



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2024-22-4-68-75>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 618.3-06:004.94

МОДЕЛИРОВАНИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ АПРОБАЦИЯ АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ИМПЕДАНСОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ АМНИОТИЧЕСКОЙ ЖИДКОСТИ

К. Е. МЕШКОВА¹, М. В. ДАВЫДОВ¹, С. В. ПАЦЕЕВ², А. Р. САВЕЙКО¹,
В. В. ПАШКИЛЕВИЧ¹

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
(г. Минск, Республика Беларусь)

²ООО «Клиника «Мерси» (г. Минск, Республика Беларусь)

Поступила в редакцию 26.12.2023

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2024
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2024

Аннотация. Представлено моделирование работы аппаратно-программного комплекса для исследования импедансометрической характеристики биологической жидкости. Импедансометрический параметр подсчитан на заранее промоделированной измерительной ячейке с исследуемыми объектами в программе COMSOL Multiphysics. Микрокувета спроектирована согласно стандарту кюветы Литопласт-Мед Тип А 2,5 мл, используемой в дальнейшем для апробации полученных данных моделирования. Результаты исследования могут применяться для дополнительного предупреждения угроз нормального течения беременности и исходов родов. Полученные параметры моделирования использовались для сравнения с результатами экспериментальной апробации.

Ключевые слова: моделирование, амниотическая жидкость, беременность, патология, относительная диэлектрическая проницаемость, емкость измерительной ячейки, биологическая жидкость, микрокувета.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Моделирование и экспериментальная апробация аппаратно-программного комплекса для определения импедансометрических параметров амниотической жидкости / К. Е. Мешкова [и др.] // Доклады БГУИР. 2024. Т. 22, № 4. С. 68–75. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2024-22-4-68-75>.

MODELING AND EXPERIMENTAL APPROBATION OF A HARDWARE AND SOFTWARE COMPLEX FOR DETERMINING THE IMPEDANCE PARAMETERS OF AN AMNIOTIC FLUID

KARINA E. MESHKOVA¹, MAKSIM V. DAVYDOV¹, SERGEY V. PATSEEV²,
ANNA R. SAVEYKO¹, VALERIA V. PASHKILEVICH¹

¹Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)
²LLC “Mercy “Clinic” (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 26.12.2023

Abstract. Simulation of the operation of a hardware-software complex for studying the impedance-metric characteristics of a biological fluid is presented. The impedance-metric parameter was calculated on a previously simulated measuring cell with the objects under study in the COMSOL Multiphysics program. The microcuvette

is designed according to the standard of the Litoplast-Med Type A 2.5 ml cuvette, which is subsequently used to test the modeling results. The results of the study can be used to further prevent threats to the normal course of pregnancy and birth outcomes. The obtained modeling parameters were used for comparison with the results of experimental testing.

Keywords: modeling, amniotic fluid, pregnancy, pathology, relative permittivity, measuring cell capacity, biological fluid, micro-cuvette.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interests.

For citation. Meshkova K. E., Davydov M. V., Patseev S. V., Saveyko A. R., Paskilevich V. V. (2024) Modeling and Experimental Approbation of a Hardware and Software Complex for Determining the Impedance Parameters of an Amniotic Fluid. *Doklady BGUIR*. 22 (4), 68–75. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2024-22-4-68-75> (in Russian).

Введение

Околоплодные воды (амниотическая жидкость) – уникальная биологическая среда, отражающая функционирование фетоплацентарного комплекса. По своему составу амниотическая жидкость состоит из обычной воды, протеина, аминокислот, минералов, гормонов, мочи ребенка и др. В околоплодных водах в растворенном виде содержатся кислород и углекислый газ, в них имеются все электролиты, которые присутствуют в крови матери и плода. С химической точки зрения околоплодные воды представляют собой коллоидный раствор сложного химического состава [1].

Анализ амниотической жидкости применяется в медицине для установления концентрации биохимических, гормональных, иммунологических, цитологических и генетических показателей. Известны исследования диэлектрических свойств околоплодных вод человека в зависимости от температуры в диапазоне частот 200 МГц–10 ГГц [2]. Операция по забору вод имеет термин «амниоцентез», который в зависимости от места пункции может быть трансабдоминальным или трансвагинальным.

Исследования импедансных свойств биологических тканей и жидкостей проводились для измерения в основном пассивных электрических свойств тканей на низких частотах, таких как удельная электропроводность и относительная диэлектрическая проницаемость [3]. Определялись параметры активной и емкостной составляющих импеданса биологических тканей. Согласно [4], использовали устройство для измерения активной и реактивной составляющих импеданса. Недостатки схемы – большое количество электродов, что повышало затраты на проведение исследований, и погрешности при измерениях в широком диапазоне частот. Была разработана новая схема измерения с двумя электродами и возможностью отдельного измерения составляющих импеданса [5]. Это позволило измерять активную и реактивную составляющие импеданса в широком диапазоне частот и получать значения с высокой степенью точности за счет использования цифрового фильтра. Работу функциональной схемы протестировали на тканях печени крысы. Также были разработаны способы определения импеданса на границе металлический электрод–биологическая жидкость [6]. Однако сферой применения таких способов является медицинская техника для выбора металла и электродных устройств для медицинских исследований.

В статье представлены результаты исследований емкости измерительной ячейки – микроюветы с электродами в воздушной изолированной среде, заполненной биологической жидкостью. Данная емкость рассматривалась как емкость конденсатора плоского вида. Исследуемая биологическая жидкость выступала в роли диэлектрика. Для выполнения экспериментов применялся подход программного моделирования, что позволило получить общее знание о роли состава биологической жидкости на результаты исследований измерительной ячейки. Показатели экспериментальной апробации сравнивали с результатами моделирования и устанавливали зависимость способа родов от значений емкости измерительной ячейки.

Моделирование измерительной ячейки

В преимущественном составе околоплодные воды являются жидким материалом с взвесями твердых биологических объектов. Для проведения экспериментальной апробации околоплодные воды помещали в специальные резервуары для измерения. Ранее, согласно [7], использовалось

сразу два резервуара – микрокуветы из одинакового материала, но разной конструкции. По результатам измерений выбирали наиболее удобную модель микрокуветы с внутренними полостями для размещения электродов.

Для моделирования и создания методики исследования амниотической жидкости требовалось построить микрокуветы, а также модель биологического объекта (амниотической жидкости) в среде разработки. Так как амниотическая жидкость является уникальной биологической средой, то она не присутствует в базе материалов используемых программ для моделирования. Поэтому в экспериментах использовались жидкости и объекты биологического характера, которые в том или ином количестве входят в околоплодные воды (дистиллированная вода, раствор хлорида натрия, кровь). Модель измерительной ячейки создавалась в программном обеспечении COMSOL Multiphysics®, которое позволяет моделировать и совершать экспресс-анализ во всех областях инженерных, производственных и научных исследований. Построение модели включало действия, которые можно разделить на шаги.

Шаг 1. Моделирование микрокуветы, содержащей структурные блоки. Электроды располагались вплотную к стенкам микрокуветы согласно их размерам, и все помещалось в воздушную изолированную среду. Создание микрокуветы происходило в результате прорисовки основных частей – эскизов – с дальнейшим их выдавливанием операцией Boss Extrude в программе SolidWorks. Для корректного построения эскизы определялись заданием размеров, необходимых для прорисовки. На рис. 1 показан образец микрокуветы, смоделированный в программе (размеры – в миллиметрах).

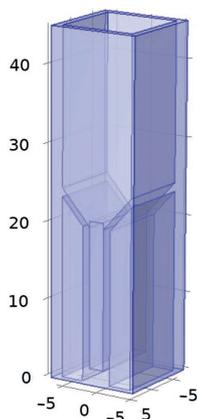


Рис. 1. Модель микрокуветы
Fig. 1. Cuvette models

Электроды моделировались вплотную к стенкам микрокуветы внешним типом расположения по отношению к внутренним стенкам: высота электродов составляла 20,0 мм, длина – 10,0 мм, ширина – 0,5 мм. Расположение электродов изображено на рис. 2.

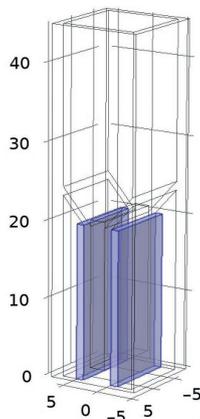


Рис. 2. Модель микрокуветы с электродами
Fig. 2. Cuvette models with electrodes

Модель исследуемых объектов задавалась в виде параллелепипеда высотой 19 мм, длиной 10 мм и шириной 2 мм. Воздушная изолированная среда строилась в виде цилиндра радиусом 20 мм, высотой 50 мм, типом заполнения Solid.

Шаг 2. Задание материала электрода, параметров его относительной диэлектрической проницаемости и удельной электрической проводимости в соответствии с рабочей частотой 100 кГц, которая считается наилучшей по результатам ранее проведенных исследований. Это подтверждается наименьшим положительным разбросом значений тангенса угла, т. е. все значения больше нуля и лежат в близком друг для друга диапазоне. Материалом электрода был выбран стеклотекстолит с параметрами относительной диэлектрической проницаемости и удельной электрической проводимости, указанными в табл. 1.

Таблица 1. Значения относительной диэлектрической проницаемости и удельной электрической проводимости материалов для стеклотекстолита

Table 1. Values of relative dielectric constant and electrical conductivity of materials for fiberglass laminate

Параметр	Стеклотекстолит
Относительная диэлектрическая проницаемость ϵ	4,7
Удельная электрическая проводимость σ , См/м	$5,889 \cdot 10^{-7}$

Исследовались следующие биологические объекты и жидкости: кровь, лёгкие, печень, хлорид натрия, вода. Значения удельной электрической проводимости и относительной диэлектрической проницаемости при частоте 100 кГц [8] для перечисленных объектов представлены в табл. 2.

Таблица 2. Значения удельной электрической проводимости и относительной диэлектрической проницаемости для исследуемых объектов

Table 2. Values of specific electrical conductivity and relative dielectric constant for the objects under study

Параметр	Кровь	Лёгкие	Печень	Хлорид натрия	Вода
Удельная электрическая проводимость σ , См/м	0,703	0,107	0,0846	$2,3 \cdot 10^{-9}$	$2,3 \cdot 10^{-9}$
Относительная диэлектрическая проницаемость ϵ	5120	2580	7500	5,9	84,6

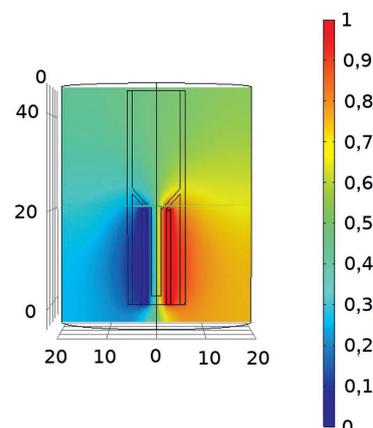
Шаг 3. Выполнялось частотное исследование, задавались параметры для проведения экспериментов. При исследовании значение напряжения источника питания составляло 1 В. Один из электродов служил источником электрического поля, второй – землей. Для экспериментов с частотой 100 кГц добавляли функцию частотной зависимости Frequency Domain.

Шаг 4. Вводили параметр энергии конденсатора как вспомогательный параметр в зависимости от частоты. В программном пакете есть возможность высчитать параметр энергии всей измерительной ячейки. Искомый параметр вычисляли по полученным результатам.

Результаты моделирования

После компиляции программы визуализировался результат распределения и протекания тока, а также напряжения в каждой области. На рис. 3 представлен результат моделирования измерительной ячейки с водой (размеры – в миллиметрах).

Рис. 3. Результат распределения потенциала измерительной ячейки с водой
Fig. 3. The result of the distribution of the potential of the measuring cell with water



После получения скомпилированной работы и вывода результатов энергии измерительной ячейки необходимо оценить емкость [9]. Для этого использовалась формула запаса энергии

$$A = \frac{CU^2}{2}, \quad (1)$$

где A – энергия измерительной ячейки; C – емкость измерительной ячейки с исследуемым объектом; U – разность потенциалов.

Из (1) определяем емкость [8]

$$C = \frac{2A}{U^2}. \quad (2)$$

Рассчитанные значения емкости измерительной ячейки с исследуемым объектом при частоте 100 кГц приведены в табл. 3.

Таблица 3. Значения емкости измерительной ячейки с исследуемым объектом
Table 3. Capacitance values of the measuring cell with the object under study

Частота, кГц	Емкость ячейки, пФ, с объектом				
	Кровь	Лёгкие	Печень	Хлорид натрия	Вода
100	2,328	2,328	2,328	1,103	1,550

Хлорид натрия и вода выступают контрольными жидкостями для сравнения результатов моделирования и апробации. При этом вода – основной компонент состава околоплодных вод. Кровь может присутствовать в амниотической жидкости как в патологии, так и в нормальном состоянии. Показатель емкости системы с кровью – 2,328 пФ, поэтому значения емкости системы с реальными околоплодными водами могут быть в диапазоне от 1,550 до 2,328 пФ. Согласно табл. 3, для трех измерительных ячеек с моделями крови, лёгких и печени значение емкости одинаковое.

Проведение исследований

Для проведения исследований были выполнены предварительная подготовка раствора с околоплодными водами, установка микроюветы с электродами и настройка прибора с целью измерения импедансометрических характеристик. Забор околоплодных вод осуществлялся преимущественно в день проведения исследования или за 12 ч до него. Далее собиралась информация о времени взятия вод, состоянии пациентки и ее диагнозе. Для измерения импедансометрических характеристик использовалась не просто амниотическая жидкость, а раствор околоплодных вод и деионизированной воды, что позволило брать биологический материал в значительно меньшем объеме. Для приготовления раствора использовались объемы деионизированной воды и околоплодных вод соответственно 1,00 и 0,25 мл, которые выбирались согласно необходимому количеству заполненной жидкости микроюветы для получения более точных значений. При смешивании двух жидкостей применялась пробирка Эппендорфа. Electrodes из стеклотекстолита с помощью пайки прикреплялись к монтажному проводу МГТФ (термостойкий монтажный провод с изоляцией из фторопласта) и при проведении исследования фиксировались в полости микроюветы.

Импедансометрические параметры вычислялись с помощью измерительного оборудования МНИПИ Е7-20, которое перед началом работы калибровалось по холостому ходу и короткому замыканию. Калибровка производилась согласно руководству по эксплуатации [10]. Исследования начинали после калибровки прибора. К щупам иммитансометра подключали два электрода, размещенных в полостях заполненной раствором микроюветы. При помощи кнопок на панели управления прибора выставляли частоту 100 кГц, максимальное сопротивление 10 МОм, напряжение смещения 0 В и напряжение измерительного сигнала 1 В. Для записи значений использовалась программа для данной серии иммитансометра с возможностью выполнять все функции стационарного иммитансометра с помощью экрана и кнопок управления. Соединение иммитансометра и персонального компьютера (ноутбука) настраивалось с помощью провода RS232. По разработанному ранее программному обеспечению по считыванию импедансометрических

характеристик производилась автоматическая запись результатов исследований [11]. Затем записанные данные анализировались и строились графики.

Апробация полученных результатов

В исследованиях проводились измерения емкости измерительной ячейки с деионизированной водой, хлоридом натрия и 31 экземпляром околоплодных вод. Первые две жидкости использовались для сравнения значений с результатами моделирования. В процессе экспериментов получены значения емкости измерительной ячейки с водой 1,770 пФ и хлоридом натрия 1,390 пФ. Результаты немного превышают показатели, полученные при моделировании. Данное различие можно объяснить проведением исследований в не идеальной воздушной среде и погрешностью прибора для измерения.

Околоплодные воды отличаются по внешнему виду, вязкости, времени взятия, способу родов (естественный/кесарево сечение). С целью наглядного представления результатов исследований на рис. 4 построен график емкости измерительной ячейки с околоплодными водами при естественном способе родов и кесаревом сечении. Для построения графика посчитано количество вод с необходимым признаком; вычислены среднее значение, стандартное отклонение, минимум, максимум, квартиль 1, квартиль 3, медиана. Для нижнего контура высчитана разность медианы и квартиля 1, для верхнего – разность квартиля 3 и медианы. Чтобы узнать точность результатов, определяли верхний и нижний пороги погрешности. Желтой точкой на рис. 4 обозначены средние значения для каждого способа получения околоплодных вод.

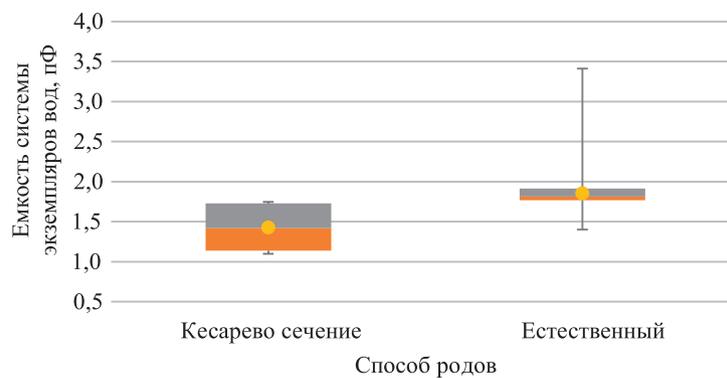


Рис. 4. Результат апробации полученных показателей
Fig. 4. The result of testing the obtained indicators

Согласно рис. 4, видна разница в показателях емкости измерительной ячейки при водах, полученных при кесаревом сечении и естественных родах: диапазон емкости для естественного процесса родов – 1,769–1,913 пФ, для кесарева сечения – 1,137–1,728 пФ. Пересечение значений, полученных при кесаревом сечении и естественных родах, минимальное для некоторых экземпляров вод. Основные же диапазоны не пересекаются.

Заключение

1. Проведено исследование по получению импедансометрических характеристик околоплодных вод в электрическом поле. Построена модель измерительной ячейки. Модель состоит из эскизов микрокуветы с полостями для электродов, электродов из стеклотекстолита, различных жидкостей и объектов и воздушной изолированной среды. Проведен программный расчет энергии измерительной ячейки с исследуемыми объектами и высчитаны значения емкости ячейки для каждого объекта при частоте 100 кГц.

2. Анализ значений емкости измерительной ячейки для контрольных жидкостей (вода и хлорид натрия) показал небольшое отличие в результатах моделирования и экспериментальной апробации. Это объясняется погрешностью при проведении исследований и прибора.

3. Согласно результатам программы и вычисленному параметру, емкость измерительной ячейки для моделей околоплодных вод и вод, полученных при естественных родах, лежит в од-

ном диапазоне. Отсюда можно судить о некоторой степени зависимости способа родов и значений емкости измерительной ячейки с околоплодными водами: чем меньше значение емкости измерительной ячейки, тем более вероятно кесарево сечение, и наоборот.

Список литературы

1. Мочалова, М. Н. Роль состава околоплодных вод в структуре перинатальной патологии / М. Н. Мочалова, В. А. Мудров, А. А. Мудров // Журнал акушерства и женских болезней. 2019. Т. 68, № 2. С. 95–108. DOI: 10.17816/JOWD68295-108.
2. Dielectric Properties of Human Placenta, Umbilical Cord and Amniotic Fluid / A. Peyman [et al.] // *Physics in Medicine and Biology*. 2011. No 56. P. 93–98. DOI: 10.1088/0031-9155/56/7/N01.
3. Ибрагимов, Р. Ш. Исследование пассивных электрических свойств биологических тканей на низких частотах / Р. Ш. Ибрагимов. Красноярск: Ин-т биофиз. Сиб. отд. Рос. акад. наук, 1992.
4. Устройство для измерения активной и емкостной составляющих импеданса биологических тканей: пат. 2196504 Рос. Федерации, МПК А 61 В 5/053 / А. В. Ефремов, Р. Р. Ибрагимов, Р. А. Манвелиадзе, В. Т. Леонтьев, К. Г. Булатецкий, Г. Г. Колонда, Е. В. Тарасов, Р. Ш. Ибрагимов; Новосибир. гос. мед. акад., № 2000117324/14. Заявл. 28.06.2000. Оpubл. 20.01.2003.
5. Устройство для измерения импеданса биологических тканей: пат. 2366360 Рос. Федерации, МПК Ф61И 5/053 / С. А. Образцов, С. Д. Леонов, Ю. В. Троицкий, Г. Н. Федоров; Смоленск. гос. мед. ун-т, № 2008110270/14. Заявл. 17.03.2008. Оpubл. 10.09.2009. Бюл. № 25.
6. Способ определения импеданса границы раздела металлический электрод-биологическая жидкость: пат. 2408875 Рос. Федерации, МПК G01N 27/07 / Р. Р. Ибрагимов, Е. П. Ромашкина, А. В. Марченко, Р. Ш. Ибрагимов; Новосибир. гос. мед. ун-т, № 2009126323/28. Заявл. 08.07.2009. Оpubл. 10.01.2011. Бюл. № 1.
7. Программная модель системы для анализа импедансометрических характеристик биологических жидкостей / К. Е. Мешкова [и др.] // *Медэлектроника–2022. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии: сб. науч. ст. XIII Междунар. науч.-техн. конф., г. Минск, 8–9 декабря 2022 г.* Минск: Белор. гос. ун-т информ. и радиоэлек., 2022. С. 93–97.
8. Dielectric Properties [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>. Дата доступа: 11.08.2023.
9. Ренне, В. Т. Электрические конденсаторы / В. Т. Ренне. Л.: Изд-во «Энергия», Ленингр. отд-е, 1969.
10. Измеритель иммитанса E7-20 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.mnipi.ru/products.php?group=6&device=0>. Дата доступа: 07.05.2023.
11. Мешкова, К. Е. Программное обеспечение для чтения данных / К. Е. Мешкова // *Электронные системы и технологии: сб. матер. 59-й Науч. конф. аспирантов и студ. БГУИР, г. Минск, 17–21 апреля 2023 г.* Минск: Белор. гос. ун-т информ. и радиоэлек., 2023. С. 1168–1170.

References

1. Mochalova M. N., Mudrov V. A., Mudrov A. A. (2019) The Role of Amniotic Fluid Composition in the Structure of Perinatal Pathology. *Journal of Obstetrics and Women's Diseases*. 68 (2), 95–108. DOI: 10.17816/JOWD68295-108 (in Russian).
2. Peyman A., Gabriel C., Benedickter H. R., Fronlich J. (2011) Dielectric Properties of Human Placenta, Umbilical Cord and Amniotic Fluid. *Physics in Medicine and Biology*. (56), 93–98. DOI: 10.1088/0031-9155/56/7/N01.
3. Ibragimov R. S. (1992) *Investigation of Passive Electrical Properties of Biological Tissues at Low Frequencies*. Krasnoyarsk, Institute of Biophysics, Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences (in Russian).
4. Efremov A. V., Ibragimov R. R., Manveliadze R. A., Leontiev V. T., Bulatetsky K. G., Kolonda G. G., et al. (2003) Device for Measuring the Active and Capacitive Components of the Impedance of Biological Tissues. *Patent 2196504 Ros. Federation, IPC A 61 B 5/053. Novosibirsk State Medical Academy, No 2000117324/14. Stated 28.06.2000. Publ. 20.01.2003 (in Russian).*
5. Obraztsov S. A., Leonov S. D., Troitskiy Yu. V., Fedorov G. N. (2009) Device for Measuring the Impedance of Biological Tissues. *Patent 2366360 Ros. Federation, IPC F61I 5/053. Smolensk State Medical University, No 2008110270/14. Stated 17.03.2008. Publ. 10.09.2009. Bull. No 25 (in Russian).*
6. Ibragimov R. R., Romashkina E. P., Marchenko A. V., Ibragimov R. S. (2011) Method for Determining the Impedance of the Interface Between a Metal Electrode and a Biological Liquid. *Patent 2408875 Ros. Federation, IPC G01N 27/07. Novosibirsk State Medical University, No 2009126323/28. Stated 08.07.2009. Publ. 10.01.2011. Bull. No 1 (in Russian).*

7. Meshkova K. E., Patseev S. V., Davydov M. V., Saveyko A. R., Pashkilevich V. V. (2022) A Software Model of a System for Analyzing the Impedance Characteristics of Biological Fluids. *Medelectronics–2022. Medical Electronics and New Medical Technologies, Collection of Scientific Articles of the XIII International Scientific and Technical Conference, Minsk, Dec. 8–9*. Minsk, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. 93–97 (in Russian).
8. Dielectric Properties. Available: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties> (Accessed 11 August 2023).
9. Renne V. T. (1969) *Electric Capacitors*. Leningrad, Publishing House “Energia”, Leningrad Branch (in Russian).
10. *Immitance Meter E7-20*. Available: <https://www.mnipi.ru/products.php?group=6&device=0> (Accessed 7 May 2023). (in Russian).
11. Meshkova K. E. (2023) Software for Reading Data. *Electronic Systems and Technologies, Collection of Materials of the 59th Scientific Conference of Postgraduates, Undergraduates and Students of BSUIR, Minsk, April 17–21*. Minsk, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. 1168–1170 (in Russian).

Вклад авторов

Мешкова К. Е. разработала модели кювет, вычислила импедансометрическую характеристику биологических объектов и жидкостей, сформулировала результаты моделирования.

Давыдов М. В. курировал работу, анализировал результаты моделирования.

Пацев С. В. сформулировал ключевые цели и задачи моделирования, консультировал в области медицины.

Савейко А. Р., Пашкилевич В. В. помогли в разработке моделей для исследования в программе COMSOL Multiphysics®.

Authors' contribution

Meshkova K. E. developed cuvette models, calculated the impedance metric characteristic of biological objects and liquids, formulated the simulation results.

Davydov M. V. supervised the work, analyzed the simulation results.

Patseev S. V. formulated the key goals and objectives of modeling, advised in the field of medicine.

Saveyko A. R., Pashkevich V.V. helped in the development of models for research in the COMSOL Multiphysics® program.

Сведения об авторах

Мешкова К. Е., магистрант факультета компьютерного проектирования, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (БГУИР)

Давыдов М. В., канд. техн. наук, доц., первый проректор БГУИР

Пацев С. В., врач, ООО «Клиника «Мерси»

Савейко А. Р., студ., БГУИР

Пашкилевич В. В., студ., БГУИР

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 44 742-00-05
E-mail: davydov-mv@bsuir.by
Давыдов Максим Викторович

Information about the authors

Meshkova K. E., Master's Student at the Faculty of Computer Design, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (BSUIR)

Davydov M. V., Cand. of Sci., Associate Professor, First Vice-Rector of the BSUIR

Patseev S. V., Doctor, LLC “Mercy “Clinic”

Saveyko A. R., Student, BSUIR

Pashkevich V. V., Student, BSUIR

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovki St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: +375 44 742-00-05
E-mail: davydov-mv@bsuir.by
Davydov Maksim Viktorovich