

РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКИХ СЕНСОРНЫХ СИСТЕМ В ПУЛЬМОНОЛОГИИ НА ОСНОВЕ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА

© 2022 г. В.Ю. Мишланов*, #, А.Л. Зуев**, ***, Я.В. Мишланов****

*Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера МЗ РФ,
Петропавловская ул., 26, Пермь, 614990, Россия

**Институт механики сплошных сред УрО РАН – филиал Пермского федерального исследовательского центра
УрО РАН, ул. Академика Королева, 1, Пермь, 614013, Россия

***Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
Комсомольский просп., 29, Пермь, 614013, Россия

****Пермский государственный национальный исследовательский университет,
ул. Букирева, 15, Пермь, 614990, Россия

#E-mail: permmed@hotmail.com

Поступила в редакцию 11.08.2022 г.

После доработки 07.09.2022 г.

Принята к публикации 14.09.2022 г.

С целью экспериментального подтверждения зависимости биоэлектрического импеданса от скорости потока заряженных аэрозольных частиц и состава бронхиального секрета в мелких дыхательных путях изучен электрический импеданс аэрозоля 0.9%-го раствора NaCl в полиэтиленовых трубках различного диаметра. Также изучен электрический импеданс в цилиндрических камерах различного диаметра и объема, заполненных 0.9%-м раствором NaCl или раствором желатина. Исследования выполнены на частотах переменного электрического тока от 20 Гц до 150 кГц. Показано, что электрический ток не регистрируется в случае отсутствия потока аэрозольных частиц, а импеданс снижается при увеличении скорости потока. Модуль импеданса и фазовый угол электрического импеданса имеют выраженную зависимость от состава токопроводящей среды, модуль импеданса увеличивается в среде раствора желатина, при уменьшении диаметра проводника электрического тока и снижается при увеличении частоты зондирующего переменного тока. Таким образом, получено подтверждение гипотезы о влиянии скорости движения соленого аэрозоля и состава бронхиального секрета на результаты измерения электрического импеданса.

Ключевые слова: биоэлектрический импеданс, электроимпедансная спирометрия, аэрозоль, биологические жидкости, экспериментальное исследование.

DOI: 10.31857/S0006302922060229, EDN: LMEPMW

СЕНСОРЫ В СОВРЕМЕННОЙ МЕДИЦИНЕ

Роль сенсорных систем в развитии средств электронной медицины. Вопросы разработки и клинического применения сенсоров являются сегодня активно обсуждаемой темой, способной в перспективе изменить основы современной диагностики и удаленного мониторинга больных. Сенсоры улавливают биологические сигналы физической, химической природы, а также функционального, т.е. физиологического или патофизиологического происхождения [1, 2]. Однако один сигнал не имеет большого клинического значения, даже если он отличается от нормы. Наличие такого сигнала можно сравнить только с фактором риска развития заболевания с определенной клинической значимостью. Клиническая

медицина нуждается в многочисленных исследованиях, чтобы ответить на вопросы, для какой группы больных или здоровых лиц предназначен конкретный биосенсор, какие клинические задачи он решает?

Биосенсорный сигнал не может иметь значения вне связи с другими признаками заболевания. Как любой объективный симптом (признак болезни), он должен быть связан с другими субъективными или объективными данными. Например, в системе синдромной диагностики – с другими признаками, указывающими на тот же механизм развития заболевания [3]. Следовательно, биосенсорный сигнал объединяется или с другими сенсорами, или с ответами пациента на интерактивные вопросы анкеты, что в совокупности

позволяет развивать новые методы предварительной диагностики и удаленного мониторинга пациентов. Среди различных методов регистрации биологических сигналов большое внимание заслуживает метод измерения биоэлектрического импеданса.

Электроимпедансные сенсоры оценки гемодинамики. Физической основой применения методов измерения электрического импеданса в кардиологии является наличие сосудов, содержащих биологические жидкости (кровь, лимфа и др.), выполняющих роль проводников электрического тока. В этой ситуации величина электрического импеданса преимущественно определяется активным сопротивлением, следовательно, диаметром кровеносного сосуда. Измерение электрического импеданса тела пациента следует производить вдоль сосуда – проводника электрического тока, но эта очевидная истина иногда нуждается в уточнении для практического врача, который должен наложить правильно электроды на тело пациента. Изменение диаметра сосуда под влиянием пульсовой волны приводит к изменению электрического импеданса при одинаковой длине измеряемого участка. Представленная теория полностью подходит для применения метода грудной тетраполярной реографии, предложенного для определения ударного объема крови и связанных с ним показателей сердечной деятельности [4, 5]. Неточность метода заключается в разных представлениях о путях распространения электрического тока, т.к. в грудной клетке существует несколько параллельных сосудов, изменяющих свой диаметр: аорта, другие артерии, вены и даже – камеры сердца. Точность измерения становится значительно выше, если электроды наложить непосредственно на сосуд, подлежащий исследованию или на близко расположенные проекционные точки в направлении этого сосуда [6]. В 2016–2019 гг. нами были проведены экспериментальные исследования и численные расчеты, продемонстрировавшие зависимость величины электрического импеданса от объема жидкости в камере с переменным диаметром, скорости потока жидкости в трубке, а также температуры и ионного состава электролита [7]. Построены математические модели, описывающие изменение объема жидкости в соответствии с изменением электрического импеданса [8, 9]. Кроме этого, были составлены эквивалентные электрические цепи, позволяющие производить расчет объема биологической жидкости в соответствии с величинами омического и емкостного сопротивления в цепи. При этом переменное емкостное сопротивление часто играет на практике роль неизменной переменной величины, что снижает точность метода и обусловлено влиянием кожных покровов, температуры, состава биологических тканей, в том числе присутствием элементов грубой во-

локнистой соединительной ткани. Эти помехи были минимальными при увеличении частоты зондирующего переменного электрического тока. Результатом исследований стала разработка нового метода измерения конечного диастолического объема левого желудочка, среднего давления в легочной артерии и фракции выброса левого желудочка методом высокочастотной электроимпедансной кардиометрии [10], а также метода ранней диагностики левожелудочковой недостаточности [11].

Биосенсоры оценки вентиляционной функции. Вентиляционная функция органов дыхания человека ассоциируется, в первую очередь, с насыщением организма кислородом, элиминацией углекислого газа. Но в деталях этот процесс делится на собственно вентиляционные механизмы – обмен газами между внешней средой и альвеолами посредством дыхательных путей, и диффузию газов через альвеолярно-капиллярную мембрану. Вентиляция – это движение воздушной смеси через дыхательные пути. Этот процесс характеризуется скоростью, объемами, сопротивлением и давлением. Основными методами клинической оценки этих параметров являются спирометрия и бодиплетизмография. В 2011 г. был предложен метод электроимпедансной спирометрии [12]. В основе метода лежит биполярная регистрация электрического импеданса между электродом, расположенным в мундштуке ингалятора, и вторым электродом, расположенным на грудной клетке пациента. Измерение проводят во время ингаляции 0.9%-го раствора хлорида натрия. Научному обсуждению подлежат две теории распространения электрического тока по дыхательным путям. Первая указывает на влияние скорости потока аэрозольных частиц хлорида натрия, а вторая – на изменения биохимического состава слизи, покрывающей слизистую дыхательных путей.

Биологические ткани и жидкости имеют различные электрические свойства, в том числе различную электропроводность. Электрический импеданс тканей и жидкостей складывается из элементов активного и реактивного сопротивления, что позволяет различать биохимические субстанции и ткани, а также регистрировать тканевые компартменты, разделенные тканями с высоким удельным сопротивлением (грубая волокнистая соединительная ткань). В случае применения электроимпедансной спирометрии можно выделить два главных компонента, влияющих на электрический импеданс: поток аэрозольных заряженных частиц и слизь, покрывающую эпителий дыхательных путей. Состав слизи меняется в зависимости от нозологической формы заболевания. Слизь состоит из двух компонентов: гель – продукт подслизистых бронхиальных желез, содержащий гликопротеины, пептиды, иммуноглобулины, биологически активные вещества, а так-

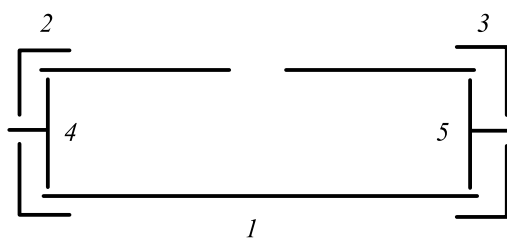


Рис. 1. Схема измерительной камеры: 1 – измерительная камера, 2 и 3 – колпачки, 4 и 5 – электроды.

же золь – жидкий продукт бокаловидных клеток слизистой оболочки бронхов, преимущественно содержащий растворы солей (ионы). Известно, что бронхообструктивные заболевания сопровождаются изменением состава бронхиального секрета с увеличением доли продуктов подслизистых бронхиальных желез, содержащих муцины и воспалительные белки. Особенно вязкий, часто стекловидный, иногда в виде слепков бронхов секрет характерен для бронхиальной астмы. Его состав определяется продуктами воспалительных клеток, включая эозинофилы, продуцирующие эозинофильный катионный белок, большой основной белок, эозинофильную пероксидазу, эозинофильный белок X, другие ферменты и пептиды. В этой связи нужно помнить, что именно для больных бронхиальной астмой установлены особенно высокие показатели электрического импеданса в результате применения метода электроимпедансной спирометрии [13].

Целью исследования явилось экспериментальное подтверждение теоретических положений применения электроимпедансной спирометрии в диагностике и мониторинге респираторных заболеваний, зависимости биоэлектрического импеданса от скорости потока заряженных аэрозольных частиц и состава бронхиального секрета в мелких дыхательных путях.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Оценка аэродинамики. Изучение аэродинамических факторов выполнялось в полиэтиленовых трубках длиной 7 см и диаметром 2 и 1 см. Такие параметры были выбраны с условием имитации движения аэрозоля в мундштуке ингалятора между установленным в нем электродом и слизистой оболочкой дыхательных путей. Изучали электропроводность аэрозоля 0.9%-го раствора натрия хлорида, который двигался в трубках с различной скоростью. Для создания аэрозоля и заполнения камер применяли небулайзерные ультразвуковые ингаляторы V.Well WN-116 U и «Муссон-3». Производительность распыления ингалятора V.Well WN-116 U составляла 0.5 мл/мин, средний размер аэрозольных частиц – 3.8 мкм. Ингалятор

«Муссон-3» имел сопоставимую производительность – 0.4 мл/мин, но аэрозоль отличался по размеру аэрозольных частиц: 10% имели размер до 100 мкм, 90% – менее 10 мкм. Сравнивали два режима заполнения исследуемой трубки: нагнетание аэрозоля в наглухо закрытое пространство (режим 1) и прокачивание аэрозоля через полую трубку (режим 2). Электроды размером 8 × 20 мм, изготовленные из технической стали, располагали в одной плоскости внутри полиэтиленовых трубок на расстоянии 3, 30 и 50 мм друг от друга.

Измерение электрического импеданса выполняли с помощью программно-аппаратного комплекса «БИА-лаб Спиро», состоящего из измерительного блока (генератора переменного электрического тока и регистрирующего устройства, представленного звуковой картой нетбука Acer Aspire One D257, моста Уитстона и электродов). Программно-аппаратный комплекс управляется в автоматическом режиме программой для ЭВМ «БИА-лаб» (Свидетельство Роспатента № 2011611135). Измерительный модуль был тестирован на стандартных сопротивлениях и эталонах емкостного сопротивления в диапазонах от 2 до 100 кОм и от 2 пФ до 1 мкФ. Максимальная сила тока 0.41 мА, максимальное напряжение 0.38 В.

Исследование влияния состава биологических жидкостей на результаты электроимпедансного анализа. Для приготовления биологических жидкостей использованы 0.9%-й раствор хлорида натрия для инфузий в стеклянных банках по 400 мл (ОАО «Красфарма», Россия) и желатин пищевой (соответствие ТУ 9219-03-51021647-11; ООО «Промагротехника», Россия).

Были приготовлены следующие биологические жидкости, отражающие по физическим, химическим и биологическим свойствам два компонента бронхиального секрета (золь и гель): физиологический раствор хлорида натрия и раствор желатина пищевого в физиологическом растворе хлорида натрия (10 г/100 мл).

Для измерения электрического импеданса сконструирована камера (рис. 1), состоящая из фторопластового корпуса и электродов из нержавеющей стали; объем камеры составил 38.151 см³.

Как следует из рис. 1, измерительная камера, состоящая из фторопластовой трубки (1), имеет фторопластовые колпачки, которые надеты на ее оба конца с целью герметизации (2 и 3) с смонтированными электродами из электротехнической стали (4 и 5), плоская поверхность которых с внутренней стороны трубки закрывает ее с торца и служит электродом. В средней части фторопластовой трубки сделано отверстие для заполнения трубки, которое в момент проведения эксперимента герметично закрывалось.

Вторая камера аналогичного устройства имела меньший диаметр — 10 мм и соответственно меньший объем — 8.164 см³.

Для измерения электрического импеданса использовали высокоточный LCR-измеритель LCR-78105G (GW-Instek, Тайвань). Перед измерением проводили калибровку LCR-измерителя. Сам измеритель подключался к персональному компьютеру по интерфейсу RS-232, измерения проводили при помощи программы для ЭВМ. Программа для ЭВМ задавала параметры измерения (дискретность, измеряемые величины — модуль импеданса и фазовый угол, уровень напряжения — 2 В, частоту — были использованы частоты переменного электрического тока 20 Гц, 98 Гц, 1 кГц, 2 кГц, 5 кГц, 10 кГц, 20 кГц, 30 кГц, 100 кГц, 150 кГц). Указанные частотные диапазоны выбраны с учетом результатов клинической практики с использованием метода электроимпедансной спирометрии у больных бронхиальной астмой и хронической обструктивной болезнью легких. После этого проводили по 30 измерений на каждой частоте. Результаты записывали в файлы с расширением .csv. Было выполнено по десять серий в каждом эксперименте. На каждой частоте рассчитывали среднее значение модуля импеданса, стандартное отклонение модуля импеданса от среднего значения, среднее значение фазового угла и стандартное отклонение фазового угла от среднего значения.

Статистическую обработку данных выполняли с применением программного пакета Statistica 8.0. Признаки, имеющие неправильное распределение, представлены как *Me*, 25%, 75%, σ . В случае исследования гемодинамических параметров результаты измерения модульного значения и фазового угла электрического импеданса имели правильное распределения и представлены в виде $M \pm \sigma$. Достоверность различий между выборками независимых признаков определялась с помощью критерия Манна–Уитни (при неправильном распределении признаков) и *t*-критерия (в случае правильного распределения параметров). Корреляционный анализ выполняли с расчетом *R*-критерия Спирмана.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Экспериментальные исследования, выполненные с ингаляторами двух типов, показали, что используемый нами зондирующий переменный электрический ток не проникает через аэрозоль 0.9%-го раствора натрия хлорида при отсутствии потока аэрозольных частиц. Движение аэрозольных частиц позволяет регистрировать электрический ток и достаточно высокое сопротивление, обратно пропорциональное силе тока в потоке аэрозольных частиц. При фиксированной произ-

водительности распыления ингалятора («Муссон-3», производительность 0.4 мл/мин) и уменьшении площади поперечного сечения трубки, пропускающей аэрозольные частицы, с 6.28 см² до 1.57 см² увеличение скорости движения аэрозольных частиц привело к уменьшению электрического импеданса (87.42 кОм (85.24, 90.10) против 112.73 кОм (107.65, 122.44) на частоте 20 кГц). Применение трубки диаметром 2 см сопровождалось снижением электрического импеданса до 51.34 кОм (50.97, 52.10).

Применение двух типов ингаляторов, различающихся по параметрам аэрозольных частиц, продемонстрировало влияние размера аэрозольных частиц на электропроводность аэрозоля и снижение электрического импеданса обратно пропорционально размерам аэрозольных частиц. При использовании ультразвукового ингалятора В. Well WN-116 U, создающего аэрозоль со средним диаметром частиц 3.8 мкм, значение модуля импеданса *Z* составило 158.24 кОм (134.12, 178.67). Аэрозоль, продуцируемый ингалятором «Муссон-3», 10% частиц которого имеют размер до 10 мкм, а 90% не более 10 мкм, характеризовался значением *Z* — 114.94 кОм (112.92, 116.99). Максимальное межэлектродное расстояние, на котором регистрируется электрический сигнал, для ингалятора «Муссон-3» составило более 50 мм.

При заполнении ячеек физиологическим раствором хлорида натрия величина модуля электрического импеданса оказалась близка к нулю. Измерен импеданс ячеек, заполненных раствором желатина. Результаты измерения в ячейке 1 представлены в табл. 1, на рис. 2 (модуль импеданса *Z*) и рис. 3 (фазовый угол φ); результаты измерения в ячейке 2 — соответственно в табл. 2 и на рис. 4 и 5.

ОБСУЖДЕНИЕ

Экспериментальные данные указывают на возможность применения метода электроимпедансной спирометрии при условии наличия крупнодисперсной фракции аэрозоля натрия хлорида, обеспечивающего замыкание электрической цепи между электродом, установленном в мундштуке ингалятора и слизистой оболочкой дыхательных путей. В эксперименте допустимое расстояние регистрации электрического сигнала составило 5 см, что позволяет рассчитывать, что данный путь распространения электрического тока является значимым на отрезке цепи от мундштука ингалятора до слизистой оболочки трахеи и главных бронхов. Изменение скорости движения аэрозольных частиц на данном отрезке электрической цепи обусловлено, с одной стороны, мощностью ингалятора, с другой — силой дыхательной мускулатуры. Следовательно, увеличе-

Таблица 1. Результаты измерения параметров импеданса ячейки I , заполненной раствором желатина

Частота, Гц	Z , Ом	σ , Ом	φ , град.	σ , град.
20	134.2	0.80	-42.94	0.064
98	84.9	0.65	-37.36	0.530
1000	55.0	<0.01	-9.93	0.024
2000	53.4	<0.01	-5.76	0.006
5000	52.5	<0.01	-2.79	0.001
10000	52.1	<0.01	-1.61	<0.001
20000	51.9	<0.01	-0.91	<0.001
30000	51.8	<0.01	-0.63	<0.001
100000	51.7	<0.01	-0.09	<0.001
150000	51.7	<0.01	-0.07	<0.001

Примечание. $n = 10$; σ – среднее квадратическое отклонение, Z – модуль импеданса, φ – фазовый угол.

ние электрического импеданса при различных заболеваниях может зависеть от скорости воздушного потока на уровне верхних дыхательных путей. Снижение скорости воздушного потока является типичным признаком для вентиляционных нарушений при бронхиальной астме, а также заболеваниях паренхимы легких [14].

Проведенный эксперимент по изучению влияния состава биологической жидкости на результаты измерения электрического импеданса показал, что величина электрического импеданса раствора комплексного биологического соединения

(желатина), содержащего белки, пептиды, гликопротеины, другие сложные углеводы и минеральные вещества, отличается от минерального растворителя – физиологического раствора хлорида натрия и убывает пропорционально увеличению частоты зондирующего переменного тока. Полученные данные соответствуют известным электрическим свойствам биологических жидкостей и тканей, в том числе описанным нами ранее при изучении растворов солей, глюкозы, альбумина и иммуноглобулинов человека [15–17]. В отличие от предыдущих данных, в трубках большого диа-

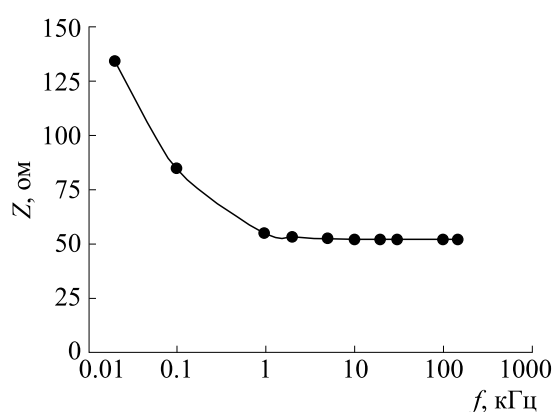


Рис. 2. График зависимости модуля импеданса ячейки I , содержащей раствор желатина в физиологическом растворе хлорида натрия, от частоты электрического тока.

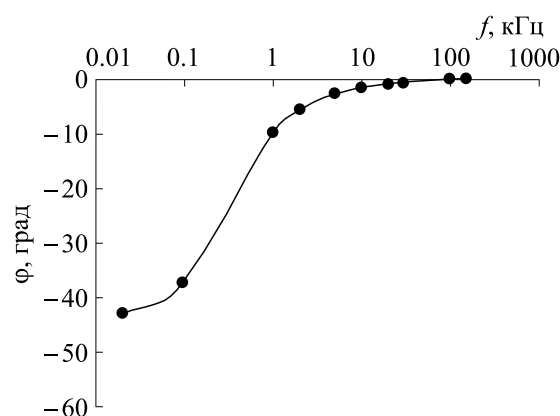


Рис. 3. График зависимости фазового угла для ячейки I , содержащей раствор желатина в физиологическом растворе хлорида натрия, от частоты электрического тока.

Таблица 2. Результаты измерения параметров импеданса ячейки 2, заполненной раствором желатина

Частота, Гц	Z, Ом	σ , Ом	φ , град.	σ , град.
20	1183.9	1.69	-20.47	0.074
98	1022.0	0.12	-10.20	0.050
1000	949.4	0.01	-1.89	0.005
2000	945.2	0.01	-1.07	0.001
5000	942.5	0.01	-0.51	0.001
10000	941.6	0.01	-0.30	<0.001
20000	941.0	0.01	-0.19	<0.001
30000	940.8	0.01	-0.15	<0.001
100000	940.5	0.01	-0.14	<0.001
150000	940.3	0.01	-0.17	0.005

Примечание. $n = 10$; σ – среднее квадратическое отклонение, Z – модуль импеданса, φ – фазовый угол.

метра, использованных в настоящем эксперименте, солевые растворы не проявили свойств электрического сопротивления, что доказывает максимальное влияние именно диаметра проводника электрического тока, содержащего биологические жидкости. Это положение продемонстрировано нами с использованием двух камер различного диаметра. Полученные результаты подтверждают гипотезу о влиянии состава бронхиального секрета на результаты электроимпедансной спирометрии, но показывают главенствующее влияние диаметра воздухоносных пу-

тей. Это обстоятельство имеет особенное значение для мелких дыхательных путей, диаметр которых менее 2 мм, а также путей, заполненных бронхиальным секретом, где движение газовой смеси становится медленным и диффузия газов определяется свойствами бронхиального секрета. Можно утверждать, что метод электроимпедансной спирометрии имеет максимальную зависимость от двух компонентов – скорости движения воздушного потока в крупных дыхательных путях и состава бронхиального секрета мелких дыхательных путей.

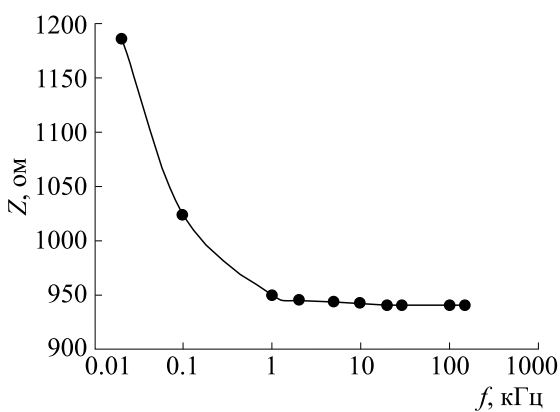


Рис. 4. График зависимости модуля импеданса ячейки 2, содержащей раствор желатина в физиологическом растворе хлорида натрия, от частоты электрического тока.

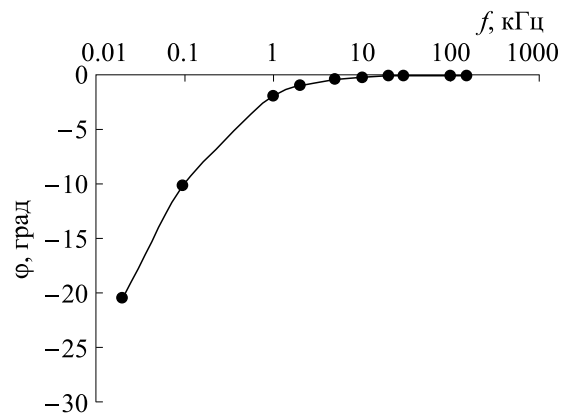


Рис. 5. График зависимости фазового угла для ячейки 2, содержащей раствор желатина в физиологическом растворе хлорида натрия, от частоты электрического тока.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате исследования получено подтверждение гипотезы, что основными факторами, влияющими на результаты электроимпедансной спирометрии, являются: скорость движения воздушного потока в крупных дыхательных путях и состав бронхиального секрета мелких дыхательных путей. Вместе с тем внедрение нового метода в клиническую практику будет более эффективным в случае реализации удаленного мониторинга пациентов с респираторными заболеваниями. Большое количество разрабатываемых сенсоров нуждаются в клинических испытаниях и сертификации в качестве медицинских изделий. Актуальными вопросами внедрения новых сенсорных систем являются точность регистрации биологических параметров, воспроизводимость результата, удобство, осуществимость, применимость методики, наличие инженерной технической поддержки производителя в процессе медицинской эксплуатации, включение в клинические рекомендации [18]. Не менее важным вопросом, влияющим на эффективность клинических испытаний и практическое использование новых технологий, на наш взгляд, является обеспечение доступности клинической информации для врача. Идеология многих производителей сенсоров направлена на конечного потребителя — пациента, который является анализатором полученной медицинской информации, что противоречит принципам оказания медицинской помощи. Нерешенными задачами являются: безопасность передачи электронной информации в офис врача в режиме реального времени, а также формирование медицинского заключения с учетом новых параметров оценки здоровья человека.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Исследование выполнено при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант р_НОЦ_Пермский край № 20-415-596008 «Концепция реабилитации больных, перенесших инфекцию Covid-19, путем ингаляционной терапии с применением природного минерального комплекса месторождений Пермского края в составе солей церия, марганца, цинка и серебра и разработка принципов мониторинга пациентов с применением системы интерактивных опросов»).

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

В.Ю. Мишланов имеет патент РФ № 2487662 от 20.07.2013. «Способ диагностики функции внешнего дыхания с помощью импедансной спирометрии и программно-аппаратный комплекс «БИА-лаб Спиро» для его осуществления».

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ НОРМ

Настоящая статья не содержит каких-либо исследований с участием людей или животных в качестве объектов исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. C. B. Wilson, BMJ (Clinical Research Ed.), 319 (7220), 1288 (1999).
2. N. Bhalla, P. Jolly, N. Formisano, and P. Estrela, Essays in Biochemistry, **60** (1), 1 (2016).
3. А. Г. Чучалин, В. А. Черешнев, В. Ю. Мишланов и др., *Биоэтика, искусственный интеллект и медицинская диагностика* (ПГМУ, Пермь, 2019).
4. М. А. Зубарев, А. А. Думлер и В. А. Русов, А.с. СССР № 1671263 (1991).
5. В. А. Шутов, М. А. Зубарев, А. А. Думлер и А. А. Крылов, Патент РФ № 2145792 (2000).
6. *Национальные рекомендации по ведению пациентов с сосудистой артериальной патологией (Российский согласительный документ)* (2010).
7. A. L. Zuev, V. Ju. Mishlanov, N. V. Shakirov, and A. I. Sudakov, IOP J. Phys.: Conf. Series, **1945**, 012065 (2021).
8. А. Л. Зуев, В. Ю. Мишланов, А. И. Судаков и Н. В. Шакиров, Росс. журн. биомеханики, **14** (3), 68 (2010).
9. А. Л. Зуев, В. Ю. Мишланов, Н. В. Шакиров и др., Росс. журн. биомеханики, **16** (1), 110 (2012).
10. В. Ю. Мишланов, Патент РФ № 2547961 (2015).
11. В. Ю. Мишланов, И. В. Мишланова и Я. В. Мишланов, Патент РФ № 2499553 (2013).
12. В. Ю. Мишланов, Вестн. соврем. клинич. медицины, **4** (4), 24 (2011).
13. В. Ю. Мишланов, А. Л. Зуев, Т. Л. Устьянцева и др., Росс. физиол. журн. им. И.М. Сеченова, **99** (12), 1425 (2013).
14. *Функциональная диагностика в пульмонологии: практическое руководство*, под ред. А. Г. Чучалина (Издат. холдинг «Атмосфера», М., 2009).
15. A. L. Zuev, V. Ju. Mishlanov, N. V. Shakirov, and A. I. Sudakov, IOP J. Phys: Conf. Series, **1945**, 012066 (2021).
16. В. Ю. Мишланов, А. Л. Зуев, Я. В. Мишланов и др. В кн.: XIX Зимняя школа по механике сплошных сред: тез. докл. 212 (2015).
17. В. Ю. Мишланов, И. В. Мишланова, Я. В. Мишланов и С. Л. Мишланова, Патент РФ № 2548778 (2015).
18. <https://sps.honeywell.com/us/en/support/blog/siot/complete-guide-to-medical-sensors-benefits-and-applications>.

An Electric Impedance-Based Construction of Medical Sensor Systems in Pulmonary Medicine

V.Ju. Mishlanov*, A.L. Zuev**, ***, and Ya.V. Mishlanov****

* Perm State University named after academician E.A. Wagner, Ministry of Health of the Russian Federation, Petropavlovskaya ul. 26, Perm, 614990 Russia

**Institute of Continuous Media Mechanics, Perm Federal Research Center of Ural Branch of the Russian Academy of Sciences, ul. Akademika Koroleva 1, Perm, 614013 Russia

***Perm National Research Polytechnic University, Komsomolsky prosp. 29, Perm, 614990 Russia

****Perm State National Research University, ul. Bukireva 15, Perm, 614990 Russia

To receive experimental confirmation for bioelectrical impedance dependence on charged aerosol particles flow velocity as well as on bronchial secret chemical content in small airways, the electrical impedance of NaCl 0.9% spray aerosol in polyethylene tubes of different diameter was studied. Electrical impedance measurements have been performed on cylinder chambers of different diameter and volume containing NaCl 0.9% spray aerosol or gelatin solution. The experiments were conducted using different frequencies of alternating current from 20 Hz up to 150 KHz. It was shown that electrical current was not registered in the absence of aerosol flow with particles and the magnitude of electrical impedance decreased when flow rate increased. The module of electrical impedance and its phase angle are significantly dependent on the electrical media content, the module of electrical impedance increases in gelatin media, when electrical current conductor diameter decreases and will decrease if the frequency of alternating current increases. As a result, the hypothesis was confirmed that the velocity of airflow in large airways and the content of bronchial secret in small airways are the main factors affecting electrical impedance measurements.

Keywords: bioelectrical impedance, electroimpedance spirometry, aerosol, biological fluids, experimental study