

МЕТОДИКИ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСОМЕТРИИ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА



Н. З. Башун¹, В. Г. Богдан²

¹Гродненский государственный университет имени Янки Купалы, Гродно, Беларусь

²Национальная академия наук Беларуси, Минск, Беларусь

В статье рассматриваются отдельные методики электроимпедансометрии (биоимпедансный анализ, биоимпедансная спектрометрия, биоимпедансный векторный анализ, метод сегментарного биоимпедансного анализа, многочастотный биоимпеданс, локальный биоимпедансный анализ, электроимпедансная томография) с точки зрения возможности применения как в биологическом эксперименте, так и в медицинской практике в качестве неинвазивных методов исследования в качестве альтернативы более трудоемким инвазивным методам, позволяющим получать информацию, не внося в организм изменений или риска развития осложнений. Обсуждаются возможности применения некоторых методик биоимпедансного анализа в клинических условиях. Обоснованное применение данного метода подразумевает знание и учет взаимосвязей между составом тела и электрофизическими свойствами каждого сегмента как в норме, так и при патологии с целью повышения эффективности лечения, улучшения прогноза и результативности, повышения качества диагностики.

Ключевые слова: неинвазивность, электроимпедансометрия, одночастотный, многочастотный, биоимпедансный векторный анализ, сегмент, электроимпедансная томография.

Для цитирования: Башун, Н. З. Методики электроимпедансометрии для неинвазивного контроля состояния организма / Н. З. Башун, В. Г. Богдан // Журнал Гродненского государственного медицинского университета. 2024. Т. 22, № 6. С. 512–521. <https://doi.org/10.25298/2221-8785-2024-22-6-512-521>

Введение

Неинвазивный метод оценки состава и функционального состояния организма, при котором используется слабый (ниже порога ощущения), переменный электрический ток [1, 2] – электроимпедансометрия – все чаще применяется в биологическом эксперименте и медицинской практике, поскольку позволяет получать информацию, не внося в организм изменений или развития осложнений [3–14]. Данный метод сравнительно прост в исполнении, недорог и имеет преимущества не только перед инвазивными, но и перед традиционными методами неинвазивного контроля состояния организма. Биоимпедансный анализ (БИА) дает возможность оценки широкого спектра морфологических и физиологических показателей и основан на закономерностях, связывающих характеристики электрического импеданса с параметрами компонентного состава тела, и заключается в первую очередь в оценке количества жидкости, так как именно она определяет активную составляющую импеданса. Электропроводность биологических тканей и жидкостей человеческого организма, будучи обусловленной преимущественно движением (током) заряженных ионов (таких как ионы натрия или калия), существенно различается у разных биологических материалов (например, низкая – у таких как кости и жир, промежуточная – у мышц, высокая – у крови и лимфы); также отличается проводимость одной и той же ткани в разных состояниях (например, при разном уровне гидратации, в зависимости от числа и состояния клеточных мембран) [15].

Согласно данным специальной литературы [7], электрический импеданс тканей на сравнительно низких частотах определяется особенностями их структуры, уровнем кровоснабжения и

содержанием проводящей жидкости в межклеточных пространствах, «плотностью упаковки» структурных элементов в единице объема. Величина электропроводности на высокой частоте и, соответственно, ее дисперсия в диапазоне частот 10 кГц – 1 МГц – поляризацией фосфолипидов мембран клеток (как правило, диаметром порядка 30 нм) в поле внешнего электрического тока и дипольной поляризацией структурных образований в цитоплазме.

Если динамика электрического импеданса тканей на низких частотах во многом определяется изменениями кровотока и лимфотока, то высокочастотная составляющая непосредственно связана с внутриклеточными процессами и активацией метаболизма [7]. В этом плане представляет интерес сопоставление известных данных биоимпедансометрии с результатами исследования структурных изменений, например, при гипоксии и термических воздействиях, предполагая, что результат большинства стрессующих воздействий на организм будет отражаться в соответствующей динамике электрофизических показателей. В случае воздействия неблагоприятных факторов нарушаются многие процессы в организме, что может привести к дезадаптации и гибели индивида. Какова цена изменений и перестроек, позволяющих сохранить жизнь, каковы механизмы интегрального взаимодействия функциональных систем – все это весьма актуальная проблема. Помочь в ее разрешении, по нашему мнению, может комплексное морфофункциональное и электрофизиологическое исследование.

Цель – обсудить возможности и перспективы применения методик электроимпедансометрии для неинвазивного контроля состояния организма, выявить преимущества и ограничения.

Электроимпедансометрия. Чаще всего измерения при электроимпедансометрии проводятся на частоте 50 кГц [4, 15, 16]. Распространены также двух- и многочастотные биоимпедансные анализаторы, в т. ч. использующие разный диапазон частот, например метод биоимпедансной спектрометрии – БИС (табл.) [17, 18]. БИС – это сложный метод, который измеряет устойчивость биологических тканей к переменным электрическим токам разных частот с целью оценки разных физиологических факторов для использования в медицинской диагностике и исследованиях, поэтому может оценивать параметры отдельных сегментов и всего тела.

Эталоном для интерпретации биоимпеданса служат данные о составе тела, полученные другими методами: оценка водных компарментов (внутриклеточной и внеклеточной жидкости – КЖ и ВЖ), общей воды организма (ОВО или ОЖ) и клеточной массы тела – методы разведения индикаторов (для внеклеточной) и определения естественной радиоактивности тела (для внутриклеточной); для жировой и тощей массы тела – данные гидростатической денситометрии, двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии, и сочетания таковых; для оценки массы скелетных мышц – данные магнитно-резонансной томографии (МРТ) [15].

Электрическое сопротивление тканей (импеданс, Z) имеет две компоненты: активное, или омическое (R), и реактивное, или емкостное, сопротивление (X_c) [16]; последнее характеризует задержку (отставание) прохождения переменного

тока [2] от приложенного напряжения за счет емкостных свойств клеточных мембран способности накапливать заряд. На основе измерения R оценивают объем ОЖ, тощую (ТМ) и жировую массу (ЖМ) тела; по X_c – активную клеточную массу (АКМ) (body cell mass, BCM) и основной обмен; все эти показатели могут определяться в т. ч. одночастотным методом [3].

Во многих исследованиях установлено, что БИА в настоящем помогает в диагностике патологических процессов в кардиологии [19, 20, 21, 22], пульмонологии [22], нефрологии [22], неврологии [22, 23, 24], при инфекционных заболеваниях [25], выявлении нарушений пищевого статуса (мальнутриции) [16, 25]. В медицине метод используется в предварительной диагностике патологических процессов, в широком смысле – не только для постановки и уточнения диагноза, но и мониторинга состояния пациента и оценки прогноза болезней [26, 27]. Технология БИА – широко используемый на практике метод определения состава тела и биологического возраста, относительно простой, быстрый и неинвазивный [26].

Биоимпедансный векторный анализ. Помимо классического БИА, предложен биоимпедансный векторный анализ (БИВА) (bioelectrical impedance vector analysis, BIVA) [1, 28], представляет оценку фазового угла на основе БИА (BIA-derived PhA), кратко – фазового угла (phase angle, PhA) [27], или альтернативный метод БИА (табл.). Фазовый угол представляет отношение активного, или омического (R), и реак-

Таблица – Характеристика некоторых методик электроимпедансометрии [17, 18]
Table – Characteristics of some electrical impedancemetry methods [17, 18]

Методика	Применение	Преимущества	Недостатки
Измерение по всей длине тела			
БИВА	Оценка состояния гидратации и статуса питания	Результаты представлены в виде графика $R-X_c$, просты и наглядны	Сложность интерпретации данных в клинических условиях
Одночастотный БИА	Оценка ОЖ, ВЖ, КЖ с использованием регрессионного анализа, состава тела	Простота, дешевизна аппаратуры	Точность не удовлетворяет клиническим потребностям из-за индивидуальной вариабельности параметров состава тела
Многочастотный БИА / Многочастотная БИС	Определение ОЖ, ВЖ, КЖ по модели Коула, определение состава тела по измеренным объемам жидкости	Стабильное и достаточно точное определение ОЖ, ВЖ, КЖ и мышечной массы	На точность измерений может влиять количество подкожно-жировой ткани
«Посегментное» измерение (сегментарное измерение)			
Одночастотный БИА	Позволяет оценить ВЖ, КЖ и мышечную массу одного сегмента тела	Относительная точность измерений в сравнении с данными магнитно-резонансного исследования	Результаты зависят от эмпирической модели, что ограничивает индивидуальную достоверность
Многочастотная БИС	Оценка ОЖ, ВЖ, КЖ и мышечной массы сегмента тела, а также суммарно в нескольких сегментах	Обеспечивает достаточную точность при определении показателей для сегмента и всего тела (суммы сегментов)	Требует большого количества электродов, результаты зависят от правильности их расположения

Примечание: БИВА – биоимпедансный векторный анализ, ОЖ – общая жидкость, ВЖ – внеклеточная жидкость, КЖ – внутриклеточная жидкость

тивного, или емкостного, сопротивления (X_c): $\text{tg } \varphi = X_c / R$ [26], выражаемое в градусах [29].

БИВА предоставляет информацию о состоянии гидратации и массе клеток тела и, следовательно, позволяет исследовать пациентов, у которых расчет состава тела не выполняется из-за измененного статуса гидратации [28]. Результаты БИВА представляются графически в виде точки P плоскости в координатах R /длина тела (L) и X_c/L [21] и сопоставляются с популяционными данными, представленными в виде системы вложенных эллипсов рассеяния, ограничивающих 50, 75 и 95-й центили распределения (рис. 1).

Имеются референтные значения для PhA, облегчающие интерпретацию данных [28]. Фазовый угол следует рассматривать как инструмент скрининга для выявления пациентов из группы риска с нарушением нутритивного и функционального статуса [28]. Высокий PhA предполагает большую клеточность, клеточную целостность и функции клеток [27]. PhA был напрямую связан с мышечной силой, например, у спортсменов он выше, и уменьшается с возрастом в соответствии с тем, что известно о возрастных физиологических изменениях АКМ и соотношения внеклеточной к внутриклеточной жидкости (ВЖ/КЖ; extracellular water-ECW / intracellular water-ICW) [27]. PhA снижается при заболеваниях, воспалениях, мальнутриции и длительном отсутствии физической активности, связан с

ухудшением качества жизни и плохим прогнозом при разных хронических заболеваниях [27]. Во многих исследованиях показано использование фазового угла для диагностики саркопении, во всех отобранных исследованиях ($n=13$) PhA измерялся на частоте 50 кГц [27]. БИВА (рис. 2) достаточно часто применяется в кардиологии и нефрологии [19, 21, 22, 28].

Метод сегментарного биоимпедансного анализа. Значения электрического импеданса разных участков тела, как правило, различаются по величине. Поэтому на практике анализируют относительные показатели, например, разницу импеданса неповрежденного и поврежденного участка кожи, симметричных участков тела и другие.

БИА возможен на уровне оценки состава отдельных частей тела вплоть до уровня разрешения, характерного для компьютерной томографии (КТ), – метод сегментарного биоимпедансного анализа; метод дает более точную оценку площади поперечного сечения и объема мышц, чем антропометрия; также результаты по объему мышц сопоставимы с МРТ [16].

Так называемый «посегментный» анализ электрического импеданса (табл.) по сравнению с его значениями для всего тела может более точно отразить изменения таких параметров, как состояние гидратации тканей, объем жировой и тощей массы, соотношение объемов клеточной и внеклеточной жидкостей в сегментах тела.

В клинических исследованиях показано, что значения импеданса регионов тела являются чувствительными индикаторами функционального состояния пациентов и дают возможность получать оперативную информацию. На ее основе можно планировать и контролировать процесс реабилитации, осуществлять подбор препаратов для лечения заболеваний, прогнозировать возможность неблагоприятных исходов у пациентов в критических состояниях, отслеживать развитие отеков, оценивать эффективность физиотерапии и других лечебных воздействий.

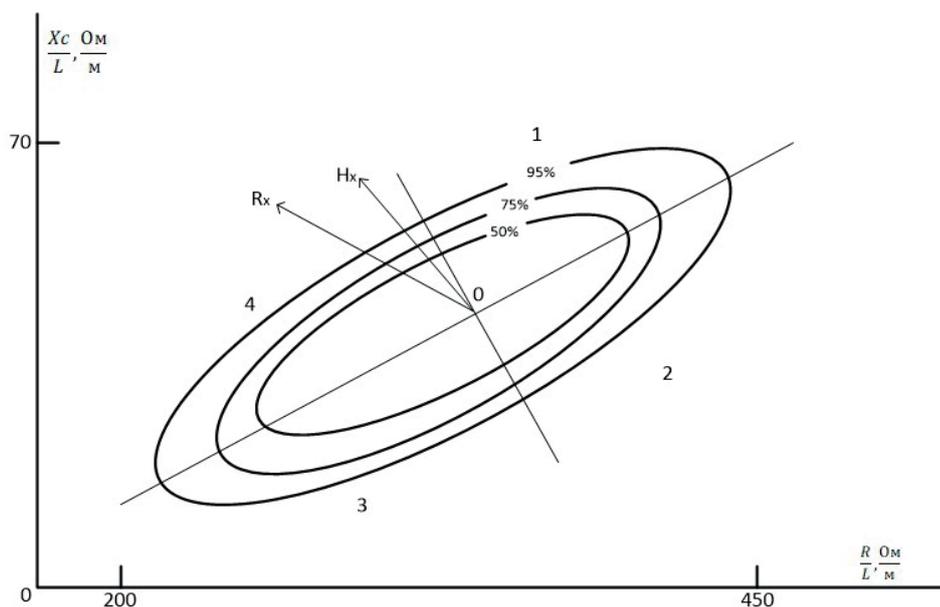


Рисунок 1. – Графическое представление методики БИВА [28]

Примечание: R – активное сопротивление, X_c – реактивное сопротивление, L – длина тела, P – результаты 1 измерения, H – результаты 2 измерения (после лечения), $P(H)$ и O – расстояние, характеризующее количественные отличия пациента от усредненных значений, 1 – пациенты атлетического сложения, 2 – пациенты с дегидратацией, 3 – пациенты с пониженной клеточной массой, 4 – пациенты с гипергидратацией

Figure 1. – Graphical representation of the BIVA methodology [28]

Note: R – active resistance, X_c – reactive resistance, L – body length, P – results of 1 measurement, H – results of 2 measurement (after treatment), $P(H)$ and O – distance characterizing quantitative differences of the patient from average values, 1 – patients of athletic build, 2 – patients with dehydration, 3 – patients with reduced cell mass, 4 – patients with hyperhydration

При измерениях импеданса тела здорового человека в отведении «рука – рука» была выявлена его практическая симметричность относительно срединной меридианальной линии тела [7]. Естественная асимметрия значений активного и реактивного сопротивлений тела здорового человека при измерении по сегментам в области грудной клетки связывается авторами с левосторонним положением сердца. Показатели асимметрии импеданса грудной клетки у пациентов с гипертонической болезнью статистически значимо отличаются от нормы, что позволило авторам предложить диагностировать гипертоническую болезнь и контролировать процесс реабилитации по динамике активной и реактивной составляющих импеданса при измерении по секторам. Было установлено, что у пациентов с недостаточностью кровообращения снижение импеданса отражает повышение степени клеточной и внеклеточной гипергидратации, преимущественно на ногах, в меньшей степени на руках и торсе [27, 29]. В последующем другими авторами проведен анализ изменений электропроводящих свойств так называемых «водных секторов организма» [32] у группы пациентов с разными формами ишемической болезни сердца, что позволило следить за динамикой импеданса (и, соответственно, гидратации) по отдельности в каждой руке, ноге и туловище и установить диапазоны нормальных значений импеданса по регионам тела для лиц с разными показателями индекса массы тела и возрастных групп.

Многочастотный биоимпеданс. С появлением многочастотного БИА (mfBIA) можно исследовать не только диапазон α -дисперсии, где внеклеточная жидкость – основной фокус, но также и диапазон β -дисперсии гораздо более высоких частот [2]. Диапазон α -дисперсии в основном связан с путем, по которому проходит низкочастотный ток вокруг клеток через внеклеточную жидкость, и, таким образом, предоставляет информацию относительно обезвоживания (повышенное сопротивление (R)) или отека (пониженное R) [2]. Диапазон β -дисперсии фокусируется на пути, по которому проходит высокочастотный ток, который вынужден проникать в клетки, пересекать клеточную мембрану, внутриклеточный матрикс и проходить через соседние клетки [2]. Можно утверждать, данные β -дисперсии предоставляют информацию о здоровье и целостности клеток, в частности реактивном сопротивлении (X_c), емкости мембраны (M_c) и внутриклеточном сопротивлении (R_i) [2].

Локальный биоимпедансный анализ. Локальный БИА – объективный метод оценки функционального состояния и архитектуры ткани на клеточном уровне, применимый для диагностики процесса заживления ран [30]. В тематическом исследовании (case study) с использованием 4-электродного одночастотного метода показано, что успешное заживление (эпителизация) раны характеризуется увеличением R, X_c и PhA, относительно значений на начало лечения, что, очевидно, отражает снижение ВЖ и клеточный рост [30]. Установлены продольные (в виде гра-

фиков) изменения R, X_c и PhA для нормального (неосложненного) процесса заживления раны: значение R росло в течение 18 суток, после чего временно снижалось на 20-25 сутки из-за эритемы, а затем увеличивалось до эпителизации на 39 сутки; реактивное сопротивление (X_c) увеличивалось на 10 сутки, затем стабилизировалось, пока не увеличивалось до 39 суток. Фазовый угол следовал модели, аналогичной той, которая наблюдалась с X_c .

Последовательные закономерности изменения переменных БИА наблюдаются в разных моделях заживления ран. В модели клеточной культуры R значительно увеличивался во время роста функционального монослоя, но R значительно снижался после разрушения монослоя. Последовательные измерения R после восстановления монослоя значительно увеличились (например, положительный наклон). Эти данные показывают, что R – специфический биомаркер роста клеток с повышением, указывающим на заживление, и снижением, характеризующим отсутствие заживления [30].

Биоэлектрические измерения R также успешно контролировали заживление хирургических ран у грызунов. После разреза кожи кожное электрическое сопротивление значительно снизилось. В течение 20-дневного периода послеоперационного восстановления ежедневные значения R постепенно увеличивались с положительным наклоном, что было связано с гистологическими показателями заживления [30].

Электроимпедансная томография. Современные методы ультразвукового исследования (УЗИ) и рентгеновской компьютерной, магнитно-резонансной и позитронно-эмиссионной томографии (РКТ, МРТ, ПЭТ) стали важными инструментами визуализации организма и вспомогательными методами диагностики заболеваний в клинике, но эти технологии не могут полностью удовлетворить потребности клинической диагностики заболеваний [31]. Большинство технологий визуализации в рамках отмеченных методов способны обнаруживать лишь органические изменения в органах или тканях, что зачастую означает пропуск «золотого» периода в отношении возможности лечения соответствующих заболеваний [31]. При этом данные традиционные технологии в основном сопровождаются определенной степенью вреда для организма (связанного с излучением), вследствие чего не могут считаться неинвазивными в полном смысле [31]. МРТ, как не связанная с излучением, остается дорогостоящей и обычно не покрывается медицинским страхованием [32].

Электроимпедансная томография (ЭИТ) (Electrical impedance tomography, EIT) – новый метод визуализации, выгодно отличающийся неинвазивностью (технология не связана с излучением) [31]. В данном методе, в дополнение к информации о составе тела (в исследуемом сегменте), реконструируется изображение в виде поперечного сечения. Первая электроимпедансная томограмма – снимок (срезы) предплечья –

получена в 1983 г. [33, 34], по другим данным – таковым было поперечное сечение легких в 1978 г. [31]. В конце 90-х годов в Институте радиотехники и электроники РАН (г. Москва) был разработан первый в мире компактный одночастотный электроимпедансный компьютерный маммограф, позволяющий получить качественное изображение проводимости объема тела с высокой чувствительностью и удовлетворительной разрешающей способностью, что позволило его использовать в медицинской практике. На данный момент уже выпускаются его усовершенствованные версии. Последняя из них «МЭМ-20-11» – модель портативного многочастотного маммографа [35]. Таким образом, технология совершенствуется в течение последних примерно 40-45 лет [36].

Существует три типа ЭИТ: обычный, двухчастотный и многочастотный ЭИТ. Обычный ЭИТ использует одну частоту, чаще всего 50 кГц. Изображения строятся на основе двух измерений в два разных момента времени, чтобы наблюдать изменение проводимости. Полученные изображения, представляющие изменение проводимости во временной области, называются дифференциальными изображениями. На этом изображении показано изменение удельного сопротивления ткани между эталонной и контрольной точками. Дифференциальная визуализация позволяет избежать необходимости учитывать трехмерную форму тела, подлежащего визуализации. Последний метод визуализации сводит к минимуму влияние инструментальных ошибок, поскольку он присутствует в обоих наборах измерений. Однако он накладывает ограничения, связанные со стабильностью эталона, которая не гарантируется для долгосрочных приобретений. Двухчастотный ЭИТ (EIT-DF) иллюстрирует изменения проводимости в зависимости от частоты. EIT-DF применяет токи двух разных частот и выполняет измерения на двух частотах, которые позволяют дифференцировать два типа тканей, выявляя тем самым аномалии в их клеточной структуре. Этот метод минимизирует ошибки опорной стабильности за счет одновременного использования двух частот. В системах многочастотной ЭИТ (EIT-MF) каждая биологическая ткань имеет определенную проводимость, которая меняется в зависимости от частоты. Этот вид томографии заключается в применении синусоидальных токов разной частоты либо последовательно, либо одновременно путем наложения синусоидов на нескольких частотах. Недавно было разработано несколько систем EIT-MF для визуализации физиологических процессов, которые медленно развиваются с течением времени [22].

Система ЭИТ может иметь 8, 16, 32, 64 или даже 128 электродов. Однако из-за пространства и ограничений сбора данных в системе ЭИТ сложно иметь более 256 электродов. Таким образом, количество независимых измерений ограничено и, следовательно, разрешение низкое. Электроды прикрепляются к испытуемому для подачи тока и измерения напряжения. Блок

формирования сигналов обрабатывает сигналы напряжения, возникающие на чувствительных электродах, и передает их в систему сбора данных [22]. Измеренные данные позволяют реконструировать томографическое изображение (рис. 2).

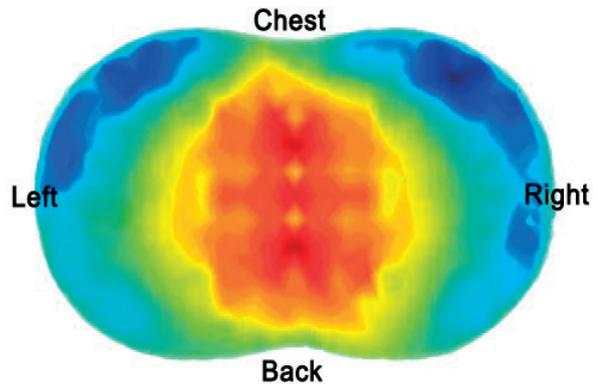


Рисунок 2. – Реконструкция изображения грудной клетки с помощью ЭИТ [22]

Figure 2. – Reconstruction of the chest image using EIT [22]

Благодаря таким преимуществам, как неинвазивность и отсутствие излучения, ЭИТ широко используется для ранней диагностики и лечения некоторых заболеваний [30]. ЭИТ можно использовать для визуализации изменений кровотока и объема, которые, как известно, происходят во время вызванной активности в головном мозге, аналогично функциональной МРТ. Его также можно использовать в качестве недорогой портативной системы визуализации для когнитивных нейробиологических исследований у постели пациента или в психологических лабораториях. ЭИТ может проецировать глубокое изображение в голову, что позволит гораздо более точно диагностировать синдромы эпилепсии. ЭИТ также может обнаружить изменения импеданса в головном мозге из-за увеличения кровотока или отека клеток во время эпилепсии. При предоперационной оценке рефрактерной эпилепсии изображения ЭИТ можно получать и записывать непрерывно в течение нескольких дней. Это позволяет визуализировать пораженный участок и таким образом избежать использования внутричерепных электродов и связанных с ними осложнений [22].

ЭИТ можно использовать для изображения быстрых изменений в течение миллисекунд, которые происходят во время электрической активности в мозге [22]. Это технически очень сложно, поскольку изменения происходят быстро и находятся на пределе обнаружения. Однако в настоящее время такая визуализация невозможна никаким другим методом.

Импеданс легочной ткани зависит от содержания воздуха в легких [19]. Таким образом, вентиляция и изменения выдыхаемого объема легких, происходящие в плоскости электрода, вызывают изменения напряжений, измеряемых на поверхности тела. Определенные физиологи-

ческие явления, такие как перфузия и легочная вентиляция, а также патологическое присутствие жидкостей, включают движение жидкостей, которое изменяет распределение проводимости грудной клетки. Этот мониторинг отвечает потребностям врачей, позволяя в реальном времени визуализировать изменения торакальной проводимости и вывести на их основе индекс измененный объема воздуха в каждом легком. Физиологическая информация, предоставляемая ЭИТ, позволяет оценить одностороннюю функцию легких, измерить легочное артериальное давление, контролировать дыхательный профиль, проанализировать изменения формы верхних дыхательных путей, оценить объемы грудной жидкости, изучить вентиляцию и перфузию в области интересов в грудной клетке [22].

Недавние исследования показали, что сердечная ЭИТ затруднена из-за ограниченного понимания физиологического происхождения измеряемых сигналов. Поэтому они были основаны на 4D-модели грудной клетки и было проведено моделирование, чтобы дать представление о генезисе сердечного сигнала ЭИТ. Результаты показали, что в области сердца преобладает желудочковая активность с лишь небольшим вкладом (<10%) предсердий, независимо от того, является ли пояс поперечным или косым [22]. Мониторинг сердца с помощью ЭИТ позволяет диагностировать ряд сердечно-сосудистых нарушений: застойную сердечную недостаточность, гипертонию или даже ишемическую болезнь сердца. Этот метод также подходит для неинвазивного измерения ударного объема сердца [19, 22].

ЭИТ использует проводимость, которая различается между опухолями молочной железы и нормальной тканью молочной железы. Эти различия объясняются структурными изменениями (изменениями объема электролитов и клеточных мембран, васкуляризацией опухоли и т. д.), которые претерпевают клетки при инвазии раком. Эти изменения влияют на то, как приложенный переменный ток распределяется в организме на ток проводимости (пропорциональный проводимости) и ток смещения (пропорциональный относительной диэлектрической проницаемости и частоте возбуждения) [22]. Скрининг рака молочной железы с помощью EIT-MF для данного физиологического состояния основан на том факте, что каждая ткань обладает определенной проводимостью и диэлектрической проницаемостью и может помочь дифференцировать эту ткань от других тканей и физиологических состояний той же ткани. Скрининг рака молочной железы в основном проводится с помощью маммографии, которая имеет высокую чувствительность и плохую специфичность. ЭИТ может быть гораздо более удобным способом регулярного выявления рака молочной железы.

У ЭИТ есть хорошие перспективы для применения в медицине, с возможностью удовлетворить потребности в долгосрочном мониторинге и ранней диагностике в реальном времени [24]. Затруднение вызывает нелинейный характер закономерностей, который необходимо учитывать

при реконструкции изображений (нелинейное распространение тока в объеме ткани, в отличие от линейного – лучей в других распространенных методах визуализации); можно предположить, что дальнейший рост числа электродов и результативности (вычислительной мощности), повысят возможности метода; также можно предполагать возможность замены тока на бесконтактную технологию (электромагнитное поле), учитывая наличие приборов, реализующих метод общей электрической проводимости (ОЭП), в настоящем применяемый как альтернатива БИА (ОЭП показал более высокую точность в оценке состава тела, сравнительно БИА, но не имеет широкого распространения, что может быть связано с громоздкостью и дороговизной имеющихся приборов) [16].

По сравнению с широко используемым в настоящее время медицинским оборудованием для визуализации: РКТ, ПЭТ и МРТ, разрешение изображения при ЭИТ в настоящем уступает (оставляет желать лучшего) [24], однако технология имеет ряд преимуществ, предполагающих возможность занятия ниши в виде метода выбора при некоторых состояниях. Так, помимо визуализации морфологии органа, приборы ЭИТ способны отображать функциональные изменения общей электропроводности в исследуемой области (например, сечении легкого при дыхании). По сравнению с такими методами, как УЗИ или РКТ, ЭИТ позволяет оценить физиологию и потенциальные патологические изменения, такие как развитие опухолей [22]. Применение ЭИТ в основном остается экспериментальным, однако имеется ряд коммерческих (серийных) систем, используемых в клинике [24]. Несмотря на невысокое разрешение, ЭИТ можно использовать как вспомогательное медицинское обследование и метод наблюдения, пригодный для быстрого и качественного (не количественного) исследования при определенных заболеваниях [24]. ЭИТ имеет свои уникальные преимущества сравнительно традиционной визуализации: так, система ЭИТ проста в эксплуатации и структуре, имеет короткое время сбора данных, избегает использования нуклидов или лучей, вредных для человеческого организма [24]. Метод можно использовать для многократных измерений в течение длительного периода времени, повторных измерений, а оборудование для визуализации измеренного электрического импеданса имеет небольшой размер и портативно, что облегчает длительный непрерывный мониторинг у постели пациента, не причиняя вреда [24].

Заключение

Таким образом, научное обоснование и разработка современной системы диагностики (мониторинга) с помощью неинвазивных методик на основе анализа электрического импеданса организма (и/или его сегментов) на разных частотах позволяет исследовать динамику компонентного состава тела и перераспределение жидкости между его регионами в результате действия физических и физиологических нагрузок. Вместе с

тем вопросы особенностей использования электроимпедансометрии в клинической, профилактической и спортивной медицине для неинвазивного контроля состояния организма в настоящее

время не решены окончательно, а порой противоречивы и являются дальнейшими перспективными векторами для изучения и применения.

Литература

- Bioelectrical impedance vector analysis in obese and overweight children / B. de-Mateo-Silleras, S. de-la-Cruz-Marcos, L. Alonso-Izquierdo [et al.] // *PLoS One*. – 2019. – Vol. 14, № 1. – P. e0211148. – doi: 10.1371/journal.pone.0211148.
- Bartels, E. M. Multi-frequency bioimpedance in human muscle assessment / E. M. Bartels, E. R. Sørensen, A. P. Harrison // *Physiol Rep*. – 2015. – Vol. 3, № 4. – e12354. – doi: 10.14814/phy2.12354.
- Диагностические возможности неинвазивной биоимпедансометрии / Ю. В. Торнуев, Д. Л. Непомнящих, Д. Б. Никитюк [и др.] // *Фундаментальные исследования*. – 2014. – № 10-4. – С. 782-788. – edn: SVQWLV.
- Николаев, Д. В. Биоимпедансный анализ состава тела человека: медицинское применение, терминология / Д. В. Николаев, С. П. Щелькалина // *Клиническое питание и метаболизм*. – 2021. – Т. 2, № 2. – С. 80-91. – doi: 10.17816/clinutr72132. – edn: CPVVML.
- A portable bio-impedance system for monitoring lung resistivity / S. Zlochiver, M. Arad, M. M. Radai [et al.] // *Med Eng Phys*. – 2007. – Vol. 29, № 1. – P. 93-100. – doi: 10.1016/j.medengphy.2006.02.005.
- Dermatology* / A. Banerjee, A. J. N. Jafar, A. Mukherjee, C. Solomonides // *Clinical SAQs for the Final FRCEM*. – Oxford: Oxford University Press, 2019. – Ch. 5. – P. 71-82. – doi: 10.1093/med/9780198814672.003.0005.
- Classification of Hydration in Clinical Conditions: Indirect and Direct Approaches Using Bioimpedance / H. C. Lukaski, N. Vega Diaz, A. Talluri, L. Nescolarde // *Nutrients*. – 2019. – Vol. 11, № 4. – Art. 809. – P. 1-22. – doi: 10.3390/nu11040809.
- Altered tissue electric properties in lung cancer patients as detected by bioelectric impedance vector analysis / S. Toso, A. Piccoli, M. Gusella [et al.] // *Nutrition*. – 2000. – Vol. 16, № 2. – P. 120-124. – doi: 10.1016/s0899-9007(99)00230-0.
- Minimally invasive or noninvasive cardiac output measurement: an update / L. Sangkum, G. L. Liu, L. Yu [et al.] // *J Anesth*. – 2016. – Vol. 30, № 3. – P. 461-80. – doi: 10.1007/s00540-016-2154-9.
- Combining Bioimpedance and Myographic Signals for the Assessment of COPD During Loaded Breathing / D. Blanco-Almazan, W. Groenendaal, M. Lozano-Garcia [et al.] // *IEEE Trans Biomed Eng*. – 2021. – Vol. 68, № 1. – P. 298-307. – doi: 10.1109/TBME.2020.2998009.
- Local mechanics of the lung tissue determined by functional EIT / G. Hahn, I. Frerichs, M. Kleyer, G. Hellige // *Physiol Meas*. – 1996. – Vol. 17, suppl. 4A. – P. A159-66. – doi: 10.1088/0967-3334/17/4a/020.
- Bioimpedance Devices for the Assessment of Body Fluid Volume for Patients Undergoing Dialysis: A Review of the Clinical Effectiveness, Cost-Effectiveness and Guidelines – An Update [Electronic resource]. – Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health. – Mode of access: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK268826/>. – Date of access: 12.12.2024.
- Multicenter evaluation of noninvasive cardiac output measurement by bioimpedance technique / N. Y. Raval, P. Squara, M. Cleman, K. Yalamanchili // *J Clin Monit Comput*. – 2008. – Vol. 22, № 2. – P. 113-119. – doi: 10.1007/s10877-008-9112-5.
- Lee, A. J. Cardiac output assessed by invasive and minimally invasive techniques / A. J. Lee, J. H. Cohn, J. S. Ranasinghe // *Anesthesiol Res Pract*. – 2011. – Vol. 2011. – Art. 475151. – P. 1-17. – doi: 10.1155/2011/475151.
- Bioelectrical Impedance Analysis in Body Composition Measurement: National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement, Bethesda, 12-14 dec. 1994 g. / *Technology Assessment Conference on Bioelectric Impedance Analysis in Body Composition Measurement*. – Bethesda: NIH Office of Medical Applications of Research, 1994. – 35 p.
- Dynamics of Body Composition Indices and Biochemical Parameters in Participants of Countermeasure-Free 21-Day “Dry” Immersion / G. Vassilieva, K. Gordienko, D. Sidorenko, S. Shchelykalina [et al.] // *Human Physiology*. – 2021. – Vol. 47. – P. 296-305. – doi: 10.1134/S0362119721030178.
- Kotanko, P. Current state of bioimpedance technologies in dialysis / P. Kotanko, N. W. Levin, F. Zhu // *Nephrol Dial Transplant*. – 2008. – Vol. 23, № 3. – P. 808-812. – doi: 10.1093/ndt/gfm889.
- Биоимпедансный анализ в практике программного гемодиализа: Краткий обзор литературы и собственный опыт диализного центра / А. Г. Строков, Я. Л. Поз, В. А. Гаврилин [и др.] // *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. – 2012. – Т. 14, № 1. – С. 59-65. – edn: NKKQNS.
- Cardiovascular Diseases Diagnosis by Impedance Cardiography / S. Mansouri, Y. Alharbi, A. Alshrouf, A. Alqahtani // *J Electr Bioimpedance*. – 2022. – Vol. 13, № 1. – P. 88-95. – doi: 10.2478/joeb-2022-0013.
- Bernstein, D. P. Impedance cardiography: Pulsatile blood flow and the biophysical and electrodynamic basis for the stroke volume equations / D. P. Bernstein // *J Electr Bioimp*. – 2010. – Vol. 1. – P. 2-17.
- Значение биоимпедансного векторного анализа в диагностике субклинического застоя крови у пациентов с декомпенсацией сердечной недостаточности / Б. М. Маматов, С. В. Виллевалде, А. С. Клименко, Ж. Д. Кобалава // *Клиническая фармакология и терапия*. – 2016. – Т. 25, № 5. – С. 45-49. – edn: YQAGIP.
- Electrical Impedance Tomography – Recent Applications and Developments / S. Mansouri, Y. Alharbi, F. Haddad [et al.] // *J Electr Bioimpedance*. – 2021. – Vol. 12, № 1. – P. 50-62. – doi: 10.2478/joeb-2021-0007.
- Mobarak, M. Probing Deep Lung Regions using a New 6-electrode Tetrapolar Impedance Method / M. Mobarak, M. A. Kadir, K. Siddique-E Rabbani // *J Electr Bioimpedance*. – 2023. – Vol. 13, № 1. – P. 116-124. – doi: 10.2478/joeb-2022-0016.
- Comparison of cerebrovascular reactivity tests: a pilot human study / M. Bodo, R. Mahon, A. Razumovsky, E. Kouperberg [et al.] // *J Electr Bioimpedance*. – 2017. – Vol. 8. – P. 25-33. – doi: 10.5617/jeb.3939.
- Multiple-frequency bioimpedance devices for fluid management in people with chronic kidney disease receiving dialysis: a systematic review and economic evaluation / G. Scotland, M. Cruickshank, E. Jacobsen [et al.] // *Health*

- Technol Assess. – 2018. – Vol. 22, № 1. – P. 1-138. –doi: 10.3310/hta22010.
26. Khalil, S. F. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases / S. F. Khalil, M. S. Mohktar, F. Ibrahim // *Sensors (Basel)*. – 2014. – Vol. 14, № 6. – P. 10895-10928. – doi: 10.3390/s140610895.
 27. Bioelectrical impedance analysis (BIA) – derived phase angle in sarcopenia: A systematic review / O. Di Vincenzo, M. Marra, A. Di Gregorio [et. al.] // *Clin Nutr*. – 2021. – Vol. 40, № 5. – P. 3052-3061. – doi: 10.1016/j.clnu.2020.10.048.
 28. Применение векторного анализа биоимпеданса в оценке биофизических параметров компонентного состава тела и гидратационного статуса различных половозрастных групп населения с нарушениями функций почек / А. М. Жарнов, Е. А. Конюх, О. А. Жарнова [и др.] // *Вестник Гродненского государственного университета имени Янки Купалы. Серия 5. Экономика. Социология. Биология*. – 2021. – Т. 11, № 2. – С. 132-139. – edn: PWOOPY.
 29. Bioelectrical phase angle and impedance vector analysis – clinical relevance and applicability of impedance parameters / K. Norman, N. Stobäus, M. Pirlich, A. Bosy-Westphal // *Clin Nutr*. – 2012. – Vol. 31, № 6. – P. 854-61. – doi: 10.1016/j.clnu.2012.05.008.
 30. Lukaski, H. C. Bioelectrical impedance assessment of wound healing / H. C. Lukaski, M. Moore // *J Diabetes Sci Technol*. – 2012. – Vol. 6, № 1. – P. 209-12. – doi: 10.1177/193229681200600126.
 31. The Research Progress of Electrical Impedance Tomography for Lung Monitoring / Y. Shi, Z. Yang, F. Xie, S. Ren [et al.] // *Front Bioeng Biotechnol*. – 2021. – Vol. 9. – Art. 726652. – P. 1-16. – doi: 10.3389/fbioe.2021.726652.
 32. Bioelectrical Impedance Analysis for the Assessment of Sarcopenia in Patients with Cancer: A Systematic Review. / G. F. P. Aleixo, S. S. Shachar, K. A. Nyrop [et. al.] // *Oncologist*. – 2020. – Vol. 25, № 2. – P. 170-182. – doi: 10.1634/theoncologist.2019-0600.
 33. Bodenstern, M. Principles of electrical impedance tomography and its clinical application / M. Bodenstern, M. David, K. Markstaller // *Crit Care Med*. – 2009. – Vol. 37, № 2. – P. 713-24. – doi: 10.1097/CCM.0b013e3181958d2f.
 34. Barber, C. C. Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography / C. C. Barber, B. H. Brown, I. L. Freeston // *Electronics Letters*. – 1983. – Vol. 19, № 22. – P. 933-935. – doi: 10.1049/el:19830637.
 35. Raneta, O. Electrical impedance mammography in the diagnostics of mammary gland diseases / O. Raneta, V. Bella, J. Svec // *Anta Medica*. – 2010. – Vol. 42, № 2. – P. 24.
 36. Brown, B. H. Electrical impedance tomography (EIT): a review / B. H. Brown // *J Med Eng Technol*. – 2003. – Vol. 27, № 3. – P. 97-108. – doi: 10.1080/0309190021000059687.
- References**
1. de-Mateo-Silleras B, de-la-Cruz-Marcos S, Alonso-Izquierdo L, Camina-Martín MA, Marugán-de-Miguelsanz JM, Redondo-Del-Río MP. Bioelectrical impedance vector analysis in obese and overweight children. *PLoS One*. 2019;14(1):e0211148. doi: 10.1371/journal.pone.0211148.
 2. Bartels EM, Sørensen ER, Harrison AP. Multi-frequency bioimpedance in human muscle assessment. *Physiol Rep*. 2015;3(4):e12354. doi: 10.14814/phy2.12354.
 3. Tornuev YV, Nepomnyaschikh DL, Nikityuk DB, Lapiy GA, Molodykh OP, Nepomnyaschikh RD, Koldysheva EV, Krinitsyna YM, Balakhnin SM, Manvelidze RA, Semenov DE, Churin BV. Diagnostic capability of noninvasive bioimpedance. *Fundamental research*. 2014;(10-4):782-788. edn: SVQWL V. (Russian).
 4. Nikolaev DV, Shchelykalina SP. Bioimpedance analysis of human body composition: medical applications, terminology. *Clinical nutrition and metabolism*. 2021;2(2):80-91. doi: 10.17816/clinutr72132. edn: CPVVML. (Russian).
 5. Zlochiver S, Arad M, Radai MM, Barak-Shinar D, Krief H, Engelman T, Ben-Yehuda R, Adunsky A, Abboud S. A portable bio-impedance system for monitoring lung resistivity. *Med Eng Phys*. 2007;29(1):93-100. doi: 10.1016/j.medengphy.2006.02.005.
 6. Banerjee A, Jafar AJN, Mukherjee A, Solomonides C, Witt E. *Clinical SAQs for the Final FRCM*. Oxford: Oxford University Press; 2019. Chap. 5, Dermatology; p.71-82. doi: 10.1093/med/9780198814672.003.0005.
 7. Lukaski HC, Vega Diaz N, Talluri A, Nescolarde L. Classification of Hydration in Clinical Conditions: Indirect and Direct Approaches Using Bioimpedance. *Nutrients*. 2019;11(4):809. doi: 10.3390/nu11040809.
 8. Toso S, Piccoli A, Gusella M, Menon D, Bononi A, Crepaldi G, Ferrazzi E. Altered tissue electric properties in lung cancer patients as detected by bioelectric impedance vector analysis. *Nutrition*. 2000;16(2):120-4. doi: 10.1016/s0899-9007(99)00230-0.
 9. Sangkum L, Liu GL, Yu L, Yan H, Kaye AD, Liu H. Minimally invasive or noninvasive cardiac output measurement: an update. *J Anesth*. 2016;30(3):461-80. doi: 10.1007/s00540-016-2154-9.
 10. Blanco-Almazan D, Groenendaal W, Lozano-Garcia M, Estrada-Petrocelli L, Lijnen L, Smeets C, Ruttens D, Catthoor F, Jane R. Combining Bioimpedance and Myographic Signals for the Assessment of COPD During Loaded Breathing. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2021;68(1):298-307. doi: 10.1109/TBME.2020.2998009.
 11. Hahn G, Frerichs I, Kleyer M, Hellige G. Local mechanics of the lung tissue determined by functional EIT. *Physiol Meas*. 1996;17 Suppl 4A:A159-66. doi: 10.1088/0967-3334/17/4a/020.
 12. Bioimpedance Devices for the Assessment of Body Fluid Volume for Patients Undergoing Dialysis: A Review of the Clinical Effectiveness, Cost-Effectiveness and Guidelines – An Update [Internet]. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK268826/>
 13. Raval NY, Squara P, Cleman M, Yalamanchili K, Winklmaier M, Burkhoff D. Multicenter evaluation of noninvasive cardiac output measurement by bioelectance technique. *J Clin Monit Comput*. 2008;22(2):113-9. doi: 10.1007/s10877-008-9112-5.
 14. Lee AJ, Cohn JH, Ranasinghe JS. Cardiac output assessed by invasive and minimally invasive techniques. *Anesthesiol Res Pract*. 2011;2011:475151. doi: 10.1155/2011/475151.
 15. Technology Assessment Conference on Bioelectric Impedance Analysis in Body Composition Measurement. Bioelectrical Impedance Analysis in Body Composition Measurement : National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement, 1994 December 12-14; Bethesda, Maryland. Bethesda : NIH Office of Medical Applications of Research; 1994. 35 p.
 16. Vassilieva G, Gordienko K, Sidorenko D, Shchelykalina S, Batalova E, Tomilovskaya E, Gimadiev R, Nosovsky A, Larina I. Dynamics of Body Composition Indices and Biochemical Parameters in Participants of Countermeasure-

- Free 21-Day “Dry” Immersion. *Human Physiology*. 2021;47:296-305. doi: 10.1134/S0362119721030178.
17. Kotanko P, Levin NW, Zhu F. Current state of bioimpedance technologies in dialysis. *Nephrol Dial Transplant*. 2008;23(3):808-12. doi: 10.1093/ndt/gfm889.
 18. Strokov AG, Poz YL, Gavrilin VA, Kopylova JV, Kryshin KN, Kutuzova AV, Terehov VA. Bioimpedance analysis in haemodialysis practice: short review and single center experience. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2012;14(1):59-65. edn: NKKQNS. (Russian).
 19. Mansouri S, Alharbi Y, Alshrouf A, Alqahtani A. Cardiovascular Diseases Diagnosis by Impedance Cardiography. *J Electr Bioimpedance*. 2022;13(1):88-95. doi: 10.2478/joeb-2022-0013.
 20. Bernstein DP. Impedance cardiography: Pulsatile blood flow and the biophysical and electrodynamic basis for the stroke volume equations. *J Electr Bioimp*. 2010;1:2-17.
 21. Mamatov BM, Villevalde SV, Klimenko AS, Kobalava ZD. Bioimpedance vector analysis for detecting sub-clinical congestion in patients with decompensated heart failure. *Clin Pharmacol Ther*. 2016;25(5):45-49. edn: YQAGIP. (Russian).
 22. Mansouri S, Alharbi Y, Haddad F, Chabcoub S, Alshrouf A, Abd-Elghany AA. Electrical Impedance Tomography – Recent Applications and Developments. *J Electr Bioimpedance*. 2021;12(1):50-62. doi: 10.2478/joeb-2021-0007.
 23. Mobarak M, Kadir MA, Siddique-E Rabbani K. Probing Deep Lung Regions using a New 6-electrode Tetrapolar Impedance Method. *J Electr Bioimpedance*. 2023;13(1):116-124. doi: 10.2478/joeb-2022-0016.
 24. Bodo M, Mahon R, Razumovsky A, Kouperberg E, Crimmins M, Armonda R, Baruch M. Comparison of cerebrovascular reactivity tests: a pilot human study. *J Electr Bioimpedance*. 2017;8:25-33. doi: 10.5617/jeb.3939.
 25. Scotland G, Cruickshank M, Jacobsen E, Cooper D, Fraser C, Shimonovich M, Marks A, Brazzelli M. Multiple-frequency bioimpedance devices for fluid management in people with chronic kidney disease receiving dialysis: a systematic review and economic evaluation. *Health Technol Assess*. 2018;22(1):1-138. doi: 10.3310/hta22010.
 26. Khalil SF, Mohktar MS, Ibrahim F. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. *Sensors (Basel)*. 2014;14(6):10895-928. doi: 10.3390/s140610895.
 27. Di Vincenzo O, Marra M, Di Gregorio A, Pasanisi F, Scalfi L. Bioelectrical impedance analysis (BIA) – derived phase angle in sarcopenia: A systematic review. *Clin Nutr*. 2021;40(5):3052-3061. doi: 10.1016/j.clnu.2020.10.048.
 28. Zharnov AM, Koniukh EA, Zharnova OA, Chekel AVBogdanovich VCh, Bashun NZ. The application of bioimpedance vector analysis in the assessment of biophysical parameters of component composition of the body and hydration status of various gender and age population groups with impaired renal disorders. *Vesnik of Yanka Kupala State University of Grodno. Series 5. Economics. Sociology. Biology*. 2021;11(2):132-139. edn: PWOOPY. (Russian).
 29. Norman K, Stobäus N, Pirlich M, Bosy-Westphal A. Bioelectrical phase angle and impedance vector analysis – clinical relevance and applicability of impedance parameters. *Clin Nutr*. 2012;31(6):854-61. doi: 10.1016/j.clnu.2012.05.008.
 30. Lukaski HC, Moore M. Bioelectrical impedance assessment of wound healing. *J Diabetes Sci Technol*. 2012;6(1):209-12. doi: 10.1177/193229681200600126.
 31. Shi Y, Yang Z, Xie F, Ren S, Xu S. The Research Progress of Electrical Impedance Tomography for Lung Monitoring. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021;9:726652. doi: 10.3389/fbioe.2021.726652.
 32. Aleixo GFP, Shachar SS, Nyrop KA, Muss HB, Battaglini CL, Williams GR. Bioelectrical Impedance Analysis for the Assessment of Sarcopenia in Patients with Cancer: A Systematic Review. *Oncologist*. 2020;25(2):170-182. doi: 10.1634/theoncologist.2019-0600.
 33. Bodenstern M, David M, Markstaller K. Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. *Crit Care Med*. 2009;37(2):713-24. doi: 10.1097/CCM.0b013e3181958d2f.
 34. Barber CC, Brown BH, Freeston IL. Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography. *Electronics Letters*. 1983;19(22): 933-935. doi: 10.1049/el:19830637
 35. Raneta O, Bella V, Svec J. Electrical impedance mammography in the diagnostics of mammary gland diseases. *Anta Medica*. 2010;4(2):24.
 36. Brown BH. Electrical impedance tomography (EIT): a review. *J Med Eng Technol*. 2003;27(3):97-108. doi: 10.1080/0309190021000059687.

METHODS OF ELECTRICAL IMPEDANCE METRY FOR NON-INVASIVE CONTROL OF THE BODY CONDITION

N. Z. Bashun¹, V. G. Bogdan²

¹Yanka Kupala State University of Grodno, Grodno, Belarus

²National Academy of Sciences of Belarus, Minsk, Belarus

The article discusses various methods of electrical impedance measurement (bioimpedance analysis, bioimpedance spectrometry, bioimpedance vector analysis, segmental bioimpedance analysis method, multifrequency bioimpedance, local bioimpedance analysis, electrical impedance tomography) with regard to the application both in biological experiments and medical practice as non-invasive research methods and as an alternative to more labor-intensive invasive ones, which allow information to be obtained without inducing changes in the body or the risk of complications. The potential application of some methods of bioimpedance analysis in a clinical setting are listed. Reasonable application of this method implies knowledge and consideration of the relationships between body composition and electrophysical properties of each segment, both in norm and pathology based on an assessment of the energy status of the body in order to achieve treatment efficiency, to improve the prognosis, effectiveness and diagnostic accuracy.

Keywords: non-invasiveness, electrical impedancemetry, single-frequency, multi-frequency, bioimpedance vector analysis, segment, electrical impedance tomography.

For citation: Bashun NZ, Bogdan VG. Methods of electrical impedancemetry for non-invasive control of the body condition. *Journal of the Grodno State Medical University.* 2024;22(6): 512-521. <https://doi.org/10.25298/2221-8785-2024-22-6-512-521>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Об авторах / About the authors

*Башун Наталья Зигмундовна / Bashun Natallia, e-mail: n.bashun@grsu.by, ORCID: 0009-0004-6569-2260

Богдан Василий Генрихович / Bogdan Vasiliy, ORCID: 0000-0001-7849-6497

* – автор, ответственный за переписку / corresponding author

Поступила / Received: 23.09.2024

Принята к публикации / Accepted for publication: 26.11.2024