

Моделирование биоимпедансных исследований средствами MATLAB

Аннотация

Представлена технология моделирования биоимпедансных исследований, в которой использованы математические и физические модели блоков и компонентов виртуального биоимпедансного анализатора, полученных в пакете Simulink среды MATLAB.

Построенная виртуальная модель биоимпеданса позволяет моделировать динамическую и базовые составляющие биоимпеданса, посредством чего могут быть построены адекватные модели как самого биообъекта, так и измерительного тракта для биоимпедансных исследований.

При проведении биоимпедансных исследований объектами интереса являются базовый импеданс и динамическая составляющая биоимпеданса, обусловленная гемодинамикой. В настоящее время ведутся интенсивные исследования, направленные на выявление электрических свойств биотканей на различных частотах и их корреляцией с различными заболеваниями, наибольший интерес из которых предоставляют инфекционные и онкологические. Известно, что электрические методы, в

частности многочастотный импедансный анализ, позволяют надежно селективировать компоненты составляющих биоматериалов, в частности биожидкостей. Однако сложность селекции параметров электрических сигналов, модулируемых биохимическими свойствами крови, и сложность построения интеллектуальных систем классификации биоматериалов на основе многочастотного импедансного анализа требует развития и совершенствования методов разработки таких приборов [1].

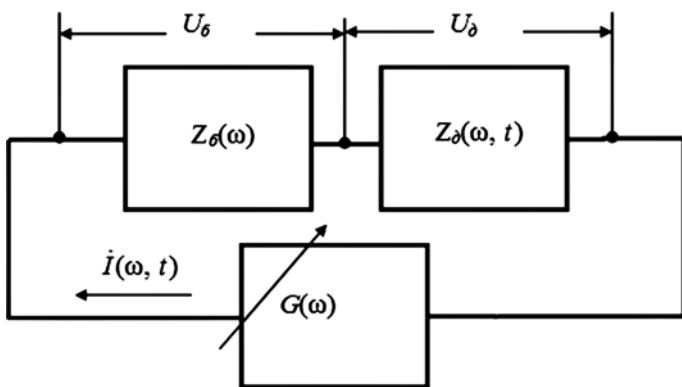


Рис. 1. Модель биоимпеданса, используемая для идентификации функционального состояния живой системы

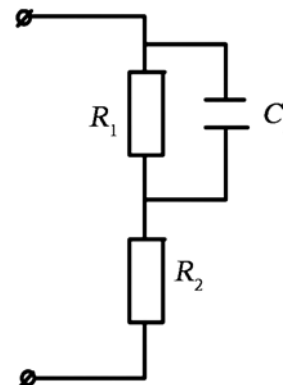


Рис. 2. Схема многоэлементного RC-двухполюсника, эквивалентного сопротивлению биоимпеданса

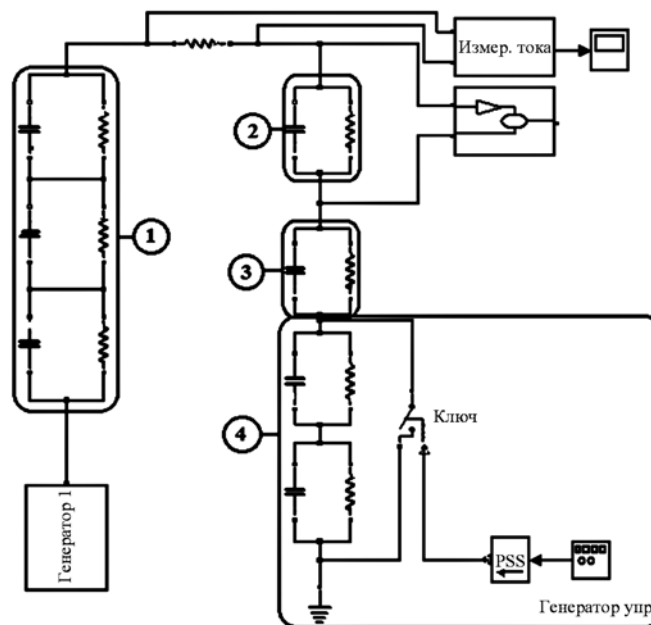


Рис. 3. Функциональная схема модели биоматериала для проведения биоимпедансных исследований: 1 – сопротивления электрод-кожа; 2 – стационарная составляющая сопротивления биоткани; 3 – стационарная составляющая сопротивления крови; 4 – динамическая составляющая биоимпеданса; ИУ – инструментальный усилитель

Одним из направлений, позволяющих улучшить технические характеристики биоимпедансных анализаторов, а также ускорить процесс их разработки, является математическое моделирование разнообразных свойств биообъектов, включая свойство электропроводности.

При биоимпедансных исследованиях используется зондирование биоткани гармоническими токами высокой частоты. При этом биоимпеданс можно характеризовать амплитудной составляющей или квадратурными составляющими. Если учитывать гемодинамику, то в биоимпедансе должны быть выделены две составляющие: базовая составляющая $\tilde{Z}_o(\omega)$, которая не зависит от гемодинамики, а зависит от биофизических свойств биоткани и крови, и динамическая составляющая $\tilde{Z}_o(\omega, t)$, которая является нестационарным сигналом, зависящим от множества факторов системного характера, в частности от кровенаполнения.

Модель биоткани, полученная с учетом этих составляющих биоимпеданса, представлена на рис. 1. На выходах схемы для биоимпедансных исследований имеем напряжения \dot{U}_o и \dot{U}_d , которые несут информацию о физических свойствах биоткани. Если контролировать ток I в цепи генератора G и пренебречь диссипативными явле-

ниями в биоткани, то соответствующие выходные напряжения определяются как

$$\begin{aligned} \dot{U}_o(\omega, t) &= Z_o(\omega) \cdot \dot{I}(\omega, t); \\ \dot{U}_d(\omega, t) &= Z_d(\omega, t) \cdot \dot{I}(\omega, t). \end{aligned} \quad (1)$$

Модель, представленная на рис. 1, выделяет из биоимпеданса стационарную составляющую и нестационарную составляющую. Как та, так и другая составляющие несут информацию о составе крови. Наиболее приемлемым представлением модели биоимпеданса является двухполюсник, представленный на рис. 2.

Действительная и мнимая составляющие полного электрического сопротивления этого двухполюсника определяются уравнениями

$$\operatorname{Re} \left[\tilde{Z}_o(j\omega) \right] = \frac{R_1 + R_2 + \omega^2 C_1^2 R_1^2 R_2}{1 + \omega^2 C_1^2 R_1^2}; \quad (2)$$

$$\operatorname{Im} \left[\tilde{Z}_o(j\omega) \right] = -\frac{\omega C_1 R_1^2}{1 + \omega^2 C_1^2 R_1^2}. \quad (3)$$

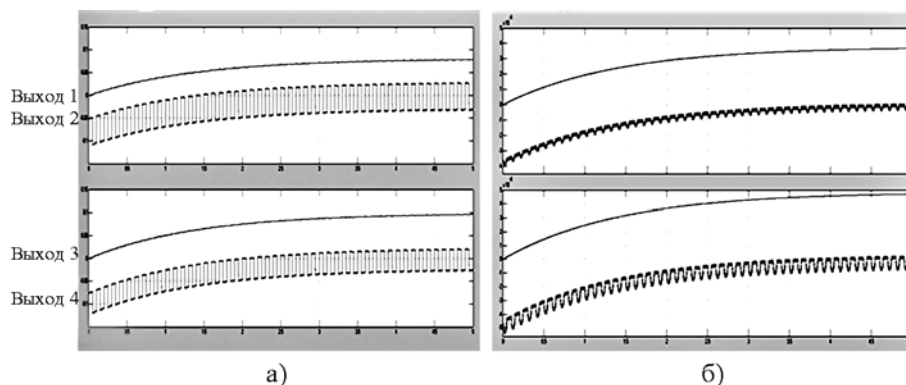


Рис. 4. Эпюры напряжений, получаемых на четырех выходах модели измерительного тракта

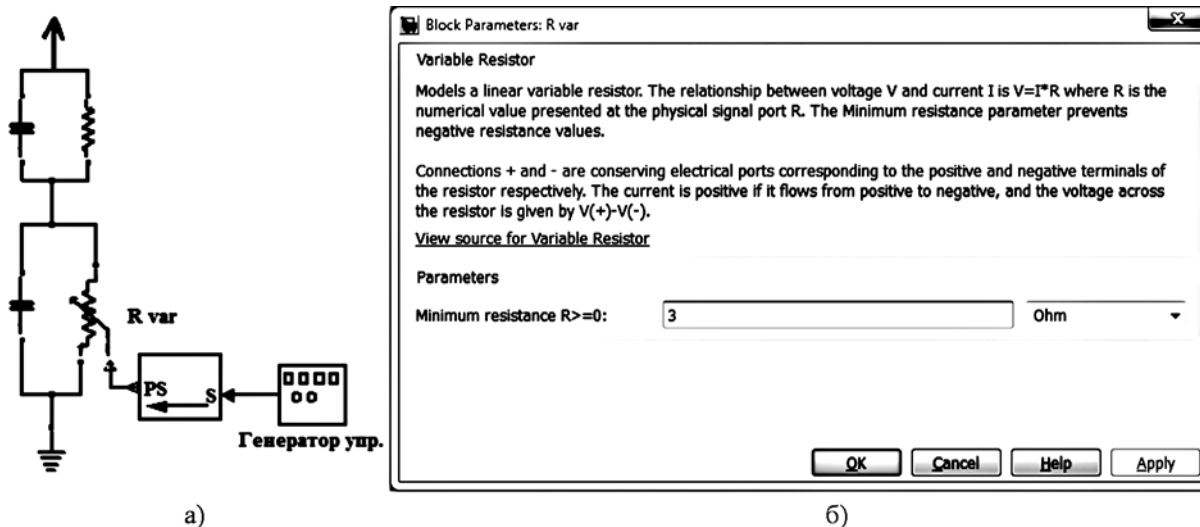


Рис. 5. Модель динамической составляющей биоимпеданса на основе переменного сопротивления, управляемого генератором напряжения (а), и окно настройки переменного резистора (б)

Из уравнений (2) и (3) следует, что Z_6 выражается через три параметра: R_1 , C_1 и R_2 .

Можно утверждать, что эти параметры определяются как биохимическим свойством крови и биофизическими свойствами других параметров биоткани, так и влиянием факторов, определяемых конструкцией электродной системы, величиной зондирующего тока, температурой окружающей среды и т. п. Конкретные значения этих параметров можно получать, исходя из теоретического и экспериментального изучения вопроса. Например, известно, что R_1 определяет сопротивление биообъекта на постоянном токе и лежит в диапазоне сотен килоом, емкость C_1 – это емкость живого объекта, которая лежит в диапазоне десятков нанофарад, а сопротивление R_2 определяется сопротивлением биожидкости и лежит в диапазоне единиц килоом.

Многочастотный импедансный анализ предъявляет особые требования как к самому токосъему, так и к структуре измерительного тракта. Для полного удовлетворения этих требований необходимы виртуальные модели биоматериалов, позволяющие прогнозировать технические характеристики измерительных приборов и решающих модулей на их основе. В этих целях целесообразно проведение соответствующих исследований модели биоматериала, выполненной в среде MATLAB. Для формирования тестового сигнала использовали модель биообъекта, представленную на рис. 3. В основе моделирования составляющих биоимпеданса лежит модель, представленная на рис. 2. Для моделирования гемодинамики использовали управляемый делитель, сопротивление которого меняется с частотой кардиосигнала. На рис. 3 блок, моделирующий динамическую составляющую биоимпеданса, обозначен цифрой 4.

На рис. 4а представлены эпюры квадратурных составляющих напряжений, получаемых на четырех выходах измерительного тракта, представленного моделью, описанной в [2]. При этом динамическая составляющая биоимпеданса моделируется импульсами прямоугольной формы.

Среда MATLAB позволяет также плавно изменять активное сопротивление, моделирующее кровенаполнение, тем самым приближая модель к реальному процессу. Переменное сопротивление управляется с помощью внешнего генератора (рис. 5а), в окне переменного резистора (рис. 5б) задается минимальное сопротивление R_{\min} , а максимальное сопротивление определяется посредством установки амплитуды управляющего генератора. В таком случае сопротивление переменного резистора будет иметь максимальный и минимальный пороги, при этом R_{\min} задает минимальное сопротивление, на уровне которого отрезается нижняя часть волны, генерируемой управляющим генератором. Максимальный порог амплитуды динамической составляющей выходного напряжения зависит от максимального сопротивления переменного резистора, которое вычисляется следующим образом:

$$R = \begin{cases} V_{\text{упр}} & \text{при } V_{\text{упр}} > R_{\min}; \\ R_{\min} & \text{при } V_{\text{упр}} \leq R_{\min}, \end{cases} \quad (7)$$

где $V_{\text{упр}}$ – напряжение на выходе управляющего генератора, численное значение которого повторяет сопротивление переменного резистора.

На рис. 4б предоставлены эпюры напряжений, получаемых посредством этой модели на четырех выходах модели измерительного тракта, описанной в [2].

Заключение

Построенная в пакете Simulink среды MATLAB виртуальная модель биоимпеданса позволяет моделировать динамическую и базовые составляющие биоимпеданса, посредством чего могут быть построены адекватные модели как самого биообъекта, так и измерительного тракта для биоимпедансных исследований, что значительно ускоряет процесс проектирования приборов для биоимпедансных исследований, а также позволяет снизить процент экспериментов на живых объектах в процессе проектирования этих приборов.

Исследования выполнены при поддержке гранта Президента Российской Федерации МК-2870.2013.8.

Список литературы:

1. Филист С.А., Алексенко В.А., Кузьмин А.А. Биоимпедансные средства мониторинга состояния кожи при терапевтических и косметологических процедурах // Медицинская техника. 2008. № 2. С. 42-44.
2. Авад Али Мохаммед, Шаталова О.В., Адел Мохаммед Аль-Кадаси, Снопков В.Н. Моделирование влияния электрокардиосигнала на оценку динамической составляющей биоимпеданса // Медицинская техника. 2013. № 4. С. 30-32.

*Сергей Викторович Дегтярев,
д-р техн. наук, профессор,
декан факультета информатики
и вычислительной техники,
Ольга Владимировна Шаталова,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра биомедицинской инженерии,
Анатолий Федорович Рыбочкин,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра конструирования и технологии
электронно-вычислительных средств,
Александр Алексеевич Кузьмин,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра биомедицинской инженерии,
ФГБОУ ВПО «Юго-Западный
государственный университет»,
г. Курск,
e-mail: sergey12@gmail.com*