

ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ИЗМЕНЕНИЯ ОБЩЕГО ИМПЕДАНСА НЕКОТОРЫХ ТКАНЕЙ.

Санкт-Петербургский Государственный Университет Точной Механики и Оптики (СПбГУИТМО).

Коротков К. Г., Гришенцев А.Ю.

Введение

Как показал ряд исследований, например [1-4], возможно выявление объективно значимой информации о живых объектах, путем исследования динамического изменения комплексной проводимости биологических тканей, на частоте из диапазона 0,1 – 10 МГц. Данный ряд исследований проводился с применением аппаратно-программного комплекса ИПЧ [3]. Данные полученные при исследованиях, стимулируют более детальное изучение биофизических процессов, проявляющееся в тканях в ответ на раздражение внешним электромагнитным полем в рассматриваемом диапазоне частот. В существующей модели ИПЧ, применялся метод измерения интегральной суммы тока в диапазоне частот 2 – 4 МГц, данный диапазон был выбран на основе исследований рассмотренных в [5]. Как показал, дополнительный, более поздний, анализ выбор данного диапазона, нельзя считать окончательным, что и будет наглядно продемонстрировано в данной работе. Также важно отметить, что на современном рынке биомедицинского оборудования существует недостаток приборов, использующих комплексный анализ данных полученных в результате измерения импеданса тканей в диапазоне единиц, десятков, сотен МГц.

Задачи локальных исследований

Изучение электропроводящих свойств некоторых живых и пробных биологических тканей, а также некоторых биологических и физиологических жидкостей в диапазоне 0.1 – 10 МГц, выявление особенностей изменения комплексного сопротивления биологических объектов во времени, в данном диапазоне, определение наиболее информативного частотного диапазона в предложенном интервале. Математическое моделирование электробиологических процессов, с целью выявления природы происходящих процессов, возможности научного объяснения и полноценного анализа полученных результатов.

Приборы и материалы

1. Анализатор спектра СК4-59.
2. Персональный компьютер.
3. Устройство передачи (УП) данных из СК4-59 в ПК.
4. Программа для приема данных от УП и перевода в числовые ряды.

5. Устройство—контейнер с встроенными электродами для исследования жидкостей, двухэлектродный манжет.
6. Программы Excel, Statistica.

Методы исследований

В процессе исследования были произведены измерения и предварительный анализ амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) сопротивления биологических тканей и объектов, некоторых жидкостей. Динамического поведения АЧХ в зависимости от времени и воздействующих факторов.

В исследовании применялся, тестовый сигнал генерируемый анализатором спектра СК4-59, после необходимой согласующей схемы анализировался и через блок оцифровки в относительных единицах показывающих значение тока выводился на ПК. Напряжение первой гармоники измерителя 71 мВ эфф., погрешность не более +10%, в рабочих условиях. Значение уровня одиннадцатой гармоники сигнала не менее минус 70 дБ относительно уровня первой гармоники. Уровень негармоничных составляющих в сигнале следящего генератора на нагрузке 50 Ом не более минус 40 дБ, относительно уровня первой гармоники.

Измерения человека производились при помощи подключения двух физиологических электродов (сигнального и измерительного) на запястье руки.

При помощи подключения физиологических электродов к постоянным заранее выбранным точкам производились измерения АЧХ модели, в качестве модели не живой ткани была выбрана свиная тушка.

Регистрация АЧХ жидкостей производилось в устройстве—контейнере, с регулируемым расстоянием между плоскими стальными электродами площадью 314 мм². Причем жидкость находилась в прямоугольном полимерном, диэлектрическом контейнере (40 x 60 мм.) 40 мкм., расположенном между тестирующими электродами, т. е. прямой контакт жидкости с электродом исключался.

Измерение АЧХ тканей человека

Ряд экспериментальных наблюдений показал, что при измерениях в диапазоне 1—10 МГц был замечен интересный эффект в области 4,5—6 МГц (рис. 1). Для сравнения, приведена АЧХ нагрузки сопротивлением 5,1 кОм. На основании полученных данных было принято решение производить дальнейшие измерения в диапазоне близком к 2—8 МГц. Измерение электропроводящих АЧХ тканей человека производилось при помощи стандартных физиологических электродов. Подключение осуществлялось к тыльной и фронтальной сторонам запястья.

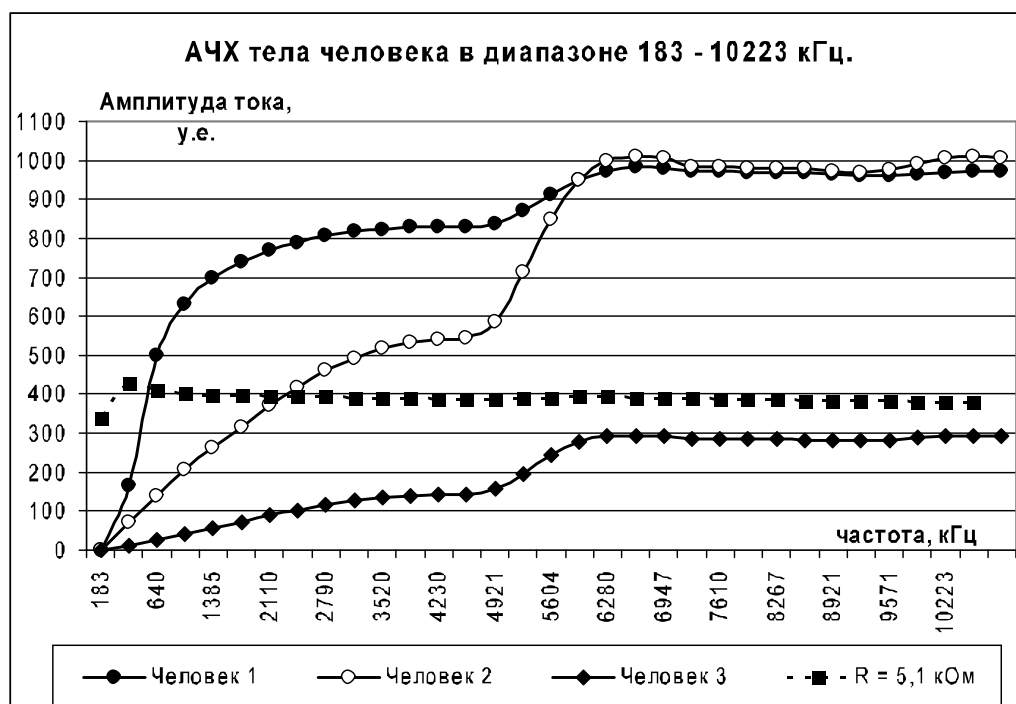


Рисунок 1. АЧХ полученная для активного сопротивления 5,1 кОм и человека.

Один из возможных вариантов выявления динамических изменений АЧХ для тканей человека, связанных с изменением его психофизиологического состояния, измерение до некоторого раздражителя и после. В качестве такого раздражителя был выбран стандартный тест раздражитель «глубокий вдох».

Порядок тестирования: исследуемому предлагалось принять удобную позу в кресле, после чего на запястье левой руки одевался манжет с двумя электродами, сигнальным и измерительным. Далее производилось две последовательные съемки с интервалом 10 сек (обозначены на графиках «до 1» и «до 2», соответственно), далее предлагалось сделать три глубоких вдоха, что занимало от 30 до 60 сек., в зависимости от физиологических особенностей исследуемого. Затем производилась повторная съемка с интервалом 10 сек, обозначены на графиках «после 1» и «после 2», соответственно.

Всего в наблюдении участвовало 9 человек, ниже приведен график (рис. 2) отражающие наиболее характерные тенденции изменения АЧХ. По результатам теста можно сказать, что для большинства участников (в семи случаях) наблюдается изменение амплитуды АЧХ, после теста, увеличение значений, на 5 – 10% с сохранением общей формы. У двух тестируемых изменений практически не наблюдалось. Амплитудное изменение АЧХ, для выбранных точек подключения, и последовательных измерений в промежутке времени 10 мин, без теста раздражителя, составляет не более 2%. Надо отметить, что при изменении точки приложения электрода или

изменении силы контактного нажатия, также возможно значительное в среднем до 15 – 20%, изменение амплитуды АЧХ. Поэтому при тестировании электроды по возможности оставались неподвижными. Также необходимо сказать, что при движении или переподключении электродов наблюдается динамические изменения АЧХ равновероятно, как в большую, так и в меньшую сторону, в то время, как для теста во всех случаях изменения АЧХ наблюдался прирост значений.

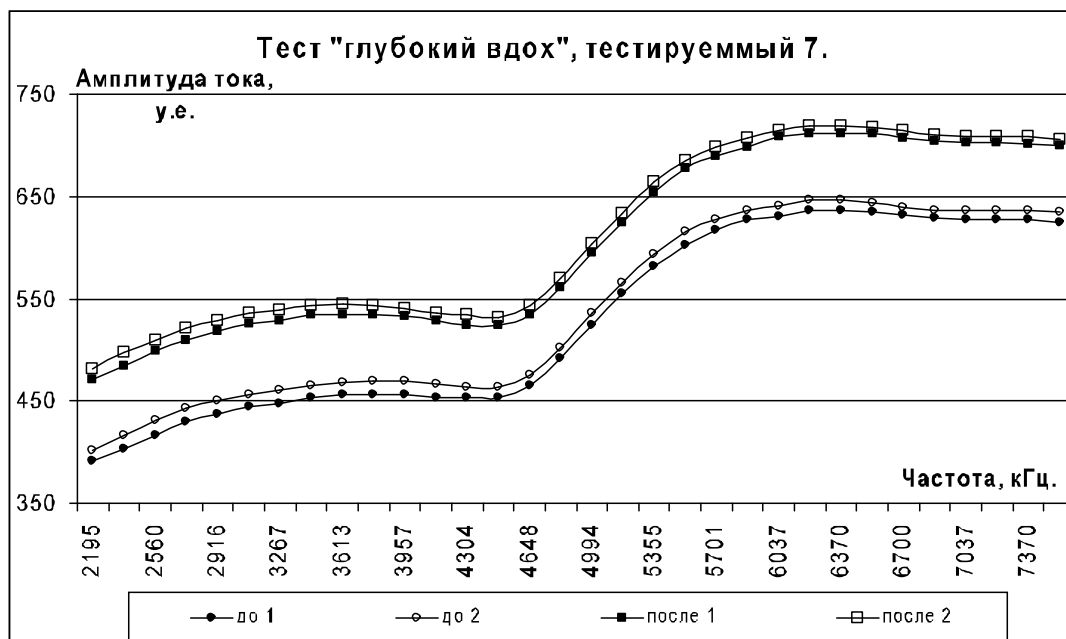


Рисунок 2. Динамика АЧХ для тестируемого 7, тест «глубокий вдох».

Графики изображенные на рис.3, демонстрируют изменение формы АЧХ в интервале времени 48 часов. Изменение формы АЧХ при длительных измерениях наблюдаются для всех тестируемых, в то время как при кратковременных измерениях изменяется только амплитуда.

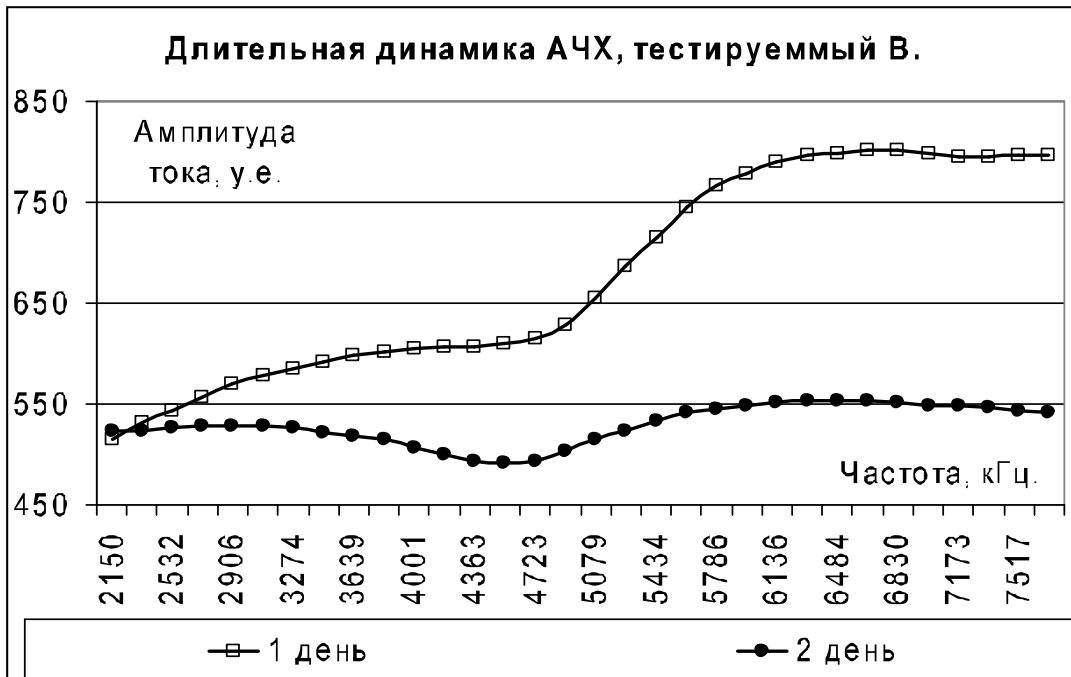


Рисунок 3. Пример изменения АЧХ при 48 часовом интервале.

Исследование жидкостей

На (рис. 4) приведены АЧХ для некоторых жидкостей.



Рисунок 4. АЧХ для воды питьевой и крови.

Рисунок 5, содержит значения АЧХ, для физиологических растворов различной концентрации и дистиллированной воды.

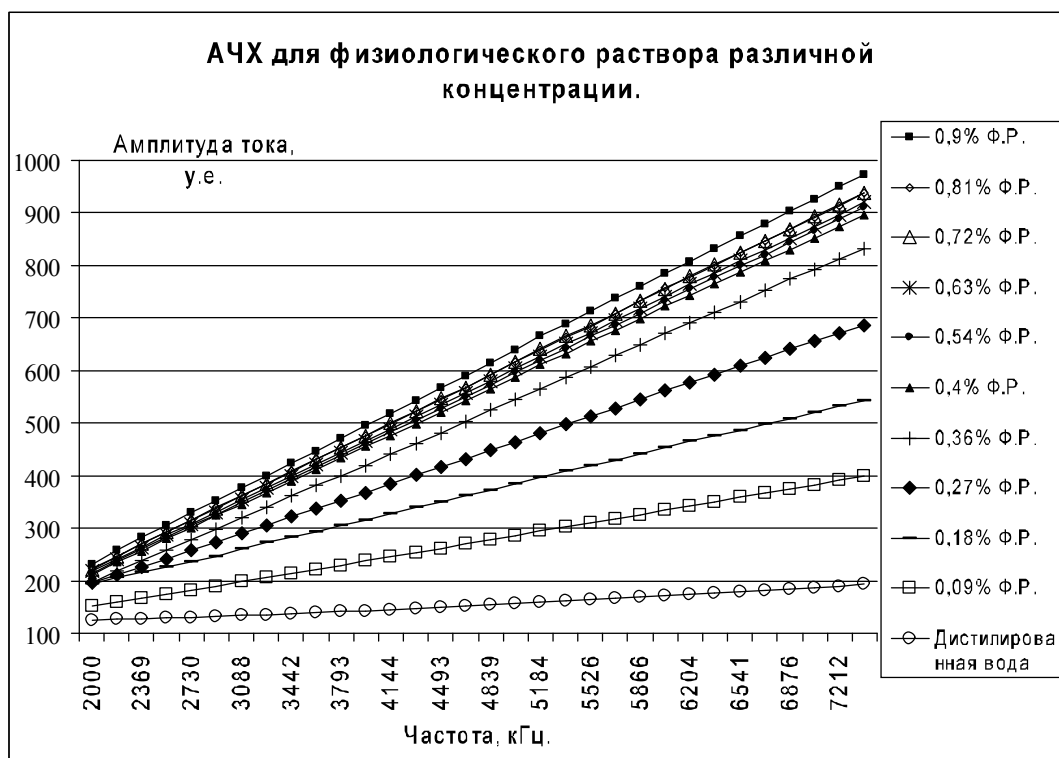


Рисунок 5. АЧХ для физиологических растворов различной концентрации и дистиллированной воды.

Исследование модели тканей человека

В качестве модели тканей человека, как уже было сказано, использовалась свиная лапка. Электроды подключались в заранее выбранном месте. Измерения происходили при температуре $+22^{\circ}\text{C}$, в промежутках времени между измерениями объект сохранялся в холодильной камере. Измерения производились три дня, каждый день регистрировалось по три АЧХ.

На (рис. 6), представлены данные исследования модели. Видно, что общий характер АЧХ отличен от характера АЧХ для живых человеческих тканей, что скорее всего обусловлено изменением клеточных структур и количества жидкости в тканях после смерти. Интересно также отметить тенденцию к снижению амплитуды АЧХ во времени (от дня ко дню), возможно это объясняется потерей воды тканевыми структурами. Видно что для наиболее «свежей» модели все АЧХ совпадают (разность АЧХ составляет 0,2 – 0,4%), АЧХ снятые позднее имеют разность в пределах одного дня 2 – 3 %, при том, что погрешность измерений для прибора СК4-59, при рабочих настройках можно оценить по формуле (1), они составляют не более 0,11% :

$$\Delta f = 10^{-6}f + P + (1/T), \quad (1)$$

где f – измеряемая частота, Гц; P – полоса пропускания, Гц (по переключателю полоса кГц); T – время счета, с (по переключателю время счета мс).

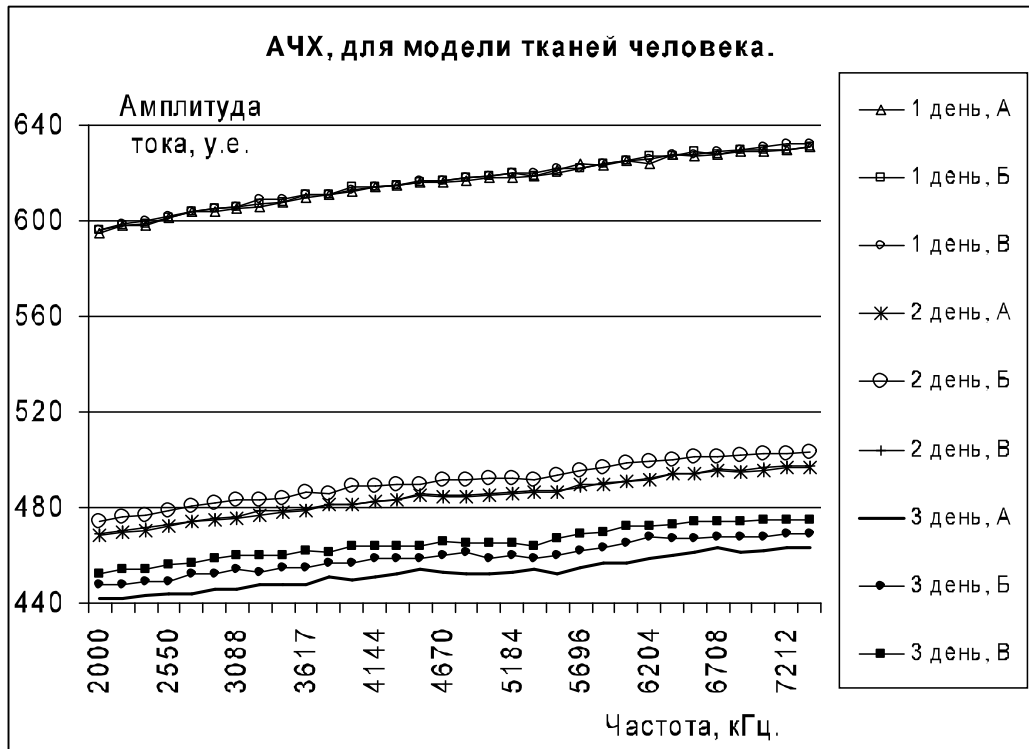


Рисунок 6. АЧХ модели тканей человека.

Объяснение полученных результатов

Для анализа полученных данных необходимо понять какие ткани вовлечены в процесс формирования общего электрического сопротивления на данных частотах (2 – 8 МГц), при прохождении тока через тело. Для этого оценим эквивалентную глубину проникновения тока по формуле (2):

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega\mu\gamma}}, \quad (2)$$

где ω — круговая частота, μ — абсолютная магнитная проницаемость вещества, γ — удельная объемная электропроводность вещества.

Магнитная проницаемость тканей человека близка к $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Г/м}$, удельная электропроводность составляет: артериальная кровь $0,6 \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$; вдоль волокон скелетные мышцы $0,67 \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$; жировая ткань $0,04 \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$; туловище человека в целом $0,22 \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$.

Для различных тканей зависимость эквивалентной глубины проникновения от частоты представлена на (рис.7). Видно, что минимальная глубина больше радиальных размеров руки в области запястья это говорит что в формирование электропроводящих свойств тканей на частотах в выбранном диапазоне вовлечены все ткани, в том числе и глубоко подкожные. Что происходит в биологических тканях при прохождении по ним токов указанных частот. Ответ на этот вопрос достаточно широко изучен и освещен в литературе [7,8].

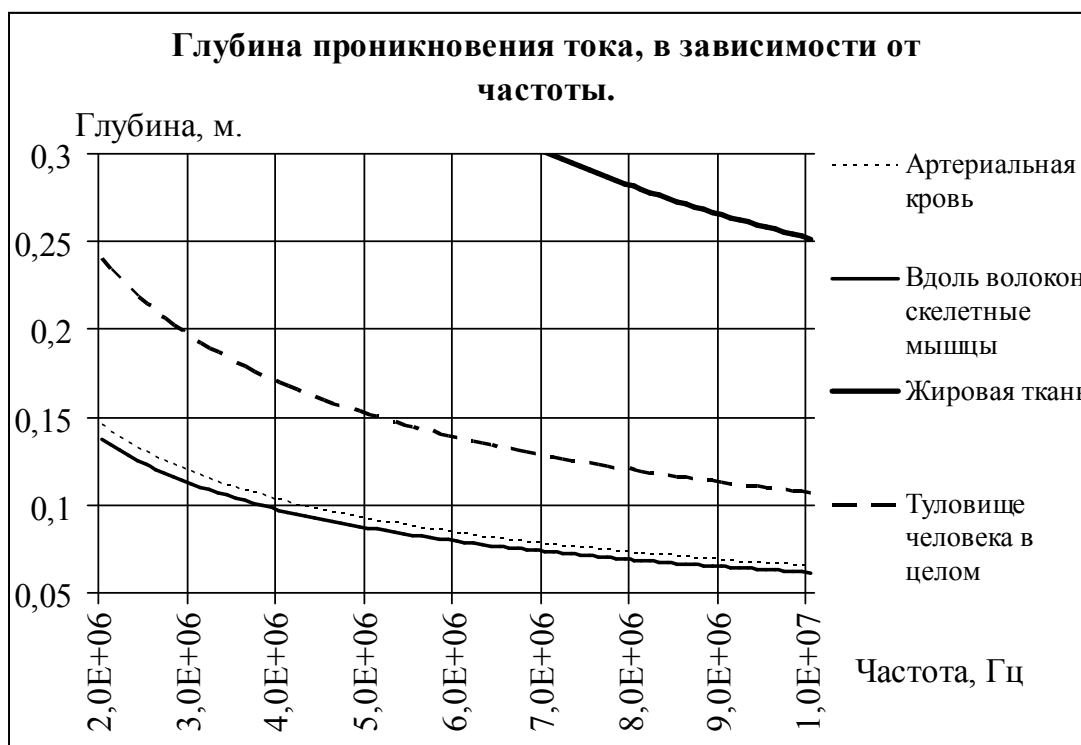


Рисунок 7. Зависимость эквивалентной глубины проникновения тока от частоты для некоторых тканей человека.

Движение клеток. Известны два типа движения клеток в электрических полях. Постоянное поле вызывает перемещение клеток, имеющих поверхностный заряд, — явление электрофореза. При воздействии на клеточные суспензии переменного неоднородного поля наблюдается движение клеток, называемое диэлектрофорезом. При диэлектрофорезе поверхностный заряд клеток не играет существенной роли; механизм движения состоит во взаимодействии наведенного дипольного момента с внешним полем.

В теории диэлектрофореза клетку обычно рассматривают в виде сферы, имеющей диэлектрическую оболочку. Согласно теории, диэлектрофоретическая сила пропорциональна действительной части безразмерного параметра K и градиенту квадрата напряженности поля:

$$F = \frac{1}{2} \operatorname{Re}(K) \cdot \nabla E^2, \quad (3)$$

где коэффициент K , величина учитывающая радиус клетки, емкость мембраны, удельную проводимость мембраны, диэлектрические проницаемости наружной и внутренней среды, проводимости наружной и внутренней среды и абсолютную диэлектрическую проницаемость вакуума.

Вращающий момент пропорционален мнимой части параметра K и квадрату напряженности вращающегося поля:

$$F_c = \text{Im}(K) \cdot E^2 \quad (4)$$

Спектры диэлектрфореза и электровращения моделей клеток представлены на рис. 8.

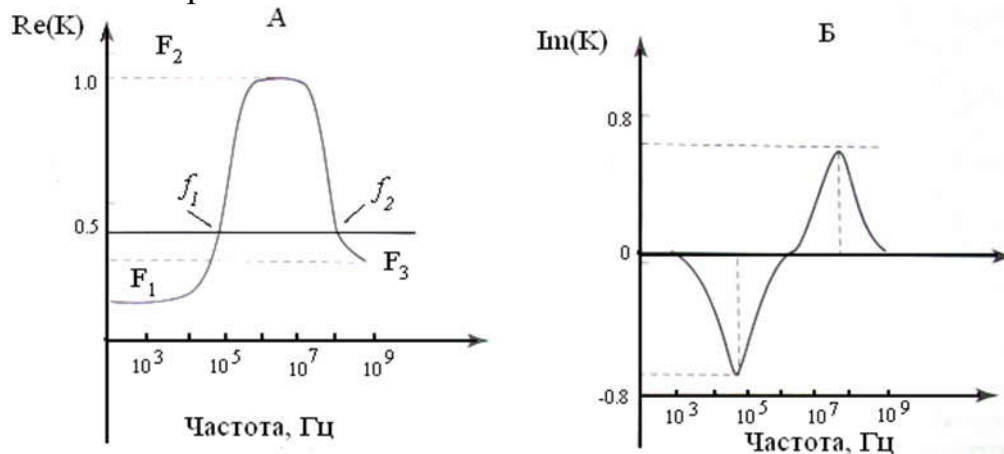


Рисунок 8. Типичные спектры диэлектрфореза (А) и электровращения (Б) для сферических частиц с однослойной оболочкой.

Предположим, что особую форму функциям АЧХ (рис. 1 – 3), придают именно проявление эффектов диэлектрфореза и электровращения. Почему тогда подобный эффект не наблюдается для крови (рис. 4), она ведь содержит в себе биологические клетки. Ответ на вопрос заключен в том, что все кровяные клетки взвешены в физиологическом растворе естественного происхождения, плазме крови, в которой находятся ионы (около 0,9 % от массы воды), в диссоциированном состоянии, что обуславливает протекание тока, между клетками, и их влияние на общий импеданс не так велико как в плотных тканях. Интересно отметить, что большинство солей в организме находятся в диссоциированном состоянии, это обусловлено наличием растворителя воды и внутренних биотоков. Необходимо отметить, что эффекту электровращения подвержены все поляризованные структуры. В биологических тканях это преимущественно белковые молекулы, входящие в состав клеточных мембран, причем частоты из собственных колебаний находятся в диапазоне 10^4 - 10^8 Гц. Так поворот на 1 радиан фосфолипид совершает примерно за 10^{-9} с, родопсин – за 10^{-6} [9].

Изменение формы АЧХ связано с изменением значений реактивной составляющей общего импеданса тканей человека. Для плотных тканей дисперсия электропроводности обусловлены линейными размерами клетки, особенностями состояния мембраны, проводящими свойствами внутриклеточной и межклеточной жидкости. Изменение этих параметров приводит к изменению формы АЧХ.

У погибших клеток наблюдается разрушение клеточных мембран, и потеря жидкости. Разрушение клеточных мембран подобно разрушению диэлектрической обкладки конденсатора. Если при целой мембране через ткани протекали преимущественно токи смещения, то после разрушения мембран в общем токе возрастает доля тока проводимости. Таким образом, характерная дисперсия диэлектрической проницаемости свойственная живой ткани практически не наблюдается у погибшей.

Изменение амплитуды при неизменной форме АЧХ говорит о изменении активной составляющей полного импеданса, преимущественно за счет кожной перспирации.

Обсуждение

В результате проделанной работы были получены интересные данные, на основании которых можно сделать предварительные выводы, что анализ АЧХ тканей человека можно использовать для неинвазивного анализа их свойств, связанных с его физическим и психофизиологическим состоянием. Применение модели диэлектрофореза хорошо объясняет полученные данные.

По результатам исследования можно сделать предварительные выводы о том, что АЧХ для человека в диапазоне 2 – 8 МГц :

1. Имеет специфическую форму, за счет проявления диэлектрофоретических свойств клеточных мембран.
2. Стабильно по форме в относительно не большие (порядка нескольких часов), интервалы времени, при условии отсутствия вмешательства в клеточные процессы внешних факторов, например при хирургических операциях о поведении АЧХ данных нет.
3. Изменяется по амплитуде под действием изменения текущего психофизиологического состояния человека, вследствие изменения уровня кожной перспирации.

Список литературы

1. Филиппосьянц Ю.Р., Филатов С.И., Коротков К.Г., Нечаев Д.А. Новый метод приборного выявления лиц с повышенным уровнем стресса. «Спорт и Здоровье» / Труды I межд. научный конгресс. СПб. 2003. Т.2 . С.173-175.
2. Гришенцев А.Ю. Регистрация проявления реакции человека на стандартные тесты раздражители при помощи прибора ИПЧ. СПб. ГУП НИИФК /Сборник трудов конференция. СПб. 2005.
3. Коротков К.Г., Гришенцев А.Ю. Анализ принципов работы прибора измеритель интегральной суммы токов высокой частоты. «Наука. Информация. Сознание.» / IX Международный научный конгресс по ГРВ биоэлектрографии. Изд-во. «Университетские телекоммуникации». С-Пб. 2006. стр.112.

4. Гришенцев А.Ю., Воробьев А.Б., Дорофеева Т.Б. Исследование физического состояния деревьев с использованием прибора измеритель поверхностных частот. «Наука. Информация. Сознание.» / IX Международный научный конгресс по ГРВ биоэлектрографии. Изд-во. «Университетские телекоммуникации». С-Пб. 2006. стр.103.
5. Нечаев Д. А., Гришенцев А. Ю., Исследование работы прибора «ИПЧ» при различных значениях влажности. Журнал «Приборостроение» №2(49). Изд-во. ООО «А-принт» 2005. С. 26–30. 76 с.
6. Анализатор спектра СК4-59. Техническое описание и инструкция по эксплуатации. ЕЭ1.406.055 ТО. 1984.
7. Рубин А.Б. Биофизика. М: Наука. 2004. Т.1. 463 с.
8. Рубин А.Б. Биофизика. М: Наука. 2004. Т.2. 463 с.
9. Самойлов В.О. Медицинская биофизика: учебник для вузов. – 2-е изд., испр. и доп. – СПб.: СпецЛит, 2007. – 560 с.: ил.