



Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2021. Т. 21, вып. 3. С. 222–232

Izvestiya of Saratov University. Physics, 2021, vol. 21, iss. 3, pp. 222–232

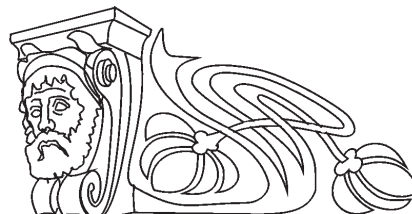
<https://fizika.sgu.ru>

<https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-3-222-232>

Научная статья

УДК 621.384.3:61

Интегральное картирование активности потовых желез методом дифференциальной термографии



Д. И. Майсков, А. А. Сагайдачный, И. С. Залетов,
А. В. Фомин, Ан. В. Скрипаль 

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

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

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

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

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

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

Аннотация. Активность потовых желез связана с функциональным состоянием малых симпатических нервных волокон, подверженных деструктивным изменениям при ряде патологий, например таких, как диабетическая периферическая нейропатия и ревматоидный артрит. В данной работе решена задача визуализации потовых пор на поверхности кожи с помощью динамической дифференциальной термографии. На основе вейвлет-анализа колебаний температуры кожи фаланг пальцев установлено, что активность потовых желез формирует спектральные составляющие на частотах около 0.1 Гц и выше. В результате предложено рассматривать температурный сигнал как двухкомпонентный. При этом считается, что низкочастотная составляющая менее 0.1 Гц обусловлена преимущественно гемодинамикой, высокочастотная составляющая – преимущественно функционированием потовых желез и потоотделением. Для реализации дифференциальной термографии использована разность текущего кадра и кадра, запаздывающего относительно него на 10 с. В результате это позволило выделить на динамической термограмме пространственную высокочастотную информацию, соответствующую потовым порам. Проведение пробы с резким вдохом показало, что уровень сигнала дифференциальной термограммы характеризует изменяющийся во времени уровень активности потовых желез. Построение интегральной карты активности потовых желез посредством усреднения дифференциальных термограмм за весь период регистрации дает возможность оценить пространственное распределение времени активности потовых желез. Приведенный пример интегральной карты показал снижение пространственной плотности функционирующих потовых желез у пациента с сахарным диабетом 2-го типа по сравнению с нормальным испытуемым. Таким образом, дифференциальная термография и интегральные карты активности потовых желез могут найти применение в области медицины и физиологии для количественной диагностики и мониторинга терапии дисфункции симпатических нервных волокон, актуальной при ряде социально значимых заболеваний.

Ключевые слова: дифференциальная термография, интегральная карта, вейвлет-анализ, потовые железы, потовые поры, диабет, нейропатия

Благодарности: Исследование и применение двухкомпонентной модели динамики температуры кожи для детектирования потовых пор выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-32-90072; изучение осцилляций температуры кожи, вызванных деятельностью потовых желез, и возможности представления динамической термограммы в виде интегральной карты выполнены при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 21-75-00035).

Для цитирования: Майсков Д. И., Сагайдачный А. А., Залетов И. С., Фомин А. В., Скрипаль Ан. В. Интегральное картирование активности потовых желез методом дифференциальной термографии // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2021. Т. 21, вып. 3. С. 222–232. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-3-222-232>

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



Article

Integral mapping of the sweat-gland activity using differential thermography technique**D. I. Mayskov, A. A. Sagaidachnyi, I. S. Zaletov, A. V. Fomin, An. V. Skripal** ✉

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

Dmitriy I. Mayskov, dmayskov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-3487-2590>Andrey A. Sagaidachnyi, andsag@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5296-1968>Ivan S. Zaletov, izaletov25@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1419-7372>Andrey V. Fomin, 89050344175@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1568-8317>Anatoly V. Skripal, skripalav@info.sgu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9080-0057>

Abstract. Background and Objectives: The sweat-gland activity is associated with the functional state of small sympathetic nerve fibers that are subject to destructive changes in a amount of pathologies, for example, such as diabetic peripheral neuropathy and rheumatoid arthritis. In this work, we have solved the problem of visualizing sweat pores on the skin surface using dynamic differential thermography. **Materials and Methods:** Based on the wavelet analysis of the fingers phalanges skin temperature fluctuations, it was found that the sweat-gland activity forms spectral components at frequencies of about 0.1 Hz and higher. As a result, it was proposed to consider the temperature signal as a two-component one. It is believed that the low-frequency component less than 0.1 Hz is mainly due to hemodynamics, the high-frequency component is mainly due to the functioning of the sweat glands and sweating. To implement differential thermography, the difference between the current frame and the frame delayed by 10 s relative to it was used. **Results:** As a result, this made it possible to isolate spatial high-frequency information corresponding to sweat pores on the dynamic thermogram. Testing with a sharp breath showed that the signal level of the differential thermogram characterizes the level of the sweat-gland activity that changes over time. Building an integral map of sweat-gland activity by averaging differential thermograms over the entire registration period makes it possible to assess the spatial distribution of sweat gland activity time. The given example of an integral map showed a decrease in the spatial density of functioning sweat glands in a patient with type 2 diabetes mellitus compared with a normal subject. **Conclusion:** Thus, differential thermography and integral maps of the sweat-gland activity can find application in the field of medicine and physiology for quantitative diagnosis and monitoring of therapy for sympathetic nerve fibers dysfunction, which is relevant in a number of socially significant diseases.

Keywords: differential thermography, integral map, wavelet analysis, sweat glands, sweat pores, diabetes, neuropathy

Acknowledgements: The study and application of a two-component model of the skin temperature dynamics for detecting sweat pores were funded by RFBR according to the research project № 19-32-90072; the study of oscillations in skin temperature caused by the sweat-gland activity, and the possibility of presenting a dynamic thermogram in the form of an integral map was supported by the Russian Science Foundation (project No. 21-75-00035).

For citation: Mayskov D. I., Sagaidachnyi A. A., Zaletov I. S., Fomin A. V., Skripal An. V. Integral mapping of the sweat-gland activity using differential thermography technique. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2021, vol. 21, iss. 3, pp. 222–232 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-3-222-232>

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

Введение

Метод динамической инфракрасной термографии успешно используется в течение ряда лет в области медицинской диагностики социально значимых патологий на основе анализа термосемиотики поверхности кожи [1–3]. Основные преимущества современной термографии заключаются в сочетании высокого температурного разрешения на уровне 0.015°C , масштабируемого поля зрения, позволяющего наблюдать как микроскопические области поверхности, так и полностью все тело, а также бесконтактный, а следовательно, безынерционный способ регистрации физиологической информации с высокой скоростью до 1000 кадров/с и более [4–7].

Повышение пространственного и временного разрешений термографической техники обеспечило возможность изучения такого явления, как активность единичных потовых желез и

перспирации [8–10]. Практическая важность данного направления состоит в том, что активность потовых желез управляется посредством малых симпатических нервных волокон холинергического типа. При этом дисфункция малых нервных волокон отмечается при многих патологиях, например, при диабетической периферической нейропатии достоверно снижается плотность нервных волокон, приводя к аномалиям пототделения (ангидрозу, гипергидрозу и густаторной потливости) [11]. Активность потовых желез также является надежным показателем уровня психического напряжения в полиграфических исследованиях [12–15]. Функциональные нарушения пототделения могут наблюдаться также при прогрессировании таких патологий, как болезнь Альцгеймера, хроническая сердечная недостаточность, ревматоидный артрит и тиреотоксикоз [16]. Поэтому развитие количественных



методов анализа активности потовых желез представляет интерес для диагностики и мониторинга терапии отмеченных выше социально значимых патологий.

В настоящее время разработано несколько способов детектирования и подсчета количества пор на термограммах: с использованием пространственной фильтрации [17], морфологического и вейвлет-анализа [18, 19], адаптивной бинаризации и поиска локальных минимумов [20]. Каждая открытая потовая пора представляет собой понижение температуры, локализованное в узкой временной и пространственной областях. Таким образом, совокупность открытых потовых пор формирует на термограмме высокочастотную пространственную динамику температуры. Более однородный фон такой картины определяется температурой кожи, зависящей от уровня кровоснабжения и формирующей на термограмме низкочастотную пространственную динамику температуры. Поэтому одной из основных трудностей детектирования открытых потовых пор на термограммах является отделение температурной компоненты потовых пор, узко локализованной во времени и в пространстве, от низкочастотного фона. В данной работе решается задача детектирования открытых потовых пор на термограммах посредством дифференциальной термографии и последующего формирования интегральной термограммы, визуализирующей пространственные области сохраненной и нарушенной активности потовых желез, а следовательно, области сохраненной и нарушенной симпатической иннервации.

1. Материалы и методы

1.1. Тепловизионная регистрация активности потовых желез

Динамика двумерного распределения температуры регистрировалась тепловизионной камерой ThermaCam SC 3000, FLIR Systems (Швеция) с макрообъективом 34/100 в спектральном диапазоне 8–9 мкм. Температурная чувствительность 0.02 °С, пространственное разрешение 320 × 240 пикселей, скорость съемки 5 кадров/с. Термографическая регистрация проводилась в области дистальной фаланги пальца, которая отличается повышенной реактивностью потовых желез. Измерения выполнялись в лабораторных условиях при стабильной температуре окружающей среды 23 ± 0.2 °С, устранении воздействия посторонних источников нагрева и конвекционных воздушных

потоков. Площадь анализируемой поверхности фаланг пальцев оставалась постоянной и имела значение 4 см².

1.2. Дыхательная проба

Для стимуляции открытия потовых пор использовалась проба с глубоким вдохом (deep inspiratory gasp), которая у большинства людей одновременно вызывает вазоконстрикцию кожных артериол посредством активации симпатических нервных волокон [21, 22].

Дыхательная проба заключалась в выполнении серии из 3 глубоких вдохов с паузой между вдохами 120 с. Во время паузы испытуемым поддерживалось ровное, произвольное дыхание. Общая длительность пробы составляла 8 мин, в течение которых проводилась непрерывная регистрация термограмм.

Настоящее исследование одобрено Комитетом по этике Саратовского государственного медицинского университета им. В. И. Разумовского (протокол № 8 от 02.03.2021) и проводилось в клинических условиях под наблюдением медицинского персонала. Все испытуемые перед участием подписывали информированное согласие на проведение исследования.

1.3. Вейвлет-анализ колебаний температуры в области кожи с активной потовой порой и в области ногтевой пластины

Для определения частотного состава колебаний температуры, обусловленных спонтанной активностью потовых желез, и колебаний температуры, обусловленных гемодинамикой, выполнялся вейвлет-анализ динамики температуры дистальной фаланги пальца в зоне поры и в области ногтевой пластины (области без пор) в соответствии с выражением (1). В качестве базисной функции для вейвлет-анализа использовался вейвлет Морле (2) с центральной частотой $\omega_0 = 2\pi$, что обеспечивало оптимальное соотношение между частотным и временным разрешением спектрограмм, а также обеспечивало возможность использования масштабов вейвлет-коэффициентов s , которые при $\omega_0 = 2\pi$ находятся в строгом обратном отношении с линейной частотой f [Гц], т.е. $f = 1/s$:

$$W(s, t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t') \psi\left(\frac{t'-t}{s}\right) dt', \quad (1)$$

$$\psi(r) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} e^{(i\omega_0 r)} e^{(-r^2/2)}, \quad r = \frac{t'-t}{s}, \quad (2)$$

где s – масштаб вейвлет-преобразования, имеющий размерность времени и обратно пропорциональный частоте сигнала; t – временной сдвиг



(положение вейвлета); t' – момент времени изменения сигнала; ω_0 – центральная частота вейвлета ($\omega_0 = 2\pi$), i – мнимая единица.

Рис. 1 демонстрирует интегральные (усредненные во времени) вейвлет-спектры колебаний температуры в области кожи с единичной потовой порой, в области ногтевой пластины и отношение данных спектров.

Спектральный анализ зоны кожи без потовых пор демонстрирует наличие колебаний температуры, обусловленных периферической гемодинамикой, преимущественно в диапазоне менее 0.1 Гц. Данному диапазону соответствуют колебания в эндотелиальном, нейрогенном и миогенном диапазонах регуляции микрогемодинамики. В диапазоне более 0.1 Гц колебания температуры кожи имеют настолько малую амплитуду, что они не могут быть зарегистрированы даже современными охлаждаемыми тепловизорами с температурной чувствительностью на уровне 0.02°C [23]. При этом проведенный здесь предварительный анализ спектров колебаний температуры кожи

демонстрирует наличие физиологически обусловленных колебаний на частотах и выше 0.1 Гц (см. рис. 1). Наличие данных колебаний в большинстве случаев обусловлено деятельностью потовых желез с выделением секрета через протоки и поры на поверхность кожи с последующим его испарением. Следовательно, можно сделать вывод о том, что в частотной области менее 0.1 Гц температурные колебания кожи обусловлены преимущественно гемодинамикой, а деятельность потовых желез проявляется преимущественно в более высокочастотном диапазоне 0.1–0.3 Гц. Необходимо отметить, что в области анализа периферической гемодинамики, реализуемого, например, методом фотоплетизмографии, известны колебательные составляющие микроциркуляции крови на частотах более 0.1 Гц [24], связанные с проникновением в сосудистую систему дыхательных волн в диапазоне 0.145–0.6 Гц и распространяющиеся по сосудам пульсовых волн в диапазоне 0.6–2.0 Гц, обусловленных сердечными сокращениями.

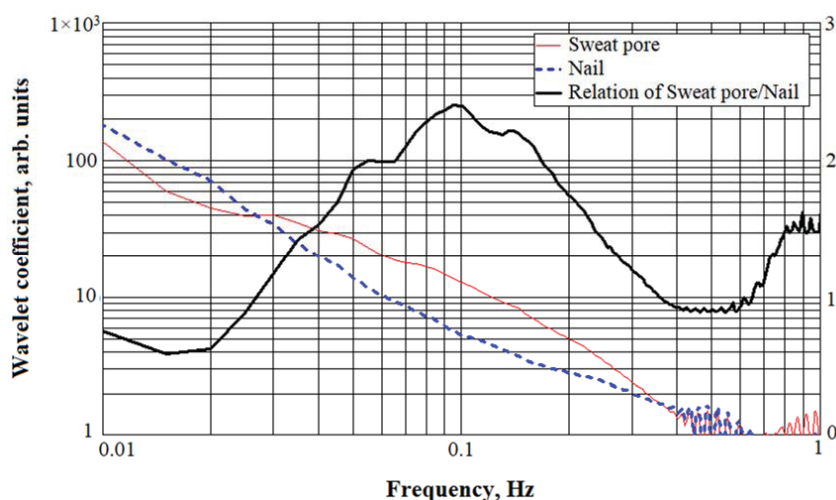


Рис. 1. Интегральный вейвлет-спектр колебаний температуры в области потовой поры (тонкая сплошная линия), области ногтя (штриховая линия) и отношение этих спектров (толстая сплошная линия)

Fig. 1. Integral wavelet spectrum of temperature fluctuations in the sweat pore area (thin solid line), nail area (dashed line) and the ratio of these spectra (thick solid line)

При этом, согласно недавним результатам, установлена высокая фазовая когерентность низкочастотной составляющей фотоплетизмографического (ФПГ) сигнала и давления с низкочастотной компонентой variability ритма сердца [25]. Также зарегистрирована высокая когерентность мгновенных фаз ФПГ сигнала и сигнала системного артериального давления. Это свидетельствует о том, что низкочастотная часть ФПГ-сигнала

отражает не только процессы локальной регуляции гемодинамики, например, миогенной, но и процессы центрального автономного контроля артериального давления. Поэтому и низкочастотные компоненты колебаний температуры кожи, доступные для измерения с помощью тепловизионного метода и тесно связанные с динамикой ФПГ-сигнала, представляют интерес для анализа процессов автономного контроля гемодинамики.



Учитывая установленный ранее высокий коэффициент затухания низкочастотных температурных колебаний в коже [23], обусловленных гемодинамикой, и обобщая вышеприведенные данные, можно сформулировать правило для детектирования потовых пор методом дифференциальной термографии: *при обеспечении нормальных условий окружающей среды на временном интервале менее 10 секунд могут регистрироваться полные периоды колебаний температуры кожи, обусловленных преимущественно активностью потовых желез и в значительно меньшей степени зависящих от гемодинамики.*

Таким образом, в данной работе с целью детектирования потовых пор вычислялась дифференциальная термограмма как разность текущего кадра и кадра, запаздывающего относительно него на 10 с. В результате каждая точка дифференциальной термограммы представляла собой разность температур 2 кадров $T(x, y, t_2) - T(x, y, t_1)$ при сохранении временного интервала между ними $\Delta t = t_2 - t_1 = 10$ с. Из теоремы Лагранжа о среднем значении функции на интервале $[t_1; t_2]$, следует, что на этом интервале указанная разность температур двух кадров аппроксимирует среднее значение производной, достигаемое в некоторый момент времени t' :

$$\frac{T(x, y, t_2) - T(x, y, t_1)}{\Delta t} \approx \left\langle \frac{\partial T(x, y, t')}{\partial t} \right\rangle. \quad (3)$$

Таким образом, в первом приближении физический смысл исследуемых в данной работе дифференциальных термограмм состоит в том, что их

интенсивность в каждой точке пропорциональна скорости изменения температуры, усреднённой за предшествующие 10 с.

1.4. Интегральное картирование активности потовых желез

В состоянии покоя или при стимуляции у различных испытуемых может быть задействовано разное количество пор, поэтому для описания активности потовых желез у каждого конкретного испытуемого может понадобиться единая карта, отображающая суммарную активность потовых желез за время измерений. Такая карта может быть сформирована на основе дифференциальных термограмм открытых потовых пор. В качестве параметра визуализации интегральной карты использовалось процентное отношение суммарного времени активности поры к общему времени экспериментальной записи.

2. Результаты и их обсуждение

2.1. Детектирование потовых пор с помощью дифференциальной термографии

Рис. 2 демонстрирует выделение потовых пор на дифференциальной термограмме. Повышение видимости потовых пор происходит за счет того, что динамика производной в точках без потовых пор и с их наличием значительно различается. А именно: среднее значение производной температуры на интервале 10 с в точках без потовых пор близко к нулю, так как в этих точках динамика температуры обусловлена преимущественно гемодинамикой с периодом колебаний более 10 с. В точках с потовыми порами – напротив

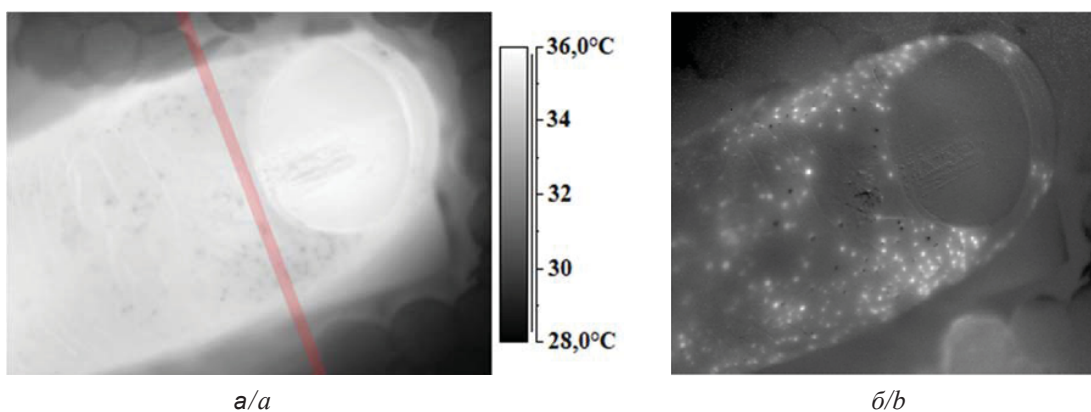


Рис. 2. Визуализация активности потовых желез с помощью построения дифференциальной термограммы: *a* – исходная термограмма с открытыми потовыми порами (поперечная линия указывает область построения профиля изменения температуры на рис. 3); *b* – дифференциальная термограмма, на которой четко визуализируются открытые потовые поры

Fig. 2. Visualization of the sweat-gland activity by constructing a differential thermogram: *a* – the initial thermogram with open sweat pores (the transverse line indicates the area of plotting the temperature profile in Fig. 3); *b* – differential thermogram on which open sweat pores are clearly visualized



динамика температуры значительна, поэтому среднее значение производной в момент активации пор заметно превышает соответствующее значение в точках без пор, что в совокупности формирует изображение, на котором открытые потовые поры представляют собой светящиеся точки (рис. 2, б).

Сравнение профиля температуры на поперечном сечении термограммы и дифференциальной

термограммы (рис. 3) демонстрирует подавление низкочастотной спектральной составляющей и выделение минимумов на дифференциальной термограмме. Прямое вычисление производной температуры по времени в каждой точке термограммы (рис. 4) демонстрирует вариацию ее мгновенных значений на уровне шума с превышением данного уровня лишь на 2-й и 4-й минутах в моменты резкого вдоха. Последнее не позволяет

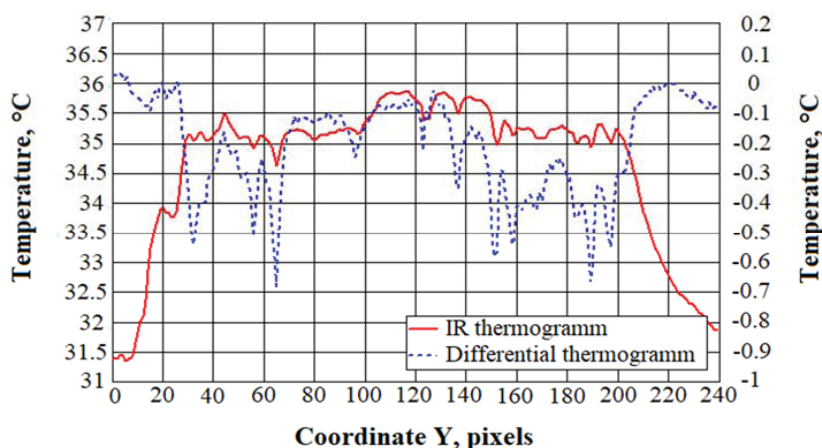


Рис 3. Температурные профили исходной статичной термограммы (сплошная линия) и дифференциальной термограммы (штриховая линия)
 Fig 3. Temperature profiles of the initial static thermogram (solid line) and differential thermogram (dashed line)

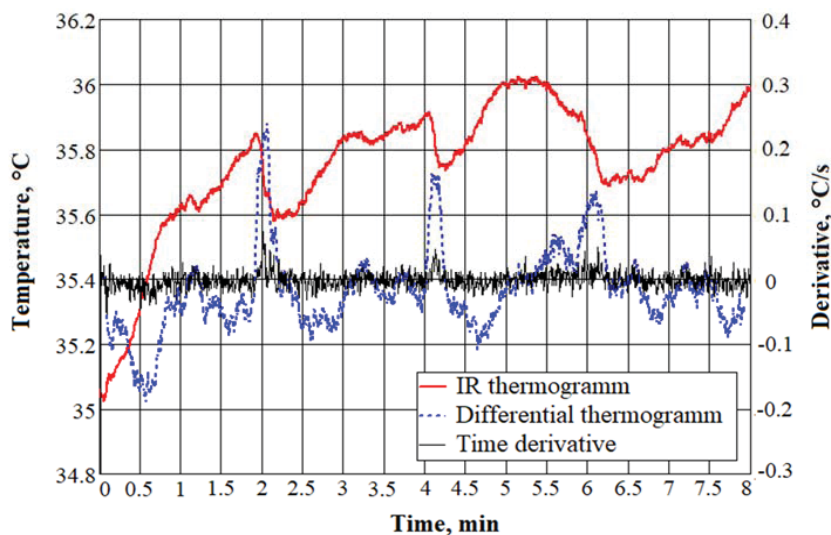


Рис. 4. Сравнение значений динамики температуры (толстая сплошная линия) дифференциальной термограммы (штриховая линия) и производной температуры по времени (тонкая сплошная линия) при проведении трех глубоких вдохов на 2-, 4- и 6-й минутах записи. (Значение производной по времени приведены с обратным знаком. Значения дифференциальной термограммы приведены с временным сдвигом 5 с для их сравнения с динамикой производной температуры) (цвет online)
 Fig. 4. Comparison of the temperature dynamics values (thick solid line) of the differential thermogram (dashed line) and the time derivative (thin solid line) during 3 deep breaths at 2, 4 and 6 minutes of recording. (The value of the time derivative is shown with the opposite sign. The values of the differential thermogram are shown with a time shift of 5 s for comparison with the dynamics of the temperature derivative) (color online)



надежно регистрировать моменты активации потовых желез с помощью прямого анализа первой производной температуры. Временная динамика значений дифференциальной термограммы в зоне интереса (см. рис. 4) в значительной степени отражает активацию потовых желез, что выражается в формировании отчетливых положительных пиков при каждом вдохе на 2-, 4- и 6-й минутах.

2.2. Пример применения дифференциальной термографии: детектирование потовых пор у пациента с периферической диабетической нейропатией

В качестве примера диагностического применения дифференциальной термографии на рис. 5 приведены термограмма и дифференци-

альная термограмма фаланг больших пальцев левой и правой руки во время проведения дыхательной пробы пациентом с сахарным диабетом 2-го типа и наличием периферической нейропатии.

На дифференциальной термограмме (рис. 5, б) детектируется небольшое количество потовых пор, которые были практически незаметны на исходной термограмме (рис. 5, а). Рис. 5 представляет собой мгновенное распределение температур кожи в момент резкого вдоха. Для получения представления об активности потовых желез пациента на протяжении всей динамической термограммы в течение 8 мин. строилась интегральная карта активности потовых желез.

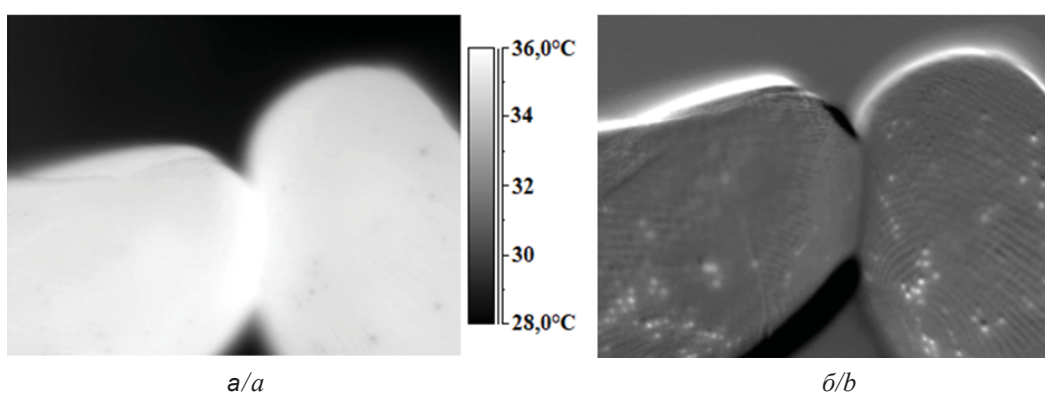


Рис. 5. Детектирование активности потовых желез у пациента с периферической диабетической нейропатией (дыхательная проба): а – термограмма с открытыми порами; б – дифференциальная термограмма с открытыми порами

Fig. 5. The sweat-gland activity detection in a patient with peripheral diabetic neuropathy (respiratory test): a – thermogram with open pores; b – differential thermogram with open pores

2.3. Интегральное картирование активности потовых желез

Сравнение интегральных карт активности потовых желез в норме (рис. 6, а) и патологии

(рис. 6, б) демонстрирует, что при сохраненной функции потовых желез их активность выше и распределена пространственно более однородно. У пациента с периферической нейропатией

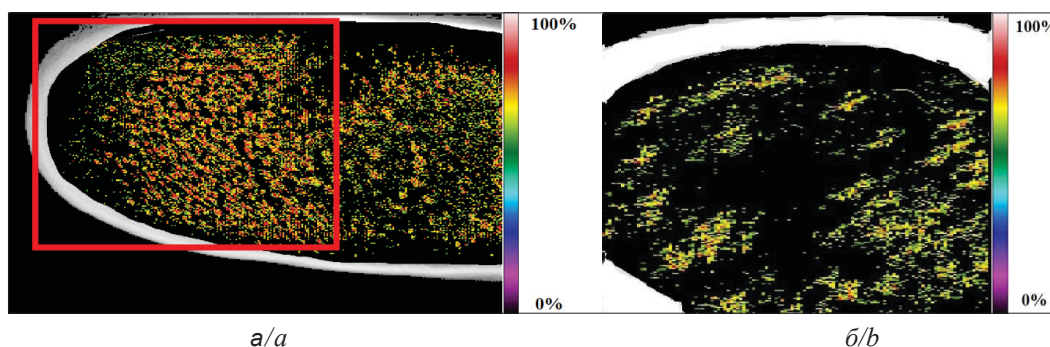


Рис. 6. Интегральная карта, иллюстрирующая пространственное распределение времени активности потовых желез у нормального испытуемого (а) и пациента с диабетической периферической нейропатией (б) (прямоугольной рамкой на рисунке (а) выделена область, соответствующая зоне интереса на рисунке (б))

Fig. 6. Integral map illustrating the spatial distribution of sweat-gland activity time in a normal subject (a) and a patient with diabetic peripheral neuropathy (b) (the rectangular frame in Figure a marks the area corresponding to the zone of interest in Figure b)



активность потовых желез снижена и отличается менее однородным пространственным распределением (см. рис. 6, б). Таким образом, построение интегральной карты является информативным и наглядным способом представления информации о пространственно-временной активности потовых желез, связанных с сохранением функции симпатических нервов.

2.4. Пространственные и временные характеристики дифференциальной термограммы

Результаты, приведенные на рис. 2 и 3, дают представление о пространственных характеристиках дифференциальной термограммы, а зависимости на рис. 4 – об особенностях временной динамики. Интегральные термограммы на рис. 6 характеризуют пространственно-временное распределение температурных паттернов, обусловленных активностью потовых желез.

Проведенный вейвлет-анализ колебаний температуры показал, что активность потовых желез и соответствующая динамика температуры на поверхности кожи пор проявляется на частотах около 0.1 Гц и выше (см. рис. 1). Применение соответствующего периода 10 с при построении дифференциальной термограммы позволяет значительно увеличить контраст и визуализировать пространственное распределение открытых потовых пор (см. рис. 2) за счет почти полного исключения составляющей температуры, медленно изменяющейся во времени, в каждой точке дифференциальной термограммы (см. рис. 3).

Динамика положительных значений дифференциальной термограммы (2-, 4- и 6-я минуты на рис. 4) обеспечивает возможность обнаружения временных интервалов активности потовых желез на фоне общей динамики температуры кожи, присутствующей во время всей записи термограммы. В данной работе продемонстрирована целесообразность применения динамической дифференциальной термограммы в отличие от использованной ранее разности двух термографических кадров, по которым оценивалась степень ожоговых поражений [26].

Как было показано в работе [27], при выполнении резкого глубокого вдоха в норме наблюдается симпатическая ко-активация кровеносных сосудов и потовых желез, что провоцирует наложение температурных эффектов, вызванных вазомоторной и судомоторной активностью. В результате потоотделение и уменьшение кровоснабжения зоны интереса совокупно приводят к понижению температуры после каждого вдоха

(см. рис. 4), при этом фазы двух температурных воздействий должны различаться вследствие разных механизмов теплоотдачи (испарение и теплопроводность).

Интегральные карты, сформированные путем усреднения по времени дифференциальных термограмм, являются информативными относительно пространственного распределения активности потовых желез (см. рис. 6). Изменение вида такой интегральной карты может использоваться специалистами различных медицинских профилей, например, эндокринологами и невропатологами, для оценки степени тяжести поражений малых симпатических нервов или для количественной оценки эффективности терапии.

Заключение

В результате в данной работе показана плодотворность использования подхода к анализу динамических термограмм, в котором температура рассматривается как двухкомпонентный сигнал, представляющий собой совокупность низкочастотной компоненты, обусловленной периферической гемодинамикой, и высокочастотной компоненты, обусловленной активностью потовых желез. Построение дифференциальной термограммы с интервалом 10 с приводит к подавлению пространственной низкочастотной компоненты, что значительно повышает качество визуализации потовых пор. При этом временная динамика значений дифференциальной термограммы будет характеризовать изменение активности потовых желез в процессе регистрации динамической термограммы, минимизируя влияние на результаты других возможных источников температурных возмущений. Интегральная карта, формируемая с использованием дифференциальных термограмм, содержит информацию о пространственно-временной активности потовых желез. Такая карта может позволить специалистам различных медицинских профилей количественно оценивать симпатическую функцию пациентов на основе анализа единого изображения вместо анализа семейства временных зависимостей температуры, что должно повысит информативность и наглядность оценки симпатической функции пациентов в процессе диагностики и терапии многих социально значимых заболеваний.

Список литературы

1. Ачкасов Е. Е., Воловик М. Г., Долгов И. М., Колесов С. Н. Медицинское тепловидение. М.: ООО «Научно-издательский центр ИНФРА-М», 2019. 218 с.



2. Воловик М. Г., Долгов И. М. Термопография кистей рук здорового человека как основа для тепловизионной диагностики (нарративный обзор) // Медицинский алфавит. 2020. Т. 4, № 32. С. 62–68. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2020-32-62-6>
3. Воловик М. Г., Долгов И. М. Термосемиотика кистей рук. Сообщение 2. Термопография кистей при патологии сосудов верхних конечностей при синдроме Рейно, торакальной симпатэктомии, ишемической болезни сердца и ряде других заболеваний // Медицинский алфавит. 2021. № 5. С. 62–70. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2021-5-62-70>
4. Ivanitsky G. R. Modern matrix thermovision in biomedicine // Physics-Uspekhi. 2006. Vol. 49, № 12. P. 1263.
5. Шушарин А. Г., Морозов В. В., Половинка М. П. Медицинское тепловидение – современные возможности метода // Современные проблемы науки и образования. 2011. № 4. С. 1–10.
6. Кожеевникова И. С., Панков М. Н., Грибанов А. В., Старцева Л. Ф., Ермошина Н. А. Применение инфракрасной термографии в современной медицине (обзор литературы) // Экология человека. 2017. № 2. С. 39–46.
7. Морозов А. М., Мохов Е. М., Кадыков В. А., Панова А. В. Медицинская термография: возможности и перспективы // Казанский медицинский журнал. 2018. Т. 99, № 2. С. 264–270. <https://doi.org/10.17816/KMJ2018-264>
8. Vainer B. G. FPA-based infrared thermography as applied to the study of cutaneous perspiration and stimulated vascular response in humans // Physics in Medicine & Biology. 2005. Vol. 50, № 23. P. 63.
9. Вайнер Б. Г. Матричное тепловидение в физиологии. Новосибирск: Изд-во Сиб. отд-ния Рос. АН, 2004. 95 с.
10. Знаменская И. А., Коротева Е. Ю., Хахалин А. В., Шишаков В. В. Термографическая визуализация и дистанционный анализ динамических процессов в области лица // Научная визуализация. 2016. Т. 8, № 5. С. 122–131.
11. Glatte P., Buchmann S. J., Hijazi M. M., Illigens B. M. W., Siepmann T. Architecture of the Cutaneous Autonomic Nervous System // Frontiers in Neurology. 2019. № 10. P. 970. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00970>
12. Znamenskaya I. A., Koroteyeva E. Y., Khakhalin A. V., Shishakov V. V., Isaichev S. A., Chernorizov A. M. Infrared Thermography and Image Analysis of Dynamic Processes around the Facial Area // Moscow University Physics Bulletin. 2017. Vol. 72, № 6. P. 595–600.
13. Znamenskaya I., Koroteeva E., Isaychev A., Chernorizov A. Thermography-based remote detection of psycho-emotional states // Proc. QIRT 2018. 14th Quantitative InfraRed Thermography Conference, 25–29 June 2018, Berlin, Germany. <https://doi.org/10.21611/qirt.2018.p13>
14. Freedman L. W., Scerbo A. S., Dawson M. E., Raine A., McClure W. O., Venables P. H. The relationship of sweat gland count to electrodermal activity // Psychophysiology. 1994. Vol. 31, № 2. P. 196–200. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1994.tb01040.x>
15. Juniper Jr K., Blanton D. E., Dykman R. A. Palmar skin resistance and sweat-gland counts in drug and non-drug states // Psychophysiology. 1967. Vol. 4, № 2. P. 231–243. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1967.tb02762.x>
16. Sato K., Kang W. H., Saga K., Sato K. T. Biology of sweat glands and their disorders. II. Disorders of sweat gland function // Journal of the American Academy of Dermatology. 1989. Vol. 20, № 5. P. 713–726. [https://doi.org/10.1016/S0190-9622\(89\)70081-5](https://doi.org/10.1016/S0190-9622(89)70081-5)
17. Krzywicki A. T., Berntson G. G., O’Kane B. L. A. Non-contact technique for measuring eccrine sweat gland activity using passive thermal imaging // International Journal of Psychophysiology. 2014. Vol. 94, № 1. P. 25–34. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.06.011>
18. Shastri D., Merla A., Tsiamyrtzis P., Pavlidis I. Imaging facial signs of neurophysiological responses // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2009. Vol. 56, № 2. P. 477–484. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2003265>
19. Shastri D., Papadakis M., Tsiamyrtzis P., Bass B., Pavlidis I. Perinasal imaging of physiological stress and its affective potential // IEEE Transactions on Affective Computing. 2012. Vol. 3, № 3. P. 366–378. <https://doi.org/10.1109/T-AFFC.2012.13>
20. Сагайдачный А. А., Майсков Д. И., Залетов И. С., Фомин А. В., Скрипаль Ан. В. Детектирование активности единичных потовых желез методом макро-термографии и ее взаимосвязь с температурой кожи и периферической гемодинамикой // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2020. Т. 20, вып. 2. С. 103–115. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-103-115>
21. 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.
22. 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>
23. 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. С. 84–93.
24. Bentham M., Stansby G., Allen J. Innovative multi-site photoplethysmography analysis for quantifying pulse amplitude and timing variability characteristics in peripheral arterial disease // Diseases. 2018. Vol. 6, № 3. P. 81–95. <https://doi.org/10.3390/diseases6030081>
25. Karavaev A. S., Borovik A. S., Borovkova E. I., Orlova E. A., Simonyan M. A., Ponomarenko V. I., Skazkina V. V., Gridnev V. I., Bezruchko B. P., Prokhorov M. D., Kiselev A. R. Low-frequency component of photoplethysmogram reflects the autonomic control of blood pressure // Biophysical Journal. 2021. Vol. 120, iss 13. P. 2657–2664. <https://doi.org/10.1016/j.bpj.2021.05.020>



26. Nowakowski A., Kaczmarek M., Ruminski J., Hryciuk M., Renkielska A., Grudzinski J., Siebert J., Jagielak D., Rogowski J., Roszak K., Stojek W. Medical applications of model-based dynamic thermography // *Thermosense XXIII. International Society for Optics and Photonics*. 2001. Vol. 4360. P. 492–503. <https://doi.org/10.1117/12.421030>
27. Estañol B., Corona M. V., Elías Y., Téllez-Zenteno J. F., Infante O., García-Ramos G. Sympathetic co-activation of skin blood vessels and sweat glands // *Clinical Autonomic Research*. 2004. Vol. 14, № 2. P. 107–112. <https://doi.org/10.1007/s10286-004-0170-6>
- ### References
- Achkasov E. E., Volovik M. G., Dolgov I. M., Kolesov S. N. *Meditsinskoe teplovidenie* [Medical Thermal Imaging]. Moscow, INFRA-M Academic Publishing LLC, 2019. 218 p. (in Russian).
 - Volovik M. G., Dolgov I. M. Thermography of the hands of a healthy person as a basis for thermal diagnosis (narrative review). *Modern Functional Diagnostics*, 2020, vol. 4, no. 32, pp. 62–68 (in Russian). <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2020-32-62-68>
 - Volovik M. G., Dolgov I. M. Thermosemiotics of the hands. Report 2. Thermal patterns of the hands in patients with upper limbs vascular disorders, Raynaud's phenomenon, after thoracic sympathectomy, in ischemic heart disease and a number of other diseases. *Medical Alphabet*, 2021, no. 5, pp. 62–70 (in Russian). <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2021-5-62-70>
 - Ivanitsky G. R. Modern matrix thermovision in biomedicine. *Physics-Uspeski*, 2006, vol. 49, no. 12, pp. 1263.
 - Shusharin A. G., Morozov V. V., Polovinka M. P. Medical infrared imaging – modern features of the method. *Modern Problems of Science and Education*, 2011, no. 4, pp. 1–10 (in Russian).
 - Kozhevnikova I. S., Pankov M. N., Griбанov A. V., Startseva L. F., Ermoshina N. A. The Use of Infrared Thermography in Modern Medicine (Literature Review). *Ekologiya cheloveka* [Human Ecology], 2017, no. 2, pp. 39–46 (in Russian).
 - Morozov A. M., Mokhov E. M., Kadykov V. A., Panova A. V. Medical thermography: capabilities and perspectives. *Kazan Medical Journal*, 2018, vol. 99, no. 2, pp. 264–270. <https://doi.org/10.17816/KMJ2018-264>
 - Vainer B. G. FPA-based infrared thermography as applied to the study of cutaneous perspiration and stimulated vascular response in humans. *Physics in Medicine & Biology*, 2005, vol. 50, no. 23, pp. 63.
 - Vainer B. G. *Matrichnoe teplovidenie v fiziologii* [Matrix Thermal Imaging in Physiology]. Novosibirsk, Izd-vo Sibirskogo otdeleniya Ros. AN, 2004. 95 p. (in Russian).
 - Znamenskaya I. A., Koroteeva E. Iu., Khakhalin A. V., Shishakov V. V. Thermographic visualization and remote control of dynamical processes around a facial area. *Nauchnaia vizualizatsiia* [Scientific Visualization], 2016, vol. 8, no. 5, pp. 122–131 (in Russian).
 - Glatte P., Buchmann S. J., Hijazi M. M., Illigens B. M. W., Siepmann T. Architecture of the Cutaneous Autonomic Nervous System. *Frontiers in Neurology*, 2019, no. 10, pp. 970. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00970>
 - Znamenskaya I. A., Koroteeva E. Y., Khakhalin A. V., Shishakov V. V., Isaichev S. A., Chernorizov A. M. Infrared Thermography and Image Analysis of Dynamic Processes around the Facial Area. *Moscow University Physics Bulletin*, 2017, vol. 72, no. 6, pp. 595–600.
 - Znamenskaya I., Koroteeva E., Isaychev A., Chernorizov A. Thermography-based remote detection of psycho-emotional states. *Proc. QIRT 2018. 14th Quantitative InfraRed Thermography Conference*, 25–29 June 2018, Berlin, Germany. <https://doi.org/10.21611/qirt.2018.p13>
 - Freedman L. W., Scerbo A. S., Dawson M. E., Raine A., McClure W. O., Venables P. H. The relationship of sweat gland count to electrodermal activity. *Psychophysiology*, 1994, vol. 31, no. 2, pp. 196–200. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1994.tb01040.x>
 - Juniper Jr K., Blanton D. E., Dykman R. A. Palmar skin resistance and sweat-gland counts in drug and non-drug states. *Psychophysiology*, 1967, vol. 4, no. 2, pp. 231–243. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1967.tb02762.x>
 - Sato K., Kang W. H., Saga K., Sato K. T. Biology of sweat glands and their disorders. II. Disorders of sweat gland function. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 1989, vol. 20, no. 5, pp. 713–726. [https://doi.org/10.1016/S0190-9622\(89\)70081-5](https://doi.org/10.1016/S0190-9622(89)70081-5)
 - Krzywicki A. T., Berntson G. G., O'Kane B. L. A. Non-contact technique for measuring eccrine sweat gland activity using passive thermal imaging. *International Journal of Psychophysiology*, 2014, vol. 94, no. 1, pp. 25–34. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.06.011>
 - Shastri D., Merla A., Tsiamyrtzis P., Pavlidis I. Imaging facial signs of neurophysiological responses. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, vol. 56, no. 2, pp. 477–484. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2003265>
 - Shastri D., Papadakis M., Tsiamyrtzis P., Bass B., Pavlidis I. Perinasal imaging of physiological stress and its affective potential. *IEEE Transactions on Affective Computing*, 2012, vol. 3, no. 3, pp. 366–378. <https://doi.org/10.1109/T-AFFC.2012.13>
 - Sagaidachnyi A. A., Mayskov D. I., Zaletov I. S., Fomin A. V., Skripal An. V. Detection of the Single Sweat Glands Activity Via the Macro Thermography Techniques and Its Relation with Skin Temperature and Peripheral Hemodynamics. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2020, vol. 20, iss. 2, pp. 103–115 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-103-115>
 - 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.



22. 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>
23. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Volkov I. Yu. Limit capabilities of modern thermal imaging cameras as a tool for investigation of peripheral blood flow oscillations within different frequency ranges. *Meditsinskaia fizika* [Medical Physics], 2016, no. 4, pp. 84–93.
24. Bentham M., Stansby G., Allen J. Innovative multi-site photoplethysmography analysis for quantifying pulse amplitude and timing variability characteristics in peripheral arterial disease. *Diseases*, 2018, vol. 6, no. 3, pp. 81–95. <https://doi.org/10.3390/diseases6030081>
25. Karavaev A. S., Borovik A. S., Borovkova E. I., Orlova E. A., Simonyan M. A., Ponomarenko V. I., Skazkina V. V., Gridnev V. I., Bezruchko B. P., Prokhorov M. D., Kiselev A. R. Low-frequency component of photoplethysmogram reflects the autonomic control of blood pressure. *Biophysical Journal*, 2021, vol. 120, iss 13, pp. 2657–2664. <https://doi.org/10.1016/j.bpj.2021.05.020>
26. Nowakowski A., Kaczmarek M., Ruminski J., Hryciuk M., Renkielska A., Grudzinski J., Siebert J., Jagielak D., Rogowski J., Roszak K., Stojek W. Medical applications of model-based dynamic thermography. *Thermosense XXIII. International Society for Optics and Photonics*, 2001, vol. 4360, pp. 492–503. <https://doi.org/10.1117/12.421030>
27. Estañol B., Corona M. V., Elías Y., Téllez-Zenteno J. F., Infante O., García-Ramos G. Sympathetic co-activation of skin blood vessels and sweat glands. *Clinical Autonomic Research*, 2004, vol. 14, no. 2, pp. 107–112. <https://doi.org/10.1007/s10286-004-0170-6>

Поступила в редакцию 25.05.2021, после рецензирования 04.07.2021, принята к публикации 10.07.2021
Received 25.05.2021, revised 04.07.2021, accepted 10.07.2021