

## Визуализация параметров импеданса биотканей

Баньков В.И.

Уральский государственный медицинский университет, г. Екатеринбург, Россия  
620028, Свердловская обл., г. Екатеринбург, ул. Ретина, 3

### РЕЗЮМЕ

**Цель.** Определить возможность измерения импеданса биотканей бесконтактным способом для последующей визуализации параметров.

**Материал и методы.** Исследования проведены на экспериментальной установке, состоящей из регистрирующей измерительной ячейки, представляющей собой систему плоских катушек индуктивностей, образующих колебательный контур, возбуждение которого осуществлялось генераторной индуктивностью, формирующей импульсное сложно модулированное электромагнитное поле (ИСМ ЭМП), при этом исследуемая биоткань являлась составной частью этого контура. Весь процесс измерения и визуализации обеспечивался комплексом сертифицированных приборов: цифровым осциллографом АКТАКОМ ADS-2221MV, цифровым генератором АКТАКОМ AWG-4150 (оба с программным обеспечением) и измерителем RLC E7-22. Проводились динамические исследования параметров импеданса крови, жировой ткани и мышц свиньи с фиксированным объемом и весом контактным (электродным) и бесконтактным способом.

**Результаты.** Сравнение контактного способа регистрации импеданса и бесконтактного показало, что отношение индуктивного сопротивления к емкостному сопротивлению  $X(L)/X(C)$  составляет: для мышечной ткани – 17, крови – 4, жира – 1. Это показывает техническое соответствие обоих способов регистрации. Если исходить из того, что  $X(L)$  и  $X(C)$  являются наиболее важными параметрами, отражающими состояние импеданса биотканей, то бесконтактный способ измерения показал изолирующие свойства жировой ткани и высокую проводимость для крови и мышечной ткани в фиксированных объемно-весовых параметрах. Регистрация динамических измерений комплексных параметров импеданса биотканей бесконтактным способом с помощью наведенного ИСМ ЭМП в заданном объеме тканей выявила наиболее важные величины, информирующие о морфофункциональном состоянии биотканей, а именно  $X(L)/X(C)$ .

**Заключение.** Бесконтактный способ измерения импеданса биотканей более информативен, динамичен и соответственно способен отражать структурные особенности тканей органа, ибо не зависит от линий расходимости электрического поля, поляризации электродов и их локализации, что имеет место при контактном измерении импеданса. Бесконтактный способ регистрации импеданса биотканей может являться основой нового метода диагностики – динамической волюмографии.

**Ключевые слова:** импеданс биотканей, диагностика, динамическая волюмография.

### Введение

Большинство известных способов визуализации состояния живых тканей позволяет в основном оценить морфологические параметры органов. Для получения информации о состоя-

нии целого органа с использованием статического среза части его тканей требуется целая серия подобных срезов в разных проекциях. Такие методы диагностики используются в компьютерной томографии (КТ) и ядерно-магнитном резонансе (ЯМР) [1]. Однако эти способы визуализации не могут проследить динамику обменного процесса (микроциркуляции) в полном заданном объеме

✉ Баньков Валерий Иванович, e-mail: ivbankov@yandex.ru

живых тканей органов в реальном масштабе времени даже при использовании современных возможностей компьютерной техники. Кроме того стоимость таких томографических установок (включая стоимость эксплуатации и обслуживания) весьма внушительные.

С другой стороны, также известны многочисленные технологические (методические) разработки, показывающие, что функциональные свойства тканей органа и сам орган можно проанализировать путем технического измерения его импеданса с использованием постоянного или переменного тока. При выполнении реовазографии (РВГ) прибор регистрирует суммарное электрическое сопротивление (импеданс) живой ткани переменному току высокой частоты [1, 2]. Любую живую ткань можно рассматривать как неоднородный проводник электрического тока, при этом самой высокой электропроводностью обладают биологические жидкости, в частности кровь, а самой низкой – кости и кожа [2]. Эта технология широко применяется для оценки периферического кровообращения конечностей, головы, шеи и т.д.

Проведены исследования параметров импеданса различных живых тканей с учетом их дисперсии (связи сопротивления с частотой измерения и частотной релаксацией самих тканей) [3]. Используя вышеописанные результаты, проведены интереснейшие исследования свойств импеданса живых тканей [4, 5]. Сделана попытка визуализировать процесс измерения параметров импеданса, применяя принципы томографии, поскольку эту технологию можно использовать для оценки состояния живых тканей гораздо эффективней, чем другие известные способы [6, 7, 8].

Главной трудностью, которую необходимо преодолеть при построении распределений параметров импеданса биоткани, является эффект расходимости линий электрического поля при приложении к ткани разности потенциалов между двумя электродами. В то время как для однородной ткани искривленные линии поля можно определить, в реальном случае неизвестной неоднородной ткани это оказывается невозможным. Измерения, проводимые с помощью электрода считывания, не связаны с биоэлектрическими свойствами ткани на прямой линии, соединяющей электроды [4, 9]. Было бы неверным считать, что при приложении к биоткани разности потенциалов и измерении тока во внешней цепи суммарное электрическое сопротивление вдоль линии, соединяющей электроды, будет равно просто отношению приложенной разности потенциалов к току. Устранить указанные неоднозначности

можно, если использовать бесконтактную систему регистрации сопротивления с применением индуктивностей. В этом случае имеется возможность получить реальную морфологическую визуализацию биоткани независимо от ее происхождения.

Все вышеописанные изобретения и научные работы, несомненно представляющие научный и практический интерес, объединяет прямое контактное использование электродной техники, которое не может обеспечить достаточный информационный уровень морфологической визуализации, но и тем более одновременно не позволяет оценить происходящие в исследуемом органе динамические обменные процессы, влияющие на функциональное состояние органа.

Цель исследования – изучить возможность измерения импеданса биотканей бесконтактным способом для последующей визуализации параметров.

## Материал и методы

Исследования проведены на экспериментальной установке, состоящей из регистрирующей измерительной ячейки, представляющей собой систему плоских катушек индуктивностей [10, 11], ориентированных относительно друг друга таким образом, чтобы при внесении в измерительное пространство заданного объема биотканей формировать резонансные колебательные процессы. При этом биоткань должна быть составной частью измерительного колебательного контура, образованного индуктивностями, а сам колебательный процесс обеспечивался генераторной катушкой, формирующей ИСМ ЭМП. При этом настройка резонансных параметров частотной модуляции (ЧМ) измерения осуществлялась индуктивным датчиком [11, 12] обратной связи, подключенным к цифровому генератору. Весь процесс измерения и визуализации осуществлялся комплексом сертифицированных приборов: цифровым осциллографом АКТАКОМ ADS-2221MV (с программным обеспечением), цифровым генератором АКТАКОМ AWG-4150 (с программным обеспечением), измерителем RLC E7-22, с помощью которого проводились контрольные измерения контактным способом. Все приборы были подключены к компьютеру. Объекты исследования: кровь, жировая ткань, мышечная ткань животного (свиньи) имели фиксированный объем  $2,5 \pm 0,1 \text{ см}^3$  и вес  $10,0 \pm 1,0 \text{ г}$ . Кровь помещалась в полиэтиленовый контейнер такого же объема. На первом этапе проводились контрольные измерения параметров импеданса с помощью электродов 10 образцов каждого объекта исследования

с целью определения вариабельности по объему, весу и значениям активного сопротивления  $R$ , индуктивности  $L$ , емкостного сопротивления  $C$ . Контрольными базовыми значениями для расчета являлись  $R$ ,  $L$ ,  $C$  и добротность измерительного колебательного контура  $Q$ . Второй этап исследований включал измерение параметров индуктивного  $X(L)$  и емкостного сопротивления  $X(C)$ , а также частоты и частотного спектра, используемые для последующего расчета импеданса. Общее количество исследований – 150. Визуализация параметров импеданса обеспечивалась дисплеем цифрового осциллографа и дисплеем компьютера. Для определения статистической связи между прямыми измерениями импеданса биотканей и бесконтактным методом измерения импеданса рассчитывались коэффициенты регрессии (КР), корреляции ( $r$ ), а также определялась достоверность регрессии ( $t$ ). Для статистической обработки полученных данных использовались программы Microsoft Excel (2010) и SPSS Statistics 17 (IBM, США).

### Результаты и их обсуждение

Анализ результатов исследования показал, что традиционное, классическое измерение импеданса биотканей с использованием непосредственного контакта электродов можно заменить и осуществить с помощью системы взаимно ориентированных индуктивностей, то есть бесконтактным способом. Контрольное измерение импеданса контактным способом показало, что максимальным активным сопротивлением  $R$  обладает жир (5 700 Ом), минимальным – кровь

(800 Ом). Параметрическая связь обоих способов измерения импеданса определяется отношением индуктивного сопротивления к емкостному сопротивлению  $X(L)/X(C)$  и составляет для мышечной ткани – 17, крови – 4, жировой ткани – 1. Статистическая динамика КР и  $r$  показала тесную связь между двумя способами измерения импеданса биотканей (табл.). Если исходить из того, что  $X(L)$  и  $X(C)$  являются наиболее важными параметрами, отражающими состояние импеданса биотканей, то бесконтактный способ измерения так же показал изолирующие свойства жировой ткани и высокую проводимость для крови и мышечной ткани, как и контактный способ измерения. Однако следует отметить, что  $X(C)$  и  $X(L)$  бесконтактного импеданса могут точнее отражать структурные особенности биотканей за счет процесса резонансной настройки частотной модуляции с помощью системы обратной связи. Динамика подстройки частот проявилась в изменении добротности измерительного колебательного контура  $Q$  для каждого вида тканей (см. табл.). Такой подход позволил учесть не только характер дисперсии биотканей [3, 13], но и их неоднородность, что практически невозможно сделать с использованием контактных электродов из-за расходимости линий электрического поля.

Таким образом, бесконтактная регистрация импеданса с использованием индуктивностей, взаимно ориентированных на исследуемую биоткань, с применением системы автоматической настройки резонансных частот измерительного колебательного контура создает условия для принципиально новой диагностики.

Т а б л и ц а

Результаты исследований параметров импеданса биотканей ( $n = 10$ )

Параметр		Мышечная ткань	Жировая ткань	Кровь
$R$ , Ом		1019,0 ± 44,0	5700,0 ± 42,0	850,0 ± 49,0
$C$ , нФ		389,0 ± 18,0	30,3 ± 4,0	73,0 ± 8,0
$L$ , мкГн		578,0 ± 54,0	721,0 ± 36,0	423,0 ± 28,0
$Q$		22,0	5,0	10,0
$t$		< 2,0	< 2,0	< 2,0
$X(L)$	Контактное измерение КР	3,6 ± 0,8 5,25	4,5 ± 0,8 13,75	2,6 ± 0,4 4,5
	Бесконтактное измерение КР	14,3 ± 2,3 0,94	181,1 ± 14,0 0,07	32,6 ± 1,8 0,09
	$r$	0,90	0,98	0,71
$X(C)$	Контактное измерение КР	63,6 ± 4,8 2,26	4,7 ± 0,5 2,0	11,6 ± 0,6 4,6
	Бесконтактное измерение КР	254,0 ± 12,0 0,44	191,4 ± 11,0 0,05	151,1 ± 2,8 0,21
	$r$	0,99	0,92	0,97

П р и м е ч а н и е.  $Q = \omega L/R = 1/\omega RC$ , где  $\omega$  – резонансная частота измерения;  $X(L) = 2\pi fL$ , где  $f$  – частота измерения;  $X(C) = 1/(2\pi fC)$ . Измерения параметров  $R$ ,  $L$ ,  $C$  проводились на частоте 1 кГц.

Метод позволяет осуществить визуализацию состояния живых тканей органов и соответственно получать более достоверную информацию об их морфофункциональном состоянии, чем это делается с помощью электродов. Подобные динамические измерения комплексных параметров импеданса бесконтактным способом в объеме тканей соответственно определяет название метода – динамическая импедансная волюмография.

## Выводы

1. Бесконтактный способ измерения импеданса с использованием взаимно ориентированных индуктивностей на исследуемую биоткань технически отражает морфофункциональные характеристики тканей так же, как и контактный способ измерения импеданса.

2. Бесконтактный способ измерения импеданса биотканей позволяет более точно отразить структурные особенности, неоднородность тканей органа, поскольку не зависит от линий расходимости электрического поля, поляризации электродов и их локализации, что имеет место при контактном измерении импеданса.

3. Использование ИСМ ЭМП в бесконтактном способе регистрации импеданса биотканей с системой автоматической настройки резонансных частот измерительного колебательного контура создает условия для принципиально новой диагностики, позволяющей осуществить визуализацию состояния живых тканей органов и определить их структурные особенности.

## Конфликт интересов

Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

## Литература

1. *Физика визуализации изображений в медицине* / пер. с англ.; под ред. С. Уэбба. М.: Мир, 1991. Т. 2. С. 480.
2. *Диагностика: Реовазография* [Электронный ресурс]. Электрон. дан. URL: <http://medportal.org/analyzes/reovazografiya.html> (дата обращения: 24.01.2016).
3. *Дисперсия импеданса живых тканей. Диэлектрические свойства живых тканей* [Электронный ресурс]. Электрон. дан. URL: <http://www.5fan.ru> (дата обращения: 20.11.2015).
4. *Методы визуализации распределений импеданса биотканей* [Электронный ресурс]. Электрон. дан. URL: <http://www.i.lab.xmedtest.net> (дата обращения: 20.12.2015).
5. Шерина Е.С., Старченко А.В. Численный метод реконструкции распределения электрического импеданса внутри биологических объектов по измерению тока на границе // *Вестник Томского государственного университета*. 2012. № 4 (20). С. 36–49.
6. *Электроимпедансная томография* / Я.С. Пеккер, К.С. Бразовский, В.Ю. Усов, М.П. Плотников, О.С. Уманский. Томск: Изд-во НТЛ, 2004. 192 с.
7. *Электроимпедансная томография (ЭИТ)* [Электронный ресурс]. Электрон. дан. URL: <http://www.cplire.ru/mac/etomo/index.html> (дата обращения: 15.02.2011).
8. Holder D.S. Electrical impedance tomography (EIT) of brain function // *Brain Topography*. 1992. V. 5, № 2. P. 87–93. doi: 10.1007/BF01129035. 12
9. *Устройство для измерения импеданса биологических тканей (RU 2366360)* [Электронный ресурс]. Электрон. дан. URL: <http://www.findpatent.ru/patent/236/2366360.html> (дата обращения: 15.12.2015).
10. Пат. 2095758 Российская Федерация, МПК G01D5/20, G01R33/00, G01R29/08. Индуктивный датчик электромагнитного поля / Баньков В.И. № 95106746/08 заявл. 28.04.95; опубл. 10.11.97. Бюл. № 31. 2 с.
11. Пат. на ПМ 62503 Российской Федерации, МПК7 G01N27/83 A61B5/04. Измерительная катушка индуктивности / Баньков В.И., Луганский В.А., Жолудев С.Е. № 2006136288/04 заявл. 27.04.07; опубл. 13.10.06. Бюл. № 11. 3 с.
12. Пат. 2107964 Российской Федерации, МПК H01F17/04, H01F5/00. Измерительная катушка индуктивности / Баньков В.И. № 96121492/09 заявл. 01.11.1996; опубл. 27.03.98. Бюл. № 31. 2 с.
13. *Система электроимпедансной онкологической диагностики (RU 2376933)* [Электронный ресурс]. Электрон. дан. URL: <http://www.findpatent.ru/patent/237/2376933.html> (дата обращения: 15.12.2015).

Поступила в редакцию 09.03.2016 г.

Утверждена к печати 15.05.2016 г.

Баньков Валерий Иванович (✉) – д-р биол. наук, профессор кафедры нормальной физиологии Уральского государственного медицинского университета (г. Екатеринбург).

✉ Баньков Валерий Иванович, e-mail: ivbankov@yandex.ru

УДК 576.3/.7.087

DOI 10.20538/1682-0363-2016-3-10-15

For citation: Bankov V.I. Visualization of biological tissue impedance parameters. *Bulletin of Siberian Medicine*. 2016; 15(3): 10–15

## Visualization of biological tissue impedance parameters

Bankov V.I.

Urals State Medicine University, Ekaterinburg, Russian Federation  
3 Repina Str., Ekaterinburg, Sverdlovskay Oblast, 620028

### ABSTRACT

**Objective.** Investigation the opportunity for measurement of biological tissue impedance to visualize its parameters.

**Materials and methods.** Studies were undertaken on the experimental facility, consists of registering measuring cell, constructed from flat inductors system, formed in oscillatory circuit, herewith investigated biological tissue is the part of this oscillatory circuit. An excitation of oscillatory circuit fulfilled by means of exciter inductor which forms impulse complex modulated electromagnetic field (ICM EMF). The measurement process and visualizations provided by set of certificated instruments: a digital oscillograph AKTAKOM ADS-2221MV, a digital generator AKTAKOM AWG-4150 (both with software) and a gauge RLC E7-22. Comparative dynamic studies of fixed volume and weight pig's blood, adipose tissue, muscular tissue impedance were conducted by contact versus contactless methods. Contactless method in contrast to contact method gives opportunity to obtain the real morphological visualization of biological tissue irrespective of their nature.

**Results.** Comparison of contact and contactless methods of impedance measurement shows that the inductance to capacitance ratio  $X(L) / X(C)$  was equal: 17 – for muscular tissue, 4 – for blood, 1 – for adipose tissue. It demonstrates the technical correspondence of both impedance registration methods. If propose the base relevance of  $X(L)$  and  $X(C)$  parameters for biological tissue impedance so contactless measurement method for sure shows insulating properties of adipose tissue and high conductivity for blood and muscular tissue in fixed volume-weight parameters. Registration of biological tissue impedance complex parameters by contactless method with the help of induced ICM EMF in fixed volume of biological tissue uncovers the most important informative volumes to characterize morphofunctional condition of biological tissue namely  $X(L) / X(C)$ .

**Conclusion.** Contactless method of biological tissue impedance measurement is more informative and dynamic and able to mirror morphologic features of organ's tissue, since it does not depend from electric field divergence lines, electrode polarization and their localization, what takes place during contact method of impedance measurement. Contactless method of biological tissue impedance measurement can be applied as the base diagnostic method – dynamic volumography.

**Key words:** biological tissue impedance, diagnostics, dynamic volumography.

### References

1. *Physics of visualization of images in medicine* / translation from English under the editorship of S. Webb. Moscow, Mir Publ., 1991, vol. 2, 480 p. (in Russian).
2. *Diagnostics: reovazografiya*. URL: <http://medportal.org/analyzes/reovazografiya.html> (date of the address: 01.24.2016) (in Russian).
3. *Dispersion of an impedance of living tissues*. Dielectric properties of living tissues. URL: <http://www.5fan.ru> (date of the address: 20.11.2015) (in Russian).
4. *Methods of visualization of distributions of an impedance of biotissue* URL: <http://www.i.lab.xmedtest.net> (date of the address: 12.20.2015) (in Russian).
5. Starchenko A.V., Sherina E.S. A numerical method of reconstruction of distribution of an electric impedance in biological objects for measurement of current on border // *The Bulletin of Tomsk State University*, 2012, no. 4 (20), pp. 36–49 (in Russian).
6. *Electroimpedance tomography* / Pekker Ya.S., Brazovsky K.S., Usov V.Yu., Plotnikov M.P., Umansky O.S. Tomsk, NTL Publ. house, 2004, 192 p. (in Russian).

7. *Electroimpedance tomography* (EIT) URL: <http://www.cplire.ru/mac/etomo/index.html> (date of the address: 15.02.2011) (in Russian).
8. Holder D.S. Electrical impedance tomography (EIT) of brain function // *Brain Topography*. 1992. V. 5, № 2. P. 87–93. doi: 10.1007/BF01129035.12.
9. *The device for measurement of an impedance of biological fabrics* (RU 2366360). URL: <http://www.findpatent.ru/patent/236/2366360.html> (date of the address: 12.15.2015) (in Russian).
10. Pat. 2095758 Russian Federation, MPK G01D5/20, G01R33/00, G01R29/08. Inductive sensor of the electromagnetic field / Bankov V.I. № 95106746/08 declared 28.04.95; published 10.11.97. Bulletin no. 31. 2 p.
11. Pat. on PM 62503 Russian Federation, MPK7 G01N27/83 A61B5/04. Measuring coil of inductance / Bankov V.I., Luhansk VA., Zholudev S.E. № 2006136288/04 declared 27.04.07; published 13.10.06/ Bulletin no. 11. 3 p.
12. Pat. 2107964 Russian Federation, MPK H01F17/04, H01F5/00. Measuring coil of inductance / Bankov V.I. №96121492/09 declared 01.11.1996; published 27.03.98. Bulletin no. 31. 2 p.
13. *System of electroimpedance oncological diagnostics* (RU 2376933). URL: <http://www.findpatent.ru/patent/237/2376933.html> (date of the address: 12.15.2015).

**Bankov Valeryi I.** (✉), DBS, professor of Department Normal Human Physiology, Urals State Medicine University, Ekaterinburg, Russian Federation.

✉ **Bankov Valeryi I.**, e-mail: [ivbankov@yandex.ru](mailto:ivbankov@yandex.ru)