

Документ подписан простой электронной подписью
Информация о владельце:
ФИО: Емельянов Сергей Геннадьевич
Должность: ректор
Дата подписания: 16.12.2021 21:00:57
Уникальный программный ключ:
9ba7d3e34c012eba476ffd2d064cf2781953be730df2374d16f3c0ce536f0fc6

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
«Юго-Западный государственный университет»
(ЮЗГУ)

Кафедра биомедицинской инженерии

УТВЕРЖДАЮ
Проректор по учебной работе
О.Е. Доктионова
« 17 » 2018 г.



МЕТОДЫ И СРЕДСТВА БИОИМПЕДАНСНЫХ
ИССЛЕДОВАНИЙ

Методические рекомендации по организации и выполнению
самостоятельных занятий для аспирантов направлений подготовки
09.06.01 и 12.06.01

Курск 2018

УДК 004.93:61

Составитель: С.А. Филист.

Рецензент

Доктор технических наук, профессор Р.А. Томакова

Методы и средства биоимпедансных исследований:
методические рекомендации по организации и выполнению
самостоятельных занятий / Юго-Зап. гос. ун-т; сост. С.А.Филист. -
Курск, 2018. - 46 с.

Методические указания по структуре, содержанию и стилю изложения материала соответствуют требованиям, предъявляемым к учебным и методическим пособиям.

Предназначены для аспирантов направлений подготовки 09.06.01 «Информатика и вычислительная техника (Системный анализ, управление и обработка информации (технические и медицинские системы)) и 12.06.01 «Фотоника, приборостроение, оптические и биотехнические системы и технологии (Приборы, системы и изделия медицинского назначения)»

Текст печатается в авторской редакции

Подписано в печать 1.03.18. Формат 60x84 1/16.
Усл.печ.л. 2,4. Уч.-изд.л. 2,2 Тираж 100 экз. Заказ: 1457 Бесплатно.
Юго-Западный государственный университет.
305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94.

Самостоятельная работа №1. Методы измерения биимпеданса

Известен биоимпедансный анализатор, содержащий генератор переменного тока, первый и второй выходы которого соединены с первым и вторым токовыми входами блока коммутации, соответственно, с 1-го по М-й токовые выходы которого соединены с 1-го по М-й токовыми электродами, соответственно, с 1-го по N-й потенциальные входы блока коммутации соединены с 1-го по N-й потенциальными электродами, соответственно, а первый и второй потенциальные выходы соединены с первым и вторым входами первого детектора, соответственно, выход которого через аналого-цифровой преобразователь соединен со входом блока обработки и индикации, первый выход которого соединен с входом управления блока коммутации [53].

Недостатком этого устройства является невозможность выделения активной и реактивной составляющих импеданса, что приводит к снижению достоверности анализа.

Наиболее близким по технической сущности к предлагаемому устройству является биоимпедансный анализатор, который содержит генератор переменного тока, блок коммутации, токовые электроды (3-1...3-M), соответственно, потенциальные электроды (4-1...4-N), первый детектор, аналого-цифровой преобразователь, блок обработки и индикации, второй детектор. Для обеспечения измерения активной и реактивной составляющих импеданса детекторы выполнены синхронными, а генератор переменного тока выполнен с возможностью формирования на своих первом и втором выходах синхронизации периодических импульсных последовательностей, различающихся по фазе на половину периода [54].

Недостатком этого устройства является низкая чувствительность определения динамической составляющей биоимпеданса, связанная с отсутствием возможности компенсации базовой составляющей комплексного электрического сопротивления. Использование фиксированных частот и набора фильтров низкой частоты с фиксированными параметрами в известном устройстве не позволяет выделить информативное пространство достаточной мерности, позволяющее синтезировать решающие правила для идентификации патологий, вызывающих

изменение биохимического состава биологических тканей и жидкостей.

Задачей разработки является обеспечение высокой чувствительности при регистрации динамической составляющей биоимпеданса путем компенсации постоянной (базовой) составляющей, а так же обеспечение возможности работы устройства в широком диапазоне частот, что повысит информативность и точность проводимых измерений. Использование перестраиваемых фильтров с управлением от микроконтроллера, а так же управление током воздействия на биообъект является отличительными особенностями предлагаемого устройства, которые повышают точность проводимых измерений.

Для достижения поставленной цели в многочастотном измерителе биоимпеданса, содержащим последовательно соединенные измерительные электроды, компенсатор, блок детекторов, блок выделения пульсовой волны, блок АЦП, микроконтроллер, второй и третий выход которого подключен ко второму и третьему входам компенсатора, парофазный генератор, выходы которого подключены ко второму и третьему входам блока детекторов, и токовые электроды, а так же последовательно соединенный ПЭВМ и блок связи с ПЭВМ, подключенный к пятому выходу микроконтроллера, в **компенсатор дополнительно введены** два цифро-аналоговых преобразователя и суммирующий усилитель, входы которого соединены с соответствующими выходами цифро-аналоговых преобразователей, на опорные входы которых подаются квадратурные составляющие с выходов парофазного генератора, а на цифровые сигнальные входы – управляющие коды с соответствующих выходов микроконтроллера, при этом сигнал с суммирующего усилителя подается на блоки вычитания, на второй и третий входы которых подаются сигналы с измерительных электродов, а парофазный генератор выполнен в виде двух генераторов с программируемой амплитудой, частотой и фазой, синхронизируемых и управляемых от микроконтроллера.

Структурная схема прибора представлена на рисунок 4.1.

Электроды предназначены для съема регистрируемого сигнала с объекта исследования. В состав прибора входят четыре электрода. Их число обусловлено реализуемыми методиками получения сигнала и размерами объекта исследования. При

тетраполярной методике регистрации необходимо минимум четыре электрода (два токовых и два измерительных). При использовании биполярной методики электродов должно быть два. В техническом задании указано количество реализуемых каналов регистрации—

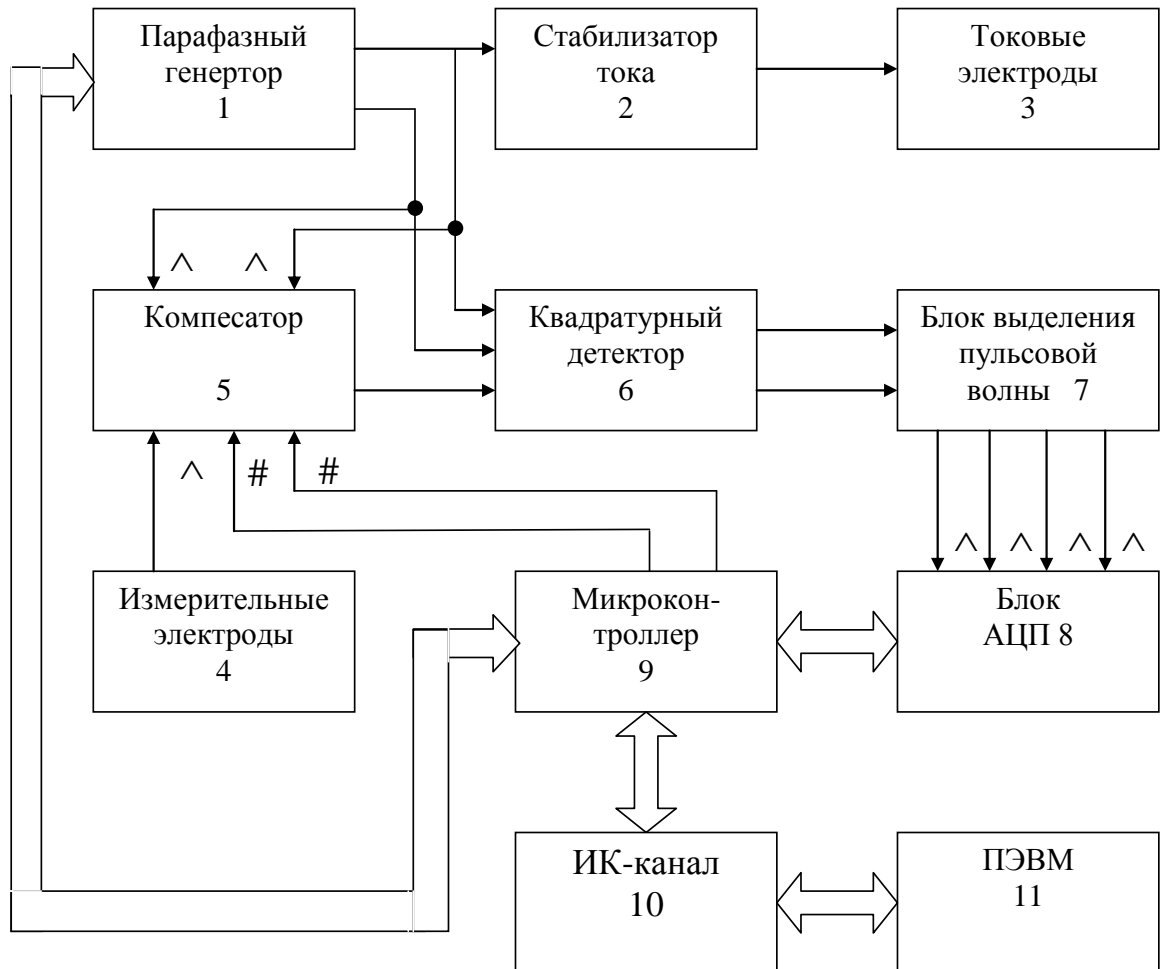


Рисунок 4.1 - Структурная схема устройства для многочастотной биоимпедансометрии

один. В приборе должна реализовываться тетраполярная методика измерения. Исходя из того, что расстояние между токовыми электродами при тетраполярном методе должно быть не менее 0.1–0.12 м, можно сделать вывод о невозможности наложения более двух комплектов токовых электродов на исследуемую конечность. Расстояние между токовым электродом и измерительным электродом не должно быть менее 0.01 м.

В разрабатываемом приборе имеются два токовых электрода и два измерительных.

Устройство включает последовательно соединенные парафазный генератор 1, стабилизатор тока 2 и токовые электроды

3; последовательно соединенные измерительные электроды 4, компенсатор 5, второй и третий входы которого подключены к соответствующим выходам парафазного генератора 1, квадратурный детектор 6, второй и третий входы которого подключены ко второму и третьему входам компенсатора 5, блок выделения пульсовой волны 7, второй вход которого соединен со вторым выходом квадратурного детектора 6, АЦП 8, второй, третий и четвертый входы которого соединены со вторым, третьим и четвертым выходами блока 7, микроконтроллер 9, второй и третий выходы которого, соединены, соответственно, четвертым и пятым входами компенсатора 5, инфракрасный канал 10 и ПЭВМ 11.

Структурная схема компенсатора показана на рисунок 4.2.

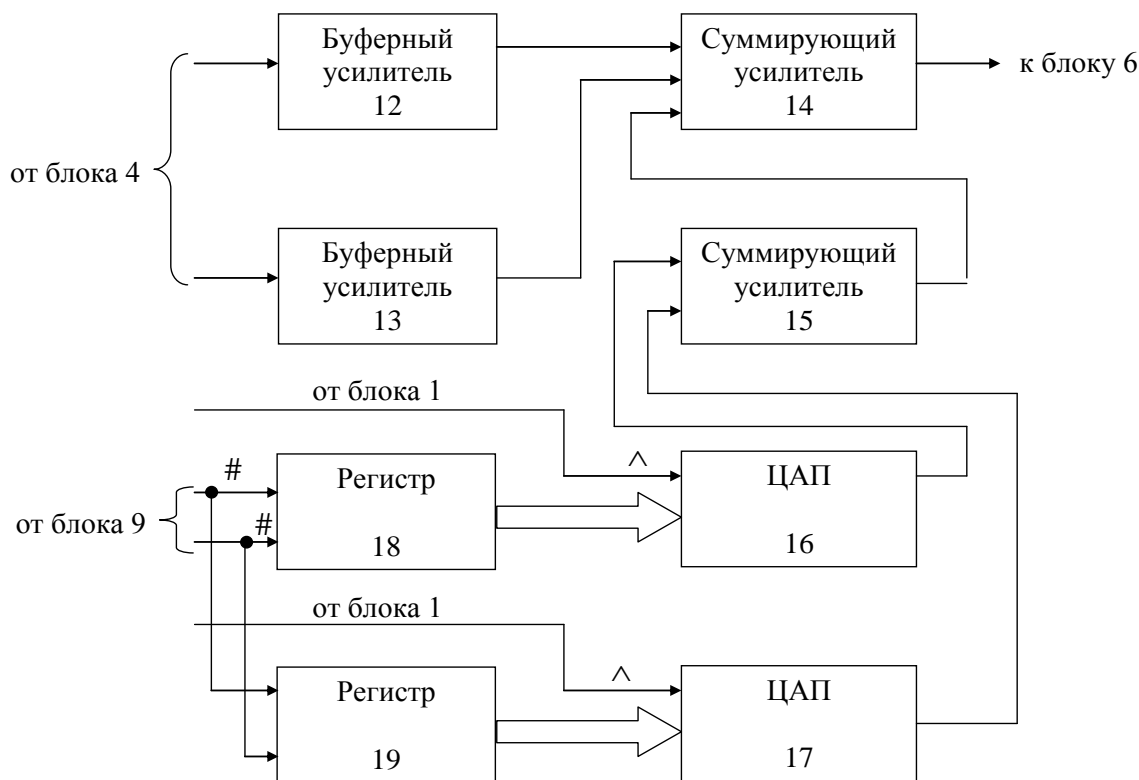


Рисунок 4.2 – Структурная схема компенсатора

Изменения сопротивления, которые необходимо регистрировать, происходят на фоне превышающих их в тысячи раз постоянных сопротивлений, которые дают базовую составляющую, не позволяющую усилить сигнал (из-за насыщения усилителей). Ее необходимо убирать из сигнала после предварительного усилительного каскада. Поскольку сигнал амплитудно-модулированный, функция его детектирования очевидна.

Первую задачу решает компенсатор, вторую квадратурный детектор.

Компенсатор включает два буферных усилителя 12 и 13, предназначенных для подключения к измерительным электродам 4, суммирующий усилитель 14, первый и второй входы которого подключены к соответствующим выходам буферных усилителей 12 и 13, суммирующий усилитель 15, выход которого подключен к третьему входу суммирующего усилителя 14, два цифровых преобразователя 16 и 17, выходы которых подключены к соответствующим входам суммирующего усилителя 15, а первые входы – к соответствующим выходам парафазного генератора 1, два регистра 18 и 19, выходы которых подключены ко входам цифроаналоговых преобразователей 16 и 17, а входы, соответственно, ко второму и третьему выходам микроконтроллера 9.

Структурная схема блока выделения пульсовой волны показана на рисунок 4.3.

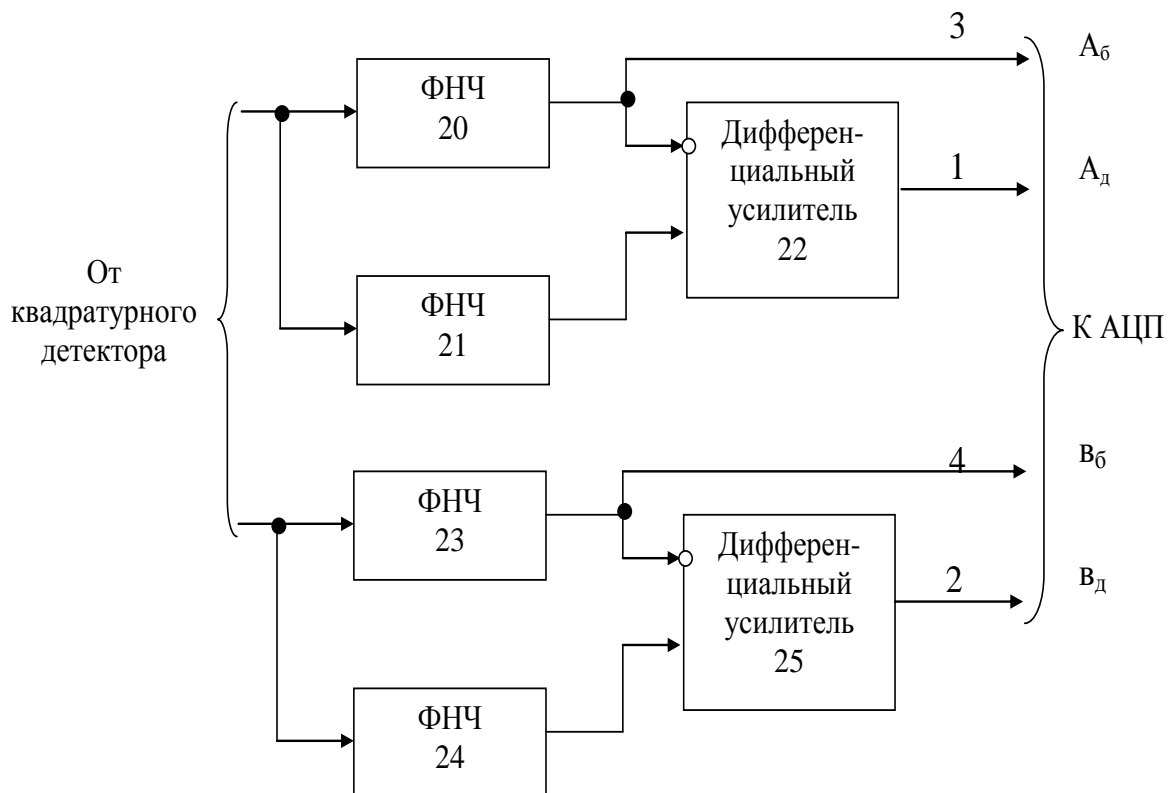


Рисунок 4.3 – Структурная схема блока выделения пульсовой волны

Поскольку в сигнале имеются наложенные две волны сопротивления, обусловленные различными биологическими эффектами, необходимо регистрировать их отдельно. Для этого

можно использовать фильтры с различной частотой среза. В зависимости от выбранного конструктивного решения может выполняться как один перестраиваемый фильтр для каждого канала, так и два фильтра для каждого канала. Наличие разделения фильтрующих цепей на каналы объясняется инертностью фильтрующих элементов, которые будут исказить коммутируемый на них сигнал.

Блок выделения пульсовой волны включает два фильтра нижних частот 20 и 21, входы которого подключены к первому выходу квадратурного детектора 6, дифференциальный усилитель 22, входы которого подключены к соответствующим выходам фильтров 20 и 21, а выход и первый вход предназначены для подключения к первому и третьему входам АЦП 8, два фильтра нижних частот 23 и 24, входы которых подключены ко второму выходу квадратурного детектора, дифференциальный усилитель 25, входы которого подключены к соответствующим выходам фильтров 23 и 24, а выход и первый вход предназначены для подключения ко второму и четвертому входам АЦП 8.

Устройство работает следующим образом. При наложении токовых и измерительных электродов на биообъект напряжение с одного из квадратурных выходов парафазного генератора 1 трансформируется в ток в биоткани посредством стабилизатора тока 2 и токовых электродов 3.

Ток, проходящий через биоткань, создает в ней падение напряжения, которое через буферные усилители 12 и 13 поступает на на первые два входа суммирующего усилителя 14. Далее работа устройства определяется программой, заложенной в микроконтроллер 9. Эта программа реализует два режима работы. Первый режим реализует выделение базовой составляющей полного электрического сопротивления биоткани, второй режим выделяет составляющую полного электрического сопротивления, связанного с пульсовой волной.

Схема алгоритма реализации первого режима приведена на рис. 4.4.

В режиме 1 используем выходы A_6 и B_6 рис. 4.3. В начале этого режима микроконтроллер 9 устанавливает в регистры 18 и 19 нулевые коды, поэтому на выходах цифроаналоговых преобразователей 16 и 17 устанавливается нулевое напряжение, следовательно, на выходе суммирующего усилителя 15 также нуль.

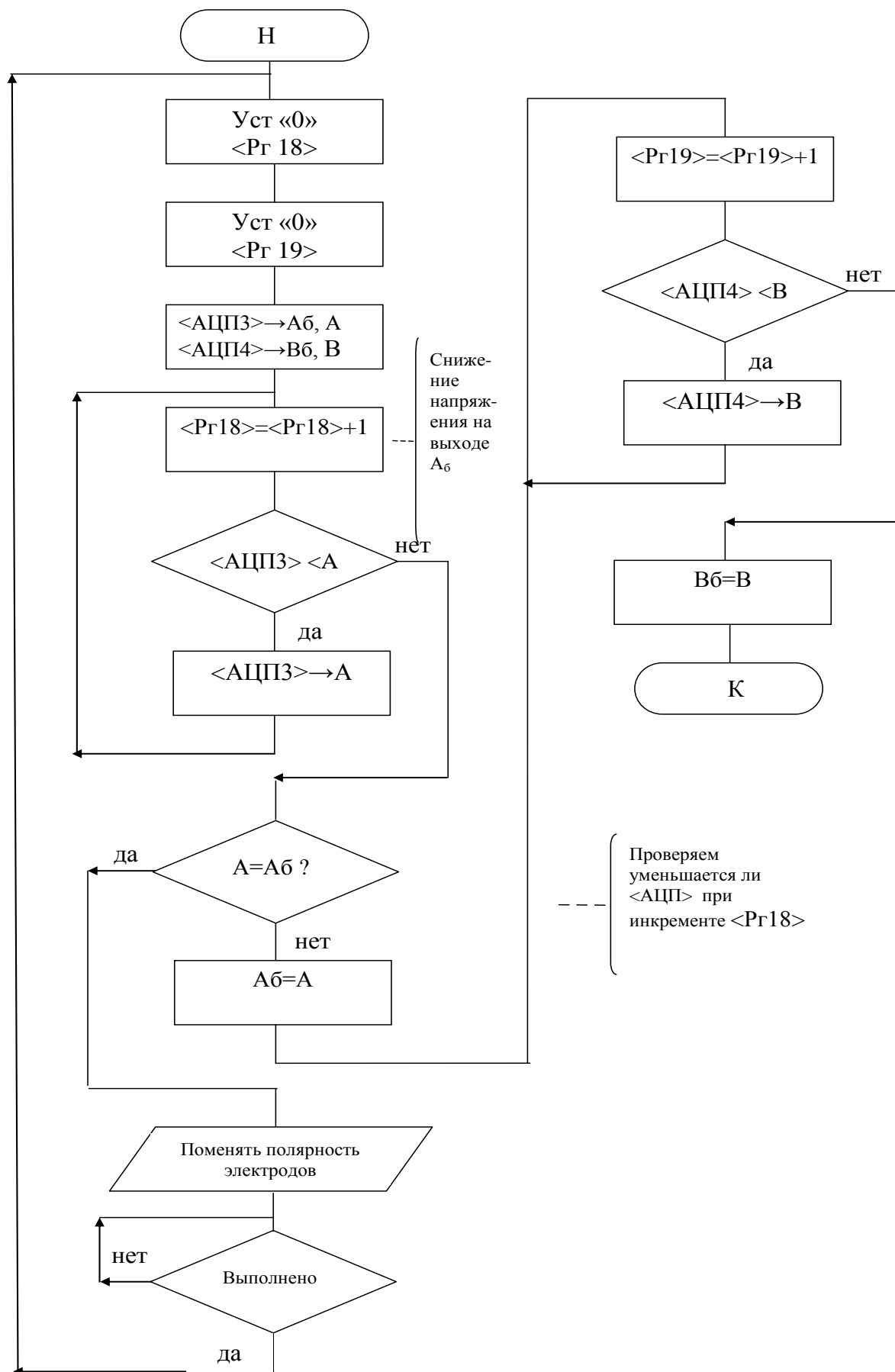


Рисунок 4.4 - Схема алгоритма работы устройства в режиме 1

Поэтому напряжение с измерительных электродов 4 усиливается и поступает на вход квадратурного детектора 6, который выделяет из него две квадратурные составляющие, соответствующие реальной и мнимой составляющим полного электрического сопротивления биоткани, затем квадратурные составляющие поступают на блок выделения пульсовой волны 7. Блок 7 состоит из двух идентичных каналов, соответствующих реальным и мнимым составляющим полного электрического сопротивления биоткани.

Процесс выделения пульсовой волны (выходы A_d и B_d рис. 4.3) рассмотрим на примере одного канала: блоки 22, 21 и 22, который соответствует реальной составляющей полного электрического сопротивления A_d . Напряжение, пропорциональное этой составляющей, поступает с первого выхода квадратурного детектора на входы фильтров нижних частот 20 и 21. Фильтр 20 выделяет базовую составляющую и его частота среза близка к нулю (составляет десятые доли герца). Частота среза фильтра 21 подобрана таким образом, чтобы он пропускал частоты, в которых лежит спектр пульсовой волны, то есть до 30 Гц.

На рисунок 4.5 показаны амплитудно-частотные характеристики этих фильтров.

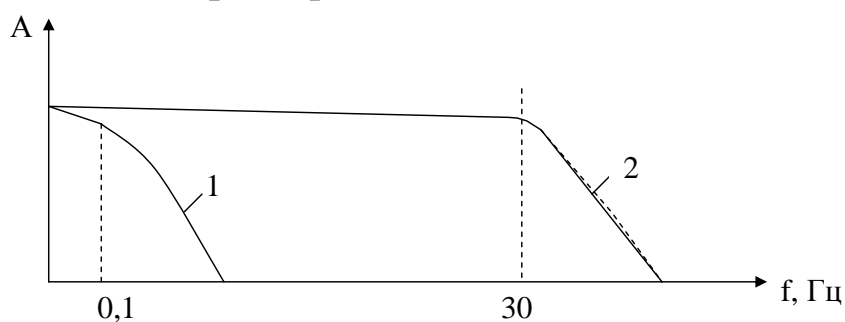


Рисунок 4.5 - Амплитудно-частотные характеристики фильтров нижних частот: 1 – ФНЧ 20, 2 – ФНЧ 21

После вычитания в усилителе 22 напряжений, поступающих с выходов фильтров 20 и 21, на выходе усилителя 22 имеем напряжение, пропорциональное амплитуде пульсовой волны, а на выходе ФНЧ 20 – напряжение, пропорциональное реальной составляющей базового полного электрического сопротивления. При этом, если выход ФНЧ 20 подключить ко второму входу АЦП 8, то режим 2 можно не использовать. Однако в таком техническом решении есть, по крайней мере, два недостатка. Во-первых, в связи

с задержками сигнала в измерительном тракте (фазовыми искажениями) мы не можем уверенно идентифицировать квадратурные составляющие на выходах фильтров 20 и 23 с реальной и мнимой составляющими базового сопротивления. Во-вторых, базовая составляющая на несколько порядков больше составляющей, связанной с пульсовой волной, поэтому погрешности при таком техническом решении велики.

Поэтому в режиме 1 осуществляется компенсация базовой составляющей по переменному току. С этой целью на входы опорного напряжения ЦАП 16 и 17 подаются соответствующие квадратурные составляющие от парафазного генератора 1, а регистры 18 и 19 управляют амплитудой этих квадратурных составляющих на выходах ЦАПов 16 и 17. Это управление осуществляет микроконтроллер 9 путем анализа величины базовых составляющих, поступающих с выходов ФНЧ 20 и ФНЧ 23 на АЦП 8. Микроконтроллер 9 записывает в регистр 18 и регистр 19 такие коды, чтобы напряжение на выходах ФНЧ 20 и ФНЧ 23 стало минимальным. Этот процесс реализуется последовательно: сначала минимизируется реальная часть базового сопротивления (блоки 18, 16, 15, 14, 6, 20), а затем мнимая (блоки 19, 17, 15, 14, 6, 23). Минимизацией выходов ФНЧ 20 и ФНЧ 23 заканчивается режим 1.

Режим 2 начинается после минимизации выходов базовой составляющей. При этом в регистрах 18 и 19 записаны соответствующие коды, а микропроцессор 9 анализирует напряжение на первом и втором входах АЦП 8, то есть выходы делителей 22 и 25.

Таким образом, комплексные составляющие базового сопротивления хранятся в регистрах 18 и 19, а выходы ФНЧ 20 и ФНЧ 23 определяют погрешность определения базовой составляющей.

Считанные с первого и второго входов АЦП 8 в режиме 2 данные поступают в микроконтроллер 9, который через инфракрасный канал 10 передает их в ПЭВМ 11. ПЭВМ 11 выводит эти данные на видеоиндикатор в форме, показанной на рис 1.4.

Парафазный генератор предназначен для генерации зондирующего сигнала заданной частоты и обеспечения тока через объект исследования независимо от его сопротивления. Так как согласно технического задания необходимо измерять действительную и мнимую составляющие полного электрического

сопротивления биоткани, то необходим квадратурный детектор, для которого необходимо два опорных напряжения, сдвинутых по фазе на одну четверть периода относительно друг друга. Поэтому зондирующий генератор состоит из генератора частоты и фазовращателя.

Необходимость наличия генератора обусловлена методикой проведения исследования, для которой предназначен прибор – регистрация изменения сопротивления ткани на переменном токе.

Структурная схема парофазного генератора приведена на рис.4.6.

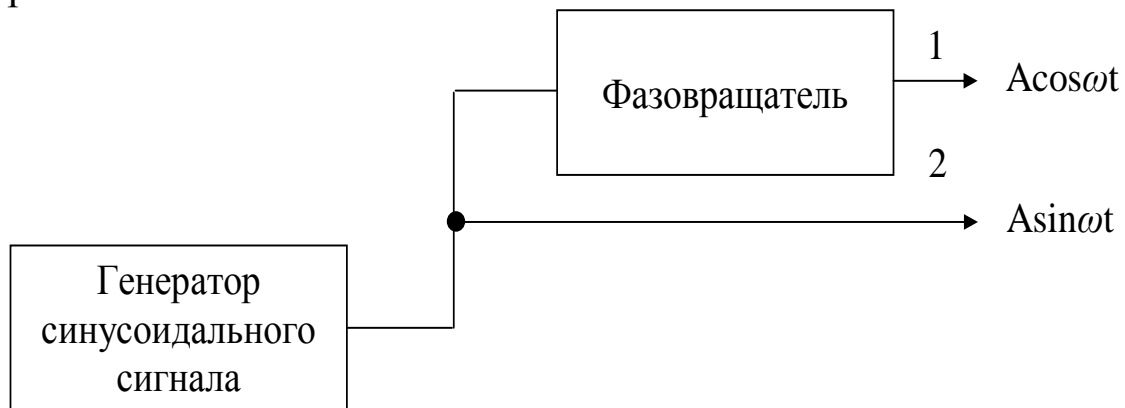


Рисунок 4.6 - Структурная схема блока парофазного генератора

В качестве генератора частоты выбран генератор синусоидального сигнала. Это сделано, чтобы избежать искажений сигналов другой формы через комплексную нагрузку, и поляризационных процессов в тканях.

Фазовращатель поворачивает фазу исходного напряжения на 90 градусов. В результате на выходах 1 и 2 зондирующего генератора мы имеем два квадратурных напряжения.

Предлагаемое устройство позволяет неинвазивно измерять комплексное сопротивление биожидкости, например крови, которое несет в себе важное диагностическое значение: возможность выделить информационное пространство, позволяющее синтезировать решающее правило для идентификации патологий, вызывающих изменение биохимического состава биологических тканей и жидкостей, что может найти применение в медицинской практике.

Самостоятельная работа №2. Физические модели для оценки состава тела биоимпедансными методами

Исследование структурного состава биологических объектов может быть проведено с помощью анализа электрического импеданса в широком диапазоне частот. Для этого частотные свойства исследуемого объекта могут быть представлены в виде эквивалентных схем замещения в пространстве активных и резистивно-активных проводимостей. Такое представление соответствует закономерностям распространения тока в биологических средах, которые описывают явление ионной проводимости и явление разделения зарядов на клетках и клеточных структурах, обуславливающее сдвиг фаз между током и напряжением на этих структурах. Таким образом, идентификация составляющих импеданса в области элементарных RC-ячеек эквивалентных схем приводит к исследованию структурного состава биологических тканей.

Клетка является основой построения биологических тканей. Мембрана клетки (рисунок 3.1) обеспечивает градиент ионной концентрации между внутренней и внешней областями. Этот электрический градиент создает мембранный потенциал необходимый для ее жизнедеятельности – поддержания метаболических процессов, обмена информацией, репродуктивных процессов. Мембрана клетки для поддержания электрического градиента обладает свойствами электрического изолятора, нарушение которого ведет к ее гибели.

В норме мембрана клетки состоит из слоя непроводящего липида расположенного между двумя слоями проводящих молекул белка. Мембрана представляет собой проницаемый барьер, отделяющий внутриклеточные и внеклеточные компоненты [12].

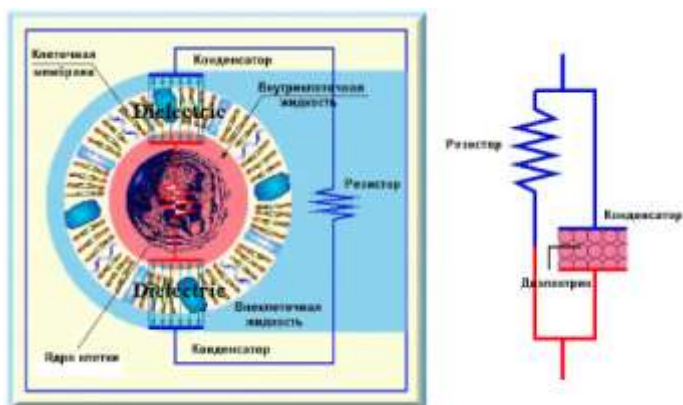


Рисунок 3.1 – Электрическая эквивалентная схема клетки

Когда электрический ток приложен к среде, содержащей клетки, часть тока проходит через белковые каналы, заряжая внутреннюю поверхность клеточной мембраны. Это позволяет в простейшем случае представить клетку в виде параллельной модели. С помощью параллельной модели можно описать электрические свойства клеток. Могут быть выделены два пути распространения тока – через клетки и через внеклеточную среду, которые могут иметь электрический аналог - емкость и резистор.

Изменение показателей анализа биоимпедансных свойств тканей в зависимости от частоты подчиняется определенным закономерностям. На низких частотах (менее 100 Гц) ток не проникает через клеточную мембрану и проходит только через внеклеточную жидкость, внутриклеточная жидкость не участвует в его проведении. На высоких частотах (более 100 Гц) внутриклеточная жидкость также вносит вклад в проведение тока, и он распространяется как по внеклеточному, так и по внутриклеточному пространству.

Параллельная модель (рисунок 3.1) недостаточно полно отражает импедансные свойства биологических объектов. Поэтому для описания частотных характеристик импеданса биологических объектов применяется модель Фрике-Морзе [13] (рисунок 3.2). В соответствии с этой моделью внеклеточная и внутриклеточная жидкость представляют собой проводники, а мембраны клеток – диэлектрики, определяющие электрическую емкость. Емкость пропорциональна величине фазового сдвига.

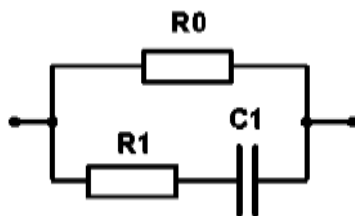


Рисунок 3.2 – Модель Фрике-Морзе

Вклад емкостного сопротивления в импеданс на низких и высоких частотах стремится к нулю, поскольку на низких частотах токе не проникает через мембрану, а на высоких – мембраны не препятствуют прохождению тока. Частота, на которой емкостная составляющая импеданса достигает максимального значения, называется характеристической. Величина R_0 соответствует сопротивлению только внеклеточной жидкости, т.к. на низких частотах внутриклеточная жидкость в проведении тока не участвует. Величина R_1 соответствует сопротивлению внутриклеточной жидкости.

Описанная выше модель Фрике-Морзе может быть преобразована в более удобную для анализа модель [14].

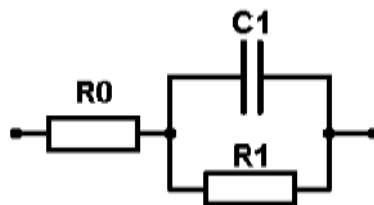
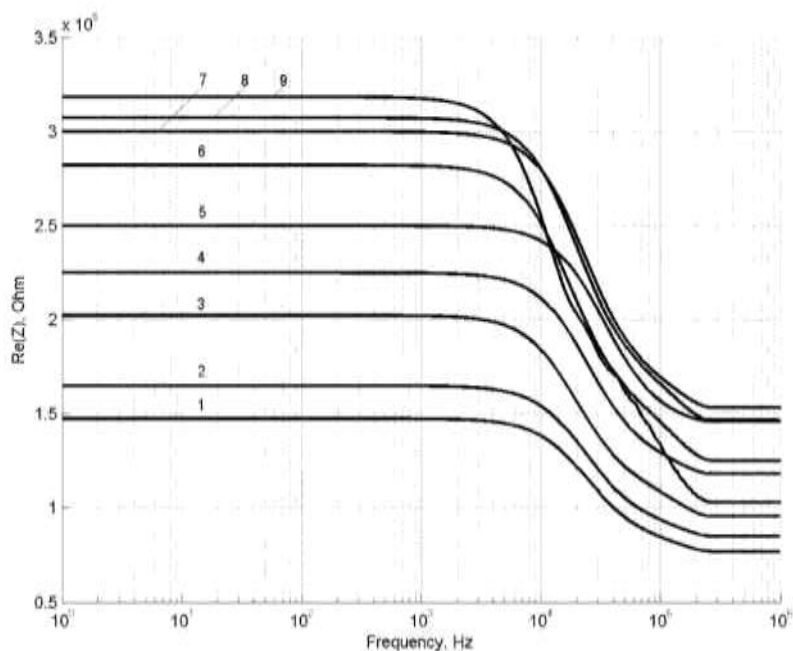


Рисунок 3.3 – Модель, сводимая к модели Фрике-Морзе

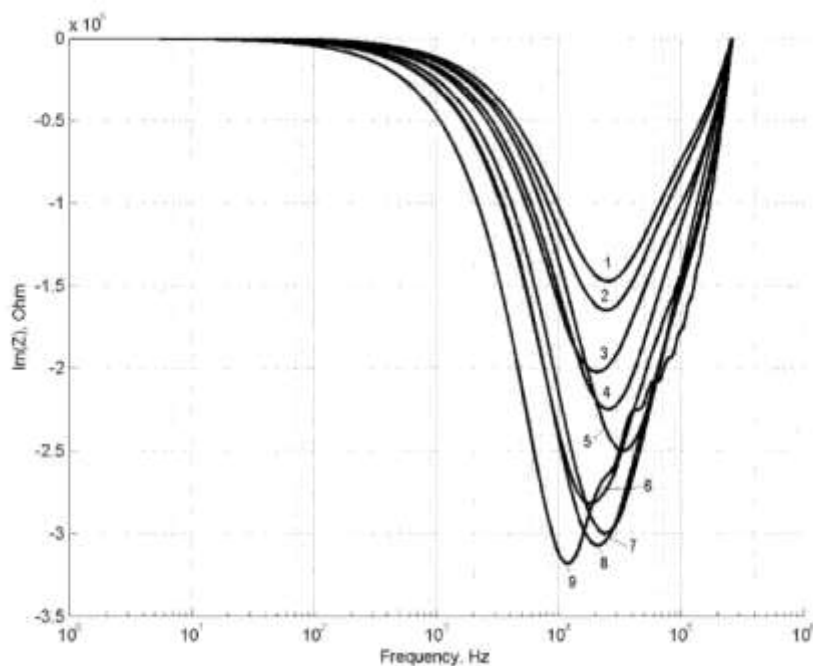
Для определения переходной функции исследуемые участки биологической ткани по методике импульсной импедансометрии тестировались ступенчатым током $I = 0,1$ мА, площадь тестирующих

электродов $S = 2$ см². Выходное сопротивление генератора тестирующих импульсов составляло 88 кОм, длительность тестирующего импульса: $T_I = 30$ мс, длительность фронта тестирующего импульса: $T_f = 5,34$ мкс.



1 – лоб, 2 – шея, 3 – брюшина, 4 – дельтовидная мышца, 5 – голень, 6 – бицепс, 7 – икроножная мышца, 8 – предплечье, 9 – кисть

Рисунок 3.4 – Зависимость активной составляющей импеданса от частоты для различных участков ткани



1- лоб, 2 – шея, 3 – брюшина, 4 – дельтовидная мышца, 5 – голень, 6 – бицепс, 7 – икроножная мышца, 8 – предплечье, 9 – кисть

Рисунок 3.5 – Зависимость реактивной составляющей импеданса от частоты для различных участков ткани

Частотные характеристики активной и реактивной

составляющих биоэлектрического импеданса подкожных тканей показаны на рисунках 3.4, 3.5.

Для определения передаточной функции использовался алгоритм модифицированного метода прямой подгонки Леви.

На основании методики синтеза электрической эквивалентной схемы замещения была получена модель биоэлектрического импеданса подкожных тканей в пространстве состояний.

Схема моделирования электрического импеданса различных участков подкожных тканей в пространстве состояний, может быть представлена в виде, показанном на рисунке 2.3. Данной модели соответствует эквивалентная схема замещения, показанная на рисунке 2.5.

Параметры модели для различных участков ткани приведены в таблице 3.1.

Таблица 3.1 – Параметры эквивалентной схемы замещения биоэлектрического импеданса различных участков биологической ткани

	R0, Ом	R1, Ом	C1, мкФ
Голень	2800	25000	0,016
Икроножная мышца	2300	30000	0,06
Брюшина	1300	20000	0,11
Предплечье	2000	30000	0,075
Шея	1300	16500	0,1
Бицепс	1600	28250	0,09
Дельтовидная мышца	1840	22550	0,073
Кисть	1150	32250	0,065
Лоб	1200	29500	0,05

Исследование структурного состава биологических объектов может быть проведено с помощью разработанных методик путем анализа биоэлектрического импеданса в широком диапазоне частот. Для этого частотные свойства исследуемого объекта могут быть представлены в виде эквивалентных схем замещения в пространстве активных и резистивно-активных проводимостей. Такое представление соответствует закономерностям

распространения тока в биологических средах, которые описывают явление ионной проводимости и явление разделения зарядов на клетках и клеточных структурах, обуславливающее сдвиг фаз между током и напряжением на этих структурах. Таким образом, идентификация составляющих импеданса в области элементарных RC-ячеек эквивалентных схем приводит к исследованию структурного состава биологических тканей.

Для многокомпонентных суспензий синтез эквивалентных схем по известной частотной характеристике может быть произведен методом пространства состояний. Таким образом, экспериментально определенным частотным характеристикам биологических тканей могут быть поставлены в соответствие электрические эквивалентные схемы замещения, значения отдельных элементов которых будут зависеть от искомых параметров системы. Метод пространства состояний позволяет перейти от эквивалентной схемы замещения к уравнениям состояния и, наоборот, в то время, как переход к уравнениям состояния может быть осуществлен путем преобразования частотной характеристики с целью получения передаточной функции.

Моделирование биоэлектрического импеданса исследуемого объекта может быть осуществлено в следующей последовательности. По методике импульсной импедансометрии находятся частотные характеристики действительной и мнимой составляющих биоэлектрического импеданса исследуемого объекта. Путем использования методов функциональной идентификации отыскивается передаточная функция исследуемого объекта, соответствующая операторному импедансу. На основании передаточной функции системы осуществляется ее моделирование в пространстве состояний, а полученной модели ставится в соответствие электрическая эквивалентная схема замещения, значения параметров которой могут нести информацию о структурном составе исследуемого объекта.

Моделирование биоэлектрического импеданса в пространстве состояний путем преобразования передаточной функции (в роли которой выступает операторный импеданс) осуществляется следующим образом. Разложение операторного импеданса системы на элементарные дроби позволяет представить модель биоэлектрического импеданса в виде системы дифференциальных

уравнений первого порядка относительно переменных состояния, в роли, которой выступает заряд. При этом, в качестве входной переменной используется ток I , пропускаемый через исследуемый объект, в качестве выходной переменной используется напряжение U , регистрируемое на исследуемом объекте.

Модель многокомпонентной суспензии

В качестве примера использования методики импульсной импедансометрии с целью оценки структурного состава ткани рассмотрим идентификацию импеданса однокомпонентной суспензии, частотные характеристики которой полученные методом импульсной импедансометрии, приведены на рисунках 3.6, 3.7.

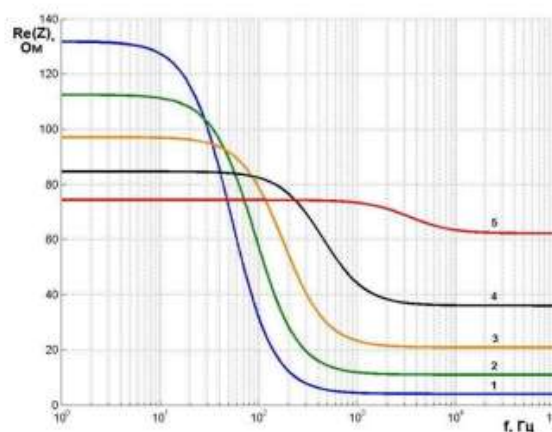


Рисунок 3.6 – Зависимость действительной составляющей импеданса однокомпонентной суспензии от частоты для различных концентраций частиц: 1 – 0.85, 2 – 0.65, 3 – 0.45, 4 – 0.25, 5 – 0.05.

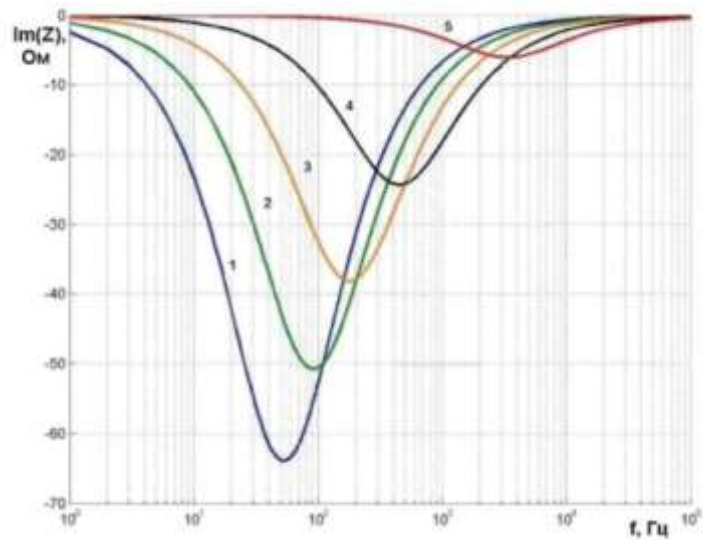


Рисунок 3.7 – Зависимость мнимой составляющей импеданса однокомпонентной суспензии от частоты для различных концентраций частиц: 1 – 0.85, 2 – 0.65, 3 – 0.45, 4 – 0.25, 5 – 0.05.

Самостоятельная работа №3. Модели вольт-амперных характеристик биоимпеданса

Модель двухпроходной вольтамперной характеристики БАТ

В ходе моделирования вольтамперной характеристики БАТ будем использовать гибридный подход, сущность данного подхода в том, что на первом этапе строится функциональная модель, интегрирующая знания эксперта о функционировании объекта исследования, на втором этапе строится математическая модель, которая согласует процесс функционирования модели и экспериментальные данные, получаемые в ходе исследования реальных объектов. В основу функциональной модели электрической проводимости БАТ положены гипотеза об обратимом и не обратимом пробое диэлектрика и гипотеза «ответной реакции БАТ».

В соответствии с первой гипотезой по мере роста напряжения на БАТ пробиваются диодные структуры в диэлектрике биоматериала (обратимый пробой диэлектрика), что приводит к росту тока в БАТ [35, 53, 55, 108]. Если эквивалентную схему биоматериала представить электрической принципиальной схемой на рисунке 2.5, то в качестве модели разрушающейся под действием электрического поля диэлектрической структуры выступают сопротивления диодов VD1...VD6, входящие в последовательно соединенных диодно-резистивные ячейки, в которых резисторы закорачиваются открывающимися диодами по мере роста приложенного напряжения [54].

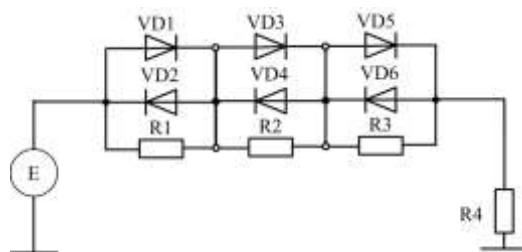


Рисунок 2.5 – Модель сопротивления биоматериала в виде диодно-резистивных ячеек

В соответствии со второй гипотезой, по ходу нарастания тока в БАТ, в биообъекте появляется обратная связь, стремящаяся уменьшить последствия возрастания прилагаемого к биоматериалу

напряжения, то есть уменьшить ток через биообъект. Этот эффект можно смоделировать включением в электрическую цепь биоматериала управляемого источника напряжения, напряжение на выходе которого имеет противоположенную полярность относительно приложенного к биоматериалу напряжения.

Согласно второму закону Кирхгофа можем записать:

$$E = I_{\bar{o}o} \cdot R_1 + I_{\bar{o}o} \cdot R_2 + I_{\bar{o}o} \cdot R_6 + U_4 = I_{\bar{o}o} (R_1 + R_2 + R_6) + U_4, \quad (2.4)$$

где E - напряжение, приложенное к биоматериалу, $I_{\bar{o}o}$ - ток через биообъект (биоматериал).

Вольтамперная характеристика рисунок 2.3 имеет ярко выраженный нелинейный характер, акцентированный в области высоких напряжений. Для моделирования нелинейности будем полагать, что напряжение на биоматериале $U_{\bar{o}o}$ зависит от тока через биоматериал $I_{\bar{o}o}$. Полагаем, что сопротивление R_1 (рисунок 2.6) зависит от тока в биоматериале $I_{\bar{o}o}$ и по мере его роста (по мере пробоя диодов VD1...VD5 или VD2...VD6 рисунок 2.5) уменьшается по экспоненциальному закону согласно выражению

$$R_1 = R_{10} \cdot \exp(-|\alpha \cdot I_{\bar{o}o}|), \quad (2.5)$$

где R_{10} – сопротивление R_1 при $I_{\bar{o}o}=0$, α – эмпирически подбираемый коэффициент модели.

Модель электрического сопротивления в БАТ, построенная на основе гибридного подхода, показана на рисунке 2.6.

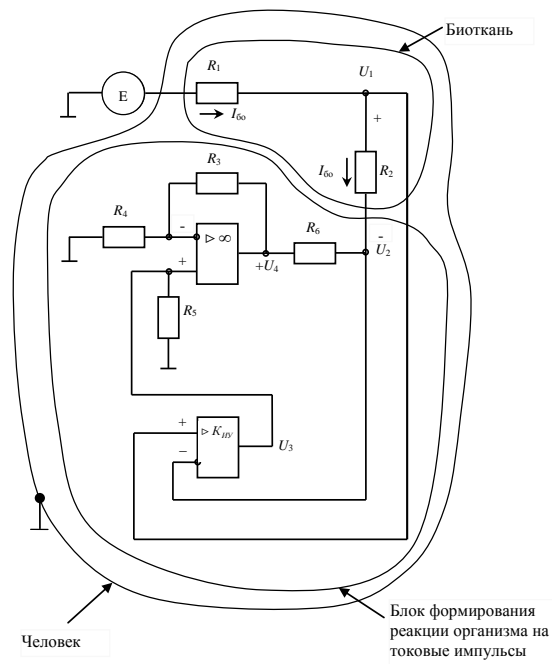


Рисунок 2.6 – Функциональная модель электропроводности биоматериала в зонах БАТ

Обозначим $R_1 + R_2 + R_6 = \Sigma R$, тогда (2.4) примет вид

$$E - U_4 = I_{\text{бo}} \Sigma R, \quad (2.6)$$

откуда

$$I_{\text{бo}} = \frac{E - U_4}{\Sigma R}. \quad (2.7)$$

Учитывая, что

$$U_4 = U_3 \cdot K_{oc}, \quad (2.8)$$

где K_{oc} – коэффициент усиления операционной схемы рисунок 2.6,

$$K_{oc} = 1 + \frac{R_3}{R_4}, \text{ а}$$

$$U_3 = (U_1 - U_2) K_{uy}, \quad (2.9)$$

где K_{uy} – коэффициент усиления инструментального усилителя рисунок 2.6, и обозначив, $K_{oc} \cdot K_{uy} = K_{\Sigma}$, получим

$$U_4 = I_{\text{бo}} \cdot R_2 \cdot K_{\Sigma}, \quad (2.10)$$

Подставляя (2.10) в (2.6) получим

$$I_{\bar{b}o} = \frac{E - I_{\bar{b}o} R_2 K_{\Sigma}}{\Sigma R}, \quad (2.11)$$

Найдем из (2.11) ток через биообъект

$$I_{\bar{b}o} = \frac{E}{R_2 \cdot K_{\Sigma} + \Sigma R}, \quad (2.12)$$

Уравнения (2.11) и (2.12) описывают нелинейную модель вольтамперной характеристики.

В данной модели нелинейные свойства электропроводности биоматериала определяются уравнением (2.5). Специфическая особенность этой модели состоит в том, что сопротивление биоткани определяется исходя из текущего значения тока. Так как дискретная модель в принципе не может реализовать такой зависимости. Лист программы MathCad, выполняющий алгоритм построения модели биоткани, представлен на рисунке 2.8.


```

IU := | Ib_0 ← 0
      | Ub_0 ← 0
      | R1 ← 300
      | R2 ← 10
      | R6 ← 2
      | k ← 10
      | α ← 10
      | j ← 0
      | n ← 0
      | while j < 15
      |   | Ib_1_n ←  $\frac{j}{R1 \cdot [\exp[-|(\alpha \cdot Ib_0)|]] + R2 + R6 + R2 \cdot k}$ 
      |   | Ub_1_n ← j - (Ib_1_n) · R2 · k
      |   | IU_n,0 ← Ib_1_n
      |   | IU_n,1 ← Ub_1_n
      |   | Ub_0 ← Ub_1_n
      |   | Ib_0 ← Ib_1_n
      |   | j ← j + 1
      |   | n ← n + 1
      |   | while j ≤ 15 ∧ j > -15
      |   |   | Ib_1_n ←  $\frac{j}{R1 \cdot [\exp[-|(\alpha \cdot Ib_0)|]] + R2 + R6 + R2 \cdot k}$ 
      |   |   | Ub_1_n ← j - (Ib_1_n) · R2 · k
      |   |   | IU_n,0 ← Ib_1_n
      |   |   | IU_n,1 ← Ub_1_n
      |   |   | Ub_0 ← Ub_1_n
      |   |   | Ib_0 ← Ib_1_n
      |   |   | j ← j - 1
      |   |   | n ← n + 1
      |   |   | while j ≤ 0 ∧ j ≥ -15
      |   |   |   | Ib_1_n ←  $\frac{j}{R1 \cdot [\exp[-|(\alpha \cdot Ib_0)|]] + R2 + R6 + R2 \cdot k}$ 
      |   |   |   | Ub_1_n ← j - (Ib_1_n) · R2 · k
      |   |   |   | IU_n,0 ← Ib_1_n
      |   |   |   | IU_n,1 ← Ub_1_n
      |   |   |   | Ub_0 ← Ub_1_n
      |   |   |   | Ib_0 ← Ib_1_n
      |   |   |   | j ← j + 1
      |   |   |   | n ← n + 1
      |   |   |   | IU

```

Рисунок 2.8 – Лист программы MathCad, выполняющий алгоритм построения модели двухпроходной характеристики БАТ

Вольтамперная характеристика биоматериала, построенная согласно уравнению (2.11) и схеме алгоритма рисунок 2.7, показана на рисунке 2.9. Модель получена при $E=15$ В, $R_{10}=300$ кОм, $R_2=10$ кОм, $R_6=2$ кОм, $K_{\Sigma}=30$, $\alpha=30$.

Модель (2.11), (2.12) позволяет оценить факторы, влияющие на электропроводность биоматериала в аномальных зонах, а, следовательно, и получать диагностические модели состояния

органов и систем организма, построенные на основе биоимпедансных исследований.

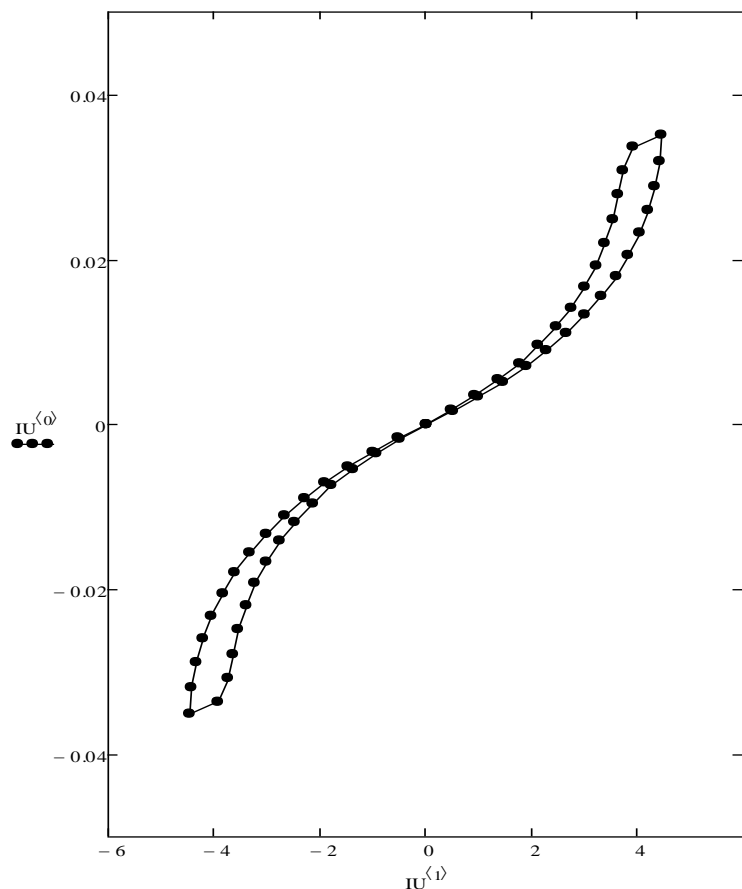


Рисунок 2.9 – Модель вольтамперной характеристики БАТ

Модель четырехпроходной вольтамперной характеристики БАТ

Модель вольтамперной характеристики БАТ, представленная схемой алгоритма рисунок 2.7, позволяет адекватно описать форму и поведение двухпроходной вольтамперной характеристики рисунок 2.3, но уже с четырехпроходной вольтамперной характеристикой, фрагмент которой представлен на рисунке 2.10, у этой модели начинаются проблемы, связанные с тем, что последующие два прохода вольтамперной характеристики БАТ не повторяют ее предыдущих два прохода (смотреть рисунок 2.4).

Поэтому для построения адекватной четырехпроходной вольтамперной характеристики будем полагать, что некоторая составляющая сопротивления биоткани изменяется под действием проходящего через ней тока обратимо. Здесь можно рассмотреть, по крайней мере, две модели. Первая модель, назовем ее

аддитивной, предполагает представления электрического сопротивления биоткани в виде двух составляющих

$$R_1 = R_{10} \cdot \exp(-|\alpha_1 \cdot I_{\bar{o}o}^*|) + R_{20} \cdot \exp(-|\alpha_2 \cdot I_{\bar{o}o}|), \quad (2.13)$$

где

$$I_{\bar{o}o}^* = T \cdot \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N I_{\bar{o}o}^i, \quad (2.14)$$

где T – время воздействия импульсами напряжения на биоткань, N – число токовых импульсов на биоткань за время T , $I_{\bar{o}o}^i$ – модуль величины тока в i -м импульсе, $I_{\bar{o}o}$ – текущий ток в биоткани, R_{10} и R_{20} – начальные (базовые) составляющие электрического сопротивления биоткани, α_1 и α_2 – параметры модели.

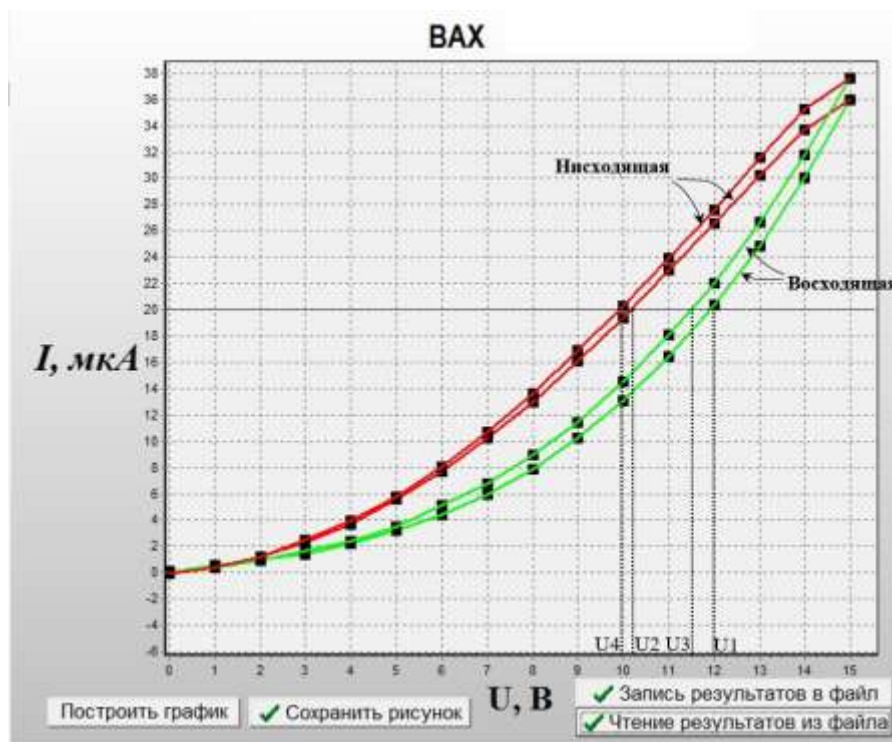


Рисунок 2.10 – График фрагмента четырехпроходной вольтамперной характеристики БАТ

Вторая модель – мультипликативная модель, предполагает необратимые изменения базовой составляющей электрического сопротивления при наличии обратимых изменений согласно формуле

$$R_1 = \left(R_{10} \cdot \exp(-|\alpha_1 \cdot I_{\bar{o}o}^*|) \right) \cdot \exp(-|\alpha_2 \cdot I_{\bar{o}o}|). \quad (2.15)$$

Схема алгоритмов, реализующая эти модели, не отличается существенно от схемы алгоритма на рисунке 2.7. В схему алгоритма изображенного на рисунке 2.7 должна быть добавлен блок, реализующий формулы (2.13) или (2.14). При этом в формулах в блоках 4, 11 и 18 $R1$ должно быть представлено не в виде формулы (2.15), а записано как $R1$.

Дополнительно также должен быть добавлен блок, вычисляющий $I_{\bar{o}o}^*$ (формула (2.14)). При этом можно положить, что $T \sim N$. В этом случае формула (2.14) принимает вид

$$I_{\bar{o}o}^* = \sum_{i=1}^N I_{\bar{o}o}^i, \quad (2.15)$$

а коэффициент пропорциональности между T и N может быть учтен параметром α_1 .

Лист программы MathCad, выполняющий алгоритм построения модифицированной модели импеданса биоткани представлен на рисунке 2.12.

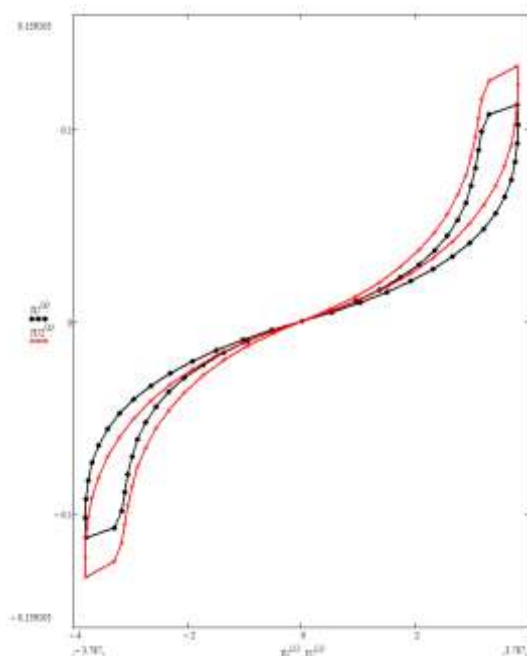


Рисунок 2.13– Модель вольтамперной характеристики БАТ: черный цвет -1-ый проход, красный цвет-2-ой проход

```

R1 := |
  I0_0 ← 0
  U0_0 ← 0
  R1 ← 10
  R2 ← 1
  R3 ← 1
  n ← 10
  m ← 10
  j ← 0
  n ← 0
  N_R ← 50
  n1 ← 10
  n2 ← 1
  R10 ← 100
  R20 ← 100
  T ← 10
  while j < 13
    |
    I0_R ← |
      k1 ← 0
      k2 ← 51
      while k2 > 0
        |
        I0_R_k1 ← I0_0 + mod(10)
        k2 ← k2 - 1
        k1 ← k1 + 1
      I0_R
    I0_R1 ← T *  $\frac{1}{N_R} \sum_{N_T=1}^{N_R} I0_R_{N_T}$ 
    R1 ← R10 [exp(-|(cos I0_R1)|)] + R20 [exp(-|(cos I0_0)|)]
    I0_0 ←  $\frac{j}{R1 [exp(-|(cos I0_0)|)] + R2 + R3 + R2 k}$ 
    U0_0 ← j - (I0_0) R2 k
    I0_n,0 ← I0_0
    I0_n,1 ← U0_0
    U0_0 ← U0_n
    I0_0 ← I0_n
    j ← j + 1
    n ← n + 1
  while j ≤ 13 ∧ j > -13
    |
    I0_R ← |
      k1 ← 0
      k2 ← 51
      while k2 > 0
        |
        I0_R_k1 ← I0_0 + mod(10)
        k2 ← k2 - 1
        k1 ← k1 + 1
      I0_R
    I0_R1 ← T *  $\frac{1}{N_R} \sum_{N_T=1}^{N_R} I0_R_{N_T}$ 
    R1 ← R10 [exp(-|(cos I0_R1)|)] + R20 [exp(-|(cos I0_0)|)]
    I0_0 ←  $\frac{j}{R1 [exp(-|(cos I0_0)|)] + R2 + R3 + R2 k}$ 
    U0_0 ← j - (I0_0) R2 k
    I0_n,0 ← I0_0
    I0_n,1 ← U0_0
    U0_0 ← U0_n
    I0_0 ← I0_n
    j ← j - 1
    n ← n + 1
  while j ≤ 0 ∧ j ≥ -13
    |
    I0_R ← |
      k1 ← 0
      k2 ← 51
      while k2 > 0
        |
        I0_R_k1 ← I0_0 + mod(10)
        k2 ← k2 - 1
        k1 ← k1 + 1
      I0_R
    I0_R1 ← T *  $\frac{1}{N_R} \sum_{N_T=1}^{N_R} I0_R_{N_T}$ 
    R1 ← R10 [exp(-|(cos I0_R1)|)] + R20 [exp(-|(cos I0_0)|)]
    I0_0 ←  $\frac{j}{R1 [exp(-|(cos I0_0)|)] + R2 + R3 + R2 k}$ 
    U0_0 ← j - (I0_0) R2 k
    I0_n,0 ← I0_0
    I0_n,1 ← U0_0
    U0_0 ← U0_n
    I0_0 ← I0_n
    j ← j + 1
    n ← n + 1
  |

```

Рисунок 2.12 – Лист программы MathCad дополненного алгоритма
 Двух проходная вольтамперная характеристика биоматериала
 согласно дополненному алгоритму представлена на рисунке 2.13.

Самостоятельная работа №4. Параметрические и не параметрические модели биоматериалов

Задача идентификации заключается в определении недостающих параметров (или характеристик) модели на основании регистрируемого отклика объекта на внешнее тестовое воздействие. При *активной идентификации* тестовое воздействие целенаправленно формируется и подается на объект. При *пассивной идентификации* в роли тестового воздействия выступают посторонние внешние воздействия, всегда имеющие место в условиях реального эксперимента [55]. Пассивная идентификация менее эффективна, но благодаря тому, что она не нарушает нормального функционирования исследуемого объекта как системы, иногда оказывается более предпочтительной.

Различные методы предполагают использование различных тестовых воздействий и предназначены для идентификации вполне определенных моделей. Условно, все их можно разделить [31] на *параметрические* и *непараметрические* методы рисунок 1.6.

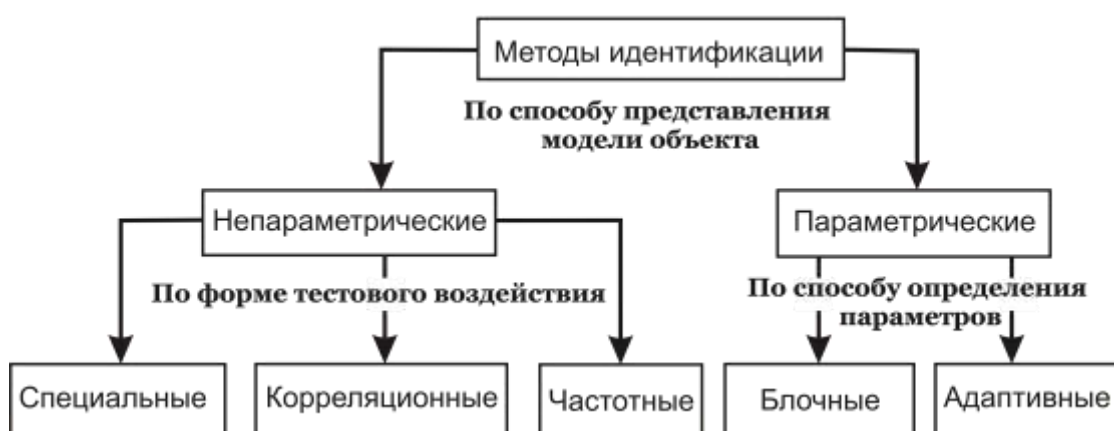


Рисунок 1.6 - Методы идентификации

Непараметрические методы не требуют выделения первоначального ограниченного множества возможных моделей и не используют в явном виде конечномерного вектора параметров при поиске наилучшего описания [39]. В то время как параметрические методы при определении параметров модели используют данные о ее структуре.

Специальные методы непараметрической идентификации наиболее простые и, вместе с этим, наименее точные. Они предполагают использование тестового воздействия строго

определенной формы. Для идентификации статической модели используется линейно изменяющееся во времени тестовое воздействие. При этом отклик объекта повторяет его вольтамперную характеристику (в соответствующем масштабе). Такой подход используется в классической полярографии [37].

Определение импульсной реакции линейной системы может быть реализовано непосредственно при использовании импульсного тестового воздействия, однако реальные объекты обычно не допускают использование импульсов такой амплитуды, при которой ошибка оценки является приемлемой [39]. Поэтому, для идентификации линейной динамической модели чаще используется тестовое воздействие ступенчатой формы (в этом случае импульсная реакция определяется дифференцированием отклика объекта). Ступенчатое воздействие [25] используется так же в хронопотенциометрическом анализе, несмотря на то, что в этом случае объект исследования является нелинейным.

Корреляционные методы непараметрической идентификации допускают использование тестового воздействия произвольной формы. Для идентификации нелинейной динамической модели представленной в форме параллельной структуры Гаммерштейна [24], ее нелинейности выражаются ортогональными многочленами.

В процессе идентификации, с увеличением времени наблюдения уменьшается влияние шумов, что позволяет достичь весьма высокой точности оценок. Переход от ортогональной структуры Гаммерштейна к классической осуществляется достаточно просто и практически без потери точности. Линейные динамические и нелинейные статические модели являются частными случаями параллельной структуры Гаммерштейна.

Идентификация нелинейных динамических моделей представленных в форме ортогональных многомерных функционалов Вольтерра-Винера реализуется [44] при использовании в качестве тестового воздействия белого шума. Необходимо отметить, что от ортогональных функционалов практически невозможно с высокой точностью перейти к классическому ряду Вольтерра.

Частотные методы непараметрической идентификации дают непосредственную оценку частотных характеристик систем. При использовании в качестве тестового воздействия гармонического сигнала $x(t) = a \cdot \cos(\omega t)$, нелинейная динамическая модель [24]

идентифицируется в форме параллельной структуры Чебышева - Гаммерштейна. Нелинейности такой модели представлены ортогональными многочленами, а динамические звенья – комплексными частотными характеристиками.

Методы, основанные на использовании гармонических тестовых сигналов (методы гармонического баланса [66]) являются наиболее точными из всех известных. При их использовании, погрешность модели на заданной частоте можно точно вычислить.

Основным недостатком методов гармонического баланса является большая продолжительность цикла измерения частотных характеристик. В наименьшей степени он проявляется при идентификации статических моделей, так как в этом случае достаточно определить комплексные коэффициенты передачи только на одной частоте.

В случае линейной модели продолжительность измерений может быть значительно уменьшена за счет использования в качестве тестового воздействия периодического сигнала сложной формы [39], так как выполнение принципа аддитивности позволят одновременно проводить корреляционную оценку сразу на нескольких частотах.

При использовании периодических сигналов сложной формы можно так же использовать [39] эмпирическую оценку частотной характеристики, определяемую отношением Фурье преобразований тестового воздействия и отклика:

Параметрические методы, благодаря использованию информации о структуре модели, позволяют реализовать более эффективную процедуру идентификации. В целом, эти методы позволяют получать более точные оценки, чем это возможно при использовании непараметрических методов. Характерным преимуществом параметрических методов является возможность получения результатов с минимальной информационной избыточностью [31].

Блочные методы параметрической идентификации базируются на методах линейного регрессионного анализа и применимы только к линейным динамическим системам.

Наиболее часто используемой моделью из этого семейства является ARX модель, которая предполагает, что шум наблюдения является белым шумом, если же это предположение не выполняется, то оценки параметров передаточной функции

идентифицируемой модели получаются несколько смещенными относительно их действительных значений.

Для устранения этого недостатка используются более сложные модельные структуры, учитывающие характеристики реального шума. Среди таких моделей известны: модель ARMAX, модель Бокса – Дженкинса и т.д. Однако их идентификация становится сложнее.

Блочные методы идентификации позволяют получать результаты в наиболее компактном виде, в условиях ограниченного объема экспериментальных данных они являются самыми точными и вместе с этим - самыми сложными в вычислительном отношении.

Адаптивные методы [69] параметрической идентификации дают итеративную оценку параметров модели, постепенно уточняя их по мере поступления новых данных в ходе оптимизации некоторой критериальной функции (в роли которой чаще всего выступает среднеквадратичная ошибка предсказания модели).

При наличии неограниченного объема экспериментальных данных, точность оценок получаемых с помощью этих методов приближается к таковой для блочных методов идентификации [63], при этом они применимы практически к любой модельной структуре (как линейной, так и нелинейной).

Важным моментом в реализации параметрических методов является правильный выбор порядка модели [63]. Порядок модели определяет соотношение точности и устойчивости оценок, и имеет тот же смысл что и частотное окно в непараметрических методах.

Все рассмотренные методы предназначены для идентификации стационарных (квазистационарных) объектов. Их применение становится возможным только в тех случаях, когда нестационарности и динамические свойства объекта удается разделить во времени.

Самостоятельная работа №5. Применение биоимпедансных методов в диагностической практике

Биоимпедансный анализатор АВС-01 “Медасс” создавался как многофункциональный прибор, дающий возможность проводить измерения на различных комбинациях отведений и различных наборах частот. Одной из особенностей данного прибора по сравнению с приборами, рассмотренными выше, является необходимость подключения к ПК при проведении измерений. Это оправдано, так как полноценное выполнение таких необходимых для профессиональной аппаратуры функций, как ведение баз данных, отображение и вывод на печать информативных протоколов и графиков невозможно без использования компьютера. При этом реализуемая методика измерения определяется программой ПК, что дает возможность выбирать ту или другую программу в зависимости от конкретной задачи (Цветков и др., 2006).

Внешний вид прибора биоимпедансного анализатора АВС-01 “Медасс” показан на рисунке 4.6. Управление работой прибора и связь с ПК осуществляет микропроцессор, в энергонезависимое ЗУ которого записаны необходимые программы. Для обмена информацией применен интерфейс USB, через который на прибор подается также напряжение питания. Ток потребления не превышает 180 мА. И в линиях обмена информацией, и в цепях питания обеспечена полная гальваническая развязка схемы прибора от компьютера в соответствии с требованиями электробезопасности.

Зондирующий ток синусоидальной формы формируется в блоке, включающем цифроаналоговый задающий генератор переменного напряжения и преобразователь напряжения в ток. Использование метода цифроаналогового синтеза синусоидального напряжения обеспечивает точность задания и высокую стабильность частоты, амплитуды и формы зондирующего тока. Частота определяется кодом, поступающим с микропроцессора, и может принимать значения в диапазоне от 5 до 500 кГц. Измерения на нескольких частотах выполняются последовательно во времени. Реализуются методики с одной частотой 50 кГц, двумя частотами 20 и 500 кГц,



Рисунок 4.6 - Внешний вид биоимпедансного анализатора ABC-01 “Медасс”

пятью частотами 5, 20, 50, 200 и 500 кГц и 31 частотами, образующими логарифмическую шкалу от 5 до 500кГц. При необходимости список наборов частот может быть расширен.

Блок коммутации дает возможность выполнять измерения на разных наборах отведений. Коммутатор тока (Ком I) имеет 10 выходов, пять из которых являются “истоками”, а другие пять — “стоками”. Ток может протекать между электродами любой пары “исток”–“сток”. Таким образом, возможно до 25 различных вариантов протекания тока. Коммутатор напряжений (Ком U) имеет 12 входов, причем может измеряться напряжение между любыми двумя входами, то есть до 66 различных вариантов. С учетом вариантов коммутации тока общее число возможных отведений достигает 1650, каждое из которых при необходимости может быть получено путем подачи с микропроцессора соответствующего управляющего кода на блок коммутации. Два дополнительных входа коммутатора напряжений соединены с входами коммутатора токов. Это позволяет измерять падения напряжения на межэлектродных импедансах, определять значения этих импедансов и учитывать их при расчете импеданса объекта (см. п. 2.7).

При выполнении измерения переменное напряжение между двумя выбранными входами коммутатора напряжений усиливается и подается на синхронные детекторы СД1 и СД2, которые управляются сдвинутыми относительно друг друга на четверть периода последовательностями импульсов с задающего генератора. Далее



Базовые данные			
Дата обследования	19.02.2002 19:15:13	Окружности талии и бедер	100 см / 114 см
Возраст	53 года	Активное и реактивное сопротивление	543 Ом / 67 Ом
Рост	164 см	Фазовый угол	7.01 град
Вес	85.0 кг	Органический объем и удельный объем	1526 мл/кг / 808 мл/кг/л

Состав тела	
Поджар: массы тела	31.6 18.5 — 23.9
Жировая масса (кг)	25.7 9.8 — 16.4
Тонкая масса (кг)	49.3 34.6 — 54.6
Активная клеточная масса (кг)	28.8 18.1 — 28.6
Доля активной клеточной массы (%)	58.4 50.0 — 56.0
Скелетно-мышечная масса (кг)	21.1 15.3 — 23.9
Общая водность (кг)	36.1 25.4 — 40.0
Соотношение талии / бедра	0.88 0.69 — 0.85
Классификация по проценту жировой массы	42.0 Низкое — Физико-спорт — Норма — Избыточный вес — Ожирение

Рисунок 4.7 - Протокол оценки состава тела биоимпедансным методом

напряжения с детекторов преобразуются в цифровую форму и пересылаются микропроцессором в компьютер, где по ним с учетом данных из калибровочного файла прибора рассчитываются значения активной и реактивной составляющих импеданса.

Для обеспечения возможности анализа различных сегментов тела в ABC-01 “Медасс” предусмотрены четыре диапазона величин измеряемого импеданса. По активному сопротивлению верхние границы диапазонов равны 900, 450, 180 и 90 Ом, а по реактивному сопротивлению — примерно в три раза меньше. Нижние границы для всех диапазонов равны 0 Ом. Величина зондирующего тока для всех диапазонов не более 1 мА. Погрешность измерения сопротивления не превышает 1% от ширины диапазона для активной составляющей и 2% для реактивной составляющей.

Помимо схем для измерения импеданса прибор ABC-01 “Медасс” содержит электрокардиографический канал (на рисунок

4.5 не показан) для анализа вариабельности сердечного ритма. Данный анализ также выполняется на внешнем компьютере специальной программой.

Для выполнения выбранной методики биоимпедансного анализа необходимо использовать соответствующие кабель пациента и компьютерную программу. Анализ состава тела по стандартной методике на частоте 50кГц реализуется с использованием 4-проводного кабеля с зажимами “крокодил”, соединяемыми с наклеиваемыми на тело электродами (см. рисунок 3.3) и программы АВС01-036. Данная программа позволяет вести базу данных с практически неограниченным числом пациентов и числом обследований для каждого пациента. В процессе выполнения измерения отображаются значения составляющих R , и X_C как импеданса тела, так и межэлектродных импедансов, что позволяет контролировать качество контактов.

По результатам измерения формируется протокол обследования (рисунок 4.7), который отображается на экране монитора и выводится на печать. В протоколе отражены исходные данные, вводимые в программу (пол, возраст, рост, вес, окружности талии и бедер), результаты измерения импеданса (активное и реактивное сопротивление, фазовый угол), рассчитанные значения индекса массы тела и отношения окружностей талии и бедер, результаты расчета параметров состава тела (жировая и тощая масса, активная клеточная масса, масса скелетной мускулатуры). Рассчитанные величины отображаются на горизонтальных шкалах, на которых показаны диапазоны нормы и выхода за пределы нормы вниз и вверх. К данному протоколу может быть выведено на экран и на печать до пяти дополнительных страниц, содержащих пояснения смысла содержащихся в протоколе параметров. По результатам анализа состава тела рассчитываются величины основного и удельного (отнесенного к единице площади тела) энергообмена.

Информацию о состоянии обследуемого дает протокол анализа по фазовому углу биоимпеданса, представленный на рисунок 4.8. На первой диаграмме протокола показаны величина фазового угла и процентное содержание жира с отображением

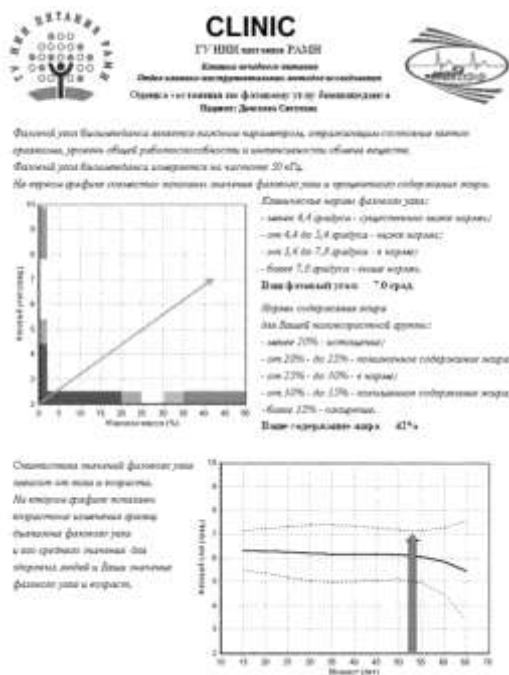


Рисунок 4.8 - Протокол оценки состояния по фазовому углу биоимпеданса

диапазонов нормальных, а также повышенных и сниженных значений этих параметров. На второй диаграмме измеренное значение фазового угла отображается на графике, показывающем изменение диапазона нормальных значений фазового угла с возрастом.

Динамика параметров состава тела содержится в протоколе, показанном на рисунке 4.9. Изменения основных характеристик за время от первого обследования до последнего отражены на графической диаграмме в верхней части протокола. Расположенная ниже таблица содержит числовые значения параметров и их изменений. Дополнительные символы в виде восклицательных знаков и капелек воды позволяют обратить внимание на слишком быстрые и/или непропорциональные изменения состава тела вследствие недостаточного питания, возникновения отеков и других причин.



CLINIC

ГУ НИИ питания РАМН

Клиника лечебного питания

Офис клинико-инструментальных методов исследования

Офиса состава тела (биоимпедансный анализ)

Пациент: Дроздова Светлана

(Возраст: 53 года, рост: 164 см)



Дата измерения	Годовые измерения							Норма
	15.01.2002	26.03.2002	09.04.2002	09.04.2002	23.04.2002	04.06.2002	18.07.2002	
Противопоказания	10.50.59	19.22.40	12.04.41	19.50.16	18.12.45	17.46.50	18.39.29	
BMI (Ож)	35.4	56.3	59.1	56.5	39.6	57.2	57.0	
ЖМ (Ож)	56	76	85	63	68	74	72	
Факт. вес (грам)	5.67	7.61	9.13	6.38	6.97	7.37	7.2	5.4 - 7.8
Вит (кг)	95.0	80.5	82.0	86.0	78.0	79.9	78.0	
Плотность тела (кг)		14.5	15.5	15.0	17.0	16.9	17.0	
Плот. тонк. масса (кг)		34.5	35.0	35.0	37.0	36.9	37.0	
Плот. актив. масса (кг)		25.3	29.9	29.7	29.7	29.4	29.0	18.5 - 23.9
Скорость плазмы (мл)	100.0	81.0	91.0	93.0	93.0	94.0	93.0	
Скорость белков (мл)	114.0	117.0	111.0	112.0	109.0	110.0	112.0	
Плот. кальция (кг)	0.08	0.78	0.82	0.83	0.86	0.85	0.83	0.80 - 0.85
Тонкая масса (кг)	50.4	47.8	46.6	47.7	47.8	47.2	47.2	34.6 - 54.6
Жирная масса (кг)	44.6	32.8	33.4	32.3	30.2	31.7	30.8	9.9 - 16.4
Плотность ЖМ (кг)		11.7	11.5	11.1	12.1	11.6	11.9	
Плот. актив. ЖМ (кг)		11.7	11.3	12.4	14.5	12.9	13.8	
Жирная масса (%)	47.0	40.5	41.7	40.4	38.7	40.2	39.5	25 - 30
Масса тонкой массы (кг)	20.8	20.3	19.6	20.4	20.7	20.2	20.3	23.9 - 19.3
Масса актив. массы (%)	41.2	42.4	42.0	42.8	43.4	42.7	42.9	
Активная масса (кг)	26.2	29.8	30.9	26.5	27.9	28.3	28.0	18.1 - 26.6
Плотность АКМ (кг)		2.6	2.0	4.4	1.4	0.5	0.4	
Плот. актив. АКМ (кг)		2.6	4.7	0.3	1.6	2.1	1.7	
Доля АКМ (%)	52.1	60.5	66.4	55.5	58.3	59.9	59.2	50 - 56
Общая масса (кг)	36.9	34.6	34.1	34.9	35.0	34.6	34.6	29.4 - 40.0
Плотность ОЖ (кг)		2.6	2.0	4.4	1.4	0.5	0.4	
Таргет фазы (кг)	1.35	12.8	12.5	12.8	12.8	12.7	12.6	
Вискоз. масса (кг)	24.1	18.6	15.7	21.2	20.0	18.9	19.2	
Оптимальный объем (мл)	1444	1521	1593	1453	1436	1511	1499	
Удельн. об. (мл/кг)	726.4	820.0	850.0	789.4	822.0	829.5	822.6	

Рисунок 4.9 - Текущий протокол биоимпедансного обследования



CLINIC

ГУ НИИ питания РАМН

Клиника лечебного питания

Офис клинико-инструментальных методов исследования

Офиса состава тела (биоимпедансный анализ)

График динамики параметров состава тела

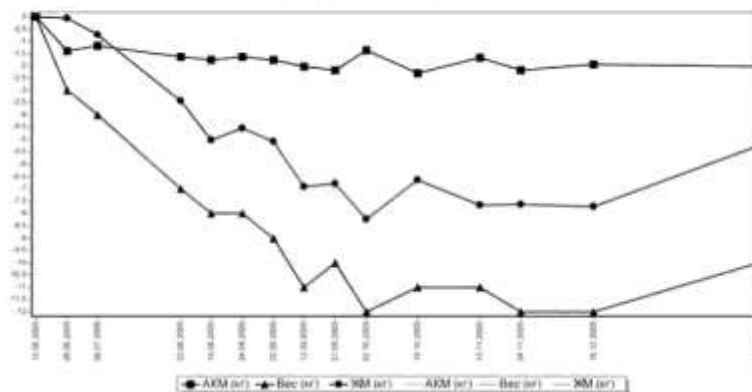


Рисунок 4.10 - Графики изменений параметров состава тела

Наглядное представление о динамике состава тела дают графики соответствующих изменений (рисунок 4.10). Стандартный набор графиков показывает изменения веса, жировой массы и активной клеточной массы. Кроме того, возможно задание

произвольного набора до 5 параметров из общего списка в 20 параметров. На графиках отображаются реальные изменения каждой величины (ломаная линия с маркерами) и аппроксимированные зависимости (тонкие гладкие линии без маркеров). Предусмотрен режим построения графиков приращений параметров относительно первого обследования.

Многочастотный биоимпедансный анализ на стандартном отведении выполняется с использованием программы ABC01-037. Измерение активной и реактивной составляющих импеданса производится на 31 частоте в диапазоне 5–500 кГц. Продолжительность цикла измерения порядка 2с. Программа формирует такие же протоколы и графики, содержащие результаты анализа состава тела на частоте 50кГц, как описанная выше программа ABC01-036. Кроме того, имеется окно многочастотного анализа (рисунок 4.11), в котором отображаются таблица измеренных значений импеданса на всех

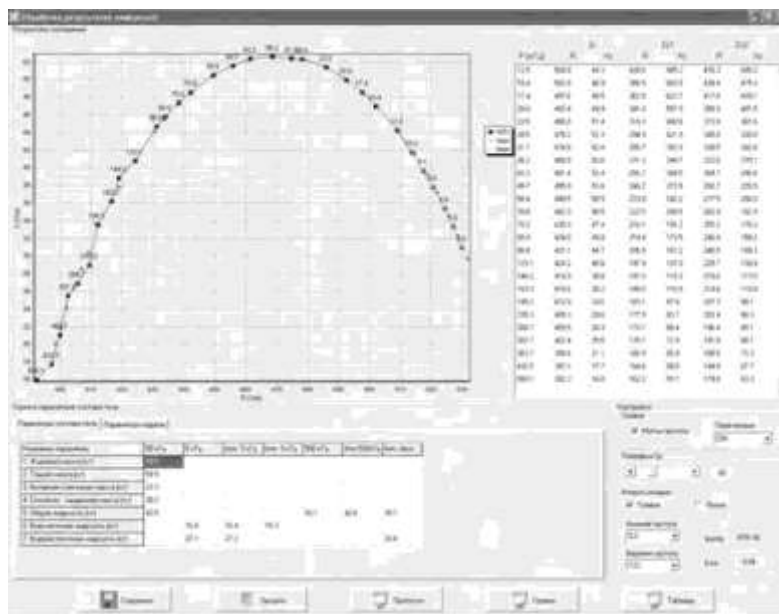


Рисунок 4.11 - Многочастотный анализ в программе ABC01-037

частотах, годограф $X_G(R)$ с метками частот, таблица с оценками объемов общей, внеклеточной и внутриклеточной жидкостей, полученными по результатам измерений на разных частотах.

Программа ABC01-037 по измеренным значениям RuX_G определяет параметры модели Коула (п. 2.3). В соответствии с этой моделью отображаются аппроксимированный годограф в виде дуги окружности (крестики на рисунке 4.11), координаты центра этой

окружности, среднеквадратическая погрешность аппроксимации, характеристическая частота и параметр α . Кроме того, по модели оцениваются значения активных сопротивлений на нулевой и бесконечно большой частотах, по которым вычисляются объемы внеклеточной и общей жидкостей. Возможно также отображение годографа комплексной проводимости, по которому рассчитывается значение фазового угла клеточной ветви модели Коула. Результаты многочастотного анализа могут быть выведены на печать в виде графиков и таблиц.

Существенным преимуществом анализатора АВС-01 “Медасс” перед другими приборами является возможность анализа измене-

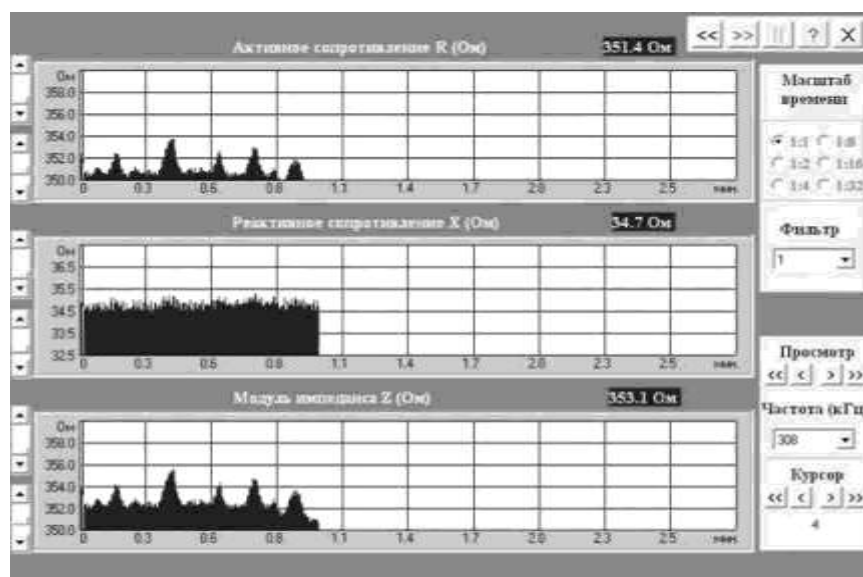


Рисунок 4.12 - Отображение динамики изменений импеданса

ний импеданса и связанных с ним характеристик состава тела в процессе обследования. Такие возможности оказываются полезными для мониторинга состояния пациента во время хирургических операций и терапевтических процедур, для контроля объемов жидкостей в процессе диализа, при выполнении различных динамических обследований, например, на ортостатическом столе. Эти функции реализуются специальными программами, выполняющими запись и отображение последовательностей отсчета импеданса.

Программа АВС01-0243 позволяет выполнять обследования на одном отведении на 31 частоте, как и программа АВС01-037, и дополнительно дает возможность исследовать динамику процессов.

Максимальный период отсчетов составляет около 2с, минимальный — 0,3с. Длительность записи практически неограниченна. Последовательности значений активной и реактивной составляющих и модуля импеданса на любой из 31 частот отображаются в виде графиков, как показано на рисунке 4.12. На графиках R и Z отчетливо видны колебания, создаваемые дыханием. Существенно более высокочастотные колебания, создаваемые пульсацией крови, просматриваются на графике X .

Выбор отсчета осуществляется с помощью курсора. Значения параметров импеданса выбранного отсчета отображаются



Рисунок 4.13 - Выполнение измерений по полисегментной методике

фиками. Предусмотрена возможность изменения масштабов графиков по вертикали и по горизонтали и начального уровня по вертикали. Для сглаживания флуктуаций при необходимости может быть применен нерекурсивный фильтр с регулируемой шириной окна. Программа также содержит окно многочастотного анализа, в котором выполняются такие же функции обработки и расчета, как и в программе АВС01-037. При проведении исследований на отведениях, отличающихся от стандартного, можно выбирать один из четырех указанных выше диапазонов измерения импеданса.

Программа АВС01-044 предназначена для получения оценок состава тела и для контроля динамики баланса жидкостей в организме в целом и по сегментам. Программа выполняет измерения активной составляющей импеданса пяти сегментов

(конечности и туловище) на частотах 20кГц и 500кГц. Используется 8-электродная схема измерений с расположением пар электродов на дистальных частях конечностей, как показано на рисунке 4.13 (снимок сделан на борту Международной космической станции).

Для проведения всестороннего обследования в данной программе предусмотрен ввод большого количества исходных данных (рисунок 4.14), часть из которых необязательна. По исходным данным рассчитываются должные параметры состава тела, с которыми



Рисунок 4.14 - Окно ввода данных и получения предварительных оценок и таблица параметров состава тела в программе ABC01-044

потом сравниваются значения, полученные с помощью биоимпедансного анализа. Также даются заключения о нормальности веса, типах телосложения и скелета и других характеристиках пациента. Вычисляются значения энерготрат покоя и суточных энерготрат с учетом степени подвижности и состояния здоровья обследуемого.

В процессе измерений биоимпедансов программа формирует на экране графики их временных зависимостей для всех сегментов тела, подобно рисунку 4.12. На аналогичных графиках в процессе записи обследования отображаются значения объемов различных жидкостей в организме и отношений объемов общей и внеклеточной жидкостей по сегментам тела. Все данные сохраняются в файле, так что в режиме просмотра записи можно исследовать перечисленные выше графики и выбирать с помощью курсора отсчет для подробного анализа. Один из отсчетов может быть отмечен как опорный, относительно которого отсчитываются изменения значений импедансов и объемов жидкостей. В процессе

записи изменения отсчитываются относительно первого отсчета.

Программа ABC01-044 предоставляет пользователю еще несколько окон с таблицами данных и диаграммами. В одном из них отображаются значения очередного замера импедансов на обеих частотах по пяти сегментам, а также межэлектродных импедансов. Следующее окно содержит таблицу параметров состава тела (рисунок 4.15), оцениваемых по значениям импедансов и по исходным данным. Здесь же приведены должные значения этих параметров и диапазоны нормы. В другом окне выводится таблица баланса жидкостей в организме в целом и по сегментам тела (рисунок 4.16).

Еще один вид представления результатов анализа в программе ABC01-044 показан на рисунке 4.17. Окно содержит две карты распределения значений контролируемых параметров по сегментам тела. На левой карте отображаются значения отношения общего объема жидкости к объему внеклеточной жидкости по сегментам и изменения этих отношений по сравнению с опорным отсчетом. Эти изменения обозначаются не только числами, но и цветом сегментов. На правой карте отображаются значения импеданса на низкой частоте, характеризующие объемы внеклеточной жидкости, и изменения этих импедансов по отношению к опорному отсчету.

Для каждого окна предусмотрен вывод на печать соответствующего протокола. Также возможно получение таблиц и графиков значений более 90 параметров по нескольким обследованиям.

Программа ABC01-045 также работает по 8-электродной схеме и измеряет импедансы конечностей и туловища на пяти частотах

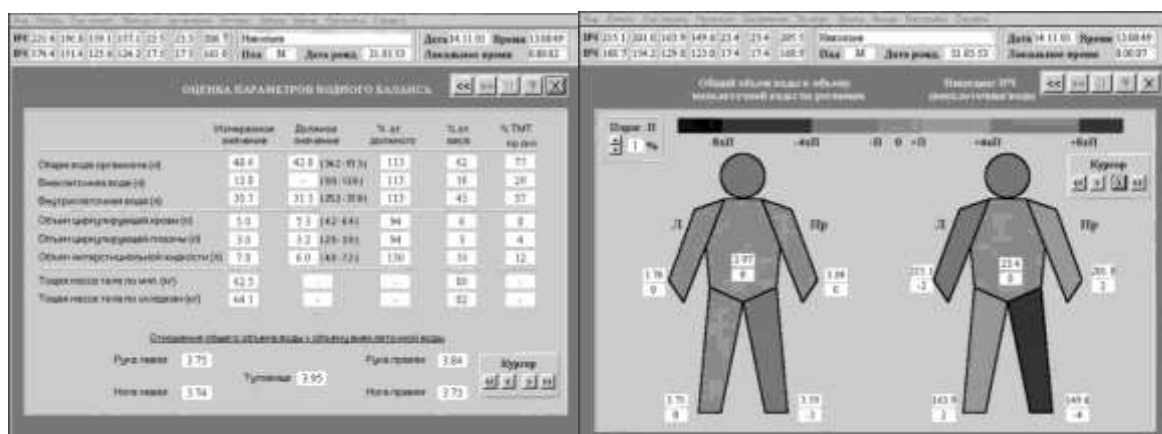


Рисунок 4.16 - Таблица баланса жидкостей в программе

ABC01-044 и Карты регионального баланса жидкости в программе ABC01-044

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ПО РЕГИОНАМ

Регионы	Акт. сопр. R (Ом)		Фаз. угол (град.)	БЖМ (кг)	ЖМ (кг)	Объем (л)	Объемы жидкостей (л)		
	5 кГц	50 кГц					ECW	TBW	ICW
Правая рука	257.8	222.0	7.4	4.20	0.36	4.22	1.47	3.04	1.57
Левая рука	263.7	228.8	7.2	4.14	0.41	4.22	1.44	3.01	1.57
Левая нога	230.3	188.7	9.0	14.18	1.31	14.35	3.15	9.03	5.88
Правая нога	224.2	183.5	9.0	14.31	1.21	14.35	3.24	9.11	5.88
Туловище	26.0	22.1	16.9	34.81	14.07	47.27	11.23	28.24	17.01

Интегральные параметры:		Масса тела (кг)	89.0	Рост (см)	184.0
PS0 (Ом)	429.5	ECW - Внеклеточная жидкость (л)	20.5	Объем (л)	84.4
Xc50 (Ом)	60.7	TBW - Объем воды организма (л)	52.4		
Phi50 (град.)	8.1	ICW - Внутриклеточная жидкость (л)	31.9		
		Безжировая масса тела (кг)	71.6 (FMТ)	80.5	
		Жировая масса тела (кг)	17.4 (FMТ)	19.5	
		Активная клеточная масса (кг)	44.9 (%БЖМ)	62.6	
		Скелетно-мышечная масса (кг)	38.4 (%БЖМ)	53.6	

Рисунок 4.18 - Таблица измеряемых и оцениваемых параметров в программе ABC01-045

(5, 20, 50, 200 и 500кГц). Помимо оценок объемов жидкостей она дает оценки величин безжировой и жировой массы по сегментам, а также интегральные параметры состава тела, рассчитываемые по сопротивлениям стандартного отведения рука-нога. Вид таблицы измеряемых и оцениваемых параметров показан на рисунке 4.18.

Программа ABC01-053 выполняет измерения по схеме, показанной на рис. 2.13,з и использует пять пар электродов, устанавливаемых на голове и конечностях. В результате возможно измерение импедансов 7 сегментов: голова с шеей, четыре конечности, туловище целиком и абдоминальная область. Кроме того, измеряется импеданс стандартного отведения от запястья правой руки до щиколотки правой ноги. Измерения выполняются на тех же пяти частотах: 5, 20, 50, 200 и 500 кГц.

По результатам измерений выполняется стандартная оценка параметров состава тела, а также оценка объемов общей, внеклеточной и внутриклеточной жидкостей по сегментам тела. Полученные значения выводятся в виде таблицы, показанной на рисунке 4.19. Как и в описанных выше программах есть возможность отображения и анализа графиков временных зависимостей импедансов и объемов жидкостей, карт

распределения по сегментам тела значений импедансов и объемов жидкости и их изменений относительно опорного отсчета, вывода на печать большого числа протоколов.

Регионы	Импеданс Z (Oh)		Объем ролена (л)	Объемы жидкостей (л)			Доля суммарного объема (%)			Суммарные соотношения (Oh)²		
	H4	V4		ECW	TBW	ICW	ECW	TBW	ICW	H4	V4	
Голова	51.9	42.7	4.20	1.00	1.82	0.82	4.3	4.1	3.8	435.9	358.3	
Торс	7.0	4.4	17.94	7.50	14.25	6.75	32.1	31.4	31.5	236.2	149.5	
Абд. об.	33.2	25.7	25.67	5.91	10.60	4.69	25.3	23.7	21.9	695.0	538.2	
Тазовая	48.1	30.1	43.61	13.41	24.85	11.44	57.4	55.5	53.4	523.4	392.5	
Гор. ру	220.0	168.5	2.63	1.54	2.97	1.44	6.6	6.6	6.7	177.6	129.6	
Пояс	234.0	170.4	2.63	1.44	2.80	1.36	6.2	6.2	6.3	189.0	137.7	
Пясти	264.4	195.0	11.10	2.96	4.11	3.15	12.7	13.6	14.7	414.1	283.9	
Плечи	278.2	196.4	11.10	3.03	4.25	3.22	13.0	13.9	15.0	405.1	277.5	
Средн. по регионам: Интегральная оценка												
ECW - Экстрацеллюлярная жидкость			23.4			17.4					Масса тела (кг)	88.0
TBW - Объем воды организма			44.8			46.1						
ICW - Внутривещечная жидкость			21.4			28.7						
Тощая масса (кг)			61.2			62.9						
Жировая масса (кг)			26.8			25.1						
Объем тела			75.3									

Рисунок 4.19 - Таблица параметров состава тела и баланса жидкостей в программе ABC01-053

Помимо описанных выше для прибора ABC-01 “Медасс” есть методика измерений и соответствующая программа для 9-сегментного анализа по схеме рисунка 2.13,ж и ряд других методик и программ.

Все программы для биоимпедансного анализатора ABC-01 “Медасс” выполняют функцию экспорта результатов измерений и введенных оператором величин в MS Excel и другие программы обработки данных.