

Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України  
Вінницький національний технічний університет

**Козловська Тетяна Іванівна**

УДК 615.471.03:616.072.7

**ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИЙ ПРИЛАД ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ  
ПЕРИФЕРИЧНОГО КРОВООБІГУ З ПІДВИЩЕНОЮ ДОСТОВІРНІСТЮ**

Спеціальність: 05.11.17 – Біологічні та медичні прилади і системи

**АВТОРЕФЕРАТ**

дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

**Вінниця – 2012**

Дисертацією є рукопис.

Роботу виконано у Вінницькому національному технічному університеті Міністерства освіти і науки, молоді та спорту України.

**Науковий керівник:** доктор технічних наук, професор,  
**Павлов Сергій Володимирович,**  
Вінницький національний технічний  
університет, завідувач кафедри  
загальної фізики та фотоніки.

**Офіційні опоненти:** доктор технічних наук, професор  
**Кузовик В'ячеслав Данилович,**  
Київський національний авіаційний  
університет, завідувач кафедри біокібернетики  
та аерокосмічної медицини.

доктор фізико-математичних наук, професор  
**Бих Анатолій Іванович,**  
Харківський національний університет радіоелектроніки,  
завідувач кафедри біомедичних електронних пристроїв та  
систем.

Захист відбудеться “31” травня 2012 р. о 12<sup>00</sup> годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 05.052.02 у Вінницькому національному технічному університеті за адресою: 21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95, ауд. 210 ГНК.

З дисертацією можна ознайомитись в науково-технічній бібліотеці Вінницького національного технічного університету за адресою: 21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95.

Автореферат розісланий “20” квітня 2012 р.

Учений секретар  
спеціалізованої вченої ради

В. Ю. Кучерук

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми.** Порушення мікроциркуляції периферичного кровообігу стає причиною різного роду порушень життєдіяльності організму людини. Наприклад, призводить до слабкого загоєння післяопераційних ран, крім того критичні порушення мікроциркуляції кінцівок можуть призводити до ампутації 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 широкого розвитку отримали оптичні методи реєстрації і перетворення та контролю біомедичної інформації.

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

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 рядом протипоказань для хворого. Тому, для вирішення задач діагностування периферичного кровообігу необхідна розробка простих пристроїв з широкими функціональними можливостями, високою точністю та достовірністю.

Використання 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. Так як аналітичні рішення задач розповсюдження світла в біологічних середовищах досить складно отримати, для цього використовуються чисельні методи, серед яких одним із універсальних методів є метод Монте-Карло.

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.

У цьому аспекті перспективними є роботи, що проводяться на кафедрах лазерної й оптоелектронної техніки і загальної фізики та фотоніки по створенню оптико-електронних засобів діагностування "око-процесорного" типу, що дозволяє проводити моніторинг за станом периферичних судин і окремих органів, видавати оперативну інформацію про їх функціональний стан.

Тому тема даної дисертаційної роботи є актуальною і направлена на вирішення задачі створення засобів діагностування периферичного кровообігу на основі сучасних оптико-електронних технологій.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами**

Тематика дисертації відповідає пріоритетним напрямкам розвитку науки в Україні. Основний зміст роботи складають результати досліджень, які проводились на кафедрах ЗФФ та ПМБА ВНТУ. Робота виконувалась згідно з планом наукових досліджень Вінницького національного технічного університету та Міністерства освіти і науки України за держбюджетними темами: „Оптико-електронні технології діагностування та лазерні засоби

терапії патологій ока (дослідження та терапія рогівки, сітківки та мікроциркуляції кон'юнктиви ока)" (№ держ. реєстрації 0110U002167); „Створення автоматизованих діагностичних систем для оцінювання функціонального стану людини" (№ держ. реєстрації 0105U002421).

#### **Мета і задачі дослідження**

Мету роботи спрямовано на підвищення достовірності діагностування стану периферичного кровообігу шляхом вдосконалення методів реєстрації оптичного випромінювання та застосування оптико-електронних засобів для аналізу фотоплетизмографічної інформації.

Для досягнення поставленої мети треба розв'язати такі завдання:

1. Провести аналіз існуючих методів та оптико-електронних пристроїв діагностування стану периферичного кровообігу.
2. Розробити фізико-математичну модель, що описує взаємодію оптичного випромінювання з біотканинами.
3. Провести аналіз ознак стану біологічного об'єкту на основі Фур'є та вейвлет-перетворення.
4. Провести параметричний синтез оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу.
5. Провести дослідження конструктивно-технічних варіантів, схемотехнічної реалізації і ефективності оптико-електронних засобів діагностування стану периферичного кровообігу.

*Об'єкт дослідження* – процеси взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами при проведенні діагностування периферичного кровообігу за допомогою оптико-електронних пристроїв діагностування периферичного кровообігу.

*Предмет дослідження* – оптичні характеристики біооб'єкту, оптико-електронні пристрої для діагностування периферичного кровообігу.

#### **Методи дослідження**

В дисертаційній роботі використано методи, що базуються на основних положеннях теорії переносу випромінювання для описання процесів взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами, математичного моделювання – для дослідження зміни інтенсивності оптичного випромінювання, методи фільтрації – для усунення фонових шумів, методи функціонального синтезу – для моделювання оптико-електронних схем, математичної статистики та комп'ютерного оброблення інформації – для перевірки адекватності розроблених моделей.

#### **Наукова новизна одержаних результатів**

У роботі отримала подальший розвиток методологія створення оптико-електронних приладів діагностування стану периферичного кровообігу для підвищення достовірності при проведенні біомедичних досліджень.

У роботі отримано такі наукові результати:

1. Вперше отримано стопо-кистевий коефіцієнт для хворих з хронічною ішемією нижніх кінцівок за допомогою фотоплетизмографічного методу, який визначає співвідношення амплітуди сигналу хворої кінцівки до амплітуди здорової індивідуально для кожної людини, що дозволило підвищити достовірність діагностування.
2. Вперше отримано еталон-маски фотоплетизмографічних сигналів за рахунок використання методу вейвлет-перетворення для визначення ступеню порушення периферичного кровообігу.
3. Дістала подальшого розвитку фізико-математична модель розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах, яка враховує зміну інтенсивності оптичного випромінювання залежно від кута встановлення оптичного сенсора та коефіцієнта екстинкції, що дозволило підвищити достовірність діагностування.
4. Дістав подальшого розвитку метод моделювання Монте-Карло, який на відміну від існуючих методів враховує втрату ваги фотона за рахунок дифузного відбиття, що дозволяє

визначати ефективну глибину проникнення оптичного випромінювання.

### **Практичне значення одержаних результатів**

Практичне значення роботи полягає в тому, що на основі проведених теоретичних та експериментальних досліджень розроблено:

1. Алгоритмічне та програмне забезпечення імітаційного моделювання розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах на основі методу Монте-Карло, що дозволило досліджувати процеси проходження оптичного випромінювання крізь біотканину.

2. Алгоритмічне та програмне забезпечення оброблення фотоплетизмографічних сигналів на основі Фур'є-перетворення, що дозволяє визначати можливі відхилення сигналу від норми.

3. Алгоритмічне забезпечення усунення фонових шумів фотоплетизмографічного сигналу за допомогою вейвлет-перетворення.

4. Удосконалено структуру оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу за рахунок використання чотирьох паралельних вимірювальних каналів.

Окремі практичні результати дисертаційних досліджень (методи та алгоритми оброблення фотоплетизмографічної інформації) впроваджено на базі науково-виробничої медико-біологічної корпорації «ЛАЗЕР І ЗДОРОВ'Я», м. Харків, 61124, вул. Гвардійців Широнинців, 50-б, (акт від 22 травня 2011р), а теоретичні положення роботи впроваджено у навчальний процес кафедри ЛОТ (лазерної та оптоелектронної техніки) ВНТУ у матеріалах лекцій з дисципліни „Фізичні основи взаємодії лазерного випромінювання з речовиною” та при проведенні лабораторних робіт з дисциплін „Оптоелектронні медичні системи” та „Лазерні медичні технології” (акт від 30 травня 2011р).

### **Особистий внесок здобувача**

Всі результати, які складають основний зміст дисертації отримані автором особисто. Основні ідеї і розробки, які виносяться на захист, належать автору. У наукових працях, написаних у співавторстві, дисертантові належать: аналіз методів [2, 3, 20], аналіз систем [8], принцип побудови [1, 9, 15], методи оброблення [5, 7], інформаційні технології [4], оптичні технології [10, 13], технології діагностування [12], методи дослідження [11, 14, 16], фізико-математична модель [18], імітаційна модель [6], пристрій [17, 19]. Новизна викладених в роботі результатів також підтверджується патентами України [21, 22].

Наукові праці [10, 11, 12, 14, 16] виконані у Вінницькому національному технічному університеті та у Вінницькому національному медичному університеті ім. М. І. Пирогова.

Всі інші розробки виконані у Вінницькому національному технічному університеті.

### **Апробація результатів дисертації**

Результати досліджень, викладених у дисертаційній роботі, доповідались та обговорювались на таких конференціях: IV Міжнародній науково-технічній конференції «Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування» (Вінниця, 2009); XXXI, XXXII, XXXIII, XXXIV, XXXV, XXXVI Міжнародних науково-практичних конференціях «Применение лазеров в медицине и биологии» (Харків – 2009, Гурзуф – 2009, Ужгород – 2010, Судак – 2010, Харків – 2011, Судак – 2011); IX, X Міжнародних науково-технічних конференціях «ПРИЛАДОБУВАННЯ: стан і перспективи» (Київ – 2010, 2011); Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія» (Вінниця, 2010); Міжвузівській науково-практичній конференції пам'яті Мартиненка Івана Івановича «Актуальні питання електрифікованих технологій АПК та прикладної біофізики» (Мелітополь, 2010); V Міжнародній науково-технічній конференції з оптоелектронних інформаційних технологій „Фотоніка-ODS' 2010” (Вінниця, 2010).

### **Публікації**

За матеріалами дисертації опубліковано 22 роботи, з них 6 статей в наукових фахових виданнях [1–6], 14 тез доповідей конференцій [7–20], 2 патенти України на корисну модель [21–22].

### Структура і об'єм дисертації

Дисертаційна робота містить вступ, чотири розділи, загальний висновок, список використаних джерел та додатки. Загальний обсяг дисертації складає 162 сторінки, з яких основний зміст викладено на 122 сторінках друкованого тексту, дисертація містить 39 рисунків, 16 таблиць, 5 додатків. Список використаних джерел складається з 103 найменувань. Додатки містять схеми апаратної реалізації оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю, медико-технічні рекомендації щодо створення оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю, лістинг програми для оброблення фотоплетизмографічних сигналів за допомогою Фур'є-перетворення, лістинг програми для імітаційного моделювання розповсюдження випромінювання в біологічних середовищах на основі методу Монте-Карло та акти впровадження результатів роботи.

### ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У вступі обґрунтовано актуальність теми дисертаційної роботи, зазначено зв'язок з науковими програмами, планами, темами, сформульовано мету та задачі, об'єкт та предмет дослідження, визначено наукову новизну та практичне значення одержаних результатів, зазначено відомості про апробацію роботи, впровадження результатів та публікації.

У першому розділі проведено аналіз основних методів діагностування стану мікроциркуляції. Особливу увагу приділено неінвазивним методам, розглянуто їх область застосування, переваги і недоліки, проведено порівняльну характеристику.

Проаналізовано принципи розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах, розглянуто основні процеси, що відбуваються при взаємодії його з біотканинами, а саме поглинання, відбиття та розсіювання. Розглянуто оптичні властивості шкіри людини.

Проведено огляд методів моделювання розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах, особливу увагу приділено методу Монте-Карло, що дозволяє визначити глибину проникнення оптичного випромінювання шляхом дослідження траєкторій фотонів, що проникають всередину біотканини.

Проведено аналіз оптико-електронних приладів для діагностування периферичного кровообігу, їх критеріальне оцінювання, на основі чого обґрунтовано доцільність розроблення оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю.

Отримані результати дозволили визначити подальший напрямок досліджень.

У другому розділі подальшого розвитку отримала фізико-математична модель розповсюдження оптичного випромінювання в біологічних об'єктах.

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.

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

$$I_{\text{відб}} = I_1 + I_2 + I_3,$$

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  $I_{c.e.}$ , та інтенсивність, що відбивається від

нижньої стінки кровоносної судини  $I_{с.н.}$

$$I_3 = I_{с.в.} + I_{с.н.}$$

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'єкту

$$I_e = \frac{I_0 \cdot \cos(\alpha)}{l},$$

де  $I_0$  – початкова інтенсивність випромінювання, що генерується світлодіодом;  $I_e$  – інтенсивність падаючого на біооб'єкт оптичного випромінювання;  $\alpha$  – кут встановлення оптичного випромінювача. Після падіння оптичного випромінювання на біооб'єкт, частина його дифузно відбивається  $I_1$ , а частина проходить всередину  $I_{np.1}$ , де послаблюється за рахунок розсіювання та поглинання.

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

$$I_1 = I_e \cdot R_1 \cdot \cos(\theta),$$

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

Інтенсивність випромінювання, що пройшло всередину біотканини визначається

$$I_{np.1} = I_e - I_1.$$

Тоді

$$I_2 = I_{nocл1} \cdot R_2 \cdot \cos(\theta),$$

де

$$I_{nocл1} = \frac{I_0 \cdot \cos(\alpha)}{l} \cdot (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1).$$

В результаті проведених перетворень отримано

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

В результаті інтенсивність оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем сенсора, визначається

$$I_{fn} = I_{відб} \cdot \frac{\tau \pi r^2}{l} \cos(\beta), \quad (2)$$

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

Підставивши (1) у (2), отримаємо

$$\begin{aligned}
 I_{\phi n} = & \frac{I_0 \cdot \cos(\alpha)}{l} \cdot (R_1 \cdot \cos(\theta) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta) + \\
 & + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{c.в} \cdot \cos(\theta) + \\
 & + (1 - R_{c.в} \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \cdot R_{c.н} \cdot \cos(\theta)) \cdot \frac{\tau \pi r^2}{l} \cos(\beta) = I_0 \cdot (R_1 \cdot \cos(\theta) + \\
 & + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \times \\
 & \times (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{c.в} \cdot \cos(\theta) + (1 - R_{c.в} \cdot \cos(\theta)) \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \times \\
 & \times R_{c.н} \cdot \cos(\theta)) \cdot \frac{\tau \pi r^2}{l^2} \cos(\alpha) \cos(\beta).
 \end{aligned} \quad (3)$$

Як видно з рівняння (3), втрати інтенсивності випромінювання, що відбуваються за рахунок встановлення випромінювача та фотоприймача можна представити у вигляді

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

де  $K$  – коефіцієнт втрат оптичного сенсора.

Отже, інтенсивність випромінювання, що реєструється фотоприймачем, матиме вигляд

$$\begin{aligned}
 I_{\phi n} = & I_0 \cdot K \cdot (R_1 \cdot \cos(\theta) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot R_2 \cdot \cos(\theta) + (1 - R_1 \cdot \cos(\theta)) \times \\
 & \times \exp(-\mu_{t1} \cdot z_1) \cdot (1 - R_2 \cdot \cos(\theta)) \cdot \exp(-\mu_{t2} \cdot z_2) \cdot (R_{c.в} \cdot \cos(\theta) + (1 - R_{c.в} \cdot \cos(\theta)) \times \\
 & \times \exp(-\mu_{tc} \cdot z_c) \cdot R_{c.н} \cdot \cos(\theta)).
 \end{aligned}$$

В результаті отримано графічну залежність зміни інтенсивності оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем сенсора, від кута падіння світла на площадку фотосенсора та коефіцієнта екстинкції (рис. 1).

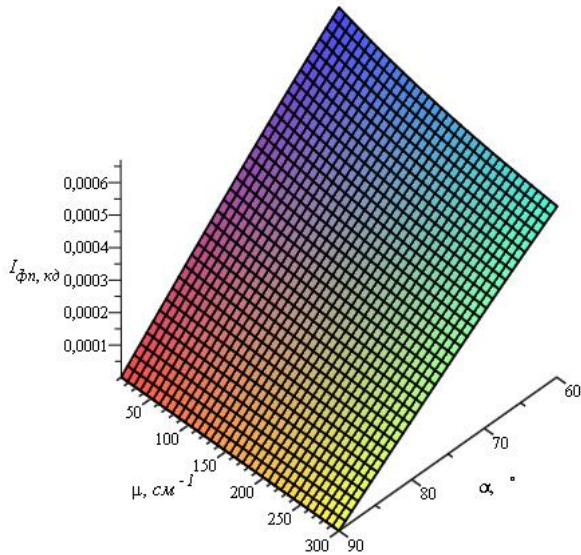


Рисунок 1 – Залежність інтенсивності оптичного випромінювання від зміни коефіцієнта екстинкції та кута падіння світла на площину фотосенсора

Розроблено імітаційну модель розповсюдження оптичного випромінювання в біологічних середовищах на основі методу Монте-Карло.

При моделюванні було використано 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. 1).

Алгоритм моделювання складається з таких кроків:

1. Генерація середовища (задаються основні його параметри).
2. Генерація фотона. Кожному фотону присвоюється початкова вага  $W_0 = 1$ .
3. Програма генерує довільне значення кута розходження джерела  $\alpha$  в межах  $0 \leq \alpha \leq 40^\circ$  (рис. 2) та випуск фотону світла.

4. Фотон попадає на межу поділу двох середовищ. В результаті проходження через межу поділу двох середовищ, вага фотона зменшується в зв'язку із дзеркальним та дифузним відбиттям ( $R = R_{\text{дз}} + R_{\text{диф}}$ )



$$W = W_0(1 - R).$$

5. Генерація траєкторії. Для цього визначається довжина вільного пробігу  $L$  фотона, тобто відстань до першого зіткнення в середовищі [1, 5, 10, 12]

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

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 випадкових величин

$$\int_a^x p(\chi) d\chi = \xi \text{ для } \xi \in (0,1).$$

Після цього визначається новий напрямок руху фотона (рис. 2), тобто кут його відхилення  $\theta$  ( $0 \leq \theta \leq \pi$ ) в результаті розсіювання за допомогою фазової функції Хен'ї-Грінштейна

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

6. Поглинання. В результаті проходження крізь непрозоре середовище вага 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, вага фотона зменшується на величину

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

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

7. При цьому, якщо сумарна довжина перебігу фотона в шарові 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, ми 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. 3.

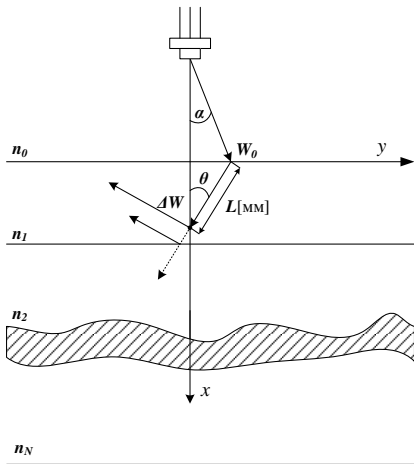


Рисунок 2 – Принцип проходження фотона крізь багатшарове середовище

При моделюванні було згенеровано випадковим чином 5000 фотонів в середовищі, було розраховано 203418 вільних пробігів, 1844 фотони вийшло за межі середовища, та 3154 фотони поглинулись середовищем.

На основі швидкого перетворення Фур'є (ШПФ) був створений алгоритм та програма, що дозволяє проводити оброблення фотоплетизмографічних сигналів, в результаті якого можна визначати можливі відхилення сигналу від норми. На рис. 4 зображено результат

Фур'є-перетворення фотоплетизмографічного сигналу здорової людини. На рис. 5 – 6 представлені усереднені фотоплетизмографічні сигнали хворих на дистонію і хворих на цукровий діабет та результати їх Фур'є-перетворення.

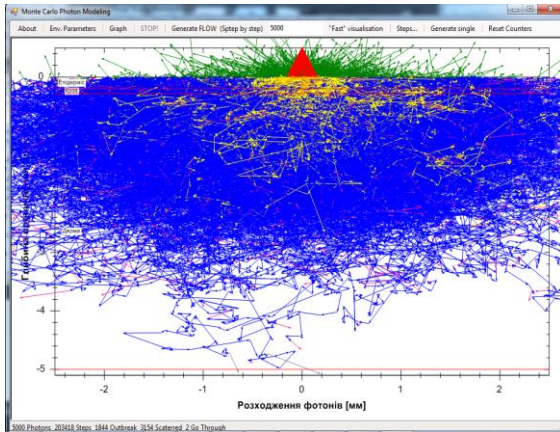


Рисунок 3 – Результат роботи програми імітаційного моделювання

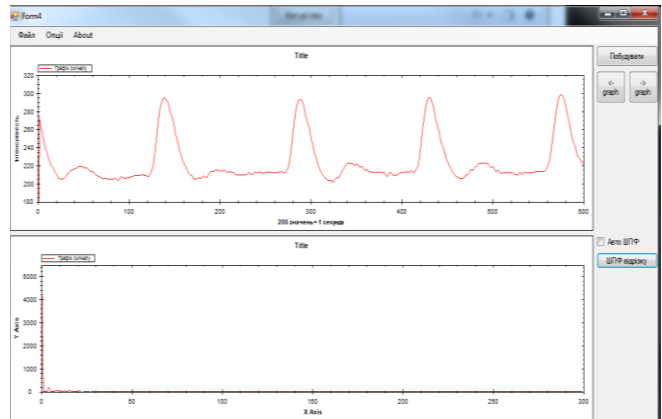


Рисунок 4 – Результат Фур'є-перетворення фотоплетизмографічного сигналу здорової людини

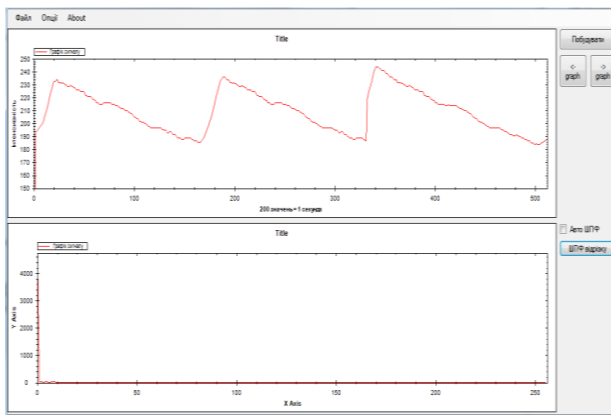


Рисунок 5 – Усереднений фотоплетизмографічний сигнал хворих на дистонію та результат його Фур'є-перетворення

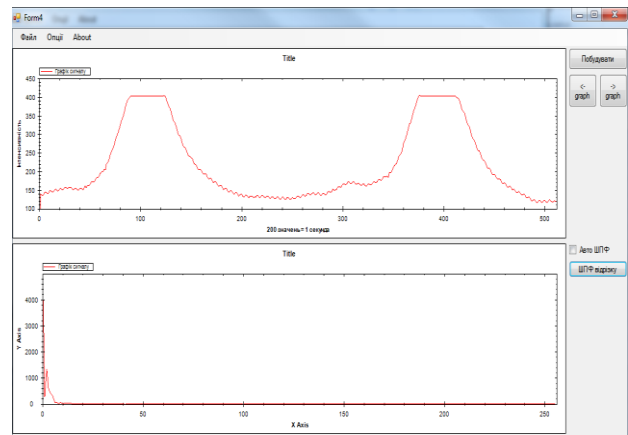
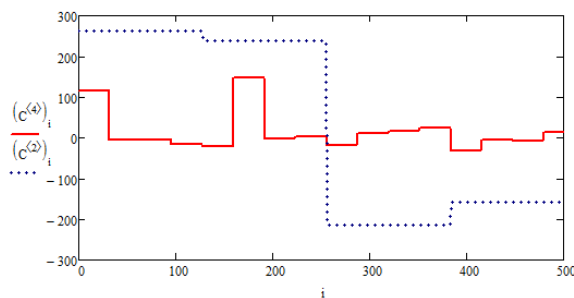
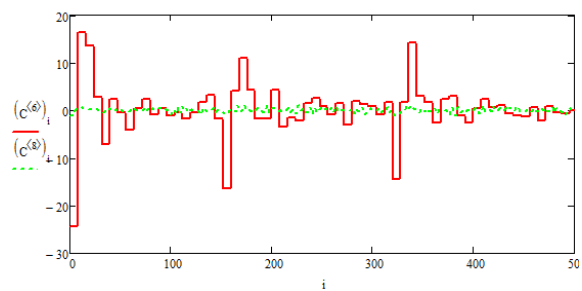


Рисунок 6 – Усереднений фотоплетизмографічний сигнал хворих на цукровий діабет та результат його Фур'є-перетворення

Також проведено оброблення фотоплетизмографічних сигналів за допомогою вейвлет-перетворення (рис. 7–9), та розроблено алгоритмічне забезпечення фільтрації отриманих сигналів за допомогою вейвлет-перетворення, що дозволяє проводити більш точну фільтрацію зі збереженням основної інформативної складової сигналу (рис. 10).



а)



б)

Рисунок 7 – Результати вейвлет-перетворення здорових пацієнтів на основі вейвлета Добеші: а) db2 і db4; б) db6 і db8

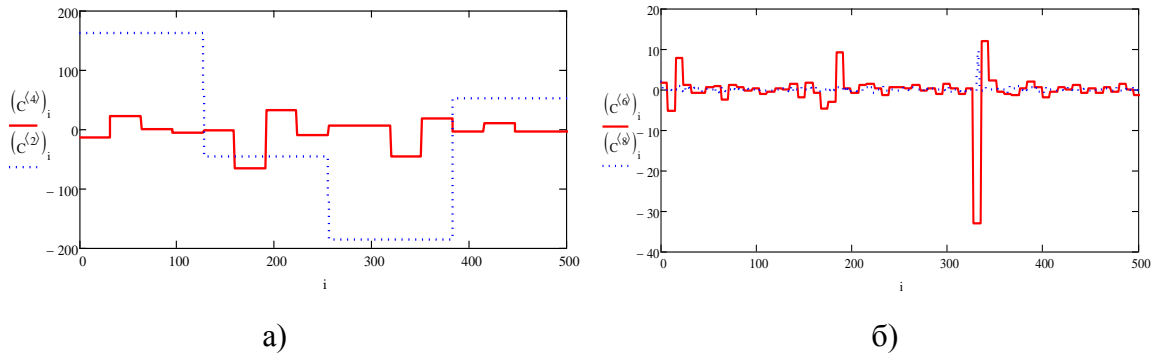


Рисунок 8 – Результати вейвлет-перетворення хворих на дистонію на основі вейвлета Добеші: а) db2 і db4; б) db6 і db8

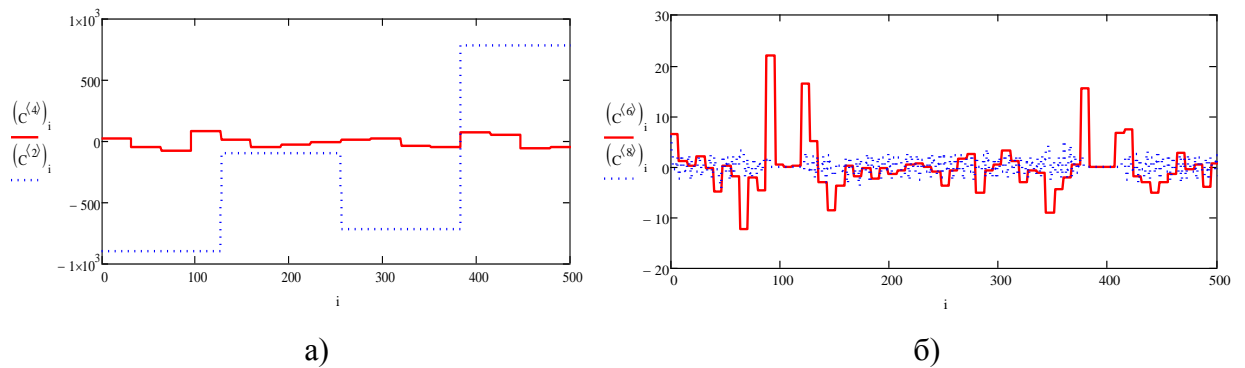


Рисунок 9 – Результати вейвлет-перетворення хворих на цукровий діабет на основі вейвлета Добеші: а) db2 і db4; б) db6 і db8

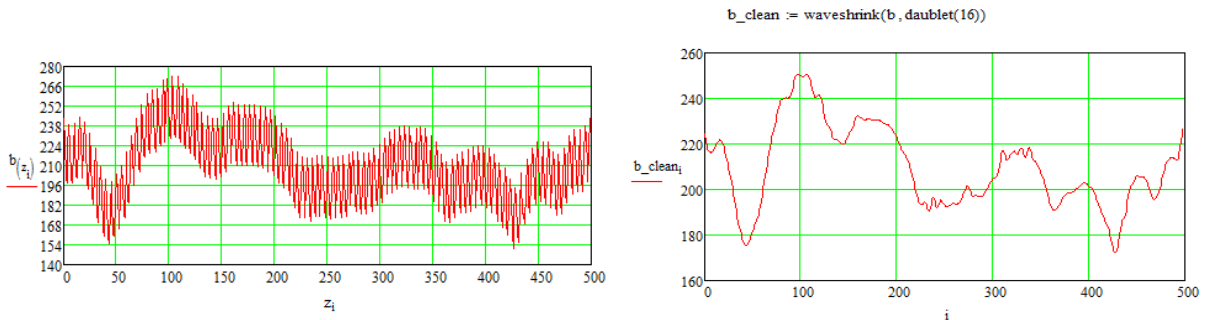


Рисунок 10 – Результат фільтрації сигналу на основі вейвлет-перетворення

У третьому розділі проаналізовано ефективність оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу. Розроблено медико-технічні рекомендації щодо створення даного приладу. Встановлено, що реєстрація відбитого від тканини сигналу не викликає особливих ускладнень. Проблеми виникають під час калібрування і початкового настроювання приладу, оскільки інтенсивність відбитого сигналу залежить не лише від поглинання світла гемоглобіном, але і від оптичних параметрів тих біотканин, в яких розповсюджується випромінювання. 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 руслу в момент систоли (з певною затримкою) викликає збільшення поглинання світла в тканині і її розсіювальних властивостей;

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

Запропоновано архітектуру оптико-електронного приладу (рис. 11), який містить оптичні випромінювачі 1, 2, 3, 4, фотоприймачі 5, 6, 7, 8, підсилювачі 9, 10, 11, 12, мікроконтролер 13 обчислювача 17, USB контролер 14, блок еталонів 15, персональний комп'ютер 16. Така конструкція приладу дозволяє проводити вимірювання ФПГ сигналу одразу з чотирьох досліджувальних точок. На рис. 12 зображено розроблений оптико-електронний прилад.

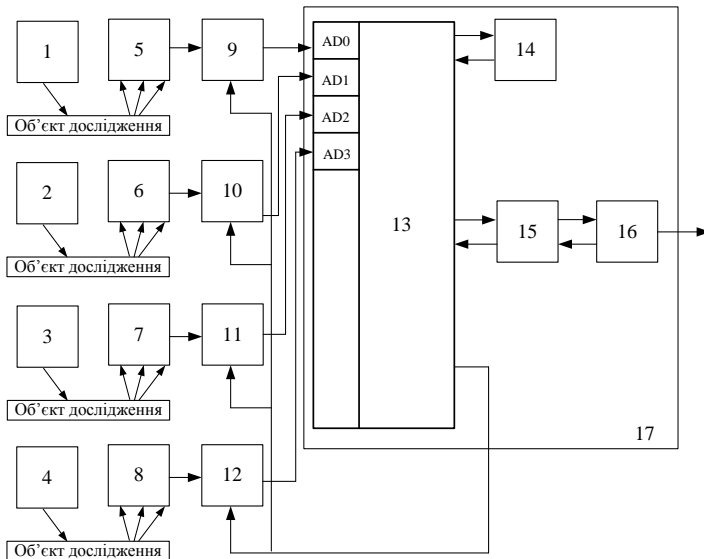


Рисунок 11 – Архітектура оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю

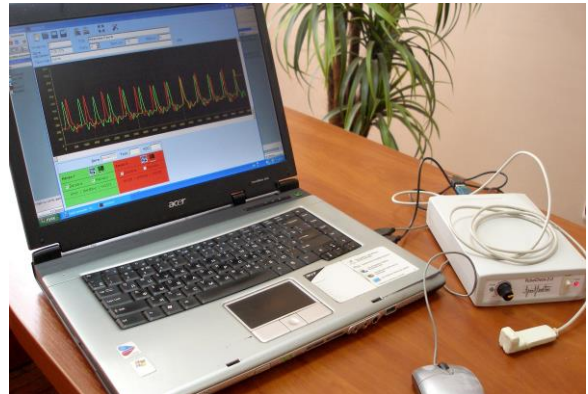


Рисунок 12 – Розроблений оптико-електронний прилад діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю

У четвертому розділі проведено дослідження периферичного кровообігу черевної стінки, що підтвердило ефективність застосування оптико-електронного приладу при дослідженні загоєння післяопераційних ран. Дослідження кровонаповнення тканин передньої черевної стінки проводили на базі кафедри загальної хірургії ВНМУ ім. М. І. Пирогова (завідувач д. мед. н., проф. Желіба М. Д.) 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 мечевидним відростком та пупком, 2 точка – латеральний край рани, 3 точка – медіальний край рани.

Графічне зображення динаміки показників кровонаповнення в ділянці ран до та після операції представлено на рис. 13.

Проведено діагностування стану периферичного кровообігу в комплексному оцінюванні колатерального кровообігу нижніх кінцівок.

Було обстежено 82 особи. Ішемію нижніх кінцівок 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 становив 18 – 82 років. На підставі отриманих даних розраховували чутливість, специфічність і прогностичну цінність ФПГ в діагностиці оклюзуючих захворювань артерій нижніх кінцівок.

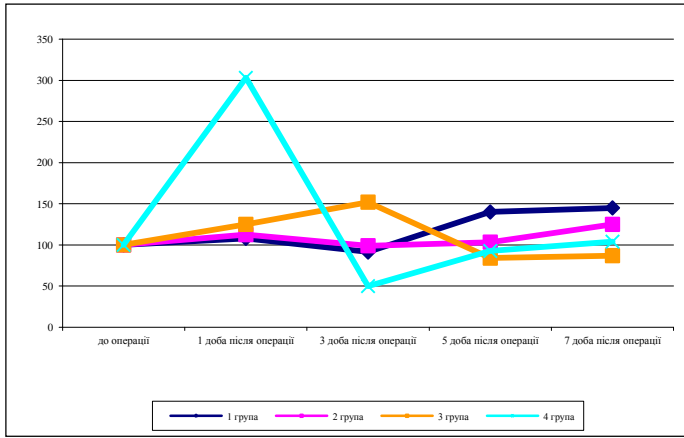


Рисунок 13 – Динаміка показників кровонаповнення в ділянках післяопераційних ран у досліджуваних групах пацієнтів

Для порівняння результатів досліджень, вимірювання проводилось за допомогою розробленого оптико-електронного приладу (ОЕП) та за допомогою пульсоксиметра, що довело беззаперечну перевагу застосування методу ФПГ для дослідження колатерального кровообігу нижніх кінцівок.

Результати проведених досліджень було занесено до табл. 2.

Таблиця 2 – Залежність СКК від ступеню ішемії

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

Проведено оцінювання коефіцієнту кореляції результатів досліджень. В результаті, були отримані значення коефіцієнту кореляції до ( $r_{xy} = 0,96$ ) та після сеансу ( $r_{xy} = 0,7$ ).

Середньоквадратична похибка для заданого коефіцієнту кореляції визначається

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

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-ий ступінь ішемії. Для кожної групи було розраховане значення стопо-кистевого коефіцієнту (СКК) (рис. 14).

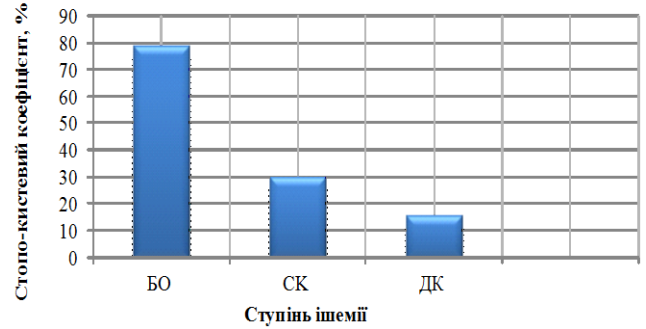


Рисунок 14 – Залежність стопо-кистевий коефіцієнту від ступеню ішемії

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

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

Достовірність коефіцієнта кореляції  $t_r = 5,38$ , що вказує на об'єктивність отриманих даних при проведених дослідженнях.

Було проведено аналіз метрологічних характеристик розробленого оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу, отримано рівняння перетворення ВК та просторову функцію перетворення (рис. 15)

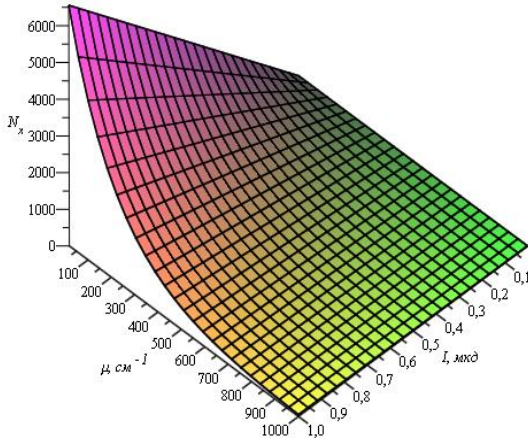


Рисунок 15 – Просторова функція перетворення ВК

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

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

Проведено оцінювання достовірності діагностування оптико-електронного приладу, і встановлено, що імовірність хибного висновку

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

Інструментальна достовірність  $C_5 = 0,92$ .

Достовірність діагностування

$$D_2 = C_3 \cdot C_4 \cdot C_5,$$

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

$$C_3 = \frac{10}{12} = 0,84; \quad C_4 = \frac{\sum_{i=1}^{N_2} S_i}{\sum_{i=1}^{N_1} S_i} = \frac{\sum_{i=1}^{10} S_i}{\sum_{i=1}^{10} S_i} = 1,$$

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

Отже

$$D_2 = 0,84 \cdot 0,92 \cdot 1 = 0,78.$$

Таким чином достовірність діагностування підвищено на 8% відносно існуючих засобів діагностування периферичного кровообігу.

## ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ ТА ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено задачу підвищення достовірності діагностування шляхом вдосконалення методів реєстрації оптичного випромінювання та структури оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу.

Основні наукові та практичні результати роботи:

1. Отримала подальшого розвитку фізико-математична модель розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах, яка дозволяє врахувати зміну інтенсивності оптичного випромінювання залежно від кута встановлення оптичного сенсора, товщини

біотканини та коефіцієнта екстинкції. В результаті моделювання встановлено значення ефективного кута направленості оптичного випромінювання на біотканину, що становить  $60^\circ$ .

2. Дістав подальшого розвитку метод Монте-Карло моделювання розповсюдження фотонів в біотканинах, що дозволяє досліджувати процеси, що відбуваються при проходженні оптичного випромінювання крізь біотканину. Розроблений метод враховує втрату ваги фотона за рахунок дифузного відбиття та поглинання з використанням відношення коефіцієнта поглинання  $\mu_a$  до коефіцієнта послаблення  $\mu_t$  та дозволяє визначати ефективну глибину проникнення оптичного випромінювання. Глибина проникнення оптичного випромінювання для розробленого оптико-електронного приладу за рахунок використання даної моделі становить приблизно 2-3 мм.

3. Дістав подальшого розвитку метод вейвлет-перетворення шляхом використання його для аналізу фотоплетизмограм, на основі якого отримано еталони-маски для визначення ступеню порушення периферичного кровообігу.

4. Запропоновано стопо-кистевий коефіцієнт для хворих з хронічною ішемією нижніх кінцівок за допомогою фотоплетизмографічного методу, на основі застосування оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю, що визначає співвідношення амплітуди сигналу хворої кінцівки до амплітуди здорової індивідуально для кожної людини. В результаті проведених досліджень встановлено, що інформативність даного методу на основі застосування оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю перевищує 90 %.

5. Запропоновано алгоритм імітаційного моделювання розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах на основі застосування методу Монте-Карло, що складається з 7 основних кроків, які визначають напрямок руху фотона в досліджуваному середовищі. На основі запропонованого алгоритму розроблено програмне забезпечення, що дозволяє проводити статистичний аналіз стану фотонів, та визначати глибину проникнення оптичного випромінювання всередині біотканини. В результаті, випадковим чином було згенеровано 5000 фотонів, з яких розраховано 203418 вільних пробігів, 1844 фотони вийшло за межі середовища, та 3154 фотони поглинулись середовищем.

6. Розроблено алгоритмічне та програмне забезпечення оброблення фотоплетизмографічних сигналів на основі Фур'є-перетворення, що дозволяє визначати можливі відхилення сигналу від норми.

7. Розроблено алгоритмічне забезпечення усунення фонових шумів фотоплетизмографічного сигналу на основі вейвлет-перетворення, що дозволяє проводити більш точну фільтрацію зі збереженням основної інформативної складової сигналу.

8. Удосконалено структуру оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу, що дозволило підвищити достовірність діагностування на 8% відносно існуючих засобів діагностування периферичного кровообігу.

## СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Козловська Т. І. 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. – ISSN 1681-7893.
2. Козловська Т. І. 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. – ISSN 1681-7893.
3. Козловська Т. І. 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.
4. Козловська Т. І. Інформаційні технології оброблення фотоплетизмографічних сигналів на основі Фур'є-перетворення / С. В. Павлов, М. О. Прокопова, Т. І. Козловська, Мерелін Мазен // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2009. – №2 (18). – С. 164-172. – ISSN 1681-7893.
  5. Козловська Т. І. 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.
  6. Козловська Т. І. 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.
  7. Козловська Т. І. 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.
  8. Козловська Т. І. 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.
  9. Козловська Т. І. 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.
  10. Козловська Т. І. 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 междунар. науч.-практ. конф., 7-10 окт. 2009 г. : тезисы докл. – Гурзуф, 2009. – С. 199–200.
  11. Козловська Т. І. 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.
  12. Козловська Т. І. 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.
  13. Козловська Т. І. Оптичні технології в контексті реалізації інтелектуальних біокопроцесорних 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.
  14. Козловська Т. І. Лазерні методи дослідження периферичного кровообігу черевної стінки / О. В. Кателян, О. П. Жученко, В. Б. Василенко, Т. І. Козловська // Оптикоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС– 2010» : V міжнар. наук.-техн. конф., 28-30 вер. 2010 р. : тези доп. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2010. – С.134. – ISBN 978-966-641-378-2.
  15. 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. – ISBN 978-966-641-378-2.
  16. Козловська Т. І. Оптичні методи дослідження периферичного кровообігу черевної



- стілки / 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.
17. Козловська Т. І. Оптико-електронний пристрій діагностування стану периферичного кровообігу / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, А. М. Козак // ПРИЛАДОБУДУВАННЯ 2011: стан і перспективи : X міжнар. наук.-техн. конф. 19-20 квіт. 2011 р. : тези доп. – Київ, 2011. – С. 167–168.
  18. 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.
  19. 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.
  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. 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.
  22. 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.

## АНОТАЦІЯ

**Козловська Т. І. Оптико-електронний прилад діагностування стану периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю.** – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – Біологічні та медичні прилади і системи. – Вінницький національний технічний університет, Вінниця, 2012.

Дисертацію присвячено науковим проблемам розробки та дослідження оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу, удосконаленню моделей розповсюдження оптичного випромінювання в біологічних середовищах та методів оброблення фотоплетизмографічної інформації.

У дисертації вирішено важливу задачу вдосконалення структури оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу, яка полягає в підвищенні достовірності діагностування. Наведено вдосконалену фізико-математичну модель розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах, яка дозволяє врахувати зміну інтенсивності оптичного випромінювання залежно від кута встановлення оптичного сенсора, товщини біотканини та коефіцієнта екстинкції.

Практична цінність роботи полягає в тому, що розроблено алгоритм та програму оброблення фотоплетизмографічної інформації на основі Фур'є-перетворення, алгоритм усунення фонових шумів на основі вейвлет перетворення та проведено імітаційне моделювання розповсюдження оптичного випромінювання в біологічних середовищах. Удосконалена структура оптико-електронного приладу діагностування стану периферичного кровообігу шляхом використання чотирьох паралельних вимірювальних каналів, що дозволяє проводити діагностування одночасно чотирьох досліджуваних точок.

Ключові слова: фотоплетизмографія, біотканина, периферичний кровообіг, оптичне випромінювання, діагностування.

## АННОТАЦИЯ

**Козловская Т. И. Оптико-электронный прибор диагностирования состояния периферического кровообращения с повышенной достоверностью.** – На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 – Биологические и медицинские приборы и системы. – Винницкий национальный технический университет, Винница, 2012.

Диссертация посвящена научным проблемам разработки и исследования оптико-электронного прибора диагностирования состояния периферического кровообращения, улучшению моделей распространения оптического излучения в биотканях и методов обработки фотоплетизмографической информации.

В диссертации решена важная задача совершенствования структуры оптико-электронного прибора диагностирования состояния периферического кровообращения, которая заключается в повышении достоверности диагностирования.

Обоснована актуальность использования метода фотоплетизмографии для диагностирования состояния периферического кровообращения, который сравнительно с другими традиционными методами отличается неинвазивностью, простотой и скоростью проведения диагностирования, а также возможностью исследовать кровенаполнение как на больших сосудах и венах, так и на периферических сосудах и капиллярах.

Проведен анализ оптико-электронных приборов и систем диагностирования периферического кровообращения соответственно критериальному оцениванию эффективности, а также сформулированы медико-технические требования к созданию оптико-электронных приборов диагностирования периферического кровообращения.

Усовершенствована физико-математическая модель распространения оптического излучения в биотканях, что позволяет оценивать изменение интенсивности излучения в зависимости от угла установления оптического сенсора, толщины биоткани и коэффициента экстинкции. Усовершенствован метод Монте-Карло моделирования распространения фотонов в биотканях, что позволяет исследовать процессы, которые происходят при прохождении оптического излучения сквозь биоткань. Данный метод учитывает потерю веса фотона за счет диффузного отражения и поглощения с использованием отношения коэффициента поглощения  $\mu_a$  к коэффициенту ослабления  $\mu_t$ , и позволяет определять эффективную глубину проникновения оптического излучения.

Разработан алгоритм и программа на основе быстрого преобразования Фурье, что позволяет проводить спектральный анализ фотоплетизмографических сигналов. Также проведена обработка фотоплетизмографических сигналов с помощью вейвлет-преобразования, с помощью которого получены эталоны-маски для определенных заболеваний. В результате проведенного анализа установлено, что вейвлет-преобразование при обработке фотоплетизмографической информации является более информативным методом. Разработан алгоритм фильтрации фотоплетизмографических сигналов с помощью вейвлет-преобразования, что позволяет проводить более точную фильтрацию с сохранением основной информативной составляющей сигнала.

Усовершенствована структура оптико-электронного прибора диагностирования состояния периферического кровообращения, путём использования четырех параллельных измерительных каналов, что позволяет проводить диагностирование одновременно четырех исследуемых точек, и введением блока эталонов, в котором формируются и хранятся эталонные сигналы. Предложены рекомендации для создания оптического сенсора регистрации фотоплетизмографических сигналов, что состоит из ИК-источника излучения и восьми расположенных вокруг него фотоприемников. Использование такой конструкции существенно облегчает установку датчика и обеспечивает меньшую критичность к

движениям пациента. Сформированы рекомендации относительно выбора элементной базы для построения оптико-электронного прибора диагностирования состояния периферического кровообращения, который был внедрён в использование в Винницком национальном медицинском университете им. М. И. Пирогова на кафедре хирургии медицинского факультета №2 для исследования коллатерального кровообращения нижних конечностей

Ключевые слова: фотоплетизмография, биоткань, периферическое кровообращение, оптическое излучение, диагностирование.

### ABSTRACT

**Kozlovska T. I. Optoelectronic device for diagnostics of the state of peripheral blood circulation with increased validity.** – A manuscript.

Thesis for a candidate's degree of technical sciences by specialty 05.11.17 – Biological and Medical Devices and Systems. – Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, 2012.

Dissertation is devoted to science problems of development and research of optoelectronic device for diagnostics of the state peripheral blood circulation with increased validity, models enhancement of optical radiation diffusion in biological tissues and methods for treatment of photoplethysmographycal information.

The important task of perfection optoelectronic device for diagnostics of the peripheral blood circulation state is solved in dissertation. The task consists in the increase of diagnostics validity. Physicomathematical model of optical radiation diffusion in biological tissues is improved. It allows to take into account the change of optical radiation intensity depending on the corner of optical sensor establishment, thickness of biological tissues and extinction coefficient.

The practical value of work consists in offering an algorithm and program of photoplethysmographycal information treatment on the basis of Fourier-transformation, algorithm of base-line noises removal on the basis of wavelet transformation and the simulation of optical radiation diffusion in biological tissues. The structure of optoelectronic device for diagnostics of the state of peripheral blood circulation is improved, by the use of four parallel measurings channels that allows diagnosticating simultaneous four probed points.

Keywords: photoplethysmography, biological tissue, peripheral blood circulation, optical radiation, diagnostics.

Підписано до друку 06.04.2012 р. Формат 60×90/16

Наклад 100 прим. Зам. № 2012–052

Віддруковано в комп'ютерному інформаційно-видавничому центрі  
Вінницького національного технічного університету  
м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95. Тел.: 59-87-38