

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

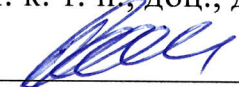
на тему:

Система для аналізу пульсового сигналу

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-23м
спеціальності 163 Біомедична інженерія

 Откидач О. І.

Керівник: к. т. н., доц., доцент каф. БМІОЕС

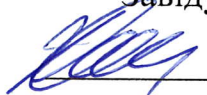
 Коваль Л. Г.

Опонент: к. т. н., ст. викл. каф. ІКСТ

 Макогон В. І.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 29 » 11 2024 р.

Вінниця ВНТУ – 2024 рік

Вінницький національний технічний університет

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

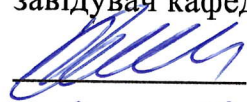
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 18 » 09 2024 р.

З А В Д А Н Н Я

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Откидачу Олексію Ігоровичу

1. Тема роботи: Система для аналізу пульсового сигналу.

Керівник роботи: : Коваль Л. Г., Зав. каф. БМІОЕС, канд. техн. наук, доцент
затверджені наказом ВНТУ від «17» вересня 2024 року № 310.

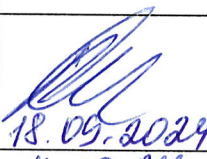
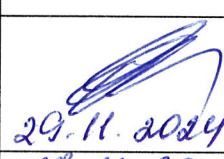
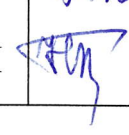
2. Строк подання студентом роботи «29» листопада 2024 року.

3. Вихідні дані до роботи: Основні характеристики пульсового сигналу включають частоту в діапазоні 0,5–5 Гц, амплітуду до 5 мВ і тривалість одного циклу 0,6–1,2 с. Для обробки сигналу використовуються такі алгоритми: цифрова фільтрація для усунення артефактів, нормалізація амплітуди та аналіз пікових значень для визначення частоти пульсу. Технічні характеристики обчислювальної системи передбачають розрядність процесора 64 біти, частоту дискретизації 1000 Гц і обсяг оперативної пам'яті не менше 4 ГБ. Очікувані навантаження на систему включають обробку сигналів у режимі реального часу та роботу з великими обсягами даних для довготривалого моніторингу. Максимальні параметри сигналу, що обробляються системою, складають частоту до 10 Гц і амплітуду до 10 мВ.

4. Зміст текстової частини: огляд аналітичної літератури; вирішення основної проблеми; економічна частина.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: сигнал сонної артерії, сигнал ПХ, структура пульсоксиметра

6. Консультанти розділів роботи

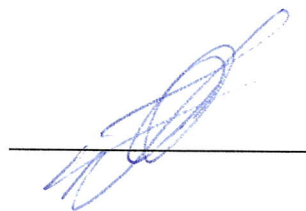
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л. Г. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 18.09.2024	 29.11.2024
Економічна частина	Буреннікова Н. В. д. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 7.10.24	 28.11.2024

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2024 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

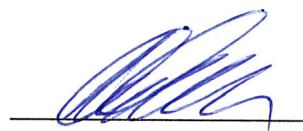
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 04.10.2024	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 25.10.2024	
Розроблення системи	до 22.11.2024	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 29.11.2024	
Оформлення текстової та графічної частини	до 29.11.2024	
Попередній захист МКР	29.11.2024	
Рецензування МКР	до 20.12.2024	
Захист МКР	23-25.12.2024	

Здобувач



Олексій ОТКИДАЧ

Керівник роботи



Леонід КОВАЛЬ

Перелік скорочень

Гц – Герц (одиниця вимірювання частоти).

мВ – Мілівольт (одиниця вимірювання напруги).

ЦАП – Цифро-аналоговий перетворювач.

АЦП – Аналого-цифровий перетворювач.

RAM – Оперативна пам'ять (Random Access Memory).

CPU – Центральний процесор (Central Processing Unit).

FFT – Швидке перетворення Фур'є (Fast Fourier Transform).

RMS – Середньоквадратичне значення (Root Mean Square).

EEG – Електроенцефалограма (Electroencephalogram).

ECG – Електрокардіограма (Electrocardiogram).

АНОТАЦІЯ

УДК 621.374

Откидач О.І. Система для аналізу пульсового сигналу: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2021. 101 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 33 найм.; 31 рис.; 21 табл.

У роботі представлено розробку методу узгодження сигналів стимулів для світлотерапії з пульсовим сигналом, що спостерігається при фізичних навантаженнях. Проаналізовано методику світлотерапії, зокрема проведення фотостимуляції зорового аналізатора, що показала позитивний вплив на підвищення адаптаційних можливостей організму. Описано характеристики і параметри пульсового сигналу.

Розроблено метод синхронізації, який передбачає:

- підсилення сигналу, отриманого від чутливого елемента,
- фільтрацію низькочастотним фільтром,
- застосування режекторного фільтра з частотою 50 Гц для усунення завад від електромережі,
- диференціювання сигналу для отримання керуючих імпульсів.

Моделювання роботи запропонованих схемотехнічних рішень виконано в програмному середовищі Multisim 11.

Ключові слова: пульсовий сигнал, світлотерапія, адаптація.

ABSTRACT

UDK 621.374

Otkydach O.I. System for pulse signal analysis: master's qualification work in specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program "Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering". Vinnytsia: VNTU, 2021. 101 p.

In Ukrainian. Bibliography: 33 names; 31 figures; 21 tables.

The paper presents the development of a method for matching stimulus signals for light therapy with a pulse signal observed during physical exertion. The method of light therapy is analyzed, in particular, photostimulation of the visual analyzer, which showed a positive effect on increasing the adaptive capabilities of the body. The characteristics and parameters of the pulse signal are described.

A synchronization method has been developed, which involves:

- amplification of the signal received from the sensitive element,
- filtering with a low-pass filter,
- use of a notch filter with a frequency of 50 Hz to eliminate interference from the power grid,
- differentiation of the signal to obtain control pulses.

The simulation of the proposed circuit solutions was performed in the Multisim 11 software environment.

Keywords: pulse signal, phototherapy, adaptation.

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	9
1.1 Суть методу світлотерапії	9
1.2 Підвищення адаптації організму людини з використанням світлотерапії	9
1.3 Висновки до розділу 1	13
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	14
2.1 Пульсовий сигнал	14
2.2 Технічні засоби реєстрації сигналів ПХ	15
2.3 Висновки до розділу 2	25
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	27
3.1 Спосіб реалізації пропонованого методу	27
3.2 Моделювання роботи пропонованих схемо-технічних рішень	28
3.3 Висновки до розділу 3	33
РОЗДІЛ 4. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	27
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки.....	27
4.2 Оцінювання рівня новизни розробки.....	28
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	33
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором.....	33
4.5 Висновки до розділу.....	33
ВИСНОВКИ	50
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	52

ВСТУП

Актуальність. Пошук методів підвищення адаптації людського організму до впливу дестабілізуючих факторів залишається важливим напрямом сучасної науки. Особливий інтерес викликають природні методи, які активують стрес-лімітуючі й синхронізуючі системи організму. Серед них застосування світлового впливу на зоровий аналізатор отримало значну увагу завдяки здатності стимулювати адаптаційні реакції, підтримувати гомеостаз і посилювати стійкість організму до впливу різноманітних ушкоджуючих факторів.

Згідно з дослідженнями, червоне світло демонструє найбільшу ефективність через здатність краще поглинатися тканинами та активувати адаптаційні процеси в клітинах. Цей механізм лежить в основі методу світлотерапії, який базується на впливі нормованого світлового випромінювання у визначені проміжки часу.

Аналіз існуючих підходів показав, що найкращі результати підвищення адаптаційного потенціалу досягаються за умови узгодження світлотерапії з функціонуванням серцево-судинної системи (ССС). Проте традиційна синхронізація із R-зубцем електрокардіографічного сигналу є складним завданням з точки зору технічної реалізації.

Використання сигналу пульсової хвилі як основи для формування електричних імпульсів синхронізації світлотерапії є перспективним напрямком. Тому в роботі ставиться завдання розробити технічні засоби, що забезпечать таку синхронізацію.

Мета. Розробка способу узгодження сигналів стимулів для світлотерапії з пульсовим сигналом при фізичних навантаженнях.

Задачі дослідження:

- провести аналіз методу світлотерапії;
- дослідити природу та особливості реєстрації пульсового сигналу;

- оцінити способи узгодження пульсового сигналу із методами світлотерапії;
- розробити схемотехнічні рішення для формування сигналів стимулів на основі пульсового сигналу;
- виконати експериментальні дослідження розроблених схемотехнічних рішень.

Об’єкт дослідження: Процес формування сигналів стимулів для світлотерапії на основі пульсового сигналу.

Предмет дослідження: Спосіб узгодження сигналів стимулів для світлотерапії з пульсовим сигналом.

Наукова новизна: Запропоновано підхід для формування сигналів стимулів для світлотерапії, що базується на обробці пульсового сигналу.

Практичне значення: Розроблений метод відкриває можливості для вдосконалення та підвищення ефективності систем світлотерапії.

РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Основні аспекти світлотерапії

Метод світлотерапії сьогодні активно використовується як інноваційний підхід до лікування, заснований на впливі світлового випромінювання зі спеціально налаштованими параметрами. Терапевтичний ефект досягається завдяки застосуванню штучного світла у визначені часові інтервали. Аналогічним за принципом є метод лазерної терапії, широко використовуваний у лікуванні серцево-судинних патологій, таких як ішемічна хвороба серця чи атеросклероз. Лазерне випромінювання сприяє покращенню кровообігу, профілактиці атеросклеротичних змін і збільшенню тривалості життя клітин крові.

У той же час зростає інтерес до некогерентного випромінювання, що отримується з використанням стандартних джерел світла. Дослідження демонструють, що такий підхід не менш ефективний, а іноді навіть перевершує результати лазерної терапії. Прогрес у технологіях дозволив впровадити світлодіоди як основні джерела світла завдяки їх компактності, енергоефективності та тривалому терміну служби.

1.2 Застосування світлотерапії для підвищення адаптаційного потенціалу організму

Прикладом успішного використання світлотерапії є дослідження, проведене за допомогою пристрою "СИНЕРГІС". У ньому застосовувались стандартні методики некогерентної світлотерапії. Пацієнти, які перебували в кабіні апарату, проходили діагностику за допомогою спеціальних сенсорів, що фіксували рівень поглинання і відбиття світлового випромінювання усього спектру. На основі зібраних даних програмно налаштовувалися параметри впливу, такі як тривалість, частота імпульсів та довжина електромагнітної хвилі,

відповідно до потреб кожного пацієнта. Кожен сеанс включав кілька процедур, які проводилися до стабілізації запрограмованих фізіологічних показників.

Результати експериментів демонструють, що після кожного сеансу відбувалося поліпшення самопочуття пацієнтів. Зокрема, показники дихальної та серцево-судинної систем залишались у межах норми: систолічний і діастолічний артеріальний тиск знижувався на 5–10 мм рт. ст., частота серцевих скорочень зменшувалась на 2–4 удари за хвилину, а частота дихання – на 1–2 за хвилину. У пробах крові, взятих після процедур, спостерігалось зменшення кількості кристалів солей, а також підвищувалась рухливість еритроцитів, що свідчить про покращення метаболічних процесів.

Під час фізичних навантажень високої інтенсивності організм стикається з підвищеною потребою в енергії та кисні. Частково ці потреби задовольняються за рахунок більшої активності серця, однак фізіологічні можливості серця мають межу. Збільшення обсягу м'язових волокон може призводити до порушення кровообігу в тканинах. У таких ситуаціях резерви м'язів, включно із серцевими, швидко виснажуються. Світлотерапія допомагає оптимізувати ці процеси, знижуючи ризики пошкодження тканин і стимулюючи відновлення.

Однією з проблем, що виникають при порушеннях адаптаційних механізмів, є десинхроноз — невідповідність біологічних ритмів усередині організму або між внутрішніми ритмами та зовнішніми умовами. Причинами десинхронозу можуть бути зміни у світловому режимі (чергування дня і ночі), зміна тривалості світлового дня (міжсезоння), географічні переміщення, а також порушення ритмів сну, активності чи харчування. Наслідком цього є збої в роботі серцево-судинної системи, що значно знижують фізичну витривалість організму. У спортсменів такі порушення можуть призводити до серйозних ускладнень, включно з ризиком смерті внаслідок фізичного перенапруження.

Дослідження демонструють, що позитивний вплив світлотерапії, зокрема за допомогою апарата "СИНЕРГІС", пов'язаний з нормалізацією біологічних ритмів, покращенням роботи внутрішніх органів і енергетичного обміну. Таким

чином, світлотерапія сприяє ефективнішій адаптації організму до дестабілізуючих факторів, що особливо актуально для сучасних умов.

Методика впливу світлового випромінювання на зоровий аналізатор активує адаптаційні реакції організму, спрямовані на підтримання гомеостазу. Особливо високою ефективністю відзначається застосування червоного світла, яке краще поглинається тканинами, сприяючи активації метаболізму в клітинах.

Дослідження ефектів світлової стимуляції, проведені серед студентів 18–22 років, підтвердили підвищення фізичної працездатності та адаптаційних можливостей. В експериментах використовувалось червоне світло, частота якого відповідала серцевим скороченням. Показники серцево-судинної системи до і після процедур залишалися стабільними, а рівень фізичної адаптації зростав однаково в обох групах.

1.3 Синхронізація світлотерапії із фізіологічними сигналами

Максимальна ефективність світлотерапії досягається, коли випромінювання синхронізується з фізіологічними ритмами організму. Одним із найпоширеніших підходів є використання сигналів R-зубців електрокардіограми, що дозволяє точно співставити імпульси світла з роботою серця. Однак цей метод вимагає складного обладнання та значного часу для налаштувань.

Простішою альтернативою є використання сигналів пульсової хвилі, що реєструються за допомогою оптичних сенсорів. Такий підхід дозволяє досягти ефективної синхронізації з меншими витратами на обладнання, що робить його перспективним напрямом у світлотерапії.

Висновки до розділу 1

У цьому розділі було розглянуто метод світлотерапії, включаючи її здатність покращувати адаптацію організму до фізичних навантажень і

стресових факторів. Найбільший ефект спостерігається при синхронізації терапевтичного випромінювання з фізіологічними сигналами, зокрема пульсовою хвилею, що відкриває нові перспективи для розвитку технологій лікування.

РОЗДІЛ 2 ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 Пульсовий сигнал

Пульс є періодичними змінами об'єму кровонесних судин, які обумовлені змінами кровонаповнення і тиску в них під час одного серцевого циклу. Як правило, пульсові хвилі мають майже періодичний характер. У нормі пульс ритмічний і регулярний, але у випадках аритмії він може демонструвати нерегулярність у роботі серця.

Залежно від способу реєстрації, пульсова хвиля може бути представлена у вигляді сигналу пульсової хвилі або фотоплетизмограми.

Для реєстрації пульсу використовують тонометри, обладнані спеціальними датчиками, які перетворюють механічні коливання на електричні сигнали. Ці датчики зазвичай кріпляться до ділянок тіла з вираженою пульсацією артерій, таких як сонна, підключична, стегнова або променева артерії.

Центральний пульс найчастіше вимірюється на сонній артерії, рідше — на підключичній, оскільки вони знаходяться найближче до серця. Периферичні сфігмограми зазвичай записують на стегновій або променевій артеріях.

Каротидна пульсограма за своєю формою подібна до кривої тиску в аорті. Вона починається з невеликої передсистолічної хвилі, яка виникає через випинання стулок аортального клапана.

Найглибша точка пульсограми відповідає моменту закриття аортального клапана. Як правило, ця точка розташовується на висоті близько $2/3$ загальної амплітуди графіка тиску. Діастолічна частина пульсограми представлена подвійною хвилею, яка відображає поступове зниження тиску в аорті.

Клінічне оцінювання сфігмограми центрального пульсу включає аналіз часових характеристик окремих її компонентів, таких як анакрота, період вигнання та протодіастолічний інтервал, а також вивчення форми кривої. Остання може бути характерною для певних захворювань і патологічних станів.

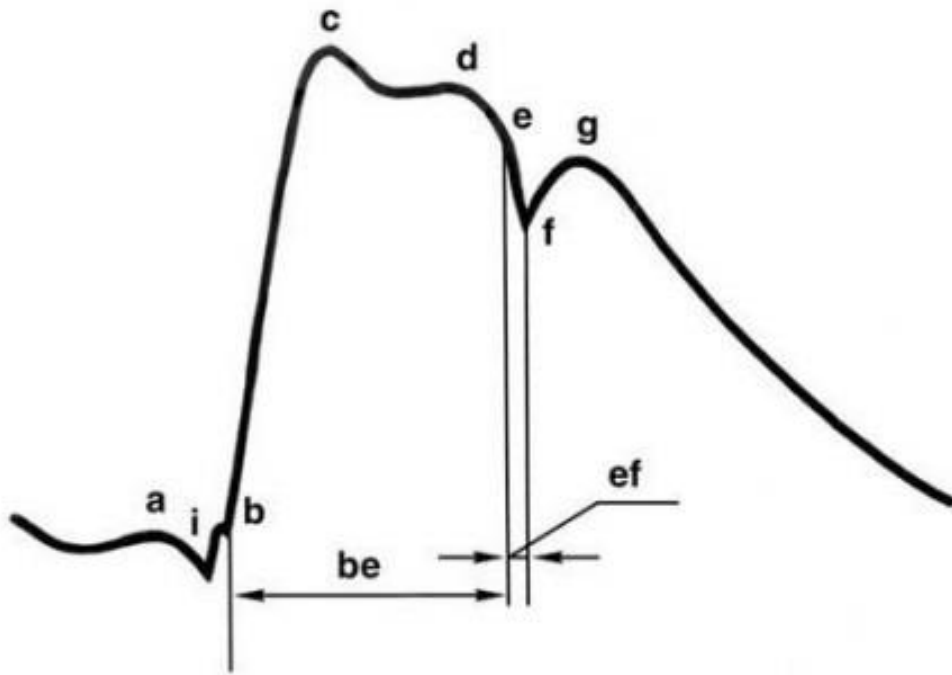


Рисунок 2.1 - Сигнал сонної артерії в нормі: а — передсердна хвиля; b-c — анакрота; d — пізня систолічна хвиля; e-f-g — інцізура; g — дикротична хвиля, і — переданакротичний зубець; be — період вигнання; ef — протодіастолічний інтервал [17]

2.2 Технічні засоби для реєстрації сигналів пульсової хвилі

Фотоплетизмографія вирізняється простотою у реалізації, а також можливістю інтеграції елементів світловолоконної технології та джерел із фіксованими довжинами хвиль зондувального випромінювання. Це дозволяє ефективно вирішувати завдання, пов'язані з фотодинамічними дослідженнями та дистанційним вимірюванням окремих параметрів біологічних об'єктів (БО).

Фотоплетизмографія поділяється на два основні типи:

1. ФПГ у світлі, що проходить через кровоносні судини.
2. ФПГ у відбитому світлі.

Найчастіше застосовується метод ФПГ у світлі, що проходить через судини, оскільки він забезпечує пряму оцінку кровонаповнення у досліджуваній ділянці. Проте у випадках, коли об'єкт дослідження є оптично непрозорим або важкодоступним, застосовується ФПГ у відбитому світлі. Цей метод дозволяє не

лише оцінити загальний кровотік, але й отримати інтегральну характеристику поверхні об'єкта.

При використанні ФПГ у відбитому світлі фотоплетизмографічний вимірювальний перетворювач (ФВП) реєструє зміни у відбитому світловому потоці, зумовлені пульсаціями крові в тканинах. Це дає можливість визначати динаміку кровонаповнення найближчих до ФВП тканин за амплітудою пульсації.

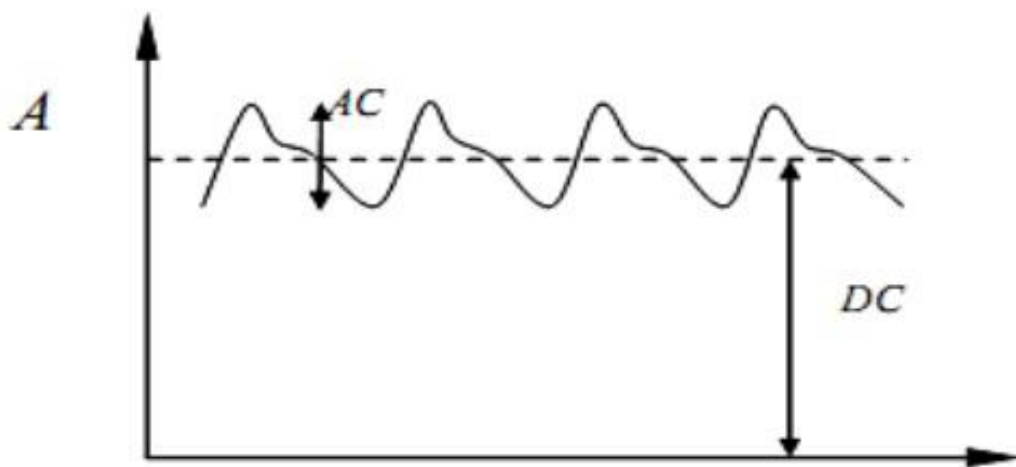


Рисунок 2.2 - Сигнал ПХ

Метод пульсоксиметрії, що базується на принципах ФПГ, дозволяє досліджувати рівень насичення крові киснем. Оскільки організм людини не має резервів кисню, моніторинг насичення є важливим для попередження гіпоксії, яка може призводити до порушень серцевої діяльності, обміну речовин, проблем зі сном, швидкої втомлюваності, зниження імунітету та інших негативних наслідків.

Пульсоксиметрія виконується за допомогою спеціального пристрою — пульсоксиметра. Цей прилад дозволяє визначити пульсовий сигнал і обчислити відсотковий вміст кисню в крові. Для проведення вимірювання датчик пристрою накладається на палець, після чого на екрані за кілька секунд відображається отримана інформація.

Аналогічні показники можна отримати за допомогою аналізу крові, але це вимагає лабораторних умов та кваліфікованого персоналу. Натомість використання пульсоксиметра не потребує великих фінансових витрат або глибоких знань у хімії чи медицині. Завдяки цьому пульсоксиметри стали широко застосовуватися у медичних закладах і спортивних центрах.

Для оцінки рівня насичення крові киснем використовується променева спектрофотометрія. Метод базується на вимірюванні оптичного поглинання світла, що варіюється залежно від довжини хвилі. Датчик приладу генерує випромінювання двох різних спектральних діапазонів, кожен із яких характеризується певними властивостями.

Пульсоксиметри є особливо корисними у випадках, коли вміст кисню в крові є нестабільним. Їх використовують під час хірургічних операцій, для моніторингу ефективності кисневої терапії, а також для виявлення потреби в додатковому кисні. Завдяки швидкості і простоті застосування пульсоксиметри стали важливим інструментом невідкладної допомоги і надійним засобом для людей із респіраторними та серцевими захворюваннями.



Рисунок 2.3 - Структура пульсоксиметра

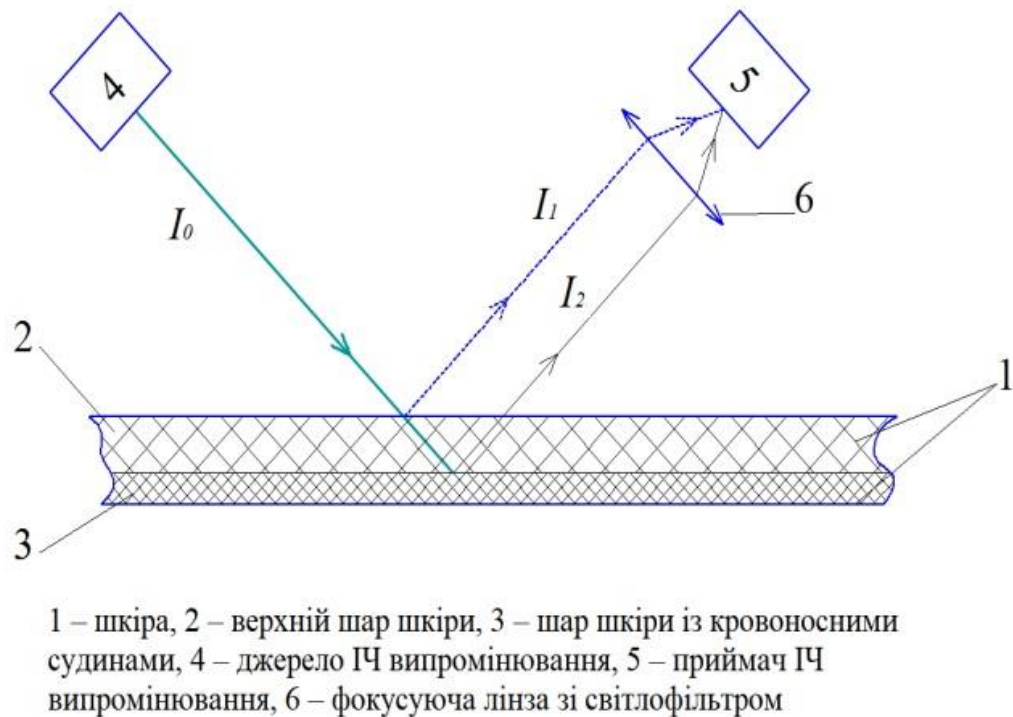


Рис. 2.3 Умовне відбивання ГЧ випромінювання від шкіри

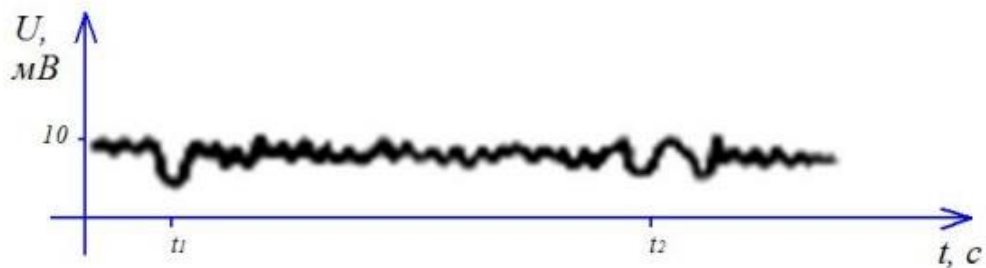


Рисунок 2.4 - Умовний сигнал з фотодетектора

Сигнал надходить на підсилювач, а потім передається на фільтр нижніх частот. Далі генеруються імпульси шириною 2,5 мс, причому їх передній фронт синхронізується з піком імпульсу після проходження фільтра. На цій основі починається генерація імпульсів із частотою 2 кГц. Таким чином формується пучок імпульсів, за кількістю яких визначається частота серцевих скорочень (ЧСС).

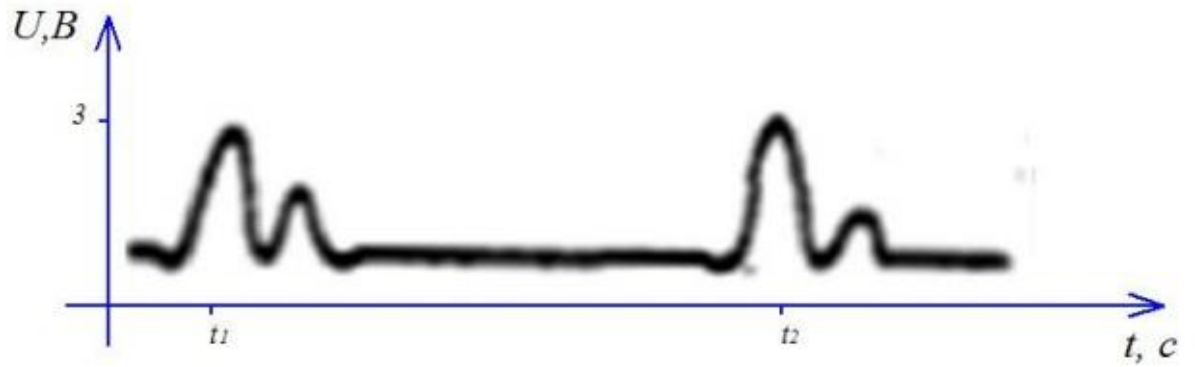


Рисунок 2.5 - Умовний сигнал після ФНЧ

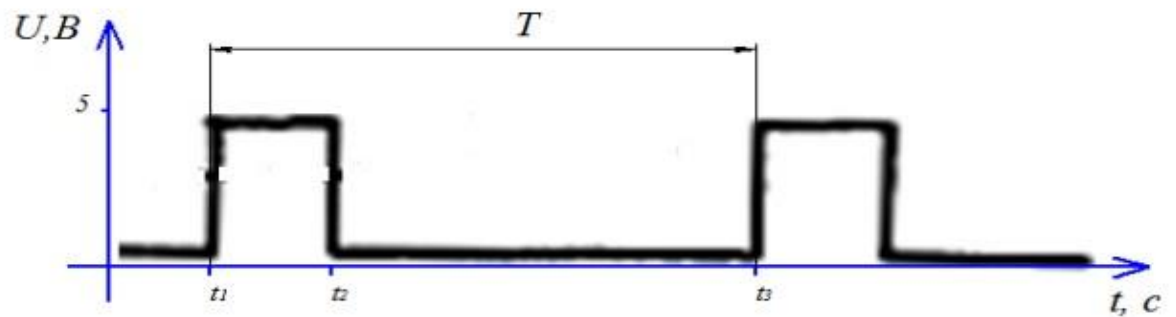


Рисунок 2.6 - Сформовані імпульси

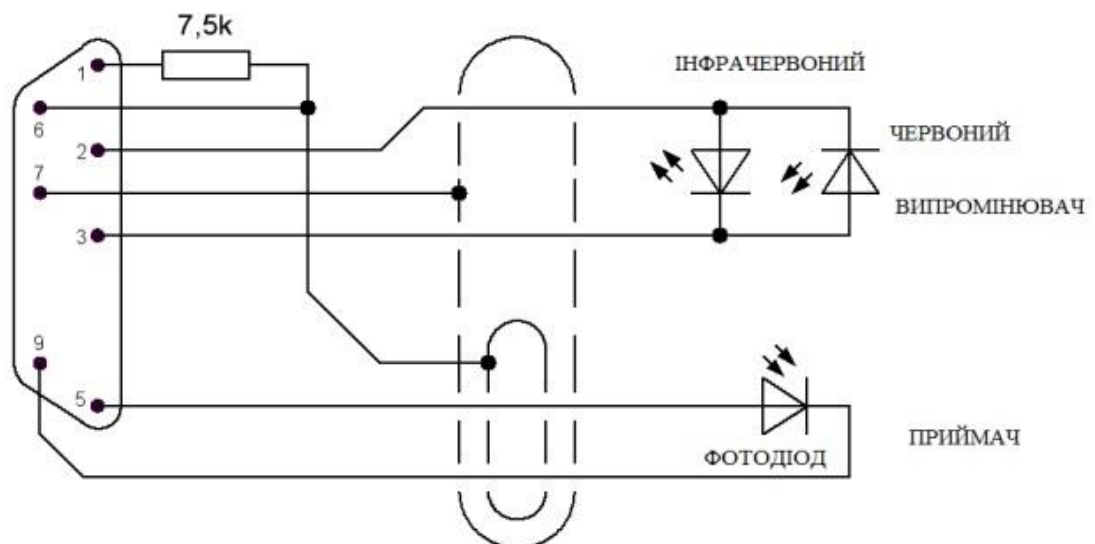


Рисунок 2.7 - Схематичне зображення датчика SpO_2

Портативні моделі пульсоксиметрів особливо актуальні для пілотів, альпіністів і спортсменів, оскільки вони дозволяють відслідковувати зміни рівня

насичення киснем на великих висотах чи під час інтенсивних фізичних навантажень. У нормальних умовах рівень сатурації крові має бути понад 95%, тоді як у пацієнтів із порушеннями дихальної або серцевої системи цей показник може знижуватися, що є маркером тяжкості захворювання.

Функціонування пульсоксиметра, що базується на фотоплетизмографії, здійснюється шляхом пропускання через палець інфрачервоних променів. Зміни у випромінюванні, спричинені різницею у наповненості тканин кров'ю, реєструються приладом і використовуються для розрахунку необхідних параметрів.

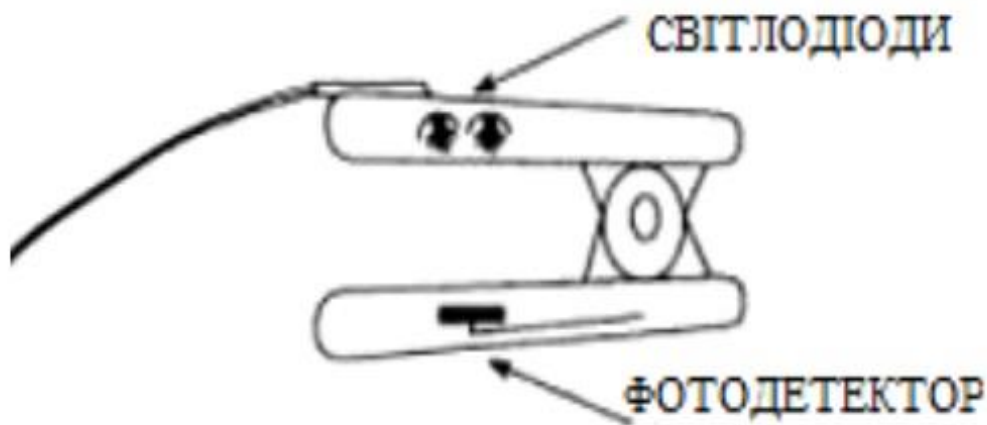


Рисунок 2.8 - Датчик пульсоксиметра

Коли палець розташовується між світлодіодом і фотодетектором, частина світлового потоку, що випромінюється світлодіодом, поглинається, розсіюється та частково відбивається тканинами і кров'ю. Це знижує інтенсивність світла, яке досягає фотодетектора. Рівень такого послаблення залежить від ряду факторів, серед яких товщина тканин, ступінь пігментації шкіри та інших фізіологічних характеристик.

Співвідношення між інтенсивністю двох світлових потоків — початкового та того, що досягає фотодетектора, — визначає рівень насичення киснем гемоглобіну крові. Для точного розрахунку цих показників застосовуються

спеціальні алгоритми, які дозволяють визначити об'ємний відсоток оксигемоглобіну у крові пацієнта.

При використанні оптичних методів для перетворення біомедичних сигналів можуть виникати небажані фактори, які впливають на точність вимірювань. Ці фактори можна розділити на дві основні групи:

Фізіологічні чинники:

1. Компоненти крові: У крові, крім оксигемоглобіну, можуть бути присутні інші сполуки гемоглобіну, які поглинають випромінювання у тому ж спектральному діапазоні.

2. Сторонні барвники: Під час клінічних процедур у кров можуть вводитися речовини, що додатково впливають на оптичні вимірювання.

3. Різноманітність кровотоку: В опромінюваній зоні одночасно присутні артеріальна, венозна і капілярна кров, кожна з яких має різний рівень насичення киснем.

4. Неоднорідність тканин: Оптичні властивості тканин можуть змінюватися залежно від їх структури та кровонаповнення.

5. Стан шкіри: Пігментація, товщина та стан шкірного покриву також впливають на результати вимірювань.

Технічні чинники:

1. Геометрія датчика: Розташування світлодіода і фотодетектора відносно досліджуваної поверхні впливає на точність сигналу.

2. Характеристики джерел світла: Кількість джерел і їх спектральні властивості мають значення для якісного вимірювання.

3. Спектральна чутливість: Існують відмінності у чутливості фотоприймачів навіть одного типу, що може створювати похибки.

4. Ширина випромінювання: Відхилення спектрального максимуму напівпровідникових джерел може знижувати точність вимірювань.

5. Стороннє освітлення і механічні артефакти: Зовнішнє світло або рухові перешкоди можуть викликати спотворення сигналу.

Особливості реєстрації сигналів

Реєстрація відбитого світлового сигналу зазвичай не викликає серйозних труднощів, однак складнощі можуть виникати під час калібрування та початкового налаштування приладу. Інтенсивність відбитого сигналу залежить не лише від поглинання світла гемоглобіном, а й від оптичних характеристик тканин, через які проходить світло. Важливо враховувати, що ці параметри можуть змінюватися залежно від фізіологічних особливостей пацієнта та розташування датчика.

Для вирішення цих проблем застосовуються такі підходи:

- Використання джерел світла з різними довжинами хвиль, що забезпечує більшу універсальність вимірювань.
- Оптимізація конструкції оптичного датчика для забезпечення стабільного контакту з поверхнею тіла.
- Використання фільтрів для виділення інформаційної складової сигналу і зниження впливу шумів, зокрема високочастотних.

Змінна складова сигналу, яка з'являється внаслідок пульсації артеріальної крові під час систоли, є ключовим параметром для аналізу. Підвищення кровонаповнення під час систоли змінює властивості тканин, що реєструються фотодетектором. Цей ефект дозволяє точно оцінювати динаміку кровообігу.

Використання сучасних методів

Сучасні методи оптичного вимірювання у біомедичній діагностиці дозволяють не тільки проводити прямі вимірювання, а й отримувати сукупні та комплексні дані. Це особливо важливо для швидкої діагностики, яка вимагає точності та ефективності.

Попри значні досягнення у сфері, вітчизняні пристрої часто поступаються зарубіжним аналогам за ергономікою і зручністю використання, хоча їх метрологічні показники залишаються на високому рівні.

Висновки

Розвиток оптичних технологій у біомедичній діагностиці сприяє створенню більш точних і зручних пристроїв для реєстрації біофізичних сигналів. Ці технології дозволяють не лише покращити діагностичні методики, а

й підвищити їх доступність, що є важливим фактором для ефективного медичного обслуговування.

У мікробіології, медицині та фармацевтиці широке використання отримали аналізатори різних виробників, які оснащені спектрофотометричними вимірювальними блоками. Висока точність таких систем забезпечується переважно завдяки мікробіологічним та біохімічним методам. Фотометричні блоки в подібних пристроях зазвичай максимально спрощені для зменшення їх вартості, і їх функціонування базується на фіксованих довжинах хвиль, які підходять для конкретних завдань, на які орієнтовані ці пристрої. Через це велика частина таких систем є фотометричними, а не спектральними.

Підвищення точності та достовірності таких блоків здебільшого досягається шляхом використання якісніших оптичних фільтрів, чистих реактивів та джерел випромінювання з поліпшеними спектральними характеристиками. Проте, основні методологічні принципи їхньої роботи залишаються незмінними.

Спектральні прилади, на відміну від фотометричних, дозволяють досліджувати характеристики випромінювання, яке надходить від досліджуваної речовини, і тим самим надавати інформацію про її склад і будову. Вони забезпечують максимальну кількість інформації завдяки аналізу спектра, що є унікальною характеристикою кожної речовини. Зокрема, спектральні прилади дозволяють отримувати дані про концентрацію, форму мікрочастинок, температуру, агрегатний стан тощо.

Спектральні пристрої, які працюють в автоматичному режимі, є інтерактивними засобами і мінімізують вплив людського фактора на точність вимірювань. Вони забезпечують функції самотестування, корекції, підказування оператору, а також автоматичного завершення операцій після завершення вимірювань. Це значно знижує ризик виникнення помилок, які характерні для ручного режиму роботи.

Особливо важливою є інтеграція інтелектуальних систем у спектральні прилади, що робить їх незамінними у високотехнологічних галузях, таких як

біомедична діагностика. Наприклад, сучасні методи інтегративної сфери та дифузного відбивання дозволяють підвищити точність вимірювань і отримати комплексні дані про досліджуване середовище.

Сучасні інформаційно-вимірювальні системи (ІВС), які використовуються для діагностики та наукових досліджень, здебільшого оснащуються вузькоспеціалізованими експертними системами. Вони призначені для діагностики або прийняття складних рішень. У процесі створення таких систем важливо забезпечити можливість їх адаптації, включаючи зміну алгоритмів роботи або навіть їх структури.

Урахування сучасних досягнень при розробці нових спектрофотометричних засобів контролю дозволяє створювати більш точні та функціональні пристрої, які відкривають нові можливості для діагностики і покращують точність існуючих методик. Вирішення проблеми неінвазивності при діагностиці біологічних об'єктів є одним із пріоритетних завдань, адже це стосується збереження здоров'я людини і потребує значних інновацій у технічній реалізації таких систем.

З огляду на наведені вище аспекти, розробка нових складних спектрофотометричних засобів вимірювального контролю має враховувати всі зазначені характеристики, що дозволить максимально використовувати сучасні досягнення. Це відкриває нові можливості для застосування спектрофотометричних інформаційно-вимірювальних систем (ІВС) у діагностичних цілях, а також підвищує точність уже існуючих методик.

Неінвазивна діагностика біологічних об'єктів є надзвичайно важливим завданням, значущість якого важко переоцінити. Вона безпосередньо стосується охорони здоров'я людини і є одним із ключових пріоритетів сучасної медицини. Проте вирішення цього завдання є досить складним і супроводжується низкою похибок, пов'язаних як із методологічними аспектами, так і з технічною реалізацією.

Наприклад, використання зондів для передачі первинного перетворювача до об'єкта вимірювання створює такі проблеми:

- Забезпечення правильного розташування джерела випромінювання (виносного, стаціонарного чи інтегрованого у прилад).
- Повторюваність результатів вимірювань залишається низькою, оскільки встановлення фотометричних зондів залежить від кута нахилу, місця контакту із зразком та поляризації відбитої складової. Ці фактори можуть впливати на кінцеві результати, викликаючи розбіжності у вимірюваних значеннях.

Подібні похибки часто виникають під час вимірювання відбивальних характеристик зразка, що ускладнює точність діагностики.

Висновуючи, можна сказати, що опрацювання фотоплетизмографічних сигналів із врахуванням перелічених факторів дозволяє формувати електричні імпульси, які можуть бути використані для синхронізації процедур світлотерапії із фазами максимального кровонаповнення периферичних судин. Такий підхід значно підвищує ефективність лікувальних процедур і відкриває перспективи для подальшого розвитку неінвазивних методів діагностики.

2.3 Висновки до розділу 2

Було проаналізовано характеристики та природу сигналів пульсової хвилі (ПХ). Встановлено, що пульсова хвиля може реєструватися у вигляді сфінгографічного або фотоплетизмографічного сигналу.

Для фіксації сигналів ПХ зазвичай використовуються пульсоксиметри, які працюють на основі плетизмографії. Цей метод базується на залежності поглинання оптичного випромінювання певних довжин хвиль від ступеня оксигенації крові.

Пройдений світловий сигнал модулюється пульсаціями крові та відображає їх характер, оскільки кровотік змінюється відповідно до кожного скорочення серця.

Таким чином, обробка фотоплетизмографічних сигналів дозволяє формувати електричні імпульси, які можна використовувати для синхронізації світлотерапії із станами максимального кровонаповнення периферичних судин.

РОЗДІЛ 3 НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Спосіб реалізації запропонованого методу

У даній роботі запропоновано метод синхронізації, який передбачає обробку сигналів пульсової хвилі (ПХ) шляхом їх підсилення, фільтрації та перетворення. Сигнал, отриманий за допомогою чутливого елемента, піддається обробці через наступні етапи:

1. Підсилення сигналу — для забезпечення належного рівня амплітуди.
2. Фільтрація сигналу — з використанням низькочастотного фільтра для усунення шумів і режекторного фільтра з резонансною частотою 50 Гц для придушення перешкод від електромережі та інших високочастотних завад.
3. Диференціювання сигналу — для виділення короткотривалих імпульсів, які відповідають максимумам ПХ у кожному циклі.

Диференціювання є ключовою операцією, яка дозволяє отримати імпульсні сигнали, синхронізовані з вершинами пульсової хвилі.

На рис. 3.1 наведено структурну схему запропонованого методу обробки сигналу ПХ.

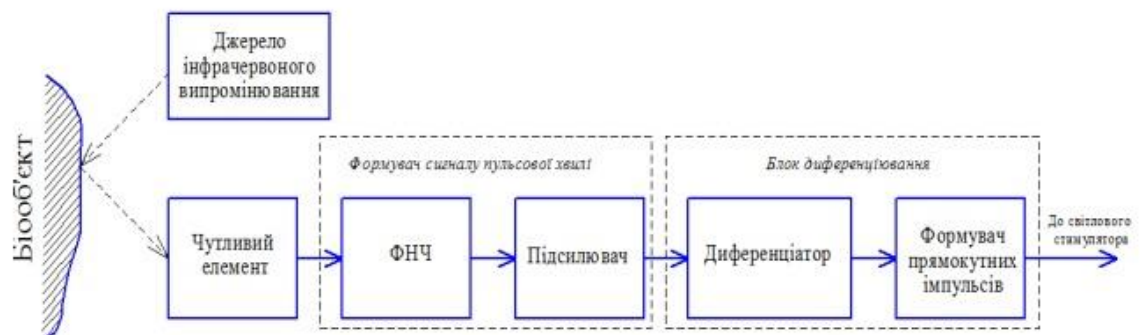


Рисунок 3.1 - Структурна схема методу обробки сигналу ПХ

Блок формування прямокутних імпульсів, представлений у схемі, забезпечує генерацію сигналів із регульованою тривалістю. Вершини таких імпульсів збігаються з максимумами пульсової хвилі на кожному періоді. Ці

імпульси використовуються для управління роботою світлоімпульсного стимулятора, забезпечуючи синхронізацію світлотерапії з фізіологічними параметрами пацієнта.

3.2 Моделювання роботи запропонованих схмотехнічних рішень

Робота запропонованого варіанту схмотехнічного рішення для формування сигналу пульсової хвилі (ПХ) була змодельована в середовищі Multisim 11.

Схема блоку отримання сигналу ПХ

На рис. 3.2 представлено схему блоку отримання сигналу ПХ. Генератор XPG1 та джерело струму, кероване напругою U_1 , імітують джерело сигналу пульсової хвилі. Елемент U1 слугує аналогом датчика сигналу.

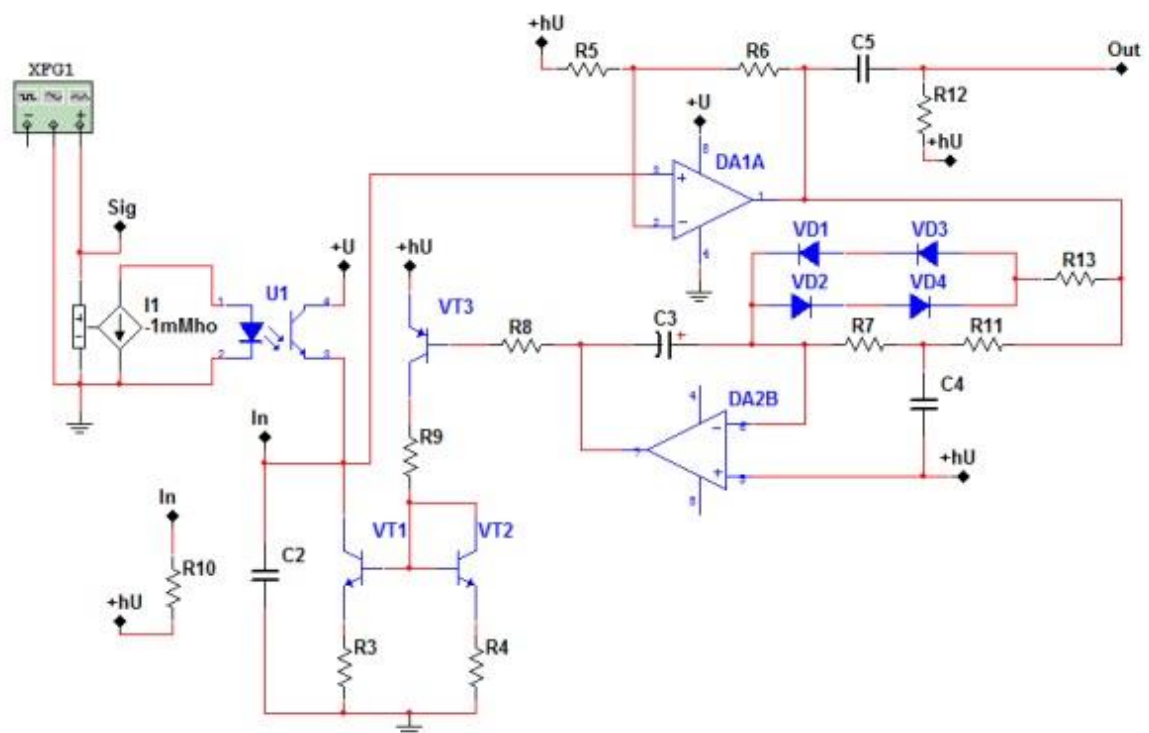


Рисунок 3.2 - Схема блоку виділення сигналу пульсової хвилі

На транзисторах VT1 і VT2 реалізовано струмове дзеркало, яке забезпечує стабільний режим роботи фототранзистора елемента U1. Резистор R10 і

конденсатор C2 утворюють інтегруючу ланку, на якій формується сигнал пульсової хвилі. Цей сигнал передається на вхід операційного підсилювача DA1A. Далі він обробляється блоком диференціатора та компаратором, що формує сигнал для управління джерелом світлових імпульсів.

Додатковий інтегратор на основі DA2B слідкує за робочою точкою транзистора VT2, забезпечуючи стабільність схеми. Діоди VD1–VD4 пришвидшують вихід схеми в робочий режим, а резистори R5 і R6 встановлюють необхідний коефіцієнт підсилення.

Схема працює надійно навіть у випадках:

- зміщення датчика;
- впливу зовнішніх джерел світла;
- зниження заряду живлення.

Приклад осцилограми, одержаної на виході описаної схеми формувача сигналу наведено на рис. 3.3.

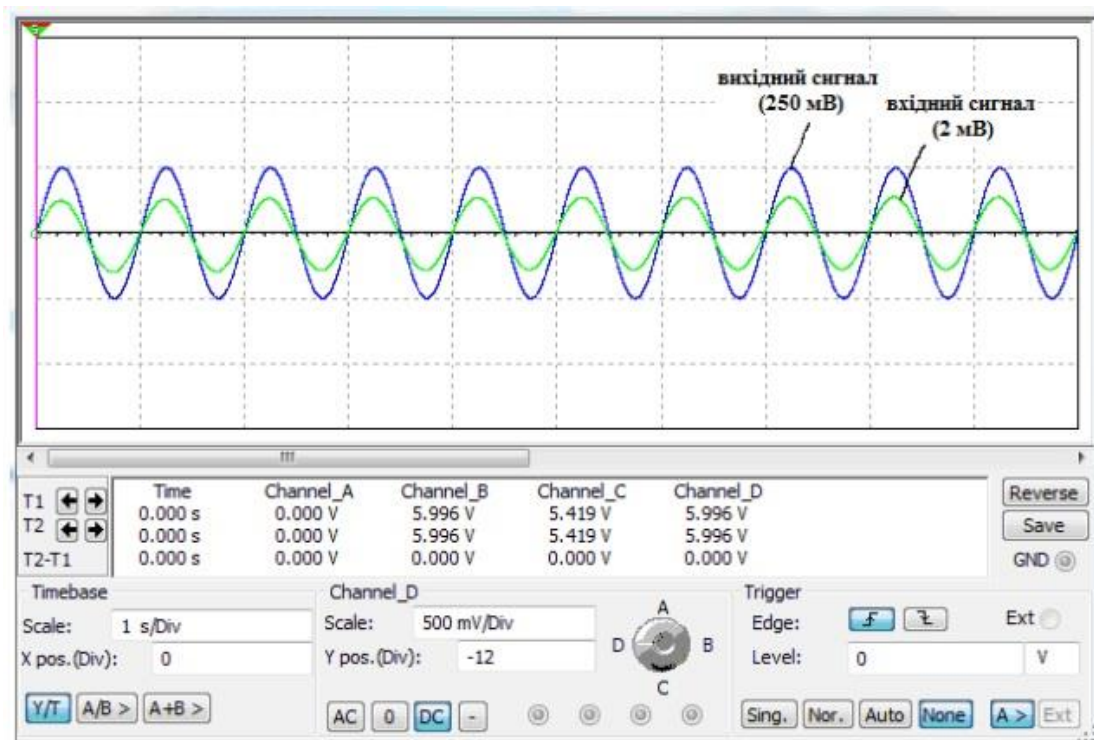


Рисунок 3.3 - Приклад осцилограми, одержаної на виході схеми формувача сигналу в режимі тестування

Блок диференціювання

На рис. 3.4 зображено схему блоку диференціювання. Вона складається з таких компонентів:

1. Активний фільтр низької частоти другого порядку (на елементах DA2B, R3, R4, C4, C5), який усуває високочастотні складові сигналу.
2. Режекторний фільтр з резонансною частотою 50 Гц (на елементах R7, R8, R70-R72, C6, C7, C18) для подавлення завад від електромережі та світлових джерел.
3. Диференціатор (на елементах DA3C, C8, R14, R13, R16), який виділяє пульсові імпульси та формує сигнал керування для стимулятора.

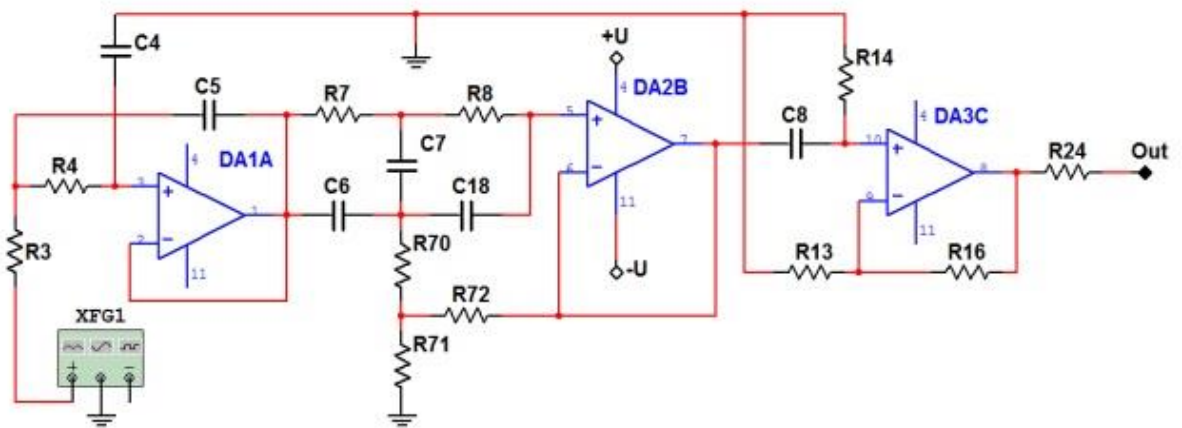


Рисунок 3.4 - Схема блоку диференціювання

Амплітудно-частотна характеристика

На рис. 3.5 і 3.6 наведено амплітудно-частотну характеристику (АЧХ) блоку диференціювання.

- Ділянка 1–2 характеризує процес диференціювання вхідного сигналу з максимальною пропускнуою здатністю для частот до 20 Гц.
- Ділянка 2–3–4 відповідає роботі режекторного фільтра, налаштованого на частоту 50 Гц.
- Ділянка 4–5 описує роботу фільтра низьких частот другого порядку, який зменшує вплив високочастотних складових.

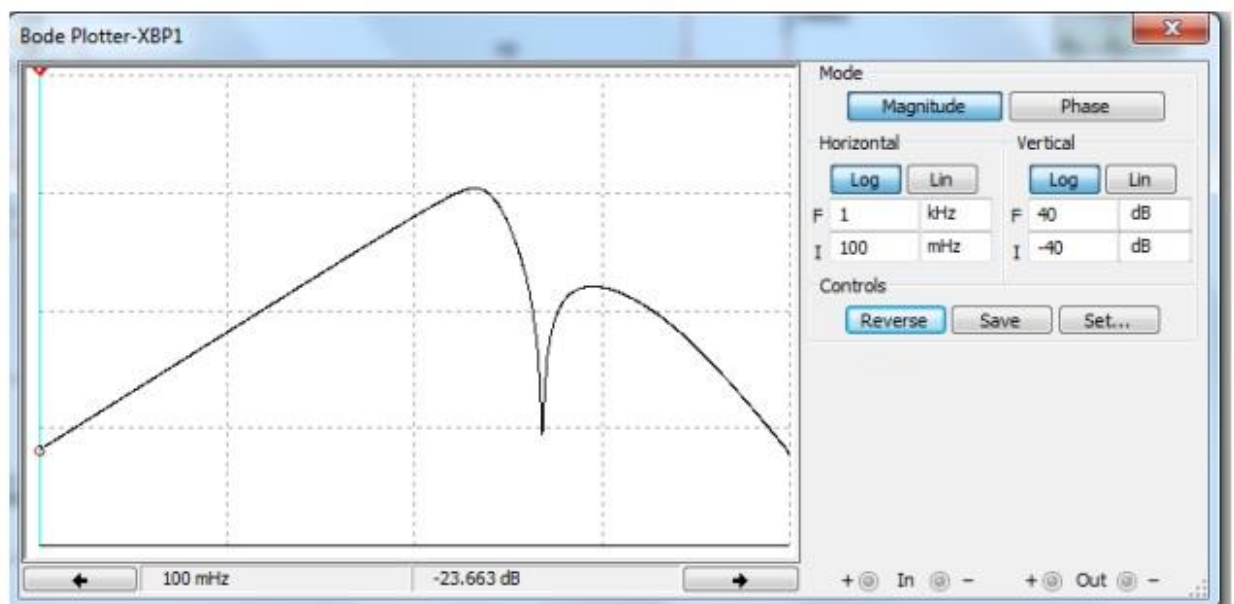


Рисунок 3.5 - АЧХ

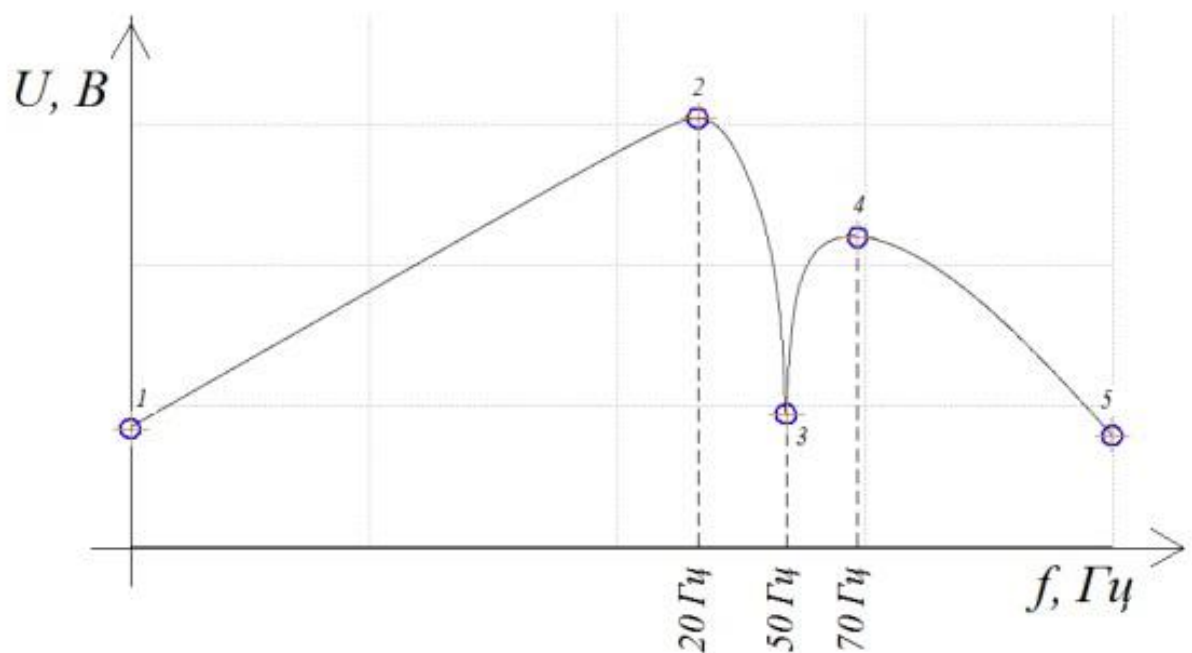


Рисунок 3.6 - АЧХ блока диференціювання

Осцилограмми сигналів

На рис. 3.7 зображено осцилограмми вхідного тестового сигналу (пилоподібний сигнал з амплітудою 280 мВ) і вихідного сигналу блоку диференціювання. Вихідний сигнал має вигляд послідовності імпульсів,

вершини яких відповідають максимумам вхідного сигналу. Ці імпульси використовуються для генерації прямокутних сигналів, синхронізованих із сигналом ПХ, за допомогою широтно-імпульсної модуляції.

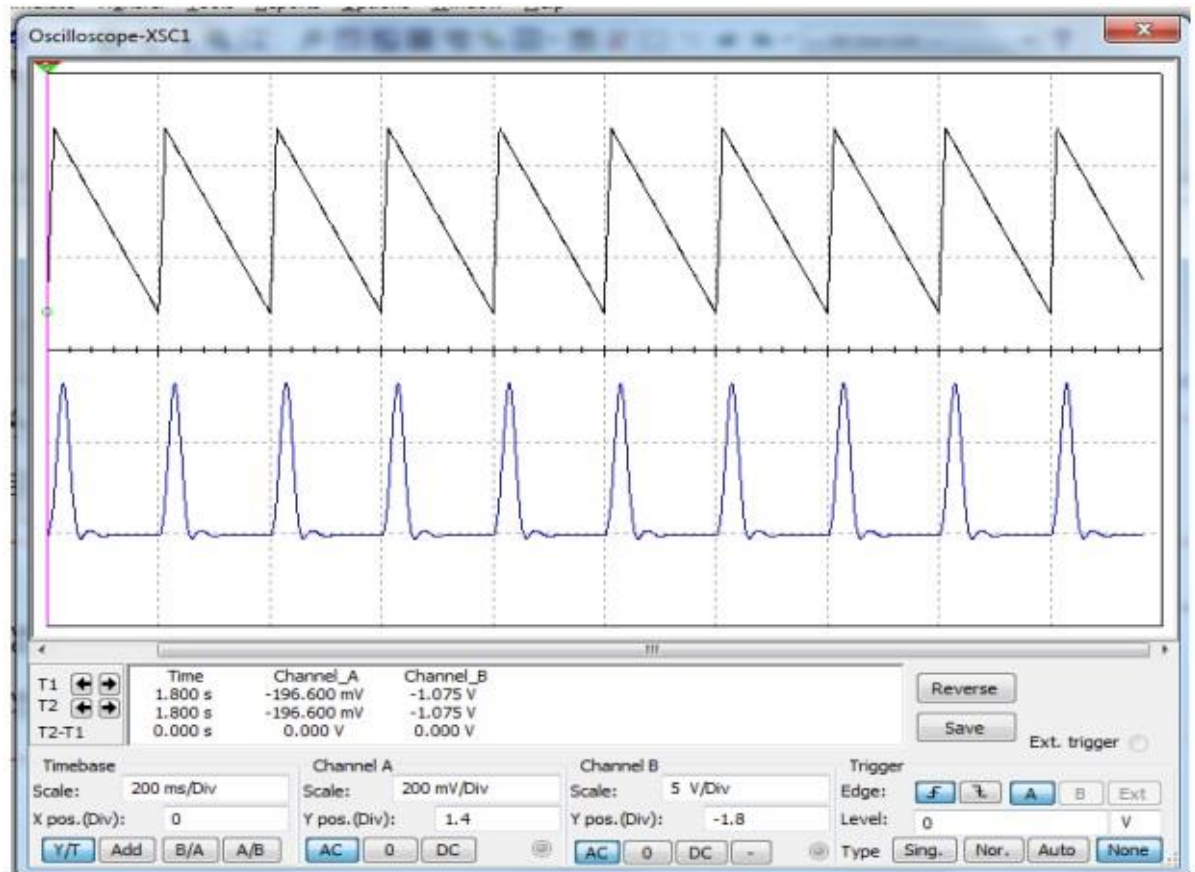


Рисунок 3.7 - Осцилограми вхідного тестового сигналу (пилоподібний сигнал з переднім фронтом, амплітудою 280 мВ) та вихідного сигналу

Масо-габаритні характеристики

Розроблений модуль має компактні розміри:

- Площа друкованої плати — близько 200 мм².
- Використані компоненти: 31 резистор і конденсатор, 4 діоди, 3 транзистори, 1 мікросхема.

Завдяки малим розмірам модуль може бути розміщений безпосередньо біля вимірювального перетворювача. Його масо-габаритні показники значно перевершують стандартні пульсоксиметри.

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі було описано розроблений спосіб синхронізації, що включає наступні етапи обробки сигналу пульсової хвилі (ПХ):

- Підсилення сигналу, отриманого за допомогою чутливого елемента.
- Фільтрація сигналу з використанням низькочастотного фільтра та режекторного фільтра з резонансною частотою 50 Гц для усунення завад від електромережі та інших високочастотних шумів.
- Диференціювання сигналу для виділення короткотривалих імпульсів, що відповідають максимумам ПХ.

Блок формування прямокутних імпульсів було розроблено для генерації імпульсів з регульованою тривалістю, вершини яких збігаються з максимумами пульсової хвилі на кожному періоді. Ці імпульси забезпечують управління роботою світлоімпульсного стимулятора в процесі світлотерапії.

Моделювання роботи розроблених схемотехнічних рішень проводилось у середовищі Multisim 11. Для тестування було використано пилоподібний сигнал з амплітудою 280 мВ як вхідний тестовий сигнал.

Результати моделювання показали, що вихідний сигнал, отриманий з блоку диференціювання, являє собою послідовність імпульсів, вершини яких збігаються з вершинами вхідного пилоподібного сигналу. Цей вихідний сигнал далі надходить на компаратор, що формує послідовність прямокутних імпульсів із регульованою тривалістю, яка використовується для синхронізації світлоімпульсної стимуляції із сигналом ПХ.

Таким чином, розроблені схеми виділення сигналу ПХ та блока диференціювання дозволяють реалізувати ефективний блок для відбору, обробки пульсових сигналів і формування електричних імпульсів, необхідних для синхронізації світлотерапії з фізіологічними параметрами пацієнта.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

Магістерська кваліфікаційна робота «Система для аналізу пульсового сигналу» відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію цього проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Система для аналізу пульсового сигналу» є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 4.1 [21].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)

	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно вищі, ніж в	Технічні та споживчі властивості продукту	Технічні та споживчі властивості	Технічні та споживчі властивості	Технічні та споживчі властивості
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної	Ринок малий, але має позитивну	Середній ринок з позитивною	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною
7	Активна конкуренція великих	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витрачати значні кошти та час на навчання	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування

10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	5	4	5
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	3	3
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	3	4	3
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	4	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	3	2	3
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2

8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	4	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	4	4
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	3
Сума балів	39	40	40
Середньоарифметична сума балів $СБ_c$	39,7		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.3 [22].

Таблиця 4.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів $СБ_c$, розрахована на основі висновків експертів	Науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки
41...48	Високий
31...40	Вище середнього
21...30	Середній
11...20	Нижче середнього
0...10	Низький

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система для аналізу пульсового сигналу» становить 39,7 бала, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

4.2 Оцінювання рівня новизни розробки

Виводячи на ринок новинку виробник вважає, що тієї новизни, якою наділена нова розробка є достатньо для того, щоб вона була сприйнята споживачем як нова. Але це не завжди так, в силу того, що споживач і виробник

неоднозначно визначать її рівень новизни. Тому доцільним є визначення рівня новизни розробки отриманої в результаті досліджень за темою «Система для аналізу пульсового сигналу».

Саме визначення рівня і ступеня інтегральної новизни є найбільш актуальним, оскільки її рівень визначає ступінь однакового позитивного сприйняття новизни розробки як виробником, так і споживачем, а отже і ринком в цілому, а це, у свою чергу, є гарантією того, що новинка знайде своє місце на ринку, користуватиметься попитом у споживачів і забезпечить відшкодування витрат, зазнаних товаровиробником під час розроблення та виробництва технічної розробки [21].

Рівень новизни нової продукції розраховуємо експертним методом шляхом протиставлення нової продукції та її аналогів, що існують в даний час на ринку, за чинниками що визначають її значення, в системі «краще-гірше». Рівень новизни встановлюємо відносно рівня аналога (або продукту, що досить близький до аналога).

Для визначення i -го виду новизни, застосуємо чинники, які впливають на її рівень. Кожен чинник i -го виду новизни розраховуємо в балах. Більша кількість набраних балів свідчить про більший рівень новизни. Для оцінювання рівня новизни використаємо думки експертів, які встановлюють визначені бали відповідним чинникам. Бал відповідності проставляється в діапазоні від (-5 – значно гірше аналога до +5 – значно краще аналога). Результати попереднього оцінювання зведемо до відповідного листа оцінювання (таблиця 4.4).

Таблиця 4.4 – Лист оцінювання рівня новизни експертами

Види та чинники		Бали та експерти		
		Експерт 1	Експерт 2	Експерт 3
1		2	3	4
Споживча новизна	Питома вага 0,26	Максимальний бал $B_{i \max}$		25
1. Зміна поведінкових звичок споживача		3	3	3
2. Ступінь задоволення потреб і запитів		4	4	4

3. Спосіб задоволення потреби		3	2	3
4. Формування нової потреби		4	3	3
5. Формування нового споживача		0	0	0
Середній бал експертів $B_{i\text{ отр}}$		13		
Товарна новизна	Питома вага 0,21	Максимальний бал $B_{i\text{ MAX}}$		30
1. Параметричні зміни показників продукції				
1.1. Якісні		3	3	4
1.2. Технічні		4	4	4
1.3. Економічні		3	3	3
1.4. Сервісні		3	3	4
2. Якість продукції по відношенню до конкурентів		3	3	3
3. Функціональні зміни		4	4	4
Середній бал експертів $B_{i\text{ отр}}$		21		
Виробнича новизна	Питома вага 0,014	Максимальний бал $B_{i\text{ MAX}}$		25
1. Рівень унікальності товару для підприємства		3	3	3
2. Рівень унікальності для галузі		3	3	3
3. Рівень унікальності товару для країни		1	1	1
4. Зміна виробничої системи		4	4	4
5. Відносно існуючого асортименту		3	2	3
Середній бал експертів $B_{i\text{ отр}}$		14		
Прогресивна новизна	Питома вага 0,2	Максимальний бал $B_{i\text{ MAX}}$		25
1. Зміна технології виготовлення		2	2	2
2. Рівень застосування нових компонентів і матеріалів		0	0	0
3. Зміна технологічного принципу дії виробу		1	2	1
4. Зміна конструктивного виконання		3	3	3
5. Рівень застосування інновацій		2	2	2
Середній бал експертів $B_{i\text{ отр}}$		8		
Ринкова новизна	Питома вага 0,1	Максимальний бал $B_{i\text{ MAX}}$		20

1. Новий виріб на новому ринку		0	0	0
2. Новий виріб на відомому ринку		4	4	4
3. Модернізований виріб		3	3	3
4. Нова модель		1	1	1
Середній бал експертів $B_{i\text{отр}}$		8		
Екологічна новизна	Питома вага 0,035	Максимальний бал $B_{i\text{MAX}}$		20
1. Рівень екологічної чистоти технології виробництва		5	5	5
2. Рівень впровадження мало- та безвідходних технологій		5	5	5
3. Рівень екологічно небезпечних режимів експлуатації продукції		5	5	5
4. Рівень забруднення навколишнього середовища		5	5	5
Середній бал експертів $B_{i\text{отр}}$		20		
Соціальна новизна	Питома вага 0,036	Максимальний бал $B_{i\text{MAX}}$		20
1. Використання нового товару приводить до покращення стану здоров'я нації		0	0	0
2. Використання нового товару приводить до зростання доходів населення		0	0	0
3. Виробництво нового товару приводить до збільшення (зменшення) кількості робочих місць на підприємстві		4	5	4
4. Виробництво нового товару приводить до підвищення кваліфікації персоналу		3	4	3
Середній бал експертів $B_{i\text{отр}}$		8		
Маркетингова новизна	Питома вага 0,145	Максимальний бал $B_{i\text{MAX}}$		20
1. Нові методи маркетингових досліджень		0	0	0
2. Вживання нових стратегій сегментації ринку		3	3	3
3. Вибір нової маркетингової стратегії обхвату і розвитку цільового сегмента		1	1	1
4. Побудова нових каналів збуту		2	1	1

Середній бал експертів $B_{i\ oмп}$	5
-------------------------------------	---

Значення i -го виду новизни розрахуємо за формулою [21]:

$$I_i = \frac{B_{i\ oмп}}{B_{i\ MAX}}, \quad (4.1)$$

де $B_{i\ oмп}$ – отримана кількість балів за шкалою оцінок чинників, що визначають i -й вид новизни;

$B_{i\ MAX}$ – максимальна кількість балів, що може бути отримана за i -м видом новизни.

Загальний рівень інтегральної новизни розраховуємо шляхом перемноження отриманого значення i -го виду новизни на її вагомість, причому вагомість i -го виду новизни визначаємо експертним методом, за формулою [21]:

$$N_{int} = \sum_i^n W_i \cdot I_i, \quad (4.2)$$

де N_{int} – рівень інтегральної (сукупної) новизни;

W_i – вагомість (питома вага) i -го виду новизни;

n – загальна кількість видів новизни.

$$N_{int} = (0,26 \cdot 13/25) + (0,21 \cdot 21/30) + (0,014 \cdot 14/25) + (0,2 \cdot 8/25) + (0,1 \cdot 8/20) + (0,035 \cdot 20/20) + (0,036 \cdot 8/20) + (0,145 \cdot 5/20) = 0,482.$$

Отримане значення інтегрального рівня новизни зіставляємо зі шкалою, що наведена в табл. 4.5 [22].

Таблиця 4.5 – Рівні новизни нового товару та їхня характеристика

Рівні новизни товару	Значення інтегральної новизни	Характеристика товару	Вид нового товару
Найвища	1,00	Абсолютно новий товар	Новий товар, що наділений
Висока	0,8...0,99	Товар, який не має аналогів	

Значуща	0,6...0,79	Принципова зміна споживчих властивостей товару	ознаками інноваційності (інноваційний товар)
Достатня	0,4...0,59	Принципова технологічна модифікація товару	
Незначна	0,2...0,39	Кардинальна зміна параметрів	Новий товар
Помилкова	0,00...0,19	Малоістотна модифікація	

Згідно таблиці 4.5 розробка відповідає рівню при значенні інтегральної новизни 0,482 - достатня новизна; за характеристикою: принципова технологічна модифікація товару; вид розробки - новий товар, що наділений ознаками інноваційності (інноваційний товар).

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Система для аналізу пульсового сигналу», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.3.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників ($З_o$) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [22]:

$$З_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.3)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=22$ дні.

$$З_o = 17600,00 \cdot 28 / 22 = 21636,44 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник НДР з розробки біомедичної системи	17600,00	772,73	28	21636,44
Інженер-розробник БМА	17300,00	750,00	22	16500,00
Консультант (лікар-кардіолог вищої кваліфікації)	17500,00	681,82	6	4090,92
Провідний фахівець	9000,00	409,09	16	6545,45
Всього				48772,81

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ($З_p$) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Система для аналізу пульсового сигналу» розраховуємо за формулою:

$$З_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.4)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.5)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийнемо $M_M=8000,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [22];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 22$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 8000,00 \cdot 1,10 \cdot 1,15 / (22 \cdot 8) = 57,50 \text{ грн.}$$

$$З_{pl} = 57,50 \cdot 6,35 = 365,13 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.7 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Установка обчислювального обладнання для забезпечення	6,35	2	1,10	57,50	365,13

розробки і дослідження системи					
Підготовка робочого місця дослідника-розробника біомедичної системи	6,20	2	1,10	57,50	356,50
Інсталяція програмного забезпечення розробки (моделювання) системи	4,32	4	1,50	78,41	338,73
Введення кодів модулю формування бази даних системи аналізу	7,20	5	1,70	88,86	639,82
Введення кодів модулю аналізу стану пульсового сигналу	12,00	5	1,70	88,86	1066,36
Монтаж дослідного обладнання	5,50	5	1,70	88,86	488,75
Налагодження системної взаємодії компонентів	7,50	4	1,50	78,41	588,07
Інтеграція модулів біомедичної системи аналізу пульсового сигналу	8,20	5	1,70	88,86	728,68
Всього					4572,03

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$З_{\text{доо}} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{\text{доо}}}{100\%}, \quad (4.6)$$

де $H_{\text{доо}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 10%.

$$З_{\text{доо}} = (48772,81 + 4572,03) \cdot 10 / 100\% = 5334,48 \text{ грн.}$$

4.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$З_n = (З_o + З_p + З_{\text{доо}}) \cdot \frac{H_{\text{зн}}}{100\%} \quad (4.7)$$

де $H_{\text{зн}}$ – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$З_n = (48772,81 + 4572,03 + 5334,48) \cdot 22 / 100\% = 12909,45 \text{ грн.}$$

4.3.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Система для аналізу пульсового сигналу».

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot Ц_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot Ц_{\text{в}j}, \quad (4.8)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

$Ц_j$ – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 2,0 \cdot 225,00 \cdot 1,11 - 0 \cdot 0 = 499,50 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір канцелярський офісний (A4)	225,00	2,0	0	0	499,50
Папір для заміток (A5)	116,00	4,0	0	0	515,04
Начиння канцелярське	195,00	3,0	0	0	649,35
Органайзер офісний	183,00	3,0	0	0	609,39
Картридж для принтера	950,00	1,0	0	0	1054,50
Всього					3327,78

4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_e), які використовують при проведенні НДР на тему «Система для аналізу пульсового сигналу», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_e = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.9)$$

де H_j – кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j – покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

$$K_6 = 1 \cdot 3079,00 \cdot 1,11 = 3417,69 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.9 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Зовнішній жорсткий диск 2.5" 2TB Seagate (STGD2000200)	1	3079,00	3417,69
Концентратор Defender SEPTIMA SLIM (83505)	1	400,00	444,00
Кабель для передачі даних USB to COM 1.0m Patron (CAB-PN-USB-COM)	1	354,00	392,94
Оптичний датчик серцевого ритму Polar Verity Sense HR, Black	1	4000,00	4440,00
Всього			8694,63

4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (4.10)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{np.i}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{спец} = 46000,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 19338,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.10 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Реєстратор добової ЕКГ по Хотлеру ВІ6600 3-х канальний	1	46000,00	19338,00
Ноутбук ASUS RU451-UJ, оперативна пам'ять 4gb RAM, процесор intel core i5 2.5ГГц, Пам'ять на жорсткому диску 40mb	1	39460,00	24640,00
Всього			43978,00

4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{прог} = \sum_{i=1}^k C_{прог} \cdot C_{прог.i} \cdot K_i, \quad (4.11)$$

де C_{inprg} – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{prg.i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{prg} = 360,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 399,60 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.11 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Доступ до мережі Internet (високошвидкісний) грн/місяць	1	360,00	399,60
Прикладне програмне забезпечення розробки системи аналізу	1	7910,00	8780,10
Всього			9179,70

4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{C_{об}}{T_e} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.12)$$

де $C_{об}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

T_e – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (35830,00 \cdot 1) / (2 \cdot 12) = 1492,92 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Програмно-обчислювальний комплекс розробки системи аналізу даних	35830,00	2	1	1492,92
Місце оператора спеціалізоване	8200,00	5	1	136,67
Офісна оргтехніка	9600,00	4	1	200,00
Дослідницька лабораторія	500000,00	20	1	2083,33
Всього				3912,92

4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.13)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

Π_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $\Pi_e = 10,98$ грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,05 \cdot 200,0 \cdot 10,98 \cdot 0,95 / 0,97 = 109,80 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.13 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Ноутбук ASUS RU451-UJ, оперативна пам'ять 4gb RAM, процесор intel core i5 2.5ГГц, Пам'ять на жорсткому диску 40mb	0,05	200,0	109,80
Програмно-обчислювальний комплекс розробки системи аналізу даних	0,42	200,0	922,32
Місце оператора спеціалізоване	0,10	200,0	219,60
Офісна оргтехніка	0,60	5,0	32,94
Всього			1284,66

4.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Система для аналізу пульсового сигналу» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.14)$$

де H_{cv} – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo $H_{cv} = 22\%$.

$$B_{cv} = (48772,81 + 4572,03) \cdot 22 / 100\% = 11735,87 \text{ грн.}$$

4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де H_{cn} – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo $H_{cn} = 35\%$.

$$B_{cn} = (48772,81 + 4572,03) \cdot 35 / 100\% = 18670,70 \text{ грн.}$$

4.3.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_{\text{е}} = (З_{\text{о}} + З_{\text{р}}) \cdot \frac{H_{\text{ів}}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де $H_{\text{ів}}$ – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{\text{ів}} = 50\%$.

$$I_{\text{е}} = (48772,81 + 4572,03) \cdot 50 / 100\% = 26672,42 \text{ грн.}$$

4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{\text{нзв}} = (З_{\text{о}} + З_{\text{р}}) \cdot \frac{H_{\text{нзв}}}{100\%}, \quad (4.17)$$

де $H_{\text{нзв}}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{\text{нзв}} = 100\%$.

$$B_{\text{нзв}} = (48772,81 + 4572,03) \cdot 100 / 100\% = 53344,85 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Система для аналізу пульсового сигналу» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{\text{заг}} = З_{\text{о}} + З_{\text{р}} + З_{\text{оод}} + З_{\text{н}} + M + K_{\text{в}} + B_{\text{спец}} + B_{\text{прг}} + A_{\text{обл}} + B_{\text{е}} + B_{\text{св}} + B_{\text{сп}} + I_{\text{е}} + B_{\text{нзв}}. \quad (4.18)$$

$$B_{\text{заг}} = 48772,81 + 4572,03 + 5334,48 + 12909,45 + 3327,78 + 8694,63 + 43978,00 + 9179,70 + 3912,92 + 1284,66 + 11735,87 + 18670,70 + 26672,42 + 53344,85 = 252390,31 \text{ грн.}$$

Загальні витрати $ЗВ$ на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.19)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta = 0,95$.

$$ЗВ = 252390,31 / 0,95 = 265674,01 \text{ грн.}$$

4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів тієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Система для аналізу пульсового сигналу» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

1) *Розробка чи суттєве вдосконалення машини (механізму, приладу, пристрою) для використання кінцевими споживачами.*

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

ΔN – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	200	350	500	400

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 7200 осіб;

C_6 – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 16000,00 грн;

$\pm\Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 200,00 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta\Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [22]:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\vartheta}{100}\right), \quad (4.20)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2024 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).
Прийmemo $\rho = 39\%$;

ϑ – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2024 році $\vartheta = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (200,00 \cdot 7200,00 + 16200,00 \cdot 200) \cdot 0,83 \cdot 0,39 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 1242231,12 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (200,00 \cdot 7200,00 + 16200,00 \cdot 550) \cdot 0,83 \cdot 0,39 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 2747241,90 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (200,00 \cdot 7200,00 + 16200,00 \cdot 1050) \cdot 0,83 \cdot 0,39 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 4897257,30 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (200,00 \cdot 7200,00 + 16200,00 \cdot 1450) \cdot 0,83 \cdot 0,39 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 6617269,62 \text{ грн.}$$

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків $\Pi\Pi$, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$ПП = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1+\tau)^t}, \quad (4.21)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн;

T – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau=0,12$;

t – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$\begin{aligned} ПП &= 1242231,12/(1+0,12)^1 + 2747241,90/(1+0,12)^2 + 4897257,30/(1+0,12)^3 + \\ &+ 6617269,62/(1+0,12)^4 = 1109134,93 + 2190084,42 + 3485771,01 + 4205394,47 = \\ &= 10990384,84 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{инв} \cdot 3B, \quad (4.22)$$

де $k_{инв}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо $k_{инв}=2$;

$3B$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 265674,01 грн.

$$PV = k_{инв} \cdot 3B = 2 \cdot 265674,01 = 531348,02 \text{ грн.}$$

Абсолютний економічний ефект $E_{абс}$ для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{abc} = III - PV \quad (4.23)$$

де III – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 10990384,84 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 531348,02 грн.

$$E_{abc} = III - PV = 10990384,84 - 531348,02 = 10459036,82 \text{ грн.}$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$E_g = T_{жс} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1, \quad (4.24)$$

де E_{abc} – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 10459036,82 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 531348,02 грн;

$T_{жс}$ – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримання позитивних результатів від її впровадження, 4 роки.

$$E_g = T_{жс} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1 = (1 + 10459036,82 / 531348,02)^{1/4} - 1 = 1,13.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій τ_{min} :

$$\tau_{min} = d + f, \quad (4.25)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2024 році в Україні $d = 0,09$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, приймемо 0,32.

$\tau_{\min} = 0,09 + 0,32 = 0,41 < 1,13$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_{ϵ} , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Система для аналізу пульсового сигналу» доцільно.

Період окупності інвестицій $T_{ок}$ які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_{\epsilon}}, \quad (4.26)$$

де E_{ϵ} – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 1,13 = 0,88 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

4.5 Висновки до розділу

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Система для аналізу пульсового сигналу» становить 39,7 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

Розробка відповідає рівню при значенні інтегральної новизни 0,482 - достатня новизна; за характеристикою: принципова технологічна модифікація товару; вид розробки - новий товар, що наділений ознаками інноваційності (інноваційний товар). Також термін окупності становить 0,88 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Система для аналізу пульсового сигналу».

ВИСНОВКИ

У роботі проаналізовано метод світлотерапії, зокрема його застосування для фотостимуляції зорового аналізатора людини. Встановлено, що цей метод сприяє покращенню адаптаційних можливостей організму, особливо при синхронізації світлотерапії з функціонуванням серцево-судинної системи (ССС). Запропоновано реалізувати таку синхронізацію на основі обробки сигналів пульсової хвилі (ПХ).

Досліджено природу та параметри сигналу ПХ, який може бути представлений у вигляді сфігмографічного або фотоплетизмографічного сигналу. Встановлено, що для реєстрації сигналів ПХ переважно використовуються пульсоксиметри, які працюють за методом плетизмографії. Цей метод базується на поглинанні оптичного випромінювання залежно від рівня оксигенації крові. Модулювання оптичного сигналу відбувається під впливом пульсацій крові, що дозволяє відображати динаміку кровотоку з кожним скороченням серця.

Розроблено методику обробки фотоплетизмографічних сигналів, яка дозволяє формувати електричні імпульси для синхронізації світлотерапії із станами максимального кровонаповнення периферичних судин.

Запропоновано спосіб синхронізації, що включає підсилення сигналу ПХ, його фільтрацію за допомогою низькочастотного та режекторного фільтрів із резонансною частотою 50 Гц для усунення завад, диференціювання та формування імпульсів.

Розроблено блок формування прямокутних імпульсів із регульованою тривалістю, вершини яких збігаються з максимумами пульсової хвилі. Ці імпульси використовуються для управління роботою світлоімпульсного стимулятора під час світлотерапії.

Моделювання роботи розроблених схем виконувалось у середовищі Multisim 11. Для оцінки роботи використовувався тестовий пилоподібний сигнал з амплітудою 280 мВ. Вихідний сигнал блоку диференціювання мав вигляд

послідовності імпульсів, вершини яких збігалися з максимумами вхідного сигналу. Отриманий імпульсний сигнал проходив через компаратор із широтно-імпульсною модуляцією для формування прямокутних імпульсів із регульованою тривалістю. Ці імпульси використовуються для синхронізації роботи світлоімпульсного стимулятора з сигналом ПХ.

Таким чином, реалізація запропонованих схем дозволяє створити ефективний блок для відбору, обробки сигналів ПХ та формування електричних імпульсів синхронізації, необхідних для задач світлотерапії.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Світлотерапія: що це таке і як вона працює?
(<https://fxmed.com.ua/svitloterapija-shho-ce-take-i-jak-vona-pracjuie/>)
2. Світлолікування
(<https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%B2%D1%96%D1%82%D0%BB%D0%BE%D0%BB%D1%96%D0%BA%D1%83%D0%B2%D0%B0%D0%BD%D0%BD%D1%8F>)
3. Основы лазерной физио- и тейп-терапии / [А.С. Козлов, В.А. Буйлин, Н.Г. Самойлов, И.И. Марков]. – Самара-Киев: Здоров'я, 1993. – 216 с.
4. Тітенко, Т.М. Кольорова світлотерапія – новий метод прискореного відновлення функціонального стану спортсменів / Т.М. Тітенко, О.І. Плинка // Вісник Чернігівського національного педагогічного університету – 2011, Вип. 82, Том II – 3 с.
5. Физиология человека / [Н.А. Агаджанян, Л.З. Тель, В.И. Циркин, С.А. Чеснокова]. – М.: Медицинская книга, Н. Новгород: Издательство НГМА, 2001. – 526 с.
6. Зоркина А.В. Значение хронобиологического подхода в разработке методов коррекции стресса // Вопр. медико-биологических наук. – 1999. - №4. – С.7-12.
7. Божко, Г.Х. Действие света повышенной интенсивности на экскрецию катехоламинов у больных депрессией / Г.Х. Божко, В.П. Царицкий, Е. И. Стрежная. – Ж-л. невр. и псих. № 1, 2006 – С. 42-47.
8. Соловьева, А.Д., Фишман Е.Я. Влияние фототерапии на психовегетативные синдромы / А.Д. Соловьева, Е.Я. Фишман // Ж-л. нев. и псих. – 1999. – №5. – С. 20-24.
9. Phototherapy with blue (415 nm) and red (660 nm) light in the treatment of acne vulgaris // British Journal of Dermatology 2000; 142(5): 973—978. 53
10. Мисула, І. Р., Левицький П.Р., Дем'яненко В. В. Вплив світлоімпульсних подразнень на резистентність білих щурів до гіпоксичної

гіпоксії / І.Р. Мисула, П.Р. Левицький, В.В. Дем'яненко // Вісник наук. досл. – Тернопіль: Укрмедкнига, - 2003. - № 3. - С.81-82.

12. Меерсон, Ф.З. Защитные эффекты адаптации и некоторые перспективы развития адаптационной медицины //Успехи физиол. наук. - 1991. - Т. 22. - С. 52-84.

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

14. Ситько, С.П. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С.П. Ситько, Ю.А. Скрипник, А.Ф. Яненко/ – "Федос Лтд." – К., 1999. – 199 с.

15. 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. ISBN 978- 966-641-211-2

16. Мосійчук, В. С., Шарпан О. Б. Застосування цифрового оптоелектронного сенсора для вимірювання пульсу в системі кровообігу людини / В. С. Мосійчук, О. Б. Шарпан // Вестник Национального техн. унта Украины «Киевский политех-ский ин-т». Серия машиностроение. – 2009. – Вып. 57. – с.111-115.

17. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати : Офтальмогічна оптика. Навчальний посібник / Ч.2 / В.П. Кожем'яко, Й.Р. Салдан, С.В. Павлов, О.З. Готра. – Вінниця: ВДТУ, 2002. – С.162.

18. Техноекологія та цивільна безпека. Частина «Цивільна безпека». Навчальний посібник / В.С. Стручок, – Тернопіль: ТНТУ ім. І.Пулюя, 2022. – 150 с.

19. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей 54 денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

20. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

21. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.

ДОДАТКИ

Додаток А

**ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ НАВЧАЛЬНОЇ (КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ) РОБОТИ**

Назва роботи: Система для аналізу пульсового сигналу

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(МКР, БДР)

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС, група БМІ-23м

Керівник Коваль Л. Г., завідувач каф. БМІОЕС, доцент.

Показники звіту подібності

Turnitin	
Оригінальність	83 %
Загальна схожість	17 %

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

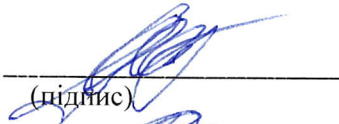
V 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату

☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на допрацювання.

☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень

Заявляю, що ознайомлений з повним звітом подібності, який був згенерований Системою щодо роботи

Автор


(підпис)

Откидач О. І.

(прізвище, ініціали)

Керівник


(підпис)

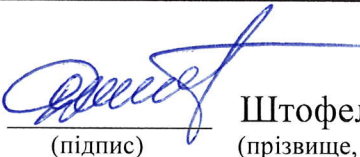
Коваль Л. Г.

(прізвище, ініціали)

Опис прийнятого рішення

Допущено до захисту

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціали)

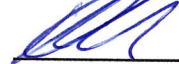
ДОДАТОК Б

ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. БМІОЕС,

к.т.н., доц.

 Л. Г. Коваль

« 2 » грудня 2024 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

«Система для аналізу пульсового сигналу»

08-41.МКР.007.00.000 ТЗ

Керівник роботи

к.т.н., доц. кафедри БМІОЕС

 Коваль Л. Г.

Виконавець: ст. гр. БМІ-23м

 Откидач О. І.

Вінниця ВНТУ – 2024

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Робота проводиться на підставі наказу ректора по Вінницькому національному технічному університету від 17.09.2024 р., № 310 та індивідуального завдання на магістерську кваліфікаційну роботу.

Дата початку роботи: 17.09.2024 р.

Дата закінчення: 29.11.2024 р.

2 МЕТА І ПРИЗНАЧЕННЯ МКР

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є удосконалення процесу аналізу пульсового сигналу шляхом розроблення методів і алгоритмів його обробки та створення системи для покращення точності і швидкості діагностичних досліджень.

У магістерській кваліфікаційній роботі для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступний перелік завдань:

- провести аналіз сучасних методів і засобів аналізу пульсових сигналів;
- розробити алгоритми цифрової обробки пульсових сигналів для виділення ключових характеристик;
- спроектувати систему автоматизованого аналізу пульсових сигналів;
- дослідити ефективність розроблених алгоритмів та оцінити їхні метрологічні характеристики;
- провести експериментальну перевірку функціонування системи на реальних даних.

Об'єкт дослідження – процес аналізу пульсового сигналу.

Предмет дослідження – методи, алгоритми та система для автоматизованого аналізу пульсового сигналу.

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

1. Світлотерапія: що це таке і як вона працює?
(<https://fxmed.com.ua/svitloterapija-shho-ce-take-i-jak-vona-pracjuie/>)

(<https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%B2%D1%96%D1%82%D0%BB%D0%BE%D0%BB%D1%96%D0%BA%D1%83%D0%B2%D0%B0%D0%BD%D0%BD%D1%8F>)

3. Основы лазерной физио- и тефлексотерапии / [А.С. Козлов, В.А. Буйлин, Н.Г. Самойлов, И.И. Марков]. – Самара-Киев: Здоров'я, 1993. – 216 с.

4. Тітенко, Т.М. Кольорова світлотерапія – новий метод прискореного відновлення функціонального стану спортсменів / Т.М. Тітенко, О.І. Плинка // Вісник Чернігівського національного педагогічного університету – 2011, Вип. 82, Том II – 3 с.

5. Физиология человека / [Н.А. Агаджанян, Л.З. Тель, В.И. Циркин, С.А. Чеснокова]. – М.: Медицинская книга, Н. Новгород: Издательство НГМА, 2001. – 526 с.

6. Зоркина А.В. Значение хронобиологического подхода в разработке методов коррекции стресса // Вопр. медико-биологических наук. – 1999. - №4. – С.7-12.

7. Божко, Г.Х. Действие света повышенной интенсивности на экскрецию катехоламинов у больных депрессией / Г.Х. Божко, В.П. Царицинский, Е. И. Стрежная. – Ж-л. невр. и псих. № 1, 2006 – С. 42-47.

8. Соловьева, А.Д., Фишман Е.Я. Влияние фототерапии на психовегетативные синдромы / А.Д. Соловьева, Е.Я. Фишман // Ж-л. нев. и псих. – 1999. – №5. – С. 20-24.

9. Phototherapy with blue (415 nm) and red (660 nm) light in the treatment of acne vulgaris // British Journal of Dermatology 2000; 142(5): 973—978. 53

10. Мисула, І. Р., Левицький П.Р., Дем'яненко В. В. Вплив світлоімпульсних подразнень на резистентність білих щурів до гіпоксичної гіпоксії / І.Р. Мисула, П.Р. Левицький, В.В. Дем'яненко // Вісник наук. досл. – Тернопіль: Укрмедкнига, - 2003. - № 3. - С.81-82.

12. Меерсон, Ф.З. Защитные эффекты адаптации и некоторые перспективы развития адаптационной медицины //Успехи физиол. наук. - 1991. - Т. 22. - С. 52-84.

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

14. Ситько, С.П. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С.П. Ситько, Ю.А. Скрипник, А.Ф. Яненко/ – "Федос Лтд." – К., 1999. – 199 с.

15. 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. ISBN 978- 966-641-211-2

16. Мосійчук, В. С., Шарпан О. Б. Застосування цифрового оптоелектронного сенсора для вимірювання пульсу в системі кровообігу людини / В. С. Мосійчук, О. Б. Шарпан // Вестник Национального техн. унта Украины «Киевский политех-ский ин-т». Серия машиностроение. – 2009. – Вып. 57. – с.111-115.

17. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати : Офтальмогічна оптика. Навчальний посібник / Ч.2 / В.П. Кожем'яко, Й.Р. Салдан, С.В. Павлов, О.З. Готра. – Вінниця: ВДТУ, 2002. – С.162.

18. Техноекоелогія та цивільна безпека. Частина «Цивільна безпека». Навчальний посібник / В.С. Стручок, – Тернопіль: ТНТУ ім. І.Пулюя, 2022. – 150 с.

19. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей 54 денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

20. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

21. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепка – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.

4 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ МКР

Основними вимогами до системи для аналізу пульсового сигналу є:

1. Функціональне призначення системи: автоматизований збір, обробка, аналіз та виділення ключових характеристик пульсового сигналу для діагностичних досліджень.

2. Датчик пульсового сигналу: частотний діапазон – від 0,1 Гц до 10 Гц, чутливість – не менше 1 мВ/мм рт. ст., інтеграція з цифровими системами через інтерфейс Bluetooth або USB.

3. Цифровий модуль обробки сигналу: розрядність аналого-цифрового перетворювача – не менше 12 біт, частота дискретизації – не менше 1 кГц, затримка обробки сигналу – не більше 5 мс.

4. Функції обробки та аналізу сигналів: фільтрація шумів, спектральний аналіз, оцінка серцевого ритму, визначення варіабельності серцевого ритму, виділення ключових амплітудно-часових характеристик, класифікація сигналів за допомогою алгоритмів машинного навчання.

5 ЕТАПИ МКР І ТЕРМІНИ ЇХ ВИКОНАННЯ

№	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	закінчення	
1.	Розробка, погодження та затвердження технічного завдання (ТЗ)	17.09.2024	30.09.2024	Розроблене ТЗ
2.	Аналіз методів і засобів обробки пульсових сигналів	17.09.2024	4.10.2024	Розділ 1
3.	Розроблення методу аналізу та класифікації ключових характеристик пульсових сигналів	4.10.2024	25.10.2024	Розділ 2
4.	Розроблення архітектури системи для обробки і аналізу пульсових сигналів	15.10.2024	08.11.2024	Розділ 3
5.	Дослідження ефективності розробленого методу та системи обробки пульсових сигналів	08.11.2024	22.11.2024	Розділ 4
6.	Економічна частина	09.11.2024	29.11.2024	Розділ 5
7.	Оформлення необхідної технічної документації. Підготовка МКР до публічного захисту	29.11.2024	19.12.2043	МКР

6 ПОРЯДОК КОНТРОЛЮ І ПРИЙМАННЯ

Контроль за виконанням МКР та її етапів покладається на керівника. Приймання МКР здійснюється шляхом публічного захисту перед екзаменаційною комісією, призначеною наказом ректора ВНТУ.

7 ВИМОГИ ЩОДО ТЕХНІЧНОГО ЗАХИСТУ ІНФОРМАЦІЇ З ОБМЕЖЕНИМ ДОСТУПОМ

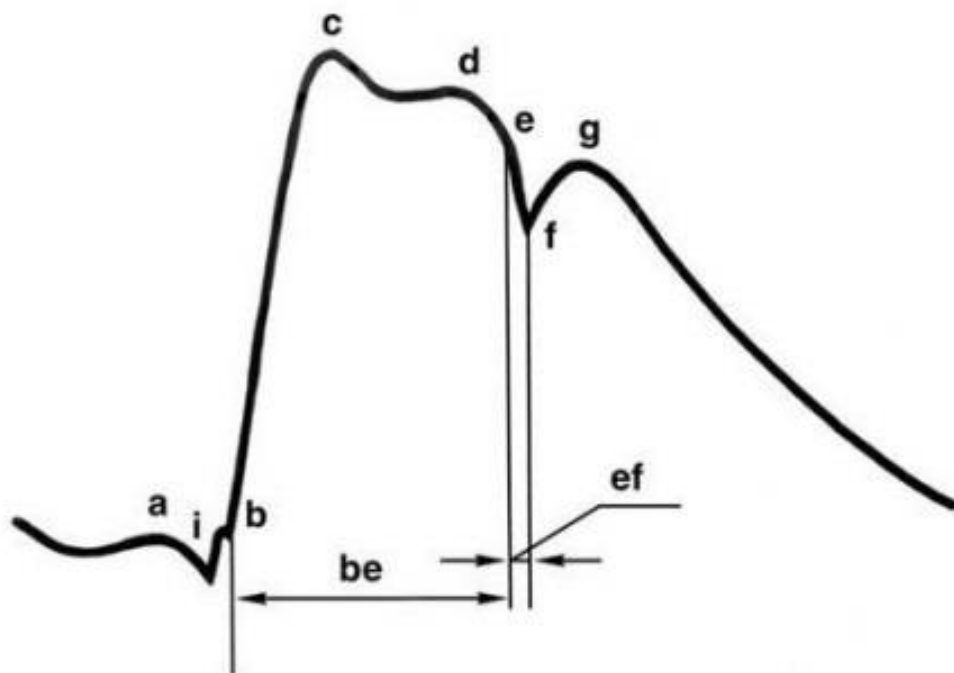
У зв'язку з тим, що інформація не є конфіденційною, заходи з її технічного захисту не передбачаються.

Додаток В

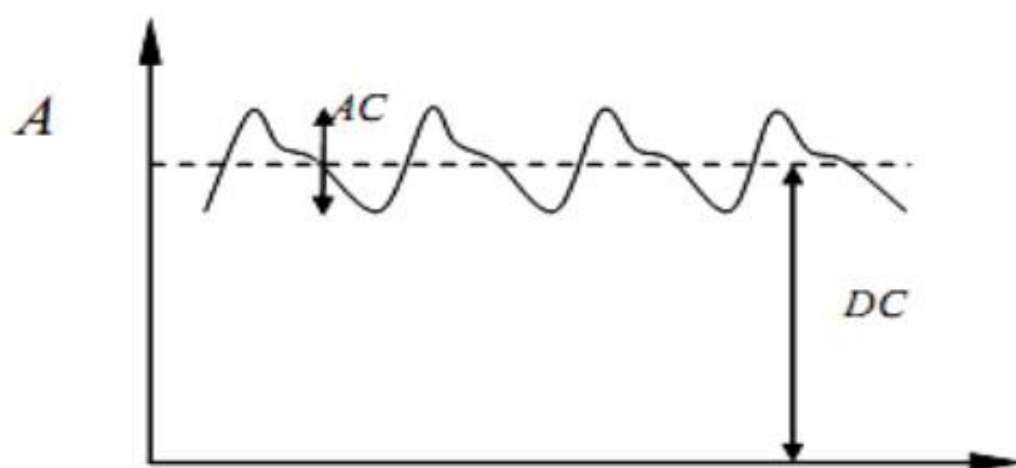
ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

Система для аналізу пульсового сигналу

Сигнал сонної артерії в нормі



Сигнал ПХ



Структура пульсоксиметра

