

УДК 621.317.33

**ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА ГЕМАТОЛОГИЧЕСКИХ КОНТРОЛЕЙ МЕТОДОМ ИМПУЛЬСНОЙ ИМПЕДАНСОМЕТРИИ**

© 2013 С.А. Акулов, А.А. Федотов, А.С. Акулова

Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва  
(национальный исследовательский университет)

Поступила в редакцию 02.12.2013

В настоящей работе предпринята попытка оценить уровень гематокрита контрольной крови (гематологический контроль) путем исследования параметров электрического импеданса. Измерение параметров электрического импеданса гематологических контролей проводилось с помощью метода импульсной импедансометрии. Исследуемые образцы крови идентифицировались в пространстве состояний составляющих электрического импеданса, что позволило получить электрические эквивалентные схемы замещения. Параметры эквивалентных схем замещения отражают изменение объемной концентрации (гематокрит) исследуемых образцов крови. Рассматривается структурное построение электроимпедансного измерительного преобразователя уровня гематокрита крови. Приводится обоснование выбора основных параметров преобразователя: выходное сопротивление, длительность фронта тестирующего импульса тока, длительность тестирующего импульса. Ключевые слова: электрический импеданс, гематокрит, инструментальная погрешность.

Измерение параметров электрического импеданса биологических тканей находит широкое применение в инструментальных системах медицинской диагностики – реографии, импедансной кардиографии, томографии, а также в системах оценки компонентного состава биологических тканей и жизнеспособности клеточных суспензий [1, 2].

Существующие измерительные приборы биоэлектрического импеданса, построенные по распространённой схеме потенциометрических измерений [3], не позволяют проводить экспресс-измерение параметров электрического импеданса в широком диапазоне частот. Длительное воздействие электрическим током на биологический объект (клеточный материал, кровь, лимфа), обусловленное использованием данных измерительных систем, может привести к необратимым изменениям структуры и, как следствие, внести ошибки в определение частотных характеристик биоэлектрического импеданса, а, следовательно, привести к неточной оценке компонентного состава.

Для изучения уровня гематокрита удобно представить электрический импеданс исследуемой пробы крови в виде модели - электрической эквивалентной схемы замещения [4], элементы

*Акулов Сергей Анатольевич, кандидат технических наук, доцент кафедры радиотехники.*

*E-mail: sakulov1981@mail.ru*

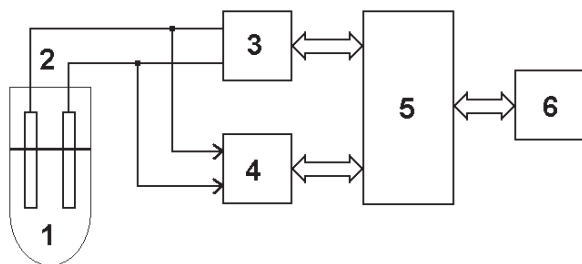
*Федотов Александр Александрович, кандидат технических наук, доцент кафедры лазерных и биотехнических систем. E-mail: fedoaleks@yandex.ru*

*Акулова Анна Сергеевна, магистрант.*

*E-mail: akulova\_as@mail.ru*

которой могут характеризовать свойства отдельных компонент. При исследованиях на макроуровне, в частотном диапазоне до 1 МГц, электрический импеданс биологических тканей носит активно - емкостной характер, и его эквивалентная схема может быть представлена в виде моделей Коула, Ханая, Фрике, Шванна [5].

Сравнительный анализ методов измерения электрического импеданса [6] показывает перспективность использования методики импульсной импедансометрии за счет повышения быстродействия, при этом процесс измерения, т.е. воздействия на пробу крови, осуществляется в течение действия импульса электрического тока, что позволяет получить быструю оценку уровня гематокрита [7]. Согласно этому методу, частотная характеристика биологического объекта, которым в данном случае является контрольная кровь, определяется путём анализа переходной функции. Под переходной функцией подразумевается реакция объекта на тестовое воздействие. В случае определения частотной характеристики импеданса крови в качестве тестового воздействия используется ток, в качестве реакции – напряжение в цепи электродов, расположенных в пробе крови. После время-частотного преобразования данных передаточная функция рассматривается в пространстве состояний, характеризующих электрические свойства многокомпонентных биологических тканей, что позволяет перейти к электрическим эквивалентам ее составляющих.



**Рис. 1.** Структурная схема электроимпеданного измерительного преобразователя гематокрита крови

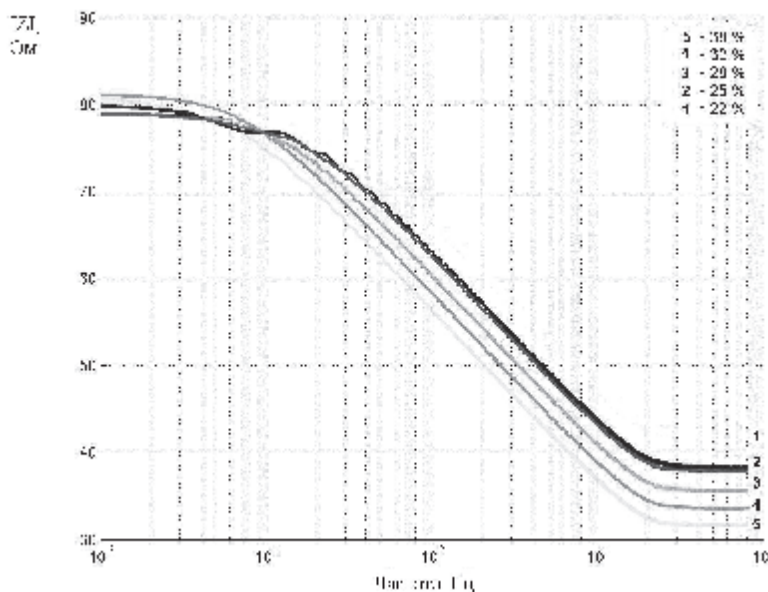
На рис. 1 приведена структурная схема электроимпеданного измерительного преобразователя уровня гематокрита крови.

Исследуемая контрольная кровь помещается в измерительную ячейку 1. Измерительный ток с генератора 3 поступает на электроды 2 и вследствие прохождения через кровь вызывает падение напряжения, регистрируемое усилителем 4, коэффициент которого устанавливается микроконтроллером 5. С выхода усилителя 4 напряжение, несущее информацию об уровне гематокрите, поступает на микроконтроллер 5, где вычисляется полное комплексное сопротивление исследуемой крови. Окончательная обработка и отображение полученных результатов осуществляется при помощи ЭВМ 6.

тах (десятки Ом), с другой – погонной емкостью соединительного кабеля (1-5 пФ/м) на высоких частотах. Таким образом, выбор низкой величины (менее 10 кОм) выходного сопротивления генератора приведет к потерям полезной информации о низкочастотной составляющей электрического импеданса крови, в то время, как высокое выходное сопротивление (более 500 кОм) ограничит частотный диапазон измерений до сотен килогерц. Таким образом, с целью проведения измерений в частотном диапазоне до 1МГц, был выбран генератор с выходным сопротивлением 100 кОм.

Выбор параметров тестирующего импульса тока осуществляется с учетом данных о постоянной времени электрического импеданса контрольной крови и заданной погрешности измерений. Используемая методика импульсной импедансометрии подразумевает воздействие на исследуемую пробу крови токовым импульсом, повторяющим по форме функцию Хевисайда. На основе анализа взаимосвязи параметров тестирующего импульса и заданной погрешности измерения (5 %) электрического импеданса контрольной крови [9], был выбран генератор тестирующего импульса тока, длительностью 1 мс, при этом длительность фронта тестирующего импульса составила 0,1 мкс.

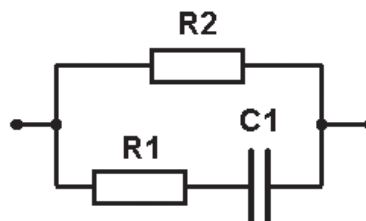
Разработанный измерительный преобразователь был использован при моделировании



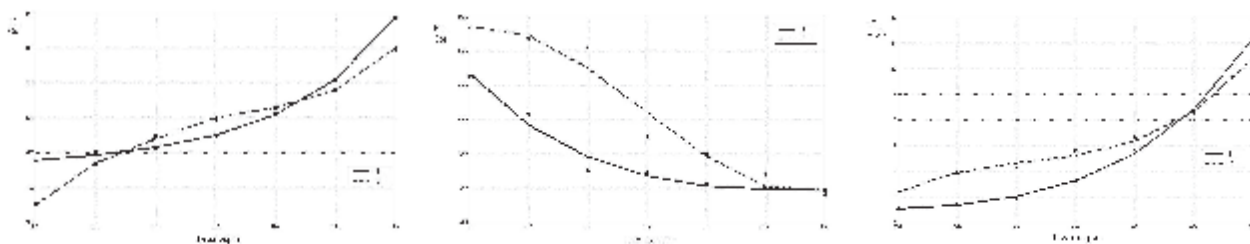
**Рис. 2.** Частотные характеристики модуля электрического импеданса

Технические параметры и метрологические характеристики используемого генератора тестирующего тока были определены на основе анализа экспериментальных данных [8] электрического импеданса контрольной крови (рис. 2).

Выбор оптимальной величины выходного сопротивления генератора ограничен с одной стороны – конечным значением активной составляющей электрического импеданса крови на низких частотах



**Рис. 3.** Модель Коула



**Рис. 4.** Зависимости уровня гематокрита от величин параметров R1(a), R2(б), C1(в):  
1 – BIORAD, 2 – LABIX

электрического импеданса гематологических контролей фирм BIORAD и LABEX. Для случая исследования уровня гематокрита контрольная кровь рассматривалась как двухкомпонентная система «эритроциты – среда». Для аппроксимации экспериментальной частотной характеристики была использована модель Коула [5], показанная на рис.3. Аппроксимированные зависимости параметров модели Коула от уровня гематокрита приведены на рис. 4.

Полученные зависимости параметров эквивалентных схем замещения от уровня гематокрита могут быть использованы для построения приборов для определения уровня гематокрита в пробе крови. Данные результаты позволяют сделать вывод о возможности использования метода импульсной импедансометрии для экспресс-оценки уровня гематокрита крови при неотложной помощи и в условиях палат реанимации и интенсивной терапии.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Grimmes S., Martinsen O.* Bioimpedance and Bioelectricity Basics. San Diego, CA: Academic Press, 2000. 486 p.
2. *Акулов С.А., Дорошенко Р.Ю.* Мониторинг состояния клеточных суспензий методом биоимпедансометрии // Вестник Самарского государственного аэрокос-
3. *Fletcher D.* Instrumental methods in electrochemistry. Horwood Publishing Ltd, Coll House, Westergate, Chichester, England, 2001. P. 445.
4. *Fricke H.* The Maxwell-Wagner dispersion in a suspension of ellipsoids // J. Phys. Chem. 1993; 57: p. 934-937.
5. *Bragos R., Sarro E.* Cell growing and differentiation monitoring system using electrical bioimpedance spectroscopy measurement on interdigitated microelectrodes // The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference November 20 – 25, 2005, EMBEC'05 Prague, Czech Republic IFMBE Proc. 2005 11(1) p. 542.
6. *Федотов А.А., Акулов С.А.* Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга: учеб. Пособие. М.: Радио и связь, 2013. С. 82-106.
7. *Riu P., Surkhy O.* In vivo assessment of haematocrit changes by electrical impedance measurements // The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference November 20 – 25, 2005, EMBEC'05 Prague, Czech Republic IFMBE Proc. 2005 11(1) p. 1287.
8. *Ulgen Y., Simsek F.* Cole parameters of human blood with different anticoagulants // The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference November 20 – 25, 2005, EMBEC'05 Prague, Czech Republic IFMBE Proc. 2005 11(1).
9. *Федотов А.А., Акулов С.А.* Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. 282 с.

#### PULSE IMPEDANCEMETRY FOR ANALYSIS ELECTRICAL IMPEDANCE OF HEMATOLOGY CONTROL

© 2013 S.A. Akulov, A.A. Fedotov, A.S. Akulova

Samara State Aerospace University named after Academician S. P. Korolyov  
(National Research University)

In this paper we attempt to estimate the level of hematocrit blood test (hematology control) by investigating electrical impedance parameters. Measurement of the parameters of hematological controls electrical impedance implemented by pulse impedancemetry. The samples of hematology control were identified in state space for receiving electrical equivalent circuit. The parameters of the equivalent circuits represent the hematocrit variation. The structure of bioimpedance converter of hematocrit was considered. The choice of converter basic parameters, such as output resistance, duration of the testing edge and duration of the test pulse was justified.

Keywords: electrical impedance, hematocrit, instrumental error.

*Akulov Sergey, Candidate of Technics, Associate Professor at the Radioengineering Department.*

*E-mail: sakulov1981@mail.ru*

*Aleksandr Fedotov, Candidate of Technics, Associate Professor at the Lasers and Biotechnical Systems Department.*

*E-mail: fedoaleks@yandex.ru*

*Anna Akulova, Undergraduate. E-mail: akulova\_as@mail.ru*