



ОСОБЕННОСТИ И ВОЗМОЖНОСТИ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ КРОВИ

¹Луньков А.Е., ¹Поздняков М.В., ³Низаметдинова Д.Р., ²Карпочева Е.П.

¹Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, ²Саратовская областная станция переливания крови, Саратов; ³Медицинский университет РЕАВИЗ, Самара, Россия
e-mail: aelunkov@mail.ru

Для цитирования:

Луньков А.Е., Поздняков М.В., Низаметдинова Д.Р., Карпочева Е.П. Особенности и возможности биоимпедансометрии крови. Морфологические ведомости. 2022;30(4):669. [https://doi.org/10.20340/mv-mn.2022.30\(4\).669](https://doi.org/10.20340/mv-mn.2022.30(4).669)

Резюме. Биоимпедансометрия давно применяется для определения некоторых показателей крови, используемых в лабораторной диагностике. В силу специфики крови, как жидкой дисперсной среды, ее электропроводность непосредственно связана с относительным объемом непроводящей фазы, то есть эритроцитами, в связи с чем, метод биоимпедансометрии используется для определения гематокрита. Неоднозначность результатов в определении частот, соответствующих достижению предельного значения высокочастотной электропроводности крови, а также закономерностей, связывающих высокочастотную электропроводность крови с электропроводностью плазмы и эритроцитов демонстрируют актуальную необходимость дополнительных исследований. Цель исследования - определение особенностей частотной зависимости модуля импеданса крови со значениями гематокрита и модуля биоимпеданса плазмы крови для установления возможностей метода биоимпедансометрии крови в целом. На 16 пробах крови здоровых доноров определена частотная зависимость ее биоимпеданса. Для каждой пробы крови снималась частотная зависимость биоимпеданса цельной крови, затем плазмы, образовавшейся после оседания эритроцитов в вертикально установленной пробирке. Измерялся модуль импеданса в диапазоне частот от 10 килогерц до 10 мегагерц. Определена оптимальная частота 5 мегагерц при которой достигается предельное высокочастотное значение электропроводности крови, позволяющее определить электропроводность цитоплазмы эритроцитов. Получено выражение для высокочастотной электропроводности как функции электропроводности плазмы, цитоплазмы и относительного показателя гематокрита. Показано, что измерение низкочастотного (до 100 килогерц) и высокочастотного значений электропроводности крови, а также электропроводности плазмы позволяют также определить показатель гематокрита и электропроводность цитоплазмы эритроцитов. Получено уравнение, связывающее показатель гематокрита с отношением высокочастотного и низкочастотного значений электропроводности крови, позволяющее определять истинный гематокрит крови человека *in vitro*. Таким образом, измерение низкочастотной и высокочастотной электропроводности крови и измерение электропроводности плазмы дают возможность в одной пробе крови определить не только показатель гематокрита, но и электропроводность цитоплазмы клеток. В работе доказана практическая возможность определения комплекса электрофизических параметров пробы нативной крови с сохранением их реальных значений.

Ключевые слова: биоимпедансометрия; кровь; эритроциты; плазма крови; гематокрит; электропроводность

Статья поступила в редакцию 10 декабря 2021

Статья принята к публикации 15 ноября 2022

FEATURES AND POSSIBILITIES OF BLOOD BIOIMPEDANCEMETRY

¹Lun'kov AE, ¹Pozdnyakov MB, ³Nizametdinova DR, ²Karpocheva EP

¹Razumovsky Saratov State Medical University, ²Saratov Regional Blood Transfusion Station, Saratov;
³Private Medical University REAVIZ, Samara, Russia, e-mail: aelunkov@mail.ru

For the citation:

Lun'kov AE, Pozdnyakov MB, Nizametdinova DR, Karpocheva EP. Features and possibilities of blood bioimpedancemetry. Morfologicheskie Vedomosti – Morphological newsletter. 2022;30(4):669. [https://doi.org/10.20340/mv-mn.2022.30\(4\).669](https://doi.org/10.20340/mv-mn.2022.30(4).669)

Summary. Bioimpedancemetry has long been used to determine some blood parameters used in laboratory diagnostics. Due to the specificity of blood as a liquid disperse substance, its electrical conductivity is directly related to the relative volume of the non-conductive phase, that is, erythrocytes, and therefore, the bioimpedancemetry method is used to determine hematocrit. The ambiguity of the results in determining the frequencies corresponding to the achievement of the limiting value of the high-frequency electrical conductivity of the blood, as well as the patterns that connect the high-frequency electrical conductivity of the blood with the electrical conductivity of the plasma and erythrocytes, demonstrate the urgent need for additional research. The purpose of the study was to determine the features of the frequency dependence of the blood bioimpedance modulus with the values of hematocrit and blood plasma bioimpedance modulus in order to establish the capabilities of the blood bioimpedancemetry method as a whole. The frequency dependence of its bioimpedance was determined on 16 blood samples from healthy donors. For each blood sample, the frequency dependence of the bioimpedance of whole blood was taken, then the plasma formed after erythrocyte sedimentation in a vertically installed test tube. The impedance modulus was measured in the frequency range from 10 kHz to 10 megahertz. The optimal frequency of 5 megahertz was determined, at which the limiting high-frequency value of blood electrical conductivity is reached, which makes it possible to determine the electrical conductivity of the erythrocyte cytoplasm. An expression is obtained for high-frequency electrical conductivity as a function of the electrical conductivity of plasma, cytoplasm and relative hematocrit. It is shown that the measurement of low-frequency (up to 100 kilohertz) and high-frequency values of blood electrical conductivity, as well as plasma electrical conductivity, also makes it possible to determine the hematocrit and the electrical conductivity of the erythrocyte cytoplasm. An equation was obtained that relates the hematocrit index to the ratio of high-frequency and low-frequency values of blood electrical conductivity, which makes it possible to determine the true hematocrit of human blood *in vitro*. Thus, the measurement of low-frequency and high-frequency electrical conductivity of blood and the measurement of electrical conductivity of plasma make it possible to determine not only the hematocrit index, but also the electrical conductivity of the cytoplasm of cells in one blood sample. The work proves the practical possibility of determining the complex of electrophysical parameters of a native blood sample while maintaining their real values.

Key words: bioimpedancemetry; blood; erythrocytes; blood plasma; hematocrit; electrical conductivity

Article received 10 December 2021

Article accepted 15 November 2022

Введение. Биоимпедансометрия или кондуктометрия крови давно применяется для определения параметров крови, используемых в диагностике. В силу специфики крови как дисперсной среды, ее электропроводность непосредственно связана с относительным объемом непроводящей фазы, т.е. эритроцитов. Поэтому большинство случаев применения биоимпедансометрии для исследования крови посвящены именно определению гематокрита [1–6]. Накопленный опыт измерения электропроводности крови позволил достоверно установить следующие особенности. Электропроводность крови - σ связана с электропроводностью плазмы - σ_0 и относительным показателем гематокрита - H следующим соотношением [7]:

$$\sigma = \sigma_0 (1 - H)^{\frac{3}{2}}. (1).$$

Это соотношение (1) получено для электропроводности эмульсий с непроводящими включениями и отражает электропроводность крови до частоты 100 кГц [8], выше которой эритроциты уже не могут рассматриваться как непроводящие включения в силу уменьшения емкостного сопротивления мембран. Частотную зависимость импеданса крови хорошо отражает эквивалентная схема Fricke и Morse, состоящая из параллельно включенных сопротивлений R_1 и последовательной цепочки R_2C [9], в которой R_1 определяется электропроводностью крови, R_2 – цитоплазмой эритроцитов, а C представляет эквивалентную емкость эритроцитарных мембран. Использование частотной зависимости импеданса биообъектов часто называют импедансной спектроскопией, которая находит применение и для крови [10]. Чаще всего для расширения числа непосредственно измеряемых параметров и, соответственно, числа определяемых по ним параметров крови используются низкочастотное и высокочастотное значения электропроводности крови. Низкочастотными считаются значения электропроводности крови в диапазоне 10–100 кГц, для которых применимо соотношение (1). Высокочастотными считаются значения электропроводности крови при полном вкладе в нее электропроводности цитоплазмы эритро-

цитов. Это возможно лишь при пренебрежимо малом емкостном сопротивлении мембран эритроцитов, либо в результате их гемолиза. Неоднозначность в определении частот, соответствующих достижению предельного высокочастотного значения электропроводности крови [3, 11], а также выражений, связывающим высокочастотную электропроводность крови с электропроводностью плазмы и цитоплазмы послужили поводом для проведения исследований, результаты которых представлены в данной статье.

Цель исследования - определение особенностей частотной зависимости модуля биоимпеданса крови со значениями гематокрита и модуля биоимпеданса плазмы крови.

Материалы и методы исследования. Исследования проводились на кафедре медицинской биофизики Саратовского государственного медицинского университета имени В.И. Разумовского на пробах крови доноров, полученных и аттестованных в Саратовской областной станции переливания крови. Пробы крови обрабатывались антикоагулянтom в соответствии со стандартным методом определения гематокрита. Для каждой пробы крови снималась частотная зависимость импеданса цельной крови и затем плазмы, образовавшейся после оседания эритроцитов в вертикально установленной пробирке. Измерялся модуль импеданса в диапазоне частот 10 кГц – 10 МГц на измерительной установке, использованной в работе [12]. В ней для измерения импеданса последовательно с измерительной ячейкой включается постоянное сопротивление R_0 и последовательно измеряются напряжение на нем U_1 и напряжение на ячейке U_2 . Это позволяет определить модуль импеданса как $Z = (U_2/U_1) \cdot R_0$. В качестве источника энергии использовался генератор ГЗ-112, выходное напряжение которого подавалось на всю цепь, т.е., на последовательно соединенные R_0 и ячейку. Напряжения U_1 и U_2 измерялись ламповым вольтметром ВЗ-39, переключаемым с R_0 на ячейку. Измерительные ячейки представляют собой пластиковую трубку с внутренним диаметром 4,5 мм, в которую вплотную вставлялись никелированные

электроды в виде стаканчиков. Один из электродов имеет сквозное отверстие диаметром 1 мм для выхода воздуха при заполнении ячейки исследуемой жидкостью. Константа каждой из ячеек (отношение расстояния между электродами к площади сечения) определялась по измерению на 50 кГц сопротивления ячейки, заполненной 0,9 % раствором NaCl с известной электропроводностью ($1,6 \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$).

Результаты исследования и обсуждение. На рисунке 1 представлены типичные частотные зависимости модуля импеданса образцов крови с разными значениями гематокрита и импеданса плазмы крови. Вид приведенных кривых полностью соответствует частотной зависимости импеданса эквивалентной схемы Fricke и Morse. Низкочастотная область кривой демонстрирует постоянство значений импеданса крови от 10 до 50–100 кГц. Это свидетельствует об отсутствии влияния поляризации электродов, а также о воз-

можности применения формулы (1) для электропроводности крови. В отличие от крови импеданс плазмы практически не зависит от частоты. Небольшое уменьшение его в мегагерцовой области отражает начальный участок дисперсии электролитов с полярными растворителями [12-13], т.к. плазму можно рассматривать как водный раствор электролита. В меньшей степени уменьшение импеданса в диапазоне 2–10 МГц наблюдается и у цельной крови, что можно объяснить той же причиной. Поэтому в исследовании за высокочастотные значения электропроводности крови принимались ее значения, соответствующие частоте 5 МГц, а не 10 МГц. При этом наблюдалось наилучшее совпадение значений гематокрита, определенных биоимпедансным методом с измеренными стандартным методом центрифугирования. Данные, полученные по всем пробам крови, приведены в таблице 1.

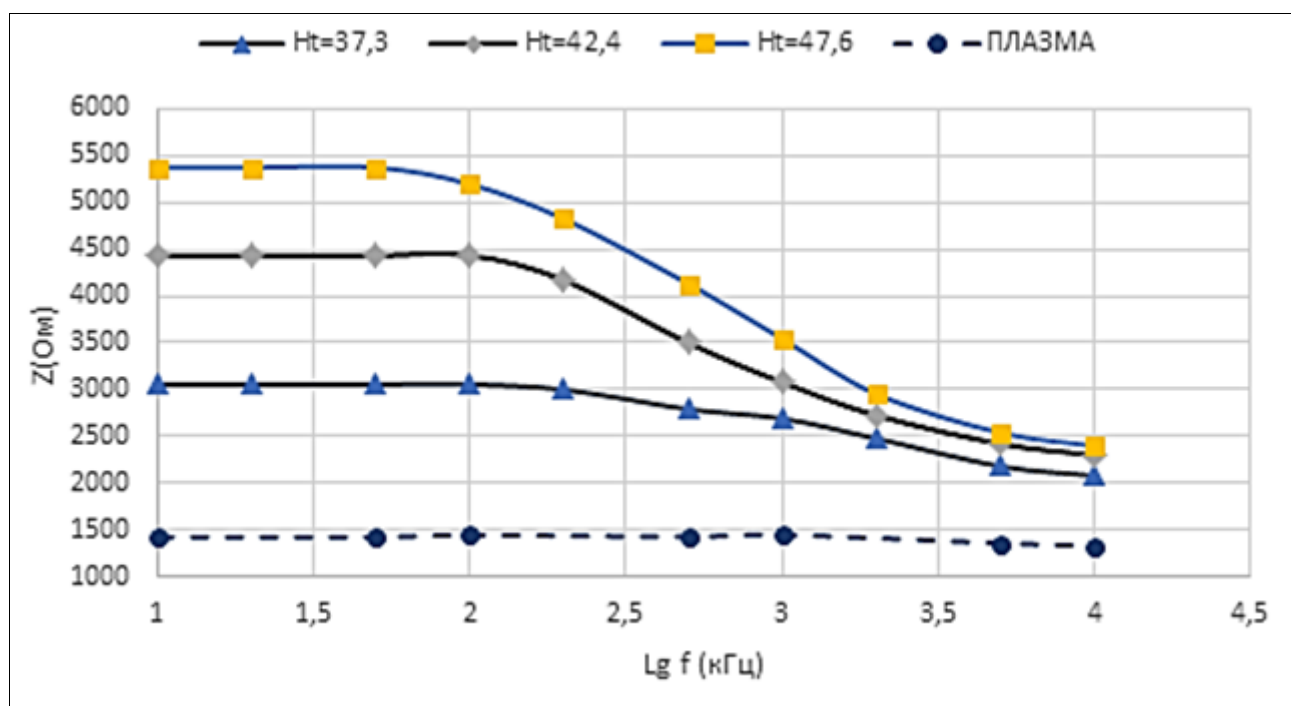


Рис. 1. Частотные зависимости модуля импеданса крови и плазмы крови

В порядке расположения столбцов в таблице 1 приведены: показатель гематокрита, определенный центрифугированием $H_t(\%)$, низкочастотная электропроводность крови σ_1 и электропроводность плазмы σ_0 (при частоте тока 50 кГц), высокочастотная электропроводность крови σ_2 (при

частоте тока 5 МГц), относительный показатель гематокрита, определенный по формуле (1). Значения всех электропроводностей даны в $\text{Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$. Пояснения величин, приведенных в последних трех столбцах таблицы, даны ниже.

Таблица 1

Экспериментальные и расчетные данные биоимпедансометрии проб крови доноров

№№ проб	Ht, %*	σ_1^*	σ_0^*	σ_2^*	Ht по формуле (1)*	$\sigma_{цит}^{**}$	$K=\sigma_{цит}/\sigma_0$	Ht по формуле (5) [K=0,6]
1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	36,4	0,796	1,467	1,013	0,335	0,732	0,499	0,360
2	37	0,697	1,424	0,997	0,379	0,824	0,579	0,364
3	37,3	0,746	1,536	1,044	0,382	0,970	0,632	0,380
4	38,4	0,601	1,274	0,893	0,395	0,810	0,636	0,407
5	40,1	0,658	1,393	1,006	0,394	0,871	0,625	0,405
6	40,4	0,676	1,466	1,013	0,403	0,835	0,569	0,393
7	40,7	0,693	1,443	1,037	0,387	0,888	0,615	0,392
8	42,7	0,571	1,445	0,900	0,461	0,712	0,493	0,422
9	45,3	0,537	1,315	0,961	0,450	0,942	0,717	0,485
10	45,5	0,465	1,185	0,859	0,464	0,850	0,718	0,500
11	45,6	0,539	1,424	0,954	0,476	0,870	0,612	0,480
12	46,3	0,452	1,267	0,828	0,497	0,759	0,599	0,496
13	48,1	0,542	1,390	0,979	0,466	0,901	0,648	0,485
14	48,2	0,524	1,360	0,929	0,470	0,861	0,633	0,481
15	51,0	0,511	1,445	0,940	0,500	0,862	0,597	0,498
16	51,3	0,461	1,424	0,853	0,528	0,742	0,521	0,500

Примечания: Ht – гематокрит; * - пояснения см. в тексте; ** - $\sigma_{цит}$ – электропроводность цитоплазмы эритроцитов

Средние значения и стандартные отклонения электропроводностей цельной крови и плазмы составили соответственно $0,588 \pm 0,107$ и $1,391 \pm 0,090$ Ом⁻¹м⁻¹. При объеме обследованной выборки (n=16) стандартные отклонения совпадают с доверительными интервалами, соответствующими доверительной вероятности равной 0,999. Следовательно, по нашим данным электропроводность крови может находиться в пределах $0,48 \div 0,69$, плазмы – $1,30 \div 1,48$ Ом⁻¹м⁻¹.

Показатель гематокрита, определенный из формулы (1) по измеренным значениям электропроводности крови σ_1 и плазмы σ_0 , отличается от измеренного лабораторным методом центрифугирования в большинстве проб менее чем на $\pm 5\%$ (размах 1–9%). Из данных таблицы 1 следует, что при использовании формулы (1) необходимо измерять и электропроводность плазмы, так ее вариабельность существенно влияет на определение гематокрита. Таким образом, при измерении только низкочастотного значения импеданса можно в одной пробе крови определить электропроводность крови, электропроводность плазмы и показатель гематокрита.

Двухчастотные измерения импеданса дают дополнительные возможности для исследования крови. Для их успешной реализации важно определить ту частоту, на которой емкость мембран уже не препятствует прохождению переменного тока через эритроциты. В качестве такого значения нами была принята частота 5 МГц в соответствии с видом частотной зависимости импеданса крови (рис. 1) и приведенными выше доводами.

Другим способом получения полного вклада электропроводности цитоплазмы в электропроводность крови является гемолиз [7, 14]. Эта возможность использовалась нами в качестве контроля значений высокочастотной электропроводности крови, которые должны совпадать со значениями, полученными при гемолизе. Для гемолиза кровь смешивалась с дистиллированной водой в соотношении 1:2, а затем измерялась электропроводность раствора. Т.к. электропроводность дистиллированной воды на несколько порядков меньше электропроводности крови, то ее вкладом можно пренебречь и считать, что измеренная электропроводность соответствует электропроводности крови, уменьшенной в соответ-

ствии с использованным разведением. Измерения показали, что с учетом степени разведения электропроводность гемолизованной крови совпадает с значениями σ_2 таблицы 1 с точностью $\pm 10\%$.

Существенный момент использования высокочастотного значения крови – определение выражения, связывающего ее с электропроводностью плазмы крови и цитоплазмы эритроцитов. Для его получения использована эквивалентная схема импеданса крови, согласно которой предельное высокочастотное значение импеданса $Z_{вч}$ (при котором емкостное сопротивление $X_c \approx 0$) соответствует параллельному соединению R_1 и R_2 :

$$Z_{вч} = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2}.$$

При равных геометрических параметрах сопротивлений это соотношение означает, что высокочастотная электропроводность равна сумме электропроводностей сопротивлений R_1 и R_2 . Очевидно, что электропроводностью сопротивления R_1 является низкочастотная электропроводность крови σ_1 . Сопротивление же R_2 должно отражать электропроводность цитоплазмы $\sigma_{цплз}$, но с учетом ее относительного объема. Последний можно считать равным объему эритроцитов, который в свою очередь равен относительному показателю гематокрита H . На этом основании для высокочастотной электропроводности крови σ_2 получаем выражение:

$$\sigma_2 = \sigma_1 + H \cdot \sigma_{цплз} = \sigma_0 (1 - H)^2 + H \sigma_{цплз} \quad (2),$$

так как низкочастотная электропроводность σ_1 определяется соотношением (1).

В работе [7] для определения электропроводности цитоплазмы использовался гемолиз крови за счет воздействия ультразвуком. Для отслеживания динамики процесса гемолиза измерялось сопротивление крови. Принятая авторами математическая модель процесса изменения электропроводности приводила к другому выражению для предельной электропроводности, соответствующей полному гемолизу:

$$\sigma_{\max} = \sigma_0 (1 - H) + H \sigma_{цплз} \quad (3).$$

Отличие выражения (3) от выражения (2) является результатом неадекватного условия получения выражения (3) для

изменения электропроводности в процессе ультразвукового гемолиза крови. Авторы считают, что увеличение вклада в электропроводность цитоплазмы сопровождается уменьшением относительного объема плазмы крови, который не должен меняться [3]. Не случайно, что для согласования экспериментальных и расчетных значений электропроводности другими авторами использовался сложный математический аппарат минимизации погрешностей [7]. Выражение (2) позволяет определить электропроводность цитоплазмы как

$$\sigma_{цплз} = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{H} \quad (4).$$

Рассчитанные по формуле (4) значения электропроводности цитоплазмы приведены в 7-м столбце таблицы 1. В соответствии с ними среднее значение электропроводности цитоплазмы составило $0,815 \pm 0,066 \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$. По тем же данным таблицы 1 электропроводность цитоплазмы, определенная из формулы (3), составила бы $0,361 \pm 0,14 \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$. Оценить, какой из этих двух результатов правильный, можно с помощью формулы (1), применив ее к электропроводности цитоплазмы, как к дисперсной среде содержащей молекулы гемоглобина в качестве непроводящей фазы. Взяв в качестве σ_0 электропроводность изотонического раствора $0,9\% \text{ NaCl}$, равную $1,6 \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$ и показатель $H=0,33$ равный референсному значению относительной концентрации гемоглобина в эритроцитах, получаем расчетное значение электропроводности цитоплазмы – $0,878 \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$. Это соответствует значениям, рассчитанным по формуле (4).

Таким образом, измерение низкочастотной и высокочастотной электропроводности крови и измерение электропроводности плазмы дают возможность на одной пробе крови определить не только показатель гематокрита, но и электропроводность цитоплазмы эритроцитов. Весь этот комплекс параметров крови представляет значительный интерес для диагностических и исследовательских целей.

В клиниках важное значение имеет, прежде всего, определение показателя гематокрита *in vivo*. Подобный способ предлагается в патенте [11], в котором гематокрит определяется по показателям низкочастот-

ного и высокочастотного значений реографической переменной составляющей сопротивления – ΔR между двумя электродами, подсоединенными к определенным точкам тела. Однако для правильного определения значения гематокрита необходимо соблюдать ряд условий.

Первое отклонение от этих условий состоит в том, что высокочастотное значение ΔR_2 измеряется на частоте 200–300 кГц при которой электропроводность крови не достигает своего предельного значения [11]. Второе отклонение состоит в использовании выражения (3) для высокочастотной электропроводности крови. В результате при правильном методическом подходе к получению соотношения между измеренными значениями ΔR_1 и ΔR_2 и определяемым значением гематокрита оно должно давать неверные значения H . Сам подход, использованный авторами патента, состоит в том, что из уравнений (1) и (3) выражается в явном виде σ_0 . Полученные выражения приравниваются, что приводит к кубическому уравнению для определения H по измеренному отношению $\Delta R_2/\Delta R_1$. Из описания изобретения не ясно, как в коэффициенты уравнения входит $\sigma_{цплз}$, поскольку в них кроме $\Delta R_2/\Delta R_1$ приводятся эмпирические константы. В то же время сам подход к задаче ценен тем, что в качестве измеряемых величин в коэффициенты уравнения входят не абсолютные значения ΔR_1 и ΔR_2 , а их отношение, так как при измерениях *in vivo* сложно определить геометрические параметры измеряемых сопротивлений.

Корректное уравнения для определения относительного показателя гематокрита H по измеренным значениям отношения высокочастотной электропроводности крови к низкочастотной σ_2/σ_1 можно получить из соотношений (2) и (1) следующим преобразованием

$$\frac{\sigma_2}{\sigma_1} = 1 + \frac{\sigma_{цплз} H}{\sigma_1} = 1 + \frac{\sigma_{цплз} H}{\sigma_0 (1 - H)^2}.$$

Непосредственно из этого равенства выводится кубическое уравнение для относительного показателя гематокрита H :

$$H^3 + H^2 \left[\frac{K^2}{\left(\frac{\sigma_2}{\sigma_1} - 1 \right)^2} - 3 \right] + 3H - 1 = 0, \quad (5)$$

где $K = \frac{\sigma_{цплз}}{\sigma_0}$.

Единственное условие применения уравнения состоит в том, что параметр K (отношение электропроводностей цитоплазмы эритроцитов и плазмы крови) в коэффициенте при H^2 приходится брать в виде константы. Поэтому это условие было проанализировано дополнительно с использованием полученных экспериментальных данных.

Полученные значения K , приведенные в 8-м столбце таблицы 1, дают среднее значение $0,594 \pm 0,044$. Для оценки погрешности определения H за счет использования усредненного значения K в последнем столбце таблицы 1 приведены значения относительного показателя гематокрита, определенного из уравнения (5) по формуле Кардано при $K=0,6$. Сопоставление их с значениями гематокрита, полученными с использованием формулы (1), показывает, что отклонение реальных значений K от усредненного в большинстве случаев дает погрешность определения показателя гематокрита менее 5%. Поэтому вынужденное использование усредненного значения K при двухчастотных измерениях импеданса крови в принципе не ограничивает возможности первичной экспресс-оценки гематокрита *in vivo*.

Подводя итоги, следует отметить, что биофизические методы широко используются для анализа крови и ее клеточного состава [15-16]. Важным отличием биоимпедансометрии является возможность определения комплекса электрофизических параметров крови в ее нативном состоянии, без удаления каких-либо ее компонентов, с сохранением их реальных соотношений. К достоинствам биоимпедансометрии крови следует отнести также и установленную связь измеряемых и определяемых величин в виде простых аналитических функций без использования корреляционно-регрессионного анализа.

Заключение. Таким образом, в настоящем исследовании получено выражение для высокочастотной электропро-

водности как функции электропроводности плазмы, цитоплазмы и относительного показателя гематокрита. Показано, что измерение низкочастотного (до 100 кГц) и высокочастотного значений электропроводности крови, а также электропроводности плазмы позволяют также определить показатель гематокрита и электропроводность цитоплазмы эритроцитов. Получено уравнение, связывающее показатель гематокрита с отношением высокочастотного и низкочастотного значений электропроводности крови, позволя-

ющее определять истинный гематокрит крови человека *in vitro*. Измерение низкочастотной и высокочастотной электропроводности крови и измерение электропроводности плазмы дают возможность в одной пробе крови определить не только показатель гематокрита, но и электропроводность цитоплазмы клеток. В работе доказана практическая возможность определения комплекса электрофизических параметров пробы нативной крови с сохранением их реальных значений.

Литература References

1. Romanov Yu V, Leus VI, Andreev VS i dr. *Konduktometricheskyy metod opredeleniya gematokritnogo chisla. Laboratornoye delo.* 1973;8:451-453. In Russian
2. Tian-Xian Zhao. *Electrical impedance and hematocrit of human blood with various anticoagulants. Physiological Measurement.* 1993;24(1):299-301
3. Cha K, Faris RG, Brown EF, Wilmore DW. *An electronic method for rapid measurement of haematocrit in blood samples. Physiological Measurement.* 1994;15(2):129-131
4. Jaspard F, Nadi M, Rouance A. *Dielectric properties of blood: an investigation of hematocrit dependence. Physiological Measurement.* 2003;24(1):137-141
5. Kalakutsky LI, Akulov SA. *Ustroystvo dlya opredeleniya pokazatelya gematokrita. Patent RF № 2395086, 2010. In Russian*
6. Malakhov IV, Mel'nikov AA, Nikolaev DV i dr. *Otsenka gematologicheskikh i biokhimicheskikh pokazateley krovi metodom bioimpedantnoy spektroskopii. Klinicheskaya laboratornaya diagnostika.* 2011;1:20-23. In Russian
7. Pekker Ya S, Umansky OS. *Opredelenie parametrov krovi na osnove konduktometricheskogo sposoba registratsii gemoliza. Izmeritel'naya tekhnika.* 1989;1:65-66. In Russian
8. Dukhin SS. *Elektroprovodnost' i elektrokineticheskiye svoystva dispersnykh sistem. Kiev: Naukova dumka, 1975.- 248s. In Russian*
9. McAdams ET, Jossinet J. *Tissue impedance: a historical overview. Physiological Measurement.* 1995;16(3 Suppl A):A1-A13
10. Zhao T-X, Jacobson B, Rible T. *Triple-frequency method for measuring blood impedance. Physiological Measurement.* 1993;14(2):145-148
11. Pekker Ya S, Testov AL. *Sposob opredeleniya pokazatelya gematokrita. Patent RF № 2209430, 2003. In Russian*
12. Lun'kov AE, Kovalyov DG. *Dispersiya elektroprovodnosti vody v chastotnom diapazone 10⁴–10⁶ Gc. Elektrokhimiya.* 2019;55(12):1518–1523. In Russian
13. Shcherbakov VV. *Dispersiya vysokochastotnoy provodimosti polyarnykh rastvoriteley. Elektrokhimiya.* 1994;30(11):1367-1373. In Russian
14. Chelidze TL, Kiknadze VD, Keulishvili GE i dr. *Elektroprovodnost' tsitoplazmy eritrotsitov. Biofizika.* 1980;25(6):1023-1025. In Russian
15. Stolbovskaya OV, Khayrullin RM, Kulikova TK i dr. *Issledovanie vyazko-elasticheskikh svoystv tsitoplazmaticheskoy membrany limfotsitov krovi cheloveka metodom atomno-silovoy mikroskopii. Fundamental'nye issledovaniya.* 2013;(4-5):1149-1152. In Russian
16. Lamzin IM, Khayrullin RM. *Issledovanie izmeneniy biofizicheskikh svoystv eritrotsitov pri khranении v eritrotsitsoderzhashchikh sredakh s pomoshch'yu atomno-silovoy mikroskopii. Saratovskiy nauchno-meditsinskiy zhurnal.* 2014;10(1):44-48. In Russian

Авторы заявляют об отсутствии каких-либо конфликтов интересов при планировании, выполнении, финансировании и использовании результатов настоящего исследования

The authors declare that they have no conflicts of interest in the planning, implementation, financing and use of the results of this study

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ

Лун'ков Александр Евгеньевич, доцент, кандидат физико-математических наук, доцент, кафедра медицинской биофизики, Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Саратов, Россия; **e-mail: aelunkov@mail.ru**

Поздняков Михаил Валерьевич, кандидат физико-математических наук, доцент, кафедра медицинской биофизики, Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Саратов, Россия; **e-mail: mpozdneyakov@yandex.ru**

Низаметдинова Динара Рустамовна, аспирант, кафедра морфологии и патологии, Медицинский университет «Реавиз», Самара, Россия; **e-mail: mail@reaviz.ru**

Карпочева Елена Петровна, заведующая лабораторией, Саратовская областная станция переливания крови, Саратов, Россия; **e-mail: guzsospk@yandex.ru**

INFORMATION ABOUT AUTHORS

Aleksandr E. Lun'kov, Docent, Candidate of Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor of the Department of Medical Biophysics of the Razumovsky Saratov State Medical University, Saratov, Russia; **e-mail: aelunkov@mail.ru**

Mikhail V. Pozdneyakov, Candidate of Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor of the Department of Medical Biophysics of the Razumovsky Saratov State Medical University, Saratov, Russia; **e-mail: mpozdneyakov@yandex.ru**

Dinara R. Nizametdinova, PhD Student in the Department of Morphology and Pathology of the Private Medical University REAVIZ, Samara, Russia; **e-mail: mail@reaviz.ru**

Elena P. Karpocheva, Head of the Laboratory of the Saratov Regional Blood Transfusion Station, Saratov, Russia; **e-mail: guzsospk@yandex.ru**