

В.А. Карпухин, А.Е. Косоруков

МЕТОД ИДЕНТИФИКАЦИИ ПАРАМЕТРОВ НЕЛИНЕЙНОЙ СХЕМЫ ЗАМЕЩЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО АДМИТТАНСА КОЖИ

Аннотация

Предложен метод идентификации параметров нелинейной схемы замещения электрического адмиттанса кожи, представленной параллельным соединением нелинейной проводимости, аппроксимированной степенным полиномом, и линейной емкости, при воздействии токовым сигналом произвольной формы. Описан аппаратно-программный комплекс для измерения нелинейного электрического адмиттанса кожи, при помощи которого определен диапазон линейных и нелинейных компонентов электрокожной проводимости при аппроксимации полиномом третьей степени для рефлексогенных зон кожи группы испытуемых. Осуществлена верификация предложенного метода идентификации параметров нелинейной схемы замещения электрического адмиттанса кожи.

Методы диагностики, основанные на измерении электрического импеданса биологических тканей, широко используются в медицинской практике [1]. Одним из направлений применения этого метода является изучение электрических характеристик кожи. Кожа является органом, выполняющим весьма большое число функций в жизнедеятельности организма человека. К этим функциям относятся: барьерные, обеспечивающие защиту организма от проникновения многих ядовитых веществ; обменные, осуществляющие вещественный и газовый обмен между организмом и внешней средой; кроме того, кожа участвует в выполнении функций терморегуляции и рецепции. Наличие сложных взаимосвязей кожи с различными функциональными системами организма влияет на ее функциональную активность, которая однозначно связана с электрическими свойствами кожного покрова. Для численной оценки электрических характеристик кожи используется электрический импеданс, значение которого позволяет специалистам определять ее влажность, выявлять на ранних стадиях злокачественные новообразования, контролировать чрескожную импрегнацию лекарственных веществ, а также производить оценку психоэмоционального состояния [2]-[6]. Особое место в этом ряду занимает электропунктурная диагностика (ЭПД), которая получила достаточное распространение в практической медицине. Этот факт объясняется прежде всего очевидными достоинствами используемых методов постановки диагноза, основными из которых являются малая продолжительность проведения диагностического исследования и высокая информативность получаемых данных [7], [8].

Большинство авторов, проводивших фундаментальные исследования электрического импеданса кожи, выявили ее нелинейные свойства [9]-[13], однако отсутствие эффективных методов численной оценки нелинейных характеристик электрического импеданса не позволяет в полной мере использовать диагностические возможности электроимпедансометрии.

Целью настоящей работы является разработка метода измерения линейного и нелинейных компонентов (ЛиНК) электрического адмиттанса кожи (ЭАК).

Материалы и методы

В основу метода измерения ЛиНК ЭАК был положен метод трех вольтметров. В качестве источника измерительного сигнала был использован идеальный источник тока. Форма измерительного сигнала – произвольная.

В соответствии с принципом содержательной интерпретируемости, в качестве модели ЭАК была предложена двухкомпонентная нелинейная схема замещения с сосредоточенными параметрами, состоящая из параллельно соединенных нелинейной проводимости и линейной емкости (рис. 1).

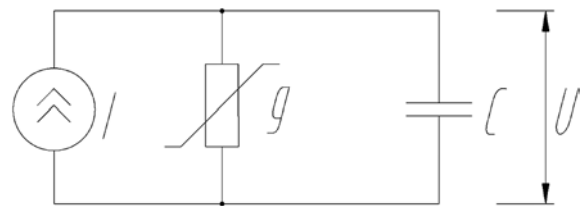


Рис. 1. Нелинейная схема замещения ЭАК человека: g – нелинейная проводимость кожи; C – емкость кожи

Для идентификации параметров эквивалентной схемы замещения был использован метод наименьших квадратов со следующими допущениями:

- компоненты эквивалентной схемы замещения были разделены на линейные и нелинейные;
- предполагаемая зависимость нелинейной проводимости аппроксимировалась степенным рядом

$$g(U) = g_0 + \sum_{i=1}^N g_i \cdot U^i, \quad (1)$$

где g_0 – линейный компонент ЭКП; g_i – нелинейные компоненты ЭКП; U – измеряемое напряжение; i – порядковый номер элемента разложения; N – количество элементов разложения.

Для предложенной эквивалентной схемы замещения связь между подаваемым током I и измеряемым напряжением U определялась следующим соотношением:

$$I = g_0 \cdot U + \left(\sum_{i=1}^N g_i \cdot U^i \right) \cdot U + C \cdot \frac{dU}{dt}. \quad (2)$$

Для поиска неизвестных компонентов схемы замещения был использован функционал вида

$$\Phi = \sum_{k=0}^M \left[I_k - \left(g_0 \cdot U_k + \left(\sum_{i=1}^N g_i \cdot U_k^i \right) \cdot U_k + C \cdot \frac{dU_k}{dt} \right) \right]^2 \rightarrow \min, \quad (3)$$

где K – текущий номер отсчета дискретизированных по времени тока и напряжения; $M \gg N$ – число измерений тока и напряжения.

Минимум функционала (3) искали путем приравнивания к нулю частных производных по неизвестным коэффициентам. В результате задача сводилась к решению системы линейных уравнений относительно неизвестных коэффициентов вида

$$\begin{cases} \frac{\partial \Phi}{\partial g_0} = 0; \\ \frac{\partial \Phi}{\partial g_i} = 0; \\ \frac{\partial \Phi}{\partial C} = 0. \end{cases} \quad (4)$$

Для верификации данного метода потребовалось решить следующие задачи:

- определить диапазон значений ЛиНК ЭКП;
- рассчитать напряжение для заданных ЛиНК ЭКП и измерительного тока произвольной формы на элементах схемы замещения ЭАК.

Для определения диапазона значений ЛиНК ЭКП был разработан экспериментальный стенд, структурная схема которого изображена на рис. 2. Схема включает в себя цифровой генератор отсчетов (ЦГО), цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП), источник тока (ИТ), датчик тока (ДТ), биообъект (БО), масштабирующий усилитель тока (МУТ), масштабирующий усилитель напряжения (МУН), интерфейсные блоки (ИБ1, 2), микроконтроллер (МК), блок гальванической развязки (БГР), персональный компьютер (ПК).

Схема работает следующим образом. ЦГО, входящий в состав МК, генерирует последователь-

ность отсчетов, поступающих в ЦАП, на выходе которого формируется линейно изменяющееся напряжение. Полученное напряжение подается на управляемый ИТ, где происходит формирование измерительного сигнала в виде линейно изменяемого тока в диапазоне $-100 \dots 100$ нА. Выходное сопротивление источника тока превышает 1 ГОм. Далее измерительный сигнал через датчик тока поступает на электродную систему и биологический объект. Электродная система выполнена из двух электродов – круглого активного и прямоугольного индифферентного, изготовленных из нержавеющей стали. Активный электрод имеет площадь контакта $12,56$ мм², индифферентный – 1200 мм². У активного электрода предусмотрена система нормирования усилия прижатия на уровне $(1 \pm 0,1)$ Н. Оцифрованные 24-разрядными АЦП 1 и АЦП 2 соответственно сигналы измерительного тока и напряжения на БО поступают через интерфейсный блок микроконтроллера в ПК для обработки и визуализации вольт-амперных характеристик (ВАХ) полученных данных. БГР обеспечивает II класс электробезопасности экспериментального стенда.

В экспериментальных исследованиях принимали участие 27 добровольцев мужского и женского пола в возрасте (21 ± 1) лет. Измерения ЭКП проводились в 24-х рефлексогенных зонах (РЗ), имеющих выраженные нелинейные свойства [12] и расположенных на пальцах рук и ног. Индифферентные электроды устанавливались на запястьях (при измерении ЭКП РЗ пальцев рук) и на лодыжках (при измерении ЭКП РЗ пальцев ног). По данным ВАХ вычислялась дифференциальная проводимость РЗ с последующей полиномиальной регрессией полиномом третьей степени вида (1) средствами MathCAD 14.

Анализ полученных данных позволил определить для данной выборки диапазоны изменения ЛиНК ЭКП РЗ. Результаты обработки сведены в табл. 1.

По найденным ЛиНК ЭКП были восстановлены теоретические ВАХ, изображенные на рис. 3.

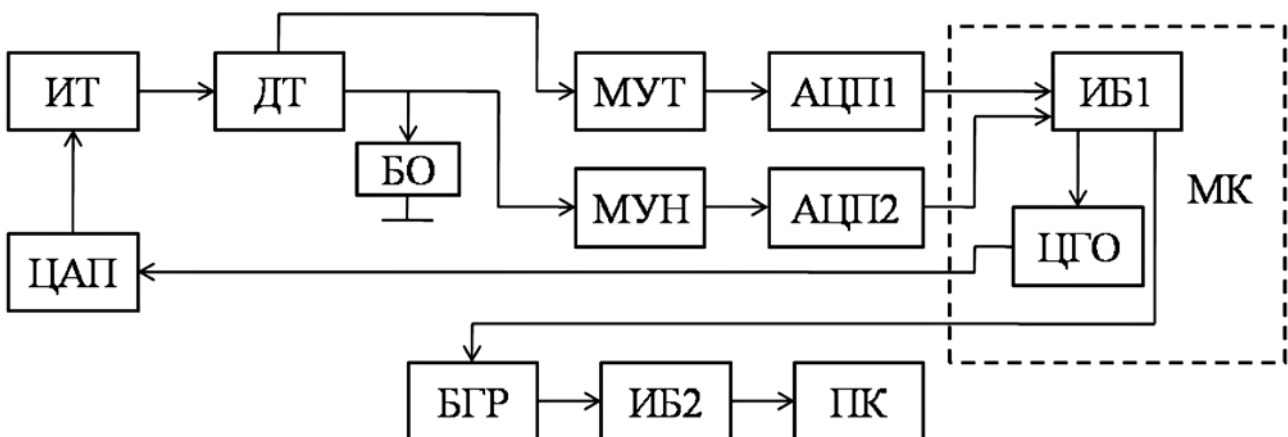


Рис. 2. Структурная схема экспериментального стенда для измерения ЛиНК ЭКП

Таблица 1

Диапазоны изменения ЛИНК ЭКП РЗ

ЛинК ЭКП	Макс.	Сред.	Мин.
g_0 , мкСм	3,0	0,17	$5,5 \cdot 10^{-3}$
g_1 , мкСм/В	13	0,12	$7,2 \cdot 10^{-3}$
g_2 , мкСм/В ²	180	0,58	$2,2 \cdot 10^{-2}$
g_3 , мкСм/В ³	-290	-0,18	$-7,3 \cdot 10^{-3}$

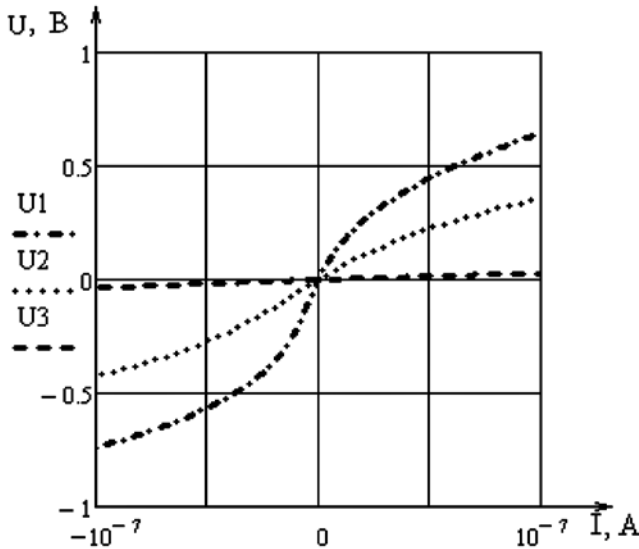


Рис. 3. Теоретические ВАХ, рассчитанные по найденным ЛинК ЭКП: U_1 соответствует минимальным значениям, U_2 – средним значениям, U_3 – максимальным значениям ЛинК ЭКП

Для решения второй задачи был предложен способ расчета напряжения на элементах схемы замещения при заданных отсчетах амплитуды измерительного тока, значениях линейных компонентов схемы замещения C , g_0 и нелинейных g_i .

Для этого в выражении (2) производные заменялись конечными разностями. В результате указанной замены выражение приобретало вид

$$I_K = (g_0 + \sum_{i=1}^N g_i \cdot U_K^i) \cdot U_K + \frac{U_{K+1} - U_{K-1}}{2\Delta T} \cdot C, \quad (5)$$

где ΔT – интервал дискретизации.

После замены переменной $K = j - 1$ было получено выражение для U_j через остальные переменные:

$$U_j = \frac{(I_{j-1} - (g_0 + \sum_{i=1}^N g_i \cdot U_{j-1}^i) \cdot U_{j-1}) \cdot 2\Delta T}{C} + U_{j-2}. \quad (6)$$

Найденное выражение представляет собой рекуррентную формулу, позволяющую рассчитать отсчеты напряжения на элементах схемы замещения при заданных отсчетах измерительного тока и известных компонентах C , g_0 и g_i . Начальные значения тока и напряжения приравниваются к нулю.

Результаты

Метод идентификации параметров нелинейной схемы замещения ЭАК верифицировался по следу-

ющему алгоритму. Сигнал измерительного тока был представлен в виде дискретизированной вейвлет-функции (рис. 4) вида

$$I(t) = \frac{d^2}{dt^2} \left(\left(\frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \delta} \right) \cdot e^{-\frac{(t-\mu)^2}{2\delta^2}} \right) \cdot I_0,$$

где $I_0 = 10^{-11}$ А·с – масштабирующий коэффициент для получения амплитуды тока 100 нА; $\delta = 0,03$ с; $\mu = 0,45$ с; t – время, изменяющееся в диапазоне 0...1 с.

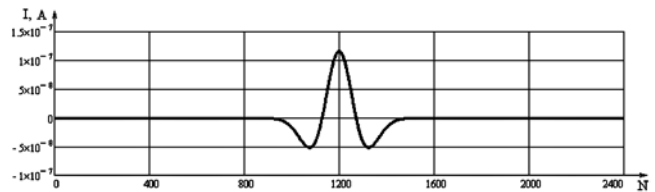


Рис. 4. Измерительный сигнал тока – вейвлет «Мексиканская шляпа»

По соотношению (6) рассчитывалось напряжение на элементах схемы замещения при значении емкости 3,4 нФ.

Далее, в соответствии с соотношением (3), средствами MathCAD 14 решалась система линейных уравнений (4) относительно рассчитываемых коэффициентов C_p , g_{0p} и g_{ip} и вычислялась относительная погрешность метода идентификации параметров нелинейной схемы замещения ЭАК. Относительная погрешность рассчитывалась по формуле

$$\delta_j = \left| \frac{x_j - x_{jp}}{x_j} \right|,$$

где x_j – заданный параметр; x_{jp} – рассчитанный параметр.

Результаты расчета представлены в табл. 2.

Таблица 2

Результаты расчета относительных погрешностей ЛинК модели ЭАК

ЛинК	δg_0 , %	δg_1 , %	δg_2 , %	δg_3 , %	δc , %
Макс.	0,0066	0,023	0,14	4,0	0,1
Сред.	0,028	0,065	0,018	0,74	0,01
Мин.	0,2	0,041	0,038	0,047	0,038

Обсуждение

В результате проведенных исследований можно сделать следующие выводы.

Разработан метод идентификации параметров нелинейной схемы замещения ЭАК, представленной параллельным соединением нелинейной проводимости, аппроксимированной степенным полиномом, и линейной емкости, при воздействии токовым сигналом произвольной формы.

Разработан и изготовлен аппаратно-программный комплекс для измерения нелинейного ЭАК, определен диапазон ЛинК ЭКП при аппроксимации полиномом третьей степени для РЗ кожи группы испытуемых.

Осуществлена верификация предложенного метода идентификации параметров нелинейной схемы замещения ЭАК, которая показала, что при полиномиальной аппроксимации третьей степени нелинейной проводимости кожи для заданного диапазона изменения ЛИНК ЭАК погрешность расчета параметра g_0 составляет менее 0,2 %; g_1 – менее 0,065 %; g_2 – менее 0,14 %; g_3 – менее 4 %; C – менее 0,1 %.

Список литературы:

1. Electrical bioimpedance methods: applications to medicine and biotechnology / Edt. by Pere J. Riu, Javier Rosell, Romon Bragos, Oscar Casas. – The New York Academy of Science. New York, 1999.
2. Beetner D.G., Kapoor S., Manjunath S., Xiangyang Z., Stoecker W.V. Differentiation among basal cell carcinoma, benign lesions, and normal skin using electric impedance // IEEE Trans. on Biomed. Engin. 2003. Vol. 50. № 8. P. 1020-1025.
3. Zimlichman E., Kanevsky A., Shoenfeld Y. Diagnosing diseases by measurement of electrical skin resistance: A novel technique // ICEBI. 2007. IFMBE Proceedings. 17. P. 172-176.
4. Johnssen G.K., Martinsen O.G., Grimmes S. Water gradient and calibration of stratum corneum hydratin measurements // ICEBI. 2007. IFMBE Proceedings. 17. P. 158-160.
5. Kim Min Soo, Kwon In Su, Kim Hag Dong, Lim Geunbae. Characteristics of skin impedance for biological active points using dry electrode measurement system // ICEBI. 2007. IFMBE Proceedings. 17. P. 177-180.
6. Зарницин В.Г., Праузиц, М.Р., Чизмаджев Ю.А. Физические методы переноса нуклеиновых кислот в ткани и клетки // Биологические мембраны. 2004. Т. 21. № 5. С. 355-373.
7. Motoyama H. How to Measure and Diagnose the Functions of Meridians and Corresponding Internal Organs. – Japans, Tokyo, 1975. 195 p.
8. Всеволожский Л.А. Физико-технические аспекты рефлексотерапии / В кн.: Теория и практика рефлексотерапии. – Саратов: Изд-во Саратовского университета, 1981. 272 с.
9. Min M., Pliquett U., Nacke T., Barthel A., Annus P., Land R. Signals in bioimpedance measurement: Different waveforms for different tasks // ICEBI. 2007. IFMBE Proceedings. 17. P. 181-184.
10. Хацаев Б.Д. Импеданс кожи и аналоговые мостовые устройства для его измерения // Медицинская техника. 1995. № 2. С. 20-23.
11. Шпунт В.Х. Динамические электрические свойства кожи человека // Медицинская техника. 1997. № 4. С. 38-47.
12. Инденбом В.А. Активация проводимости рогового слоя кожи под действием ионофоретического тока клетки // Биологические мембраны. 2002. Т. 19. № 3. С. 202-208.
13. Алдерсонс А.А. Механизмы электродермальных реакций. – Рига: Зинатне, 1985. 130 с.

Валерий Анатольевич Карпунин,
канд. техн. наук, доцент,
Артем Евгеньевич Косоруков,
ассистент,
кафедра «Биомедицинские
технические системы»,
факультет «Биомедицинская техника»,
Московский государственный
технический университет им. Н.Э. Баумана,
г. Москва, e-mail: vak@bмstu.ru

Д.А. Рогаткин, А.В. Дунаев, Л.Г. Лапаева

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МЕТОДОВ И ПРИБОРОВ НЕИНВАЗИВНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ СПЕКТРОФОТОМЕТРИИ

Аннотация

В статье предприняты первые шаги по систематизации и анализу наиболее существенных и специфичных метрологических терминов, понятий и определений, применимых к практике неинвазивной медицинской спектрофотометрии (НМС). Предложено использовать операциональный подход в метрологии для задачи разработки и создания полноценного метрологического обеспечения в НМС. С этих позиций рассмотрены некоторые ключевые особенности и аспекты оптических *in vivo* измерений в НМС, обосновано создание имитационных рабочих мер и введение в теорию и практику НМС понятия диагностического объема биоткани.

Введение

Предметом исследования неинвазивной медицинской спектрофотометрии (НМС) являются прижизненные уровни накопления различных биохимических веществ в толще ткани, а также их динамика во времени [1]. Среди наиболее достоверно определяемых компонентов крови и клеточных биологических тканей сегодня в НМС рассматриваются: общий гемоглобин крови микроциркуляторного русла (Hb_t), часто именуемый тканевым или транскутанным гематокритом (Ht_t); его аналог – объемное кровенаполнение (V_b) в зоне обследования; перфузия тканей кровью – индекс микроцир-

куляции, определяемый доплеровским методом (I_m); процентное функциональное содержание (сатурация – SO_2) оксигенированной фракции гемоглобина (HbO_2) в артериальной (артериальная сатурация – S_aO_2) или смешанной крови микроциркуляторного русла (тканевая, транскутанная сатурация – S_tO_2); меланин кожи; билирубин; жир; вода и ряд других молекул и веществ [2]-[4]. Строго говоря, в соответствии с [5] такие диагностические приборы должны относиться к средствам измерений медицинского назначения (СИМН), поэтому помимо разработки общих инженерных основ функционирования и проектирования таких систем [6]-[8] в НМС необходимо создание полноценной систе-