

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і
технологій

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи

магістра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему «Удосконалення засобу біоімпедансної діагностичної спектроскопії»

ХАІ.502.564М.22о.163.1705011 ПЗ

Виконав: студент б курсу групи № 564М
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітня програма «Біомедична
інформатика та радіоелектроніка»

(код і найменування напрямку підготовки)

Сироїд Д.А.

(прізвище й ініціали студента)

Керівник: Олійник В.П.

(прізвище й ініціали)

Рецензент: Лисиченко М.Л.

(прізвище й ініціали)

Харків – 2022

Міністерство освіти і науки України
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет Радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
(повне найменування)
Кафедра Радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій
(повне найменування)
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код та найменування)
Освітня програма Біомедична інформатика та радіоелектроніка
(найменування)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувачка кафедри

О.В. Висоцька

(підпис)

(ініціали та прізвище)

« » 2022 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА

Сироїд Данило Андрійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Удосконалення засобу біоімпедансної діагностичної спектроскопії

керівник роботи Олійник Володимир Петрович, к. т. н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом Університету № 1496 - уч від «27» жовтня 2022 року.

2. Термін подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи 12 грудня 2022 р.

3. Вихідні дані до роботи: Метод електричної біоімпедансної спектроскопії. Частотний діапазон – 1 кГц...500 кГц. Діагностичний інтервал вимірювання модулю імпеданса – 0,1...1000 кОм. Неінвазивна методика вимірювань.

4. Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати):

4.1. Аналітичний огляд методів та засобів біоімпедансної діагностики в медицині.

4.2. Дослідження моделей електричного імпедансу біотканин та їх діагностична значимість.

4.3. Дослідження методів та засобу апаратного вимірювання частотної залежності імпедансу біотканин.

4.4. Розробка структурної схеми пристрою для біоімпедансної спектроскопії.

5. Перелік графічного матеріалу:

5.1 Структура методів біоімпедансної діагностики в медицині (плакат, арк. А4).

5.2 Поширені резистивно-ємнісні моделі імпедансу біотканин (плакат, арк. А4).

5.3 Схеми вимірювальних перетворювачів для визначення спектральних характеристик імпедансу (плакат, арк. А4).

5.4 Структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії (креслення, арк. А4).

5.5 Спектральні залежності імпедансу біотканин в медичній діагностиці (плакат, арк. А4).

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Усі розділи	к.т.н., професор. Олійник В.П.	31.10.2022	

Нормоконтроль _____ В.М. Олійник «12» грудня 2022 р.
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «31» жовтня 2022 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання	31.10.2022	
2	Аналітичний огляд методів та засобів біоімпедансної діагностики в медицині	31.10.2022 – 08.11.2022	
3	Дослідження моделей електричного імпедансу біотканин та їх діагностична значимість.	09.11.2022 – 15.12.2022	
4	Дослідження методів та засобу апаратного вимірювання частотної залежності імпедансу біотканин.	16.11.2022 – 22.11.2022	
5	Розробка структурної схеми пристрою для біоімпедансної спектроскопії.	23.11.2022 – 30.11.2022	
6	Оформлення пояснювальної записки	01.12.2022 – 10.12.2022	
7	Попередній захист роботи та усунення зауважень.	11.12.2022 – 13.12.2022	
8	Захист кваліфікаційної роботи.	14.12.2022	

Здобувач вищої освіти _____

(підпис)

Д.А. Сироїд

(ініціали та прізвище)

Керівник кваліфікаційної роботи _____

(підпис)

В.П. Олійник

(ініціали та прізвище)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра: 92 с., 40 рис., 4 табл., 5 дод, 30 джерел.

БІОЛОГІЧНІ ТКАНИНИ, ІМПЕДАНСОМЕТРІЯ, СПЕКТРОСКОПІЯ, СХЕМИ ВИМІРЮВАНЬ, СХЕМИ ЗАМІЩЕННЯ, СТРУКТУРНА СХЕМА

Об'єкт дослідження – спектральні залежності електричного імпедансу тканин організму людини.

Мета роботи – вдосконалення засобу спектральної імпедансометрії для медичної діагностики за даними частотної залежності комплексного опору ділянок тканин організму людини.

Методи дослідження – аналітичний метод, структурне моделювання.

В роботі проведено аналітичний огляд методів та засобів біоімпедансної діагностики в медицині. Досліджено моделі електричного імпедансу біотканин визначена їх діагностична значимість. Обґрунтовано інформаційну значимість частотної залежності імпедансу для діагностики патологій. Досліджено методи отримання частотних залежностей імпедансу та обрано багаточастотний, двочастотний та імпульсний режими вимірювань. Визначені переваги та недоліки реалізацій первинних перетворювачів та обрані схемні рішення вимірювання імпедансу. На основі результатів дослідження розроблено структурну схему пристрою для біоімпедансної спектроскопії, який забезпечує використання трьох режимів вимірювання. Визначено основні технічні показники пристрою.

Запропоноване технічне рішення дозволяє вийти на новий рівень діагностики захворювань. Завдяки використуванню різних режимів вимірювання імпедансу можлива більш гнучка діагностика для кожного пацієнта.

ABSTRACT

Explanatory note to the Master's degree work includes 92 p., 40 fig., 4 tables., 5 app., 30 source.

IMPEDANSOMETRY, BIOLOGICAL TISSUES, SUBSTITUTION SCHEMES, SPECTROSCOPY, MEASUREMENT SCHEMES, STRUCTURAL SCHEME

Object of study – spectral characteristics of the electrical impedance of tissues of the human body.

The goal of the work – improvement of the spectral impedance measurement tool for medical diagnostics based on the frequency dependence of the complex resistance of tissue sections of the human body.

Research methods – analytical methods, structural modeling.

The paper provides an analytical review of the methods and means of bioimpedance diagnostics in medicine. The electrical impedance models of biotissues were studied, and their diagnostic significance was determined. The information significance of the frequency dependence of the impedance for the diagnosis of pathologies is substantiated. Methods of obtaining frequency dependences of impedance were studied and multi-frequency, dual-frequency and pulse measurement modes were chosen. Advantages and disadvantages of implementations of primary converters are determined and circuit solutions for impedance measurement are selected. Based on the results of the research, a structural diagram of the device for bioimpedance spectroscopy was developed, which provides the use of three measurement modes. The main technical indicators of the device are determined.

The proposed technical solution allows reaching a new level of disease diagnosis. Thanks to the use of different modes of impedance measurement, a more flexible diagnosis is possible for each patient.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ БІОІМПЕДАНСНОЇ ДІАГНОСТИКИ В МЕДИЦИНІ	11
1.1 Електричний імпеданс біологічних структур	11
1.2 Електроімпедансна реографія.....	16
1.3 Електрична імпедансна спектроскопія	19
1.4 Електроімпедансна томографія	22
2 ДОСЛІДЖЕННЯ МОДЕЛЕЙ ЕЛЕКТРИЧНОГО ІМПЕДАНСУ БІОТКАНИН ТА ЇХ ДІАГНОСТИЧНА ЗНАЧИМІСТЬ	25
2.1 Моделювання електричних властивостей тканини організму людини еквівалентними двополюсниками	28
2.2 Використання кількісних характеристик біоімпедансу в медичній діагностиці	42
3 ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБУ АПАРАТНОГО ВИМІРЮВАННЯ ЧАСТОТНОЇ ЗАЛЕЖНОСТІ ІМПЕДАНСУ БІОТКАНИН	49
3.1 Особливості використання первинних перетворювачів для імпедансної спектроскопії	49
3.1.1 Мостовий засіб виміру	55
3.1.2 Резонансний засіб виміру.....	59
3.2 Метод з використанням синусоїдальної напруги сталої амплітуди	60
3.3 Двочастотний метод з апроксимацією даних вимірювання.....	61
3.4 Метод імпульсної імпедансометрії	62

4 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИСТРОЮ ДЛЯ БІОІМПЕДАНСНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ	67
4.1 Кількісні характеристики показників вимірювань	67
4.2 Структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії	67
4.1.1 Вибір перетворювача імпедансу	69
4.1.2 Структура та опис роботи перетворювача AD5933	70
4.1.3 Опис структури та алгоритму функціонування частотного аналізатора імпедансу	75
ВИСНОВКИ.....	79
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	81
ДОДАТОК А Структура методів біоімпедансної діагностики в медицині	85
ДОДАТОК Б Поширені резистивно-ємнісні моделі імпедансу біотканин	86
ДОДАТОК В Схеми вимірювальних перетворювачів для визначення спектральних характеристик імпедансу	88
ДОДАТОК Г Структурна	89
ДОДАТОК Д Спектральні залежності імпедансу біотканин в медичній діагностиці	91

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І СКОРОЧЕНЬ

ПКР – позаклітинна рідина;

ІП – імпедансна плетизмографія;

ЕІС – електрична імпедансна спектроскопія;

ЕІТ – електроімпедансна томографія;

ІМТ – індекс маси тіла;

ЖМТ – жирова маса тіла;

БМТ – безжирова маса тіла;

КМТ – клітинна маса тіла;

АЦП – аналого-цифровий перетворювач;

USB – Universal Serial Bus

ВСТУП

Актуальність теми. Впровадження методів та засобів вимірювання в медичну галузь забезпечує оперативність та об'єктивність оцінювання широкого спектру морфологічних і фізіологічних параметрів організму, експрес-діагностики функціонування організму людини та виявлення патологій. Одним із таких методів є імпедансометрія. Цей метод набув сьогодні широкої популярності у медицині, адже має практичне різноманітне застосування. Об'єктами науково-медичних досліджень при цьому є як весь організм людини, так і його окремі ділянки.

Більшість медико-біологічних досліджень електричних властивостей біологічних об'єктів присвячено вивченню проблем гідrataції та водносольового обміну, співвідношенню м'язової та жирової тканин організму людини. Також значну частку досліджень спрямовано на визначення біологічної життєздатності тканин шляхом вимірювань їх пасивних електричних властивостей на різних частотах; ці дослідження спрямовані переважно на вивчення вікової фізіології людини.

Оскільки параметри імпедансу можуть істотно змінюватися під впливом зовнішніх і внутрішніх патофізіологічних, фізіологічних факторів, то це дозволяє використовувати імпедансометрію для оцінки стану органів і систем організму при різних захворюваннях та фізіологічних станах: сьогодні відомий ряд теоретичних і практичних розробок подібного призначення, що дозволяють фіксувати різні показники електрофізіологічної активності і вже застосовуються для діагностики різних захворювань нейродерматологічного, неврологічного та ін. характеру.

На підставі дослідження електричного імпедансу різних ділянок організму людини з'являється можливість об'єктивної оцінки значення серцевого викиду, кровонаповнення судин, об'ємів водних просторів та секторів, тощо.

Саме тому актуальним є детальний аналіз особливостей методу імпедансометрії в медицині та вдосконалення технічної складової його застосування при діагностиці патологій.

Наукова новизна полягає в об'єднанні декількох режимів вимірювання імпедансу в залежності від області локалізації і властивостей біоструктур.

Об'єкт дослідження – спектральні залежності електричного імпедансу тканин організму людини.

Предмет дослідження: засоби вимірювання електричного імпедансу біологічних тканин.

Мета роботи – вдосконалення засобу спектральної імпедансометрії для медичної діагностики за даними частотної залежності комплексного опору ділянок тканин організму людини.

Для досягнення поставленої мети роботи необхідно вирішити наступні задачі:

- провести аналітичний огляд методів та засобів біоімпедансної діагностики в медицині;
- виконати дослідження моделей електричного імпедансу біотканин та визначити її діагностичну значимість;
- провести дослідження методів та засобу апаратного вимірювання частотної залежності імпедансу біотканин;
- розробити структурну схему присторою для біоімпедансної спектроскопії.

Практична значимість: побудова засобу досліджень частотної залежності комплексного опору біотканин в режимах багаточастотного, двочастотного та імпульсного вимірювання.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ БІОІМПЕДАНСНОЇ ДІАГНОСТИКИ В МЕДИЦИНІ

1.1 Електричний імпеданс біологічних структур

Аналіз складу тіла біоімпедансний методом заснований на наявності закономірностей, що зв'язують виміряні значення імпедансу з параметрами складу тіла. Біоімпедансний аналіз складу тіла полягає в першу чергу в оцінці кількості рідини в біооб'єкта, так як саме рідке середовище створює активну складову провідності. Електричний струм може протікати, огинаючи клітини і через клітини як показано на рис.1.1.[1]

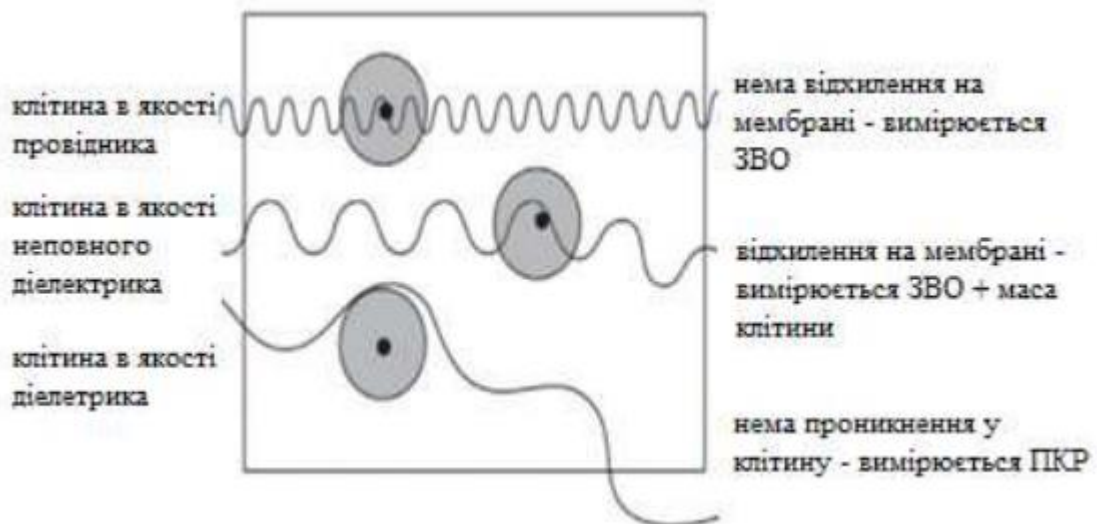


Рисунок 1.1 – Фізичні основи протікання струму через клітину

Межі клітин утворені мембранами, які за своїми електричними властивостями є конденсаторами з залежною від частоти змінного струму ємністю. Еквівалентна схема біооб'єкту містить опір позаклітинної рідини $R_{ПКР}$, опір клітинної рідини $R_{КР}$ і ємність мембран C_M . Щоб визначити обсяг позаклітинної рідини (ПКР), необхідно вимірювати імпеданс на постійному струмі, так як в цьому разі клітинні мембрани залишаються непроникними, і

внутрішньо-клітинна рідина не впливає на результат вимірювання. Опір R_0 на постійному струмі дорівнює опору позаклітинної рідини $R_0 = R_{ПКР}$. З ростом частоти реактивний опір ємності C_M зменшується, і все більша частина струму проникає всередину клітин, так що в результаті вимірювання все більший вплив вносить внутрішньоклітинна рідина. При цьому модуль вимірюваного імпедансу поступово зменшується. На нескінченно великій частоті реактивний опір ємності стає рівним нулю, так що вимірний опір R_∞ визначається паралельним з'єднанням $R_{ПКР}$ і $R_{КР}$. З цього виходить, що $R_\infty = R_{ПКР} * R_{КР} / R_{ПКР} + R_{КР}$.

За опором R_∞ визначають обсяг загальної води організму. Вимірювання на нульовій і нескінченно великій частотах реалізувати неможливо, тому в біоімпедансних аналізаторах або використовують досить низьку частоту для вимірювання ПКР і досить високу частоту для вимірювання ЗВО, або апроксимують значення R_0 і R_∞ за результатами вимірювань імпедансу на декількох частотах (метод біоімпедансний спектроскопії).

Тіло людини складається з мільйонів клітин, які утворюють різні типи тканин, які, у свою чергу, утворюють різні системи організму, тісно пов'язані одна з одною. Тканина - це сукупність клітин, внутрішньоклітинної рідини та міжклітинної рідини.

Кожна клітина має мембрану, яка надає клітині форму та ізолює її вміст від інших клітин. Клітинні мембрани можна охарактеризувати як ізолятори з діелектричною властивістю — відносною діелектричною проникністю.

Клітинні мембрани забезпечують здатність біологічних рідин проводити електричний струм.

Мембрани клітин виконують ряд життєво важливих функцій, насамперед вони забезпечують бар'єрну функцію при обміні речовин з оточуючим середовищем та іншими клітинами, структурні компоненти мембран, зокрема спеціалізовані білки виконують транспортну та рецепторну функції.

Клітинна мембрана представлена в основному подвійним шаром фосфоліпідних молекул. Також було виявлено, що фосфоліпідна молекула

лецитину має дві заряджені групи, що локалізовані на деякій відстані. Тобто, два різнойменних заряди, які рівні по абсолютній величині, утворюють електричний диполь, що забезпечує наявність електричних та магнітних властивостей клітини.

Міжклітинна та внутрішньоклітинна рідини схожі за хімічним складом, за винятком того, що всередині клітини є органели та інші внутрішньоклітинні включення. Таким чином, тканини можна охарактеризувати як другий клас гетерогенних об'ємних провідників, з цитоплазмою, плазматичною мембраною та електролітами в міжклітинному просторі як основними структурними елементами.

В даний час відомо, що клітини і тканини людського організму проводять змінний струм.

Змінним струмом називають той струм, що здатен періодично змінюватися за величиною і напрямком з часом, згідно закону синуса або косинуса. Змінний струм можна описати за допомогою формули 1.1 і формули 1.2 для напруги.

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

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

де I, U – це миттєві значення сили струму і напруги;

I_{max}, U_{max} - амплітудні значення відповідно сили струму і напруги;

ω - кутова частота змінного струму,

t – час.

Якщо до ланцюга, який має у складі послідовно з'єднані резистор з опором R , котушкою індуктивності (L), і конденсатором з ємністю (C), подати змінну напругу U , то в ланцюзі з'явиться струм, формула 1.3.

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

де Z – імпеданс ланцюга змінного струму,

U – напруга,

I – сила струму.

Імпеданс повного кола змінного струму визначають за формулою 1.4:

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

де R - омичний (активний) опір;

X_L - індуктивний опір;

X_C - ємнісний опір.

Індуктивний і ємнісний опори разом утворюють реактивний опір.

Імпеданс, який позначається, як Z , є характеристикою елемента електричного ланцюга, який перешкоджає протіканню струму. У ланцюзі постійного струму імпеданс дорівнює опорі (R). У ланцюзі змінного струму, що містить ємність або індуктивність, необхідно враховувати також і реактивний опір (X) відповідно до формули:

$$Z^2 = R^2 + X^2. \quad (1.5)$$

Імпеданс визначається активною омичною складовою R , реактивною ємнісною складовою X_c , що можна виразити формулою 1.1.6:

$$Z = R - jX_c, \quad (1.6)$$

де j — уявна одиниця, яка визначається рівністю $j^2 = -1$;

R – омична складова,

X_c - реактивна ємнісна складова.

Для біологічних об'єктів імпеданс характеризується комплексним характером $Z = (R, X)$. Активна складова R пов'язана, в першу чергу, з провідністю між електролітами, які знаходяться у внутрішніх рідких середовищах організму. Величина активної складової імпедансу також залежить від процесів в тканинах, які супроводжуються незворотними втратами енергії.

Реактивну компоненту X визначають ємнісними властивостями біотканини, в першу чергу, ємністю біологічних мембран.[2]

Еквівалентна електрична схема використовується для того, щоб охарактеризувати пропускання струму живими клітинами. Тобто беруть такі комбінації C і R , які моделюють електричні параметри біологічних об'єктів як показано на рис. 1.2.

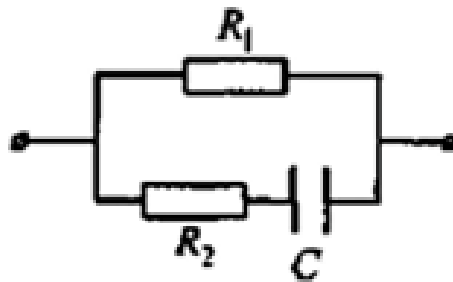


Рисунок 1.2 – Еквівалентна електрична схема

Біологічні тканини характеризуються більш складним поєднанням ємності й активним опором. При пропусканні через ці схеми струму високої частоти, їх імпеданс асимптотично буде наближатися до деякої константи Z_∞ . Ця схема з певним наближенням може бути еквівалентною електричною схемою біологічних тканин, але не може повністю відтворювати закономірності пропускання електричного струму через біологічні системи.

Біологічні тканини характеризуються великими значеннями кута зсуву фаз між силою струму і напругою. Крім того, сила струму випереджає за фазою

напругу. Тобто ми можемо стверджувати, що частка ємнісного опору в біологічних тканинах є значною. Представимо декілька значень кута зсуву фаз при частоті 1 КГц для різних біологічних об'єктів в таблиці 1.1.

Структура методів біоімпедансної діагностики в медицині приведена у додатку А.

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
Ламінарія	-78

1.2 Електроімпедансна реографія

Реографія також відома як імпедансна плетизмографія (ПІ), використовується при дослідженні серцево-судинної системи. ПІ дозволяє вимірювати центральну і регіональну гемодинаміку, визначати ЧСС і об'єми крові, загальний периферичний опір. Крім того, реологія здатна вимірювати показники венозного кола кровообігу та мікроциркуляції. Загальний вигляд використання методики реографія показано на рис.1.3. [3]

Реалізація методу реографії полягає у такому: на область дослідження накладають електроди і пропускають через них електричний струм 1...5 мА високої частоти 30...300 кГц. Зміни величини крово-наповнення і швидкості руху крові в кровоносних судинах супроводжуються коливаннями імпедансу тканин, розташованих між електродами.

Зміни величини крово-наповнення і швидкості руху крові в кровоносних судинах супроводжуються коливаннями імпедансу тканин, розташованих між електродами.



Рисунок 1.3 – Загальний вигляд використання методики реографії

Апаратна реалізація комплексу реографії показана на рис.1.4 (комплекс ХАІ-Medic РЕОКОМ).



Рисунок 1.4 – Комплекс Реоком

В таблиці 1.2. приведені технічні характеристики комплексу РЕОКОМ. [4]

Таблиця 1.2 - Технічні характеристики комплексу РЕОКОМ

Технічні характеристики	Показники
Метод реєстрації реограм	тетраполярний
Кількість реографічних каналів	4/8
Кількість кардіографічних каналів	1
Кількість фонокардіографічних каналів	0/1
Амплітуда зондувального струму, мА, не більше	1
Частота зондувального струму, кГц	10,20,40,80
Діапазон виміру базисних опорів, Ом	1÷1000
Діапазон вимірювання змінної складової опорів Ом	0.002÷2
Вихідний опір генератора зондувального струму, кОм, не менше	1000
Вхідний опір РЕО каналів, ком, не менше	1000
Наведений до входу рівень шуму реоканалів (р/р), мВ, не більше	0.002
Постійна часу реоканалів, с	0.3
Верхня межа смуги пропускання реоканалів, Гц	30
Діапазон виміру кардіосигналів, мВ	0.01÷5
Вхідний опір кардіоканалу: - на частоті 20 кГц, МОм, не менше - на частоті 10Гц, МОм, не менше	1 5
Наведений до входу рівень шуму кардіоканалу (р/р), мкВ не більше	5
Частота дискретизації сигналів, Гц	250
Похибка вимірювання часових параметрів сигналів,с	0.004
Відносна похибка вимірювання амплітудних параметрів, не більше	5%
Розрядність АЦП, біт	14
Клас електробезпеки	II BF
Габарити без стійки, мм	200×140×30
Вага без стійки, кг	1
Інтерфейс	USB

На практиці метод реографії адаптований до дослідження окремих органів або функціональних систем.

При проведенні реографії реєструються пульсові коливання кровонаповнення органу, що досліджується, за принципом визначення імпедансу цього органу.

1.3 Електрична імпедансна спектроскопія

При використанні даного методу спектроскопії електричного імпедансу (ЕІС) параметри імпедансу вимірюються в широкому діапазоні частот, внаслідок чого ЕІС все частіше використовується в медицині та інших галузях для оцінки властивостей біологічних об'єктів. [5]

На рисунку 1.5 представлені графіки дисперсії (частотної залежності) імпедансу тканини



Рисунок 1.5 – Графіки частотної залежності імпедансу тканин

З рисунка 1.5 бачимо, що крутизна кривої в міру відмирання тканини зменшується, тобто спостерігається зменшення низькочастотного опору, тоді як при високих частотах імпеданс практично залишається постійним. Причиною є те, що при відмиранні руйнуються мембрани – «живі конденсатори», і нежива біологічна тканина володіє суто омичним опором. Вказані особливості використовуються для оцінки фізіологічного стану об'єктів. Як правило, розраховується коефіцієнт дисперсії K , який дорівнює відношенню імпедансу при низьких частотах (100 – 10000 Гц) до імпедансу при високих частотах:

$$K = \frac{Z_{нч}}{Z_{вч}}. \quad (1.7)$$

У нормальних тканинах K залежить від положення організму в еволюційному ряді. Наприклад, коефіцієнт дисперсії печінки ссавців дорівнює приблизно 9-10. При відмирання тканин вказаний коефіцієнт наближається до одиниці. [6]

Імпеданс тканин також залежить від їх функціонального стану, і це використовується в діагностиці.

Співвідношення між активною та реактивною складовими опору може змінюватись при зміні фізіологічного стану та деяких патологіях. Наприклад, при запаленні на перших стадіях спостерігається збільшення активного опору тканин. Цей ефект обумовлений тим, що струм низької частоти йде переважно через міжклітинну рідину, яка володіє суто омичним опором. При запаленні клітини набухають і переріз міжклітинних ділянок зменшується, що й призводить до підвищення омичного опору. Ємнісний опір при цьому практично не змінюється, оскільки не змінюється структура клітини.

Очевидним є той факт, що за незмінного ємнісного пору збільшення омичного пору свідчить про набухання клітин, а зменшення омичного опору, навпаки, свідчить про зменшення об'єму клітин. Зворотний ефект спостерігається на ранніх стадіях онкологічних захворювань. Перетворення нормальних клітин у ракові супроводжується появою молодих клітин і підвищенням ємнісного опору.

Конструктивно більшість біологічних тканин складається з послідовних шарів, які добре або погано проводять електричний струм, тобто за своєю структурою відповідають будові конденсатора. Другою складовою частиною електричної ємності біологічних тканин виступає ємність клітинних мембран, яка, як відомо, має досить значну величину.

Доказом ємнісних властивостей біологічних тканин виступають такі факти:

- зменшення імпедансу тканини при збільшенні частоти електричного струму;
- амплітудне значення струму випереджає по фазі амплітудне значення напруги.

Основними факторами, що мають суттєвий вплив на результати вимірювань імпедансу та його параметрів, вважаються:

- морфологічні властивості об'єкту дослідження, особливо при великій щільності тканини та вмісті декількох типів тканин. Зокрема, суттєвий вплив полягає у відношенні питомого опору досліджуваної тканини до її об'єму або до сумарного питомого опору всіх тканин в ділянці дослідження імпедансу.

- дисперсійні властивості тканин, що характеризуються діелектричною проникністю клітинних мембран, з якої випливає частотна залежність впливу на реактивні компоненти імпедансу;

- електропровідність різних видів тканин. Кожен з чотирьох різновидів біологічних тканин тіла людини, а також їх різновиди, мають свої електричні константи питомого опору та діелектричної проникності;

- антропометричні параметри ділянки вимірювання імпедансу – площа вимірювання та форма цих ділянок;

- анізотропія морфологічна, тобто залежність електропровідності від морфологічної структури об'єкта дослідження;

- анізотропія антропометрична, тобто залежність електропровідності від ділянки визначення імпедансу на окремих частинах тіла. Цей фактор залежить від взаємного розташування магістральних судин і напрямків проходження струму в досліджуваній ділянці.

Імпеданс блоків значно зменшується зі збільшенням частоти тестового сигналу.

Внутрішньоклітинна рідина значно впливає на провідність із збільшенням частоти. Прикладом є модуль пародонтального імпедансу, який зменшується майже в 1,5 рази при збільшенні частоти від 5 кГц до 500 кГц [7].

Апаратної реалізації не дивлячись на потенціал діагностики не виявлено.

1.4 Електроімпедансна томографія

Електроімпедансна томографія (EIT) характеризується малоінвазивним малюнком побудови зображень плоских перерізів електричних провідників [8].

Зображення, отримані цим методом, дозволяють якісно та кількісно оцінити розподіл імпедансу в поперечних перерізах тіла та відстежити зміни розподілу імпедансу в часі. Апаратна реалізація показана на рис.1.6. на прикладі розглянуто систему електро-імпедансної візуалізації легень Dräger PulmoVista® 500 ICU.

В таблиці 1.3. приведені технічні характеристики ЕИВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU. [9]



Рисунок 1.6 – Система імпедансної томографії

Таблиця 1.3 – Технічні характеристики ЕІВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU

Технічні характеристики	Показники
Частота кадрів	10,15,20,30 кадрів в секунду
Частота зрізу для фільтра низьких частот	від 10 до 300/хв
Верхня і нижня частоти зрізу для смугового фільтра	від 30 до 300/хв
Кількість електродів	16 електродів плюс 1 електрод порівняння
Амплітуда струму живлення	Від 80 до 90% максимального допоміжного струму пацієнта відповідно до ІЕС 60601-1 (3-є видання)
Номінальна напруга та діапазон частот живлення, В	від 100 до 240
Діапазон частот живлення, Гц	50/60
Роздільна здатність, пікселів	1440 x 900
Кут огляду	130
Частота струму живлення	від 80 до 130 кГц
Клас електробезпеки	II BF
Габарити, мм	600×1400×750
Вага, кг	44
Інтерфейс	USB

На рисунку 1.7 показано головний екран ЕІВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU. [9]

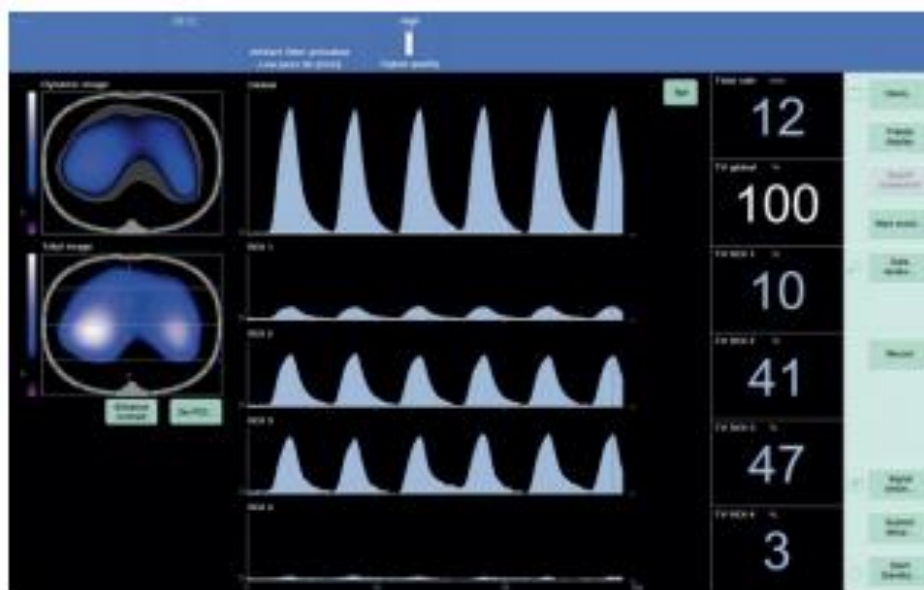


Рисунок 1.7 – головний екран ЕІВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU

На головному екрані на можна побачити:

- огляд розподілу дихального об'єму в поперечному ЕІТ області чутливості;
- швидко визначити неоднорідності легень;
- оцінити регіонарну вентиляцію під час спонтанного дихання;
- порівнювати різні ділянки легень;
- швидко побачити зони зі збільшенням або зменшенням вентиляції.

За допомогою PulmoVista 500 можна візуалізувати весь цикл ШВЛ у реальному часі. Стратегія щадної вентиляції легень потребує оптимального настроювання позитивного тиску в кінці видиху та дихального об'єму. Підбір та підтримання цих основних налаштувань протягом терапевтичного курсу – непросте завдання.

Загальні параметри, що відбивають стан легень загалом, не забезпечують безперервну картину функції легень пацієнта. Без безперервних регіональних даних оцінка того, як різні області легень реагують на терапевтичне втручання, зводиться лише до здогадів. Електроімпедансний томограф PulmoVista 500 дозволяє безперервно спостерігати за вентиляцією різних відділів легень, оптимізуючи процес індивідуальної терапії.

PulmoVista 500 дозволяє оцінювати регіональний розподіл дихального об'єму при штучній вентиляції легень, а також зміни об'єму легень наприкінці видиху. Результати терапевтичних процедур можна спостерігати та контролювати їх протягом усього часу. Завдяки цьому PulmoVista 500 підтримує оптимальне розподілення повітря в легенях і інформує про те, як такі стани, як ателектаз, надмірне роздування легень, затримка повітря в легенях, плевральний випіт або пневмоторакс можуть вплинути на вентиляцію.

Висновки до розділу: серед реалізованих технічних засобів поширені реалізації на фіксованих частотах, а засобів для виявлення спектральної залежності не розроблені. Після проведеного аналізу можна розглядати моделі електричного імпедансу та виявити їх діагностичну значимість.

2 ДОСЛІДЖЕННЯ МОДЕЛЕЙ ЕЛЕКТРИЧНОГО ІМПЕДАНСУ БІОТКАНИН ТА ЇХ ДІАГНОСТИЧНА ЗНАЧИМІСТЬ

Тканина організму людини, як будь-який об'єкт іншої природи, може бути поданий як двополюсник в колі з постійним або змінним струмом. Параметри імітансу такого двополюсника залежно від стану організму (стану тканини) змінюються, а саме: нормальному стану відповідають одні значення параметрів імітансу двополюсника, а при відхиленні від нормального – інші. Тобто, імітанс двополюсника організму з нормальним станом можна вважати як базовий, а в іншому випадку - як контрольований. У такому разі реалізація імітансного методу для аналізу біологічних об'єктів полягає у порівнянні параметрів двох двополюсних об'єктів, один з яких контрольований, інший – базовий (стандартний) зразок з відомими характеристиками. Якщо таке порівняння здійснюється лише за одним параметром, то є небезпека недостовірності інформації про стан об'єкта дослідження. Тому, чим більше параметрів порівняння, тим достовірніша інформація, однак відповідно складнішим є вимірювальний процес. У такому разі параметрами порівняння є активна та реактивна складові адмітансу (при невідомій схемі) двополюсника на багатьох частотах або окремі параметри елементів багатоелементного двополюсника (при відомій схемі заміщення). Застосування такого методу в медицині дає змогу порівнювати параметри імітансу тканин організму людини пов'язані з різними захворюваннями з імпедансом здорової тканини.

Частотний діапазон поділяють на: діапазон α -дисперсії (від частки герца до одиниць кілогерца), β – дисперсія (від десятків кілогерц до 100 МГц), γ – дисперсія (100 МГц-100 ГГц), δ – дисперсія (10 МГц – 1 ГГц). Проте варто зазначити, що області дисперсії різняться за значеннями частотних діапазонів залежно від виду біологічного об'єкта.

Як і постійний струм, змінний струм чинить на тканини організму подразнюючу дію. Процеси збудження в ритмі, не властивому організму,

порушують нормальну життєдіяльність. Слід розуміти, що вражаюча дія змінного струму визначається не напругою, а зарядом, що проходить за половину періоду. Це пов'язано з тим, що в основі дії струму на тканини лежить їхня поляризація. На частотах понад 100 кГц подразнююча дія змінного струму повністю припиняється. Це пов'язано насамперед з тим, що на таких частотах зворотні процеси іонних каналів не встигають спрацювати і внутрішньоклітинний склад не змінюється. Також варто зазначити, що через наявність в опорі тіла людини ємнісної складової, зростання частоти прикладеної напруги супроводжується зменшенням повного опору тіла та зростанням струму, що проходить через тіло людини. Підвищення частоти від 50 Гц, незважаючи на зростання струму, що проходить через людину, супроводжується зниженням небезпеки ураження, котра повністю зникає при частоті 450-500 Гц, тобто струм такої та більшої частоти — не може викликати смертельного ураження внаслідок припинення роботи серця або легенів, а також інших життєво важливих органів. Проте для уникнення травм, спричинених дією електричного струму, необхідно враховувати значення відчутного струму, який при частоті 50 Гц становить 0,5 мА-1,5 мА. Тому рекомендовано враховувати значення сили струму для проведення досліджень у конкретному частотному діапазоні і встановлювати його менше значень відчутного струму.

З точки зору біоімпедансного аналізу, найбільший інтерес представляє область β - дисперсії, відповідна частоті струму в інтервалі від 1 кГц до 1 МГц, так як частоти нижче 0,45 кГц не використовуються через можливість небезпеки ураження, якщо струм не встановлено менше значень відчутного струму, а при значеннях вище 0,5-1,0 МГц значно ускладнюється техніка вимірювань.

Для реалізації методу імпедансометрії біологічних об'єктів використовують різні частоти залежно від особливостей біологічного об'єкта та принципу самого методу. Наприклад, для проведення досліджень визначення факту наявності нейродермальних патологій використовували порівняння параметрів складових імпедансу у частотному діапазоні від 1 кГц до 100 кГц.

Для визначення відсоткового співвідношення води в організмі людини дослідження можуть проводити, використовуючи одну частоту – 50 кГц, так і декілька частот 1 кГц, 5 кГц, 50 кГц, 100 кГц, 200 кГц, 500 кГц. Проте, як зазначено у роботі, на частотах нижче 50 кГц і вище 200 кГц спостерігається погана відтворюваність реактивної складової імпедансу. Спостереження за роботою автономної нервової системи пацієнта, що перебуває під дією наркозу проводять вимірюючи адмітанс у частотному діапазоні до 1 кГц. З допомогою вимірювання комплексного опору у медицині проводять ідентифікацію пухлин. Спосіб реалізовується шляхом введення у пухлину голчастих електродів з активним струмопровідним кінцем. При цьому по мірі їх просування п'ятикратно вимірюють показники біоімпедансу при частоті струму 2 кГц. Частота 2 кГц обґрунтовується експериментальними дослідженнями злоякісних тканин. Біоімпедансний аналіз використовують також для дослідження вікової динаміки змін в організмі людини. Інформативними параметрами є значення активної та реактивної складових імпедансу, коефіцієнт поляризації, фазовий кут. Проведені дослідження параметрів імпедансу на частотах 5 кГц, 250 кГц та 500 кГц показали, що значення активної складової імпедансу зростає у людей з роками, починаючи з пубертатного періоду. Це свідчить про зменшення в процесі онтогенезу кількісних і функціональних можливостей клітинних мембран і зменшення гідратації тканин.

Також результати дослідження показують, що активна складова адмітансу для різних видів вимірювань у діапазоні частот від 100 Гц до 100 кГц відрізняється як за значеннями, так і за характером. Разом з тим, реактивна складова адмітансу незалежно від виду вимірювання зберігає характер і набуває екстремального значення, однак різного рівня та для різної частоти.

Тому потрібно розглядати тканини організму людини як двополюсники та використовувати еквівалентні схеми заміщення.

Завдяки яким і можливо проводити діагностику за допомогою біоімпедансного аналізу

2.1 Моделювання електричних властивостей тканини організму людини еквівалентними двополусниками

Для моделювання біологічних тканин переважно використовують схеми заміщення, які зображені на рисунку 2.1.

На схемах опір R_1 та ємність C характеризують верхні, а опір R_2 - внутрішні шари тканини (м'язи, судини тощо), а у біоімпедансному аналізі він характеризує внутрішню рідину біологічної тканини [10].

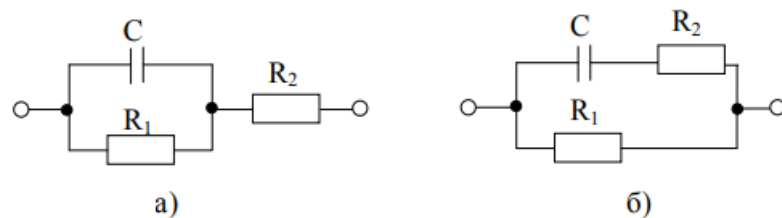
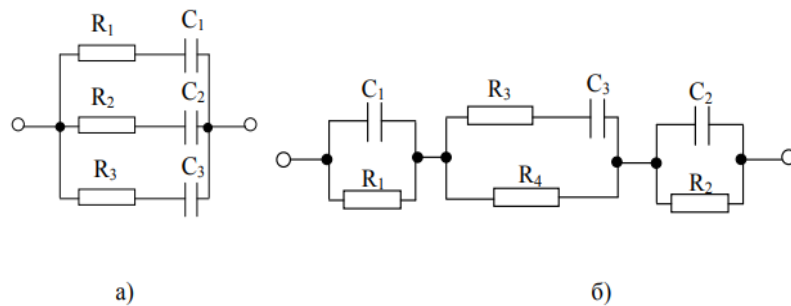


Рисунок 2.1 – Електричні схеми заміщення біологічних тканин

Аналіз публікацій також показав, що залежно від виду самої тканини схеми заміщення біологічних тканин відрізняються між собою. Так для аналізування крові використовують схеми заміщення, зображені на рисунку 2.2.



а – шестиелементна схема;

б – семиелементна схема.

Рисунок 2.2 – Схеми заміщення крові

Разом з тим, для моделювання імпедансу проб крові використовують наступну електричну модель яку зображено на рис.2.3.

Кількість змінних стану моделі визначає кількість послідовно з'єднаних ланок елементів R і C . При виборі похибки апроксимації експериментальної частотної характеристики більше 10% число змінних стану моделі зменшується. Так, для $n=1$ отримана модель складається з трьох елементів. [11,12,13]

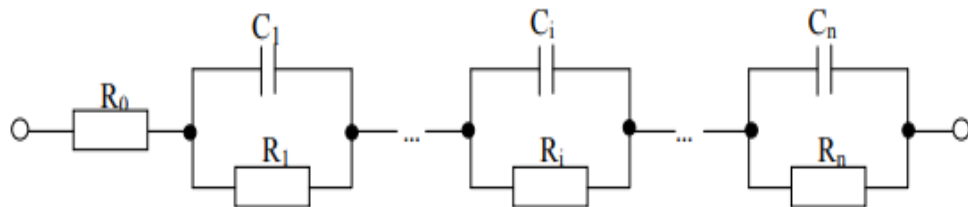


Рисунок 2.3 – Схема заміщення вимірювання імпедансу проб крові

Для дослідження поверхневих та глибинних тканин використовують двоелементні схеми заміщення які зображено на рис.2.4.

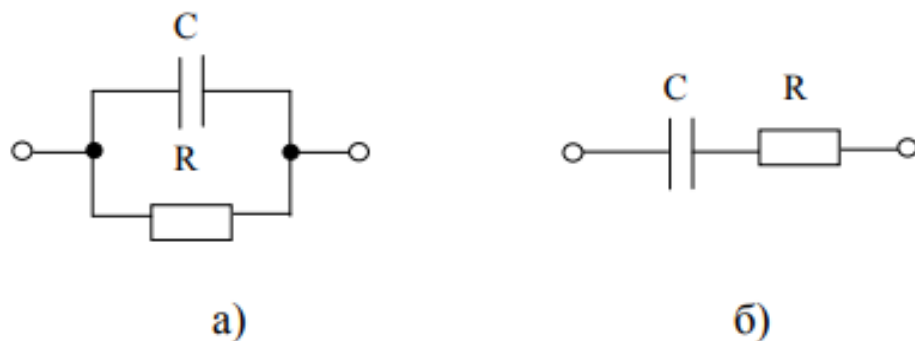


Рисунок 2.4 – Електричні схеми заміщення різних шарів біологічних тканин

Схеми заміщення біологічних тканин залежать також від наявності в них неоднорідностей. Наприклад, схема заміщення біологічного об'єкта із двома неоднорідностями, такими як відмираючі тканини та набряклість подано на рисунку 2.5. [14,15]

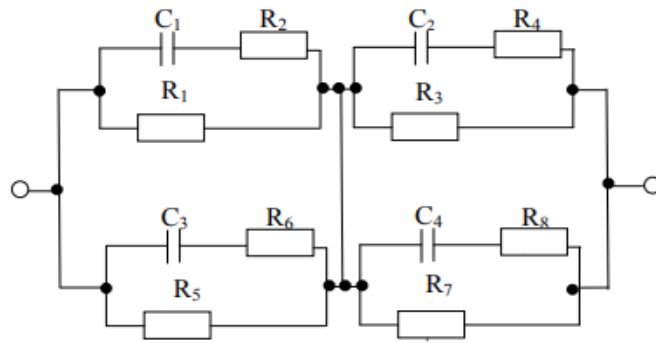


Рисунок 2.5 – Електричні схеми заміщення тканин з двома неоднорідностями

В основу побудови схеми покладено модель Фріке-Морзе на рис.2.5. Неоднорідності в досліджуваному об'єкті представлені параметрами $R_1 R_2 C_1$ і $R_7 R_8 C_4$. Не пошкоджені тканин представлені параметрами $R_3 R_4 C_2$ і $R_5 R_6 C_3$. Опір R_1 імітує опір позаклітинної рідини, R_2 - опір внутрішньоклітинної рідини, ємність C_1 визначає реактивну складову імпедансу, обумовлену наявністю клітинної мембрани як діелектрика з високою діелектричною проникністю. Внаслідок відмирання тканини відбувається руйнування клітинної мембрани, що вносить вклад у ємнісну складову. Це моделюється зменшеним значенням ємності C_1 у порівнянні з іншими ємностями. Набряклість супроводжується підвищеним вмістом води, як в позаклітинній, так і у внутрішньоклітинній рідині. При цьому активний опір тканини зменшується.[16]

Поширені резистивно-ємнісні моделі імпедансу біотканин показані в додатку Б.

Основними видами похибок біоімпедансних вимірювань є інструментальні та методичні (наприклад, зумовлені неадекватністю еквівалентної схеми заміщення, впливом приелектродних ефектів). Значна увага досліджень спрямована саме на інструментальні похибки різних вимірювальних перетворювачів шляхом аналізу похибки вимірювання як імпедансу, так і його активної й реактивної складових у частотному діапазоні. Щодо методичних

похибок вимірювань, то основна увага приділяється зменшенню впливу приелектродних ефектів.

Аналіз відносної похибки вимірювання адмітансу та ємності C від впливу електричних шумів залежно від частоти дискретизації та часу вимірювання показав, що для окремих значень частот похибка вимірювання ємності C може з часом як лінійно зростати, так і зменшуватися, похибка вимірювання адмітансу зменшується зі збільшенням тривалості вимірювань. Однак дослідження проводилося для окремих значень частот (100 кГц, 1 МГц, 10 МГц, 100 МГц), а не в частотному діапазоні з використанням двоелементної схеми заміщення (паралельного під'єднання опору та ємності).

Шляхом оцінювання похибок вимірювання параметрів RC-елементів у частотному діапазоні від 100 Гц до 1 МГц для двокомпонентної схеми досліджено залежності отриманих результатів вимірювання елементів для живих тканин від середовища проведення експерименту. Суть методу визначення методичної похибки полягала саме у порівнянні вимірних параметрів моделі біологічної тканини з відповідними параметрами для живої тканини.

Оскільки вимірювання параметрів імпедансу (адмітансу) чи окремих елементів схем заміщення біологічних тканин проводять з використанням найпоширеніших еквівалентних схем заміщення (рис 2.1), що за умови знаходження значень елементів схеми заміщення методом, що базується на вимірюваннях складових на двох фіксованих частотах (низька та висока) (ці частоти вибираються залежно від заданої методичної похибки вимірювань), то доцільним є аналіз відносної похибки вимірювання RC-елементів схем заміщення у широкому діапазоні частот.

Окрім цього доцільно розглянути методичні похибки вимірювання активної та реактивної складових імпедансу, зумовлені впливом приелектродного імпедансу в широкому частотному діапазоні, оскільки використання сенсорів двоелектродної конструкції широко використовується в практичній медицині. Це дасть змогу вибрати частотний діапазон, у якому такий

вплив може бути несуттєвим. У такому разі актуальним буде використання триелектродної схеми під'єднання сенсора, чим забезпечуватиметься вимірювання імпедансу, що визначатиметься конструктивними параметрами сенсора, а саме площею електродів та їхньою міжелектродною відстанню.

Для моделювання відносних похибок вимірювання були розраховані значення RC-елементів методом сукупних вимірювань. Метод знаходження значень елементів на низьких або високих частотах не використовувався, оскільки невідомі методичні похибки знаходження значень RC-елементів, а для реалізації методу сумісних вимірювань необхідне виміряне значення тангенса кута втрат, що у нашому випадку відсутнє.

Суть методу сукупних вимірювань для знаходження значень RC-елементів полягала у розв'язанні системи з трьох рівнянь для виразів активних складових імпедансу на трьох різних близьких за значенням частотах: 1 кГц, 2 кГц, 4 кГц. Ці частоти не відносяться до низьких чи високих частот, де могли б проявитися значення лише одного чи двох елементів.

У такому разі система рівнянь є наступною.

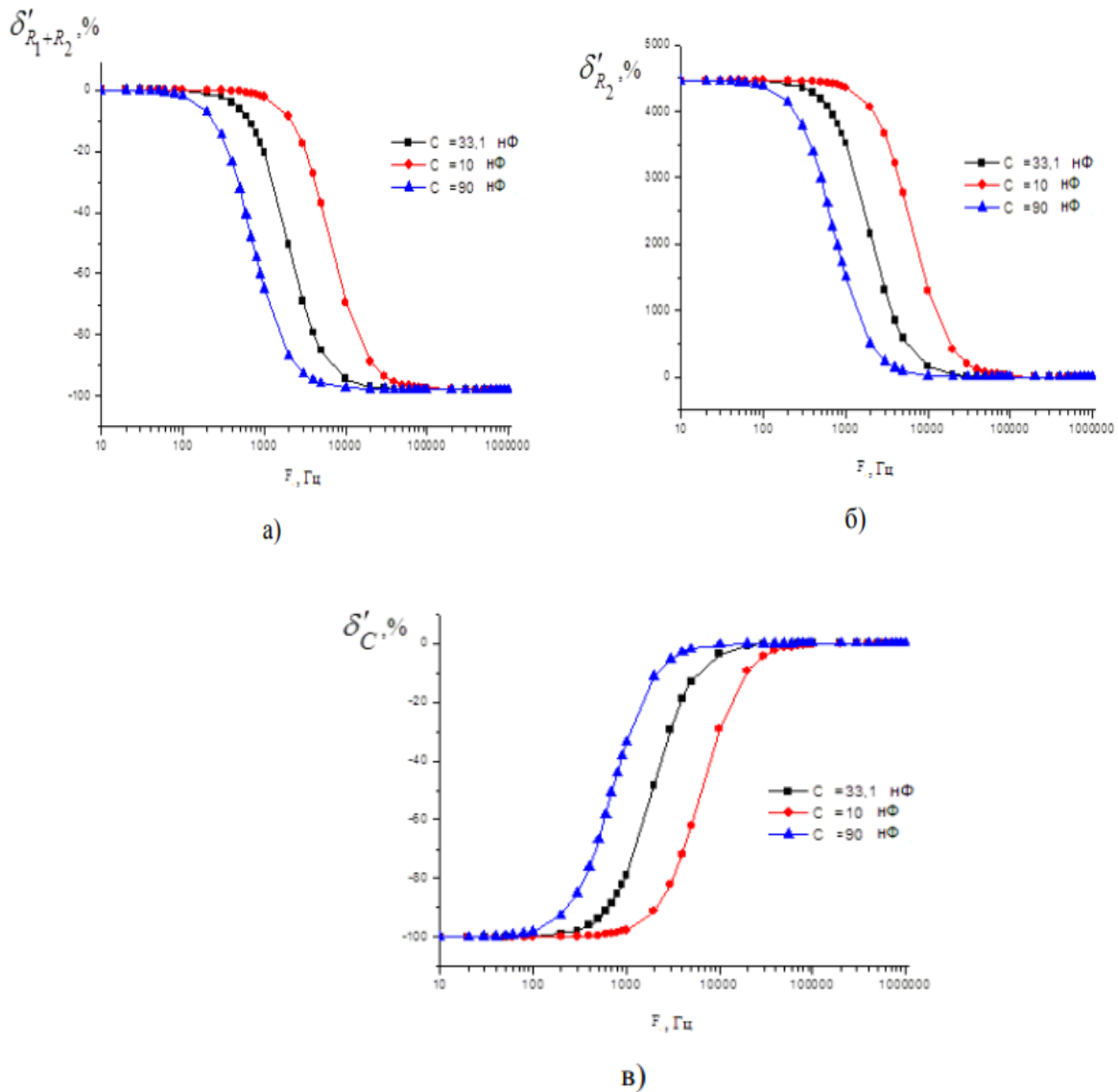
$$\begin{cases} \frac{R_1 + R_2 + (2 * 3.14 * 1000)^2 C^2 R_1^2 R_2}{(2 * 3.14 * 1000)^2 C^2 R_1^2} = 2018.5 \\ \frac{R_1 + R_2 + (2 * 3.14 * 2000)^2 C^2 R_1^2 R_2}{(2 * 3.14 * 2000)^2 C^2 R_1^2} = 1258.65 \\ \frac{R_1 + R_2 + (2 * 3.14 * 4000)^2 C^2 R_1^2 R_2}{(2 * 3.14 * 4000)^2 C^2 R_1^2} = 527.729 \end{cases}$$

(2.1)

Для розрахунків було використано значення для чотризатискачевої схеми під'єднання, оскільки вона забезпечує інваріантність результату вимірювання до неінформативних приелектродних імпедансів.

Розв'язавши систему рівнянь відносно невідомих параметрів, отримано наступні їхні значення: $C = 33,1$ нФ, $R_1 = 2486,3$ Ом, $R_2 = 55,7$ Ом.

Оскільки тканини організму людини можуть мати неоднорідну структуру, що пов'язано, наприклад, з пошкодженнями різного роду, то значення ємності у цих ділянках буде різним, саме тому промодуємо отримані результати у частотному діапазоні, змінюючи значення ємності: 10 С = нФ, 90 С = нФ. Для схеми заміщення, поданої на рис. 2.1. а залежності похибок від частоти подано на рис.2.б.



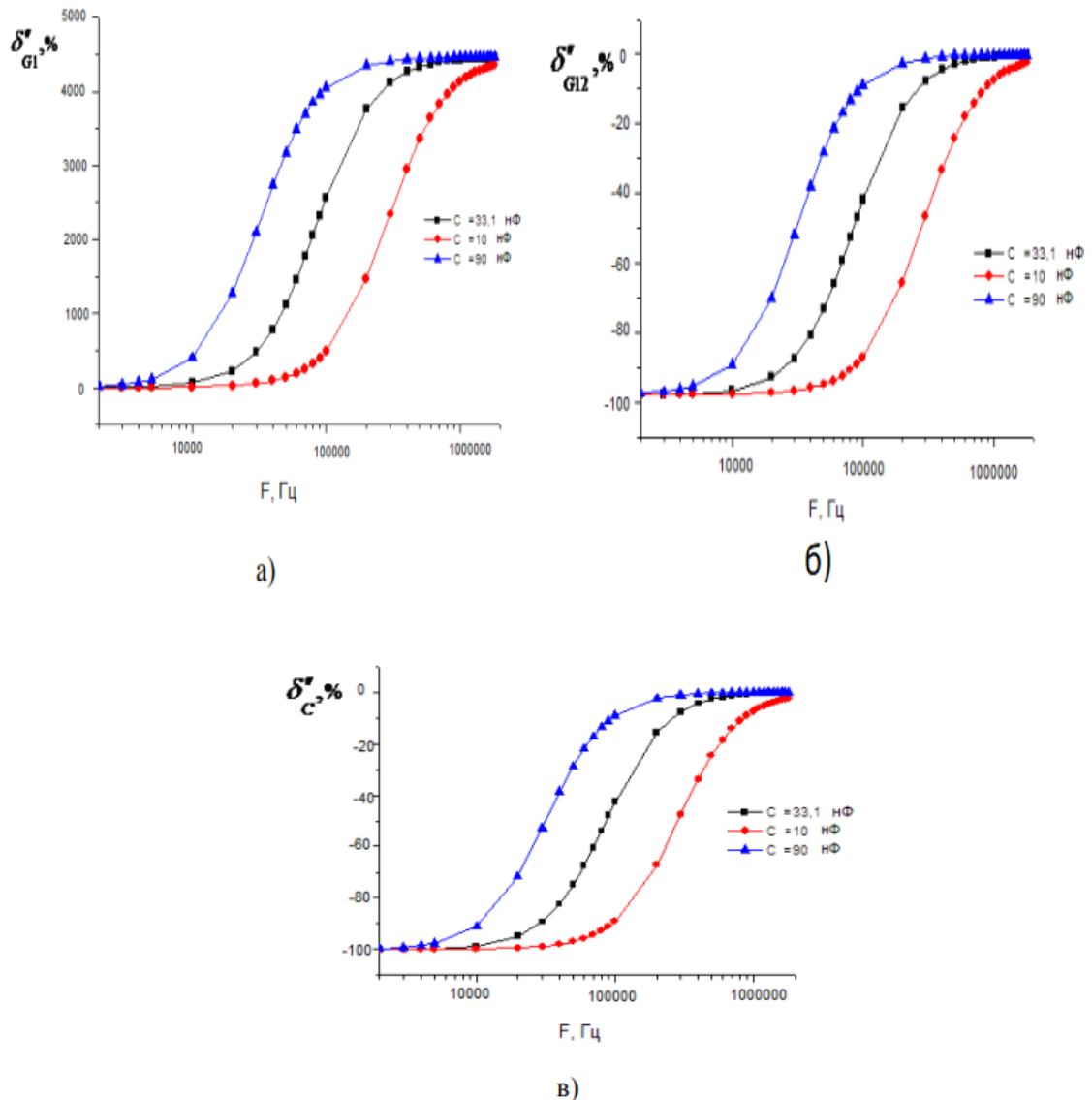
а – похибка вимірювання значень суми опорів R_1 і R_2 ;

б – похибка вимірювання значень R_2 ;

в – похибка вимірювання значень C .

Рисунок 2.6 – Значення методичних похибок вимірювання RC - параметрів елементів схеми вимірювання імпедансу

Похибка вимірювання значень суми елементів R_1 і R_2 (рис. 2.6 а) збільшується зі збільшення частоти, при чому чим менше значення C , тим значення похибки більше зміщується в діапазон вищих частот, а похибка вимірювання R_2 (рис. 2.6 б) і C (рис. 2.6 в) навпаки зменшується у тому ж діапазоні частот, проте залежність від значення C зберігається.



а – похибка вимірювання паралельного з'єднання опорів R_1 і R_2 ;

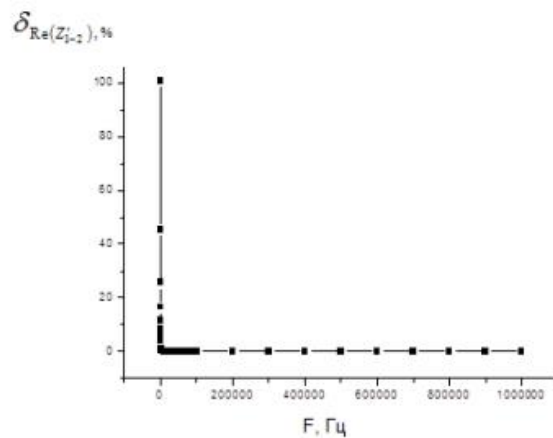
б – похибка вимірювання значень адмітансу R_2 ;

в – похибка вимірювання значень ємності C .

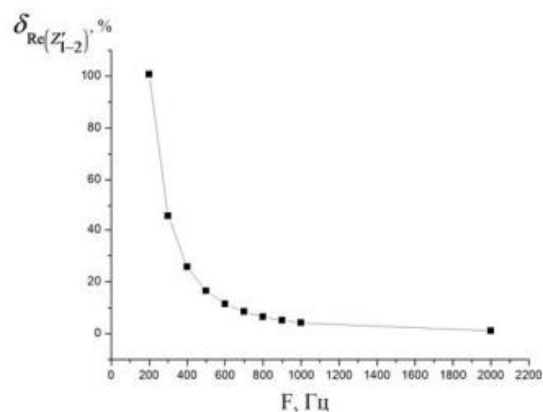
Рисунок 2.7– Значення методичних похибок вимірювання RC-параметрів елементів схеми вимірювання адмітансу

Аналіз похибок вимірювання елементів еквівалентної схеми заміщення, зображеної на рис. 2.1 б показав, що значення похибки для вимірювання адмітансу елементів R_1 і R_2 , а також ємності C зменшується зі збільшенням частоти показано на рис 2.7 а, в, а значення похибки вимірювання адмітансу елемента R_2 – навпаки збільшується показано на рис 2.8, б. При чому для всіх випадків чим менше значення C , тим значення похибки більше зміщується в діапазон вищих частот.

Значення методичних похибок вимірювання активної складової імпеданса у частотному діапазоні приведені на рис.2.8.



а)

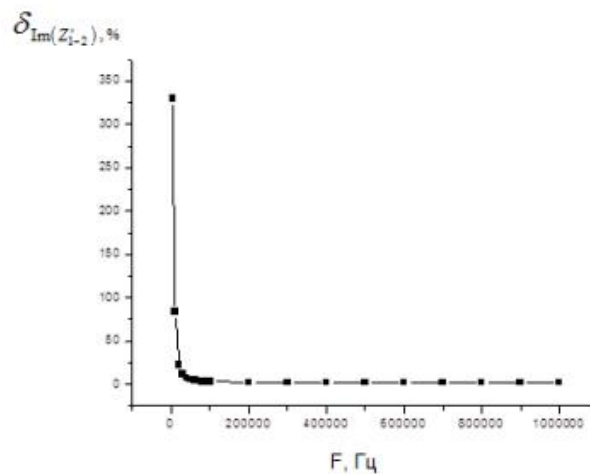


б)

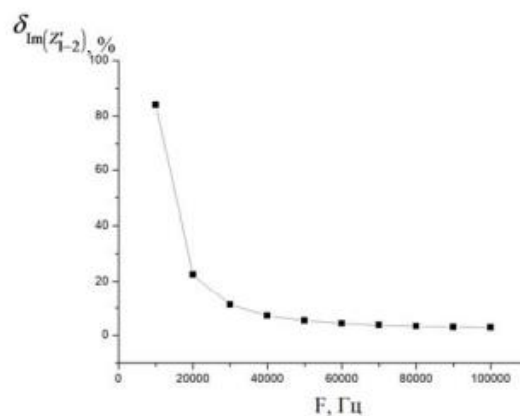
Рисунок 2.8 – Значення методичних похибок вимірювання активної складової імпеданса у частотному діапазоні

Проаналізувавши отримані графічні залежності значень похибок в частотному діапазоні бачимо, що вони є різними для кожної схеми заміщення, а також залежать від самих значень елементів схем заміщення. Для моделювання відносних похибок вимірювання активної та реактивної складової імпедансу було обрано такі значення елементів схеми заміщення: $C = 1$ нФ, $R_1 = 2486,3$ Ом, $R_2 = 55,7$ Ом, $C_p = 0,1$ мкФ, $R_p = 1$ кОм.

Значення методичних похибок вимірювання реактивної складової імпеданса у частотному діапазоні приведені на рис.2.9.



а)



б)

Рисунок 2.9 – Значення методичних похибок вимірювання реактивної складової імпеданса у частотному діапазоні

Як видно з рис. 2.8-2.9 значення похибок значно зменшуються зі збільшенням частоти: для активної складової імпеданса похибка стає меншою від 100% з частоти 300 Гц, а для реактивної складової – з частоти 10 кГц.

Отримані аналітичні вирази для оцінювання похибок вимірювання RC-параметрів елементів схем заміщення біологічних об'єктів, а також графічні залежності значень похибок у частотному діапазоні дають змогу для заданої 91 точності вимірювання вибрати частоту тестового сигналу і навпаки – оцінити точність на заданій частоті вимірювання.

Дослідження тканин організму людини в частотному діапазоні показують, що форма кривої залежності є однаковою за умови вимірювання один і тих самих об'єктів, проте відповідно до об'єкта дослідження змінюється значення параметрів імітансу. Оскільки у багатьох випадках на результат вимірювання впливає приелектродний імпеданс, то доцільним є аналіз математичних моделей у широкому частотному діапазоні при зміні значень R_p та C_p , що залежать насамперед від конфігурації, розмірів сенсорів, та при зміні C , що змінюється від місця прикладення електродів.

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{2R_p}{1 + (2 * 3.14 * 50 * C_p R_p)^2} + \frac{2500}{1 + (2 * 3.14 * 50 * 33 * 10^{-9})^2} + 56 = 86393.5 \\ \frac{2R_p}{1 + (2 * 3.14 * 100 * C_p R_p)^2} + \frac{2500}{1 + (2 * 3.14 * 100 * 33 * 10^{-9})^2} + 56 = 62808.9 \end{array} \right. \quad (2.2)$$

Для моделювання були використані знайдені попередньо значення $C = 33,1 \approx 33$ нФ, $R_1 = 2486,3 \approx 2500$ Ом, $R_2 = 55,7 \approx 56$ Ом за результатами вимірювання чотирізатискачевої схеми. Оскільки двозатискачева схема під'єднання електродів не забезпечує інваріантності результатів вимірювання до неінформативного імпедансу, то розрахунок значень елементів R_p та C_p доцільно здійснити, використовуючи виміряні значення активної складової імпедансу для

цієї схеми під'єднання, використовуючи значення низьких частот 50 Гц і 100 Гц, а також розв'язавши систему з двох рівнянь (2.2).

Отримали наступні результати: $R_p = 48213,8$ Ом та $C_p = 26$ нФ. Промодельюємо отримані результати у частотному діапазоні, змінюючи значення ємності: $C = 100$ нФ.

Приймемо, що R_1 , R_2 – сталі, а C – змінний параметр. Моделювання складових імпедансу при різних значеннях ємності показано на рис.2.10

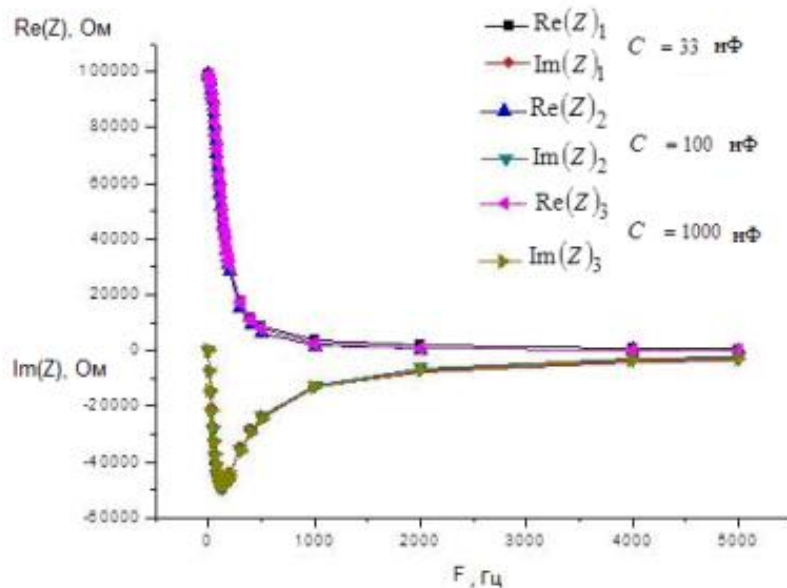


Рисунок 2.10 – Моделювання складових імпедансу при різних значеннях Ємності

З рис 2.10 бачимо, що при сталих значеннях опорів, приелектродної ємності та приелектродному опору, але при зміні значень ємності, значення активної та реактивної складової імпедансу майже не відрізняються між собою. Тому дослідимо значення активної та реактивної складових при зміні значень опорів R_1 та R_2 . Результати дослідження подано на рис.2.11:

$Re(Z)_1$, $Im(Z)_1$ – позначають результати для опорів, знайдених шляхом експериментальних досліджень;

$Re(Z)_2$, $Im(Z)_2$ – для зміни опорів R_1 , що становить 10 кОм;

$\text{Re}(Z)_3, \text{Im}(Z)_3$ – для зміни опору R_2 , що становить 800 Ом;

$\text{Re}(Z)_4, \text{Im}(Z)_4$ – для одночасної зміни опору R_1 , що становить 10 кОм та опору R_2 , що становить 800 Ом.

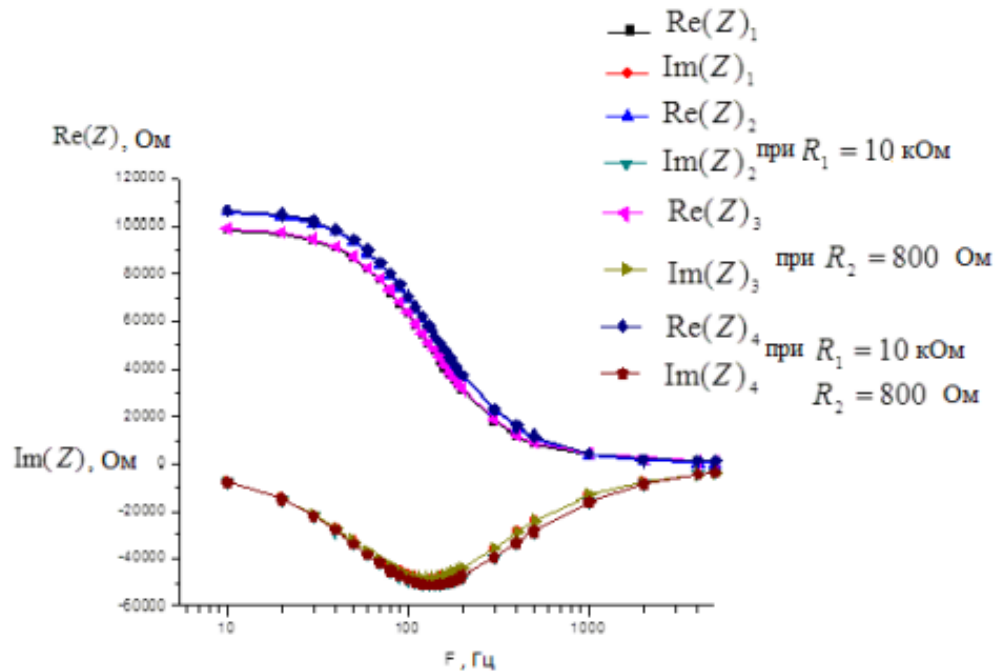


Рисунок 2.11 – Моделювання складових імпедансу при різних значеннях опорів

З графіку, поданого на рис.2.11, можна зробити висновок, що значення результату вимірювання збільшується при збільшенні опорів, проте незначно. Тому варто дослідити вплив значень приелектродного імпедансу на результат вимірювання.

Для моделювання впливу приелектродного імпедансу на результат вимірювання було обрано такі значення приелектродних ефектів, які можуть змінюватися від обраного типу електродів (матеріалу електроду, площі):

- $R_p = 48213,8$ Ом, $26 C_p = 25,5 \approx$ нФ; $R_p = 60000$ Ом, $C_p = 55$ нФ; $R_p = 70000$ Ом, $C_p = 75$ нФ;

- $R_p = 48 \text{ кОм} - \text{const}$, $C_p = 10 \text{ нФ}$, $C_p = 25 \text{ нФ}$, $C_p = 50 \text{ нФ}$, $C_p = 75 \text{ нФ}$, $C_p = 100 \text{ нФ}$;

- $C_p = 26 \text{ нФ} - \text{const}$, $R_p = 20 \text{ кОм}$, $R_p = 40 \text{ кОм}$, $R_p = 60 \text{ кОм}$, $R_p = 80 \text{ кОм}$, $R_p = 100 \text{ кОм}$.

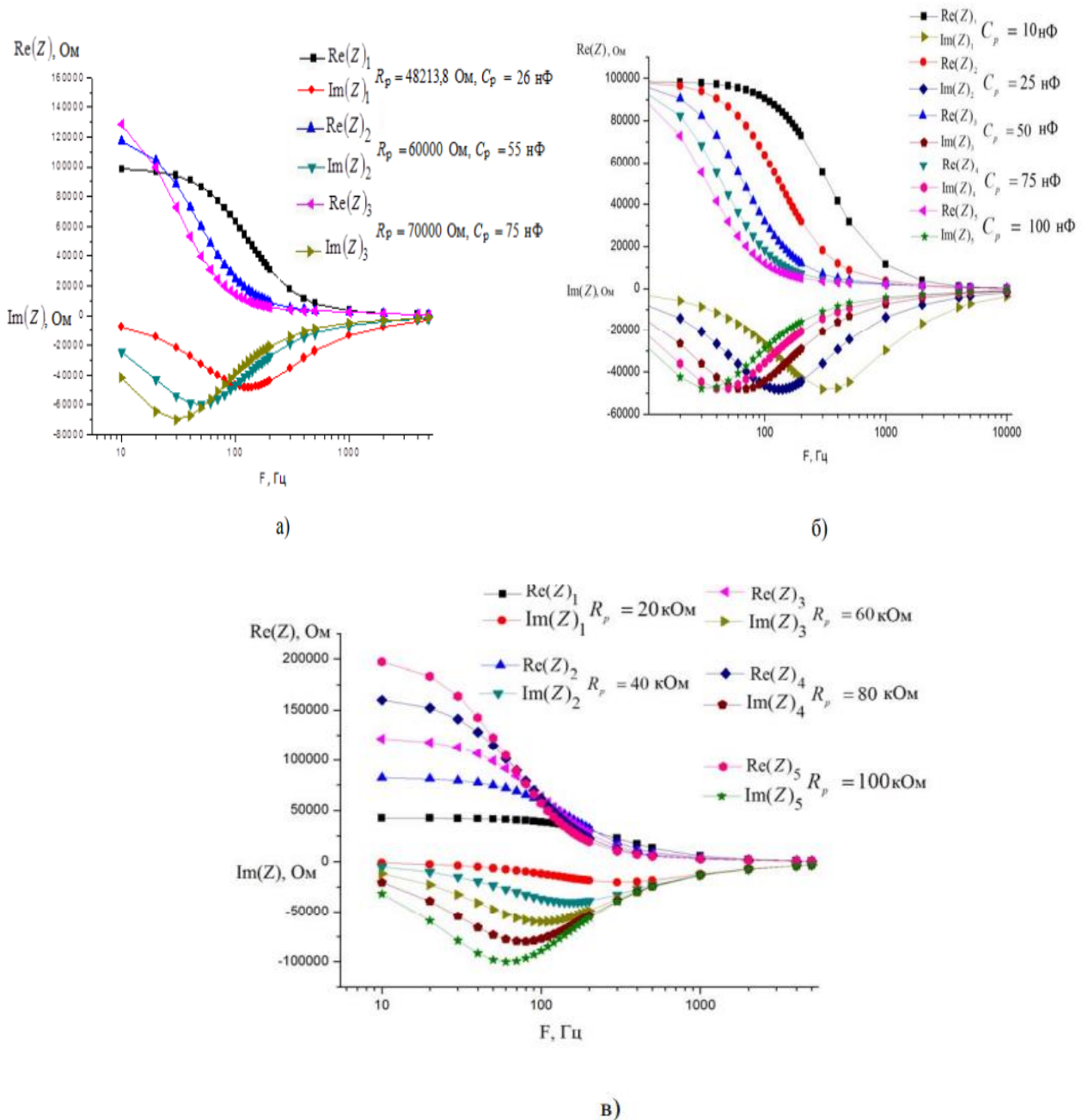


Рисунок 2.12 – Моделювання складових імпедансу при різних значеннях приелектродних ефектів

Аналіз отриманих графічних залежностей на рисунку 2.12 показав, що при збільшенні впливу приелектродних ефектів екстремум кривої, що описує залежність реактивної складової імпедансу в частотному діапазоні, значно зміщується у діапазон низьких частот. Як видно з рисунка 2.12 б, при збільшенні значення приелектродної ємності, екстремум кривої, що описує реактивну складову імпедансу зміщується у діапазон низьких частот. Аналогічно при збільшенні приелектродного опору, екстремум кривої для реактивної складової імпеданса зміщується у діапазон низьких частот рис.2.12 в. Ця залежність спостерігається у діапазоні частот до 1 кГц. Отже, можна зробити висновок, що до частоти 1 кГц результат вимірювання безпосередньо залежить від вибраного типу електродів. Це може бути використано для ідентифікації тканин біологічних об'єктів з урахуванням площі струмових електродів, його форми та контактного опору, оскільки цим визначається приелектродний імпеданс.

Оскільки вплив приелектродних ефектів можна усунути, використовуючи чотириелектродну схему під'єднання, то варто розглянути зміни активної та реактивної складової імпедансу та адмітансу в широкому частотному діапазоні (до 1 МГц). Для моделювання використано формули для активної та реактивної складової імпедансу відповідно. На рис. 2.13 подано результати моделювання для схеми рисунка 2.1 а для наступних випадків:

- $R_1 = 2000, 4000, \dots, 10000 \text{ Ом}$, $R_2 = 56 \text{ Ом} - \text{const}$, $C = 33 \text{ нФ} - \text{const}$;
- $C = 20, 40, \dots, 100 \text{ нФ}$, $R_1 = 2500 \text{ Ом} - \text{const}$, $R_2 = 56 \text{ Ом} - \text{const}$;
- $R_2 = 56 \text{ Ом}$, $R_2 = 200 \text{ Ом}$, $R_2 = 600 \text{ Ом}$, $R_2 = 800 \text{ Ом}$, $R_2 = 1000 \text{ Ом}$, $R_1 = 2500 \text{ Ом} - \text{const}$, $C = 33 \text{ нФ} - \text{const}$.

З отриманого графіку який показано на рис. 2.13 бачимо, що при зміні опорів значення активної та реактивної складової майже не залежать від частоти у частотному діапазоні від 10 кГц.

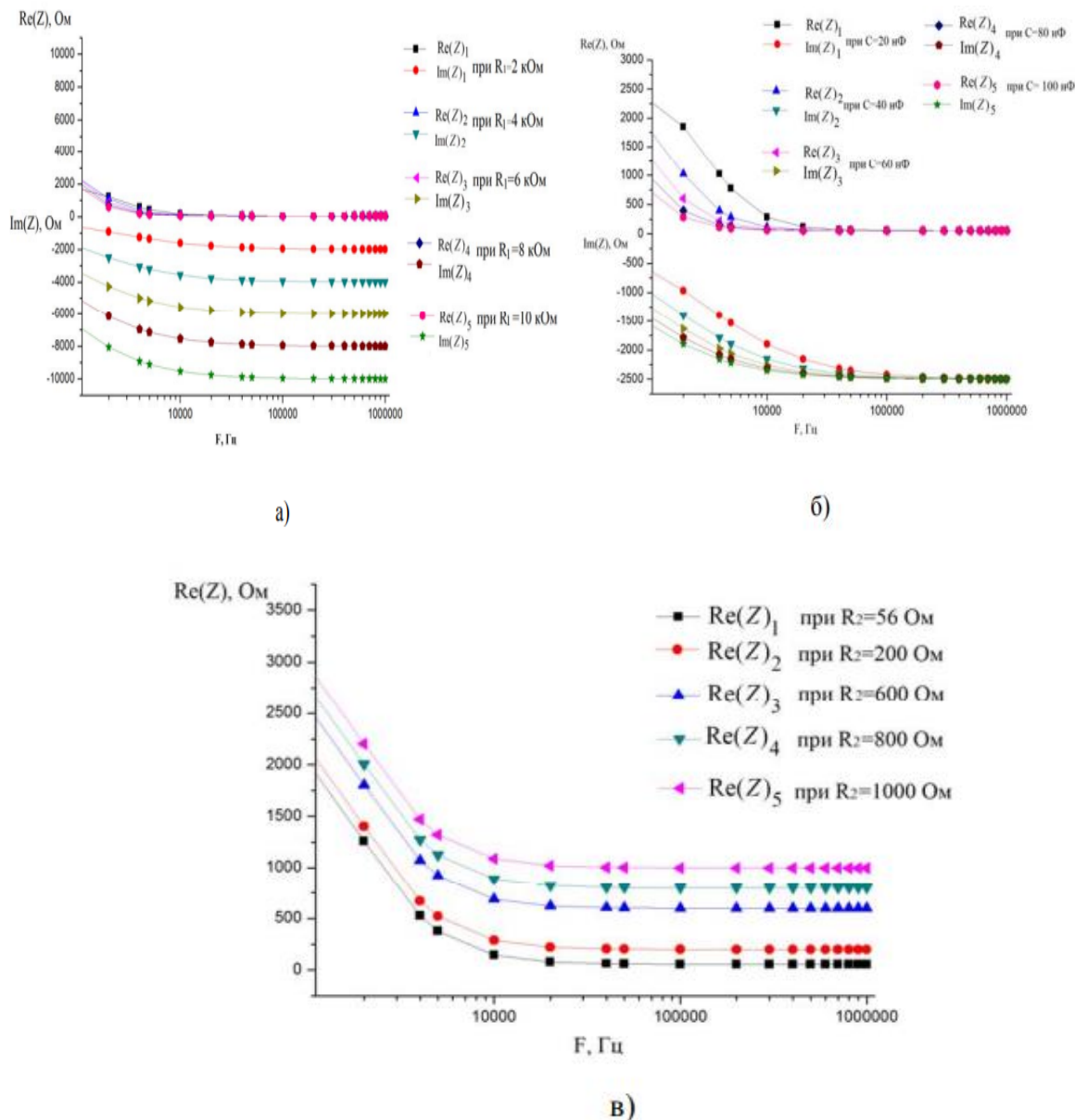


Рисунок 2.13 – Моделювання параметрів імпедансу без впливу приелектродних ефектів при різних значеннях RC-параметрів для схеми рисунка 2.1 а

2.2 Використання кількісних характеристик біоімпедансу в медичній діагностиці

Вимірювання кількісних характеристик імпедансу може використовуватися для визначення: індексу маси тіла, жирової маси, зміни фазового кута.

В літературі приводяться результати які будуть показані нижче але залежність від частоти не приведена.

Індекс маси тіла. На рис. 2.14 показано вікові зміни індексу маси тіла для обстежених груп чоловіків (А) та жінок (Б) (n=3943).

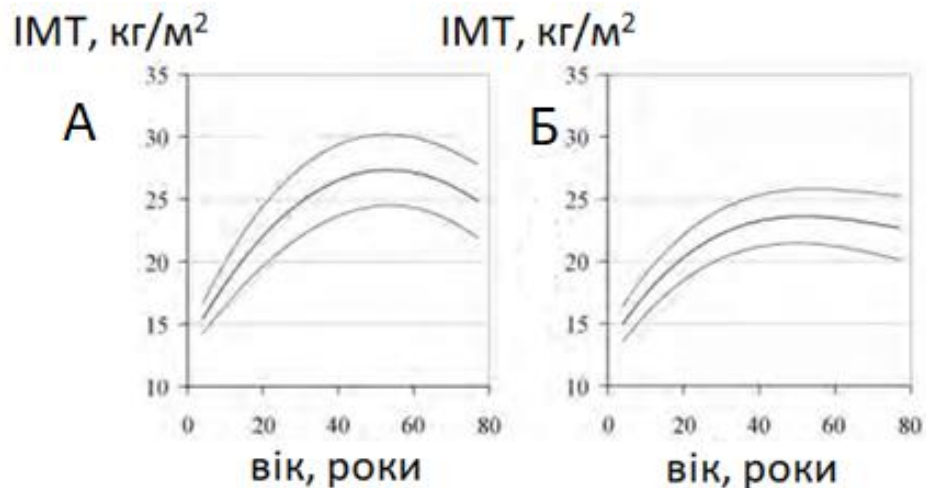


Рисунок 2.14 – Залежність віку величини індексу маси тіла для обстеженої групи

Жирною лінією показані зміни середніх значень аналізованого показника область між тонкими лініями відповідає одному стандартному відхиленню від середніх. У чоловіків середнє ІМТ стійко зростає до 45–50 років, потім спостерігається стабілізація показника з тенденцією до подальшого зниження після 60 років. У жінок середнє значення індексу зазнає аналогічних змін.[17]

Параметри імпедансу. на рис. 2.15 та 2.16 показані графіки залежності від віку активного та реактивного опорів у чоловіків та жінок. У класичному інтегральному відведенні зап'ястя-гомилкостоп при дотримання умов біоімпедансного дослідження значення активного опору (R) на частоті 50 кГц у здорових людей змінюються в широких межах залежно від віку та статі: 350–800 Ом, а реактивного опору (XC) – 45–90 Ом. Співвідношення зазначених величин зазвичай лежить в інтервалі 5-11. Вихід за межі зазначених діапазонів може свідчити про порушення процедури виміру. Активний опір із віком знижується.

У 4-річних дітей воно становить ≈ 750 Ом, а до 35–40 років зменшується у середньому до 400 та 550 Ом у чоловіків та жінок відповідно. Реактивний опір із віком також знижується. Це пов'язано із збільшенням площі поперечного перерізу провідних тканин (переважно м'язів кінцівок). До 30-35 років спостерігається стабілізація середніх значень X_C з подальшим зниженням після 60 років.

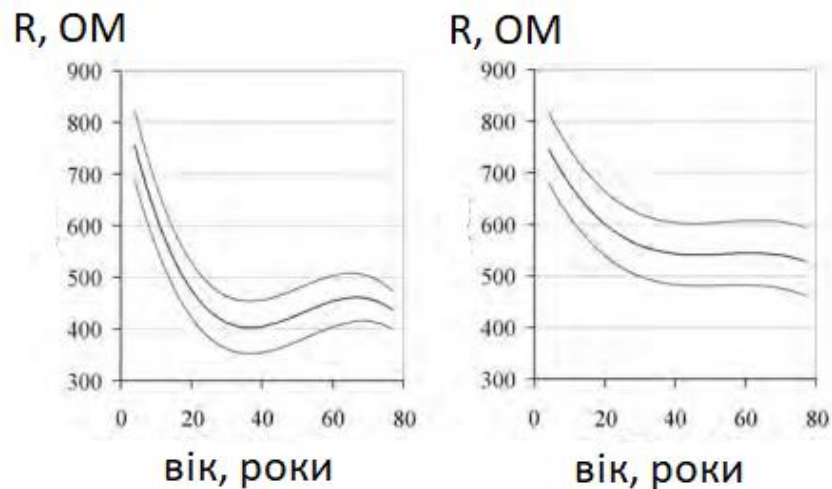


Рисунок 2.15 – Залежність від віку значень активного опору для стандартного відведення зап'ястя-гомілкостоп

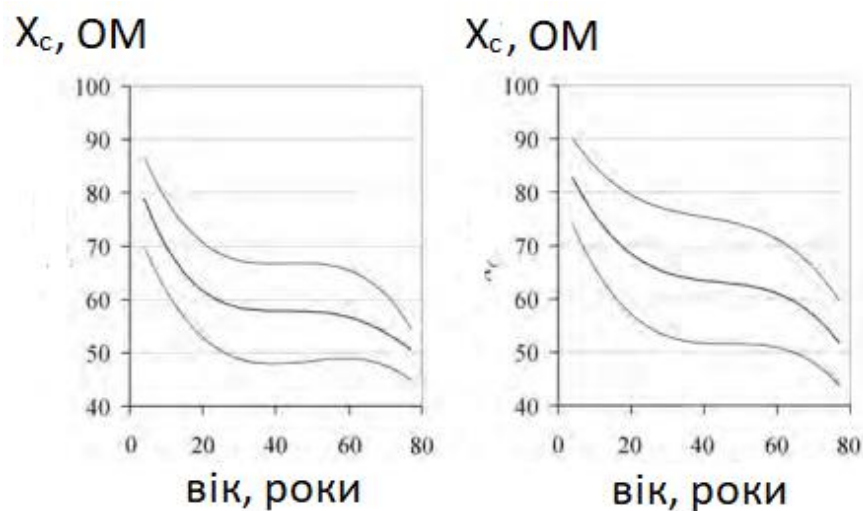
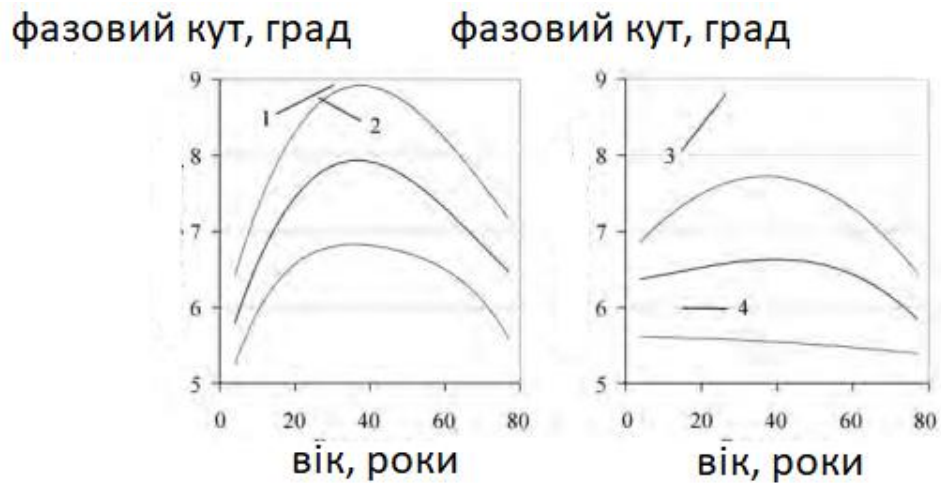


Рисунок 2.16 – Залежність віку значень реактивного опору для стандартного відведення зап'ястя-гомілкостоп

На рис. 2.17 показано вікові зміни фазового кута.



1 – спортсмени-велосипедисти, які мають спортивне звання майстер спорту та вище ($n = 18$);

2 – співробітники спецназу ($n = 15$);

3 – висококваліфіковані спортсменки, які займаються вільною боротьбою ($n = 23$);

4 – здорові люди ($n = 26$)

Рисунок 2.17 – Залежність від віку значень фазового кута для стандартного відведення зап'ястя – гомілко стоп

Середня величина фазового кута у дітей, підлітків та дорослих людей зростає, досягаючи максимуму до 30-40 років, і надалі поступово знижується. Відрізки на малюнку відповідають даним для різних професійних груп. Видно, що порівняно із загальною популяцією фазовий кут у професійних спортсменів значно збільшено, у співробітників спецназу підвищено, а у здорових людей відповідає віковій нормі. Зниження з віком значень фазового кута у співробітників спецназу, ймовірно, пов'язано зі зменшенням частоти та інтенсивності фізичних навантажень. У клінічних дослідженнях величина фазового кута використовується для оцінки тяжкості стану пацієнтів та для прогнозу часу дожиття у хворих на тяжкі хронічні захворювання.[18]

Жирова маса є найбільш мінливим компонентом складу тіла людини. Межі популяційної мінливості відсоткового вмісту жиру в тілі (%ЖМТ) дуже широкі і становлять 6–60 і більше маси тіла. На рис. 2.18 представлені дані, що характеризують нормальну вікову мінливість жирової маси тіла, але в рис. 2.19 - процентного змісту жиру у тілі.

У момент народження відсотковий вміст жиру в організмі становить 10–15% маси тіла незалежно від статі, до 6 місяців воно збільшується приблизно до 30% і потім поступово знижується. До п'яти-шості років у людини починають формуватися статеві відмінності у розвитку жировідкладення з відповідними змінами форми тіла. Надалі з віком абсолютна жирова маса продовжує стійко зростати.

У дорослих людей жирова маса повільно зростає із віком. Темп збільшення жирової маси становить у середньому 0,37 і 0,41 кг/рік у чоловіків та жінок, причому у жінок з віком він дещо збільшується, а у чоловіків уповільнюється. Ці результати, що характеризують загальну популяцію, відрізняються від представлених на рис. 2.18 для вибірок індивідів, у яких значення %ЖМТ знаходилися в діапазоні нормальних значень. Зазначені залежності від віку змін жирової маси у дорослих людей має нелінійний характер. У чоловіків до 40-50 років середньопопуляційне значення ЖМТ досягає максимуму з тенденцією до подальшого зменшення.

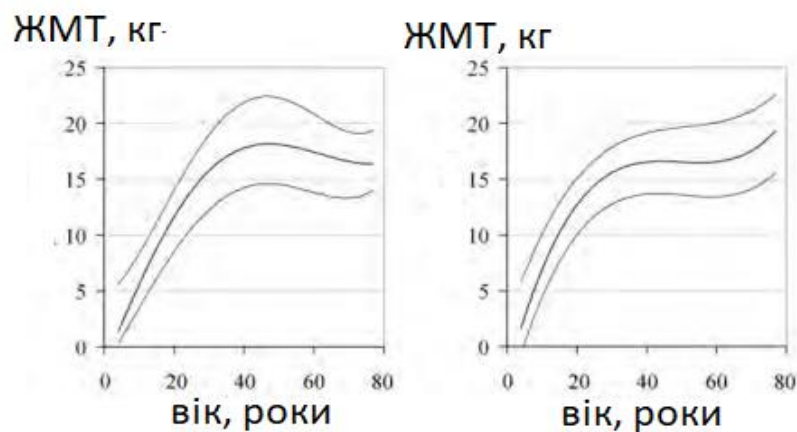


Рисунок 2.18 – Залежність від віку абсолютної жирової маси

У жінок спостерігається двостадійне збільшення абсолютної жирової маси: перша стадія завершується до 40 років фазою відносної стабілізації, подальше зростання відбувається починаючи з 60 років.

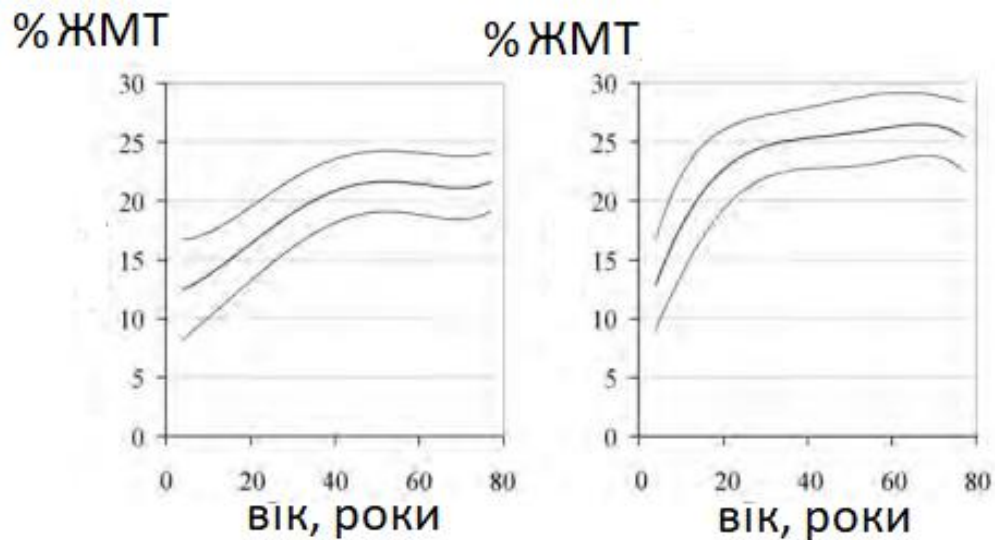


Рисунок 2.19 – Відсотковий вміст жиру в організмі (%ЖМТ) залежно від віку

Безжирова маса тіла порівняно з жировою масою тіла, індивідуальні вікові зміни безжирової маси (БМТ) мають більш стійкий характер і перебувають під жорсткішим генетичним контролем. БМТ збільшується у період зростання організму, що до стабільна у зрілому віці, і може знижуватися у процесі старіння. У період статевого дозрівання у хлопчиків наростання м'язової та скелетної маси відбуваються швидшими темпами. У процесі старіння БМТ зазвичай знижується швидше у чоловіків. Однією із складових безжирової маси є клітинна маса тіла (КМТ).

Зміни БМТ та КМТ високо корельовані, хоча в деяких роботах висловлено припущення про зменшення відносин КМТ/БМТ з віком внаслідок часткового заміщення метаболічно активних тканин інертними компонентами, такими як позаклітинна рідина та сполучна тканина. БМТ і КМТ знижуються в результаті

голодування (виснаження), хвороб (кахексія) та при старінні (саркопенія). Зменшення безжирової маси до 40% від нормальних значень вважається несумісним із життям. На рис 2.20 показано залежність від віку абсолютної безжирової маси.

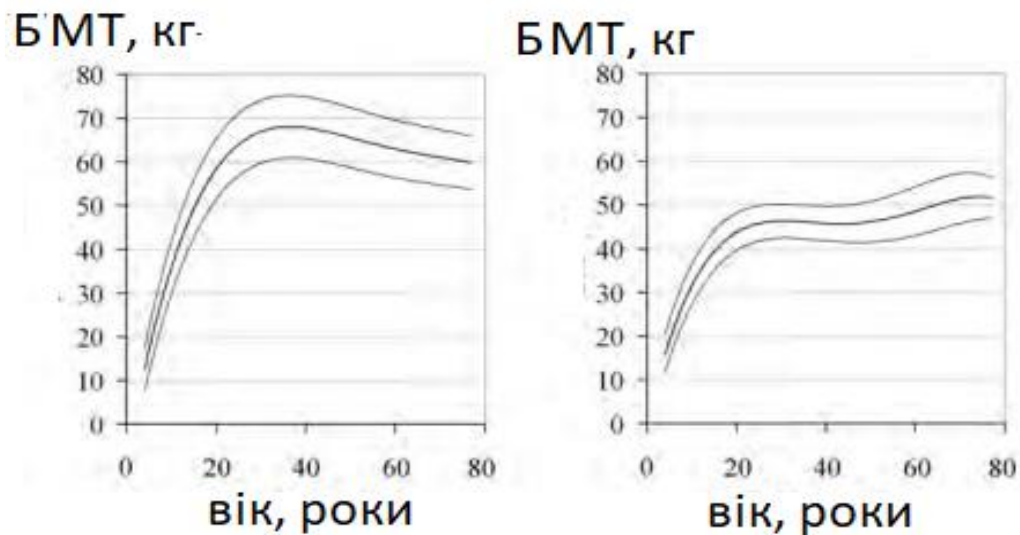


Рисунок 2.20 – Залежність від віку абсолютної безжирової маси

Висновки до розділу:

- діагностичні дані досліджень отримані на фіксованих частотах, частотна залежність імпедансу в багатьох дослідженнях не розглядається;
- електричні схеми заміщення комплексного опору біологічних тканин мають ємнісні складові, кількісні характеристики яких, залежать від фізіологічних і патологічних станів організму людини;
- спектральні залежності імпедансу несуть діагностичну інформацію і є раціональним їх використання при аналізі як стану організму пацієнта так і окремих біологічних субстанцій;
- для отримання спектральних характеристик імпедансу біотканин необхідне обґрунтування вибору схемних рішень ланцюгів первинних вимірювальних перетворювачів, а також методів або режимів вимірювань.

3 ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБУ АПАРАТНОГО ВИМІРЮВАННЯ ЧАСТОТНОЇ ЗАЛЕЖНОСТІ ІМПЕДАНСУ БІОТКАНИН

3.1 Особливості використання первинних перетворювачів для імпедансної спектроскопії

Для реалізації біоімпедансних вимірювань використовують два типи сенсорів: інвазивні та неінвазивні [1]. У випадку дослідження локальних ділянок, найчастіше вдаються до неінвазивних сенсорів різної конфігурації, з одностороннім, двостороннім чи круговим накладання чутливих елементів сенсорів. Наприклад, при діагностуванні стану відносно вузької ділянки біологічних тканин використовують сенсори, що закріплені на гнучкій стрічці, зокрема браслеті або манжеті. Такий спосіб застосовується для дослідження м'яких тканин. Також для аналізу м'яких тканин (верхніх шарів шкіри) використовують коаксіальні сенсори, а для дослідження кісткової тканини – електроди, що закріплені на круглій діелектричній основі. Перевагою зазначених видів конфігурації сенсорів є зменшення похибки вимірювання параметрів імпедансу шляхом збільшення контакту з досліджуваною ділянкою біологічної тканини. Разом з тим, у медичній діагностиці використовують також прості за виконанням накладні плоскі сенсори, що дозволяють збільшити площу ділянок досліджуваних тканин. У процесі вимірювання параметрів біологічних тканин з допомогою накладання сенсорів виникає ряд методичних похибок. Одним з джерел методичної похибки є поганий контакт сенсорів з біологічною тканиною. Для усунення цієї проблеми використовують 0,9% фізіологічний розчин, який наносять безпосередньо на поверхню сенсора. Для усунення впливу приелектродних ефектів на результат вимірювання використовують чотиризатискачеву схему під'єднання.

Під час аналізування біологічних об'єктів за параметрами імпедансу також потрібно враховувати як розміри сенсора, так і міжелектродну відстань, а також

їхнє розташування, що впливає на форму і глибину проходження силових ліній електричного поля. При збільшенні площі поверхні сенсора збільшується глибина проходження силових ліній. Аналогічний результат спостерігається при збільшенні відстані між сенсорами відносно менших розмірів. Неоднозначність вимірювання, що реалізується з допомогою накладних сенсорів зумовлена також викривленням силових ліній електричного поля, які проходять через досліджуваний об'єкт, що унеможлиблює локалізацію дослідження. На рис. 3.1 показана класифікація методів побудови вимірювальних перетворювачів біоімпедансу.

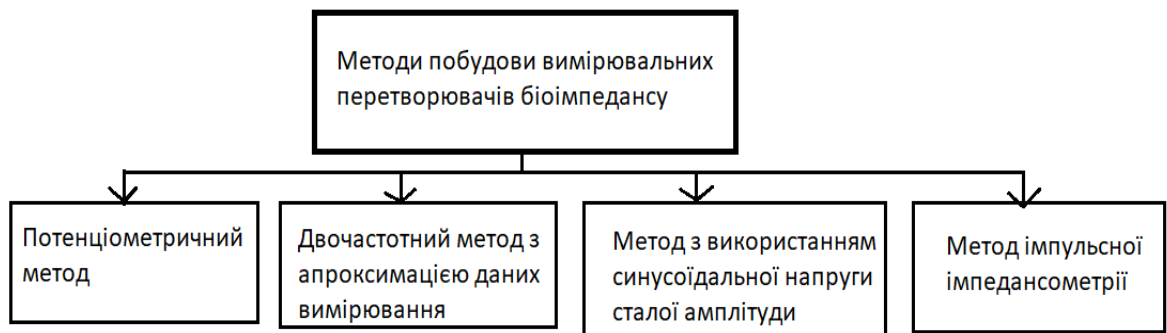
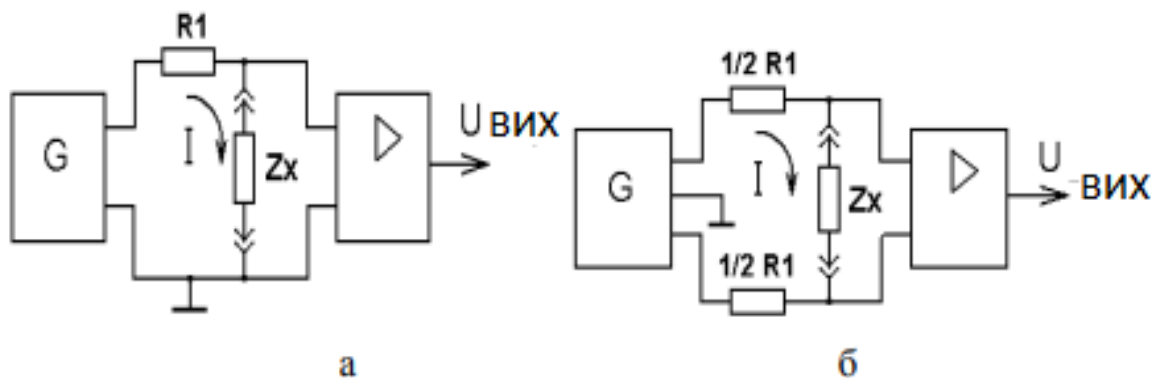


Рисунок 3.1 - Класифікація методів побудови вимірювальних перетворювачів біоімпедансу

Варто також розглянути методи дослідження параметрів імпедансу біологічних об'єктів залежно від різних схем приєднання електродів: двоелектродний, чотириелектродний метод. Використання двоелектродного методу є обмеженим, адже він не забезпечує інваріантності результатів вимірювання до впливу неінформативних параметрів у широкому частотному діапазоні. Цей метод використовують для дослідження тих тканин, де імпеданс біологічного об'єкта є значно більший, ніж імпеданс електродів, тому використання його для аналізу м'яких тканин не є доцільним. На високих частотах контактний імпеданс є низьким і не вносить суттєвого вкладу в отримані результати вимірювання. Триконтактний метод використовують для

забезпечення інваріантності вимірювань до неінформативного адмітансу. Інваріантність результату вимірювання до контактного імпедансу забезпечується чотириконтактним методом, який реалізується шляхом приєднання пари струмових та пари потенціальних електродів.

Потенціометричний метод вимірювання електричного імпедансу заснований на вимірі падіння напруги на об'єкті, що досліджується, в режимі заданого тестуючого струму. На рис. 3.2 а наведено спрощену двоелектродну схему вимірювання електричного імпедансу на основі потенціометричного методу вимірювання. Напруга з виходу генератора G створює електричний струм, що через опір R1 надходить на досліджуваний об'єкт, що має електричний імпеданс Z_x . [19]



а – з несиметричним виходом генератора;

б – з симетричним виходом генератора

Рисунок 3.2 – Двоелектродна схема вимірювання електричного імпедансу на основі потенціометричного методу вимірювання

Падіння напруги на досліджуваному об'єкті визначиться виразом:

$$U_{\text{вих}} = \frac{|Z_x| \cdot U_G}{(R1 + |Z_x|)K}, \quad (3.1)$$

де $|Z_x|$ - модуль електричного імпедансу об'єкта;

U_G - напруга на виході генератора;

K – коефіцієнт посилення підсилювача.

За умови, що $R1 \ll |Z_x|$, вираз (3.1) набуде вигляду:

$$U_{\text{вих}} = \frac{Z_x * U_G}{K * R1}. \quad (3.2)$$

Основним недоліком схеми, наведеної рис 3.2 а є спотворення показань, якщо об'єкт виявляється заземленим в іншій точці, крім електрода. У цьому випадку використовується схема вимірювання електричного імпедансу із симетричним виходом генератора рис 3.2 б. Замість резистора $R1$ до виходів генератора підключаються два резистори $1/2 R1$. Підсилювач сигналів має симетричний вхід. Крім того, наявність симетричного входу дозволяє виключити дію синфазних перешкод.

Іншим різновидом схем вимірювання електричного імпедансу на основі потенціометричного методу вимірювання є схема, що використовує у своїй основі векторний вимірювач рис 3.3. Частота генератора може змінюватися в широких межах за допомогою перемикача діапазонів та ручки плавного налаштування. Режим постійної напруги вибирається для імпедансів, що перевищують 1 кОм, а режим постійного струму – для нижчих значень.

Синусоїдальний сигнал з генератора надходить на досліджуваний об'єкт Z_x . Сигнали, що несуть інформацію про величину струму і напруги в об'єкті, що досліджується, попередньо посилюються підсилювачами. Амплітудний детектор визначає діючі величини струму та напруги на досліджуваному об'єкті.

На підставі даних про величину струму і напруги в об'єкті, що досліджується, розраховується модуль електричного імпедансу досліджуваного об'єкта. Фазовий детектор визначає різницю фаз між напругою і струмів у досліджуваному об'єкті. Відповідно до величини фазового кута і модуля

електричного імпедансу об'єкта, що досліджується, визначаються складові імпедансу досліджуваного об'єкта.

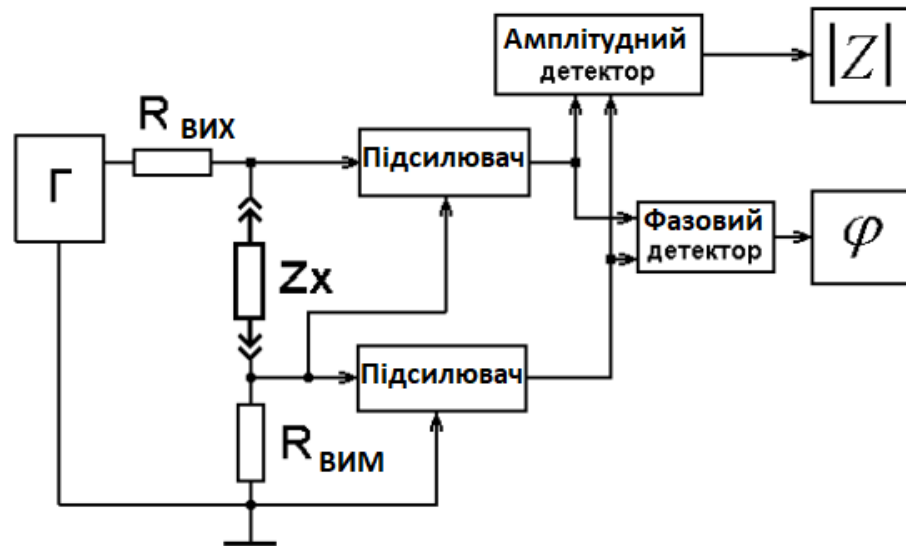


Рисунок 3.3 – Схема вимірювання електричного імпедансу за допомогою векторного вимірювача

Функція перетворення вимірювального перетворювача на основі векторного вимірювача аналогічна функції перетворення двоелектродного вимірювального перетворювача, побудованого на основі методу потенціометричного вимірювання.

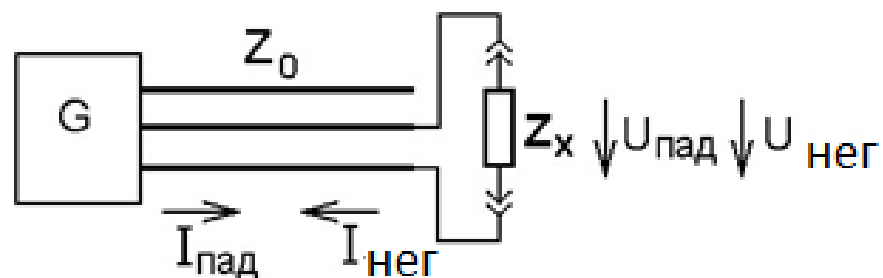


Рисунок 3.4 – Вимірювальна схема на основі лінії з розподіленими параметрами

При дослідженні клітинних об'єктів і субклітинних структур імпедансні властивості найсильніше виявляються області частот порядку 10⁶ – 10⁹ Гц. У цих випадках використовуються вимірювальні схеми рис. 3.4, що є лінією з розподіленими параметрами, і дослідження електричного імпедансу здійснюються шляхом вимірювання співвідношень між падаючою і відбитою від досліджуваного біологічного об'єкта хвилі. [20]

Величина електричного імпедансу, який визначається за допомогою даної вимірювальної схеми, виражається формулою:

$$Z = \frac{U_{\text{пад}} * U_{\text{нег}}}{U_{\text{пад}} * U_{\text{нег}}} Z_0, \quad (3.3)$$

де Z_0 - хвильовий опір лінії;

$U_{\text{пад}}$ - сигнал падаючої хвилі;

$U_{\text{нег}}$ – сигнал відбитої хвилі.

Враховуючи, що коефіцієнт відображення хвилі визначається як:

$$r = \frac{U_{\text{пад}}}{U_{\text{нег}}}. \quad (3.4)$$

Вираз (3.4) у цьому випадку набуде вигляду:

$$Z = \frac{1+r}{1-r} Z_0, \quad (3.5)$$

де r – коефіцієнт відбиття хвилі.

Перевагою вимірювальних схем на основі потенціометричних методів вимірювання стосовно досліджень електричного імпедансу біологічних тканин є простота конструкції та адекватність впливу.

Недоліком даних вимірювальних схем є можливі зміни електричних характеристик об'єкта, що досліджується, внаслідок тривалого протікання

електричного струму, а також залежність від величини прикладеної напруги. Також є великий вплив контактного опору електрод-шкіра.

Істотно знизити вплив контактних опорів дозволяє чотириелектродний метод при використанні вольтметра з великим вхідним опором. Еквівалентна схема показана на рис.3.5.

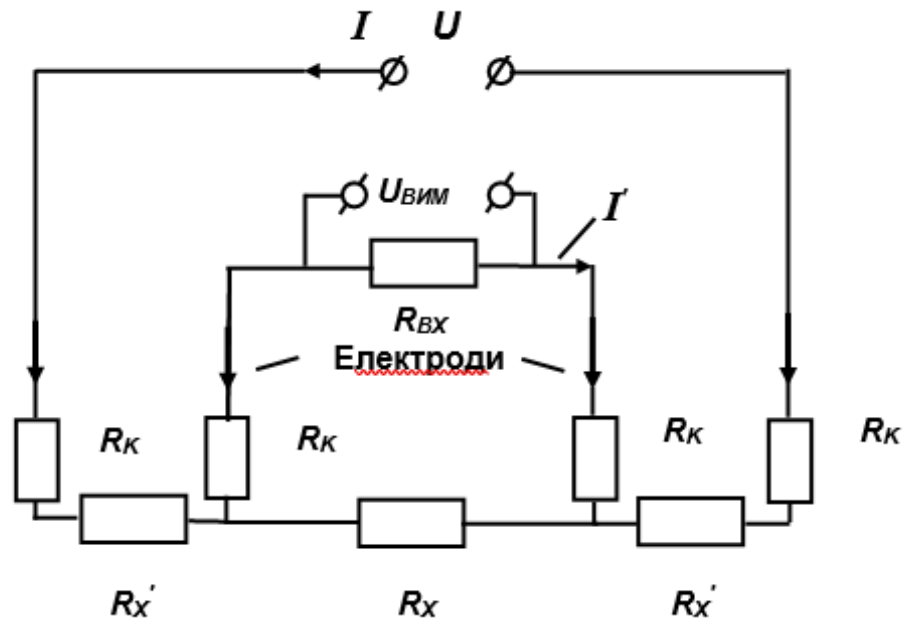


Рисунок 3.5 – Еквівалентна схема чотириелектродного вимірювання електричного імпедансу

Завдяки великому вхідному опору знижується вплив контактного опору шкіри, що дає змогу отримати більш точні результати.

3.1.1 Мостовий засіб виміру

Вимірювальні схеми електричного імпедансу на основі мостових засобів вимірювання складаються з джерела сигналу, що тестує, мостової схеми вимірювання і підсилювача. Схему вимірювання електричного імпедансу на

основі мостових засобів, призначену для вимірювання активних опорів, показано на малюнку 3.6. [21]

За умови, що внутрішній опір джерела сигналу $R_s \ll R_{1-4}$, напруга на виході вимірювального перетворювача буде визначатися виразом:

Схеми вимірювальних перетворювачів для визначення спектральних характеристик імпедансу показані у додатку В.

$$U_{\text{вих}} = K * e_s \frac{R_x R_3 - R_1 R_4}{(R_x + R_1)(R_3 + R_4)}, \quad (3.6)$$

де R_x – активна складова імпедансу об'єкта, що досліджується;

R_1, R_3, R_4 – опору плечей моста;

e_s - вхідна напруга тестуючого сигналу;

K – коефіцієнт посилення підсилювача.

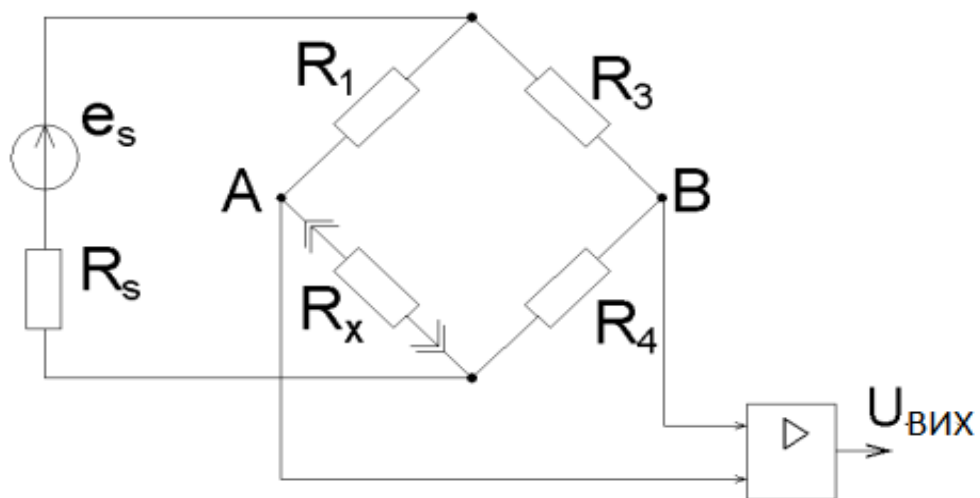


Рисунок 3.6 – Схема вимірювання електричного імпедансу за допомогою резистивного мосту

Припустимо, що $R_1 = R_x = R_3 = R_4 = R_0$, і опір об'єкта, що досліджується, визначається, як $R_x = R_0 + \Delta R$. Тоді напруга на виході даної вимірювальної схеми набуде вигляду:

$$U_{\text{вих}} = K * e_s \frac{\Delta R}{4R_0(1 + \frac{\Delta R}{2R_0})}. \quad (3.7)$$

Вираз 3.7 має нелінійну залежність від зміни активної складової імпедансу об'єкта ΔR , що досліджується. Крім того, кожен резистор схильний до впливу деякої величини j з крутістю S_j , тобто.

$$R = R_0 + S_j * \Delta j. \quad (3.8)$$

Працюючи на малій ділянці характеристики вимірювальної схеми варіації опору резисторів можна віднести до величин другого порядку малості. Напруга на виході вимірювальної схеми в цьому випадку визначатиметься виразом:

$$U_{\text{вих}} = \frac{e_s}{4} * \frac{\Delta R_2 - \Delta R_1 + \Delta R_3 - \Delta R_4}{R_0}, \quad (3.9)$$

Мостова схема вимірювання електричного імпедансу, призначена для визначення резистивної та ємнісної складових імпедансу, показана на рис 3.7. [22]

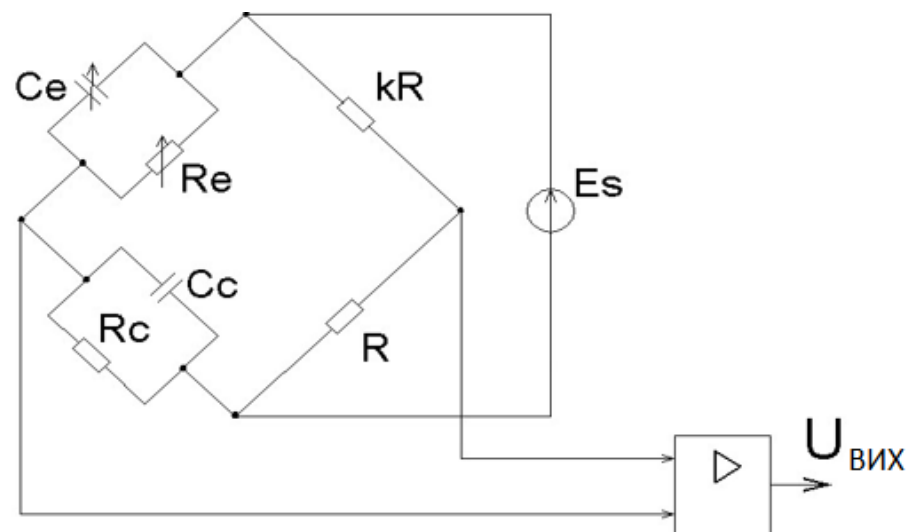


Рисунок 3.7 – Вимірювальний перетворювач електричного імпедансу на основі мосту Нернста

Якщо $R_c=R_e/k$, а $C_c=C_e*k$, то при зміні резистивно-ємнісного опору Z_c на ΔZ_c напруга на виході вимірювальної схеми визначатиметься виразом:

$$U_{\text{вих}} = K * e_S \frac{k}{(k+1)^2} \frac{\Delta Z_c}{Z_{C0} * \frac{\Delta Z_c}{(k+1)Z_{C0}}} \quad (3.10)$$

Припустимо, що $\Delta Z_c \ll (k+1)Z_c$, тоді:

$$U_{\text{вих}} = K * e_S \frac{k}{(k+1)^2} \frac{\Delta Z_c}{Z_c} \quad (3.11)$$

У випадку, якщо досліджуваний об'єкт має лише ємнісну складову, тобто. $R_c=0$, тоді використовується міст Сауті (у ньому відсутні опори R_c та R_e). При цьому напруга на виході:

$$U_{\text{вих}} = e_S \frac{C_E - C_C}{C_E + C_C} \quad (3.12)$$

Припустимо, що $C_c = C_0 + \Delta C$; $C_e = C_0$ тоді напруга на виході вимірювальної схеми на основі мосту Сауті визначиться як:

$$U_{\text{вих}} = -\frac{e_S}{4} \frac{\Delta C}{C_0(1 + \frac{\Delta C}{2C_0})} \quad (3.13)$$

Вимірювальні схеми біоелектричного імпедансу, побудовані на основі мостових засобів, широко використовують у приладах імпедансної плетизмографії, а також у біоімпедансних аналізаторах складу тіла.

Перевагою вимірювальні схеми біоелектричного імпедансу, побудованих на основі мостових засобів, є висока точність вимірювання імпедансу на заданій частоті.

Недоліки:

- мінімальний динамічний діапазон вимірювань.

- точність вимірів залежить від чутливості схеми визначення рівноваги моста;
- залежність результатів виміру від напруги джерела живлення.

3.1.2 Резонансний засіб виміру

Вимірювальні схеми біоелектричного імпедансу на основі резонансних засобів вимірювання застосовуються головним чином на високих частотах, так як на низьких частотах резонансні явища виражені слабкіше, внаслідок чого точність виміру знижується.[23]

Принцип дії резонансного засобу вимірювання параметрів електричного імпедансу пояснюється схемою яка показана на рис.3.8. Схема вимірювання складається з генератора високої частоти (Γ), вимірювального коливального контуру (LC), що включає зразкові індуктивність і ємність. Коливальний контур LC живиться від вимірювального генератора, частоту якого можна плавно змінювати доти, доки не настане резонанс. Момент резонансу визначається величиною напруги, а резонансна частота – за шкалою генератора. Налаштування контуру в резонанс можна зробити і за фіксованої частоти генератора, зміною параметрів коливального контуру.

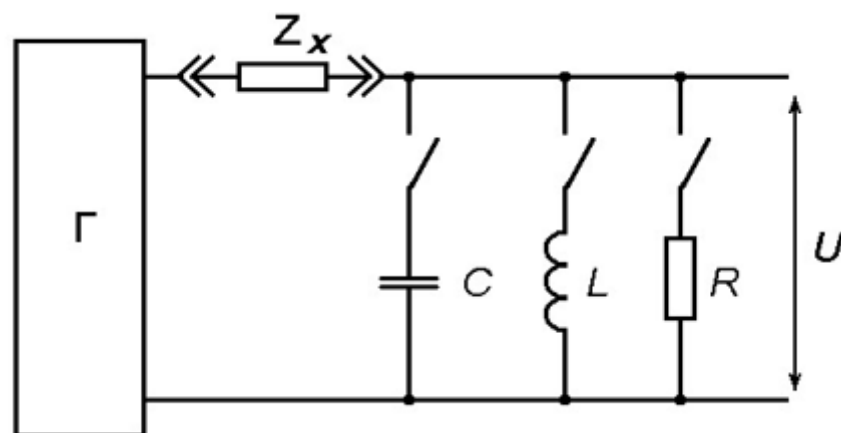


Рисунок 3.8 – Схема вимірювання біоелектричного імпедансу резонансним засобом

Залежно від цього, яку складову імпедансу досліджуваного об'єкта потрібно виміряти, підключається або зразкова індуктивність, або ємність. Для визначення активної складової коливального контуру підключається зразковий опір R . Таким чином, після досягнення резонансної частоти можна визначити як активну, так і реактивну складові імпедансу досліджуваного об'єкта.

Вимірювальні перетворювачі електричного імпедансу, побудовані на основі резонансних методів, використовуються тільки на високих частотах і, отже, їх використання утруднене щодо визначенні електричного імпедансу біологічних середовищ у широкому діапазоні частот.

3.2 Метод з використанням синусоїдальної напруги сталої амплітуди

Метод з використанням синусоїдальної напруги сталої амплітуди є найпоширенішим для отримання частотних залежностей параметрів електричних схем. Для імпедансометрії визначається залежність комплексного опору біотканин від частоти протікаючого струму – $Z(\omega)$. Суть реалізації цього способу ґрунтується на тому, що на біооб'єкт подають синусоїдальну напругу $U(t) = U_0 \cdot \sin(\omega t)$, $U_0 = \text{const}$ і вимірюють безпосередньо струм або падіння напруги на вимірювальному резисторі, та за цими показниками визначають модуль електроімпедансу. Додатковою умовою вимірювань в медичних дослідженнях є обмеження ефективного значення струму до 1...5 мА. Наведені вище еквівалентні електричні схеми біотканин використовують до частот $\sim 0,5 - 1$ МГц.

На практиці, для отримання частотної залежності $Z(\omega) \sim Z(f)$, вимірювання проводять на ряді фіксованих частот в діапазоні – $f_{\min} \dots f_{\max}$. Поширена методика вибору ряду значень частот за формулою $f_i = n \cdot f_{\min}$, де $n = 1, 2, 4, 8, \dots$. Такий підхід використовується коли частотна залежність імпедансу не включає резонансних ділянок, це відноситься до комплексного опору біоструктур (рис. 1.4).

Тривалість всього вимірювання $Z(f)$ залежить від одного циклу вимірювання на поточній частоті f_i визначеного діапазону. Якщо тривалість одного циклу τ_i , а для вимірювань обрано N значень частот, то тривалість повного циклу вимірювань становить $T = N \cdot \tau_i$, без врахування часових затрат на обробку даних і візуалізацію результатів.

Треба зауважити що тривалість проходження і сила стуму тестування не повинна суттєво впливати на біофізичний стан досліджуваного об'єкту.

Таким чином, метод з використанням синусоїдальної напруги сталої амплітуди дозволяє отримати спектральну залежність імпедансу з заданою частотною роздільною здатністю (N дискретних частот) у відповідному діапазоні частот (багаточастотний режим). До недоліків методу можна віднести підвищену тривалість вимірювань, яку треба узгоджувати з фізіологічними властивостями досліджуваних біологічних субстанцій.

3.3 Двочастотний метод з апроксимацією даних вимірювання

У літературі цей метод також називають методом двокритерійної апроксимації експериментальних даних.

Цей метод дозволяє відносно швидко знаходити значення імпедансу досліджуваної біологічної тканини. Від методу з використанням синусоїдальної напруги сталої амплітуди в багаточастотному режимі, відрізняється проведенням вимірювань лише на двох частотах – f_1 і f_2 . Ці частоти визначаються шляхом попередніх досліджень $Z(f)$ в багаточастотному режимі. В результаті цих досліджень знаходять критерії стану біологічного об'єкта чи субстанції, які проявляються зміною електричного імпедансу на частотах – f_1 і f_2 , відповідно. Наприклад, придатність до імплантації біологічних тканин при тривалому їх зберіганні або транспортуванню. Також, відомо застосування цього режиму вимірювання для електропунктурної діагностики на змінному струмі. [25]

Застосування двочастотного методу дозволяє скоротити тривалість дослідження, особливо при автоматизації діагностики на основі лабораторних біопроб. До недоліків вимірювань у двочастотному режимі можна віднести випадки з аномальними відмінностями критеріальних показників, які неможливо попередньо визначити.

3.4 Метод імпульсної імпедансометрії

Принцип роботи вимірювальних схем на основі аналізу перехідної функції полягає у вимірюванні реакції досліджуваного об'єкта на одноразовий прямокутний імпульс впливу струму заданої амплітуди, перетворення отриманих результатів з часової області в частотну область, за допомогою перетворення Лапласа і визначенні електричного імпедансу в необхідній смузі частот. Процес виміру, тобто, впливу на ділянку дослідження, триває частки секунди, що дозволяє проводити вимірювання в досить великому динамічному діапазоні амплітуд струму. [26]

Імпульсна імпедансометрія ґрунтується на використанні методів функціональної ідентифікації. Початковим етапом розв'язання задачі ідентифікації є знаходження передавальної функції досліджуваної схеми на підставі аналізу її реакції на тестовий вплив. Передатна функція системи, розглянута у просторі станів обраного функціонального класу систем, дозволяє визначити частотну характеристику електричного імпедансу.

Для вирішення цього завдання необхідна наявність експериментальних даних щодо поведінки системи при тестових впливах.

Розрахунок частотної характеристики системи шляхом цифрового час-частотного перетворення перехідної функції найбільш просто здійснюється при подачі на вхід об'єкта імпульсного тест-дії виду дельта-функції або одиничної ступінчастої функції.

Слід зазначити, що ступінчастий вхідний сигнал є найбільш прийнятним для тестування біологічних об'єктів. Він формується, наприклад, шляхом включення (або вимкнення) впливу постійного рівня інтенсивності на вході об'єкта. Формування імпульсного впливу часто утруднено через необхідність збільшення амплітуди тест-дії при скороченні його тривалості, яке може бути обмежене нелінійними властивостями об'єкта, що виявляються при високих інтенсивності впливу. [27]

Структурну схему вимірювального перетворювача на основі методу імпульсної імпедансометрії показано на малюнку 3.9.

Для визначення частотної характеристики електричного імпедансу схеми проводиться її тестування одноразовим одиничним ступінчастим імпульсом електричного струму заданої амплітуди. Реакція системи перетворюється з тимчасової області частотну область, і в результаті визначається частотна характеристика електричного імпедансу в необхідному діапазоні частот.

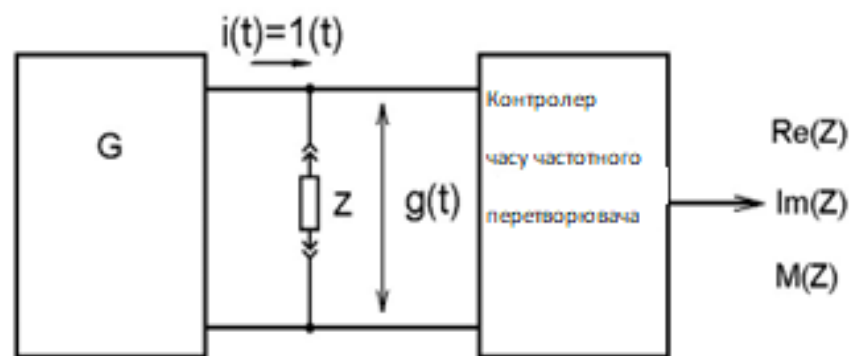


Рисунок 3.9 – Схема вимірювання електричного імпедансу на основі методу імпульсної імпедансометрії

Залежність величини біоелектричного імпедансу від частоти, що визначається методом імпульсної імпедансометрії має вигляд:

$$Z(j\omega) = j * \omega * F\{g(t)\}, \quad (3.14)$$

де $F\{g(t)\}$ - перетворення Фур'є;

$g(t)$ – перехідна функція біоелектричного імпедансу.

Таким чином, частотна характеристика електричного імпедансу об'єкта, що досліджується, може бути отримана на основі даних про напругу на досліджуваному об'єкті при впливі на нього тестуючим імпульсним струмом.

Переваги даного методу:

- можливість визначення параметрів імпедансу об'єкта, що досліджується, в широкому діапазоні частот;
- малий час виміру;
- процес впливу тестуючим струмом на досліджуваний об'єкт здійснюється протягом короткого часу.

Недоліки: високі вимоги до характеристик вимірювального обладнання.

Для проведення досліджень біологічних тканин організму людини використовують як значення параметрів імпедансу, так і значення параметрів адмітансу. Частотні діапазони вимірювання, потрібно встановити у межах від 50 Гц до 10 МГц, проте при цьому повинна бути можливість обмеження заданого струму, щоб уникнути небезпечної дії струму на частотах нижче від 450 Гц.

Якщо розглядати прилади з використанням резонансного засобу для побудови перетворювачів імітансу, то варто зауважити, що ці прилади мають вузькі функціональні можливості. Вони пов'язані з тим, що не забезпечують можливість вимірювання на заданій частоті та при заданому рівні напруги чи струму. Ці прилади також мають вузький діапазон вимірювання як за частотою, так і за вимірюваними параметрами. Важливим недоліком варто виділити можливість приєднання лише двоелектродної схеми та можливість вимірювання у вузькому діапазоні частот.

Побудова перетворювачів імітансу біологічних об'єктів на основі мостових схем є нераціональною з точки зору затратності при використанні великої кількості зразкових мір та пристроїв керування ними, а також, вони мають малий динамічний діапазон вимірювань. Використання методу ліній з

розподіленими параметрами для побудови перетворювачів є неможливим, перш за все, у зв'язку із можливістю зміни параметрів досліджуваного об'єкта.

Використання вимірювальних перетворювачів на основі імпульсної імпедансометрії має переваги, що пов'язані з отриманням даних про імпедансні властивості біологічного об'єкта в широкому діапазоні частот протягом короткого проміжку часу, проте частотний діапазон визначення характеристик біологічної тканини імпульсною імпедансометрією задається, виходячи з характеристик стимулюючого впливу, і обмежується верхньою граничною частотою. Також, «комплексний опір» вимірювати можна тоді, коли в електричному колі протікає синусоїдальний струм та до об'єкта дослідження прикладена синусоїдальна напруга, а метод імпульсної імпедансометрії не забезпечує виконання зазначених умов.

Аналізування методу з прямим перетворенням імітансу на напругу, показав, що його перевагою є як можливість забезпечення вимірювань у 54 широкому діапазоні частот, так і забезпечення відповідних режимів вимірювання, а також можливість визначення як параметрів імпедансу, так і параметрів адмітансу. Вимірювальні перетворювачі з прямим перетворенням «імітанс-напруга» мають порівняно високу точність та високі експлуатаційні характеристики. Конструктивні особливості цих перетворювачів дозволяють використовувати різні схеми під'єднання сенсорів до біологічного об'єкта, що є важливою умовою для вимірювання параметрів імітансу.

З огляду на вище зазначене, подальші дослідження будуть спрямовані на розроблення структур вимірювальних перетворювачів «імпеданс-напруга» для засобів діагностування стану біологічних об'єктів. При цьому важливими є забезпечення інваріантності результату до неінформативних параметрів (приелектродні, поверхневі та меридіанні імпеданси).

Застосування операційних підсилювачів у перетворювачах «імітанс – напруга» має такі позитивні аспекти:

1 дає змогу створити на об'єкті контролю режим заданого струму (при вимірюванні імпедансу) чи режим заданої напруги (при вимірюванні адмітансу), що спрощує реалізацію вимірювального тракту із оброблення вихідної напруги перетворювача;

2 забезпечується вища чутливість перетворювача і збільшується відношення «сигнал/шум»;

3 зменшується дестабілізуючий вплив на результати вимірювання паразитних параметрів під'єднувальних проводів та комутаційних елементів.

Висновки до розділу:

- для визначення частотної залежності біоімпедансу доцільно використовувати потенціометричний метод вимірювання електричного імпедансу заснований на вимірі падіння напруги на об'єкті, що досліджується, в режимі заданих показників напруги, струму і частоти;

- для електричного контакту з біологічним середовищем необхідно використовувати двоелектродний або чотирьохелектродний спосіб, залежно від просторових характеристик області дослідження та абсолютних значень імпедансу;

- вимірювання спектральних характеристик імпедансу повинно відбуватися із застосуванням багаточастотного режиму (методу з використанням синусоїдальної напруги сталої амплітуди) для довготривалих медико-біологічних досліджень в цілях виявлення певних закономірностей;

- двочастотний режим вимірювання імпедансу дозволяє скоротити тривалість дослідження, особливо при автоматизації діагностики на основі відпрацьованих критеріальних показників;

- імпульсний режим дозволяє отримати спектральну залежність імпедансу за один цикл вимірювання, але потребує додаткової математичної обробки сигналу тестування і сигналу відгуку;

- для удосконалення засобу біоімпедансної спектрометрії необхідно врахувати зазначені вище умови.

4 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИСТРОЮ ДЛЯ БІОІМПЕДАНСНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ

4.1 Кількісні характеристики показників вимірювань

У таблиці 4.1 приведені технічні характеристики пристрою для біоімпедансної спектроскопії

Технічні характеристики	Показники
Діапазон частот	від 1 кГц до 500 кГц
Опір тканин	від 100 Ом до 1 МОм
Величина допустимого струму	ефективне значення від 1 до 5 мА

Дані характеристики були закладені на в технічному завданні на кваліфікаційну роботу. Також удосконалений засіб біоімпедансної спектрометрії повинен використовувати: двох- і чотирьох електродні схеми підключень до об'єкту досліджень; багаточастотний, двохчастотний та імпульсний режими вимірювань імпедансу; обробку та візуалізацію результатів вимірювань.

4.2 Структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії

Структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії приведена на рис. 4.1.

Пристрій складається з таких головних блоків:

- блок електродів;
- блок імпедансної спектроскопії;
- блок керування і реєстрації.

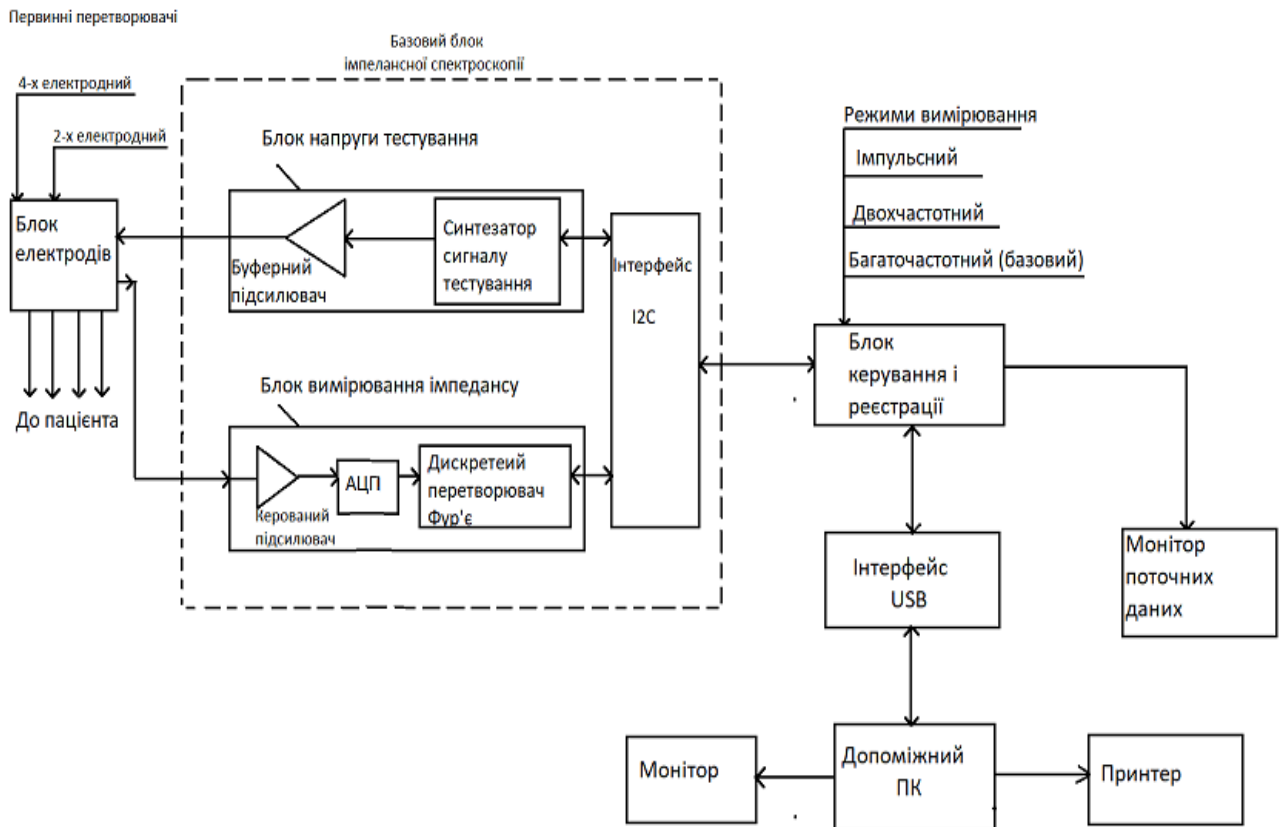


Рисунок 4.1 – Структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії

Блок електродів призначений для використання 2-х або 4-х електродних схем вимірювання. Цей вибір дозволяє уникнути впливу контактних опорів між електродами і біотканинами в залежності від конкретних умов вимірювання.

Далі від блоку імпедансної спектроскопії на обраний варіант підключення електродів подається тестовий сигнал, який формується в блоці напруги тестування. Від блоку електродів, напруга пропорційна комплексному опору надходить до блоку вимірювання імпедансу, де спочатку сигнал підсилюється, а потім за допомогою АЦП конвертується в послідовність цифрових кодів яка потрапляє до дискретного перетворювача Фур'є.

Відповідно до обраного режиму, результати вимірювання через інтерфейс I²C потрапляють в блок керування і реєстрації.

В блоці керування і реєстрації можна обрати режим вимірювання імпедансу: багаточастотний, двочастотний, імпульсний. Від обраного режиму залежить кількість циклів вимірювання і зальна тривалість отримання результату. Обраний режим та поточні результати частотної залежності імпедансу виводяться на монітор. Через інтерфейс USB пристрій під'єднується до ПК де відбувається остаточна обробка інформації та аналіз медичним працівником.

4.1.1 Вибір перетворювача імпедансу

В останні роки можливості побудови засобів вимірювання імпедансу значно розширилися завдяки широкому використанню техніки цифрового оброблення сигналів. Наприклад, фірмою Analog Devices випускаються в інтегральному виконанні перетворювачі імпедансу AD5933 і AD5934 [28], на базі яких можлива реалізація портативних частотних аналізаторів імпедансу з діапазоном вимірювання від 100 Ом до 20 МОм в діапазоні частот зондувального сигналу від 100 Гц до 100 кГц. Високі метрологічні характеристики перетворювачів досягнуто завдяки:

- цифровому синтезу і налаштуванню частоти зондувального гармонічного сигналу;
- формуванню результатів вимірювання за допомогою цифрового оброблення вибірок сигналу вимірювальної схеми за алгоритмом швидкого перетворення Фур'є;
- цифровій корекції температурної похибки на основі даних вбудованого сенсора температури.

Разом з тим, цим перетворювачам притаманні кілька істотних обмежень:

- вимірювальний перетворювач працює в режимі адмітансу, що ускладнює калібрування вимірювального каналу через неможливість корегування нуля для усунення адитивних похибок при вимірюванні імпедансу;

- потреба у калібруванні вимірювального каналу за допомогою взірцевого резистора, опір якого близький за значенням до модуля досліджуваного імпедансу;

- зміна піддіапазонів вимірювання пов'язана із фізичною заміною зразкових резисторів RFB. Зазначені обмеження можуть бути зняті вдосконаленням зовнішньої аналогової частини. У роботі [29] показано, наприклад, можливість розширення діапазонів за рахунок зміщення нижніх границь: для частоти із 1 кГц до 10 Гц, а для імпедансу із 100 Ом до кількох Ом. У [30] описано портативний вимірювач імпедансу на основі перетворювача AD5933, в якому для перемикання діапазонів використовуються реле РЭС-60. Керування роботою пристрою здійснюється комп'ютером через мікроконтролер. Результати вимірювання відображаються на моніторі комп'ютера. Проте у цих публікаціях не розглядається можливість дистанційного вимірювання імпедансу і пов'язаних з цим задач зменшення дестабілізуючого впливу під'єднувального кабелю на результати вимірювання.

Отже, актуальним є створення зовнішньої вимірювальної схеми, яка забезпечує інваріантність до дестабілізуючого впливу під'єднувального кабелю і комутаційних елементів та розроблення структури частотного аналізатора імпедансу на основі перетворювача AD5933, призначеного для роботи у складі комп'ютерної системи.

4.1.2 Структура та опис роботи перетворювача AD5933

Перетворювач AD5933 випускається у вигляді інтегральної мікросхеми із 16 виводами в корпусі типу SSOP. Перетворювач забезпечує формування і подавання на досліджуваній імпеданс Z зондувальної напруги заданої частоти. Сигнал, що є реакцією імпедансу на зондувальну напругу, оцифровується аналого-цифровим перетворювачем і опрацьовується за алгоритмом дискретного перетворення Фур'є (ДПФ) з метою одержання інформації про дійсну R і уявну

І складові. Модуль та аргумент імпедансу на кожній частоті зондувального сигналу обчислюють за відомими формулами

$$\text{Mod}(Z) = \sqrt{R^2 + I^2} \quad (4.1)$$

$$\text{Atg}(Z) = \arctg\left(\frac{I}{R}\right). \quad (4.2)$$

Структура спеціалізованої інтегральної мікросхеми AD5933 показана на рис. 4.2.

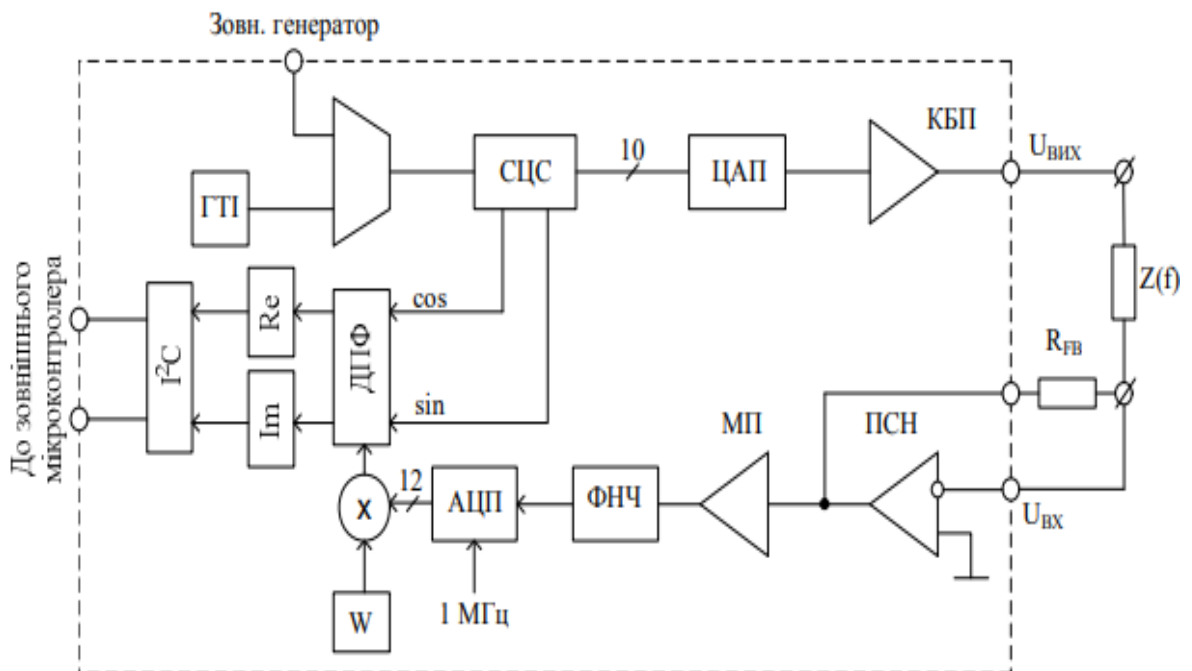


Рисунок 4.2 – Структурна схема перетворювача AD5933

Стосовно вимірювальних перетворень сигналів у структурі AD5933 можна виділити три основні функціональні вузли:

– блок цифрового синтезу гармонічних сигналів заданої частоти у складі генератора тактових імпульсів (ГТІ), цифрового синтезатора ортогональних сигналів (СЦС), цифроаналогового перетворювача (ЦАП) і керованого буферного підсилювача (КБП);

– вимірювальний канал утворений послідовно увімкненими перетворювачем “струм-напруга” (ПСН), масштабувальним підсилювачем (МП), фільтром нижніх частот (ФНЧ) та аналогоцифровим перетворювачем (АЦП);

– обчислювальний блок на базі сигнального процесора, що реалізує алгоритм дискретного перетворення Фур’є (ДПФ) даних АЦП, зважених за функцією Хеннінга.

Таймінги мікросхеми AD5933 показані на рис.4.3

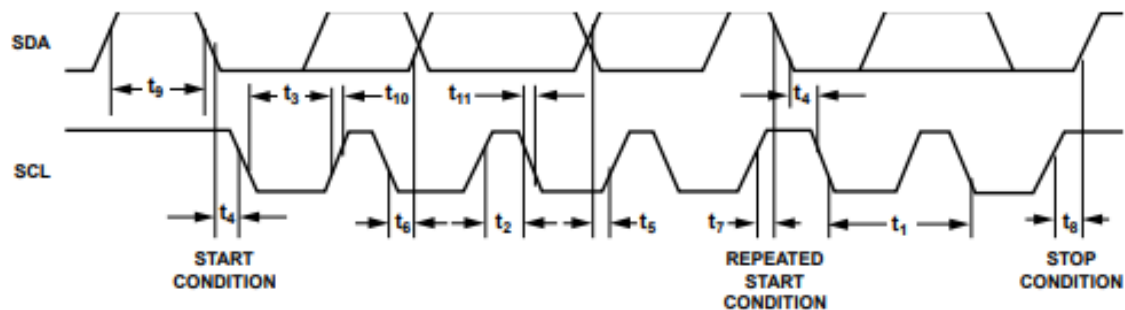


Рисунок 4.3 – Таймінги мікросхеми AD5933

Перетворювач AD5933 має вбудований послідовний інтерфейс I²C для передавання результатів перетворення, що містяться у регістрах дійсної та уявної складових на зовнішні пристрої і одержання системних параметрів, необхідних для організації вимірювального процесу.

Синтезатор ортогональних цифрових сигналів перетворювача AD5933 працює за принципом прямого цифрового синтезу. Використання 27-розрядного фазового акумулятора забезпечує синтез сигналів \sin і \cos із високою роздільною здатністю за частотою (менше за 0,1 Гц).

Користувач має можливість виконувати лінійну зміну (свіп) частоти цифрових сигналів, задаючи через послідовний інтерфейс такі параметри, як початкова частота, крок зміни частоти і кількість точок свіпу. Робота синтезатора синхронізується тактовими імпульсами вбудованого або зовнішнього

генератора. За частоти імпульсів вбудованого генератора близько 16 МГц забезпечується синтез ортогональних сигналів в інтервалі від 1 до 100 кГц.

Формування зондувальної напруги здійснюється цифроаналоговим перетворювачем на основі цифрових сигналів синтезатора у зазначеному частотному діапазоні. Крім того, є можливість програмувати розмах амплітуди зондувальної напруги, а саме 2 В; 1 В; 0,4 В і 0,2 В.

Треба відзначити, що внаслідок використання однополярного живлення мікросхеми AD5933 у складі зондувальної напруги наявна стала складова, яка дорівнює приблизно 4/5 розмаху амплітуди, тобто 1,6 В; 0,8 В; 0,32 В і 0,16 В.

Під дією зондувальної напруги \dot{U}_p через досліджуваний імпеданс протікає \dot{Z} струм

$$\dot{I} = \frac{\dot{U}_p}{\dot{Z}}. \quad (4.3)$$

Цей струм \dot{I} дає інформацію про параметри імпедансу, тому для зручності його вимірювання насамперед виконується його перетворення на напругу. Перетворювач «струм–напруга» реалізований на основі вбудованого операційного підсилювача.

Коефіцієнт передачі перетворювача «струм-напруга» визначається значенням опору зовнішнього резистора R_{FB} , тому вихідна напруга перетворювача за умови ідеальних параметрів операційного підсилювача має вигляд

$$\dot{U} = -R_{FB}\dot{I} = -\frac{R_{FB}}{Z}\dot{U}_p. \quad (4.4)$$

Вибором R_{FB} та програмно керованим коефіцієнтом передачі (1 чи 5) масштабувального підсилювача забезпечується робота аналого-цифрового перетворювача у лінійному діапазоні. Фільтр нижніх частот покликаний

запобігти накладанню спектра сигналу під час його дискретизації із частотою мільйон вибірок на секунду 12-розрядним аналого-цифровим перетворювачем.

Інформацію про дійсну та уявну складові вимірюваного сигналу можна одержати на основі дискретного перетворення Фур'є. У перетворювачі AD5933 використовується так званий одночастотний алгоритм ДПФ, який описується виразом

$$\dot{X}(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) * \left[\cos\left(\frac{2\pi fn}{N}\right) - j \sin\left(\frac{2\pi fn}{N}\right) \right], \quad (4.5)$$

де $x(n)$ і $\dot{X}(f)$ - відповідно вибірки та спектральна густина вихідного сигналу АЦП на частоті зондувального сигналу;

\cos і \sin - вектори ортогональних сигналів, утворені цифровим синтезатором сигналів на частоті f ;

n і N – відповідно номер вибірки і кількість вибірок у блоці ($N = 1024$).

Обчислення ДПФ передбачає, що у блоці поміщається ціла кількість періодів зондувального сигналу. Оскільки інтервал між вибірками становить 1 мкс, то тривалість блока 1,024 мс.

Якщо період зондувального сигналу не є кратним 1,024 мс, спостерігається так зване перетікання спектра, що є джерелом додаткових похибок вимірювання. У техніці цифрового опрацювання сигналів для зменшення ефекту перетікання спектра використовують операцію «віконне згладжування», яка передбачає попереднє перемноження вибірок сигналу на спеціальну віконну функцію. У перетворювачі AD5933 використовується згладжування вікном Хеннінга, що описується виразом

$$W(n) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2} * \cos\left(\frac{2\pi fn}{N}\right). \quad (4.6)$$

Отже, для одержання результату про дійсну та уявну складові сигналу

здійснюється підсумовування усіх 1024 зважених функцією вікна добутків на кожній частоті зондувального сигналу:

$$\dot{X}(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) * \left[\frac{1}{2} - \frac{1}{2} * \cos\left(\frac{2\pi fn}{N}\right) \right] * \left[\cos\left(\frac{2\pi fn}{N}\right) - j \sin\left(\frac{2\pi fn}{N}\right) \right] = R + jI, \quad (4.7)$$

Результати зберігаються у двох 16-розрядних регістрах, що представляють дійсну R та уявну I частину результату перетворення.

Отже, функцію перетворення AD5933 можна подати у загальному вигляді як

$$\dot{X}(f) = R + jI = \frac{R_{FB}}{\dot{Z}(f)} \dot{H}_{\text{ЦС}} \dot{H}_{\text{ВК}} \dot{H}_{\text{ОБ}} = \frac{R_{FB}}{\dot{Z}(f)} \dot{H}, \quad (4.7)$$

де $\dot{H}_{\text{ЦС}}$, $\dot{H}_{\text{ВК}}$, $\dot{H}_{\text{ОБ}}$ - відповідно функції перетворення блока цифрового синтезу, вимірювального каналу і обчислювального блока.

4.1.3 Опис структури та алгоритму функціонування частотного аналізатора імпедансу

Перетворювач AD 5933 може бути використаний для побудови комп'ютерної системи імпедансної спектроскопії. Структурна схема такої системи наведена на рис. 4.4.

До складу комп'ютерної системи імпедансної спектроскопії входить 8-розрядний мікроконтролер (МК) ATmega16 фірми Atmel, який забезпечує зв'язок з персональним комп'ютером (ПК) за інтерфейсом RS-232, управління мікросхемою перетворювача AD5933 та електронними ключами вибору піддіапазону вимірювання, а також здійснює розрахунок результатів вимірювання та сервісні функції. Вимірювальний перетворювач (ВП) забезпечує інваріантність результатів вимірювання до впливу паразитних імпедансів

вхідного кабелю та електронних ключів, що здійснюють перемикання піддіапазонів вимірювання.

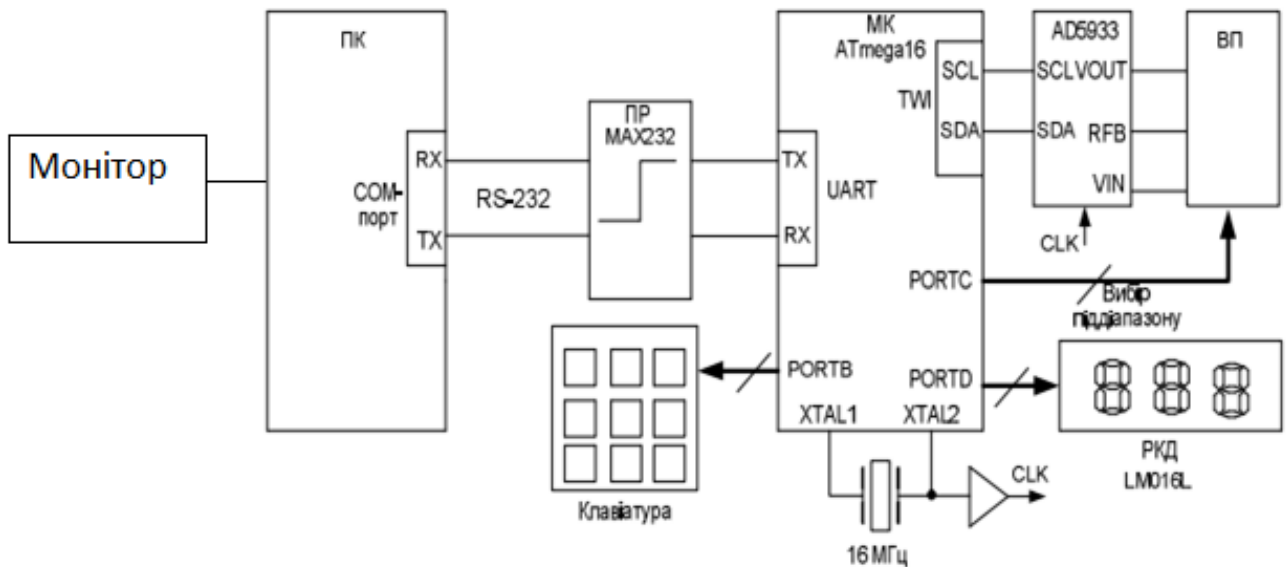


Рисунок 4.4 – Структурна схема комп'ютерної системи імпедансної спектроскопії

Мікроконтролер обмінюється даними з ПК через вбудований модуль USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter), а з мікросхемою AD5933 – через вбудований двопровідний інтерфейс TWI (Two Wire Interface), що є повним аналогом інтерфейсу I²C.

При проектуванні вимірювача імпедансу необхідно враховувати низку апаратних обмежень мікросхеми AD5933:

- внутрішній генератор має фіксований набір величин розмаху вихідного сигналу (розмах сигналу відповідає подвоєній амплітуді): 2; 1; 0,4; 0,2;
- вихідний опір генератора залежить від сигналу, що видається: 200 Ом; 2,4 ком; 1,0 кОм та 600 Ом.

Вихідний опір генератора електрично утворює послідовний ланцюг з аналізованим зразком, тому може вносити постійну адитивну похибку вимірювання. Для мінімізації похибки необхідно використовувати конфігурацію

генератора з мінімальним вихідним опором (у разі цієї мікросхемою – 2 У) чи повторювач сигналу з нижчим вихідним опором.

Програмою користувача із комп'ютера здійснюється вибір режиму роботи мікросхеми AD5933 та встановлення таких параметрів, як: початкова частота, крок сканування по частотній смузі та кількість точок частотної характеристики, у яких виконується спектральний аналіз параметрів імпедансу, зміщення вихідного тестового сигналу, коефіцієнт підсилення масштабувального підсилювача, вмикання/вимикання режиму сканування тощо. Прийнявши відповідні команди, мікроконтролер записує необхідні значення у внутрішні керуючі регістри AD5933. На комп'ютер також покладені функції візуалізації результатів вимірювання.

Для узгодження рівнів напруг мікроконтролера та інтерфейсу RS-232 використовується мікросхема перетворювача рівнів (ПР) MAX202CSE. Наявність внутрішніх підтягуючих резисторів на виводах SCL і SDA мікроконтролера дає змогу відмовитися від зовнішніх відповідних резисторів, що є необхідними згідно із специфікацією інтерфейсу I²C.

Тактова частота мікроконтролера і мікросхеми перетворювача імпедансу AD5933 задається спільним джерелом – кварцовим резонатором на 16 МГц.

Інформація про поточний режим роботи системи імпедансного контролю та отримані результати виводяться на 16-розрядний дворядковий рідкокристалічний дисплей (РКД) LM016L.

Великий об'єм внутрішньої пам'яті програм та даних мікроконтролера ATmega16 дає змогу використати для програмування компілятор мови C CodeVision AVR.

У флеш-пам'яті мікроконтролера для кожного з піддіапазонів зберігаються значення калібрувальних коефіцієнтів, одержаних для взірцевих резисторів RO з номіналами 100 Ом, 1 кОм, 10 кОм, 100 кОм, 1 МОм. Калібрувальні коефіцієнти формуються калібруванням перетворювача AD5933 в одній точці кожного піддіапазону у смузі частот від 1 кГц до 100 кГц із кроком 1 кГц.

Варто зазначити, що для автоматизації калібрування перспективним є використання цифрових потенціометрів (тримерів). Наприклад, мікросхема AD5241 фірми Analog Devices забезпечує кодовий вибір 256 дискретних значень опору з точністю 0,1 % за максимального його значення 1 МОм. Завдяки збільшенню кількості калібрувальних точок вдасться точніше визначати калібрувальні коефіцієнти в усьому діапазоні вимірювання і у підсумку покращати метрологічні характеристики комп'ютерної системи імпедансної спектроскопії.

Калібрування мікросхеми AD5933 проводиться при першому вмиканні приладу.

Висновки до розділу: таким чином на базі розглянутих первинних перетворювачів, методів та засобів спектральної залежності імпедансу побудована така структурна схема. А для реалізації базового блоку обрано мікросхему AD5933.

Використання можливостей мікросхеми AD5933 у задачах цифрового синтезу ортогональних гармонічних сигналів у широкому діапазоні частот та вимірювання фазоквадратурних складових з використанням дискретного перетворення Фур'є відкриває нові перспективи побудови недорогих портативних вимірювачів імпедансу. Разом з тим, є певні недоліки, притаманні таким перетворювачам, які зумовлені, з одного боку, очевидними схемотехнічними обмеженнями їхньої аналогової частини, а з іншого – недостатньою документованістю низки параметрів вимірювального тракту. Точність вимірювальних пристроїв, побудованих на основі перетворювача AD5933, можуть бути істотно покращені за умови вдосконалення зовнішньої аналогової вимірювальної схеми.

Креслення структурної схеми пристрою для біоімпедансної спектроскопії приведені в додатку Г.

Спектральні залежності імпедансу біотканин в медичній діагностиці приведені в додатку Д.

ВИСНОВКИ

У даній кваліфікаційній роботі проведені дослідження по удосконаленню засобу біоімпедансної діагностичної спектроскопії.

В аналітичній частині розглянуті методи та засоби біоімпедансної діагностики в медицині. Встановлено, що серед технічних засобів найбільш поширені реографи, які вимірюють імпеданс на одній, або декількох фіксованих частотах. Електроімпедансні томографи мають обмежене використання і використовують одночастотні технології візуалізації. Спеціалізовані технічні засоби біоімпедансної спектроскопії не виявлені.

Досліджено моделі електричного імпедансу біотканин зазначено їх діагностичну значимість:

- електричні схеми заміщення комплексного опору біологічних тканин мають ємнісні складові, кількісні характеристики яких, залежать від фізіологічних і патологічних станів організму людини;

- спектральні залежності імпедансу несуть діагностичну інформацію і є раціональним їх використання при аналізі як стану організму пацієнта так і окремих біологічних субстанцій.

Були проаналізовані методи та засоби апаратного вимірювання частотної залежності імпедансу біотканин. Запропоновано:

- для визначення частотної залежності біоімпедансу доцільно використовувати потенціометричний метод вимірювання електричного імпедансу заснований на вимірі падіння напруги на об'єкті, що досліджується, в режимі заданих показників напруги, струму і частоти;

- для електричного контакту з біологічним середовищем необхідно використовувати двоелектродний або чотириелектродний спосіб, залежно від

просторових характеристик області дослідження та абсолютних значень імпедансу;

- вимірювання спектральних характеристик імпедансу повинно відбуватися із застосуванням багаточастотного режиму (методу з використанням синусоїдальної напруги сталої амплітуди) для довготривалих медико-біологічних досліджень в цілях виявлення певних закономірностей;

- двочастотний режим вимірювання імпедансу дозволяє скоротити тривалість дослідження, особливо при автоматизації діагностики на основі відпрацьованих критеріальних показників;

- імпульсний режим дозволяє отримати спектральну залежність імпедансу за один цикл вимірювання, але потребує додаткової математичної обробки сигналу тестування і сигналу відгуку.

Після проведення досліджень та аналізу розроблено структурну схему пристрою для біоімпедансної спектроскопії. До головних структурних складових віднесені:

- блок електродів;
- блок імпедансної спектроскопії;
- блок керування вимірюванням, обробкою та реєстрацією інформації.

Для побудови базового блоку запропоновано використання спеціалізованої мікросхеми AD5933, яка дозволяє реалізувати запропоновані напрями удосконалення засобу біоімпедансної спектроскопії.

Використання можливостей мікросхеми AD5933 у задачах цифрового синтезу ортогональних гармонічних сигналів у широкому діапазоні частот та вимірювання фазоквадратурних складових з використанням дискретного перетворення Фур'є відкриває нові перспективи побудови недорогих портативних вимірювачів частотної залежності імпедансу для медичної діагностики.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Чалий О. В., Агапов Б. Т., Цехмістер Я. В. – Медична і біологічна фізика: Підручник для студентів вищих навчальних закладів – К.: Книга плюс, 2017. – 760 с.
2. Birgeron U. Electrical Impedance of Human Skin and Tissue Alterations: Mathematical Modeling and Measurements / U. Birgeron. – Sweden, Stockholm: Karolinska Institutet, 2012. – 59 p.
3. Holder D.S. Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications / D.S. Holder. – Bristol: Institute of Physics Publishing, 2018. – 456 p.
4. Технічні характеристики комплексу РЕОКОМ. Інтернет ресурс «xai-medica.com». Режим доступу:
<https://xai-medica.com/ua/download.php?ver=3.5.707.12100> (07.12.2022)
5. Григорчак І.І. Імпедансна спектроскопія: навч. посіб. / І.І. Григорчак, Г. В. Понеділок. – Львів : Вид-во Львівської політехніки, 2011. – 352 с.
6. Ярута В.О. Вимірювання електричних параметрів живих тканин з урахуванням резистивно-ємнісного імпедансу, створеного електродами / В.О. Ярута // Системи обробки інформації. – 2011. – № 4 (94) – С. 231-234.
7. Совин Я.Р. Розроблення методів та засобів цифрового оброблення сигналів імпедансної плетизмографії : дис... канд. техн. наук: 05.11.17 / Ярослав Романович Совин. – Л., 2017. – 157 с.
8. Промович Ю. Синтез структури електроімпедансного томографа / Ю. Промович, В. Забитівський // Вісник ТНТУ. – 2010. –Т. 15. – № 3. – С.111-118.
9. Технічні характеристики ЕИВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU. Інтернет ресурс «draeger.com». Режим доступу:
https://www.draeger.com/en_me/Products/PulmoVista-500 (12.12.22)
10. Duren D.L. Body Composition Methods: Comparisons and Interpretation / D.L. Duren, R.J. Sherwood, S.A. Czerwinski, M. Lee, A.C. Choh, R.M. Siervogel,

W.C. Chumlea // *Diabetes Science and Technology*. – 2008. – № 2 (6). – P. 1139–1146.

11. Пат. 063360 Spain, IPC A61B5/05. / Roa Romero L.M., Reina Intelligent bioimpedance sensor for biomedical applications Tosina L.J., Naranjo Hernandez D., Estudillo Valderrama M.A.; заявник і патентовласник: Universidad de Sevilla. №070822; заявл. 04.11.2014; опубл. 07.05.2015. – Режим доступу: [\www/URL:https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf?docId=WO2015063360](https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf?docId=WO2015063360).

(12.12.22)

12. Kamat D. K. Bio-Impedance Measurement System for Analysis of Skin Diseases / D. K. Kamat, Arati P. Chavan, Dr. P. M. Patil // *International Journal of Application or Innovation in Engineering & Management (IJAIEEM)*. – 2014. – Vol. 3, № 2. – P. 92–96.

13. Пат. 4889 Україна, МПК А61В 5/05 Пристрій для вимірювання електричного опору біологічних тканин для задач медичної діагностики / Роїк О.М., Арсенюк І.Р., Месюра В.І.; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. – №20040503658; заявл. 17.05.2004; опубл.15.02.2019, Бюл.№2. – 6 с.: іл.

14. Hills A. P. Bioelectrical impedance and body composition assessment / A.P. Hills, N.M. Byrne // *Malaysian Journal of Nutrition*. – 1998. – Vol.4. – P. 107– 112.

15. Hu H.-Y. Body composition assessed by bioelectrical impedance analysis (BIA) in patients with Graves'disease before and after treatment / H.-Y. Hu, Y. Kato // *Endocrine Journal*. – 1995. – Vol. 42. – № 4. – P. 545–550.

16. Grimnesand S. Electrical Impedance Model–A Critique and an Alternative / Sverre Grimnesand, Orjan G. Martinsen // *IEEE. – Trans. Biomed.* – January 2018. – Vol. 52. – № 1. – P. 132–135.

17. Ярошенко В.Т. Варіанти біоімпедансометрії при вивченні вікової фізіології людини / В.Т. Ярошенко, О.Б. Шарпан // *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*. – 2009. – № 1. – С. 26 – 29.

18. Gabriel S. The dielectric properties of biological tissue: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues / S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel // *Physics in Medicine and Biology*. – Vol.41. – №11. – P. 2271–2293.

19. Nowakowski A. Advances in electrical impedance methods in medical diagnostics / A. Nowakowski, T. Palko, J. Wtorek // *Technical Sciences*. – 2005. – Vol. 53. – №3. – P. 231-243.

20. Tushar K. B. Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review [Електронний ресурс] / К. В. Tushar // *Journal of Medical Engineering*. – 2014. – Режим доступу: <http://www.hindawi.com/journals/jme/2014/381251/>. (12.12.22)

21. Антонюк О. Дослідження об'єктів кваліметрії неелектричної природи як дипольників / О. Антонюк, Є. Походило // *Україна у європейському просторі. Проблеми бізнесу, політики, права: тези доповідей VI Міжнар. наук.-практ. конф., (29-30 квітня 2010 р., м. Львів)*. – Львів, 2010. – С. 88-89.

22. Антонюк О. Вимірювання параметрів імітансу живих тканин / Антонюк О., Довгань М., Походило Є. // *Системи 2013 – Термографія і термометрія, метрологічне забезпечення вимірювань та випробувань: тези доповідей Міжнар. наук.-техн. конф., (24-27 вересня 2013 р., м. Львів)*. – Львів, 2013. – С. 184.

23. Антонюк О. Вимірювання параметрів імітансу живих тканин з відомими схемами заміщення / О. Антонюк, М. Довгань, Є. Походило // *Вимірювальна техніка та метрологія*. – 2014. – №75. – С. 69-72.

24. Пат. 65068 Україна, МПК А 61 В5/05. Спосіб вимірювання електричних параметрів живих тканин / В.О. Ярута. — № 2003054717; заявл. 26.05.2003; опубл.15.03.2019, Бюл.№3. – 8 с.

25. Ярута В.О. Імітація вимірювання електричних параметрів живих тканин / В.О. Ярута, В.Д. Ліпанов, Т.Г. Білова // *Інформаційні технології в медицині*. – 2017. – №1(82). – С.209-212.

26. Антонюк О. Дослідження біологічних об'єктів за параметрами імітансу / О. Антонюк, М. Довгань, Є. Походило // Управління якістю в освіті та промисловості: досвід, проблеми та перспективи: тези доповідей Міжнар. наук.-практ. конф., (22-24 травня 2013 р., м. Львів,) – Львів, 2013. – С. 216-217.

27. Пат. 28467 Україна, МПК А61В 5/05, G01R27/00. Електричний спосіб вимірювання параметрів імпедансу біооб'єктів / Воробець Н.Г., Мотузишин В.Л., Мотузишин Г.М. – №97031534; заявл. 24.03.1997; опубл.16.10.2000, Бюл.№5. – 3 с.: іл.

28. Datasheet AD5933 pdf, Analog Devices, 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer.

<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5933.pdf>
(07.12.22)

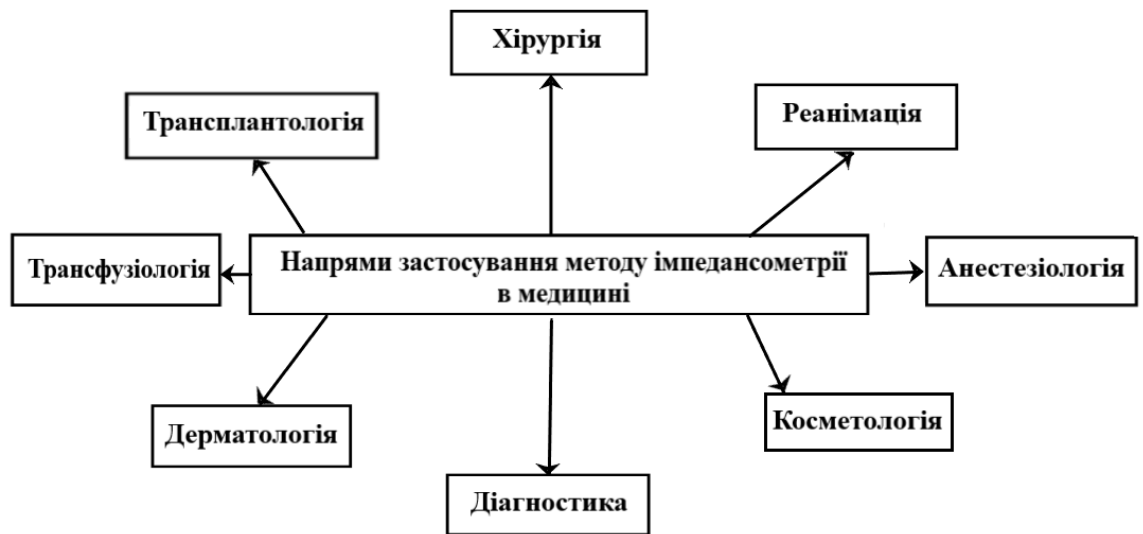
29. Brennan S. Measuring a Loadspeaker Impedance Profile Using the AD5933. Application Note 843.

http://www.analog.com/UploadedFiles/Application_Notes/236037846AN_843.pdf.
(12.12.22)

30. Ершов М. Реализация измерителя импеданса на основе дискретного преобразования Фурье // Схемотехника. – 2021. – № 3. – С. 6–10.

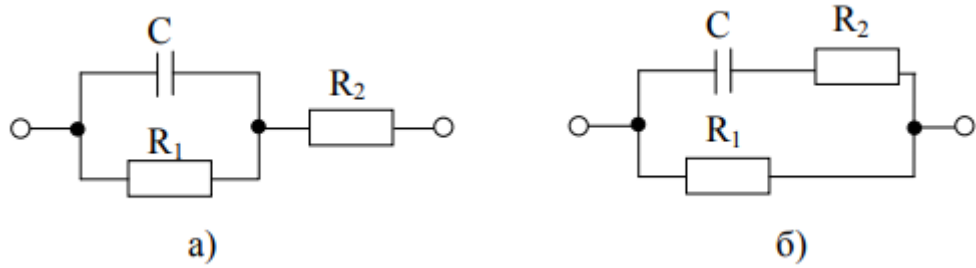
ДОДАТОК А

Структура методів біоімпедансної діагностики в медицині



ДОДАТОК Б

Поширені резистивно-ємнісні моделі імпедансу біотканин



Електричні схеми заміщення біологічних тканин

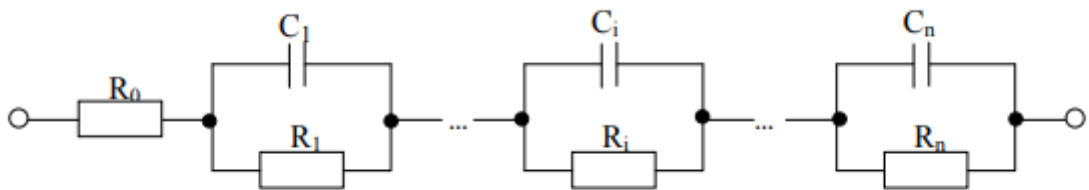
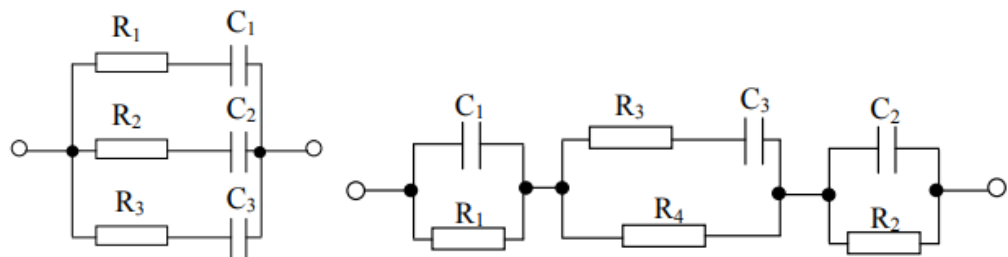
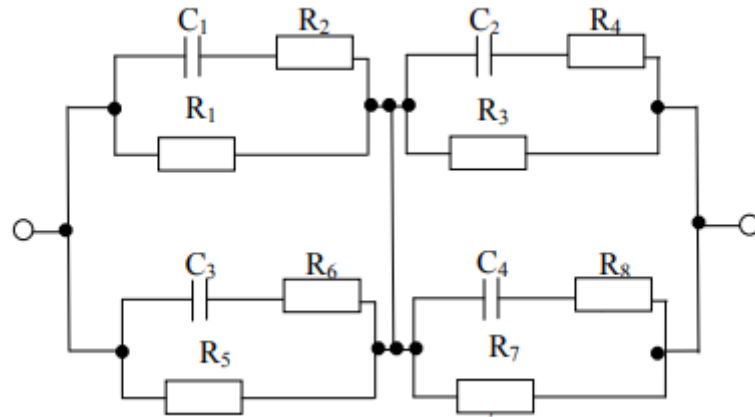


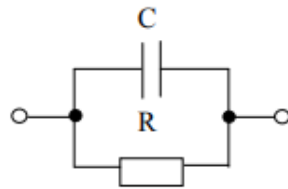
Схема заміщення вимірювання імпедансу проб крові



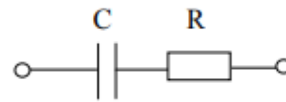
Схеми заміщення крові



Електричні схеми заміщення тканин з двома неоднорідностями



а)

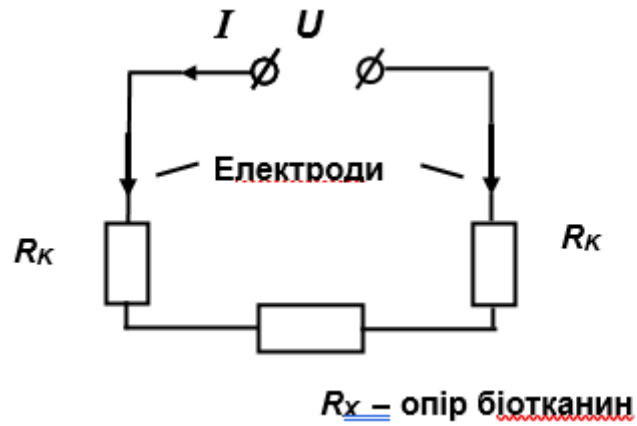


б)

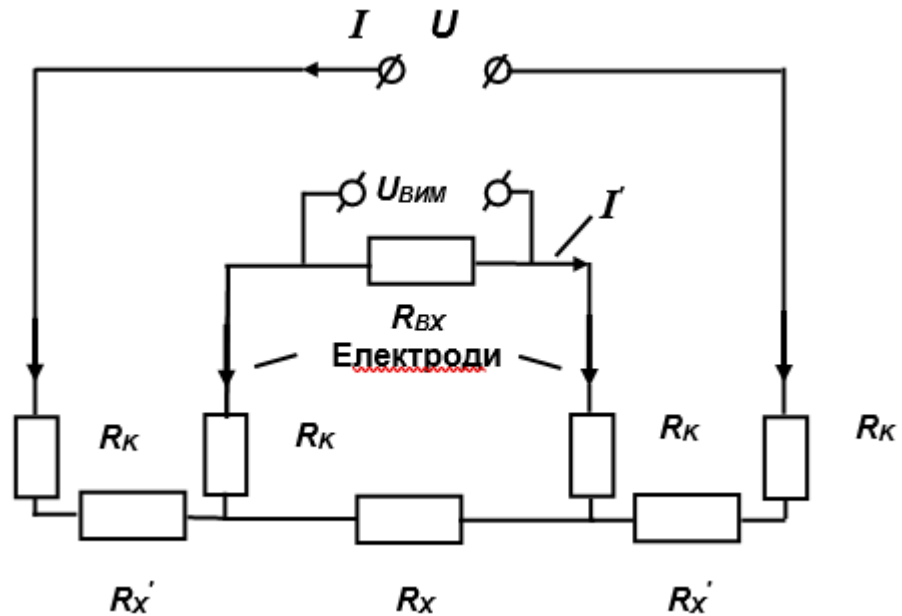
Електричні схеми заміщення різних шарів біологічних тканин

ДОДАТОК В

Схеми вимірювальних перетворювачів для визначення спектральних характеристик імпедансу

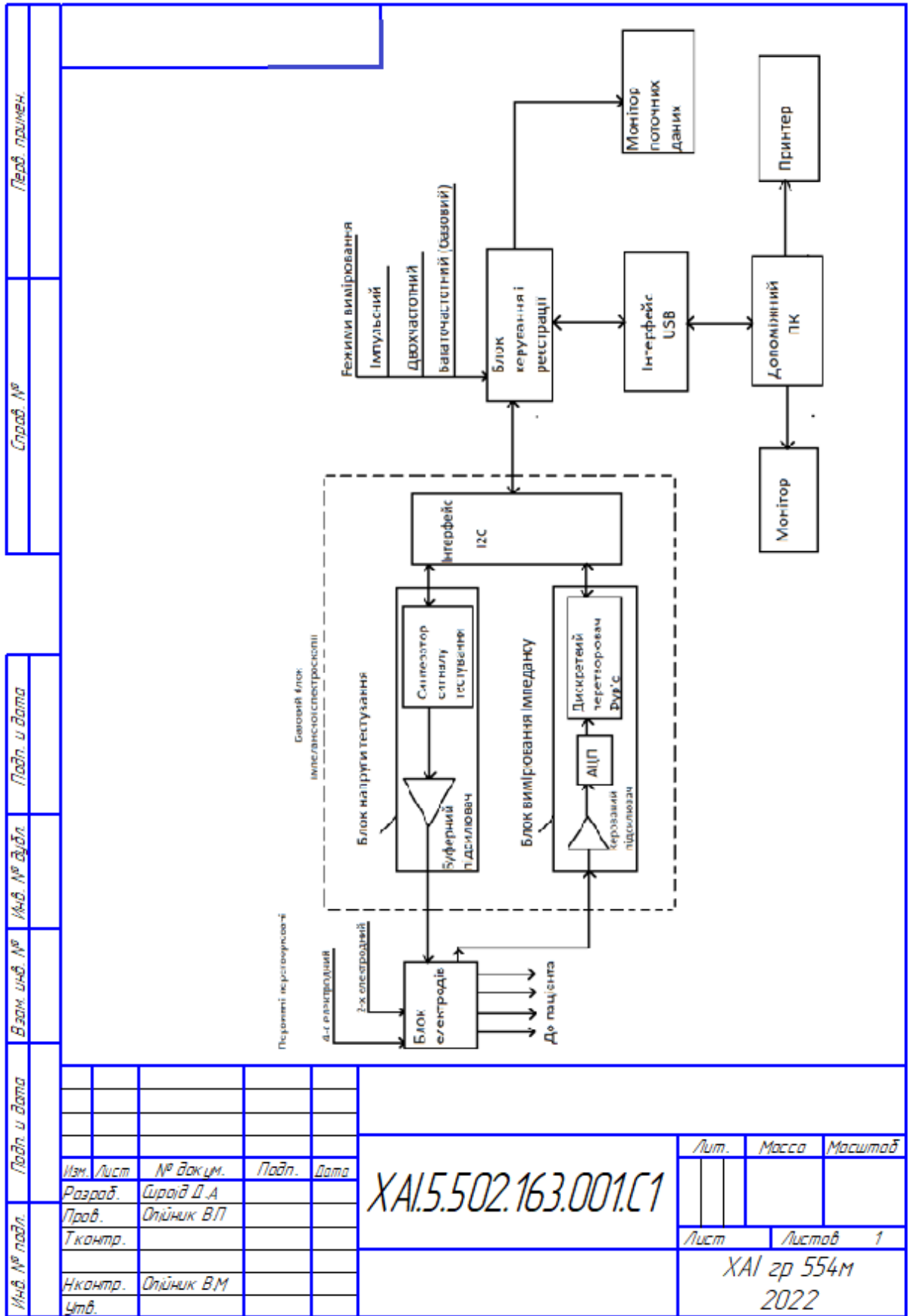


Еквівалентна схема двоелектродного вимірювання електричного імпедансу



Еквівалентна схема чотириелектродного вимірювання електричного імпедансу

ДОДАТОК Г
Схема структурна
ХАІ.5.502.163.001.С1



Стор. № Перв. примен.

Взам. инв. № Подп. и дата

Инв. № подл. Подп. и дата

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.		Шрайв Д.А		
Проб.		Олійник ВЛ		
Тконтр.				
Нконтр.		Олійник ВМ		
Утв.				

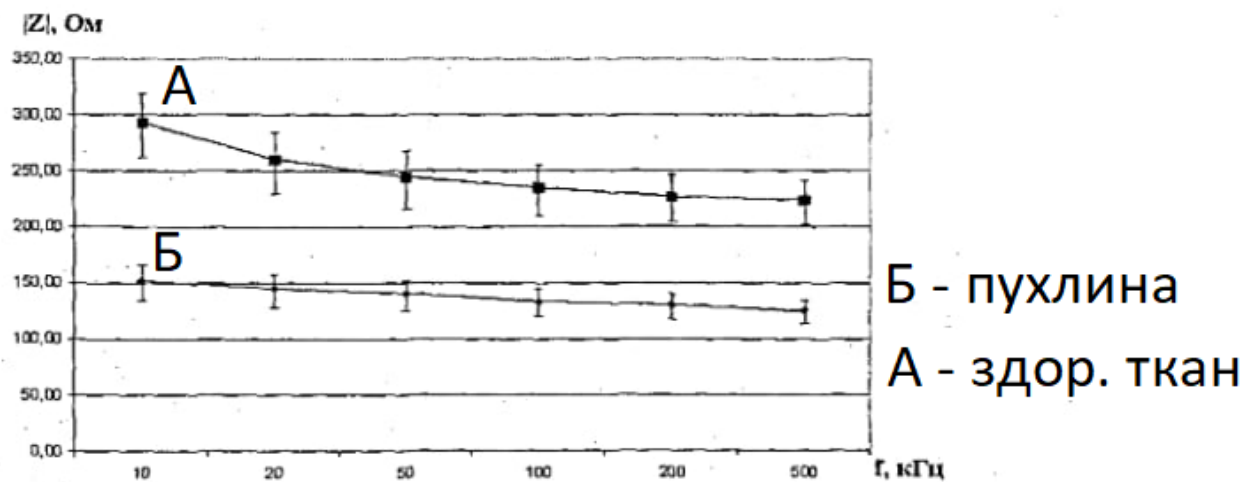
XA1.5.502.163.001.C1

Лит.	Масса	Масштаб
Лист	Листов 1	
XA1 зр 554м 2022		

ДОДАТОК Д

Спектральні залежності імпедансу біотканин в медичній діагностиці

Частотна залежність середнього значення модуля імпедансу здорової та пухлинної тканин органу (шлунок при вимірі з боку слизового шару)



Частотна залежність середнього значення модуля імпедансу здорової тканини перенхімі печінки і цієї тканини, що містить абсцес

