

УДК 531/534: [57+61]

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕОГРАФИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ

А.Л. Зуев¹, В.Ю. Мишланов², А.И. Судаков¹, Н.В. Шакиров¹

¹ Институт механики сплошных сред Уральского отделения Российской академии наук, Россия, 614013, Пермь, ул. Академика Королева, 1, e-mail: zal@icmm.ru

² Пермская государственная медицинская академия им. ак. Е.А. Вагнера, Россия, 614990, Пермь, ул. Петропавловская, 26, e-mail: mishlanov@permonline.ru

Аннотация. Представлены результаты модельных реографических исследований, проведенных с цельной кровью, плазмой крови и растворами хлористого натрия, полиглюкина и реополиглюкина. Изучены зависимости биоимпеданса от ряда физических факторов при различной частоте зондирующего электрического тока. Получены диаграммы комплексного сопротивления и угла сдвига фаз между напряжением и током. Предложена эквивалентная электрическая схема, удовлетворительно описывающая частотную дисперсию модуля и фазового сдвига биоимпеданса.

Ключевые слова: электропроводность, кардиогемодинамика, импедансная реография, электрическая модель, кровь, физиологические растворы.

ВВЕДЕНИЕ

При исследовании биологических сред зачастую широко используется воздействие на них переменного электрического тока [13, 21]. Изучение прохождения электрического тока через сплошную среду осуществляется с помощью аналоговых моделей. Эквивалентные электрические схемы [1] позволяют моделировать омические и емкостные свойства исследуемых биообъектов и сравнивать расчетные и экспериментальные данные их электрического импеданса (полного сопротивления переменному току).

Как известно, биологические ткани представляют собой сложные по составу многокомпонентные среды, существенно различающиеся по электропроводным и диэлектрическим свойствам [18, 27]. Наиболее выраженные токопроводящие свойства характерны для биологических внеклеточных жидкостей, основу которых составляют растворы электролитов. Прежде всего, это кровь, содержащая 0,85% раствор NaCl, и, в меньшей концентрации, соли других одновалентных и двухвалентных металлов. Поэтому импедансометрические исследования органов тела позволяют отслеживать степень их кровенаполнения и в результате оценивать работу сердечно-сосудистой системы [10, 22, 26]. Так, торакальная импедансная кардиография (реокардиография), состоящая в мониторинге происходящих в течение сердечного цикла пульсовых колебаний импеданса грудной клетки, является достаточно перспективным, технически простым и экономически малозатратным методом неинвазивной диагностики

нарушений гемодинамики и сердечной недостаточности [7, 8, 14, 15, 20, 23]. Однако значительная вариабельность параметров, регистрируемых данным методом у различных пациентов, не удовлетворяет специалистов [28, 29]. Предположительными причинами неудовлетворительной достоверности измерений являются несовершенство и низкая точность диагностической аппаратуры, регистрация общего импеданса биологических тканей без разделения на омическую и емкостную составляющие, а также недостаточное теоретическое понимание механизмов электрической проводимости в биологических жидкостях [9, 24].

Целью настоящей работы является выявление круга параметров, оказывающих наиболее существенное влияние на величину биологического импеданса; изучение основных физических закономерностей изменения электропроводности модельных биологических жидкостей в зависимости от характеристик зондирующего переменного электрического тока (частоты, напряжения, силы тока), гидродинамических параметров течения (скорости и расхода течения, амплитуды и частоты пульсаций давления), формы и геометрических размеров исследуемых сосудов, а также температуры и состава исследуемых электролитов, концентрации в них ионных и диэлектрических компонент.

АНАЛИЗИРУЕМЫЕ МАТЕРИАЛЫ, АППАРАТУРА, МОДЕЛИ И МЕТОДЫ

Опыты проводились с несколькими биологическими жидкостями, различающимися по своему органическому и кристаллоидному составу (растворы NaCl, CaCl₂, декстранов и белков, такие как полиглобулин и реополиглобулин, плазма крови, цельная кровь). Эксперименты выполнялись на оригинальной импедансометрической установке [11], предназначенной для определения электрического сопротивления растворов модельных жидкостей в сосудах как в статическом режиме, так и в условиях течения, имитирующего гемодинамические параметры сердечно-сосудистой системы. Установка состоит из рабочей камеры (измерительной ячейки) с исследуемой жидкостью, прецизионного перистальтического насоса *Heidolph PD-5101*, соединенного с рабочей камерой гибкими трубками, и электроизмерительной системы (рис. 1, а).

Электроизмерительный блок установки, осуществляющий одновременную регистрацию модуля и фазового сдвига импеданса в широком диапазоне частот зондирующего переменного тока, включает в себя генератор синусоидального напряжения, измерительную ячейку, блок сопряжения и двухканальный аналого-цифровой преобразователь *SIGMA-ZET 210*, подключенный к *USB-2*-порту компьютера. Сигнал с генератора синусоидального напряжения заданной частоты (20 Гц – 100 кГц) и амплитуды тока (2 мкА – 1 мА) поступает на вход блока сопряжения, формирующего два сигнала сопротивления: эталонный и измеряемый, что обеспечивает независимость измерения широкого диапазона сопротивлений (20 Ом – 100 кОм) от амплитуды питающего напряжения. Один полумост блока сопряжения состоит из эталонных сопротивлений, по которым рассчитывается величина входного сигнала сопротивления. В плечо второго полумоста включена ячейка для измерения электропроводности исследуемой электролитической жидкости. Электроды измерительной ячейки используются одновременно для подачи зондирующего сигнала и снятия сигнала измеряемого сопротивления (биполярная схема включения).

Сигналы эталонного и измеряемого сопротивлений, полученные с блока сопряжения, поступают на входы аналого-цифрового преобразователя, оцифровываются и передаются в компьютер для записи в массивах данных. Время измерения фиксировано и составляет 0,8 с. Оригинальная компьютерная программа по отношению измеряемого сигнала сопротивления к эталонному сигналу в каждый из

моментов времени вычисляет величину полного сопротивления и фазовый сдвиг между эталонным и измеряемым сигналами. Поскольку суммарная частота преобразования (дискретизации) по всем каналам для аналого-цифрового преобразователя SIGMA-ZET 210 равняется 500 кГц, то количество проанализированных экспериментальных точек составляет 200000 по каждому входу. За счет такого большого количества измерений (и, как следствие, существенного уменьшения величины среднеквадратичного отклонения измеренного сопротивления от среднего значения) обеспечивается высокая точность измерения сопротивления в широком диапазоне частот, токов и фазовых сдвигов входного сигнала. Погрешность измерения с учетом корректирующих поправок, рассчитываемых и вносимых компьютером по результатам нормировочных тестовых измерений, составляет менее 0,1%. При необходимости точность измерения может быть повышена путем применения более сложных и совершенных программ фильтрации, сглаживания флуктуаций и статистической обработки данных, что, однако, приводит к увеличению времени обработки результатов измерений, составляющего в настоящее время 45 с на одноядерном компьютере Pentium-4 с рабочей частотой процессора 1,7 ГГц.

В качестве эквивалентной электрической схемы исследуемых биологических жидкостей была выбрана четырёхэлементная модель, состоящая из двух резисторов R_1 и R_2 и двух конденсаторов C_1 и C_2 (рис. 1, б).

Для данной модели величина модуля импеданса Z и тангенса угла сдвига фаз φ между током и напряжением вычисляются по формулам:

$$Z = \sqrt{\frac{\left(R_1^2 + \frac{1}{C_1^2 \omega^2}\right) \left(R_2^2 + \frac{1}{C_2^2 \omega^2}\right)}{(R_1 + R_2)^2 + \left(\frac{1}{C_1 \omega} + \frac{1}{C_2 \omega}\right)^2}}, \quad (1)$$

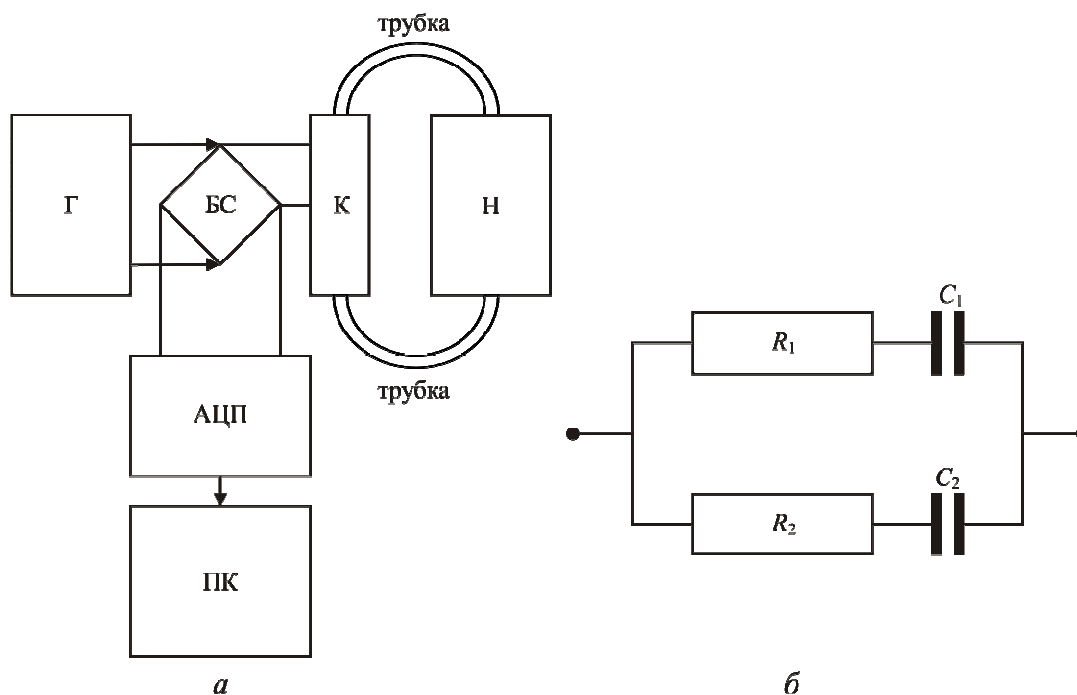


Рис. 1. Импедансометрическая установка: а – принципиальная блок-схема, где Г – генератор синусоидального напряжения, БС – блок сопряжения, К – рабочая камера, Н – перистальтический насос, АЦП – аналого-цифровой преобразователь, ПК – персональный компьютер; б – эквивалентная электрическая схема биологической жидкости

$$\operatorname{tg} \varphi = -\frac{C_1(1 + \omega^2 C_2^2 R_2^2) + C_2(1 + \omega^2 C_1^2 R_1^2)}{\omega[R_1 C_1(1 + \omega^2 C_2^2 R_2^2) + R_2 C_2(1 + \omega^2 C_1^2 R_1^2)]}, \quad (2)$$

где ω – циклическая частота колебаний тока.

Параметры модели R_1 , R_2 , C_1 и C_2 находились по экспериментальным данным с использованием метода наименьших квадратов.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Эксперименты

Измерения модуля и угла сдвига фаз импеданса проводящих жидкостей осуществлялись в цилиндрических стеклянных трубках разной длины L (6,8, 18,2, 20,5, 22,0 см) и внутреннего диаметра D (3,48, 6,85, 8,82 мм), что позволило определить зависимости удельного сопротивления жидкостей ρ от скорости течения, температуры и концентрации ионов при различных значениях частоты электрического тока. Наиболее существенно проявляется частотная (дисперсионная) зависимость импеданса. Обнаружено, что значения сопротивления в общем случае монотонно уменьшаются с ростом частоты вследствие влияния эффектов электролиза и поляризации, однако после достижения частоты в 10 кГц они уже остаются практически одинаковыми (рис. 2, *а* и рис. 3, *а*) для всех исследованных жидкостей. В то же время фазовый угол φ , чей тангенс характеризует отношение емкостной и активной составляющих импеданса, при таких высоких частотах также приближается к нулевому значению (рис. 2, *б* и рис. 3, *б*). Таким образом, при частотах выше 10 кГц полное сопротивление электролитических растворов действительно обусловлено в основном активной (омической) составляющей, а реактивной (емкостной) проводимостью жидкости можно оправданно пренебречь.

Данный вывод, разумеется, не распространяется на клиническую медицинскую ситуацию, наблюдаемую при импедансометрии грудной клетки пациента, когда переменный электрический ток проходит не только через заполненную проводящей кровью аорту, но и через окружающие ее мягкие ткани, которые, напротив, обладают значительной емкостной проводимостью именно на высоких частотах (так называемая двухкомпонентная модель [19, 20]). В этом случае емкостную проводимость мягких тканей, напротив, необходимо будет учитывать.

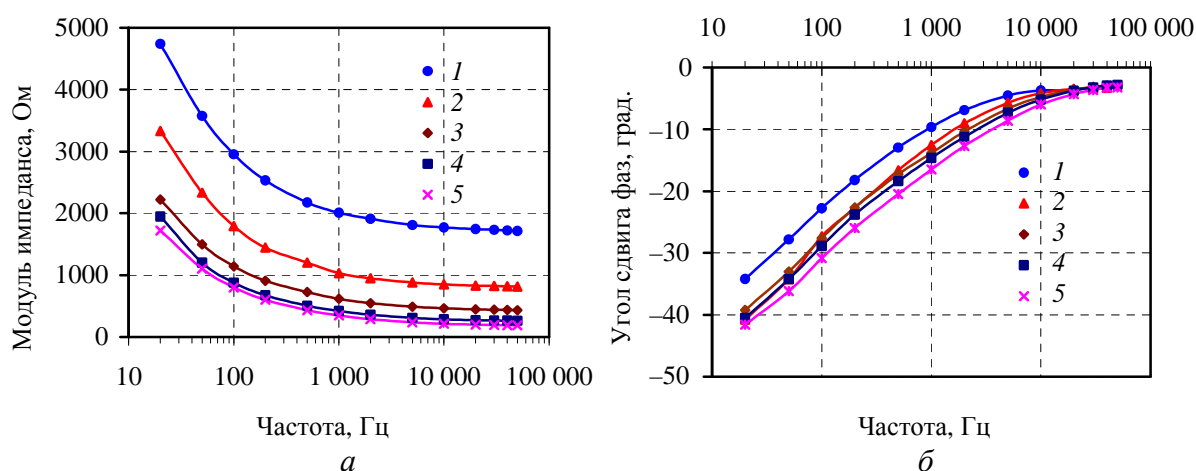


Рис. 2. Частотные зависимости модуля (*а*) и угла сдвига фаз (*б*) импеданса для растворов NaCl различной концентрации: 1 – 0,9%, 2 – 2%, 3 – 4%, 4 – 7%, 5 – 10%

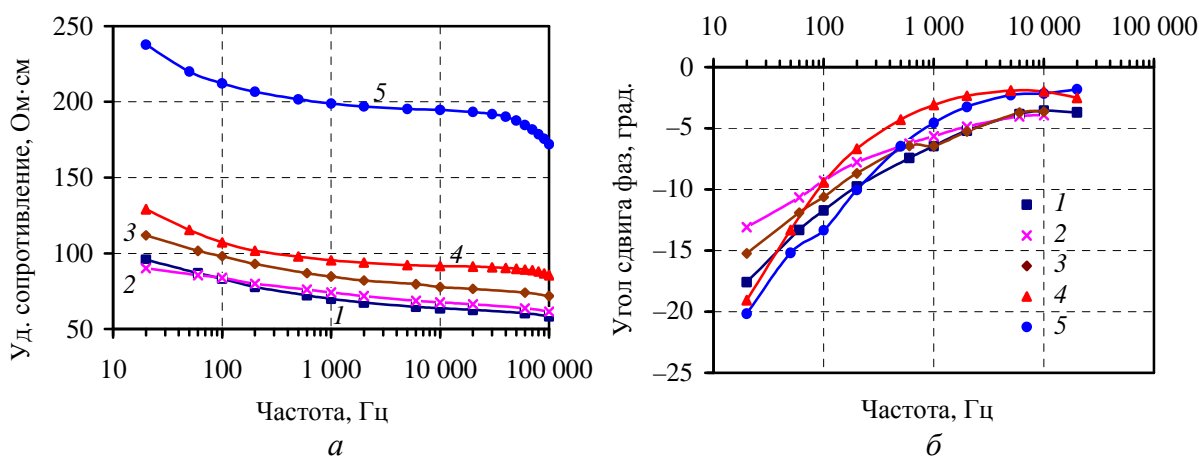


Рис. 3. Частотные зависимости удельного сопротивления (а) и фазового сдвига (б) различных жидкостей: 1 – NaCl, 2 – полиглюкин, 3 – реополиглюкин, 4 – плазма крови, 5 – цельная кровь

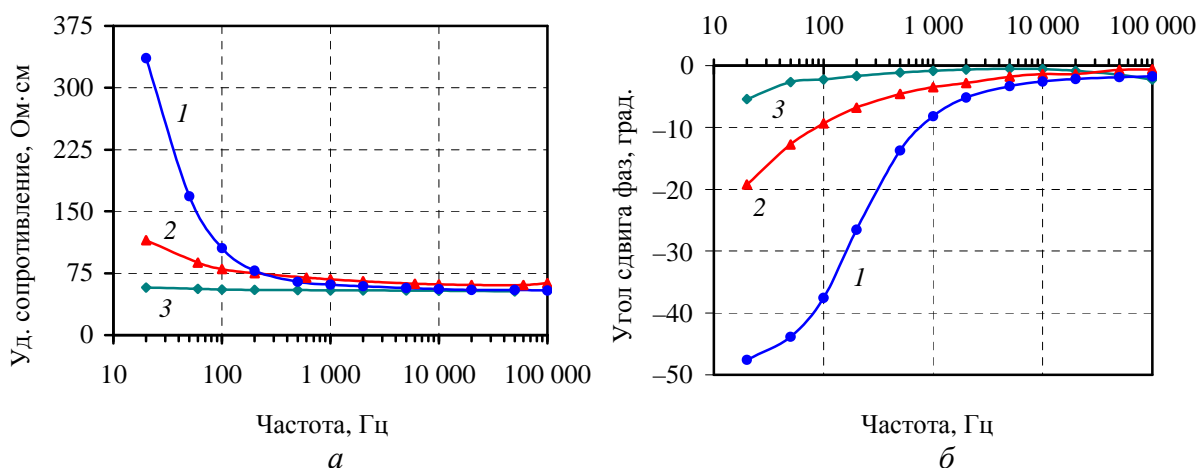


Рис. 4. Влияние материала электродов на частотную зависимость удельного сопротивления (а) и фазового сдвига (б): 1 – алюминий, 2 – нихром, 3 – хром

В то же время на малых частотах дополнительный вклад в емкостную составляющую импеданса начинает вносить электролитическая (концентрационная) поляризация, обусловленная неоднородностью концентрации ионов вблизи электродов и зависящая, в свою очередь, от состояния и свойств самих этих электродов. Так, рис. 4 иллюстрирует влияние материала помещаемых в исследуемую жидкость электродов на результаты измерений удельного сопротивления и фазового сдвига в опытах с 0,9% раствором хлористого натрия. Исследовались электроды, изготовленные из алюминия, нихрома и покрытой хромом латуни. Как видно из графиков, измеренные значения импеданса при использовании алюминиевых электродов оказываются существенно выше, чем в случае применения хромового и нихромового электродов. Для данного раствора влияние материала электродов становится незначительным начиная с 2000 Гц.

Опыты также показали, что удельное сопротивление жидкостей в значительной степени зависит от температуры T и концентрации заряженных ионов. В частности, значения удельного сопротивления прямо пропорционально убывают с ростом температуры. Так, при изменении температуры на 1 градус Цельсия от 36 до 37°C удельное сопротивление плазмы крови уменьшилось с 53,2 до 52,0 Ом·см, что составило 2,4% его изменения. Для сравнения, температурный коэффициент сопротивления $\partial Z/\partial T$ для 0,9% раствора NaCl оказался почти в два раза меньше, поэтому аналогичное уменьшение его проводимости составило только 1,4% (рис. 5).

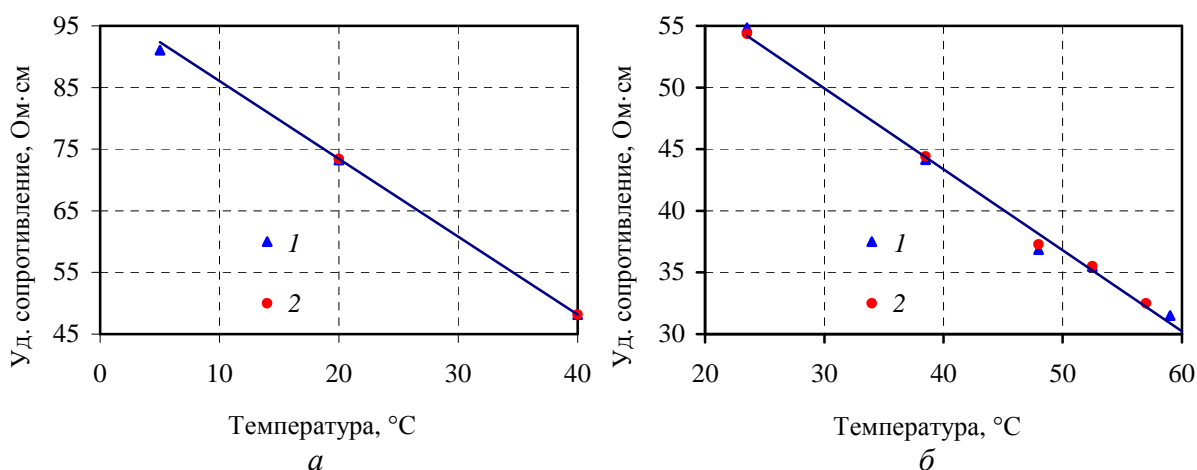


Рис. 5. Зависимости удельного сопротивления от температуры для плазмы крови (а) и 0,9% раствора NaCl (б) при частотах: 1 – 5 кГц, 2 – 50 кГц

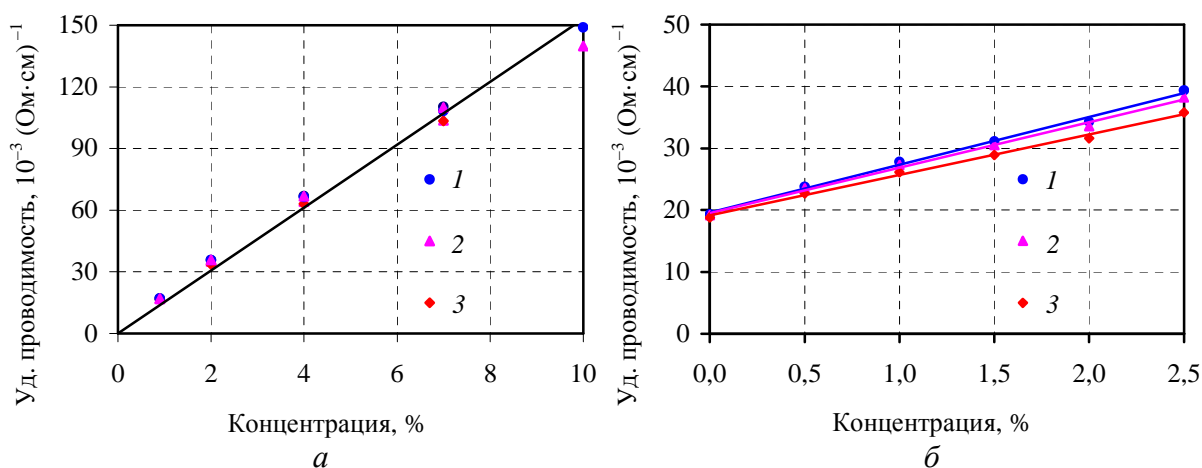


Рис. 6. Зависимости удельной проводимости растворов от концентрации NaCl (а) и CaCl₂ (б) при следующих частотах переменного тока: 1 – 5 кГц, 2 – 50 кГц, 3 – 100 кГц

Вариация удельного сопротивления с увеличением концентрации ионов NaCl в воде соответствует гиперболической аппроксимации. Это означает, что удельная проводимость раствора (величина, обратная ρ) оказывается прямо пропорциональной концентрации, как это и следует из теоретических оснований [16] (рис. 6, а). При добавлении в 0,9% раствор NaCl некоторого количества добавочных двухвалентных ионов хлорида кальция (10%-го раствора CaCl₂) зависимость удельного сопротивления приобретает более сложный характер, однако удельная проводимость по-прежнему линейно увеличивается с ростом концентрации ионов (рис. 6, б).

По сравнению с этими факторами заметной зависимости значения импеданса от скорости течения потока жидкости в опытах с растворами 0,9% хлористого натрия, полиглюкина (0,9% NaCl + 6% декстрана) и реополиглюкина (0,9% NaCl + 10% декстрана), помещенными в стеклянную трубку длиной $L = 22$ см и диаметром $D = 6,85$ мм, зарегистрировано не было. В полимерной трубке с эластичными стенками ($L = 23$ см, $D = 5,55$ мм) при возрастании скорости вращения ротора насоса от 0 до 120 об./мин (что соответствует расходу жидкости 200 мл/мин) наблюдалось незначительное уменьшение электрического сопротивления растворов, не превышающее по величине 0,5% (рис. 7). При этом, однако, в более чем в десять раз длинной трубке ($L = 233$ см) соответствующее изменение сопротивления составило уже 5%, т.е. наблюдаемая разница в проводимости раствора при увеличении скорости его течения оказывается пропорциональной длине сосуда. Данное обстоятельство,

по-видимому, может быть вызвано небольшим возрастанием диаметра и, соответственно, площади поперечного сечения эластичной трубки, вызванным увеличением давления при прокачке жидкости. Обусловленное этим слабым расширением диаметра трубки уменьшение активного сопротивления действительно оказывается тем больше, чем больше длина трубки.

Электрическая модель

Как известно из физической электрохимии [2, 3, 5, 6], основная проводимость электролитических растворов создается направленным переносом диссоциированных ионов. При этом в случае постоянного тока возникающая сила тока оказывается максимальной в начальный момент появления разности потенциалов. В дальнейшем, по мере достижения свободными ионами электродов, сила тока монотонно уменьшается до нулевого значения. Времена релаксации зарядов зависят от геометрических размеров жидкого проводника и составляют обычно $\sim 10^1$ с. При использовании переменного тока с достаточно малым периодом колебаний влияние релаксационного эффекта существенно снижается, чем и обусловлено наблюдаемое на графиках рис. 2, *a* и рис. 3, *a* уменьшение сопротивления растворов с ростом частоты зондирующего тока. В электрической модели процесса данное явление эквивалентно введению в схему емкости, подключенной последовательно к исследуемому сопротивлению. Такая емкость, заряжаясь под действием разности потенциалов, вызывает уменьшение протекающего через электролит ионного тока, создавая фазовый сдвиг между током и приложенным напряжением. Схожее воздействие, противодействующее напряженности электрического поля в жидкости, вызывает ориентационная дипольная поляризация молекул диэлектрика-растворителя (воды). Характерные времена дипольной релаксации гораздо меньше и составляют $\sim 10^{-11}$ – 10^{-12} с, поэтому степень воздействия такого эффекта от частоты практически не зависит и может быть представлена в модели в виде активного сопротивления, включенного в параллельную цепочку. Ответвление части тока в эту цепочку приводит как раз к снижению проводимости самого электролита. Наконец, при относительно невысоких частотах зондирующего тока проявляется электролитическая концентрационная поляризация вблизи электродов, характеризуемая временами релаксации $\sim 10^{-2}$ – 10^{-4} с, эквивалентная последовательно подключенной емкости.

В биологических жидкостях, содержащих диэлектрические компоненты (такие как органические или белковые молекулы, клетки, мембраны и пр.), появляется дополнительная макроструктурная поляризация, при которой положительные и отрицательные ионы, перемещаясь под действием внешнего электрического поля в противоположных направлениях, доходят до поверхности этих непроницаемых для них объектов, где и скапливаются, создавая дополнительные дипольные моменты [4, 17]. Время релаксации макроструктурной поляризации составляет $\sim 10^{-3}$ – 10^{-8} с. Этот вид поляризации играет наиболее важную роль в биологических объектах по сравнению с другими видами поляризации, поэтому удельное сопротивление крови, содержащей, кроме форменных элементов, также растворы белков, жиров и сахаридов, оказывается существенно выше сопротивления физиологических растворов (см. рис. 3, *a*).

В связи с вышесказанным для эквивалентной электрической схемы была выбрана четырёхэлементная модель, показанная на рис. 1, *б*. На рис. 8 представлены результаты экспериментальных измерений модуля и угла сдвига фаз импеданса для 0,9% раствора NaCl и расчетов, выполненных по формулам (1) и (2), в которых параметры эквивалентной электрической схемы полагались равными: $R_1 = 3196$ кОм, $R_2 = 2960$ кОм, $C_1 = 2457$ нФ, $C_2 = 159$ нФ.

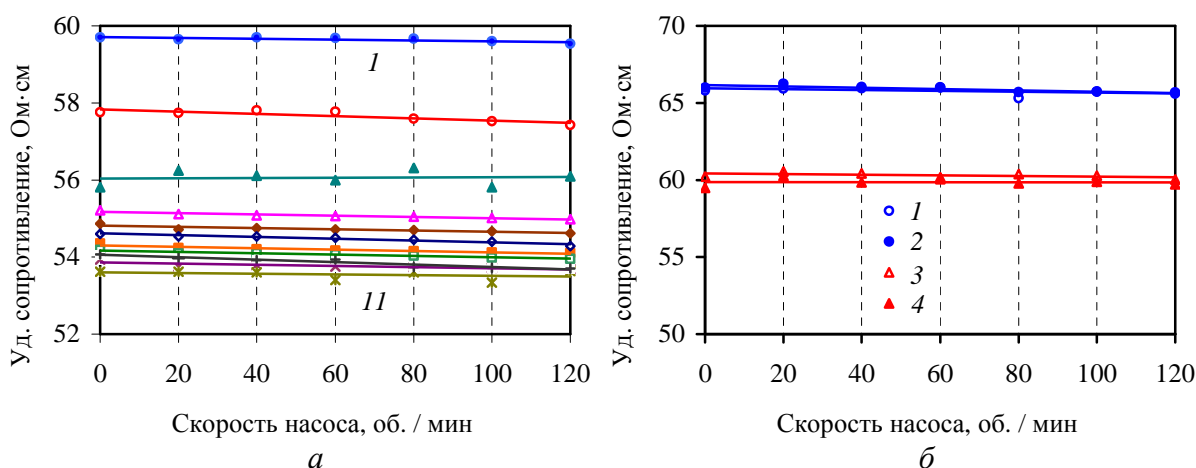


Рис. 7. Зависимости удельного сопротивления растворов NaCl (а), полиглюкина и реополиглюкина (б) при различной скорости течения жидкости на частотах 10, 20, 50, 100, 200, 500 Гц, 1, 2, 5, 10, 50 кГц (линии 1–11) для NaCl и частотах 5 и 50 кГц для реополиглюкина (точки 1, 2) и полиглюкина (точки 3, 4)

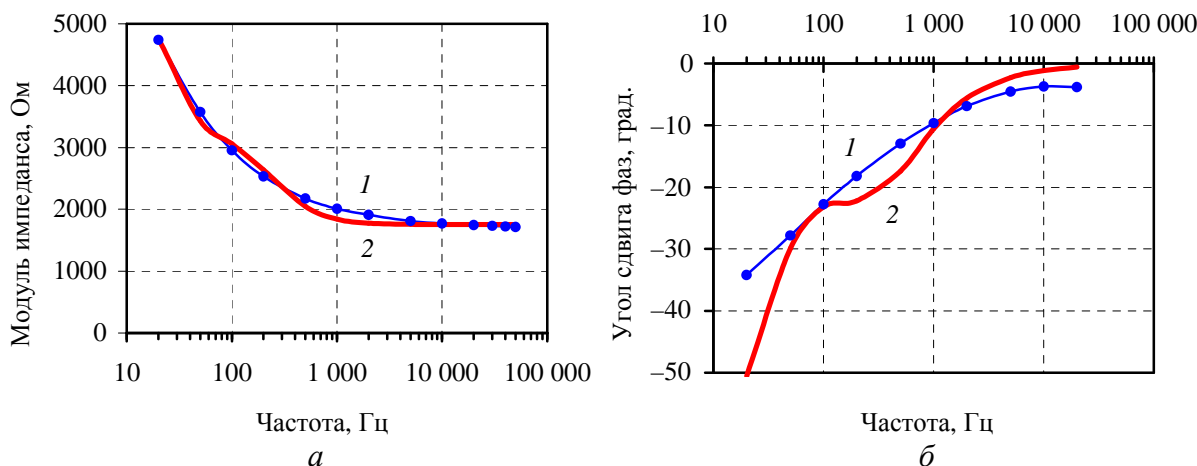


Рис. 8. Частотные зависимости модуля (а) и угла сдвига фаз (б) импеданса для 0,9% раствора NaCl: 1 – эксперимент, 2 – расчет

Для оценки влияния концентрации раствора на полное сопротивление и угол сдвига фаз, показанные на рис. 2, по дисперсионным кривым, используя формулы (1) и (2), были вычислены активные и реактивные составляющие импеданса (рис. 9). Как видно из графиков, омические слагаемые полного сопротивления быстро убывают с увеличением концентрации и все более отдаляются друг от друга. Отношение емкостей изменяется менее значительно с ростом концентрации.

При электрическом моделировании биологических тканей (клеточной массы) чаще всего используется трёхэлементная эквивалентная схема [12], поскольку емкостное сопротивление биологических объектов в основном определяется статической емкостью клеточных мембран, которая на несколько порядков по величине превышает величину поляризационной емкости. Такая схема представляет собой две параллельно включенные цепочки, одна из которых состоит из последовательно соединенных активного сопротивления и емкости, а другая – только из активного сопротивления. Эта модель, в частности, хорошо описывает наличие экстремума у графика изменения угла сдвига в зависимости от частоты переменного тока, наблюдаемое в клинической практике при импедансометрических измерениях человеческих органов [25].

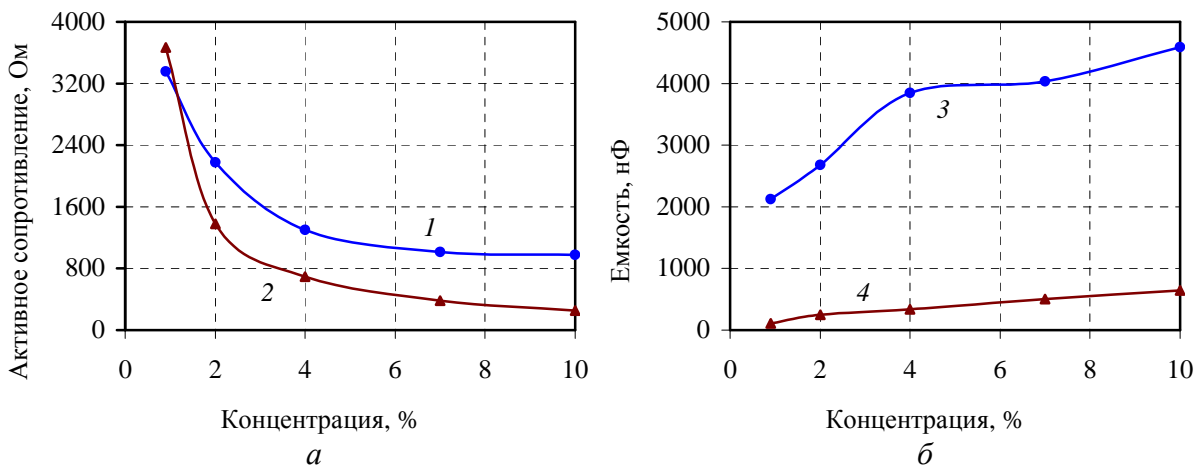


Рис. 9. Изменение сопротивлений R_1 и R_2 (а) и емкостей C_1 и C_2 (б) в зависимости от концентрации раствора NaCl: 1 – R_1 , 2 – R_2 , 3 – C_1 , 4 – C_2

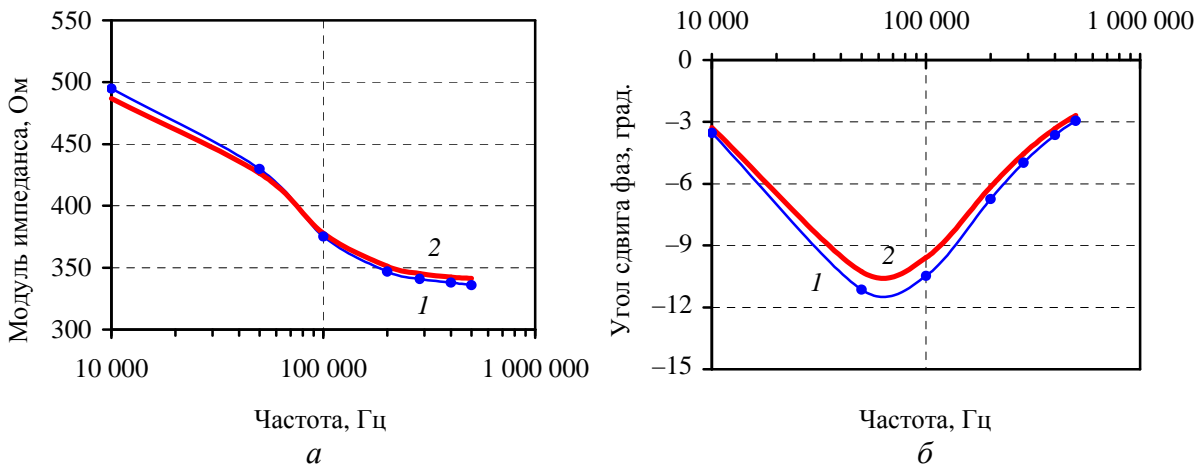


Рис. 10. Частотные зависимости модуля (а) и угла сдвига фаз (б) импеданса на реограмме человека «рука – нога»: 1 – эксперимент, 2 – расчет

Была проверена применимость предложенной авторами четырёхэлементной электрической модели к описанию импедансометрических измерений, проведенных на человеческом теле. Биполярные электроды накладывались на запястье правой руки и щиколотку правой ноги. В результате вычислений было установлено, что одна из емкостей действительно принимает весьма большое значение, отличающееся от другой на несколько порядков ($R_1 = 1094$ Ом, $R_2 = 492$ Ом, $C_1 = 1,9$ нФ, $C_2 = 1$ Ф). Таким образом, четырёхэлементная модель преобразуется в трёхэлементную и может быть заменена ею. Измеренные и рассчитанные значения модуля и угла сдвига фаз импеданса представлены на рис. 10. Следует отметить, что характеры изменения фазовых углов на рис. 8, б и рис. 10, б качественно отличаются друг от друга. Удовлетворительное описание места расположения точки экстремума на кривой изменения фазового угла от частоты может служить проверкой адекватности используемой модели.

Выводы

Разработана экспериментальная установка, предназначенная для проведения реографических испытаний физиологических растворов и составляющих тканей человеческого организма.

Изучены зависимости удельного сопротивления модельных и биологических жидкостей от частоты, температуры, концентрации, скорости течения жидкости.

Обнаружено, что начиная с частот выше 10 кГц проводимость физиологических растворов полностью характеризуется активным сопротивлением.

На основании данных, полученных с использованием электродов, изготовленных из различных токопроводящих материалов, установлено, что электролитические явления вблизи алюминиевых электродов существенно влияют на результаты измерений при малых частотах колебаний тока.

Показано, что четырёхэлементная электрическая эквивалентная схема биологического объекта, состоящая из двух активных сопротивлений и двух емкостей, удовлетворительно описывает экспериментальные результаты по биоимпедансу физиологических жидкостей и отдельных составляющих тканей человеческого организма.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа поддержана Российским фондом фундаментальных исследований (проект РФФИ–Урал № 09–01–99016–офи).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Анвельт М.Ю., Герасимов В.Г., Зайдель Х.Э. Электротехника. М.–Л.: Государственное энергетическое издательство, 1959. – 632 с.
2. Антропов Л.И. Теоретическая электрохимия. – М.: Высшая школа, 1969. – 512 с.
3. Байрамов В.М. Основы электрохимии. – М.: Академия, 2005. – 240 с.
4. Губанов Н.И., Утенбергер А.А. Медицинская биофизика. – М.: Медицина, 1978. – 230 с.
5. Ермаков В.И., Хубецов С.Б. К вопросу о механизме электропроводности в растворах электролитов // Электрохимия. – 1975. – Т. 11, № 1. – С. 131–133.
6. Ермаков В.И., Щербаков В.В. Электропроводность и электрическая релаксация в растворах электролитов // Электрохимия. – 1975. – Т. 11, № 1. – С. 172–173.
7. Зубарев М.А., Думлер А.А., Петрищева А.В., Киселева О.С., Зорина Г.А., Владимирский В.Е. Полиреокардиография в клинической кардиологии: метод. рекомендации для врачей. – Пермь: ПГМА, 2002. – 36 с.
8. Зубарев М.А., Мишланов В.Ю., Думлер А.А., Владимирский В.Е., Зорина Г.А., Киселева О.С., Парандей О.Р. Реокардиография: прошлое, современность, перспективы // Пермский медицинский журнал. – 2008. – Т. 25, № 1 (Приложение). – С. 7–12.
9. Зуев А.Л., Мишланов В.Ю. Физические основы применения методов регистрации биоэлектрического импеданса в медицине // Пермский медицинский журнал. – 2008. – Т. 25, №1 (Приложение). – С. 13–17.
10. Кедров А.А. О новом методе определения пульсовых колебаний кровенаполнения сосудов различных участков тела человека // Советская медицина. – 1941. – Т. 1. – С. 71.
11. Корюкина И.П., Мишланов В.Ю., Зуев А.Л., Судаков А.И., Шакиров Н.В., Туев А.В. Реографическая установка для исследования гидродинамических свойств биологических жидкостей.: пат. Рос. Федерации на полезную модель № 94834 от 10.06.2010.
12. Можяев В.А. Векторные диаграммы комплексного сопротивления и проводимости для оценки активной клеточной массы биообъекта // Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы: тез. докл. X Науч.-практ. конф. – М., 2008. – С. 92–98.
13. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека. – М.: Наука, 2009. – 392 с.
14. Пушкарь Ю.Т. Исследование регионарного кровообращения и центральной гемодинамики с помощью реографических методов. – М.: Медицина, 1981. – 112 с.
15. Реография (импедансплетизмография, электроплетизмография): справочник по функциональной диагностике / под ред. И.А. Кассирского. – М.: Медицина, 1970. – 110 с.
16. Робинсон Р., Стокс Р. Растворы электролитов. – М.: ИЛ, 1963. – 463 с.
17. Седунов Б.И., Франк-Каменецкий Д.А. Диэлектрическая проницаемость биологических объектов // Успехи физических наук. – 1963. – Т. 79, № 4. – С. 617–639.
18. Шван Х.П., Фостер К.Р. Воздействие высокочастотных полей на биологические системы: Электрические свойства и биофизические механизмы // ТИИЭР. – 1980. – Т. 68, № 1. – С. 121–132.

19. Baker L.E., Judy W.V., Geddes L.E., Langley F.M., Hill D.W. The measurement of cardiac output by means of electric impedance // *Cardiovasc. Res. Cent. Bull.* – 1971. – Vol. 9, No. 4. – P. 135–145.
20. Geddes L.A., Baker L.E. Principles of applied biomedical instrumentation. – New York: Wiley, 1989. – P. 591–639.
21. Grimnes S., Martinsen O.G. Bioimpedance and bioelectricity basics. – 2 ed. – Amsterdam: Elsevier Science & Technology Books, 2008. – 471 p.
22. Holzer W., Polzer R., Marco A. Rheokardiography. A method of circulation's investigation and diagnosis in circular motion. – Vienna: Wilhelm Maudrich, 1946 (English transl.).
23. Kubicek W.G., Patterson R.P., Mattison R.H., Witsoe D.A. Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring of cardiac function and other parameters of the cardiovascular system // *Amer. N.Y. Acad. Sci.* – 1970. – Vol. 170. – P. 724–732.
24. Mishlanov V.Yu., Shakirov N.V., Sudakov A.I., Zuev A.L. Physical principles of rheocardiographic diagnostics: experimental modelling // *Proc. 14-th Int. Conf. on Electrical Bioimpedance, Gainesville, Florida, USA, 4–8 April 2010.* – 2010. – Paper № 2727.
25. Nordbotten B.J., Martinsen O.G., Grimnes S. Methods for calculating phase angle from measured whole body bioimpedance modulus // *Proc. 14-th Int. Conf. on Electrical Bioimpedance, Gainesville, Florida, USA, 4–8 April 2010.* – 2010. – Paper № 2427.
26. Nyboer J. Electrical impedance plethysmography: The electrical resistive measure of the blood pulse volume. – Illinois: Thomas Springfield, 1959. – 390 p.
27. Nyboer J. Electrorheometric properties of tissues and fluids // *Ann. N.Y. Acad. Sci.* – 1970. – Vol. 170. – P. 410–420.
28. Patterson R.P. Impedance cardiography: What is the source of the signal? // *Proc. 14-th Int. Conf. on Electrical Bioimpedance, Gainesville, Florida, USA, 4–8 April 2010.* – 2010. – Paper № 2452.
29. Sakamoto K., Muto K., Kanai H., Lizuka L. Problems of the impedance cardiography // *MBEC.* – 1979. – Vol. 17. – P. 697–709.

EXPERIMENTAL MODELLING OF RHEOGRAPHIC DIAGNOSTICS OF BIOLOGICAL FLUIDS

A.L. Zuev, V.Yu. Mishlanov, A.I. Sudakov, N.V. Shakirov (Perm, Russia)

The paper presents the results of model rheographic investigations carried out with whole blood, blood plasma, NaCl and dextran solutions (physiologic saline, polyglukin, and rheopolyglukin). The relationships between bioimpedance and some physical parameters were studied at different frequencies of the probing alternating current. The diagrams of complex impedance and angle of phase displacement between electrical voltage and current were obtained. The equivalent electrical circuit which satisfactorily describes the frequency dispersion of bioimpedance modulus and phase angle is proposed.

Key words: electroconductivity, cardiohemodynamics, impedance rheography, electrical model, whole blood, physiologic solutions.

Получено 29 марта 2010