	0,4-0,25	0,25-0,4	0,4-0,25	0,25-0,4
ДН	0,25-0,1	0,1-0,25	0,25-0,1	0,1-0,25	0,25-0,1	0,1-0,25	0,25-0,1	0,1-0,25	0,25-0,1	0,1-0,25	0,25-0,1	0,1-0,25	0,25-0,1	0,1-0,25	0,25-0,1	0,1-0,25	0,25-0,1	0,1-0,25

Прийняття рішення про ступінь важкості захворювання можна провести за таким алгоритмом:

Крок 1: зафіксуємо значення факторів для конкретного хворого  $x_n(n = \overline{1,4})$ ;

Крок 2: за формулами (5.13) – (5.18) визначим значення функцій належності  $\mu^j(x_n)$  при фіксованих значеннях факторів  $x_n$ ;



Крок 3: користуючись логічними рівняннями обчислимо функції належності  $\mu^{d_n}(x_1, x_2, \dots, x_n)$  для усіх ступенів важкості захворювання  $d_n$ ,  $n = \overline{1,6}$ . При цьому операції І ( $\cdot$ ) та АБО ( $\vee$ ) над функціями належності  $\mu(a)$  та  $\mu(b)$  замінюються на операції  $\min$  та  $\max$ :

$$\mu(a) * \mu(b) = \min[\mu(a), \mu(b)]; \quad (5.20)$$

$$\mu(a) \vee \mu(b) = \max[\mu(a), \mu(b)]; \quad (5.21)$$

Крок 4: Визначається рішення  $d_0$ , для якого

$$\mu^{d_0}(x_1, x_2, \dots, x_n) = \max[\mu^{d_n}(x_1, x_2, \dots, x_n)] \quad (5.22)$$

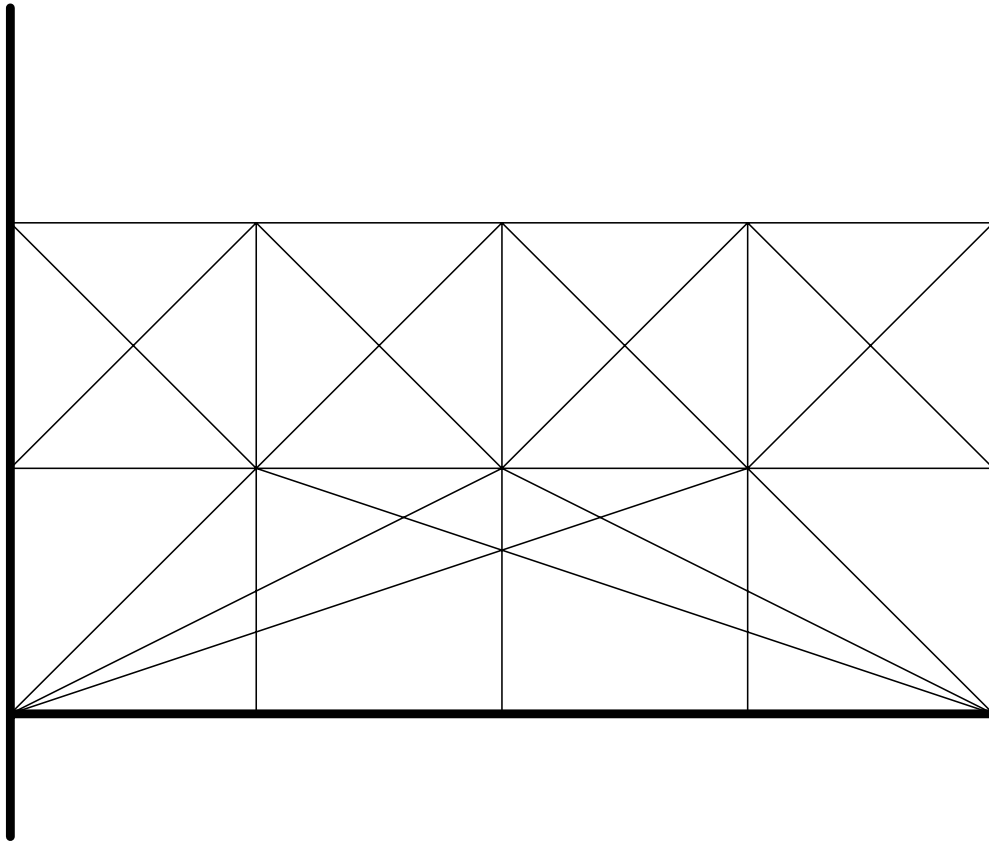


Рис. 5.5. Функції належності нечітких термів

Цьому рішення і буде відповідати шуканий діапазон, який вказує на ступінь важкості перебігу захворювання.

Наприклад, після обстеження за допомогою оптико-електронних методів у хворого К. з можливим захворюванням серця зафіксовані результати, що занесені в табл. 5.3.

Таблиця 5.3.

Результати обстеження хворого К. за допомогою оптико-електронного комплексу

Амплі-туда ФПГ, ум. од.	Сегмент								
	$C_{III}$ ( $X_3$ )	$C_V$ ( $X_5$ )	$C_{VI}$ ( $X_6$ )	$C_{VII}$ ( $X_7$ )	$C_{VIII}$ ( $X_8$ )	$Th_I$ ( $X_9$ )	$Th_{II}$ ( $X_{10}$ )	$Th_{III}$ ( $X_{11}$ )	$Th_{IV}$ ( $X_{12}$ )
Л	345	245	298	298	311	245	245	256	256
П	235	267	248	245	256	211	211	233	241

Потім визначаються коефіцієнти симетрії для відповідних ХРС (табл. 5.4).

Таблиця 5.4.

Коефіцієнти симетрії для відповідних сегментів

Коефіцієнт симетрії	Сегмент								
	$C_{III}$ ( $X_3$ )	$C_V$ ( $X_5$ )	$C_{VI}$ ( $X_6$ )	$C_{VII}$ ( $X_7$ )	$C_{VIII}$ ( $X_8$ )	$Th_I$ ( $X_9$ )	$Th_{II}$ ( $X_{10}$ )	$Th_{III}$ ( $X_{11}$ )	$Th_{IV}$ ( $X_{12}$ )
Л	0.7	0.8	0.88	0.95	0.85	1	0.96	0.95	1
П	0.79	0.9	0.9	0.91	1	0.89	0.92	1	1

Далі визначаються функції належності для кожного з термів. Їх значення підставляються у вирази 5.13-5.18:

$$\mu^{d1}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = 0.42 \cdot 0.55 \cdot 0.8 \cdot 0.9 \cdot 0.75 \cdot 1 \cdot 0.95 \cdot 1 = 0.42$$

$$\mu^{d2}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = 0.8 \cdot 0.55 \cdot 0.75 \cdot 0.9 \cdot 0.8 \cdot 0.75 \cdot 0.95 \cdot 1 \vee 0.42 \cdot 0.76 \cdot 0.8 \cdot 0.6 \cdot 0.9 \cdot 0.5 \cdot 1 \cdot 0.5 = 0.55$$

$$\mu^{d3}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = 0.8 \cdot 0.4 \cdot 0.75 \cdot 0.1 \cdot 0.9 \cdot 0 \cdot 0.95 \cdot 0.05 \cdot 0 \vee 0.4 \cdot 0.8 \cdot 0.35 \cdot 0.1 \cdot 0.15 \cdot 0.05 \cdot 0.05 \cdot 0.05 = 0.05$$

$$\begin{aligned} \mu^{d4}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) &= \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \\ &\mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \\ &\mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) = 0,01 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mu^{d5}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) &= \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \\ &\mu^C(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^C(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^C(X_{11}) \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \\ &\mu^C(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^C(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^C(X_{11}) = 0.02 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mu^{d6}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) &= \mu^C(X_3) \cdot \mu^{BC}(X_5) \cdot \mu^C(X_6) \cdot \\ &\mu^{BC}(X_7) \cdot \mu^C(X_8) \cdot \mu^{BC}(X_9) \cdot \mu^C(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \mu^C(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^C(X_6) \cdot \\ &\mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^C(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^C(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) = 0.01 \end{aligned}$$

Визначається рішення  $d_0$ , для якого

$$\mu^{d_0}(x_1, x_2, \dots, x_n) = \max[\mu^{d_n}(x_1, x_2, \dots, x_n)]$$

При цьому максимальним значенням для ступеня важкості перебігу захворювання  $d_2$  буде 0,55, тобто патологічні зміни серця слід вважати латентними (перший ступінь важкості).

Визначення функцій належності для встановлення ступеня важкості патології інших органів проводиться за таким же алгоритмом.

### **5.3. Паралельний метод класифікації біоелектричних сигналів за принципом різницевих зрізів**

Відомо, що в галузі медицини основні задачі оброблення складають аналіз та розпізнавання сигналів, для реалізації яких використовують фільтрацію, кореляцію, ШПФ, сортування й асоціативний пошук [61, 62].

Розпізнавання біоелектричних сигналів (БЕС) має свої особливості, що пов'язане з характерними особливостями самих БЕС, а саме, з їхньою нестационарністю, оскільки функціонування організму людини, а отже, і його біоелектрична активність змінюється з часом і під впливом зовнішніх умов [63]. До найбільш розповсюджених видів БЕС можна віднести: електрокардіограми (ЕКГ) серця, реограми

(РЕГ) судин, окулограми і електроміограми (ЕМГ) дихальних органів і органів руху, електроенцефалограми (ЕЕГ) головного мозку і центральної нервової системи тощо [64].

Автоматизація аналізу та розпізнавання БЕС дозволяє значно підвищити точність і достовірність клінічного діагностування, в процесі якого визначають характерні еволюції (піки ЕКГ), оцінюють параметри БЕС (амплітуду, часові затримки, частотні зміни тощо), класифікують БЕС [64]. В цьому відношенні інтерес становлять програмні і апаратні засоби, які дозволяють скоротити матеріальні витрати на дослідження БЕС та прискорити їх аналіз і розпізнавання (класифікацію) [62, 63].

В роботі [64] наводиться математична модель класифікації  $d$ -вимірних образів  $Z = [Z_1, \dots, Z_d]$  по  $L$  класах  $C = [C_1, \dots, C_L]$  (рис. 5.5 а), де належність  $Z$  класу  $C_{i_0}$  визначається за максимумом функцій  $g(Z) = g_{i_0}(Z)$  у системі дискримінантних функцій  $g_i(Z)$  вигляду

$$\begin{cases} g_1(Z) = w_{11}z_1 + w_{12}z_2 + \dots + w_{1d}z_d - \Theta_1 \\ g_2(Z) = w_{21}z_1 + w_{22}z_2 + \dots + w_{2d}z_d - \Theta_2 \\ \dots \\ g_L(Z) = w_{L1}z_1 + w_{L2}z_2 + \dots + w_{Ld}z_d - \Theta_L \end{cases}, \quad (5.23)$$

де  $w_{ij}, \Theta_i$  – вагові коефіцієнти і пороги класифікатора відповідно,  $i = \overline{1, L}, j = \overline{1, d}$ .

Як правило, дискримінантні функції  $g(Z)$ , які позначають границі класів образів  $Z$ , вагові коефіцієнти  $w_{ij}$  і пороги  $\Theta_i$ , визначаються в процесі навчання класифікатора [65] на базі деяких апріорних даних, які отримані шляхом дослідів [66]. До переваг цього методу класифікації (дискримінації) можна віднести мінімальну кількість апріорної інформації про статистику БЕС [64].

Як ознаки розпізнавання БЕС, які визначають розмірність класифікатора, можуть використовуватись амплітудні, фазові, частотні ознаки, але перевага віддається останнім. Це зумовлено тим, що вони найбільш інформативні, в наявності експериментальний матеріал по спектральних характеристиках БЕС, а головне – до складу сучасної медичної апаратури входять спектроаналізатори, які доречно використати для розпізнавання БЕС [64].

Розроблено класифікатор БЕС. Він містить аналізатор кодів спектра (АС), пристрій обчислення вектора ознак (ПОВО) та цифровий фільтр обчислення дискримінантних функцій, який, в свою чергу, складається з блоків вагових коефіцієнтів, суматорів зважених ознак образу і блока вибору максимуму дискримінантних функцій (рис. 5.6 б).

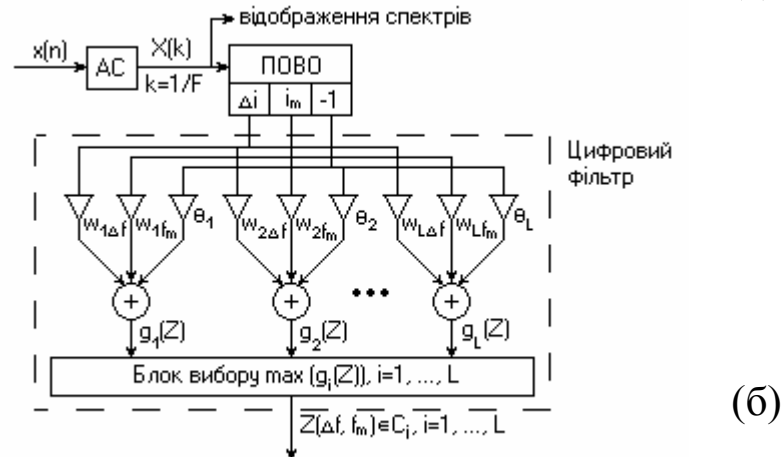
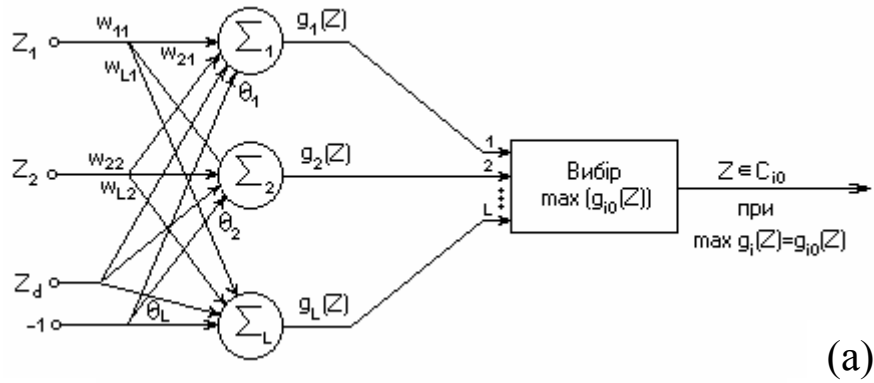


Рис. 5.6. Модель процесу класифікації (а) та структурна схема класифікатора БЕС (б)

В цьому випадку образи БЕС мають двовимірний характер, тобто

$$Z = [Z_1 = \Delta f, Z_2 = f_m], \quad (5.24)$$

де  $\Delta f$  – смуга частот;  $f_m$  – частота максимуму спектра [8]. В результаті в АС виконується аналіз спектра  $S_x(k)$  дискретних частот  $k = 0, 1, \dots, N$  виборок випадкового процесу  $x(k)$ , дискретизованого з періодом  $T$ , де  $k = f/F$ ,  $n = t/T$ ,  $n = 0, 1, \dots, N$ . Пристрій ПОВО "сортує" результат спектрального аналізу  $x(k)$  по значеннях  $\Delta f$  і  $f_m$ . У цифровому фільтрі обчислюються дискримінантні функції  $g_i[Z(\Delta f, f_m)]$  з використанням вагових коефіцієнтів  $(w_{i\Delta f}, w_{if_m})$ ,

$$g_i(Z) = \sum_{j=1}^L w_{ij} \cdot Z_j - \Theta_i, \quad (5.25)$$

а також вибирається максимальна з тих

$$\max_i g_i(Z) = g_{i0}(Z). \quad (5.26)$$

У зв'язку з аналізом двовимірних образів відповідно формули (5.24), які належать до  $L$  класів, з навчальної вибірки обчислюються середні вектори образів вигляду:

$$\bar{Z}_1 = \begin{bmatrix} \Delta f_{cep1} \\ f_{mcep1} \end{bmatrix}, \dots, \bar{Z}_L = \begin{bmatrix} \Delta f_{cepL} \\ f_{mcepL} \end{bmatrix}. \quad (5.27)$$

Для нас інтерес становить принцип роботи і структура цифрового фільтра, а саме, формування зважених сум ознак (5.25) і вибір серед них максимальної (5.26).

З рис. 5.6 і 5.7 видно, що ці процедури виконуються послідовно двома окремими блоками. Якщо розглядати цей процес для загального випадку, де ознаки образів мають багатовимірний характер, то виконання цих процедур оброблення буде займати значний час. Одним з підходів, який дозволяє значно прискорити виконання процедур (5.24 і (5.25), є використання деревоподібної схеми операційних вузлів (суматорів для (5.25) і вузлів вибору максимального числа з двох для (5.26)), що дає можливість отримати такі часові параметри:

$$T_0 = T_{sm} + T_{max}, \quad (5.28)$$

$$T_{sm} = \log_2 d \cdot t_{sm}, \quad (5.29)$$

$$T_{max} = \log_2 d \cdot t_{com}, \quad (5.30)$$

де  $T_0, T_{sm}, T_{max}$  – загальний час, час підсумовування  $d$  величин, час вибору максимальної величини з  $L$  вхідних відповідно;  $t_{sm}, t_{com}$  – час підсумовування двох чисел і час порівняння двох чисел відповідно.

Отже, максимальне значення обчислювальних процедур (5.24) і (5.25) має логарифмічну залежність, а саме  $O(\log_2 d)$  і  $O(\log_2 L)$  у відповідності із застосуванням алгоритмів рекурсивного подвоєння [62,63]. Разом з тим, існує підхід, який дозволяє не "вирощувати"  $L$  сум і потім їх порівнювати між собою для визначення максимальної, а розпочати їх порівняння ще в процесі підсумовування, тобто сумістити визначені процедури (5.24) і (5.25). Цей підхід використовує оброблення масивів даних за принципом різницевого зрізів [61].

Отже, метою даної роботи є вдосконалення класифікації БЕС з використанням методу оброблення масивів даних за принципом різницевого зрізів для визначення максимальної суми елементів масивів чисел.

Алгоритм сортування і вибірки екстремальних числових масивів  
Початкові умови: Нехай маємо  $m$  масивів чисел  $S_1, S_2, \dots, S_i, \dots, S_m$   
 $(i = \overline{1, m})$  по  $n$  чисел  $a_{i,1}^0, a_{i,2}^0, \dots, a_{i,j}^0, \dots, a_{i,n}^0$  в кожному  $(j = \overline{1, n})$ , а саме:

$$\begin{aligned} S_1 &= (a_{1,1}^0 \quad a_{1,2}^0 \quad \dots \quad a_{1,j}^0 \quad \dots \quad a_{1,n}^0), \\ S_2 &= (a_{2,1}^0 \quad a_{2,2}^0 \quad \dots \quad a_{2,j}^0 \quad \dots \quad a_{2,n}^0), \\ &\dots \\ S_i &= (a_{i,1}^0 \quad a_{i,2}^0 \quad \dots \quad a_{i,j}^0 \quad \dots \quad a_{i,n}^0), \\ &\dots \\ S_m &= (a_{m,1}^0 \quad a_{m,2}^0 \quad \dots \quad a_{m,j}^0 \quad \dots \quad a_{m,n}^0). \end{aligned} \quad (5.31)$$

Прийmemo, що всі числа  $a_{i,j}^0$  додатні і ненульові, тобто  $a_{i,j}^0 > 0$

Представимо сукупність масивів  $S_i$  у вигляді двовимірної матриці розміром  $m \times n$ :

$$A^0 = \begin{pmatrix} a_{1,1}^0 & a_{1,2}^0 & \dots & a_{1,j}^0 & \dots & a_{1,n}^0 \\ a_{2,1}^0 & a_{2,2}^0 & \dots & a_{2,j}^0 & \dots & a_{2,n}^0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{i,1}^0 & a_{i,2}^0 & \dots & a_{i,j}^0 & \dots & a_{i,n}^0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{m,1}^0 & a_{m,2}^0 & \dots & a_{m,j}^0 & \dots & a_{m,n}^0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_1^0 \\ A_2^0 \\ \dots \\ A_i^0 \\ \dots \\ A_m^0 \end{pmatrix}, \quad (5.32)$$

де  $A_i^0$  -  $i$ -й рядок матриці  $A^0$

Цикл 1.

Крок 1. Для кожного стовпця отриманої матриці виконується визначення найменшого елемента ( $\min_j^0 = \min_i a_{i,j}^0$ ). В результаті, формується вектор-рядок з  $n$  мінілементів вигляду:

Крок 2.

$$\text{Min}^0 = (\min_1^0, \min_2^0, \dots, \min_j^0, \dots, \min_n^0) \quad (5.33)$$

Крок 3. Виконується паралельне віднімання кожного мініелемента  $\min_j^0$  ( $j = \overline{1, n}$ ) від кожного  $i$ -го елемента відповідного  $j$ -стовпця матриці (2.).

Тоді нова невпорядкована матриця чисел  $\overline{A}^1$  має вигляд:

$$\overline{A}^1 = \begin{pmatrix} a_{1,1}^0 - \min_1^0 & a_{1,2}^0 - \min_2^0 & \dots & a_{1,j}^0 - \min_j^0 & \dots & a_{1,n}^0 - \min_n^0 \\ a_{2,1}^0 - \min_1^0 & a_{2,2}^0 - \min_2^0 & \dots & a_{2,j}^0 - \min_j^0 & \dots & a_{2,n}^0 - \min_n^0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{i,1}^0 - \min_1^0 & a_{i,2}^0 - \min_2^0 & \dots & a_{i,j}^0 - \min_j^0 & \dots & a_{i,n}^0 - \min_n^0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{m,1}^0 - \min_1^0 & a_{m,2}^0 - \min_2^0 & \dots & a_{m,j}^0 - \min_j^0 & \dots & a_{m,n}^0 - \min_n^0 \end{pmatrix} \quad (5.34)$$

$$\bar{A}^1 = \begin{pmatrix} \bar{a}_{1,1}^1 & \bar{a}_{1,2}^1 & \dots & \bar{a}_{1,j}^1 & \dots & \bar{a}_{1,n}^1 \\ \bar{a}_{2,1}^1 & \bar{a}_{2,2}^1 & \dots & \bar{a}_{2,j}^1 & \dots & \bar{a}_{2,n}^1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{a}_{i,1}^1 & \bar{a}_{i,2}^1 & \dots & \bar{a}_{i,j}^1 & \dots & \bar{a}_{i,n}^1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{a}_{m,1}^1 & \bar{a}_{m,2}^1 & \dots & \bar{a}_{m,j}^1 & \dots & \bar{a}_{m,n}^1 \end{pmatrix}, \quad (5.35)$$

$$\text{де} \\ \bar{a}_{i,j}^1 = a_{i,j}^0 - \min_j^0. \quad (5.36)$$

Після виконання таких дій в кожному стовпці отриманої матриці  $\bar{A}^1$  є хоча б один нульовий елемент. Відповідно, в кожному рядку може бути один, декілька, всі або не бути взагалі нульових елементів.

Перевіряється умова наявності  $m-1$  нульових рядків, тобто  $\bar{A}_1^k = \dots = \bar{A}_{i-1}^k = \bar{A}_{i+1}^k = \dots = \bar{A}_m^k = 0$ ,  $\bar{A}_i^k \neq 0$ .

Крок 4. Для всіх рядків матриці паралельно виконується транспозиція елементів з просуванням праворуч усіх нульових елементів. Позначемо отриману таким чином впорядковану матрицю  $A^1$ . Вона має вигляд:

$$A^1 = \begin{pmatrix} a_{1,1}^1 & a_{1,2}^1 & \dots & a_{1,j}^1 & \dots & a_{1,n}^1 \\ a_{2,1}^1 & a_{2,2}^1 & \dots & a_{2,j}^1 & \dots & a_{2,n}^1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{i,1}^1 & a_{i,2}^1 & \dots & a_{i,j}^1 & \dots & a_{i,n}^1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{m,1}^1 & a_{m,2}^1 & \dots & a_{m,j}^1 & \dots & a_{m,n}^1 \end{pmatrix} \quad (5.37)$$

Далі для отриманої на попередньому кроці матриці  $A^1$  повторюємо цикл обробки, який складається з кроків 1-3, а саме:

Крок 1. Для кожного вектор-стовпця попередньої матриці  $A^{t-1}$  виконується пошук найменшого елемента ( $\min_j^{t-1}$ ). В результаті, формується вектор-рядок з  $n$  мінілементів:

$$\text{Min}^{t-1} = (\min_1^{t-1}, \min_2^{t-1}, \dots, \min_j^{t-1}, \dots, \min_n^{t-1});$$

Крок 2. Виконується паралельне віднімання кожного мініелемента  $\min_j^{t-1}$  ( $j = \overline{1, n}$ ) від кожного  $i$ -го елемента, відповідного  $j$ -го стовпця чисел. Тобто нова невпорядкована матриця чисел прийме вигляд:



$$\bar{A}^t = \begin{pmatrix} a_{1,1}^{t-1} - \min_1^{t-1} & a_{1,2}^{t-1} - \min_2^{t-1} & \dots & a_{1,j}^{t-1} - \min_j^{t-1} & \dots & a_{1,n}^{t-1} - \min_n^{t-1} \\ a_{2,1}^{t-1} - \min_1^{t-1} & a_{2,2}^{t-1} - \min_2^{t-1} & \dots & a_{2,j}^{t-1} - \min_j^{t-1} & \dots & a_{2,n}^{t-1} - \min_n^{t-1} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{i,1}^{t-1} - \min_1^{t-1} & a_{i,2}^{t-1} - \min_2^{t-1} & \dots & a_{i,j}^{t-1} - \min_j^{t-1} & \dots & a_{i,n}^{t-1} - \min_n^{t-1} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{m,1}^{t-1} - \min_1^{t-1} & a_{m,2}^{t-1} - \min_2^{t-1} & \dots & a_{m,j}^{t-1} - \min_j^{t-1} & \dots & a_{m,n}^{t-1} - \min_n^{t-1} \end{pmatrix} \quad (5.38)$$

або

$$\bar{A}^t = \begin{pmatrix} \bar{a}_{1,1}^t & \bar{a}_{1,2}^t & \dots & \bar{a}_{1,j}^t & \dots & \bar{a}_{1,n}^t \\ \bar{a}_{2,1}^t & \bar{a}_{2,2}^t & \dots & \bar{a}_{2,j}^t & \dots & \bar{a}_{2,n}^t \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{a}_{i,1}^t & \bar{a}_{i,2}^t & \dots & \bar{a}_{i,j}^t & \dots & \bar{a}_{i,n}^t \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{a}_{m,1}^t & \bar{a}_{m,2}^t & \dots & \bar{a}_{m,j}^t & \dots & \bar{a}_{m,n}^t \end{pmatrix}, \quad (5.39)$$

$$\text{де } \bar{a}_{i,j}^t = a_{i,j}^{t-1} - \min_j^{t-1}. \quad (5.40)$$

Після виконання таких дій в кожному стовпці отриманої матриці  $\bar{A}^t$  є хоча б один нульовий елемент. В кожному рядку може бути один, декілька, всі або не бути взагалі нульових елементів.

Перевіряється умова наявності  $m-1$  нульових рядків, тобто  $\bar{A}_1^k = \dots = \bar{A}_{i-1}^k = \bar{A}_{i+1}^k = \dots = \bar{A}_m^k = 0$ ,  $\bar{A}_i^k \neq 0$

Крок 3. Для всіх рядків матриці паралельно виконується транспозиція елементів з просуванням праворуч усіх нульових елементів. Позначимо отриману таким чином впорядковану матрицю  $A^t$ . Вона має вигляд:

$$A^t = \begin{pmatrix} a_{1,1}^t & a_{1,2}^t & \dots & a_{1,j}^t & \dots & a_{1,n}^t \\ a_{2,1}^t & a_{2,2}^t & \dots & a_{2,j}^t & \dots & a_{2,n}^t \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{i,1}^t & a_{i,2}^t & \dots & a_{i,j}^t & \dots & a_{i,n}^t \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ a_{m,1}^t & a_{m,2}^t & \dots & a_{m,j}^t & \dots & a_{m,n}^t \end{pmatrix}, \quad (5.41)$$

У деякому циклі  $t$  у двовимірній матриці  $A^t$  з'явиться деякий рядок  $k$  з усіма нульовими елементами. Цей рядок вказує на  $k$ -й масив чисел  $S_k$ , який є мінімальним серед початкових масивів  $S_1, S_2, \dots, S_i, \dots, S_m$  ( $i = \overline{1, m}$ ). Тобто матрицю  $A^t$  можна представити у вигляді:

$$A^t = \begin{pmatrix} a_{1,1}^t & a_{1,2}^t & \dots & a_{1,j}^t & \dots & a_{1,n}^t \\ a_{2,1}^t & a_{2,2}^t & \dots & a_{2,j}^t & \dots & a_{2,n}^t \\ a_{k,1}^t & a_{k,2}^t & \dots & a_{k,j}^t & \dots & a_{k,n}^t \\ a_{i,1}^t & a_{i,2}^t & \dots & a_{i,j}^t & \dots & a_{i,n}^t \\ a_{m,1}^t & a_{m,2}^t & \dots & a_{m,j}^t & \dots & a_{m,n}^t \end{pmatrix} \text{ мінімальний масив } S_k, \quad (5.42)$$

де  $a_{k,j}^t = 0$ .

Цей нульовий рядок в подальшій обробці участі не бере і значення його елементів не беруться до уваги при визначенні мініелементів кожного стовпця матриці. Це можна позначити так:

$$A^t = \begin{pmatrix} a_{1,1}^t & a_{1,2}^t & \dots & a_{1,j}^t & \dots & a_{1,n}^t \\ a_{2,1}^t & a_{2,2}^t & \dots & a_{2,j}^t & \dots & a_{2,n}^t \\ - & - & \dots & - & \dots & - \\ a_{i,1}^t & a_{i,2}^t & \dots & a_{i,j}^t & \dots & a_{i,n}^t \\ a_{m,1}^t & a_{m,2}^t & \dots & a_{m,j}^t & \dots & a_{m,n}^t \end{pmatrix}. \quad (5.43)$$

Для отриманої на попередньому кроці матриці  $A^t$  повторюємо цикл з кроків 1-3.

Кожен наступний нульовий рядок, який з'явиться у двовимірній матриці, вказує на набір чисел, який є мінімальним серед тих масивів (відповідних рядків), які ще беруть участь в обробці.

Такий нульовий рядок також виключається, і обробка продовжується над тими рядками, які ще мають ненульові елементи.

Обробка двовимірної матриці триває тих пір, поки не виконається умова наявності  $m-1$  нульових рядків, тобто  $\bar{A}_1^k = K = \bar{A}_{i-1}^k = \bar{A}_{i+1}^k = K = \bar{A}_m^k = 0$ ,  $\bar{A}_i^k \neq 0$ . Тобто, поки не залишиться один єдиний рядок, який буде містити хоча б один ненульовий елемент, а решта рядків будуть виключені з обробки як нульові. Тобто

$$A^N = \begin{pmatrix} - & - & \dots & - & \dots & - \\ - & - & \dots & - & \dots & - \\ a_{l,1}^N & a_{l,2}^N & \dots & a_{l,j}^N & \dots & a_{l,n}^N \\ - & - & \dots & - & \dots & - \end{pmatrix}, \quad (5.44)$$

де серед  $a_{i,j}^N$  є щонайменше один ненульовий елемент.

Цей рядок вказує на деякий  $l$ -й набір чисел  $S_l$ , який є максимальним серед початкових масивів чисел  $S_1, S_2, \dots, S_i, \dots, S_m$  ( $i = \overline{1, m}$ ).

Число  $N$  дорівнює кількості тактів обробки, виконаних в процесі пошуку максимального набору чисел  $S_l$ .

Загальний час визначення максимального масиву чисел можна обчислити таким чином:

$$T_0 = N \cdot T_u = T \cdot (T_{\min} + T_{sub} + T_{tr}) = N \cdot ((m-1) \cdot t_{com} + t_{sub} + (n-1) \cdot t_{tr}). \quad (5.45)$$

У випадку, якщо  $t_{com} \sim t_{sub} \sim t_{tr} = t$ , формула (5.45) приймає вигляд:

$$T_0 = N \cdot ((m-1) \cdot t + t + (n-1) \cdot t),$$

тоді загальний час визначення максимального масиву чисел можна обчислити так:

$$T_0 = N \cdot (m+n-1) \cdot t. \quad (5.46)$$

Приклад реалізації алгоритму сортування і вибірки екстремальних числових масивів

Нехай маємо чотири ( $i = \overline{1,4}$ ) масиви чисел  $S_i$  по чотири ( $j = \overline{1,4}$ ) числа  $a_{i,j}^0$  в кожному, тобто

$$\begin{aligned} S_1 &= (25 \ 16 \ 12 \ 8); \\ S_2 &= (14 \ 16 \ 6 \ 20); \\ S_3 &= (10 \ 22 \ 31 \ 5); \\ S_4 &= (13 \ 7 \ 21 \ 29). \end{aligned}$$

Складемо початкову двовимірну матрицю:

$$A^0 = \begin{pmatrix} 25 & 16 & 12 & 8 \\ 14 & 9 & 6 & 20 \\ 10 & 22 & 31 & 5 \\ 13 & 7 & 21 & 29 \end{pmatrix}.$$

Цикл 1.

Крок 1. Для кожного стовпця матриці  $A^0$  виконаємо пошук найменшого елемента ( $\min_j^0$ ). Сформуємо вектор-рядок з 4 мінеlementів:

$$\text{Min}^0 = (10 \quad 7 \quad 6 \quad 5).$$

Крок 2. Виконаємо паралельне віднімання кожного мінеlementa  $\text{min}_j^0$  від кожного  $i$ -го елемента відповідного  $j$ -стовпця чисел.

Тоді нова неупорядкована матриця чисел має вигляд:

$$\bar{A}^1 = \begin{pmatrix} 25-10 & 16-7 & 12-6 & 8-5 \\ 14-10 & 9-7 & 6-6 & 20-5 \\ 10-10 & 22-7 & 31-6 & 5-5 \\ 13-10 & 7-7 & 21-6 & 29-5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 15 & 9 & 6 & 3 \\ 4 & 2 & 0 & 15 \\ 0 & 15 & 25 & 0 \\ 3 & 0 & 15 & 24 \end{pmatrix}.$$

Крок 3. Виконаємо транспозицію елементів з просуванням усіх нульових елементів праворуч і отримуємо впорядковану матрицю:

$$A^1 = \begin{pmatrix} 15 & 9 & 6 & 3 \\ 4 & 2 & 15 & 0 \\ 15 & 25 & 0 & 0 \\ 3 & 15 & 24 & 0 \end{pmatrix}.$$

Аналогічно далі.

Цикл 2.

Крок 1. Формування вектор-рядка мінеlementів:

$$\text{Min}^1 = (3 \quad 2 \quad 0 \quad 0).$$

Крок 2. Формування неупорядкованої матриці:

$$A^2 = \begin{pmatrix} 15-3 & 9-2 & 6 & 3 \\ 4-3 & 2-2 & 15 & 0 \\ 15-3 & 25-2 & 0 & 0 \\ 3-3 & 15-2 & 24 & 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 12 & 7 & 6 & 3 \\ 1 & 0 & 15 & 0 \\ 12 & 23 & 0 & 0 \\ 0 & 13 & 24 & 0 \end{pmatrix}.$$

Крок 3. Впорядкована матриця після транспозиції:

$$A^2 = \begin{pmatrix} 12 & 7 & 6 & 3 \\ 1 & 15 & 0 & 0 \\ 12 & 23 & 0 & 0 \\ 13 & 24 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Цикл 3.

Крок 1. Формування вектор-рядка мінеlementів:

$$\text{Min}^2 = (1 \quad 7 \quad 0 \quad 0).$$

Крок 2. Формування неупорядкованої матриці:

$$\bar{A}^3 = \begin{pmatrix} 12-1 & 7-7 & 6 & 3 \\ 1-1 & 15-7 & 0 & 0 \\ 12-1 & 23-7 & 0 & 0 \\ 13-1 & 24-7 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 11 & 0 & 6 & 3 \\ 0 & 8 & 0 & 0 \\ 11 & 16 & 0 & 0 \\ 12 & 17 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Крок 3. Впорядкована матриця після транспозиції:

$$A^3 = \begin{pmatrix} 11 & 6 & 3 & 0 \\ 8 & 0 & 0 & 0 \\ 11 & 16 & 0 & 0 \\ 12 & 17 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Цикл 4.

Крок 1. Формування вектор-рядка мінеlementів:

$$\text{Min}^3 = (8 \quad 0 \quad 0 \quad 0).$$

Крок 2. Формування невпорядкованої матриці:

$$\bar{A}^4 = \begin{pmatrix} 11-8 & 6 & 3 & 0 \\ 8-8 & 0 & 0 & 0 \\ 11-8 & 16 & 0 & 0 \\ 12-8 & 17 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 3 & 6 & 3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 3 & 16 & 0 & 0 \\ 4 & 17 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad \text{мінімальний масив} - S_2$$

Отримано перший нульовий рядок двовимірної матриці. Цей рядок вказує на те, що масив чисел  $S_2$  є мінімальним серед масивів  $S_1, S_2, S_3, S_4$ . Виключаємо цей рядок з подальшої обробки.

Крок 3. Виконуємо транспозицію елементів з просуванням усіх нульових елементів, що залишилися, праворуч. Тоді впорядкована матриця приймає вигляд:

$$A^4 = \begin{pmatrix} 3 & 6 & 3 & 0 \\ - & - & - & - \\ 3 & 16 & 0 & 0 \\ 4 & 17 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Цикл 5.

Крок 1. Формування вектор-рядка мінеlementів:

$$\text{Min}^4 = (3 \quad 6 \quad 0 \quad 0).$$

Крок 2. Формування невпорядкованої матриці:

$$\bar{A}^5 = \begin{pmatrix} 3-3 & 6-6 & 3 & 0 \\ - & - & - & - \\ 3-3 & 16-6 & 0 & 0 \\ 4-3 & 17-6 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 3 & 0 \\ - & - & - & - \\ 0 & 10 & 0 & 0 \\ 1 & 11 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Крок 3. Впорядкована матриця після транспозиції:

$$A^5 = \begin{pmatrix} 3 & 0 & 0 & 0 \\ - & - & - & - \\ 10 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 11 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Цикл 6.

Крок 1. Формування вектор-рядка мінілементів:

$$\text{Min}^5 = (1 \quad 0 \quad 0 \quad 0).$$

Крок 2. Формування неупорядкованої матриці:

$$\bar{A}^6 = \begin{pmatrix} 3-1 & 0 & 0 & 0 \\ - & - & - & - \\ 10-1 & 0 & 0 & 0 \\ 1-1 & 11 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2 & 0 & 0 & 0 \\ - & - & - & - \\ 9 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 11 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Крок 3. Впорядкована матриця після транспозиції:

$$A^6 = \begin{pmatrix} 2 & 0 & 0 & 0 \\ - & - & - & - \\ 9 & 0 & 0 & 0 \\ 11 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Цикл 7.

Крок 1. Формування вектор-рядка мінілементів:

$$\text{Min}^6 = (2 \quad 0 \quad 0 \quad 0).$$

Крок 2. Формування неупорядкованої матриці:

$$\bar{A}^7 = \begin{pmatrix} 2-2 & 0 & 0 & 0 \\ - & - & - & - \\ 9-2 & 0 & 0 & 0 \\ 11-2 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ - & - & - & - \\ 7 & 0 & 0 & 0 \\ 9 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad \text{наступний мінімум } S_1.$$

Отримано наступний нульовий рядок двовимірної матриці. Цей рядок вказує на те, що набір чисел  $S_l$  є мінімальним серед масивів  $S_1, S_3, S_4$ . Виключаємо цей рядок з подальшої обробки.

Крок 3. Впорядкована матриця після транспозиції:

$$A^7 = \begin{pmatrix} - & - & - & - \\ - & - & - & - \\ 7 & 0 & 0 & 0 \\ 9 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} .*$$

Цикл 8.

Крок 1. Формування вектор-рядка мінілементів:

$$\text{Min}^7 = (7 \quad 0 \quad 0 \quad 0).$$

Крок 2. Формування неупорядкованої матриці:

$$A^8 = \begin{pmatrix} - & - & - & - \\ - & - & - & - \\ 7-7 & 0 & 0 & 0 \\ 9-7 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} - & - & - & - \\ - & - & - & - \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 2 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad \text{наступний мінімум } S_3$$

Отримано наступний нульовий рядок двовимірної матриці. Цей рядок вказує на те, що набір чисел  $S_3$  є мінімальним серед масивів  $S_3, S_4$ . Виключаємо цей рядок з подальшої обробки:

$$A^8 = \begin{pmatrix} - & - & - & - \\ - & - & - & - \\ - & - & - & - \\ 2 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad \text{максимум } S_4$$

На цьому етапі вже немає необхідності виконувати зсув елементів праворуч, оскільки виконана умова наявності  $m-1$  нульових рядків і залишився лише один рядок з ненульовими елементами, тобто:  $\bar{A}_1^8 = \bar{A}_2^8 = \bar{A}_3^8 = 0, \bar{A}_4^8 \neq 0$ . Цей рядок вказує на те, що набір чисел  $S_4$  є максимальним серед масивів  $S_1, S_2, S_3, S_4$ . Кількість циклів обробки, виконаних в процесі пошуку цього максимуму дорівнює  $N=8$ .

Прийmemo, що  $t_{com} \sim t_{sub} \sim t_{tr} = t$ . Тоді загальний час визначення максимального масиву чисел:

## РОЗДІЛ 6

### АНАЛІЗ МЕТРОЛОГІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК КВС ТА ОЦІНЮВАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОТКАНИН

#### *6.1. Аналіз метрологічних характеристик вимірювального каналу розробленої КВС*

В попередніх розділах розглянуто програмно-апаратну реалізацію спектрофотометричної КВС та її методичне забезпечення. У всіх випадках реалізацій вимірювальний канал вміщує в собі певну кінцеву кількість блоків. Великий набір елементів вимірювального каналу, незважаючи на ряд переваг, має і свої недоліки, зокрема метрологічного характеру [135-138] тому, що кожний з елементів вимірювального каналу вносить свої похибки, що ускладнює метрологічну перевірку приладу. Для дослідження метрологічних характеристик ІВС виділимо такі складові загальної похибки: похибки, що зумовлені впливом зовнішніх дестабілізуючих факторів на первинний перетворювач; інструментальні похибки (нелінійність характеристик елементів, процесорні похибки); методичні похибки, які зумовлені алгоритмом виконання вимірювальної процедури. Вказані складові мають різну природу походження і для повного метрологічного аналізу вимірювального каналу необхідно їх оцінити і мінімізувати. Існують стандартні методи і багато підходів по вирішенню цієї задачі [75, 76]. Так, по причині виникнення похибки розділяють на дві групи – методичні та інструментальні [76]. Їх доцільно розглянути окремо. За умовами виникнення похибки можна розділити на статичні та динамічні. Статичні похибки виникають у встановленому режимі вимірювання. Для експериментальної установки він настає через 15 хвилин роботи. Цей час необхідний для виходу на заданий температурний режим.

Спочатку розглянемо похибки, що виникають у вимірювальному каналі за їх місцем виникнення. Для цього розглянемо узагальнену структуру вимірювального каналу ІВС, яка наведена на рис. 6.1. На цій схемі, яка відноситься до типу схем прямого перетворення, показано вплив різних похибок на результат вимірювання, який виникає в різних частинах вимірювального каналу.

Коефіцієнти перетворення окремих ланок не залежать від значення амплітуди сигналу, коефіцієнт передачі визначається як добуток коефіцієнтів передачі окремих вузлів вимірювального каналу.

В цьому разі рівняння перетворення має вигляд

$$K_{в.к.} = K_1 K_2 K_3 K_4 K_5$$

де  $K_{в.к.}$  – коефіцієнт передачі вимірювального каналу



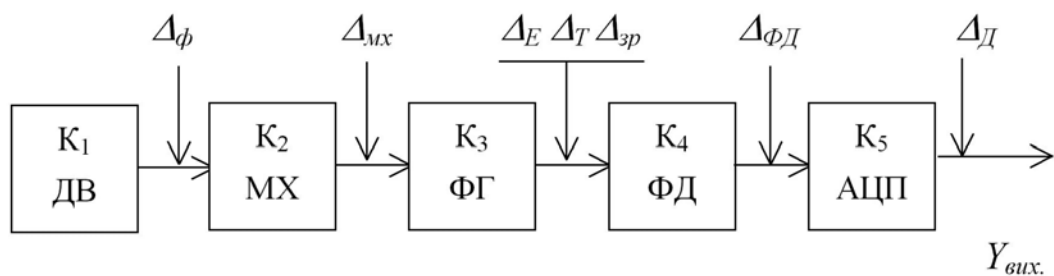


Рис. 6.1. Структурна схема прямого перетворення вимірювального каналу

Результат вимірювання

$$Y_{вих} = K_{в.к.} \cdot R \quad (6.1)$$

Вимірювання значень  $R_\lambda$ , безумовно, супроводжуються певної величини похибками, до складу яких відносяться систематичні  $\delta_c$  та випадкові  $\overset{\circ}{\delta}$  похибки:

$$\delta_R = \delta_c + \overset{\circ}{\delta} \quad (6.2)$$

Значення інтегрального коефіцієнта відбивання  $R$  може бути представлено сумою випадкових величин:

$$R = \bar{R} \pm \Delta, \quad (6.3)$$

Похибка зумовлена випадковими завадами, низькою якістю покриття (нерівномірність і велике затухання в самій стінці сфери), температурним впливом як на елементи ФГ, так і на зразок і має близький до нормального закон розподілу з нульовим математичним очікуванням:

$$p(\delta_R) = \frac{1}{\sigma_R \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{\delta_k^2}{2\sigma_k^2}}, \quad (6.4)$$

де  $\delta_R$  – похибка первинного перетворення інтегрального коефіцієнта дифузного відбивання;  $\sigma_R$  – середнє квадратичне значення цієї похибки;  $m_\Delta$  – математичне очікування похибки. Закон розподілу загальної похибки є композицією законів розподілу похибки квантування та похибки, що зумовлена температурним впливом, встановлення зразка і якості покриття. Загальний закон розподілу цієї похибки, що відображає таку композицію, досить складний і не дозволяє безпосередньо її розраховувати, тому в подальшому розглядатимуться всі суттєві похибки, що впливають на результат вимірювань окремо.

## ***6.2. Похибки первинного перетворювача вимірювання і контролю світлорозсіювальних характеристик неоднорідних середовищ***

Похибки, що виникають, мають найбільш суттєві наслідки, якщо вони діють на початку вимірювального каналу, тобто на ділянці давача чи первинного перетворювача. Так, в нашому випадку це може бути ціла низка характеристик інтегрувального сферичного резонатора. Однією з основних є якість покриття його внутрішніх стінок та взірця, що прийнятий як еталон відбивання. В якості останнього вже досить давно застосовується MgO [77, 78], хоч у вітчизняному оптичному приладобудуванні широко застосовувались різного виду емалі [79]. Звичайно, по метрологічних характеристиках коефіцієнта відбивання, поляризації, затуханню випромінювання в стінках сфери вказані взірці суттєво програвали, але за тривалістю дії вони більш стійкі. Емалі на основі сульфату барію мають майже рівномірний спектр у всьому видимому діапазоні, але втрата на дифузному відбиванні становить 5% і більше. На сучасному етапі розвитку технології покриття виникають все нові дифузно розсіювальні стандартні покриття. Один з найкращих таких стандартів, який знаходить все ширше застосування за кордоном, називається Halon (політетрафторетилен – PTFE). Його коефіцієнт відбивання практично може досягати 99% у видимій області і зберігає значення не менше 97% в діапазоні  $\lambda=0,25-2,5\mu\text{м}$ . На користь покриття Halon говорить і той факт, що він найменш ортотропний з усіх відомих, а ширина його опозиційного ефекту складає всього близько 5%, в той час, коли товстий шар MgO – 20% [78]. Отже, при вимірюванні в малих фазових кутах (до  $10^\circ$ ) більш доцільно використовувати Halon, а MgO – тільки з поправочним коефіцієнтом. Ці питання досить добре розроблені в науковій літературі як для інтегрального кульового фотометра [80-82], так і для відбивальної спектроскопії в цілому [78]. Для підвищення метрологічних показників результатів вимірювання в процесі розробки методик використовувались результати кращих досягнень, наприклад, виключення систематичної похибки при абсолютних вимірюваннях [83].

Для обох розглянутих білих фотометричних стандартів є характерним високе значення  $\rho$ . Згідно (2.31) це суттєво впливає на світлосилу та чутливість первинного перетворювача в цілому. Вищенаведене можна прослідкувати, розглянувши рис. 6.2, на якому представлена залежність кількості відбивань променя в резонаторі від затухання в його стінках [77, 83, 84].

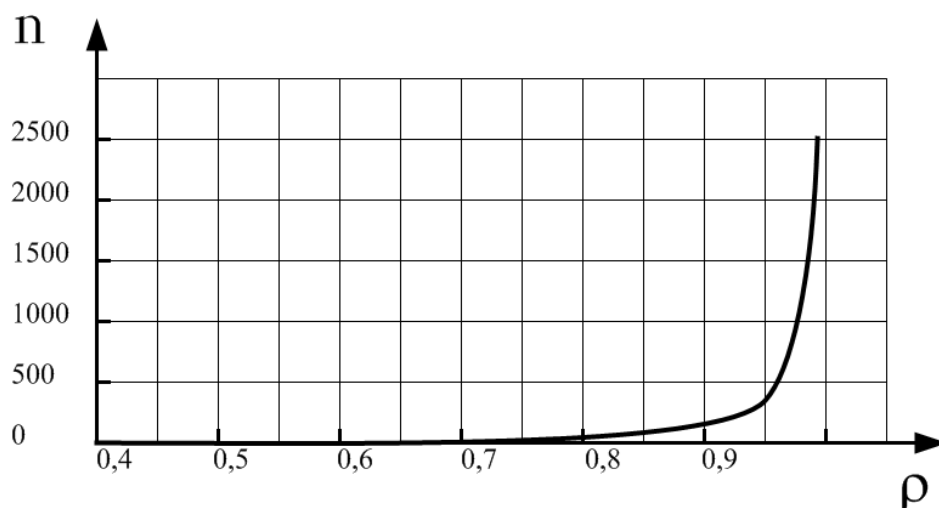


Рис. 6.2. Залежність кількості відбивань в оптичному резонаторі від коефіцієнта відбивання його стінок

Інший вид похибок, що виникають безпосередньо в інтегральному резонаторі при вимірюваннях по методу Рвачова–Сахновського, – це вже згадуваний тінювий ефект. На перший погляд, їх вплив невеликий, але при збільшенні кількості відбивань в резонаторі, їх частка в загальній похибці зростає. Досить ретельний аналіз тінювих ефектів для одного з реалізацій кульового фотометра представлений в [85]. Цікаво, що на можливу похибку відповідає відношення радіуса резонатора до діаметра зразка (5–20). Тобто, чим менший зразок по відношенню до резонатора, тим краща світлосила і чутливість та менша загальна похибка вимірювань. То ж, при прогнозуванні розмірів зразка необхідно для цього виду вимірювань розрахувати величину похибки, що вноситься. Це можна і розрахувати з співвідношення (2.35). Просторово інтегроване в резонаторі світлове випромінювання, попадаючи на фотодетектор, перетворюється в сигнал фотоструму. Ця ділянка роботи вимірювального каналу є дуже важливою і відповідальною. Вихід по струму для обох типів детекторів майже однаковий і має широкий спектральний діапазон.

### 6.2.1. Методичні похибки вимірювання

Методичні похибки виникають через недосконалість методу вимірювання та наближень, що допускаються при проектуванні вимірювального засобу. Велику складову в сумарній похибці вони мають в пристроях, що використовують відносний метод вимірювання. Характерною рисою методичних похибок є те, що вони не залежать від якості виготовлення пристрою, а однакові для всіх систем [76].

Основним джерелом методичної похибки, зокрема в СІВС є дифракційна ґратка монохроматора, волоконно–оптичний хвилевод та сам зразок

$$\sigma_M = F(\sigma_{M.X.}, \sigma_{\text{ВОХ}}, \sigma_{\text{ВСТ}}) \quad (6.5)$$

Перша складова зумовлюється якістю виготовлення монохроматора, але і для найкращих їх зразків величина зворотної лінійної дисперсії складає 4–5 нм/мм. Також роздільна здатність самого монохроматора на краях вимірювального діапазону майже в 1,4 рази менша, ніж в його середині. Тому ця складова похибки є обов'язковою в спектральних приладах і має вагомий “внесок” у сумарну похибку.

Оптичні хвилеводи – необхідний елемент при спектральних неінвазійних вимірюваннях. За рахунок зміни коефіцієнта затухання від згинів він спотворює відношення сигнал/шум і таким чином теж вносить частку в сумарну похибку. Похибка зразка є випадковою величиною і залежить від ретельності виконання вимірювальних процедур оператором. Це можуть бути похибки від неправильного підбору інтактної ділянки біотканини, різниці нахилів взірця і біотканини, а також поляризаційними, індикатрисними, тіншовими ефектами всередині самого резонатора. Оцінюючи складові методичної похибки, можна зробити висновок, що вони будуть складати: 1,3%; до 0,15%; до 0,18% сумарної похибки відповідно при комплексній оцінці метрологічних характеристик.

### **6.2.2. Похибка встановлення об'єкта вимірювання**

Похибка встановлення відноситься до випадкових похибок і зумовлена різницею у встановленні об'єкта вимірювання по відношенню до падаючого випромінювання. Вона має нормальний закон розподілу з нульовим математичним очікуванням, що описується виразом:

$$p(\delta_{\text{вст}}) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_{\text{вст}}} \exp\left(-\frac{\delta_{\text{вст}}^2}{2\sigma_{\text{вст}}^2}\right), \quad (6.6)$$

де  $\delta_{\text{вст}}$  – похибка встановлення зразка,

$\sigma_{\text{вст}}$  – середнє квадратичне значення вказаної похибки.

Як відомо [75], похибка квантування за відсутності випадкових завод розподілена рівномірно, її максимальні значення дорівнюють  $\pm q/2$ , де  $q$  – крок квантування. Очевидно, абсолютна похибка визначення інтегрального коефіцієнта відбивання зумовлена квантуванням вихідного сигналу ФГ і описується виразом:

$$\delta_D = (2\pi - \beta)/2^{n+1}, \quad (6.7)$$

де  $n$  – кількість розрядів АЦП. Її відносне середньоквадратичне значення [74]:

$$\sigma_D = \frac{2\pi - \beta}{2^{n+1} \sqrt{3} R}. \quad (6.8)$$

Похибка аналого–цифрового перетворення має критеріальне значення для вимірювального каналу і у відповідності з [73], на загальну похибку. Сучасні АЦП [75] з виконаними в одному з ними корпусі пристрою вибірки і зберігання дозволяють при кількості двійкових розрядів до 16 досягти часу перетворення 2 мкс. Це достатньо для забезпечення достовірного проведення медичної діагностики. Похибка квантування складається з похибки цифрового представлення, що зумовлена наявністю квантування за рівнем і кінцевою кількістю дозволених рівнів та інструментальної похибки АЦП. Інструментальна похибка зумовлена наявністю шумів та випадкових завад як у вхідному сигналі, так і в вузлах АЦП, що виникають при його виготовленні та експлуатації. Виникнення цієї похибки зобов'язано багатьом факторам та її закон розподілу наближається до нормального. Величина кванту жорстко пов'язана з максимальним значенням вихідної напруги і кількістю двійкових розрядів АЦП

$$q = U_{2MAX} / 2^n. \quad (6.9)$$

Закон розподілу цієї похибки описується виразом

$$p(\delta_D) = \frac{1}{q} = \frac{2^n}{2\pi - \beta}, \quad \text{де } \delta_D \in \left[ -\frac{2\pi - \beta}{2^{n+1}}, \frac{2\pi - \beta}{2^{n+1}} \right]. \quad (6.10)$$

Середньоквадратичне значення загальної похибки вимірювання інтегрального коефіцієнта дифузного відбивання визначається виразом [74]

$$\sigma_R = \sqrt{\sigma_D^2 + \sigma_{есм}^2}. \quad (6.11)$$

Закон розподілу похибки вимірювання інтегрального коефіцієнта відбивання є композицією законів розподілу похибки квантування, похибки, що зумовлена неточністю встановлення ФГ на зразок та випадковими завадами. Він визначається як згортка законів розподілу складових загальної похибки, а його результуючі графіки наведено на рис. 6.3. Відтак, вираз закону розподілу похибки інформаційного параметра буде мати вигляд:

$$p(\delta_R) = p(\delta_I) \cdot p(\delta_D) \cdot p(\delta_{\text{вст}}) = \frac{2^n}{(2\pi - \beta)\sqrt{2\pi\sigma_{\text{вст}}}} \int_{-\frac{2\pi-\beta}{2^{n+2}}}^{\frac{2\pi-\beta}{2^{n+2}}} \exp\left(-\frac{(\delta_R - z)^2}{2\sigma_{\text{вст}}^2}\right) dz. \quad (6.12)$$

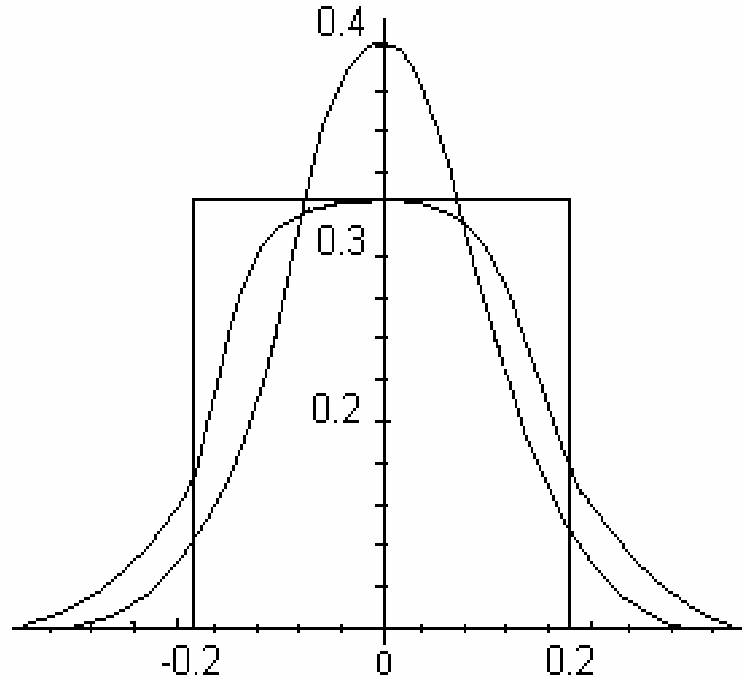


Рис. 6.3. Композиція законів розподілу загальної похибки вимірювання інтегрального коефіцієнта відбивання

У виразі (6.12) інтеграл не береться і може бути знайдений тільки чисельними методами. При побудові графіків законів розподілу було припущено, що середньоквадратичне значення похибки, що зумовлена випадковими завадами та неточністю встановлення зразка, дорівнює середньоквадратичному значенню похибки квантування.

### 6.2.3. Аналіз інструментальних похибок

Інструментальна похибка виникає через недосконалість технологічного процесу виготовлення пристрою, а також внаслідок різних змін (умов навколишнього середовища, режиму живлення тощо) [75]. При цьому:

$$\Delta y_{\Sigma} = \sum_{j=1}^m (dy/dx_j)_0 \Delta x_j + \sum_{p=1}^{\varphi} \Delta y_{np,p} + \sum_{i=1}^n (dy/dq_i)_0 \Delta q_i + \sum_{k=1}^l (dy/dq'_k)_0 \Delta q'_k, \quad (6.13)$$

де  $\Delta y_{\Sigma}$  – повна похибка пристрою;  $dy/dx_j$ ,  $dy/dq_i$ ,  $dy/dq'_k$  – передатні функції або коефіцієнти впливу первинних похибок;  $\Delta x$  – відхилення

інформативного параметра від його номінального значення;  $\Delta q_i$  – первинна інструментальна похибка  $i$ -го конструктивного параметра;  $\Delta q'_k$  – змінна  $k$ -го фактора впливу.

Перша складова правої частини визначає методичну похибку, що зумовлена неточністю знань чи зміною вхідного сигналу. Друга складова є сума теоретичних похибок. Третя є сумою первинних інструментальних похибок. Четверта складова – сума додаткових похибок, що з'явилися в результаті  $l$  – факторів впливу.

Окремі складові загальної похибки, наприклад, систематичні [84], як правило, зменшуються при калібруванні, а подальший розрахунок ведеться тільки для первинних інструментальних похибок, тобто розглядаються лише дві останні складові правої частини в рівнянні (6.13). Цю інструментальну похибку можна записати у вигляді

$$\Delta j_n = \sum_{i=1}^n (dy/dq_i) \Delta q + \sum_{k=1}^l (dy/dq'_k)_0 \Delta q'_k \quad (6.14)$$

Похибка інтегрувального резонатора приводиться при використанні у якості фотоприймача ФД-256 з сталою часу фотодіода  $\tau_{\text{VD}} = 10^{-5}$  с. Відтак, можна зробити висновок, що значення  $\bar{R}_\lambda$  більше 0,97 у видимому діапазоні забезпечує достатню достовірність отриманих результатів.

Закон розподілу загальної похибки вимірювання коефіцієнта дифузного відбивання знаходиться як композиція основних законів розподілу складових.

$$p(\delta_R) = p(\delta_{RM}) \cdot p(\delta_{RD}) \cdot p(\delta_{RI}) \quad (6.15)$$

Композицію дискретного, нормального і закону розподілу рівномірної щільності можна вирішити чисельними методами. Графіки закону розподілу загальної похибки вимірювання коефіцієнта відбивання при оптимальному часі диференціювання та використанні 10-розрядного АЦП і при різних значеннях середньоквадратичного відхилення загальної похибки, що зумовлена випадковими завадами і зменшенням значення коефіцієнта дифузного відбивання зразкового засобу вимірювання менше 0,99 наведено на рис. 6.4.

Таким чином, провівши розрахунок, отримаємо значення сумарної похибки в межах 0,0155 для неінвазійних вимірювань. Вага інструментальної похибки для розробленої системи має частку в сумарній загальній – до 34% і 27% відповідно для кожного з видів вимірювань.

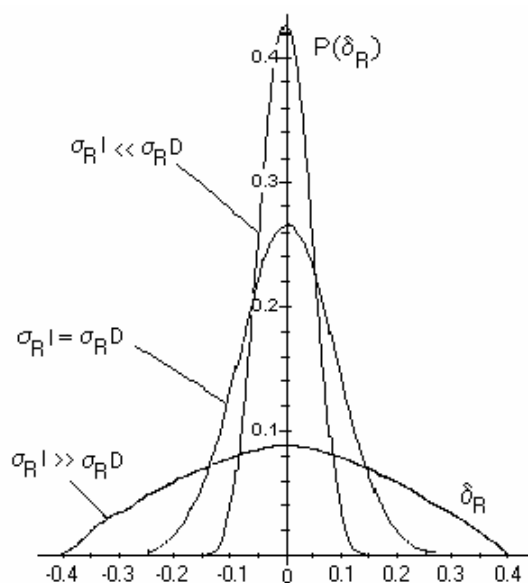


Рис. 6.3. Закони розподілу абсолютної похибки вимірювання інтегрального коефіцієнта відбивання

Отже, в результаті аналізу метрологічних характеристик розробленої експериментальної установки в табл. 6.1 зведено її основні технічні та метрологічні характеристики:

Таблиця 6.1.

Основні метрологічні характеристики розробленої ІВС

Параметр	Значення (діапазон)
Діапазон довжин хвиль:	300-1200 нм
Величина зворотної лінійної дисперсії;	4,8 нм/мм
Роздільна здатність;	0,6 нм
Швидкодія;	0,5-3 с/точка
Абсолютна похибка по $R_{\text{диф}}$ :	0,048
Методична похибка: монохроматора; вол.-опт. хвилевода; відбивання міри.	$\sigma_{\text{м}}=0,013$ ; $\sigma_{\text{вох.}}=0,0015$ ; $\sigma_{\text{відб.}}=0,018$
Інструментальна похибка:	$\delta_{\text{н}}=0,0155$

Існує багато шляхів підвищення метрологічних характеристик розробленої експериментальної установки і, відповідно, точності вимірювань в самому вимірювальному каналі. Так, в окремих випадках, можна застосовувати один з видів комплексування первинних перетворювачів. Це можливо через те, що система має два первинних перетворювачі, які вимірюють один і той же показник, але мають різні



динамічні характеристики, завади тощо. Крім того, первинні перетворювачі відрізняються один від одного по точності. При цьому для отримання результату вимірювання необхідно розраховувати середнє зважене з ваговими коефіцієнтами, що зворотно пропорційні дисперсіям давачів. При введенні таким чином надлишковості підвищується не тільки точність, але і надійність системи. В цьому випадку інформативний сигнал залишається

$$x(t) = \sum_{i=1}^n \lambda_i y_i(t), \quad (6.16)$$

де  $\lambda_i$  – ваги первинних перетворювачів; а  $y_i$  – їх вихідний сигнал.

На заводі широкої реалізації такого способу підвищення точності і надійності системи лежить те, що характеристики об'єкта вимірювання для обох первинних перетворювачів завжди будуть дещо відрізнятися. Такий спосіб підвищення залишається більш теоретичним, ніж практичним, оскільки для вирішення діагностичних задач цілком достатньо нормованих значень оптичних показників, наприклад, відносно інтактної ділянки і зовсім не обов'язково отримувати їх абсолютні значення. Окрім того, останні в спектрофотометрії, як правило, досить важко досягаються.

#### 6.2.4. Статична характеристика пересувного оптичного зонда

Досліджено вплив температури на результати вимірювання, їх залежності і аналітичні вирази для чотирьох основних довжин хвиль представлені на рис. 6.5, з якого видно, що вони мають як мультиплікативну, так і адитивну складові похибки.

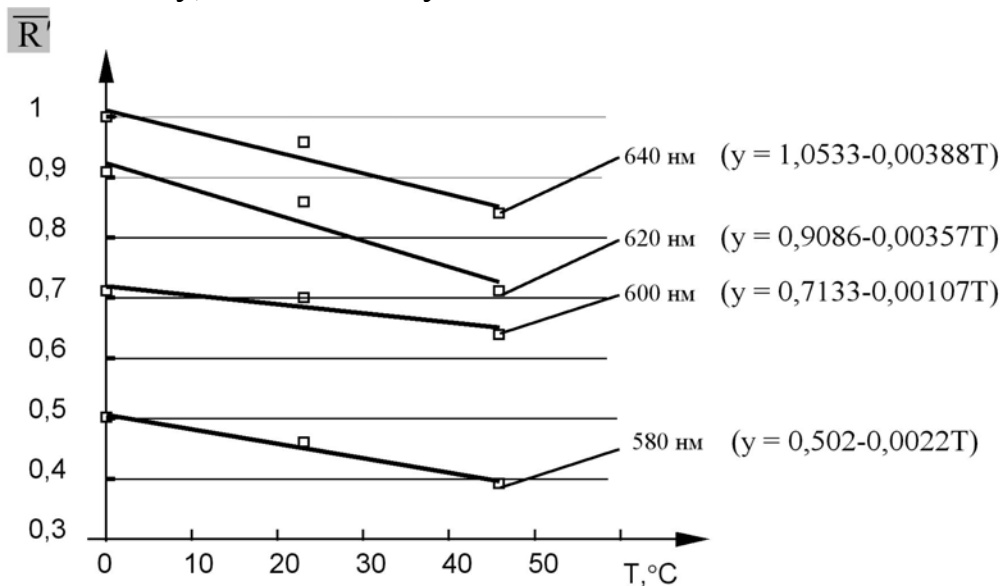


Рис.6.5. Апроксимовані залежності інтегрального коефіцієнта відбивання від температури

Тому, для отримання точних результатів і мінімізації температурного впливу необхідно проводити вимірювання тільки при одній і тій же температурі, що і реалізується розробленою ІВС для живих біосистем.

В практиці експериментальної оцінки точності ЗВ прийнято статичну похибку поділяти на основну похибку і додаткову. Вплив похибок на використаний вимірювальний перетворювач можна звести до виду аналітичної функції

$$y = R(T, \lambda). \quad (6.17)$$

Якщо функція перетворення для ФГ в нормальних умовах описується аналітичним виразом (4.6) то його можна розкласти в ряд Тейлора. При цьому маємо

$$T = R_0 + \left(\frac{\partial R}{\partial T}\right)_0 T + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 R}{\partial T^2}\right)_0 T^2 + \frac{1}{6} \left(\frac{\partial^3 R}{\partial T^3}\right)_0 T^3 + \dots + \left(\frac{\partial R}{\partial T \partial \lambda}\right)_0 T \Delta \lambda + \left(\frac{\partial R}{\partial \lambda}\right)_0 \Delta \lambda + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 R}{\partial \lambda^2}\right)_0 \Delta \lambda^2 + \dots \quad (6.17)$$

Проаналізувавши складові цього рівняння і підставивши  $T=0$  отримаємо номінальний коефіцієнт перетворення або чутливість ФГ. Це можна одержати, взявши першу похідну від функції перетворення по  $R$ , яка запишеться у вигляді

$$Y = kR^{1,2} + T^{1/3} \lambda^{4/5}, \quad (6.19)$$

де  $T$  – спектральна функція пропускання об'єкта вимірювання, яка описується складним рівнянням і в свою чергу має залежність від температури і енергетичних характеристик випромінювання. Статична характеристика приведена на рис. 6.5 а. Тоді можна визначити чутливість  $S=1,2kR^2$ , графік якої представлений на рисунку 6.5 б. Зміну чутливості і прискорення емпіричного коефіцієнта перетворення по діапазону вимірювань можна отримати, взявши відповідно 2 і 3 похідну (рис. 6.5 в, г). Аналітично її похідна запишеться як  $S'=0,12 \cdot k/R^8$ , а друга похідна –  $S''=-0,032k/R^{1,8}$ .

Визначений також коефіцієнт впливу функції пропускання на вихідний параметр (рис. 6.6 д) і коефіцієнт впливу на чутливість (рис. 6.5 е).

Для того щоб визначити коефіцієнт впливу  $k$  на вихідний сигнал, необхідно продифенціювати номінальний коефіцієнт перетворення по  $k$ , що дорівнює  $R^{1,2}$ , а для отримання швидкості зміни цього параметра – взяти відповідно другу похідну, яку можна аналітично

записати  $Y_{emp}=1,288kR^{1,2}$ . Для порівняння приведемо і номінальну функцію перетворення

$$Y_{ном}=0,625k\lambda R^{1/2}. \quad (6.20)$$

Якщо взяти їх спільну похідну, то можна визначити коефіцієнт сумісного впливу  $R$  і  $T$  на швидкість зміни  $y$ . Похибку нелінійності емпіричної функції перетворення аналітично можна записати у вигляді

$$\delta_Y = 0,8799kR^{1,2}. \quad (6.21)$$

Графік похибки нелінійності функції перетворення представлений на рис. 6.7. При цьому адитивна складова буде описуватися залежністю  $Y=0.27\delta$ , а графічно представлена на рис.6.8. Емпірична похибка представляється в такому вигляді:

$$\delta_m = 1,02R^{1,2}k_H, \quad (6.22)$$

а адитивна складова похибки перетворювання в умовах зміни  $\lambda$  буде мати вигляд

$$\delta a = \beta_0\lambda + \beta'_0\lambda^2, \quad (6.23)$$

де  $\beta_0, \beta'_0$  – функції впливу на вихідний параметр вимірювального перетворювача. Вигляд смуги похибок зображується на цьому рисунку в діапазоні вимірювальних значень температур. Функція вимірювального перетворення однорідна і не має розривів. При цьому ряд Тейлора сходиться, а остаточний його член може слугувати для визначення похибки.

В загальному розумінні достовірність контролю – це ступінь об'єктивності відображення результатами дослідження істинного значення шуканого параметра. Для такого розрахунку необхідно, щоб були відомі похибки засобу вимірювального контролю, розподіли похибок параметра, а також допуски на параметр, що контролюється. Останній у нашому випадку зумовлюється можливостями проведення діагностики за шуканими параметрами. В задачах оптики світлорозсіювальних середовищ, як правило, через легкість отримання визначальними параметрами є відбивальні характеристики – коефіцієнт дифузного відбивання (а якщо брати для біотканин, то інтегральний коефіцієнт відбивання  $\bar{R}'_\lambda$ ).

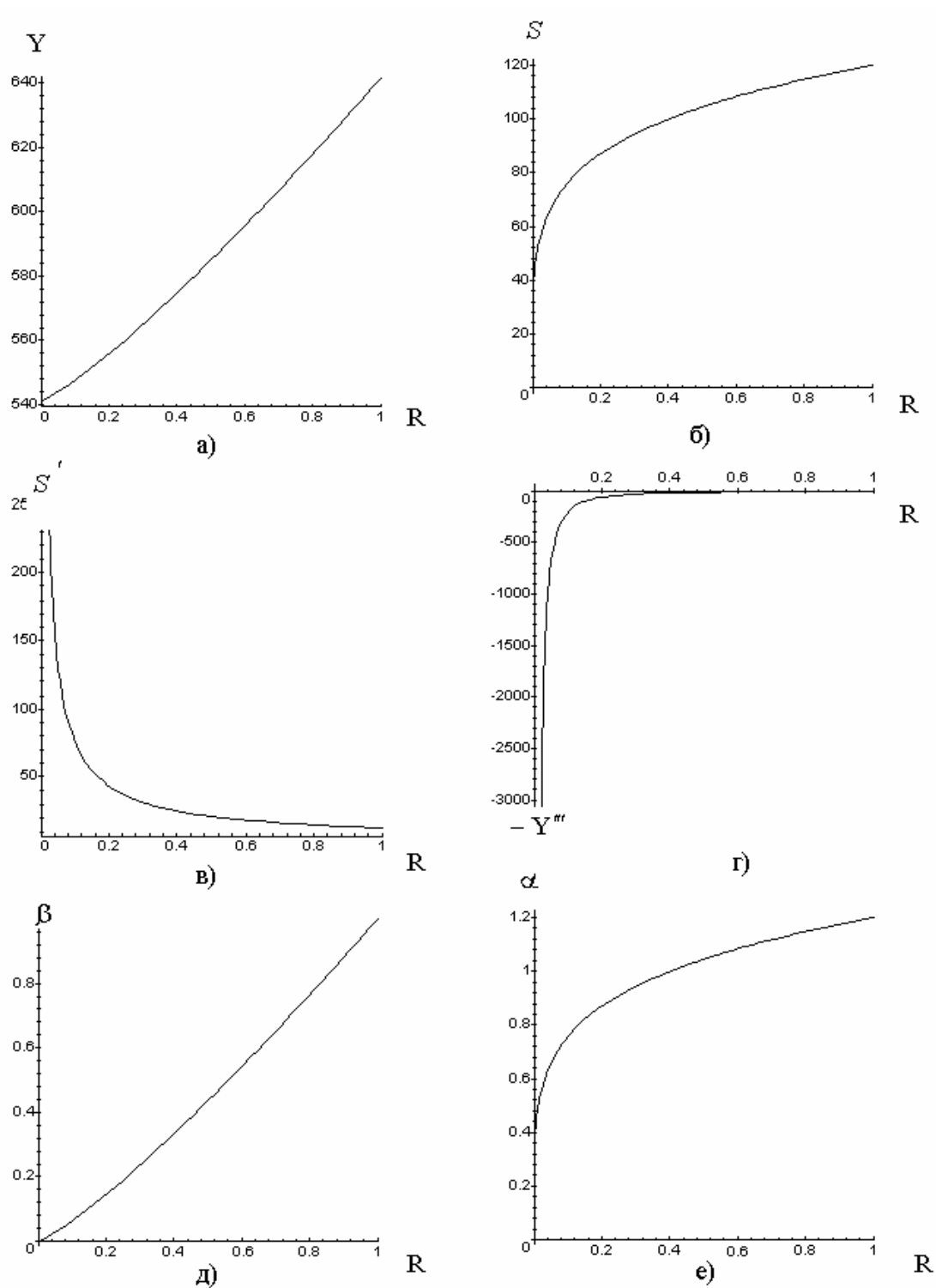


Рис. 6.6. Метрологічні характеристики :  
 а) статична характеристика;  
 б) номінальний коефіцієнт перетворення;  
 в) зміна чутливості  $S_0$  по діапазону перетворення;  
 г) швидкість зміни номінального коефіцієнта;  
 д) коефіцієнт впливу  $T$  на вихідний параметр;  
 е) коефіцієнт впливу  $T$  на номінальну чутливість

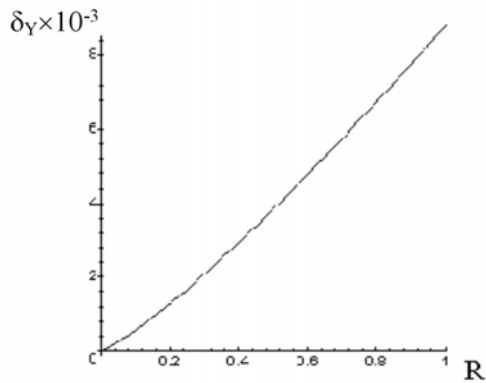


Рис. 6.7. Похибка нелінійності перетворення

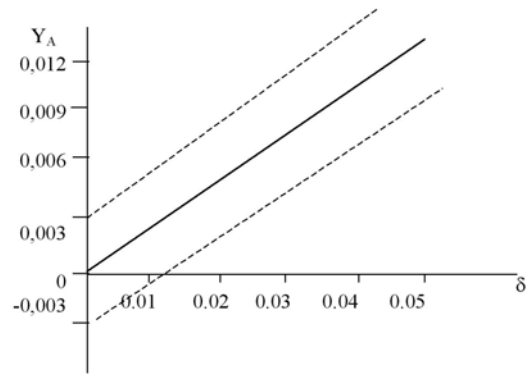


Рис. 6.8. Адитивна складова похибки перетворення

### 6.3. Оцінювання вірогідності вимірювального контролю інтегрального коефіцієнта відбивання випромінювання біотканинами

В результаті самого контролю одержуємо набір величин  $R_{\lambda_1}, R_{\lambda_2}, \dots, R_{\lambda_n}$  з симетричним довірчим інтервалом значень  $\pm R_{\lambda}$ . При цьому  $R_{\lambda_i}$  – це набір випадкових величин і ймовірність одержання точного значення близька до нуля, тому визначають деякі допуски, в яких знаходиться вказаний параметр:  $R_{\lambda_1} \leq R_{\lambda} \leq R_{\lambda_2}$ , де  $R_{\lambda_1}, R_{\lambda_2}$  – визначені значення допусків, які зумовлюються максимальними відхиленнями по обидві сторони від середнього значення  $\bar{R}_{\lambda}$ .

Можливі імовірнісні помилки контролю першого роду або ризик виробника –  $\alpha$  можна оцінити із співвідношення:

$$\alpha = \int_{-k\Delta_0}^{\Delta_0} \left[ \int_{-\infty}^{\bar{X}_2 - y} p(y, t) dt + \int_{\bar{X}_1 - y}^{\infty} p(y, t) dt \right] dy, \quad (6.26)$$

де  $y$  – центроване значення підконтрольного параметра, причому  $y = y' - \bar{y}'$ ;

$y'$  – параметр, що контролюється;

$\bar{y}'$  – номінальне значення параметра, що контролюється;

$p(y, t)$  – сумісна щільність ймовірностей випадкових величин  $y$  і  $t$ ;

$\Delta_d$  – допустиме відхилення параметра, що контролюється;

$k_a$  – коефіцієнт асиметрії полів допуску, а значення величин  $\bar{X}_1$  та  $\bar{X}_2$  визначаються з виразів:

$$\bar{X}_1 = \Delta + \bar{c}_2'' - \bar{c}_1, \quad (6.27)$$

$$\bar{X}_2 = -k_a \Delta - \bar{c}'_2 - \bar{c}_1. \quad (6.28)$$

де  $\bar{c}_1$  – математичне сподівання похибки вимірювання, систематична похибка,  
 $\bar{c}'_2, \bar{c}''_2$  – контрольні прирости полів допуску за нижньою та верхньою межами.

Помилка другого роду –  $\beta$  або ризик замовника визначається:

$$\beta = \int_{-\infty}^{-k\Delta} \int_{\bar{X}_2-y}^{\bar{X}_1-y} p(y,t) dt dy + \int_{\Delta}^{\infty} \int_{\bar{X}_2-y}^{\bar{X}_1-y} p(y,t) dt dy. \quad (6.29)$$

Сума ризиків виробника і замовника визначає ймовірність помилкового рішення під час вимірювального контролю:

$$P_0 = \alpha + \beta \quad (6.30)$$

Вираз (6.29) справедливий за умови, коли математичне очікування закону розподілу ймовірності параметра, що контролюється, співпадає з його номінальним значенням. Сумісна двовимірна щільність ймовірності обох безперервних випадкових величин при умові їх незалежності дорівнює добутку щільностей розподілу їх ймовірностей:

$$p(y,t) = p(t) \cdot p(y). \quad (6.31)$$

Розглянемо помилки вимірювального контролю інтегрального коефіцієнта дифузного відбивання. Закон зміни цього значення залежить від багатьох причин, серед яких важко виділити домінуючу. Дослідження імовірнісних характеристик підконтрольного параметра дозволяє прийняти закон його розподілу за нормальний

$$p(R_\lambda) = \frac{1}{\sigma_{R_\lambda} \sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{R_\lambda^2}{2\sigma_{R_\lambda}^2}\right], \quad (6.32)$$

де  $\tilde{R}_\lambda = R_\lambda - R_{\lambda \text{НОМ}}$  – центроване значення інтегрального коефіцієнта відбивання,  $R_{\text{НОМ}}$  – номінальне значення інтегрального коефіцієнта відбивання,  $\sigma_{\tilde{R}}$  – середньоквадратичне відхилення центрованого значення інтегрального коефіцієнта відбивання.

Оскільки спектрофотометричні відбивальні характеристики неоднорідних середовищ – специфічний об'єкт контролю і при цьому

істинне значення  $R_\lambda$  невідоме, то частіше на практиці користуються статистичною (середньоарифметичною) оцінкою параметра  $\tilde{R}_\lambda$ :

$$\tilde{R}_\lambda \approx \bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R_{\lambda_i}, \quad (6.33)$$

де  $n$  – кількість спостережень (для надійної діагностики біооб'єктів з однаковою патологією  $n > 40$ ). При цьому серед експериментальних значень усувалися явні промахи, що виходять за межі допущень, а тільки потім вказаний ряд розглядався як  $n$ –незалежних випадкових величин. Позитивом усереднення багаторазових вимірів  $i$ , особливо, у випадку біомедичного експерименту є те, що одночасно з підвищенням точності результатів зменшуються всі випадкові похибки незалежно від їх походження. У цьому випадку вони можуть бути представлені таким виразом:

$$\Delta_{\bar{Y}} = \frac{\Delta_{Y_i}}{\sqrt{n}}, \quad (6.34)$$

звідки видно, що із збільшенням числа  $n$  спостережень (вимірів)  $\Delta_{\bar{Y}}$  наближається до нуля, а середнє арифметичне значної вимірюваних величин у цьому разі повинно сходиться за ймовірністю до математичного сподівання значення  $R_\lambda$ :

$$\bar{Y} = \tilde{R}_\lambda. \quad (6.35)$$

При статистичній обробці результатів, коли значення  $R_\lambda$  невідоме, важливим є величина середньоквадратичної похибки  $\sigma(R_\lambda)$  або її статистичної оцінки  $C_{\bar{Y}}$ :

$$\sigma(R_\lambda) \approx C_{\bar{Y}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (R_{\lambda_i} - \bar{Y})^2}{n-1}}, \quad (6.36)$$

причому з суттєвим збільшенням числа вимірювань –  $n$  оцінка  $C_{\bar{Y}}$  наближатиметься до величини  $\sigma(R_\lambda)$ .

Розсіяння значень експериментальних точок в довірчому інтервалі  $P_{\text{дов}}$  можна охарактеризувати їх середньоквадратичними відхиленнями. Для цього знаходиться дисперсія середнього арифметичного:

$$D[\bar{Y}] = D\left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n m_{\alpha_i}\right] = \frac{1}{n^2} \sum_{i=1}^n D[m_{\alpha_i}] = \frac{1}{n^2} \sum_{i=1}^n \sigma^2(m_{\alpha_i}) \cong \frac{\sigma^2(m_{\alpha_i})}{n}. \quad (6.37)$$

Сумісна щільність ймовірності інтегрального коефіцієнта відбивання та похибки її вимірювання запишеться як

$$p(R, \delta_R) = p(R) \cdot p(\delta_R) = p(R) \cdot (p(\delta_{RM}) \cdot p(\delta_{RD}) \cdot p(\delta_{RU})). \quad (6.38)$$

Вираз для помилки контролю інтегрального коефіцієнта відбивання першого роду отримується при підстановці значення (6.31) до виразу (6.26):

$$\alpha_R = \frac{1}{2\pi\sigma_R\sigma_{\Delta R}} \int_{-\Delta_R}^{\Delta_R} \left[ \int_{-\infty}^{-\Delta_R-\Delta R} \exp\left(-\frac{\Delta R^2}{2\sigma_{\Delta R}^2} - \frac{\delta_R^2}{2\sigma_R^2}\right) d\delta_R + \int_{\Delta_R-\Delta R}^{\infty} \exp\left(-\frac{\Delta R^2}{2\sigma_{\Delta R}^2} - \frac{\delta_R^2}{2\sigma_R^2}\right) d\delta_R \right] d\Delta R. \quad (6.39)$$

де  $\Delta_R$  – допущення на відхилення інтегрального коефіцієнта відбивання (ширина довірчого інтервалу).

Вираз для помилки контролю другого роду отримується при підстановці виразу (6.38) в (6.32):

$$\beta_R = \frac{1}{2\pi\sigma_R\sigma_{\Delta R}} \left( \int_{-\infty}^{-\Delta_R} \int_{-\Delta_R-\Delta R}^{\Delta_R-\Delta R} \exp\left(-\frac{\Delta R^2}{2\sigma_{\Delta R}^2} - \frac{\delta_R^2}{2\sigma_R^2}\right) d\Delta R d\delta_R + \int_{\Delta_R-\Delta R}^{\infty} \int_{\Delta_R-\Delta R}^{\Delta_R-\Delta R} \exp\left(-\frac{\Delta R^2}{2\sigma_{\Delta R}^2} - \frac{\delta_R^2}{2\sigma_R^2}\right) d\Delta R d\delta_R \right) \quad (6.40)$$

Загальна ймовірність помилкового рішення при контролі інтегрального коефіцієнта дифузного відбивання визначається з формули (6.30).

Помилки вимірювального контролю інтегрального коефіцієнта дифузного відбивання першого та другого роду і загальна помилка в залежності від середньоквадратичної відносної похибки вимірювання  $\varepsilon_R = \sigma_R/R$  розраховувались за допомогою математичного пакету програм Maple V. В результаті таких розрахунків отримані графічні залежності помилки контролю першого роду інтегрального коефіцієнта відбивання від відносного середньоквадратичного значення його похибки вимірювання (рис.6.9). Діапазон зміни відносного середньоквадратичного значення похибки вимірювання інтегрального коефіцієнта дифузного відбивання 0,024, тобто 2,4 %, коефіцієнт асиметрії поля допущення і контрольні прирости полів допуску за нижньою та верхньою межами дорівнюють нулю. При цьому поле допущення  $\Delta_R = 5\%$ , середньоквадратичне відхилення інтегрального коефіцієнта дифузного відбивання від номінального значення  $\sigma_{\Delta R} = 0,31 R$ .



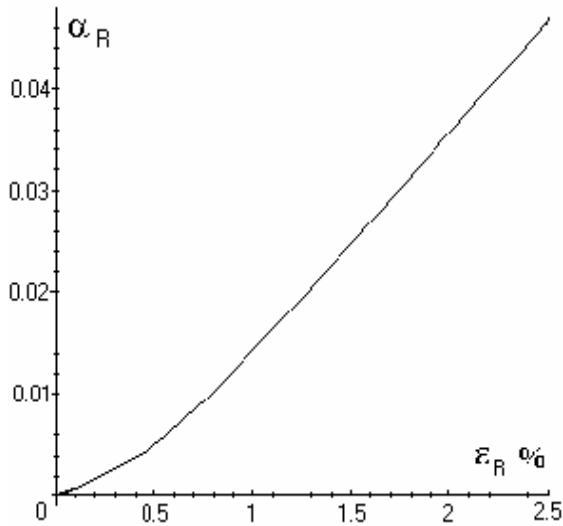


Рис. 6.9. Залежність помилки контролю першого роду інтегрального коефіцієнта відбивання від відносного середньоквадратичного значення похибки вимірювання

На рис. 6.10 приведена залежність помилки контролю інтегрального коефіцієнта відбивання другого роду від відносного середньоквадратичного значення похибки вимірювання, а на рис.6.11. показано залежність загальної ймовірності прийняття помилкового рішення від відносного середньоквадратичного значення похибки вимірювання.

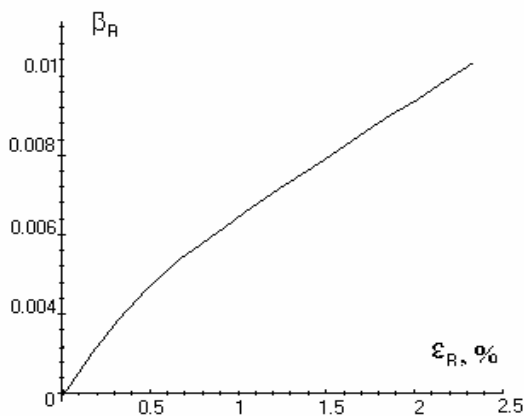


Рис. 6.10. Залежність помилки другого роду від відносного середньоквадратичного значення похибки вимірювання

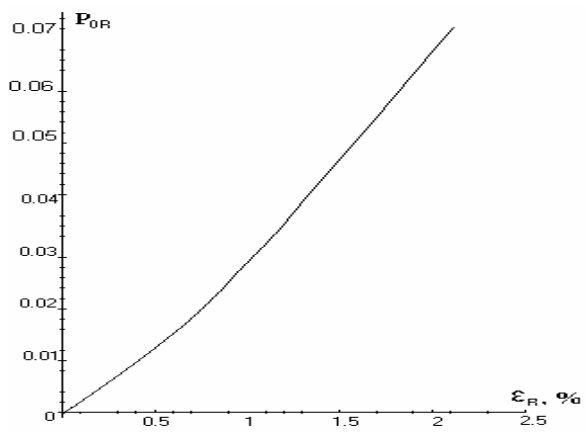


Рис. 6.11. Залежність ймовірності прийняття помилкового рішення від середньоквадратичного значення похибки

#### **6.4. Кореляційний аналіз позитивних змін показників гемодинаміки та мікроциркуляції шляхом застосування фотоплетизмографічних технологій**

Серед пацієнтів терапевта та спеціалістів інших медичних профілів досить часто зустрічаються хворі з вертеброгенною патологією, але більшість лікарів в недостатній мірі ознайомлені з діагностикою та методиками лікування такої патології. В загальній структурі захворювань з тимчасовою втратою працездатності вертебологічні хворі займають одне з перших місць. Спостерігається тенденція до збільшення кількості вертебологічних хворих, що спонукає до зростання вертеброгенних захворювань внутрішніх органів та систем.

У зв'язку з викладеним вище, великого практичного значення набуває розробка теоретичних основ, які б висвітлювали шляхи та механізми передачі патологічних змін хребта на інші органи та системи. Важливим також є розкриття механізмів розвитку резистентності терапевтичних захворювань до лікування при патології хребта і його сегментів.

Для об'єктивізації позитивних змін після вертебологічного лікування пропонується використовувати кореляційний аналіз, що дасть можливість оцінювати динаміку показників кровообігу та мікроциркуляції.

Аналізуючи результати змін показників центральної гемодинаміки під впливом вертебологічного лікування, можна зробити висновок, що нормалізація сегментарних вегетативних впливів на судини і серце нормалізує гемодинамічні показники незалежно від типу гемодинаміки. Достовірної різниці між належними величинами гемодинаміки та показниками, які одержані після вертебротерапії, не виявлено ( $p > 0,05$ ).

Дослідження мозкового кровообігу за допомогою реоенцефалограми (РЕГ) було проведено у 105 пацієнтів, які мали клінічні ознаки, що свідчили про порушення мозкового кровотоку (головокружіння, підвищення артеріального тиску, головний біль, порушення зору), у всіх хворих виявлено ознаки патології шийного відділу хребта (табл. 6.2).

Після вертебологічного лікування відмічено достовірне збільшення ( $p < 0,001$ ) амплітуди артеріального притоку ( $A_2$ ), зростання ( $p < 0,001$ ) співвідношення артеріального притоку та венозного відтоку ( $A_2/A_4$ ) на користь першого, дещо збільшувалась максимальна швидкість  $V_{\max}$  артеріального кровонаповнення ( $p > 0,05$ ), значно зростала середня швидкість  $V_{\text{сер}}$  повільного кровонаповнення ( $p < 0,001$ ). Останнє свідчить про покращення мікрогемодинаміки в тканинах голов-

ного мозку. Показники, одержані після лікування, практично не відрізнялись від контрольних ( $p>0,05$ ).

Таблиця 6.2.

Стан мозкової гемодинаміки до і після вертебрологічного лікування

Показники	До лікування		Після лікування	p (t)
	n	M ± m	M ± m	
A <sub>1</sub> , Ом	105	0,052 ± 0,003	0,077 ± 0,003	<0,001
A <sub>2</sub> , Ом	105	0,085 ± 0,008	0,121 ± 0,004	<0,001
A <sub>4</sub> , Ом	105	0,061 ± 0,003	0,111 ± 0,038	>0,05
A <sub>2</sub> /A <sub>4</sub>	105	1,307 ± 0,030	2,036 ± 0,060	<0,001
T <sub>1</sub> , с	105	0,052 ± 0,001	0,025 ± 0,003	>0,05
T <sub>2</sub> , с	105	0,192 ± 0,011	0,061 ± 0,005	<0,001
V <sub>макс.</sub> , Ом/с	105	1,057 ± 0,084	3,712 ± 1,379	>0,05
V <sub>сер.</sub> , Ом/с	105	0,157 ± 0,009	0,992 ± 0,057	<0,001

У хворих з гіпокінетичним типом центральної гемодинаміки (табл. 6.3) A<sub>2</sub> збільшувалась в меншій мірі ( $p>0,05$ ), але збільшення співвідношення  $\frac{A_2}{A_4}$  було достовірним ( $p<0,001$ ). Також значно зростала середня швидкість повільного кровонаповнення ( $p<0,001$ ), що може свідчити про покращення мікрогемодинаміки в тканинах головного мозку.

В цей період зменшувалась інтенсивність симптомів гіпоксії головного мозку або вони зникали. Показники практично не відрізнялись від параметрів мозкової гемодинаміки у контрольній групі ( $p>0,05$ ).

Таблиця 6.3.

Стан мозкової гемодинаміки до і після вертебрологічного лікування у хворих з гіпокінетичним типом центральної гемодинаміки

Показники	До лікування		Після лікування	p (t)
	n	M ± m	M ± m	
A <sub>1</sub> , Ом	64	0,053 ± 0,003	0,076 ± 0,004	<0,001
A <sub>2</sub> , Ом	64	0,090 ± 0,013	0,118 ± 0,050	>0,05
A <sub>4</sub> , Ом	64	0,061 ± 0,004	0,130 ± 0,061	>0,05
A <sub>2</sub> /A <sub>4</sub>	64	1,310 ± 0,036	2,013 ± 0,076	<0,001
T <sub>1</sub> , с	64	0,054 ± 0,002	0,044 ± 0,009	>0,05
T <sub>2</sub> , с	64	0,200 ± 0,017	0,063 ± 0,006	<0,001
V <sub>макс.</sub> , Ом/с	64	1,010 ± 0,068	3,305 ± 1,600	>0,05
V <sub>сер.</sub> , Ом/с	64	0,151 ± 0,012	0,929 ± 0,069	<0,001

На рис. 6.12 подано динаміку середньої швидкості наповнення судин головного мозку під впливом вертебротерапії.

При гіперкінетичному типі центральної гемодинаміки (таблиця 6.4), за даними реоенцефалограми,  $A_2$  збільшувалась достовірно ( $p < 0,001$ ), співвідношення  $\frac{A_2}{A_4}$  також значно зросло ( $p < 0,001$ ), що свідчить про покращення артеріального притоку до головного мозку та венозного відтоку після вертебологічного лікування. Максимальна швидкість кровонаповнення судин мозку зростала недостовірно ( $p > 0,05$ ), але  $V_{\text{сер.}}$  повільного кровонаповнення судин збільшувалась значно ( $p < 0,001$ ).

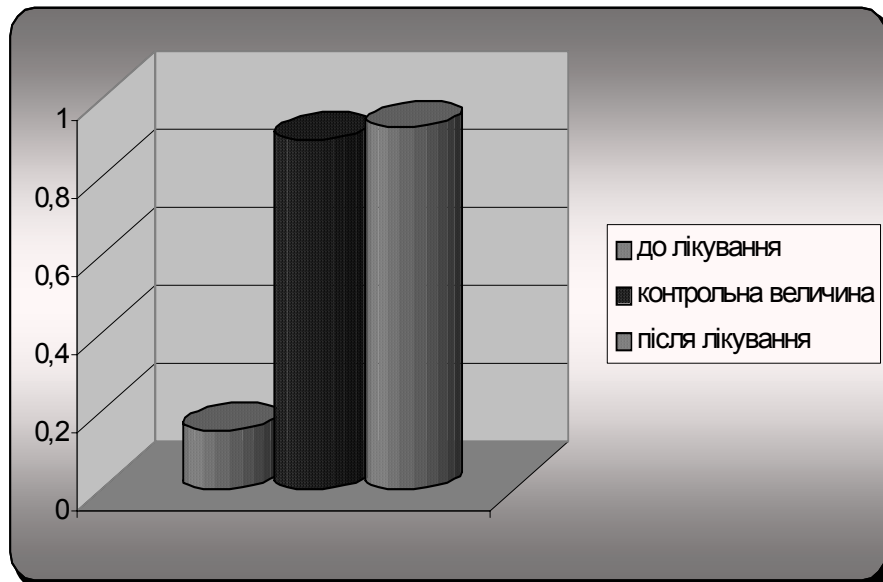


Рис. 6.12. Зміни  $V_{\text{сер.}}$  головного мозку у хворих з гіпокінетичним типом центральної гемодинаміки

Подібні зміни показників РЕГ у хворих з гіперкінетичним типом центральної гемодинаміки можуть вказувати на те, що кровопостачання головного мозку та мікроциркуляція в його тканинах залежать у більшій мірі від патологічних порушень у шийних сегментах, ніж від ударного та хвилинного об'ємів кровообігу. За даними тетраполярної реовазографії у пацієнтів цієї групи спостерігалось зменшення ударного об'єму (УО) та хвилинного об'єму кровообігу (ХОК), але це не призвело до погіршення показників регіонального мозкового кровотоку і негативно не впливало на мікрогемодинаміку в тканинах мозку.

Таблиця 6.4.

Зміни мозкової гемодинаміки після вертебрологічного лікування у хворих з гіперкінетичним типом центральної гемодинаміки

Показники	До лікування		Після лікування	p(t)
	n	M ± m	M ± m	
A <sub>1</sub> , Ом	20	0,049 ± 0,007	0,086 ± 0,008	<0,01
A <sub>2</sub> , Ом	20	0,076 ± 0,009	0,136 ± 0,011	<0,001
A <sub>4</sub> , Ом	20	0,064 ± 0,007	0,103 ± 0,036	>0,05
A <sub>2</sub> /A <sub>4</sub>	20	1,250 ± 0,074	2,078 ± 0,138	<0,001
T <sub>1</sub> , с	20	0,051 ± 0,003	0,029 ± 0,013	>0,05
T <sub>2</sub> , с	20	0,195 ± 0,011	0,065 ± 0,012	<0,001
V <sub>макс.</sub> , Ом/с	20	1,259 ± 0,375	2,166 ± 0,553	>0,05
V <sub>сер.</sub> , Ом/с	20	0,149 ± 0,017	1,176 ± 0,179	<0,001

Клінічні ознаки гіпоксії головного мозку після вертебротерапії також зменшувались, або зникали. Контрольні показники регіонального кровотоку в головному мозку практично не відрізнялись від параметрів, одержаних у хворих після лікування (p>0,05), що наочно демонструє діаграма (рис. 6.13).

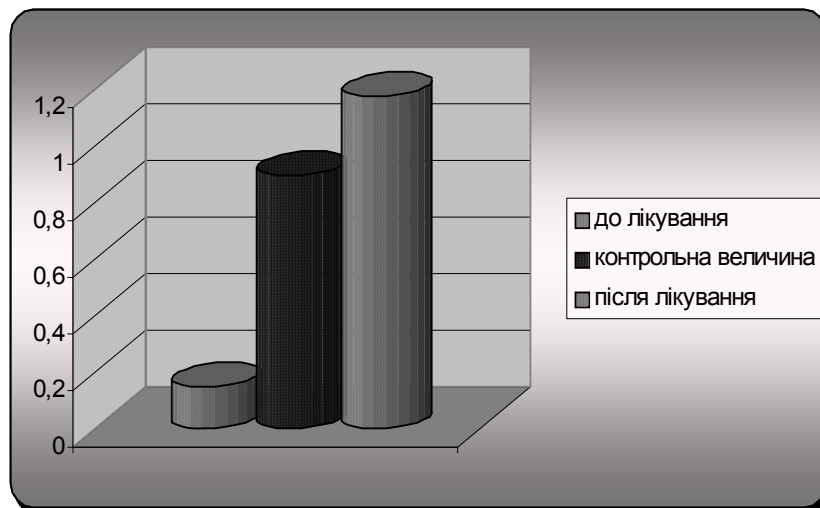


Рис. 6.13. Зміни V<sub>сер.</sub> головного мозку у хворих з гіперкінетичним типом центральної гемодинаміки

У хворих з еукінетичним типом центральної гемодинаміки після вертебрологічного лікування також спостерігалось покращення мозкової гемодинаміки і мікрогемодинаміки (табл. 6.5), про що свідчить достовірне (p<0,001) збільшення A<sub>2</sub>, співвідношення A<sub>2</sub>/A<sub>4</sub>

( $p < 0,001$ ),  $V_{\text{макс.}}$  ( $p < 0,001$ ), а також  $V_{\text{сер.}}$  ( $p < 0,001$ ), від якої залежить інтенсивність мікроциркуляторних процесів у тканинах.

Контрольні показники регіонального мозкового кровотоку практично не відрізнялись від параметрів, отриманих у хворих цієї групи після лікування ( $p > 0,05$ ).

Таблиця 6.5.

Зміни мозкової гемодинаміки після вертебрологічного лікування у хворих з еукінетичним типом центральної гемодинаміки

Показники	До лікування		Після лікування	p(t)
	n	$M \pm m$	$M \pm m$	
$A_1, \text{Ом}$	21	$0,052 \pm 0,006$	$0,073 \pm 0,005$	$< 0,05$
$A_2, \text{Ом}$	21	$0,077 \pm 0,007$	$0,116 \pm 0,009$	$< 0,01$
$A_4, \text{Ом}$	21	$0,060 \pm 0,007$	$0,064 \pm 0,007$	$> 0,05$
$A_2/A_4$	21	$1,351 \pm 0,075$	$2,070 \pm 0,150$	$< 0,001$
$T_1, \text{с}$	21	$0,050 \pm 0,003$	$0,049 \pm 0,018$	$> 0,05$
$T_2, \text{с}$	21	$0,167 \pm 0,013$	$0,053 \pm 0,009$	$< 0,001$
$V_{\text{макс.}}, \text{Ом/с}$	21	$1,009 \pm 0,090$	$1,660 \pm 0,135$	$< 0,001$
$V_{\text{сер.}}, \text{Ом/с}$	21	$0,181 \pm 0,025$	$1,006 \pm 0,095$	$< 0,001$

Ще раз необхідно акцентувати увагу на тому факті, що в групі пацієнтів з гіперкінетичним типом центральної гемодинаміки достовірне зменшення УО та ХОК не тільки не погіршили показники кровопостачання головного мозку, а навпаки – вони значно покращились. Подібні зміни можна пояснити тільки вираженим позитивним впливом вертебрологічного лікування на стан мозкового кровотоку і його значну залежність від порушень у шийному відділі хребта.

Щоб підтвердити це припущення, нами було проведено кореляційний аналіз результатів дослідження.

Кореляційний зв'язок між ХОК та середньою швидкістю наповнення судин мозку був практично відсутній, коефіцієнт кореляції склав 0,05. Але залежність мозкового кровотоку від патологічних змін у шийному відділі хребта була досить значною, про що свідчить коефіцієнт кореляції між середньою швидкістю повільного кровонаповнення мозкових судин і швидкісним показником фотоплетизмограми (ФПГ) шийних сегментів у хворих з гіперкінетичним, еукінетичним та гіпокінетичним типами центральної гемодинаміки, який склав відповідно: 0,65; 0,84 та 0,87.

Таким чином, аналізуючи зміни показників кровотоку в судинах головного мозку після вертебрологічного лікування, можна зробити висновок, що усунення патологічного впливу на сегментарні вегетативні структури шийно-грудного відділу хребта покращує мозковий

кровотік і мікрогемодинамічних показників незалежно від типу центральної гемодинаміки, артеріального тиску та їх змін у процесі терапії.

Позитивні зміни мозкової гемодинаміки та мікроциркуляції у відповідь на вертебротерапію, можуть також бути пов'язані з нормалізацією ходу каналу хребтової артерії, що призводить до зменшення її компресії.

Для ілюстрації наведено приклад паралельних змін реоенцефалограми і показників артеріального тиску під впливом сеансу вертебрологічного лікування у хворого М. (рис. 6.14 і 6.15).

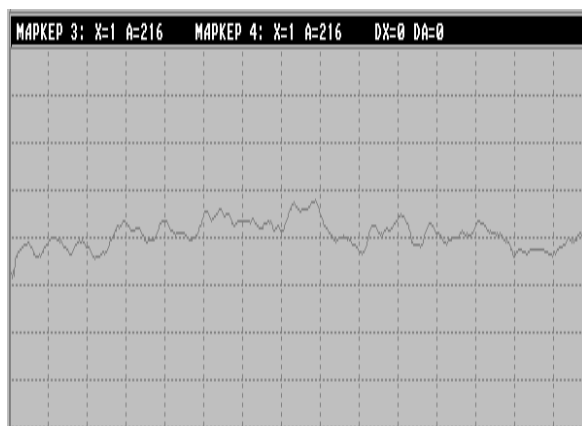


Рис. 6.14. Фотоплетизмограма вертебро-базиллярної ділянки хворого М. до лікування. Артеріальний тиск – 210 / 120 мм рт. ст.

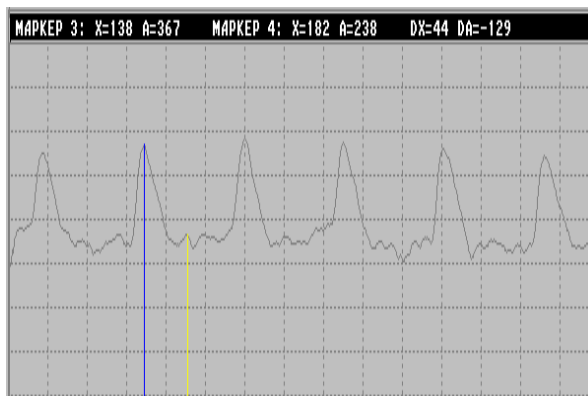


Рис. 6.15. Фотоплетизмограма вертебробазиллярної ділянки хворого М. після сеансу мануальної терапії й усунення спондилостезу. Артеріальний тиск: 140/85 мм рт. ст.

В таблиці 6.6 та 6.7 представлено зміни в сегментах і геодинамічні показники до лікування та після лікування.

Таблиця 6.6.

Зміни в сегментах і гемодинамічні показники до лікування

№ досл.	Систо-лічний артеріальний тиск, мм.рт.ст	Діастолічний артеріальний тиск, мм.рт.ст.	Середній динамічний артеріальний тиск, мм.рт.ст. ( $X_1$ )	$V_{сер.}$ ( $X_2$ )	Зміни мікроциркуляції ( $X_3$ )	Дистопія хребців, мм ( $Y$ )
1.	190	110	136,6	0,19	13	5
2.	180	120	140	0,21	13	4
3.	160	100	120	0,16	10	3
4.	190	105	133,3	0,1	15	3
5.	160	100	120	0,16	14	2
6.	180	110	133,3	0,13	18	4
7.	160	95	116,6	0,25	11	3
8.	155	100	118,3	0,18	18	3
9.	170	90	116,6	0,19	18	4
10.	165	100	121,6	0,25	18	3
11.	180	110	133,3	0,11	17	5
12.	165	100	121,6	0,25	16	3
14.	165	105	109,9	0,14	17	3
13.	170	100	123,3	0,13	18	4
15.	180	105	130	0,1	18	5
16.	170	110	130	0,11	18	4
17.	160	100	120	0,18	14	3
18.	170	105	126,6	0,15	17	4
19.	160	110	126,6	0,19	16	4
20.	155	100	118,3	0,25	16	3
21.	180	105	130	0,09	18	4
22.	165	100	121,6	0,21	15	3
23.	170	110	130	0,1	17	4
24.	155	110	125	0,18	12	3
25.	155	100	118,3	0,19	13	3

В біомедичних системах необхідно виявляти та визначати зв'язок між ознаками, які характеризують явища або процеси, що вивчаються. При обробці біомедичних даних часто приходиться мати справу з одним або кількома зв'язками між явищами, коли одному або кільком значенням ознак відповідає ряд варіювальних значень іншої ознаки, що обумовлено взаємодією різних явищ живої природи. Такого роду зв'язок носить назву кореляційний. Кореляційний зв'язок проявляється тільки при багаточисельному співставленню ознак.

Ступінь зв'язку між явищами  $X_i$ ,  $Y$  визначається величиною коефіцієнта кореляції ( $r_{xy}$ ), який коливається від 0 до 1. При  $r_{xy} = 1$  – зв'язок повний, функціональний. В таблиці 6.8 представлено зв'язок між коефіцієнтом кореляції та результатами досліджень.



Таблиця 6.7.

Зміни в сегментах і гемодинамічні показники після лікування

№ досл.	Систолічний артеріальний тиск, мм.рт.ст.	Діастолічний артеріальний тиск, мм.рт.ст.	Середній динамічний артеріальний тиск, мм.рт.ст. (X <sub>1</sub> )	Vсер. (X <sub>2</sub> )	Зміни мікроциркуляції (X <sub>3</sub> )	Дистоція хребців, мм (Y)
1.	135	80	98,3	0,75	8	2
2.	130	80	96,7	0,5	5	2
3.	120	80	93,3	0,75	6	0
4.	140	85	103,3	0,23	10	0
5.	115	70	85	0,38	6	0
6.	140	90	106,7	0,5	6	2
7.	130	80	96,7	0,5	9	1
8.	110	75	86,7	0,33	6	1
9.	130	80	96,7	0,57	5	1
10.	130	80	96,7	0,75	8	2
11.	130	85	100	0,38	7	2
12.	120	85	96,7	0,83	5	1
13.	130	80	96,7	0,4	3	0
14.	140	85	103,3	0,5	6	1
15.	130	85	100	0,38	6	2
16.	125	80	95	0,27	5	1
17.	110	70	83,3	0,45	5	0
18.	140	90	106,7	0,5	4	1
19.	120	80	93,3	0,4	7	2
20.	110	70	83,3	1	4	1
21.	130	85	100	0,45	7	1
22.	115	80	91,7	0,5	8	0
23.	130	80	96,7	0,33	7	2
24.	110	70	83,3	0,45	5	1
25.	110	80	90	0,7	5	0

Таблиця 6.8.

Зв'язок між коефіцієнтом кореляції та результатами досліджень

Зв'язок	Величина коефіцієнта кореляції	
	Прямий зв'язок	Зворотний зв'язок
Відсутній	0	0
Слабкий	0 ÷ +0,3	0 ÷ - 0,3
Помірний	+0,3 ÷ 0,7	-0,3 ÷ -0,7
Сильний	+0,7 ÷ +1	-0,7 ÷ -1
Повний	+1	-1

Значення кореляції визначається за формулою:

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot y_i - n \cdot \bar{x}_i \cdot \bar{y}_i}{n \cdot \sigma_x \cdot \sigma_y},$$

$$\text{де } \sigma_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - n \cdot \bar{x}_i^2}{n-1}}; \quad \sigma_y = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n y_i^2 - n \cdot \bar{y}_i^2}{n-1}}$$

З таблиць 6.6 та 6.7 знаходяться значення коефіцієнта кореляції до терапії  $r_{xy} = 0,627$  та після терапії  $r_{xy} = 0,657$ .

Середня помилка коефіцієнта кореляції визначається співвідношенням

$$m_r = \frac{1 - r_{xy}^2}{\sqrt{n}}$$

З достатньою для медичних досліджень надійністю про наявність тієї або іншої ступені зв'язку можна стверджувати тоді, коли величина коефіцієнта кореляції перевищує або дорівнює величині трьох помилок.

Відношення коефіцієнта кореляції  $r_{xy}$  до середньої помилки ( $m_r$ ) називається критерієм достовірності.

$$m_r = \frac{1 - r_{xy}^2}{\sqrt{n}}.$$

Якщо  $t_r > 3$ , то коефіцієнт кореляції достовірний.

$$t_r = \frac{r_{xy}}{m_r}.$$

У нашому випадку помилка коефіцієнта кореляції  $m_r = 0,12$ .

Достовірність коефіцієнта кореляції  $t_r = 5,2$ , що показує на об'єктивність отриманих даних при дослідженнях

Важливим також є розкриття механізмів розвитку резистентності терапевтичних захворювань до лікування при патології хребта і його сегментів.

Показано взаємозв'язок біомедичних факторів при змінах сегментах і гемодинамічні показники до і після лікування. При цьому коефіцієнт кореляції складає до терапії  $r_{xy} = 0,627$  та після терапії  $r_{xy} = 0,657$ , помилка коефіцієнта кореляції  $m_r = 0,12$ , достовірність коефіцієнта кореляції  $t_r = 5,2$ , що показує на об'єктивність отриманих даних при дослідженнях.

## РОЗДІЛ 7

### ВИКОРИСТАННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ МЕТОДІВ ДЛЯ КОНТРОЛЮ СТАНУ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМ

#### *7.1. Оптико-електронні методи контролю різних видів уражень хребетно-рухомих сегментів. Фізіологія уражень ХРС*

Патологічні зміни хребта зустрічаються досить часто і в різних вікових групах. Це аномалії розвитку тіл та дуг ХРС такі як грижі (рис.7.1), вроджені синостози (блокування ХРС), артрози (рис.7.2), шийні ребра, а також ряд пошкоджень – переломи ХРС, розриви зв'язок, вивихи хребтів та їх зміщення. Крім того, до 40-річного віку практично в 100% обстежених знаходяться прояви остеохондропатії різного ступеня і однієї з її форм – остеохондрозу.

Нейро-судинна патологія займає одне з провідних місць в клініч-них проявах вертеброгенних захворювань. Так при синдромі хребто-вої артерії судинний компонент є основним фактором як патогенезу, так і клініки захворювання.

Паталогії та травми можуть призводити до появи захворювань внутрішніх органів, появи болю чи розладів їх функціонування.

Наведемо звичайний алгоритм патогенетичного пояснення причини спондилогенних больових синдромів [7]: “В даний час загальноновизнано, що в переважній більшості випадків іритація нервових корінців і інших нервових структур відбувається внаслідок дегенеративно-дистрофічних процесів у хребті. У результаті прогресу остеохондрозу або грижеподібного випинання міжхребетного диска, а також деформівного спондилоартрозу виникає подразнення вегетативних соматичних нервових утворень як самого хребта (зв'язкового апарату, капсул міжхребетних суглобів, міжхребетних дисків), так і нервових корінців, розташованих у хребцевому каналі. Клінічно це виявляється місцевим болем (ділянка попереку) і на віддаленні в сегментах тіла (дерматомах, склеротомах, міотомах). Все це призводить до розвитку місцевого асептичного запалення, набрякlostі, набряканню тканин епідурального простору, венозному стазу, порушенню мікроциркуляції, інфільтрації.”

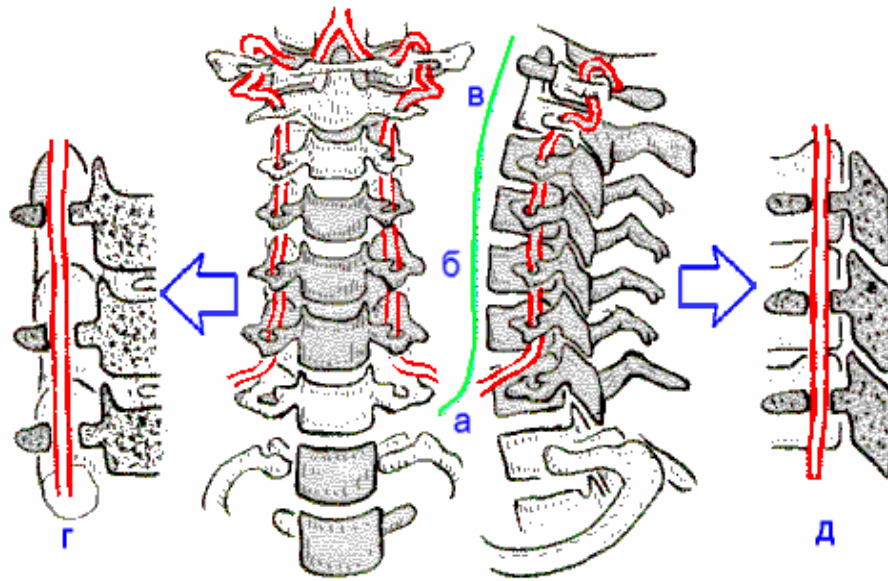


Рис. 7.1. Різні компресії хребетних артерій  
 а) до входу в поперечні відростки;  
 б) в каналі поперечних відростків;  
 в) у виході з каналу поперечних відростків;  
 г) фронтальний розтин каналу в нормі;  
 д) сагітальний розтин каналу в нормі

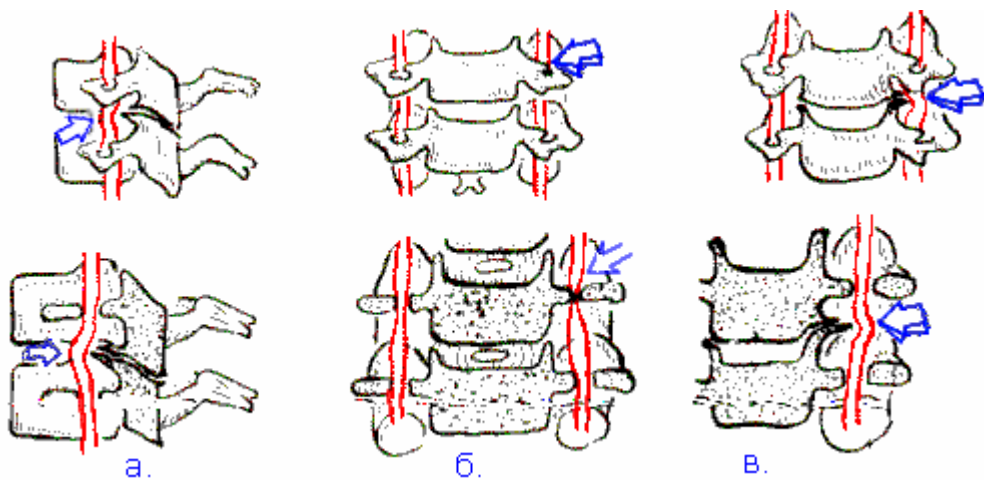


Рис. 7.2. Компресія хребетної артерії в каналі поперечних відростків:  
 а) артроз міжхребцевих суглобів;  
 б) аномальна зміна отвору;  
 в) поперечний розтин шийного хребця

## Фотоплетизмографічний метод і діагностика уражень ХРС

Зміни в хребті відбуваються шляхом руйнування фіброзного кільця диска, що веде до витискання рідкого ядра за межі кільця. В результаті стискаються корінці спинномозкових нервів, судин, особливо хребетної артерії з її хребетним сплетінням спинного мозку.

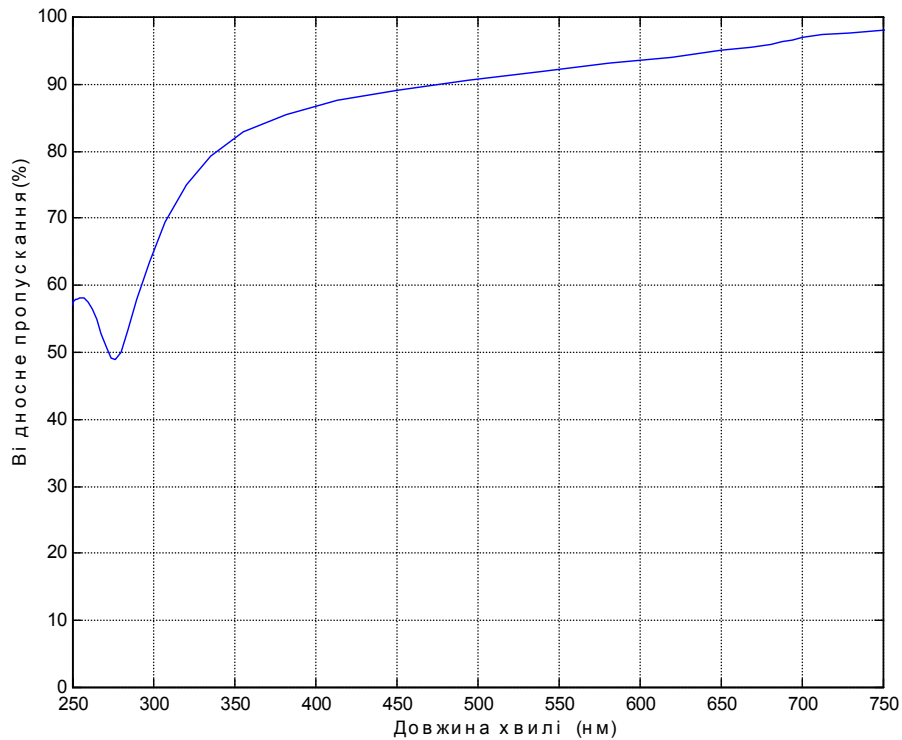


Рис. 7.3. Залежність значення відносного пропускання оптичного випромінювання від довжини хвилі

Стискання судин призводить до перешкоджання кровопостачання в дані ділянки, що надає змогу реєструвати наявність перешкоди по рівню мікроциркуляції в ділянці, що досліджується.

Випромінювання ІЧ діапазону здатне проникати крізь тканину міжхребцевого диска (рис. 7.2). Тому м'які тканини хребта не будуть впливати на знімання фотоплетизмографічних даних.

### **7.2. Аналіз наявних інструментальних методів діагностики вертебральних захворювань**

Сучасна функціональна діагностика має різноманітні інструментальні засоби досліджень. Найбільш розповсюдженим та доступним серед них є електрокардіографічний (ЕКГ), що використовується найчастіше в кардіографії. Однак він з успіхом застосовується під час

дослідження хворих з захворюваннями легенів, печінки, ендокринних залоз, системи кровообігу, а також в онкології, педіатрії, спортивній та військовій медицині. Щорічно в країні проводяться сотні тисяч електрокардіографічних обстежень. ЕКГ метод є основним під час діагностики таких широко розповсюджених захворювань, як інфаркт міокарда, ішемічна хвороба серця, стенокардія.

Функціональна діагностика нейросудинних порушень в хребті не має такого універсального інструментального методу. Це пов'язано з тим, що нейросудинна система в цій частині тіла надзвичайно складна, проходить навколо досить рухомого хребтового стовпа, а тому зазнає різного роду пошкоджень. Їхніми проявами можуть бути як фізіологічні зміни, так і механічні. Фізіологічні – аномалії розвитку тіла та дуг ХРС, природжені сіностози (блокування ХРС) шийних відділів ХРС. Механічні – переломи ХРС, зміщення ХРС.

Наведемо далі перелік можливих видів діагностики хребта, які були висвітлені в [8-10].

### **Неврологічне обстеження**

Крім “корінцевого” болю при неврологічному дослідженні можна виявити порушення чутливості (парестезії, гіпо- або гіпералгезію у відповідній дерматомі), судорожні скорочення окремих груп м'язів або їхні фасцикуляції (мимовільні скорочення окремих м'язових жмутів), зниження сухожильних рефлексів (перелік деяких синдромів наведений в табл. 7.1). Можуть спостерігатися рухові порушення (парези й атрофії м'язів), але вони не завжди добре виражені.

Підкреслимо, що під час неврологічного обстеження можна лише припустити рівень грижі ХРС, але визначити точно її локалізацію не можливо через варіабельність протрузій і індивідуальні анатомічні особливості нервових корінців.

### **Контрастна рентгенографія**

В медичній практиці для виявлення судинної патології хребетного стовпа широке розповсюдження отримали методи контрастної рентгенографії: *ангіографія, пневмомієлографія, дискографія.*

**Мієлографія.** Це інвазивна методика. Водорозчинна контрастна речовина метрозамід вводиться ендолюмбально. Випинання грижі диска в просвіт хребцевого каналу деформує дуральний мішок або взагалі перекидає його контур.

Таблиця 7.1.

Корінцеві синдроми патологічних змін хребта ХРС на попереківому рівні

Корінець	Диск	Локалізація болю і гіпестезії / парестезії	Слабкість (пізніше атрофії)	Сухожильні рефлекси
L4	L3-L4	Передня поверхня стегна, коліно, передня поверхня гомілки	Парез чотириголового м'яза	Зниження колінного рефлексу
L5	L4-L5	Шкіра великого пальця, дорсальна поверхня стопи	Тильне сгинання стопи і пальців. Парез передньої тибіальної групи м'язів. Утруджене ходіння на п'ятах	Частіше без змін, але вони можливі
S1	L5-S1	Латеральний край стопи, підошва стопи, мізинець	Підошовне згинання стопи і пальців ослаблене. Атрофія великого сідничного, ікроніжного м'яза. Утруднене ходіння на пальцях	Зниження ахілового рефлексу

Діагностика патології хребта (особливо в її ранніх стадіях) складна, обтяжлива для пацієнта, не завжди безпечна, має серйозні недоліки. До них відносяться:

1. Вплив на організм рентгенівського випромінювання, що обмежує кількість сеансів обстеження в момент діагностики і в період лікування. А це в свою чергу не дозволяє відстежувати динаміку процесу.

2. Необхідність проведення діагностики лише висококваліфікованим фахівцем.

3. Наявність складної діагностичної апаратури.
4. Технічні труднощі влучення голки в хребетну артерію при ангіографії.
5. Травматизація магістральних судин, легені.
6. Виділення відносно великої кількості контрастної речовини під підвищеним тиском в судинне русло.
7. Негативна реакція організму на препарати. Так зустрічаються ускладнення мієлографії – менінгізм у зв'язку з реакцією оболонки на контрастну речовину і/або втратою ліквору. Він проявляється головним болем, світлобоязню, нудотою, невеликим підвищенням температури.

Очевидно, що як для клінічного використання, так і для задач масових обстежень населення інвазивні методики непридатні. Це стало особливо актуально в останній час через все більш широке розповсюдження вірусу синдрому набутого імунodefіциту (СНІД).

### **Комп'ютерна томографія**

Новим методом, що дозволяє отримати інформацію про стан хребта, є *комп'ютерна томографія*. В її основі лежить рентгенівський неінвазивний метод обстеження, який оснований на вимірюванні показників положення рентгенівських променів, що перетворюються, за допомогою ЕОМ, і який дає можливість отримати зображення досліджуваного об'єкта на дисплеї. Необхідний орган розташовують між випромінювачем і приймальним приладом і вся система робить оберт навколо осі тіла хворого, реєструючи абсорбцію рентгенівських променів на всіх стадіях оберту. В результаті на зрізі достатньо чітко простежуються тіла ХРС, м'які тканини, диски, зв'язки, судини. Чітко видно асиметрії збільшення діаметра диску, розриви контурів, деформацію дурального мішка спинного мозку.

За допомогою комп'ютерної томографії вдається не тільки визначити характер пошкодження хребта, але й розпізнати його на більш ранніх стадіях ніж при використанні традиційних рентгенологічних методик. Разом з тим в літературі все ще відсутня систематизація численних комп'ютерно-томографічних ознак, що зустрічаються при остеохондрозі, а також порівняльний аналіз інформативності традиційних методик діагностики цього захворювання і даних комп'ютерної томографії.

### **Магніто-резонансна томографія**

В останній час великий вклад у вирішення діагностичних і науково-дослідницьких задач вносить новий метод, який оснований на *принципі ядерно-магнітного резонансу*. В літературі, поряд з терміном



ядерно-магнітний резонанс, все більше розповсюдження одержує термін "магніто-резонансна томографія", оскільки метод дослідження неіонізуючий, а слово "ядерний" може асоціюватись з радіоактивністю.

Хороші результати отримані під час дослідження методом магніто-резонансної томографії хребта. На зрізах чітко визначається спинний мозок з високою контрастністю між сірою та білою речовиною. Це зумовлено тим, що сіра речовина містить води на 14% більше, ніж біла. Чітко виділяються диски, нервові корінці, судини. Відсутність артефактів від кісток та можливість прямої побудови сагітальних і фронтальних перерізів дозволяють отримати інколи кращу інформацію, ніж при комп'ютерній томографії. Можливе використання цього методу для оцінки кровотоку, стану великих судин, диференціювання нормальних та змінених тканин, а також ряду фізико-хімічних властивостей тканин. Слід відзначити, що цей метод шкідливий, може виявляти негативний вплив на організм людини. Ведуться дослідження з аналізу енергетичного стану молекул тканин організму, в сильному магнітному полі. Існують результати, що доводять зміну форми молекул та їхньої структури. Як це впливає на організм в цілому – прогнозувати надзвичайно складно. Апаратна реалізація томографів достатньо складна. Тому їхня вартість найвища серед медичної діагностичної апаратури.

### **Реографія**

Найпростішим і неінвазивним методом в діагностиці судинних порушень є реографічний, який оснований на реєстрації зміни величини електричного опору живих тканин, органів або частин тіла під час пропускання через них змінного електричного струму, слабкого за силою, але високого за частотою. Коливання електричного опору, що реєструються як реографічні хвилі, мають певні параметри: період, амплітуду та форму (спектр сигналу). Ці параметри реографічних хвиль служать відображенням тих складних процесів, що забезпечують появу змінної величини електричного опору в тканинах. Величина кровонаповнення, швидкість кровотоку, характер їх змін після скорочень серця дуже залежить від стану судинної стінки в даній її ділянці – від її еластичності, здатності до розтягання, тонуусу і т.д. Судинна стінка з гарною еластичністю дозволяє крові, що надходить, швидко і повністю розкрити просвіт судини. Приплив крові в судину з ригідною стінкою подовжує процес її розтягання.

Період реографічної кривої визначається частотою серцевих скорочень. На параметри кривої впливають зміни в артеріальній системі. Таким чином реографічний метод дасть побічну інформацію

про величину кровонаповнення судини, стан судинної стінки, про відносну швидкість кровоструму. Однак діагностичні можливості реографічного методу в вертебрології обмежені. Біосигнал, що знімається, дає інформацію про судину, що досліджується (точніше систему судин) на тривалій ділянці і не дозволяє локалізувати передбачуване місце враження.

### **Термографія**

Вимірювання температури поверхні людського тіла застосовується в медицині з найдавніших часів. В результаті еволюції цього діагностичного прийому і вдосконалення можливостей його технічної реалізації створено безліч контактних методів реєстрації температури тіла. Вони мають високу інформативність, точність, відносну простоту апаратної реалізації. Створення дистанційної інфрачервоної термографії, розробка відповідної високоточної апаратури значно розширили можливості клінічної термодіагностики. Сучасні тепловізори працюють за принципом ІЧ скануючої радіометрії. Вони цілком нешкідливі для хворого і персоналу, не мають побічних ефектів, дозволяють швидко отримати наочну і доступну інформацію.

Термографія оснований на вловлюванні на відстані інфрачервоних променів, що випромінюються людським тілом, перетворенні їх в електричні сигнали з наступним зображенням на телеекрані або на фотопапері. Ці зображення являють собою температурний рельєф поверхні тіла, який залежить від фізіологічних і патологічних процесів, що протікають в органах і тканинах людини.

Більш прогресивним технічним вирішенням є комп'ютерна термографія, за допомогою якої здійснюється цифровий запис даних і їхня математична обробка на ЕОМ.

Велика увага в останні роки приділяється застосуванню термографії при захворюваннях опорно-рухового апарату. В нормі для ділянки шиї і спини характерна загальна рівномірна дифузна світність, в ряді випадків із зонами підвищеної світності (зона гіпертермії) на ділянках між лопатками, в ділянці крижів і в порівняно вузькій зоні всього хребта. В цілому для термограми тіла здорових людей характерний симетричний розподіл світності шкіряного покриву відносно середньої лінії. Порушення цієї симетрії і поява різних специфічних за формою і яскравістю ділянок вказує на наявність патологічного процесу. При патології корінців визначаються термографічні ознаки в зоні, що більш-менш збігається з зацікавленим дерматомом.

Найбільш виражені зміни температури шкіряних покривів настають при судинних процесах, тому цей метод широко застосовується в діагностиці венозних та артеріальних порушень кровообігу, виклика-

них порушеннями в хребті. Однак, разом з реографічними, тепловізійні засоби є побічними і не дозволяють оцінювати локальні судинні порушення в кожному ХРС.

### **7.3. Критеріальна оцінка ефективності запропонованого нового фотоплетизмографічного методу**

Після перегляду можна прокласифікувати, тобто поділити на певні групи, наявні в наш час можливі методи діагностики порушень в ХРС. Це можна зробити використанням ряду окремих критеріїв ефективності, оснований на ряді параметрів діагностувальних приладів, і отриманням узагальненого критерію ефективності, який надасть змогу стверджувати доцільність використання запропонованого методу. Оскільки в цій роботі порівнюються цілі класи (комплекси) інструментальних методів, тому точні чисельні показники виражені в ступенях (*низьке, середнє, високе, дуже високе*), яким відповідають числові показники критеріїв у відповідності зі шкалою цінностей (яка являє собою лінійну функцію з діапазоном значень від 0 до 1) [11]. Існуючі методи, числові показники та ступені наведені в табл.7.1.

Таким чином під час розробки комплексного критерію ефективності буде використовуватись чотири безпосередніх окремих критерії: вартість, точність отриманого результату, шкідливість, енерговитрати та непрямий критерій – необхідність в висококваліфікованих спеціалістах. Цей набір критеріїв буде використовуватись для отримання узагальненого критерію ефективності розглянутих систем діагностики судинних порушень в ХРС.

Для узагальнення окремих критеріїв в один узагальнений критерій використаємо найбільш поширену лінійну вирішальну функцію (метод зважених окремих критеріїв):

$$K_{uz} = \sum_{i=1}^n a_i \cdot k_i, \quad (7.1)$$

де  $K_{uz}$  – узагальнений критерій ефективності,  $a_i$  – ваговий коефіцієнт, що враховує "вагу" чи значення  $i$ -го окремого показника ефективності системи ( $\sum a_i = 1$ ),  $k_i$  – окремий критерій з числа  $n$  показників ефективності.

В залежності від домінування над іншими введені вагові коефіцієнти.

Узагальнений критерій ефективності приходить на запропоновану методику діагностики порушень в ХРС; це підтверджує доцільність продовження досліджень в цій галузі інструментальних досліджень для набуття кращих результатів, таких як більша точність та універсальність. Показники аналізу даного методу дають змогу

стверджувати його перевагу перед іншими методами в цій галузі досліджень через його масовість та неінвазивність, яка є пріоритетом при виборі фізичної основи нового методу дослідження стану біологічної системи, людини тощо.

Перегляд наявних методів дозволяє стверджувати складність діагностування вертеброзахворювань особливо у вітчизняних умовах стану медицини. Проведена критеріальна оцінка показує доцільність застосування нового неінвазивного методу в медичній практиці. Розробка та вдосконалення неінвазивних дешевих методів діагностики та моніторингу може покращити стан діагностики в регіональних лікарняних установах.

#### ***7.4. Практична реалізація оптико-електронного комплексу діагностики стану мікроциркуляції в ХРС***

При розробці комплексу було висунуто декілька вимог до створюваного пристрою:

- \* наявність двох каналів отримання біомедичної інформації;
- \* взаємодія та обмін інформацією з ЕОМ через інтерфейс.

На основі цього було затверджено структурну схему [12].

Пристрій, схематично зображений на рис. 7.4., містить джерело 1 імпульсної напруги, перше 2 та друге 3 джерело ІЧ випромінювання (світлодіоди), перший 4 та другий 5 приймачі ІЧ випромінювання (фотодіоди), перший 6 та другий 7 блоки обробки аналогових сигналів, блок керування 8, аналоговий мультиплексор 9, аналого-цифровий перетворювач (АЦП) 10, перший 11 та другий 12 блоки індикації, регістр 13, перший 14 та другий 15 оперативні запам'ятовувальні пристрої (ОЗП), мікропроцесор (МП) 16, дисплей 17, інформаційний вихід пристрою 18.

Вихід джерела 1 імпульсної напруги під'єднаний до входів першого 2 і другого 3 джерел ІЧ випромінювання, оптичні виходи яких з'єднані відповідно з оптичними входами першого 4 і другого 5 приймачів ІЧ випромінювання, виходи яких під'єднані до входів першого 6 і другого 7 блоків обробки аналогових сигналів, виходи яких під'єднані до входу аналогового мультиплексора 9, адресні входи якого з'єднані з першим і другим входами пристрою керування 8, а вихід зі входом АЦП 10, вихідна шина якого під'єднана до входів першого 11 і другого 12 блоків індикації, входи керування яких з'єднані з відповідними адресними входами мультиплексора 9 і до входу регістра 13, вихідна шина якого під'єднана до входів першого 14, другого 15 ОЗП, входи керування яких під'єднані відповідно до виходів блока управління, вихідні шини ОЗП з'єднані між собою і під'єднані до

входу регістра 13 і МП 16, вихід якого з'єднаний з виходом приладу 18 і дисплеєм 17.

Пристрій працює таким чином. Спарені фотометричні датчики, що складаються з джерел 2, 3 ІЧ випромінювання та фотоприймачів 4, 5 розташовуються в міжхребетних впадинах симетрично відносно хребта. Джерело імпульсної напруги 1 формує періодичну послідовність прямокутних імпульсів, які надходить на джерела 2, 3 ІЧ випромінювання, які працюють в імпульсному режимі. Імпульси випромінювання, проходячи через судини, що досліджуються, модулюються за амплітудою пульсаціями кровотоку.

Змодульований потік випромінювання перетворюється фотосенсорами 4, 6 в електричний сигнал, який підсилюється попередньо підсилювачем 19. Далі відбувається підсилення сигналу підсилювачем 20 змінного струму на частоті роботи джерела імпульсної напруги 2. В демодуляторі 21 з амплітудно-модульованого сигналу виділяється сигнал огибаючої пульсової хвилі. З виходу демодулятора 21 сигнал 1 через фільтр 22 низьких частот, що має смугу пропускання, відповідну спектру сигналу пульсової хвилі, надходить на вхід аналогового мультиплексу 9, через який при відповідних сигналах з блока керування 8, подаються на АЦП 9, де відбувається перетворення аналогових сигналів в цифровий код, необхідний для роботи МП 16. Блок керування 8 керує роботою ОЗП, виробляючи на виходах дешифратора 25 сигнали, що надходять на входи дозволу запису ОЗП. За наявності на вході дозволу запису рівня логічної "1" в даний ОЗП записується оцифрований сигнал пульсової хвилі з відповідного сенсора. МП виконує необхідні операції над отриманими даними.

На даний момент, з метою поширення функціональних можливостей, гнучкості в коригуванні програми та збільшення зручності інтерфейсу, завдяки широкому використанню ЕОМ в медичній практиці і в даному комплексі, його можна умовно поділити на три великих складових:

- 1) **Датчик** – виконує зчитування біомедичної інформації. Містить відповідно функціональні вузли 1 – 7 (а також 19 – 22, що входять до складу модулів 6 та 7);
- 2) **Інтерфейсна плата АЦП** – отримує підсилений сигнал з датчика, перетворює його в 9-ти розрядний цифровий код 9 розрядів (значення від 0 до 511), та за допомогою стандартного інтерфейсу ISA передає дані інтерфейсному програмному забезпеченню, яке може обирати необхідний канал для отримання даних. Цей функціональний блок містить відповідно вузли 9,10;

- 3) **ЕОМ** – персональний комп’ютер, який виконує функції керування датчиком та платою АЦП, зберігання, обробки та виведення даних, а також є джерелом живлення. До складу ЕОМ входять функціональні вузли 8, 11–18 структурної схеми пристрою.

**Технічні вимоги до складників комплексу:**

Спосіб перетворення сигналу	активний фотоелектричний в ІЧ ДІАПАЗОНІ
кількість каналів перетворення	2
діапазон вихідного сигналу, В	0 - 5
напруга живлення, В	±12
кількість вхідних аналогових сигналів	2
кількість розрядів аналого- цифрового перетворювача	10
частота вихідного сигналу	0÷10кГц

**Часові характеристики:**

Необхідний час безперервної роботи, год. (не менше)	8
час підготовки до роботи, хв. (не більше)	15

**Умови експлуатації:**

Вологість (без випадення роси)	До 90%
діапазон робочої температури, град. С	5 - 40
атмосферний тиск, кПа	84 - 196

**Вимоги безпеки.**

Вимоги електробезпеки визначаються за ДСТ 12.2. 025 - 76.

**Вимоги до надійності.**

Час безвідмовної роботи, год. (не менше)	2500
термін служби, років, (не менше)	6
термін зберігання, років	10;

**Вимоги до конструкції:**

Маса приладу в упаковці, кг, (не більш) 0,5.

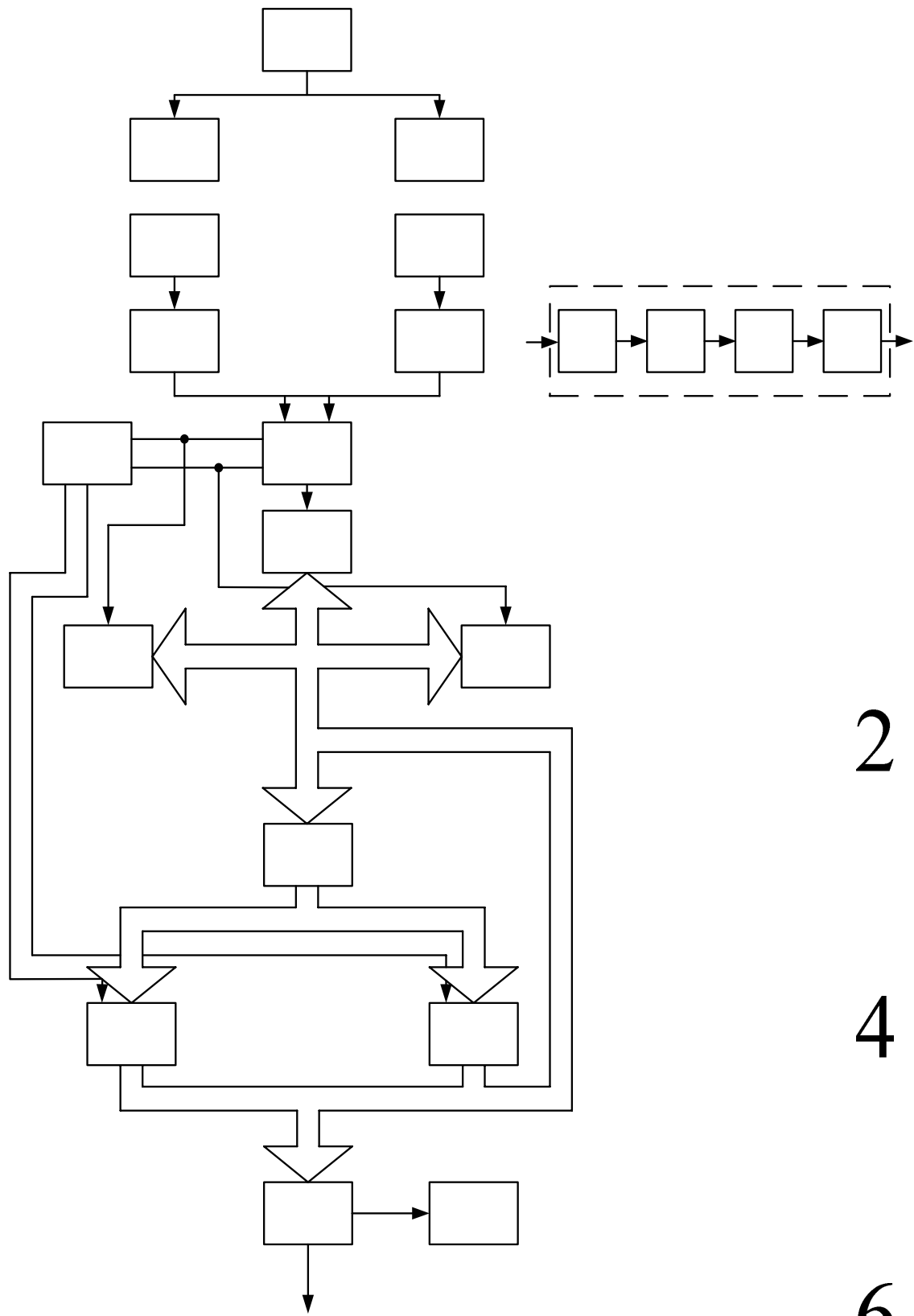


Рис. 7.4. Структурна схема пристрою для діагностики судинних порушень в ХРС

## **7.5. Побудова оптико-електронних інформаційних систем аналізу фотоплетизмограм на основі сигма-дельта-перетворювачів**

### **7.5.1. Вимоги до побудови оптичних сенсорів**

Випромінювачі повинні забезпечувати випромінювання в двох спектральних смугах у червоному і інфрачервоному діапазонах, довжина хвилі випромінювання в максимумі спектральної смуги ( $\lambda_{\text{макс}}$ ) повинна знаходитися в діапазонах 650—670 нм для червоного світіння і 800—1000 нм для інфрачервоного випромінювання, спектр випромінювання має одну максимально вузьку смугу і не мати побічних смуг, високий зовнішній квантовий вихід випромінювання ( $\eta_{\text{вн}}$ ), для одержання максимальних значень потужності випромінювання ( $P_e$ ) при малих струмах живлення.

Лінійна залежність потужності випромінювання від струму в широкому діапазоні струмів,

Висока швидкодія, що забезпечує можливість використання випромінювачів у різних імпульсних режимах роботи.

Малогабаритна єдина конструкція з гнучкими стрічковими виводами для випромінювачів на обох спектральних діапазонах чи малогабаритна конструкція, що містить в одному корпусі два кристали відстань між випромінюючими кристалами в обох випадках не повинне перевищувати 3 мм [6].

### **7.5.2. Конструкція випромінювачів**

Випромінювачі на обох спектральних діапазонах виконані в єдиному малогабаритному полімерному корпусі розміром 2,5 X 2,5 X 2,4 мм із глибокими стрічковими виводами.

Оскільки застосовувані кристали прозорі для генеруючого випромінювання і мають значне бічне випромінювання, тримач містить убудований відбивач світла, який дозволяє в 1,5—2 рази підвищити потужність випромінювання в заданому напрямку [4].

Для одержання оптимального кута випромінювання  $50 \pm 10^\circ$  корпус має напівсферичний полімерний купол з радіусом  $R=1$  мм який розташовано відносно кристала в такий спосіб, що відношення  $S/R$  знаходиться в межах 1,6 — 1,7.

Багатокадровий тримач виконаний зі стрічки НФН і містить 30 кадрів. Місця монтажу кристалів розведення гнучкого виводу, відбивач локально покритий золотом товщиною 2—3 мкм.

Кристал монтується на посадочну площадку тримача на електропровідний клей. Полімерний корпус створюється трансферним пресуванням з компаунда ОПП із показником заломлення  $n \sim 1,55$  [6].



Основні характеристики.

1. Випромінювачі з червоним та інфрачервоним випроміненням на основі МДГС  $\text{Ga}_{1-x}\text{Al}_x\text{As}$  характеризуються поєднанням високих значень зовнішнього квантового виходу випромінювання і швидкодії. Мають перспективи підвищення  $\eta_{\text{ВН}}$  інфрачервоних діодів до 30—35 % та червоних світлодіодів до 15—20 %.
2. Для медичної промисловості може також становити інтерес розроблені в останній час світлодіоди:
  - з синім світінням, на  $\text{SiC-6H}$  ( $\lambda_{\text{max}}$  - 470-280 нм напівширина  $\Delta\lambda_{1/2} = 60$  нм) з  $\eta_{\text{ВН}} = 10^{-2} \%$ ;
  - з фіолетовим світінням на  $\text{SiC-4H}$  ( $\lambda_{\text{max}} = 423$  нм,  $\Delta\lambda_{1/2} = 25$  нм) з  $\eta_{\text{ВН}} = 10^{-3} \%$ ;
  - з жовтим світінням з  $\text{GaAs}_{0,15}\text{P}_{0,85}:\text{N}/\text{CaP}$  ( $\lambda_{\text{max}} = 580$  нм,  $\Delta\lambda_{1/2} = 30$  нм) з  $\eta_{\text{ВН}} = 0.25 \%$  і багато інших.

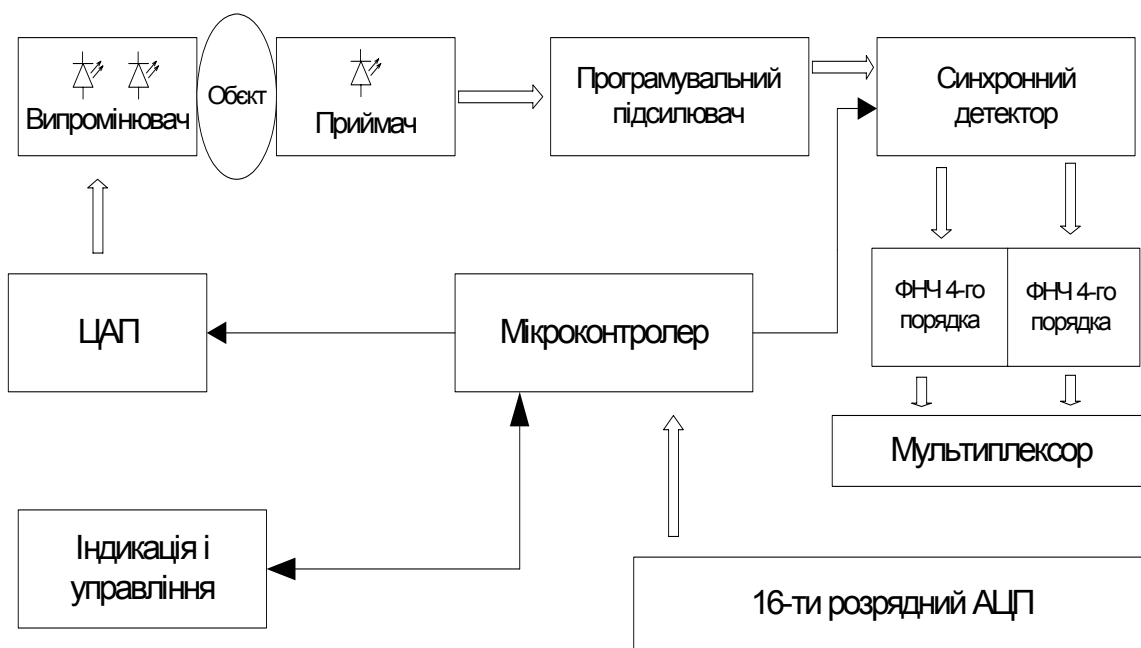


Рис. 7.5. Стандартна схема реалізації оптико-електронної системи аналізу фотоплетизмограм

Однією із проблем, що виникають при розробці оптико-електронних аналізаторів фотоплетизмографічних сигналів, є забезпечення великого динамічного діапазону (більш 150 дБ) й високої точності виміру сигналу з фотодатчика. Вона впливає з необхідності

вимірювання постійної і перемінної (пульсової) складових, пройшовшого крізь тканину (чи відбитого) світла, причому їхнє співвідношення може бути на рівні десятих часток відсотка. Крім того, оптичні характеристики тканини пацієнта мають велику варіабельність. Таким чином, при традиційній ідеології побудови приладу виникає необхідність використовувати 16-розрядні аналого-цифрові перетворювачі (АЦП) і попередні підсилювачі з програмувальним коефіцієнтом передачі, керовані, як правило, мікропроцесором.

При реєстрації процесів у біологічних тканинах немає необхідності у високій частоті дискретизації сигналу, зокрема спектр фотоплетизмограми обмежений зверху 10—15 Гц. У зв'язку з цим пропонується використовувати в цій області сигма-дельта-АЦП, що мають високу рязрядність (до 24) при робочій смузі сигналу десятки — сотні герц.

### ***7.5.3. Методи реалізації фотоплетизмографічного вимірювального перетворювача***

Головною функцією фотоплетизмографічного вимірювального перетворювача є вимір постійної (DC) і промодельований пульсом (AC) компонентів пройшовшого крізь тканину (чи відбитого) світла в червоному й інфрачервоному діапазонах для подальшого обчислення співвідношення R, якому ставиться у відповідність значення сатурації по тарувальній кривій:

$$D = (AC_{RED}/DC_{RED})/(AC_{IR}/DC_{IR})$$

Для одержання високої точності у фотоплетизмографічному вимірювальному перетворювачі застосовуються підсилювачі постійного струму з наступним прямим перетворенням у цифровий код і поділом сигналу на складові при цифровій обробці, а потім — реалізації обчислювальних алгоритмів [7]. На рис. 7.6 представлена практична реалізація фотоплетизмографічного вимірювального перетворювача. Як випромінювачі використовують напівпровідникові світлодіоди з довжиною хвилі 660 і 940 нм, при цьому застосовують по годинний метод поділу оптичних каналів, тобто послідовно включають червоний і інфрачервоний діоди, потім у сигнал уводиться "темне поле" шляхом виміру струму фотодатчика при виключених випромінювачах. Наявність останнього необхідна для усунення погрішності вимірів, викликаної сторонніми (фоновими) засвіченнями. Частота переключення каналів обмежена швидкодією фотоприймача і складає,

як правило, 1—2 кГц. Для збільшення динамічного діапазону системи інтенсивність випромінювання світлодіодів регулюється мікроконтролером за допомогою цифроаналогового перетворювача (ЦАП). З цієї ж метою після фотоприймача реалізується підсилювач із програмувальним коефіцієнтом передачі, що має убудовану систему, яка відслідковує лінійність режиму роботи підсилювального тракту. Далі синхронний детектор (що являє собою систему аналогових комутаторів) розділяє сигнал на складові (червоного й інфрачервоного світла) і одночасно віднімається компонент зовнішнього засвічення. Два сформованих канали надходять на фільтри нижніх частот (ФНЧ), що запобігають ефекту накладення в частотній області при проведенні цифрової дискретизації (виконання критерію Найквіста) Вимоги до крутості фільтрації впливають з необхідної точності перетворення (кількості двійкових розрядів) і частоти дискретизації АЦП. Підвищення останньої спрощує побудова аналогових фільтрів, але приводить до необхідності реалізації додаткових алгоритмів цифрової фільтрації на базі мікроконтролера для виділення низькочастотного сигналу. Як і показано на рис. 7.6 виникає необхідність у застосуванні ФНЧ 4-го порядку. Далі канали по черзі переключаються на 16-розрядний АЦП аналоговим мультиплексором. На мікроконтролер покладені функції автоматичного регулювання посилення в каналі, цифрової фільтрації, обчислення значення сатурації, інтерфейс із користувачем і ін [3].

Очевидно, що одержання високої точності виміру параметрів пульсової хвилі у червоному і інфрачервоному діапазонах, вимоги по великому динамічному діапазону систем приводять до істотного ускладнення схемотехніки побудови пристрою. Одержати тут деякі переваги дозволяє застосування сучасних багаторозрядних сигма-дельта-перетворювачів.

На рис. 7.7 представлена структурна схема сигма-дельта-АЦП із модулятором 1-го порядку Сигма-дельта-модулятор оцифрює вхідні дані з частотою  $K_{fs}$  ( $K$  — коефіцієнт передискретизації), причому за рахунок інтегратора шуми квантування, що стандартно мають рівномірний розподіл, частково витісняються у високочастотну область [7]. Однобітний потік даних опрацьовується убудованим цифровим фільтром і далі повторювані відрахунки проріджуються дециматором. На виході є цифровий код частотою  $fs$ . Наявність сигналу, що дозволяє процес перетворення на перетворювачі, залежить від швидкості видачі даних на виході, оскільки при цьому змінюється довжина вибірки даних сигма-дельта-модулятора, що чергуються, при постійній частоті його роботи. В сучасних АЦП використовуються модулятори 2-го порядку і більш, досягається

дозвіл до 24 двійкових розрядів при швидкості перетворення в десятки герців.

Крім того, є інтегральні схеми з вбудованими програмувальними підсилювачам, що дозволяє додатково розширити динамічний діапазон оброблюваного сигналу [3].

Основними особливостями роботи сигма-дельта-перетворювачів є:

- великий коефіцієнт передискретизації по частоті (у десятки – сотні разів), що дозволяє знизити вимоги до вхідної аналогової фільтрації;
- встроений цифровий фільтр, що дозволяє одержати на виході низькочастотний сигнал;
- нерівномірний розподіл шуму квантування – автоматичний перенос спектра шуму в більш високочастотну область, частково за межі вхідного сигналу. Наслідком цього є підвищення роздільної здатності АЦП

Особливість АЦП даного класу — підвищена розрядність перетворення при відносно низькій смузі пропущення — дозволяє успішно застосовувати їх у різних медичних цілях. Зокрема, є дані про побудову на основі сигма-дельта-перетворювачів високоякісних багатоканальних ФПГ-, ЕКГ- і ЕЕГ-реєстраторів.

У результаті було розроблено структурну схему фотоплетизмографічного вимірювального перетворювача на основі сигма-дельта-перетворювача AD7716. При цьому використовується стандартний часовий метод поділу оптичних каналів з частотою переключень між ними 2 кГц. Синхронний детектор виділяє в прийнятому фотоприймачем сигналі компоненти червоного й інфрачервоного світла, що дали прямо надходять на багатоканальний сигма-дельта-перетворювач.

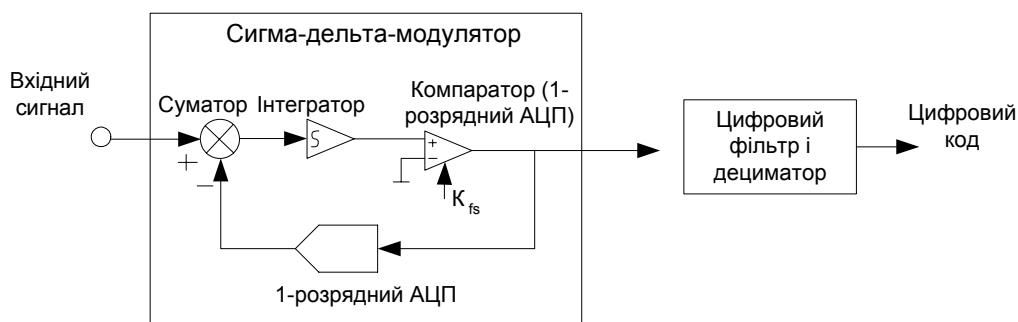


Рис. 7.6. Особливості функціонування сигма-дельта-перетворювачів

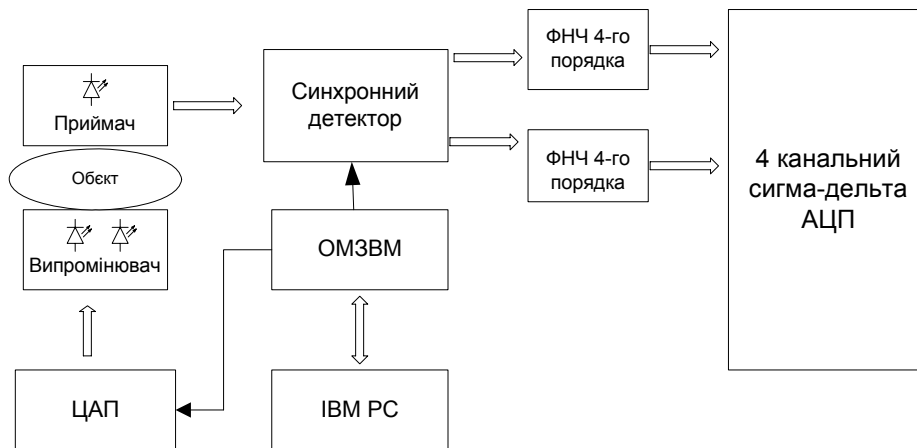


Рис. 7.7. Побудова фотоплетизмографічного вимірювального перетворювача на основі сигма-дельта-перетворювача AD7716

Великий коефіцієнт передискретизації по частоті автоматично знижує вимоги до вхідної фільтрації сигналу, значно полегшуючи її реалізацію. У даному випадку для придушення ефекту накладення частот досить побудови низькочастотного фільтра 1-го порядку, що являє собою простий RC-ланцюг. Додаткове регулювання струму світлодіодів дозволяє розширити динамічний діапазон приладу. Системою керує однокристальна мікро-ЕОМ, на яку покладені функції автоматичного регулювання каналу, збору і попередньої обробки інформації, інтерфейс з центральною ЕОМ. Остання реалізує відомі алгоритми обчислення значення з виконанням фільтрації різного виду артефактів (в основному рухового, що попадає в частотний діапазон, що нас цікавить), візуалізацію отриманих даних. Застосування 4-канального сигма-дельта-перетворювача фірми "Analog Devices" AD7716 дозволило одержати дозвіл 18,5 двійкових розрядів при частоті дискретизації 250 Гц. Підвищена розрядність перетворювача дозволяє не використовувати підсилювачі, що переключаються в тракті виміру, що полегшує забезпечення лінійності системи. Крім того, з'явилася можливість використовувати два вільних канали для реєстрації додаткових біологічних параметрів, наприклад для відведених ЕКГ. Це полегшує інтегрування приладу в різні медичні системи. Можлива також розробка багатохвильового приладу, що використовує для виміру оптичних параметрів тканини більш двох довжин хвиль, що розширює його можливості і підвищує точність визначення параметрів артеріальної крові пацієнта.

Таким чином, побудова фотоплетизмографічного вимірювального перетворювача на основі сучасних багаторозрядних сигма-дельта-перетворювачів дозволяє знизити витрати на реалізацію приладу, спростити схему й алгоритми керування, підвищити якість знімання

даних:

- за рахунок високої розрядності перетворювача підвищується динамічний діапазон системи з мінімальними витратами;
- відпадає необхідність у зовнішньому підсилювальному каскаді, що перебудовується;
- знижуються витрати на реалізацію попередньої аналогової фільтрації сигналу через великий коефіцієнт передискретизації по частоті;
- значно зменшується обсяг обчислень, виконуваних однокристальними ЕОМ, оскільки перетворювач має убудований цифровий ФНЧ.

### ***7.6. Програмно-алгоритмічна реалізація оптико-електронного способу діагностики периферійних судин у ХРС***

Нами обстежувались хворі з захворюваннями серцево-судинної системи, шлунково-кишкового тракту (системи травлення) та бронхолегеневого апарату в випадках резистентності патології цих систем до лікування, схильності до хронізації процесу або частих рецидивів (загострень). В групу обстежених не включали хворих з вегетативними кризами та вираженими дистоніями.

Крім збору скарг, анамнезу захворювання, проводили спеціальне вертебрологічне дослідження: статичний та динамічний огляд хворих, мануальну діагностику хребтових сегментів.

Під час статичного огляду в сагітальній площині вивчали ступені змін фізіологічних кіфозів та лордозів. Під час огляду у фронтальній площині досліджували наявність сколіозів, кривошії, вкороченої ноги, скошеного та скрученого таза.

За допомогою динамічного огляду визначали об'єм рухів у всіх відділах хребта, а також виявляли заблоковані та гіпермобільні сегменти.

Під час мануальної діагностики підраховували кількість тригерних пунктів у м'язах сегментів, з яких здійснюється вегетативна іннервація досліджуваного органа або системи, трофічні зміни шкіри, а також вивчали ступінь мобільності сегментів.

Після об'єктивного обстеження хребта проводили розрахунок вірогідності виникнення вертеброгенної патології внутрішніх органів та систем. Для цього виявляли критерії вертеброгенної терапевтичної патології. До таких критеріїв можна віднести:

1) загострення терапевтичного захворювання збігається за часом з загостренням патології хребта або останнє з'являється дещо раніше;

- 2) рівень ушкодження хребтових сегментів відповідає рівню сегментарної вегетативної іннервації хворого органа;
- 3) відповідність кількісних і якісних патологічних змін у хребтових сегментах важкості перебігу захворювань внутрішніх органів;
- 4) наявність великої кількості тригерних пунктів у м'язах, які іннервуються з тих самих сегментів, що і внутрішній орган;
- 5) атиповий перебіг терапевтичного захворювання;
- 6) опірність внутрішньої патології традиційному лікуванню;
- 7) схильність терапевтичного захворювання до хронічних форм;
- 8) висока ефективність вертебрологічних методів лікування терапевтичної патології;
- 9) нормалізація показників функціональних методів дослідження внутрішніх органів після вертебротерапії;
- 10) покращення мікроциркуляції та гемодинаміки у внутрішніх органах після застосування вертебротерапевтичних лікувальних засобів.

Подібні діагностичні критерії запропоновані для діагностики вертеброгенного нейродистрофічного синдрому в м'язах передньої черевної стінки [100]. Вірогідність вертеброгенної терапевтичної патології на 50% виникає за наявності трьох критеріїв. Якщо у пацієнта виявляється п'ять критеріїв і більше, тоді вірогідність зв'язку внутрішнього захворювання з патологією хребта зростає до 90%. У хворих з наявністю більшості вказаних ознак вірогідність вертеброгенності терапевтичної патології сягає 100%.

Враховуючи кількість ушкоджених сегментів, що беруть участь в іннервації внутрішніх органів та ступінь мікроциркуляторних порушень у цих сегментах, нами розроблено також програмне забезпечення діагностики вертеброгенної терапевтичної патології.

Принцип роботи програми полягає в оптоелектронній експрес-діагностиці мікроциркуляторних порушень у хребтово-рухових сегментах. За допомогою оптоелектронного пристрою проводиться пошук ушкоджених сегментів, ступінь вираженості мікроциркуляторних змін, а потім, виходячи з отриманої інформації, вказується вірогідність виникнення захворювання внутрішнього органа чи системи.

Приклад визначення вірогідності захворювань серця за допомогою програми «**Optiman-1**» подано нижче.

Пакет «**Optiman – 1**» призначений для розрахунку вірогідності вертеброгенної патології внутрішніх органів за результатами обстеження оптико-електронними засобами і програми «**Osteo – 1**».

Комплекс дозволяє:

- реєструвати фотоплетизмограму одночасно двома каналами з будь-якого хребтково-рухового сегмента;
- робити апаратну і програмну фільтрацію перешкод;
- визначати амплітудно-часові характеристики ФПГ;
- виконувати розрахунок параметрів ФПГ у відносних одиницях;
- вести роботу з базою даних пацієнтів;
- робити ранжирування бази даних за прізвищем пацієнтів і за датою проведення обстеження;
- визначати ступінь вірогідності вертеброгенної патології внутрішніх органів і систем.

Для запуску програми необхідно знайти файл **Optiman. exe** і натиснути клавішу **<Enter>**.

Після запуску програми на екрані з'являється вікно для роботи з основним меню і курсор маніпулятора «миша» (рис. 7.8).

Потім вибирається необхідний режим. Логічною і найбільш оптимальною послідовністю режимів може бути: обробка отриманих фотоплетизмограм → запис файлів → робота з базою даних → обстеження конкретного пацієнта → збереження даних і друк результатів.

В тих випадках, коли необхідно працювати з окремою частиною цього алгоритму, легко вибирається конкретний режим. Така дія не порушує роботу програми.

Не впливає на якість обробки інформації також перестановка режимів місцями, введення нових пунктів або виключення зайвих (на період обстеження) частин. Функціональні особливості програми дозволяють підключати її в якості модуля до інших інформаційних пакетів, розширюючи оперативні можливості.

#### ***Обробка даних включає:***

1. Визначення основних параметрів ФПГ.
2. Аналіз результатів обстеження.
3. Запис і друк необхідних або всіх параметрів.

#### ***Запис файлів передбачає:***

1. Прочитання і запис нетипізованих файлів, що використовуються в експериментальних дослідженнях при роботі в програмі «**Optiman-1**».
2. Прочитання і запис числових файлів, що використовуються для обробки в математичному пакеті «**Mathcad**».



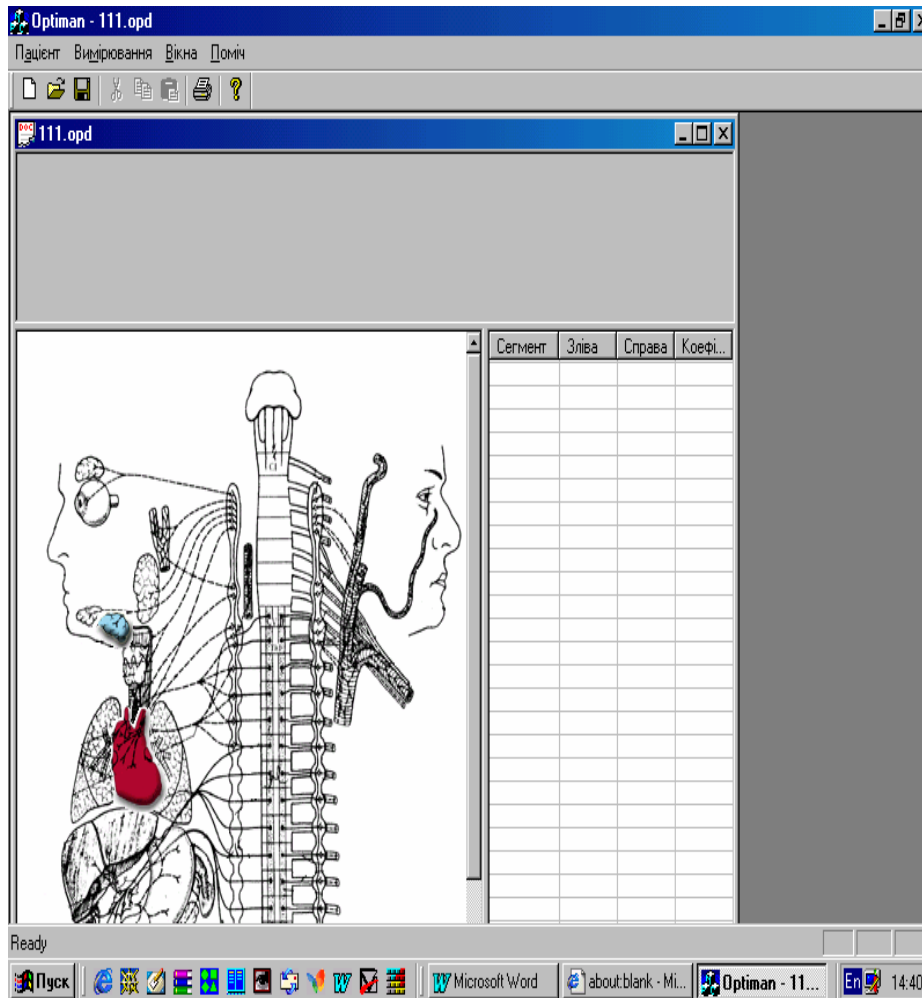


Рис. 7.8. Вигляд основного меню

***Запис файлів передбачає:***

3. Прочитання і запис нетипізованих файлів, що використовуються в експериментальних дослідженнях при роботі в програмі «**Optiman-1**».

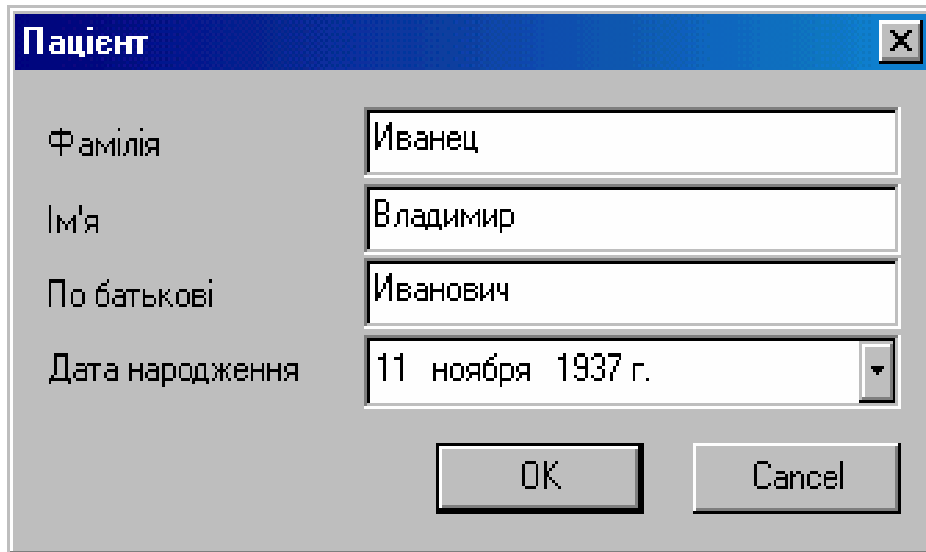
4. Прочитання і запис числових файлів, що використовуються для обробки в математичному пакеті «**Mathcad**».

***Робота з базою даних дозволяє:***

1. Створювати індивідуальну карту обстежуваного пацієнта.
2. Проводити пошук хворого в архіві.
3. Зберігати, порівнювати та переглядати інформацію про стан здоров'я обстежених.
4. Прослідкувати хронологічний розвиток процесів.

**Обстеження пацієнта здійснюється за схемою:**

1. Завантаження пакета **Optiman.exe**.
2. Реєстрація пацієнта. Для цього необхідно вибрати процедуру **«Новий пацієнт»** шляхом натискування лівої кнопки миші або клавіші **<Enter>**, в результаті чого відкриється вікно з опцією **«Новий пацієнт»** (рис. 7.9).
3. Заповнення вікон індивідуальної карти. Дата і час проведення дослідження встановлюється автоматично.



Field	Value
Фамілія	Иванец
Ім'я	Владимир
По батькові	Иванович
Дата народження	11 ноября 1937 г.

Рис. 7.9. Опція «Новий пацієнт»

Якщо всі попередні операції проведено правильно, тоді відкриється вікно зі схемою взаємозв'язку внутрішніх органів і сегментарних вегетативних структур (рис. 7.10).

В тих випадках, коли була допущена помилка при виконанні програмного алгоритму, вказане вікно може не відкритись. Виникає необхідність у проведенні операцій, починаючи з першої. Для того, щоб запобігти повтори, програма може забезпечити автоматичний пошук і вказати етап, на якому здійснена неправильна дія оператора. Термін обробки інформації в такому режимі значно скорочується.

Подана схема може змінюватись, якщо будуть відкриватись нові анатомічні особливості сегментарного рівня або з'ясовуватись варіанти взаємозв'язків між ХРС і органами.

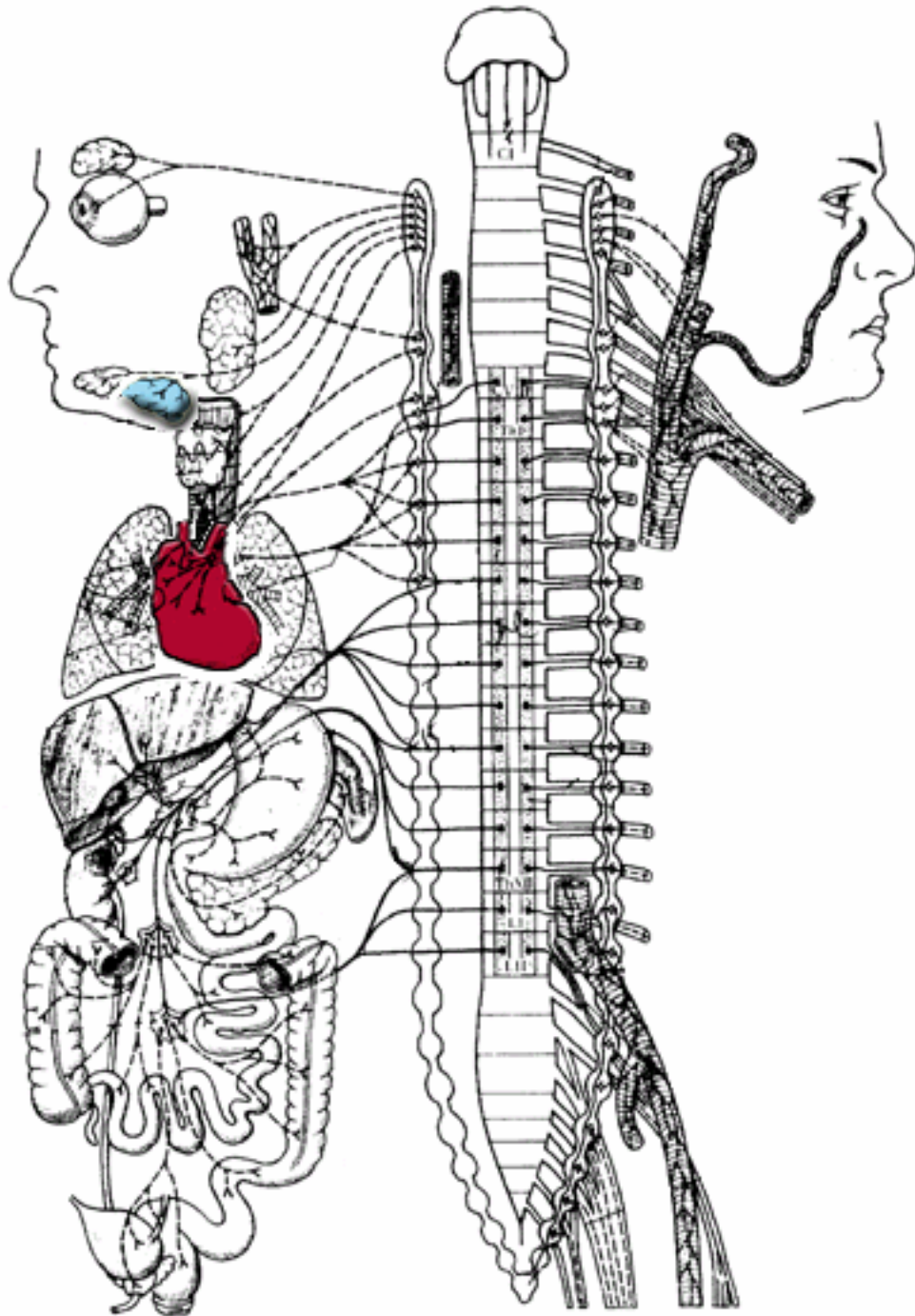


Рис. 7.10. Схема взаємозв'язку внутрішніх органів і сегментарних вегетативних структур

Для введення даних необхідно підвести курсор маніпулятора «миша» до органа на схемі, який необхідно обстежити, натиснути на ліву кнопку «миші». В правому кутку екрана з'явиться таблиця патологічних змін в хребтових сегментах, що здійснюють вегетативну іннервацію досліджуваного органа (рис. 7.11).

Сегмент	Слева	Справа	Коеф.
C3	50	71	0.7
C5	29	38	0.76
C6	50	33	0.66
C7	67	83	0.81
C8	57	32	0.56
T1	100	55	0.56
T2	78	55	0.71
T3	86	21	0.24
T4	57	34	0.6

Рис. 7.11. Таблица патологических изменений в ХРС, которые осуществляют вегетативную иннервацию сердца

В таблицу автоматически вводятся фотоплетизмографические данные, которые определяются с помощью оптоэлектронного комплекса «Osteo-1», после сравнения с контролем и дальнейшей обработки, в левом верхнем углу экрана появляется информация с указанием на степень вероятности вертеброгенной патологии органа (рис. 7.12).

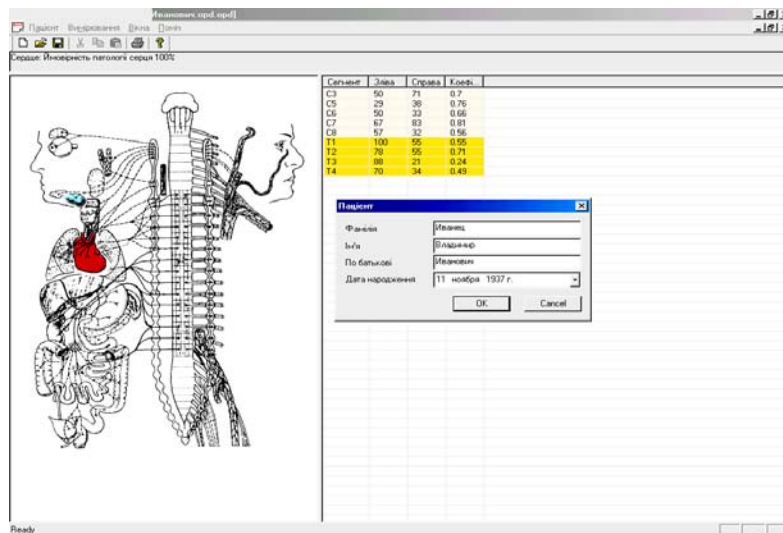


Рис. 7.12. Визначення ймовірності вертеброгенної патології серця у хворого І. В лівому верхньому кутку вказано: «Ймовірність патології серця 100%».

Збереження даних про хворих виконується за допомогою опції «Пацієнт – Зберегти як».

Друк результатів на принтері здійснюється в режимі «Друк».

### ***7.7. Особливості використання принципу взаємодії лазерного випромінювання з біотканиною під час діагностики уражень судин у хворих на системний червоний вовчак***

Системний червоний вовчак (СЧВ) є дифузним захворюванням сполучної тканини, яке уражає переважно людей молодого віку, характеризується полісистемністю клінічних проявів, морфологічною основою якого є васкуліт. Ураження судин малого та середнього калібру при СЧВ проявляється клінічно у вигляді капіляритів [Bongard O. et al., 1997], артеріїтів, флебітів та тромбофлебітів [Vaussairat M., et al., 1997] і в залежності від локалізації та ступеню активності може набувати маніфестних форм з загрозливими для життя наслідками або ж характеризуватись субклінічним перебігом. Іншою, але так само частою, патологією судин при СЧВ є синдром Рейно, який має місце більш ніж у 50% хворих на СЧВ. Періодична вазоконстрикція, яка характеризує цей синдром, на початку захворювання виникає у відповідь лише на холодове подразнення, але з часом переходить у часті напади спазму судин кінцівок як на незначну зміну температури зовнішнього середовища, так і на будь-яке інше подразнення, що часто приводить до трофічних змін в дистальних ділянках пальців кистей, а з часом може бути причиною ішемічних некрозів кінцевих фаланг пальців. В багатьох випадках судинна патологія при СЧВ (особливо васкуліт) визначає важкість перебігу самого захворювання, а, нерідко, і його прогноз. Зокрема, при вовчаковому гломерулонефриті прогноз захворювання визначається саме важкістю запального процесу в клубочках нирок.

Тому діагностика та лікування судинної патології при СЧВ є актуальною проблемою ревматології. З метою діагностики характеру та ступеня важкості ураження судинного русла в клінічній практиці застосовуються різні інструментальні методи дослідження. Зокрема, досить часто використовують такі методи як флебографія, осцилографія, сфігмографія, реографія, термографія, плетизмографія, тощо. Однак, незважаючи на великий перелік методів та досить тривалий період їх застосування, проблема діагностики судинної патології та порушення регіонарного кровообігу залишається до кінця невирішеною. Особливо у випадках системної патології, коли страждають усі ланки судинного русла, як це має місце при СЧВ.

Тому впровадження в клінічну практику нових методів оцінки стану регіонарного кровообігу (особливо, лазерних та оптоелектрон-

них методів) дозволило б не тільки встановити важкість гемодинамічних порушень, але й об'єктивізувати ефективність фармакотерапії.

Як приклад наведемо знімок поперечного перерізу ділянки шкіри, ураженої системним червоним вовчаком (СЧВ) з проліферативним васкулітом (рис. 7.13.).



Рис. 7.13. Знімок поперечного перерізу ділянки шкіри, ураженої системним червоним вовчаком (СЧВ) з проліферативним васкулітом

Як бачимо, від нормальної шкіри і підшкірної прошарку СЧВ відрізняється вкрай деформованою поверхнею зі зміненими дермою та епідермісом, зумовленими наявністю як поверхневого, так і глибинного проліферативного васкуліту. Схематично процес трансформації падаючого проміння на такій біотканині можна зобразити так (рис. 7.14).

Виходячи з рис. 7.14, можна констатувати, що сумарний коефіцієнт дифузного відбивання суттєво зміниться за рахунок багатократного відбивання падаючого променевого потоку у багаточисленних впадинах (лунках) деформованої поверхні ( $r_1\beta$ ), а, відтак, за рахунок збільшення коефіцієнта поглинання  $\alpha$  в глибинних шарах біотканини, враженої проліферативним васкулітом, характерною ознакою якого є значне насичення дериватами оксигемоглобіну, а саме: метгемоглобіну, карбоксигемоглобіну, деоксигемоглобіну тощо. Саме для них характерне значне поглинання в області 500 – 800 нм [9] і їх у венозній крові таких хворих більше, ніж у нормі.

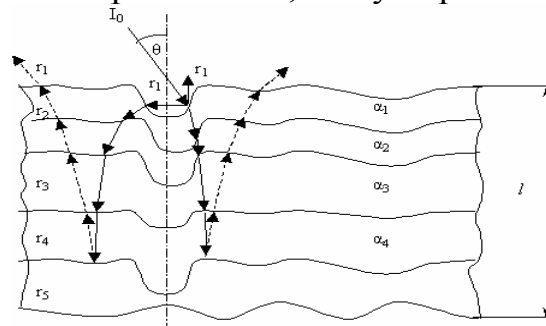


Рис. 7.13. Схематичне зображення перерізу приповерхневого прошарку біотканини із системною патологією

Отже, вираз (2.5) буде мати такий вигляд:

$$R = r_1\beta + (1 - r_1\beta)\tau^2 r_2 r_1 \alpha_1 + (1 - r_1\beta)(1 - r_2)\tau_2^2 r_3 r_2 \tau_1 r_1 \beta \alpha_1 \alpha_2 + \\ + (1 - r_1\beta)(1 - r_2)(1 - r_3)\tau_3^2 r_4 r_3 \tau_2 r_2 \tau_1 r_1 \beta \alpha_1 \alpha_2 \alpha_3 \quad (7.2)$$

де  $r_n'$  – відбита компонента буде явно меншою від аналогічної  $r_n$  в нормі за рахунок майже повного поглинання фолікулами глибинного проліферативного васкуліту на рівні  $\alpha_3$  і  $\alpha_1$ ;  $\beta$  – сталий для даного виду патологій множник, що знаходиться в межах  $\beta=0\div 1$ , але найчастіше близький до значення 0,5. В результаті вираз (6) набуває вигляду

$$dI_R(l, \theta, \lambda) = I_0(\theta, \lambda) [r_1\beta + (1 - r_n')] dl \quad (7.3)$$

$$\text{а } \frac{dI_R}{I_0 dl} = R'' = r_1\beta + (1 - r_1\beta)(1 - r_n') = r_1\beta + (1 - \alpha') \quad (7.4)$$

Звідси  $R'$ , порівняно до норми, зменшиться приблизно вдвоє.

Розв'язок виразу (7.4) може бути знайдений з еквівалентної системи рівнянь, наприклад інваріанта Стокса:

$$\left. \begin{aligned} R' &= r_1\beta + \frac{(1 - r_1\beta)^2 r_1 \exp(-2m_\alpha l)}{1 - (r_1\beta)^2 \exp(-2m_\alpha l)} \\ T' &= \frac{(1 - r_1\beta)^2 \exp(-m_\alpha l)}{1 - (r_1\beta)^2 \exp(-2m_\alpha l)} \end{aligned} \right\}, \quad (7.5)$$

де  $m_\alpha$  – показник поглинання. Згідно закону Бугера з коефіцієнтом поглинання  $\alpha$  він пов'язаний так:

$$\alpha = 1 - e^{-m_\alpha l} \quad (7.6)$$

$$\text{або } m_\alpha = -\frac{1}{l} \ln(1 - \alpha). \quad (7.7)$$

Тоді перетворення виразів системи (7.5) з врахуванням (7.6) та (7.7), що дозволяють виключити  $l$ , матимуть вигляд:

$$\left. \begin{aligned} R' &= r_1\beta + \frac{(1 - r_1\beta)^2 r_1 (1 - \alpha)^2}{1 - (r_1\beta)^2 (1 - \alpha)^2} \\ T' &= \frac{(1 - r_1\beta)^2 (1 - \alpha)}{1 - (r_1\beta)^2 (1 - \alpha)^2} \end{aligned} \right\} \quad (7.8)$$

Враховуючи, що  $\beta=0\div 1$ , побудуємо за допомогою пакету Maple тривимірні поверхні функцій  $R'_\lambda = f(r_1, \alpha)$  та  $T'_\lambda = f(r_1, \alpha)$  для значення  $\beta=0,5$  при певній довжині хвилі  $\lambda$  (рис. 7.14, 7.15).

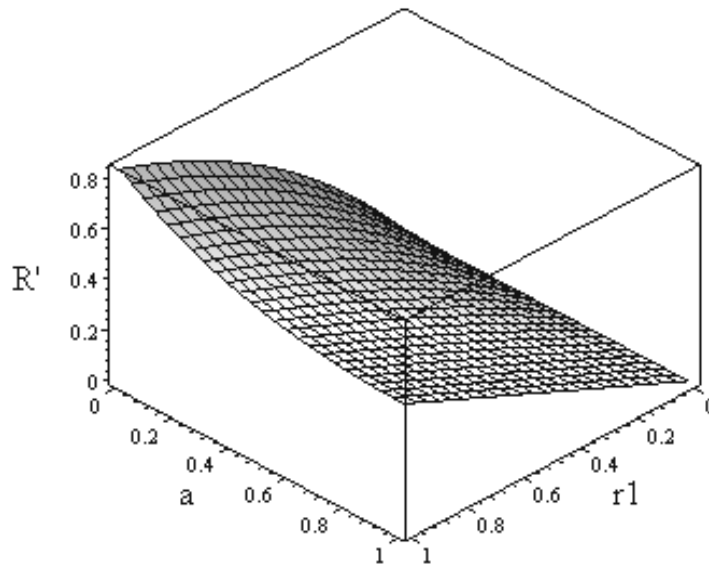


Рис. 7.14. Залежність  $R'$  від  $r_1$  та  $\alpha$

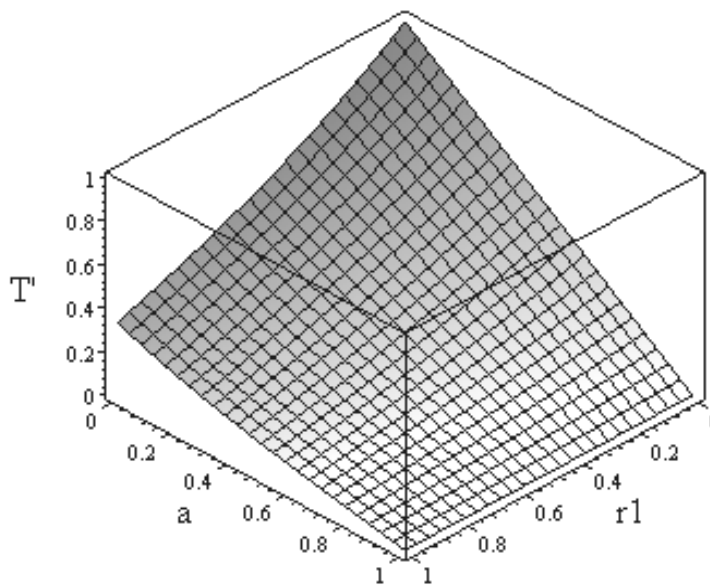


Рис. 7.15. Залежність  $T'$  від  $r_1$  та  $\alpha$

Отже, набір значень  $R'_\lambda = f(r_1, \alpha, \beta, \lambda)$  та  $T'_\lambda = f(r_1, \alpha, \beta, \lambda)$  для цього виду патології формує діагностичні ознаки хвороби, їх відмінність (відхилення) від норми, дозволяє здійснювати аналіз причин, терміну та ступеня важкості захворювання, зокрема, системним червоним вовчаком тощо.



## Методика та результати дослідження

У зв'язку з вищезазначеним, метою даного дослідження було визначити чутливість та відтворюваність результатів оцінки стану регіонарної гемодинаміки у хворих на СЧВ методом фотоплетизмографії та з його допомогою оцінити можливість корекції порушень гемоциркуляції шляхом включення до комплексу лікування селективного блокатора рецепторів ангіотензину II першого типу ірбесартана.

У відповідності до мети дослідження нами обстежено 39 хворих на системний червоний вовчак віком від 18 до 62 років. Серед обстежених було 38 жінок і 1 чоловік. Середній вік обстежених хворих становив  $38,5 \pm 4,35$  роки. Діагноз СЧВ встановлювали на основі відомих критеріїв ACR (1982) [Tan E.M. et al., 1982], доповнених ACR (1997) [Hochberg M, 1997]. Усі хворі мали активні прояви захворювання і на підставі клініко-лабораторного обстеження 17 мали перший ступінь активності і 22 – другий. Тривалість захворювання коливалась від 2 до 20 років і складала в середньому  $6,7 \pm 2,34$  роки. За характером перебігу захворювання у двох хворих він був підгострим, а в решти (37) – хронічний. Усі хворі підлягали ретельному клінічному, лабораторному та інструментальному обстеженню. У відповідності до мети дослідження та в залежності від отриманого лікування усі хворі були розподілені на три в основному репрезентативні групи. Першу групу склали 10 хворих, які не отримували вазоактивної терапії (контрольна група). До другої групи увійшли 11 хворих, яким до комплексу лікування окрім базисної терапії включали антагоніст кальцію ніфедіпін. Третю, основну групу, склали 18 хворих, яким замість ніфедіпіну давали ірбесартан 1 раз на добу в дозі 75 – 150. Напередодні та після 3-тижневого курсу лікування хворим проводилось дослідження мікроциркуляції периферійних судин за допомогою лазерного комплексу для їх оцінювання.

**Приклад** На рисунках 7.16 та 7.17 подані фотоплетизмографічні сигнали, що були зареєстровані з дистальних відділів кінчиків пальців верхніх та нижніх кінцівок хворої Ш., яка перебувала на стаціонарному лікуванні в Українському державному НДІ реабілітації інвалідів з діагнозом - *Системний червоний вовчак, акт. II. хронічний перебіг, еритема у вигляді “Метелика”, фотосенсибілізація, міокардитичний міокардіосклероз СН I, поліартрит, ПРС II ст., синдром Рейно*, до і після отримання препарату ірбесартан.

**Результати обстеження**  
qrObject

Прізвище та ім'я: Shvedenko

Дата народження: 05.03.59

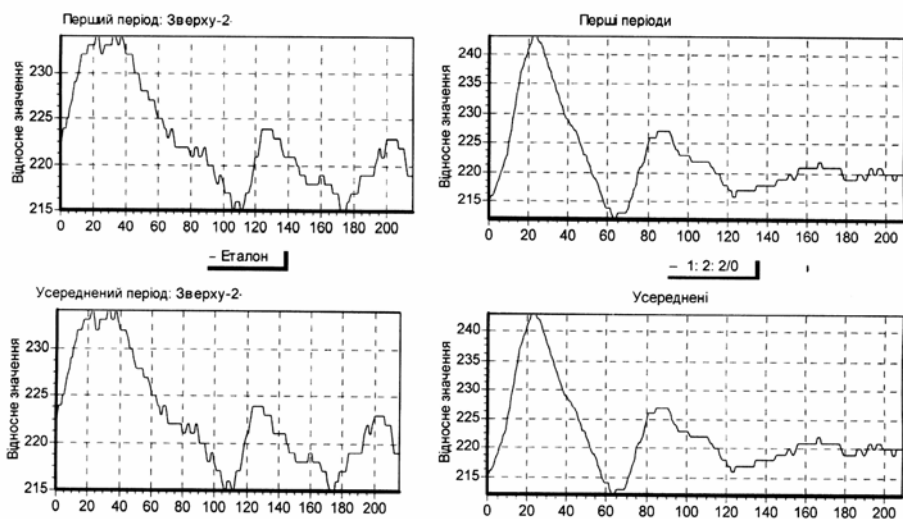


Рис. 7.16. Фотоплетизмографічні сигнали, що були зареєстровані з дистальних відділів кінчиків пальців верхніх кінцівок до і після отримання препарату ірбесартан

**Результати обстеження**  
qrObject

Прізвище та ім'я: Shvedenko

Дата народження: 05.03.59

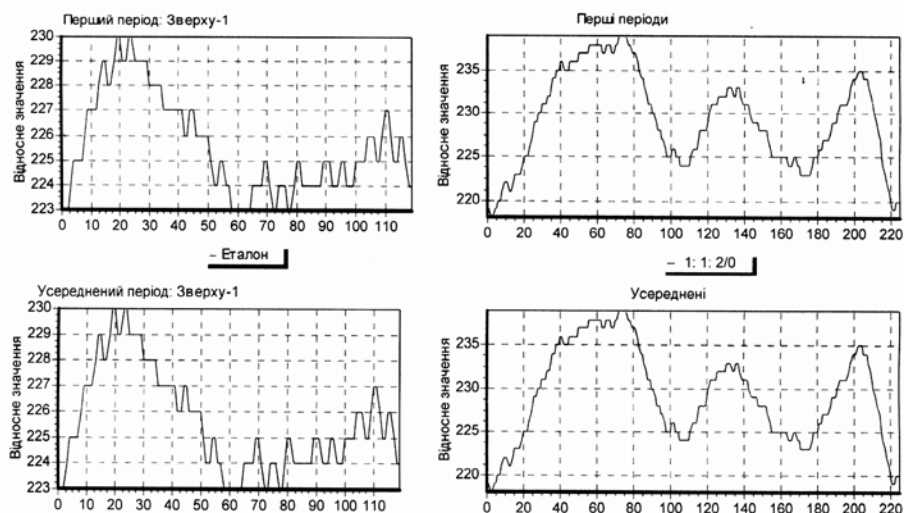


Рис. 7.17. Фотоплетизмографічні сигнали, що були зареєстровані з дистальних відділів кінчиків пальців нижніх кінцівок до і після отримання препарату ірбесартан

Результати порівняння гемодинамічних показників (визначення коефіцієнта асиметрії) з дистальних відділів кінчиків пальців верхніх (1) та нижніх кінцівок (2) подані в таблиці 7.2.

З аналізу таблиці 7.2 видно, що у хворої Ш. після отримання препарату ірбесартан значно покращився рівень кровонаповнення на верхній та нижній кінцівках, відповідно у 2,71 та 2,55 рази (до уваги

приймається найбільш інформативний показник – рівень кровонаповнення).

Таблиця 7.2.

№	Гемодинамічний показник	Умовні позначення	До отримання препарату		Після отримання препарату		Коефіцієнт асиметрії	
			1	2	1	2	1	2
2.	Рівень кровонаповнення	РКН	7	11	19	28	2,71	2,55
2.	Час кровонаповнення	ЧКН,мс	86	127	268	104	2,5	0,82
3.	Рівень швидкого кровонаповнення	РШКН	2	10	8	20	4	2
4.	Час швидкого кровонаповнення	ЧШКН, мс	32	61	105	71	3,28	2,16
5.	Рівень повільного кровонаповнення	РПКН	5	1	11	8	2,2	0,5
6.	Час повільного кровонаповнення	ЧПНК, мс	54	66	163	33	3,02	0,5
7.	Рівень інцизури	РІ	4	2	6	2	2,5	1
8.	Рівень діастолічного відтоку	РДВ	1	1	13	12	13	12
8.	Частота серцевих скорочень	ЧСС	60	59	60	60	1	2,02

### ***7.8. Оптико-електронний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень в запальних процесах щелепно-лицьової ділянки***

Пріоритетними напрямками в розробці та розвитку стоматологічного діагностичного та лікувального обладнання є лазерні та оптико-електронні комплекси та системи. Перші спроби використання лазерів в стоматології мали місце ще в 1964 році в Центральному НДІ стоматології, а в 1966 році були надруковані перші результати. Аналогічні дослідження проводились в Московському медичному стоматологічному інституті ім. М. А. Семашко, на стоматологічних факультетах Казанського, Київського та інших медичних інститутів. На цей час різні лазерні засоби та методики використовуються більш ніж в 1000 стоматологічних закладах країн СНД. Головними властивостями

лазерів в стоматології є висока лікувальна та економічна ефективність за рахунок скорочення строків лікування, економію медикаментозних препаратів, підвищення продуктивності праці медичного персоналу [70].

Сьогодні в медичну діагностику впроваджується все більша кількість методів, оснований на застосуванні лазерних та оптоелектронних приладів. До них відноситься і фотоплетизмографічний метод (ФПМ), що дозволяє вимірювати кровонаповнення та кровострум як в потужних венах і артеріях, так і в периферійних судинах і капілярах.

ФПМ у порівнянні з іншими методами діагностики біологічного об'єкта (БО) за оптичними показниками, наприклад з фотоакустичним методом, дозволяє підвищити достовірність реєстрації гемодинамічних показників кровонаповнення, а також те, що введенням в прилади, які реалізують даний метод, елементів світловолоконної техніки і джерел з різними довжинами хвиль зондувального випромінювання можна достатньо точно вирішувати задачі фотодинамічних досліджень, дистанційних вимірювань тих або інших гемодинамічних показників БО.

Розробка нових більш ефективних лазерних та оптоелектронних комп'ютеризованих систем та комплексів і методів диференціальної діагностики стоматологічних захворювань залишається однією із актуальних задач сьогодення.

**Метод.** В клінічній стоматології обстеження мікроциркуляторної системи тканин і органів порожнини рота, щелепно-лицьової області становить суттєву зацікавленість як один із методів дослідження кровопостачання тканин. В останній час використання традиційних методів обстеження хворих і діагностики стоматологічних захворювань (огляд, перкусія, електроодонтодіагностика, реографія, рентгенографія та ін.) виявилися явно недостатніми для всебічного і поглибленого обстеження тканин і органів порожнини рота, щелепно-лицьової ділянки і загального стану організму [3].

Реєстрація таких кривих ускладнюється необхідністю ручного або напівавтоматичного калібрування медичної апаратури перед початком вимірювань, оскільки для різних хворих і різноманітних зразків апаратури масштаб і динамічний діапазон аналогового сигналу може бути різним. Розшифровка кривих також відбувається вручну з використанням обчисленого під час калібрування масштабного коефіцієнта і нанесеної на паперову стрічку самописа координатної сітки. Ручна обробка біомедичних сигналів також має низькі функціональні можливості, тому що ускладнене накопичення результатів

послідовності вимірювань, побудова графіків, діаграм і аналіз накопиченого масиву параметрів кривих.

Оптичний метод діагностики мікроциркуляції судин у щелепно-лицьовій ділянці характеризується достатньо широким діапазоном можливостей реєстрації найрізноманітніших фізіологічних функцій тканин, органів і систем організму. Також відмінною рисою параметрів є їхня висока вибірність і точність. Оптичний метод також дозволяє використовувати поряд з лазерними та оптоелектронними датчиками гнучкі скловолоконні світловоди для дослідження мікроциркуляції.

Даний метод дозволяє проводити комплексну оцінку мікроциркуляторного русла за двома важливими показниками: морфологічними ознаками і функціональними характеристиками. Комплексний аналіз дозволяє одержати досить повну інформацію про стан мікроциркуляторного русла в нормі і патології.

За допомогою оптичного методу дослідження визначають ряд функціональних показників, що властиві усередині судин (рівень кровонаповнення, швидкість і характер кровотоку, тромбоутворення).

На основі отриманих даних можна диференціювати функціональні зміни судин мікроциркуляторного русла, а також характеризувати ряд гемодинамічних показників системи мікроциркуляції.

В результаті реєстрації пульсової хвилі оптичним методом отримані фотоплетизмограми, які характеризуються амплітудними (максимальна амплітуда пульсової хвилі, відношення амплітуди на рівні інцизури до амплітуди систолічної хвилі, відношення амплітуди на рівні вершини дикротичного зубця до амплітуди систолічної хвилі, амплітуда венозної хвилі) та часовими характеристиками (тривалість пульсового коливання, період швидкого та повільного кровонаповнення, тривалість анакротичної та катакротичної фази, амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі (максимальна швидкість швидкого кровонаповнення, швидкість повільного кровонаповнення, індекс периферичного опору, швидкість відтоку).

**Експериментальні результати.** У хворих пародонтозом проявляються значні зміни мікроциркуляторного русла слизової оболонки десни, які виражаються появою рядом ознак: передкапілярний відтік, деформація судин, розширювання артеріальної та венозної частин капілярів, уповільнення кровотоку (Приємський, 1968). Лазерні та оптоелектронні методи значно розширюють уявлення про роль змін мікроциркуляції та природу клінічних симптомів пародонтозу.

На основі розглянутого методу розроблено лазерний діагностичний комплекс для визначення ступеня кровонаповнення в щелепно-

лицьовій ділянці (рис. 7.18). Виготовлено макетний діючий зразок у вигляді перетворювача-індикатора для відображення і порівняльного аналізу перетворених біомедичних сигналів (фотоплетизмограм) з можливістю підключення приладу до IBM PC сумісного комп'ютера за допомогою розробленого інтерфейсу та програмного забезпечення. При цьому суттєво розширюються можливості пристрою: запис сигналів та їх зберігання в базі даних, попередня обробка (нормалізація та фільтрація), порівняльний та кореляційний аналіз, статистична обробка, викреслювання діаграм, схем та графіків.

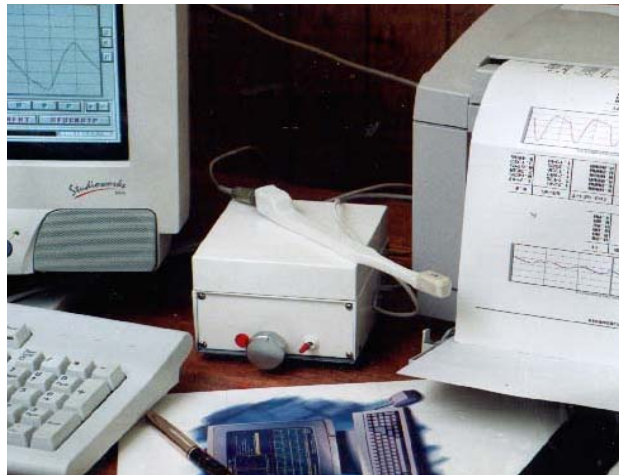


Рис. 7.18. Лазерний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень

Дані про мікроциркуляцію можуть бути зведені для порівняння в одну інформаційну картку пацієнта та виведені далі на принтер (рис.7.19).

На рис. 7.20 та 7.21 представлені фотоплетизмографічний сигнал, зареєстрований у центрі запального процесу та в області з нормальним кровонаповненням

Карточка пацієнта	
Прізвище, ім'я	Гальченко
Стать	Чоловіча
Дата народження	13.08.77
Шаблон	osteo.shb

Рис. 7.19. Інформаційну картка пацієнта

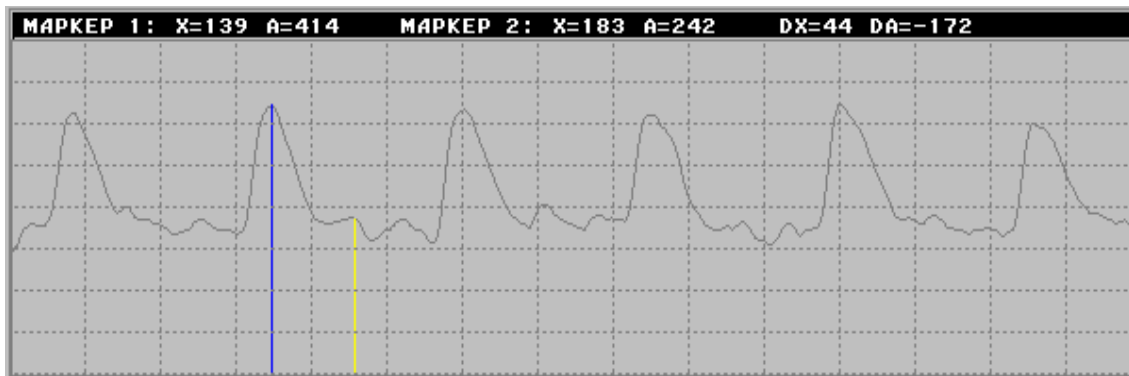


Рис. 7.20. Фотоплетизмографічний сигнал, зареєстрований у центрі запального процесу

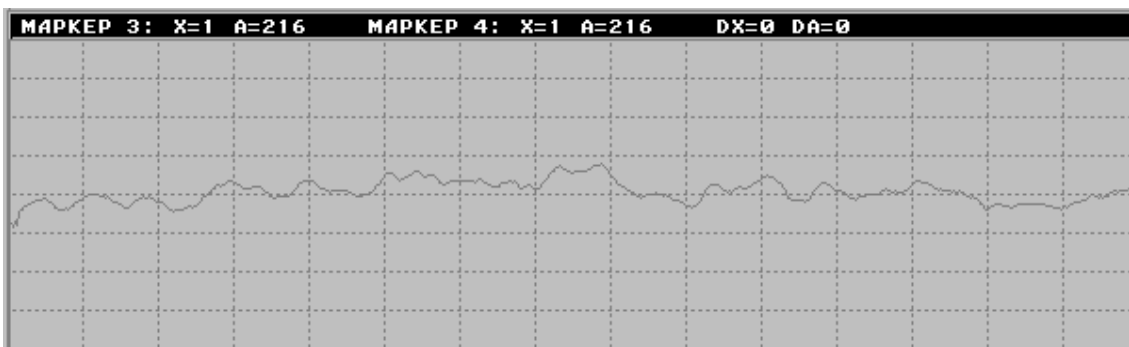


Рис. 7.21. Фотоплетизмографічний сигнал в області з нормальним кровонаповненням

Клінічні випробування, проведені в міській лікарні №2 м. Вінниця (відділення щелепно-лицьової хірургії) показали, що в людей з ураженими органами порожнини рота, щелепно-лицьової області мікроциркуляція відрізняється від норми. В більшості випадків спостерігалась відмінна якість сигналів, які інформували про стан судин. Збільшення амплітуди пульсової хвилі та зміна характерних параметрів фотоплетизмограми (час анакроти, час швидкого й повільного кровонаповнення і т.д.) посвідчувало наявність процесу запалення в цій області.

Таким чином метод дослідження порушень мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області на основі ФПГ дозволяє не тільки точно виявити місце запального процесу на ранніх стадіях, а також розпізнати форму захворювання, що необхідно для своєчасного призначення адекватної терапії.

### **7.9. Практична реалізація програмного-алгоритмічного забезпечення для обробки фотоплетизмографічних сигналів**

Програмний пакет **WOSTEO** призначений для реєстрації, обробки та збереження фотоплетизмограм кровоносних судин за допомогою апаратних засобів.

Комплекс дозволяє:

- реєструвати фотоплетизмограму (ФПГ) одночасно по від 1-го до 4-х каналів;
- виконувати апаратну та програмну фільтрацію перешкод;
- автоматично виділяти характерні точки пульсової хвилі;
- вимірювати амплітудно-часові характеристики ФПГ;
- виконувати роботу з базою даних пацієнтів шляхом збереження зареєстрованих даних в зовнішні файли з ущільненням даних для скорочення зайнятого місця (опціонально).

Склад пакету та вимоги до апаратних засобів

Програмне забезпечення комплексу пропонується у вигляді програмного пакету, який інсталюється в процесі установки системи і який працює в операційному середовищі Windows 95 або 98.

Для запуску програми необхідно знайти програмний файл **wosteo.exe** або натиснути клавішу **<Enter>**.

Після запуску програми на екрані повинно з'явитися вікно роботи з основним меню ( рис. 7.22) і курсором маніпулятора "миша".



Рис. 7.22. Основне меню екрану

Вихід з пакету здійснюється аналогічно виходу з будь-якої програми, що працює в операційному середовищі Windows 9x .

#### **Основні процедури**

Після завантаження програмного файлу **Osteo.exe** з'являється основне меню для роботи з програмою (рис. 7.22), що має зручний графічний інтерфейс. Це дозволяє оперативно працювати в основних режимах:

#### *Експеримент*



- установка сенсорів для реєстрації ФПГ;
- візуальний контроль рівня амплітуди пульсової хвилі (ПВ);
- пошук оптимальних точок розташування сенсорів.

#### *Обробка даних*

- фільтрація сигналу ФПГ від завад і фону мережі змінного струму;
- автоматична розстановка маркерів;
- перегляд результату спостереження.

#### *Робота з файлами*

- читання і запис файлів, які використовуються в експериментальних дослідженнях при роботі в програмі **Wosteo**;
- читання файлів старих версій програми **Osteo** під DOS;
- запис числових файлів, які використовуються для обробки в математичному пакеті **MathCAD**.


Робота з пакетом програмного забезпечення

#### *Робота з базою даних*

Програма роботи з базою даних представляє функції для створення картки пацієнта, пошуку, збереження ПГ й огляду інформації в базі.

База даних являє собою список файлів. Використання довгих імен файлів в ОС Windows дозволяє називати файли прізвищами пацієнтів, що створює одразу зручну і гнучку систему збереження даних.

#### *Реєстрація пацієнта*

Для реєстрації пацієнта необхідно вибрати пункт меню "Файл-Новий файл" або натиснути інструментальну кнопку (ІК) .

Після цих дій на екрані з'явиться діалогове вікно, зображене на рис. 7.23.

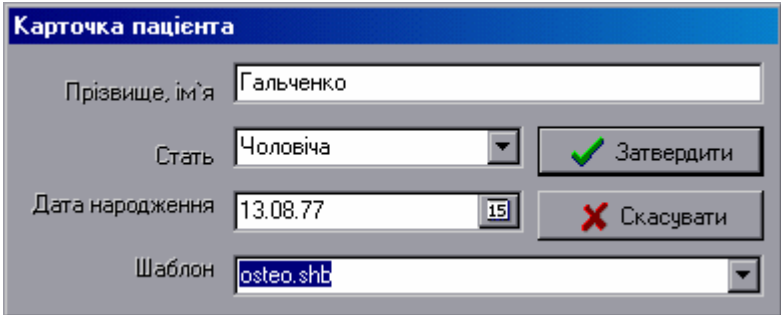


Рис. 7.23. Вибір опції НОВИЙ ФАЙЛ

Кожний пункт реєстраційної карти при встановленому на ньому маркері виділяється.

Заповніть пункт "Прізвище, ім'я", виберіть мишкою або за допомогою клавіатури стать, дату народження, шаблон.

Поле шаблону вміщує список доступних шаблонів структур. Так в даній версії програми є такі версії як osteo.shb (вміщує структуру, аналогічну структурі хребта) й dant.shb (стоматологія).

Встановіть маркер на полі "**Затвердити**". Після заповнення всіх пунктів процес реєстрації й створення нового файлу закінчено. Корекція введених даних можлива в ході роботи програми в пункті меню "Вікна-Персона" або натискання ІК 😊

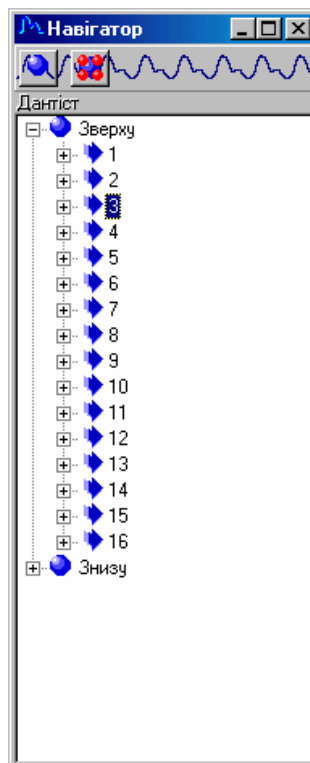





Рис. 7.24. Карта розміщення хребців

Після реєстрації з'явиться вікно "Навігатор" в якому активні елементи розміщені по групах. Так, навігатор для вертебродіагностики представлений на рис. 7.24. Можливим є створення структур для навігатора довільної форми (різне число секцій й підсекцій).

Переміщення по навігатору відбувається з допомогою клавіатури або маніпулятора "миша". Після вибору певного елемента 3-го рівня навігатора ("До сеансу" або "Після сеансу") можна приступати до зняття ФПГ даних.

### Реєстрація ФПГ

Після вибору певного елемента навігатора (як, наприклад, зображено на рис. 7.25) ви можете здійснити зняття даних, про що свідчить активний пункт меню "Процес-Моніторинг" та ІК .

При знятті ПХ за допомогою вбудованих функцій програми (про що свідчить вимкнений прапорець "Використовувати зовнішній пакет" у вікні налаштувань ) необхідно вказати необхідні активні і видимі канали у вікні каналів  (рис. 7.26) Якщо використовується зовнішній модуль по зняттю даних (як на дійсний момент), то вибір каналів не потрібний. Число каналів для цього випадку визначається зміною в конфігураційному файлі зовнішнього модуля.

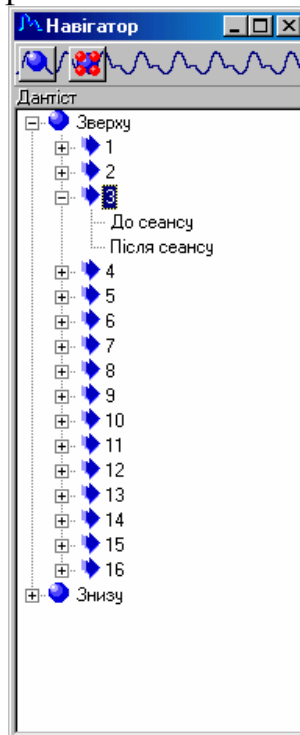


Рис. 7.25. Карта розташування хребців з вибраним елементом

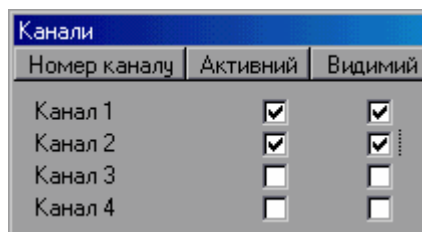




Рис. 7.26. Вікно каналів

Регулюючи силу притиснення датчиків у міжхребетних западинах і вибираючи коефіцієнт підсилення датчиків (для зовнішнього знімного пристрою це регулятор на передній панелі), можна

досягнути появи стійких ПХ із максимальним рівнем амплітуди сигналу в двох каналах.


При використанні убудованих функцій зняття даних натисніть ІК . При цьому відбудеться перехід від простого моніторингу до запам'ятовування даних, що знімається.

З цього моменту дані почнуть записуватися в пам'ять (у випадку зовнішнього модуля дані запам'ятовуються із самого початку). При цьому колір кривої зміниться. Запис виробляється до моменту натискання ІК . Знята ФПГ автоматично записується в пам'ять для обраного елемента навігатора.

Для реєстрації наступної ФПГ виберіть новий елемент у навігаторі і повторіть описані дії.

Якщо Ви хочете перезаписати вже зняту ФПГ, виберіть той же елемент.

Подальші дії аналогічні тим, що виконувалися для першої ФПГ.

По закінченні зняття даних необхідно занести зняті ФПГ у базу даних. Для цього в меню виберіть процедури "Файл -  Зберегти файл". Відкриється стандартне вікно, як показано на рис. 7.27.

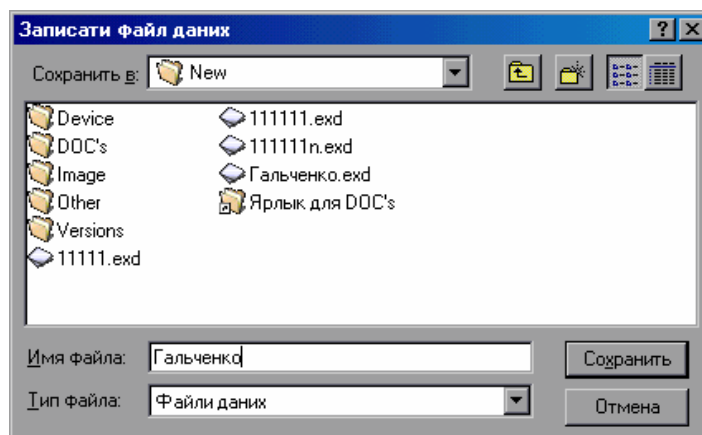





Рис. 7.27. Запис знятих ФПГ у базу даних

### **Перегляд ФПГ**

Зняті ФПГ зберігаються у вигляді, представленою на рис. 7.28. Для перегляду значень ФПГ використовується інформаційна панель, що знаходиться під графіками і містить інформацію про координату, значення і похідні ФПГ у місці, де знаходиться курсор маніпулятора "миша".

Передбачено функцію масштабування, що переглядаються ФПГ:  - збільшити,  - зменшити. Відображення похідних контролюється ІК  (вихідний графік, 1-я і 2-я похідні).

Пересування по ФПГ здійснюється за допомогою смуги прокручування, розташованої над графіками.

### ***Розміщення маркерів***

Для розрахунку основних параметрів пульсової хвилі, необхідно розставити маркери в характерних точках ФПГ як показано на рис. 7.29. Для цього виберіть пункт "**Обробка - Розставити маркери**".

На кожній ПХ встановлюється 5 маркерів:

1. Початок анакорти
2. Рівень швидкого кровонаповнення.
3. Рівень максимального кровонаповнення.
4. Рівень інцизури.
5. Венозний відтік.

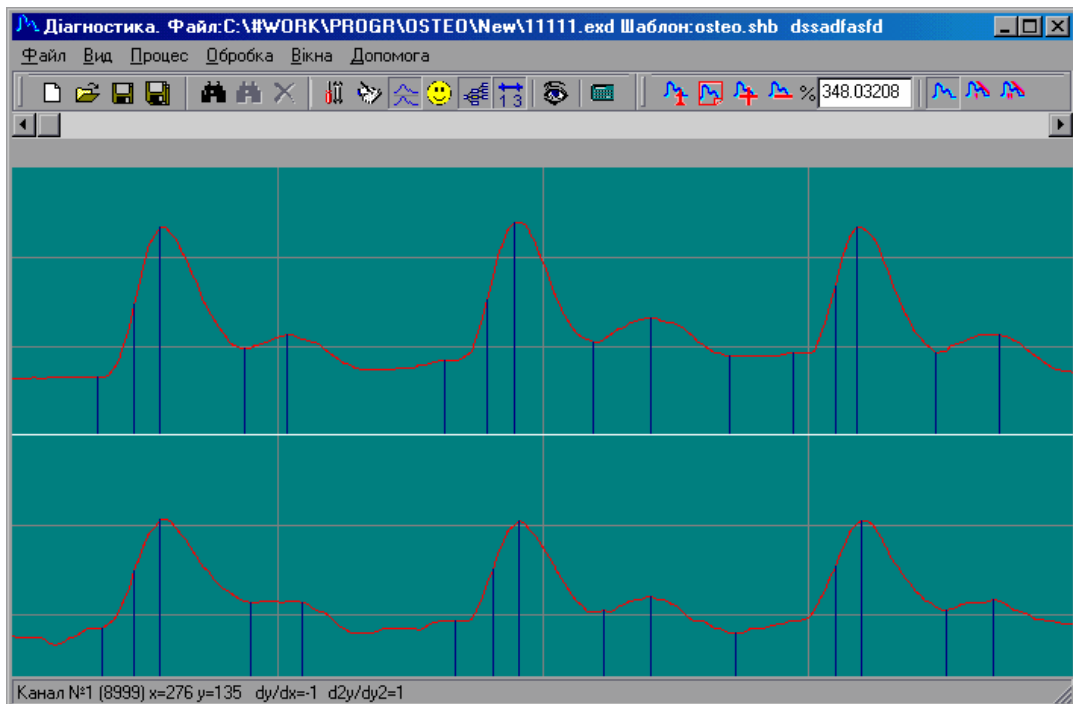


Рис. 7.28. Розміщення маркерів


Після автоматичного розміщення маркерів їхнє розташування може бути відкоректоване.

Для точної установки маркерів необхідно, натиснувши ліву кнопку миші, пересунути курсор, стежачи за чисельними значеннями похідних у нижній інформаційній панелі.

### ***Обробка фотоплетизмограм***

Даний режим призначений для виконання таких функцій:

- програмної фільтрації перешкод;
- обчислення параметрів ПХ.

Для фільтрації низьких частот використовується метод параболічного наближення по  $n$  точках (число точок для інтерполяції вказується у вікні налаштувань  "Опції - Загальні - Кількість точок при фільтрації").

### Діалогове вікно "Опції"

Всі опції розбиті на 5 класів:

1. "Загальні" – опції (рис. 7.29), використовувані при обчисленнях і при збереженні даних:

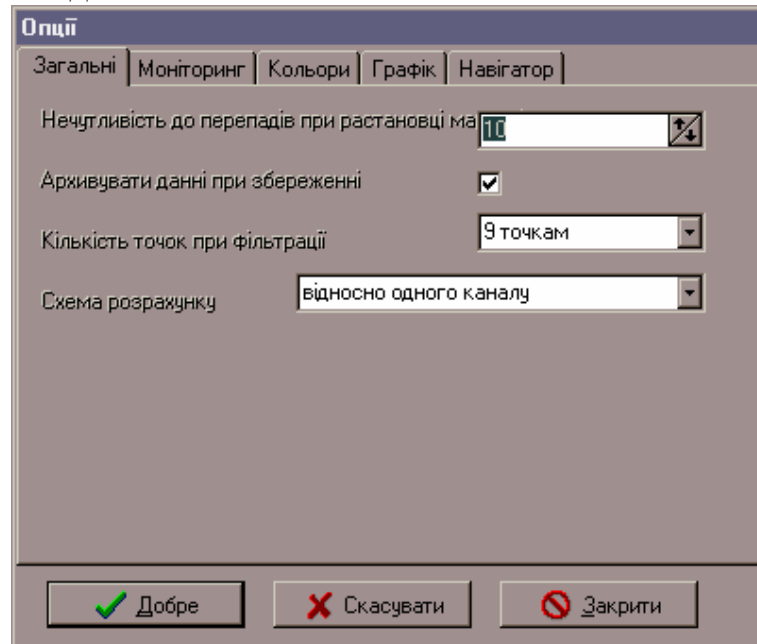


Рис. 7.29. Діалогове вікно "Опції"

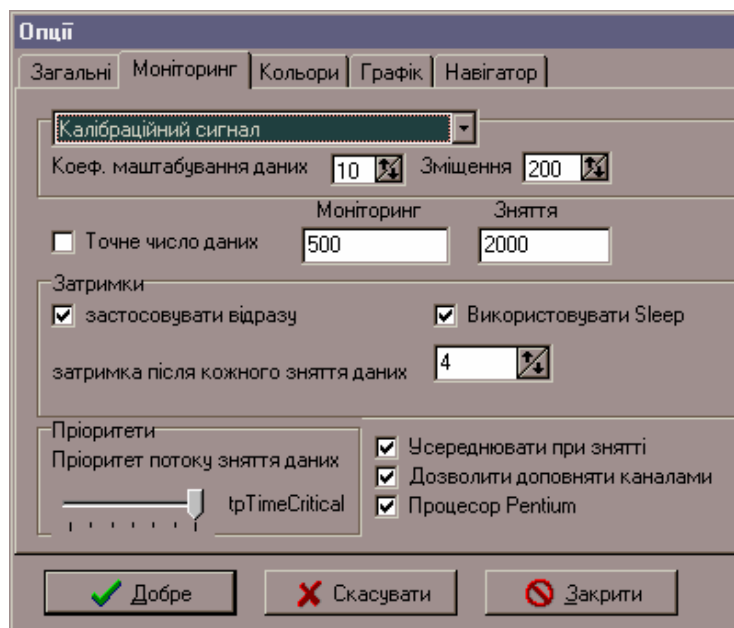
- "Нечутливість до перепадів" – параметр, що впливає на якість розміщення маркерів.

- "Архівувати дані при збереженні" – якщо параметр включений, то дані записуються у файл даних у стиснутому LZH-компресією вигляді, що приводить до збереження вільного місця на носії інформації.

- "Кількість точок при фільтрації" – фільтрація полягає в параболічній апроксимації (нерекурсивний фільтр низьких частот), тому це число (5,7 чи 9 точок) указує скільки точок буде впливати на значення в даній точці. 9 точок дає максимальне згладжування.

- "Схема розрахунку" – визначає вигляд звіту – як при діагностиці остеохондроза (дані до і після сеансу) чи щодо однієї еталонної хвилі.

2. "Моніторинг" – визначає параметри інтерфейсу з апаратною частиною комплексу.



- перший список, що випадає, відповідає за вибір джерела даних
- Плата АЦП – дані надходять із плати АЦП, використаної в комплексі для діагностики остеохондрозу;
- Зовнішній пакет – для знімання даних запускається зовнішній пакет, результати роботи якого зчитуються потім з його зовнішнього тимчасового файлу в програму.
- СОМ-порт – взаємодія з останнім розробленим модулем, що підключається до СОМ2.
- Калібрувальний сигнал – дані не надходять ні з якого пристрою. Синусоїда генерується програмно. Використовується для оцінки вірогідності даних, що знімаються при цих установках для конкретної ЕОМ.

- "Коеф. масштабування" і "Зміщення" – відповідають за перетворення даних, що надходять у випадку зняття даних зовнішнім пакетом. Зовнішній пакет видає дані в діапазоні від –2048 до 2048. У даній же програмі дані представляються 9-а бітами, тобто діапазоном чисел від 0 до 511.

- "Точне число даних", "Моніторинг" та "Зняття" – у випадку малопродуктивного комп'ютера всій програмі необхідно дати найвищий пріоритет tpTimeCritical і скасувати команду Sleep, однак тоді програма не буде реагувати на дії користувача, а значить він не зможе зупинити процес зняття даних. Для цього включається режим "Точне число даних", у ході якого зчитується визначене число дискретів в обох режимах.

- "Застосовувати відразу" – зміни внесені користувачем в опції будуть відразу ж враховані програмою.

- "Використовувати Sleep" – програма після кожної мс віддає комп'ютерний час операційному середовищу, що навіть при найвищому пріоритеті роботи програми (tpTimeCritical ) дозволяє користувачу взаємодіяти з програмою.

- "Затримка після зняття зі шкіри" – визначає частоту дискретизації даних. Частота обернено пропорційна даному параметру.

- "Усереднювати при знятті" – виконувати фільтрацію на етапі зняття даних. На якість впливає параметр "Кількість точок при фільтрації", описаний вище.

- "Дозволити доповнювати каналами" – у виключеному режимі, дані сусідніх неактивних каналів будуть знищені.

- "Процесор Pentium" – у включеному режимі на машині тільки з процесором intel Penium виконує більш точну прив'язку вчасно при зчитуванні даних.

- "Пріоритет потоку зняття даних" – установлює пріоритет потоку зняття даних (Вправо – найвищий пріоритет).

Для швидких машин (>iPentium 133) рекомендується режим:

- найвищий пріоритет + використовувати Sleep

Для повільних (~i486, AMD 5x86) рекомендується режим:

- найвищий пріоритет + не використовувати Sleep + точне число даних

чи

- "Використовувати зовнішній пакет".

3. "Кольори" – визначають набір кольорів, використовуваних у програмі.

4. "Графік" – визначає параметри відображення графіка

- "Горизонтальні шкали", "Вертикальні шкали" – число шкал на графіку.

- "Чутливість "миші"" – визначає число точок, на які покажчик може відхилитися від маркера, не "загубивши" цей маркер.

- "Помічати дані при великому збільшенні" – при великому масштабі дані позначаються хрестиком.

- "Маркери лише до значення" – при виключеному режимі маркери малюються не тільки до значення, а у всю висоту даного каналу.

5. "Навігатор" – опції щодо навігатора:

- "Помічати в навігаторі кольором елементи з даними" – об'єкти (стрілочки), що містять дані будуть виділені червоним, якщо вони містять дані.



## ЛІТЕРАТУРА

1. Орнатский П.П. Теоретические основы информационно-измерительной техники. – К.:Вища школа, 1976. - 432 с.
2. Циделко В.Д., Яремчук Н.Д. Метрологическое обеспечение ЭВМ. – К.: УМК ВО, 1988. – 100 с.
3. Володарский Е.Т., Малиновский Б.Н., Туз Ю.М. Планирование и организация измерительного эксперимента. – К: Вища школа. – 1987.- 280 с.
4. Володарський Є.Т., Кухарчук В.В., Поджаренко В.О., Сердюк Г.В. Метрологічне забезпечення вимірювань і контролю.- Вінниця: Велес, 2001.-219 с.
5. Петрук В.Г. Оптичні методи та інтерактивні засоби контролю в діагностиці неоднорідних середовищ: Дис... докт. техн. наук: 05.11.13–Вінниця, 1998.–383 с.
6. Колесник П.Ф., Павлов С.В., Марков С.М. Вертебродиагностический комплекс для диагностики остеохондроза // Приборостроение: Тезисы докладов научно-технической конференции с международным участием – Керчь, 1992. – С. 76.
7. Кожемяко В.П., Циделко В.Д., Тимченко Л.И., Павлов С.В., Чепорнюк С.В., Гара А.К. Оптоэлектронный многофункциональный реограф-безманжетный индикатор артериального давления // Измерительная техника в технологических процессах и конверсии производств: Тезисы докладов научно-технической конференции стран СНГ – Хмельницкий, 1992. – С. 87– 88.
8. Минцер О.П., Молотков В.Н. и др. Биологическая и медицинская кибернетика. Справочник. – К.:Наукова думка, 1986. – 374 с.
9. Фурно Г. и др. Микрокомпьютерные медицинские системы: Проектирование и применения: Пер. с англ.– М: Мир, 1983.
10. Основи метрології та вимірювальної техніки. Основи метрології: Підручник: 1 т. / Дорожець М., Мотало В., Стадник Б., Василюк В., Борек Р., Ковальчик А.; За ред. Б. Стадника.- Львів: Видавництво Національного університету „Львівська політехніка”, 2005. – 532 с.
11. Чандпасекар С. Перенос лучистой энергии – М., 1953.
12. Pologe J.A. // Advanced Oxygen monitor – 1987, Vol. 25.N 3 – P. 142 - 153.
13. Кузьмич В.В. Основные принципы и особенности транскутанной "отражательной" оксиметрии // Мед. техника.–1993.- №3 – С. 36-42.

14. Van Gemert M.I.C. Star W.M. // IEEE Trans. Biol. Med. Eng., 1989 – Vol. 36. №2– P.1146-1154.
15. Гальченко Я.О., Клепко М.В. Информационно-измерительный комплекс с оптическим преобразованием информации // XXI Гагаринские чтения: Тез.докл. молодежной научной конференции. -Москва, 1996. – С. 206-207.
16. Тимченко Л.І., Марков С.М., Герций А.А., Гальченко Я.О. Комп'ютерна діагностика остеохондроза // Приборостроение: Тез. докл. Научно-технической конференции с международным участием – Винница-Судак, 1996. Ч. II – С. 100.
17. Гальченко Я.О., Клепко М.В. Оптоэлектронный метод диагностики мікроциркулярних порушень в хребті // Электроника и молодежь в XXI веке: Тез. докл.1-го международного молодежного форума – Харьков, 1997. – С.142.
18. Скоромец А.А. Традиционные методы лечения больных остеохондрозом позвоночника. – М.: Народная медицина, 1993.
19. Прикладная лазерная медицина. Учебное. и справочное пособие. Под ред. Х.-П.Берльена, Г.Й.Мюллера – М.: Интерексперт, 1997.
20. Качков И.А., Филимонов Б.А., Кедров А.В. Боль в нижней части спины //Русский медицинский журнал, Том V,- №15 – 1997.
21. Haslock I. Back pain and periarticular disease. In : Oxford textbook of medicine. Ed. by Weatherall D.J., Ledingham J.G.G., Warrell D.A. 3-rd ed. Oxford University Press 1996; Volume 2992–5.
22. Отто В., Хамбш К., Тройтлер Г. Медицинская поликлиническая диагностика: Пер. с нем. - М.: Медицина, 1979. – С. 244–246.
23. Кирчик В.С., Красников В.С., Толасов В.А. Качественная оценка эффективности систем диагностирования // Повышение качества и надежности промышленных изделий: – Л., 1978.
24. Кузьмин И.В. Оценка эффективности автоматических систем контроля и управления – М.: Советское радио, 1971. – 296 с.
25. Патент України 94051276. Спосіб діагностики судинних порушень в уражених хребетно-рухомих сегментах та пристрій для його здійснення / Кожем'яко В.П., Коротко О.Ш., Павлов С.В., Чепорнюк С.В., Марков С.М., Колеснік П.Ф. // Б.В. №1, 1995.
26. Краскевич В.Е., Зеленский К.Х., Гречко В.И. Численные методы в инженерных исследованиях – К.: Вища школа, 1986.
27. Немиренко А.П. Цифровая обработка биологических сигналов. – М.: Наука, 1984.
28. Павлов С.В. Разработка и исследование оптоэлектронной информационно-измерительной системы преобразования биоме-

- дицинской информации: // Дис... канд. техн. наук: 05.11.16. - Винница, 1995.
29. Кожем'яко В.П., Коротко О.Ш., Павлов С.В., Марков С.М., Гальченко Я.О. Оптичний метод діагностики мікроциркуляційних порушень в хребетно-рухомих сегментах // Збірник: Науково-технічна конференція "Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах". – Хмельницький, 1998.
  30. Рами Ребхи Хамди. Теоретические оценки и основные особенности оптоэлектронных параллельных матричных структур логико-временного типа // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах (Технологічний університет Поділля, м.Хмельницький) – 1999. - №2. – С.107-112.
  31. Кожем'яко В.П., Рамі Р. Хамді, Гордієнко Д.В., Баштовий Ю.О. Синтез нейронних систем на квантрон-автоматах з використанням поняття енергетичного нуля // Вісник Вінницького державного технічного університету. – 1999. - № 6. – С. 60-65.
  32. Кожем'яко В.П., Головань Т.В., Савалюк І.М., Рамі Р. Хамді. Граничні умови стиснення та відтворення логіко-часової інформації // Вісник Вінницького державного технічного університету. - 1997.- №4. - С. 51–54.
  33. Кожемяко В.П., Понура Е.И., Рами Ребхи Хамди, Кожемяко К.В. Алгоритмическое моделирование универсальности метода распознавания изображений на основе выделения // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах (Технологічний університет Поділля, м.Хмельницький). – 1998. - №2. – С. 56-59.
  34. Кожем'яко В.П., Майданюк В.П., Рамі Ребхі Хамді, Жуков К.М. Паралельна обробка багатовимірних перетворень // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах (Технологічний університет Поділля, м.Хмельницький). – 1998. - №3. – С.12-17.
  35. 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 (Технологічний університет Поділля, м.Хмельницький).–1998.-№3.–С.137-142.
  36. Лисенко Г.Л., Суприган В.А. Секціоновані паралельно-послідовні оптоелектронні інтегральні схеми // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – № 2. – С. 55–58.
  37. Контроль і управління в технічних системах (КУТС-97). Книга за матеріалами четвертої міжнародної науково-технічної конферен-

- ції. м. Вінниця. У 3-х томах. Том 2. –Вінниця: “УНІВЕРСУМ-Вінниця”, 1997.–209 с.
38. Лисенко Г.Л. Волоконна та інтегральна оптика. Ч.1: Навчальний посібник. – В.: ВДТУ, 1998. – 127 с.
  39. Оптика и связь / А. Козанне, Ж. Флере, Г. Мэтр, М. Руссо; Под ред. В.К.Соколова. – М.: Мир, 1984. – 504 с.
  40. Свечников С.В., Кожемяко В.П., Тимченко Л.И. Квазиимпульсно-потенциальные оптоэлектронные элементы и устройства логико-временного типа. — К.: Наук. думка, 1987. - 256 с.
  41. Ситько С.П., Скрипник Ю.А., Яненко А.Ф. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины.–"Федос Лтд."–К., 1999.–199 с.
  42. Иванов В.В. Столетие интегрального уравнения переноса излучения: В кн. “Рассеяние и поглощение света в природных и искусственных дисперсных средах” .–Мн.: ИФ АН Белоруси, 1991.–С.10–36.
  43. Lommel E. // Sitzber. Acad. Wissensch. Munchen.– 1887.– Bd. 17.– S.95; Annalen Phys. und Chem.–1889. –Bd.36.–S.473.
  44. Chwolson O.D. // Melanges phys. et chim. tires du Bull. de l’Acad. Imp. de Sci de St.–Petersb. 1889. V. XIII. Livr. 3.–P.83.
  45. Иванов А.П. Оптика рассеивающих сред.–Мн.: Навука і тэхніка, 1969. –592 с.
  46. Чандрасекар С. Перенос лучистой энергии.–М.: Изд. иностр. лит., 1953.–431 с.
  47. Hulst H.C. van de. Multiple Light Scattering. Vol.1 and 2.–New York: Academic Press, 1980.–739 p.
  48. 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.
  49. Розенберг Г.В. Физические основы спектроскопии светорассеивающих веществ // УФН. –Т.91, вып. 4, 1967.–С.596–608.
  50. Schuster A. Radiation through e foggy atmosfer // Astrophys. Journ.– 1905.–vol.21.–P.1–23.
  51. Schwarzschild K. Uber das Gleichgewicht der Sonnenatmosphare //Gottinger Nachr., Mathem.–Phys. Klasse.–1906.–vol.41.–S.41–53.
  52. Соболев В.В. Рассеяние света в атмосферах планет.– М.: Наука, 1972. –335 с.
  53. Иванов В.В. Перенос излучения и спектры небесных тел.–М. Наука, 1969.-472 с.
  54. Рвачев В.П. Основы экспериментальной фотометрии и спектрофотометрии: Учеб. пособие.–Гомель: ГГУ, 1977.–115 с.

55. Соболев В.В. Новый метод в теории рассеяния света // *Астроном. журн.*—Т.28, № 15.—1951.—С.3–11.
56. Розенберг Г.В. Абсорбционная спектроскопия диспергированных веществ // *УФН.*—Т. LXIX, вып.1, 1959.—С. 57–104.
57. Амбарцумян В.А. К вопросу о диффузном отражении света мутной средой // *ДАН СССР.*—Т.38.—1943.—С.257–262.
58. Иванов В.В. Принципы инвариантности и внутренние поля излучения в полубесконечных атмосферах // *Астроном. журн.*—Т.52, № 2.—1975.—С.217–226.
59. Пришивалко А.П. Отражение света от поглощающих сред.—Минск: Изд. АН БССР, 1963.—429 с.
60. Боровой А.Г. Многократное рассеяние оптических волн в средах с дискретными рассеивателями: Дисс... д-ра физ.-мат. наук.—Томск, 1983.—365 с.
61. Науменко Е.К. Исследование применимости численного метода решения обратной спектроскопической задачи оптики рассеивающих сред // *ЖПС.*—Т.35, № 1.—1981.—С.183.
62. Гермогенова Т.А. Развитие численных методов решения уравнения переноса излучения. // *Распространение света в дисперсной среде.*—Мн.: Навука і тэхніка, 1982.—С.105–118.
63. Lenoble J. Etat de polarisation du rayonnement diffuse dans les milieux naturels (mer et atmosphere) // *J. phis. et radium.*— 1957.—Vol.18, №11.— S.47–50.
64. Рвачев В.П. Методы оптики светорассеивающих сред в физике и биологии.—Мн.: Изд.Белорус. ун-та, 1978.—237 с.
65. Смолинский Е.С. Измерения оптических характеристик светорассеивающих сред в условиях многократного рассеяния: Дисс... канд. физ.—мат. наук.: 05.11.07.—Львов, 1977.—156 с.
66. 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.
67. Топорец А.С. Оптика шероховатой поверхности.—Л.: Машиностроение, 1988.—190 с.
68. Taylor A.H. The measurement of diffuse reflection factes and a new absolut reflectometer // *Journ. Opt. Soc. Amer.*—1920.—Vol.4.—P.9–23.
69. Sumpner W.E. The diffusion of light // *Proc. Phus. Soc. of London*, 1894.—Vol.12.—P.10–28.
70. Ulbricht R. Das Kugelphotometer // *Elektrotech. Zeits.*—1900.—Vol.21.—S.595.
71. Сахновский М.Ю. О возможностях использования интегрального шарового фотометра в измерениях диффузного отражения по

- абсолютной методике // Оптика и спектроскопия.–Т.62, вып.3.–1987.–С.692–697.
72. Рвачев В.П., Сахновский М.Ю. К теории и применению интегрального фотометра для исследования объектов с произвольными индикатрисами рассеяния // Оптика и спектроскопия.–Т.18, 1965.–С.486–494.
  73. Edwards D.K., Gier J.F., Nelson K.E. and Roddik R.D. Integrating Sphere for Imperfectly Diffuse Samples // Journ. Opt. Soc. Amer.–1961.–Vol.51,–P.1279–1288.
  74. Benford F.A. An absolute method for determining coefficient of diffuse reflection // General Electric Review.–1920.–Vol.23, №1.–P.72–76.
  75. Бугер П. Оптический трактат о градации света.–М.–Л.: Изд. АН СССР, 1950.– 479 с.
  76. Гуревич М.М. Поправки к измерениям свойств светорассеивающих веществ при помощи шара Ульбрихта //Тр. ГОИ.–Т.6, №59.–1931.–С.27–39.
  77. Kubelka P., Munk F. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche // Zeits. fur techn. Physik.– 1931.–Vol.12.– S.593–601.
  78. Петрук В.Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. – 207 с.
  79. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. –К.: Наукова думка, 1990. –224 с.
  80. Порфирьев Л.Ф. Основы теории преобразования сигналов в оптико-электронных системах.– Л.: Машиностроение, 1989.– 392 с.
  81. Тарасов К.И. Спектральные приборы.– Л.: Машиностроение, 1968.– 387 с.
  82. Приборы для неразрушающего контроля материалов и изделий/ Под ред. В.В. Ключева.–Изд. 2–е перераб. и дополн.–Том 1.–М.: Машиностроение, 1986.–С.48–50.
  83. Иванов А.П., Лойко В.А., Дик В.П. Распространение света в плотноупакованных дисперсных средах.–Мн.: Навука і техника,1988.– 191 с.
  84. Фесенков В.Г. Отражение света матовыми поверхностями // Изв. Русск. астроном. общ-ва.–1916.–Т.22, № 3.–С.67–83.
  85. Шифрин К.С. Рассеяние света в мутной среде. –М.: Гостехиздат, 1957.–276 с.
  86. Розенберг Г.В. Оптические свойства толстых слоев однородной рассеивающей среды.–Мн: Изд. АН БССР, 1963.–С.5–35.
  87. Назаренко Л.А., Полевой В.И., Купко А.Д. и др. Оптимизация конструкции диффузной интегрирующей сферы и способа

- измерения спектральных коэффициентов отражения // Український метрологічний журнал. –2000.–№2.– С.40–44.
88. Гершун А.А. Прохождение света через плоский слой светорассеивающей среды // Тр. ГОИ.–Т.II, Вып.99.–1936.– С. 43–55.
  89. Петрук В.Г., Томчук М.А., Моканюк О.І. Аналіз спектрів дифузного відбивання інтактною і травмованою біотканини //Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.– 1998.–№2. –С.149–151.
  90. 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.
  91. Гуревич М.М. Фотометрия (теория, методы и приборы).–Л.: Энергоатомиздат, 1983.–204 с.
  92. Петрук В.Г., Томчук М.А., Гаркушевський В.С. Аналіз трансформації світлового поля у інтегровальному резонаторі // Вісник ВПІ.– 1997.– №1.– С.88–93.
  93. Петрук В.Г., Томчук М. А., Черноволик Г. О., Бозняк Ю. А. Розробка та аналіз математичної моделі трансформації випромінювання біотканиною // Вісник ВПІ.–2000.–№2.–С.18–22.
  94. Петрук В.Г., Томчук М.А., Бозняк Ю.А. Оптико-електронна система визначення часу нанесення ушкоджень біотканин для судово-медичної діагностики, МНТК "Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології". - Вінниця: ВДТУ. - 24-26 квітня 2001 р." - С. 92.
  95. Томчук М.А. Експертна система визначення терміну нанесення ушкоджень в судово-медичній діагностиці //Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.– 1998.–№4.– С.122–126.
  96. Багдонес В. И. Некоторые задачи оптимального проектирования медицинских приборов и систем средней мощности. // Измерительная техника. –1987.–№ 3. –С. 38–46.
  97. Петрук В.Г., Поджаренко В.А., Кухарчук В.В., Кучерук В.Ю.,Овчинников С.С. Компьютерно-измерительная система диагностики онкопаталогий // Матер. НТК с междунар. участ.: Приборостроение-92. –Винница-Керчь, 1992. –С.74.
  98. Патент Российской Федерации № 2046316. Способ исследования гуморальных сред и устройство для его осуществления / В.Г. Петрук, В.А. Поджаренко, В.В. Кухарчук, В.Ю. Кучерук, А.П. Шаповалов, Джарадат Имад Абдель Гани // Бюл. изобрет. –1995. –№ 29.
  99. Kojemiako V.P., Pavlov S.V., Rami R. Hamdi, Savaliuk I.M.,

- Kojemiako N.V. Biomedical Optoelectronic Processor For Control Of Human Organism State // Proc. 1<sup>th</sup> International Conf. "Biomedical Measurement and Instrument". - Croatian. - 1998. - P. 2-70-2-72.
100. Kojemiako V.P., Pavlov S.V., Korotko A.S., Chepornyuk S.V., Rami R. Hamdi, Markov S.M. The optoelectronic Express-Diagnostic Method Applied For Affected Vertebra-Motive Segments Localization // Proc. 1<sup>th</sup> International Conf. "Biomedical Measurement and Instrument". – Croatian. – 1998. – P. 4-9 – 4-12.
101. Петрук В.Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ. Теорія і практика оптичного вимірювального контролю. – Вінниця.: УНІВЕРСУМ - Вінниця. – 2000. – 207 с.
102. Kojemiako V.P, Ponura O.I., Rami R. Hamdi, Sachanjuk N.V. The Optical Objects Recognition by Unobviously Expressed Signs // Proc. of International Conf. "Optoelectronic and Hybrid Optical/Digital Systems for Image/Signal Processing". – Lviv.–1999.-С.23.
103. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Понура О.І. Кожем'яко К.В. Застосування КVP-перетворень в засобах представлення інформації // "Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах". - 2000. - №2. - С. 101-106.
104. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Чепорнюк С.В., Станчук К. Аналіз кореляційних алгоритмів для обробки зображень // Праці четвертої науково-технічної конференції «Прогресивні матеріали, технології та обладнання в машино- та приладобудуванні». – Тернопіль. – 2000. – С. 77.
105. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Барило О.С., Хані Аль-Зубі Оптичний коімплекс оцінки мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області // Праці четвертої науково-технічної конференції «Прогресивні матеріали, технології та обладнання в машино- та приладобудуванні». – Тернопіль. – 2000. – С. 78.
106. Павлов С.В., Васюра А.С., Станчук К.І., Мохамед Ель-Хатиб Лазерні системи дослідження стану серцево-судинної системи // Праці четвертої науково-технічної конференції «Прогресивні матеріали, технології та обладнання в машино- та приладобудуванні». – Тернопіль. – 2000. – С. 79.
107. Korotko A., Pavlov S. State and perspectives of biomedical optics development in the Ukraine // Збірник Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних технологій "Photonics-ODS 2000". – Vinnica (Ukraine). – 2000. – P.18.
108. Pavlov S., Al-Zoubi H., Stanchuk K. Optoelectronic methods for recognition of biomedical photoplethysmographic signal // Збірник Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних



- технологій “Photonics-ODS 2000”. – Vinnica (Ukraine). – 2000. – P.30.
109. Pavlov S., Kolesnic P., El-Khatib M., Ostrivsky I. Optoelectronic methods and device for diagnosis vascular systems // Збірник Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних технологій “Photonics-ODS 2000”. – Vinnica (Ukraine). – 2000. – P. 87.
  110. Pavlov S., Barilo A., El-Khatib M., Matohnuyk M Laser systems for diagnosis microcirculation in the jaw-facial region // Збірник Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних технологій “Photonics-ODS 2000”. – Vinnica (Ukraine). – 2000. – P. 92.
  111. Pavlov S., Kolesnic P., Marcov S., Halchenko Y. The appraisal of microcirculation state in verbeta-motive segments // Збірник Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних технологій “Photonics-ODS 2000”. – Vinnica (Ukraine). – 2000. – P. 92.
  112. Кожем’яко В.П., Салдан Й.Р., Павлов С.В., Хані Аль-Зубі, Мисловський І.В., Салдан Ю.Й.. Аналіз зображень вторинної флюоресценції при діагностиці захворювань рогівки // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. - №3. – С.147 - 149.
  113. Кожем’яко В.П., Станчук Е.І.. Аналіз кореляційних методів обробки зображень // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. - №3. – С.150 -154.
  114. Кожем’яко В.П., Салдан Й.Р., Павлов С.В., Хані Аль-Зубі, Мисловський І.В., Салдан Ю.Й.. Аналіз зображень вторинної флюоресценції при діагностиці захворювань рогівки // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. - №3. – С.147 - 149.
  115. Кожем’яко В.П., Станчук Е.І.. Аналіз кореляційних методів обробки зображень // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. - №3. – С.150 -154.
  116. Кожем’яко В.П., Павлов С.В., Колісник П.Ф., Марков С.М., Мохаммед Ель-Хатіб, Шевчук О.В., Дідик І.Л. Оптоелектронний метод вивчення судинних і мікроциркуляторних порушень у хребетно-рухомих сегментах за коефіцієнтом асиметрії// Український журнал медичної техніки і технології. – 2002. - №2. – С.27-32.
  117. Серкова В.К., Станіславчук М.А., Павлов С.В., Шевчук С.В., Мохаммед Ель-Хатіб, Шевчук О.В. Особливості використання принципу взаємодії лазерного випромінювання з біотканиною при діагностиці уражень судин у хворих на системний червоний вовчак // Український журнал медичної техніки і технології. – 2002. - №2. – С.33 - 39.

118. Павлов С.В., Колісник П.Ф., Матохнюк М.В., Островський І.Я. Оптико електронний метод для дослідження трофічного комплексу тканини. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. - 2002. - №2.-С.55-60.
119. Kojemiako V., Pavlov S., Chepornyuk S., Kolesnic P., Matokhnyuk M. Using of W-connectivity Sum Method for Image Processing // International conference "TEXNOUS - 2001". – Romania. – 2001. – С. 29-34.
120. П.Р. Пат. №2001042382 Україна, Спосіб визначення відновлення трофічного комплексу при міопастичному синдромі після постізометричної релаксації/ С.В. Павлов, П.Ф. Колісник, М.В. Матохнюк, І.Я. Островський. – 2000.
121. Pavlov S., Varilo A., El-Khatib M., Matokhnyuk M Laser systems for diagnosis microcirculation in the jaw-facial region // Збірник Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних технологій "Photonics-ODS 2000". - Vinnytsia (Ukraine). – 2000. - P.92.
122. Bilik O., Kolesnic P., Matokhnyuk M. Optic-electronic factor of program-apparatus devices for medical statistic investigates // Збірник Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних технологій "Photonics-ODS 2000". — Vinnytsia (Ukraine). — 2000. — P. 94.
123. Hamdi R., Bilik N., Matokhnyuk M. Optic-electronic methods for biomedical images processing // Збірник Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних технологій-"Photonics-ODS 2000". - Vinnytsia(Ukraine). - 2000. - P. 98.
124. Шевчук С., Ель-Хатиб М., Дідик І. Особливості використання принципу взаємодії лазерного випромінювання з біотканиною при діагностиці уражень судин у хворих на системний червоний вовчак // Optoelectronic Information-Energy Technologies – 2002. – Vinnytsia.-С. 97.
125. Забродська С., Скрига М. Застосування CCD- структур для обробки зображень мікроциркуляції кон'юктиви ока // Optoelectronic Information-Energy Technologies – 2002. – Vinnytsia.-С. 103.
126. Шевчук С., Ель-Хатиб М., Чекотун В. Застосування лазерних технологій у медичній практиці // Optoelectronic Information-Energy Technologies – 2002. – Vinnytsia.-С. 105.
127. Карпусь В. Оптико-електронний пристрій для діагностування мікроциркуляторних порушень ХРС// Optoelectronic Information-Energy Technologies – 2002. – Vinnytsia.-С. 110.

128. Мазур Н. Оптичні аналізатори показників крові// Optoelectronic Information-Energy Technologies – 2002. – Vinnytsia.-С. 112.
129. Кожем'яко В.П., Салдан Й.Р., Павлов С.В., Готра О.З. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.2 – Офтальмогічна оптика. Навчальний посібник. – Вінниця: ВДГУ, 2002. – С.162.
130. Павлов С.В., Мохамед Ель-Хатіб. Аналіз лазерних систем для біомедичних досліджень// Вісник ВПІ.– 2002 .- № 1. – С. 65 – 71.
131. Станчук К.І. Перспективність використання оптико-електронної елементної бази при побудові систем аналізу біомедичних зображень // Вимірювальна обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2001. - № 4.- С.128 - 133.
132. Павлов С.В., Станчук К.І., Хані Аль-Зубі, Забродська С.А., Репіна О.Б. Аналіз розвитку ПЗЗ – структур у наукових дослідженнях // Вимірювальна обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2001. - № 4.- С.13 – 18.
133. Станчук К.І. Принципи реалізації оптико-електронного пристрою для множення довжин часових інтервалів // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології . – 2001. - № 2. – С. 71 – 74.
134. Салдан Й.Р., Павлов С.В., Колісник П.Ф., Станчук К.І., Семенець О.М., Аммар Алі Дауд. Застосування оптико-електронних інформаційних систем для аналізу мікроциркуляції кон'юнктиви ока // Оптико – електронні інформаційно – енергетичні технології. –2001.-№ 2.–С.124-128.
135. Павлов С.В., Мохамед Ельхатіб, Матохнюк М.В., Семенець О.М. Метрологічний аналіз інформаційно-вимірювального каналу оптико-електронної системи для дослідження мікроциркуляції // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.–2001.- № 3. – С.111-114.
136. Патент РФ № 2178915. Способ глаз-процессорной обработки изображений и оптико-электрическое устройство для его реализации // Кожем'яко В.П., Павлов С.В. и др.. –2002. – 24 С.
137. Патент № 44403 А. Спосіб визначення структурних змін на очному дні в зоні запального процесу //Салдан Й.Р., Кожем'яко В.П., Павлов С.В. –2001. – 5 с.
138. Патент № 44404 А. Спосіб діагностики захворювань рогівки //Салдан Й.Р., Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Довгалюк Ю.П. – 2002. – 4 с.
139. Патент № 46070 А Біопроекторний таймер-годинник / Кожем'яко В.П., Павлов С.В.. – 2002. – 13 с.
140. Салдан Й.Р., Павлов С.В., Семенець О.М., Хані Аль-Зубі Оптико-електронні методи контролю неоваскуляризації рогової оболонки

- // Збірник наукових праць "Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах". – Хмельницький, 2002. С.111-114.
141. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Колісник П.Ф., Станчук К.І., Репіна О.В. Об'єктивізація оцінки бульбарної мікроциркуляції // Тези доповідей Міжнародної конференції "PHOTONICS-ODS 2002". – Вінниця. - 2002. – С.56.
  142. Белік Н.В., Станчук К.І., Шевченко А.В. Біомедичний оптико – електронний таймерний процесор-стимулятор // Тези доповідей Міжнародної конференції "PHOTONICS-ODS 2002". –Вінниця.-2002.– С.57.
  143. Павлов С.В., Матохнюк М.В. Оптикоелектронні методи діагностики стану серцево-судинної системи// Тези доповідей міжнародної конференції "Photonics-ODS 2002". – Вінниця. - 2002. – С.65
  144. Васюра А.С., Павлов С.В, Семенець О.М. Аналіз методів фільтрації при обробці біомедичних сигналів // Тези доповідей Міжнародної конференції "PHOTONICS-ODS '02". –Вінниця.-2002.– С.50.
  145. Тужанський С.Є., Терентьев Є.О. Математична модель процесу розповсюдження високоенергетичного лазерного випромінювання // Тези доповідей Міжнародної конференції "PHOTONICS-ODS 2002". –Вінниця.-2002.– С.60.
  146. Чернуха А.О. Створення бази даних для аналізу біомедичних даних // Тези доповідей Міжнародної НТК "ОЕІЕТ '02". –Вінниця.-2002.- С.56.
  147. Сіманішина О.С. Оптичний метод діагностики стану периферійних судин // Тези доповідей Міжнародної конференції "ОЕІЕТ '02". –Вінниця.-2002.– С.61.
  148. Мазур Н.В. Аналіз біофізичного механізму дії лазерного випромінювання на біотканину // Тези доповідей Міжнародної конференції " ОЕІЕТ '02". –Вінниця.-2002.– С.59.
  149. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Салдан Й.Р., Яровий А.А., Аль-Зубі Хані. перспективність застосування оптико-електронних систем око-процесорного типу при реєстрації та обробці біомедичної інформації // Тези доповідей Міжнародної конференції "PHOTONICS-ODS '02". –Вінниця.-2002.– С.53.
  150. Марков С.М., Шевчук О.М. Застосування Фур'є перетворень для аналізу фотоплетизмограм // Тези доповідей Міжнародної конференції "PHOTONICS-ODS '02". –Вінниця.-2002.– С.54.
  151. Станіславчук М.А., Павлов С.В., Шевчук С.В., Думенко В.П. Перспективність оптико-електронних методів при діагностиці уражень судин у хворих на СВЧ// Тези доповідей Міжнародної конференції "PHOTONICS-ODS '02". –Вінниця.-2002.– С. 55.

152. Павлов С.В., Матохнюк М.В., Білоконний В.Д. Оптиелектронні методи діагностики стану серцево-судинної системи // Тези доповідей Міжнародної конференції "PHOTONICS-ODS '02". – Вінниця.-2002.– С.47.
153. Кожем'яко В.П., Готра З.Ю., Павлов С.В., Микитюк З.М., Готра З.О.Схемотехніка сучасного приладобудування, Ч2. Оптичні сенсори. – ВДТУ, Вінниця. – 164 с.
154. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Мартинюк Т.Б., Лисенко Г.Л. Волоконно-оптичні структури комутації та передачі інформації. – ВДТУ, Вінниця. – 106 с.
155. Васюра А.С., Павлов С.В., Суприган В.А. Адаптивна оптика. – Навчальний посібник. - ВДТУ, Вінниця. – 144 с.
156. Мартинюк Т.Б., Павлов С.В., Бітюкова Ж.О., Белік Н.В. Паралельний метод класифікації біоелектричних сигналів за принципом різницевого зрізів / Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – Вінниця, 2004. - №2(8). – С. 102-112.
157. Павлов С.В., Колісник П.Ф., Семенець О.М. Експертна система прийняття рішень при аналізі стану мікроциркуляції кон'юктиви ока / Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – Вінниця, 2004. - №2(8). – С. 113-117.
158. Салдан І.Р., Черешнюк І.Л., Семенець О.М., Салдан Ю.Й. Комп'ютерний спектрональний аналіз фото зображень очного дна / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції "Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 149-150.
159. Павлов С.В., Колісник П.Ф., Семенець О.М. Експертна система прийняття рішень при аналізі стану мікроциркуляції кон'юктиви ока / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції "Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 151-153.
160. Салдан Й.Р., Семенець О. М., Гладська О. В., Лівшиць І. І. Застосування КМОП-структур для аналізу біомедичних зображень / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції "Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 153-154.
161. Колісник П.Ф., Павлов С.В., Марков С.М., Голубійовський М.Й., Колісник С.П. Перспективи використання оптико-електронних засобів для діагностики захворювань внутрішніх органів / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції "Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 155.

162. Савенков С.Н., Тужанський С.Є. Лазерні методи дослідження оптичних властивостей біотканин / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 155-156.
163. Прудіус П.Г., Думенко В.П, Чернуха А. Аналіз лазерних систем для біомедичних досліджень / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 157-158.
164. Павлов С.В., Вей Шоушуй, Мисловський І.В. Оптоелектронные информационные системы анализа гемодинамики сердечно-сосудистой системы / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 160-162.
165. Колісник П.Ф., Герасименко В.В., Григор’єв А.С. Програмна обробка цифрових фотозображень в ході соматометричного обстеження / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 163-164.
166. Павлов С.В., Станіславчук М.А., Хоменко В.М. Застосування оптико-електронних технологій при аналізі кровопостачання чутливих точок у хворих на фіброміалгію / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 165.
167. Мазур Н.В., Думенко В.П. Оптичні методи визначення гемодинамічних показників серцево-судинної системи / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 165-166.
168. Салдан Й.Р., Семенець О. М., Хані Аль-Зубі. Оптичні методи аналізу зображень вторинної флюоресценції при діагностиці захворювань рогівки / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 166-167.
169. Павлов С.В., Салдан Й.Р., Семенець О. М. Паралельна обробка біомедичної інформації із застосуванням нанотехнологій / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 168-169.
170. Павлов С.В., Барило О.С., Белік Н.В. Оптико-електронний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень при запальних процесах щелепно-лицьової ділянки / Матеріали

- III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 171-172.
171. Хіміч С.Д., Каштелян О.В., Ахмед Авад. Фотоплетизмографічні методи при вивченні особливостей кровопостачання органів та тканин у людей з ожирінням / Матеріали III міжнародної науково-технічної конференції “Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС-2005».- Вінниця, 2005. – С. 172-173.
172. Колупаєва Т.В., Коробов А.М., Шахбазов В.Г., Павлов С.В., Оксенюк Л.П. Сравнительное исследование эффекта естественного и преформированного светового излучения на функциональное состояние организма условно здоровых людей / Материалы XXIV Международной научно-практической конференции “Применение лазеров в медицине и биологии”. - Ялта, 2005. –С.78-79.
173. Павлов С.В., Коробов А.М., Касарда В.І. Перспективність застосування фотонних методів у терапевтичній практиці / Материалы XXIV Международной научно-практической конференции “Применение лазеров в медицине и биологии”.- Ялта, 2005. – С. 86-88.
174. Станіславчук М.А., Павлов С.В., Шевчук С.В., Ахмед Авад. Застосування лазерного випромінювання при діагностиці уражень судин у хворих на системний червоний вовчак / Материалы XXIV Международной научно-практической конференции “Применение лазеров в медицине и биологии”.- Ялта, 2005. – С. 97-100.
175. Слободяник А.Д., Смолінський Є.С., Гаркушевський В.С., Петрук В.Г., Томчук М.А. Рішення на видачу патента України по заявці 98020604 від 4.02.98р. Спосіб нормування світлового потоку в однопроменевих спектрофотометрах.
176. Слободяник А.Д., Гаркушевський В.С., Смолінський Є.С., Томчук М.А. Аналіз розподілу світлового потоку при спектрофотометричних дослідженнях // Вимірвальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. –1987.–№2. – С.47-50.
177. Моканюк А.И., Томчук М.А., Петрук В.Г. Изучение деструкции гемоглобина травмированных тканей с помощью спектрофотометрической ИИС // Матер. НТК „Леотест-97”. –Славське, 1997. –С.80.
178. Петрук В.Г., Томчук М.А., Моканюк О.І. Оптичний метод та ІВС неінвазивної діагностики поверхневих патологій і давності тілесних ушкоджень // Матер. НТК “Фізичні методи та засоби контролю матеріалів і виробів “Леотес-97”.–Славське, 1997. – С.81-82.

179. Патент України №33078А від 15.02.2001 Бюл.№1. Петрук В.Г., Томчук М.А., Біленький О.А., Біляга Р.В. Пристрій для неінвазивної оптичної діагностики матеріалів біомедичного походження.
180. Пат. №21114А Україна, МКИ G02 F1/00, H01 S3/10. Пристрій для перетворення зображення / В.С. Гаркушевський, В.Г. Петрук, М.А. Томчук, І.В. Васильківський, А.Д. Слободяник; Заявл. 11.03.96; Опубл.04.11.97; Бюл. №2.–4с.
181. Калядин Н.И., Лепенков В.А., Лосев И.Р., Кантор С.И. Проблемы врачебного мониторинга больных и требования к разработке компьютерных систем // Медицинская техника. –1996. –№ 2. – С.25–28.
182. Слободяник А.Д., Томчук М.А., Гаркушевський В.С., Петрук В.Г. Комп'ютерно-вимірювальна система для вивчення оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ // Управляючі системи і машини. –1998. –№3. –С.64-67.
183. Petruk V.G., Tomchuk M.A. Optoelectronic system for non-invasive diagnosis of surface pathology bioskin. // International Conf. On Optoelectr. Inform. Technol.–Vinitsa (Ukraine), 2000. – p.95.
184. Рішення на видачу патента України по заявці 98115850 від 03.11.98. Томчук М.А., Петрук В.Г. Пристрій для неінвазивної оптичної діагностики матеріалів біомедичного походження.
185. Томчук М.А., Біляга Р.В., Біленький А.А. Управление контрольно-измерительной системой неинвазивной диагностики // Мат. 6-го Всероссийского студенческого семинара "Проблемы управления".–Москва.–1998, вып.3.–С. 10–12.
186. Стекольников В.В., Флеров Е.В., Толмачева М.Ю. Применение математических методов и ЭВМ в медико- биологических исследованиях. М.: Медицинская техника. –1985. –С.304–305.
187. Пат. 20379А Україна, МКИ G 01N21/47, 21/55. Пристрій для визначення відбиваючої здатності матеріалів біомедичного походження/ В.Г. Петрук, І.В. Васильківський, М.А. Томчук, Г.А. Корчинський; Заявл. 19.05.95. Опубл. 27.02.98, Бюл. №1. –4 с.
188. Полішко С.П., Трубенко О.Д. Точність засобів вимірювань: Пер. з рос. Клінченко В.В. –К.: Вища школа, 1992. –173 с.
189. Пфанцагель И. Теория измерений. –М.: Мир, 1976. –245 с.
190. Новицкий П.В., Зограф И.А. Оценка погрешностей результатов измерений. –Л.: Энергоатомиздат, 1985. –247 с.
191. Поджаренко В.А., Кухарчук В.В. Метрологические основы компьютерно-измерительной техники. –Учеб. пособие. –К.: УМК ВО, 1989. –216 с.



192. Петрук В.Г. Метрологічні особливості технології зразкових засобів оптичних вимірювань // Вимірювальна техніка та метрологія. – 1998. – №54. – С.56-59.
193. Борисов Н. Д., Вишневикий В. Н. О применении окиси магния в качестве диффузного отражателя в спектрофотометрических работах // УФЖ. –Т.3, №1. –1958. –С.88-94.
194. ОСТ 3-1898-82. Эмали белые для фотометрических шаров. Номенклатура, технические требования и технологические процессы приготовления и нанесения.
195. Сахновский М.Ю. О точности спектрофотометрических измерений на интегральном шаровом фотометре / Ред. ЖПС.–Минск, 1981.–14с.–Деп. ВИНТИ, № 5467–81.
196. Топорец А.С. Фотометрический шар для абсолютных измерений // Оптика и спектроскопия.–Т.Х.,вып. 4, 1961.–С.588.
197. Кортюм Г., Браун В., Герцог Г. Принципы и методика измерения в спектроскопии диффузного отражения // УФН.–1965, Т.85,вып.2.–С.365–380.
198. Бухштаб М.А. О возможности исключения систематической погрешности абсолютных измерений в фотометрическом шаре // Оптика и спектроскопия. –Т.54, №1. –1983. –С.158-163.
199. Бухштаб М.А. Измерения малых оптических потерь.–Л.: Энергоатомиздат, 1988.–156 с.
200. Sofwat Hemmat H. Dissertation.–West Virginia University, 1968.
201. Багаев С.Н., Орлов В.А., Панов С.В. Спектрометр светового рассеивания для задач медицинской диагностики // Медицинская диагностика.–1995.–№3. – С.8-10.
202. Королевич А.Н., Олейник Т.В. и др. Особенности спектров диффузного отражения и пропускания нормальных и опухолевых тканей // ЖПС. –Т.58, 1993.– №5-6. –С.555–558.
203. 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.
204. Журавель В.Г. Оптические изменения кожи у больных базальноклеточным раком // Вопросы онкологии.–Т.43, №2.– 1997.–С.151–153.
205. Хайруллина А.Я. Диагностика крови методами оптики рассеивающих сред. –Мн., 1985 (Препринт ИФ АН Белоруси).
206. Гайбуллаев Б.А., Козлов В.Д., Хайрулина А.Я. Об использовании волоконно-оптических устройств при транскутантной диагностике // ЖПС.–Т.59, №5–6.–1993.–С.588–590.

207. Петрук В.Г., Томчук М.А., Болюх Б.А., Васильківський І.В. Експресний контроль-вимірювальний комплекс інфрачервоних спектрів поглинання гуморальними тканинами // Матер III Міжнар. НТК "Контроль і управління в техн. сист." – Вінниця, 1995. – С.565.
208. Petruck V., Tomchuck M., Bilenky O., Bilyaga R. Method of diagnostic of absorption characteristics of humoral media // 20<sup>th</sup> International scientific symposium of students and young research workers.-Zielona Gora: Politechnika Zielonogorska: 1998.–Vol. IV.– p.72–76.
209. Хайруллина А.Я., Олейник Т.В., Кацев И.Л. О возможности оптической диагностики одно- и многослойных структур, моделирующих органы человека // Оптика и спектроскопия. – 1993.–Т.75, вып.1.–С.130–137.
210. Cheong W.F., Prael S.A., Welch A.J. A review of the optical properties of biological tissues // IEEE Journal of Quantum Electronics, 1990. –Vol.–26.– №12, pp.2166–2185.
211. Шабаров В.Л., Жогун В.Н, Иванов А.П. и др. Рассеяние оптического излучения биологическими тканями // ЖПС. – Т.47, № 5. – 1987. – С.825–829.
212. Петрук В.Г., Васильківський І.В., Томчук М.А., Погорілий В.В. Метод біомедичної експрес-діагностики за спектрами дифузного відбивання з застосуванням виносного інтегруючого зонда // Матер. НК з Міжнар. участю. – Хмельницький: ТУП. –1995. – С.237.
213. Петрук В.Г., Томчук М.А., Гаркушевський В.С. Поляризаційно-вимірювальна система неінвазивної діагностики // Матер. НТК з міжнар. участю "Приладобудування-95". – Вінниця–Львів, 1995. – С.129.
214. Петрук В.Г. Фізико-хімічний механізм антистоксового поглинання гуморальними середовищами з позиції координаційної теорії кристалічного поля // Вісник ВПІ. – 1995. – № 2. – С.78–82.
215. Утц С.Р., Барт Й., Кнушке П. Флюоросцентная спектроскопия кожи // Вестник дерматовенерологии.– 1989. – №6.–С.20–23.
216. Svaasand L.O., Elingsen R. Optical penetration in human intracranial tumors //Photochemistry and Photobiology, 1985. –Vol. 41. – pp. 73–76.
217. Науменко Е.К. Выбор длин волн для устойчивого определения концентраций производных гемоглобина по спектрам поглощения эритроцитов // ЖПС, 1996.–Т.63, № 1.–С.60–66.

218. А.с. №1613955 СССР. Способ определения относительных концентраций производных гемоглобина / Г.С. Дубова, А.Я. Хайруллина, А.А. Колдаев // Бюл. изобрет. –1990. –№46.
219. Хайруллина А.Я. Определение оптических констант гемоглобина в эритроцитах методами светорассеяния // Механизмы регуляции в системе крови. Ч. II. -Красноярск, 1978. –С.135–136.
220. Дубова Г.С., Хайруллина А.Я., Шумилина С.Ф. Спектрофотометрический анализ дериватов гемоглобина цельной крови: там же.–С.131–132.
221. Khairullina A Ja. Multi wavelenght pulse oximetry in the measurement of gemoglobin fractions//SPIE, 1996. – Vol.2676. – P.332.
222. Хайруллина А.Я. Спектроскопия цельной крови // Сб. матер. „Молекулярная физика и биофизика водных систем”, 1989.– №7.–С.91–105.
223. Дубова Г.С., Мишуров Э.А., Хайруллина А.Я. Спектры миллимолярных показателей поглощения метгемоглобинов цельной крови в диапазоне длин волн 660–1000нм // ЖПС. –Т.44, 1986.– №3. – С.446-449.
224. Логвиненко А.Г., Логвиненко С.И. Спектрофотометрический метод определе-ния оксигемоглобина в крови // Лабораторное дело. –1990.–№2.–С.42-43.
225. Чевари С., Чаба И. Спектрофотометрический метод определения гемоглобина в крови // Лабораторное дело.–1985.–№8.–С.457-460.
226. Тельнов В.И.. Фенотипы гаптоглобина и биохимические показатели сыворотки крови. // Клиническая лабораторная диагностика, 1994.– №1. – С.35–37.
227. Дубова Г.С., Хайруллина А.Я., Шумилина С.Ф. Определение спектров поглощения гемоглобина методами светорассеяния // ЖПС. – Т.27, № 5. – 1977. –С.871–878.
228. Kourganoff V., Busbridge J. W. Basic methods in transfer problems // Clarendon Univ. Press. – Oxford, 1952. – p. 282.
229. Способ определения содержания кислорода в цельной крови А.с. №894493 СССР. / В.С. Бондаренко, Г.С. Дубова, Э.П. Зеге, И.Л. Кацев, А.Я. Хайруллина, С.Ф. Шумилина // Бюл. изобрет. –1981. –№48.
230. Способ определения агрегационной функции эритроцитов А.с. №1363900 СССР. / Г.С. Дубова, А.Я. Хайруллина, Г.М. Костин // Бюл. изобрет. –1987. –№46.
231. Сидько Ф.Я., Терсков И.А., Ерошин Н.С. и др. О применении методов спектроскопии светорассеивающих сред при биофизических исследованиях одноклеточных организмов и их сус-

- пензий: В кн.: Теоретические и прикладные проблемы рассеяния света. –Мн.: Навука і тэхніка, 1971.–С.361–374.
232. Иванов А.П., Махаревиц С.А., Хайруллина А.Я. Об особенностях распространения излучения в тканях и биожидкостях при плотной упаковке частиц // ЖПС. – Т.47, № 4. –1987. –С.662–668.
233. Хайруллина А.Я. Исследование биоклеток методами светорассеяния // Распространение света в дисперсной среде. –Мн.: Наука і тэхніка, 1982. – С.275–292.
234. Зеге Э.П., Кацев И.Л. Определение оптических характеристик рассеивающей среды по отражению от полубесконечного слоя //ЖПС.–1980.–Т.33, №3.–С.550–556.
235. Способ определения прижизненного повреждения кожи А.с. СССР № 1806592. / С.А. Козлова, А.И. Моканюк, Є.С. Смолинский, В.Г. Петрук // Бюл. изобр. – 1993. – № 13.
236. Концевич И.А., Кидралиев С.А., Тамбов А.С. Современное состояние вопроса судебно-медицинской диагностики прижизненности и давности механической травмы // Суд. мед. экспертиза. –1977. –№ 3. –С.18–22.
237. Патент України № 17619А. Спосіб об'єктивної діагностики кольору біотканини з ділянки синця або трупної плями / О.І. Моканюк, В.Г. Петрук, Р.Ф. Міщенко, І.В. Васильківський // Бюл. Держпатенту України. –1997.
238. Моканюк О. І. Діагностика зажиттевості виникнення синців за оптичними характеристиками травмованої шкіри // Український судово-медичний вісник. –1999. – №2.– С.11-13.
239. Палимпсестова О.А. Диагностика прижизненных и посмертных кровоподтеков в гистологических срезах рентгеновским и люминесцентным методами исследования // Судебно-медицинская экспертиза, 1991.–№1.–С.14–16.
240. Прохороненков В.И. Прижизненная микрофлюорометрия кожи // Вестник дерматовенерологии, 1989.–№6.–С.20–23.
241. Зеге Э.П., Кацев И.Л. Отражение и пропускание света рассеивающим слоем с отражающими границами // ЖПС. – 1979.–Т.31, №2.–С.327–333.
242. Будяк В.Н., Корсунский В.М., Снегур А.А. и др. Метод и прибор с микро-процессорной обработкой информации для неинвазивного определения гемоглобина в тканях человека // Український журнал медичної техніки і технології. –1998. –№4. –С.50–56.
243. Солохин А.А. Состояние и перспективы научных исследований по вопросам механо- и морфогенеза поврежденных мягких тканей и внутренних органов от воздействия твердых предметов // Судебно-медицинская экспертиза. –1988.– №1. –С.40–43.

244. Хайруллина А.Я., Олейник Т.В., Буй Л.М. Банк данных по оптическим и биофизическим свойствам крови, биотканей и биожидкостей в видимой и ближней ИК-области спектра // Оптический журнал. –1997.–Т.64, №3.–С.91–97.
245. Хайруллина А.Я. О закономерностях направленного и диффузного пропускания монослоев частиц с различной плотностью упаковки и оптическими свойствами // Оптика и спектроскопия. –1982. – Т.53, № 6. – С.1043–1048.
246. Петрук В.Г., Томчук М.А., Столяр В.В., Мельник В.В. Неінвазивна експрес-діагностика "КРАШ"-синдрому на основі вимірювального контролю спектрів дифузного відбивання біотканин //Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький: ТУП. – Вип. №3. –1999. –С.147–151.

## **ДОДАТКИ**

## Додаток А

### Довідник медичних термінів, що були використані в роботі

**Анкілоз** – ригідність або фіксація суглобів у результаті захворювань, що призводять до їхнього фіброзу.

**Артроз** [< гр. arthron суглоб] – хронічне захворювання суглобів, яке пов'язане з порушенням обміну речовин і яке супроводжується змінами в поверхнях, що зчленовуються.

**Атрофія** [<лат atrophia – зів'янення] – зменшення розмірів органа чи тканини організму тварини або людини, яке супроводжується порушенням або припиненням їх функції.

**Вертебро** [<лат vertebro – хребет] – початок слів, що стосуються дослідження хребта.

**Гіперестезія** – збільшена чутливість шкіри.

**Ендо** [<гр. endon усередині] – перша складова частина складних слів, які відповідають значенню слову "внутрішній".

**Латеральний** [<лат. lateralis – боковий] – розташований на віддалі від серединної площини тіла.

**Остеохондроз хребта** – дегенеративне ураження хряща ХРС із реактивними змінами з боку тіл хребців. Первинно тут ушкодження драглистого (пульпозного) ядра з наступною дегенерацією фіброзного кільця і утворенням у ньому тріщин. В умовах зміненої рухливості хребцевого сегмента наступають зміни в міжхребцевих суглобах, розвивається спондилоартроз.

**Парез** [< гр. paresis послаблення] – неповний параліч, послаблення функції будь-якого м'яза або групи м'язів в наслідок порушення інервації.

**Патогенез** [< гр. pathos страждання + ...генез] – розділ патології, який вивчає внутрішні механізми виникнення і розвитку патологічних процесів, хвороб в цілому та окремих їх проявів.

**Сагітальна площина** [<лат. sagita стріла] – площина, яка поздовжньо ділить тіло на дві частини – на ліву та праву.

**Синостоз** [< гр. syn разом + osteon кістка] – щільне зрощення двох кісток (синартроз) за допомогою кісткової тканини.

**Спондилоз** – анкілоз хребців; це загальний неспецифічний термін, який часто вживається стосовно різноманітних уражень хребта дегенеративної природи.

**Спондилоартроз (спондилоартрит)** – поразка тільки міжхребцевих суглобів.

**Додаток Б**  
**ОПТОЕЛЕКТРОННИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ АНАЛІЗУ**  
**МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ**  
**СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ**

**1. Основні характеристики, суть розробки**

Оптоелектронний комплекс призначений для вимірювання порушень мікроциркуляції серцево-судинної системи у щелепно-лицьовій ділянці шляхом реєстрації, обробки та збереження фотоплетизмограм кровоносних судин за допомогою апаратних засобів.

Оптичний метод діагностики мікроциркуляції крові в судинах щелепно-лицьової ділянки характеризується достатньо широким діапазоном можливостей реєстрації найрізноманітніших фізіологічних функцій тканин, органів і систем організму. Також відмінною рисою параметрів є їхня висока вибірність і точність. Оптичний метод також дозволяє використовувати поряд з лазерними та оптико-електронними датчиками гнучкі скловолоконні світловоди для дослідження мікроциркуляції.

*Комплекс дозволяє:*

- реєструвати фотоплетизмограму (ФПГ) одночасно по двох каналах на периферійних артеріях та будь-якій артерії між хребцями шийного, грудного або поперекового відділів;
- робити апаратну і програмну фільтрацію перешкод;
- вимірювати амплітудно-тимчасові характеристики ФПГ;
- робити розрахунок параметрів ФПГ у відносних одиницях;
- виконувати роботу з базою даних пацієнтів;
- робити ранжування бази даних за прізвищами пацієнтів і за датою проведення реєстрації.

**2. Патентно-конкурентноспроможні результати**

В основу оптоелектронного діагностичного комплексу покладені методи діагностики судинних порушень в уражених ХРС (патент України № 6871), неінвазивного визначення ступеня насичення крові киснем (патент України № 6872), неінвазивного замірювання артеріального тиску (патент України № 5716), індивідуального підбору оптимальних доз судинно-розширювальних препаратів (патент України № 5715).



### **3. Порівняння зі світовими аналогами**

За рахунок використання оптоелектронних датчиків реєстрації біомедичних сигналів, які працюють в інфрачервоному та червоному діапазонах забезпечується абсолютно безпечно та комфортне діагностування населення різних вікових груп і фізичного стану (включаючи дуже важких хворих, наприклад, після аварії, опіків і т.і.) безпечні умови праці обслуговуючого персоналу та підвищується якість медичного обслуговування.

ФПМ у порівнянні з іншими методами діагностики біологічного об'єкта (БО) за оптичними показниками, наприклад з фотоакустичним методом, дозволяє підвищити достовірність реєстрації гемодинамічних показників кровонаповнення, а також те, що введенням в прилади, які реалізують цей метод, елементів світловолоконної техніки і джерел з різними довжинами хвиль зондуючого випромінювання можна достатньо точно вирішувати задачі фотодинамічних досліджень, дистанційних вимірювань тих або інших гемодинамічних показників БО.

### **4. Ефективна привабливість розробки для просування на ринок**

Економічний ефект досягається за рахунок застосування оптоелектронних методів реєстрації біомедичних сигналів, що забезпечує неінвазивність, високу перешкодостійкість, органічне поєднання операцій введення, обробки та візуалізації біомедичної інформації, можливість вимірювання практично в будь-якій точці тіла, а також створює безпечні умови праці обслуговуючого персоналу, комфортність та якість медичного обслуговування.

### **5. Галузі, міністерства, відомства, підприємства, організації, де можуть бути реалізовані результати розробки**

1. Для кабінетів функціональної діагностики на базі сучасної обчислювальної та оптоелектронної техніки для оперативної діагностики ССС і створенням бази даних на кожного пацієнта.
2. Для кабінетів фізичних процедур та мануальної терапії для оперативного контролю за станом судинної системи хребта до початку процедури, під час неї та після завершення з видачею висновків про її ефективність.
3. Під час диспансеризації населення (особливо дітей та школярів) на базі портативної обчислювальної техніки (Notebook) та сучасних інтегральних оптоелектронних приладів. Це дає змогу обґрунтованого 100% обстеження населення.



## **ОПТОЕЛЕКТРОННА ДІАГНОСТИЧНА СИСТЕМА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПАТОЛОГІЙ В ХРЕБЕТНО-РУХОМИХ СЕГМЕНТАХ**

### **1. Основні характеристики, суть розробки.**

Оптоелектронна система призначена для вимірювання порушень мікроциркуляції серцево – судинної системи у хребетно-рухомих сегментах шляхом реєстрації, обробки та збереження фотоплетизмограм кровоносних судин за допомогою апаратних засобів.

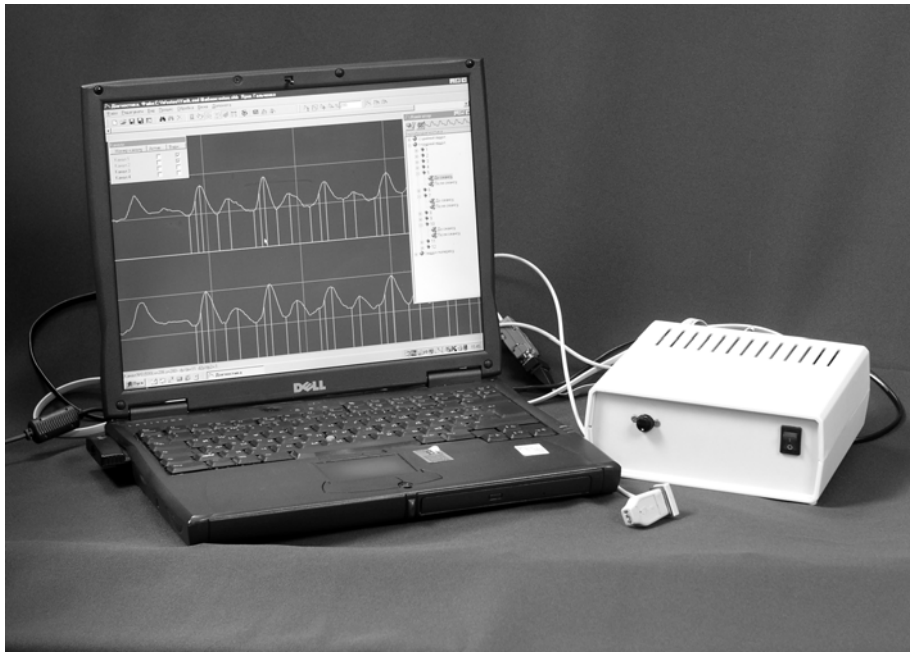
Вивчення порушень у різних органах та системах під час подразнення або компресії сегментарних вегетативних структур проводились з урахуванням того, що ці порушення будуть реалізовуватись через зміни в мікроциркуляторному руслі тканин.

*Комплекс дозволяє:*

- реєструвати фотоплетизмограму (ФПГ) одночасно по двох каналах на периферійних артеріях та будь-якій артерії між хребцями шийного, грудного або поясничного відділів;
- вимірювати амплітудно-тимчасові характеристики ФПГ;
- виконувати розрахунок параметрів ФПГ у відносних одиницях;
- виконувати роботу з базою даних пацієнтів.

### **Патентно-, конкурентноспроможні результати.**

В основу оптоелектронного діагностичного комплексу покладені методи діагностики судинних порушень в уражених ХРС (патент України № 6871), неінвазивного визначення ступеню насичення крові киснем (патент України № 6872), неінвазивного заміру артеріального тиску (патент України № 5716), індивідуального підбору оптимальних доз судинно-розширюючих препаратів(патент України № 5715).



### **Порівняння зі світовими аналогами.**

За рахунок використання оптоелектронних сенсорів реєстрації біомедичних сигналів, які працюють в інфрачервоному та червоному діапазонах забезпечується абсолютно безпечно та комфортно діагностування різних вікових груп і фізичного стану населення (включаючи дуже важких хворих, наприклад, після аварії, опіків і т.і.) безпечні умови праці обслуговуючого персоналу та підвищується якість медичного обслуговування.

ФПМ у порівнянні з іншими методами діагностики біологічного об'єкта (БО) за оптичними показниками, наприклад з фотоакустичним методом, дозволяє підвищити достовірність реєстрації гемодинамічних показників кровонаповнення, а також те, що введенням в прилади, які реалізують даний метод елементів світловолоконної техніки і джерел з різноманітними довжинами хвиль зондуючого випромінювання можна достатньо точно вирішувати задачі фотодинамічних досліджень, дистанційних вимірів тих або інших гемодинамічних показників БО.

**Галузі, міністерства, відомства, підприємства, організації, де можуть бути реалізовані результати розробки**

1. Для кабінетів функціональної діагностики на базі сучасної обчислювальної та оптоелектронної техніки для оперативної діагностики ССС і створенням бази даних на кожного пацієнта.

2. Для кабінетів фізичних процедур та мануальної терапії для оперативного контролю за станом судинної системи хребта до початку процедури, під час неї та після завершення

## **АПАРАТ ЛАЗЕРНИЙ ТЕРАПЕВТИЧНИЙ «QUANTRON-LASER»**

**«QUANTRON-LASER»** - малогабаритний цифровий двоканальний терапевтичний прилад нового покоління, призначений:

- для лікування низькоінтенсивним лазерним випромінюванням напівпровідникових лазерів шляхом дії на відповідні зони (тканини, органи, нервові закінчення) ряду захворювань;
- для науково-дослідних робіт в області лазерної медицини.

### ***СФЕРИ ЗАСТОСУВАННЯ І ОСНОВНІ ПОКАЗАННЯ:***



✓ Дерматологія (дерматити, ушкодження шкірних покривів ерозійних язв, нейродерміти, герпес і ін.);

✓ Оториноларингологія (зовнішній отит, запалення середнього вуха, хронічний тонзиліт, хронічний фарингіт, гайморит);

✓ Стоматологія (захворювання слизової оболонки порожнини рота і пародонта, стоматити, альвеоліти, переломи щелепи);

✓ Неврологія (люмбаго, плексити, невралгії трійчастого нерва);

- ✓ Гінекологія (сальпінгіт, бартолініт, ерозія і псевдоерозія шийки матки, кольпіти, церцивіти крауроз і зуд вульви, тріщини сосків і ін.);
- ✓ Урологія (гострий і хронічний простатити, гострий епідидиміт, гострий і хронічний пієлонефрит);
- ✓ Проктологія (геморой, тріщини заднього проходу);
- ✓ Серцево-судинні захворювання (ішемічна хвороба серця, стенокардія, хвороба гіпертонії);
- ✓ Захворювання опорно-рухового апарату (деформуючий остеохондроз, епикондиліти, бурсити, тендовагініти, неспецифічний поліартрит, шпори п'ят);
- ✓ Загальна фізіотерапія і рефлексотерапія.

Апарат дозволяє проводити внутрішнє і кризьшкіряне опромінювання крові.

### **ОСНОВНІ ТЕХНІЧНІ ДАНІ**

Довжини хвиль випромінювання напівпровідникових лазерних випромінювачів, нм	червоний	інфрачервоний
	650	870±20
Потужність випромінювання на виході магістрального світловоду (встановлювана), мВт	0/2/6/9/20	0/25/50/75/100
Фіксовані частоти амплітудної модуляції випромінювання, Гц	0 (безперервна генерація) 9,4/300/1000	
Програмований частотний режим дії, Гц	0,5-10000	
Час установки процедури, хв/сек	0сек-99хв 59 сек	
Глибина модуляції % від постійної складової сигналу	25/50/75/100	
Споживана потужність, Вт	Не більше 5	
Напруга живлення	220В, 50Гц	
Клас лазерної небезпеки	3	

Вбудовані функції індикації збою програми, а також візуального контролю за параметрами процедур по кожному з каналів.

Можливі як незалежні, так і сумісний режими роботи лазерів (останній забезпечується при використанні спеціального об'єднувального світловоду).

*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 29,7x42<sup>1</sup>/<sub>2</sub> 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