МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Інженерний навчально-науковий інституті ім. Ю. М. Потебні

Кафедра електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення

Кваліфікаційна робота

перший (бакалаврський)
(рівень вищої освіти)

на тему *Розробка вхідних каскадів підсилювача біопотенціалів із високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод*

Виконав: студент (ка) *4* курсу, групи *6.1532-с*
спеціальності *153 (176) Мікро- та наносистемна техніка*
(код і назва спеціальності)
освітньої програми *Мікро- та наносистемна техніка*
(код і назва освітньої програми)
спеціалізації _____
(код і назва спеціалізації)
Бондар Є.Ю.
(ініціали та прізвище)

Керівник *доцент кафедри ЕІСПЗ, доцент, к.т.н. Ніконова А.О.*
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент *інженер-конструктор Конструкторського бюро Колосова Григор'єва І.К.*
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

м. Запоріжжя
2025

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю.М. Потебні

Кафедра _електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення_

Рівень вищої освіти___перший (бакалаврський)_____
(перший (бакалаврський) рівень, другий (магістерський) рівень)

Спеціальність _153 (176) Мікро- та наносистемна техніка_____
(назва)

Освітня програма_____Мікро- та наносистемна техніка_____
(шифр)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри__Т.В. Критська_

_____

"_03_" ___червня_____2025_року

З А В Д А Н Н Я

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

_____*Бондару Єгору Юрійовичу*_____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи)__*Розробка вхідних каскадів підсилювача біопотенціалів із високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод*_
керівник проекту (роботи)__*Ніконова А.О. к.т.н. доцент*_____,
(прізвище, ім.'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом вищого навчального закладу від "*27*"*12.2025 р.№ 2029-с*
2. Строк подання студентом проекту (роботи)_*03.06.2025р.*_____
3. Вихідні дані до проекту (роботи) _*Підсилювач вхідних каскадів; підсилення слабких аналогових сигналів; фільтрація високочастотних та низькочастотних перешкод; живлення від 5В постійного струму*_____
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)*1 Методи і засоби біомедичних досліджень. 2 Розробка схеми підсилення біопотенціалів із високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод. 3 Охорона праці та техногенна безпека.*_____
5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) Л1- Підсилювальний тракт біоелектричних сигналів, Л2 – Моделювання біологічного сигналу, Л3 – Модуляція вхідного сигналу у середовищі KiCad 9.0, Л4 – Схема електрична принципова_____
_____
_____

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата завдання прийняв
I	*Ніконова А.О.*	*24.02.2025*
II	*Ніконова А.О.*	*26.03.2025*
III	*Ніконова А.О.*	*10.05.2025*

7. Дата видачі завдання *21.10.2024р.*

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	*Аналіз матеріалу за темою кваліфікаційної роботи*	*24.02.2025–5.03.25*	
2	*Аналіз методів та засобів біомедичних досліджень*	*05.03. – 25.03.*	
3	*Моделювання біологічних сигналів*	*26.03. – 30.03.*	
4	*Аналіз ФНЧ та ФВЧ*	*01.04. – 11.04.*	
5	*Розробка структурної схеми приладу*	*14.04. – 30.04.*	
6	*Розробка електричної принципової схеми*	*02.05. – 09.05.*	
7	*Розділ охорони праці та техногенної безпеки*	*10.05. – 20.05.*	
8	*Оформлення пояснювальної записки*	*21.05. – 30.05.*	

Студент _____ *Бондар Є.Ю.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи) _____ *Ніконова А.О.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено _____ *Верьовкін Л.Л.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота містить 68 сторінки, 19 рисунків, 21 джерел літератури.

Об’єкт дослідження – підсилювач біопотенціалів.

Мета роботи – розробка підсилювача біопотенцівлів вхідних каскадів із високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод.

Задачі роботи: розробити підсилювач з параметрами: вхідна постійна напруга; забезпечити фільтрацію низьких, високих та мережевих перешкод; підсилення сигналу.

Методика досліджень – моделювання пристрою за допомогою програмних забезпечень MATLAB, KiCad 9.0.

Короткий виклад результатів досліджень – Розроблений підсилювач біопотенціалів відповідає вимогам за основними параметрами, визначеними в завданні проєкту. Вхідні каскади забезпечують високий коефіцієнт ослаблення синфазних перешкод, підсилення сигналів у мікровольтовому діапазоні та ефективне фільтрування завад. Для підвищення стабільності та точності роботи реалізовано каскадну фільтрацію з використанням RC-фільтрів та Notch-фільтра на 50 Гц.

Прогнозні пропозиції – У майбутньому передбачається інтеграція бездротового модуля для передачі підсиленого сигналу, а також розширення функціональності пристрою для реєстрації різних типів біосигналів.

БІОПОТЕНЦІАЛ, ПІДСИЛЮВАЧ, INA128, ФІЛЬТР, NOTCH-ФІЛЬТР, ДИФЕРЕНЦІЙНИЙ СИГНАЛ, НИЗЬКОВОЛЬТНЕ ЖИВЛЕННЯ, МІКРОСХЕМА, ВХІДНИЙ КАСКАД.

Кваліфікаційна робота виконана на кафедрі електроніки, інформаційних систем та програмного забеспечення в період з 11.09.2024 по 30.05.2025.

Зміст

Стор.

Вступ……..…….....6
1. Методи і засоби біомедичних досліджень……..7
1.1 Реєстрація біомедичних потенціалів……..8
1.2 Особливості проєктування підсилювача біопотенціалів……10
1.2.1 Узагальнені функціональні схеми……...……12
1.2.2 Види перешкод сигналу……..……..……..19
2. Розробка схеми підсилення біопотенцівлів із високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод……22
2.1 Моделювання біологічних сигналів…….22
2.1.1 Моделювання ЕЕГ…….……..24
2.1.2 Моделювання ЕМГ……..……26
2.1.3 Моделювання ЕКГ…….……..28
2.2 Використання цифрових фільтрів для пригнічення похибок та перешкод біологічного сигналу…….……..33
2.2.1 Низькочастотний фільтр……33
2.2.2 Смуговий фільтр…….35
2.2.3 Notch-фільтр…….37
2.3 Розробка схеми підсилювача біопотенціалів…….……...39
2.3.1 Структурна схема…….……40
2.3.2 Електрична принципова схема…….……..45
3. Охорона праці та техногенная безпека……...……53
3.1 Заходи по забезпеченню техніки безпеки……..53
3.2 Заходи з забезпечення виробничої санітарії та гігієни праці……...54
3.3 Заходи безпеки у надзвичайних ситуаціях……56
3.4 Пожежна та техногенна безпека……..57
Висновки та рекомендації…….……..61
Перелік посилань……...……62
Додатки……..……...64

ВСТУП

Сучасні досягнення в галузі медичної електроніки значно розширили можливості діагностики та моніторингу стану людини. Одним із ключових компонентів таких систем є підсилювачі біопотенціалів, що використовуються для реєстрації слабких електричних сигналів, які генеруються людським організмом.

Однією з основних проблем, що виникає під час розробки підсилювачів біопотенціалів, є необхідність зменшення впливу синфазних перешкод. Ці перешкоди можуть бути спричинені електромагнітними завадами від електромережі, імпедансною невідповідністю електродів, а також іншими зовнішніми факторами.

Вхідні каскади підсилювачів біопотенціалів відіграють критичну роль у забезпеченні високих характеристик приладу, оскільки саме на цьому етапі відбувається первинне підсилення сигналу та усунення більшої частини завад. Для цього використовуються диференційні схеми, спеціалізовані операційні підсилювачі з високим CMRR, балансування електродів, а також активні фільтри для додаткового усунення низькочастотних перешкод.

Актуальність дослідження визначається зростаючими вимогами до якості реєстрації біопотенціалів у медичній діагностиці, нейрофізіології та біомедичних дослідженнях. Однією з ключових проблем є наявність синфазних перешкод, що можуть значно спотворювати корисний сигнал, ускладнюючи точність вимірювань. Тому розробка вхідних каскадів підсилювачів із високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод є критично важливою для підвищення достовірності реєстрації біоелектричних сигналів. Це сприяє покращенню діагностичних можливостей, підвищенню чутливості медичних приладів та забезпеченню точнішого аналізу фізіологічних процесів.

1 МЕТОДИ І ЗАСОБИ БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Біомедичні дослідження відіграють ключову роль у діагностиці, моніторингу та вивченні фізіологічних процесів організму людини. Вони базуються на використанні різноманітних методів і технічних засобів, які дозволяють отримувати та аналізувати біологічні сигнали, зображення та інші дані про стан здоров'я. Вибір конкретного методу залежить від природи досліджуваного об'єкта та поставлених завдань. [1]

Однією з найважливіших груп методів є електрофізіологічні дослідження, що дозволяють реєструвати електричну активність організму. Вони широко застосовуються у кардіології, неврології та медицині загалом. Наприклад, електрокардіографія (ЕКГ) використовується для аналізу роботи серця, електроенцефалографія (ЕЕГ) – для вивчення активності головного мозку, а електроміографія (ЕМГ) – для оцінки стану м'язової системи. Такі методи мають високу діагностичну цінність, оскільки дозволяють виявляти патологічні зміни на ранніх стадіях. [2]

Не менш важливим напрямком є методи медичної візуалізації, які забезпечують отримання зображень внутрішніх органів та тканин людини. Рентгенографія, комп'ютерна томографія (КТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ) та ультразвукові дослідження (УЗД) дозволяють лікарям отримати детальну інформацію про структуру органів і можливі патологічні зміни. Завдяки цим технологіям стало можливим проведення точнішої діагностики та розробка персоналізованих підходів до лікування. [3]

Важливе місце серед біомедичних методів займають мікроскопічні дослідження, які дозволяють аналізувати клітинні та тканинні структури на мікроскопічному рівні. Світлова, електронна та люмінесцентна мікроскопія широко застосовуються в цитології, гістології та мікробіології. Вони дають

змогу детально досліджувати морфологічні особливості клітин і тканин, що є незамінним у патологічній анатомії та онкології.

Сучасні біомедичні дослідження також активно використовують методи мас-спектрометрії та спектроскопії, які дозволяють аналізувати хімічний склад біологічних зразків. Ці технології застосовуються у фармакології, токсикології та молекулярній біології для дослідження біомолекул, метаболітів та інших біологічно активних сполук.

Окремий напрямок становлять методи цифрової обробки біосигналів, які використовуються для аналізу фізіологічних даних, отриманих у процесі досліджень. Використання алгоритмів машинного навчання, штучного інтелекту та комп'ютерної обробки сигналів значно підвищує точність та ефективність діагностики. Це дає можливість швидше та точніше аналізувати великі обсяги інформації, отриманої від пацієнтів. [4]

Таким чином, сучасні методи та засоби біомедичних досліджень забезпечують точний аналіз стану здоров'я людини, сприяють ранньому виявленню патологій і підвищують ефективність медичних втручань. Постійний розвиток технологій у цій сфері відкриває нові можливості для діагностики та лікування, що робить біомедичні дослідження невід'ємною частиною сучасної медицини.

1.1 Реєстрація біомедичних потенціалів

Реєстрація біомедичних потенціалів є одним із ключових методів діагностики та дослідження фізіологічних процесів в організмі людини. Вона ґрунтується на вимірюванні електричних сигналів, що генеруються клітинами, тканинами та органами. Біоелектричні потенціали виникають унаслідок іонних процесів у клітинах, зокрема через різницю концентрацій іонів на мембранах. Саме ці електричні зміни можуть бути зареєстровані за допомогою

спеціальних приладів і використані для діагностики різноманітних захворювань. [5]

Основою реєстрації біопотенціалів є використання електродів, які встановлюються на поверхню тіла або вводяться безпосередньо в тканини для отримання сигналів із певної ділянки організму. Поверхневі електроди зазвичай застосовуються для дослідження електричної активності серця, мозку чи м'язів, тоді як внутрішньотканинні або голчасті електроди дозволяють отримати сигнали з окремих нервових волокон чи м'язових структур. Якість реєстрації сигналів значною мірою залежить від типу та характеристик електродів, їхнього розташування, а також від якості контактного середовища, що використовується для зменшення опору між шкірою та електродом.

До найбільш поширених видів біомедичних потенціалів, які реєструються у клінічній практиці, належать:

- Електрокардіографічні потенціали (ЕКГ) – відображають електричну активність серця та застосовуються для діагностики аритмій, ішемічної хвороби серця, міокардитів та інших кардіологічних патологій.
- Електроенцефалографічні потенціали (ЕЕГ) – відображають активність головного мозку і використовуються у неврології та психіатрії для виявлення епілепсії, порушень сну, а також для оцінки стану мозку після травм.
- Електроміографічні потенціали (ЕМГ) – характеризують електричну активність м'язів і допомагають у діагностиці неврологічних та м'язових захворювань.
- Електроретинографічні потенціали (ЕРГ) – дозволяють дослідити функціональну активність сітківки ока і використовуються в офтальмології для діагностики дегенеративних змін у сітківці.

Процес реєстрації біомедичних потенціалів супроводжується низкою технічних викликів, зокрема необхідністю ефективного усунення перешкод та

шумів, що можуть спотворювати отримані сигнали. Основними джерелами перешкод є синфазні сигнали, що виникають через вплив електромагнітних полів, та артефакти, пов'язані з рухами пацієнта або нестабільністю електродів. Для мінімізації цих впливів використовуються високоякісні підсилювачі з високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод, фільтри для усунення небажаних частотних компонентів та цифрові методи обробки сигналів. [6]

Реєстрація біомедичних потенціалів є важливим етапом у діагностиці та моніторингу багатьох захворювань. Завдяки розвитку сучасних технологій, таких як бездротові сенсорні системи, мікроелектродні масиви та алгоритми машинного навчання, точність і ефективність таких досліджень постійно зростає. Це сприяє покращенню якості медичної допомоги та розширенню можливостей персоналізованої медицини.

1.2 Особливості проєктування підсилювача біопотенціалів

Проєктування підсилювачів біопотенціалів є складним та відповідальним завданням, оскільки ці пристрої повинні забезпечувати високу точність, чутливість та стабільність при роботі з надзвичайно слабкими електричними сигналами, що генеруються людським організмом. Біопотенціали, такі як електрокардіограми (ЕКГ), електроенцефалографії (ЕЕГ) або електроміографії (ЕМГ), характеризуються низьким рівнем амплітуди, що робить їх дуже вразливими до перешкод і шумів. Тому підсилювачі біопотенціалів повинні мати високу чутливість, а також здатність до ефективного придушення різних типів завад. [7]

Однією з основних вимог до проєктування підсилювачів біопотенціалів є забезпечення високого коефіцієнта ослаблення синфазних перешкод (Common Mode Rejection Ratio, CMRR). Синфазні перешкоди можуть

виникати через електромагнітні поля від побутових приладів, зокрема електромережі, або через електричні шуми, пов'язані з рухами пацієнта. Для того, щоб ефективно ослабити ці завади, підсилювачі повинні мати спеціальні конструктивні рішення та використовувати операційні підсилювачі з високими характеристиками CMRR.

Крім того, важливими аспектами є вибір типу підсилювача та його конфігурація. Зазвичай використовуються диференціальні підсилювачі, які дозволяють підсилювати різницю між двома сигналами, зменшуючи вплив спільних шумів, що можуть бути присутніми на обох входах. Підсилювачі, побудовані на основі операційних підсилювачів, дозволяють забезпечити необхідну чутливість та знижене спотворення сигналу, що є критичним при обробці біопотенціалів. Важливу роль відіграють також фільтри, що використовуються для відсікання небажаних частотних компонентів, таких як 50 Гц синфазні завади від електричної мережі. [8]

Окрім цього, при проєктуванні підсилювачів біопотенціалів необхідно враховувати вимоги до лінійності та стабільності їх характеристик. Лінійність є важливим аспектом для точного відображення зміни біопотенціалу, адже навіть незначні спотворення сигналу можуть призвести до помилкових діагностичних висновків. Стабільність підсилювачів критично важлива, оскільки будь-яка зміна параметрів може вплинути на точність реєстрації біопотенціалу, зокрема під час тривалих вимірювань.

Однією з важливих складових проєктування є також оптимізація співвідношення сигнал/шум, оскільки в реальних умовах роботи підсилювачі часто мають справу з низьким рівнем сигналів на фоні різноманітних шумів. Для цього використовуються спеціалізовані технології, що дозволяють мінімізувати шумові компоненти в сигналі, що в свою чергу підвищує точність діагностики. [9]

Завдяки розвитку мікросхем та новітніх технологій, сучасні підсилювачі біопотенціалів можуть бути інтегровані в портативні та навіть носимі пристрої, що робить їх використання ще більш зручним і доступним. Це

сприяє покращенню якості медичних досліджень, а також моніторингу стану пацієнтів у реальному часі. [10]

Проєктування підсилювачів біопотенціалів, без сумніву, є важливою складовою сучасної медицини та біотехнологій, що дозволяє здійснювати точні вимірювання і моніторинг фізіологічних процесів, а також розробляти нові методи діагностики і лікування.

1.2.1 Узагальнені функціональні схеми

Узагальнена функціональна схема підсилювача біопотенціалів є основою для створення ефективних і точних медичних приладів, що дозволяють реєструвати електричні сигнали з біологічних об’єктів. Основним завданням таких схем є підсилення слабких біопотенціалів до рівня, що дозволяє їх подальшу обробку та аналіз. Вони повинні бути спроектовані таким чином, щоб забезпечити високу чутливість, точність і мінімальне спотворення сигналів, а також ефективно усувати перешкоди, які можуть виникати під час реєстрації біопотенціалів.

Зазвичай функціональна схема підсилювача біопотенціалів включає кілька ключових елементів:

1. Диференціальний підсилювач: Це перший етап схеми, який відповідає за підсилення різниці між двома вхідними сигналами, що надходять від електродів. У контексті біопотенціалів, такі підсилювачі допомагають зменшити вплив спільних завад, які можуть бути присутніми на обох входах, зокрема електромагнітних перешкод (рис.1.1). Диференціальні підсилювачі здатні підсилювати лише ту частину сигналу, яка є різницею між двома точками реєстрації, знижуючи рівень шуму.

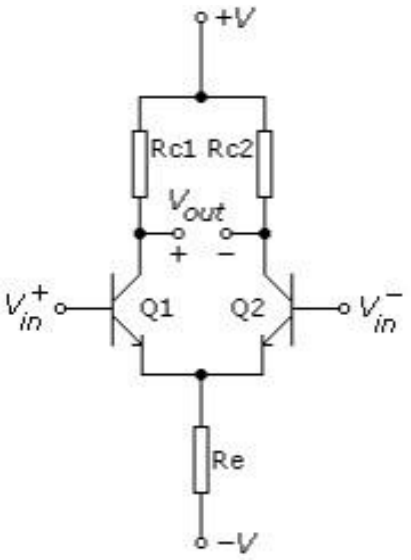


Рисунок 1.1 — Диференціальний підсилювач

2. Операційний підсилювач: Цей елемент використовується для подальшого підсилення сигналу, отриманого від диференціального підсилювача (рис.1.2). Операційні підсилювачі характеризуються високою стабільністю і низьким рівнем спотворень, що дозволяє зберегти точність біопотенціалу під час його підсилення. Вони можуть працювати з дуже малими рівнями сигналу, що є важливим для реєстрації біопотенціалів, таких як ЕКГ, ЕЕГ або ЕМГ.

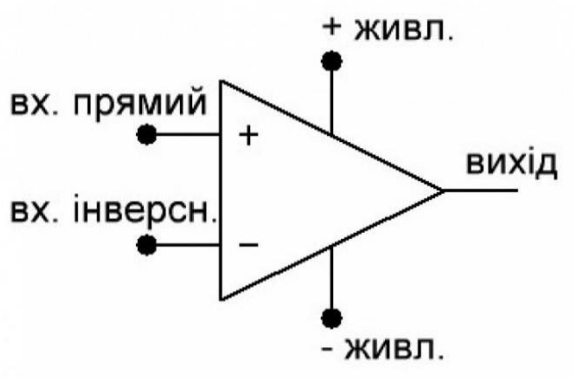


Рисунок 1.2 — Схема операційного підсилювача

3. Фільтрація сигналу: На цьому етапі схеми застосовуються фільтри для усунення небажаних частотних компонентів, які можуть заважати точному вимірюванню (рис.1.3). Наприклад, для зменшення впливу синфазних перешкод, що виникають від електромагнітних полів (на частоті 50 Гц),

використовуються фільтри низьких та високих частот. Це дозволяє забезпечити чистоту сигналу і виключити артефакти, які можуть виникати через навколишнє середовище.

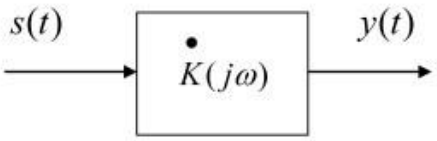


Рисунок 1.3 — Цифровий фільтр

4. Аналогово-цифрове перетворення: Для обробки сигналу на цифрових платформах, наприклад, для застосування алгоритмів обробки або моніторингу в реальному часі, необхідне перетворення аналогового сигналу в цифровий. Для цього використовуються аналого-цифрові перетворювачі, які забезпечують точність перетворення і підвищують ефективність аналізу сигналу.

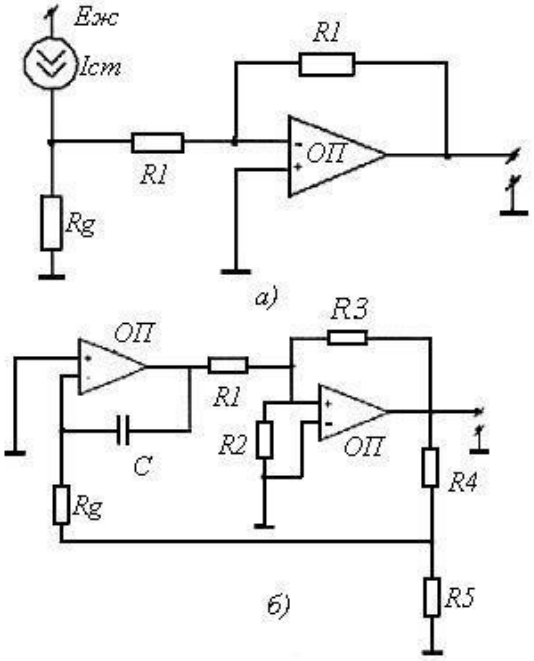


Рисунок 1.4 — Схема аналогово-цифрового перетворення

Тракт підсилення біоелектричних потенціалів – це сукупність електронних каскадів та вузлів, що забезпечують реєстрацію, фільтрацію, підсилення та перетворення слабких біоелектричних сигналів організму

(наприклад, ЕКГ, ЕЕГ, ЕМГ) для подальшого аналізу або відображення (рис.1.5).

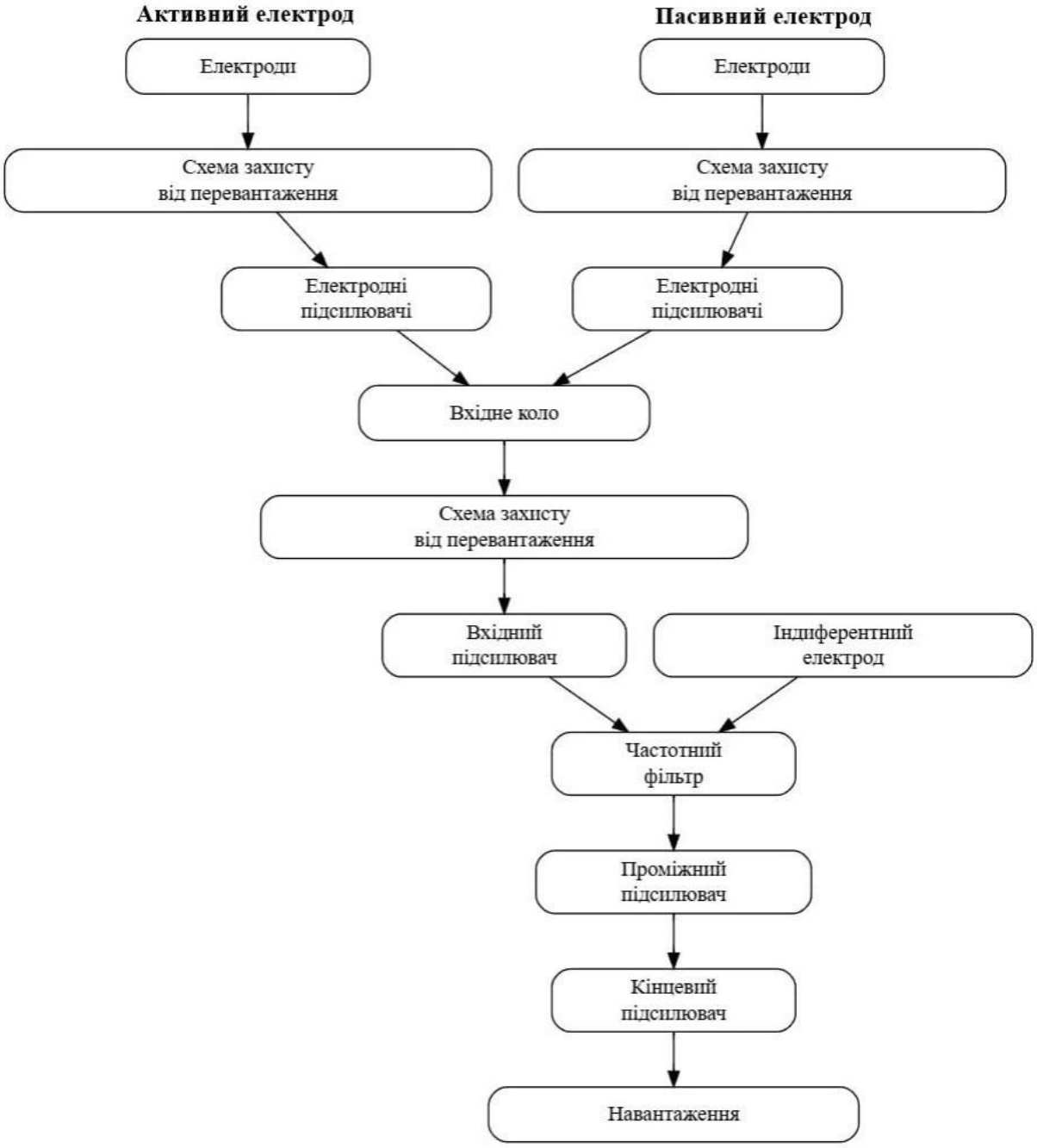


Рисунок 1.5 — Узагальнена схема підсилювального тракту біоелектричних сигналів

- Активний електрод вловлює електричні сигнали від тіла, наприклад, з поверхні шкіри, має вбудовану електроніку для попереднього підсилення та фільтрації сигналу, щоб мінімізувати вплив шуму ще на етапі збору.

- Пасивний електрод також збирає сигнали з тіла, але не має активних електронних компонентів, використовується як допоміжний канал збору.
- Схема захисту від перевантаження захищає подальші етапи електроніки від надто сильного сигналу чи імпульсу, наприклад, при розряді статичної електрики. Зазвичай використовуються варистори, діоди або інші обмежувальні компоненти.
- Електродні підсилювачі підсилюють слабкі біоелектричні сигнали до рівня, придатного для подальшої обробки, мають дуже високий вхідний опір, щоб не впливати на сам сигнал.
- Вхідне коло об’єднує сигнали з кількох каналів, з активного та пасивного електродів, нормалізує та передає далі. Може містити елементи узгодження, балансування чи первинну фільтрацію.
- Індиферентний електрод забезпечує опорний рівень напруги, виступає як "земля" або нульовий потенціал, необхідний для коректної роботи диференціальних підсилювачів.
- Вхідний підсилювач збільшує сигнал до робочого рівня, зберігаючи точність, наприклад, диференціальний підсилювач, що прибирає шум, який однаково впливає на всі входи (синфазний шум).
- Частотний фільтр видаляє непотрібні частоти
- Проміжний підсилювач, це додатковий етап підсилення після фільтрації для доведення сигналу до рівня, який може обробити кінцевий підсилювач або АЦП. Дозволяє контролювати посилення на різних етапах.
- Кінцевий підсилювач формує фінальний сигнал, придатний для подачі на навантаження або запис.
- Навантаження приймає фінальний оброблений сигнал, наприклад, АЦП, комп’ютер, індикатор, реєстратор, мікроконтролер.

Узагальнена функціональна схема підсилювача біопотенціалів має на меті збереження чистоти сигналу та його точності, що є критичними при проведенні медичних досліджень. Крім того, такі схеми повинні бути адаптовані до специфіки кожного конкретного біопотенціалу.

Наприклад, для ЕЕГ необхідна висока чутливість і точність на низьких частотах, в той час як для ЕКГ важлива здатність працювати на середніх частотах без спотворень. Сучасні підсилювачі біопотенціалів часто мають цифрові елементи обробки, що дозволяє адаптувати систему під конкретні вимоги та зменшити вплив завад, що робить можливим точну діагностику та аналіз стану пацієнтів.

Оскільки біопотенціали дуже чутливі до зовнішніх впливів, схемою повинні бути передбачені механізми захисту від різного роду електричних завад. Це може включати використання заземлення, екранування або фільтрацію з низьким рівнем шумів, що дозволяє забезпечити стабільність роботи підсилювача.

При проєктуванні медичного приладу потрібно враховувати значення імпедансу шкірного електрода; працювати над його зниженням; забезпечити стійке зчитування біосигналів за допомогою правильного вибору електродів і схем.

Імпеданс шкірного електрода — це одна з ключових характеристик, яка враховується при проєктуванні медичних приладів, що зчитують біоелектричні сигнали.

Кожен електрод, сухий чи вологий, встановлює унікальний інтерфейс електроліт-електрод зі шкірою на основі морфології його поверхні. Цей контакт характеризується як імпеданс шкіри та електрода та відіграє важливу роль у вимірюванні якості сигналу біопотенціалу, оскільки нижчий імпеданс шкіри та електрода зрештою призводить до кращої якості сигналу. Інтерфейс шкіри та електрода можна математично змоделювати як еквівалентну модель RC-схеми. Вологі та сухі електроди, завдяки різному механізму контакту з поверхнею, встановлюють абсолютно різний контакт зі шкірою. Вологий

електрод можна охарактеризувати як типовий контакт електрод-електроліт, використовуючи напругу півелементу та паралельний еквівалентний RC-елемент для гелю та епідермісу (рогового шару), як показано на рис. 1.6(a), тоді як у сухому електроді контакт шкіри та електрода не є рівномірним через відсутність провідного гелю та наявність повітря або поту між електродом та шкірою, тому його можна охарактеризувати як суму кількох паралельних еквівалентних RC-елементів, як показано на рис. 1.6(b). Загальну електричну поведінку шкірного електрода можна представити як схему, що складається з послідовного опору Rs та паралельного RC-елемента з опором Rp та ємністю Cp.

$$Z_{ELE}(j\omega) = R_s + \frac{R_p}{1 + j\omega R_p C_p}$$

Де

ω – кругова частота

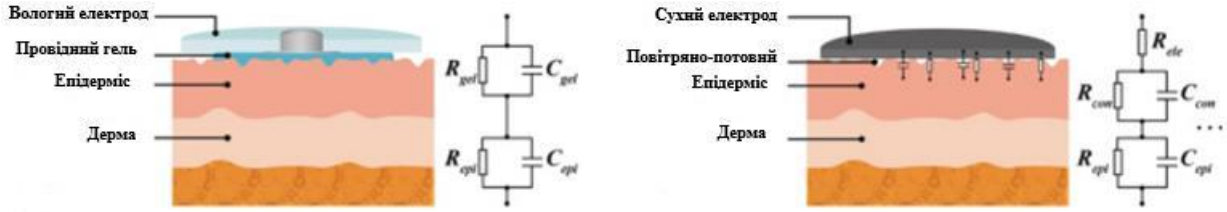


Рисунок 1.6 — Контакт шкіра-електрод та електрична еквівалентна схема вологого Ag/AgCl електрода (а); контакт шкіра-електрод та електрична еквівалентна схема сухого гнучкого електрода (б)

Значення параметрів Rp та Cp визначені Європейським національним інститутом. Вони дорівнюють 0,62 МОм та 4,7 нФ відповідно. Тоді імпеданс шкіри та електрода разом з імпедансом електрода не повинні послаблювати сигнал більше ніж на 20% від заданого значення.

1.2.2 Види перешкод сигналу

Під час реєстрації біопотенціалів однією з основних проблем є вплив різних перешкод, які можуть спотворювати сигнал, отриманий від організму. Перешкоди можуть виникати з різних джерел і мати різну природу, що робить завдання забезпечення чистоти сигналу особливо складним. У біомедичних дослідженнях перешкоди можуть сильно впливати на точність діагностики та надійність результатів.

Тому важливо розуміти типи перешкод і методи їх усунення. Ось деякі основні види перешкод сигналу:

- Синфазні перешкоди (Common Mode Interference) виникають, коли на обидва входи підсилювача подається однакова за величиною та фазою напруга, наприклад, через електромагнітні поля від побутових приладів або електричну мережу. Оскільки ці перешкоди однакові на обох входах, вони можуть бути сприйняті як частина корисного сигналу. Тому диференціальний підсилювач намагається посилити саме цю частину сигналу, що може призвести до спотворень. Для боротьби з синфазними перешкодами використовуються підсилювачі з високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод (CMRR) і фільтри для видалення непотрібних частот.

- Механічні перешкоди виникають, коли пацієнт рухається під час вимірювань або коли електроди контактують із шкірою з різною силою. Механічні впливи можуть створювати непотрібні коливання в електричному сигналі, що викликає артефакти. Цей тип перешкод може бути усунений шляхом використання спеціальних кріплень для електродів, що запобігають їх руху, а також вибору відповідних матеріалів для контакту електрода з шкірою.

- Електричні пристрої, такі як комп'ютери, мобільні телефони, монітори або навіть лампи розжарювання, можуть створювати високочастотні перешкоди. Це можуть бути як радіочастотні перешкоди, так і низькочастотні завади від електричних мереж (50 Гц в країнах з відповідною частотою електричної мережі). Такі перешкоди можуть бути помічені на екрані або в

даних, що реєструються з біопотенціалів, і значно ускладнюють обробку сигналу. Захист від електричних шумів часто реалізується за допомогою фільтрації, екранування та заземлення обладнання.

- Респіраторні перешкоди спричинені рухами дихальної системи, також можуть мати великий вплив на реєстрацію біопотенціалів, особливо при вимірюваннях ЕЕГ або ЕКГ. Це може бути результатом змін тиску повітря в грудній клітці або механічних рухів, що передаються на електроди. Респіраторні перешкоди зазвичай проявляються у вигляді низькочастотних коливань. Вони можуть бути зменшені за допомогою фільтрації, а також застосуванням спеціальних сенсорів, що відокремлюють сигнал від дихальних перешкод.

- Електродні перешкоди виникають через поганий контакт між електродами і шкірою, можуть створювати додаткові шуми. Це часто спостерігається через окислення або забруднення електродів, неправильне їх розташування або низький електричний контакт. В таких випадках може знижуватися чутливість сигналу або виникають додаткові артефакти. Важливо використовувати якісні електроди, а також дотримуватися рекомендацій щодо їх встановлення та підготовки.

- Заземлення або порушення екранування сигналу може викликати перешкоди через зміну потенціалу між різними частинами електричної системи, що призводить до додаткових завад у вимірюваннях. Для усунення таких перешкод необхідно правильно організувати заземлення обладнання та використовувати екранування для запобігання впливу зовнішніх електромагнітних полів.

- Психофізіологічні перешкоди виникають через фізіологічні реакції організму на стрес або збудження під час вимірювань. Наприклад, підвищена нервова активність або м’язові скорочення можуть створювати додаткові шуми в сигналі (наприклад, при реєстрації ЕЕГ або ЕМГ). Для зменшення таких завад важливо створити комфортні умови для пацієнта під час обстеження та забезпечити відповідну техніку для вимірювань.

- Теплові шуми, спричинені флуктуаціями температури, можуть мати вплив на чутливі електронні компоненти приладів, зокрема на резистори і конденсатори, що можуть змінювати свої властивості. Це зазвичай призводить до шумів на високих частотах. Застосування стабілізаторів температури та спеціальних технічних засобів для охолодження обладнання дозволяє зменшити цей тип перешкод.

Всі ці перешкоди можуть негативно вплинути на точність результатів біомедичних досліджень, тому важливо використовувати відповідні методи їх усунення. Для цього часто застосовуються комбінації фільтрації, екранування, використання спеціальних підсилювачів та алгоритмів цифрової обробки сигналу, що дозволяють мінімізувати вплив завад і отримати чистий сигнал для подальшого аналізу.

Метою кваліфікаційної роботи є розробка вхідних каскадів підсилювача біопотенцівлів із високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

- провести математичне моделювання біологічних сигналів (ЕЕГ, ЕМГ, ЕКГ) для контролю умов і дослідження впливу різних факторів на фізіологічні процеси без ризику для пацієнта

- розглянути існуючі цифрові фільтри для біологічних сигналів. Визначити найбільш ефективний для пригнічення шумів та мережевого фону без впливу на фізіологічні характеристики сигналу.

- розробити структурну та електричну принципову схеми приладу підсилення біопотенціалів. Провести моделювання схеми у середовищі KiCad 9.0 із використанням тестового сигналу типу меандр з шумами та іншими перешкодами для оцінки точності відтворення вхідного сигналу

2 РОЗРОБКА СХЕМИ ПІДСИЛЕННЯ БІОПОТЕНЦІВЛІВ ІЗ ВИСОКИМ КОЕФІЦІЄНТОМ ОСЛАБЛЕННЯ СИНФАЗНИХ ПЕРЕШКОД

2.1 Моделювання біологічних сигналів

Моделювання біологічних сигналів — це процес створення математичних або комп'ютерних моделей, які відтворюють електричні чи механічні сигнали, що виникають у живих організмах. Ці сигнали можуть походити від різних систем людського тіла: серцево-судинної, нервової, м'язової, дихальної та багатьох інших. Основна мета моделювання — краще зрозуміти, як працюють біологічні процеси, а також розробити інструменти для діагностики, лікування та дослідження. [11]

У реальному світі біосигнали завжди складні: вони містять корисну інформацію разом із шумами, спотвореннями та варіаціями, зумовленими індивідуальними особливостями організму. Моделювання дозволяє відтворити ці сигнали під контрольованими умовами, експериментувати зі зміною параметрів і досліджувати вплив різних факторів на фізіологічні процеси без ризику для пацієнта. Наприклад, за допомогою симуляції можна зобразити роботу серця при нормальному ритмі або змоделювати порушення, такі як аритмія.

Інженери та науковці створюють такі моделі, використовуючи математичні рівняння, які описують електричну активність клітин, рух іонів через мембрани, або передачу нервових імпульсів. На основі цих рівнянь будуються графіки і сигнали, які можна аналізувати як справжні дані. Сучасні

комп'ютерні технології дають можливість створювати навіть тривимірні або часово-залежні моделі цілих органів, таких як мозок або серце.

Важливо також те, що моделювання біосигналів відіграє велику роль у розробці медичних приладів, наприклад, кардіомоніторів, нейростимуляторів чи протезів. Завдяки віртуальним сигналам можна тестувати обладнання ще до того, як його застосують на людині. [12]

Аналого-цифрове перетворення біологічних сигналів — це ключовий етап у цифровій обробці даних, зокрема при аналізі таких сигналів, як ЕКГ, ЕЕГ або ЕМГ. Оскільки біологічні сигнали в природі є неперервними, вони не можуть бути безпосередньо оброблені комп’ютером. Щоб перевести ці сигнали у цифрову форму, використовують спеціальні пристрої — аналого-цифрові перетворювачі (АЦП).

Процес перетворення сигналу можна поділити на кілька етапів, кожен з яких виконує важливу функцію.



Рисунок 2.1 — Процес перетворення сигналу

Першим етапом є дискретизація — це момент, коли неперервний сигнал «розбивається» на окремі точки в часі, тобто сигнал вимірюється не постійно, а лише у визначені моменти, наприклад, кожні 2 мілісекунди.

На другому етапі — квантуванні. Кожне отримане значення округлюється до найближчого допустимого рівня, згідно з роздільною здатністю системи.

Третій етап — кодування, коли кожне дискретизоване й округлене значення перетворюється у двійкову форму. Після цього сигнал зберігається або передається на подальшу обробку.

Останній етап — фільтрація, яка дозволяє усунути шуми, перешкоди або спотворення, які часто супроводжують біологічні сигнали, наприклад, через рух пацієнта, мережеву наводку або сигнали від сусідніх м’язів.

2.1.1 Моделювання ЕЕГ

Моделювання електроенцефалографічних (ЕЕГ) сигналів — це процес створення математичних моделей, які відображають електричну активність мозку, зафіксовану на поверхні голови. ЕЕГ дає змогу побачити, як працюють великі групи нейронів, як змінюється мозкова активність під час сну, розумової роботи, емоційних переживань або в патологічних станах, наприклад, при епілепсії. [13]

При моделюванні ЕЕГ дослідники намагаються наслідувати складну природу мозкової активності. Реальний ЕЕГ-сигнал — це не просто одна хвиля, а суміш коливань різних частот і амплітуд, які виникають одночасно в різних ділянках мозку. Наприклад, під час спокою з закритими очима домінує альфа-ритм — регулярні коливання частотою близько 8–13 Гц. Під час активної розумової роботи на перший план виходять бета-хвилі — швидші

коливання від 13 до 30 Гц. Моделюючи ці стани, створюють сигнали, що складаються з кількох синусоїд різної частоти, амплітуди та фази.

Прості моделі ЕЕГ об'єднують кілька синусоїд і додають до них шум, щоб відтворити природні варіації. Складніші підходи використовують динамічні системи або мережі моделей нейронів, які дозволяють імітувати зміни активності в часі, локальні епілептичні напади, переходи між станами неспання і сну. Деякі моделі навіть відтворюють просторовий розподіл електричної активності по поверхні голови. [14]

Моделювання ЕЕГ має величезне практичне значення. Воно дає змогу перевіряти нові методи обробки сигналів, розробляти системи для виявлення епілептичних нападів, тренувати штучні інтелекти для діагностики неврологічних захворювань. Крім того, змодельовані дані допомагають налаштовувати обладнання для реєстрації ЕЕГ і створювати нейроінтерфейси, які дозволяють людині керувати пристроями за допомогою думки.

Код моделювання ЕЕГ альфа та бета ритми:

```
% Параметри
fs = 500;
t = 0:1/fs:10;

% Функція
eeg = 50*sin(2*pi*10*t) + 20*sin(2*pi*20*t) + 5*randn(size(t));
% 10 Гц (альфа) + 20 Гц (бета) + шум

% Графік
figure;
plot(t, eeg);
xlabel('Час (с)');
ylabel('Амплітуда (мкВ)');
title('Симульований ЕЕГ (альфа + бета ритми)');
grid on;
```

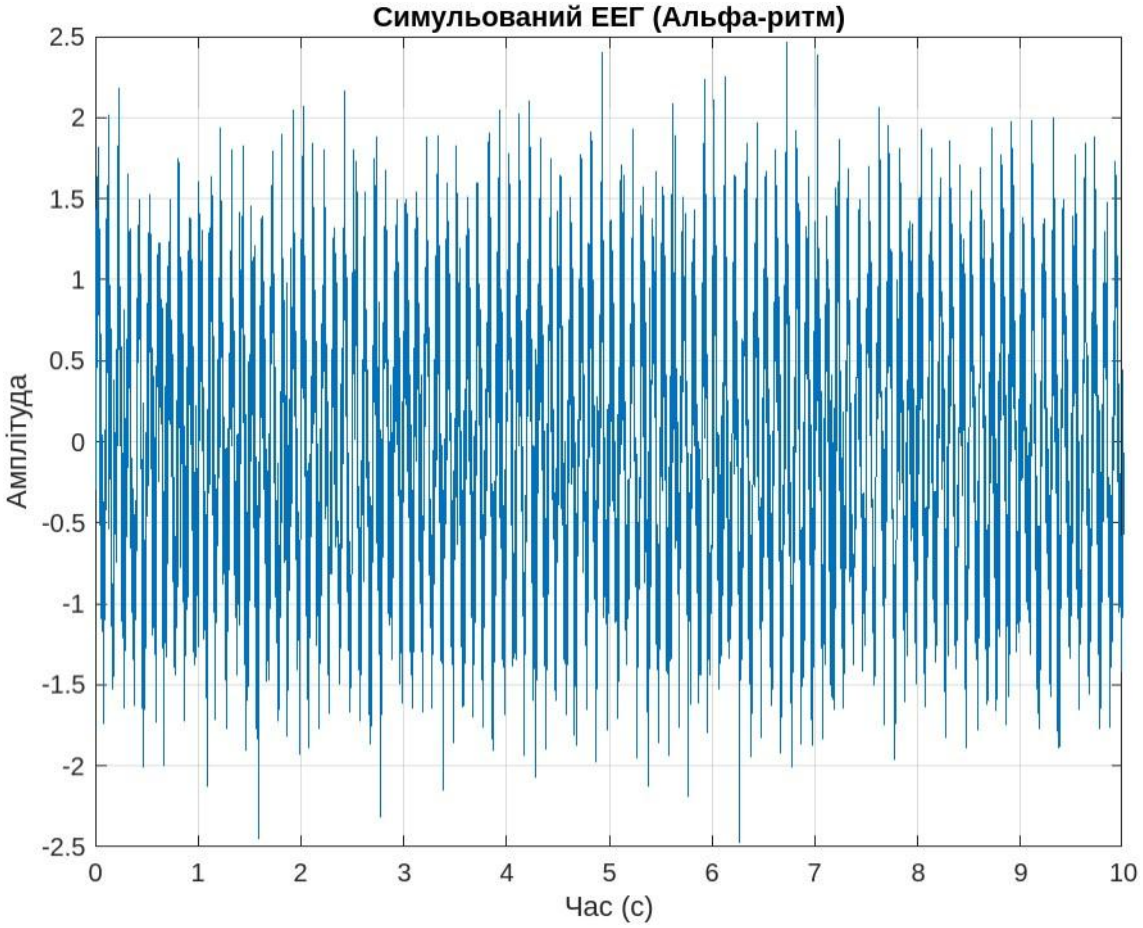


Рисунок 2.2 — Графік моделювання ЕЕГ

2.1.2 Моделювання ЕМГ

Моделювання електроміографічних (ЕМГ) сигналів — це процес створення математичних моделей, які імітують електричну активність м'язів під час їх скорочення та розслаблення. Справжній ЕМГ-сигнал виникає тоді, коли нервова система надсилає імпульси до м'язів, змушуючи м'язові волокна скорочуватися. Електричні потенціали, що супроводжують ці процеси, можна реєструвати за допомогою спеціальних датчиків.

У моделюванні ЕМГ дослідники намагаються відтворити характерну структуру цього сигналу: короткі, раптові сплески активності, що перемежовуються зі спокійними періодами. Справжній м'язовий сигнал

виглядає як нерегулярна серія імпульсів різної амплітуди та тривалості, часто на фоні невеликого шуму. Щоб передати цю складну природу, моделі зазвичай складають із випадкових або напіврегулярних імпульсів, до яких додають фоновий шум, що імітує природні біологічні й технічні перешкоди.

Більш складні моделі враховують не тільки сам факт активації м'язів, але й кількість активованих моторних одиниць, їх розподіл у просторі, частоту повторення імпульсів, а також час затримки між нервовим імпульсом і реальною м'язовою відповіддю. Іноді симулюють навіть патологічні стани, наприклад, м'язову дистрофію або нейродегенеративні захворювання.

Моделювання ЕМГ є важливим для розвитку технологій реабілітації, біонічних протезів та систем керування рухом. Завдяки змодельованим сигналам можна навчати пристрої розпізнавати наміри людини, наприклад, згинати чи розгинати руку лише за допомогою думки та залишків м'язової активності. Моделювання допомагає вдосконалювати медичні прилади для діагностики порушень нервово-м'язової передачі. [15]

Код для моделювання ЕМГ:

```
% Параметри
fs = 1000;
t = 0:1/fs:5;

% Функція
emg = 0.05*randn(size(t));  % Фоновий шум
bursts = (rand(size(t)) > 0.995);          % Імпульси випадково
emg = emg + bursts .* (randn(size(t)) * 1.5);   % Додаємо короткі імпульси

% Графік
figure;
plot(t, emg);
xlabel('Час (с)');
ylabel('Амплітуда');
title('Симульований ЕМГ мязовий сигнал');
```

```
grid on;
```

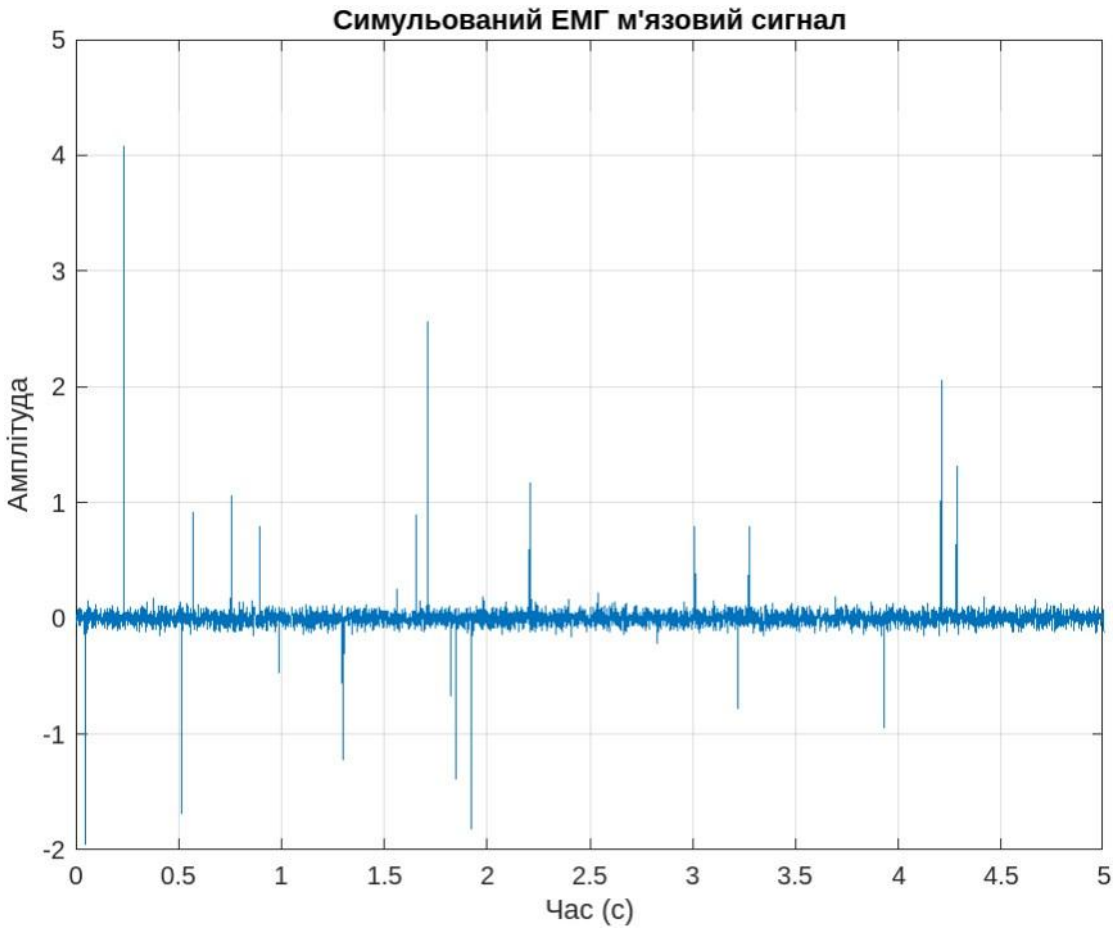


Рисунок 2.3 — Графік моделювання ЕМГ

2.1.3 Моделювання ЕКГ

Моделювання електрокардіограми (ЕКГ) — це процес створення математичних моделей, які відтворюють електричну активність серця у вигляді сигналу, подібного до реального запису ЕКГ. ЕКГ є дуже важливим діагностичним інструментом, адже вона показує, як працюють різні частини серця, як проходить імпульс збудження через його тканини і чи є порушення у ритмі чи провідності.

Щоб змоделювати ЕКГ, науковці та інженери зазвичай намагаються відобразити типові фази кардіального циклу: зубець P, комплекс QRS і зубець T. Кожен із цих елементів відповідає певному фізіологічному процесу в серці, наприклад, деполяризації передсердь або шлуночків, або їх реполяризації. Моделювання цих хвиль може базуватися на різних підходах: від простих математичних функцій, таких як комбінація синусоїд чи гауссових імпульсів, до складних комп'ютерних моделей, що описують поведінку мільйонів клітин серцевого м'яза.

Коли створюють моделі ЕКГ, особливу увагу приділяють реалістичності сигналу. Це означає, що у моделі важливо враховувати не лише форму та амплітуду зубців, але й можливі артефакти, зміни частоти серцевих скорочень, варіації через емоційний стан чи фізичне навантаження. Саме тому, окрім базових математичних функцій, моделі часто включають змінні ритму, джерела шуму або симуляцію патологій, наприклад, ішемії або миготливої аритмії.

Моделювання ЕКГ має величезне значення у сучасній медицині та біомедичній інженерії. Воно дозволяє тестувати нові методи аналізу сигналів, тренувати лікарів на віртуальних пацієнтах, перевіряти алгоритми автоматичної діагностики без потреби в залученні великої кількості справжніх пацієнтів. Змодельовані сигнали використовують у створенні й удосконаленні портативних моніторів, кардіостимуляторів і дефібриляторів. [16]

Змоделюємо ЕКГ-сигнал із доданим шумом (білий + мережевий наводка 50 Гц), та перевіримо фільтри для цього сигналу в програмному середовищі Matlab.

Код для моделювання біологічного сигналу з шумами:

```
fs = 500;              % Частота дискретизації (Гц)
t = 0:1/fs:10;         % 10 секунд

% Симульований ЕКГ-сигнал (сума Гауссів для PQRST)
```

```
ecg_clean = 0.5*exp(-((mod(t, 1)-0.2)/0.02).^2) ...
   - 1.5*exp(-((mod(t, 1)-0.3)/0.01).^2) ...
   + 3.0*exp(-((mod(t, 1)-0.32)/0.008).^2) ...
   - 2.0*exp(-((mod(t, 1)-0.34)/0.01).^2) ...
   + 0.75*exp(-((mod(t, 1)-0.4)/0.02).^2);
```

% Додамо шум: білий + синусоподібна мережа 50 Гц

```
white_noise = 0.3*randn(size(t));
powerline_noise = 0.2*sin(2*pi*50*t);
ecg_noisy = ecg_clean + white_noise + powerline_noise;
```

% Побудова

```
figure;
plot(t, ecg_noisy);
title('Шумний ЕКГ сигнал');
xlabel('Час (с)');
ylabel('Амплітуда');
grid on;
```

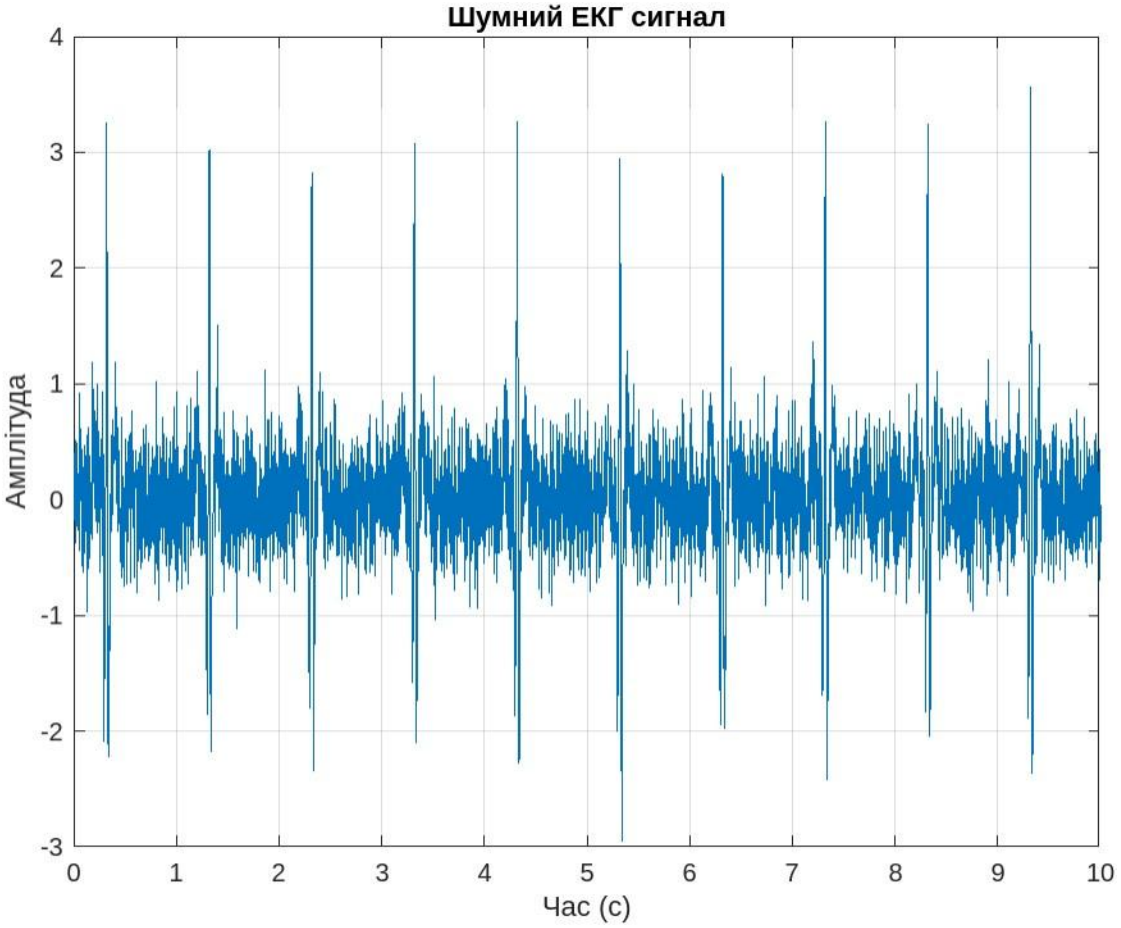


Рисунок 2.4 — Графік моделювання біологічного сигналу з шумами

У цьому коді виконується симуляція біологічного сигналу, зокрема електрокардіограми (ЕКГ), який потім спотворюється шумами — білим (випадковим) шумом та мережевою наводкою (50 Гц). Модель дозволяє отримати реалістичний штучний сигнал, з яким можна працювати для тестування фільтрів, алгоритмів обробки або машинного навчання.

Частота дискретизації (fs) — встановлює, з якою частотою обчислюється сигнал. Для біологічних сигналів зазвичай обирають 250–1000 Гц. У цьому прикладі — fs = 500 Гц.

Часовий вектор (t) — описує проміжок часу моделювання, наприклад, 0:1/fs:10 задає 10 секунд сигналу з кроком 1/500 секунди.

У прикладі використовується математична модель ЕКГ-сигналу, сформована як сума кількох гауссових імпульсів, які імітують реальні хвилі P, Q, R, S і T. Це робиться через функцію exp(-((mod(t,1)-позиція)/ширина).^2),

яка дозволяє змоделювати форму кожної хвилі, створюючи періодичний, але "живий" сигнал, у якому можна легко спостерігати типові кардіограми з різко вираженим QRS-комплексом.

Білий шум — випадковий шум, згенерований функцією randn. Він імітує фонову електричну активність, перешкоди від шкіри, рухів тощо.

Мережевий шум (50 Гц) — синусоїдальна перешкода з частотою 50 Гц (sin(2*pi*50*t)) — імітація наводки від електромережі. Це дуже поширене спотворення в реальних умовах. Комбінуючи ці два джерела шуму з основним сигналом, ми отримуємо реалістичну модель спотвореного ЕКГ-сигналу. [17]

Формула повного сигналу:

ecg_noisy = ecg_clean + white_noise + powerline_noise;

де:

- ecg_clean — модель чистого ЕКГ;
- white_noise — випадкові перешкоди;
- powerline_noise — синусоподібна наводка.

Після формування сигналу він виводиться за допомогою команди plot, що дозволяє побачити, як виглядає сигнал з усіма його спотвореннями. Далі до цього сигналу можна застосовувати фільтри (низькочастотні, смугові, Notch).

У реальних умовах біологічні сигнали майже ніколи не реєструються в ідеальній формі. Вони завжди супроводжуються спотвореннями, які можуть виникати як в результаті фізіологічних процесів, так і через зовнішні чинники: електричні наводки, тертя електродів, мікрорухи тіла або роботу сусідніх м’язів. Щоб виділити корисну інформацію із такого сигналу, необхідно зменшити або усунути ці спотворення. Саме для цього застосовується фільтрація.

Фільтр у широкому сенсі — це математична або апаратна процедура, яка дозволяє змінити частотний склад сигналу. Його основна функція — пригнічення певних частот, які вважаються шумовими, та збереження тих, що містять корисну інформацію. Це інструмент, який суттєво підвищує якість

аналізу, точність діагностики і достовірність результатів. Наприклад, якщо ми знаємо, що електрокардіограма має максимум енергії в межах до 40 Гц, ми можемо відсіяти усе, що лежить вище цієї межі, залишивши лише те, що належить до сигналу серцевої активності. [18]

Залежно від того, які частоти ми хочемо пропустити або заблокувати, існує кілька типів фільтрів. Якщо потрібно пропустити лише нижні частоти — використовують низькочастотні фільтри. Якщо, навпаки, нас цікавлять високі частоти, наприклад у м'язовій активності (ЕМГ), застосовують високочастотні фільтри. Найпоширенішим у біомедичній практиці є смуговий фільтр, який дозволяє зберегти лише частоти в певному діапазоні — наприклад, від 0.5 до 40 Гц, де зазвичай лежить основна інформація ЕКГ. Особливу роль відіграють так звані Notch-фільтри — вузькосмугові фільтри, які «вирізають» лише одну небажану частоту, найчастіше — 50 Гц, що відповідає частоті електромережі і є найпоширенішим джерелом завад.

2.2 Використання цифрових фільтрів для пригнічення похибок та перешкод біологічного сигналу

2.2.1 Низькочастотний фільтр

Один із найпростіших і найпоширеніших фільтрів — це низькочастотний фільтр. Його основне завдання полягає в тому, щоб пропускати лише ті частоти, які знаходяться нижче певного порогу, і пригнічувати вищі. У випадку з ЕКГ це особливо корисно, адже форма серцевого сигналу переважно містить частоти до 40–50 Гц. Такий фільтр добре справляється з видаленням високочастотного шуму, викликаного, наприклад, м'язовими скороченнями або вібраціями. Проте, якщо межу обрати занадто

низькою, це може призвести до втрати частини корисного сигналу, особливо його швидких компонентів, як-от QRS-комплекс.

Код для фільтра (пропускає частоти нижче 40 Гц та відсікає мережу 50 Гц):

```
fc = 40;                              % Гранична частота
[b, a] = butter(4, fc/(fs/2), 'low');   % Фільтр Баттерворта
ecg_lp = filtfilt(b, a, ecg_noisy);

figure;
plot(t, ecg_lp);
title('Після низькочастотного фільтру');
```

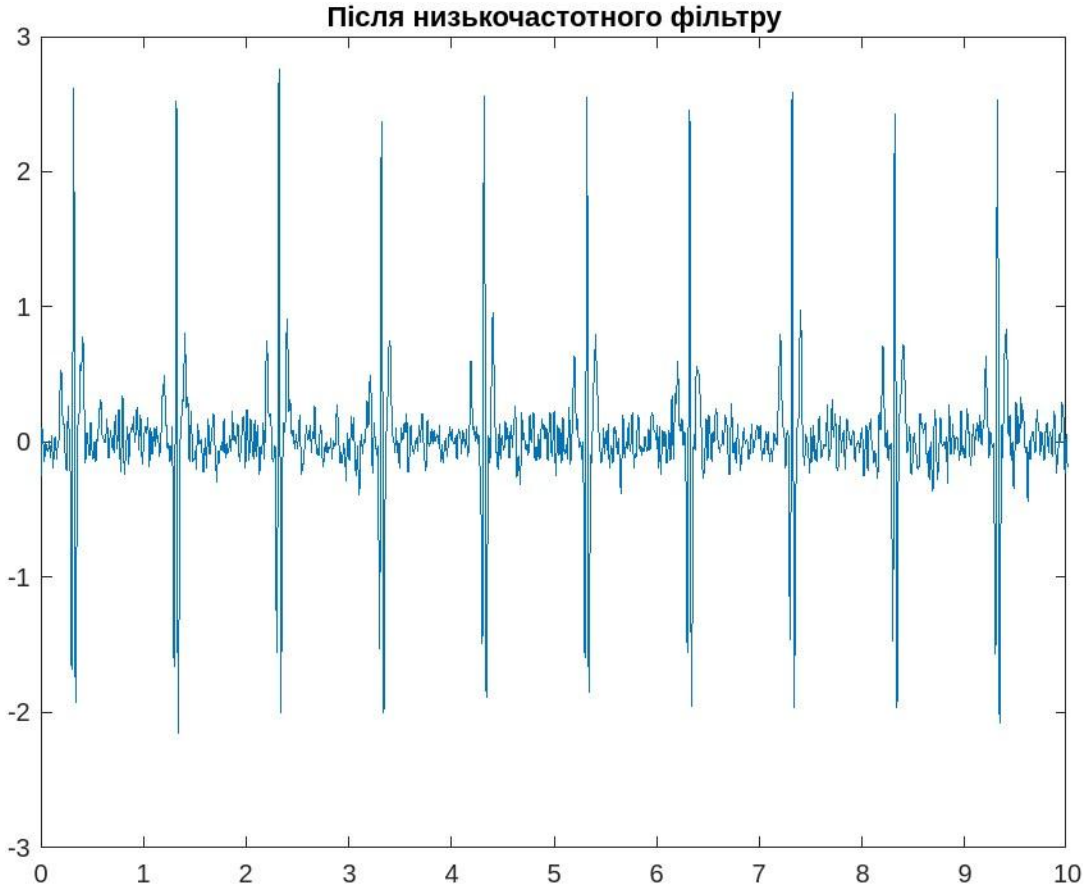


Рисунок 2.5 — Сигнал після низькочастотного фільтру

У електрокардіограми (ЕКГ), основна енергія сигналу зосереджена в діапазоні приблизно до 40 Гц. Це означає, що фільтрація сигналу з обрізанням

частот вище цієї межі дозволяє виділити справжню форму сигналу, зберігаючи зубці P, QRS та T.

У середовищі MATLAB найпростіший спосіб реалізувати низькочастотний фільтр — це використання цифрового фільтра Баттерворта, відомого своєю гладкою амплітудною характеристикою та відсутністю різких коливань у перехідній смузі. Створюється він за допомогою функції butter, яка генерує коефіцієнти фільтра.

Параметри, що передаються у функцію:

- порядок фільтра (n, наприклад 4) — визначає "крутість" зрізу частот;
- гранична частота (fc) — частота, вище якої сигнал буде пригнічено;
- частота дискретизації (fs) — потрібна для нормалізації частот.

Ключова функція тут — filtfilt. Вона виконує фільтрацію вперед і назад, що дозволяє уникнути фазових зсувів у сигналі — тобто форма зубців ЕКГ зберігається точно, без затримок. Це особливо важливо при аналізі часу появи зубців, інтервалів між ними (наприклад, інтервал RR чи QT), де навіть мілісекунди мають значення.

Результат цієї операції — очищений сигнал, у якому зберігається форма хвиль, а надмірний високочастотний шум видалено. На практиці це може бути перший крок у складнішій обробці: після фільтрації можна розпізнавати піки, аналізувати частоту серцебиття, будувати спектр або виявляти аритмії.

2.2.2 Смуговий фільтр

Ще один ефективний підхід — це смуговий фільтр. Його суть у тому, що він пропускає лише певний частотний діапазон, наприклад від 0.5 до 40 Гц, і блокує як дуже низькі, так і дуже високі частоти. Саме цей тип фільтра найчастіше використовується при аналізі ЕКГ, бо дозволяє зберегти всю

корисну інформацію і водночас видалити майже всі поширені шуми. Його можна вважати найбільш збалансованим рішенням для загальної обробки сигналу.

Код для фільтра (виділяє тільки основний діапазон ЕКГ-сигналу):

```
[b, a] = butter(4, [0.5 40]/(fs/2), 'bandpass');
ecg_bp = filtfilt(b, a, ecg_noisy);

figure;
plot(t, ecg_bp);
title('Після смугового фільтру (0.5–40 Гц)');
```

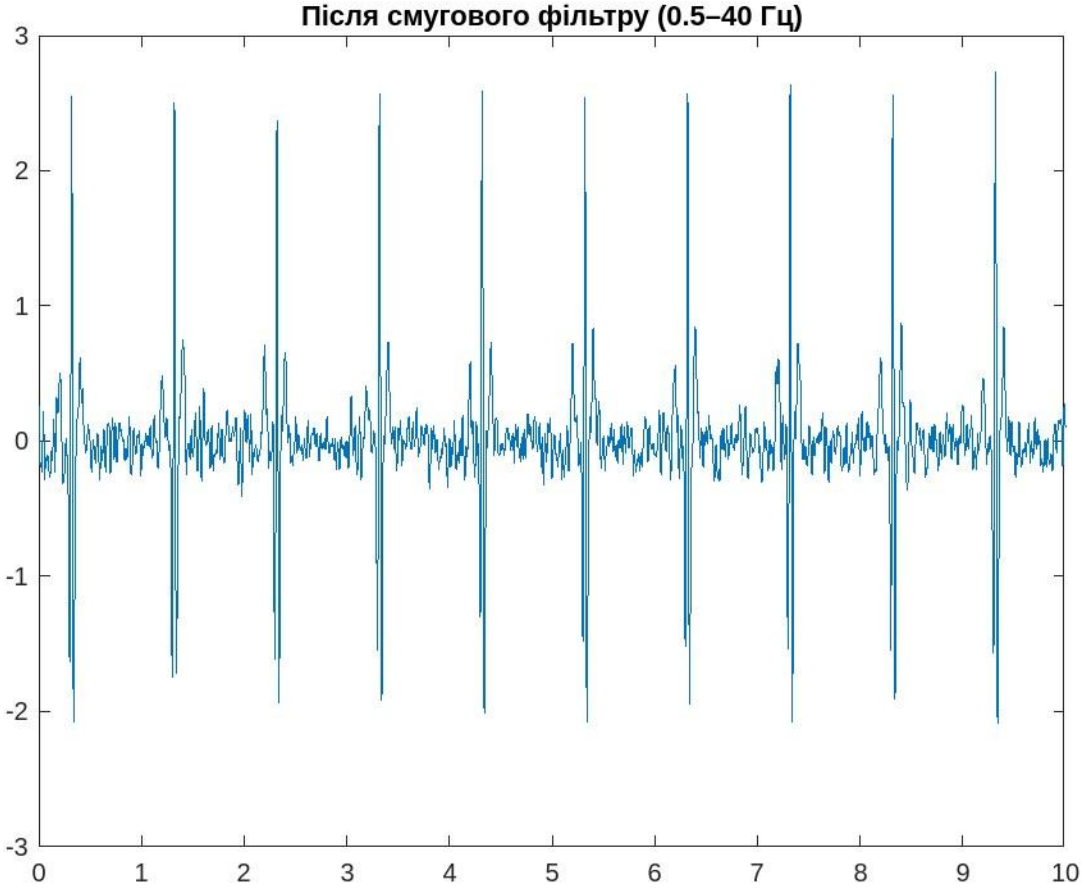


Рисунок 2.6 — Сигнал після смугового фільтру

Смуговий фільтр не тільки пригнічує шум, а й дозволяє підкреслити структуру сигналу. Наприклад, повільні коливання, що не мають фізіологічного походження, будуть "зрізані", так само як і сторонні сигнали, які мають вищу частоту, ніж характерна для ЕКГ чи ЕЕГ.

butter(4, [0.5 40]/(fs/2), 'bandpass') створює фільтр 4-го порядку, який пропускає тільки ті частоти, що лежать між 0.5 та 40 Гц.

Нормалізація (/fs/2) є обов'язковою у MATLAB, оскільки фільтр працює з нормалізованими частотами (де 1 — це половина частоти дискретизації).

filtfilt виконує двонапрямлену фільтрацію, що гарантує збереження фазової структури сигналу — особливо важливо при аналізі часу виникнення піків, інтервалів між ними та форми зубців.

Завдяки цьому, смугові фільтри особливо корисні на етапі попередньої обробки сигналу — перед детекцією подій, розпізнаванням шаблонів або аналізом частоти серцебиття. Вони також часто використовуються перед спектральним аналізом, щоб уникнути впливу нерелевантних частот.

2.2.3 Notch-фільтр

Окрему роль відіграє вузькосмуговий фільтр, який називається Notch-фільтром. Його головне завдання — "вирізати" вузький діапазон частот, переважно навколо 50 або 60 Гц (це частоти, на яких працюють електромережі в більшості країн). Електрична наводка від мережі — один із найтиповіших джерел спотворення біосигналів. Notch-фільтр практично не змінює інші частоти, що робить його дуже точним інструментом для боротьби саме з цією проблемою. Проте, його використання може бути недоцільним, якщо корисна частина сигналу також потрапляє в цей діапазон, тоді частина важливої інформації буде втрачена. [14]

Код для фільтра (для зменшення наводки від 50 Гц):

```
wo = 50/(fs/2);        % Нормалізована частота
bw = wo/35;            % Ширина смуги
[b, a] = iirnotch(wo, bw);
```

```
ecg_notch = filtfilt(b, a, ecg_noisy);

figure;
plot(t, ecg_notch);
title('Після Notch-фільтра (50 Гц)');
```

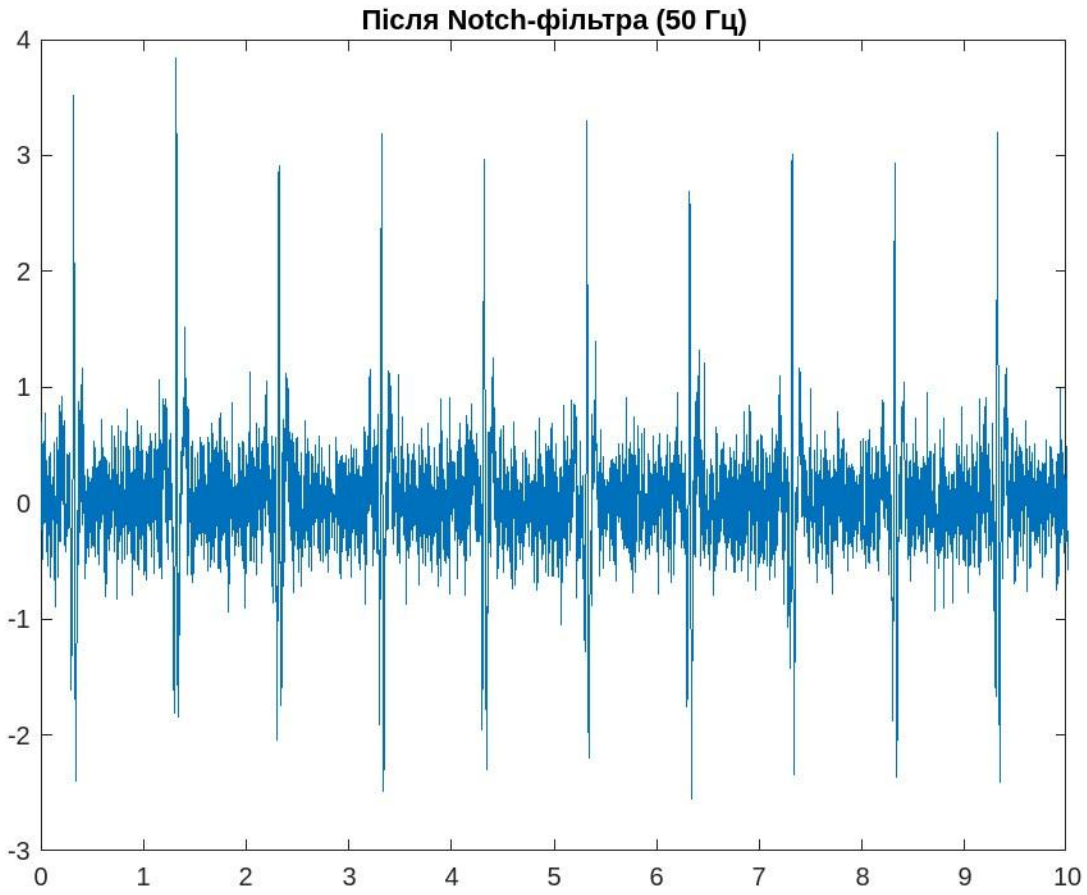


Рисунок 2.7 — Сигнал після Notch-фільтра

У цьому коді функція iirnotch генерує фільтр з заданою центральною частотою wo (в нормалізованих одиницях) і шириною смуги bw. Чим менше значення bw, тим вужче діє фільтр, і тим менше він впливає на сусідні частоти. Це дозволяє дуже делікатно видалити саме 50 Гц, не зачіпаючи частот, де зазвичай знаходяться компоненти біосигналу.

Фільтрація виконується через filtfilt, що забезпечує нульовий фазовий зсув — критично важливо, коли потрібно зберегти точну форму хвиль, як у серцевому або мозковому сигналі.

Notch-фільтр не підходить для широкого пригнічення шумів, але він незамінний, коли в сигналі присутнє одне стабільне джерело завади, яке ми можемо чітко ідентифікувати за частотою. Це дозволяє нам позбутися мережевого фону без впливу на фізіологічні характеристики сигналу.

Таким чином, вибір фільтра залежить від цілі дослідження. Якщо потрібно просто зменшити шум — достатньо низькочастотного фільтра. Якщо ж треба виділити чіткий діапазон частот, який містить основну інформацію, краще застосовувати смуговий фільтр. А коли основною проблемою є наводка від електромережі, то ідеально підійде Notch-фільтр. У практиці біомедичного моделювання часто використовують їх у комбінації, застосовуючи спочатку вузький Notch-фільтр для приглушення мережі, а потім смуговий для загального очищення сигналу. Саме така послідовність дозволяє зберегти точність і структуру сигналу, водночас максимально усунувши перешкоди.

2.3 Розробка схеми підсилювача біопотенціалів

Біопотенціали, які виникають у тілі людини внаслідок електрофізіологічних процесів, зазвичай мають дуже малу амплітуду — від одиниць до сотень мікровольт. Це стосується сигналів, які реєструються з поверхні шкіри, таких як електрокардіограма (ЕКГ), електроенцефалографія (ЕЕГ) або електроміографія (ЕМГ). Через такий низький рівень напруги ці сигнали не можуть бути безпосередньо оброблені мікроконтролерами, аналого-цифровими перетворювачами чи іншими цифровими системами. Їх спершу необхідно підсилити — без втрати корисної інформації, із мінімальними спотвореннями та з високим рівнем захисту від шумів.

Підсилювач біопотенціалів — це спеціалізований електронний пристрій або схема, яка виконує підсилення слабких біологічних сигналів до рівня, зручного для подальшої обробки. Проте на відміну від звичайних

підсилювачів звуку чи радіосигналу, біопотенціальні підсилювачі мають працювати в дуже специфічних умовах. Вони повинні бути чутливими до мікровольтових коливань, стабільно працювати в присутності шумів від електромережі, та не реагувати на артефакти, викликані рухами, диханням чи іншими фізіологічними явищами. Крім того, вони повинні мати високу вхідну імпедансну характеристику, щоб не впливати на джерело сигналу (людське тіло), і при цьому мати низький вихідний опір — для ефективної передачі сигналу в цифрову систему.

Проектування такої схеми вимагає врахування кількох критично важливих аспектів: правильне розміщення електродів, фільтрація завад на вході, захист від перенапруги, забезпечення гальванічної розв'язки та забезпечення електробезпеки пацієнта. Найчастіше для підсилення використовують інструментальні підсилювачі, які мають високу точність, добру відмовостійкість та стабільність посилення в широкому діапазоні частот.

2.3.1 Структурна схема

Побудова підсилювача біопотенціалів починається зі створення структурної схеми, яка відображає загальний принцип роботи пристрою та логіку взаємодії між його основними функціональними блоками. Структурна схема не є деталізованим електричним колом, а скоріше функціональним планом, що показує, як обробляється сигнал від моменту його зняття з тіла людини до передачі у цифрову систему для подальшої обробки.

Структурна схема дозволяє зрозуміти загальну логіку функціонування системи ще до побудови конкретного електричного кола. Вона є основою для подальшого вибору елементної бази, розробки схеми принципової та фізичного макету. Чітке розуміння ролі кожного блоку гарантує ефективну

фільтрацію, надійне підсилення сигналу та високу якість даних, що надходять у цифрову систему для подальшого аналізу.

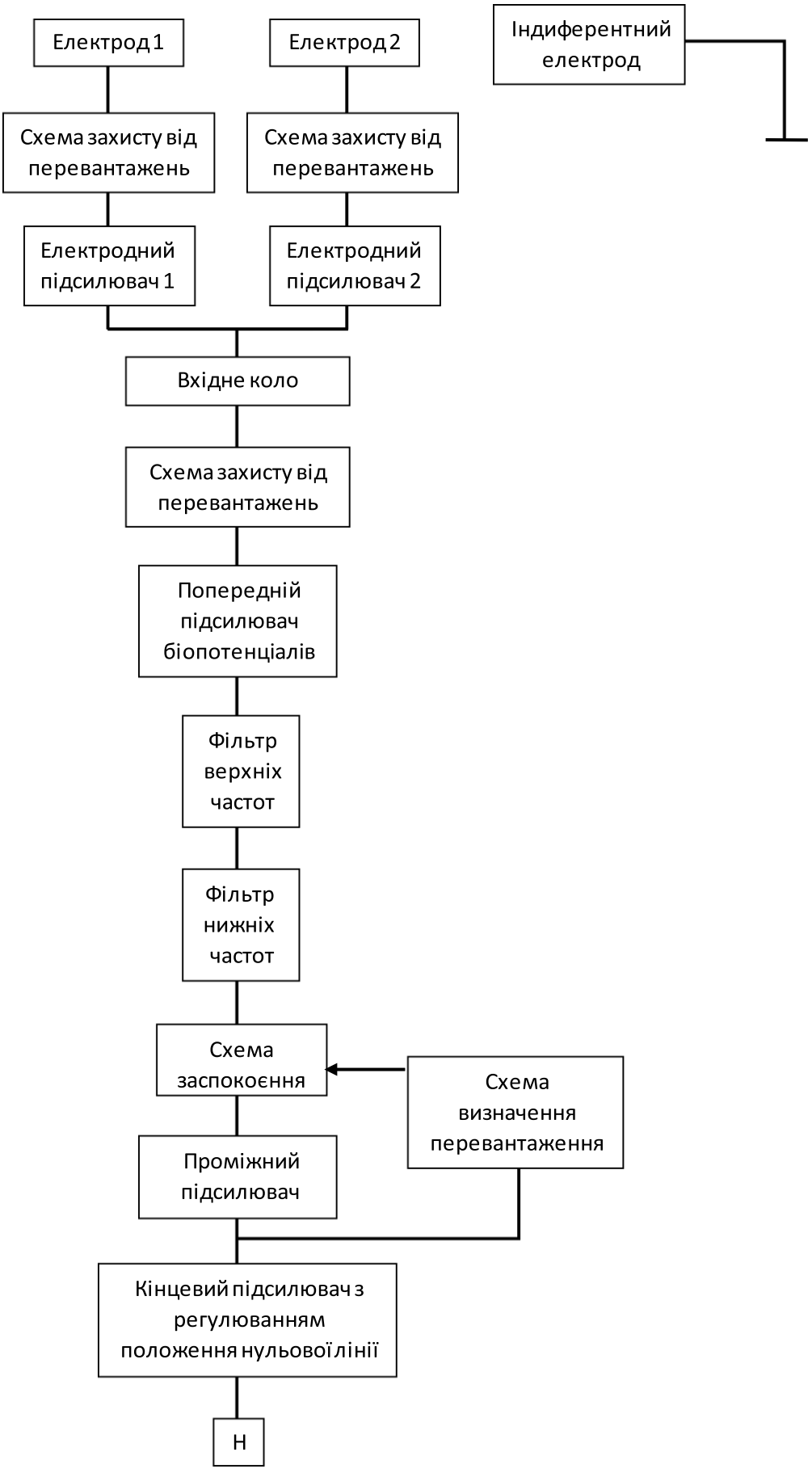


Рисунок 2.8 — Структурна схема підсилювача біопотенціалів

- Електрод 1, Електрод 2, Індиферентний електрод

Це початкові елементи системи, які безпосередньо контактують зі шкірою пацієнта. Електроди 1 і 2 є активними — вони реєструють потенціали з певних ділянок тіла. Індиферентний (референтний) електрод слугує нульовим потенціалом або «землею» у вимірюванні. Важливою вимогою до електродів є стабільний контакт зі шкірою та мінімізація перешкод.

- Схема захисту від перевантажень

Ці модулі захищають електроніку від раптових перенапруг або імпульсів, які можуть виникнути внаслідок рухів електродів, електростатичного розряду або підключення/відключення сенсорів. Вони обмежують амплітуду вхідного сигналу до безпечного рівня, не допускаючи пошкодження підсилювачів.

- Електродні підсилювачі (1 і 2)

Це перший каскад підсилення, розташований якомога ближче до електродів, щоб зменшити втрати сигналу. Вони підсилюють початковий сигнал до рівня, достатнього для передачі до наступного блоку без суттєвого впливу шумів. Ці підсилювачі повинні мати високий вхідний опір і низький шум, щоб не спотворювати слабкий сигнал.

- Вхідне коло

Цей блок виконує попередню обробку сигналу перед основним підсиленням. Тут може бути реалізовано балансування, пригнічення синфазних завад, або первинне фільтрування. Це своєрідний буфер між електродами й наступними етапами.

- Схема захисту від перевантажень (друга)

Додатковий захист, розташований вже після вхідного кола, запобігає пошкодженню більш чутливих елементів, наприклад, інструментального підсилювача, зокрема при перевищенні вхідної напруги на попередньому етапі.

- Попередній підсилювач біопотенціалів

Це головний етап первинного підсилення, зазвичай реалізований на основі інструментального підсилювача. Він виконує прецизійне посилення диференційного сигналу, ефективно пригнічуючи синфазні сигнали, наприклад, мережеві перешкоди. Він забезпечує високий коефіцієнт посилення та добру стабільність.

- Фільтр верхніх частот

Цей блок пропускає тільки частоти, що нижчі за задану межу, наприклад 100–150 Гц. У такий спосіб видаляється високочастотний шум, включно з ЕМГ-компонентами, електричними імпульсами з навколишнього середовища або цифровими інтерференціями.

- Фільтр нижніх частот

Він, навпаки, обрізає частоти нижче певного значення (наприклад, 0.5 Гц), видаляючи повільні тренди та постійні зміщення, які можуть виникати внаслідок температурних змін, зсуву електродів або коливань базового рівня.

- Схема заспокоєння

Це стабілізуючий елемент, який компенсує залишкові коливання або нестабільність нульової лінії, знижує артефакти руху або надлишкові коливання після фільтрації. Вона може містити RC-ланцюги або регульовані елементи компенсації.

- Схема визначення перевантаження

Контрольний модуль, який аналізує сигнал і визначає, чи не перевищено амплітудні або частотні межі. Якщо фіксується перенавантаження, може відбутися автоматичне обмеження або переключення режимів для захисту пристрою.

- Проміжний підсилювач

Додатковий каскад підсилення, який компенсує втрати, що виникли на фільтрувальних етапах. Його основна мета — підготовка сигналу до подачі на останній, вихідний підсилювач.

- Кінцевий підсилювач з регулюванням положення нульової лінії

Фінальний блок підсилення, що виконує два важливі завдання: доводить сигнал до необхідного рівня для подачі на АЦП або візуалізацію, а також регулює нульову лінію, тобто забезпечує, щоб сигнал мав стабільне середнє положення без постійного зміщення.

- H — Вихід

Вихідний порт, з якого сигнал передається на наступний етап, наприклад, на аналого-цифровий перетворювач (АЦП), осцилограф, реєстратор або комп'ютер.

Структурна схема підсилювача біопотенціалів відображає послідовну обробку надзвичайно слабкого фізіологічного сигналу — від моменту його зняття з тіла людини, до підготовки цифрової фіксації. Кожен блок виконує важливу функцію: захист, підсилення, фільтрацію або стабілізацію сигналу. Така побудова забезпечує високу точність, надійність і електробезпеку системи, а також створює базу для подальшого апаратного або програмного аналізу біопотенціалів. Вірно спроєктована структура гарантує збереження фізіологічно важливої інформації навіть у складних умовах вимірювання, що є критично важливим для медичної діагностики та наукових досліджень.

2.3.2 Електрична принципова схема

Після побудови структурної схеми та визначення основних функціональних блоків системи підсилення біопотенціалів, наступним етапом є розробка електричної принципової схеми. Ця схема містить усі електронні компоненти, які забезпечують реальну апаратну реалізацію пристрою, а також відображає їх взаємозв'язки на рівні електричних сигналів. Для розробки схеми у цьому проєкті використовується програмне забезпечення KiCad 9.0.

Основою підсилювача є інструментальний підсилювач, який забезпечує симетричне диференційне підсилення вхідного сигналу. У даному випадку буде застосована мікросхема INA128 — одна з найпопулярніших і стабільних у роботі з біопотенціалами. Додатково будуть використані RC-фільтри для верхніх і нижніх частот, Notch-фільтр для усунення мережевої наводки на 50 Гц, конденсатори для стабілізації живлення, захисні діоди, а також вхідні і вихідні резистори для налаштування коефіцієнтів підсилення.

Компаратор LM393 використовується для перетворення аналогового сигналу, який надходить після фільтрації, у цифровий. Щоб компаратор коректно працював, необхідно задати рівень порогу, з яким буде порівнюватися вхідний сигнал. Цей поріг формується за допомогою резистивного дільника напруги на резисторах R6 і R7. Верхній резистор дільника підключається до Vref — опорної напруги, яка в схемі також подається на підсилювач біопотенціалів як нульовий рівень, а нижній — до землі. Напруга в точці між R6 і R7 визначає рівень, при якому компаратор змінює свій вихідний стан. Щоб отримати половину від Vref, потрібно однакові номінали резисторів, наприклад, по 10 кОм. У такому випадку опорне значення на інверсному вході буде рівне $0.5 \cdot Vref$, що дозволяє фіксувати, коли вхідний сигнал перевищує цю величину.

Оскільки LM393 має відкритий колектор на виході, він не здатен самостійно підняти рівень сигналу до логічної "1". Для цього необхідно додати підтягуючий резистор R8, який підключається між виходом компаратора і позитивною шиною живлення (+5 В). При відсутності провалу напруги через відкритий транзистор всередині мікросхеми, саме R8 підтягує вихід до високого рівня. Його номінал, наприклад 10 кОм, забезпечує баланс між швидкістю перемикання та споживанням струму, дозволяючи формувати коректний цифровий сигнал на виході. Перед створенням схеми потрібно провести розрахунок основних параметрів.

- Розрахунок подільника напруги

$$V_{\text{поріг}} = V_{ref} \cdot \frac{R_7}{R_6 + R_7}$$

R_6 = 10 кОм — верхній резистор

R_7 = 10 кОм — нижній резистор

V_{ref} = 10 кОм — 2.5 В, якщо формується як половина від +5 В

$$V_{\text{поріг}} = 2.5\ \text{В} \cdot \frac{10\ \text{кОм}}{10\ \text{кОм} + 10\ \text{кОм}} = 2.5\ \text{В} \cdot \frac{1}{2} = 1.25\ \text{В}$$

Отже, напруга, яка подається на інверсний вхід компаратора, становить 1,25 В. Це означає, що як тільки сигнал на неінверсному вході перевищить 1,25 В, компаратор переключить свій вихід у логічний "0" інакше вихід буде підтягнутий до логічної "1" за допомогою резистора R8.

- Розрахунок коефіцієнта підсилення інструментального підсилювача INA128

Інструментальний підсилювач INA128 дозволяє налаштовувати коефіцієнт підсилення G за допомогою зовнішнього резистора R_G:

$$G = 1 + \frac{50000}{R_G} \qquad (2.1)$$

Для ЕКГ, амплітуда сигналу зазвичай становить 1–3 мВ, а нам потрібно отримати 1–3 В, тобто потрібне підсилення $G \approx 1000$. Обчислимо R_G:

$$R_G = \frac{50000}{G-1} = \frac{50000}{999} \approx 50.05\ \Omega \qquad (2.2)$$

Можна використати підлаштувальний резистор на 100 Ω для точного налаштування.

- Розрахунок фільтра нижніх частот

Цей фільтр пропускає все вище певної частоти — щоб прибрати повільні зміщення, наприклад, рухи електродів, тренди базової лінії. Вибрана гранична частота: f_c = 0.5 Гц.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{2.3}$$

$C = 1\ \mu F$, тоді:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi \cdot 0.5 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} \approx 318\ k\Omega \tag{2.4}$$

Беремо R = 330 $k\Omega$, $C = 1\ \mu F$, більш точне значення можна реалізувати змінним резистором.

- Розрахунок фільтра верхніх частот

Цей фільтр обмежує надто високі частоти, наприклад, ЕМГ або інші високочастотні шуми. Вибрана гранична частота: f_c = 100 Гц.

$$C = 100\ nF = 0.1\ \mu F \Rightarrow R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} \approx 15.9\ k\Omega \tag{2.5}$$

Беремо R = 16 $k\Omega$ та $C = 100\ nF$.

- Розрахунок параметрів Notch-фільтра на 50 Гц

Notch-фільтр вирізає вузьку смугу навколо 50 Гц, не зачіпаючи інші частоти. У MATLAB або схематично: Центральна частота f_0 = 50 Гц, Нормалізована частота для симуляції:

$$\omega_0 = \frac{f_0}{\frac{f_s}{2}} \tag{2.6}$$

де f_c = 500 Гц — частота дискретизації, тоді:

$$\omega_0 = \frac{50}{250} = 0.2 \tag{2.7}$$

Ширина смуги:

$$b\omega = \frac{\omega_0}{35} \approx 0.0057 \tag{2.8}$$

Це налаштовується у програмі або створюється аналоговим способом, наприклад, з використанням Twin-T схеми, але для простих схем може бути опущено, якщо живлення чисте.

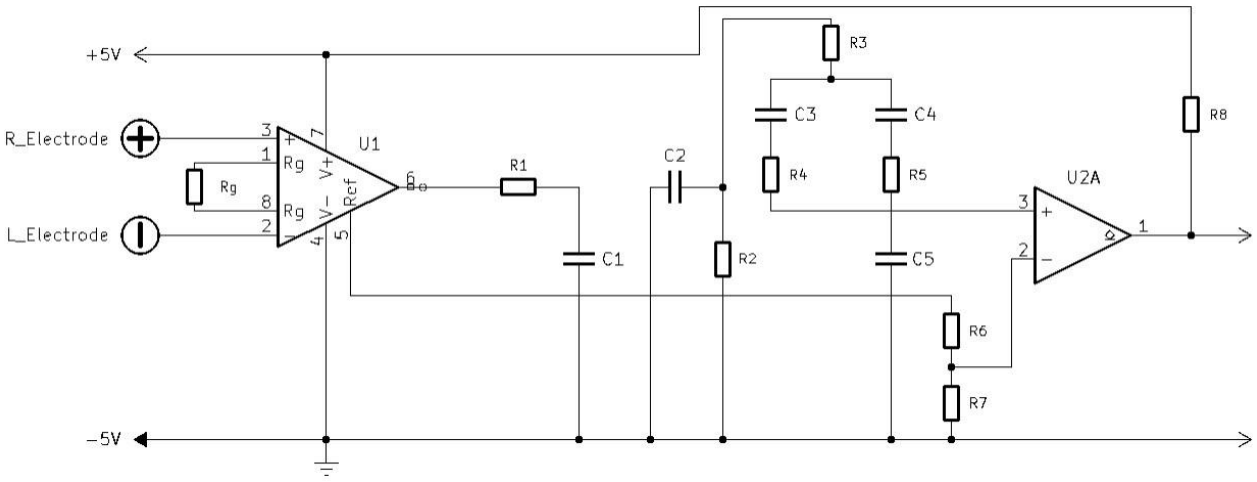


Рисунок 2.9 — Електрична принципова схема

Для перевірки роботи розробленої схеми та наочної демонстрації її реакції на змінний вхідний сигнал було реалізовано модуляцію. Модуляція в цьому випадку використовується як спосіб імітувати вплив змінного сигналу на вхід системи. Це дозволяє побачити, як окремі каскади схеми, фільтри, підсилювачі та буфери, реагують на сигнали з різною частотою, амплітудою або формою. Перелік використаних елементів подано у додатках (Додаток В).

У нашому випадку для подачі на вхід використовується модульований меандр з шумами, який дозволяє легко оцінити стабільність та якість

проходження сигналу через усі етапи обробки. Такий підхід є поширеним у схемотехнічній практиці, коли потрібно протестувати ланцюг без складних джерел сигналів, використовуючи простий, але інформативний сигнал у вигляді прямокутних імпульсів або модульованої хвилі.

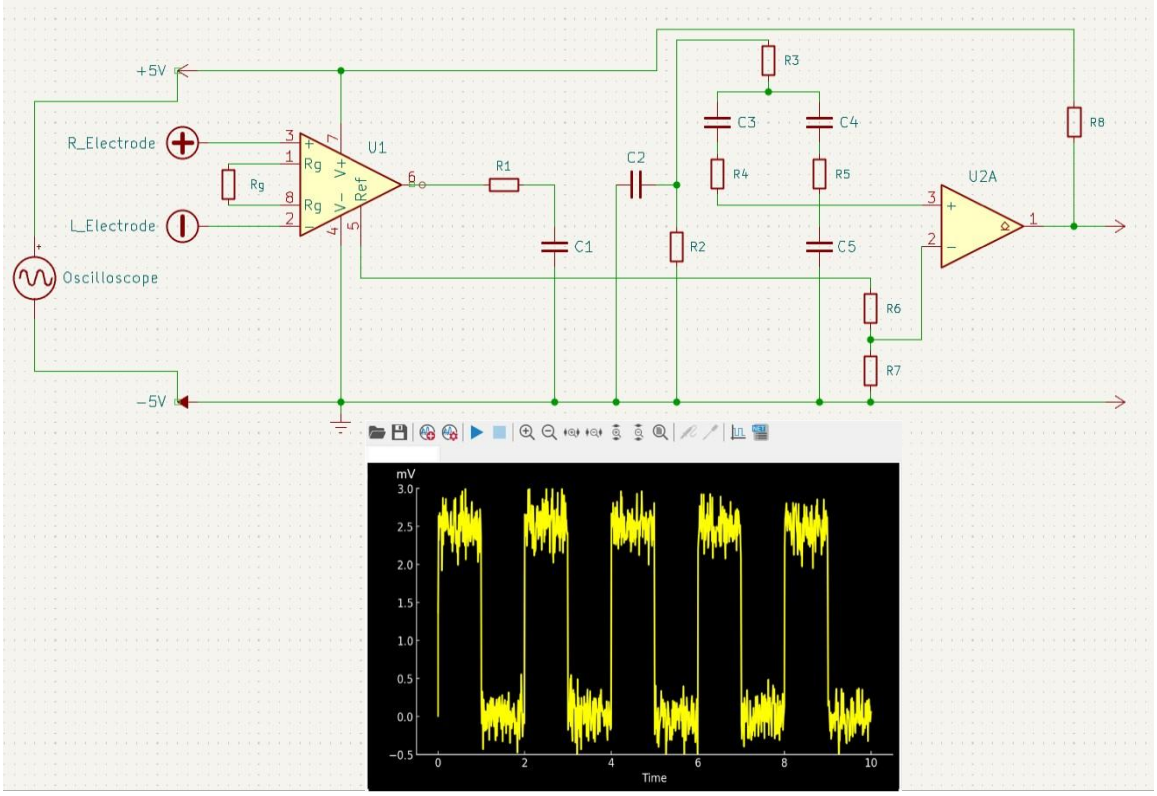


Рисунок 2.10 — Модуляція вхідного сигналу у середовищі KiCad 9.0

Вхідний сигнал є зашумленим прямокутним сигналом, у якому чітко видно чергування високого та низького рівнів, але на обох рівнях присутні значні флуктуації, викликані високочастотним шумом. Амплітуда сигналу коливається приблизно в межах від 0 до 3 мілівольт, а фронти сигналу різкі, що вказує на логічний характер джерела, однак сам сигнал не є придатним для прямого цифрового використання через велику зашумленість.

Після підсилення та проходження через фільтри верхніх і нижніх частот, на виході формується сигнал, практично очищений від паразитних завад. Фільтр нижніх частот ефективно пригнічує високочастотні коливання, а фільтр верхніх частот відсікає повільні зміщення рівня, які могли б викликати нестабільність. Додатково, застосування notch-фільтра на частоті 50 Гц дозволяє усунути мережеву наводку, характерну для живлення змінним

струмом. У результаті формується стабільний, чітко визначений сигнал з відновленою формою, придатний для подальшої візуалізації або цифрової обробки (рис. 2.11).

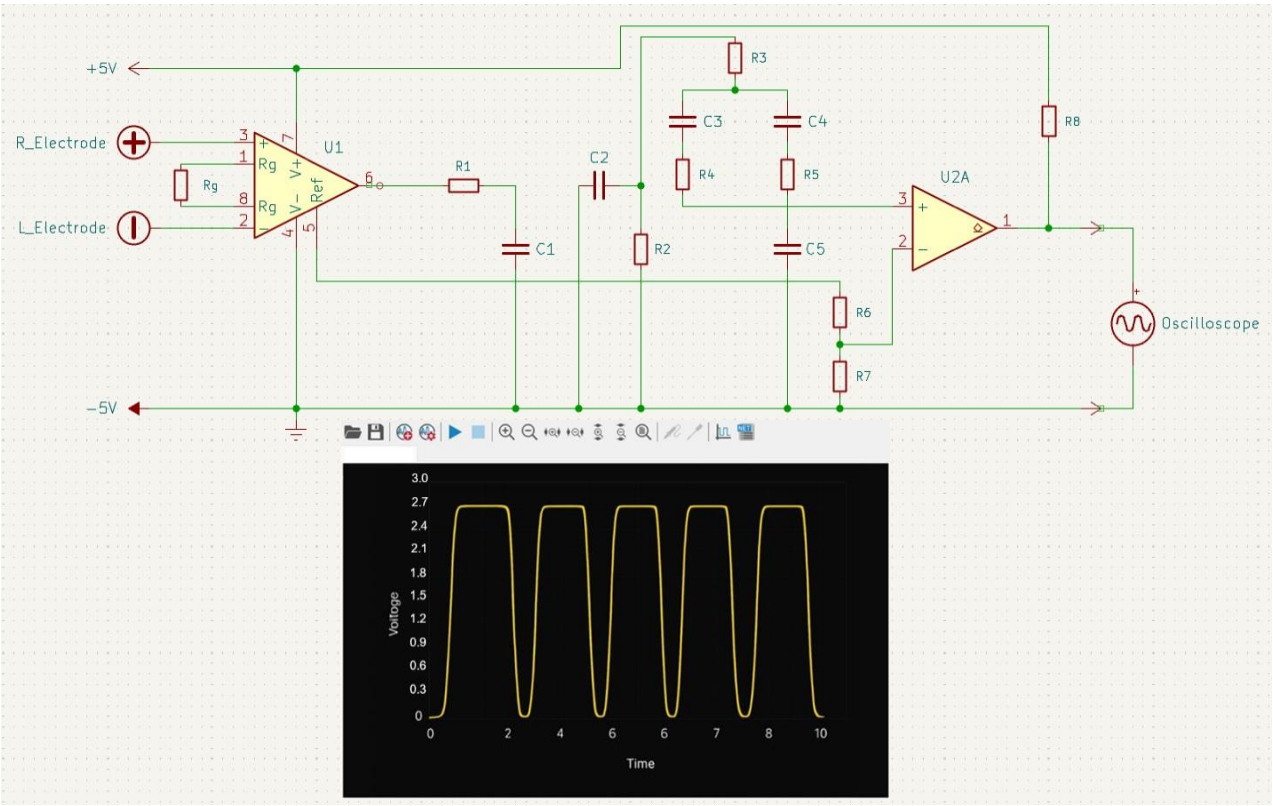


Рисунок 2.11 — Модуляція вихідного сигналу у середовищі KiCad 9.0

Вихідний сигнал є вже обробленим, чітким прямокутним сигналом з такою ж частотою та тривалістю імпульсів, як і у вхідному випадку, але без шуму, з рівнями напруги близько 0 та 2.3 вольта. Така обробка дозволила усунути шум і перетворити аналоговий вхідний сигнал на стабільний цифровий вихід.

За результатами виконаної роботи було розроблено принципову електричну схему вхідного каскаду підсилювача сигналів, що включає інструментальний підсилювач, каскади фільтрації та буферизації. У схемі реалізовано підсилення слабкого аналогового сигналу та поетапне очищення від характерних перешкод, як високочастотного шуму, так і синфазної мережевої наводки. Для цього були застосовані фільтри нижніх і верхніх

частот, а також Notch-фільтр на 50 Гц, що дозволило значно покращити форму сигналу та забезпечити його стабільність на виході.

Моделювання роботи схеми проведено у середовищі KiCad 9.0 із використанням тестового сигналу типу меандра з шумами та іншими перешкодами. Це дозволило оцінити ефективність фільтрації та точність відтворення вхідного сигналу. Результати показали, що після проходження всіх каскадів обробки на виході формується стабільний сигнал із відсутністю високочастотних перешкод і спотворень форми.

Підсилювач справляється зі зменшенням синфазних перешкод та забезпечує підготовку сигналу до подальшої цифрової обробки або виводу на індикаційні засоби. Отримані результати підтверджують доцільність вибору структурної побудови та використаної елементної бази. Реалізована схема може бути адаптована до різних вимог, легко масштабована й придатна як для навчальних, так і для прикладних технічних завдань.

3 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННАЯ БЕЗПЕКА

3.1 Заходи по забезпеченню техніки безпеки

Усі роботи з електротехнічними пристроями та лабораторним обладнанням повинні проводитись відповідно до вимог діючих нормативних документів з охорони праці, зокрема ГОСТ 12.1.019-79 «Електробезпека. Загальні вимоги і номенклатура видів захисту», ГОСТ 12.3.019-80 «Електромонтажні роботи. Вимоги безпеки», а також Правил улаштування електроустановок (ПУЕ) та Правил безпечної експлуатації електроустановок споживачів. [19]

Згідно з ГОСТ 12.1.019-79, основними видами захисту від ураження електричним струмом є: захист ізоляцією струмоведучих частин, використання малих напруг (до 42 В), заземлення, занулення та застосування засобів подвійної ізоляції. Забороняється доторкатися до струмоведучих частин, навіть якщо напруга вважається низькою, без відповідних засобів захисту.

Перед початком будь-яких робіт необхідно:

— провести зовнішній огляд обладнання на наявність пошкоджень, порушення ізоляції, оголених провідників;
— переконатися у справності заземлення;
— перевірити наявність електричних схем, інструкцій з експлуатації та засобів пожежогасіння поблизу робочого місця;
— забезпечити відповідний освітлений, сухий і вентильований простір.

Під час виконання робіт забороняється:

— використовувати несправне обладнання або проводити самовільне підключення до мережі;

— працювати у вологому одязі або з мокрими руками;

— залишати увімкнені електропристрої без нагляду;

— допускати присутність неавторизованих осіб біля робочого місця.

Особи, що допускаються до роботи з електроустановками, повинні пройти інструктаж з охорони праці, мати відповідну групу електробезпеки та знати порядок дій у разі виникнення аварійної ситуації.

Усі електротехнічні засоби повинні експлуатуватись відповідно до паспортних характеристик. При використанні переносного електроінструменту — обов’язковим є застосування персональних засобів захисту: діелектричних рукавичок, інструменту з ізольованими ручками, килимків тощо.

3.2 Заходи з забезпечення виробничої санітарії та гігієни праці

Організація робочого місця повинна відповідати чинним санітарним нормам та правилам, зокрема ГОСТ 12.1.005-88 «Загальні санітарно-гігієнічні вимоги до повітря робочої зони», а також ДСН 3.3.6.042-99 «Державні санітарні норми виробничого мікроклімату». Основною метою заходів є створення безпечних і комфортних умов праці, що знижують ризик впливу шкідливих факторів на працівника та забезпечують збереження його здоров’я.

Робоче місце повинно бути оснащене системою загального та локального освітлення, з урахуванням вимог до рівня освітленості для виконання робіт середнього ступеня точності (не менше 300 лк), згідно з СНіП II-4-79. Необхідно уникати прямих відблисків і надмірного контрасту між елементами схеми та фоном, особливо при роботі з екраном комп’ютера або вимірювальними приладами. [20]

У приміщенні повинні підтримуватися оптимальні параметри мікроклімату:

- температура повітря — у межах 20–24°C;
- відносна вологість — 40–60%;
- швидкість руху повітря — не більше 0.2 м/с в холодний період року.

Повітря робочої зони має бути чистим, без шкідливих випарів, пилу або парів флюсу, особливо під час паяння. У разі необхідності слід використовувати вентиляційні витяжні пристрої або індивідуальні засоби захисту органів дихання.

Допуск до роботи з паяльними станціями, флюсами, розчинниками та іншим допоміжним обладнанням можливий лише за умови дотримання вимог санітарної гігієни:

- регулярне вологе прибирання робочої зони;
- наявність умивальника, засобів особистої гігієни, аптечки;
- відсутність сторонніх речовин та харчових продуктів у зоні проведення робіт.

При тривалій роботі за комп’ютером або тестуванням електронних пристроїв оператор повинен дотримуватись режиму праці й відпочинку: зокрема, кожні 60 хвилин рекомендується робити перерву тривалістю 5–10 хвилин для зняття зорового і м’язового напруження.

Усі заходи з виробничої санітарії та гігієни праці мають бути спрямовані на створення безпечного, комфортного, ергономічного середовища, що відповідає нормам охорони здоров’я і чинному законодавству.

3.3 Заходи безпеки у надзвичайних ситуаціях

Усі учасники технологічного процесу мають бути ознайомлені з правилами поведінки в умовах надзвичайної ситуації (НС), знати порядок дій у разі виникнення загрозливих або аварійних подій, а також володіти базовими навичками надання першої допомоги. Заходи безпеки в НС регламентуються нормативами Цивільного захисту України, зокрема Кодексом цивільного захисту України, ГОСТ 12.4.009-83 та ДСНС-наказами щодо організації евакуації та дій при аваріях. [21]

Умовно надзвичайні ситуації поділяються на:

- техногенні (замикання, перегрів обладнання, витік хімічних речовин, пожежа);
- природні (землетруси, повені, знеструмлення внаслідок стихійних явищ);
- соціальні або воєнні (загроза терористичного акту, артобстріл, евакуація).

Основні заходи безпеки передбачають:

- забезпечення вільного доступу до аварійного виходу, наявність схеми евакуації на видному місці;
- наявність справних первинних засобів пожежогасіння (вогнегасника, вогнетривкої ковдри, піску);
- автоматичне або ручне вимкнення електроживлення у разі задимлення, іскріння, вібрації обладнання;
- припинення всіх робіт та негайне сповіщення відповідальної особи або охорони у разі виявлення несправностей, запаху гару, диму чи сторонніх звуків;
- виведення персоналу в безпечну зону, згідно з інструкціями з евакуації;
- перевірку наявності аптечки першої допомоги та навичок її використання серед персоналу.

У разі ураження струмом чи опіків від нагрітих елементів необхідно:

1) негайно відключити джерело живлення;
2) надати допомогу постраждалому, при необхідності викликати швидку допомогу;
3) до приїзду медиків — забезпечити спокій, вентиляцію та контроль свідомості постраждалого.

Також обов’язковим є проведення інструктажів з НС для всіх учасників роботи, з фіксацією в журналі та з демонстрацією практичних дій: зупинки обладнання, евакуації, повідомлення в служби.

3.4 Пожежна та техногенна безпека

Усі роботи, пов’язані з розробкою, монтажем та тестуванням електронного обладнання, повинні здійснюватися з урахуванням вимог пожежної та техногенної безпеки, що регламентуються Кодексом цивільного захисту України, Правилами пожежної безпеки в Україні (НАПБ А.01.001-2014), ДБН В.1.1-7:2016 та галузевими нормативами.

Приміщення, в якому проводиться складання й тестування приладу, має відповідати не нижче II ступеня вогнестійкості, бути обладнане пожежною сигналізацією та засобами первинного пожежогасіння. Не допускається розташування біля приміщення джерел підвищеної пожежної або вибухонебезпеки. У приміщенні встановлено один переносний вуглекислотний вогнегасник типу ВВК-3,5, що відповідає площі та типу навантаження.

Пожежна безпека забезпечується за рахунок дотримання таких вимог:

– обладнання встановлюється на негорючих або вогнетривких підставах,

– підлога приміщення виконана з вогнестійкого покриття,

– доступ до електрощитів та аварійного відключення відкритий і позначений відповідними знаками,

– носії інформації зберігаються в металевих шафах або сталевих ящиках, решта – в окремому вогнестійкому приміщенні.

У лабораторних умовах основними горючими матеріалами виступають пластикові частини корпусів, електрошнури, меблі. Основні джерела займання, це блоки живлення та електронні схеми, в яких за наявності несправностей можуть виникати перегрів, коротке замикання або електрична іскра.

Для зниження ризиків, усі електричні лінії мають бути оснащені запобіжниками або автоматами захисту, а використання тимчасових розгалужувачів або нестандартних подовжувачів не допускається. Робочі місця обладнуються термостійкими підставками під паяльники, а паяння проводиться з використанням витяжки або природної вентиляції.

У разі виникнення пожежі передбачена евакуація персоналу згідно з планом. Евакуаційні шляхи повинні відповідати вимогам:
– мінімальна ширина проходу – 1 м, дверей – не менше 0,8 м,
– двері повинні відчинятися в напрямку виходу,
– у приміщеннях, де перебуває до 15 осіб, допускається відчинення дверей всередину,
– не менше двох евакуаційних виходів, які ведуть безпосередньо на зовнішню територію або через відокремлений вестибюль.

Евакуаційний час не повинен перевищувати критичний час досягнення небезпечних значень температури або зниження рівня кисню до життєво небезпечних меж. Відстань від найвіддаленішої точки приміщення до евакуаційного виходу визначається згідно з СНиП 2.09.02-85 з урахуванням категорії приміщення.

З точки зору класифікації, приміщення належить до категорії В1–В2 за пожежною небезпекою, зона — клас П-IIа. Технічні заходи щодо зниження ризику охоплюють використання малопотужного обладнання (5 В, 20 мА), екранування живлення, мінімізацію тепловиділення і монтаж низьковольтних з’єднань із захистом від перенапруг.

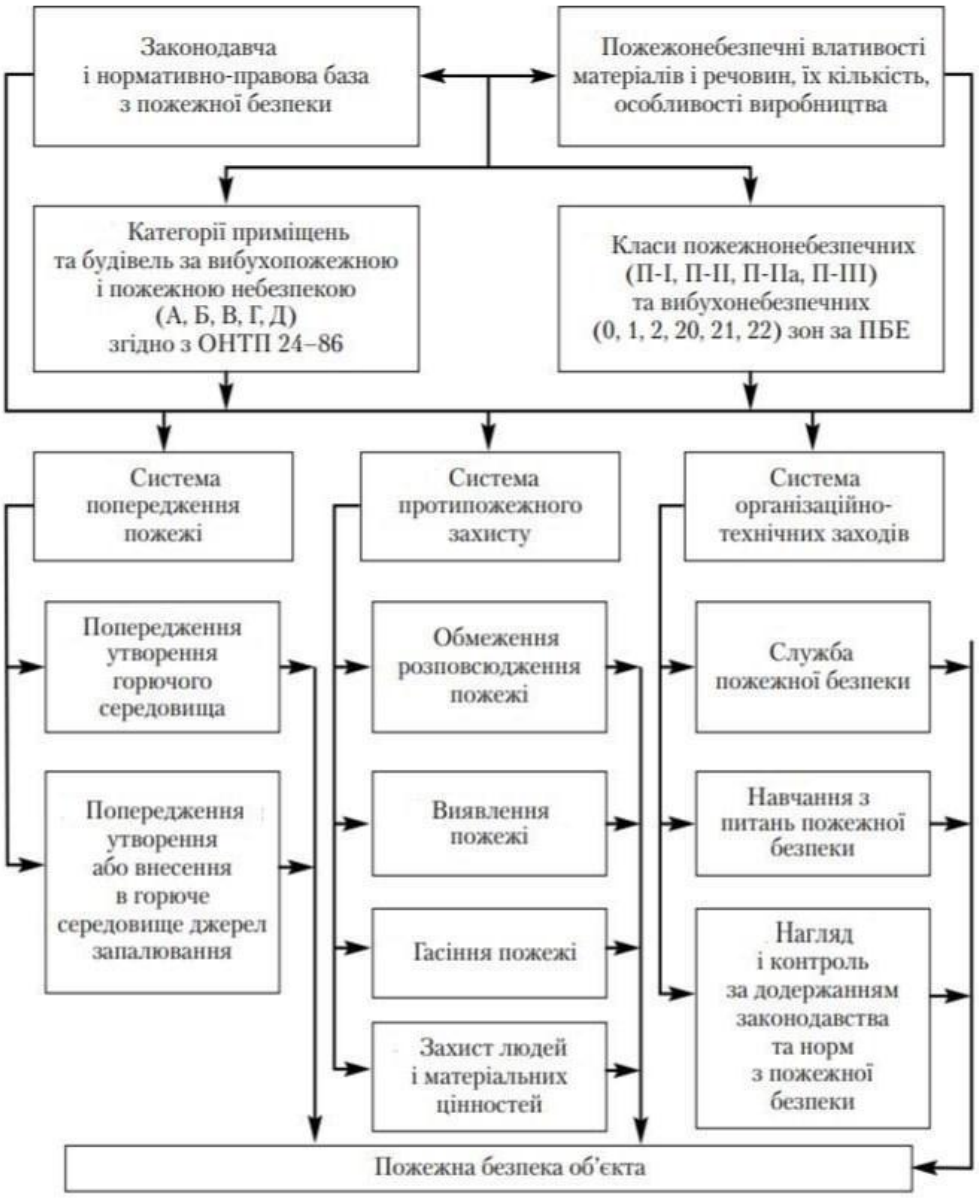


Рисунок 3.1 – Блок-схема забезпечення пожежної безпеки об'єкта

Оздоблення стін та стелі приміщення зроблене з негорючих матеріалів.

У коридорі будівлі, де розташована ця кімната, є стенд із планом евакуації на випадок пожежі (рис. 3.2), а на стіні - ящик з пожежним стволом і пожежним рукавом.

Будівля відноситься до другої категорії блискавкозахисту і захищена від прямих ударів блискавки стержневими блискавковідводами.

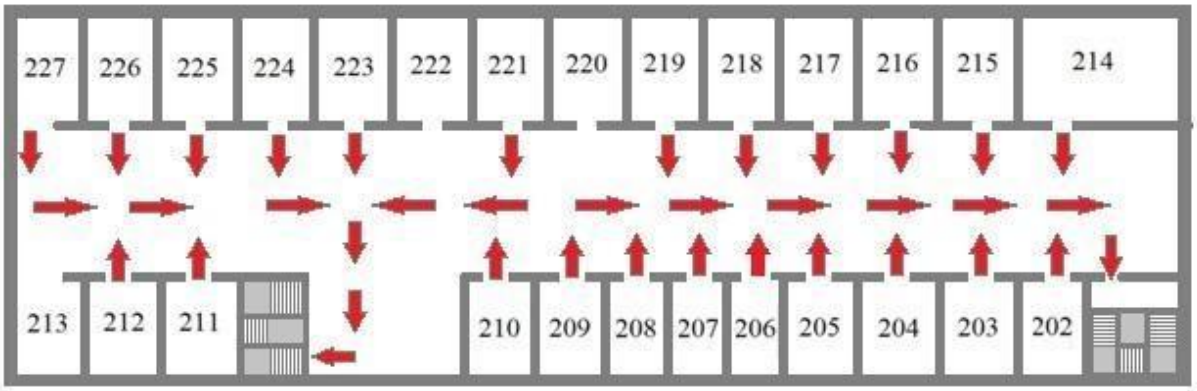


Рисунок 3.2 – План евакуації при пожежі

ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ

Результати математичного моделювання біологічного сигналу в середовищі Matlab та дослідження різних видів фільтрів довели, що для виділення чіткого діапазону частот, які містять основну інформацію, необхідно застосовувати смуговий фільтр. Вирішенню проблем з наводкою від електромережі більше відповідає Notch-фільтр. Для збереження точності і структури сигналу, ефективно використовувати обидва типи фільтрів у комбінації, застосовуючи спочатку вузький Notch-фільтр для пригнічення мережі, а потім смуговий для загального очищення сигналу. Саме така послідовність дозволяє максимально усунути перешкоди.

Розроблений функціональний фрагмент підсилювача біопотенціалів, орієнтований на роботу з низькорівневими аналоговими сигналами у присутності синфазних електромагнітних перешкод. Основою став інструментальний підсилювач INA128, що забезпечує високий коефіцієнт ослаблення синфазних перешкод, стабільність підсилення (G =1000) та малий рівень власних шумів.

Моделювання схеми в електронному середовищі KiCad 9.0 довело, що застосовані фільтри нижніх і верхніх частот, а також Notch-фільтр на 50 Гц, дозволили значно покращити форму сигналу та забезпечити його стабільність на виході.

Розроблене рішення є придатним для використання в навчальних, наукових і дослідницьких цілях, а також може бути адаптоване для побудови компактних медичних або діагностичних пристроїв. Схема є модульною, що дозволяє модернізувати її під різні типи біоелектричних сигналів — ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ.

Результати роботи були представлені на XVIII університетській науково-практичній конференції студентів аспірантів, докторантів і молодих вчених «Молода наука-2025», що проходила 14-18 квітня 2025 року (Додаток Б).

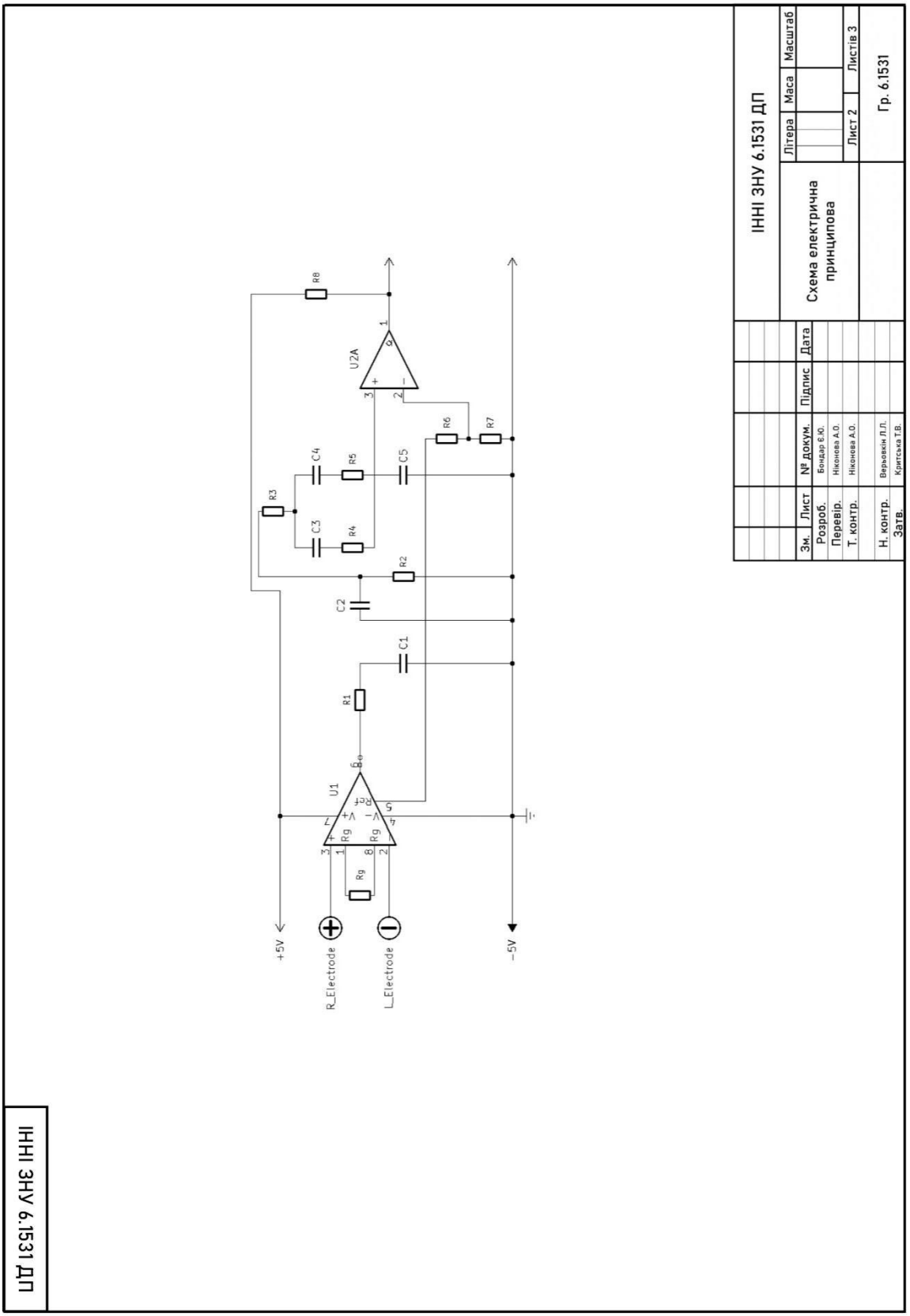
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Грицай Н. М., Коваленко С. В. Біомедична електроніка: навч. посіб. Київ: Ліра-К, 2020. 284 с.
2. Крамаренко А. П., Міхеєв Д. В. Основи біоелектричних сигналів. Харків: Факт, 2015. 192 с.
3. Bronzino J. D. Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press, 2012. 1328 p.
4. Огляд методів обробки біомедичних сигналів. URL: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7562220/ (дата звернення: 20 березня 2025 року)
5. Бурлака І. І. Біофізика: Підручник. Львів: ЛНУ, 2018. 420 с.
6. Павленко І. А. Основи нейрофізіології. Дніпро: ДНУ, 2017. 308 с.
7. Моделювання біосигналів в MATLAB. URL: https://www.mathworks.com/help/signal/examples/modeling-biosignals.html (дата звернення: 12 квітня 2025 року)
8. Бойко Р. І., Шевченко Т. І. Основи біоінженерії. К.: Політехніка, 2016. 360 с.
9. Гольдін Я. С. Електроніка: аналого-цифрові пристрої. Харків: НТУ “ХПІ”, 2013. 276 с.
10. Simulink Models for EMG and ECG Signals. URL: https://www.simscale.com/projects/ecg_emg_models (дата звернення: 14 квітня 2025 року)
11. Джонсон Д. С. Signal Processing for Medical Systems. New York: Springer, 2019. 455 p.
12. Винокурова Г. А., Нікітін В. І. Цифрова обробка сигналів: навч. посіб. Суми: СумДУ, 2021. 312 с.
13. Принципи побудови фільтрів у MATLAB. URL: https://www.mathworks.com/help/signal/fundamentals-of-digital-filtering.html (дата звернення: 17 квітня 2025 року)

14. Інструкція по реалізації Notch-фільтрів. URL: https://www.analog.com/en/technical-articles/notch-filters.html (дата звернення: 17 квітня 2025 року)
15. Сидоренко Ю. П. Основи схемотехніки: навч. посіб. Одеса: ОНПУ, 2020. 390 с.
16. Краткий довідник по мікросхемі INA128. URL: https://www.ti.com/product/INA128 (дата звернення: 18 квітня 2025 року)
17. Півень В. С., Гринько П. І. Основи проектування електронних пристроїв. Київ: Видавництво КНУ, 2014. 336 с.
18. Радченко М. А. Основи технічної безпеки. Харків: ХНУРЕ, 2013. 228 с.
19. ГОСТ 12.1.019-79. Електробезпека. Загальні вимоги. URL: https://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page?id_doc=47860 (дата звернення: 20 травня 2025 року)
20. НПАОП 0.00-1.28-10. "Правила охорони праці під час експлуатації електроустановок споживачів".
21. Руденко С. І. Безпека життєдіяльності. Київ: Ліра-К, 2022. 295 с.

ДОДАТКИ

Додаток А



Додаток Б

466

Бондар Єгор

МОДЕЛЮВАННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНОГО СИГНАЛУ ДЛЯ ОПТИМІЗАЦІЇ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ІНФОРМАЦІЇ *340*

Волков Олексій

ТРИФАЗНЕ ДЖЕРЕЛО ЖИВЛЕННЯ ЕЛЕКТРОПРИВОДУ ПОСТІЙНОГО СТРУМУ *342*

Гурін Микита

МЕТОДИКА СИНТЕЗУ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ РЕЗОНАНСНОГО ТУНЕЛЬНОГО ДІОДУ *344*

Дичек Дмитро

РЕФЛЕКСОТЕРАПІЯ. ПРИЛАД ДЛЯ ЕЛЕКТРОПУНКТУРНОЇ СТИМУЛЯЦІЇ *346*

Кашлецький Микола

МІКРОЕЛЕКТРОННА СИСТЕМА ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ ЦИФРОВОЇ ІНФОРМАЦІЇ *348*

Клименко Давид

ДВІЙКОВО - ДЕСЯТКОВІ КОДИ В ОБЧИСЛЮВАЛЬНІЙ ТЕХНІЦІ *350*

Книш Іван

СИСТЕМА КЕРУВАННЯ ДВИГУНОМ ПОСТІЙНОГО СТРУМУ *352*

Краснокутський Володимир

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРЯМКІВ РОЗВИТКУ ТЕХНОЛОГІЇ СИЛОВИХ НАПІВПРОВІДНИКОВИХ ПРИЛАДІВ *353*

Леміш Данило

ПРИЛАД ДЛЯ МОНІТОРІНГУ РІВНЯ ВУГЛЕКИСЛОГО ГАЗУ В ПРИМІЩЕННІ *356*

Лучков Олександр

ПРИСТРІЙ АВТОМАТИЧНОГО ЗБЕРЕЖЕННЯ ПРАЦЕЗДАТНОСТІ МЕРЕЖЕВОЇ АПАРАТУРИ *357*

Мишковець Андрій

УНІВЕРСАЛЬНИЙ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯТОР НЕРВОВИХ ТА М'ЯЗОВИХ КЛІТИН *360*

Мовчан Володимир, Стріжевський Сергій

НЕЛІНІЙНА МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТРАНСФОРМАТОРУ *362*

340

Бондар Єгор
здобувач 4 курсу ІННІ ім. Ю.М. Потебні ЗНУ
Наук. кер.: канд. тех. наук, доц. Ніконова А.О.

МОДЕЛЮВАННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНОГО СИГНАЛУ ДЛЯ ОПТИМІЗАЦІЇ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ІНФОРМАЦІЇ

Розробка біонічних пристроїв в Україні має особливе значення в контексті сучасних викликів, зокрема зростанні кількості осіб з інвалідністю внаслідок війни. Особлива увага приділяється вивченню біоелектричних процесів, що відбуваються під час скорочення м'язових волокон. Важливість досліджень у цій галузі відповідає завданням, визначеним у документі "Цілі сталого розвитку України", затвердженому президентом.

Сучасна медична діагностика та біотехнічні системи все більше залежать від точності вимірювання біопотенціалів, що виникають у живих організмах. Високий рівень синфазних перешкод, спричинених різного виду шумами та перешкодами, які можуть бути викликані рухом людини, кашлем або навіть важким диханням та іншими факторами під час дослідження. Тому вкрай необхідне визначення корисної інформації при аналізі сигналів. Для ефективного аналізу сигналу необхідно враховувати його динамічність в часі, отже такі параметри як середнє значення, дисперсія і спектральна щільність потужності, можуть відрізнятися в різні моменти часу. Особливості біоелектричних сигналів задають необхідність обрати тип фільтру, що відповідає необхідним вимогам. Крім того, частота мережевої наводки (50 Гц) на корисний сигнал знаходиться в діапазоні його частот, рівному 20-500 Гц. При великій відстані між електродами велика ймовірність появи в корисному сигналі шумів, зв'язаних з наведенням на з'єднувальні дроти. Ще одна проблема полягає в тому, що при відведенні сигналу від будь-якої групи м'язів можуть виникати суттєві перехресні перешкоди від сусідніх груп м'язів.

Розробка вхідних каскадів підсилювачів біопотенціалів із високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод є критично важливою для підвищення чутливості та точності вимірювальних систем. Це дозволяє покращити якість реєстрації біоелектричних сигналів.

Для моделювання біоелектричного цифрового сигналу м’язівих волокон та проведення аналізу різних типів фільтрів застосовано програмне забезпечення MatLab. Блок-схема вказана на рисунку 1. Перевірка результатів дає змогу визначити найбільш оптимальний фільтр для обробки біомедичного сигналу та покращення якості отриманої інформації.

Розробка вхідних каскадів підсилювачів біопотенціалів з високим коефіцієнтом ослаблення синфазних перешкод дозволяє значно підвищити точність реєстрації біоелектричних сигналів, зменшуючи вплив електромагнітних завад та інших небажаних факторів.

341

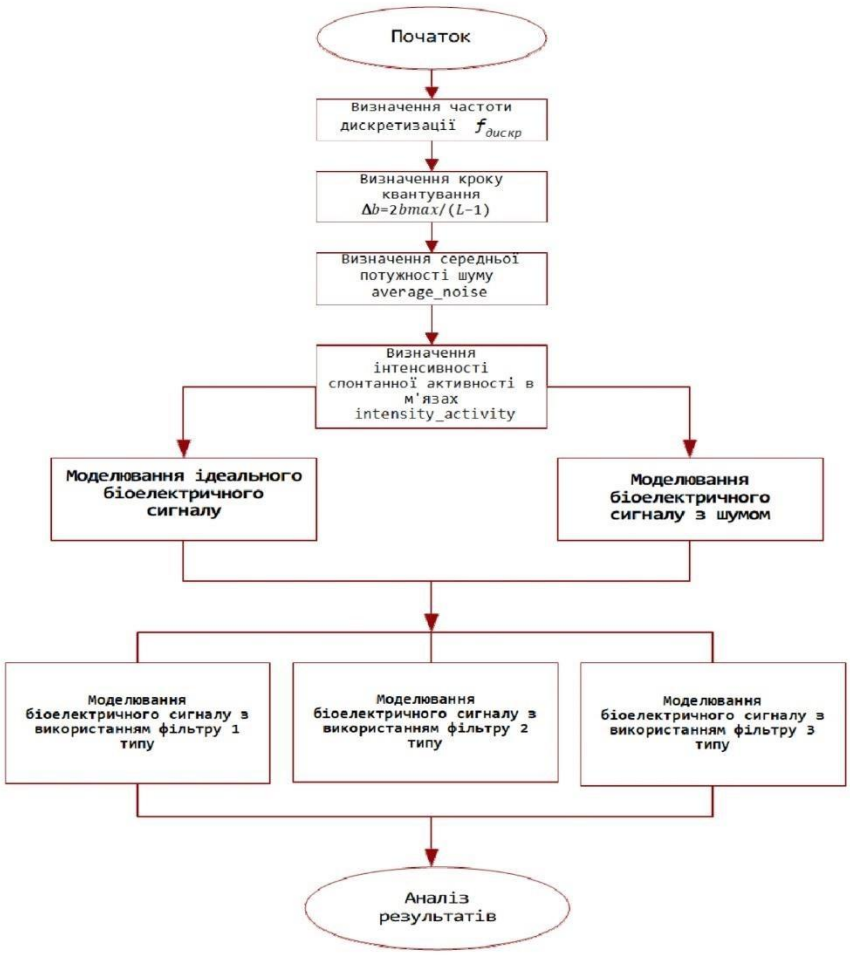


Рисунок 1 - Алгоритм моделювання біоелектричного сигналу та проведення аналізу різних типів фільтрів

В ході досліджень було підтверджено, що використання оптимізованих схем підсилювачів забезпечує покращення завадостійкості та стабільності сигналу. Крім того, розроблені методи оптимізації параметрів підсилювачів дозволяють забезпечити їх ефективну інтеграцію в сучасні біомедичні пристрої з підвищеними вимогами до завадостійкості та точності вимірювань.

Література

1. Control Methods for Transradial Prostheses Based on Remnant Muscle Activity and Its Relationship with Proprioceptive Feedback: URL: https://www.mdpi.com/1424-8220/20/17/4883

2. Висоцька О. В. Медичні інформаційні системи : навч. посібник / О. В. Висоцька. Харків : ХНУРЕ, 2014. 472 с.

Додаток В

Поз. позн.	*Найменування*	*Кіл.*	*Примітка*
	Конденсатори		
C1	*К50-6 25В 1мкФ ОЖО.464.031 ТУ*	*1*	
C2-C4	*К50-6 25В 100нФ ОЖО.464.031 ТУ*	*3*	
C5	*К50-6 25В 200нФ ОЖО.464.031 ТУ*	*1*	
U1	*Інструментальний підсилювач INA128*	*1*	
U2A	*Компаратор LM393*	*1*	
	Резистори		
R1	*МЛТ-0.125-330 кОм ±5% ГОСТ 7113–83*	*1*	
R2	*МЛТ-0.125-16 кОм ±5% ГОСТ 7113–83*	*1*	
R3-R4, R6-R8	*МЛТ-0.125-10 кОм ±5% ГОСТ 7113–83*	*5*	
R5	*МЛТ-0.125-5 кОм ±5% ГОСТ 7113–83*	*1*	
Rg	*МЛТ-0.125-51 Ом ±1% ГОСТ 7113–83*	*1*	

					ІННІ ЗНУ 6.1531 ДП				
Зм.	Лист	№ докумен.	Підпис	Дата					
Розроб.		Бондар Є.Ю.			Перелік елементів	Літера		Лист	Листів
Перевір.		Ніконова А.О.						3	3
Н. контр.		Верьовкін Л.Л.							
Затв.		Критська Т.В.							