



БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2023. Т. 23, вып. 1. С. 24–36
Izvestiya of Saratov University. Physics, 2023, vol. 23, iss. 1, pp. 24–36
<https://fizika.sgu.ru> <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2023-23-1-24-36>, EDN: ВННЕОХ

Научная статья
УДК 537:612.1

Взаимосвязь формы пульсовой волны в периферических артериях, регистрируемой методами импедансной реографии и ультразвуковой доплерографии

И. С. Залетов¹, А. А. Сагайдачный¹✉, А. В. Скрипаль¹, В. А. Клочков²,
Д. И. Майсков¹, А. В. Фомин¹

¹Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83

²Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112

Залетов Иван Сергеевич, аспирант кафедры медицинской физики, izaletov25@yandex.ru,
<https://orcid.org/0000-0002-1419-7372>

Сагайдачный Андрей Александрович, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры
медицинской физики, andsag@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5296-1968>

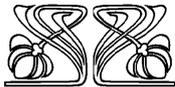
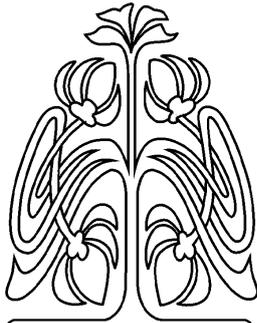
Скрипаль Анатолий Владимирович, доктор физико-математических наук, профессор, заведующий
кафедрой медицинской физики, skripalav@info.sgu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9080-0057>

Клочков Виктор Александрович, доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник НИИ кардиологии СГМУ, v-klochkov1@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7076-4610>

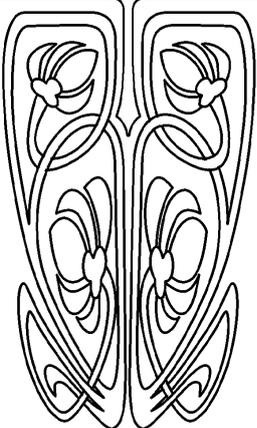
Майсков Дмитрий Игоревич, аспирант кафедры медицинской физики, dmayskov@gmail.com,
<https://orcid.org/0000-0002-3487-2590>

Фомин Андрей Владимирович, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры медицинской физики, 89050344175@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1568-8317>

Аннотация. Реография и ультразвуковая доплерография в большинстве случаев рассматриваются как независимые методы анализа гемодинамики. В данной работе показывается наличие сходств формы пульсовых волн, регистрируемых двумя указанными методами в состояниях покоя и во время нагрузочных проб. Для определения динамики объема крови в артерии использовался метод импедансной реографии, для определения линейной скорости артериального кровотока – метод ультразвуковой доплерографии. Динамика объема и скорости кровотока в лучевой артерии исследована в состоянии покоя, во время проведения окклюзионной пробы и пробы с глубоким вдохом. Высокое качество реографического сигнала обеспечивалось за счет электродов, накладываемых точно в область проекции исследуемой артерии. Для корректного количественного описания динамики объемной скорости кровотока получено выражение, учитывающее неравномерное распределение эритроцитов по скоростям в поперечном сечении кровеносного сосуда. В результате установлено, что как проба с глубоким вдохом, так и окклюзионная проба приводят к вазодилатации лучевой артерии. При этом дыхательная проба провоцирует появление дополнительного пика в диастолу – время появления которого совпадает со временем появления отрицательного (ретроградного) диастолического пика скорости кровотока. Сравнительный анализ усредненных волн скорости и объема демонстрирует согласование фаз и линейную зависимость формы этих волн в покое, которые нарушаются во время проведения дыхательной пробы. Предложенное выражение для объемного кровотока дает возможность изучать процессы авторегуляции кровотока в сосуде посредством контроля баланса изменения объема и скорости крови ме-



НАУЧНЫЙ
ОТДЕЛ





тодами импедансной реографии и ультразвуковой доплерографии и потенциально может являться основой для построения соответствующих методов функциональной диагностики.

Ключевые слова: импедансная реография, ультразвуковая доплерография, пульсовая волна, авторегуляция, окклюзионная проба, дыхательная проба

Благодарности: Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда (проект № 21-75-00035).

Для цитирования: Залетов И. С., Сагайдачный А. А., Скрипаль А. В., Клочков В. А., Майсков Д. И., Фомин А. В. Взаимосвязь формы пульсовой волны в периферических артериях, регистрируемой методами импедансной реографии и ультразвуковой доплерографии // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2023. Т. 23, вып. 1. С. 24–36. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2023-23-1-24-36>, EDN: ВНЈЕОХ

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)

Article

Interrelation between pulse wave forms in the peripheral arteries registered by methods of impedance rheography and ultrasonic dopplerography

I. S. Zaletov¹, A. A. Sagaidachnyi¹✉, A. V. Skripal¹, V. A. Klochkov², D. I. Mayskov¹, A. V. Fomin¹

¹Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia

²Saratov State Medical University named after V. I. Razumovsky, 112 Bolshaya Kazachya St., Saratov 410012, Russia

Ivan S. Zaletov, izaletov25@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1419-7372>

Andrey A. Sagaidachnyi, andsag@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5296-1968>

Anatoliy V. Skripal, skripalav@info.sgu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9080-0057>

Viktor A. Klochkov, v-klochkov-1@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7076-4610>

Dmitriy I. Mayskov, dmayskov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-3487-2590>

Andrey V. Fomin, 89050344175@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1568-8317>

Abstract. Background and Objectives: Impedance plethysmography and Doppler ultrasound, in most cases, are considered as independent methods for analyzing hemodynamics. This work shows the presence of similarities in the shape of pulse waves recorded by the two indicated methods at rest and during exercise tests. The dynamics of the volume and velocity of blood flow in the radial artery was studied at rest, during an occlusive test and a test with a deep breath. **Materials and Methods:** The method of impedance rheography was used to determine the dynamics of the blood volume in the artery, and the method of ultrasound dopplerography was used to determine the linear velocity of arterial blood flow. The equation that considers the irregular distribution of erythrocytes velocity in the cross-section of a blood vessel has been obtained for a correct quantitative description of the dynamics of the volumetric blood flow velocity. **Results:** It has been determined that both the deep breath test and the occlusive test lead to vasodilation of the radial artery. In this case, the test with deep breath causes the appearance of an additional peak in the diastole which agrees in time with the negative (retrograde) diastolic peak of the blood flow velocity. Comparative analysis of the integrated velocity and volume waves demonstrates phase matching and a linear dependence of the shape of these waves at rest which are disrupted during the deep breath test. **Conclusions:** The proposed equation for calculating volumetric blood flow enables one to study the processes of autoregulation of blood flow in vessels by controlling the balance of changes in blood volume and velocity by the methods of impedance rheography and ultrasound dopplerography and can potentially form the basis for the development of appropriate methods of functional diagnostics.

Keywords: impedance rheography, ultrasound dopplerography, pulse wave, autoregulation, occlusion test, deep-breathing test

Acknowledgements: The study was supported by the Russian Science Foundation (project no. 21-75-00035).

For citation: Zaletov I. S., Sagaidachnyi A. A., Skripal A. V., Klochkov V. A., Mayskov D. I., Fomin A. V. Interrelation between pulse wave forms in the peripheral arteries registered by methods of impedance rheography and ultrasonic dopplerography. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2023, vol. 23, iss. 1, pp. 24–36 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2023-23-1-24-36>, EDN: ВНЈЕОХ

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY 4.0)

Введение

Метод импедансной реографии широко распространен в области исследований гемодинамики. Импедансная реография (Рео) позволяет проводить оценку изменения объема сосудов (V_{rheo}), путем регистрации динамики импеданса исследуемого участка организма (Z), вызванной пульсовым изменением сечения исследуемого сосуда. В настоящее время исследуются возмож-

ности реографии для измерения артериального давления без использования манжеты [1, 2], разрабатываются способы определения лодыжечно-плечевого индекса и скорости распространения пульсовой волны с верификацией результатов методом определения скорости кровотока методом ультразвуковой доплерографии (УЗИ) [3, 4]. Изучаются возможности совместного использования Рео и УЗИ методов для комплексной



оценки деятельности сердечно сосудистой системы [5, 6].

Кроме количественной оценки параметров, получаемых с использованием Рео и УЗИ методов, интерес представляет сравнение записей V_{rheo} и доплеровской скорости кровотока (v_{us}), регистрируемых этими двумя методами. Ценность такого сравнения для одного и того же испытуемого заключается в получении данных для построения модели, описывающей взаимосвязь формы кривых V_{rheo} и v_{us} .

На данный момент известно исследование кровотока в сосудах нижних конечностей, в которых отмечается сходство формы сигналов при регистрации прохождения пульсовой волны методами Рео и УЗИ [7]. В данном исследовании отмечается соответствие между интегрированными записями V_{rheo} и v_{us} и делается вывод о том, что изменения данных реографии отражает изменение объема исследуемых сосудов в области исследования. Однако в работе отсутствует обсуждение причин подобия этой пары сигналов различной модальности.

В настоящее время совершенствование инструментальной базы и развитие средств компьютерной обработки биомедицинских сигналов позволило провести более глубокий многофакторный анализ V_{rheo} и v_{us} [8, 9].

Целью настоящей работы явилось экспериментальное сравнение формы пульсовой волны в лучевой артерии, регистрируемой посредством определения динамики объема сосудов конечности V_{rheo} методом реографии и определения доплеровской скорости кровотока v_{us} мето-

дом доплерографии с последующим модельным описанием взаимосвязи данных сигналов.

1. Материалы и методы

1.1. Группа испытуемых

Группа испытуемых состояла из 10 здоровых испытуемых без вредных привычек. Средний возраст группы составлял 30 ± 6 лет. За сутки до проведения измерений исключалось употребление испытуемыми продуктов питания и лекарственных препаратов, оказывающих воздействие на тонус гладкой мускулатуры периферических сосудов. Время предварительной адаптации испытуемых к лабораторным условиям (влажность $40 \pm 5\%$, температура воздуха $23 \pm 0.2^\circ\text{C}$) составляло 15 минут. Рео и УЗИ измерения испытуемых проводились в положении сидя.

1.2. Импедансная реография

Импедансная реография проводилась с помощью реографа Мицар-РЕО (ООО Мицар, Санкт-Петербург, Россия). Сила измерительного тока 0.5 мА, частота 50 Гц, частота дискретизации сигнала ИР 500 Гц. В качестве электродов использовались специально сконструированные для данного эксперимента накладные электроды, представляющие собой пару круглых пластин из нержавеющей стали на пластиковом основании (рис. 1).

Рео сигнал Z , представляющий собой импеданс, анализировался в инвертированном виде и обозначался на приведенных ниже графиках как $-Z$. Это обеспечивало прямую связь изменения исследуемого объема сосуда V_{rheo} и сигнала $-Z$.



а/а



б/б

Рис. 1. Реографический электрод: а – электрод из пары стальных пластин, б – пример наложения электродов на область лучевой артерии (цвет онлайн)

Fig. 1. Rheographic electrode: a – an electrode made of a pair of steel plates, b – an example of applying electrodes to the area of the radial artery (color online)



1.3. Ультразвуковые измерения скорости кровотока

Для определения v_{us} в лучевой артерии использовался ультразвуковой доплеровский анализатор Сономед 300 (ООО Спектрмед, Россия) с ультразвуковым зондом 8 МГц, сигнал которого регистрировался в области запястья левой руки.

1.4. Нагрузочные пробы

В процессе измерений использовались два вида нагрузочных проб, приводящих, как ожидалось, к уменьшению (вазоконстрикции) или увеличению (вазодилатации) просвета сосуда. Для стимуляции изменения просвета сосуда использовалась проба с глубоким вдохом (deep inspiratory gasp – DIG). У большинства людей данная проба вызывает констрикцию артериол посредством симпатической активации и применяется для исследования эластичных свойств как макро-, так и микрососудов [10–12].

Для стимуляции вазодилатации использовалась окклюзионная проба, заключающаяся во временном блокировании кровотока в области плеча с использованием манжеты. После стравливания давления из манжеты развивается постокклюзионная гиперемия, являющаяся следствием увеличения сосудистого просвета дистальных артерий в результате реакции эндотелия на увеличение скорости кровотока после снятия окклюзии с области плеча или предплечья (поток-зависимая или эндотелий-зависимая вазодилатация) [13].

В процессе измерений дыхательная проба и окклюзионная проба выполнялись последова-

тельно. После адаптации к условиям эксперимента (1.5 минуты) испытуемым выполнялось 3 резких глубоких вдоха с интервалом в 1 минуту. Во время паузы между глубокими вдохами испытуемым поддерживалось ровное, произвольное дыхание. После окончания дыхательной пробы проводилась окклюзионная проба следующим образом: в манжете, наложенной на плечо, нагнеталось давление 180–200 мм рт. ст. и удерживалось в течение 2 минут. После снятия давления в манжете запись продолжалась ещё 2.5 минуты. Общая длительность пробы составляла 9 минут, в течение которых проводилась непрерывная синхронизированная регистрация Рео и УЗИ сигналов.

1.5. Синхронизация сигналов

Для повышения точности синхронизации пары сигналов разной модальности во время записи вносились кратковременные механические возмущения в виде трёх последовательных ударов по поверхности реографического электрода. В результате на графиках $-Z$ и v_{us} появлялись отчетливые искусственные временные маркеры с длительностью около 0.1 с (рис. 2). Таким образом, данный метод обеспечивал синхронизацию пары сигналов с точностью до 0.1 секунды.

Для оцифровки УЗИ измерений осуществлялась запись экрана программой Bandicam со скоростью 50 кадров в секунду, последующей пороговой фильтрацией и выделением огибающей максимальных значений v_{us} в каждый момент времени.

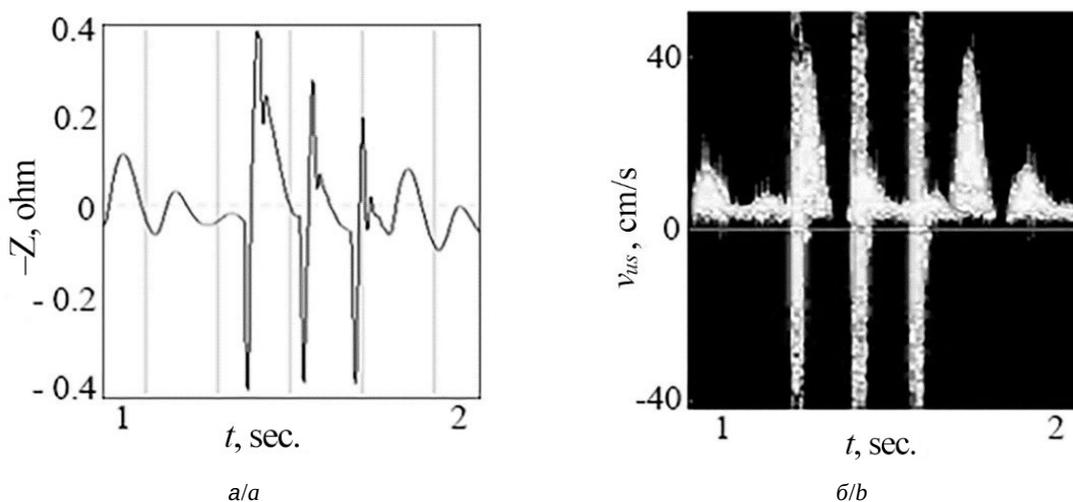


Рис. 2. Пример формирования искусственных временных меток при внесении внешних возмущений: а – участок реографической записи, б – участок ультразвуковой записи

Fig. 2. Example of the formation of artificial time marks when introducing external disturbances: a – section of rheographic recording, b – section of ultrasonic recording



1.6. Модель взаимосвязи сигналов изменения объема крови и скорости кровотока

При описании течения крови по сосудам вводятся понятия линейной и объемной скорости [14]. Линейную скорость можно определить с помощью УЗИ метода. Изменение объема исследуемого сосуда может быть оценено по Рео данным, так как оно влечет за собой изменение проводимости исследуемого участка сосуда, согласно объемному эффекту [15]. Объем сосуда прямо пропорционален квадрату радиуса и площади поперечного сечения сосуда.

$$V = S \cdot L, \tag{1}$$

где V – объем сосуда, $S = \pi \cdot r^2$ – площадь поперечного сечения сосуда, r – радиус сосуда, $L = \text{const}$ – длина исследуемого участка сосуда. Объемная и линейная скорости связаны простым соотношением:

$$Q(t) = v(t) \cdot \frac{V(t)}{L}, \tag{2}$$

где $Q(t)$ – объемный кровоток, $v(t)$ – линейная скорость кровотока, $V(t)$ – объем исследуемого участка сосуда.

Сосудистая регуляция гемодинамики в сегменте сосуда направлена на поддержание стабильного объемного кровотока, вследствие этого должно наблюдаться повышение линейной скорости кровотока в данном сегменте сосуда при уменьшении его просвета (сужении) и уменьшение линейной скорости в обратном случае. Значительное изменение величины Q в таком случае должно осуществляться преимущественно посредством включения центральных механизмов регуляции кровотока, изменяющих артериальное давление, сердечный выброс и частоту сердечных сокращений.

При движении крови скорость форменных элементов крови (преимущественно эритроцитов) в поперечном сечении сосуда распределена неоднородно. В центре сосуда скорость эритроцитов максимальна, в пограничной области кровь – стенка сосуда скорость минимальна, т. е. профиль скорости имеет параболический вид. На основе литературных данных [16] сделаны выводы о том, что основная масса эритроцитов обладает скоростью, составляющей 40–60% от максимальной. Поэтому при проведении доплерографии график максимальной скорости кровотока $v_{\max}(t)$ может давать данные, отражающие гемодинамику лишь малой части эритроцитов, занимающих положение ближе к центральной оси сосуда.

Как известно, доплеровский спектр кровотока помимо данных о скорости содержит также яркостную информацию об относительном количестве эритроцитов, обладающих той или иной скоростью (рис. 3), поэтому при анализе спектра имеется дополнительная возможность в каждый момент времени определять гистограмму распределения количества эритроцитов по скоростям.

Для более полного описания в данном исследовании проводился анализ распределения скоростей в экспериментальном спектре, для чего рассматривалось сечение спектра в момент времени, соответствующий систолическому пику (см. рис. 3).

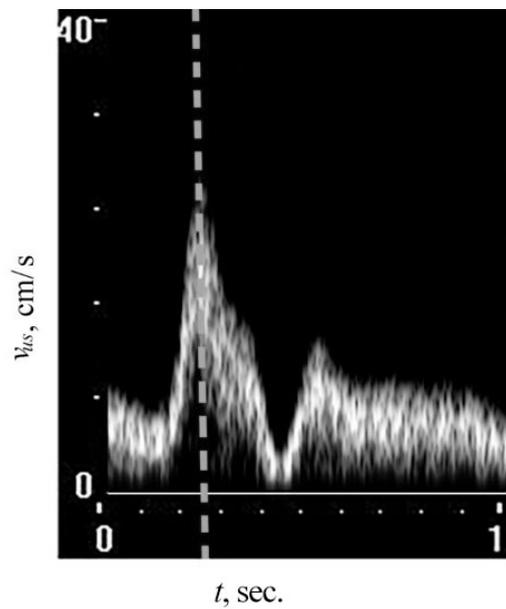


Рис. 3. Спектрограмма доплеровского сдвига частоты ультразвукового сигнала за период сердечного цикла. Вертикальной пунктирной линией обозначено сечение, в котором анализировалось распределение эритроцитов по скоростям (см. рис. 4)

Fig. 3. Spectrogram of the Doppler frequency shift of the ultrasonic signal over the period of the cardiac cycle. The vertical dotted line indicates the section in which the distribution of erythrocytes by velocity was analyzed (see Fig. 4)

Рис. 4 демонстрирует неоднородность распределения эритроцитов по скоростям. Средняя высота столбцов диаграммы в диапазоне скоростей крови более 30 см/с вдвое меньше средней высоты в диапазоне от 5 до 30 см/с. В связи с этим рационально использовать среднюю скорость $v_{\text{avg}}(t)$, которая может быть получена как взвешенное значение скоростей:

$$\begin{aligned} v_{\text{avg}} &= (v_1 \cdot C_1 + v_2 \cdot C_2 + \dots + v_n \cdot C_n) \cdot 0.01 = \\ &= 0.01 \sum_{n=1}^N v_n \cdot C_n, \end{aligned} \tag{3}$$

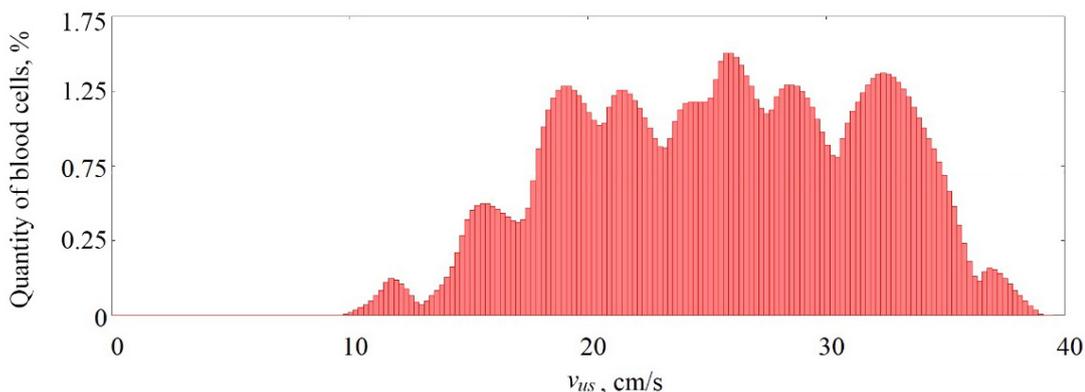


Рис. 4. Пример гистограммы распределения доплеровской скорости движения эритроцитов в сосуде (лучевой артерии) в сечении систолического пика (см. рис. 3) (цвет онлайн)

Fig. 4. Example of a histogram of the distribution of the Doppler velocity of erythrocytes in the vessel (radial artery) in the section of the systolic peak (see Fig. 3) (color online)

где v_n – распределение скоростей эритроцитов в спектре доплеровского смещения; C_n – весовой коэффициент, описывающий процентное отношение количества эритроцитов, обладающих конкретной скоростью, к общему числу эритроцитов; n – количество дискретных значений разбиения скорости кровотока. Коэффициент 0.01 в выражении (3) позволяет перевести скорость из см/с в м/с.

Рео измерения дают возможность оценить приращение добавочного объема $V_{add}(t)$ к базовому объему участка сосуда $V_{base}(t)$. Учитывая данное условие и выражение (3), формула (2) примет следующий вид:

$$Q(t) = v_{avg}(t) \cdot K \cdot \left[\frac{V_{base}(t) + V_{add}(t)}{L} \right], \quad (4)$$

где K – константа резистивности, отражающая связь импеданса и объема сосуда [17, 18]. Используя выражение (4), можно оценить изменения объемного кровотока исследуемого участка и синхронность изменений объема крови и скорости кровотока.

1.7. Удаление низкочастотного тренда реографического сигнала

Для сравнения высокочастотных изменений V_{rheo} и v_{us} из экспериментального графика $-Z$ удален низкочастотный тренд путем вычисления огибающей минимумов графика и её вычитания из исходного сигнала (рис. 5). Умножив полученную кривую высокочастотных изменений $-Z$ на константу резистивности K , можно получить

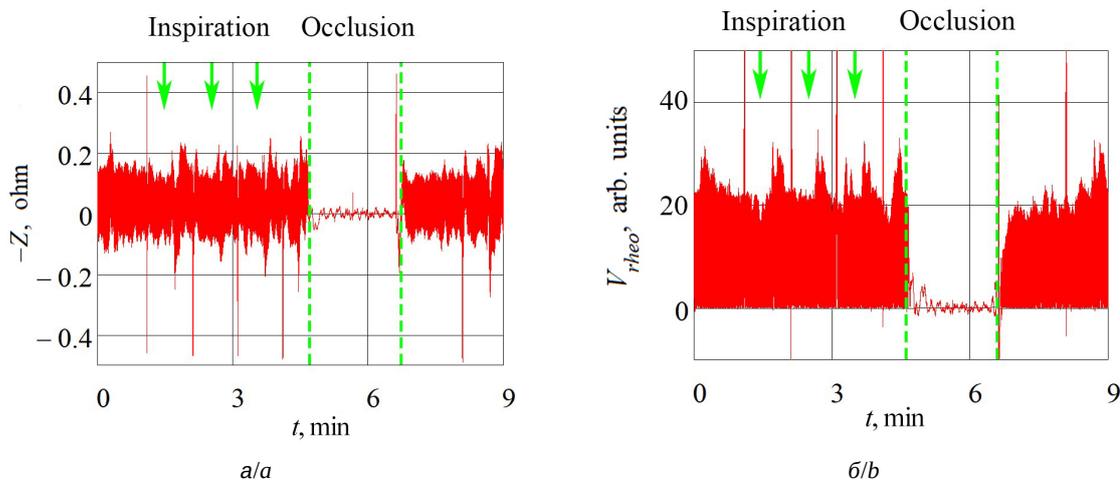


Рис. 5. Реографическая запись во время проведения дыхательной и окклюзионной проб: а – сигнал до обработки, б – запись после вычитания огибающей минимумов (цвет онлайн)

Fig. 5. Rheographic recording during respiratory and occlusion tests: a – signal before processing, b – recording after subtracting the envelope of the minima (color online)



график, отражающий сегментарные изменения объема V_{rheo} (рис. 5, б). В качестве константы резистивности K был выбран коэффициент, равный 100, что позволило проводить амплитудные сравнения пары сигналов V_{rheo} и v_{us} .

1.8. Построение усредненных по времени волн объема и скорости кровотока

Для сравнения изменения V_{rheo} и v_{us} без учета незначительной вариабельности формы соседних волн осуществлялось построение интегральных волн \bar{V}_{rheo} и \bar{v}_{us} , усредненных за время эксперимента. Сигнал разбивался на отдельные кардиоциклы, далее проводилась нормировка времени кардиоцикла с использованием средней длительности кардиоцикла за время эксперимента. На финальной стадии проводилось вычисление среднего арифметического значения объема и скорости кровотока в каждый момент нормированного времени кардиоцикла. Для получения интегральной волны

использовалось не менее чем 60 последовательных кардиоциклов.

2. Результаты и их обсуждение

2.1. Сравнение сигналов в условиях покоя

Перед сравнением реакции на нагрузочную пробу представляло интерес сравнение экспериментальных данных, полученных в состоянии покоя на протяжении эксперимента. Вычисление коэффициента корреляции Пирсона кривых V_{rheo} и максимальной v_{us} , записанных в состоянии покоя, демонстрирует коэффициент корреляции 0.65, что свидетельствовало о высокой степени схожести сигналов разной модальности.

2.2. Сравнение изменения объема крови и скорости кровотока в покое во время дыхательной и окклюзионной проб

В результате измерений для каждого испытуемого были построены и проанализированы графики изменения V_{rheo} и v_{us} (рис. 6, а; 7, а).

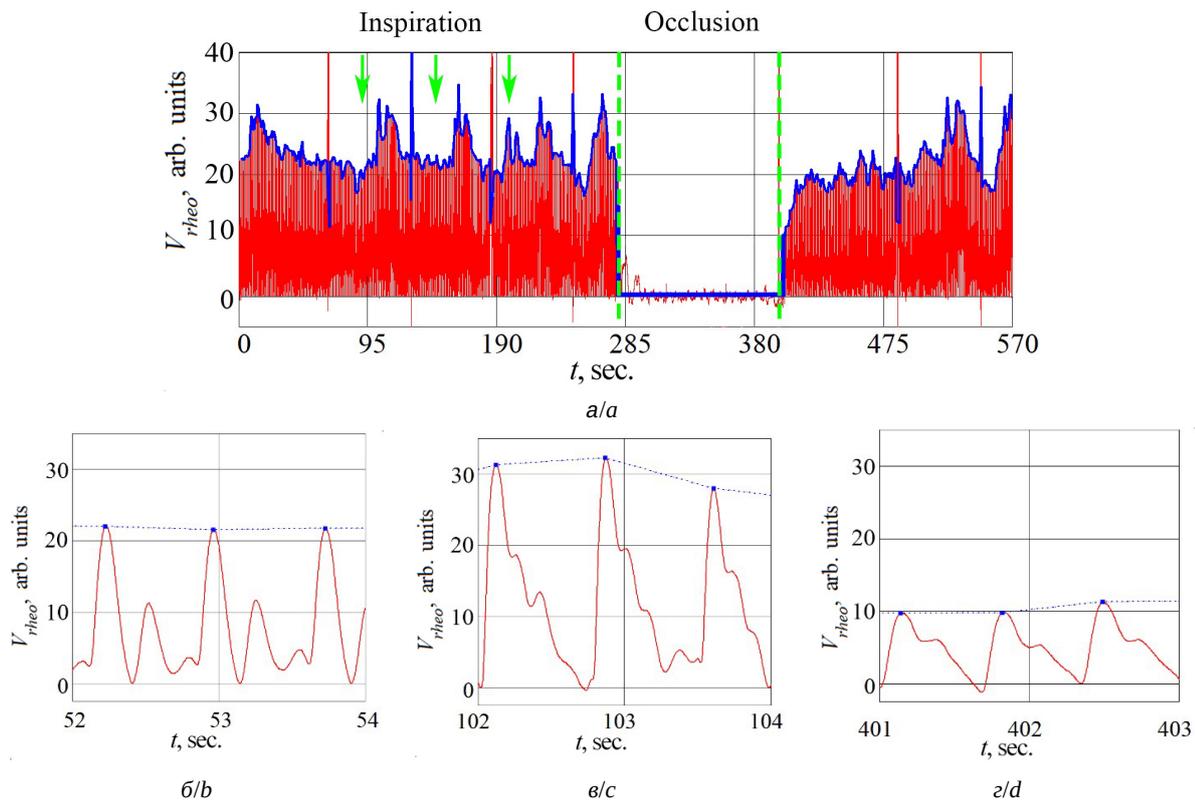


Рис. 6. Колебания объема крови: а – полная запись (стрелки отмечают моменты вдоха; вертикальные пунктирные линии отмечают начало и конец окклюзионной пробы), б – вид пульсовых волн на временном интервале без нагрузки, в – вид пульсовых волн на временном интервале после резкого вдоха, г – вид пульсовых волн на временном интервале после снятия давления в манжете (цвет онлайн)

Fig. 6. Oscillations of blood volume: а – full record (the arrows mark the moments of inspiration; the vertical dotted lines mark the beginning and end of the occlusion test), б – the type of pulse waves in the time interval without load, в – the type of pulse waves in the time interval after a deep inhale, г – the type of pulse waves in the time interval after removing the pressure in the cuff (color online)

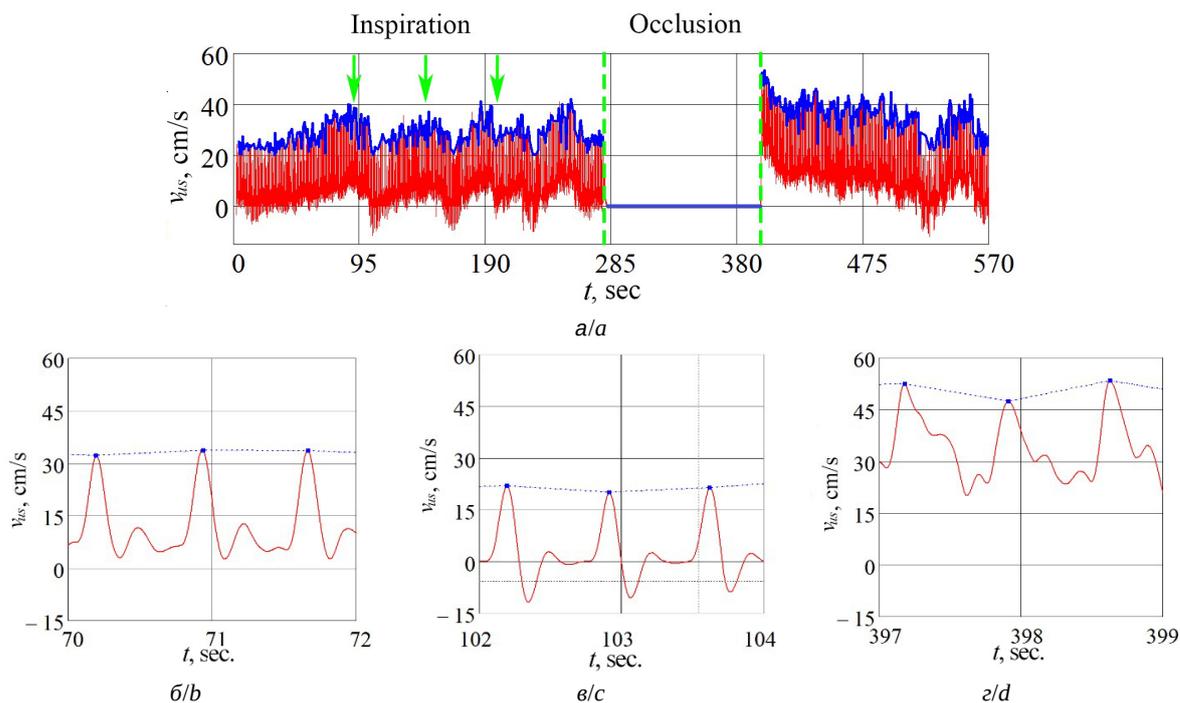


Рис. 7. Скорость кровотока: а – полная запись (стрелки отмечают моменты вдоха; вертикальные пунктирные линии отмечают начало и конец окклюзионной пробы), б – вид пульсовых волн на временном интервале без нагрузки, в – вид пульсовых волн на временном интервале после резкого вдоха, г – вид пульсовых волн на временном интервале после снятия давления в манжете (цвет онлайн)

Fig. 7. Blood flow velocity: а – full record (the arrows mark the moments of inspiration; the vertical dotted lines mark the beginning and end of the occlusion test), б – the type of pulse waves in the time interval without load, в – the type of pulse waves in the time interval after a sharp inhalation, г – the type of pulse waves in the time interval after removing the pressure in the cuff (color online)

На рис. 6, б–г, 7 б–г представлены типичные формы графиков в состоянии покоя, при дыхательной пробе и после снятия давления в манжете. Можно отметить двухкомпонентность (один систолический и один диастолический пик) волн V_{rheo} и v_{us} в состоянии покоя и появление третьей компоненты (дополнительный диастолический пик на кривой V_{rheo} и обратный кровоток на графике v_{us}) при проведении пробы с глубоким вдохом. После снятия давления в манжете наблюдается возврат к двухкомпонентной форме V_{rheo} и v_{us} .

2.3. Сравнение огибающих систолических пиков волн объема и скорости кровотока

Стандартной реакцией на пробу с глубоким вдохом, как принято считать, является вазоконстрикция, приводящая к сужению микрососудов и уменьшению объемной скорости кровотока [10]. Исходя из этого ожидалось уменьшение амплитуды волн объема крови в ответ на резкий вдох. Рис. 8, а демонстрирует обратную реакцию на глубокий вдох – возрастание амплитуды волн V_{rheo} и происходящее одновременно уменьшение ам-

плитуды v_{us} . Динамика скорости кровотока соответствует данным работы [19], однако зарегистрированное повышение амплитуды волн объема крови (см. рис. 6, в) свидетельствует о расширении сосуда – вазодилататорной реакции.

Сравнение динамики V_{rheo} и v_{us} до и после снятия окклюзии (рис. 8) также показывает реакцию, соответствующую данным работы [13]. После снятия окклюзии и сброса давления происходит резкое возрастание скорости кровотока, вследствие чего наблюдается поток-зависимая дилатация. Анализ реакции сигналов показывает противоположную направленность динамики изменения сигналов V_{rheo} и v_{us} .

Для проверки модели взаимосвязи Рео и Узи сигналов V_{rheo} и v_{us} подставлялись в выражение (3). Результирующий график объемного кровотока $Q(t)$ (рис. 9) показывает незначительные отклонения значений объемного кровотока от среднего уровня (штриховая линия на рис. 9).

2.4. Сравнение интегральных волн

На рис. 10, а–е представлены волны \bar{V}_{rheo} и \bar{v}_{us} в покое и после проб (сплошные линии

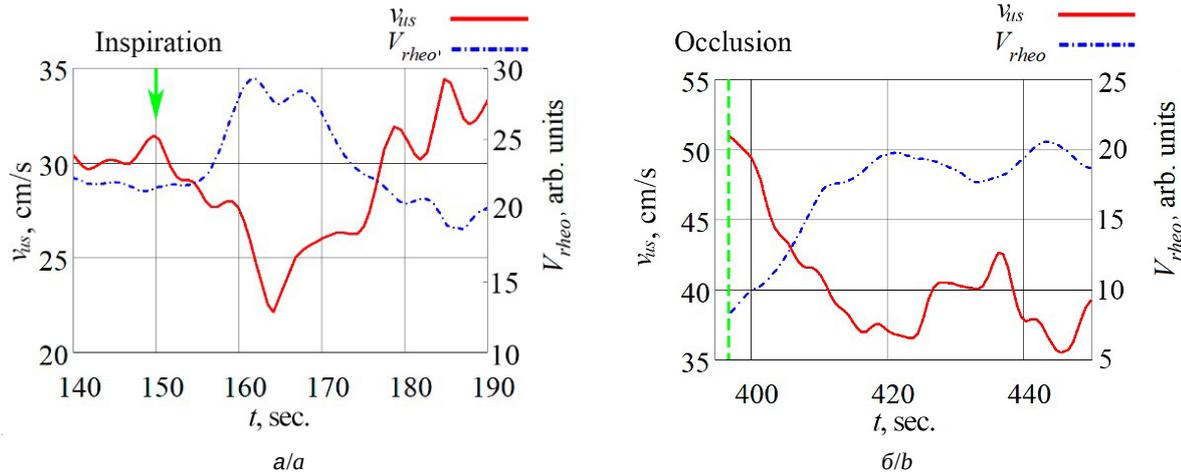


Рис. 8. Демонстрация реакции экспериментальных записей на нагрузочные пробы: а – дыхательная проба, стрелка показывает момент глубокого вдоха, б – окклюзионная проба, вертикальная линия показывает момент снятия давления в манжете (цвет онлайн)

Fig. 8. Demonstration of the response of experimental recordings to stress tests: a – deep-breathing test, the arrow shows the moment of deep inhale, b – occlusion test, the vertical line shows the moment of removing the pressure in the cuff (color online)

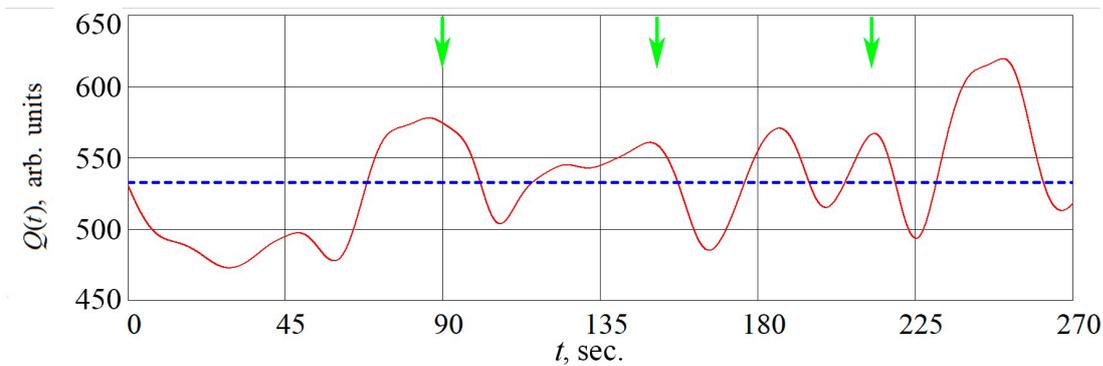


Рис. 9. График изменения объемной скорости кровотока, полученный из экспериментальных данных, стрелки показывают момент глубокого вдоха (цвет онлайн)

Fig. 9. Plot of changes in the volumetric velocity of blood flow obtained from experimental data, the arrows show the moment of deep inspiration (color online)

на рисунках). Для получения дополнительной информации о вариабельности формы волны рассчитывался показатель среднеквадратического отклонения амплитуды сигнала (штриховые линии на рис. 10 а–е). На рис. 10, ж–и представлено сопоставление волн \bar{V}_{rheo} и \bar{v}_{us} в покое и после проб. Как показано на рис. 10, з, систолический (IS) пик записи \bar{V}_{rheo} соответствует систолическому пику (VS) графика \bar{v}_{us} , диастолический (ID) пик записи \bar{v}_{us} соответствует антеградному (VA) пику \bar{v}_{us} . Ретроградный пик (VR) на графике \bar{v}_{us} отражается на графике \bar{V}_{rheo} изменением угла наклона кривой и появлением дополнительного пика (IAd) при увеличении амплитуды ретроградного пика. Подобная картина характерна и повторяема для всех испытуемых группы норм.

Фазовая зависимость, представленная на рис. 11, а, показывает высокую степень соответствия фаз пары сигналов в состоянии покоя. Рис. 11, б демонстрирует нарушения фазового соответствия сигналов во время проведения дыхательной пробы.

Выводы

В данной работе изучена взаимосвязь формы пульсовой волны, регистрируемой методами импедансной реографии и ультразвуковой доплерографии. Математическое описание связи пары сигналов (выражение (4)) позволяет объединить реографические и доплеровские данные в единый метод исследования местных механизмов регуляции кровотока. Проведенная оценка огибающих систолической волны двух сигналов соответствует

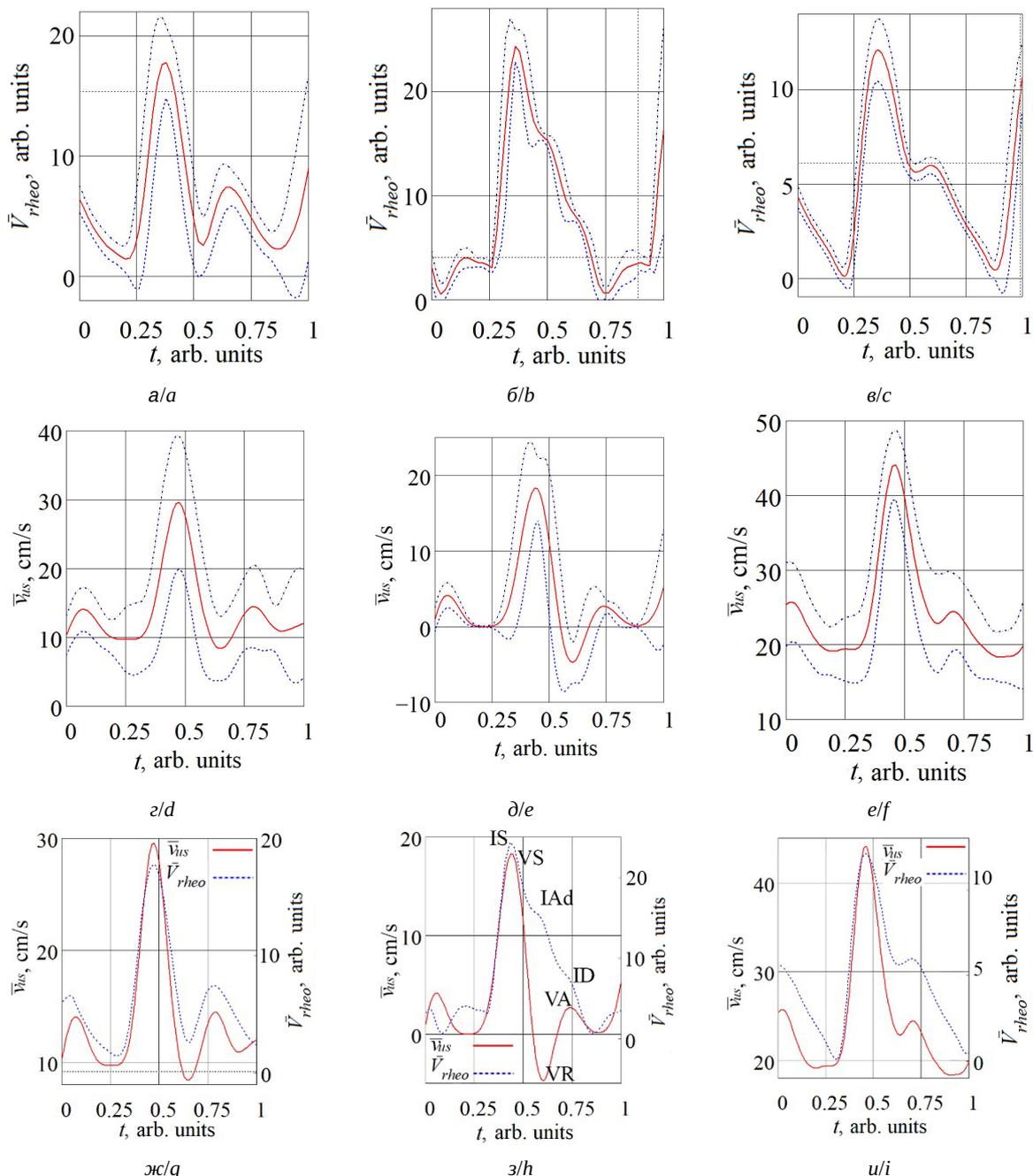


Рис. 10. Сравнение волн \bar{V}_{rheo} и \bar{v}_{us} : а – \bar{V}_{rheo} в покое, б – реакция \bar{V}_{rheo} на дыхательную пробу, в – \bar{V}_{rheo} в постокклюзионный период, г – \bar{v}_{us} в покое, д – реакция \bar{v}_{us} на дыхательную пробу, е – \bar{v}_{us} в постокклюзионный период, ж – сопоставление \bar{V}_{rheo} и \bar{v}_{us} в покое, з – сопоставление \bar{V}_{rheo} и \bar{v}_{us} после дыхательной пробы, и – сопоставление \bar{V}_{rheo} и \bar{v}_{us} после снятия окклюзии (цвет онлайн)

Fig. 10. Comparison of \bar{V}_{rheo} and \bar{v}_{us} waves: а – \bar{V}_{rheo} at rest, б – \bar{V}_{rheo} response to a respiratory test, в – \bar{V}_{rheo} in the post-occlusion period, г – \bar{v}_{us} at rest, д – реакция \bar{v}_{us} на дыхательную пробу, е – \bar{v}_{us} in the post-occlusion period, ж – comparison of \bar{V}_{rheo} and \bar{v}_{us} at rest, з – comparison of \bar{V}_{rheo} and \bar{v}_{us} after a respiratory test, и – comparison of \bar{V}_{rheo} and \bar{v}_{us} after removal of occlusion (color online)

представлению о деятельности местных механизмов сосудистой регуляции, направленной на поддержание постоянства объемного кровотока.

Подробное рассмотрение суммарных волн изменения импеданса и профиля скорости позволило

сопоставить время возникновения каждого пика и показало наличие в реографическом сигнале информации о ретроградной волне доплеровского сигнала. Таким образом, с точки зрения анализа ретроградной волны метод реографии можно

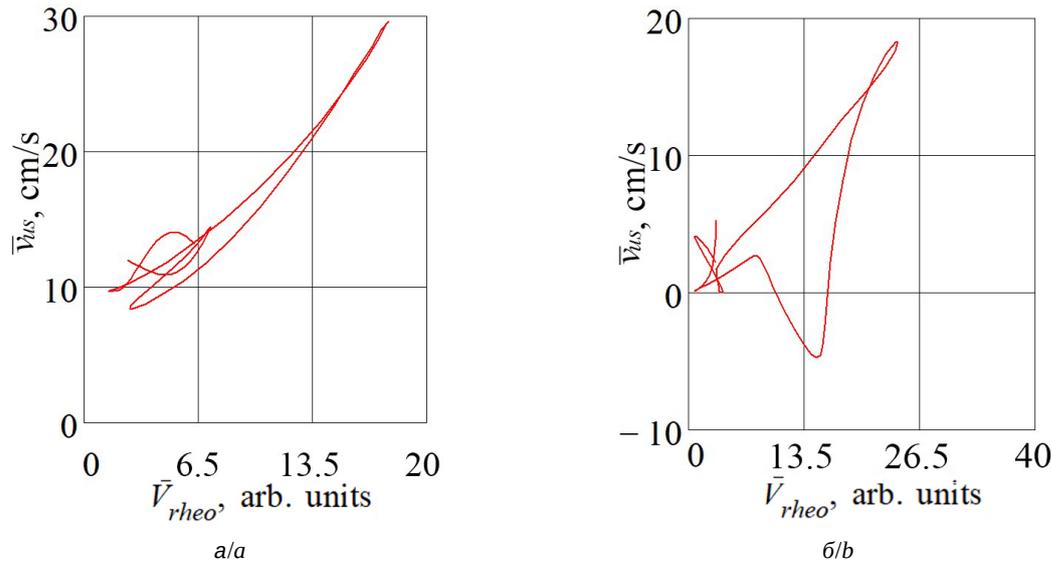


Рис. 11. Фазовая зависимость доплеровской скорости кровотока \bar{v}_{us} от объемно \bar{V}_{rheo} : а – в состоянии покоя, б – во время реакции на дыхательную пробу (цвет онлайн)

Fig. 11. Phase dependence of the Doppler blood flow velocity \bar{v}_{us} on \bar{V}_{rheo} : a – at rest, b – during reaction to a respiratory test (color online)

рассматривать как более доступный аналог ультразвукового сканирования.

Полученные результаты демонстрируют соответствие формы и фазы реографического и доплеровского сигналов в состоянии покоя, которое обуславливается тем, что при распространении фронта пульсовой волны изменения средней скорости форменных элементов крови и поперечного сечения происходят по одному закону. В ответ на резкий глубокий вдох наблюдается появление отрицательного ретроградного пика профиля скорости одновременно с появлением дополнительного положительного пика реографического сигнала. Также наблюдается нарушение фазового соответствия пары сигналов как реакция на дыхательную пробу. Последнее свидетельствует о том, что при проведении дыхательной пробы дополнительный пик реографического сигнала является следствием обратного кровотока в сосуде. Таким образом, совместное использование реографического и доплеровского ультразвукового сигналов в совокупности с выражением (4) может стать основой метода оценки сосудистых механизмов авторегуляции кровотока.

Список литературы

1. Huisman M. V., Böller H. R., ten Cate J. W., Vreeken J. Serial impedance plethysmography for suspected deep venous thrombosis in outpatients // *New England Journal of Medicine*. 1986. Vol. 314, № 13. P. 823–828. <https://doi.org/10.1056/NEJM198603273141305>
2. Liu S. H., Cheng D. C., Su C. H. A cuffless blood pressure measurement based on the impedance plethysmography technique // *Sensors*. 2017. Vol. 17, № 5. Article number 1176. <https://doi.org/10.3390/s17051176>
3. Huynh T. H., Jafari R., Chung W. Y. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and impedance plethysmography // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2018. Vol. 66, № 4. P. 967–976. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2865751>
4. Soukup L., Hruskova J., Jurak P., Halamek J., Zavadna E., Viscor I., Vondra V. Comparison of noninvasive pulse transit time determined from Doppler aortic flow and multichannel bioimpedance plethysmography // *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2019. Vol. 57, № 5. P. 1151–1158. <https://doi.org/10.1007/s11517-018-01948-x>
5. Mašanauskienė E., Sadauskas S., Naudžiūnas A., Unikauskas A., Stankevičius E. Impedance plethysmography as an alternative method for the diagnosis of peripheral arterial disease // *Medicina*. 2014. Vol. 50, № 6. P. 334–339. <https://doi.org/10.1016/j.medic.2014.11.007>
6. Кобрисев П. А., Туйкин Т. С., Корженевский А. В. Разработка бесконтактного монитора жизненных показателей человека // *Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]*. 2017. № 4. URL: <http://jre.cplire.ru/jre/apr17/10/text.pdf> (дата обращения: 08.09.2022).
7. Brown B. H., Pryce W. I. J., Baumber D., Clarke R. G. Impedance plethysmography: Can it measure changes in limb blood flow // *Medical and Biological Engineering*. 1975. Vol. 13, № 5. P. 674–682. <https://doi.org/10.1007/BF02477325>
8. Цой М. О., Постнов Д. Э. Метод выделения значимых компонент для оценки вариабельности формы пульсовых волн // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия : Физика*. 2021. Т. 21, вып. 1. С. 36–47. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-36-47>



9. Залетов И. С., Ключков В. А., Сагайдачный А. А., Скрипаль Ан. В., Фомин А. В. Импедансная реография периферических артерий высокой степени локализации при воздействии гравитационной пробы // *Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине-2021* : сборник статей Всероссийской школы-семинара. Саратов : Саратовский источник, 2021. С. 27–31.
10. Wilder-Smith E., Liu L., Ma K. T. M., Ong B. K. Relationship of inspiratory flow rate and volume on digit tip skin and ulnar artery vasoconstrictor responses in healthy adults // *Microvascular Research*. 2005. Vol. 69, № 1–2. P. 95–100. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2005.01.003>
11. Allen J., Frame J. R., Murray A. Microvascular blood flow and skin temperature changes in the fingers following a deep inspiratory gasp // *Physiological Measurement*. 2002. Vol. 23, № 2. P. 365. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/23/2/312>
12. Mayrovitz H. N., Groseclose E. E. Neurovascular responses to sequential deep inspirations assessed via laser-Doppler perfusion changes in dorsal finger skin // *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2002. Vol. 22, № 1. P. 49–54. <https://doi.org/10.1046/j.1475-097x.2002.00404.x>
13. Сагайдачный А. А., Скрипаль А. В. Оклюзионная проба: биофизические механизмы реакции, методы анализа, перспективы применения: учебное пособие для студентов. Саратов : Изд-во «Саратовский источник», 2019. 81 с.
14. Аникина Н. Ю., Коровина В. А., Тарасова А. В., Ушакова Н. Я., Ярошенко Ю. А. Гидродинамика. Физические основы гемодинамики: учебно-методическое пособие. Архангельск : Изд-во Северного государственного медицинского университета, 2021. 111 с.
15. Bernstein D. P. Impedance cardiography: Pulsatile blood flow and the biophysical and electrodynamic basis for the stroke volume equations // *Journal of Electrical Bioimpedance*. 2010. Vol. 1, № 1. P. 2–17. <https://doi.org/10.5617/jeb.51>
16. Ramalli A., Aizawa K., Shore A. C., Morizzo C., Palombo C., Lenge M., Tortoli P. Continuous simultaneous recording of brachial artery distension and wall shear rate: A new boost for flow-mediated vasodilation // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 2018. Vol. 66, № 3. P. 463–471. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2018.2889111>
17. Kubicek W. G., From A. H., Patterson R. P., Witsoe D. A., Castaneda A., Lillehei R. C., Ersek R. Impedance cardiography as a noninvasive means to monitor cardiac function // *JAAMI: Journal of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation*. 1970. Vol. 4, № 2. P. 79–84.
18. Shimazu H., Yamakoshi K. I., Togawa T., Fukuoka M., Ito H. Evaluation of the parallel conductor theory for measuring human limb blood flow by electrical admittance plethysmography // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1982. Vol. 1. P. 1–7. <https://doi.org/10.1109/TBME.1982.324957>
19. Eicke B. M., Milke K., Schlereth T., Birklein F. Comparison of continuous wave Doppler ultrasound of the radial artery and laser Doppler flowmetry of the fingertips with sympathetic stimulation // *Journal of Neurology*. 2004. Vol. 251, № 8. P. 958–962. <https://doi.org/10.1007/s00415-004-0471-7>

References

1. Huisman M. V., Böller H. R., ten Cate J. W., Vreeken J. Serial impedance plethysmography for suspected deep venous thrombosis in outpatients. *New England Journal of Medicine*, 1986, vol. 314, no. 13, pp. 823–828. <https://doi.org/10.1056/NEJM198603273141305>
2. Liu S. H., Cheng D. C., Su C. H. A cuffless blood pressure measurement based on the impedance plethysmography technique. *Sensors*, 2017, vol. 17, no. 5, article no. 1176. <https://doi.org/10.3390/s17051176>
3. Huynh T. H., Jafari R., Chung W. Y. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and impedance plethysmography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2018, vol. 66, no. 4, pp. 967–976. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2865751>
4. Soukup L., Hruskova J., Jurak P., Halamek J., Zavodna E., Viscor I., Vondra V. Comparison of noninvasive pulse transit time determined from Doppler aortic flow and multichannel bioimpedance plethysmography. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2019, vol. 57, no. 5, pp. 1151–1158. <https://doi.org/10.1007/s11517-018-01948-x>
5. Mašanauskienė E., Sadauskas S., Naudžiūnas A., Unikauskas A., Stankevičius E. Impedance plethysmography as an alternative method for the diagnosis of peripheral arterial disease. *Medicina*, 2014, vol. 50, no. 6, pp. 334–339. <https://doi.org/10.1016/j.medici.2014.11.007>
6. Kobrsev P. A., Tujkin T. S., Korzhenevskij A. V. Development of a non-contact human vital signs monitor. *Journal of Radio Electronics*, 2017, no. 4. Available at: <http://jre.cplire.ru/jre/apr17/10/text.pdf> (accessed 08 September 2022) (in Russian).
7. Brown B. H., Pryce W. I. J., Baumber D., Clarke R. G. Impedance plethysmography: can it measure changes in limb blood flow. *Medical and Biological Engineering*, 1975, vol. 13, no. 5, pp. 674–682. <https://doi.org/10.1007/BF02477325>
8. Tsoy M. O., Postnov D. E. Method for determining significant components for assessing pulse wave shape variability. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2021, vol. 21, iss. 1, pp. 36–47 (in Russian) <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-36-47>
9. Zaletov I. S., Klochkov V. A., Sagaidachnyi A. A., Skripal An. V., Fomin A. V. Impedance rheography of peripheral arteries of a high degree of localization under the influence of a gravity probe. *Metody komp'yuternoj diagnostiki v biologii i meditsine-2021: Sbornik statej Vserossijskoj shkoly-seminara [Methods of computer diagnostics in biology and medicine-2021 : Collection of articles of the All-Russian school-seminar]*. Saratov, Saratovskiy istochnik Publ., 2021, pp. 27–31 (in Russian).
10. Wilder-Smith E., Liu L., Ma K. T. M., Ong B. K. Relationship of inspiratory flow rate and volume on digit tip skin and ulnar artery vasoconstrictor responses in healthy adults. *Microvascular Research*, 2005, vol. 69, no. 1–2, pp. 95–100. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2005.01.003>



11. Allen J., Frame J. R., Murray A. Microvascular blood flow and skin temperature changes in the fingers following a deep inspiratory gasp. *Physiological Measurement*, 2002, vol. 23, no. 2, pp. 365. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/23/2/312>
12. Mayrovitz H. N., Groseclose E. E. Neurovascular responses to sequential deep inspirations assessed via laser-Doppler perfusion changes in dorsal finger skin. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2002, vol. 22, no. 1, pp. 49–54. <https://doi.org/10.1046/j.1475-097x.2002.00404.x>
13. Sagaidachnyi A. A., Skripal A. V. *Okklyuzionnaya proba: biofizicheskie mekhanizmy reaktsii, metody analiza, perspektivy primeneniya: uchebnoe posobie dlya studentov* [Occlusion test: Biophysical reaction mechanisms, analysis methods, application perspectives: A manual for students]. Saratov, Saratovskiy istochnik Publ., 2019. 81 p. (in Russian).
14. Anikina N. Y., Korovina V. A., Tarasova A. V., Ushakova N. Y., Yaroshenko Y. A. *Gidrodinamika. Fizicheskie osnovy gemodinamiki: uchebno-metodicheskoe posobie* [Hydrodynamics. Physical fundamentals of hemodynamics: An educational and methodical manual]. Arkhangelsk, Izdatelstvo Severnogo gosudarstvennogo meditsinskogo universiteta, 2021. 111 p. (in Russian).
15. Bernstein D. P. Impedance cardiography: Pulsatile blood flow and the biophysical and electrodynamic basis for the stroke volume equations. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 2010, vol. 1, no. 1, pp. 2–17. <https://doi.org/10.5617/jeb.51>
16. Ramalli A., Aizawa K., Shore A. C., Morizzo C., Palombo C., Lenge M., Tortoli P. Continuous simultaneous recording of brachial artery distension and wall shear rate: A new boost for flow-mediated vasodilation. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2018, vol. 66, no. 3, pp. 463–471. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2018.2889111>
17. Kubicek W. G., From A. H., Patterson R. P., Witsoe D. A., Castaneda A., Lillehei R. C., Ersek R. Impedance cardiography as a noninvasive means to monitor cardiac function. *JAAMI: Journal of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, 1970, vol. 4, no. 2, pp. 79–84.
18. Shimazu H., Yamakoshi K. I., Togawa T., Fukuoka M., Ito H. Evaluation of the parallel conductor theory for measuring human limb blood flow by electrical admittance plethysmography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1982, vol. 1, pp. 1–7. <https://doi.org/10.1109/TBME.1982.324957>
19. Eicke B. M., Milke K., Schlereth T., Birklein F. Comparison of continuous wave Doppler ultrasound of the radial artery and laser Doppler flowmetry of the fingertips with sympathetic stimulation. *Journal of Neurology*, 2004, vol. 251, no. 8, pp. 958–962. <https://doi.org/10.1007/s00415-004-0471-7>

Поступила в редакцию 21.10.2022; одобрена после рецензирования 19.12.2022; принята к публикации 26.12.2022
The article was submitted 21.10.2022; approved after reviewing 19.12.2022; accepted for publication 26.12.2022