

УДК 618.3 – 06:004.94

ПРОГРАММНАЯ МОДЕЛЬ СИСТЕМЫ ДЛЯ АНАЛИЗА ИМПЕДАНСОМЕТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ

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

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

²Учреждение Здравоохранения 1-ая городская клиническая больница
(г. Минск, Республика Беларусь)

Аннотация. В данной работе смоделирована система для анализа характеристик и проведено программное вычисление характеристик в COMSOL Multiphysics с помощью дополнительных построений в SolidWorks. Анализ системы проводился на основе биологических жидкостей и контрольных жидкостей, которые являются идеальным объектом для сравнения программной модели с экспериментальной апробацией амниотической жидкости. Импедансометрические характеристики подсчитывались программой на заранее помещенной системе в электрическое поле с изменяющимся диапазоном частот. При вычислении выявлена зависимость импедансометрических параметров от частоты в малой степени и зависимость параметров от используемых микрокувет и электродов. Данная программная модель служит прототипом в создании методики исследования параметров или характеристик для проведения исследований на реальных биологических жидкостях и дальнейшего их анализа.

Ключевые слова: импедансометрические характеристики, биологическая жидкость, микрокувета, система, электрическое поле, электропроводность, относительная диэлектрическая проницаемость, энергия системы, емкость системы.

A SOFTWARE MODEL OF THE SYSTEM FOR ANALYZING IMPEDANCE- METRIC CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL FLUIDS

KARINA E. MESHKOVA², SERGEY V. PATSEEV², MAKSIM V. DAVYDOV¹,
ANNA R. SAVEYKO¹, VALERIA V. PASHKILEVICH¹

¹Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics
(Minsk, Republic of Belarus)

²Health Care Institution 1st City Clinical Hospital
(Minsk, Republic of Belarus)

Abstract. In this work, the system was modeled for characterization analysis and a software characterization calculation was performed in COMSOL Multiphysics with additional constructions in SolidWorks. The system analysis was performed using biological fluids and control fluids, which are ideal objects for comparing the software model with experimental testing of amniotic fluid. Impedansometric characteristics were calculated by the program on the system placed beforehand in an electric field with a varying range of frequencies. The calculation revealed the dependence of impedansometric parameters on frequency to a small degree and the dependence of parameters on the used microcuvettes and electrodes. This software model serves as a prototype in creating a methodology for the study of parameters or characteristics for research on real biological fluids and their further analysis.

Keywords: impedance-metric characteristics, biological fluid, microcuvette, system, electric field, conductivity, relative permittivity, system energy, system capacitance.

Введение

Ведение перинатального периода у женщин сопровождается контролем биохимических показателей для благополучного вынашивания и рождения здорового ребенка. Нередко данный период сопровождается нарушением его естественного течения, что приводит к патологическому состоянию пациентки. Патологическое состояние приводит к маловодию, преэклампсии, эклампсии, дистрессе плода, плацентарной недостаточности и другого. Дистресс плода можно увидеть при кардиотокографии, а также в изменениях кислотно-основного состояния пуповинной крови [1]. Маловодие устанавливается на основании данных опрошенной пациентки и осмотра гинеколога со сдачей анализа мочи, крови. Окончательное подтверждение возможно благодаря УЗИ. Плацентарная недостаточность в свое время отождествляют с синдромом задержки роста плода, который является конечным результатом сложных изменений [2].

Выше перечисленные методы являются доступными и широко применимыми в здравоохранении, но сбор информации может занять продолжительный период, что делает их недостаточно быстрыми. Разработка программной модели по вычислению импедансометрических характеристик упростит в дальнейшем постановления диагнозов в период беременности.

Цель работы – разработка модели в программном комплексе для анализа импедансометрических характеристик биологических жидкостей и определение зависимости характеристик от частоты в постоянном электрическом поле.

Моделирование

Анализ импедансометрических характеристик биологических жидкостей производится на основе моделирования протекающих процессов в жидкостях при нахождении их в электрическом поле и дальнейшего подсчета емкости системы. Система включается в себя рассматриваемый биологический объект в микрокювете и электроды, для создания электрического поля.

В работе использованы 2 микрокюветы с отличным внутренним строением, но одинаковым материалом: поливинилхлорид. Для удобства введем обозначения микрокювет цифрами: микрокювета на 4 мл – микрокювета №1, микрокювета на 2,5 мл со штативом – микрокювета №2. Параметры для моделирования микрокювет представлены в таблице 1. Под углом понимается наклон стенки штатива к стенке микрокюветы №2.

Таблица 1. Параметры микрокювет для биологических жидкостей

Микрокювета №	Параметры						
	Высота, мм	Длина, мм	Ширина, мм	Толщина, мм	Высота штатива, мм	Ширина штатива, мм	Угол, °
1	45	12	12	1	–	–	–
2	45	12	12	1	20	4	45

Микрокювета №1 смоделирована в программе САПР SOLIDWORKS, микрокювета №2 в программе COMSOL Multiphysics®. В роли материала использован поливинилхлорид. Данный материал и параметры микрокювет созданы на основе существующих и применяющихся на практике кювет Литопласт-Мед Тип А 2,5/4,0 мл.

Электроды имеют параметры: толщина 0,5 мм, высота 20 мм и материал алюминий ($\sigma = 37 \cdot 10^6$ См/м, $E = 5$) или стеклотекстолит ($\sigma = 4,7$ См/м; $E = 5,889 \cdot 10^{-7}$). Алюминий использовался в микрокювете №1, стеклотекстолит для микрокюветы №2. Электроды крепились к стенкам микрокювет разными способами: внешнее крепление электродов к двум противоположным стенкам (металлизированная пластина стеклотекстолита ближе к жидкости); применительно к микрокювете №1 один электрод внутри микрокюветы, другой снаружи; фиксирование электродов в отверстие между микрокюветой и штативом для микрокюветы №2.

Программная модель системы проводится с целью создания упрощенной модели и анализа характеристик. Для возможности применения данной системы в проведении исследований необходимо рассматривать не только идеальные биологические жидкости, но и

контрольные. Данное позволит сопоставить полученные результаты и сделать вывод о факте применимости данного измерения в реальных условиях. В работе контрольными жидкостями являлись: дистиллированная вода, хлорид натрия и воздух. За исследуемый объект в работе взяли упрощенную версию околоплодных вод с различным содержанием крови, белков, воды. Параметры: электрическая электропроводность и относительная диэлектрическая проницаемость различных околоплодных вод и контрольных жидкостей приведены в таблице 2.

Таблица 2. Параметры электрической электропроводности и относительной диэлектрической проницаемости для биологических жидкостей

Параметр	Воды №1	Воды №2	Воды №3	Хлорид натрия	Вода	Воздух
Удельная электрическая проводимость σ , См/м	0,8221	0,6027	0,1866	$2,3 \cdot 10^{-9}$	$2,3 \cdot 10^{-9}$	0
Относительная диэлектрическая проницаемость, ϵ	3026,3	1433,3	1535,7	5,9	84,6	1

Для создания реальных условий проведения эксперимента, исследуемая система помещена в ограниченную область воздуха. В программе создана среда в форме цилиндра с радиусом 20 мм и высотой 50 мм.

В работе использован интерфейс электрических токов для вычисления распределений электрического поля, тока и потенциала в проводящих средах в условиях, когда индуктивные эффекты незначительны; то есть, когда глубина поверхности намного больше, чем у исследуемого устройства. При использовании интерфейса один электрод является источником с напряжением 1 В, а второй землей. Действие поля на исследуемую систему с околоплодными водами № 1 для частоты 1 МГц микроюветы №1 при внешнем расположении электродов и микроюветы №2 приведено на рисунке 1. Программная модель исследована в электрическом поле с частотой 1 кГц, 100 кГц и 1 МГц.

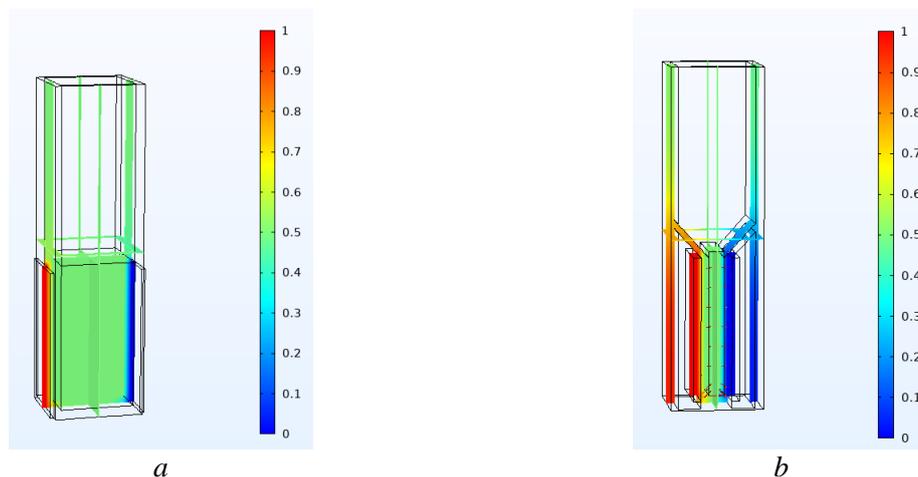


Рис. 1. Действие поля на Воды № 1 для частоты 1 МГц: *a* – микроювета №1; *b* – микроювета №2

Система, состоящая из резервуара, биологической жидкости и электродов по своей конфигурации напоминает конденсатор плоского типа. Электроды являются обкладками конденсатора, а биологическая жидкость и микроювета – диэлектриком. Диэлектриком для микроюветы № 2 является и воздух, который находится между электродом и микроюветой. Для микроюветы №2 распространение электрического поля больше, чем для таких же

параметров поля микроюветы №1. Данное объясняется зависимостью емкости системы от толщины диэлектрика: емкость обратно пропорциональна расстоянию между обкладками.

Результаты характеристик

В качестве рассматриваемых импедансометрических характеристик рассмотрена зависимость показателя энергии системы и емкости системы от частоты. Энергия системы высчитана программным модулем в момент моделирования процессов протекания токов. Для расчета емкости использована формула [3]:

$$F = \frac{2 \cdot J}{V^2}, \quad (1)$$

где F — электрическая емкость, Ф;

J — энергия, работа, Дж;

V — напряжение, В.

Результаты параметров приведены в таблице 3, согласно полученными программой параметрами и высчитанными параметрами по формуле (1).

Таблица 3. Емкость системы и энергия в электрическом поле для частот 1 кГц, 100 кГц, 1 МГц

Емкость, пкФ						
Частота, кГц	Микроювета №1 смешенное соединение					
	Воды №1	Воды №2	Воздух	Воды №3	Вода	Хлорид натрия
1	0,7674	0,7647	0,0736	0,0767	0,5648	0,0077
100	0,7674	0,7647	0,0736	0,0767	0,5648	0,0077
1000	0,7647	0,7647	0,0736	0,0767	0,5648	0,0077
Микроювета №1 внешнее соединение						
1	1,5460	1,5460	0,2707	1,5460	1,3100	0,2845
100	1,5460	1,5460	0,2707	1,5460	1,3100	0,2845
1000	1,5457	1,5457	0,2707	1,5457	1,3100	0,2845
Микроювета №2						
1	1,6004	1,6004	0,6822	1,6004	1,5495	0,7203
100	1,6004	1,6004	0,6820	1,6004	1,5495	0,7203
1000	1,5999	1,6004	0,6820	1,6004	1,5495	0,7203
Энергия системы, пкДж						
Частота, кГц	Микроювета №1 смешенное соединение					
	Воды №1	Воды №2	Воздух	Воды №3	Вода	Хлорид натрия
1	0,3837	0,3837	0,0368	0,3837	0,2823	0,0388
100	0,3837	0,3837	0,0368	0,3837	0,2823	0,0388
1000	0,3823	0,3835	0,0368	0,3823	0,2823	0,0388
Микроювета №1 внешнее соединение						
1	0,7730	0,7730	0,1353	0,7730	0,6550	0,1422
100	0,7730	0,7730	0,1353	0,7730	0,6550	0,1422
1000	0,7716	0,7728	0,1353	0,7728	0,6550	0,1422
Микроювета №2						
1	0,8002	0,8002	0,3410	0,8002	0,7474	0,3602
100	0,8002	0,8002	0,3410	0,8002	0,7474	0,3602
1000	0,7999	0,8002	0,3410	0,8002	0,7474	0,3602

Исходя из анализа табл. 3 сделан вывод о малой зависимости параметров от частоты электрического поля. Данное полностью совпадает с теорией, где емкость конденсатора зависит от его типа и параметров: площади обкладок, расстояния между ними, диэлектрической проницаемости диэлектрика. Показатель диэлектрической проницаемости в программе для моделирования задавался различным и самое большое значение зафиксировано у биологической жидкости Воды №1. Емкость и энергия этого типа биологической жидкости

сравнительно больше, чем у иных жидкостей, рассматриваемых в работе. Данное справедливо и в обратном случае с малым показателем E как у обычной дистиллированной воды.

Заключение

В данной работе создана модель системы с биологическими жидкостями для анализа импедансометрических характеристик. Моделирование проводилось в электрическом поле с напряжением 1 В и изменяющейся частотой 1 кГц, 100 кГц, 1 МГц. Измерялась емкость и энергия системы микроюветы и биологического объекта. Согласно показателям емкости и энергии системы для контрольных жидкостей и идеальных моделей околоплодных вод сделаны некоторые выводы: 1) при различных параметрах удельной электрической проводимости и относительной диэлектрической проницаемости для трех типов амниотической жидкости показатели для Воды №1 и №2 одинаковые, а для Воды №3 меньше в несколько раз; 2) показатели воздуха всегда при данных частотах меньше показателей воды; 3) показатели от частоты меняются в малой степени и в большей части между 1 МГц и 1 кГц или 100 кГц.

Данная работа внедрена на практике для разработки методики дополнительного метода отслеживания течения беременности и определения наилучших исходов родов.

Список литературы

1. Мельников Е.В., Малолеткина О.Л., Шилкина Е.В. Биохимические параметры околоплодных вод при дистрессе плода в родах. Журнал акушерства и женских болезней. 2016;Том LXV(5):33-40. DOI: 10.17816/JOWD65533-40.
2. Тактика ведения беременности при плацентарной недостаточности инфекционного генеза: пат.2 517 374 Рос. Федерация: МПК А 61 В 5/0444/ Макаров О.В., Волкова Е.В., Копылова Ю.В., Лысюк Е.Ю, Кибардин А.В.; заявитель и патентообладатель Закрытое акционерное общество. - №2013114724/14; заявл. 02.04.2013; опубл. 27.05.2014.
3. Ренне В.Т. Электрические конденсаторы / В.Т. Ренне. – Ленинград: Энергия Ленинградское отделение, 1969. – 594 с.