

Особенности применения тетраполярных электродных систем в электроимпедансных измерениях

Аннотация

Рассматриваемая в статье работа посвящена методическим аспектам применения тетраполярных электродных систем для широкого класса электроимпедансных измерений. Установлены ключевые факторы, влияющие на погрешность оценки электрического импеданса и удельного сопротивления биологических тканей с использованием тетраполярной электродной системы.

Введение

Многоканальная электроимпедансная реография позволяет неинвазивно определять параметры кровотока, такие как перфузия, ударный выброс, фракция выброса [1]; перемещение границ органов и тканей [1]-[3]. Определение этих параметров базируется на решении обратных задач электроимпедансного зондирования, в которых надо оценить удельные сопротивления и толщины слоев в рамках принятой биофизической модели. При этом измерения удельного сопротивления мягких тканей, находящихся в диапазоне от 1,5 до 20 Ом·м [4], необходимо проводить с погрешностью, не превышающей вклад пульсового кровенаполнения в удельное сопротивление, который составляет от 0,01 до 0,1 Ом·м, т. е. порядка 1 % [5].

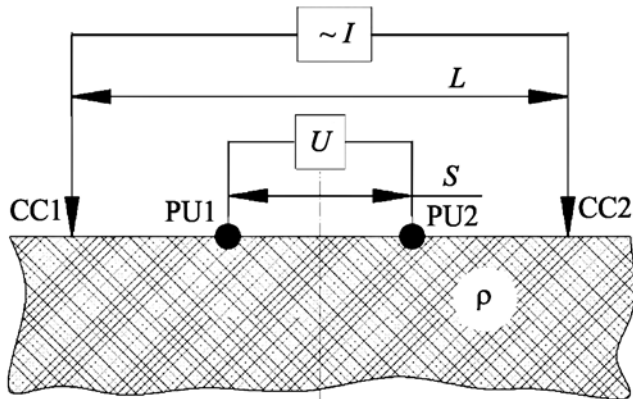


Рис. 1. Математическая модель электроимпедансного зондирования полубесконечной сплошной среды с удельным сопротивлением ρ : CC1, CC2 – токовые электроды; PU1, PU2 – потенциальные электроды; L – расстояние между токовыми электродами; s – расстояние между потенциальными электродами

Чаще всего в электроимпедансных измерениях используется тетраполярная электродная система (рис. 1) [4], в которой ток частотой от 50 до 150 кГц, амплитудой не более 10 мА пропускается через пару токовых электродов, а напряжение регистрируется инструментальным усилителем с потенциальных электродов. Инструментальные усилители имеют входные токи не более 100 пА, поэтому именно в случае использования тетраполярной электродной системы поляризационные эффекты на границе раздела электрод-кожа не вносят погрешности в результат измерения электрического сопротивления.

Современные реографические методы – прекардиальное импедансное картирование [1], электроимпедансная миография [2] и томография [3] – используют тетраполярные электродные системы с расстоянием между парами токовых и парами потенциальных электродов от 10 до 160 мм. При этом не учитывается увеличение погрешности измерения сопротивления в связи с влиянием конечного диаметра электродов – от 3 до 10 мм, который становится сравнимым с размером самой электродной системы. По этой же причине возрастает влияние погрешностей взаимного расположения электродов в электродной системе.

Исследование и определение методических аспектов применения тетраполярных электродных систем, при которых будет достигаться минимальная погрешность измерения параметров среды, позволят оценить вклад погрешностей в результаты измерения и последующих расчетов, наметить пути их компенсации, повысить точность решения обратной задачи электроимпедансного зондирования.

Аналитические оценки

Основными параметрами тетраполярной электродной системы являются расстояния между токовыми электродами L , расстояние между потенциальными электродами s , диаметр электродов d .

Оптимальным соотношением s / L считается такое, при котором достигается минимум относительной погрешности определения удельного сопротивления среды ρ по результатам измерений.

Аналитически определить оптимальное соотношение расстояний между токовыми и измерительными электродами s / L можно, исходя из математической модели однородной полубесконечной среды с удельным сопротивлением ρ (рис. 1). В случае симметричной тетраполярной электродной системы с точечными электродами значение измеренного сопротивления между потенциальными электродами составит [6] (рис. 1)

$$R = \frac{2\rho}{\pi} \left(\frac{1}{|L-s|} - \frac{1}{L+s} \right). \quad (1)$$

Абсолютные погрешности позиционирования пар электродов ΔL и Δs равны между собой ввиду изготовления посадочных отверстий под электроды в рамках одного технологического процесса, поэтому

$$\delta\rho \left(\frac{s}{L} \right) = \frac{\Delta\rho}{\rho} = \frac{\left| \frac{\partial\rho}{\partial L} \cdot \Delta L \right| + \left| \frac{\partial\rho}{\partial s} \cdot \Delta L \right|}{\rho} = \frac{1 + \frac{s}{L}}{\frac{s}{L} \cdot \left(1 - \frac{s}{L} \right)} \cdot \frac{\Delta L}{L} \rightarrow \min. \quad (2)$$

Минимум этой функции достигается при

$$\frac{s}{L} = \sqrt{2} - 1$$

и

$$\frac{s}{L} = \frac{1}{1 - \sqrt{2}}.$$

Физический смысл второго минимума означает, что токовые и потенциальные электроды можно поменять местами, электродная система при этом останется оптимальной с точки зрения обеспечения минимума относительной погрешности определения удельного сопротивления среды. Это согласуется с принципом взаимности, суть которого заключается в том, что перемена ролей электродов с токовых на потенциальные и

наоборот не оказывает влияния на результаты измерения сопротивления [6].

Учитывая еще и относительную погрешность прибора в измерении сопротивления $\delta R = \Delta R / R$, получаем

$$\delta \rho \geq (3 + 2\sqrt{2}) \cdot \delta L + \delta R. \quad (3)$$

На практике проще изготавливать электродные системы с отношением $s / L = 1 / 2$ или $s / L = 1 / 3$. В этом случае

$$\delta \rho \left(\frac{1}{2} \right) = \delta \rho \left(\frac{1}{3} \right) \geq 6 \cdot \delta L + \delta R. \quad (4)$$

В частности, при $L = 100$ мм, $\Delta L = 0,1$ мм и $R = 100$ Ом, $\Delta R = 1$ мОм относительная погрешность определения удельного сопротивления будет в основном определяться точностью позиционирования электродов и составит порядка 1 %.

Симметричная тетраполярная электродная система обеспечивает наименьшую погрешность определения удельного сопротивления. Действительно, рассмотрим несимметричную электродную систему, в которой потенциальные электроды PU1 и PU2 смещены от линии симметрии на расстояние e (рис. 2).

Дополнив соответствующими потенциальными электродами PU1' и PU2' до симметрии, получим две симметричные тетраполярные электродные системы, сопротивления которых связаны с сопротивлением, измеряемым несимметричной электродной системой, соотношением

$$R(\text{PU1}, \text{PU2}) = \frac{R(\text{PU1}, \text{PU1}')}{2} + \frac{R(\text{PU2}, \text{PU2}')}{2}. \quad (5)$$

Отсюда следует

$$\delta \rho \left(\frac{s}{L} \right) = \frac{\delta \rho \left(\frac{s+2e}{L} \right)}{2} + \frac{\delta \rho \left(\frac{s-2e}{L} \right)}{2} \rightarrow \min. \quad (6)$$

Эта сумма двух неотрицательных слагаемых достигает минимума только в одном случае: когда оба слагаемых, т. е. обе электродные системы, будут оптимальны; значит,

$$\frac{s+2e}{L} \rightarrow \sqrt{2} - 1$$

и

$$\frac{s-2e}{L} \rightarrow \sqrt{2} - 1,$$

а это возможно тогда и только тогда, когда $e \rightarrow 0$. Таким образом, несимметричная электродная система обеспечивает минимальную относительную погрешность измерения удельного сопротивления только в том случае, когда сводится к симметричной.

Дополнительную систематическую погрешность в результате измерения сопротивления вносит конечный размер электродов. В случае дисковых электродов диаметра d сопротивление однородной полубесконечной среды (рис. 1) составит [4]

$$R' = \frac{2\rho}{\pi \cdot d} \left[\arcsin \left(\frac{d}{L-s} \right) - \arcsin \left(\frac{d}{L+s} \right) \right]. \quad (7)$$

Сравнивая выражение (7) с формулой для точечных электродов (1), получаем оценку систематической относительной погрешности в измерении сопротивления R

$$\delta R = \frac{|R' - R|}{R} = \frac{\arcsin \left(\frac{d}{L-s} \right) - \arcsin \left(\frac{d}{L+s} \right)}{\frac{d}{L-s} - \frac{d}{L+s}} - 1. \quad (8)$$

В частности, при $s / L = 1 / 2$; $d / L = 1 / 10$ систематическая погрешность δR достигнет 1 %.

Обсуждение

Оптимальное соотношение расстояний в электродной системе

$$\frac{s}{L} = \sqrt{2} - 1$$

найдено, исходя из модели однородной полубесконечной среды. Обратные задачи электроимпедансного зондирования формулируются для слоистой среды или среды со сферическим включением. Полученная в итоге формула (3) оценки относительной погрешности определения удельного сопротивления среды ρ дает оценку «снизу» предельно достижимой погрешности определения $\delta \rho$ любого слоя или включения, поскольку влияние этого включения всегда меньше, чем влияние полубесконечной среды.

Формула (3) позволяет оценить качество изготовления электродных систем, определяющееся относительной погрешностью позиционирования электродов δL . Для этого нужно измерить удельное сопротивление калибровочной жидкости, на-

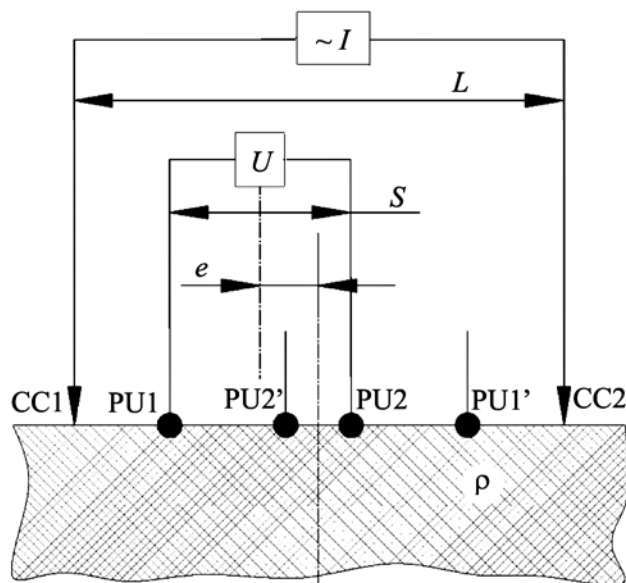


Рис. 2. Математическая модель электроимпедансного зондирования полубесконечной сплошной среды несимметричной электродной системой: CC1, CC2 – токовые электроды; PU1, PU2 – потенциальные электроды; PU1', PU2' – дополненные до симметрии потенциальные электроды; L – расстояние между токовыми электродами; s – расстояние между потенциальными электродами

пример физраствора, или сравнить погрешности измерения двух электродных систем из одной партии.

Уменьшать отношение d/L в целях снижения систематической погрешности δR следует, учитывая возможности источника зондирующего тока, который станет работать на большую нагрузку. Ее можно оценить как удвоенное сопротивление контакта одного дискового электрода диаметром d для однородной полубесконечной среды с удельным сопротивлением ρ [4]

$$R \geq 2 \cdot \frac{\rho}{2d} = \frac{\rho}{d}. \quad (9)$$

Например, при $\rho = 10 \text{ Ом}\cdot\text{м}$ и $d = 2 \text{ мм}$ нагрузка на источник тока превысит 5 кОм , что является пределом работы современных импедансных измерительных преобразователей.

Также уменьшение диаметра d электродов приводит к появлению паразитных активных сопротивлений и емкостей на границе контакта электрод-биоткань [7]-[9]. Снизить подобные эффекты можно, используя «жидкие» электроды, имеющие одновременно большую контактную поверхность, но касающиеся биообъекта в точке с малым диаметром (рис. 3) [10].

Исключить систематическую погрешность из измерений можно, перейдя от статических оценок удельного сопротивления к оценке его вариации во времени. Пусть имеются два разных измерения удельного сопротивления $\rho(t_1)$ и $\rho(t_2)$. Тогда относительная погрешность изменения удельного сопротивления будет состоять только из удвоенной случайной ошибки сопротивления R

$$\delta(\overline{\Delta\rho}) = \frac{\Delta[\Delta\rho(t_1) - \Delta\rho(t_2)]}{\rho(t_1) - \rho(t_2)} = \frac{2 \cdot \delta R \cdot \bar{\rho}}{\rho(t_1) - \rho(t_2)} = \frac{2 \cdot \delta R}{\delta\rho}, \quad (10)$$

где

$$\bar{\rho} = \frac{\rho(t_1) + \rho(t_2)}{2}.$$

Заключение

Аналитически установленное оптимальное отношение расстояний в электродной системе позволило определить вклад систематической погрешности позиционирования электродов и случайной погрешности измерительного оборудования на результат измерения удельного сопротивления среды; сформулировать требования к конструкции электродных систем, позволяющие минимизировать влияние методических погрешностей измерения на результат решения обратной задачи электроимпедансного зондирования.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-29-02042 мк.

Список литературы:

1. *Schookin S.I. et al.* Multi-channel impedance technology for mapping and monitoring of cardioactivity. *BioMedical Engineering and Informatics: New Development and the Future / Proceedings of the 1st International Conference on BioMedical Engineering and Informatics. BMEI 2008. 2008. Vol. 2. PP. 173-177.*
2. *Rutkove S.B.* Electrical impedance myography: Background, current state, and future directions // *Muscle & Nerve. 2009. Vol. 40. PP. 936-946.*
3. *Holder D.S.* Electrical Impedance Tomography Methods, History and Applications. – IOP Publishing Ltd., 2005.
4. *Grimmes S.* Bioimpedance and Bioelectricity Basics / 3rd Edition. – Elsevier Ltd., 2015.
5. *Togawa T.* Biomedical Sensors and Instruments / 2nd Edition. – CRC Press, 2011.
6. *Заборовский А.И.* Электроразведка. – М.: Государственное научно-техническое издательство нефтяной и горно-топливной аппаратуры, 1963.
7. *Ben Ishai P., Talary M.S., Caduff A., Levy E., Feldman Y.* Electrode polarization in dielectric measurements: A review // *Meas. Sci. Technol. 2013. Vol. 24 (10). P. 102001.*
8. *Schwan H.P.* Determination of biological impedances / In: *Physical Techniques in Biological Research.* – New York: Academic Press, 1963. PP. 323-407.
9. *Schwan H.P.* Linear and nonlinear electrode polarization and biological materials // *Ann. Biomed. Eng. 1992. Vol. 20 (3). PP. 269-288.*
10. *Schwan H.* Alternating current electrode polarization // *Biophysik. 1966. Vol. 3 (2). PP. 181-201.*

Александр Викторович Кобелев,
ст. преподаватель,
кафедра БМТ-2 «Медико-технические
информационные технологии»,
Сергей Игоревич Шукин,
д-р техн. наук, профессор,
декан,
факультет «Биомедицинская техника»,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»,
г. Москва,
Стеффен Леонард,
д-р мед. наук, д-р техн. наук,
профессор,
Рейнско-Вестфальский технический
университет Ахена,
г. Аахен, Германия,
e-mail: ak.mail.ru@gmail.com

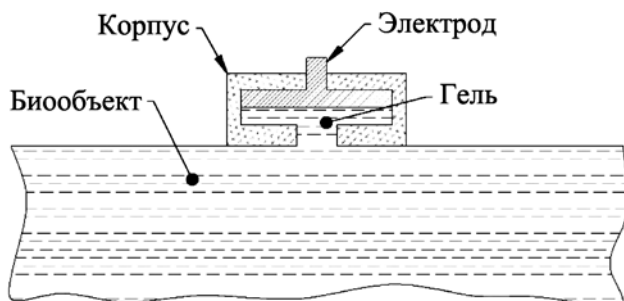


Рис. 3. Конструкция электрода, устраняющая паразитные поляризационные эффекты при малом контактном диаметре