

## ЭЛЕКТРОМАГНИТНАЯ ИНДУКЦИЯ В БИОМЕТРИИ КРОВИ

О.В. ГУЦУЛ, Н.В. ШАПЛАВСКИЙ, В.З. СЛОБОДЯН

Теоретически и экспериментально обоснованы новые электрофизические методы автоматизированного определения реологического состояния крови, техническое решение которого базируется на реализации модели регистрации ее электромагнитных параметров. Разработанный для этого электронный измерительный комплекс основан на моделировании физических условий движения крови в естественной среде.

*Ключевые слова:* электрофизические методы, электромагнитная индукция, биометрия крови.

### ВВЕДЕНИЕ

Развитие современной медицины обусловлено в большой степени использованием методов, в основе которых лежат электронные приборы и устройства. Разработка новых диагностических методов является актуальной задачей медицинского приборостроения [1]. Для ранней диагностики онкологических заболеваний перспективен метод, основанный на измерении электрофизических параметров крови [2, 3]. Несмотря на успехи в исследовании реологических свойств крови, актуальной остается задача разработки методов анализа гемореологии, объективно отражающих агрегационные и реологические свойства крови. В настоящее время многие исследователи уделяют большое внимание изучению реологических свойств крови на уровне микроциркуляции [4, 5], которые определяются ее агрегационными характеристиками. Вследствие взаимосвязи между агрегационной способностью эритроцитов и вязкостью крови для оценки реологических свойств крови необходим комплексный анализ этих показателей. Вместе с этим, на сегодняшний день использование различных методов определения гемореологических параметров не позволяет найти стандарты количественного контроля, что необходимо для клинической практики.

Инородный материал, контактирующий с живой тканью — кровью, немедленно вызывает в ней многочисленные физические изменения. Именно поэтому биометрия физических параметров крови и ее компонентов в искусственной среде дает необъективную информацию. Так, исследование электрофоретической подвижности, электропроводности крови при контакте с электродами, ее вязкости при контакте с материалом вискозиметров (термореологический эффект [6]) или поверхностного потенциала эритроцитов в подобных условиях с применением современной медицинской аппаратуры для физических анализов не нашли эффективного применения [7]. Чтобы приблизиться к адекватной модели, нужно, как минимум, считать, что трение в сосудистом русле на поверхности контакта крови с капиллярами, измеряемом гектарами, в норме отсутствует. Нужно также учесть теоретические и экспериментальные доказательства адаптивной

динамики заряда эритроцитов, осуществляющей механизм микроциркуляции крови [7].

Принципиальными факторами, влияющими на вязкость крови, являются гематокрит, свойства плазмы, агрегация и деформация клеточных элементов. Учитывая подавляющее большинство эритроцитов по сравнению с лейкоцитами и тромбоцитами, вязкостные свойства крови определяются в основном красными клетками. Известно, что одним из факторов, вызывающих агрегацию эритроцитов, является величина заряда мембраны, при ее увеличении возрастает способность эритроцита к агрегации [8]. В связи с недостаточной эффективностью методов определения заряда эритроцитов продолжается поиск новых технических решений изучения этой важной биофизической функции. Так был запущен в производство спектрофлуориметр фирмы Хитачи (MPF-400) с использованием положительно заряженного зонда для определения заряда эритроцитов [9], цитоферометр фирмы Оптон для определения электрофоретической подвижности эритроцитов [8] и т.п. Ошибки вышеуказанных методов состоят в использовании искусственной среды или электродов, а также постоянного тока, которые способны устранять или разрушать энерготрансформационные связи живой ткани — крови.

В статье дано техническое решение электронного измерительного комплекса для биометрии крови, основанное на приведенных выше соображениях. Апробация установки для бесконтактного одновременного измерения параметров жидкостей (электрических, магнитных и механических) с разными электрическими сопротивлениями  $r_2$  во время их протекания по капиллярному соленоиду с различными скоростями  $v$  является целью нашей работы.

### 1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для решения поставленной задачи использован запатентованный нами измерительный комплекс, предназначенный для реологических исследований крови, в частности, ее вязкости [10]. Чтобы исключить интенсивные физические воздействия на систему крови (трение, статическое электричество) при измерениях вязкости, электропроводности крови и заряда эритроцитов,

регистрировались электромагнитные потери (добротность), соответствующие этой жидкости, протекающей в капиллярном соленоиде, индуктивно связанном с колебательным контуром, то есть вне механического контакта. А сам капиллярный соленоид изготовлен биоинертным из тефлона – гидрофобного (водоотталкивающего) материала, контакт с которым существенно не изменяет функции крови [8]. Использован тефлон Ф-ЧДЭ (ООО „Анион-Спб“).

Техническое решение измерительного комплекса и принцип его действия представлены на рис. 1.

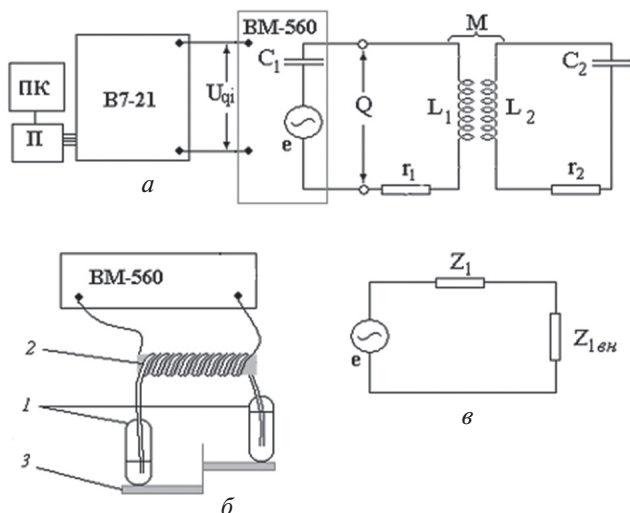


Рис. 1. а – Электрическая схема связанных контуров: В7-21 – цифровой вольтамперметр; П – интерфейсный переходник к персональному компьютеру ПК; VM-560 – измеритель добротности;  $C_1$  – емкость колебательного контура;  $C_2$  – эквивалентная емкость капиллярного соленоида;  $L_1$  и  $L_2$  – индуктивность контуров;  $Q$  – добротность эквивалентного контура;  $U_{qi}$  – напряжение, определяемое добротностью (напряжение на выходе прибора VM-560);  $M$  – коэффициент взаимоиндукции;  $r_1$  – активное сопротивление колебательного контура;  $r_2$  – активное сопротивление жидкости в капиллярном соленоиде; б – капиллярный соленоид: 1 – капсулы с исследуемыми жидкостями; 2 – капиллярный соленоид; 3 – микрометрический регулятор уровня капсул; в – эквивалентная схема связанных контуров:  $e$  – амплитуда источника э.д.с.;  $Z_1$  и  $Z_{1вн}$  – собственное и внесенное комплексные сопротивления эквивалентной схемы

Здесь впервые во время протекания поочередного протекания жидкостей через капиллярный соленоид на экране дисплея ПК наблюдается динамика добротности как функция скорости течения крови и ее электропроводности. Изменение добротности отображается на дисплее при вхождении в капилляр (рис. 1б) исследуемой крови (или плазмы) вслед за контрольным раствором и свидетельствует о скорости ее течения, а уровень ее добротности указывает на электропроводность (рис. 2).

Для расчета заряда эритроцитов выходными параметрами являются: импульсы добротности

колебательного контура, соответствующие цельной крови и ее плазме, которые непосредственно отображаются на экране дисплея ПК при их протекании через биоинертный капилляр (рис. 3).

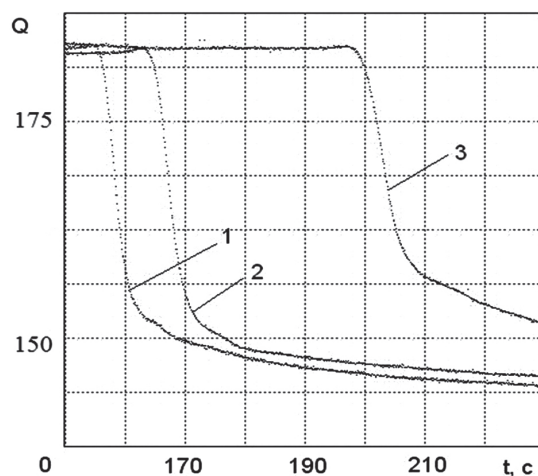


Рис. 2. Часовая зависимость добротности колебательного контура во время протекания плазмы крови человека в норме для разных групп: 1 – плазма крови человека I группы; 2 – плазма крови человека II группы; 3 – плазма крови человека III группы

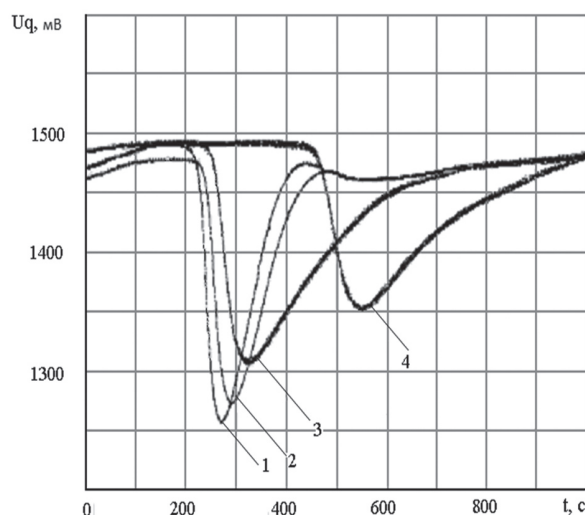


Рис. 3. Зависимость напряжения, связанного с добротностью ( $U_q$ , мВ), от времени протекания составляющих крови ( $t$ , с) вслед за дистиллированной водой: 1, 3 – плазма и кровь, соответственно, после лечения астмы; 2, 4 – плазма и кровь до лечения астмы

Для определения заряда эритроцитов автоматизированным безэлектродным способом использовали в условиях клинической лаборатории кровь (4 мл), которую брали из локтевой вены и добавляли гепарин (10 Ед/мл). Плазму (1 мл) получали центрифугированием при 3000 об/мин. в течение 15 минут. В компьютер измерительного комплекса с биоинертным капилляром, где регистрировались параметры добротности, вносили клинические данные содержания в крови эритроцитов, гематокрит, содержание  $Na^+$  и  $K^+$ . Капсулу с дистиллятом размещали по стандартной разнице уровней электролитов  $\Delta h = 2,5$  см.

(рис. 1б). В результате разницы давлений на концах капиллярного соленоида жидкость протекала по капилляру из верхней капсулы в нижнюю.

После стабилизации на дисплее уровня добротности верхнюю капсулу заменяют 20 сек на капсулу с плазмой крови и впоследствии (см. абсциссу графика — рис. 1) наблюдают импульс добротности плазмы. Аналогичную манипуляцию повторяют с кровью, плазму которой только исследовали.

Известная зависимость добротности от электропроводности, введенная в программу, позволяет получить данные электропроводности крови и плазмы вне механического контакта с электродами.

Разница этого показателя в цельной крови и ее плазме, при введении в программу данных клинических исследований крови, на основании закономерностей физической и биологической химии позволяет автоматически вычислить естественный заряд эритроцита, который определен впервые согласно выведенной формуле (1):

$$|e|Z_{\text{эп}} = -[\sigma_{\text{кр}} - (1-k)\sigma_{\text{пл}}] / n_{\text{эп}}\mu^+, \quad (1)$$

где  $|e|Z_{\text{эп}}$  — абсолютный заряд эритроцита в Кулонах;  $\sigma_{\text{кр}}$  — электропроводность крови;  $\sigma_{\text{пл}}$  — электропроводность плазмы крови;  $k$  — показатель гематокрита (соотношение эритроцитарной массы и цельной крови);  $n_{\text{эп}}$  — содержание эритроцитов;  $\mu^+$  — подвижность основных катионов плазмы ( $\text{Na}^+$  и  $\text{K}^+$ ).

Оказалось, что заряд эритроцита в норме составляет  $|e| \cdot Z_{\text{эп}} = -3,2 \cdot 10^{-10}$  Кл или, в числе эффективных некомпенсированных электронов,  $Z_{\text{эп}} = -2,0 \cdot 10^9$ .

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Приведен пример анализа крови (средний заряд эритроцита) больных астмой, которых лечили по общепринятой схеме:

до лечения:

$$|e| \cdot Z_{\text{эп}} = -1,97 \cdot 10^{-10} \text{ Кл}; \quad Z_{\text{эп}} = -1,2 \cdot 10^9;$$

после лечения:

$$|e| \cdot Z_{\text{эп}} = -3,19 \cdot 10^{-10} \text{ Кл}; \quad Z_{\text{эп}} = -2,0 \cdot 10^9.$$

Техническое решение комплекса учитывает требование срочной регистрации изменений релогических параметров крови, функционирующей в условиях модели, приближенной к *in vivo*, во время действия биологических регуляторов заряда и фармакологических факторов.

Так, можно наблюдать эффект воздействия адреналина на средний заряд эритроцита. Например, при введении в 1 мл крови капли физиологического раствора, содержащего  $166 \cdot 10^{-7}$  г адреналина (в контроль вводили каплю физиологического раствора), на фоне добротности такого раствора (рис. 4) наблюдается феномен потери добротности контура вносимой цельной

кровью, т.е. рост ее электропроводности за счет подвижных катионов, освободившихся в результате диссоциации кислотных групп гликокаликса массива эритроцитов. На рис. 4 приведена суперпозиция опытных и контрольных данных, что подтверждает увеличение заряда эритроцитов при действии катехоламинов в биоинертных условиях при использовании косвенного метода.

Что касается магнитных свойств эритроцитов, то многочисленные ссылки на их наличие в литературе не подтверждены экспериментальными исследованиями, которые указывали бы четко на их физическую природу, биофизическую роль в контексте гемодинамики [11,12,13]. Нам впервые удалось обнаружить магнитный импульс эритроцитов, что является следствием именно их функции (рис. 5).

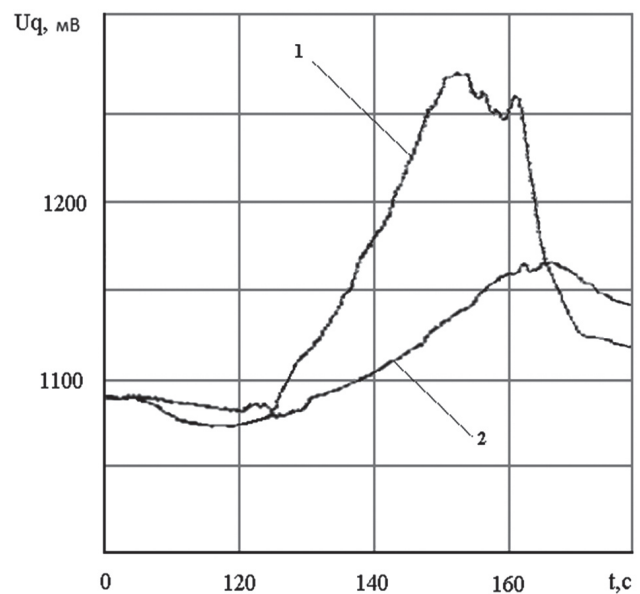


Рис. 4. Зависимость напряжения, связанного с добротностью ( $U_q$ , мВ), от времени протекания крови ( $t$ , с) вслед за физиологическим раствором: 1 — кровь; 2 — кровь при действии адреналина

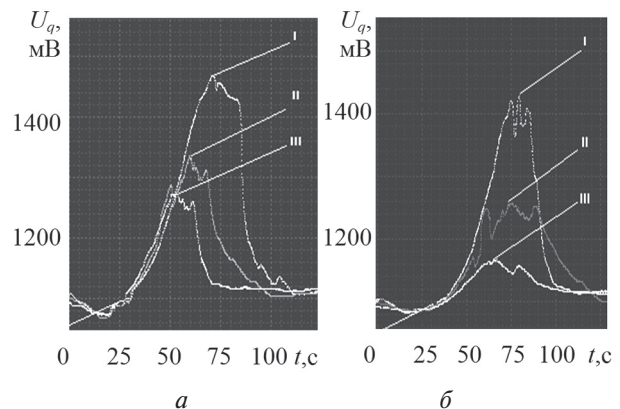


Рис. 5. Динамика добротности ( $U_q$ , мВ) во времени ( $t$ , с) при прохождении крови доноров в капилляре до (а) и после (б) введения адреналина (I, II, III — обозначения доноров)

Добротность потока с эритроцитами снизилась после введения адреналина по сравнению с контролем (рис. 5 а). Величина добротности

в приэритроцитарном слое катионов пропорциональна силе магнитного поля красных кровяных телец. Как отмечалось, на рис. 5 а, б приведена суперпозиция заряда эритроцитов крови трех доноров до и после введения в кровь фармакологической дозы адреналина. При увеличении разрешения указанных графиков добротности приэритроцитарного слоя катионов, движущихся с плазмой (рис. 6), отчетливо видно, что действие магнитного поля эритроцитов по отношению к подвижным ионам увеличивается там (рост добротности), где растет заряд эритроцитов. В случае поступления крови в соленоид в качестве носителя такого поля выступают эритроциты. Собственно, взаимодействие оптимального по энергии магнитного поля соленоида с магнитным полем эритроцитов и легла в основу компенсационной схемы программного расчета конкретных параметров электромагнетизма красных кровяных телец:

$$\text{магнитный поток } \Phi_{\text{эп}} = 124,4 \cdot 10^{-9} \text{ Вб};$$

$$\text{магнитная индукция } B_{\text{эп}} = 1,1 \cdot 10^{-3} \text{ Тл};$$

$$\text{магнитный импульс } p_{\text{эп}} = 5,474 \cdot 10^{-12} \text{ Тл} \cdot \text{с}.$$

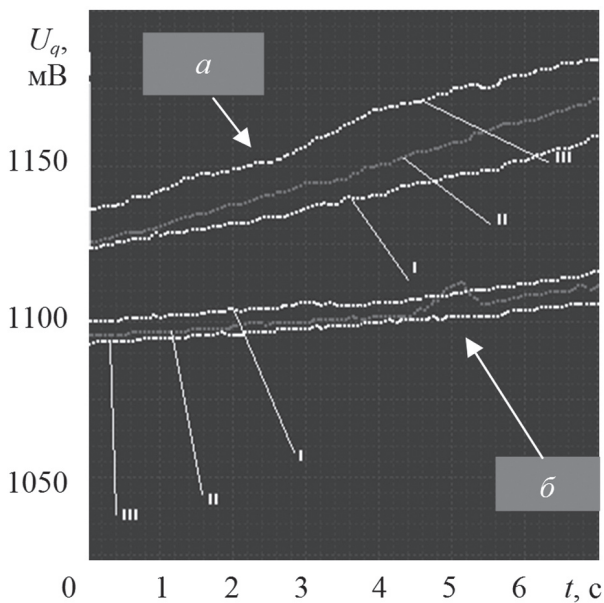


Рис. 6. Увеличенное разрешение приэритроцитарной зоны графиков 5 (а, б)

Введение адреналина во время роста заряда эритроцитов (б) привело к уменьшению добротности в приэритроцитарной зоне подвижных ионов, т.е. усилилось действие магнитного поля эритроцитов.

На рис. 6 четко зафиксированы три разные по величине отклонения (I, II и III) от квазиравновесного состояния, связанные с динамическими условиями формирования пленки в приэритроцитарной зоне (на границе кровь-изотонический раствор) во время медленного входа последнего в область действия переменного электромагнитного поля колебательного контура. Чем больше отклонение от квазиравновесного состояния,

тем сильнее действие адреналина на эритроциты крови, вследствие чего это действие приводит к противоположному отклонения по знаку от квазиравновесного состояния, что хорошо подтверждается экспериментальными данными, приведенными на рис. 6. Именно отклонение от квазиравновесного состояния эритроцитов крови чувствительное к действию адреналина, связано с изменением заряда эритроцитов под действием различных факторов, влияющих на кровь задолго до эксперимента. При росте амплитуды внешнего переменного магнитного поля в приэритроцитарной зоне наблюдаются вихревые электрические поля как свободных положительных ионов, так и вихревые электрические поля, связанные с вращением эритроцитов, поверхностный заряд которых имеет отрицательный знак. Вихревое электрическое поле вращающихся эритроцитов порождает вихревое магнитное поле, которое, в свою очередь, взаимодействует с растущим по амплитуде внешним переменным магнитным полем соленоида. Кроме того, на электромагнитное взаимодействие накладывается инерционно-упругое взаимодействие, которое связано как с прямолинейным, так и крутящим движениями эритроцитов в приэритроцитарной зоне. В результате этих взаимодействий образуется квазиравновесное состояние, чувствительное к действию антагонистических факторов. Действие адреналина на кровь как раз и позволило выявить существование квазиравновесного состояния и выяснить роль и причины отклонения от равновесного состояния. Так как отклонение от квазиравновесного состояния зависит от предыстории проб крови, то оно позволяет, кроме того, проводить диагностический анализ различных небольших проб крови, что имеет большое практическое значение.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Электронный измерительный комплекс реологического состояния крови позволяет автоматизированно определять заряд эритроцита как прямым измерением, так и в условиях модели *in vivo* — выявить адаптивные изменения заряда эритроцита, а также обеспечивает регистрацию магнитного поля эритроцитов с определением его конкретных параметров.

Предложенное техническое решение имеет очевидную перспективу его использования и в различных сферах производства, где, в частности, определение вязкости жидкостей зачастую сводится не к изучению свойств веществ, а констатирует последствия их взаимодействия с физически активной средой измерительных приборов [14].

### Литература

- [1] Солдаткин В.В., Солдаткин В.М. Анализы погрешностей и методы повышения точности измерительных приборов и систем : учеб. пособие — Казань: Изд-во КГТУ им. А.Н. Туполева, 2009. — 248 с.

- [2] Романов А.Н., Винокурова Е.Ю., Ковригин А.О., Лазарев А.Ф., Лубенников В.А., Романова Н.А., Комаров С.А. Диэлектрические характеристики биологических жидкостей человека при развитии онкологических заболеваний. – Барнаул: ООО «Азбука», 2008. – 70 с.
- [3] Романов А.Н. Изменение характеристик электромагнитных волн микроволнового диапазона при прохождении через биологические жидкости человека // Биомедицинская радиоэлектроника, 2011, № 3. – С. 16-19.
- [4] Катюхин Л.Н. Реологические свойства эритроцитов. Современные методы исследования // Физиологический журнал им. И.М.Сеченова. – 1995.- т.81. – №6.
- [5] Левтов В.А., Регирер С.А., Шадрин Н.Х. Реология крови. – М.: Научная школа, 82. – 425 с.
- [6] Кузьменко О. Ю. Ротационные вискозиметры с СВЧ системой преобразования контролируемого параметра: автореф. дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук. Тамбовский государственный технический университет. – Тамбов, 2003. – 13 с.
- [7] Шаплавский М.В. Биоинертизация как биологическая функция. – Черновцы: Прут, 1996. – 184 с.
- [8] Пурло Н. В., Попова О. В., Бирюкова Л. С. [и др.] Электрофоретическая подвижность эритроцитов как показатель оценки функциональной полноценности мембраны эритроцитов // Клиническая лабораторная диагностика. – 2005. – N 1. – С. 40–44.
- [9] Науменко Л.В. Поиск и изучение механизма действия производных ксантина, проявляющих гемореологические свойства: автореф. дис. на соискание ученой степени канд. мед. наук: спец.: 14.00.25. Фармакология, клиническая фармакология. – Москва, 2006. – 28 с.
- [10] Шаплавский М.В., Пішак В.П., Слободян О.В., Григоришин П.М., Микитюк О.Ю. Пат. 31236 України, МПК G01N 11/00, G01N 27/00. Пристрій для автоматизованого вимірювання в'язкості біологічних рідин; заявник та патентовласник Буковинський державний медичний університет. – № 200714803; заявл. 26.12.2007; опубл. 25.03.2008. Бюл. № 6.
- [11] Чижевский А.Л. Электрические и магнитные свойства эритроцитов. – Киев: Наукова думка, 1973. – 94 с.
- [12] Tao R., Huang K. Reducing blood viscosity with magnetic fields // Phys. Rev. - 2011. – E 84, 011905. – P. 5.
- [13] Kenjeras S. Numerical an analysis of blood flow in realistic arteries subjected to strong on – uniform magnetic fields // Intern. J. Heart Fluid Flow. – 2008. – Vol. 29. – P. 752 – 764.
- [14] Евдокимов И. Н., Елисеев Н. Ю. Молекулярные механизмы вязкости жидкости и газа. Ч. I. Основные понятия. – М.: РГУ нефти и газа имени И.М. Губкина. – 2005. – 59 с.

Поступила в редколлегию 21.08.2012



**Гуцул Оксана Всеволодовна**, соискатель научной степени канд. физ.-мат. наук, ассистент кафедры биологической физики и медицинской информатики Буковинского государственного университета. Область научных интересов: физические процессы, в частности, электромагнитные, в приборах и системах медико-биологического назначения.



**Шаплавский Николай Владимирович**, профессор, доктор медицинских наук, заведующий кафедрой биологической физики и медицинской информатики Буковинского государственного университета. Область научных интересов: приборы и устройств медико-биологического назначения, биофизические аспекты биоинертизации в организме при изучении системы крови.



**Слободян Всеволод Зиновиевич**, кандидат физ.-мат. наук, заведующий лабораторией, ассистент кафедры электроники и энергетики Черновицкого национального университета им. Юрия Федыковича. Область научных интересов: физика полупроводниковых материалов, приборов и устройств.

УДК 53.087.62: 612.081.2:612.111.6

**Электромагнітна індукція в біометрії крові** / О.В. Гуцул, М.В. Шаплавський, В.З. Слободян // Прикладна радіоелектроніка: наук.-техн. журнал. – 2012. – Том 11. № 3. – С. 373–377.

У статті теоретично і експериментально обґрунтовані нові електрофізичні методи автоматизованого визначення реологічного стану крові, технічне рішення якого базується на реалізації моделі реєстрації її електромагнітних параметрів. Розроблений для цього електронний вимірювальний комплекс заснований на моделюванні фізичних умов руху крові в природному середовищі.

*Ключові слова:* електрофізичні методи, електромагнітна індукція, біометрія крові.

Л. 06. Бібліогр.: 14 найм.

UDC 53.087.62: 612.081.2:612.111.6

**Electromagnetic induction in blood biometrics** / O.V. Gutsul, N.V. Shaplavskiy, V.Z. Slobodian // Applied Radio Electronics: Sci. Journ. – 2012. Vol. 11. № 3. – P. 373–377.

The paper theoretically and experimentally substantiates new methods for electrical automatic determination of the rheological blood state whose technical solution is based on the realization of a model of registering its electromagnetic parameters. The electronic measuring complex designed for this aim is based on modelling the physical conditions of blood flow in the natural environment

*Keywords:* electrophysical methods, electromagnetic induction, blood biometrics.

Fig. 06. Ref.: 14 items.