

УДК 004:[616-008.9+612.014.42]

В.О. Яруга

Харківська державна академія культури, Харків

ВИМІРЮВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ЖИВИХ ТКАНИН З УРАХУВАННЯМ РЕЗИСТИВНО-ЄМНІСНОГО ІМПЕДАНСУ, СТВОРЕНОГО ЕЛЕКТРОДАМИ

В статті запропоновано метод вимірювання електричних параметрів живих тканин, який полягає у послідовному уточненні з наперед заданою похибкою сталих часу перехідних процесів, що протікають у шкірі й електродах та в подальшому обчисленні опору шкіри, її ємності, опору внутрішніх тканин, а також опору та ємності, що створюються вимірювальними електродами. Наведено результати числового експерименту, які доводять працездатність запропонованого підходу.

Ключові слова: живі тканини, вимірювання, двокритерійна апроксимація, резистивно-ємнісний електрод.

Постановка задачі та мети дослідження

В наш час для діагностики різноманітних функціональних станів людини широко застосовуються методи імпедансометрії. В загальному випадку процедура вимірювання полягає в накладанні електродів на шкіру людини, підключення до них джерела напруги або струму, вимірювання падіння напруги з боку електродів, струму, що протікає крізь них, та обчислення імпедансу. Оскільки вимірювальна електрична ланка містить електроди, міжелектродну речовину, яка накладається для забезпечення надійного контакту електродів зі шкірою та живих тканин людини, то обчислене значення імпедансу залежить як від функціонального стану людини, так й від параметрів електродів разом з їх контактами зі шкірою.

В різних методах імпедансометрії живих тканин використовуються різні способи мінімізації впливу електричних параметрів електродів та їх контактів зі шкірою на результати вимірювань. Наприклад, при реалізації методу реографії [1] з цією метою застосовується вимірювальний струм високої частоти, до 500 кГц. При реалізації методів сканування та томографії електричного імпедансу живих тканин застосовується спеціальний гель [2, 3], який прокладається між електродами та шкірою, використовується міжелектродна прокладка [4] та спеціальний алгоритм оброблювання вимірюваних даних [5]. Але ці способи не дозволяють повністю виключити методичну похибку, що вноситься у результат вимірювання електродами та їх контактами зі шкірою. Між тим, відомий метод оцінювання стану регенератора кістки [6], який дозволяє аналітично виключити імпеданс електродів з результатів вимірювання. Також відомий метод вимірювання електричних параметрів живих тканин [7], який дозволяє за допомогою ємнісних електродів знаходити опір та ємність шкіри, а також опір внутрішніх тканин незалежно від значення ємності вимірювальних електродів. Але метод досліджування регенератора кістки

неможливо поширити на дослідження живих тканин інших типів, а метод вимірювання електричних параметрів живих тканин при використанні найпоширеніших електродів, які контактуючи зі шкірою утворюють резистивно-ємнісний імпеданс, дає результат з методичною систематичною похибкою [8].

Надамо оцінку її значення для випадку вимірювання імпедансу шкіри при проведенні рефлексодіагностики. Відомо, що імпеданс шкіри [9] у діагностично значимому діапазоні моделюється ланкою з паралельно поєднаними ємністю, величиною 0,016 – 0,5 мкФ, та опором, величиною 10 – 300 кОм. Дослідження латунних електродів, які традиційно застосовуються в рефлексодіагностиці, свідчить, що імпеданс активного та індиферентного електродів, контактуючих через фізіологічний розчин, може бути змодельованим у вигляді ланки паралельно поєднаних ємності, величиною 0,7 мкФ, та активного опору, величиною 3,5 кОм. Тоді, методична похибка, викликана застосуванням таких електродів в рефлексодіагностиці, становить 1,2 – 35 %. Отже, залишається актуальним завдання виключення впливу параметрів електродів та їх контактів зі шкірою на результати вимірювання імпедансу живих тканин.

Метою даної роботи є розробка методу вимірювання електричних параметрів живих тканин на випадок застосування електродів, які вносять імпеданс, що може бути представленим ланкою паралельно поєднаних ємності та активного опору.

Основна частина

Метод вимірювання електричних параметрів живих тканин [7, 9] передбачає застосування уніполярних струму та напруги одного знаку малих амплітуди та тривалості. При використанні латунних електродів, імпеданс яких разом з імпедансом їх контактів зі шкірою представляється резистивно-ємнісною ланкою (рис. 1), процедура вимірювання полягає в наступному. До живих тканин біологічно-

го об'єкта (БО) за допомогою ключа (К) через електроди (Е) подається стабілізований струм (I). Перехідний процес з напруги $U_B [nT]$ ($n = 0, N-1$, N – номер останнього відліку, T – період дискретизації), що виникає у ланці «біологічний об'єкт – електрод», реєструється вольтметром (V) каналу вимірювання (KB) в дискретні моменти часу nT .

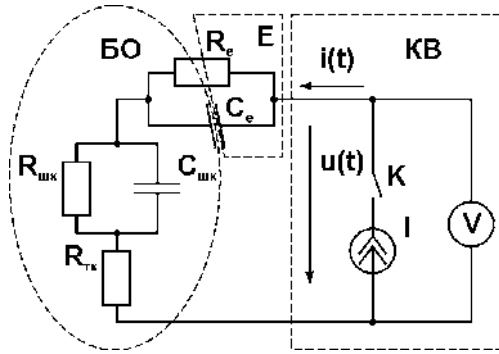


Рис. 1. Еквівалентна схема вимірювання електричних параметрів живих тканин

В загальному випадку, в довільний момент часу t , рівнянням електричної рівноваги вимірювальної ланки відносно падіння напруги $u(t)$ з боку електродів є:

$$u(t) = \frac{t}{C_e} \cdot \int_0^t i(t) \cdot e^{-\frac{t}{\tau_e}} \cdot dt + \frac{t}{C_{\delta}} \cdot \int_0^t i(t) \cdot e^{-\frac{t}{\tau_{\delta}}} \cdot dt + R_{\delta} \cdot i(t),$$

де $\tau_e = R_e C_e$ – стала часу перехідного процесу, що протікає у вимірювальних електродах та їх контактах зі шкірою; R_e , C_e – еквівалентні опір та ємність електродів та їх контактів зі шкірою; $i(t)$ – струм, що протікає у вимірювальній ланці; $\tau_{шк} = R_{шк} C_{шк}$ – стала часу перехідного процесу, що протікає у шкірі; $R_{шк}$, $C_{шк}$ – еквівалентні опір та ємність шкіри; $R_{тк}$ – еквівалентний опір внутрішніх тканин.

При застосуванні стрибка стабілізованого струму

$$i(t) = \begin{cases} I, & t \geq 0 \\ 0, & t < 0 \end{cases}$$

у вимірювальній ланці виникає перехідний процес:

$$u(t) = I \cdot R_e \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_e}} \right) + I \cdot R_{\delta} \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_{\delta}}} \right) + I \cdot R_{\delta} \cdot t. \quad (1)$$

Він містить дві сталі часу, від співвідношення яких залежить можливість відокремлювання перехідного процесу у шкірі від перехідного процесу в електродах та їх контактах зі шкірою. Так, при $\tau_e \approx \tau_{шк}$ ці два процеси стають невіддільними, якщо заздалегідь є невідомими електричні параметри шкіри або електродів та їх контактів зі шкірою. Як наслідок, вимірювання будуть здійснюватися з методичною похибкою. А саме, замість опору шкіри та електродів, а знайдене значення ємності шкіри буде менше дійсного. Якщо ж значення сталих часу τ_e та $\tau_{шк}$ значно відрізняються одне від одного, то стає можливим окреме розпізнання відповідних перехідних процесів. Це можна здійснювати, послідовно чергуючи застосування способу двокритерійної апроксимації експериментальних даних [9], що лежить в основі метода вимірювання електричних параметрів живих тканин [7]. Тоді, алгоритм пошуку $R_{шк}$, $C_{шк}$, $R_{тк}$, R_e , C_e є таким.

1. Формують копію дискретних значень перехідного процесу з напруги: $U_B^* [nT] = U_B [nT]$.

2. Задаються першою наближеною оцінкою сталої часу $(\tau_{шк})_1$ та похибками її обчислення $\beta_{шк1}$, $\beta_{шк2}$, а також першою наближеною оцінкою сталої часу $(\tau_e)_1$ та похибками її обчислення β_{e1} , β_{e2} .

3. Послідовно уточнюють значення сталої часу перехідного процесу, що протікає у шкірі за допомогою наступної ітераційної формули:

$$(\tau_{шк})_{m+1} = \frac{(\tau_{шк})_m \cdot b_2 - b_1}{T} \cdot \frac{h_2((\tau_{шк})_m) - h_1((\tau_{шк})_m)}{g_2((\tau_{шк})_m) - g_1((\tau_{шк})_m)},$$

де m – номер ітерації знаходження сталої часу перехідного процесу у шкірі; b_2 , b_1 , $h_2(\tau)$, $h_1(\tau)$, k_2 , k_1 , $g_2(\tau)$, $g_1(\tau)$ – допоміжні коефіцієнти та функції для уточненого обчислення сталої часу перехідного процесу τ :

$$b_s = \frac{\sum_{j=A_s}^{B_s} j^2 \cdot \sum_{j=A_s}^{B_s} U_B^* [jT] - N_s \sum_{j=A_s}^{B_s} j^2 \cdot U_B^* [jT]}{N_s \sum_{j=A_s}^{B_s} j^2 - \left(\sum_{j=A_s}^{B_s} j \right)^2}, \quad (2)$$

$$h_s(\tau) = \frac{\sum_{j=A_s}^{B_s} j \cdot \sum_{j=A_s}^{B_s} e^{-\frac{jT}{\tau}} - N_s \sum_{j=A_s}^{B_s} j \cdot e^{-\frac{jT}{\tau}}}{N_s \sum_{j=A_s}^{B_s} j^2 - \left(\sum_{j=A_s}^{B_s} j \right)^2}, \quad (3)$$

$$k_s = \frac{1}{T} \cdot \frac{N_s \sum_{j=A_s}^{B_s} j \cdot U_B^*[jT] - \sum_{j=A_s}^{B_s} j \cdot \sum_{j=A_s}^{B_s} U_B^*[jT]}{N_s \sum_{j=A_s}^{B_s} j^2 - \left(\sum_{j=A_s}^{B_s} j \right)^2}, \quad (4)$$

$$g_s(\tau) = \frac{N_s \sum_{j=A_s}^{B_s} j^2 \cdot e^{-\frac{jT}{\tau}} - \sum_{j=A_s}^{B_s} j^2 \sum_{j=A_s}^{B_s} e^{-\frac{jT}{\tau}}}{N_s \sum_{j=A_s}^{B_s} j^2 - \left(\sum_{j=A_s}^{B_s} j \right)^2}, \quad (5)$$

тут A_s , B_s – номери початкового та кінцевого відліків s -ї частини ряду дискретних значень напруги $U_B^*[nT]$, $s = \overline{1, 4}$, $N_s = B_s - A_s + 1$.

Ітераційний процес завершують, якщо:

$$|(\tau_{\text{шк}})_{m+1} - (\tau_{\text{шк}})_m| < \beta_{\text{шк}1}.$$

4. Обчислюють значення опору та ємності шкіри, а також опору внутрішніх тканин:

$$R_{\text{шк}} = \frac{1}{I} \cdot \frac{b_2 - b_1}{g_2((\tau_{\text{шк}})_{m+1}) - g_1((\tau_{\text{шк}})_{m+1})},$$

$$C_{\text{шк}} = I \cdot \frac{(\tau_{\text{шк}})_{m+1}}{T} \cdot \frac{h_2((\tau_{\text{шк}})_{m+1}) - h_1((\tau_{\text{шк}})_{m+1})}{k_2 - k_1},$$

$$R_{\text{тк}} = \frac{1}{I} \left(\frac{b_1 - (1 + g_1((\tau_{\text{шк}})_{m+1})) \times}{g_2((\tau_{\text{шк}})_{m+1}) - g_1((\tau_{\text{шк}})_{m+1})} \right).$$

5. Виділяють перехідний процес, що протікає в електродах та їх контактах зі шкірою:

$$U_B^*[nT] = U_B[nT] - I \cdot R_{\text{тк}} - I \cdot R_{\text{шк}} \left(1 - e^{-\frac{nT}{(\tau_{\text{шк}})_{m+1}}} \right).$$

6. Уточнюють значення сталої часу перехідного процесу, що протікає в електродах та їх контактах зі шкірою за наступною ітераційною формулою:

$$(\tau_e)_{v+1} = \frac{(\tau_e)_v}{T} \cdot \frac{b_4 - b_3}{k_4 - k_3} \cdot \frac{h_4((\tau_e)_v) - h_3((\tau_e)_v)}{g_4((\tau_e)_v) - g_3((\tau_e)_v)},$$

де v – номер ітерації знаходження сталої часу перехідного процесу в електродах та їх контактах зі шкірою; b_4 , b_3 , $h_4(\tau)$, $h_3(\tau)$, k_4 , k_3 , $g_4(\tau)$, $g_3(\tau)$ – допоміжні коефіцієнти та функції (2) – (5), що обчислюються з використанням 4-ї та 3-ї частин ряду дискретних значень напруги $U_B^*[nT]$.

Ітераційний процес завершують, якщо:

$$|(\tau_e)_{v+1} - (\tau_e)_v| < \beta_{e1}.$$

7. Обчислюють електричні параметри електродів та їх контактів зі шкірою:

$$R_e = \frac{1}{I} \cdot \frac{b_4 - b_3}{g_4((\tau_e)_{v+1}) - g_3((\tau_e)_{v+1})},$$

$$C_e = I \cdot \frac{(\tau_e)_{v+1}}{T} \cdot \frac{h_4((\tau_e)_{v+1}) - h_3((\tau_e)_{v+1})}{k_4 - k_3}.$$

8. Якщо

$$\begin{cases} |(\tau_{\text{шк}})_{m+1} - (\tau_{\text{шк}})_1| > \beta_{\text{шк}2} \\ |(\tau_e)_{v+1} - (\tau_e)_1| > \beta_{e2} \end{cases},$$

то уточнюють перехідний процес, що протікає у живих тканинах:

$$U_B^*[nT] = U_B[nT] - I \cdot R_e \left(1 - e^{-\frac{nT}{(\tau_e)_{v+1}}} \right),$$

оновлюють первинні наближені оцінки сталих часу перехідних процесів:

$$\begin{cases} (\tau_{\text{шк}})_1 = (\tau_{\text{шк}})_{m+1}; \\ (\tau_e)_1 = (\tau_e)_{v+1}, \end{cases}$$

та переходять до кроку 3.

Таким чином, надано загальний опис методу вимірювання електричних параметрів живих тканин, який враховує резистивно-ємнісний імпеданс, створений електродами. Роботу цього методу перевірено у числовому експерименті за допомогою програми «Двокритерійна апроксимація» [8]. Для цього, в дискретні моменти часу nT , $N = 1024$, відповідно до (1) було аналітично створено 300 перехідних процесів з напруги. При цьому, значення вимірювального струму завжди дорівнювало 40 мкА [9], а значення параметрів еквівалентної схеми за рис. 1 випадково вибиралися з діапазонів:

$$R_{\text{шк}} \in [1; 1000] \text{ кОм}, C_{\text{шк}} \in [0,001; 1] \text{ мкФ},$$

$$R_{\text{тк}} \in [10; 1100] \text{ Ом}, R_e \in [1; 5] \text{ кОм},$$

$$C_e \in [0,005; 1] \text{ мкФ}.$$

До кожного з отриманих перехідних процесів було застосовано наведений вище алгоритм пошуку електричних параметрів еквівалентної схеми.

Проведені дослідження свідчать, що при $\tau_{\text{шк}}/\tau_e < 0,25$ та $\tau_{\text{шк}}/\tau_e > 4$ запропонований алгоритм дозволяє отримувати параметри еквівалентної схеми з помилкою, що не перевищує наперед заданого значення, при $0,25 < \tau_{\text{шк}}/\tau_e < 0,5$ та $2 < \tau_{\text{шк}}/\tau_e < 4$ алгоритм видає значення параметрів еквівалентної схеми з помилкою, яка перевищує наперед задане значення, а при $0,5 < \tau_{\text{шк}}/\tau_e < 2$ алгоритм взагалі розбігається.

Висновки та напрямки подальших досліджень

Для випадку вимірювання електричних параметрів живих тканин із використанням електродів, які створюють імпеданс, що може бути змодельованим електричною ланкою паралельно поєднаних ємності та активного опору, запропоновано метод, який базується на застосуванні способу двокритерійної апроксимації експериментальних даних та полягає у послідовному уточненні сталих часу перехідного процесу, що виникає у ланці «біологічний об'єкт – вимірювальні електроди», з наперед заданою похибкою й подальшому обчисленні електричних параметрів еквівалентної схеми вимірювання.

Результати проведеного числового експерименту свідчать, що при $\tau_{шк}/\tau_e < 0,25$ та $\tau_{шк}/\tau_e > 4$ запропонований метод дозволяє знаходити параметри еквівалентної схеми з похибкою, що не перевищує заданого значення, а при $0,25 < \tau_{шк}/\tau_e < 4$ метод видає значення з похибкою, що перевищує задане значення.

В подальшому передбачається виконати статистичне дослідження запропонованого методу при врахуванні дії завод у вимірювальній ланці.

Список літератури

1. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы [Текст]: справочник / Под ред. Т.С. Виноградовой. – М.: Медицина, 1986. – 416 с.
2. Malich A. Electrical impedance scanning as a new imaging modality in breast cancer detection – a short review of clinical value on breast application, limitations and perspectives [Text] / A. Malich, T. Bohm, M. Facius, I. Kleinteich, M. Fleck, R. Anderson, W.A. Kaiser // Nucl Instrum Methods Phys Res A. – 2003. – No. 497. – P. 75-81.

3. McAdams E.T. Factors affecting electrode-gel-skin interface impedance in electrical impedance tomography [Text] / E.T. McAdams, J. Jossinet, A. Lacknermeier, F. Risacher // Med Biol Eng Comput. – 1996. – No. 34. – P. 397-408.

4. Zhenyu Ji. Novel electrode-skin interface for breast electrical impedance scanning [Text] / Ji Zhenyu, Dong Xiuzhen, Shi Xuetao, You Fusheng, Fu Feng, Liu Ruiqiang // Med Biol Eng Comput. – 2009. – No. 47. – P. 1045-1052.

5. Glichman Y.A. Novel EIS postprocessing algorithm for breast cancer diagnosis [Text] / Y.A. Glichman, O. Filo, U. Nachaliel, S. Lenington, S. Amin-Spector, R. Ginor // IEEE Trans Med Imaging. – 2002. – No. 21. – P. 710-712.

6. А.с. 824994 СССР, МКИ А 61 В5/05. Способ исследования регенератора костной ткани [Текст] / Ю.К. Вилкс, Х.А. Янсон (СССР); Риж. науч.-исследоват. ин-т травматологии и ортопедии (СССР). – № 2794127/28-13; Заявл. 15.06.1979; Опубл. 30.04.1981, Бюл. № 16.

7. Пат. № UA 65068 C2 Україна, МПК (2006) А 61 В5/05. Спосіб вимірювання електричних параметрів живих тканин [Текст] / В.О. Ярута (Україна). – № 2003054717; Заявлено 26.05.2003; Опубл. 15.03.2007, Бюл. № 3.

8. Ярута В.О. Імітація вимірювання електричних параметрів живих тканин [Текст] / В.О. Ярута, В.Д. Ліпанов, Т.Г. Білова // Системи обробки інформації : зб. наук. пр. / М-во оборони України, Харк. ун-т. Повітряних Сил ім. Івана Кожедуба — X, 2010. — Вип. 1 (82). — С. 209-212.

9. Ярута В.А. Измерение электрических параметров живых тканей на основе их моделирования в виде эквивалентной схемы [Текст] / В.А. Ярута // Вестн. Нац. техн. ун-та «ХПИ». – X, 2002. – № 18. – С. 133-142.

Надійшла до редколегії 28.04.2011

Рецензент: д-р техн. наук, проф. Г.Г. Асеев, Харківська державна академія культури, Харків.

ИЗМЕРЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЖИВЫХ ТКАНЕЙ С УЧЁТОМ РЕЗИСТИВНО-ЕМКОСТНОГО ИМПЕДАНСА, СОЗДАННОГО ЭЛЕКТРОДАМИ

В.А. Ярута

В статье предлагается метод измерения электрических параметров живых тканей, который заключается в последовательном уточнении с наперед заданной ошибкой постоянных времени переходных процессов, протекающих в коже и электродах, и в последующем вычислении сопротивления кожи, её ёмкости, сопротивления внутренних тканей, а также сопротивления и ёмкости, создаваемых измерительными электродами. Приведены результаты численного эксперимента, которые доказывают работоспособность предложенного подхода.

Ключевые слова: живые ткани, измерение, двухкритериальная аппроксимация, резистивно-ёмкостной электрод.

A MEASURING OF ALIVE TISSUE ELECTRICAL PARAMETERS CONSIDERING THE RESISTIVE-CAPACITIVE IMPEDANCE CREATED BY ELECTRODES

V.O. Iaruta

In the article is proposed the method for measuring electrical parameters of alive tissues, which consist in consecutive re-determination with preassigned error of the time constants of transition processes that occurring in the skin and the electrodes and the subsequent calculation of skin resistance, its capacitance, resistance of internal tissues, as well as resistance and capacitance created by measuring electrodes. The results of numerical experiment that prove operability of the proposed approach is leaded.

Keywords: alive tissue, measuring, two-criterion approximation, resistive-capacitive electrode.