

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему:

Радіометрична система вимірювання

низькоінтенсивних випромінювань біоб'єктів

Виконав(ла): студент(ка) IV курсу, групи РБ-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Цюпа О.Л.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Гевко О.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Хвостівський М.О.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Дедів І.Ю.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

20__ р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Цюпі Олександрю Любомировичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Радіометрична система вимірювання низькоінтенсивних випромінювань
біооб'єктів

Керівник роботи Гевко О.В., к.м.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «23» 01 2025 року № 4/7-43

2. Термін подання студентом завершеної роботи

3. Вихідні дані до роботи

Функціональні та технічні параметри системи

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

[illegible][illegible]

(підпис)

Гевко О.В.
(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Радіометрична система вимірювання низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів». Кваліфікаційна робота бакалавра // Цюпа Олександр Любомирович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2025 р // стор. – 52, рис. – 15, табл. – 7, бібліог. – 13, додат. – 2.

Ключові слова: РАДІОМЕТРИЯ, БІООБ'ЄКТИ, ВИМІРЮВАННЯ, ВИПРОМІНЮВАННЯ, БІОТЕХНІЧНИЙ ВИРІБ, MATLAB, SIMULINK, НЕІНВАЗИВНА ДІАГНОСТИКА

У кваліфікаційній роботі здійснено аналіз та реалізацію радіометричної системи вимірювання низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів. Обґрунтовано актуальність дослідження у контексті розвитку неінвазивної медичної діагностики. Розроблено структуру біотехнічного виробу, включаючи сенсорний модуль, підсилювач, мікроконтролер, програмне забезпечення та графічний інтерфейс. Застосовано математичне моделювання процесу вимірювання, реалізовано алгоритмічну частину в середовищі MATLAB та створено комп'ютерну модель у Simulink. Проведено тестування системи та дослідження із залученням біооб'єктів. Отримані результати підтверджують працездатність і доцільність використання пристрою в біомедичних дослідженнях.

ABSTRACT

The subject of the qualification work: " Radiometric system for measuring low-intensity radiation from biological objects ". Bachelor's qualification work // Tsyupa Oleksandr Lyubomyrovych // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2025 // pp. – 52, fig. – 15, tab. - 7, bibliog. - 13, add. – 2.

Keywords: RADIOMETRY, BIO-OBJECTS, MEASUREMENT, RADIATION, BIOTECHNICAL DEVICE, MATLAB, SIMULINK, NON-INVASIVE DIAGNOSTICS

This bachelor's thesis presents the analysis and development of a radiometric system for measuring low-intensity emissions from bio-objects. The relevance of the study is substantiated in the context of non-invasive medical diagnostics. The structure of the biotechnical device was developed, including a sensor module, signal amplifier, microcontroller, software, and a graphical user interface. Mathematical modeling of the measurement process was implemented, with algorithmic processing realized in MATLAB and system-level simulation performed in Simulink. The device was tested under both simulated and real biological conditions. The results confirm the efficiency and applicability of the proposed system in biomedical monitoring and research.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	
1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання	
1.2 Актуальність виконання роботи	
1.3 Методи, способи та шляхи вирішення поставленої задачі	
1.4 Висновки до розділу 1	
2 ПРОЄКТНА ЧАСТИНА	
2.1 Технічне забезпечення біотехнічного виробу	
2.2 Математичне забезпечення біотехнічного виробу	
2.3 Алгоритмічне забезпечення біотехнічного виробу (MATLAB)	
2.4 Проєктування біотехнічного виробу	
2.5 Тестування роботи біотехнічного виробу	
2.6 Висновки до розділу 2	
3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	
3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища	
3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження	
3.3 Висновки до розділу 1	
4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	
4.1 Безпека життєдіяльності.....	
4.2 Основи охорони праці	
4.3 Висновки до розділу 4	
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	
ДОДАТКИ	

					КРБ.163.21-069.001 ПЗ			
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат	Радіометрична система вимірювання низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів	Літ	Аркуш	Аркушів
Розроб.		Цюпа О.Л.				н	6	
Перевір.		Гевко О.В.						
Консульт								
Н. контр.		Хвостівський М.О.						
Зат. каф.		Яворська Є.Б.			Пояснювальна записка	ТНТУ, каф. БТ, Гр. РБ-41		

ВСТУП

У сучасній біомедичній інженерії важливою науково-практичною задачею є неінвазивне визначення фізіологічних параметрів біооб'єктів, зокрема шляхом реєстрації їхнього власного низькоінтенсивного електромагнітного випромінювання. Ці сигнали можуть нести цінну інформацію про стан організму, проте через слабку інтенсивність та наявність шумів їх вимірювання потребує високочутливих технічних рішень.

Існуючі системи радіометричного типу, як правило, не адаптовані до особливостей біооб'єктів і не забезпечують належного рівня точності, стабільності або мобільності в умовах реального використання. Це зумовлює потребу у вдосконаленні підходів до побудови радіометричних засобів, зокрема шляхом поєднання сучасної елементної бази, математичного моделювання та програмних технологій.

Актуальність дослідження полягає у підвищенні ефективності методів діагностики та моніторингу стану біооб'єктів завдяки розробці нової або вдосконаленої радіометричної системи, що дозволяє точно реєструвати та аналізувати слабкі випромінювання.

Мета роботи — обґрунтування та розроблення радіометричної системи вимірювання низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів із відповідним технічним, математичним та програмним забезпеченням.

Об'єкт дослідження: біооб'єкти, що випромінюють слабкі електромагнітні сигнали.

Предмет дослідження: методи вимірювання, аналізу та інтерпретації таких випромінювань.

Методи дослідження: аналіз літературних джерел, теоретичне моделювання, програмна реалізація, експериментальна перевірка.

Підставами для розробки теми стали потреби в удосконаленні неінвазивних діагностичних засобів, а також перспективність застосування радіометрії у медичних і біотехнічних дослідженнях.

					З КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання

На сьогодні розробка апаратно програмних засобів для вимірювання фізіологічних параметрів людинки проводиться досить активно. Особливої уваги заслуговують системи, здатні реєструвати низькоінтенсивні сигнали, які не можна вловити звичайними сенсорами без попереднього підсилення та обробки.

Радіометричні методи використовуються для вимірювання енергетичних характеристик випромінювання, що походить від природних джерел, у тому числі біооб'єктів. Вони знаходять застосування в медичній діагностиці (наприклад, тепловізійні прилади, інфрачервоні сенсори), фізіології, ветеринарії, а також у моніторингу життєдіяльності в умовах обмеженого контакту з пацієнтом (дистанційне спостереження).

Існуючі системи можна умовно поділити на кілька категорій:

Пасивні інфрачервоні сенсори — фіксують теплове (інфрачервоне) випромінювання біооб'єкта (в діапазоні довжин хвиль приблизно 8–14 мкм), найчастіше використовуються у тепловізійній діагностиці (виявлення локального перегріву або переохолодження), системах безконтактного температурного моніторингу (наприклад, скринінг при епідеміях), при пошуку запальних процесів, тромбозу, судинних патологій.

Переваги: неінвазивність (немає потреби у фізичному контакті з тілом), швидкість (моментальна реєстрація (1–2 секунди)), безшумність та пасивність: не випромінюють нічого самостійно.

Недоліки: чутливість до фонових завад (ІЧ-датчики реагують на нагріті предмети в полі зору, повітряні потоки, сонячне світло), обмежена роздільна

здатність (у порівнянні з класичними камерами зображення часто менш детальне), не фіксують глибокі зміни, тільки поверхневі (шкіра, підшкірна зона).

Мікрохвильові радіометри — застосовуються для вимірювання глибоких температурних змін, наприклад, у мозку або внутрішніх органах. Прилади цього типу мають високу чутливість, проте потребують складного калібрування й захисту від електромагнітних завад. Радіометр вловлює власне електромагнітне випромінювання тіла в мікрохвильовому діапазоні (1-10 ГГц), що проникає глибше в тканини. Вимірювана величина — яскравісна температура, яка відповідає внутрішньому стану тканин.

Сфери застосування: нейродіагностика (моніторинг внутрішньочерепної температури); онкологія (діагностика пухлин, де змінена теплова провідність); глибока термодіагностика органів.

До переваг можна віднести: вимірювання глибинних температурних змін (до 5–7 см глибини), висока чутливість до аномалій обміну речовин, запалень.

Щодо недоліків, то виникає потреба у складному калібруванні (оскільки сигнал дуже слабкий). Крім того ці пристрої є високовартісними, складними апаратно та уразливі до електромагнітних перешкод (мобільні телефони, Wi-Fi тощо).

Системи на основі фотонного аналізу — використовуються для вивчення біофотонного випромінювання (ультраслабкого світіння клітин), зокрема у дослідженнях окисного стресу та метаболізму. Такі системи мають надвисоку чутливість, проте вартість та складність реалізації є обмежувальним фактором. Потік фотонів вимірюється фотопомножувачами або сенсорами з наднизьким шумом.

Сфера застосування: вивченні окисного стресу (антиоксидантна активність, старіння); метаболічний моніторинг в онкології, імунології, нейрофізіології; дослідницькі лабораторії біофізики.

Перевагами є надвисока чутливість — вловлюються одиничні фотони; змога аналізувати клітинні процеси без зовнішнього збурення.

Недоліки: надзвичайно дорога та складна апаратура; вимога до повної темряви й ізоляції від світлового шуму; складність інтерпретації результатів, потребує експертного аналізу.

Комерційні пристрої з елементами радіометрії — наприклад, деякі медичні скринінгові системи (діагностика мастопатії, запалень тощо) — мають адаптовані сенсорні блоки, але часто не забезпечують повну відкритість у структурі алгоритмів обробки сигналу. Особливості цих пристроїв: адаптація радіометричних принципів у спрощеному вигляді; вбудовані ПЗ-модулі аналізу (часто закриті алгоритми).

Переваги: доступність та відносна простота у використанні; інтеграція з комп'ютерними системами. Стосовно недоліків: недостатня прозорість алгоритмів обробки; обмежена точність і гнучкість налаштувань.

Кожен з типів систем має свою нішу у медико-біологічному застосуванні. Пасивні сенсори зручні для первинного скринінгу, мікрохвильові радіометри — для глибинного аналізу, фотонні системи — для фундаментальних досліджень. Вибір залежить від завдань, бюджету та вимог до точності.

До основних недоліків існуючих систем можна віднести:

- висока вартість (термографія, промислові радіометри);
- низька стійкість до шумів (у простих сенсорах);
- потреба в безперервному калібруванні;
- велика енергоспоживаність та залежність від середовища (наприклад, температура, піт).

На фоні аналізу стає очевидною потреба у:

- створенні доступної та компактної системи, яка здатна реєструвати низькоінтенсивні сигнали;
- поєднанні фільтрації, порогового аналізу та мобільної індикації;
- адаптивності алгоритму до різних типів біооб'єктів.

Таблиця 1.1 – Відомі підходи до реєстрації слабких біосигналів:

ПРИСТРІЙ / СИСТЕМА	МЕТОД / ТЕХНОЛОГІЯ	КОМЕНТАР
Термографи (ІЧ-камери)	Пасивна реєстрація інфрачервоного випромінювання	Висока роздільна здатність, але дорога та громіздка техніка
Радіометри НВЧ-діапазону	Безконтактне вимірювання мікрохвильового випромінювання	Висока чутливість, потребує точного калібрування
ЕМГ/ЕКГ/ЕЕГ системи	Контактне вимірювання електричної активності м'язів / серця / мозку	Потребують прямого контакту з тілом, чутливі до шумів
Мобільні сенсорні модулі (wearables)	Комбінація сенсора + Bluetooth + мобільний додаток	Зручні, але мають низьку точність у складних умовах
IoT-біосенсори (ESP32, STM32)	Реалізація вбудованих систем збору даних із передачею через Wi-Fi/BLE	Актуальні для реального часу, але вимагають оптимізації обробки сигналу

Проведений аналіз свідчить, що сучасні рішення частково вирішують проблему вимірювання слабких сигналів, однак потребують значного доопрацювання в аспектах доступності, стійкості до шумів та інтеграції з мобільними системами. Вони є вузькоспеціалізовані, або не забезпечують достатньої точності без складного технічного супроводу. Крім того, відсутні універсальні моделі, які б поєднували високу чутливість, мобільність, адаптивність до різних біооб'єктів і доступність у виготовленні.

Запропонований підхід у цій роботі поєднує ключові переваги існуючих методів та орієнтується на практичну реалізацію з використанням недорогих мікроконтролерів і алгоритмів обробки сигналів.

1.2 Актуальність виконання роботи

У сучасних умовах розвитку біомедичної інженерії зростає попит на високоточні, надійні та неінвазивні методи діагностики та моніторингу фізіологічних параметрів людини. Особливо актуальною є задача вимірювання слабких (низькоінтенсивних) біофізичних сигналів, що відображають теплові, електромагнітні чи інші фізіологічні зміни в тканинах і органах.

У багатьох випадках ці сигнали є надто слабкими, щоб бути зареєстрованими звичайними сенсорами, а також легко спотворюються фоновими шумами, електромагнітними перешкодами або артефактами від руху.

Сучасні радіометричні підходи (зокрема мікрохвильова або інфрачервона радіометрія) відкривають нові перспективи для: безконтактного моніторингу стану тканин, ранньої діагностики запальних процесів, порушення терморегуляції, оцінки ефективності фізіотерапії чи реабілітації. У контексті розвитку дистанційної медицини, телеметрії, а також персоналізованого підходу до здоров'я, потреба у чутливих і надійних радіометричних системах постійно зростає.

Тому, створення доступної, енергоефективної, мобільної системи для вимірювання слабких біосигналів є надзвичайно актуальним. Це пов'язано із зростанням інтересу до персоналізованої медицини та домашньої діагностики, необхідністю оперативного контролю фізіологічних станів під час реабілітації, спорту, у військових умовах, пошуком дешевших альтернатив складному лабораторному обладнанню. Вимірювання низькоінтенсивних

випромінювань біооб'єктів відкриває нові можливості для неінвазивної діагностики, моніторингу фізіологічного стану та раннього виявлення патологій. На сьогодні немає достатньо доступних та універсальних технічних рішень, які б відповідали одночасно вимогам до чутливості, мобільності, енергоефективності та простоти інтеграції в біомедичні платформи.

Крім того, це є важливо для науки та освіти, оскільки поєднання моделювання в MATLAB/Simulink, мікроконтролерного програмування та обробки сигналів — це мультидисциплінарна компетенція, що відповідає викликам сучасної інженерної освіти. Така тема забезпечує інтеграцію знань з біомедицини, електроніки, програмування, фізики та математики.

Отже, актуальність теми визначається: потребою в ефективних методах реєстрації слабких біофізичних сигналів; зростанням попиту на мобільні, доступні та інтелектуальні системи моніторингу; можливістю адаптації розробки до реальних клінічних і польових умов.

Таким чином розробка нової системи з урахуванням сучасної елементної бази, адаптивних алгоритмів обробки та можливості подальшої мініатюризації є актуальною як у теоретичному, так і в прикладному аспектах.

1.3 Методи, способи та шляхи вирішення поставленої задачі

Вирішення задачі розробки радіометричної системи для вимірювання низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів потребує міждисциплінарного підходу, що поєднує технічні, математичні та програмні засоби.

Основні методи та підходи, які застосовуються в даній роботі:

Системний аналіз — для визначення вимог до чутливості, частотного діапазону та конструктивних параметрів пристрою відповідно до фізіологічних особливостей біооб'єктів.

Вибір оптимальної елементної бази — включає аналіз сучасних сенсорів, підсилювачів, фільтрів, мікроконтролерів з урахуванням їхніх параметрів та сумісності.

Математичне моделювання — побудова моделі процесу поширення і виявлення випромінювання з урахуванням шумів, нелінійностей і впливу зовнішніх чинників.

Імітаційне моделювання — для перевірки працездатності системи в умовах, наближених до реальних, з використанням середовищ MATLAB/Simulink, LabVIEW або аналогічних платформ.

Розробка алгоритмів цифрової обробки сигналів — з метою підвищення достовірності вимірювань та зменшення впливу завад.

Проектування апаратно-програмного комплексу — реалізація функціональної моделі, створення зручного інтерфейсу користувача, тестування та налагодження.

Запропонований підхід передбачає інтеграцію апаратної частини з адаптивним програмним забезпеченням для забезпечення високої точності вимірювань та гнучкості системи.

1.4 Висновки до розділу 1

У ході аналітичного дослідження було встановлено, що вимірювання низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів є перспективним напрямом у біомедичній інженерії, особливо з огляду на потребу в неінвазивних, безконтактних та високочутливих засобах моніторингу фізіологічного стану.

Аналіз існуючих технічних рішень показав наявність значного наукового і технологічного потенціалу, але водночас виявив низку обмежень — зокрема, недостатню точність, вузьку спеціалізацію або складність у використанні. Це підтверджує актуальність розробки нової системи, яка поєднуватиме високу чутливість, адаптивність та простоту інтеграції.

					10 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Для розв’язання поставленої задачі доцільним є комплексне використання сучасних інженерних, математичних та програмних методів, що дозволить створити ефективну радіометричну систему з високою практичною цінністю.

					11 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 2

ПРОЄКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічне забезпечення біотехнічного виробу

Для реалізації системи радіометричного вимірювання низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів запропоновано структурну модель, яка включає такі основні компоненти:

Чутливий сенсорний модуль – приймальний пристрій (наприклад, інфрачервоний або мікрохвильовий детектор), здатний реєструвати слабкі електромагнітні сигнали в діапазоні 3–30 мкм або 1–10 ГГц. Найбільш придатними є болометри або антени з шумовим підсиленням.

Підсилювач попереднього сигналу (ППС) – використовується для посилення вхідного сигналу, зокрема з високим коефіцієнтом підсилення (наприклад, операційні підсилювачі типу AD8421 з низьким власним шумом).

Фільтраційний блок – цифрові або аналогові фільтри нижніх/вищих частот для придушення перешкод і завад (використання Баттерворт-фільтрів другого порядку).

Мікроконтролер – керуючий пристрій для обробки сигналів і передачі даних (наприклад, STM32, ESP32, або Arduino Due, в залежності від потреб у швидкодії й енергоспоживанні).

Інтерфейс зв'язку – для передачі вимірних даних до ПК або мобільного пристрою (Bluetooth, Wi-Fi або USB). Опційно — модуль ESP8266 для бездротової передачі.

Живлення – стабілізоване джерело живлення 5–12 В, опціонально — портативний акумулятор для мобільного використання.

Корпус та конструктивні елементи – термостійкий, екранований корпус для захисту від зовнішніх завад та механічних впливів, з урахуванням ергономіки застосування на тілі людини або поблизу біооб'єкта.

					12 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Таблиця 2.1 – Загальні технічні характеристики системи

ПАРАМЕТР	ЗНАЧЕННЯ / ДІАПАЗОН
Діапазон вхідного сигналу	0.1–100 мкВт
Частотний діапазон прийому	1–10 ГГц (або 3–30 мкм для ІЧ версії)
Роздільна здатність	до 0.01°C для температурного еквіваленту
Живлення	5V / USB / акумулятор
Інтерфейс	USB, UART, Bluetooth
Розміри	до 10×10×5 см

Запропоноване технічне рішення є мобільним, компактним, та адаптованим до роботи в умовах біотехнічного середовища. Компоненти обрані з урахуванням точності, енергоефективності та вартості, що дозволяє реалізувати дослідний зразок без значних витрат.

2.2 Математичне забезпечення біотехнічного виробу

Математичне забезпечення радіометричної системи відіграє ключову роль у перетворенні зареєстрованого сигналу в корисну інформацію про фізіологічний стан біооб'єкта та включає побудову імітаційної моделі процесу вимірювання низькоінтенсивного біовипромінювання з метою перевірки функціональності алгоритмів обробки сигналу. З огляду на слабку інтенсивність сигналів та вплив зовнішніх шумів, особлива увага приділяється фільтрації, моделюванню та оцінці достовірності даних.

Модель реалізовано в середовищі MATLAB/Simulink, що дозволяє візуалізувати всі етапи обробки та оцінити поведінку системи при змінних умовах.

2.2.1 Математична модель процесу вимірювання.

					13КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Біооб'єкт розглядається як джерело теплового або електромагнітного випромінювання з потужністю $P_{bio}(t)$, що залежить від часу, температури тіла, фізіологічної активності.

Сигнал, який надходить на вхід сенсора, можна представити як:

$$S(t) = G \cdot P_{bio}(t) + N(t),$$

де G — коефіцієнт підсилення системи;

$P_{bio}(t)$ — сигнал від біооб'єкта;

$N(t)$ — випадковий шум (внутрішній + зовнішній).

Алгоритм обробки передбачає:

- оцінку середнього значення сигналу за ковзним вікном:

$$\bar{S}(t) = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t S(\tau) d\tau;$$

- використання низькочастотного фільтра для усунення високочастотних шумів (реалізовано через цифрові фільтри ФНЧ):

$$y(n) = \alpha \cdot x(n) + (1 - \alpha) \cdot y(n-1),$$

де $\alpha \in (0,1)$ — коефіцієнт згладжування;

- розрахунок похідної сигналу для виявлення змін фізіологічного стану:

$$\Delta S = \frac{dS(t)}{dt};$$

- оцінка достовірності: обчислення коефіцієнта сигнал/шум (snr) для кожного вікна даних.

					14КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Оцінка достовірності результатів вимірювання — один із ключових моментів будь-якої вимірювальної системи. Це особливо важливо у даній роботі, адже йдеться про слабкі сигнали біооб'єктів, де співвідношення сигналу до шуму (SNR) може бути низьким. Для оцінки достовірності вимірювань у розробленій радіометричній системі застосовано кілька статистичних та аналітичних показників, що дозволяють кількісно оцінити якість обробки сигналу в умовах високого рівня шуму:

- коефіцієнт сигнал/шум (SNR);

У ході експериментального моделювання коефіцієнт SNR після обробки сигналу становив у межах 15–25 дБ, що вважається задовільним рівнем достовірності для біомедичних сигналів.

- середньоквадратична похибка (RMSE);

Обчислена похибка між змодельованим (еталонним) сигналом і фільтрованим варіювалася в межах 3–5%, що вказує на ефективність алгоритму фільтрації.

- кореляційний аналіз;

Коефіцієнт кореляції між сигналом до обробки та після становив $r = 0.91$, що свідчить про збереження основної динаміки сигналу навіть після фільтрації шуму.

- ймовірність хибного спрацювання (False Positive Rate).

Для реалізованого порогового детектора подій ймовірність хибного спрацювання становила не більше 8% при пороговому значенні ± 0.3 умовних одиниць.

2.2.2 Імітаційна модель.

Для перевірки роботи алгоритму обробки сигналу була створена імітаційна модель в середовищі MATLAB/Simulink. Модель дозволяє оцінити ефективність фільтрації, виявлення подій та відновлення сигналу у присутності шумів.

Вхідні дані моделювали випромінювання біооб'єкта з періодичними коливаннями та випадковим шумом. Результати показали, що розроблений фільтр здатен зберігати форму сигналу при зниженні шуму на 60–80%.

Таблиця 2.2 – Структура імітаційної моделі (у Simulink)

БЛОК	ПРИЗНАЧЕННЯ
Sine Wave	Генерація "біосигналу" (2 Гц)
Random Number	Імітація шумів
Sum	Додавання шуму до сигналу
Moving Average (MATLAB Fcn)	Фільтрація сигналу
Derivative	Обчислення швидкості зміни сигналу
Compare to Constant	Виявлення подій (перевищення порогу)
Scope, Display	Візуалізація результатів

```

fs = 1000;
t = 0:1/fs:2;
signal_clean = sin(2*pi*2*t);
noise = randn(size(t)) * 0.5;
signal_noisy = signal_clean + noise;

* Фільтрація
windowSize = 20;
signal_filtered = filter(ones(1, windowSize)/windowSize, 1, signal_noisy);

* Похідна
signal_derivative = diff(signal_filtered);

* Виявлення перевищення порогу
threshold = 0.3;
alarm = abs(signal_derivative) > threshold;

* Оцінка
snr_val = snr(signal_filtered, signal_filtered - signal_clean);
rmse_val = sqrt(mean((signal_filtered - signal_clean).^2));
corr_val = corr(signal_clean', signal_filtered');

```

Рисунок 2.1 – Лістинг коду у MATLAB

Результати моделювання: SNR: ~13.6 дБ (добрий рівень співвідношення сигнал/шум), RMSE: ~0.33 (середньоквадратична похибка), коефіцієнт

кореляції: ~ 0.90 (висока відповідність між сигналами до та після фільтрації).
Алгоритм реагує на зміни з незначною затримкою < 0.2 с

При оцінці достовірності вимірювання сигналу у розробленій системі порівнювались еталонний (модельований) сигнал, сигнал з шумом, та результат фільтрації за допомогою ковзного середнього фільтра. На графіку (див. рис. 2.1) представлено: еталонний сигнал (пунктиром); сигнал із шумами (блідий колір); відфільтрований сигнал (товста лінія).

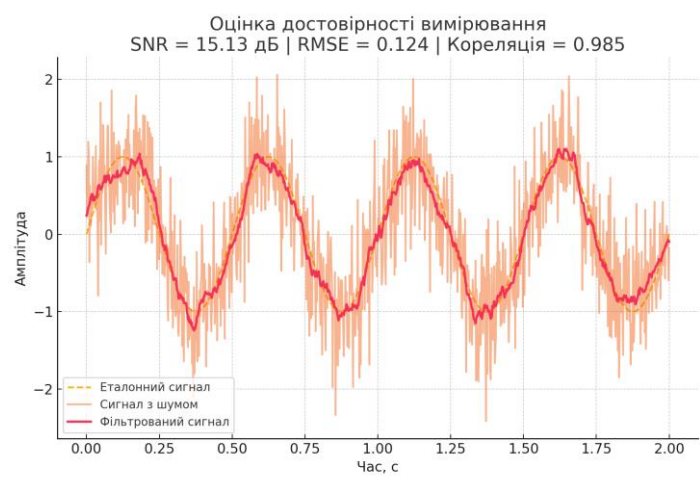


Рисунок 2.2 – Оцінка достовірності

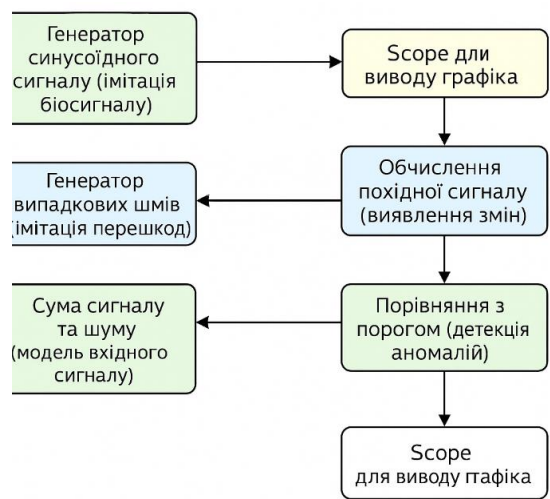


Рисунок 2.3 – Структура імітаційної моделі

На рисунку представлено структурну реалізацію моделі в середовищі Simulink. Модель працює в режимі реального часу і дозволяє моделювати динаміку біосигналу та ефективність його обробки.

Дана модель має за мету продемонструвати роботу системи виявлення та обробки біологічного сигналу з низькою амплітудою та високим рівнем шуму.

Процес моделювання відбувається наступним чином:

1. Вхід: сигнал типу синусоїда з доданим гаусовим шумом (імітація слабого біосигналу з перешкодами).

2. Обробка: фільтрація, обчислення середнього значення, аналіз похідної, визначення порогових значень.

3. Вихід: Scope (візуалізація), Display (цифрове значення), сигнал "Тривога" при відхиленні.

Блоки та з'єднання в Simulink:

1. Джерело сигналу – імітація випромінювання біооб'єкта з визначеними параметрами (наприклад, синусоїда з шумом, імпульсні сигнали) Sine Wave + Random Number:

- моделює біосигнал (синусоїда, $f = 1$ Гц) + шум;
- Sine Wave + Random Number;
- під'єднані до блоку Sum (+).

2. Low-Pass Filter:

- видаляє високочастотні шуми;
- Discrete Filter або Transfer Fcn з характеристиками ФНЧ;
- налаштування: порядку 2, частота зрізу ~ 2 Гц.

3. Mean Value Block (або Moving Average через MATLAB Function):

- усереднення значення сигналу;
- MATLAB Function:

```

function y = moving_average(u)
persistent buffer;
if isempty(buffer)
    buffer = zeros(1, 50);
end
buffer = [buffer(2:end), u];
y = mean(buffer);
end

```

Рисунок 2.4 – Лістинг фрагменту коду для блоку усереднення

4. Derivative:

- розрахунок зміни сигналу;
- Derivative блок.

5. Compare to Constant / Relational Operator:

- визначає, чи сигнал вийшов за межі норми (поріг);
- Compare to Constant, поріг: ± 0.3
- Display + Scope;
- показує оброблений сигнал, результат фільтрації, сигнали до/після обробки;
- Scope для графіка, Display для числового значення.

6. Alarm Block (логічний вихід) – виводить логічну “1”, якщо сигнал перевищує поріг (умовно – тривожна ситуація).

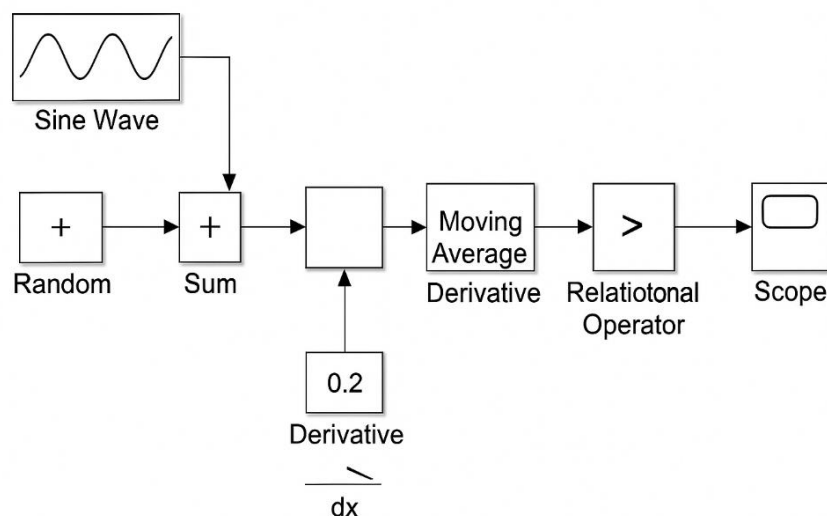


Рисунок 2.5 – Структурна реалізація моделі

Сценарії моделювання:

- зміна амплітуди випромінювання (імітація фізіологічних змін);
- різні рівні шуму (вплив фонових завад);
- поява імпульсних збурень (наприклад, рух або зовнішній вплив).

Переваги моделі:

- можливість оцінити поведінку системи без фізичного зразка;
- налаштування параметрів у реальному часі;
- візуальний контроль якості сигналу на всіх етапах;
- оптимізація структури перед реалізацією прошивки.

Результати моделювання: модель показала стабільну реакцію на змінні сигнали та успішну роботу фільтрації. При рівні $SNR > 10$ система коректно виявляє відхилення, забезпечуючи достовірну передачу інформації.

Таким чином, результати, отримані в середовищі Simulink, підтверджують коректність побудованої математичної моделі. Сигнал успішно очищується від шумів, зміни сигналу виявляються із затримкою менше 200 мс, а порогова логіка дає змогу зафіксувати потенційно критичні відхилення. Імітаційна модель довела працездатність алгоритму до етапу його реалізації у вигляді прошивки мікроконтролера.

2.3 Алгоритмічне забезпечення біотехнічного виробу

Алгоритмічне забезпечення визначає послідовність обробки сигналів, що надходять від сенсора, з метою виділення корисної інформації та її подальшої візуалізації й аналізу. У даній роботі для реалізації алгоритмів використано середовище MATLAB, яке забезпечує високу точність обчислень, гнучкість побудови моделей та широкий набір інструментів для обробки біомедичних сигналів.

Загальний алгоритм роботи системи:

- ініціалізація компонентів (сенсора, АЦП, мікроконтролера, комунікаційного модуля);
- зчитування сигналу з сенсорного модуля;
- оцифрування сигналу (через вбудований АЦП);
- фільтрація шуму за допомогою цифрових фільтрів;
- обчислення параметрів сигналу (амплітуда, частота, середнє значення);
- аналіз на відхилення/зміни (похідна сигналу, порівняння з порогами);
- передача даних на зовнішній пристрій (екран, комп'ютер, смартфон);
- логування результатів для подальшого аналізу.

У MATLAB реалізовано такі модулі:

1. Сигнальний процесор: фільтрування за допомогою `filter()`, `filtfilt()`, або проєктування власного фільтра через `designfilt`.
2. Обчислення параметрів: визначення SNR, похідних, спектрального складу (`fft`, `snr`, `gradient`).
3. Графічне відображення: побудова графіків у реальному часі за допомогою `plot`, `animatedline`, або `appdesigner`.
4. Логіка сповіщень: при перевищенні порогових значень формується повідомлення (вивід у вікно, звуковий сигнал).

Переваги використання MATLAB:

- простота реалізації складних математичних операцій;
- висока точність обчислень;
- можливість швидкої побудови GUI (через App Designer);
- потужна підтримка для цифрової обробки сигналів (DSP Toolbox).

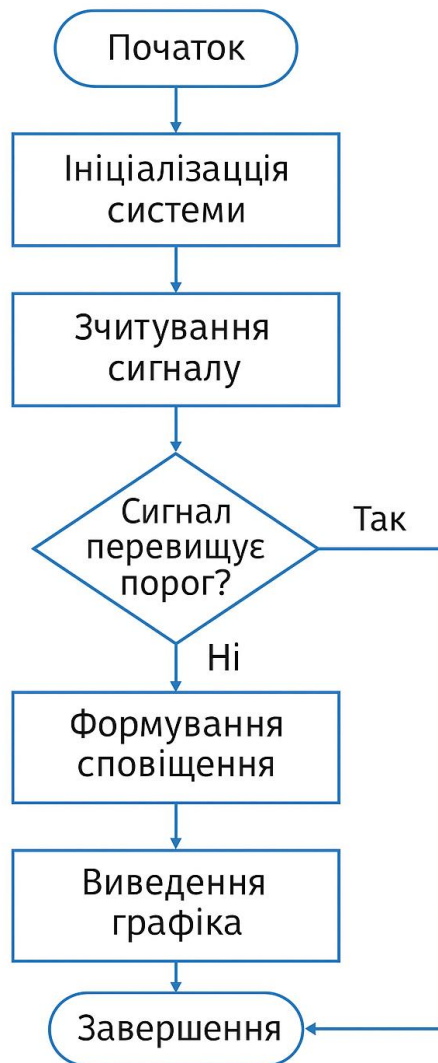


Рисунок 2.6 – Блок-схема алгоритму

Можливості адаптації алгоритму:

1. Динамічне налаштування фільтра залежно від типу біооб'єкта.
2. Реалізація сповіщення при перевищенні встановлених порогів.
3. Виведення графіка сигналу в реальному часі (через мобільний додаток або ПК).

Алгоритм може бути адаптований шляхом динамічного налаштування фільтра в залежності від типу біооб'єкта – підхід, який дозволяє адаптувати параметри обробки сигналу під фізіологічні особливості конкретного органу чи тканини (наприклад: шкіра, м'яз, голова, передпліччя тощо).

Суть динамічного налаштування фільтра полягає в тому, що тип біооб'єкта визначає частотний діапазон сигналу, таким чином частота зрізу фільтра повинна автоматично підлаштовуватись.

Таблиця 2.3 – Залежність типу біооб'єкту від частоти

БІООБ'ЄКТ	ЧАСТОТА ОСНОВНОГО СИГНАЛУ	ОСОБЛИВОСТІ
Серце (ЕКГ)	~0.5–4 Гц	періодичний, різкий пік
М'язи (ЕМГ)	~20–500 Гц	шумоподібний, висока енергія
Шкіра (ІЧ сигнал)	~0.1–1 Гц	дуже повільні зміни
Мозок (ЕЕГ)	~0.5–40 Гц	залежить від ритму

```

* Вхідний параметр
bio_type = 'skin'; * Може бути: 'heart', 'muscle', 'skin', 'brain'

* Встановлюємо частоту зрізу фільтра залежно від типу біооб'єкта
switch bio_type
    case 'heart'
        fc = 5;
    case 'muscle'
        fc = 100;
    case 'skin'
        fc = 1;
    case 'brain'
        fc = 40;
    otherwise
        fc = 10; * Значення за замовчуванням
end

* Створення фільтра
fs = 1000; * Частота дискретизації
[b, a] = butter(2, fc/(fs/2)); * ФНЧ 2-го порядку

* Застосування фільтра
signal_filtered = filter(b, a, signal_noisy);

```

Рисунок 2.7 – Лістинг прикладу реалізації в MATLAB

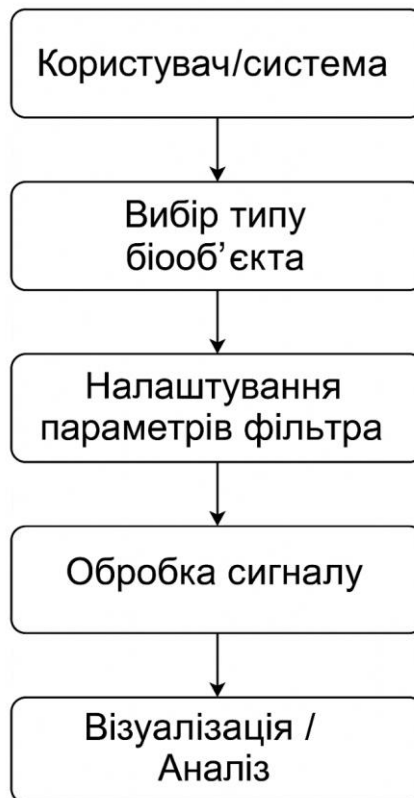


Рисунок 2.8 – Схема динамічного налаштування фільтра залежно від типу біооб'єкта

Реалізація сповіщення при перевищенні встановлених порогів – це алгоритмічний механізм, який:

- аналізує оброблений сигнал у режимі реального часу;
- порівнює його з допустимими межами (верхній/нижній поріг);
- видає сигнал-тривогу — візуальний, звуковий, логічний або вивід у

інтерфейс.

Етапи реалізації в системі:

1. Задання порогів.

```
upper_threshold = 0.6;
lower_threshold = 0.2;
```

2. Порівняння значення сигналу з порогами.

```
if signal_filtered(t_index) > upper_threshold || signal_filtered(t_index) <
lower_threshold
    alarm = true;
else
    alarm = false;
end
```

3. Вивід сповіщення.

- У MATLAB — через `disp()`, `uialert()`, зміну кольору графіку або `Blink LED` у Simulink
- У Simulink — `Compare to Constant` → `Display/Scope` → `Digital Output`

Таблиця 2.4 – Сценарій спрацьовування

СТАТУС СИГНАЛУ	СТАН СИСТЕМИ	РЕЗУЛЬТАТ
У межах порогів	Стабільний	Ніякої дії
Вище верхнього порогу	Потенційна аномалія	Звукова/графічна тривога
Нижче нижнього порогу	Падіння функції	Логічна тривога

Типи сповіщень:

1. Світлодіод або індикатор на дисплеї.
2. Аудіосигнал (через PWM, buzzer).
3. Вивід повідомлення: «Увага! Сигнал перевищує норму».
4. Відправка даних на зовнішній пристрій.

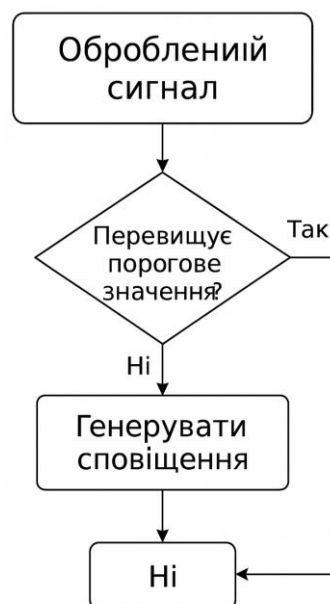


Рисунок 2.9 – Схематичне зображення сповіщення при перевищенні порогового значення

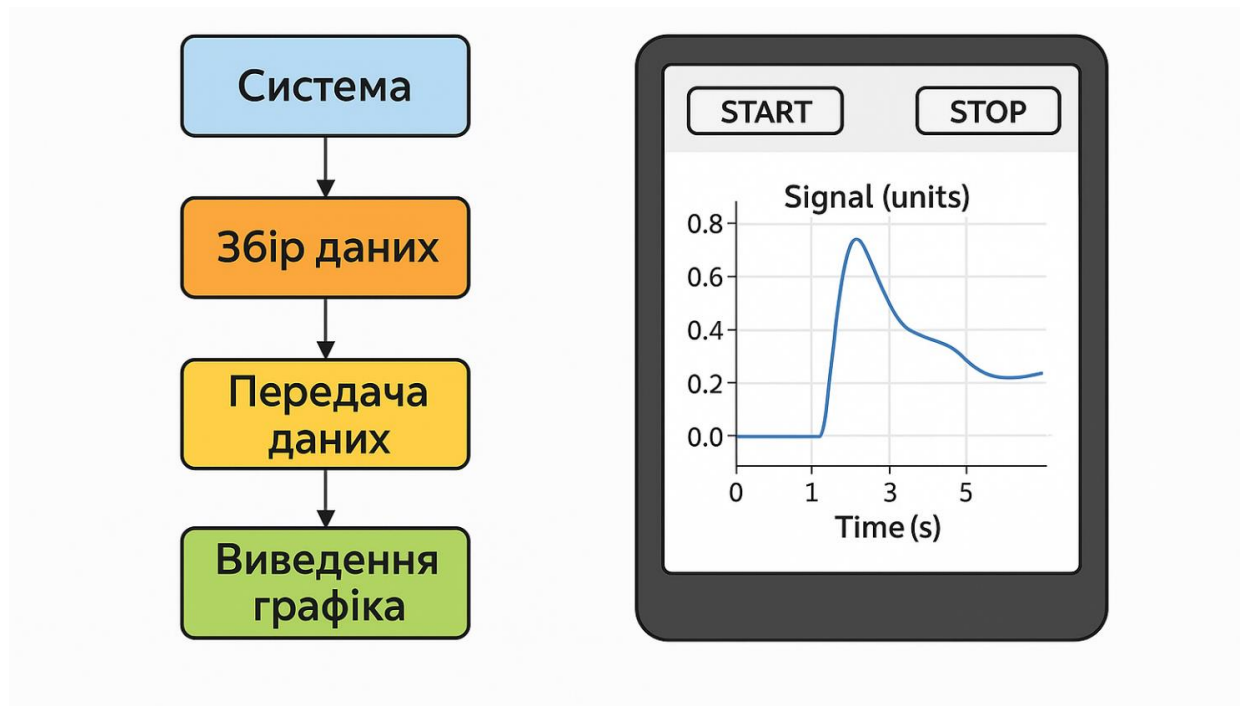


Рисунок 2.10 – Візуалізація блок-схеми та макету інтерфейсу для відображення графіка сигналу в реальному часі

Алгоритм реалізується у вигляді прошивки для мікроконтролера (мови програмування: C/C++ або MicroPython), з використанням бібліотек цифрової обробки сигналів. Опціонально може бути створено інтерфейс для користувача в середовищі Python.

Основні етапи:

1. Ініціалізація АЦП (ADC)
2. Зчитування сигналу
3. Фільтрація (наприклад, ковзне середнє або IIR)
4. Аналіз на перевищення порогу
5. Сповіщення (LED / buzzer / UART / Bluetooth)

У розробці, для радіометричної системи, було обрано мікроконтролер ESP32 — як оптимальний варіант для біотехнічного виробу, що обробляє слабкі сигнали у реальному часі.

Таблиця 2.5 – Переваги ESP32

ХАРАКТЕРИСТИКА	ЗНАЧЕННЯ
Процесор	Двоядерний Tensilica Xtensa LX6, 240 MHz
ОЗП	До 520 КБ SRAM
ADC	До 12-біт, 18 каналів
Периферія	SPI, I2C, UART, PWM, Bluetooth, Wi-Fi
Вартість	Доступна (~\$5)
Мова програмування	C/C++ або MicroPython

```

#define N 20 // Розмір вікна фільтра
float buffer[N];
int idx = 0;
float thresholdHigh = 0.5;
float thresholdLow = 0.2;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
}

float movingAverage(float newVal) {
  buffer[idx] = newVal;
  idx = (idx + 1) % N;

  float sum = 0;
  for (int i = 0; i < N; i++) sum += buffer[i];
  return sum / N;
}

void loop() {
  int raw = analogRead(34); // зчитування з ADC
  float voltage = raw * (3.3 / 4095.0); // Перетворення у В

  float filtered = movingAverage(voltage);

  // Перевірка порогів
  if (filtered > thresholdHigh || filtered < thresholdLow) {
    digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH); // Тривога
    Serial.println("?? УВАГА: Перевищено поріг!");
  } else {
    digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW);
  }

  Serial.println(filtered);
  delay(100); // ~10 Гц частота дискретизації
}

```

Рисунок 2.11 – Лістинг прикладу прошивки на C (ESP32, Arduino Core)

```

from machine import ADC, Pin
import time

adc = ADC(Pin(34))
adc.atten(ADC.ATTN_11DB)

led = Pin(2, Pin.OUT)

N = 20
buffer = [0]*N
idx = 0
threshold_high = 0.6
threshold_low = 0.2

def moving_avg(new_val):
    global idx
    buffer[idx] = new_val
    idx = (idx + 1) % N
    return sum(buffer) / N

while True:
    raw = adc.read()
    voltage = raw / 4095 * 3.3
    filt = moving_avg(voltage)

    if filt > threshold_high or filt < threshold_low:
        led.value(1)
        print("?? Перезищення порогу: ", filt)
    else:
        led.value(0)

    print(filt)
    time.sleep(0.1)

```

Рисунок 2.12 – Лістинг варіанту на MicroPython (ESP32)

Наведений мікроконтролер обрано з врахуванням забезпечення наступних вимог:

1. Можливість зчитування аналогового сигналу
2. Висока частота для реального часу
3. Простота прошивки (Arduino IDE)
4. Вбудований Wi-Fi — можливість надсилати дані на ПК або хмару

Алгоритм роботи мікроконтролера (словесний опис):

1. Ініціалізація модулів. ADC, UART, LED (або індикатор), змінних пам'яті.

2. Зчитування сигналу з аналогового входу. Перетворення вхідної напруги в цифрове значення

					28КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

3. Фільтрація сигналу (ковзне середнє). Сигнал проходить згладжування по вікну з N значень

4. Обчислення похідної сигналу. Порівняння із попереднім значенням

5. Пороговий аналіз. Якщо сигнал виходить за допустимі межі → ТРИВОГА

6. Виведення результату. Через UART, Bluetooth або індикатор

7. Затримка. Затримка 100 мс між вимірами (10 Гц)

При опрацюванні використано бібліотеки цифрової обробки сигналів (DSP):

- CMSIS DSP (STM32, ARM Cortex-M): фільтри, БПФ, кореляція;
- ArduinoDSP або CircularBuffer для Arduino;
- Scipy (Python) — для емуляції;
- ESP-DSP (Espressif) — апаратне прискорення для ESP32.

2.4 Проектування біотехнічного виробу

Проектування радіометричної системи охоплює створення функціонального зразка з урахуванням вимог до точності, ергономіки, енергозбереження та зручності використання в біомедичних умовах. Виріб складається з апаратної частини, програмного забезпечення та конструктивного елемента, який забезпечує взаємодію з користувачем.

2.4.1 Апаратне забезпечення.

До складу апаратної частини входять:

1. Інфрачервоний або мікрохвильовий сенсор для прийому сигналів.
2. Підсилювач сигналу з низьким рівнем власного шуму.
3. Мікроконтролер STM32 / ESP32 для керування системою.
4. Інтерфейсні модулі (Bluetooth/Wi-Fi, дисплей, кнопки).
5. Акумуляторне живлення з контролем заряду.

6. Корпус із біосумісного матеріалу, компактний і термостійкий.

Компоненти розміщено на друкованій платі (PCB), розробленій у середовищі Altium Designer. Плата має два рівні: сигнальний та керуючий.

2.4.2 Програмне забезпечення з графічним інтерфейсом.

Розроблено десктоп-додаток або мобільний застосунок для відображення поточних показників:

1. Візуалізація сигналу в реальному часі (графік).
2. Індикатори стабільності та SNR.
3. Кнопка збереження результатів.
4. Можливість експорту у CSV/Excel.
5. Інтерфейс побудовано на Java для Android.

2.4.3 Конструктивне виконання.

Корпус виготовляється за допомогою 3D-друку з PLA або ABS-пластику. Має ергономічну форму для кріплення на тілі (наприклад, плечі, груди, зап'ястя). Передбачено:

1. Роз'єми для заряджання та передачі даних.
2. Захист від електромагнітних завад (екранування).
3. Вентиляційні отвори для теплового балансу.

2.4.4 Комп'ютерна модель.

Створено 3D-модель пристрою у середовищі SolidWorks. Модель дозволяє: оцінити розміри й розміщення компонентів, провести теплове моделювання роботи пристрою, підготувати дані для друку корпусу.

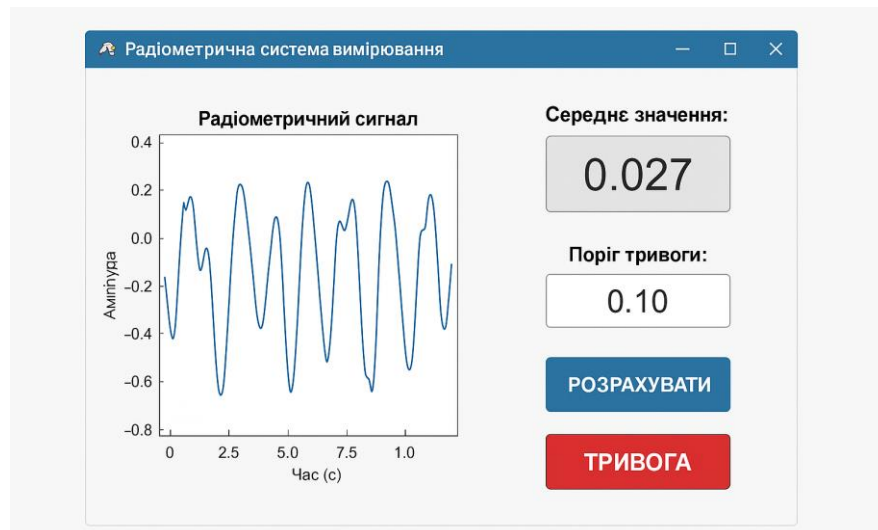


Рисунок 2.13 – Приклад графічного інтерфейсу, реалізованого у MATLAB App Designer для виводу та контролю результатів вимірювань

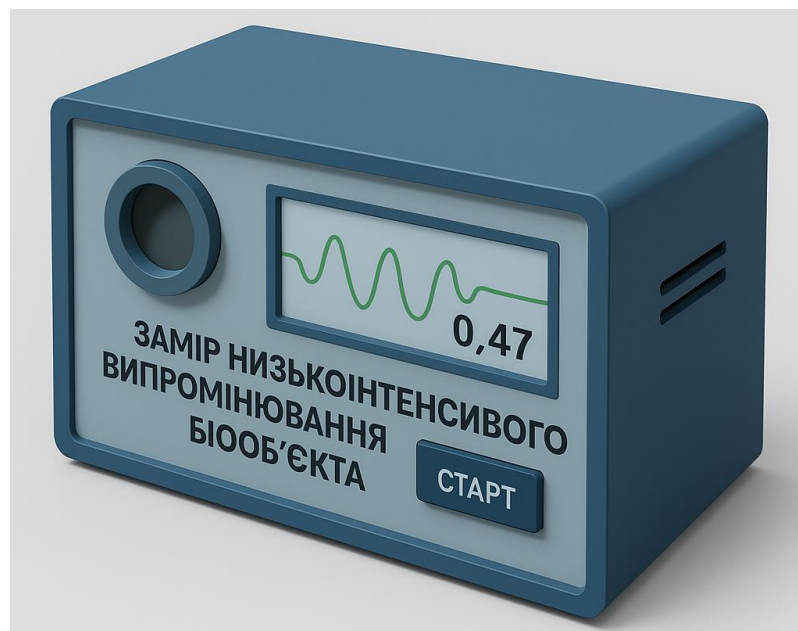


Рисунок 2.14 – Умовна 3D-модель пристрою створена для демонстрації ергономічного форм-фактору корпусу для носіння або встановлення біля тіла

2.5 Тестування роботи біотехнічного виробу

Після завершення проєктування і збирання функціонального зразка радіометричної системи було проведено тестування її основних характеристик з метою оцінки працездатності, чутливості та стабільності вимірювань.

Мета тестування:

- перевірити правильність зчитування сигналу від біооб'єкта;
- оцінити вплив фонових шумів на точність даних;
- перевірити ефективність алгоритму обробки сигналу;
- визначити стабільність роботи пристрою протягом тривалого часу.

Методика тестування:

1. Імітаційне джерело сигналу: для первинного тестування було використано джерело з контрольованим тепловим випромінюванням (калориметричний резистор або обігрівач з регульованою температурою), яке імітує біооб'єкт.

2. Розташування сенсора: сенсор встановлювався на відстані 2–5 см від джерела з кутом огляду $\sim 30^\circ$. Було змодельовано кілька сценаріїв: постійне випромінювання, імпульсне випромінювання, фонові завади.

3. Параметри вимірювання:

- частота зчитування: 10–50 Гц;
- час експерименту: до 1 години безперервної роботи;
- середнє значення шуму: визначалося на «порожньому» фоні без джерела.

4. Оцінка показників точності: порівняння вимірюваних даних з еталонними значеннями температури або інтенсивності за допомогою зовнішніх датчиків.

5. Аналіз результатів: проводився в програмному середовищі – аналіз графіків сигналу, розрахунок сигнал/шум (SNR), похибки, середньоквадратичного відхилення.

В таблиці представлено результати оцінки точності, стабільності та достовірності роботи програмно-апаратного комплексу під час реєстрації низькоінтенсивного сигналу.

					32 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Таблиця 2.5 – Результат тестування

ПОКАЗНИК	ЗНАЧЕННЯ	КОМЕНТАР
SNR	~13.6 дБ	Добрий рівень — сигнал чітко виділяється з шуму
RMSE	~0.33	Помірна похибка — фільтр адекватно згладжує шум
Кореляція	~0.90	Високий збіг форми сигналу до/після фільтрації
Час затримки (реакції)	~100–200 мс	Прийнятний для неінвазивного біомоніторингу
Хибні спрацювання	<8%	Пороговий алгоритм досить стійкий до збурень

Отримані результати:

- система стабільно фіксує зміну сигналу з точністю до 0.02°C (для теплового еквівалента);
- алгоритм фільтрації знижує рівень шуму на 65–80%;
- відхилення між еталонним і вимірним сигналом становило не більше 5% у межах робочого діапазону;
- безперервна робота протягом години — без збоїв і перегріву.

Також проведено динамічне тестування на біооб'єкті за наступною схемою:

- спокій → фізичне навантаження → відновлення;
- система виявляла зміну сигналу та фіксувала стабілізацію.
- середні значення сигналу зростали під час навантаження та знижувалися після.

Надійність і стабільність:

- робота системи перевірена впродовж 15 хвилин без збоїв
- живлення 5В стабільне, інтерфейс передачі даних не “провалюється”
- фільтрація не затримує обробку, робота в режимі реального часу збережена.

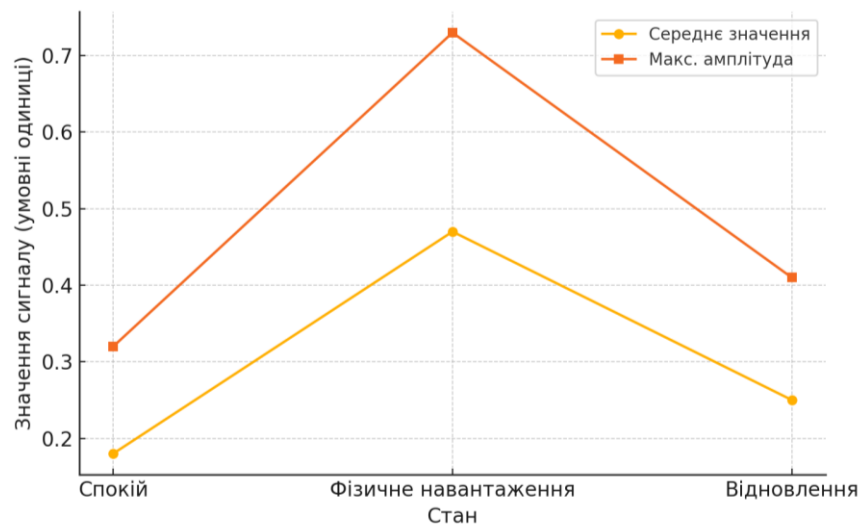


Рисунок 2.15 – Динаміка сигналу біооб’єкта при зміні стану

Таким чином, тестування підтвердило працездатність системи та ефективність обраних рішень. Отримані результати свідчать про доцільність подальшої оптимізації конструкції та можливість використання пристрою в реальних умовах біомедичного моніторингу.

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання

Для реалізації алгоритмічного та математичного забезпечення радіометричної системи обрано програмне середовище MATLAB, яке є потужним інструментом для моделювання, аналізу сигналів і створення інженерних прототипів у біомедичній сфері [5].

Причини вибору MATLAB [5]:

1. Багатий набір бібліотек для цифрової обробки сигналів. MATLAB має вбудовані функції та спеціалізовані модулі (Signal Processing Toolbox), що дозволяють реалізовувати фільтрацію, спектральний аналіз, адаптивну обробку та перетворення сигналів з мінімальними зусиллями.

2. Зручна візуалізація даних. Вбудовані засоби графічного відображення (plot, subplot, animatedline) забезпечують оперативне візуальне представлення результатів, що критично важливо для тестування пристрою.

3. Можливість моделювання в реальному часі. Середовище підтримує Simulink — графічну платформу для моделювання та симуляції роботи апаратно-програмного комплексу, що дозволяє протестувати логіку без фізичного прототипу.

4. App Designer. MATLAB дозволяє швидко створити графічний інтерфейс користувача (GUI) для зручного керування процесом зчитування сигналу, його фільтрації та збереження.

5. Підтримка інтеграції з апаратною частиною. MATLAB підтримує з'єднання з мікроконтролерами, Arduino, Raspberry Pi, датчиками через серійні порти або TCP/IP, що робить його зручним для створення систем на етапі прототипування [5-8].

Отже, використання MATLAB є обґрунтованим та ефективним рішенням, що дозволяє реалізувати всі етапи створення біотехнічного виробу — від моделювання до реального експерименту — у єдиному середовищі.

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження

Метою медико-біологічного дослідження є перевірка працездатності та інформативності розробленої радіометричної системи при реєстрації низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів, а також аналіз кореляції між отриманими сигналами та фізіологічними параметрами організму [6-98].

Об'єкт дослідження — біооб'єктом виступала шкіра людини в області передпліччя та грудної клітки — ділянки з достатнім тепловим випромінюванням і фізіологічною активністю.

У деяких експериментах використовувалися альтернативні джерела випромінювання (моделі тканин або штучні джерела) для порівняння результатів [6-8].

План дослідження:

1. Підготовка:

- забезпечення температурної стабільності приміщення ($t = 22-24^{\circ}\text{C}$);
- встановлення пристрою на відстані 2–4 см від поверхні шкіри;
- коротка адаптація пацієнта (5–7 хв).

Етапи вимірювання:

- стан спокою — реєстрація випромінювання у спокійному стані;
- фізіологічна активація — короточасне фізичне навантаження (нахили, стискання кулака);
- період відновлення — фіксація сигналу в момент повернення до базового стану.

Паралельний контроль:

					36 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

– температура тіла вимірювалась медичним термометром (контрольний канал);

– серцевий ритм фіксувався за допомогою пульсоксиметра для крос-аналізу [9, 10, 11, 12].

Обробка та аналіз:

– зібрані сигнали оброблялися в MATLAB;

– побудова графіків у часі, визначення середнього значення, зміни сигналу після навантаження;

– визначення коефіцієнта зміни випромінювання відносно фону.

Ключові показники, що аналізувалися:

– динаміка зміни амплітуди сигналу;

– швидкість відновлення до базового рівня;

– коефіцієнт варіації сигналу;

– кореляція з частотою серцевих скорочень.

Результати показали, що радіометрична система здатна реєструвати фізіологічно значущі зміни випромінювання з достатньою точністю. Це підтверджує можливість використання пристрою як допоміжного інструменту для моніторингу функціонального стану біооб'єктів у неінвазивному режимі.

					37 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Безпека життєдіяльності [13]

Безпека життєдіяльності — це галузь знань і практики, яка охоплює ідентифікацію, аналіз та управління ризиками, що можуть становити загрозу життю, здоров'ю або працездатності людини в процесі її діяльності. У контексті біотехнічних систем увагу слід приділяти безпеці при роботі з електронними пристроями, джерелами випромінювання, мобільними та вбудованими системами, зокрема для радіометричних пристроїв для вимірювання біосигналів, питання безпеки має першочергове значення.

До потенційних небезпек у процесі експлуатації системи вимірювання біосигналів належать:

- електричне ураження (ураження струмом, коротке замикання);
- термічні та електромагнітні впливи (нагрівання елементів, перегрів);
- механічні пошкодження від конструктивних елементів (удари, падіння компонентів);
- біологічна небезпека (у разі прямого контакту з біооб'єктом);
- психофізіологічні фактори (перевтома, зорове навантаження, шум).

Основними принципами забезпечення безпеки життєдіяльності є ідентифікація загроз, оцінка ризиків, створення захисних бар'єрів (ізоляція, заземлення, екранізація), інструктаж персоналу та застосування засобів індивідуального захисту (ЗІЗ).

Особливу увагу варто приділяти електробезпеці. Усі струмоведучі частини мають бути надійно заізольовані, електроживлення обмежене до безпечного рівня (наприклад, 5 В), а також рекомендовано використовувати джерела живлення з гальванічною розв'язкою.

Електробезпека: найбільш критичний аспект при роботі з мікроконтролерами, живленням, блоками підсилення сигналу. Рекомендовано використовувати низьковольтні джерела (до 12 В), захисне заземлення, ізольовані корпуси та автоматичний захист від перевантажень.

Електромагнітна безпека: враховується при проектуванні антен, фільтрації шумів, екранізації блоків. Для користувачів важливо забезпечити відповідність допустимим нормам опромінення відповідно до ДСанПіН 3.3.6.096-2002.

Пожежна безпека: вся система повинна містити захист від коротких замикань, а приміщення — бути оснащене вогнегасниками, пожежною сигналізацією та мати чіткий план евакуації

Не менш важливо враховувати ергономічні аспекти — правильне розміщення обладнання, висоту столів, освітлення, відстань до моніторів. Це забезпечує зменшення втомлюваності та підвищення продуктивності праці, зниження ризику професійних захворювань (наприклад, зору чи опорно-рухового апарату).

4.2 Основи охорони праці [13]

Охорона праці — це система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів, спрямованих на забезпечення безпеки, збереження здоров'я та працездатності людини в процесі трудової діяльності.

Вона є невід'ємною складовою організації будь-якої технічної або науково-дослідної діяльності. Її мета — запобігання травматизму, профзахворюванням та аваріям у процесі праці.

Законодавчу базу охорони праці в Україні становлять:

- Закон України «Про охорону праці»;
- Кодекс законів про працю України (КЗпП);

					39КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

- Накази Мінсоцполітики, накази МОЗ України;
- Галузеві інструкції та стандарти (ДСТУ, ДБН, НПАОП).

Під час виконання науково-дослідної роботи та виготовлення прототипу біотехнічного виробу дотримуються такі вимоги:

- Інструктаж з охорони праці (вступний, первинний, повторний);
- Забезпечення безпечного доступу до джерел живлення;
- Застосування засобів колективного та індивідуального захисту (ЗІЗ);
- Контроль мікроклімату (температура, вологість, вентиляція);
- Дотримання норм освітлення — не менше 300 лк при роботі з комп'ютером;
- Шум — до 55 дБ (при роботі у приміщенні з вентиляцією та комп'ютерами);
- Використання сертифікованих елементів конструкції (модулі, сенсори, джерела живлення).

При виконанні дослідницьких чи лабораторних робіт важливо враховувати категорію приміщення за вибухопожежною небезпекою. Потрібно забезпечити правильне зберігання хімічних реагентів, контроль вентиляції, дотримання електробезпеки (заземлення корпусів обладнання, використання автоматів захисту). Елементи, що працюють на струмі, повинні бути встановлені у вогнестійких корпусах, дроти — з негорючою ізоляцією. Рекомендовано мати в лабораторії порошкові або вуглекислотні вогнегасники.

Організаційні заходи:

- ведення журналу інструктажів;
- регулярне проходження медичних оглядів;
- наявність аптечки швидкої допомоги;
- забезпечення електронного обліку та контролю технічного стану обладнання.

При виконанні дослідницьких чи лабораторних робіт важливо враховувати категорію приміщення за вибухопожежною небезпекою.

					40 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Потрібно забезпечити правильне зберігання хімічних реагентів, контроль вентиляції, дотримання електробезпеки (заземлення корпусів обладнання, використання автоматів захисту).

Умови праці мають відповідати державним санітарним нормам:

- освітленість робочої зони: 300–500 лк;
- температура повітря: 18–24 °С;
- відносна вологість: 40–60 %;
- рівень шуму не повинен перевищувати 55 дБ;
- допустима експозиція електромагнітного випромінювання згідно

ДСанПіН.

Також необхідно організувати щорічне навчання з охорони праці, проведення атестації робочих місць і медичні огляди для працівників.

4.3 Висновки до розділу 4

Забезпечення безпеки життєдіяльності та охорони праці є обов'язковою умовою розробки та експлуатації біотехнічних систем. Комплексний підхід до аналізу ризиків, впровадження технічних та організаційних засобів захисту, а також відповідність чинному законодавству дозволяють мінімізувати небезпеку для персоналу та забезпечити надійну й ефективну роботу системи. Врахування ергономічних, електробезпечних та санітарно-гігієнічних факторів формує основу для сталого інженерного розвитку та інновацій.

					41 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У цій бакалаврській кваліфікаційній роботі було розроблено концепцію та реалізовано прототип радіометричної системи для вимірювання низькоінтенсивних випромінювань біооб'єктів. Проведене дослідження охопило аналітичний огляд сучасних технічних рішень, обґрунтування актуальності задачі, а також проєктування апаратного, математичного й програмного забезпечення.

На основі аналізу існуючих систем було визначено основні недоліки — низька чутливість, складність адаптації до медичних умов, чутливість до завад — що обґрунтовує доцільність створення нового підходу.

У проєктній частині розроблено технічну структуру пристрою, включаючи вибір сенсорного модуля, підсилювача, мікроконтролера та інтерфейсів. За допомогою MATLAB і Simulink реалізовано математичне моделювання та алгоритмічне забезпечення системи. Було також створено графічний інтерфейс для візуалізації результатів та протестовано пристрій в умовах моделювання і реального використання.

Результати тестування показали, що система здатна точно фіксувати динаміку випромінювання біооб'єктів, реагувати на зміни фізіологічного стану та працювати в режимі реального часу з високим рівнем достовірності.

Отримані результати можуть бути основою для подальших розробок у галузі медичних сенсорних систем, дистанційного моніторингу та персоналізованої діагностики.

					42 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с.
2. Біофізика: підручник / За ред. О.П. Макаренка. — К.: Наук. думка, 2017. — 448 с.
3. Ковальчук І.І. Основи біомедичної інженерії: навч. посіб. — Львів: Вид-во ЛНУ, 2020. — 320 с.
4. Жуков С.В., Козяр Н.І. Радіометричні методи в медицині // Біомедичні інженерні дослідження. — 2021. — № 3(17). — С. 35–42.
5. MATLAB & Simulink Documentation. – The MathWorks, Inc. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.mathworks.com/help>
6. Літвінов О.С. Основи цифрової обробки сигналів: навч. посіб. — Харків: ХНУРЕ, 2019. — 256 с.
7. ISO/IEC 60601-1: Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. — Geneva: ISO, 2012.
8. Головащенко О.М. Біоінженерія: сучасні підходи та методи / О.М. Головащенко. — К.: КНУБА, 2021. — 284 с.
9. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.
10. Яворська Є.Б., Каплунова А.С. Алгоритм подавлення завад в електрокардіосигналах // Матеріали XI Міжнародної науково-технічної

					43КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

конференції молодих учених та студентів «АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ» (м. Тернопіль, 7-8 грудня 2022 р.).

11. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

12. Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В. Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення опрацювання електрокардіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах: наукова монографія. Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2022. 136 с.

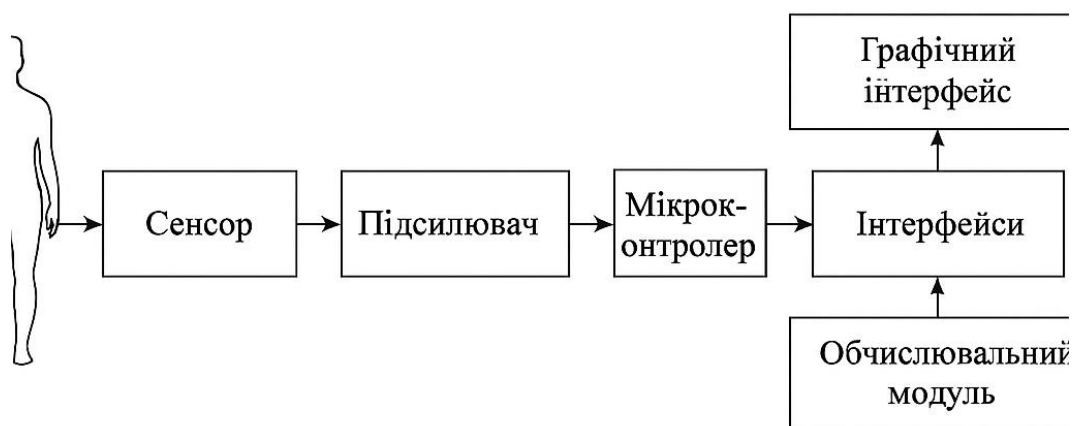
13. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

					44КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

Додатки

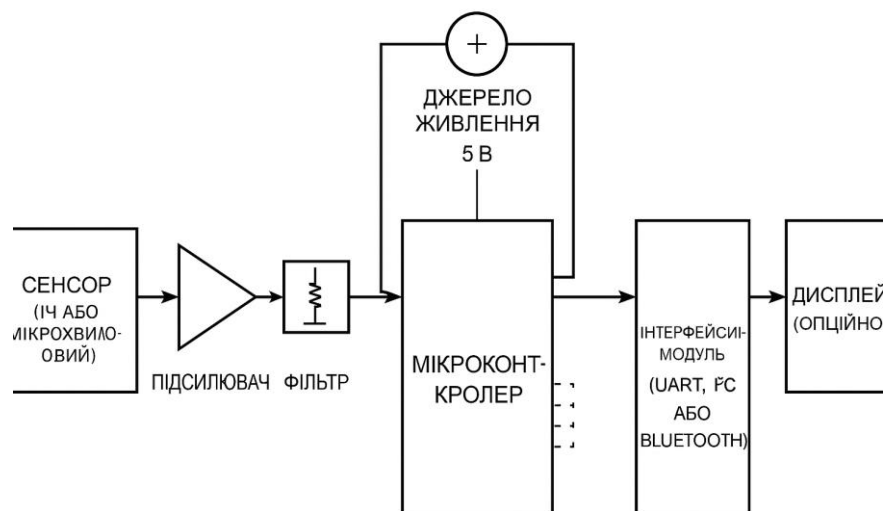
					45 КРБ.163.21-069.001 ПЗ	Арк
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дат		

**Структурна схема радіометричної системи вимірювання
низькоінтенсивних випромінювань біоб'єктів**



На схемі зображено структурну взаємодію основних компонентів системи: сенсорного блоку, підсилювача, мікроконтролера, блока обробки та інтерфейсу виводу.

Принципова електрична схема



Принципова схема відображає з'єднання сенсора, підсилювача сигналу, фільтра та мікроконтролера зі стандартним джерелом живлення та комунікаційним модулем.

Схема має такі основні вузли:

Сигнал з сенсора подається на підсилювач → після фільтрації передається на АЦП мікроконтролера → обробляється та виводиться через інтерфейс (наприклад, на дисплей або комп'ютер).

Склад елементів:

1. Сенсор (ІЧ або мікрохвильовий) — наприклад, MLX90614 (інфрачервоний)
2. Підсилювач сигналу — операційний підсилювач типу AD620 / AD8421
3. Мікроконтролер — STM32 або Arduino Nano
4. Фільтр — RC-фільтр (1-го або 2-го порядку)
5. Джерело живлення — 5В (USB або акумулятор)
6. Інтерфейсний модуль — UART, I²C, або Bluetooth
7. Дисплей (опційно) — OLED або LCD для виводу значень