

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ комп'ютерної інженерії та управління _____

Кафедра _____ електронних обчислювальних машин _____

Рівень вищої освіти _____ перший (бакалаврський) _____

Спеціальність _____ 123 «Комп'ютерна інженерія» _____
(код і повна назва)

Тип програми _____ освітньо-професійна _____
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма _____ Комп'ютерна інженерія _____
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
(підпис)

“ _____ ” _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві _____ Шиленко Михайлу Павловичу _____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____ Програмно-апаратна система виявлення патологій на ЕКГ _____

затверджена наказом по університету від “ 26 ” травня 2025 р. № 424 Ст

2. Термін подання здобувачем роботи до екзаменаційної комісії _____ 18 червня 2025 р.

3. Вхідні дані до роботи _____ 1) мікроконтролер PSoC 5LP;

_____ 2) відцифрований запис сигналу ЕКГ;

_____ 3) бібліотека NumPy.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати у роботі _____

_____ 1) аналіз проблеми та огляд існуючих рішень;

_____ 2) вибір технологій розробки та інструментальних засобів;

_____ 3) розробка апаратної частини;

_____ 4) розробка алгоритмічного забезпечення;

_____ 5) розробка програмних модулів;

_____ 6) відлагодження програмних модулів;

_____ 7) висновки.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій _____

Слайд-презентація – 20 слайдів _____

6. Консультанти розділів роботи (заповнюється за наявності консультантів згідно з наказом, зазначеним у п.1)

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Строк / терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз проблеми та огляд існуючих рішень	27.05.25-30.05.25	
2	Вибір технології розробки та інструментальних засобів	31.05.25-02.06.25	
3	Розробка апаратного забезпечення	03.06.25-05.06.25	
4	Розробка алгоритмічного забезпечення	06.06.25-08.06.25	
5	Розробка та відлагодження програмного забезпечення	08.06.25-09.06.25	
6	Оформлення матеріалів кваліфікаційної роботи	10.06.25-11.06.25	
	Подання кваліфікаційної роботи керівникові та її попередній захист	11.06.25-16.06.25	
7	Подання кваліфікаційної роботи на рецензування	17.06.25-18.06.25	

Дата видачі завдання “ 26 ” травня 2025 р.

Здобувач

Шиленко
(підпис)

Керівник роботи

(підпис)

ст. викл. Ольга ЄРОШЕНКО

(посада, власне ім'я, прізвище)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 77 с., 36 рис., 5 табл., 2 дод., 23 джерел.

ЕКГ, ЦИФРОВИЙ ФІЛЬТР, PYTHON, PSOC ,PSOC 5LP, АВТОМАТИЧНЕ ВИЯВЛЕННЯ ЗУБЦІВ, МІКРОКОНТРОЛЕР, БІОМЕДИЧНИЙ СИГНАЛ.

Метою кваліфікаційної роботи є реалізація програмно-апаратної системи зчитування, фільтрації та аналізу електрокардіографічного сигналу.

У ході виконання кваліфікаційної роботи було розглянуто розробку системи для збору, обробки та первинного аналізу електрокардіографічного сигналу. На основі мікроконтролера PSoC 5LP розроблено аналоговий вхідний модуль, що відповідає за зчитування та передачу сигналу ЕКГ на комп'ютер. Для комп'ютера було розроблено на мові програмування Python модулі системи, що реалізують процес цифрової фільтрації та пошуку зубців.

Цифровий фільтр було синтезовано на основі sinc-функції, що задає імпульсну характеристику, а для уникнення паразитних ефектів було застосовано віконну функцію, зокрема вікно Блекмана.

Результати демонструють працездатність модулів запропонованої системи, яка може бути використана як основа для подальших розробок в біомедичній галузі.

ABSTRACT

Bachelor's thesis: 77 pages, 36 figures, 5 tables, 2 appendices, 23 sources.

ECG, DIGITAL FILTER, PYTHON, PSOC, PSOC 5LP, AUTOMATIC PEAK DETECTION, MICROCONTROLLER, BIOMEDICAL SIGNAL.

The major goal of this thesis is to implement a software and hardware system for reading, filtering and analyzing an electrocardiographic signal.

In order to complete the qualification work, the development of a system for collecting, processing and primary analysis of the electrocardiographic signal was considered. Based on the PSoC 5LP microcontroller, an analogue front-end module was developed that is responsible for reading and transmitting the ECG signal to a computer. For the computer, the system modules were developed in the Python programming language to implement the process of digital filtering and waveform search.

The digital filter was synthesized on the basis of the sinc-function, which defines the impulse response, and a window function, in particular the Blackman window, was used to avoid parasitic effects.

The results demonstrate the operability of the modules of the proposed system, which can be used as a basis for further developments in the biomedical field.

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ	8
ВСТУП	9
1 ТЕОРЕТИКО-АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	11
1.1 Потенціал дії	11
1.2 Електрокардіограма	12
1.3 Спосіб зняття сигналу ЕКГ та його характеристики.....	15
1.4 Природа завад при реєстрації ЕКГ та способи їх придушення....	16
1.5 Диференціальний підсилювач	18
1.6 Огляд існуючих аналогових вхідних модулів.....	20
1.6.1 Підсилювач біопотенціалів на основі мікросхеми AD620	20
1.6.2 Схема реєстрації ЕКГ на базі мікроконтролера.....	21
1.6.3 Інтегральна мікросхема AD8232	23
1.7 Огляд програмних засобів обробки сигналу ЕКГ	24
1.7.1 Огляд програмного застосування ECG Analyzer.....	25
1.8 Можливості PSoC 5LP для виявлення патологій на ЕКГ	26
2 РОЗРОБКА АНАЛОГОВОГО ВХІДНОГО МОДУЛЯ	27
2.1 Розробка інструментального підсилювача	27
2.2 Розробка неінвертуючого підсилювача	30
2.3 Реалізація процесу оцифрування сигналу	33
2.4 Керування частотою дискретизації за допомогою таймера	36
2.5 Модуль USBFS	37
2.6 Реалізація обробки переривання від таймера.....	41
2.7 Опис та тестування аналогового вхідного модуля	43
3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОЇ ЧАСТИНИ СИСТЕМИ.....	49
3.1 Основна умова дискретизації аналогового сигналу	49
3.2 Реалізація операції згортки цифрового сигналу	50
3.3 Реалізація віконного фільтра	51

3.4 Верифікація віконного фільтра.....	54
3.5 Автоматизований пошук зубців на ЕКГ	57
ВИСНОВКИ.....	59
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	60
ДОДАТОК А Графічний матеріал кваліфікаційної роботи.....	63
ДОДАТОК Б Початковий код програми визначення зубців на ЕКГ	74

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

- АВ-вузол – атріовентрикулярний вузол
АЦП – аналогово-цифровий перетворювач
АЧХ – амплітудно-частотна характеристика
ДПФ – дискретне перетворення Фур'є
ЕКГ – електрокардіограма
ПД – потенціал дії
СА-вузол – синоатріальний вузол
СРЧ – система реального часу
ФВЧ – фільтр верхніх частот
ФНЧ – фільтр нижніх частот
ЦАП – цифро-аналоговий перетворювач
ЦП – центральний процесор
ШПФ – швидке перетворення Фур'є
API – прикладний програмний інтерфейс
CDC – клас комунікаційних пристроїв
CMRR – коефіцієнт придушення синфазної складової
DMA – прямий доступ до пам'яті.
PSoC – програмована система на кристалі
PSoC 5LP – сімейство мікросхем PSoC
UART – універсальний асинхронний прийомопередавач
USB – універсальна послідовна шина
USBFS – повношвидкісна універсальна послідовна шина
USBUART – інтерфейс на базі USB, що виконує емуляцію UART

ВСТУП

Задачі комп'ютерної інженерії охоплюють широкий спектр напрямів, тому що ця галузь знаходиться на перетині апаратного та програмного забезпечення. Однією з задач цієї галузі є цифрова обробка сигналів з датчиків, зокрема біомедицинських.

Надання біомедицинських сигналів в електронній формі дає можливість комп'ютерної обробки та аналізу, але безпосередньо, тобто без проміжних пристроїв, комп'ютер не зможе зчитати дані, а спеціаліст – зробити висновки про стан пацієнта. Ці сигнали за своєю природою є аналоговими, тобто такими, що задаються неперервним діапазоном певної фізичної величини, в даному випадку цією величиною є електрична напруга. Комп'ютер, у свою чергу, обробляє дані в цифровому вигляді, де кожен символ виражений чітко визначеними фізичними значеннями.

Електрокардіограма (ЕКГ) є класичним прикладом біомедицинських сигналів, що реєструє електричну активність серця в часовій області. Більш докладне пояснення наведено в першому розділі цієї роботи.

В другому розділі цієї роботи було розглянуто методи вирішення задачі приведення аналогового сигналу ЕКГ у формат, який придатний для подальшої комп'ютерної обробки та виявлення патологій. Цифрове подання сигналу ЕКГ не є кінцевим та придатним для аналізу поданням, з цього сигналу необхідно виділити шуми та прибрати їх. Фільтрацію можна зробити як за допомогою аналогових пристроїв, так і цифрових.

Цифрова фільтрація виконується над вже записаними даними і ґрунтується на математичному апараті цифрової обробки сигналів, що в свою чергу складається з двох основних компонентів: згортки та дискретного перетворення Фур'є.

Згортка – це математична операція, що дозволяє реалізовувати цифрові фільтри, такі як низькочастотні, високочастотні, смугові, режекторні.

Дискретне перетворення Фур'є використовується для аналізу спектру сигналу ЕКГ і за допомогою нього можна оцінити якість того чи іншого цифрового фільтру, визначивши, наскільки ефективно він не пропускає шуми та зберігає важливі компоненти сигналу. Докладніше ці математичні операції та їх реалізація мовою програмування Python розглянуто в третьому розділі цієї роботи.

Після того як було виконано аналогово-цифрове перетворення та фільтрація завад, сигнал можна вважати придатним для пошуку характерних подій, на підставі аналізу цих подій формується діагностична оцінка про стан об'єкту – джерела сигналу.

1 ТЕОРЕТИКО-АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

В цій частині даної роботи наведено теоретичні відомості, які допоможуть в розумінні принципів електрокардіограми. Наведено принципові схеми аналогових вхідних модулів інших авторів і дана оцінка цим модулям. Розглянуто деякі види шумів, що зустрічаються при спробі зняття сигналу ЕКГ.

Ціллю цього розділу є дати читачеві певні теоретичні відомості, а також ознайомити з вже існуючими рішеннями.

1.1 Потенціал дії

Потенціал дії (ПД) – це електричний сигнал, що супроводжує механічне скорочення одиначної м'язової клітини при стимуляції електричним струмом (нейронного або зовнішнього походження). Його виникнення обумовлене змінами іонної провідності клітинної мембрани. [1, с. 5]. Тобто ПД є проявом електричної активності клітини. В свою чергу, електрична активність є характеристикою функціонального стану клітин, тканин і органів. [3, с.128].

Біоелектричний потенціал або біопотенціал – різниця потенціалів між двома точками живої тканини, яка відображає її біоелектричну активність [2]. ПД можна вважати частинним випадком біопотенціалу.

Кардіоміоцити – це м'язові клітини серця, вони мають свій потенціал дії та здатність його проводити. Електрична активність серця виникає внаслідок генерації та поширення потенціалів дії в кардіоміоцитах та провідній системі серця.

Провідна система серця – це група високоспеціалізованих клітин серця, що також мають здатність виробляти потенціал дії та проводити його.

Основними джерелами електричної активності серця є:

- ПД провідної системи серця (СА-вузол, АВ-вузол, пучок Гіса, волокна

Пуркінє);

- ПД кардіоміоцитів передсердь та шлуночків.

Варто зазначити, що для розуміння роботи серця важливо реєструвати не потенціал дії окремих клітин, а макроскопічне електричне поле всього серця, що викликано одночасним активуванням багатьох клітин. Таке електричне поле передає інформацію про повну роботу серця.

1.2 Електрокардіограма

Електрокардіограма (ЕКГ) – є записом електричного поля серця, це поле проявляється у вигляді скорочувальної активності серця та може бути зареєстровано за допомогою поверхневих електродів.

ЕКГ є найбільш відомим представником біомедичних сигналів, тобто таких сигналів, що використовують для отримання інформації про стан здоров'я та функціонування певного органу або організму в цілому.

Частоту серцевих скорочень можна оцінити підрахунком характерних піків, що легко визначаються. Більш цікавим є той факт, що форма сигналу ЕКГ має властивість змінюватись під дією серцево-судинних захворювань та патологій.

Серце являє собою чотирикамерну помпу з двома передсердями для забору крові з організму та двома шлуночками для виштовхування крові в організм. Фаза розслаблення або наповнення серцевої камери називається діастолюю, а фаза скорочення або виштовхування крові з камер серця в судини називається систолою. На рисунку 1.1 наведено схематичне зображення серця та його чотирьох камер, а також основних судин.

Праве передсердя збирає кров із низьким вмістом кисню з верхньої та нижньої порожнистої вени. За час скорочення передсердя кров проходить через праве передсердя до правого шлуночку через спеціальний клапан (тристулковий). В період систоли вміст правого шлуночку виштовхується в легені для подальшого збагачення киснем.

Ліве передсердя приймає збагачену киснем кров з легень, що надходить через легеневі вени.

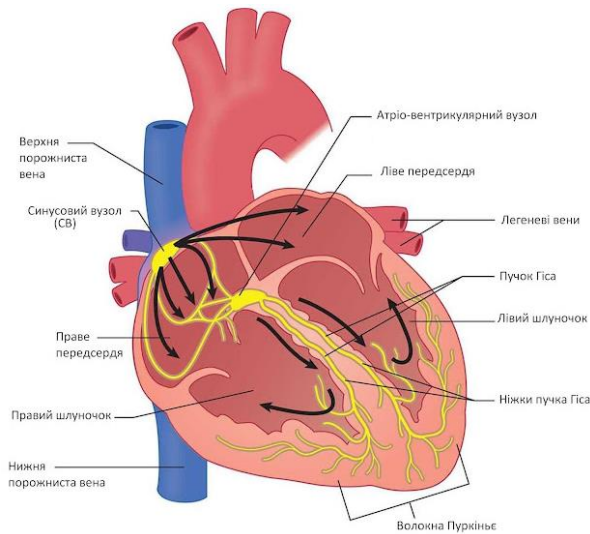


Рисунок 1.1 – Схематичне зображення серця

При скороченні передсердь ця кров через мітральний клапан потрапляє до лівого шлуночку.

Лівий шлуночок вважається найбільшою та найважливішою камерою серця, так як він повинен виштовхувати кров, що збагачена киснем, через аортальний клапан до аорти. Скорочення лівого шлуночку є найбільш сильним в порівняннях зі скороченнями інших камер серця.

Для розуміння процесів, що відображаються на ЕКГ, необхідно розглянути електричну систему серця, запропоновану в літературі [4].

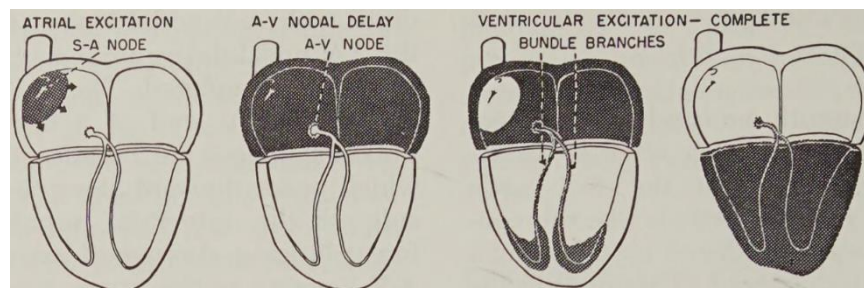


Рисунок 1.2 – Розповсюдження імпульсу збудження по серцю

В нормальному серцевому циклі спостерігається наступна послідовність

подій та хвиль [1, с 21-22]:

- Збудження синоатріального (СА) вузла;
- Електрична активність розповсюджується по мускулатурі передсердя з порівняно невеликою швидкістю, викликаючи повільне скорочення передсердь. Це призводить до появи зубця Р на ЕКГ. Через повільне скорочення передсердь та їх відносно малих розмірів, зубець Р є повільним, низькоамплітудним зубцем, з амплітудою приблизно 0,1-0,2 мВ та тривалістю порядку 60-80 мс;
- Хвиля збудження стикається із затримкою поширення в атріовентрикулярному (АВ) вузлі, що в нормі проявляється на ЕКГ у вигляді ізоелектричного сегменту тривалістю 60 - 80 мс після зубця Р на ЕКГ, відомого як PQ-сегмент;
- Збудження АВ-вузла;
- Пучок Гіса та система спеціалізованих волокон Пуркін'є з великою швидкістю розповсюджують стимул до шлуночків;
- Хвиля стимулу швидко поширюється від нижнього краю серця угору, викликаючи швидке скорочення шлуночків. Це призводить до появи QRS хвилі (комплексу) на ЕКГ. QRS хвиля виділяється своєю гострою формою з амплітудою приблизно 1 мВ і тривалістю близько 80 мс;
- Частина потенціалу дії викликає зазвичай ізоелектричний сегмент тривалістю близько 100-120 мс після QRS, відомий як ST-сегмент. Це відбувається тому, що м'язові клітини шлуночків мають відносно велику тривалість потенціалу дії (300-350 мс);

Типовий сигнал ЕКГ наведено на рисунку 1.3.

На деяких ЕКГ після зубця Т можна виявити малий зубець U. Він має малу амплітуду і часто відсутній на ЕКГ.

В наступному розділі було дано огляд способу вимірювання ЕКГ та характеристики цього сигналу серця, на основі характеристик сигналу будуть визначені вимоги до модуля зчитування сигналу ЕКГ.

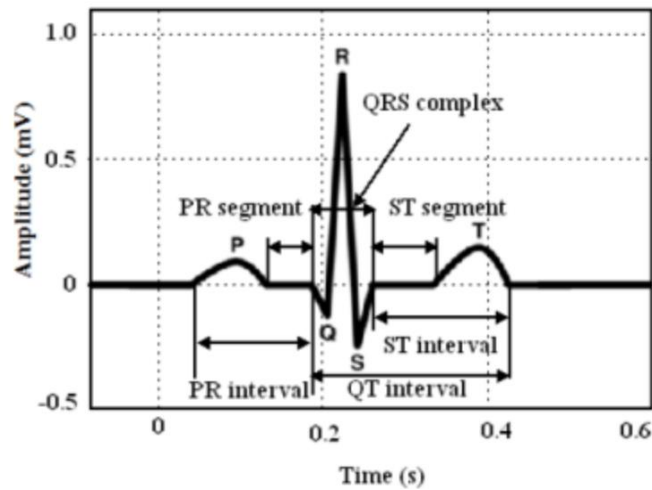


Рисунок 1.3 – Зображення сигналу ЕКГ

1.3 Спосіб зняття сигналу ЕКГ та його характеристики

З курсу фізики можна пригадати, що сукупність двох однакових за абсолютним значенням і протилежних за знаком точкових зарядів $+q$ і $-q$ називається електричним диполем [5].

Дипольна модель серця [3, с. 129-134] дає змогу сформувати гіпотетичний екіпотенціальний трикутник, який відомий як трикутник або відведення Ейнтховена (рисунок 1.4). Відведенням називається різниця біологічних потенціалів, що фіксується між двома точками. У випадку ЕКГ, точками, на яких реєструються біопотенціали, виступають кінцівки людини: права рука, ліва рука, ліва нога. Права нога застосовується у якості нейтрального електроду.

Реєстрація ЕКГ здійснюється як різниця потенціалів між двома електродами, що дозволяє використовувати диференціальне підсилення сигналу. Диференціальне підсилення – це такий вид підсилення, при якому підсилюється не абсолютне значення потенціалу, а різниця між двома вхідними сигналами, у результаті чого шум, який присутній одночасно на двох електродах (спільний шум) скорочується, та залишає тільки корисний сигнал.

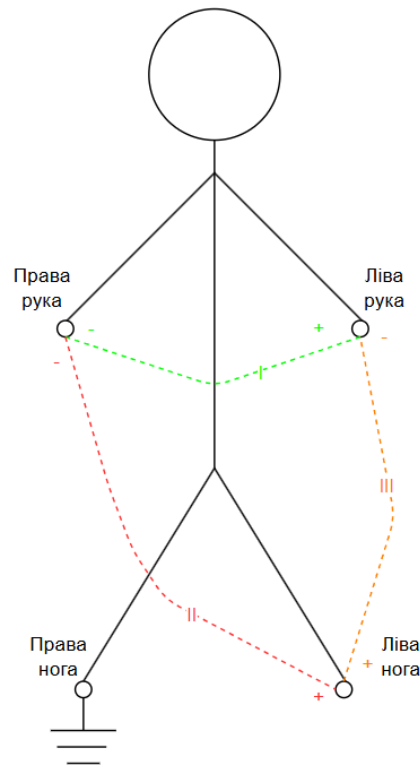


Рисунок 1.4 – Діаграма відведень для вимірювання ЕКГ

Характеристики стандартної клінічної ЕКГ докладно наведені в [1, с. 26] тут лише буде продубльовано певні відомості, необхідні для подальшої роботи:

- Розмах сигналу ЕКГ у нормі дорівнює 1мВ.
- Використовуваний коефіцієнт підсилення аналогового вхідного модуля дорівнює 1000.
- ЕКГ передає корисну інформацію в полосі частот 0,05–100 Гц.
- Рекомендована для ЕКГ частота дискретизації 500 Гц.

1.4 Природа завад при реєстрації ЕКГ та способи їх придушення

При реєстрації сигналу ЕКГ, вихідний сигнал може бути спотвореним, через наявність шумів різної природи. Високочастотні шуми можуть бути викликані підсилювальними каскадами, системою запису або завадою від супутнього електроміографічного обладнання. Приклад сигналу ЕКГ з

високочастотними завадами наведено на рисунку 1.5.

Низькочастотні завади можуть виникати внаслідок рухів кінцівок або поганого контакту електродів, що реєструють, зі шкірою. Такий вид завад називають дрейфом ізоляції (рисунок 1.6).

Значний дрейф ізоляції може призвести до того, що зміщена частина сигналу ЕКГ буде виходити за межі вхідної напруги підсилювача або АЦП, що робить неможливою коректну реєстрацію ЕКГ.

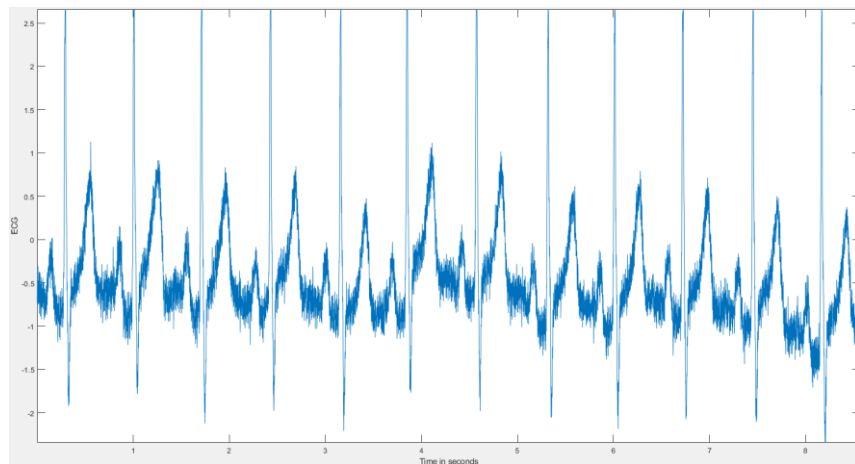


Рисунок 1.5 – Зображення сигналу ЕКГ з високочастотними завадами

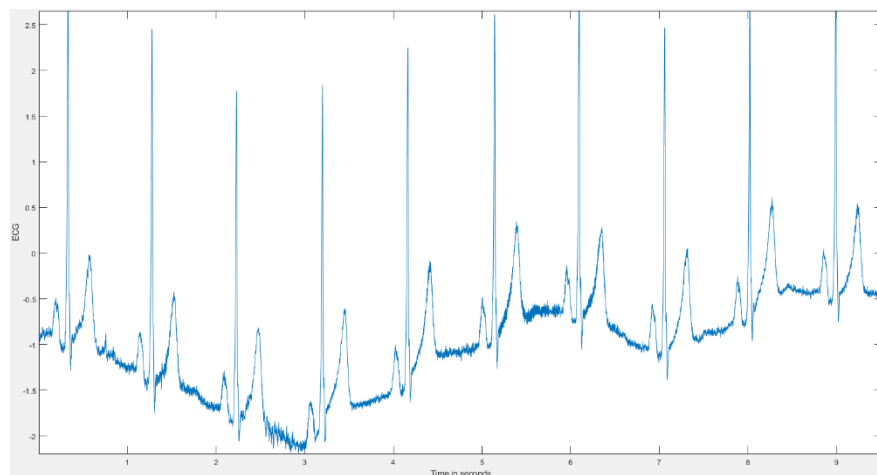


Рисунок 1.6 – Зображення сигналу ЕКГ з низькочастотними завадами

Ще одним типом завади, що спотворює сигнал ЕКГ, є мережева завада з частотою 50 Гц або 60 Гц, залежно від енергопостачання країни. Її джерелом є електромагнітне випромінювання приладів, що живляться від мережі.

Людина фактично виступає в ролі антени, що захоплює це випромінювання. Мережева завада однаково подається на обидва електрода (синфазно), і тому може бути ефективно придушена за допомогою диференціального підсилення. Ефективність цього процесу може бути кількісно охарактеризована коефіцієнтом придушення синфазної складової (CMRR) [6, с. 228].

Додатково, для зменшення мережевих завад, тобто для підвищення коефіцієнту CMRR застосовують наступні методи: екранування кабелів, активні фільтри та спеціальну схему керованого (активного) відводу на праву ногу (Driven right leg circuit) [7][8].

1.5 Диференціальний підсилювач

Як вже зазначалось вище, принцип диференціального підсилення полягає в підсиленні різниці вхідних сигналів, при цьому спільна складова придушується. Для ілюстрації наведено приклад та покладено наступні значення сигналів:

$$U_1 = U_0 \cdot \sin(\omega t) + U_{заг}, \quad (1.1)$$

$$U_2 = -U_0 \cdot \sin(\omega t) + U_{заг}, \quad (1.2)$$

де U_0 – значення амплітуди напруги;

$U_{заг}$ – значення загальної (синфазної) напруги.

Значення вихідної напруги диференціального підсилювача ($U_{вих.диф}$) визначається за формулою (1.3):

$$U_{вих.диф.} = U_1 - U_2, \quad (1.3)$$

$$U_{вих.диф} = U_0 \cdot \sin(\omega t) + U_{заг} - (-U_0 \cdot \sin(\omega t) + U_{заг}),$$

$$U_{вих.диф.} = U_0 \cdot \sin(\omega t) + U_{заг} + U_0 \cdot \sin(\omega t) - U_{заг},$$

$$U_{вих.диф.} = 2U_0 \cdot \sin(\omega t) \quad (1.4)$$

Хоча формула (1.4) виведена для випадку синусоїдального сигналу, її можна масштабувати і на випадок довільного сигналу. Форма сигналу не є критичною – важливим фактором є наявність обох версій сигналу: прямої (позитивної) та інверсної (негативної). Саме з цієї причини сигнал ЕКГ прийнято знімати з обох кінцівок, а не лише з однієї, щоб забезпечити диференційне підсилення.

Розвитком ідеї диференціального підсилення є інструментальний підсилювач (рисунок 1.7), який є модифікацією схеми аналогового віднімання [9, с 1033].

Підсилення різниці напруги ($U_2 - U_1$) сигналів задається резисторами R_1 та R_2 за наступним співвідношенням:

$$U_{\text{вих.}} = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right)(U_2 - U_1), \quad (1.5)$$

де $U_{\text{вих.}}$ – вихідна напруга схеми інструментального підсилювача.

Коефіцієнт придушення синфазної складової обмежується точністю резисторів R_3 та задається наступним чином:

$$CMRR = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \frac{2\alpha}{\Delta\alpha}, \quad (1.6)$$

де $\frac{\Delta\alpha}{\alpha}$ – відносне відхилення опорів попарних резисторів R_3 .

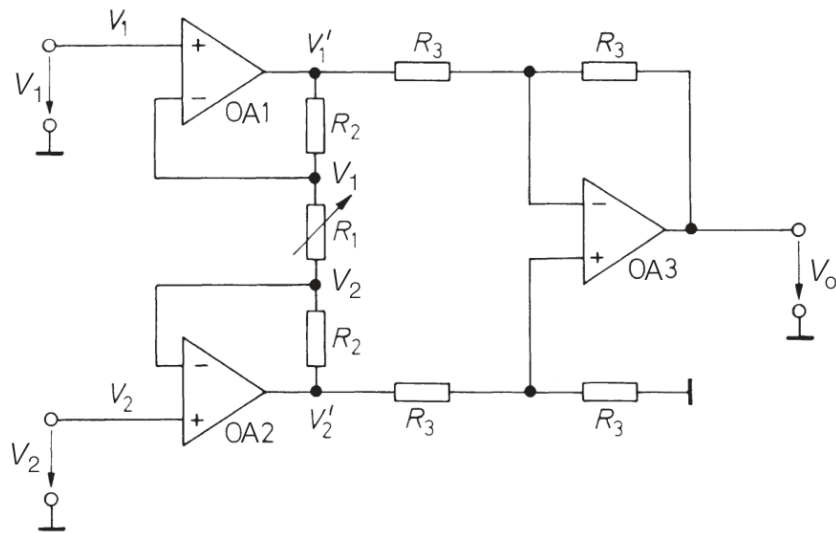


Рисунок 1.7 – Схема інструментального підсилювача

Інструментальний підсилювач полягає в основі аналогового вхідного модуля для реєстрації сигналу ЕКГ. Аналоговий вхідний модуль (Analog front-end) – це електронний модуль, що приймає аналоговий сигнал ззовні (наприклад, від електродів) і готує його для подальшої обробки, зазвичай цифрової.

1.6 Огляд існуючих аналогових вхідних модулів

В цьому підрозділі наведено принципові схеми та короткий аналіз існуючих аналогових вхідних модулів на основі інструментального підсилювача, а також наведено короткий огляд спеціалізованої інтегральної мікросхеми.

1.6.1 Підсилювач біопотенціалів на основі мікросхеми AD620

В статті [10] було запропоновано підсилювач біологічних потенціалів на основі мікросхеми інструментального підсилювача AD620, принципова схема цього підсилювача наведена на рисунку 1.8.

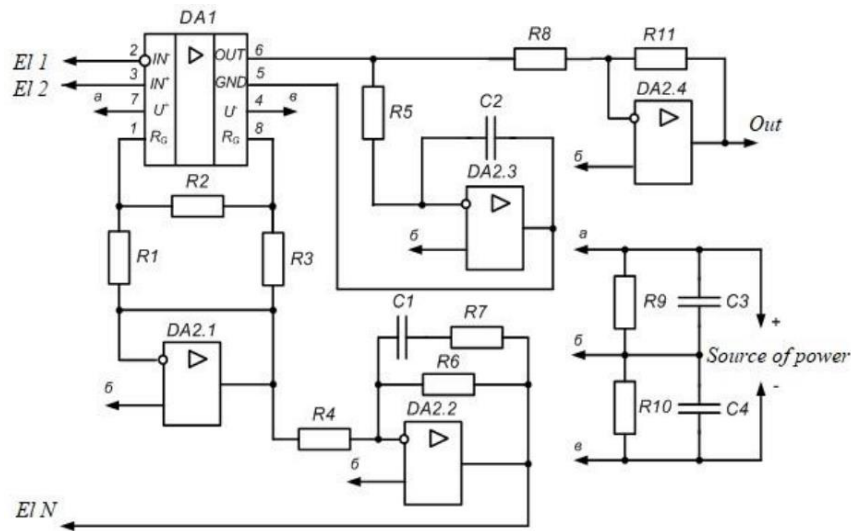


Рисунок 1.8 – Принципова схема підсилювача біопотенціалів на основі AD620

Інструментальний підсилювач AD620 має високий показник CMRR, що може приймати значення від 90 до 130 дБ, залежно від коефіцієнту підсилення [11]. Додатково схема має активну нейтраль, що реалізована на мікросхемі DA2.2, це додатково підвищує завадостійкість цієї схеми. Максимальне підсилення мікросхеми AD620 становить 1000 разів. Це досягається за рахунок резистора зворотного зв'язку R_G (на схемі – R2). Коефіцієнт підсилення (G) задається резистором R_G за наступним співвідношенням:

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_G - 1} \quad (1.7)$$

Схема придатна для підсилення сигналу ЕКГ, має необхідний коефіцієнт підсилення, але потребує диференціального АЦП для кодування вихідного сигналу, а також прецизійного резистора на 49.4 Ом для точного задання коефіцієнту підсилення. Для роботи з АЦП з однополярним входом схему потрібно доробити, наприклад встановити зміщення для вхідного сигналу.

1.6.2 Схема реєстрації ЕКГ на базі мікроконтролера

В літературі [12, с. 159] наведено схему на основі плати розробки ST NUCLEOF303K8, ця плата живить інструментальний та операційні підсилювачі, за допомогою інтегрального DC-DC перетворювача TC962. Ця схема зображена на рисунку 1.9.

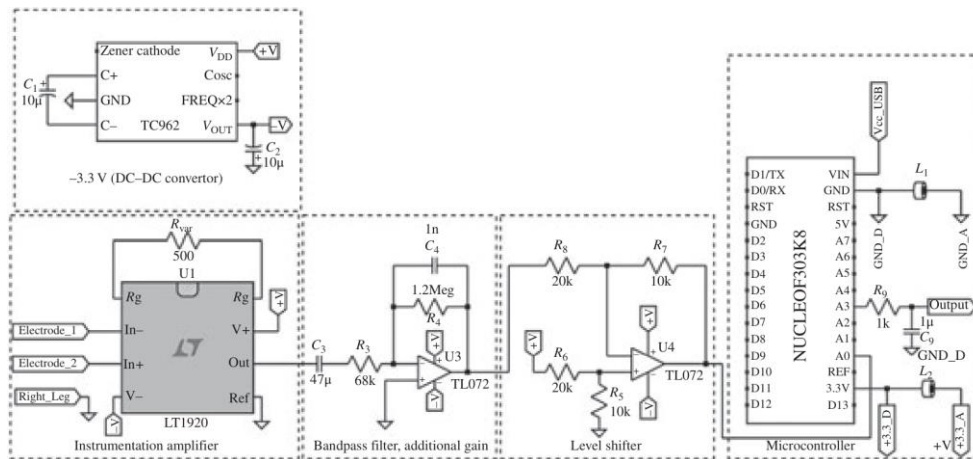


Рисунок 1.9 – Принципова схема реєстрації ЕКГ на основі мікроконтролера

Цікавим рішенням є використання мікросхеми TC962 в режимі інвертора напруги, бо в цьому випадку однополярне живлення 3.3 В на виході мікроконтролера можна перетворити на приблизно -3.3 В, що дозволяє жити аналогові компоненти або формувати двополярне живлення з одного джерела.

В основі схеми полягає інструментальний підсилювач LT1920, його коефіцієнт підсилення в цьому випадку дорівнює 100, на вихід інструментального підсилювача підключено смуговий фільтр, який має подвійну роль: задання смуги пропускання від 0,05 Гц до 133 Гц, та підсилення сигналу у 17.6 раз.

На даному етапі підсилення сигналу становить 1760, що перевищує потрібне значення, але сигнал все ще має від'ємні значення напруги і щоб його зміг обробити АЦП мікроконтролера STM32F303K8, до нього потрібно додати постійну складову.

Вирішенням цієї проблеми займається схема зсуву рівня, додаючи до сигналу ЕКГ постійну складову в 1,65 В, але при цьому підсилення такого

каскаду становить 0,5. І сумарне підсилення схеми становить 880 або 59 дБ.

Цей сигнал подається з виходу АЗ мікроконтролера через фільтр нижніх частот на основі RC-ланцюга – на вихід схеми.

Одним недоліком цієї схеми є те, що частота зрізу RC-ланцюга (159.16 Гц) знаходиться досить близько до верхньої межі частотного спектра, що приймає ЕКГ (0,05–100 Гц). Це може викликати хоча й незначні але небажані спотворення сигналу.

Цей RC-ланцюг стоїть на виході ЦАП і його розташування виправдано тим, що він придушує високочастотні завади, викликані цифро-аналоговим перетворенням. Залежно від точності, схему можна покращити, замінивши на виході RC-ланцюг смуговим фільтром.

1.6.3 Інтегральна мікросхема AD8232

Мікросхема AD8232 – це інтегральна схема для зняття біопотенціалів [13], зокрема її можна використовувати для зчитування сигналу ЕКГ. Вона використовується для виділення, посилення і фільтрації малих сигналів біопотенціалу за наявності завад, наприклад викликаних рухом або великою довжиною електродів.

Схематичне зображення цієї мікросхеми наведено на рисунку 1.10.

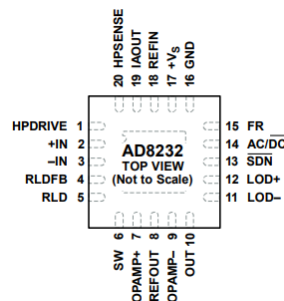


Рисунок 1.10 – Зображення мікросхеми AD8232

За допомогою цієї мікросхеми можна реалізувати двополюсний фільтр високих частот для усунення артефактів руху і завад, що надходять на

електроди. Цей фільтр тісно пов'язаний з інструментальною архітектурою підсилювача, щоб забезпечити як великий коефіцієнт підсилення, так і фільтрацію верхніх частот в одному каскаді, тим самим зменшуючи площу кристалу і собівартість.

Також мікросхема дозволяє створювати триполюсний фільтр нижніх частот для видалення додаткових шумів.

Користувач може обирати частоту зрізу всіх фільтрів відповідно до різних типів застосувань.

На базі цієї мікросхеми виконано однойменний модуль (рисунок 1.11), цей модуль спрощує підключення інтегральної схеми до мікроконтролера (рисунок 1.12).

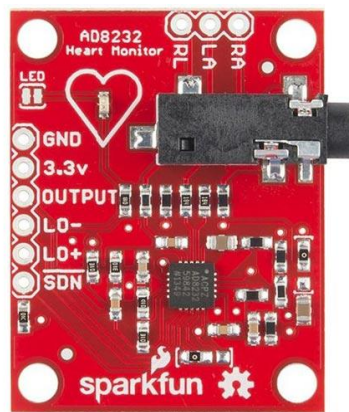


Рисунок 1.11 – Зображення модуля AD8232

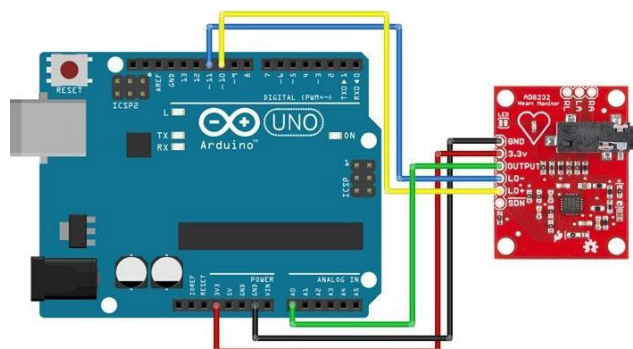


Рисунок 1.12 – Схема підключення модуля до платформи Arduino

1.7 Огляд програмних засобів обробки сигналу ЕКГ

1.7.1 Огляд програмного застосунку ECG Analyzer

Програма ECG Analyzer призначена для цифрової обробки сигналу ЕКГ, та протестована на наборах даних з частотою дискретизації в 360 Гц. Зображення інтерфейсу цього програмного застосунку наведено на рисунку 1.13.



Рисунок 1.13 – Інтерфейс програми ECG Analyzer

Програма може виконувати згладжування сигналу, фільтрацію високочастотної складової та виділяти дрейф ізолінії і придушувати її. Алгоритми програми можуть виявляти з високою точністю зубці R, але з іншими зубцями можуть виникати проблеми.

Недоліком цієї програми є відсутність застосування широко визнаних алгоритмів виявлення подій, наприклад алгоритм виявлення QRS-комплексу Пана-Томпкінса (Pan-Tompkins Algorithm). Цей недолік і впливає на похибки при знаходженні інших зубців.

Також програма може обчислювати частоту серцевих скорочень, тривалість відповідних інтервалів і сегментів на ЕКГ і підсвічувати обраховані значення різними кольорами, які сигналізують про знаходження в межах

норми, або відхилення від норми.

1.8 Можливості PSoC 5LP для виявлення патологій на ЕКГ

PSoC 5LP (Programmable System-on-Chip, програмована система на кристалі) – програмована система фірми Infineon Technologies, що поєднує функціональні складові різних електронних компонентів на одному чіпі [14].

На відміну від звичайних мікроконтролерів, крім процесора на базі ядра ARM Cortex-M3, PSoC 5LP має матрицю цифрових та аналогових блоків. В цій роботі буде розглянуто застосування цієї програмованої системи на кристалі в контексті обробки сигналу ЕКГ.

Завдяки можливості конфігурації аналогових і цифрових блоків на базі цієї системи, можливе створення, інструментального підсилювача, АЦП послідовного наближення, таймеру, що викликає переривання.

Ці блоки дають можливість для підсилення сигналу ЕКГ, його оцифрування та передачі на комп'ютер для подальшої обробки. В наступній (другій) частині цієї роботи, розглянуто методи створення аналогового вхідного модуля для підсилення та подачі сигналу на комп'ютер.

2 РОЗРОБКА АНАЛОГОВОГО ВХІДНОГО МОДУЛЯ

Ціллю цього розділу є розробка та тестування аналогового вхідного модуля на базі програмованої системи на кристалі PSoC 5LP. Огляд розроблених компонентів ілюструється експериментальними даними у вигляді осцилограм та лістингів програмного коду.

2.1 Розробка інструментального підсилювача

З розділу 1.8 відомо, що в своєму розпорядженні програмована система на кристалі має операційні підсилювачі, і кількості цих операційних підсилювачів вистачає, щоб реалізувати на них інструментальний підсилювач.

За допомогою інтегрованого середовища розробки PSoC Creator 4.4 створено новий проект, та обрано три операційних підсилювача (рисунок 2.1).

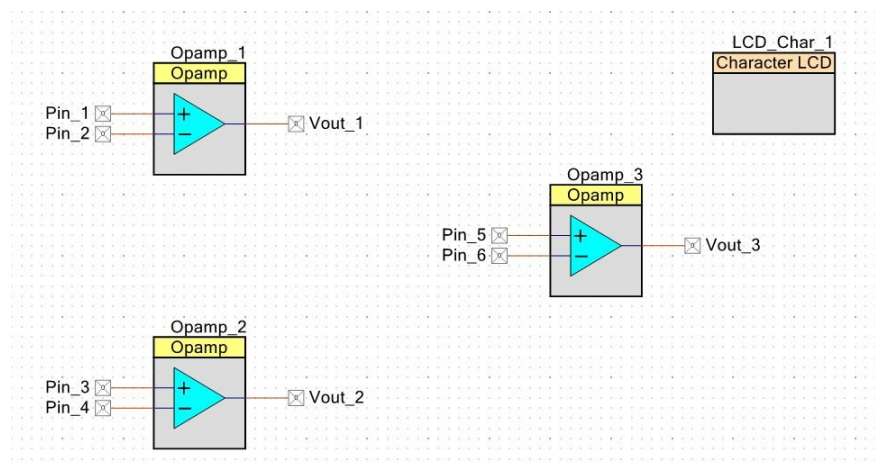


Рисунок 2.1 – Конфігурація інструментального підсилювача

Для користування операційним підсилювачем, необхідно мати його електричні характеристики. Основні характеристики операційного підсилювача зведено у таблицю 2.1.

Таблиця 2.1 – Електричні характеристики операційного підсилювача

Параметр	Мін. значення	Типове значення	Макс. значення	Одиниці виміру
Діапазон вхідної напруги	V_{SSA}	–	V_{DDA}	В
Вхідна ємність	–	–	18	пФ
Температурний дрейф вхідної напруги зміщення	–	± 12	± 30	мкВ/°С
Діапазон вихідної напруги	$V_{SSA}+0.05$	–	$V_{DDA}-0.05$	В
Коефіцієнт придушення синфазної складової	80	–	–	дБ

Параметрами V_{SSA} та V_{DDA} напругу землі та джерела живлення аналогових компонентів PSoC 5LP. V_{SSA} приблизно дорівнює 0 В, а V_{DDA} – напрузі живлення мікросхеми, тобто 5 В.

З таблиці 2.1 видно, що операційний підсилювач має задовільний СММР та стійкість до зміни температури середовища, через низький температурний дрейф.

Мікросхема була запрограмована докладне пояснення прикладного програмного інтерфейсу операційного підсилювача буде наведено в наступному розділі, який пов'язаний з реалізацією неінвертуючого підсилювача. В цьому розділі буде наведено лише значення використаних резисторів та отриманого коефіцієнту підсилення.

Підсилювач зібрано за схемою на рисунку 1.6, значення резисторів R_1 , R_2 та R_3 покладено наступними: $R_1 = 4$ кОм, $R_2 = 2$ кОм, $R_3 = 47$ кОм. З формули (1.5) обчислено значення коефіцієнту підсилення:

$$G = \left(1 + \frac{2 \cdot 2 \text{кОм}}{4 \text{кОм}}\right) = 2$$

На тестовому стенді, який зображено на рисунку 2.2, було зібрано схему та за допомогою осцилоскопа (рисунок 2.3, 2.4) було зафіксовано фактичний

коефіцієнт підсилення. Частота тестового сигналу становила 1,05 кГц. В якості другого сигналу виступав нульовий потенціал.

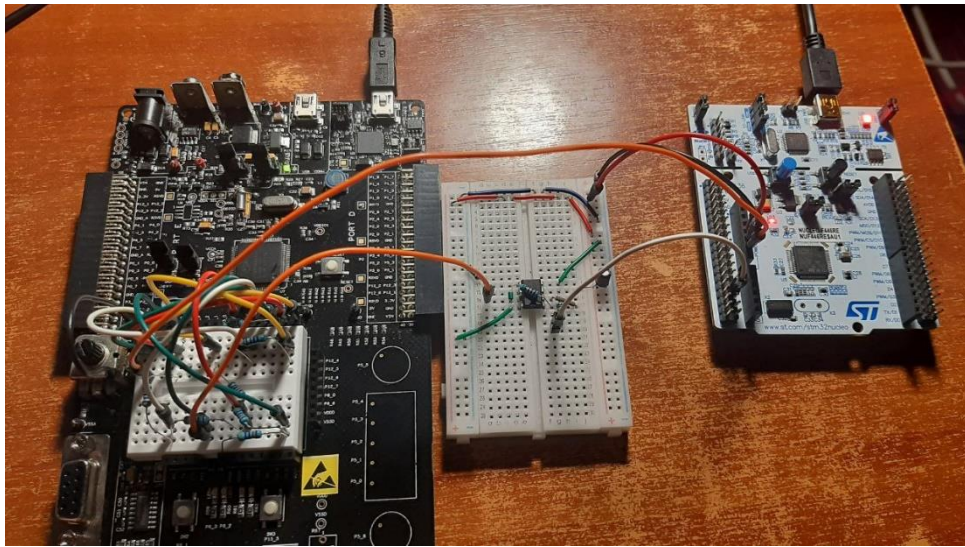


Рисунок 2.2 – Тестовий стенд для схеми інструментального підсилювача

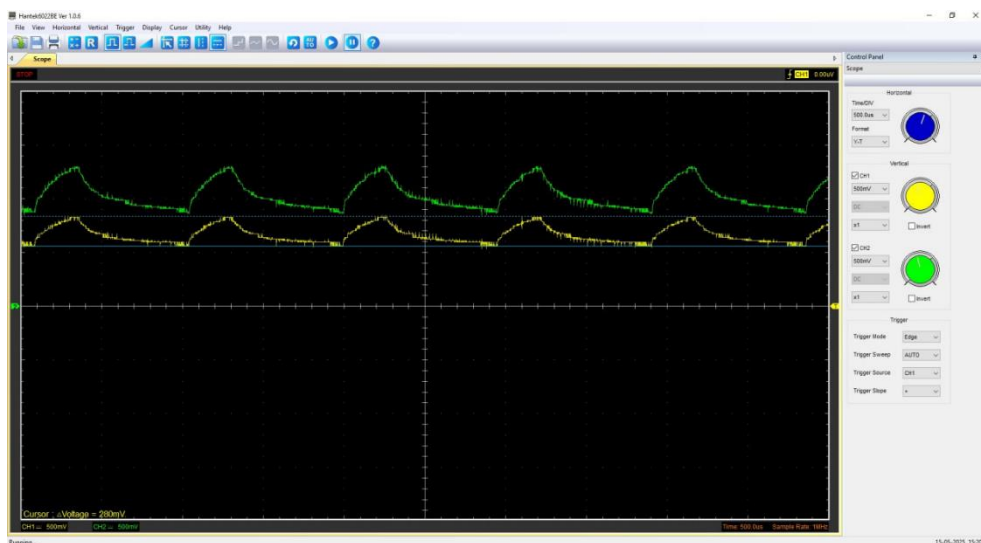


Рисунок 2.3 – Осцилограма вхідного і вихідного сигналів із зафіксованим розмахом вхідного сигналу

З рисунків 2.3, 2.4 видно що фактичне підсилення вхідного сигналу становить 1,56 це сильно відрізняється від теоретичних розрахунків. Причиною слугує високе відхилення резисторів від фактичного номіналу ($\pm 10\%$). Отже використання прецизійних резисторів є необхідним для правильної роботи інструментального підсилювача.

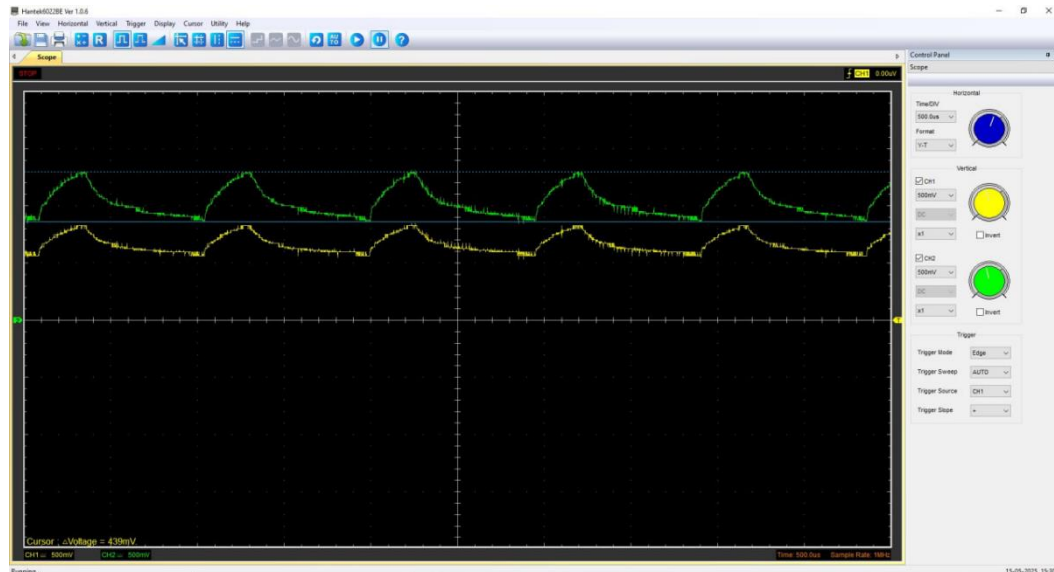


Рисунок 2.4 – Осцилограма вхідного і вихідного сигналів із зафіксованим розмахом вихідного сигналу

2.2 Розробка неінвертуючого підсилювача

Для спрощення розуміння схеми зчитування та оцифрування електричного сигналу, було розроблено неінвертуючий підсилювач [9, с. 488] за допомогою програмного застосунку PSoC Creator (рисунок 2.5).

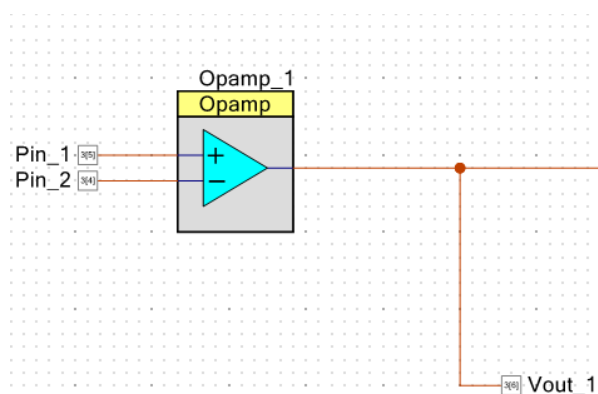


Рисунок 2.5 – Розміщення операційного підсилювача в схемі

Розрахунок його коефіцієнту підсилення наведено нижче:

$$G = 1 + \frac{R_N}{R_1} = 1 + \frac{47\text{кОм}}{47\text{кОм}} = 2$$

Програмована система на кристалі може керувати аналоговими і цифровими блоками за допомогою прикладного програмного інтерфейсу (API), компанією Infineon Technologies надається такий інтерфейс, що дозволяє керувати режимами роботи операційного підсилювача на програмному рівні [17].

Деякі функції цього програмного інтерфейсу для операційних підсилювачів зведено у таблицю 2.2.

Таблиця 2.2 – Функції програмного інтерфейсу операційного підсилювача

Функція	Опис
<code>void Opamp_Start(void)</code>	Вмикає операційний підсилювач і встановлює рівень енергоспоживання на вибране значення під час вибору параметрів.
<code>void Opamp_Stop(void)</code>	Вимикає операційний підсилювач (вимкнення живлення).
<code>void Opamp_SetPower(uint8 power)</code>	Задає рівень енергоспоживання.

Як видно з таблиці 2.2, функція `Opamp_SetPower()` приймає цілочисельні значення, вони є по суті макросами, які встановлюють відповідний рівень енергоспоживання операційного підсилювача. Встановлюючи низький рівень енергоспоживання знижується добуток підсилення на смугу пропускання, а також швидкодія. На лістингу 2.1 наведено приклад вмикання операційного підсилювача.

Лістинг 2.1 – Вмикання операційного підсилювача

```
/* Start the OpAmp component */
Opamp_1_Start();
/* Sets the OpAmp power mode to High power */
Opamp_1_SetPower(Opamp_1_HIGHPOWER);
```

Щоб отримати доступ до операційного підсилювача необхідно виділити для нього відповідні виводи мікросхеми (рисунок 2.6). Після призначення виводів, потрібно запрограмувати мікросхему та підключити до неї електронні компоненти (рисунок 2.7).

	Name	Port	Pin	Lock
<input type="checkbox"/>	\ADC_SAR_1:Bypass\	P0[4]	76	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	\LCD_Char_1:LCDPort[6:0]\	P2[6:0]	2, 1, 99..95	<input checked="" type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	\USBUART_1:Dm\	P15[7]	36	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	\USBUART_1:Dp\	P15[6]	35	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	Pin_1	P3[5]	49	<input checked="" type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	Pin_2	P3[4]	48	<input checked="" type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	Vout_1	P3[6]	51	<input checked="" type="checkbox"/>

Рисунок 2.6 – Призначення виводів мікросхеми (червоним прямокутником виділено виводи операційного підсилювача)

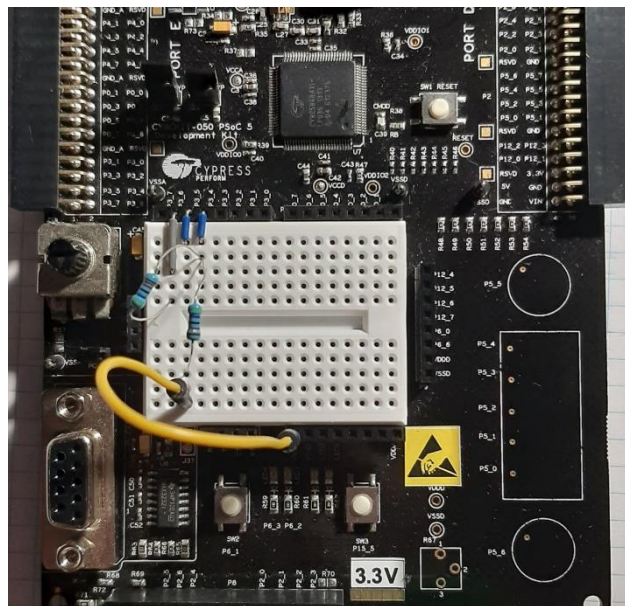


Рисунок 2.7 – Підключення резисторів до мікросхеми

Після підключення резисторів, операційних підсилювач готовий до роботи. Щоб зафіксувати фактичний коефіцієнт підсилення, на нього було подано сигнал з частотою 1,05 кГц (рисунок 2.8, 2.9).

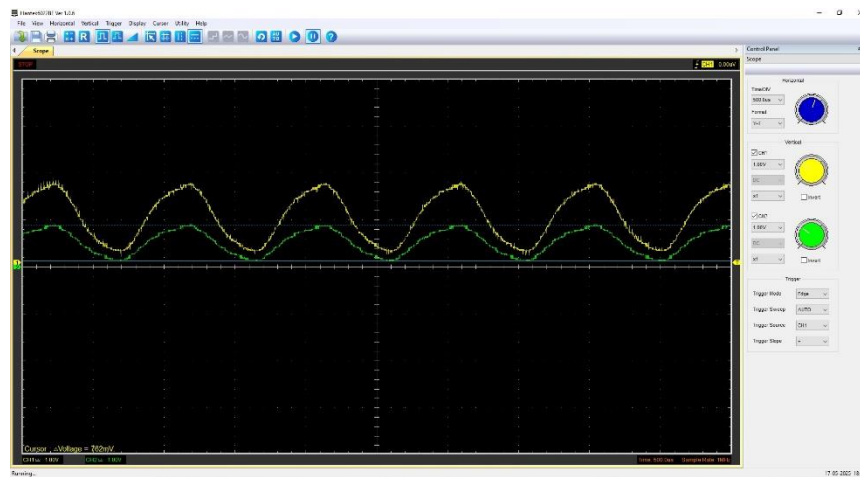


Рисунок 2.8 – Осцилограма вхідного сигналу неінвертуючого підсилювача із зафіксованим розмахом вхідного сигналу

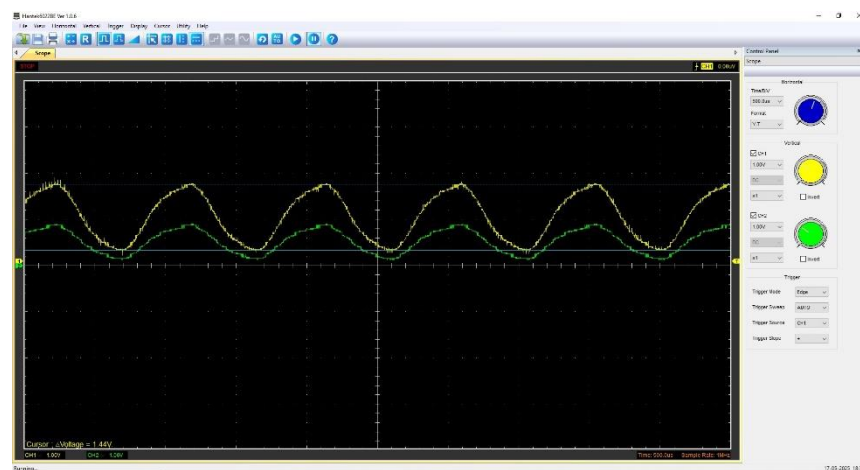


Рисунок 2.9 – Осцилограма вхідного сигналу неінвертуючого підсилювача із зафіксованим розмахом вихідного сигналу

З рисунків 2.8, 29 видно, що розмах (амплітуда) вихідного і вхідного сигналів становить 1,44 В і 0,762 В відповідно. Фактичний коефіцієнт підсилення в такій схемі становить 1,89, похибка спричинена допуском резисторів ($\pm 10\%$).

2.3 Реалізація процесу оцифрування сигналу

Подальшим кроком для обробки вже підсиленого аналогового сигналу є його оцифрування. Для реалізації цього процесу в програмному застосунку

PSoC Creator 4.4 було обрано АЦП послідовного наближення[15, с. 56], [16] (ADC_SAR), його зображення наведено на рисунку 2.10. Налаштування АЦП відображено на рисунку 2.11.

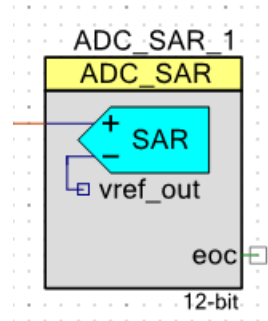


Рисунок 2.10 – Схематичне зображення АЦП послідовного наближення

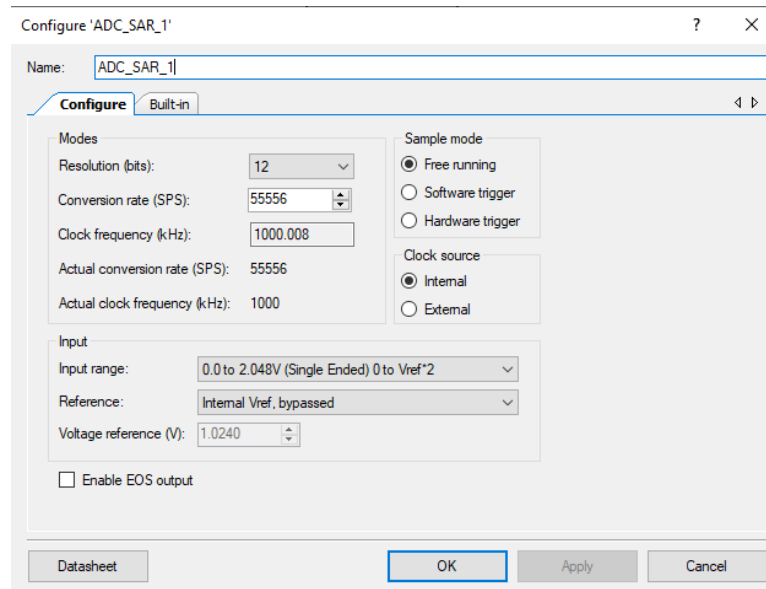


Рисунок 2.11 – Налаштування АЦП послідовного наближення

Як у випадку операційного підсилювача, АЦП також має свій API, деякі функції якого зведено у таблицю 2.3 [16, с. 8-15].

З рисунку 2.11 видно, що АЦП має розрядність в 12 бітів, чого вистачає для запису низькочастотних сигналів, таких як ЕКГ. Частота тактування АЦП прямопропорційна кількості зареєстрованих відліків в секунду. Мінімальна тактова частота АЦП становить 1 МГц [16, с. 5] Можна побачити, що кількість відліків в секунду, при такій тактовій частоті, становить 55 556, що є

надлишковою для реєстрації сигналу ЕКГ. Для вирішення цієї проблеми було виконано процедуру зчитування значення з АЦП за перериванням від таймера, що описано в наступному підрозділі.

Таблиця 2.3 – Функції програмного інтерфейсу АЦП

Функція	Опис
ADC_Start()	Увімкнення АЦП та скидання всіх станів
ADC_Stop()	Зупиняє перетворення АЦП і знижує енергоспоживання до мінімуму
ADC_StartConvert()	Початок перетворення
ADC_GetResult16()	Повертає знаковий 16-бітний результат перетворення

Остання функція таблиці 2.3 є корисною, оскільки повертає значення 12-бітного АЦП у вигляді 16-бітного результату, а не 8-бітного, запобігаючи усічення та спотворення зареєстрованого значення сигналу.

АЦП послідовного наближення має як диференціальний так і однополярний режими роботи [16, с. 6]. В даній роботі було використано однополярний режим роботи АЦП, це, зокрема пов'язано з тим, що тестовий сигнал не має негативної складової і, а отже, не має необхідності у використанні диференціального режиму. Водночас наявність цього режиму роботи є перевагою у вимірюванні реального сигналу ЕКГ, який має як позитивну, так і негативну складові. Приклад увімкнення АЦП наведено в лістингу 2.2.

Лістинг 2.2 – Програмне увімкнення АЦП

```
/* Start the ADC component*/
ADC_SAR_1_Start();
ADC_SAR_1_StartConvert();
```

2.4 Керування частотою дискретизації за допомогою таймера

Як вже зазначалось в підрозділі 2.3, кількість відліків в секунду, що реєструє АЦП є надлишковою, одним із вирішень цієї проблеми є зчитування відліку по сигналу з таймера. Сімейство програмованих систем PSoC 5LP має в своєму розпорядженні 16-ти бітний таймер, що виконаний як фіксована функція [15, с. 49][18]. Цей таймер має можливість перемикавання у 8-бітний режим. Зображення таймера у програмі PSoC Creator 4.4 наведено на рисунку 2.12.

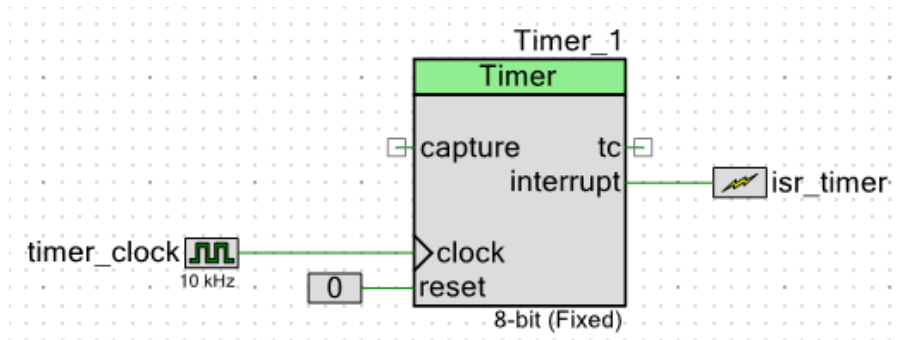


Рисунок 2.12 – Зображення таймера

Варто звернути увагу на тактовий вхід (clock) та на вихід переривання (interrupt), бо ці інтерфейси відіграють ключову роль у використанні таймера, забезпечуючи його синхронізацію з системною частотою та формування сигналу переривання при досягненні заданого значення, зазвичай нульового.

Тактовий вхід визначає робочу частоту таймерного компонента, іншими словами: числове значення лічильника.

Як видно з рисунків 2.12 та 2.13, тактова частота таймера становить 10 кГц, а значення попереднього дільника частоти – 20. Бажану частоту дискретизації можна виразити з наступного співвідношення:

$$f_s = \frac{timer_clock}{Period}, \quad (2.1)$$

де f_s – частота дискретизації, Гц;

$timer_clock$ – тактова частота лічильника, Гц;

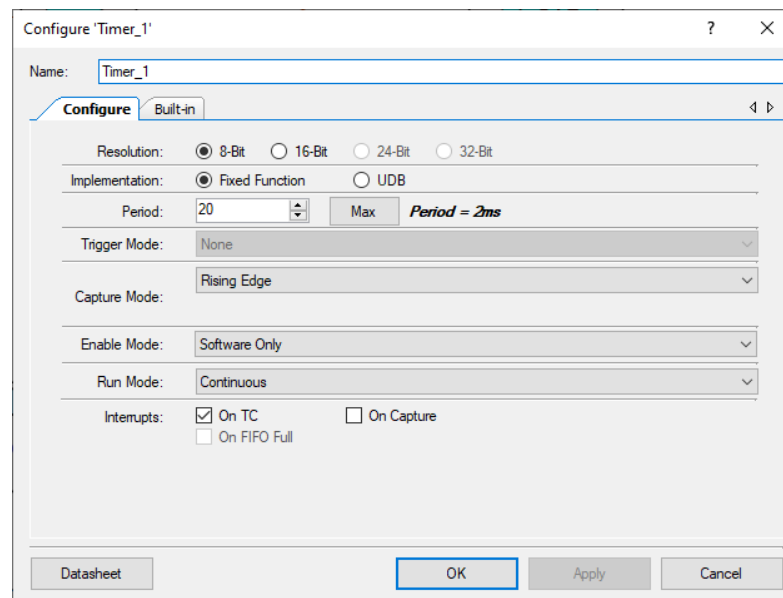
$Period$ – попередній дільник частоти.

Значення $Period$ для восьмибітного таймеру може знаходитись в діапазоні від 2 до 256.

Таймер використовує попередній дільник частоти для зниження частоти дискретизації до потрібного рівня, наприклад підставивши у формулу (2.1) відомі значення, можна отримати:

$$f_s = \frac{10000\text{Гц}}{20} = 500\text{Гц}$$

Отже, отримана частота дискретизації становить 500 Гц, що відповідає рекомендованій частоті дискретизації сигналу ЕКГ [1, с. 26].



Риунок 2.13 – Вікно налаштувань таймера

2.5 Модуль USBFS

Для передачі даних з АЦП на комп'ютер можна використовувати порт USB 2.0, саме для таких цілей PSoC 5LP містить спеціальний

повношвидкісний прийомопередавач USB 2.0 (12 Мбіт/с) [15, с. 48], що підтримує всі чотири види передачі по USB: керувальну (control), переривання (interrupt), пакетну (bulk) та рівноінтервальну (isochronous).

Підсистема USBFS має наступні особливості:

- вісім однонаправлених кінцевих точок передачі даних;
- одна двонаправлена керуюча кінцева точка 0 (EP0);
- Спільний буфер об'ємом 512 байт для восьми кінцевих точок передачі даних;
- Виокремлений буфер об'ємом 8 байт для EP0.
- Внутрішній регулятор 3,3 В для прийомопередавача

Схематичне зображення модуля USBFS в програмному застосунку PSoC Creator 4.4 наведено на рисунку 2.14.

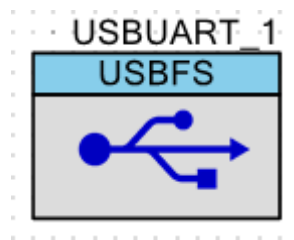


Рисунок 2.14 – Модуль USBFS

Хоча цей модуль і дозволяє легко обмінюватись даними через порт USB, він має суворі вимоги щодо налаштування тактових сигналів. Нижче будуть наведені вимоги, які повинні виконуватись для PSoC 5LP [19, с. 2]:

- IMO на 24 МГц, подвоюється для USB;
- IMO: Встановити на 24 МГц;
- ILO: Встановити на 100 кГц;
- USB: Увімкнути та обрати IMOx2, щоб отримати 48 МГц.

В результаті цих маніпуляцій, вікно конфігурації системних тактових сигналів має виглядати наступним чином (рисунок 2.15), а частота тактового сигналу USB (USB_CLK) має становити 48 МГц, що і відображено на рисунку 2.16.

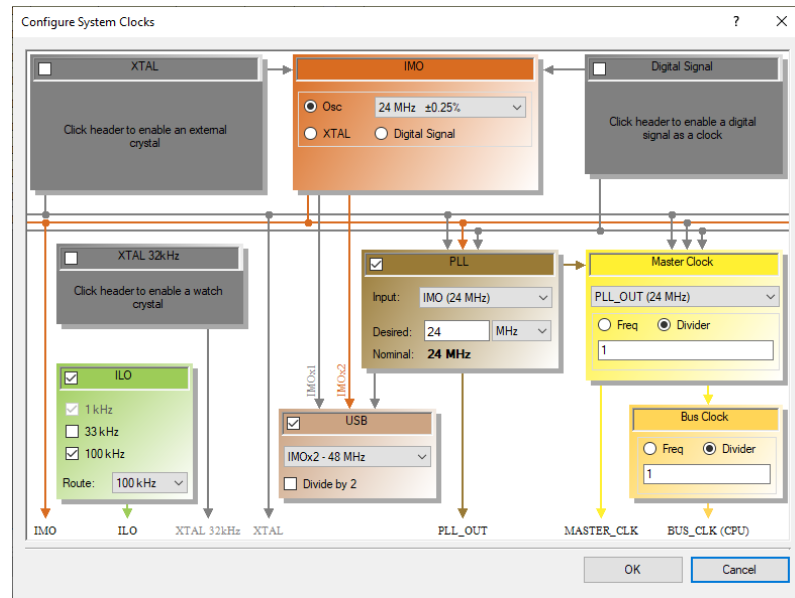


Рисунок 2.15 – Вікно конфігурації системних тактових сигналів

Type	Name	Domain	Desired Frequency	Nominal Frequency	Accuracy (%)	Tolerance (%)	Divider	Start on Reset	Source Clock
System	XTAL	DIGITAL	24 MHz	? MHz	±0	±0	0	<input type="checkbox"/>	
System	XTAL 32kHz	DIGITAL	32.768 kHz	? MHz	±0	±0	0	<input type="checkbox"/>	
System	Digital Signal	DIGITAL	? MHz	? MHz	±0	±0	0	<input type="checkbox"/>	
System	ILO	DIGITAL	? MHz	100 kHz	-55, +100	±0	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
System	IMO	DIGITAL	24 MHz	24 MHz	±0.25	±0	0	<input checked="" type="checkbox"/>	
System	PLL_OUT	DIGITAL	24 MHz	24 MHz	±0.25	±0	0	<input checked="" type="checkbox"/>	IMO
System	MASTER_CLK	DIGITAL	? MHz	24 MHz	±0.25	±0	1	<input checked="" type="checkbox"/>	PLL_OUT
System	BUS_CLK (CPU)	DIGITAL	? MHz	24 MHz	±0.25	±0	1	<input checked="" type="checkbox"/>	MASTER_CLK
System	USB_CLK	DIGITAL	48 MHz	48 MHz	±0.25	±0	1	<input checked="" type="checkbox"/>	IMOx2
Local	timer_clock	DIGITAL	10 kHz	10 kHz	±0.25	±5	2400	<input checked="" type="checkbox"/>	Auto: MASTER_CLK
Local	ADC_SAR_1_theACLK	ANALOG	1 MHz	1 MHz	±0.25	±0	24	<input checked="" type="checkbox"/>	Auto: MASTER_CLK

Рисунок 2.16 – Зачення частот системних тактових сигналів
(червоним виділено сигнал USB_CLK)

В результаті налаштувань частоти тактового сигналу, підсистема USBFS готова до подальшого використання в програмі буде використано деякі функції API для модуля USBFS найменування цих функції та їх опис наведено в таблиці 2.4. До таблиці 2.4 також додано функцію модуля USBUART, опис цього компоненту наведено нижче.

Таблиця 2.4 – Функції програмного інтерфейсу модуля USBFS

Функція	Опис
USBFS_Start()	Активує компонент для використання з пристроєм і певним режимом напруги

Продовження таблиці 2.4

Функція	Опис
USBFS_Stop()	Вимикає компонент.
USBUART_PutString()	Надсилає на комп'ютер нуль-термінований рядок
USBFS_GetConfiguration()	Повертає поточну призначену конфігурацію. Повертає 0, якщо пристрій не сконфігуровано.

Каталог компонентів програмного застосунку PSoC Creator 4.4 містить імплементацію інтерфейсу класу комунікаційного пристрою виконану у вигляді схематичного макросу (Schematic Macro), також відомого як USBUART.

USBUART – це компонент USBFS з дескрипторами, конфігурований для реалізації інтерфейсу CDC. Це дозволяє використовувати USBFS-компонент з підтримкою CDC з мінімальним налаштуванням.

CDC дозволяє емуляцію USB-пристроєм послідовного порту, щоб комп'ютер розпізнавав його як стандартний послідовний пристрій. Такий підхід виявляється зручним у випадку під'єднання мікроконтролера до ПК через USB, при використанні простого інтерфейсу, такого як UART.

Приклад коду, що вмикає USBFS/USBUART наведено в лістингу 2.3.

Лістинг 2.3 – Вмикання USBFS/USBUART

```

/* Start the USBUART component */
USBUART_1_Start(0, USBUART_1_5V_OPERATION);
/...
while(USBUART_1_GetConfiguration() == 0){}
/* Start the ADC component*/
ADC_SAR_1_Start();
ADC_SAR_1_StartConvert();

```

Умова всередині оператора while перевіряє, чи підключена програмована система до комп'ютера, і якщо підключена, то запускає модуль аналогово-цифрового перетворення. Після активації АЦП система починає

оцифрування вхідного аналогового сигналу, далі за перериванням від таймера система посилає дані у вигляді нуль-термінованого рядка до комп'ютера. Докладно про обробку переривання від таймера написано в наступному підрозділі.

2.6 Реалізація обробки переривання від таймера

Як вже було зазначено в підрозділі цієї роботи, що керування частотою дискретизації, а отже і записом та передачею інформації до комп'ютера було покладено на таймер, що викликає переривання, при досягненні лічильником нульового значення.

Використання компоненту переривання є доречним, коли потрібне апаратне переривання. Воно є незамінним, оскільки переривання забезпечують оперативне та швидке виявлення подій з мінімально можливими затримками та накладними витратами, на відміну від методу опитування, що постійно перевіряє стан пристроїв, витрачаючи обчислювальні ресурси центрального процесора.

Принцип апаратного переривання дозволяє системі або мікроконтролеру сконцентруватись безпосередньо на виконанні коду та переходити до обробки подій лише за необхідності.

Це важливо для систем реального часу, де необхідна швидка реакція на сигнали ззовні, наприклад, імпульси таймера, надходження даних від датчика або завершення передачі інформації по UART.

Обробник переривання є набором інструкцій центральному процесору які виконуються при поданні сигналу від програмного або апаратного забезпечення, з ціллю негайної обробки події без необхідності постійного опитування стану пристроїв.

Як і інші компоненти в PSoC 5LP, обробник переривань має свій інтерфейс програмування [20], деякі функції якого було зведено в таблицю 2.5. Однак, щоб мати можливість повторно викликати переривання від таймера,

необхідно викликати функцію `Timer_ReadStatusRegister()`.

Ця функція зчитує регістр стану таймера тим самим скидаючи певні біти. Деякі біти в регістрі стану є липкими, тобто після встановлення в 1 вони зберігають цей стан доти, доки не будуть очищені при зчитуванні регістру [18, с. 24]. Отже, ця функція робить таймер готовим надсилати нові переривання, тим самим регулюючи процес зчитування та передачі інформації.

Таблиця 2.5 – Функції програмного інтерфейсу модуля переривання

Функція	Опис
<code>ISR_Start()</code>	Налаштовує роботу переривання.
<code>ISR_StartEx()</code>	Налаштовує переривання на роботу і встановлює адресу як вектор ISR для переривання.
<code>ISR_Stop()</code>	Вимикає та розконфігурує переривання.

Код обробника переривань наведено в лістингу 2.4.

Лістинг 2.4 – Вихідний код обробника переривань

```

CY_ISR( isr_timer_Handler )
{
    int16 voltage =
ADC_SAR_1_CountsTo_mVolts(ADC_SAR_1_GetResult16());
    char send[100] = {0};
    sprintf(send, "%d\t%f\r\n", voltage, timeStamp);
    USBUART_1_PutString(send);

    timeStamp += (float64)(Timer_1_INIT_PERIOD + 1)/10000;

    Timer_1_ReadStatusRegister();    // Clear interrupt
}

```

Як можна побачити з лістингу 2.4, всередині обробника переривань обраховується значення напруги в мілівольтах, тому що зазвичай або в таких або в некаліброваних величинах подається значення сигналу ЕКГ.

Далі відбувається ініціалізація нулями рядка `send`, цей рядок використовується функцією `sprintf()` для запису в нього значення сигналу та

часу реєстрації цього сигналу. Після цього нуль-термінований рядок передається функцією `USBUART_PutString()` до персонального комп'ютера.

2.7 Опис та тестування аналогового вхідного модуля

В минулих підрозділах було описано різні компоненти розробленого аналогового вхідного модуля, схематичне зображення цієї системи наведено на рисунку 2.17. Не було описано тільки компонент `Character_LCD`, це зроблено тому, що він не грає ролі в функціонуванні модуля, а потрібен лише для виведення даних, які можуть бути корисні при налагодженні PSoC.

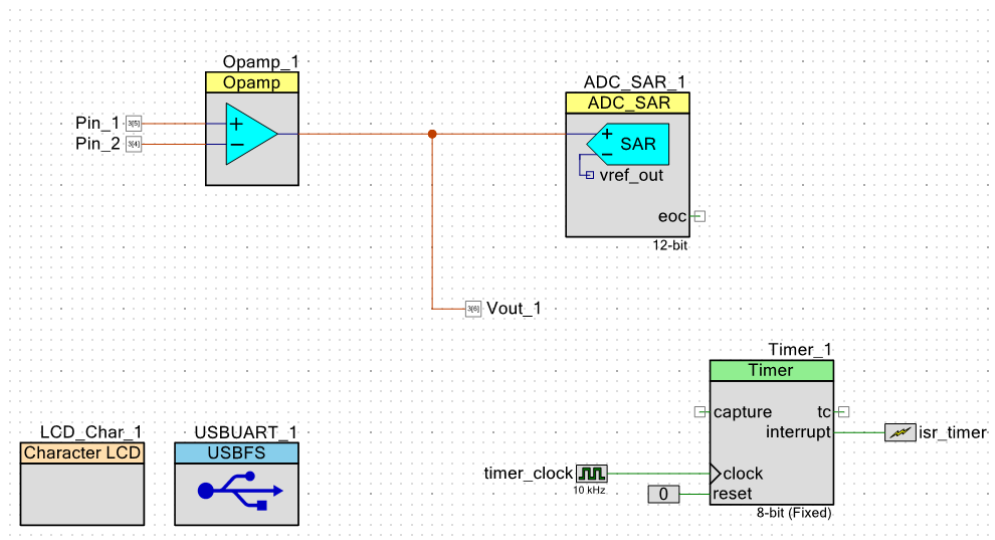


Рисунок 2.17 – Схема аналогового вхідного модуля

Отже розроблений аналоговий вхідний модуль містить каскад підсилення на неінвертуючому підсилювачі (`Opamp_1`) з коефіцієнтом підсилення 2. Цей каскад забезпечує підсилення низькоамплітудних аналогових сигналів, щоб покращити точність подальшого оцифрування.

Аналогово-цифровий перетворювач (`ADC_SAR_1`) з роздільною здатністю в 12 біт, що виконує оцифрування сигналів в діапазоні напруги від 0 до 2,048В, забезпечує високу точність перетворення.

Таймер (`Timer_1`) генерує переривання кожні 20 мс (що дорівнює частоті

дискретизації 50 Гц), у відповідь на які мікроконтролер виконує зчитування значень з АЦП, його перетворення в символічний рядок та подальшу передачу у вигляді нуль-термінованого рядка через інтерфейс USBFS (USBUART_1).

Таке рішення дозволяє забезпечувати регулярне та синхронне зчитування даних, яке є критично важливим при зчитуванні біомедицинських сигналів, таких як ЕКГ.

Після опису аналогового вхідного модуля та програмування мікросхеми сімейства PSoC 5LP є доцільним провести тестування мікросхеми. Для тестування потрібен генератор сигналів, що за частотою є подібним до сигналу ЕКГ. Таким генератором виступила плата розробки NUCLEO-F446RE на базі мікроконтролера STM32F446RE (рисунок 2.18). Цей мікроконтролер має в своєму розпорядженні два 12-ти бітних ЦАП, що надає можливість генерування сигналів, за допомогою технології DMA[21]. Технологія DMA забезпечує неперервний вивід даних з мінімально можливим навантаженням на ЦП.

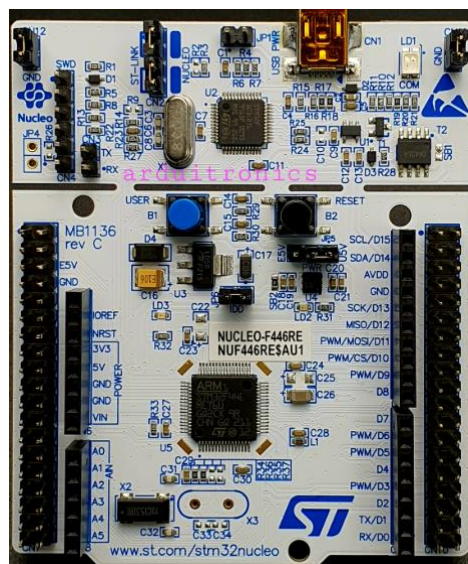


Рисунок 2.18 – Зображення плати NUCLEO-F446RE

Виконано процес генерування тестового синусоїдального сигналу за частотою 10 Гц, який імітує типовий сигнал ЕКГ. Передача даних на ЦАП здійснюється з попередньо сформованого масиву значень, який зберігається в

пам'яті мікроконтролера. Цей процес забезпечує стабільну форму сигналу, яка придатна для подачі на аналоговий вхід PSoC 5LP з подальшим оцифруванням та передачею замірів у комп'ютер.

Такий підхід до тестування дозволяє не лише перевірити працездатність синтезованого модуля, але й виконати перевірку на стійкість до шумових завад та здатність відтворювати форму сигналу в режимі реального часу. Зображення тестового сигналу та її посиленої версії наведено на рисунку 2.19. На наведеній осцилограмі ціна одного вертикального ділення становить 1 В для обох сигналів, ціна одного горизонтального ділення становить 50 мс для обох сигналів.

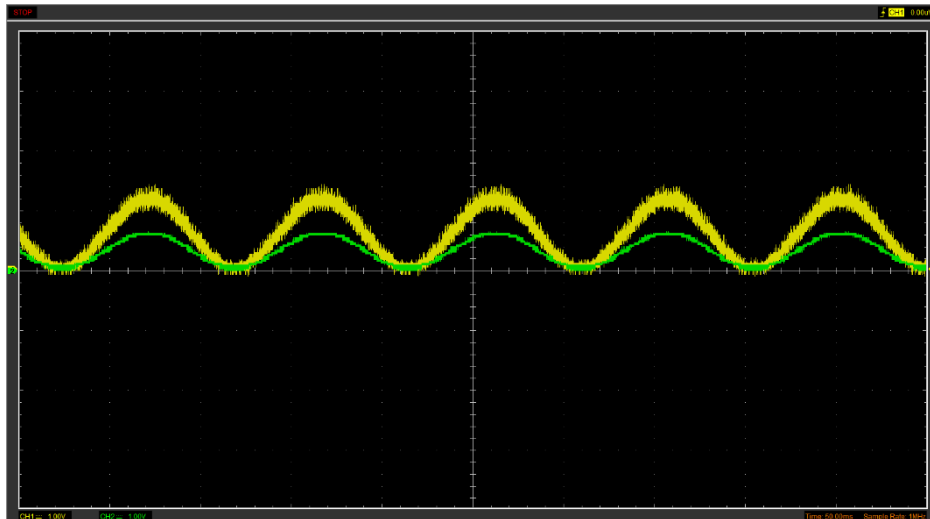


Рисунок 2.19 – Зображення сигналу на виході генератора (зелений колір) та на вході АЦП (жовтий колір)

Щоб протестувати процес аналогово-цифрового перетворення а також передачу даних до персонального комп'ютера було створено два тестових стенди засобами мови програмування Python. Перший стенд реалізує процес ініціалізації з'єднання по USB порту та записує сигнал протягом заданого часового інтервалу. Другий тестовий стенд зчитує отримані дані та відображає їх на екрані у вигляді графіка. Основні фрагменти програмного коду першого тестового стенду наведено в лістингах 2.5, 2.6.

Лістинг 2.5 – Підключення до мікроконтролерного пристрою PSoC

```

import time
import serial.tools.list_ports

ser_ports = serial.tools.list_ports.comports()
connected = []
signal_data = []

for port in ser_ports:
    connected.append(port.device)

print("Connected COM ports: " + str(connected))

if 'COM4' not in connected:
    print("The PSoC device is not connected. Exiting the
application.")
    exit()

ser = serial.Serial(port='COM4', baudrate=9600, timeout=1)

```

Фрагмент коду, який надано в лістингу 2.5, є початковою частиною програма, що відображає перелік підключених пристроїв до персонального комп'ютеру, перевіряє чи підключений пристрій до COM4 (до цього порту підключається мікроконтролерна система PSoC). Далі програма готується обмінюватися даними з цим пристроєм через UART.

Лістинг 2.6 – Зчитування та збереження даних з мікроконтролерного пристрою PSoC

```

while time.time() - start_time < duration:
    line = ser.readline()
    signal_data.append(line.decode())

# Storage read data in a txt file
file = open("signal_data", "w", newline='')
for record in signal_data:
    file.write(record)
file.close()

```

Код, що наведено в лістингу 2.6 відповідає за зчитування даних з COM-порту, зокрема це виконує функція `ser.readline()` протягом певної кількості секунд. Час, протягом якого зчитуються дані, визначається змінною `duration`. Після зчитування даних записаний сигнал зберігається в текстовий файл з

назвою «signal_data.».

Резюмуючи, можна сказати що, перший тестовий стенд відповідає за зчитування даних з розробленого аналогового вхідного модуля та їх збереження на комп'ютері у зручному для подальшого аналізу форматі. Цей процес закладає основи для подальшої візуалізації, фільтрації та спектрального аналізу сигналу за допомогою відповідних програмних засобів. За візуалізацію оцифрованого сигналу відповідають фрагменти програмного коду, які наведені в лістингах 2.7, 2.8.

Лістинг 2.7 – Підготовка даних до їх виведення на екран

```
from matplotlib import pyplot as plt

results = []
u_values = []
t_values = []
t_values_rel = []

with open("signal_data", "r") as file:
    for line in file:
        line = line.strip()
        if not line:
            continue
        parts = line.split('\t')
        floats = [float(p) for p in parts]
        results.append(floats)

u_values, t_values = zip(*results)

for i in range(len(t_values)):
    t_values_rel.append(t_values[i] - t_values[0])
```

Фрагмент програмного коду, який наведено в лістингу 2.7 відповідає за зчитування збереженого сигналу, а саме амплітудних значень сигналу та часу його запису. У вихідному файлі ці дані розділені символом табуляції, тому в циклі виконується парсинг кожного рядка з подальшим вилученням з нього окремих компонентів. Розділені дані записуються у масиви значення сигналу та часу запису, що дозволяє відновити оцифрований сигнал в часовій площині для подальшого аналізу та візуалізації.

Лістинг 2.8 – Візуалізація даних

```
plt.plot(t_values_rel, u_values)
plt.xlabel("Час, сек.")
plt.ylabel("Амплітуда, мВ.")
plt.title("Графік зчитаного сигналу")
plt.grid(True)
plt.show()
```

Відображення зчитаних даних у вигляді графіку наведено на рисунку 2.20. З рисунка видно, що сигнал записався із низькочастотною завадою, що проявляється у вигляді коливань піків синусоїди. Це може бути викликано зовнішнім електромагнітним впливом, наприклад від вимірювального пристрою. Аналіз цього сигналу підтверджує доцільність застосування методів цифрової фільтрації для усунення завад та підвищення інформативності зареєстрованого сигналу.

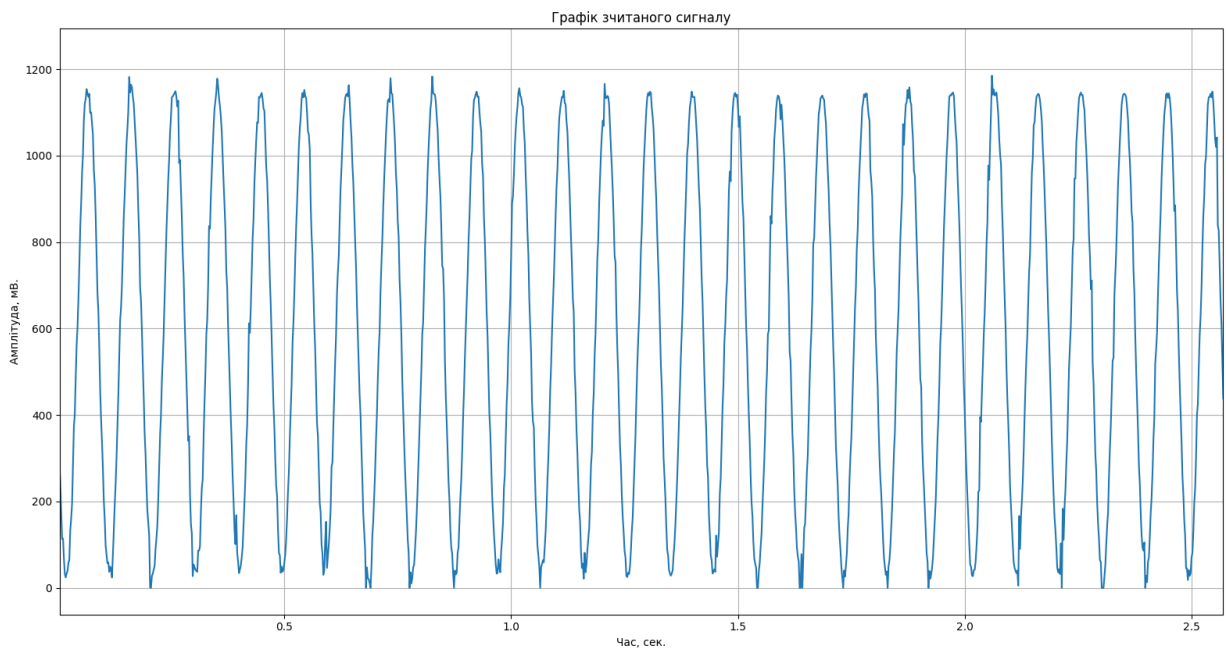


Рисунок 2.20 – Графік зчитаного сигналу з аналогового вхідного модуля

3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОЇ ЧАСТИНИ СИСТЕМИ

В цьому розділі наведені програмні компоненти, що відповідають за фільтрацію та виявлення подій сигналу ЕКГ. Було виконано синтез та проведено тестування цифрового фільтру на основі віконної sinc-функції. В другому підрозділі цього розділу наведено алгоритм пошуку зубців на ЕКГ, що є основою для виявлення патологій.

3.1 Основна умова дискретизації аналогового сигналу

Якість та цілісність інформації, що передає аналоговий сигнал, визначається частотою дискретизації, тобто кількістю відліків, що містить відцифрована версія сигналу, наприклад чим більше відліків за секунду, тим більше інформації може нести оцифрована версія аналогового сигналу. Мінімальна частота дискретизації визначається максимальною частотою, що наявна в спектрі цифрового сигналу, і повинна щонайменше вдвічі більшою за неї.

Ця умова відома як теорема Котельникова (або Теорема Найквіста-Шеннона) [9, с. 945], і вона забезпечує можливість точного відновлення сигналу з його дискретних значень без втрати інформації, при умові, що сигнал є обмеженим за частотою.

$$f_s > 2f_{\max}, \quad (3.1)$$

де f_s – частота дискретизації;

f_{\max} – максимальна частота, що присутня в спектрі аналогового сигналу.

В контексті оцінки АЧХ синтезованого цифрового фільтру, стає в нагоді значення максимальної частоти, до якої і буде проводитись вимірювання характеристики. Це значення обирається відповідно до максимальної частоти

сигналу, що підлягає фільтрації, або, що рівноцінно, до половини частоти дискретизації. Такий підхід дозволяє зосередитись на релевантному діапазоні частот і адекватно оцінити ефективність роботи фільтра в реальних умовах.

3.2 Реалізація операції згортки цифрового сигналу

Подання вхідного сигналу в цифровій формі надає можливість встановити спеціальну операцію, що виконується над вхідним сигналом і додатковим сигналом, який прийнято називати імпульсною характеристикою системи. Така операція має назву дискретної згортки, і є базовим інструментом аналізу та синтезу лінійних систем, якими, в свою чергу, можна вважати цифрові фільтри. Ця операція позначається символом «*» та надає змогу обчислювати реакцію системи на довільний вхідний сигнал шляхом покрокового поєднання його значень із зваженими значеннями імпульсної характеристики, що надає можливість формалізації поведінки фільтра на всьому часовому проміжку.

Нижче надано математичний вираз згортки із сторони виходу системи [22, с. 120]

$$y[i] = \sum_{j=0}^{M-1} h[j]x[i-j], \quad (3.2)$$

де $y[n]$ – вихідний сигнал;

$h[n]$ – імпульсна характеристика;

$x[n]$ – вхідний сигнал.

M – кількість відліків імпульсної характеристики.

В лістингу 3.1 наведено реалізацію мовою програмування Python операції згортки, але із сторони входу системи, вираз (3.2) та алгоритму, який наведено в лістингу 3.1 можуть формально відрізнитись, але обидва вирази математично описують ту саму операцію. Основна різниця полягає в тому, що

в аналітичному записі згортка подається у вигляді сумування добутків із зсувом індексу, але в програмній реалізації застосовується прямий обхід масивів в заданому порядку. Незважаючи на відмінності аналітичної форми запису від алгоритму, обчислений результат збігається, оскільки обидва підходи реалізують одну і ту саму операцію. Це ілюструє важливість суворого узгодження математичних формул з алгоритмічним поданням під час розробки алгоритмів цифрової обробки сигналів.

Лістинг 3.1 – Реалізація операції згортки

```
def convolution(sig_src_arr, imp_response_arr):
    sig_src_length = len(sig_src_arr)
    imp_response_length = len(imp_response_arr)
    result_length = sig_src_length + imp_response_length

    sig_dest_arr = [0.0] * result_length

    for i in range(sig_src_length):
        for j in range(imp_response_length):
            sig_dest_arr[i + j] += sig_src_arr[i] *
imp_response_arr[j]

    return sig_dest_arr
```

3.3 Реалізація віконного фільтра

В цій роботі віконний фільтр використовується для вирішення задачі частотної селекції сигналу ЕКГ з цілю придушення шумів, природа яких описана в підрозділі 1.4 цієї роботи. Зокрема, фільтр націлений на придушення високочастотної електричної завади та низькочастотного дрейфу базової лінії, яка викликана рухами та ненадійним контактом електрод-шкіра.

Синтез фільтру віконним методом обумовлений простотою реалізації, високою стабільністю та достатньою ефективністю для вирішення задач попередньої обробки біомедичних сигналів, зокрема ЕКГ. За результатами застосування такого фільтру отримується сигнал, який передає більше інформації спеціалісту, а також є більш оптимальним для подальшого автоматизованого аналізу.

Основною ідеєю синтезу віконного фільтру є ідеальний ФНЧ із вже відомою частотою зрізу та імпульсною характеристикою, що задається виразом (3.3).

$$h[i] = \frac{\sin(2\pi f_c i)}{\pi i}, \quad (3.3)$$

де f_c – частота зрізу ФНЧ.

На практиці даний алгоритм не може бути реалізований, оскільки коливання функції $\sin(x)/x$ не затухають до нульового значення на всьому проміжку дійсних чисел. Замість цього виконується усічення функції до $M + 1$ відліків, що дозволяє реалізувати фільтр зі кінченою імпульсною характеристикою. Однак такий крок призводить до появи бічних пелюсток в імпульсній характеристиці фільтра, що проявляється у вигляді додаткових спотворень. Для придушення цих спотворень і застосовують віконні функції.

Надалі щоб отримати ФВЧ з ФНЧ, виконується операція спектральної інверсії (Spectral Inversion). Суть цього методу полягає в тому, що потрібно виконати зміну знаку на протилежний (інверсію) всіх вагових коефіцієнтів фільтра (відліків імпульсної характеристики), окрім центрального, який потрібно модифікувати шляхом додавання до нього одиниці.

При послідовному з'єднанні ФНЧ та ФВЧ, подавши вихід першого на вхід другого, утворюється режекторний (інакше, смуговідсікаючий) фільтр, який пригнічує задану смугу частоти між граничними частотами обох фільтрів. Застосувавши операцію спектральної інверсії над режекторним фільтром, можна отримати смуговий фільтр, що пропускає тільки ті частоти, які лежать в межах граничних частот. Таким чином операція спектральної інверсії є універсальною при синтезі цифрових фільтрів, дозволяючи з одного типу фільтра отримувати інший.

Віконною функцією для реалізації процесу синтезу цифрового фільтра обрано функцію Блекмана (3.4).

$$w[i] = 0,42 - 0,5 \cos(2\pi i / M) + 0,08 \cos(4\pi i / M), \quad (3.4)$$

де $w[n]$ – функція згладжування;

M – порядок фільтра.

Реалізація ФНЧ за допомогою віконною функції Блекмана наведено в лістингу 3.2, метод спектральної інверсії і отримання таким чином ФВЧ відображено в лістингу 3.3.

Лістинг 3.2 – Реалізація ФНЧ

```
# First low-pass filter (lower cutoff)
for i in range(filter_length):
    if i - center == 0:
        lower_cutoff_state_buff[i] = 2 * math.pi *
lower_cutoff
    else:
        x = i - center
        sinc = math.sin(2 * math.pi * lower_cutoff * x) / x
        window = 0.42 - 0.5 * math.cos(2 * math.pi * i /
filter_length) + 0.08 * math.cos(4 * math.pi * i /
filter_length)
        lower_cutoff_state_buff[i] = sinc * window
```

ФНЧ було реалізовано за допомогою математичної бібліотеки Python, з цієї бібліотеки викликом `math.pi` отримано константу π , а також функції синуса та косинуса. Оскільки, як вже зазначалось, функція $\sin(x)/x$ (sinc-функція) має нескінченну довжину, отже в практичній реалізації вона була апроксимована до кількості відліків, що задаються змінною `filter_length`. До вищезазначеної функції застосовано віконну функцію Блекмана (Blackman window), що придушує паразитні пелюстки та забезпечує кращу селективність по частот.

В циклі кожен коефіцієнт фільтра формується добутком значення sinc-функції та відповідного значення віконної функції. Центральний елемент, тобто елемент з індексом `i-center`, оброблюється окремо для уникнення ділення на нуль, що відповідає максимальному значенню sinc-функції.

Лістинг 3.3 – Реалізація ФВЧ

```
# Second low-pass filter (upper cutoff)
for i in range(filter_length):
    if i - center == 0:
        upper_cutoff_state_buff[i] = 2 * math.pi *
upper_cutoff
    else:
        x = i - center
        sinc = math.sin(2 * math.pi * upper_cutoff * x) / x
        window = 0.42 - 0.5 * math.cos(2 * math.pi * i /
filter_length) + 0.08 * math.cos(4 * math.pi * i /
filter_length)
        upper_cutoff_state_buff[i] = sinc * window

# Spectral inversion: convert upper LPF to HPF
upper_cutoff_state_buff = [-x for x in
upper_cutoff_state_buff]
upper_cutoff_state_buff[center] += 1
```

В коді, що наведено в лістингу 3.3, окрім реалізації ФНЧ з частотою зрізу `upper_cutoff` до створеного фільтру застосовується операція спектральної інверсії, з ціллю перетворення ФНЧ в ФВЧ.

3.4 Верифікація віконного фільтра

Верифікацію віконного фільтра було проведено в тому самому програмному середовищі, де було синтезовано вказаний фільтр. Для верифікації фільтру було підготовлено два файли із записом сигналу ЕКГ з типовими завадами. Відображення цих сигналів наведено на рисунках 1.5 та 1.6. Важливими є значення частоти дискретизації цих сигналів, адже фільтр працює у відносній частотній області, тому його частотна характеристика залежить від відношення граничної частоти до частоти дискретизації. Саме з цієї причини параметри фільтра повинні бути адаптованими відповідно до частоти дискретизації вхідного сигналу для збереження необхідних властивостей фільтру. Подальший аналіз результатів фільтрації дозволяє зробити висновки щодо ефективності синтезованого цифрового фільтру. Результат верифікації цифрового фільтру наведено на рисунках 3.1, 3.2.

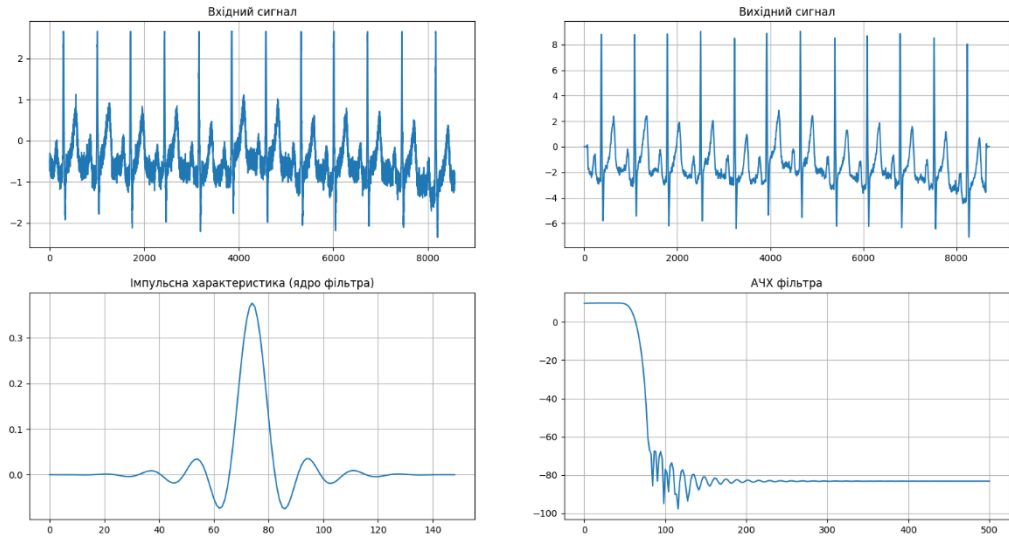


Рисунок 3.1 – Результат придушення високочастотної завади

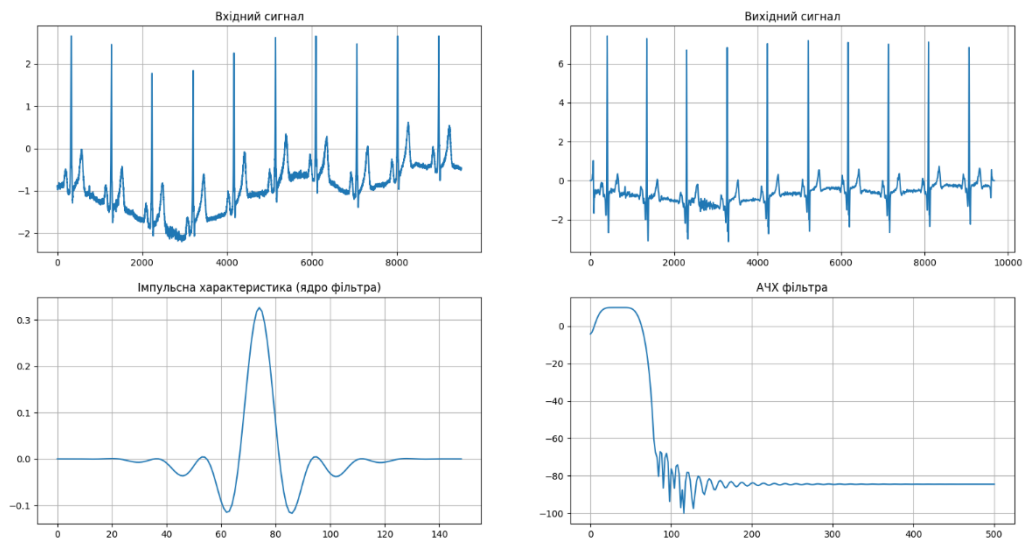


Рисунок 3.2 – Результат придушення низькочастотної завади

АЧХ фільтра є важливим показником якості, що характеризує здатність фільтра пропускати або пригнічувати сигнали на різних частотах. В контексті практичного застосування АЧХ визначає придатність для використання в реальних умовах, таких як задача обробки біомедичних сигналів.

Для отримання АЧХ фільтра необхідно виконати ПФ над імпульсною характеристикою, останню бажано доповнити нулями, що дозволяє збільшити роздільну здатність частотного зображення та точніше візуалізувати частотну характеристику. ШПФ дозволяє збільшити швидкість конвертації імпульсної

характеристики в АЧХ. Процес реалізації ШПФ мовою програмування Python можна виконати за допомогою пакету `fft`. Приклад отримання АЧХ віконного фільтру наведено в лістингу 3.4.

Лістинг 3.4 – Отримання АЧХ віконного фільтру

```
# Calculating amplitude-frequency response of band-pass filter
h = np.array(filter_kernel)
N = 512
h_padded = np.zeros(N)
h_padded[:len(h)] = h

# FFT
H = np.fft.fft(h_padded)

# Taking the first part of spectre
H_mag = np.abs(H[:N // 2])
H_db = 20 * np.log10(H_mag + 1e-12) # logarithmic amplitude-
frequency characteristic

# Frequency scale
f = np.linspace(0, sample_rate_Hz / 2, N // 2)
```

Обчислення АЧХ смугового фільтру було здійснено за допомогою вже згаданої операції ШПФ. Для цього масив відліків `filter_kernel` було попередньо доповнено нулями, що підвищує роздільну здатність частотного зображення. Над отриманим масивом було виконано операцію `fft` з однойменного пакету `fft` бібліотеки NumPy, результатом чого є спектральна характеристика фільтру. З метою побудови АЧХ у логарифмічному масштабі було розраховано модуль комплексного спектру, за одиницю вимірювання покладено децибели (дБ). Для цього використано вираз (3.5).

$$H_{dB} = 20 \cdot \log_{10}(|H| + \varepsilon), \quad (3.5)$$

де $|H|$ – модуль комплексної частотної характеристики;

ε – мале додатне значення, що запобігає логарифмуванню нуля.

З рисунків 3.1, 3.2 видно, що синтезований фільтр виконує ефективно придушення високочастотного шуму але погано придушує низькочастотний

шум, що може бути пов'язано з недостатньою крутизною характеристики фільтра в зоні низьких частот. Вирішенням цієї проблеми може слугувати підвищення порядку смугового фільтра, але такий розв'язок потребує застосування алгоритмів швидкої згортки, що може викликати додаткові витрати по пам'яті на мікроконтролерних пристроях.

3.5 Автоматизований пошук зубців на ЕКГ

Опис наступного алгоритму докладно наведено в літературі [23], в цьому підрозділі виконано його адаптацію під мову програмування Python, саме через процес адаптації MATLAB-коду до Python коду, індексація елементів може здаватись незвичною.

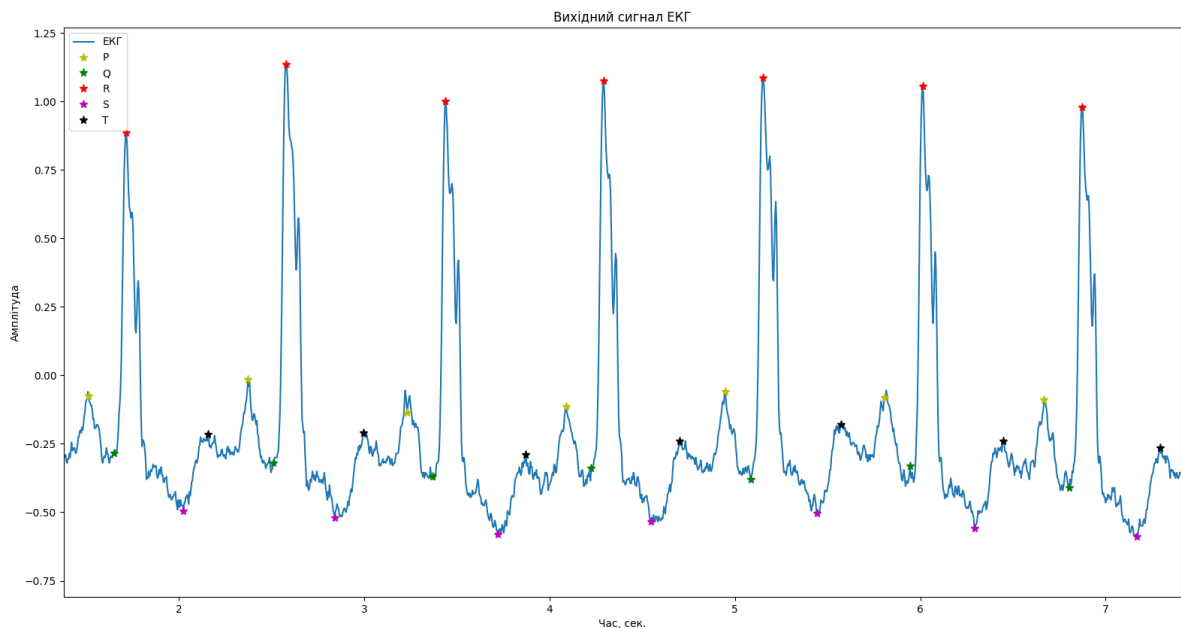
У рамках реалізації системи виявлення патологій на ЕКГ було адаптовано програмний код, що дозволяє здійснювати виявлення основних характерних зубців ЕКГ, а саме: P, Q, R, S, T. Короткий опис природи виявлення цих зубців наведено в підрозділі 1.2 цієї роботи та в літературі [1]. На початку роботи програма завантажує запис сигналу ЕКГ у вигляді текстового файлу. Сигнал, являє собою таблицю числових значень, де перший стовпець містить час реєстрації відліку, а другий – відповідні значення сигналу ЕКГ.

Після успішного зчитування сигналу в масив NumPy, визначається період дискретизації. Після чого будується графік вихідного сигналу. Далі обчислюється похідна сигналу, що використовується для визначення характерних точок у межах попередньо заданих масок біля кожного спостережуваного R-зубця.

Пошук зубців здійснюється ітеративним методом. Спочатку визначається R-зубець, як локальний максимум у вікні з урахуванням умови на падіння похідної. Q та S-зубці шукаються відповідно до визначених RR-інтервалів, як локальні мінімуми з урахуванням градієнта. P-зубець

визначається до R-зубця як локальний максимум з помірним градієнтом. Пошук T-зубця проводиться після R-зубця як максимум на відносно плавній ділянці.

Знайдені координати зберігаються у відповідних масивах, після чого виконується візуалізація знайдених зубців. Додаток Б містить повний вихідний код програми пошуку зубців. Результат роботи програми на тестових даних наведено на рисунку 3.3.



Рисунку 3.3 – Результат пошуку зубців на ЕКГ

Алгоритм виявлення зубців на ЕКГ є ключовим при подальшому процесі виявлення патологій, тому що точне визначення положення зубців дозволяє аналізувати часові інтервали, визначати тривалість відповідних інтервалів та сегментів. Положення зубців відіграє важливу роль при дослідженні морфології сигналу, що є важливим для діагностики порушень серцевого ритму та структурних змін у серці.

ВИСНОВКИ

В даній роботі були представлені методи побудови системи програмно-апаратної системи виявлення патологій на ЕКГ. В якості аналогового вхідного модуля було запропоноване рішення на базі мікроконтролера PSoC 5LP. Цей мікроконтролер надає можливість гнучкого налаштування апаратної частини, шляхом зручного керування елементами за допомогою графічного інтерфейсу програмного застосунку PSoC Creator 4.4 а також чітко задокументованого прикладного програмного інтерфейсу. Основну увагу приділено процесу збору та обробки інформації, реалізації цифрового смугового фільтра засобами мови програмування Python.

Система дозволяє зчитувати, зберігати, передавати на персональний комп'ютер, фільтрувати та автоматично виявляти зубці на ЕКГ. Отже, розроблена система демонструє повний цикл обробки ЕКГ-сигналу – від зчитування сигналів за допомогою аналогового вхідного модуля до програмного аналізу. Хоча виявлення зубців виконано класичними методами, ці результати можуть бути використані як стартова точка для подальшого вдосконалення системи, зокрема – в напрямку автоматизованого виявлення кардіологічних патологій. Отримані результати хоч і не являються ідеальними але підтверджують доцільність обраного системного підходу та демонструють практичну придатність розробки для освітніх цілей.

Маються плани на поліпшення системи до стану готового бюджетного пристрою у вигляді мінімально життєздатного продукту, який можна використовувати для цілей попередньої діагностики в амбулаторних умовах.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Biomedical signal analysis. Wiley & Sons, Incorporated, John, 2023.
2. Рядних О. К. Біопотенціали. Фармацевтична енциклопедія. URL: <https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/1927/biopotenciali> (дата звернення: 22.05.2025).
3. Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія : підручник / Е. І. Личковський та ін. Вінниця : Нова Кн., 2014. 464 с.
4. Cardiovascular dynamics : Rushmer, Robert F. (Robert Frazer), 1914- : Free Download, Borrow, and Streaming : Internet Archive. Internet Archive. URL: <https://archive.org/details/cardiovasculardy0000rush> (date of access: 22.05.2025).
5. Кучерук І. М., Горбачук І. Т., Луцик П. П. Загальний курс фізики у трьох томах : навч. посіб. Київ : Техніка, 2001. Т. 2 : Електрика і магнетизм. 452 с.
6. Analysis and design of analog integrated circuits. Wiley & Sons, Limited, John, 2024.
7. Improving common-mode rejection using the right-leg drive amplifier. Analog | Embedded processing | Semiconductor company | TI.com. URL: <https://www.ti.com/lit/an/sbaa188/sbaa188.pdf> (date of access: 22.05.2025).
8. Contributors to Wikimedia projects. Driven right leg circuit - Wikipedia. Wikipedia, the free encyclopedia. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Driven_right_leg_circuit (date of access: 22.05.2025).
9. Tietze U., Schenk C., Gamm E. Electronic circuits. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2008. URL: <https://doi.org/10.1007/978-3-540-78655-9> (date of access: 22.05.2025).
10. Yeroshenko O., Prasol I., Datsok O. SIMULATION OF AN ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL CONVERTER FOR ADAPTIVE ELECTRICAL STIMULATION TASKS. Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries. 2021. No. 1 (15). P. 113–119. URL:

<https://doi.org/10.30837/itssi.2021.15.113> (date of access: 22.05.2025).

11. Mixed-signal and digital signal processing ICs | Analog Devices. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad620.pdf> (дата звернення: 22.05.2025).

12. Webster J. G., Nimunkar A. J. Medical instrumentation: application and design. Wiley & Sons, Incorporated, John, 2020. 928 p.

13. Mixed-signal and digital signal processing ICs | Analog Devices. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf> (дата звернення: 22.05.2025).

14. PSOC™ 5 LP Arm® Cortex®-M3 - Infineon Technologies. Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies. URL: <https://www.infineon.com/cms/en/product/microcontroller/32-bit-psoc-arm-cortex-microcontroller/32-bit-psoc-5-lp-arm-cortex-m3/> (date of access: 22.05.2025).

15. Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies. URL: [https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-PSoC_5LP_CY8C58LP_Family_Datasheet_Programmable_System-on-Chip_\(PSoC_-\)DataSheet-v15_00-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0ec547013ab9](https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-PSoC_5LP_CY8C58LP_Family_Datasheet_Programmable_System-on-Chip_(PSoC_-)DataSheet-v15_00-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0ec547013ab9) (дата звернення: 13.06.2025).

16. Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies. URL: [https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-Component_ADC_SAR_\(ADC_SAR\)_V3.0-Software%20Module%20Datasheets-v03_00-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0e7d3ca50f21](https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-Component_ADC_SAR_(ADC_SAR)_V3.0-Software%20Module%20Datasheets-v03_00-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0e7d3ca50f21) (дата звернення: 13.06.2025).

17. Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies. URL: [https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-Component_Operational_Amplifier_\(Opamp\)_V1.90-Software%20Module%20Datasheets-v01_09-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0e8b55ec1a91](https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-Component_Operational_Amplifier_(Opamp)_V1.90-Software%20Module%20Datasheets-v01_09-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0e8b55ec1a91) (дата звернення: 13.06.2025).

18. Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies. URL: https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-Component_Timer_V2.80-Software%20Module%20Datasheets-v02_08-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0ea72961273d (дата звернення: 13.06.2025).

19. Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies. URL: https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-Component_USBFS_V3.2-Software%20Module%20Datasheets-v03_02-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0e818d2f1332 (дата звернення: 13.06.2025).

20. Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies. URL: https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-Component_Interrupt_V1.70-Software%20Module%20Datasheets-v01_71-EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0e7907a108e7 (дата звернення: 13.06.2025).

21. STM32F446RE - STMicroelectronics. STMicroelectronics. URL: https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f446re.html#st_description_sec-nav-tab (date of access: 14.06.2025).

22. Smith S. Digital signal processing: a practical guide for engineers and scientists. Elsevier Science & Technology Books, 2013. 672 p.

23. Методичні вказівки до лабораторних робіт з дисципліни "Автоматизація обробки і аналізу біомедичної інформації", "Методи перетворення біосигналів та аналіз медико-біологічної інформації" для студентів денної / упоряд.: Т. В. Жемчужкіна, О. А. Козіна ; МОН України, ХНУРЕ. – Харків : ХНУРЕ, 2007. – 92 с.