

УДК 621.317

ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ІМІТАНСУ ЖИВИХ ТКАНИН З ВІДОМИМИ СХЕМАМИ ЗАМІЩЕННЯ

Ї Олена Антонюк¹, Марта Довгань², Євген Походило¹, 2014

¹ Національний університет “Львівська політехніка”, кафедра метрології, стандартизації та сертифікації, вул. С. Бандери, 12, Львів, 79013, Україна

² Національний медичний університет імені Данила Галицького, Львів, Україна

Проаналізовано методи дослідження біологічних об'єктів як двополюсників з відомими схемами заміщення, а також параметри імпедансу схем заміщення живих тканин. Запропоновано методи дослідження біологічних об'єктів як двополюсників з відомою схемою заміщення, з використанням сумісного вимірювання або за результатами вимірювання складових імпедансу на двох фіксованих частотах (низька та висока).

Проанализированы методы исследования биологических объектов как двухполюсников с известными схемами замещения. Осуществлен анализ параметров иммитанса схем замещения живых тканей. Предложены методы исследования биологических объектов как двухполюсников с известной схемой замещения, с использованием совместного измерения или по результатам измерения составляющих иммитанса на двух фиксированных частотах (низкая и высокая).

Research methods of biological objects with known equivalent circuits as bipolar devices are analyzed. Parameters of immittance of living tissues equivalent circuits are analyzed. Research methods of biological objects with known equivalent circuits by the parameters of immittance using compatible measurements or results of measuring the immittance components on two fixed frequencies (low and high) are proposed.

Вступ. Вимірювання повного опору біологічних об'єктів на змінному струмі має велике практичне значення для експрес-діагностики функціонування будь-якої системи організму та виявлення патології, проведення науково-медичних досліджень [1, 2]. Проте для збільшення об'єктивності та інформативності отриманих результатів автори пропонують досліджувати біологічні об'єкти за параметрами як активної, так і реактивної складових імпедансу (імпедансу чи адмітансу). Порівняння складових імпедансу здорової та хворої живих тканин дає змогу діагностувати різні хвороби, функціональні стани людини тощо. Оскільки це стосується здоров'я людини, то будь-які дослідження такого напрямку актуальні. Для проведення досліджень за імпедансним методом використовують багаточастотний синусоїдальний тестовий сигнал фіксованого рівня. З метою вимірювання окремих параметрів електричних схем заміщення об'єктів, що містять інформацію про різні шари живої тканини, застосовують також імпульсний сигнал [3]. Автори цієї роботи пропонують варіанти вимірювання таких параметрів з використанням синусоїдального сигналу.

Аналіз імпедансних методів дослідження біологічних об'єктів з відомою схемою заміщення. Об'єкти біологічної природи в електричному колі подають

як двополюсники (одноелементні чи багатоеlementні). Аналізуючи теоретичні основи імпедансних вимірювань у кваліметрії, бачимо, що вони ґрунтуються саме на теорії пасивних двополюсників, залежностях параметрів двополюсників від фізико-хімічних властивостей об'єктів та вимірюваннях параметрів імпедансу багатоеlementних двополюсників [4]. Для аналізування імпедансу можуть використовуватися традиційні вимірювальні засоби параметрів імпедансу за низьких рівнів напруги на об'єкті та струму через нього. Вимірювальними, і разом з цим інформативними параметрами можуть бути або параметри елементів схеми заміщення біологічного об'єкта, або активна та (чи) реактивна складові імпедансу (адмітансу) двополюсника на фіксованих частотах тестового сигналу, або залежності складових від частоти (діаграми Бode) чи залежності між складовими для різних частот (діаграми Найквіста) [5]. Зміни зазначених параметрів імпедансу чи зміни характеру залежностей аналізують і опрацьовують відповідно до поставленої мети аналізування біологічного об'єкта.

Реалізація імпедансного контролю здійснюється через абсолютні та відносні способи контролю біологічних об'єктів [4]. Абсолютний спосіб використовують для подання результату за шкалою інтервалів.

Якщо схема заміщення досліджуваного об'єкта відома, то знаходять різницю між вимірними електричними параметрами $A_{X1}, A_{X2}, \dots, A_{Xn}$ схеми заміщення об'єкта дослідження та зразка з відомими характеристиками $N_{01}, N_{02}, \dots, N_{0n}$ того ж виду.

Відносний спосіб використовують для подання результату за шкалою відношень. За таким способом визначають відносний показник якості. Для імпедансного контролю відносний показник визначається відношенням між її вимірними електричними параметрами.

Одержані значення за результатами абсолютних та відносних вимірювань повинні міститися в заданих межах.

Проте використання цих методів у медичній сфері обмежене, адже здебільшого ми не маємо базових зразків із заданими характеристиками. Тому доцільно запропонувати методи дослідження параметрів елементів схем заміщення біологічних об'єктів.

Метою роботи є аналізування способів дослідження біологічних об'єктів, поданих двополусником, з відомою схемою заміщення (електричною моделлю) за зміною її параметрів.

Постановка завдання роботи. Оскільки значення параметрів елементів схем заміщення біологічного об'єкта переважно є невідомими, то необхідно визначити особливості вимірювання параметрів схем заміщення, якими подається біологічний об'єкт, а саме: визначення значень параметрів імпедансу на прикладі схем заміщення живих тканин та здійснення їх аналізу за граничних умов.

Аналіз параметрів імпедансу для об'єктів з відомими схемами заміщення. Відомо, що електричні властивості тканини можна подати багатоелементним двополусником, елементи якого з'єднані за однією зі схем [4].

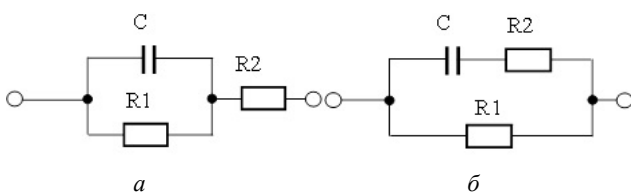


Рис. 1. Електричні схеми заміщення біологічних тканин

На схемах опір R_1 та ємність C характеризують верхні, а опір R_2 – внутрішні шари тканини (м'язи, судини тощо). Для визначення параметрів імпедансу, за якими найдоцільніше проводити вимірювання для кожної з наведених схем, проаналізовано вирази імпедансу та адмітансу (математичні моделі) та їхнє значення за граничних умов для кожної зі схем відповідно. Значення імпедансу Z_1 та адмітансу Y_1 біологічної тканини для схеми, зображеної на рис. 1, а знаходимо за формулами:

$$Z_1 = R_2 + \frac{R_1}{1 + j\omega CR_1} = \frac{R_2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} + j\omega CR_1 \right)}{1 + j\omega CR_1} = \frac{R_2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} + j\omega CR_1 \right) (1 - j\omega CR_1)}{1 + \omega^2 C^2 R_1^2}, \quad (1)$$

$$Y_1 = \frac{1}{Z_1} = \frac{1 + j\omega CR_1}{R_2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} + j\omega CR_1 \right)} = \frac{(1 + j\omega CR_1) \left(1 + \frac{R_1}{R_2} - j\omega CR_1 \right)}{R_2 \left[\left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right)^2 + (\omega CR_1)^2 \right]}, \quad (2)$$

звідки отримаємо на частоті ω тестового синусоїдального сигналу активні $\text{Re}(Z_1)$, $\text{Re}(Y_1)$ та реактивні $\text{Im}(Z_1)$, $\text{Im}(Y_1)$ складові, відповідно:

$$\text{Re}(Z_1) = \frac{R_2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} + \omega^2 C^2 R_1^2 \right)}{1 + \omega^2 C^2 R_1^2}, \quad (3)$$

$$\text{Im}(Z_1) = -j\omega CR_1^2 \frac{1}{1 + \omega^2 C^2 R_1^2}. \quad (4)$$

$$\text{Re}(Y_1) = \frac{1 + \frac{R_1}{R_2} + \omega^2 C^2 R_1^2}{R_2 \left[\left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right)^2 + (\omega CR_1)^2 \right]}, \quad (5)$$

$$\text{Im}(Y_1) = j\omega CR_1^2 \frac{1}{R_2 \left[\left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right)^2 + (\omega CR_1)^2 \right]}. \quad (6)$$

Як видно з отриманих виразів, вони містять як частотозалежні складові, так і складові, що не залежать від частоти. Тому доцільно проаналізувати їх у широкому частотному діапазоні, обмежившись його значеннями, за яких можна забезпечити спрощення отриманих виразів. Так, за умови забезпечення

$wCR_1 \ll \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)$ отримуємо:

$$\operatorname{Re}(Z_1) = R_1 + R_2, \quad (7)$$

$$\operatorname{Im}(Z_1) = -jwCR_1^2, \quad (8)$$

$$\operatorname{Re}(Y_1) = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (9)$$

$$\operatorname{Im}(Y_1) = wCR_1^2 \frac{1}{(R_1 + R_2)^2}, \quad (10)$$

а при $wCR_1 \gg \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)$ матимемо:

$$\operatorname{Re}(Z_1) = R_2 \quad (11)$$

$$\operatorname{Im}(Z_1) = -\frac{1}{wC} \quad (12)$$

$$\operatorname{Re}(Y_1) = \frac{1}{R_2}; \quad (13)$$

$$\operatorname{Im}(Y_1) = \frac{1}{R_2 wC}. \quad (14)$$

Аналогічно значення імпедансу Z_2 та адмітансу Y_2 для схеми, зображеної на рис. 1, б, описується формулами:

$$Z_2 = \frac{R_1(1 + jwCR_2)}{1 + jwCR_1 + jwCR_2} =:$$

$$= \frac{R_1(1 + jwCR_2)(1 - jwCR_1 - jwCR_2)}{1 + w^2C^2R_2^2\left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)^2}, \quad (15)$$

$$Y_2 = \frac{1}{Z_2} = \frac{(1 + jwCR_1 + jwCR_2)}{R_1(1 + jwCR_2)} =: \\ = \frac{(1 + jwCR_1 + jwCR_2)(1 - jwCR_2)}{R_1(1 + w^2C^2R_2^2)}. \quad (16)$$

Відповідно активні $\operatorname{Re}(Z_2)$, $\operatorname{Re}(Y_2)$ та реактивні $\operatorname{Im}(Z_2)$, $\operatorname{Im}(Y_2)$ складові визначаються за формулами:

$$\operatorname{Re}(Z_2) = \frac{R_1 \left[1 + w^2C^2R_2^2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right) \right]}{1 + w^2C^2R_2^2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right)^2}, \quad (17)$$

$$\operatorname{Im}(Z_2) = \frac{-jwCR_1^2}{1 + w^2C^2R_2^2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right)^2}. \quad (18)$$

$$\operatorname{Re}(Y_2) = \frac{1 + w^2C^2R_1R_2}{R_1(1 + w^2C^2R_2^2)}, \quad (19)$$

$$\operatorname{Im}(Y_2) = wC \frac{1}{1 + w^2C^2R_2^2}. \quad (20)$$

Отримані вирази спрощуються за умови

$w^2C^2R_2^2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right)^2 \ll 1$ і мають вигляд:

$$\operatorname{Re}(Z_2) = R_1; \quad (21)$$

$$\operatorname{Im}(Z_2) = -wCR_1^2, \quad (22)$$

$$\operatorname{Re}(Y_2) = \frac{1}{R_1}, \quad (23)$$

$$\operatorname{Im}(Y_2) = jwC, \quad (24)$$

а при $w^2C^2R_2^2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right)^2 \gg 1$ одержуємо:

$$\operatorname{Re}(Z_2) = \frac{R_1R_2}{R_1 + R_2}, \quad (25)$$

$$\operatorname{Im}(Z_2) = \frac{-R_1^2}{wC(R_1 + R_2)^2}, \quad (26)$$

$$\operatorname{Re}(Y_2) = \frac{1}{R_2}, \quad (27)$$

$$\operatorname{Im}(Y_2) = \frac{1}{wCR_2^2}. \quad (28)$$

На основі отриманих результатів аналізування математичних моделей можна запропонувати два способи вимірювання окремих параметрів схем заміщення [6].

Перший реалізується через сумісне вимірювання, а саме: вимірювання активної та реактивної складових імпедансу і тангенса кута втрат $tg d_Z$ для першої схеми або активної та реактивної складових адмітансу і тангенса кута втрат $tg d_Y$ для другої схеми. Отримані відповідно системи рівнянь розв'язуються відносно параметрів R_1, R_2, C , а саме:

$$\operatorname{Re}(Z_1) = \frac{R_2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} + w^2C^2R_1^2 \right)}{1 + w^2C^2R_1^2}, \\ \operatorname{Im}(Z_1) = -jwCR_1^2 \frac{1}{1 + w^2C^2R_1^2}, \quad (29) \\ tg d_z = \frac{\operatorname{Re}(Z_1)}{\operatorname{Im}(Z_2)} = \frac{R_2 \left(1 + \frac{R_1}{R_2} + w^2C^2R_1^2 \right)}{wCR_1^2},$$

$$\begin{aligned} \operatorname{Re}(Y_2) &= \frac{1}{R_1} \cdot \frac{1 + w^2 C^2 R_1 R_2}{1 + (wCR_2)^2}, \\ \operatorname{Im}(Y_2) &= -\frac{wC}{1 + (wCR_2)^2}, \\ \operatorname{tg} d_Y &= \frac{\operatorname{Re}(Y_2)}{\operatorname{Im}(Y_2)} = \frac{1 + w^2 C^2 R_1 R_2}{wCR_1}. \end{aligned} \quad (30)$$

Другий спосіб вимірювання складових на двох фіксованих частотах (низька та висока) може бути основою для вимірювань параметрів елементів схем, якими подано об'єкти живих тканин. За першою схемою (рис. 1, а) безпосередньо вимірюють параметр R_2 (11) та визначають параметр C за виразом (12), використовуючи для цього високочастотний синусоїдальний сигнал. Значення параметра R_1 знаходять за результатами вимірювання суми $R_1 + R_2$ (7) за низькочастотного сигналу.

За другою схемою заміщення (рис. 1, б) безпосередньо вимірюють параметр R_1 (21) та знаходять параметр C за результатом вимірювання (24) на низьких частотах, а параметр R_2 знаходять за результатом вимірювання на високих частотах (27).

Висновки. Отже, на основі досліджень математичних моделей, якими описуються електричні моделі (схеми заміщення) живих біологічних об'єктів, можна зробити певні висновки.

1. Для дослідження біологічних об'єктів можна використовувати абсолютний та відносний методи. Для абсолютного методу результати подають за шкалою інтервалів, для відносного – за шкалою відношень.

2. Визначити параметри елементів схем заміщення, що характеризують властивості живих тканин, можна двома способами, зокрема: через вимірювання активних та реактивних складових двополюсника з відомою схемою заміщення та співвідношення між ними, використовуючи сумісне вимірювання або за результатами вимірювання складових на двох фіксованих частотах (низька та висока). Вибирають такі частоти залежно від заданої методичної похибки вимірювань.

3. Вимірювання окремих параметрів схем заміщення дає змогу порівнювати їх для різних однорідних об'єктів і тим самим одержати інформацію про різні шари живої тканини.

4. Як перший, так і другий способи реалізуються простими серійними технічними засобами. Інваріантність результатів вимірювання до імпедансу, створеного електродами, можна забезпечити використанням чотириелектродних сенсорів.

1. Белик К. Д. Методы и средства многочастотной электроимпедансометрии тканей человека для онкохирургии : автореф. дис. на получение наук. ступеня канд. техн. наук : 05.11.17 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения» / К. Д. Белик. – Новосибирск : Новосибирский государственный технический университет, 2010. – 22 с.
2. Translated, with permission of the ACP – ASIM / C. Kearon, J. A. Julian, T. E. Newman, J. S. Ginsberg : [Review: Noninvasive diagnosis of deep venous thrombosis]. – *Ann Intern Med*, 1998. – 128:663-677.
3. Ярута В. О. Вимірювання електричних параметрів живих тканин з урахуванням резистивно-ємнісного імпедансу, створеного електродами / В. О. Ярута // Системи обробки інформації : [зб. наук. пр.] / Мін-во оборони України, Харківський ун-т повітряних сил ім. Івана Кожедуба. – Вип 4 (94). – Харків, 2011. – С. 231–234.
4. Походило Є. В. Імітансний контроль якості: монографія / Є. В. Походило, П. Г. Столярчук. – Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2012. – 164 с.
5. Григорчак І. І. Імпедансна спектроскопія : [навч. посіб.] / І. І. Григорчак, Г. В. Понеділок. – Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2011. – 352 с.
6. Антонюк О. Вимірювання параметрів імітансу живих тканин / О. Антонюк, М. Довгань, Є. Походило // Міжнародна науково-технічна конференція : [«Системи 2013» – «Термографія і термометрія, метрологічне забезпечення вимірювань та випробувань»], (м. Львів, 24–27 вересня 2013 р.): тези допов. – Львів : НУ ЛП, 2013. – С. 189.