Министерство образования и науки Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования

Восточно-Сибирский государственный университет технологий и управления
(ВСГУТУ)

УДК 631.362.333

ВГП ОКП

№ госрегистрации АААА-А16-116112810067-2

Инв.№

УТВЕРЖДАЮ
Проректор университета по научной работе и инновациям
д-р тех. наук, проф.
_____ И.Г.Сизов
_____ 2017г.

ОТЧЕТ
О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ

Разработка аппарата биоимпедансной диагностики

по теме:

МЕТОД БИОИМПЕДАНСНОЙ СПЕКТРОМЕТРИИ
(промежуточный)

Пом. проректора по научной работе	15.12.2017 подпись, дата	В.П. Мазуренко
Директор института пищевой инженерии и биотехнологии канд. тех. наук., проф.	18.12.2017 подпись, дата	А.С. Матуев
Руководитель темы д-р техн. наук, проф.	10.10.17г. подпись, дата	С.С. Ямпилов

СПИСОК ИСПОЛНИТЕЛЕЙ

Руководитель темы
д-р техн. наук, проф. _____ 14.12.17 С.С. Ямпилов (реферат, введение, раздел 1.1, 1.2, 1.4, заключение)
подпись, дата

Исполнители темы:
канд. техн. наук, доцент _____ А.Е. Полякова (реферат, введение)
подпись, дата

канд. техн. наук, доцент _____ 14.12.17 Ж.Б. Цыбенов (раздел 1.1)
подпись, дата

канд. техн. наук, ст.преп. _____ 14.12.17 В.Б. Балданов (раздел 1.2)
подпись, дата

преподаватель _____ 14.12.17 А.О. Жигжитов (раздел 1.2.1)
подпись, дата

магистр _____ Т.Э. Батоцыренов (раздел 1.2.2)
подпись, дата

магистр _____ 14.12.17 А.Г. Павлов (раздел 1.2.3)
подпись, дата

магистр _____ 14.12.17 Е.С. Григорьева (раздел 1.2.4)
подпись, дата

магистр _____ Д.С. Цыденов (раздел 1.2.5)
подпись, дата

бакалавр _____ 14.12.17 А.О. Колесникова (раздел 1.2.6)
подпись, дата

бакалавр _____ 14.12.17 Б.Б. Батуев (раздел 1.3)
подпись, дата

Нормоконтроль _____ 12.12.17 С.В. Патрахин
подпись, дата

РЕФЕРАТ

Отчет 40 страниц, 24 рисунков, 1 таблица, 4 источников.

ИМПЕДАНС, БИОЛОГИЧЕСКИЙ ОБЪЕКТ, СПЕКТРОМЕТРИЯ, МЕТОД БИОИМПЕДАНСНОЙ ДИАГНОСТИКИ, ТКАНЬ, СОПРОТИВЛЕНИЕ, МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ИМПЕДАНСА, КОНТАКТ ЭЛЕКТРОДА С ТКАНЬЮ, ЭЛЕКТРОДНЫЕ СИСТЕМЫ.

Объект исследования - процесс распространения электрического тока различной частоты по биологическим тканям и средам.

Цель работы - разработка аппарата биоимпедансной диагностики по исследованию электрических параметров биообъектов, и оценка через них соответствующих медико-биологических показателей организма пациента.

В результате, описана физическая сущность метода биоимпедансного анализа, произведен анализ удельного электрического сопротивления биологических тканей. Дан анализ различных методов измерения импеданса, представлена классификация параметров используемых в биоимпедансном анализе и разновидности биоимпедансных анализаторов.

СОДЕРЖАНИЕ Стр.

Введение 5

1Состояние вопроса 7

1.1 Назначение аппаратов и метода биоимпедансной диагностики 7

1.2 Физическая сущность метода биоимпедансного анализа 9

1.2.1 Сопротивление и импеданс 9

1.2.2 Импеданс биологических тканей 13

1.2.3 Методы измерения импеданса 16

1.2.4 Измерение импеданса сегментов тела 19

1.2.5 Контакт электрода с тканью 22

1.2.6 Параметры, получаемые в биоимпедансном анализе 26

1.3 История разработки биоимпедансных аппаратов 28

1.4 Электроды и электродные системы, применяемые в аппаратах биоимпедансной диагностики 33

Заключение 39

Список использованных источников 40

ВВЕДЕНИЕ

Развитие теории биоэлектрического импеданса живых тканей открывает новые возможности в описании процессов жизнедеятельности организма человека. В рамках данной проблемы актуальной задачей является моделирование биоэлектрического импеданса в широкой полосе частот. Дисперсионные свойства биологических тканей позволяют сделать вывод о структурном составе тканей, что является важным для создания неинвазивных средств исследования свойств биологических тканей. Так, применение биоимпедансных исследований возможно на клеточном уровне, где становится возможным манипуляция и отбор клеток из образца в зависимости от их вращения, расположения и формирования клеточной цепи.

Контроль этих процессов производится с помощью биоимпедансных измерений. Известный во всем мире метод Коултера позволяет производить подсчет клеток в клеточной суспензии путем измерения их удельного сопротивления. Вместе с быстрым подсчетом числа клеток появляется также возможность характеризовать их в зависимости от формы, объема и сопротивления.

Биоимпедансные исследования тела человека зависят от морфологии и удельного сопротивления отдельных органов, поэтому с использованием больших поверхностных электродов, становится возможным измерение импеданса сегмента тела и полного объема жидкости тела, внеклеточного и внутриклеточного баланса, мышечной и жировой массы. Области применения данного метода различны: спортивная медицина, пищевая оценка, оценка баланса жидкости, например, при гемодиализе.

Успешное развитие получают сейчас импедансная кардиография и томография, позволяющие получить измерение сердечного выброса, а также картирование распределения импеданса в объеме под электродами при использовании большого количества электродов. Импедансная кардиография основана на том, что амплитуда изменения импеданса измеряется как функция

от удара сердца. Форма волны изменения импеданса схожа с кривой кровяного давления в аорте. Посредством добавления информации о пациенте становится возможным оценить объем сердечного выброса и силу сердечного удара.

Наиболее перспективным в плане создания измерительных средство определения биоимпеданса представляется импульсная импедансометрия, основанная на функциональной идентификации биологических тканей в классе моделей импеданса, позволяющий определить частотные характеристики биоэлектрического импеданса. Наибольший интерес в этом аспекте вызывает аппарат функциональной идентификации применительно к задаче синтеза резистивно-емкостных эквивалентов схем замещения, а также методика представления моделей биологических тканей в пространстве состояний во временной области.

Значительный интерес представляет создание методики синтеза схем замещения тканей, описывающих параметры структурного состава моделируемых объектов.

1 Состояние вопроса

1.1 Назначение аппаратов и метода биоимпедансной диагностики

Современная аппаратура для биоимпедансного анализа позволяет автоматически регистрировать результаты определения параметров состава тела, оценивать динамику изменений за все время наблюдения пациента, получать биоимпедансные оценки таких физиологически значимых параметров, как основной и удельный основной обмен. Программное обеспечение биоимпедансных анализаторов дает возможность получать наглядные протоколы исследований и сопоставлять параметры пациента, используемые в биоимпедансном анализа, с нормами, полученными на представительных выборках, классифицировать состояние пациента, давать рекомендации по коррекции состава тела.

Биоимпедансная диагностика дает возможность исследовать динамику параметров импеданса и состава тела, а также перераспределение жидкости между регионами тела и водными секторами при различных воздействиях на организм: хирургических вмешательствах, в период гемодиализа, при ортостатических, лекарственных и других нагрузочных пробах.

Изначально спектр задач, решаемых с помощью биоимпедансной диагностики, сводился к оценке объемов водных секторов организма и значений безжировой и жировой массы. За последние годы возможности биоимпедансного анализа существенно расширились. Одним из параметров состояния органов и сегментов тела является соотношение объемов клеточной и внеклеточной жидкостей, оцениваемое с использованием БИА. Перечисленные возможности БИА используются в таких клинических приложениях, как оценка гидратации головного мозга при угрозе отека, травмированных конечностей, грудных желез, десен, мочеточника и мочеиспускательного канала. БИА дает возможность определения жизнеспособности трансплантируемых органов: почки, печени, роговицы глаза. Для этого используются значение фазового угла импеданса и

соотношение активного и реактивного сопротивлений.

Диагностические возможности БИА далеко не исчерпаны. Для их развития необходимы дальнейшие исследования взаимосвязей параметров импеданса с морфологическими и физиологическими характеристиками органов и тканей. Одним из направлений развития БИА является разработка методов локального анализа параметров состава тела и состояния органов и тканей. Биоимпедансные анализаторы с возможностью программирования набора измерений являются необходимой технической основой для реализации этого направления. Решение задачи локализации электродов и выбора схемы измерений заданного сегмента тела нередко требует отдельного математического исследования, включающего моделирование протекания токов в трехмерных объектах с неоднородной проводимостью и выполнения большого объема экспериментальных исследований.

С увеличением количества электродов на поверхности тела открывается перспектива изучения пространственного распределения параметров проводимости тканей организма. При таком подходе возможности биоимпедансного анализа вплотную приближаются к возможностям электроимпедансной томографии.

Другое перспективное направление развития метода - электроимпедансная спектроскопия. Зависимости активной и реактивной составляющих импеданса от частоты могут содержать полезную информацию о параметрах состава тела и текущем состоянии организма. В равной степени это относится к исследованиям отдельных сегментов, локальных участков тела, а также к изучению свойств биологических жидкостей и биоптатов [1].

Методы извлечения полезной информации из импедансного спектра пока еще мало развиты, необходимы дальнейшие исследования в этой области.

1.2 Физическая сущность метода биоимпедансного анализа

1.2.1 Сопротивление и импеданс

Первое упоминание об исследовании электрической проводимости биологических объектов принято относить к работам В. Томсона, датированным 1880г. Основополагающие результаты в этой области были получены в начале и середине XX века. К ним относятся установление типичных значений удельного сопротивления и диэлектрической проницаемости тканей, органов и жидких сред живого организма, а также выявление и частичное объяснение зависимости проводимости и диэлектрической проницаемости биологических жидкостей и клеточных суспензий от частоты зондирующего тока. С этими достижениями связаны имена Г. Фрике, К. Коула, Б.Н. Тарусова, Г. Шванна и других исследователей.

Понятие электрического сопротивления было введено в физику Георгом Омом, который в результате экспериментальных исследований открыл получивший его имя закон:

$$I = U=R, \quad (1)$$

где I — сила тока в проводнике, U — приложенное к проводнику напряжение, R — сопротивление проводника, измеряемое в омах(Ом).

Обратная сопротивлению величина G = 1=R называется проводимостью и измеряется в сименсах (См).

Цепь на рисунке 1а, состоящая из последовательно соединенных сопротивления R и емкости C, на переменном токе характеризуется комплексным импедансом Z.

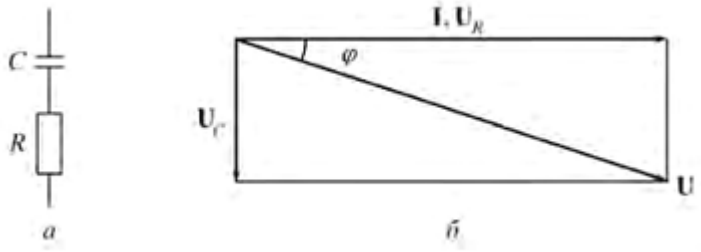


Рисунок 1 – Цепь из активного и реактивного элементов (а) и векторная диаграмма напряжений на элементах (б)

Импеданс включает активную омическую составляющую R, реактивную емкостную составляющую X_C, и выражается формулой:

$$\mathbf{Z} = R - jX_C \tag{2}$$

где j — мнимая единица, определяемая равенством $j^2 = -1$.

Абсолютная величина реактивного сопротивления X_C равна:

$$X_C = 1/\omega C, \tag{3}$$

где ω — круговая частота, измеряемая в рад/с и связанная с обычной частотой f, измеряемой в Гц, формулой $\omega = 2\pi f$.

Величина емкости измеряется в фарадах (Ф). Комплексное представление позволяет отображать переменные токи и напряжения с разными фазами. Переменное напряжение UR на активном сопротивлении совпадает по фазе с переменным током I, в то время как переменное напряжение UC на емкости отстает от тока по фазе на 90±, что выражается знаком минус. Фазовые соотношения напряжений показаны на векторной диаграмме (рис. 1б), где U — полное напряжение на цепи.

Импеданс [2] характеризуется модулем Z и фазовым углом φ_Z:

$$\begin{aligned} Z &= \sqrt{R^2 + X_C^2}, \\ \varphi_Z &= -\operatorname{arctg} \frac{X_C}{R}. \end{aligned} \tag{4}$$

В случае переменного тока вместо R в знаменателе закона Ома появляется модуль импеданса Z, а в качестве I и U используют действующие, то есть среднеквадратические, значения тока и напряжения.

Помимо емкостного реактивного сопротивления X_C электротехнике существует индуктивное реактивное сопротивление X_L, напряжение на котором опережает по фазе ток на 90±. Вопрос о наличии индуктивной составляющей в импедансе биологических объектов пока не имеет однозначного ответа, поэтому далее будет рассмотрена только емкостная составляющая.

Активное сопротивление связано с проводящей средой. В случае биологических тканей такой средой являются водные растворы электролитов во внеклеточном и внутриклеточном пространствах. Эта составляющая импеданса обуславливает преобразование электрической энергии в тепло при протекании тока.

Емкостная составляющая импеданса создается диэлектрическими перегородками между проводящими областями. В биообъектах такими перегородками являются мембраны клеток и клеточных органелл. В растворе электролита с обеих сторон перегородки ионы под действием электрического поля перемещаются к ее поверхности, пока поле накопленных зарядов не уравновесит приложенное внешнее поле. В результате в емкости накапливаются заряд и электрическая энергия.

Обратная импедансу величина Y = 1/Z называется комплексной проводимостью. Она также содержит действительную и мнимую составляющие имеющие размерность См.

$$\mathbf{Y} = G + jB_C, \tag{5}$$

На эквивалентной схеме составляющие комплексной проводимости соединены параллельно. Ток через емкость опережает напряжение на ней на 90±, поэтому мнимая составляющая положительная.

Рассмотрим частотные характеристики импеданса на примере упрощенной эквивалентной схемы биообъекта на рисунке 2а, где R_e, R_i - омические сопротивления межклеточной и внутриклеточной жидкостей, C_m - емкость клеточных мембран.

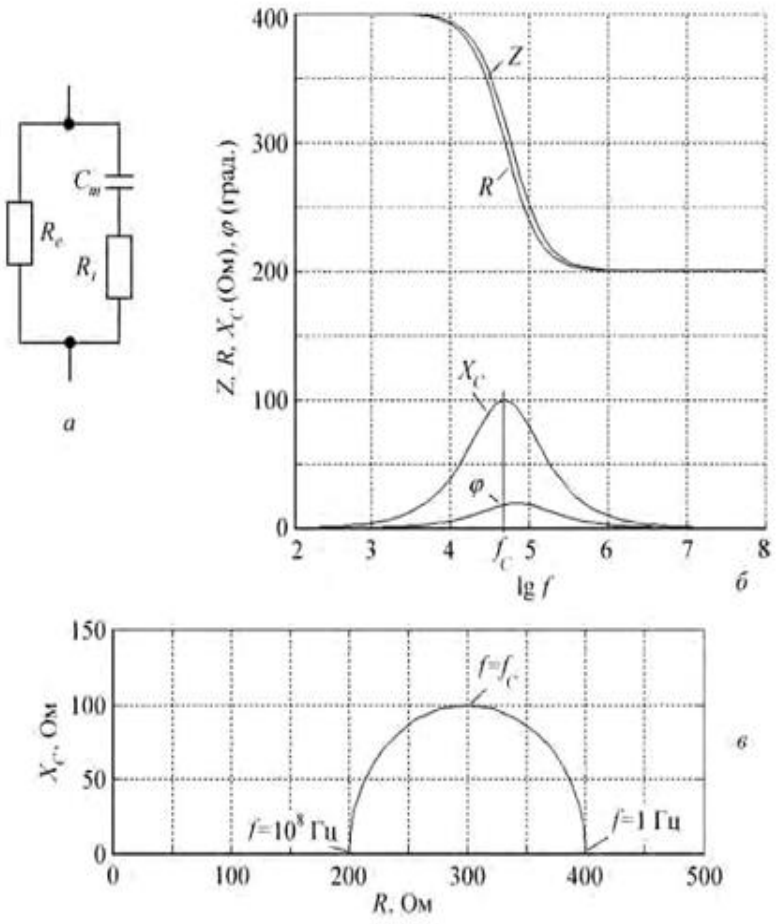


Рисунок 2 – Упрощенная эквивалентная схема биообъекта (а) и ее частотные характеристики (б, в)

С ростом частот переменного тока реактивное сопротивление емкости C_m уменьшается, и все большая часть тока проходит внутри клеток. На каждой частоте такая цепь может быть представлена в виде последовательного соединения активного и реактивного сопротивлений, как на рисунке 2а, но теперь не только XC, но и R оказывается функцией частоты.

На рисунке 2б приведены графики рассчитанных частотных зависимостей R, X_C, Z и φ для случая $R_e = R_i = 400$ Ом, $C_m = 4$ нФ. Значения

X_C и φ показаны без учета отрицательного знака. Из графиков видно, что влияние емкости, характеризуемое величинами X_C и φ, стремится к нулю как на низких, так и на высоких частотах. Частота, на которой X_C достигает максимального значения, называется характеристической частотой $\int_C$. Заметные изменения параметров импеданса имеют место в диапазоне частот от примерно 10^3 до 10^6 Гц. Этот диапазон называется областью дисперсии импеданса. Отметим еще, что пара графиков Z (f) и φ (f) называется диаграммой Боде.

Активное сопротивление биологического объекта, а в биоимпедансном анализе таким объектом является участок тела человека между правой кистью и правой стопой, складывается из электрических сопротивлений всех жидкостей, расположенных на пути измерительного тока. Реактивным сопротивлением биологического объекта называют общее емкостное сопротивление всех клеточных мембран, расположенных на пути измерительного тока. Оба эти сопротивления измеряются специальными медицинскими приборами – биоимпедансными анализаторами состава тела.

1.2.2 Импеданс биологических тканей

Основными проводниками электрического тока в организме являются ткани с высоким содержанием воды и растворенными в ней электролитами. В таблице 1 приведены типичные значения удельного электрического сопротивления некоторых биологических тканей для частоты тока 50кГц [2]. Из таблицы видно, что по сравнению с другими тканями организма жировые и костные ткани имеют существенно более низкую электропроводность. Различия удельного сопротивления можно объяснить, прежде всего, разным содержанием жидкости и электролитов в органах и тканях.

Таблица 1 – Типичные значения удельного электрического сопротивления некоторых биологических тканей

Биологическая ткань	Удельное сопротивление, Ом·м
Спинномозговая жидкость	0,65
Кровь	1,5
Нервно-мышечная ткань	1,6
Легкие без воздуха	2,0
Мозг (серое вещество)	2,8
Скелетные мышцы	3,0
Печень	4,0
Кожа	5,5
Мозг (белое вещество)	6,8
Легкие при выдохе	7,0
Жировая ткань	15
Легкие при вдохе	23
Костная ткань	150

Важным свойством биологических тканей является зависимость их удельной проводимости и относительной диэлектрической проницаемости от частоты тока. В этом смысле принято говорить, что указанные электрические

свойства биологических тканей обладают дисперсией. На рисунке 3 показан типичный график относительной диэлектрической проницаемости тканей мышц как функции частоты. Аналогичная зависимость от частоты имеет место для удельного электрического сопротивления. Данные зависимости характеризуются наличием трех различных механизмов релаксации (областей дисперсии), обозначаемых как α, β и γ. С точки зрения биоимпедансного анализа, с целью получения информации, например, о компонентном составе тела человека, наибольший интерес представляет область β-дисперсии, соответствующая частоте тока в интервале от 1кГц до1МГц.

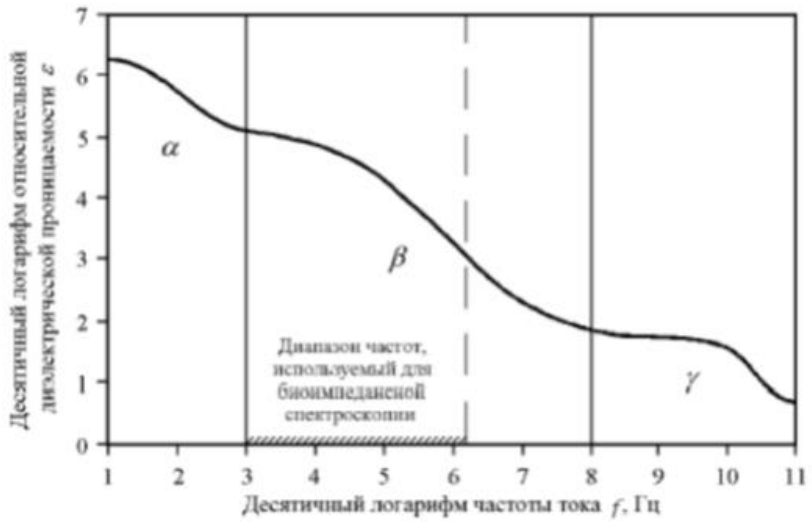


Рисунок 3 – График относительной диэлектрической проницаемости тканей мышц как функции частоты

Удельное сопротивление биологических тканей, определяемое для заданной частоты тока, может существенно изменяться под влиянием физиологических и патофизиологических факторов. Почки и легкие изменяют электропроводность при различном крове- и воздухонаполнении, мышечные ткани — при различной степени сокращения мышц, кровь и лимфа — при изменении концентрации белков и электролитов, очаги повреждения (по сравнению с нормальной тканью) — в результате отеков или ишемий различной природы, опухолей и других причин. Это позволяет использовать биоимпедансометрию для количественной оценки состояния органов и систем организма при различных заболеваниях, а также для выявления изменений в тканях, вызываемых лекарственными, ортостатическими, физическими и другими нагрузками.

Важной характеристикой электрической проводимости тканей является отношение их ёмкостного и активного сопротивлений (рис. 4):

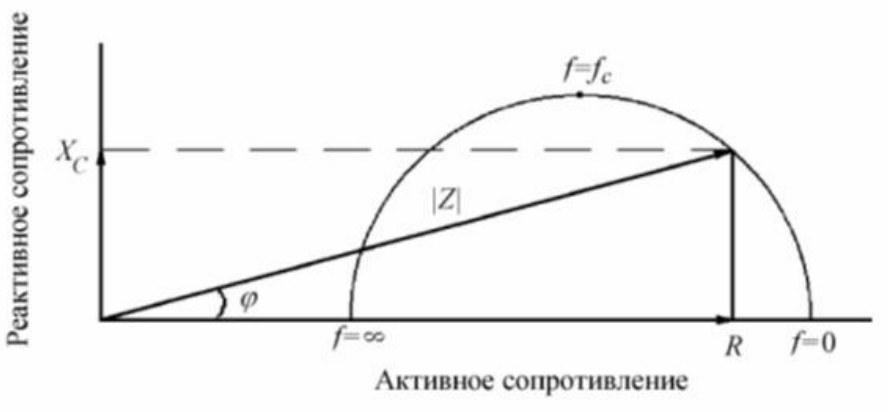


Рисунок 4 – Фазовый угол

$$tg\ \phi = XC / R \qquad (9)$$

Величина ϕ имеет название фазового угла. Она характеризует сдвиг фазы переменного тока относительно напряжения. Типичные значения XC и R при измерении импеданса всего тела составляют 20–80 Ом и 200–800 Ом, соответственно. Значения ϕ при частоте тока 50 кГц составляют в норме 7,6±1,0 и 6,9±1,3° для мужчин и женщин, соответственно. При более высокой частоте тока эта величина может меняться в широких пределах. Пониженные значения XC связывают с нарушением проницаемости клеточных мембран и увеличением доли разрушенных клеток в организме. И наоборот, считается, что повышенные значения емкостного сопротивления отражают более высокое функциональное состояние клеточных мембран и, следовательно, самих клеток. На основании этого полагают, что чем больше величина ϕ, тем лучше состояние здоровья организма

1.2.3 Методы измерения импеданса

Классическая мостовая схема измерения импеданса показана на рисунке 5а и содержит постоянные сопротивления R_1, R_2, измеряемый импеданс Z_m, переменный импеданс Z_v, активную R_v и реактивную X_v составляющие которого можно изменять. В одну из диагоналей моста включают генератор переменного напряжения, а в другую - измеритель

напряжения. Составляющие Z_v настраивают так, чтобы измеритель показывал нулевое значение.

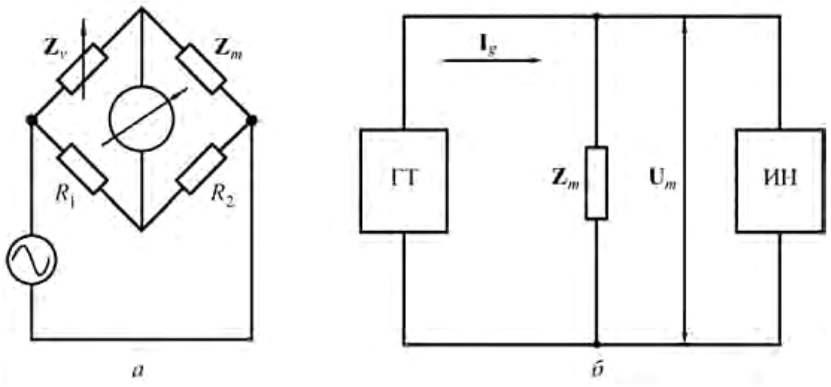


Рисунок 5 – Схемы измерения импеданса: мостовая (а), метод вольтметра (б)

При балансе моста выполняется равенство

$$\frac{\mathbf{Z}_m}{\mathbf{Z}_v} = \frac{R_2}{R_1}, \tag{10}$$

из которого определяются активная R_m и реактивная X_m составляющие Z_m:

$$R_m = \frac{R_2}{R_1} R_v, \quad X_m = \frac{R_2}{R_1} X_v. \tag{11}$$

Мостовые измерители обеспечивают высокую точность измерения, но так как процесс настройки Z_v даже в случае его автоматизации занимает значительное время, в практической биоимпедансометрии они не используются.

Обычно применяемые методы измерения импеданса основаны на законе Ома, из которого для модуля импеданса получаем

$$Z_m = \frac{U_m}{I_g}, \tag{12}$$

где U_m — измеренное напряжение на объекте.

Генератор тока ГТ (рис. 5б) поддерживает заданный ток Ig независимо от Z_m. Измеритель напряжения ИН калибруется в величинах сопротивления, чтобы

исключить необходимость расчетов по формуле.

Для измерения комплексного импеданса применяют схему, показанную на рисунке 6а, где АД — амплитудный детектор, постоянное напряжение на выходе которого пропорционально модулю импеданса, ФД - фазовый детектор, формирующий постоянное напряжение, пропорциональное фазовому сдвигу между переменным напряжением на объекте и током генератора. В блоках обработки Обр.1, Обр.2 значения напряжений с детекторов преобразуются в значения модуля и фазового угла импеданса, которые затем могут быть пересчитаны в значения активного и реактивного сопротивлений. Другой вариант измерения комплексного импеданса представлен на рисунке 6б. В синхронном детекторе СД1 переменное напряжение с объекта умножается на переменное напряжение uI , синфазное с током генератора, а в синхронном детекторе СД2 — на переменное напряжение uQ, задержанное по фазе по отношению к току генератора на 90± (так называемое квадратурное напряжение). При этом на выходах СД1 и СД2 выделяются постоянные напряжения, пропорциональные, соответственно, активной и реактивной составляющим измеряемого импеданса. Блоки обработки преобразуют эти напряжения в значения активного и реактивного сопротивлений Rm и Xm, которые могут быть пересчитаны в модуль и фазовый угол импеданса

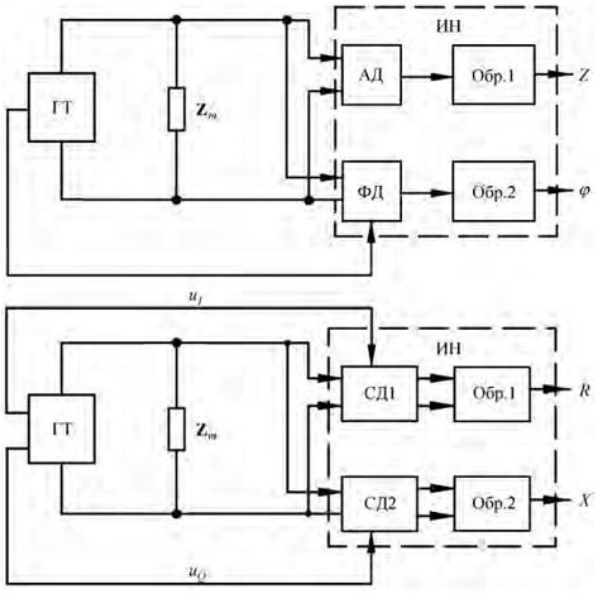


Рисунок 6 – Схемы измерения составляющих комплексного импеданса: с использованием амплитудного и фазового детекторов (а), с использованием синхронных детекторов (б)

Схемы по рисунке 6 позволяют выполнять измерение на одной частоте. В случае многочастотной биоимпедансометрии измерения на разных частотах выполняются поочередно. При этом, во-первых, увеличивается продолжительность процедуры, а во-вторых, для разных частот получаются результаты, относящиеся к разным моментам времени, что в некоторых применениях недопустимо

1.2.4 Измерение импеданса сегментов тела

Для измерения импеданса определенного сегмента тела токовые и измерительные электроды необходимо расположить подходящим образом. Рассмотрим упрощенную эквивалентную схему тела человека (рис. 7) [3].

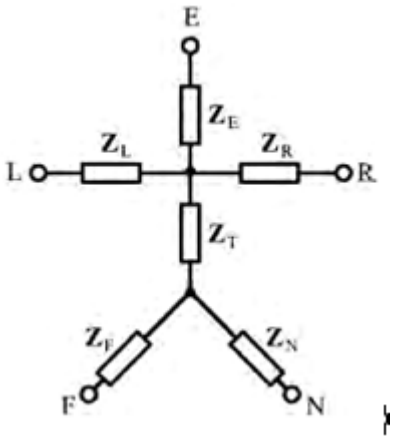


Рисунок 7 –Упрощенная эквивалентная схема сегментов тела

Введем обозначения: E — голова, R — правая рука, L — левая рука, F— левая нога, N — правая нога, T — туловище. Измерение, при котором источник тока подключают к левой и правой рукам, а напряжение измеряют между левой рукой и левой ногой, сокращенно запишем как LR/LF. Измеряемое напряжение в данном случае пропорционально модулю импеданса ZL, так как ток через ZT и ZF не протекает. Этот же импеданс можно определить при измерениях EL/LR,

LR/LE, LF/LR и т. д. Импеданс туловища получается при измерениях LF/RN, EF/RN, LN/RF и т.п. Аналогично можно подобрать варианты измерения импедансов других сегментов. Полисегментный биоимпедансный анализ основан на поочередном подключении генератора тока и измерителя напряжения к разным парам электродов с целью последовательного измерения импедансов всех сегментов тела.

В реальности разные варианты измерения импеданса одного и того же сегмента дают разные результаты. Например, при измерении EF/RN модуль импеданса туловища получается существенно больше, чем при измерении LF/RN. Дело в том, что тело человека и его сегменты — это трехмерные объекты, и чтобы понять, импеданс какой части тела измеряется, необходимо анализировать протекание тока в этих объектах.

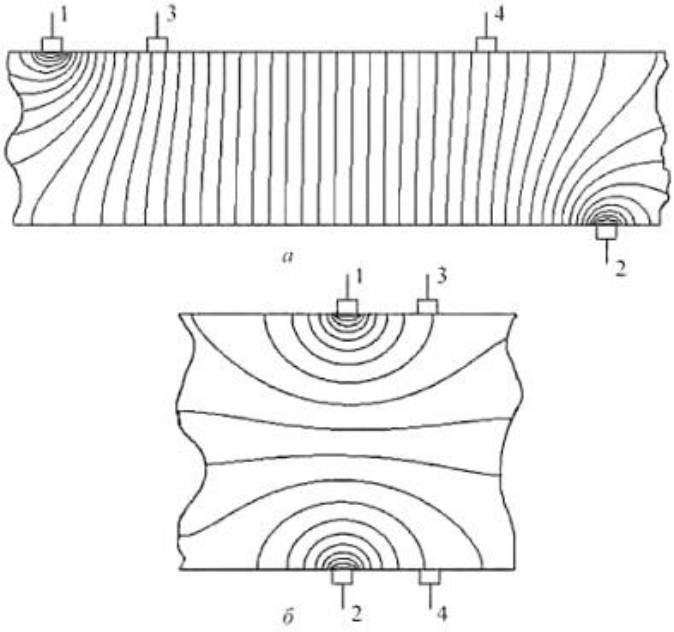


Рисунок 8 – Электрическое поле при протекании тока вдоль (а) и поперек (б) объекта

Из рисунка 8а видно, что измеряемый импеданс равен импедансу части объекта между измерительными электродами только при условии, что эти электроды расположены достаточно далеко от токовых электродов. При недостаточном удалении будет измеряться напряжение между сильно искривленными эквипотенциальными поверхностями, так что границы

сегмента оказываются определенными с большой погрешностью. При более точном анализе необходимо учитывать, что измерительные электроды искажают картину поля, так как потенциал по всей поверхности электрода одинаковый. Оказывается, что при некоторых условиях участки между смежными токовым и измерительным электродами дают отрицательный вклад в измеренный импеданс. Таким образом, чем больше импеданс такого участка, тем меньше получится измеренный импеданс.

На рисунке 8,б показано расположение электродов на противоположных сторонах объекта. При удалении измерительных электродов 3 и 4 от токовых электродов 1 и 2 измеряется сопротивление все более глубоких областей. Наложив на поверхность тела большое количество электродов, и поочередно используя разные их пары в качестве токовых и измерительных электродов, можно получить информацию о сопротивлении участков тела, лежащих на разной глубине от поверхности, и в результате найти распределение удельного сопротивления по объему.

1.2.5 Контакт электрода с тканью

Измеряющий параметры биоимпеданса прибор взаимодействует с биообъектом через электроды. В области контакта электрода с тканью протекают достаточно сложные физические и химические процессы, влияющие на результаты измерения. Главный результат этих процессов — смена носителей заряда, образующих электрический ток. В проводах и металлических электродах ток образован электронами, движущимися в кристаллической решетке металла, а в ткани — ионами, перемещающимися в растворе электролита.

При контакте электрода с электролитом между ними устанавливается равновесная разность потенциалов, а у поверхности раздела формируется двойной электрический слой (рис. 9).

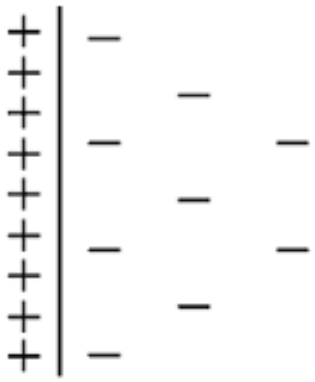


Рисунок 9 – Двойной электрический слой у контакта

При этом атомы материала электрода могут переходить в электролит, а ионы электролита - осаждаться 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.

При пропускании через контакт электрического тока непосредственно у поверхности электрода протекают окислительно-восстановительные реакции, обеспечивающие обмен носителей заряда.

Величина разности потенциалов между электродом и электролитом при этом изменяется. Это явление называется поляризацией электрода. Поляризация является нежелательным фактором, так как она создает необходимость прикладывать к контакту дополнительное напряжение для обеспечения протекания тока.

Электроды из чистых инертных металлов характеризуются значительными напряжениями поляризации. Это связано с тем, что атомы материала таких электродов непосредственно не участвуют в реакциях. Для уменьшения поляризации необходимо, чтобы в растворе присутствовали ионы атомов материала электрода, и происходил переход ионов в каком-либо направлении. Такому требованию удовлетворяют широко применяемые Ag/AgCl электроды. На поверхности серебряного электрода формируется слой AgCl. Ионы Cl присутствуют в ткани. В зависимости от направления тока происходит или

увеличение, или уменьшение толщины слоя AgCl. Напряжение поляризации незначительно и, как правило, не превышает 10 мВ.

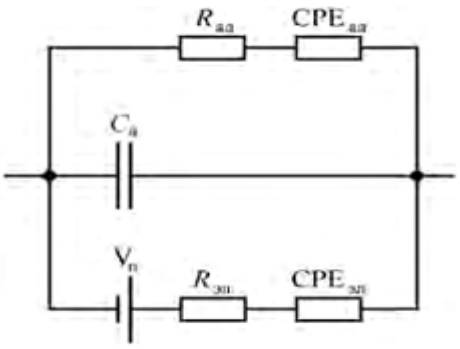


Рисунок 10 – Эквивалентная схема контакта

Эквивалентная схема контакта (рис. 10) содержит несколько параллельных ветвей. Одна из них отображает процессы, протекающие при химических реакциях на электроде. В эту ветвь входят источник постоянного напряжения поляризации $V_п$ и цепь с сопротивлением $R_{эл}$ и элементом $CPE_{эл}$.

Вторая ветвь содержит емкость двойного электрического слоя $C_д$. Так как этот слой очень тонкий, величина емкости в соответствии с оказывается весьма значительной - порядка 10 мкФ на 1 $см^2$ контакта. Третья ветвь отображает адсорбцию частиц из раствора на поверхности электрода. Схема может быть дополнена ветвями, соответствующими другим процессам. Вследствие наличия емкостной ветви модуль импеданса контакта убывает с ростом частоты, так что на частотах выше 5 кГц влияние контакта на измерения незначительно. Но на более низких частотах поляризация и импеданс контакта могут вносить заметный вклад в погрешность измерения.

Особые проблемы возникают при наложении электродов на поверхность кожи. Тонкий (10–20 мкм) роговой слой (stratum corneum) 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 $10^{\ 2}$ Ом·м на 1 МГц. При увлажнении кожи ее сопротивление

уменьшается. Потовые каналы также уменьшают сопротивление, но их влияние нестабильно.

Высокий импеданс рогового слоя кожи создает серьезные затруднения для измерений. Для их преодоления необходимо, во-первых, очистить кожу в местах наложения электродов и, во-вторых, нанести на кожу специальный гель или солевой раствор, которые пропитывают роговой слой и уменьшают его сопротивление. Также применяются специальные электроды с микроострияами, проникающими через роговой слой и создающими контакт с хорошо проводящим эпидермисом. Наконец, можно снять роговой слой с использованием абразивных материалов.

Полный импеданс контакта состоит из последовательно соединенных импеданса контакта электрода с гелем, импеданса геля и импеданса рогового слоя, уменьшенного за счет пропитки гелем. Перечисленные составляющие имеют достаточно сложные частотные зависимости. В целом модуль импеданса контакта существенно убывает с ростом частоты.

Напряжение на контакте описывается, вообще говоря, нелинейной функцией плотности тока.

Поэтому при протекании через контакт синусоидального переменного тока напряжение на контакте может по форме отличаться от синусоиды и содержать высшие гармоники. Этот эффект особенно нежелателен при выполнении измерения одновременно на нескольких частотах, так как приводит к появлению суммарных и разностных частот. С ростом частоты нелинейные искажения уменьшаются, а допустимая плотность тока увеличивается. Платиновый электрод на частоте 1 кГц обеспечивает отсутствие заметной нелинейности при плотности тока до 1 мА/см^2. В случае применения электродов с небольшой площадью поверхности нелинейные искажения могут быть значительными.

Таким образом, импедансы контактов могут оказать существенное влияние на результат измерения биоимпеданса. В биполярной схеме измерений (рис. 11а), в которой одна пара электродов 1 и 2 используется как для подведения тока, так и для снятия напряжения, измеряется модуль суммарного импеданса:

$$\mathbf{Z}_{sum} = \mathbf{Z}_m + \mathbf{Z}_{C1} + \mathbf{Z}_{C2}, \tag{13}$$

где Z_{C1} и Z_{C2} — импедансы контактов, неопределенность и нестабильность которых делают невозможным точное определение импеданса объекта. В связи с этим область применения биполярной схемы ограничена.

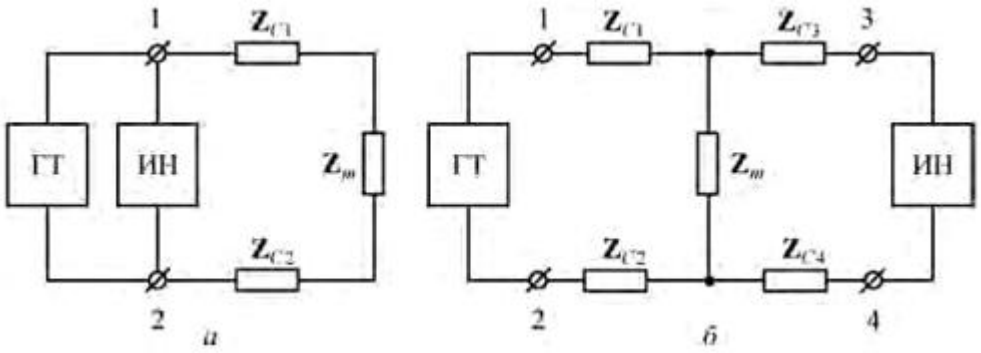


Рисунок 11 – Биполярная (а) и тетраполярная (б) схемы измерений

В широко применяемой тетраполярной схеме по рисунку 11б через токовые электроды 1 и 2 в объект вводится ток, а с измерительных электродов 3 и 4 снимается напряжение. Если входной импеданс измерителя напряжения значительно больше модуля импеданса объекта, то ток через электроды 3 и 4 и, следовательно, падения напряжений на импедансах контактов Z_{C3} и Z_{C4} будут пренебрежимо малы, и будет измеряться напряжение на самом объекте.

1.2.6 Параметры, получаемые в биоимпедансном анализе

Классификация параметров, используемых в биоимпедансном анализе, представлена на рисунке 12. Принято различать биоэлектрические и антропометрические параметры. К биоэлектрическим параметрам относят компоненты вектора импеданса всего тела, его отдельных сегментов или локальных участков тела, измеряемые на одной или нескольких частотах переменного тока. Зная компоненты импеданса, вычисляют дисперсионные характеристики тканей, а также фазовый угол — арктангенс отношения

реактивного и активного сопротивлений для некоторой частоты тока. Значение фазового угла характеризует емкостные свойства клеточных

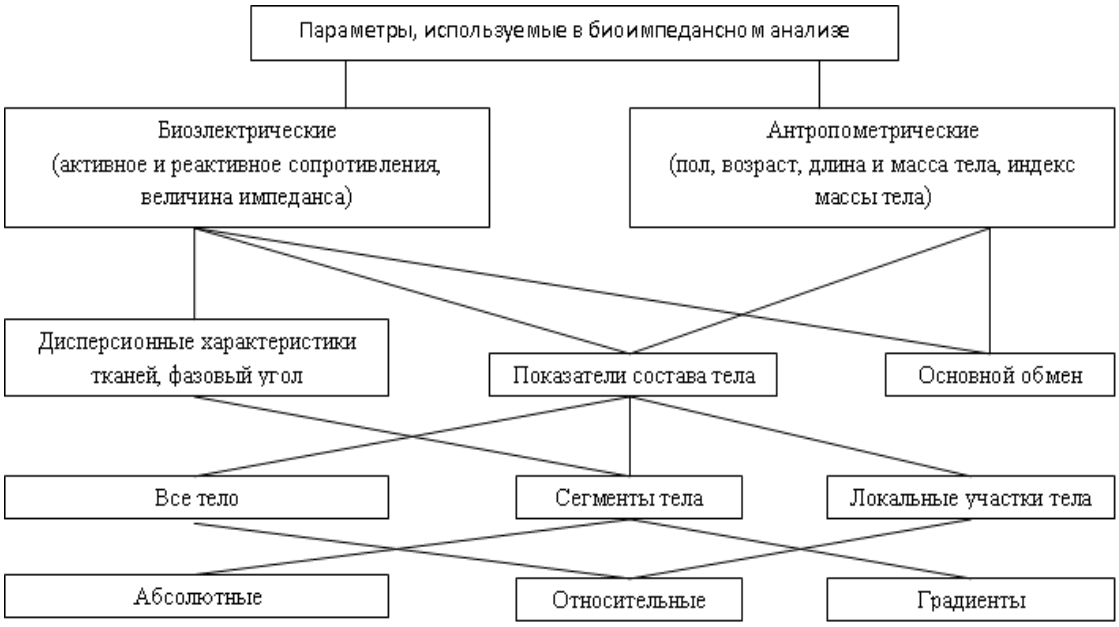


Рисунок 12 – Классификация параметров, используемых в биоимпедансном анализе

Антропометрические параметры — пол, возраст, расовая и этническая принадлежность, а также линейные и весовые размеры тела (характеристики телосложения индивида), используемые для оценки состава тела, такие как длина, масса и объем тела. Также измеряют окружность талии и бедер, другие размеры тела. Измерения выполняют по стандартной методике с использованием антропометра или ростомера, напольных весов и измерительной ленты (Мартиросов Э. Г., Николаев Д. В., Руднев С. Г. «Технологии и методы определения тела человека» 2006 г.). Вычисляют индекс массы тела, а также индекс распределения жировой ткани, равный отношению окружности талии (ОТ) к окружности бедер (ОБ). ИМТ и другие вспомогательные параметры используются при формировании норм состава тела для различных популяций (Bosy-Westphaletal., 2006). Площадь поверхности тела (ППТ) оценивают, зная длину и массу тела.

В перечень параметров состава тела, оцениваемых методом биоимпедансного анализа, входят абсолютные и относительные показатели.

В зависимости от методики измерений абсолютные показатели определяют как для всего тела, так и для его отдельных регионов (сегментов). К абсолютным показателям относятся жировая (ЖМТ) и безжировая (тощая) массы тела (БМТ, ТМ), активная клеточная (АКМ) и скелетно-мышечная массы (СММ), общая вода организма (ОВО), клеточная и внеклеточная жидкости (КЖ, ВКЖ). Наряду с ними рассчитываются относительные (приведенные к массе тела, тощей массе или другим величинам) показатели состава тела.

Относительные показатели используются для сопоставления пациентов и групп пациентов, в том числе различающихся по полу, возрасту, телосложению и состоянию здоровья. При этом выбираются такие показатели, которые наиболее адекватно для рассматриваемой группы пациентов отражают ее особенности.

Параметры сегментов тела используются для характеристики региональных особенностей строения тела, оценки перераспределения жидкости в организме или степени асимметрии конечностей.

1.3 История разработки биоимпедансных аппаратов

Первая работа, в которой параметры электрического импеданса были связаны с параметрами состава тела, выполнена и опубликована в 1962 году. Ее автором стал французский анестезиолог А. Томассет (A.Thomasset). Суть исследования заключалась в том, что, после предварительной оценки общей и внеклеточной жидкости организма методом разведения индикаторов, были измерены сопротивления тканей пациентов между кистью левой руки и стопой правой ноги. На основе результатов этих исследований были получены формулы вычисления объемов общей (V_o) и внеклеточной ($V_в$) жидкостей:

$$V_o = \text{AT2/R1000}, \quad (14)$$

$$V_в = BT2/R5, \quad (15)$$

где A и B — постоянные коэффициенты, T — рост, R1000 — сопротивление на частоте 1000 кГц, R5 — сопротивление на частоте 5 кГц.

Начиная с 1963 года, когда работа Томассета была опубликована на английском языке, во многих ведущих лабораториях мира исследования были продолжены. А в 1979 году американская фирма RJL Systems начала серийное производство первого биоимпедансного анализатора состава тела BIA 101 (рис. 13, слева). Первоначально предполагалось, что исследования на этом приборе будут проводиться следующим образом. После подключения прибора к наложенным на пациента электродам нажимается тумблер на приборе, и на дисплее прибора высвечиваются значения активного и реактивного сопротивлений. Далее следовало с помощью калькулятора рассчитать значения компонент состава тела по прилагаемым формулам. Если бы в те же годы не получили широкого распространения персональные компьютеры, методика осталась бы весьма слабо востребована. Но уже в начале 1980-х годов были написаны программы, в которые достаточно было ввести с клавиатуры значения R, X_c и антропометрических данных. Все вычисления были автоматизированы, и врачу предъявлялся на экране монитора и распечатывался протокол, содержащий весь набор значений компонент состава тела, метаболических коррелятов и соответствующих каждому показателю границ нормальных значений. Такое техническое решение сделало методику удобной в амбулаторной практике, и в последующие годы были разработаны более ста моделей биоимпедансных анализаторов состава тела. Что касается BIA 101, он выпускался до 1989 года, с переходом на следующую модель фирма RJL Systems продала лицензию на его производство итальянской фирме Akern, которая еще 15 лет снабжала им европейских пользователей.



Рисунок 13 – Биоимпедансные анализаторы: BIA 101 (слева), Tanita SC-240 (в центре), BF-360 Omron (справа)

Первыми на российский рынок поступили японские приборы фирм Tanita и Omron (рис. 13, справа), которые в начале 1990-х годов в России были признаны немедицинскими изделиями. Действительно, весы с электродами только для ног обеспечивают измерение сопротивления от стопы до паха и не позволяют получить информацию о тканях, расположенных выше. Прибор фирмы Omron измеряет только сопротивление рук и верхней части туловища. Оба прибора могут давать достоверные оценки жировой массы молодого, гармонично развитого человека, но с возрастом, как правило, возникают индивидуальные особенности жироотложения, и достоверность оценок снижается. На рисунке 14 показаны несколько моделей биоимпедансных анализаторов состава тела, использующих отведение кисть - стопа. Около 85 % исследований в мире производится по такой методике.



Рисунок 14 – Биоимпедансные анализаторы: Bodystat 1500MDD (BodystatLtd., UK) (слева), Quantum X (RJL Systems, Inc., USA) (в центре), BIA 450 (BiodynamicsCorporation, USA) (справа)

Отечественные анализаторы фирм «МЕДАСС» и «Диамант» представлены на рисунке 15



Рисунок 15 – Отечественные биоимпедансные анализаторы: «АВС-01 МЕДАСС» (слева) и «Диамант» (справа)

В другой модификации биоимпедансной аппаратуры, биоимпедансных анализаторах, совмещенных с электронными весами, используются отведения со всех четырех конечностей. На рисунке 16 показаны приборы южнокорейской фирмы InBody, японской Tanita и американской Valhalla. На рисунке видно, что в каждом из них имеются электроды-площадки для контакта со стопами и контактные рукоятки для кистей. Особенность этих приборов в том, что пациент исследуется в состоянии стоя. Рассмотрим, как это отражается на результатах анализа состава тела.



Рисунок 16 – Полисегментныебиоимпедансные анализаторы, совмещенные с весами: Tanita BC-418 (слева), InBody 720 (в центре), Valhalla BCS-3 (справа)

В позе стоя происходит постепенное повышение заполненности венозных сосудов нижних конечностей, масштаб которого в каждый момент неизвестен, так как зависит от времени нахождения в вертикальном состоянии, наличия

заболеваний сосудов венозной системы ног. Это привносит дополнительную погрешность в значения параметров состава тела, особенно если цель исследования — оценить изменения за небольшой промежуток времени (в диетологии это три-четыре недели), оценить эффективность выбранной тактики лечения и скорректировать ее при необходимости.

Врачи, работавшие с анализаторами обеих модификаций, формулируют следующие доводы в пользу методики, при которой пациент лежит на спине [4]:

- В позе лежа на спине пациенту проще, чем в положении стоя, придать повторяемую при последующих исследованиях позу, так как он расположен в одной плоскости. Стоящий на ногах человек имеет больше степеней свободы: в момент измерения опорной может быть любая нога, варьируется изгиб позвоночника и в двух плоскостях — углы в плечевых и локтевых суставах. Перечисленные факторы вносят дополнительную неконтролируемую случайную погрешность в результаты оценки параметров состава тела;

- Фиксированное расстояние между ступнями и вертикальная поза тучного пациента затрудняют выполнение требования электрической изоляции всех участков ног от ступни до паха;

- Использование восьми металлических контактных площадок в приборах, исследующих пациента в положении стоя, требует от врача выполнения дополнительных манипуляций по стерилизации после проведения каждого исследования во избежание переноса грибковых заболеваний. Наклеивание одноразовых электродов при исследовании в положении лежа на спине решает эту проблему тем же способом, который принят в кардиографии, функциональной диагностике.

Таким образом, использование приборов с вертикальным положением пациента более подходит для разовых, не претендующих на максимальную точность исследований.

1.4 Электроды и электродные системы, применяемые в аппаратах биоимпедансной диагностики

Измерение импеданса биообъектов осуществляется по тетраполярной схеме, причем объекты чаще всего имеют квазицилиндрическую форму или могут быть представлены последовательным соединением квазицилиндрических элементов. Наиболее подходящей в таких случаях является система из четырех опоясывающих электродов. Применение таких электродов обеспечивает равномерное осесимметричное распределение зондирующего тока в измеряемом участке тела между электродами ЭП1 и ЭП2. Однако в медицинской практике из соображений комфортности процедуры обследования и экономии расходных материалов чаще применяются электроды, имеющие форму незамкнутых фрагментов кольцевых электродов (выделено чёрным цветом на рис. 17).

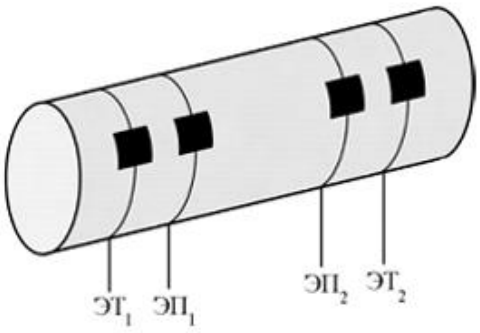


Рисунок 17 – Схема тетраполярного измерения цилиндрического биообъекта: ЭП1 и ЭП2 — потенциальные электроды, ЭТ1 и ЭТ2 — токовые электроды

Наиболее часто в биоимпедансном анализе используются биоадгезивные (самоклеющиеся) электроды. Конструктивно, они представляют собой слоистую гибкую структуру из полимерной пленки с напылением электропроводящего материала. Большая часть электрода со стороны напыления покрыта электропроводным клеящимся гелем и образует контактную площадку. Серийно

выпускаются два типа электродов с размерами контактной площадки 20*25 и 20*55 мм (рис. 18).

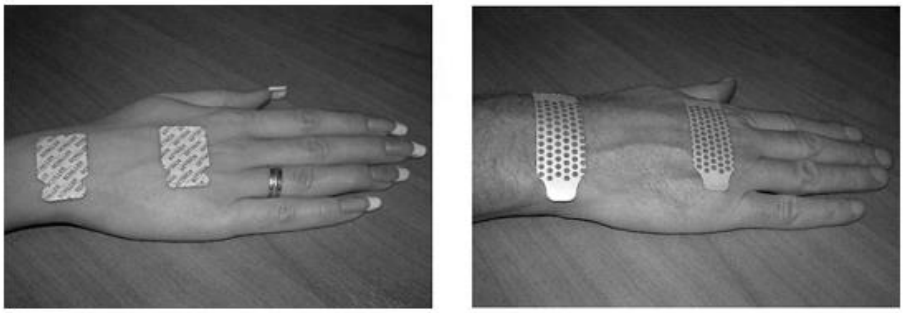


Рисунок 18 – Электроды для биоимпедансных измерений: слева — фирмы Schiller (Швейцария), справа — фирмы Data Input

Остальная часть электропроводящей поверхности электрода используется для соединения с кабелем биоимпедансного анализатора.

В исследованиях состава тела по стандартной методике запястье-голеностоп выбор типа биоадгезивных электродов не влияет на результат измерений. Для исследований участков тела большего поперечного сечения, таких как бедро и туловище, предпочтительнее использовать удлиненные электроды.

На рисунке 19 показан электрод из нержавеющей стали (НТЦ Медасс), выполненный в виде браслета и адаптированный к исследованиям в условиях реанимационных отделений по двучастотной пятисегментной методике (программа АВС01-044).



Рисунок 19 – Эластичный браслет с электродами из нержавеющей стали

Четыре пары таких электродов прижимаются к внутренним и наружным поверхностям запястий и голеностопов разъемными резиновыми браслетами. Размеры контактных площадок составляют 15*25 мм и достаточны для обеспечения устойчивого съема информации в течение нескольких часов. Перед наложением контактные площадки электродов смачиваются физиологическим раствором или электродным гелем.

В кратковременных исследованиях такого типа могут быть использованы серийно выпускаемые прямоугольные электроды ЭКХ-01 (ООО Элимед, Львов, Украина) из проводящей пластмассы с хлорсеребряным покрытием (рис. 20).



Рисунок 20 – Электрод ЭКХ-01 (ООО Элимед, Львов, Украина). Слева - в составе клипсы, справа - отдельно от нее

Второй электрод устанавливают на свободную половину клипсы напротив первого.

Во время длительных исследований использование электродной системы на клипсе приводит к артефактам, обусловленным сдвигами системы при непроизвольных движениях конечностей пациента.

В исследованиях вне- и внутриклеточной гидратации десны используется тетраполярная электродная система для локальных биоимпедансных измерений (рис. 21).



Рисунок 21 – Четырехэлектродная система для исследований участка десны (НТЦ Медасс, Москва)

Контактные площадки токовых и потенциальных электродов имеют округлую, не травмирующую слизистую десны форму. Система выполнена на основании из гибкой полимерной пленки и обеспечивает фиксированные расстояния между всеми четырьмя электродами.

В исследованиях гидратации головного мозга используются концентрические электроды (рисунок 25) для крепления на лбу и у основания черепа. Наружное кольцо проводника используется в качестве токового, а внутренняя площадка — в качестве потенциального электрода.



Рисунок 22 – Концентрические электроды: слева — ЭРПК (ООО Элимед, Львов, Украина), справа — из комплекта поставки реографа РПКА2-01 (НТЦ Медасс, Москва)

Область применения одноразовых ЭКГ электродов (рис. 23) в исследованиях БИА ограничена их конструктивными особенностями.

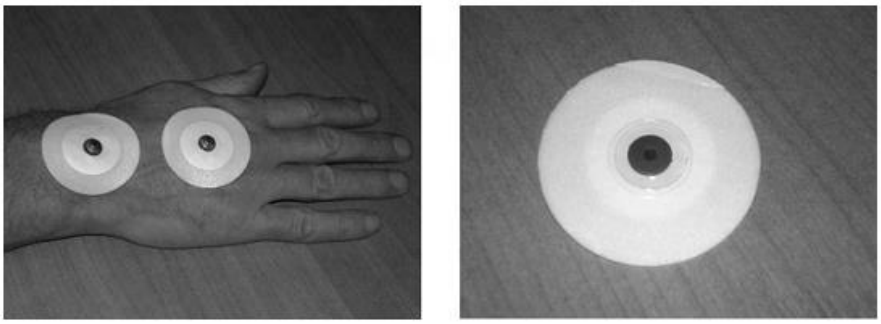


Рисунок 23 – Одноразовые точечные ЭКГ электроды

В методиках БИА, предусматривающих значительные расстояния между электродами, необходимы более крупные размеры контактных площадок прямоугольной формы. В методиках локальных исследований клеящиеся края одноразовых электродов препятствуют сближению контактных площадок ЭКГ электродов. При расположении одноразовых ЭКГ электродов на кистевом сгибе площадь контакта изменяется при малых непроизвольных движениях кисти.

На рисунке 24 показан 9-контактный электрод-зонд ПЭДМ-9, применяемый для внутриполостных, в том числе урологических, исследований. Диаметр зонда составляет 0,75 мм, а межэлектродное расстояние - 10 мм. Как правило, 1-й и 9-й электроды используются в качестве токовых, а пары 2–3, 3–4, 4–5, 5–6, 6–7, 7–8 — в качестве потенциальных. Слева показан общий вид электрода-зонда, а справа — его рабочая часть.

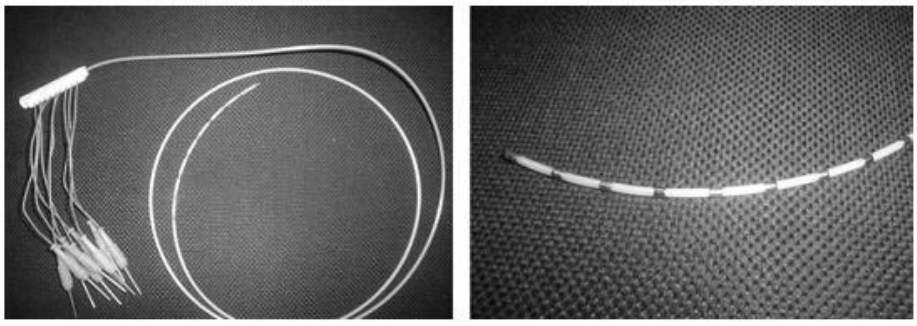


Рисунок 24 – 9-контактный электрод-зонд ПЭДМ-9

Использование электродов, адаптированных к конкретной методике биоимпедансной диагностики, является существенным требованием,

определяющим точность измерений. Использование неспециализированных, заимствованных из других методик функциональной диагностики и физиотерапии электродов требует тщательного теоретического и экспериментального обоснования.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Описана физическая сущность метода биоимпедансного анализа, произведен анализ удельного электрического сопротивления биологических тканей. Дан анализ различных методов измерения импеданса, представлена классификация параметров используемых в биоимпедансном анализе и достоинства и недостатки различных отечественных и зарубежных биоимпедансных анализаторов.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1 Пеккер Я.С. и др. Электроимпедансная томография. –Томск:НТЛ, -2004.-192 с.

2 Устюжанин В.А. Основы электроимпедансной спектрометрии. – Чита: Изд-во ЗабГУ.-2012.- 187 с.

3 Кузнецов В.В., Новиков А.А. Техническая реализация биоимпедансной поличастотной спектрометрии в диагностических исследованиях. Омский научный вестник. Омск. 2013. С. 272-277.

4 Ямпилов С.С., Галсанов Б.Р., Копылова Е.и., Батоцыренов Т.Э. Разработка аппарата для проведения электроимпедансной спектрометрии. Автоматика и программная инженерия. Новосибирск. 2016. №4, С.57-59.