

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 методики та засобів імпульсної імпедансометрії»

XAI.502.Д564М.23О.163. 1905077 ПЗ

Виконав: студент б курсу групи № Д564М
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітня програма «Біомедична
інформатика та радіоелектроніка»

(код і найменування напрямку підготовки)

Фещук В. В.

(прізвище й ініціали здобувача)

Керівник: Олійник В. П.

(прізвище й ініціали)

Рецензент: Косуліна Н. Г.

(прізвище й ініціали)

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
(ініціали та прізвище)
«07» листопада 2023 р.

(підпис)

«07»

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

Фещук Любов Віталіївна

(прізвище, ім'я, по батькові)

- Тема роботи Удосконалення методики та засобів імпульсної імпедансометрії
керівник роботи Олійник Володимир Петрович, к. т. н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
- затверджені наказом Університету № 1979 - уч від «07» листопада 2023 року.
- Термін подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи 10.01.2024.
- Вихідні дані до роботи: методики отримання частотної залежності електричного імпедансу біологічних структур; діапазон частот вимірювання – 1 кГц...500 кГц; використання поширених схем електродних систем.
- Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати):
 - Аналітичний огляд напрямів застосування частотної залежності електричного імпедансу біологічних структур в медичній діагностиці.
 - Моделювання електричних властивостей біотканин для імпульсної імпедансометрії.
 - Удосконалення методики апаратної реалізації імпульсної імпедансометрії.
 - Удосконалення засобів для імпульсної біоімпедансної спектроскопії
- Перелік графічного матеріалу (додатки):

- 5.1 Поширені методи біоімпедансної медичної діагностики (плакат, арк. А4).
- 5.2 Моделі імпедансу біотканин для імпульсної методики (плакат, арк. А4).
- 5.3 Схеми вимірювальних перетворювачів «імпеданс-напруга» для визначення спектральних характеристик (плакат, арк. А4).
- 5.4 Структурна схема пристрою для імпульсної біоімпедансної спектроскопії (креслення, арк. А4).
- 5.5 Приклади використання частотних залежностей 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	Олійник В. П., професор	20.11.2023	

Нормоконтроль _____ В. М. Олійник «21» січня 2024 р.
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «20» листопада 2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання	20.11.2023	
2	Аналітичний огляд напрямів застосування частотної залежності електричного імпедансу біологічних структур в медичній діагностиці.	20.11.2023 – 26.11.2023	
3	Моделювання електричних властивостей біотканин для імпульсної імпедансометрії.	27.11.2023 – 07.12.2023	
4	Удосконалення методики апаратної реалізації імпульсної імпедансометрії.	08.12.2023 – 28.12.2023	
5	Розроблення структури засобів для імпульсної біоімпедансної спектроскопії.	29.12.2023 – 14.01.2024	
6	Оформлення пояснювальної записки	15.01.2024 – 23.01.2024	
7	Попередній захист роботи та усунення зауважень.	24.01.2024 – 25.01.2024	
8	Захист кваліфікаційної роботи.	26.01.2024	

Здобувач вищої освіти _____ Л. В. Фещук
(підпис) (ініціали та прізвище)

Керівник кваліфікаційної роботи _____ В. П. Олійник
(підпис) (ініціали та прізвище)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра: 96 с., 47 рис., 6 табл., 5 дод., 47 джерел.

БІОЛОГІЧНА ТКАНИНА, ІМПЕДАНСОМЕТРІЯ, СПЕКТРОСКОПІЯ, СТРУКТУРНА СХЕМА, СХЕМИ ЗАМІЩЕННЯ, СХЕМИ ВИМІРЮВАНЬ

Об'єкт дослідження – процеси частотної залежності комплексного опору біотканин.

Предмет дослідження: удосконалення методики та засобів імпульсної спектральної біоімпедансометрії.

Мета роботи – розширення діагностичних можливостей визначення патологій які пов'язані зі зміною електропровідності біотканин.

Методики дослідження – фізично-математичного моделювання, порівняльний.

Проведено аналіз існуючих методів та засобів діагностичної біоімпедансометрії в медицині. Був проведений аналіз моделей електричного імпедансу біотканин з визначенням їх діагностичної значимості. Обґрунтовано інформаційну суть частотної залежності імпедансу для діагностичних досліджень патологій з боку органів та систем. Досліджено методи отримання частотних залежностей імпедансу з використанням багаточастотного, двочастотного та імпульсного режимів вимірювань. Визначені переваги та недоліки реалізацій первинних перетворювачів та обрані схемні рішення вимірювання імпедансу. Згідно з результатами дослідження була розроблена структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії, яка дозволяє використовувати три режими вимірювання.

Запропоноване технічне рішення дає змогу підвищити рівень діагностики захворювань, шляхом використання різних режимів вимірювання імпедансу.

ABSTRACT

Explanatory note: 96 pages, 47 figures, 6 tables, 5 appendices, 47 sources.

BIOLOGICAL TISSUE, IMPEDANCE MEASUREMENT,
SPECTROSCOPY, STRUCTURAL DIAGRAM, SUBSTITUTION SCHEMES,
MEASUREMENT SCHEMES

Object of research: processes of frequency dependence of the complex resistance of biotissues.

Subject of research: improvement of methods and means of pulsed spectral bioimpedanceometry.

Purpose: to expand the diagnostic capabilities of determining pathologies associated with changes in the electrical conductivity of biotissues.

Research methods: physical and mathematical modelling, comparative. An analysis of existing methods and means of diagnostic bioimpedanceometry in medicine is carried out. The analysis of the models of electrical impedance of biotissues was carried out to determine their diagnostic significance. The informational essence of the frequency dependence of impedance for diagnostic studies of pathologies of organs and systems is substantiated. The methods for obtaining frequency dependences of impedance using multi-frequency, two-frequency and pulse measurement modes are investigated. The advantages and disadvantages of primary transducer implementations are determined and circuit solutions for impedance measurement are selected. According to the results of the study, a block diagram of a device for bioimpedance spectroscopy was developed, which allows the use of three measurement modes.

The proposed technical solution makes it possible to increase the level of disease diagnosis by using different modes of impedance measurement.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД НАПРЯМІВ ЗАСТОСУВАННЯ ЧАСТОТНОЇ ЗАЛЕЖНОСТІ ЕЛЕКТРИЧНОГО ІМПЕДАНСУ БІОЛОГІЧНИХ СТРУКТУР В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ.....	11
1.1 Електричний імпеданс біологічних структур.....	11
1.2 Засоби реалізації аналізу біологічного імпедансу.....	17
1.2.1 Електрична імпедансна спектроскопія.....	20
1.2.2 Електроімпедансна реографія.....	23
1.2.3 Електроімпедансна томографія.....	26
2 МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОТКАНИН ДЛЯ ІМПУЛЬСНОЇ ІМПЕДАНСОМЕТРІЇ.....	29
2.1 Аналіз електричних властивостей тканини організму людини з використанням моделі еквівалентних двополюсників.....	31
2.2 Модель багатокомпонентної суспензії.....	37
3 УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДИКИ АПАРАТНОЇ РЕАЛІЗАЦІЇ ІМПУЛЬСНОЇ ІМПЕДАНСОМЕТРІЇ.....	50
3.1 Особливості використання первинних перетворювачів для імпедансної спектроскопії.....	50
3.1.1 Вимірювальні перетворювачі електричного імпедансу на базі мостових методів вимірювання.....	56
3.1.2 Вимірювальні перетворювачі електричного імпедансу на базі резонансних методів вимірювання.....	58
3.2 Метод дослідження на основі використання синусоїдальної напруги сталої амплітуди.....	60
3.3 Двочастотний метод з апроксимацією даних вимірювання.....	61
3.4 Метод імпульсної імпедансометрії.....	61

4 УДОСКОНАЛЕННЯ ЗАСОБІВ ДЛЯ ІМПУЛЬСНОЇ БІОІМПЕДАНСНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ.....	66
4.1 Кількісні характеристики показників вимірювань.....	66
4.2 Структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії.....	66
4.1.1 Аналіз перетворювача імпедансу.....	68
4.1.2 Структура та характеристики перетворювача типу AD5933.....	69
4.1.3 Структура та алгоритм функціонування частотного аналізатора імпедансу.....	77
ВИСНОВКИ.....	80
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	82
ДОДАТОК А Поширені методи біоімпедансної медичної діагностики.....	89
ДОДАТОК Б Моделі імпедансу біотканин для імпульсної методики.....	90
ДОДАТОК В Схеми вимірювальних перетворювачів «імпеданс-напруга» для визначення спектральних характеристик.....	92
ДОДАТОК Г Структурна схема пристрою для імпульсної біоімпедансної спектроскопії.....	93
ДОДАТОК Д Приклади використання частотних залежностей імпедансу біотканин в медичній діагностиці.....	95

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. Вимірювання електропровідності біологічних тканин використовується в медицині для визначення їх електрофізичних властивостей. Вивчення та аналіз цих властивостей може вдосконалити хірургічні та діагностичні методики лікування пацієнтів.

Актуальність полягає в тому, що існуючі методи для діагностики біологічних тканин, такі як магнітно-резонансна томографія, ультразвукове сканування не можуть бути використані для періодичного спостереження за процесами, які відбуваються в тканинах через високе променеве навантаження; через складність і кошовну вартість обладнання; тривалість.

На сьогоднішній день існує велика кількість апаратів для біоімпедансометрії, які використовуються для діагностики складу біологічних тканин, також поширені аналізатори стану шкіри, що засновані на біоімпедансному аналізі.

Зовнішні і внутрішні патофізіологічні, фізіологічні фактори можуть суттєво впливати на параметри імпедансу та змінювати їх, а це слугує підґрунтям для використання імпедансометрії з метою оцінки стану органів і систем організму при наявності різних захворювань та фізіологічних станах.

Мета дослідження – розширення діагностичних можливостей визначення патологій які пов'язані зі зміною електропровідності біотканин.

Об'єкт дослідження – процеси частотної залежності комплексного опору біотканин.

Предмет дослідження: удосконалення методики та засобів імпульсної спектральної біоімпедансометрії.

Для досягнення мети необхідно вирішити наступні задачі:

- аналітичний огляд напрямів застосування частотної залежності електричного імпедансу біологічних структур в медичній діагностиці;
- моделювання електричних властивостей біотканин для імпульсної імпедансометрії;

- удосконалення методики апаратної реалізації імпульсної імпедансометрії;

- удосконалення засобів для імпульсної біоімпедансної спектроскопії.

Методи дослідження: фізично-математичного моделювання, порівняльний.

Наукова новизна дослідження полягає у скороченні часу отримання спектральних залежностей імпедансу біологічних структур.

Практична значимість: в удосконаленні засобів імпедансної біометрії для реалізації методик отримання частотних залежностей комплексного опору біотканин.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД НАПРЯМІВ ЗАСТОСУВАННЯ ЧАСТОТНОЇ ЗАЛЕЖНОСТІ ЕЛЕКТРИЧНОГО ІМПЕДАНСУ БІОЛОГІЧНИХ СТРУКТУР В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ

1.1 Електричний імпеданс біологічних структур

Біоімпедансний аналіз складу тіла базується на існуванні закономірностей, які пов'язують виміряні значення імпедансу з параметрами складу тіла. Біоімпедансний аналіз складу тіла в першу чергу базується на оцінці кількості рідини в біологічному об'єкті, тому що саме активна складова провідності залежить від рідкого середовища. На рис. 1.1.1 показано протікання електричного струму, що може як огинати клітини, так і протікати через них.[1]

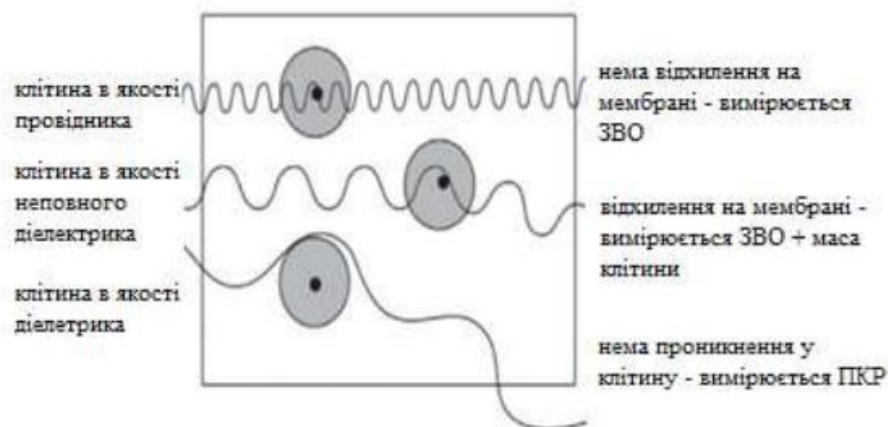


Рисунок 1.1.1 – Типи протікання струму через клітини

Мембрани клітин за своїми електричними властивостями є конденсаторами, ємність яких залежить від частоти змінного струму.

В еквівалентній схемі біологічного об'єкту міститься опір позаклітинної рідини $R_{ПКР}$, опір клітинної рідини $R_{КР}$ і ємність мембран C_M . Для вимірювання обсягу позаклітинної рідини (ПКР) визначають імпеданс на постійному струмі, при цьому мембрани клітин непроникні, та внутрішньо-клітинна рідина не може вплинути на результат дослідження. Отже, опір R_0 на постійному струмі

дорівнює опору позаклітинної рідини $R_0 = R_{ПКР}$. Реактивний опір ємності C_M може зменшитися через наростаючу частоту, і все більший обсяг струму проникатиме всередину клітин, так, що внутрішньоклітинна рідина все більше впливає на результат вимірювання. При цьому модуль виміряного імпедансу поступово зменшується. Зазначимо, що на нескінченно великій частоті реактивний опір ємності рівний нулю, так що виміряний опір R_∞ визначається паралельним з'єднанням $R_{ПКР}$ і $R_{КР}$. З цього виходить, що $R_\infty = R_{ПКР} * R_{КР} / R_{ПКР} + R_{КР}$.

Людське тіло побудоване з мільйонів клітин, які формують різні види тканин, а останні в свою чергу формують системи організму людини, які тісно пов'язані між собою. Тканин являють собою сукупність клітин, клітинної рідини та міжклітинної рідини.

Кожна клітина має в своєму складі мембрану, яка надає клітині форму та ізолює її вміст від інших клітин. Мембрані клітини може бути охарактеризована, як ізолятор, що має діелектричні властивості – відносну діелектричну проникність.

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 (рис. 1.1.2) 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.

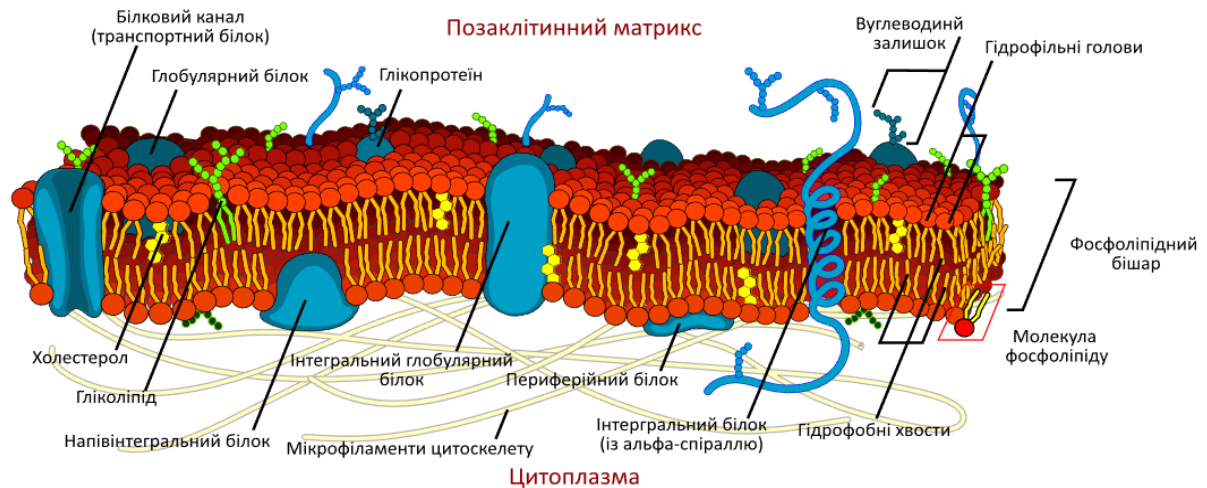


Рисунок 1.1.2 – Структура клітинної мембрани

Міжклітинна та внутрішньоклітинна рідини подібні за хімічними властивостями, з тою відмінністю, що всередині клітини знаходяться органели та інші внутрішньоклітинні включення. Тому тканину можна характеризувати як гетерогенний об'ємний провідник другого роду, що представлений плазматичними мембранами та електролітами цитоплазми та міжклітинних проміжків в якості основних структурних елементів.

На даний час відомо, що клітини та тканини організму людини здатні до проведення змінного струму.

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 1.1.1 і формули 1.1.2 для напруги.

$$I = I_{max} \sin(\omega t) \text{ або } I = I_{max} \cos(\omega t), \quad (1.1.1)$$

$$U = U_{max} \sin(\omega t) \text{ або } U = U_{max} \cos(\omega t), \quad (1.1.2)$$

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 1.1.3.

$$I = \frac{U}{Z}, \quad (1.1.3)$$

де Z – імпеданс ланцюга змінного струму,
 U – напруга,
 I – сила струму.

Імпеданс повного кола змінного струму визначають за формулою 1.1.4:

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2}, \quad (1.1.4)$$

де R - омичний (активний) опір;
 X_L - індуктивний опір;
 X_C - ємнісний опір.

Індуктивний і ємнісний опори разом утворюють реактивний опір.

Імпеданс (Z) є однією з характеристик елемента в електричному ланцюзі, який перешкоджає проходженню струму. При вимірюванні імпедансу в ділянці постійного струму, імпеданс дорівнює опору (R).

Якщо вимірювати імпеданс в ланцюзі змінного струму, при наявності ємності або індуктивності, також враховують реактивний опір (X) згідно з формулою:

$$Z^2 = R^2 + X^2. \quad (1.1.5)$$

Для визначення імпедансу використовують активну омичну складову R , реактивну ємнісну складову X_c , що представлені у формулі 1.1.6:

$$Z = R - jX_c, \quad (1.1.6)$$

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 $Z = (R, X)$. Активну складову R в першу чергу пов'язують з провідністю, яка спостерігається між електролітами, що присутні у складі внутрішніх рідких середовищ організму. На величину активної складової імпедансу істотно впливають процеси в тканинах.

Ємнісні властивості біотканин, а особливо клітинних мембран, істотно впливають на реактивну компоненту X .

Еквівалентні електричні схеми використовуються для характеристики передачі струму в живих клітинах.

Тобто, береться наступна послідовність з'єднання C і R , яка моделює електричні параметри біологічного об'єкта (рис. 1.1.3)

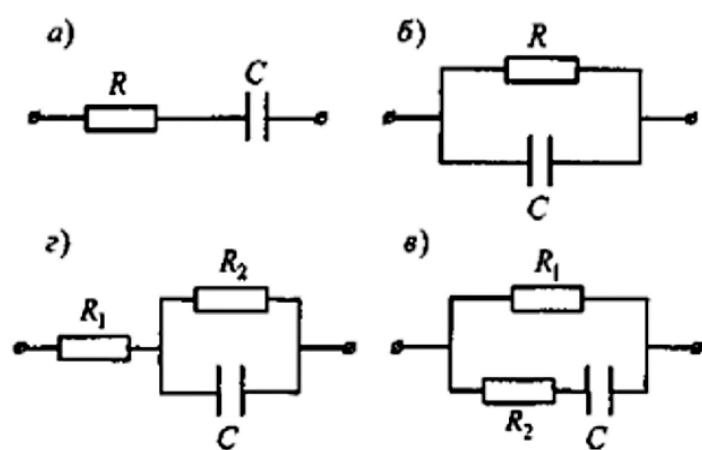


Рисунок 1.1.3 – Еквівалентні електричні схеми

Якщо послідовно сполучати C і R (рис. 1.1.3, а), з'являється суттєві розбіжності при пропусканні постійного струму. Якщо $\omega \rightarrow 0$, то схема оперує нескінченно великим опором постійному струмові ($Z_0 \rightarrow \infty$), що не може відповідати досліду з біологічними тканинами. Якщо ж C і R з'єднані паралельно (рис. 1.1.3, б), то при дії високих частот ($\omega \rightarrow \infty$), ($Z_\infty \rightarrow 0$), що теж не відповідає дійсності.

Тканини живих організмів характеризуються більш складним рівнем комбінації ємності й активного опору. Найбільш вдалим є схеми, що приведені на рис. 1.1.3, в, г.

При подачі високочастотних струмів на ці схеми, буде реєструватися асимптотична зміна імпедансу у бік деякої константи Z_∞ . Ні одна з представлених схем не може в повному обсязі змодельовати закономірності протікання електричного струму через біологічні системи.

На рисунку 1.1.4 представлені графіки дисперсії (частотної залежності) імпедансу тканини: 1 – крива нормальної (здорової) тканини; 2 – крива тканини, що була нагріта до температури 50° протягом 2 хв; 3 – те ж саме протягом 4 хв; 4 – після кип'ятіння в воді протягом 20 хв.

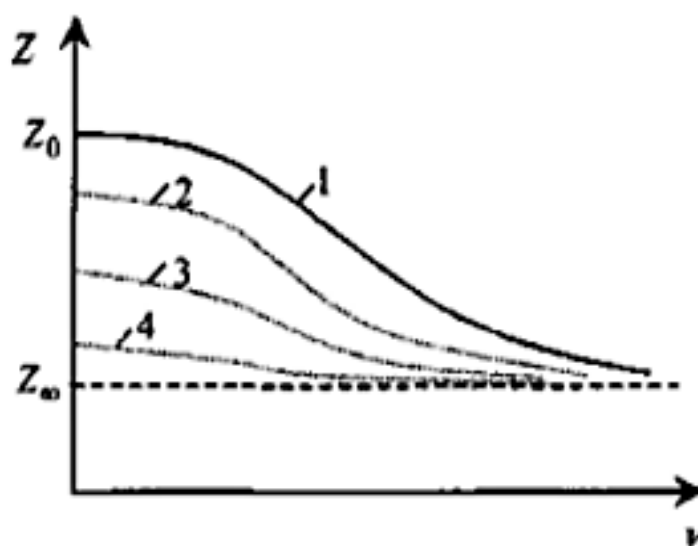


Рисунок 1.1.4 – Графіки частотної залежності імпедансу тканин

На рисунку 1.1.4 спостерігається закономірність, що визначається зменшенням крутизни кривої в ході поступового відмирання тканини, тобто низькочастотний опір зменшується, тоді як при дії високих частот імпеданс практично не змінюється і залишається постійним.

Дана ситуація пояснюється тим, що мембрани, як було зазначено вище, по суті своїй є конденсаторами, а при некрозі чи відмиранні, мертва тканина володіє суто омичним опором. Вказані особливості використовуються для оцінки фізіологічного стану об'єктів.

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 1.1.1.

Таблиця 1.1.1 - 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 Засоби реалізації аналізу біологічного імпедансу

Засоби реалізації методів реєстрації імпедансу в медицині відносно прості і портативні, що дозволяє оцінити стан досліджуваного в найкоротші терміни [2]. Засіб вимірювання імпедансу ділянки тканини організму людини зазвичай побудований з первинного перетворювача (сенсора), який здійснює перетворення «об'єкт-імпеданс», та вимірювача параметрів імпедансу сенсора.

Характеристики таких сенсорів залежать від конструктивних особливостей, схем їх під'єднання, а також виборі їх параметрів. Вданих час відомі різноманітні способи виконання таких вимірювань.

У роботі [3] для визначення імпедансу біологічних тканин було взято пристрій на основі чотириелектродної схеми та який дозволяв значно збільшити точність вимірювання змін складових імпедансу шляхом застосування генератора синусоїдальних напруг, фазочутливого вимірювача різниці двох напруг і блоків зворотного зв'язку і управління. При застосуванні чотирьох електродів значно ускладнюється конструкція електродного блоку, але таке технічне рішення дає інваріантні результати вимірювання до неінформативних параметрів лінії зв'язку та приелектродного імпедансу. При такому типі вимірювання, застосовуються тільки частоти 1,5 кГц, 6 кГц, 24 кГц і 96 кГц.

У роботі [4] було охарактеризовано метод, що ґрунтується на визначення складових імпедансу незалежно один від одного. Цього вдалося досягти за допомогою виключення залежності величини, яка досліджувалася, від іншої складової імпедансу, використовуючи спеціальне функціональне перетворення. Проте такий метод не характеризується високою точністю в широкому діапазоні зміни активної та реактивної складових імпедансу.

У роботі [5] було запропоновано апарат, що дозволяє вимірювати активну та ємнісну складові імпедансу методом математичного моделювання розподілу електричного поля у біологічній тканині при заданій конфігурації електродів. Даний апарат характеризується широким діапазоном значень імпедансу, які досліджуються, на підставі роздільного вимірювання складових імпедансу із застосуванням додаткових плечей вимірювальної схеми, що мали різні номінали елементів та широким діапазоном робочих частот вимірювання. Однак, при застосування цього приладу вимірюються лише параметри імпедансу.

Аналізатор біологічного імпедансу, який був наведений у роботі [6], має вигляд персонального комп'ютера, з установленою в нього програмою аналізу результатів вимірювання електричного опору ділянки тканини організму людини.

Метод, за принципом якого проводиться аналіз біологічного імпедансу, дає змогу визначити ділянку вимірювання імпедансу тканини та дослідити внутрішні тканини, при цьому перемінюючи значення сили струму (наприклад, 80 мкА на 8 кГц), а також визначити інваріантивні результати вимірювання до неінформативного імпедансу, що зумовлений системою «електрод-об'єкт». Слід зазначити, що даний метод дозволяє визначати значення імпедансу лише на окремих частотах змінного струму.

Пристрій за допомогою якого вимірюється електричний опір біологічних тканин, міститься у роботі [7], та складається з зразкового резистора, операційного підсилювача, джерела опорної напруги, масштабного підсилювача, що з'єднаний з аналого-цифровим перетворювачем.

Таких склад апарату дає змогу сформувати режим штучного відокремлення ділянки, що досліджується, та виключити вплив на результат дослідження тканин, бруду, виділень. Істотним недоліком цього методу є відсутність можливості визначення ємнісної складової біологічної тканини, через що неможливо дати повну характеристику її функціонального стану.

Прилад для визначення параметрів ємнісної складової застосовується для діагностики якості кісткової тканини [8]. Пристрій побудований з генератора синусоїдальної напруги, вихід якого з'єднаний з діагоналлю живлення мостової схеми. Крім цього, в схемі пристрою також знаходяться два сполучених мультиметра, які дозволяють вимірювати напругу і струм сигналу, який випромінює об'єкт. Пристрій підвищує точність досліджуваних параметрів, швидкодію. Недоліком пристрою є відсутність дослідження параметрів адмітансу та проведення досліджень у частотному діапазоні.

Пристрій, наведений у роботі [9], характеризується високою чутливістю під час реєстрації динамічної складової біоімпеданса за рахунок компенсації постійної (базової) складової. Також прилад працює в широкому діапазоні частот, що дає змогу підвищити інформативність і точність отриманих результатів. Також слід зазначити, що пристрій використовує фільтри, робота яких залежить від мікроконтролера, що дозволяє підвищити точність отриманих

даних. Однак пристрій дозволяє визначати лише значення імпедансу біотканин і біорідин.

Засіб, розглянутий у роботі [10], використовується для вимірювання модуля та фази (або активної та реактивної складової) імпедансу біотканин в частотному діапазоні, проте цей метод не може вимірювати складові адмітансу.

У роботі [11] наведено метод та пристрій для цифрової демодуляції у дослідження імпедансу або адмітансу біооб'єкта та їх складових. Пристрій працює у широкому частотному діапазоні.

На даний час, все більшу перспективу набирає метож побудови вимірювальних засобів за допомогою чіпів імпедансного перетворювача. Така технологія є результатом спільної праці електроніки та фізики, результатом чого стала поява складної функціональної системи в одній мікросхемі. Застосування даної технології наведено у роботі [12]. При даному методі активна та реактивна складові імпедансу вимірюються у частотному діапазоні від 1 кГц до 100 кГц, а діапазон визначення імпедансу складає від 1 кОм до 10 МОм з точністю системи 0,5 %.

Аналіз біологічного імпедансу в залежності від методики можна розділити на імпедансометрію біологічних тканин [13-14], електричну імпедансну спектроскопію (EIS) [15-16], реографію [17], а також електричну імпедансну томографію (EIT) [18].

1.2.1 Електрична імпедансна спектроскопія

За допомогою цього методу електричної імпедансної спектроскопії (EIS) параметри імпедансу можна досліджувати в широкому діапазоні частот, тому EIS все частіше використовують в медицині та інших галузях для оцінки властивостей біологічних об'єктів [19, 20].

На рисунку 1.2.1.1 представлені графіки дисперсії (частотної залежності) імпедансу тканини.



Рисунок 1.2.1.1 – Графіки частотної залежності імпедансу тканин

На рисунку 1.2.1.1 спостерігається закономірність, що визначається зменшенням крутизни кривої в ході поступового відмирання тканини, тобто низькочастотний опір зменшується, тоді як при дії високих частот імпеданс практично не змінюється і залишається постійним. Дана ситуація пояснюється тим, що мембрани, як було зазначено вище, по суті своїй є конденсаторами, а при некрозі чи відмиранні, мертва тканина володіє суто омичним опором. Вказані особливості використовуються для оцінки фізіологічного стану об'єктів.

Коефіцієнт дисперсії (К) характеризується відношенням імпедансу при низьких частотах (100 – 10000 Гц) до імпедансу при високих частотах:

$$K = \frac{Z_{НЧ}}{Z_{ВЧ}}. \quad (1.2.1.1)$$

У нормальних тканинах К залежить від положення організму в еволюційному ряді. Наприклад, коефіцієнт дисперсії печінки ссавців дорівнює приблизно 9-10. При відмирання тканин вказаний коефіцієнт наближається до одиниці. [21]

Імпеданс тканин також залежить від їх функціонального стану, і це використовується в діагностиці. При змінах фізіологічного стану та деяких патологіях спостерігаються зміни в співвідношенні активної та реактивної складових опору. Наприклад, на перших стадіях реакції запалення спостерігають підвищення активного опору тканин.

Цей ефект в основному пов'язаний з низькочастотними струмами, що протікають через міжклітинну рідину, яка має суто омичний опір. Під час запалення клітини набрякають і площа поперечного перерізу міжклітинної області зменшується, збільшуючи таким чином омичний опір. Оскільки структура клітин не змінюється, ємнісний опір залишається практично незмінним. Зрозуміло, що коли опір ємності постійний, збільшення омичного опору вказує на набухання клітин, тоді як зменшення омичного опору вказує на зменшення об'єму клітин.

Протилежний ефект спостерігається на ранніх стадіях раку. Перехід від нормальних клітин до ракових супроводжується появою молодих клітин і збільшенням опору ємності. Перетворення нормальних клітин у ракові супроводжується появою молодих клітин і підвищенням ємнісного опору.

Структурно більшість біологічних тканин складаються з ряду шарів, які можуть добре або погано проводити електричний струм, тобто за своєю структурою біль схожі на конденсатор.

Другою складовою частиною електричної ємності біологічних тканин виступає ємність клітинної мембрани, яка, як відомо, має досить великою.

Наступні факти демонструють ємнісні властивості біологічних тканин:

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

Основними факторами, які мають значний вплив на результати вимірювання імпедансу та його параметрів, є:

- морфологічні характеристики об'єкта дослідження, особливо коли щільність тканин висока і містить кілька типів тканин. Зокрема, значний вплив має відношення питомого опору досліджуваної тканини до її об'єму або до суми питомих опорів всіх тканин в області дослідження імпедансу.

- частотна залежність впливу на реактивні компоненти імпедансу, через діелектричну проникність клітинних мембран;

- електропровідність різних видів тканин;
- антропометричні параметри зони вимірювання імпедансу – площа вимірювання та її форма;
- анізотропія морфологічна, тобто залежність електропровідності від морфологічної структури об'єкта дослідження;
- анізотропія антропометрична, тобто залежність електропровідності від ділянки визначення імпедансу на окремих частинах тіла.

Внутрішньоклітинна рідина має суттєвий вплив на провідність при зростанні частоти. Для прикладу може служити модуль імпедансу пародонту, який зменшується майже в 1,5 рази при збільшенні частоти від 5 до 500 кГц [22].

Апаратної реалізації не дивлячись на потенціал діагностики не виявлено.

1.2.2 Електроімпедансна реографія

Реографія, яка ще називається імпедансною плетизмографією (ІП) застосовується при дослідженні серцево-судинної системи. ІП дозволяє вимірювати центральну та регіональну гемодинаміку, визначати ударний та хвилинний об'єми крові, загальний периферичний опір (рис. 1.2.2.1). Крім того, реографія здатна вимірювати показники венозного кола кровообігу та мікроциркуляції [17].



Рисунок 1.2.2.1– Загальний вигляд використання методики реографія

Метод базується на реєстрації пульсових коливань кровонаповнення досліджуваного органу, за принципом визначення імпедансу в ньому.

Для проведення ІІ використовують чотириелектродну схему під'єднання [17].

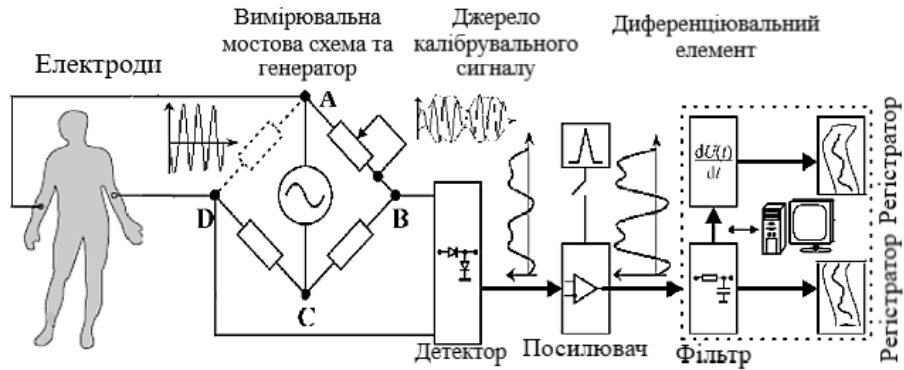


Рисунок 1.2.2.2 – Загальна схема підключення реографа

Електроімпедансна реографія проводиться шляхом накладання електродів та пропускання через них електричного струму 1...5 мА високої частоти 30...300 кГц. Коливання імпедансу тканин між електродами зумовлено змінами величини кровонаповнення і швидкості руху крові в кровоносних судинах.

Апаратна реалізація комплексу реографії показана на рис. 1.2.2.3 (комплекс ХАІ-Medic РЕОКОМ).



Рисунок 1.2.2.3 – Комплекс Реоком

В таблиці 1.2.2.1 приведені технічні характеристики комплексу РЕОКОМ.

[23]

Таблиця 1.2.2.1 - 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.

1.2.3 Електроімпедансна томографія

Електроімпедансна томографія (ЕІТ) – це малоінвазивний метод графічної побудови зображень плоских зрізів електропровідних тіл [24].

Отримані за допомогою цього методу зображення дають можливість якісної та кількісної оцінки розподілу імпедансу в перерізі тіла та дослідити зміну розподілу імпедансу з часом [25].

Апаратна реалізація показана на рис.1.2.3.1 на прикладі розглянутої системи електро-імпедансної візуалізації легень Dräger PulmoVista® 500 ICU.

В таблиці 1.2.3.1 приведені технічні характеристики ЕІВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU. [26]



Рисунок 1.2.3.1 – Система імпедансної томографії

Таблиця 1.2.3.1 - 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 ВF
Габарити, мм	600×1400×750
Вага, кг	44
Інтерфейс	USB

Біологічні тканини характеризуються яскраво вираженою диференціацією за питомим опором. Такі процеси, як кровонаповнення чи дихання характеризуються змінами питомого опору окремих частин тіла.

Метод ЕІТ використовують як для довготривалого моніторингу, так і для систематичного контролю перебігу лікування.

На рисунку 1.2.3.2 показано головний екран ЕІВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU. [26]

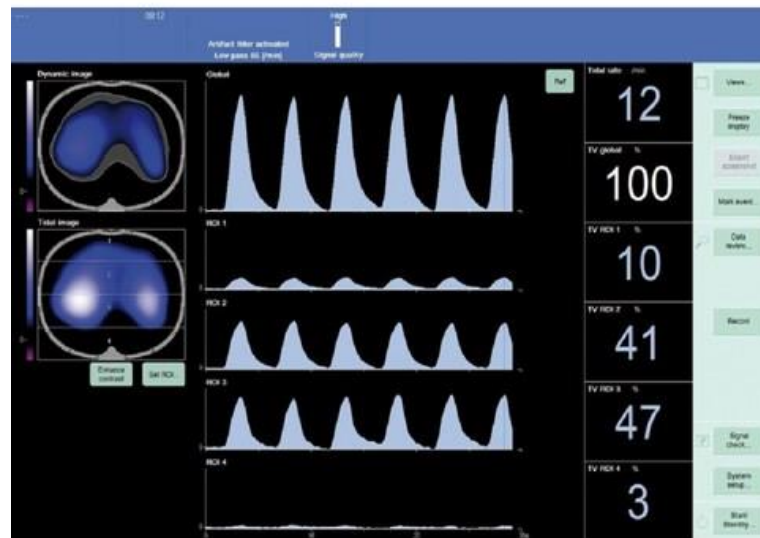


Рисунок 1.2.3.2– Головний екран ЕИВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU

На головному екрані на можна дослідити:

- розподіл дихального об'єму в поперечному ЕІТ область чутливості;
- неоднорідності легень;
- регіонарну вентиляцію під час спонтанного дихання;
- визначити зони зі збільшенням або зменшенням вентиляції.

Висновки до розділу: серед впроваджених технічних методів поширеною є реалізація на фіксованих частотах, але відсутні засоби для дослідження спектральної залежності. Після проведеного аналізу можна розглядати моделі електричного імпедансу та виявити їх діагностичну значимість.

2 МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОТКАНИН ДЛЯ ІМПУЛЬСНОЇ ІМПЕДАНСОМЕТРІЇ

Тканина людини, як і будь-який інший об'єкт з різними властивостями, може бути представлена у вигляді диполя в ланцюзі постійного або змінного струму. Ці параметри дипольного моделювання змінюються в залежності від стану організму (стану тканини).

Іншими словами, одне значення параметра імітансу відповідає нормальному стану, а інше - відхиленню від нормального стану.

Іншими словами, імітанс двополюсника організму в нормальному стані сприймають базовим, а в іншому випадку - контрольованим. Тому можна вважати, що для аналізу біологічних об'єктів методом двополюсників один параметр буде називатися контрольованим, а інший стандартним базовим, у якого будуть відомі характеристики.

Частотний діапазон можна розділити на: діапазон α -дисперснуну область (від декількох герц до декількох кілогерца), β – дисперсійну область (від десятків кілогерц до 100 МГц), γ – дисперсійну область (100 МГц-100 ГГц), δ – дисперсійну область (10 МГц – 1 ГГц). Слід зазначити, що частотні діапазони областей дисперсії відрізняються в залежності від типу організму.

α - дисперсія займає область низьких частот звукового діапазону. За таких частот важко отримати точні значення діелектричної проникності, оскільки експеримент сильно ускладнений через поляризацію електродів. У цій області дисперсії набуває вирішального значення ефект поверхневої поляризації частинок (клітин і органоїдів, оточених мембранами; колоїдних частинок; молекул білків). Як суцільні, так і оточені мембраною частинки виявляють однакові властивості за низьких частот.

Як і постійний струм, змінний струм чинить на тканини організму подразнюючу дію. Ритмічні процеси збудження, не властиві організму, заважають нормальним процесам життєдіяльності.. Слід розуміти, що ушкоджувальна дія змінного струму визначається не напругою, а зарядом, що

проходить за половину періоду. Це пов'язано з тим, що дія струму на тканину базується на його поляризації. На частотах вище 100 кГц стимулююча дія змінного струму повністю припиняється. Це пов'язано головним чином, з тим, що на таких частотах зворотний процес в іонних каналах не встигає спрацювати і внутрішньоклітинний склад залишається без змін.

Також варто відзначити, що через наявність в опорі тіла людини ємнісної складової, зі збільшенням частоти прикладеної напруги загальний опір тіла зменшується, а струм, що проходить через тіло людини, збільшується.

Зі збільшенням частоти від 50 Гц, ризик травмування зменшується, незважаючи на збільшення струму, що проходить через людину, і повністю зникає на частотах від 450 до 500 Гц, тобто такий струм на частоті більше 50 Гц не викликає станів, наприклад, зупинки серця або дихання. Проте для профілактики травм треба враховувати значення відчутного струму, який при частоті 50 Гц становить 0,5 мА-1,5 мА.

З точки зору аналізу біоімпедансу, найбільш вигідною вважають область β -дисперсії (1 кГц-1 МГц).

Для вимірювання імпедансу біологічних об'єктів використовуються різні частоти, залежно від характеристик біологічного об'єкта і принципів самого методу вимірювання. Наприклад, при дослідженні нейродермальних патологій використовують частотний діапазон 1 кГц - 100 кГц.

Аналіз роботи вегетативної нервової системи людини, яка перебуває в стані наркозу, проводять за допомогою частот до 1 кГц.

Аналіз біологічного імпедансу застосовують при дослідженні вікових змін в організмі людини. В якості інформативних параметрів використовують значення активної та реактивної складових імпедансу, коефіцієнт поляризації, фазовий кут. Дослідження провели на частотах 5 кГц, 250 кГц та 500 кГц, в ході яких експерти виявили підвищення активної складової імпедансу з віком, які починають прослідковуватися з пубертатного віку. Це пов'язано зі зменшенням кількісних і функціональних можливостей клітинних мембран, та зменшенням гідратації тканин в людини з віком.

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

Завдяки цьому стає можливою діагностика за допомогою біоімпедансного аналізу.

2.1 Аналіз електричних властивостей тканини організму людини з використанням моделі еквівалентних двополюсників

Біологічні об'єкти є ємнісно-омічними системами, в яких ємність в основному не статична, а поляризаційна. У системах з ємністю, як відомо, провідність, а отже, і фазовий кут, зростає зі збільшенням частоти. У системах з поляризованою ємністю відношення струму через ємність до струму через омичний опір залишається постійним у певному діапазоні частот. Для моделювання провідності струму в живих клітинах використовуються еквівалентні схеми, тобто комбінація омичного опору і ємності, яка може моделювати досліджувані електричні параметри в першому наближенні. Під час досліджень вдаються до послідовних, паралельних та послідовно-паралельних схем заміщення біологічних тканин.

При моделюванні біологічних тканин зазвичай користуються схемами заміщення, які зображені на рисунку 2.1.1.

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 [27].

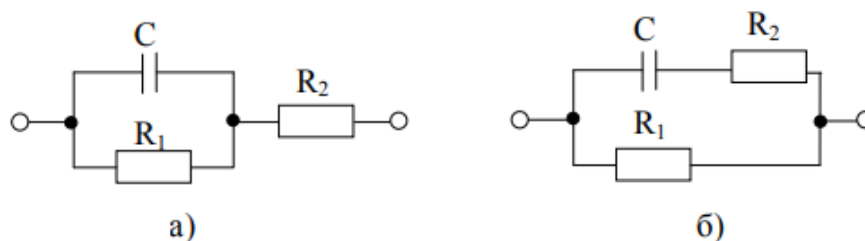
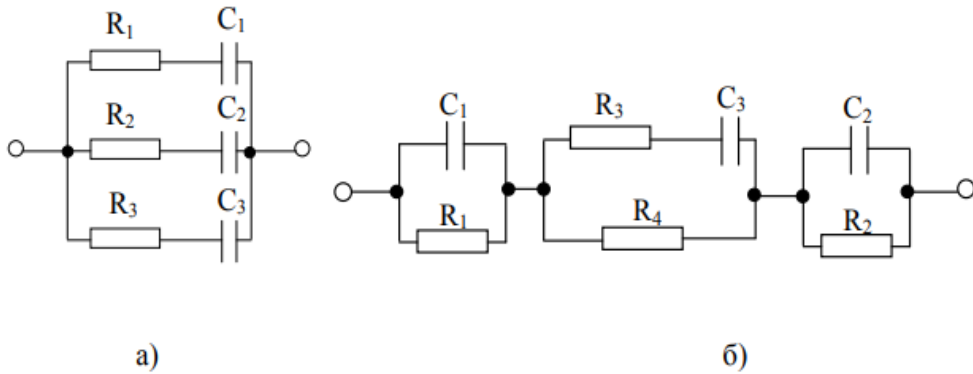


Рисунок 2.1.1 – Електричні схеми заміщення біологічних тканин

Також в ході досліджень виявили відмінності при моделюванні схем заміщення в залежності від типу тканини. Для аналізу крові використовують схеми заміщення, зображені на рисунку 2.1.2.



а – шестиелементна схема;

б – семиелементна схема.

Рисунок 2.1.2 – Схеми заміщення крові

При моделюванні імпедансу в пробах крові застосовують наступну електричну модель, яку зображено на рис. 2.1.3.

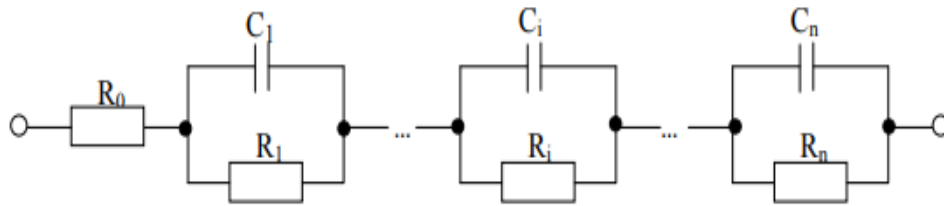


Рисунок 2.1.3 – Схема заміщення вимірювання імпедансу проб крові

Для того, щоб проаналізувати поверхневі та глибинні тканини, користуються двоелементними схемами заміщення, що зображені на рис.2.1.4.

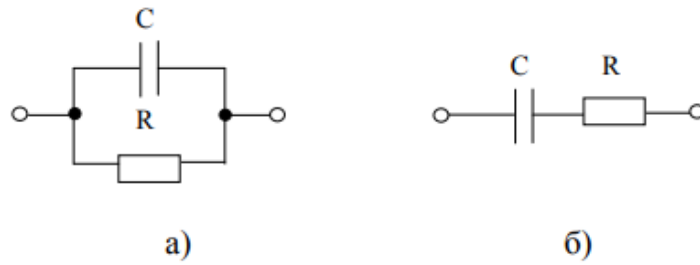


Рисунок 2.1.4 – Електричні схеми заміщення різних шарів біологічних тканин

Побудова схем заміщень біологічних тканин також залежить від присутності в них неоднорідностей. Наприклад, при наявності відмираючих тканин та набряку схема заміщення біологічного об'єкта буде виглядати як на рисунку 2.1.5. [28,29]

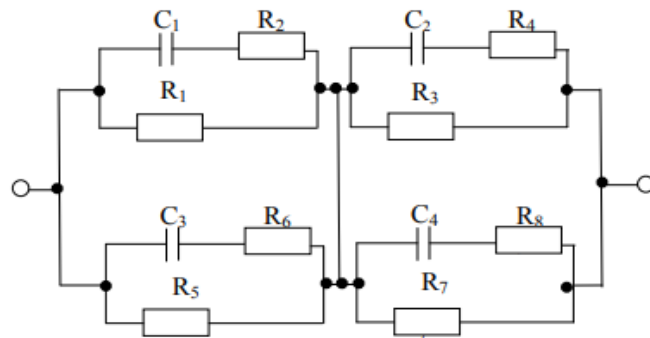


Рисунок 2.1.5 – Електричні схеми заміщення тканин з двома неоднорідностями

В основу побудови схеми покладено модель Фріке-Морзе на рис.2.1.6.

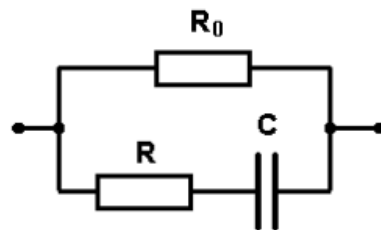


Рисунок 2.1.6 - Схема Фріке і Морзе: R_0 - опір міжклітинної рідини; R - опір вмісту клітини; C - ємність мембрани

Згідно з цією моделлю, позаклітинні та внутрішньоклітинні рідини є провідниками, а клітинна мембрана - діелектриком, який визначає електричну ємність. Ємність пропорційна величині фазового зсуву.

Це пояснюється тим, що на низьких частотах струм не проходить через мембрану, а на високих частотах мембрана не перешкоджає проходженню струму. Частота, на якій ємнісна складова імпедансу має максимальне значення, називається характеристичною частотою; значення R_0 відповідає тільки опору позаклітинної рідини.

Це пояснюється тим, що на низьких частотах внутрішньоклітинна рідина не бере участі в проведенні струму.

Значення R_1 відповідає опору внутрішньоклітинної рідини.

Описану вище модель Фріке-Морзе можна перетворити на більш зручну для аналізу модель [30] (рис. 2.1.7)

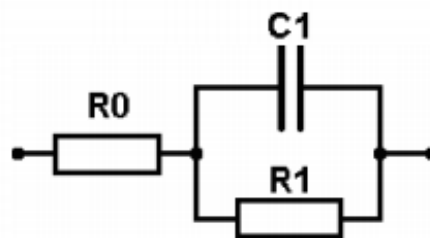


Рисунок 2.1.7 – Модель, яку можна звести до моделі Фріке-Морзе

Для визначення перехідної функції досліджувану ділянку біологічної тканини тестували ступінчастим струмом $I = 0,1 \text{ мА}$, за допомогою імпульсного імпедансного методу, площа тестувальних електродів становила $S = 2 \text{ см}^2$.

Вихідний опір генератора тестувальних імпульсів становив 88 кОм , тривалість тестувального імпульсу: $T_1 = 30 \text{ мс}$, тривалість фронту імпульсу, що тестує: $T_\phi = 5,34 \text{ мкс}$.

Частотні характеристики активної та реактивної складових біоелектричного імпедансу підшкірних тканин показані на рисунках 2.1.8, 2.1.9.

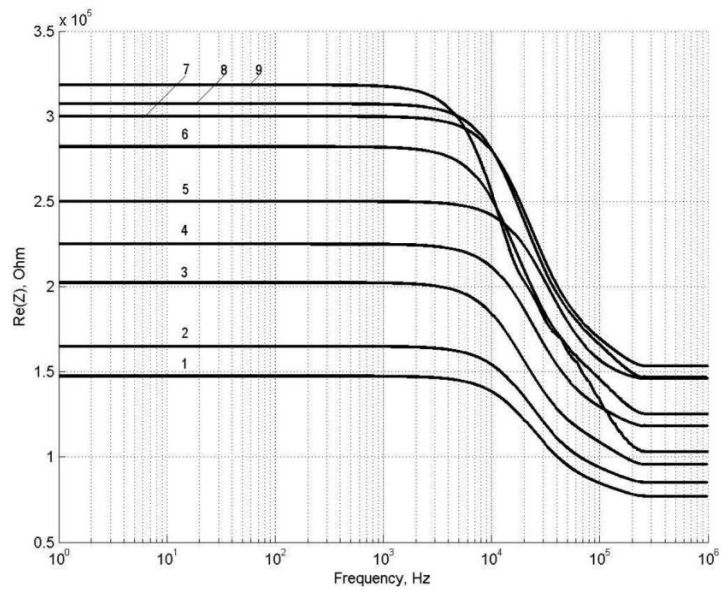


Рисунок 2.1.8 - Залежність активної складової імпедансу від частоти для різних ділянок тканини: 1 - лоб, 2 - шия, 3 - очеревина, 4 - дельтоподібний м'яз, 5 - гомілка, 6 - біцепс, 7 - литковий м'яз, 8 - передпліччя, 9 - кисть

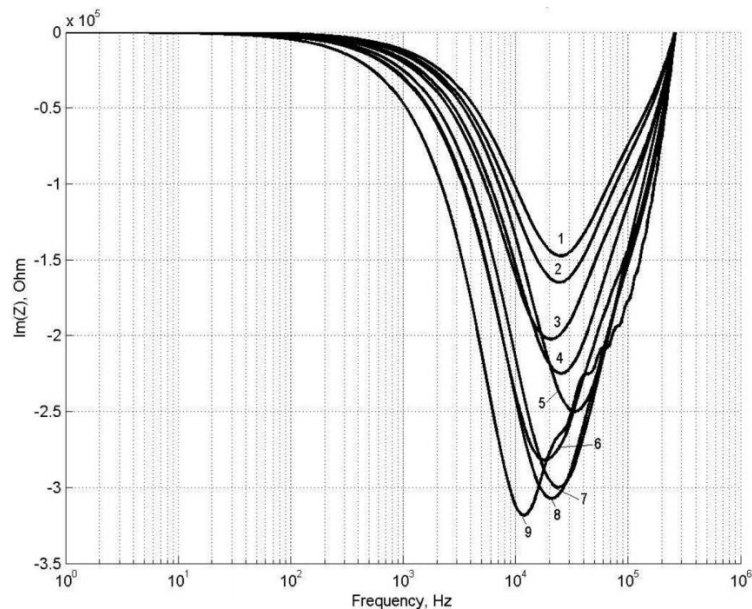


Рисунок 2.1.9 - Залежність реактивної складової імпедансу від частоти для різних ділянок тканини: 1 - лоб, 2 - шия, 3 - очеревина, 4 - дельтоподібний м'яз, 5 - гомілка, 6 - біцепс, 7 - литковий м'яз, 8 - передпліччя, 9 - кисть

Для визначення передавальної функції застосовують алгоритм модифікованого методу прямої підгонки Леві.

Модель біоелектричного імпедансу підшкірних тканин у просторі станів отримано на основі методу синтезу електрично еквівалентної схеми заміщення.

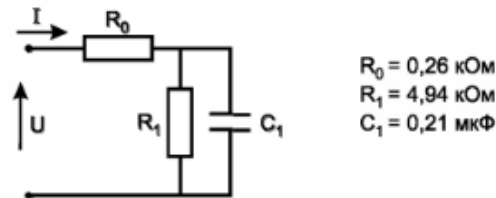


Рисунок 2.1.10 - Електрична еквівалентна схема біоелектричного імпедансу

Параметри моделі для різних ділянок тканини наведено в таблиці 2.1.1.

Таблиця 2.1.1 - Параметри еквівалентної схеми заміщення біоелектричного імпедансу різних ділянок біологічної тканини

	R_0 , Ом	R_1 , Ом	C_1 , мкФ
Гомілка	2800	25000	0,016
Литковий м'яз	2300	30000	0,06
Брюшина	1300	20000	0,11
Передпліччя	2000	30000	0,075
Шия	1300	16500	од
Біцепс	1600	28250	0,09
Дельтоподібний м'яз	1840	22550	0,073
Кисть	1150	32250	0,065
Чоло	1200	29500	0,05

Моделювання біоелектричного імпедансу досліджуваного об'єкта можна виконати за допомогою наступної процедури.

Визначити частотну характеристику дійсної та уявної складових біоелектричного імпедансу об'єкта за допомогою методу імпульсного імпедансу.

За допомогою методу ідентифікації функцій визначається передатна функція об'єкта, що відповідає операторному імпедансу.

Система моделюється в просторі станів на основі передатної функції системи, а отримана модель зіставляється з електричною еквівалентною схемою заміщення.

Моделювання біоелектричного імпедансу в просторі станів здійснюється шляхом перетворення передавальної функції (у ролі якої виступає операторний імпеданс) наступним чином.

Розкладаючи операторний імпеданс системи на елементарні дроби, можна представити модель біоелектричного імпедансу, як систему диференціальних рівнянь першого порядку відносно змінних стану, де заряд відіграє роль змінної стану.

У цьому випадку входною змінною є струм I , що протікає через звимірюваний об'єкт, а вихідною змінною - напруга U , що реєструється на вимірюваному об'єкті.

2.2 Модель багатокомпонентної суспензії

Як приклад використання методики імпульсного імпедансу для оцінки структурного складу тканини розглянемо ідентифікацію імпедансу однокомпонентної суспензії, частотні характеристики якої отримані методом імпульсної імпедансометрії, наведено на рисунках 2.2.1, 2.2.2.

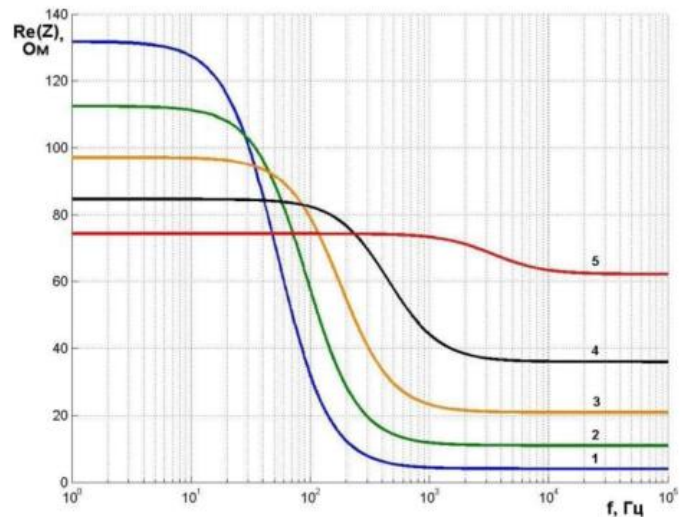


Рисунок 2.2.1 - Залежність дійсної складової імпедансу однокомпонентної суспензії від частоти для різних концентрацій частинок: 1 - 0.85, 2 - 0.65, 3 - 0.45, 4 - 0.25, 5 - 0.05

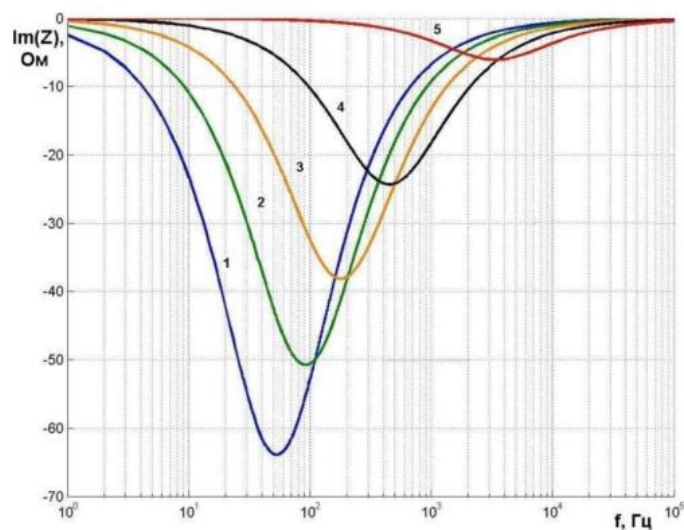


Рисунок 2.2.2 - Залежність уявної складової імпедансу однокомпонентної суспензії від частоти для різних концентрацій частинок: 1 - 0.85, 2 - 0.65, 3 - 0.45, 4 - 0.25, 5 - 0.05

За допомогою використання методу прямої підгонки Леві, було проведено функціональну ідентифікацію імпедансу досліджуваної суспензії з метою отримання операторного імпедансу (передавальної функції) досліджуваної суспензії.

Було отримано такий вигляд передавальної функції:

$$Z(p) = \frac{0.012p+4.212}{0.00006p+0.01} \quad (2.2.1)$$

Даний операторний імпеданс може бути представлений у вигляді відношення многочленів:

$$Z(p) = \frac{N(p)}{D(p)} \quad (2.2.2)$$

Корені знаменника різні, тоді:

$$D(p) = (p - a_1), \quad (2.2.3)$$

де $a_1 = -166$.

Передатна функція представлена у вигляді:

$$Z(p) = d_0 + \frac{f_1}{p-a_1}, \quad (2.2.4)$$

де $d_0 = \lim_{p \rightarrow \infty} Z(p) = 200$

Постійні коефіцієнти f_i знаходимо по правилах розкладання многочленів на елементарні дроби, і отримаємо $f_1 = 166667$.

Тоді передатна функція прийме вигляд:

$$Z(p) = \frac{U(p)}{I(p)} = 200 + \frac{166667}{p+166.7} \quad (2.2.5)$$

Для утворення n -вимірного вектора стану, що має оригіналом систему диференціальних рівнянь першого ступеня, виберемо змінні стану:

$$q_1(p) = \frac{I(p)}{p-a_1}. \quad (2.2.6)$$

Рівняння стану моделі для системи з одним входом і одним виходом в операторній формі записується у вигляді:

$$q_1(p)p = a_1 q_1(p) + I(p). \quad (2.2.7)$$

Або в матричному вигляді у часовій області:

$$\dot{q} = Aq + I, \quad (2.2.8)$$

$$\text{де } q = \begin{bmatrix} q_1 \\ \vdots \\ q_n \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} a_1 & \cdots & \cdots & 0 \\ 0 & a_2 & \cdots & 0 \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ 0 & \cdots & \cdots & a_n \end{bmatrix} \quad (2.2.9)$$

Рівняння виходу моделі приймає вигляд:

$$U = \sum_1^n f_i q_i + d_0 I = f_1 q_1 + d_0 I. \quad (2.2.10)$$

Поєднуючи рівняння, отримаємо систему «вхід – стан – вихід»:

$$\begin{cases} \dot{q}_1 = a_1 q_1 + I \\ U = f_1 q_1 + d_0 I \end{cases} \quad (2.2.11)$$

$$\text{де } f_1 = \frac{1}{c_1} \quad d_0 = R_0 \quad a_1 = -\frac{1}{R_1 C_1}$$

Цій моделі відповідає еквівалентна схема заміщення, показана на рисунку 2.1.10

Залежності параметрів еквівалентної схеми заміщення електричного імпедансу однокомпонентної суспензії від об'ємної концентрації імпедансу однокомпонентної суспензії від об'ємної концентрації сферичних частинок на рисунку 2.2.3.

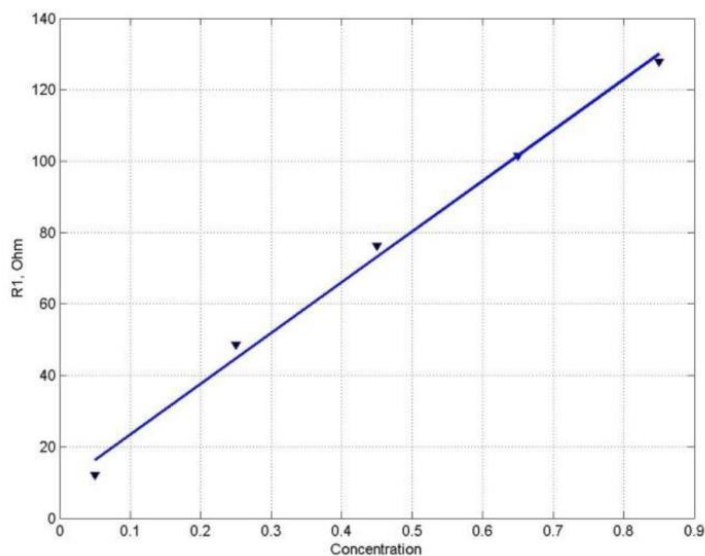


Рисунок 2.2.3 - Залежність параметра R1 еквівалентної схеми від об'ємної концентрації сферичних частинок однокомпонентної суспензії

Отримані залежності об'ємної концентрації сферичних частинок і радіуса частинок від параметрів еквівалентної схеми заміщення біоелектричного імпедансу однокомпонентної суспензії показують, що значення параметрів еквівалентної схеми R і C залежать від параметрів досліджуваних параметрів, що свідчить про те, що розроблена методика може бути використана для оцінки параметрів структурного складу біологічних тканин.

Частотні характеристики активної та реактивної складових імпедансу двокомпонентної суспензії при зміні концентрації одного з компонентів показано на рисунку 2.2.4 і 2.2.5.

Коли змінюється концентрація одного з розмірних компонентів, змінюється та частина АЧХ імпедансу, яка "відповідає" за цей компонент.

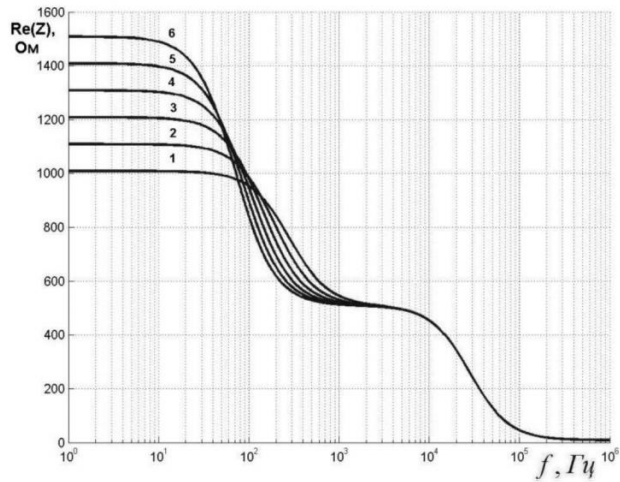


Рисунок 2.2.4 - Залежність активної складової імпедансу двокомпонентної суспензії частинок радіусами 100 і 10 мкм від частоти; концентрації суспензій: 1 - 0.05 і 0.05, 2 - 0.05 і 0.06, 3 - 0.05 і 0.07, 4 - 0.05 і 0.08, 5 - 0.05 і 0.09, 6 - 0.05 і 0.1

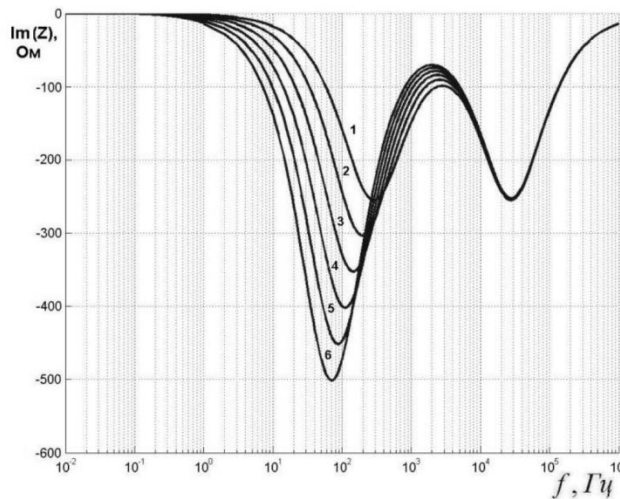


Рисунок 2.2.5 - Залежність реактивної складової імпедансу двокомпонентної суспензії частинок радіусами 100 і 10 мкм від частоти; концентрації суспензій: 1 - 0.05 і 0.05, 2 - 0.05 і 0.06, 3 - 0.05 і 0.07, 4 - 0.05 і 0.08, 5 - 0.05 і 0.09, 6 - 0.05 і 0.1

Розглянемо частотні характеристики суспензії з двокомпонентною дисперсною фазою, наведені на рисунках 2.2.6, 2.2.7.

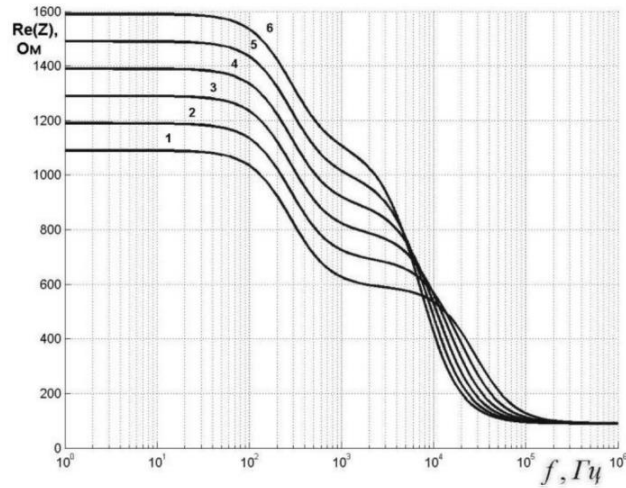


Рисунок 2.2.6 - Залежність активної складової імпедансу двокомпонентної суспензії частинок радіусами 10 і 1 мкм від частоти; концентрації суспензій: 1 - 0.05 і 0.05, 2 - 0.05 і 0.06, 3 - 0.05 і 0.07, 4 - 0.05 і 0.08, 5 - 0.05 і 0.09, 6 - 0.05 і 0.1.

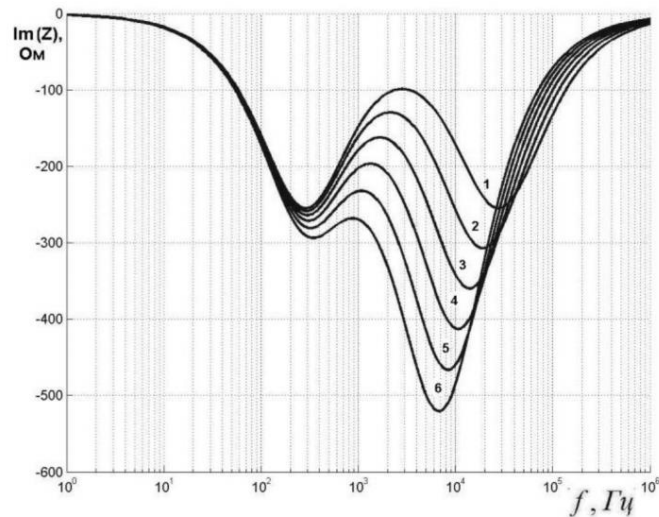


Рисунок 2.2.7 - Залежність реактивної складової імпедансу двокомпонентної суспензії частинок радіусами 10 і 1 мкм від частоти; концентрації суспензій: 1 - 0.05 і 0.05, 2 - 0.05 і 0.06, 3 - 0.05 і 0.07, 4 - 0.05 і 0.08, 5 - 0.05 і 0.09, 6 - 0.05 і 0.09, 6 - 0.05 і 0.08. 0.05 и 0.1

Таким чином, частотна характеристика імпедансу багатокomпонентних біологічних рідин, зокрема суспензій, демонструє різні аспекти при зміні розмірів частинок та їх структурного складу.

Безпосереднє дослідження частотних характеристик для оцінки структурного складу суспензій ускладнене через складну залежність від частоти. При цьому частотні характеристики суспензій можуть бути описані за допомогою еквівалентних схем заміщення з компонентами R і C, а окремі елементи цих еквівалентних схем можуть бути використані для оцінки складу і концентрації компонентів [31].

Функціональне визначення імпедансу суспензії, що досліджувалася, дало змогу отримати операторний імпеданс (передавальну функцію). Було отримано такий вид передавальної функції:

$$Z(p) = \frac{0,000012p^2 + 4,212p + 1700}{0,00000006p^2 + 0,00601p + 1}. \quad (2.2.12)$$

Цей операторний імпеданс можна подати у вигляді відношення многочленів:

$$Z(p) = \frac{N(p)}{D(p)}. \quad (2.2.13)$$

Корні знаменника різняться, тому:

$$D(p) = (p - a_1)(p - a_2), \quad (2.2.14)$$

де $a_1 = -166$;
 $a_2 = -100000$.

Передатна функція представлена у вигляді:

$$Z(p) = d_0 + \frac{f_1}{p-a_1} + \frac{f_2}{p-a_2}, \quad (2.2.15)$$

де $d_0 = \lim_{p \rightarrow \infty} Z(p) = 200$

Постійні коефіцієнти f_i знаходимо по правилах розкладання багаточленів на елементарні дроби:

$$f_1=166667$$

$$f_2=50000000$$

Тоді, передатна функція має вигляд:

$$Z(p) = \frac{U(p)}{I(p)} = 200 + \frac{166667}{p+166.7} + \frac{50000000}{p+100000}. \quad (2.2.16)$$

Для утворення n -вимірного вектора стану, що має оригіналом систему диференціальних рівнянь першого ступеня, виберемо змінні стану:

$$q_i(p) = I(p)/(p - a_i). \quad (2.2.17)$$

Рівняння стану моделі для системи з одним входом і одним виходом в операторній формі записується у вигляді:

$$q_i(p)p = a_i q_i(p) + I(p). \quad (2.2.18)$$

Або в матричному вигляді у часовій області:

$$\dot{q} = Aq + I. \quad (2.2.19)$$

$$\text{де } q = \begin{bmatrix} q_1 \\ \vdots \\ q_n \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} a_1 & \dots & \dots & 0 \\ 0 & a_2 & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & \dots & \dots & a_n \end{bmatrix} \quad (2.2.20)$$

Рівняння виходу моделі приймає вигляд:

$$U = \sum_1^n f_i q_i + d_0 I = f_1 q_1 + f_2 q_2 + d_0 I. \quad (2.2.21)$$

Поєднуючи рівняння, отримаємо систему «вхід – стан – вихід»:

$$\begin{cases} \dot{q}_1 = a_1 q_1 + I \\ \dot{q}_2 = a_2 q_2 + I \\ U = f_1 q_1 + f_2 q_2 + d_0 I \end{cases}, \quad (2.2.22)$$

$$\text{де } f_1 = \frac{1}{C_1} \quad f_2 = \frac{1}{C_2} \quad d_0 = R_0 \quad a_1 = -\frac{1}{R_1 C_1} \quad a_2 = -\frac{1}{R_2 C_2}$$

Схема моделювання системи (рис. 2.2.8) може бути представлена у вигляді паралельного з'єднання гілок, які містять інтегратори. Цій моделі відповідає еквівалентна схема заміщення, показана на рисунку 2.2.9.

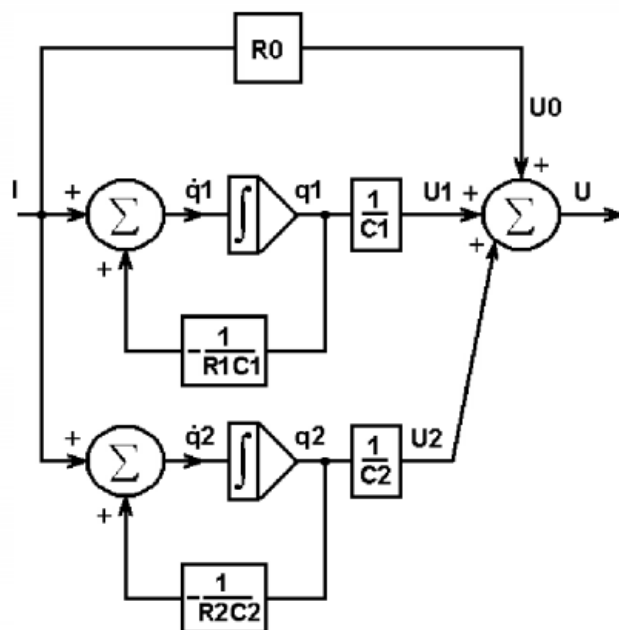


Рисунок 2.2.8 - Схема моделювання імпедансу двокомпонентної суспензії в просторі станів

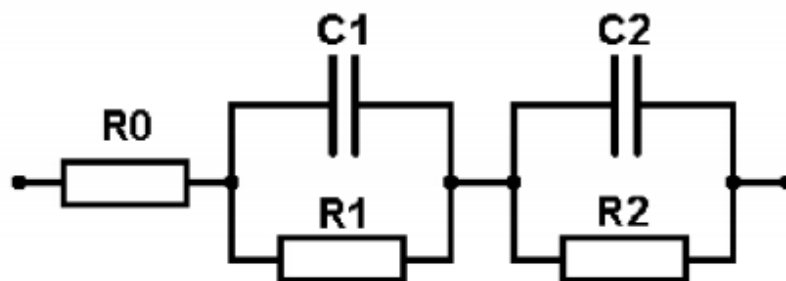


Рисунок 2.2.9 - Електрична еквівалентна схема заміщення двокомпонентної суспензії

Залежності величин параметрів R_1 , R_2 , C_1 від концентрації сферичних частинок у двокомпонентній суспензії наведені на рисунках 2.2.10 – 2.2.12.

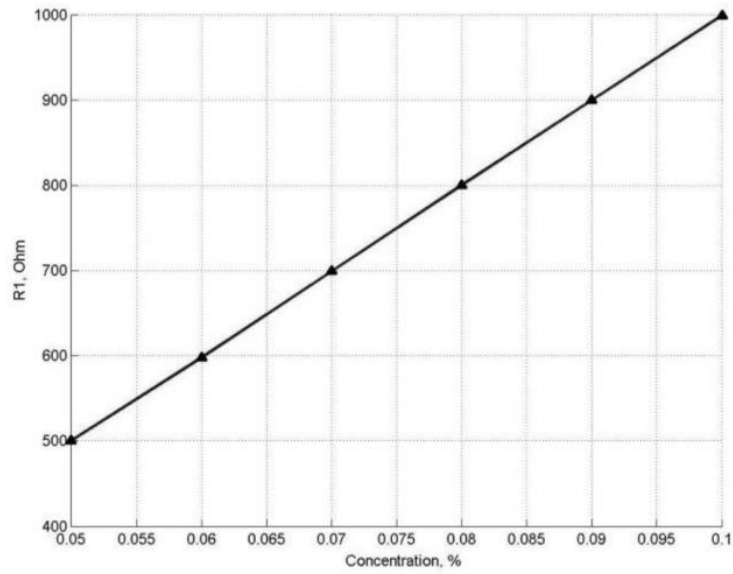


Рисунок 2.2.10 - Залежність величини параметра R1 від концентрації сферичних частинок радіусом 1 мкм

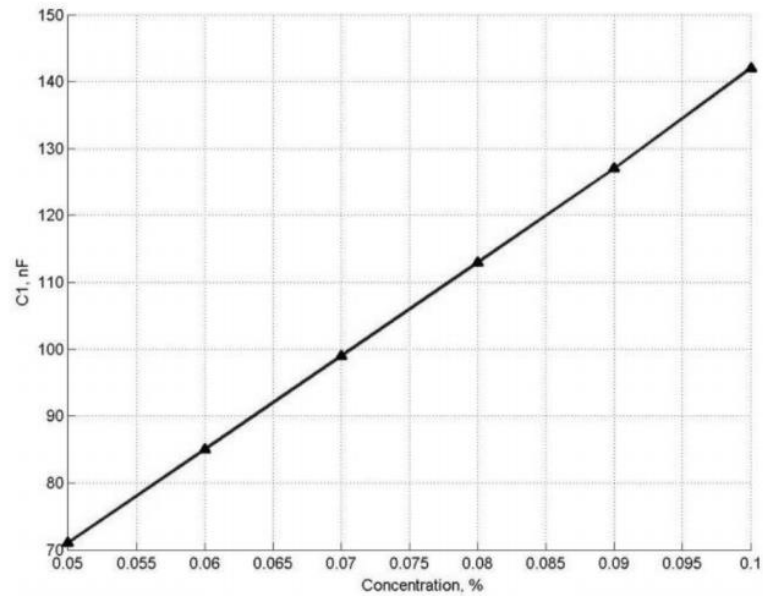


Рисунок 2.2.11 - Залежність величини параметра C1 від концентрації сферичних частинок радіусом 1 мкм

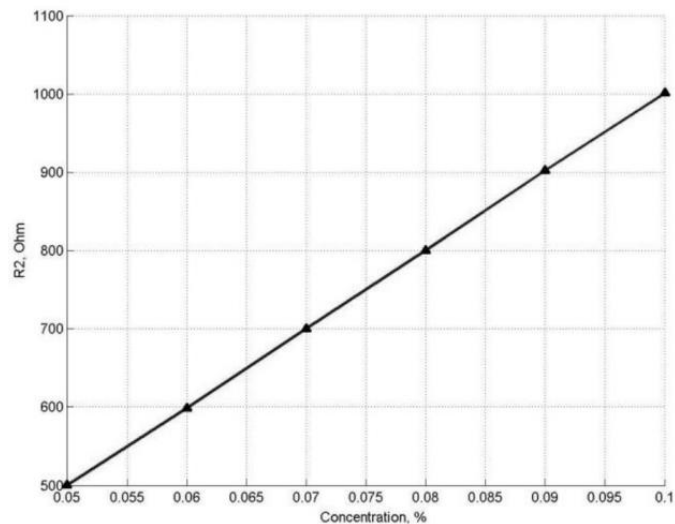


Рисунок 2.2.12- Залежність величини параметра R2 від концентрації сферичних частинок радіусом 10 мкм

Залежність значень параметрів R 1, R2 і C1 від концентрації сферичних частинок у двокомпонентній суспензії має лінійний характер.

Зі збільшенням концентрації частинок суспензії значення параметрів еквівалентної схеми змінюються. Тому за допомогою цього методу можна визначити структурний склад суспензії.

Висновок до розділу: вимірювання імпульсного імпедансу біологічних тканин базується на підході функціональної ідентифікації біологічної тканини в класі моделей біоелектричного імпедансу, що дозволяє вивчати частотні характеристики біоелектричного імпедансу в залежності від структурного складу досліджуваної тканини.

Ідентифікація біоелектричного імпедансу тканини в модельному просторі, що описується електричною еквівалентною схемою заміщення, дозволяє представити біоелектричний імпеданс у вигляді електричної еквівалентної схеми заміщення, у вигляді ряду елементарних паралельних комірок, що представляють собою активні з'єднання опору і ємності, що дозволяє представити біоелектричний імпеданс у вигляді електричної еквівалентної схеми, компоненти якої можуть бути використані для моделювання властивостей окремих досліджуваних компонентів.

3 УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДИКИ АПАРАТНОЇ РЕАЛІЗАЦІЇ ІМПУЛЬСНОЇ ІМПЕДАНСОМЕТРІЇ

3.1 Особливості використання первинних перетворювачів для імпедансної спектроскопії

Для представлення біологічного об'єкта двополюсником з імпедансом Z_x треба скористатися відповідним первинним перетворювачем (сенсором).

На сьогоднішній день існує велика різноманітність датчиків, в залежності від поставленої в медичній практиці задачі вимірювання. Такі датчики бувають різних конструкцій, починаючи від двоелектродних і закінчуючи багатоелектродними.

Розглянемо односторонню, так і двосторонню техніку накладання датчиків на ділянку тіла та їхні електричні схеми заміщення з інформативними та неінформативними параметрами.

Найпростіший сенсор двоелектродної конструкції показан на рисунку 3.1.1 а, б, а їхня схема заміщення – на рис. 3.1.2. Зображення одностороннього двоелектродного сенсора подано на рис. 3.1.1 а, відповідно двоелектродний двосторонній сенсор подано на рис. 3.1.1 б.

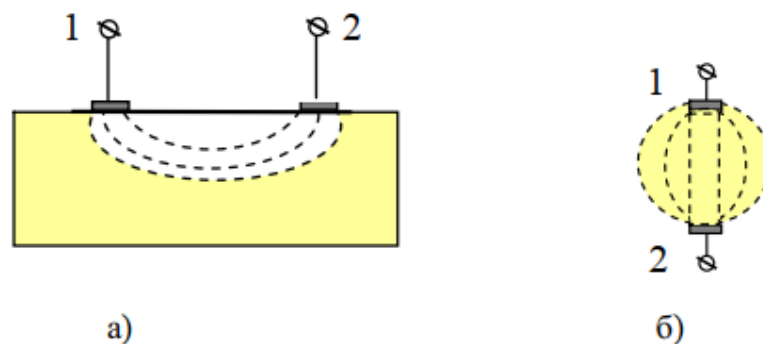


Рисунок 3.1.1 - Умовне зображення двоелектродного сенсора з біологічним об'єктом

В схемі заміщення (рис. 3.1.2) міститься два електроди 1, 2 та відповідно два приелектродні імпеданси Z_{p1} , Z_{p2} , поверхневим імпедансом біологічної тканини позначено Z_s , який можна визначити за допомогою розмірів сенсора та краєвих ефектів, які утворюються при розходженні силових ліній електричного поля у біологічному об'єкті відносно накладних сенсорів, таке явище називається «меридіанним імпедансом»; $Z_{s1}...Z_{sn}$ – вказують на імпеданс, обумовлений різними силовими лініями, що проходять через обстежуваний об'єкт, а $Z_{Ks1}...Z_{Ksn}$ – імпеданс частин обстежуваного об'єкта, зумовлений неоднорідностями (наприклад, пошкодженням окремих ділянок біологічної тканини), через які проходять силові лінії.

Об'ємний імпеданс Z_V визначається геометричними розмірами датчика, і є сумою імпедансів різних глибин проникнення силових ліній електричного поля. Таким чином $Z_{V1}...Z_{Vn}$ вказують на об'ємний імпеданс, зумовлений різними силовими лініями, що проходять через досліджуваний об'єкт, а $Z_{KV1}...Z_{KVn}$ показують об'ємний імпеданс частин об'єкта, що досліджується, обумовлений неоднорідністю об'єкта. Позначення ділянок біологічної тканини та силових ліній, які формують описаний вище імпеданс показано на рисунку 3.1.3 (на цьому ж рисунку E - електрод).

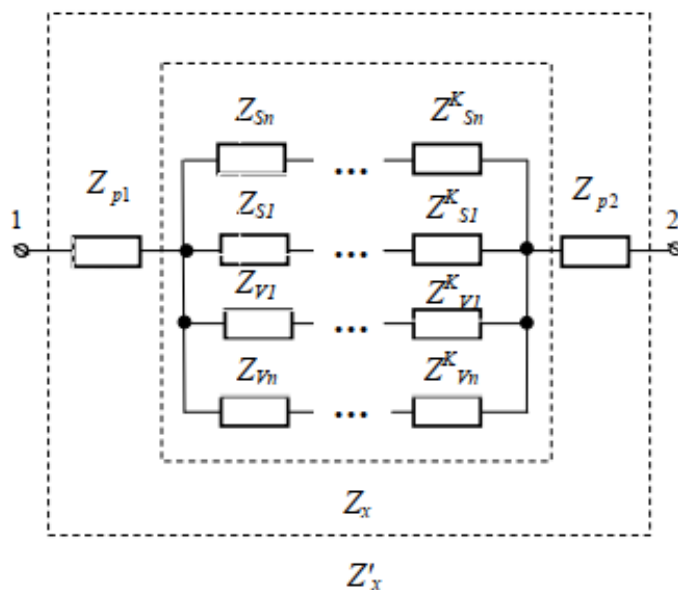


Рисунок 3.1.2 - Схема заміщення двоелектродного сенсора

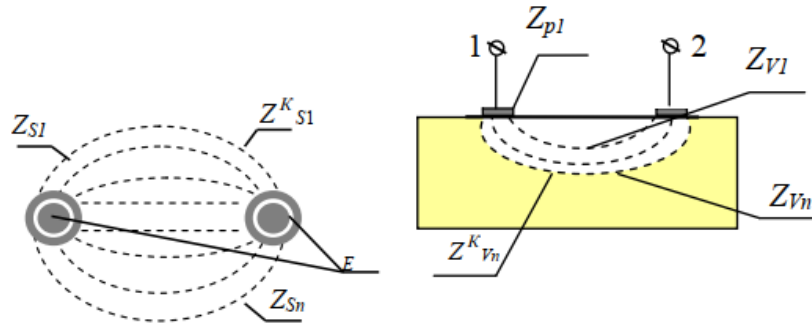


Рисунок 3.1.3 - Позначення інформативних та неінформативних імпедансів

Для двохелектродного датчика всі ці імпеданси утворюють імпеданс Z_x' . Адмітанс Y_x схеми заміщення двоелектродного датчика, не враховуючи приелектродний імпеданс розраховується за формулою:

$$Y_x = \frac{1}{Z_x} = \frac{1}{Z_{S1} + \dots + Z_{S1}^K} + \frac{1}{Z_{S_n} + \dots + Z_{S_n}^K} + \frac{1}{Z_{V1} + \dots + Z_{V1}^K} + \frac{1}{Z_{V_n} + \dots + Z_{V_n}^K}. \quad (3.1.1)$$

Для схеми заміщення (рис. 3.1.2) імпеданс \acute{Z}_x , який враховує приелектродний імпеданс визначається за формулою:

$$\acute{Z}_x = \frac{1}{Y_x} + Z_{p1} + Z_{p2}. \quad (3.1.2)$$

Залежно від поставленої медичної діагностичної задачі, слід вимірювати як поверхневий, так і об'ємний імпеданс біологічної тканини. Відповідно до цих проблем, значення поверхневого та об'ємного імпедансу необхідно визначати окремо, а також надійно ідентифікувати досліджувану ділянку.

Таким чином, під локалізацією вимірювання параметрів імітансу можна розуміти обмеження ділянки, що досліджується, за рахунок використання датчиків різної конфігурації для встановлення значень інформативних імітансів.

Враховуючи, що бажано мати як інформативний імпеданс поверхневий так і об'ємний імпеданси для проведення діагностики окремих ділянок біологічних тканин, то всі інші будуть неінформативними.

Значить, якщо дослідження виконується з ціллю визначити зміни імпедансу на ділянках внутрішніх шарів тканини, який можна визначити за допомогою геометричних розмірів сенсора, то приелектродний, поверхневий та меридіанний імпеданси будуть неінформативними.

При дослідженні поверхневого імпедансу всі інші імпеданси будуть неінформативними. Завдання вимірювального експерименту в цьому випадку полягає в тому, щоб переконатися, що результати, які відповідають обраному інформаційному імпедансу, є інваріантними до неінформаційного імпедансу.

Найпоширенішим з'єднаннями між сенсорами і вимірювальним приладом є двоконтактне під'єднання [32], як показано на рисунку 3.1.4.

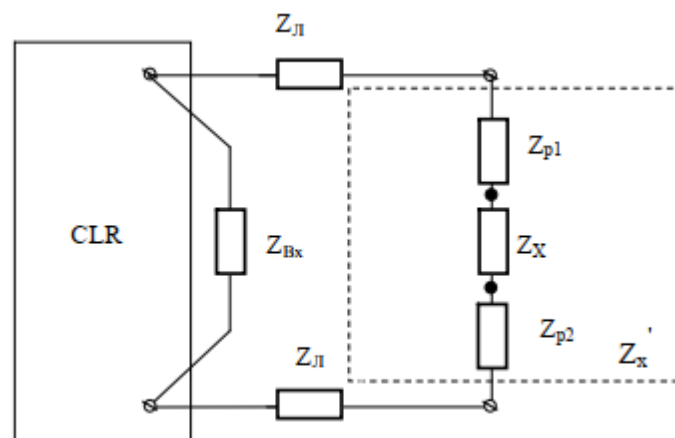


Рисунок 3.1.4 -Двоконтатне під'єднання до вимірювального приладу

На рисунку 3.1.4 $Z_{вх}$ вказує на вхідний імпеданс вимірювального приладу, $Z_{л}$ – вказує на імпеданс ліній під'єднання, CLR – характеризує параметри імпедансу біологічного об'єкту на вимірювальному приладі.

Як бачимо, двоконтатне під'єднання не гарантує інваріантність результату вимірювання щодо неінформативних приелектродних імпедансів і

під час вимірювання двоелектродним сенсором, результат вимірювань буде залежити від інформативних та неінформативних імпедансів.

Усунути вплив неінформативних приелектродних імпедансів можна за допомогою двох методів: вимірювання за допомогою вищих частот [33] або за допомогою під'єднання сенсора к вимірювальному перетворювачу [34].

Відомо [35], що чотириелектродні датчики (в медицині їх називають тетраполярними) використовують для вилучення приелектродного імпедансу з результатів дослідження. Схема під'єднання чотириелектродного сенсора зображена на рисунку 3.1.5.

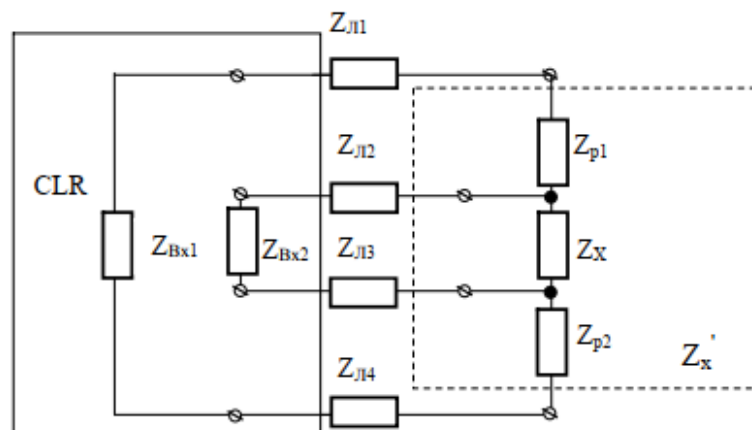


Рисунок 3.1.5 - Чотириконтактне під'єднання до вимірювального приладу

Принцип побудови чотириелектродного сенсора подано у роботі [36]. З метою усунення похибок, пов'язаних з впливом приелектродного неінформативного імпедансу, поява якого зумовлена впливом шкірного опору, та щоб підвищити точність вимірювання, в апараті була використана тетраполярна методика відведень, в основі якої одночасно використовуються чотири електроди, як показано на рисунку 3.1.6, а саме - два струмові 3 і 4 і два потенціальні електроди – 1, 2.

В структурі апарату використані плоскі концентричні двоелементні електроди, конгруентні поверхні об'єкта, що досліджується.

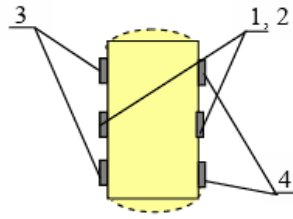


Рисунок 3.1.6 – Чотириелектродний сенсор

Розглянемо схематичне зображення на якому представлено односторонній чотириелектродний сенсор (рис. 3.1.7 а), разом з відповідним схематичним зображенням двостороннього чотириелектродного сенсора (рис. 3.1.7 б), схему заміщення що відповідає розміщенню цих сенсорів показано на рисунку 3.1.7 в.

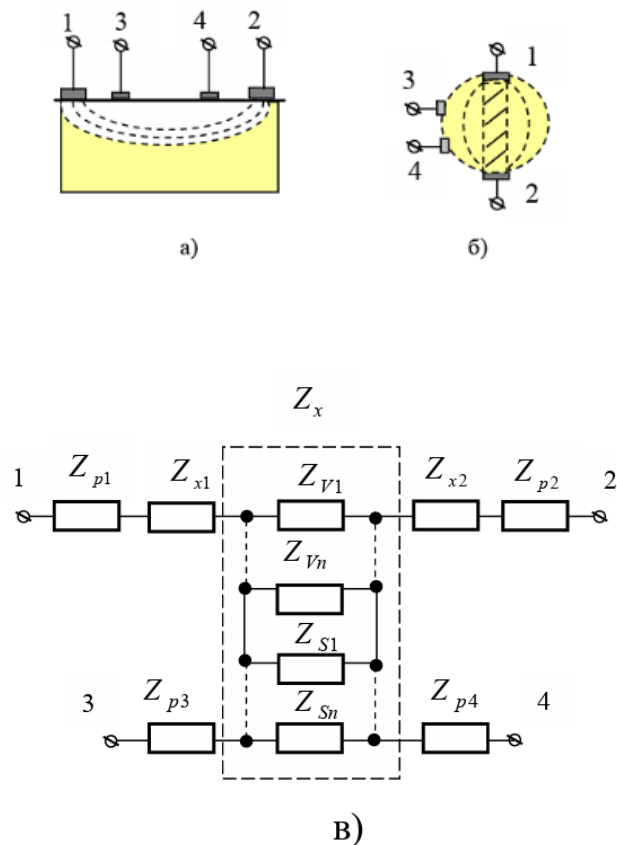


Рисунок 3.1.7 – Умовне зображення чотириелектродного сенсора з біологічним об'єктом та його схема заміщення

Такий сенсор має в своєму складі два струмових електроди 1 та 2 і два потенціальні електроди – 3 та 4. У той же час, схема заміщення, якщо порівнювати зі схемою двоелектродного сенсора, містить ще неінформативні імпеданси Z_{X1} , Z_{X2} , які утворюються ділянками біологічного об'єкта в колі струму, та два приелектродні імпеданси Z_{p3} , Z_{p4} у колі напруги. Поверхневий та об'ємний імпеданси утворюють вимірюваний імпеданс Z_X , який ще називають вимірюваним адмітансом:

$$Y_X = \frac{1}{Z_X} = \frac{1}{Z_{sn}} + \frac{1}{Z_{s1}} + \frac{1}{Z_{v1}} + \frac{1}{Z_{vn}}. \quad (3.1.3)$$

3.1.1 Вимірювальні перетворювачі електричного імпедансу на базі мостових методів вимірювання

За структурою вимірювальні перетворювачі на основі мостового методу вимірювання можна розділити на вимірювальні перетворювачі на основі резистивного мосту і мосту Нернста. [37].

Схеми вимірювання електричного імпедансу на основі мостових вимірювальних приладів складаються з джерела тестового сигналу, мостової вимірювальної схеми і підсилювача. Схематичне зображення дослідження електричного імпедансу на основі мостових засобів, для вимірювання активних опорів, показано на рисунку 3.1.1.1. [38]

Мостовий вимірювальний перетворювач Нернста використовується при вимірюваннях резистивної та ємнісної складових імпедансу об'єкта, що досліджується [37].

Суттєвою перевагою вимірювальних перетворювачів електричного імпедансу, за основу який взяті мостові методи, можна вважати високу точність при різночастотних вимірюваннях імпедансу, також перевагою є інваріантність результатів дослідження до напруги джерела живлення. Однак варто відзначити

такі недоліки, як малий динамічний діапазон вимірювань і те, що точність вимірювань залежить від чутливості схеми визначення рівноваги моста [37].

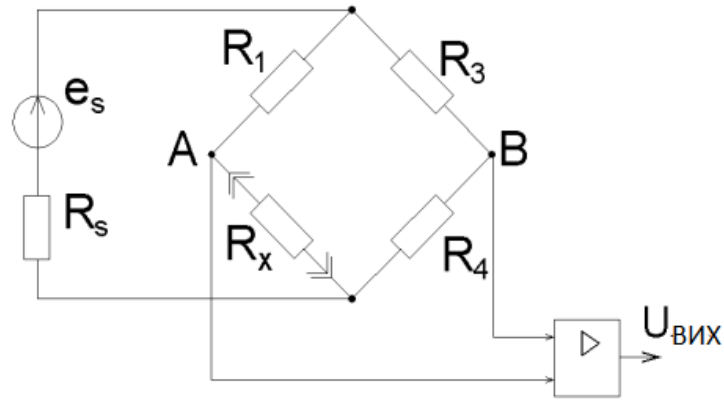


Рисунок 3.1.1.1 – Схема мостового методу вимірювання

Якщо зазначити, що $R_c = R_e/k$, а $C_c = C_e * k$, то при змінах резистивно-ємнісного опору Z_c на ΔZ_c , вихідну напругу можна буде визначити виразом:

$$U_{\text{вих}} = K * e_s \frac{k}{(k+1)^2} \frac{\Delta Z_c}{Z_{C0} * \frac{\Delta Z_c}{(k+1)Z_{C0}}} \quad (3.1.1.1)$$

Якщо припустимо, що $\Delta Z_c \ll (k+1)Z_c$, тоді отримаємо:

$$U_{\text{вих}} = K * e_s \frac{k}{(k+1)^2} \frac{\Delta Z_c}{Z_c} \quad (3.1.1.2)$$

В тих випадках, коли об'єкт дослідження має лише ємнісну складову ($R_c = 0$), раціональним буде використання мосту Сауті, який характеризується відсутністю опорів R_c та R_e . При цьому вихідна напруга:

$$U_{\text{вих}} = e_s \frac{C_E - C_C}{C_E + C_C} \quad (3.1.1.3)$$

Якщо $C_c = C_0 + \Delta C$; $C_e = C_0$, вихідна напруга вимірювальної схеми на основі мосту Сауті визначиться наступним чином:

$$U_{\text{вих}} = -\frac{e_s}{4} \frac{\Delta C}{C_0(1 + \frac{\Delta C}{2C_0})}. \quad (3.1.1.4)$$

Схеми вимірювання біоелектричного імпедансу на основі мостових пристроїв широко використовуються в пристроях імпедансної плетизмографії та біоімпедансних аналізаторах складу тіла. Перевагою схем вимірювання біоелектричного імпедансу на основі мостових пристроїв є висока точність вимірювання імпедансу на заданій частоті.

Недоліки:

- динамічний діапазон вимірювань мінімальний;
- чутливість схеми для визначення рівноваги моста впливає на точність дослідження;
- напруга джерела живлення впливає на результати виміру.

3.1.2 Вимірювальні перетворювачі електричного імпедансу на базі резонансних методів вимірювання

Схеми вимірювання біоелектричного імпедансу на основі резонансних вимірювальних приладів в основному використовуються на високих частотах. На нижчих частотах явище резонансу менш виражене і точність вимірювання нижча. [39]

Схема, яка показана на рис. 3.1.2.1 може розкрити принципову дію резонансного методу дослідження параметрів електричного імпедансу. Ця схема має в своєму складі генератор високих частот (Γ), вимірювальний коливальний контур (LC), який характеризується зразковими індуктивністю та ємністю.

Генератор живить коливальний контур LC , при цьому можна змінювати частоту генератора, поки не з'явиться резонанс. Момент резонансу можна

визначити за допомогою величини напруги, а резонансна частота визначається за шкалою генератора. Також можна налаштувати контур на резонанс на певній частоті коливань, змінюючи параметри коливального контуру.

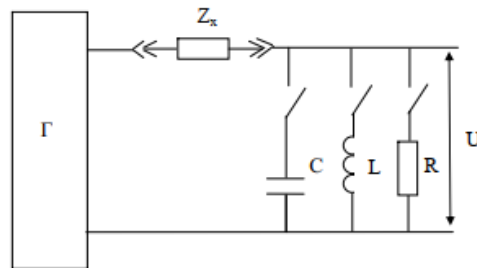


Рисунок 3.1.2.1 – Схема вимірювання біоелектричного імпедансу резонансним засобом, де Г – генератор високої частоти; LC – вимірювальний коливальний контур; R – зразковий опір

В залежності від того, який компонент імпедансу об'єкта, що досліджується вимірюється, потрібно підключати чи зразкову індуктивність, чи ємність.

Для того, щоб визначити активну складову коливального контуру потрібно підключити зразковий опір R. Тобто можна вважати, що як тільки резонансної частоти визначиться, можна дослідити як активну, так і реактивну компоненти імпедансу об'єкта, що досліджується.

Перетворювачі електричного імпедансу, які використовують резонансний метод, працюють тільки на високих частотах, що ускладнює їх використання для вимірювання електричного імпедансу біологічних середовищ в широкому частотному діапазоні.

3.2 Метод дослідження на основі використання синусоїдальної напруги сталої амплітуди

Найпоширенішим методом визначення частотної залежності параметрів електричних схем є використання синусоїдальної напруги постійної амплітуди.

При вимірюванні імпедансу визначається частотна залежність $Z(\omega)$ струму, що протікає, від комплексного опору біологічної тканини. Суть методу полягає в тому, що на біологічний об'єкт подається синусоїдальна напруга $U(t) = U_0 \cdot \sin(\omega t)$, $U_0 = \text{const}$ і безпосередньо вимірюється струм або падіння напруги на вимірювальному резисторі, і з цих значень знаходять модуль електричного імпедансу. При проведенні дослідження біоімпедансу в якості додаткової умови використовують обмежене ефективне значення струму до 1...5 мА.

Наведені вище еквівалентні електричні схеми біологічних тканин використовують до частот $\sim 0,5 - 1$ МГц.

В практичній медичній діагностиці, для визначення частотної залежності $Z(\omega) \sim Z(f)$, дослідження проводять на основі ряду фіксованих частот в діапазоні $f_{\min} \dots f_{\max}$. Загальний метод вибору діапазону значень частоти полягає в наступній формулі. $f_i = n \cdot f_{\min}$, де $n = 1, 2, 4, 8 \dots$

Цикл вимірювання відбувається на поточній частоті f_i визначеного діапазону і впливає на тривалість всього вимірювання $Z(f)$. Якщо позначити тривалість одного циклу τ_i , а для дослідження взято N значень частот, то тривалість повного циклу вимірювань визначається як $T = N \cdot \tau_i$, якщо не враховувати часові затрати на аналіз даних та візуалізацію результатів дослідження.

Слід зазначити, що тривалість тесту та інтенсивність тестового стимулу не повинні суттєво впливати на біофізичний стан обстежуваного. Отже, спектральна залежність імпедансу може бути отримана із заданим значення частоти з роздільною здатністю (N дискретних частот) у відповідному частотному діапазоні (багаточастотний режим) за допомогою синусоїдальної напруги постійної амплітуди.

До недоліків цього методу відноситься довший час вимірювання та необхідність узгодження з фізіологічними властивостями досліджуваної біологічної речовини.

3.3 Двочастотний метод з апроксимацією даних вимірювання

В інших джерелах цей метод отримав назву як метод двокритерійної апроксимації експериментальних даних.

За допомогою цього методу можна відносно швидко отримати значення імпедансу біологічної тканини, що досліджується. Метод відрізняється від інших проведенням дослідження лише на двох частотах – f_1 і f_2 . Ці частоти можна визначити за допомогою попередніх вимірювань $Z(f)$ в багаточастотному режимі. Результатом цих досліджень є критерії стану досліджуваного об'єкта чи субстанції, які можна помітити при змінах електричного імпедансу на частотах – f_1 і f_2 . Наприклад, за допомогою двухчастотного методу можна визначити придатність до імплантації біологічних тканин при тривалому їх зберіганні або транспортуванні. Крім цього, цей метод також застосовується в електропунктурній діагностиці на змінному струмі. [40]

Використання двочастотного методу скорочує час тестування, особливо коли лабораторна діагностика, заснована на біологічному аналізі, автоматизована. Недоліком досліджень за допомогою такого методу є наявність незвичних відмінностей критеріальних показників, які не можуть бути визначені апіорі.

3.4 Метод імпульсної імпедансометрії

Суть роботи вимірювальних перетворювачів на основі аналізу перехідної функції базується на принципі дослідження реакції об'єкта, що досліджується, на одноразовий прямокутний імпульс струму з заданою амплітудою, які

перетворюються за допомогою перетворення Лапласа, отриманих результатів вимірювання з області часової в частотну та знаходженні електричного імпедансу в необхідному діапазоні частот [37, 41].

Вимірювання в широкому динамічному діапазоні амплітуд струму можливе завдяки тому, що вплив на процес вимірювання, тобто на вимірювальну схему становить доли секунди.

Імпульсні вимірювання імпедансу базуються на методі функціональної ідентифікації.

Початковим кроком у розв'язанні задачі ідентифікації є визначення передатної функції досліджуваної схеми на основі аналізу її реакції на тестовий вплив.

Частотну характеристику електричного імпедансу можна визначити за допомогою передатної функції системи, що розглядається в просторі станів системи обраного функціонального класу. Для вирішення цієї проблеми необхідні експериментальні дані про поведінку систем, що піддаються тестовим впливам. Розрахунок частотної характеристики системи за допомогою цифрового частотного перетворення перехідної функції найлегше виконати, коли на вході об'єкта подаються імпульсні тест-дії, такі як дельта-функції або одноступінчасті функції.

Слід зазначити, що ступінчасті вхідні сигнали найкраще підходять для перевірки біологічних об'єктів. Сигнал формується, наприклад, за принципом увімкнення (або вимкнення) впливу постійного рівня інтенсивності на вході об'єкта. Формування імпульсного впливу часто ускладнене через необхідність збільшення амплітуди тест-дії при зменшенні його тривалості, яке може бути обмежене нелінійними властивостями об'єкта, що проявляються при високій інтенсивності впливу. [42]

Структурна схема вимірювального перетворювача, що базується на імпульсному методі вимірювання імпедансу, наведена на рис. 3.4.1.

Частотна характеристика електричного імпедансу схеми тестується за допомогою одноступінчастого імпульсу струму заданої амплітуди.

Система реагує перетворенням тимчасової області в частотну, з чого можна визначити частотну характеристику електричного імпедансу в необхідному частотному діапазоні.

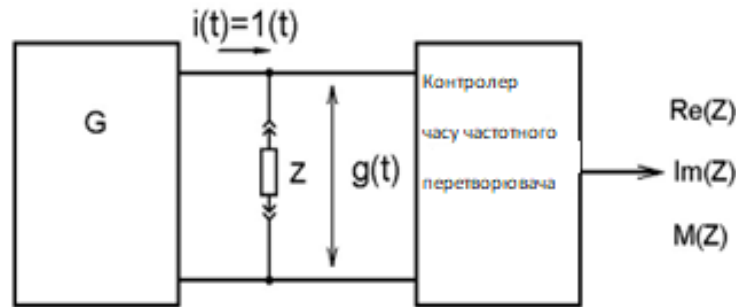


Рисунок 3.4.1 – Схема вимірювання електричного імпедансу за допомогою методу імпульсної імпедансометрії

Частотна залежність значень біоелектричного імпедансу, який визначається за допомогою методу імпульсної імпедансометрії має вигляд:

$$Z(j\omega) = j * \omega * F\{g(t)\}, \quad (3.4.1)$$

де $F\{g(t)\}$ - перетворення Фур'є;

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

Таким чином, частотну характеристику електричного імпедансу випробуваного об'єкта можна визначити за даними напруги, коли на об'єкт подається випробувальний імпульсний струм. Перевагами даного методу є:

- можливість вимірювати імпедансні параметри об'єкта в широкому діапазоні частот;
- малий час виміру;
- процес подачі випробувального струму на досліджуваний об'єкт здійснюється за короткий час.

До недоліків даного методу відносять високі вимоги до характеристик вимірювальних приладів.

Параметри імпедансу та адмітансу використовуються для дослідження біологічних тканин в організмі людини. Діапазон частот вимірювання повинен бути встановлений між 50 Гц і 10 МГц, але повинна бути можливість обмежити встановлений струм, щоб уникнути небезпечного впливу струму на частотах нижче 450 Гц.

Розглядаючи пристрої, які використовують резонансні засоби для виготовлення перетворювачів імітансу, варто зазначити, що ці пристрої мають лише вузькі функціональні можливості. Це пов'язано з відсутністю можливості вимірювати на заданій частоті і при заданому рівні напруги або струму.

Ці пристрої характеризуються вузьким діапазоном вимірювання як за частотою, так і за параметрами вимірювання. Важливими недоліками є те, що можна підключати тільки двоелектродні ланцюги і вимірювати тільки вузький діапазон частот. Використання методу мостових схем для побудови перетворювачів імітансу біологічних об'єктів є нераціональним через свою затратність при використанні великої кількості зразкових мір та пристроїв керування ними, а також через те, що вони характеризуються малим динамічним діапазоном вимірювань.

Побудова вимірювальних перетворювачів на основі методу імпульсної імпедансометрії має свої переваги, які включають отримання даних про властивості імпедансу біологічних об'єктів в широкому діапазоні частот протягом короткого проміжку часу, однак діапазон частот для дослідження характеристик біологічної тканини імпульсною імпедансометрією задається, виходячи з характеристик стимулюючого впливу, діапазон частот обмежений верхньою граничною частотою.

Використання методу прямих перетворень «імітанс-напряга» в вимірювальних перетворювачах характеризується порівняно високою точністю та високими експлуатаційними характеристиками. Конструктивні особливості

цих датчиків дозволяють використовувати різні схеми підключення датчика до біологічного об'єкта для вимірювання параметрів імітансу.

Висновки до розділу:

- для дослідження частотної залежності біоімпедансу слід використовувати потенціометричний метод, який вимірює електричний імпеданс на основі вимірювання падіння напруги на досліджуваному об'єкті при заданих режимах напруги, струму і частоти;

- для електричного контакту з біологічним середовищем слід використовувати дво- або чотириелектродний метод, залежно від просторових характеристик і абсолютних значень імпедансу досліджуваної ділянки;

- використання двочастотного режиму вимірювання імпедансу дозволяє суттєво скоротити час вимірювання, особливо при наявності автоматизованої діагностики на основі відпрацьованих критеріальних показників;

- в імпульсному режимі спектральна залежність імпедансу може бути отримана за один цикл вимірювання, але вимагає додаткової математичної обробки сигналу тестування і сигналу відгуку;

- для того, щоб удосконалити метод біоімпедансної спектрометрії слід врахувати зазначені вище умови.

4 УДОСКОНАЛЕННЯ ЗАСОБІВ ДЛЯ ІМПУЛЬСНОЇ БІОІМПЕДАНСНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ

4.1 Кількісні характеристики показників вимірювань

Технічні характеристики пристрою для проведення біоімпедансної спектроскопії представлені в таблиці 4.1.1.

Таблиця 4.1.1 – Технічні характеристики пристрою 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 включені до технічного завдання на виконання кваліфікаційної роботи. Крім того, удосконалений пристрій для проведення біоімпедансної спектрометрії повинен включати: двох електродну та чотирьох електродні схеми підключень до об'єкту, який досліджується; режими вимірювань імпедансу повинні бути багаточастотним, двохчастотним та імпульсним; обробку та візуалізацію отриманих результатів в ході вимірювання імпедансу.

4.2 Структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії

Структурну схему пристрою для проведення біоімпедансної спектроскопії можна побачити на рис. 4.2.1.

В своєму складі пристрій має такі блоки:

- блок імпедансної спектроскопії;
- блок керування і реєстрації;

- блок електродів.

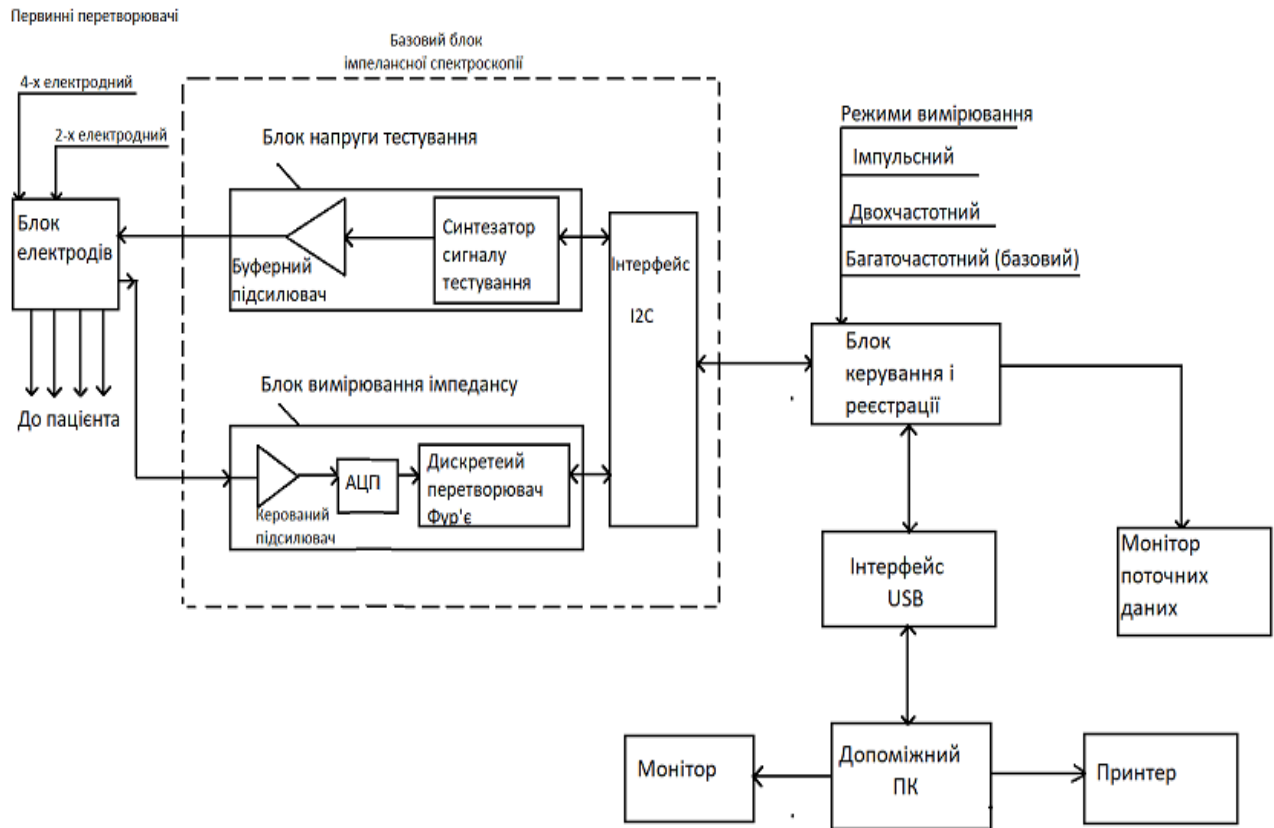


Рисунок 4.1 – Структурна схема пристрою для біоімпедансної спектроскопії

Блок електродів може використовувати 2-х або 4-х електродні схеми вимірювання. Такий спосіб дозволяє уникнути впливу контактного опору між електрод і біотканинами в залежності від конкретних умов вимірювання.

Потім блок імпедансної спектроскопії передає тестовий сигнал, згенерований блоком тестової напруги, на вибране з'єднання електродів. З електродного блоку напруга, пропорційна комплексному опору, надходить на блок вимірювання імпедансу, де сигнал спочатку посилюється, перетворюється в серію цифрових кодів за допомогою АЦП і надходить на дискретний перетворювач Фур'є. Залежно від обраного режиму, результати вимірювань передаються на блок управління і реєстрації через інтерфейс I²C.

Блок керування та реєстрації буде пропонувати вибір режимів вимірювання імпедансу: багаточастотний, двочастотний та імпульсний.

Кількість циклів вимірювання та загальний час отримання результатів залежить від обраного режиму. Результати дослідження частотної залежності імпедансу та обраний режим відображаються на моніторі. Пристрій підключається до ПК через USB-інтерфейс, де інформація остаточно обробляється та аналізується медичним працівником.

4.1.1 Аналіз перетворювача імпедансу

В останні роки можливості побудови імпедансних вимірювальних приладів вирости завдяки використанню техніки цифрової обробки сигналів по всьому світі.

Прикладом може слугувати фірма Analog Devices, яка виробляє перетворювачі імпедансу AD5933 і AD5934 [43]. Завдяки такій технології стає можливим створення портативних частотних аналізаторів імпедансу, які вимірюють в частотному діапазоні від 100 Ом до 20 МОм, а в діапазоні частот зондувального сигналу від 100 Гц до 100 кГц. Високі вимірювальні характеристики перетворювача досягаються завдяки наступним причинам:

- цифровий синтез та налаштування частоти зондувального гармонічного сигналу;
- результати вимірювань генеруються шляхом цифрової обробки вибірок сигналу вимірювальної схеми з використанням алгоритму швидкого перетворення Фур'є;
- наявності цифрової корекції температурної похибки, завдяки використанню сенсора температури.

У той же час, ці перетворювачі мають ряд серйозних обмежень:

- оскільки вимірювальні перетворювачі працюють в режимі адмітансу, корекція нуля для усунення адитивних похибок при вимірюванні імпедансу неможлива, що ускладнює калібрування вимірювальних каналів;
- вимірювальний канал слід відкалібрувати за допомогою взірцевого резистора зі значенням опору, близьким до модуля досліджуваного імпедансу;

- зміна піддіапазону вимірювання пов'язана з фізичною заміною зразкових резисторів RFB.

Ці обмеження можна усунути, вдосконаливши зовнішню аналогову частину. Для прикладу, в роботі [44] показана можливість розширити діапазони завдяки зміщенню нижніх границь: для частоти із 1 кГц до 10 Гц, а для імпедансу із 100 Ом до кількох Ом. У [45] описується портативний вимірювач імпедансу з використанням перетворювача AD5933, в якому використовуються реле РЭС-60 для перемикання діапазонів.

Пристрій управляється комп'ютером через мікроконтролер. Результати досліджень виводяться на монітор комп'ютера. Однак ці публікації не розглядають можливості вимірювання імпедансу дистанційно, або пов'язане з цим питання зменшення дестабілізуючого впливу з'єднувального кабелю на результати вимірювань.

Тому важливо створити зовнішні вимірювальні схеми, які гарантують інваріантність до нестабільних впливів з'єднувального кабелю і комутаційних елементів, а також розробити структури частотного аналізатора імпедансу, використовуючи перетворювач AD5933, який призначений для роботи в складі комп'ютерної системи.

4.1.2 Структура та характеристики роботи перетворювача AD5933

Мікросхема AD5933 представляє собою прецизійний перетворювач імпедансу, в структуру якого вбудовані генератор частоти та 12-розрядний аналого-цифровий перетворювач (АЦП) із швидкодією 1 MSPS. Генератор частоти можна використовувати для збудження зовнішнього ланцюга комплексним імпедансним сигналом з відомою частотою.

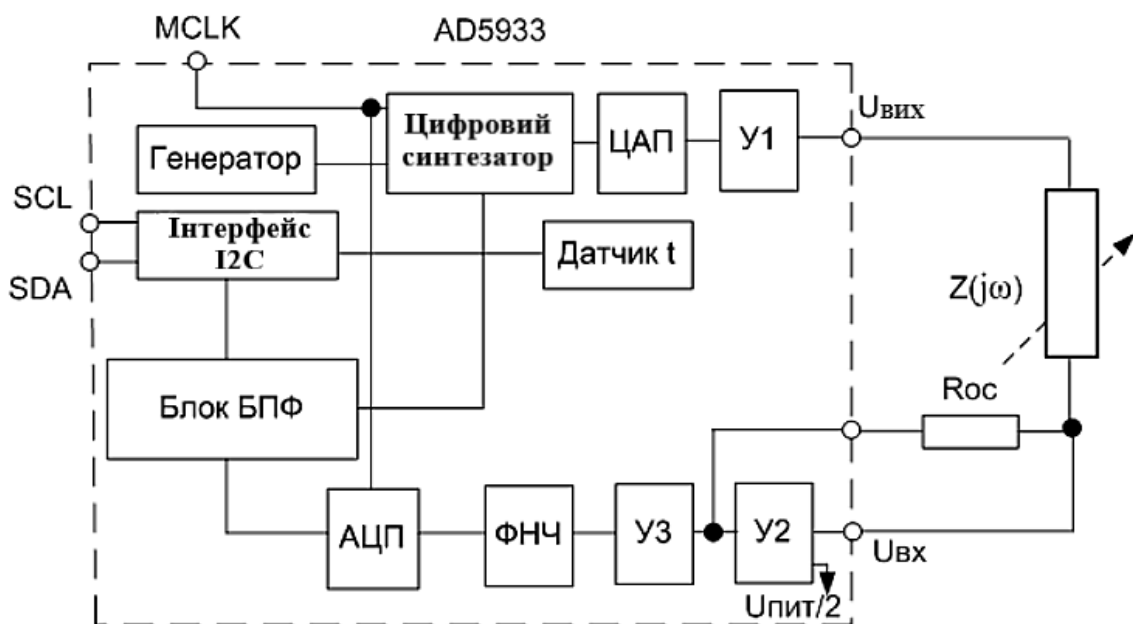
Відгук від зовнішнього ланцюга оцифровується за допомогою вбудованого АЦП і дискретного перетворювача Фур'є (ДПФ) інтегрованого модуля цифрової обробки сигналу. Алгоритм ДПФ повертає звіт про дійсну (R) та уявну (I) складові на кожній частоті вихідного сигналу.

Після закінчення калібровки можна легко розрахувати модуль і відносну фазу комплексного імпедансу в усіх точках діапазону налаштування частоти. Параметри визначаються зовнішнім пристроєм на основі вмісту регістрів дійсної та уявної складових, які визначаються через послідовний інтерфейс I2C.

Основні технічні параметри AD5933:

- програмований рівень вихідної напруги збудження від 1 кГц до 100 кГц;
- керування через інтерфейс I2C для програмованої частотної розгортки;
- можливість налаштування за частотою 27 біт ($<0,1$ Гц);
- можливість дослідження в діапазоні від 100 Ом до 10 МОм;
- внутрішній датчик температури ($\pm 2^\circ\text{C}$). [46]

Функціональна схема AD5933 представлена на рисунку 4.1.2.1:



Рисунк 4.1.2.1 – Функціональна схема AD5933:

В функціональній схемі представлені:

- АЦП - аналого-цифровий перетворювач;
- ФНЧ - фільтр низьких частот;
- ДПФ - дискретний перетворювач Фур'є.

Іншими словами, перетворювач імпедансу містить три основні блоки: передавач (цифровий синтезатор, ЦАП, У1), приймач (У2, У3, ФНЧ та АЦП) та дискретний перетворювач Фур'є (блок БПФ).

Схема працює за наступним алгоритмом: синтезатор прямого цифрового синтезу та ЦАП генерують синусоїдальний сигнал і збуджують досліджуваний двополюсник в заданому діапазоні частот.

Підсилювач У1 з програмованим коефіцієнтом підсилення в схемі може забезпечити необхідний рівень вихідної напруги для дослідження двополюсника. Він характеризується чотирьома програмованими значеннями коефіцієнта посилення. Приймач перетворювача імпедансу містить трансімпедансний підсилювач У2, який використовують для перетворення струму, який проходить через досліджуваний двополюсник $Z(j\omega)$, в напругу.

Підсилювач У3 (коефіцієнт посилення 1-5), може посилити напругу до значень, необхідних для роботи 12-розрядного АЦП.

Код, згенерований на виході АЦП, зберігається в буферному регістрі, розрахованому на зберігання його 1024 значень. Дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) обчислює дійсну та уявну складові імпедансу двополюсника $Z(j\omega)$.

Треба також зауважити, що вихідний підсилювач У1, як і всі інші компоненти мікросхеми, живиться від однополярного джерела живлення 5 В або 3,3 В, тому, вихідну синусоїдальну напругу $U_{вих}$ слід зміщувати на деяку постійну складову $U_{пит}/2$.

Вимірюваний імпеданс $Z(j\omega)$ повинен підключатися між виходом $U_{вих}$ підсилювача У1 та входом $U_{вх}$ вхідного підсилювача У2 з передавальною функцією:

$$G_{ВХ} = -\frac{R_{OC}}{Z(j\omega)}, \quad (4.1.2.1)$$

де R_{OC} – резистор зворотнього зв'язку, який підключається між точками $U_{вх}$ та R_{OC} .

Структура спеціалізованої інтегральної мікросхеми AD5933 показана на рис. 4.1.2.2.

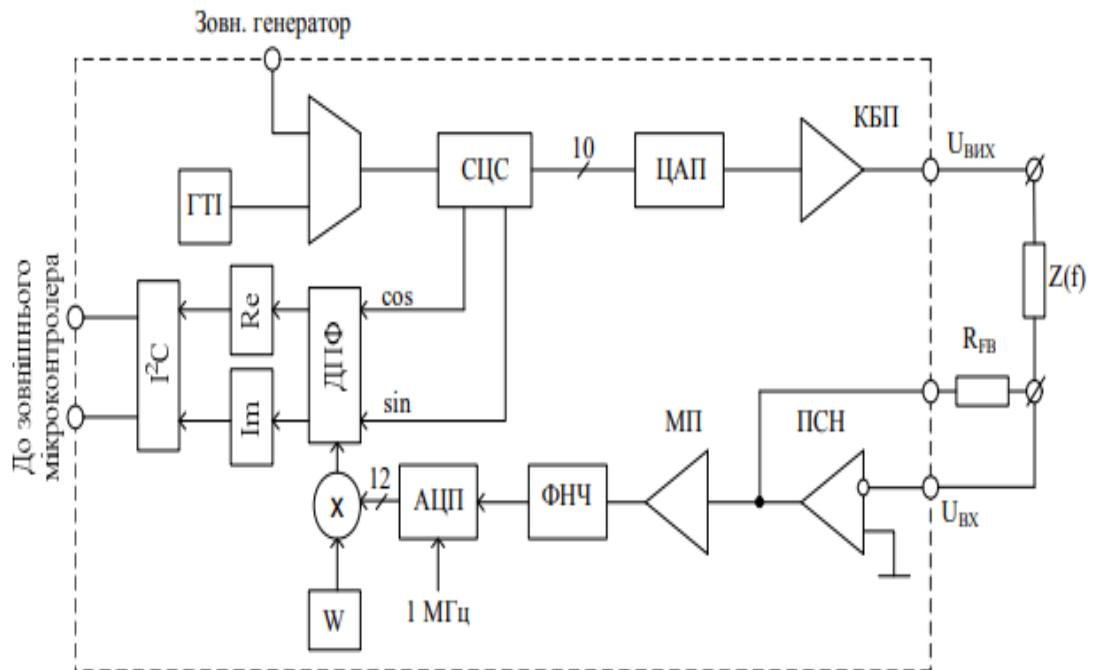


Рисунок 4.1.2.2 – Структурна схема перетворювача AD5933

Структура AD5933 розділена на три основні функціональні блоки для перетворення вимірювального сигналу і складається з:

- блоку цифрового синтезу гармонічних сигналів заданої частоти у складі генератора тактових імпульсів (ГПІ), цифрового синтезатора ортогональних сигналів (СЦС), цифроаналогового перетворювача (ЦАП) і керованого буферного підсилювача (КБП);
- вимірювального каналу, який утворено послідовно увімкненими перетворювачем “струм-напруга” (ПСН), масштабувального підсилювача (МП), фільтра нижніх частот (ФНЧ) та аналогоцифрового перетворювача (АЦП);
- обчислювального блоку на базі сигнального процесора, що реалізує алгоритм дискретного перетворення Фур’є (ДПФ) даних АЦП, зважених за функцією Хеннінга.

Таймінги мікросхеми AD5933 показані на рис. 4.1.2.3

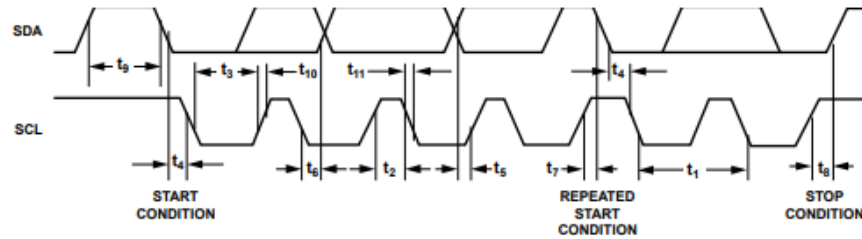


Рисунок 4.1.2.3 – таймінги мікросхеми AD5933

Перетворювач AD5933 має послідовний інтерфейс I²C для передачі результатів перетворення, що містяться у регістрах дійсної та уявної складових, на зовнішній пристрій і отримання параметрів системи, необхідних для організації процесу вимірювання.

Робота синтезатора ортогональних цифрових сигналів перетворювача AD5933 здійснюється за принципом прямого цифрового синтезу. 27-розрядний фазовий акумулятор забезпечує синтез сигналів \sin і \cos з високою частотною роздільною здатністю ($<0,1$ Гц). Частоту цифрового сигналу можна лінійно змінювати (перемикати), встановлюючи такі параметри, як початкова частота, крок зміни частоти і кількість точок перемикання через послідовний інтерфейс. Синтезатор синхронізується тактовими імпульсами внутрішнього або зовнішнього генератора. З частотою імпульсів приблизно 16 МГц вбудований генератор синтезує ортогональні сигнали в інтервалі від 1 до 100 кГц.

Напруга зонда генерується яцифро-аналоговим перетворювачем на основі цифрового сигналу синтезатора в заданому діапазоні частот. Крім того, можна запрограмувати амплітудний діапазон зондувальної напруги, а саме 2 В; 1 В; 0,4 В і 0,2 В. Слід зазначити, що через однополярне живлення мікросхеми AD5933 у складі зондувальної напруги містить наявну сталу складову, що дорівнює приблизно 4/5 амплітудного діапазону, тобто 1,6 В; 0,8 В; 0,32 В і 0,16 В.

Під дією зондувальної напруги U_p через досліджуваний імпеданс проходить \dot{Z} струм:

$$\dot{I} = \frac{\dot{U}_p}{\dot{Z}}. \quad (4.1.2.2)$$

Цей струм I спочатку перетворюється на напругу для полегшення вимірювання, оскільки він надає інформацію пропараметри імпедансу. Перетворювачі струму в напругу базуються на інтегрованих операційних підсилювачах. Оскільки коефіцієнт перетворення струму в напругу перетворювача визначається опором зовнішнього резистора R_{FB} , вихідна напруга перетворювача при ідеальних параметрах операційного підсилювача становить:

$$\dot{U} = -R_{FB}I = -\frac{R_{FB}}{Z} \dot{U}_P. \quad (4.1.2.3)$$

Вибораючи R_{FB} і програмно керований коефіцієнт передачі (1 або 5) підсилювача масштабування, аналого-цифровий перетворювач працює в лінійному діапазоні.. Фільтр нижніх частот призначений для запобігання накладенню спектра сигналу при дискретизації зі швидкістю один мільйон відліків на секунду за допомогою 12-розрядного аналого-цифрового перетворювача.

Інформація про дійсну та уявну складові вимірювального сигналу визначається за допомогою дискретного перетворення Фур'є. Перетворювач AD5933 використовує так званий одночастотний алгоритм ДПФ, який можна описати виразом:

$$\dot{X}(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) * \left[\cos\left(\frac{2\pi fn}{N}\right) - j \sin\left(\frac{2\pi fn}{N}\right) \right], \quad (4.1.2.4)$$

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 ($N = 1024$).

Розрахунок ДПФ припускає, що у блоці вміщується ціла кількість періодів зондувального сигналу. Тривалість інтервалу між вибірками триває 1 мкс, тоді тривалість блока 1,024 мс. Якщо період зондувального сигналу не кратний 1,024 мс, тоді можна спостерігати перетікання спектра, що призводить до подальших помилок вимірювання. Методи цифрової обробки сигналів використовують операції "віконного згладжування", в яких зразок сигналу попередньо множиться на спеціальну віконну функцію для зменшення ефекту спектрального переповнення. Перетворювач AD5933 користується згладжуванням вікна Хеннінга, що можна описати виразом:

$$W(n) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2} * \cos\left(\frac{2\pi fn}{N}\right). \quad (4.1.2.5)$$

Тому, щоб отримати результати для дійсної та уявної складових сигналу, підсумовуємо всі 1024 добутки, зважені на віконну функцію на кожній частоті зондувального сигналу.:

$$\dot{X}(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) * \left[\frac{1}{2} - \frac{1}{2} * \cos\left(\frac{2\pi fn}{N}\right)\right] * \left[\cos\left(\frac{2\pi fn}{N}\right) - j\sin\left(\frac{2\pi fn}{N}\right)\right] = R + jI. \quad (4.1.2.6)$$

Результат перетворення зберігається у двох 16-бітних регістрах, що представляють дійсну частину R та уявну частину I результату перетворення. Функцію перетворення AD5933 можна підсумувати наступним чином:

$$\dot{X}(f) = R + jI = \frac{R_{FB}}{Z(f)} H_{\text{ЦС}} \dot{H}_{\text{ВК}} H_{\text{ОБ}} = \frac{R_{FB}}{Z(f)} \dot{H}, \quad (4.1.2.7)$$

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

Система вимагає початкового калібрування, під час якого прецизійний резистор поміщається в ланцюг, що тестується, і обчислюється калібрувальний коефіцієнт, який буде використаний для наступних вимірювань. AD5933 вимірює імпеданс в діапазоні від 100 Ом до 10 МОм з точністю 0,5% в діапазоні 1...100 кГц. Основні значення параметрів калібрування для напруги $V_{DD} = 3,3$ В (V_{DD} - напруга живлення чіпсету) подані в таблиці 4.1.2.1 [47].

Таблиця 4.1.2.1 – Значення основних параметрів мікросхеми

V_{DD} , В	R_{oc} , кОм	Діапазон вимірювання імпедансу, кОм
3,3	0,1	0,1...1
	1	1...10
	10	10...100
	100	100...1000

Основні характеристики включають:

- вбудований DDS-генератор, який має максимальну частоту 100 кГц та роздільну здатність за частотою менше 0,1 Гц;
- наявність режиму частоти, що коливається;
- діапазон абсолютного значення модуля вимірювального імпедансу 1 кОм – 1 МОм з можливістю розширення нижньої межі до 100 Ом;
- системна похибка 0,5%;
- наявність інтерфейсу I2C для комунікації з іншими пристроями системи;
- широкий діапазон робочих температур: від -40° до $+125^{\circ}$ С;
- мініатюрний корпус SSOP-16 (розміри менше 9×7 мм).

4.1.3 Структура та алгоритм функціонування частотного аналізатора імпедансу

Перетворювач AD 5933 можна використовувати для побудови комп'ютерних систем імпедансної спектроскопії. Структурна схема такої системи наведена на рис. 4.1.3.1.

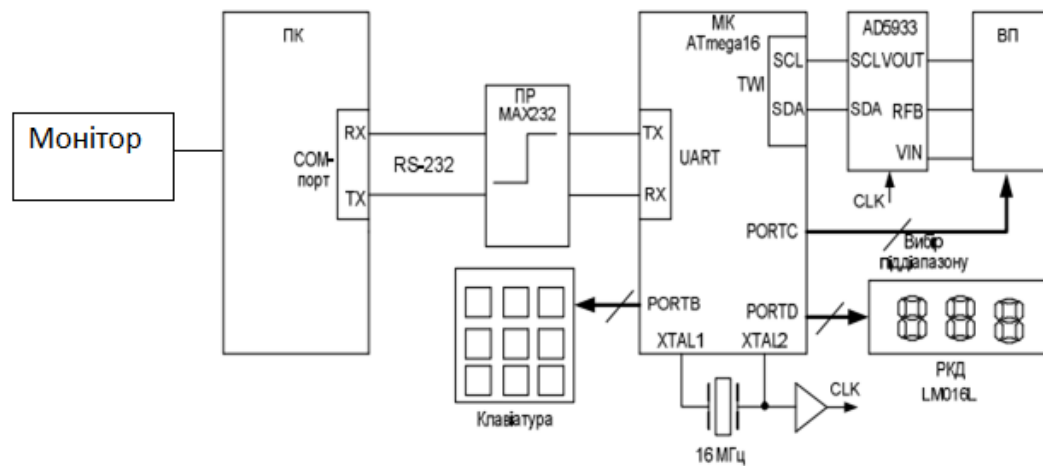


Рисунок 4.1.3.1 – Структурна схема комп'ютерної системи імпедансної спектроскопії

Комп'ютерна система імпедансної спектроскопії складається з 8-розрядного мікроконтролера (МК) ATmega16 фірми Atmel, який зв'язується з персональним комп'ютером (ПК) через інтерфейс RS-232, керує мікросхемою перетворювача AD5933, надає електронні ключі для вибору піддіапазону вимірювання, а також обчислення результатів вимірювання і виконання сервісних функцій.

Вимірювальний перетворювач (ВП) гарантує, що результати вимірювань є інваріантними до паразитного імпедансу вхідного кабелю та впливу електронних ключів, які перемикають вимірювальний піддіапазон.

Мікроконтролер зв'язується з ПК через вбудований модуль USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter), і з мікросхемою

AD5933 через вбудований двопровідний інтерфейс TWI (Two Wire Interface), що є повним аналогом інтерфейсу I2C. Програма користувача з комп'ютера вибирає режим роботи мікросхеми AD5933 і встановлює наступні параметри: початкова частота, крок сканування частотного діапазону та кількість точок частотної характеристики для спектрального аналізу параметрів імпедансу, зсув вихідного тестового сигналу, коефіцієнт підсилення масштабувального підсилювача, вмикання/вимикання режиму сканування тощо.

Отримавши відповідну команду, мікроконтролер записує необхідне значення у внутрішній реєстр керування AD5933. Комп'ютер також відповідає за візуалізацію результатів вимірювань.

Мікросхема перетворювача рівня MAX202CSE використовується для узгодження рівнів напруги мікроконтролера та інтерфейсу RS-232.

Виводи SCL і SDA мікроконтролера мають внутрішні підтягуючі резистори, тому зовнішні резистори, необхідні відповідно до специфікації інтерфейсу I2C, можуть бути відкинуті.

Тактова частота мікроконтролера і мікросхеми перетворювача імпедансу AD5933 задається за допомогою спільного джерела – кварцового резонатора на 16 МГц.

Інформація про поточний режим роботи системи контролю імпедансу та отримані результати відображаються на 16-розрядному дворядковому рідкокристалічному дисплеї (РКД) LM016L.

Великий обсяг внутрішньої пам'яті програм і даних в мікроконтролері ATmega16 дозволяє використовувати для програмування компілятор CodeVision AVR.

У флеш-пам'яті мікроконтролера зберігаються значення калібрувальних коефіцієнтів, отриманих для взірцевих резисторів RO з номіналами 100 Ом, 1 кОм, 10 кОм, 100 кОм, 1 МОм для кожного з піддіапазонів.

Калібрувальні коефіцієнти формуються шляхом калібрування перетворювача AD5933 в одній точці в кожному піддіапазоні частот від 1 кГц до 100 кГц із кроком 1 кГц.

Варто зазначити, використання цифрових потенціометрів (тримерів) є перспективним для автоматизації калібрування.

Наприклад, мікросхема від AD5241 фірми Analog Devices пропонує вибіркоду з 256 дискретних значень резистора з точністю 0,1% при максимальному значенні 1 МОм.

Збільшення кількості точок калібрування дозволяє точніше визначати калібрувальні коефіцієнти у всьому діапазоні вимірювань, покращуючи таким чином метрологічні характеристики комп'ютерних систем імпедансної спектроскопії.

Висновки до розділу: таким чином на основі розглянутих первинних перетворювачів, методів і засобів спектральної залежності імпедансу було побудовано наступну структурну схему. Для реалізації базового блоку було обрано мікросхему AD5933.

Мікросхема AD5933 дає можливість здійснювати цифровий синтез ортогональних гармонічних сигналів в широкому частотному діапазоні та вимірювати фазові квадратурні складові за допомогою дискретного перетворення Фур'є, що відкриває нові перспективи для побудови недорогих портативних вимірювачів імпедансу.

Разом з тим, таким перетворювачам притаманні недоліки, які викликані через очевидні схемотехнічні обмеження аналогової частини, а також через недостатню документованість низких параметрів вимірювального імпедансу. Точність вимірювальних пристроїв на основі перетворювача AD5933 можна значно підвищити, модифікувавши зовнішню аналогову вимірювальну схему.

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

Спектральну залежність імпедансу біологічних тканин в медичній діагностиці приведені в додатку Д.

ВИСНОВКИ

У даній кваліфікаційній роботі проведені дослідження по удосконаленню методики та засобів імпульсної імпедансометрії.

Для досягнення мети необхідно вирішити наступні задачі:

1. В результаті аналітичного огляду підтверджено перспективність використання методик та засобів для медичної діагностики, які відтворюють частотну залежність імпедансу біологічних структур. Така діагностика необхідна для трансплантології, дерматології, косметології, клінічних медичних аналізів.

2. Розглянуті та проаналізовані фізико-математичні моделі дисперсних біорідин, біотканин організму людини та окремих ділянок тіла. Електричні моделі включають резистивно-ємнісні елементи, комплексний опір яких пов'язаний з нормативним чи патологічним станом об'єкту.

3. Для отримання частотних залежностей імпедансу біотканин запропонована імпульсна методика вимірювання. Спектральні характеристики електричного імпульсу зондування відповідають інформативному спектру для біотканин, і лежить в діапазоні від одиниць кГц до одиниць МГц. Запропоновані методики розрахунку передатної функції процедури вимірювання.

4. Розроблені структурні схеми для двохелектродних іюімпедансометрів, призначених для діагностування біологічних рідин та дисперсних середовищ; чотирьохелектродний біоімпедансометр для визначення спектральних характеристик імпедансу за допомогою поверхневих вимірювань (шкірний покрив, слизові оболонки). Запропоновані технічні рішення дозволяють скоротити час отримання діагностичного результату або покращити статистичний аналіз діагностики при багатократних вимірюваннях.

Базовим елементом цих пристроїв є спеціалізована інтегральна мікросхема AD5933, що дає можливість здійснювати цифровий синтез ортогональних гармонічних сигналів в широкому частотному діапазоні та вимірювати фазові квадратурні складові за допомогою дискретного перетворення Фур'є, що

відкриває нові перспективи в діагностичній медицині в побудові недорогих портативних вимірювачів частотної залежності імпедансу.

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. Антонюк О. Загальна характеристика оптичних та електричних методів фізико-хімії в медицині Антонюк О.О., Походило Є.В. //Інформаційно-вимірювальні технології, технічне регулювання та менеджмент якості: збірник праць II наук.-практ. конф., (17 листопада 2011 р., м. Одеса). – Одеса, 2011. – С. 190-192.
3. Пат. 2196504 Российская Федерация, МПК А61В5/053. Устройство для измерения активной и емкостной составляющих импеданса биологических тканей [Электронный ресурс] / Ефремов А. В, Ибрагимов Р. Р., Манвелидзе Р. А., Леонтьев В. Т., Булатецкий К. Г., Колонда Г. Г., Тарасов Е. В., Ибрагимов Р. Ш.; заявитель и патентообладатель Новосибирская государственная медицинская академия. – №2000117324/14; заявл. 28.06.2000; опубл. 20.01.2003. – Режим доступа: <http://www.findpatent.ru/patent/219/2196504.html> (15.11.2023)
4. Папоян С.П. Способ измерения составляющих комплексного сопротивления / С.П. Папоян // Изв. вузов. Приборостроение. – 1988. – Т. 31. – №5. – С.55-57.
5. Пат. 2366360 Российская Федерация, МПК А61В5/053. Устройство для измерения импеданса биологических тканей [Электронный ресурс] / Образцов С. А., Леонов С. Д. , Троицкий Ю. В., Федоров Г. Н.; заявитель и патентообладатель Гос. образ. учреждение высшего проф. образ. Смоленская гос. мед. академия федер. агентства по здравоох. и соц. развитию. – №2008110270/14; заявл. 17.03.2008; опубл. 17.03.2008. – Режим доступа: <http://www.findpatent.ru/patent/236/2366360.html> (23.11.2023)
6. 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.15.02.2005, Бюл.№2. – 6 с.: іл.

7. Пат. 2470580 Российская Федерация, МПК А61В5/053. Способ определения электрического сопротивления внутренних тканей участка тела биологического объекта и реоанализатор / Шаповалов В.В, Саввин В.В.; заявители и патентообладатели Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Санкт-Петербургский Государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И.Ульянова (Ленина)», Общество с ограниченной ответственностью «Интеллектуальные программные системы». - №2011123186/14; заявл. 08.06.2011; опубл. 27.12.2012, Бюл. №36. – 13 с.: ил.

8. Пат. 35735 Україна, МПК А61В 8/00 Пристрій для електродіагностики стану та якості кісткової тканини / Березовський В.Я., Левашов М.І., Сафонов С.Л.; заявник і патентовласник Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАНУ. - № u200714676; заявл. 25.12.2007; опубл.10.10.2008, Бюл.№19. – 6 с.: іл. Пат. 2432900 Российская Федерация, МПК А61В5/05, А61В5/053. Многочастотный измеритель биоимпеданса / Белозеров О.И., Алексеенко В.А., Филист С.А., Зубков А.С, Кузьмин А.А. , Кассим К.Д.А., Крупчатников Р.А; заявитель и патентообладатель Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования Курский государственный технический университет. - №2009143290/14; заявл. 02.02.2010; опубл. 10.11.2011, Бюл. №31. – 11 с.: ил.

9. 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: <https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf?docId=WO2015063360> (29.11.2023)

10. Пат. EP1754441, IPC А61В5/04, А61В5/053 Germany. Method and apparatus for digital demodulation in the measurement of electrical bioimpedance or bioadmittance / Osypka M., Gersing E.; Заявник і патентовласник: Osypka

Medical GmbH. - № 05017871.4; заявл. 17.08.2005; опубл. 21.02.2007, Бул. №2007/08. – 43 р.: ил.

11. 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 (IJAIEM). – 2014. – Vol. 3, № 2. – P. 92–96.

12. 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.

13. Janaway R.C. Decomposition of human remains / R.C. Janaway, S.L. Percival, A.S. Wilson // Microbiology and Aging: Clinical Manifestations [Электронный ресурс]. – P.313-334.

14. Гавриляк В.В. Дослідження біофізичних характеристик кератину волоса людини методом імпедансної спектроскопії / В.В. Гавриляк, О.С. Яремкевич // Вісник проблем біології і медицини. – 2014. – №1 (106). – С.208-211.

15. Barsoukov E. Impedance Spectroscopy: Theory, Experiment, and Applications / E. Barsoukov, J. R. Macdonald. - Wiley-Interscience, 2005. – P. 541–581. DOI: 10.1002/0471716243.refs.

16. Wang J. Development of forearm impedance plethysmography for the minimally invasive monitoring of cardiac pumping function / J. Wang, Wei-Chih Hu, Tsia r Kao, Chun-Peng Liu, Shih-Kai Li // Biomedical Science and Engineering. – 2011. – №4. – P.122-129

17. Holder D.S. Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications / D.S. Holder. – Bristol: Institute of Physics Publishing, 2004. – 456 p.

18. Смирнов А.В. Методы и аппаратура электроимпедансной спектроскопии / А.В Смирнов, А.А. Цветков, С.А. Туйкин // Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы: материалы VIII научно-практ. конф., (22 марта 2006 г., г. Москва) / АО НТЦ «МЕДАСС». – Москва, 2006. – С. 26–30.

19. Григорчак І.І. Імпедансна спектроскопія: навч. посіб. / І.І. Григорчак, Г. В. Понеділок. – Львів : Вид-во Львівської політехніки, 2011. – 352 с.
20. Московец О.Н. Оценка состояния тканей пародонта методом биоимпедансной спектроскопии / О.Н. Московец, Д.В. Николаев // Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы: материалы VII научно-практ. конф., (23 марта 2005 г., г. Москва) / АО НТЦ «МЕДАСС». – Москва, 2006. – С. 67–69.
21. 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.
22. 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.
23. Технічні характеристики комплексу РЕОКОМ. Інтернет ресурс «xaimedica.com». Режим доступу: <https://xaimedica.com/ua/download.php?ver=3.5.707.12100> (05.12.2023)
24. Промович Ю. Синтез структури електроімпедансного томографа / Ю. Промович, В. Забитівський // Вісник ТНТУ. – 2010. –Т. 15. – № 3. – С.111-118.
25. Промович Ю.Б. Мінімізація систематичної похибки мірювання електроімпедансного томографа / Ю.Б. Промович // Вісник Хмельницького національного університету. – 2010. – Т. 3. – С.247–250.
26. Технічні характеристики ЕИВЛ Dräger PulmoVista® 500 ICU. Інтернет ресурс «draeger.com». Режим доступу: https://www.draeger.com/en_me/Products/PulmoVista-500 (12.12.2023)
27. 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.

28. 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.
29. 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.
30. Schwan H. P. Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. [Текст]/ Foster K. R., Schwan H. P. *HCRC Crit. Rev. Biomed. Eng.* 1989; 17(1):25-104.
31. Калакутский, Л.И. Моделирование биоэлектрического импеданса методом синтеза эквивалентных схем замещения [Текст]/ Л.И. Калакутский, С.А. Акулов//*Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*. - 2007. - № 7. - С. 33-37.
32. Федотов А.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов / А.А. Федотов, С.А. Акулов.– М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. – 275 с.
33. Герасим М. Р. Математичне моделювання складових адмітансу контактних первинних перетворювачів / М. Р. Герасим, Є. В. Походило // *Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. – 2013. – №751. – С. 193–198.
34. Herasym M. Invariant Transducers of Capacitive Sensor Parameters into Voltage / M. Herasym, Y. Pokhodylo // *Eastern European journal of Enterprise Technologies*. – 2014. – № 2/9 (68). – P. 28–32.
35. Походило Є.В. Імітансний контроль якості: [моногр.] / Є.В. Походило, П.Г. Столярчук. – Львів: Видавництво львівської політехніки, 2012. – 164 с.
36. Пат. 82186 Україна, МПК А61В 5/00, А61К 50/00. Біоімпедансний апарат для неінвазивної діагностики стану кісткової тканини людини / Березовський В.Я., Левашов М.І., Сафонов С.Л.; заявник і патентовласник Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАНУ. – №u201301158; заявл. 31.01.2013; опубл.25.07.2013, Бюл.№14. – 3 с.: іл.

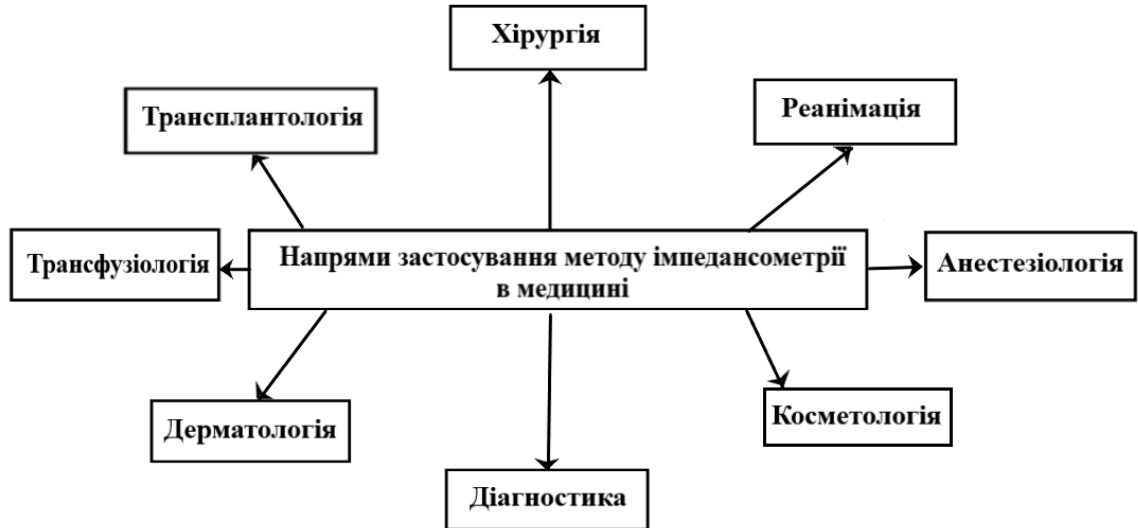
37. Федотов А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
38. Антонюк О. Дослідження об'єктів кваліметрії неелектричної природи як дипольників / О. Антонюк, Є. Походило // Україна у європейському просторі. Проблеми бізнесу, політики, права: тези доповідей VI Міжнар. наук.-практ. конф., (29-30 квітня 2010 р., м. Львів). – Львів, 2010. – С. 88-89.
39. Антонюк О. Вимірювання параметрів імпедансу живих тканин з відомими схемами заміщення / О. Антонюк, М. Довгань, Є. Походило // Вимірювальна техніка та метрологія. – 2014. – №75. – С. 69-72.
40. 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.
41. Grimnes S. Bioimpedance and Bioelectricity Basics / S. Grimnes, O.G. Martinsen – San Diego, CA: Academic Press, 2000. – 749 p.
42. Пат. 28467 Україна, МПК А61В 5/05, G01R27/00. Електричний спосіб вимірювання параметрів імпедансу біоб'єктів / Воробець Н.Г., Мотузишин В.Л., Мотузишин Г.М. – №97031534; заявл. 24.03.1997; опубл.16.10.2000, Бюл.№5. – 3 с.: іл.
43. Datasheet AD5933 pdf, Analog Devices, 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer. Режим доступу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5933.pdf> (03.01.2024)
44. Brennan S. Measuring a Loudspeaker Impedance Profile Using the AD5933. Application Note 843. Режим доступу: http://www.analog.com/UploadedFiles/Application_Notes/236037846AN_843.pdf (07.01.2024)
45. Ершов М. Реализация измерителя импеданса на основе дискретного преобразования Фурье // Схемотехника. – 2021. – № 3. – С. 6–10.

46. Офіційний сайт компанії Analog Devices [Електронний ресурс] – Режим доступу: <http://www.analog.com/ru/rfif-components/direct-digital-synthesis-dds/ad5933/products/product.html> (11.01.2024).

47. Образцов С. , Троицкий Ю. Прецизионный конвертор импеданса AD5933 //Современная электроника. – 2009, №9. С.12-15.

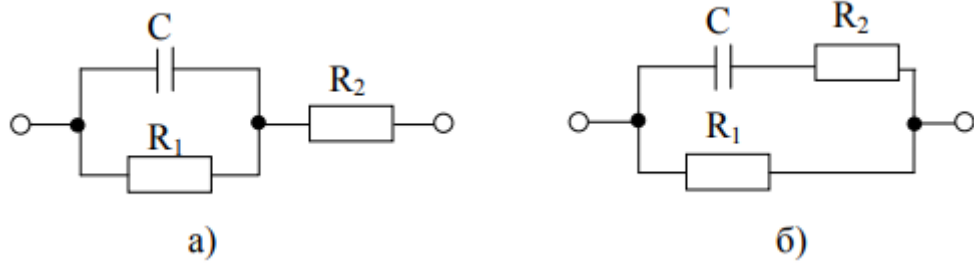
ДОДАТОК А

Поширені методи біоімпедансної медичної діагностики



ДОДАТОК Б

Моделі імпедансу біотканин для імпульсної методики



Електричні схеми заміщення біологічних тканин

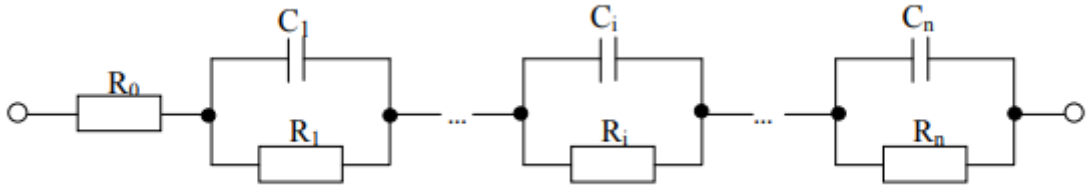
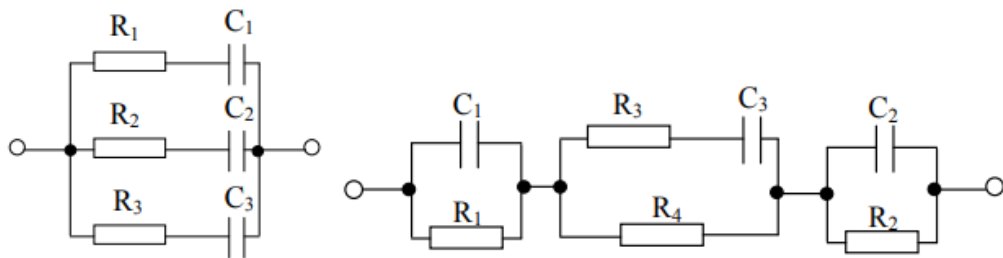
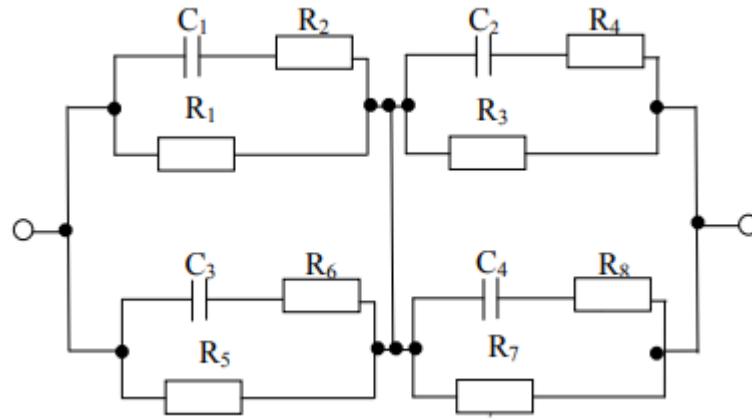


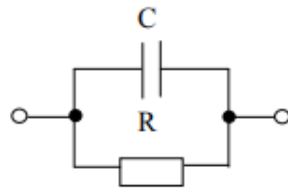
Схема заміщення вимірювання імпедансу проб крові



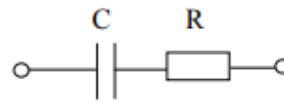
Схеми заміщення крові



Електричні схеми заміщення тканин з двома неоднорідностями



а)

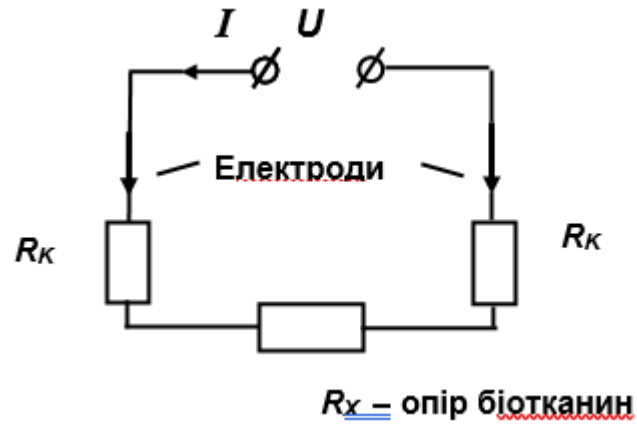


б)

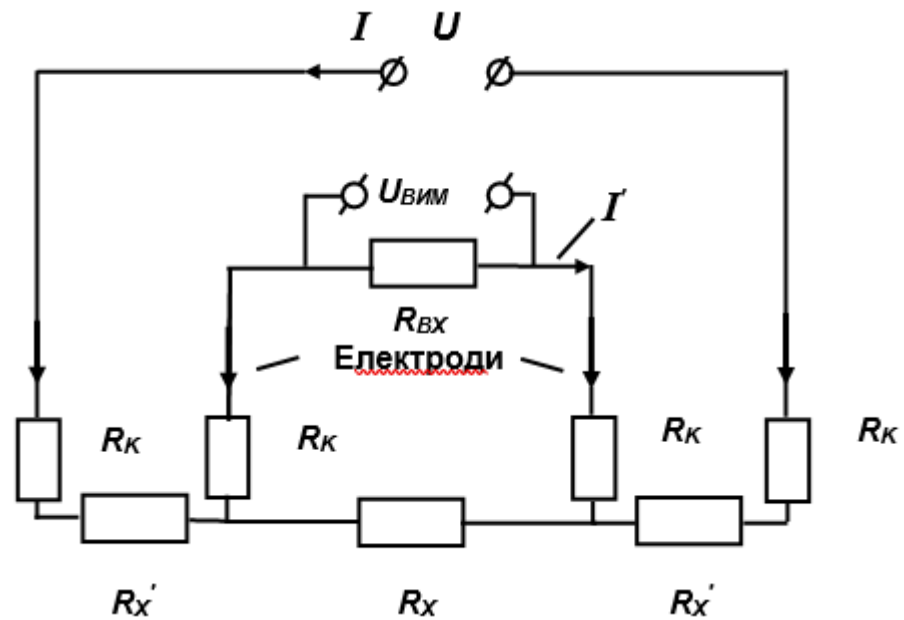
Електричні схеми заміщення різних шарів біологічних тканин

ДОДАТОК В

Схеми вимірювальних перетворювачів «імпеданс-напруга» для визначення спектральних характеристик



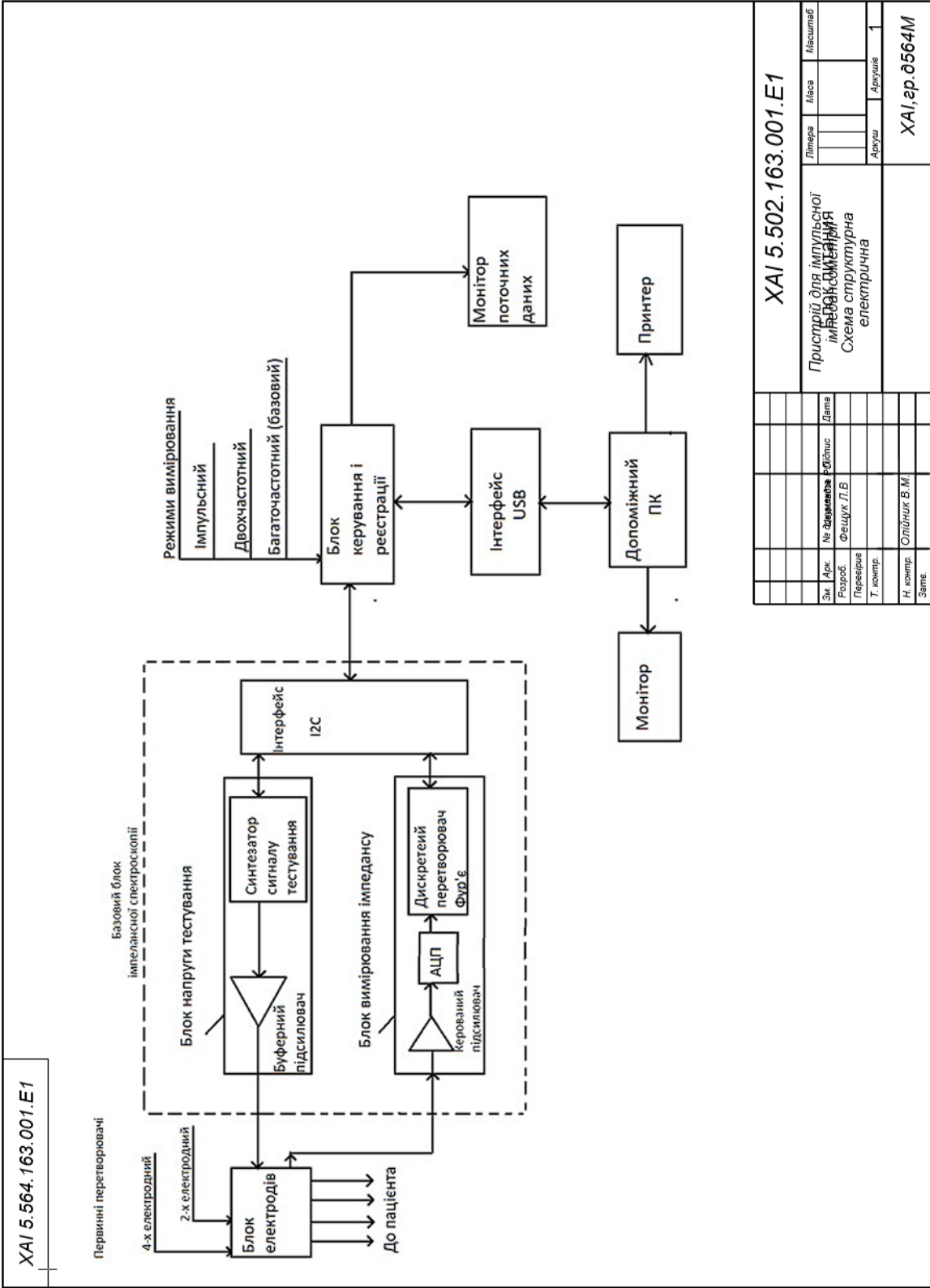
Еквівалентна схема двоелектродного вимірювання електричного імпедансу



Еквівалентна схема чотириелектродного вимірювання електричного імпедансу

ДОДАТОК Г

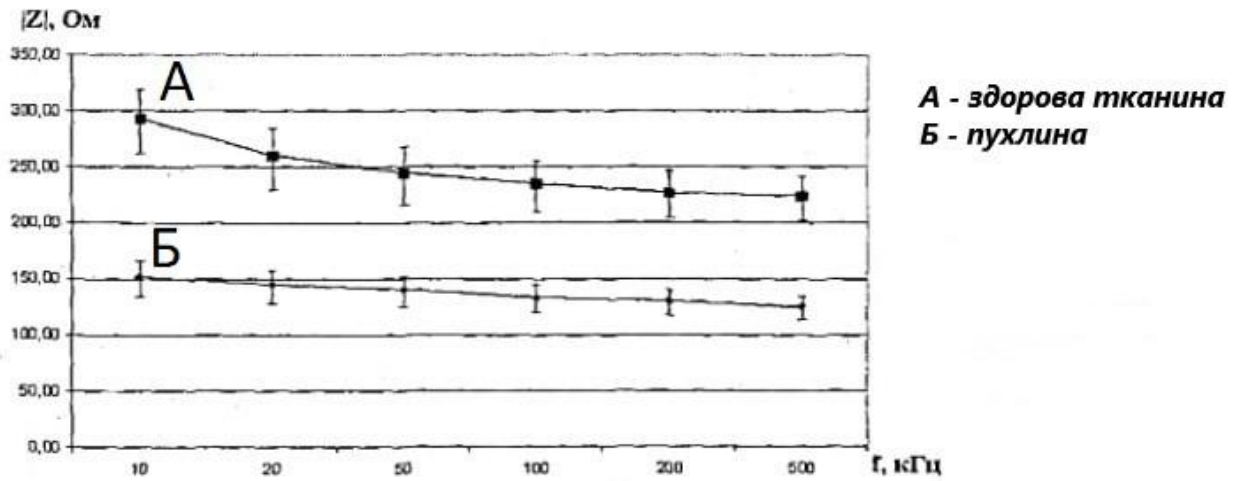
Структурна схема пристрою для імпульсної
біоімпедансної спектроскопії



ДОДАТОК Д

Приклади використання частотних залежностей імпедансу біотканин в
медичній діагностиці

Частотна залежність середнього значення модуля імпедансу здорової та
пухлинної тканин органу (при вимірі з боку слизової оболонки шлунка)



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

