

2. Цветянский В. Л. О прохождении ультразвуковых колебаний через контактный слой при акустических исследованиях твердых тел // Акустический журнал. 1981. Т. 27. № 4. С. 610—615.

3. Архипов В. И., Кондратьев А. И. Исследование прохождения ультразвукового импульса через слой жидкости // Дефектоскопия. 1994. № 1. С. 21—25.

4. Кондратьев А. И., Луговой В. А. Датчик акустических сигналов для высокоточных измерений // Дефектоскопия. 1990. № 3. С. 30—38.

5. Кондратьев А. И. Прецизионные измерения скорости и затухания ультразвука в твердых средах // Акустический журнал. 1990. Т. 36. № 3. С. 470—476.

Дата принятия 26.11.2014 г.

МЕДИЦИНСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

57.087

Погрешности определения параметров биоэлектрического импеданса методом переходной функции

С. А. АКУЛОВ, А. А. ФЕДОТОВ, А. С. АКУЛОВА

Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С. П. Королева
Самара, Россия, e-mail: fedoaleks@yandex.ru

Рассмотрена методика определения параметров биоэлектрического импеданса на основе данных о переходной функции. Проанализирована погрешность оценки биоэлектрического импеданса с целью определения оптимальных параметров тестирующего импульса: фронт и длительность. Определено, что ключевую роль играет постоянная времени исследуемой биологической ткани, для моделирования которой использована схема Коула. В результате проведенных исследований получены функциональные зависимости, устанавливающие связь между погрешностью определения биоэлектрического импеданса и параметрами тестирующего импульса.

Ключевые слова: биоэлектрический импеданс, переходная функция, функциональная идентификация.

The procedure of bioelectrical impedance parameters estimation based on the transient function data is considered. The analysis of errors for determination of testing pulse optimum parameters such as the front and the duration — is carried out. At the same time the key role is played by the biological tissue time constant represented by Cole model. As a result of studies the functional relationships between the error of bioelectric impedance estimation and the parameters of testing pulse were obtained.

Key words: bioelectrical impedance, transient function, functional identification.

Изучение свойств биологических тканей, обуславливающих их электропроводность, является важным направлением биофизических исследований, результаты которых широко используются в импедансной спектрометрии, а также в неинвазивных методах медицинской диагностики — реографии, импедансной кардиографии и томографии [1]. Актуальным направлением развития исследований биоэлектрического импеданса (БИ) является создание методов экспресс-оценки структурного состава тканей, например доли жировых тканей, свободной жидкости в организме, а также оценка уровня гематокрита в пробах крови [2, 3].

С целью получения частотной характеристики БИ применяют методику измерения составляющих комплексного электрического сопротивления тканей на различных частотах переменного электрического тока. Для этого к исследуемому участку биологической ткани через электроды подво-

дят синусоидальный ток от генератора стабильного тока и измеряют амплитудные и фазовые падения напряжения на этом участке. По полученным данным рассчитывают частотную характеристику БИ.

Однако в ряде случаев данная методика не может дать полной информации о частотных свойствах БИ вследствие ограниченного частотного диапазона измерений, а также в результате длительного воздействия тока на исследуемую ткань. В связи с этим, для получения частотной характеристики БИ, целесообразно применять метод функциональной идентификации систем [4]. Данный метод состоит в тестировании исследуемого объекта с помощью воздействий, представляющих функции времени, и получении его реакции — переходной функции, также являющейся функцией времени, которая связывает реакцию объекта с воздействием на него. В качестве тестирующих воздействий используются ступенчатое, импульсное или шумовое. Анализ переходной

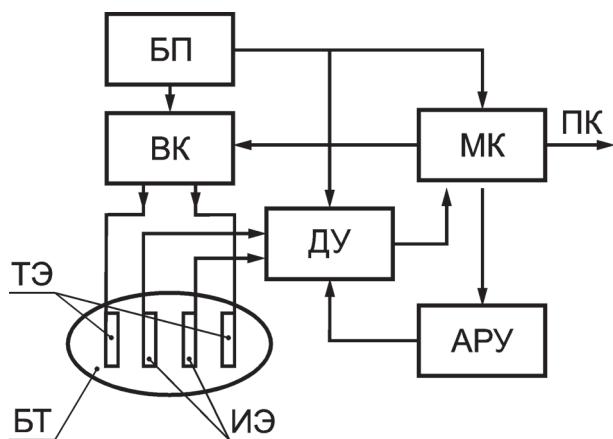


Рис. 1. Структурная схема устройства оценки параметров БИ методом переходных функций:

БТ — биологическая ткань; БП — блок питания; ВК — выходной каскад; ТЭ — токовые электроды; ИЭ — измерительные электроды; ДУ — дифференциальный усилитель; МК — микроконтроллер; АРУ — устройство автоматической регулировки усиления; ПК — персональный компьютер

функции позволяет найти частотную характеристику объекта посредством перехода из временной области в частотную.

Допустим, что при функциональной идентификации БИ в качестве входного тестирующего воздействия используется импульс электрического тока, имеющий форму функции Хевисайда [5], подаваемый на исследуемый участок биологической ткани, а в качестве регистрируемой реакции — напряжение, возникающее на данном участке ткани. Тогда переходная функция $g(t)$ (ответная реакция системы на единичное токовое воздействие) описывает изменение БИ во времени, а частотную характеристику импеданса можно определить с помощью преобразования Карсона—Хевисайда [6] при условии $p = j\omega$:

$$Z(j\omega) = j\omega \int_0^{\infty} g(t) \exp(-j\omega t) dt. \quad (1)$$

Структурная схема устройства, реализующего данную методику, приведена на рис. 1.

Тестирующий сигнал, в виде функции Хевисайда, формируется микроконтроллером МК, поступает на выходной каскад ВК, где усиливается по току и передается к исследуемой биологической ткани БТ через токовые электроды ТЭ. В результате воздействия на измерительных электродах ИЭ возникает реакция (ответный сигнал), соответствующая переходной функции $g(t)$ электрического импеданса ЭИ исследуемой биологической ткани. Полученный сигнал поступает на вход дифференциального усилителя ДУ, коэффициент уси-

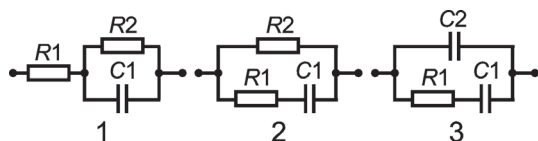


Рис. 2. Схемы моделей биологических тканей:

1 — Коула; 2 — Фрике; 3 — Ханаи

ления которого регулируется с помощью МК устройством автоматической регулировки усиления АРУ. С выхода ДУ сигнал поступает на блок аналого-цифрового преобразования и далее в виде массива отсчетов в оперативную память МК для дальнейшей обработки и передачи в персональный компьютер ПК. Программное обеспечение ПК реализует алгоритм определения частотных характеристик активной и реактивной составляющих ЭИ на основе преобразования Карсона—Хевисайда от переходной функции.

Для анализа влияния параметров тестирующего импульса на погрешность определения параметров БИ биологический объект представим в виде одной из трех схем замещения (рис. 2). Следует отметить, что схемы 2 и 3 можно привести к схеме 1 через канонические преобразования четырехполюсников [7], поэтому при анализе погрешностей можно ограничиться первой моделью.

Рассматриваемые погрешности характеризуются конечной длительностью ступенчатого тестирующего сигнала T_c и длительностью фронта тестирующего сигнала (временем установления) T_ϕ . Частотную характеристику модели примем за эталонную. Параметры модели выберем следующие: $R_1 = 100$ Ом; $R_2 = 2000$ Ом; $C_1 = 0,1$ мкФ (см. рис. 2, схема 1). Выбор данных параметров обусловлен экспериментальными данными о значении ЭИ биологических тканей [8].

Для наглядности результатов измерений введем коэффициенты a , b , определяемые соотношениями:

$$a = T_\phi / T_m; \quad b = T_m / T_c,$$

где T_m — постоянная времени исследуемой модели.

Погрешности определения активной и реактивной составляющих ЭИ модели для различных значений коэффициента a показаны на рис. 3.

С ростом T_ϕ относительная погрешность возрастает в области верхних частот характеристики, ограничивая частотный диапазон измерений. При допустимой погрешности измерений 5 % значение коэффициента a должно составлять не более 0,0001 в частотном диапазоне измерений 0—1 МГц.

Погрешности определения активной и реактивной составляющих ЭИ модели для различных значений коэффициента b показаны на рис. 4.

Таким образом, в диапазоне 0,1—10⁶ Гц погрешность определения частотных характеристик ЭИ модели увеличивается в области нижних частот с уменьшением длительности тестирующего импульса. Для определения параметров ЭИ с погрешностью менее 5 % значение коэффициента b должно составлять не более 0,02.

Результаты проведенных исследований позволяют сформулировать требования к построению аппаратуры для импульсной импедансометрии, обеспечивающие заданные метрологические показатели определения частотной характеристики БИ тканей.

Исследования выполнены при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках проектной части государственного задания в сфере научной деятельности (код проекта 12.2013.2014/К, номер государственной регистрации: 114121670017).

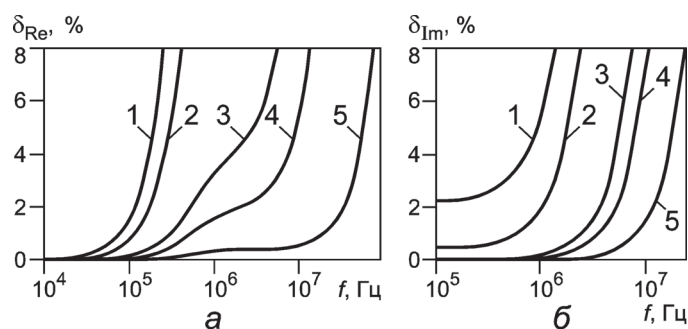


Рис. 3. Погрешность определения активной (а) и реактивной (б) составляющих ЭИ модели для различных значений a : 1—5 — $a = 10^{-2}; 10^{-3}; 5 \cdot 10^{-4}; 10^{-4}; 5 \cdot 10^{-5}$, соответственно

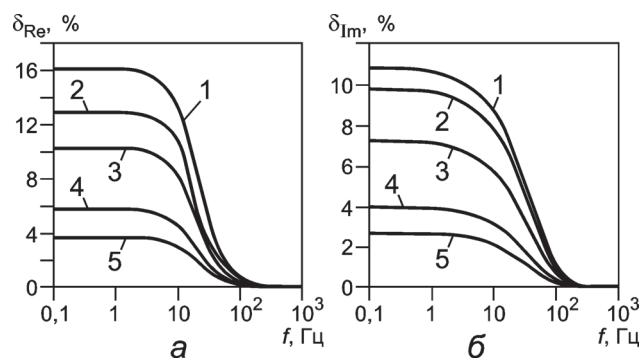


Рис. 4. Погрешность определения активной (а) и реактивной (б) составляющих ЭИ модели для различных значений b : 1—5 — $b = 0,25; 0,1; 0,05; 0,02; 0,01$, соответственно

Л и т е р а т у р а

1. Grimnes S., Martinsen O. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. San Diego: Academic Press, 2000.
2. Мартиросов Э. Г. Технологии и методы определения состава тела человека: учеб. пособие. М.: Наука, 2006.
3. Акулов С. А., Дорошенко Р. Ю. Мониторинг состояния клеточных суспензий методом биоимпедансометрии // Вестник СГАУ им. акад. С. П. Королева (Национального исследовательского университета). 2012. № 7(38). С. 97—102.
4. Гроп Д. Методы идентификации систем. М.: Мир, 1979.

5. Fricke H. The Maxwell-Wagner dispersion in a suspension of ellipsoids // Phys. Chem. 993. V. 57. P. 934—937.
6. Эйхгофф П. Современные методы идентификации систем. М.: Мир, 1983.
7. Бессонов Л. А. Теоретические основы электротехники. М.: Высшая школа, 2013.
8. Калакутский Л. И., Гуржин С. Г., Акулов С. А. Моделирование биоэлектрического импеданса методом синтеза эквивалентных схем замещения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2007. № 7. С. 35—39.

Дата принятия 21.07.2014 г.

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

520.8

Калибровка радиометра водяного пара

В. Д. ГАЛКИН¹, Г. Н. ИЛЬИН²

¹ Главная (Пулковская) астрономическая обсерватория РАН, С.-Петербург, Россия, e-mail: galkin_slava@mail.ru

² Институт прикладной астрономии РАН, С.-Петербург, Россия

Рассмотрена калибровка радиометра водяного пара на основе совместных квазиодновременных измерений его содержания в атмосфере по оптическим наблюдениям ее излучения и поглощения.

Ключевые слова: атмосферный водяной пар.

The calibration of the water vapor radiometer based on the joint quasi simultaneous measurements of water vapor in the atmosphere by observations of atmospheric radiation and.

Key words: radiometric measurements, atmospheric water vapor.

В настоящее время на пунктах национального радиointерферометрического комплекса со сверхдлинной базой «Квазар-КВО» для оперативной оценки текущих значений компонента влажности тропосферной задержки распространения радиосигнала L_w предлагается использовать двух-

канальный радиометр водяного пара (РВП). Прототип РВП установлен в обсерватории «Светлое», входящей в комплекс «Квазар-КВО» [1]. С помощью РВП на частотах 20 и 32 ГГц в окрестностях линии излучения водяного пара измеряют яркостную температуру излучения атмосферы (ЯТА) с интерва-