

С.Д. Леонов, С.А. Образцов, Ю.В. Троицкий

ИЗМЕРИТЕЛЬ БИОИМПЕДАНСА С ОПРЕДЕЛЕНИЕМ АКТИВНОЙ И РЕАКТИВНОЙ СОСТАВЛЯЮЩИХ

Аннотация

Рассмотрены принципы построения измерителя биоимпеданса, обеспечивающие возможность независимого изменения диапазона измерения его составляющих, что позволяет получить высокую точность измерения в случае существенного различия их величины. Представлены характеристики измерителя ВИМ-II, построенного на основе данного принципа. Проведенные исследования по поиску диагностических возможностей ВИМ-II позволили разработать новую медицинскую технологию, которую можно обозначить как малоинвазивную импедансную спектротомографию.

Применение измерителей импеданса в медицине основано на измерении активной и реактивной составляющих биоимпеданса – электрического сопротивления человеческих тканей и кровяного потока. Мировой и отечественный опыт использования измерителей импеданса показывает высокую эффективность их применения для анализа баланса состава тела человека, в электрокардиографии, электрогастрографии, энцефалографии, импедансной плетизмографии и т. д. [1]-[3]. Одним из перспективных применений биоимпедансного анализа является диагностика очаговых образований и заболеваний внутренних органов, при этом производится измерение составляющих импеданса отдельных органов и участков тканей.

Наиболее распространенным методом измерения активной $\text{Re}Z(\omega)$ и реактивной $\text{Im}Z(\omega)$ составляющих импеданса $Z(\omega)$ является метод, основанный на дискретном преобразовании Фурье-сигналов, несущих информацию об измеряемом импедансе.

Основным недостатком данного метода является невозможность переключения диапазонов измерения по каждой составляющей импеданса, что может привести к значительной относительной погрешности измерения малых величин фазового угла за счет аддитивной или нелинейной составляющей погрешности измерения реактивной составляющей. Кроме того, существенную погрешность вносит дополнительная составляющая разложения Фурье, возникающая в случае, если накопление k отсчетов производится за время, не кратное течению периода преобразуемого сигнала. При практической реализации измерителей, работающих в диапазоне частот, с этим приходится часто встречаться, поскольку отсчеты производят через фиксированные интервалы времени, не связанные с частотой измерения. Дополнительным источником погрешности измерения фазы являются фазовые сдвиги, вносимые измерительным трактом.

От этих недостатков свободен инвариантный способ измерения, позволяющий определить активную и реактивную составляющие импеданса без измерения фазы, по значениям модуля напряжения, измеренного в разных узлах измерительной схемы (рис. 1) [4].

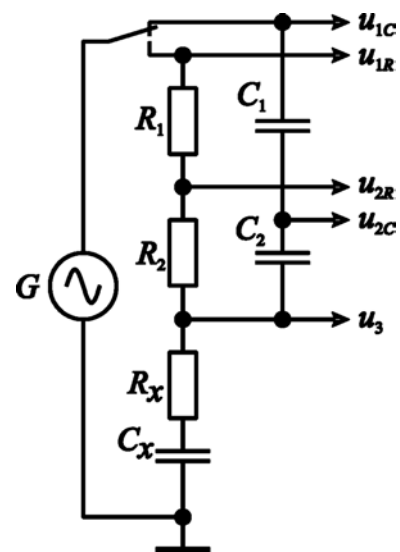


Рис. 1. Схема измерения импеданса инвариантным методом

Переключатель в схеме позволяет выбрать измеряемую величину – активное или емкостное сопротивление. При измерении активной составляющей импеданса R_x в цепь включены последовательно два резистора R_1 и R_2 .

Комплексные величины напряжений в узлах схемы

$$\begin{cases} \dot{U}_{1R} = \dot{I}(R_1 + R_2 + R_x - jX_{Cx}); \\ \dot{U}_{2R} = \dot{I}(R_2 + R_x - jX_{Cx}); \\ \dot{U}_3 = \dot{I}(R_x - jX_{Cx}). \end{cases} \quad (1)$$

Решение полученных уравнений позволяет определить значение R_x :

$$R_x = \frac{R_1^2 + 2R_1R_2 - \alpha R_2^2}{2\alpha R_2 - 2R_1}, \quad (2)$$

где

$$\alpha = \frac{U_1^2 - U_2^2}{U_2^2 - U_3^2}. \quad (3)$$

При использовании резисторов $R_1 = R_2 = R$ величина активной составляющей импеданса будет равна

$$R_x = \frac{R}{2} \cdot \frac{3 - \alpha}{\alpha - 1}. \quad (4)$$

Выполняя аналогичные преобразования для случая измерения емкостной составляющей импеданса, получим

$$X_{Cx} = \frac{X_c}{2} \cdot \frac{3-\alpha}{\alpha-1}. \quad (5)$$

Полученные выражения показывают, что измененные составляющие импеданса не зависят друг от друга, что позволяет легко изменять диапазоны измерения каждой составляющей отдельно.

Зависимость погрешности измерения активной составляющей от погрешности измерения напряжений в контрольных точках можно выразить как

$$\delta R_x = -\frac{R}{(\alpha-1)^2} \delta\alpha, \quad (6)$$

где $\delta\alpha$ – относительная погрешность определения значения α .

Зависимость отношения погрешности измерения активной составляющей импеданса δR_x к погрешности измерения напряжения от относительной погрешности измерения напряжения δU от величины сопротивлений дополнительных плеч R (рис. 2) показывает, что минимум погрешности наблюдается при выполнении равенства $R = 0,5 R_x$.

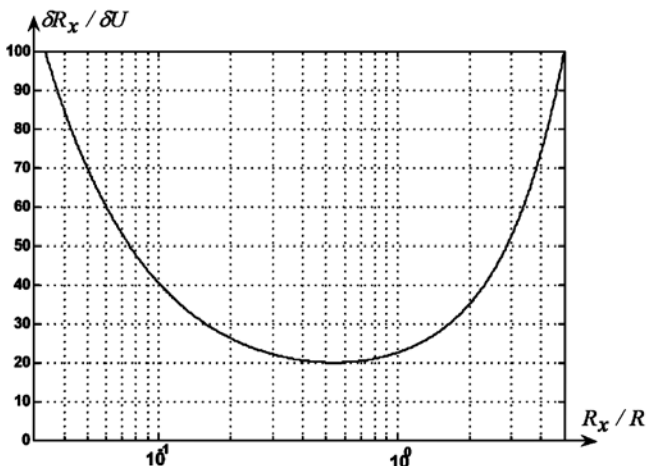


Рис. 2. Зависимость погрешности измерения от отношения R_x / R

Как следует из выражения (3), значение α не зависит от аддитивной и мультипликативной составляющих измерения напряжений в узлах схемы. Единственным источником погрешности, влияющей на точность измерения, может быть погрешность нелинейности измерительного тракта. Как правило, в этом тракте наибольшей нелинейностью обладает аналого-цифровой преобразователь. Для современных АЦП эта погрешность лежит в пределах единицы младшего разряда, что приводит к погрешности $\delta(U) = 1 / 2^N$ (N – разрядность АЦП). Расчеты показывают, что при выборе 16-разрядного АЦП погрешность измерения δR_x не превышает 0,15 %.

Для емкостной составляющей импеданса в силу симметрии задачи могут быть получены полностью аналогичные зависимости.

На основании рассмотренного метода в Смоленской медицинской академии в сотрудничестве со Смоленским филиалом МЭИ был разработан измеритель биоимпеданса ВИМ-II, отличающийся малыми габаритами, продолжительной автономной работой, удобным интерфейсом, высокой информативностью получаемых данных. Диапазон измеряемого импеданса составляет 1 Ом...1 МОм с точностью не хуже 0,25 % для активной составляющей, 10 Ом...100 кОм с точностью не хуже 1 % для емкостной составляющей. Амплитуда выходного напряжения находится в пределах 0,1...1,3 В. Аппарат соответствует ГОСТ Р 50267.0-92, группа электробезопасности ВФ.



Рис. 3. Измеритель биоимпеданса ВИМ-II

В состав измерителя (рис. 4) входит программно перестраиваемый генератор синусоидального сигнала. Генератор может формировать 256 различных частот в диапазоне от 2 до 512 кГц.

Электронный коммутатор коммутирует выходной сигнал генератора на одно из плеч измерительной схемы в зависимости от типа измеряемой составляющей импеданса (активной или емкостной) и рабочего диапазона. Диапазон измерения активной составляющей выбирается путем включения одного из резистивных делителей, реактивной – путем включения одного из емкостных делителей.

В цепи «генератор синусоидального сигнала - электронный коммутатор - последовательно включенные резисторы или конденсаторы плеча измерительной схемы - электроды - биологическая ткань - общая шина питания» начинает протекать ток. Значения напряжений в узлах включенного в работу плеча измерительной схемы снимаются мультиметром и подаются на вход преобразователя средневыпрямленного значения напряжения (ПСН), выполняющего детектирование средневыпрямленного значения напряжения синусоидального сигнала.

Далее сигнал поступает на аналого-цифровой преобразователь (АЦП), где производится его оцифровка. Дальнейшая обработка сигнала ведется в цифровом виде. С выхода АЦП цифровой сигнал подается на трансверсальный цифровой фильтр, где производится оптимальная обработка переходного процесса ПСН с целью определения

установившегося значения выходного сигнала по начальному характеру процесса до выхода на режим. Так как параметры переходного процесса ПСН могут изменяться с течением времени в связи с изменением параметров составляющих его элементов из-за влияния микроклиматических факторов и старения, перед каждым циклом измерений проводится адаптация цифрового фильтра. При этом цифровой фильтр работает в амплитудном режиме (сигнал проходит транзитом не изменяясь), устройство управления и вычислений в соответствии с кривой переходного процесса ПСН осуществляет синтез коэффициентов оптимального цифрового фильтра методом зеркального отражения обрабатываемого сигнала.

Управление выбором режимов последовательности операций измерения осуществляется микропроцессорным устройством управления и вычислений.

Это устройство выполняет статистическую обработку результатов множества измерений с определением статистических величин, таких как математическое ожидание, дисперсия, статистические моменты и т. д., а также различных характеристик, являющихся функциями результатов измерений, например, коэффициента, характеризующего крутизну дисперсии электропроводности, и параметров круговой диаграммы Коула-Коула, аппроксимируя ее дугой окружности методом наименьших квадратов. Устройство управления и вычислений осуществляет определение удельных значений измеряемого импеданса с помощью математической модели распределения электрического поля в ткани при заданной пользователем конфигурации электродов.

Результаты измерений, статистической и функциональной обработки выводятся на графический

жидкокристаллический индикатор и могут передаваться в компьютер через USB-порт для последующей обработки.

Нами проведен ряд исследований по поиску диагностических возможностей ВИМ-II в эксперименте на крысах линии Вистар массой 180...220 г, для чего моделировали целый ряд патологических состояний, включая травматическое повреждение селезенки [6], аутотрансплантацию ткани селезенки [7], [8], НПВП-гастропатию [9], [10], кардиомиопатию различного генеза [11], [12], отек-набухание головного мозга [13], токсический гепатит [14].

В ходе экспериментов биоимпедансометрию патологически измененных и интактных органов мишенной производили на частоте переменного тока 2, 10, 20 кГц с расчетом комплексного сопротивления – импеданса. Нами использовался оригинальный электрод [15], содержащий корпус 1, состоящий из двух аналогичных частей, соединенных между собой винтовым креплением 2. Корпус 1 имеет полый заостренный наконечник 3, закрепленный на корпусе 1 винтом 4, с помощью которого регулируется степень выдвижения наконечника 3. Наконечник 3 содержит внутри съемный проводник 5, диаметр которого соответствует калибру наконечника 3 (300 мкм). На нерабочем конце проводника 5 через каждые 2 мм нанесены насечки, позволяющие контролировать степень погружения проводника в исследуемую ткань.

Измерение проводили под эфирным рауш-наркозом, погружая электрод в ткань на глубину 2...3 мм интраоперационно. Расстояние между активными проводниками электрода составляло не более 5 мм.

Использование вышеописанного электрода и аппарата ВИМ-II позволило разработать новую медицинскую технологию, которую можно обозна-

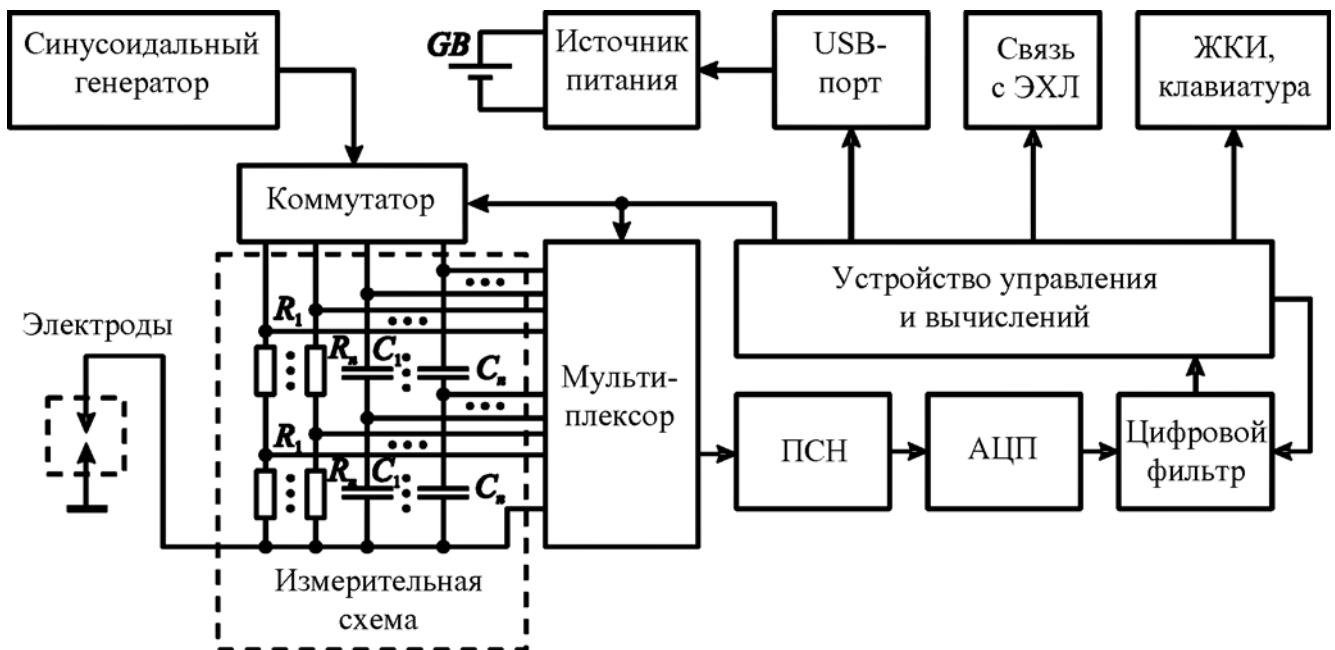


Рис. 4. Функциональная схема измерителя биоимпеданса

читать как малоинвазивную импедансную спектродографию. Технология сочетает в себе импедансную спектроскопию – определение зависимости импеданса от частоты переменного тока, пропускаемого через ткани, и томографию, т. к. позволяет при проникновении электродов сквозь толщу биологической ткани послойно исследовать ее биофизические параметры. Преимуществом предлагаемой методики является также измерение параметров импеданса строго в заданной зоне органа, что увеличивает диагностическую информативность.

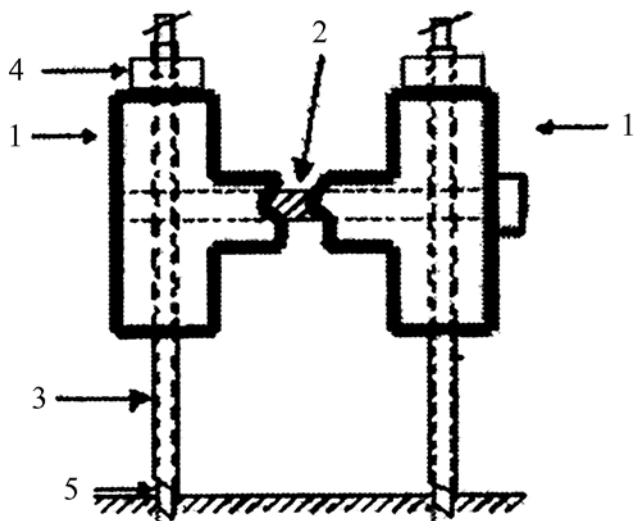


Рис. 5. Строение электрода для проведения биоимпедансометрии: 1 – корпус; 2 – винтовое крепление; 3 – полый заостренный наконечник; 4 – винт; 5 – съемный проводник

Список литературы:

1. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека. – М.: Наука, 2009. 392 с.
2. Grimnes S. Martinsen O.G. Bioimpedance and bioelectricity basics. – London: Academic Press, 2008. 451 p.
3. www.medass.ru.
4. Папоян С.П. Способ измерения составляющих комплексного сопротивления // Изв. вузов. Приборостроение. 1988. Т. 31. № 5. С. 55-57.
5. Образцов С.А., Леонов С.Д., Троицкий Ю.В., Федоров Г.Н. Устройство для измерения импеданса биологических тканей / Патент на изобретение № 2366360.
6. Федоров Г.Н., Леонов С.Д., Смородинов А.В. Способ диагностики травматического повреждения селезенки / Патент на изобретение № 2312607.

7. Федоров Г.Н., Леонов С.Д. Способ ранней диагностики приживления аутотрансплантатов селезенки / Патент на изобретение № 2325846.
8. Федоров Г.Н., Леонов С.Д. Способ ранней диагностики приживления аутотрансплантата селезенки в большой сальник / Патент на изобретение № 2328214.
9. Федоров Г.Н., Леонов С.Д., Крюкова Н.О. Способ диагностики язвенной болезни желудка / Патент на изобретение № 2325119.
10. Федоров Г.Н., Леонов С.Д., Крюкова Н.О. Способ диагностики НПВП-гастропатии в эксперименте / Патент на изобретение № 2332162.
11. Федоров Г.Н., Леонов С.Д., Крюкова Н.О., Крикова А.В. Способ диагностики алкогольной кардиомиопатии в эксперименте / Патент на изобретение № 2347525.
12. Федоров Г.Н., Леонов С.Д., Крюкова Н.О., Крикова А.В. Способ диагностики антрациклиновой кардиомиопатии в эксперименте / Патент на изобретение № 2355041.
13. Новиков В.Е., Пономарева Н.С., Леонов С.Д. Оценка эффективности экспериментальной фармакотерапии отека головного мозга методом импедансометрии и термогравиметрии // Вестник Смоленской медицинской академии. Медико-биологический выпуск. 2007. № 3. С. 23-26.
14. Леонов С.Д., Тишкова Я.В. Способ диагностики токсического гепатита / Положительное решение на заявку № 208142783.
15. Леонов С.Д., Смородинов А.В. Электрод для проведения биоимпедансометрии / Патент на изобретение № 2318435.

Сергей Дмитриевич Леонов,
канд. мед. наук,
научный сотрудник,

Смоленская медицинская академия,
г. Смоленск,

Сергей Александрович Образцов,
аспирант,

Московский энергетический институт,
г. Москва,

Юрий Валентинович Троицкий,
канд. техн. наук, доцент,

Смоленский филиал Московского
энергетического института,

г. Смоленск,

e-mail: leonov-serg@yandex.ru

* * * * *