

РАЗДЕЛ V. МОЛОДЫЕ УЧЕНЫЕ – ПОИСК САМООПРЕДЕЛЕНИЯ**ОБЗОР МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ****Албоедам Мутана Джавад Абдалхусайн**

(Ирак) Аспирант 3-ого курса,
кафедра лазерных и биотехнических систем
Институт информатики, математики и электроники, факультет
электроники и приборостроения

Аннотация: В статье приведен обзор основных методов и средств измерения электрического импеданса биологических структур. Подробно рассматриваются потенциометрические, векторметрические, резонансные методы измерения электрического импеданса, а также методы импульсной импедансометрии. Выполнен анализ каждого из методов измерения, описаны основные достоинства и недостатки.

Ключевые слова: измерения электрического импеданса биологических структур, методика, медицинская диагностика.

Annotation: The article provides an overview of the main methods and means of measuring the electrical impedance of biological structures. Potentiometric, vector metric, resonance methods of measuring electrical impedance, as well as pulse impedance methods are considered in detail. The analysis of each of the measurement methods is carried out, the main advantages and disadvantages are described.

Keywords: measurements of electrical impedance of biological structures, methods, medical diagnostics.

В современных системах медицинской диагностики широко используются методы и средства измерения электрического импеданса органов и тканей, позволяющие получить данные о состоянии организма. Измерение электрического импеданса биологических тканей является основой при построении аппаратуры реографии, реоплетизмографии, импедансной спектроскопии, а также электроимпедансной томографии, с целью оценки параметров системной и периферической гемодинамики и получения информации о внутренней структуре исследуемой ткани [1, 2].

Величина электрического импеданса характеризует электрические свойства исследуемых объектов, в качестве которых могут выступать неоднородные проводники, и используется для изучения их структурного состава, особенностей строения, функциональных параметров. Исследование электрических свойств неоднородных проводников чаще всего производится при пропускании электрического тока через объект исследования.

Актуальным направлением использования средств измерения биоэлектрического импеданса является их включение в состав систем гемодиализа, а также создание приборов экспресс-оценки степени жизнеспособности клеточных суспензий в медицине клеточных технологий [3]. Изменение им-

педанса происходит в питательной среде клеточной суспензии по мере того, как ее химический состав изменяется в результате роста и метаболической активности клеток. При этом незаряженные или слабозаряженные составляющие питательной среды превращаются в сильнозаряженные конечные продукты: белки метаболизируются до аминокислот, углеводы и жиры до органических кислот.

В том случае, если устройство измерения электрического импеданса имеет несколько пар электродов, причем измерительное воздействие осуществляется попеременно с каждой пары электродов, а измерение импеданса – на остальных парах электродов, тогда на основании полученных измерений может быть составлена электроимпедансная томограмма исследуемого участка ткани. По регистрируемому распределению потенциалов путем компьютерной обработки можно реконструировать распределение электрического импеданса внутри тела и далее получить электроимпедансную картину внутренних органов, имеющую важное диагностическое значение [4].

Рассмотрим основные методы и подходы к измерению электрического импеданса биологических структур.

Потенциометрические методы измерения

Данные методы основаны на измерении падения

напряжения на исследуемом объекте в режиме заданного тестирующего тока [5]. На рисунке 1 приведена двухэлектродная схема измерения, построенная на основе потенциометрического метода измерения. Напряжение с выхода генератора G преобразуется в электрический ток с помощью сопротивления R1 и сопротивления исследуемого объекта Rx.

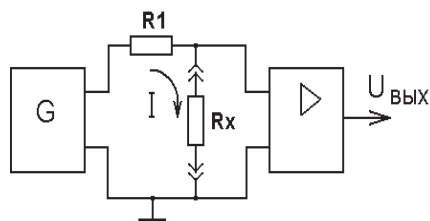


Рисунок 1.а – Двухэлектродная схема измерения на основе потенциометрического метода с несимметричным выходом генератора

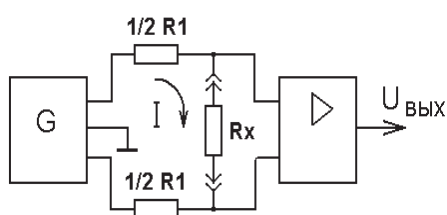


Рисунок 1.б – Двухэлектродная схема измерения на основе потенциометрического метода с симметричным выходом

При условии, что $R1 \gg Rx$, функцию преобразования измерительной схемы можно считать линейной, т.е.:

$$U = \frac{R_x \cdot U_G}{K \cdot R1}$$

Основным недостатком измерительной схемы с несимметричным выходом генератора является искажение показаний, если объект оказывается заземленным в другой точке, кроме электрода. В этом случае используется схема с симметричным выходом генератора (рисунок 1). Усилитель сигналов имеет симметричный вход, что позволяет значительно снизить воздействие синфазных помех.

Другой разновидностью измерения импеданса на переменном токе на основе потенциометрического метода является схема на основе векторного измерителя (рисунок 2) [6]. Частота генератора может меняться в широких пределах с помощью переключателя диапазонов и ручки плавной настройки. Режим постоянного напряжения выбирается для импеданса, превышающего 1 кОм, а режим постоянного тока – для более низких значений.

Синусоидальный сигнал с генератора поступает на исследуемый объект Z. Сигналы, несущие информацию о величине тока и напряжения в исследуемом объекте предварительно усиливаются. Амплитудный детектор определяет действующие величины тока и напряжения на исследуемом объекте.

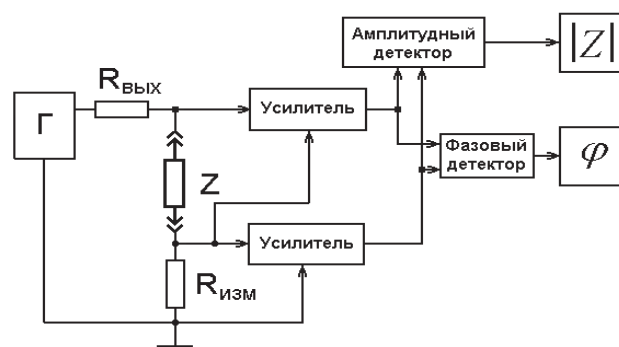


Рисунок 2 – Схема измерения импеданса на основе векторного измерителя

На основании данных о величине тока и напряжения в исследуемом объекте рассчитывается модуль электрического импеданса исследуемого объекта. Фазовый детектор определяет разность фаз между напряжением и током в исследуемом объекте. В соответствии с величиной фазового угла и модуля электрического импеданса исследуемого объекта определяются составляющие импеданса исследуемого объекта.

При исследовании клеточных объектов и субклеточных структур импедансные свойства наиболее сильно проявляются в области частот порядка $10^6 - 10^9$ Гц. В этих случаях используются измерительные схемы, представляющие собой линию с распределенными параметрами [7], и исследования электрического импеданса осуществляются путем измерения соотношений между падающей и отраженной от исследуемого биологического волны.

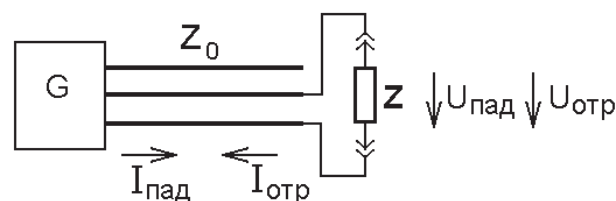


Рисунок 3 – Измерительная схема на основе линии с распределенными параметрами

Функция преобразования в данном случае имеет следующий вид:

$$Z = \frac{U_p + U_{отр}}{U_p - U_{отр}} Z_0 = \frac{1+r}{1-r} Z_0$$

где: Z_0 – сопротивление линии, U_p – сигнал падающей волны, $U_{отр}$ – сигнал отраженной волны,

$$r = \frac{U_p}{U_{отр}} - \text{коэффициент отражения волны.}$$

Достоинство таких измерительных схем применительно к исследованиям электрического импеданса биологических тканей заключается в простоте и адекватности воздействия. К недостаткам можно отнести возможные изменения электрических характеристик исследуемого объекта вследствие длительно-

го протекания электрического тока, зависимость от величины приложенного напряжения.

Мостовые методы измерения

Схемы измерения электрического импеданса на основе мостовых методов [8] измерения состоят из источника тестирующего сигнала, мостовой схемы измерения и усилителя (рисунок 4а).

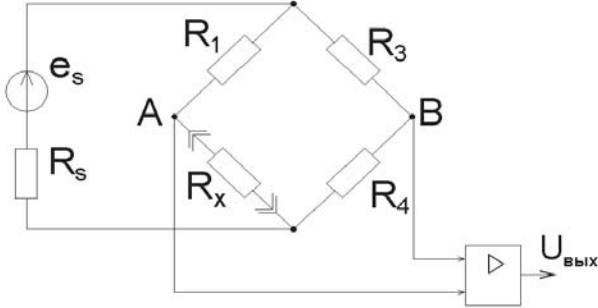


Рисунок 4а – Схема измерения электрического импеданса на основе резистивного моста

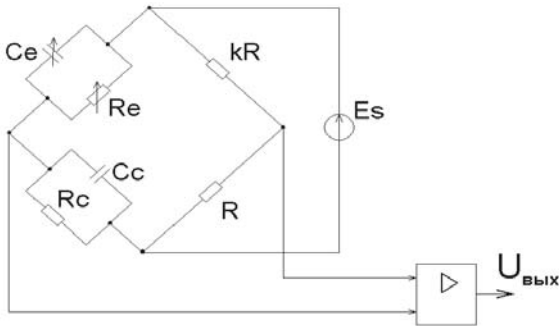


Рисунок 4б – Схема измерения электрического импеданса на основе моста Нернста

Если соблюдаются условия: $R_1=R_3=R_4=R_0$, $R_x=R_0+DR$, $R_s \ll R_{1-4}$, напряжение на выходе измерительной схемы будет определяться выражением:

$$U_B = K \cdot e_s \frac{\Delta R}{4R_0 \left(1 + \frac{\Delta R}{2R_0}\right)}$$

где: R_x – активная составляющая импеданса исследуемого объекта; R_1, R_3, R_4 – сопротивления плеч моста; R_s – внутреннее сопротивление источника тестирующего напряжения; e_s – входное напряжение тестирующего сигнала; K – коэффициент усиления усилителя.

Рассуждая аналогичным образом, можно заменить активную составляющую импеданса исследуемого объекта R_x на комплексное сопротивление Z_c , имеющее резистивную $R_c=R_e/k$ и емкостную $C_c=C_c \cdot k$ составляющие.

Функция преобразования такого моста, именуемого мостом Нернста [9], в этом случае будет иметь вид:

$$U_B = K \cdot e_s \frac{k}{(k+1)^2} \frac{\Delta Z_c}{Z_c \cdot \frac{\Delta Z_c}{(k+1)Z_c}}$$

В случае, если исследуемый объект имеет только емкостную составляющую, т.е. $R_c=0$, тогда использу-

ется мост Саути, напряжение на выходе которого при $C_c=C_0+DC$; $C_e=C_0$ определится как

$$U_B = -\frac{e_s}{4} \cdot \frac{\Delta C}{C_0 \left(1 + \frac{\Delta C}{2C_0}\right)}$$

Измерение электрического импеданса на основе мостовых методов широко используется в приборах импедансной плетизмографии, а также в биоимпедансных анализаторах состава тела [10].

Достоинством схем измерения электрического импеданса, построенных на основе мостовых методов, является высокая точность измерения импеданса на различных частотах. К недостаткам относят малый динамический диапазон измерений, зависимость точности измерений от чувствительности схемы определения равновесия моста, а также зависимость результатов измерения от напряжения источника питания.

Резонансные методы измерения

Измерение электрического импеданса на основе резонансных методов применяется главным образом на высоких частотах, так как на низких частотах резонансные явления выражены более слабо, вследствие чего точность измерения снижается.

Принцип действия резонансного метода [11] измерения параметров электрического импеданса поясняется схемой на рисунке 5. Схема измерения состоит из генератора высокой частоты (Γ), измерительного колебательного контура (LC), включающего в себя образцовые индуктивность и емкость. Колебательный контур LC питается от измерительного генератора, частоту которого можно плавно изменять до тех пор, пока не наступит резонанс. Момент резонанса определяется по величине напряжения, а резонансная частота – по шкале генератора.

Настройку контура в резонанс можно произвести и при фиксированной частоте генератора, изменением параметров колебательного контура. В зависимости от того, какую составляющую импеданса исследуемого объекта требуется измерить, подключается либо образцовая индуктивность, либо емкость. Для определения активной составляющей к колебательному контуру подключается образцовое сопротивление R. Таким образом, по достижении резонансной частоты можно определить как активную, так и реактивную составляющие импеданса исследуемого объекта.

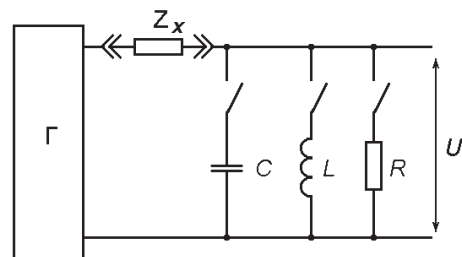


Рисунок 5 – Схема измерения электрического импеданса резонансным методом

Таблица 1 – Приборы для измерения электрического импеданса биологических тканей

Модель	Производитель	Метод измерения	Частотный диапазон	Погрешность, %	Диапазон измерений
Agilent 4294A	Agilent Technologies	Мостовой	20 Гц – 300 кГц	0,05 %	20 мОм – 40 МОм
Solartron 1294A	Solartron Analytical	Потенциометрический	10 – 750 кГц	0,1 %	10 мОм – 1 ГОм
Agilent 4287A	Agilent Technologies	Линия с распределенными параметрами	1 МГц – 3 ГГц	1 %	200 мОм – 3 КОм
HP4815A	Hewlett Packard	Векторный	400 кГц – 110 МГц	± 3 %	1 Ом – 100 кОм
HP42851A Q	Hewlett Packard	Резонансный	10 кГц – 70 МГц	3-5 %	10 Ом – 30 кОм

Измерение электрического импеданса на основе резонансных методов используется только на высоких частотах и, следовательно, их использование затруднено при определении электрического импеданса биологических сред в широком диапазоне частот.

С целью оптимального выбора описанных выше методов измерения электрического импеданса применительно к биологическим тканям была составлена таблица характеристик приборов, реализующих данные методы (табл. 1).

Таким образом, электрический импеданс биологических тканей имеет широкий частотный диапазон изменения. Следовательно, использование схем измерения на основе мостовых и потенциометрических методов ограничивается требованием малого времени измерения.

Список литературы

- Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
- Grimnes, S. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. [Текст] / S. Grimnes, O. G. Martinsen – San Diego, CA: Academic Press, 2000. – 749 p.
- Trebbels, D. High precision phase measurement technique for cell impedance spectroscopy [Текст] / Trebbels, D., Woelki, D., Zengerle, R. – XIV International Conference on Electrical Bioimpedance and 11th Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography 2010 (ICEBI & EIT 2010) Journal of Physics: Conference Series Volume 224, Gainesville, Florida, USA 4-8 April 2010. – pp. 616 – 620.
- Holder, D.S. Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications [Текст] / Holder D.S. – Institute of Physics Publishing, 2005– 453 p.
- Гусев, В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: Учебное пособие / В.Г. Гусев – М.: Машиностроение, 2004. – 597 с.
- Marini, E. Efficacy of specific bioelectrical impedance vector analysis (BIVA) for assessing body composition in the elderly [Текст] / Marini, E., Sergi, G., Saragat, B. – The Journal of Nutrition, Health & Aging, June 2013, Volume 17, Issue 6, pp. 515–521.
- Pliquett, U. Comparison of Rectangular Wave Excitations in Broad Band Impedance Spectroscopy for Microfluidic Applications [Текст] / U. Pliquett, M. Min, A.T. Giannitsis, R. Land, B.P. Cahill, – World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany IFMBE Proceedings 25/VII, p. 85 ff.
- Ferguson, J. G. Classification of Bridge Methods of Measuring Impedances [Текст] / Ferguson, J. G. – American Institute of Electrical Engineers, Transactions of the Vol. 52, Iss. 3, Sept. 1933, pp. 861-867.
- Ж. Аш и др. датчики измерительных систем. – М.: «Мир», 1992.
- Мартыросов, Э.Г. Технологии и методы определения состава тела человека [Текст]: учеб. пособие / Э.Г. Мартыросов, Д.В. Николаев, С.Г. Руднев. – М.: Наука, 2006. – 248 с.
- Jin, C. Compact Triple-Mode Filter Based on Quarter-Mode Substrate Integrated Waveguide [Текст] / Jin, C., Chen, Z., – IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 62 (1). 37-45. Jun. 2014.