

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СОСТАВЛЯЮЩИХ ИМПЕДАНСА БИООБЪЕКТА

© Е.И. Глинкин, Е.А. Рухлова

Тамбовский государственный технический университет
392000, Российская Федерация, г. Тамбов, ул. Советская, 106
E-mail: glinkinei@rambler.ru

Предложен способ определения активного сопротивления и эквивалентной емкости тканей биообъекта по импульсной динамической характеристике с нормируемыми параметрами, которые вычисляются по амплитудам напряжения, измеряемым в два кратных момента времени.

Ключевые слова: способ определения; постоянная времени; установившееся значение потенциала; импульсная динамическая характеристика; нормируемые параметры; погрешности

Предлагаемое изобретение относится к медицине и может быть использовано для оценки функционального состояния организма.

Известен способ бесконтактного измерения удельного электросопротивления [1], согласно которому измеряемый образец размещают на катушке индуктивности колебательного контура и измеряют изменение добротности контура, при этом индуктивность контура измеряют в диапазоне 135–155 МГц с помощью катушек Гельмгольца, а удельное электросопротивление образца определяют по формуле.

Данный способ обладает низкой точностью из-за изменения конструктивных параметров.

По способу измерения резистивной и емкостной составляющих комплексного сопротивления [2] измеряемое сопротивление периодически подключают вначале к эталонному источнику напряжения на априорно заданное время t_1 , затем измеряемое сопротивление закорачивают, мгновенное значение падения напряжения U_1 на сопротивлении измеряют в конце временного промежутка t_1 . Через априорно заданное время $t_2 = t_1$ после закорачивания измеряют значение падения напряжения U_2 . Резистивную и емкостную составляющие вычисляют по формулам:

$$R_x = R_0 \left(\frac{\ln\left(1 - \frac{U_1}{U_2}\right)}{\ln\left(\frac{U_2}{U_1}\right)} - 1 \right),$$

$$C_x = - \frac{t_1}{R_0 \left(\ln\left(1 - \frac{U_1}{U_0}\right) - \ln\left(\frac{U_2}{U_1}\right) \right)}.$$

Недостатком способа является низкая точность из-за существенного влияния на результаты измерения изменения режимов характеристик.

Наиболее близким к заявленному техническому решению является способ определения составляющих импеданса биообъекта [3], заключающийся в том, что на биообъект подается через электроды импульс стабилизированного тока определенной полярности (например, положительной) и амплитудой I_0 . Вследствие емкостного характера реактивной составляющей импеданса биообъекта происходит переходный процесс нарастания напряжения на биообъекте, которое измеряется в фиксированные два момента времени t_1 и t_2 после начала импульса тока, получая, соответственно, значения напряжения U_1 и U_2 . Измерение в момент времени t_2 производится, когда емкость тканей биообъекта заряжена полностью и переходный процесс закончился. Величина стабилизированного тока I_0 выбирается такой, чтобы за время действия импульса тока произошел полный заряд емкости тканей биообъекта. Тогда напряжение на биообъекте пропорционально величине активной составляющей импеданса биообъекта. Активное сопротивление R биообъекта определяется по формуле (при параллельной схеме замещения биообъекта) $R = U_2/I_0$. Эквивалентная емкость C тканей биообъекта вычисляется с помощью выражения

$$C = \left(\frac{I_0}{U_1} - \frac{1}{R} \right) \cdot t_1.$$

Недостатками прототипа являются: низкая точность из-за наличия динамической и методической погрешности и низкая оперативность, вызванные необходимостью ожидания установившегося режима ВАХ.

Технической задачей способа является повышение точности и оперативности измерения составляющих комплексного сопротивления биообъекта за счет устранения методической и динамической погрешностей.

Данная техническая задача решается за счет того, что в способе определения составляющих импеданса биологического объекта [4], заключающемся в подаче

на биообъект импульса стабилизированного тока, измерении напряжения на биообъекте в фиксированные два момента времени после начала импульса тока, в отличие от прототипа, дополнительно измеряют амплитуду стабилизированного тока I_0 , моменты времени фиксации напряжения представляют собой t_1 и t_2 , причем $t_2 = 2t_1$; а в качестве составляющих импеданса биообъекта определяют активное сопротивление R и эквивалентную емкость C тканей биообъекта, которые рассчитывают по формулам.

Сущность предлагаемого способа [4] поясняется на рис. 1–4.

Для определения составляющих импеданса биологического объекта на тело пациента в месте измерения сопротивления накладывают измерительные электроды, прикладывают напряжение на измерительную ячейку, состоящую из последовательно включенных измеряемого комплексного и эталонного сопротивлений (рис. 1). После включения напряжения питания на биообъект подают через электроды импульс стабилизированного тока, измеряют его амплитуду I_0 (рис. 2б). В моменты времени t_1 и t_2 , причем $t_2 = 2t_1$, фиксируют (рис. 2а) значения падений напряжения U_1 и U_2 соответственно, на эталонном сопротивлении R_0 . По измеренным значениям напряжения и времени находят активное сопротивление и эквивалентную емкость тканей биообъекта через установившееся значение потенциала E с постоянной времени T .

Экспериментальная зависимость $U(t) = U$ динамического процесса (рис. 2а) от импульса стабилизированного тока (рис. 2б) изменяется по экспоненциальному закону:

$$U = E \cdot \left(1 - e^{-\frac{t}{T}}\right). \quad (1)$$

Зависимость (1) связывает между собой измеряемое значение амплитуды U напряжения за время t исследования до установившегося значения E потенциала с постоянной времени T .

Параметры E и T однозначно определяют динамическую характеристику эксперимента по зависимости (1).

Регистрация параметров E и T организована по двум измеренным значениям амплитуды U_1, U_2 напряжения в два момента времени t_1, t_2 из системы уравнений по формуле (1) для первого и второго измерений:

$$\begin{cases} U_1 = E \cdot \left(1 - e^{-\frac{t_1}{T}}\right), \\ U_2 = E \cdot \left(1 - e^{-\frac{t_2}{T}}\right). \end{cases}$$

Выразим из уравнений системы t_1 и t_2 :

$$\begin{cases} t_1 = -T \cdot \ln\left(1 - \frac{U_1}{E}\right) \\ t_2 = -T \cdot \ln\left(1 - \frac{U_2}{E}\right) \end{cases} \quad (2)$$

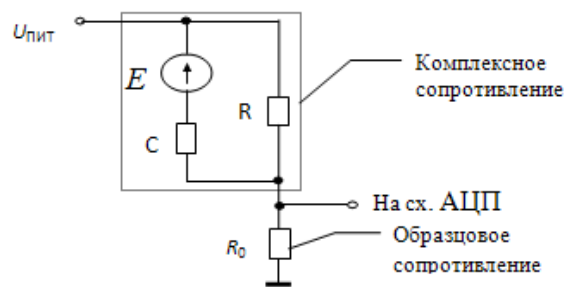


Рис. 1. Схема замещения измерительной ячейки

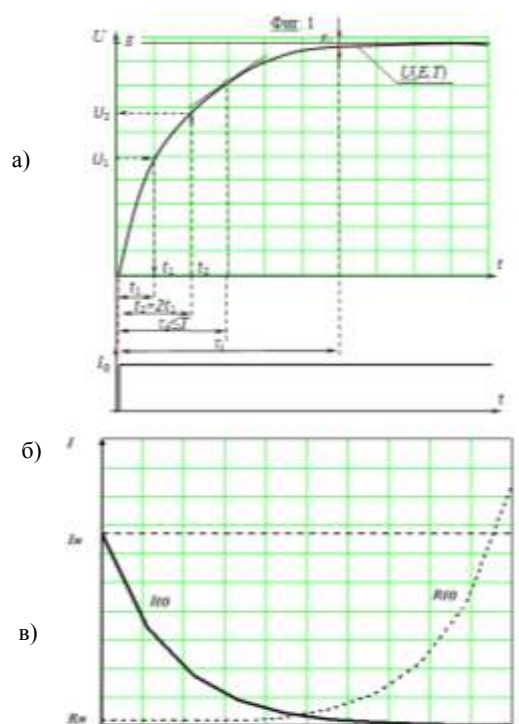


Рис. 2. Экспериментальная зависимость динамического процесса: а – напряжения; б – импульса тока; в – тока

и запишем отношение:

$$\frac{t_2}{t_1} = \frac{\ln\left(1 - \frac{U_2}{E}\right)}{\ln\left(1 - \frac{U_1}{E}\right)}.$$

Решение в явном виде получено при кратном отношении $\frac{t_2}{t_1} = 2$ после приведения к общему знаменателю:

$$\ln\left(1 - \frac{U_2}{E}\right) = 2 \cdot \ln\left(1 - \frac{U_1}{E}\right).$$

Проэкспоненцируем данное уравнение и выразим параметр E :

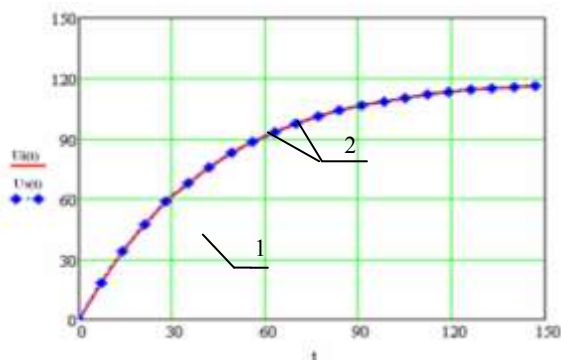


Рис. 3. Динамические характеристики: 1 – исследуемая; 2 – эквивалентная

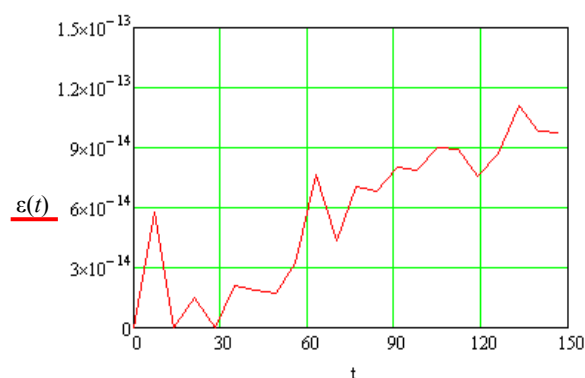


Рис. 4. Погрешность

$$E = \frac{U_1^2}{2 \cdot U_1 - U_2} \quad (3)$$

Для нахождения T подставим выражение (3) в первое уравнение системы (2):

$$T = \frac{-t_1}{\ln\left(\frac{U_2}{U_1} - 1\right)} \quad (4)$$

где U_1 – напряжение на биообъекте в момент времени t_1 ; U_2 – напряжение на биообъекте в момент времени t_2 .

С помощью параметров E и T определяют значение активного сопротивления:

$$R = E/I_0 \quad (5)$$

Это обусловлено значением тока:

$$I = C \frac{dU}{dt} = \frac{CE}{T} e^{-\frac{t}{T}}$$

В начальный момент времени $t = 0$, когда $e = 1$:

$$I = I_n = \frac{CE}{RC} = \frac{E}{R} = I_0,$$

где начальный ток I_n тождественен амплитуде стабилизированного тока I_0 . Эквивалентная емкость тканей биообъекта в свою очередь определяется как:

$$C = \frac{T}{R},$$

т. к. $T = R \cdot C$.

Адекватность и эффективность способа представлены ниже.

1. Адекватность предлагаемого способа физике эксперимента доказывает математическое моделирование исследуемой $U_i(t)$ ИДХ 1 относительно эквивалента 2 экспериментальной $U_3(t)$ ИДХ. По полученным значениям R и C определяется значение периода T (согласно формулы $T = R \cdot C$), строятся исследуемая 1 и эквивалентная 2 ИДХ (рис. 3).

Затем проводится оценка адекватности полученных зависимостей по формуле определения относительной погрешности:

$$\varepsilon = \frac{|U_3(t) - U_i(t)| \cdot 100\%}{U_3(t)},$$

ее оценка представлена на рис. 4. При этом погрешность ε отклонения $U_i(t)$ относительно $U_3(t)$ не превышает $1,5 \cdot 10^{-13} \%$.

2. Повышение точности за счет методической и динамической погрешности приведем на примере активного сопротивления:

$$R = \frac{U}{I} = \frac{E \left(1 - e^{-\frac{t}{T}}\right)}{I_n \cdot e^{-\frac{t}{T}}},$$

где $R_n = \text{const}$ – информативный параметр ИДХ сопротивления.

Эффективность по точности определяется нелинейностью η сопротивления R относительно постоянного сопротивления R_n предлагаемого способа:

$$\eta = \frac{R}{R_n} = \left(e^{\frac{t}{T}} - 1\right).$$

Как видно (рис. 2в), сопротивление $R = R(t)$ в прототипе нелинейно, изменяется по экспоненте относительно постоянного параметра R_n предлагаемого способа, что обусловлено методической погрешностью.

3. Динамическая погрешность ε определяется нелинейностью η :

$$\varepsilon_i = \left| \frac{R_0 - R}{R_0} \right| = \left| 1 - \frac{R}{R_0} \right| = |1 - \eta|,$$

Таблица 1

Оперативность предлагаемого способа

Результаты	Эквивалент	Прототип	Предлагаемый способ	$\varepsilon_{\text{прот.}}, \%$	$\varepsilon_{\text{пр.ст.}}, \%$
$E, \text{ мВ}$	120	114	120	5	$6,4 \cdot 10^{-12}$
$T \cdot 10^{-7}, \text{ с}$	42	21,1	42	49,7	$6,7 \cdot 10^{-12}$
$R, \text{ кОм}$	34,3	32,6	34,3	5	$6,5 \cdot 10^{-12}$
$C, \text{ пФ}$	123	65	123	47,1	$2,7 \cdot 10^{-13}$

т. е. $\varepsilon_i = \left| \frac{t}{eT} \right|$ и также растет по экспоненте (рис. 2в) с

увеличением времени t , в то время как мгновенное значение U ИДХ стремится по асимптоте к установившемуся потенциалу (рис. 2а).

Следовательно, предлагаемый способ, в отличие от прототипа, устраняет и методическую, и динамическую погрешности.

4. Повышение оперативности предлагаемого способа оценивается эффективностью времени измерения t . В предлагаемом способе $t \leq T$ измерения не превышает постоянную времени, а для прототипа в 3–5 раз больше $t_n = (3-5)T$ для погрешности (5–1)% определения установившегося потенциала E .

Из эффективности, $\eta_t = \frac{(3-5)T}{T} = (3-5)$ следует, что оперативность предлагаемого способа в 3–5 раз выше известных способов.

Значения погрешности, возникающих в результате применения способа-прототипа и предлагаемого способа, приведены в табл. 1.

Анализ табл. 1 показывает, что точность предлагаемого метода на несколько порядков выше за счет учета динамической погрешности и устранения методической погрешности.

Таким образом, определение активной и реактивной составляющих комплексного сопротивления согласно методике предлагаемого способа, в отличие от известных решений, повышает точность определения составляющих импеданса биологического объекта на несколько порядков за счет адекватности предлагаемого способа эксперименту при устранении методической и учета динамической погрешности.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

Способ определения составляющих импеданса биообъекта, заключающийся в подаче на биообъект импульса стабилизированного тока, измерении напряжения на биообъекте в фиксированные два момента

времени после начала импульса тока, отличающийся тем, что дополнительно измеряют амплитуду стабилизированного тока I_0 , моменты времени фиксации напряжения представляют собой t_1 и t_2 , причем $t_2 = 2t_1$; а в качестве составляющих импеданса биообъекта определяют активное сопротивление R и эквивалентную емкость C тканей биообъекта, которые рассчитывают по следующим формулам:

$$R = \frac{E}{I_0},$$

где E – установившееся значение потенциала с постоянной времени T ,

$$E = \frac{U_1^2}{2U_1 - U_2},$$

$$T = -\frac{t_1}{\ln\left(\frac{U_2}{U_1} - 1\right)},$$

где U_1 и U_2 , соответственно, напряжение на биообъекте в моменты времени t_1 и t_2 ; при этом $C = \frac{T}{R}$.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. А. с. № 1642410 СССР. Способ бесконтактного измерения удельного сопротивления. МПК5 G 01 R 27/02. 1991. Бюл. № 14.
2. Патент № 2003123 РФ. Способ измерения резистивной и емкостной составляющих комплексного сопротивления. G 01 R 27/26. 1993. Бюл. № 41.
3. А. с. № 1397024 СССР. Способ определения составляющих импеданса биообъекта. А61 В5/05. 1988. Бюл. № 19.
4. Патент № 2509531 РФ. Способ определения составляющих импеданса биообъекта / А.В. Наумова, Е.И. Глинкин. А 61 В 5/053. 2014. Бюл. № 8.

Поступила в редакцию 25 ноября 2016 г.

Глинкин Евгений Иванович, Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов, Российская Федерация, доктор технических наук, профессор, профессор кафедры биомедицинской техники, заслуженный изобретатель Российской Федерации, e-mail: glinkinei@rambler.ru

Рухлова Евгения Алексеевна, Тамбовский государственный технический университет, г. Тамбов, Российская Федерация, магистрант по направлению подготовки «Биотехнические системы и технологии», кафедра биомедицинской техники, e-mail: eugeniya.ruhlova2011@yandex.ru

UDC 681.335

DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-1-104-108

DETERMINING THE IMPEDANCE COMPONENTS OF A BIOLOGICAL OBJECT

© E.I. Glinkin, E.A. Rukhlova

Tambov State Technical University

106 Sovetskaya St., Tambov, Russian Federation, 392000

E-mail: glinkinei@rambler.ru

A method of detecting the resistance and the equivalent capacity of biological tissue by dynamic impulse response with normalized parameters is proposed. These parameters are calculated by the voltage amplitude which changes in two time-points.

Key words: method of determining; time constant; steady value of potential; pulse dynamic characteristic; normalized parameters; error

REFERENCES

1. *Sposob beskontaktnogo izmereniya udel'nogo soprotivleniya* [The method of nonintrusive measurement of resistivity constant]. Author's license no. 1642410 SSSR, MPK5 G 01 R 27/02, 1991. (In Russian).
2. *Sposob izmereniya rezistivnoy i emkostnoy sostavlyayushchikh kompleksnogo soprotivleniya* [The way of resistance measurement and capacitive impedance]. Patent no. 2003123 RF, G 01 R 27/26, 1993. (In Russian).
3. *Sposob opredeleniya sostavlyayushchikh impedansa bioob'ekta* [The way of determining the impedance components of a biological object]. Author's license no. 1397024 SSSR, A61 B5/05, 1988. (In Russian).
4. Naumova A.V., Glinkin E.I. *Sposob opredeleniya sostavlyayushchikh impedansa bioob'ekta* [The way of determining the impedance components of a biological object]. Patent no. 2509531 RF, A 61 B 5/053, 2014. (In Russian).

Received 25 November 2016

Glinkin Evgeniy Ivanovich, Tambov State Technical University, Tambov, Russian Federation, Doctor of Technics, Professor, Professor of Biomedical Technics Department, Honored Inventor of Russian Federation, e-mail: glinkinei@rambler.ru

Rukhlova Evgeniya Alekseevna, Tambov State Technical University, Tambov, Russian Federation, Master's Degree Student on Training Direction "Biotechnical Systems and Technologies", Biomedical Technics Department, e-mail: eugeniya.rukhlova2011@yandex.ru

Информация для цитирования:

Глинкин Е.И., Рухлова Е.А. Определение составляющих импеданса биообъекта // Вестник Тамбовского университета. Серия Естественные и технические науки. Тамбов, 2017. Т. 22. Вып. 1. С. 104-108. DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-1-104-108

Glinkin E.I., Rukhlova E.A. *Opredelenie sostavlyayushchikh impedansa bioob'ekta* [Determining the impedance components of a biological object]. *Vestnik Tambovskogo universiteta. Seriya Estestvennye i tekhnicheskie nauki – Tambov University Reports. Series: Natural and Technical Sciences*, 2017, vol. 22, no. 1, pp. 104-108. DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-1-104-108 (In Russian).