
ПРИБОРОСТРОЕНИЕ И ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ ТЕХНИКА

УДК 615.471:616-073/97(075.8)

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ЦЕПИ КОЖНО-ЭЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТА

Н.И. БЕЛЕЦКИЙ, О.М. ДАЦОК, Д.В. ПАВЛЕНКО, А.В. ХОРУЖНАЯ

В работе рассмотрены особенности регистрации биоэлектрических сигналов с помощью емкостных электродов. Предложена математическая модель для определения эквивалентных параметров цепи «электрод-биологическая ткань (кожный покров)». Рассмотрены принципы построения разработанного устройства для измерения параметров емкостных электродов и определены значения их эквивалентных параметров. Показана перспективность применения емкостных электродов для регистрации биопотенциалов.

Ключевые слова: биопотенциал, электрокардиография, электрод емкостной, контакт кожно-электродный.

ВВЕДЕНИЕ

Исследования биопотенциалов, возникающих на поверхности тела, имеют большое значение для понимания физиологических и физико-химических процессов в живых системах. На сигналах биоэлектрической активности отражаются любые патологические и функциональные отклонения исследуемых систем, что позволяет не только оценивать работу тех или иных внутренних органов, но и во многих случаях с высокой степенью точности диагностировать различные нарушения.

При проведении электрофизиологических исследований, связанных с измерением биопотенциалов, достоверность диагностической информации существенно зависит от характеристик используемых электродов. Наличие паразитных свойств контакта «электрод-кожный покров», протекающие электрохимические процессы на кожно-электродном участке, а также производственные дефекты изготовления электродов, приводят к искажениям амплитудных и частотных характеристик регистрируемых сигналов [1].

В медицинской практике наиболее широко используются электроды, в которых токосъемная поверхность выполнена из проводящего материала (серебро, нержавеющей сталь, олово) и контактирует с поверхностными тканями непосредственно либо через электродные пасты (гели), а также слабополяризующиеся электроды (хлор-серебряный электрод), которые имеют известные недостатки [1, 2].

Особый интерес при разработке новых диагностических устройств представляет применение емкостных электродов, поскольку позволяет исключить ряд искажений сигнала, связанных с электрохимическими процессами на контакте «электрод-кожный покров» [2]. Емкостные электроды обладают достаточно высокими эксплуатационными характеристиками, поскольку

незначительные дефекты поверхности не приводят к заметным искажениям полезного сигнала. Кроме того, такая измерительная система не требует специальной подготовки поверхности кожи (использования проводящих гелей или паст).

Для учета влияния электрода на форму электрических потенциалов необходимо достаточно точно знать параметры измерительной электродной системы и учитывать их при проектировании и эксплуатации медицинских диагностических систем. Знание эквивалентных параметров электродов позволяет сформулировать требования к входным блокам обработки сигнала, а также оптимальным образом выбрать параметры усилителя биопотенциалов [3, 4].

Целью статьи является обоснование применения емкостных электродов для регистрации слабых сигналов электрической активности органов и тканей путем определения их метрологических и медико-технических характеристик.

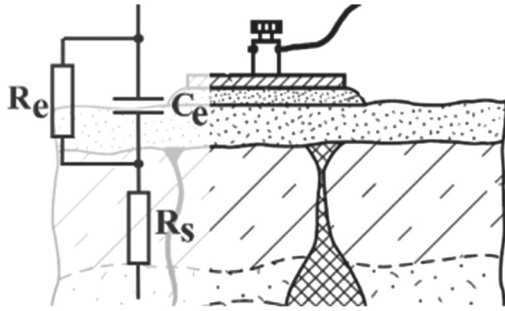
1. МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ

Оценка частотной зависимости кожно-электродного импеданса может быть сделана на основе анализа физической модели системы «электрод-биологическая ткань (кожный покров)» представленной эквивалентной электрической цепью (рис. 1), которая учитывает все основные процессы, сопровождающие съем электрограммы.

R_e, R_s, C_e представляют собой элементы эквивалентной цепи «электрод-кожный покров», с достаточной (для практических применений) точностью её описывающие, и требующие определения. Очевидно, что поставленная задача сводится к исследованию пассивных параметров электрической цепи, содержащей реактивные элементы.

Для построения математической модели введем R_f, C_f – параметры входной цепи усилителя

биопотенциалов. Применив метод комплексных амплитуд, получим выражение, связывающее комплексные напряжения на входе цепи (источник биопотенциала) и на нагрузке (входе усилителя биопотенциалов):



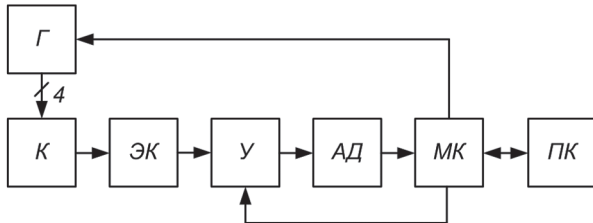
R_e, C_e – сопротивление и емкость электрода,
 R_s – сопротивление ткани человека

Рис. 1. Эквивалентная цепь кожно-электродного контакта

$$\dot{U}_{out}(t) = \frac{\dot{U}_{in}(t)}{\frac{R_e}{i\omega R_e C_e + 1} + \frac{R_l}{i\omega R_l C_l + 1} + R_s} \cdot \frac{R_l}{i\omega R_l C_l + 1} \quad (1)$$

В основу измерения эквивалентных параметров положена зависимость от частоты комплексного сопротивления цепи и, как следствие, отношения амплитуд U_{in} к U_{out} .

С помощью устройства, структурная схема которого изображена на рис. 2, измеряется коэффициент ослабления цепи на нескольких фиксированных частотах (четыре в экспериментальном образце).

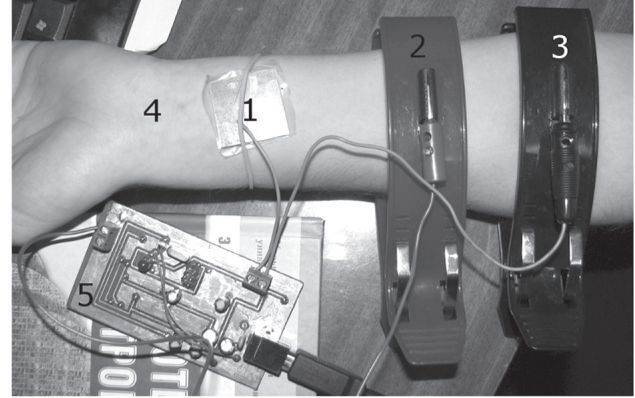


Г – генераторы; К – коммутатор (мультиплексор); ЭК – исследуемые электроды; У – усилитель с программно-регулируемым коэффициентом усиления; АД – амплитудный детектор и интегратор; МК – микроконтроллер со встроенным АЦП; ПК – персональный компьютер

Рис. 2. Структурная схема измерительной установки

Измерительный усилитель охвачен цепью ООС, позволяющей с высокой точностью устанавливать коэффициент усиления благодаря применению цифрового потенциометра. Усиленный сигнал поступает на амплитудный детектор, интегратор и оцифровывается АЦП управляющего микроконтроллера. Результатом измерения является коэффициент усиления K_n , при котором амплитуда усиленного сигнала, прошедшего через цепь, равна амплитуде подаваемого на неё сигнала, т.е. полностью компенсируется вносимое ослабление.

Гармонический сигнал $\dot{U}_{in}(t) = U_{in} \cdot \exp(i\omega_n \cdot t)$ стабильной амплитуды и частоты поступает на подводящий хлорсеребряный электрод 1 (рис.3), закрепленный на поверхности кожи. Ток протекает через биологические ткани 4 и исследуемый электрод 2, подключенный ко входу измерительного усилителя.



1 – исследуемый электрод; 2 – подводящий электрод; 3 – заземляющий электрод; 4 – биологический объект; 5 – измерительное устройство

Рис. 3. Схема подключения измерительной установки

С целью активного подавления помех, вызванных наводками осветительной сети и работающего оборудования, и, соответственно, увеличения отношения сигнал/шум, в непосредственной близости от подводящего электрода закреплен хлорсеребряный электрод 3 (см. рис.3), который гальванически связан с общей шиной измерительного устройства 5.

Перед каждым измерением проводится калибровка, которая заключается в подаче гармонического сигнала с подводящего электрода непосредственно на вход измерительного усилителя. Результат калибровки – вектор коэффициентов усиления, необходимый для компенсации потерь сигнала в отсутствие исследуемой цепи.

На каждой частоте должно выполняться соотношение (1), следовательно, можно записать систему уравнений для определения неизвестных R_e, R_s, C_e через коэффициент ослабления цепи, численно равный измеренному коэффициенту усиления K_n . С учетом описанных преобразований сигнала в измерительном устройстве, имеем:

$$\frac{\frac{1}{T} \int_0^T |\operatorname{Re}(U_{in} \exp(i\omega_n t))| dt}{\frac{1}{T} \int_0^T |\operatorname{Re}(\dot{U}_{out}(t))| dt} = K_n, n=1 \dots N. \quad (2)$$

Для определения неизвестных R_e, R_s, C_e система уравнений (2) должна состоять, как минимум, из трех уравнений. Для расширения диапазона измеряемых величин и повышения точности результата нами использовано 4 частоты, т.е. система уравнений изначально переопределена.

Теоретически оптимальным является выбор частот тестового сигнала по логарифмической

шкале, однако на практике необходимо учитывать ограничения на амплитудно-частотные и фазовые характеристики используемых операционных усилителей, на которых собраны генераторы гармонических колебаний и измерительный усилитель. Поскольку набор частот фигурирует в системе уравнений в качестве параметров, их выбор осуществляется достаточно свободно, с учетом изложенных выше соображений. В нашем экспериментальном образце получен следующий ряд частот: 312, 1724, 6757, 38461 Гц.

Решение системы (2) аналитически затруднено, а, с учетом погрешностей измерений, нет смысла заниматься её линеаризацией с целью применения прямых численных методов решения СЛАУ в силу очевидно плохой обусловленности матрицы системы. Поэтому, для численного решения нами применен генетический алгоритм [5] (как наиболее устойчивый из известных алгоритмов оптимизации к зависанию в локальных экстремумах), направленный на минимизацию функции ошибки путем варьирования подлежащих определению неизвестных R_e , R_s , C_e . Целевая функция вычисляется по формуле:

$$Errf(C_e, R_e, R_s) = \sum_n K_n \left| \frac{\frac{1}{T} \int_0^T \text{Re}(U_{in} \exp(i\omega_n t)) dt}{\frac{1}{T} \int_0^T \text{Re}(\dot{U}_{out}(t)) dt} \right| \quad (3)$$

2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Относительная погрешность экспериментально измеренных по предложенной методике параметров эквивалентной схемы в диапазоне $10 \text{ кОм} < (R_e, R_s) < 10 \text{ МОм}$, $1 \text{ пФ} < C_e < 10 \text{ нФ}$ не превышает 10% по сравнению с элементами эталонных цепей, что полностью подтверждает практическую применимость описанного подхода.

Для экспериментальных измерений использованы хлорсеребряные электроды ЕКС 013 с площадью контакта (рабочего элемента) $6,4 \text{ см}^2$, а также изготовлены емкостные электроды с площадью плоского медного контакта 1, 2 и 4 см^2 , изолированного лавсановой пленкой толщиной 40 мкм .

В соответствии с описанной методикой разработан аппаратно-программный измерительный комплекс, состоящий из приставки к персональному компьютеру и программного обеспечения для управления приставкой и обработки результатов измерения. На рис. 4 изображено рабочее окно программы, которая обеспечивает работу системы в режимах калибровки и измерения. В этом окне присутствуют числовые значения измеренных коэффициентов ослабления исследуемой цепи и вычисленные по ним значения эквивалентных элементов, а также значение невязки численного метода.

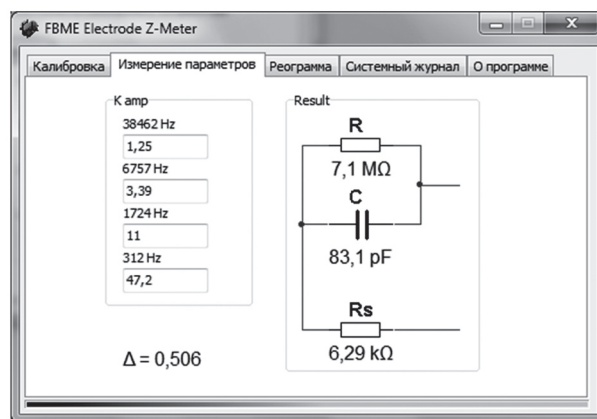


Рис. 4. Вид рабочего окна программы в режиме измерений

В табл. приведены экспериментально полученные значения параметров системы «электрод-тело человека».

Результаты измерения эквивалентных параметров для электродов различных типов

Параметр	Тип электрода			
	Ag-AgCl	Емкостной 1 см ²	Емкостной 2 см ²	Емкостной 4 см ²
R_e	<10 кОм	>10 МОм	>8,5 МОм	>7,6 МОм
C_e	>10 нФ	20...30 пФ	35...59 пФ	82..115 пФ
R_s	50...150 кОм	50...150 кОм	50...150 кОм	50...150 кОм

Разброс сопротивления тканей R_s объясняется креплением исследуемого электрода к разным частям тела, и не зависит от типа электрода. Сопротивление контакта хлорсеребряного электрода R_e зависит, главным образом, от увлажнения места его крепления. Для емкостных электродов C_e зависит от степени прилегания (давления на электрод) к поверхности тела. Меньшие значения соответствуют прилеганию электрода к запястью под его собственным весом.

ВЫВОДЫ

Предложена математическая модель и способ решения системы её уравнений, разработано измерительное устройство для определения эквивалентных параметров цепей, содержащих реактивные элементы. Электронные компоненты для изготовления экспериментального образца доступны и имеют невысокую стоимость. Погрешность измерений параметров эквивалентной цепи не превышает 10% по сравнению с измерениями эталонных цепей.

Приведены значения эквивалентных параметров образцов емкостных электродов, перспективных для использования в новейшем медицинском диагностическом оборудовании. Установлено, что емкость электрода существенно зависит от плотности прилегания к поверхности кожи, но слабо зависит от места крепления электрода на теле человека. Сопротивление тканей человека лежит в пределах $50...150 \text{ кОм}$ в зависи-

мости от расстояния между электродами и местом крепления их к телу.

Полученные результаты подтверждают целесообразность изготовления активных электродов с емкостным интерфейсом для диагностической аппаратуры на общедоступной современной элементной базе.

Литература

- [1] *Huigen E.* Noise characteristics of surface electrodes [Электронный ресурс] / E. Huigen. – 1.08.2011. – Режим доступа: <http://www.angelfire.com/planet/ehuigen/scriptie.pdf>
- [2] Dry and Capacitive Electrodes for Long-Term ECG-Monitoring [Электронный ресурс] / A. Karilainen, S. Hansen, J. Müller // Proc. of the 8th Annual Workshop on Semiconductor Advances for Future Electronics and Sensors (Veldhoven, November 17 –18, 2005), 2005. – P. 155 – 161. – Режим доступа: <http://www.mendeley.com/research/dry-capacitive-electrodes-longterm-ecgmonitoring-5/>
- [3] *C. Assambo* Determination of the Parameters of the Skin-Electrode Impedance Model for ECG Measurement [Электронный ресурс] / C. Assambo, A. Baba, R. Dozio, M. J. Burke // Proc. of the 6th WSEAS Int. Conf. on Electronics, Hardware, Wireless and Optical Communications (Corfu Island, February 16 – 19, 2007), 2007. – с. 90 – 95. – Режим доступа: <http://www.wseas.us/e-library/conferences/2007corfu/papers/540-318.pdf>
- [4] *Baba A.* Measurement of the electrical properties of ungelled ECG electrodes [Электронный ресурс] / Baba A., Burke M. J. // International journal of biology and biomedical engineering, 2008. – т. 2. № 3. – с. 89–97. – Режим доступа: <http://www.naun.org/journals/bio/bio-17.pdf>
- [5] *Herrera F.* Hybrid Crossover Operators for Real-Coded Genetic Algorithms: An Experimental Study [Text] / Herrera F., Lozano M., Sanchez A.M. // Soft Comput. №9(4) 2005 P.280-298.

Поступила в редколлегия 15.09.2011



Белецкий Николай Иванович, канд. техн. наук, доцент, доцент кафедры физической и биомедицинской электроники и комплексных информационных технологий Харьковского национального университета им. В.Н. Каразина. Область научных интересов: физика полупроводников; исследования в области твердотельной СВЧ электроники.



Дацок Олег Михайлович, канд. техн. наук, доцент, доцент кафедры биомедицинских электронных устройств и систем Харьковского национального университета радиотехники. Область научных интересов: разработка электронной медицинской аппаратуры.



Павленко Дмитрий Викторович, младший научный сотрудник кафедры физической и биомедицинской электроники и комплексных информационных технологий Харьковского национального университета им. В.Н. Каразина. Область научных интересов: численные методы в физической и биомедицинской электронике; разработка микропроцессорных устройств.



Хоружная Альбина Викторовна, студентка радиотехнического факультета Харьковского национального университета им. В.Н. Каразина. Область научных интересов: разработка современной медицинской измерительной техники; усовершенствование традиционных методов диагностики функционального состояния органов и систем.

УДК 615.471:616-073/97(075.8)

Дослідження параметрів еквівалентного електричного кола шкірно-електродного контакту / М.І. Білецький, О.М. Дацок, Д.В. Павленко, А.В. Хоружна // Прикладна радіоелектроніка: научн.-техн. журнал. – 2011. Том 10. № 3. – С. 372-375.

У статті розглянута методика, розроблена апаратне і програмно-алгоритмічне забезпечення пристрою для оцінки параметрів шкірно-електродного кола. Отримані експериментальні результати, що обґрунтовують застосування ємнісних електродів для вимірювання біоелектричних сигналів.

Ключові слова: біопотенціал, електрод ємнісний, контакт шкірно-електродний, схема вимірювальна

Табл. 01. Іл.04. Бібліогр.: 05 найм.

UDC 615.471:616-073/97(075.8)

Research of parameters of an equivalent electric circuit of skin-electrode contact / M.I. Biletsky, O.M. Datsok, D.V. Pavlenko, A.V. Horuzhna // Applied Radio Electronics: Sci. Journ. – 2011. Vol. 10. № 3. – P. 372-375.

The paper considers the technique and develops hardware, software and algorithmic support of a device for estimating the parameters of a skin-electrode circuit. Experimental results are obtained which prove application of capacitor electrodes for measurement of bioelectric signals.

Keywords: biopotential, capacitive electrode, skin-electrode contact, measuring circuit.

Tab. 01. Fig. 04. Ref.: 05 items.