

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

Бакалаврська кваліфікаційна робота на тему:

ФОРМУВАЧ ТЕСТОВИХ БІОСИГНАЛІВ

Виконав: студент 4 курсу,

групи БМІ-216,

спеціальності 163 Біомедична інженерія

В. Харф Студент Харьков В.О.

Керівник: д.ф., ст. викладач. БМІОЕС

Криворучко І.О.

« 13 » 06 2025 р.

Рецензент: ст. викладач каф. ІРТС
Тришук М.О.

« 12 » 06 2025 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри БМІОЕС

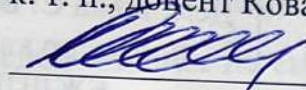
Коваль Л. Г.

« 16 » 06 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Бакалавр
Спеціальність 163 Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ
завідувач кафедри БМІОЕС
к. т. н., доцент Коваль Л. Г.



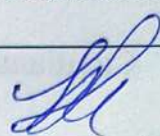
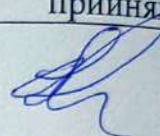
«20» 03 2025 р.

ЗАВДАННЯ

на бакалаврську кваліфікаційну роботу
студенту Харькову Василю Олеговичу, гр. БМІ-216

1. Тема БДР «Формувач тестових біосигналів», керівник роботи старший викладач кафедри БМІОЕС Криворучко Іван Олександрович, д.ф., затверджені наказом ВНТУ від 20 березня 2025 року № 97.
2. Строк подання студентом роботи – до 02.06.2025 р.
3. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити): 1. Аналітичний огляд питання; 2. Конструкторський розділ; 3. Технологічний розділ; 4. Опрацювання питань охорони праці.
4. Зміст ілюстративної частини (з точним зазначенням обов'язкових креслеників): схема електрична принципова, плата друкована.

6. Консультанти розділів роботи

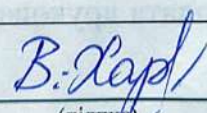
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Криворучко І.О. д.ф., ст. викладач. БМІОЕС	 20.03.25	 06.06.25
Охорона праці	Дембіцька С. В., д. п. н., професор кафедри БЖДПБ	 24.03.25	 30.05.25

7. Дата видачі завдання 20 березня 2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

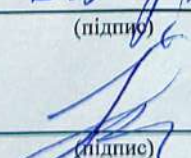
№ з/п	Назва етапів БДР	Строк виконання етапів БДР	Примітка
1	Формування та затвердження теми бакалаврської кваліфікаційної роботи (БКР)	До 20.03.2025	
2	Виконання спеціальної частини БДР. Перший рубіжний контроль виконання БКР	До 21.04.2025	
3	Виконання спеціальної частини БДР. Другий рубіжний контроль виконання БКР	До 19.05.2025	
4	Виконання розділу «Охорона праці»	До 30.05.2025	
5	Попередній захист БДР	06.06.2025	
6	Нормоконтроль БДР	09.06.2025	
7	Рецензування БДР	02.06.2025	
8	Захист БДР	20.06.2025	

Студент


(підпис)

Харьков В.О.

Керівник роботи


(підпис)

Криворучко І.О.

АНОТАЦІЯ

Студент Харьков В.О. БКР на тему «Формувач тестових біосигналів». Вінниця : ВНТУ, 2025. 70 с.

Українською мовою. рис.10, табл.9, 26 найм.

В бакалаврській кваліфікаційній роботі розроблено програмний засіб (або пристрій), що дозволяє генерувати синтетичні сигнали ЕКГ з можливістю гнучкого налаштування параметрів, виведення даних на екран та збереження у файл. Актуальність теми зумовлена потребою в доступних та універсальних пристроях для тестування, калібрування й навчання у сфері біомедичної інженерії. Комерційні генератори біосигналів мають високу вартість і складну структуру, тому створення власного формувача є економічно доцільним і технічно обґрунтованим рішенням. У роботі проведено аналітичний огляд існуючих рішень, обґрунтовано типів сигналів та апаратної платформи, реалізовано структурну та принципову схему пристрою.

ABSTRACT

Student Kharkov V.O. BKR on the topic "Test biosignal generator". Vinnytsia: VNTU, 2025. 70 p.

In Ukrainian. Fig. 10, Table 9, 26 names.

In the bachelor's qualification work, a software tool (or device) has been developed that allows generating synthetic ECG signals with the ability to flexibly adjust parameters, display data on the screen and save to a file. The relevance of the topic is due to the need for affordable and universal devices for testing, calibration and training in the field of biomedical engineering. Commercial biosignal generators have a high cost and complex structure, so creating your own shaper is an economically feasible and technically sound solution. The work provides an analytical review of existing solutions, justifies the types of signals and the hardware platform, and implements a structural and schematic diagram of the device.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ПРОБЛЕМИ.....	9
1.1 Поняття та класифікація біосигналів	9
1.2 Основні характеристики біосигналів.	12
1.3 Проблеми тестування біомедичних пристроїв.....	16
1.4 Роль формувачів тестових сигналів у медичній електроніці.....	18
1.5. Огляд існуючих генераторів біосигналів.....	21
2 КОНСТРУКТИВНИЙ РОЗДІЛ	26
2.1 Аналіз вимог завдання	26
2.2 Вибір типів сигналів для моделювання	28
2.3 Аналіз вимог до апаратної та програмної частини.....	31
2.4 Принцип дії системи	34
3 ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ	39
3.1 Апаратна реалізація (плата, мікроконтролер, DAC, дисплей)	39
3.2 Розробка технології та вибір обладнання	45
4 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	48
4.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи.....	48
4.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії	51
4.2.1 Мікроклімат	52
4.2.2 Склад повітря робочої зони.....	52
4.2.3 Виробниче освітлення.....	53
4.2.4 Виробничий шум	54
4.2.5 Виробничі випромінювання	56
4.3 Пожежна безпека.....	57
4.3.1 Технічні рішення системи запобігання пожежі	57
4.3.2 Технічні рішення системи протипожежного захисту.....	58
ВИСНОВКИ.....	60
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	61
Додаток А ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА	64

Додаток Б ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ	69
---	----

ВСТУП

Функціональний стан людини в медицині є одним із ключових показників її здоров'я. У практиці охорони здоров'я цей стан аналізується у межах діагностичних, лікувальних і профілактичних заходів. Такі показники мають важливе значення для роботи систем медичного страхування, організації умов праці, а також для створення медичних експертних інформаційних систем. Одним із перспективних напрямків у цій сфері є розробка інформаційних баз даних, що містять параметри, які відображають функціональний стан органів і організму загалом. Ці дані порівнюються з нормативними показниками і можуть бути інтегровані у концепцію електронного паспорта здоров'я людини. Для моніторингу функціонального стану організму використовуються численні дослідження, серед яких аналіз біомедичних сигналів, візуалізація тканин і органів, біохімічний аналіз, ультразвукові дослідження, рентгенографія тощо. Важливою складовою діагностичної практики є електрографічні методи, що дають змогу реєструвати та аналізувати біопотенціали. Ці біопотенціали виникають природно або під впливом зовнішніх стимулів у різних ділянках та органах людського тіла. Вони є узагальненою характеристикою електрофізіологічної активності клітин, тканин і органів. Різниця потенціалів між збудженими й незбудженими ділянками клітини свідчить про те, що потенціал збудженої частини завжди нижчий за потенціал незбудженої. Для тканин різниця потенціалів формується за рахунок сумарної активності індивідуальних клітин. Реєстрація біопотенціалів виконується за допомогою електродів, які закріплюються на поверхні тіла або органів людини. При цьому вимірюється не абсолютна величина потенціалу, а різниця потенціалів між двома точками на поверхні тіла. Цей параметр є індикатором електричної активності та засвідчує метаболічні процеси в організмі. Біопотенціали широко застосовуються для оцінки функціонального стану систем і органів. Електрографічні методи включають такі технології, як електрокардіографія (ЕКГ), реографія, електроенцефалографія (ЕЕГ), електроміографія, електрогастрографія тощо. З урахуванням аналізу даних з українських та закордонних джерел здійснено

узагальнення методик отримання і обробки медичних електрографічних сигналів. Цей матеріал орієнтований на студентів та інженерів технічних спеціальностей, залучених до розробки медичного обладнання, студентів медичних навчальних закладів, а також фахівців, що працюють на перетині медицини та технічних наук.

Виходячи з мети, було виділено такі завданнями роботи:

- провести аналіз існуючих підходів до моделювання біосигналів.;
- розробити схему електричну принципову;
- розробити корпус для носимої конструкції приладу;

Об'єкт БКР – процес формування тестових біосигналів.

Предмет БКР – автоматизований прилад для формування тестових біосигналів.

1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ПРОБЛЕМИ

1.1 Поняття та класифікація біосигналів

Біосигнали, що формуються внаслідок складних і взаємопов'язаних біологічних процесів, є об'єктом пильного дослідження у сферах медицини та біоінженерії. Ці процеси вирізняються значним рівнем складності, багатогранною динамікою та високим ступенем варіабельності, що робить їх дослідження не лише актуальним, а й надзвичайно значущим для кращого розуміння фундаментальних основ життєдіяльності. За своєю суттю, більшість біосигналів можна розглядати як динамічні процеси, які залежать від часу. Зазвичай вони описуються через залежність типу $S(t)$, де S є сигналом, а t позначає часовий параметр. Але у багатьох випадках для повнішої характеристики біосигналу необхідно враховувати не один, а кілька параметрів. [1]

Наприклад, синусоїдальний сигнал $S(t)$ може бути представлений шляхом зазначення таких ключових характеристик, як амплітуда (A), частота (f) та фаза (ϕ). Завдяки цим трьом параметрам можливе точне математичне визначення форми цього сигналу. Однак ідеалізовані сигнали, як правило, існують лише на теоретичному рівні. У реальних умовах сигнали піддаються впливу зовнішніх і внутрішніх факторів, наприклад шуму $n(t)$, що додає спотворення до оригінального сигналу.

До основних видів біосигналів належать:

- ЕКГ (електрокардіограма) — відображає електричну активність серця;
- ЕЕГ (електроенцефалограма) — фіксує активність мозку;
- ЕМГ (електроміограма) — відображає м'язову активність;
- РРГ (фотоплетизмограма) — вимірює пульсацію крові за допомогою оптики;
- Респіраторні сигнали — характеризують дихальні цикли;

- Тиск крові — артеріальний тиск, вимірюваний неінвазивно або інвазивно.

Біологічні процеси, що мають регулярний характер, зокрема серцебиття чи дихання, генерують сигнали, які вирізняються певною циклічністю. Такі сигнали часто виглядають як хвилюподібні структури з відносно детермінованою природою. Виходячи з їхніх характеристик, ці сигнали поділяються на періодичні, квазіперіодичні, неперіодичні чи перехідні. Слід зазначити, що абсолютно періодичні сигнали в живих організмах відсутні, оскільки вони є суто математичною абстракцією, прикладом якої є синусоїдальна хвиля. Через це біологічні сигнали найчастіше описуються за допомогою понять квазіперіодичних або навіть неперіодичних сигналів. Як приклад, неперіодичний сигнал може відображати електричну активність, що виникає під час мерехтіння очей. Інший приклад – сигнал, що створюється деполяризованою клітиною, яка під впливом стимулу генерує імпульс у вигляді послідовності деполяризації й реполяризації. Цей процес переважно розглядається як перехідний сигнал. До окремого типу детермінованих сигналів належать точкові процеси, які можна описати серією імпульсних подій. [2] Такий процес зручно моделювати бінарним сигналом, де більшість часу значення залишається «0», але в момент події переходить до «1». Хоча ідеально точкові процеси не характерні для біологічних систем, деякі фізіологічні явища можна розглядати аналогічним чином. Наприклад, імпульси, що генеруються ритмоводієм SA- або AV-вузлів серця, майже відповідають опису точкових процесів. У таких випадках основна увага приділяється не формі сигналу, а часу настання події – наприклад, початку деполяризації шлуночків серця, що пов'язується з ініціацією QRS-комплексу на електрокардіограмі, або моменту мерехтіння очей.

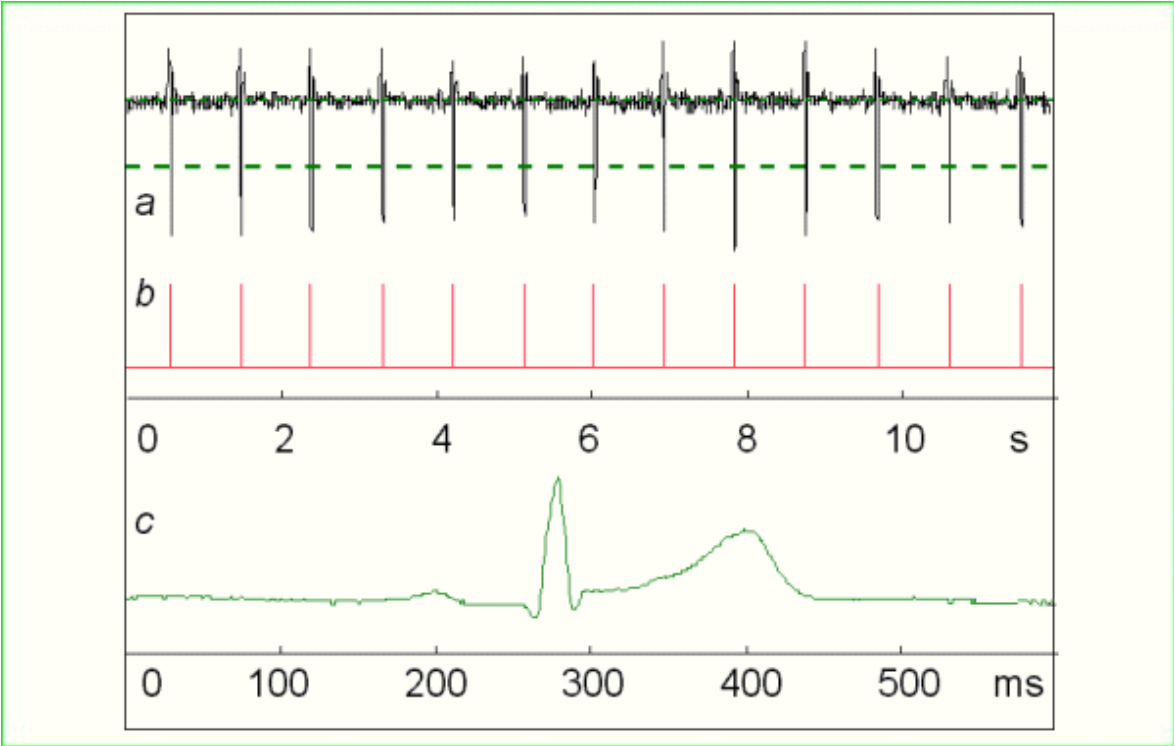


Рисунок 1.1 - Точковий процес, отриманий після фільтрації сигналів ЕКГ.

Оброблений сигнал ЕКГ може бути відтворений із точкового процесу у формі хвилі, яка представляє лише один комплекс P-QRS-T (рисунок 1.1).

Таблиця 1,1 - Існує низка апаратних та програмних засобів для генерації тестових біосигналів:

Назва	Тип	Особливості
Fluke ProSim 8	Апаратний	Професійний багатоканальний генератор медичних сигналів
Rigel Uni-Sim	Апаратний	Підтримка ЕКГ, дихання, температури
PhysioNet Wave Generator	Програмний	Безкоштовний, підтримує завантаження реальних даних
Python NeuroKit2	Програмний	Створення та аналіз психофізіологічних сигналів
MATLAB ECG Simulator	Програмний	Гнучка модель ЕКГ, параметризована за частотою, шумами

Однак більшість апаратних засобів — комерційні, дорогі та недоступні для широкого використання в навчальних або дослідницьких цілях (таблиця 1.1). Тому актуальною є розробка відкритого, доступного, програмного формувача.

Біосигнали є надзвичайно чутливими фізіологічними явищами, які мають низку характерних властивостей, що визначають їх особливості та обмеження в аналізі. Перш за все, вони характеризуються дуже малою амплітудою, яка може становити від кількох мікрвольт до кількох мілівольт, що накладає суттєві вимоги до технічних засобів для їх реєстрації та фільтрації. Крім того, частотний діапазон біосигналів залишається доволі вузьким і варіюється залежно від їхнього різновиду. Зокрема, сигнали електрокардіограми (ЕКГ) звичайно мають верхню межу до 150 Гц, електроенцефалограми (ЕЕГ) — до 100 Гц, а електроміограми (ЕМГ) можуть досягати частот до 500 Гц. Така розбіжність пояснюється фізіологічною специфікою джерела сигналу та його функціональними характеристиками. Окрім низької амплітуди та обмеженого частотного діапазону, біосигнали демонструють високу чутливість до впливу сторонніх шумів і різноманітних артефактів.[3] Ці перешкоди можуть значно спотворити їхню форму та ускладнити їх точну інтерпретацію. Саме тому обробка біосигналів є складним завданням, яке вимагає застосування високоточного обладнання та розробки спеціалізованих підходів до аналізу. Широке використання методів математичної фільтрації, адаптивних алгоритмів обробки сигналів та машинного навчання дозволяє підвищити якість результуючих даних та забезпечити більш глибоке розуміння фізіологічних процесів людини.

1.2 Основні характеристики біосигналів.

Функціонування людського організму базується на злагодженій взаємодії складних та безперервних процесів обміну речовин, енергії та інформації, які відбуваються як усередині організму, так і в тісному зв'язку з навколишнім середовищем. Такі процеси, які в сукупності відомі як метаболізм, є основою для забезпечення життєво важливих функцій організму, його фізіологічної стійкості

та здатності адаптуватися до різноманітних зовнішніх умов. Внаслідок цих обмінних механізмів формуються численні фізичні поля різної природи. Це можуть бути електричні, магнітні, електромагнітні, теплові, акустичні поля, а також ті, що визначають характеристики середовищ, наприклад, їх здатність до поглинання, опору, відбиття чи заломлення.[4] У випадку порушення нормального перебігу метаболічних процесів, що часто є наслідком розвитку патологічних станів організму, виникають суттєві зміни у фізичних параметрах перелічених полів. Ці відхилення, як правило, можна зафіксувати через використання високоточних електронних приладів і спеціалізованих систем моніторингу. У певних випадках вдається встановити чіткі залежності між виявленими аномаліями фізичних показників і конкретними захворюваннями або станами організму. Завдяки цій інформації медичні фахівці отримують можливість здійснювати більш точну діагностику на основі об'єктивних даних. Ключовою перевагою таких методів є те, що врахування широкого набору параметрів і ретельний аналіз отриманих сигналів суттєво підвищують ймовірність коректного визначення діагнозу та можуть значно покращити ефективність лікувальних заходів. Згідно з існуючими підходами до дослідження біосигналів, системи аналізу й обробки даних поділяються на активні та пасивні. Пасивний метод дослідження відзначається тим, що він не потребує активного втручання у природний стан біологічного об'єкта. Таким чином, сигнал зберігає свої характерні властивості без додаткового зовнішнього впливу. Активний же підхід передбачає створення контрольованого зовнішнього впливу чи стимуляції з використанням спеціально сформованого сигналу $Q(t)$, що цілеспрямовано впливає на біологічний об'єкт для отримання додаткової діагностичної інформації. Зважаючи на високу чутливість людського організму до дії різноманітних зовнішніх факторів, поділ методів на активні та пасивні часто має умовний характер. Такий розподіл може змінюватися в залежності від специфічних умов проведення дослідів, завдань дослідження або напрямку практичного застосування відповідного методу. [5]

Амплітуда - це максимальне значення сигналу відносно середнього рівня або нульової лінії. У біосигналах амплітуда, як правило, є дуже малою:

- Електрокардіограма (ЕКГ): 0.5–3 мВ
- Електроенцефалограма (ЕЕГ): 10–100 мкВ
- Електроміограма (ЕМГ): 50–5000 мкВ

Мала амплітуда сигналів зумовлює потребу в прецизійних підсилювачах з високим коефіцієнтом підсилення та низьким рівнем власного шуму.

Частотний спектр біосигналу визначає, які частоти містяться в сигналі та з якою інтенсивністю. Кожен тип сигналу має характерний частотний діапазон:

- ЕКГ — 0.05...150 Гц

Основна енергія сигналу міститься в діапазоні 0.5–40 Гц.

- ЕЕГ — 0.5...100 Гц

Залежно від ритму:

- дельта-ритм: 0.5–4 Гц
- тета-ритм: 4–8 Гц
- альфа-ритм: 8–13 Гц
- бета-ритм: 13–30 Гц
- гамма-ритм: >30 Гц
- ЕМГ — 20...500 Гц (може сягати 1 кГц при інтенсивному скороченні)

скороченні)

Знання спектру є важливим для проектування фільтрів — як апаратних (аналогових), так і програмних (цифрових), які видаляють шуми або непотрібні компоненти сигналу.

Форма хвилі — це вигляд сигналу у часовій області. Вона є найбільш важливою характеристикою при ідентифікації біосигналу. Наприклад:

- ЕКГ-сигнал складається з:
- Р-зубець — деполяризація передсердь;
- QRS-комплекс — деполяризація шлуночків;
- Т-зубець — реполяризація шлуночків.

Наявність або відсутність певних частин сигналу, а також їх форма, тривалість, співвідношення амплітуд — мають клінічне значення. У тестових генераторах важливо створити не лише синусоїдальний сигнал, а точну модель характерної форми хвилі, з усіма її параметрами. Наприклад, симуляція нормального синусового ритму або патологічного — блокади, фібриляції.

Більшість біосигналів мають періодичну або квазіперіодичну природу. Для ЕКГ типовий період відповідає серцевому циклу — 60–100 уд./хв (тобто 1–1.6 с). ЕЕГ і ЕМГ, навпаки, можуть бути менш регулярними. Тривалість окремих фаз сигналу також має діагностичне значення. Наприклад, нормальна тривалість QRS-комплексу — не більше 0.12 с. У генераторі сигналів потрібно передбачити параметризацію тривалості окремих елементів.

Біосигнали можуть суттєво відрізнятися між різними людьми в залежності від таких факторів, як вік, стать, фізіологічний стан чи наявність захворювань. З цієї причини формувач тестових біосигналів має забезпечувати можливість моделювання як "типових" шаблонів, так і їх варіативних форм, у тому числі з урахуванням патологій.

Основними технологіями опрацювання сигналів електрокардіограми (ЕКГ) є такі підходи: Перший напрямок пов'язаний із детальним аналізом ЕКГ-сигналів у часовій області.[6] Це методика, яка фокусується на вивченні змін сигналу у часі, враховуючи його поведінку в розрізі окремих сегментів або кардіоциклів. Такий підхід дозволяє визначити низку важливих параметрів, серед яких:

1. Тривалість кардіоциклу, що вимірюється за інтервалом R-R (TRR). Цей параметр показує ритмічність серцевої діяльності та може виявляти порушення нормального ритму, зокрема аритмії.

2. Амплітудно-часові характеристики зубців ЕКГ. Серед найяскравіших структурних елементів кардіограми розглядаються параметри зубців P, Q, R, S, T і U. Аналіз цих характеристик дозволяє оцінити особливості серцевої електричної активності на різних фазах.

3. Інтервальні параметри ЕКГ, що відображають тривалість основних фаз серцевого циклу. Наприклад, це можуть бути проміжки PQ або ST, які є

ключовими ділянками для оцінки особливостей проведення імпульсу через серцеві структури.

4. Сегментні параметри, такі як тривалість сегмента PQ, амплітудні відхилення або тривалість сегмента ST. Ці метрики дозволяють зосередитися на точкових змінах у кардіограмі, які свідчать про можливі функціональні або органічні зміни в роботі серця.

Другий підхід базується на аналізі електрокардіограм у частотній (спектральній) області із застосуванням різних математичних базисів функцій, таких як Фур'є-перетворення або хвильковий аналіз. У цьому методі розглядаються зміни частотного спектра сигналу для виявлення прихованих порушень або закономірностей у динаміці серцевих скорочень. Окрім того, третій напрямок стосується синтезу ЕКГ-сигналів, що можливий як у часовій, так і в частотній області. Цей процес допомагає моделювати кардіоцикли для подальшого тестування алгоритмів та аналізу специфічних сценаріїв протікання фізіологічних або патологічних станів серця. Кожен із зазначених методів має значущу роль у сучасній діагностиці та моніторингу стану серцево-судинної системи завдяки своїй точності та здатності відображати фундаментальні принципи функціонування серця.

Отже, глибоке розуміння характеристик біосигналів є ключовим для створення точних і достовірних тестових сигналів. Реалістична імітація біосигналів у формувачі дозволяє ефективно калібрувати медичне обладнання, а також перевіряти його точність і надійність без необхідності використання реальних даних пацієнтів.

1.3 Проблеми тестування біомедичних пристроїв

Тестування біомедичних пристроїв є критично важливим етапом у їх розробці, сертифікації та впровадженні в клінічну практику. Однак цей процес супроводжується рядом серйозних проблем, які пов'язані з особливостями фізіології людини, складністю біосигналів, а також з високими вимогами до

точності, безпеки та відповідності міжнародним стандартам. Однією з головних проблем є відсутність уніфікованих і загальноприйнятих стандартів для біосигналів, які використовуються при тестуванні. Реальні біосигнали мають складну, нерівномірну природу: їхня форма, амплітуда та частота залежать від фізіологічних і психоемоційних факторів, віку, статі, стану здоров'я тощо. Це значно ускладнює процес моделювання сигналів для тестування пристроїв, які мають працювати в умовах максимальної наближеності до клінічної практики.

Іншою проблемою є індивідуальні особливості пацієнтів. Біомедичні прилади повинні забезпечувати коректне функціонування при значних варіаціях фізіологічних параметрів, включаючи випадки патологій (наприклад, аритмії, ішемії, судом тощо), однак тестування зазвичай виконується за узагальненими умовами, що не охоплює повний спектр можливих сценаріїв [7]. У лабораторних умовах досить важко змоделювати справжні артефакти біосигналів, що виникають при рухах тіла, порушенні контакту електродів або під впливом зовнішніх електромагнітних полів. Через це в реальному середовищі прилад може давати похибки, які не були помічені під час тестів.

Окрему складність становить моделювання патологічних станів. Генерація біосигналів, що точно відтворюють, наприклад, напади епілепсії, фібриляцію шлуночків чи блокаду серця, вимагає або використання великих клінічних баз даних, або створення складних математичних моделей, які потребують значних ресурсів та глибоких знань у фізіології [8]. Крім цього, є питання довготривалого тестування приладів. Багато медичних систем, наприклад, кардіомонітори чи імплантовані пристрої, працюють цілодобово. Для перевірки їх стабільності та надійності потрібні тривалі випробування в різних умовах температури, вологості, навантаження, що складно забезпечити у звичайній лабораторії.

Ще один критично важливий аспект — безпека пацієнта. Будь-яке тестування на людях повинно відповідати медико-етичним нормам, а пристрої повинні бути повністю безпечними ще до першого контакту з тілом пацієнта. Це суттєво ускладнює етапи досліджень, особливо для інвазивних або терапевтичних систем, таких як дефібрилятори чи нейростимулятори. Не менш важливою

проблемою є складність сертифікації біомедичних пристроїв згідно з міжнародними вимогами — наприклад, стандартами IEC 60601, ISO 13485, FDA (США) або CE (Європа). Вони вимагають не лише технічного тестування, але й документального підтвердження відповідності, що потребує тривалого процесу перевірок, клінічних досліджень та технічного аудиту .

Окремо варто згадати і про програмне забезпечення, яке є складовою частиною більшості сучасних біомедичних пристроїв. Його тестування включає перевірку алгоритмів обробки сигналів, правильність відображення даних, реакцію на позаштатні ситуації. Навіть невелика помилка у коді або неправильна інтерпретація сигналу може призвести до серйозних наслідків для пацієнта [9]. І наостанок — тестові середовища, які використовуються для перевірки, часто не відображають усю складність та варіативність реального біологічного середовища. Симулятори сигналів рідко можуть повноцінно враховувати такі фактори як потовиділення, мікродинаміка м'язів, рухливість, зміну шкірного опору, що суттєво впливають на якість біосигналу .

Таким чином, процес тестування біомедичних пристроїв вимагає комплексного підходу з урахуванням фізіологічних, технічних, програмних, етичних та регуляторних аспектів. Одним із ефективних інструментів для подолання частини цих проблем є використання формувачів тестових біосигналів, які дають можливість створювати контрольовані сигнали з відомими параметрами, не залучаючи пацієнтів на ранніх етапах розробки. Проте навіть із таким підходом залишається потреба у глибокому, багаторівневому та клінічно орієнтованому тестуванні перед тим, як пристрій отримає допуск до використання в медичній практиці.

1.4 Роль формувачів тестових сигналів у медичній електроніці

Формувач тестових біосигналів — це пристрій або програмно-апаратний комплекс, що генерує сигнали, які за своїми характеристиками (амплітуда, частота, форма хвилі, шумовий рівень тощо) імітують реальні біосигнали людини.

[10] Його основне призначення — забезпечення контрольованого тестування та калібрування біомедичних систем без потреби у використанні сигналів від живого пацієнта.

Формувачі тестових біосигналів класифікуються за кількома основними критеріями (таблиця 1.2):

1. За способом реалізації:

Апаратні формувачі - це вбудовані пристрої або автономні стенди, які фізично формують сигнал на вихідних контактах. Наприклад, генератор ЕКГ-сигналів із можливістю підключення медичних електродів. Програмні генератори – це програмне забезпечення, яке моделює біосигнали у вигляді цифрових масивів даних або в режимі реального часу. Такі сигнали застосовуються для подальшої обробки, навчання моделей штучного інтелекту чи емуляції в різних системах.

2. За типом сигналу:

Узкоспеціалізовані генератори генерують сигнали лише одного конкретного типу, наприклад, ЕКГ або ЕЕГ. Універсальні/багатоканальні генератори вони мають здатність створювати кілька різних типів сигналів — як одночасно, так і по чергово.

3. За способом генерації сигналів:

Генерація на основі збережених шаблонів, формування сигналу відбувається заздалегідь створеними еталонними сигналами, наприклад, типовий синусоїдальний ЕКГ.

4. Математичне моделювання – ці сигнали створюються за допомогою математичних моделей, які описують структуру та характеристики біосигналів.

Під час проєктування електронних пристроїв для діагностики (наприклад, кардіомоніторів, портативних реєстраторів ЕКГ, нейропортів тощо), формувачі дозволяють створювати стабільні тестові умови для налагодження електронних схем, фільтрів, аналого-цифрових перетворювачів і алгоритмів виявлення сигналу. Сертифікаційні процедури передбачають перевірку пристроїв на точність, стійкість до шумів, відповідність стандартам (IEC, ISO).

Таблиця 1.2 - Технічна характеристика формувачів

Характеристика	Типові значення
Діапазон вихідної амплітуди	0.1 мВ – 5 В
Частотний діапазон	0.05 – 1000 Гц
Кількість каналів	1 – 12 (залежно від сигналу)
Похибка генерації	$\leq 2 \%$
Підтримка шумових накладень	Так (керовані параметри шуму)
Можливість програмного керування	Через USB, UART, Ethernet тощо
Вивід сигналу	Аналоговий, цифровий або обидва

Формувачі сигналів дозволяють проводити такі випробування автоматизовано, з фіксованими параметрами, без залучення пацієнтів, з використанням стандартних сценаріїв (наприклад нормальний ритм, блокада серця, тахікардія). Формувачі сигналів широко застосовуються у медичних симуляційних центрах, де готують фахівців до роботи з обладнанням у складних клінічних ситуаціях. За допомогою таких пристроїв можна демонструвати реакцію монітора на різні порушення ритму, зміну дихання, електродні артефакти, імітуючи повний клінічний сценарій. У випадках передачі біосигналів через мережу (інтернет, GSM, LoRaWAN), важливо протестувати як якість переданого сигналу, так і стійкість системи до втрат або викривлень. Формувачі дозволяють згенерувати сигнал, передати його через реальний канал зв'язку і оцінити вплив параметрів передачі на клінічну достовірність результату. Формувачі тестових біосигналів займають стратегічне місце у розвитку сучасної медицини, оскільки вони поєднують точні інженерні рішення з практичними вимогами клініки та науки. З їх допомогою досягається висока якість підготовки медичних кадрів, оптимізується процес розробки техніки, мінімізуються витрати на клінічні дослідження. У поєднанні з інформаційними системами охорони здоров'я (електронними картками, телемедичною діагностикою, AI-аналізом) формувачі перетворюються на універсальний інструмент.

Інституційна важливість також постійно зростає. У багатьох країнах симулятори сигналів є обов'язковим інструментом під час сертифікації апаратів

перед введенням у клінічну практику. Наприклад, у США пристрої повинні проходити тестування згідно з вимогами FDA з використанням формувачів. В ЄС та Україні поширена вимога дотримання стандартів ISO 13485 та ІЕС 60601, що передбачають перевірку відповідності роботи пристроїв при різних типах сигналів.

1.5. Огляд існуючих генераторів біосигналів

Процес реєстрації та аналізу біомедичних сигналів охоплює кілька важливих етапів, кожен з яких відіграє ключову роль у забезпеченні точності й ефективності досліджень.

Перший етап — це підготовка до реєстрації сигналів. Він включає вибір відповідного обладнання, яке забезпечить якісне зняття даних, налаштування апаратури й обрання відповідного методу запису залежно від специфіки завдання. Важливо також підготувати пацієнта або випробуваного, аби мінімізувати можливі перешкоди чи артефакти.

На другому етапі здійснюється безпосередня реєстрація біомедичних сигналів. Завдяки точному розміщенню пристроїв чи сенсорів отримують первинні дані, що є основою для подальшого аналізу. Це можуть бути електрокардіограми, електроенцефалограми, сигнали дихання, кров'яного тиску тощо.

Третій етап передбачає фільтрацію та попередню обробку отриманих даних. На цьому етапі усуваються шуми і перешкоди, що могли виникнути в процесі реєстрації. Застосовуються спеціальні алгоритми для виділення корисної інформації.

Заключний етап охоплює глибокий аналіз записаних сигналів з використанням математичних методів, візуалізаційних технік чи спеціалізованого програмного забезпечення (рисунок 1.2). Отримані результати дозволяють оцінити фізіологічний стан організму, зробити діагностичні висновки або розробити рекомендації для подальшої терапії.

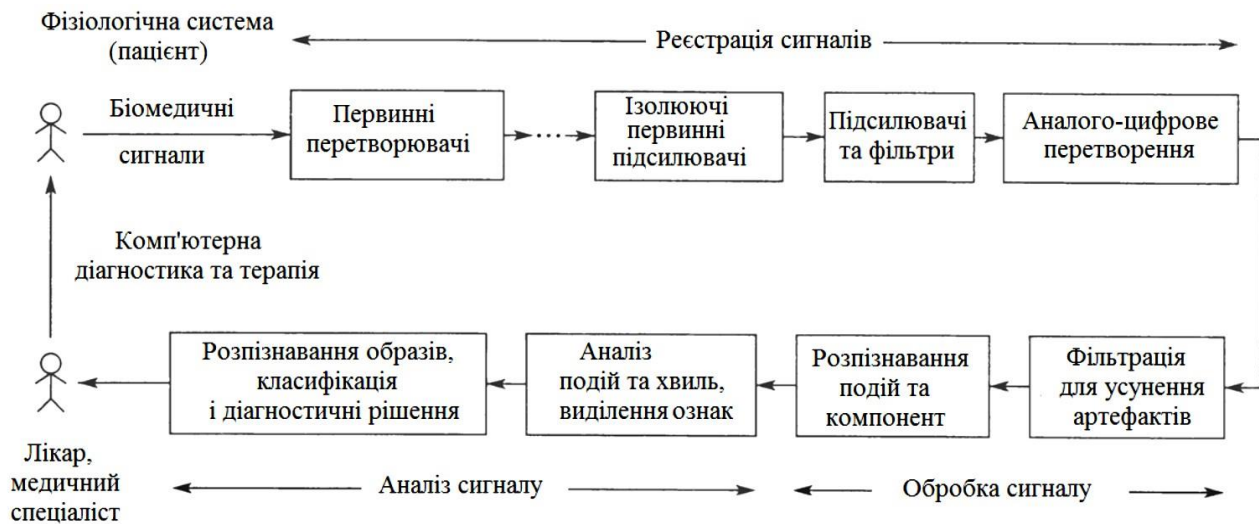


Рисунок 1.2 - Процес реєстрації та аналізу біомедичних сигналів.

На сучасному етапі розвитку технологій, генератори біосигналів можна класифікувати на дві основні категорії: апаратні рішення (таблиця 1.3), що базуються на фізичних пристроях, та програмні розробки (таблиця 1.4), які реалізуються у вигляді комп'ютерного забезпечення. У цьому підрозділі буде детально проаналізовано представників обох напрямів, включаючи їхній принцип роботи, функціональні можливості, переваги в конкретних застосуваннях, а також наявні обмеження. Апаратні генератори біосигналів, які часто називають hardware-генераторами, виконуються у вигляді реальних пристроїв, здатних створювати сигнал аналогового або цифрового формату, що моделює природні біофізіологічні процеси. Ці пристрої широко застосовуються в різних галузях медицини та суміжних наук. Зокрема, вони використовуються для оцінювання та перевірки сумісності медичної техніки, калібрування складних лабораторних і діагностичних пристроїв, а також під час освітніх занять і тренувань медичного персоналу. Це дозволяє імітувати реальні ситуації у клінічній практиці, що підвищує рівень підготовки спеціалістів та точність контрольних вимірювань. [11]

Таблиця 1.3 - Основні представники:

Назва пристрою	Тип сигналу	Характеристики	Застосування
Fluke ProSim 8	ЕКГ, тиск, дихання	Багатоканальний. Підтримка понад 50 шаблонів ЕКГ. Симуляція патологій	Медична інженерія, клінічна валідація
Rigel UNI-SIM	ЕКГ, температура, пульс	Компактний. USB-інтерфейс. Настроювальні параметри	Технічне обслуговування медобладнання
Netech MiniSim 1000	ЕКГ, аритмії	Портативний. Базовий набір патологій. Проста панель керування	Навчальні цілі, швидка перевірка
METRON QA- ECG	ЕКГ	Генерація стандартних 12- канальних ЕКГ шаблонів	Калібрування електрокардіографів
AxelBio CardioSim IV	ЕКГ, дихання	Розширена симуляція серцево-легеневих параметрів	Лабораторні тести, навчання

Одним із ключових позитивних аспектів є забезпечення високої точності сигналу, що грає важливу роль у багатьох сферах застосування, де потрібна максимальна точність даних. Ці пристрої постачаються в готовому до використання стані, що значно спрощує їхнє впровадження і зекономлює час користувача. До того ж, вони відповідають міжнародним стандартам, таким як IEC та ANSI/AAMI, що гарантує їхню якість і сумісність із різними професійними системами. Однак слід враховувати, що такі пристрої мають високу ціну, яка може варіюватися в широких межах, починаючи від кількох тисяч і сягаючи десятків тисяч доларів. Це робить їх доступними не для всіх категорій користувачів. Крім того, їх функціональність може бути обмежена можливостями налаштування чи розширенням, що стає перешкодою для задоволення специфічних потреб.

Програмні генератори біосигналів є важливим інструментом, що забезпечує створення та моделювання біосигналів у цифровому форматі. Такі генератори дають змогу формувати сигнали у вигляді цифрових масивів, які в подальшому можуть бути використані для різноманітних цілей, зокрема для їхньої графічної візуалізації, детального аналізу або передачі на апаратні пристрої. Передача

здійснюється шляхом використання Цифро-Аналогового Перетворювача (ЦАП), що дозволяє перетворювати підготовлені цифрові дані на аналогові сигнали для подальшої їх практичної реалізації. Таким чином, програмні симулятори відкривають широкі можливості для дослідницьких, діагностичних та інженерних завдань, пов'язаних із роботою з біосигналами.

Таблиця 1.4 – Програмні генератори сигналів.

Назва ПЗ	Мова/Платформа	Типи сигналів	Особливості
NeuroKit2	Python	ЕКГ, ЕЕГ, EDA	Відкритий код. Підтримка синтетичних біосигналів та біомаркерів
BioSPPy	Python	ЕКГ, PPG, дихання	Інструменти для генерації, аналізу та візуалізації сигналів
MATLAB Physionet ECG Simulator	MATLAB	ЕКГ	Гнучке моделювання нормальних і патологічних ритмів

До переваг належить відсутність витрат або мінімальні фінансові вкладення у використання таких підходів, що робить їх привабливими для початківців чи тих, хто потребує ефективних рішень із мінімальними ресурсами. Однією з головних переваг також варто вважати надзвичайну гнучкість, яка полягає у можливості формувати необхідні довільні сигнали, що відкриває широкий спектр застосувань і досліджень. Додатково полегшується інтеграція таких систем із сучасними інструментами штучного інтелекту та передовими аналітичними платформами для обробки даних, що значно спрощує автоматизацію задач і підвищує ефективність роботи. Однак є й певні недоліки, які потрібно враховувати. Наприклад, неможливість прямого створення фізичного, тобто аналогового сигналу, може стати проблемою в роботі з реальними пристроями. Така ситуація вимагає застосування додаткових технічних засобів — спеціального обладнання, такого як цифро-аналогові перетворювачі (ЦАП) або модулі збору даних (DAQ). Вони необхідні для якісного тестування фізичних пристроїв чи систем, що додає складності та збільшує ресурсні витрати. Крім того, для використання таких систем потрібно володіти спеціальними знаннями та

навичками програмування, що може обмежувати їх доступність для широкого кола користувачів без відповідної технічної освіти чи досвіду.

2 КОНСТРУКТИВНИЙ РОЗДІЛ

2.1 Аналіз вимог завдання

Формувач тестових біосигналів — це електронний пристрій, що імітує сигнали, які генерує людське тіло, такі як електрокардіограма (ЕКГ), електроенцефалографія (ЕЕГ), електроміографія (ЕМГ) та інші. Його призначення — тестування, налаштування та калібрування біомедичних приладів без необхідності залучення пацієнта. Історія створення такого пристрою тісно пов'язана з розвитком біоелектричних досліджень, генераторів сигналів та цифрових технологій.

Витоки формувачів біосигналів беруть початок у кінці XIX — на початку XX століття. У 1875 році Річард Катон зафіксував перші електричні коливання в мозку тварин, що стали першими експериментальними доказами електричної активності живих тканин. У 1890-х роках Адольф Бек продовжив ці дослідження, реєструючи активність кори головного мозку. А вже в 1912 році Василь Правдич-Немінський записав першу електроенцефалограму тварини. Нарешті, у 1924 році Ганс Бергер провів перший запис ЕЕГ людини, що стало проривом у нейрофізіології [12].

Паралельно з розвитком біоелектрики розвивалась і електроніка, особливо генератори сигналів. У 1928 році компанія General Radio випустила перший комерційний генератор сигналів, здатний формувати синусоїдальні сигнали до 1,5 МГц. У 1939 році компанія Hewlett-Packard представила модель HP200A — генератор з низьким рівнем гармонік, який широко використовувався для аудіо- та радіотестування. Хоча ці пристрої не були призначені для біомедичних цілей, саме вони стали базою для майбутніх генераторів біосигналів.

З розвитком цифрових технологій виникла потреба у створенні вузькоспеціалізованих формувачів сигналів, які імітували б саме біологічні форми хвиль — серцевий ритм, м'язову активність, мозкові коливання. У середині XX століття з'являються перші симулятори ЕКГ, які дозволяли перевіряти правильність роботи електрокардіографів. Сучасні симулятори, такі як Fluke

ProSim, можуть відтворювати десятки сценаріїв серцевої діяльності, включно з аритміями, зупинками серця та шумами [13].

Новий етап у розвитку формувачів біосигналів пов'язаний із появою доступних цифрових технологій та open-source підходів. У 2021 році була запропонована система NeuroDAC — дешевий багатоканальний генератор біосигналів, побудований на основі звукової карти комп'ютера. Він використовує цифрові записи біосигналів, які відтворюються через аудіовихід, а далі проходять аналогову фільтрацію та посилення. NeuroDAC здатен формувати ЕКГ-, ЕЕГ- та ЕМГ-сигнали у частотному діапазоні від 0,57 Гц до кількох кілогерців з рівнем шуму приблизно 5 мкВ.

Зі зростанням потужності мікроконтролерів та ЦАП виникає нова тенденція — формувачі біосигналів на основі Arduino, Raspberry Pi та STM32. Вони здатні створювати довільні сигнали (AWG — arbitrary waveform generation) та інтегруватися у медичні тренажери. Наприклад, платформи BITalino або OpenBCI використовуються у навчанні, телемедицині та розробці персональних біомоніторингових систем.

Окремо варто згадати про застосування штучного інтелекту у генерації біосигналів. Використовуючи глибинні нейромережі (deep neural networks), вчені навчили моделі створювати реалістичні сигнали серцевої активності, що не відрізняються від справжніх записів за статистичними та морфологічними характеристиками. Такі підходи дозволяють формувати великі масиви даних для навчання діагностичних алгоритмів без участі живих пацієнтів [14].

Таким чином, історія формувача тестових біосигналів охоплює понад століття — від перших експериментів із біоелектрикою до складних цифрових та штучно-інтелектуальних систем. Від універсальних генераторів сигналів ми дійшли до точних, адаптивних і програмованих рішень, що дозволяють імітувати широкий спектр біологічних процесів.

2.2 Вибір типів сигналів для моделювання

Для забезпечення роботи формувача тестових біосигналів необхідно чітко визначити типи сигналів, які будуть відтворюватися. Основним аспектом у цьому процесі є узгодженість з реальними біомедичними сигналами, що активно використовуються в медичній практиці, а також відповідність вимогам для тестування діагностичних пристроїв, таких як ЕКГ-монітори, ЕМГ-апарати чи системи реєстрації ЕЕГ [15].

Оскільки більшість діагностичного обладнання обробляє низькочастотні сигнали в межах 0.1–100 Гц, обрані сигнали мають бути максимально репрезентативними, стабільними та легко параметризованими для точного моделювання і аналізу.

Синусоїдальний сигнал (рисунок 2.1)

Синусоїдальний сигнал, або синусоїда, являє собою безперервний аналоговий сигнал із характерною формою синусоїдальної хвилі. Його значення змінюється рівномірно та циклічно: від мінімуму до максимуму і назад, створюючи характерну хвилеподібну структуру.

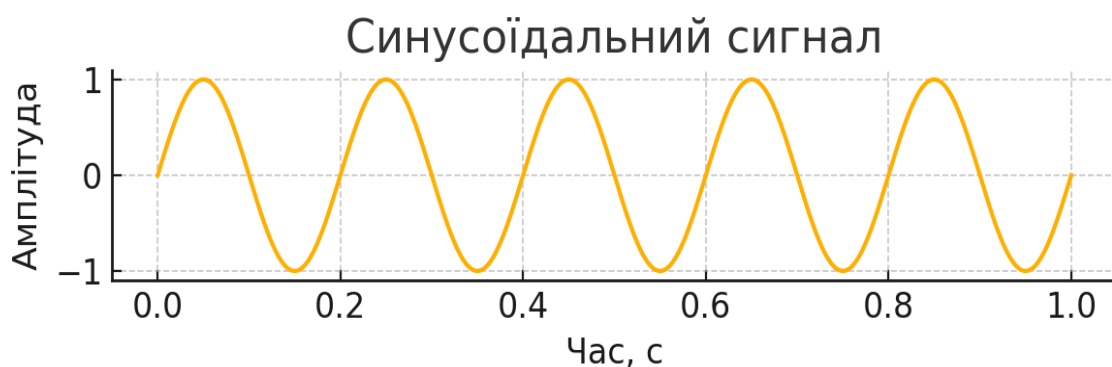


Рисунок 2.1 - Синусоїдальний сигнал.

Мета використання: базовий еталонний сигнал, призначений для оцінки лінійності та визначення чутливості електронних приладів.

Основні характеристики: сигнал гармонічної форми, з можливістю варіації частоти у межах від 1 до 100 Гц, максимальна амплітуда становить 3,3 В.

Області застосування: використовується для тестування параметрів фільтрів, цифро-аналогових перетворювачів (ЦАП) та підсилювальних пристроїв.

Прямокутний (квадратний) сигнал (рисунок 2.2):

Прямокутний сигнал являє собою тип періодичного сигналу, що характеризується прямокутною формою. Він утворюється шляхом чергування імпульсів однакової тривалості та амплітуди з паузами, які мають еквівалентну тривалість. Цей вид сигналів знаходить широке застосування в радіотехніці, а також в інших сферах, зокрема у системах передавання даних.

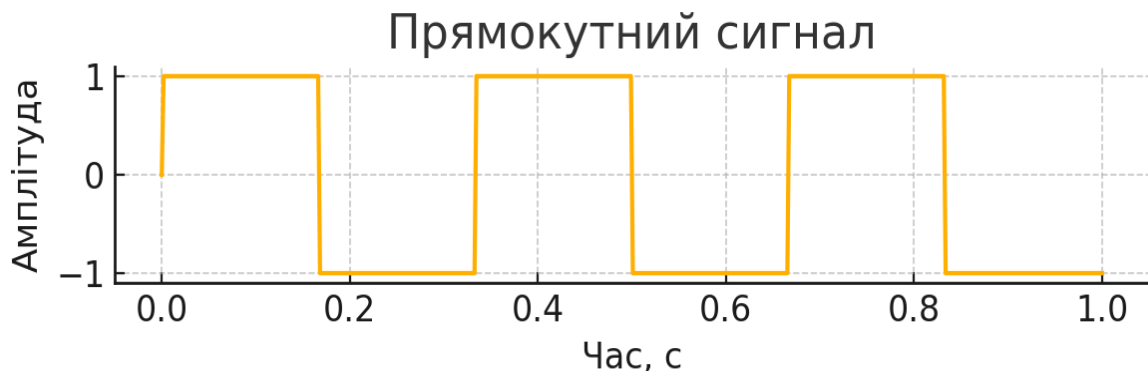


Рисунок 2.2 - Прямокутний сигнал.

Призначення: моделювання імпульсних біопотенціалів та перевірка порогових схем.

Характеристики: налаштовуваний коефіцієнт заповнення, частота — до 50 Гц.

Застосування: оцінка швидкодії та реакції на раптові зміни.

ЕКГ-подібний сигнал (рисунок 2.3):

Електрокардіограма (ЕКГ) є графічним відображенням електричної активності серця, яка виникає під час його функціонування. Вона слугує важливим інструментом для діагностики та моніторингу стану серцево-судинної системи. Подібні сигнали, схожі на ЕКГ, можна отримати й під час інших

медичних процедур, таких як електроенцефалографія (ЕЕГ), що дозволяє фіксувати електричну активність головного мозку.

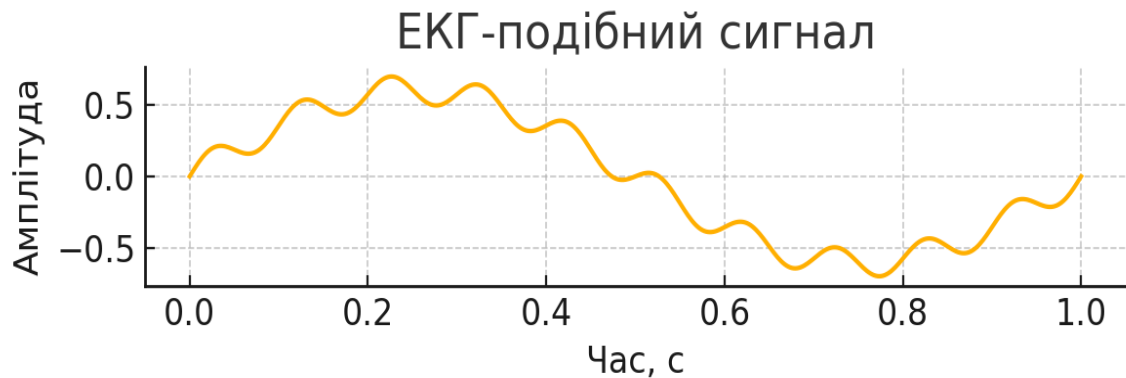


Рисунок 2.3 - ЕКГ-подібний сигнал

Призначення: відтворення людської електрокардіограми.

Особливості: період близько 1 секунди, трьохфазна структура (P-QRS-T), частота коливається в межах 1–2 Гц.

Сфера використання: перевірка функціонування ЕКГ-моніторів, реєструвальних пристроїв і алгоритмів для виявлення R-піків.

Псевдовипадковий шум (рисунок 2.4):

Псевдовипадковий шум – це тип шуму, який використовується з метою моделювання артефактів або непередбачуваних шумів, характерних для реальних сигналів у різних системах.

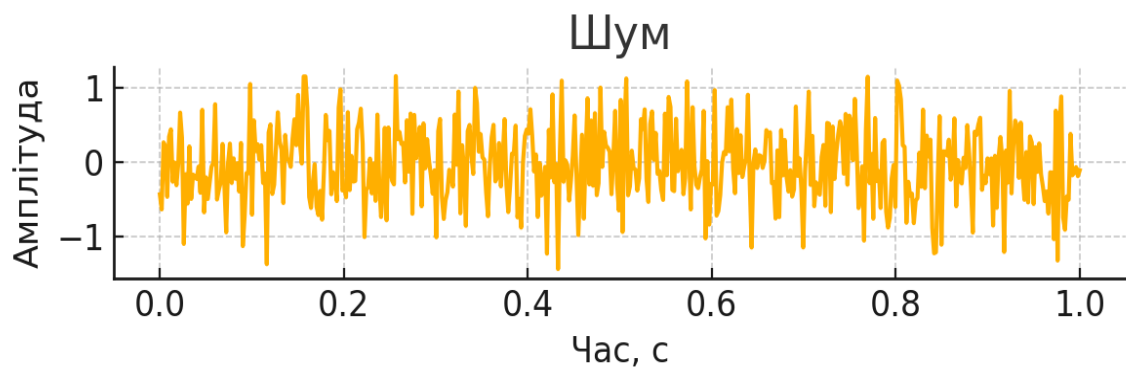


Рисунок 2.4 - Псевдовипадковий шум

Його ключовою особливістю є можливість налаштування інтенсивності шуму в межах від 10% до 30% від амплітуди основного сигналу. Така регульованість дозволяє точно варіювати рівень впливу шуму, залежно від умов і потреб тестування. Цей тип шуму широко застосовується в задачах перевірки ефективності фільтрів та тестування надійності методів обробки сигналів. Він стає важливим елементом для оцінки працездатності алгоритмів, їхньої стійкості до зовнішніх завад і здатності справлятися з реальними умовами роботи[16].

2.3 Аналіз вимог до апаратної та програмної частини

Для створення і впровадження формувача тестових біосигналів, необхідно забезпечити відповідність пристрою широкому спектру функціональних і технічних вимог, які обумовлюють його ефективність та надійність в умовах застосування як у медичній практиці, так і в навчальному процесі. Ці вимоги орієнтовані на два основних аспекти оснащення: апаратну частину, що охоплює електронні компоненти, та програмну частину, яка передбачає функціонування вбудованого програмного забезпечення. Серед ключових характеристик системи варто виділити здатність до раціонального використання енергоресурсів, що дозволить продовжити її автономну роботу без частих потреб у заряджанні чи заміні живлення. Також високий рівень портативності визначається незначними габаритами пристрою, що розширює його сферу використання навіть у ситуаціях з обмеженим простором. Простота експлуатації є важливим показником, який гарантує доступність пристрою для користувачів з базовою технічною підготовкою. Стабільність роботи за умов тривалого безперервного функціонування забезпечує надійність та точність отриманих результатів. Апаратна частина системи повинна мати спроможність до генерування сигналів із високою точністю та необхідними параметрами для моделювання біологічних процесів. У свою чергу, програмна складова має бути спроектована так, щоб забезпечувати ефективний контроль над пристроєм, гнучке налаштування параметрів відповідно до потреб користувача, а також стійкість до можливих збоїв

чи помилок у процесі роботи. Таким чином досягається комплексний підхід до проектування системи, що відповідає сучасним вимогам ефективності, функціональності та надійності.

Функціональні вимоги:

1. Пристрій повинен забезпечувати генерацію аналогових сигналів у межах амплітудного діапазону від 0 до 3. В, що дозволяє адаптуватися до різних потреб користувача.
2. Частота генерованих сигналів має бути регульованою в межах від 0.1 Гц до 100 Гц, що забезпечує високий ступінь гнучкості для широкого спектра застосувань.
3. Необхідна функція перемикання між різними типами сигналів, такими як синусоїдальні, прямокутні, сигнали ЕКГ і подібні, що робить пристрій універсальним для різноманітних завдань та умов.
4. Система повинна бути обладнана гальванічною розв'язкою для забезпечення безпеки при взаємодії з медичними приладами, що мінімізує ризики пошкодження обладнання або виникнення небезпеки для здоров'я.

Ці вимоги гарантують функціональність, безпеку й відповідність пристрою специфічним потребам користувача. Крім основних функціональних характеристик, важливими є також питання енергоефективності, масштабованості та можливості майбутнього оновлення прошивки. У сучасних умовах, коли від пристроїв вимагається не лише виконання вузького набору функцій, а й підтримка інтеграції в більші цифрові екосистеми, вкрай важливо закласти в архітектуру системи гнучкість і розширюваність.

Програмна частина повинна включати зручний користувацький інтерфейс для вибору типу сигналу, його параметрів (амплітуда, частота, форма хвилі), збереження попередніх конфігурацій, а також передбачати обробку помилок та аварійних ситуацій. З цією метою доцільно реалізувати функціональність «watchdog timer» для захисту від зависань, а також забезпечити індикацію поточного стану системи (LED, дисплей, звуковий сигнал). Додатковим елементом доцільно передбачити реалізацію режиму самотестування пристрою —

перевірка цілісності основних компонентів (DAC, дисплей, джерело живлення) одразу після вмикання. Це дозволить підвищити надійність експлуатації у складних умовах. Щодо живлення, особливу увагу слід приділити захисту від перенапруги та короткого замикання. Наявність енергонезалежної пам'яті (EEPROM або Flash) для збереження останніх налаштувань користувача суттєво підвищує зручність роботи.

Систему варто обладнати можливістю оновлення мікропрограми через інтерфейс UART або USB — це забезпечить підтримку нових функцій без необхідності зміни апаратної частини. Також розширення функціональності можна реалізувати через підключення зовнішніх модулів (наприклад, Bluetooth для бездротового керування, SD-карти для запису даних). Апаратно-програмна архітектура формувача повинна поєднувати в собі точність і стабільність сигналу з технологічною гнучкістю, сучасним інтерфейсом користувача та захищеністю, що в сукупності дозволяє використовувати пристрій як у медичних, так і в навчально-дослідницьких цілях. Особливу увагу в системі формувача тестових біосигналів варто приділити цифро-аналоговому перетворювачу (ЦАП), який є ключовим елементом апаратної частини. Саме він відповідає за точне перетворення сформованого цифрового сигналу в аналогову форму, що подається на вихід. Для забезпечення високої якості сигналу доцільно обрати ЦАП із розрядністю не менше ніж 12 біт, інтерфейсом SPI або I2C, та стабільними параметрами вихідної напруги. Наприклад, мікросхема MCP4921 (12-бітний DAC із SPI) поєднує доступну ціну з високою точністю та простотою керування.

Мікроконтролер виконує функції генерації дискретного сигналу, керування інтерфейсом ЦАП, дисплеєм, обробки користувацьких команд, та контролю логіки пристрою. Бажано використовувати мікроконтролер із достатнім обсягом Flash-пам'яті для збереження декількох шаблонів сигналів та EEPROM для зберігання конфігурацій. Наприклад, серія STM32 або ATmega328P забезпечує гарне співвідношення між функціональністю і енергоспоживанням. З боку програмного забезпечення, важливою є реалізація структурованого коду з розділенням логіки генерації сигналів, відображення інформації та обробки подій.

Для цього зручно використовувати стан-машину (state machine) або диспетчер задач (task scheduler), особливо у випадку складної поведінки пристрою (перемикання режимів, пауза, помилка).

Користувацький інтерфейс має бути максимально інтуїтивним: реалізується через енкодер або кнопки з підтвердженням на дисплеї, або через сенсорну панель. На екрані повинна відображатися поточна форма сигналу, його параметри та стан системи. Додатково можна передбачити режим «попереднього перегляду» — короткий графічний показ сигналу до його активації на виході. Тестові режими можуть включати не лише нормальні сигнали (синусоїда, ЕКГ, трикутник), але й спеціальні моделі для перевірки помилок: переривчастий сигнал, імпульсні серії, шумові фрагменти. Це дозволить перевірити не тільки точність, а й стійкість системи, що тестується.

2.4 Принцип дії системи

Принцип дії формувача тестових біосигналів базується на перетворенні цифрових даних, що формуються мікроконтролером відповідно до вибраного типу сигналу, у відповідний аналоговий електричний сигнал за допомогою цифро-аналогового перетворювача (ЦАП). Далі цей сигнал виводиться через фільтруючий каскад на аналоговий вихід пристрою. Система також включає засоби відображення та керування, що забезпечують взаємодію користувача з пристроєм у режимі реального часу (рисунок 2.5).

Після подачі живлення пристрій переходить у режим ініціалізації. Мікроконтролер виконує запуск системних компонентів: ініціалізуються таймери, інтерфейси SPI та I²C, виконується перевірка підключення дисплея, енкодера, DAC і завантажуються параметри за замовчуванням або збережені користувачем установки з EEPROM.

Далі система переходить у режим очікування введення користувача. За допомогою енкодера користувач може вибрати тип сигналу, змінити його параметри:

- частоту
- амплітуду
- зсув (offset)
- тривалість або режим генерації (безперервно або імпульсно).

У відповідь на вибрані параметри мікроконтролер формує цифрове представлення сигналу. Наприклад, синусоїдальний сигнал реалізується шляхом попереднього заповнення таблиці значень (wave table), де кожне значення відповідає моменту часу одного періоду. Для інших типів сигналів (трикутник, меандр, пила) значення формуються програмно згідно з математичним описом форми хвилі. Ці значення з визначеним часовим інтервалом передаються до DAC через інтерфейс SPI, при цьому частота оновлення визначає частоту вихідного сигналу.

Цифро-аналоговий перетворювач MCP4921 приймає цифрові значення по SPI та формує відповідну аналогову напругу. Для отримання плавної форми сигналу на вихід DAC підключений RC-фільтр, який згладжує сигнал і прибирає високочастотні артефакти дискретизації.

Паралельно на дисплей виводиться інформація про активний режим: тип сигналу, встановлена частота, амплітуда, зсув, а також меню керування. Оновлення дисплея здійснюється з певною періодичністю або при зміні параметрів, щоб уникнути надмірного навантаження на мікроконтролер. Користувач у будь-який момент може змінити параметри сигналу за допомогою повороту енкодера або натисканням на нього. Система відразу реагує на ці дії, змінюючи відповідні значення в таблиці сигналів і повторно передаючи нові дані на DAC. Таким чином, сформований аналоговий сигнал подається на вихідний роз'єм, звідки він може бути переданий до зовнішніх пристроїв: осцилографа, медичного апарата, симулятора або системи реєстрації.

У разі необхідності зупинки генерації або повернення до початкового стану, користувач може виконати відповідні дії через меню. Усі обчислення, передача даних, інтерфейс і дисплей керуються централізовано програмним забезпеченням мікроконтролера, що забезпечує гнучкість і можливість оновлення або

розширення функціоналу в майбутньому. Таким чином, принцип дії системи базується на взаємодії апаратних компонентів (мікроконтролера, DAC, дисплея, фільтра) та програмного забезпечення, яке реалізує алгоритми формування сигналів, керування інтерфейсом користувача і синхронізацію компонентів у реальному часі.

Особливу увагу в системі приділено реалізації точної часової синхронізації. Для цього в мікроконтролері використовуються апаратні таймери, які працюють у режимі переривань. Таймер генерує переривання з фіксованим інтервалом часу, у межах якого з wave table зчитується нове значення сигналу та надсилається на DAC. Це дозволяє уникнути затримок та забезпечити сталість частоти сигналу навіть при одночасній роботі інших підсистем, таких як дисплей або обробка введення.

Швидкість оновлення DAC визначається компромісом між бажаною частотою сигналу, кількістю точок на період (роздільною здатністю wave table) і тактовою частотою мікроконтролера. Наприклад, для синусоїдального сигналу частотою 100 Гц і таблиці з 100 точок, мікроконтролеру потрібно здійснювати 10 000 оновлень DAC за секунду, що є цілком можливим при оптимальному налаштуванні таймерів.

Інтерфейс користувача, реалізований через енкодер і дисплей, дозволяє здійснювати навігацію по меню, змінювати параметри сигналу та вмикати або вимикати генерацію. Натискання на енкодер викликає підтвердження вибору або перехід у підменю, а обертання змінює значення параметрів. Це забезпечує зручне керування однією рукою без необхідності зовнішніх клавіш.

Також передбачено режим зупинки генерації: при натисканні відповідної команди пристрій припиняє передавати значення на DAC, і вихід переходить у нульовий або останній рівень, що може бути корисним для діагностичних процедур або пауз під час експериментів.

Система може бути легко модифікована або розширена. Завдяки відкритій архітектурі на базі Arduino-сумісного мікроконтролера, розробник має можливість додавати нові типи сигналів, реалізовувати складніші моделі

(наприклад, записані ЕКГ-фрагменти), підключати нові периферійні пристрої (Bluetooth, SD-карта, RTC-годинник тощо) або реалізувати протоколи зв'язку для інтеграції з комп'ютером.

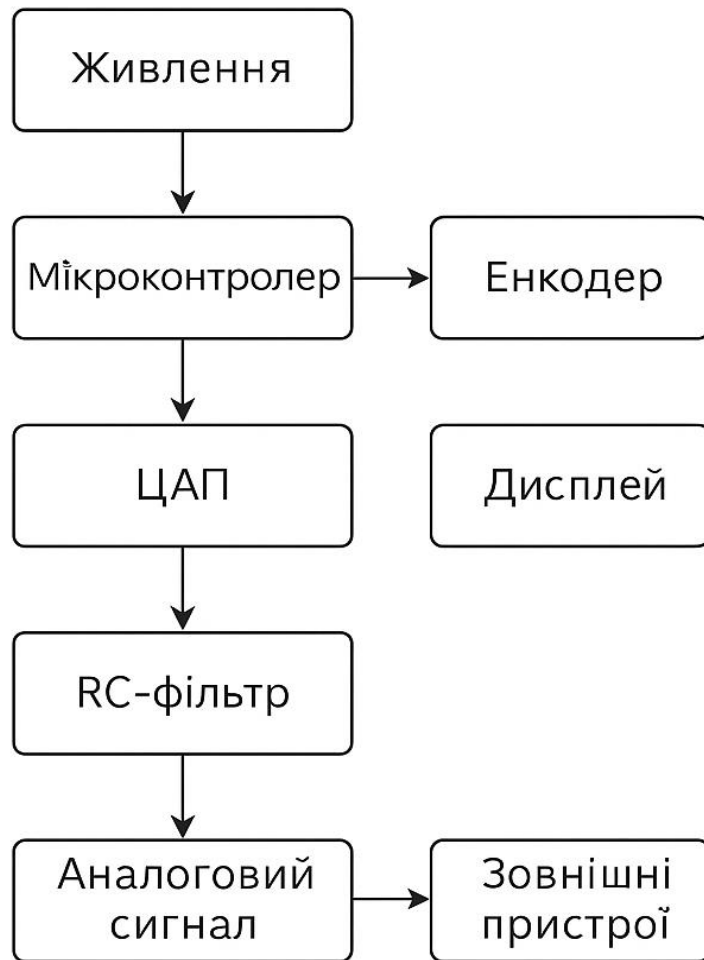


Рисунок 2.5 - Блок схема пристрою.

1. Користувач задає параметри за допомогою енкодера.
2. Мікроконтролер обробляє ці параметри та формує цифровий сигнал.
3. ЦАП перетворює цифрові дані на аналогову форму.
4. Фільтр згладжує сигнал.
5. Вихідний роз'єм подає готовий аналоговий сигнал.
6. Дисплей забезпечує візуальний контроль параметрів.

У майбутньому може бути реалізована автоматична генерація сигналів за заданим сценарієм, запис користувацьких шаблонів сигналів, або навіть

керування з комп'ютера через UART або USB. Також можлива інтеграція з системами штучного інтелекту для адаптивного моделювання патологічних або нестандартних форм біосигналів.

Таким чином, принцип дії системи об'єднує класичні методи генерації цифрових сигналів, ефективне перетворення в аналогову форму та інтерактивний інтерфейс, що робить пристрій універсальним, гнучким і придатним для широкого спектру завдань у медичній техніці, навчанні та дослідницькій практиці.

3 ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

3.1 Апаратна реалізація (плата, мікроконтролер, DAC, дисплей)

Друкована плата (PCB, Printed Circuit Board) — це основа для механічного кріплення та електричного з'єднання електронних компонентів, що представляє собою ізоляційну підкладку з нанесеними на неї тонкими мідними провідними доріжками. Вона забезпечує компактність, надійність і зручність монтажу електронних схем.

Основними складовими друкованої плати є:

1. Підкладка, зазвичай виготовлена зі склотекстоліту FR4, який є міцним, ізоляційним та стійким до тепла матеріалом.
2. Провідні доріжки з міді товщиною близько 35 мкм.
3. Захисний покриття (лак або плівка), що запобігає окисленню міді.
4. Паяльні майданчики (пади), де компоненти підпаюються до плати.
5. Також силкскрін — маркування для позначення компонентів і полегшення монтажу.

Існують кілька видів друкованих плат: односторонні, з міддю тільки з одного боку, що є найдешевшими і найпростішими, двосторонні з мідними доріжками з обох боків, з'єднаними через отвори (vias), та багатошарові, які складаються з кількох шарів міді і ізоляції, застосовуються у складних і компактних пристроях [9]. Виготовлення друкованих плат починається з проектування електричної схеми та трасування доріжок у CAD-програмах, після чого експортуються графічні файли (гербері). Далі на підкладку наносять фотошаблон, відкривають ділянки, які потрібно видалити, і травлять зайву мідь кислотним розчином. Потім свердлять отвори для виводів компонентів і міжшарових з'єднань, наносять електрохімічним методом мідь на стінки отворів, щоб забезпечити провідність між шарами. Після цього наносять захисний шар і маркування, а плати ріжуть і формують у потрібні розміри. Монтаж компонентів може виконуватися вручну або автоматично, а пайка здійснюється за допомогою оплавлення, гарячого повітря або іншими методами. Основні характеристики

друкованих плат — розмір, товщина, товщина міді, мінімальні розміри доріжок і відстаней, види отворів та електричні властивості. Виготовлення багатошарових плат є складним через необхідність точного трасування, а також враховуються теплові властивості, захист від електромагнітних завад і вартість. Друковані плати застосовують у всіх електронних пристроях — від простих світлодіодних ламп до складної комп’ютерної, медичної та автомобільної електроніки. Окрім основних аспектів проєктування та виготовлення друкованих плат, варто враховувати додаткові чинники, які суттєво впливають на їх якість і надійність [12].

Важливі моменти проєктування друкованих плат:

Під час розробки плати критичним є правильне розміщення компонентів для зменшення електромагнітних завад і забезпечення стабільного електричного сигналу. Наприклад, живильні ланцюги необхідно проєктувати максимально короткими й мінімізувати помилки в їхній конфігурації, тоді як чутливі сигнали слід екранувати чи розташовувати подалі від джерел шуму. Крім цього, потрібно суворо дотримуватись вимог щодо мінімальної ширини доріжок і проміжків між ними, відповідно до обраної технології виробництва.

Управління теплом:

Електронні компоненти під час роботи виділяють значну кількість тепла, тому друковані плати повинні бути здатні його ефективно відводити. Для цього використовують методи тепловідведення, включаючи теплові отвори, збільшені мідні шари або встановлення додаткових радіаторів. Продумане управління теплом суттєво покращує надійність та подовжує термін експлуатації пристрою.

Тестування і контроль якості:

Після виробництва плата проходить серію перевірок, що включають візуальний огляд, електричне тестування для моніторингу цілісності доріжок і правильності з’єднань та функціональне тестування з урахуванням монтажу компонентів. Для виявлення можливих дефектів залучають автоматизовані системи оптичного контролю (AOI) та рентгенівський аналіз—особливо для багатошарових конструкцій.

Сучасні тенденції в сфері друкованих плат: Інновації в галузі включають розвиток технологій гнучких друкованих плат (Flexible PCBs), які дозволяють створювати компактніші й полегшені пристрої завдяки можливості згинання та складання. Крім того, зростає популярність багатошарових плат із підвищеною щільністю розміщення компонентів (HDI-PCBs), які широко використовуються в мобільних телефонах, планшетах та інших портативних пристроях. У підсумку друкована плата є ключовим і складним елементом будь-якої електронної системи. Її надійна робота залежить від детального проєктування, точного виготовлення та ретельно виконаного монтажу.

Основою пристрою слугує мікроконтролер STM32F103C8T6, який відповідає за генерацію сигналів із заданою частотою та формою, такими як синусоїда, прямокутник чи імпульс, схожий на ЕКГ. Для забезпечення стабільного й рівномірного виведення даних використовується високоточний таймер і механізм прямого доступу до пам'яті (DMA). Пристрій також підтримує зовнішні інтерфейси, зокрема USB, UART та I2C, що дає змогу ефективно взаємодіяти з комп'ютером або іншою керуючою системою.

STM32 – це серія 32-бітних мікроконтролерів, побудованих на основі ARM-процесорів з ядрами архітектури Cortex-M7F, Cortex-M4F, Cortex-M3, Cortex-M0+ або Cortex-M0. У високопродуктивних моделях робоча частота ядра може досягати до 550 МГц, тоді як у пристроях із низьким енергоспоживанням вона становить до 120 МГц. Обсяг вбудованої Flash-пам'яті варіюється від 16 Кбайт до 2 Мбайт залежно від конкретної серії, а оперативна пам'ять максимального розміру 1,4 Мбайт доступна у пристроях серії H7.

Більшість мікроконтролерів цієї серії оснащені такими інтерфейсами та функціями: USB 2.0, CAN-шина, SPI, I2S, USART, SDIO, таймери (включаючи сторожові), датчик температури, АЦП, ЦАП, GPIO, DMA, годинник реального часу тощо.

Моделі високопродуктивного сегмента додатково підтримують апаратну криптографію (DES, TDES, AES, SHA-1, MD5), інтерфейси для підключення камер, ART-прискорювачі, Ethernet MAC, FPU, дисплеї TFT-LCD, JPEG-кодек,

DSP і операції з плаваючою комою. Для бездротових застосувань передбачені серії з вбудованим радіотрансивером, що забезпечують підтримку протоколів BLE, Zigbee та Thread. Вони також підтримують модуляції LoRa, FSK, MSK і BPSK у субгігагерцовому діапазоні.

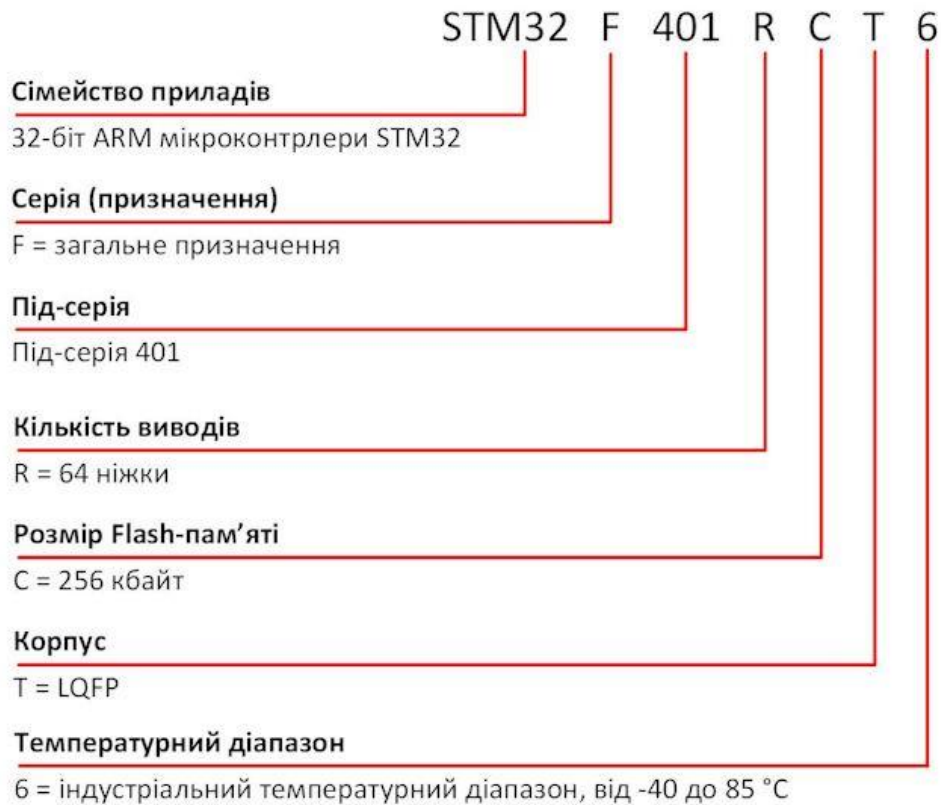


Рисунок 3.1 - Маркування мікроконтролера STM32.

Основними платами виступають представники сімейства STM32 Nucleo: NUCLEO-F031K6, NUCLEO-L432KC, NUCLEO-C031C6, NUCLEO-F207ZG та інші. Водночас найпопулярнішою залишається плата STM32 Blue Pill, яка здобула широку популярність завдяки своїй доступній ціні. Ця плата оснащена мікроконтролером STM32F103C8T6 і підтримує програмування як через USB, так і через інтерфейс SWD. Для роботи з інтерфейсом SWD також доступний надзвичайно бюджетний дебагер ST-Link.

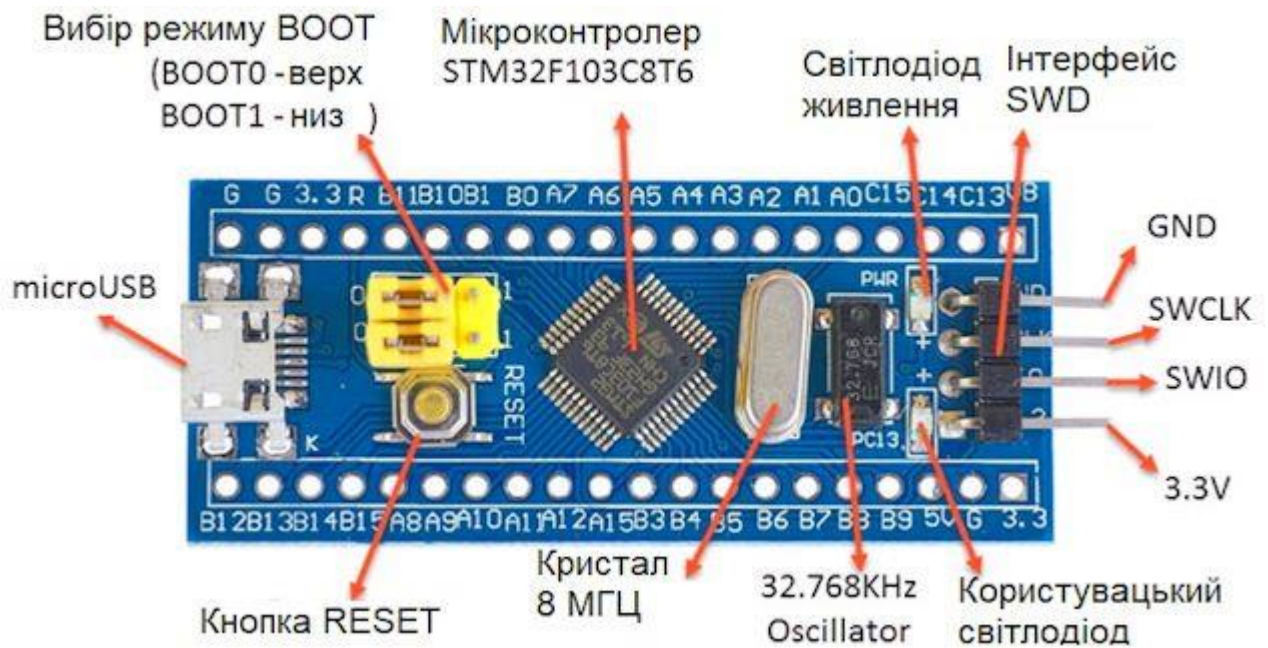


Рисунок 3.2 - Плата STM32 Blue Pill

Цифро-аналоговий перетворювач, або скорочено ЦАП, використовується для конвертації цифрових сигналів, які генеруються мікроконтролером, у відповідні аналогові електричні сигнали. Це актуально для застосувань, де необхідно взаємодіяти з реальними фізичними процесами або керувати пристроями, що працюють із такими аналоговими сигналами. В сучасних системах можливе застосування вбудованого ЦАП, якщо мікроконтролер оснащений відповідною функціональністю. Наприклад, мікроконтролер серії STM32F407 має вбудований ЦАП, який здатний виконувати такі завдання без необхідності сторонніх компонентів [8].

Втім, у випадках, коли в мікроконтролері відсутній вбудований ЦАП або необхідна вища точність й стабільність сигналу, використовуються зовнішні ЦАП. До таких відносяться, наприклад, MCP4921 із 12-бітною розрядністю або AD5601. Ці пристрої зазвичай працюють за інтерфейсом SPI, що забезпечує ефективний і надійний обмін даними між ЦАП і мікроконтролером. Цифро-аналоговий перетворювач, або ЦАП (DAC), перетворює цифрові значення, такі як 8-, 10-, 12-, чи 16-бітні коди, в аналогову напругу.

Пристрій буває:

Зовнішнім DAC - підключення здійснюється через інтерфейси SPI або I2C. Приклади включають MCP4921 (SPI, 12 біт) і DAC7571 (I2C, 12 біт). Такий тип забезпечує високу точність і надійність. Вбудованим DAC: Існує у багатьох мікроконтролерах, таких як STM32 або ESP32. Використовується менше зовнішніх компонентів, хоча інколи поступається в точності.

Дисплей виконує важливу функцію відображення інформації для користувача, зокрема значень сигналів, стану пристрою, меню налаштувань, графіків або осцилограм. Залежно від потреб, можна використовувати різні типи дисплеїв:

Символьні LCD-дисплеї (наприклад, 16x2 або 20x4) Ці дисплеї здатні відображати простий текстовий інтерфейс. Вони зазвичай працюють через паралельний інтерфейс або за допомогою протоколів I2C/SPI у поєднанні із конвертерами.

Графічні LCD або OLED-дисплеї (роздільна здатність 128x64, 128x32) Цей варіант пропонує значно більшу гнучкість, дозволяючи відображати графіки чи іконки. Прикладом такого дисплея є SSD1306 (OLED 128x64), який працює через I2C або SPI. Для роботи з ним часто використовують бібліотеки U8g2 або Adafruit GFX.

TFT-дисплеї (кольорові, із сенсорним управлінням) Ці дисплеї доступні в різних розмірах, наприклад, 1.8", 2.4" чи 3.5". Вони оснащені контролерами, такими як ILI9341 чи ST7735. TFT-дисплеї забезпечують високу якість зображення, однак потребують більше пам'яті та обчислювальних ресурсів для коректної роботи.

Інтерфейс користувача може бути реалізований через інтеграцію декількох ключових компонентів, які роблять взаємодію з пристроєм зручною та інтуїтивно зрозумілою. Насамперед, важливо передбачити наявність фізичних кнопок або сенсорних панелей, що дозволятимуть перемикати режими роботи чи типи використовуваних сигналів.

У якості додаткового функціоналу можна включити Bluetooth або Wi-Fi модуль, який забезпечить можливість дистанційного управління за допомогою

смартфона, планшета чи іншого пристрою з підтримкою відповідних технологій. Такий підхід не лише підвищить зручність користувача, але й розширить функціональні можливості інтерфейсу, роблячи його сучасним і технологічно передовим.

Для забезпечення роботи мікроконтролера (MCU), цифро-аналогового перетворювача (DAC) та дисплея, часто виникає необхідність у створенні різних рівнів живлення, наприклад, 3.3 В та 5 В. Для цього зазвичай використовуються стабілізатори напруги, такі як AMS1117, які забезпечують надійне перетворення напруги до потрібних значень. Крім того, залежно від особливостей підключених компонентів і їхніх вимог до сумісності рівнів сигналів, може виникнути необхідність у використанні логічних рівневих перетворювачів. Вони забезпечують коректний обмін сигналами між пристроями, що працюють на різних рівнях напруги.

3.2 Розробка технології та вибір обладнання

У цьому розділі описується обґрунтований підхід до вибору електронних компонентів та розробки технології виготовлення пристрою для генерації тестових біосигналів. Основна мета полягає у створенні компактного, доступного та функціонального пристрою з можливістю генерації різних типів сигналів (синусоїда, трикутник, прямокутник тощо) з регульованими параметрами частоти, амплітуди та зсуву. Також передбачено наявність дисплея для відображення інформації та зручного інтерфейсу користувача.

В основу обраної архітектури покладено використання мікроконтролера ATmega328P, який є популярним, економічним та підтримує Arduino-екосистему. Він дозволяє реалізувати формування сигналів у цифровому вигляді з подальшим перетворенням у аналогову форму за допомогою цифро-аналогового перетворювача (DAC) MCP4921. Цей перетворювач обрано завдяки його високій точності (12 біт), простоті підключення по SPI та широкій доступності. Для виведення інформації про режим роботи пристрою, частоту, тип сигналу тощо

використовується OLED-дисплей на базі контролера SSD1306 з роздільною здатністю 128×64 пікселів. Цей дисплей підключається по шині I²C, що дозволяє заощадити виводи мікроконтролера.

До складу пристрою також входить енкодер типу KY-040, який забезпечує зручну навігацію по меню та введення параметрів. Живлення пристрою здійснюється від джерела 5 В через стабілізатор напруги AMS1117-3.3, який забезпечує живлення для дисплея та MCP4921. Для згладжування вихідного сигналу DAC використовується RC-фільтр ($R=2.2$ кОм, $C=0.1$ мкФ), який дозволяє зменшити високочастотні складові та покращити форму аналогового сигналу.

Друкована плата (рисунок 3.3) спроектована як одностороння, з використанням матеріалу FR4 товщиною 1.5 мм із мідним покриттям 35 мкм. Такий підхід обумовлений простотою виготовлення та зменшенням витрат, що особливо актуально для лабораторних зразків або навчальних проектів. Розводка плати здійснювалася у програмному середовищі KiCad. Виготовлення плати відбувається методом перенесення друкованої маски за допомогою лазерного принтера з подальшим травленням у хлорному залізі (FeCl_3). Після свердління отворів здійснюється ручний монтаж компонентів з подальшим лудінням контактів. Після збирання друкованої плати мікроконтролер прошивається через інтерфейс ISP або UART. Для зручності обслуговування та захисту електроніки передбачено використання корпусу з 3D-друку (матеріал PLA або ABS) або акрилових панелей, вирізаних лазером. На передній панелі розміщується дисплей, енкодер та, за необхідності, кнопка. На задній панелі передбачено гнізда для підключення живлення та вихідного аналогового сигналу. Також враховано необхідність вентиляційних отворів та наявність отворів для монтажу плати на стійках.

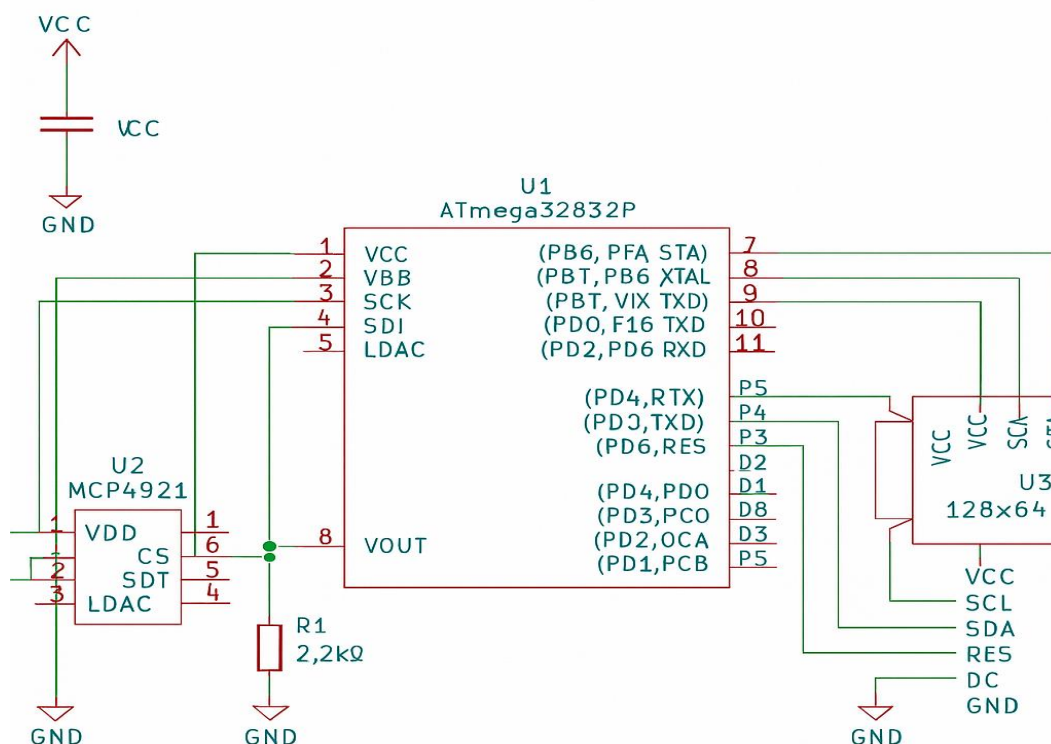


Рисунок 3.3 - Плата друкована

Інтерфейс користувача забезпечується за допомогою OLED-дисплея, енкодера та кнопки, що дозволяє вибирати тип сигналу, частоту, амплітуду, зсув та інші параметри. Вивід сигналу здійснюється через гніздо mini-jack або інший відповідний роз'єм. Загалом вибір компонентів базується на балансі між вартістю, функціональністю, енергоспоживанням та простотою реалізації. Обрані рішення забезпечують стабільну генерацію сигналів, зручність у використанні та можливість масштабування або подальшого вдосконалення.

Таким чином, розроблена технологія виготовлення та підібране обладнання забезпечують ефективну реалізацію приладу генерації біосигналів, що задовольняє технічні вимоги проекту та забезпечує надійну роботу пристрою в умовах практичного використання.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ

Охорона праці є фундаментальним принципом організації будь-якої професійної діяльності, що має на меті збереження життя та здоров'я людини в процесі трудової діяльності. У контексті стрімкого прогресу в біомедичній інженерії, яка інтегрує інженерні принципи з медичною практикою, виникає потреба в адаптації та спеціалізації загальних норм охорони праці до унікальних вимог цієї галузі. Біомедичні інженери щодня стикаються з різноманітними ризиками, починаючи від електричної та радіаційної небезпеки медичного обладнання і закінчуючи біологічними загрозами. Тому, глибоке дослідження та оптимізація існуючих підходів до охорони праці в цій сфері є критично важливим завданням для забезпечення сталого розвитку галузі та безпеки її фахівців в Україні.

Проектування формувача тестових біосигналів відбувалося в приміщенні, яке обладнане робочими місцями з ПК. На дослідника могли мати вплив такі небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

1. Фізичні: підвищена запиленість та загазованість повітря робочої зони; підвищена чи понижена температура повітря робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; підвищений рівень електромагнітного випромінювання; підвищена чи понижена іонізація повітря; недостатня освітленість робочої зони; відсутність чи нестача природного освітлення.

2. Психофізіологічні: статичне перевантаження; розумове перевантаження; емоційні перевантаження.

Відповідно до наведених факторів здійснюємо планування щодо безпечного виконання роботи.

4.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

Конструкція робочого місця та розташування його елементів повинні відповідати антропометричним, фізіологічним і психологічним потребам людини. Сучасні офісні крісла часто оснащені механізмами для вільного переміщення по

приміщенню завдяки коліщаткам і поворотним елементам. Крім того, вони мають регульовані спинки, що допомагають зменшити навантаження на спину та шию. Вибираючи крісло, варто звернути увагу на такі характеристики: можливість регулювання висоти сидіння, спинки з налаштуванням по висоті та куту нахилу, достатня глибина сидіння, стійкість конструкції та відповідність коліщаток типу підлогового покриття. Конструкція робочого місця та розташування його елементів повинні відповідати антропометричним, фізіологічним і психологічним потребам людини. Сучасні офісні крісла часто оснащені механізмами для вільного переміщення по приміщенню завдяки коліщаткам і поворотним елементам. Крім того, вони мають регульовані спинки, що допомагають зменшити навантаження на спину та шию. Вибираючи крісло, варто звернути увагу на такі характеристики: можливість регулювання висоти сидіння, спинки з налаштуванням по висоті та куту нахилу, достатня глибина сидіння, стійкість конструкції та відповідність коліщаток типу підлогового покриття.

При регулюванні стільця необхідно враховувати як розміри тіла, так і висоту робочої поверхні столу, якщо вона не регулюється. Висоту сидіння треба відрегулювати так, щоб можна було зручно розташуватися на ньому; при цьому ступні ніг повинні опиратися на підлогу, а зазор між передньою частиною стільця і ногами дослідника повинен складати 5 сантиметрів. Після цього слід відрегулювати спинку як у вертикальному, так і в поперечному напрямках, щоб не напружувався поперек.

Щодня перед початком роботи працівник повинен:

- оглянути своє робоче місце; про виявлення ознак пошкодження обладнання інформувати свого безпосереднього керівника;
- відрегулювати освітленість на робочому місці, переконатися в відсутності відблисків на екрані комп'ютера, відсутності зустрічного світла;
- перевірити правильність підключення обладнання ПК до електромережі;
- очистити екран комп'ютера від пилу та інших забруднень;
- перевірити правильність організації робочого місця й за необхідності провести відповідні коригування.

Працівник під час роботи зобов'язаний:

- виконувати тільки ту роботу, яку йому було доручено;
- підтримувати порядок і чистоту на робочому місці;
- тримати відкритими всі вентиляційні отвори обладнання;
- коректно закрити всі активні завдання у разі припинення роботи з комп'ютером;
- негайно відключити комп'ютером від електричної мережі у разі виникнення аварійної ситуації.

У ході виконання робіт працівник повинен:

- витримувати відстань від очей до екрана комп'ютером в межах 60 - 70см;
- дотримуватися внутрішньозмінного режиму праці та відпочинку, регламентованих перерв у роботі;

Під час регламентованих перерв рекомендується виконувати комплекси вправ для очей, рук, хребта, поліпшення мозкового кровообігу тощо. Про виявлення несправності обладнання або інших факторів, які створюють загрозу для життя або здоров'я працівників, необхідно негайно інформувати свого безпосереднього керівника.

Не допускається:

- виконання ремонту та налагодження комп'ютерної техніки безпосередньо на робочому місці оператора;
- зберігання біля комп'ютера паперу, дискет, інших носіїв інформації, запасних блоків, деталей тощо, якщо вони не використовуються для поточної роботи;
- відключення захисних пристроїв, самочинні зміни в конструкції комп'ютера;
- використання комп'ютерів, на екранах яких під час роботи з'являються нехарактерні сигнали, нестабільне зображення на екрані тощо;
- доторкання до задньої панелі системного блоку при включеному живленні;
- вимикання живлення під час виконання активного завдання;

- попадання вологи на поверхню системного блоку, монітора, клавіатури, дисководів, принтерів та інших пристроїв;
- приймання напоїв та їжі на робочому місці.

Після закінчення роботи з використанням необхідно дотримуватися такої послідовності вимикання обладнання:

- закрити всі активні завдання;
- використавши опцію «Завершення роботи» у меню «Пуск», вимкнути живлення системного блоку;
- вимкнути живлення всіх комп'ютерів;
- вимкнути блок аварійного живлення (за наявності);
- відключити комп'ютер від електромережі, при цьому забороняється тягнути штепсельну вилку за дріт.

Приміщення, де здійснювалося проектування формувача тестових біосигналів використовується чотири провідна трифазна електромережа з заземленим нульовим проводом. Величина напруги цієї мережі становить 380 х 220В (фазна напруга (фаза – «0») – 220В, а міжфазна лінійна (фаза – фаза) – 380В).

Категорія умов з небезпеки електротравматизму – без підвищеної небезпеки, оскільки чинники підвищеної небезпеки (підвищена температура повітря (більша за 35°C), вологість (більша 75%), струмопровідна підлога, струмопровідний пил, можливість одночасного дотику обслуговуючого персоналу до металевого корпусу споживача електроенергії та металоконструкцій, що мають зв'язок із землею) та особливої небезпеки (вологість повітря в приміщеннях близька до насичення, конденсація вологи на поверхні устаткування та будівельних конструкціях (100%); хімічно активне середовище, що призводить до руйнування ізоляції, чи біологічне середовище, що у вигляді плісняви утворюється на обладнанні та струмовідних елементах) відсутні.

4.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

4.2.1 Мікроклімат

Життєдіяльність людини завжди протікає у певних метеорологічних умовах, що визначаються поєднанням температури повітря, швидкості його руху і відносної вологості, барометричним тиском та інтенсивністю теплового випромінювання. Ці показники в сукупності (за винятком барометричного тиску) характеризують метеорологічні умови середовища (мікроклімат) виробничого приміщення. Якщо робота виконується на відкритих майданчиках, то метеорологічні умови визначаються кліматичним поясом і сезоном року. Проте і в цьому випадку в робочій зоні створюється певний мікроклімат.

Параметри мікроклімату закритих приміщень нормують санітарні норми ДСН 3.3.6.042-99 [17]. Робота з проектування формувача тестових біосигналів за енерговитратами відноситься до категорії I а (енерговитрати до 139Дж/с) [18]. Допустимі параметри мікроклімату для цієї категорії наведені в табл.4.2.1.

Таблиця 4.2.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

Для забезпечення вказаних параметрів мікроклімату в приміщенні передбачено використання централізованої парової системи опалення, системи механічної вентиляції, систематичного провітрювання та вологого прибирання (раз за зміну).

4.2.2 Склад повітря робочої зони

Повітря робочої зони залежно від хімічного складу, фізичних властивостей, наявності забруднюючих чинників може бути сприятливим, несприятливим або навіть небезпечним. Сприятливим повітряне середовище в робочій зоні буває тоді, коли воно має відповідну чистоту, нормальні хімічні показники та нормальний мікроклімат.

В приміщенні, де здійснюється проектування формувача тестових біосигналів у повітрі можуть бути наявні підвищені концентрації пилу та озону. Джерелами цих речовин є офісна техніка. Пил потрапляє у приміщення ззовні. ГДК шкідливих речовин, які знаходяться в досліджуваному приміщенні, наведені в таблиці 4.2.2.

Таблиця 4.2.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³	Середньо добова	Клас небезпечності
	Максимально разова		
Пил нетоксичний	0,5	0,15	4
Озон	0,16	0,03	1
Вуглекислий газ	3	1	4

Для забезпечення у виробничих приміщеннях оптимальних параметрів мікроклімату та належної чистоти повітря (граничнодопустимих концентрацій шкідливих речовин) використовують вентилявання приміщень, яке здійснюють за допомогою сукупності пристроїв для транспортування, подання та видалення повітря.

4.2.3 Виробниче освітлення

Недостатність освітлення призводить до напруги зору, послаблює увагу, призводить до подальшої передчасної стомлюваності. Надмірно яскраве освітлення викликає осліплення, роздратування і різь в очах. Неправильний напрям світла на робочому місці може створювати різкі тіні, відблиски, дезорієнтувати працюючого. Всі ці причини можуть призвести до професійних захворювань, тому надзвичайно важливе значення має забезпечення оптимальної освітленості на робочому місці.

Згідно ДБН В.2.5-28-2018 [19] в приміщеннях, де здійснюється проектування формувача тестових біосигналів на ПК необхідно застосувати систему комбінованого освітлення.

Норми освітленості при штучному освітленні та КПО (для III пояса світлового клімату) при природному та сумісному освітленні зазначені у таблиці 4.2.4:

Таблиця 4.2.4 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнення	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, Лк		КПО, e_n , %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє	Бокове	Верхнє або верхнє і бокове	Бокове
Дуже високої точності	Від 0,15 до 0,3	II	г	великий	світлий	1000	300	7	2,5	4,2	1,5

Для нормалізації освітленості в приміщенні слід передбачити обмеження прямої блискості від джерел природного та штучного освітлення. При цьому яскравість світлих поверхонь (вікна, джерела штучного освітлення), що розташовані в полі зору повинна бути не більше ніж 200 кд/м^2 . Необхідно обмежувати відбиту блискість на робочих поверхнях відносно джерел природного і штучного освітлення. При цьому яскравість відблисків на екрані ВДТ має не перевищувати 40 кд/м^2 , а яскравість стелі в разі застосування системи відбитого освітлення – 200 кд/м^2 .

4.2.4 Виробничий шум

Шум - безладне сполучення різних по силі і частоті звуків; здатний здійснювати несприятливу дію на організм працівника. Джерелом шуму є будь-який процес, що викликає місцеву зміну тиску або механічні коливання в жорстких, водянистих або газоподібних середовищах. Джерелами шуму можуть бути двигуни, насоси, компресори, турбіни, пневматичні та електричні інструменти, молоти, долота, верстати, центрифуги, бункери та інші установки.

Реакція людини на шум різна. Деякі люди досить терплячі до шуму, у інших він викликає роздратування. Психологічна оцінка шуму в основному базується на понятті сприйняття, причому велике значення має внутрішнє налаштування до джерела шуму. Воно визначає, чи буде шум сприйматися як перешкода робочому процесу. Часто шум, який здійснюється самим працівником, не турбує його, в той час як невеликий шум, викликаний сусідами або іншим джерелом, має значний подразнюючий ефект.

Допустимі рівні звукового тиску у октавних смугах частот, еквівалентні рівні звуку на місцях праці встановлені санітарними нормами виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99 [20], витяг з яких подано в табл. 4.2.5

Таблиця 4.2.5 – Допустимі еквівалентні рівні шуму на робочих місцях

Вид професійної діяльності, місце праці	Еквівалентні рівні шуму, дБ
Творча діяльність, керівна робота з підвищеними вимогами, наукова діяльність, конструювання та проектування, програмування, викладання та навчання, лікарська діяльність; місця праці у приміщеннях – дирекції, проектно-конструкторських бюро, програмістів обчислювальних машин, у лабораторіях для теоретичних робіт та опрацювання даних, прийому хворих у медпунктах	50
Висококваліфікована робота, що вимагає зосередження, адміністративно-керівна діяльність, вимірювальні та аналітичні роботи у лабораторії; місця праці в приміщеннях цехового керівного апарату, контор, лабораторій	60

Для забезпечення допустимих параметрів шуму доцільно використовувати комп'ютери з пасивним охолодженням та встановити пластикові вікна, які мають достатню звукоізоляцію.

4.2.5 Виробничі випромінювання

Електромагнітні поля негативно впливають на організм людини, яка безпосередньо працює з джерелом випромінювання, а також на населення, яке мешкає поблизу джерел випромінювання.

В будь-якій точці ПК промислової частоти енергія магнітної складової поля, яка поглинається тілом людини, майже в 50 разів менша від енергії електричної складової цього поля, що поглинається тілом. Це дає змогу зробити висновок, що в діапазоні промислових частот дією магнітної складової поля на біологічний об'єкт можна знехтувати, а негативний вплив на організм обумовлений електричною складовою поля.

Вимоги до рівня неіонізуювальних електромагнітних випромінювань, електростатичних та магнітних полів наведені у табл. 4.2.6.

Таблиця 4.2.6 – Допустимі параметри електромагнітних неіонізуювальних випромінювань і електростатичного поля

Види поля	Допустимі параметри поля		Допустима поверхнева щільність потоку енергії (інтенсивність потоку енергії), Вт/кв.м
	за електричною складовою (E), В/м	за магнітною складовою (H), А/м	
60 кГц до 3 мГц	50	5	
3 кГц до 30 мГц	20	-	
30 кГц до 50 мГц	10	0,3	
30 кГц до 300 мГц	5	-	
Електромагнітне поле оптичного діапазону в ультрафіолетовій частині спектру			
УФ-С (220 - 280 нм)			0,001
УФ-В (280 - 320 нм)			0,01
УФ-А (320 - 400 нм)			10,0
в видимій частині спектру 400 - 760 нм			10,0
0,76 - 10,0 мкм			35,0-70,0
Напруженість електричного поля ВДТ			20 кВ/м

Для зниження дії цих видів випромінювання рекомендується застосовувати монітори із зниженим рівнем випромінювання, встановлювати захисні екрани, а також дотримуватися регламентованих режимів праці та відпочинку.

4.3 Пожежна безпека

Пожежна безпека – це комплексна система заходів, спрямованих на запобігання виникненню пожеж, мінімізацію їхніх наслідків, захист життя та здоров'я людей, а також збереження матеріальних цінностей. Це не просто набір правил, а життєво важливий аспект функціонування будь-якого об'єкта – від домашнього господарства до великих промислових комплексів, і особливо критичний у медичних установах.

Будівлі та приміщення, в яких експлуатуються ПК та виконуються їх обслуговування, налагодження і ремонт повинні відповідати вимогам з пожежної безпеки. Неприпустимим є розташування приміщень категорій А і Б, а також виробництв з мокрими технологічними процесами поряд з приміщеннями, де розташовуються ПК, виконується їх обслуговування, налагодження і ремонт, а також над такими приміщеннями або під ними.

В приміщенні, де здійснювалося проектування формувача тестових біосигналів використовуються тільки негорючі речовини та матеріали у холодному стані, тому за ступенем вибухопожежної та пожежної небезпеки приміщення відноситься до категорії «Д». Пожежну небезпеку несуть у собі лише кабельні електропроводки до обладнання, що є припустимим для даної категорії приміщень.

За вогнестійкістю приміщення відноситься до другої категорії [21]. Робоча зона працівника відноситься до класу вибухонебезпечності В-IIa та пожежонебезпечності П-IIa, оскільки вибухонебезпечна концентрація пилу і волокон може утворюватися лише внаслідок аварії або несправності.

4.3.1 Технічні рішення системи запобігання пожежі

Можливі причини виникнення пожежі у приміщенні, де здійснювалося проектування формування тестових біосигналів зв'язку такі:

- несправна електропроводка (іскріння, перегрів провідників, пересихання електроізоляційних матеріалів);
- використання електропобутових пристроїв (електрочайники, обігрівачі); попадання вологи на працююче електрообладнання;
- залишення без нагляду увімкнутих комп'ютерів, обчислювальної техніки та інших електроприладів.

Для запобігання виникнення пожежі доцільні такі заходи:

- призначення осіб, що відповідальні за пожежну безпеку приміщення;
- щорічне проведення повторних протипожежних інструктажів та занять за програмою пожежно-технічного мінімуму з особами, що відповідальні за пожежну безпеку;
- утримання в справному стані засобів протипожежного захисту;
- своєчасне інформування про несправність пожежної техніки, систем протипожежного захисту, водопостачання тощо.

4.3.2 Технічні рішення системи протипожежного захисту

Переважає більшість пожеж починається із невеличкого вогнища. Тому його своєчасну ліквідацію розглядаємо як профілактичний захід щодо недопущення його розширення до масштабів пожежі. Ліквідувати вогнище можна, усунувши одну із трьох умов виникнення горіння. Видалити горючу речовину із вогнища не завжди можна, а припинити доступ кисню до неї або/ї понизити її температуру можна завжди, якщо своєчасно використати первинні засоби гасіння пожеж: воду, пісок або вогнегасники.

У приміщенні на випадок виникнення пожежі для обмеження її розповсюдження знаходиться переносний вуглекислотний вогнегасник типу ОУ-5, що відповідає нормам [22]. Підходи до засобів первинного пожежогасіння та відключення електросхем устаткування вільні.

У коридорі приміщення розташована схема евакуації людей при пожежі. Шляхи евакуації з відділу відповідають правилам пожежної безпеки. У будинку є два виходи, ширина коридору – 2-3 метри, ширина дверей – 0,8 м., двері відкриваються по ходу руху людей у випадку евакуації.

В цілому приміщення по категорії вибухо- і пожежонебезпечності та ступеню вогнестійкості відповідає нормам.

ВИСНОВКИ

У рамках виконаної дипломної роботи було створено апаратно-програмний комплекс формувача тестових біосигналів, який призначений для моделювання, перевірки та калібрування сучасних медичних діагностичних пристроїв. Дана розробка охоплює повний життєвий цикл створення приладу: від постановки задачі та аналізу вимог до технічного виконання, проектування, програмної реалізації, налагодження і фінального тестування. У межах дослідження було ретельно проаналізовано специфіку основних типів біомедичних сигналів, включаючи електрокардіограми (ЕКГ), електроміограми (ЕМГ), а також синусоїдальні й імпульсні хвилі. На основі отриманих висновків було обґрунтовано вибір ключових параметрів сигналів, які найбільше підходять для моделювання реальних фізіологічних процесів. Апаратна частина комплексу була реалізована з використанням мікроконтролера STM32, що забезпечує високу продуктивність та гнучкість у налаштуванні параметрів генерації сигналів. Для побудови схем були залучені вбудовані аналого-цифрові перетворювачі (DAC), різноманітні фільтри і додаткові інтерфейсні модулі для під'єднання до зовнішніх пристроїв. Програмне забезпечення розроблено на мовах C/C++ і дозволяє генерувати сигнали із точно регульованими характеристиками в режимі реального часу, що є важливою вимогою для медичного обладнання. Проведене тестування підтвердило стабільність роботи пристрою, високу точність формування сигналів і повну відповідність технічним вимогам, визначеним на стадії проектування. Отримані результати свідчать про те, що запропонований апарат успішно може бути впроваджений у навчальній, науковій і клінічній діяльності. Його ефективне застосування можливе для перевірки та калібрування електрокардіографів, біомоніторів й іншого медичного обладнання, що використовує біосигнали як джерело інформації про фізіологічний стан пацієнта.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. D.C. Reddy. Biomedical Signal Processing: Principles and Techniques. – McGraw-Hill Education, 2005. – 284.
2. Rangayyan, R.M. Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach. – IEEE Press / Wiley-Interscience, 2015. – 520 p.
3. IEC 60601-1:2005. Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. – International Electrotechnical Commission, Geneva, 2005.
4. Malmivuo J., Plonsey R. Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. – Oxford University Press, 1995. – 482.
5. Микрокомпьютерные медицинские системы. Проектирование и применение: пер. с англ. под ред. Е.А. Умрюхина / под ред. У. Томкинса, Дж. Уэбстера. – М.: Мир, 1988. – 544 с.
6. Іванушкіна Н.Г. Технології високого розрізнення в електрокардіографії: Навч. посібник / Н.Г. Іванушкіна, В.О. Фесечко. – К.: НТТУ «КПІ», 2007. – 116 с.
7. Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы. – М.: Наука, 1984.
8. Sörnmo, L., & Laguna, P. (2005). *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press.
9. Dounavis, A. S., & Yang, G. Z. (2016). *Wearable Sensors: Fundamentals, Implementation and Applications*. Academic Press.
10. IEC 60601 Standard – Medical electrical equipment – General requirements for basic safety and essential performance.
11. Metnitz P. G. H., Lenz K. Patient data management systems in intensive care - the situation in Europe. - Intensive Care Medicine, Springer-Verlag. -1995,21(7). - pp. 703-710.
12. Niedermeyer, E., & Lopes da Silva, F. (2005). *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Lippincott Williams & Wilkins.
13. Hewlett-Packard Archives. “HP 200A Audio Oscillator.”

<https://www.hpmemoryproject.org>

14. Fluke Biomedical. "ProSim 8 Vital Signs and ECG Simulator."
<https://www.flukebiomedical.com>
15. Godin, P. J., & Vallée, D. (2021). "NeuroDAC: A Low-Cost Multi-Channel Arbitrary Bio-signal Generator." *Open Hardware Journal*.
16. Golany, T., Radinsky, K. (2019). "PGANs: Personalized Generative Adversarial Networks for ECG Synthesis." arXiv:1907.01395
17. ДСТУ OHSAS 18002:2015. Системи управління гігієною та безпекою праці. Основні принципи виконання вимог OHSAS 18001:2007 (OHSAS 18002:2008, IDT). К. : ГП «УкрНИУЦ», 2016. 21 с.
18. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>
19. Гігієнічна класифікація праці (за показниками шкідливості і небезпеки факторів виробничого середовища від 12.08.1986 № 4137-86. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://zakon4.rada.gov.ua/laws/show/v4137400-86>
20. ДБН В.2.5-28-2018 Природне і штучне освітлення - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/prirodne-i-shtuchne-osvitlennja-nor8425.html>
21. ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/sanitarni-normi-virobnichogo-shumu-ultrazvuku-ta-infrazvuku-nor4878.html>
22. ДСТУ 8604:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце для виконання робіт у положенні сидячи. Загальні ергономічні вимоги. URL: http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page?id_doc=71028.
23. Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги. URL: http://www.poliplast.ua/doc/dbn_v.1.1-7-2002.pdf.
24. ДСТУ Б В.1.1-36:2016 Визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпек. URL: https://dbn.co.ua/load/normativy/dstu/dstu_b_v_1_1_36/5-1-0-1759.
25. НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. URL:

http://sop.zp.ua/norm_праор_0_00-7_15-18_01_ua.php

26. Наказ Міністерства внутрішніх справ України «Про затвердження Правил експлуатації та типових норм належності вогнегасників». URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0225-18#Text>.

Додаток А
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

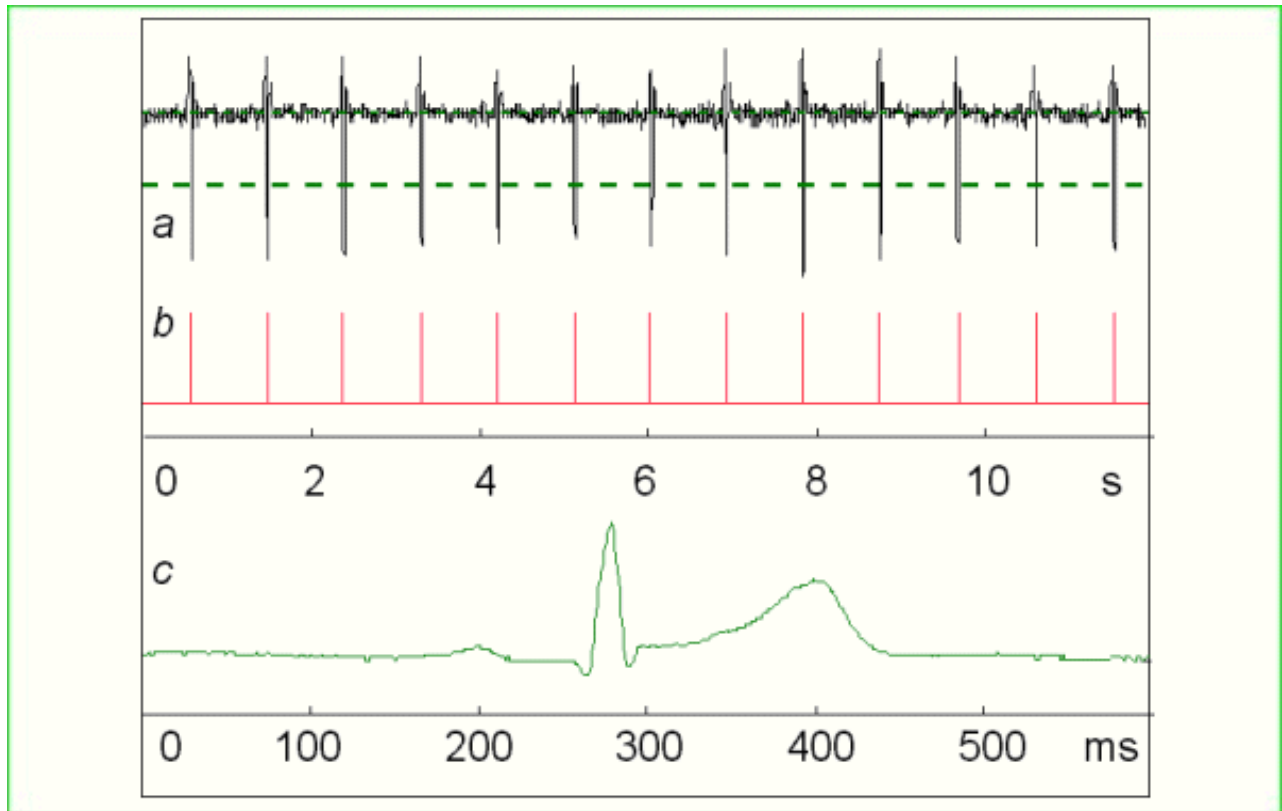


Рисунок А.1 - Точковий процес, отриманий після фільтрації сигналів ЕКГ.

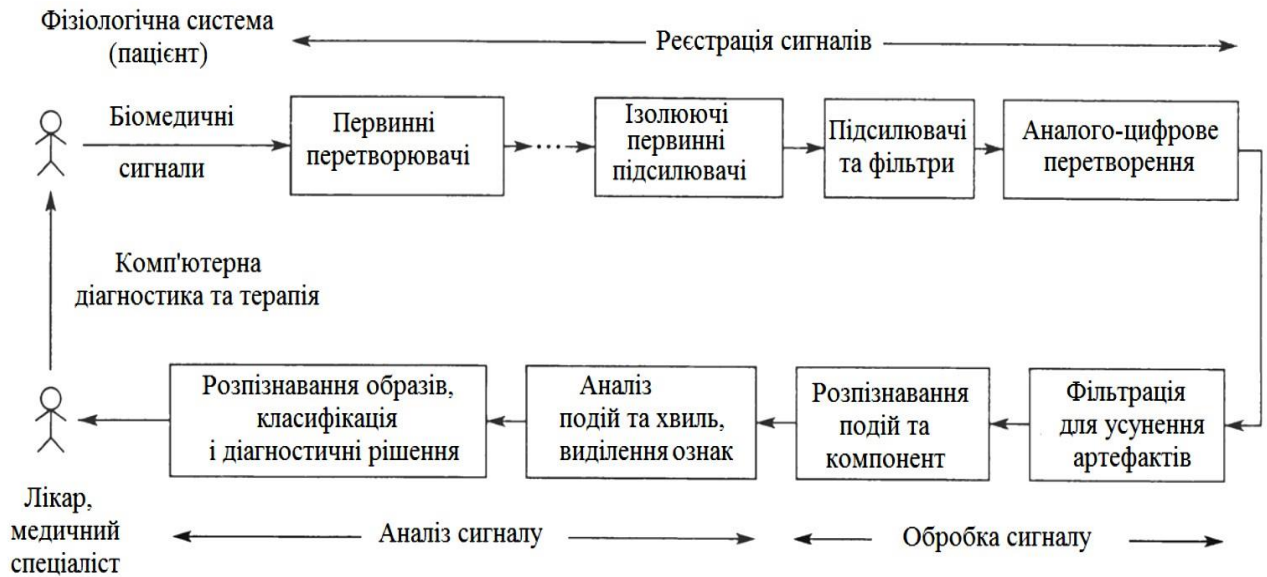


Рисунок А.2 - Процес реєстрації та аналізу біомедичних сигналів.

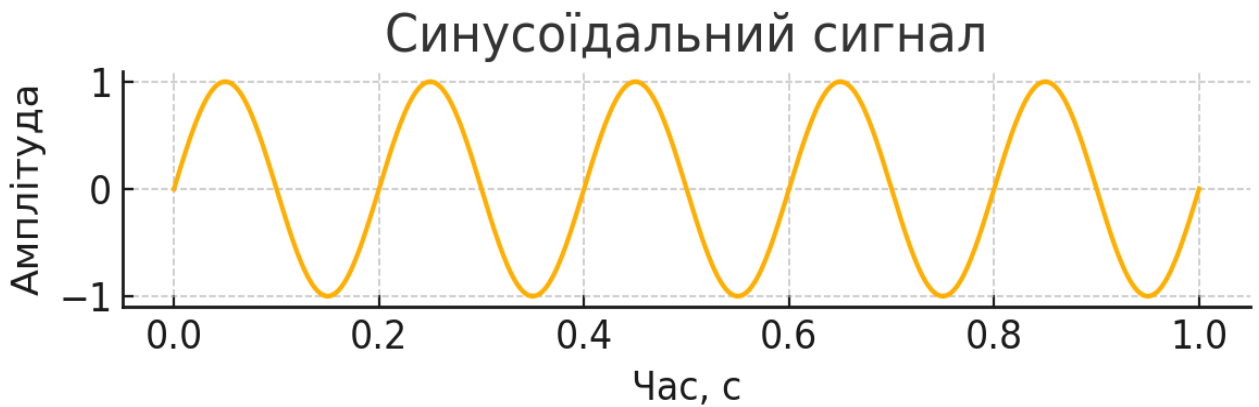


Рисунок А.3 - Синусоїдальний сигнал.

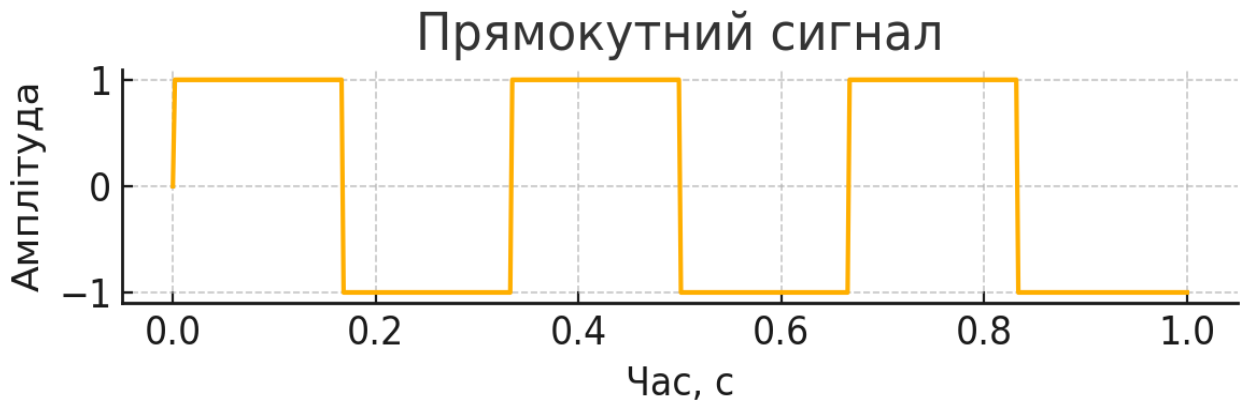


Рисунок А.4 - Прямокутний сигнал.

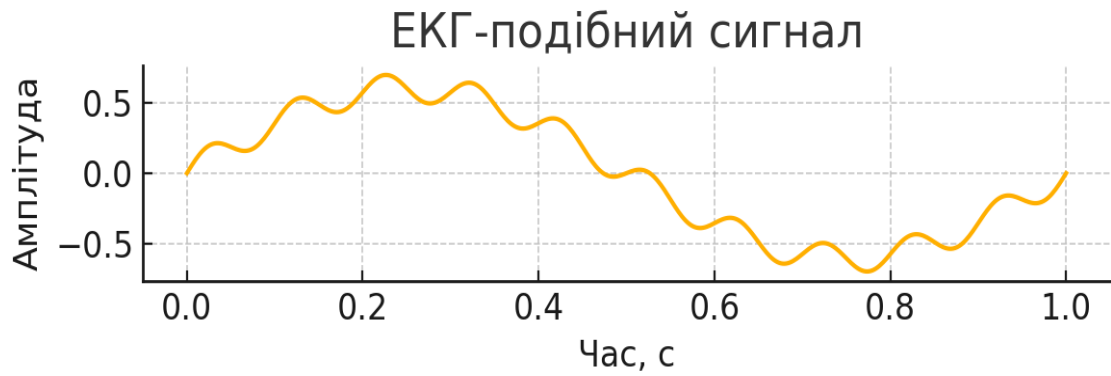


Рисунок А.5 - ЕКГ-подібний сигнал.

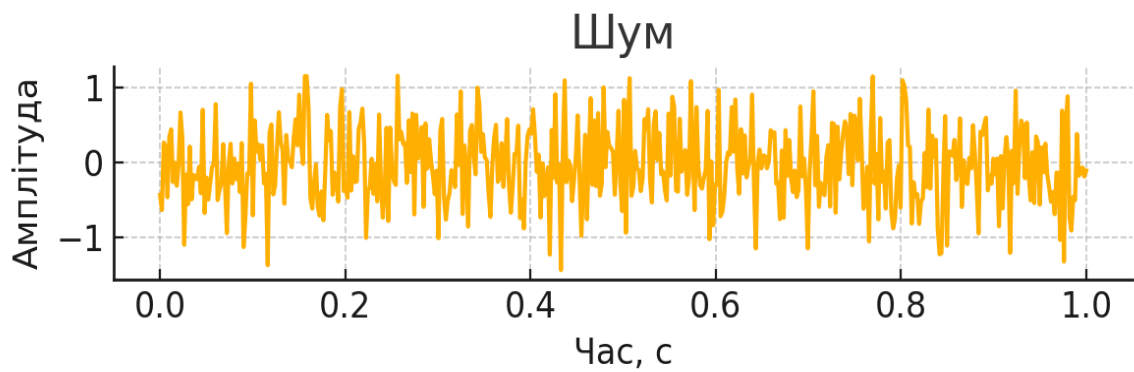


Рисунок А.6 - Псевдовипадковий шум.

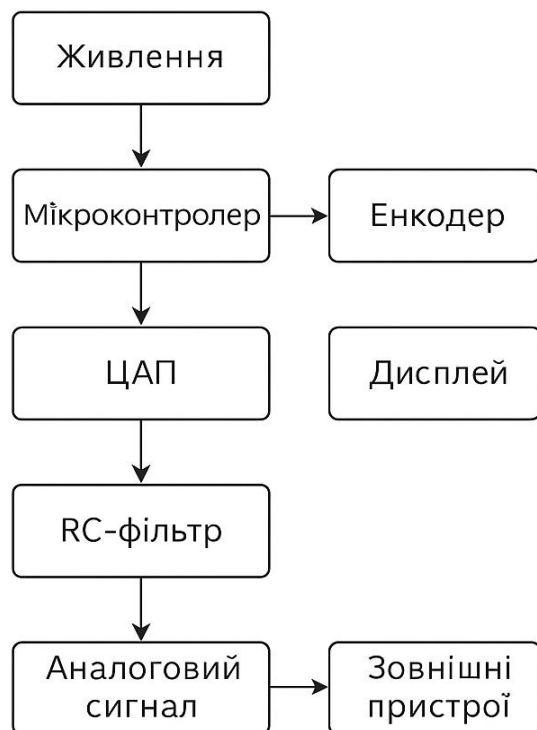


Рисунок А.7 - Блок схема пристрою.

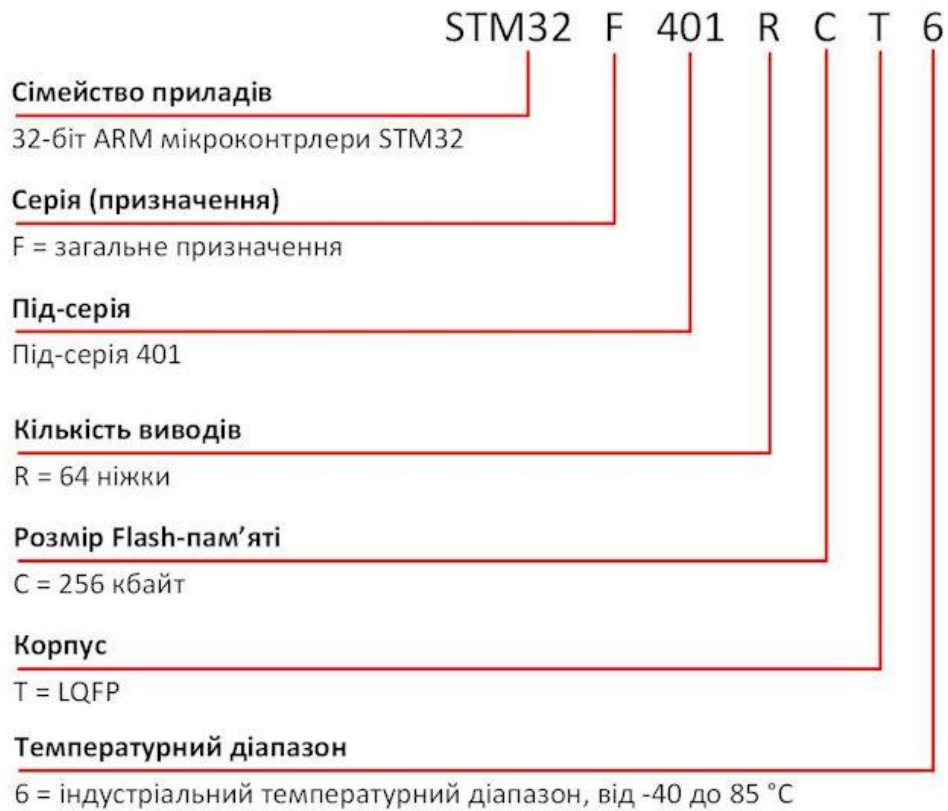


Рисунок А.8 - Маркування мікроконтролера STM32.

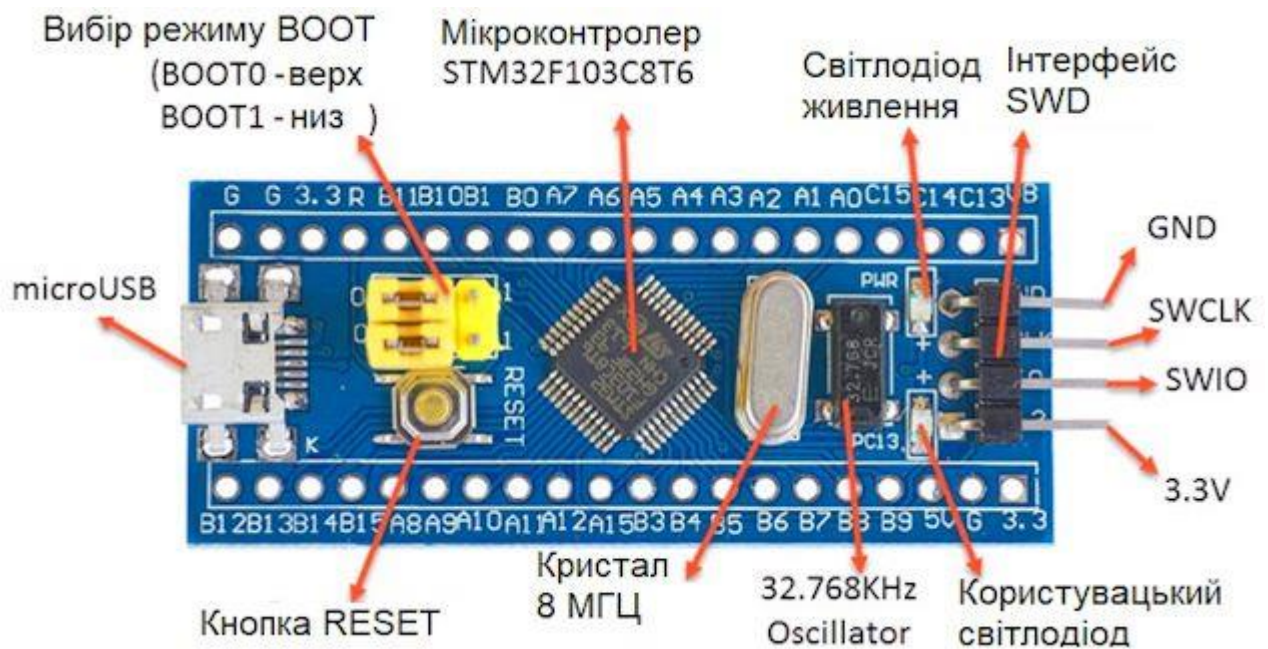


Рисунок А.9 - Плата STM32 Blue Pill.

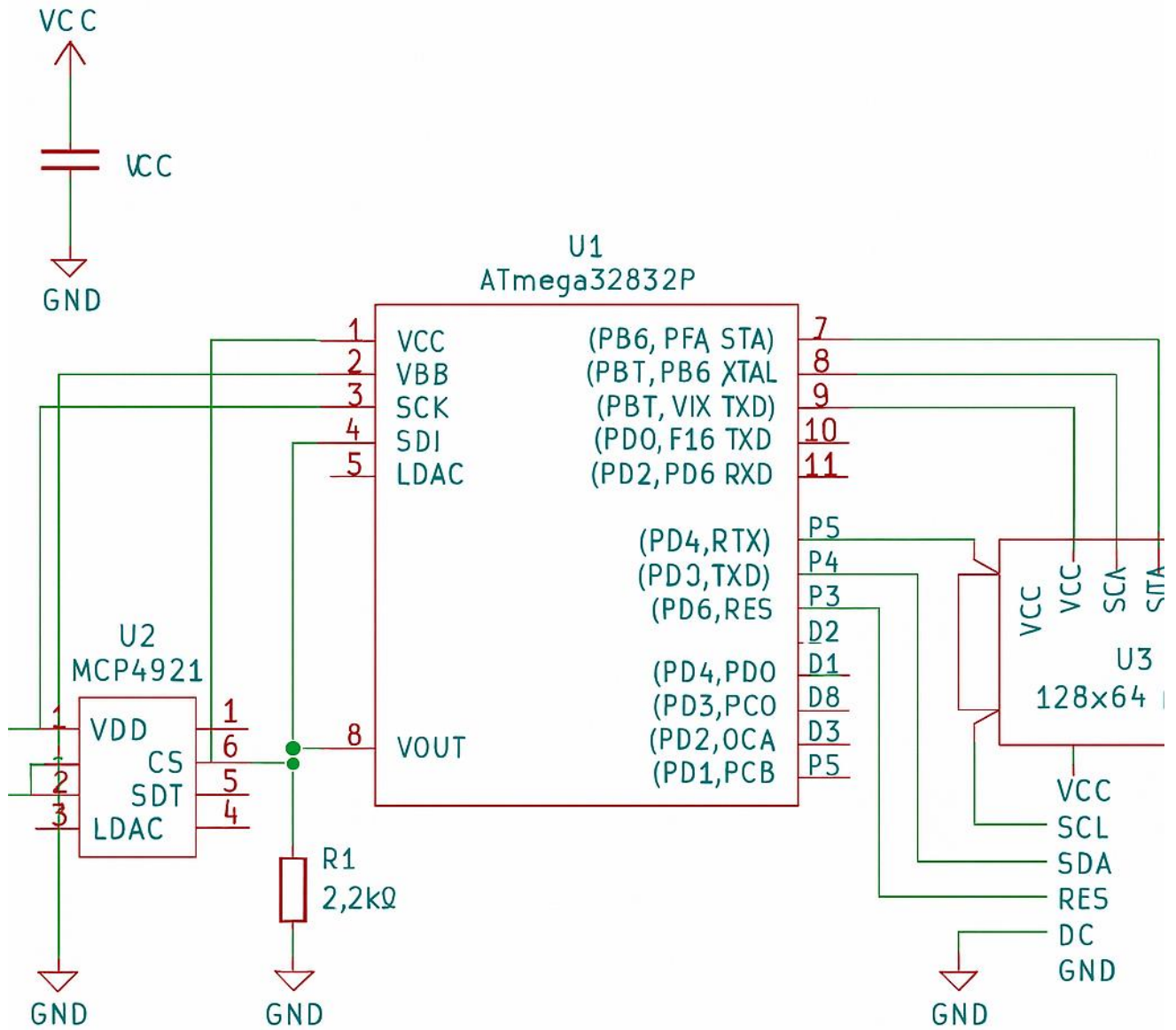


Рисунок А.10 - Плата друкована.

Додаток Б
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Формувач тестових біосигналів

Тип роботи: бакалаврська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі
системою StrikePlagiarism 0,37 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

- ☒ Запозичення, виявлені у роботі, є законними і не містять ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту
- ☐ У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- ☐ У роботі виявлено ознаки плагіату та/або текстових маніпуляцій як спроб укриття плагіату, фабрикації, фальсифікації, що суперечить вимогам законодавства та нормам академічної доброчесності. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

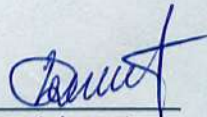
Коваль Л. Г., завідувач кафедри БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

Тимчик С. В., гарант ОПП «Біомедична інженерія»
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціали)

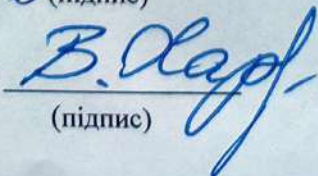
З висновком експертної комісії ознайомлені:

Керівник


(підпис)

Криворучко І. О., ст. викл. каф. БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач


(підпис)

Харьков В. О.
(прізвище, ініціали)