



БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2025. Т. 25, вып. 3. С. 316–332
Izvestiya of Saratov University. Physics, 2025, vol. 25, iss. 3, pp. 316–332
<https://fizika.sgu.ru> <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2025-25-3-316-332>, EDN: MDMFNR

Научная статья
УДК 57.087.3:612.1

Восстановление микрогемодинамики на поверхности тела человека с помощью дробной производной колебаний температуры

А. А. Сагайдачный[✉], И. Ю. Волков, И. С. Залетов, Д. И. Майсков, А. В. Фомин,
А. В. Антонов, М. О. Цой, Ан. В. Скрипаль

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

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

Волков Иван Юрьевич, аспирант, volkovivan27@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-0506-0606>

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

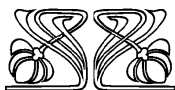
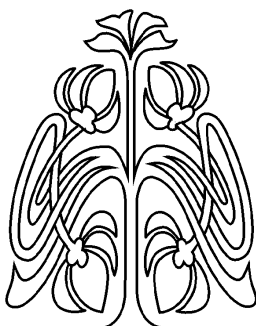
Майсков Дмитрий Игоревич, ассистент кафедры медицинской физики, dmayskov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-3487-2590>

Залетов Иван Сергеевич, ассистент кафедры медицинской физики, izaletov25@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1419-7372>

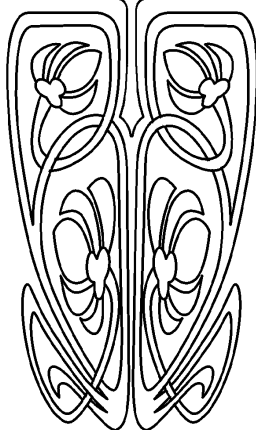
Антонов Андрей Валерьевич, студент, antonovav29012003@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-7710-1577>

Цой Мария Олеговна, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры оптики и биофотоники, dethaos@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4681-6465>

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



НАУЧНЫЙ
ОТДЕЛ



Аннотация. Исследована возможность восстановления микрогемодинамики на поверхности тела человека посредством обработки сигнала колебаний температуры кожи с использованием производных целого и дробного порядков. Данные о микрогемодинамике регистрировались одновременно методами фотоплетизмографической визуализации и инфракрасной термографии в четырех зонах кисти. Для восстановления микрогемодинамики из температурных данных использовались ранее описанная модель тепловых волн и модель с применением математического аппарата производных различного порядка. Проведено сравнение амплитудно-частотных и фазо-частотных характеристик для этих моделей. Производная колебаний температуры дробного порядка рассчитывалась как дифференциал Римана – Лиувилля. Для группы испытуемых рассчитаны корреляции результатов восстановления микрогемодинамики в состоянии покоя в течение 15 минут с использованием модели тепловых волн и производных температуры по времени целого и дробного порядков. Установлено, что использование производной дробного порядка 0.4 обеспечивает наилучшую корреляцию частотных характеристик с соответствующими характеристиками модели тепловых волн. Повышение корреляции сигналов во временной области при использовании производной дробного порядка по сравнению с производной целого порядка обусловлено более корректными амплитудно-частотными и фазо-частотными преобразованиями колебаний температуры, соответствующими процессам затухания и дисперсии тепловых волн в коже. Для более точного восстановления микрогемодинамики с помощью производной температуры кожи предпочтительно использовать производную дробного порядка 0.4



вместо производной целого порядка. Описанный способ может быть использован в качестве методики температурного исследования колебаний кровотока в микрососудах одновременно в нескольких анатомических зонах.

Ключевые слова: фотоплетизмографическая визуализация, фотоплетизмография, термография, модель тепловых волн, микрогемодинамика, гемодинамика, производная, дробная производная, дифференциал

Для цитирования: Сагайдачный А. А., Волков И. Ю., Залетов И. С., Майсков Д. И., Фомин А. В., Антонов А. В., Цой М. О., Скрипаль Ан. В. Восстановление микрогемодинамики на поверхности тела человека с помощью дробной производной колебаний температуры // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2025. Т. 25, вып. 3. С. 316–332. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2025-25-3-316-332>, EDN: MDMFNR

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

Article

Restoration of microhemodynamics on the human body surface using the fractional derivative of temperature oscillations

A. A. Sagaidachnyi[✉], I. Yu. Volkov, I. S. Zaletov, D. I. Mayskov, A. V. Fomin, A. V. Antonov, M. O. Tsoy, An. V. Skripal

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

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

Ivan Yu. Volkov, volkovivan27@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-0506-0606>

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

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>

Andrey V. Antonov, antonovav29012003@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-7710-1577>

Mariya O. Tsoy, dethaos@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4681-6465>

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

Abstract. Background and Objectives: The possibility of restoring microhemodynamics on the human body surface was investigated through the analysis of skin temperature oscillation signals using integer and fractional order derivatives. **Materials and Methods:** Microhemodynamic data were simultaneously recorded via photoplethysmographic imaging and infrared thermography in four regions of the hand. To reconstruct microhemodynamics from temperature data, a previously described thermal wave model, along with integer and fractional order derivatives, were applied. A comparative analysis of the amplitude-frequency and phase-frequency characteristics of these transformations was conducted. The fractional-order derivative of temperature oscillations was calculated as the Riemann – Liouville differintegral. For a group of subjects, correlations were computed between the reconstructed microhemodynamic results during a 15-minute resting state using the thermal wave model and the integer/fractional-order derivatives of temperature. **Results:** It has been established that employing a fractional-order derivative of order 0.4 has yielded the best correlation between the frequency characteristics and those of the thermal wave model. The enhanced temporal-domain signal correlation achieved with the fractional-order derivative, compared to the integer-order derivative, is attributed to more accurate amplitude-frequency and phase-frequency transformations of temperature oscillations. These transformations align with the attenuation and dispersion processes of thermal waves in the skin. **Conclusions:** For precise restoration of microhemodynamics using skin temperature time derivatives, a the fractional-order derivative of 0.4 is preferable over integer-order derivatives. The described method can serve as a thermal-based technique for investigating blood flow oscillations in microvessels across multiple anatomical regions simultaneously.

Keywords: photoplethysmographic imaging, photoplethysmography, thermography, heat wave model, microhemodynamics, hemodynamics, derivative, fractional derivative, differintegral

For citation: Sagaidachnyi A. A., Volkov I. Yu., Zaletov I. S., Mayskov D. I., Fomin A. V., Antonov A. V., Tsoy M. O., Skripal An. V. Restoration of microhemodynamics on the human body surface using the fractional derivative of temperature oscillations. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2025, vol. 25, iss. 3, pp. 316–332 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2025-25-3-316-332>, EDN: MDMFNR

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

Введение

Анализ динамики скорости, объема или перфузии крови в микрососудах находит широкое применение в области исследования функционирования микроциркуляторно-тканевых систем в норме и при патологии [1–6]. Наряду с широко распространенными оптическими методами анализа микрогемодинамики, такими как лазерная доплеровская флоуметрия, фотоплетизмография и динамика контраста спеклов [7–11], развиваются температурные методы исследования кро-

вотока в одномерной [12–16] или двухмерной реализации [17–23]. При этом актуален вопрос о том, насколько данные температурных измерений содержат новую информацию о гемодинамике в микрососудах по сравнению с данными оптических измерений. Это имеет практическое значение для развития температурных методов биомедицинской диагностики нарушений микрогемодинамики при различных патологиях.

Использование двухмерных методов анализа микрогемодинамики обеспечивает возможность контроля динамики кровотока в каждой точке по-



верхности регистрируемого объекта. При этом обнаруживается неоднородность пространственного распределения амплитуд колебаний кровотока, выраженная особо ярко в эндотелиальном, нейрогенном, миогенном и дыхательном диапазонах его регуляции [24–25]. По сравнению с фотометрическими методами анализа микрогемодинамики, современные термографические методы обеспечивают регистрацию сигнала в абсолютных единицах (градусы Цельсия) и возможность измерений без использования внешнего осветителя. Таким образом, задача разработки моделей взаимосвязи колебаний кровотока в микрососудах и колебаний температуры кожи с дальнейшей целью термографического анализа микрогемодинамики является актуальной в области биофизики и биомедицинской диагностики.

Ранее была предложена модель, устанавливающая взаимосвязь между колебаниями кровотока в микрососудах кожи и первой производной колебаний температуры кожи по времени [22, 26, 27]. Цель настоящей работы заключается в определении порядка производной колебаний температуры кожи, обеспечивающего наилучшее восстановление формы колебаний кровотока в микрососудах кожи, и верификации результатов восстановления методом фотоплетизмографической визуализации.

1. Материалы и методы

Наряду с многочисленными моделями, основанными на использовании биотеплового уравнения Пеннса [28, 29], качественные результаты восстановления колебаний кровотока из колебаний температуры кожи дает модель тепловых волн [18, 30], поэтому в данной работе проводится сравнение результатов восстановления формы колебаний кровотока двумя методами: производной температуры по времени различных порядков и моделью тепловых волн. Сравнение экспериментальных и обработанных сигналов проводится для частотного диапазона 0.005–0.1 Гц, соответствующего проявлению колебаний температуры кожи, обусловленных регуляцией кровотока в микрососудах эндотелиального, нейрогенного и миогенного генеза [12, 14, 31]. Колебания температуры с частотой более 0.1 Гц могут быть физиологически обусловлены процессами пототделения [32], поэтому в настоящей работе данный частотный диапазон не рассматривается. Полезно отметить, что наблюдается естественная низкочастотная фильтрация температурного сигнала кожей, которая обеспечивает выделение

составляющих микрогемодинамики в эндотелиальной, нейрогенной, миогенной частотных областях со снижением уровня сигнала до уровня шума в дыхательной и кардиальной областях в диапазоне более 0.1 Гц [31].

Опишем модель тепловых волн, модель с использованием производных по времени целого и дробного порядков, а затем рассмотрим сравнение результатов восстановления микрогемодинамики из температурных данных с экспериментальными данными метода фотоплетизмографической визуализации.

2. Восстановление микрогемодинамики по колебаниям температуры

2.1. Модель тепловых волн

В рамках модели тепловых волн считается, что колебания объемного кровотока и соответствующие колебания температуры наружной поверхности сосудов на уровне глубокого сосудистого сплетения являются причиной формирования пакета тепловых волн в биологической ткани. Поскольку значения частот амплитудной модуляции кровотока лежат в широкой полосе 0.005–2 Гц, то и соответствующий набор тепловых волн также будет являться широкополосным. Пакет тепловых волн распространяется с уровня глубокого сосудистого сплетения преимущественно к поверхности кожи (по направлению, противоположному наибольшему градиенту температуры) в виде совокупности продольных волн, которые распространяются с фазовыми скоростями и коэффициентами затухания, зависящими от частоты волны и коэффициента температуропроводности биоткани. Таким образом, спектральную составляющую колебаний кровотока S_{BF} в момент времени t на частоте f можно выразить через спектральную составляющую колебаний температуры S_T в виде [17, 18, 33–35]:

$$S_{BF}(f, t) = \exp\left(z\sqrt{\frac{\pi f}{\chi}}\right) \cdot S_T(f, t) \cdot \exp\left(j \cdot z\sqrt{\frac{\pi f}{\chi}}\right), \quad (1)$$

где $S_{BF}(f, t)$ и $S_T(f, t)$ – вейвлет преобразование от исходного сигнала колебаний кровотока и колебаний температуры, соответственно; $\chi = \lambda / (c \times \rho)$ – коэффициент температуропроводности кожи; $\sqrt{\frac{\pi f}{\chi}}$ – коэффициент затухания тепловой волны; λ – коэффициент теплопроводности; c – удельная теплоемкость кожи; ρ – плотность кожи; z – толщина кожи; j – мнимая единица. Таким образом, колебания кровотока можно восстановить



с использованием модели тепловых волн, выполняющая прямое вейвлет-преобразование, модификацию спектральных составляющих по формуле (1) и обратное вейвлет-преобразование.

Ранее показана возможность аппаратной реализации такого преобразования [36] и программной визуализации пространственного распределения колебаний кровотока в верхних и нижних конечностях с использованием данных динамической термографии и модели тепловых волн в виде (1) [18]. Адекватность модели тепловых волн экспериментальным данным подтверждена результатами работ независимых групп [23, 37].

2.2. Введение производной дробного порядка

Согласно результатам работ [22, 26, 38] связь между колебаниями температуры кожи и колебаниями кровотока может быть аппроксимирована производной колебаний температуры кожи по времени первого порядка. В соответствии с правилами операционного исчисления и свойствами преобразования Фурье, передаточная функция первой производной по времени H^1 запишется в виде:

$$H^1 = j \cdot 2\pi f = 2\pi f \cdot e^{j \cdot \frac{\pi}{2}}, \quad (2)$$

где f – частота спектральной составляющей сигнала. Первый множитель в правой части выражения (2) представляет собой амплитудно-частотную характеристику (АЧХ) оператора производной первого порядка, второй – его фазо-частотную характеристику (ФЧХ). Изменяя порядок производной, можно отдельно исследовать АЧХ и ФЧХ оператора производной произвольного порядка. В данной работе проводилось сравнение АЧХ и ФЧХ оператора производной целого и дробного порядков, воздействующего на температурный сигнал, с АЧХ и ФЧХ модели тепловых волн (1).

Введем понятие дифференциала [39], использование которого дает возможность вычислять производные как целого, так и дробного порядков и выбирать порядок дифференцирования, наилучшим образом соответствующий экспериментальным данным и модели тепловых волн. Пусть a , t , α действительные константы ($a < t$), $n = \max(0, [\alpha] + 1)$ и $F(t)$ – интегрируемая функция на промежутке (a, t) . Для $n > 0$ эта функция n – раз дифференцируема, за исключением меры порядка 0. Для температурного сигнала $F(t) = T(t)$, дифференциал Римана – Лиувилля на указанном

промежутке запишется в виде:

$$D^\alpha T(t_{\max}) = \frac{1}{\Gamma(n-\alpha)} \frac{d^n}{dt^n} \int_0^{t_{\max}} (t_{\max}-t)^{n-\alpha-1} T(t) dt, \quad (3)$$

где Γ – гамма-функция, α – произвольный порядок производной (в том числе дробный), t_{\max} – текущее время сигнала и верхний предел интегрирования, t – переменная интегрирования, принимающая значения в интервале $[0, t_{\max}]$.

Выражение (3) демонстрирует, что вычисление производной дробного порядка в момент времени t происходит посредством применения операции дифференцирования к интегралу, определенному за предыдущий интервал времени (a, t) , другими словами, выражение (3) учитывает предысторию динамического процесса. Меняя параметр α в выражении (3), можно выбирать дробный или целый порядок производной колебаний температуры кожи и сравнивать результат вычислений с сигналом колебаний кровотока.

2.3. Регистрация колебаний кровотока и температуры кожи

Все измерения проводились в положении испытуемого сидя, в состоянии покоя, в течение 15 мин. Кисть фиксировалась на столе, покрытом слоем пенопласта. Температура окружающей среды поддерживалась на уровне $24 \pm 0.5^\circ\text{C}$, влажность на уровне $45 \pm 5\%$. В помещении отсутствовали форсированные конвекционные потоки и нагревательные приборы, напрямую воздействующие на кожу испытуемых. В качестве зон интереса были выбраны дистальная, средняя и проксимальная фаланги ладонной поверхности кисти, а также дополнительная зона на ладони. В исследовании приняло участие 10 добровольцев в возрасте 21–36 лет (6 мужчин и 4 женщины) без диагностированных сердечно-сосудистых патологий.

Температура кожи регистрировалась с помощью охлаждаемого тепловизора SC 3000 (Швеция, FLIR) с температурной чувствительностью 0.02°C , со скоростью 2 кадра в секунду. Колебания кожного кровотока регистрировались методом фотоплетизмографической визуализации с помощью монохромной камеры asA2000-165umNIR (Basler, Германия), работающей в видимом и ближнем инфракрасном диапазонах с частотой 50 кадров в секунду. Объект измерения освещался с помощью кольцевого осветителя со светодиодами, имеющими центральную длину волны излучения 530 нм (зеленый). Поля зрения тепловизора и камеры совмещались таким



образом, чтобы зарегистрировать одну и ту же область поверхности исследуемого объекта.

3. Результаты и их обсуждение

Модель тепловых волн выбрана в качестве эталонной. Определение порядка производной колебаний температуры кожи, обеспечивающего наилучшее восстановление формы колебаний кровотока в микрососудах кожи, проводилось путем сравнения амплитудно-частотной и фазо-частотной характеристик оператора производной с соответствующими характеристиками модели тепловых волн.

3.1. Определение оптимальной амплитудно-частотной характеристики оператора производной

Для определения оптимальной амплитудно-частотной характеристики оператора производной строилась зависимость коэффициента корреляции Пирсона амплитудно-частотных характеристик при использовании модели тепловых волн (МТВ) и оператора производной различного порядка (рис. 1).

График показывает, что максимальная корреляция АЧХ достигается при дробном порядке производной, равном 0.4.

Сравним частотные зависимости амплитуды спектральных составляющих (затухание) при использовании модели тепловых волн (1) и модели на основе производных целого и дробного порядка n (коэффициенты линейного масштабирования 0.1 и 0.05, соответственно) (рис. 2).

В данном случае затухание спектральных составляющих в случае модели тепловых волн определялось первым множителем правой части формулы (1), а в случае модели на основе производной – первым множителем правой части формулы (2), возведенным в степень, соответствующую используемому порядку производной.

Из рис. 2 видно, что наклон АЧХ при дробном порядке производной 0.4 в диапазоне частот 0.005–0.1 Гц, соответствующем проявлению эндотелиального, нейрогенного и миогенного механизмов регуляции кровотока, действительно демонстрирует наилучшее соответствие АЧХ модели тепловых волн, что согласуется с данными рис. 1.

3.2. Определение запаздывания, вносимого оператором производной

Сравним фазо-частотные характеристики модели тепловых волн и оператора производных порядка 1 и порядка 0.4. Определим запаздывание фазы (Lag), которое компенсирует производная порядка 0.4 по сравнению с порядком 1, относительно запаздывания в модели тепловых волн (1). Запаздывание при использовании модели тепловых волн определялось по соотношению $Lag = z/2\sqrt{\pi\chi f}$, полученное как аргумент экспоненты во втором множителе правой части уравнения (1), выраженный в секундах. В модели с использованием производных порядка n запаздывание определялось в виде $Lag = (1/(4f))^n$, также выраженное в секундах.

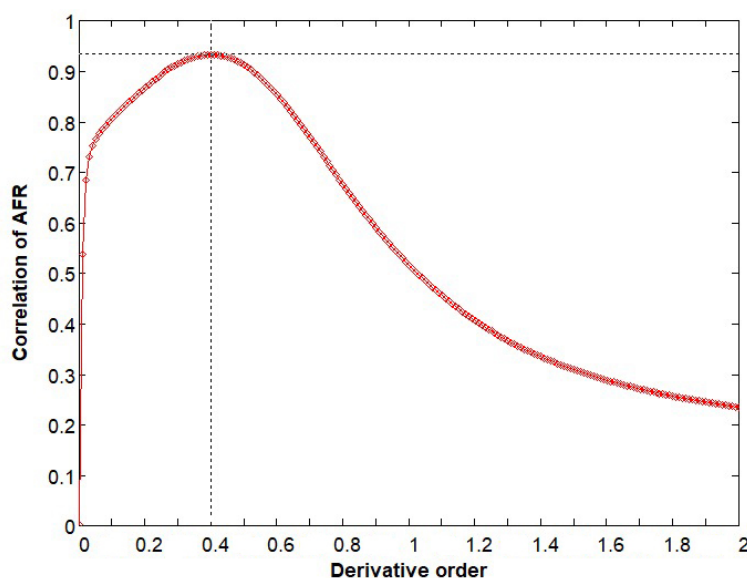


Рис. 1. Корреляция амплитудно-частотных характеристик для модели тепловых волн и оператора производной различного порядка

Fig. 1. Correlation of amplitude-frequency response AFR for the heat wave model and derivative operator of different orders

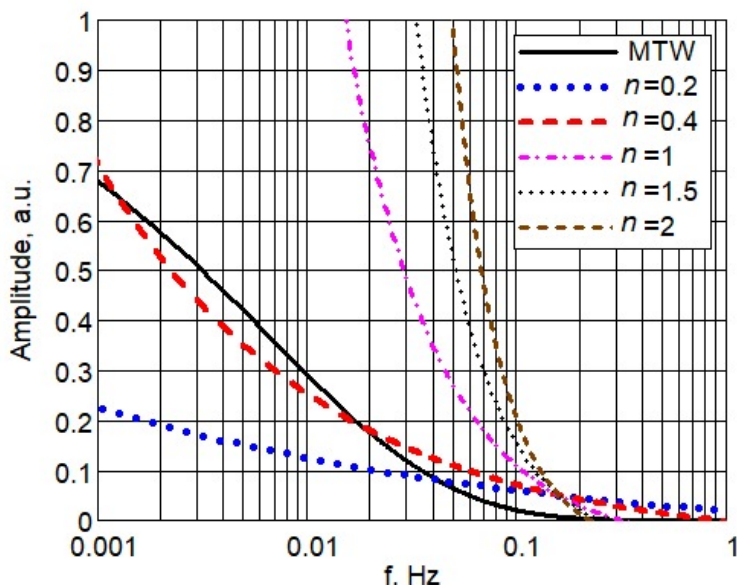


Рис. 2. Частотная зависимость амплитуды спектральных составляющих при использовании модели тепловых волн (MTW) (сплошная линия) и модели на основе производных целого и дробного порядков (штриховые, штрихпунктирные и точечные линии), n – порядок производных (цвет онлайн)

Fig. 2. Frequency dependence of the amplitude of spectral components using the model of thermal waves (MTW) (solid line) and the model based on integer and fractional derivatives (dashed, dash-dotted and dotted lines), n is the order of derivatives (color online)

Полученные результаты отражает рис. 3. Дисперсия разности времени запаздывания в диапазоне частот (0.005–0.1 Гц) при использовании модели тепловых волн и производной 1-го по-

рядка имела значение 13.8, а среднее квадратичное отклонение (СКО) – 3.7; при использовании же производной порядка 0.4 названные статистические характеристики характеризова-

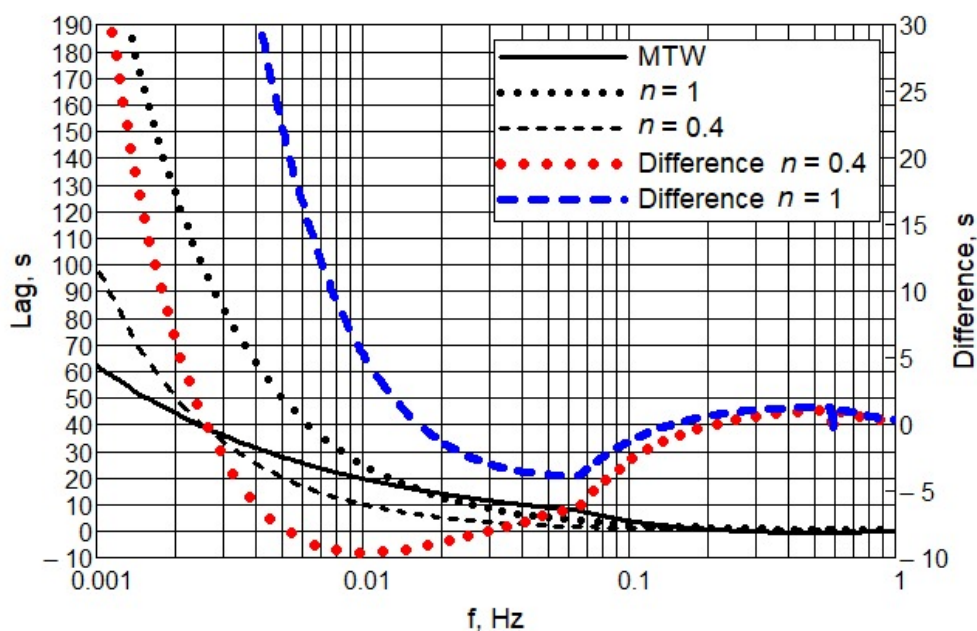


Рис. 3. Сравнение времени запаздывания спектральных составляющих колебаний температуры (Lag) при использовании модели тепловых волн (сплошная линия), производной 1-го порядка (точечная линия) и модели с производной дробного порядка 0.4 (штриховая линия), шкала слева. Соответствующие разности времен запаздывания (Difference) – на шкале справа при использовании модели тепловых волн и производных порядка 1 и 0.4 (жирная, точечная и штриховая линии соответственно). Излом на кривых в области 0.06–0.07 Гц обусловлен разворачиванием фазы (цвет онлайн)

Fig. 3. Comparison of the time delays (Lag) of the spectral components of temperature oscillations by using the thermal wave model (solid line) and the model with the 1st-order derivative and the fractional-order derivative of 0.4 (dotted and dashed lines, respectively, left scale), as well as the corresponding time delay differences (scale Difference) when using the thermal wave model with derivatives of order 1 and 0.4 (bold dotted and dashed lines, respectively, right scale). The kink in the curves in the 0.06–0.07 Hz region is due to phase unwrapping (color online)

лись значениями 5.8 и 2.4 соответственно. Это свидетельствует о преимуществе использования порядка производной порядка 0.4 по сравнению с целочисленным порядком 1. Среднее время запаздывания при использовании производной дробного порядка 0.4 составляет 6.1 с.

Из приведенных данных (см. рис. 1–3) следует, что для преобразования колебаний температуры на поверхности кожи в колебания объемного кровотока вместо производной целого порядка 1 целесообразно использовать производную дробного порядка 0.4 с добавлением постоянного сдвига сигнала на время 6.1 с.

С учетом упрощения модели Шитцера [40], выводов работы [26], полученных результатов определения оптимальных АЧХ и ФЧХ для оператора производной и определения дробной производной в виде (3) выражение, аппроксимирующее связь колебаний кровотока $BF(t)$ и колебаний температуры кожи $T(t)$, может быть записано в виде:

$$BF(t - \Delta t) \approx \bar{C}_1 \cdot \frac{1}{\Gamma(n - \alpha)} \times \frac{d^n}{dt^n} \int_0^{t_{\max}} (t_{\max} - t)^{n - \alpha - 1} T(t) dt - \bar{C}_2, \quad (4)$$

$$C_1(t) = \frac{\rho \cdot c_s \cdot V}{\rho_b \cdot c_b \cdot (T_b - T(t))},$$

$$C_2(t) = \frac{H_{air} \cdot S \cdot (T(t) - T_{air})}{\rho_b \cdot c_b \cdot (T_b - T(t))},$$

где порядок производной $\alpha = 0.4$ (см. рис. 1), постоянное время смещения колебаний кровотока $\Delta t = 6.1$ с, ρ – плотность ткани (1057 кг/м^3), ρ_b – плотность крови (1069 кг/м^3), c_s – удельная теплоемкость биоткани (3780 Дж/К кг), c_b – удельная теплоемкость крови (3650 Дж/К кг), D – диаметр пальца ($0.011\text{--}0.016 \text{ м}$), S – площадь пальца ($4.02 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$), T_b – температура крови, T_{air} – температура воздуха, $T(t)$ – температура поверхности кожи, V – объем пальца ($1.072 \times 10^{-6} \text{ м}^3$), BF – объемный кровоток ($\text{м}^3/\text{с}$), H_{air} – коэффициент, учитывающий конвективную и радиационную теплоотдачу в воздух ($6 \text{ Вт/м}^2 \cdot \text{К}$), значения констант \bar{C}_1 и \bar{C}_2 определяются путем подстановки значений температуры $T(t)$ в выражения $C_1(t)$ и $C_2(t)$ в каждый момент времени и вычисления их среднего арифметического за все время измерений.

3.3. Сравнение расчетных и экспериментальных данных

На рис. 4 приведены данные, полученные методами динамической инфракрасной термографии и фотоплетизмографической визуализации (ФПГ, iPPG – imaging photoplethysmography) и используемые для анализа микрогемодинамики (а и б), а также соответствующие сигналы, снятые в 4-х различных зонах (в, г). Температурные измерения (рис. 1, в) осуществлялись путем обработки динамических термограмм, выделения 4-х зон интереса (ROI – region of interest) на поверхности кисти и усреднения значений температур внутри каждой зоны интереса (рис. 4, а и в). Измерения микрогемодинамики (iPPG)

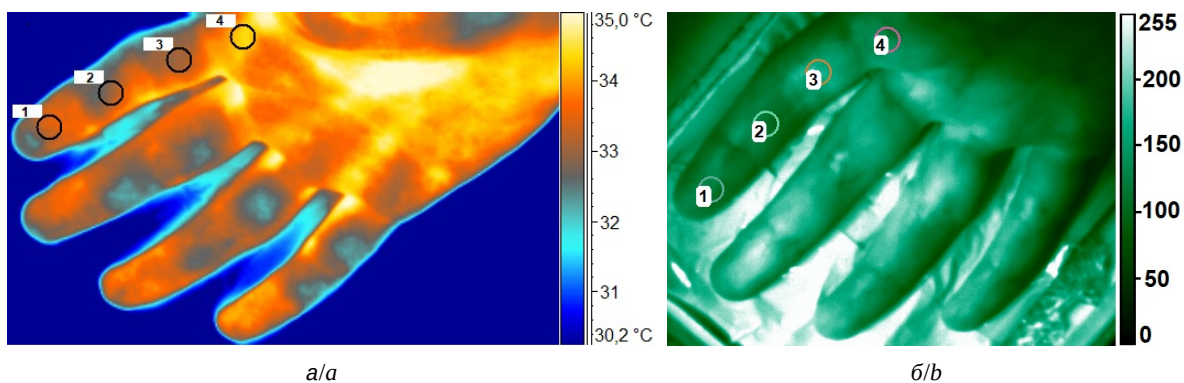


Рис. 4. Экспериментальные сигналы микрогемодинамики, регистрируемые методом фотоплетизмографической визуализации (iPPG), и колебаний температуры T кожи в области кисти, регистрируемые методом термографии: термограмма кисти (а); фотоплетизмографический снимок кисти (градиентная палитра яркости, масштабированная в диапазоне (0, 255)) (б); колебания температуры кожи в 4-х зонах (ROI-region of interest) (в); микрогемодинамика в соответствующих 4-х зонах (г); увеличенный участок фотоплетизмограммы в зоне 1 (шкала слева) и разложение сигнала на медленно изменяющуюся ДС и пульсирующую компоненту АС (шкала справа, единицы измерения шкал справа и слева совпадают) (д) (цвет онлайн)

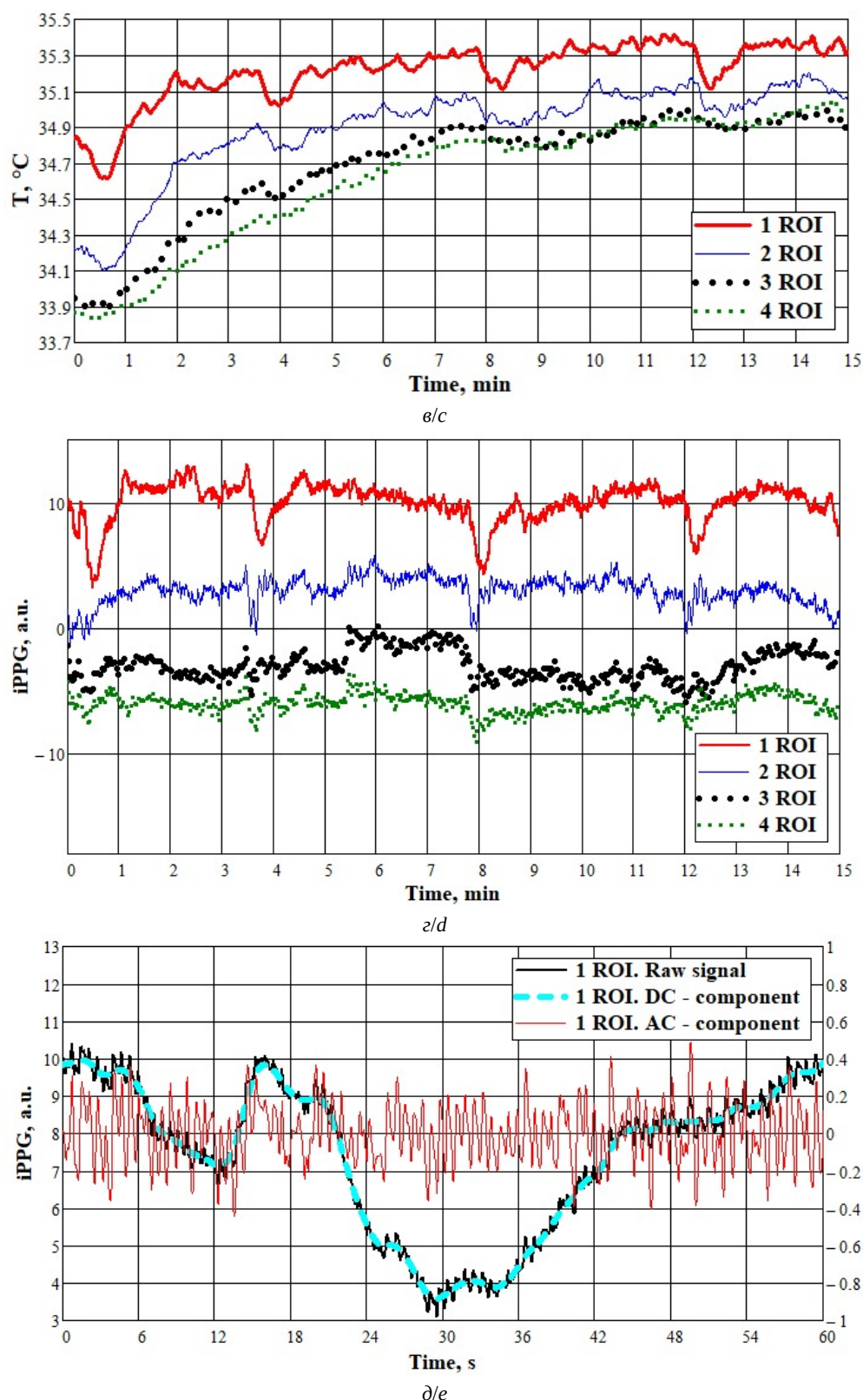


Fig. 4. Experimental signals of microhemodynamics recorded using imaging photoplethysmography (iPPG) and skin temperature fluctuations T in the hand region recorded using thermography: hand thermogram (a); photoplethysmographic image of the hand (gradient brightness palette was used, scaled in the range (0, 255)) (b); skin temperature fluctuations in 4 regions of interest (ROIs) (c); microhemodynamics in the corresponding 4 ROIs (d); an enlarged segment of the photoplethysmogram in ROI 1 (left scale) and decomposition of the signal into slowly varying DC and pulsatile AC components (right scale, units of the left and right scales are the same) (e) (color online)



(рис. 4, з) осуществлялись посредством обработки фотоплетизмографических кадров в 4-х зонах интереса (рис. 4, б). Сигналы (рис. 4, з) также усреднялись в пределах каждой зоны в каждый момент времени.

К температурным и ФПГ сигналам применялся Фурье-фильтр (прямоугольное окно), выделяющий спектральные компоненты в полосе частот 0.005–0.1 Гц. При этом метод фотоплетизмографического анализа гемодинамики дает возможность изучать как медленно, так и быстро изменяющуюся компоненту колебаний кровотока. На рис. 4, д приведен исходный фотоплетизмографический сигнал 1-й зоны и его разложение на медленно изменяющуюся (DC) и быстроизменяющуюся пульсирующую (AC) компоненты. Разложение на AC и DC компоненты осуществлялось путем вычитания из исходного сигнала сглаженной версии того же сигнала с использованием ядра Гаусса (например, функция `ksmooth` программы MathCad) и временным окном 1.5 с. Разностный сигнал представлял собой AC компоненту, сглаженный сигнал – DC компоненту.

На рис. 5 приведены результаты восстановления микрогемодинамики из температурных данных с помощью модели тепловых волн (BF_T) в сравнении с фотоплетизмографическими данными (BF – blood flow), отфильтрованными в диапазоне 0.005–0.1 Гц. Данные представлены для зон, соответствующих рис. 4: для дистальной фаланги (рис. 5, а) и отдельно для средней и проксимальной фаланг, а также зоны на ладони (рис. 5, б).

Видно, что применение модели тепловых волн к температурным данным во всех 4-х зонах интереса дает возможность преобразовать сигналы таким образом, что их форма хорошо коррелирует с фотоплетизмографическими сигналами, характеризующими микрогемодинамику.

Графическое сравнение восстановленных данных по микрогемодинамике путем обработки температурного сигнала с помощью модели тепловых волн (1) и с помощью вычисления производных температуры целого порядка 1 и дробного порядка 0.4 (см. (3)) представлено на рис. 6.

Пример на рис. 7 демонстрирует восстановление микрогемодинамики из фотоплетизмографического сигнала при проведении 2-минутной плечевой окклюзии [41] с помощью модели тепловых волн, производной температуры по времени порядка 1 и порядка 0.4.

Из рис. 6, а и 7 видно, что, по сравнению с целым порядком производной, дробный порядок производной 0.4 обеспечивает более близкое соответствие формы преобразованного сигнала с сигналом, восстановленным с использованием модели тепловых волн.

Обобщенные статистические данные (коэффициент корреляции и среднеквадратичное отклонение) в состоянии покоя для группы здоровых испытуемых, находившихся в состоянии покоя, представлены в таблице. Они показывают, что применение производной дробного порядка 0.4 по сравнению с использованием производной первого порядка приводит к повышению корреляции преобразованного сигнала колебаний температуры с колебаниями кровотока, восстановленными с помощью модели тепловых волн (перед вычислением корреляции выполнялось удаление линейного тренда из всех сигналов).

3.4. Анализ результатов

Использование модели тепловых волн для преобразования колебаний температуры кожи в колебания кровотока обеспечивает как компенсацию затухания, так и запаздывания тепловой волны, генерируемой гемодинамическим процессом в кровеносных сосудах. Как показывают частотные характеристики на рис. 2 и 3, применение оператора производной первого порядка приводит к характеру компенсации амплитудных и фазовых изменений температурного сигнала, отличному от такового в модели тепловых волн. А именно, АЧХ обеспечивает избыточное усиление высокочастотной части колебаний температуры (см. рис. 6, а), ФЧХ вносит избыточное смещение по фазе в низкочастотной области (менее 0.02 Гц) и недостаточное смещение в более высокочастотной области (см. рис 3).

Введение производной дробного порядка (согласно (3) и (4)) дает возможность настраивать АЧХ и ФЧХ преобразования с помощью изменения порядка производной. Как демонстрируют данные таблицы для восстановления микрогемодинамики из температурных данных использование производной порядка 0.4 имеет преимущества по сравнению с производной первого порядка. Повышение корреляции при использовании дробной производной происходит за счет перераспределения мощности сигнала в направлении от высоких частот к низким. При этом необходимо отметить, что настройка даже дробного порядка производной не обеспечивает

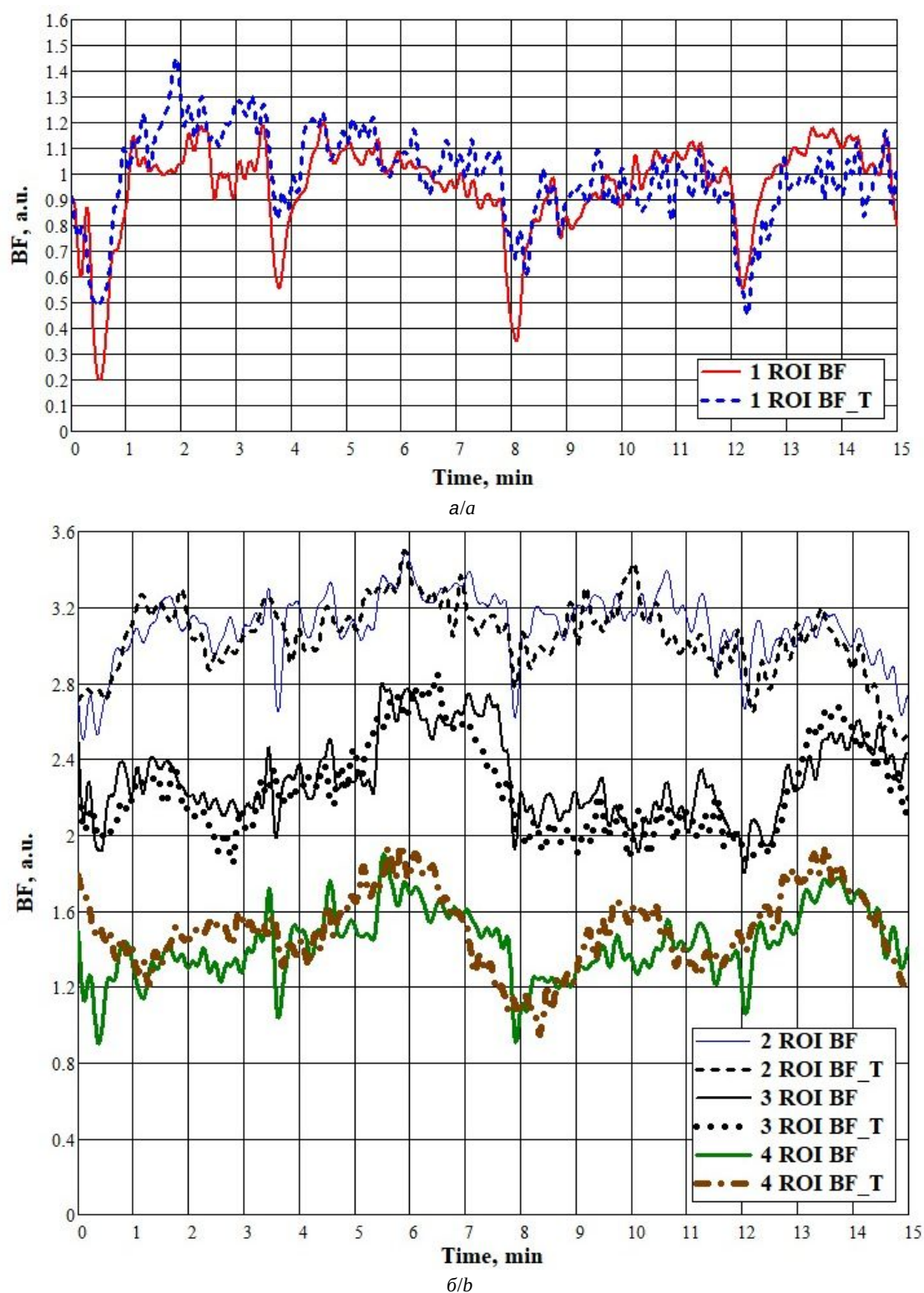


Рис. 5. Сравнение сигналов, полученных методом ФПГ-визуализации (BF) в 4-х зонах (см. рис. 4, а, б) и сигналов, восстановленных из тепловизионных данных с помощью модели тепловых волн (BF_T): зона 1 (а); зоны 2, 3, 4 (б) (для устранения пересечений к сигналам добавлено постоянное смещение)

Fig. 5. Comparison of signals obtained by the PPG visualization method (BF) in 4 zones (see Fig. 4, a, b) and signals reconstructed from thermal imaging data using the heat wave model (BF_T): zone 1 (a), zones 2, 3, 4 (b) (to eliminate intersections, a constant offset was added to the signals)

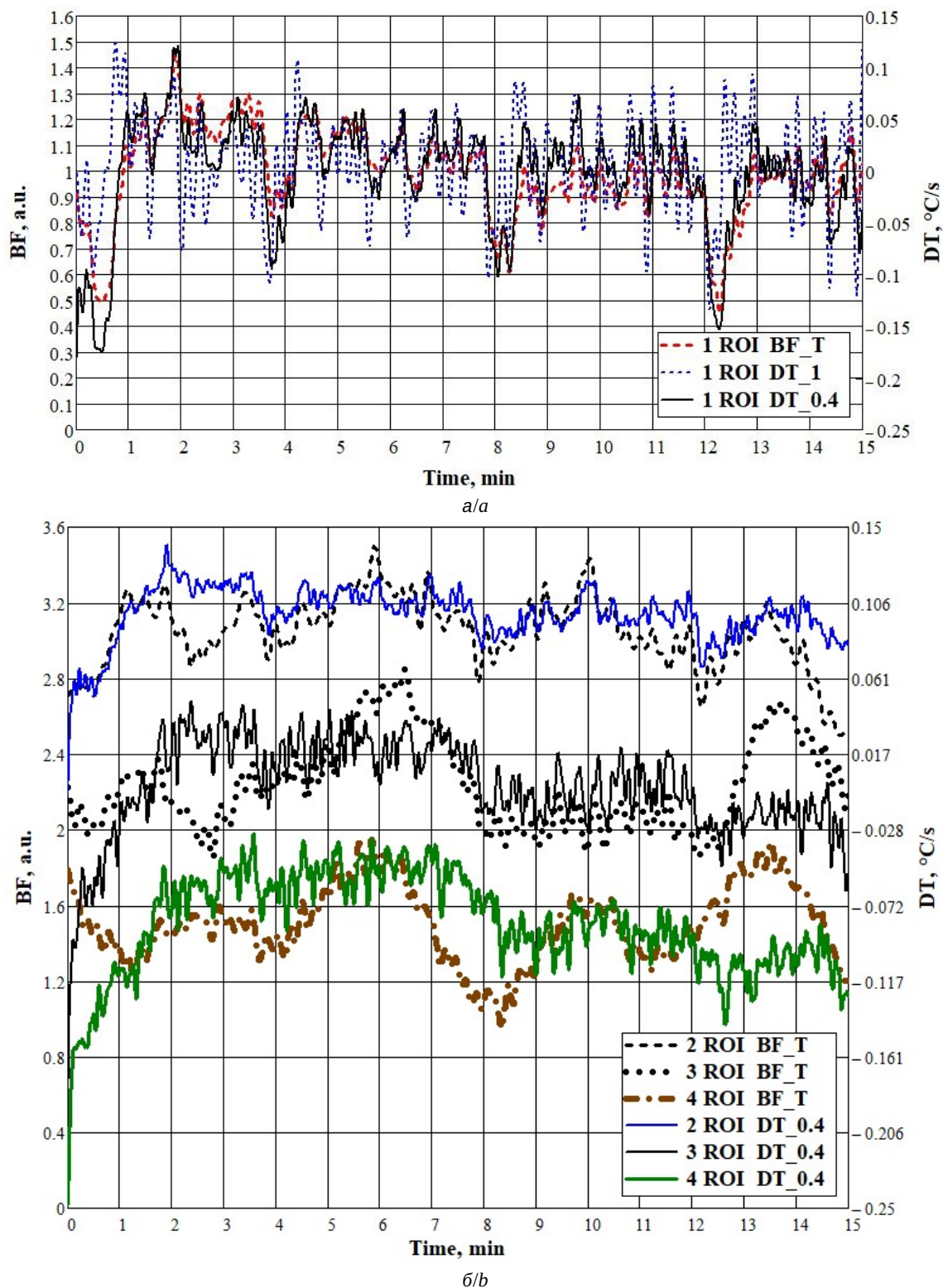


Рис. 6. Сравнение сигналов, полученных в 4-х зонах методом ФПГ-визуализации (BF) (шкала слева) с сигналами, восстановленными из тепловизионных данных с помощью модели тепловых волн (BF_T) (шкала слева), производной по времени первого порядка (DT_1) и дробного порядка 0.4 (DT_0.4) (шкала справа): зона 1 (а); зоны 2, 3, 4 (б) (цвет онлайн)

Fig. 6. Comparison of signals obtained in 4 regions using PPG imaging (BF) (left scale) with signals reconstructed from thermal imaging data using the thermal wave model (BF_T) (left scale), first-order time derivative (DT_1), and fractional-order derivative of 0.4 (DT_0.4) (right scale): region 1 (a); regions 2, 3, 4 (b) (color online)

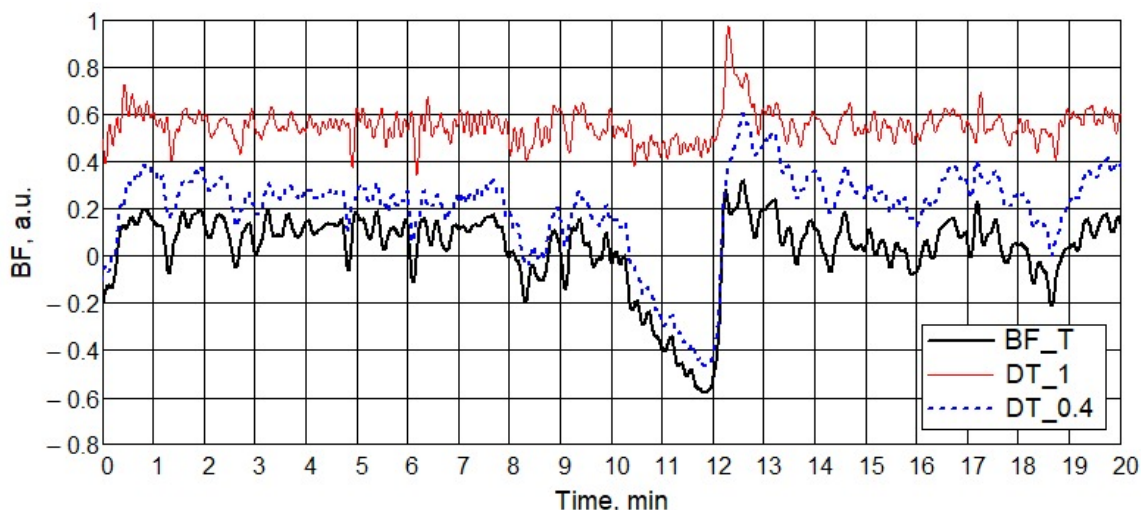


Рис. 7. Пример восстановления микрогемодинамики из фотоплетизмографического сигнала с помощью модели тепловых волн (BF_T), производной 1-го порядка (DT_1) и производной порядка 0.4 (DT_0.4) (для лучшей видимости к производным добавлено постоянное смещение амплитуды) (цвет лндайн)

Fig. 7. Example of microhemodynamics reconstruction from a photoplethysmographic signal using the thermal wave model (BF_T), first-order derivative (DT_1), and fractional-order derivative of 0.4 (DT_0.4) (a constant amplitude offset was added to the derivatives for better visibility) (color online)

Пространственное распределение корреляции Пирсона временных реализаций обработанного фотоплетизмографического сигнала (BF) и температурного сигнала, преобразованного в колебания кровотока с использованием модели тепловых волн (BF_T), производных температуры по времени 1-го порядка и порядка 0.4. Данные приведены для формата среднее значение \pm среднеквадратичное отклонение

Table. Spatial distribution of Pearson correlation between time series of processed photoplethysmographic signal (BF) and temperature signal converted to blood flow oscillations using: thermal wave model (BF_T), first-order and 0.4-order temperature time derivatives. Data are presented as mean \pm standard deviation

Сравниваемые модели преобразования температурного сигнала / Compared models of temperature signal conversion	Коэффициент корреляции, среднеквадратичное отклонение / Correlation coefficient, Standard deviation				
	Зона 1 / Region 1	Зона 2 / Region 2	Зона 3 / Region 3	Зона 4 / Region 4	Среднее / Mean
Модель тепловых волн / Thermal wave model	0.72 \pm 0.09	0.67 \pm 0.1	0.61 \pm 0.12	0.55 \pm 0.14	0.64
Преобразование с дифференцированием целого (1-го) порядка / Conversation with the 1st order derivative	0.46 \pm 0.15	0.31 \pm 0.16	0.25 \pm 0.15	0.16 \pm 0.1	0.29
Дробное дифференцирование порядка 0.4 / Conversation with derivative of order 0.4	0.81 \pm 0.09	0.73 \pm 0.15	0.54 \pm 0.16	0.45 \pm 0.18	0.63

качественную аппроксимацию АЧХ и ФЧХ, описывающих модель тепловых волн (см. рис. 2 и 3).

Использование метода фотоплетизмографической визуализации одновременно с методом инфракрасной динамической термографии обеспечило возможность сопоставление исследуемых сигналов в различных зонах объекта. Рис. 4 показывает отличия в сигналах в зависимости от зоны интереса, располагающейся на какой-либо фаланге пальца или участке ладони. Таблица демонстрирует максимальные значения корреляций на дистальной фаланге и постепенное ее снижение в проксимальном направлении к ладони. Последнее можно объяснить более высоким

соотношением сигнал/шум в области дистальной фаланги вследствие более высокой плотности сосудистой сети, наличия артериоло-венулярных анастомозов, иннервируемых симпатическими нервными волокнами, и более значимой роли данной области в терморегуляции.

В данной работе проведено сравнение моделей на сигналах, полученных в состоянии покоя в течение 15 мин. Пример на рис. 7 показывает, что и в процессе проведения окклюзионной пробы форма сигнала в модели тепловых волн также лучше совпадает с сигналом преобразованным с помощью производной порядка 0.4, чем с производной порядка 1. При этом стоит отметить,



что настройка амплитудно-частотных и фазо-частотных соотношений оператора производной ограничена возможностью использования целой или дробной степени в выражении (2). Степень 0.4 близка к степени 0.5, что равносильно использованию АЧХ пропорциональной корню от частоты сигнала. В этом случае оператор производной становится зависим от корня частоты сигнала также, как и функции, входящие в модель тепловых волн (см. выражение (1)). Этим можно объяснить рост корреляции, демонстрируемый в таблице при переходе к использованию производной дробного порядка.

Заключение

В работе показана возможность восстановления микрогемодинамики на поверхности тела человека с помощью дробной производной колебаний температуры кожи. Выбор дробного порядка производной 0.4 имеет преимущество по сравнению с использованием производной по времени первого порядка, выражающееся в повышении корреляции восстановленного сигнала с результатом применения модели тепловых волн. Рост корреляции объясняется главным образом перераспределением мощности колебаний из высокочастотной в низкочастотную область при выборе дробного порядка производной. Использование дробной производной дает возможность восстановить микрогемодинамику посредством математических преобразований температурного сигнала во временной области, в то время как использование модели температурных волн подразумевает выполнение прямого и обратного вейвлет-преобразования, а также манипуляцию с амплитудами и фазами отдельных спектральных составляющих, т. е. преобразования в частотной области. При этом дробная производная и применение модели тепловых волн приводят к неидентичным преобразованиям температурных колебаний в частотной области. Использование температурных данных за счет естественной низкочастотной фильтрации кожей обеспечивает выделение составляющих микрогемодинамики в эндотелиальной, нейрогенной, миогенной частотных областях со снижением уровня сигнала до уровня шума в дыхательной и кардиальной областях. Применение описанной методики может быть актуально в области температурного исследования нормальных параметров колебаний кровотока в микрососудах, а также отклонений от них, регистрируемых одновременно в нескольких анатомических зонах.

Список литературы

1. Танканаг А. В., Тихонова И. В., Гусева И. Е., Гриневич А. А. Влияние ортостаза на регуляцию микрогемодинамики кожи верхних и нижних конечностей при сахарном диабете 2 типа // Микроциркуляция и гемореология: XIV международная конференция по микроциркуляции и гемореологии : материалы международной научной конференции (Ярославль, 10–11 июля 2023 г.) / под ред. А. В. Муравьева. Ярославль : РИО ЯГПУ, 2023. С. 99.
2. Фролов А. В., Локтионова Ю. И., Жарких Е. В., Сидоров В. В., Танканаг А. В., Дунаев А. В. Реакция микроциркуляции крови в коже различных участков тела при выполнении дыхательных упражнений йоги // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2023. Т. 22, № 1 (85). С. 72–84. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2023-22-1-72-84>
3. Жарких Е. В., Маковик И. Н., Потапова, Е. В. Дрёмин, В. В., Жеребцов Е. А., Жеребцова А. И., Дунаев А. В., Сидоров В. В., Крупаткин А. И. Оптическая неинвазивная диагностика функционального состояния микроциркуляторного русла пациентов с нарушением периферической микрогемодинамики // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2018. Т. 17, № 3 (67). С. 23–32. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2018-17-3-23-32>
4. Глазков А. А., Глазкова П. А., Куликов Д. А., Рогаткин Д. А. Влияние гендерных различий на параметры микрогемодинамики кожи, оцененные в ходе тепловой и окклюзионной проб // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2022. Т. 21, № 4 (84). С. 33–41. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2022-21-4-33-41>
5. Дунаев А. В. Метод оценки адаптивных изменений в микроциркуляторно-тканевых системах организма человека // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. 2020. № 3 (384). С. 88–89. <https://doi.org/10.33979/2073-7408-2020-342-4-1-88-99>
6. Михайлова М. А., Федорович А. А., Горшков А. Ю., Королев А. И., Дадаева В. А., Жарких Е. В., Локтионова Ю. И., Дунаев А. В., Сидоров В. В., Драпкина О. М. Сравнительная оценка параметров лазерной доплеровской флоуметрии кожи здоровых лиц при использовании аппаратов различной модификации // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2023. Т. 22, № 3 (87). С. 41–50. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2023-22-3-41-50>
7. Mizeva I., Dremine V., Potapova E., Zharebtsov E., Kozlov I., Dunaev A. Wavelet analysis of the temporal dynamics of the laser speckle contrast in human skin // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2019. Vol. 67, iss. 7. P. 1882–1889. <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2950323>
8. Mizeva I., Potapova E., Dremine V., Kozlov I., Dunaev A. Spatial heterogeneity of cutaneous blood flow respiratory-related oscillations quantified via laser speckle contrast imaging // PLoS ONE. 2021. Vol. 16, no. 5. Art. e0252296. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0252296>
9. Potapova E. V., Seryogina E. S., Dremine V. V., Stavtsev D. D., Kozlov I. O., Zharebtsov E. A.,



- Mamoshin A. V., Ivanov Yu. V., Dunaev A. V. Laser speckle contrast imaging of blood microcirculation in pancreatic tissues during laparoscopic interventions // *Quantum Electronics*. 2020. Vol. 50, № 1. P. 33–40. <https://doi.org/10.1070/QEL17207>
10. Cracowski J. L., Roustit M. Human skin microcirculation // *Comprehensive Physiology*. 2020. Vol. 10, iss. 3. P. 1105–1154. <https://doi.org/10.1002/cphy.c190008>
11. Волков И. Ю., Сагайдачный А. А., Фомин А. В. Фото-плетизмографическая визуализация гемодинамики и двухмерная оксиметрия // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия : Физика*. 2022. Т. 22, вып. 1. С. 15–45. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45>
12. Подтаев С. Ю., Попов А. В., Морозов М. К., Фрик П. Г. Исследование микроциркуляции крови с помощью вейвлет-анализа колебаний температуры кожи // *Регионарное кровообращение и микроциркуляция*. 2009. Т. 8, № 3 (31). С. 14–20. EDN: MUNGCV
13. Подтаев С. Ю., Мизева И. А., Смирнова Е. Н. Диагностика функционального состояния микроциркуляции на основе термометрии высокого разрешения // *Вестник Пермского федерального исследовательского центра УРО РАН*. 2012. № 3–4. С. 11–20. EDN: PZYRYT
14. Frick P., Mizeva I., Podtaev S. Skin temperature variations as a tracer of microvessel tone // *Biomedical Signal Processing and Control*. 2015. Vol. 21. P. 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.04.014>
15. Shusterman V., Anderson K. P., Barnea O. Spontaneous skin temperature oscillations in normal human subjects // *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 1997. Vol. 273, iss. 3, pt. 2. P. R1173–R1181. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.1997.273.3.R1173>
16. Ley O., Deshpande C. V. Comparison of two mathematical models for the study of vascular reactivity // *Computers in Biology and Medicine*. 2009. Vol. 39, iss. 7. P. 579–589. <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2008.12.003>
17. Sagaidachnyi A. A., Skripal A. V., Fomin A. V., Usanov D. A. Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography-measured blood flow in fingertips // *Physiological Measurement*. 2014. Vol. 35, № 2. P. 153–156. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/153>
18. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Usanov D. A., Skripal A. V. Thermography-based blood flow imaging in human skin of the hands and feet: A spectral filtering approach // *Physiological Measurement*. 2017. Vol. 38, № 2. P. 272–288. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aa4eaf>
19. Sagaidachnyi A., Fomin A., Usanov D., Skripal A. Real-time technique for conversion of skin temperature into skin blood flow: Human skin as a low-pass filter for thermal waves // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 22, № 12. P. 1009–1019. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1615058>
20. Fujimasa I., Chinzei T., Saito I. Converting far infrared image information to other physiological data // *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2000. Vol. 19, iss. 3. P. 71–76. <https://doi.org/10.1109/51.844383>
21. Merla A., Di Donato L., Romani G. L., Proietti M., Salsano F. Comparison of thermal infrared and laser doppler imaging in the assessment of cutaneous tissue perfusion in scleroderma patients and healthy controls // *International Journal of Immunopathology and Pharmacology*. 2008. Vol. 21, iss. 3. P. 679–686. <https://doi.org/10.1177/039463200802100322>
22. Gorbach A. M., Wang H., Wiedenbeck B., Liu W., Smith P. D., Elster E. Functional assessment of hand vasculature using infrared and laser speckle imaging // *Proceedings of SPIE*. 2009. Vol. 7169. Art. 716919. <https://doi.org/10.1117/12.809589>
23. Tang Y., Xu F., Lei P., Li G., Tan Z. Spectral analysis of laser speckle contrast imaging and infrared thermography to assess skin microvascular reactive hyperemia // *Skin Research and Technology*. 2023. Vol. 29, № 4. Art. e13308. <https://doi.org/10.1111/srt.13308>
24. Сагайдачный А. А., Волков И. Ю., Цой М. О., Фомин А. В., Майсков Д. И., Антонов А. В., Залетов И. С., Скрипаль А. В. Оценка пространственно-временной неоднородности двухмерных изображений на примере фотоплетизмографической визуализации гемодинамики // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия : Физика*. 2023. Т. 23, вып. 2. С. 128–140. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2023-23-2-128-140>
25. Procka P., Celovska D., Smondrk M., Borik S. Correlation Mapping of Perfusion Patterns in Cutaneous Tissue // *Applied Sciences*. 2022. Vol. 12, № 15. Art. 7658. <https://doi.org/10.3390/app12157658>
26. Сагайдачный А. А., Усанов Д. А., Скрипаль А. В., Фомин А. В. Электротепловая аналогия свойств кожи и фильтра низких частот: взаимосвязь колебаний температуры и кожного кровотока в области конечностей // *Математическая биология и биоинформатика*. 2014. Т. 9, вып. 2. С. 309–318. <https://doi.org/10.17537/2014.9.309>
27. Сагайдачный А. А., Фомин А. В. Анализ временной производной температурной реакции пальцев рук на плечевую окклюзию и ее взаимосвязь с параметрами гемодинамики // *Регионарное кровообращение и микроциркуляция*. 2017. Т. 16, № 3 (63). С. 31–40. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2017-16-3-31-40>
28. Жмакин А. И. Теплопроводность за пределами закона Фурье // *Журнал технической физики*. 2021. Т. 91, № 1. С. 5–25. <https://doi.org/10.21883/JTF.2021.01.50267.207-20>
29. Hristov J. Bio-heat models revisited: Concepts, derivations, nondimensionalization and fractionalization approaches // *Frontiers in Physics*. 2019. Vol. 7. Art. 189. <https://doi.org/10.3389/fphy.2019.00189>
30. Tang Y., Mizeva I., He Y. A modeling study on the influence of blood flow regulation on skin temperature pulsations // *Proceedings of SPIE*. 2017. Vol. 10337. Art. 1033716. <https://doi.org/10.1117/12.2267952>



31. Сагайдачный А. А., Фомин А. В., Волков И. Ю. Предельные возможности современных тепловизоров как инструмента для исследования колебаний периферического кровотока человека в различных диапазонах частот // Медицинская физика. 2016. № 4 (72). С. 84–93. EDN: XCFWYD
32. Sagaidachnyi A., Mayskov D., Fomin A., Zaletov I., Skripal A. Separate extraction of human eccrine sweat gland activity and peripheral hemodynamics from high- and low-quality thermal imaging data // Journal of Thermal Biology. 2022. Vol. 110. Art. 103351. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2022.103351>
33. Сагайдачный А. А., Усанов Д. А., Скрипаль А. В., Фомин А. В. Метод тепловизионной визуализации колебаний кожного кровотока в конечностях: модификация спектральных составляющих // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2015. № 1 (53). С. 46–52. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2015-14-1-46-52>
34. Сагайдачный А. А., Скрипаль А. В., Фомин А. В., Усанов Д. А. Методика восстановления фотоплетизмограммы в диапазоне эндотелиальных и нейрогенных колебаний по результатам измерений температуры пальцев рук // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2013. № 3 (47). С. 22–28. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2013-12-3-22-28>
35. Усанов Д. А., Сагайдачный А. А., Скрипаль А. В., Фомин А. В. Взаимосвязь колебаний температуры и кровотока пальцев рук // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2012. Т. 11, № 2 (42). С. 37–42. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2012-11-2-37-42>
36. Сагайдачный А. А., Волков И. Ю., Фомин А. В., Залетов И. С., Скрипаль А. В. Термометрическое устройство для мониторинга колебаний объемного кровенаполнения на основе фильтра высоких частот // Медицинская техника. 2021. № 3 (327). С. 4–6. EDN: NYQQTХ
37. Pakarinen T., Oksala N., Vehkaoja A. IRLab-Platform for thermal video analysis in evaluation of peripheral thermal behavior and blood perfusion // Informatics in Medicine Unlocked. 2022. Vol. 30. Art. 100940. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2022.100940>
38. McQuilkin G. L., Panthagani D., Metcalfe R. W., Hassan H., Yen A. A., Naghavi M., Hartley C. J. Digital thermal monitoring (DTM) of vascular reactivity closely correlates with doppler flow velocity // Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE “Engineering in Medicine and Biology Society”, EMBC. 2009. Minneapolis, Minnesota, USA, 2009. P. 1100–1103. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333962>
39. Kisela T. Fractional differential equations and their applications. Brno, Institute of Mathematics, Faculty of Mechanical Engineering, 2008. URL: <https://www.vut.cz/> (дата обращения: 14.06.2025).
40. Shitzer A., Stroschein L. A., Gonzalez R. R., Pandolf K. B. Lumped-parameter tissue temperature-blood perfusion model of a cold-stressed fingertip // Journal of Applied Physiology. 1996. Vol. 80, № 5. P. 1829–1834. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.5.1829>
41. Сагайдачный А. А. Оклюзионная проба: методы анализа, механизмы реакции, перспективы применения // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2018. Т. 17, № 3 (67). С. 5–22. <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2018-17-3-5-22>

References

1. Tankanag A. V., Tikhonova I. V., Guseva I. E., Grinevich A. A. Effect of orthostasis on skin microhemodynamics regulation of upper and lower extremities in type 2 diabetes mellitus. In: Murav'ev A. V., ed. *Mikrotsirkulyatsiya i Gemoreologiya: Mezhdunarodnaya konferentsiya po mikro-tsirkulyatsii i gemoreologii: materialy mezhdunarodnoy nauchnoy konferentsii (Yaroslavl', 10–11 iyulya 2023 g.)*. Yaroslavl', RIO YGPU, 2023, p. 99 (in Russian).
2. Frolov A. V., Loktionova Yu. I., Zharkikh E. V., Sidorov V. V., Tankanag A. V., Dunaev A. V. The reaction of blood microcirculation in the skin of various parts of the body after performing yoga breathing exercises. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2023, vol. 22, iss. 1 (85), pp. 72–84 (in Russian). <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2023-22-1-72-84>
3. Zharkikh E. V., Makovik I. N., Potapova E. V., Dremin V. V., Zherebtsov E. A., Zherebtsova A. I., Dunaev A. V., Sidorov V. V., Krupatkin A. I. Optical noninvasive diagnostics of the functional state of microcirculatory bed in patients with disorders of peripheral haemodynamics. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2018, vol. 17, no. 3 (67), pp. 23–32 (in Russian). <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2018-17-3-23-32>
4. Glazkov A. A., Glazkova P. A., Kulikov D. A., Rogatkin D. A. The influence of gender differences of skin microhemodynamics parameters assessed in heating and occlusion tests. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2022, vol. 21, no. 4 (84), pp. 33–41 (in Russian). <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2022-21-4-33-41>
5. Dunaev A. V. The method for evaluating adaptive changes in human microcirculatory-tissue systems. *Fundamental and Applied Problems of Engineering and Technology*, 2020, no. 4 (342), pp. 88–89 (in Russian). <https://doi.org/10.33979/2073-7408-2020-342-4-1-88-99>
6. Mikhailova M. A., Fedorovich A. A., Gorshkov A. Yu., Korolev A. I., Dadaeva V. A., Zharkikh E. V., Loktionova Yu. I., Dunaev A. V., Sidorov V. V., Drapkina O. M. Comparative evaluation of the parameters of laser doppler flowmetry of the skin of healthy persons using devices of various modifications. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2023, vol. 22, no. 3 (8), pp. 41–50 (in Russian). <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2023-22-3-41-50>
7. Mizeva I., Dremin V., Potapova E., Zherebtsov E., Kozlov I., Dunaev A. Wavelet analysis of the temporal dynamics of the laser speckle contrast in human skin. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2019, vol. 67, iss. 7, pp. 1882–1889. <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2950323>



8. Mizeva I., Potapova E., Dremine V., Kozlov I., Dunaev A. Spatial heterogeneity of cutaneous blood flow respiratory-related oscillations quantified via laser speckle contrast imaging. *PLoS ONE*, 2021, vol. 16, no. 5, art. e0252296. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0252296>
9. Potapova E. V., Seryogina E. S., Dremine V. V., Stavtsev D. D., Kozlov I. O., Zherebtsov E. A., Mamoshin A. V., Ivanov Yu. V., Dunaev A. V. Laser speckle contrast imaging of blood microcirculation in pancreatic tissues during laparoscopic interventions. *Quantum Electronics*, 2020, vol. 50, no. 1, pp. 33–40. <https://doi.org/10.1070/QEL17207>
10. Cracowski J. L., Roustit M. Human skin microcirculation. *Comprehensive Physiology*, 2020, vol. 10, iss. 3, pp. 1105–1154. <https://doi.org/10.1002/cphy.c190008>
11. Volkov I. Y., Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V. Photoplethysmographic imaging of hemodynamics and two-dimensional oximetry. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2022, vol. 22, iss. 1, pp. 15–45. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45>
12. Podtaev S. Yu., Popov A. V., Morozov M. K., Frick P. G. A. Study of blood microcirculation using wavelet analysis of skin temperature fluctuations. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2009, vol. 8, no. 3 (31), pp. 14–20 (in Russian). EDN: MUNGCV
13. Podtaev S. Yu., Mizeva I. A., Smirnova E. N. Diagnostika funktsional'nogo sostoyaniya mikrocirkulyatsii na osnove termometrii vysokogo razresheniya. *Vestnik Permskogo federal'nogo issledovatel'skogo tsentra URO RAN*, 2012, no. 3–4, pp. 11–20 (in Russian).
14. Frick P., Mizeva I., Podtaev S. Skin temperature variations as a tracer of microvessel tone. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2015, vol. 21, pp. 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.04.014>
15. Shusterman V., Anderson K. P., Barnea O. Spontaneous skin temperature oscillations in normal human subjects. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 1997, vol. 273, iss. 3, pt. 2, pp. R1173–R1181. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.1997.273.3.R1173>
16. Ley O., Deshpande C. V. Comparison of two mathematical models for the study of vascular reactivity. *Computers in Biology and Medicine*, 2009, vol. 39, iss. 7, pp. 579–589. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2008.12.003>
17. Sagaidachnyi A. A., Skripal A. V., Fomin A. V., Usanov D. A. Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography-measured blood flow in fingertips. *Physiological Measurement*, 2014, vol. 35, no. 2, pp. 153–156. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/153>
18. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Usanov D. A., Skripal A. V. Thermography-based blood flow imaging in human skin of the hands and feet: A spectral filtering approach. *Physiological Measurement*, 2017, vol. 38, no. 2, pp. 272–288. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aa4eaf>
19. Sagaidachnyi A., Fomin A., Usanov D., Skripal A. Real-time technique for conversion of skin temperature into skin blood flow: Human skin as a low-pass filter for thermal waves. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2019, vol. 22, no. 12, pp. 1009–1019. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1615058>
20. Fujimasa I., Chinzei T., Saito I. Converting far infrared image information to other physiological data. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2000, vol. 19, iss. 3, pp. 71–76. <https://doi.org/10.1109/51.844383>
21. Merla A., Di Donato L., Romani G. L., Proietti M., Salzano F. Comparison of thermal infrared and laser doppler imaging in the assessment of cutaneous tissue perfusion in scleroderma patients and healthy controls. *International Journal of Immunopathology and Pharmacology*, 2008, vol. 21, iss. 3, pp. 679–686. <https://doi.org/10.1177/039463200802100322>
22. Gorbach A. M., Wang H., Wiedenbeck B., Liu W., Smith P. D., Elster E. Functional assessment of hand vasculature using infrared and laser speckle imaging. *Proceedings of SPIE*, 2009, vol. 7169, art. 716919. <https://doi.org/10.1117/12.809589>
23. Tang Y., Xu F., Lei P., Li G., Tan Z. Spectral analysis of laser speckle contrast imaging and infrared thermography to assess skin microvascular reactive hyperemia. *Skin Research and Technology*, 2023, vol. 29, no. 4, art. e13308. <https://doi.org/10.1111/srt.13308>
24. Sagaidachnyi A. A., Volkov I. Y., Tsoy M. O., Fomin A. V., Mayskov D. I., Antonov A. B., Zaletov I. S., Skripal A. V. Assessment of spatiotemporal heterogeneity of two-dimensional images on the example of photoplethysmographic imaging of hemodynamics. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2023, vol. 23, iss. 2, pp. 128–140 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2023-23-2-128-140>
25. Procka P., Celovska D., Smondrk M., Borik S. Correlation mapping of perfusion patterns in cutaneous tissue. *Applied Sciences*, 2022, vol. 12, no. 15, art. 7658. <https://doi.org/10.3390/app12157658>
26. Sagaidachnyi A. A., Usanov D. A., Skripal A. V., Fomin A. V. Thermo-electrical analogy of skin properties and low-pass filter, correlation between skin temperature and blood flow oscillations in extremities. *Matematicheskaya Biologiya i Bioinformatika* [Mathematical Biology and Bioinformatics], 2014, vol. 9, iss. 2, pp. 309–318 (in Russian). <https://doi.org/10.17537/2014.9.309>
27. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V. Analysis of time derivative of the temperature response of fingers on the brachial occlusion and its relationship with hemodynamic parameters. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2017, vol. 16, no. 3 (63), pp. 31–40 (in Russian). <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2017-16-3-31-40>
28. Zhmakin A. I. Heat conduction beyond the Fourier law. *Technical Physics*, 2021, vol. 66, pp. 1–22. <https://doi.org/10.1134/S1063784221010242>
29. Hristov J. Bio-heat models revisited: Concepts, derivations, nondimensionalization and fractionalization ap-



- proaches. *Frontiers in Physics*, 2019, vol. 7, art. 189. <https://doi.org/10.3389/fphy.2019.00189>
30. Tang Y., Mizeva I., He Y. A modeling study on the influence of blood flow regulation on skin temperature pulsations. *Proceedings of SPIE*, 2017, vol. 10337, art. 1033716. <https://doi.org/10.1117/12.2267952>
31. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Volkov I. U. Limit capabilities of modern thermal imaging cameras as a tool for investigation of peripheral blood flow oscillations within different frequency ranges. *Meditsinskaya Fizika*, 2016, no. 4 (72), pp. 84–93 (in Russian). EDN: XCFWYD
32. Sagaidachnyi A., Mayskov D., Fomin A., Zaletov I., Skripal A. Separate extraction of human eccrine sweat gland activity and peripheral hemodynamics from high- and low-quality thermal imaging data. *Journal of Thermal Biology*, 2022, vol. 110, art. 103351. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2022.103351>
33. Sagaidachnyi A. A., Usanov D. A., Skripal A. V., Fomin A. V. Thermal imaging of the skin blood flow oscillations in extremities: Modification of the spectral components. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2015, vol. 14, no. 1 (53), pp. 46–52 (in Russian) <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2015-14-1-46-52>
34. Sagaidachnyi A. A., Skripal A. V., Fomin A. V., Usanov D. A. Method of the photoplethysmogram restoration in the band of endothelial and neurogenic oscillations through the analysis of the finger tips temperature. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2013, vol. 12, no. 3 (47), pp. 22–28 (in Russian) <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2013-12-3-22-28>
35. Usanov D. A., Sagaidachnyi A. A., Skripal A. V., Fomin A. V. Interrelation of temperature and blood flow oscillations of fingers. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2012, vol. 11, no. 2 (42), pp. 37–42 (in Russian). <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2012-11-2-37-42>
36. Sagaidachnyi A. A., Volkov I. Y., Fomin A. V., Zaletov I. S., Skripal A. V. Thermometric device for monitoring fluctuations in blood volume filling based on a high-pass filter. *Biomedical Engineering*, 2021, vol. 55, no. 3, pp. 157–160. <https://doi.org/10.1007/s10527-021-10092-0>
37. Pakarinen T., Oksala N., Vehkaoja A. IRLab-Platform for thermal video analysis in evaluation of peripheral thermal behavior and blood perfusion. *Informatics in Medicine Unlocked*, 2022, vol. 30, art. 100940. <https://doi.org/10.1016/j.imu.2022.100940>
38. McQuilkin G. L., Panthagani D., Metcalfe R. W., Hassan H., Yen A. A., Naghavi M., Hartley C. J. Digital thermal monitoring (DTM) of vascular reactivity closely correlates with doppler flow velocity // *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE "Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC. 2009". Minneapolis, Minnesota, USA, 2009*, pp. 1100–1103. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333962>
39. Kisela T. *Fractional differential equations and their applications*. Brno, Institute of Mathematics, Faculty of Mechanical Engineering, 2008. Available at: <https://www.vut.cz/> (accessed June 14, 2025).
40. Shitzer A., Stroschein L. A., Gonzalez R. R., Pandolf K. B. Lumped-parameter tissue temperature-blood perfusion model of a cold-stressed fingertip. *Journal of Applied Physiology*, 1996, vol. 80, no. 5, pp. 1829–1834. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.5.1829>
41. Sagaidachnyi A. A. Reactive hyperemia test: Methods of analysis, mechanisms of reaction and prospects. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2018, vol. 17, no. 3 (67), pp. 5–22 (in Russian). <https://doi.org/10.24884/1682-6655-2018-17-3-5-22>

Поступила в редакцию 13.03.2025; одобрена после рецензирования 16.04.2025;
принята к публикации 15.05.2025; опубликована 29.08.2025

The article was submitted 13.03.2025; approved after reviewing 16.04.2025;
accepted for publication 15.05.2025; published 29.08.2025