

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЭЛЕКТРОДОВ С ТКАНЬЮ ПРИ БИОИМПЕДАНСНОЙ ДИАГНОСТИКЕ

**В. В. Антипенко¹, Е. А. Печерская², А. И. Левин³,
П. Е. Голубков⁴, И. Н. Камардин⁵, А. А. Анисимова⁶**

^{1,2,3,4,5,6} Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

¹v.antipenko7@yandex.ru, ²pea1@list.ru, ³levin.alescha2013@yandex.ru,

⁴golpavpnz@yandex.ru, ⁵sehd@mail.ru, ⁶an.ryzhova18@gmail.com

Аннотация. *Актуальность и цели.* В современном мире большое внимание уделяется ранней диагностике и профилактике заболеваний пациентов, что связано с необходимостью разработки и совершенствования неинвазивных, легкодоступных и точных биомедицинских устройств с целью мониторинга параметров функционирования организма человека. Биоимпеданс – это неинвазивный метод, который находит разнообразные применения. Биологическая ткань при контакте с электродами под воздействием переменного тока демонстрирует сложное поведение импеданса, которое требует создания точных биофизических и электрических моделей. *Материалы и методы.* В данной работе рассмотрены модели взаимодействия контактов электрод–ткань, проанализированы факторы, влияющие на результат измерения импеданса. *Результаты.* На основании рассмотренных моделей взаимодействия контакта электрод–ткань предложен способ увеличения чувствительности измерения и точности измерения импеданса. *Выводы.* Успешное внедрение биоимпедансной диагностики зависит от базовой биофизической и электрической модели системы, а также взаимодействия электрода с тканью. Исследованные в работе способы взаимодействия электрода с тканью позволяют увеличить чувствительность, а также снизить погрешности измерений.

Ключевые слова: биоимпеданс, электрод, контакт, биологическая ткань, измерение биоимпеданса

Для цитирования: Антипенко В. В., Печерская Е. А., Левин А. И., Голубков П. Е., Камардин И. Н., Анисимова А. А. Исследование взаимодействия электродов с тканью при биоимпедансной диагностике // Измерения. Мониторинг. Управление. Контроль. 2022. № 2. С. 114–119. doi:10.21685/2307-5538-2022-2-13

INVESTIGATION OF THE INTERACTION OF ELECTRODES WITH TISSUE IN BIOPEDEANCE DIAGNOSIS

**V.V. Antipenko¹, E.A. Pecherskaya², A.I. Levin³,
P.E. Golubkov⁴, I.N. Kamardin⁵, A.A. Anisimova⁶**

^{1,2,3,4,5,6} Penza State University, Penza, Russia

¹v.antipenko7@yandex.ru, ²pea1@list.ru, ³levin.alescha2013@yandex.ru,

⁴golpavpnz@yandex.ru, ⁵sehd@mail.ru, ⁶an.ryzhova18@gmail.com

Abstract. *Background.* In the modern world, much attention is paid to the early diagnosis and prevention of diseases of patients, which is associated with the need to develop and improve non-invasive, easily accessible and accurate biomedical devices in order to monitor the parameters of the functioning of the human body. Bioimpedance is a non-invasive technique that has a variety of applications. Biological tissue in contact with electrodes under the influence of alternating current exhibits complex impedance behavior, which requires the creation of accurate biophysical and electrical models. *Materials and methods.* In this paper, the models of interaction between electrode-tissue contacts are considered, and the factors influencing the result of impedance measurement are analyzed. *Results.* Based on the considered models of electrode-tissue contact interaction, a method for increasing the sensitivity of measurement and the accuracy of impedance measurement is proposed. *Conclusions.* The successful implementation of bioimpedance diagnostics depends on the basic biophysical and electrical model of the system, as well as the interaction of the electrode with the tissue. The methods of interaction between the electrode and the tissue studied in the work make it possible to increase the sensitivity, as well as to reduce the measurement errors.

Keywords: bioimpedance, electrode, contact, biological tissue, bioimpedance measurement

For citation: Antipenko V.V., Pecherskaya E.A., Levin A.I., Golubkov P.E., Kamardin I.N., Anisimova A.A. Investigation of the interaction of electrodes with tissue in biopédance diagnosis. *Izmereniya. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measurements. Monitoring. Management. Control.* 2022;(2):114–119. (In Russ.). doi:10.21685/2307-5538-2022-2-13

Введение

На данный момент в медицине будущего важнейшую роль отводят не лечению заболеваний пациентов, а их профилактике и прогнозированию с целью принятия превентивных мер. Это позволяет повысить эффективность лечения больного. Поэтому требуются новые подходы и методы для мониторинга здоровья. Перед разработчиками ставятся задачи создания биомедицинских устройств, обладающих условиями неинвазивности, а также удовлетворяющих по доступности и технико-экономическим параметрам. Необходимость определения состава тела человека актуальна для многих направлений деятельности и может применяться как в лечебно-профилактических учреждениях, в спортивно-медицинских центрах, так и фитнес-центрах. Определить состав тела человека и его индивидуальные особенности организма на тканевом уровне позволяет метод биоимпедансного анализа состава тела.

Метод измерения биоимпеданса

Метод биоимпедансного анализа (БИА) состава тела основан на способности ткани сопротивляться электрическому току в зависимости от частоты. Данный метод БИА является неинвазивным, одно из преимуществ заключается в сохранении целостности структуры ткани и комфортности процедуры измерения. БИА является более точным методом анализа состава тела по сравнению с основными методами, такими как антропометрическое измерение, индекс массы тела и измерение кожных складок [1]. Метод биоимпедансного анализа также является экономически эффективным и менее трудоемким по сравнению с альтернативными методами, требующими дорогостоящих инструментов, таких как магнитно-резонансная томография (МРТ), биохимический анализ и др. [2, 3]. Для успешного применения биоимпедансного анализа различных тканей необходима разработка ее биофизической модели, а также электрической схемы замещения. Биофизическая модель упрощает структуру для анализа, а ее эквивалентная электрическая модель приравнивает структуру к расположению электрических компонентов (резисторов, конденсаторов) для характеристики свойств.

Основные этапы, используемые при измерении и анализе состава тела с использованием БИА, представлены на блок-схеме (рис. 1) [4, 5].



Рис. 1. Основные этапы измерения биоимпеданса

Этапы включают:

- 1) размещение материала-электрода для пропускания переменного тока через систему;
- 2) измерение импеданса в зависимости от частоты;

- 3) разработку биофизической модели и эквивалентной электрической схемы замещения;
- 4) графическое представление, визуализацию данных для анализа параметров модели;
- 5) анализ и обработку результатов измерений.

Для получения биоимпедансного анализа используется специальный прибор – биоимпедансный анализатор. Он состоит из аппаратной части, программного обеспечения на базе персонального компьютера и электродов. При помощи электродов создается воздействие на тело пациента от аппаратной части в виде слабого электрического тока (до 1 мА) заданной частоты в диапазоне от 250 Гц до 2,5 МГц. Согласно разработанным алгоритмам создано программное обеспечение, которое управляет аппаратной частью. Ответная реакция воспринимается в виде разности потенциалов на определенном участке тела. Для выполнения расчетов используются следующие данные пациента: пол, рост, вес, возраст, активная и реактивная составляющая сопротивления. На основании измерений биоимпеданса и исходных данных, определяется совокупность физиологических параметров организма. Отчет может быть выведен на экран, сохранен в виде файла и распечатан. Регистрируется и визуализируется динамика изменений показателей.

Исследование взаимодействия контакта электрода с тканью

Измерение биоимпеданса исследуемого объекта происходит под действием внешнего электрического поля из двух источников: подвижность ионов, присутствующих в его жидкости и матрице, и поляризации матрицы. Подвижность ионов может быть внешней по отношению к исследуемому объекту (например, ионы, присутствующие во внеклеточной жидкости), внутренней по отношению к исследуемому объекту (например, ионы, присутствующие в его внутриклеточной жидкости), через клетки (например, прохождение ионов из внеклеточной во внутриклеточную жидкость через клеточную мембрану) [6]. Свойство материала, связанное с поляризацией матрицы, называется полной относительной диэлектрической проницаемостью и эквивалентно конденсаторам с параллельными пластинами. Таким образом, исследуемый объект представляет собой сложную систему, состоящую из внеклеточной жидкости, мембраны и внутриклеточной жидкости. В результате исследуемый объект образует структуру проводник-диэлектрик-проводник, обладающую емкостными свойствами [7, 8].

Аппарат, измеряющий параметры биоимпеданса, взаимодействует с исследуемым объектом через электроды. В области контакта электрода с тканью протекают сложные физические и химические процессы, влияющие на результаты измерения. В металлических электродах ток образован электронами, а в ткани – ионами. При контакте электрода с электролитом между ними устанавливается равновесная разность потенциалов, а у поверхности раздела формируется двойной электрический слой (рис. 2).

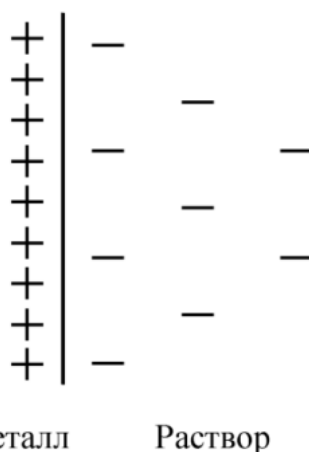


Рис. 2. Двойной электрический слой у контакта

При этом атомы материала электрода могут переходить в электролит, а ионы электролита – осажаться на поверхность электрода. В случае биоимпедансных измерений растворение электрода недопустимо, поэтому применяют электроды из серебра, платины и других инертных металлов, атомы которых лишь участвуют в обмене электронами с ионами.

Кожа состоит из трех основных слоев: наружный слой – эпидермис, дерма и подкожный слой. Эквивалентная схема контакта электрода с кожей будет выглядеть как на рис. 3 [7, 8].

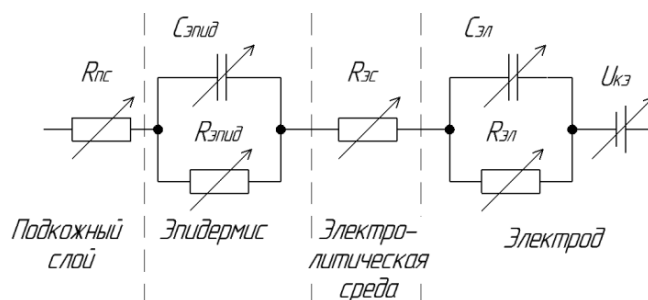


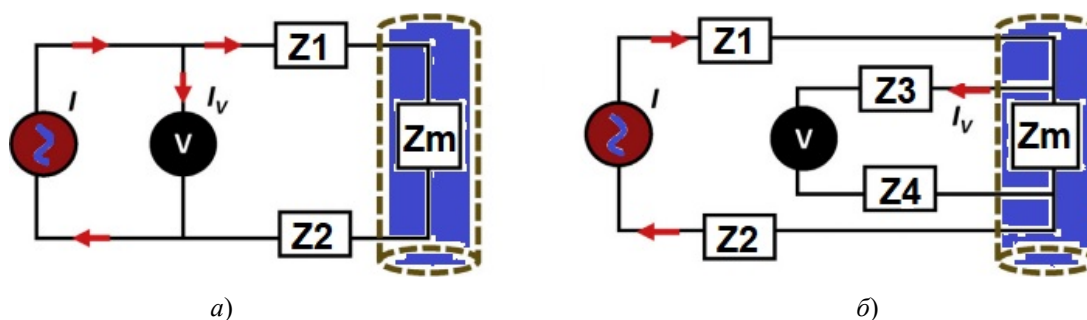
Рис. 3. Эквивалентная схема контакта электрода с кожей

Согласно приведенной модели дерма имеет чисто резистивный характер $R_{пс}$. Параллельный контур $R_{эпид}/C_{эпид}$ представляет эпидермис. Сопротивление $R_{эс}$ обусловлено обменом ионами и сильно зависит от наличия пота под электродом. Параллельный контур из $R_{эл}/C_{эл}$ отражает превращение электронного тока в ионный ток. В конце цепи представлен источник напряжения $U_{кэ}$. При воздействии электрического тока на исследуемый объект у поверхности электрода протекают окислительно-восстановительные реакции. Величина разности потенциалов между электродом и электролитом при этом изменяется. Это явление называется поляризацией электрода, что является нежелательным. Для снижения эффекта поляризации применяются $Ag/AgCl$ электроды. Это связано с тем, что на поверхности серебряного электрода формируется слой $AgCl$, а ионы Cl^- присутствуют в ткани. При изменении направления тока происходит увеличение или уменьшение толщины слоя $AgCl$.

Основные проблемы связаны с наложением электродов на поверхность кожи. Это обусловлено тем, что тонкий слой эпидермиса (10–20 мкм) в сухом состоянии на постоянном токе имеет очень высокое удельное сопротивление, 10^4 – 10^5 Ом·м. На переменном токе с ростом частоты удельное сопротивление постепенно уменьшается до $\approx 10^2$ Ом·м на 1 МГц. Для их преодоления необходимо, во-первых, очистить кожу в местах наложения электродов и, во-вторых, нанести на кожу специальный проводящий гель или солевой раствор [3, 4].

Полный импеданс контакта состоит из следующих последовательно соединенных элементов: импеданса контакта электрода с гелем, импеданса геля и импеданса эпидермиса, уменьшенного за счет пропитки гелем. В целом модуль импеданса контакта заметно уменьшается с ростом частоты. При применении электродов с небольшой площадью поверхности нелинейные искажения могут быть значительными.

Конкретная классификация электродной системы материала зависит от количества и расположения электродов (рис. 4).


 Рис. 4. Схемы измерений биоимпеданса:
 а – двухэлектродная система; б – четырехэлектродная система

Двумя распространенными типами являются двухэлектродная и четырехэлектродная конфигурации. Двухэлектродная конфигурация (см. рис. 4,а) использует одну пару электродов для воздействия как в качестве электрода тока, так и в качестве электрода напряжения. Несмотря на ряд ограничений, двухэлектродное подключение широко используется в измерении импеданса для анализа клеточных структур. Один из самых распространенных способов подключения – это четырехэлектродная система (см. рис. 4,б), которая подразумевает два разных набора электродов для измерения тока и напряжения. Электрод напряжения выбирается с очень высоким входным сопротивлением, чтобы цепь напряжения потребляла незначитель-

ный ток. Следовательно, измеряемое напряжение освобождается от помех контактного сопротивления, что повышает точность и чувствительность измерений. Высокая чувствительность позволяет в режиме реального времени контролировать динамические события, обусловленные воздействием внешних раздражителей (прием лекарств, изменение температуры и т.д.). В настоящее время разрабатываются инновационные чипы для измерения биоимпеданса конфигурации с четырьмя электродами. Один из чипов позволяет уменьшить ошибки, вызванные импедансом интерфейса между измеряемым образцом и электродами.

Заключение

Биоимпедансный анализ является неинвазивным и доступным для мониторинга здоровья и ранней диагностики в организме человека. Успешное внедрение БИА зависит от базовой биофизической и электрической модели системы, а также взаимодействия электрода с тканью. Проанализированные в работе способы взаимодействия электрода с тканью позволяют увеличить чувствительность и точность измерений. Полученные результаты целесообразно использовать при создании современных биосенсоров, улучшенных конструкций электродов, при создании машинного обучения для анализа данных и исследований в области тканевой инженерии. Это способствует в целом развитию отечественной биомедицинской техники.

Список литературы

1. Heitmann B. L. Evaluation of body fat estimated from body mass index, skinfolds and impedance. A comparative study // *European Journal of Clinical Nutrition*. 1990. Vol. 44. P. 831–837.
2. Dumler F., Kilates C. Use of bioelectrical impedance techniques for monitoring nutritional status in patients on maintenance dialysis // *Journal of Renal Nutrition*. 2000. Vol. 10. P. 116–124.
3. Paudel K., Visser A., Burke S. [et al.]. Can bioimpedance measurements of lean and fat tissue mass replace subjective global assessments in peritoneal dialysis patients? // *Journal of Renal Nutrition*. 2015. Vol. 25. P. 480–487.
4. Anamika P., Mukesh R. Bioimpedance analysis of vascular tissue and fluid flow in human and plant body: A review // *Biosystems engineering*. 2020. Vol. 197. P. 170–178.
5. Antipenko V. V. [et al.]. Development of an automated bioimpedance analyzer for monitoring the clinical condition and diagnosis of human body diseases // *Journal of Physics: Conference Series*. 2020. Vol. 1515. P. 052075.
6. Finch P. Intra-abdominal fat: Comparison of computed tomography fat segmentation and bioimpedance spectroscopy // *Malawi Medical Journal*. 2017. Vol. 29. P. 155–159.
7. Lukaski H. C. Evolution of bioimpedance: A circuitous journey from estimation of physiological function to assessment of body composition and a return to clinical research // *European Journal of Clinical Nutrition*. 2013. Vol. 67. S2–S9.
8. Pethig R., Kell D. B. The passive electrical properties of tissues and cell suspensions // *Medicine and Biology*. 1987. Vol. 3. P. 933–970.
9. Antipenko V. V., Pecherskaya E. A., Kulkov V. N. [et al.]. Development of a radiofrequency ablation device with simultaneous determination of the transmural effect achievement // *International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM (Altay, 2021-June)*. 2021. P. 385–389.
10. Антипенко В. В., Печерская Е. А., Антипенко С. А. Схема для одновременного измерения биоимпеданса кожи, восприимчивости и потенциала // *Информационные технологии в науке и образовании. Проблемы и перспективы*. Пенза, 2021. С. 270–272.

References

1. Heitmann B.L. Evaluation of body fat estimated from body mass index, skinfolds and impedance. A comparative study. *European Journal of Clinical Nutrition*. 1990;44:831–837.
2. Dumler F., Kilates C. Use of bioelectrical impedance techniques for monitoring nutritional status in patients on maintenance dialysis. *Journal of Renal Nutrition*. 2000;10:116–124.
3. Paudel K., Visser A., Burke S. [et al.]. Can bioimpedance measurements of lean and fat tissue mass replace subjective global assessments in peritoneal dialysis patients? *Journal of Renal Nutrition*. 2015;25:480–487.
4. Anamika P., Mukesh R. Bioimpedance analysis of vascular tissue and fluid flow in human and plant body: A review. *Biosystems engineering*. 2020;197:170–178.
5. Antipenko V.V. [et al.]. Development of an automated bioimpedance analyzer for monitoring the clinical condition and diagnosis of human body diseases. *Journal of Physics: Conference Series*. 2020;1515:052075.
6. Finch P. Intra-abdominal fat: Comparison of computed tomography fat segmentation and bioimpedance spectroscopy. *Malawi Medical Journal*. 2017;29:155–159.

7. Lukaski H.C. Evolution of bioimpedance: A circuitous journey from estimation of physiological function to assessment of body composition and a return to clinical research. *European Journal of Clinical Nutrition*. 2013;67:S2–S9.
8. Pethig R., Kell D.B. The passive electrical properties of tissues and cell suspensions. *Medicine and Biology*. 1987;3:933–970.
9. Antipenko V.V., Pecherskaya E.A., Kulkov V.N. [et al.]. Development of a radiofrequency ablation device with simultaneous determination of the transmural effect achievement. *International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices, EDM (Altay, 2021-June)*. 2021:385–389.
10. Antipenko V.V., Pecherskaya E.A., Antipenko S.A. Scheme for simultaneous measurement of skin bioimpedance, susceptibility and potential. *Informatsionnye tekhnologii v nauke i obrazovanii. Problemy i perspektivy = Information technologies in science and education. Problems and prospects*. Penza, 2021:270–272. (In Russ.)

Информация об авторах / Information about the authors

Владимир Викторович Антипенко

аспирант,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: v.antipenko7@yandex.ru

Vladimir V. Antipenko

Postgraduate student,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Екатерина Анатольевна Печерская

доктор технических наук, доцент,
заведующий кафедрой информационно-
измерительной техники и метрологии,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: peal@list.ru

Ekaterina A. Pecherskaya

Doctor of technical sciences, associate professor,
head of the sub-department of information
and measuring equipment and metrology,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Алексей Игоревич Левин

аспирант,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: levin.alescha2013@yandex.ru

Aleksey I. Levin

Postgraduate student,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Павел Евгеньевич Голубков

инженер кафедры информационно-
измерительной техники и метрологии,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: golpavpnz@yandex.ru

Pavel E. Golubkov

Engineer of the sub-department of information
and measuring equipment and metrology,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Игорь Николаевич Камардин

кандидат исторических наук, доцент,
директор Центра организации приема
и довузовской подготовки,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: sehd@mail.ru

Igor' N. Kamardin

Candidate of historical sciences, associate professor,
director of the Center for Admission
and Pre-University Training,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Анна Антоновна Анисимова

студентка,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: an.ryzhova18@gmail.com

Anna A. Anisimova

Student,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /
The authors declare no conflicts of interests.**

Поступила в редакцию/Received 21.03.2022

Поступила после рецензирования/Revised 26.04.2022

Принята к публикации/Accepted 17.05.2022