

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЛЬВІВСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»

Антонюк Олена Олександрівна



УДК 621.317.39

**ВДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ІМПЕДАНСОМЕТРІЇ ДЛЯ
ДОСЛІДЖЕННЯ ТКАНИН ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ**

05.01.02 – стандартизація, сертифікація та метрологічне забезпечення

Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Львів – 2016

Дисертацією є рукопис

Робота виконана у Національному університеті «Львівська політехніка»
Міністерства освіти і науки України

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор
Походило Євген Володимирович,
професор кафедри «Метрологія, стандартизація та
сертифікація» Національного університету «Львівська
політехніка»
м. Львів

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор
Середюк Орест Євгенович,
завідувач кафедри «Методи та прилади контролю
якості і сертифікації продукції» Івано-Франківського
національного технічного університету нафти і газу
м. Івано-Франківськ

кандидат технічних наук, доцент
Рудик Юрій Іванович,
головний науковий співробітник відділу організації
науково-дослідної діяльності Львівського державного
університету безпеки життєдіяльності
м. Львів

Захист відбудеться «26» грудня 2016 року о 12⁰⁰ годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 35.052.21 у Національному університеті «Львівська політехніка» (79013, Львів-13, вул. С.Бандери, 28а, ауд. 713 п'ятого навчального корпусу).

З дисертацією можна ознайомитися у бібліотеці Національного університету «Львівська політехніка» (79013, Львів, вул. Професорська, 1)

Автореферат розісланий «25» листопада 2016 р.

Учений секретар спеціалізованої
вченої ради, д.т.н., доцент



Т.З. Бубела

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Впровадження методів та засобів вимірювання в медичну галузь забезпечує оперативність та об'єктивність оцінювання широкого спектру морфологічних і фізіологічних параметрів організму, експрес-діагностики функціонування організму людини та виявлення патологій. Одним із таких методів є імпедансометрія. Цей метод набув сьогодні широкої популярності у медицині, адже має практичне різноманітне застосування. Об'єктами науково-медичних досліджень при цьому є як весь організм людини, так і його окремі ділянки. На підставі дослідження електричного імпедансу різних ділянок організму людини з'являється можливість об'єктивного оцінювання значення серцевого викиду, кровонаповнення судин, об'ємів водних просторів та секторів, тощо. Оскільки параметри імпедансу можуть істотно змінюватися під впливом зовнішніх і внутрішніх патофізіологічних, фізіологічних факторів, то це дозволяє використовувати імпедансометрію для оцінювання стану органів і систем організму при різних захворюваннях та фізіологічних станах. Сьогодні відомий ряд теоретичних і практичних розробок подібного призначення, що дозволяють фіксувати різні показники електрофізіологічної активності і вже застосовуються для діагностування різних захворювань нейродерматологічного, неврологічного та іншого характеру.

Відповідно до особливостей досліджуваного об'єкта існують різні способи реалізації імпедансного методу. Проте рівень інформативності таких вимірювань залежить від прийнятого частотного діапазону досліджень, впливу неінформативних параметрів, під'єднання електродів, рівня та форми тестового сигналу, вибраних параметрів імпедансу біологічних об'єктів. Однак при цьому через недотримання уніфікованих режимів роботи та схем під'єднання, через використання різних інформативних параметрів та частотного діапазону отримані результати таких вимірювань є різними. Важливо зауважити також і те, що різноманітність об'єкта дослідження ставить відповідні вимоги до засобів вимірювання, це стосується як різновидності первинних перетворювачів, так і електричних еквівалентних схем заміщення, якими подаються тканини організму людини, а також забезпечення інваріантності результатів вимірювання до різного роду неінформативних параметрів.

Саме тому актуальним є детальний аналіз особливостей методу імпедансометрії в медицині та вдосконалення технічної складової його метрологічного забезпечення.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами

Тема дисертаційної роботи відповідає науковому напрямку кафедри метрології, стандартизації та сертифікації. Робота виконана в межах науково-дослідних робіт: «Розвиток метрологічного забезпечення вимірювань електрофізичних параметрів об'єктів кваліметрії» (номер державної реєстрації №0113U005290) з 01.01.2013 р., «Вдосконалення перетворювачів сонячної енергії та методів і засобів їх випробувань» (номер державної реєстрації №0113U003182)

з 01.01.2012 р. до 31.12.2014 р.; у виконанні яких аспірантка брала участь як виконавець.

Мета і завдання дослідження:

Метою роботи є вдосконалення методів та засобів імпедансометрії для локалізації вимірювальних ділянок тканин організму людини та уніфікації вимірювань параметрів їхнього імітансу.

Для досягнення необхідної мети необхідно виконати такі завдання:

- провести аналіз методів та засобів вимірювання параметрів імітансу тканин організму людини, а також встановити проблеми, які виникають під час вимірювань;
- запропонувати методи дослідження тканин організму людини з відомими та невідомим схемами заміщення;
- оцінити похибки вимірювання параметрів елементів схем заміщення тканин організму людини в частотному діапазоні;
- проаналізувати вплив приелектродного імпедансу на результат вимірювання складових інформативного імпедансу;
- проаналізувати особливості приєднання сенсорів до тканин організму людини та проаналізувати методи зменшення впливу неінформативного приелектродного імпедансу на результат вимірювання;
- вдосконалити метод, що забезпечуватиме локалізацію вимірювань та розробити структуру вимірювального перетворювача, що забезпечуватиме інваріантність результату до неінформативних імпедансів;
- проаналізувати способи побудови засобів прямого та опосередкованого вимірювання активної та реактивної складових імпедансу та адмітансу та розробити засіб вимірювання параметрів імітансу;
- провести експериментальні дослідження параметрів імітансу тканин організму людини в частотному діапазоні.

Об'єкт дослідження: параметри імітансу тканин організму людини.

Предмет дослідження: методи та засоби дослідження тканин організму людини, що ґрунтуються на вимірюванні параметрів електричного імітансу.

Методи дослідження. У дисертації використано основи теорії електричних кіл та сигналів, біофізики, зокрема імітансний метод – досліджувалися еквівалентні схеми заміщення тканин організму людини; вимірювальної техніки та електротехніки – досліджувалися способи приєднання електродів та способи реалізації засобів вимірювання параметрів імітансу; застосовувалися методи математичного та імітаційного моделювання для дослідження математичних моделей еквівалентних схем заміщення тканин організму людини. Експериментальні дослідження проводилися за допомогою лабораторних пристроїв, сучасних вимірювальних приладів та стандартних методик.

Наукова новизна одержаних результатів. У роботі отримані наступні наукові результати:

1. Вперше запропоновано метод локалізації вимірювальної ділянки тканини організму людини, який полягає в тому, що використовується чотириелектродне під'єднання сенсора з охоронним електродом, а потенціальні електроди зі сталою

відстанню переміщують або її змінюють у межах міжелектродної відстані струмових електродів.

2. Вперше отримано аналітичні вирази методичних похибок вимірювання параметрів елементів схем заміщення тканин організму людини, з використанням для цього складових імпедансу та адмітансу таких схем на вибраній частоті та за умов $\omega \rightarrow 0$, $\omega \rightarrow \infty$, що дає змогу оцінити похибку на будь-якій частоті або вибрати частоту для заданої похибки.

3. За отриманими результатами моделювання математичних моделей двоелектродного ємнісного сенсора виявлено, що реактивна складова імпедансу приймає екстремальне значення на частоті, яка пропорційна параметрам приелектродного імпедансу, що може бути використано для ідентифікації біологічних об'єктів за реактивними складовими з урахуванням площі електродів та ємності об'єкта.

4. Розроблено структуру нового вимірювального перетворювача на основі перетворення «імпеданс-напруга» з п'ятиелектродним сенсором для засобів діагностування стану біологічних об'єктів, що забезпечує інваріантність результату до неінформативних імпедансів (приелектродних, поверхневих та меридіанних імпедансів).

Практичне значення одержаних результатів:

1. Реалізація запропонованого способу вимірювання імпедансу за п'ятиелектродною схемою під'єднання двостороннього сенсора забезпечує вимірювання складових імпедансу ділянки тканини заданого об'єму, тобто можна отримати питомі значення імпедансу тканин різного виду.

2. Спосіб локалізації ділянки дає змогу досліджувати будь-яку тканину чи орган людського організму, діагностувати відхилення параметрів від норми чи різні патології.

3. За отриманими аналітичними виразами похибок можна розрахувати методичну похибку для вибраної частоти, а також вибрати частоту для забезпечення заданої похибки вимірювання параметрів елементів схем заміщення.

4. Частота, на якій реактивна складова адмітансу має екстремальне значення, може бути використана як інформативний параметр для ідентифікації біологічних об'єктів.

5. За результатами теоретичних досліджень розроблено структурну схему пристрою вимірювання активної та реактивної складових імпедансу біологічних тканин з прямим перетворенням, що забезпечує режим заданого струму, інваріантність результату вимірювання до приелектродного імпедансу та напруги тестового сигналу.

Основні результати роботи використовуються у навчальному процесі за спеціалізацією «Метрологічне забезпечення випробувань та якості продукції» при вивченні дисциплін: «Вимірювальний контроль якості», «Методи та засоби вимірювання, випробування та контролю».

Особистий внесок здобувача. У дисертації використані авторські розробки, ідеї та дослідження, що знайшли відображення в наукових працях, публікаціях, виступах на конференціях, у розробці та практичному впровадженні

яких автор брала безпосередню участь. Зокрема: [1] – запропоновано варіанти реалізації вимірювань складових імпедансу біологічних об'єктів, що може бути основою для побудови вимірювальних засобів як з використанням серійних приладів, так і спеціалізованих засобів; [2] – запропоновано методи знаходження елементів еквівалентних схем заміщення біологічних об'єктів.; [3] – запропоновано спосіб вимірювання імпедансу ділянки тканини організму людини. Запропоновано структури вимірювальних перетворювачів «імпеданс-напруга» для засобів діагностування стану біологічних об'єктів; [4] – промодельовано методичні похибки вимірювання параметрів еквівалентних схем заміщення біологічних тканин; [5] – класифіковано інформацію щодо сфери та особливостей використання біоімпедансометрії в медицині (вибору частотних діапазонів, еквівалентних схем заміщення, методи біоімпедансного аналізу залежно від різних схем приєднання електродів); [6] – запропоновано алгоритм дослідження біологічних об'єктів з невідомими схемами заміщення; [7] – запропоновано алгоритм дослідження об'єктів неелектричної природи як двополюсників у колі змінного струму; [9] – проаналізовано використання оптичних та електричних методів фізико-хімічних вимірювань у медицині; [10] – запропоновано порядок визначення характеристик двополюсників, якими подаються об'єкти неелектричної природи з метою одержання їх електричної моделі.; [12] – проаналізовано ефективність застосування імітансного методу та визначення особливостей його проведення у сфері медицини, опрацьовано експериментальні дослідження; [13] – запропоновано способи дослідження біологічних тканин; [14] – проаналізовано діапазони частот, що використовуються під час дослідження біологічних об'єктів, охарактеризовано системи «електрод-об'єкт», проаналізовано особливості дослідження об'єктів біологічної природи з відомими та невідомими схемами заміщення; [15] – опрацьовано експериментальні дослідження вимірювання активної та реактивної складової адмітансу за методом регіональної та локальної імпедансометрії на ділянках руки тіла людини; [16] – отримано аналітичні вирази для оцінювання похибок вимірювання RC-параметрів елементів схем заміщення біологічних об'єктів; [17] – вдосконалено пристрій вимірювання параметрів імітансу біологічних тканин; [18] – проаналізовано особливості використання неінвазивних сенсорів для імпедансометрії біологічних об'єктів та визначено фактори, що зумовлюють вплив на результат вимірювання параметрів імітансу; [19] – запропоновано способи вимірювання параметрів імітансу з метою контролю психофізіологічного стану працівників, що ґрунтуються на використанні серійних засобів різного призначення та спеціалізованих засобів; [20] – визначено напрями удосконалення методу біоімпедансометрії шляхом аналізу особливостей застосування цього методу та засобів його реалізації. Роботи [8, 11] виконанні без співавторів.

Апробація результатів роботи. Основні положення і результати роботи доповідались та пройшли апробацію на всеукраїнських та міжнародних науково-технічних конференціях: Україна у європейському просторі. Проблеми бізнесу, політики, права: VI Міжнар. наук. - практ. конференція, Львівський університет бізнесу та права, 29-30 квітня 2010 р., тип доповіді – стендова; Друга науково-

практична конференція «Інформаційно-вимірювальні технології, технічне регулювання та менеджмент якості», Одеська державна академія технічного регулювання та якості, 17 листопада 2011 р., тип доповіді – стендова; I Міжнародна конференція з автоматичного управління та інформаційних технологій «ICASIT - 2011», Національний університет «Львівська політехніка», 15-17 грудня 2011 р., тип доповіді – усна; II науково-практична конференція молодих науковців і студентів «Інформаційно-вимірювальні технології, технічне регулювання та менеджмент якості», Одеська державна академія технічного регулювання та якості, 30-31 травня 2011 р., тип доповіді – стендова; IX Міжнародна науково-технічна конференція «Методи і засоби вимірювань фізичних величин» – «Температура-2012», Національний університет «Львівська політехніка», 25-28 вересня 2012 р., тип доповіді – стендова; Міжнародна науково-практична конференція «Управління якістю в освіті та промисловості: досвід, проблеми та перспективи», Національний університет «Львівська політехніка», 22-24 травня 2013 р., тип доповіді – усна; Міжнародна науково-технічна конференція «Системи 2013» – «Термографія і термометрія, метрологічне забезпечення вимірювань та випробувань», Національний університет «Львівська політехніка», 24-27 вересня 2013 р., тип доповіді – усна; IV Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених, аспірантів та студентів «Проблеми розвитку та впровадження систем управління якістю, стандартизації, сертифікації, метрології в регіонах України», Донецький національний технічний університет, 7-10 квітня 2014 р., тип доповіді – стендова; Всеукраїнська науково-технічна конференція молодих вчених у царині метрології «Technical Using of Measurement – 2015», Академія метрології України, 2-6 лютого 2015 р., тип доповіді – усна; II Міжнародна науково-практична конференція «Управління якістю в освіті та промисловості: досвід, проблеми та перспективи», Національний університет «Львівська політехніка», 28-30 травня 2015 р., тип доповіді – усна; III Міжнародна наукова конференція «Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах», 27-29 жовтня 2015 р., Вінницький національний технічний університет, тип доповіді – усна; IV Міжнародна науково-практична конференція «Метрологія, технічне регулювання та забезпечення якості», Одеська державна академія технічного регулювання та якості, 8-9 жовтня 2015 р., тип доповіді – стендова; Всеукраїнська науково-практична конференція студентів та молодих вчених «Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах», Харківський національний автомобільно-дорожній університет, 28-29 жовтня 2015 р., тип доповіді – стендова; Всеукраїнська науково-технічна конференція молодих вчених у царині метрології «Technical Using of Measurement – 2016», Академія метрології України, 1-5 лютого 2016 р., тип доповіді – усна.

Публікації. За темою дисертації опубліковано 20 наукових робіт, у тому числі 4 статті у наукових фахових виданнях України, 2 статті у наукових періодичних виданнях України, що входять до міжнародних наукометричних баз, 14 тез доповідей у збірниках конференцій та подано 2 патентні заявки на корисні моделі: №u201603911 (отримано рішення про видачу деклараційного патенту

№ 17279/ЗУ/16) та №u201603907 (отримано рішення про видачу деклараційного патенту № 17749/ЗУ/16).

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається з вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел зі 111 найменувань та 5 додатків, викладена на 156 сторінках друкованого тексту, у тому числі основний зміст дисертації представлений на 125 сторінках тексту, робота містить 51 рисунок.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У вступі відображено актуальність теми, сформульовано мету та основні задачі дослідження. Наведено зв'язок роботи із науковими програмами, планами, темами. Визначено наукову новизну отриманих результатів та їх практичну цінність. Представлено об'єкт, предмет та методи дослідження. Наведені дані про особистий внесок здобувача, апробацію та публікації результатів.

У першому розділі дисертації проведено аналіз сучасних досліджень тканин організму людини із використанням імітансного методу вимірювання. Зазначено, що тканини організму людини подаються як двополюсники у електричному колі змінного струму широкого частотного діапазону. Охарактеризовано суть імпедансного методу дослідження тканин організму людини та інформативні параметри, що використовуються під час реалізації цього методу. Проаналізовано частотні діапазони, що використовуються під час реалізації методу імпедансометрії та перелічено основні проблеми, що виникають під час вимірювань у частотному діапазоні. Охарактеризовано та проаналізовано різні технічні засоби реалізації вимірювань параметрів імітансу біологічних об'єктів, сформульовано їхні переваги та недоліки. Проаналізовано вимірювальні перетворювачі, що використовуються під час реалізації методу імпедансометрії, а також зазначено їхні переваги та недоліки, сформульовано проблеми їхнього використання під час дослідження різних тканин організму людини. Сформульовано напрями та завдання дослідження, які необхідно вирішити для вдосконалення технічної складової метрологічного забезпечення імітансних вимірювань.

У другому розділі проведено теоретичні дослідження електричних моделей первинних перетворювачів різного конструктивного виконання з урахуванням інформативних та неінформативних параметрів. Зазначено, що використання цих перетворювачів дозволяє здійснювати вимірювання імпедансу ділянки тканини, що містить як поверхневі, так і об'ємні розподілені імпеданси, які залежать від розмірів та виду ділянки організму людини. Запропоновано використати принцип вимірювання поверхневого та об'ємного опорів діелектриків для вимірювання імпедансу ділянки організму людини заданих розмірів, що дає змогу локалізувати вимірювання та покращити діагностування. Під локалізацією вимірювань параметрів імпедансу розуміється обмеження досліджуваної ділянки шляхом використання сенсорів різної конфігурації.

Для забезпечення інваріантності результату вимірювання до неінформативного імпедансу, зумовленого розходженням силових ліній

електричного поля у біологічному об'єкті, доцільно використовувати триелектродний сенсор (Рисунок 1 а) з електродами 1, 2 та охоронним електродом 3. Електрична схема заміщення такого сенсора з урахуванням різного роду імпедансів зображена на рисунку 1 б.

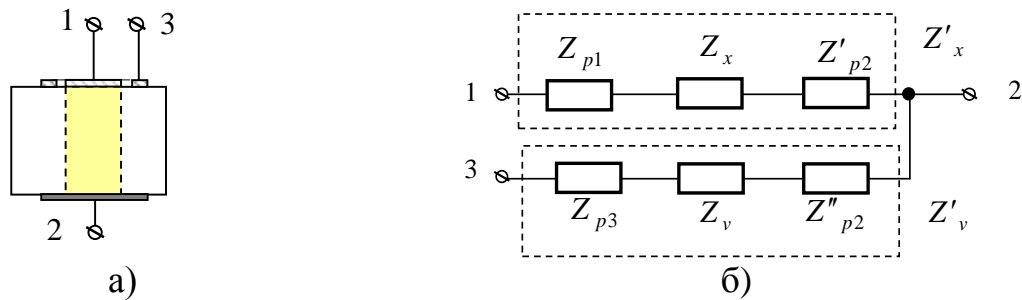


Рисунок 1 – Умовне зображення триелектродного сенсора з біологічним об'єктом та його схема заміщення

На рисунку 1 б $Z_{p1}, Z'_{p2}, Z''_{p2}$ та Z_{p3} – приелектродні імпеданси електродів 1, 2 та 3; Z_x – вимірюваний імпеданс ділянки тканини, об'єм якої визначається площею електрода 2 та відстанню між електродами 1 і 2; Z_v – неінформативний імпеданс, утворений об'ємним імпедансом (пропорційним площі електрода 3 та відстанню між ним та електродом 2), меридіанними та поверхневими імпедансами. Таким сенсором локалізується ділянка тканини заданого розміру з імпедансом Z'_x , усувається неінформативний імпеданс Z'_v , однак не усувається вплив приелектродних імпедансів Z_{p1}, Z'_{p2} .

Для усунення впливу приелектродних ефектів та кращої локалізації вимірювань запропоновано використовувати п'ятиелектродний сенсор. Умовне зображення такого п'ятиелектродного сенсора з двостороннім накладанням струмових електродів та відповідна схема заміщення наведені на рисунку 2.

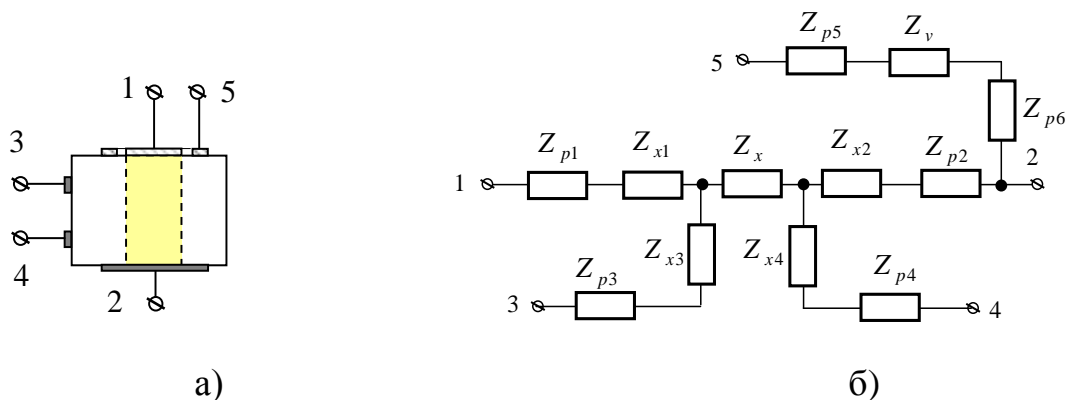


Рисунок 2 – Умовне зображення п'ятиелектродного сенсора з біологічним об'єктом та його схема заміщення

Сенсор (Рисунок 2 а) містить струмові 1, 2 та потенціальні 3, 4 електроди, а також охоронний електрод 5 струмового електрода 1. При цьому електрод 2 – це високопотенціальний електрод. На схемі заміщення (Рисунок 2 б) приелектродні імпеданси $Z_{p1}, Z_{p2}, Z_{p3}, Z_{p4}$ відповідають електродам 1, 2, 3, 4, імпеданси $Z_{x1},$

Z_{x2} – це частини тканин ділянки організму струмового кола, які обмежені відповідними струмовими та потенціальними електродами (1, 2 та 3, 4), вимірюваний імпеданс тканини Z_x , імпеданси Z_{x3} та Z_{x4} – частин тканин ділянки організму потенціального кола, приелектродні імпеданси Z_{p5} і Z_{p6} кола електрода 5, імпеданс Z_v , що являє собою поверхневий та меридіанний імпеданси, а також імпеданс між частиною високопотенціального електрода 2 та охоронним електродом 5. Всі зазначені на рисунку 2 б імпеданси, окрім імпедансу Z_x , є неінформативними, вплив яких необхідно вилучити. Одним із способів вилучення впливу імпедансів Z_v , Z_{p5} і Z_{p6} на результат вимірювання є забезпечення екіпотенціальності на електродах 1 та 5. У такому разі струм через імпеданс тканини проходить лише в межах площі електроду 1 (Рисунок 2 а). Імпеданси Z_{p1} та Z_{p2} при використанні тетраполярної схеми, як відомо, на результат не впливають. Вплив імпедансів Z_{p3} , Z_{p4} та Z_{x3} , Z_{x4} усувається використанням засобу вимірювання напруги з високоомним входом. Таким способом отримуємо імпеданс ділянки, яка визначається лише площею струмового електроду 1 та відстанню між потенціальними електродами. Вимірний імпеданс Z_x визначатиметься у даному разі відношенням напруги на потенціальних електродах 3, 4 до струму через електроди 1, 2, а також він не буде залежати від місця накладання потенціальних електродів, а лише від внутрішньої структури локалізованої ділянки тіла. Отже, локалізація ділянки тканини організму людини може здійснюватися зміною площі вимірювального електроду (струмовий електрод 1) та (або) зміною міжелектродної відстані потенціальних електродів 3, 4 або переміщенням на ділянці їхнього під'єднання. Таким способом можна вибрати будь-яку ділянку організму людини для діагностування, а також за локалізованим об'ємом та результатом вимірювання розрахувати питомий імпеданс. Це може бути як м'язова тканина, чи орган, так і кісткова тканина.

У цьому розділі також проаналізовано методи побудови вимірювальних перетворювачів щодо їхнього застосування для вимірювань імпедансу біологічних об'єктів. Зазначено, що для забезпечення вимірювання як параметрів імпедансу, так і параметрів адмітансу у широкому діапазоні частот та для можливості встановлення потрібних режимів вимірювання рекомендовано базуватися на методі з прямим перетворенням «імітанс-напруга».

У третьому розділі проведено теоретичні дослідження математичних моделей найпоширеніших еквівалентних схем заміщення тканин організму людини (Рисунок 3).

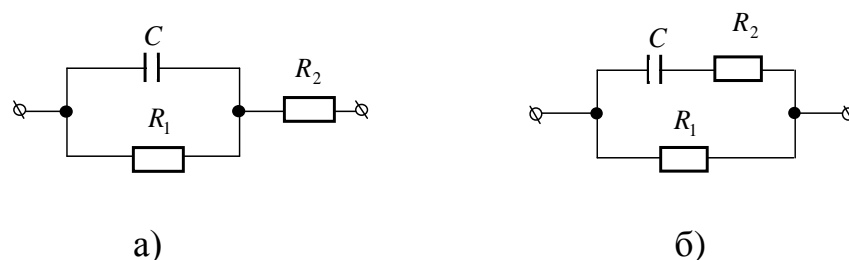


Рисунок 3 – Електричні схеми заміщення біологічних тканин

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 тканини.

Проаналізовано отримані математичні моделі, що описують на частоті ω тестового сигналу активні $\text{Re}(Z')$, $\text{Re}(Y')$ та реактивні $\text{Im}(Z')$, $\text{Im}(Y')$ складові імпедансу Z' та адмітансу Y' наведених на рисунку 3 схем.

Аналіз показав, що для першої схеми (Рисунок 3 а) доцільно вимірювати параметри імпедансу, а для другої схеми (Рисунок 3 б) – параметри адмітансу. Проте це можливе лише при забезпеченні інваріантності результату вимірювання до приелектродного імпедансу, який створюється контактом сенсора з об'єктом вимірювання. Як приклад, проаналізовано складові імпедансу для схеми на рисунку 3 а, а саме:

$$\text{Re}(Z') = \frac{R_1 + R_2 + \omega^2 C^2 R_1^2 R_2}{1 + \omega^2 C^2 R_1^2}, \quad (1)$$

$$\text{Im}(Z') = -\frac{\omega C R_1^2}{1 + \omega^2 C^2 R_1^2}. \quad (2)$$

За умови $\omega^2 C^2 R_1^2 \ll 1$ отримаємо наступні вирази для активної (1) та реактивної (2) складових імпедансу:

$$\text{Re}(Z')_{\omega \rightarrow 0} = R_1 + R_2, \quad (3)$$

$$\text{Im}(Z')_{\omega \rightarrow 0} = 0, \quad (4)$$

а за умови $\omega^2 C^2 R_1^2 \gg 1$

$$\text{Re}(Z')_{\omega \rightarrow \infty} = \frac{R_1 + R_2}{\omega^2 C^2 R_1^2} + R_2, \quad (5)$$

$$\text{Im}(Z')_{\omega \rightarrow \infty} = -\frac{1}{\omega C}. \quad (6)$$

Якщо забезпечити умову $\omega^2 C^2 R_1^2 \gg R_1 + R_2$, то активна складова визначатиметься як:

$$\text{Re}(Z')_{\omega \rightarrow \infty} = R_2. \quad (7)$$

Отже, аналіз активної та реактивної складових імпедансу за граничних умов показує, що за вимірюванням активної складової імпедансу на низьких частотах можна визначити суму опорів $R_1 + R_2$, на високих – опір R_2 і відповідно знайти опір R_1 . Значення параметра C можна знайти за результатом вимірювання реактивної складової імпедансу на високих частотах.

Отримано аналітичні вирази для знаходження активних та реактивних складових імпедансу з урахуванням приелектродного імпедансу (параметри R_p, C_p), а саме:

$$\operatorname{Re}(Z'_{1-2}) = \frac{2R_p}{1 + (\omega C_p R_p)^2} + \frac{R_1}{1 + (\omega C R_1)^2} + R_2, \quad (8)$$

$$\operatorname{Im}(Z'_{1-2}) = -\frac{2\omega C_p R_p^2}{1 + (\omega C_p R_p)^2} - \frac{\omega C R_1^2}{1 + (\omega C R_1)^2}. \quad (9)$$

Результати моделювання складових (8, 9) в низькочастотному діапазоні для різних значень приелектродної ємності та опору зображено на рисунку 4.

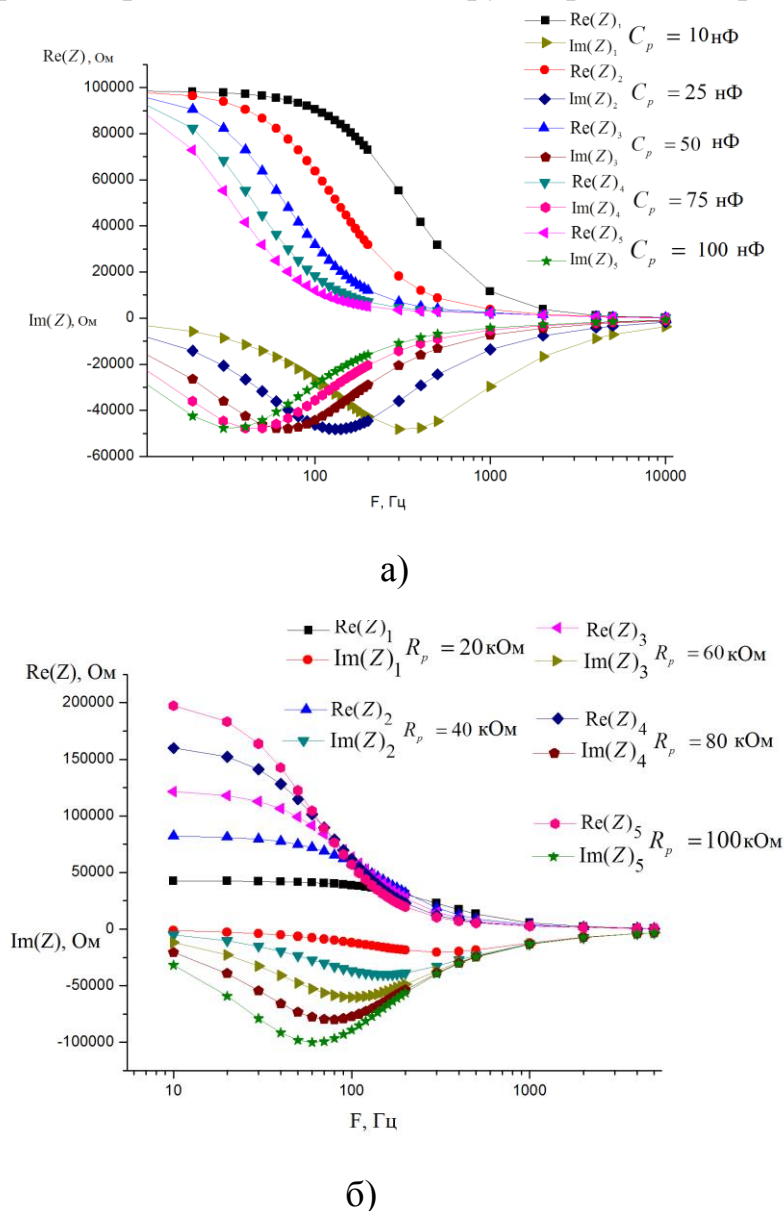


Рисунок 4 – Моделювання складових імпедансу при різних значеннях приелектродних ємності та опору

Як видно з рисунка 4 а, при збільшенні значення приелектродної ємності, екстремум кривої, що описує реактивну складову імпедансу зміщується у діапазон низьких частот. Аналогічно при збільшенні приелектродного опору, екстремум кривої для реактивної складової імпеданса зміщується у діапазон

низьких частот (Рисунок 4 б). Ця залежність спостерігається у діапазоні частот до 1 кГц. Це може бути використано для ідентифікації тканин біологічних об'єктів з урахуванням площі струмових електродів, його форми та контактного опору, оскільки цим визначається приелектродний імпеданс.

У цьому розділі також розглянуто питання забезпечення заданих метрологічних характеристик технічної частини метрологічного забезпечення, зокрема проаналізовано методичні похибки вимірювання інформативних параметрів схеми заміщення біологічних об'єктів. Підставивши у формулу визначення методичної похибки відповідно вирази для вимірюного та дійсного значення, отримаємо відносні похибки δ' для схеми на рисунку 3 а, а саме:

$$\delta'_{R_1+R_2} = - \frac{\omega^2 C^2 R_1^3}{(1 + \omega^2 C^2 R_1^2)(R_1 + R_2)} \cdot 100\% , \quad (10)$$

$$\delta'_{R_2} = \frac{R_1}{R_2} \cdot \frac{1}{1 + \omega^2 C^2 R_1^2} \cdot 100\% , \quad (11)$$

$$\delta'_C = - \frac{1}{1 + \omega^2 C^2 R_1^2} \cdot 100\% . \quad (12)$$

Як дійсні значення для оцінювання похибок вимірювання параметрів елементів схеми заміщення поданої на рисунку 3а прийнято результати, подані у формулах (3), (6) і (7). Відповідно вимірними значеннями вважатимуться вирази (1) і (2). Моделювання похибки вимірювання RC -параметрів в частотному діапазоні було здійснено для трьох значень ємності C . Вибір цих значень обумовлюється тим, що тканини організму людини містять неоднорідності, які можуть бути зумовленими пошкодженнями, різною структурою тканин тощо і можуть впливати на значення ємності. На рисунку 5 зображено результати моделювання похибок вимірювання суми опорів R_1 і R_2 та ємності C .

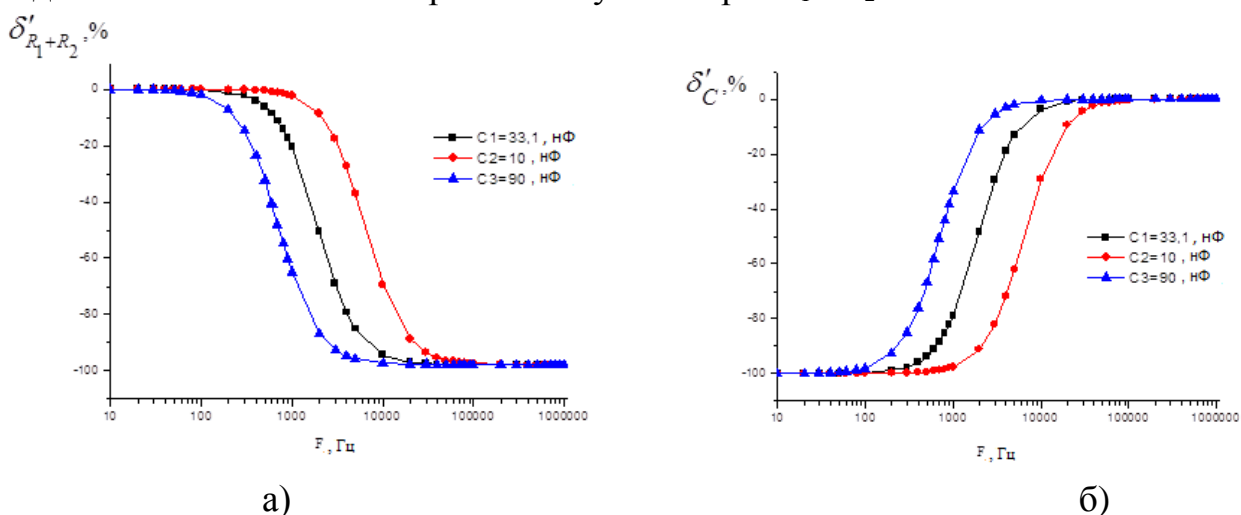


Рисунок 5 – Методичні похибки вимірювання RC - параметрів елементів схеми заміщення: а – похибка вимірювання суми опорів R_1 і R_2 ; б – похибка вимірювання ємності C

З отриманих залежностей виявлено, що похибки вимірювання суми опорів (Рисунок 5 а) менші на низьких частотах, а похибки вимірювання ємності (Рисунок 5 б) – у діапазоні високих частот. Аналогічно оцінено похибки вимірювання елементів схеми, зображеної на рисунку 3 б, а також проаналізовано похибки вимірювання активної та реактивної складових імпеданса як інформативних параметрів з урахуванням приелектродного імпедансу.

У розділі також охарактеризовано принцип дослідження біологічних об'єктів з невідомими схемами заміщення та запропоновано способи, за якими можна визначити параметри елементів відомих схем заміщення.

У четвертому розділі проаналізовано способи побудови засобів вимірювання параметрів імпедансу та адмітансу. Аналіз показав, що на високих частотах вимірювання доцільно використовувати пасивний перетворювач, а на низьких – активний. Оскільки для реалізації біоімпедансного аналізу варто використовувати як режим заданого струму, так і режим заданої напруги, то кращими для технічної реалізації таких режимів є перетворювачі, які забезпечують використання одного джерела напруги, змінюючи по-різному під'єднання досліджуваного об'єкта та зразкового елемента. Розглянуті способи вимірювання параметрів імітансу дозволяють здійснювати ідентифікацію об'єктів біологічної природи за зміною їхніх електричних параметрів у частотному діапазоні. Для цього можна використати наявні чи доступні засоби різного призначення та з заданими метрологічними та експлуатаційними характеристиками. У цьому разі результатом вимірювань має бути значення активної та реактивної складових імітансу на фіксованих частотах. У разі використання способу одночасного вимірювання складових імітансу біологічних об'єктів на фіксованій частоті широкого діапазону її зміни з використанням фазочутливого розділення матимемо розрядність АЦП за обидвома складовими, що відрізнятимуться на порядки. Однак, якщо виміряти одну із складових на фіксованій частоті, а іншу розрахувати за виміряним значенням фазового кута сигналів на цій же частоті, то можна усунути зазначений недолік. У результаті реалізації такого способу як на низьких, так і на високих частотах можна завжди забезпечити вимірювання фазового зміщення двох сигналів однієї фіксованої частоти, забезпечивши при цьому необхідну розрядність відлікового пристрою. Інструментальна похибка вимірювання фази у даному разі визначатиметься формувачами часового інтервалу, пропорційного фазовому зміщенню. Реалізація такого способу дає змогу розширити частотний діапазон вимірювання двох складових та забезпечити необхідні для окремих об'єктів режими вимірювання щодо частоти тестового сигналу.

Запропоновано структури вимірювальних перетворювачів «імпеданс-напруга» з сенсорами різної складності. Схеми під'єднання триелектродного (Рисунок 1 а) та п'ятиелектродного (Рисунок 2 а) сенсорів до вимірювальних перетворювачів наведено на рисунку 6 а та рисунку 6 б відповідно.

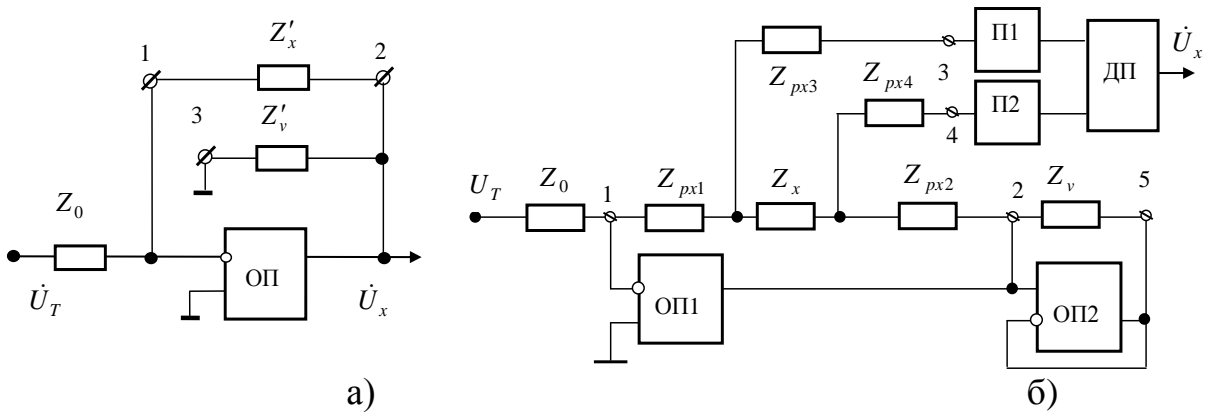


Рисунок 6 – Схеми вимірювальних перетворювачів з триелектродним та п'ятиелектродним сенсорами

Такі вимірювальні перетворювачі забезпечують режим заданого струму через вимірювальний об'єкт. Під'єднання захисного електрода до нульового потенціалу (Рисунок 6а) усуває шунтувальну дію імпедансу Z'_v . Вплив об'ємного імпедансу Z_v у перетворювачі, поданому на рисунку 6б, усувається еквіпотенціальністю електродів 2 та 5 повторювачем на ОП2, а вплив імпедансів Z_{px1}, Z_{px2} в колі заданого струму використанням потенціальних електродів 3, 4, якими задається довжина контрольованої ділянки. Вплив імпедансів Z_{px3}, Z_{px4} в колі потенціальних електродів усувається високомними входами повторювачів П1, П2 на входах диференційного підсилювача ДП, на виході якого отримуємо спад напруги на контрольованій ділянці з імпедансом Z_x . Отже, такий перетворювач забезпечує інваріантність результату перетворення до всіх зазначених вище неінформативних імпедансів.

Запропоновано пристрій для вимірювання складових імпедансу біологічних тканин, у якому, на відміну від існуючого, введення нових зв'язків призводить до зменшення похибки вимірювання та максимального спрощення схеми вимірювання (Рисунок 7).

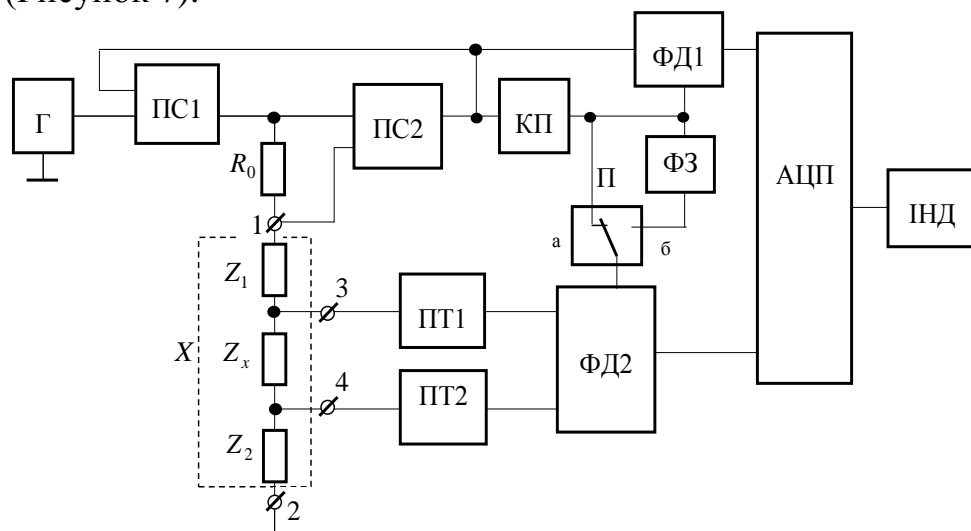


Рисунок 7 – Пристрій для вимірювання складових імпедансу біологічних тканин

Пристрій містить генератор синусоїдальної напруги Γ , два струмових 1, 2 та два потенціальних електроди 3, 4 для під'єднання об'єкта контролю, два підсилювачі ПС1, ПС2, два фазових детектори ФД1, ФД2, два повторювачі ПТ1, ПТ2, зразковий резистор R_0 , компаратор КП, формувач затримки ФЗ, перемикач П, аналого-цифровий перетворювач АЦП та індикатор ІНД.

Результати експериментальних досліджень складових імпедансу тканин з використанням сенсорів різного конструктивного виконання RLC-метром в частотному діапазоні від 100 Гц до 100 кГц наведені на рисунках 8, 9.

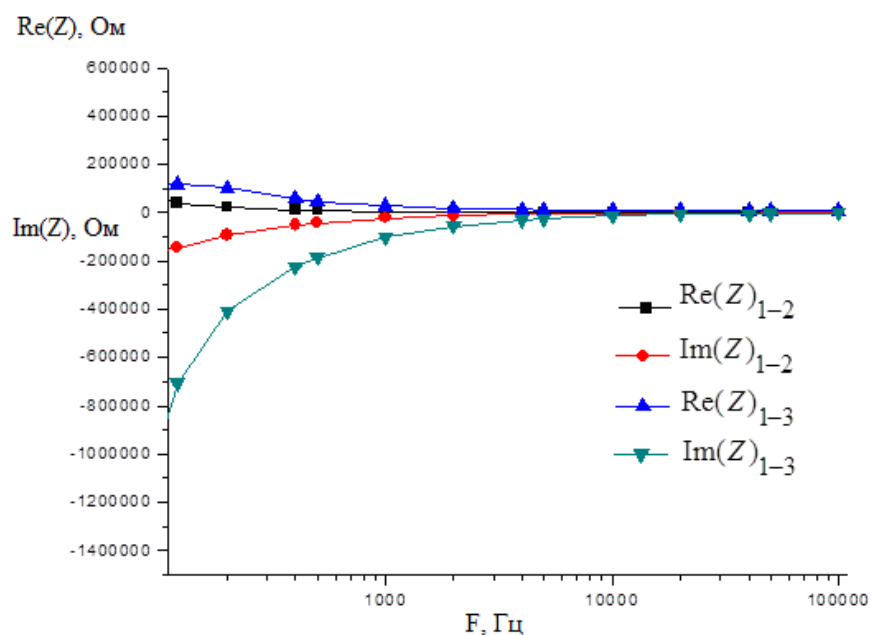


Рисунок 8 – Графічне зображення результатів вимірювання складових імпедансу для дво- та триелектродної схем

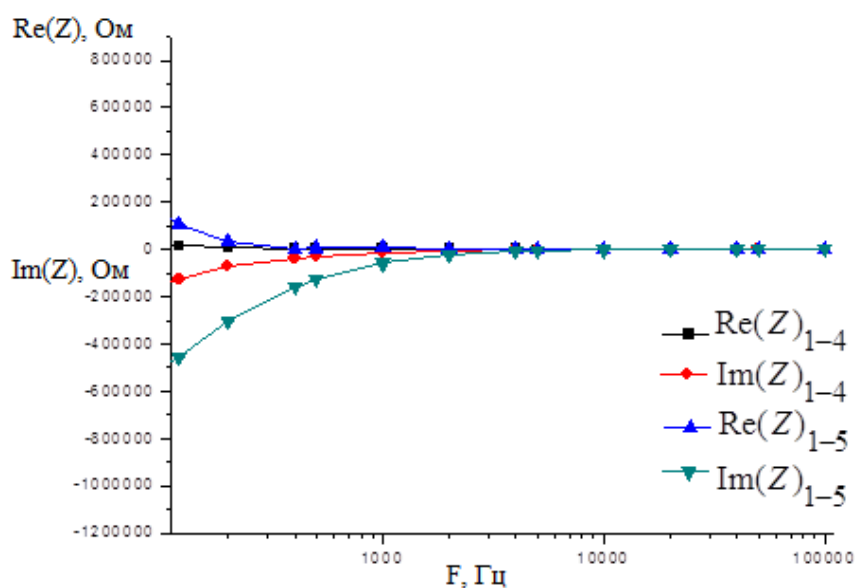


Рисунок 9 – Графічне зображення результатів вимірювання складових імпедансу для чотири- та п'ятиелектродної схем

Більші значення результатів вимірювання складових імпедансу для триелектродного сенсора ($\text{Re}(Z)_{1-3}$, $\text{Im}(Z)_{1-3}$) у порівнянні з двоелектродним ($\text{Re}(Z)_{1-2}$, $\text{Im}(Z)_{1-2}$) (Рисунок 8) та для п'ятиелектродного ($\text{Re}(Z)_{1-5}$, $\text{Im}(Z)_{1-5}$) у порівнянні з чотириелектродним ($\text{Re}(Z)_{1-4}$, $\text{Im}(Z)_{1-4}$) (Рисунок 9) пояснюються тим, що усувається шунтування інформативного імпедансу неінформативними імпедансами. Тобто, забезпечується вимірювання інформативних параметрів імпедансу локалізованої за об'ємом ділянки організму людини. Разом з тим, п'ятиелектродна схема на відміну від триелектродної забезпечує інваріантність результату вимірювання до приелектродного імпедансу.

З метою аналізу зміни параметрів імпедансу у частотному діапазоні залежно від об'єкта дослідження проведено вимірювання параметрів адмітансу для осіб однієї вікової категорії без будь-яких патологій, поділених за статевою приналежністю.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язана науково-прикладна задача удосконалення методів та засобів імпедансометрії для дослідження тканин організму людини. При цьому отримано наступні результати роботи:

1. Класифіковано та проаналізовано різні методи та засоби для дослідження біологічних об'єктів за параметрами імпедансу. Розглянуто найпоширеніші схеми заміщення (електричні моделі) тканин організму людини. Аналіз засобів вимірювань параметрів імпедансу біологічних об'єктів показав, що більшість із них використовують для вимірювань лише імпеданс, працюють у вузькому діапазоні частот або є складними в реалізації, а також не забезпечують інваріантність до неінформативних імпедансів та уніфікації вимірювань.

2. Рекомендовано для дослідження біологічних об'єктів з невідомими схемами заміщення спочатку визначити характер імпедансу чи адмітансу, складність схеми заміщення, оцінити вплив тестового сигналу (напруги чи струму) на параметри імпедансу, вибрати вид інформативних параметрів: активні чи (та) реактивні складові імпедансу.

3. На основі досліджень математичних моделей, якими описуються електричні моделі (схеми заміщення) біологічних об'єктів, запропоновано способи, за якими можна визначити параметри елементів схем заміщення.

4. Проаналізовано методичні похибки вимірювання інформативних параметрів схем заміщення тканин організму людини, оцінено вплив приелектродного імпедансу на характер складових імпедансу. Встановлено, що значення похибок суттєво зменшуються зі збільшенням частоти: для активної складової імпеданса похибка зменшується з частоти 300 Гц, а для реактивної складової – з частоти 10 кГц.

6. Проаналізовано математичні моделі активної та реактивної складової імпедансу в частотному діапазоні з урахуванням приелектродного імпедансу. Показано, що реактивна складова приймає екстремальне значення у діапазоні низьких частот (до 1кГц), при цьому частота залежить від параметрів

приелектродного імпедансу. Це може бути використано для ідентифікації тканин біологічних об'єктів з урахуванням площі струмових електродів, їх форми та контактного опору, оскільки цим визначається приелектродний імпеданс.

7. Запропоновано для забезпечення вимірювання імпедансу локалізованих ділянок тканин організму людини використовувати три- та п'ятиелектродні під'єднання двосторонніх сенсорів та пристрої відповідні вимірювальні перетворювачі.

8. Проаналізовано способи побудови засобів прямого та опосередкованого вимірювання активної та реактивної складових імпедансу та адмітансу, які можуть бути використані для дослідження біологічних об'єктів у широкому частотному діапазоні.

9. Запропоновано пристрій вимірювання складових імпедансу біологічних тканин, який дозволяє зменшити похибку вимірювання та максимально спростити схему вимірювання.

10. Проведено експериментальні дослідження з використанням сенсорів з різною кількістю електродів. Результати підтвердили можливість локалізації ділянок тканин організму з використанням три- та п'ятиелектродних сенсорів. При цьому п'ятиелектродна конструкція сенсора забезпечує повну інваріантність до неінформативного імпедансу (меридіанні, об'ємні та поверхневі імпеданси). Проведено вимірювання параметрів адмітансу для осіб однієї вікової категорії без будь-яких патологій. Результати показали, що для реалізації моніторингових досліджень для одного об'єкта дослідження, потрібно, перш за все, здійснити аналіз складових імітансу в частотному діапазоні.

СПИСОК ОСНОВНИХ ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Антонюк О.О. Аналіз способів вимірювання складових імітансу об'єктів неелектричної природи / О. Антонюк, Є. Походило, В. Юзва // Східно-Європейський журнал передових технологій. – 2015. – №4/9 (76). – С. 4-9.

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

3. Походило Є. Аналіз перетворювачів імпеданса біологічних тканин на напругу / Є. Походило, О. Антонюк // Метрологія та прилади. – 2016. – №1(57). – С.41-47.

4. Antoniuk O. Methodical errors of measurement of the human body tissues electrical parameters / O. Antoniuk, Y. Pokhodylo // Вісник Національного університету «Львівська політехніка». Серія: Комп'ютерні науки та інформаційні технології: збірник наукових праць. – 2015. – № 826. – С. 62–69.

5. Антонюк О.О. Реалізація біоімпедансних вимірювань у медицині / О. Антонюк, Є. Походило // Український метрологічний журнал. – 2015. – № 2. – С. 21-25.

6. Походило Є. Дослідження об'єктів кваліметрії неелектричної природи як диполісників / Є. Походило, О. Антонюк // Вимірювальна техніка та метрологія. – 2010. – №71. – С. 152-156.

7. Антонюк О. Дослідження об'єктів кваліметрії неелектричної природи як диполісників / 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.

8. Антонюк О.О. Використання імітансних вимірювальних перетворювачів у медицині / О.О. Антонюк // Інформаційно-вимірювальні технології, технічне регулювання та менеджмент якості: матеріали II наук.-практ. конф. молодих науковців і студентів, (30-31 травня 2011 р., м. Одеса). – Одеса, 2011. – С.130-131.

9. 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.

10. Походило Є. Моделювання об'єктів кваліметрії неелектричної природи / Є. Походило, О. Антонюк // ІСАСІТ – 2011: тези доповідей I Міжнар. конф. автоматичного управління та інформаційних технологій, (15-17 грудня 2011 р., м. Львів). – Львів, 2011. – С. 14.

11. Антонюк О. Автоматизація імітансного аналізу біологічних об'єктів / О. Антонюк // Методи і засоби вимірювань фізичних величин - Температура-2012: тези доповідей IX Міжнар. наук.-техн. конф., (25-28 вересня 2012 р., м. Львів). – Львів, 2012. – С. 65-66.

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

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

14. Антонюк О.О. Особливості біоімпедансного аналізу / О.О. Антонюк, Є.В. Походило // Проблеми розвитку та впровадження систем управління якістю, стандартизації, сертифікації, метрології в регіонах України: матеріали IV Всеукр. наук.-практ. конф. молодих вчених, аспірантів та студентів, (7-10 квітня 2014 р., м. Донецьк). – Донецьк, 2014. – С.79-81.

15. Антонюк О. Різновиди біоімпедансного аналізу за об'єктом вимірювання [Електронний ресурс] / О. Антонюк, М. Довгань // Technical Using of Measurement –2015 [Електронний ресурс]: наук. праці Всеукр. наук.-техн. конф. молодих вчених у царині метрології (2-6 лютого 2015, м. Славське). – Електр. дані. – Славське, 2015. – С.11.– 1 CD-R. – Загл. з етикетки диска.

16. Антонюк О. Оцінювання похибок вимірювання RC-параметрів елементів схем заміщення біологічних об'єктів / О. Антонюк, Є. Походило / Управління якістю в освіті та промисловості: досвід, проблеми та перспективи: тези доповідей II Міжнар. наук.-практ. конф., (28-30 травня 2015 р., м. Львів). – Львів, 2015. – С.183.

17. Антонюк О.О. Вимірювальний перетворювач параметрів біологічних тканин на напругу / О.О. Антонюк, Є.В. Походило // Метрологія, технічне регулювання та забезпечення якості: матеріали V Міжн. наук.-практ. конф., (8-9 жовтня 2015 р., м. Одеса). – Одеса, 2015. – С. 46-47.

18. Антонюк О.О. Проблеми використання неінвазивних сенсорів для імпедансометрії біологічних об'єктів / О.О. Антонюк, Є.В. Походило // Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах: тези доповідей III Міжн. наук. конф., (27-29 жовтня 2015 р., м. Вінниця) – Вінниця, 2015. – С. 59.

19. Антонюк О.О. Способи реалізації засобів вимірювання параметрів імітансу для контролю психофізіологічного стану працівників / О.О. Антонюк, Є.В. Походило // Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах: матеріали Всеукраїнської наук.-практ. конф. студентів та молодих вчених, (28-29 жовтня 2015 р., м. Харків). – Харків, 2015. – С. 66-68.

20. Антонюк О. Розвиток методу біоімпедансометрії та засобів його реалізації / О.О. Антонюк, Є. В. Походило // Technical Using of Measurement –2016 [Електронний ресурс]: наук.праці Всеукр. наук.-техн. конф. молодих вчених у царині метрології (1-5 лютого 2016 р., м. Славське). – Електр. дані. – Славське, 2016. – С.72-73.– 1 CD-R. – Загл. з етикетки диска.

АНОТАЦІЯ

Антонюк О.О. Вдосконалення методів та засобів імпедансометрії для дослідження тканин організму людини. – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.01.02 – стандартизація, сертифікація та метрологічне забезпечення. Національний університет «Львівська політехніка» Міністерства освіти і науки України, Львів, 2016.

Дисертація присвячена вдосконаленню технічної складової метрологічного забезпечення імітансного методу для дослідження тканин організму людини. Запропоновано спосіб локалізації вимірювання імпедансу ділянок тканин організму людини. Отримано аналітичні вирази для оцінювання похибок вимірювання параметрів елементів схем заміщення тканин організму людини. Запропоновано структури вимірювальних перетворювачів «імпеданс-напруга» для засобів діагностування стану біологічних об'єктів та способи реалізації вимірювань складових імпедансу біологічних об'єктів. Виявлено, що реактивна складова імпедансу приймає екстремальне значення на частоті, яка пропорційна параметрам приелектродного імпедансу, що може бути використано для ідентифікації біологічних об'єктів за реактивними складовими. Запропоновано новий вимірювальний перетворювач на основі перетворення «імпеданс-напруга»

з п'ятиелектродним сенсором, що забезпечує інваріантність результату до неінформативних імпедансів (приелектродних, поверхневих та меридіанних імпедансів).

Ключові слова: імітанс, імпеданс, локалізація вимірювання імпедансу, еквівалентна схема заміщення, тканини організму людини.

АННОТАЦІЯ

Антонюк О.О. Совершенствование методов и средств импедансометрии для исследования тканей организма человека. – На правах рукописи.

Диссертация на соискание научной степени кандидата технических наук по специальности 05.01.02 – стандартизация, сертификация и метрологическое обеспечение. Национальный университет «Львівська політехніка» Министерства образования и науки Украины, Львов, 2016.

Диссертация посвящена совершенствованию технической составляющей метрологического обеспечения иммитансного метода для исследования тканей организма человека. Предложен способ локализации измерения импеданса участков тканей организма человека. Получены аналитические выражения для оценивания погрешностей измерения параметров элементов схем замещения тканей организма человека. Предложены структуры измерительных преобразователей «импеданс-напряжение» для средств диагностирования состояния биологических объектов и способы реализации измерений составляющих импеданса биологических объектов. Выявлено, что реактивная составляющая импеданса принимает экстремальное значение на частоте, которая пропорциональна приелектродным параметрам, что может быть использовано для идентификации биологических объектов по реактивным составляющим. Предложен новый измерительный преобразователь на основе преобразования «импеданс-напряжение» с пятиелектродным сенсором, который обеспечивает инвариантность результата к неінформативным імпедансам (приелектродным, поверхностным и меридианным імпедансам).

Ключевые слова: иммитанс, импеданс, локализации измерения импеданса, эквивалентная схема замещения, ткани организма человека.

ANNOTATION

Antoniuk O.O. Improvement of methods and means of impedancemetry for study of human body tissues. – On the rights of manuscript.

The thesis for a scientific degree of the Candidate of Technical Sciences by speciality 05.01.02 – Standardization, Certification and Metrological Assurance. Lviv Polytechnic National University, Ministry of Education and Science of Ukraine, Lviv, 2016.

Thesis is devoted to improvement of the technical component of metrological assurance of immitance approach to study human body tissues. Analysis of current research of the human body tissues using immitance measurement method is conducted. Different methods and technical means of examination of biological objects were analyzed with the help of measuring parameters of immitance that are used during

implementation of method of impedancemetry. It is indicated that human body tissues are presented as a two-terminal network in wide frequency range. The principle of examination of biological objects with unknown equivalent circuits was characterized. Improved circuits of various embodiment sensors with a biological object, taking into account all types of impedances (surface, meridian, volume) were shown. Ways of localization of impedance measurement of human body tissue areas that allow measuring impedance of tissues of specified size are suggested. Ways by which one can determine the parameters of the components of known living tissues equivalent circuits were proposed. Theoretical study of mathematical models of the most common equivalent circuits of human body tissues over a wide frequency range was made. Mathematical models of active and reactive impedance components in frequency range considering electrode impedance were analyzed. It is shown that reactive component takes an extreme value in the range of low frequencies; herewith frequency depends on electrode impedance parameters. It may be used for identification of biological tissues considering area of current electrodes, their form and contact resistance, because by this the electrode impedance is determined. The question of providing the specified metrological characteristics of the technical component of metrological assurance, including analysis of the methodological measurement errors of circuit informative parameters, and electrode impedance evaluation impact on the nature of impedance components was considered. Investigation of the mathematical models of methodological errors shows that errors can be calculated for the selective frequency. Also the frequency for a given measurement error of parameters of equivalent circuits can be choosed. The principles of formation of measuring converters for their use in biological object impedance measuring were analyzed. It is indicated that it is advisable to use method of direct conversion «immitance-voltage» for measurement of both impedance and admittance parameters while providing with appropriate modes. Ways of formation of direct and indirect measurement means of active and reactive components of impedance and admittance are examined. Considered ways of immitance parameters measurement allow to indificate the objects of biological nature by changing of their electrical parameters in the frequency range. Existing or available tools with specified metrological existing or available tools for different purposes and with specified metrological characteristics are used. The structures of measuring converters «impedance-voltage» and means of measuring impedance components of biological tissues, that ensure mode of given current and result invariance to electrode impedances and test signal voltage were considered. The structure of the proposed mean of measuring allow to reduce measurement error and to simplify measurement circuit. Experimental study of active and reactive components of impedance of biological objects using different embodiment sensors was made. Admittance parameters for persons of the same age with no abnormalities, divided by gender, were investigated. Analysis of active and reactive components of admittance showed that it is necessary to analyze the immitance components over the frequency range for implementation of monitoring studies.

Key words: immitance, impedance, localization of impedance measurement, equivalent circuit, human body tissues.