

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

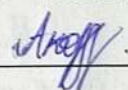
БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

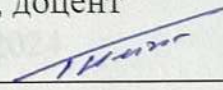
ПРИЛАД ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ІМПЕДАНСУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Виконав: студент 4 курсу, групи БМІ-206

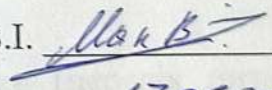
Спеціальності 163 – «Біомедична інженерія»

Акоджур Н.Д. 

Керівник: к. т. н., доцент

Тимчик С. В. 

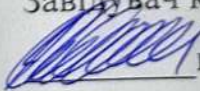
Рецензент: к. т. н., ст. викл. каф. ІКСТ

Макогон В. І. 

17.06.2024

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к. т. н. доц. Коваль Л. Г.

« 12 » 06 2024р.

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

Бакалавр

163 – Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доцент

Коваль Л.Г.

« 11 » 03 2024

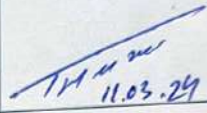
ЗАВДАННЯ
НА БАКАЛАВРСЬКУ ДИПЛОМНУ РОБОТУ

Акоджурі Ннені Дем'єні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи): Прилад для вимірювання імпедансу біологічних тканин
керівник проекту (роботи) : к. т. н., доцент, Тимчик С. В.,
затверджені наказом ВНТУ від «11» березня 2024 року №80
2. Строк подання студентом проекту (роботи): 05.06.2024
3. Завдання проекту (роботи): Розробити прилад для вимірювання імпедансу біологічних тканин.
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): 1. Огляд літературних джерел; 2. розробка приладу для біоімпедансометрії; 3. Охорона праці.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Тимчик С. В., к. т. н., доцент	 11.03.24	05.06.24 
Охорона праці	Дембіцька С.В., д.п.н., професор кафедри БЖ та ПБ	18.03.24 	24.05.24 

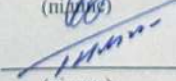
7. Дата видачі завдання «11» березня 2024р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	П
1	Формування та затвердження теми бакалаврської дипломної роботи (БДР)	До 10.03.2024	
2	Виконання спеціальної частини БДР. Перший рубіжний контроль виконання БДР	До 05.04.2024	
3	Виконання спеціальної частини БДР. Другий рубіжний контроль виконання БДР	До 10.05.2024	
4	Виконання розділу «Охорона праці»	До 26.05.2024	
5	Попередній захист БДР	05.06.2024	
6	Нормоконтроль БДР	12.06.2024	
7	Рецензування БДР	18.06.2024	
8	Захист БДР	19.06.2024	

Студент

Керівник роботи


(підпис)

(підпис)

Акоджуру Н.Д.

Тимчик С. В.

АНОТАЦІЯ

Моделювання біологічної тканини, зокрема ділянки шкіри, як з пухлинами, так і без них; проведення вимірювань імпедансу при зміні розмірів пухлини та глибини її залягання.

Мета роботи полягає у створенні апаратного комплексу для біоімпедансометрії на основі монополярної техніки для діагностики шкірних пухлин.

В першому розділі здійснено огляд літературних джерел, де розглянуто застосування методу біоімпедансометрії, фізіологічні основи цього методу, а також різноманітні техніки вимірювання імпедансу біологічних тканин.

Другий розділ присвячений розробці приладу для біоімпедансометрії. Описано структурну схему приладу та проведено моделювання його функціонування. Додатково розглянуто моделювання при зміні глибини залягання пухлини та при зміні її розміру, і представлені результати проведених моделювань.

Третій розділ присвячений питанням охорони праці.

ABSTRACT

Modeling biological tissue, particularly skin sections, both with and without tumors; conducting impedance measurements with variations in tumor size and depth of penetration.

The objective of this work is to develop a hardware complex for bioimpedance measurement based on monopolar techniques for diagnosing skin tumors.

The first section provides a review of the literature, discussing the application of the bioimpedance measurement method, the physiological basis of this method, and various techniques for measuring the impedance of biological tissues.

The second section is dedicated to the development of a bioimpedance measurement device. It describes the structural scheme of the device and includes simulations of its operation. Additionally, it examines modeling with changes in the depth of tumor penetration and changes in tumor size, and presents the results of these simulations.

The third section addresses occupational safety issues.

ЗМІСТ

ВСТУП	4
1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	5
1.1 Застосування методу біоімпедансометрії.....	5
1.2 Фізіологічні основи біоімпедансометрії.....	6
1.3 Техніки вимірювання імпедансу біологічних тканин	8
2 РОЗРОБКА ПРИЛАДУ ДЛЯ БІОІМПЕДАНСОМЕТРІЇ.....	14
2.1 Розробка загальної структурної схеми приладу та її опис	14
2.1.1 Реалізація автономного живлення за допомогою Li-ion акумулятора	15
2.1.2 Реалізація автономного живлення за допомогою батареї 6F22	18
2.2 Проектування принципів електричних схем для збудження тканини та вимірювання імпедансу біосередовища	19
2.3 Розробка друкованої плати приладу в середовищі DipTrace	25
2.4 Створення 3D-моделі пристрою та його внутрішньої структури.....	27
2.5 Використання тетраполярного аналізатора для оцінки життєздатності біологічних тканин.....	29
2.6 Моделювання функціонування приладу для біоімпедансометрії.....	32
2.7 Моделювання з урахуванням зміни глибини залягання пухлини	35
2.8 Результати моделювання.....	39
3 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	44
3.1. Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи	45
3.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії.....	47
3.2.1. Мікроклімат	47
3.2.2. Склад повітря робочої зони	48
3.2.3. Виробниче освітлення	49
3.2.4. Виробничий шум.....	50
3.2.5. Виробничі випромінювання.....	51
3.3 Пожежна безпека	52
3.3.1. Технічні рішення системи протипожежного захисту	53
3.3.2. Технічні рішення системи протипожежного захисту	54

ВИСНОВКИ	55
ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ	56

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ

ІБТ - Імпеданс біологічних тканин

ВІБТ - Вимірювання імпедансу біологічних тканин

ЕІ - Електричний імпеданс

БІА - Біоімпедансний аналіз

РСІ - Реактивний склад імпедансу

ІС - Імпедансний спектр

ЕХВ - Електричний хребтовий відгук

ЧПВ - Частотно-перемінна вимірювальна техніка

КВЧ - Комплексний вимірювальний чіп

МІС - Мультичастотний імпедансний спектрометр

АЦП - Аналого-цифровий перетворювач

ЦАП - Цифро-аналоговий перетворювач

ДПС - Динамічний просторовий спектрометр

ПК - Персональний комп'ютер

ПЗ - Програмне забезпечення

НВЧ - Надвисока частота

РМ - Резонансний метод

КВ - Когерентне вимірювання

АЧХ - Амплітудно-частотна характеристика

ФЧХ - Фазо-частотна характеристика

ЦП - Центральний процесор

ГГц - Гігагерц

МГц - Мегагерц

кГц - Кілогерц

Гц - Герц

Ом - Омічний опір

Фарад - Фарад (ємність)

Генрі - Генрі (індуктивність)

СР - Серійний резонанс

ПР - Паралельний резонанс

АРС - Автоматизована робоча станція

КНІ - Контрольна нитка імпедансу

ТМ - Тестер мережі

ЕКГ - Електрокардіографія

ЕЕГ - Електроенцефалографія

ЕМГ - Електроміографія

БНВ - Біологічний насичений вимірювач

ІТ - Інтерфейсний ток

ЗР - Захисний резистор

ТР - Точковий резонатор

ВСТУП

Вимірювання імпедансу біологічних тканин застосовується для дослідження їх фізичних властивостей, складу і структури, а також змін, пов'язаних з фізіологічними процесами в організмі.

Актуальність цього підходу обумовлена тим, що існуючі методи діагностики біологічних тканин, такі як магнітно-резонансна томографія і ультразвукове сканування, не підходять для регулярного моніторингу через високе променеве навантаження, складність і високу вартість обладнання, а також тривалість і дороговартісність процедур. Крім того, рентгенівська і ультразвукова діагностика не дозволяють точно визначити глибину розташування пухлини від поверхні.

На сьогоднішній день існує безліч апаратів для біоімпедансометрії, які використовуються для оцінки складу тіла і аналізу стану шкіри, але прилади для діагностики новоутворень менш поширені. Тому було запропоновано створити апаратний комплекс для біоімпедансометрії, який дозволяє вимірювати імпеданс патологічних утворень.

Розроблений апарат для біоімпедансометрії дозволяє проводити вимірювання біоімпедансу тканини, аналізувати зміни фізіологічного стану тканини і патологічні зміни, а також визначати глибину розташування пухлини. Вимірювання можна проводити неінвазивно і без складних процедур.

Мета цієї роботи полягає в розробці апарату для біоімпедансометрії на основі монополярної техніки для діагностики патологічних утворень.

Для досягнення мети були поставлені такі завдання:

1. Провести літературний огляд основних понять.
2. Аналізувати та порівняти методи вимірювання імпедансу біологічних тканин.
3. Вибрати структурну схему апаратного комплексу для біоімпедансометрії та підібрати компоненти схеми.
4. Моделювати біологічну тканину – шкіру з пухлинами і без них.
5. Дослідити залежність імпедансу пухлини від зміни її розміру і глибини розташування.

1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Застосування методу біоімпедансометрії

Вимірювання електричного імпедансу біологічних тканин має потенціал використання у двох основних напрямках:

- Вивчення фізичних характеристик, складу та структури тканин.
- Дослідження змін, що відбуваються внаслідок фізіологічних процесів в організмі.

У сучасний час цей метод широко використовується у медицині та біології.

У зв'язку з тісною взаємодією шкіри з органами та системами людини, при різних порушеннях і патологічних процесах можуть відбуватись зміни в електричних, оптичних та інших властивостях шкіри. Віруси, наприклад, впливають на клітину живого організму, змінюючи електричний опір всередині неї. Кількість вірусів у клітині впливає на внутріклітинний опір, і лише при накопиченні вірусів вище певного рівня запалені клітини можуть перетворюватись на ракові.

Під час трансплантації тканин важливо зберігати клітини пересаджуваних тканин. Час зберігання визначає життєздатність пересаджуваної тканини. Якщо пересадка відбувається через деякий час після забору трансплантата, то можуть відбутись зміни в клітинних мембранах. Стан мембран клітин можна об'єктивно оцінити за допомогою методу, заснованого на вимірюванні електричного імпедансу досліджуваної тканини.

У косметології аналізатори шкіри, що базуються на методі біоімпедансного аналізу, дозволяють оцінити різні показники шкіри, такі як гідратація поверхні, жирність та пружність, що дозволяє отримати оцінку стану епітелію шкіри.

У спортивній медицині користуються біоімпедансними аналізаторами для розрахунку повного складу тіла людини. Під час вимірювань пацієнт лежить на спеціальній кушетці у спокійному стані, а електроди закріплюються на кистях і ступнях. Цей метод автоматично реєструє параметри тіла, дозволяє оцінити їх динаміку та вивчати розподіл рідини між різними частинами тіла в різних ситуаціях,

таких як хірургічні втручання, гемодіаліз, ортостатичні тестування та інші випробування.

У пластичній хірургії метод біоімпедансометрії використовується для оцінки готовності пролежнів до операції у хворих зі стійкою втратою моторних функцій.

Біоімпедансометрія, як неінвазивний метод дослідження кровопостачання органів, заснована на реєстрації змін електричного опору тканин у зв'язку зі змінами кровонаповнення, і використовується у клінічній практиці для контролю динаміки вмісту клітинної та позаклітинної рідини в ранньому посттравматичному періоді при різних захворюваннях та станах.

У зазначеній роботі [11] було розроблено пристрій, який дозволяє проводити дослідження для виявлення ознак життєздатності уражених ділянок біологічних тканин і створення на цій основі системи об'єктивної діагностики стану біооб'єктів. Біоімпедансний діагностичний апарат [9] визначає опір біологічних тканин для заданих частот електричного струму і дозволяє оцінити стан органів і систем біологічних об'єктів під впливом різних факторів, включаючи ракові захворювання. Виконано дослідження раку шкіри (базаліоми) з використанням біоімпедансного діагностичного апарату. Проведено аналіз імпедансу на пацієнтах із захворюванням раку шкіри та на пацієнтах з незараженою шкірою, що показало, що імпеданс шкіри, поразеної раком, є вищим при різних частотах. Вимірювання імпедансу біологічних тканин є ефективним методом для визначення параметрів тіла людини, аналізу характеристик шкіри, моніторингу стану органів, реакції організму на лікарські та інші речовини, приживлення імплантатів, а також виявлення та локалізації ракових новоутворень.

1.2 Фізіологічні основи біоімпедансометрії.

Метод електроімпедансної діагностики широко використовується для дослідження різних об'єктів, включаючи біологічні, через їхню електропровідність, особливо за участю водних розчинів солей. Різноманітність тканин у різних частинах тіла людини впливає на величину імпедансу цих областей, а основні фактори, що впливають на ці вимірювання, включають морфологічні та дисперсійні властивості

тканин, їхню електропровідність та антропометричні параметри. Анізотропія, яка враховується як морфологічна (неоднакове проведення струму у взаємно перпендикулярних напрямках всередині тканини) так і антропометрична (неоднакове проведення струму в різних напрямках у конкретній ділянці тіла), також важлива для точності діагностики.

Електрична провідність біологічних рідин визначається особливостями клітин, зокрема, їхніми мембранами, які виконують різноманітні функції, включаючи обмін речовин з навколишнім середовищем та рецепторну активність. Сучасна концепція мембран представляє їх як рідинно-мозаїчні структури, складені з подвійного шару фосfolіпідів з вбудованими білками. Дослідження показали, що в фосfolіпідних молекулах лецитину є дві заряджені групи, створюючи електричний диполь, що забезпечує електричні та магнітні властивості клітини.

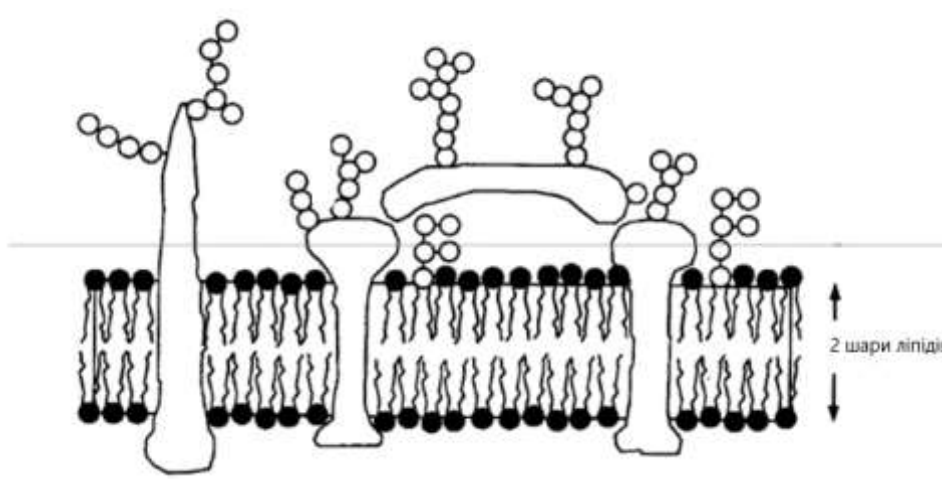


Рисунок 1.1 – Структура клітинної мембрани[15]

Процеси переносу речовин через мембрани включають біоенергетичні механізми, утворення біопотенціалу, генерацію нервових імпульсів та інші. Електрохімічний потенціал та умови перенесення речовин через мембрану мають велике значення в цих процесах.

Немембранна електропровідність зумовлена рухом електронів, іонів, полярних молекул та диполів у воді, тому внутрішньоклітинні та позаклітинні рідини переважно мають резистивний характер. Мембрана, що складається з тонкого ліпідного бішару з іонними каналами, є одночасно ємнісною та резистивною.

1.3 Техніки вимірювання імпедансу біологічних тканин

Біологічні тканини можуть проводити змінний струм. При проходженні через них, сила струму випереджає за фазою прикладену напругу. Таким чином, ємнісний опір тканин перевищує індуктивний.

Змінний струм - це струм, що періодично змінюється за величиною та напрямком з часом за законом синуса або косинуса. Формула 1.1 описує змінний струм, а формула 1.2 - напругу, відповідно.

$$I = I_{max} \sin(\omega t) \text{ або } I = I_{max} \cos(\omega t), \quad (1.1)$$

$$U = U_{max} \sin(\omega t) \text{ або } U = U_{max} \cos(\omega t) \quad (1.2)$$

Якщо до ланцюга, який складається з послідовно з'єднаних резистора з опором R , котушки індуктивності (L) і конденсатора з ємністю (C), прикласти змінну напругу U , то в цьому ланцюзі потікатиме струм, що характеризується формулою 1.3, де I , U – миттєві значення сили струму і напруги; I_{max} , U_{max} - амплітудні значення сили струму і напруги; ω - кутова частота змінного струму, t - час.

$$I = \frac{U}{Z}, \quad (1.3)$$

де Z - імпеданс повного кола змінного струму, U - напруга, I - сила струму. Імпеданс повного кола змінного струму можна обчислити за допомогою формули 1.4.

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2}, \quad (1.4)$$

де R - активний опір, X_L - індуктивний опір, X_C - ємнісний опір. Індуктивний та ємнісний опори відомі також як реактивний опір. Біологічні тканини мають просвіти, що складаються з різних оболонок і перегородок, які є поганими

провідниками, де знаходяться тканини з тканинною рідиною. Ця структура надає їм ємнісні властивості. У ланцюзі на рисунку 1.2 а, що складається з опору R та ємності C , на змінному струмі характеризується комплексним імпедансом Z .

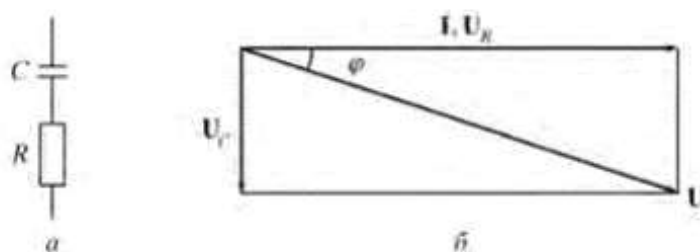


Рисунок 1.2 - Ланцюг з активного і реактивного елементів (а) і векторна діаграма напруг на елементах (б)[3]

Імпеданс складається з активної омичної складової R та реактивної ємнісної складової X_C і представляється формулою 1.5:

$$Z = R - jX_C, \quad (1.5)$$

де j — мніма одиниця, що характеризується рівністю $j^2 = -1$, R — активна складова, X_C — реактивна ємнісна складова.

Абсолютна величина реактивного опору X_C дорівнює:

$$X_C = \frac{1}{\omega C}, \quad (1.6)$$

де ω — кутова частота, вимірюється в радіанах за секунду і пов'язана з частотою f , яка вимірюється в герцах, співвідношенням $\omega = 2\pi f$, C — ємнісна складова.

Комплексне представлення дозволяє враховувати змінні струми і напруги з різними фазами. Змінна напруга U_R на активному опорі співпадає за фазою зі змінним струмом I , тоді як змінна напруга U_C на ємності відстає за фазою від струму на 90° , що виражається знаком мінус. Фазові відношення напруги показані на векторній діаграмі (Рисунок 1.2 б), де U — загальна напруга ланцюга.

Для біологічного об'єкта імпеданс має комплексний характер $Z = (R, X)$. Його активна складова R пов'язана, насамперед, з провідністю внутрішніх рідинних середовищ, які є електролітами. Різні процеси в тканинах, що супроводжуються незворотніми втратами енергії, також вносять свій внесок у величину активної складової імпедансу.

Реактивна компонента X визначається ємнісними властивостями досліджуваної тканини, зокрема, ємністю біологічних мембран. Крім того, у ємнісну складову імпедансу вноситься внесок і область контакту стимулюючих електродів з біологічними тканинами.

Абсолютне значення (модуль) електричного імпедансу визначається виразом:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}, \quad (1.7)$$

де X – комплексна реактивна складова, R – комплексна активна складова.

З формули 1.7 видно, що зі збільшенням частоти змінного струму ω ємнісний опір X_C зменшується. Це зменшення ємнісного опору при високих частотах змінного струму призводить до загального зменшення імпедансу біологічних тканин.

На рисунку 1.3 представлений графік частотної залежності імпедансу м'язової тканини, побудований в логарифмічних координатах для зручності.

З графіка видно дві особливості цієї залежності:

- плавне зменшення імпедансу зі збільшенням частоти (загальний хід залежності імпедансу від частоти);
- наявність трьох областей частот, в яких спостерігається відхилення від загального ходу залежності імпедансу від частоти: Z - майже не змінюється. Ці області були названі, відповідно, областями α -, β - і γ - дисперсії імпедансу.

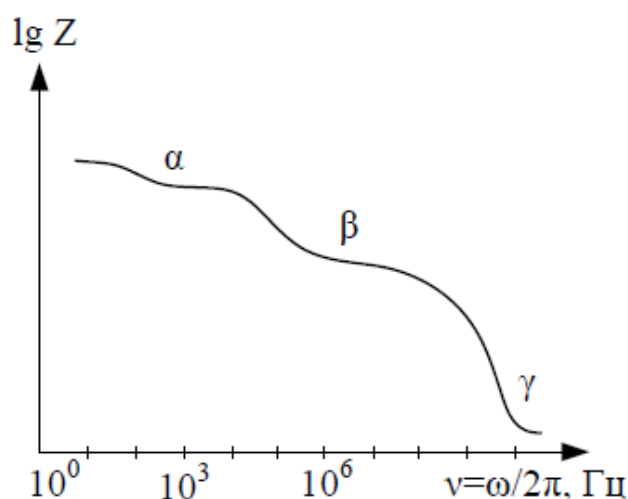


Рисунок 1.3 - Дисперсія імпедансу живих тканин[8]

Фазовий зсув φ визначає ступінь відхилення реактивної складової від активної складової імпедансу.

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{X}{R}, \quad (1.9)$$

Де X - реактивна складова, R - активна складова.

У таблиці 1.1 наведено значення кута зсуву фаз, які були виміряні при частоті 1 кГц для різних біологічних об'єктів.

Таблиця 1.1 - Кут зсуву фаз (в градусах) для різних видів тканин.

Біологічний об'єкт	φ , град
Шкіра людини, жаби	-55
Нерв жаби	-64
М'яз кролика	-65

Під час вимірювання імпедансу біологічної тканини виявлено, що існують різноманітні конфігурації електродів, такі як пласкі пластини, одиночні голки, або набори голок. Вибір конфігурації залежить від необхідної форми області вимірювання та можливостей доступу до неї. Серед таких конфігурацій виділяють монополярні, біполярні та тетраполярні аплікатори. При використанні монополярних аплікаторів

один електрод (активний електрод) використовується для впливу на тканину, тоді як другий електрод (пластина пацієнта) розташовується під тілом пацієнта.

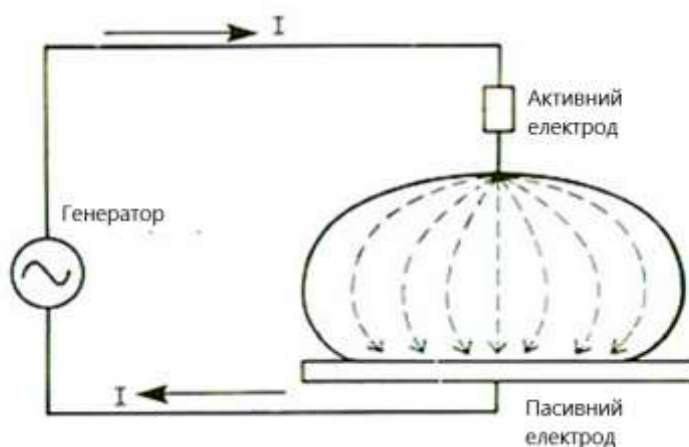


Рисунок 1.3 – Розподіл струму між електродами для монополярної системи[20]

Під час проведення електричного струму через тіло пацієнта, яке виступає як провідник, виникає висока щільність струму біля активного електрода, що поширюється в напрямку великого пасивного електрода. Така конфігурація електродів має перевагу у простоті використання. У біполярній конфігурації застосовуються два електрода, які контактують з областю, що досліджується.

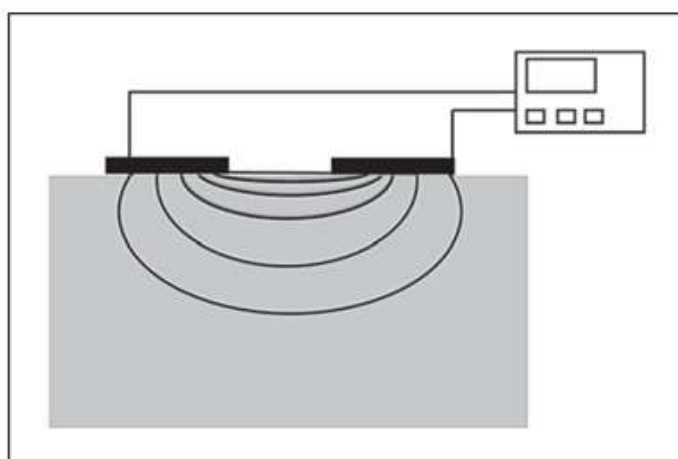


Рисунок 1.4 – Розподіл струму між електродами для біполярної системи[21]

Біполярне розташування електродів має перевагу у тому, що електричний струм проймає лише невелику частину тканин, розташованих між двома електродами.

Таким чином, електричний струм не проходить через всі тканини тіла пацієнта, і не потрібно використовувати пасивну пластину для пацієнта.

2 РОЗРОБКА ПРИЛАДУ ДЛЯ БІОІМПЕДАНСОМЕТРІЇ

2.1 Розробка загальної структурної схеми приладу та її опис

З точки зору економічної ефективності, структурна схема біоімпедансного аналізатора базується на прецизійному перетворювачі імпедансу AD5933, відповідно до загальноприйнятого протоколу та стандартів вимірювання електропровідності тканин (рисунок 2.1).

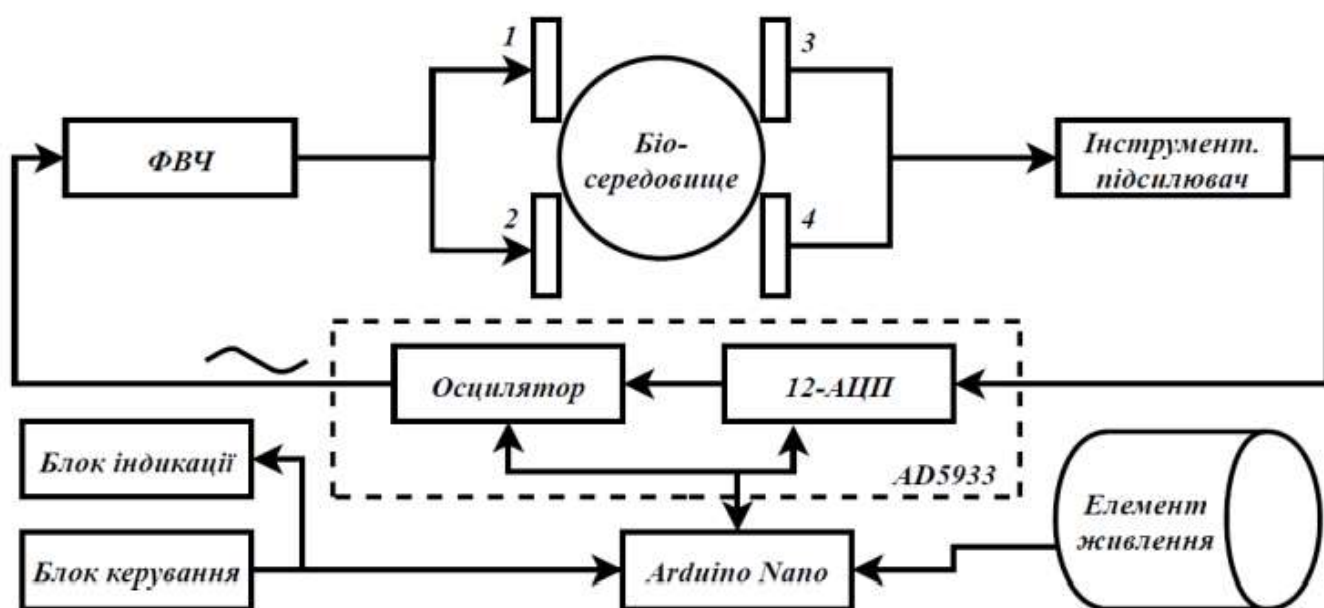


Рисунок 2.1 – Структурна блок-схема приладу для знаходження імпедансу

Згідно зі структурною блок-схемою приладу та його загальною конструкцією, описаною в подальшій роботі, управління пристроєм здійснюється за допомогою п'яти кнопок "Big Button Module" 12x12 мм, які вмикають та регулюють Arduino Nano. Будь-які дії оператора відображаються на індикаторному блоці, що складається з дисплея LCD1602A та модуля зв'язку I2C.

Arduino Nano програмує регістри AD5933 та встановлює початкові параметри частоти для подальшого дослідження. Осцилятор генерує періодичний сигнал, який передається на активні електроди збудження 1 та 2 з частотами до 100 кГц. Сигнал з піну Vout блоку AD5933 фільтрується за допомогою високочастотного фільтра та

подається через транс-кондуктивний операційний підсилювач, що перетворює напругу на струм, до активних струмових електродів 1 і 2.

Сигнал, що пройшов через біологічний об'єкт, реєструється пасивними електродами вимірювання 3 і 4, інструментальним підсилювачем та дільником напруги для створення сигналу 2.5 В, що дозволяє адекватно сприймати та аналізувати сигнал 12-розрядним аналого-цифровим перетворювачем блоку AD5933. Всі отримані результати та стан заряду автономного джерела живлення відображаються на LCD-дисплеї.

Система автономного живлення може бути реалізована двома способами:

- Використанням Li-ion акумулятора форм-фактору 18-650 з конвертором підвищення напруги DC/DC до стабільного рівня 5 В для досягнення необхідної напруги живлення електричних компонентів приладу (стабільна напруга 5 В подається на 27 пін).
- Використанням батарейки типу "Крона" (6F22), яка живить Arduino Nano у робочому діапазоні напруги 7 – 12 В.

2.1.1 Реалізація автономного живлення за допомогою Li-ion акумулятора

Принципова реалізація такої схеми здійснюється за допомогою конвертора підвищення Robotdyn DC 0,9 to 5 V та Li-ion акумулятора Samsung 26J з номінальною напругою 3.7 В та ємністю 2550 мАг (рис. 2.2).

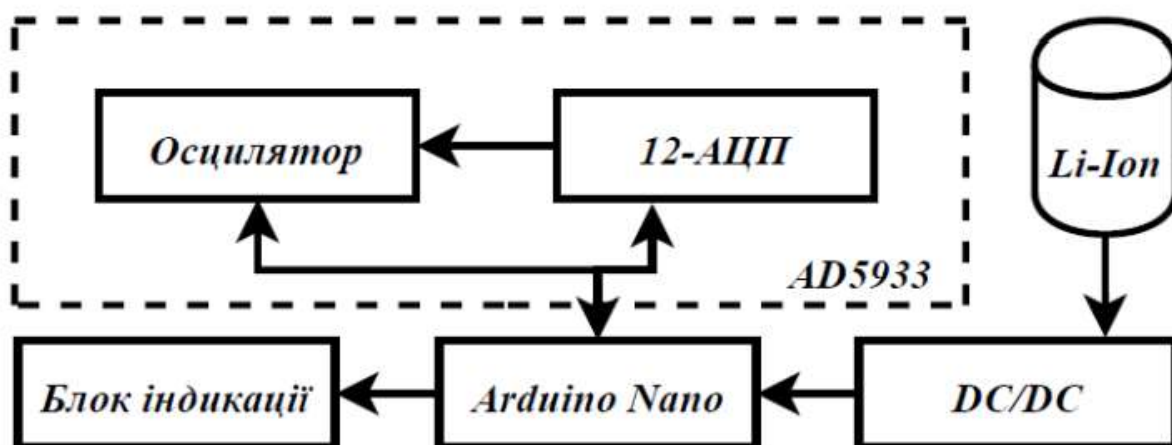


Рисунок 2.2 – Структурна схема системи забезпечення живлення за рахунок Li-ion акумуляторів

Технічні характеристики кожного з компонентів наведені в таблицях 2.1 та 2.2. Конвертор напруги дозволяє живити пристрій через вбудований порт USB (рис. 2.3). Це конструктивне рішення знижує загальне навантаження на мікроконтролер Arduino Nano та забезпечує прилад живленням через стандартні 5-вольтові зарядні блоки. Крім того, особливістю конвертора є здатність автоматично перемикатися між джерелами живлення залежно від рівня їх напруги, що означає, що у разі перебоїв у стаціонарному живленні, конвертор автоматично перемикнеться на акумулятор[18].



Рисунок 2.3 – Конвертор підвищення напруги Robotdyn 0,9 to 5 V

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики конвертору підвищення напруги Robotdyn [18]

Характеристика	Величина
Діапазон вхідної напруги, В	0,9 ... 5
Вихідна напруга, В	5
Вихідний струм, мА	500
Коефіцієнт корисної дії, %	94

Акумулятор Samsung у форм-факторі 18650 є найбільш поширеним і використовується як структурна одиниця акумулятора ноутбука (рис. 2.4). Ця модель не має вбудованого захисту від падіння внутрішньої напруги, проте його можна реалізувати програмним шляхом за допомогою мікроконтролера Arduino Nano, який відключає живлення та вимикає аналізатор при необхідності[19].



Рисунок 2.4 – Акумулятор Li-ion Samsung 26J

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики Samsung ICR18650-26J

Характеристика	Величина
Форм-фактор	18-650
Ємність, мАг	2550
Номінальна напруга, В	3,7
повний заряд, В	4,2
повний розряд, В	2,75
Максимальний струм розрядки, А	5,2
Кількість циклів заряд/розряд	400

На основі зазначених технічних характеристик можна приблизно розрахувати час роботи біоімпедансного аналізатора від живлення Li-ion акумулятора.

$$t = 0,7 \cdot \frac{\eta \cdot U \cdot C}{P}, \quad (2.1)$$

де η – коефіцієнт корисної дії конвертора напруги, U – напруга джерела живлення, C – ємність акумулятора, P – споживана потужність приладу, а коефіцієнт 0,7 відповідає глибині розряду акумулятора до 30%[20].

$$t = 0,7 \cdot \frac{0,94 \cdot 3,7 \cdot 2,55}{0,5} = 12,41 \text{ год.}$$

Згідно з формулою (2.1), час автономної роботи з таким конвертором напруги та акумулятором Samsung 26J становить 12 годин 23 хвилини. Однак це значення є теоретичним, оскільки загальна споживана потужність приладу розрахована на основі номінальних значень напруги та струмів його компонентів. Реальний час роботи залежить від фактичних навантажень на пристрій та умов експлуатації.

2.1.2 Реалізація автономного живлення за допомогою батареї 6F22

Принципова схема живлення аналізатора за допомогою батарейки крона (6F22) зображена на рисунку 2.5. Піни Ground та Vin можуть живитися від напруги 7 В – 12 В. Основним недоліком цього автономного джерела є мала ємність батарейки – 600 мАг, що, враховуючи загальну споживану потужність приладу, призводить до меншого часу автономної роботи порівняно з форм-фактором 18-650.

Використання такої схеми доцільне у випадках повного стаціонарного використання. Загальні габарити приладу при використанні батарейки типу 6F22 значно зменшуються, що робить пристрій компактнішим.

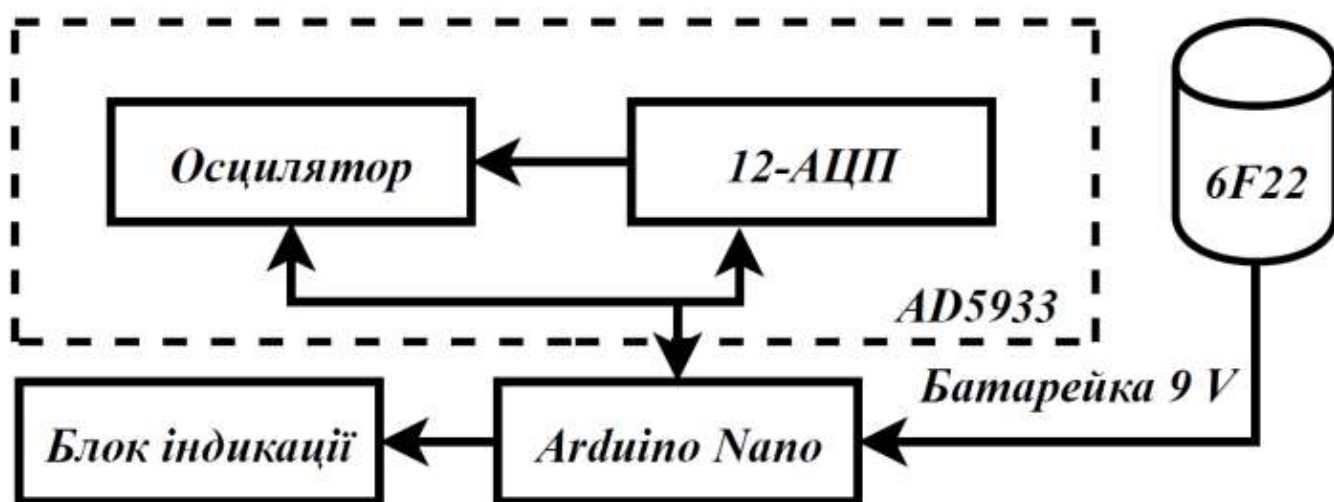


Рисунок 2.5 – Структурна схема організації живлення 6F22

Рекомендується використовувати акумулятор форм-фактору "Крона" (6F22) від Westinghouse з ємністю 600 мАг, оскільки його використання не потребує жодного конвертора або зовнішнього стабілізатора напруги [21] .



Рисунок 2.6 – Зовнішній вигляд Li-ion Westinghouse 600 мАг (6F22)

Технічні специфікації акумуляторної батареї зазначені у таблиці 2.2.

Хоча можна використовувати одноразові батарейки форм-фактору "Крона", такі дії є неефективними з економічної точки зору.

Таблиця 2.2 – Технічні характеристики Westinghouse 600 мАг [21]

Характеристика	Величина
Форм-фактор	«Крона» (6F22)
Ємність, мАг	600
Номінальна напруга, В	9
робоча напруга, В	7,4
Кількість циклів заряд/розряд	1500

Згідно з формулою (2.1) та технічними характеристиками Westinghouse, розрахуємо час автономної роботи біоімпедансного аналізатора.

$$t = 0,7 \cdot \frac{0,85 \cdot 9 \cdot 0,6}{0,5} = 6,50 \text{ год.}$$

Теоретично, при нормальних умовах навантаження, час автономної роботи складає 6 годин і 30 хвилин.

2.2 Проектування принципових електричних схем для збудження тканини та вимірювання імпедансу біосередовища

Згідно з усталеною методологією біоімпедансного аналізу, дослідження відбувається за рахунок збудження біологічного середовища. Це здійснюється за

допомогою активного струмового каналу, який подальше реєструє зміни напруги на пасивному каналі вимірювання.

Розроблений пристрій використовує AD5933, що дозволяє проводити варіативний багаточастотний аналіз з максимальною частотою до 100 кГц за допомогою програмного коду [6]. Принципова схема активного каналу представлена електричними компонентами, які модифікують сигнал збудження, що виходить з піну Vout AD5933 з напругою 2 В та частотою 50 кГц (рис. 2.7).

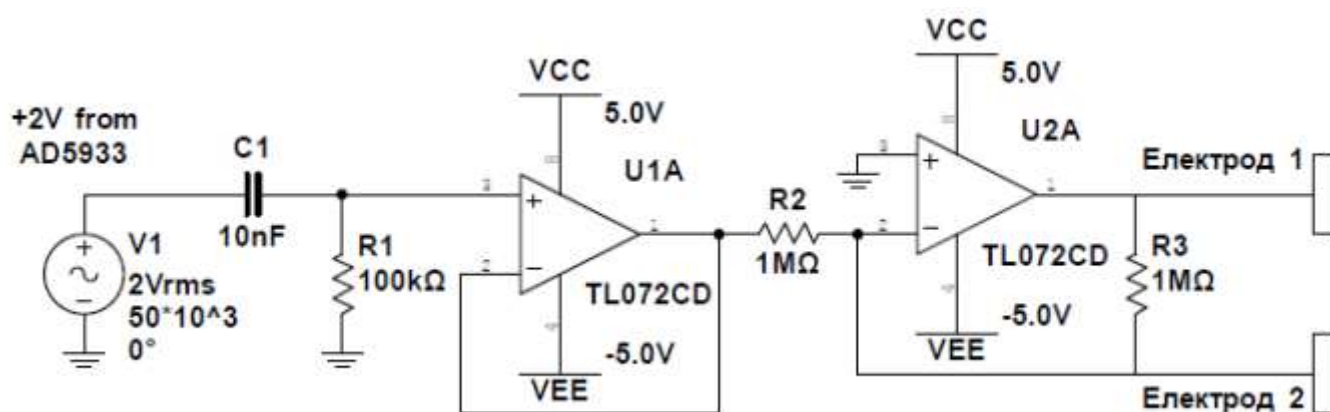


Рисунок 2.7 – Принципова електрична схема активного каналу біоімпедансного аналізатору у середовищі Ni Multisim 14.2 [22]

Оскільки AD5933 не входить до складу жодної з доступних бібліотек чи емуляторів електричних схем, сигнал, який він генерує, може бути моделюваний за допомогою генератора змінного синусоїдального сигналу з частотою 50 кГц. У цій схемі використовується RC-фільтр високих частот для зменшення впливу внутрішніх шумів на частотах нижче діапазону розгортки. Схема побудована на базі повторювача напруги, який використовує оперційний підсилювач TL072CD, для зниження опору навантаження резистору R2 на RC-фільтрі та забезпечення точності фільтрування. На резисторі R2 струм в даній конфігурації знаходиться у межах 1-2 мкА. Активні електроди підключаються до негативної клеми другого оперційного підсилювача TL072CD та стандартного виходу цього ж підсилювача. Операційний підсилювач U2A використовується в якості транскондуктивного підсилювача, що підвищує рівень струму на виході. Опір резистора R3 забезпечує захист біологічних об'єктів від надлишкового струму на виході оперційного підсилювача. Перевірка значення струму

на першому струмовому електроді здійснюється за допомогою підключення змінного мультиметра на вихід з транскондуктивного оперційного підсилювача TL072CD. Таким чином, струм на першому активному електроді становить 25 мА, що відповідає загальноприйнятим нормам.

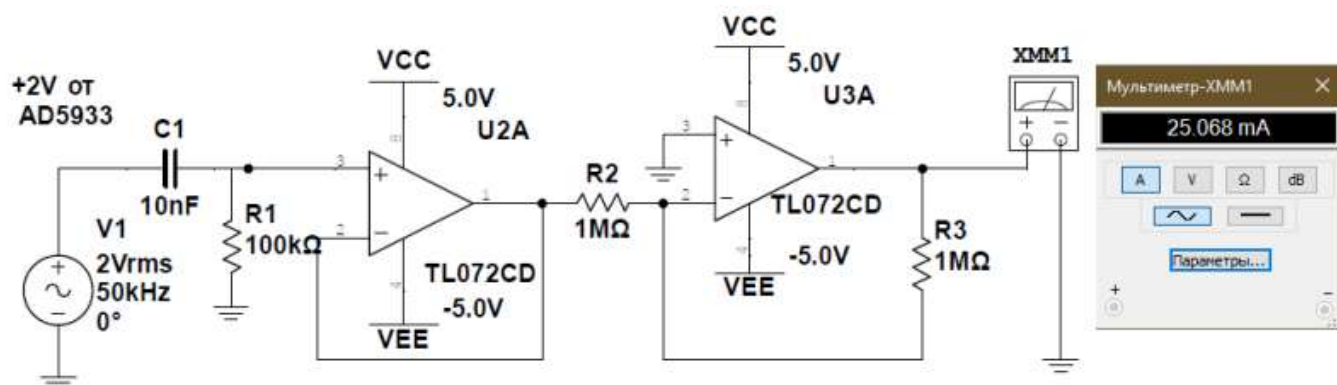


Рисунок 2.8 – Перевірка струму на першому активному електроді

Для перевірки рівня струму на другому електроді, слід підключити мультиметр до негативної клеми того ж підсилювача. Як показано на рисунку 2.9, струм на другому електроді становить 2 мкА і формується електричними компонентами без підсилення.

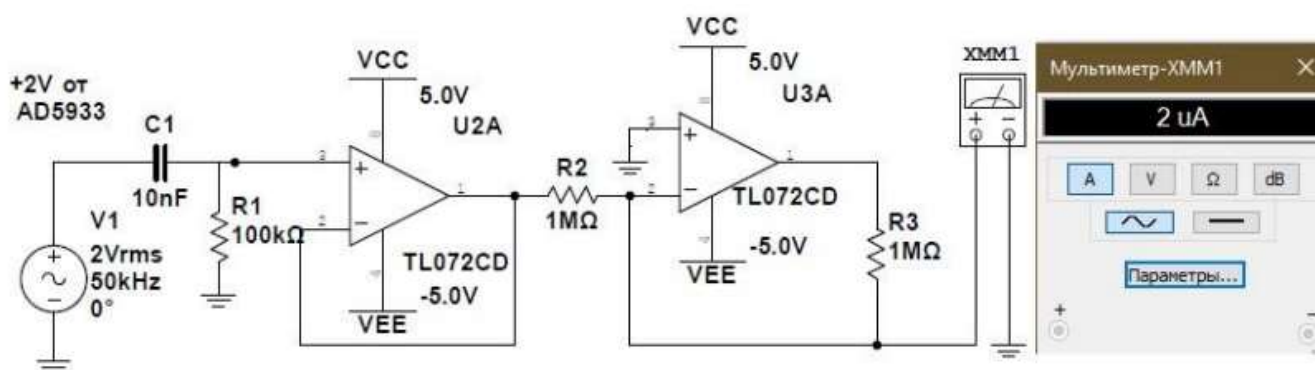


Рисунок 2.9 – Перевірка значення струму на другому активному електроді

Процес вимірювання розпочинається з електродів вимірювання 3 та 4, які розташовані парно зі струмовими електродами 1 та 2 на біологічному об'єкті. Принципова електрична схема цього каналу представлена на рисунку 2.10.

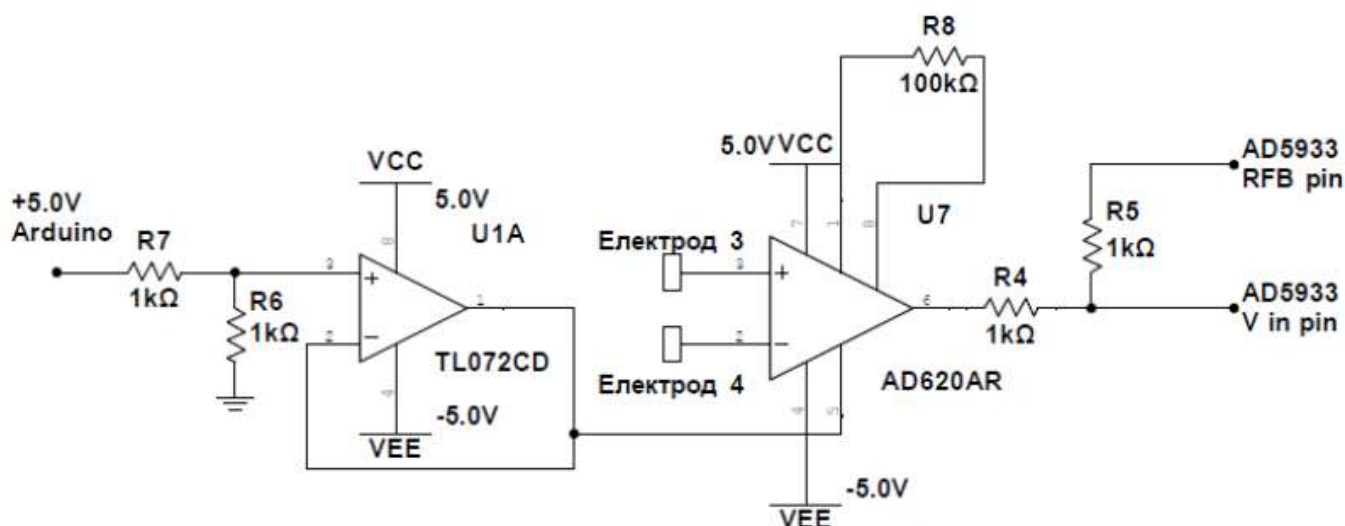


Рисунок 2.10 – Принципова електрична схема пасивного каналу реєстрації біоімпедансного аналізатору у середовищі Ni Multisim 14.2

Ключовою умовою правильної роботи пристрою є постачання лише позитивної напруги навколо +2.5 В на пін Vin AD5933. Серцем вимірювального каналу є інструментальний підсилювач AD620AR, який забезпечує програмоване підсилення сигналів, що надходять на його входи +IN та –IN. Часто цей підсилювач використовується для вимірювання електрокардіограми (ЕКГ) та електроенцефалограми (ЕЕГ).

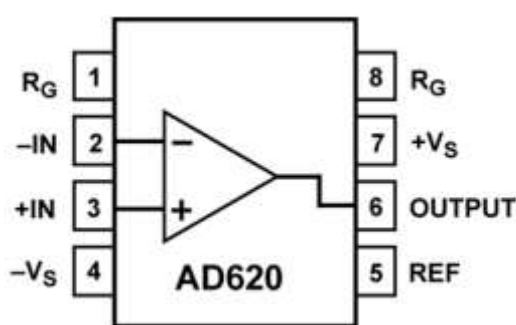


Рисунок 2.11 – Схематичне зображення інструментального підсилювача AD620 в даташиті [24]

Сигнали, що надходять на входи +IN та –IN підсилювача, повинні бути у тих самих межах, що й потенціали його джерела живлення. У схемах ЕКГ для забезпечення синхронізації потенціалів з тіл людини з потенціалами джерела

живлення, нульова точка джерела живлення підключається через референтні електроди до правої ноги пацієнта. Це дозволяє потенціалам на тілі людини знаходитись у межах нульової точки джерела живлення підсилювача, наприклад, $+V_s = -1.2 \text{ В}$, $-V_s = +1.9 \text{ В}$. Інструментальний підсилювач також має вхід опорного сигналу, на який необхідно подавати нульовий потенціал схеми для налаштування рівня сигналу на виході OUTPUT. Для цього на вхід REF слід подавати нульовий потенціал від джерела з мінімальним вихідним опором. Зазвичай для цього використовують операційний підсилювач TL072, підключений як повторювач напруги, з мінімальним вихідним опором і великим вхідним опором. На позитивний вхід операційного підсилювача TL072CD подається сигнал живлення $+5 \text{ В}$ від Arduino Nano, який заздалегідь налаштований за допомогою дільника напруги R6-R7. Входи RG (1 та 8) використовуються для налаштування коефіцієнту підсилення згідно формули.

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1, \quad (2.2)$$

де RG відноситься до опору резистора R8 на схемі, зображеній на рис. 2.8.

Обчислений коефіцієнт підсилення:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{100 \text{ k}\Omega} + 1 = 0.494 + 1 \approx 1.5.$$

Для перевірки правильності роботи схеми на етапі проектування електричних схем важливо підключити 4-канальний осцилограф. Тут під "правильністю роботи" мається на увазі отримання сигналу, який не змінює своєї полярності та має форму синусоїди з рівнем $+2.5 \text{ В}$ (згідно рисунку 2.12). На вимірювальні електроди подається кілька сигналів синусоїдальної форми з різними номінальними напругами відповідно до технічних рекомендацій для перевірки працездатності інструментального підсилювача AD620.

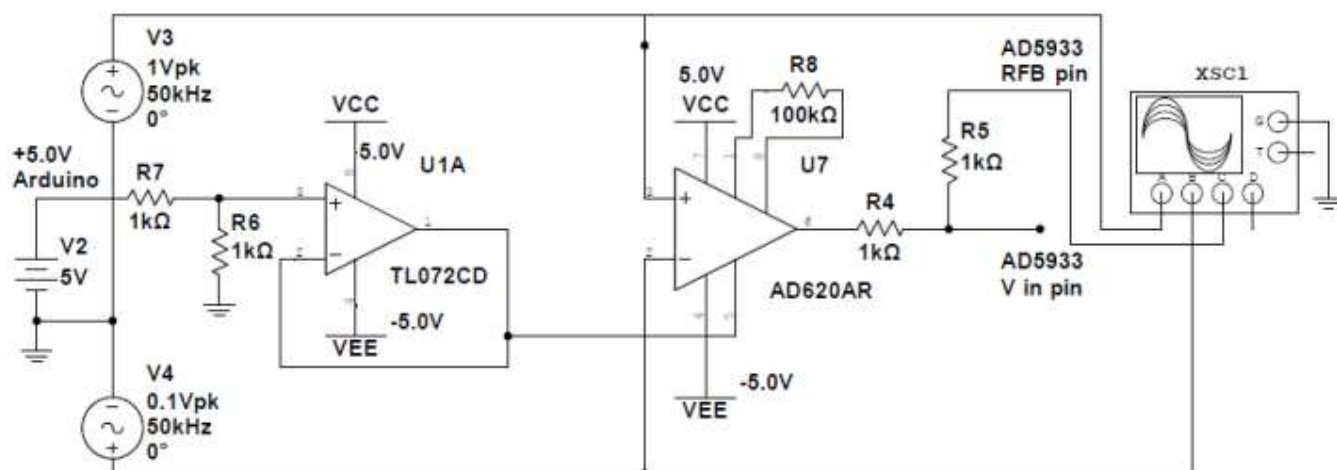


Рисунок 2.12 – Схема перевірки рівня напруги на вихідних пінах

Для кращого розуміння процесів ми під'єднуємо генератори синусоїдальних сигналів до осцилографів на канали А та В. Підсилений сигнал від інструментального підсилювача, а також сигнал, сформований дільником напруги R4-R5, подається на канал С. Результати нашого дослідження та зображення монітора осцилографа показані на рисунку 2.13. Регулятори вимірювання розташовані на каналі С. Треба відзначити, що сигнал, що надходить на вхід осцилографа В, має дуже малу амплітуду.



Рисунок 2.13 – Екран осцилографу з перевіркою рівня напруги на виході каналу реєстрації

На основі рисунку 2.13 можна побачити, що амплітуда сигналу збільшилася приблизно в півтора рази. Крім того, відносний нуль сигналу та зміна його полярності змістилися до опорного рівня, який складає приблизно +2.5 В. Цей рівень формується за допомогою дільника R6-R7 та повторювача напруги на операційному підсилювачі TL072.

2.3 Розробка друкованої плати приладу в середовищі DipTrace

Для розробки печатної плати використовувалася програма DipTrace 3.1, яка має вбудовані бібліотеки 3D-моделей електричних компонентів. Перший етап розробки полягав у створенні принципової схеми біоімпедансного аналізатора, що зображена на рисунку 2.14.

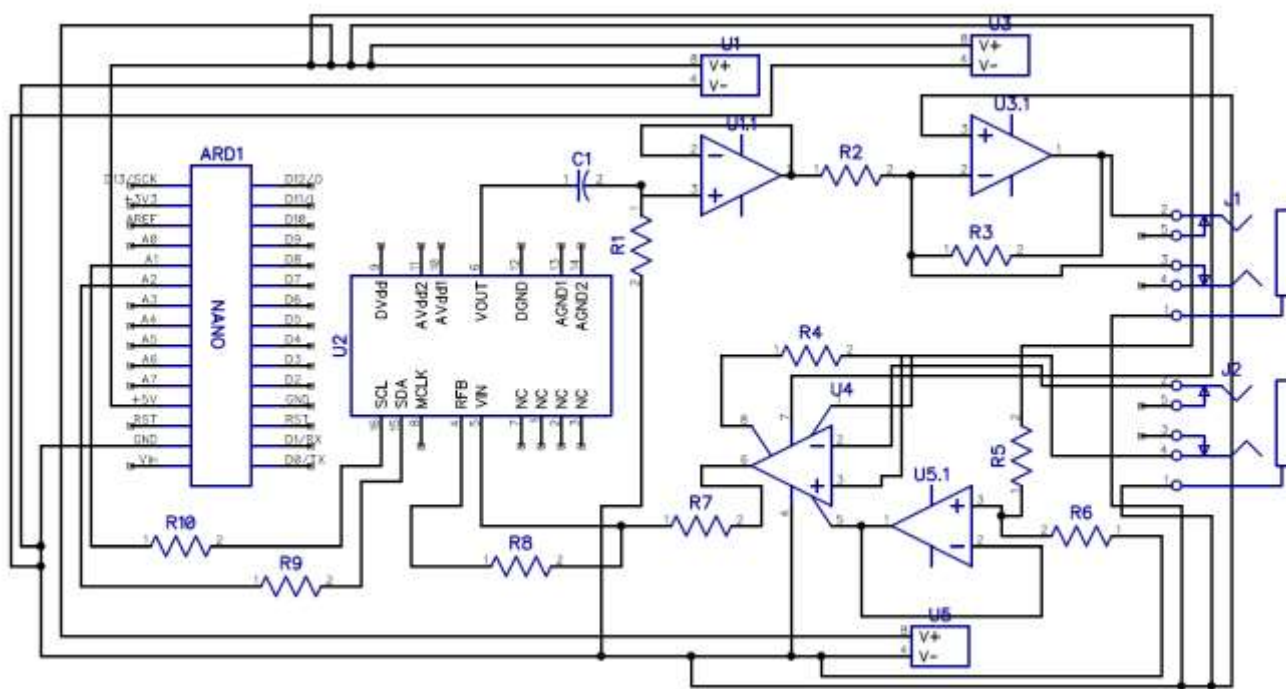


Рисунок 2.14 – Принципова електрична схема біоімпедансного аналізатору з двома mini-jack 3.5 mm та Arduino Nano

Принципова схема включає два канали вимірювань, що раніше демонструвалися на рисунках 2.7 і 2.10, і два стандартних аудіо-роз'єми mini-jack 3.5 мм для парного підключення електродів. Особливість підключення AD5933 до

мікроконтролера Arduino Nano полягає в застосуванні 10 кОм резисторів на портах SCL та SDA. Наступним кроком у проектуванні є перетворення принципової схеми у PCB-проект за допомогою вбудованих правил схемотехніки. Головна мета на цьому етапі - це оптимізація розміщення структурних елементів на платі для ефективного автоматичного трасування. Результати трасування можна побачити на рисунку 2.15.

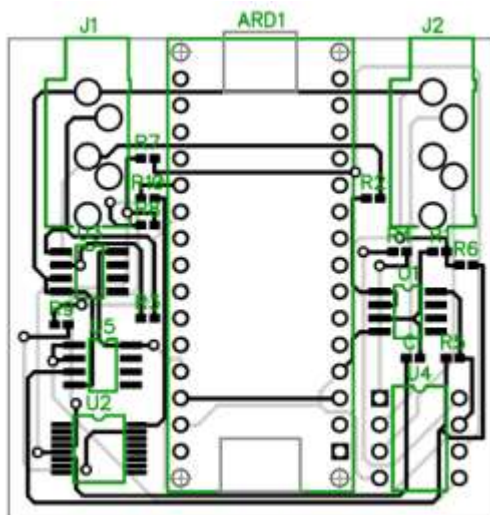


Рисунок 2.15 – Друкована плата біоімпедансного аналізатору за допомогою середовища DipTrace

За допомогою вбудованих бібліотек 3D-моделей можна створити приблизний тривимірний зразок розробленої друкованої плати. Цей зразок буде використаний для подальшого проектування корпусу в програмі SolidWorks, що спростить виробництво та забезпечить оптимальне взаємодію компонентів (див. рис. 2.16).

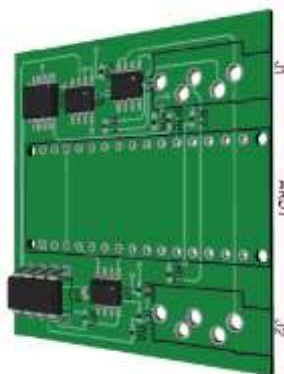


Рисунок 2.16 – 3D-модель спроектованої друкованої плати за автоматичним трасуванням

Для імпорту цієї 3D-моделі до програми SolidWorks потрібно експортувати файл у формат STEP або VRML. У версіях SolidWorks 2018-2020 такі файли можна автоматично редагувати, зберігаючи розміри плати для подальшої роботи в програмі.

2.4 Створення 3D-моделі пристрою та його внутрішньої структури

Оскільки прилад може пройти модернізацію корпусу у майбутньому, 3D-модель проектується з урахуванням можливих змін. Реальні габарити можуть значно відрізнятися в залежності від типу та кількості використовуваних акумуляторів, і самі розміри пристрою не визначені на цьому етапі проектування. Проектована модель включає верхню кришку (див. рис. 2.17), в якій передбачено: - 5 отворів для кнопок управління діаметром 8 мм; - отвір для монтажу дисплею LCD1602A за допомогою клейки.

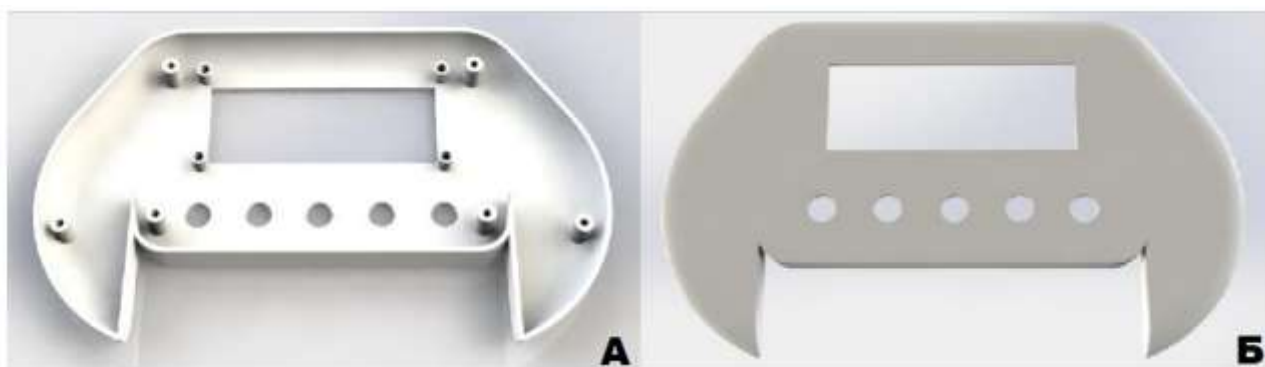


Рисунок 2.17 – Верхня кришка біоімпедансного аналізатору: А – зовнішній вигляд ззаду, Б – вид спереду

На тильній частині кришки є жорсткі ребра, які одночасно виконують роль кріпильних елементів для з'єднання з нижньою частиною пристрою (див. рис. 2.17 А). Нижня частина пристрою представлена корпусом, в якому розміщено відділення для батареї та вирізані отвори під стандартні роз'єми mini-jack та micro-USB (див. рис. 2.18).

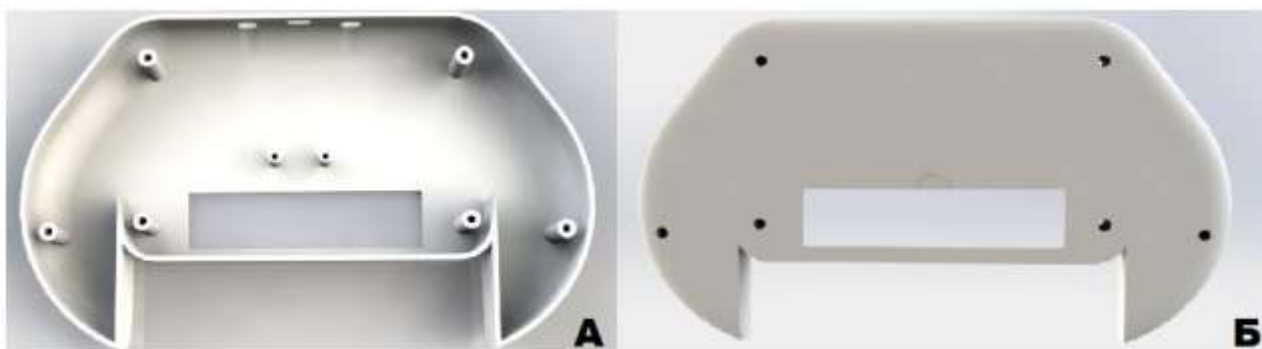


Рисунок 2.18 – Нижня частина аналізатору: А – вид зверху, Б – вид знизу

Відповідно до нашої електричної схеми та вищеописаних компонентів, ми створили тривимірну модель пристрою, яку можна побачити на рисунку 2.19. Краї та ручки приладу мають округлу форму, що забезпечує зручне та безпечне користування.



Рисунок 2.19 – Зовнішній вигляд спроектованого біоімпедансного аналізатору

Для виготовлення корпусу ми обрали поліетилен як матеріал, оскільки він стійкий до взаємодії з різними хімічними речовинами, такими як луги, кислоти, солі та інші. Поліетилен безпечний у твердому стані та має відмінні електроізоляційні властивості.

2.5 Використання тетраполярного аналізатора для оцінки життєздатності біологічних тканин

Моніторинг життєздатності стає можливим за допомогою створення різноманітних сигналів різних частот від 1 кГц до 100 кГц генератором AD5933. Принцип роботи та схематичне зображення цього процесу показані на рисунку 2.20.

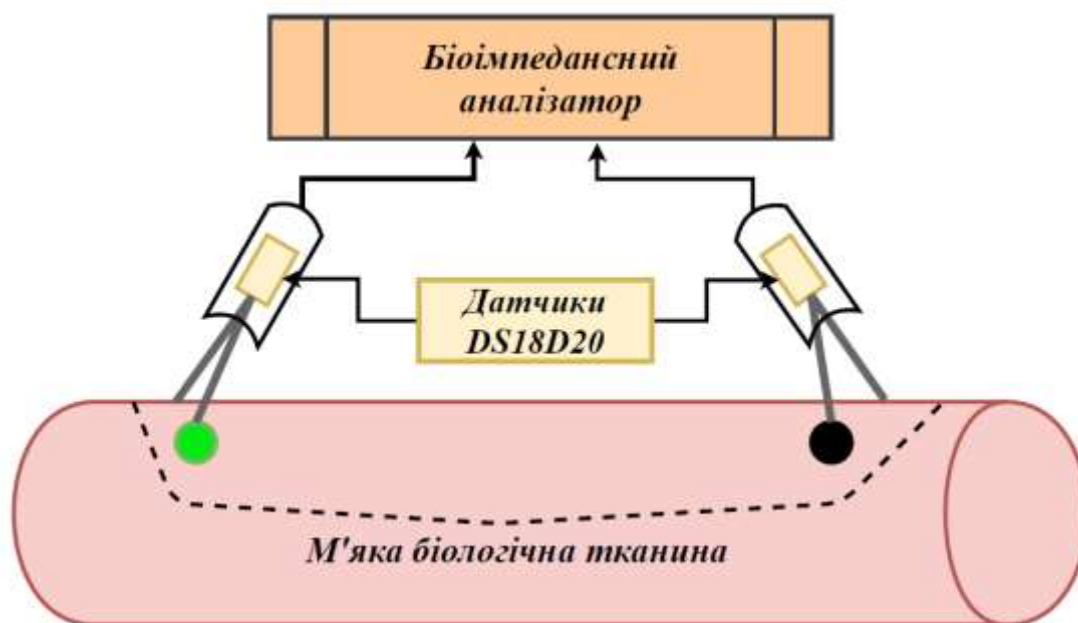


Рисунок 2.20 – Схематичне зображення процесу контролю життєздатності тканин

Вимірювання імпедансу має пряму залежність від моніторингу поточного рівня температури біологічної тканини, який здійснюється завдяки вбудованим цифровим датчикам температури DS18D20, розташованим у кожній парі електродів, як показано на рисунку 2.21. Ці датчики розташовані всередині біполярних пінцетних електродів з високою теплопровідністю, згідно з рисунком 2.16.



Рисунок 2.21 – Зовнішній вигляд датчика температури DS18D20 [27]

Датчик температури, який може функціонувати в широкому діапазоні від -50°C до $+125^{\circ}\text{C}$, використовується для безпосереднього вимірювання температури без потреби у додатковому програмуванні. Пристрій може налаштовуватися на вимірювання температури з точністю від 9 до 12 розрядів вихідного коду. Для вимірювання температурного рівня в робочій зоні аналізатора використовується вбудований датчик DS18D20, який розташований всередині біполярних пінцетних електродів з високою теплопровідністю. Це дозволяє точно та швидко вимірювати температурні рівні досліджуваної зони, зменшуючи ризик біологічного зараження та метрологічну похибку.

Застосування вбудованих датчиків температури також дозволяє ефективно контролювати температурні зміни, утворені зовнішнім середовищем приміщення, в якому пристрій експлуатується. Електроди, які використовуються для вимірювання імпедансу, підключені за схемою тетраполярного з'єднання. У цій схемі одна головка електроду служить для подачі дисперсійного струму, а інша - для реєстрації напруги на об'єкті. Біоімпедансні аналізатори, що застосовуються в електрохірургії, вбудовані безпосередньо в електрохірургічні установки та використовуються для вимірювання при високих температурах, що утворюються високочастотними впливами.

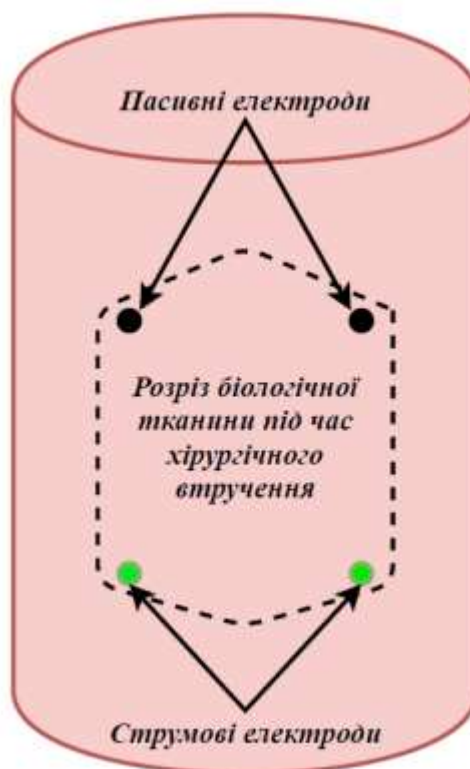


Рисунок 2.22 – Тетраполярне розміщення електродів

Це розміщення електродів дозволяє забезпечити більш концентрований струм у біологічному середовищі та забезпечує відповідність меж вимірювальної ділянки анатомічним межам сегменту. На рисунку 2.23 показана пара біоімпедансних електродів, які виготовлені з хлориду срібла та покриті шаром графену. Температурний датчик розташований у серцевині, звідки виходять електродні ніжки.

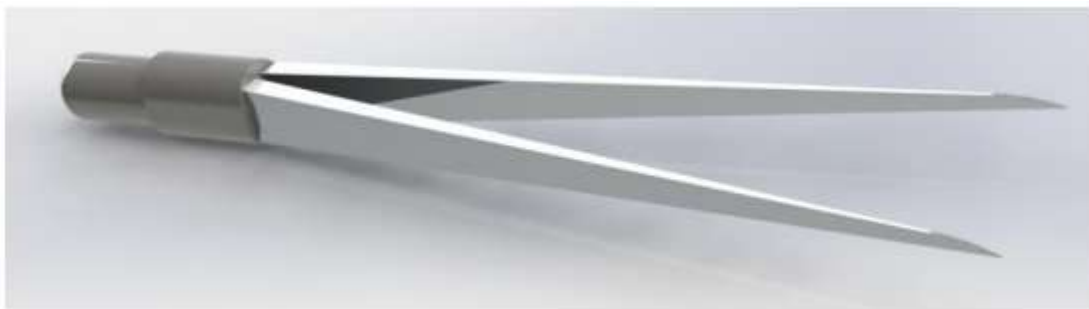


Рисунок 2.23 – 3D модель пінцетної пари електродів з вмонтованим датчиком температури

Відповідно до схеми електричного з'єднання, на одному пінцеті розташовані активний та пасивний електроди, які конструктивно відокремлені один від одного. У практичній частині дипломної роботи було створено блок-схему біоімпедансного аналізатора з дисперсійним сигналом частотами від 1 кГц до 100 кГц, його принципові схеми та 3D-моделі корпусу і друкованої плати. Більшість недоліків, які спостерігалися в попередніх аналогах пристроїв, були усунені завдяки схемотехнічним та конструктивним особливостям розробленого аналізатора. Спроектований пристрій базується на компактних диференційних схемах з використанням прецизійних електричних компонентів, що забезпечує кращу швидкодію вимірювання порівняно з мостовими схемами балансування та зрівноваження, точність яких обмежена еталонним опором резистору. Запропоновано використовувати розроблений біоімпедансний аналізатор як автономний інструмент для контролю життєздатності біологічних тканин та операційних ділянок під час електрохірургічних втручань, з урахуванням температурної робочої зони за допомогою вбудованих датчиків у теплопровідні електроди.

2.6 Моделювання функціонування приладу для біоімпедансометрії

Основна концепція полягає в тому, що коли ігнорується індуктивність, електричне поле не змінюється і може бути виражене за допомогою градієнта скалярного потенціалу. Рівняння неперервності для діелектричної проникності та струмів зміщення визначається наступним чином:

$$-\nabla \cdot ((\sigma + j\omega\epsilon_r\epsilon_0)\nabla V) = 0 \quad (2.1)$$

Значення електричного поля E та вектора зміщення D визначаються шляхом обчислення градієнту електричного потенціалу V згідно з наступними формулами, де ϵ_0 представляє діелектричну проникність вакууму, ϵ_r - відносну діелектричну проникність, а σ - електропровідність:

$$E = -\nabla V, \quad (2.2)$$

$$D = \epsilon_r\epsilon_0 E, \quad (2.3)$$

Враховуючи значення діелектричної проникності простору ϵ_0 та відносної діелектричної проникності ϵ_r , можна обчислити електричне поле E , що виникає в розглянутому просторі.

Для визначення роботи приладу для біоімпедансометрії було обрано діагностику підшкірних і нашкірних новоутворень.

Шкіра, як найбільший орган людського тіла, виконує важливу функцію захисту від зовнішніх чинників. В порушення фізіології шкіри може виникнути початкове ураження бар'єру. Оцінка стану шкіри має велике значення для медичних досліджень. Вимірювання електричного імпедансу є швидким та неінвазивним методом оцінки стану шкіри, який дозволяє виявити подразнення, алергічні реакції, рак шкіри та досліджувати трансдермальне постачання лікарських препаратів.

Найпоширенішими типами раку шкіри є меланома, базально-клітинний рак і плоскоклітинний рак.

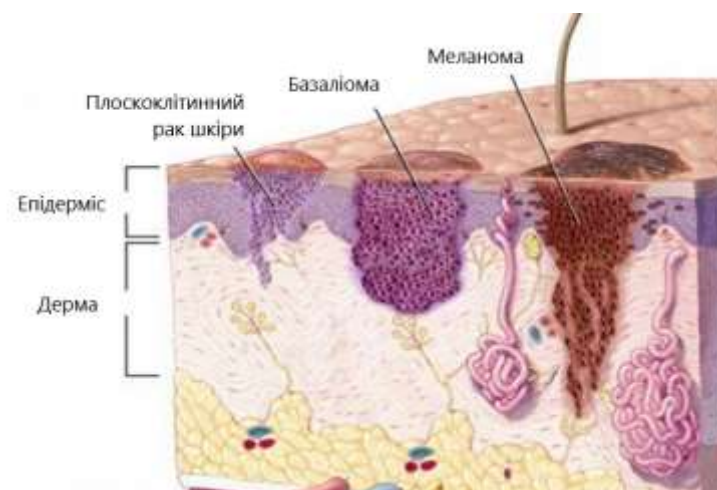


Рисунок 2.2 – Види раку шкіри[29]

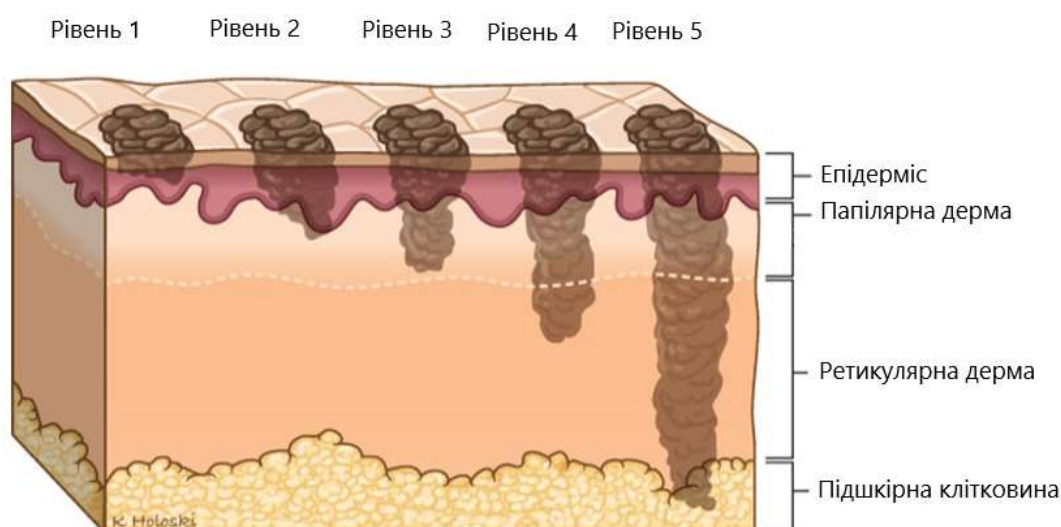


Рисунок 2.3 – Рівні росту меланоми[32]

Базально-клітинний рак, найбільш поширена форма раку шкіри, розвивається у базальних клітинах епідермісу. Ця форма захворювання відзначається проникненням в глибокі тканини та може впливати на навколишні області, включаючи кісткову тканину.

Плоскоклітинний рак, другий за поширеністю тип раку шкіри, зазвичай виникає з клітин, розташованих у глибоких шарах шкіри. Він є більш агресивним за базально-клітинний рак і має високий ризик метастазування до лімфатичних вузлів та внутрішніх органів.

Меланома починається в меланоцитах, клітинах, що виробляють пігменти. Цей тип раку може виникати на будь-якій частині шкіри, а також в очах або слизових оболонках. Вона зазвичай розвивається у людей середнього віку, але може впливати

на підлітків і молодих дорослих. Меланома може метастазувати, проникаючи в глибші шари шкіри та поширюючись на інші частини тіла.

Згідно з класифікацією Кларка, існують п'ять стадій інвазивного росту меланоми шкіри, від першої, коли рак обмежений до епідермісу, до п'ятої, коли рак потрапляє в глибші шари шкіри, але не розповсюджується в ретикулярну дерму.

На рівні 4 меланома шкіри розповсюджується в ретикулярну дерму, глибокий шар шкіри. У рівні 5 рак проникає в підшкірну клітковину, що є найглибшим шаром шкіри.

Модель ділянки шкіри на рисунку 2.4 враховує чотири основні шари: роговий шар, епідерміс, дерма і підшкірний шар з жировою тканиною та м'язами.

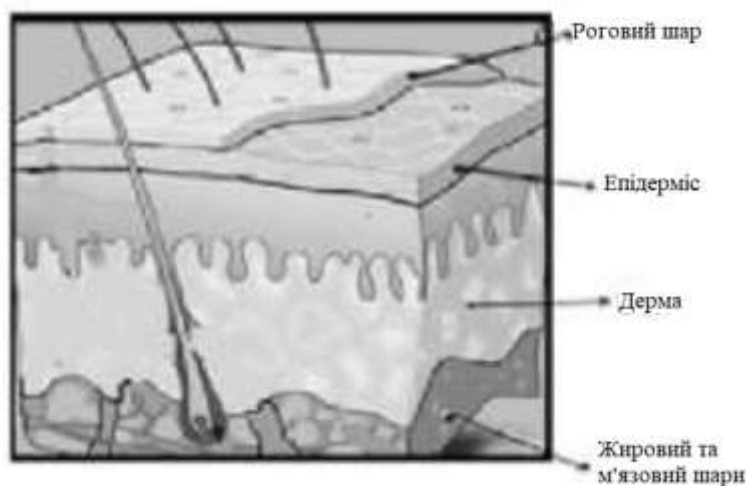


Рисунок 2.4 – Шари шкіри людини[33]

Для електричної стимуляції моделі шкіри, потрібно встановити електропровідність і відносну діелектричну проникність шкіри людини. Кожен шар має свою унікальну електропровідність, але в моделі використовується постійна величина відносної діелектричної проникності, яка дорівнює 1 для всіх шарів.

Під час вимірювань виявлено, що в діапазоні частот від 2 до 3 ГГц, фантом молочної залози мав електропровідність $0,1304 \pm 0,0680$ S/m і діелектричну проникність $4,4401 \pm 1,2514$. У той же час пухлинний фантом на цій частоті мав електропровідність $2,7015 \pm 0,0783$ S/m і діелектричну проникність $55,2566 \pm 1,1899$.

В таблицях 2.1 і 2.2 представлені електричні параметри шарів шкіри та новоутворень, а також геометричні параметри шарів шкіри, які використовувалися для подальшого моделювання.

Таблиця 2.1 – Електричні параметри шарів шкіри і пухлини

Шар шкіри	Електропровідність, S/m	Діелектрична проникність
Роговий шар	0.0005	1
Епідерміс	0.95	1
Дерма	0.2	1
Жировий та м'язовий шар	0.65	1
Пухлина	10	5

Таблиця 2.2 – Геометричні параметри ділянки шкіри

Шар шкіри	Ширина, мм	Висота, мм
Роговий шар	12	0.1
Епідерміс	12	0.25
Дерма	12	1
Жировий та м'язовий шар	12	5

В програмному забезпеченні COMSOL MULTIPHYSICS була побудована модель шкіри. Це програмне забезпечення спрощує всі кроки процесу моделювання, включаючи визначення геометрії, створення сітки, вибір фізичних параметрів та візуалізацію результатів.

У COMSOL представлені шари шкіри та електроди у формі прямокутників, а новоутворення зображено у вигляді кола (див. Рисунок 2.5).

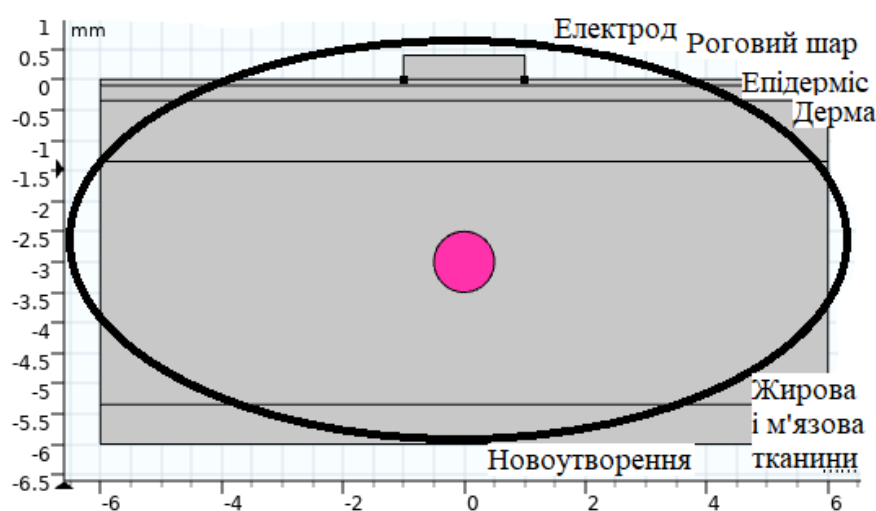


Рис 2.5 – Модель шкіри

На ділянці шкіри було проведено два типи моделювання:

- Моделювання зі зміною розміру пухлини.
- Моделювання зі зміною глибини залягання пухлини.

На рисунку 2.6 представлено розподіл електричного потенціалу шкіри без наявності новоутворення, при частоті 450 кГц. Розмір активного електроду становить 2 мм.

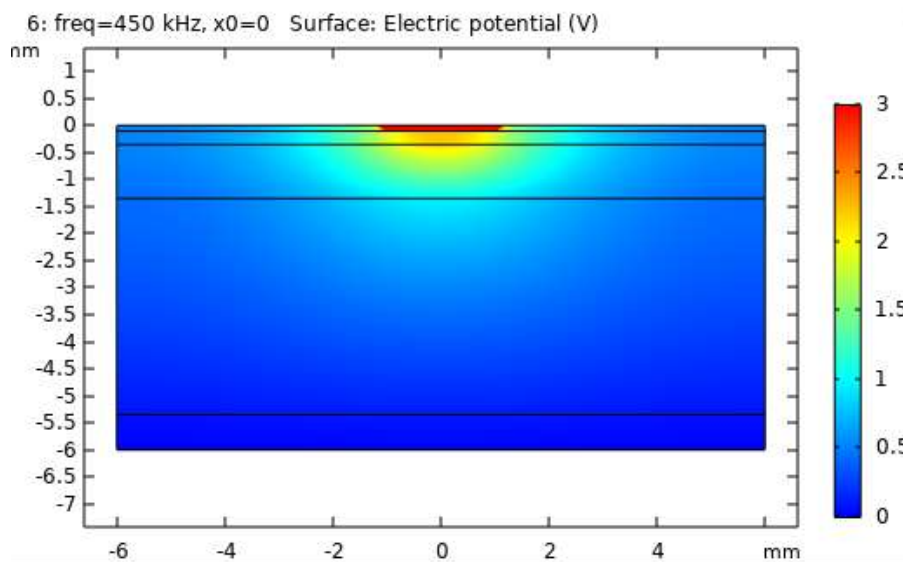


Рисунок 2.6 – Розподіл електричного потенціалу

Оскільки електропровідність рогового шару шкіри дуже низька (0,0005 S/m), значення потенціалу в цьому шарі є дуже маленьким. Тому перед накладанням електродів на шкіру необхідно її обробити спиртом або струмопровідним гелем.

2.7 Моделювання з урахуванням зміни глибини залягання пухлини

Можливість діагностики за допомогою біоімпедансометрії пояснюється тим, що різні структури в біологічних об'єктах мають різну електропровідність. Тканини в нормальному і патологічному стані проявляють відмінну провідність. На рисунку 2.7 зображено розподіл електричного потенціалу з урахуванням пухлини, яка проникає у дерму. Відповідно на рисунку 2.8 представлені значення імпедансу та фазового кута у логарифмічному масштабі.

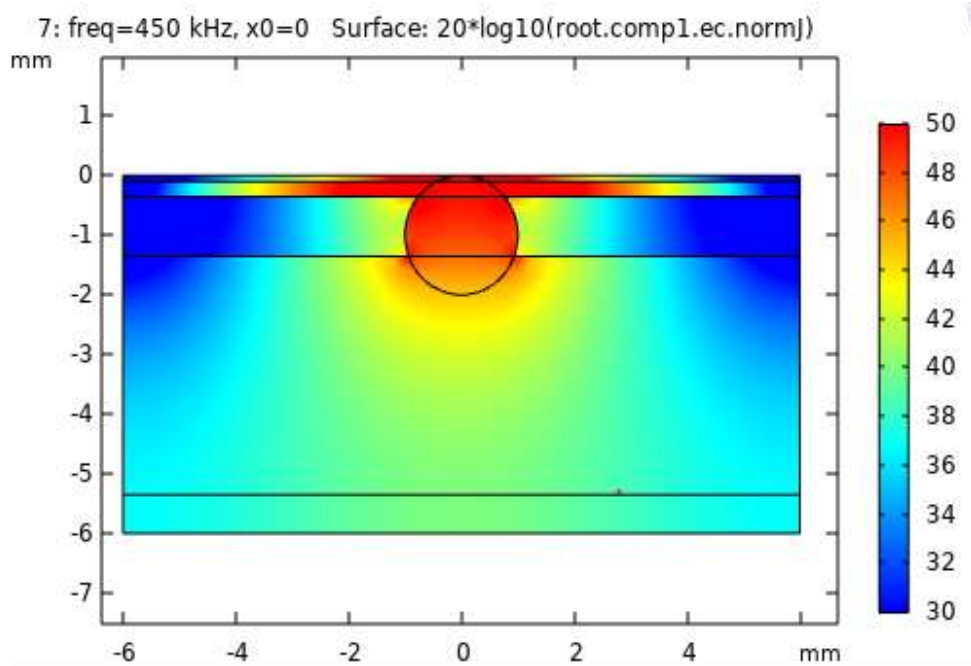


Рисунок 2.7 – Розподіл електричного потенціалу з пухлиною, діаметром 2 мм. розташованої на глибині 1 мм.

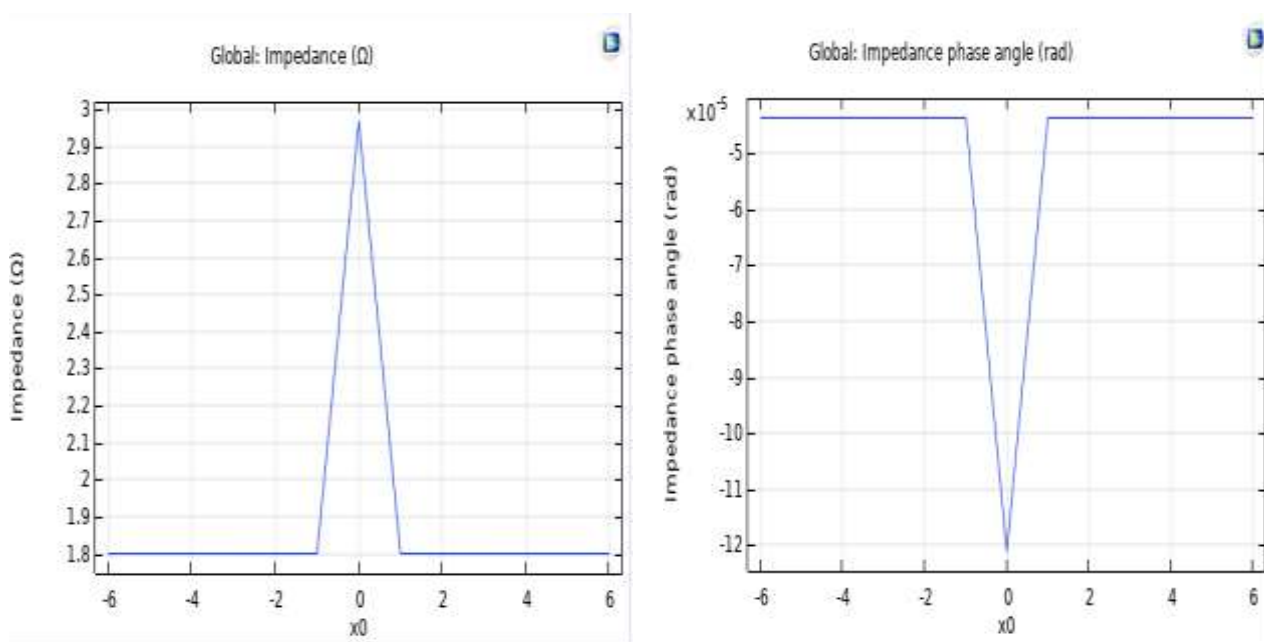


Рисунок 2.8 – Графік імпедансу і фазового кута для шкіри з пухлиною, діаметром 2 мм. розташованої на глибині 1 мм.

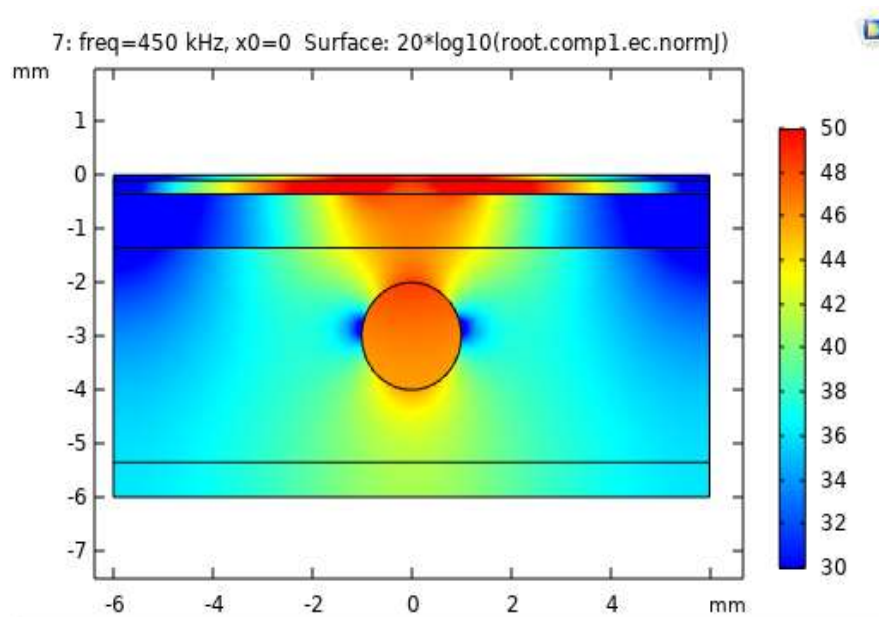


Рисунок 2.9 – Розподіл електричного потенціалу з пухлиною, діаметром 2мм. розташованої на глибині 3 мм.

Переміщуючи пухлину діаметром 2 мм на глибину 3 мм (див. Рисунок 2.9), можна спостерігати, що зі збільшенням глибини, значення імпедансу зменшується, а також зменшується значення кута (див. Рисунок 2.10).

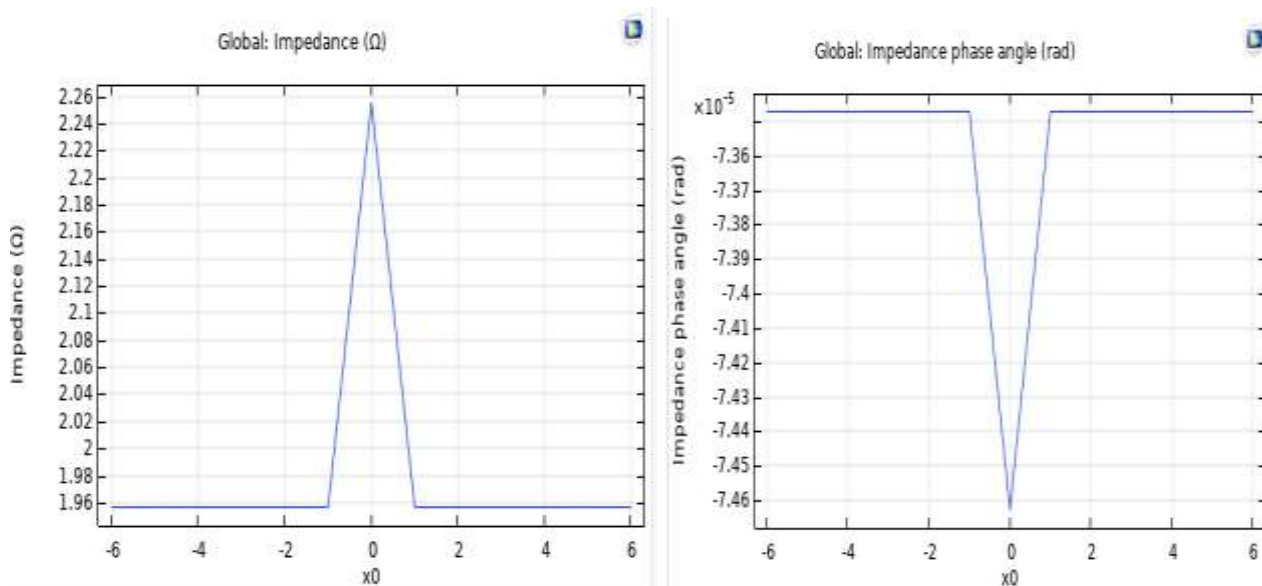


Рисунок 2.10 – Графік імпедансу і фазового кута для шкіри з пухлиною діаметром 2мм. розташованої на глибині 3 мм.

Найвище значення імпедансу зафіксоване, коли пухлина знаходиться безпосередньо під електродом, який найближчий до поверхні.

На діаграмі 2.11 показана пухлина, яка має діаметр 1 мм та знаходиться на глибині 3 мм під шкірою. За графіком (див. Рисунок 2.12), можемо отримати значення імпедансу та кута відповідно до цієї ситуації.

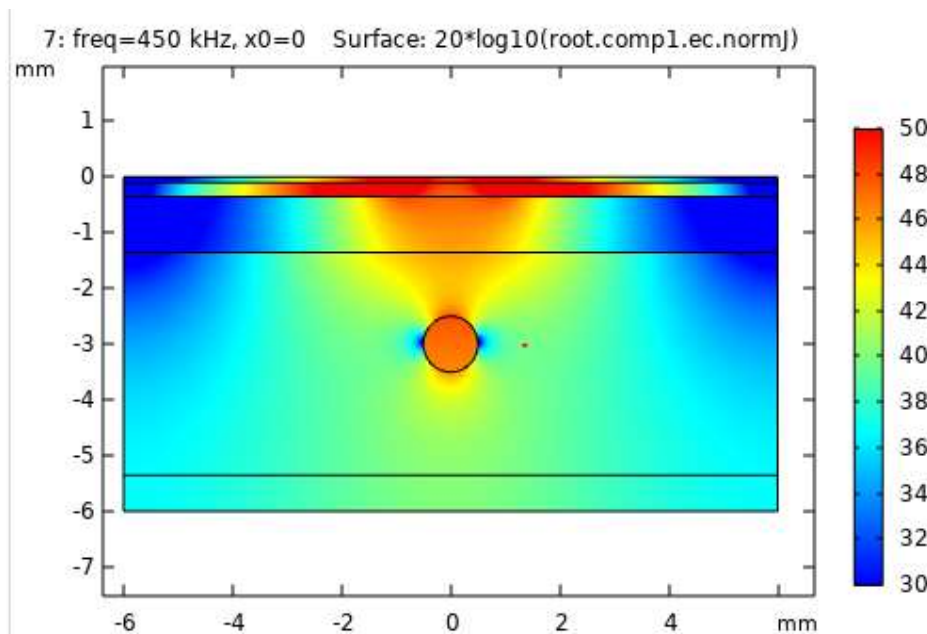


Рисунок 2.11 – Розподіл електричного потенціалу з пухлиною, діаметром 1 мм, розташованої на глибині 3 мм

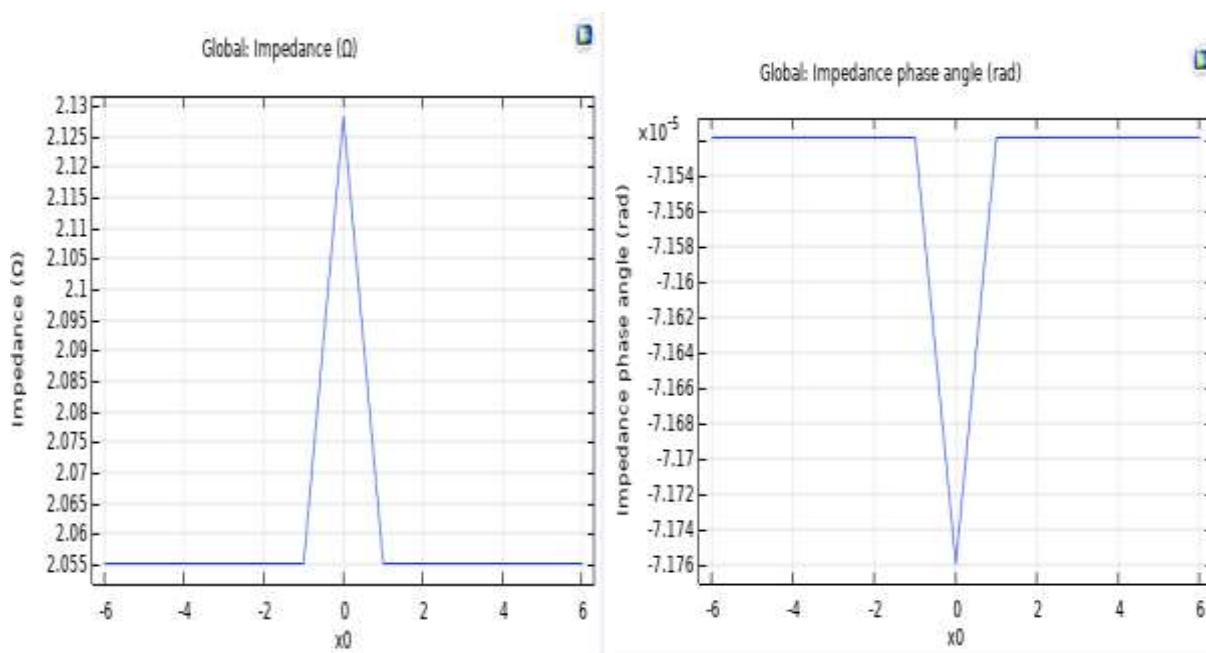


Рисунок 2.12 – Графік імпедансу і фазового кута для шкіри з пухлиною, діаметром 1 мм, розташованої на глибині 3 мм.

На діаграмі 2.13 представлений випадок, коли діаметр пухлини становить 3 мм, а вона знаходиться на глибині 3 мм під шкірою. Згідно з графіком (див. Рисунок 2.14), ми спостерігаємо зміну імпедансу. Зі збільшенням радіусу пухлини, яка перебуває під електродом, імпеданс також збільшується.

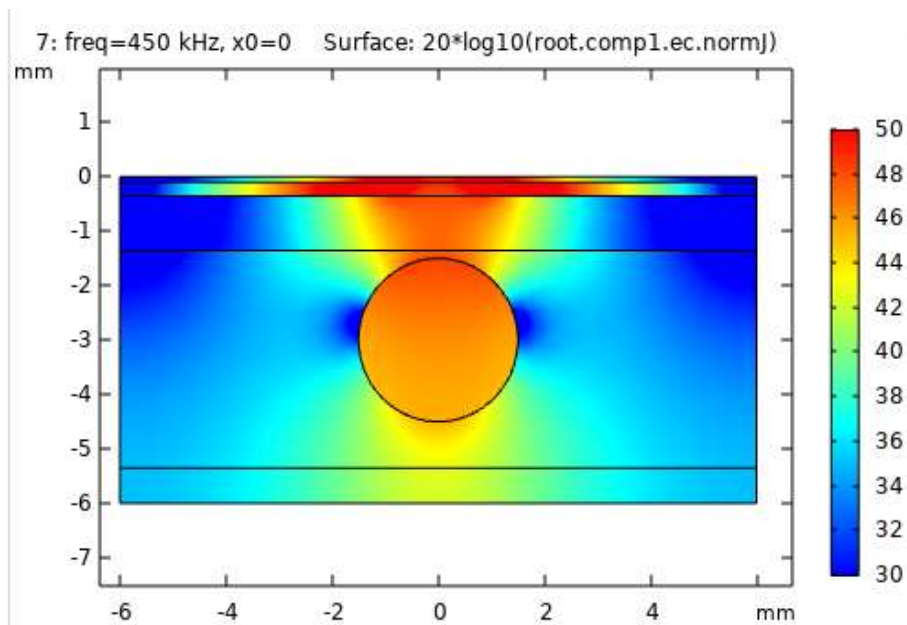


Рисунок 2.13 – Розподіл електричного потенціалу з пухлиною, діаметром 3мм розташованої на глибині 3 мм.

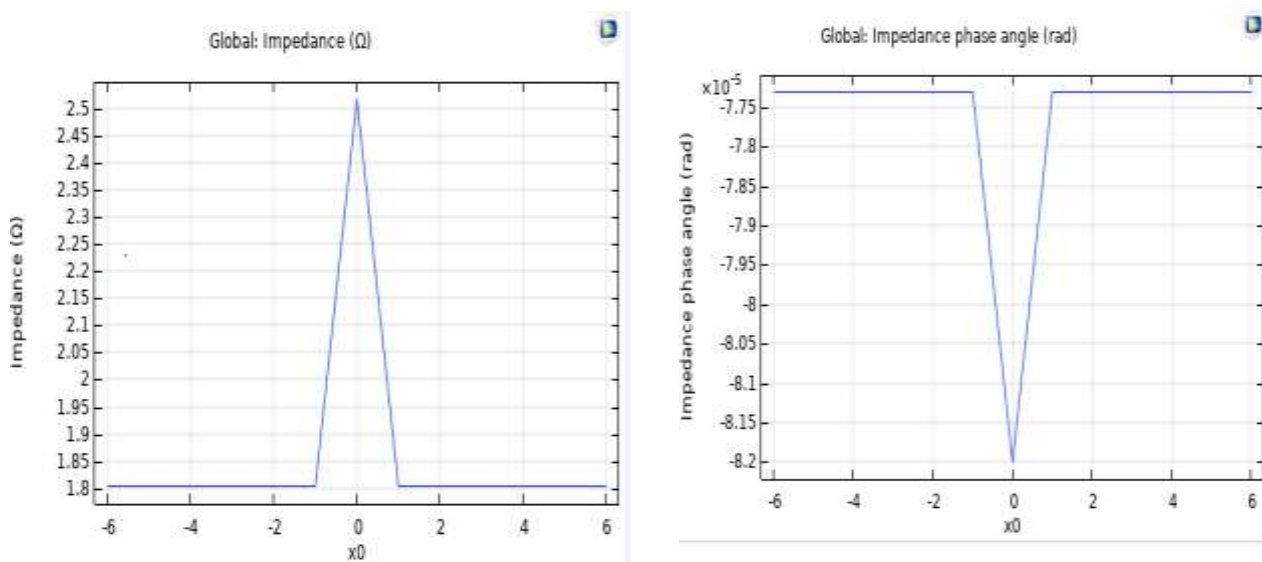


Рисунок 2.14 – Графік імпедансу і кут ділянки шкіри з пухлиною, діаметром 3мм розташованої на глибині 3 мм

У візуалізації на рисунку 2.15 показано пухлину з діаметром 4 мм, яка розташована на глибині 3 мм. Згідно з графіком (див. Рисунок 2.16), ми спостерігаємо відповідну зміну в імпедансі та фазовому куті.

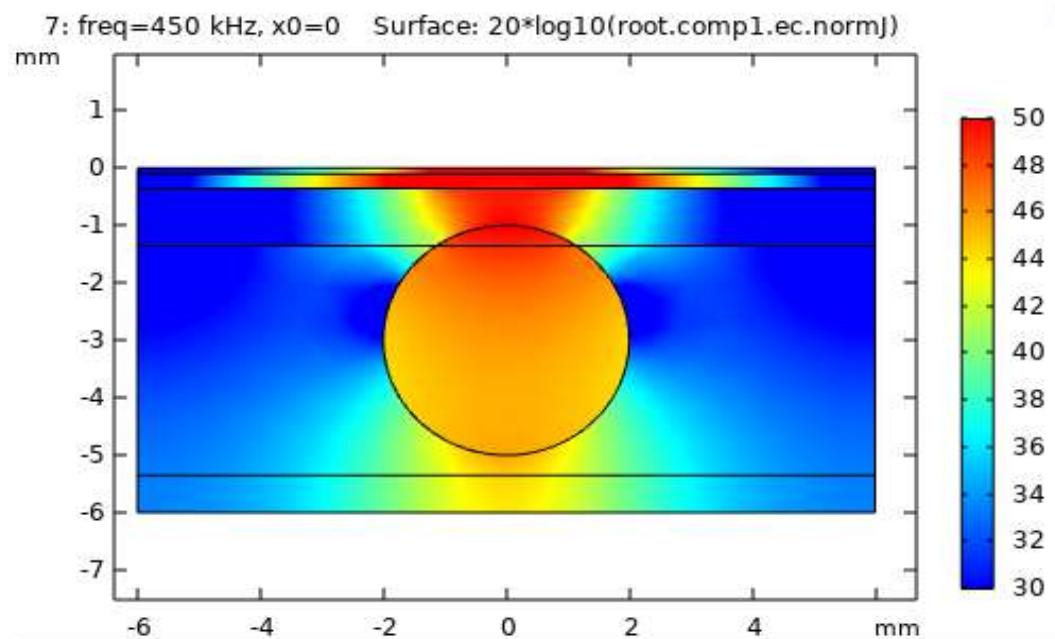


Рисунок 2.15 – Розподіл електричного потенціалу з пухлиною, діаметром 4мм. розташованої на глибині 3 мм

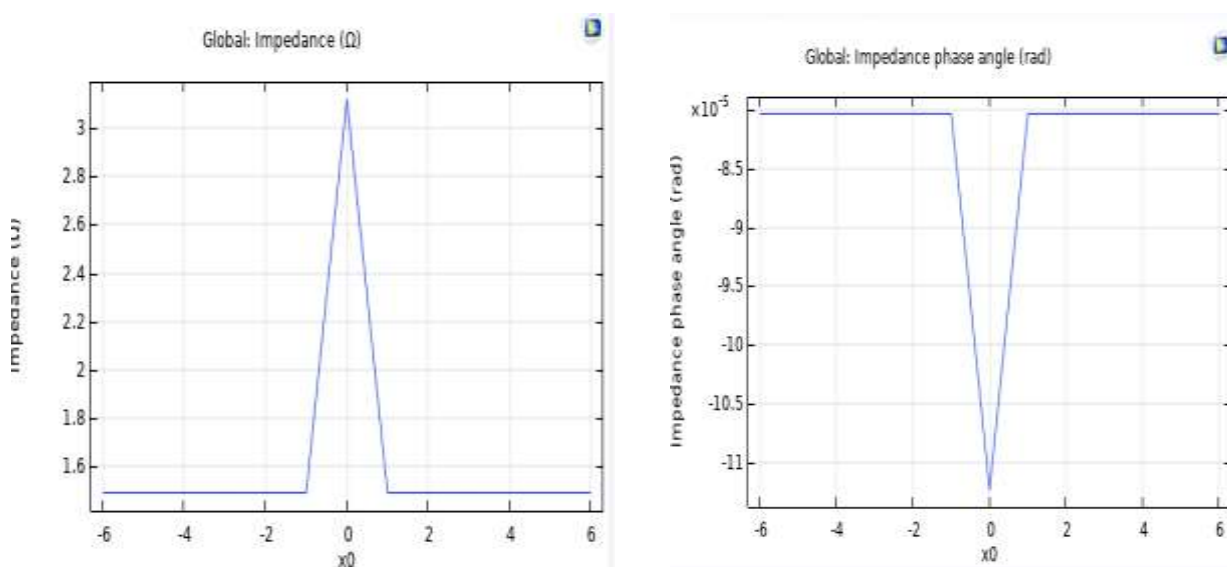


Рисунок 2.16 – Графік імпедансу і кут ділянки шкіри з пухлиною, діаметром 4 мм розташованої на глибині 3 мм

При збільшенні розміру пухлини, яка перебуває під електродом, спостерігається зростання значення імпедансу.

2.8 Результати моделювання

Під час моделювання шкіри з пухлиною діаметром 3 мм і переміщення цієї пухлини углиб шарів шкіри, були отримані наступні результати, як показано на рисунку 2.17.

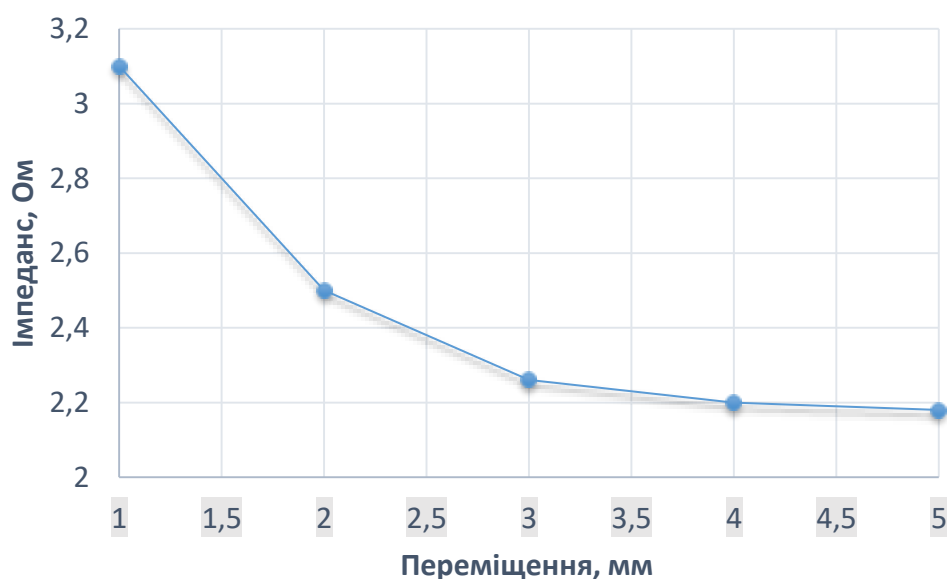


Рисунок 2.17 – Графік залежності імпедансу від розташування пухлини

При зсуванні пухлини вглиб шарів шкіри, спостерігається зменшення значення імпедансу. Проводячи моделювання ділянки шкіри з наявною пухлиною, яка розташована на глибині 3 мм від поверхні шкіри, та змінюючи діаметр цієї пухлини, отримані результати представлені на рисунку 2.18.

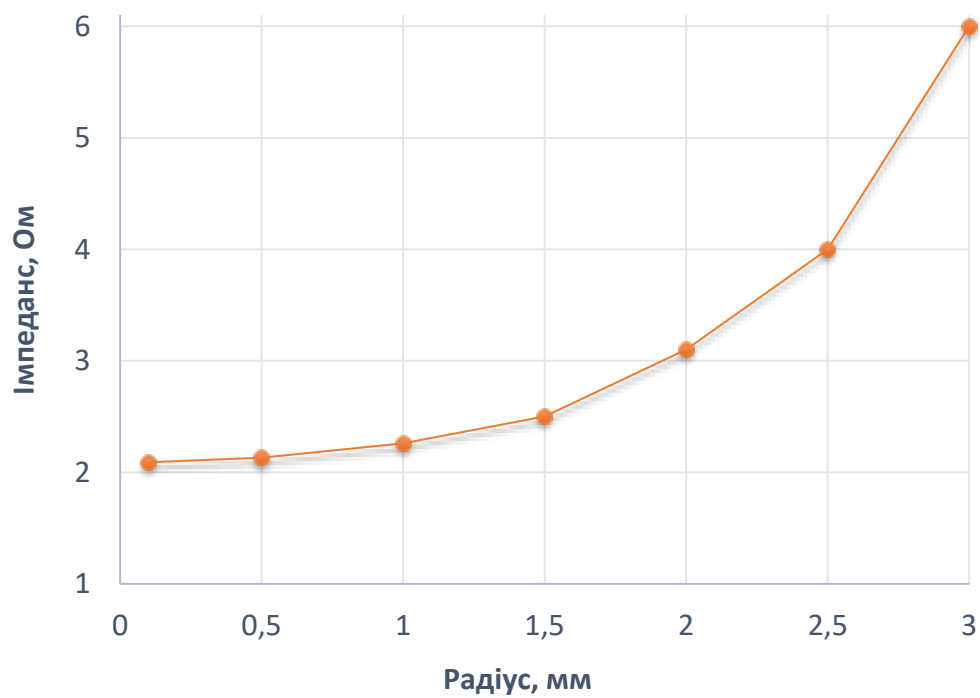


Рисунок 2.18 – Графік залежності імпедансу від радіусу пухлини

З рисунку 2.18 видно, що із збільшенням радіусу пухлини, відповідно і збільшується значення імпедансу.

4. ОХОРОНА ПРАЦІ

На початковому етапі охорони праці проблеми захисту працівників вирішувалися на виробничому рівні. Для цього проводився аналіз небезпечних факторів у виробництві, що становили загрозу для життя та здоров'я людей, та могли спричинити нещасні випадки. На основі цих даних розроблялися інженерні рішення для захисту працівників.

Проте з розвитком продуктивних сил та науково-технічного прогресу цей підхід до вирішення проблем охорони праці виявився недостатнім для потреб технічної сфери. Виникла потреба у глибокому вивченні біологічної, фізичної та хімічної природи шкідливих факторів, у прогнозуванні їх виникнення, щоб завчасно впроваджувати заходи захисту на стадіях проектування, конструювання та виробництва.

Сьогодні проблеми охорони праці вирішуються на національному рівні в межах країни. Основна увага зосереджується на зменшенні негативного впливу технологічних процесів на організм людини за допомогою поліпшення умов праці на виробництві.

На працівника під час дослідження приладу для вимірювання імпедансу біологічних тканин, могли мати вплив такі небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

1. Фізичні:

- підвищена запиленість та загазованість повітря робочої зони;
- підвищена чи понижена температура повітря робочої зони;
- підвищений рівень шуму на робочому місці;
- підвищений рівень електромагнітного випромінювання;
- підвищена чи понижена іонізація повітря;
- пряма і відбита блискіть;
- підвищення яскравість;
- недостатня освітленість робочої зони;

.2. Психофізіологічні:

- статичне перевантаження;

- розумове перевантаження;
- емоційні перевантаження.

Відповідно до наведених факторів здійснюємо планування щодо безпечного виконання роботи.

4.1. Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

Велике значення має характер роботи. Зокрема, при організації робочого місця проектувальника за ПК були дотримані наступні основні умови:

- оптимальне розміщення обладнання, що входить до складу робочого місця;
- достатній робочий простір, що дозволяє здійснювати всі необхідні рухи і переміщення;
- необхідно природне і штучне освітлення для виконання поставлених завдань;
- рівень акустичного шуму не повинен перевищувати допустимого значення.

Площа приміщення на одне робоче місце користувача повинна становити 6 м², а об'єм не менше ніж 20 м³.

Головними елементами робочого місця проектувальника за ПК є письмовий стіл і крісло. Основним робочим положенням є положення сидячи. Раціональне планування робочого місця передбачає чіткий порядок і сталість розміщення предметів, засобів праці і документації. Те, що потрібно для виконання робіт частіше, розташовано в зоні легкої досяжності робочого простору.

Максимальна зона досяжності рук – це частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, що описуються максимально витягнутими руками при русі їх у плечовому суглобі.

Оптимальна зона – частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними передпліччя при русі в ліктьових суглобах з опорою в точці ліктя і з відносно нерухомим плечем.

При роботі в положенні сидючи рекомендуються такі параметри робочого простору:

- ширина не менше 700 мм;
- глибина не менше 400 мм;
- висота робочої поверхні столу над статтю 700-750 мм.

Оптимальними розмірами столу є:

- висота 710 мм;
- довжина столу 1300 мм;
- ширина столу 650 мм.

Під робочою поверхнею повинно бути передбачено простір для ніг:

- висота не менше 600 мм;
- ширина не менше 500 мм;
- глибина не менше 400 мм.

Робочі місця з ПК повинні бути розташовані від стіни з вікнами на відстані не менш ніж 1,5 м, від інших стін - на відстані не менше ніж 1 м. При розміщенні робочого місця поряд з вікном кут між екраном монітора і площиною вікна повинен складати не менше 90^0 (для виключення відблисків), частину вікна, що прилягає, бажано зашторити. Недопустиме розташування ПК, при якому працюючий повернений обличчям або спиною до вікон кімнати або до задньої частини ПК, в яку монтуються вентилятори. При розміщенні робочих столів з ПК слід дотримуватись таких відстаней: між бічними поверхнями ПК – 1,2 м, від тильної поверхні одного ПК до екрана іншого ПК – 2,5 м.

Приміщення, де здійснювалося дослідження приладу для вимірювання імпедансу біологічних тканин за небезпекою ураження електричним струмом можна віднести до 1 класу, тобто це приміщення без підвищеної небезпеки [32].

Електротехнічне устаткування: апаратури, кабелі й керівництва, розподільні пристрої всіх видів і напруг по своїх номінальних параметрах задовольняє умовам роботи як при нормальних режимах, так і при коротких замиканнях, перенапругах, перевантаженнях.

Для забезпечення безпеки установлюються наступні технічні рішення:

- Забезпечено недоступність струмопровідних частин (застосована схована проводка, кабель прокладений у спеціальних ринвах).
- Забезпечено ізолювання струмопровідних частин з використанням ізоляції, опір якої не нижче 1кОм/В, передбачені постійний контроль і профілактика ізоляції.
- Розподільні шафи, пускові пристрої й клемні коробки закритого типу (розміщаються в спеціальних кожухах) - для забезпечення недоступності неізольованих струмопровідних частин.
- Напруга освітлювальної мережі приймається 220 В із заземленою нейтраллю.

3.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

3.2.1. Мікроклімат

Основним нормативним документом, що регламентує параметри мікроклімату виробничих приміщень, є ДСН 3.3.6.042-99 [33]. Цей документ встановлює оптимальні і допустимі значення температури, відносної вологості та швидкості руху повітря, допустиму температуру внутрішніх поверхонь приміщення (стіни, стеля, підлога) і зовнішніх поверхонь технологічного обладнання, а також допустиму інтенсивність теплового випромінювання нагрітих поверхонь у приміщенні та відкритих джерел тепла (нагрітий метал, скло, відкритий вогонь тощо) для робочої зони — визначеного простору, в якому знаходяться робочі місця постійного або непостійного (тимчасового) перебування працівників

Робота з дослідження приладу для вимірювання імпедансу біологічних тканин за енерговитратами відноситься до категорії I а (енерговитрати до 139Дж/с) [34]. Допустимі параметри мікроклімату для цієї категорії наведені в табл.3.2.1.

Таблиця 3.2.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с

Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

Для забезпечення необхідних за нормативами параметрів мікроклімату в приміщенні передбачено:

1. У холодний період року для обігріву будівлі використовується централізована парова система опалення.
2. Забезпечення допустимих метеорологічних умов праці в приміщенні здійснюється за допомогою системи кондиціонування.
3. Систематичне (раз за зміну) вологе прибирання.

3.2.2. Склад повітря робочої зони

У сучасній техніці застосовується безліч речовин, які можуть потрапляти в повітря і становити небезпеку здоров'ю людей. Залежно від ступеня токсичності, фізико-хімічних властивостей, шляхів проникнення в організм, санітарні норми встановлюють гранично допустимі концентрації (ГДК) шкідливих речовин у повітрі робочої зони виробничих приміщень, перевищення яких неприпустиме.

В приміщенні, де здійснюється дослідження приладу для вимірювання імпедансу біологічних тканин можливими шкідливими речовинами у повітрі є пил та озон. Джерелами цих речовин є офісна техніка. Пил потрапляє у приміщення ззовні. ГДК шкідливих речовин, які знаходяться в досліджуваному приміщенні, наведені в таблиці 3.2.2.

Таблиця 3.2.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

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

Для забезпечення комфортних умов використовуються як організаційні методи (раціональна організація проведення робіт залежно від пори року і доби, чергування праці і відпочинку), так і технічні засоби (вентиляція, кондиціонування повітря, опалювальна система).

3.2.3. Виробниче освітлення

Стан освітлення виробничих приміщень відіграє важливу роль і для попередження виробничого травматизму. Багато негасних випадків на виробництві стається через погане освітлення. Втрати від цього становлять досить значні суми, а, головне, людина може загинути або стати інвалідом. Раціональне освітлення повинно відповідати таким умовам: бути достатнім (відповідним нормі); рівномірним; не утворювати тіней на робочій поверхні; не засліплювати працюючого; напрямок світлового потоку повинен відповідати зручному виконанню роботи. Це сприяє підтримці високого рівня працездатності, зберігає здоров'я людини та зменшує травматизм.

Норми освітленості при штучному освітленні та КПО (для III пояса світлового клімату відповідно до ДБН В.2.5-28-2018 [35]) при природному та сумісному освітленні зазначені у таблиці 3.2.3:

Таблиця 3.2.3 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнення	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, Лк		КПО, e_n , %		
						Штучне освітлення		Природне освітлення	Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне		Верхнє або верхнє	Бокове
									Верхнє або верхнє	Бокове

Дуже високої точності	B0,15 - до 0,3	П	г	великий	світлий	1000	300	7	2,5	4,2	1,5
-----------------------	----------------	---	---	---------	---------	------	-----	---	-----	-----	-----

Для забезпечення достатнього освітлення передбачені такі заходи:

- 1) Максимальне використання бічного природного освітлення.
- 2) Систематичне очищення скла від бруду – не рідше двох разів на рік.
- 3) Система природного освітлення доповнюється загальним штучним освітленням, що створюється за допомогою люмінесцентних ламп.

3.2.4. Виробничий шум

Шум – це хаотична сукупність різних за силою і частотою звуків, що заважають сприйняттю корисних сигналів і негативно впливають на людину. Фізична сутність звуку – це механічні коливання пружного середовища (повітря, рідини). Під час звукових коливань утворюються області зниженого і підвищеного тиску, що діють на слуховий аналізатор (мембрану вуха).

Постійна дія сильного шуму може не лише негативно вплинути на слух, але й викликати інші шкідливі наслідки – дзвін у вухах, запаморочення, головний біль, підвищення втоми, зниження працездатності.

Шум має акумулятивний ефект, тобто акустичні подразнення, накопичуючись в організмі людини, все сильніше пригнічують нервову систему. Тому перед втратою слуху від впливу шумів виникає функціональний розлад центральної нервової системи. Особливо шкідливий вплив шуму позначається на нервово-психічній діяльності людини.

Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку відображені в ДСН 3.3.6.037-99 [36]. Для умов виконання роботи допустимі рівні звукового тиску повинні наведені в таблиці 3.2.4.

Таблиця 3.2.4 – Допустимі рівні звукового тиску і рівні звуку для постійного широкополосного шуму

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)									Допуст-мий рівень звуку, дБА
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

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

3.2.5. Виробничі випромінювання

Працюючи за комп'ютером, користувач підпадає під вплив високочастотного електромагнітного поля (ЕМП). Як показують результати вимірювання електромагнітного випромінювання, інтенсивність опромінення ЕМП від комп'ютера підсилюється, коли одночасно оператор ще й розмовляє по мобільному телефону.

Люди, які працюють в ЕМП, що перевищує допустимі норми, швидко втомлюються, скаржаться на головні болі, загальну слабкість, болі в ділянці серця. Вони стають дратівливими, у них збільшується пітливість та порушується нічний сон. Відтак, захист від ЕМВ не лише покращить самопочуття працівників, але і допоможе створити більш сприятливі умови для праці.

Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань від монітора комп'ютера представлені в табл. 3.2.6.

Таблиця 3.2.6 - Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань

Найменування параметра	Допустимі значення
Напруженість електричної складової електромагнітного поля на відстані 50см від поверхні відеомонітора	10В / м
Напруженість магнітної складової електромагнітного поля на відстані 50см від поверхні відеомонітора	0,3 А / м
Напруженість електростатичного поля не повинна перевищувати: для дорослих користувачів для дітей дошкільних установ і що вчаться середніх спеціальних і вищих навчальних закладів	20кВ / м 15кВ / м

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

3.3. Пожежна безпека

Забезпечення пожежної безпеки на підприємстві покладається на його керівника (власника). В свою чергу, наказом по підприємству він визначає обов'язки інженерно-технічного персоналу та працівників щодо забезпечення пожежної безпеки на ділянках підприємства. Керівник також призначає відповідальних за пожежну безпеку окремих будівель, споруд, приміщень та експлуатацію технічних засобів протипожежного захисту. Якщо на підприємстві не призначено спеціально уповноваженої особи відповідальної за загальну пожежну безпеку підприємства, то організаційну роботу з підготовки зазначених документів здійснює, як правило, спеціаліст з охорони праці.

Обов'язки щодо забезпечення пожежної безпеки, утримання та експлуатації засобів протипожежного захисту мають бути відображені у відповідних посадових документах (функціональних обов'язках, інструкціях, положеннях тощо).

В приміщенні, де здійснювалося дослідження приладу для вимірювання імпедансу біологічних тканин використовуються тільки негорючі речовини та матеріали у холодному стані, тому за ступенем вибухопожежної та пожежної небезпеки приміщення відноситься до категорії «Д». Пожежну небезпеку несуть у собі лише кабельні електропроводки до обладнання, що є припустимим для даної категорії приміщень [37].

За вогнестійкістю приміщення відноситься до другої категорії [37]. Робоча зона розробника відноситься до класу вибухонебезпечності В-Па та пожежонебезпечності П-Па, оскільки вибухонебезпечна концентрація пилу і волокон може утворюватися лише внаслідок аварії або несправності.

3.3.1. Технічні рішення системи запобігання пожежі

Можливі причини виникнення пожежі у приміщенні, де відбувається дослідження приладу для вимірювання імпедансу біологічних тканин такі:

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

Для запобігання виникнення пожежі доцільні такі заходи:

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

3.3.2. Технічні рішення системи протипожежного захисту

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

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

Інструкції та інші внутрішні документи підприємства з пожежної безпеки слід розробляються на основі діючих правил та інших державних нормативних актів з пожежної безпеки, виходячи зі специфіки пожежної небезпеки будівель, споруд, технологічних процесів, технологічного та виробничого обладнання.

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

ВИСНОВКИ

У процесі цієї роботи був проведений ґрунтовний аналіз літературних даних, які стосуються методів діагностики біологічних тканин, зокрема біоімпедансометрії. Було з'ясовано, що цей метод широко застосовується у медичній практиці завдяки його здатності неінвазивно оцінювати стан тканин. Встановлено, що імпедансні показники можуть залежати від різних параметрів біологічної тканини, таких як її структура, вологість, щільність та фізіологічні процеси, що відбуваються в ній.

Для реалізації методу біоімпедансометрії було розроблено структурну схему апаратного комплексу, який базується на використанні мікросхеми AD5933 та мідно-молібденових електродів. Ці електроди були створені на основі досліджень Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона, що забезпечує їх високу надійність і точність вимірювань.

Було також розроблено візуалізацію роботи цього апарату. В якості біологічного об'єкта була обрана шкіра людини. За допомогою програмного середовища COMSOL Multiphysics була змодельована ділянка шкіри як без пухлини, так і з пухлиною. Ці моделі дозволили детально проаналізувати поведінку імпедансу у різних сценаріях.

Результати моделювання показали, що метод біоімпедансометрії здатний ефективно локалізувати пухлини різного діаметру і на різних глибинах від поверхні шкіри. Це підтверджує перспективність використання цього методу для діагностики і моніторингу патологічних утворень у біологічних тканинах. Виявлені закономірності можуть стати основою для подальшого розвитку апаратних комплексів для медичної діагностики та підвищення точності виявлення захворювань.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ

1. Гомонай В. І. Фізична та колоїдна хімія: підручник [Текст] / В. І. Гомонай. – Вид. 3-тє. – Вінниця: Нова Книга, 2014. – 496 с.
2. Ermakov P.P. Cancer - Causes, Diagnosis and Healing (In Russian). Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.infontr.ru/articles/article23.php> (дата звернення 15.05.2019).
3. Кровообіг [Електронний ресурс]: Вікіпедія – вільна енциклопедія – Режим доступу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Кровообіг>. – Дата доступу 20.09.2019. – Назва з екрана
4. Серцево-судинні захворювання [Електронний ресурс]: Вікіпедія – вільна енциклопедія – Режим доступу: https://uk.wikipedia.org/wiki/Серцевосудинні_захворювання. – Дата доступу 30.09.2019. – Назва з екрана
5. Атаман О. В. Патофізіологія: підручник [електронне видання] : в 2 т. Т. 2. Патофізіологія органів і систем / О. В. Атаман. – Вінниця : Нова Книга, 2015. – 528 с.
6. Фармакотерапія: підручник / [за ред.. О. В. Крайдашенка, І. Г. Купновицької, І. М. Кліща, В. Г. Лизогуба]. – Вид. 2. – Вінниця : Нова Книга, 2013. – 644 с.
7. Внутрішня медицина : підучник / [К. О. Бобкович, Є. І. Дзісь, В. М. Жебель та ін.]; ред.. вид. М. С. Расін. – Вінниця : Нова Книга, 2015. – 328 с.
8. Доплерографія судин верхніх та нижніх кінцівок [Електронний ресурс]: Medicover – Режим доступу: <https://medicover.ua/uk/services/uzd/uzddoppler>. – Дата доступу 18.11.2019. – Назва з екрана
9. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань: навчальний посібник / С.К. Мещанінов, В.М. Співак, А.Т. Орлов . – К.; Кафедра, 2015. – 211 с.
10. Yomna H. Shash. The effect of vascular diseases on bioimpedance measurements: mathematical modeling / Yomna H. Shash, Mohamed A. A. Eldosoky, Mohamed T. Elwakad. // Biomedical Research and Therapy. – 2018. – №5. – С. 2414–2431.

11. Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія: підручник [Текст] / Е. І. Личковський, В. О. Тіманюк, О. В. Чалий та ін. ; за ред. Е. І. Личковського, В. О. Тіманюка. – Вінниця: Нова Книга, 2014. – 464 с.
12. Аналогова схемотехніка: методичні вказівки до виконання курсового проекту для студентів ЗДІА спеціальності 6.050801 «Мікро- та наноелектроніка» денної та заочної форм навчання / Є.Я. Швець, А.В. Юдачов, Л.Л. Верьовкін. – Запоріжжя, ЗДІА, 2011. – 68с. Цветков, А. А. Биоимпедансные методы контроля системной гемодинамики / А. А. Цветков. // М. : Слово, 2010. – С. 316.
13. Vermesan, O., Friess, P. (2013). Internet of Things: Converging Technologies for Smart Environments and Integrated Ecosystems, River Publishers, 363.
14. Григорчак, І., Понеділок, Г. (2011). Імпедансна спектроскопія. Львів: Видавництво Львівської політехніки, 352.
15. Барило, Г., Голяка, Р., Прудіус, І., Фабіровський, С. (2018). Вимірювальні перетворювачі імпедансу з чотиритактним детектуванням сигналу. Visnyk NTUU KPI Serii A – Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia, Iss. 62-28.. Pethig, R. Electrical properties of biological tissue. Institute of molecular and biomolecular electronics / Ronald Pethig. – University College of North Wales Bangor – UK, 1997. – 42 p.
16. Gajasinghe, R., Tigli, O., Jones, M., Ince, T. (2016). Label-free tumor cell detection and differentiation based on electrical impedance spectroscopy. 2016 IEEE SENSORS. doi: 10.1109/icsens.2016.7808466.
17. Hong, B., Sun, A., Pang, L., Venkatesh, A., Hall, D., Fainman, Y. (2016). Integrated biosensor for simultaneous detection by surface plasmon resonance and Faradaic electrochemical impedance spectroscopy. Conference on Lasers and Electro-Optics, 113. doi: 10.1364/cleo_at.2016.jw2a.
18. Антонюк, О. О. (2016). Вдосконалення методів та засобів імпедансометрії для дослідження тканин організму людини. Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.01.02 – стандартизація, сертифікація та метрологічне забезпечення. Національний університет «Львівська політехніка» Міністерства освіти і науки України, Львів, 20.
19. Electric Impedance Sensor [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://is.gd/VfoyIB>. (дата звернення 15.05.2019).

20. A New Method for Non-Invasive Measurement of Skin in the Low Frequency Range / Sangwon Min, Youngchang Cho, Chang-Sik Son, Suk-Tae Seo. // Healthcare Informatics Research. – 2010. – №16. – С. 142–148.

21. Skin Cancer [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://headandneckcancerguide.org/adults/introduction-to-head-and-neck-cancer/skin-cancer/anatomy/> (дата звернення 25.05.2019).

22. Hina Shafi , Iqra Ashqeen , Madiha Kanwal. HUMAN SKIN MODEL SERVING IN ELECTRICAL STIMULATION OF ANTERIOR TIBIAL ARTERY // International journal of endorsing health – 2013

23. R. Ortega-Palacios ; L. Leija ; A. Vera ; M. F. J. Cepeda. Measurement of breast - tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation [2010 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control](#)

24. Дубко, А.Г., Тертична, В.С., Нікітін, В.О. (2022). Діагностика стану тканин організму на основі біоімпедансного аналізу. Theoretical and science bases of actual tasks. Proceedings of the XIV International Scientific and Practical Conference. Lisbon, Portugal, 253-259.

25. Антоненко Є. О. (2021). Система імпедансної спектроскопії біологічних рідин і суспензій. Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата фізикоматематичних наук за спеціальністю 01.04.01 – фізика приладів, елементів і систем (фізикоматематичні науки). – Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна. Харків, 171.

26. MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer AD5933. Available at: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5933.pdf>.

27. Базаев, Н., Пржиялговская А., Руденко П. (2016). Особенности использования микросхемы AD5933 в качестве измерителя импеданса при проектировании малогабаритных систем. Известия вузов. Электроника. Том 21 № 3. 279-285.

28. Evaluation Board User Guide. Available at: <https://www.analog.com/media/en/technicaldocumentation/user-guides/UG-364.pdf>.

29. EVAL-AD5933. Available at: <https://www.analog.com/en/design-center/evaluationhardware-and-software/evaluation-boards-kits/eval-ad5933.html#eb-documentation>.

30. ДСТУ OHSAS 18002:2015. Системи управління гігієною та безпекою праці. Основні принципи виконання вимог OHSAS 18001:2007 (OHSAS 18002:2008, IDT). К. : ГП «УкрНИИУЦ», 2016. 21 с

31. НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. URL: http://sop.zp.ua/norm_праор_0_00-7_15-18_01_ua.php.

32. Правила улаштування електроустановок - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://www.energiy.com.ua/PUE.html>

33. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>

34. Гігієнічна класифікація праці (за показниками шкідливості і небезпеки факторів виробничого середовища від 12.08.1986 № 4137-86. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://zakon4.rada.gov.ua/laws/show/v4137400-86>

35. ДБН В.2.5-28-2018 Природне і штучне освітлення - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/prirodne-i-shtuchne-osvitlennja-nor8425.html>

36. ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/sanitarni-normi-virobnichogo-shumu-ultrazvuku-ta-infrazvuku-nor4878.html>

37. ДБН В.1.1-7:2016 Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги. URL: http://www.poliplast.ua/doc/dbn_v.1.1-7-2002.pdf.

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Прилад для вимірювання імпедансу біологічних тканин

Тип роботи: БКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unichesk

Оригінальність 78,6 %

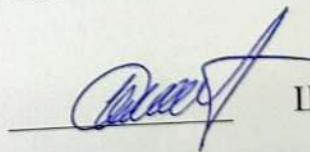
Схожість 21,4 %

☒ 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

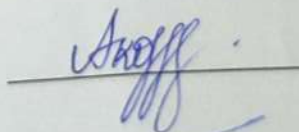
Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

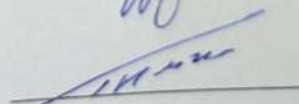
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unichesk щодо роботи.

Автор роботи



Акоджуру Н. Д.

Керівник роботи



Тимчик С. В.