Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

ФІЗИЧНІ ОСНОВИ БІОМЕДИЧНОЇ ОПТИКИ

Монографія

Вінниця
ВНТУ
2010

УДК [535+681.7]:615.47
ББК 22.34:5
Ф48

Автори:
**С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, П. Ф. Колісник,
Т. І. Козловська, В. П. Думенко**

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол № 5 від 24 грудня 2009 року).

Рецензенти:
Л. І. Тимченко, доктор технічних наук, професор;
С. М. Злепко, доктор технічних наук, професор.

Ф48 **Фізичні** основи біомедичної оптики: монографія / С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, П. Ф. Колісник та ін. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 152 с.

ISBN 978-966-641-383-6

У монографії проаналізовано фізичні основи біомедичної оптики, та застосування її у біології та медицині для контролю, ідентифікації, дослідження біологічних об'єктів, а також для вивчення природи фізичних процесів, що відбуваються в них. А також наведена розробка оптоелектронного комплексу для пульсодіагностики.

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

УДК [535+681.7]:615.47
ББК 22.34:5

ISBN 978-966-641-383-6

© С. Павлов, В. Кожем'яко, П. Колісник, Т. Козловська, В. Думенко, 2010

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ……..…..... 5

ВСТУП…….. 6

РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ І БІОМЕДИЧНИХ ПРИЛАДІВ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ……. 8

1.1 Аналіз методів взаємодії оптичного випромінювання з біологічними тканинами..... 8

1.2 Аналіз оптичних методів дослідження структур біологічних об′єктів.…… 16

1.3 Основні принципи створення та розвитку оптичних технологій для оксигемометрії…..... 24

1.4 Принципи оптичної оксигемометрії у системах екстракорпорального кровообігу..... 26

1.5 Аналіз фотоплетизмографічного методу для дослідження біологічних об'єктів……... 29

РОЗДІЛ 2 МАТЕМАТИЧНІ І ФІЗИЧНІ МОДЕЛІ ТА МЕТОДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ОБ′ЄКТІВ……. 32

2.1 Принципи побудови око-процесорних оксигемометричних систем…….. 32

2.2 Розробка фізичних і математичних моделей для аналізу взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами…….. 33

2.3 Методи фільтрації біомедичних сигналів……. 50

2.4 Застосування методу KVP-перетворення при обробці біомедичної інформації..... 55

2.5 Медичні аспекти обробки фотоплетизмограм при пульсодіагностиці……... 57

2.6 Алгоритм формування зразкових шаблонів-масок фотоплетизмографічної інформації при пульсодіагностиці….. 61

РОЗДІЛ 3 ОПТИЧНІ МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ НЕОДНОРІДНИХ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ……. 67

3.1 Фізичні основи фотоплетизмографічних методів…… 67

3.2 Системне оцінювання гемодинамічних показників за параметрами пульсової хвилі……... 70

3.3 Аналіз фотоплетизмографічних методів та технологій….. 73

3.4 Аналіз аналітичних і чисельних методів оцінювання розповсюдження світла в біологічних середовищах……. 77

РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ…… 87
4.1 Розробка структурної схеми ОЕКП…… 87
4.2 Рекомендації щодо розробки…….. 89
4.2.1 Вибір елементної бази…….. 89
4.3 Побудова алгоритму пульсової діагностики за допомогою ОЕКП……..... 95
4.3.1 Розробка схеми програми для персонального комп'ютера……..... 95
4.3.2 Розробка схеми програми мікроконтролера……..... 97
4.4 Програмно-алгоритмічна реалізація оптико-електронного способу діагностики периферійних судин у ХРС…….. 99
4.5 Особливості використання принципу взаємодії лазерного випромінювання з біотканиною під час діагностики уражень судин у хворих на системний червоний вовчак……. 106
4.6 Методика та результати дослідження……... 107
4.7 Оптико-електронний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень при запальних процесах в щелепно-лицьовій ділянці…… 11 0
4.8 Практична реалізація програмного-алгоритмічного забезпечення для обробки фотоплетизмографічних сигналів..... 114
4.9 Кореляційний аналіз позитивних змін показників……... гемодинаміки та мікроциркуляції шляхом застосування фотоплетизмографічних технологій……. 124

ЛІТЕРАТУРА……..…… 135
Додаток А Довідник медичних термінів, що були використані в роботі..... 144
Додаток Б Оптоелектронний комплекс для аналізу мікроциркуляції серцево-судинної системи……..... 145

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

Актуальність теми. У кінці 70-х років інтенсивно почали розвиватися оптичні методи діагностування біотканин, зокрема, у цьому напрямку активно працював Ф. Джабсіс, що досліджував властивості розповсюдження світлового потоку у інфрачервоній області.

У пошуках оптимального рішення за останні кілька років широкого розвитку набули неінвазивні методи діагностики з оптичною реєстрацією і перетворенням біомедичної інформації, особливо у випадках їхньої безальтернативності [1].

Інтенсивні дослідження в області «відбиваючої» пульсометрії дозволяють зробити висновок про появу у найближчому майбутньому серійних приладів з універсальними оптичними датчиками. Головна перевага таких приладів – можливість проводити вимірювання практично у будь-якій точці поверхні тіла, що дозволяє використовувати різні їх модифікації для розв’язання цілого ряду спеціальних задач, пов'язаних з дослідженням показників локального кровотоку (визначення гемодинамічних показників кровотоку, діагностики порушень мікроциркуляції в хребетно-рухомих сегментах, визначення порушень рівня мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області і т. д.). Крім того, в залежності від особливостей методу вимірювання, що реалізується, можуть бути оцінені такі біомедичні показники як загальна концентрація гемоглобіну, відносне кровонаповнення тканини, яка досліджується, загальна сатурація крові (ступінь насичення крові киснем), загальна концентрація білірубіну [2, 3, 4].

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

Сучасний рівень розвитку електроніки та оптоелектроніки дозволяє будувати малогабаритні, мобільні системи діагностики, з малим споживанням енергії. А сучасні мікропроцесори дозволяють відмовитись від персональних комп’ютерів для обробки даних і візуалізації, а

розміщуючи їх безпосередньо в пристрої, досягають мобільності, зменшення собівартості та підвищення надійності.

Нові можливості для визначення показників крові дає застосування оптико-електронних датчиків. Так стає можливим безманжетне вимірювання артеріального та венозного тисків, швидке визначення рівня сатурації крові, швидкості розповсюдження крові та частоти пульсу, при цьому сенсори досить прості у використанні та безпечні, оскільки не містять струмопровідних контактів [5, 6].

Розробка медичних методик, алгоритмів, програмного забезпечення та технічних засобів для аналізу мікроциркуляції серцево-судинної системи на базі сучасних оптико-електронних та лазерних технологій забезпечують високу оперативність, точність та неінвазивність досліджень.

У цьому аспекті перспективними є роботи, що проводяться на кафедрі лазерної й оптоелектронної техніки, загальної фізики та фотоніки ВНТУ по створенню біомедичних оптико-електронних систем «око-процесорного» типу.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ І БІОМЕДИЧНИХ ПРИЛАДІВ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ СТРУКТУР БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

1.1 Аналіз методів взаємодії оптичного випромінювання з біологічними тканинами

При взаємодії електромагнітного випромінювання з речовиною може відбуватися безліч процесів. Як правило виникають три основні ефекти, здатні перешкодити вільному розповсюдженню світла:

- відбивання і заломлення
- поглинання
- розсіяння.

Відношення між процесами відбивання і заломлення описуються законами Френеля. Тому ці два процеси можуть бути віднесені до однієї категорії процесів. Для використання оптичного випромінювання в медицині заломлення грає важливу роль тільки у разі опромінювання прозорих середовищ. У непрозорих середовищах, ефект заломлення зазвичай складно виміряти внаслідок поглинання і розсіяння.

Тільки не відбиті і не поглинені або розсіяні проходять через зразок і вносять зміни до інтенсивності світла, яка вимірюється за зразком. Відношення інтенсивностей випромінювання, яке пройшло через зразок і того, що падає на зразок, називається прозорістю середовища.

Розглянемо детальніше кожен з вище вказаних процесів, оскільки вони будуть використовуватись при побудові фізичних моделей для опису взаємодії випромінювання з біологічними тканинами [7, 8, 9].

Відбиванням є процес повернення електромагнітного випромінювання поверхнею, на яку воно падає. Взагалі, те що відображає поверхню – це фізична межа двох середовищ з різними показниками заломлення, наприклад, таких як повітря і біотканина.

Мірою кількості відбитого випромінювання є відбивна здатність поверхні. Вона визначається як відношення амплітуд електричного поля відбитого і падаючого випромінювання. Відношення відповідних інтенсивностей визначає коефіцієнт відбиття, який, відповідно, рівний квадрату відбивної здатності. Відбивна здатність і коефіцієнт відбиття залежать від кута падіння, поляризації випромінювання і від показни-

ків заломлення середовищ, що формують заломну поверхню. Відношення між відбитим і заломленим променями, відомі як закони Френеля, записуються таким чином:

$$\frac{E_s^{'}}{E_s} = -\frac{sin(\theta - \theta^{''})}{sin(\theta + \theta^{''})};$$

$$\frac{E_p^{'}}{E_p} = \frac{tan(\theta - \theta^{''})}{tan(\theta + \theta^{''})}; \qquad (1.1)$$

$$\frac{E_s^{''}}{E_s} = \frac{2sin\theta^{''}cos\theta}{sin(\theta + \theta^{''})};$$

$$\frac{E_p^{''}}{E_p} = \frac{2sin\theta^{''}cos\theta}{sin(\theta + \theta^{''})cos(\theta - \theta^{''})},$$

де E, $E^{'}$, $E^{''}$ – амплітуди векторів електричних полів падаючого, відбитого і заломленого світла, відповідно. Індекси s і p позначають дві площини коливання векторів, s перпендикулярна площині падіння – від німецького senkrecht, а p – паралельна їй.

Коефіцієнти відбиття в кожній площині записуються таким чином:

$$R_s = \left(\frac{E_s^{'}}{E_s}\right)^2;$$

$$R_p = \left(\frac{E_p^{'}}{E_p}\right)^2. \qquad (1.2)$$

Показник заломлення досить сильно залежить від довжини хвилі випромінювання. Навіть якщо б ця залежність була надто слабкою у видимому діапазоні, її було б необхідно враховувати для якнайкращого прогнозу результатів. Взагалі, для багатьох типів тканин показники заломлення важко виміряти, внаслідок поглинання і розсіяння. Відбивання від таких тканин має бути отримане дослідним шляхом.

Наприклад, коефіцієнт відбиття від шкіри лежить в межах від 10 до 55 % і залежить від спектра випромінювання, а також від ступе-

ня пігментації і зморшкуватості шкіри, наявність жиру і вологи, яка, у свою чергу, залежить від статі, віку і кольору шкіри (раси).

Інтенсивність поглинання падаючої електромагнітної хвилі послаблюється при проходженні через середовище, при цьому поглинальна здатність середовища визначається як відношення поглиненої і падаючої інтенсивностей. Поглинання є наслідком часткового переходу світлової енергії в тепловий рух або коливання молекул поглинальної речовини. Повністю прозоре середовище не поглинає світло, тобто повна світлова енергія, що увійшла до такого середовища і вийшла з нього однакові. Серед біологічних тканин майже прозорими для видимого світла можна вважати рогівку і кришталик ока. Структури ж, в яких падаюче випромінювання практично повністю послаблюється, називають непрозорими.

Терміни «прозорий» і «непрозорий» відносні, оскільки вони, безумовно, залежать від довжини хвилі. Рогівка і кришталик, наприклад, в основному складаються з води, яка сильно поглинає в інфрачервоній області спектра. Тому ці тканини виглядають непрозорими в цій області спектра. Насправді, не відомо жодної речовини, яка була б прозорою або непрозорою для всіх довжин хвиль електромагнітного спектра.

Говорять, що речовина повністю поглинає, якщо вона послаблює інтенсивність всіх довжин хвиль в цьому діапазоні на однакову величину. Здатність речовини поглинати електромагнітне випромінювання залежить від деякої кількості чинників, головним чином від електронного складу його атомів і молекул, довжини хвилі випромінювання, товщини поглинального шару і внутрішніх параметрів, таких як температура або концентрація поглинальних центрів. Часто використовуються два закони, які описують вплив товщини або концентрації на поглинання. Зазвичай їх називають законом Ламберта і законом Бера, і записують таким чином:

$$I(z) = I_0 \exp(-\mu_a z);$$
$$I(z) = I_0 \exp(-k' cz), \qquad (1.3)$$

де z – позначає оптичну вісь; $I(z)$ – інтенсивність на відстані z; I_0 – інтенсивність падаючого випромінювання; μ_a – коефіцієнт поглинання

середовища; c – концентрація поглинальних центрів і k' залежить від решти внутрішніх параметрів. Із рівняння (1.3) отримуємо

$$z = \frac{1}{\mu_a} \ln \frac{I_0}{I(z)} . \tag{1.4}$$

Величина обернена коефіцієнту поглинання називається довжиною поглинання

$$L_a = \frac{1}{\mu_a} . \tag{1.5}$$

Довжина поглинання показує відстань, на якій інтенсивність I (z) зменшиться в e разів від її початкової величини I_0.

У біологічних тканинах поглинання в основному викликане молекулами води або макромолекулами.

У білків хромофорами є фрагменти амінокислот, які поглинають світло переважно в ультрафіолетовій області спектра (від 200 до 300 нм). У цьому ж діапазоні довжин хвиль поглинають нуклеїнові кислоти (їх хромофори – ароматичні і гетероциклічні кільця азотистих основ). Клітини біологічних тканин містять сотні хромофорів, що поглинають світло у видимій і ближній ультрафіолетовій областях спектра, серед яких основними є вітаміни, флавіни, флавінові ферменти, гемоглобін, каротиноїди та ін. У інфрачервоній області спектра всі біомолекули мають достатньо інтенсивні коливальні смуги поглинання. Починаючи з λ=1500 нм і більше, спектр поглинання тканин в основному визначається спектром поглинання води.

Одними з основних біологічних поглиначів є меланін і гемоглобін. Коефіцієнт поглинання яких монотонно зростає по всьому видимому діапазону спектра із зменшенням довжини хвилі. Гемоглобін переважає в судинній тканині. Основною особливістю всіх біомолекул є їх комплексна структура смуги між 400…600 нм.

Якщо розглядати біотканини в цілому, наприклад, шкіру, стінку аорти і рогівку, то серед них найсильніше поглинає шкіра, тоді як рогівка майже абсолютно прозора у видимому діапазоні спектра [10, 11, 12].

Також необхідно відзначити, що спектри поглинання стінки аорти і гемоглобіну практично ідентичні. Це спостереження можна пояснити

тим фактом, що гемоглобін – як встановлено раніше – є домінуючим в судинній тканині. Таким чином, стає очевидним, що в обох спектрах повинні бути присутніми однакові максимуми поглинання [13, 14, 15].

Коли пружно зв'язані заряджені частинки піддаються дії електромагнітних хвиль, вони приводяться в рух електричним полем. Якщо частота хвилі рівна природній частоті коливань частинок, відбувається резонанс, що супроводжується значним поглинанням. Розсіяння ж має місце на частотах, які не збігаються з природними частотами частинок. Результуюче коливання називається вимушеним коливанням. Взагалі, це коливання матиме ту ж частоту і напрям, що і напруженість електричного поля падаючої хвилі. Проте його амплітуда буде набагато меншою, ніж у разі резонансу. Також фаза вимушеного коливання відрізняється від падаючої хвилі, оскільки швидкість фотонів зменшується при проникненні в щільніше середовище. Звідси, розсіяння може бути розглянуте як основне джерело дисперсії [16, 17, 18, 19].

Вторинні фотони, що випромінюються збудженими біомолекулами, утворюють вторинний потік випромінювання, що розповсюджується (розсіюється) в тілесний кут 4π і збуджує інші молекули біотканини і так далі. Оскільки різноманітність біомолекул в організмі велика, вторинне випромінювання є широкосмуговим, некогерентним і неполяризованим. Ступінь ослаблення вторинного випромінювання на кожен сантиметр глибини біотканини майже в 10 разів менша, ніж первинного лазерного. Тому саме вторинне випромінювання і забезпечує велику глибину проникнення в біотканину [16, 17].

Деякі фотони після багатократного розсіяння виходять назад з тканини під випадковими кутами. Це так зване дифузно відбите світло. Воно спектрально залежне. Частка енергії дифузно відбитого світла може досягати 30–40 % від енергії падаючого променя.

Розрізняють пружне і непружне розсіяння, залежно від того, чи змінюється початкова енергія фотона під час процесу розсіяння. Далі, в першу чергу, розглядатимемо пружне розсіяння, при якому падаючі і розсіяні фотони мають однакову енергію. Окремим видом пружного розсіяння є релеєвське розсіяння. Воно накладає обмеження, що розсіювані частинки повинні бути меншими, ніж довжина хвилі падаю-

чого випромінювання. Далі, зокрема, ми знайдемо відношення між розсіяною інтенсивністю і показником заломлення, і що розсіяння обернено пропорційне до четвертого ступеня довжини хвилі. Останнє твердження також відоме як закон Релея і буде виведено далі. Плоска електромагнітна хвиля падає на тонке розсіююче середовище з товщиною L. У окремому випадку електричне поле падаючої хвилі можна записати

$$E(z) = E_0 \exp(ikz), \tag{1.6}$$

де E_0 – амплітуда падаючого електричного поля; k – величина хвильового вектора; z – позначає оптичну вісь.

У першому наближенні припускаємо, що хвиля в деякій точці P на оптичній осі буде початковою хвилею з невеликим внеском від розсіювання. Втрати інтенсивності внаслідок розсіювання описуються відношенням, схожим з аналогічним відношенням для поглинання

$$I(z) = I_0 \exp(-\mu_s z), \tag{1.7}$$

де μ_s є коефіцієнтом розсіяння. Диференціювання (1.7) по z дає

$$dI = -\mu_s I dz. \tag{1.8}$$

Інтенсивність, розсіяна тонким шаром речовини товщиною L, буде, таким чином, пропорційна μ_s і L

$$I_s \sim \mu_s L. \tag{1.9}$$

Тепер припустимо, що в розсіюючому середовищі – NL атомів в одиниці площі. Тут параметр N позначає щільність розсіюючих атомів.

Інтенсивність світла, яка розсіяна одним з цих атомів може бути описана таким відношенням:

$$I_l \sim \frac{\mu_s L}{NL} = \frac{\mu_s}{N}. \tag{1.10}$$

Таким чином, амплітуда відповідного електричного поля

$$E_l \sim \sqrt{\frac{\mu_S}{N}} . \tag{1.11}$$

Внаслідок інтерференції всіх розсіяних хвиль, повна розсіяна амплітуда може бути записана таким чином:

$$E_S \sim NL\sqrt{\frac{\mu_S}{N}} = L\sqrt{\mu_S N} . \tag{1.12}$$

Комплексна амплітуда на відстані z на оптичній осі складається з амплітуд всіх розсіяних сферичних хвиль та амплітуди падаючої плоскої хвилі, тобто

$$E(z) = E_0(e^{ikz} + L\sqrt{\mu_s N}\int_0^\infty \frac{e^{ikR}}{R} 2\pi r dr) . \tag{1.13}$$

де $R^2 = r^2 + z^2$. Для цього z отримаємо $rdr = RdR$ і тоді вираз (1.13) буде мати вигляд

$$E(z) = E_0(e^{ikz} + L\sqrt{\mu_s N}\, 2\pi\int_0^\infty e^{ikR} dR) . \tag{1.14}$$

Оскільки цуг хвилі має завжди кінцеву довжину, розсіянням при $R\to\infty$ можна нехтувати. Тоді вираз (1.14) матиме вигляд

$$E(z) = E_0(e^{ikz} - L\sqrt{\mu_s N}\,\frac{2\pi}{ik} e^{ikz}) . \tag{1.15}$$

і якщо врахувати, що довжина хвилі $\lambda = 2\pi/k$, то

$$E(z) = E_0 e^{ikz}(1 + i\lambda\sqrt{\mu_s N}) . \tag{1.16}$$

Відповідно до зробленого припущення, внесок розсіяння – тобто другий доданок в дужках у виразі (1.16), – малий в порівнянні з первинною хвилею (перший доданок). Таким чином, вони можуть бути розглянуті як перші два члени розкладання в ряд виразу

$$E(z) = E_0(i(kz + \lambda L\sqrt{\mu_s N}) . \tag{1.17}$$

Таким чином, фаза падаючої хвилі змінюється на величину $\lambda L\sqrt{\mu_S N}$ унаслідок розсіювання. Ця величина повинна бути рівна відомому виразу для фазової затримки

$$\Delta\varphi = \frac{2\pi}{\lambda}(n-1)L, \tag{1.18}$$

яка має місце, коли світло входить в середовище з показником заломлення *n*. Звідси

$$\lambda L\sqrt{\mu_S N} = \frac{2\pi}{\lambda}(n-1)L, \Rightarrow n-1 = \frac{\lambda^2}{2\pi}\sqrt{\mu_S N}. \tag{1.19}$$

З (1.9) і (1.19) остаточно отримуємо закон розсіяння Релея, нехтуючи залежністю показника заломлення від довжини хвилі [2]

$$I_S \sim \frac{1}{\lambda^4}. \tag{1.20}$$

Якщо врахувати кут розсіювання θ, отримаємо більш точну залежність

$$I_S(\theta) \sim \frac{1+\cos^2(\theta)}{\lambda^4}. \tag{1.21}$$

Розсіяння Релея є пружним, тобто розсіяне світло має ті ж значення k і λ, що і падаюче світло. Одним з важливих типів не пружного розсіювання є розсіювання Бріллюена. Воно виникає при проходженні через середовище акустичних хвиль, що викликають неоднорідності показника заломлення. Розсіяння Бріллюена для світла з вищими (або нижчими) частотами відбувається, оскільки розсіюючі частинки рухаються назустріч (або віддаляються) щодо джерела світла. Таким чином це може бути розглянуто як оптичний ефект Доплера, коли частота фотонів збільшується або зменшується. При взаємодії оптичного випромінювання з тканиною розсіяння Бріллюена стає значним тільки під час утворення ударної шокової хвилі.

У виведенні закону Релея поглинання не враховувалося. Тому вирази (1.20) і (1.21) правильні тільки для довжин хвиль далеких від смуг поглинання. Далі поглинання і розсіяння будуть розглянуті спільно. Просторовий розмір розсіюючих частинок також не брали до

уваги. Якщо цей розмір стає співмірним з довжиною хвилі падаючого випромінювання, як у випадку клітин крові, закон Релея стає непридатний і має місце інший тип розсіяння, який називають розсіюванням Мі [16, 17, 18].

1.2 Аналіз оптичних методів дослідження структур біологічних об'єктів

Оптичні методи дослідження – засновані на законах випромінювання, поширення і взаємодії світла з речовиною. До них відносять методи прямого візуального спостереження і контролю медично-біологічних об'єктів з використанням лінз, мікроскопів, освітлювачів, фото- і кіноапаратури.

До найбільш широко розповсюджених в біології і медицині оптичних методів належить спектроскопія. Розрізняють електронну спектроскопію (ультрафіолетову і видиму), коливальну й обертальну (інфрачервону, комбінаційного розсіювання, а також мікрохвильову і радіоспектроскопію). Областю застосування є визначення атомного і молекулярного складу речовини, її структури, концентрації й ін. [8, 20].

Спектральний аналіз за характером розв'язуваних задач можна поділити на елементний (визначення складу зразка по елементах), ізотопний (визначення складу зразка по ізотопах), молекулярний (визначення молекулярного складу зразка) і структурний (визначення структурних складових молекулярного з'єднання). Для проведення спектрального аналізу використовують спектроскопи, спектрографи, спектрометри і спектрофотометри. Поряд з останніми при аналізі складу, концентрації і структури речовин використовують колориметри і фотометри.

Різні види спектрального аналізу дозволяють одержати інформацію про структуру біологічно важливих молекул і про їх взаємодію з іншими компонентами.

Концентрація і властивості оптично активних молекул досліджуються спеціальним оптичним методом – поляриметрією, заснованою на вимірюванні за допомогою поляриметрів кута обертання площини поляризації світла, яке проходить через оптично активне середовище

поляризованим. Метод поляриметрії використовується в медичній практиці для визначення концентрації цукру в сечі, вуглеводів у рослинній сировині, концентрації і стану білків і нуклеїнових кислот, для дослідження активності ферментів, що розщеплюють вуглеводи та ін.

У медицині використовується також метод рефрактометрії, заснований на вимірюванні показника заломлення світла в досліджуваному середовищі. Він застосовується для визначення чистоти дистильованої води, концентрації сахарози, вмісту білка в сироватці крові, аналізу розчинів для ін'єкцій, препаратів лікарських сумішей, для вимірювання концентрації спирту в настойках. По величині показника заломлення можна визначити вологість різних харчових продуктів, вміст білка в молоці. Методи рефрактометрії використовуються при дослідженні рефракції ока [8, 20, 21].

Існують оптичні методи, що дозволяють виміряти величину розсіювання світла об'єктом (колоїдними розчинами, суспензіями й ін.). Прилади, призначені для дослідження світлорозсіювання, одержали назву нефелометрів і турбідиметрів. За допомогою цих методів визначають молекулярну масу і розміри різних макромолекул (білків, нуклеїнових кислот) і часток у колоїдних розчинах, суспензіях, а також одержують інформацію про характер міжмолекулярних взаємодій [22, 23, 24].

Метод колориметрії (лат. color – колір) – це фізико-хімічний метод дослідження складу біосередовищ за ступенем фарбування їх розчинів. Заснований на візуальних і фотометричних вимірюваннях. Відомо, що кількісною характеристикою кольору є концентрація барвної речовини в розчині. Для більшості біорідин (кров, сеча, жовч) розроблені методики приготування діагностичних розчинів. Кількісні співвідношення методу засновані на законі Бугера–Ламберта–Бера, відповідно до якого поглинання (абсорбція) світла розчином залежить від товщини шару і концентрації поглинаючої речовини в розчині. Цей закон справедливий тільки для монохроматичного випромінювання (λ=const), тому в якості випромінювача зручно використовувати лазер. Якщо прийняти, що I_0 і I – інтенсивності випромінювання на вході в розчин і виході з нього, а L – довжина шляху випромінювання в досліджуваному розчині, то закону відповідає співвідношення

$$I = I_0 \cdot 10^{-\varepsilon c}, \tag{1.22}$$

де ε – молярний коефіцієнт поглинання; c – концентрація речовини в розчині. При фотометричних вимірюваннях визначають оптичну щільність розчину

$$D = \lg(I_0 / I). \tag{1.23}$$

Значення L є характеристикою конструкції фотометра. Вимірявши оптичну щільність розчину, знаходять шукану концентрацію речовини з формули

$$c = D / \varepsilon L. \tag{1.24}$$

Для розчинів біологічних рідин інтервал вимірюваних концентрацій складає 10^{-8}…10^{-3}моль/л. Для відносної оцінки вмісту речовини в розчині використовують також такі характеристики, як прозорість (пропускання) розчину

$$T = (I/I_0) \cdot 100\%, \tag{1.25}$$

поглинання випромінювання в розчині

$$A = ((I - I_0)/I_0) \cdot 100\%. \tag{1.26}$$

Для визначення ступеня насичення крові людини киснем при оцінюванні ефективності функції дихання застосовують метод оксигенометрії, який базується на розходженнях спектрів поглинання оксигемоглобіну і відновленого гемоглобіну.

Відновлений гемоглобін у розчинах поглинає червоне світло ($\lambda_{черв}$ = 620…680 нм) у багато разів сильніше, ніж розчин оксигемоглобіну. В однаковому ступені поглинається цими формами гемоглобіну інфрачервоне випромінювання ($\lambda_{ІЧ}$ = 810 нм).

Найбільш розповсюдженим є метод безперервної безкровної оксигемометрії. Фотосенсор оксигемометра встановлюють на вушну раковину (частіше – мочку вуха) пацієнта. У сенсорі є два фотоприймачі: один – селеновий, чутливий до червоного світла, інший – сірчасто-срібний, чутливий до інфрачервоного випромінювання. Перший слу-

жить для визначення оксигенації крові, другий – для компенсації спотворень, пов'язаних з пульсовими змінами кровонаповнення судин. Мініатюрне джерело світла, розташоване з протилежного боку просвічує і нагріває тканини вушної раковини до температури 40 °С, при цьому відбувається розширення судин і збільшення об'єму кровотоку через капіляри. Користуючись аналітичними співвідношеннями закону Бугера–Ламберта–Бера для концентрацій відновленого і сумарного гемоглобіну, можна записати такі співвідношення

$$C_в = \frac{D_k}{\varepsilon_k I(t)}, C = C_0 + C_в = \frac{D_{iк}}{\varepsilon_{iк} I(t)}, \qquad (1.27)$$

де $I(t)$ – товщина біотканин між лампочкою і фотоприймачами. Тоді концентрація оксигемоглобіну може бути представлена величиною

$$C_0 \sim (C_0 + C_в) \Big/ C_в = (D_{iк}\ \varepsilon_{iк}) \Big/ (D_к\ \varepsilon_{iк}). \qquad (1.28)$$

Одержуване значення оксигенації для цього методу є відносною величиною.

Визначення оксигемоглобіну з проби крові (0,4 моль) виконують кюветні оксигемометри (кюветна оксигемометрія), що мають оптимальну і незмінну довжину оптичного випромінювання в прозорій кюветі і датчик. Перевага цієї методики в одержанні абсолютних значень концентрацій оксигемоглобіну, недолік – у короткочасній придатності взятих проб крові.

Метод активної оксигемометрії здійснюється введенням вимірювального катетера з мікрофотометричним датчиком безпосередньо в кровоносну судину. Вимірювання побудоване на розходженні коефіцієнтів відбиття оксигемоглобіну і сумарного гемоглобіну в червоній і інфрачервоній областях оптичного випромінювання.

У клінічній практиці знайшов застосування метод безперервної безкровної оксигемометрії для одержання кривої оксигенації при затримці дихання рис. 1.1. З цієї кривої можна провести комплексне оцінювання дихальної, повітрообмінної і кровоносної систем.

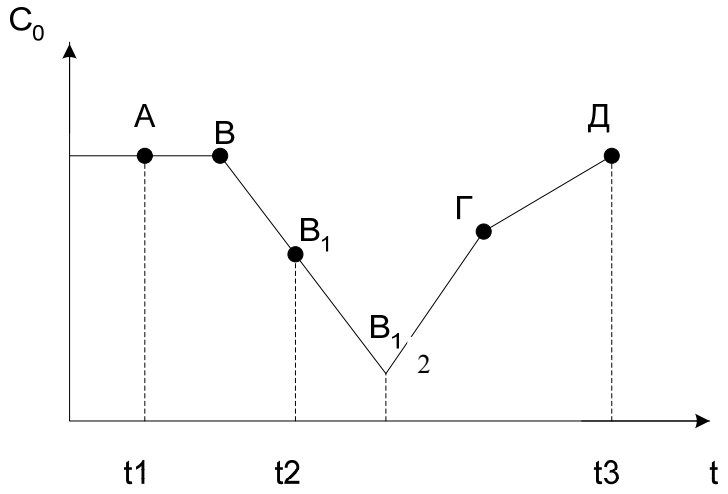


Рисунок 1.1 – Крива оксигенації при затримці дихання

На рисунку1.1 інтервал часу $t_1 – t_2$ – затримка дихання пацієнтом; t_2 – момент початку вдихання; t_3 – момент відновлення вихідної оксигенації.

Тривалість фази АВ (норма 6...25 с після глибокого вдихання) залежить від запасу кисню в легенях і інтенсивності окисних процесів у тканинах. Протягом фази $ВВ_1$ відбувається зниження рівня оксигенації. Ця фаза відбиває окисні процеси в тканинах. Фаза B_1B_2 (норма 3...8 с) характеризує швидкість кровотоку на відстані легені – точка реєстрації і використовується для безкровного визначення швидкості кровотоку.

$B_2Г$ – фаза швидкого росту оксигенації – відбиває функціональні можливості організму (норма 3...4 с для чоловіків і 5...6 с для жінок).

ГД – інтервал повільного росту оксигенації – характеризує адаптаційну реакцію організму.

Фотометричні вимірювання, подібні вище згаданим для безкровної оксигемометрії, знайшли застосування в оптичній плетизмографії – методі дослідження кровонаповнення м'яких тканин по зміні їхньої оптичної щільності. Він заснований на властивості обох форм гемоглобіну однаково поглинати випромінювання інфрачервоного діапазону з довжиною хвилі близько 810 нм. Тоді зміни досліджуваного об'єму внаслідок кровонаповнення такі

$$V(t) \sim I(t) = \frac{D_{i\kappa}}{\varepsilon_{i\kappa} C}, \qquad (1.29)$$

де C – сумарна концентрація гемоглобіну. Метод оптичної плетизмографії доповнює методи механічної (об'ємної), імпедансної і ємнісної плетизмографій.

Це метод визначення концентрації речовини з кута повороту площини поляризації монохроматичного плоскополяризованого випромінювання оптичного діапазону при проходженні його через оптично активні середовища (рис. 1.2).

Концентрацію оптично активних речовин можна знайти, реєструючи обертання площини поляризації. На практиці звичайно використовують просте співвідношення

$$\alpha = \alpha_0 \cdot C \cdot L, \qquad (1.30)$$

де α_0 – питоме обертання площини поляризації речовиною при заданій довжині хвилі випромінювання λ; L – оптичний шлях випромінювання в розчині речовини; C – шукана концентрація речовини в розчині.

Поляриметрія знайшла застосування для визначення концентрації цукру (цукрометрія) у крові й інших розчинах біорідин. Частотна дисперсія кута повороту площини поляризації використовується в методі спектрополяриметрії. Цей метод з отриманої залежності $\alpha = \alpha(\lambda)$ дозволяє визначити концентрації декількох оптично активних речовин у розчині.

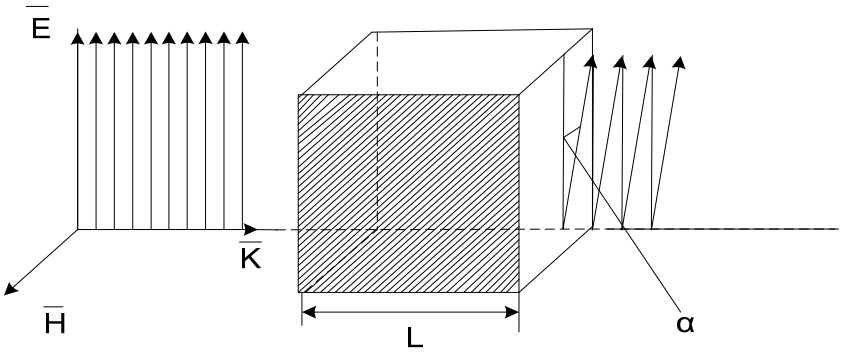


Рисунок 1.2 – Поворот площини поляризації випромінювання

Нефелометрія (грец. nephele – хмара) – оптичні методи визначення концентрації, розмірів і форми часток у дисперсних середовищах. Однією з важливих характеристик біосубстрактів є розмір часток у роз-

чині, для дослідження якого використовують інформацію про коефіцієнт розсіювання.

У загальному випадку коефіцієнт розсіювання σ складається із суми коефіцієнтів розсіювання: $\sigma = \sigma_м + \sigma_р + \sigma_а$, де $\sigma_м$, $\sigma_р$, $\sigma_а$ – молекулярне, резонансне й аерозольне розсіювання відповідно. Коефіцієнт молекулярного розсіювання однозначно пов'язаний з числом молекул в об'ємі речовини у випадку, коли розмір молекул менший від довжини хвилі випромінювання, яке пропускається.

Резонансне розсіювання проявляється, коли довжина хвилі випромінювання збігається з довжиною хвилі електронного переходу атомів речовини, що знаходяться в середовищі. Реєстрація резонансного розсіювання дозволяє визначити наявність у середовищі дуже малих домішок, для яких відомі довжини хвиль резонансних переходів.

Аерозольне розсіювання відбувається на частках, розмір яких приблизно дорівнює довжині хвилі випромінювання або більший від неї. Особливістю аерозольного розсіювання є яскраво виражена залежність кутового розподілу розсіяного випромінювання від співвідношення довжини хвилі випромінювання і розміру частинки.

Для експериментального визначення середнього ефективного розміру частинок, що розсіюють, досить провести вимірювання коефіцієнта аерозольного розсіювання в декількох ділянках спектра довжин хвиль або вимірювання коефіцієнта розсіювання на одній довжині хвилі під різними кутами відносно випромінювання, яке пропускається. На рис. 1.3. показані індикатриси розсіювання випромінювання для різних відношень радіуса частки *r* до довжини хвилі λ.

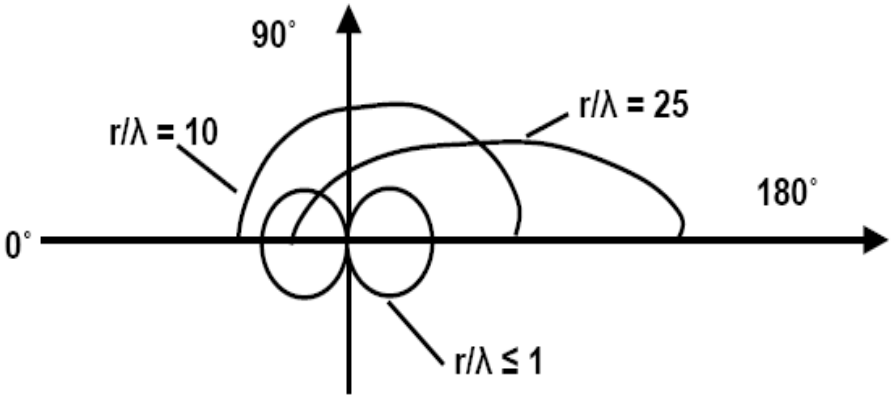


Рисунок 1.3 – Характерні індикатриси аерозольного розсіювання

У лабораторних і клінічних дослідженнях методи нефелометрії застосовують для визначення концентрації білка в розчинах, реєстрації компонентів у сироватці крові, оцінки якості питної води, визначення концентрації пилу в повітрі.

Дифрактометрія заснована на залежності параметрів дифракційної картини (ДК) від параметрів об'єкта. Надалі дослідники неодноразово застосовували дифрактометрію для оцінки геометричних і фізичних параметрів біологічних об'єктів. Особливо зріс інтерес до дифрактометрії в останні роки в зв'язку з дослідженням деформовності еритроцитів.

Однак використання дифрактометрії дотепер викликає певні труднощі, пов'язані з відсутністю прийнятних методів розв’язання прямої і зворотної задачі дифракції на біологічному об'єкті довільної форми з невідомими електродинамічними параметрами. У практичній більшості робіт при розгляді дифракції на еритроциті передбачається, що він має дискоїдну форму, і в якості його моделі використовують наближення тіньового перерізу, хоча достатня обґрунтованість цього наближення відсутня.

У патогенезі багатьох захворювань, а також станів і ускладнень, важливе місце належить гемореологічним і мікроциркуляторним розладам. У формуванні таких патологічних станів велика увага приділяється функціональним властивостям еритроцитів, що складають основну масу клітин крові.

Еритроцит, як фізичний об'єкт, характеризується геометричними розмірами, показником заломлення і механічних властивостей, одним з основних серед яких є здатність деформуватись. У зв'язку з цим дослідження різних характеристик еритроцитів, зокрема, їх розмірів, форми і показника заломлення, при різних захворюваннях системи крові представляє значний теоретичний і, безсумнівно, практичний інтерес. Динаміка зміни геометричних параметрів і поява регулярних структур еритроцитів при різних впливах дозволяє говорити про можливості непрямого вимірювання механічних параметрів клітин – деформованості.

Для експериментальних досліджень еритроцити, як об'єкт дослідження, можуть бути приготовлені у вигляді мазка або суспензії. Для оцінки деформованості еритроцитів найбільш часто використовують

різні види суспензії еритроцитів. При виконанні цих експериментів велику роль відіграє взаємодія часток зі стінками, що ускладнює отримання достовірних даних [25, 26].

1.3 Основні принципи створення та розвитку оптичних технологій для оксигемометрії

З усіх розглянутих методів зупинимось на оксигемометрії, яка є важливою для вирішення поставлених завдань.

У медичній практиці є низка ситуацій, коли потрібно термінове і точне визначення вмісту кисню в артеріальній крові.

Аналізи, які показують вміст кисню в артеріальній крові, поділяються на дві групи інвазивні і неінвазивні. За останній час, у зв'язку з розвитком електроніки широке розповсюдження одержали неінвазивні методики, безпечні і більш зручні при проведенні аналізів. З'явилася апаратура, що за лічені секунди подає інформацію лікарю про насичення крові киснем, дозволяє проводити неперервний моніторинг і здійснювати сигналізацію в небезпечних випадках

Інтенсивний розвиток цих технологій привів до появи неінвазивної оксигемометрії. При цьому слід зазначити, що є декілька напрямів розвитку цієї області медичної техніки.

Застосування фотоелектричного методу для спостереження за оксигенацією і відновленням гемоглобіну в живому організмі почалося в XIX столітті (досліди Стокса), і вже в 30-х роках XX сторіччя в Німеччині роботами Ніколаі, Крамера, Маттеса, Гросса були створені перші фотооксигемометри.

Цільна кров поглинає світло набагато більше, ніж прозорі розчини гемоглобіну чи гемолізована кров при однаковій загальній концентрації гемоглобіну. Непрозорість цільної крові пояснюється двома причинами: розсіюванням світла еритроцитами, найбільшим поглинанням світла внутрішньоклітинним гемоглобіном унаслідок заломлення і відбивання світла як між еритроцитами, так і усередині еритроцитів. Багаторазове заломлення світла веде до подовження шляху світлового променя, тобто, до збільшення величини загального поглинання світла внаслідок повторного поглинання його тими самими частинками гемоглобіну. Тому абсорбція світла цільною кров'ю майже в 5 разів пе-

ревищує поглинання гемолізованою кров'ю, що має першорядне значення для оксигемометричних вимірювань [1, 2, 27].

Вивчення спектральних характеристик крові показало, що при довжинах хвиль 600–700 нм (червона область) спостерігається найбільша різниця між оптичною щільністю майже цілком окисленої крові і крові зі зниженим вмістом оксигемоглобіну, причому окислювання крові знижує оптичну щільність крові, у той же час у діапазоні довжин хвиль 810–960 нм (найближча інфрачервона область) оптична щільність крові підвищується від насичення її киснем. Тому спектральну область з довжиною хвилі близько 600 нм звичайно використовують для першого діапазону (червоний канал), а більш 810 нм – для другого діапазону (інфрачервоний канал).

На цій основі і побудована апаратура, яка застосується для фотооксигемометрії.

Основні етапи розвитку фотооксигемометрії наведені в хронологічній таблиці (табл. 1.1).

Наведемо основні переваги оксигемометрів нового покоління.

1. Можливість визначати вміст оксигемоглобіна в числових показниках без будь-яких калібрувань для будь-якого пацієнта і для якої завгодно просвічуваної ділянки тіла.

2. Істотне зменшення похибок і розширення діапазону вимірювань. Точність вимірювань може бути доведена теоретично до фізіологічної межі, обумовленої розкидом спектральних характеристик крові у різних осіб, що складає за даними літератури біля ±2 %.

3. Користування приладами істотно спрощується, не потрібно спеціальної підготовки персоналу. Дані виходять у цифровій формі, можуть бути виведені на друк і документовані.

4. Апарати нового покоління забезпечуються сигналізаторами тривоги про підвищення чи зниження контрольованого параметра за межі передбаченого рівня. При цьому установка рівня виробляється також у цифровій формі.

5. Оксигемометри, крім показів про вміст оксигемоглобіну, подають інформацію про частоту серцевих скорочень, кровонаповнення, наявність аритмії, еластичності стінок судин, ступеня склерозування судин, швидкості крововідтоку й ін.

Таблиця 1.1 – Основні етапи розвитку фотооксигемометрії

Роки	Етапи розвитку фотооксигемометрії
1864	Досліди Стокса
1939	Оксигемометр Матеса і Гроса
1942	Оксигемометр Міліккена
1944	Оксигемометр Крепса і Шипалова
1975	Перший пульсоксиметр («Накайама» Японія)
1970-1974	Широкий розвиток аналогової оксигемометрії
1984	Початок широкого використання оксигемометрів на Заході
1989	Перші макетні зразки пульсоксиметрів

1.4 Принципи оптичної оксигемометрії у системах екстракорпорального кровообігу

Проблема контролю насичення крові киснем в операціях з використанням апаратів штучного кровообігу стимулювала розробку цілого класу приладів, заснованих на оптичному принципі вимірювань. Використання оптичної реєстрації можливе, тому що в процесі оксигенації відбуваються зміни в спектрі поглинання гемоглобіну (рис. 1.4). Поряд з цим цільну кров можна розглядати як щільну, випадково-неоднорідну, що розсіює і поглинає середовище (Н ≈ 40 %) з ефективним радіусом розсіювачів, рівним 2,6 мкм. Відомі основні характеристики оксигенерованих і неоксигенерованих еритроцитів, такі як транспортний переріз σ_{tr}, переріз поглинання σ_a і розсіювання σ_S, середній косинус кута розсіювання μ, коефіцієнт заломлення $n = n' + in''$.

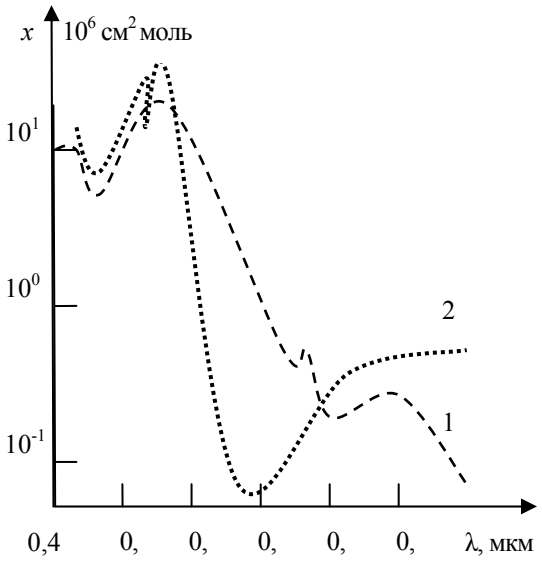


Рисунок 1.4 – Спектри поглинання гемоглобіну (1) і оксигемоглобіну (2)

На рис 1.4. по осі абсцис – довжина хвилі випромінювання λ; по осі ординат – молярний коефіцієнт поглинання *x*.

Всі існуючі прилади за принципом реєстрації можна розділити на два типи. До першого відносяться прилади, що вимірюють оптичну щільність D попередньо гемолізованої крові в декількох діапазонах довжин хвиль, і з її значень розраховується концентрація оксигемоглобіну. Представником цього типу є гемооксиметр OSM2 фірми «Radiometer» (Данія). До іншого типу відносяться прилади для вимірювання ступеня оксигенації StO_2 на цільній крові. В цих приладах реєструється розсіяне на еритроцитах, а саме відбите від напівнескінченного шару крові випромінювання в двох спектральних діапазонах довжин хвиль. З табл. 1.2 видно, що в процесі оксигенації відбуваються сильні зміни перерізу поглинання σ_a, у той час як переріз розсіювання σ_S залишається практично постійним, що дозволяє зіставити зміни інтенсивності відбитого випромінювання з процесом насичення крові киснем. Представниками цього типу приладів є оксиметри фірми «Physio Control» (США) і «OxySAT Meter» фірми «Bentley» (США), які відрізняються тим, що перший містить волоконно-оптичний датчик для внутрішньосудинних вимірювань, а в другому реєструється випромінювання, відбите від кювети з плоскопаралельною передньою стінкою. Для цих приладів емпірично установлене вираження для насичення крові киснем через інфрачервону відбивну здатність R_i, і відбивну здатність у червоній області спектра R_r

$$\alpha = A - B(R_i / R_r), \tag{1.31}$$

де *A* і *B* – приладові константи.

Треба відзначити, що в описаних пристроях інформативним, найбільш чутливим до зміни StO_2 є випромінювання в діапазоні 0,6–0,7 мкм, у той час як інший діапазон 0,8–0,9 мкм практично не чутливий і служить для унеможливлення впливу інших параметрів (pH, швидкості крововідтоку й ін.) на відбивну здатність крові, вплив яких в обох діапазонах приблизно однаковий.

Таблиця 1.2 – Основні оптичні характеристики еритроцитів

StO_2 %	λ, м км.	n'	$n \ll 10^4$	σ_S м км.	σ_a м км.	μ	$\rho\sigma_{tr}$, м км $^{-1}$
100	0,665	1,036	0,240	57,20	0,080	0,9951	0,747
	0,955	1,036	0,111	33,47	0,191	0,9925	0,666
0	0,655	1,036	2,203	56,58	0,542	0,9951	0,738
	0,955	1,036	0,052	33,54	0,090	0,9925	0,668

Оскільки кров є щільним, випадково-неоднорідним середовищем (Н≈40 %), то до неї застосовується дифузійне наближення теорії переносу випромінювання. В рамках цього наближення задача про розсіювання випромінювання від точкового джерела у необмеженому середовищі має розв'язання для дифузної інтенсивності

$$U_d = [(\rho\sigma_{tr} P_0 3/4\pi) \exp(-x_d r)]/4\pi r, \qquad (1.32)$$

де U_d – середня дифузійна інтенсивність; $\sigma_{tr} = \sigma_S(1-\mu) + \sigma_a$ – транспортний переріз; $x_d^2 = 3\rho_a\rho_{tr}$; ρ – концентрація розсіювачів, P_0 – потужність джерела; r – лінійна координата точки [23, 28, 29].

Оцінимо з (1.32) зміну дифузійної інтенсивності в двох спектральних діапазонах з центрами для λ =0,65 мкм і λ_2 = 0,95 мкм при зміні концентрації оксигемоглобіну від 0 до 100 % Так, якщо в червоному діапазоні довжин хвиль при відношенні величин U_d для оксигемоглобіну HbO_2 і дезоксигемоглобіну HbR $U_{d\,HbO_2}/U_{d\,HbR}$ – 100 %, то в інфрачервоному діапазоні ці зміни складуть – 380 %. З цих оцінок випливає, що, ґрунтуючись на реєстрації в крові дифузно-розсіяного випромінювання, принципово можливе створення оксигемометра, що перевершує за чутливістю і точністю існуючі прилади, оскільки інформативними є обидва канали реєстрації. Однак практичне втілення геометрії точкового джерела в приладі медичного призначення неможливе. В реальному оксигемометрі доцільно використовувати колімований пучок світла, розглядаючи шлях його поширення в товщі крові як сукупність точкових джерел.

Альтернативним підходом визначення параметрів еритроцитів може служити перше наближення теорії багаторазового розсіювання

через відносну математичну простоту його опису. Умовою його застосовності є використання малої концентрації розсіювачів, щоб некогерентна потужність була менша когерентної.

У випадку падіння пучка Гауса на шар товщини *d*, що містить дискретні розсіювачі, можна одержати такий вираз для послаблення падаючої інтенсивності:

$$I_{ri} = F_0 \exp[-(2\rho^2 / W_0^2) - \rho\sigma_{tr})\delta(\omega)], \qquad (1.33)$$

де $\delta(\omega)$ – дельта функція за тілесним кутом; ρ – концентрація розсіювачів; W_0 – розмір пучка; $\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s$ – повний переріз, F_0 – інтенсивність пучка.

У випадку зміни StO_2 σ_t пропорційне зміні σ_a (σ_s – const), тому на цьому наближенні також можливе створення оксиметра.

З іншого боку, використовуючи це наближення і стабілізуючи переріз поглинання σ_a, можна визначити мікроскопічний переріз σ_S і μ.

1.5 Аналіз фотоплетизмографічного методу для дослідження біологічних об'єктів

Сьогодні в медичну діагностику впроваджується все більше методів, основаних 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 цьому 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 [28, 29, 30, 31].

Існують два різновиди ФПМ – ФПГ в світлі, що проходить, і ФПГ в відбитому світлі. Найчастіше виконуються дослідження в світлі, що проходить, тому що в цьому 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-електроннних та лазерних технологій для виявлення, ідентифікації, дослідження будови біологічних об’єктів, а також для вивчення природи процесів, що відбуваються в них [3].

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 виконувати 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 [5, 6].

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 вимірювань, що не здійснюють помітної дії на біооб'єкт), до другого – процеси, у яких виявляється фотохімічна дія, і до третього – процеси, що призводять до фотодеструкції.

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 [4].

Ступінь гомеостазу характеризує стани і процеси, що забезпечують стабільність організму до зовнішніх втручань, він є функцією еволюційного розвитку і виявляється найнижчим у біологічних молекул і найвищим 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 наростають 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» [1, 4].

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 тканини за допомогою волоконної оптики і можливе наступне його розсіювання, то можна сподіватися на подальше розширення сфери клінічного використання лазерів [12, 32].

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНІ І ФІЗИЧНІ МОДЕЛІ ТА МЕТОДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

2.1 Принципи побудови оптико-електронних приладів 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 [29, 31, 33].

У перетворювальних пристроях, побудованих на оптоелектронній елементній базі, процес перетворення й оброблення 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 фотони як носії інформації, 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 функціонального і логічно повного набору оптоелектронних елементів і пристроїв для реалізації ефективних засобів оптоелектронної обчислювальної техніки, спроможних паралельно виводити, вводити, перетворювати та оперативно опрацьовувати ін-

формацію. 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 [1, 2, 28].

2.2 Розробка фізичних і математичних моделей для аналізу взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами

Розглянемо принципи побудови математичних моделей для розрахунків взаємодії оптичного випромінювання з неоднорідними біотканинами. Як було відзначено раніше неоднорідними називають середовища, в яких присутнє як поглинання так і розсіювання випромінювання. Одним із таких прикладів є шкіра людини. В той же час шкіра людини є живим багатошаровим середовищем, яке містить різноманітні включення, такі, як наприклад, кровоносні судини, в яких відбувається рух крові. Все це ускладнює розуміння процесів, які відбуваються при дії випромінюванням на шкіру. Для опису цих процесів існує величезна кількість математичних і фізичних моделей, кожна з яких вирішує те чи інше конкретне завдання. Розглянемо основні принципи побудови математичних моделей, які описують взаємодію оптичного випромінювання з багатокомпонентними багатошаровими неоднорідними середовищами, такими як шкіра людини [34].

Практично всі моделі будуються за однаковою схемою (рис. 2. 1).

Спочатку вибирають об’єкт дослідження, його геометрію. Потім визначаються оптичні і фізичні параметри всіх його компонентів. Далі відбувається розрахунок розподілу випромінювання, для деяких моделей, в середовищі температурних полів.

Різниця між моделями стає помітною вже на етапі побудови геометрії. В більшості випадків шкіра являє собою послідовність плоских шарів з різними оптичними і теплофізичними характеристиками. Кількість шарів може змінюватися від одного до семи в залежності від поставлених завдань.

Побудуємо модель, яка дасть змогу оцінити інтенсивність випромінювання при відбиванні від судин.

Реальна біотканина являє собою неоднорідне середовище в якому присутнє як поглинання, так і розсіювання оптичного випромінюван-

ня, тому дослідити і описати процеси, які в ній відбуваються, практично неможливо. Розглянемо один із прикладів біотканини, а саме шкіру людини (рис. 2.2).

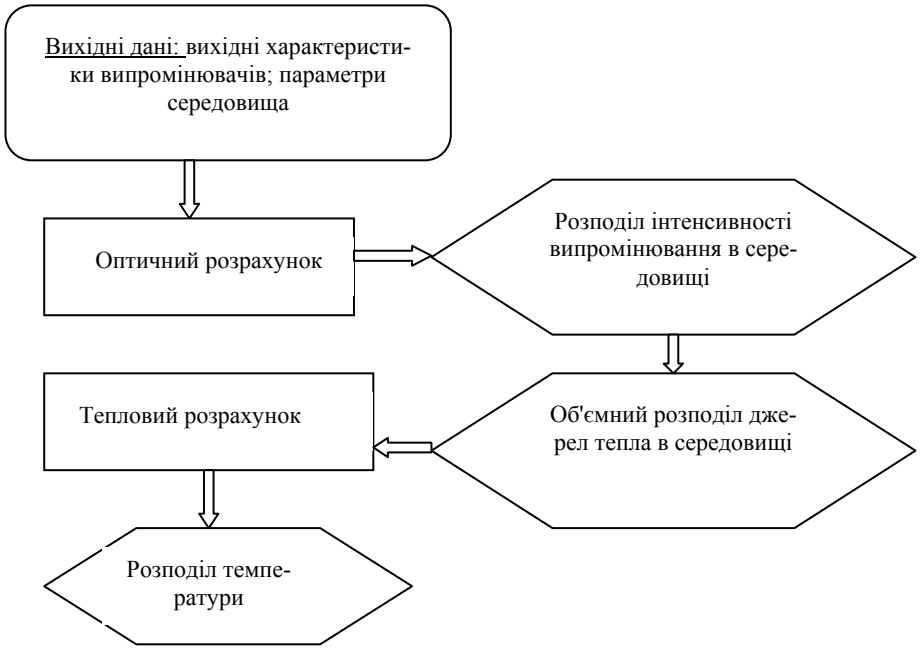


Рисунок 2.1 – Схема побудови моделей

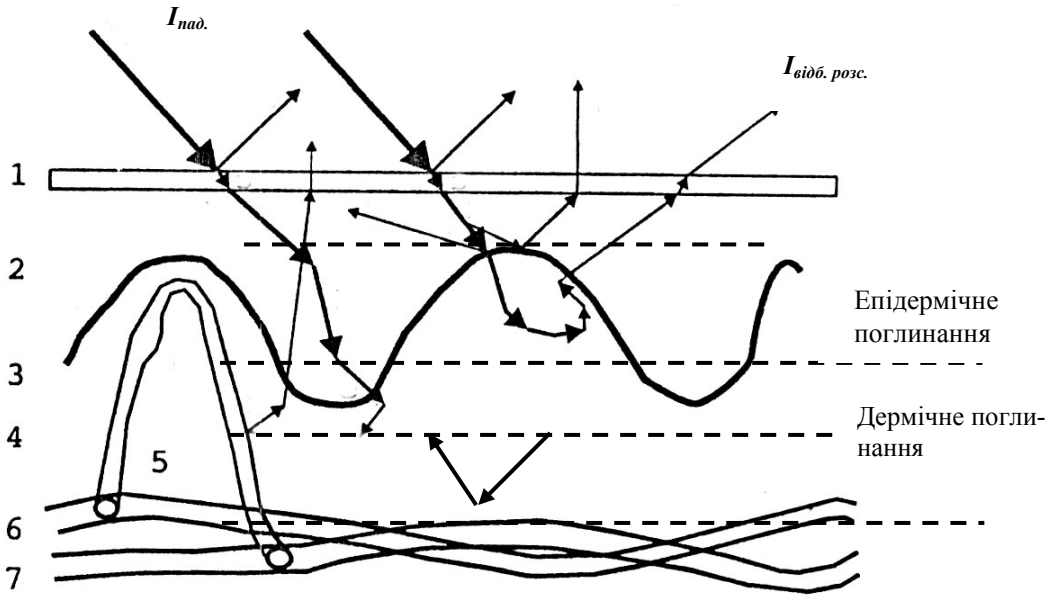


Рисунок 2.2 – Схема розповсюдження оптичного випромінювання в біооб'єкті: 1 – роговий шар; 2 – епідерміс; 3 – зона між епідермісом та дермою (базальна мембрана); 4 – дерма; 5 – артеріола; 6 – капілярна венула

Шкіра людини є живим багатошаровим середовищем, що містить різні включення, такі як, наприклад, кровоносні судини, в яких відбувається рух крові. Все це ускладнює розуміння процесів, що відбуваються при дії випромінюванням на шкіру. Для опису цих процесів на даний момент існує безліч різних математичних і фізичних моделей, кожна з яких покликана вирішити якусь конкретну задачу, описати окремий випадок.

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

Випромінювання, що падає на шкіру, частково відбивається від її поверхні, проходить через епідерміс, де поглинається меланіном шкіри і частково розсіюється, а частина проходить через дерму і відбивається від судини

$$\Delta I_{відб} = I_1 - (I'_1 + I_2 + I_3) . \qquad (2.1)$$

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

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

$$dI'_1 = r_1 I_0 \cos\Theta d\Omega , \qquad (2.2)$$

де $d\Omega = \sin\Theta d\Theta d\varphi$ елементарний тілесний кут; r_1 – коефіцієнт відбиття шкіри.

При поглинанні у меланіні інтенсивність змінюється за законом Бугера–Ламберта

$$I_2(l) = I_0' e^{-\mu l_1 c} , \qquad (2.3)$$

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

При відбиванні від судини інтенсивність зменшиться

$$dI_3 = I_0' r_2 2dld\Omega . \qquad (2.4)$$

Для обрахунку зміни інтенсивності запишемо отримане рівняння

$$dI(l) = I_0 \cos\Theta - (r_1 I_0' d\Omega + (1 - r_1)\exp(-\mu l_1) + r_2 2dld\Omega) . \qquad (2.5)$$

Отже, рівняння (2.5) дає можливість оцінити зміну інтенсивності випромінювання при відбиванні від судин залежно від їх кровонаповненості, що враховується зміною оптичної товщини середовища з врахуванням зміни інтенсивності при поглинанні і відбиванні у шарах шкіри [35, 36].

Математичний опис характеристик поглинання і розсіяння світла може бути проведений двома способами – за допомогою аналітичної теорії і за допомогою теорії переносу [2]. Перша грунтується на рівняннях Максвелла і в принципі є найбільш фундаментальним підходом. Проте його використання обмежене складністю отримання точних аналітичних розв'язків. З іншого боку, теорія перенесення в основному розглядає перенесення фотонів через поглинаючі і розсіюючі середовища, не ґрунтуючись на рівняннях Максвелла. Вона має евристичний характер і їй не вистачає строгості аналітичних теорій. Проте, теорія переносу широко використовується для опису взаємодій лазерного випромінювання з тканиною, і експериментально підтверджено, що у багатьох випадках її прогнози є достатніми.

Теорія переносу, звана також теорією переносу випромінювання, бере свій початок з роботи Шустера 1903 р. [37]. Теорія оперує безпосередньо перенесенням енергії в середовищі, що містить частинки. Сама по собі вона не включає дифракційних ефектів. Передбачається, що при підсумовуванні полів відсутня кореляція між ними так, що складаються інтенсивності, а не самі поля. Основне диференціальне рівняння цієї теорії називається рівнянням переносу або рівнянням транспорту і еквівалентне рівнянню Больцмана, використовуваному в кінетичній теорії газів. У теорії переносу можна врахувати поляризаційні ефекти. Проте в більшості випадків, з міркувань математичної зручності, поляризацією нехтують.

Теорія описує частинки, що мають енергію *hv* і швидкість *c*. Ці частинки розсіюються і поглинаються структурами в щільному середовищі такому як біотканина, і відбиваються на межі, підкоряючись закону Френеля. Розглядатимемо потік хвилевої енергії в точці $\vec{r} = (x, y, z)$ у хаотичному неоднорідному середовищі. Частота, амплітуда і фаза хвилі випадково змінюються в часі, тому величина і напрям щільності потоку, пов'язаний з ними, також безперервно змінюється. Для цього напряму *s* можна записати середню щільність потоку енергії, яка знаходиться в одиничному інтервалі частот поблизу частоти *v* і в одиничному тілесному куті. Ця величина $L(\vec{r}, s)$ називається променевою інтенсивністю, а також яскравістю або енергетичною яскравістю.

Променева інтенсивність $L_+(\vec{r}, s)$ описує випромінювання, що випускається поверхнею, і називається поверхневою інтенсивністю. Інтенсивність випромінювання $L_- = (\vec{r}, s)$, яке падає на поверхню, називається інтенсивністю поля. У цих визначеннях поверхня може бути як реальною, так і уявною. Ці дві величини представляють різні поняття, але чисельно вони тотожні.

Величина і напрям щільності потоку потужності визначається інтегруванням повного потоку по тілесному куту (вперед або назад) і може бути записана таким чином:

$$\vec{F}_+(\vec{r}, \hat{s}) = \int_{2\pi^+} L(\vec{r}, \hat{s})\hat{s}\hat{s}_0 d\omega;$$

$$\vec{F}_-(\vec{r}, \hat{s}) = \int_{2\pi^-} L(\vec{r}, \hat{s})\hat{s}(-\hat{s}_0) d\omega. \qquad (2.6)$$

Для випромінюючої поверхні щільність потоку потужності називають енергетичною світимістю, у разі падіння випромінювання на поверхню – освітленістю.

Величина і напрям повного потоку потужності визначається таким виразом:

$$\vec{F}(\vec{r}) = \int_{4\pi} L(\vec{r}, \hat{s})\hat{s} d\omega. \qquad (2.7)$$

Рівняння перенесення є інтегрально-диференціальним рівнянням променевої інтенсивності і записується таким чином [38]:

$$\hat{s}\cdot\nabla L(\vec{r},\hat{s})+\mu_t(\vec{r})\cdot L(\vec{r},\hat{s})=\mu_s\int_{4\pi}p(\hat{s},\hat{s}')L(\vec{r},\hat{s})d\omega'+S(\vec{r},\hat{s});\qquad(2.8)$$

або

$$\frac{dL(\vec{r},\hat{s})}{ds}=-\mu_t(\vec{r})\cdot L(\vec{r},\hat{s})+\mu_S\int_{4\pi}p(\hat{s},\hat{s}')L(\vec{r},\hat{s})d\omega'+S(\vec{r},\hat{s}),\qquad(2.9)$$

де $\mu_t=\mu_a+\mu_s$ – повний коефіцієнт затухання; μ_a – коефіцієнт поглинання; μ_S – коефіцієнт розсіювання; $p(\hat{s},\hat{s}')$ – фазова функція або функція розсіювання; $S(\vec{r},\hat{s})$ – функція джерел; $d\omega'$ – елемент тілесного кута уздовж напряму одиничного вектора *s*.

Вважаємо, що середовище є гомогенним, отже, його оптичні властивості не залежать від визначення точки $\vec{r}$.

Рівняння переносу описує швидкість зміни променевої інтенсивності. Перший член правої частини рівняння визначає зменшення інтенсивності за рахунок поглинання і розсіювання в середовищі. Другий – вказує на те, що інтенсивність зростає внаслідок розсіювання у напрямі *s* частини променевої інтенсивності $L(\vec{r},s)$, яка падає на елементарний об'єм, з інших напрямів $\hat{s}'$ і додається до $L(\vec{r},s)$. Третій член правої частини рівняння визначає зростання інтенсивності внаслідок випромінювання з елементарного об'єму [39, 40, 41].

Фазова функція описує розсіювальні властивості середовища і характеризує елементарний акт розсіювання. Ймовірність (визначена на одиницю довжини шляху) того, що фотон, рухаючись у напрямі одиничного вектора $\hat{s}'$, розсіюється на елементі тілесного кута $d\omega'$ уздовж іншого напряму одиничного вектора *s'*, рівна $\mu_s p(\hat{s},\hat{s}')d\omega'$. Тут фазова функція нормована таким чином, що ймовірність розсіювання по всіх напрямах рівна 1:

$$\int_{4\pi}p(\hat{s},\hat{s}')d\omega'=1.\qquad(2.10)$$

Також вважаємо, що ймовірність розсіювання залежить тільки від кута між одиничними векторами (тобто розсіяння симетричне щодо падаючої хвилі)

$$p(\hat{s},\hat{s}') = \hat{s}\cdot\hat{s}' . \tag{2.11}$$

Середній косинус кута розсіяння (чинник анізотропії розсіяння) математично може бути описаний таким чином:

$$\int_{4\pi} p(\hat{s},\hat{s}')(\hat{s}\cdot\hat{s}')d\omega' = g . \tag{2.12}$$

У багатьох практичних випадках фазова функція добре апроксимується за допомогою емпіричної функції Хені–Грінштейна

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi}\cdot\frac{1-g^2}{(1+g^2-2g\cos\theta)^{3/2}} . \tag{2.13}$$

Променева інтенсивність в будь-якій точці біологічного середовища включає колімовану і розсіяну (дифузну) компоненти

$$L(\vec{r},\hat{s}) = L_s(\vec{r},\hat{s}) + L_p(\vec{r},\hat{s}) . \tag{2.14}$$

Колімована складова $L_p(\vec{r},s)$ описує світло, що жодного разу не поглинулося і не розсіялося, від зовнішнього або внутрішнього джерел. Розсіяне світло $L_s(\vec{r},s)$ визначає компоненту інтенсивності, що з'явилася в результаті розсіювання. Вона породжується в середовищі таким чином: після першого акту розсіювання фотони первинного променя трансформуються у фотони розсіяного світла, які у свою чергу формують джерела розсіяного світла.

Колімоване світло затухає за експоненційним законом, за рахунок поглинання і розсіяння

$$E(\vec{r},\hat{s}) = E_0(\vec{r},\hat{s})\exp(-\mu_t l) , \tag{2.15}$$

де, $E_0(\vec{r},\hat{s})$ – інтенсивність в точці $\vec{r}$ у відсутності середовища (тканини); $\hat{s}_0$ – напрям розповсюдження первинного променя; l – глибина

розповсюдження «незмінних» фотонів в тканині між точкою входу в біотканину і точкою $\vec{r}$ цього елемента об'єму [25, 26].

Для того, щоб перейти до раніше вказаних позначень, використовується дельта-функція, максимальне значення якої (пік функції) припадає на напрям $\hat{s}_0$. Таким чином, колімована складова променевої інтенсивності може бути представлена таким чином [42]:

$$L_p(\vec{r},\hat{s}) = E(\vec{r})\frac{\delta(1-\hat{s}\cdot\hat{s}_0)}{2\pi}. \qquad (2.16)$$

Якщо рівняння переносу переписати з врахуванням (2.14) і провести серію перетворень, то, згідно з [42], можна отримати таке рівняння транспорту:

$$\frac{dL_S(\vec{r},\hat{s})}{ds} + \mu_t(\vec{r})\cdot L_S(\vec{r},\hat{s}) = \mu_s \int_{4\pi} p(\hat{s},\hat{s}')L_S(\vec{r},\hat{s})d\omega' + \mu_s p(\hat{s},\hat{s}')E(\vec{r},\hat{s}_0). \qquad (2.17)$$

При дослідженні дії випромінювання на біотканину практичний інтерес викликає освітленість

$$\varphi_S = \int_{4\pi} L(\vec{r},\hat{s})d\omega, \qquad (2.18)$$

яка визначає густину джерел тепла S

$$S = \mu_a \varphi_S E(\vec{r},\hat{s}_0). \qquad (2.19)$$

Головна проблема, з якою має справу теорія переносу – визначення дифузної складової інтенсивності випромінювання, оскільки розсіювання фотонів носить випадковий характер [2]. Тому застосовуються різні наближення, відповідно до яких домінуючим процесом ослаблення світла є або поглинання, або розсіювання. Найчастіше використовуваними є такі методи: теорія Кубелки–Мунка, дифузійне наближення і метод Монте-Карло. Розглянемо коротко ці наближення.

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 визнача-

ють 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 [43, 44].

Для потоку фотонів в однорідньому середовищі може бути записане рівняння дифузії

$$\Delta^2\psi(\vec{r}) - \frac{\mu_a}{D}\cdot\psi(\vec{r}) = -\frac{S(\vec{r})}{D}, \qquad (2.20)$$

де $\psi(\vec{r})$ – швидкість потоку фотонів в точці r; $S(r)$ – функція джерела, що визначається оптичними характеристиками середовища; D – коефіцієнт дифузії, який розраховується з такої формули

$$D=1/3\ (\mu_a+(1-g)^{-1}\ \mu_s^{-1}. \qquad (2.21)$$

Рівняння (2.19) може бути модифіковане до рівняння (2.20) 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 (2.20) є метод, який запропонували Кубелк і Мунк [1, 45]. 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 в вигляді

$$\frac{dI(\vec{r},z)}{dz} = A_k\cdot I(\vec{r},z) + S_k\cdot(\vec{r},z), \qquad (2.22)$$

де A_k і S_k – коефіцієнти, що характеризують оптичні властивості середовища (не рівні μ_a і μ_s).

Для розв'язування рівняння переносу застосовується метод Монте-Карло.

Суть методу 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 досліджуваного середовища.

Розподіл імовірностей подій визначається, виходячи з значень μ_a, μ_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 [1].

Технологічна модель Монте-Карло.

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 Монте-Карло. Модель Монте-Карло 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.

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

$$\frac{\partial I(r,\ s)}{\partial s} = -\mu_t I(r,\ s) + \frac{\mu_S}{4\ \pi} \int_{4\ \pi} I(r,\ s')\, f(s,\ s')\, d\ \Omega', \qquad (2.23)$$

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

Якщо випромінювання проходить, воно аналізується в області $G \in R$, де ∂G – це область граничної поверхні, тоді граничні умови для ∂G можуть бути записані в основній формі

$$I(r,s)\big|_{(sn)<0} = S(r,s) + R\ I(r,s)\big|_{(sn)>0}, \qquad (2.24)$$

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

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

$$U(r) = \int_{4\pi} I(r,s)d\ \Omega \qquad (2.25)$$

Для дослідження розсіювання об'єктною прозорістю використовують функцію розподілу випромінювання на поверхні середовища Ф (r) (густина потоку випромінювання)

$$\Phi(r) = \int_{(sn)>0} I(r,\ s)(sn)d\ \Omega,, \qquad (2.26)$$

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

$$S\ (r,\ s) = A\ (s)\ E\ (r), \qquad (2.27)$$

де А (s) описує кутовий розподіл від джерела з одиничною енергією. Кожний i-ий шар характеризують параметри: μ_{ai}, μ_{si} та $f_i\ (\theta_s)$[θ_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 (r) та замість цього аналізується початкова точка, що розташована на початку системи координат, яка містить кутовий розподіл, описаний функцією A (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 поверх-

невим 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

$$U(x, y, z) = \iint G(x', y', z)E(x - x', y - y')dx'dy';$$
$$\Phi_i(x, y) = \iint G_i(x', y')E(x - x', y - y')dx'dy', \qquad (2.28)$$

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

Якщо припустити, що промінь має радіальну симетрію, тобто $E(x, y)=E(R)$ де $R=(x^2+y^2)^{1/2}$, тоді, в циліндричних координатах (R, z, θ, де θ – азимутальний кут в площині XY), рівняння (2.28) може бути переписане так:

$$U(R, z) = \int_0^{\infty} G(R', z)\left\{\int_0^{2\pi} E\left[\left(R'^2 + R^2 - 2RR' \cdot \cos\theta\right)^{1/2}\right] d\theta\right\} R'dR \quad . \qquad (2.29)$$

Статистичне моделювання міграції фотонів реалізується таким чином. Досліджувальна ділянка $(R, z)(0 \le R \le R_{\max}, 0 \le z \le d, d = \sum_{i=1}^{N} d_i)$ – це абсолютна товщина; N – номер шару; $R_{\max}$ – вибирається так, щоб він задовольняв умову: 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 ψ та ξ, які визначають напрямок міграції фотона ($0<\psi<\pi$ та $0<\xi<2\pi$, де ψ – кут, який визначає напрямок від додатної осі z та ξ – це кут, який визначає напрямок від додатної осі x в площині XY).

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 (s), та використовується вираз:

$$\alpha = \int_{x_{min}}^{x_{rnd}} p(x)dx \,, \qquad (2.30)$$

де α – випадкове число, що однорідно розподілене в інтервалі [0;1]; $p(x)$ – густина ймовірності випадкової величини x; x_{min} – це найменше

значення x; x_{rnd} – це вибране значення x. 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 згідно з формулою

$$L' = L\mu_{tl}/\mu_{tm}, \tag{2.31}$$

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

Та частина маси фотона, яка пропорційна $1–a$ (a=μ_s/μ_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 відповідно до:

$$\begin{aligned} G_{ij} &= \frac{Q_{ij}}{N_p V_{ij}\, \mu_{aij} W_0}; \\ G_{li} &= \frac{Qli}{N_p S_i W_0}, l = R, T, \end{aligned} \tag{2.32}$$

де V_{ij} – значення (i, j) комірки; μ_{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 [17, 40].

Геометрія моделювання Монте-Карло 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 типово 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.

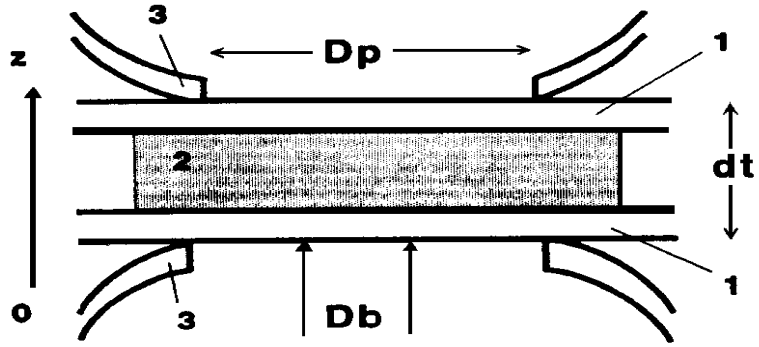


Рисунок 2.3 – Геометрія моделювання Монте-Карло:
1 – скло; 2 – тканина; 3 – інтегральна сфера

Теорію Мі може бути застосовано до проблеми однократного розсіювання клітинами-еритроцитами [2, 3]. По-перше, еритроцити не містить ніяких клітинних органел, тоді як його клітинна мембрана дуже тонка і не впливає істотно на процес розсіювання, це означає, що еритроцит може розглядатися як однорідний розсіювач. По-друге, еритроцити легко деформуються і не зберігають двовгнуту дископодібну форму. Таким чином, коли вони випадково орієнтовані, то їх можна розглядати як рівноцінні за об'ємом сфери.

Згідно з теорією Мі профіль розсіювання, профіль затухання і фазова функція розсіювання еритроцитами визначаються таким чином [2]:

$$\sigma_s^{Mie} = \frac{2\pi}{k^2}\sum_{n=1}^{\infty}(2n+1)(|a_n|^2+|b_n|^2) \quad ; \quad \sigma_t^{Mie} = \frac{2\pi}{k^2}\sum_{n=1}^{\infty}(2n+1)Re(a_n+b_n);$$

$$p^{Mie}(\theta) = \frac{1}{k^2 r^2}\left(|S_1|^2 + |S_2|^2\right), \qquad (2.33)$$

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

$$S_2(\theta) = \sum_{m=1}^{\infty} \frac{2m+1}{m(m+1)}\left\{b_n \frac{P_n^1(\cos\theta)}{\sin\theta} + a_n \frac{d}{d\theta} P_n^1(\cos\theta)\right\}, \qquad (2.34)$$

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

Опис процесів розсіювання світла еритроцитами як однорідних розсіювачів Мі є дієвим і плідним підходом для вирішення численних проблем у біомедичній оптиці [17, 40].

Однократне розсіювання видимого і близького інфрачервоного світла RBC може розглядатися у структурі наближення ВКБ (Вензеля, Крамера, Бріллюена) [2, 3]. Наближення ВКБ придатне для частинки довільної форми. Вважається, що напрям і поляризація падаючої хвилі залишається сталою. Це наближення дійсне, коли довжина хвилі падаючого світла λ, невелика порівняно з характерним розміром частинки D, і коли відносний показник заломлення частинки $n = \sqrt{\varepsilon}$ близький до одиниці, тобто

$$(\varepsilon - 1)kD >> 1 \quad \text{та} \quad \varepsilon - 1 < 1. \qquad (2.35)$$

Для падаючого світла з довжиною хвилі 800 нм, ε ≈1,1; k = 7,85 мкм і D ≈ 5,5 мкм. Відповідно (ε−1) ≈ 0,1 і (ε−1) kD ≈ 5,18. Ці значення лежать в межах дійсного ряду наближення ВКБ, і таким чином це може бути безпечно застосовано, щоб вирішити проблему однократного RBC розсіювання світла.

Амплітуда розсіювання у дальній зоні задана наближенням ВКБ [2]

$$f(\bar{s}, \bar{i}) = \frac{k^2}{4\pi}\left[-\bar{s} \times (\bar{s} \times \hat{e}_i)\right] \cdot VS(\bar{s}, \bar{i}), \qquad (2.36)$$

де

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

де V – об'єм частинки; z_1 – це координата z положення, де падаюча хвиля проникає всередину частинки; r' – внутрішня точка частинки.

Профіль затухання і профіль поглинання визначаються такими формулами:

$$\sigma_t = k\,\mathrm{Im}\int_V 2(n-1)\exp\left[-ik(n-1)z_1 + ik(n-1)z\right]dV'; \tag{2.37}$$

$$\sigma_a = \int_V k\varepsilon'' \frac{4}{|n+1|^2}\exp\left[-2kn_i(z-z_1)\right]dV', \tag{2.38}$$

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

У літературних джерелах є опис процесу однократного розсіювання світла еритроцитом, використовуючи наближення РГД (Релея, Ганса, Дебая). Подібно наближенню ВКБ, воно може бути застосовано до частинки довільної форми. В рамках цього наближення вважається, що електричне поле всередині частинки може бути наближене випадковим електричним полем. Це припущення дійсне, якщо виконується співвідношення [2]

$$(\varepsilon - 1)kD << 1 \quad \text{і} \quad \varepsilon - 1 < 1. \tag{2.39}$$

Амплітуда розсіяного поля в дальній зоні згідно з наближенням РГД є такою:

$$f(\bar{s},\bar{i}) = \frac{k^2}{4\pi}\left[-\bar{s}\times(\bar{s}\times\hat{e}_i)\right]VS(\bar{s},\bar{i}), \tag{2.40}$$

де

$$S(\bar{s},\bar{i}) = \frac{1}{V}\int_V (n^2-1)\exp(ik(\bar{i}-\bar{s})\overline{r'})dV'. \tag{2.41}$$

Профіль розсіювання σ_s визначається, як

$$\sigma_s = \int_{4\pi}\left|f(\bar{s},\bar{i})\right|^2 d\omega, \tag{2.42}$$

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

Розсіювання на малі кути одним еритроцитом може розглядатися у структурі Фраунгофера або аномальних теорій дифракції [2, 3], оскіль-

ки для падаючого видимого або близького інфрачервоного світла з довжиною хвилі λ параметр розміру RBC, α, набагато більший, ніж одиниця (α= π*D*/*k*).

У цьому випадку результуюче розповсюдження на малі кути розсіяного світла буде визначене втручанням частини хвилі, яка огинає частинку і іншої частини хвилі, яка проходить уздовж частинки [46]. Якщо перша частина може бути знехтувана, найпростіший спосіб наближення розсіювання на малі кути такою частинкою полягає у застосуванні теорії дифракції Фраунгофера. Згідно з цією теорією зразок розсіювання незалежний від відносного показника заломлення частинки, *n*. Кутове розповсюдження розсіяного світла визначається тільки формою і розміром перехресно-секційної області RBC. З другого боку, було показано, що властивості розсіювання біологічних клітин залежать від *n* [3]. Таким чином, бажано розглядати інтерференцію між світлом, яке проходить через розсіювач, і світлом, яке проходить уздовж частинки. Оскільки еритроцити оптично «м'які» (тобто, ε−1 <<1), можна вважати, що заломлення не змінює напрям падаючої хвилі. Для таких частинок з розміром, набагато більшим, ніж довжина хвилі падаючого світла, придатна аномальна теорія дифракції, розроблена Ван де Хальстом [46]. Згідно з аномальним наближенням дифракції, амплітуда мало-кутового розсіювання у дальній зоні (z > ∞) визначається такими рівняннями:

$$f^{ad}(\bar{a}) = \frac{k}{2\pi i}\int \exp(-ik\bar{a}\bar{\rho})\omega(\bar{\rho})d\rho \;;\quad \omega(\bar{\rho}) = \left\{exp\left[i\,\Phi(\bar{\rho})\right] - 1\right\}\eta(\bar{\rho})\;;$$

$$\Phi(\bar{\rho},\infty) = \Phi(\bar{\rho}) = k\int_{-\infty}^{\infty}\left[n(\bar{\rho},z') - 1\right]dz', \qquad (2.43)$$

де $p = p\,(x, y)$ – радіальна координата; a – проекція напряму розсіювання на площині z = const; $\eta(p)$ – функція тіні, яка рівна одиниці всередині проекції частинки, і рівна нулю за її межами; і $\eta(p, z)$ – це комплексний показник заломлення розсіювача. Якщо першим термом в рівнянні (1.16) нехтуємо, рівняння (1.15) опише дифракцію Фраунгофера від частинки.

Профілі розсіювання і поглинання частинки визначені такими співвідношеннями:

$$\sigma_s = \int \left|\omega(\bar{\rho})\right|^2 d\bar{\rho}; \quad \sigma_a = \int \left\{1 - \left|\exp\left[i\Phi(\bar{\rho})\right]^2\right\}\right\} d\bar{\rho}. \quad (2.44)$$

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

2.3 Методи фільтрації біомедичних сигналів

Фільтрування проводиться за рахунок використання наближення за методом найменших квадратів [25, 26]. 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 оброблюваною точкою є 3-тя точка). У випадку параболічної апроксимації маємо поліном виду:

$$p\,(nT+kT) = s_0(n\cdot T) + ks_1(nT) + k^2 s_2(n\cdot T), \quad (2.45)$$

де $p\,(n\cdot T + k\cdot T)$ – значення параболи для кожної з п`яти значень $k\,(-2, -1, 0, 1, 2)$. Змінні $s_0\,(n\cdot T)$, $s_1\,(n\cdot T)$ та $s_2\,(n\cdot T)$ треба визначити для наближення параболою кожної з п`яти вхідних точок даних [47].

Наближення досягається шляхом знаходження параболи (коефіцієнтів s_0, s_1 та s_2), яка найкращим чином апроксимує п`ять точок даних, що оцінюється за найменшою квадратичною похибкою. Ця похибка є

$$(s_0, s_1, s_2) = \sum_{k=-2}^{2} \left\{x(nT - kT) - \left[s_0(nT) + ks_1(nT) + k^2 s_2(nT)\right]\right\}. \quad (2.46)$$

Мінімальне значення цієї похибки визначається прирівненням нулю її частинних похідних за параметрами параболи

$$\frac{\delta\varepsilon}{\delta \boldsymbol{s}_0} = 0\ , \quad \frac{\delta\varepsilon}{\delta \boldsymbol{s}_1} = 0\,, \quad \frac{\delta\varepsilon}{\delta \boldsymbol{s}_2} = 0\,. \tag{2.47}$$

В результаті отримуємо систему рівнянь

$$\begin{aligned} 5s_0(nT) \ + \ \ 0 \ \ +10s_2(nT) &= \sum_{k=-2}^{2} x(nT-kT), \\ \ \ 0 \ \ +10s_1(nT) \ + \ \ 0 \ &= \sum_{k=-2}^{2} kx(nT-kT), \\ 10s_0(nT) \ + \ \ 0 \ \ +34s_2(nT) &= \sum_{k=-2}^{2} k^2 x(nT-kT). \end{aligned} \tag{2.48}$$

Оскільки необхідно зберегти лише центральні точки парабол, тоді в якості вихідної послідовності будемо мати: якщо *k=0*, то *p (n·T+k·T)=s0(n·T)*. Розв‘язок системи відносно *s0(nT)* дає

$$\begin{aligned} s_0(nT) = \tfrac{1}{35}[&-3x(nT-2T)+12x(nT-T)+17x(nT)+ \\ &+12x(nT+T)-3x(nT+2T)]. \end{aligned} \tag{2.49}$$

Таким чином, параметр параболи *s0(nT)*, заданий рівнянням, являє собою одне з чисел вихідної послідовності, обчислене за п`ятьма точками 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 [26].

Кожний з п`яти членів в правій частині рівняння відповідає одному числу з вхідної послідовності, віддаленому від сусіднього на T, с. В результаті *z*-перетворення для нашого фільтра нижніх частот буде

$$S_0(z) = \tfrac{1}{35}[-3+12z^{-1}+17z^{-2}+\ \ 12z^{-3}-3z^{-4}]\,. \tag{2.50}$$

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

$$|\,S_0(\omega T)\,| = \tfrac{1}{35}[17+24\cos(\omega T)-6\cos(\omega T)]\,. \tag{2.51}$$

Амплітудна характеристика для 5-титочкового параболістичного фільтра, а також характеристики для фільтрів, побудованих на згладжуванні

за допомогою груп з 7, 9 та 11 точок для кожного значення параболи, наведені на рис. 2.4. Наведемо коефіцієнти [25, 26] 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.

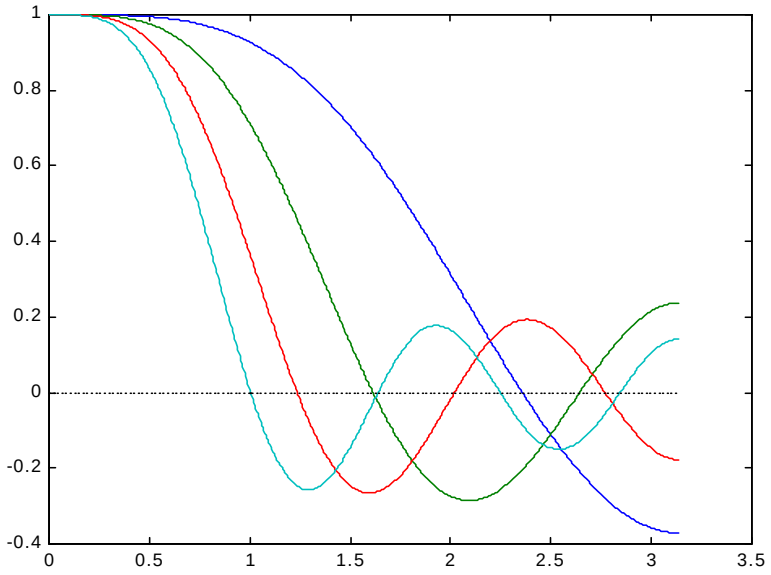


Рисунок 2.4 – Амплітудна характеристика у випадку наближення по 5, 7, 9 або 11 точках

Визначення похідної

Якщо продиференціювати рівняння та визначити результат в центральній точці параболи ($k=0$), то отримаємо

$$\frac{dp(nT-kT)}{dk} = s_1(nT) + 2ks_1(nT)\,|_{k=0} = s_1(nT)\,. \qquad (2.52)$$

Таким чином s_1 є вихідною послідовністю, що апроксимує похідну вхідної послідовності. Замість запам'ятовування самого значення центральної точки параболи використовуємо нахил параболи в центральній точці [30].

Розв‘язок відносно $s_1(nT)$ дає результат

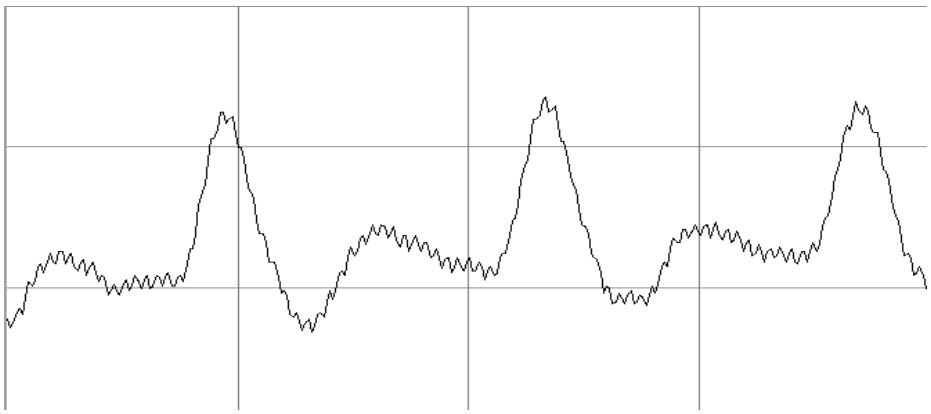
$$s_1(nT) = \frac{1}{10}[-2x(nT-2T) - x(nT-T) + x(nT+T) + 2x(nT+2T)]. \quad (2.53)$$

Передавальна функція має вигляд

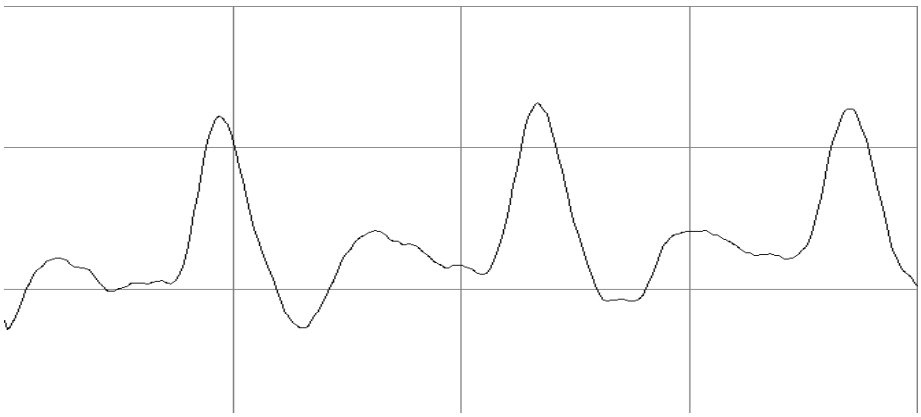
$$S_0(z) = \frac{1}{10}[2 + z^{-1} - z^{-2} - 2z^{-3}]. \quad (2.54)$$

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

$$H(\omega T) = \frac{2}{10}[j2\sin(2\omega T) + j\sin(\omega T)]e^{-j2\omega T}. \quad (2.55)$$



а)



б)

Рисунок 2.5 – Приклад ФПГ сигналу до і після обробки 5-титочковим фільтром: а) – ФПГ до обробки; б) – ФПГ після обробки

Амплітудна та фазова характеристики відповідно мають вигляд

$$|H(\omega T)| = \frac{2}{10}[2\sin(2\omega T) + \sin(\omega T)]; \qquad (2.56)$$

$$\angle H(\omega T) = \frac{\pi}{2} - 2\omega T\ . \qquad (2.57)$$

Під час використання цього методу деяка частина високочастотних шумів, які зазвичай виникають в процесі диференціювання, послабляється завдяки згладжуванню, яке є характерним для методу наближення поліномами.

Досить вагомою задачею при обробці біомедичних даних є визначення характерних точок отриманої кривої (далі процедура називається «Розстановка маркерів»). Схеми реалізації та алгоритми знаходження контрольних точок інших типів даних, таких як електрокардіограма. Обробка ФПГ даних вимагала розробки нового алгоритму, який би мав велику завадостійкість [48, 49].

Для реалізації задачі був запропонований метод зображення ФПГ, який би описував характерні точки. У ході дії алгоритму на першому етапі шукаються перепади між знаками першої похідної. Потім знаходиться різниця між значеннями двох сусідніх перепадів. В результаті ми отримуємо чіткі піки. Результати дії алгоритму такого зображення подані на рис. 2.6.

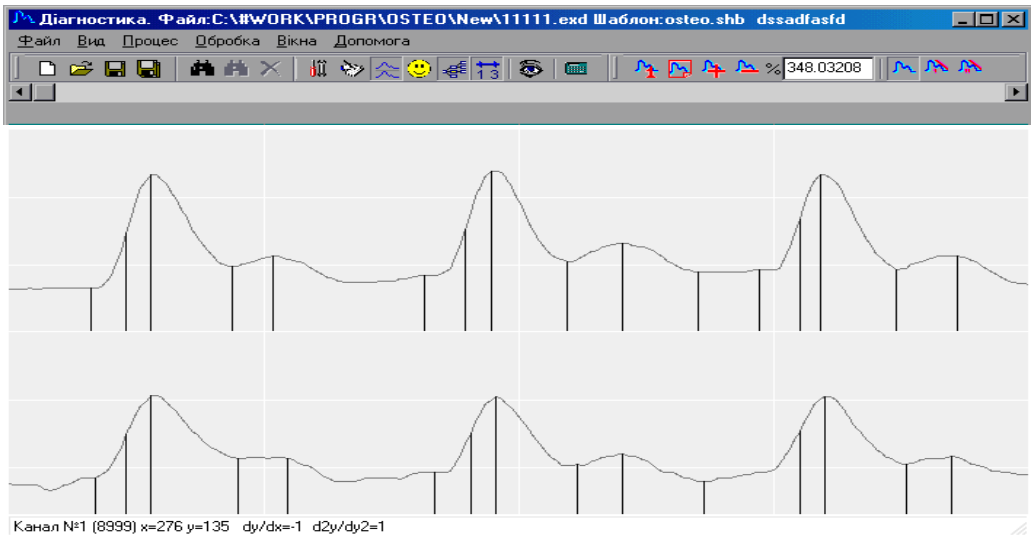


Рисунок 2.6 – Результат дії алгоритму зображення ФПГ
з виділенням характерних точок

Представлення ФПГ в запропонованому вигляді дозволяє спростити алгоритм автоматичного знаходження характерних точок. Після такого зображення характеристичні точки знаходяться таким чином:

початок анакроти – точка 1;

рівень швидкого кровонаповнення – максимум 1-ї похідної посеред точок 1 та 2;

рівень максимального кровонаповнення – точка 2;

рівень інцизури – точка 4;

венозний відтік – точка 5.

2.4 Застосування методу KVP-перетворення при обробці біомедичної інформації

Метод KVP-перетворення, як метод обробки сигналів, базується на використанні принципу квантування часу. Одиницею інформації при цьому виступає квантрон. Використовуючи поняття квантрона можна дати критеріальну оцінку обчислювальних засобів, яка визначає їх граничні часові можливості і дозволяє створити конструктивну теорію. Через умову досягнення максимальної швидкодії ЛЧС, яка випливає із аксіоми, операнди для забепечення найбільшого стиснення в часі повинні надходити у вигляді відповідної тривалості часового інтервалу, який, як аналогове вимірювання інформації для цифрової обробки, необхідно відповідно перетворити в дискретний вираз [50, 51].

Позначення.

τ_k – час спрацювання кожного k-го квантрона, який входить в ланцюжок;

$F(t)$ – функція роподілу випадкової величини τ_k;

$f(t)$ – густина роподілу випадкової величини τ_k;

T_n – час спрацювання n квантронів;

$F_n(t)$ – функція роподілу випадкової величини T_n;

$f_n(t)$ – густина роподілу випадкової величини T_n;

$q(t)$ – число всіх квантронів, які спрацьовують за час t, дискретна величина;

$g(t, \tau, n)$ – імовірність того, що $q(t)=n$, тобто

$$g(t,\tau,n) = \mathrm{P}\{q(t) = n\}. \qquad (2.58)$$

Випадкові величини τ_k – незалежні і однаково розподілені. Функція розподілу випадкової величини τ_k – неперервна і її можна апроксимувати, наприклад, нормальним розподілом.

Математичну модель можна записати у вигляді:

$$\begin{matrix} maxg(t,\ \tau n) \\ t \end{matrix} \qquad \begin{cases} 0 \le g(t,\tau,n) \le 1, \\ g(t,\tau,n) = F_n(t) - F_{n+1}(t) \end{cases} \tag{2.59}$$

Наведена математична модель відноситься до класу стохастичного програмування, є оптимізаційною і нелінійною.

Об'єктивна необхідність подальшого розвитку високоефективних засобів обчислювальної техніки обумовлена стрімким розвитком науково-технічного прогресу і відповідним йому збільшенням потоків інформації.

Це призвело до стійкої тенденції збільшення швидкодії як основного напарямку розширення функціональних можливостей ЕОМ. Обмеження на цьому шляху виникають як з боку елементної бази, так і організації обчислювального процесу в пристроях з детермінованою структурою, яка працює, як правило, за послідовними алгоритмами і програмами.

Для реалізації функції енергетичного нуля в синтезі КВ-автоматів необхідний перехід до нових принципів формалізації синтезу цих автоматів.

Запропоновані на розгляд аксіоми для стану енергетичного нуля принципово дозволяють в подальшому створювати ефективну теорію синтезу, орієнтовану на реальне відтворення нейромережевих структур.

Використання *N*-вимірної логіки на КВ-автоматі дає можливість посилити формальний апарат синтезу систем штучного інтелекту [50, 51].

Оптико-електронна схемотехніка на КВ-автоматах є адекватною для реаліації проблем створення засобів технічного зору око-процесорного типу.

Оптико-електронні КВ-автомати доволяють створювати плоскі і просторові операційні екрани для відеотерміналів з розширеними функціями.

2.5 Медичні аспекти обробки фотоплетизмограм при пульсодіагностиці

Під час аналізу фізіологічних сигналів необхідно відокремити корисний сигнал від фонових шумів, таких наприклад, як завада від кола живлення [52]. Приладами, що виконують функції усунення небажаних сигналів, є фільтри. При цьому аналогові фільтри оброблюють сигнали, що подаються неперервною величиною; цифрові фільтри обробляють в дискретні моменти часу сигнали, перетворені в послідовність чисел, яка може бути оброблена з використанням ЕОМ за допомогою реалізованого алгоритму фільтрації.

Основними етапами оброблення ФПГ в часовій області 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 оброблення біосигналу будемо дотримуватись схеми послідовного поєднання (конвеєра), що зображена на рис. 2.7.

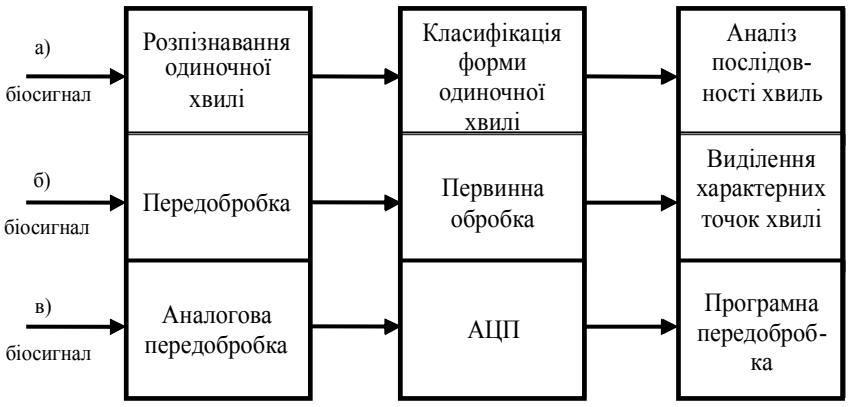


Рисунок 2.7 – Конвеєр класифікаторів для оперативного оброблення біологічних сигналів: а) – загальна схема; б) – конвеєр для розпізнавання одиночної хвилі; в) – блок-схема попереднього оброблення біосигналу

Попереднє оброблення біосигналу включає в себе аналогові та цифрові перетворення, найважливішими з яких є згладжувальна фільтрація, режекторна фільтрація для уникнення наводок, смугова фільтрація для шумопридушення та деякі спеціальні операції: корекція базової лінії, фільтрація коротких імпульсних завад, автоматичне регулювання підсилення та ін. [53].

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 фільтра 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.

Фільтрування проводиться за рахунок використання наближення методом найменших квадратів [43]. 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 використо-

вувати 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:

$$p(nT + kT) = s_0(nT) + ks_1(nT) + k^2 s_2(nT), \qquad (2.60)$$

де p ($nT + kT$) – значення параболи 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.

Досить вагомою задачею при обробленні біомедичних даних є визначення характерних точок отриманої кривої (далі процедура називається «Розстановка маркерів»). Оброблення ФПГ даних вимагало розробки нового алгоритму, який би мав велику завадостійкість.

Для реалізації задачі був запропонований метод зображення ФПГ, який би описував характерні точки. У ході дії алгоритму на першому етапі шукаються перепади між знаками першої похідної. Потім знаходиться різниця між значеннями двох сусідніх перепадів. В результаті ми отримуємо чіткі піки. Результати дії алгоритму такого зображення подані на рис. 2.7.

Представлення ФПГ в запропонованому вигляді дозволяє спростити алгоритм автоматичного знаходження характерних точок [44].

Основні гемодинамічні показники пульсової хвилі такі [25].

- Індекс висхідної хвилі (IBX). Відображає фазу наповнення в період систоли серцевого циклу, відповідає відношенню тривалості висхідного сегменту анакротичної хвилі до загальної тривалості пульсової хвилі. IBX = (T2 □ T1) / (T5 □ T1) · 100. Нормативне значення відповідає 15–25 %.
- Тривалість кровонаповнення (ТКН). ТКН = T2 □ T1. Нормативне значення знаходиться в межах 0,05□0,15 с.
- Тривалість фази систоли серцевого циклу (ТФС). ТФС = T5 □ T1. Нормативний рівень лежить в межах 0,24□0,45 с.

- Тривалість фази систолічного притоку та діастолічного відтоку (ТСД). ТСД= Т5 – Т3. Нормативне значення лежить в діапазоні 0,1–0,18 с.
- Тривалість пульсової хвилі (ТПХ). ТПХ = Т6 □ Т1.

Нормативні значення по вікових групах представлено в табл. 2.1.

Таблиця 2.1 – Нормативні значення по вікових групах

Вік, років	Тривалість пульсової хвилі, с.	Вік, років	Тривалість пульсової хвилі, с
0□1	0,42□0,51	20□30	1,04□0,90
1□3	0,49□0,58	30□40	0,94□0,86
3□5	0,56□0,61	40□50	0,90□0,81
5□8	0,59□0,68	50□60	0,85□0,73
8□10	0,66□0,72	60□70	0,75□0,69
10□20	0,68□1,02	80□90	0,74□0,68

У разі створення співвідношення між значенням ПХ та яскравістю сірого можливо створювати зображення періодів ПХ у вигляді двовимірної картинки градацій сірого кольору як подано на рис. 2.8 [25].

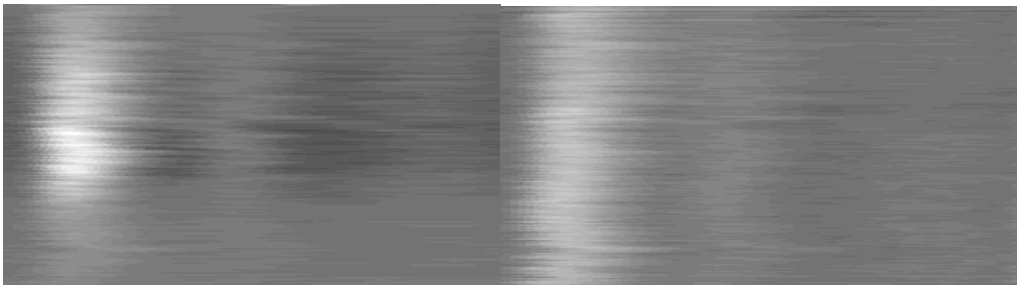


Рисунок 2.8 – Двовимірні зображення пульсових хвиль

Таким чином, в першому розділі було проаналізовано науково-технічну літературу в області пульсодіагностики, розглянуто фізичні основи пульсодіагностичних методів, висвітлено принцип виділення основних точок на пульсограмі, визначено основні гемодинамічні показники пульсової хвилі, а також викладено медичні аспекти оброблення фотоплетизмограм при пульсодіагностиці.

2.6 Алгоритм формування зразкових шаблонів-масок фотоплетизмографічної інформації при пульсодіагностиці

Визначення характеристик одновимірних сигналів пов'язано з розв'язанням двох груп питань. Перша група – це побудова алгоритмів виділення з вхідної сукупності сигналу, який шукається, друга група – визначення у знайденому сигналі потрібних параметрів. Якщо неможливо знайти єдиний універсальний алгоритм оброблення, тоді застосовують або індивідуальні алгоритми для кожної групи обчислювальних параметрів, або створюють набір еталонів, використовуючи які, обчислюють потрібні параметри [1].

В результаті проведених дослідів з формалізації основних параметрів фотоплетизмограм ФП було виділено чотири основних групи параметрів: перша група – амплітудні, друга – часові, третя – кутові, четверта – змішані параметри (максимальна амплітуда діастоличної хвилі (A_4), відношення діастоличної та систоличної хвиль (A_4/A_2) та інші).

Першим кроком автоматизованого оброблення є введення й накопичення фотоплетизмограм для створення статистично правильних еталонів, котрі описували б більшість реальних фотоплетизмограм.

Наступними етапами є нормалізація сигналу фотоплетизмограми та його інтерполяція, з метою доведення цього сигналу до стандартної нормалізованої форми.

Після нормування масиву відліків вихідного сигналу проводиться пошук у банку еталонів найбільш відповідного еталона поточному масиву. Пошук відповідності еталона поточному масиву може проводитись з використанням кореляційних методів.

Далі вираховується середнє SRw робочого масиву за фрагментом розміром So, з подальшим його нормуванням SRw/So, при i-у зсуві фрагменту по робочому масиву [50]

$$SRw[i] = \sum_{j=0}^{So-1} work[i+j].$$

Потім визначається відлік кореляційної функції на цьому фрагменті з її нормуванням за розміром еталона

$$\frac{\sum_{j=0\,kw[i]}^{So-1}\left(obj[j]\frac{SRo}{So}\right)\cdot\left(work[i+j]\frac{SRw[i]}{So}\right)}{So}.$$

У результаті вирахувань формується масив відліків кореляційної функції $K,W=\{kw[i],\ i=0,\ldots,(Sw-So)\}$. З вказаного масиву вибирається максимальний відлік, котрий приймається як коефіцієнт кореляції КК робочого масиву й еталона.

Для формування шаблонів-масок використовується вейвлет-перетворення.

На відміну від традиційного перетворення Фур'є, вейвлет-перетворення забезпечує двовимірне подання досліджуваного сигналу в частотній області в площині частота–положення. Аналогом частоти при цьому є масштаб аргумента базисної функції (найчастіше часу), а положення характеризується її зрушенням. Це дозволяє розділити великі й дрібні деталі сигналів, одночасно локалізуючи їх на тимчасовій шкалі. Апаратурним аналогом одного з видів вейвлет-аналізу є багатоканальна смугова фільтрація сигналу при постійному відношенні ширини смуги фільтра до центральної частоти.

Існує два підходи до аналізу нестаціонарних сигналів такого типу. Перший заснований на локальному перетворенні Фур'є. Прямуючи цим шляхом, нестаціонарний сигнал зводиться до стаціонарного шляхом його попереднього розбиття на сегменти (фрейми), статистика яких не змінюється з часом. Другий підхід полягає у використанні вейвлет-перетворення.

Як приклад розглядається простір $L^2(R)$ функцій $f(t)$, визначених на всій дійсній осі R $(-\infty, \infty)$, які мають кінцеву енергію [38]

$$E_f - \int_{-\infty}^{\infty}\left|f(t)\right|^2 dt < \infty . \qquad (2.61)$$

Якщо вейвлет $\psi(t)$ в просторі $L^2(R)$ має одиничну норму, то всі вейвлети сімейства $\{\psi_{jk}\}$ виду $\psi_{jk}(t)=2^{j/2}\psi(2^j t\text{-k})$, j, k також нормовані на одну одиницю, тобто $||\psi_{jk}||_2=||\psi||_2=1$. Вейвлет $\psi(t)$ простору $L^2(R)$ називається ортогональним, якщо сімейство $\{\psi_{jk}\}$ являє собою ортонор-

мований базис функціонального простору $L^2(R)$, тобто $\{\psi_{jk}, \psi_{lm}\}=\delta_{jl}\delta_{km}$ і кожна функція f простору $L^2(R)$ може бути представлена у вигляді ряду [38]

$$f(t) = \sum_{j,k=-\infty}^{\infty} c_{jk} \Psi_{jk}(t). \qquad (2.62)$$

Алгоритм розпізнавання сигналів при допомозі вейвлет-перетворення такий. Спочатку до зображення застосовуються вейвлет-перетворення, а потім із даних перетвореного зображення видаляються деякі коефіцієнти. До коефіцієнтів, що залишилися, може бути застосоване кодування. Стиснуте зображення відтворюється шляхом декодування коефіцієнтів, якщо це необхідно, і застосування зворотного перетворення до результату. Вважається, що в процесі видалення частини коефіцієнтів перетворення губиться не дуже багато інформації [38].

Найпростіше стиснути зображення, якщо замінити його зображення середнім значенням його пікселів, цей підхід дає велику ступінь стиснення Для того, щоб відтворити вихідне зображення із цього середнього значення, нам потрібно знати, які деталі були видалені для отримання цього значення.

За таким принципом будуть оброблятися фотоплетизмографічні дані. З математичної точки зору ми маємо зображення, яке складається із набору точок $x_1, x_2, ...x_n$. Розглянемо це на прикладі двох точок. Тоді значення можуть бути замінені середнім значенням a і напіврізницею d [38]

$$a = (x_1 + x_2)/2;$$
$$d = (x_1 + x_2)/2.$$

Наведений приклад має обмежене застосування до реальних зображень, але воно ілюструє ідею, на якій засноване застосування вейвлет-аналізу.

Тепер розглянемо приклад з більшою кількістю інформації x_1, x_2, x_3, x_4. Обчислимо середнє значення

$$a_{1,0} = (x_1 + x_2)/2;$$
$$a_{1,2} = (x_3 + x_4)/2.$$

і різниці:

$$d_{1,0} = (x_1 - x_2)/2;$$
$$d_{1,2} = (x_3 - x_4)/2.$$

Подвійні нижні індекси показують, що ми розпочинаємо багатокроковий процес. Тобто, якщо нам потрібно буде стиснути зображення ще більше, то ми знову застосуємо ту ж процедуру до тієї інформації, яка залишилася $a_{1,0}$, $a_{1,1}$, обчислюючи середнє значення і різницю [38]:

$$a_{0,0} = (a_{1,0} + a_{1,1})/2;$$
$$d_{0,0} = (a_{1,0} + a_{1,1})/2.$$

Якщо різниця $d_{0,0}$ достатньо мала, ми можемо замінити усе вихідне зображення x_1, x_2, x_3, x_4, зображенням, що складається із однієї точки $a_{0,0}$. Подивимось чим же являється ця $a_{0,0}$

$$a_{0,0} = (a_{1,0} + a_{1,1})/2 = ((x_1 + x_2)/2 + (x_3 + x_4)/2)/2 = (x_1 + x_2 + x_3 + x_4)/4.$$

Величина $a_{0,0}$ це лише середнє значення усіх точок вихідного зображення.

У нашій роботі, згідно з вище описаним методом, ми знайдемо коефіцієнти *a* і *d* до таких пульсограм (рис. 2.9□2.13).

Вхідними даними для програми будуть координати, значення яких визначаємо з графіків. Визначення рівня патології буде проводитись шляхом порівняння координат кожної із пульсограм з нормою. Запропонований метод вейвлет-формування зразкових шаблонів-масок фотоплетизмографічної інформації при пульсодіагностиці, на відміну від відомих, не потребує формування великих баз знань про можливі стани периферійного кровообігу.

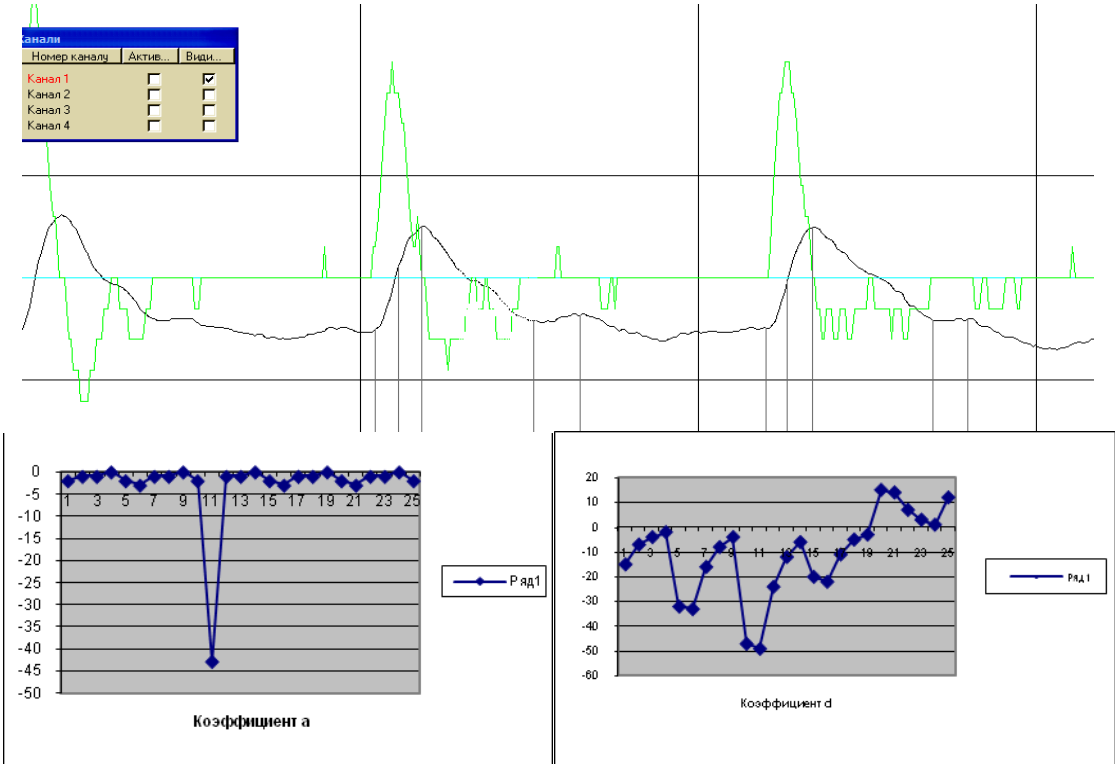


Рисунок 2.9 – Еталони-маски для виявлення рівнів патологій периферійної мікроциркуляції (норма)

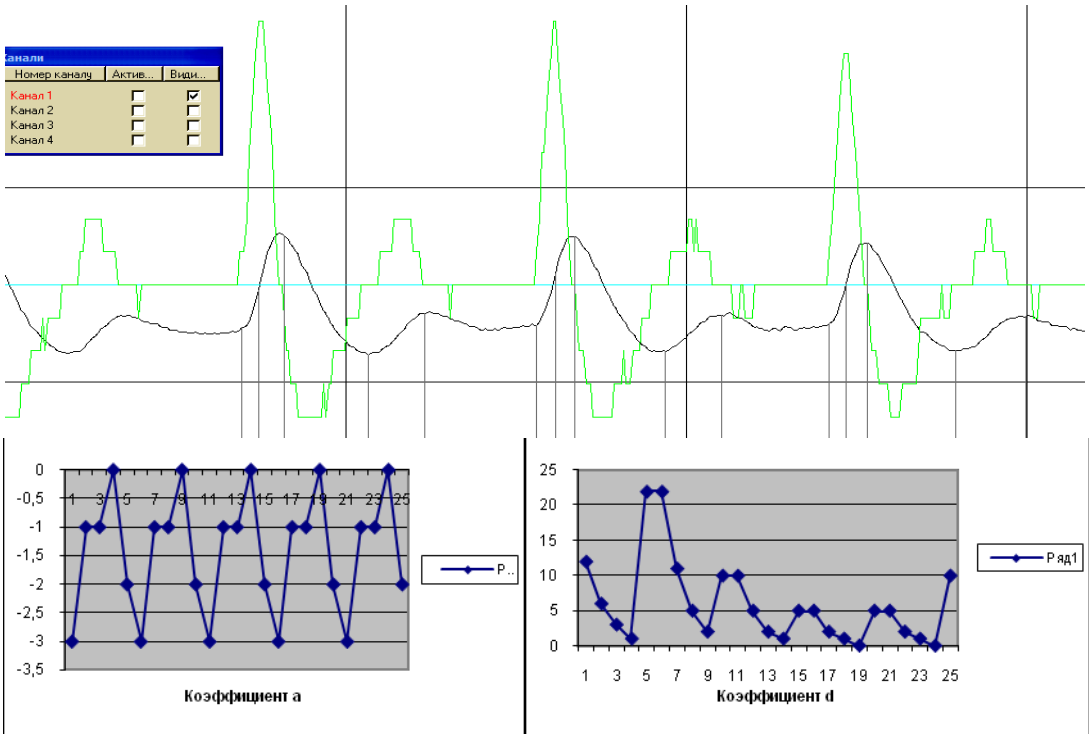


Рисунок 2.10 – Еталони-маски для виявлення рівнів патологій периферійної мікроциркуляції (1-й рівень патології)

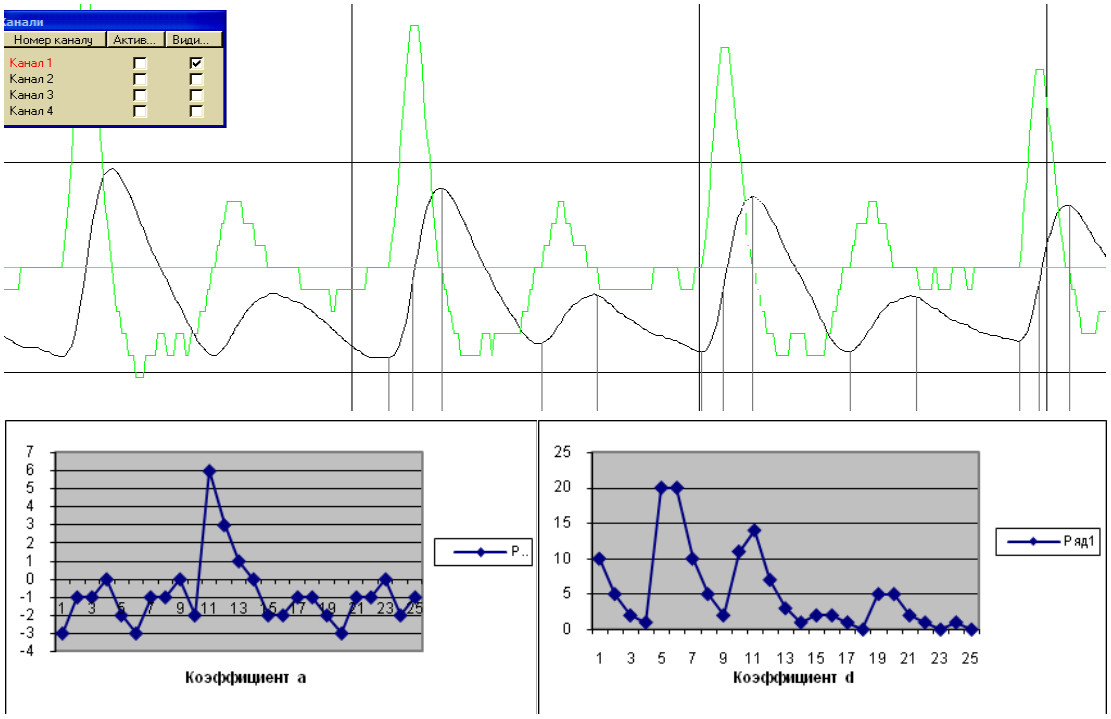


Рисунок 2.11 – Еталони-маски для виявлення рівнів патологій периферійної мікроциркуляції (2-й рівень патології)

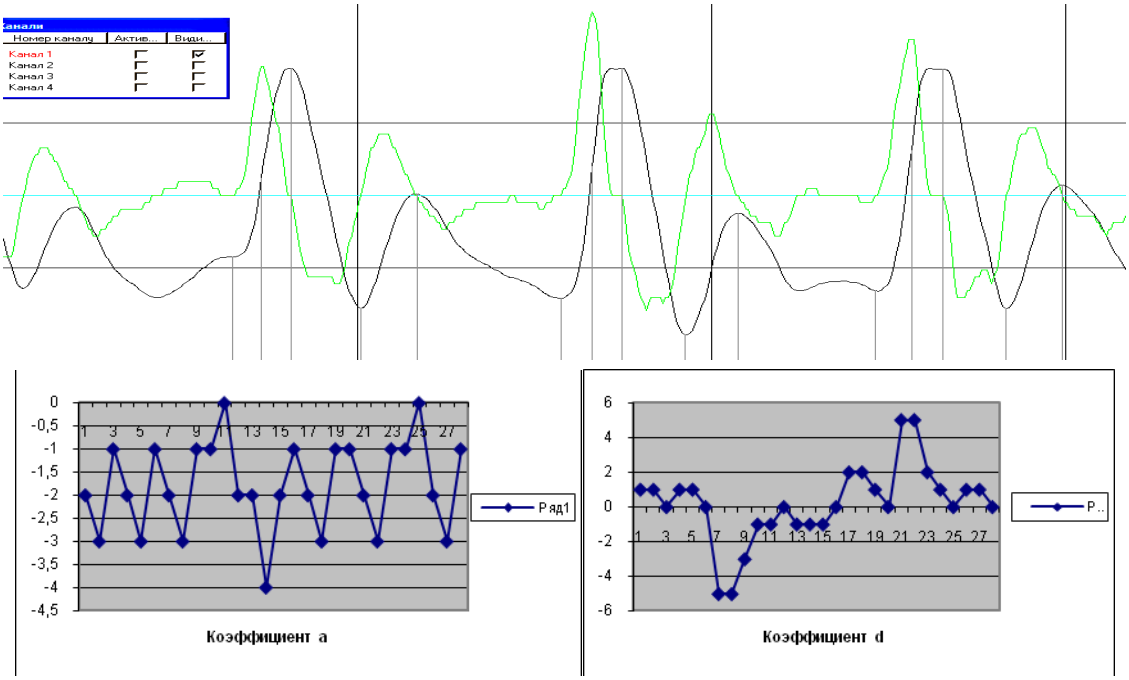


Рисунок 2.12 – Еталони-маски для виявлення рівнів патологій периферійної мікроциркуляції (3-й рівень патології)

РОЗДІЛ 3
ОПТИЧНІ МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ НЕОДНОРІДНИХ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

3.1 Фізичні основи фотоплетизмографічних методів

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. Одним із сучасних діагностичних методів визначення рівня кровонаповнення є фотоплетизмографічний метод [3-6].

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

Фотоплетизмографія – динамічний метод вимірювання, який може відповісти на питання, на скільки змінився той або інший параметр периферійного кровообігу, виходячи з абстрактного нульового рівня для тієї або іншої людини. Фотоплетизмограф може бути застосований для кількісного вивчення різних параметрів кровообігу в шкірі і слизових оболонках тіла людини і для кількісної реєстрації судинних рефлексів як показника стану судиннорухових центрів.

До переваг фотоплетизмографів відносяться: висока чутливість, лінійність вимірювання датчиком, портативність і швидкість запису, відсутність перешкод, пов'язаних з інерційністю перетворювача, можливість реєстрації судин в будь-якій області шкіри і слизових оболонках людини і тварини.

Крім того, фотодатчик не викликає здавлення судин кінцівки, тобто не вносить порушення кровообігу, і являється істинним реєстрато-

ром об'єму. На фотоплетизмографі можливо ізольоване вивчення кровонаповнення судин різного калібру (вени, артерії та ін.).

Перші моделі фотоплетизмографів з'явилися ще в 30-х роках. Надалі прилади безперервно удосконалювалися, а область їх застосування розширялася.

В наш час поширені два типи фотоплетизмографів, залежно від того, чи реєструють вони кровонаповнення в прохідному або у відбитому світлі.

Основна причина малого розповсюдження фотоплетизмографії – це відсутність єдиних технічних вимог до окремих вузлів сучасних апаратів і уніфікація методики кількісного аналізу кривих, а також нормальних для здорової людини показників. Більшість описаних вище приладів технічно примітивні, не мають калібрування і вузькоспеціалізовані тільки для тієї методики, яку застосовував їх автор [4].

Сучасну фізіологічну апаратуру вигідно відрізняє багатоканальність, що дозволяє комплексно досліджувати різні органи і системи людини. Діагностичне значення комплексного дослідження безперечне. Так, наприклад, одночасна реєстрація об'ємного пульсу і кров’яного тиску на одному фотоплетизмографі дозволяє уточнити причину гіпертонії: за рахунок збільшення сили і частоти серцевих ударів або за рахунок збільшення тонусу периферійних судин. Одночасний запис судинної інформації з двох однакових частин тіла людини дозволяє виявити судинні асиметрії і дає можливість вивчити особливості як нормального кровообігу в різних частинах тіла, так і зміни його при локальних захворюваннях. Нарешті, одночасний запис на багатьох каналах дозволяє легко діагностувати артефакти в фотоплетизмограмі, пов'язані з рухом хворого, електричними перешкодами і скороченням м'язів [5].

Для вивчення динаміки кровопостачання органу недосить одноканального запису. Адже кровопостачання органу може порушуватися як від зміни артеріального притоку, так і від венозного відтоку. Крім того, зміни об'єму можуть залежати від зміни діаметра артерій, артеріол, капілярів, вен і артеріовенозних анастомозів. Вирішити це питання можна шляхом одночасного (за умови повної незалежності) до-

слідження об'ємного пульсу і крововмісту однієї і тієї ж області тіла [6].

В наш час ніким не заперечується важливість і необхідність об'єктивного дослідження судинних реакцій в нормі і патології як показника стану центральної нервової системи. Проте багато вчених вказують на велику варіабельність плетизмографічної кривої, мінливості судинних реакцій. А тим часом непостійність і мінливість плетизмограм, варіабельність судинних рефлексів на одні і ті ж подразники у одних і тих же людей при різному функціональному стані центральної нервової системи, зміна їх під впливом тимчасових, циклічних процесів (сон, активність, травлення та ін.) є кращим доказом цінності цього методу, доведення тонкості індикації мозаїчного руху нервових процесів [6].

Донині немає ще загальноприйнятих показників фотоплетизмограми здорової людини – норми, як це прийнято для електрокардіограми і електооенцефалограми.

Можливості плетизмографічної методики не зменшує вивчення судинних рефлексів. Плетизмографія є досить точним методом визначення судинного тонусу, об'ємної швидкості кровотоку, кров'яного тиску та інших параметрів периферійного кровообігу. В дослідах на тваринах і в хірургічних операціях на людині фотоплетизмограф може бути використаний для ізольованого вивчення кровообігу м'язів (зокрема міокарду) і внутрішніх органів (печінка, селезінка, нирки та ін.). Визначаючи кровотік в різних частинах тіла, ми можемо визначити локалізацію периферійних судинних порушень (наприклад, емболів). За допомогою фотоплетизмографа можна диференціювати органічні і функціональні розлади периферійного кровообігу і периферійної нервової системи [1].

Області застосування фотоплетизмографії важко перерахувати: фізіологія, патофізіологія, терапія, хірургія, дерматологія, гінекологія, невропатологія, педіатрія, оториноларингологія та ін. Клініцисти можуть використовувати її як додатковий метод для діагностики захворювання і в науково-дослідній роботі. Деяку допомогу вона надасть гігієністам, спортивним медикам, а також лікарям, що працюють у області космічної медицина. При передчасному старінні на перший

план виступають зміни судинної реактивності, обумовлені порушеннями вегетативної нервової системи і периферійних судин, що важливе для геронтології.

Фотоплетизмографія, як і інші об'єктивні методи діагностики, уточнює прогноз і допомагає виявити вплив на вегетативну нервову систему; вона може служити для оцінки симпатичної іннервації шкіри, застосовуватися при діагностиці хвороби Рейно, ранніх форм атеросклерозу, тромбофлебіту, облітеруючого ендартеріїту та ін. Цей метод може бути контролем глибини спинномозкової анестезії (одночасна реєстрація судинних реакцій з пальця руки і ноги). Крім того, фотоплетизмографія має допоміжне діагностичне і прогностичне значення при вивченні багатьох серцево-судинних і нервових захворювань, які є зараз найчастішою причиною смерті і інвалідності у молодому віці.

3.2 Системне оцінювання гемодинамічних показників за параметрами пульсової хвилі

Об'ємний пульс. Пульсова хвиля (сфігмограма), або об'ємний пульс є важливою характеристикою периферійного кровообігу [1, 30].

З розповсюдженням пульсової хвилі від центру до периферії згладжуються всі високочастотні елементи центрального пульсу в результаті демпфування і складання хвиль в артеріальній системі. При цьому зменшується кількість зубців на низхідній частині пульсової хвилі. Розрізняють центральний пульс (сонні і підключичні артерії) і периферійний пульс. Відомо, що об'ємний пульс є результатом скорочення шлуночків серця; крім того, форма пульсової хвилі забезпечує інформацією про стан стінки артеріальних судин, їх тонус і еластичність. Пульсова крива характеризує деформацію судинної стінки в результаті ділянки під впливом змінного тиску крові. Об'ємний пульс реєструють, коли необхідна інформація тільки про артеріальні реакції, оскільки його амплітуда являється прямим виразом артеріального тонусу.

Швидкість кровотоку. Конструктивні особливості ФП дозволяють також проводити на ньому дослідження швидкості кровотоку. Сучасні методи вимірювання швидкості кровотоку засновані на внутрішньовенному введенні різних лікарських речовин. Проте більшість з

них дозволяє лише приблизно вимірювати кровотік у великих артеріях і венах або в малому колі кровообігу і може викликати неприємні ускладнення, тоді як ФПГ-метод повністю безпечний, безболісний і не менш точний.

Судинний тонус. Під тонусом (напругою) судин розуміють звичний функціональний їх стан, в який входить пружність, в'язкість, еластичність і напруга м'язових стінок. Тонус є найважливішим чинником руху крові по судинах. Для реєстрації судинного тонусу визначають ступінь розтягнення і скорочення судин. Методика визначення схожа на описану вище методику визначення тиску. У певні моменти вимірюють тиск в оклюзійній манжеті і зміну об'єму органу.

Оптико-електронна система діагностики периферійного кровонаповнення повинна визначати амплітудні, часові та амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі рис. 3.1.

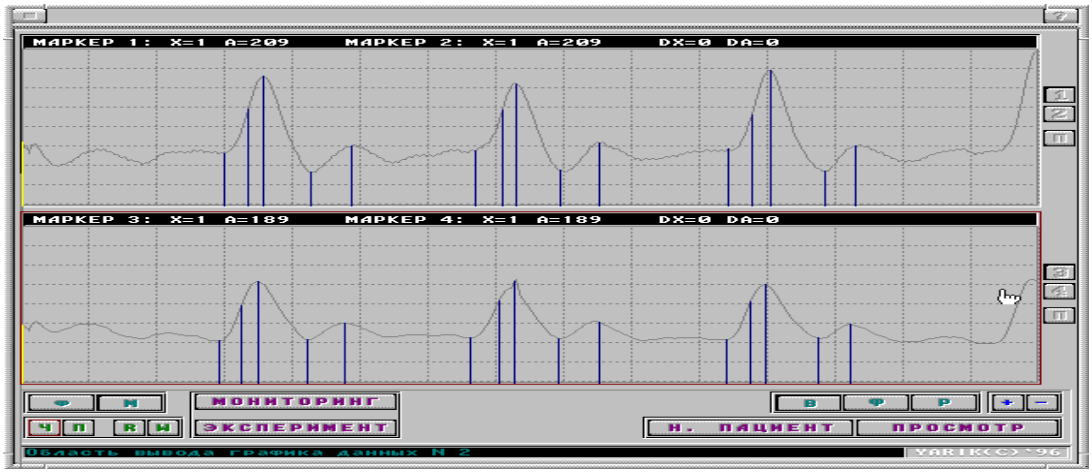


Рисунок 3.1 – Гемодинамічні показники периферійного кровонаповнення

Амплітудні характеристики пульсової хвилі (по Баєвському)

1. Максимальна амплітуда пульсової хвилі H є показником величини пульсового кровонаповнення досліджуваної області й пропорційна співвідношенню обсягів припливу артеріальної крові й відтоку венозної крові в момент максимального розтягнення судинного ложа. На величину H_3 значно впливають ударний обсяг крові й тонус судинної стінки й слабко – частота серцевих скорочень й артеріальний тиск.

2. Відношення амплітуди на рівні інцизури до амплітуди систолічної хвилі H_4/H_3 – «дикротичний індекс». Показує периферійний судинний опір, тобто ступінь розширення або звуження дрібних судин артеріол.

3. Відношення амплітуди на рівні вершини дикротичного зубця до амплітуди систолічної хвилі H_5/H_3 – «діастолічний індекс», визначає стан тонусу венозних судин.

4. Відношення амплітуд H_2/H_3 характеризує периферійний опір.

5. Амплітуда венозної хвилі H_5 є характеристикою венозного відтоку.

Часові характеристики пульсової хвилі

При проведенні реєстрації пульсових хвиль ОЕКП диференціюється форма пульсової хвилі, що дозволяє отримувати додаткову інформацію про стан судин, допомагає уточнити значимість окремих параметрів, пов'язаних з діяльністю серця, допомагає більш точно визначити точки екстремумів на пульсовій кривій. Диференціальна форма пульсової хвилі дозволяє судити про зміни швидкості кровонаповнення у досліджуваній частині тіла.

1. Тривалість пульсового коливання T_1 відповідає тривалості серцевого циклу.

2. Інтервал T_2 показує період швидкого кровонаповнення й залежить від ударного обсягу серця й тонусу судин.

3. Інтервал T_3 показує період повільного кровонаповнення й характеризує особливості мікроциркуляції.

4. Інтервал T_2+T_3, що відповідає тривалості анакротичної фази, відрізняється стабільністю й досить повно відбиває ступінь розтягнення судинних стінок.

5. Інтервал T_4 відповідає тривалості катакротичної фази і характеризує скорочувальну здатність судин й їхню еластичність.

6. Інтервал від вершини пульсової кривої до вершини дикротичного зубця T_5 характеризує пружність стінок судин й умови венозного відтоку.

7. Відношення тривалості фази наповнення до загального часу циклу (сфігмографічна швидкість) $T_2+T_3/T_2+T_3+T_4$ дає можливість судити про здатність стінок судин до розтягнення.

8. Зрушення відповідних точок максимальних амплітуд H_3 відповідає швидкості поширення пульсової хвилі.

Амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі

1. Максимальна швидкість швидкого кровонаповнення H_2/T_2 характеризує швидкість кровонаповнення великих артерій.

2. Швидкість повільного кровонаповнення $(H_3–H_2)/T_3$.

3. Артеріальний притік $H_3/(T_2+T_3+T_4)$.

4. Показник швидкості кровонаповнення $H_3/(T_2+T_3)$.

5. Індекс периферійного опору $H_3/(T_4–T_5)$.

3.3 Аналіз фотоплетизмографічних методів та технологій

Сьогодні в медичну діагностику впроваджується все більше методів, заснованих 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. [1].

На сучасному етапі впровадження ФПГ в медичну практику ФПМ не знайшов ще свого широкого застосування з низки причин. Однією з них є відсутність біофізичного обгрунтування 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 цьому 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 променевий потік показано, що ФПМ дозволяє реєструвати величину зміни кровонаповнення тканин БО за пульсацією найближчої до ФВП поверхні БО, тобто величину зміни відбитого від тканини досліджуваного БО 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 [1].

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 виконувати 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 не тільки за допомогою лазерів [27, 45].

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 вимірювань, що не здійснюють помітної дії на біо-об’єкт), до другого – процеси, у яких виявляється фотохімічна дія, і до третього – процеси, що призводять до фотодеструкції. На рис. 3.2 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 [54].

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, зі збільшенням 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 наростають 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» [54, 55].

У дослідах з порівняння поглинання червоного випромінювання з різними фізичними властивостями було встановлено, що просторова когерентність не впливає на поглинання, а поляризоване випромінювання поглинається менш активно ніж неполяризоване. Встановлено також, що розсіювання видимого світла при проходженні його через біотканину значно перевищує поглинання. Це означає, що лазерне світло має досить високу здатність проникнення в тканини.

Якщо врахувати можливість транспортування випромінювання вглиб тканини за допомогою волоконної оптики і можливе наступне його розсіювання, то можна сподіватися на подальше розширення сфери клінічного використання лазерів [55].

Рисунок 3.2 – Класифікація основних принципів застосування лазерів в біології та медицині

Історично найпершими згадуваннями використання зміни щільності світлового потоку для відображення стану серцево-судинної системи можуть вважатися дослідження Бонсмана, 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.

3.4 Аналіз аналітичних і чисельних методів оцінювання розповсюдження світла в біологічних середовищах

Декілька аналітичних, емпіричних, і чисельних підходів доступні у літературі для теоретичного опису проблеми розсіювання світла в біологічних об’єктах. Методи, описані нижче, підходять для інтерпретації експериментів однократного розсіювання кров'ю і для рівнянь переносу випромінювання [13, 46, 56–59].

До теоретичних відноситься і велика група **числових методів** [37, 60]. У певній мірі до них можна віднести і деякі з розглянутих методів, оскільки вони теж використовують числові розрахунки. Класичними із них є **варіаційні**. У 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 вирішення РПВ шляхом підбору і підстановки в інтегральний член з багатократним наближенням, яке проводиться до тих пір, поки не буде досягнута задана точність розв’язку.

Також до теоретичних відносяться такі методи як метод Владимирова, Карлсона, кінцево-різницевий і т. ін. [25]. 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 [3]. Але, поряд з цим, при вирішенні досить ідеалізованих задач розглянуті методи призводять до громіздких розрахунків та необґрунтованих похибок. В цьому випадку більш доцільно використовувати переваги прямих чи експериментальних методів.

Теорія Мі. Теорію Мі може бути застосовано до проблеми однократного розсіювання клітинами-еритроцитами [37]. По-перше, еритроцити не містить ніяких клітинних органел, тоді як його клітинна мембрана дуже тонка і не впливає істотно на процес розсіювання, це означає, що еритроцит може розглядатися як однорідний розсіювач. По-друге, еритроцити легко деформуються і не зберігають двовгнуту дископодібну форму. Таким чином, коли вони випадково орієнтовані, то їх можна розглядати як рівноцінні за об'ємом сфери.

Згідно з теорією Мі профіль розсіювання, профіль затухання і фазова функція розсіювання еритроцитами визначаються таким чином [58]:

$$\sigma_s^{Mie} = \frac{2\pi}{k^2}\sum_{n=1}^{\infty}(2n+1)(|a_n|^2 + |b_n|^2); \tag{3.1}$$

$$\sigma_t^{Mie} = \frac{2\pi}{k^2}\sum_{n=1}^{\infty}(2n+1)\,\mathrm{Re}(a_n + b_n); \tag{3.2}$$

$$p^{Mie}(\theta) = \frac{1}{k^2 r^2}(|S_1|^2 + |S_2|^2), \tag{3.3}$$

де

$$S_1(\theta) = \sum_{m=1}^{\infty}\frac{2m+1}{m(m+1)}\left\{a_n\frac{P_n^1(\cos\theta)}{\sin\theta} + b_n\frac{d}{d\theta}P_n^1(\cos\theta)\right\};$$

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

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

Профіль поглинання може бути одержаний з рівнянь (3.2) і (3.3) вважаючи, що $\sigma_\mu=\sigma_s-\sigma_t$.

Опис процесів розсіювання світла еритроцитами як однорідних розсіювачів Мі є дієвим і плідним підходом для вирішення численних проблем у біомедичній оптиці [61–63].

Наближення Вензеля, Крамера, Бріллюена (ВКБ)

Однократне розсіювання видимого і близького інфрачервоного світла може розглядатися у структурі наближення ВКБ (Вензеля, Крамера, Бріллюена) [37]. Наближення ВКБ придатне для частинки довільної форми. Вважається, що напрям і поляризація падаючої хвилі залишається сталою. Це наближення дійсне, коли довжина хвилі падаючого світла λ, невелика порівняно з характерним розміром частинки *D*, і коли відносний показник заломлення частинки $n=\sqrt{\varepsilon}$ близький до одиниці, тобто

$$(\varepsilon-1)kD>>1 \quad \text{та} \quad \varepsilon-1<1. \tag{3.4}$$

Для падаючого світла з довжиною хвилі 800 нм, ε ≈1,1, k = 7,85 мкм і D ≈ 5,5 мкм. Відповідно (ε − 1) ≈ 0,1 і (ε □ 1) kD ≈ 5,18. Ці значення лежать в межах дійсного ряду наближення ВКБ, і таким чином це може бути безпечно застосоване, щоб вирішити проблему однократного RBC розсіювання світла.

Амплітуда розсіювання у дальній зоні задана наближенням ВКБ [56]

$$f(\bar{s},\bar{i})=\frac{k^2}{4\pi}\left[-\bar{s}\times(\bar{s}\times\hat{e}_i)\right]\cdot VS(\bar{s},\bar{i}), \tag{3.5}$$

звідки

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

де V – об'єм частинки; z_1 – координата z положення, де падаюча хвиля проникає всередину частинки; r' – внутрішня точка частинки.

Профіль затухання і профіль поглинання визначаються з таких формул:

$$\sigma_t = k\,\mathrm{Im}\int_V 2(n-1)\exp\left[-ik(n-1)z_1 + ik(n-1)z\right]dV' \quad ; \tag{3.6}$$

$$\sigma_a = \int_V k\varepsilon'' \frac{4}{\left|n+1\right|^2}\exp\left[-2kn_i(z-z_1)\right]dV' \quad , \tag{3.7}$$

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

Наближення Релея, Ганса, Дебая (РГД)

У літературних джерелах є опис процесу однократного розсіювання світла еритроцитом, використовуючи наближення РГД (Релея, Ганса, Дебая). Подібно наближенню ВКБ, воно може бути застосовано до частинки довільної форми. В рамках цього наближення вважається, що електричне поле всередині частинки може бути наближене випадковим електричним полем. Це припущення дійсне, якщо виконується співвідношення [37]

$$(\varepsilon - 1)kD << 1 \quad \text{і} \quad \varepsilon - 1 < 1. \tag{3.8}$$

Амплітуда розсіяного поля в дальній зоні згідно з наближенням РГД є такою:

$$f(\bar{s},\bar{i}) = \frac{k^2}{4\pi}\left[-\bar{s}\times(\bar{s}\times\hat{e}_i)\right]VS(\bar{s},\bar{i}) \quad , \tag{3.9}$$

звідки

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

Профіль розсіювання σ_s визначається, як

$$\sigma_S = \int_{4\pi}\left|f(\bar{s},\bar{i})\right|^2 d\omega, \tag{3.10}$$

де $d\omega$ – диференціальний тілесний кут.

Використання наближення РГД забезпечує точний опис процесу однократного розсіювання RBC при узгодженні з даними вимірювання прямого розсіювання RBC на довжині хвилі 577 нм [63].

Наближення дифракції Фраунгофера і аномальної дифракції

Розсіювання на малі кути одним еритроцитом може розглядатися у структурі Фраунгофера або аномальних теорій дифракції [57, 63, 65, 68], оскільки для падаючого видимого або близького інфрачервоного світла з довжиною хвилі λ параметр розміру RBC, α, набагато більший від одиниці (α= πD/k).

У цьому випадку результуюче розповсюдження на малі кути розсіяного світла буде визначене втручанням двох складових хвилі: огинаючої та пройденої крізь частинку [46]. Якщо перша складова може бути знехтувана, найпростіший спосіб наближення розсіювання на малі кути такою частинкою полягає у застосуванні теорії дифракції Фраунгофера. Згідно з цією теорією зразок розсіювання незалежний від відносного показника заломлення частинки *n*. Кутове розповсюдження розсіяного світла визначається тільки формою і розміром перехресно-секційної області RBC. З другого боку, було показано, що властивості розсіювання біологічних клітин залежать від *n* [37]. Таким чином, бажано розглядати інтерференцію між світлом, яке проходить через розсіювач, і світлом, яке проходить уздовж частинки. Оскільки еритроцити оптично «м'які» (тобто, ε − 1 <<1), можна вважати, що заломлення не змінює напрям падаючої хвилі. Для таких частинок з розміром, набагато більшим ніж довжина хвилі падаючого світла, придатна аномальна теорія дифракції, розроблена ван де Хальстом [46]. Згідно з аномальним наближенням дифракції, амплітуда мало-кутового розсіювання у дальній зоні ($z \to \infty$) визначається такими рівняннями:

$$f^{ad}(\bar{a}) = \frac{k}{2\pi i}\int \exp(-ik\bar{a}\bar{\rho})\omega(\bar{\rho})d\rho\,; \tag{3.11}$$

$$\omega(\bar{\rho}) = \left\{\exp\left[i\Phi(\bar{\rho})\right]-1\right\}\eta(\bar{\rho})\,; \tag{3.12}$$

$$\Phi(\bar{\rho},\infty) = \Phi(\bar{\rho}) = k\int_{-\infty}^{\infty}\left[n(\bar{\rho},z')-1\right]dz'\,, \tag{3.13}$$

де $p = p\,(x, y)$ – радіальна координата; a – проекція напряму розсіювання на площині z = const; η(p) – це функція тіні, яка рівна одиниці всередині проекції частинки, і рівна нулю за її межами; η(p, z) – ком-

плексний показник заломлення розсіювача. Якщо першим термом в рівнянні (3.12) нехтуємо, рівняння (3.11) опише дифракцію Фраунгофера від частинки.

Профілі розсіювання і поглинання частинки визначені такими співвідношеннями

$$\sigma_s = \int \left|\omega(\overline{\rho})\right|^2 d\overline{\rho}; \tag{3.14}$$

$$\sigma_a = \int \left\{1 - \left|\exp\left[i\Phi(\overline{\rho})\right]\right|^2\right\} d\overline{\rho}. \tag{3.15}$$

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

Напіваналітичні і чисельні методи

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

Метод Т-матриці був розроблений Вотерменом [64] та Барбером [68]. Інтегральне рівняння методу спочатку мало назву розширеного методу граничних умов, який забезпечує потужний інструмент, щоб вирішити проблему розсіювання провідним або діелектричним тілом довільної форми, що випромінює плоску електромагнітну хвилю. Цей метод загалом відповідний для частинок з розмірами, що змінюються від області релеївської оптики до області геометричної оптики. Детальний опис методу Т-матриці подано в [68]. Згідно з ним, величини падаючого і розсіяного поля, як і поверхневих і внутрішніх полів, внесених в об'єкт розсіювання, розширені в нескінченні ряди, що використовують базові

функції. Для сфероїдальної частинки розсіювання, подібної RBC, відповідні базові функції – сферичні вектори хвиль. Коефіцієнти розширення розсіяного поля обчислені з відомих коефіцієнтів розширення падаючого поля, використовуючи теорему еквівалентності і інтегральне представлення полів, внутрішніх і зовнішніх щодо розсіювача [68, 69]. Матриця, яка зв'язує коефіцієнти розширення падаючої хвилі з коефіцієнтами розширення розсіяної хвилі, називається Т-матрицею. Ясно, що метод Т-матриці дає точний розв’язок проблеми розсіювання світла частинкою у формі нескінченних рядів. Таким чином, потрібно повторно застосувати чисельний метод, щоб обчислити амплітуду розсіювання і профіль розсіювання частинки. Максимальне число умов в розширенні, що вимагається для досягнення розумної точності, залежить від форми, розміру і показника заломлення розсіювача. Для сфер з розміром порядку довжини хвилі падаючого випромінювання і показником заломлення близьким до одиниці число умов розширення порівняно мале. Для RBC, який є двовгнутим диском з розміром більшим в 10 разів, ніж довжина хвилі падаючого світла у видимому і близькому інфрачервоному спектральному діапазоні, число необхідних умов розширення набагато більше. Для частинок, наприклад еритроцитів, великі матриці потрібно обчислити з високою точністю, і важлива перевірка сходження. Перше теоретичне вивчення розсіювання світла еритроцитом, що використовує підхід Т-матриці, публіковане в 1998 [70]. Автори розглядали RBC як рівнооб’ємний непоглинаючий сфероїд. Щоб дозволити обчислення амплітуди розсіювання для такої частинки, авторам довелося ввести розширену точність в програму Барбера і Хілла [71]. Розповсюдження кутового розсіювання в дальньому полі були обчислені для п'яти різних рівноцінних за об'ємом однорідних сфероїдів RBC. Автори зробили висновок, що на розсіювання світла сфероїдом RBC еквівалентного об'єму надзвичайно впливає форма об'єкта розсіювання. На пряме розсіювання впливає оптична товщина частинки по відношенню до падаючого поля і форма сфероїда. Зворотне розсіювання чутливе до форми поверхні, на яку падає промінь.

Автори провели чисельні експерименти та отримали результати, що стосуються розсіювання світла від He-Ne лазера недеформованим середнім за розміром еритроцитом. RBC розглядається як непоглинаючий двовгнутий диск. Кутове розповсюдження розсіяного у даль-

ньому полі світла було обчислене для трьох різних орієнтацій розсіювача. Крім того, автори порівняли результати їх дослідження з ситуаціями, коли RBC моделювався як рівна по об'єму сфера і рівний по об'єму сплюснутий сфероїд. Автори зробили висновок, що прямороссіяна енергія залежить від орієнтації еритроциту. Вони підтвердили дані Нільсона та ін. [70], що зворотне розсіювання істотно залежить від кривизни поверхні клітини, на яку падає світло.

Методи, описані в цьому підрозділі, можуть використовуватися для отримання морфологічної інформації про червону клітину крові. Точна інформація щодо вимірювань і показника заломлення може бути відновлена, використовуючи ці методи для інтерпретації розповсюджень кутового розсіювання, виміряних на одній частинці. З другого боку, все ще не можливо застосувати ці методи для досліджень цільної крові, оскільки навіть обчислення для одного еритроцита надзвичайно тривале та/або чутливе до невеликих чисельних помилок.

Робочою групою Тюрнера була зроблена спроба відокремити пульсовий 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 [55].

Однією з головних перешкод для спроб чисельної характеристики ФПГ є індивідуальна різниця в кольорі та товщині шкіри пацієнта. Харді та інші 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 [72].

Додаткова властивість стосується використання ізобестичної точки крові як характерної частоти джерела випромінювання (довжина

хвилі, при якій практично немає різниці в поглинанні між наведеними 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 Мохапатром 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 нагрівання, широкий частотний діапазон випромінювання і відносно великі розміри. Ефект нагрівання міг бути зменшений за допомогою фільтрів або за допомогою відкритої тоді волоконної техніки.

На рис. 3.3 показано залежність коефіцієнта відбиття шкіри від довжини хвилі.

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

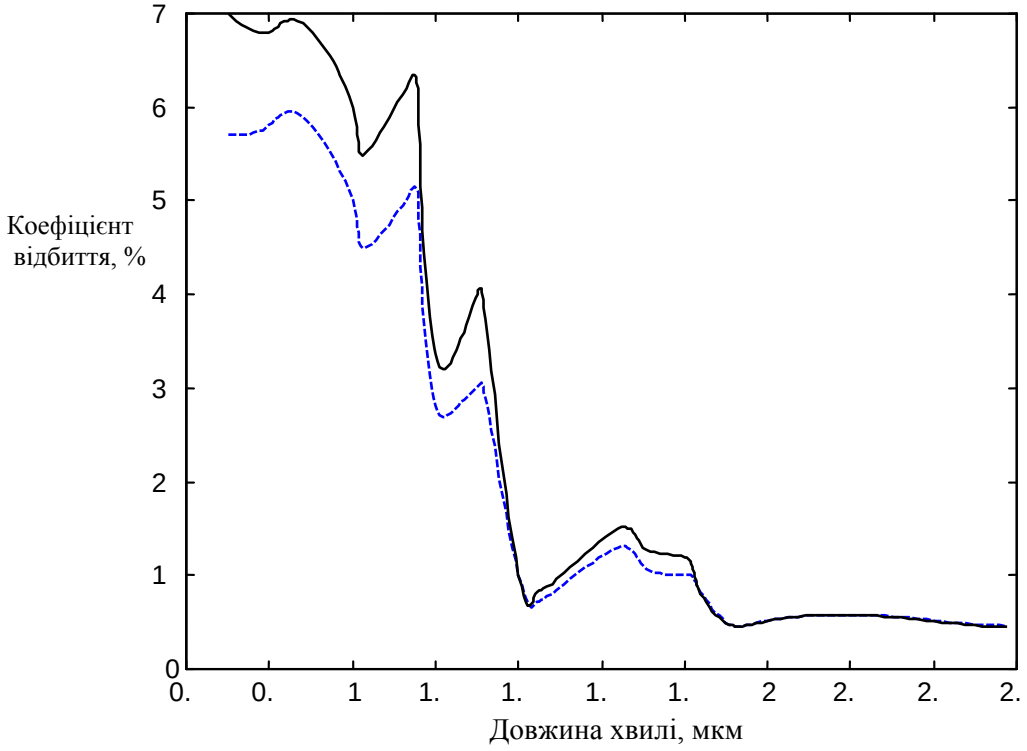


Рисунок 3.3 – Залежність коефіцієнта відбиття шкіри від довжини хвилі

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 нагрівання. Іншою перевагою світлодіодів стала достатньо вузька спектральна характеристика вихідного променя, і єдиним недоліком є обмеження вибору частоти [73].

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 використовував 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.

РОЗДІЛ 4
РОЗРОБКА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ

4.1 Розробка структурної схеми ОЕКП

Дослідження фотоплетизмографічних сигналів можна провести за допомогою схеми, представленої на рисунку 4.1, де ОВ1, ОВ2, ОВ3 – оптичні випромінювачі (світлодіоди), ФП1, ФП2, ФП3 – фотоприймачі (фотодіоди) ІЧ випромінювання, які утворюють фотоелектричні датчики. П1, П2, П3 – підсилювачі фотоплетизмографічних сигналів, МК – мікроконтролер, БГР – блок гальванічної розв'язки, ПІ – послідовний інтерфейс, ПК – персональний комп'ютер.

Аналогова частина цієї структури складається з оптичних випромінювачів ОВ1, ОВ2, ОВ3, фотоприймачів ФП1, ФП2, ФП3 та підсилювачів фотоплетизмографічних сигналів П1, П2, П3, а всі інші блоки відносяться до цифрової частини.

Підсилені сигнали, які надходять з датчиків, перетворюються в аналого-цифровому перетворювачі, який вбудований в мікроконтролер, в цифровий код, що передається в ПК через послідовний порт. Після того, як результати вимірювання потрапляють в комп'ютер, на екрані висвітлюється оброблений фотоплетизмографічний сигнал.

Для передачі на значні відстані даних, виміряних мікроконтролером МК до персонального комп'ютера ПК, найдоцільніше використати послідовний інтерфейс RS-232. При його використанні вирішуються такі проблеми:

- подолання обмежень у виробництві;
- спрощення підключення – мінімізація кількості і асортименту з'єднувальних кабелів;
- економія дефіцитних ресурсів ПК – адрес портів, каналів і ліній запитів на переривання;
- повна підтримка технології самоналагодження (Plug and Play).

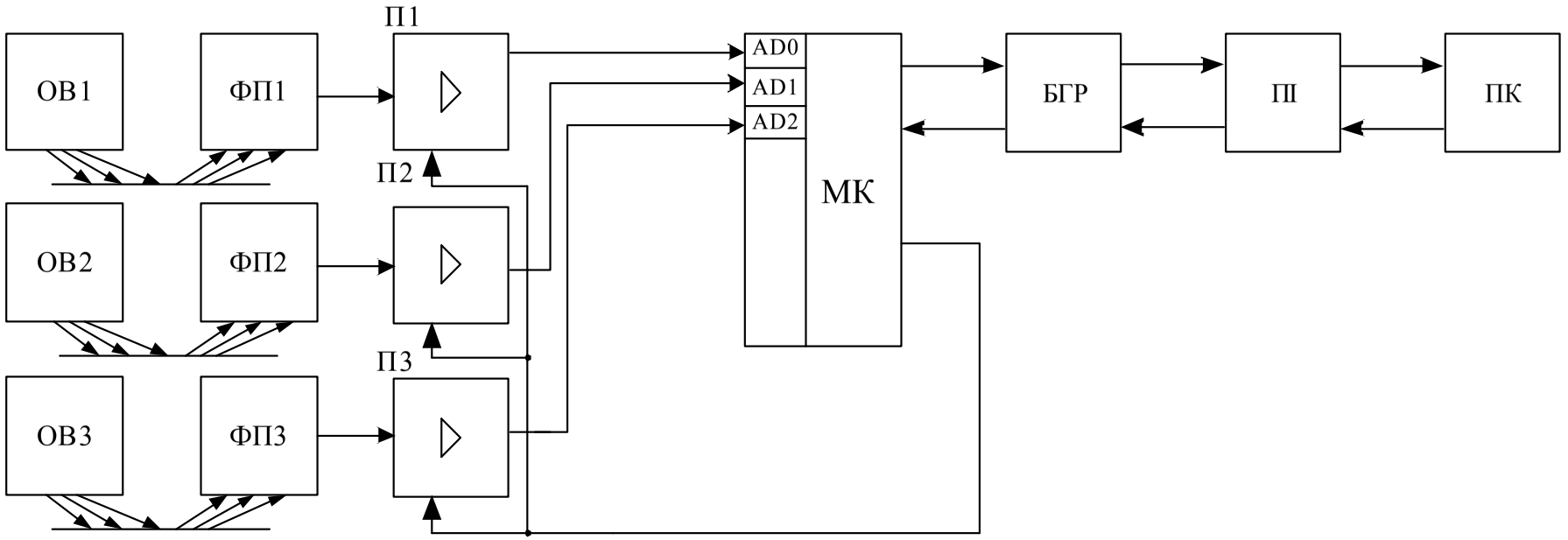


Рисунок 4. 1 – Структурна схема оптико-електронного комплексу для пульсодіагностики

4.2 Рекомендації щодо розробки

4.2.1 Вибір елементної бази

Здійснимо вибір елементної бази, яка потрібна для розробки принципової схеми ОЕКП.

Оскільки цей комплекс складається з трьох вимірювальних каналів, то він використовує три датчики і три каскади підсилювачів.

В якості датчика використовується світлодіод, який просвічує біологічний об’єкт пучком інфрачервоного випромінювання, та фотодіод, що реєструє сигнал від БО.

Доцільно було б використати світлодіод в металоскляному корпусі з направленим випромінюванням, тому обираємо інфрачервоний світлодіод типу АЛ106 (рис. 4.2.). Він має такі основні параметри:

- сила світла, світіння – 40 мкд;
- постійна пряма напруга U = 2,8 (при струмі 5 мА);
- максимальний постійний прямий струм I = 10 мА;
- температура навколишнього середовища T = □60...+70 °C.

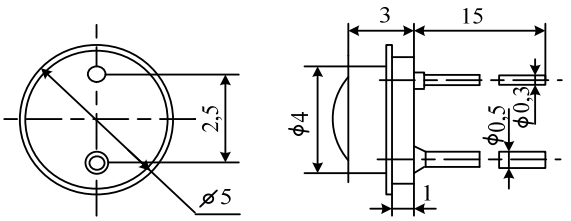


Рисунок 4.2 – Схема світлодіода АЛ106

В якості фотоприймача використаємо фотодіод типу ФД-11К (рис. 4.3). Це кремнієвий фотодіод, який має такі основні параметри:

— розмір фоточутливого елемента D = 2,5 мм;

— діапазон спектральної характеристики L = 0,5...1,15 мкм;

— максимальна спектральна характеристика Lм = 0,88...0,94 мкм;

— робоча напруга U = 10 В;

— темновий струм I ≤ 0,2 мкА;

— інтегральна струмова чутливість S ≥ 5 мА/лм.

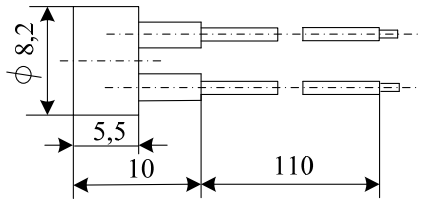


Рисунок 4.3 – Схема фотодіода ФД-11К

За датчиками йдуть підсилювачі струму, що підсилюють малі значення струму до необхідної величини. Але оскільки цей підсилювач відноситься до розряду інвертуючих, то на виході отримуємо від'ємне значення напруги. Підсилювачі струму призначені для перетворення малих струмів в напругу. Найпростіший спосіб перетворення струму в напругу – пропустити цей струм через резистор з відомим опором. Але при цьому для збільшення чутливості при вимірюванні дуже малих струмів необхідно суттєво збільшувати опір резистора. Це, в свою чергу, призводить до збільшення небажаного зворотного впливу вимірювального кола на коло, що потребує підвищення вхідного опору наступних каскадів, збільшує інерційність кола, що викликається дією паразитних ємностей.

Підсилювач струму на основі операційного підсилювача дозволяє в значній мірі звільнитися від перерахованих недоліків. Підсилювач струму представляє собою інвертуючий підсилювач без вихідного резистора. Схема включення такого підсилювача зображена на рис. 4.4.

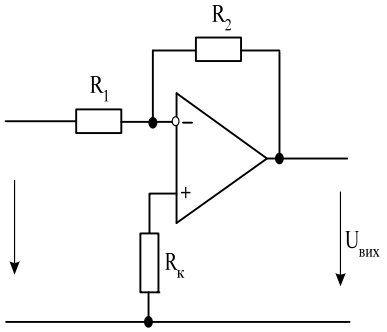


Рисунок 4.4 – Схема включення операційного підсилювача

Для цієї схеми найкраще використати операційний підсилювач загального призначення 140УД8. Він має такі технічні характеристики:

— робота від двох джерел ±15 вольт;

— струм споживання: не більше 5 мА;

— частота одиничного підсилення 1 МГЦ;

— швидкість наростання 2 В/мкс;

— вхідний струм не більший 0,2 мА;

— зсув нуля не більший 50 мВ;

— температурний дрейф зсуву нуля не більший 50 мкВ/°С;

— діапазон допустимих синфазних напруг ±10 В;

— диференціальний коефіцієнт підсилення не менший 30 000;

— внутрішня частотна корекція;

— закордонний аналог – uA740;

— виготовляється в 8-вивідних 2101,8-1 і 301,8-1 корпусах.

Після підсилювача, що являє собою перетворювач напруги в струм, на кожному каналі слід поставити ще два підсилювачі для високочастотної та низькочастотної фільтрації сигналу.

Як вже було відзначено при розробці структурної схеми, обробляти фотоплетизмографічні сигнали найкраще при використанні мікроконтролера, який би мав вбудований АЦП та пристрій виділення періоду. Фірма Atmel випускає мікроконтролери серії AT90LS4433, що мають вбудовані пристрої, які перераховані вище. Опишемо можливості такого мікроконтролера.

Мікроконтролер AT90LS4434 реалізований за AVR RISC архітектурою (Гарвардська архітектура з роздільною пам'яттю і роздільними шинами для пам'яті програм і даних). Виконуючи команди за один тактовий цикл, прилади забезпечують продуктивність, що наближається до 1 MIPS/МГц. AVR ядро поєднує потужну систему команд із 32-ма 8-розрядними регістрами загального призначення і конвеєрне звернення до пам'яті програм. Шість з 32-х регістрів можуть використовуватися як три 16-розрядних регістри-покажчики при непрямій адресації простору пам'яті. Виконання відносних переходів і команд виклику реалізується з прямою адресацією всього обсягу (2К/4К) адресного простору. Адреси периферійних функцій містяться в просторі пам'яті введення-виведення. Архітектура ефективно підтримує як мови високого рівня, так і програми на мовах асемблера.

Мікроконтролери містять: 4 Кбайта внутрішньосистемного програмовного Flash ПЗП (2К×16), 8 Кбайт внутрішньосистемного програмовного Flash ПЗП (4К×16), 32 лінії введення-виведення загально-

го призначення, 32 регістри загального призначення, два 8-розрядних таймер-лічильники і один 16-розрядний таймер-лічильник з режимом захоплення і порівняння, годинник реального часу, 8-канальний 10-розрядний аналого-цифровий перетворювач, систему внутрішніх і зовнішніх переривань, програмовний послідовний порт введення-виведення (UART), програмовний таймер із внутрішнім генератором, послідовний порт з інтерфейсом SPI для внутрішньосистемного завантаження і зв'язку з зовнішніми пристроями.

Вбудована Flash-пам'ять програм може перепрограмовуватися безпосередньо в системі за допомогою інтерфейсу SPI (у послідовному низьковольтному режимі) або програмуватися стандартними програматорами енергонезалежної пам'яті (у 12-вольтовому рівнобіжному режимі). Програмування мікроконтролерів ведеться побайтно.

Мікроконтролер AT90LS4433 оснащений 10-розрядним аналого-цифровим перетворювачем ADC послідовного наближення. ADC приєднаний до 8-канального аналогового мультиплексора, що дозволяє використовувати будь-який вхід порту A, як вхід АЦП. АЦП містить пристрій вибірки-зберігання, що утримує напругу входу АЦП під час перетворення на незмінному рівні.

Робота АЦП починається установкою в одиничний стан біта ADEN у регістрі ADCSR. Першому перетворенню, що починається після дозволу АЦП, передує порожнє ініціалізуюче перетворення.

Перетворення починається з установки в одиничний стан біта початку перетворення ADSC. Цей біт знаходиться в одиничному стані протягом усього циклу перетворення і скидається апаратно, по завершенні перетворення. Якщо в процесі виконання перетворення виконується зміна каналу даних, то АЦП спочатку закінчить поточне перетворення і лише потім виконає перехід до іншого каналу.

Оскільки АЦП формує 10-розрядний результат, то по завершенні перетворення результуючі дані розміщуються в двох регістрах даних ADCH і ADCL. Для забезпечення відповідності результуючих даних рівню, що зчитується, використовується спеціальна логіка захисту. Цей механізм працює в такий спосіб: при зчитуванні даних першим має бути лічильний регістр ADCL. Таким чином, якщо після зчитування стану ADCL, не буде закінчене наступне перетворення, жоден з

регістрів не буде обновлений і записаний раніше результат не буде перезаписаним. Звертання АЦП до регістрів ADCH і ADCL дозволяється після завершення зчитування вмісту регістра ADCH.

Для живлення АЦП використовуються два окремих входи: AVcc і AGND. Вхід AGND повинен бути приєднаний до GND в якомусь одному місці, а напруга AVcc не повинна відрізнятися від напруги Vcc більш ніж на 0,4 В. Зовнішня напруга порівняння подається на вхід AREF і повинна бути в діапазоні від 2,7 В до AVcc.

Схема включення мікроконтролера AT90LS4433 показана на рис4.5.

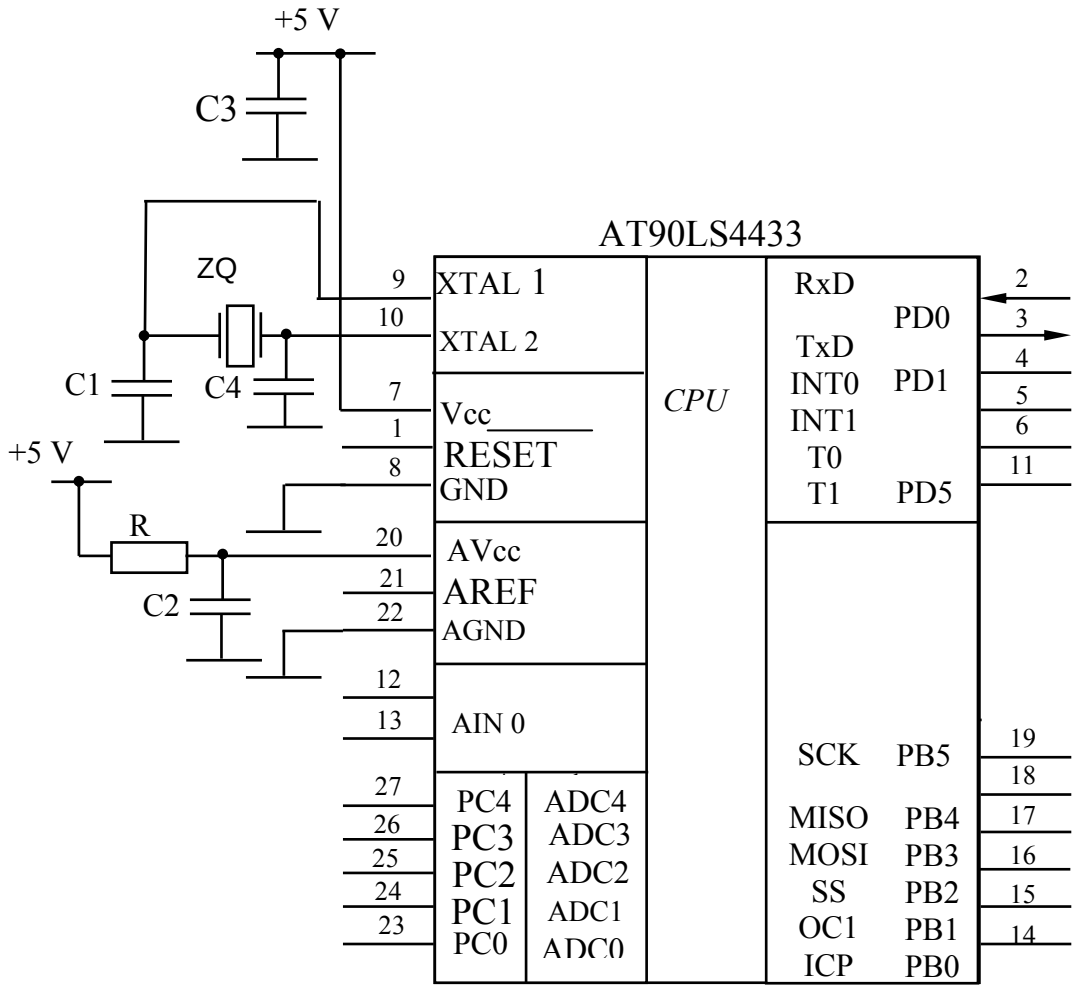


Рисунок 4.5 – Схема включення мікроконтролера

Мікроконтролер AT90LS4433 має такі технічні характеристики:

— діапазон напруги живлення від 2,7 до 6,0 В;

— діапазон тактової частоти від 0 до 4 МГц;

— діапазон роботи АЦП від 0 до 6 В;

— час перетворення АЦП 70...280 мс;

— клас точності 0,05.

Для обнулення мікроконтролера при падінні напруги живлення за рівень 4,0 В, використаємо схему скидання, яка показана на рис. 4.6. Це скидання формується подачею сигналу на вихід RESET мікроконтролера.

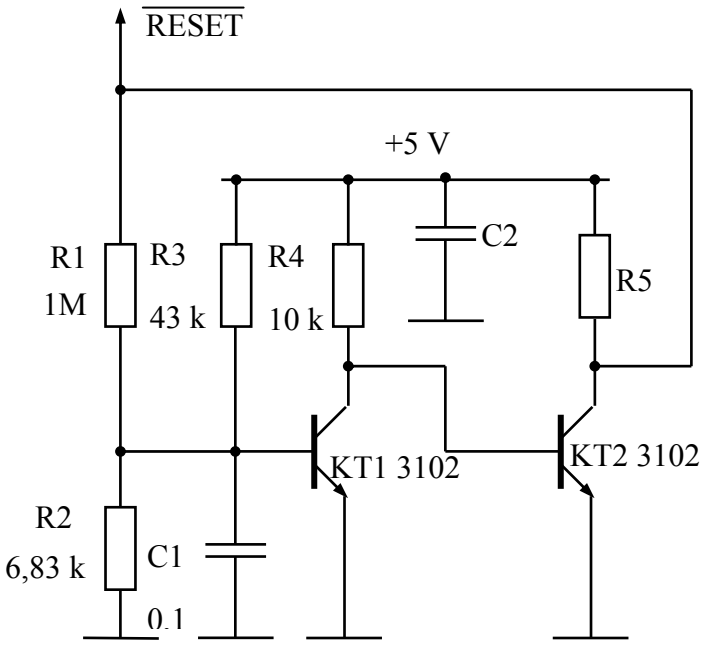


Рисунок 4.6 – Схема скидання мікроконтролера

З виходу мікроконтролера фотоплетизмографічні сигнали по частинах передаються через блок гальванічної розв'язки. Найдоцільніше блок гальванічної розв'язки виконати із застосуванням оптронів.

До складу ОЕКП також входить мікросхема перетворення рівнів для передачі виміряних мікроконтролером даних по послідовному каналу типу RS232. При передачі по каналу RS232 нуль і одиниця кодуються однаковими за величиною (від 5 до 12 В), але різними за знаками сигналами.

Швидкість обміну інформацією може бути вибрана в межах: від 9600 бот до 115200 бот. Оскільки мікроконтролер при різних швидкостях і опорних частотах має різні помилки передачі, то при опорній частоті 4 МГц, яка використовується, ця помилка буде мінімальною

при швидкості 19200 бот. Саме тому буде використовуватися така швидкість. Вона є достатньою для обміну інформацією між мікроконтролером і комп'ютером.

Для того, щоб вхідний сигнал мав найменші спотворення при його проходженні через резистори, які будемо використовувати для ділення напруги та схем включення мікроелементів, необхідно вибирати прецизійні резистори.

4.3 Побудова алгоритму пульсової діагностики за допомогою ОЕКП

Для роботи системи необхідно розробити дві програми. Одна програма зашивається в мікроконтролер і керує його роботою, друга програма встановлюється на персональний комп'ютер і відповідно до інструкцій оператора вимірює фотоплетизмографічні сигнали. Тому спочатку розробимо алгоритм (схему програми) та програму для мікроконтролера, а потім теж саме для персонального комп'ютера.

4.3.1 Розробка схеми програми для персонального комп'ютера

Персональний комп'ютер керує роботою мікропроцесорної системи для обробки фотоплетизмографічних сигналів і виконує таку послідовність дій (рис. 4.7):

а) після запуску програми «Control. exe» користувач натискає кнопку control, яка визначає базову адресу COM-порту і виконує його налагодження (задається швидкість роботи порта, формат даних, що передаються і т. ін.);

б) після того, як оператором задається номер інформаційного каналу, комп'ютер формує відповідний сигнал-запит і передає його на мікроконтролер;

в) після передачі сигналу-запиту комп'ютер на певний час припиняє роботу і очікує закінчення аналого-цифрового перетворення, після чого комп'ютер зчитує з порту молодший байт інформаційного слова і передає на мікроконтролер сигнал підтвердження прийому;

г) після цього комп'ютер очікує поки мікроконтролер передасть у порт значення старшого байта інформаційного слова і зчитує це зна-

чення, разом з цим відкривається файл для запису відповідних фотоплетизмографічних параметрів;

д) числа з машинного коду перетворюються в десятковий і всі значення записуються у файл;

е) на цьому робочий цикл закінчується і комп'ютер формує запит до користувача про припинення роботи програми;

ж) при підтвердженні запиту комп'ютер закриває програму, якщо запит не підтверджується то програма починає наступний цикл роботи.

Для того, щоб отримати звіт про параметри фотоплетизмографічного сигналу, в головному меню створена процедура Parameters Ux. А процедура Exit призначена для виходу з програми при закінченні роботи.

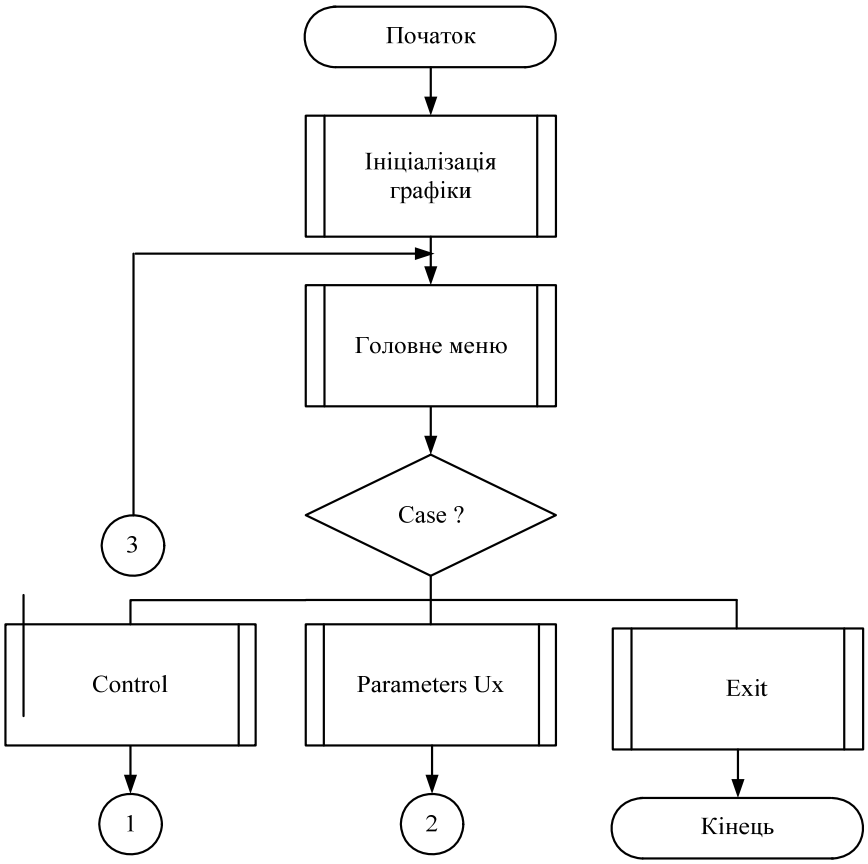


Рисунок 4.7 – Схема програми для персонального комп'ютера

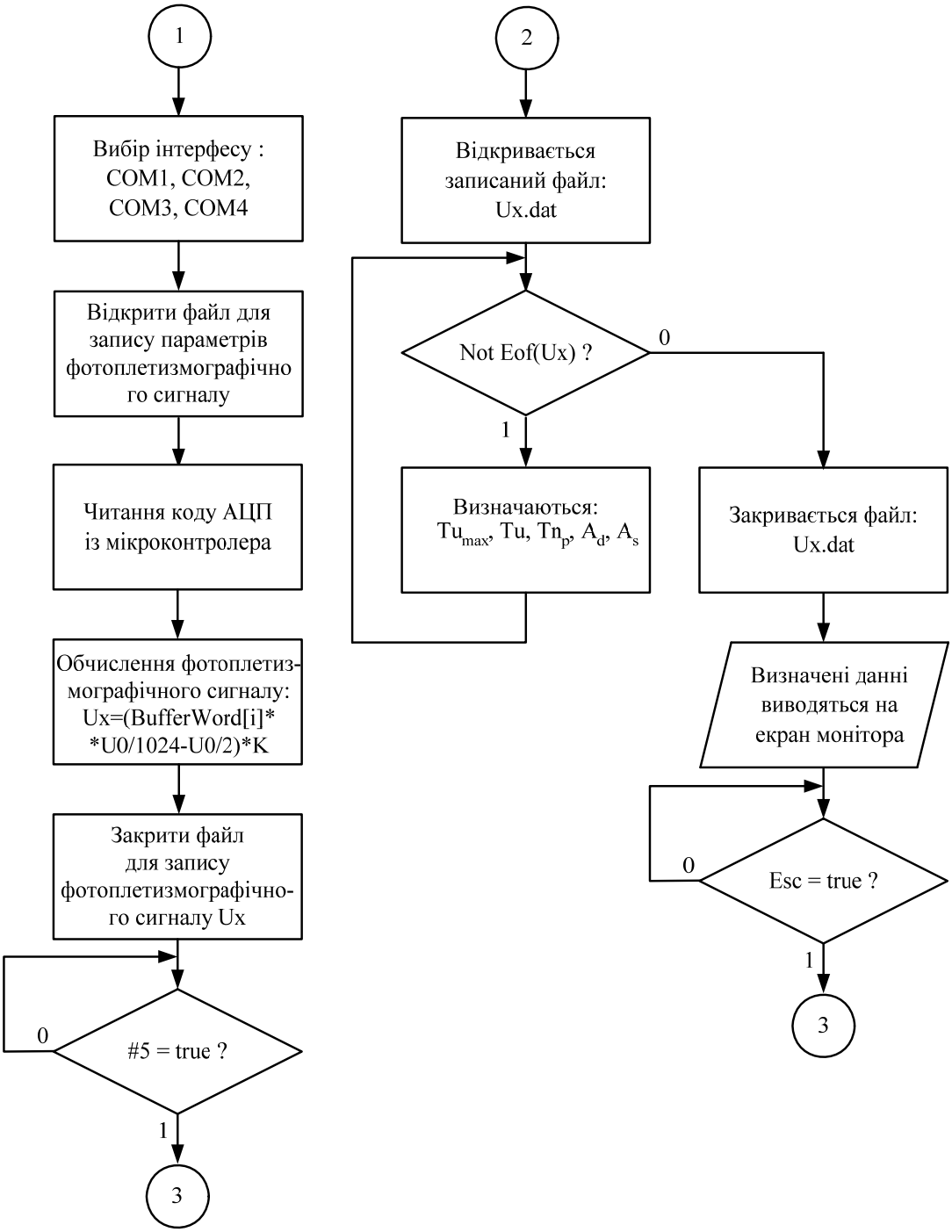


Рисунок 4.7 – Схема програми для персонального комп’ютера (продовження)

4.3.2 Розробка схеми програми мікроконтролера

Мікроконтролер повинен організовувати свою роботу за таким алгоритмом (рис. 4.8):

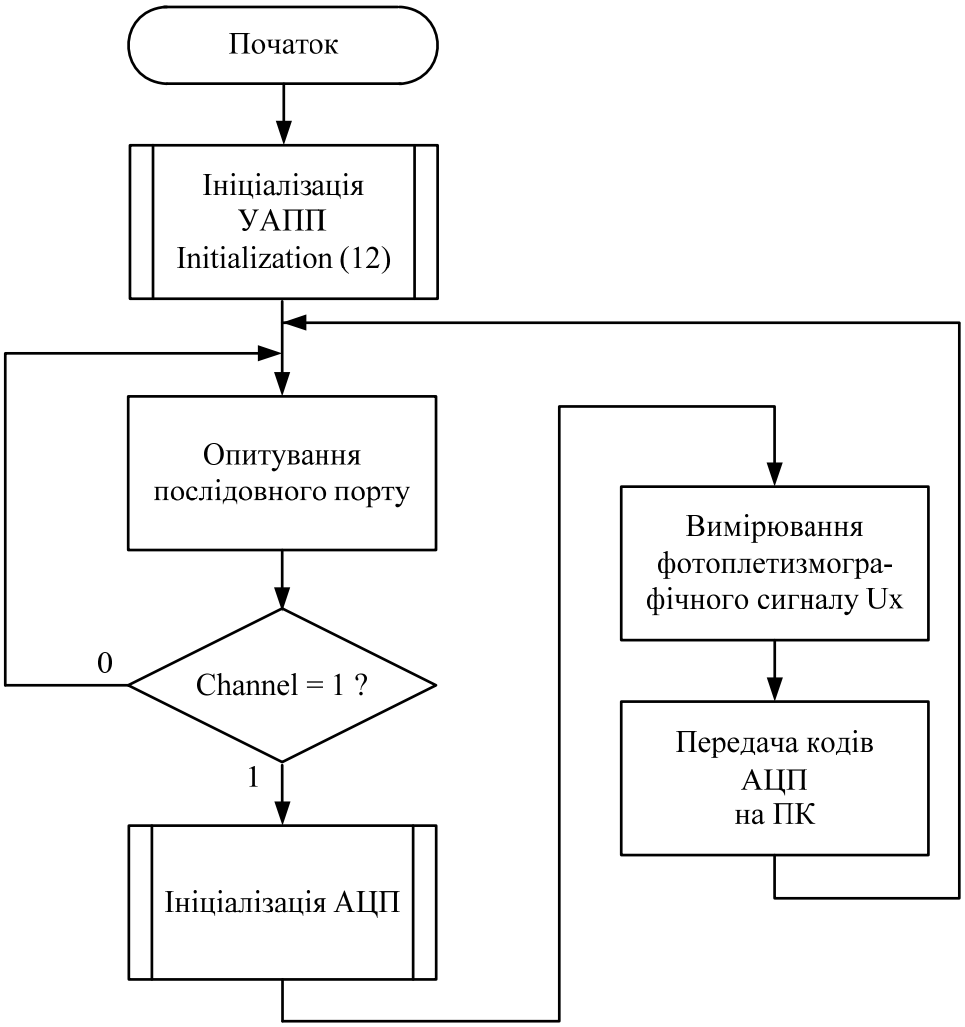


Рисунок 4.8 – Схема програми мікроконтролера

а) одразу після включення мікропроцесорної системи необхідно ініціалізувати вбудований універсальний асинхронний приймач-передавач, тобто задати режим його роботи;

б) мікроконтролер проводить опитування послідовного порту, тобто повинен очікувати сигнал від персонального комп'ютера, який задає номер каналу даних. При надходженні одиничного сигналу, мікроконтролер повинен його прийняти і передати виміряні параметри до ПК;

в) ініціалізація вбудованого в мікроконтролер аналогово-цифрового перетворювача;

г) аналого-цифровий перетворювач оцифровує дані, що надійшли по заданому каналу і формує в своїх регістрах даних відповідні інформаційні слова;

д) мікроконтролер очікує закінчення роботи АЦП і після завершення передає вміст одного з регістрів даних АЦП на персональний комп'ютер;

е) після закінчення передачі інформації мікроконтролер очікує від комп'ютера сигнал про підтвердження прийому. І при надходженні цього сигналу передає на ЕОМ друге інформаційне слово;

ж) після цього робочий цикл закінчується і мікроконтролер переходить в початковий стан і знову очікує сигнал-запит від ЕОМ.

4.4 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 бронхолегеневої системи у 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, кривошиї, 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, де здійснюється вегетативна іннервація досліджуваного органа або системи, трофічні зміни шкіри, а також вивчали ступінь мобільності сегментів.

Після об’єктивного обстеження хребта проводили розрахунок ймовірності виникнення вертеброгенної патології внутрішніх органів та систем. Для цього виявляли критерії вертеброгенної терапевтичної патології. До таких критеріїв можна віднести:

1) загострення терапевтичного захворювання збігається в часі 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 [74]. Ймовірність вертеброгенної терапевтичної патології на 50 % виникає за наявності трьох критеріїв. Якщо у пацієнта виявляється п’ять критеріїв і більше, тоді ймовірність зв’язку внутрішнього захворювання з патологією хребта зростає до 90 %. У хворих з наявністю більшості вказаних ознак ймовірність 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 хребетно-рухових сегментах. За допомогою оптоелектронного пристрою проводиться пошук ушкоджених сегментів, ступінь вираженості мікроциркуляторних змін, а потім, виходячи з отриманої інформації, вказується ймовірність виникнення захворювання внутрішнього органа чи системи.

Приклад визначення ймовірності захворювань серця за допомогою програми **«Optiman-1»** подано нижче.

Пакет **«Optiman–1»** призначений для розрахунку ймовірності вертеброгенної патології внутрішніх органів за результатами обстеження оптико-електронними засобами і програми **«Osteo–1»**.

Комплекс дозволяє:

- реєструвати фотоплетизмограму одночасно двома каналами з будь-якого хребтово-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 ймовірності 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. 4.9).

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.

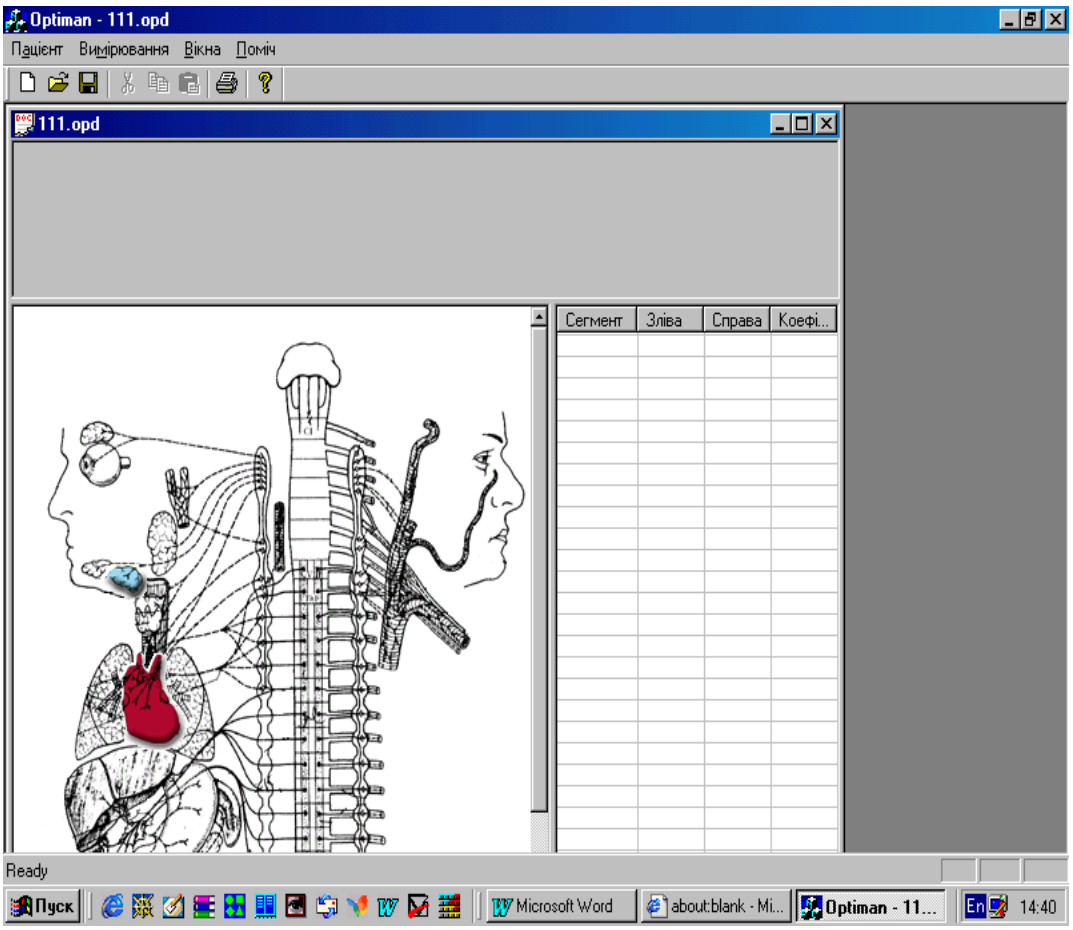


Рисунок 4.9 – Вигляд основного меню

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»**.

Робота з базою даних дозвляє:

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. 4.10).
3. Заповнення вікон індивідуальної карти. Дата і час проведення дослідження встановлюється автоматично.

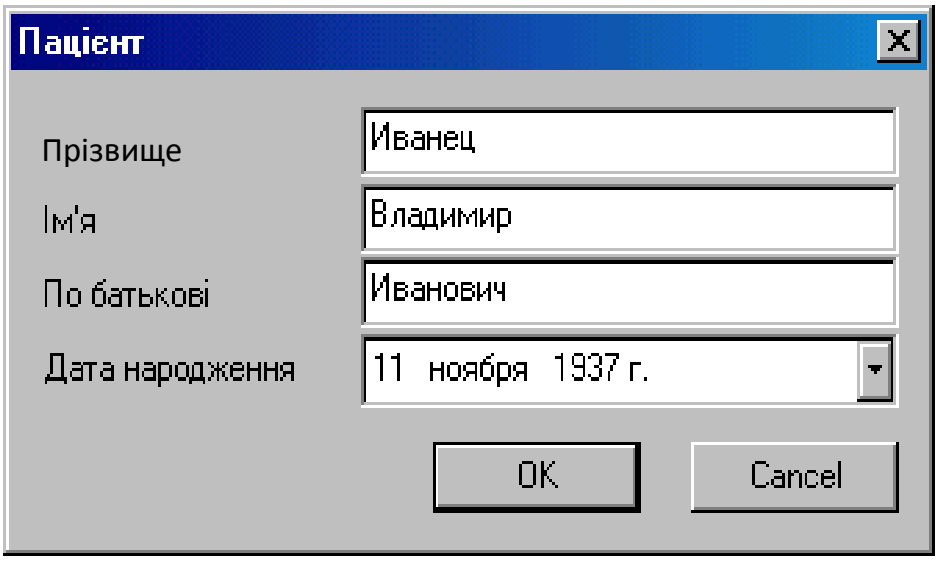


Рисунок 4.10 – Опція «Новий пацієнт»

Якщо всі попередні операції проведено правильно, тоді відкриється вікно зі схемою взаємозв'язку внутрішніх органів і сегментарних вегетативних структур (рис. 4.11).

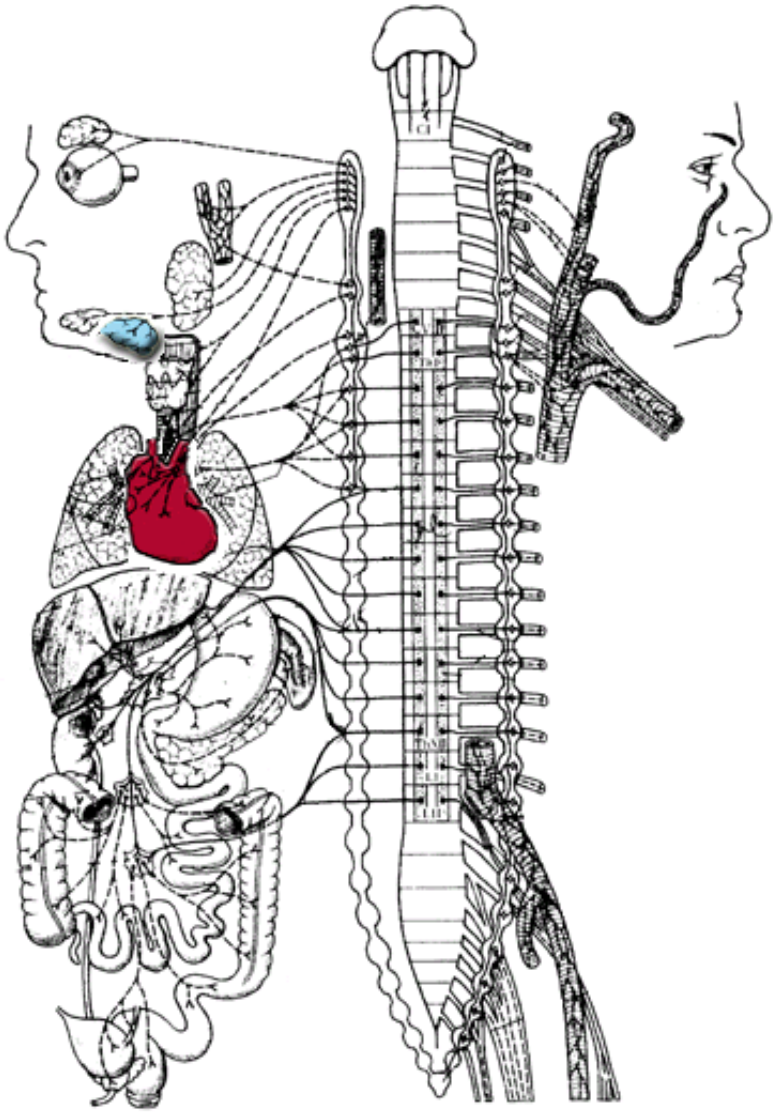
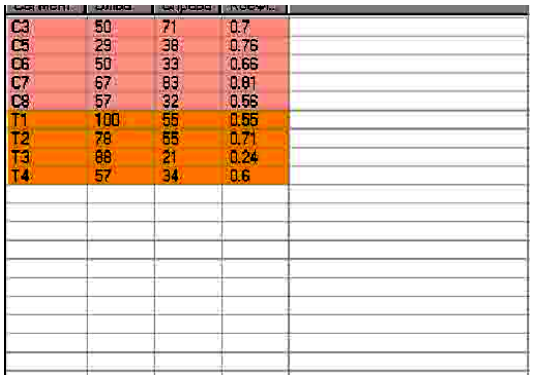


Рисунок 4.11 – Схема взаємозв’язку внутрішніх органів і сегментарних вегетативних структур

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.

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. 4.12).



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	0.55
T2	78	55	0.71
T3	88	21	0.24
T4	57	34	0.6

Рисунок 4.12 – Таблиця патологічних змін в ХРС, що здійснюють вегетативну іннервацію серця

В таблицю автоматично вводяться фотоплетизмографічні дані, що визначаються за допомогою оптоелектронного комплексу **«Osteo-1»**, після порівняння з контролем і подальшої обробки, у лівому верхньому кутку екрана з’являється інформація з вказівкою на ступінь імовірності вертеброгенної патології органа (рис. 4.13).

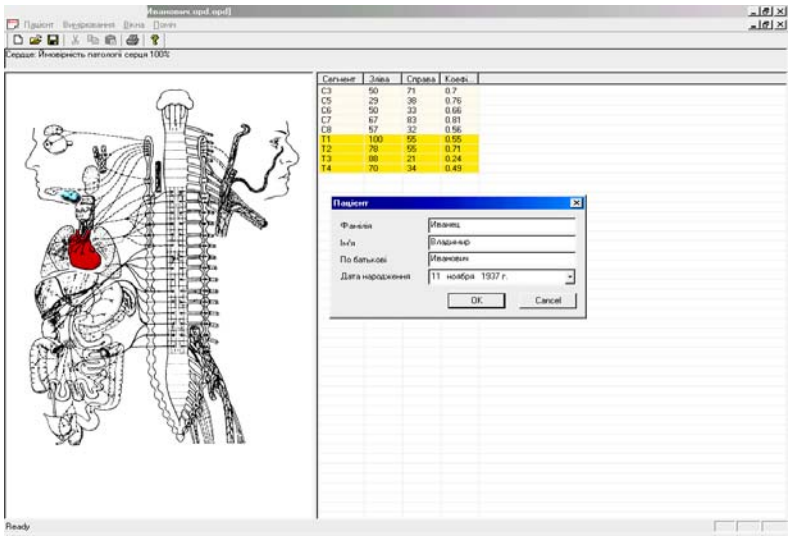


Рисунок 4.13 – Визначення ймовірності вертеброгенної патології серця у хворого І. В лівому верхньому кутку вказано: «Ймовірність патології серця 100 %»

Збереження даних про хворих виконується за допомогою опції «Пацієнт – Зберегти як».

Друк результатів на принтері здійснюється в режимі «**Друк**».

4.5 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 вражає 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 [Vayssairat M., et al., 1997] і в залежності від локалізації та ступеня 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 вазоконстрікція, 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 оптоелектронних методів) дозволило б не тільки встановити важкість гемодинамічних порушень, але й об'єктивізувати ефективність фармакотерапії.

4.6 Методика та результати дослідження

У зв'язку з вищезазначеним, метою цього 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 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±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±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 да-

вали ірбесартан 1 раз на добу в дозі 75–150. Перед та після 3-тижневого курсу лікування хворим проводилось дослідження мікроциркуляції периферійних судин за допомогою лазерного комплексу для їх оцінювання.

Приклад На рисунках 4.14 та 4.15 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, хронічний перебіг, еритема у вигляді «Метелика», фотосенсибілізація, міокардитичний міокардіосклероз СН І, поліартрит, ПРС ІІ ст., синдром Рейно,* 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 4.1

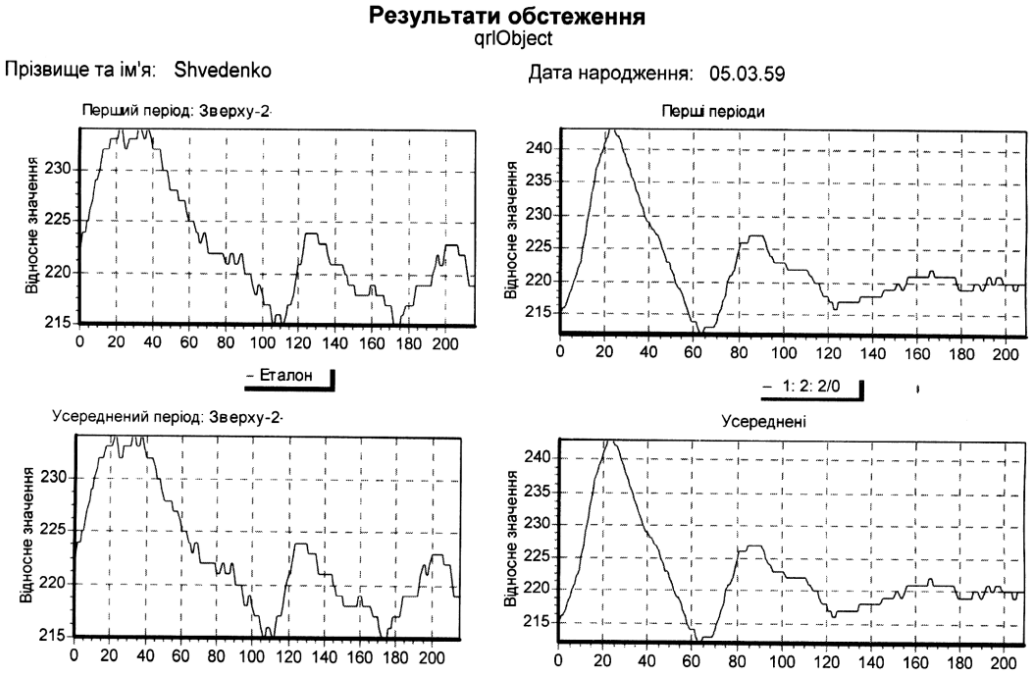


Рисунок 4.14 – Фотоплетизмографічні сигнали, що були зареєстровані з дистальних відділів кінчиків пальців верхніх кінцівок до і після отримання препарату ірбесартан

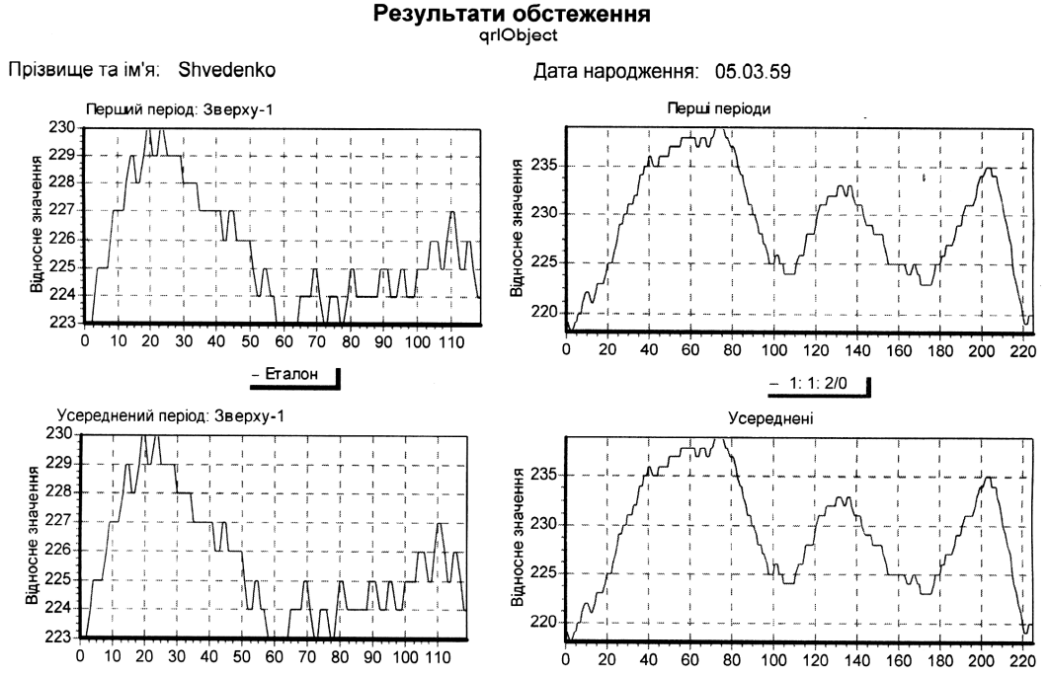


Рисунок 4.15 – Фотоплетизмографічні сигнали, що були зареєстровані з дистальних відділів кінчиків пальців нижніх кінцівок до і після отримання препарату ірбесартан

Таблиця 4.1 – Результати порівняння гемодинамічних показників з дистальних відділів кінчиків пальців верхніх (1) та нижніх кінцівок (2)

№	Гемодинамічний показник	Умовні позначення	До отримання препарату		Після отримання препарату		Коефіцієнт асиметрії	
			1	2	1	2	1	2
1	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 інцинзури	РІ	4	2	6	2	2,5	1
8	Рівень діастоліч-ного відтоку	РДВ	1	1	13	12	13	12
9	Частота серцевих скорочень	ЧСС	60	59	60	60	1	2,02

З аналізу таблиці 4.1 видно, що у хворої Ш. після отримання препарату ірбесартан значно покращився рівень кровонаповнення на верхніх та нижніх кінцівках, відповідно у 2,71 та 2,55 рази (до уваги приймається найбільш інформативний показник – рівень кровонаповнення).

4.7 Оптико-електронний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень при запальних процесах в щелепно-лицьовій ділянці

Пріоритетними напрямками в розробці та розвитку стоматологічного діагностичного та лікувального обладнання є лазерні та оптоелектронні 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, економії медикаментозних препаратів, підвищення продуктивності праці медичного персоналу [75].

Сьогодні в медичну діагностику впроваджується все більша кількість методів, основаних на застосуванні лазерних та оптоелектронних 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 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 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'ютеризированих 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 [4].

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. Розшифрування 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.

Цей 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 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).

Експерементальні результати. У хворих пародонтозом проявляються значні зміни мікроциркуляторного русла слизової оболонки десни, які виражаються появою низки 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. 4.16). 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.

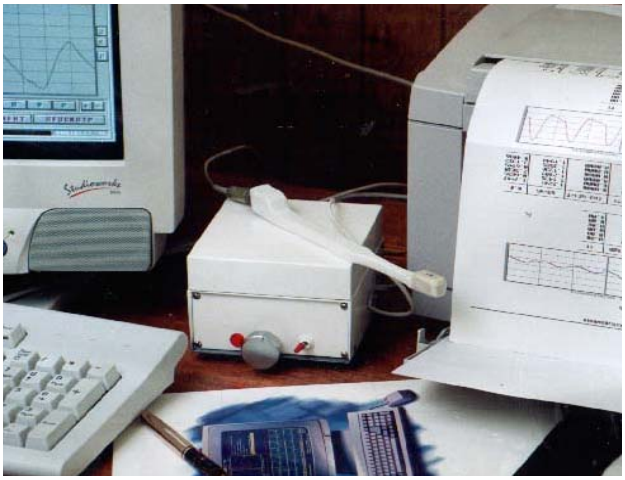


Рисунок 4.16 – Лазерний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень

Дані про мікроциркуляцію можуть бути зведені для порівняння в одну інформаційну картку пацієнта та виведені далі на друк.

На рис. 4.17 та 4.18 показано фотоплетизмографічний сигнал, зареєстрований у центрі запального процесу та в області з нормальним кровонаповненням

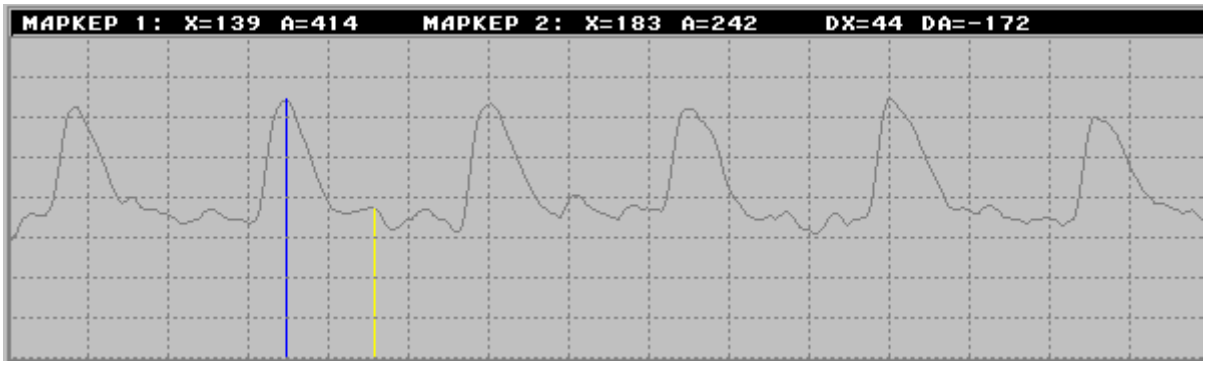


Рисунок 4.17 – Фотоплетизмографічний сигнал, зареєстрований у центрі запального процесу

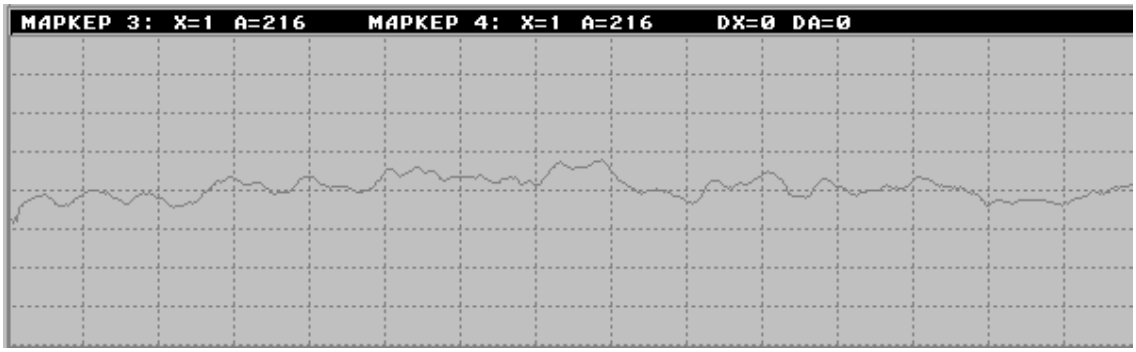


Рисунок 4.18 – Фотоплетизмографічний сигнал в області з нормальним кровонаповненням

Клінічні випробування, проведені в міській лікарні № 2 м. Вінниці (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.) засвідчували 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.

4.8 Практична реалізація програмного-алгоритмічного забез-печення 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 від 1-го до 4-го 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 пакета та вимоги до апаратних засобів

Програмне забезпечення комплексу пропонується у вигляді програмного пакета, 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. 4.19) і курсором маніпулятора «миша».

Рисунок 4.19 – Основне меню екрану

Вихід з пакета здійснюється аналогічно виходу з будь-якої програми, що працює в операційному середовищі Windows 9x.

Основні процедури

Після завантаження програмного файла **Osteo. exe** з'являється основне меню для роботи з програмою, 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. 4.20.

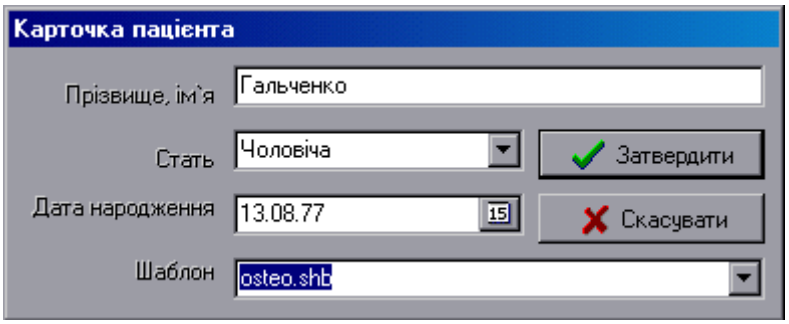


Рисунок 4.20 – Вибір опції НОВИЙ ФАЙЛ

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 шаблона вміщує список доступних шаблонів структур. Так в цій 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 файла закінчено. Корекція введених даних можлива в ході роботи програми в пункті меню «Вікна-Персона» або натисканням ІК .

Після реєстрації з'явиться вікно «Навігатор» в якому активні елементи розміщені по групах. Так, навігатор для вертебродіагностики представлений на рис. 4.21. 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.

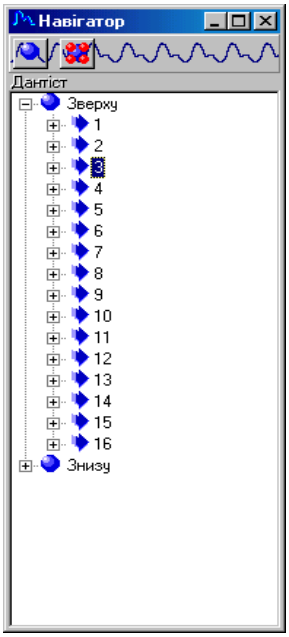


Рисунок 4.21 – Карта розміщення хребців

Реєстрація ФПГ

Після вибору певного елемента навігатора (як, наприклад, зображено на рис. 4.22) 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 настроювань) необхідно вказати необхідні активні і видимі канали у вікні каналів (рис. 4.23) Якщо використовується зовнішній модуль по зняттю даних, то вибір каналів не потрібний. Число каналів для цього випадку визначається зміною в конфігураційному файлі зовнішнього модуля.

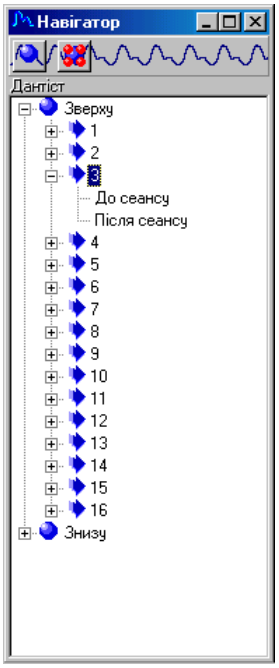


Рисунок 4.22 – Карта розташування хребців з вибраним елементом

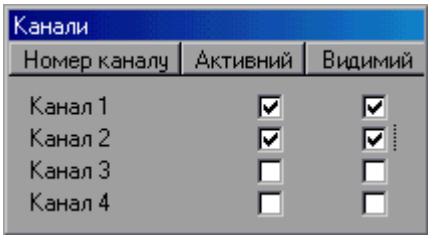


Рисунок 4.23 – Вікно каналів

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 вбудованих функцій зняття даних натисніть ІК . При цьому відбудеться перехід від простого моніторингу до запам'ятовування даних, що знімаються.

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.

Після закінчення 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. 4.24.

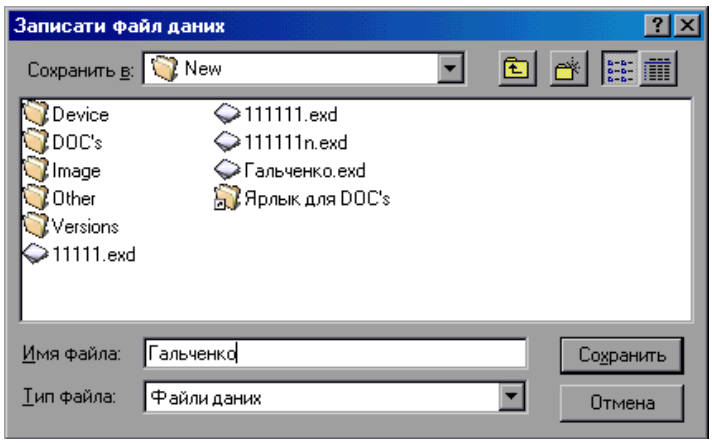


Рисунок 4.24 – Запис знятих ФПГ у базу даних

Перегляд ФПГ

Зняті ФПГ зберігаються у вигляді, представленому на рис. 4.24. 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 ФПГ, що переглядаються: — збільшити, — зменшити. Відображення похідних контролюється ІК (вихідний графік, 1-а і 2-а 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. 4.25. Для цього виберіть пункт «Обробка Розставити маркери».

На кожній ПХ установлюється 5 маркерів:

1. Початок анакроти.
2. Рівень швидкого кровонаповнення.
3. Рівень максимального кровонаповнення.
4. Рівень інцизури.
5. Венозний відтік.

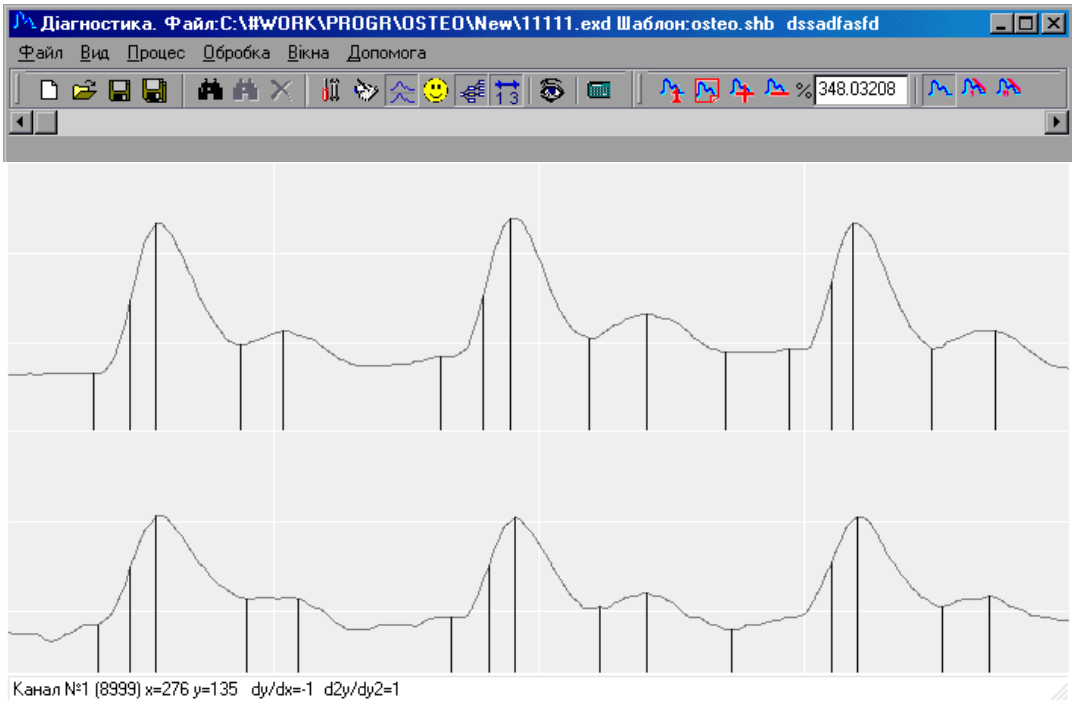


Рисунок 4.25 – Розміщення маркерів

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

Цей 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 настроювань «Опції — Загальні — Кількість точок при фільтрації»).

Діалогове вікно «Опції»

Всі опції розбиті на 5 класів:

1. «Загальні» – опції (рис. 4.26), використовувані при обчисленнях і при збереженні даних:

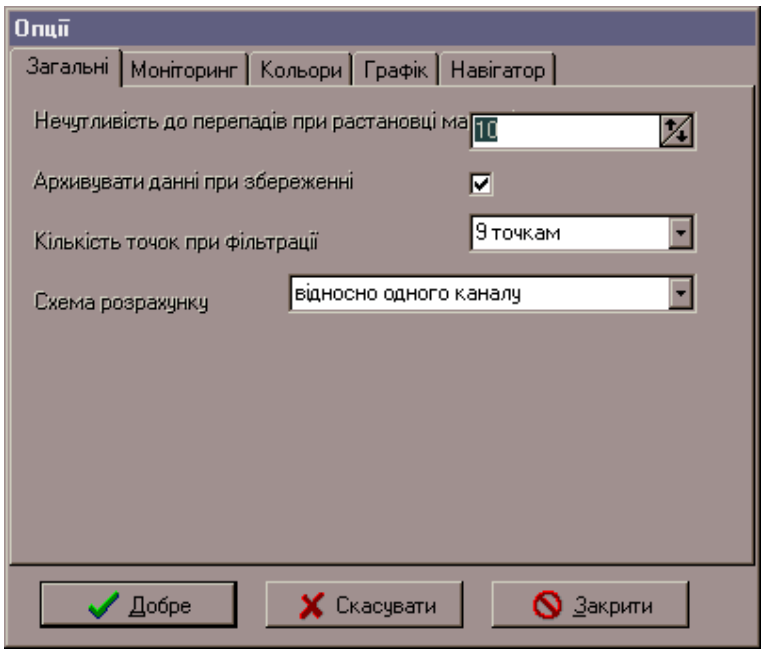


Рисунок 4.26 – Діалогове вікно «Опції»

•«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) вказує скільки точок буде впливати на значення в цій точці. Дев'ять точок дає максимальне згладжування.

•«Схема розрахунку» – визначає вигляд звіту – як при діагностиці остеохондрозу (дані до і після сеансу) чи щодо однієї еталонної хвилі.

2. «Моніторинг» – визначає параметри інтерфейсу з апаратною частиною комплексу (рис. 4.27):

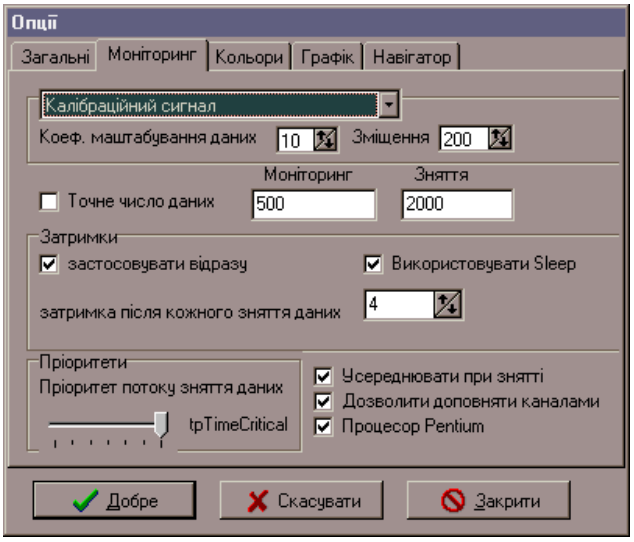


Рисунок 4.27 – Діалогове вікно «Опції»

- 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 файла в програму;
- COM-порт – взаємодія з останнім розробленим модулем, що підключається до COM2;

- 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 цій 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 цьому 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 Pentium 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 5×86) 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 на всю висоту цього каналу.

5. «Навігатор» – опції щодо навігатора:

- «Помічати в навігаторі кольором елементи з даними» – об'єкти (стрілочки) будуть виділені червоним, якщо вони містять дані.

4.9 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 вертебрологічні хворі займають одне з перших місць. Спостерігається тенденція до збільшення кількості вертебрологічних 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 вертебрологічного лікування пропонується використовувати кореляційний аналіз, що дасть можливість оцінювати динаміку показників кровообігу та мікроциркуляції.

Аналізуючи результати змін показників центральної гемодинаміки під впливом вертебрологічного 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 (запаморочення, підвищення артеріального тиску, головний біль, порушення зору), у всіх хворих виявлено ознаки патології шийного відділу хребта (табл. 4.2).

Таблиця 4.2 – Стан мозкової гемодинаміки до і після вертебрологічного лікування

Показники	До лікування		Після лікування	*p* (*t*)
	n	$M \pm m$	$M \pm m$	
A_1, Ом	105	0,052 ± 0,003	0,077 ± 0,003	<0,001
A_2, Ом	105	0,085 ± 0,008	0,121 ± 0,004	<0,001
A_4, Ом	105	0,061 ± 0,003	0,111 ± 0,038	>0,05
A_2/A_4	105	1,307 ± 0,030	2,036 ± 0,060	<0,001
T_1, с	105	0,052 ± 0,001	0,025 ± 0,003	>0,05
T_2, с	105	0,192 ± 0,011	0,061 ± 0,005	<0,001
$V_{макс.}$, Ом/с	105	1,057 ± 0,084	3,712 ± 1,379	>0,05
$V_{сер.}$, Ом/с	105	0,157 ± 0,009	0,992 ± 0,057	<0,001

Після вертебрологічного лікування відмічено 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 *Vмакс* артеріального кровонаповнення (p>0,05), значно зростала середня швидкість *Vсер* повільного кровонаповнення (p<0,001). Останнє свідчить про покращення мікрогемодинаміки в тканинах головного мозку. Показники, одержані після лікування, практично не відрізнялись від контрольних (p>0,05).

У хворих з гіпокінетичним типом центральної гемодинаміки (табл. 4.3) A_2 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 4.3 – Стан мозкової гемодинаміки до і після вертебрологічноголікування у хворих з гіпокінетичним типом центральної гемодинаміки

Показники	До лікування		Після лікування	*p* (*t*)
	n	*M* ± *m*	*M* ± *m*	
A_1, Ом	64	0,053 ± 0,003	0,076 ± 0,004	<0,001
A_2, Ом	64	0,090 ± 0,013	0,118 ± 0,050	>0,05
A_4, Ом	64	0,061 ± 0,004	0,130 ± 0,061	>0,05
A_2/A_4	64	1,310 ± 0,036	2,013 ± 0,076	<0,001
T_1, с	64	0,054 ± 0,002	0,044 ± 0,009	>0,05
T_2, с	64	0,200 ± 0,017	0,063 ± 0,006	<0,001
$V_{макс.}$, Ом/с	64	1,010 ± 0,068	3,305 ± 1,600	>0,05
$V_{сер.}$, Ом/с	64	0,151 ± 0,012	0,929 ± 0,069	<0,001

На рис. 4.28 показано динаміку середньої швидкості наповнення судин головного мозку під впливом вертебротерапії.

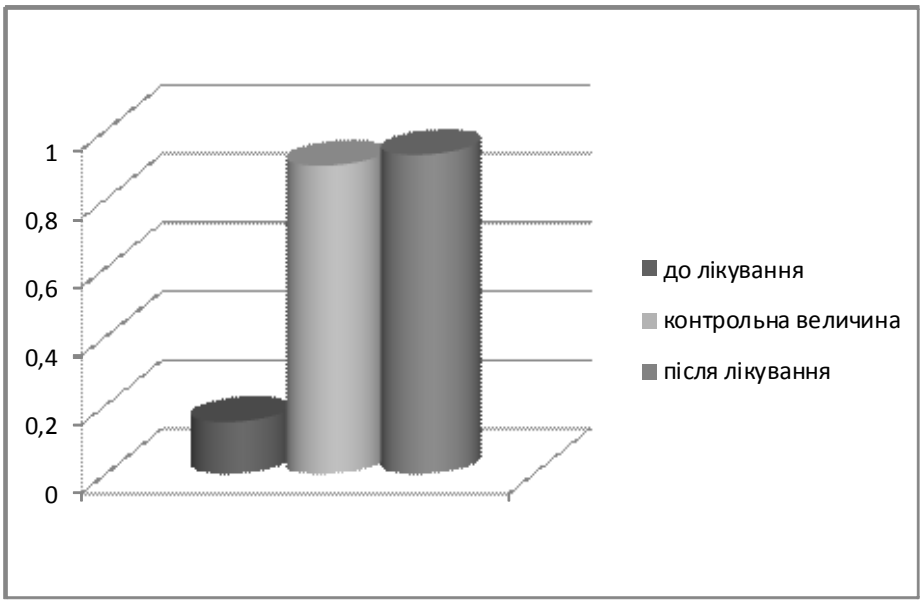


Рисунок 4.28 – Зміни $V_{сер.}$ головного мозку у хворих з гіпокінетичним типом центральної гемодинаміки

При гіперкінетичному типі центральної гемодинаміки (табл. 4.4), за даними реоенцефалограми, A_2 збільшувалась ($p<0,001$), співвідношення $\frac{A_2}{A_4}$ також значно зростало ($p<0,001$), що свідчить про покращення артеріального притоку до головного мозку та венозного відтоку після вертебрологічного лікування. Максимальна швидкість кровонаповнення судин мозку зростала з малою достовірністю ($p>0,05$), але $V_{сер.}$ повільного кровонаповнення судин збільшувалась зі значною достовірністю ($p<0,001$).

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 4.4 – 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_1, Ом	20	0,049 ± 0,007	0,086 ± 0,008	<0,01
A_2, Ом	20	0,076 ± 0,009	0,136 ± 0,011	<0,001
A_4, Ом	20	0,064 ± 0,007	0,103 ± 0,036	>0,05
A_2/A_4	20	1,250 ± 0,074	2,078 ± 0,138	<0,001
T_1, с	20	0,051 ± 0,003	0,029 ± 0,013	>0,05
T_2, с	20	0,195 ± 0,011	0,065 ± 0,012	<0,001
$V_{макс.}$, Ом/с	20	1,259 ± 0,375	2,166 ± 0,553	>0,05
$V_{сер.}$, 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. 4.29).

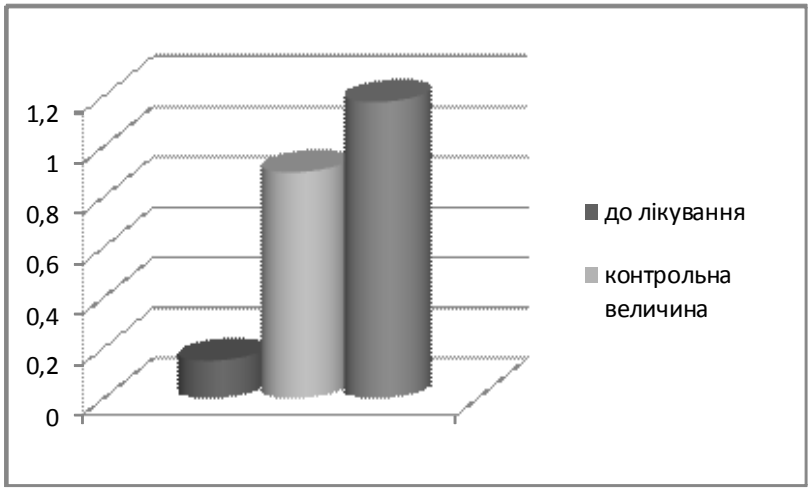


Рисунок 4.29 – Зміни $V_{сер.}$ головного мозку у хворих з гіперкінетичним типом центральної гемодинаміки

У хворих з еукінетичним типом центральної гемодинаміки після вертебрологічного лікування також спостерігалось покращення мозкової гемодинаміки і мікрогемодинаміки (табл. 4.5), про що свідчить достовірне (p<0,001) збільшення A_2, співвідношення A_2/A_4 (p<0,001),

$V_{макс.}$ (p<0,001), а також $V_{сер.}$ (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 4.5 – Зміни мозкової гемодинаміки після вертебрологічного лікування у хворих з еукінетичним типом центральної гемодинаміки

Показники	До лікування		Після лікування	*p* (*t*)
	n	*M* ± *m*	*M* ± *m*	
A_1, Ом	21	0,052 ± 0,006	0,073 ± 0,005	<0,05
A_2 (A_2, Ом	21	0,077 ± 0,007	0,116 ± 0,009	<0,01
A_4, Ом	21	0,060 ± 0,007	0,064 ± 0,007	>0,05
A_2/A_4	21	1,351 ± 0,075	2,070 ± 0,150	<0,001
T_1, с	21	0,050 ± 0,003	0,049 ± 0,018	>0,05
T_2, с	21	0,167 ± 0,013	0,053 ± 0,009	<0,001
$V_{макс.}$, Ом/с	21	1,009 ± 0,090	1,660 ± 0,135	<0,001
$V_{сер.}$, Ом/с	21	0,181 ±0,025	1,006 ± 0,095	<0,001

Ще раз необхідно акцентувати увагу на тому факті, що в групі пацієнтів з гіперкінетичним типом центральної гемодинаміки зменшення УО та ХОК з високою достовірністю 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 складав 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 ФПГ шийних сегментів у хворих з гіперкінетичним, еукінетичним та гіпокінетичним типами центральної гемодинаміки, який складав 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 мікрогемодинамічні показники 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. 4.30 і 4.31).

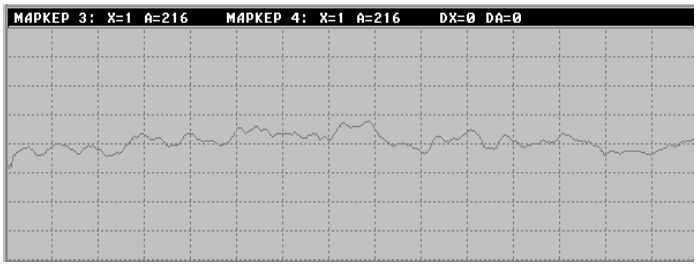


Рисунок 4.30 – Фотоплетизмограма вертебро-базилярної ділянки хворого М. до лікування. Артеріальний тиск – 210 / 120 мм рт. ст.

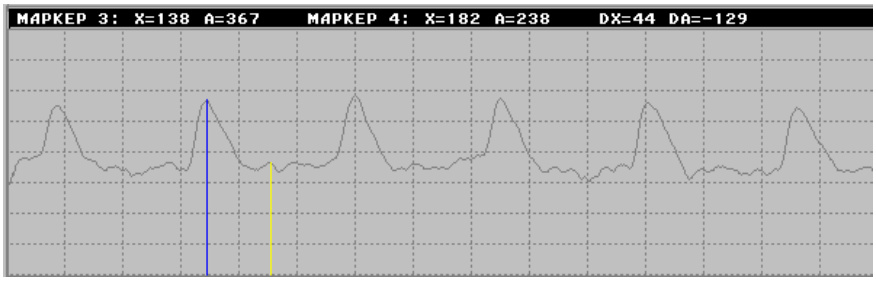


Рисунок 4.31 – Фотоплетизмограма вертебробазилярної ділянки хворого М. після сеансу мануальної терапії й усунення спондилолістезу. Артеріальний тиск: 140/85 мм рт. ст.

В таблиці 4.6 та 4.7 представлено зміни в сегментах і геодинамічні показники до лікування та після лікування.

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 зіставленні ознак (табл. 4.8.).

Таблиця 4.6 – Зміни в сегментах і гемодинамічні показники до лікування

№ досл.	Систолічний артеріальний тиск, мм. рт. ст	Діастолічний артеріальний тиск, мм. рт. ст.	Середній динамічний артеріальний тиск, мм. рт. ст.(X_1)	Vсер. (X_2)	Зміни мікро циркуляції (Х3)	Дистопія хребців, мм (У)
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

Таблиця 4.7 – Зміни в сегментах і гемодинамічні показники після лікування

№ до сл.	Систолічний артеріальний тиск, мм. рт. ст.	Діастоліч-ний артері-альний тиск, мм. рт. ст.	Середній динамічний артеріальний тиск, мм. рт. ст. (X_1)	Vсер. (X_2)	Зміни мікро цирку-ляції (Х3)	Дисто-пія хреб-ців, мм (У)
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 4.8 – 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 з формули

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i \cdot y_i - n \cdot \bar{x}_i \cdot \bar{y}_i}{n \cdot \sigma_x \cdot \sigma_y},$$

де $\sigma_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} x_i^{\,2} - n \cdot \bar{x}_i^{\,2}}{n-1}}$; $\sigma_y = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} y_i^{\,2} - n \cdot \bar{y}_i^{\,2}}{n-1}}$.

З таблиць 4.6 та 4.7 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 того чи іншого ступеня 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 вказує 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 у сегментах і гемодинамічних показниках 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 вказує на об'єктивність отриманих даних при дослідженнях.

ЛІТЕРАТУРА

1. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи: [монографія] / С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.

2. Біомедичні оптикоелектронні інформаційні системи і апарати, Ч. 3 – Лазерні біомедичні системи: Навчальний посібник / Кожем’яко В. П., Готра З. Ю., Микитюк З. М., Павлов С. В. та ін. – Вінниця, ВДТУ, 2000. – 143 с.

3. Биотехнические системы: теория и проектирование / Б. М. Ахутин, А. Г. Немирко, Н. Н. Першин и др. Л. : ЛГУ, 1981. – 220 с.

4. Квантові перетворювачі на оптоелектронних логіко-часових середовищах для око-процесорної обробки зображень: [монографія] / В. П. Кожем'яко, Т. Б. Мартинюк, О. І. Суприган, Д. І. Клімкіна. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 126 с.

5. Паралельно-ієрархічне перетворення як системна модель оптико-електронних засобів штучного інтелекту: [монографія] / В. П. Кожем'яко, Ю. Ф. Кутаєв, С. В. Свєчніков, Л. І. Тимченко та ін. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2003. – 324 с.

6. Паралельно-ієрархічне перетворення і Q-обробка інформації для систем реального часу: [монографія] / М. О. Ковзель, Л. І. Тимченко, Ю. Ф. Кутаєв, С. В. Свєчніков та ін. – К. : КУЕТТ, 2006. – 492 с.

7. 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.

8. Петрук В. Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. – 207 с.

9. Розробка та аналіз математичної моделі трансформації випромінювання біотканиною / В. Г. Петрук, М. А. Томчук, Г. О. Черноволик, Ю. А. Бозняк // Вісник Вінницького політехнічного інституту.–2000. – № 2. – С.18–22.

10. Гуревич М. М. Фотометрия (теория, методы и приборы). – Л. : Энергоатомиздат, 1983. – 204 с.

11. Багаев С. Н. Спектрометр светового рассеивания для задач медицинской диагностики / С. Н. Багаев, В. А. Орлов, С. В. Панов // Медицинская диагностика. – 1995. – № 3. – С. 8–10.

12. 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 / А. Я. Хайруллина // Инженерно-физ. журнал. –1996. –Т.69, № 3. –С. 390–398.

13. Петрук В. Г., Томчук М. А., Моканюк О. І. Аналіз спектрів дифузного відбивання інтактної і травмованої біотканини / В. Г. Петрук, М. А. Томчук, О.І. Моканюк // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – № 2. – С. 149–151.

14. Фізико-хімічний механізм антистоксового поглинання гуморальними середовищами з позиції координаційної теорії кристалічного поля / В. Г. Петрук // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 1995. – № 2. – С. 78–82.

15. Неинвазивный оптический метод определения коэффициентов раасеяния и удельного объема крови в биологической ткани in vivo / В. И. Кравченко, С. А. Мамилов, Ю. С. Плаксий и др. // Журнал прикладной спектроскопии. – 2005. – Т. 72, № 1. – С. 119–123.

16. Рассеяние оптического излучения биологическими тканями / В. Л. Шабаров, В. Н. Жогун, А. П. Иванов и др // ЖПС. – Т.47, № 5. – 1987. – С. 825–829.

17. Хайруллина А. Я. Исследование биоклеток методами светорассеяния / А. Я. Хайруллина // Распространение света в дисперсной среде. – Мн. : Наука и тэхника, 1982. – С. 275–292.

18. Зеге Э. П., Кацев И. Л. Отражение и пропускание света рассеивающим слоем с отражающими границами / Э. П. Зеге, И. Л. Кацев // ЖПС. – 1979. – Т.31, № 2.– С. 327–333.

19. Оптикоелектронні інформаційні технології для дослідження трофічного комплексу тканин / С. В. Павлов, П. Ф. Колісник, В. П. Думенко, Т. І. Козловська // Материалы XXXII Международной научно-практической конференции «Применение лазеров в медицине и биологии», 7–10 октября 2009. – Гурзуф, 2009. – С. 198–200.

20. Акаев А. А. Оптические методы обработки информации. / А. А. Акаев, С. А. Майоров — М.: Высшая школа., 1988. – 214 с.

21. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине. / А. В. Приезжев, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин. – Г. : Наука, 1989. – 238 с.

22. Ефективність застосування лазерних технологій в медичній практиці / С. В. Павлов, Т. Т. Ошовська, С. Є. Тужанський та ін. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2001. – № 2. – С. 120–123.

23. Перспективність застосування фотонних технологій в біомедичній практиці / А. М. Коробов, С. В. Павлов, А. С. Васюра та ін. // Применение лазеров в медицине и биологии. Шестые Васильевские чтения: XXVII Международная научно-практическая конференция. Харьков, 18–21 апреля 2007 г. – Харьков, 2007. – С. 28–29.

24. Дослідження інтерактивного поляризаційного спектроекстинкциметра / В. Г. Петрук, С. М. Кватернюк, В. І. Солоненко, С. В. Павлов // Применение лазеров в медицине и биологии. II Шахбазовские чтения: XXVIII Международная научно-практическая конференция. – Ялта, 21–24 октября 2007 г. – Харьков, 2007. – С. 134–135.

25. Иванов А. П. Оптика рассеивающих сред. / А. П. Иванов. – Мн. : Наука и тэхника, 1969. – 592 с.

26. Чандрасекар С. Перенос лучистой энергии. / С. Чандрасекар. – М.: Изд. иностр. лит., 1953. – 431 с.

27. Кожем’яко В. П. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біомедичних зображень: [монографія] /

В. П. Кожем’яко, С. В. Павлов, К. І. Станчук – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2006. – 203 с.

28. Павлов С. В. Оптоэлектронная информационно-измерительная система анализа гемодинамики сердечно-сосудистой системы / С. В. Павлов, И. В. Мысловский, Н. В. Ганыш // Применение лазеров в медицине и биологии: XXVI Международная научно-практическая конференция. Ялта, 11–14 октября 2006 г. – Харьков, 2006. – С. 161–162.

29. Павлов С. В. Фотоплетизмографічні технології при аналізі периферійної мікроциркуляції у щелепно-лицьовій області / С. В. Павлов, В. Б. Василенко, О. С. Барило // Применение лазеров в медицине и биологии. II Шахбазовские чтения: XXVIII Международная научно-практическая конференция. – Ялта, 21–24 октября 2007 г. – Харьков, 2007. – С. 132–134.

30. Кузьмич В. В. Основные принципы и особенности транскутанной «отражательной» оксиметрии / В. В. Кузьмич // Мед. техника. – 1993. – № 3. – С. 36–42.

31. Павлов С. В. Разработка и исследование оптоэлектронной информационно-измерительной системы преобразования биомедицинской информации // дис. … канд. техн. наук: / Павлов Сергей Владимирович. – Винница – 1995. – 114 с.

32. Власова С. П. Фотоплетизмограмма в оценке ремоделирования и реактивности артерий у больных с гипертонической болезнью / С. П. Власова, П. А. Лебедев, Л. И. Калакутский // Фундаментальные исследования и прогресс в кардиологии: Конгресс ассоциации кардиологов стран СНГ. –Санкт-Петербург, 2003. – С. 164.

33. Павлов С. Оптико-електронна система діагностики периферійного кровообігу / С. Павлов, Т. Козловська, В. Думенко // Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції «Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування». Частина 2. – 8–10 жовтня. – Вінниця, 2009. – С. 48.

34. Khairullina A Ja. Multi wavelenght pulse oximetry in the measurement of gemoglobin fractions / A Ja. Khairullina //SPIE, 1996. – Vol.2676. – P. 332.

35. Аналіз методів взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами і шляхи їх удосконалення / С. В. Павлов, В. П. Думенко, Т. І. Козловська, С. М. Марков // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Розділ – Біомедичні вимірювання і технології – 2008. – № 2. – С. 116–119.

36. Аналіз біофізичного механізму дії лазерного випромінювання на тканину / З. Ю. Готра, Н. В. Ганиш, З. М. Микитюк, О. З. Готра // Материалы XXV Международной научно-практической конференции «Применение лазеров в медицине и биологии», 24–28 травня 2006. – Луцк, 2006. – С. 100.

37. Анализ оптических методов оценки физиологических свойств кожи / С. В. Павлов, Рами Хамди, П. Ф. Колесник и др. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.– 1998. – № 3.– С.137–141.

38. Лазерний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень при запальних процесах щелепно-лицьової ділянки / С. В. Павлов, О. С. Барило, Я. О. Гальченко та ін. // Український журнал медичної техніки та технології. – 2000. – № 1–2. – С. 37–39.

39. Хайруллина А. Я. О возможности оптической диагностики одно- и многослойных структур, моделирующих органы человека / А. Я. Хайруллина, Т. В. Олейник, И. Л. Кацев // Оптика и спектроскопия. –1993. – Т.75, вып. 1. – С. 130–137.

40. Kourganoff V. Basic methods in transfer problems / V. Kourganoff, J. W. Busbridge // Clarendon Univ. Press. – Oxford, 1952. – p. 282.

41. Думенко В. П. Застосування методу Монте-Карло для аналізу оптичних характеристик біологічного середовища / В. П. Думенко, С. В. Павлов, Т. І. Козловська // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – № 2 (16). – С. 139–144.

42. Оптичні методи оцінки мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області / В. П. Кожем’яко, С. В. Павлов, Я. О. Гальченко, О. С. Барило // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.–1999. – № 3. – С. 56–60.

43. Хаїмзон І. І. Розробка та дослідження ефективності нових інформаційних технологій ведення, обробки та обліку медичної документації в умовах відділення стаціонару: автореф. дис. д-ра техн. наук: 05.13.02 / Хаїмзон І. І. – НАН України. – К., 1995. – 30 с.

44. Основи метрології та вимірювальної техніки. Основи метрології: Підручник: 1 т. / М. Дорожець, В. Мотало, Б. Стадник та ін.; за ред. Б. Стадника. – Львів: Видавництво Національного університету «Львівська політехніка», 2005. – 532 с.

45. Tuchin V. Handbook of Optical Biomedaical Diagnostics. / V. Tuchin. – Bellingham. SPIE, 2002. – 1093 P.

46. Arnost Fronek. Noninvasive Diagnostic in Vascular Disease. / Arnost Fronek. – McGraw-hill Book Company, 1989. – С. 22–25.

47. Методи обробки біосигналів із застосуванням фільтрації / С. В. Павлов, К. І. Станчук, Мохамед Ель-Хатіб, О. М. Семенець // Вимірювальна обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2001. – № 2. – С. 96–100.

48. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие. Под ред. Х. П. Берльена, Г. Й. Мюллера – М. : Интерексперт, 1997.

49. Биологическая и медицинская кибернетика. Справочник. / Минцер О. П., Молотков В. Н. и др. – К.: Наукова думка, 1986.–374 с.

50. Застосування KVP-перетворень в засобах представлення інформації / В. П. Кожем’яко, С. В. Павлов, О. І. Понура, К. В. Кожем’яко // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. – № 1. – С. 101–106.

51. Нейронные системы на квантрон-автоматах/ В. П. Кожемяко, Л. А. Волонтырь, В. П. Думенко, А. А. Штельмах // Материалы Меж-

дународной научной молодежной школы, 28 сентября – 3 октября 2009. – Донецк, 2009. – С. 9–11.

52. Кузовик В. Д. Процедура побудови математичної моделі процесу експлуатації та ремонту медичного обладнання / В. Д. Кузовик, О. Б. Іванець,. С. Ю. Шабанова // Електроніка та системи управління. – 2005. – № 4. – С. 105–110.

53. Азаров О. Д. Високолінійні порозрядні АЦП з ваговою надлишковістю для систем реєстрації та обробляння сигналів: [монографія] / О. Д. Азаров, О. А. Архипчук, С. М. Захарченко –Вінниця: Універс. — Вінниця, 2005. – 125 с.

54. Володарский Е. Т. Планирование и организация измерительного эксперимента. / Е. Т. Володарский, Б. Н. Малиновский, Ю. М. Туз.– К : Вища школа, 1987. – 280 с.

55. Тимчик Г. С. Про дифракцію світлової хвилі на впродовжньоасимметричній щілині / Г. С. Тимчик // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології, 2001. – № 2. – С. 129–134.

56. Перспективність застосування фотонних технологій в біомедичній практиці / А. М. Коробов, С. В. Павлов, А. С. Васюра та ін. // Применение лазеров в медицине и биологии. Шестые Васильевские чтения: XXVII Международная научно-практическая конференция. Харьков, 18–21 апреля 2007 г. – Харьков, 2007. – С. 28–29.

57. Оптимизация конструкции диффузной интегрирующей сферы и способа измерения спектральных коэффициентов отражения / Л. А. Назаренко, В. И. Полевой, А. Д. Купко и др. // Український метрологічний журнал. – 2000.– № 2.– С. 40–44.

58. Spigulis J. Optical non-invasive monitoring of skin blood pulsations / J. Spigulis // Appl. Optics. – 2005. – Vol. 44. – P. 1850–1857.

59. Гуревич М. М. Фотометрия (теория, методы и приборы). / М. М. Гуревич – Л.: Энергоатомиздат, 1983. – 204 с.

60. Оптичний метод діагностики мікроциркуляциркуляторних порушень в хребетно-рухомих сегментах / В. П. Кожем’яко,

С. В. Павлов, П. Ф. Колісник та ін. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – № 3. – С. 131–136.

61. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине. / А. В. Приезжев, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин. – Г. : Наука, 1989. – 238 с.

62. Володарський Є. Т. Статистична обробка даних. / Є. Т. Володарський, Л. О. Кошева. –К. : НАУ, 2008. – 308 с.

63. Спосіб оцінки стану серцево-судинної системи методом нечітких множин / О. П. Ротштейн, С. В. Павлов, П. Ф. Колісник та ін. // Применение лазеров в медицине и биологии: XXV Международная научно-практическая конференция. Луцк, 24–28 мая 2006 г. – Харьков, 2006. – С. 127–128.

64. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements / J. Allen // Physiol. Meas. – 2007. – Vol. 28. – P. R1–R39.

65. Кузьмин И. В. Оценка эффективности автоматических систем контроля и управления. / И. В. Кузьмин. – М. : Советское радио, 1971. – 296 с.

66. Захаров И. П. Теория неопределенности в измерениях. Учеб. Пособие. / И. П. Захаров, В. Д. Кукуш. – Харьков : Консум, 2002. – 256 с.

67. Петрук В. Г. Аналіз трансформації світлового поля у інтегрувальному резонаторі / В. Г. Петрук, М. А. Томчук, В. С. Гаркушевський // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 1997. – № 1. – С. 88–93.

68. Продеус А. Н. Экспертные системы в медицине. / А. Н. Продеус, Е. Н. Захрабова. – К. : ВЕК, 1998. – 320 с.

69. Полішко С. П., Трубенок О. Д. Точність засобів вимірювань / С. П. Полішко, О. Д. Трубенок: [пер. з рос. Клінченко В. В.] –К. : Вища школа, 1992. – 173 с.

70. Оцінка комбінованої стандартної невизначеності вимірювань вологості сипучих матеріалів / В. В. Богачук, В. В. Кухарчук,

С. Ш. Кацив, І. К. Говор // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 2007. – № 3. – С. 59–66.

71. Новицкий П. В. Оценка погрешностей результатов измерений. / П. В. Новицкий, И. А. Зограф. – Л. : Энергоатомиздат, 1985. –247 с.

72. Чутники електромагнітного випромінювання для біотехнічних досліджень / Г. С. Тимчик, В.І. Скицюк, М. А. Вайнтрауб, Т. Р. Клочко. – К. : МП Леся, 2004. – 64 с

73. Мікроелектроні сенсори фізичних величин. Том 3. Книга 2 / [В. Вуйцік, З. Ю. Готра, О. З. Готра та ін.; під редакцією З. Ю. Готри]. – Львів: Ліга-Перес, 2007. – 367 с.

74. Хайруллина А. Я. Банк данных по оптическим и биофизическим свойствам крови, биотканей и биожидкостей в видимой и ближней ИК-области спектра / А. Я. Хайруллина, Т. В. Олейник, Л. М. Буй // Оптический журнал. – 1997.– Т.64, № 3.– С. 91–97.

75. Ротштейн А. П. Прогнозирование футбольных матчей на основе нечеткой модели с генетико-нейронной настройкой / А. П. Ротштейн, М. Познер, А. Б. Ракитянская // Кибернетика и системный анализ. – 2005. – № 4.– С. 171–183.

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.

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 МІКРО-ЦИРКУЛЯЦІЇ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ

1 Основні характеристики, суть розробки

Оптоелектронний комплекс (рис. Б.1) 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. Крім того, він має високу вибірність і точність. Оптичний метод також дозволяє використовувати поряд з лазерними та оптико-електронними датчиками гнучкі скловолоконні світловоди для дослідження мікроциркуляції.

Комплекс дозволяє:

- реєструвати фотоплетизмограмму (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-часові 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-конкурентоспроможні 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, проводиться абсолютно безпечне та комфортне діагностування населення різних вікових груп і фізичного стану (включаючи дуже важких хворих, наприклад, після аварії, опіків та ін.), створюються 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, 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 оптоелектроної техніки для оперативної діагностики

серцево-судинної системи (ССС) і створення 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.

Рисунок Б.1 – Оптоелектронний комплекс для аналізу мікроциркуляції серцево-судинної системи

ОПТОЕЛЕКТРОННА ДІАГНОСТИЧНА СИСТЕМА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПАТОЛОГІЙ В ХРЕБЕТНО-РУХОМИХ СЕГМЕНТАХ

1 Основні характеристики, суть розробки

Оптоелектронна система (рис. Б.2) 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 проводи-

лись з урахуванням того, що ці порушення будуть реалізовуватись через зміни в мікроциркуляторному руслі тканин.

Комплекс дозволяє:

- реєструвати фотоплетизмограмму (ФПГ) одночасно по двох каналах на периферійних артеріях та будь-якій артерії між хребцями шийного, грудного або поперекового відділів;
- вимірювати амплітудно-часові характеристики ФПГ;
- виконувати розрахунок параметрів ФПГ у відносних одиницях;
- виконувати роботу з базою даних пацієнтів.

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 вимірювання артеріального тиску (патент України № 5716), індивідуального підбору оптимальних доз судинно-розширювальних препаратів (патент України № 5715).

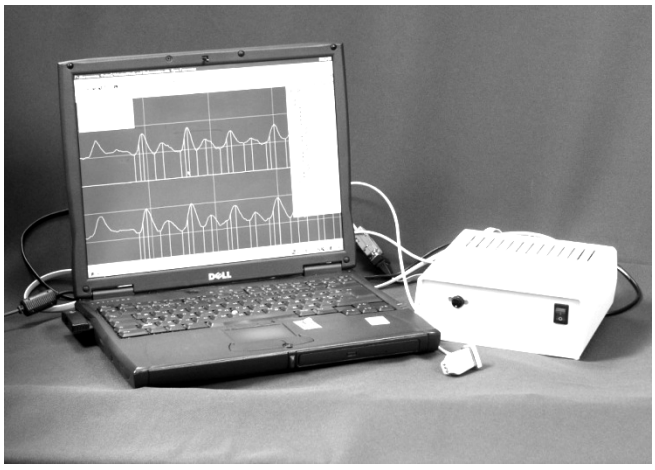


Рисунок Б.2 – Оптоелектронна діагностична система для визначення патологій в хребетно-рухомих сегментах

3 Порівняння зі світовими аналогами

За рахунок використання оптоелектронних сенсорів реєстрації біомедичних сигналів, які працюють в інфрачервоному та червоному

діапазонах проводиться абсолютно безпечне та комфортне діагностування пацієнтів різних вікових груп і фізичного стану (включаючи важко хворих, наприклад, після аварії, опіків та ін.) створюються 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 різноманітними довжинами хвиль зондуючого випромінювання можна достатньо точно вирішувати задачі фотодинамічних досліджень, дистанційних вимірювань тих або інших гемодинамічних показників БО.

4 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 створення 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»

1 Основні характеристики, суть розробки

«**QUANTRON-LASER**» – малогабаритний цифровий двоканальний терапевтичний прилад нового покоління (рис Б.3), призначений:

- для лікування низки захворювань низькоінтенсивним лазерним випромінюванням напівпровідникових лазерів шляхом дії на відповідні зони (тканини, органи, нервові закінчення);
- для науково-дослідних робіт в області лазерної медицини.

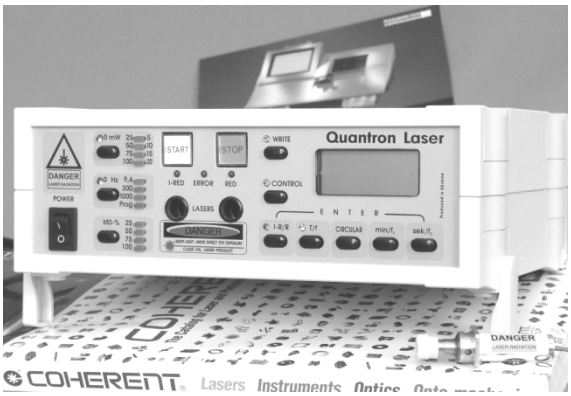


Рисунок Б.3 – Апарат лазерний терапевтичний «QUANTRON-LASER»

2 Сфери застосування і основні показання

✓ Дерматологія (дерматити, ушкодження шкіри, ерозійні виразки, нейродерміти, герпес та ін.);

✓ отоларингологія (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 та ін.);

✓ урологія (гострий і хронічний простатити, гострий епідидиміт, гострий і хронічний пієлонефрит);

✓ проктология (геморой, тріщини заднього проходу);

✓ серцево-судинні захворювання (ішемічна хвороба серця, стенокардія, хвороба гіпертонії);

✓ захворювання опорно-рухового апарату (деформуючий остеохондроз, епікондиліти, бурсити, тендовагініти, неспецифічний поліартрит, шпори п'ят);

✓ загальна фізіотерапія і рефлексотерапія.

Апарат дозволяє проводити внутрівенне і крізьшкірне опромінювання крові.

3 Технічні дані

Основні технічні дані пристрою наведені в табл. Д.1.

Таблиця Д.1 – 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	99хв 59 с.	
Глибина модуляції % від постійної складової сигналу	25/50/75/100	
Споживана потужність, Вт	Не більше 5	
Напруга живлення	220 В, 50 Гц	
Клас лазерної небезпеки	3	

Вбудовані функції індикації збою програми, а також візуального контролю за параметрами процедур по кожному з каналів.

Можливі як незалежний, так і сумісний режими роботи лазерів (останній забезпечується при використанні спеціального об’єднувального світловоду).

Наукове видання

Сергій Володимирович Павлов,
Володимир Прокопович Кожем'яко,
Петро Федорович Колісник,
Тетяна Іванівна Козловська,
Вікторія Петрівна Думенко

ФІЗИЧНІ ОСНОВИ БІОМЕДИЧНОЇ ОПТИКИ

Монографія

Редактор С. Малішевська
Оригінал-макет підготовлено Т. Козловською

Підписано до друку 22.10.2010 р.
Формат 29,7×42¼ Папір офсетний.
Гарнітура Times New Roman.
Друк різографічний. Ум. друк. арк. 8,78
Наклад 100 прим. Зам № 2010-171

Вінницький національний технічний університет,
КІВЦ ВНТУ,
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,
ВНТУ, ГНК, к. 114.
Тел. (0432) 59-85-32
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.

Віддруковано у Вінницькому національному технічному університеті,
в комп'ютерному інформаційно-видавничому центрі,
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,
ВНТУ, ГНК, к. 114.
Тел. (0432) 59-81-59
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.