

14.2

Биоимпедансный анализ состояния поверхностных тканей пациента

© А.Н. Рыбьянец¹, И.А. Швецов¹, Н.А. Швецова¹, А.Н. Резниченко¹, Н.А. Колпачева²

¹ Южный федеральный университет, Ростов-на-Дону, Россия

² Донской государственный технический университет, Ростов-на-Дону, Россия

E-mail: arbyuanets@gmail.com

Поступило в Редакцию 10 февраля 2022 г.

В окончательной редакции 17 июня 2022 г.

Принято к публикации 18 июня 2022 г.

Предложен новый метод анализа состояния поверхностных тканей пациента *in vivo*. Прецизионные измерения комплексного электрического сопротивления выполнены с использованием метода биоимпедансной спектроскопии. Разработана конструкция диагностического модуля для комплексной неинвазивной диагностики состояния и физиологических процессов в поверхностных тканях пациента. Проведена экспериментальная проверка разработанного метода биоимпедансной спектроскопии на эталонных растворах и поверхностных тканях пациента *in vivo*. Предложена физико-биологическая интерпретация полученных результатов.

Ключевые слова: биоэлектрический импедансный анализ, биоимпедансная спектроскопия, поверхностные ткани, диагностический модуль, клеточные мембраны, внутриклеточная жидкость.

DOI: 10.21883/PJTF.2022.15.53128.19158

Биоимпедансный анализ — это контактный метод измерения электрической проводимости биологических тканей, дающий возможность оценки широкого спектра морфологических и физиологических параметров организма [1–5]. Метод основан на измерении импеданса Z всего тела или отдельных сегментов тела с использованием анализаторов импеданса. Биоимпедансный анализ состава тела помогает контролировать состояние липидного, белкового и водного обмена организма и в связи с этим представляет интерес для врачей различных специальностей.

Помимо интегральных оценок биоэлектрических параметров организма имеется возможность исследования отдельных сегментов и локальных участков тела. В клинических исследованиях показано, что импедансные параметры регионов тела являются чувствительными индикаторами состояния пациентов и, в частности, позволяют прогнозировать неблагоприятные исходы у больных в критических состояниях [6].

Варианты биоимпедансного анализа классифицируют по нескольким признакам: частоте зондирования, участкам тела, конфигурации измерительных электродов и тактике измерений. В зависимости от используемого набора частот переменного тока биоимпедансные методы относят к одночастотным, двухчастотным или многочастотным. В последнем случае метод имеет название биоимпедансной спектроскопии. Биоимпедансная спектроскопия дает возможность количественной оценки состояния органов и систем организма при различных заболеваниях, а также позволяет контролировать и оценивать эффективность физиотерапии и других лечебных воздействий.

Биоимпедансные измерения отдельных сегментов и локальных участков, в частности кожи и подкожной жировой ткани на произвольных участках тела паци-

ента, с использованием стандартных методов, зондов и накладных электродов [7–11] затруднены вследствие большой площади поверхности тела, сложной структуры, а также существенного различия удельного электрического сопротивления кожи и подкожной жировой ткани пациента. Таким образом, можно констатировать, что существует потребность в новых биоимпедансных методах диагностики состояния и физиологических процессов в биологических тканях пациента, происходящих во время терапевтической обработки.

В настоящей работе предложены новый метод и универсальная конструкция диагностического модуля для неинвазивной диагностики состояния и физиологических процессов в поверхностных тканях (кожа, подкожная жировая ткань) пациента на произвольном участке тела с использованием биоимпедансной спектроскопии.

Новизна предложенного метода заключается в оригинальной кольцевой конструкции диагностического модуля и способе вакуумной фиксации исследуемой биологической ткани, что обеспечивает возможность исследования и контроля физиологических процессов, в том числе при терапевтической обработке поверхностных тканей пациента (вакуумный массаж, подтяжка кожи, лечение целлюлита и лизис подкожной жировой ткани). Разработанная конструкция, как и конфигурация электродов, принципиально совместима и может быть использована для радиочастотного терапевтического воздействия на поверхностные ткани пациента с одновременным биоимпедансным контролем процесса.

Конструкция универсального диагностического модуля предусматривала временную фиксацию исследуемой поверхностной ткани посредством вакуумного всасывания и одновременное измерение ее электрического импеданса. Измерительный зонд представлял собой вакуумную чашку, соединенную с вакуумной системой,

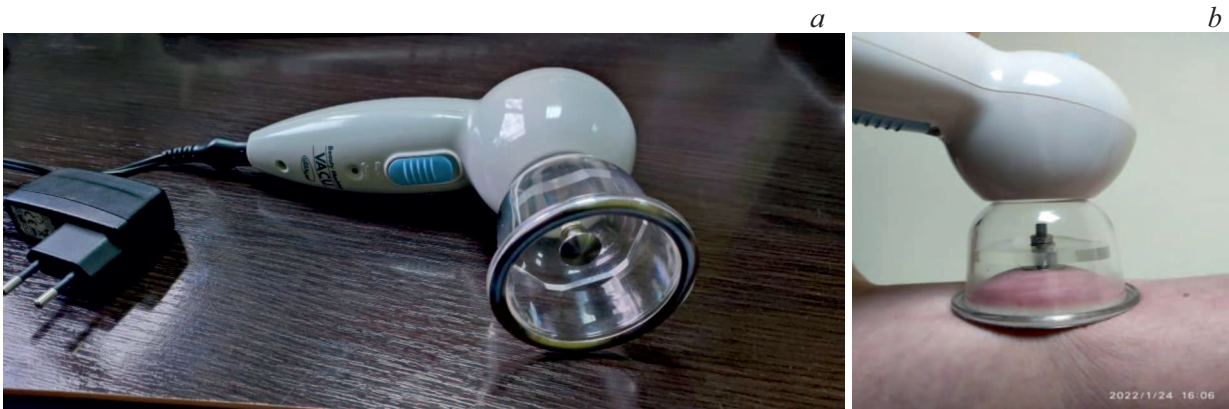


Рис. 1. *a* — диагностический модуль для биоимпедансного исследования состояния поверхностных тканей, *b* — экспериментальная конфигурация с вакуумной фиксацией ткани, использованная при измерении электрического импеданса *in vivo*.

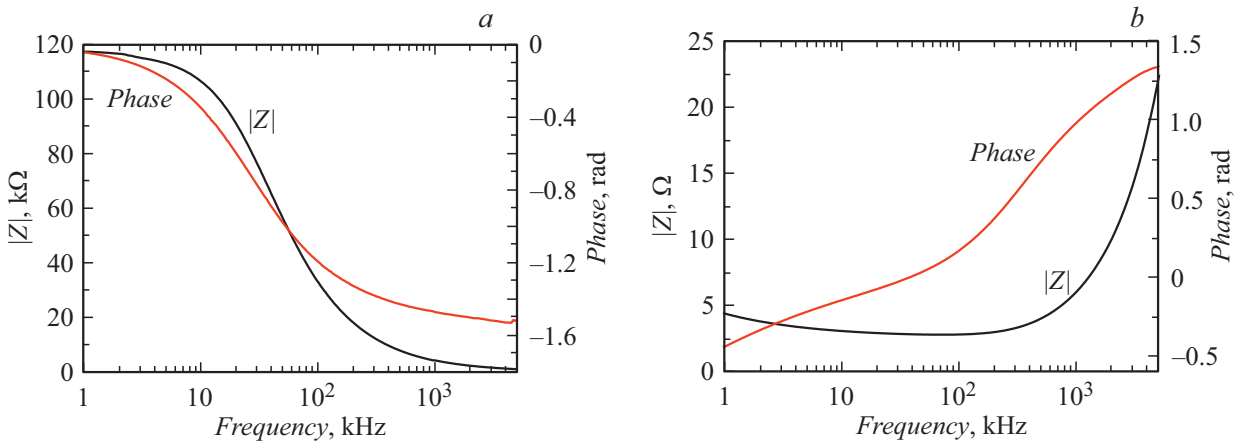


Рис. 2. Импедансные спектры эталонных растворов: *a* — этиловый спирт, *b* — водный раствор NaCl (50 г/450 мл).

в корпусе которой были смонтированы центральный и кольцевой измерительные электроды, а также соединительные кабели (рис. 1).

Измерения электрического импеданса эталонных растворов и поверхностных тканей пациента выполнялись с помощью измерительного стенда и разработанного диагностического модуля. Для определения импеданса использовался измеритель LCR HiTester НЮКИ 3532-50. Сбор и обработка данных осуществлялись с помощью программного пакета PRAP [12,13].

Центральный и кольцевой металлические электроды измерительного зонда подключались к входным разъемам анализатора импеданса. Сканирование импеданса проводилось в диапазоне частот от 1 кГц до 5 МГц. Перед выполнением измерений на поверхностных тканях пациента *in vivo* выполнялась калибровка диагностического преобразователя на эталонных растворах этилового спирта и водных растворах NaCl. Для этого диагностический зонд помещался в химический сосуд, наполненный эталонными растворами. На рис. 2 приведены импедансные спектры эталонных растворов.

Различие импедансных спектров этилового спирта и водных растворов NaCl обусловлено разными механизмами ионной проводимости и контактной емкости электрод/раствор. Этиловый спирт, как и дистиллированная вода, близок к классическому диэлектрическому раствору, в то время как растворы электролита имеют ионный тип проводимости, что приводит к росту импеданса с частотой в результате снижения подвижности ионов.

На рис. 3 приведен импедансный и диэлектрический (частотные зависимости диэлектрической проницаемости ϵ и тангенса угла диэлектрических потерь $\tan \delta$) спектры поверхностных тканей пациента (абдоминальная область) *in vivo*. Активное сопротивление поверхностной ткани убывает с ростом частоты. На относительно низких частотах это объясняется уменьшением реактивного сопротивления диэлектрических перегородок и все большим проникновением тока во внутрисклеточное пространство. Параллельная емкость при повышении частоты также уменьшается. На разных частотах действуют различные механизмы релаксации, т.е. уменьшения поляризации диэлектриков при повышении частоты переменного электрического поля. На частотах

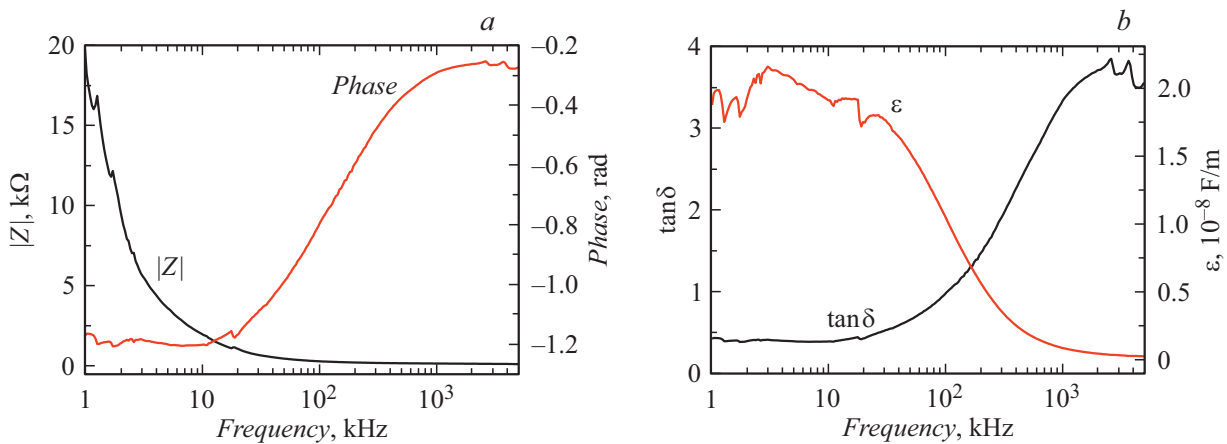


Рис. 3. Импедансный (а) и диэлектрический (частотные зависимости диэлектрической проницаемости ϵ и тангенса угла диэлектрических потерь $\tan \delta$) спектры поверхностных тканей пациента (абдоминальная область) *in vivo*.

от долей герца до единиц килогерц убывание диэлектрической проницаемости ϵ обусловлено различными эффектами, происходящими на поверхности и в каналах клеточных мембран и во внутриклеточных структурах. В диапазоне от десятков килогерц до 5 MHz сказывается эффект Максвелла–Вагнера, заключающийся в уменьшении с ростом частоты эффективной диэлектрической проницаемости многослойного диэлектрика с различными диэлектрическими проницаемостями слоев. Также на этих частотах постепенно уменьшается поляризуемость больших белковых молекул.

При анализе полученных зависимостей следует отметить, что электрический импеданс биологических тканей Z имеет два компонента: активное R и реактивное X сопротивление, связанные соотношением $Z^2 = R^2 + X^2$. Материальным субстратом активного сопротивления R в биологическом объекте являются жидкости (клеточная и внеклеточная), обладающие ионным механизмом проводимости. Субстратом реактивного сопротивления X (диэлектрический компонент импеданса) являются клеточные мембраны. Следует отметить также наличие емкостной составляющей импеданса, связанной с контактом электродов и структурой поверхностной ткани.

Поскольку при измерениях импедансных спектров *in vivo* используется вакуумная фиксация поверхностных тканей (рис. 1), представляет интерес исследование переходных процессов в исследуемых тканях под действием вакуумного всасывания. Как было установлено, импеданс поверхностной ткани, измеренный на частоте 1 kHz, уменьшается с 6 до 1 kΩ в течение 60 s, причем зависимость носит экспоненциальный характер. Изменение импеданса в этом случае обусловлено постепенным притоком крови и лимфы к исследуемой области поверхностной ткани, вызванным вакуумным всасыванием.

Таким образом, можно констатировать, что комплексный импеданс биологических тканей, определяемый для

заданной частоты тока, может существенно изменяться под влиянием физиологических и патофизиологических факторов. Кроме того, импедансный спектр биологической ткани кардинально изменяется при терапевтической обработке, отражая модификацию структуры и состава ткани (лизис жировой ткани, некроз, коагуляция, кровенаполнение, изменение содержания межклеточной и внутриклеточной жидкости) [14]. Это позволяет использовать разработанный метод биоимпедансной спектроскопии и диагностический модуль для количественной оценки состояния поверхностных тканей пациента при различных заболеваниях, а также контролировать и оценивать эффективность физиотерапии и других лечебных воздействий.

Финансирование работы

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-22-00710 (<https://rscf.ru/project/22-22-00710/>) в Южном федеральном университете.

Соблюдение этических стандартов

Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствуют этическим стандартам институционального и национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики. От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] T.K. Bera, *J. Med. Eng.*, **2014**, 381251 (2014).
DOI: 10.1155/2014/381251
- [2] Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев, *Биоимпедансный анализ состава тела человека* (Наука, М., 2009), с. 392.
<http://libed.ru/knigi-nauka/350912-1-d-nikolaev-v-smirnov-g-bobrin-skaya-g-rudnev-bioimpedansniy-analiz-sostava-tela-cheloveka-moskva-nauka-2009.php?ysclid=kz8ew95fm2>
- [3] S.F. Khalil, M.S. Mohktar, F. Ibrahim, *Sensors*, **14**, 10895 (2014). DOI: 10.3390/s140610895
- [4] J.H. Kim, S.S. Kim, S.H. Kim, S.W. Baik, G.R. Jeon, *J. Sensor Sci. Technol.*, **25** (1), 1 (2016). DOI: 10.5369/JSST.2016.25.1.1
- [5] L. Kubisz, D. Hojan-Jezierska, M. Szewczyk, A. Majewska, W. Kawałkiewicz, E. Pankowski, M. Janus, J. Cwajda-Białasik, P. Mościcka, A. Jawień, *Pure Appl. Chem.*, **91** (9), 1481 (2019). DOI: 10.1515/pac-2018-1106
- [6] А.Ю. Симонова, Н.Н. Путанова, Ю.А. Курилкин, Е.Н. Капитанов, А.Н. Ельков, К.К. Ильяшенко, *Анестезиология и реаниматология*, № 6, 15 (2008).
<https://elibrary.ru/item.asp?id=23045809>
- [7] J. Malvey, A. Barreiro-Capurro, S. Puig, in *Technology in practical dermatology: non-invasive imaging, lasers and ulcer management*, ed. by M. Fimiani, P. Rubegni, E. Cinotti (Springer Nature Switzerland AG, 2020), p. 281.
DOI: 10.1007/978-3-030-45351-0_27
- [8] A. Miyamoto, H. Kawasaki, S. Lee, T. Yokota, M. Amagai, T. Someya, *Adv. Healthcare Mater.*, **11** (10), 2102425 (2022).
DOI: 10.1002/adhm.202102425
- [9] B.B. Murphy, B.H. Scheid, Q. Hendricks, N.V. Apollo, B. Litt, F. Vitale, *Sensors*, **21** (15), 5210 (2021).
DOI: 10.3390/s21155210
- [10] X. Luo, Y. Zhou, T. Smart, D. Grossman, B. Sanchez, *JID Innovations*, **2** (1), 100075 (2022).
DOI: 10.1016/j.xjidi.2021.100075
- [11] P. Arpaia, U. Cesaro, N. Moccaldi, *Sci. Rep.*, **7** (1), 44647 (2017). DOI: 10.1038/srep44647
- [12] *PRAP (Piezoelectric Resonance Analysis Programme). TASI Technical Software, Inc.* [Электронный ресурс].
URL: www.tasitechnical.com
- [13] A.N. Rybaniets, R. Tasker, *Ferroelectrics*, **360** (1), 90 (2007).
DOI: 10.1080/00150190701516228
- [14] I.A. Shvetsov, N.A. Shvetsova, A.N. Reznitchenko, A.N. Rybaniets, in *Advanced materials: techniques, physics, mechanics and applications*, ed. by I.A. Parinov, S.-H. Chang, M.A. Jani. Springer Proceedings in Physics (Cham, Switzerland, 2017), vol. 193, p. 545.
DOI: 10.1007/978-3-319-56062-5_46