

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»

**ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ И СТРУКТУРНАЯ
ИДЕНТИФИКАЦИИ МОДЕЛЕЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ
ТКАНЕЙ**

Методические указания к лабораторной работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: **Федотов Александр Александрович**

Рецензент: к.т.н., доцент Кудрявцев Илья Александрович

Функциональная и структурная идентификации моделей биологических тканей: метод. указания к лаб. работе / Минобрнауки России, Самар. нац. исслед. ун-т им. С. П. Королева; сост. А. А. Федотов. – Электрон. текстовые и граф. дан. (288 Кбайт). – Самара, 2016.

В электронных методических указания приведены основные сведения о методах функциональной и структурной идентификации систем, особенностях вычислительных алгоритмов в программном пакете MatLab. Приведены аналитические расчеты, описывающие методику синтеза электрических эквивалентных схем замещения биологических тканей. Электронные методические указания содержат описание программной оболочки, порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлениям 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» и 03.04.01 «Прикладные математика и физика», и выполняющих лабораторные работы по дисциплине «Теория биотехнических систем». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

© Самарский национальный исследовательский университет, 2016

Цель работы: изучение методов идентификации моделей биологических тканей; моделирование электрического импеданса биологических тканей путем синтеза электрических эквивалентных схем замещения.

1 ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

1.1 Моделирование процессов, происходящих при электростимуляции органов и тканей

Создание новой медицинской техники требует формирования физиологически обоснованных критериев построения аппаратуры, обеспечивающих ее эффективное функционирование. Определение требований к выбору параметров и характеристик аппаратуры связано с изучением процессов происходящих при взаимодействии технических средств и живого организма.

Важную роль при разработке медицинской аппаратуры играет совместное рассмотрение технических и биологических элементов в рамках единой биотехнической системы (БТС).

Синтез БТС требует адекватного описания процессов функционирования физиологической системы, входящей в состав БТС в качестве биологического звена. Данное описание можно представить в виде:

$$Y = F\{X, V, U\} \quad (1)$$

где: X - входные переменные (воздействия); Y - выходные переменные (реакции); V - собственные параметры; U - параметры управления.

При установлении функционала $F\{ \}$ возникает задача идентификации физиологической системы, то есть создания модели биологического звена БТС, адекватной рассматриваемым процессам.

Представление модели в виде эквивалентной схемы замещения позволяет получить в наглядном и простом виде единое описание электрических процессов формирования электрического импеданса биологической ткани.

Для построения электрической эквивалентной схемы замещения тканей в виде цепочки, составленной из комбинации элементов, обладающих адекватными импедансными свойствами (например, резисторов и конденсаторов), частотная характеристика импеданса биологических тканей аппроксимируется соответствующей характеристикой цепочки.

Представление модели биологической ткани в виде цепочки элементов с сосредоточенными параметрами, удобно с точки зрения использования при

моделировании стандартных методов исследования электрических цепей, а также дает возможность получить физически реализуемый эквивалент биологических тканей для использования при испытаниях и настройке приборов для определения параметров электрического импеданса

1.2 Функционально-структурная идентификация биологических объектов

Моделирование биологических объектов может осуществляться методами функциональной и структурной идентификации.

Функциональная идентификация позволяет определить поведение системы на основании анализа ее реакции на тестовое воздействие. Для решения этой задачи необходимо наличие экспериментальных данных о поведении системы при тестовых воздействиях. Функциональная идентификация предусматривает определение передаточной функции системы, не давая информации относительно ее внутреннего строения.

Структурная идентификация дает возможность установления взаимодействия отдельных компонент системы в процессе формирования реакций. В этом случае полагается известной конфигурация системы или относительно ее делается предположение о классе функционального описания, а параметры, связывающие систему, считаются неизвестными. Задача идентификации сводится к поиску решений в пространстве искомых параметров системы.

С точки зрения исследования БТС, наиболее полное решение задачи идентификации может быть осуществлено совмещением функциональной и структурной идентификации - путем установления количественных соотношений, определяющих взаимосвязь между наблюдаемыми на входе и выходе системы переменными и определения структуры модели, отвечающей физическим и физиологическим представлениям об ее организации.

Основной целью функциональной идентификации биологических объектов является отыскание вида функционального преобразования $F\{ \}$, устанавливающего зависимость между значениями наблюдаемых выходных и входных переменных, то есть получения математической модели, описывающей стационарный режим и динамику системы. Для сложных объектов данное описание может быть получено в виде системы дифференциальных уравнений, используемых при исследовании БТС в целом.

Начальным этапом решения задачи идентификации биологических звеньев БТС является нахождение передаточной функции исследуемой системы

по имеющемуся набору экспериментальных данных, полученных в результате тестирования. Передаточная функция системы, рассмотренная в пространстве состояний выбранного функционального класса адекватных моделей биологических объектов позволяет определить дифференциальные уравнения системы, т.е. собственно модель биологического звена БТС.

Для линейной стационарной системы связь выходного сигнала (реакции) $y(t)$ и входного сигнала (воздействие) $x(t)$ определяется следующим соотношением:

$$y(t) = \int_0^{\infty} h(\tau)x(t - \tau)d\tau \quad (2)$$

где: $h(t)$ - импульсная переходная функция системы, которая может быть найдена как реакция системы на входное воздействие в виде единичного импульса (δ -функции).

Соотношение (2) справедливо для любого периодического или случайного сигнала, поэтому, если для некоторой линейной системы известно $h(t)$, то реакция системы на любой стимул может быть предсказана с помощью выражения (2). Следовательно, в случае линейной системы определения функции $h(t)$ эквивалентно идентификации системы.

В частотной области характеристикой идентификации системы является передаточная функция. Перенесение идентификации системы в частотную область позволяет получить частотные характеристики системы, часто имеющие вполне определенный биофизический смысл. Так, при исследовании пассивных биологических тканей как линейных проводников электрического тока, полученная в результате идентификации частотная характеристики импеданса тканей показывает зависимость сопротивления тканей от частоты и связана со структурным строением тканей.

В форме преобразования Фурье уравнение (2) имеет, соответственно, следующий вид:

$$Y(j\omega) = H(j\omega) \cdot X(j\omega) \quad (3)$$

где: $H(j\omega)$ - представляет собой частотную характеристику системы:

$$H(j\omega) = A(\omega) + jB(\omega) \quad (4)$$

$$|H(j\omega)| = \sqrt{A^2(\omega) + B^2(\omega)} - \text{АЧХ},$$

$$\varphi(\omega) = \operatorname{arctg} \left(\frac{B(\omega)}{A(\omega)} \right) - \text{ФЧХ}$$

Частотная характеристика системы может быть определена с помощью приложения к входу системы синусоидального сигнала с изменяемой частотой и определения соответствующих выходных сигналов. С целью получения частотной характеристики соотношение амплитуд и фаз сигналов на выходе и входе системы определяются на каждой рассматриваемой частоте. Такой способ определения частотной характеристики широко распространен при исследовании электрических цепей. Однако, при исследовании биологических объектов формирование входных воздействий, изменяющихся по синусоидальному закону, чаще всего затруднено.

Частотная характеристика системы может определена как частное от деления изображения по Фурье от выходной реакции на изображение входного воздействия:

$$H(j\omega) = \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} = F \left\{ \begin{matrix} y(t) \\ x(t) \end{matrix} \right\} \quad (5)$$

Расчет частотной характеристики системы наиболее просто осуществляется при использовании для тестирования систем импульсных и ступенчатых входных сигналов. В этом случае выражение (5) существенно упрощается.

Реакцией системы на δ -функцию является импульсная переходная функция:

$$y(t) \Big|_{x(t)=\delta(t)} = h(t) \quad (6)$$

Реакция системы на единичный ступенчатый сигнал – переходная функция:

$$y(t) \Big|_{x(t)=1(t)} = g(t) \quad (7)$$

При использовании для идентификации импульсного входного сигнала и регистрации импульсной переходной функции системы $h(t)$ частотная характеристика может быть получена с помощью (5):

$$H(j\omega) = \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} = F \{h(t)\} \quad (8)$$

Для единичного сигнала:

$$H(j\omega) = \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} = j\omega \cdot F\{g(t)\} \quad (9)$$

или:

$$H(j\omega) = \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} = F\left\{\frac{dg(t)}{dt}\right\} \quad (10)$$

Реальные тест-сигналы, применяемые для методов идентификации систем с использованием преобразования Фурье, должны содержать все частоты, представляющие интерес при анализе частотной характеристики системы. Выполнение этого условия обеспечивает необходимую точность идентификации при использовании коротких импульсов конечной амплитуды и длительности для получения $h(t)$ и импульсов с конечным временем установления для определения $g(t)$.

Нахождение передаточной функции системы возможно с помощью частотного метода идентификации линейных систем, основанного на работах Найквиста и Боде и широко используемого в классической теории управления. В простейшем случае, для минимально-фазовых систем частотный метод идентификации сводится к аппроксимации амплитудно-частотной характеристики исследуемой системы соответствующими характеристиками элементарных звеньев, имеющих известные передаточные функции. Для этой цели разработаны машинные методы идентификации (например, метод прямой подгонки Леви), реализуемые в виде машинных алгоритмов расчета коэффициентов передаточной функции.

Пусть частотная характеристика получена в виде: $H(j\omega) = R(\omega) + jI(\omega)$, где $R(\omega)$ и $I(\omega)$ – числовые массивы. Найдем передаточную функцию в виде:

$$H(p) = \frac{b_m p^m + b_{m-1} p^{m-1} + \dots + b_1 p + b_0}{a_n p^n + a_{n-1} p^{n-1} + \dots + a_1 p + 1} \quad (11)$$

В качестве примера вычислительных методов рассмотрим метод подгонки Е. Levy.

Частотная характеристика системы, соответствующая данному виду передаточной функции может быть представлена в виде:

$$\hat{H}(j\omega) = \frac{b_m (j\omega)^m + \dots + b_1 j\omega + b_0}{a_n (j\omega)^n + \dots + a_1 j\omega + 1} = \frac{\alpha + j\omega\beta}{\sigma + j\omega\tau} = \frac{N(\omega)}{D(\omega)} \quad (12)$$

где:

$$\begin{aligned}
 \alpha &= b_0 - b_2\omega^2 + b_4\omega^4 - \dots \\
 \beta &= b_1 - b_3\omega^3 + b_5\omega^5 - \dots \\
 \sigma &= 1 - a_2\omega^2 + a_4\omega^4 - \dots \\
 \tau &= a_1 - a_3\omega^3 + a_5\omega^5 - \dots
 \end{aligned}
 \tag{13}$$

Машинные алгоритмы подгонки заключаются в подборе таких значений неизвестных коэффициентов $a_i; b_i$, при которых сумма квадратов отклонений значений $\hat{H}(j\omega)$ от экспериментально полученных значений частотной характеристики системы $H(j\omega)$ была бы минимальной.

Тогда для любой выбранной частоты ω_i ошибка подгонки равна:

$$\varepsilon(\omega_i) = H(j\omega_i) - \hat{H}(j\omega_i) = H(j\omega_i) - \frac{N(\omega_i)}{D(\omega_i)}
 \tag{14}$$

Задача подгонки состоит в минимизации этой ошибки в каждой выбранной точке частотной характеристики.

При использовании для решения задачи метода наименьших квадратов необходимо минимизировать сумму квадратов ошибок, путем приравнявая к нулю частных производных от этой суммы по каждому из неизвестных коэффициентов. Это приводит к системе линейных алгебраических уравнений, однако, при высоких порядках передаточной функции задача становится трудной.

Е. Levy модифицировал метод наименьших квадратов с целью упрощения вычислений.

Умножим обе части соотношения (14) на $D(\omega_i)$:

$$D(\omega_i)\varepsilon(\omega_i) = D(\omega_i)H(j\omega_i) - N(\omega_i) = A(\omega_i) + jB(\omega_i)$$

Квадрат модуля этого выражения равен:

$$|D(\omega_i)\varepsilon(\omega_i)|^2 = A^2(\omega_i) + B^2(\omega_i)$$

Определим новую функцию ошибок как:

$$E = \sum_{i=1}^k |D(\omega_i)\varepsilon(\omega_i)|^2 = \sum_{i=1}^k [A^2(\omega_i) + B^2(\omega_i)]
 \tag{15}$$

Здесь:

$$A(\omega_i) = \operatorname{Re}(D(\omega_i)H(j\omega_i) - N(\omega_i)) = \sigma_i R(\omega_i) - \omega_i \tau_i I(\omega_i) - \alpha_i$$

$$B(\omega_i) = \operatorname{Im}(D(\omega_i)H(j\omega_i) - N(\omega_i)) = \sigma_i \tau_i R(\omega_i) - \sigma_i I(\omega_i) - \omega_i \beta_i$$

$$E = \sum_{i=1}^k \left[(\sigma_i R(\omega_i) - \omega_i \tau_i I(\omega_i) - \alpha_i)^2 + (\omega_i \tau_i R(\omega_i) + \sigma_i I(\omega_i) - \omega_i \beta_i)^2 \right]$$

Функционал (15) можно продифференцировать по каждому из коэффициентов $a_i; b_i$ и приравнять полученные производные к нулю, что приводит к системе линейных алгебраических уравнений решаемых относительно a_i и b_i .

Рассмотренный метод имеет недостаток, заключающийся в том, что для определения уравнений ошибок должен быть заранее известен порядок передаточной функции системы.

Идентификация биологических звеньев БТС дает передаточные функции, приводящие к дифференциальным уравнениям высокого порядка. Чаще всего, сложная динамика процессов, происходящих в физиологических системах, связана с одновременным функционированием различного рода структур, обладающих разным быстродействием и числом степеней свободы.

При идентификации пассивных биологических тканей сложная зависимость импеданса тканей определяется наличием сред с разной постоянной времени релаксации тока, т.е. сред с различными импедансными свойствами.

Для моделирования биологических звеньев БТС целесообразно воспользоваться методом пространства состояний, позволяющим представить линейное дифференциальное уравнение высокого порядка, описывающее систему в соответствии с полученной путем функциональной идентификации передаточной функции системы, в виде системы уравнений первого порядка относительно некоторых вводимых переменных состояния.

Следует учесть, что понятие состояния системы имеет, следуя теории управления, строгое определение. Состояние динамической системы - это минимальный набор данных, необходимых для идентификации системы, т.е. описание ее поведения в любой заданный момент времени.

Переменные состояния вводятся в результате формального преобразования передаточной функции высокого порядка в систему дифференциальных уравнений первого порядка относительно переменных состояния.

Поскольку уравнения первого порядка описывают основные элементарные биофизические процессы (регуляция с обратной связью, соотношение

темпов и уровней компонент системы, процессы диффузии, конвективного транспорта, взаимодействия и превращения компонент и т.п.), то в целом ряде случаев моделирования биологических объектов удастся придать переменным состояниям системы определенный биофизический смысл, а иногда описать механизмы, лежащие в основе поведения системы.

Описание системы с помощью передаточной функции не позволяет учитывать влияние внутренних переменных на поведение системы или однозначно характеризовать поведение системы с помощью внутренних параметров. Вектор состояния системы, образованный из переменных состояния и заданный в момент времени t_0 , позволяет в рамках математического описания системы предсказать поведение системы в любой момент времени $t \geq t_0$. Таким образом, введение переменных состояния может быть использовано для структурной идентификации моделируемого биологического объекта.

В простейшем случае модель системы в пространстве состояний можно получить из выражения (11) методом разложения передаточной функции на элементарные дроби.

Рассмотрим систему, имеющую один вход и один выход, передаточная функция которой имеет различные вещественные корни. Тогда передаточная функция системы может быть представлена в виде:

Рассмотрим систему с **одним входом и одним выходом**, передаточная функция которой может быть представлена в виде отношения многочленов:

$$H(p) = N(p) / D(p) \quad (16)$$

Если предположить, что **корни знаменателя различны**, то можно записать:

$$D(p) = (p - a_1)(p - a_2) \dots (p - a_n) \quad (17)$$

Тогда передаточная функция системы может быть представлена в виде:

$$H(p) = d_0 + \frac{c_1}{p - a_1} + \frac{c_2}{p - a_2} + \dots + \frac{c_n}{p - a_n} \quad (18)$$

где: $d_0 = \lim_{p \rightarrow \infty} H(p)$.

Постоянные коэффициенты C_j могут быть найдены по правилам разложения многочленов на элементарные дроби:

$$c_i = N(p) / D'(p) \Big|_{p = a_i} \quad (19)$$

или:

$$c_i = [(p - a_i)N(p) / D(p)] \Big|_{p = a_i};$$

Тогда **передаточная функция** системы (16) примет вид:

$$H(p) = Y(p) / X(p) = d_0 + \sum_1^n c_i (p - a_i)^{-1}$$

$$Y(p) = d_0 X(p) + \sum_1^n c_i (p - a_i)^{-1} X(p)$$

Для образования n -мерного вектора состояния, имеющего оригиналом систему дифференциальных уравнений первой степени, выберем **переменные состояния**:

$$z_i(p) = \frac{X(p)}{(p - a_i)}$$

Уравнения состояния модели для системы с одним входом и одним выходом в операторной форме запишутся в виде:

$$z_i(p)p = a_i z_i(p) + X(p)$$

или в матричном виде во временной области:

$$\dot{Z} = AZ + x, \quad (20)$$

где: $Z = \begin{bmatrix} z_1 \\ \vdots \\ z_n \end{bmatrix}$, $A = \begin{bmatrix} a_1 & \dots & \dots & 0 \\ 0 & a_2 & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & \dots & \dots & a_n \end{bmatrix}$

Уравнение выхода модели принимает вид:

$$y = \sum_1^n c_i z_i + d_0 x \quad (21)$$

Объединяя уравнения (20) и (21) получим систему «вход – состояние – выход»:

$$\begin{aligned} \dot{z} &= -Az + Bx + d_0 \\ y &= Cz + d_0 \end{aligned}$$

(22)

где: $C = [c_1 \dots c_n]$.

Система имеет канонический вид, так как A - диагональная матрица. Система (22) является управляемой и наблюдаемой. Схема моделирования системы (Рис.1) может быть представлена в виде параллельного соединения ветвей, содержащих интеграторы.

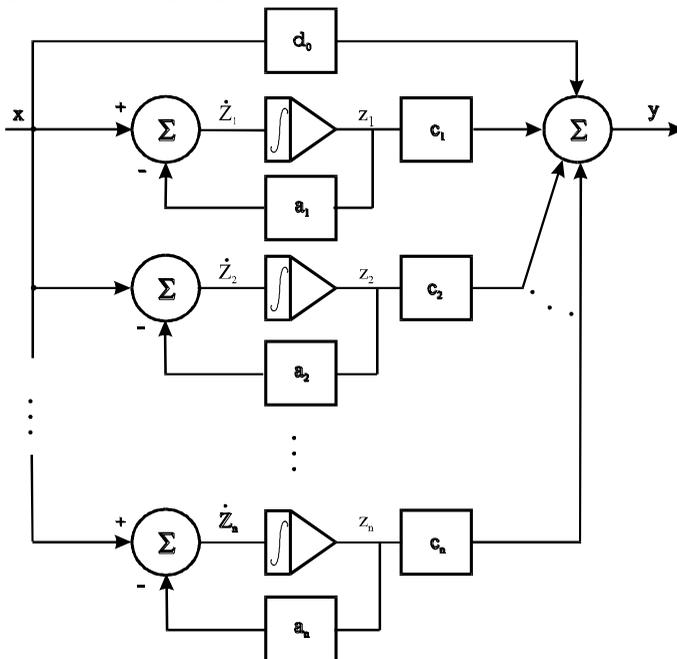


Рисунок 1 – Модель системы, имеющей передаточную функцию вида (16)

Конкретный смысл переменных состояния может быть определен при структурной идентификации системы на основе априорных данных о взаимодействии ее компонент.

Сопоставляя характеристики элементов системы с решениями уравнения состояния, можно придать переменным состояния определенный **биофизи-**

ческий смысл и интерпретировать внутренние механизмы функционирования системы.

1.3 Синтез электрической эквивалентной схемы замещения

Метод импульсной импедансометрии позволяет определить модель пассивной биологической ткани в функциональном классе импедансных моделей, представляющих собой электрические эквивалентные схемы замещения тканей.

На первом этапе моделирования – функциональной идентификации объекта исследуемая ткань тестируется электрическим током, создаваемым в цепи электродов расположенных на исследуемом участке ткани. В качестве входной переменной идентификации рассматривается величина тестирующего тока, в качестве выходной – напряжение регистрируемое на электродах. Тогда функциональное преобразование объекта, устанавливающее связь выходной переменной от входной будет являться характеристикой его импеданса. Полученная в результате идентификации частотная зависимость и передаточная функция будут иметь смысл частотной характеристики импеданса и операторного импеданса исследуемых тканей соответственно.

Для структурной идентификации объекта полученная в результате функциональной идентификации объекта передаточная функция рассматривается в пространстве состояний, характеризующих электрические свойства тканей, что позволяет перейти к искомому виду модели пассивной биологической ткани - электрической эквивалентной схеме замещения.

Действительно, уравнение вход-выход-состояние (22) в случае определения импедансной модели тканей имеет простую физическую интерпретацию. Как иллюстрирует схема моделирования (рисунок 1) напряжение, возникающее на стимулирующих электродах, складывается из двух слагаемых: напряжения, связанного со стимулирующим током через постоянный коэффициент d_0 и суммы напряжений, определяемых через переменные состояния. Коэффициент d_0 в рассматриваемой задаче имеет размерность сопротивления и представляет частотно-независимую составляющую импеданса, то есть компонент тканей, имеющий чисто активное сопротивление:

$$d_0 = R0 \tag{23}$$

Каждое из дифференциальных уравнений (22), содержащих переменную состояния z_i , описывает инерционный процесс формирования напряжения

при изменении стимулирующего тока. Таким образом, переменная состояния z имеет смысл электрического заряда, относящегося к структурам тканей, обладающим емкостным сопротивлением. Уравнение относительно z_i легко приводится к виду, описывающему формирование напряжения на цепочке, представляющей собой параллельное соединение элементов R_i и C_i , т.е:

$$a_i = \frac{1}{R_i \cdot C_i} \quad (24)$$

Можно предположить, что переменные состояния отражают свойства структур биологических тканей, имеющих различную способность к разделению зарядов, моделями которых являются цепочки с различной величиной постоянной времени.

Таким образом, схема моделирования, отвечающая уравнению (22), имеет вид электрической эквивалентной схемы замещения тканей, изображенной на рисунке 2.

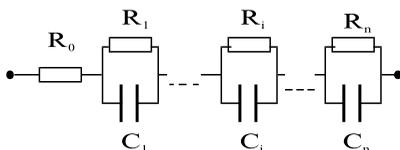


Рис. 2. Электрическая эквивалентная схема замещения тканей

Данную модель можно получить, так же, путем анализа частотной характеристики импеданса, определенной по уравнению передаточной функции в виде (17). Нетрудно видеть, что слагаемые выражения для частотной характеристики будут описывать соответствующие звенья эквивалентной схемы замещения тканей.

2 ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

Программное обеспечение для данной интерактивной лабораторной работы разрабатывалось в среде GUIDE математического пакета MATLAB. Поэтому для стабильной работы приведенного интерактивного модуля необходимо установить утилиту **MCRInstaller.exe** программного пакета MATLAB для работы с приложениями GUIDE. Это избавит от необходимости установки программного пакета MATLAB на персональный компьютер пользователя.

Файлы интерактивного модуля находятся в папке lab2, размещенной в разделе «Файлы», раздела «Научно-образовательный модуль по направлению 201000», размещенного в системе дистанционного обучения Moodle по адресу **rtfmoodle.ssau.ru**. Также, все файлы модуля содержатся в архиве **lab2.rar**.

После установки утилиты **MCRInstaller.exe** необходимо скопировать файлы интерактивного модуля в один общий каталог и запустить файл **lab2.exe**.

В данной работе исследуются методы функциональной и структурной идентификации моделей электрического импеданса биологических тканей, представленных в виде переходных функций. Всего в работе предлагается идентифицировать 4 модели. На основании дискретно заданной переходной функции рассчитывается частотная характеристика модели. Интерактивная лабораторная работа позволяет выводить на экран частотные зависимости модуля, действительной, мнимой составляющих электрического импеданса исследуемой модели, а также фазочастотную характеристику модели.

Кроме того, существует возможность загрузки в программную оболочку файла с данными о переходной функции модели.

После расчета и построения частотной характеристики исследуемой модели, по команде «Расчет» запускаются машинный алгоритм, реализующий метод прямой подгонки Леви. Результатом данного этапа работы программы являются коэффициенты передаточной функции, имеющей вид (11).

Полученная передаточная функция рассматривается в пространстве состояний, выполняется ее разложение на простейшие дроби, и как результат вывод на экран динамической модели, описывающей динамику изменения переменной состояния, в качестве которой в данном случае, выступает электрический заряд, накапливаемый в исследуемой модели.

Финальным этапом интерактивной лабораторной работы является синтез электрической эквивалентной схемы замещения и расчет параметров электрической эквивалентной схемы замещения в соответствии с формулами (23), (24)

Конечным результатом работы является набор временных и частотных характеристик электрического импеданса моделей, коэффициенты передаточной функции, модель в пространстве состояний и электрическая эквивалентная схема замещения.

На экран будет выведен графический интерфейс (Рис. 3) интерактивной лабораторной работы.

lab2

Идентификация моделей биологических тканей методом синтеза эквивалентных схем замещения

Кoeffициенты передаточной функции

Выбор образца: Тест №3

Построить

Очистить

Выбор кривой: Re(Z)

Построить

Очистить

$b_2 = 1.06e-006$ $b_1 = 0.55289$ $b_0 = 1500$ Расчет
 $a_3 = 988e-014$ $a_2 = 0.24e-008$ $a_1 = .00010519$

Переходная функция

Частотная характеристика

$d_0 = 0$ $c_1 = 0$ $c_2 = 0$ $c_3 = 0$
 $a_1 = 0$ $a_2 = 0$ $a_3 = 0$

$R_0 = 0$ $R_1 = 0$ $R_2 = 500$ $R_3 = 1000$
 $C_1 = 0$ $C_2 = 1e-007$ $C_3 = 1e-006$

Расчет

Рис. 3. Интерфейс интерактивной лабораторной работы “lab2”

3 СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Структурная схема метода импульсной импедансометрии.
3. Частотные характеристики электрического импеданса исследуемых моделей.
4. Алгоритм метода прямой подгонки Леви.
5. Модели электрического импеданса в пространстве состояний.
6. Электрическая эквивалентная схема замещения.
7. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

Библиографический список

1. Grimnes, S. Bioimpedance and bioelectricity basics [Текст]: / Grimnes S., Martinsen O. – London, Academic Press, 2000. – 265 p.
2. Эйкхофф, П. Современные методы идентификации систем [Текст]: [Пер. с англ.] / П. Эйкхофф, А. Ванечек, Е. Савараги. – М.: Мир, 1983. – 400 с.
3. Калакутский Л.И. Моделирование биоэлектрического импеданса методом синтеза эквивалентных схем замещения [Текст] / Акулов С.А., Калакутский Л.И. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2007. – № 7. – С. 35–39.