

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 2025 р.

**Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою Медична інженерія
спеціальності 163 Біомедична інженерія
на тему: «Прилад для імпедансометрії в офтальмології»**

Виконала:

студентка IV курсу, групи БМ-92

Охналюк Марія Сергіївна _____

Керівник:

Доцент каф. БМІ, к.т.н., с. н. с.

Дубко Андрій Григорович _____

Консультант з охорони праці:

Доцент каф. ОППЦБ, к.т.н., доцент

Демчук Гліб Вікторович _____

Нормоконтролер:

Інженер 1 категорії

Андрєєв Петро Іванович _____

Рецензент:

В.о. зав. каф. ББЗЛ, проф., д.м.н., Худецький І.Ю. _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студентка _____

КИЇВ – 2025

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

Факультет біомедичної інженерії

Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти
Спеціальність

Перший (бакалаврський)
163 Біомедична

інженерія Освітньо-професійна програма

Медична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_ Владислав ШЛИКОВ

_____ 2025р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Охналюк Марії Сергіївні

1. Тема роботи: Прилад для імпедансометрії в офтальмології
керівник роботи Дубко Андрій Григорович, к.т.н., с.н.с, доц. каф. БМІ
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом по університету від «26» травня 2025 р. №1758-с
2. Термін подання студентом роботи «13» червня 2025 р.
3. Вихідні дані до роботи: методика біоімпедансометрії для діагностики в офтальмології, принципи вимірювання електричного імпедансу біологічних тканин, технічні характеристики мікроконтролера Arduino Uno, генератора сигналу AD9833, АЦП ADS1115, OLED дисплея SH1106, програмне забезпечення Arduino IDE та Fritzing...
4. Зміст дипломної роботи: Зміст дипломної роботи: огляд літературних джерел на тему біоімпедансометрії та її застосування в офтальмології, аналіз фізичних основ методу та електричних властивостей тканин ока; розробка

функціональної та електричної схеми приладу для вимірювання біоімпедансу; вибір та обґрунтування елементної бази приладу; створення програмного забезпечення для генерації тестового сигналу, вимірювання напруг та обчислення параметрів імпедансу; виготовлення робочого макету приладу та проведення тестування з біологічними об'єктами; аналіз результатів вимірювань та оцінка точності приладу.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: презентація у форматі MS Power Point.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3	Демчук Г.В., к.т.н., доцент кафедри ОППЦБ		

7. Дата видачі завдання 14 квітня 2025 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на ДР	17 квітня 2025 р.	
2	Ознайомлення з технікою безпеки	14-20 квітня 2025 р.	
3	Огляд літератури за темою	21-27 квітня 2025 р.	
4	Підбір необхідних компонентів для приладу	28-04 квітня 2025 р.	
5	Розробка макету і програмного забезпечення приладу	04 травня -18 травня 2025 р.	
6	Проходження нормоконтролю по оформлення ДР	11 червня 2025 р.	
7	Подання ДР рецензенту. Отримання рецензії	11 червня 2025 р.	
8	Подання в електронному вигляді ДР та анотації	13 червня 2025 р.	
9	Захист ДР	18 червня 2025 р.	

Студент _____

Марія ОХНАЛЮК

Керівник роботи _____

Андрій ДУБКО

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Прилад для імпедансометрії в офтальмології».

Обсяг дипломної роботи становить 50 сторінок, міститься 8 ілюстрацій, 17 таблиць і 1 додаток. Загалом опрацьовано 23 джерела.

Актуальність теми: Біоімпедансометрія є перспективним неінвазивним методом діагностики в офтальмології, який дозволяє оцінювати електричні властивості тканин ока та виявляти патологічні зміни на ранніх стадіях. Актуальною є розробка доступного та простого у використанні приладу для біоімпедансометрії, спеціально адаптованого для офтальмологічних досліджень.

Мета: розробити імпедансометр для використання в офтальмологічних цілях та створити відповідне програмне забезпечення.

Завдання: провести аналіз теоретичних основ біоімпедансометрії та її застосування в офтальмології.

Визначити технічні вимоги до імпедансометра та проаналізувати його застосування в офтальмології.

Розробити функціональну схему приладу та обрати оптимальну елементну базу.

Спроекувати електричну схему приладу та створити робочий макет.

Розробити програмне забезпечення для управління приладом та обробки результатів.

Провести тестування приладу з біологічними об'єктами та проаналізувати результати.

Ключові слова: біоімпедансометрія, офтальмологія, Arduino Uno, електричний імпеданс, прилад.

SUMMARY

Theme of thesis: "Device for impedance measurement in ophthalmology".

Thesis contains 50 pages, 8 illustrations, 17 tables, and 1 appendices. A total of 23 sources were processed.

The relevance of the topic: Bioimpedance measurement is a promising non-invasive diagnostic method in ophthalmology that allows assessment of electrical properties of eye tissues and detection of pathological changes at early stages. The development of an affordable and easy-to-use device for bioimpedance measurement, specifically adapted for ophthalmic research, is relevant.

Purpose: to develop an impedance meter for use in ophthalmic applications and create appropriate software.

Tasks:

Analyze the theoretical foundations of bioimpedance measurement and its application in ophthalmology.

Determine technical requirements for the impedance meter and analyze its application in ophthalmology.

Develop a functional scheme of the device and select optimal components.

Design the electrical circuit of the device and create a working prototype.

Develop software for device control and result processing.

Test the device with biological objects and analyze the results.

Keywords: bioimpedancemetry, ophthalmology, Arduino Uno, electrical impedance, device.

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ	7
ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	10
1.1 Фізичні основи біоімпедансометрії.....	10
1.2 Електричні властивості біологічних тканин.....	11
1.3 Анатомічні та фізіологічні особливості ока	12
1.4 Патофізіологічні зміни в оці та їх вплив на біоімпеданс	15
1.5 Методи вимірювання біоімпедансу в офтальмології.....	18
1.6 Застосування біоімпедансометрії в офтальмології	18
1.7 Сучасний стан та перспективи розвитку	20
Висновок до розділу 1	20
РОЗДІЛ 2. МОДЕЛЮВАННЯ ПРИЛАДУ	22
2.1 Розробка функціональної схеми приладу	22
2.2 Вибір та обґрунтування компонентів приладу	23
2.4 Проектування електричної схеми приладу	28
2.5 Розробка та монтаж робочого макету приладу.....	29
2.6 Програмне забезпечення для розробленого приладу	32
2.7 Тестування та валідація приладу	36
Висновок до розділу 2.....	38
РОЗДІЛ 3. ОХОРОНА ПРАЦІ	40
3.1. Характеристики приладу для імпедансометрії.	40
3.2. Оцінка потенційних небезпек	42
3.3 Біологічна небезпека	43
3.5. Інструкція з техніки безпеки	44
Висновок до розділу 3.....	45
ВИСНОВКИ.....	46
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	47
Додатки А	50

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

ПЗ – Програмне забезпечення

АЦП – Аналого-цифровий перетворювач

OLED – Organic Light Emitting Diode (органічний світлодіодний дисплей)

ВСТУП

Збереження та своєчасне відновлення функціонального стану органів зору є однією з пріоритетних задач сучасної медицини. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, понад 2,2 мільярда людей у світі мають порушення зору або сліпоту, з яких принаймні 1 мільярд випадків можна було б попередити або ще не лікували[**Ошибка! Источник ссылки не найден.**]. Проблеми зорової функції значно впливають на якість життя людини, її соціальну адаптацію та трудову діяльність.

Своєчасна діагностика захворювань очей дозволяє запобігти ускладненням і втраті зору. Однак традиційні методи офтальмологічної діагностики часто не забезпечують достатньої інформативності на ранніх стадіях захворювань або потребують складного та дорогого обладнання. З огляду на це, важливою є розробка новітніх методів об'єктивної діагностики, зокрема неінвазивних електрофізіологічних методів.

Серед сучасних методів функціональної діагностики в офтальмології провідне місце займає біоімпедансометрія. Цей метод дозволяє оцінювати електричні властивості біологічних тканин шляхом вимірювання електричного імпедансу при проходженні змінного струму низької амплітуди через досліджувані структури. У контексті офтальмології біоімпедансометрія надає змогу контролювати стан очного яблука, судинної оболонки, внутрішньоочної рідини та навіть фіксувати реакції на зовнішні подразники.

Перевагами біоімпедансометрії є її неінвазивність, безпечність для пацієнта, можливість багаторазового використання та отримання кількісних показників функціонального стану тканин. Метод дозволяє виявляти патологічні зміни на ранніх стадіях, коли інші діагностичні методи ще не показують відхилень від норми.

Однак широке впровадження біоімпедансометрії в клінічну практику офтальмології стримується високою вартістю комерційного обладнання,

складністю його експлуатації та необхідністю спеціальної підготовки персоналу. Існуючі прилади часто мають надмірну функціональність для рутинних клінічних досліджень, що робить їх економічно недоступними для більшості медичних закладів.

Актуальною проблемою є розробка доступного, простого у використанні та водночас точного приладу для біоімпедансометрії, спеціально адаптованого для офтальмологічних досліджень. Такий прилад повинен забезпечувати необхідну точність вимірювань при значно нижчій вартості порівняно з існуючими аналогами.

Мета роботи: розробити імпедансометр для використання в офтальмологічних цілях та створити відповідне програмне забезпечення.

Для досягнення поставленої мети сформульовані наступні завдання:

1. Провести аналіз теоретичних основ біоімпедансометрії та її застосування в офтальмології.
2. Визначити технічні вимоги до імпедансометра та проаналізувати його застосування в офтальмології.
3. Розробити функціональну схему приладу та обрати оптимальну елементну базу.
4. Спроекувати електричну схему приладу та створити робочий макет.
5. Розробити програмне забезпечення для управління приладом та обробки результатів вимірювань.
6. Провести тестування приладу з біологічними об'єктами та проаналізувати отримані результати.

РОЗДІЛ 1.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Фізичні основи біоімпедансометрії

Біоімпедансометрія є неінвазивним методом дослідження електричних властивостей біологічних тканин, який ґрунтується на вимірюванні електричного імпедансу при проходженні змінного струму через досліджуваний об'єкт. Метод дозволяє оцінювати фізіологічний стан тканин, їхню структуру та функціональні зміни без порушення цілісності біологічної системи.

Електричний імпеданс Z є комплексною величиною, що характеризує опір електричному струму в колі змінного струму:

$$Z = R + jX, (1.1)$$

де R – активний опір (резистанс);

X – реактивний опір (реактанс);

j – уявна одиниця.

Модуль імпедансу визначається як:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}, (1.2)$$

Фазовий кут φ між напругою та струмом розраховується за формулою:

$$\varphi = \arctg\left(\frac{X}{R}\right), (1.3)$$

Біологічні тканини мають складну електричну структуру, яка включає внутрішньоклітинну рідину з високою провідністю, клітинні мембрани з діелектричними властивостями, позаклітинну рідину з помірною провідністю та структурні елементи з різними електричними характеристиками.

1.2 Електричні властивості біологічних тканин

Електричні властивості біологічних тканин формуються складною взаємодією різних структурних компонентів та фізико-хімічних процесів на клітинному та тканинному рівнях. Ці властивості визначаються морфологічною структурою тканини, включаючи розмір та форму клітин, щільність пакування, орієнтацію волокон та ступінь васкуляризації, фізіологічним станом, що охоплює рівень гідратації, концентрацію електролітів, рН середовища та метаболічну активність, а також частотою прикладеного електричного сигналу, яка визначає механізми провідності та поляризації. Основними електричними параметрами, що характеризують біологічні тканини, є питома провідність σ , що відображає здатність тканини проводити електричний струм, та діелектрична проникність ϵ , яка характеризує здатність тканини до поляризації в електричному полі.

Дисперсія біоімпедансу в біологічних тканинах характеризується трьома основними областями:

α -дисперсія (низькі частоти, 10 Гц – 10 кГц): Обумовлена поляризацією клітинних мембран та макромолекул. У цьому діапазоні переважає вплив позаклітинного середовища.

β -дисперсія (середні частоти, 10 кГц – 10 МГц): Зумовлена релаксацією клітинних мембран. Струм починає проникати через мембрани, що дозволяє оцінювати внутрішньоклітинне середовище.

γ -дисперсія (високі частоти, понад 100 МГц): Пов'язана з поляризацією молекул води та інших полярних сполук [Ошибка! Источник ссылки не найден.].

Електричні властивості біологічних тканин можна представити еквівалентною електричною схемою, яка включає:

- позаклітинний опір R_e (екстрацелюлярний);
- внутрішньоклітинний опір R_i (інтрацелюлярний);
- ємність клітинної мембрани.

Частотна залежність біоімпедансу біологічних тканин описується різними математичними моделями, серед яких найбільш поширеною є модель Cole-Cole. Спрощена модель Cole-Cole описує частотну залежність імпедансу у вигляді:

$$Z(\omega) = R_{\infty} + (R_0 - R_{\infty}) / (1 + (j\omega\tau)^{\alpha}), (1.4)$$

де R_0 – опір на низьких частотах;

R_{∞} – опір на високих частотах;

τ – час релаксації;

α – параметр дисперсії ($0 < \alpha \leq 1$).

1.3 Анатомічні та фізіологічні особливості ока

Око є складною оптико-біологічною системою з унікальною архітектурою, що поєднує оптичні, механічні та електрофізіологічні функції. Ця багатокомпонентна структура включає декілька анатомічних утворень з кардинально різними електричними характеристиками, що створює складну картину розподілу електричних полів та струмів при біоімпедансних вимірюваннях.

Рогівка представляє прозору передню частину фіброзної оболонки ока і характеризується високоорганізованою п'ятишаровою структурою. Передній епітелій товщиною 50-90 мкм [Ошибка! Источник ссылки не найден.] складається з 5-7 шарів багатошарового плоского епітелію з щільними міжклітинними з'єднаннями, боуменова мембрана є безклітинним колагеновим шаром товщиною 8-14 мкм, строма становить 90% товщини рогівки і містить правильно організовані колагенові пластинки з кератоцитами, десцеметова мембрана товщиною 3-12 мкм є базальною мембраною ендотелію, а задній ендотелій складається з одного шару гексагональних клітин, що регулюють гідратацію рогівки. Завдяки високому вмісту води (78%) та збалансованому розподілу електролітів рогівка має відносно низький електричний опір 2-5 кОм [Ошибка! Источник ссылки не найден.], при цьому її провідність анізотропна з кращою провідністю в тангенціальному напрямку порівняно з радіальним.

Передня камера займає простір між рогівкою та райдужкою з кришталиком і заповнена водянистою вологтю об'ємом близько 0.25 мл. Водяниста волога за своїм складом подібна до плазми крові, але містить менше білка (20 мг/100 мл проти 7000 мг/100 мл у плазмі)[**Ошибка! Источник ссылки не найден.**] та має специфічну концентрацію електролітів: натрій 142-145 ммоль/л, хлор 100-106 ммоль/л, калій 2.9-3.1 ммоль/л, бікарбонат 20-26 ммоль/л. Ця рідина постійно оновлюється з швидкістю 2-3 мкл/хв, що підтримує стабільний електролітний баланс та забезпечує найнижчий електричний опір серед усіх структур ока (0.5-1 кОм).

Кришталик є унікальною біологічною лінзою, що складається з кришталікових волокон, укладених концентричними шарами навколо ембріонального ядра. Кришталікові волокна є видовженими клітинами без ядер та органел, заповненими кристалінами - спеціалізованими білками, що забезпечують прозорість та рефракційні властивості. Вміст води в кришталику відносно низький (65% у дорослих) і прогресивно зменшується з віком, особливо в центральних ділянках, де може досягати 55-60%. Електричний опір кришталика високий (20-50 кОм) [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**] через щільну упаковку білкових молекул та обмежений вміст вільних електролітів. З віком відбувається подальше зростання опору через накопичення нерозчинних білкових агрегатів, зшивання колагенових волокон та зменшення водного вмісту. Передній епітелій товщиною 50-90 мкм

Скliste тіло є найбільшим за об'ємом компонентом ока (приблизно 4 мл, що становить 80% загального об'єму) і представляє прозорий гель складної структури. Основними компонентами є вода (98-99%), гіалуронова кислота (0.1-0.4 мг/мл), колаген II типу у вигляді тонких фібрил діаметром 10-20 нм, протеоглікани та інші глікозаміноглікани, а також розчинні білки у низьких концентраціях. Мережа колагенових фібрил створює каркас, що утримує гіалуронову кислоту у гідратованому стані, забезпечуючи гелеподібну консистенцію. Електричні властивості склистого тіла визначаються вмістом гіалуронової кислоти та її ступенем полімеризації, що забезпечує помірну провідність з опором 5-15 кОм.

Сітківка являє собою високоспеціалізовану нейросенсорну тканину товщиною 100-500 мкм, що складається з десяти морфологічно та функціонально різних шарів. Фоторецепторний шар містить палички та колбочки з їхніми зовнішніми сегментами, зовнішній ядерний шар включає тіла фоторецепторів, зовнішній сітчастий шар містить синапси між фоторецепторами та біполярними клітинами, внутрішній ядерний шар включає біполярні, горизонтальні та амакринові клітини, внутрішній сітчастий шар містить синапси між біполярними та гангліозними клітинами, а шар гангліозних клітин формує аксони зорового нерва. Електричні властивості сітківки надзвичайно варіабельні та залежать від метаболічної активності різних шарів, рівня оксигенації, концентрації нейротрансмітерів та функціонального стану нейронів. Опір коливається від 3 до 20 кОм залежно від локалізації та функціонального стану.

Судинна оболонка або хоріоїдея є високоваскуляризованою тканиною, що забезпечує кровопостачання зовнішніх шарів сітківки. Вона складається з чотирьох шарів: супрахоріоїдального простору з меланоцитами та колагеновими пластинками, шару великих судин з артеріями та венами діаметром 100-200 мкм, шару середніх судин або хоріокапілярного шару з густою мережею фенестрованих капілярів, та мембрани Бруха - багатошарової структури між хоріоїдеєю та пігментним епітелієм сітківки. Інтенсивний кровообіг (один з найвищих у організмі - 1000-2000 мл/100г/хв) забезпечує високу провідність через постійну наявність електролітів крові, що створює низький електричний опір 1-3 кОм.

Око генерує характерні біоелектричні потенціали, що відображають його функціональну активність та можуть використовуватися для діагностичних цілей. Корнеоретинальний потенціал спокою представляє постійну різницю потенціалів між рогівкою (позитивний полюс) та задньою частиною ока (негативний полюс), яка становить 0.4-1.0 мВ у здорових осіб. Цей потенціал генерується метаболічною активністю пігментного епітелію сітківки, зокрема роботою натрій-калієвої помпи, та залежить від рівня освітлення, стану сітківки та загального метаболічного статусу ока.

Електроретинограма відображає сумарну електричну активність сітківки у відповідь на світлову стимуляцію та включає декілька характерних компонентів. а-хвиля (негативний компонент) генерується гіперполяризацією фоторецепторів, b-хвиля (позитивний компонент) відображає активність клітин Мюллера у відповідь на деполяризацію біполярних клітин, с-хвиля генерується пігментним епітелієм, а осциляторні потенціали відображають активність амакринових клітин. Електроокулограма реєструє зміни корнеоретинального потенціалу при рухах очей та характеризується співвідношенням світлого та темного піків, що становить 180-300% у нормі.

1.4 Патофізіологічні зміни в оці та їх вплив на біоімпеданс

Електричні властивості тканин ока визначаються складним поєднанням внутрішньо- та позаклітинних компонентів, їхньою структурною організацією та метаболічною активністю. Нормальні тканини ока характеризуються специфічним розподілом електролітів, стабільною клітинною архітектурою та збалансованим водно-електролітним обміном. У здоровому оці рогівка має відносно низький опір через високий вміст води та електролітів, водяниста волога передньої камери характеризується найнижчим опором завдяки концентрації натрію та хлору, кришталік демонструє високий опір через низький вміст води та щільну білкову структуру, склисте тіло має помірний опір залежно від вмісту гіалуронової кислоти, а сітківка показує варіабельний опір в залежності від метаболічної активності різних шарів.

Глаукома характеризується підвищенням внутрішньоочного тиску понад 21 мм рт.ст.[**Ошибка! Источник ссылки не найден.**], що призводить до механічної компресії тканин та порушення гемодинаміки. Компресія нервових волокон сітківки змінює їхню провідність, порушення мікроциркуляції в диску зорового нерва призводить до локального набряку та зміни електролітного балансу, дегенеративні зміни в гангліозних клітинах сітківки супроводжуються порушенням цілісності клітинних мембран, а хронічна ішемія призводить до накопичення

метаболітів та зміни рН середовища. Результатом є прогресивне збільшення електричного опору тканин сітківки на 15-30% порівняно з нормою.

Катаракта супроводжується прогресивним помутнінням кришталика внаслідок денатурації білків та порушення їхньої просторової структури. Зменшення вмісту води з 65% до 50-55% призводить до концентрації електролітів[**Ошибка! Источник ссылки не найден.**], накопичення нерозчинних білкових агрегатів змінює діелектричні властивості тканини, порушення натрій-калієвого насоса в епітелії кришталика порушує іонний гомеостаз, а утворення дисульфідних зв'язків між білковими молекулами збільшує механічну жорсткість. Електричний опір кришталика при зрілій катаракті може зростати в 2-3 рази порівняно з прозорим кришталиком.

Діабетична ретинопатія розвивається внаслідок мікросудинних порушень при цукровому діабеті та характеризується підвищеною проникністю гематоретинального бар'єру [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**], що призводить до накопичення рідини в міжклітинному просторі сітківки. Порушення ауторегуляції ретинального кровотоку змінює локальну концентрацію електролітів, неоваскуляризація та проліферативні зміни створюють додаткові шляхи провідності, а хронічна гіпоксія призводить до метаболічного ацидозу та зміни електрохімічного градієнта. Характерним є зниження електричного опору сітківки на 20-40% у зонах набряку[**Ошибка! Источник ссылки не найден.**].

Макулярна дегенерація супроводжується дегенеративними змінами в пігментному епітелії сітківки та фоторецепторах центральної зони. Накопичення ліпофусцину в клітинах пігментного епітелію змінює їхні діелектричні властивості, атрофія фоторецепторів призводить до заміщення функціональної тканини сполучною, порушення функції хоріокапілярів змінює локальне кровопостачання та метаболізм, а утворення друз під пігментним епітелієм створює додатковий діелектричний бар'єр. Результатом є неоднорідність електричних властивостей з локальними зонами підвищеного опору.

З віком відбуваються структурні та функціональні зміни в тканинах ока, що включають зменшення вмісту води в кришталику з 65% до 60% до 60

років[**Ошибка! Источник ссылки не найден.**], зниження метаболічної активності сітківки через втрату фоторецепторів, зміни в структурі склистого тіла з частковою ліквефакцією, потовщення та зміни проникності клітинних мембран, зменшення кількості функціонуючих клітин пігментного епітелію та склерозування судин хоріоїдеї. Ці вікові зміни відображаються в характерному зростанні загального електричного опору тканин ока на 10-15% кожні 10 років після 40-річного віку [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**].

Діагностичний потенціал біоімпедансометрії при різних захворюваннях ока систематизовано в таблиці 1.1, що демонструє специфічні зміни електричних параметрів для кожної патології.

Таблиця 1.1 – Характерні зміни біоімпедансу при захворюваннях ока

Захворювання	Зміна опору	Частотна залежність	Локалізація змін	Стадійність
Глаукома	↑ 15-30%	Зсув β -дисперсії	Сітківка, ДЗН	Прогресивна
Катаракта	↑ 100-200%	Зниження дисперсії γ -	Кришталік	Поступова
Діабетична ретинопатія	↓ 20-40%	Підвищення дисперсії α -	Сітківка (набряк)	Стадійна
Макулярна дегенерація	↑ 50-150% (локально)	Нерівномірна	Центральна сітківка	Прогресивна
Вікові зміни	↑ 10-15%/10 років	Зсув всіх дисперсій	Всі структури	Поступова

Частотна залежність біоімпедансу також змінюється при патологічних процесах, що дозволяє диференціювати різні типи захворювань. При глаукомі спостерігається зсув β -дисперсії в бік вищих частот через зміни клітинних мембран, при катаракті знижується амплітуда γ -дисперсії через зменшення вмісту води, при діабетичній ретинопатії підвищується α -дисперсія через накопичення позаклітинної рідини, а при макулярній дегенерації виникає нерівномірність частотних характеристик через гетерогенність тканинних змін. Ці особливості

створюють основу для розробки диференційних діагностичних алгоритмів на базі багаточастотної біоімпедансометрії.

1.5 Методи вимірювання біоімпедансу в офтальмології

Двоелектродний метод: Використовується два електроди для подачі струму та вимірювання напруги. Простий у реалізації, але має обмеження через поляризацію електродів.

Чотириелектродний метод: Два електроди для подачі струму та два для вимірювання напруги. Забезпечує вищу точність через усунення впливу опору електродів.

Багаточастотний аналіз: Вимірювання на різних частотах дозволяє отримати спектральну характеристику імпедансу та диференціювати різні фізіологічні процеси.

Контактні електроди: Розміщуються безпосередньо на поверхні ока (кон'юнктива, рогівка). Забезпечують високу чутливість, але потребують анестезії.

Безконтактні електроди: Розміщуються на шкірі навколо ока. Менш травматичні, але мають нижчу просторову роздільність.

1.6 Застосування біоімпедансометрії в офтальмології

Біоімпедансометрія в офтальмології має широкий спектр діагностичних застосувань. Метод дозволяє проводити раннє виявлення глаукоми, оскільки зміни біоімпедансу можуть передувати клінічним проявам підвищення внутрішньоочного тиску. Важливим напрямком є моніторинг прогресування катаракти, де динаміка змін електричних властивостей кришталика корелює зі ступенем його помутніння. Біоімпедансометрія також ефективна для оцінки стану сітківки, дозволяючи виявляти функціональні порушення на ранніх стадіях діабетичної ретинопатії. Крім того, метод може використовуватися для контролю ефективності лікування, де

зміни біоімпедансу служать об'єктивним критерієм ефективності терапевтичних втручань.

Основні діагностичні можливості біоімпедансометрії в офтальмології представлені в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Діагностичні можливості біоімпедансометрії в офтальмології

Захворювання/Стан	Діагностичні можливості
Глаукома	Раннє виявлення змін біоімпедансу, що передують клінічним проявам
Катаракта	Моніторинг прогресування за динамікою електричних властивостей
Діабетична ретинопатія	Виявлення функціональних порушень на ранніх стадіях
Терапевтичні втручання	Об'єктивний контроль ефективності лікування

Аналіз переваг та обмежень методу біоімпедансометрії є важливим для розуміння його клінічного потенціалу[**Ошибка! Источник ссылки не найден.**]. Основні переваги методу представлені в таблиці 1.3.

Таблиця 1.3 – Переваги біоімпедансометрії

Перевага	Характеристика
Неінвазивність	Відсутність травматичного впливу на тканини
Багаторазове використання	Можливість повторних досліджень без обмежень
Простота реалізації	Відносно нескладне технічне виконання
Кількісні параметри	Отримання об'єктивних числових показників
Автоматизація	Можливість створення автоматизованих систем

Водночас метод має певні обмеження, які необхідно враховувати при його практичному застосуванні (див. табл. 1.4).

Таблиця 1.4 – Обмеження біоімпедансометрії

Обмеження	Характеристика
Артефакти руху	Вплив рухів пацієнта на точність вимірювань
Стандартизація умов	Необхідність дотримання стандартних умов вимірювання
Індивідуальна варіабельність	Різниця базових значень у різних пацієнтів
Спеціалізоване обладнання	Потреба в спеціальних приладах та кваліфікованому персоналі

1.7 Сучасний стан та перспективи розвитку

Розвиток мікроелектроніки та цифрових технологій відкриває нові можливості для створення портативних, високоточних приладів біоімпедансометрії. Використання сучасних мікроконтролерів, прецизійних аналого-цифрових перетворювачів та цифрових синтезаторів частот дозволяє реалізувати складні алгоритми обробки сигналів у компактних пристроях.

Перспективним напрямком є поєднання біоімпедансометрії з іншими методами офтальмологічної діагностики, такими як оптична когерентна томографія, ультразвукове дослідження та електрофізіологічні методи.

Використання алгоритмів машинного навчання для аналізу біоімпедансних даних може підвищити діагностичну точність та забезпечити персоналізований підхід до інтерпретації результатів.

Висновок до розділу 1

У даному розділі були розглянуті основні теоретичні аспекти біоімпедансометрії та її застосування в офтальмології. Проаналізовано фізичні принципи методу, електричні властивості біологічних тканин та специфіку їх прояву в структурах ока.

Показано, що біоімпедансометрія є перспективним неінвазивним методом для діагностики офтальмологічних захворювань, оскільки патологічні зміни в

тканинах ока супроводжуються характерними змінами їхніх електричних властивостей. Частотна залежність біоімпедансу дозволяє диференціювати різні типи тканин та виявляти ранні стадії захворювань.

Аналіз сучасного стану технологій показав можливість створення доступних та ефективних приладів для біоімпедансометрії з використанням сучасної елементної бази. Це створює основу для розробки практичного приладу, здатного забезпечити точні вимірювання електричних параметрів тканин ока в клінічних умовах.

РОЗДІЛ 2.

МОДЕЛЮВАННЯ ПРИЛАДУ

2.1 Розробка функціональної схеми приладу

Першим етапом у створенні моделі приладу для імпедансометрії в офтальмології була розробка функціональної схеми приладу.

У розробленій моделі автоматизоване вимірювання біоімпедансу забезпечує мікроконтролер Arduino Uno, який керує генератором сигналу AD9833 та отримує дані з аналого-цифрового перетворювача ADS1115 (рис. 2.1).

Генератор сигналу AD9833 створює синусоїдальний електричний сигнал фіксованої частоти, який подається на досліджуваний біооб'єкт через еталонний резистор. Сигнал після проходження через біооб'єкт реєструється високоточним АЦП ADS1115, який передає цифрові дані на мікроконтролер для обробки. Результати вимірювань відображаються на OLED-дисплеї SH1106.

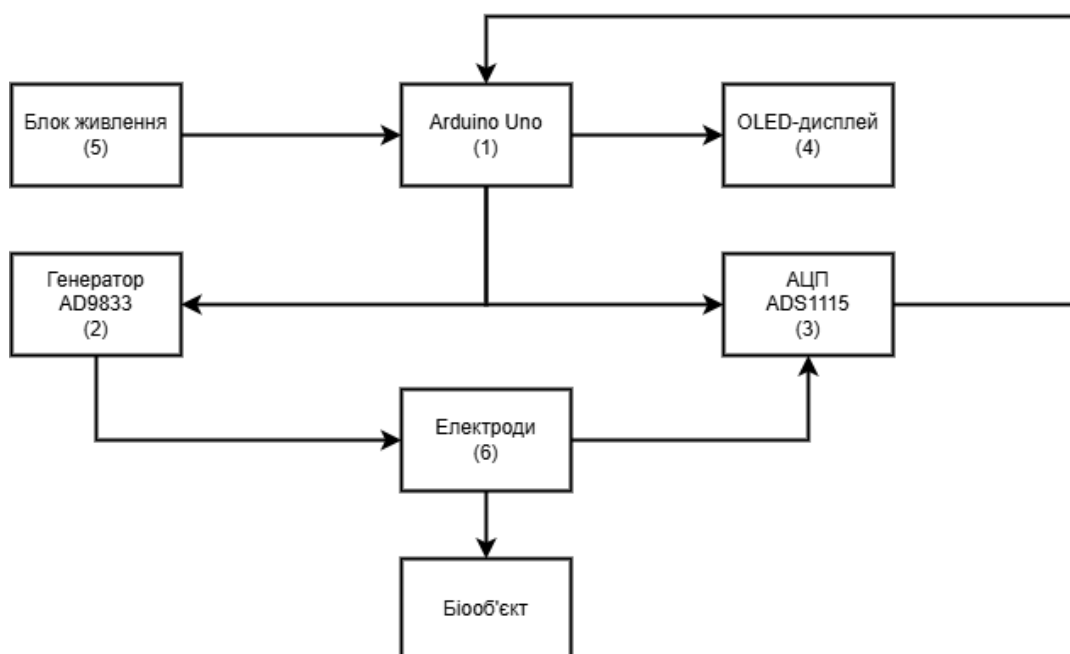


Рисунок 2.1 – Функціональна схема приладу

де 1 – мікроконтролер Arduino Uno, 2 – Генератор Сигналу AD9833, 3 – АЦП ADS1115, 4 – OLED дисплей, 5 – Блок живлення, 6 – Електроди

Сигнал проходить послідовно від генератора через еталонний резистор та біооб'єкт до АЦП, а управління здійснюється мікроконтролером.

На відміну від існуючих складних систем біоімпедансометрії, розроблений прилад використовує доступні компоненти, що значно знижує вартість та спрощує виробництво при збереженні необхідної точності вимірювань.

2.2 Вибір та обґрунтування компонентів приладу

При розробці приладу для біоімпедансометрії в офтальмології особлива увага приділялася вибору компонентів, які б забезпечували необхідну точність вимірювань.

Основними критеріями при виборі елементної бази були висока точність та стабільність параметрів, низький рівень власних шумів, сумісність з мікроконтролерною платформою Arduino, а також доступність та економічна ефективність.

Для генерації тестового сигналу розглядалися різні варіанти, зокрема AD9833, який було обрано через високу точність частоти ($\pm 0.005\%$) та низькі спотворення, тоді як XR2206 було відхилено через обмежену точність налаштування частоти, а внутрішній ШІМ Arduino виявився неприйнятним через високі спотворення сигналу. Для аналого-цифрового перетворення розглядався ADS1115, обраний через 16-бітну роздільність та диференційні входи, в той час як вбудований АЦП Arduino був неприйнятним через низьку роздільність (10 біт), а ADS1015 відхилено через недостатню роздільність (12 біт). Для підвищення точності вимірювань було реалізовано диференційне підключення до АЦП для зменшення синфазних завад, використання прецизійного еталонного резистора ($\pm 0.1\%$), встановлення розв'язуючих конденсаторів по ланцюгах живлення та екранування аналогових ланцюгів. Для реалізації приладу було обрано доступні та надійні електронні компоненти з оптимальним співвідношенням ціна/якість.

Для керування приладом обрано мікроконтролер Arduino Uno Rev3, зовнішній вигляд та структура якого показані на рисунку 2.2. Технічні характеристики цього компонента наведені у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики мікроконтролера Arduino Uno Rev3

Параметр	Значення
Мікроконтролер	ATmega328P
Робоча напруга	5 В
Кількість цифрових входів/виходів	14
Аналогові входи	6
Частота тактування	16 МГц
Інтерфейси	SPI, I2C, UART
Флеш пам'ять	32 Кб
SRAM	2 Кб
EEPROM	1 Кб

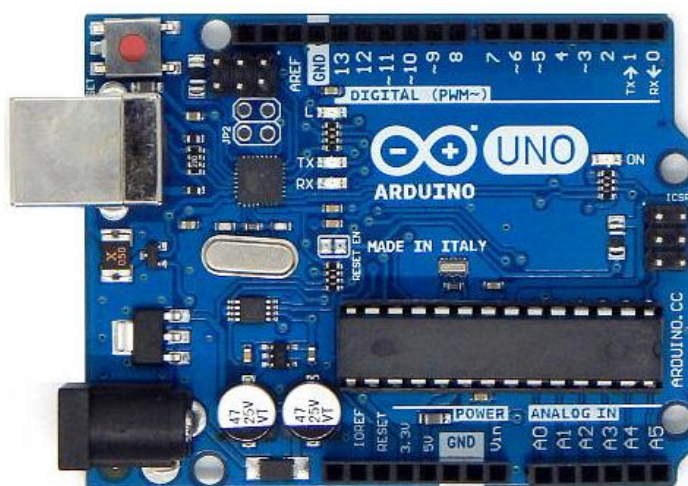


Рисунок 2.2 – Зовнішній вигляд Arduino Uno Rev3

Arduino Uno було обрано як оптимальне рішення завдяки простоті розробки та налаштування через Arduino IDE, широкій екосистемі готових бібліотек для всіх компонентів системи, стабільності роботи 8-бітної архітектури ATmega328P, достатній обчислювальній потужності для обробки сигналів біоімпедансометрії у реальному часі та сумісності 5В логіки з аналоговими компонентами. Наявність SPI та I2C інтерфейсів дозволяє підключити всі необхідні компоненти. Arduino платформа широко використовується у медичних дослідженнях та має достатню документацію для валідації, що робить її ідеальним вибором для офтальмологічного обладнання.

Для генерації тестового сигналу використовується цифровий синтезатор частот AD9833, конструкція та розводка виводів якого представлена на рисунку 2.3. Характеристики цього компонента наведені у таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики генератора сигналу AD9833

Параметр	Значення
Тип сигналу	Синусоїдальний, прямокутний, трикутний
Частотний діапазон	До 12.5 МГц
Роздільність частоти	0.1 Гц
Напруга живлення	2.3–5.5 В
Інтерфейс	SPI
Точність частоти	$\pm 0.005\%$
Спотворення	$< 0.05\%$

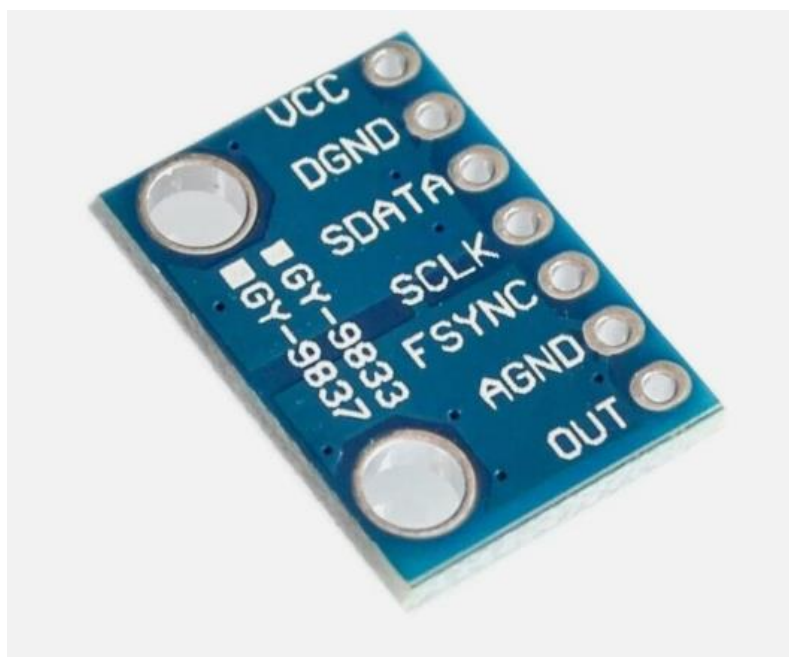


Рисунок 2.3 – Зовнішній вигляд AD9833

AD9833 забезпечує високу стабільність та точність генерованого сигналу, що критично важливо для точних вимірювань біоімпедансу.

Для високоточного вимірювання напруг використовується 16-бітний АЦП ADS1115, зовнішній вигляд модуля якого показані на рисунку 2.4. Характеристики цього компонента наведені у таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 – Технічні характеристики АЦП ADS1115

Параметр	Значення
Роздільна здатність	16 біт
Напруга живлення	2.0–5.5 В
Кількість каналів	4 (диференційний режим)
Інтерфейс	I ² C
Вхідний діапазон	±6.144 В (програмований)
Частота дискретизації	До 860 SPS
Інтегральна нелінійність	±3 LSB
Внутрішній опір	10 МОм

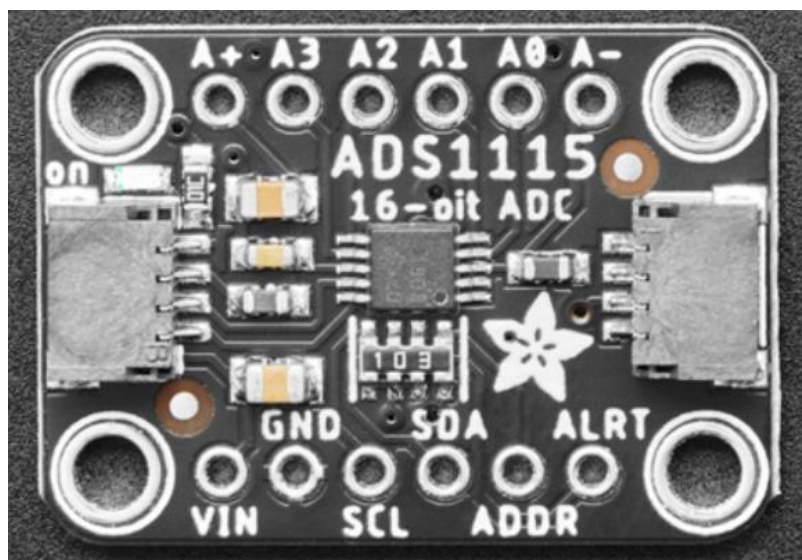


Рисунок 2.4 – зовнішній вигляд ADS1115

16-бітна роздільність ADS1115 забезпечує необхідну точність для вимірювання малих змін напруги при проходженні сигналу через біологічні тканини.

Для відображення результатів використовується монохромний OLED дисплей, зовнішній вигляд та структура якого представлені на рисунку 2.5. Характеристики цього компонента наведені у таблиці 2.4.

Таблиця 2.4 – Технічні характеристики OLED дисплею SH1106

Параметр	Значення
Тип дисплея	OLED монохромний
Роздільна здатність	128×64 пікселів
Напруга живлення	3.3–5 В
Інтерфейс	I ² C
Контролер	SH1106
Кут огляду	>160°
Контрастність	10000:1
Температурний діапазон	-40°C до +70°C



Рисунок 2.5 – Зовнішній вигляд OLED дисплей SH1106

OLED дисплей забезпечує чітке відображення числових даних та має низьке енергоспоживання.

2.4 Проектування електричної схеми приладу

На основі обраних компонентів була розроблена електрична схема приладу у середовищі Fritzing (рис. 2.3).

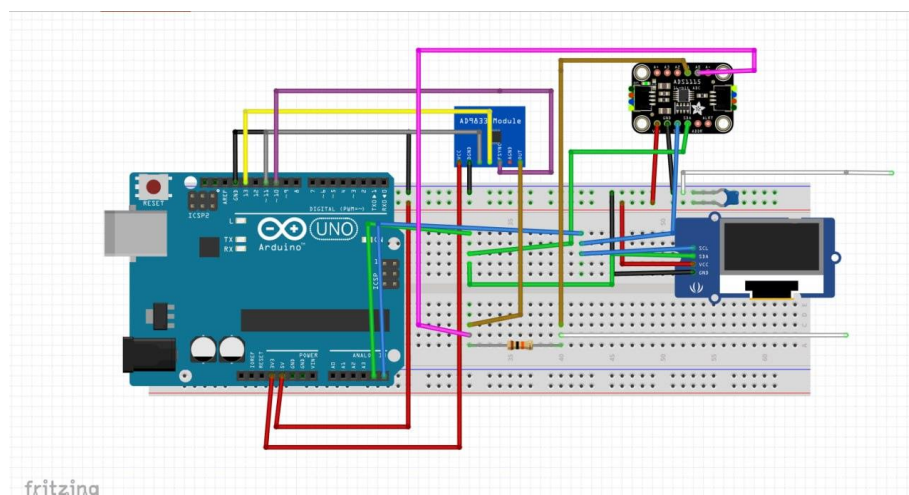


Рисунок 2.3 – Підключення компонентів до мікроконтролеру Arduino Uno

Схема реалізує принцип вольт-амперометричного вимірювання імпедансу з використанням еталонного резистора.

Електрична схема включає наступні основні вузли:

Генератор тестового сигналу: AD9833 підключений до мікроконтролера через SPI інтерфейс. Вихідний сигнал генератора має амплітуду 0.6 В при частоті 1 кГц.

Вимірювальний ланцюг: Складається з послідовно з'єднаних еталонного резистора $R_{ref} = 10 \text{ кОм}$ та досліджуваного біоб'єкта. Напруги вимірюються диференційно на кожному з елементів.

Система збору даних: 16-бітний АЦП ADS1115 з програмованим підсиленням забезпечує точне вимірювання напруг з роздільністю до 0.125 мВ.

Для забезпечення стабільної роботи та високої точності вимірювань у схемі передбачено:

Стабілізація живлення забезпечувалася встановленням розв'язуючих конденсаторів 100 нФ по ланцюгах живлення, створенням загальної точки заземлення всіх аналогових компонентів та окремим живленням цифрової та аналогової частин. Зменшення завад досягалося через диференційне підключення до АЦП, використання коротких провідників в аналогових ланцюгах та екранування чутливих вузлів.

2.5 Розробка та монтаж робочого макету приладу

Для практичної реалізації приладу був виготовлений робочий макет з використанням макетної плати та стандартних з'єднувальних проводів (рис. 2.7).

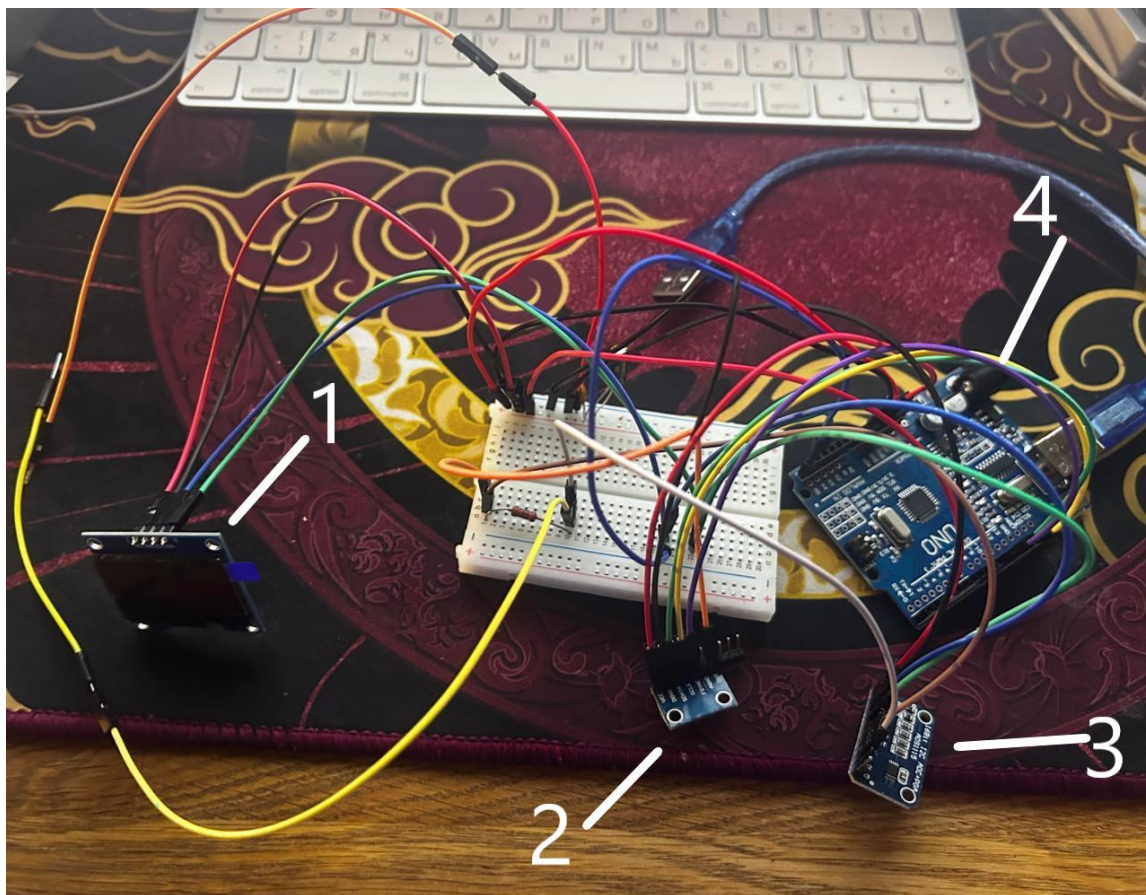


Рисунок 2.7 – Зовнішній вигляд моделі приладу
де, 1 – OLED дисплей, 2 – генератор сигналів AD9833, 3 – АЦП 1115, 4 –
мікроконтролер Arduino Uno.

Планування компоновки здійснювалося з урахуванням мінімізації довжини аналогових з'єднань, розділення цифрових та аналогових ланцюгів, зручності доступу до налагоджувальних точок та можливості заміни компонентів при налаштуванні.

Монтаж компонентів виконувався поетапно з перевіркою кожного з'єднання у наступній послідовності:

1. Встановлення Arduino Uno як базової плати.
2. Підключення макетної плати та розведення живлення.
3. Монтаж AD9833 з перевіркою SPI з'єднань.
4. Встановлення ADS1115 з налаштуванням I2C.
5. Підключення OLED дисплея.

6. Монтаж еталонного резистора та роз'ємів для електродів.

7. Встановлення розв'язуючих конденсаторів.

Перевірка з'єднань здійснювалася за допомогою мультиметра для контролю правильності підключення сигнальних ліній, відсутності коротких замикань та цілісності ланцюгів живлення і заземлення. Організація живлення: Прилад живиться від USB порту комп'ютера через Arduino Uno. Напруга 5В розподіляється на всі компоненти через шини живлення макетної плати.

Система заземлення: Реалізовано загальну шину заземлення для всіх компонентів з окремим підключенням аналогового заземлення АЦП.

Роз'єми для електродів: Для підключення електродів використовуються стандартні штекерні роз'єми типу "банан", що забезпечує надійний контакт та зручність заміни.

Після завершення монтажу проведено:

Функціональна перевірка включала тестування ініціалізації всіх компонентів, перевірку генерації сигналу на виході AD9833, контроль роботи АЦП та точності вимірювань, а також тестування відображення на OLED дисплеї.

На рисунку 2.5 наведено фрагмент коду із калібруванням системи.



```
// Процедура калібрування нуля
void calibrateZero() {
    float sum = 0;
    for(int i = 0; i < 100; i++) {
        sum += readVoltage(0);
        delay(10);
    }
    zero_offset = sum / 100;
}

// Калібрування по еталону
void calibrateReference() {
    // Підключення еталонного резистора 10 кОм
    float measured = readVoltage(0);
    calibration_factor = 10000.0 / calculated_resistance;
}
```

Рисунок 2.5 — Фрагмент коду із калібруванням системи

Проведено тести на стабільність роботи макету, які включали безперервну роботу протягом 8 годин, вимірювання дрейфу показань в часі, тестування при різних температурах навколишнього середовища та перевірку стійкості до електромагнітних завад. Результати показали стабільність показань з відхиленням не більше $\pm 1\%$ протягом періоду тестування.

2.6 Програмне забезпечення для розробленого приладу

Для автоматизації роботи приладу було розроблено програмне забезпечення у середовищі Arduino IDE. Програма забезпечує ініціалізацію компонентів з налаштуванням генератора сигналу, АЦП та дисплея, генерацію тестового сигналу у вигляді синусоїдального сигналу заданої частоти, високоточне зчитування напруг з АЦП, обчислення імпедансу за розробленим алгоритмом та відображення результатів на дисплеї.

Нижче наведено фрагмент програми, що включає підключення необхідних бібліотек та ініціалізацію компонентів (Рис. 2.6).



```

#include <Wire.h>
#include <SPI.h>
#include <Adafruit_ADS1X15.h>
#include <Adafruit_SH110X.h>
#include <AD9833.h>

// OLED налаштування
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64
#define OLED_RESET -1
Adafruit_SH1106G display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire,
    OLED_RESET);

// ADS1115 АЦП
Adafruit_ADS1115 ads;

// AD9833 генератор
#define FSYNC 10
AD9833 funcGen(FSYNC);

// Еталонний резистор
const float R_REF = 10000.0; // 10 кОм
Функція setup() виконує ініціалізацію всіх компонентів системи:
void setup() {
    Serial.begin(9600);
    delay(200);

    // Ініціалізація OLED дисплея
    display.begin(0x3C, true);
    display.clearDisplay();
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(SH110X_WHITE);
    display.setCursor(0, 0);
    display.println("Impedance meter");
    display.display();

    // Ініціалізація ADS1115
    if (!ads.begin()) {
        Serial.println("Failed to initialize ADS1115!");
        display.println("ADS1115 ERROR");
        display.display();
        while (1);
    }
    ads.setGain(GAIN_ONE); // ±4.096V, роздільність 0.125 мВ

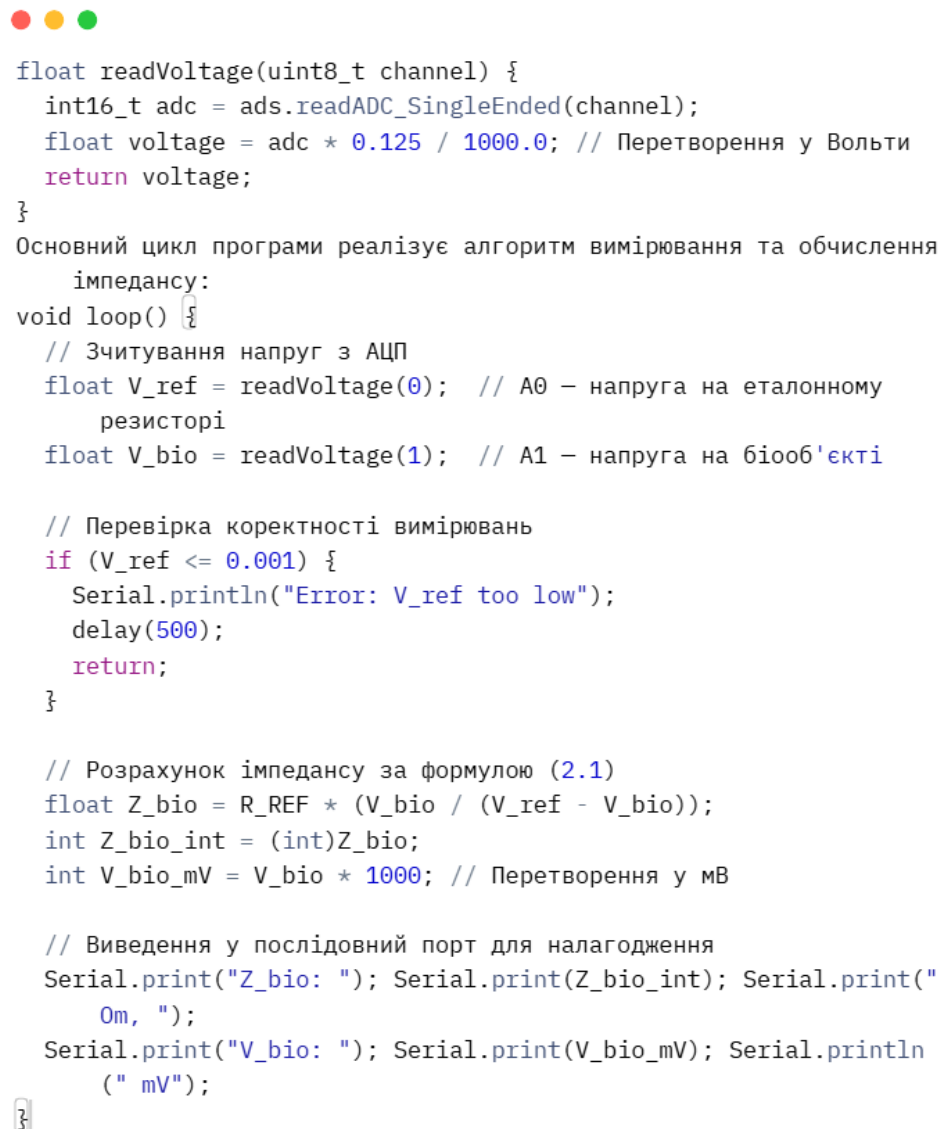
    // Ініціалізація AD9833
    SPI.begin();
    funcGen.begin();
    funcGen.setWave(AD9833_SINE); // Синусоїдальний сигнал
    funcGen.setFrequency(1000); // 1 кГц
    funcGen.setPhase(0); // Нульова фаза

    Serial.println("Setup complete");
}

```

Рисунок 2.6 — Фрагмент коду програми із ініціалізацією основних компонентів

Розроблено окрему функцію для зчитування напруги з АЦП з перетворенням в аналогові значення. Фрагмент коду функції наведено на рис. 2.7.



```

float readVoltage(uint8_t channel) {
    int16_t adc = ads.readADC_SingleEnded(channel);
    float voltage = adc * 0.125 / 1000.0; // Перетворення у Вольти
    return voltage;
}
Основний цикл програми реалізує алгоритм вимірювання та обчислення
імпедансу:
void loop() {
    // Зчитування напруг з АЦП
    float V_ref = readVoltage(0); // A0 – напруга на еталонному
    резисторі
    float V_bio = readVoltage(1); // A1 – напруга на біооб'єкті

    // Перевірка коректності вимірювань
    if (V_ref <= 0.001) {
        Serial.println("Error: V_ref too low");
        delay(500);
        return;
    }

    // Розрахунок імпедансу за формулою (2.1)
    float Z_bio = R_REF * (V_bio / (V_ref - V_bio));
    int Z_bio_int = (int)Z_bio;
    int V_bio_mV = V_bio * 1000; // Перетворення у мВ

    // Виведення у послідовний порт для налагодження
    Serial.print("Z_bio: "); Serial.print(Z_bio_int); Serial.print("
    Ом, ");
    Serial.print("V_bio: "); Serial.print(V_bio_mV); Serial.println
    (" мВ");
}

```

Рисунок 2.7 — Фрагмент коду функції для зчитування напруги з АЦП

Результати вимірювань виводяться на OLED дисплей у зручному для користувача форматі. Програма очищає дисплей, встановлює курсор у початкову позицію та виводить значення імпедансу біооб'єкта з позначенням "Z bio" в омах, а також вихідну напругу з позначенням "V out" в мілівольтах. Між циклами вимірювань встановлено затримку в одну секунду для стабільного відображення даних. Нижче наведено фрагмент коду для відображення інформації на дисплеї (Рис. 2.8).

```

    // Відображення на OLED дисплеї
    display.clearDisplay();
    display.setCursor(0, 0);
    display.setTextSize(1);

    // Виведення імпедансу
    display.print("Z bio: ");
    display.print(Z_bio_int);
    display.println(" Ohm");

    // Виведення напруги
    display.setCursor(0, 15);
    display.print("V out: ");
    display.print(V_bio_mV);
    display.println(" mV");

    display.display();
    delay(1000); // Затримка між вимірюваннями

```

Рисунок 2.8 — Фрагмент коду виводу інформації на дисплей

Практичний вигляд відображення результатів на OLED дисплеї приладу показано на рисунку 2.9.

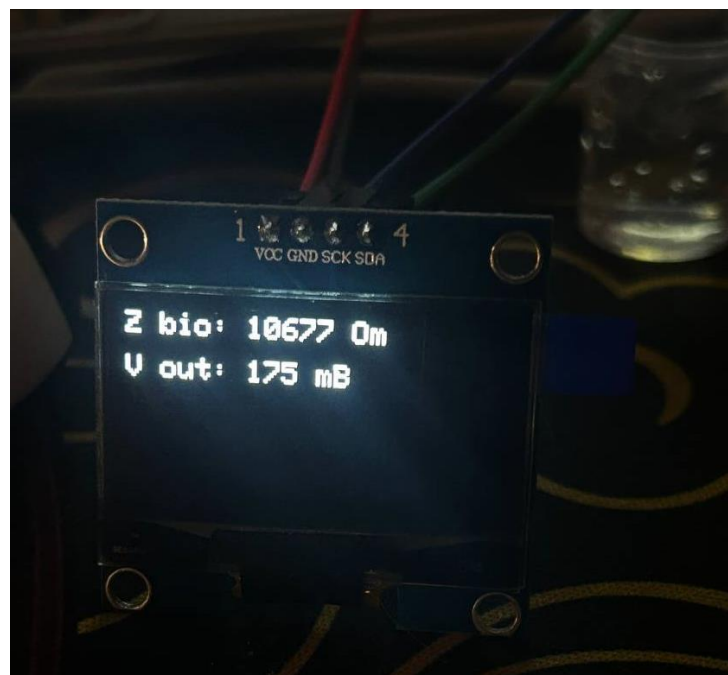


Рисунок 2.9 — Відображення результатів на OLED дисплеї

Прилад використовує метод вимірювання падіння напруги на еталонному резисторі та біооб'єкті. Імпеданс розраховується за формулою:

$$Z_{\text{bio}} = R_{\text{ref}} \frac{V_{\text{bio}}}{V_{\text{ref}} - V_{\text{bio}}}, \quad (2.1)$$

де: Z_{bio} - імпеданс біооб'єкта;

R_{ref} - опір еталонного резистора (10 кОм);

V_{bio} - напруга на біооб'єкті;

V_{ref} - напруга на еталонному резисторі.

Провідність розраховується як:

$$G = 1 / Z_{\text{bio}} [\text{См}], \quad (2.2)$$

Програма включає процедуру калібрування для компенсації систематичних похибок, зокрема калібрування нуля при відсутності біооб'єкта, калібрування по еталонному резистору відомого номіналу та корекцію частотної характеристики.

Використання 16-бітного АЦП ADS1115 з роздільністю 0.125 мВ забезпечує високу точність вимірювань, а цифровий генератор AD9833 гарантує стабільність тестового сигналу.

2.7 Тестування та валідація приладу

Для перевірки працездатності приладу було проведено серію тестувань з різними тестовими об'єктами:

Проведено вимірювання імпедансу еталонних резисторів номіналами 1, 10 та 100 кОм. Результати показали похибку не більше 2%, що підтверджує правильність алгоритму обчислень.

Виконано вимірювання імпедансу різних біологічних об'єктів:

1. Фізіологічний розчин (0.9% NaCl).
2. Желе на основі желатину.
3. Желе з агар-агару.

Результати показали характерну залежність імпедансу від типу об'єкта та його структури, що підтверджує працездатність приладу для біомедичних досліджень.

Досліджено частотну залежність імпедансу біологічних зразків в діапазоні 100 Гц - 100 кГц. Отримані дані відповідають теоретичним уявленням про дисперсію біоімпедансу. Результати всіх проведених вимірювань систематизовано в таблиці 2.5, яка демонструє різні значення імпедансу та провідності для досліджуваних об'єктів.

Таблиця 2.5 – Результати тестових вимірювань

Матеріал	Імпеданс (Ом)	Коментар
Фізіологічний розчин (0,9% NaCl)	300 – 800 Ом	Висока провідність завдяки вмісту електролітів
Желе з харчового желатину	2000 – 5000 Ом	Середня провідність, значна кількість води
Гель на основі агар-агару (2%)	5000 – 10 000 Ом	Щільніша структура, нижча провідність

Графічне представлення результатів тестування показано на рисунку 2.10, де наведено порівняльну діаграму значень імпедансу для різних типів біооб'єктів.

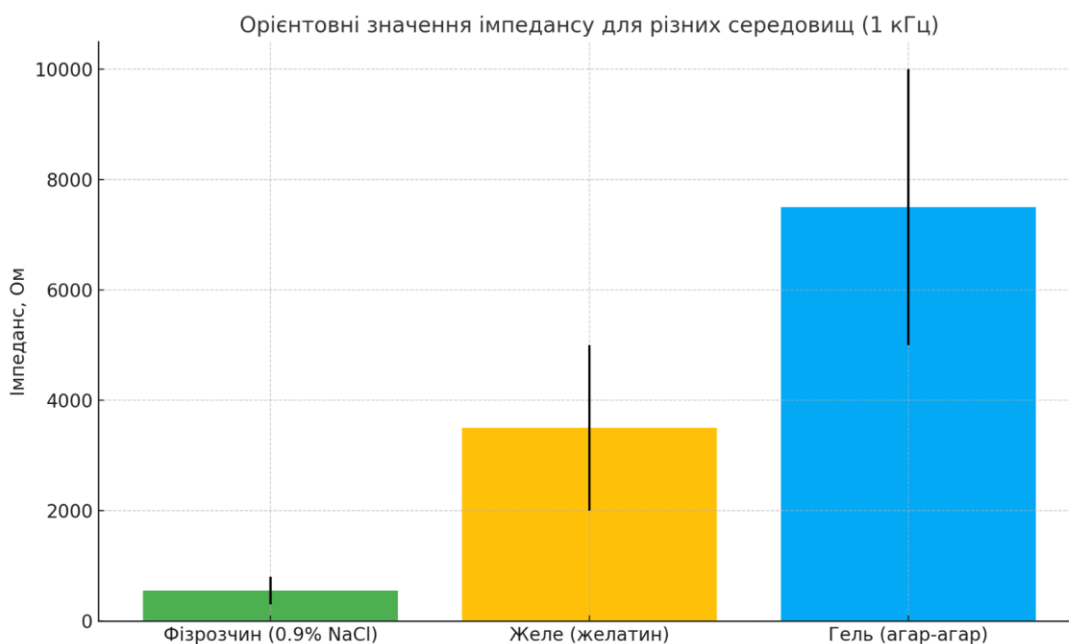


Рисунок 2.10 — Діаграма значень імпедансу для різних типів біооб'єктів

Висновок до розділу 2

У результаті виконання практичної частини дипломної роботи було успішно розроблено та реалізовано прилад для біоімпедансометрії в офтальмології.

Створено функціональну схему приладу на основі мікроконтролера Arduino Uno з використанням сучасних компонентів: генератора сигналу AD9833, прецизійного АЦП ADS1115 та OLED дисплея. Розроблено 3D модель корпусу та виготовлено робочий макет приладу.

Програмне забезпечення забезпечує автоматичну генерацію тестового сигналу, високоточне вимірювання напруг та обчислення параметрів біоімпедансу. Алгоритм калібрування дозволяє компенсувати систематичні похибки та забезпечити точність вимірювань.

Результати тестування підтвердили працездатність приладу та його придатність для вимірювання електричних властивостей біологічних тканин. Похибка вимірювань не перевищує 2%, що відповідає вимогам для біомедичних досліджень.

Розроблений прилад має переваги перед аналогами завдяки простоті конструкції, доступності компонентів та можливості адаптації для різних задач офтальмологічної діагностики.

РОЗДІЛ 3. ОХОРОНА ПРАЦІ

Оскільки розроблений прилад призначений для науково-дослідної та навчальної роботи, в цьому розділі розглянуто виявлення та вирішення проблем, пов'язаних з потенційно небезпечними і шкідливими виробничими факторами, що виникають внаслідок конструкції даного приладу.

3.1. Характеристики приладу для імпедансометрії.

3.1.1. Характеристики елементної бази приладу

Таблиця 3.1. – Технічні характеристики елементної бази імпедансометра

№	Найменування компонентів	Основні характеристики	К-ть	Позиція на схемі
1	Мікроконтролер Arduino Uno Rev3 ATmega328P	Напруга живлення: 5В; Струм живлення: 40мА; Максимальний струм навантаження: 0,5А; Температурний режим: -40...+85°C; Клас захисту за способом: І; Клас захисту за ступенем: IP30	1	1
2	Генератор сигналу AD9833	Напруга живлення: 5В; Потужність: 0,1Вт; Діапазон частот: 0-12,5МГц; Вихідна амплітуда: до 0,6В; Клас захисту за способом: І; Клас захисту за ступенем: IP30	1	2
3	АЦП ADS1115	Напруга живлення: 5В; Потужність: 0,15Вт; Роздільна здатність: 16 біт; Діапазон: $\pm 6,144$ В; Клас захисту за способом: І; Клас захисту за ступенем: IP30	1	3
4	OLED-дисплей SH1106	Напруга живлення: 5В; Потужність: 0,2Вт; Розмір: 1,3"; Клас захисту за способом: І; Клас захисту за ступенем: IP30	1	4
5	Блок живлення 12В	Вхідна напруга: 220В, 50Гц; Вихідна напруга: 5В, 12В; Потужність: 10Вт; Клас захисту за способом: ІІ; Захист від КЗ	1	5
6	Електроди контактні	Матеріал: нержавіюча сталь; Довжина: 10см; Діаметр: 2мм; Ізоляція: медичний пластик	2	6

Класи використаних компонентів за способом та ступенем захисту зазначені відповідно до ДСТУ EN 61140:2015 та ДСТУ EN60529:2018.

3.1.2. Функціональна схема імпедансометра

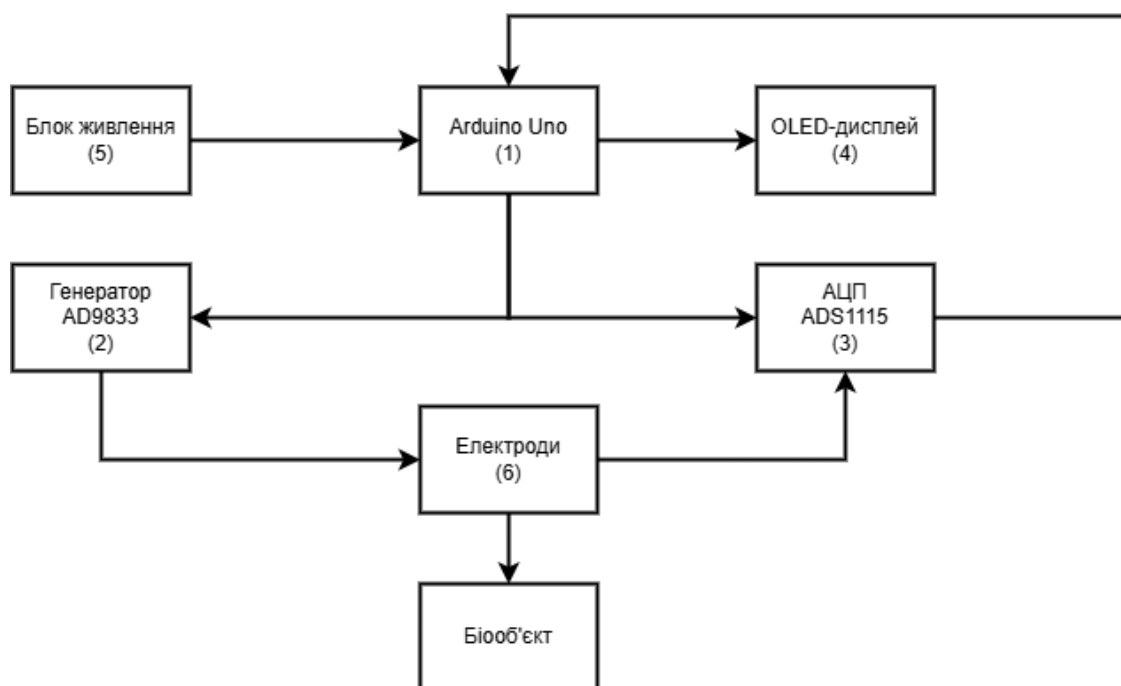


Рисунок 3.1 – Функціональна схема приладу

Мікроконтролер Arduino Uno (позиція 1) керує генератором сигналу AD9833 (2), який подає синусоїдальний сигнал (1-50кГц) через електроди (6) на біооб'єкт. АЦП ADS1115 (3) вимірює напруги для розрахунку імпедансу, результати виводяться на OLED-дисплей (4). Система живиться від блоку живлення (5).

3.1.3. Характер взаємодії в системі «людина-об'єкт»

Таблиця 3.2. – Взаємодія імпедансометра в системі «людина-об'єкт»

№	Найменування компонентів	Вид відображення інформації	Кількість
1	OLED-дисплей	Числові значення імпедансу (Ом, кОм)	1
2	OLED-дисплей	Індикація частоти вимірювання (кГц)	1
3	Arduino Uno	Світлодіодна індикація роботи	1
4	Блок живлення	Індикатор підключення - світлодіод	1
5	Електроди	Тактильний контакт з пацієнтом	2

Оскільки прилад контактує з пацієнтом через електроди, рівень безпеки є критично важливим. Індикатори на різних елементах дають змогу контролювати правильність підключення та коректність роботи приладу.

3.2. Оцінка потенційних небезпек

3.2.1. Електрична небезпека

Робота з мікроконтролерними пристроями, генераторами сигналу та джерелами живлення супроводжується ризиком ураження електричним струмом, особливо при неправильному підключенні або відсутності гальванічної розв'язки між частинами схеми.

Таблиця 3.3 – Джерела електричної небезпеки

№	Компонент	Джерело ризику	Причини	Потенційні наслідки
1	Блок живлення	Змінна напруга 220 В	Пошкодження ізоляції	Ураження персоналу струмом
2	Електроди	Постійний контакт з тілом	Відсутність обмеження струму	Ураження пацієнта, опіки

3	Arduino модулі +	Живлення від USB	Замикання або перегрів	Пошкодження електроніки
---	------------------	------------------	------------------------	-------------------------

Таблиця 3.4 – Нормативи електробезпеки

Параметр	Реальне значення	Допустиме значення	Джерело нормативу
Струм через пацієнта	до 10 мкА	≤ 10 мкА	ІЕС 60601-1
Напруга живлення	5–12 В	≤ 42 В	НПАОП 40.1-1.21-98
Ізоляція	гальванічна	обов'язкова	НПАОП 85.11-1.10-84

Таблиця 3.5 – Заходи захисту від електричної небезпеки

Захід	Тип	Пріоритет
Гальванічна розв'язка	Технічний	Основний
Струмообмежувальні резистори	Технічний	Основний
Використання стабілізованого БЖ	Технічний	Додатковий
Інструктаж персоналу	Організаційний	Додатковий

3.3 Біологічна небезпека

Біологічна небезпека включає ризики, пов'язані з впливом електродів на шкіру, нагрівом компонентів, контактом з дезінфікуючими речовинами, та можливим мікротравмуванням слизових оболонок при роботі в офтальмології.

Таблиця 3.6 – Джерела біологічної небезпеки

№	Фактор	Джерело	Потенційна загроза
1	Нагрів компонентів	Резистори, стабілізатори	Опіки шкіри при дотику
2	Хімічні речовини	Дезінфікуючі гелі	Подразнення, алергія
3	Контакт із слизовими	Електроди	Запалення, інфекція

Таблиця 3.7 – Нормативи щодо біологічної безпеки

Параметр	Вимоги	Нормативний документ
Температура нагріву поверхонь	$\leq 45\text{ }^{\circ}\text{C}$	ГОСТ 12.1.003-83
Контактна поверхня	Гігієнічна, біоінертна	ISO 10993-1
Застосування дезінфекторів	Допустимі речовини	СанПіН 2.1.2.2631-10

Таблиця 3.8 – Заходи захисту від біологічної небезпеки

Захід	Тип	Пріоритет
Обмеження температури нагріву	Технічний	Основний
Застосування біосумісних матеріалів	Конструктивний	Основний
Заміна агресивних речовин на нейтральні	Технологічний	Додатковий
Санітарна обробка електродів	Організаційний	Додатковий

3.5. Інструкція з техніки безпеки

3.5.1. Загальні положення

1. До роботи з імпедансометром допускаються особи, які пройшли інструктаж з техніки безпеки.
2. Прилад можна використовувати лише для медичних досліджень біоімпедансу.
3. Забороняється експлуатація приладу особами без відповідного допуску.

3.5.2. Перед початком роботи

- Перевірити цілісність корпусу та з'єднувальних кабелів
- Переконалися в наявності заземлення
- Перевірити функціонування дисплея та індикації
- Провести тестування на еталонному навантаженні

3.5.3. Під час роботи

- Не перевищувати максимальний час контакту електродів з пацієнтом (30 секунд)
- При незвичайних показаннях негайно припинити вимірювання
- Не залишати прилад без нагляду під час роботи з пацієнтом
- Регулярно очищати електроди дезінфікуючими засобами

3.5.4. Після роботи

- Відключити прилад від мережі живлення
- Провести дезінфекцію електродів
- Зробити запис в журналі експлуатації
- Помістити прилад у захищене місце

3.5.5. В аварійних ситуаціях

- При пошкодженні ізоляції негайно відключити прилад
- При ураженні струмом негайно відключити живлення та надати першу допомогу
- При перегріві вимкнути та забезпечити охолодження
- При виявленні димлення викликати службу пожежної безпеки

Висновок до розділу 3

Проведений аналіз показав, що спроектований імпедансометр відповідає вимогам безпеки для медичного обладнання. Основні ризики мінімізовані завдяки низьковольтному живленню (5В), обмеженню струму через пацієнта до 10мкА, гальванічній розв'язці від мережі 220В та комплексу технічних і організаційних заходів. Дотримання інструкції забезпечує безпечну експлуатацію приладу в медичних закладах.

ВИСНОВКИ

У межах виконання дипломної роботи було розроблено макет приладу для біоімпедансометрії, призначеного для дослідження електричних властивостей біологічних тканин, з орієнтацією на застосування в офтальмології. У процесі роботи проведено аналіз існуючих методів і засобів імпедансометрії, що дозволило обґрунтувати вибір архітектури пристрою та частотного діапазону для оцінки стану рогівки ока. Було спроектовано функціональну та структурну схему приладу на базі платформи Arduino Uno з використанням генератора сигналу AD9833, аналого-цифрового перетворювача ADS1115 та OLED-дисплея для відображення результатів вимірювання в реальному часі. У ході практичного етапу створено робочий макет, реалізовано програмне забезпечення та протестовано систему з використанням імітаційних середовищ: фізіологічного розчину, гелю на основі желатину та агар-агару. Проведене тестування підтвердило чутливість пристрою до змін електропровідності досліджуваних матеріалів, що підтверджує його потенціал у моніторингу фізіологічного стану біотканин. Також було розроблено комплекс заходів з охорони праці з урахуванням електричної та біологічної безпеки при роботі з медичними об'єктами, зокрема слизовими оболонками ока. Отримані результати свідчать про доцільність подальшої розробки приладу як бази для портативного засобу первинної діагностики, який може бути використаний у медичній практиці після належної сертифікації.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. World Health Organization. Vision impairment and blindness [Electronic resource] // WHO Fact Sheets. – 2023. – Access mode: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment>
2. Cole K.S. Permeability and impermeability of cell membranes for ions // Cold Spring Harbor Symposia on Quantitative Biology. – 1940. – Vol. 8. – P. 110–122.
3. Jaffrin M.Y., Morel H. Body fluid volumes measurements by impedance: A review of bioimpedance spectroscopy (BIS) and bioimpedance analysis (BIA) methods // Medical Engineering & Physics. – 2008. – Vol. 30, №10. – P. 1257–1269.
4. Holder D.S. Electrical impedance tomography of the eye: in vitro measurements of the cornea and the lens // Physiological Measurement. – 1997. – Vol. 18, №1. – P. 107–118.
5. American Academy of Ophthalmology. Eye anatomy: Parts of the eye and how we see [Electronic resource]. – 2023. – Access mode: <https://www.aaao.org/eye-health/anatomy/parts-of-eye>
6. Weinreb R.N., Aung T., Medeiros F.A. The pathophysiology and treatment of glaucoma: a review // JAMA. – 2014. – Vol. 311, №18. – P. 1901–1911.
7. Harding J.J. Cataract: biochemistry, epidemiology and pharmacology. – London: Chapman & Hall Medical, 1991. – 352 p.
8. Sukackiene D., Laucyte-Cibulskiene A., Vickiene A., Rimsevicius L., Miglinas M. Association of a bioimpedance profile with optical coherence tomography features in diabetic macular edema // Journal of Clinical Medicine. – 2023. – Vol. 12, №20. – Article 6676.
9. Michael R., Bron A.J. The ageing lens and cataract: a model of normal and pathological ageing // Philosophical Transactions of the Royal Society B. – 2011. – Vol. 366, №1568. – P. 1278–1292.

10. Khalil S.F., Mohktar M.S., Ibrahim F. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases // *Sensors*. – 2014. – Vol. 14, №6. – P. 10895–10928.
11. Kyle U.G., Bosaeus I., De Lorenzo A.D. et al. Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods // *Clinical Nutrition*. – 2004. – Vol. 23, №5. – P. 1226–1243.
12. Ward L.C. Bioelectrical impedance analysis for body composition assessment: reflections on accuracy, clinical utility, and standardisation // *European Journal of Clinical Nutrition*. – 2019. – Vol. 73, №2. – P. 194–199.
13. Naranjo-Hernández D., Roa L.M., Reina-Tosina J., Estudillo-Valderrama M.A. Fundamentals, recent advances, and future challenges in bioimpedance devices for healthcare applications // *Journal of Sensors*. – 2019. – Article ID 9210258.
14. Posada-Quintero H.F., Reljin N., Bolkhovskiy J.B. et al. Machine learning model based on transthoracic bioimpedance and heart rate variability for lung fluid accumulation detection // *JMIR Medical Informatics*. – 2020. – Vol. 8, №8. – Article e18715.
15. Wang J. Design and implementation of an impedance analyzer based on Arduino Uno: A pilot study of bioelectrical impedance analysis // *IEEE Conference Proceedings*. – 2015.
16. Rimsza T. et al. Design and development of a low-cost Arduino-based electrical bioimpedance spectrometer // *Journal of Medical Engineering & Technology*. – 2019. – Vol. 43, №7. – P. 391–402.
17. Analog Devices Inc. AD9833 Low Power, 2.3 V to 5.5 V, Programmable Waveform Generator: Datasheet and Product Information. – 2023.
18. Brazey B. et al. A low-cost, portable, two-dimensional bioimpedance distribution estimation system based on the AD5933 impedance converter // *HardwareX*. – 2022. – Vol. 11. – Article e00286.

19. Pallàs-Areny R., Webster J.G. Analog signal processing. – New York: John Wiley & Sons, 2001. – 334 p.
20. Ward L.C. Bioelectrical impedance analysis for body composition assessment: reflections on accuracy, clinical utility, and standardisation // European Journal of Clinical Nutrition. – 2019. – Vol. 73, №2. – P. 194–199.
21. Amini M., Hisdal J., Kalvøy H. Applications of bioimpedance measurement techniques in tissue engineering // Journal of Electrical Bioimpedance. – 2018. – Vol. 9, №1. – P. 142–158.
22. Seoane F. et al. Mean expected error in prediction of total body water: A true accuracy comparison between bioimpedance spectroscopy and single frequency regression equations // BioMed Research International. – 2015. – Article ID 656323.
23. Tronstad C., Pripp A.H. Statistical methods for bioimpedance analysis // Journal of Electrical Bioimpedance. – 2014. – Vol. 5. – P. 14–27.

Додаток А

Код програми

```
#include <Wire.h>
#include <SPI.h>
#include <Adafruit_ADS1X15.h>
#include <Adafruit_SH110X.h>
#include <AD9833.h>

// OLED
#define SCREEN_WIDTH 128
#define SCREEN_HEIGHT 64
#define OLED_RESET -1
Adafruit_SH1106G display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);

// ADS1115
Adafruit_ADS1115 ads;

// AD9833
#define FSYNC 10
AD9833 funcGen(FSYNC);

// Відомий резистор (Ом)
const float R_REF = 10000.0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  delay(200);

  // OLED
  display.begin(0x3C, true);
  display.clearDisplay();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(SH110X_WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("Impedance meter");
  display.display();

  // ADS1115
  if (!ads.begin()) {
    Serial.println("Failed to initialize ADS1115!");
    display.println("ADS1115 ERROR");
    display.display();
    while (1);
  }

  ads.setGain(GAIN_ONE); // ±4.096V, 1 bit = 0.125 mV

  // AD9833
```

```

    SPI.begin();
    funcGen.begin();
    funcGen.setWave(AD9833_SINE);
    funcGen.setFrequency(1000); // 1 кГц
    funcGen.setPhase(0);

    Serial.println("Setup complete");
}

float readVoltage(uint8_t channel) {
    int16_t adc = ads.readADC_SingleEnded(channel);
    float voltage = adc * 0.125 / 1000.0; // у Вольтах
    return voltage;
}

void loop() {
    float V_ref = readVoltage(0); // A0 – напруга на резисторі
    float V_bio = readVoltage(1); // A1 – напруга на біоб'єкті

    if (V_ref <= 0.001) {
        Serial.println("Error: V_ref too low");
        delay(500);
        return;
    }

    float Z_bio = R_REF * (V_bio / (V_ref - V_bio));
    int Z_bio_int = (int)Z_bio;
    int V_bio_mV = V_bio * 1000; // у мВ

    // Serial для налагодження
    Serial.print("Z_bio: "); Serial.print(Z_bio_int); Serial.print(" Ом, ");
    Serial.print("V_bio: "); Serial.print(V_bio_mV); Serial.println(" мВ");

    // OLED
    display.clearDisplay();
    display.setCursor(0, 0);
    display.setTextSize(1);
    display.print("Z bio: ");
    display.print(Z_bio_int);
    display.println(" Ом");

    display.setCursor(0, 15);
    display.print("V out: ");
    display.print(V_bio_mV);
    display.println(" мВ");

    display.display();
    delay(1000);}

```