



ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СПЕКТРОСКОПИИ ИМПЕДАНСА В МЕДИЦИНЕ

В. Д. Гончаров¹, К. А. Самочерных², Н. Е. Воинов², К. К. Куканов²,
А. Е. Герасименко¹, Р. В. Яшкардин¹, М. А. Гореликова¹

¹Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Профессора Попова ул., 5 литера Ф, Санкт-Петербург, 197022

²«Российский научно-исследовательский нейрохирургический институт имени проф. А. Л. Поленова» — филиал ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» МЗ РФ, Маяковского ул., 12, Санкт-Петербург, 191014

РЕЗЮМЕ. В статье приводятся теоретические положения об использовании спектроскопии импеданса в медицине. Рассмотрены электромагнитные процессы, происходящие в биологических тканях на клеточном уровне.

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ: представить теоретические основы использования спектроскопии импеданса в медицине.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: спектроскопия импеданса, частотные характеристики, диагностика состояния тканей тела

Для цитирования: Гончаров В. Д., Самочерных К. А., Воинов Н. Е., Куканов К. К., Герасименко А. Е., Яшкардин Р. В., Гореликова М. А. Теоретические основы использования спектроскопии импеданса в медицине. Российский нейрохирургический журнал им. проф. А. Л. Поленова. 2023;15(4):35–41. DOI 10.56618/2071-2693_2023_15_4_35

THEORETICAL FOUNDATIONS OF THE USE OF IMPEDANCE SPECTROSCOPY IN MEDICINE

V. D. Goncharov¹, K. A. Samochernykh², N. E. Voinov², K. K. Kukanov²,
A. E. Gerasimenko¹, R. V. Yashkardin¹, M. A. Gorelikova¹

¹Saint Petersburg Electrotechnical University “LETI”, 5, Professora Popova st., Saint Petersburg, 197022, Russia

²“Polenov Neurosurgical Institute — branch of Almazov National Medical Research Centre”,
12, Mayakovskogo st., Saint Petersburg, 191014, Russia

SUMMARY. The article presents theoretical provisions on the use of impedance spectroscopy in medicine. Electromagnetic processes occurring in the body tissue at the cellular level are considered.

PURPOSE OF THE STUDY: Determination of how elements of the geometry of tissue structure at the cellular level and elements of electromagnetic parameters determine the frequency dependence of the impedance on that tissue.

KEY WORDS: impedance spectroscopy, frequency characteristics, diagnostics of the state of body tissues

For citation: Goncharov V. D., Samochernykh K. A., Voinov N. E., Kukanov K. K., Gerasimenko A. E., Yashkardin R. V., Gorelikova M. A. Theoretical foundations of the use of impedance spectroscopy in medicine. Rossiiskii neurokhirurgicheskii zhurnal imeni professora A. L. Polenova. 2023;15(4):35–41. DOI 10.56618/2071-2693_2023_15_4_35

Список сокращений:

ЭМ — электромагнитные
ЭМП — электромагнитное поле
ДП — диэлектрическая проницаемость
ЧХ — частотная характеристика
МКА — метод комплексных амплитуд
КА — комплексная амплитуда
КДП — комплексная диэлектрическая проницаемость
ЭП — электрическое поле

Введение.

Большие группы исследователей в самых разных областях медицины в последнее время всё чаще используют метод спектроскопии импеданса [1, 2, 3]. Данный метод основан на связи электромагнитных

(ЭМ) параметров отдельных элементов тканей тела с измеряемым в широком частотном диапазоне комплексным сопротивлением этой ткани. Работы, посвящённые этой тематике, носят в основном экспериментальный характер. В большинстве этих работ полученные экспериментальные данные пересчитывают в вещественную и мнимую составляющую комплексной диэлектрической проницаемости. При этом получаемые на одних и тех же тканях результаты отличаются иногда более чем в 10 раз [4]. Авторы большинства работ показывают отличия импеданса здоровой и нездоровой ткани, т.е. останавливаются на этапе анализа макропараметров исследуемой среды. На основе этих данных, в частности, диагностируют отличие раковых тканей от доброкачественных, например, при раке молочной железы и предстатель-

ной железа [4, 5]. Теоретические обоснования получаемых результатов не уходят дальше предположений и гипотез. В то же время измерения импеданса позволяют получить большое количество информации на микроуровне, в частности, определить геометрические параметры и ЭМ свойства клеток, их мембран и межклеточного вещества. Подобная информация позволит существенно расширить диагностические возможности метода спектроскопии импеданса.

На сегодняшний момент можно считать доказанным, что различные заболевания приводят к изменениям частотных зависимостей импеданса [11]. Однако для того, чтобы этот метод можно было широко использовать в клинической практике, необходимо однозначно связать данные экспериментальных исследований импеданса с клинической картиной болезни, которая проявляется в изменениях в ткани на клеточном уровне.

Первым шагом в этом направлении должно стать теоретическое описание ЭМ процессов, происходящих в ткани тела на клеточном уровне. А для этого надо разобраться в том, что всё-таки измеряется, что такое диэлектрическая проницаемость (ДП) среды и о чём на клеточном уровне свидетельствуют изменения в её частотных характеристиках (ЧХ).

Материалы и методы:

У однородного идеального диэлектрика есть только одна ДП (ϵ), которая является чисто вещественной величиной и в широком диапазоне частот. Для большинства диэлектриков её величина постоянна в диапазоне частот от нуля до более сотен МГц. Величина относительной ДП определяет, во сколько раз напряжённость электрического поля (ЭП) в среде отличается от её значения в вакууме, относительная ДП которого принята за единицу. В полярных диэлектриках, к которым относятся практически все ткани человеческого тела, относительная ДП среды может существенно отличаться от единицы. В этих диэлектриках каждую из молекул можно рассматривать как отдельный диполь. В теоретической электротехнике под диполем понимают два одинаковых заряда разного знака, расположенных на определённом расстоянии друг от друга. Чем больше это расстояние, тем больше электрический момент диполя и тем больше ДП. Электрические моменты диполей в среде без воздействия ЭМП ориентированы хаотично. Но под действием ЭП они изменяют своё положение, выстраиваясь «против» этого поля, которое создаётся напряжением на электродах. При этом суммарный заряд внутри среды оказывается равным нулю, а на границах раздела сред диполи формируют области поверхностного заряда (приэлектродный связанный заряд). Знак этого заряда обратен знаку заряда на электродах. Поверхностный заряд, тем самым, уменьшает значение напряжённости ЭП в среде. При изменении полярности электродов диполи перестраиваются во всём объёме среды и изменяются знаки приэлектродных связанных зарядов. При этом, за счёт взаимодействия диполей часть энергии ЭМ поля переходит в тепловую энергию.

Отдельные диполи под действием температуры и внешнего электрического поля могут разрушаться, образуя заряженные частицы. Перемещение этих заряженных частиц под действием ЭП описывается током проводимости. При описании ЭМ процессов, которые происходят в системах под действием синусоидальных изменений напряжений и токов обычно используют метод комплексных амплитуд (МКА). В этом методе параметры, изменяющиеся по синусоидальному закону, заменяют их комплексными амплитудами, в которые входят амплитуда синусоиды и её начальная фаза [6]. Протекающий через исследуемую среду ток представляют состоящим из двух взаимно перпендикулярных векторов на комплексной плоскости (Рисунок 1).

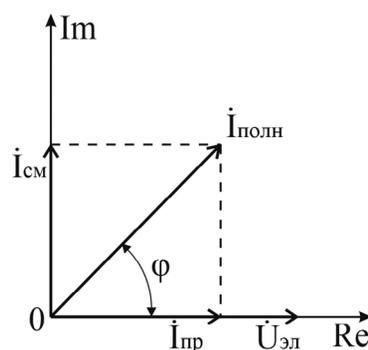


Рисунок 1. Векторная диаграмма токов и напряжения при параллельном включении резистивного и ёмкостного элементов (схема замещения Гельмгольца)

Figure 1. The vector diagram of current and voltage

На рисунке 1 $\dot{U}_{эл}$ — КА напряжения, приложенного к среде, $\dot{i}_{пр}$ — КА тока проводимости, описывает энергетические потери в среде, $\dot{i}_{см}$ — КА тока смещения, которая описывает замыкание тока через идеальный диэлектрик, $\dot{i}_{полн}$ — КА полного тока.

Величина тока смещения прямо пропорциональна частоте:

$$\dot{i}_{см} = \dot{U}_{эл} \cdot i \cdot \omega \cdot C$$

где C — электрическая ёмкость исследуемой (среды), системы, $\omega = 2\pi f$ — циклическая частота, i — мнимая единица.

Величина тока проводимости описывает процессы потери энергии ЭП в среде. Эти потери возникают за счёт движения заряженных частиц и за счёт взаимодействия диполей, изменяющих своё положение при изменении знака напряжённости внешнего ЭП. Измеряемая в экспериментах вещественная часть проводимости, связанная с возможными энергетическими потерями, определяется не только движением заряженных частиц, но и взаимодействием диполей. Потери, возникающие за счёт движения заряженных частиц являются величиной постоянной и не зависят от частоты ЭМ поля. Потери за счёт взаимодействия диполей при низких и средних частотах пропорциональны частоте, при высоких частотах они равны нулю (диполи не успевают поворачиваться с измене-

нием полярности поля). Эти потери имеют выраженный резонансный характер. При этом частота, при которой наблюдается максимум этих потерь, зависит от дипольного момента молекул среды. Этот момент определяется линейным размером молекулы. На частотах до 10 МГц величина тока проводимости в тканях человеческого тела определяется прежде всего потерями за счёт взаимодействия с диполями движущихся заряженных частиц и поэтому в этом диапазоне частот вещественную часть проводимости можно считать постоянной величиной.

При этом проводимость среды, равная отношению КА полного тока к КА напряжения описывается комплексной величиной (Y):

$$Y = \dot{I}_{\text{полн}} / \dot{U}_{\text{эл}} = (\dot{I}_{\text{пр}} + i \cdot \dot{I}_{\text{см}}) / \dot{U}_{\text{эл}} = g + i \cdot b$$

где g — вещественная часть Y учитывает переход части ЭМ энергии в тепло, b — мнимая — собственно диэлектрическую проницаемость среды.

Комплексную проводимость можно также представить в экспоненциальном виде:

$$Y = |Y| \cdot \exp^{i\varphi}$$

где $|Y|$ — модуль комплексной проводимости ($|Y| = \sqrt{g^2 + b^2}$), φ — угол на комплексной плоскости между направлением КА тока и КА напряжения (Рисунок 1).

Эта проводимость однозначно связана с комплексной диэлектрической проницаемостью (КДП), которую часто используют для описания процессов в тканях тела. В большинстве полярных диэлектриков комплексная диэлектрическая проницаемость состоит из трёх компонент [3]:

$$\dot{\varepsilon} = \varepsilon - i \cdot \frac{\gamma}{\omega} - i \cdot \varepsilon''$$

где γ — проводимость среды, ω — циклическая частота.

Первое слагаемое (вещественная составляющая ДП) описывает процесс формирования связанного поверхностного заряда, который приводит к уменьшению напряжённости ЭП в среде по сравнению со значением её в вакууме. Второе слагаемое описывает процессы потери энергии ЭП в среде за счёт протекания в ней тока проводимости. Третье слагаемое описывает процессы потери энергии ЭП в среде за счёт взаимодействия диполей, изменяющих своё положение при изменении знака напряжённости внешнего ЭП. Сумма второго и третьего слагаемых представляют мнимую часть ДП. Необходимо обратить внимание на некоторую путаницу в терминологии. В большинстве работ, посвящённых исследованиям ЭМ характеристик тканей тела, приводятся результаты пересчёта полученных в экспериментах комплексных проводимостей в модуль комплексной ДП [7], называя эту величину просто ДП.

Измеряемые ткани тела представляют из себя неоднородные диэлектрические среды.

В неоднородных средах понятие ДП теряет свой физический смысл, поскольку не ясно, в какой среде происходит изменение напряжённости ЭП. Покажем это на простейшем примере.

Поместим среду из двух идеальных диэлектриков в конденсатор. Третье уравнение Максвелла для идеальных диэлектриков свидетельствует о том, что вектора смещения (\vec{D}_0) внутри конденсатора, будут одинаковыми [8]: $\text{div} \vec{D} = 0$. Среда 1 имеет ДП ε_1 , среда 2 — ε_2 , и соответствующие толщины слоёв — l_1, l_2 (Рисунок 2).

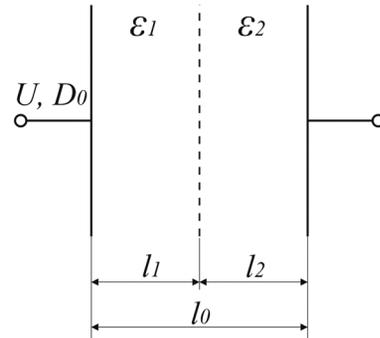


Рисунок 2. Схематическое представление среды из двух диэлектриков, условно помещенной в конденсатор

Figure 2. Schematic representation of a substance consisting of two dielectrics conventionally placed in a capacitor

В одномерном приближении (когда расстояние между обкладками значительно меньше их геометрических размеров) среднюю ДП среды в этом конденсаторе можно найти:

$$\varepsilon_{\text{ср}} = \frac{D_0}{E_{\text{ср}}} = D_0 / \left(\frac{U}{l_0} \right)$$

где $E_{\text{ср}}$ — среднее значение напряжённости ЭП, U — разность потенциалов между обкладками конденсатора, $l_0 = l_1 + l_2$ — расстояние между обкладками.

$$U = \int_0^{l_0} E dl = E_0 \cdot \frac{\varepsilon_0}{\varepsilon_1} \cdot l_1 + E_0 \cdot \frac{\varepsilon_0}{\varepsilon_2} \cdot l_2$$

где E_0 — напряжённость поля в вакууме при заданном значении вектора смещения D .

В результате получим, что среднее значение ДП зависит от ДП и толщин слоёв:

$$\varepsilon_{\text{ср}} = \frac{\varepsilon_1 \cdot \varepsilon_2 \cdot l_0}{\varepsilon_2 \cdot l_1 + \varepsilon_1 \cdot l_2}$$

Зависимости средней ДП от отношения толщин слоёв для отношения ДП равных 1/4 и 1/8 приведены на рисунке 3.

Аналогичным образом будет изменяться измеряемая мнимая часть проводимости ($\text{Im}(\gamma)$) при изменении соотношения толщин слоёв идеальных диэлектриков. Среднее значение ДП $\varepsilon_{\text{ср}}$ в этом случае обычно получают пересчётом мнимой части проводимости которую измерили экспериментально:

$$\epsilon_{cp} = Im(\gamma) \cdot l_0 \cdot K / (2 \cdot \pi \cdot f)$$

где K — коэффициент, учитывающий геометрические параметры системы измерения, f — частота, на которой проводятся измерения.

Величина пересчитанной по мнимой части проводимости ДП в широком диапазоне толщин слоёв т.о. будет отличаться от реальных ДП каждого из этих слоёв.

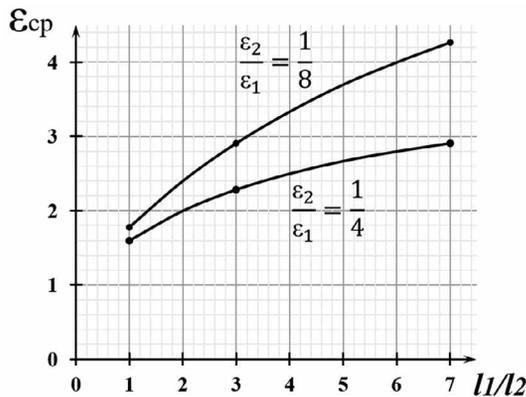


Рисунок 3. График зависимостей средней ДП от отношения толщин слоёв для отношений ДП равных 1/4 и 1/8
 Figure 3. Graph of the dependences of the average permittivity on the ratio of layer thicknesses

Ещё сложнее ситуация в случае диэлектриков, в которых есть области с проводимостью (неидеальным диэлектриком). Вообще говоря, все реально существующие диэлектрики можно относить к неидеальным, потому что любой из них проводит ток проводимости. Отличаться будут только соотношения токов смещения и проводимости. В дальнейшем «плохим» диэлектриком будем называть среду, в которой ток смещения сравним с током проводимости. Хорошим диэлектриком будем называть среду, в которой ток смещения значительно больше тока проводимости. В этом случае при проведении ис-

следований ЭМ процессов будем пренебрегать током проводимости. Проводящей средой будем называть среду, в которой ток смещения значительно меньше тока проводимости. В этом случае при проведении исследований ЭМ процессов будем пренебрегать током смещения.

Поскольку ток проводимости не зависит от частоты, а ток смещения пропорционален частоте, одна и та же среда при увеличении частоты может выступать как проводящая среда, «плохой» и «хороший» диэлектрик.

Покажем, что происходит в случае двухслойной среды в случае, когда в первой среде возможно протекание тока проводимости, а во второй — только тока смещения (Рисунок 4). Среда 2 — идеальный диэлектрик с ДП ϵ_2 , среда 1 — неидеальный диэлектрик (ДП — ϵ_1 , проводимость — γ_1), соответствующие толщины слоёв равны l_1, l_2 .

На низких частотах через первую среду протекает преимущественно ток проводимости (Рисунок 5). Протекание этого тока каждые половину периода приводит к формированию на границах первой области заряженного слоя, экранирующего внешнее электрическое поле. Заряд, который скапливается на границах в данном частотном диапазоне определяется только проводимостью среды и не зависит от частоты ЭП. Также от частоты не зависят экранирующие свойства граничных слоёв, которые определяют значение ДП исследуемой двухслойной среды. ДП (и мнимая часть проводимости) за счёт изменения границы области с зарядом, оказывается больше, чем реальная ДП второй среды:

$$\epsilon_{cp} = \frac{\epsilon_2 \cdot l_0}{l_2}$$

Очевидно, что энергия, которая выделяется при протекании тока, формирующего слой, за один полупериод оказывается одинаковой и не зависящей от частоты. При этом мощность потерь будет увеличиваться с частотой (приходится чаще перестраивать слой).

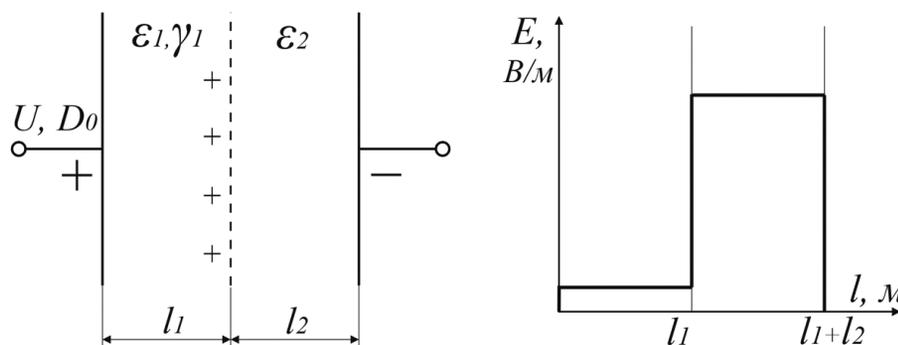


Рисунок 4. Схематичное представление неоднородной среды, помещенной в конденсатор (слева), распределение электрического поля в неоднородной среде (справа)
 Figure 4. Schematic representation of a heterogeneous substance placed in a capacitor (on the left figure), electric field distribution in a heterogeneous substance (on the right figure)

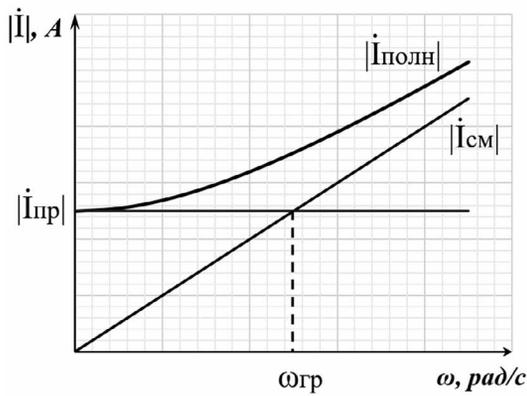


Рисунок 5. График зависимости от частоты модуля КА полного тока, токов проводимости и смещения
Figure 5. Graph of the dependence of the module of the complex amplitude conduction current, displacement current and total current on frequency

Однако этот рост мало сказывается на изменении модуля комплексной проводимости, поскольку его реальная составляющая во много раз меньше мнимой (именно поэтому мы говорим именно о диэлектриках).

Частоту, при которой ток проводимости равен току смещения называют граничной. Эта частота зависит от реальной ДП и проводимости среды: $\omega_{гр} = \epsilon/\gamma$.

При повышении частоты выше граничные слои не успевают полностью образовываться. За счёт низкой проводимости среды первой среды до её границ «доходит» меньшее количество заряженных частиц, чем это было на низких частотах. Заряды на границах уменьшаются с ростом частоты и тем самым изменяется реальная составляющая измеряемого значения ДП. Она становится равной:

$$\epsilon_{ср} = \frac{\epsilon_1 \cdot \epsilon_2 \cdot l_0}{\epsilon_2 \cdot l_1 + \epsilon_1 \cdot l_2}$$

За счёт уменьшения расстояния, на которое смещаются заряженные частицы, с ростом частоты уменьшается также и мощность резистивных потерь, что выражается уменьшением измеряемого значения проводимости. Мнимая часть КДП уменьшается обратно пропорционально частоте $\dot{\epsilon} = \epsilon - i \cdot \gamma/\omega$. Т.о. изменение мнимой части КДП носит «резонансный» характер (она растёт в диапазоне частот $\omega < \omega_{гр}$ и уменьшается при частотах выше граничной).

Результаты:

Используем вышеприведённые теоретические выкладки для анализа процессов в тканях тела, которые состоят из клеток и межклеточного вещества (Рисунок 6). В диапазоне частот до 10⁷ Гц ЭМ свойства цитоплазмы клетки (3 на рисунке 6) можно считать величинами постоянными, и не рассматривать ЭМ процессы в каждом из элементов её внутренней структуры [9]. Оценочные значения её удельной проводимости 0.3 См/м, относительной ДП — 80. Сна-

ружи клетка покрыта мембраной (2 на рисунке 6) с удельной проводимостью 10⁻⁷ См/м, относительной ДП равной 2. Оценочные значения расстояния между клетками, заполненного межклеточной жидкостью (1 на рисунке 6) 10⁻⁷м. Проводимость межклеточной жидкости 10⁻² См/м, её относительная ДП — 11. Данные взяты из работы [10].

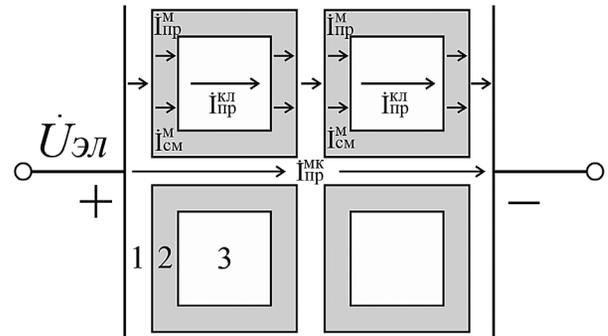


Рисунок 6. Схематичное изображение путей протекания тока через клетки. 1 — межклеточное вещество, 2 — клеточная мембрана, 3 — цитоплазма

Figure 6. Schematic representation of the ways of current flow through cells. 1 — intercellular substance, 2 — cell membrane, 3 — cytoplasm

1. Низкие частоты (0–10³ Гц). Резистивное и ёмкостное сопротивления мембран велико, что ограничивает протекание тока через саму клетку. В тканях может протекать только ток проводимости, замыкающийся по межклеточному веществу. В этом случае ткань, параметры которой измеряют, можно считать проводником. Дополнительно на результаты измерений влияют толщина оксидного слоя, который практически всегда присутствует на поверхности измерительных электродов. Толщина оксидного слоя обычно не превышает 10⁻⁸ м, его относительная диэлектрическая проницаемость не выше 10. Эту ситуацию можно рассматривать как измерение в двухслойной среде (хороший диэлектрик — проводник). В этом случае при расстоянии между измерительными электродами в 10⁻²м реальная составляющая относительной КДП оказывается равна (3): $10 \cdot 10^{-2} / 10^{-8} = 10^7$. При этом на результаты измерений будут оказывать и расстояние между электродами и их сечение. Этим можно объяснить значения относительной КДП порядка 10 миллионов единиц и большой разброс результатов измерений КДП мышечной ткани, полученный разными авторами [1]. С повышением частоты влияние на результаты измерений оксидных плёнок на электродах уменьшается, что приводит к уменьшению вещественной составляющей КДП. Использование при измерениях электродов из благородных металлов позволяет уменьшить верхнюю границу частот, в которой необходимо учитывать параметры электродов с 10³ до 10² Гц (ω_1 на рисунке 7).

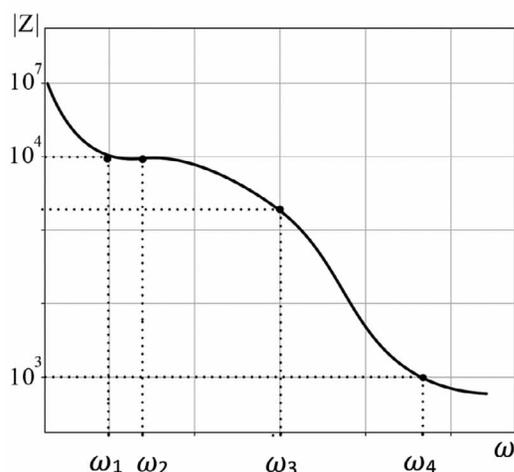


Рисунок 7. График зависимости модуля комплексного сопротивления от частоты

Figure 7. Graph of the dependence of modulus of impedance on frequency

2. Первый горизонтальный участок кривой на рисунке 7 ($\omega \in \{\omega_1, \omega_2\}$) позволяет определить произведение удельной проводимости межклеточного вещества на его среднее поперечное сечение.

3. Частота ω_2 определяет момент, когда ёмкостное сопротивление мембраны становится равным её резистивному сопротивлению. Т.е. эта частота является граничной для мембраны $\omega_2 = \omega_{\text{ГР}}^M = \varepsilon_M / \gamma_M$

4. На слабое уменьшение комплексного сопротивления в области частот $\omega \in \{\omega_2, \omega_3\}$ оказывает влияние процесс увеличения с частотой части тока, которая протекает через мембраны клетки и её саму. При отношении линейного размера клетки к толщине мембраны, которое характерно для многих тканей тела, в 1000, измеряемое значение относительной КДП должно быть в диапазоне от 10^4 до 10^5 . При известном расстоянии между электродами и реальной ДП мембран получаемое значение позволяет определить суммарную толщину мембран на этом расстоянии, которую можно пересчитать в толщину одной мембраны.

5. Частота ω_3 определяет момент, когда ёмкостное сопротивление мембран оказывается меньше, чем резистивное сопротивление межклеточного пространства.

6. В области частот $\omega \in \{\omega_3, \omega_4\}$ ток замыкается преимущественно ёмкостным способом через мембраны клетки и резистивным способом через саму клетку. Наклон кривой комплексного сопротивления в области частот $\omega \in \{\omega_3, \omega_4\}$ позволяет определить ёмкость (а следовательно, и ДП) мембран.

Заключение

1. Измерение импеданса в широком частотном диапазоне позволяет определить ЭМ свойства отдельных элементов структуры ткани таких как проводимость и реальная ДП межклеточного вещества, мембраны и самой клетки, их геометрические параметры.

2. Знание связи ЭМ свойств отдельных элементов объекта с его физиологическим состоянием позволит использовать этот метод для диагностики состояния тканей тела.

3. Реальные эксперименты проводятся с электродами малого диаметра. Поэтому нельзя ограничиваться двумерным приближением. При решении задачи о растекании тока необходимо учитывать реальную геометрию электродов, расстояние между ними и свойства среды. Это возможно только при использовании численной реализации математической модели, описывающей ЭМ процессы, параметры для которой можно определить только путём проведения большого количества экспериментов.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов. **Conflict of interest.** The author declares no conflict of interest.

Финансирование. Исследование проведено без спонсорской поддержки. **Financing.** The study was performed without external funding.

ORCID авторов / ORCID of authors

Гончаров Вадим Дмитриевич/

Goncharov Vadim Dmitrievich

<https://orcid.org/0000-0001-6627-4723>

Самочерных Константин Александрович/

Samochnykh Konstantin Aleksandrovich

<https://orcid.org/0000-0003-0350-0249>

Воинов Никита Евгеньевич/

Voinov Nikita Evgenievich

<https://orcid.org/0000-0001-6608-935X>

Куканов Константин Константинович/

Kukanov Konstantin Konstantinovich

<https://orcid.org/0000-0002-1123-8271>

Герасименко Александра Евгеньевна/

Gerasimenko Aleksandra Evgen'evna

<https://orcid.org/0009-0002-0876-0197>

Яшкардин Ростислав Владимирович/

Yashkardin Rostislav Vladimirovich

<https://orcid.org/0000-0002-3745-0932>

Гореликова Мария Андреевна/

Gorelikova Mariya Andreevna

<https://orcid.org/0000-0002-8640-4609>

Литература/References

- Svoboda, R. M., Prado, G., Mirsky, R. S., & Rigel D. S. Assessment of clinician accuracy for diagnosing melanoma on the basis of electrical impedance spectroscopy score plus morphology versus lesion morphology alone. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 2019, 80(1):285–287. <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2018.08.048>
- Pedro BG, Marcôndes DWC, Bertemes-Filho P. Analytical Model for Blood Glucose Detection Using Electrical Impedance Spectroscopy. *Sensors*. 2020; 20(23):6928. <https://doi.org/10.3390/s20236928>

3. Crowell LL, Yakisich JS, Aufderheide B, Adams TNG. Electrical Impedance Spectroscopy for Monitoring Chemoresistance of Cancer Cells. *Micromachines*. 2020; 11(9):832. <https://doi.org/10.3390/mi11090832>
4. Khan S, Mahara A, Hyams ES, Schned AR, Halter RJ. Prostate cancer detection using composite impedance metric. *IEEE Transact Med Imaging*. 2016, 35:2513–23. <https://doi.org/10.1109/TMI.2016.2578939>
5. Desai S. P., Coston A., Berlin A. Micro-Electrical Impedance Spectroscopy and Identification of Patient-Derived, Dissociated Tumor Cells. *IEEE Transactions on NanoBioscience*. 2019; 18.3:369–372. <https://doi.org/10.1109/TNB.2019.2920743>.
6. Основы теоретической электротехники: учебное пособие. Бычков Ю. А., Золотницкий В. М., Соловьева Е. Б., Чернышев Э. П., Белянин А. И. СПб: Издательство Лань; 2021. [Osnovy teoreticheskoi elektrotekhniki: uchebnoe posobie. Bychkov Yu. A., Zolotnitskii V. M., Solov'eva E. B., Chernyshev E. P., Belyanin A. I. SPb: Izdatel'stvo Lan'; 2021. (In Russ.)]
7. Вендик И. Б., Вендик О. Г., Козлов Д. С., Мунина И. В., Плескачев В. В., Русаков А. С., Туральчук П. А. Беспроводной мониторинг параметров состояния биологических объектов в микроволновом диапазоне (Обзор). *Журнал технической физики*. 2016, 86(1):3–26. [Vendik I. B., Vendik O. G., Kozlov D. S., Munina I. V., Pleskachev V. V., Rusakov A. S., Tural'chuk P. A. Besprovodnoi monitoring parametrov sostoyaniya biologicheskikh ob'ektov v mikrovolnovom diapazone (Obzor). *Zhurnal tekhnicheskoi fiziki*. 2016, 86(1):3–26 (In Russ.)] EDN: VPSQQN8. Теоретическая электротехника. Шимони К. Под ред. К. М. Поливанова. Москва: Издательство Мир; 1964. [Teoreticheskaya elektrotekhnika. Shimoni K. Pod red. K. M. Polivanova. Moskva: Izdatel'stvo Mir; 1964]
9. Тихомиров А. М. Импеданс биологических тканей и его применение в медицине. М.: РГМУ; 2006, 10.4:34. [Tikhomirov A. M. Impedans biologicheskikh tkanei i ego primenenie v meditsine. M.: RGMU; 2006, 10.4:34 (In Russ.)]
10. Stinstra JG., Hopfenfeld B., MacLeod RS. On the Passive Cardiac Conductivity. *Ann Biomed Eng*. 2005, 33:1743–1751 <https://doi.org/10.1007/s10439-005-7257-7>
11. Carvallo A, Modolo J, Benquet P, Lagarde S, Bartolomei F, Wendling F. Biophysical modeling for brain tissue conductivity estimation using SEEG electrodes. *IEEE Transact Biomed Eng*. 2019, 66:1695–704. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2877931>