

Міністерство освіти і науки України  
Вінницький національний технічний університет

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

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

**Монографія**

Вінниця  
ВНТУ  
2014

УДК 621.383.9:615.47

ББК 32.86:53.4

П12

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

Рецензенти:

**В. Д. Кузовик**, доктор технічних наук, професор

**С. М. Злепко**, доктор технічних наук, професор

**Павлов, С. В.**

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

ISBN 978-966-641-570-0

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

**УДК 621.383.9:615.47**

**ББК 32.86:53.4**

**ISBN 978-966-641-570-0**

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

## ЗМІСТ

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

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

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

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

## ВСТУП

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

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

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

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

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

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

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

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

# РОЗДІЛ 1

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

### 1.1 Огляд та класифікація методів діагностування стану периферичного кровообігу

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

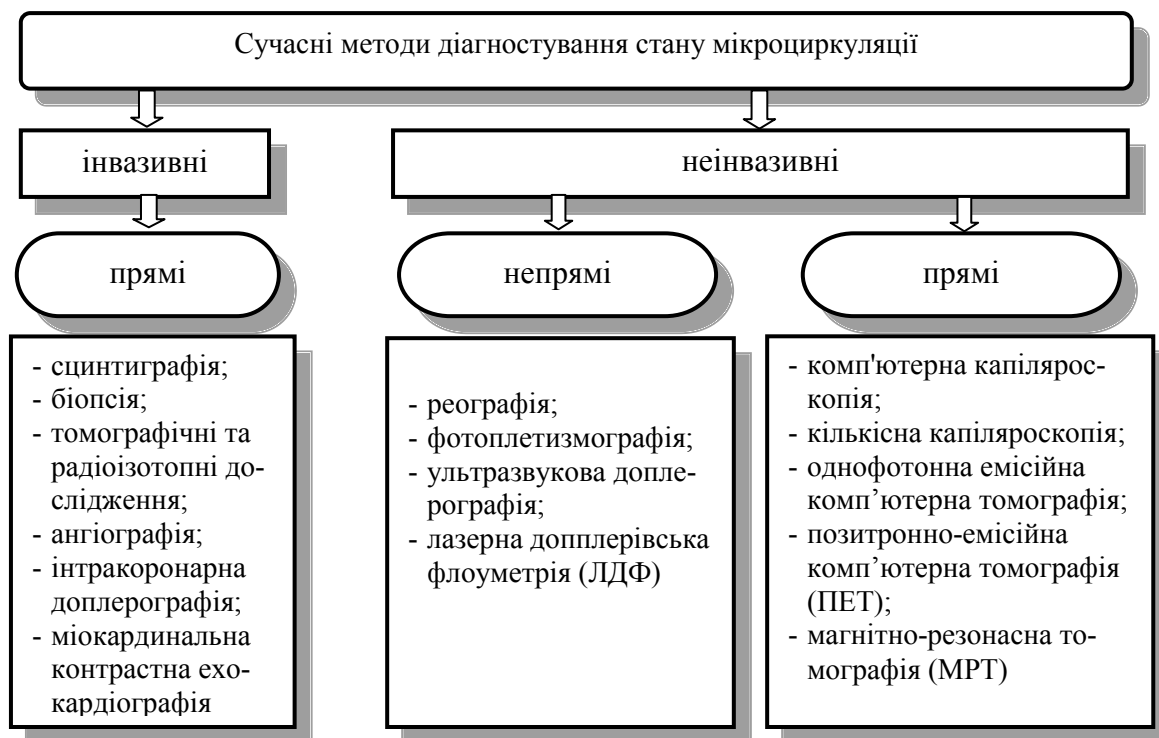


Рисунок 1.1 – Класифікація методів діагностування стану мікроциркуляції



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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика неінвазивних методів діагностування стану периферичного кровообігу

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

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

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

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

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

Порівняльну характеристику розглянутих методів було наведено в табл. 1.1.

## **1.2 Оптичні властивості взаємодії світла з біологічними середовищами**

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

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

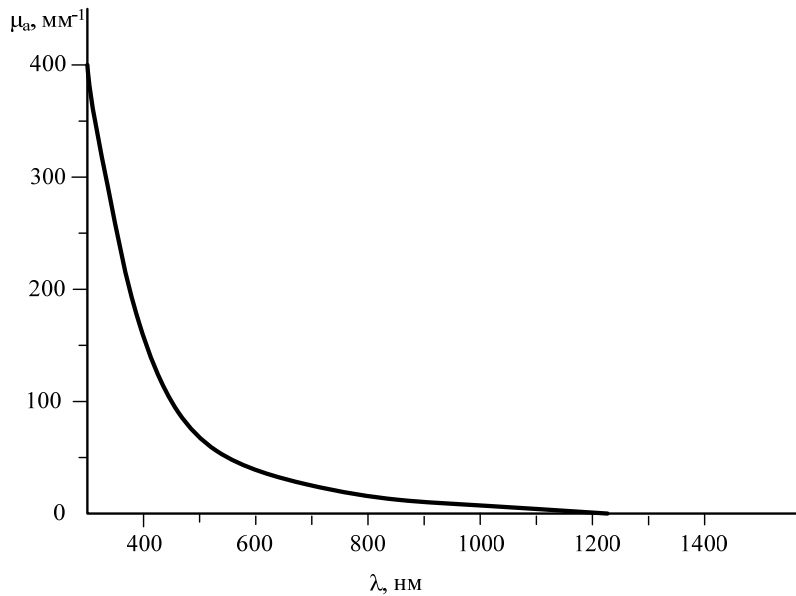


Рисунок 1.2 – Спектр поглинання меланіну [24, 25]

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

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

де  $\mu_{mel}$  – коефіцієнт поглинання меланіну;  $h_e$  – товщина шару епідермісу.

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

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

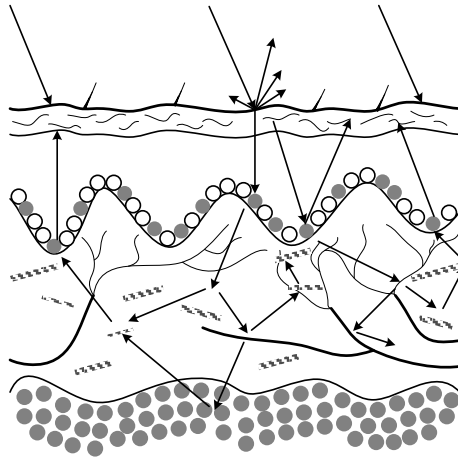


Рисунок 1.3 – Розповсюдження оптичного випромінювання в шкірі людини

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

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

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

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

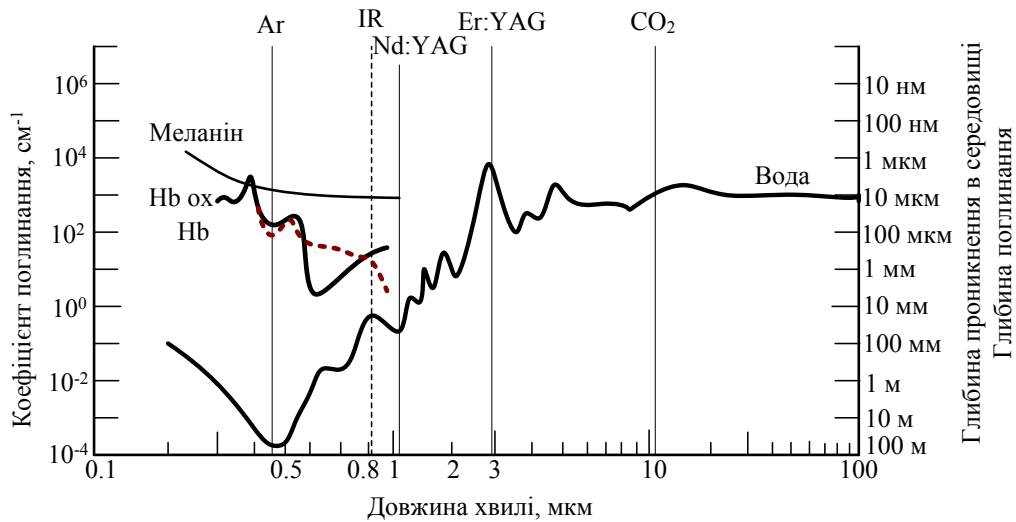


Рисунок 1.4 – Коефіцієнт поглинання та глибина проникнення оптичного випромінювання у воді, гемоглобіні та меланіні в залежності від довжини хвилі

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

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

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



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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Основне рівняння стаціонарної теорії переносу випромінювання має такий вигляд:

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

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

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

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

### ***Теорія Кубелки–Мунка***

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

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

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

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

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

### *Дифузійна теорія*

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

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

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

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

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

Отже, моделі що базуються на дифузійній теорії, дозволяють знаходити аналітичний розв'язок рівняння переносу, мають незначні обмеження на тип досліджуваного зразка і відносно прості у використанні. Однак дифузійна теорія може застосовуватися лише у випадках, коли ймовірність розсіювання значно перевищує ймовірність поглинання. Дифузійна теорія може застосовуватися у медичних дослідженнях з використанням світлодіодів та діодних лазерів червоного та ближнього інфрачервоного діапазону. У випадку, коли коефіцієнт поглинання середовища не набагато менший коефіцієнта розсіювання, дифузійна теорія забезпечує погану апроксимацію рівняння переносу випромінювання [24, 25, 35].

### ***Метод Монте-Карло***

Метод Монте-Карло базується на моделюванні проходження випромінювання через стохастичну модель шляхом прослідковування траєкторій фотонів, що розсіюються чи поглинаються в досліджуваному середовищі. Випадкове блукання фотонів всередині зразка біотканини прослідковується від точки потрапляння в зразок до його поглинання чи виходу зі зразка [26].

Імітаційне моделювання, що застосовується у методі Монте-Карло, має такі переваги [1, 5, 8, 10, 32]:

- можна використовувати будь-яку матрицю розсіювання; немає ніяких перешкод для використання індикатриси з великим переднім максимумом чи для застосування експериментальних результатів у вигляді розсіювальної матриці;

- будь-яке допустиме число детекторів може використовуватись в методі Монте-Карло без помітного збільшення часу витрат на обчислення; немає проблем в обчисленні параметрів випромінювання всередині середовища;

- вирішення проблем в складному середовищі можливе, коли освітленість залежить не лише від оптичної глибини середовища, але й від поперечних координат.

З точки зору рівняння переносу випромінювання метод Монте-Карло полягає у комп'ютерному моделюванні випадкового переходу  $N$  числа фотонів [33]. Суть методу – врахування явищ розсіювання та поглинання на всьому оптичному шляху фотона через непрозоре се-

редовище. Для врахування поглинання кожному фотону присвоюється ваговий коефіцієнт, і при розповсюдженні через середовище його значення постійно зменшується. Якщо має місце розсіювання, вибирається новий напрямок розповсюдження у відповідності до фазової функції та іншим випадковим числом. Ця процедура продовжується до тих пір, поки фотон не вийде з розглядуваного об'єму або його ваговий коефіцієнт не досягне певної величини [1, 5, 8, 10, 33]. Метод Монте-Карло включає в себе 5 основних кроків: генерація джерела фотона, генерація траєкторії, поглинання, ліквідація, реєстрація [5, 8, 10].

Метод Монте-Карло може використовуватися в тканинній оптиці. Моделі на основі цього методу легко реалізуються і є досить гнучкими, що дозволяє проводити дослідження в складних тканинах. Теоретично розв'язання за методом Монте-Карло можна отримувати з будь-якою бажаною точністю, однак точність пропорційна  $1/N$ , де  $N$  – число розповсюджених фотонів [34]. На практиці точність цього методу обмежується точністю вхідних параметрів, а також якістю представлення механізмів розсіювання та поглинання фотонів.

У порівнянні з вищеописаними методами, метод Монте-Карло не обмежується у відношенні геометричної конфігурації і діапазону значень оптичних параметрів, однак потребує порівняно великих затрат часу [32]. Але з прогресом в області створення швидкодійних багато-процесорних обчислювальних систем це стає незначною проблемою.

#### **1.4 Аналіз оптичних засобів та систем для діагностування стану периферичного кровообігу та їх ефективності**

Останнім часом стрімко зріс розвиток неінвазивних засобів та систем медичного діагностування. Найбільш широкого застосування отримали засоби, що реалізують методики пульсової оксиметрії, контролю стану серцево-судинної системи та дослідження периферичного кровообігу. На жаль, більшість існуючих засобів мають низьку достовірність вимірювань та високу чутливість до артефактів. Застосування засобів з більш високими технічними показниками обмежується їх високою вартістю та низькою протипоказань для хворого. Тому актуальним є розроблення оптико-електронного засобу з широкими фу-

нкціональними можливостями, високою точністю та достовірністю діагностування [19, 38–41].

У роботі проаналізовано сучасний стан розвитку засобів та систем діагностування стану периферичного кровообігу.

**ЮТАС ОКСИ-200 Україна** [42] – сучасні, портативні пульсоксиметри, призначені для неінвазивного визначення ступеня насичення киснем артеріальної крові і частоти пульсу, вони поєднують в собі компактність, функціональність і відповідають найвищим вимогам в пульсоксиметрії.

Пульсоксиметри забезпечують безперервний моніторинг стану пацієнтів в операційних та пологових відділеннях, реанімаціях, палатах інтенсивної терапії та при транспортуванні.

Основні характеристики:

- неінвазивний моніторинг SpO<sub>2</sub> і частоти пульсу;
- цифрова індикація поточних значень SpO<sub>2</sub> і частоти пульсу;
- сучасний алгоритм роботи при сильних артефактах;
- яскравий цифровий дисплей;
- зручне меню;
- установка верхньої і нижньої меж спрацьовування тривожної сигналізації;
- звукова і візуальна сигналізації;
- регульований рівень звукового супроводу пульсу і тривожної сигналізації;
- вбудований акумулятор;
- портативність;
- енергонезалежна оперативна пам'ять;
- можливість передачі накопиченої інформації в комп'ютер.

#### **Монітор анестезіологічний «КОРОС 300» (Росія) [43]**

Пристрій дозволяє відтворювати на екрані дисплея такі параметри: частоту серцевих скорочень (ЧСС); ступінь насичення крові киснем (SpO<sub>2</sub>); значення встановлених порогів спрацьовування сигналізації ЕКГ; фотоплетизмограму; гістограму розподілу кардіоінтервалів (КІ); значення моди розподілу КІ; значення амплітуди моди розподілу КІ; значення варіаційного розмаху розподілу КІ; значення симпатичного (СИМ) та парасимпатичного (ПАР) індексу активності; значення індек-

сів напруги за методикою Баєвського (ІБ); тренди ЧСС, SpO<sub>2</sub>, СИМ, ПАР; час.

Додатково за допомогою такого пристрою можливе виведення аналого-цифрової інформації, що реєструється, на зовнішній принтер.

Анестезіологічний монітор використовується для оперативного контролю стану пацієнта під час проведення хірургічних операцій, у післяопераційний період, при проведенні інтенсивної терапії. Він забезпечує сигналізацію виходу значень частоти серцевих скорочень та рівня насичення крові киснем за встановлені межі та має захист від впливу імпульсу дефібрилятора напругою 5000 В, відповідно, ДЕСТ 50267.27-95.

Пристрій реєструє фізіологічні параметри, що характеризують стан пацієнта, по двох каналах ЕКГ та SpO<sub>2</sub>.

#### **PulseTrace PCA (Micro medical, USA) [44]**

Використовується для:

- оцінювання ризику виникнення серцево-судинних захворювань;
- моніторингу перебігу захворювання;
- контролю за ефективністю лікування;
- вимірювання індексу судинного тону (RI);
- проведення діагностування і спостереження за перебігом захворювань, пов'язаних зі зміною судинного тону.

#### **Інформаційні біомедичні системи (Criticare, США) [45]**

Criticare 503 – пульсоксиметр, що відображає такі параметри, як насичення гемоглобіну крові киснем і частоту пульсу.

Criticare 504 – пульсоксиметр, що відображає такі параметри, як насичення гемоглобіну крові киснем, частоту пульсу, а також візуалізує криву пульсової хвилі.

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

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



### **Ангіоскан-01 (Росія) [46]**

Пристрій, що складається із двох каналів фотоплетизмографічних датчиків, що забезпечує можливість проведення оклюзійної проби для оцінювання стану ендотеліальної функції. Призначений для вимірювання таких параметрів серцево-судинної системи:

- частота серцевих скорочень;
- індекс зростання;
- тип пульсової хвилі;
- біологічний вік судин;
- індекс жорсткості;
- індекс відбиття;
- тривалість систоли;
- часові інтервали максимумів прямої та відбитої хвиль;
- центральний систолічний тиск;
- індекс стресу;
- індекс оклюзії по фазі;
- індекс оклюзії по амплітуді.

### **Комп'ютерний фотоплетизмограф «Елдар» (Росія) [47]**

Забезпечує діагностування стану артеріального русла, визначення показників артеріальної жорсткості та оцінювання функції судинного ендотелію.

Комп'ютерний фотоплетизмограф «Елдар» призначений для визначення діагностичних показників, що характеризують еластичні властивості судин і функцію судинного ендотелію. Діагностування здійснюється шляхом комп'ютерного аналізу об'ємних пульсових хвиль, що реєструються за допомогою фотоплетизмографічного датчика, встановленого на пальці руки обстежуваного.

### **Пульсоксиметри «Елокс» (Росія) [48]**

Пульсоксиметри забезпечують безперервне визначення і цифрову індикацію значення ступеня насичення гемоглобіну киснем (SpO<sub>2</sub>) та значення частоти серцевих скорочень (ЧСС) на цифровому індикаторі, сигналізацію виходу заданих значень за встановлені межі. Модель «Елокс-01М» також забезпечує відображення фотоплетизмограми та насичення гемоглобіну киснем на графічному рідкокристалічному дисплеї, безперервне обчислення і індикацію індексу перфузії.

### **SphygmoCor Vx (AtCor Австралія) [49]**

Призначений для вимірювання швидкості розповсюдження пульсової хвилі для оцінювання ригідності судин.

Прилад SphygmoCor Vx реєструє час появи пульсового тиску в сонній артерії і стегнових артеріях, який зіставляється з кардіограмою пацієнта. Пульсовий тиск вимірюється послідовно тонометром. Прилад вимірює проходження пульсу між двома ділянками артерії. Потім розраховується швидкість пульсової хвилі, з огляду на відстань відображення між двома точками.

Основні характеристики розглянутих засобів наведено у табл. 1.3.

Таблиця 1.3 – Засоби неінвазивного діагностування

Модель	Тип	Характеристики	Вартість, USD
НП «Ютас», Україна			
ЮТАС ОКСІ-200	П/оксиметр	Портативний, неінвазивний моніторинг SpO <sub>2</sub> і частоти пульсу; алгоритм усунення артефактів; яскравий цифровий дисплей; ступінь насичення артеріальної крові киснем SpO <sub>2</sub> ; частота пульсу; індикатор пульсової хвилі	840
Criticare syst. Inc. (USA)			
500	П/оксиметр	Портативний монітор, програмне забезпечення, відображає величину артеріального тиску та насичення гемоглобіну крові киснем	1770
503	П/оксиметр	Портативний монітор для експрес-контролю і неперервного моніторингу, програмне забезпечення, алгоритм усунення артефактів, відображає насичення гемоглобіну крові киснем і частоту пульсу	2150

Продовження табл. 1.3

Модель	Тип	Характеристики	Вартість, USD
504	П/оксиметр +ЕКГ	Портативний SpO2 монітор; СД-дисплей, лінійний індикатор пульсу, форма пульсу синхронно з ЕКГ, вбудований принтер, вимірює насичення гемоглобіну крові киснем, частоту пульсу, а також візуалізує криву пульсової хвилі	3194
504 PONI	П/оксиметр	Портативний SpO2 монітор для експрес-контролю і СД дисплей, індикатор пульсу, вбудований принтер, неонатальне програмне забезпечення, вимірює SpO2 і ЧСС	1500
Micro Medical (USA)			
PulseTrace PCA	Неінвазивний пристрій	Портативний, кольоровий сенсорний екран, аналіз цифрової пульсової хвилі, визначає: індекс ригідності (IP), індекс відбиття (IB) судинний тонус (CT), ЧСС, час від точки систолічної інцизури систолічного піку до точки діастолічної інцизури (PPT)	6300
PulseTrace PWV	Неінвазивний пристрій	Портативний, кольоровий РК екран, доплерівський датчик 4 МГц, вимірює ригідність артерій між двома точками, вбудований термопринтер, комп'ютерна програма Pulse Trace PWV	15 050
AtCor (Австралія)			
SphygmoCor Vx	Неінвазивний засіб	Портативний, містить електронний модуль оброблення сигналу, програмне забезпечення, тонометр оцінювання тиску, вимірювання швидкості поширення пульсової хвилі, частоти серцевих скорочень	28 000

Модель	Тип	Характеристики	Вартість, USD
ЗАТ ІМЦ «Нові прилади» (Росія)			
ЕЛОКС-01	П/оксиметр	Портативний, СД-дисплей, SpO <sub>2</sub> , ЧСС, установлення тривоги, індикація пульсу, тренди, індикація амплітуди пульсу, цифровий і аналоговий виходи.	800
ЕЛОКС-01М	П/оксиметр	Портативний, РК-дисплей, SpO <sub>2</sub> , ЧСС, установлення тривоги, індикація пульсу, тренди, індикація амплітуди пульсу, цифровий і аналоговий виходи, форма плетизмограми	1200
КОРОС-300	П/оксиметр+	Портативний, РК-дисплей, SpO <sub>2</sub> , ЧСС, тренди, форма кривих, установлення тривоги, оброблення R-R інтервалів, індекси активності симпатичного і парасимпатичного відділів ВНС, гістограма R-R інтервалів, підключення до ПК	2500

При проведенні порівняльного аналізу розроблюваного засобу та розглянутих засобів необхідно звернути увагу на комплексний критерій ефективності. Він включає в себе такі безпосередні критерії, як кількість вимірювальних показників, маса засобу, вартість та наявність чи відсутність манжети, та непрямий критерій – необхідність у висококваліфікованих спеціалістах. На основі цих критеріїв можна отримати узагальнений критерій ефективності, для цього скористаємось методом зважених окремих критеріїв [50]:

$$f = \sum_{j=1}^J (\alpha_j \cdot f_j), \quad (1.8)$$

де  $\alpha_j$  – ваговий коефіцієнт, що характеризує методологічну важливість окремого критерію  $f_j$ ;  $J$  – загальна кількість окремих критеріїв в узагальненому критерії.

На основі отриманого критерію ефективності можна зробити висновки про доцільність створення нового засобу та продовження досліджень у цій галузі.

У табл. 1.4 наведено порівняльні характеристики основних показників аналогів розроблюваного оптико-електронного засобу

Таблиця 1.4 – Порівняльна характеристика аналогів та розроблюваного оптико-електронного засобу діагностування стану периферичного кровообігу

Найменування аналога	К-сть вим. пок.	Маса (кг)	Наявність манжети	Вартість (дол.)	Критерій ефективності
1. ЮТАС ОКЦИ-200	2	1,2	немає	840	0,66
2. PulseTrace PCA	4	1,1	немає	6300	0,49
3. ЕЛОКС–01	6	1,5	немає	800	0,74
4. КОРОС–300	5	2,5	немає	2500	0,41
5. Комплексний пристрій «Dinamar-Oxytrak»	6	3	є	4500	0,37
6. Розроблюваний засіб	10	2	немає	750	0,84

Проведений порівняльний аналіз підтверджує доцільність розробки і застосування розроблюваного засобу в медичній практиці. В результаті дослідження існуючих методів можна зробити висновок про складність діагностування рівня периферичного кровообігу, особливо у вітчизняних умовах стану медицини. Розроблення та вдосконалення неінвазивних методів та засобів діагностування і моніторингу є актуальним завданням для сучасної медицини.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ РОЗПОВСЮДЖЕННЯ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В БІОТКАНИНАХ ТА МЕТОДИ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

#### 2.1 Фізико-математична модель взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами

Шкіра людини – живе багатошарове середовище. Вона містить різні включення, наприклад, кровоносні судини, по яких відбувається рух крові. Під дією оптичного випромінювання в шкірі відбувається багато складних процесів. Для опису цих процесів існує безліч різних математичних і фізичних моделей, що дозволяють описувати конкретну задачу чи окремий випадок [51, 52].

В [51] було побудовано модель, що дала змогу оцінити інтенсивність випромінювання при відбиванні від судин на прикладі шкіри людини (рис. 2.1).

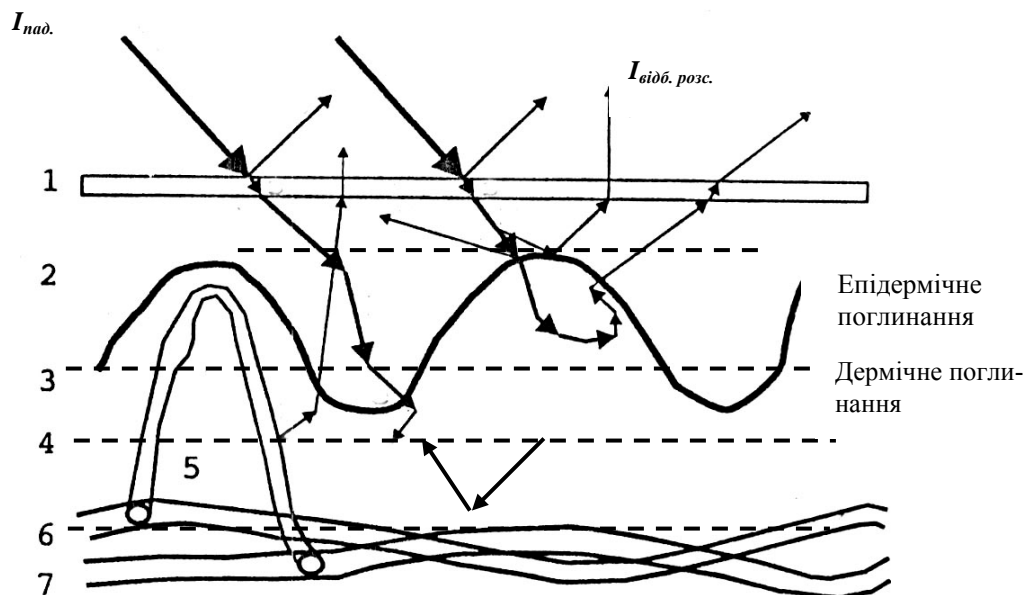


Рисунок 2.1 – Схема розповсюдження оптичного випромінювання в біооб'єкті:  
1 – роговий шар; 2 – епідерміс; 3 – зона між епідермісом та дермою  
(базальна мембрана); 4 – дерма; 5 – артеріола; 6 – посткапілярна венула

Для побудови моделі було використано спрощену модель шкіри, що являє собою тришарову систему, в якій падаюче на шкіру випромінювання  $I_1$ , частково відбивається від її поверхні  $I_1'$ , проходить через епідерміс, де поглинається меланіном шкіри і частково розсіюється  $I_2$ , а частина проходить через дерму і відбивається від судини  $I_3$ :

$$\Delta I_{\text{відб}} = I_1 - (I_1' + I_2 + I_3). \quad (2.1)$$

В цій фізико-математичній моделі  $I_1 = f(I_0, R, \theta)$  - це функція інтенсивності випромінювання, яке взаємодіє з біотканиною  $I_0 = f(\lambda)$ , а також кута його падіння  $\theta$  за умови, коли виконується закон Ламберта  $I_\theta = I_0 \cos(\theta)$ :

$$dI_1' = r_1 I_0 \cos \Theta d\Omega, \quad (2.2)$$

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

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

де  $l$  – оптична товщина середовища;  $c$  – концентрація центрів поглинання;  $\mu$  – коефіцієнт послаблення.

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

В результаті було отримане рівняння, що 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 [51]:

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

Але ця модель не враховує зміну інтенсивності випромінювання в залежності від кута встановлення сенсора. Крім того, вона лише в за-

гальному вигляді описує ті процеси, що відбуваються при проходженні оптичного випромінювання крізь біотканину.

Тому розроблено нову фізико-математичну модель, що враховує вказані недоліки. В розробленій моделі використано тришарову модель шкіри.

Біологічна тканина є оптично неоднорідним поглинальним середовищем, що має середній показник заломлення більший, ніж у повітря. Тому при падінні на межу поділу двох середовищ біооб'єкт – повітря спостерігається френелівське та дифузне (за рахунок неоднорідностей поверхні) відбиття. Інша частина випромінювання проникає в біотканину і послаблюється за рахунок багатократного розсіювання та поглинання [1, 5].

Отже, інтенсивність відбитого від біотканини оптичного випромінювання можна представити у такому вигляді:

$$I_{\text{відб}} = I_1 + I_2 + I_3, \quad (2.6)$$

де  $I_1$  – інтенсивність випромінювання, відбитого від поверхні шкіри;  $I_2$  – інтенсивність випромінювання, відбитого від шару дерми;  $I_3$  – інтенсивність випромінювання, що відбивається від судин.

Інтенсивність випромінювання, що відбивається від судин, містить інтенсивність, відбиту від верхньої стінки кровоносної судини  $I_{\text{с.в.}}$ , та інтенсивність, що відбивається від нижньої стінки кровоносної судини  $I_{\text{с.н.}}$ :

$$I_3 = I_{\text{с.в.}} + I_{\text{с.н.}} \quad (2.7)$$

Після встановлення оптичного сенсора на досліджувану ділянку шкіри інфрачервоне джерело випромінювання (світлодіод) випромінює світловий потік, що послаблюється в залежності від кута встановлення випромінювача та відстані від випромінювача до біооб'єкта [57]:

$$I_{\text{в}} = I_0 \cdot \cos(\alpha), \quad (2.8)$$



де  $I_0$  – інтенсивність випромінювання, що генерується світлодіодом;  $I_{\text{в}}$  – інтенсивність падаючого на біооб’єкт оптичного випромінювання;  $\alpha$  – кут встановлення оптичного випромінювача.

Після падіння оптичного випромінювання на біооб’єкт його частина його дифузно відбивається  $I_1$ , а частина проходить всередину  $I_{\text{пр.1}}$ , де послаблюється за рахунок розсіювання та поглинання.

Отже, інтенсивність випромінювання, що відбивається від поверхні шкіри, визначається за законом Ламберта [5]

$$I_1 = I_{\text{в}} \cdot R_1 \cdot \cos(\theta), \quad (2.9)$$

де  $R_1$  – коефіцієнт дифузного відбиття епідермісу;  $\theta$  – кут між напрямком падаючого випромінювання та нормаллю до поверхні.

Підставивши (2.8) в (2.9), отримаємо:

$$I_1 = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot R_1 \cdot \cos(\theta). \quad (2.10)$$

Інтенсивність випромінювання, що пройшло всередину біотканини, визначається як

$$I_{\text{пр.1}} = I_{\text{в}} - I_1. \quad (2.11)$$

Підставивши (2.8), (2.10) в (2.11), отримаємо:

$$I_{\text{пр.1}} = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)). \quad (2.12)$$

Інтенсивність випромінювання, що послаблюється за рахунок розсіювання та поглинання:

$$I_{\text{посл.1}} = I_{\text{пр.1}} \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1), \quad (2.13)$$

де  $\mu_{t1}$  – коефіцієнт послаблення епідермісу ( $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ , де  $\mu_a$  – коефіцієнт поглинання;  $\mu_s$  – коефіцієнт розсіювання);  $z_1$  – товщина шару епідермісу.

Враховуючи (2.12), (2.13) прийме такий вигляд:

$$I_{\text{посл.1}} = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1). \quad (2.14)$$

Далі, випромінювання  $I_{\text{посл.1}}$ , досягаючи шару дерми, знову розділяється на відбиту  $I_2$  та пройдену  $I_{\text{пр.2}}$  складові:

$$I_2 = I_{\text{посл.1}} \cdot R_2 \cdot \cos(\theta). \quad (2.15)$$

Отже, з урахуванням (2.14) інтенсивність випромінювання, що відбивається від шару дерми  $I_2$  матиме вигляд

$$I_2 = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta); \quad (2.16)$$

$$I_{\text{пр.2}} = I_{\text{посл.1}} - I_2. \quad (2.17)$$

Підставивши (2.14) та (2.16) в (2.17), отримаємо:

$$\begin{aligned} I_{\text{пр.2}} &= I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) - \\ &- I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta) = \\ &= I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)). \end{aligned} \quad (2.18)$$

Інтенсивність послабленого випромінювання

$$I_{\text{посл.2}} = I_{\text{пр.2}} \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2). \quad (2.19)$$

З урахуванням (2.18), отримаємо:

$$I_{\text{посл.2}} = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2). \quad (2.20)$$

Інтенсивність випромінювання, що відбивається від верхньої судинної стінки:

$$I_{\text{с.в}} = I_{\text{посл.2}} \cdot R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta). \quad (2.21)$$

Враховуючи (2.20), отримаємо:

$$\begin{aligned} I_{\text{с.в}} &= I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \times \\ &\times (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta). \end{aligned} \quad (2.22)$$

Тоді, інтенсивність пройденого в судинах випромінювання

$$I_{\text{пр.с.}} = I_{\text{посл.2}} - I_{\text{с.в.}}. \quad (2.23)$$

З урахуванням (2.20), (2.22) та низки перетворень (2.23) прийме вигляд

$$\begin{aligned}
 I_{\text{пр.с}} = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \times & \quad (2.24) \\
 \times \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) - I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \times \\
 \times \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta) = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \times \\
 \times (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)).
 \end{aligned}$$

В судинах також відбувається послаблення випромінювання за рахунок поглинання та розсіювання:

$$I_{\text{посл.с}} = I_{\text{пр.с}} \cdot \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c). \quad (2.25)$$

Підставивши (2.24) в (2.25), отримаємо:

$$\begin{aligned}
 I_{\text{посл.с}} = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \times & \quad (2.26) \\
 \times (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c).
 \end{aligned}$$

В результаті, інтенсивність випромінювання, відбитого від нижньої судинної стінки, визначається як

$$I_{\text{с.н}} = I_{\text{посл.с}} \cdot R_{\text{с.н}} \cdot \cos(\theta). \quad (2.27)$$

Підставивши (2.27) і (2.22) в (2.7), отримаємо:

$$\begin{aligned}
 I_3 = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \times & \quad (2.28) \\
 \times R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta) + I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \times \\
 \times \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) \times \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \cdot R_{\text{с.н}} \cdot \cos(\theta) = I_0 \cdot \cos(\alpha) \times \\
 \times (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta) + \\
 + (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \cdot R_{\text{с.н}} \cdot \cos(\theta)).
 \end{aligned}$$

Отже, підставивши (2.10), (2.16) і (2.28) в (2.6), отримаємо інтенсивність відбитого від біооб'єкта випромінювання:

$$\begin{aligned}
I_{\text{відб}} = & I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot R_1 \cdot \cos(\theta) + I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \times \\
& \times \cos(\theta) + I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \times \\
& \times \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) + (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \cdot R_{\text{с.н}} \cdot \cos(\theta) = \\
& = I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (R_1 \cdot \cos(\theta)) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta) + \\
& + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta) + \\
& + (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \cdot R_{\text{с.н}} \cdot \cos(\theta)).
\end{aligned} \tag{2.29}$$

В результаті, інтенсивність оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем сенсора, визначається як [50]

$$I_{\text{фп}} = I_{\text{відб}} \cdot \frac{\tau \pi r^2}{l^2} \cos(\beta), \tag{2.30}$$

де  $\tau$  – коефіцієнт, що характеризує проходження світла через оптичну систему (0,9...0,95);  $l$  – відстань від біооб'єкта до сенсора;  $\beta$  – кут падіння світла на площадку фотосенсора.

Підставивши (2.29) в (2.30), отримаємо:

$$\begin{aligned}
I_{\text{фп}} = & I_0 \cdot \cos(\alpha) \cdot (R_1 \cdot \cos(\theta) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta) + \\
& + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta) + \\
& + (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \cdot R_{\text{с.н}} \cdot \cos(\theta)) \cdot \frac{\tau \pi r^2}{l^2} \cos(\beta) = I_0 \cdot (R_1 \cdot \cos(\theta) + \\
& + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \times \\
& \times (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta) + (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \times \\
& \times R_{\text{с.н}} \cdot \cos(\theta)) \cdot \frac{\tau \pi r^2}{l^2} \cos(\alpha) \cos(\beta).
\end{aligned} \tag{2.31}$$

Як видно з рівняння (2.31), втрати інтенсивності випромінювання, що відбуваються за рахунок встановлення випромінювача та фотоприймача, можна представити у такому вигляді:

$$K = \frac{\tau \pi r^2}{l^2} \cos(\alpha) \cos(\beta), \tag{2.32}$$

де  $K$  – коефіцієнт втрат оптичного сенсора.

Отже, вираз для інтенсивності випромінювання, що реєструється фотоприймачем, матиме такий вигляд:

$$I_{\text{фп}} = I_0 \cdot K \cdot (R_1 \cdot \cos(\theta) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \times \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta) + (1 - R_{\text{с.в}} \cdot \cos(\theta)) \times \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \cdot R_{\text{с.н}} \cdot \cos(\theta)). \quad (2.33)$$

В результаті отримано графічні залежності зміни інтенсивності оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем сенсора, від товщини біотканини, кута падіння світла на площадку фотосенсора та коефіцієнта екстинкції (рис. 2.2, 2.3)

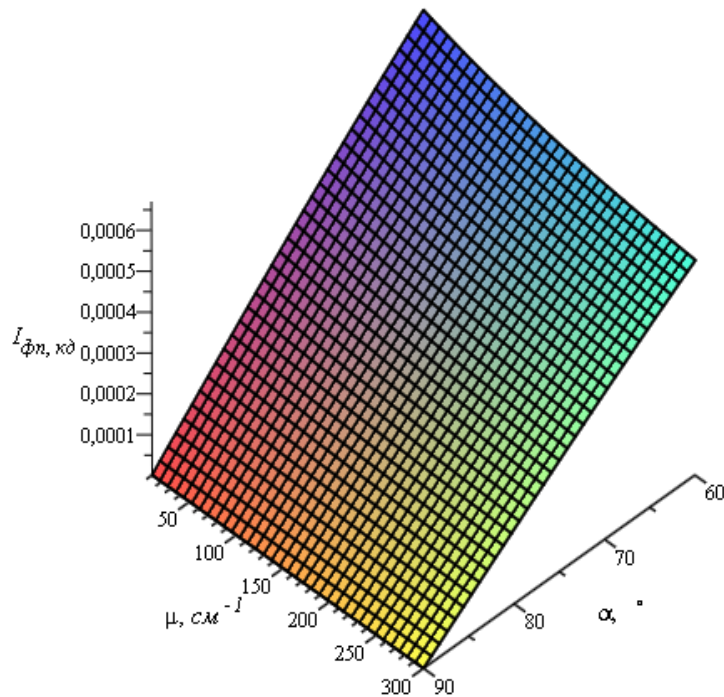


Рисунок 2.2 – Залежність інтенсивності оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем, від зміни коефіцієнта екстинкції та кута падіння світла на площадку фотосенсора

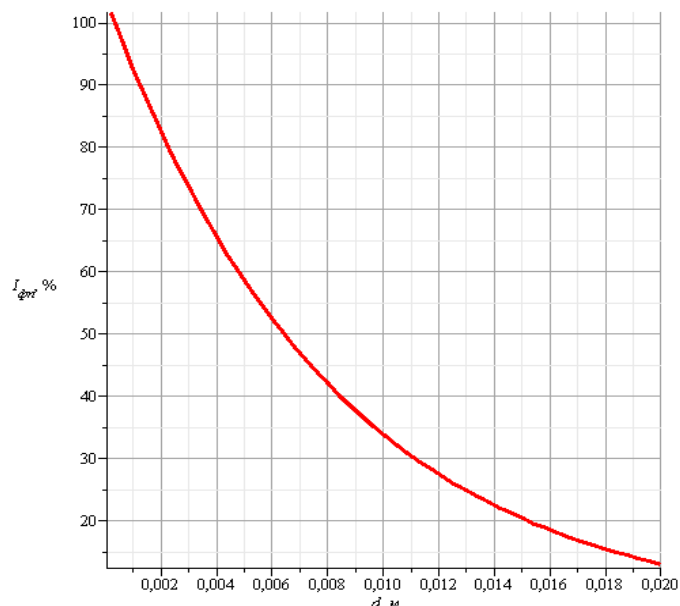


Рисунок 2.3 – Залежність інтенсивності оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем, від товщини біотканини

## 2.2 Розроблення імітаційної моделі розповсюдження оптичного випромінювання в біологічних середовищах на основі методу Монте-Карло

Застосування в медичній практиці експериментів з використанням оптичного випромінювання викликає певні труднощі, оскільки виникає необхідність в розробці моделей, що можуть достовірно описувати розповсюдження світла в біологічних тканинах. Оскільки аналітичні розв'язки задач поширення світла в біологічних середовищах досить складно отримати, то для цього використовуються чисельні методи, серед яких одним із універсальних методів є метод Монте-Карло. Моделі на основі даного методу є досить гнучкими, що дозволяє проводити дослідження в складних тканинах [1, 2, 5, 54].

Метод Монте-Карло оснований на проведенні сукупності прийомів, що дозволяють отримати необхідні розв'язки за допомогою багатократних випадкових випробувань [8–11, 54–56].

Суть методу полягає в моделюванні випадкових траєкторій фотонів в середині біооб'єкта на прикладі зразка шкіри [9, 11].

У запропонованій моделі кожна траєкторія складається із відрізків вільного пробігу фотонів та точок взаємодії їх з речовиною. На всьому

оптичному шляху фотони можуть поглинатися, розсіюватися, відбиватися від межі поділу двох середовищ, а також можуть проходити крізь середовище. Для врахування поглинання фотону присвоюється ваговий коефіцієнт, значення якого зменшується до тих пір, поки фотон повністю не поглинеться. При розсіюванні визначається новий напрямок руху фотона із врахуванням фазової функції та випадкового числа  $\xi = rand(0,1)$ . Рух фотона продовжується до тих пір, поки він не поглинеться, або не вийде за межі середовища.

Розглянемо тришарову модель шкіри, кожен з шарів якої задається такими параметрами: товщина  $d$ , показник заломлення  $n$ , коефіцієнт поглинання  $\mu_a$  ( $\text{cm}^{-1}$ ), коефіцієнт розсіювання  $\mu_s$  ( $\text{cm}^{-1}$ ) та фактор анізотропії  $g$  (табл. 2.1).

Таблиця 2.1 – Параметри шарів, що імітують модель шкіри ( $\lambda = 830$  нм) [9]

Шар	$\mu_s, \text{cm}^{-1}$	$\mu_a, \text{cm}^{-1}$	$g$	$N$	$d, \text{мм}$
Епідерміс	42,0	4,00	0,85	1,36	0,20
Дерма	17,5	0,23	0,85	1,36	4,72
Кров	57,3	0,82	0,977	1,40	0,08

Розглянемо детально алгоритм моделювання, який складається з таких кроків:

1. Генерація середовища (задаються основні його параметри).
2. Генерація фотона. Кожному фотону присвоюється початкова енергія  $W_0 = 1$ .
3. Програма генерує довільне значення кута розходження джерела  $\alpha$  в межах  $0 \leq \alpha \leq 40^\circ$  (рис. 2.4) та випуск фотона.
4. Фотон попадає на межу поділу двох середовищ. В результаті проходження через межу поділу двох середовищ енергія фотона зменшується в зв'язку із дифузним відбиттям ( $R = R_{\text{диф}}$ ) [53]:

$$W = W_0(1 - R). \quad (2.34)$$

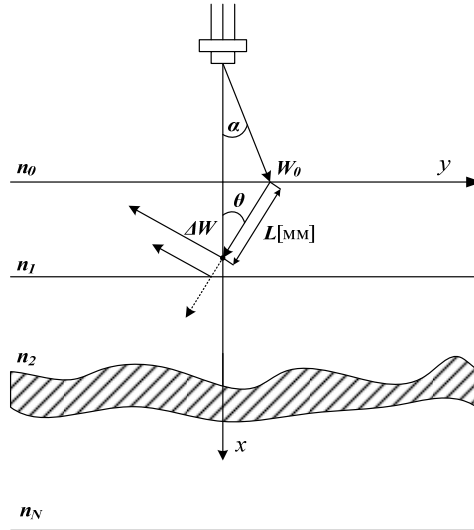


Рисунок 2.4 – Принцип проходження фотона крізь багат шарове середовище

5. Генерація траєкторії. Для цього визначається довжина вільного пробігу  $L$  фотона, тобто відстань до першого зіткнення в середовищі [1, 5, 9, 11]:

$$L = -l_{\text{сер}} \cdot \ln(1 - \xi), \quad (2.35)$$

де  $l_{\text{сер}}$  – середня довжина вільного пробігу фотона;  $l_{\text{сер}} = 1/\mu_t$ . ( $\mu_t = \mu_a + \mu_s$  – коефіцієнт послаблення середовища);  $\xi$  описується за допомогою функції густини ймовірності [54, 57]:

$$\int_a^L p(l) dl = \xi \text{ для } \xi \in (0,1). \quad (2.36)$$

Після цього визначається новий напрямок руху фотона (див. рис. 2.4), тобто кут його відхилення  $\theta$  ( $0 \leq \theta \leq \pi$ ) в результаті розсіювання за допомогою фазової функції Хен'ї-Грінштейна [53]:

$$\theta = \arccos \left( \frac{1 + g^2 - \left( (1 - g^2) / (1 - g + 2g\xi) \right)^2}{2g} \right). \quad (2.37)$$



6. Поглинання. В результаті проходження крізь непрозоре середовище енергія фотона постійно зменшується за рахунок таких ефектів, як поглинання та часткове розсіювання. Для врахування цих ефектів використовується відношення коефіцієнта поглинання  $\mu_a$  до коефіцієнта послаблення  $\mu_t$ . Тому, енергія фотона зменшується на величину

$$\Delta W = (\mu_a / \mu_t) \cdot W . \quad (2.38)$$

В результаті ми отримуємо нову енергію фотона  $W_1 = W - \Delta W$ .

7. При цьому, якщо сумарна довжина перебігу фотона в шарі вздовж осі  $x$  більша за товщину шару, то має місце вихід фотона за межі цього шару і, відповідно, проходження також через межу поділу двох середовищ. Виходячи з цього, розраховуємо подвійну втрату енергії:  $W = W_0(1 - R)$  та  $\Delta W = (\mu_a / \mu_t) \cdot W$ .

8. Пункти 5–7 повторюються до тих пір, поки фотон не вийде за межі середовища або не поглинеться.

Результати проходження фотонів крізь тришарову модель шкіри зображені на рис. 2.5. При моделюванні було згенеровано випадковим чином 10000 фотонів.

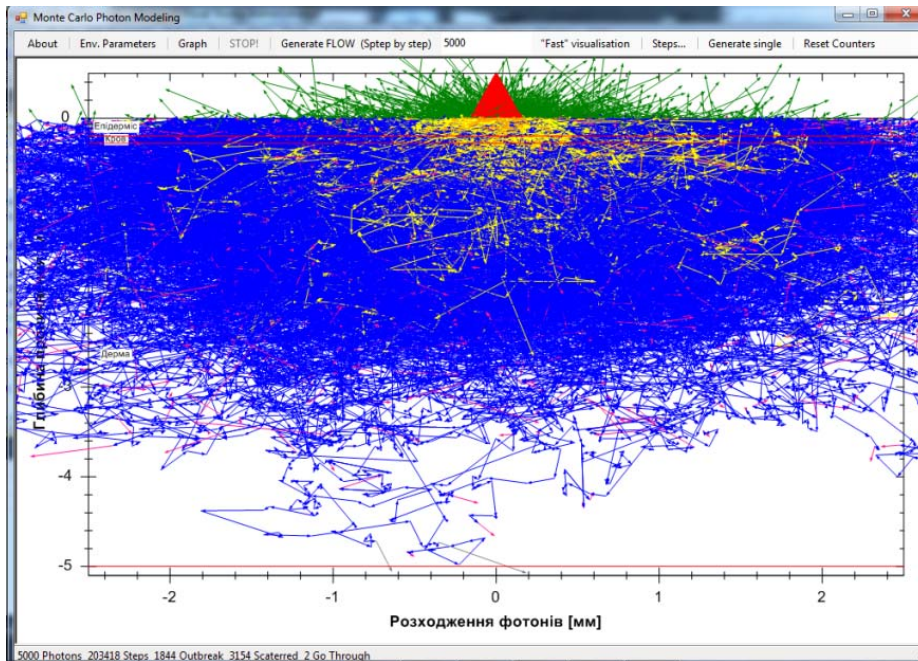


Рисунок 2.5 – Результат роботи програми імітаційного моделювання

Програмне середовище також допомагає проводити статистичний аналіз стану фотонів. При проходженні 5000 фотонів в середовищі було розраховано 203418 вільних пробігів, 1844 фотони вийшли за межі середовища, та 3154 фотони поглинулись середовищем. Для перевірки адекватності моделі було окремо змодельовано процес розповсюдження фотонів у двошаровій моделі шкіри (епідерміс та дерма), діапазон довжин хвиль від 415 до 830 нм. Порівняльний аналіз спектрального коефіцієнта пропускання зразків при імітаційному моделюванні та експериментальному дослідженні не виявив істотних розбіжностей.

Запропонована імітаційна модель проходження фотонів на основі відомих методів Монте-Карло дозволяє визначати глибину проникнення фотонів в різних шарах біотканини. В [5] розроблений метод Монте-Карло, що складається з 5-ти основних кроків проходження фотонів крізь досліджуване середовище:

1. Генерація джерела фотона.
2. Генерація траєкторії.
3. Поглинання.
4. Ліквідація.
5. Реєстрація.

Але цей метод не враховує дифузне відбиття від поверхні досліджуваного зразка. Для порівняння розробленого методу Монте-Карло з існуючим [5], останній було змодельовано за допомогою розробленої авторами програми і результати моделювання показані на рис. 2.6.

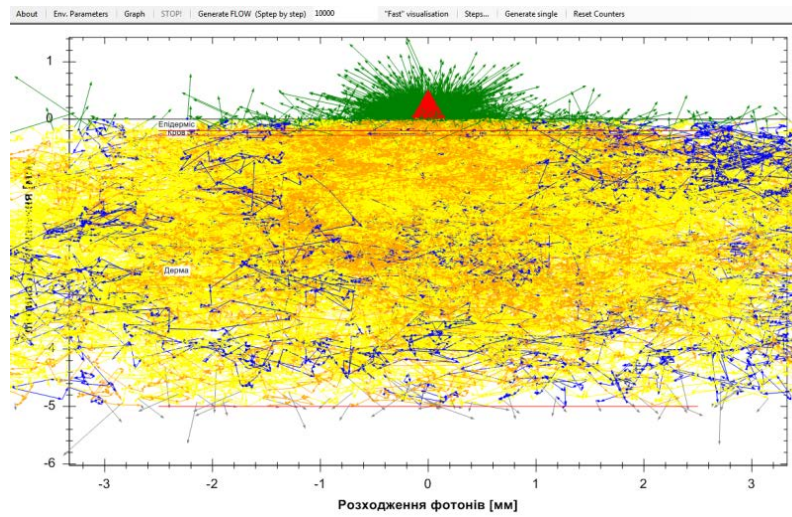


Рисунок 2.6 – Результат роботи програми імітаційного моделювання (адаптованої до методу Монте-Карло [5])

На рис. 2.7 поданий фрагмент програми, в якому задаються кольори фотонів, в залежності від їх енергії. Розроблена програма дозволяє підраховувати кількість фотонів, що вийшли із середовища, а також кількість поглинутих та розсіяних фотонів.

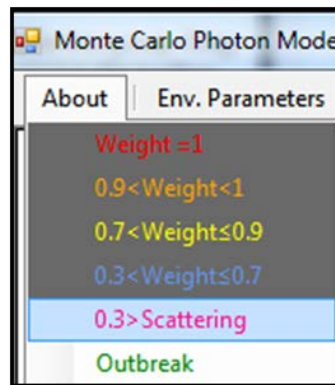


Рисунок 2.7 – Фрагмент розробленої програми імітаційного моделювання

Отже, аналізуючи рис. 2.7 та порівнюючи рис. 2.5 та 2.6, робимо висновок, що в моделі [5] енергія фотонів зменшується лише на 10...30 %, і фотони можуть проникати в біотканину на глибину до 5 мм. Незначне зменшення енергії спостерігається за рахунок того, що в цій моделі не враховується дифузне відбиття. Тому запропонована авторами модель має більш достовірні результати. Глибина проникнення оптичного випромінювання із застосуванням розробленого оптико-електронного засобу в цій моделі становить приблизно 2...3 мм.

### **2.3 Застосування методу Фур'є-перетворення для оброблення фотоплетизмографічних сигналів**

На теперішньому етапі розвитку сучасної медицини постає проблема розв'язання діагностичних задач, задач компресії, архівації та передачі інформації про досліджуваний біосигнал, а також підвищення його якості. Більшість сигналів, що зустрічаються на практиці (фотоплетизмограма, електрокардіограма, фонокардіограма, реограма, сфігмограма та ін.), представлені в часовій області [2, 58, 59]. Тобто сигнал є функцією часу і ми отримуємо його в амплітудно-часовій формі. Але для більшості випадків обробки сигналів такий вигляд не

завжди є інформативним, оскільки дуже часто найважливіша інформація прихована в частотній області сигналу. Частотний спектр є сукупністю частотних (спектральних) компонент і відображає наявність тих чи інших частот в сигналі. Тому до сигналів застосовуються математичні перетворення, щоб отримати інформацію, недоступну в початковому вигляді.

Одним із найпоширеніших таких перетворень є перетворення Фур'є, що пов'язане з використанням частотної області, використання якої значно полегшує розв'язання задач обробки сигналів [58–60].

Будь-яка  $2\pi$ -періодична функція  $f(x)$  є сумою

$$a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos kx + b_k \sin kx) \quad (2.39)$$

її Фур'є ряду [3]. Коефіцієнти  $a_0$ ,  $a_k$  і  $b_k$  обчислюються таким чином:

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(x) dx; \quad a_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos(kx) dx; \quad b_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \sin(kx) dx. \quad (2.40)$$

При розкладанні сигналу в ряд Фур'є можна виявити його особливості, непомітні до цього. Наприклад, розкладаючи біомедичний сигнал, будь-яке значне відхилення від нього розглядається як патологія, що робить суттєвий внесок у покращення медичних досліджень.

Найпростіший спосіб розкладання сигналу здійснюється за допомогою вимірювального пристрою, що називається аналізатором спектра [61–63]. Цей пристрій складається із множини фільтрів (рис. 2.8). За потужністю сигналу на виході фільтра, що пропускає сигнал тільки певної частоти, можна визначити долю частотної складової, що міститься в сигналі. Тобто, встановивши фільтри різних частот, можна визначити спектр всього сигналу в цілому.

Перевагою Фур'є-перетворення є те, що воно дає можливість аналізувати сигнал в часовій області на його частотному змісті. Перетворення здійснюється за допомогою початкового перетворення функції в часовій області у функцію в частотній області. Сигнал можна проаналізувати за його частотним змістом, оскільки Фур'є-коефіцієнти

перетвореної функції відображають внесок кожного синуса і косинуса функції на кожній частоті. В свою чергу, зворотне перетворення Фур'є перетворює дані з частотної області в часову область.

### Дискретне перетворення Фур'є

Дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) оцінює Фур'є-перетворення функції з обмеженого числа її окремих точок. Дані точки вважаються типовими для сигналу, що подібний до всіх інших сигналів.

ДПФ має симетричні властивості. Фактично точно такі ж, як неперервне перетворення Фур'є. До того ж, формула для зворотного дискретного перетворення Фур'є легко обчислюється з використанням одного з дискретних Фур'є-перетворень, оскільки дві формули є практично ідентичними [58].

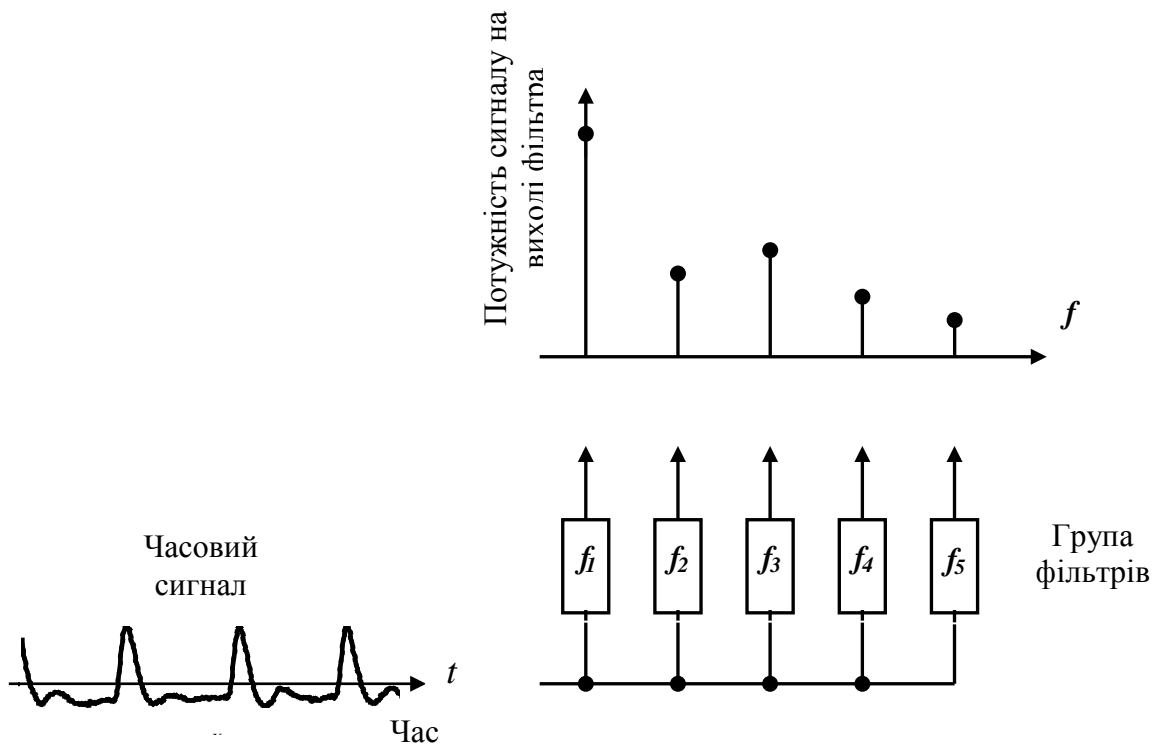


Рисунок 2.8 – Аналізатор спектра

### *Віконне перетворення Фур'є*

Якщо  $f(t)$  – неперіодичний сигнал, тоді сукупність періодичних функцій, синус і косинус, неточно відображають сигнал. Можна штучно продовжити сигнал, зробивши його періодичним, але для цього буде потрібна додаткова цілісність кінцевих точок. Віконне перетворення Фур'є (ВПФ) – це одне із вирішень проблеми для кращого представлення неперіодичного сигналу. ВПФ може використовуватись для подання інформації про сигнали одночасно в часовій та частотній областях.

У ВПФ вхідний сигнал  $f(t)$  подрібнюється на частини і кожна частина аналізується окремо за її частотним змістом. Якщо сигнал має різкий перехід, віконні дані вводяться так, щоб частини в кінцевих точках сходились до нуля [64]. Це віконне перетворення здійснюється через вагову функцію, яка розміщується біля кінця інтервалу менш акцентовано, ніж в середині. Ефект вікна полягає в тому, щоб локалізувати сигнал в часі.

### *Швидке перетворення Фур'є*

Алгоритм швидкого перетворення Фур'є (ШПФ) – це оптимізований по швидкості спосіб обчислення ДПФ. Основна ідея ШПФ полягає в тому, що спочатку необхідно розділити суму

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi kn/N}$$

з  $N$  доданків на дві суми по  $N/2$  доданків, і обчислити їх окремо. Для обчислення кожної з підсум треба їх теж розділити на дві і т. д., а потім використовувати вже обчислені доданки.

Застосовують або проріджування по часу (коли в першу суму потрапляють доданки з парними номерами, а в другу – з непарними), або проріджування по частоті (коли в першу суму потрапляють перші  $N/2$  доданків, а в другу – інші). Обидва варіанти рівноцінні. В силу специфіки алгоритму доводиться застосовувати тільки  $N$ , що є ступенями 2 [58, 60, 65].

На основі ШПФ було створено алгоритмічне та програмне забезпечення, що дозволяє обробляти сигнали, отримані як за допомогою оптико-електронного засобу діагностування стану периферичного кровообігу так, і на основі точок введених вручну (рис. 2.9).

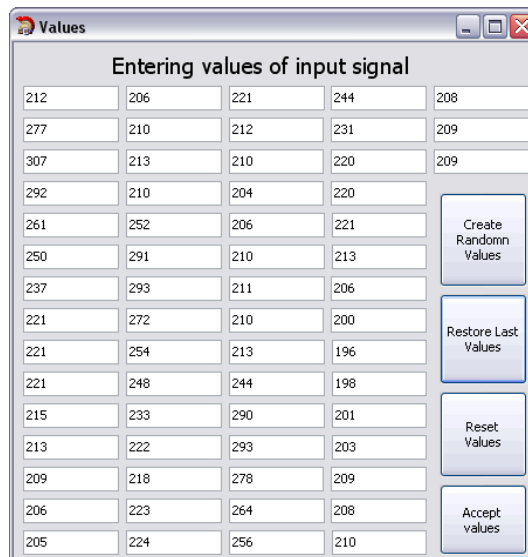


Рисунок 2.9 – Приклад введення точок для побудови фотоплетизмограми

Далі для наочності побудуємо графік введеної функції (рис. 2.10).

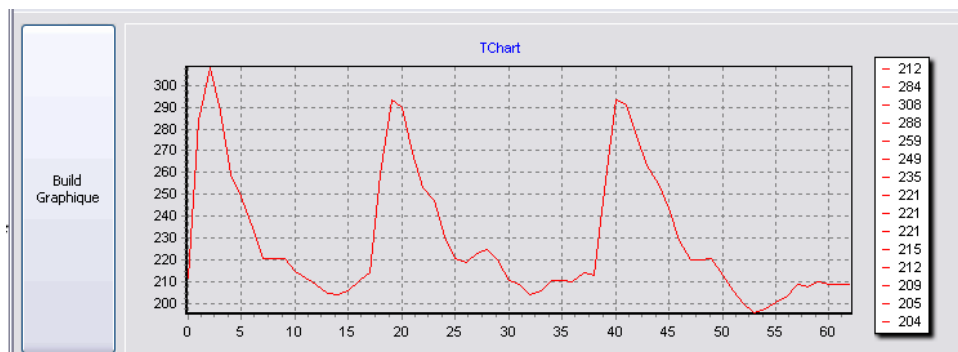


Рисунок 2.10 – Вигляд фотоплетизмографічної кривої

Після побудови графіка проводиться Фур'є-перетворення (рис. 2.11).

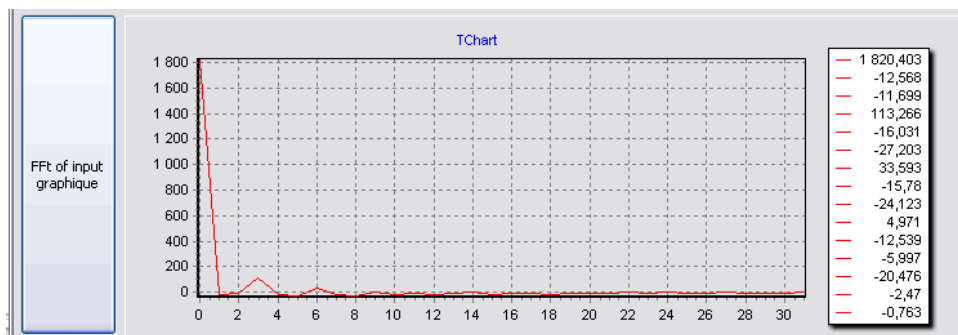


Рисунок 2.11 – Результат Фур'є-перетворення фотоплетизмографічного сигналу здорової людини

Алгоритм роботи програми на основі ШПФ показаний на рис. 2.12.

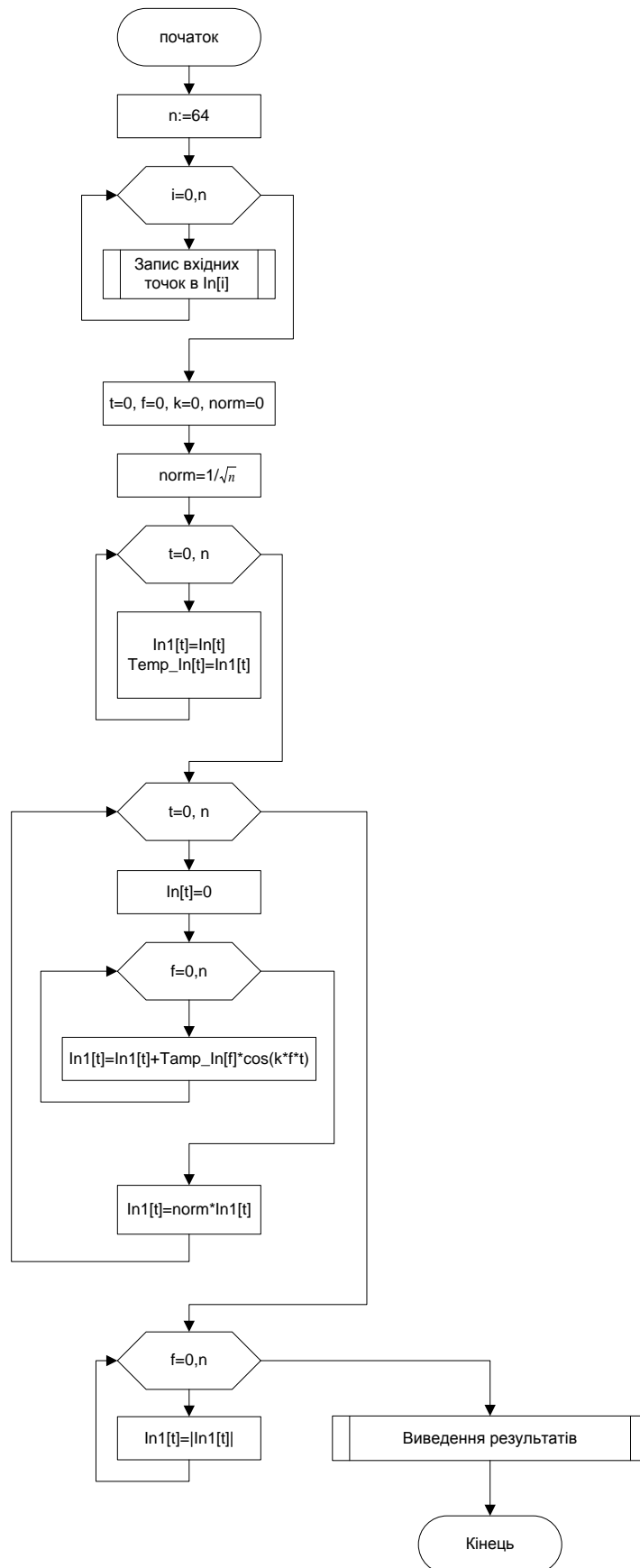


Рисунок 2.12 – Алгоритм роботи програми на основі ШПФ



В результаті, на основі отриманого перетворення можемо визначати можливі відхилення сигналу від норми. Тобто, при порівнянні піків перетвореного Фур'є-сигналу з деякими еталонними значеннями можемо автоматично визначати наявність чи відсутність певної патології. Пропонується проводити визначення відхилення від норми за допомогою сформованої моделі Гауса.

Цей метод дозволяє визначити відхилення від норми одномірного чи двомірного сигналу. Також він дозволяє проводити як динамічний, так і статичний аналіз. Сигнал моделюється у вигляді

$$B = N(x, \mu, \sigma^2). \quad (2.41)$$

За деякий час  $n$  алгоритм створює модель нормальних параметрів біооб'єкта чи сигналу.

Якщо ми одразу обстежуємо хворого, то, відповідно, модель (еталон) закладається в базу знань, якщо ж ми проводимо довготривале динамічне обстеження хворого, то для кожного обстеження алгоритм виробляє оцінку параметрів моделі, тобто  $\mu$  і  $\sigma^2$ , використовуючи апарат математичної статистики, а потім після того, як навчання закінчено, використовує ймовірнісний поріг для того, щоб визначити, відповідає отриманий спектральний розклад нормальним показникам чи є певні відхилення, що потребує більш глибокого дослідження.

Навчання моделі еталонного сигналу: для оцінки параметрів моделі  $\mu$  і  $\sigma^2$  можна застосовувати вибіркоче середнє і середньоквадратичне відхилення значень [58, 66–68]:

$$\mu = \frac{1}{n} * \sum_{k=1}^n B[i, j, k]; \quad (2.42)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} * \sum_{k=1}^n (B[i, j, k] - \mu)^2}, \quad (2.43)$$

де  $k$  – значення в заданому проміжку за деякий  $n$  час.

Далі, для кожного наступного сигналу і для кожного проміжку по-значимо за  $c$  значення на поточному проміжку. Якщо  $\frac{|\mu - c|}{\delta} \leq e$ , то цей проміжок, або пік розкладу Фур'є, сегментується як відхилення від норми, інакше – є нормальним показником.

Відхилення сигналу зазвичай супроводжується сплеском значення, оскільки відхилення в більшості випадків мають порівняно більші параметри та значення. Інші коливання значень проходять плавно.

З метою виявлення різких разових випадів відхилення, що виникають при появі відхилення від нормальних показників, пропонується перевіряти умови

$$\sigma(1 - m) > \sigma_{t-1}, \quad (2.44)$$

та додатково

$$|B[i, j, k]| > L. \quad (2.45)$$

Виконання умови (2.44) говорить про те, що вхідний сигнал погано відповідає моделі з накопиченими значеннями параметрів і, відповідно, нормі, що може свідчити про наявність певної патології. Виконання умови (2.45) свідчить про те, що в заданому спектральному розкладі має місце зміна інтенсивності випромінювання, що перевищує по амплітуді поріг  $L$ .

Таким чином, якщо при виконанні хоча б однієї з вказаних умов, разом скорегувати параметри розподілу, то потенційне відхилення може потрапити в модель відхилень і більше не з'явиться, тому нові значення  $\mu_t$  і  $\sigma_t$  обчислюються за формулами [69–71]

$$\mu = \frac{1}{n} * \sum_{k=1}^n B[i, j, k]; \quad (2.46)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} * \sum_{k=1}^n (B[i, j, k] - \mu)^2}. \quad (2.47)$$

Якщо жодна з умов невиконана, то

$$\mu_t = B[i, j, k];$$

$$\sigma_t = \sigma_{initial},$$

де  $\sigma_{initial}$  – експериментально підібране початкове значення середньо-квадратичного відхилення, яке використовується при корегуванні параметрів розподілу.

Цей метод допомагає позбутися проблеми деяких шумів.

Реалізація методу, що базується на нормальному розподілі, вимагає великих затрат ресурсів через використання  $n$ -ї кількості операцій. Також цей метод вимагає великих затрат пам'яті. На практиці можна використовувати більш економічну схему обчислення  $\mu_t$  та  $\sigma_t$  через їх накопичення:

$$\mu = (1 - k_\mu) \mu_{t-1} + k_\mu B[i, j, k];$$

$$\sigma = \sqrt{(1 - k_\sigma) \sigma_{t-1}^2 + k_\sigma B[i, j, k]},$$

де  $k_\mu$  та  $k_\sigma$  визначають швидкість оновлення параметрів моделі, тобто, наскільки теперішнє значення буде впливати на параметри моделі.

Було використано такі значення:

$$k_\mu = 0,009; k_\sigma = 0,06.$$

При розкладанні біомедичного сигналу в ряд Фур'є кожне значне відхилення від сигналу вказує на наявність патології, що робить ефективним застосування Фур'є-перетворення при проведенні діагностичних досліджень. Отже, на основі отриманого перетворення можна визначити можливі відхилення сигналу від норми.

Також, при проведенні визначення відхилення від норми за допомогою сформованої моделі Гауса можна визначити відхилення від норми одномірного або двомірного сигналу, що дозволяє проводити як динамічний, так і сталий аналіз стану пацієнта.

## 2.4 Оброблення та класифікація фотоплетизмографічних сигналів за допомогою вейвлет-перетворення

Вигляд фотоплетизмографічної кривої залежить від багатьох чинників, а саме від локалізації датчиків, неконтрольованих рухів тіла та кінцівок пацієнта, від фонових шумів і т. д. Тому в багатьох випадках фотоплетизмографічний сигнал є слабким нестационарним низькочастотним сигналом, параметри якого обчислюються на основі характерних точок – піків, які несуть основну інформацію про цей сигнал. Одним із перспективних методів оброблення сигналів став метод вейвлет-перетворення, який дозволив проводити аналіз нестационарних сигналів. Він використовується для стиснення зображень з мінімальними втратами інформації, а також для діагностування ключових діагностичних ознак [68]. На відміну від Фур'є-перетворення, яке розглядає сигнали в часовій області, вейвлет-перетворення дозволяє проводити аналіз сигналів у частотно-часовій області. В такому випадку нестационарний сигнал аналізується шляхом розкладання по базисних функціях, які отримані через стиснення, розтягнення чи зсув [69].

Багато вчених вейвлет-аналіз називають «математичним мікроскопом», оскільки він дозволяє проводити точне вивчення математичного складу і структури неоднорідних сигналів і функцій. Вейвлети дозволяють розширити інструментальну базу інформаційних технологій обробки даних.

Особливістю вейвлет-аналізу є його можливість використовувати сімейства функцій, що реалізують різні варіанти співвідношення невизначеності. Тобто, існує можливість гнучкого вибору між ними і застосуванням тих вейвлетних функцій, що найбільш ефективно розв'язують поставлені задачі.

Вейвлетний базис простору  $L^2(R)$ ,  $R(-\infty, \infty)$  доцільно конструювати з фінітних функцій, що належать цьому ж простору, які на нескінченності мають прямувати до нуля. Чим швидше ці функції прямують до нуля, тим зручніше використовувати їх як базис перетворення при аналізі реальних сигналів. Припустимо, що такою функцією є функція  $\psi(t)$ , яка дорівнює нулю за межами деякого кінцевого інтервалу і має нульове середнє значення по інтервалу задання. Останнє необхідне для задання локалізації спектра вейвлета в частотній області. На осно-

ві цієї функції сконструюємо базис в просторі  $L^2(R)$  за допомогою масштабних перетворень незалежної змінної.

Функція зміни частотної незалежної змінної в спектральному представленні сигналів відображається в часовому представленні розтягуванням/стисненням сигналу. Для вейвлетного базису це можна виконати функцією типу  $\psi(t) \Rightarrow \psi(a^m t)$ ,  $a = \text{const}$ ,  $m = 0, 1, \dots, M$ , тобто шляхом лінійної операції розтягування/стиснення, що забезпечує самоподібність функції на різних масштабах подання. Однак локальність функції  $\psi(t)$  на часовій осі вимагає додаткової незалежної змінної послідовних зрушень функції  $\psi(t)$  вздовж осі, наприклад,  $\psi(t) \Rightarrow \psi(t+k)$ , для перекриття всієї числової осі простору  $R(-\infty, \infty)$ . З урахуванням обох умов одночасно, структура базисної функції може бути прийнята такою [68, 69]:

$$\psi(t) \Rightarrow \psi(a^m t + k). \quad (2.48)$$

Для спрощення подальших викладок, значення змінних  $m$  і  $k$  приймемо цілочисельними. При приведенні функції (2.48) до одиничної норми, отримуємо:

$$\Psi_{mk}(t) = a^{m/2} \psi(a^m t + k). \quad (2.49)$$

Якщо для сімейства функцій  $\Psi_{mk}(t)$  виконується умова ортогональності

$$\langle \Psi_{nk}(t), \Psi_{lm}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} \Psi_{nk}(t) \cdot \Psi_{lm}^*(t) dt = \delta_{nl} \cdot \delta_{km}, \quad (2.50)$$

то сімейство  $\Psi_{mk}(t)$  можна використовувати як ортонормований базис простору  $L^2(R)$ . Довільну функцію цього простору можна розкласти в ряд по базису  $\Psi_{mk}(t)$  [68, 69]:

$$s(t) = \sum_{m,k=-\infty}^{\infty} S_{mk} \cdot \Psi_{mk}(t), \quad (2.51)$$

де  $S_{mk}$  – коефіцієнти проєкції сигналу на новий ортогональний базис функцій, як і в перетворенні Фур'є, визначаються скалярним добутком

$$S_{mk} = \langle s(t), \psi_{mk}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \psi_{mk}(t) dt, \quad (2.52)$$

при цьому ряд рівномірно збігається

$$\lim_{M, K \rightarrow \infty} \left\| s(t) - \sum_{m=-M}^M \sum_{k=-K}^K S_{mk} \cdot \psi_{mk}(t) \right\| = 0.$$

При виконанні цих умов базисна функція перетворення  $\psi(t)$  називається ортогональним вейвлетом.

Найпростішим прикладом ортогональної системи функцій такого типу є функції Хаара. Базисна функція Хаара визначається співвідношенням:

$$\psi(t) = \begin{cases} 1, & 0 < t < 1/2; \\ -1, & 1/2 < t < 1; \\ 0, & t < 0, t > 1. \end{cases} \quad (2.53)$$

Легко перевірити, що при  $a = 2$ ,  $m = 0, 1, 2, \dots$ ,  $k = 0, 1, 2, \dots$  дві будь-які функції, які отримані за допомогою цього базисного вейвлета через масштабні перетворення і переноси, мають одиничну норму і є ортогональними [68, 69].

Значення коефіцієнтів  $h_k$  і  $g_k$  в рамках КМА визначаються на основі загальних властивостей скейлінг-функцій і вейвлетів. Рівняння функцій

$$\varphi(t) = \sqrt{2} \sum_k h_k \varphi(2t - k); \quad \psi(t) = \sqrt{2} \sum_k g_k \varphi(2t - k).$$

З властивості ортогональності масштабних функцій випливає перше рівняння на значення коефіцієнтів  $h_k$ :

$$\int_t \varphi(t) \varphi(t - x) dt = \delta_x; \quad \sum_k h_k h_{k+2x} = \delta_x. \quad (2.54)$$

З умов нормування скейлінг-функції випливає друге рівняння:

$$\int_t \varphi(t) dt = 1; \quad \sum_k h_k = \sqrt{2}. \quad (2.55)$$

З ортогональності вейвлетних і масштабних функцій випливає рівняння, розв'язком якого є значення коефіцієнтів  $g_k$ :

$$\int_t \psi(t) \varphi(t - n) dt = 0; \quad \sum_k h_k g_{k+2x} = 0; \quad (2.56)$$

$$g_k = (-1)^k h_{2M-1-k}. \quad (2.57)$$

Точність і масштабна роздільна здатність апроксимації аналізованих функцій вейвлетами залежить від їх гладкості, тобто від порядку диференціювання. При використанні вейвлет-перетворення для стиснення інформації (відкидання маловагомих коефіцієнтів розкладання) вейвлети з високою гладкістю забезпечують більш точну реконструкцію сигналів. Для забезпечення знакозміності і заданої гладкості до ступеня  $M - 1$  вейвлети повинні бути ортогональними поліномам відповідних ступенів:

$$\int_t t^m \psi(t) dt = 0; \quad m = 0, 1, \dots, M - 1; \quad \sum_k k^m g_k = 0; \quad (2.58)$$

$$\sum_k (-1)^k k^m h_k = 0. \quad (2.59)$$

Існують сімейства ортогональних вейвлетів, які взагалі не мають аналітичного вираження і визначаються тільки фільтрами. До них відносяться вейвлети Добеші. Скейлінг-функції і вейвлети Добеші – це безперервні функції, які не тотожні нулю і недиференційовані на кінцевому відрізку. Область задання вейвлетів Добеші ширша, ніж вейвлетів Хаара, але при цьому вони забезпечують при вейвлет-перетворенні більшу кількість маловагомих коефіцієнтів розкладання і, при відкиданні останніх, більше стиснення даних.

На рис. 2.13–2.18 подані принципи вейвлет-перетворення фотоплетизмографічних сигналів. На основі проведеного вейвлет-перетворення було сформовано еталон-маски фотоплетизмографічних сигналів для певних захворювань.

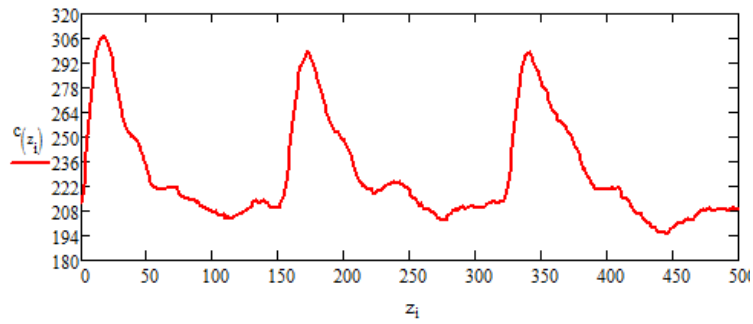
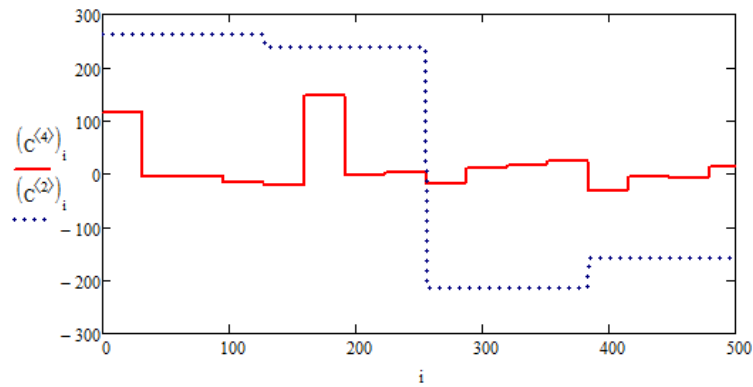
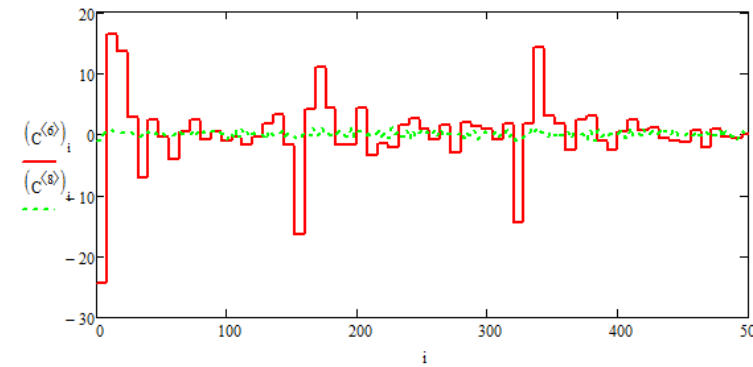


Рисунок 2.13 – Початкова форма фотоплетизмографічного сигналу



а)



б)

Рисунок 2.14 – Результати вейвлет-перетворення на основі вейвлета Добеші:

а) db2 і db4; б) db6 і db8

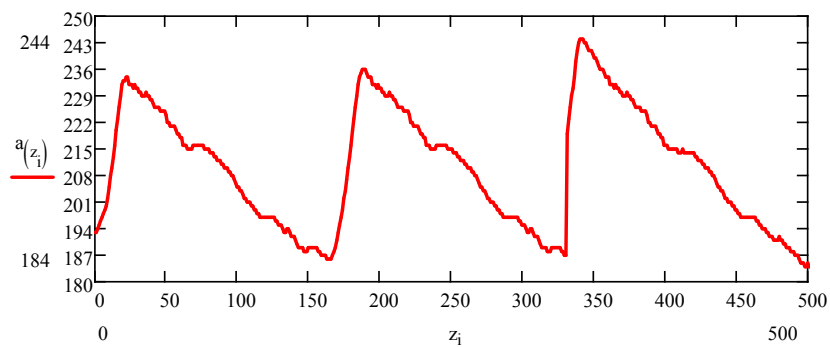
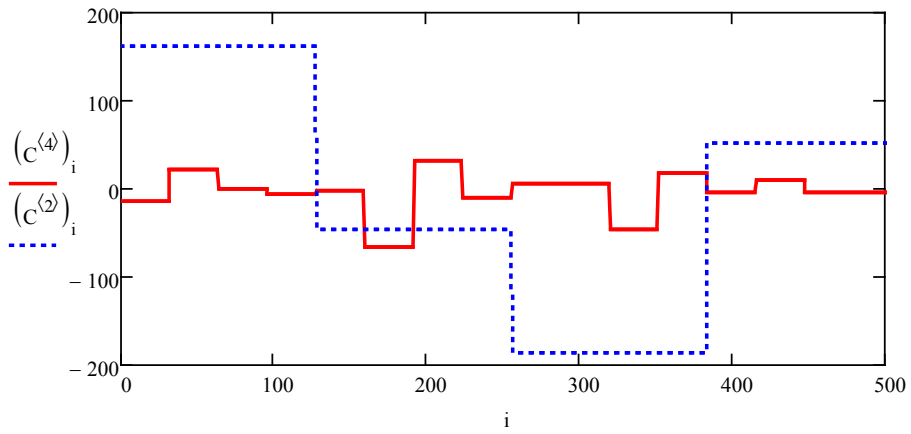
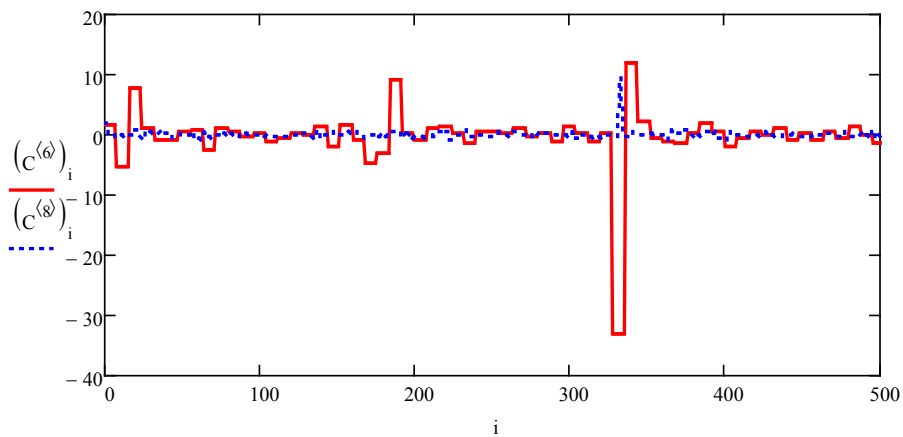


Рисунок 2.15 – Усереднений фотоплетизмографічний сигнал хворих на дистонію





а)



б)

Рисунок 2.16 – Результати вейвлет-перетворення хворих на дистонію:  
а) db2 і db4; б) db6 і db8

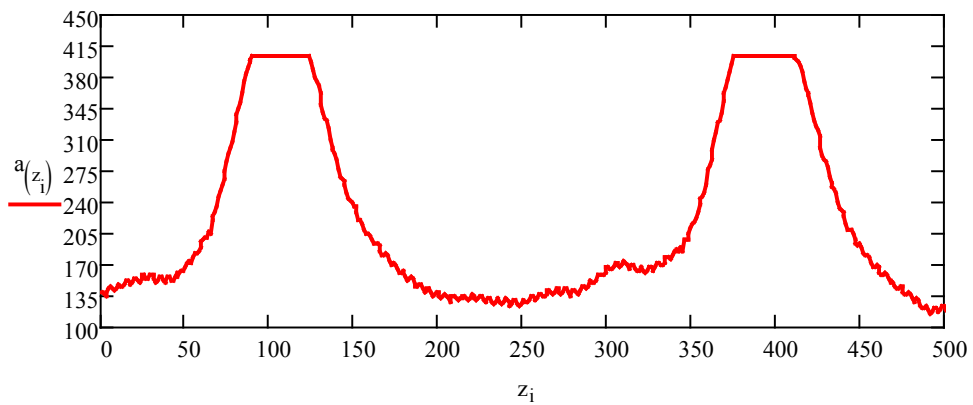
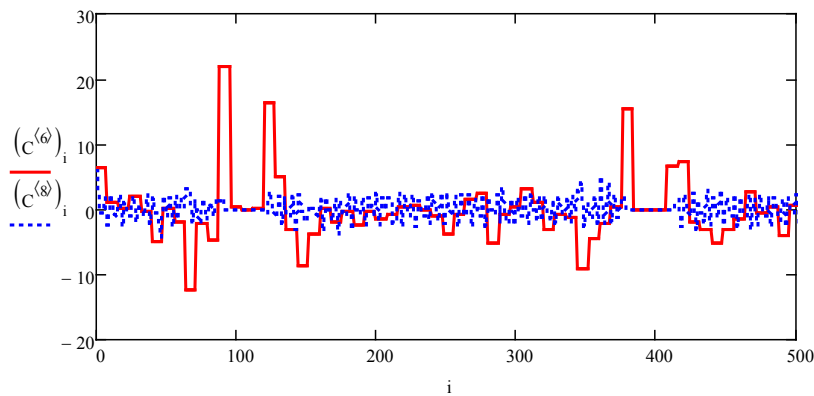
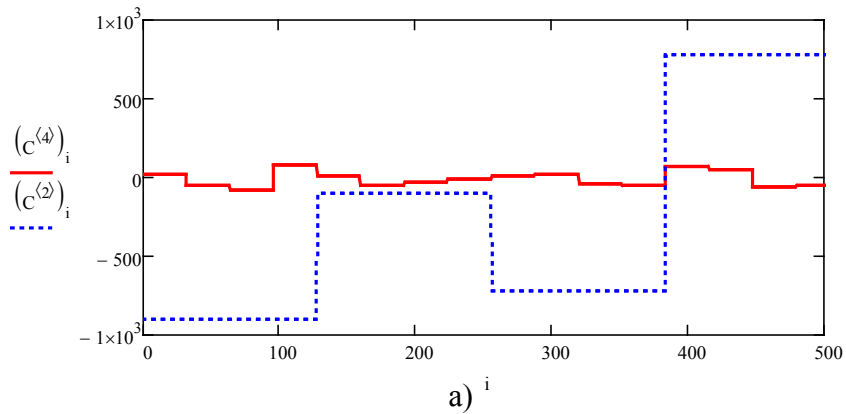


Рисунок 2.17 – Усереднений фотоплетизмографічний сигнал хворих  
на цукровий діабет



б)

Рисунок 2.18 – Результати вейвлет-перетворення хворих на цукровий діабет:  
а) db2 і db4; б) db6 і db8

## 2.5 Алгоритм фільтрації фотоплетизмографічних сигналів за допомогою вейвлет-перетворення

Щоб зменшити вплив фонових шумів на фотоплетизмографічний сигнал, скористаємося методом вейвлет-перетворення, а саме використаємо його алгоритм розкладання та відновлення сигналу. Для початкового сигналу  $f_j(x)$  коефіцієнти вейвлет-розкладу матимуть такий вигляд:

$$\begin{cases} c_k^{(j)} = \sum_n h_0(n - 2k)x_n^{(j+1)}; \\ d_k^{(j)} = \sum_n h_1(n - 2k)x_n^{(j+1)}, \end{cases} \quad (2.60)$$

де  $h_0(n)$ ,  $h_1(n)$  представляють собою пару фільтрів;  $e_m^{(l)}$  – скейлінг-коefficient (коefficient апроксимації сигналу);  $f_m^{(l)}$  – вейвлет-коefficient (коefficient деталізації сигналу).

З іншого боку, початковий сигнал  $f(x)$  можна представити у вигляді

$$x_n^{(j+1)} = \sum_n h_0(n-2k)c_k^{(j)} + \sum_n h_1(n-2k)d_k^{(j)}. \quad (2.61)$$

Сигнал  $f(x)$  відповідає низькочастотному нестационарному сигналу  $f_r(x)$  і представляє собою основний сигнал. Шум цього сигналу відповідає високочастотній складовій і представляється детально. Тому вейвлет-розклад coefficientів фонового шуму, в основному, концентрується в  $f_m^{(l)}$ . Базуючись на цьому, алгоритм зменшення шумів може бути представлений у такому вигляді:

Крок 1: Вибір вейвлет-функції  $(x)$  та вейвлет-шару розкладу  $J$ .

Крок 2: Розкладання пульсового сигналу  $f_r(x)$  по базису вейвлетів  $(x)$  у кожному шарі за формулою (2.60) та отримання вейвлет-коefficientів  $e_l$  і  $f_l$ , де  $j = 1, 2, \dots, J$ .

Крок 3: Визначення оптимального значення масштабу  $a$ , присвоєння нульового значення coefficientу деталізації  $d_a$ , і відновлення пульсового сигналу  $f(x)$  з coefficientа  $c_a$  згідно з рівнянням (2.61).

Крок 4: Встановлюється порогове значення  $T$  і визначається відношення сигнал/шум  $k$ . Якщо  $k < T$ , вибирається інша вейвлет-функція  $(x)$  і повторюється крок 2 і 3. Якщо  $k > T$ , сигнал  $f(x)$  вважається очищеним і використовується для подальшого оброблення.

Крок 5: Реконструкція сигналу.

На рис. 2.19 зображено результати фільтрації фотоплетизмографічних сигналів на основі вказаного алгоритму вейвлет-перетворення.

Вибір використовуваного вейвлета і глибини розкладання в загальному випадку залежить від властивостей конкретного сигналу. Більш гладкі вейвети створюють більш гладку апроксимацію сигналу, і навпаки – «короткі» вейвети краще відстежують піки апроксимованої функції.

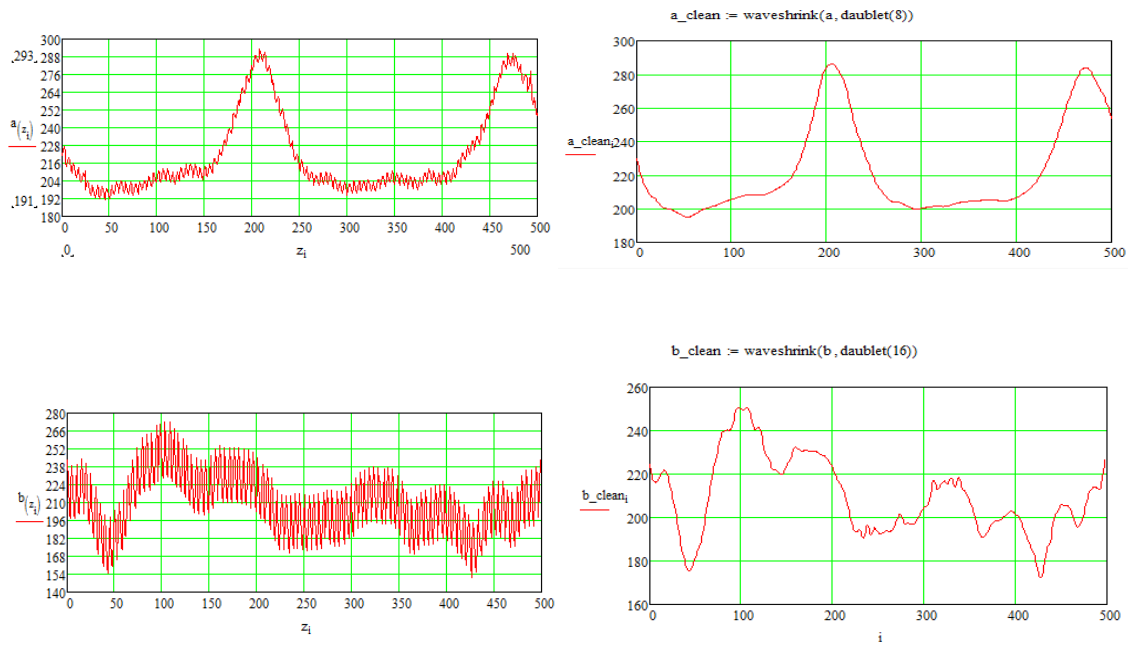


Рисунок 2.19 – Результати фільтрації сигналів на основі вейвлет-перетворення

При збільшенні глибини розкладання модель відсікає шум більшого рівня, поки не наступить «перебільшення» масштабу деталей і перетворення почне спотворювати форму вихідного сигналу. При подальшому збільшенні глибини розкладання перетворення починає формувати згладжену версію вихідного сигналу, тобто фільтрується не тільки шум, а й деякі локальні особливості вихідного сигналу [70].

## РОЗДІЛ 3

### ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ЗАСОБУ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПЕРИФЕРИЧНОГО КРОВООБІГУ

#### 3.1 Аналіз ефективності засобу діагностування стану периферичного кровообігу

На теперішньому 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.

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

1. Чинники, зумовлені фізіологічними особливостями організму людини:

- присутність в крові людини, окрім оксигемоглобіну, інших сполучень гемоглобіну, що інтенсивно поглинають випромінювання в тому ж спектральному діапазоні;

- поглинання радіації деякими «сторонніми» барвниками, що можуть вводитися в кров в певних клінічних ситуаціях;

- присутність в опромінюваному об'ємі тканини артеріальної, венозної і капілярної крові, ступінь оксигенації гемоглобіну в яких різна;

- неоднакові оптичні властивості різних ділянок тіла пацієнта, зумовлені багатообразністю їхньої структури і різницею кровонаповнення;

- вплив пігментації і стану шкіри на її оптичні властивості.

2. Чинники, зв'язані з технічною реалізацією засобів:

- вибір геометрії оптичного датчика;

- вибір кількості джерел, що використовуються, і довжин хвиль випромінювання;

- існування відмінностей в спектральній чутливості фотоприймачів одного типу;

- кінцеве значення ширини випромінювання і зміщення спектрального максимуму відносного номіналу для випромінювачів напівпровідникового типу;

- вплив стороннього світла і рухових артефактів на достовірність діагностування.

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

Для вирішення цієї проблеми застосовані такі підходи:

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

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

3) зменшення впливу високочастотних завад за допомогою розробки низькочастотного цифрового фільтра, який виділяє інформаційну складову сигналу [71].

### **3.2 Розробка архітектури засобу діагностування**

Засіб діагностування периферичного кровообігу (рис. 3.1) містить оптичні випромінювачі 1–4, фотоприймачі 5–8, підсилювачі 9–12, мікроконтролер 13 обчислювача 17, блок еталонів 14, USB контролер 15, персональний комп'ютер 16 [72–74]. Особливістю цього засобу є те, що він дозволяє проводити вимірювання фотоплетизмографічних сигналів одночасно з чотирьох точок, що значно скорочує час діагностування засобом та підвищує його ефективність.

Засіб працює таким чином. Одразу після включення відбувається обнулення блоків обчислювача 17, а саме скид мікроконтролера 13 в нульовий стан та задання дозволу роботи пристрою. Після цього кожен оптичний випромінювач 1–4 випромінює світловий потік, що частково поглинаючись і частково розсіюючись біологічними тканинами досліджуваної ділянки тіла (об'єкта дослідження), подається на фотоприймачі 5–8. Пульсації периферійних судин, що виникають за рахунок проходження пульсової хвилі, викликають коливання оптичної густини живої тканини, тому потік інфрачервоного випромінювання,

що пройшов або відбився від тканин, модулюється по амплітуді і наводиться у фотоприймачах 5–8 електричні сигнали, пропорційні цьому потоку [73, 75].

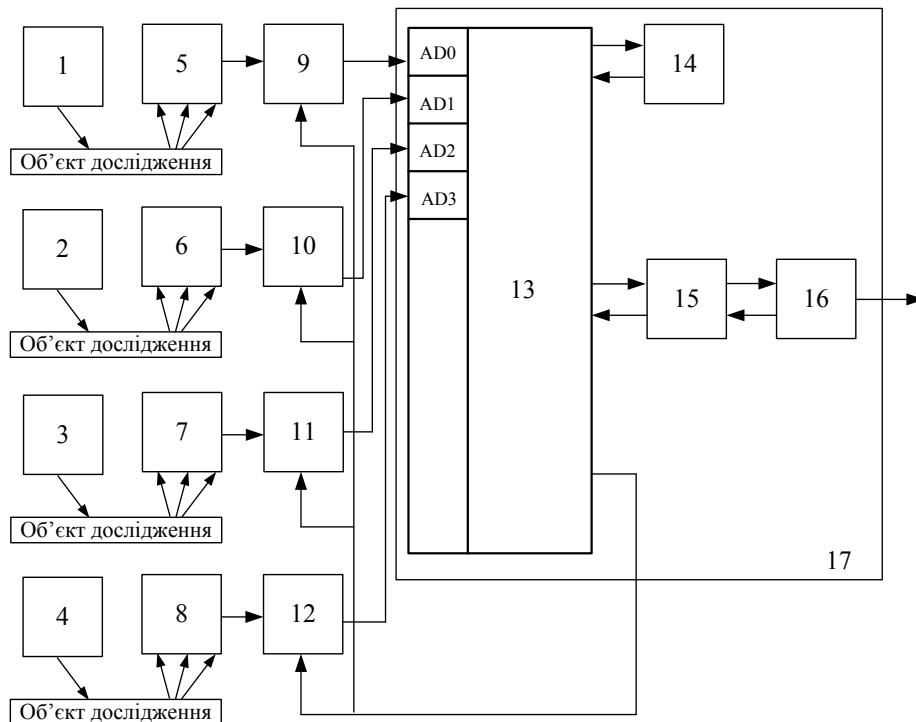


Рисунок 3.1 – Архітектура засобу діагностування

Сигнали з фотоприймачів 5–8 після фільтрації та підсилення на підсилювачах 9–12 поступають на входи мікроконтролера 13 обчислювача 17. Оскільки мікроконтролер 13 має вбудований АЦП, то в ньому проводиться серія аналого-цифрових перетворень, після чого мікроконтролер 13 перетворює сигнал в цифровий код. На його виході сигнал потрапляє на перший вхід USB контролера 15. Для порівняння отриманих фотоплетизмографічних сигналів з еталонними сигналами, що дозволяє визначати ступінь патології периферичного кровообігу, використовується блок еталонів 14. USB контролер 15 використовується для передачі даних в пам'ять персонального комп'ютера 16. Після того, як результати вимірювання потрапляють до персонального комп'ютера 16, на екрані висвітлюється оброблений фотоплетизмографічний сигнал.

При використанні USB контролера в запропонованому засобі розв'язуються такі задачі, як: подолання обмежень у виробництві; спрощення підключення; економія дефіцитних ресурсів персонального

комп'ютера через зменшення кількості адрес портів, каналів і ліній запитів на переривання [73, 76].

На рис. 3.2 зображено розроблений засіб діагностування.

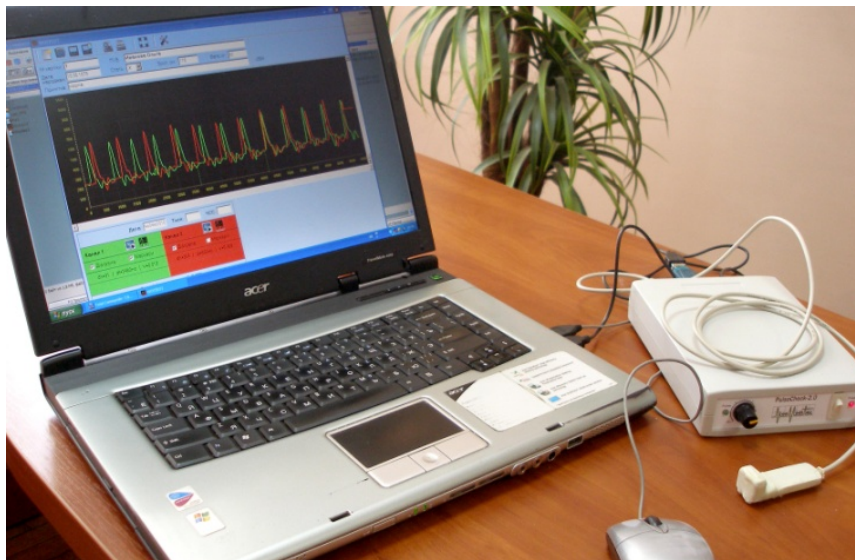


Рисунок 3.2 – Розроблений засіб діагностування периферичного кровообігу

### **3.3 Рекомендації щодо створення оптичного сенсора реєстрації фотоплетизмографічних сигналів**

Особливістю оптичного сенсора є застосування декількох паралельних каналів випромінювач–приймач. Передбачається, що хоча б один з них при установці чутливого елемента на досліджувану ділянку виявиться змодульованим пульсовим потоком. Але надмірно велике число таких каналів приводить до зниження загальної чутливості датчика і збільшення шумів, оскільки стає помітним шунтування працюючих фотоприймачів непрацюючими. Сенсор складається з ІЧ-світлодіода та восьми розташованих поруч по колу фотодіодів. Використання такої конструкції істотно полегшує установку датчика і забезпечує меншу критичність до рухів пацієнта (рис. 3.3) [77, 78].

Оптимальну кількість фотодіодів, що використовується в датчику, було розраховано геометрично. Оскільки розміри датчика дуже малі, вважатимемо, що коло  $L$  проходить через діаметри фотоприймачів. Тоді

$$N = \frac{2\pi \cdot \operatorname{tg}(\alpha) \cdot l}{D},$$



де  $\alpha$  – кут відбивання оптичного випромінювання від досліджуваної ділянки шкіри;  $l$  – відстань від шкіри до фотодіода;  $D$  – діаметр фотодіода;  $N$  – кількість фотодіодів.

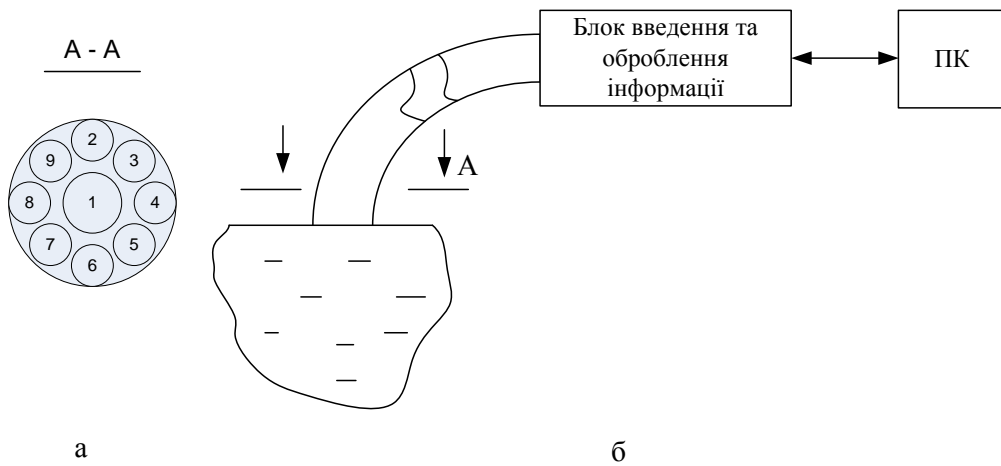


Рисунок 3.3 – Оптико-електронний сенсор: а – переріз; б – принцип під'єднання

Структурна схема на основі використання розробленого сенсора показана на рис. 3.4.

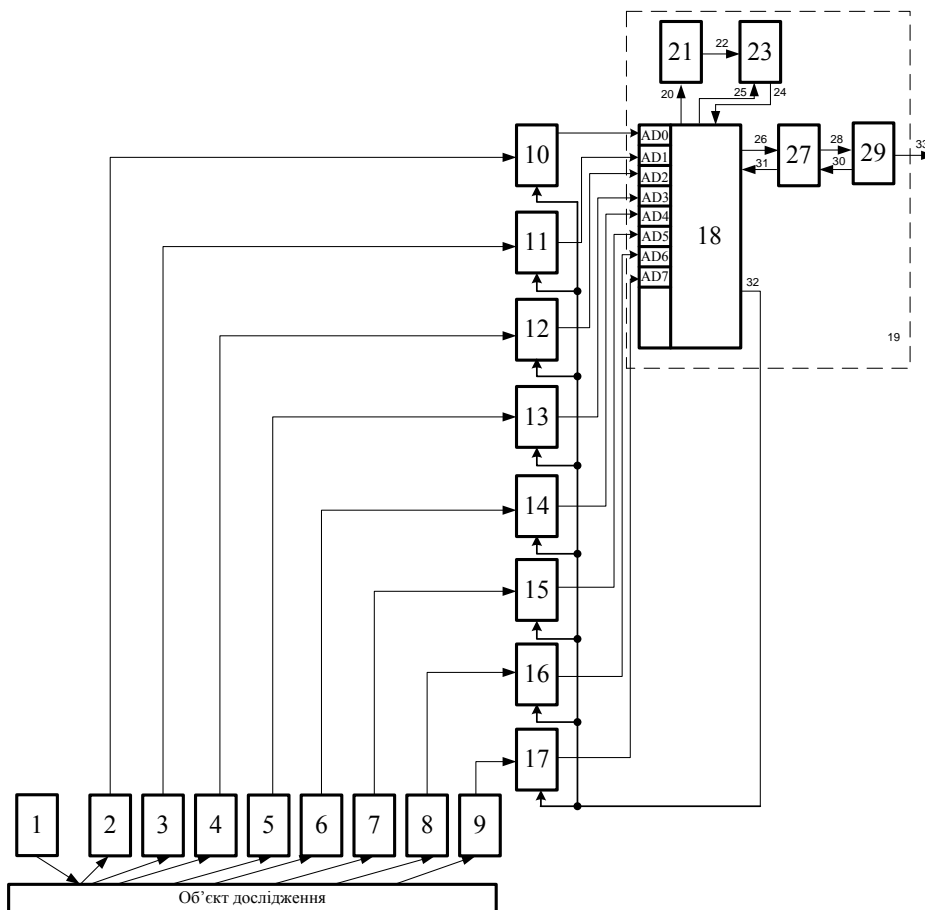


Рисунок 3.4 – Практична реалізація оптико-електронного сенсора [79, 80]

На рис. 3.4: 1 – інфрачервоне джерело випромінювання; 2–9 – фотоприймачі; 10–17 – підсилювачі; 18 – мікроконтролер, 21 – блок формування еталонів; 23 – блок еталонів; 27 – USB-контролер, 29 – персональний комп'ютер.

За рахунок введення восьми фотоприймачів та дев'яти оптичних волокон для доставки оптичного випромінювання підвищується чутливість реєстрації пристроєм. Збільшення потужності джерела випромінювання дозволяє здійснювати терапевтичний вплив на досліджувану ділянку. Введення блока формування еталонів та блока еталонів дозволяє порівнювати сигнали до терапевтичного впливу і після, та судити по його доцільність та ефективність.

### **3. 4 Рекомендації щодо вибору елементної бази для побудови засобу діагностування стану периферичного кровообігу**

Розроблюваний засіб будемо реалізовувати на 8-бітному мікроконтролері з RISC архітектурою. Такі мікроконтролери сьогодні широко використовуються для побудови різноманітних пристроїв і засобів автоматизації, контролю та управління. Основна концепція RISC-архітектури – скорочений набір команд, більшість з яких виконується за один машинний такт, та відмова від архітектури з регістром-акумулятором на користь регістрового, де кожен регістр «сам собі акумулятор». Перевагою застосування 8-розрядних RISC-мікроконтролерів є їх оптимальне співвідношення продуктивності і ціни.

Для оптимального вибору мікроконтролера в табл. 3.1 наведено порівняльну характеристику мікроконтролерів сімейств PIC (Microchip) і AVR (Atmel).

Мікроконтролери сімейств PIC (Microchip) і AVR (Atmel) по пам'яті мають рівні параметри, але, у AVR більша ОЗП. Крім того, PIC поступається перед AVR числом тактів на 1 командний цикл (всього 4 такти). Якщо розглядати такі мікроконтролери по кількості команд, то 77 команд мікроконтролера PIC виконують те ж саме, що і 133 команди мікроконтролерів AVR, але затрат цих команд необхідно більше. Програмування під AVR програмується простіше, ніж для PIC.

Апаратний стек PIC16 має 8 рівнів, у PIC18 – 32 рівні, і це є досить високі показники, але програмний стек у AVR все ж кращий.

На основі проведеного порівняльного аналізу вирішено використовувати мікроконтролер сімейства AVR (Atmel).

Для передачі даних до персонального комп'ютера вирішено використовувати USB-контролер, оскільки він забезпечує простоту установки та універсальність у використанні.

На рис. 3.5 зображено схему USB-контролера FT232R. FT232R – мікросхема високої інтеграції, на відміну від мікросхем попереднього покоління містить на борту EEPROM, задавальний генератор, регулятор з малим падінням на 3,3 В, схему скидання і вихідні резистори для USB.

Таблиця 3.1 – Порівняльна характеристика мікроконтролерів сімейств PIC (Microchip) і AVR (Atmel)

Сімейство	P I C	A V R	Примітки
Технологія	CMOS	CMOS	
<b>Електричні параметри</b>			
Напруга живлення (В)	2.0...5,5	2,7...6,0 4,0...6,0	
Навантажувальна спроможність портів В/В (мА)	25 8,5 -3,0	40 20,0 -3,0	1 – макс. допустимий струм, 2 – вхідний (sink) струм, 3 – вихідний (source) струм
Максимальна тактова частота (МГц)	40	16	Верхня межа. Конкретне значення вказується в Datasheet відповідного контролера
<b>Архітектура</b>			
Організація процесора	RISC, Гарвардська	RISC, Гарвардська	
Число тактів на 1 командний цикл	4	Програмний	
Стек	Апаратний, 8 рівнів для PIC16 32 рівня для PIC18	Програмний	

Продовження табл. 3.1

Типи пам'яті	RAM, ROM	Регістри (32), RAM, ROM	
Доступ до пам'яті програм і даних	Сторінковий	Повний	
Переривання, спосіб визначення джерела	PIC16 – програмний (polling) PIC18 – векторний	Векторний	
Рівень пріоритету переривань	PIC16 – визначається програмою обробки PIC18 – змінний	Фіксований	
Сімейство	PIC	AVR	Примітки
Технологія	CMOS	CMOS	
Скид флажків переривань	Програмний	Апаратний, при переході по вектору	
Можливість переривань	PIC16 – відсутня PIC18 – є	Можлива	
Флажки ознак в регістрі станів	PIC16 – C, Z, DC PIC18 – C, Z, DC, OV, N	C, Z, N, V, S, H	
<b>Система команд</b>			
Кількість інструкцій	PIC16 – 35 PIC18 – 77	AT90S – 118 ATmega – 133	У AVR низка інструкцій, маючи різну мнемоніку, фактично дублюють один одного
Кількість методів адресації	PIC16 – 3 PIC18 – 7	8	PIC16 має велику кількість методів адресації, однак вони використовуються лише при звертанні до пам'яті програм
Можливість доступу до даних в програмній пам'яті	PIC16 – відсутня PIC18 – повна	AT90S – часткова ATmega – повна	У PIC16 немає спеціальних інструкцій для доступу

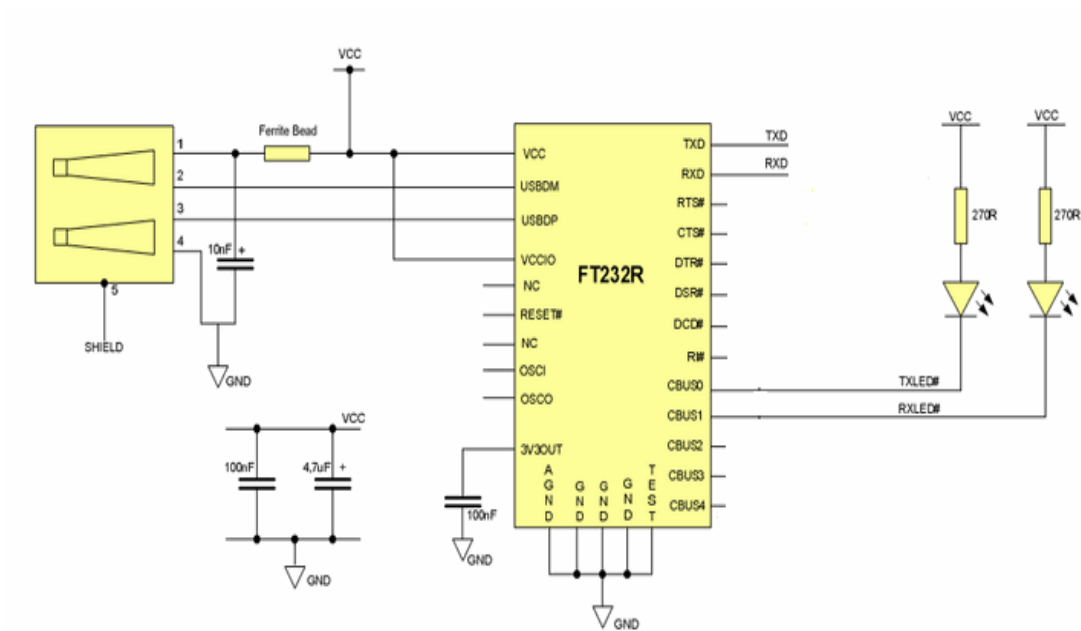


Рисунок 3.5 – Схема USB-контролера FT232R [74]

Переваги FT232R – широкий вибір безкоштовних драйверів як для 32, так і для 64-бітових операційних систем, включаючи Windows CE, Linux і Mac OS.

**РОЗДІЛ 4**  
**ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ**  
**ТА АНАЛІЗ МЕТРОЛОГІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК**  
**РОЗРОБЛЕНОГО ЗАСОБУ ДІАГНОСТУВАННЯ**

**4.1 Дослідження периферичного кровообігу черевної стінки**

Визначення кровопостачання черевної стінки проводили шляхом застосування фотоплетизмографічного методу на основі розробленого оптико-електронного засобу діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю [3, 4, 73].

Дослідження кровонаповнення тканин передньої черевної стінки проводили на базі кафедри загальної хірургії ВНМУ ім. М. І. Пирогова (завідувач д-р. мед. наук, проф. М. Д. Желіба) та на базі хірургічного відділення міської клінічної лікарні № 1 м. Вінниці. Було обстежено 40 пацієнтів з паховими грижами (20 чоловіків та 20 жінок) з різною масою тіла, віком 27–75 років. Всі пацієнти були розподілені за індексом маси тіла (ІМТ) та ступенем ожиріння на 4 групи. У 1 (контрольну) групу увійшло 15 пацієнтів з нормальною масою тіла (ІМТ становив 18,5–24,9). До 2 групи увійшло 9 пацієнтів з надлишковою масою тіла та з I ступенем ожиріння (ІМТ відповідно був 25,0–29,9 та 30,0–34,9). До 3 групи було включено 10 пацієнтів з ожирінням II ступеню (ІМТ дорівнював 35,0–39,9). А четверта група нараховувала 6 пацієнтів з ожирінням III та IV ступенів (ІМТ  $\geq 40,0$ ).

Кровонаповнення передньої черевної стінки вимірювалося в 3 точках: 1 (контрольна) точка – посередині між мечовидним відростком та пупком, 2 точка – латеральний край рани, 3 точка – медіальний край рани.

Паралельно, починаючи з 2-ї доби після оперативного втручання, у іншій досліджуваній групі – 50 пацієнтів з ожирінням II–IV ст. проводили стимуляцію мікроциркуляції в ділянці післяопераційної рани за допомогою віброакустичного впливу апаратом «Вітафон» (свідоцтво про державну реєстрацію № 1626/2003 Державного департаменту МОЗ України від 27.03.03) і теж вимірювали рівень кровонаповнення тканин в ділянці операційної рани до та після операції. З ожирінням II ст. (ІМТ

35,0–39,9) було 32 пацієнти (18 чоловіків та 14 жінок) віком від 28 до 60 років, з ожирінням III–IV ст. (ІМТ  $\geq 40,0$ ) – 18 пацієнтів (5 чоловіків та 13 жінок) віком 35 до 58 років.

Обробку отриманих даних виконували за допомогою стандартних пакетів статистичного аналізу Microsoft Excel 2000, «Statistica – 6,0» та програми СТАТ-2, розробленої співробітниками ВНМУ ім. М. І. Пирогова з обчисленням середньої величини  $M$ , середньоквадратичного відхилення  $S$ , середньої помилки, середньої величини  $m$ , критерію вірогідності  $t$ , значення вірогідності  $P$ . Розходження між порівнюваними показниками визнавали достовірними, якщо значення імовірності було більше або дорівнювало 95 % ( $p \leq 0,05$ ).

Результати дослідження були отримані в умовних одиницях (у. о.).

Для зручності відображення результатів дослідження було вирішено використовувати два показники: 1 – середній показник кровонаповнення в ділянці рани, 2 – показник кровонаповнення в контрольній точці. Для об'єктивності обчислень отримані показники з умовних одиниць були переведені у коефіцієнт, що рівний відношенню кровонаповнення в ділянці рани до кровонаповнення в контрольній точці. Динаміка показників наведена в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 – Динаміка коефіцієнта кровонаповнення в тканинах передньої черевної стінки до та після операції

Групи пацієнтів	Коефіцієнт кровонаповнення				
	До операції	1 доба після операції	3 доба після операції	5 доба після операції	7 доба після операції
1 група	1,16	1,26	1,06	1,62**	1,69**
2 група	1,04	1,17	1,05	1,08	1,31
3 група	0,94	1,18*	1,43***	0,79	0,82
4 група	0,68	2,06***	0,34***	0,63	0,71

Примітки: \* –  $p > 0,05$  по відношенню до 1-ї групи; \*\* –  $p > 0,01$  по відношенню до 1-ї групи; \*\*\* –  $p > 0,001$  по відношенню до 1-ї групи.

Для порівняння отриманих даних після операції результати дослідження були відображені у відсотках, де стартові показники до операції взяті за 100 % (табл. 4. 2).

У всіх пацієнтів на наступну добу після операції в ділянці післяопераційної рани кровонаповнення підвищувалося, що пов'язано з реактивною фазою запалення за класифікацією М. І. Кузина (1990). У пацієнтів контрольної групи на першу добу після операції кровонаповнення у тканинах в ділянці післяопераційної рани збільшилося на 8 %, у 2 групі – на 12,5 % ( $p > 0,05$  по відношенню до контрольної групи), у 3 групі – на 25 % ( $p > 0,05$  по відношенню до контрольної групи), у 4 групі – втричі ( $p > 0,001$  по відношенню до контрольної групи).

Таблиця 4.2 – Динаміка відносних показників кровонаповнення в тканинах передньої черевної стінки до та після операції

Групи пацієнтів	Відносні показники кровонаповнення, %				
	До операції	1 доба після операції	3 доба після операції	5 доба після операції	7 доба після операції
1 група	100	108	91,38	140**	145**
2 група	100	112,5	99,05	103,4	125
3 група	100	125*	152***	84	87
4 група	100	303***	50***	92,65	104

Примітки: \* –  $p > 0,05$  по відношенню до 1-ї групи; \*\* –  $p > 0,01$  по відношенню до 1-ї групи; \*\*\* –  $p > 0,001$  по відношенню до 1-ї групи.

Така різниця зростання кровонаповнення у різних групах пацієнтів виникла насамперед внаслідок розширення судин, пов'язаного з вивільненням гістаміну, який виділявся при деградації тучних клітин та розширяв просвіт артеріол, капілярів, венул, а також прискорював капілярний кровотік. То ж у пацієнтів зі збільшенням маси тіла закономірно спостерігалось прямопропорційне збільшення кровонаповнення в ділянках післяопераційних ран [3, 4].

На 3 добу після операції в 1 (контрольній) групі пацієнтів кровонаповнення в ділянці післяопераційної рани становило 91,38 %, у пацієнтів 2 групи – 99,05 % ( $p > 0,05$  у порівнянні з показниками до операції), що опосередковано підтверджувало початок другої фази ранового процесу з характерною нормалізацією мікроциркуляції. У пацієнтів 3 групи рівень кровонаповнення продовжував зростати до 152 % ( $p > 0,001$  у порівнянні з показниками до операції), а у пацієнтів 4 групи різко знизився до 50 % ( $p > 0,001$  по відношенню до показників, отриманих пе-



ред операцією). Це свідчило про подовження «періоду» запальних процесів у пацієнтів 3 групи та триваючий набряк тканин у пацієнтів 4 групи, характерні для 1 фази ранового процесу. Такі зміни вказують на затримку 2 фази ранового процесу та відповідне сповільнення загоєння ран.

Починаючи з 5 доби після операції у пацієнтів 1 та 2 груп було відмічено зростання рівня кровонаповнення в ділянках післяопераційних ран протягом наступних 5 та 7 діб. А саме у пацієнтів 1 групи рівень кровонаповнення на 5 добу зріс до 140 % ( $p > 0,01$  у порівнянні з показниками до операції), на 7 добу – до 145 % ( $p > 0,01$  у порівнянні з даними, отриманими до оперативного втручання). У пацієнтів 2 групи рівень кровонаповнення зростав дещо повільніше: на 5 добу – до 103,4 % ( $p > 0,05$  у порівнянні з показниками до операції), на 7 добу – до 125 % ( $p > 0,05$  у порівнянні з даними, отриманими до оперативного втручання). Ці дані опосередковано свідчили про процес проліферації та приєднання гемодинамічних чинників (тиску крові та пульсації) для утворення нових кровоносних судин. У пацієнтів 3 та 4 груп протягом наступних 5 та 7 діб також спостерігалось зростання рівня кровонаповнення в ділянках післяопераційних ран, але ці дані значно відрізнялися від даних пацієнтів контрольної та 2 груп, але практично не перевищували вихідні доопераційні дані – 84 та 87 % у 3 групі ( $p > 0,05$  у порівнянні з показниками до операції) і 92,65 та 104 % у 4 групі ( $p > 0,05$  у порівнянні з показниками до операції), відповідно.

Графічне зображення динаміки показників кровонаповнення в ділянці ран до та після операції показане на рис. 4.1.

Проведене дослідження показує, що у пацієнтів 1 (контрольної) групи динаміка змін кровонаповнення в ділянці післяопераційної рани протягом перших трьох діб статистично достовірно не відрізняється від показників до операції, зростання кровонаповнення статистично достовірно спостерігається протягом 5 та 7 діб. У пацієнтів 2 групи динаміка змін кровонаповнення повторює картину контрольної групи, але з дещо заниженими даними. У пацієнтів 3 групи кровонаповнення у тканинах передньої черевної стінки статистично достовірно зростає протягом 1 та 3 діб після операції, а на 5 та 7 доби спостерігали його зниження відносно показників доопераційного періоду.

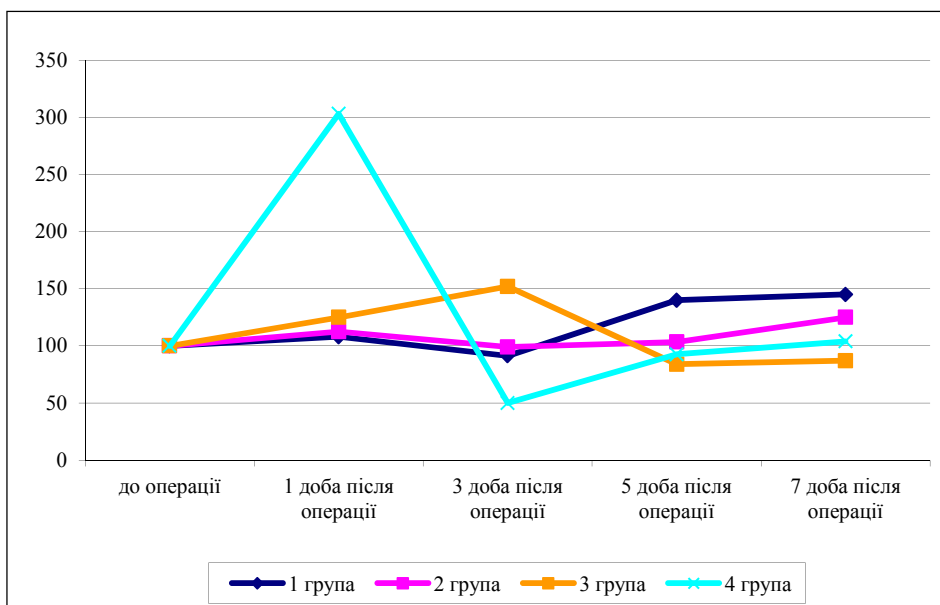


Рисунок 4.1 – Динаміка показників кровонаповнення в ділянках післяопераційних ран у досліджуваних групах пацієнтів

У пацієнтів 4 групи відмічається значне статистично достовірне підвищення кровонаповнення в ділянці післяопераційної рани на 1 добу після операції з таким же різким її падінням на 3 добу після операції та вирівнюванням показників на доопераційний період протягом 5 та 7 діб після операційного втручання. Це вказує, що у пацієнтів з  $IMT \geq 35,0$  відмічається недостатній рівень мікроциркуляції в ділянці післяопераційної рани, що може приводити до сповільнення загоєння ран.

Перед операційними втручаннями у 32 пацієнтів 3 групи (18 чоловіків та 14 жінок віком від 28 до 60 років) ( $IMT 35,0-39,9$ ) та у 18 пацієнтів 4 групи (5 чоловіків та 13 жінок віком 35 до 58 років) ( $IMT \geq 40,0$ ) визначали рівень кровонаповнення передньої черевної стінки в ділянці запланованого оперативного доступу за допомогою оптико-електронного засобу діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю. Отримані дані приймали за 100 %.

Починаючи з 2-ї доби після оперативного втручання проводили стимуляцію мікроциркуляції в ділянці післяопераційної рани за допомогою віброакустичного впливу апаратом «Вітафон».

Для цього після перев'язки віброфони розташовували безпосередньо на асептичну пов'язку на відстані мінімум 2 см один від одного в одній площині, експозиція – 10 хвилин.

У пацієнтів 3 групи після стимуляції мікроциркуляції рівень кровонаповнення в ділянці післяопераційної рани на 3 добу нормалізувався і становив 98,94 % (без стимуляції – 152 %) ( $p \leq 0,001$ ), на 5 добу збільшився з 84 % (без стимуляції) до 120 % ( $p \leq 0,01$ ), на 7 добу зріс з 87 % (без стимуляції) до 133 % ( $p \leq 0,01$ ). Таким чином, показники кровонаповнення ділянки післяопераційної рани у пацієнтів 3 групи на фоні стимуляції мікроциркуляції наблизилися до відповідних показників пацієнтів контрольної групи (рис. 4.2).

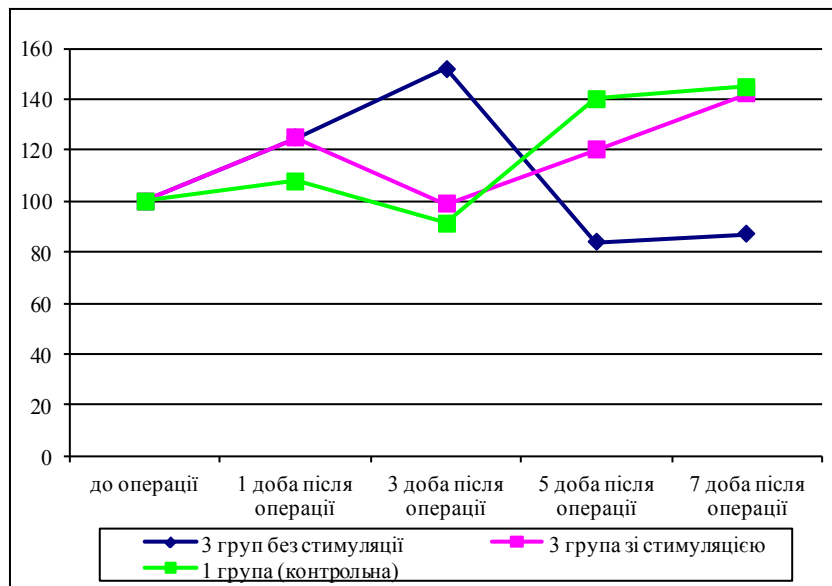


Рисунок 4.2 – Графік динаміки показників кровонаповнення ділянки післяопераційної рани у пацієнтів 1 та 3 груп з корекцією і без корекції віброакустичним впливом

У пацієнтів 4 групи рівень кровонаповнення під впливом віброакустичного впливу апарата «Вітафон» у порівнянні з пацієнтами без стимуляції мікроциркуляції на 3 добу збільшився з 50 % до 88,24 % ( $p \leq 0,01$ ), на 5 добу зріс з 92,65 % до 148 % ( $p \leq 0,001$ ), на 7 добу – з 104 % до 135 % ( $p \leq 0,01$ ). Таким чином, починаючи з 3 доби рівень кровонаповнення ділянки післяопераційної рани у пацієнтів 4 групи на фоні стимуляції максимально наблизилася до відповідних показників пацієнтів контрольної групи без ожиріння (рис. 4.3).

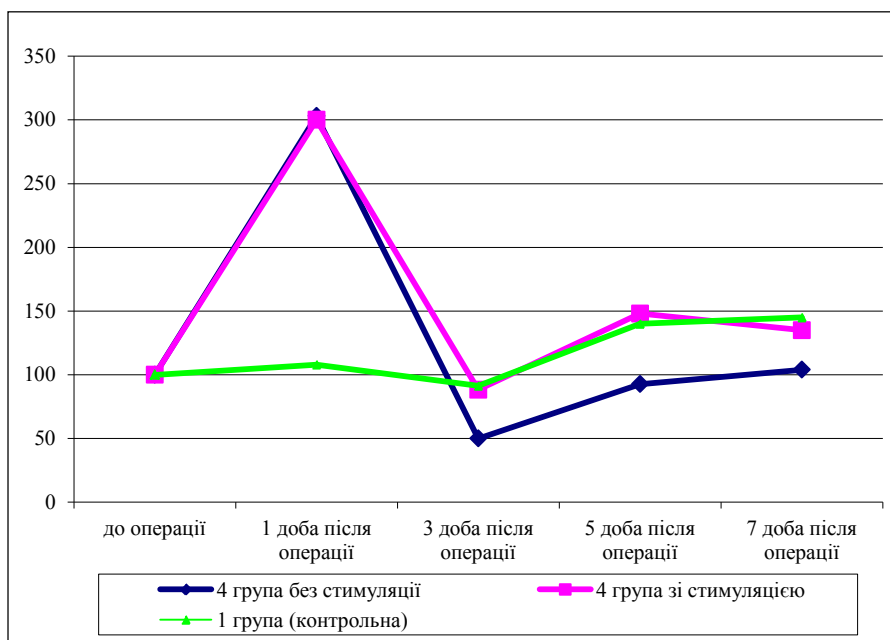


Рисунок 4.3 – Графік динаміки показників кровонаповнення ділянки післяопераційної рани у пацієнтів 1 та 4 груп з корекцією і без корекції віброакустичним впливом

На основі проведених досліджень можна зробити висновок про ефективність застосування оптико-електронного засобу діагностування периферичного кровообігу для дослідження мікроциркуляції передньої черевної стінки, що дозволяє з високою достовірністю діагностувати можливі відхилення в процесі загоєння післяопераційних ран. Це дає можливість вчасно провести стимуляцію мікроциркуляції [3, 4].

#### **4.2 Застосування засобу діагностування периферичного кровообігу в комплексному оцінюванні колатерального кровообігу нижніх кінцівок**

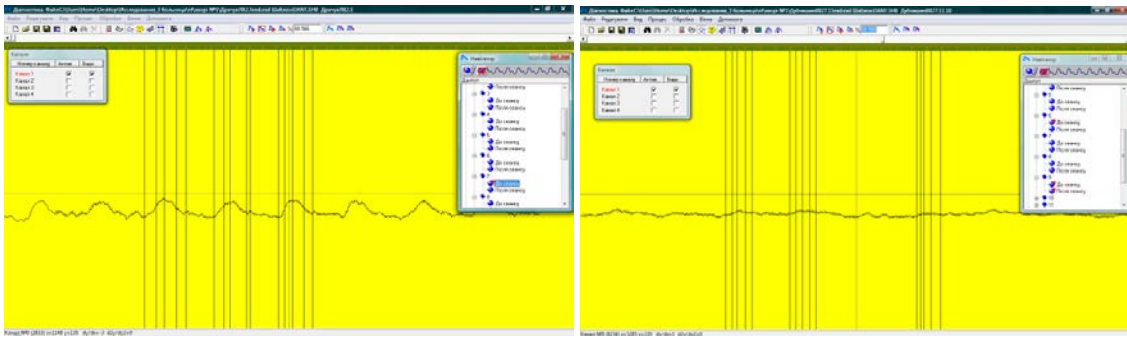
До неінвазивних оптичних методів діагностики периферійного кровообігу відноситься фотоплетизмографічний (ФПГ) метод. Саме ФПГ-метод дозволяє підвищити достовірність контролю і діагностики стану периферичного кровообігу та виявити впливи на вегетативну нервову систему, може служити для оцінювання симпатичної іннервації шкіри, застосовуватися при діагностиці хвороби Рейно, ранніх форм атеросклерозу, тромбофлебиту, облітеруючого ендартеріїту та ін. Цей метод може бути контролем глибини спинномозкової анестезії (одночасна реєстрація судинних реакцій з пальця руки і ноги). Крім

того, ФПГ 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 [2, 82, 83]. Тому ефективно оброблення фотоплетизмографічної інформації є дуже актуальним завданням. За допомогою розробленого оптико-електронного засобу було проведено обстеження хворих на ішемію.

Було обстежено 82 особи. Ішемію II ступеня було діагностовано у 18 хворих, IIIA – у 8, IIIB – у 12, IV – у 15. Контрольну групу становили 29 осіб без ознак облітеруючих захворювань артерій нижніх кінцівок. Вік обстежених – 18–82 років. Проводили фізикальне обстеження та ФПГ. Рівень регіонарного систолічного тиску (СТ) визначали за тиском в манжеті сфігмоманометру, при якому з'являлась постоклюзійна реактивна гіперемія. За допомогою пульсоксиметра досліджували сатурацію крові на стопі та кисті і розраховували співвідношення стопа/кисть. Остання дозволяла оцінити мікроциркуляцію (місцевий кровообіг) у ділянці дослідження. ФПГ проводили за допомогою розробленого оптико-електронного засобу діагностування стану периферичного кровообігу. Визначали характер плин крові на основі отриманої фотоплетизмограми (пульсуючий високоамплітудний (рис. 4.4а), пульсуючий низькоамплітудний (рис. 4.4б), неппульсуючий (рис. 4.4в)).

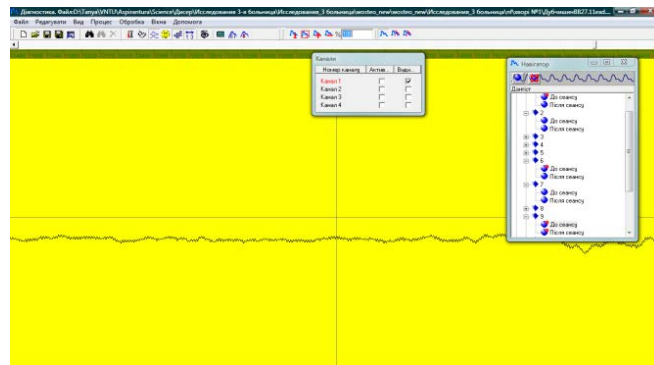
На підставі отриманих даних розраховували чутливість, специфічність і прогностичну цінність ФПГ в діагностиці оклюзуючих захворювань артерій нижніх кінцівок. Чутливість визначали як частку позитивних результатів в групі хворих, специфічність – як частку негативних результатів в групі здорових, прогностичну цінність – як ймовірність наявності (відсутності) захворювання при відомому результаті дослідження [83, 84–86].

У обстежених контрольної групи пульс визначали на всіх рівнях нижніх кінцівок, шкіра стоп була теплою, блідо-рожевою зі швидким червоним дермографізмом (8–26 с). Проба Мантейфеля–Левастина не перевищувала 4 с. Реактивна гіперемія на кисті виникала за 2–8 с при тиску 100–140 мм. рт. ст. На стопі реактивна гіперемія виникала за 4–14 с, при тиску 100–160 мм. рт. ст. Відношення показника сатурації крові на стопі до аналогічного показника на кисті становило –  $0,97 \pm 0,01$ . При ФПГ реєстрували пульсуючий високоамплітудний (28 осіб) і низькоамплітудний (1 особа) плин крові.



а

б



в

Рисунок 4.4 – Визначення характеру плину крові: а – пульсуючий високоамплітудний; б – пульсуючий низькоамплітудний; в – непульсуючий

При ішемії II ст. 13 хворих відмічали мерзлякуватість стоп, парестезії, гіпотермію шкіри стоп. У них була бліда шкіра, сповільнений червоний (30–48 с) дермографізм, схильність до артеріальної гіпертензії (прояви гіперсимпатикотонусу). Проба Мантейфеля–Левастина становила 2–6 с. Дистанція ходьби дорівнювала 140–240 м. Реактивна гіперемія на кисті виникала за 4–10 с. при тиску 110–170 мм рт. ст. На стопі реактивна гіперемія виникала за 17–73 с, при тиску 70–120 мм. рт. ст. Відношення показника сатурації крові на стопі до аналогічного показника на кисті становило  $0,93 \pm 0,04$ . При ФІГ у 12 хворих реєстрували пульсуючий високоамплітудний плин крові, у 6 – низькоамплітудний.

Хворі на ішемією ША ст. постійно відчували холод і парестезії у стопі і біль у спокою, що примушувало опускати ногу 1–3 рази за ніч. Шкіра стопи була холодною і блідою з білим дермографізмом. Проба Мантейфеля–Левастина становила 6–10 с. Дистанція ходьби становила 25–50 м. Реактивна гіперемія на кисті виникала за 4–12 с при СТ 100–180 мм рт. ст., на стопі – за 62–98 с, при СТ нижчому за 60 мм рт. ст. При ЛФПГ у 5 пацієнтів реєстрували пульсуючий низькоамплітудний плин крові, у 3 – непульсуючий.

У хворих на ішемію ШБ ст. виникав набряк стопи. Вони скаржились на постійне відчуття холоду у стопі і біль у стані спокою, що примушувало опускати ногу 4–8 разів за ніч. Шкіра стопи була прохолодною і багровою з тривалим (понад 50 с) білим дермографізмом. Проба Мантейфеля–Левастина становила 7–11 с. Дистанція ходьби не перевищувала 30 м. Реактивна гіперемія на кисті виникала за 4–12 с при СТ 100–180 мм рт. ст., на стопі – за 79–109 с, при СТ нижчому за 50 мм рт. ст.). Відношення показника сатурації крові на стопі до аналогічного показника на кисті становило –  $0,83 \pm 0,12$  (у 2 хворих тиск визначити не вдалось). При ФПГ у 2 пацієнтів реєстрували пульсуючий низькоамплітудний плин крові, у 10 – непульсуючий.

Пацієнти з IV ст. ішемії скаржились на мерзлякуватість стоп, парестезії, постійний, переважно нічний біль у стопі, що примушувало опускати ногу 4–12 разів за ніч. Шкіра стоп була холодною, блідо-синюшною або багровою, мармуровою з білим дермографізмом. У всіх хворих були набряки стопи і гомілки, некротичні зміни пальців і стопи. Проба Мантейфеля–Левастина на пальцях стопи становила 9–19 с. Реактивна гіперемія на кисті виникала за 4–12 с, при СТ 100–170 мм рт. ст. На стопі реактивна гіперемія виникала за 2–5 хв, в ділянці гомілки – за 77–129 с, в колінній ділянці – за 38–69 с, при СТ нижчому за 50 мм рт. ст. При ФПГ плин крові на стопі визначали як непульсуючий, на гомілці – як пульсуючий низькоамплітудний. При ФПГ у всіх хворих реєстрували непульсуючий плин крові. Отже, по мірі поглиблення ішемії погіршувались функціональні показники регіонарної гемодинаміки, що залежать від стану колатерального кровообігу (табл. 4. 3).

Таблиця 4.3 – Показники регіонарної гемодинаміки в залежності від ішемії

		Здорові	II ст.	IIIА	IIIБ	IV ст.
Реактивна гіперемія стопи	Час, с	9,1 ± 0,4 (4–14)	28,0 ± 2,2* (17–73)	84,3 ± 1,7* (62–98)	96,2 ± 1,2* (79–109)	232,4 ± 5,8* (120–300)
	СКК	1,8 ± 0,2 (1,2–3,2)	6,4 ± 0,1 (4,1–7,2)	19,3 ± 1,3 (9,2–23,2)	21,3 ± 1,5 (8,9–24,7)	47,7 ± 2,2 (11,8–49,2)
	Тиск, мм рт ст.	136,7 ± 2,4 (100–160)	92,7 ± 2,8* (70–120)	46,4 ± 3,4* (37–55)	39,7 ± 2,9* (0–45) у 5 не визнач.	не визнач.
	СКК	1,1 ± 0,1 (0,9–1,2)	0,6 ± 0,1 (0,4–0,8)	0,3 ± 0,1 (0,2–0,5)	0,2 ± 0,1 (0 – 0,4)	не визнач.
Сатурація (СКК)		0,97 ± 0,01	0,93 ± 0,04	0,83 ± 0,12 у 2 не визнач.	0,81 ± 0,13 у 6 не визнач.	не визнач.

Примітки: \*результати достовірні порівняно із попередньою групою; СКК – стопо-кистьовий коефіцієнт.

Як видно з табл. 4. 3, середні показники окремих груп достовірно розрізняються, що свідчить про їх адекватність в оцінці стану регіонарної гемодинаміки. Проте індивідуальна варіабельність була широкою і групові інтервали перетинались. Помітними були міжгрупові відмінності при дослідженні реактивної гіперемії. Достовірно зменшувався тиск, при якому з'являлась реактивна гіперемія і збільшувався час її появи на стопі і I пальці. Сатурація крові при неглибокій ішемії зменшувалась недостовірно, а при глибокій – часто її визначити не вдавалось, що значно обмежувало застосування цього методу.

ФПГ на відміну від оксиметрії давала можливість оцінювати пульсативність плин крові не лише на пальцях, а і на інших ділянках. Відношення показників н/к до показників аналогічних ділянок верхніх кінцівок достовірно і плавно зменшувалось по мірі поглиблення ішемії. При ішемії IIIБ і IV ст. плин крові на стопі був неппульсовим. На гомілці зберігався пульсовий низькоамплітудний плин крові із співвідношенням гомілка/передпліччя відповідно  $0,23 \pm 0,07$  та  $0,15 \pm 0,04$ .



На підставі отриманих даних розраховували чутливість і специфічність ФПГ в діагностуванні оклюзуючих захворювань артерій нижніх кінцівок.

Серед 29 осіб без ознак облітеруючих захворювань артерій нижніх кінцівок високоамплітудний пульсуючий плин крові був зареєстрований у 28, низькоамплітудний пульсуючий – лише в одному випадку. При наявності ішемії високоамплітудний пульсуючий плин крові був зареєстрований у 12 пацієнтів (при критичній ішемії – у жодного), низькоамплітудний – у 13 (при критичній ішемії – у 7), непульсуючий – 27 (при критичній ішемії – у 27).

Отже, в діагностуванні ішемії специфічність пульсуючого плину крові становила 100 %, високоамплітудного пульсуючого – 96,6 %. При критичній ішемії – відповідно, 100 % і 67 %. Чутливість показника пульсативності плину крові при ішемії становила 52,8 %, високоамплітудного пульсуючого досягала 77,4%. При критичній ішемії – відповідно, 80 % і 100 %. Прогностична цінність показника пульсуючого плину крові в діагностиці ішемії за його відсутності становила 100 %, за наявності – 46,3 %, високоамплітудного – відповідно, 97,6 % і 30 %. При критичній ішемії за відсутності пульсативності плину крові прогностична цінність становила 100 %, за наявності – 28 %, високоамплітудного – відповідно, 85,4 % і 0 %.

Фізикальні дані в цілому адекватно відображали стан регіонарної гемодинаміки. Але при діабетичній нейропатії нерідко спостерігали гіпо- або гіперестезію. У цих хворих зустрічали ділянки змертвіння при збереженні пульсу на стопі. Дистанція ходи могла бути занижена при патології опорно-рухового апарату. Проба з дермографізмом надто суб'єктивна, зокрема залежить від сили тиснення. Результати проби Мантейфеля–Левастина незручно оцінювати при багровій, блідій чи блідо-синюшній шкірі. В останньому випадку варто звертати увагу на тургор тканин і темпи зникнення ямки. Але тут закладено велику частку суб'єктивізму. При фізикальному обстеженні неможлива деталізована оцінка стану колатерального кровообігу.

Реактивна гіперемія – чутливий тест. Ендотелій синтезує вазодилататори, ангіопротектори (оксид азоту та ін.) та вазоконстриктори, протромботичні фактори (тромбоксан А та ін.) і відіграє велику роль в

регуляції судинних реакцій і гідравлічного опору артерій, вільно-радикального окислення, внутрішньосудинного тромбоутворення, активності запальних і аутоімунних реакцій [87–89]. Ендотеліоцити чутливі до швидкості плину крові. При реактивній гіперемії швидкість плину крові значно перевищує початковий рівень. При цьому зростає продукція оксиду азоту [90, 91]. У пацієнтів зі збереженим резервом колатерального кровообігу реєстрували позитивні зміни показників функціональних проб. Величина перфузії гіперемії зростає на 150–250 %. У хворих з артеріальними оклюзіями на ґрунті ендотеліальної дисфункції збільшується інтервал до появи гіперемії. Тривалість інтервалу прямопропорційна кількості блоків, тяжкості ішемії. Максимальне значення перфузії і ступінь її збільшення відносно початкового рівня тим менше, чим важча декомпенсація регіонарного кровообігу.

При критичній ішемії у хворих на діабетичну ангіопатію у поєднанні із облітеруючим атеросклерозом початковий рівень плину крові був високим, але непульсуючим, що відбиває порушення міогенного тону і парез капілярних сфінктерів [92].

При ішемії II ст. виникає спазм артеріол і прекапілярних сфінктерів та збільшення периферичного опору. При ішемії III–IV ст. виникає атонія (аж до парезу) судин, зокрема артеріоло-венулярних шунтів, глибокі порушення мікроциркуляції і незворотні зміни тканин [82–85, 93]. При критичній ішемії у хворих на діабетичну ангіопатію у поєднанні із облітеруючим атеросклерозом початковий рівень плину крові був високим, але не пульсуючим, що відображає порушення міогенного тону і парез капілярних сфінктерів [92].

Значно гірші показники тесту на стопі, ніж у колінній ділянці, при критичній ішемії зумовлені добрим розвитком колатеральної мережі в ділянці стегна, кульшового та колінного суглобів. Розвиток колатералей нижче цього рівня набагато гірший. Цей метод дозволяє оцінити достатність колатерального кровообігу на певному рівні, що важливо при визначенні рівня збереження кінцівки. Корисним є ФПГ для об'єктивізації результатів. Інформативним тестом є рівень СТ, при якому з'являється реактивна гіперемія. Це відображає об'ємну швидкість плину крові через колатералі. Отримані результати задовільно корелюють із тяжкістю ішемії і станом колатерального кровообігу.

Інформативність тесту з реактивною гіперемією становить понад 80 %.

Визначення сатурації використовують для оцінки місцевого кровообігу, що ґрунтується на визначенні пульсуючої компоненти [68, 69]. При доброму колатеральному кровообігу плин крові у пальцях стопи залишається пульсуючим з нормальними або субнормальними показниками. При прогресуванні порушень колатерального кровообігу пульсативність і показники сатурації зменшуються або не реєструються взагалі. Це ускладнює кількісну оцінку колатерального кровообігу. Датчик можна накладати лише на палець. Результати залежать від стану шкіри та нігтів, розмірів і форми пальця, положення датчика. В наших спостереженнях сатурація на стопі була найнижчою при мікроангіопатії (значне погіршення кровообігу на рівні мікроциркуляції). Дещо вищі показники при атеросклерозі свідчать про менш глибокі зміни мікроциркуляції і певну компенсацію за рахунок колатерального кровообігу. Метод дозволяє інтегрально оцінити колатеральний кровообіг і достатність його для живлення стопи. На відміну від оксиметрії при ФПГ можливо визначити пульсативність плин крові в різних ділянках стопи і гомілки, ступінь компенсації і перспективи збереження н/к та рівень ампутації. Можливість оцінити пульсативність є найціннішою властивістю методу. Остання, хоч і значно знижена, свідчить про достатнє живлення тканин у стані спокою і перспективи загоєння післяопераційної рани, зокрема при ампутації на певному рівні.

Таблиця 4.4 – Залежність СКК від ступеню ішемії

Ступінь ішемії	К-сть обстежених нижніх кінцівок	К-сть обстежених пацієнтів	СКК, % ОЕП (інтервал)	Рекомендації для індивідуального обстеження	СКК, пульсоксиметр (інтервал)
Здорові	24	17	78,4 ± 3,7 (44,4–25,8)	від 40,1	0,97 ± 0,01 (0,95–0,99)
Субкомпенсована	25	21	29,4 ± 2,3 (13,8–69,1)	22,0–36,0	0,93 ± 0,04 (0,90–0,97)
Декомпенсована	37	30	15,3 ± 2,2 (0,3–49,4)	9,0–21,0	0,82 ± 0,1 (0–0,87) у 22 не визнач.

Для більш зручного та достовірного порівняння результатів експериментальних досліджень всіх обстежуваних було поділено на 3 групи: 1 – без оклюзії артерій; 2 – декомпенсована, тобто критична ішемія, в яку було об'єднано III і IV ступені ішемії; 3 – субкомпенсована ішемія, до якої увійшов II ступінь ішемії (табл. 4.4). Вимірювання було проведено за допомогою розробленого оптико-електронного засобу (ОЕП) та за допомогою пульсоксиметра.

Як видно з табл. 4.4, при визначенні СКК за допомогою пульсоксиметра у здорових пацієнтів та пацієнтів із субкомпенсованою ішемією його значення зменшувалось недостовірно, а у випадку декомпенсованої ішемії СКК не вдалося визначити у 22 пацієнтів із 30 обстежених. Розроблений оптико-електронний засіб дозволяє визначити СКК на будь-якій стадії ішемії, достовірність діагностування захворювань нижніх кінцівок якого у порівнянні з пульсоксиметром на 70 % вища.

Більш детальний огляд кожного інтервалу наведено в табл. 4.5.

Таблиця 4.5 – Визначення ступеню ішемії на певному інтервалі значень СКК

СКК, %	Без оклюзії артерій	Ступінь ішемії	
		Субкомпенсована	Декомпенсована
Кількість чоловік			
0–20,0	0	6 (25 %)	27 (73 %)
20,1–40,0	0	15 (63 %)	9 (24,3 %)
40,1–70,0	12 (50 %)	3 (12,5 %)	1 (2,7 %)
70,1–130,0	12 (50 %)	0	0
Всього обстежених нижніх кінцівок	24	24	37
Середній показник СКК, %	$78,4 \pm 3,7$	$29,4 \pm 2,3$	$15,3 \pm 2,2$

В табл. 4.6 наведено результати проведених досліджень.

Таблиця 4.6 – Результати проведених досліджень

СКК, %	Декомпенсована	Результати дослідження
	Середній показник СКК 15,3 ± 2,2 %	
0–20,0	27 чоловік	6 – ампутацій
20,1–40,0	9 чоловік	1 – ампутація
40,1–70,0	1 чоловік	н/к збережена (ділянки змертвіння тканин на ґрунті мікроангіопатії)

На рис. 4.5 показано графічну залежність стопо-кистевого коефіцієнта від ступеня ішемії. На рис.: БО – пацієнти без оклюзії артерій, СК – хворі з субкомпенсованою ішемією, ДК – з декомпенсованою ішемією.

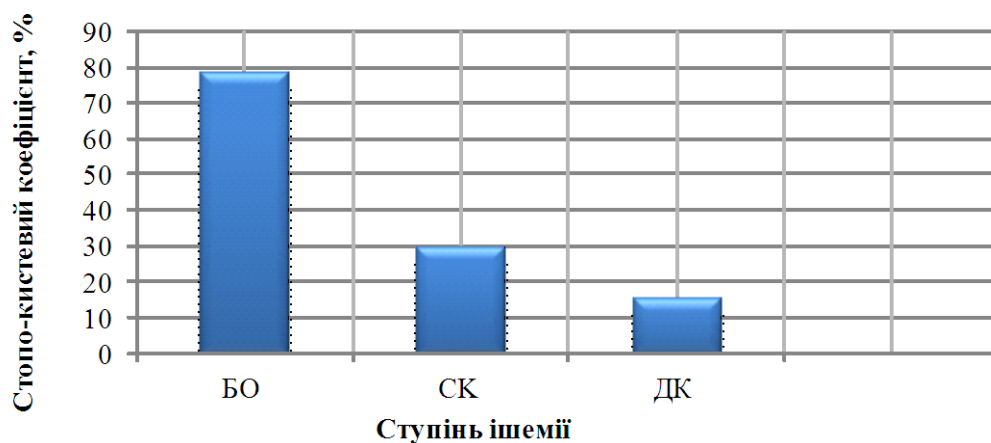


Рисунок 4.5 – Залежність СКК від ступеня ішемії

Динаміку збільшення амплітуди плинину крові після проведення манжеточної проби зображено на рис. 4.6а,д. На рис. 4.6а, показано зміну амплітуди 7 пацієнтів з декомпенсованою ішемією (максимальне зростання амплітуди – 15 у. о.). На рис. 4.6,б – 8 пацієнтів з субкомпенсованою ішемією (максимальне зростання амплітуди – 65 у. о.). На рис. 4.6в розглянуто амплітуди 4-х пацієнтів, що були об'єднані у окрему групу з ішемією субкомпенсована+, оскільки в них спостерігалось помітне збільшення амплітуди плинину крові після проведення манжетової проби (максимальне зростання – 120 у. о.)

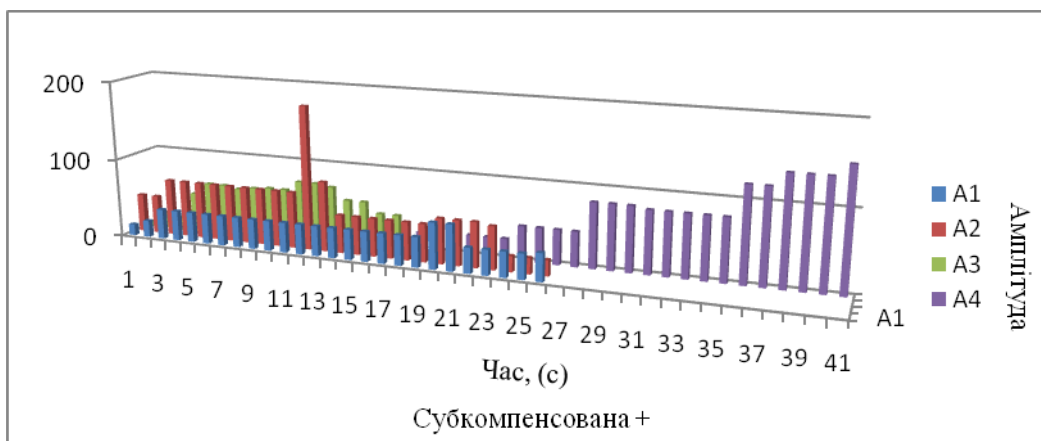
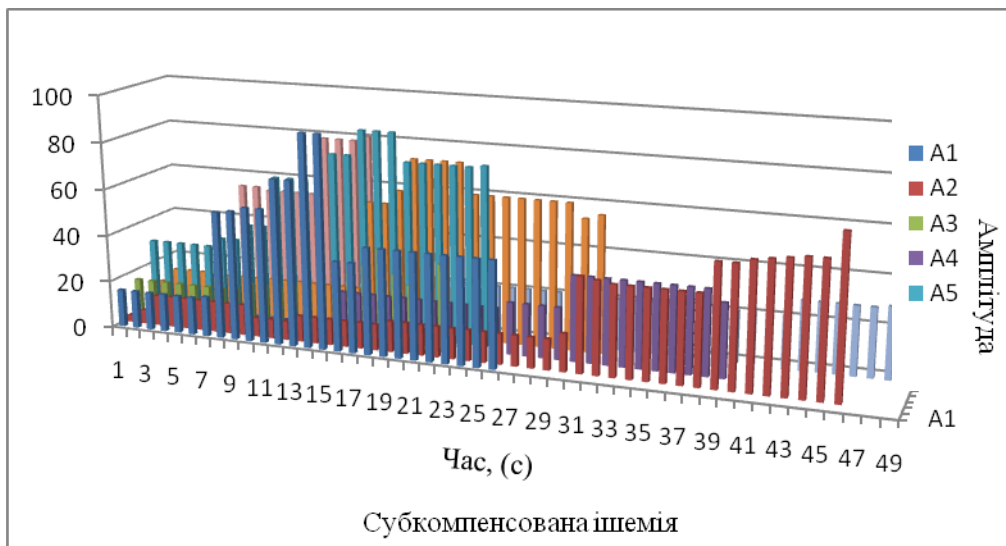
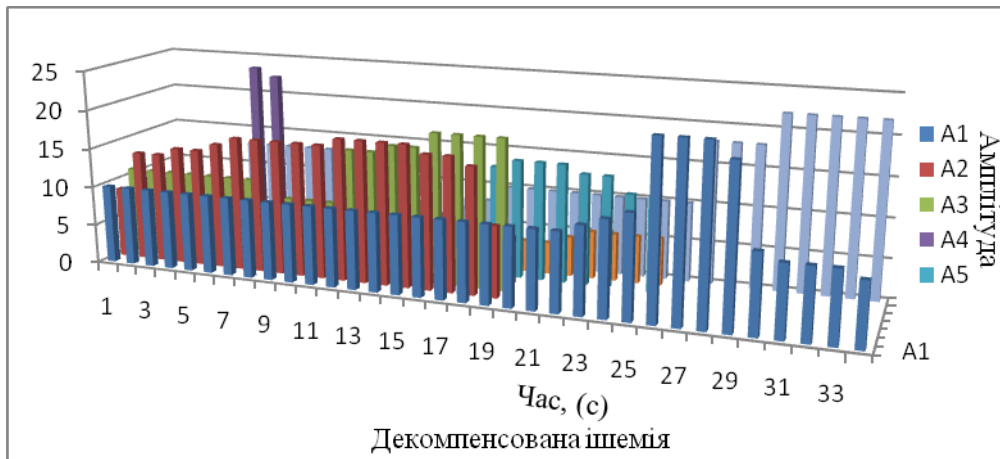
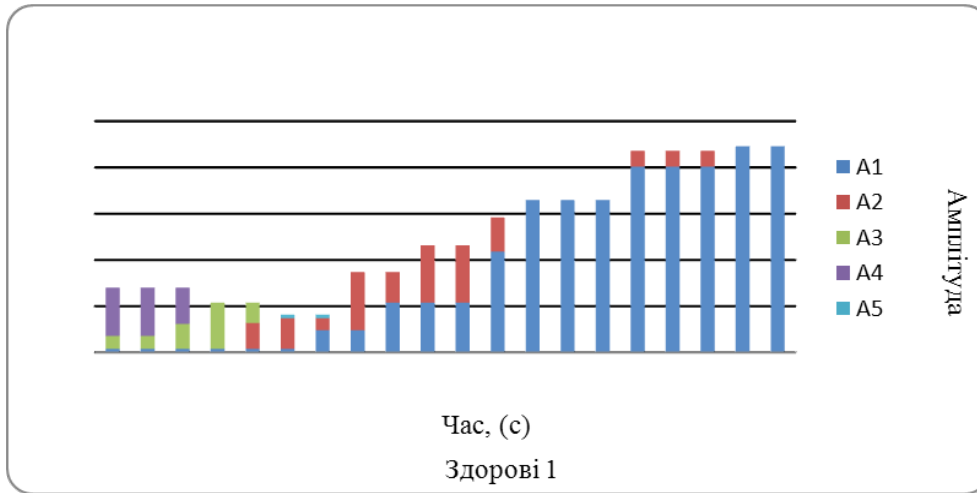
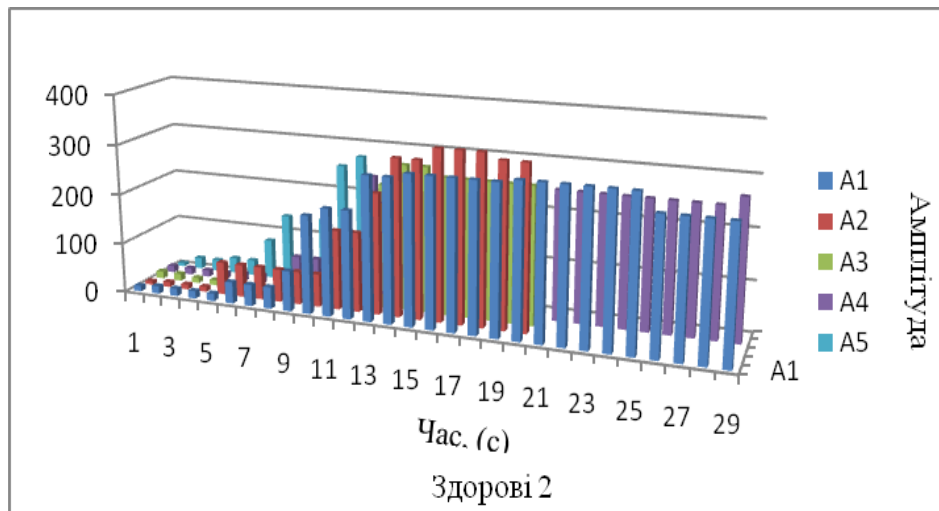


Рисунок 4.6 – Зміна амплітуди плинку крові в залежності від ступеня ішемії:  
 а – декомпенсована ішемія; б – субкомпенсована ішемія; в – субкомпенсована+;  
 г – здорові 1; д – здорові 2



Г



Д

Рисунок 4.6 (продовження) – Зміна амплітуди плинуну крові в залежності від ступеня ішемії: а – декомпенсована ішемія; б – субкомпенсована ішемія; в – субкомпенсована+; г – здорові 1; д – здорові 2

Контрольну групу, тобто пацієнтів без оклюзії артерій, було розділено на 2 підгрупи, в першій максимальне зростання амплітуди спостерігалось до 180 у. о. (рис. 4.6г), в другій – до 300 у. о. (рис. 4.6д).

В результаті проведених експериментальних та клінічних досліджень було проведено 7 ампутацій, 1 нижню кінцівку збережено, а іншим пацієнтам було призначене індивідуальне лікування та нагляд лікаря.

Отже, за допомогою розробленого оптико-електронного засобу можна визначити пульсативність плинуну крові в різних ділянках стопи

і гомілки, ступінь компенсації і перспективи збереження кінцівки та рівень ампутації. Інформативність його (зокрема показника високоамплітудного пульсуючого плин у крові при критичній ішемії) перевищує 90 %. ФПГ – високоінформативний метод, що дозволяє оцінити пульсативність кровоплину у конкретній ділянці. Найбільш інформативний параметр – високоамплітудний пульсуючий плин крові.

### 4.3 Оцінювання коефіцієнта кореляції результатів досліджень

Одним із важливих завдань в біомедичних дослідженнях є визначення зв'язку між фактором, що впливає на організм, та параметром, що реагує на цей вплив, і моделювання цього параметра в залежності від існуючого фактора. Ця задача розв'язується за допомогою кореляційного аналізу [94]. Зв'язок між змінними величинами може бути функціональним та ймовірнісним або кореляційним. При кореляційному зв'язку заданому значенню фактора  $X$  може відповідати множина можливих значень параметра  $Y$ . При цьому, з ростом  $X$  відбувається зменшення  $Y$ . Цей зв'язок називається зворотнім від'ємним кореляційним зв'язком. При прямому додатному кореляційному зв'язку зі збільшенням фактора  $X$  зростає параметр  $Y$  [94].

Напрямок (прямий чи зворотній) і ступінь кореляційного зв'язку характеризується коефіцієнтом лінійної кореляції  $r_{xy}$ , що розраховується за даними вибірки  $n$  об'єктів за формулою

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

де

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

$x_i, y_i$  – значення змінних для  $i$ -го об'єкта;  $\bar{x}_i, \bar{y}_i$  – середнє значення змінних для вибірки  $n$ -го об'єкта.



Коефіцієнт кореляції може приймати значення від  $-1$  до  $+1$ , тобто  $-1 \leq r_{xy} \leq 1$ . При  $r_{xy} > 0$  – зв’язок прямий, при  $r_{xy} < 0$  – зворотній зв’язок. Якщо  $r_{xy} = 0$ , зв’язок відсутній,  $|r_{xy}| = 1$  – зв’язок функціональний.

Сила зв’язку коефіцієнта кореляції оцінюється за табл. 4.7.

Таблиця 4.7 – Зв’язок між коефіцієнтом кореляції та результатами досліджень

Зв’язок	Коефіцієнт кореляції	
	Прямий зв’язок	Зворотній зв’язок
зв’язок відсутній	...0	0
зв’язок слабкий	0...+0,3	0...-0,3
зв’язок помірний	+0,3...0,7	-0,3...0,7
зв’язок сильний	+0,7...1	-0,7...-1
зв’язок повний	+1	-1

В табл. 4.8 наведено зв’язок між коефіцієнтом кореляції та результатами досліджень.

Таблиця 4.8 – Результати досліджень

Здорові № 1						
№ досл.	I-ша точка		VI-та точка			
			до сеансу		після сеансу	
	у. о.	%	у. о.	%	у. о.	%
1	273	100	185	67,76	216	79,21
2	215	100	99	46,04	323	150,2
3	236	100	152	64,4	149	63,13
4	132	100	69	52,27	67	50,75
5	213	100	131	61,5	218	103,27
6	213	100	55	25,82		
7	312	100	170	54,48		
8	361	100	101	27,97		
9	247	100	53	21,45		
10	242	100	143	59,09	160	66,11
11	166	100	37	22,28	219	131,9
12	71	100	54	76,05		
13	170	100	60	35,29		
14	273	100	261	95,6		

На основі вказаних формул розраховано значення коефіцієнта кореляції, що дорівнює: до сеансу –  $r_{xy} = 0,96$ ; після сеансу –  $r_{xy} = 0,7$ .

Середньоквадратична похибка для заданого коефіцієнта кореляції визначається як

$$m_r = \frac{1 - r_{xy}^2}{\sqrt{n}}; m_r = 0,13.$$

Для оцінювання достовірності коефіцієнта кореляції використовується критерій достовірності – відношення коефіцієнта кореляції  $r_{xy}$  до середньоквадратичної похибки  $m_r$ .

При  $t_r > 3$  коефіцієнт кореляції вважається достовірним:

$$t_r = \frac{r_{xy}}{m_r}.$$

Отже, достовірність коефіцієнта кореляції  $t_r = 5,38$ , а це вказує на об'єктивність отриманих даних при проведених дослідженнях.

#### **4.4 Аналіз метрологічних характеристик розробленого засобу діагностування стану периферичного кровообігу**

Виходячи з режимів роботи засобів перетворення, розрізняють статичні і динамічні метрологічні характеристики [95, 96]. Розроблений засіб працює у статичному режимі, оскільки сигнал на його виході не змінюється протягом часу, достатнього для зчитування показів. До основних статичних метрологічних характеристик пристрою відносять: номінальну функцію перетворення; чутливість; похибку нелінійності; адитивну і мультиплікативні складові похибок [96].

На вхід вимірювального каналу (ВК) оптико-електронного засобу діагностування стану периферичного кровообігу надходить світловий сигнал. Інформативним параметром ВК, структура якого містить фотоприймач, підсилювач та АЦП є сила світла  $I$ , що перетворюється в двійковий код  $N_x$ . У цій структурі в якості фотоприймача використовується пара фотодіод-операційний підсилювач.

Струм, що протікає через фотодіод, описується таким виразом [97, 98]:

$$I_{VD} = \frac{\Phi S_{IO}}{\sqrt{1 + (\Omega \tau_{VD})^2}} - I_S \left( \exp\left(\frac{e_e U_{VD}}{kT}\right) - 1 \right), \quad (4.1)$$

де  $I_{VD}$  – струм фотодіода;  $S_{IO}$  – інтегральна струмова чутливість фотодіода при немодульованому опроміненні;  $\Phi$  – падаючий на фотодіод потік опромінення;  $I_S$  – темновий струм фотодіода;  $U_{VD}$  – падіння напруги на фотодіоді;  $T$  – абсолютна температура;  $k$  – постійна Больцмана;  $e_e$  – заряд електрона;  $\Omega$  – циклічна частота потоку опромінення;  $\tau_{VD}$  – постійна часу фотодіода, яка залежить від значень внутрішнього опору фотодіода  $R_{VD}$ , паразитної ємності фотодіода  $C_{VD}$ , часу розсмоктування неосновних носіїв заряду.

При використанні джерела світла з конденсорною лінзою можна отримати плоско-паралельний потік опромінення, однаковий на всій площині. У цьому випадку потік опромінення та площа фоточутливого шару фотодіода, що опромінюється, пов'язані співвідношенням [97, 99]

$$\Phi_0 = J_p S = IS/r^2, \quad (4.2)$$

де  $J_p$  – сила світла;  $r$  – відстань від джерела світла до поверхні, що освітлюється;  $S$  – площа, що опромінюється;  $I$  – інтенсивність променевого потоку.

На основі закону Ламберта втрати інтенсивності світла, що проходить крізь біооб'єкт, внаслідок розсіювання та поглинання описуються таким співвідношенням [1, 2, 5]:

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z), \quad (4.3)$$

де  $z$  – товщина біооб'єкта;  $I_0$  – інтенсивність падаючого світла;  $\mu_t$  – коефіцієнт послаблення оптичного випромінювання [5, 11]:

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a, \quad (4.4)$$

де  $\mu_s$  – коефіцієнт розсіювання;  $\mu_a$  – коефіцієнт поглинання біооб'єкту.

Вихідна напруга фотоприймача на основі пари фотодіод-операційний підсилювач, з урахуванням зміщення нуля, різниці вхідних струмів, напруги шуму, описується виразом [97, 100]

$$U_{\Phi} = \frac{I_{VD}R_{33}}{1 + R_{33}/KR_{BX} + 1/K} + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + U_{\text{ш}}, \quad (4.5)$$

де  $K$  – коефіцієнт передачі операційного підсилювача;  $R_{BX}$  – вхідний опір операційного підсилювача;  $U_{3M}$  – напруга зміщення нуля операційного підсилювача;  $\Delta I$  – різниця вхідних струмів операційного підсилювача;  $U_{\text{ш}}$  – напруга шуму на виході фотоприймача.

Модуль вихідної напруги визначається виразом [97, 100]

$$U_{\text{ш}} = \sqrt{E_{\text{шп}}^2 + (I_{\text{шп}}^2 + I_{\text{шд}}^2 + I_{33}^2)R_{33}}, \quad (4.6)$$

де  $E_{\text{шп}}$  – спектральна щільність напруги шуму операційного підсилювача;  $I_{\text{шп}}$  – спектральна щільність шумового струму операційного підсилювача;  $I_{\text{шд}}$  – спектральна щільність шумового струму опору зворотного зв'язку.

Щільність шумового струму фотодіода, що працює у фотовольтаїчному режимі [97, 100]:

$$I_{\text{шд}} = \sqrt{4KT \Delta f / R_{VD}}, \quad (4.7)$$

де  $\Delta f$  – ефективна смуга пропускання електронного тракту.

Щільність шумового струму опору зворотного зв'язку [97, 98]:

$$I_{33} = \sqrt{4KT \Delta f / R_{33}}. \quad (4.8)$$

В загальному випадку, вхідний опір та опір зворотного зв'язку має реактивний характер. Тому у комплексній формі вираз (4.5) записується як

$$\begin{aligned} \dot{U}_\Phi &= \frac{\dot{I}_{VD}\dot{Z}_{33}}{1 + \dot{Z}_{33}/K\dot{Z}_{BX} + 1/\dot{K}} + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + \dot{U}_{\text{Ш}} = \\ &= \frac{\dot{I}_{VD}\dot{Z}_{33}\dot{Z}_{BX}\dot{K}}{\dot{Z}_{BX}\dot{K} + \dot{Z}_{BX} + \dot{Z}_{33}} + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + \dot{U}_{\text{Ш}}, \end{aligned} \quad (4.9)$$

де  $\dot{U}_\Phi$  – комплексна амплітуда вихідної напруги фотоприймача;  $\dot{U}_{\text{Ш}}$  – комплексна шумова напруга;  $\dot{K}$  – комплексний коефіцієнт передачі операційного підсилювача;  $\dot{Z}_{33}$ ,  $\dot{Z}_{BX}$  – відповідно, комплексний опір в колі зворотного зв'язку та комплексний вхідний опір операційного підсилювача.

Опори  $\dot{Z}_{33}$ ,  $\dot{Z}_{BX}$  визначаються виразами

$$\dot{Z}_{33} = R_{33}/(1 + j\Omega R_{33}C_{33}), \quad (4.10)$$

де  $C_{33}$  – паразитна ємність кола зворотного зв'язку;

$$\dot{Z}_{BX} = R_{BX}/(1 + j\Omega R_{BX}C_{BX}), \quad (4.11)$$

де  $C_{BX}$  – вхідна ємність операційного підсилювача.

Комплексний коефіцієнт передачі операційного підсилювача без зворотного зв'язку визначається як [97]

$$\dot{K} = K_0/(1 + j\Omega/\Omega_{\text{ГР}}), \quad (4.12)$$

де  $K_0$  – коефіцієнт передачі операційного підсилювача на нульовій частоті;  $\Omega_{\text{ГР}}$  – гранична частота операційного підсилювача.

Еквівалентний опір навантаження фотодіода визначається виразом

$$\dot{Z}_{\text{ВН}} = \dot{Z}_{33}/(1 + \dot{K} + \dot{Z}_{33}/\dot{Z}_{BX}) = R_{33}/(1 + j\Omega R_{33}C_{33}) \times$$

$$\times \left( 1 + K_0 / (1 + j\Omega / \Omega_{\text{ГР}}) + \frac{R_{33}}{R_{\text{ВХ}}} \cdot \frac{R_{\text{ВХ}} / (1 + j\Omega R_{\text{ВХ}} C_{\text{ВХ}})}{(1 + j\Omega R_{33} C_{33})} \right). \quad (4.13)$$

Отже, падіння напруги на фотодіоді

$$\dot{U}_{\text{VD}} = \dot{I}_{\text{VD}} \dot{Z}_{\text{EH}} = \frac{I}{r^2} \cdot \frac{S_{\text{IO}}}{1 + j\Omega \tau_{\text{VD}}} \dot{Z}_{\text{EH}} \dot{S} - \dot{Z}_{\text{EH}} I_S \left( \exp(e \dot{U}_{\text{VD}} / kT) - 1 \right), \quad (4.14)$$

де  $\dot{S}$  – комплексна амплітуда площі фоточутливого шару, що освітлюється.

Оскільки фотодіод працює у фотовольтаїчному режимі, падіння напруги на ньому мале та складає одиниці мВ. Відоме співвідношення  $\exp(x) \approx 1 + x$ ,  $x \rightarrow 0$  дає змогу спростити вираз (4.14):

$$\dot{U}_{\text{VD}} = \dot{I}_{\text{VD}} \dot{Z}_{\text{EH}} = \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)}{r^2} \cdot S_{\text{IO}} \dot{Z}_{\text{EH}} \dot{S} / (1 + j\Omega \tau_{\text{VD}}) - \dot{Z}_{\text{EH}} I_S e \dot{U}_{\text{VD}} / kT. \quad (4.15)$$

Провівши нескладні перетворення, отримуємо вираз, який визначає падіння напруги на фотодіоді:

$$\dot{U} = \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)}{r^2} \frac{S_{\text{IO}}}{1 + j\Omega \tau_{\text{VD}}} \dot{Z}_{\text{EH}} \dot{S} / \left( I_S \frac{e}{kT} \dot{Z}_{\text{EH}} - 1 \right). \quad (4.16)$$

Підставивши (4.6), (4.1), (4.4), (4.10), (4.11), (4.12), (4.16) у (4.9), після нескладних перетворень отримуємо вираз, що зв'язує комплексну амплітуду вихідної напруги фотоприймача з комплексною амплітудою площі освітлюваного фоточутливого шару фотодіода [97]:

$$\dot{U}_{\Phi} = \frac{K_0 R_{\text{ВХ}} R_{33} \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)}{r^2} S_{\text{IO}} \dot{S}}{(1 + j\Omega \tau_{\text{VD}}) \left( R_{33} + R_{\text{ВХ}} (K_0 + 1) - \frac{\Omega^2}{\Omega_{\text{ГР}}} R_{\text{ВХ}} R_{33} (C_{\text{ВХ}} - C_{33}) + j\Omega \left( \frac{R_{33} + R_{\text{ВХ}}}{\Omega_{\text{ГР}}} + R_{\text{ВХ}} R_{33} (C_{\text{ВХ}} + C_{33} (K_0 + 1)) \right) \right)}$$

$$\begin{aligned}
& \frac{I_S \left( \exp \left( e_e \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)}{r^2} S_{10} \dot{Z}_{EH} \dot{S} / kT (1 + j\Omega\tau_{VD}) \left( I_S \frac{e_e}{kT} \dot{Z}_{EH} - 1 \right) \right) - 1 \right)}{R_{33} + R_{BX}(K_0 + 1) - \frac{\Omega^2}{\Omega_{TP}} R_{BX} R_{33} (C_{BX} - C_{33}) + j\Omega \left( \frac{R_{33} + R_{BX}}{\Omega_{TP}} + R_{BX} R_{33} (C_{BX} + C_{33}(K_0 + 1)) \right)} + \\
& + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + \dot{U}_{III}. \tag{4.17}
\end{aligned}$$

Якщо знову скористатися співвідношенням  $\exp(x) \approx 1 + x$ ,  $x \rightarrow 0$  стосовно другого члена виразу (4.17), він прийме вигляд

$$\begin{aligned}
\dot{U}_{\Phi} = & \frac{\left( K_0 R_{BX} R_{33} \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)}{r^2} S_{10} - I_S e_e \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)}{r^2} S_{10} \dot{Z}_{EH} / kT \left( I_S \frac{e_e}{kT} \dot{Z}_{EH} - 1 \right) \right) \dot{S}}{(1 + j\Omega\tau_{VD}) \left( R_{33} + R_{BX}(K_0 + 1) - \frac{\Omega^2}{\Omega_{TP}} R_{BX} R_{33} (C_{BX} - C_{33}) + j\Omega \left( \frac{R_{33} + R_{BX}}{\Omega_{TP}} + R_{BX} R_{33} (C_{BX} + C_{33}(K_0 + 1)) \right) \right)} + \\
& + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + \dot{U}_{III}. \tag{4.18}
\end{aligned}$$

Вираз (4.18) є математичною моделлю фотоприймача на основі пари фотодіод–операційний підсилювач. Він пов'язує вихідну напругу фотоприймача з площею фоточутливого шару освітлюваного фотодіода з урахуванням частотних властивостей елементів фотоприймача, шумової складової вихідної напруги, темнового струму фотодіода, падіння напруги на ньому, різниці вхідних струмів операційного підсилювача. Вираз (4.18) можна спростити. Різниця вхідних струмів  $\Delta I$  для сучасних операційних підсилювачів складає одиниці мА, а напруга зміщення  $U_{3M}$  – одиниці мВ. При умовах  $U_{\Phi} \gg U_{3M}$  та  $I_{VD} \gg \Delta I$ , значеннями  $U_{3M}$  та  $\Delta I$  можна знехтувати. При використанні елементної бази з низьким рівнем шумів шумовою складовою виразу (4.18) можна знехтувати. Внаслідок малого значення падіння напруги на фотодіоді при його роботі у фотовольтаїчному режимі та малого значення темнового струму, друга складова чисельника виразу (4.18) близька до нуля. З урахуванням цих умов вираз (4.18) матиме вигляд [97]

$$\dot{U}_{\Phi} = \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} K_0 R_{BX} R_{33} \dot{S} / r^2 \cdot (1 + j\Omega\tau_{VD}) \dot{S}}{K_0 R_{BX} + R_{33} + R_{BX} - \Omega^2 R_{BX} R_{33} \frac{(C_{BX} - C_{33})}{\Omega_{TP}} + j\Omega \left( \frac{R_{33} + R_{BX}}{\Omega_{TP}} + R_{BX} R_{33} (C_{BX} + C_{33}(K_0 + 1)) \right)} \tag{4.19}$$

Із (4.19) випливає, що при виконанні вищенаведених умов вихідна напруга фотоприймача прямопропорційна площі освітлюваного фоточутливого шару фотодіода. Якщо розглядати фотоприймач на основі пари фотодіод–операційний підсилювач як перетворювач площі освітлюваного шару фотодіода у напругу, доцільно ввести поняття коефіцієнта перетворення, який дорівнює відношенню комплексної амплітуди вихідної напруги до комплексної амплітуди освітлюваної площі, без урахування шумової напруги, напруги зміщення та різниці вхідних струмів операційного підсилювача, темного струму фотодіода:

$$\begin{aligned} \dot{K}_S(\Omega) &= \frac{\dot{U}_\Phi}{\dot{S}} = \\ &= \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot K_0 R_{\text{BX}} R_{33} S_{10} / r^2 (1 + j\Omega\tau_{VD})}{K_0 R_{\text{BX}} + R_{33} + R_{\text{BX}} - \frac{\Omega^2}{\Omega_{\text{ГР}}} R_{\text{BX}} R_{33} (C_{\text{BX}} - C_{33}) + j\Omega \left( \frac{R_{33} + R_{\text{BX}}}{\Omega_{\text{ГР}}} + R_{\text{BX}} R_{33} (C_{\text{BX}} + C_{33} (K_0 + 1)) \right)}. \end{aligned} \quad (4.20)$$

Через коефіцієнт перетворення площі в напругу вираз (4.18) запишеться як

$$\begin{aligned} \dot{U}_\Phi &= \dot{K}_S(\Omega) \dot{S} \left( 1 - I_S e_e \dot{Z}_{\text{ЕН}} / K_0 R_{\text{BX}} R_{33} kT \left( I_S \frac{e_e}{kT} \dot{Z}_{\text{ЕН}} - 1 \right) \right) + \\ &+ \Delta I \cdot R_{33} + U_{3\text{М}} + \dot{U}_{\text{Ш}}. \end{aligned} \quad (4.21)$$

В більшості випадків гранична частота фотодіода значно менша за граничну частоту операційного підсилювача. Тому спад частотної характеристики в області верхніх частот визначається частотними властивостями фотодіода. Це дає змогу знехтувати впливом паразитної ємності в колі зворотного зв'язку та вхідною ємністю операційного підсилювача. Вхідний опір сучасних операційних підсилювачів складає десятки МОм, що значно перевищує опір в колі зворотного зв'язку та внутрішній опір фотодіода. Тому можна прийняти  $R_{\text{BX}} = \infty$ . З урахуванням усіх вищенаведених умов вираз (4.20) матиме вигляд [97]

$$K_S = I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} R_{33} / r^2 \sqrt{1 + (\Omega\tau_{VD})^2}. \quad (4.22)$$



За умови, що частота опромінення значно менша за граничну частоту фотодіода, його частотними властивостями можна знехтувати, вираз (4.22) матиме вигляд

$$K_S = I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} R_{33} / r^2 . \quad (4.23)$$

А вираз для вихідної напруги фотоприймача в залежності від площі освітлюваного фоточутливого шару фотодіода

$$U_\Phi = I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} R_{33} S / r^2 . \quad (4.24)$$

Вираз (4.24) є максимально спрощеною математичною моделлю фотоприймача на основі пари фотодіод–операційний підсилювач як перетворювача площі в напругу, яку можна використовувати за умови, що ширина спектра опромінення значно менша граничної частоти фотодіода.

З урахуванням формули (4.24) рівняння перетворення ВК матиме вигляд

$$N_x = \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} R_{33} S / r^2 \cdot K}{U_{\text{опорн}}} \cdot 2^n , \quad (4.25)$$

де  $K$  – коефіцієнт підсилення ОП;  $U_{\text{опорн}}$  – опорна напруга АЦП;  $n$  – розрядність АЦП.

Статична характеристика ВК (функція перетворення) показана на рис. 4.7.

Як видно з рис. 4.7, отримане рівняння перетворення має нелінійний характер. Функція перетворення ВК є вихідною при отриманні аналітичних залежностей для оцінювання таких статичних метрологічних характеристик, як номінальна функція, функція перетворення, чутливість, похибка нелінійності, адитивна і мультиплікативна складові похибки.

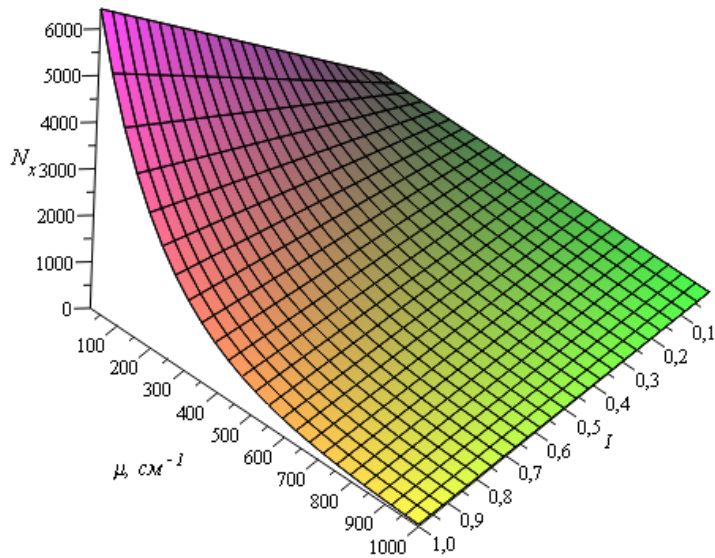


Рисунок 4.7 – Просторова функція перетворення ВК

Номінальний коефіцієнт перетворення, або чутливість в діапазоні зміни вимірювального параметра [97]:

$$S_I = \frac{\partial N_x}{\partial I} = \frac{e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (4.26)$$

Зміна чутливості в діапазоні перетворення інформативного параметра  $I$  [101]

$$S_I' = \frac{\partial^2 N_x}{2 \cdot \partial I^2} = 0; \quad S_I'' = \frac{\partial^3 N_x}{6 \cdot \partial I^3} = 0. \quad (4.27)$$

Коефіцієнт впливу впливної величини  $\mu$  на вихідний параметр  $N_x$

$$\beta = \frac{\partial N_x}{\partial \mu} = -\frac{I \cdot z \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (4.28)$$

Швидкість зміни коефіцієнта впливу на вихідний сигнал

$$P(\beta) = \frac{\partial^2 N_x}{2 \cdot \partial \mu^2} = \frac{I \cdot z^2 \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (4.29)$$

Коефіцієнт сумісного впливу інформативного параметру  $I$  та впливної величини  $\mu$  на номінальну чутливість  $S_I$  визначається

$$\alpha = \frac{\partial^2 N_x}{\partial I \partial \mu} = -\frac{z \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (4.30)$$

Номінальна функція перетворення

$$N_H = S_I \cdot I + S_I' \cdot I^2 + S_I'' \cdot I^3 = \frac{I \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (4.31)$$

Абсолютна похибка  $\Delta N_H$  нелінійності номінальної функції вимірювального перетворення дорівнює

$$\Delta N_H = S_I' \cdot (I - I_H)^2 + S_I'' \cdot (I - I_H)^3 = 0. \quad (4.32)$$

Відносна похибка  $\delta_H$  нелінійності номінальної функції вимірювального перетворення

$$\delta_H = \frac{\Delta N_H}{S_I \cdot (I - I_H)}, \quad (4.33)$$

звідки  $\delta_H = 0$ .

Абсолютна мультиплікативна похибка перетворення

$$\Delta N_M = \alpha \cdot I \cdot \Delta \mu = -\frac{I \cdot \Delta \mu \cdot z \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (4.34)$$

Абсолютна адитивна похибка перетворення

$$\Delta N_a = \beta \cdot (\mu - \mu_H) + \beta' \cdot (\mu - \mu_H)^2 = -\frac{I \cdot (\mu - \mu_H) \cdot z \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}} + \frac{I \cdot (\mu - \mu_H)^2 \cdot z^2 \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}} \quad (4.35)$$

Отримані результати аналітичних залежностей (4.26–4.35) основних статичних метрологічних характеристик ВК наведені на рис. 4.8-4.14 [101].

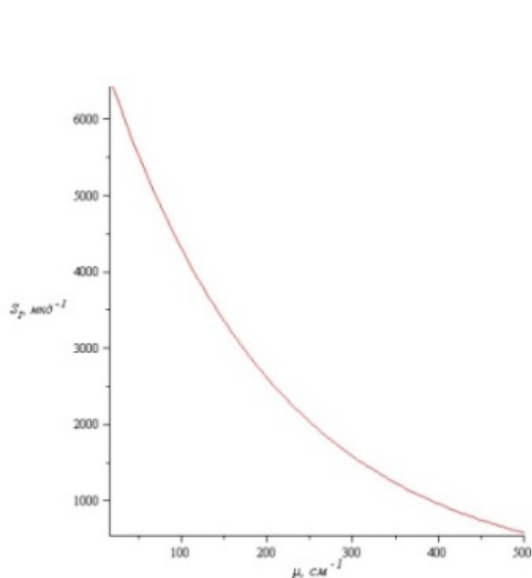


Рисунок 4.8 – Чутливість в діапазоні зміни інформативного параметра

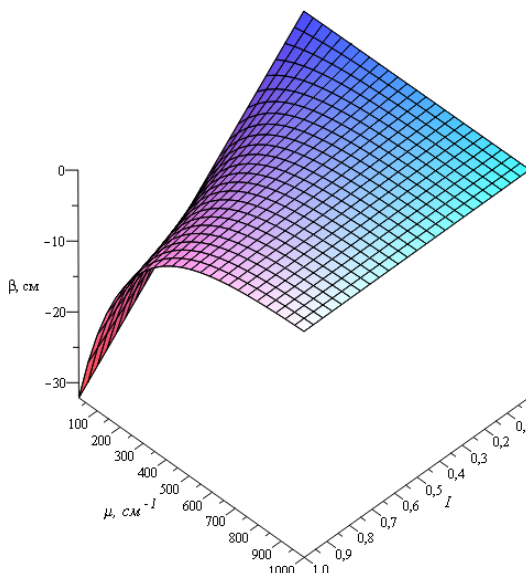


Рисунок 4.9 – Коефіцієнт впливу впливної величини

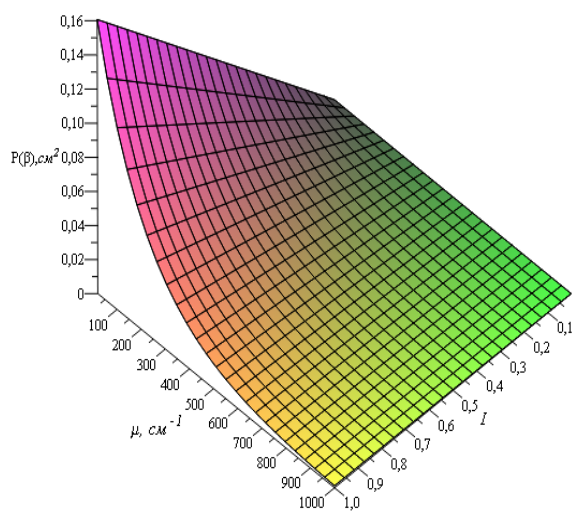


Рисунок 4.10 – Швидкість зміни коефіцієнта впливної величини по вихідному параметру

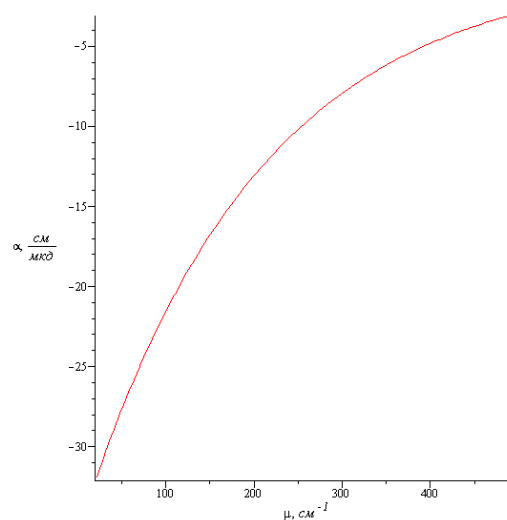


Рисунок 4.11 – Коефіцієнт сумісного впливу коефіцієнта послаблення і впливної величини на номінальну чутливість

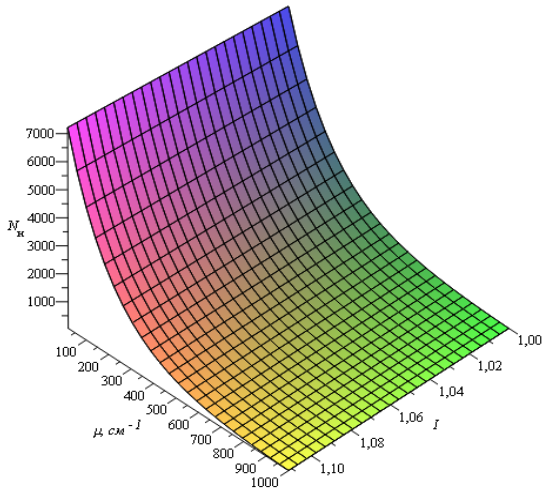


Рисунок 4.12 – Номінальна функція перетворення

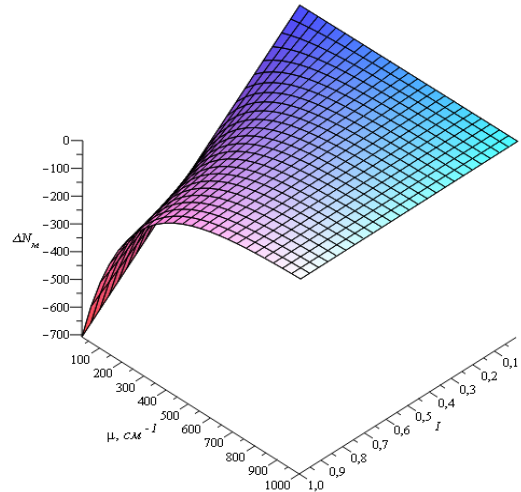


Рисунок 4.13 – Абсолютна мультиплікативна похибка

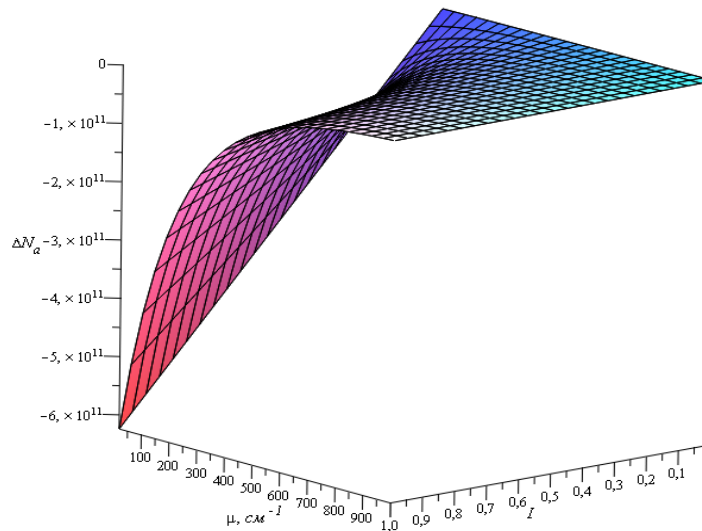


Рисунок 4.14 – Абсолютна адитивна похибка

#### 4.5 Оцінювання похибок первинного перетворювача оптико-електронного засобу

В різних частинах вимірювального каналу (ВК) виникають похибки, що впливають на результат вимірювання. До зумовлених характеристик похибок ВК відповідно до ГОСТ 8.009-84 належать: систематична похибка  $\Delta_c$ , середньоквадратичне відхилення  $\sigma(\Delta)$  випадкової складової похибки та похибка ВК [102]. На рис. 4.15 зображено уза-

гальнену структуру ВК та основні його похибки, що впливають на результат вимірювання.

При вимірюванні оптичного випромінювання, що відбивається від біотканини, виникає певна похибка  $\Delta_{\Sigma}$ , що містить як випадкову  $\overset{\circ}{\Delta}$ , так і систематичну  $\Delta_c$  складові:

$$\Delta_{\Sigma} = \Delta_c + \overset{\circ}{\Delta}. \quad (4.36)$$

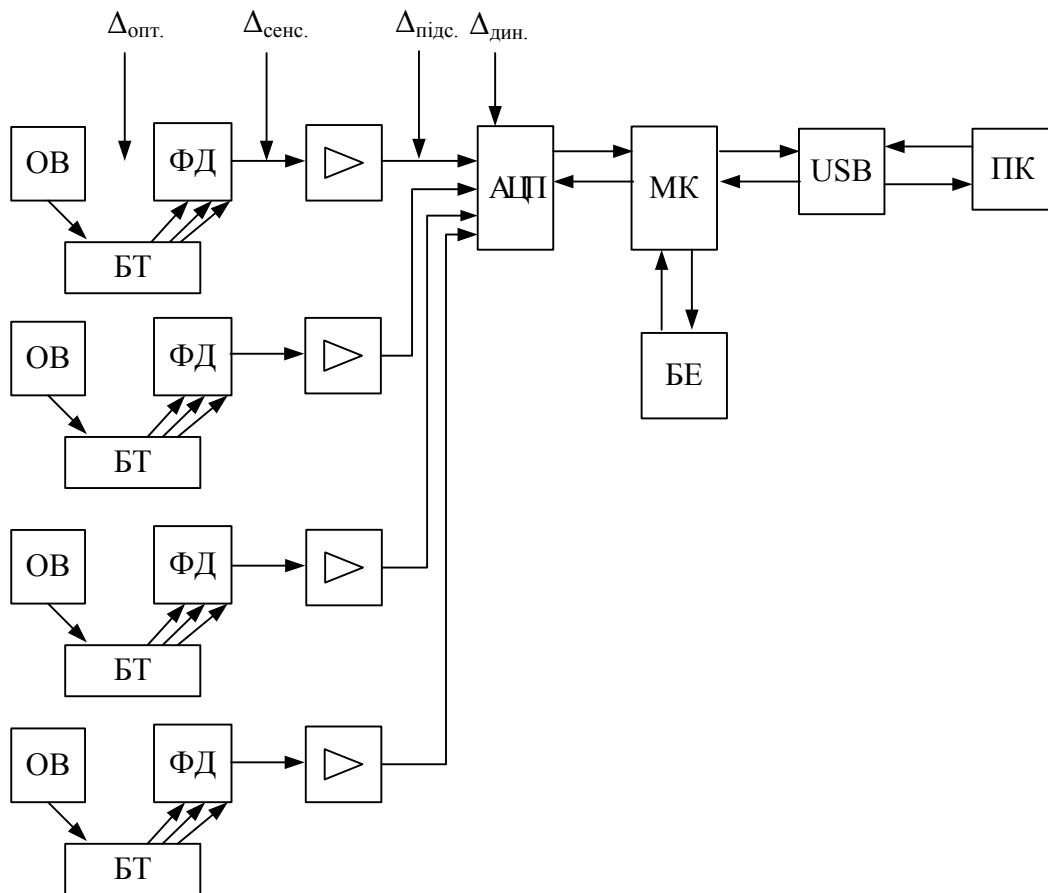


Рисунок 4.15 – Узагальнена структура вимірювального каналу оптико-електронного засобу діагностування стану периферичного кровообігу

Ця похибка зумовлена впливом факторів зовнішнього середовища на вимірювальний канал, такими як: температурний вплив (на засіб, на об'єкт дослідження), випадкові завади, недосконалості оптичного сенсора та артефакти. Оскільки похибка вимірювання визначається

великим числом частинних складових, що носять випадковий характер, вона матиме закон розподілу, близький до нормального, з нульовим математичним сподіванням. З центральної граничної теореми ймовірності випливає, що розподіл похибок вимірювань буде близьким до нормального, якщо результати спостережень формуються під впливом великої кількості незалежно діючих частинних похибок випадкового характеру, кожна з яких є невеликою за значенням порівняно із загальною похибкою вимірювання. Щільність ймовірностей нормального закону описується виразом [95, 96]

$$f(\Delta_I) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\Delta_I}{\sigma}\right)^2\right], \quad (4.37)$$

де  $\sigma$  – середнє квадратичне відхилення похибки;  $\Delta_I$  – похибка первинного перетворення відбитого оптичного випромінювання від біотканини.

#### **Похибки первинного перетворювача оптико-електронного засобу. Методичні похибки вимірювання**

Найбільший вплив на результат вимірювання вимірювального каналу мають похибки, що виникають саме на його початку, тобто в блоці оптико-електронного сенсора або первинного перетворювача. Методичні похибки є ваговою складовою в сумарній похибці для тих засобів, в яких використовується відносний метод вимірювань. Такі похибки є результатом недосконалості методів обчислень та наближень, що допускаються при розробці вимірювального засобу.

В оптико-електронних засобах основним джерелом методичної похибки є оптичний сенсор, волоконно-оптичний хвилевід та, власне, сам досліджуваний зразок:

$$\sigma_M = f(\sigma_{\text{сeнс.}}, \sigma_{\text{хвилев.}}, \sigma_{\text{вст.}}). \quad (4.38)$$

Складова  $\sigma_{\text{сeнс.}}$  – є обов'язковою в оптико-електронних засобах діагностування, оскільки приводить до значного збільшення резуль-

туючої похибки. Вона спричинена якістю виготовлення та конструктивними особливостями оптичного сенсора.

Складова  $\sigma_{\text{хвилев.}}$  – це похибка, що вноситься волоконно-оптичним хвилеводом, який є невід’ємним елементом при неінвазивних дослідженнях. Така похибка виникає внаслідок спотворення сигналу в самому хвилеводі, коефіцієнт згасання в якому змінюється від згинів, матеріалу хвилеводу, механічних пошкоджень тощо.

Складова  $\sigma_{\text{вст.}}$  – це так звана «похибка зразка», яка є величиною випадковою та залежить від ретельності проведення досліджень, тобто від людського фактора. Оцінивши складові методичної похибки, можна зробити висновок, що вони складатимуть приблизно до 2 %, до 0,17 %, до 0,15 % сумарної похибки, відповідно, при комплексному оцінюванні метрологічних характеристик [95, 96].

### **Похибка встановлення оптико-електронного сенсора**

Похибка встановлення належить до випадкових похибок. Вона спричинена різницею у встановленні об’єкта вимірювання по відношенню до падаючого випромінювання. Така похибка має нормальний закон розподілу (розподіл Гауса) з нульовим математичним сподіванням та має вигляд [95, 96, 102]

$$p(\delta_{\text{вст.}}) = \frac{1}{\sigma_{\text{вст.}} \sqrt{2\pi}} \exp \left[ -\frac{1}{2} \left( \frac{\delta_{\text{вст.}}}{\sigma_{\text{вст.}}} \right)^2 \right], \quad (4.39)$$

де  $\delta_{\text{вст.}}$  – похибка встановлення зразка;  $\sigma_{\text{вст.}}$  – середнє квадратичне відхилення похибки встановлення.

Інформація про вимірювані параметри  $z(\nu)$  надходить на вхід АЦП у вигляді неперервних електричних сигналів, що змінюються в інтервалі  $\pm A$ . АЦП перетворює неперервний сигнал  $z(\nu)$  в бінарний код обмеженої розрядності. Процес перетворення нескінченної множини неперервних значень сигналу  $z(\nu)$  у скінченну множину чисел називають квантуванням. Крок квантування за рівнем  $s$  визначається розрядністю АЦП  $p$  і пов’язаний з нею залежністю



$$q = A \cdot 2^{-n}. \quad (4.40)$$

Інформація від АЦП надходить в дискретні моменти часу  $t = Tn$ , де  $T$  – крок дискретизації за часом;  $n$  – цілі числа:  $0, 1, \dots$

Таким чином, неперервний сигнал  $x(t)$  перед обробкою квантується за рівнем і за часом.

Похибку квантування обчислюють за формулою [101]

$$\Delta x(nT)k = x(nT) - x(nT)k, \quad (4.41)$$

де  $x(nT) = x(t)$  при  $t = nT$ ;  $x(nT)k$  – квантові значення  $x(t)$  при  $t = nT$ .

Максимальна абсолютна похибка квантування розраховується як

$$\Delta x(nT)_{kmax} = q/2 = A \cdot 2^{-(n+1)}. \quad (4.42)$$

Похибка  $\Delta x(nT)k$  рівномірно розподілена у інтервалі  $\pm \Delta x(nT)_{kmax}$ , а її математичне сподівання і середньоквадратичне відхилення, відповідно, матимуть вигляд

$$M_D [\Delta x(nT)k] = 0; \quad (4.43)$$

$$\sigma_D [\Delta x(nT)k] = \frac{\Delta x(nT)_{kmax}}{\sqrt{3}} = \frac{A \cdot 2^{-(n+1)}}{\sqrt{3}}. \quad (4.44)$$

Абсолютна похибка визначення інтегрального коефіцієнта відбивання обумовлена квантуванням вихідного сигналу і записується у вигляді

$$\delta_D = \frac{A}{2^{n+1}}. \quad (4.45)$$

Сучасні АЦП дозволяють при кількості двійкових розрядів до 16 досягти часу перетворення 2 мкс, що є достатнім для забезпечення до-

стовірного проведення медичної діагностики. Похибка квантування складається з похибки цифрового представлення та інструментальної похибки АЦП. Інструментальна похибка виникає через шуми та випадкові завади у вхідному сигналі та в компонентах АЦП. Така похибка спричинена багатьма факторами, проте закон її розподілу близький до нормального. Величина кванта пов'язана з максимальним значенням вихідної напруги і кількістю двійкових розрядів АЦП [102]:

$$q = U_{\text{вих. MAX}} / 2^n . \quad (4.46)$$

Закон розподілу такої похибки описується виразом [95, 96, 102]

$$p(\delta_D) = \frac{1}{q} = \frac{2^n}{A}, \text{ де } \delta_D \in \left[ -\frac{A}{2^{n+1}}, \frac{A}{2^{n+1}} \right]. \quad (4.47)$$

Середньоквадратичне значення загальної похибки вимірювання інтегрального значення відбитого потоку світла визначається за формулою [95, 96, 102]

$$\sigma_I = \sqrt{\sigma_D^2 + \sigma_{\text{вст.}}^2} . \quad (4.48)$$

Закон розподілу похибки вимірювання інтегрального значення світлового потоку є композицією законів розподілу похибки квантування, похибки, яка спричинена неточністю встановлення сенсора на біооб'єкт та випадковими завадами. Його визначають як згортку законів розподілу складових результуючої похибки, його результуючі графіки наведено на рис. 4.16. Вираз для закону розподілу похибки інформативного параметра матиме вигляд [95, 96]

$$p(\delta_I) = p(\delta_I) \cdot p(\delta_D) \cdot p(\delta_{\text{вст.}}) = \frac{2^n}{A \cdot \sqrt{2\pi}\sigma_I} \int_{-\infty}^{\infty} \exp\left(-\frac{(\delta_I - z)^2}{2\sigma_I^2}\right) dz . \quad (4.49)$$

У виразі (4.49) інтеграл аналітично не розв'язується і може бути знайдений тільки чисельними методами. При побудові графіків законів розподілу було припущено, що середньоквадратичне значення похибки, що зумовлена випадковими завадами та неточністю встановлення зразка, дорівнює середньоквадратичному значенню похибки квантування.

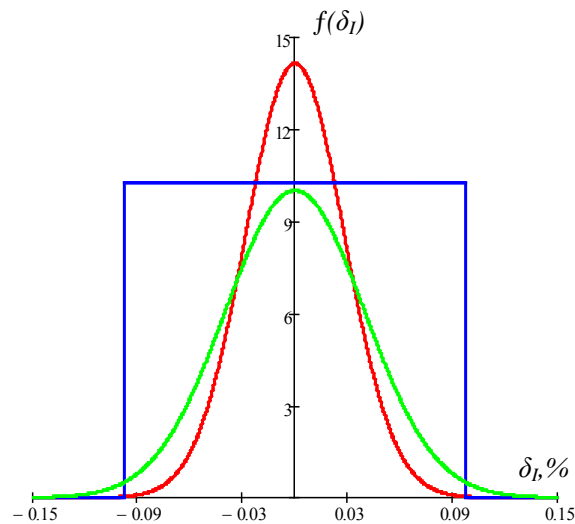


Рисунок 4.16 – Композиція законів розподілу загальної похибки вимірювань

#### 4.6 Оцінювання достовірності діагностування оптико-електронного засобу

Імовірність  $D_1$  правильної роботи засобів діагностування для двох можливих способів діагностування (СД) визначається таким чином [103]:

$$D_1 = C_1, \quad (4.50)$$

де  $C_1$  – імовірність того, що в будь-який момент часу СД є працездатними.

Далі визначається достовірність діагностування  $D_2$ , методична  $C_M$  та інструментальна  $C_5$ .

Методична достовірність визначається як добуток показника  $C_3$  відповідності моделі об'єкта діагностування (ОД) і показника  $C_4$  повноти діагностування [103]:

$$C_M = C_3 \cdot C_4, \quad (4.51)$$

де  $C_3 = \frac{N_1}{N}$ ;  $N$  і  $N_1$  – загальне число показників, що, відповідно, характеризують стан об'єкта і тих, що увійшли в діагностичну модель (ДМ), а

$$C_4 = \frac{\sum_{i=1}^{N_2} S_i}{\sum_{i=1}^{N_1} S_i}, \quad (4.52)$$

де  $N_2$  і  $S_i$  - відповідно, кількість і важливість (інформативність) оцінюваних показників.

Інструментальна достовірність визначається максимальними відхиленнями кожного показника  $h_i$  і похибки вимірювання  $\varepsilon_i$ :

$$h_i = \sigma_{xi} \cdot \sqrt{3}; \quad (4.53)$$

$$\varepsilon_i = \sigma_{\Delta i} \cdot \sqrt{3}, \quad (4.54)$$

де  $\sigma_{xi}$   $\sigma_{\Delta i}$  – середньоквадратичні відхилення цих величин.

З урахуванням співвідношення між  $h_i$  і  $\varepsilon_i$ , а також границь допустимих змін показників  $\delta_i$  визначається імовірність хибного висновку по кожному показнику [103]:

$$d_{i,x} = d_{x,b} + d_{h,b}, \quad (4.55)$$

де  $d_{x,b}$  і  $d_{h,b}$  - імовірності, відповідно, хибної та невизначеної відмови.

Співвідношенням між величинами  $\delta_i, \varepsilon_i$  і  $h_i$  та імовірностями  $d_{x,b}$  і  $d_{h,b}$ , що використовуються на практиці, наведені в табл. 4.9.

Для залежних діагностичних показників (ДП) інструментальна достовірність діагностування об'єкта  $C_5$  визначається похибками першого роду [103]:

$$C_5 = D_{x.o} = 1 - \prod_{i=1}^{N_1} (1 - d_{x.v i}). \quad (4.56)$$

На основі отриманих співвідношень достовірність діагностування виражається добутком

$$D_2 = C_3 \cdot C_4 \cdot C_5. \quad (4.57)$$

Таблиця 4.9 – Співвідношення між величинами  $\delta_i, \varepsilon_i$  і  $h_i$

Співвідношення між $\delta_i, \varepsilon_i$ і $h_i$	$d_{x.v i}$	$d_{h.v i}$
$\delta \geq h, \varepsilon \leq \delta - h$	0	0
$\delta \geq h, \varepsilon > \delta - h$	$\frac{[\varepsilon - (\delta - h)]^2}{4h\varepsilon}$	0
$\delta < h, \varepsilon > h - \delta$	$\frac{\varepsilon}{4h}$	$\frac{[2\varepsilon - (h - \delta)](h - \delta)}{4h\varepsilon}$
$\delta < h, \varepsilon < h - \delta$	$\frac{\varepsilon}{4h}$	$\frac{\varepsilon}{4h}$

Далі визначимо надійність дії оператора  $D_3$ . Вона характеризується добутком імовірності  $C_6$  працездатності оператора до початку діагностування і імовірності  $C_7$  збереження ним працездатності протягом всього часу діагностування:

$$D_3 = C_6 \cdot C_7. \quad (4.58)$$

Тоді вираз для ефективності діагностування матиме вигляд [103]

$$E = D_1 \cdot D_2 \cdot D_3. \quad (4.59)$$

Стан об'єкта діагностування характеризується 12 показниками. В процесі діагностування оцінюється 10 параметрів, а обрані засоби діагностування мають такі кількісні параметри:  $C_1 = 0,95$ ;  $C_2 = 0,99$ .

У відповідності до (4.50)

$$D_1 = C_1 = 0,95 \quad (4.60)$$

та, відповідно, до (4.50) та (4.51):

$$C_3 = \frac{10}{12} = 0,84; \quad (4.61)$$

$$C_4 = \frac{\sum_{i=1}^{10} S_i}{\sum_{i=1}^{10} S_i} = 1. \quad (4.62)$$

З виразу (4.51) методична достовірність  $C_M = 0,84$ .

З урахуванням (4.53)–(4.56) та табл. 4.7 визначаємо величини  $\varepsilon_i$ ,  $h_i$  та  $d_{x.B i}$  (табл. 4.10).

Таблиця 4.10 – Значення основних діагностичних показників

$\sigma_{xi}$	$\sigma_{\Delta i}$	$h_i$	$\varepsilon_i$	$d_{x.B i}$
2,46	0,0900	4,2521	0,1559	0,1657
0,44	0,1100	0,7706	0,1905	0,0367
1,31	0,1130	2,2627	0,1957	0,1107
1,79	0,0860	3,0934	0,1490	0,1152
0,00	0,1020	0,0000	0,1767	0,0000
1,34	0,1120	2,3173	0,1940	0,1124
1,31	0,1500	2,2627	0,2598	0,1470
0,89	0,0796	1,5467	0,1379	0,0533
2,23	0,0800	3,8641	0,1386	0,1339
0,67	0,1000	1,1587	0,1732	0,0502

З виразу (4.56) імовірність хибного висновку

$$C_5 = D_{x.o} = 1 - \prod_{i=1}^{N_1} (1 - d_{x.B i}) = 0,08. \quad (4.63)$$

Інструментальна достовірність у відповідності до (4.56)

$$C_5 = 0,92. \quad (4.64)$$

Достовірність діагностування [96]

$$D_2 = 0,84 \cdot 0,92 = 0,78. \quad (4.65)$$

Отже, достовірність діагностування оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу становить 78 %, що вище, від розроблених раніше приладів на 8%.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Фізичні основи біомедичної оптики : монографія / [С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, П. Ф. Колісник та ін.]. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 152 с.
2. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи : монографія / [С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник]. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.
3. Лазерні методи дослідження периферичного кровообігу черевної стінки / [О. В. Кателян, О. П. Жученко, В. Б. Василенко, Т. І. Козловська] // Оптоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС– 2010» : V міжнар. наук.-техн. конф., 28–30 вер. 2010 р. : тези доп. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2010. – С. 134.
4. Оптичні методи дослідження периферичного кровообігу черевної стінки / [О. В. Кателян, О. П. Жученко, В. Б. Василенко, Т. І. Козловська] // Применение лазеров в медицине и биологии : XXXIV междунар. науч.-практ. конф., 6–9 окт. 2010 г. : тези доп. – Судак, 2010. – С. 169–170.
5. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани : учебн. пособ. / А. Е. Пушкарева– СПб. : СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
6. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements / Allen J. // *Physiol. Meas.* – Vol. 28. – 2007. – P. 21–39.
7. Бердников А. В. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы : учебн. пособ. / А. В. Бердников, М. В. Семко, Ю. А. Широкова. – Казань : изд-во Казан. гос. техн. унив. Ч. 1: Технические методы и аппараты для экспресс-диагностики. – 2004. – 176 с.
8. Павлов С. В. Застосування методу Монте-Карло для аналізу оптичних характеристик біологічного середовища / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. П. Думенко // Применение лазеров в медицине и



биологии. VIII Васильевские чтения : XXXI междунар. науч.-практ. конф., 20–23 мая 2009, г. – Харьков, 2009. – С. 145–147.

9. Імітаційна модель розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах / [С. В. Павлов, С. Є. Тужанський, Т. І. Козловська, А. М. Козак] // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 2011. – № 3. – С. 191–195. – ISSN 1997-9266.

10. Павлов С. В. Аналіз методів розповсюдження випромінювання в біологічних середовищах на основі застосування методу Монте-Карло / С. В. Павлов, В. П. Думенко, Т. І. Козловська // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – № 2(16). – С. 139–144.

11. Козловська Т. І. Фізико-математична модель розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах за методом Монте-Карло / Т. І. Козловська, А. М. Козак // Применение лазеров в биологии и медицине : XXXV междунар. науч.-практ. конф., 25–28 мая 2011 г. : тези доп. – Харків, 2011. – С. 227–228.

12. Маколкин В. И. Микроциркуляция в кардиологии / В. И. Маколкин. – М. : Визарт, 2004. – 135 с.

13. Чуян Е. Н. Современные биофизические методы исследования процессов микроциркуляции / Е. Н. Чуян, М. Н. Ананченко, Н. С. Трибрат // Ученые записки Таврич. нац. унив-та им. В. И. Вернадского. Серия «Биология, химия». – 2009. – Т. 22 (61). – № 1. – С. 99–112. – ISSN 1606-3715.

14. Прикладная лазерная медицина : учеб. и справоч. пособ. / [под ред. Х. П. Берльена, Г. Й. Мюллера]. – М. : Интерексперт, 1997. – 345 с.

15. Залмаев Б. Е. Методологические аспекты изучения микроциркуляторного русла крови у спортсменов / Б. Е. Залмаев, Т. М. Соболева. – Труды ученых ГЦОЛИФКа : 75 лет : Ежегодник. – М., 1993. – С. 280–292.

16. Олейник В. П. Аппаратные методы исследований в биологии и медицине : учебн. пособ. / В. П. Олейник, С. Н. Кулиш. – Харьков : Нац. аэрокосм. ун-т «Харьк. авиац. ин-т», 2004. – 110 с.

17. Carpenter P. H. New techniques for clinical assessment of the peripheral microcirculation / P. H. Carpenter // *Drugs, special issue.* – 1999. – Vol. 58. – P. 17–22.

18. Дынник О. Б. Биофизические методы оценки состояния микроциркуляторного русла кожи / О. Б. Дынник, С. Е. Мостовой, В. А. Березовский // *Физиол. журн.* – 2008 – Т. 54, № 2. – С. 100–108.

19. Павлов С. В. Оптико-електронні технології діагностування стану периферичного кровообігу / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, П. Ф. Колісник // ПРИЛАДОБУВАННЯ 2010: стан і перспективи : IX міжнар. наук.-техн. конф., 27–28 квіт. 2010 р. : тези доп. – К., 2010. – С. 193–194.

20. Козловська Т. І. Аналіз оптичних методів діагностики / Т. І. Козловська, А. В. Темчишена // *Применение лазеров в медицине и биологии : XXXVI междунар. науч.-практ. конф., 5–8 окт. 2011 г. : тезисы докл.* – Судак, 2011. – С. 173.

21. Диагностика функции сосудистого эндотелия у больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями : метод. указ. / [П. А. Лебедев, Л. И. Калакутский, С. П. Власова, А. П. Горлов]. – Самара, 2004. – 18 с.

22. Оптичні методи дослідження трофічного комплексу біотканини / [С. В. Павлов, П. Ф. Колісник, С. М. Злепко, Т. І. Козловська] // *Застосування лазерів у медицині та біології : XXXIII міжнар. наук.-практ. конф. 15–17 квіт. 2010 р. : тези доп.* – Ужгород, 2010. – С. 138–139.

23. Kubelka P. Ein beitrag zur optik der farbanstriche Zurich Tech / P. Kubelka, F. Munk. – Physik, 1981. – P. 543.

24. Sardar D. K. Optical properties of whole blood / D. K. Sardar and L. B. Levy // *Lasers in Medical Science.* – 1998. – P. 106–111.

25. G. Yoon. Absorption and Scattering of Laser Light in Biological Media – Mathematical Modeling and Methods for Determining Optical Properties // PhD thesis, University of Texas at Austin, USA. – 1988. – P. 45.
26. Хайруллина А. Я. Определение оптических констант гемоглобина в эритроцитах методами светорассеяния / А. Я. Хайруллина. – Красноярск. – Ч. II : Механизмы регуляции в системе крови. – 1978. – С. 135–136.
27. Khairullina A. Ja. Multi wavelenght pulse oximetry in the measurement of gemoglobin fractions / A. Ja. Khairullina // SPIE, 1996. – Vol. 2676. – P. 332.
28. Дубова Г. С. Спектры миллимолярных показателей поглощения метгемоглобинов цельной крови в диапазоне длин волн 660–1000 нм / Г. С. Дубова, Э. А. Мишуров, А. Я. Хайруллина // ЖПС. – Т. 44, 1986. – № 3. – С. 446–449.
29. Дубова Г. С. Определение спектров поглощения гемоглобина методами светорассеяния / Г. С. Дубова, А. Я. Хайруллина, С. Ф. Шумилина // ЖПС. – Т. 27, № 5. – 1977. – С. 871–878.
30. Kourganoff V. Basic methods in transfer problems / V. Kourganoff, J. W. Busbridge // Clarendon Univ. Press. – Oxford, 1952. – P. 282.
31. Хайруллина А. Я. Исследование биоклеток методами светорассеяния : Распространение света в дисперсной среде / А. Я. Хайруллина. – Минск : Наука и техника, 1982. – С. 275–292.
32. Оптическая биомедицинская диагностика : в 6 т. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. – [Пер. с англ. под. ред. В. В. Тучина]. – Т. 1 – 2007. – 560 с.
33. Star W. M. Diffusion Theory of Light Transport / Star W. M. // Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue : ed. by Welch A. J. and van Gemert M. J. C. – N.Y., 1995. – P. 131–206.
34. Prahl S. A. Light Transport in Tissue / Prahl S. A. – The University of Texas at Austin, TX, USA, December, 1988. – P. 138.

35. Prahл S. A. Determining the optical properties of turbid media using the adding-doubling method / S. A. Prahл, M. C. van Gemert and A. J. Welch. // *Applied Optics*. – 1993. – № 32(4). – P. 559–568.

36. Аналіз методів взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами та шляхи їх удосконалення / [С. В. Павлов, В. П. Думенко, Т. І. Козловська, С. М. Марков] // *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*. – Хмельницький, 2008. – № 2(32). – С. 129–135.

37. Осінський В. І. Застосування квантово-розмірних світловопромінюючих структур для діагностування та фототерапії людини / [В. І. Осінський, С. В. Павлов, П. В. Демінський, Т. І. Козловська] // *Актуальні питання електрифікованих технологій АПК та прикладної біофізики : міжвуз. наук.-практ. конф. пам'яті Мартиненка Івана Івановича, ЕТБФ, 9–12 чер. 2010 р. : тези доп.* – Мелітополь, 2010. – С. 92–97.

38. Павлов С. В. Аналіз оптико-електронних систем для пульсодіагностики / С. В. Павлов, Т. І. Козловська // *Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування (СПРТП-2009)*. – Ч. 2. : IV міжнар. наук.-техн. конф. – Вінниця, 2009. – С. 47.

39. Оптико-електронні інформаційні технології для дослідження трофічного комплексу тканин при патології хребта / [С. В. Павлов, П. Ф. Колісник, В. П. Думенко, Т. І. Козловська] // *Применение лазеров в медицине и биологии. IV Шахбазовские чтения : XXXII международ. науч.-практ. конф., 7–10 окт. 2009 г. : тезисы докл.* – Гурзуф, 2009. – С. 199–200.

40. Патент 47877 Україна, МПК (2009) НОЗК 11/00. Біопроекторний перетворювач біомедичної інформації / Кожем'яко В. П., Павлов С. В., Бурденюк І. І., Козловська Т. І.; № u200909584; заявл. 18.09.2009; опубл. 25.02.2010. Бюл. № 4.

41. Патент 52741 Україна, МПК (2009) G01N 25/00. Вимірювальний перетворювач теплового потоку біомедичного призначення / [Го-

тра З. Ю., Голяка Р. Л., Павлов С. В. та ін.]. – № u201001755; заявл. 18.02.2010; опубл. 10.09.2010. Бюл. № 17.

42. Медтехника [Электронный ресурс] : Медицинское оборудование, инструментарий и расходные материалы. – Режим доступа : <http://www.med-technika.com>.

43. Национальное научно-практическое сообщество скорой медицинской помощи [Электронный ресурс] : Корос 300. – Режим доступа : <http://intensive.ru/php/content.php?group=1&id=329>.

44. Micro Medical [Электронный ресурс] : PulseTrace PCA – контурный анализ пульса и PulseTrace PWV – скорость пульсовой волны. – Режим доступа : [http://www.lassamed.ru/upload/PCA\\_PWV.doc](http://www.lassamed.ru/upload/PCA_PWV.doc).

45. Инвестиционно-финансовая группа МЕДИАНА [Электронный ресурс] : Мониторы пациента CRITICARE. – Режим доступа : [http://medianamed.ru/criticare\\_about.htm](http://medianamed.ru/criticare_about.htm).

46. АнгиоСкан. Новая технология контроля за здоровьем и долголетием [Электронный ресурс] : АнгиоСкан – медицинские приборы для домашней и профессиональной диагностики сосудистых заболеваний. – Режим доступа : <http://www.angioscan.ru>.

47. Медпром.ru – Медицинская промышленность России и СНГ [Электронный ресурс] : Компьютерный фотоплетизмограф «Эльдар». – Режим доступа : [http://medprom.ru/medprom/mpp\\_0002098](http://medprom.ru/medprom/mpp_0002098).

48. Пульсоксиметры Элокс [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://eliman.ru/elox.htm>.

49. AtCor Medical [Электронный ресурс] : SphygmoCor system. – Режим доступа : <http://www.atcormedical.com>.

50. Павлов Сергій Володимирович. Неінвазивні оптико-електронні прилади та системи діагностики мікроциркуляції периферійного кровообігу : дис. ... докт. техн. наук : 05.11.17 / Павлов Сергій Володимирович. – Вінниця, 2008. – 335 с. – Бібліогр. : с. 278–302.

51. Думенко Вікторія Петрівна. Оптичні методи та біомедичні засоби «око-процесорного» типу для дослідження гемодинамічних по-

казників : дис. ... канд. техн. наук : 05.11.17 / Думенко Вікторія Петрівна. – Вінниця, 2010. – 180 с. Бібліогр. : с. 152–168.

52. Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В. В. Тучин // Успехи физических наук. – 1997. – Т. 167, № 5. – С. 517–539.

53. Wang L. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, L. J. Steven, Z. Ligiong // Computer methods and programs in biomedicine. – № 47, 1995. – P. 131–145.

54. Born M. Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light / M. Born, E. Wolf // 6<sup>th</sup> edn. (corrected). – Pergamon Press, 1986. – P. 45–113.

55. Тучин В. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / В. В. Тучин, А. В. Приезжев, Л. П. Шубочкин. – М. : Наука, 1989. – 237 с. – ISBN: 5-02-0144049-X.

56. Петрук В. Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ (теорія і практика оптичного вимірювального контролю) / В. Г. Петрук. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. – 203 с.

57. Jacques S. L. Monte Carlo modeling of light transport in tissues, in: Optical Thermal Response of Laser Irradiated Tissue / S. L. Jacques and L. H. Wang., Eds. A. J. Welch and M. J. C. van Gemert : Plenum press, 1995. – P. 67.

58. Методи оброблення фотоплетизмографічних сигналів за допомогою Фур'є-перетворення / [М. О. Прокопова, Т. І. Козловська, А. М. Козак, К. І. Кравцов] // Вісник Хмельницького національного університету. – 2010. – № 5. – С. 256–261.

59. Біомедичні сигнали та їх обробка / [В. Г. Абакумов, В. О. Геранін, О. І. Рибін та ін.]. – К. : ТОО «ВЕК+», 1997. – С. 228–229.

60. Павлов С. В. Інформаційні технології оброблення фотоплетизмографічних сигналів на основі Фур'є-перетворень / [С. В. Павлов, М. О. Прокопова, Т. І. Козловська, Мерелін Мазен] // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2009. – № 2(18). – С. 164–172.

61. Галушкин А. И. Нейронные сети. Основы теории / А. И. Галушкин. – М. : Горячая Линия–Телеком, 2010. – 496 с.
62. Jacques S. L. Angular dependence of HeNe laser light scattering by human dermis / S. L. Jacques, C. A. Alter, S. A. Prahl. – *Lasers Life Sci.* – 1987. – P 309–333.
63. Press W. Numerical Recipes in Fortran / Press W. – Cambridge University Press, New York, 2002 – P. 498–499, 584–602.
64. Kaiser A. Friendly Guide to Wavelets / Kaiser A. – Birkhauser, Boston, 1994. – P. 44–45.
65. Комарцова Л. Г. Нейрокомпьютеры / Л. Г. Комарцова, А. В. Максимов. – М. : МГТУ, 2002. – 320 с.
66. Оптоэлектронная схемотехника : учеб. пособие / [В. П. Кожемяко, О. Г. Натрошвили, Т. Б. Мартынюк, Л. И. Имнашвили]. – К. : УМК ВО, 1986. – 276 с.
67. Stanchuk K. Analysis of correlative methods for proceeding of biomedical image / K. Stanchuk, Hani Al-Zubi // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології : міжнар. наук.-техн. конф., 2001. тези доп.* – Вінниця, 2001. – С. 119.
68. Hutton P. The benefits and pitfalls of pulseoximetry / P. Hutton, T. Clutton-Brock // *Brithish Medical Journal.* – 1993. – Vol. 307. – P. 457–458.
69. Stoneham M. D. Knowledge about pulseoximetry among medical and nursing staff / M. D. Stoneham, G. M. Salive, I. H. Wilson // *Lancet.* – 1994. –Vol. 334. – P. 1339–1342.
70. Витязев В. В. Вейвлет анализ временных рядов : учеб. пособ. / В. В. Витязев. – СПб. : Изд-во С.-Петербур. Ун-та, 2001. – 58 с.
71. Кожемяко В. П. Медико-технические требования на безманжетный анализатор гемодинамики сердечно-сосудистой системы / В. П. Кожемяко, С. В. Павлов : утв. Президией Комитета по новой медицинской технике Украины 29. 06. 94. – К. – 1994. – 11 с.
72. Павлов С. В. Оптико-електронна система діагностики периферійного кровообігу / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. П. Думенко //

Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування (СПРТП-2009). – Ч. 2. : IV міжнар. наук.-техн. конф. – Вінниця, 2009. – С. 48.

73. Патент 9909 Україна, МКВ А61 В 5/02. Фотоплетизмограф / Павлов С. В., Мартинюк Т. Б., Козловська Т. І.; заявник і патентовласник Вінн. нац. техн. унів-т. № 200503828; заявл. 22.04.2005; опубл. 17.10.2005. Бюл. № 10.

74. Патент 5314 Україна, МПК (2009) А61В 5/02. Біомедичний сенсор «комп'ютерна миша» / [Злепко С. М., Павлов С. В., Тимчик С. В. та ін.]. – № u201003568; заявл. 29.03.2010; опубл. 27.09.2010. Бюл. № 18.

75. Павлов С. В. Оптико-електронний пристрій діагностування стану периферичного кровообігу / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, А. М. Козак // ПРИЛАДОБУДУВАННЯ 2011: стан і перспективи : Х міжнар. наук.-техн. конф. 19-20 квіт. 2011 р. : тези доп. – К. – 2011. – С. 167–168.

76. Козловська Т. І. Оптикоелектронна система для діагностування стану периферійного кровообігу / Т. І. Козловська, В. Д. Мартинюк, І. В. Блажко // Оптикоелектронні інформаційні технології «ФОТОНІКА-ОДС-2010» : міжнар. наук.-техн. конф., 28–30 вер. 2010 р. : тези доп. – Вінниця, 2010. – С. 137.

77. Павлов С. В. Оптичні технології в контексті реалізації інтелектуальних біооко-процесорних оптико-електронних систем / С. В. Павлов, Р. В. Просоловський, Т. І. Козловська // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія : міжнар. наук.-практ. конф., 19–21 трав. 2010 р. : тези доп. – Вінниця, 2010. – С. 474–475.

78. Павлов С. В. Використання волоконно-оптичних сенсорів у біомедичних дослідженнях / С. В. Павлов, Р. В. Просоловський, Т. І. Козловська // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – № 1(15). – С. 154–159.

79. Козловська Т. І. Волоконно-оптичний пристрій для дослідження периферичного кровообігу / Т. І. Козловська, А. В. Темчишена //



Применение лазеров в медицине и биологии : XXXV междунар. науч.-практ. конф., 25–28 мая 2011 г. : тезисы докл. – Харьков, 2011. – С. 226.

80. Патент 66884 Україна, МПК А61В 5/02. Цифровий оптоелектронний спецпроцесор / Павлов С. В., Козловська Т. І., Темчишена А. В.; заявник і патентовласник Вінн. нац. техн. унів-т. № u201107418; заявл. 14.06.2011; опубл. 25.01.2012. Бюл. № 2.

81. Рынок микроэлектроники [Электронный ресурс] : AVR-Микроконтроллеры. – Режим доступа : <http://www.gaw.ru/html.cgi/txt/doc/micros/avr>.

82. Гуч А. А. Факторы развития хронической артериальной недостаточности при сочетанных поражениях брюшной части аорты и периферических артерий / Гуч А. А. // Хірургія України. – 2002. – № 2. – С. 74–75.

83. Гуч А. А. Изменения регионарной гемодинамики и микроциркуляции в тканях нижних конечностей у больных с облитерирующим атеросклерозом в I-II ст. / [А. А. Гуч, И. Т. Клименко, Г. Г. Влайков, И. Н. Шувалова] // Клін. хірургія, 2003. – № 6. – С. 25–27.

84. Покровский А. В. Клиническая ангиология / А. В. Покровский – М. : Медицина, 1979. – 368 с.

85. Сухарев И. И. Хирургия атеросклероза сосудов у больных сахарным диабетом / И. И. Сухарев. – К., 1995. – 295 с.

86. Altman D. G. Statistics Notes: Diagnostic tests 1: sensitivity and specificity / D. G. Altman, J. M. Bland // BMJ. – 1994. – Vol. 308. – P. 1552.

87. Діагностика та лікування хронічної критичної ішемії нижніх кінцівок, поєднаної з мультифокальним атеросклерозом. Метод рекомендації. / В. Г. Мішалов, М. П. Бойчак, В. А. Черняк та ін.]. – К., : 2007. – 62 с.

88. Корушко О. В. Значение изменения отдельных показателей внутрисосудистого гомеостаза в развитии циркуляторной гипоксии

при старении / О. В. Корушко, В. Ю. Лишнева // Успехи геронтологии. – 2002. – Т. 3. – № 9. – С. 262.

89. Vane J. R. Regulatory functions of the vascular endothelium / J. R. Vane, E. E Anggard., R. M. Botting // New Engl. J. Med. – 1990. – Vol. 323. – P. 27–36.

90. Non-invasive detection of endothelial dysfunction in children and adults at risk of atherosclerosis / [Celermajer D. S., Sorensen K. E., Gooch V. M. et al]. // Lancet. – 1992. – Vol. 340. – P. 1111–1115.

91. Cooke J. Flow activates endothelial potassium channel to release endogenous nitrovasodilator / J. Cooke, E. Rossitch, N. Andon // Clin Invest. – 1991. – Vol. 88. – P. 1663–1671.

92. Казаков Ю. И. Изучение микроциркуляции у больных облитерирующими заболеваниями артерий нижних конечностей / Ю. И. Казаков, В. В. Бобков // Методология флоуметрии. – 1997. – С. 55–62.

93. Черняк В. А. Поражение периферических вен при хронической критической ишемии нижних конечностей / В. А. Черняк // Серце і судини. – 2007. – № 1. – С. 87–95.

94. Юнкеров В. И. Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований / В. И. Юнкеров, С. Г. Григорьев. – СПб. : ВМедА, 2002. – С. 58–61. – ISBN 5-94277-011-5.

95. Метрологічне забезпечення вимірювань і контролю : навч. посіб. / [Є. Т. Володарський, В. В. Кухарчук, В. О. Поджаренко, Г. Б. Сердюк]. – Вінниця : Велес, 2011. – 219 с.

96. Метрологія та вимірювальна техніка : навч. пос. / [В. В. Кухарчук, В. Ю. Кучерук, В. П. Долгополов, Л. В. Грумінська]. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2004. – 252 с.

97. Васілевський О. М. Елементи теорії підвищення точності вимірювання та синхронізації кутових швидкостей роторів взаємозв'язаних електродвигунів / О. М. Васілевський, П. І. Кулаков. – Вінниця : ВНТУ, 2011. – 176 с.

98. Аксененко М. Д. Микроэлектронные фотоприемные устройства / М. Д. Аксененко, М. Л. Бараночников, О. В. Смолин. – М. : Энергоатомиздат, 1984. – 208 с.

99. Кузьмичев В. Е. Законы и формулы физики / В. Е. Кузьмичев. – К. : Наукова думка, 1989. – 864 с.

100. Источники и приемники излучения : учебн. пос. для студ. оптич. спец. вузов / [Г. Г. Ишанин, Э. Д. Панков, А. Л. Андреев, Г. В. Польщиков]. – СПб. : Политехника, 1991. – 240 с.

101. Поджаренко В. О. Оцінка статичних метрологічних характеристик вимірювальних каналів вібрації / В. О. Поджаренко, О. М. Васілевський, В. М. Севастьянов // Український метрологічний журнал. – Х. – 2005. – № 1. – С. 21–27.

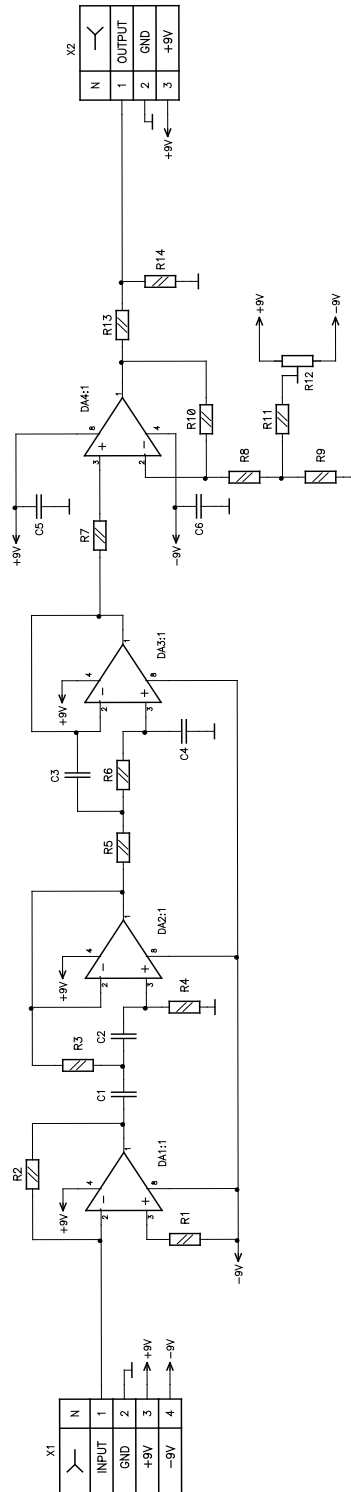
102. Теорія інформації (інформаційно-вимірювальні системи, помилки, ідентифікація): навчальний посібник / [П. Д. Стухляк, О. В. Іванченко, А. В. Букетов, М. А. Долгов]. – Херсон : Айлант, 2011. – 371 с.

103. Мозгалевский А. В. Диагностирование электронных систем / А. В. Мозгалевский, В. П. Калявин, Г. Г. Костанди ; под ред. А. В. Мозгалевского. – Л. : Судостроение, 1984. – 224 с.

# ДОДАТКИ

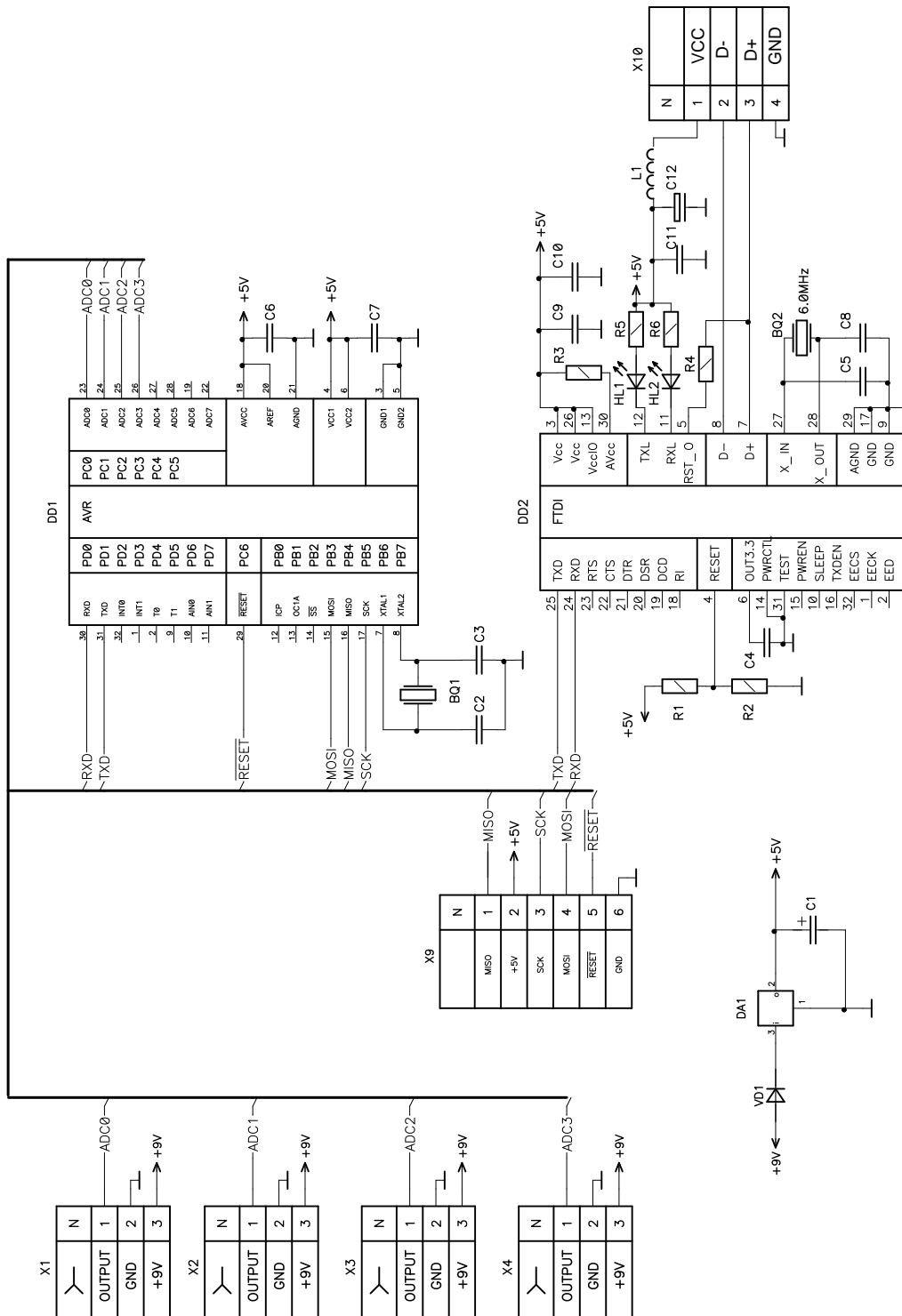
## Додаток А

Схема апаратної реалізації засобу діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом (Аналогова частина)



# Додаток Б

## Схема апаратної реалізації засобу діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом (Цифрова частина)



**Додаток В**  
**Медико-технічні рекомендації щодо створення засобу**  
**діагностування патологій людини,**  
**пов'язаних із периферичним кровообігом**

***Медичні рекомендації***

1. Пристрій повинен відповідати таким вимогам:

- введення, оброблення та збереження фотоплетизмограм по двох каналах прийому інформації;

- виведення оброблених фотоплетизмограм на зовнішні друкувальні або обчислювальні пристрої для їх подальшого аналізу;

- визначення та розрахунок таких гемодинамічних параметрів ССС:

а) вимірювані параметри:

- тривалість періоду серцевих скорочень;

- тривалість максимального систолічного швидкого кровонаповнення судин;

- тривалість швидкого кровонаповнення;

- тривалість повільного кровонаповнення;

- тривалість низхідної частини пульсової хвилі;

- амплітуда діастолічної хвилі;

- амплітуда систолічної хвилі;

б) розрахункові параметри:

- частота серцевих скорочень;

- відносна тривалість максимального систолічного швидкого кровонаповнення судин;

- відносна тривалість швидкого кровонаповнення;

- відносна тривалість повільного кровонаповнення;

- відносна тривалість низхідної частини пульсової хвилі;

- відношення амплітуди діастолічної хвилі до амплітуди систолічної хвилі;
- середній динамічний тиск крові;
- розрахунок величини систолічного (верхнього) і діастолічного (нижнього) системного артеріального тиску.

## 2. Характеристики гемодинамічних параметрів:

- відносна тривалість максимального систолічного кровонаповнення – характеризує тонус і еластичність артерії;
- відношення амплітуд діастолічної та систолічної хвиль – відображає співвідношення артеріального і венозного кровотоку;
- відносна тривалість швидкого кровонаповнення – характеризує тонус великих судин;
- відносна тривалість низхідної частини – відображає функцію венозного відтоку.

3. Спосіб перетворення біомедичних сигналів повинен базуватися на фотоелектричних ефектах із використанням оптоелектронних елементів, що працюють в інфрачервоному і видимому діапазонах довжин хвиль.

4. Пристрій повинен забезпечувати обслуговування двох каналів реєстрації, перетворення та аналізу біомедичних сигналів залежно від виконуваної функції і видачі результатів обчислень по 2 каналах (цифровий індикаторний дисплей, зовнішній друкувальний або обчислювальний пристрій). Час виконання операцій знаходиться в діапазоні від 0,5 до 5 хв і залежить від типу виконуваної функції.

5. Пристрій повинен забезпечувати функції самоконтролю і самотестування і дозволяти працювати з ним користувачеві з мінімальним ступенем підготовки.

6. Пристрій не повинен чинити негативний вплив чи побічні ефекти на стан здоров'я як лікаря, так і пацієнта.

### ***Технічні рекомендації***

1. Склад розроблюваного пристрою.

1.1. Пристрій повинен включати:

- набір первинних перетворювачів біомедичних сигналів – датчики фотоплетизмограми;

- модуль контролера, що виконує функції введення, перетворення, обчислення, виведення результатів обробки, зв'язку із зовнішніми пристроями та управління апаратурою.

**П р и м і т к а 1.** Склад перетворювачів біомедичних сигналів (датчики температури, датчики кровонаповнення тощо) може бути розширений у процесі розробки пристрою при використанні нових медичних методик та алгоритмів.

1.2. До складу пристрою повинні входити засоби для догляду за ним в процесі експлуатації.

1.3. Пристрій повинен комплектуватися набором засобів тестування і контролю.

1.4. Пристрій повинен бути забезпечений пакувальною тарою, що забезпечує неушкодженість в процесі зберігання і транспортування.

1.5. До складу пристрою повинні включатися експлуатаційні документи за ГОСТ 2.601-68, ремонтні документи з ГОСТ 2.602-69, комплект одиночних і групових запасних частин, інструментів і приладдя.

2. Показники призначення.

2.1. Технічні параметри:

2.1.1. Діапазон вимірюваних величин:

- тривалість періоду серцевих скорочень (мс) 250...2000;



- тривалість максимального систолічного швидкого кровонаповнення судин (мс) 10...500;

- тривалість швидкого кровонаповнення (мс) 5...250;

- тривалість повільного кровонаповнення (мс) 5...450;

- тривалість низхідної частини пульсової хвилі (мс) 10...1800;

- амплітуда діастолічної хвилі (ум. відл.) 1...256;

- амплітуда систолічної хвилі (ум. відл.) 1...256;

#### 2.1.2. Склад технічних функцій приладу:

- наявність вбудованого цифрового дисплея для відображення режимів роботи приладу і виведення обчислених параметрів;

- наявність стандартного паралельного інтерфейсу для зв'язку засобу з зовнішніми обчислювальним або друкувальним пристроєм;

- наявність вбудованих світлової та звукової сигналізації для відображення режимів роботи засобу;

- індикація розрахункових параметрів ЧСС, систолічного та діастолічного тиску;

- можливість підключення до засобу різних типів датчиків [73].

**Додаток Д**  
**Лістинг програми для оброблення фотоплетизмографічних**  
**сигналів за допомогою Фур'є-перетворення**

```
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <iostream>
#include <math.h>
#include <time.h>
#include <cmath>
double Ga_Ar[63]={
    1.000000, 2.000000, 4.000000, 0.000000, 4.000000, 4.000000, 3.000000,
    3.000000, 2.000000, 4.000000, 0.000000, 0.000000, 1.000000, 2.000000, 1.000000,
    1.000000, 0.000000, 2.000000, 2.000000, 1.000000, 1.000000, 4.000000, 2.000000,
    3.000000, 2.000000, 2.000000, 1.000000, 1.000000, 3.000000, 0.000000, 2.000000,
    1.000000, 1.000000, 3.000000, 4.000000, 2.000000, 2.000000, 4.000000, 0.000000,
    4.000000, 3.000000, 1.000000, 2.000000, 3.000000, 3.000000, 4.000000, 1.000000,
    1.000000, 3.000000, 3.000000, 2.000000, 4.000000, 2.000000, 2.000000, 2.000000,
    4.000000, 3.000000, 1.000000, 4.000000, 3.000000, 1.000000, 0.000000, 0.000000,};
double Temp_Ga_Ar[63];
using namespace std;
int main(void)
{
    int i,n=63;
    float pi=3.14;
    int t=0,f=0;
    float k=0,norm=0;
    k=2*pi/n;
    norm=1/sqrt(n);
    for(t=0;t<n;t++)
    { Temp_Ga_Ar[t]=Ga_Ar[t];
    }
    for(t=0;t<n;t++)
    {
        Ga_Ar[t]=0;
        for(f=0;f<n;f++)
        {
            Ga_Ar[t]=Ga_Ar[t]+Temp_Ga_Ar[f]*cos(k*f*t);
        }
        Ga_Ar[t]=norm*Ga_Ar[t];
    }
    cout<<"Fast Furier Ga_Ar:\n";
    for(i=0; i<n;i++)
    {
        printf("%f\n", Ga_Ar[i]);
    }
    getchar();
    return 0;}
```

**Додаток Е**  
**Лістинг програми для імітаційного моделювання**  
**розповсюдження випромінювання в біологічних середовищах**  
**на основі методу Монте-Карло**

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Text;
using System.Windows.Forms;

namespace Mothe_Carlo_Photon_Modeling
{
    public partial class Form1 : Form
    {
        public Thread thread1;

        //////////ENV.PARAMETERS////////////////////////////////////
        public double[] ms = { 42, 57.3, 17.5 };
        public double[] d = { 0.2, 0.08, 4.72 };
        public String[] name = { "Епідерміс", "Кров", "Дерма" };
        //*****

        const double fi = 35; //kut rozhodgennya LED
        const double vs = 0.5; //[mm] vusota LED nad tkanunou

        double fi0; //past degree
        int k, kl; //k-present environment, kl - last environment
        double W0; //foton weigh
        double x, y, x0, y0; //trayectoria past

        int arrow_size = 3; //arrow head size

        TextObj text, text1, text2;

        public Form1()
        {
            ///////////if FORM close////////////////////////////////////
            this.Closing += new CancelEventHandler(this.Form1_Cancel); //if close form

            //*****
            *****

            InitializeComponent();
        }
    }
}
```

```

    cr_env();

    hghToolStripMenuItem.Enabled = false;
}
protected void Form1_Cancel(Object sender, CancelEventArgs e) //Catch form
closer
{
    //e.Cancel = true; //if cancel=true impossible close program
    thread1 = new Thread(flowgeneration_step);
    if (thread1.IsAlive == false)
        thread1.Abort();
}

public void cr_env()
{
    zedGraphControl1.GraphPane.GraphObjList.Clear();

    GraphPane pane = zedGraphControl1.GraphPane; // Получим панель для ри-
сования

    //pane.YAxis.Title.IsVisible = false;
    //pane.XAxis.Title.IsVisible = false;

    pane.XAxis.Title.Text = "Розходження фотонів [мм]";
    pane.YAxis.Title.Text = "Глибина проникнення [мм]";

    pane.XAxis.Title.FontSpec.Size = 10;
    pane.YAxis.Title.FontSpec.Size = 10;

    pane.YAxis.Title.FontSpec.Fill.IsVisible = true;
    pane.YAxis.Title.FontSpec.Fill = new Fill(Color.White); ;//
FontSpec.Fill.IsVisible = true;
    pane.CurveList.Clear();

    pane.XAxis.Scale.Min = -2.5; //X Interval left
    pane.XAxis.Scale.Max = 2.5; //X Interval right
    pane.YAxis.Scale.Min = -(d[0] + d[1] + d[2] + 0.1); //Y Interval down
    pane.YAxis.Scale.Max = 0.5; // Interval up

    LineObj line0 = new LineObj(Color.Red, pane.XAxis.Scale.Min, 0,
pane.XAxis.Scale.Max, 0);
    LineObj line = new LineObj(Color.Red, pane.XAxis.Scale.Min, -1 * d[0],
pane.XAxis.Scale.Max, -1 * d[0]);
    LineObj line1 = new LineObj(Color.Red, pane.XAxis.Scale.Min, -1 * (d[0] +
d[1]), pane.XAxis.Scale.Max, -1 * (d[0] + d[1]));
    LineObj line2 = new LineObj(Color.Red, pane.XAxis.Scale.Min, -1 * (d[0] +
d[1] + d[2]), pane.XAxis.Scale.Max, -1 * (d[0] + d[1] + d[2]));

```

```

line.Line.Style = System.Drawing.Drawing2D.DashStyle.Solid;
line1.Line.Style = System.Drawing.Drawing2D.DashStyle.Solid;
line2.Line.Style = System.Drawing.Drawing2D.DashStyle.Solid;

pane.GraphObjList.Add(line);
pane.GraphObjList.Add(line1);
pane.GraphObjList.Add(line2);

text.FontSpec.Size = 6;
text1.FontSpec.Size = 6;
text2.FontSpec.Size = 6;

text.FontSpec.Border.IsVisible = false;
text1.FontSpec.Border.IsVisible = false;
text2.FontSpec.Border.IsVisible = false;

is_env_created = true;
}

static Random r = new Random();
double rand()
{
    return (r.NextDouble() * (1 - 0) + 0);
}

double Etha(double g)
{
    double etha1 = System.Math.Acos(
        (1 + g * g - System.Math.Pow(((1 - g * g) / (1 - g + 2 * g * rand()))), 2)
    ) / 2 * g) * (180 / System.Math.PI);
    return (etha1 * 360);
}

double Rsp(double f, double t)
{
    return ((System.Math.Pow((f - t), 2)) / (System.Math.Pow((f + t), 2)));
}

double L(double ma, double ms)
{
    return (10 * ((-1 / (ma + ms)) * System.Math.Log(1 - rand())));
}

double Ws(double W0, double ma, double ms)
{
    return ((ma / (ma + ms)) * W0);
}

void Generate_Single()

```

```

{
    x0 = 0;
    y0 = vs;

    fi0 = r.NextDouble() * (fi / 2 - (-fi / 2)) + (-fi / 2);
    x = vs * (Math.Tan(fi0 * Math.PI / 180));
    y = 0;

    GraphPane pane = zedGraphControl1.GraphPane;// Создадим стрелку
    ArrowObj arrow = new ArrowObj(Color.Red, arrow_size, x0, y0, x, y);

    pane.GraphObjList.Add(arrow);// Добавим стрелку в список отображаемых
объектов
    zedGraphControl1.Invalidate();// Обновляем график

    k = 1; //presetn env
    kl = 0; //last environment
    W0 = 1; //NEW photon GENERATED!!!! => CONGRATULATIONS!!!!)
}

void Photon_Steps()
{
    GraphPane pane = zedGraphControl1.GraphPane;// Создадим стрелку
    ArrowObj arrow = new ArrowObj(Color.Green, arrow_size, x0, y0, x, y);
    if (W0 <= 0.3)
    {
        arrow = new ArrowObj(Color.DeepPink, arrow_size, x0, y0, x, y);
        toolStripStatusLabel4.Text = Convert.ToString(nsc++) + " Scattered";
        MessageBox.Show("Photon scattered!");
    }

    if (kl != k)
        W0 = W0 - Rsp(n[kl], n[k]); //calculating going through unsimple
env's.
    kl = k;

    W0 = W0 - Ws(W0, ma[k], ms[k]); //calculating weight

    fi0 = fi0 + Etha(g[k]); //angle

    if (r.Next(2) < 1) //MK
        fi0 = fi0 * (-1);

    x0 = x;
    y0 = y;

    tmp = L(ma[k], ms[k]) * (-1);

```

```

x = -tmp * (Math.Sin(fi0 * (Math.PI / 180))) + x;
y = tmp * (Math.Cos(fi0 * (Math.PI / 180))) + y;

if ((y <= 0) && (y >= (d[0] * (-1))))
    kl = 0;
else
    if ((y < ((d[0] + d[1]) * (-1))) && (y >= ((d[0] + d[1] + d[2]) * (-1))))
        kl = 2;
    else
        if (y > d[0]*(-1))
            {
                arrow = new ArrowObj(Color.Green, arrow_size, x0, y0, x, y);
                toolStripStatusLabel3.Text = Convert.ToString(no++) + " Outbreak";
                pane.GraphObjList.Add(arrow); // Добавим стрелку в список отображаемых объектов
                zedGraphControl1.Invalidate(); // Обновляем график
                MessageBox.Show("Photon outbreak...!");
            }
        else
            if (y < (d[2]*(-1)))
                {
                    arrow = new ArrowObj(Color.Gray, arrow_size, x0, y0, x, y);
                    MessageBox.Show("Photon go through...!");
                }

if ((W0 < 1) && (W0 > 0.9))
    arrow = new ArrowObj(Color.Orange, arrow_size, x0, y0, x, y);
else
    if ((W0 <= 0.7) && (W0 > 0.3))
        arrow = new ArrowObj(Color.Blue, arrow_size, x0, y0, x, y);

pane.GraphObjList.Add(arrow); // Добавим стрелку в список отображаемых объектов
zedGraphControl1.Invalidate(); // Обновляем график
}

void flowgeneration_step()
{
    for (int j = 0; j < Convert.ToInt32(toolStripTextBox13.Text); j++)
    {
        BeginInvoke(new MethodInvoker(() => { toolStripStatusLabel1.Text =
Convert.ToString(np++) + " Photons"; }));

        Generate_Single();

        ArrowObj arrow = new ArrowObj(Color.Green, arrow_size, x0, y0, x, y);
        GraphPane pane = zedGraphControl1.GraphPane; // получим панель

```

```

while (true)
{
    BeginInvoke(new MethodInvoker(() => { toolStripStatusLabel2.Text =
Convert.ToString(ns++) + " Steps"; }));

    if (W0 <= 0.3)
    {
        arrow = new ArrowObj(Color.DeepPink, arrow_size, x0, y0, x, y);
        pane.GraphObjList.Add(arrow); // Добавим стрелку в список отобра-
жаемых объектов
        zedGraphControl1.Invalidate(); // Обновляем график
        BeginInvoke(new MethodInvoker(() => { toolStripStatusLabel4.Text =
Convert.ToString(nsc++) + " Scattered"; }));
        break;
    }

    if (kl != k)
        W0 = W0 - Rsp(n[kl], n[k]); //calculating going through unsimple
env's.
    kl = k;

    W0 = W0 - Ws(W0, ma[k], ms[k]); //calculating weight

    fi0 = fi0 + Etha(g[k]);

    if (r.Next(2) < 1)
        fi0 = fi0 * (-1);

    x0 = x;
    y0 = y;

    tmp = L(ma[k], ms[k]) * (-1);

    x = -tmp * (Math.Sin(fi0 * (Math.PI / 180))) + x;
    y = tmp * (Math.Cos(fi0 * (Math.PI / 180))) + y;

    if ((y <= 0) && (y >= (d[0] * (-1))))
        kl = 0;
    else
        if ((y < (d[0] * (-1))) && (y >= ((d[0] + d[1]) * (-1))))
            kl = 1;
        else
            if ((y < ((d[0] + d[1]) * (-1))) && (y >= ((d[0] + d[1] + d[2]) * (-1))))
                kl = 2;
            else
                if (y > d[0] * (-1))
                {
                    arrow = new ArrowObj(Color.Green, arrow_size, x0, y0, x, y);

```



```

        BeginInvoke(new MethodInvoker(() => {
toolStripStatusLabel3.Text = Convert.ToString(no++) + " Outbreak"; }));
        break;
    }
    else
        if (y < (d[2] * (-1)))
        {
            arrow = new ArrowObj(Color.Gray, arrow_size, x0, y0, x, y);
            pane.GraphObjList.Add(arrow); // Добавим стрелку в список
отображаемых объектов
            zedGraphControl1.Invalidate(); // Обновляем график
            BeginInvoke(new MethodInvoker(() => {
toolStripStatusLabel6.Text = Convert.ToString(nt++) + " Go Through"; }));
            break;
        }

        pane.GraphObjList.Add(arrow); // Добавим стрелку в список отображае-
мых объектов
        zedGraphControl1.Invalidate(); // Обновляем график
        System.Threading.Thread.Sleep(10);
    }
}
thread1.Abort();
}

private void clearToolStripMenuItem_Click(object sender, EventArgs e) //clear
{
    zedGraphControl1.GraphPane.GraphObjList.Clear();
    zedGraphControl1.Invalidate();
    is_env_created = false;
}

private void setStandartBoundariesToolStripMenuItem_Click(object sender,
EventArgs e) //standart bound
{
    GraphPane pane = zedGraphControl1.GraphPane;

    pane.XAxis.Scale.Min = -2.5; //X Interval left
    pane.XAxis.Scale.Max = 2.5; //X Interval right
    pane.YAxis.Scale.Min = -(d[0] + d[1] + d[2] + 0.1); //Y Interval down
    pane.YAxis.Scale.Max = 0.5; // Interval up

    zedGraphControl1.Invalidate(); //Update Graph
}

private void updateToolStripMenuItem_Click(object sender, EventArgs e)
//recreate env
{
    cr_env();
}

```

```

private void hghToolStripMenuItem_Click(object sender, EventArgs e) //stop
generation
{
    hghToolStripMenuItem.Enabled = false;
    generateFLOWStepByStepToolStripMenuItem.Enabled = true;
    thread1.Abort();
}

private void parametersToolStripMenuItem_Click(object sender, EventArgs e)
//env parameters
{
    Form2 f2 = new Form2();
    f2.Owner = this;
    f2.Show();
}

private void generateFLOWStepByStepToolStripMenuItem_Click(object sender,
EventArgs e) // flow step by step
{
    if (is_env_created == false)
        MessageBox.Show("Please create environment");
    else
    {
        if (toolStripTextBox13.TextLength == 0)
            MessageBox.Show("Enter number of photons");
        else
        {
            generateFLOWStepByStepToolStripMenuItem.Enabled = false;
            hghToolStripMenuItem.Enabled = true;
            thread1 = new Thread(flowgeneration_step);
            thread1.Start();
        }
    }
}

private void fastVisualisationToolStripMenuItem_Click(object sender, EventArgs
e) //fast gen flow
{
    if (is_env_created == false)
        MessageBox.Show("Please create environment");
    else
    {
        if (toolStripTextBox13.TextLength == 0)
            MessageBox.Show("Enter number of photons");
        else
            flowgeneration_fast();
    }
}

```

```

    }

    private void stepsToolStripMenuItem_Click(object sender, EventArgs e) //photon
    step by step
    {
        if (is_env_created == false)
            MessageBox.Show("Please create environment");
        else
        {
            toolStripStatusLabel2.Text = Convert.ToString(ns++) + " Steps";
            Photon_Steps();
        }
    }

    private void generateSingleToolStripMenuItem_Click(object sender, EventArgs e)
    //generate single
    {
        if (is_env_created == false)
            MessageBox.Show("Please create environment");
        else
        {
            toolStripStatusLabel1.Text = Convert.ToString(np++) + " Photons";
            Generate_Single();
        }
    }
}

```

*Наукове видання*

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

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

Монографія

Редактор Н. Мазур

Оригінал-макет підготовлено Т. Козловською

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

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

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

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