

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет
Кафедра автоматизації та систем неруйнівного контролю**

«До захисту допущено»
В. о. Завідувача кафедри
_____ Галина БОГДАН

« ____ » _____ 2025 р.

**Дипломний проєкт
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи
та технології в приладобудуванні»
спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»
на тему: «Автоматизований пристрій для аналізу коагуляційних
характеристик крові»**

Виконав:
студент IV курсу, групи ПК-11
Голубов Вадим Андрійович _____

Керівник:
доцент, к.т.н.
Баженов Віктор Григорович _____

Рецензент:
ст. викладач
Яковенко Ірина Олександрівна _____

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2025 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4	ПК 11.03.17600. 00.000 ПЗ	Пояснювальна записка	54	
2	A1	ПК 11.03.17600. 00.001 ЕЗ	Схема функціональна	1	
3	A1	ПК 11.03.17600. 00.002 ЕЗ	Схема принципова	1	
4	A1		Плакат	1	

				ДП ПК11.03.1760.00.000		
	ПІБ	Підп.	Дата			
Розробник	Голубов В.А.			Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Керівник	Баженов В.Г.				1	1
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. АСНК Гр. ПК-11	
Н/контр.						
В. о. Зав. каф.	Богдан Г.А.					

**Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Автоматизований пристрій для аналізу
коагуляційних характеристик крові»**

Київ – 2025 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Приладобудівний факультет

Кафедра автоматизації та систем неруйнівного контролю

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В. о. Завідувача кафедри

_____ Галина БОГДАН

«___» _____ 2025 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Голубов Вадим Андрійович

1. Тема роботи «Автоматизований пристрій для аналізу коагуляційних характеристик крові», керівник роботи Баженов Віктор Григорович, кандидат технічних наук, доцент, затверджені наказом по університету від «28» травня 2025 р. №2121-с

2. Термін подання студентом проєкту 1.06.2025

3. Вихідні дані до проєкту: розробка приладу для аналізу коагуляційних характеристик крові.

4. Зміст пояснювальної записки

1. Вступ
2. Аналітичний огляд
3. Розрахункова частина
4. Розробка
5. Висновки
6. Список використаних джерел

5. Перелік ілюстративного матеріалу:

1 – Схема електрична функціональна

2 – Схема електрична принципова

3 – Алгоритм

4 – Трасування плати

5 – Монтажна плата

6. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Формулювання завдання проекту	12.02.2025	
2	Проведення аналітичного огляду	18.05.2025	
3	Розробка	21.05.2025	
4	Розробка алгоритму роботи	28.05.2025	
5	Розробка креслеників	01.06.2025	

Студент

Вадим ГОЛУБОВ

Керівник

Віктор БАЖЕНОВ

Анотація

Дипломний проєкт присвячений розробці автоматизованого пристрою для вимірювання часу початку згортання крові з використанням імпедансного методу на основі мікросхеми AD5933. Мета роботи — створення доступного, портативного та точного засобу контролю коагуляційних властивостей крові у клінічних та домашніх умовах.

Імпедансна спектроскопія є перспективною технологією, яка дозволяє реєструвати зміну електричного опору біологічних тканин, зокрема крові, під час процесу згортання. У даній роботі застосовано генерацію синусоїдального сигналу AD5933 та аналіз комплексної імпедансної відповіді зразка за допомогою цифрового перетворення Фур'є. За допомогою STM32 здійснюється зчитування даних через I²C-інтерфейс, обчислення модуля імпедансу, імпедансу і його нормалізація та аналіз у реальному часі.

У ході роботи проведено аналіз класичних методів контролю згортання крові, таких як методи Лі — Уайта, Бюркера. Встановлено, що традиційні методи потребують участі кваліфікованого персоналу, є трудомісткими та малопридатними для автоматизації. У зв'язку з цим імпедансний підхід дає можливість спростити процедуру вимірювання та зменшити ймовірність помилки за рахунок цифрової обробки сигналів.

У проєкті розроблено структурну, функціональну та принципову схеми пристрою, проведено обґрунтування вибору компонентів, зроблено трасування печатної плати принципової електричної схеми основних блоків, зроблена 3D модель, розроблена конструкція забору крові, а також алгоритм роботи приладу, а на самому МК вже будуть визначатися значення амплітуди та фази.

Результати теоретичних досліджень підтвердили ефективність методу: імпеданс змінюється пропорційно до процесу утворення фібринового згустку, що дозволяє з високою точністю визначати момент початку згортання.

Розроблений пристрій може бути використаний у лабораторіях, пунктах швидкої діагностики, а також як навчальний стенд для вивчення біоелектричних властивостей рідин.

Annotation

The diploma project is dedicated to the development of an automated device for measuring the onset time of blood coagulation using the impedance method based on the AD5933 microchip. The goal of the work is to create an accessible, portable, and accurate tool for monitoring the coagulation properties of blood in both clinical and home settings.

Impedance spectroscopy is a promising technology that allows for the detection of changes in the electrical resistance of biological tissues, particularly blood, during the coagulation process. In this work, the AD5933 is used to generate a sinusoidal signal and analyze the complex impedance response of the sample through digital Fourier transformation. An STM32 microcontroller is used to read data via the I²C interface, compute the impedance magnitude and phase, normalize the impedance, and perform real-time analysis.

The project includes an analysis of classical methods for monitoring blood coagulation, such as the Lee–White and Burkner methods. It has been found that traditional techniques require qualified personnel, are labor-intensive, and are not well-suited for automation. In this regard, the impedance-based approach simplifies the measurement procedure and reduces the likelihood of error through digital signal processing.

The project involves the development of structural, functional, and circuit diagrams of the device, justification for component selection, PCB layout of the main circuit blocks, creation of a 3D model, development of a blood sampling design, and the implementation of the device's operation algorithm. The microcontroller determines the amplitude and phase values.

Theoretical studies have confirmed the effectiveness of the method: impedance changes proportionally to the formation of the fibrin clot, which allows for high-accuracy determination of the coagulation onset.

The developed device can be used in laboratories, point-of-care diagnostic stations, and also as a training platform for studying the bioelectrical properties of fluids.

Зміст

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 Аналітичний огляд.....	10
1.1 Опис різних методів вимірювання коагуляції крові.....	10
1.2 Принцип роботи вимірювача імпедансу.....	13
1.3 Біологічні тканини та імпеданс	15
1.3.1 Приклад використання імпедансного методу у медицині.....	15
1.3.2 Електрофізичні властивості крові	16
1.3.3 Етапи коагуляції крові.....	19
1.4 Опис приладу	21
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1	30
РОЗДІЛ 2 Розрахункова частина	31
2.1 Розрахунок частоти та обчислення часу початку згортання.....	31
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2	37
РОЗДІЛ 3 Підбір елементної бази та проектування	38
3.1 Структурна схема.....	38
3.2 Алгоритм роботи програми	39
3.3 Схема електрична принципова, функціональна та плата	44
3.4 Підбір елементної бази.....	48
3.4.1 Мікроконтролер	48
3.4.2 Імпедансометр	49
3.4.3 Дисплей	50
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3	51
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	52
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	53

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ								
Змн.	Ар	№ до	Підпис	Дата									
Розробив		Голубов В.А.			Автоматизований пристрій для аналізу коагуляційних характеристик крові				Літ.		Арк.	Акрушів	
Перевір.рев		Баженев В.Г.									8		
Реценз.		Яковенко І.О.							ПБФ, ПК-11				
Н. Контр.													
Затверд.		Баженев В.Г.											

ВСТУП

Автоматизований пристрій для аналізу коагуляційних характеристик крові – це пристрій, який на базі відстежування імпедансу зразка крові може виявляти час початку згортання крові.

Пристрій працює наступним чином:

Зразок крові або спеціальної модельної рідини поміщається у невелику комірку з електродами. На базі принципу прямого цифрового синтезу, AD5933 формує синусоїдальний сигнал з точно заданою частотою, який подається на зразок. У міру того, як кров починає згортатися, її електричний опір змінюється. Цей сигнал проходить через зразок і фіксується вбудованим аналого-цифровим перетворювачем. Далі цифровий процесор AD5933 обчислює реальну та уявну складову імпедансу. Отримані значення передаються на мікроконтролер, який аналізує ці дані, визначає час появи точки початку згортання та будує динамічний графік. Інформація виводиться на екран або передається до комп'ютера для подальшої візуалізації та обробки.

Цей підхід дозволяє автоматизувати процес, зменшити вплив людського фактору, а також створити доступний і портативний прилад для клінічної практики або навіть домашнього моніторингу часу згортання крові.

Перевага використання саме імпедансного методу полягає в його чутливості до структурних змін у рідині: формування фібринового згустку значно впливає на провідність зразка. Імпедансна спектроскопія дозволяє проводити вимірювання без використання реактивів.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

1.1. Опис різних методів вимірювання коагуляції крові

Метод Лі-Уайта

Час згортання крові *in vitro* можна оцінити за допомогою класичного лабораторного методу, відомого як метод Лі-Уайта. В основі якого лежить спостереження за формуванням тромбу в сухих пробірках при 37 °С.

Основні етапи методу:

1. Венозна кров збирається сухим парафіном або силіконізованим шприцом без контакту з активаторами.
2. Кров швидко зливається в чотири пробірки, які раніше знаходилися у водяній бані при температурі 37 °С.
3. Секундомір запускається з моменту потрапляння перших крапель крові в шприц
4. Пробірки акуратно перевертаються кожні 30 секунд до появи згустку, тобто моменту, коли кров перестає відділятися від стінок.
5. Середнє значення часу коагуляції розраховується шляхом вимірювання його окремо в кожній пробірці. Зазвичай це займає 6-10 хвилин.

Цей метод забезпечує оцінку функціонального стану згортальної системи, особливо при застосуванні силіконізованих пробірок (модифікація Жака — Фідлера — Мак-Доналда), яка дозволяє виявляти приховані порушення, наприклад дефіцит фактора XII. Чутливість методу робить його популярним інструментом для виявлення ранніх або неявних дефектів гемостазу. Основна проблема полягає в тому, що він спирається на умови виконання (температуру, стерильність, чистоту скла) і вимагає точного виконання техніки. Незважаючи на це, він досі вважається одним з найбільш інформативних мануальних методів у загальній клінічній лабораторній практиці. [1]

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Метод Бюркера

Ще один поширений метод визначення часу згортання крові є метод Бюркера, який використовується для оцінки здатності крові утворювати згустки при фізіологічних умовах. Він використовується як діагностичний метод для виявлення порушень гемостазу або для лікування антикоагулянтами.

Основні етапи методу:

1. Після проколу пальця збирається невелика кількість капілярної крові, не натискаючи на палець.
2. Кров змішують на годинниковому склі з краплею дистильованої води.
3. Перемішування виконується скляною паличкою з витягнутим кінцем.
4. Уважно спостерігається момент появи перших ниток фібрину.
5. Фіксується час між забором крові і формуванням перших ознак коагуляції; зазвичай цей час становить 5-6 хвилин.

За допомогою методу Бюркера можлива швидка оцінка функціональної активності системи згортання крові. Це корисно для пацієнтів, у яких є ознаки тромбозу або порушення згортання крові, а також для моніторингу ефективності антикоагулянтної терапії перед операціями. Хоча аналіз не вимагає складного обладнання, його точність обмежена і залежить від досвіду виконавця. Навіть при цьому метод все одно цінний в загальній клінічній практиці завдяки своїй простоті і швидкості. [1]

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
						11
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Метод на основі вимірювання імпедансу (з використанням AD5933):

Сучасний електрохімічний метод, який базується на зміні електричного імпедансу крові під час її згортання. AD5933 дозволяє вимірювати реальні фізичні зміни у зразку в реальному часі.

Основні етапи методу:

1. Розміщення зразка крові в комірку з електродами.
2. Подання через зразок, за допомогою DDS-генератора AD5933, сигналу синусоїдальної форми.
3. Вимірювання зміни імпедансу (опору), який збільшується в міру утворення фібринового згустку.
4. Розрахунок реальної та уявної частини імпедансу, щоб точно визначити момент згортання.
5. Вивід графіка зміни імпедансу та автоматичне визначення часу та швидкості коагуляції.

Новий електрохімічний підхід, вимірювання імпедансу крові, дозволяє точно записувати фізичні зміни структури зразка під час коагуляції. Унікальність цього методу полягає в його здатності постійно контролювати в режимі реального часу, що ідеально підходить як для клінічних, так і для портативних рішень. Пристрій може бути створений компактным, енергоефективним і відносно недорогим за допомогою вбудованого чипа AD5933, який поєднує в собі генератор сигналів і аналізатор імпедансу. Цей метод не вимагає складних реагентів, забезпечує високу точність, а головне, його легко автоматизувати та інтегрувати в системи віддаленого моніторингу. Серед обмежень - необхідність точного калібрування електродів, залежність від умов вимірювання (таких як стабільна температура) та необхідність перевірки клінічної точності в реальному використанні.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Висновок з розглянутих методів

Метод з AD5933 є найбільш перспективним і точним методом визначення часу згортання крові, але кожен метод має свої переваги і обмеження. Метод Лі-Вайта та Бюркера - це класичні методи, які мають спільні риси, такі як простота виконання, не вимагають складного обладнання та дозволяють швидко оцінити згортання крові. У ситуаціях, коли ресурси обмежені, їх використання важливо для попереднього скринінгу або навчання. На точність, відтворюваність та об'єктивність цих методів сильно впливає суб'єктивний візуальний контроль, кваліфікація персоналу та умови поведінки. Імпедансний метод з використанням AD5933 є надійним методом для отримання реальних даних, який не потребує суб'єктивної оцінки, працює в режимі реального часу і легко автоматизується. Ефективність даного інструменту в сучасній клініко-лабораторній практиці обумовлена його універсальністю, високою чутливістю до фізичних змін в зразках крові, здатністю планувати процес коагуляції. Метод імпедансу є найбільш ефективним серед розглянутих методів, оскільки він поєднує точність, швидкість, об'єктивність та технічну гнучкість..

1.2. Принцип роботи вимірювача імпедансу

Імпеданс — це повний опір електричному струму в колі змінного струму, що враховує не лише активний опір (R), але й реактивні компоненти, пов'язані з ємністю (C) та індуктивністю (L). На відміну від звичайного опору, імпеданс є комплексною величиною, яка включає фазовий зсув між напругою та струмом. Його стандартна формула:

$$Z = R + jX$$

- Z — повний імпеданс (Ом)
- R — активний опір (Ом)
- X — реактивний опір (Ом)
- j — уявна одиниця ($j^2 = -1$)

Мікросхема AD5933 є спеціалізованим імпедансним аналізатором, який має усе необхідне для проведення повного циклу вимірювання імпедансу у цифровому вигляді.

Принцип її роботи такий:

1. Генерація сигналу

Всередині AD5933 має генератор прямого цифрового синтезу (DDS), який генерує синусоїдальний сигнал з точно визначеною частотою.

2. Передача сигналу на об'єкт

Синусоїдальний сигнал передається на випробувальний зразок (через електроди). Зразок - елемент з невідомим імпедансом $Z(f)$.

3. Реєстрація відповіді

Сигнал, що передається через зразок, змінюється у фазі та амплітуді. AD5933 приймає цей сигнал через вхідний підсилювач, який передає його на 12-бітний АЦП (аналого-цифровий перетворювач).

4. Обробка сигналу

Вбудований процесор мікросхеми виконує швидке перетворення Фур'є (DFT), завдяки чому визначає реальну (Re) та уявну (Im) частини імпедансу.

5. Передача результату

Обчислене значення імпедансу передається через інтерфейс I²C на мікроконтролер та дисплей.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.3. Біологічні тканини та імпеданс

1.3.1. Приклад використання імпедансного методу у медицині

Біологічні тканини, такі як м'язи, жир, шкіра або кровоносні судини, мають різну електричну провідність і по-різному реагують на змінний струм. Біоімпедансний аналіз - це неінвазивна технологія, яка може бути використана для оцінки вмісту води в організмі, співвідношення тканин та загального складу.

Наприклад, існують спеціальні ваги, які використовують біоімпедансний метод, за допомогою яких можна виміряти склад тіла:



Рис 1.3.1.1 Таблиця оцінки складу тіла (біоімпедансний аналіз) [2]

Методика використовує біоімпедансний аналізатор для вимірювання біоелектричного опору різних тканин організму, а потім пропускає через них

легкий і безболісний електричний струм. В результаті отримують дані про вміст в організмі рідини, жиру і худой (без жиру) маси.

Для того щоб виміряти біологічний імпеданс, необхідно пропустити електричний струм через живу тканину під час дослідження. Під час цього важливо правильно вибрати тип струму, його силу та частоту. Постійний струм не підходить для таких вимірювань, оскільки викликає небажані хімічні реакції на електродах. Саме тому в медичній діагностиці використовують тільки змінний струм, зазвичай з частотою понад 1 кГц, який дозволяє уникнути таких негативних ефектів. Електропровідність різних тканин тіла значно відрізняється: наприклад, у кістковій тканині вона становить приблизно 0,02 См/м, тоді як у крові — до 0,70 См/м. Це важливо враховувати при оцінці імпедансу.

Важливо обмежити струм, який використовується в дослідженнях біоімпедансу, оскільки він безпосередньо впливає на живі тканини. Безпечними рівнями вважаються рівні до 10 мА - в цьому діапазоні спостерігаються тільки легкі тактильні відчуття. Скорочення м'язів, біль і втома вже можуть бути викликані збільшенням струму до 10-100 мА. Зупинка дихання і навіть небезпечні серцеві реакції можуть бути викликані струмом, що перевищує 15 мА.

1.3.2. Електрофізичні властивості крові

У дослідженні коагуляції крові методом імпедансного аналізу частота 10 кГц була відібрана як робоча на основі експериментального аналізу та практичних міркувань щодо точності й стабільності вимірювань. Під час вивчення змін імпедансу біологічних тканин, зокрема крові, важливо, щоб поданий сигнал не викликав побічних ефектів, таких як електроліз або поляризація електродів, які можуть спотворити результати.

Постійний струм або низькі частоти (менше 1 кГц) викликають небажані хімічні реакції на поверхні електродів, що негативно впливає на точність. Водночас надто високі частоти (вище 100 кГц) можуть зменшувати чутливість

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

до змін структури згустку, оскільки проникають глибше в тканину і менше реагують на зміни провідності позаклітинного простору.

У ході дослідження було протестовано кілька частот, після чого 10 кГц було обрано як оптимальний компроміс: ця частота достатньо висока, щоб уникнути поляризаційних ефектів, і водночас достатньо низька, щоб бути чутливою до змін електропровідності внаслідок згортання. При 10 кГц сигнал стабільно відображав фазу формування фібринового згустку, забезпечуючи чітке зростання імпедансу в момент початку коагуляції. Таким чином, вибір цієї частоти був обґрунтований як технічно, так і біофізично — вона дозволила отримати відтворювані, достовірні та біологічно значущі результати в умовах *in vitro*.

Як частота впливає на проникнення сигналу через клітини

На низьких частотах (до 10 кГц) змінний електричний струм не проникає через клітинні мембрани. Мембрана клітини діє як діелектрик (конденсатор), і струм тече переважно між клітинами, минаючи їхній внутрішній вміст. У цьому випадку вимірюється переважно міжклітинний (позаклітинний) імпеданс.

На високих частотах (понад 100 кГц) через клітинні мембрани втрачають здатність блокувати струм — вони вже не встигають поляризуватись при таких частотах. Тому електричний струм проникає всередину клітин, проходячи через цитоплазму. Це дозволяє вимірювати загальний імпеданс: як внутрішньоклітинний, так і міжклітинний.

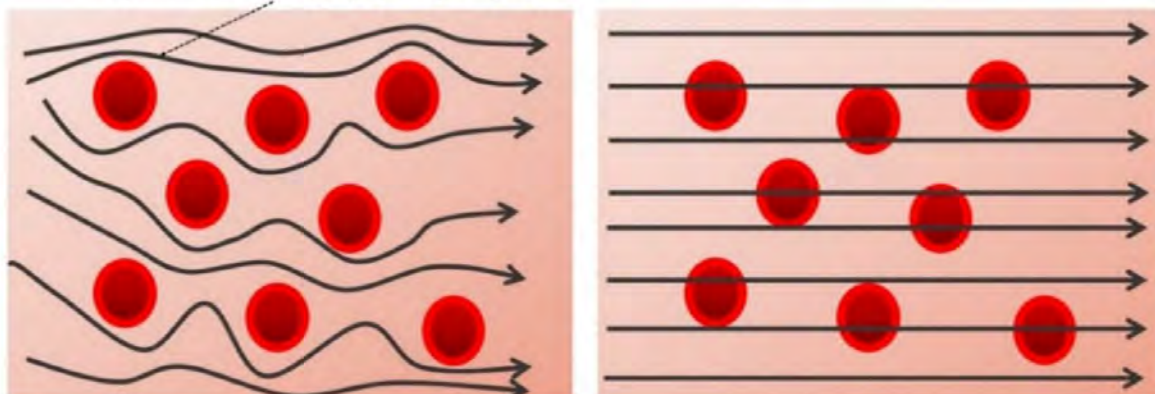
Тому частоти близько 10 кГц вважаються оптимальними: вони ще достатньо чутливі до міжклітинних змін, але вже не викликають небажаних хімічних ефектів.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Частота електричного поля (kHz)

Частота електричного поля (MHz)

Червоне тільце (еритроцит)



Лінії електричного поля

Рис 1.3.2.1 Частота поля та його проникність

На цьому зображенні продемонстровано вплив частоти електричного поля на проникнення сигналу через еритроцити (червоні клітини крові).

Малюнок складається з двох частин: зліва — низька частота (кГц), справа — висока частота (МГц)

А отже висновок з цього зображення:

- При низьких частотах (кГц) імпеданс визначається в основному позаклітинними структурами.
- При високих частотах (МГц) струм проходить через клітини, і вимірювання включає внутрішньоклітинні властивості.
- Таким чином, глибина проникнення сигналу та обсяг досліджуваної інформації залежать від частоти.
- Це пояснює, чому в біоімпедансному аналізі використовують різні частоти для аналізу різних компонентів тканини — наприклад, при багаточастотному аналізі або спектроскопії. [3]

1.3.3. Етапи коагуляції крові

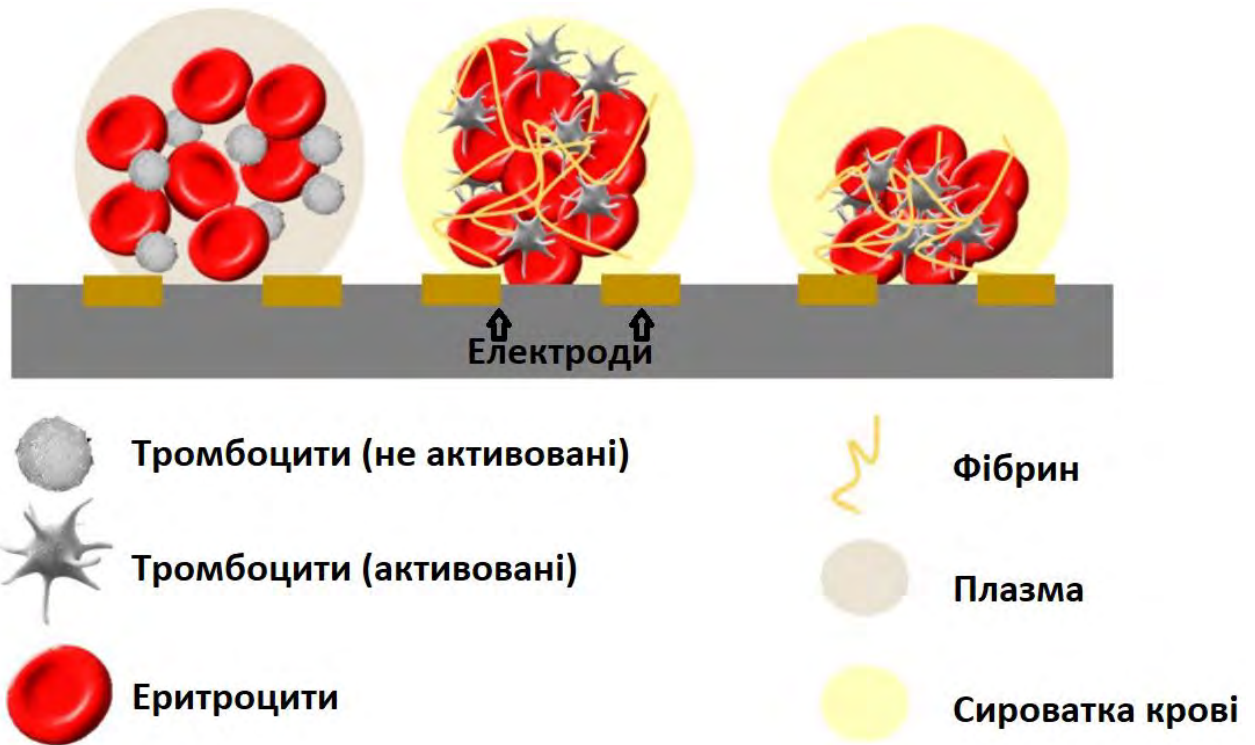


Рис 1.3.3.1 Етапи згортання крові [3]

Малюнок ілюструє етапи згортання крові на електродній поверхні, які тісно пов'язані зі змінами електричного імпедансу під час вимірювання

Поетапний опис кожної фази:

1. Незгорнута кров (ліва частина зображення)

На цьому етапі кров знаходиться в рідкому стані. Червоні (еритроцити) та білі клітини (тромбоцити) вільно переміщуються. Електричний струм проходить переважно через позаклітинне середовище, і електричний імпеданс низький. Вільна циркуляція іонів забезпечує добру провідність, тому імпедансна крива на графіку залишається стабільною.

2. Початок згортання (центр зображення)

На цьому етапі запускається коагуляційний каскад — фібриноген перетворюється на фібрин, який формує сітчасту структуру, що починає утримувати клітини. Видно, як всередині зразка утворюються фібринові

нитки (жовті лінії), які пов'язують формені елементи. Цей процес обмежує рух іонів у рідині, починається зростання імпедансу, що на графіку проявляється як перший помітний підйом кривої.

3. Завершене згортання (права частина зображення)

На цьому етапі утворено щільний згусток з фібрину та клітин крові. Видно, як згусток стискається, ущільнюючи структуру. В умовах вимірювання це означає, що провідність зразка зменшується до мінімуму, оскільки іонна мобільність різко падає. У результаті цього імпеданс різко зростає — на графіку спостерігається стабільне та різке підвищення. Це і є ключовий діагностичний момент, який фіксує факт коагуляції.

На початку коагуляції розчинний фібриноген під дією ферменту тромбіну перетворюється на нерозчинний фібрин, який формує тривимірну сітку. Ця сітка починає «вловлювати» формені елементи крові (еритроцити, тромбоцити), створюючи щільну фізичну структуру — згусток.

У процесі згортання крові відбуваються фізико-хімічні зміни, які впливають на значення електричного імпедансу. У рідкому стані плазма крові забезпечує вільний рух іонів між електродами, що сприяє високій електропровідності. Однак із моменту початку утворення фібринової сітки цей іонний транспорт починає обмежуватись, оскільки фібрин створює щільну просторову структуру, яка ускладнює проходження струму. Це зменшення рухливості іонів приводить до зростання електричного опору середовища, а отже — імпедансу. Додатково, фібринова мережа змінює геометрію провідного середовища: міжклітинний простір, через який переважно протікає струм на низьких частотах, звужується, що також спричиняє підвищення імпедансу через зменшення ефективного перерізу для зарядів.

Усі ці фактори впливають на електричну поведінку зразка і дозволяють точно виявити момент та динаміку коагуляції за допомогою імпедансного методу.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		20

1.4. Опис приладу

Пристрій працює за принципом імпедансної спектроскопії: через зразок крові (розміщений між двома електродами) подається синусоїдальний змінний сигнал, і фіксується зміна комплексного опору (імпедансу) цього зразка під час згортання. Зміни в імпедансі дозволяють відстежити фазу коагуляції, оскільки структура крові змінюється.



Рис 1.4.1 Мікроконтролер [4]

Робота мікроконтролера

STM32 виконує роль центрального контролера (Блоку Керування) всього пристрою: він керує ініціалізацією та роботою мікросхеми AD5933 через інтерфейс I²C, запускає процес вимірювання, зчитує результати (реальну та уявну частину імпедансу), виконує розрахунок повного імпедансу, передає дані на дисплей для візуалізації та, за потреби, зберігає або передає їх далі (через USB). Крім того, STM32 контролює живлення та режим роботи системи, реагує на натискання кнопок, подає керуючі сигнали та забезпечує взаємодію між усіма елементами пристрою.

Етапи роботи мікроконтролера:

1. Ініціалізує інтерфейси I²C, GPIO, LCD, таймери та зовнішній кварцовий генератор.

2. Виконує початкове налаштування AD5933, записуючи стартову частоту, крок частоти, кількість вимірювань, діапазон вихідної напруги та коефіцієнт підсилення в регістри AD5933.
3. Запускає вимірювання, надсилаючи команду Initialize With Start Frequency, потім — Start Frequency Sweep або Repeat Frequency (у разі одноразового заміру).
4. Очікує завершення вимірювання, перевіряючи статус-флаг у регістрі стану AD5933.
5. Зчитує з AD5933 дані Re та Im через I²C, об'єднує байти в цілісні значення.
6. Розраховує імпеданс.
7. Виводить результат на дисплей у вигляді числового значення або графіка.
8. зберігає дані у внутрішню пам'ять, передає дані через USB, реагує на натискання кнопок для завершення/повторного вимірювання.

Робота AD5933

AD5933 — це спеціалізована мікросхема від Analog Devices, призначена для вимірювання електричного імпедансу у широкому діапазоні частот. Вона містить вбудований генератор синусоїдального сигналу (DDS), 12-бітний АЦП, цифрову обробку сигналу та дискретне перетворення Фур'є (DFT), яке дозволяє визначати реальну та уявну складові імпедансу. Щоб виміряти струм через зразок, AD5933 використовує зовнішню схему підсилення на операційному підсилювачі, зазвичай з інвертуючим підключенням та зворотним резистором RFB, який визначає масштаб струму в системі. Ця схема дозволяє точно перетворити струм у напругу, яка зчитується та аналізується мікросхемою.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		22

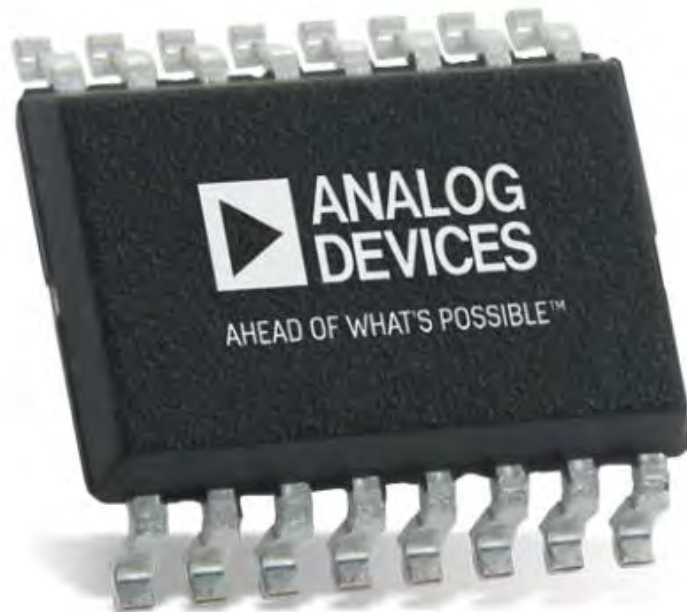


Рис 1.4.2 AD5933 [5]

Етапи роботи AD5933:

1. Ініціалізація: через I²C у регістри записуються стартова частота, розмір кроку, кількість вимірювань, діапазон напруги та коефіцієнт підсилення.
2. Генерація сигналу: DDS всередині AD5933 формує синусоїду заданої частоти, яка подається на вихідний пін VOUT і далі на зразок.
3. Проходження сигналу через зразок: струм проходить через зразок крові (або інший матеріал) і створює на RFB напругу, яка подається на вхід VIN мікросхеми.
4. Оцифрування сигналу: сигнал підсилюється та перетворюється в цифрову форму 12-бітним АЦП.
5. Перетворення Фур'є (DFT): AD5933 аналізує оцифрований сигнал, обчислюючи реальну та уявну частини імпедансу (Re і Im).
6. Передача результату: дані Re/Im передаються по I²C до мікроконтролера для подальших розрахунків та виводу на дисплей.

Це дозволяє AD5933:

- Вбудований DFT — одна з головних переваг AD5933, яка дозволяє обробляти сигнал всередині мікросхеми, зменшуючи потребу в зовнішньому ЦП.

The diagram illustrates the internal architecture and external connections of the AD5933 module. Key components include:

- Internal AD5933 Components:**
 - осцилятор (Oscillator):** Connected to MCLK.
 - І2С ІНТЕРФЕЙС (I2C Interface):** Connected to AVDD and DVDD.
 - ДІЙСНИЙ РЕГІСТР (Data Register) and УВАЖНИЙ РЕГІСТР (Status Register):** Connected to the I2C interface.
 - 1024-ЗНАЧНИЙ ДПФ (1024-point DFT):** Processes the input signal.
 - АЦП (12 біт) (12-bit ADC):** Converts the DFT result to a digital value.
 - ФНЧ (Low-pass Filter) and підсилювач (Amplifier):** Process the input signal before the ADC.
 - ЦАП (DAC):** Connected to the I2C interface and the output stage.
 - ДАТЧИК ТЕМПЕРАТУРИ (Temperature Sensor):** Provides temperature data.
- External Circuitry:**
 - Power Supply:** 3.3V supply with decoupling capacitors (10μF, 0.1μF).
 - Op-amp Stages:** U1A (buffer) and AD821 (instrumentation amplifier) with AD820 (output buffer).
 - Resistors:** R_{OUT}, R_F, R_{SENSE}, R_{GAIN}, and 100kΩ resistors.
 - Capacitors:** 0.1μF and 1MΩ capacitors for compensation and filtering.
 - Grounding:** AGND and DGND connections.

Ця схема є прикладом прецизійного підсилювача сигналу для вимірювання імпедансу біологічного зразка крові, реалізована як частина системи на базі AD5933. Така конфігурація дозволяє точно вимірювати надзвичайно малі струми, характерні для біологічних тканин (крові), та мінімізує вплив шуму.

Підсилення розраховується завдяки цій формулі:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

Де:

R_G — зовнішній резистор мікросхеми AD8221. Його номінал задає бажане підсилення.

G — бажаний коефіцієнт підсилення сигналу (безрозмірна величина, наприклад: 10, 50, 100 тощо).

49.4 k Ω — це внутрішній прецизійний резистор, який інтегровано в мікросхему AD8221. Він є базовим елементом формування підсилення і використовується в цій формулі як постійна.

Таблиця номіналу резисторів R_G (Ω)	Розраховане підсилення
49.9 k	1.990
12.4 k	4.984
5.49 k	9.998
2.61 k	19.93
1.00 k	50.40
499	100.0
249	199.4
100	495.0
49.9	991.0

Рис 1.4.4 Таблиця резистор-підсилення

При вимірюванні імпедансу біологічних зразків, зокрема крові, підсилення в аналоговому тракті (на прикладі інструментального підсилювача AD8221) необхідне для посилення дуже слабкого сигналу, що виникає в результаті проходження змінного струму через зразок.

Зміна опору (імпедансу) крові при зміні частоти пояснюється її структурою як біологічного електроліту та електричними властивостями клітин крові, особливо еритроцитів, які складають більшість її об'єму. Імпеданс крові залежить не лише від концентрації іонів у плазмі, а й від наявності клітин, їхньої форми, орієнтації, і головне — мембран, які ведуть себе як частотно-залежні діелектрики.

Оскільки кров має опір 1 Ом, то це унеможливило підключення такого малого опору безпосередньо до виходу Vout AD5933 мінімальний опір на виході якого = 100 Ом, тому ми використовуємо повторювач напруги на мікросхемі U1A яка буде мати значно менший вихідний опір (робимо трансформацію опорів) і це дозволить підключити к цьому виходу тестову кювету зі зразком крові. Але враховуючи те що на резисторі = 1 Ом отримати номінальне значення напруги для роботи АЦП при якому можуть бути задіяні більшість розрядів 12тиразрядного АЦП неможливо. Так для AD5933 номінальна напруга $U_{нвх}=1\text{В}$ тоді струм $I_{нвх}= U_{нвх}/R_{кр}$ і це буде дорівнювати 1А Очевидно що такий струм ми отримати на виході повторювача U1A ми не зможемо тому використовуємо диференціальний вимірювальний підсилювач AD8221.

Розрахуємо потрібне підсилення яке буде фіксуватися на вході AD5933 Візьмемо номінальний струм AD820 $I_1=5\text{мА}$, бо ми не можемо пропускати великий струм через кров, бо він буде її спотворювати. Тоді визначаємо напругу U_k на клемі кювети. Вона буде дорівнювати :

$$U_k = R_{кр} \times I_1 = 1 \text{ Ом} \times 5\text{мА} = 5\text{мВ}$$

Після чого визначаємо підсилення AD8221:

$$K_{и} = \frac{U_{н}}{U_{к}} = \frac{1000\text{мВ}}{5\text{мВ}} = 200$$

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Для типової схеми з AD8221 коефіцієнт підсилення $K_{и}$ = задається простою формулою:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{K_{и} - 1} = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{199} = 248.2412060301508 \text{ }\Omega$$

Отже потрібен резистор на 250 Ом.

Розрахуємо точне підсилення яке отримаємо при резисторі 250 Ом:

$$K_{и} = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{248.2412060301508 \text{ }\Omega} = 200$$

Вибране підсилення $K_{и} = 200$

Отже в результаті маємо точне підсилення $K_{и} = 200$ при застосуванні резистора номіналом у 250 Ом.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		27

Корпус приладу та компоненти

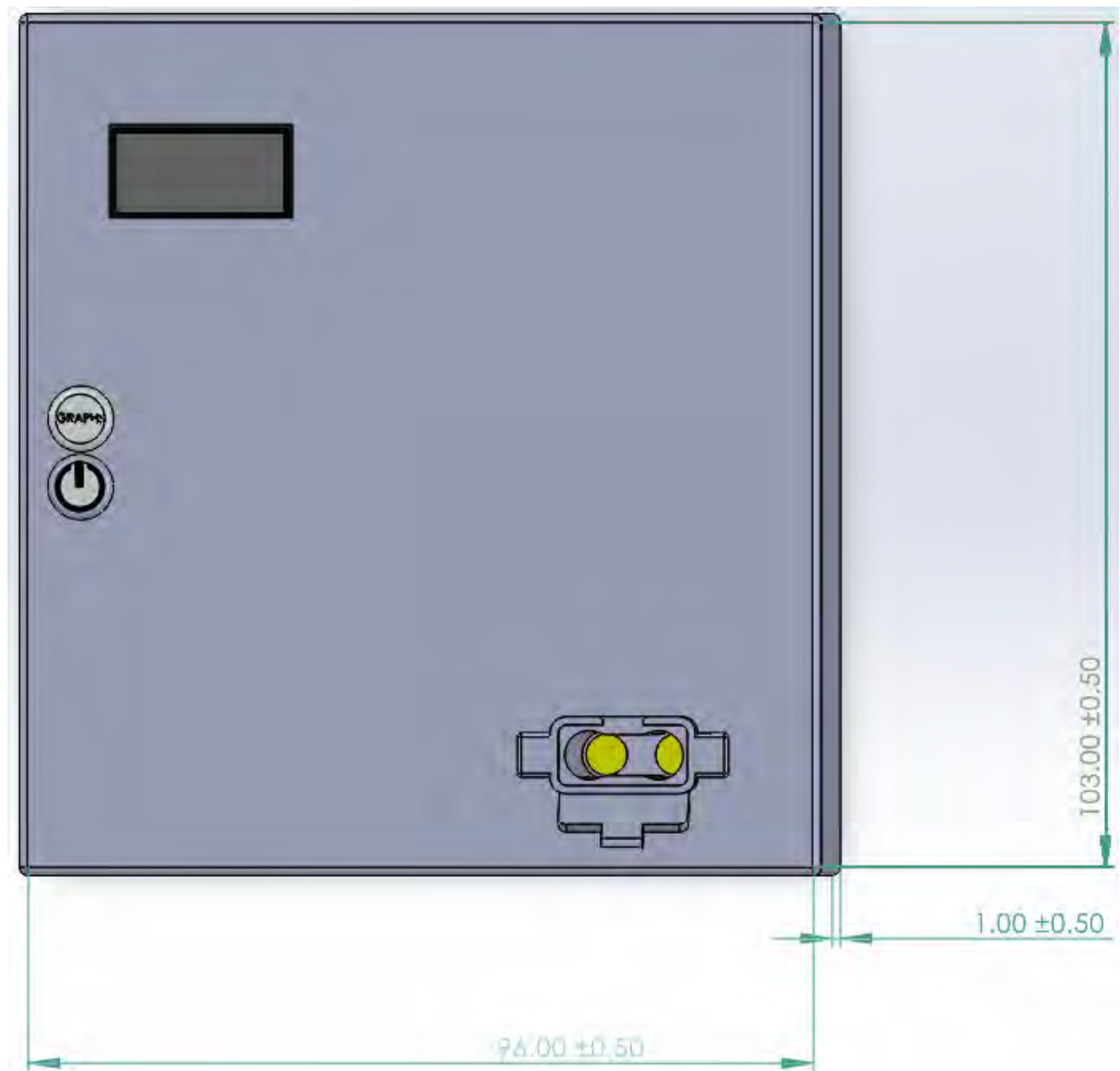


Рис 1.4.5 Корпус приладу

Корпус представляє собою невелику пластикову коробку з розмірами 72x56x40. В середині корпусу знаходиться друкована плата з розведеною платою на якій є мікроконтролер stm32, електроди, презіційний підсилювач та AD5933.

Також є окремі отвори для USB та з'ємного резервуару, що потрібен для заміру зразка крові, його можна швидко та легко замінити для початку нового заміру крові.

Із-за малих габаритів пристрій ідеально підходить для моментального аналізу згортання крові одразу після забору зразка та напряму введення зразка у резервуар зі шприца.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		28

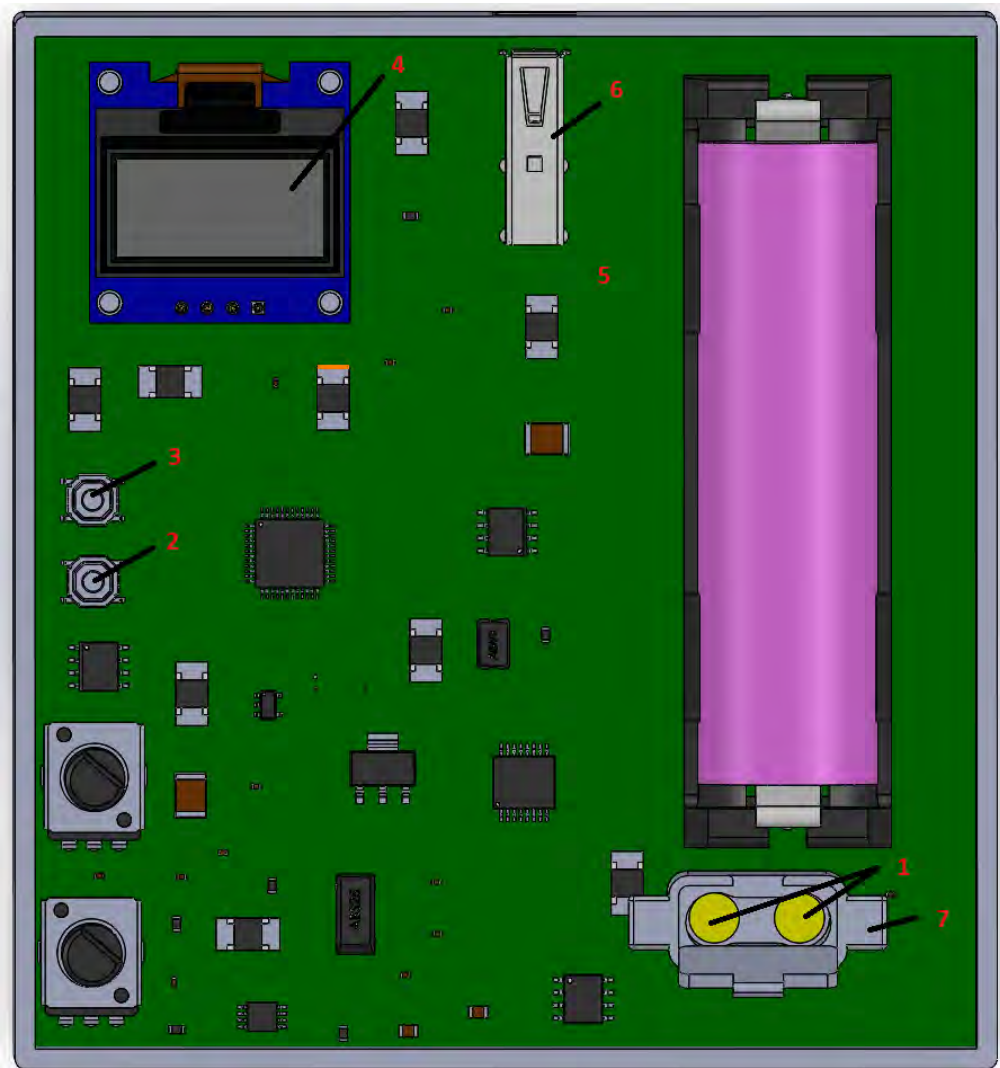


Рис 1.4.6 Елементи приладу

1. Електроди для заміру імпедансу зразку крові.
2. Кнопка для включення/вимкнення приладу.
3. Кнопка для початку/завершення вимірювання.
4. LCD дисплей на який буде виводитися графік імпедансу, а також точний час початку згортання крові.
5. Друкована плата
6. USB для подальшого виводу та зберігання та обробки інформації на комп'ютері.
7. Резервуар для крові

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

У розділі було виконано порівняльний аналіз основних методів контролю згортання крові, що використовуються у клінічній практиці. Розглянуто класичні методи — Лі–Уайта, Бюркера, які базуються на візуальному спостереженні за утворенням фібринових ниток або згустку. Детально охарактеризовано їхню методологію, переваги та недоліки. Зокрема, було підкреслено, що такі методи чутливі до людського фактору, вимагають спеціального лабораторного обладнання, мають низьку автоматизованість і, як правило, не придатні для дистанційного чи автономного моніторингу.

Особливу увагу приділено аналізу електрохімічних методів, зокрема вимірювання імпедансу як способу реєстрації змін фізичних властивостей крові під час коагуляції. Імпедансна спектроскопія має ряд переваг: вона дозволяє проводити вимірювання у реальному часі, забезпечує високу точність, не потребує складних реагентів, легко піддається цифровій обробці та автоматизації. Окремо було обґрунтовано вибір частоти 10 кГц як оптимальної для вимірювання імпедансу крові, з урахуванням її електропровідності та мінімізації впливу на біотканини.

У результаті було зроблено висновок, що з усіх проаналізованих методів саме імпедансний є найбільш перспективним для створення автоматизованого, компактного та портативного пристрою, який відповідає вимогам сучасної доказової медицини.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		30

РОЗДІЛ 2

2. Розрахункова частина

2.1. Розрахунок частоти та обчислення часу початку згортання

Розрахунок частоти сигналу

Щоб розпочати вимірювання, необхідно розрахувати робочу частоту, з якою AD5933 буде генерувати синусоїдальний сигнал із внутрішнього осцилятора на зразок крові.

1. Формула для обчислення значення коду частоти:

$$\text{Start Frequency Code} = \frac{f}{\frac{MCLK}{4}} \times 2^{27} \quad (2.1.1)$$

Де:

f – бажана частота роботи AD5933

$MCLK$ – частота подана із зовнішнього осцилятора (або внутрішнього)

Підставляючи значення для частоти 10 кГц:

$$\text{Start Frequency Code} = \frac{10000}{\frac{16776000}{4}} \times 2^{27} \approx 320023.195$$

Оскільки внутрішній осцилятор AD5933 має частоту 16.776 МГц, використовується це значення в розрахунках.

Після обчислення отримане значення потрібно округлити до цілого числа, яке буде записано в регістри:

$$\text{Start Frequency Code} = 320023$$

Це значення заноситься у регістри:

– 0x82 (MSB)

– 0x83 (MID)

– 0x84 (LSB)

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Розрахунок імпедансу

Щоб визначити значення імпедансу, необхідно зчитати дані з реального (Real) та уявного (Imaginary) регістрів AD5933 та розрахувати підсилення (калібрування).

Формула для обчислення підсилення (перед початком вимірювання):

$$Gain Factor = |M| \times R_G \quad (2.1.2)$$

Де:

M – модуль імпедансу

R_G – резистор підсилення (Ом)

Формула для обчислення модулю імпедансу:

$$|M| = \sqrt{R^2 + I^2} \quad (2.1.3)$$

Де:

R – реальна частина імпедансу (Real)

I – уявна частина імпедансу (Imaginary)

Формула для обчислення імпедансу (Gain Factor беремо з попереднього розрахунку):

$$Z = Gain Factor / |M| \quad (2.1.4)$$

Де:

$Gain Factor$ – підсилення

M – модуль імпедансу

Визначення Z_{max} і початку згортання

Під час вимірювання постійно зберігається максимальне значення імпедансу Z_{max} — до того моменту, поки нове значення не стане меншим за попереднє.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		32

Визначення початку згортання

Припустимо, що момент, коли було досягнуто $Z_{\max}$, становить 10 секунд, тоді маємо ще одну точку через 3 секунди після нього (тобто на 13-й секунді).

За двома точками будується пряма лінія за допомогою рівняння:

Формула прямої лінії:

$$y = kx + b \quad (2.1.5)$$

Де:

k – коефіцієнт нахилу лінії

x – координата точки

b – зсув прямої лінії по координаті y

Формула коефіцієнту нахилу:

$$k = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (2.1.6)$$

Де:

y_2 – координата y другої точки

y_1 – координата y першої точки

x_2 – координата x другої точки

x_1 – координата x першої точки

Обчислення коефіцієнту за Z_{norm} :

$$k = \frac{Z_{\text{norm}}}{t_Z - t_{Z_{\max}}} = \frac{Z_{\text{norm}}}{13 - 10}$$

Отриманий коефіцієнт нахилу дає змогу оцінити швидкість зміни імпедансу.

Далі кутовий коефіцієнт оновлюється для кожної наступної точки до тих пір, поки не буде знайдено мінімальне значення нахилу. Якщо після цього коефіцієнт нахилу почне зростати — це вказує на початок згортання крові.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		33

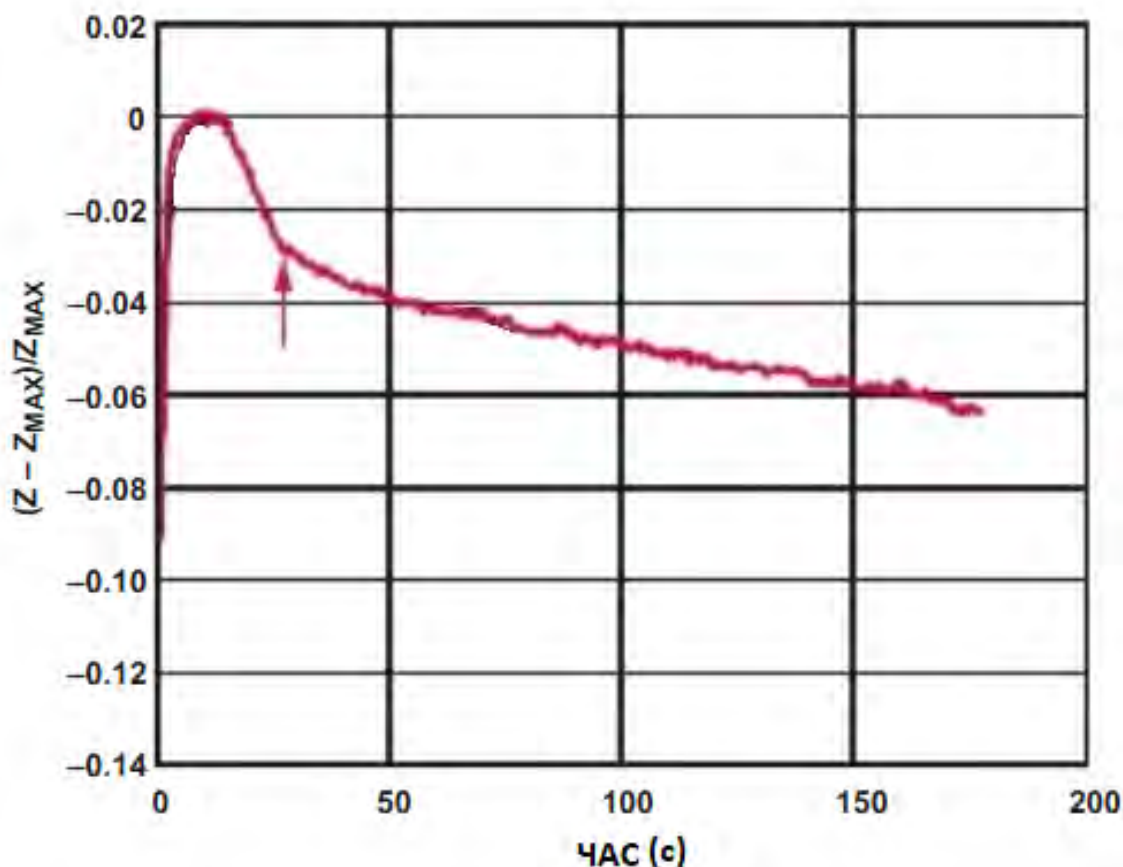


Рис. 2.1 Нормалізований графік зміни імпедансу крові

На рис. 2.1 продемонстровано нормалізований графік зміни імпедансу крові, що показує в залежності від часу зміну імпедансу.

Для нормалізації використовується наступна формула.

Формула нормалізації для кожного значення точки:

$$Z_{norm} = \frac{Z - Z_{max}}{Z_{max}} \quad (2.1.7)$$

Де:

Z – значення точки імпедансу

Z_{max} – максимальне значення імпедансу із всіх значень

На рис. 2.2 наочно у збільшеному масштабі продемонстровано як саме веде розрахунок алгоритм за розрахунком кутового коефіцієнту для точного визначення початку згортання.

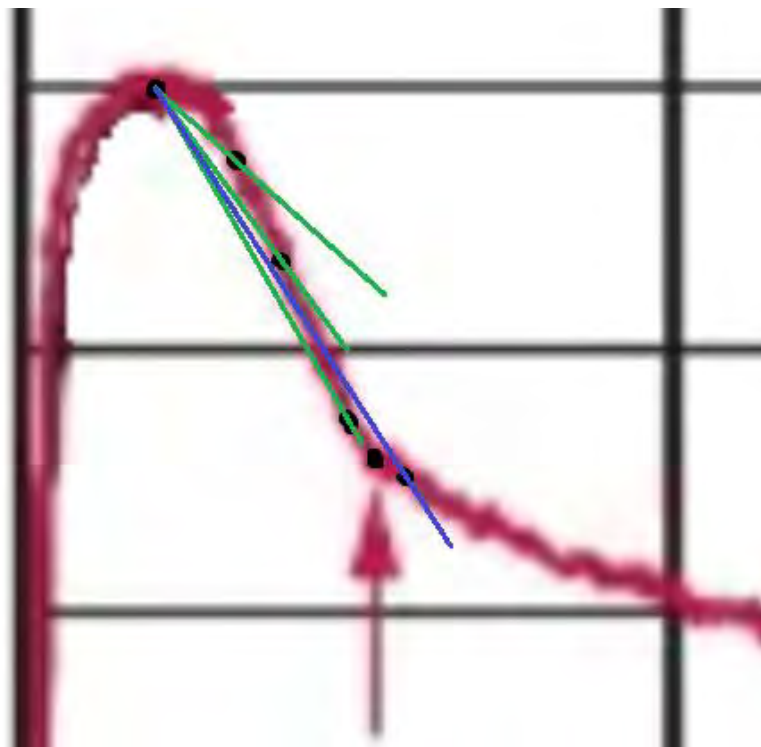


Рис 2.2 Графік із значеннями імпедансу та прямими лініями
Перша точка це $Z_{\max}$, вона знаходиться на 10 секунд.

$$Z_{\max} = 0$$

Друга точка Z_{16} , вона знаходиться на 16 секунд.

$$Z_{16} = -0.00542$$

Третя точка Z_{20} , вона знаходиться на 20 секунд.

$$Z_{20} = -0.013$$

Четверта точка Z_{25} , вона знаходиться на 25 секунд.

$$Z_{25} = -0.02535$$

П'ята точка Z_{27} , вона знаходиться на 27 секунд.

$$Z_{27} = -0.0282$$

Шоста точка Z_{30} , вона знаходиться на 30 секунд.

$$Z_{30} = -0.02955$$

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		35

Вимірюємо для кожної точки коефіцієнт нахилу прямої. За початкову точку беремо $Z_{\max}$ ($t = 10$ с)

Для Z_{16} :

$$k = \frac{-0.00542}{16 - 10} = -0.00090333333$$

Для Z_{20} :

$$k = \frac{-0.013}{20 - 10} = -0.0013$$

Для Z_{25} :

$$k = \frac{-0.02535}{25 - 10} = -0.00169$$

Для Z_{27} :

$$k = \frac{-0.0282}{27 - 10} = -0.00165882352$$

Для Z_{30} :

$$k = \frac{-0.02955}{30 - 10} = -0.0014775$$

Як видно, спочатку коефіцієнт нахилу починає знижуватися до настання 27-ої секунди. Та в момент початку згортання (27 секунда) коефіцієнт нахилу починає зростати, що дає можливість зафіксувати початок згортання крові, також це зростання продовжується при розрахунку на 30 секунд, що дає можливість точно визначити час початку згортання крові.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		36

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

У розділі 2 виконано повний математичний супровід створення пристрою для вимірювання імпедансу крові. Було розраховано параметри, необхідні для конфігурації AD5933: стартову частоту, підбрано коефіцієнт підсилення сигналу ($K_i = 200$), що є критичним при роботі з малими опорами, характерними для рідкої крові.

Створено алгоритм обробки, який дозволяє визначити момент початку згортання крові за допомогою пошуку піку імпедансу ($Z_{\max}$), де є визначення часу коагуляції на основі нахилу кривої та фіксації характерних змін її коефіцієнту.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

РОЗДІЛ 3

3. Підбір елементної бази та проєктування

3.1. Структурна схема

Мікроконтролер МК (STM32) виконує функцію БК (Блока керування) у цьому приладі. Спочатку мікроконтролер записує у регістри AD5933 необхідні данні для ініціалізації та початку розрахунку, потім проводить розрахунок до тих пір поки не досягнутий максимальний час розрахунку (15 хвилин) або не буде натиснута кнопка вимірювання.

Під час вимірювання AD5933 подає на зразок крові струм заданою частотою, де задана частота є 10 кГц. Після проходження струму, AD5933 записує у свої регістри дійсну частину опору та уявну. Після отримання цих значень у статус флаг AD5933 записується значення яке позначає те що вимірювання імпедансу закінчилося.

Після закінчення виміру, якщо було знайдено максимальне значення імпедансу та початок згортання, нормалізований графік імпедансу виводиться на дисплей, а також виводиться точний час коли почалось згортання крові.

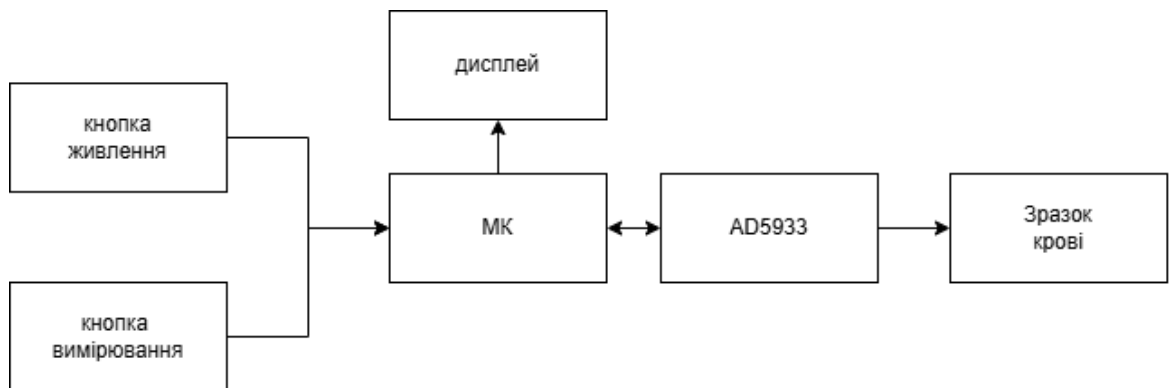


Рис 3.1.1 Схема структурна

3.2. Алгоритм роботи програми

надається за запитом до авторів

Рис. 3.2.1 Алгоритм роботи приладу

надається за запитом до авторів

Рис. 3.2.2 Підпрограма “підготовка AD5933 до початку знімань”

надається за запитом до авторів

а) б)

Рис. 3.2.3 Підпрограми “ініціалізація системи” (а) та “калібрування” (б)

надається за запитом до авторів

Рис. 3.2.4 Підпрограма “обробка даних”

надається за запитом до авторів

Рис. 3.2.5 Підпрограма “визначення початку згортання”

3.3. Схема електрична принципова, функціональна та плата

надається за запитом до авторів

Рис. 3.3.1 Схема електрична принципова

надається за запитом до авторів

Рис. 3.3.2 Схема електрична функціональна

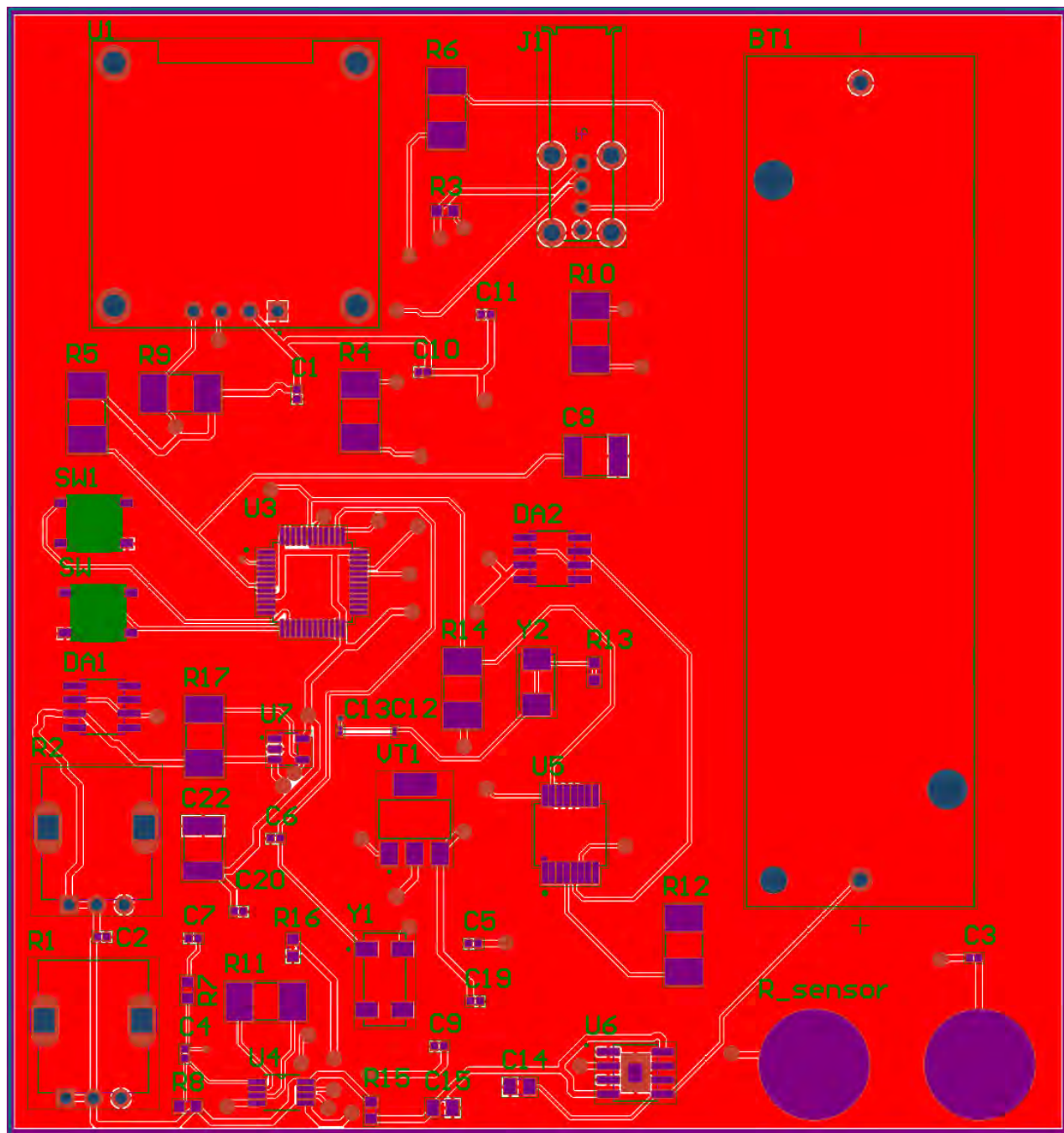


Рис 3.3.3 Розводка плати (вид зверху)

					<i>ПК11.03.1760.00.000ПЗ</i>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		40

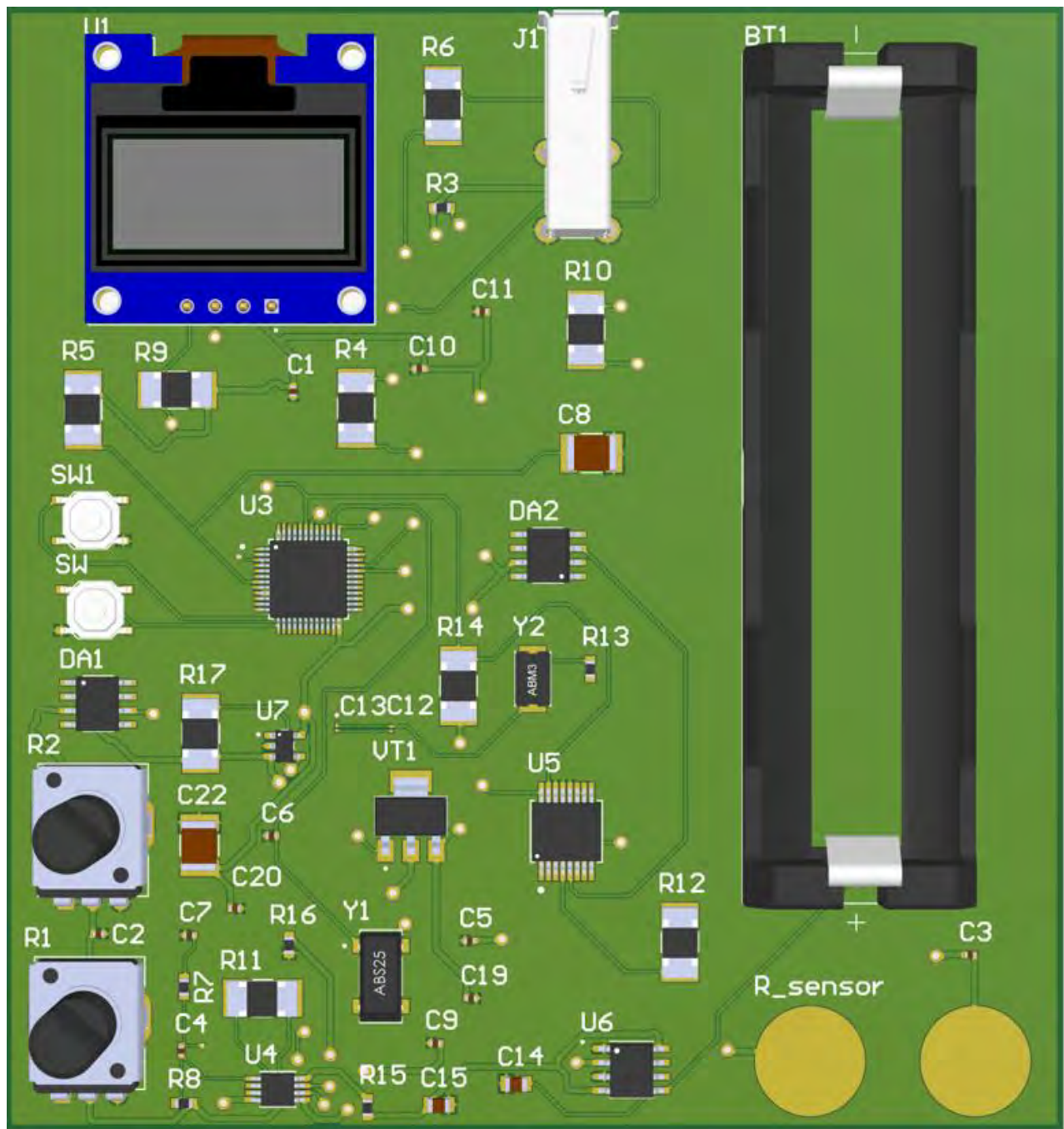


Рис 3.3.5 Монтажна плата

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ПК11.03.1760.00.000ПЗ

Арк.

42

3.4. Підбір елементної бази

3.4.1 Мікроконтролер

Основою приладу, та Блоком Керування буде мікроконтролер STM32F103C8T6 з ядром Cortex-M3. Він є дешевим, ефективним та дуже швидким мікроконтролером.

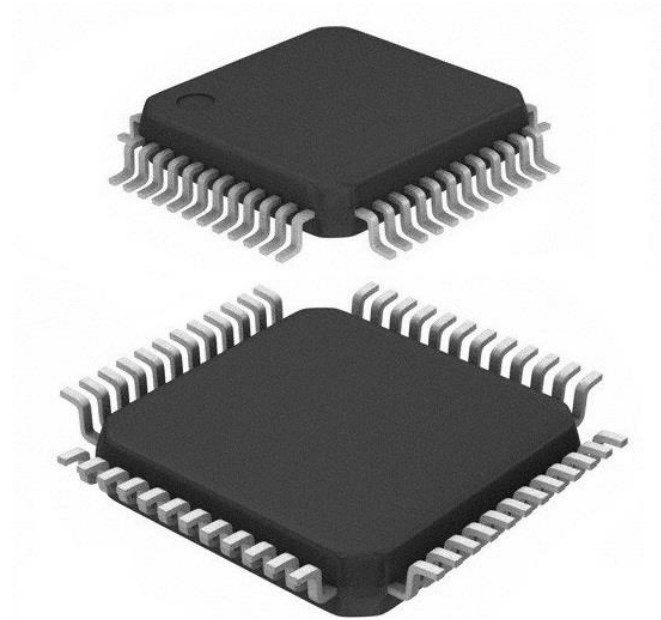


Рис 3.4.1.1 Мікроконтролер STM32F103C8T6

Технічні характеристики:

- Ядро: ARM 32-bit Cortex-M3
- Напруга живлення: 2...3,6 В
- Максимальна тактова частота чіпа: 72 МГц
- Об'єм флеш пам'яті: 64 Кб
- Об'єм оперативної пам'яті SRAM: 20 Кб
- Кількість пінів GPIO: 32
- Кількість АЦП: 10
- Розрядність ШІМ: 16 bit
- Діапазон робочих температур: -40°C..+105°C [7]

3.4.2 Імпедансометр

Схема для вимірювання імпедансу зразку крові яка подає струм із заданою частотою на кров.

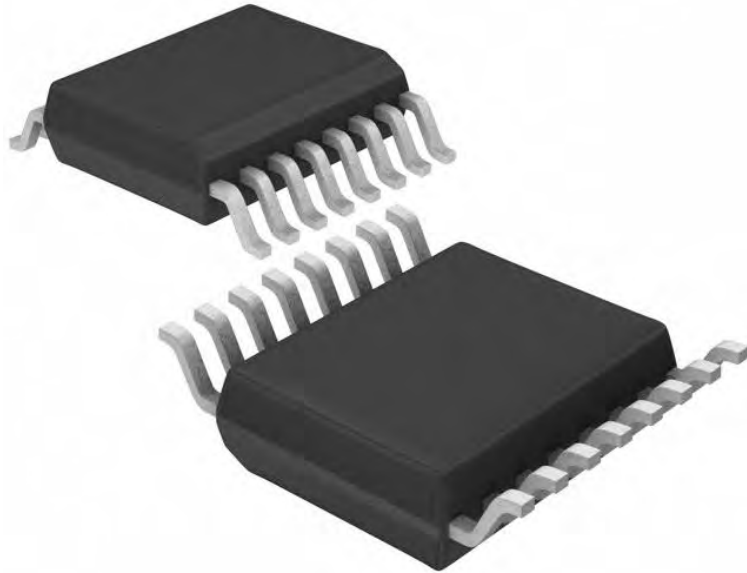


Рис 3.4.2.1 AD5933YRSZ-REEL7

Технічні характеристики:

- Роздільна здатність: 12 біт
- Кількість каналів: 1
- Робоча напруга живлення: 2,7 В до 5,5 В
- Діапазон робочих температур: -40°C..+125°C
- Кількість перетворювачів: 1
- Коефіцієнт дискретизації: 1 мс/с [8]

3.4.3 Дисплей

Дисплей на який буде виводитися графік згортання, та час коли було зафіксовано початок згортання.



Рис 3.4.3.1 OLED дисплей 0.96" I2C 128x64 (жовто-синій)

Характеристики:

- Тип дисплея: OLED
- Роз'єм підключення: 4-pin (VCC/GND/SCL/SDA)
- Роздільна здатність дисплея: 128*64
- Розміри: 25x27x4 мм
- Напруга живлення: 3.3В
- Рівні вхідних сигналів: 3.3В [9]

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

Підбір компонентів здійснено з урахуванням доступності, надійності та відповідності функціональним вимогам. В якості центрального елементу вимірювання обрано мікросхему AD5933, яка має вбудований DDS-генератор і можливість обчислення імпедансу. Для обробки даних і керування системою обрано STM32, що забезпечує високу швидкодію, підтримку I²C та просте програмування. Інструментальний підсилювач AD8221 обрано завдяки його низькому рівню шумів і можливості точно налаштувати коефіцієнт підсилення за допомогою одного резистора. Дисплей з інтерфейсом I²C забезпечує зручне відображення результатів. Усі елементи підібрано з урахуванням енергоспоживання, температурної стабільності, точності та вартості, що дозволяє збалансувати функціональність і економічну доцільність пристрою.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		46

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У межах дипломного проєкту було реалізовано повний цикл розробки пристрою для вимірювання швидкості згортання крові з використанням імпедансного методу. На етапі аналітичного огляду обґрунтовано вибір саме імпедансного методу як найбільш перспективного серед існуючих методик. Було доведено, що класичні методи не забезпечують потрібної точності, автоматизації та надійності.

У проєкті розроблено апаратну частину, алгоритм вимірювання та обробки сигналу, виконано всі необхідні інженерні та математичні розрахунки. Систему побудовано на базі чипа AD5933, що забезпечує генерацію сигналу та аналіз імпедансу, а також мікроконтролера STM32, який відповідає за управління, обчислення і виведення результатів. Створений прототип дозволяє точно визначати момент початку згортання крові з використанням лише одного зразка, без необхідності складних реагентів або ручної обробки даних.

Пристрій може знайти широке застосування у клінічній практиці, навчальному процесі, а також бути адаптованим до портативних форматів для самостійного моніторингу стану гемостазу в домашніх умовах. У майбутньому проєкт має потенціал для розширення функціональності, підключення до смартфонів, розширення частотного діапазону та застосування у ветеринарії.

					ПК11.03.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		47

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Час згортання крові:
<https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/73/chas-zgortannya-krovi>
2. Біоімпедансний аналіз тіла:
<https://blog.pokupon.ua/bioimpedansnyj-analiz-tela-pomoshh-v-korrekcii-vesa/>
3. Investigation of Blood Coagulation Using Impedance Spectroscopy:
https://www.researchgate.net/publication/362351705_Investigation_of_Blood_Coagulation_Using_Impedance_Spectroscopy_Toward_Innovative_Biomarkers_to_Assess_Fibrinogenesis_and_Clot_Retraction
4. STMicroelectronics STM32 32-Bit Arm® Cortex®-M MCUs:
<https://eu.mouser.com/new/stmicroelectronics/stm32/>
5. Analog Devices Inc. AD5933 Impedance Converter & Network Analyzer:
<https://my.mouser.com/new/analog-devices/adi-ad5933-impedance-converter/>
6. Precision Instrumentation Amplifier for AD8221 (datasheet):
<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8221.pdf>
7. Мікроконтролер STM32F103CBT6 Cortex-M3:
<https://www.mini-tech.com.ua/ua/stm32f103-microcontroller>
8. AD5933YRSZ-REEL7:
<https://uk.hontecmultipcb.com/ad5933yrsz-reel7.html>
9. OLED дисплей 0.96" I2C 128x64 (жовто-синій):
<https://arduino.ua/prod1178-oled-displei-0-96-i2c-128x64-jelto-sinii>
10. Мікропроцесорна техніка: лабораторний практикум. Частина 1.
[Електронний ресурс] / А. С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020.
11. Мікропроцесорна техніка: лабораторний практикум. Частина 2.
[Електронний ресурс] / А. С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021.

- 12.Баженов В.Г. Електроніка. Лабораторний практикум: навчальний посібник / В. Г. Баженов, Є. Ф. Суслов, Ю. Ю. Лисенко, А.С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022.
- 13."Impedance Spectroscopy: Theory, Experiment, and Applications" - Evgenij Barsoukov, J. Ross Macdonald, 2005.
- 14.Статистичні методи визначення залежностей між випадковими величинами: навчальний посібник / Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – 115 с.
- 15.Муравйов О. В. Передача даних та сучасні методи обробки сигналів. Практикум: навчальний посібник / О. В. Муравйов; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім.Ігоря Сікорського, 2022. – 55 с.
- 16.Галаган Р. М. Комп'ютерне проектування електронних схем. Комп'ютерний практикум: навчальний посібник. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – 419 с.
- 17.Спеціальні розділи математики: конспект лекцій : навч. посіб. / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко, В. М. Сокурєнко. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2024. – 192 с.