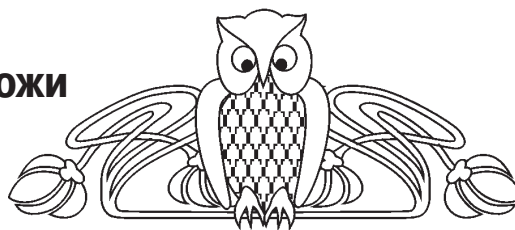




УДК 621.384.3:61

Детектирование активности единичных потовых желез методом макротермографии и ее взаимосвязь с температурой кожи и периферической гемодинамикой

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



Сагайдачный Андрей Александрович, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры медицинской физики, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, andsag@yandex.ru

Майсков Дмитрий Игоревич, аспирант кафедры медицинской физики, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, dmayskov@gmail.com

Залетов Иван Сергеевич, аспирант кафедры медицинской физики, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, izaletov25@gmail.com

Фомин Андрей Владимирович, кандидат физико-математических наук, ассистент кафедры медицинской физики, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, 89050344175@bk.ru

Скрипаль Анатолий Владимирович, доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой медицинской физики, Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, skripalav@info.sgu.ru

Описан способ термографического анализа реакции потовых желез пальцев рук, основанный на подсчете количества открытых потовых пор как функции времени. Показана возможность одновременного анализа количества потовых желез, активизирующихся на левой и правой руках в ответ на дыхательную пробу. Проведено сопоставление динамики температуры, количества открытых потовых пор и колебаний объемного кровотока. Активность выводных протоков потовой железы приводит к появлению низкоамплитудных высокочастотных колебаний температуры кожи (частота более 0.1 Гц), колебание кровотока – напротив, к появлению высокоамплитудных, низкочастотных колебаний температуры кожи, возникающих с некоторым запаздыванием. Диагностический потенциал описанного метода обусловлен тем, что динамика активности потовых желез связана с деятельностью симпатической нервной системы, поэтому снижение количества открытых потовых пор в ответ на функциональную нагрузку может свидетельствовать о поражении малых нервных волокон и периферической нейропатии, развивающейся уже на ранних стадиях ряда эндокринологических и метаболических патологий, например сахарного диабета.

Ключевые слова: термография, потовые железы, потовые поры, кровоток, нейропатия, асинхронность, фильтрация, сахарный диабет.

Поступила в редакцию: 19.02.2020 / Принята: 25.03.2020 / Опубликовано: 01.06.2020

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

DOI: <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-103-115>

Введение

Интерес к изучению потовых желез человека обусловлен тесной взаимосвязью их активности с симпатической иннервацией периферических областей тела человека [1, 2]. Повышение активности потовых желез и выделение секрета происходит не только вследствие терморегуляции, но также является ответом на психоэмоциональную нагрузку и ряд физиологических и медикаментозных проб [3]. Известна тесная взаимосвязь активности потовых желез и кожно-гальванической реакции, используемой в полиграфических исследованиях как показатель психического напряжения [4–9].

Нарушение деятельности потовых желез проявляется при таких патологиях, как сахарный диабет, хроническая сердечная недостаточность, гипергидроз, тиреотоксикоз, и болезнь Паркинсона [10–13]. В настоящее время для оценки функции потовых желез в реальном времени наиболее широко используется метод регистрации кожно-гальванической реакции при различных воздействиях [5, 14]. Среди оптических методов известен способ анализа потоотделения единичных потовых желез методом оптической когерентной томографии [15], а также метод флуоресцентной микроскопии потовых пор с использованием гидрохромной пленки полидиацетилена [16]. Данные методы обеспечивают либо интегральную оценку продукции секрета потовых желез во времени без



привязки к пространственным координатам (кожно-гальваническая реакция), либо локальные измерения, площадь которых ограничена подушечкой фаланги пальца (метод флуоресцентной микроскопии) или единичной потовой железой (метод оптической когерентной томографии). Поэтому поиск новых способов количественного оценивания активности потовых желез и симпатической реакции организма, как во времени, так и в пространстве, представляет интерес для биомедицинской диагностики.

Активизация потовой железы сопровождается выделением пота на поверхность кожи, его испарением в окружающую среду с локальным охлаждением кожи. При этом одним из эффективных способов детектирования активности потовых желез может быть инфракрасная термография. Использование инфракрасных изображений для визуализации открытых потовых пор стало возможным только с середины 1980-х гг. вместе с повышением амплитудного и пространственного разрешений термограмм [17]. Цифровая обработка инфракрасных изображений позволила открыть ряд новых физиологических эффектов и описать регуляторные реакции во время физических, тепловых и психических нагрузок [13, 18–20].

Применение автоматического метода подсчета количества открытых потовых пор на основе согласованной фильтрации термограмм с использованием квази-гауссиана [21] приводило к пропуску открытых потовых пор. Поэтому задача разработки альтернативных способов цифровой обработки термограмм с целью определения количества открытых потовых пор на поверхности тела человека представляется актуальной.

Целью данной работы является разработка метода детектирования и подсчета количества потовых пор, основанного на построении карты локальных минимумов термограммы с применением адаптивной бинаризации, а также демонстрация гемодинамических эффектов, сопровождающих активацию потовых желез.

1. Материалы и методы

1.1. Регистрация данных

Группу испытуемых составили 10 добровольцев (7 мужчин и 3 женщины в возрасте 20–35 лет) без диагностированных нарушений потоотделения и патологий сердечнососудистой системы. Все измерения проводились одновременно на волярной поверхности дистальных

фаланг указательных пальцев левой и правой руки. Первичные термографические данные (рис. 1) записывались с помощью тепловизионной камеры ThermaCam SC 3000, FLIR Systems (Швеция) с макролинзой 34/100, в спектральном диапазоне 8–9 мкм с температурной чувствительностью 0.02°C , разрешением изображения 320×240 пикселей с частотой дискретизации 5 кадров/с. Площадь анализируемой поверхности фаланг пальцев оставалась постоянной и имела значение 4 см^2 , что обеспечивало пространственное разрешение около 80 мкм/пиксель . Измерения выполнялись в лабораторных условиях при стабильной температуре окружающей среды $23 \pm 0.2^{\circ}\text{C}$ и отсутствии форсированной конвекции. Одновременно с температурными измерениями выполнялся контроль объемного кровотока на дистальной фаланге среднего пальца правой руки с помощью фотоплетизмографического датчика KL-72001 (Тайвань) на длине волны 800 нм.

1.2. Функциональная нагрузка

В качестве нагрузочной пробы применяли дыхательную пробу, заключающуюся в кратковременной задержке дыхания на максимальной высоте вдоха [22, 23]. Проба состояла из 5 вдохов, до и после очередного вдоха выдерживался интервал 30 с при общей длительности теста 180 с.

1.3. Алгоритм подсчета количества активированных потовых желез

Задачами алгоритма являются: обработка последовательности термографических изображений посредством детектирования каждой поры; подсчет их общего количества на термограмме; построение зависимости количества активных потовых пор от времени. Область выхода на поверхность выводных протоков потовых желез (потовые поры) отличается пониженной температурой по отношению к фону, т.е. пониженной яркостью изображения. Выделению отдельных потовых пор с помощью выбора одного и того же порога яркости препятствует наличие низкочастотных и высокочастотных пространственных помех на термограмме (см. профиль на рис. 1, в). Низкочастотная пространственная помеха образуется за счет неоднородного распределения температуры кожи, высокочастотная помеха – преимущественно за счет рельефа кожи и пространственного шума матрицы.

В процессе реализации алгоритма детектирования потовых пор на поверхности термограмм

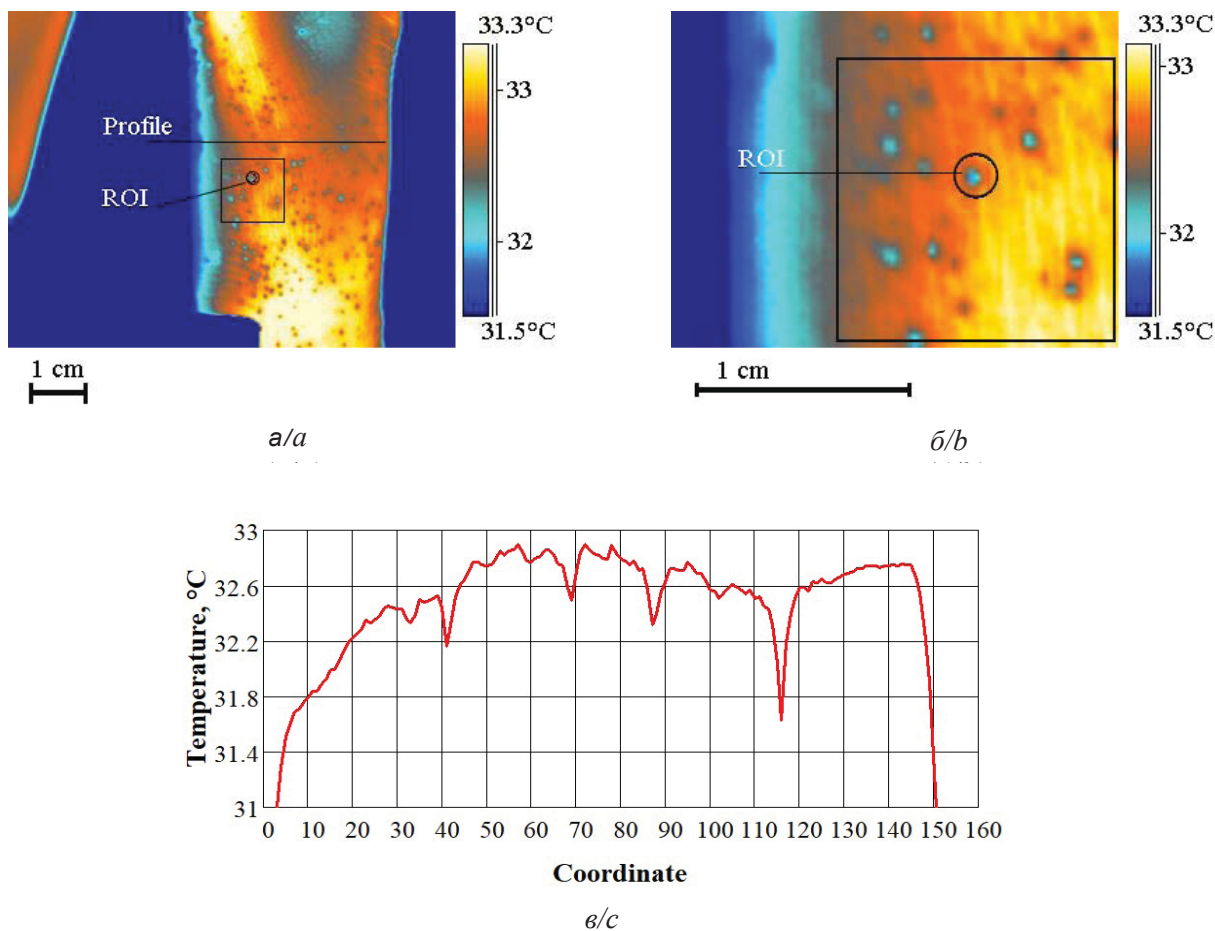


Рис. 1. Визуализация открытых потовых пор методом термографии: *a* – термограмма средней фаланги пальца; *б* – увеличенный участок термограммы на рисунке *a*; *в* – температурный профиль, изображенный на термограмме (*a*)
 Fig. 1. Visualization of open sweat pores via thermography techniques: *a* – thermogram of the middle phalanx of a finger; *b* – enlarged fragment of the thermogram in figure *a*; *c* – temperature profile shown on the thermogram (*a*)

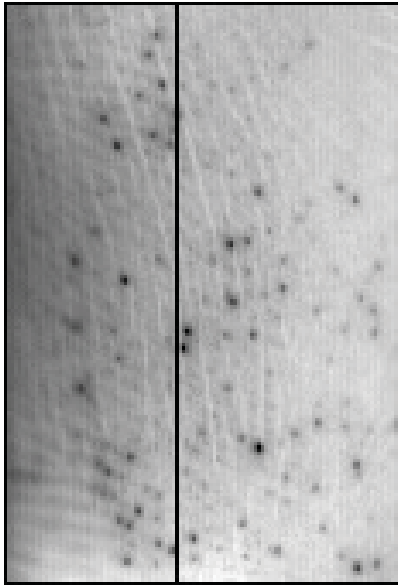
необходимо подавить низко- и высокочастотную составляющие температуры и определить координаты локальных минимумов, соответствующих потовым порам. Таким образом, используемый алгоритм детектирования потовых пор реализуется посредством выполнения трех этапов.

1. Подавление низкочастотной составляющей выполнялось посредством сглаживания исходного изображения методом Гаусса (рис. 2, *a*) и вычитания сглаженного изображения из исходного. Полученное изображение линейно масштабировалось в диапазоне значений [0, 255] (рис. 2, *г*). В результате преобразований гистограмма изображения принимала вид нормального распределения (рис. 2, *e*).

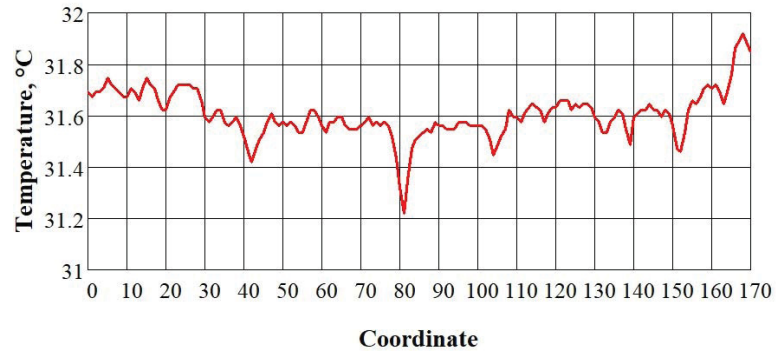
2. Подавление высокочастотной составляющей. Амплитудная фильтрация. Порог амплитудной фильтрации выбирался с помощью построения гистограммы и определения уровня

яркости, располагающегося левее максимума гистограммы, на высоте, равной половине максимального значения гистограммы (рис. 2, *и*). Изображение разбивалось на ячейки 5×5 пикселей. Если среднее значение пикселей в ячейке выше порогового, то интенсивность всех пикселей данной ячейки приравнивалась порогу. Ячейки со средним значением интенсивности меньшим или равным порогу оставались без изменений. Тем самым устранялись пиксели с температурой выше средней по анализируемой области и пиксели, температура которых близка к средней. В результате формировалось изображение (рис. 2, *ж*), на котором выделялись ячейки с высокой вероятностью содержащие локальные минимумы.

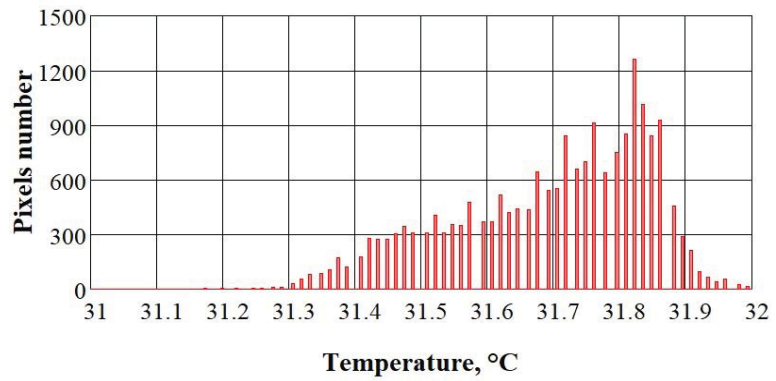
3. Построение карты локальных минимумов. В каждой ячейке проводился поиск минимумов, соответствующих условию: $I_{i-1} \geq I_i < I_{i+1}$, $I_{i-1} > I_i \leq I_{i+1}$, $I_{i-1} > I_i < I_{i+1}$, где I_i – значение интен-



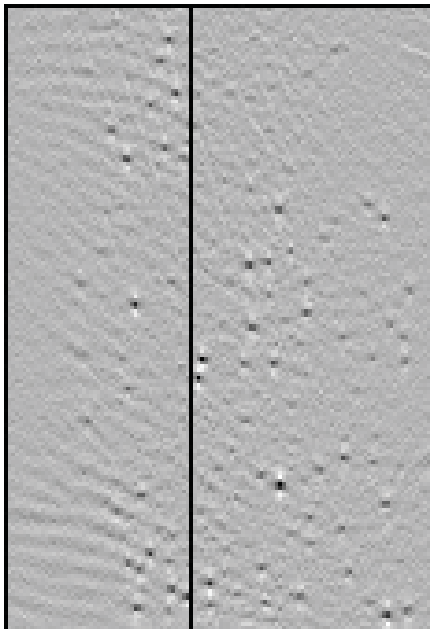
a/a



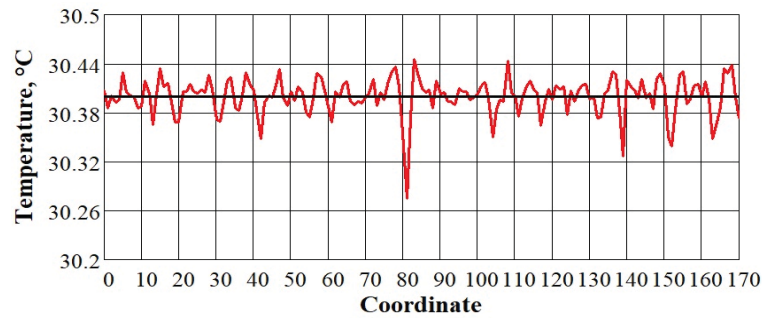
b/b



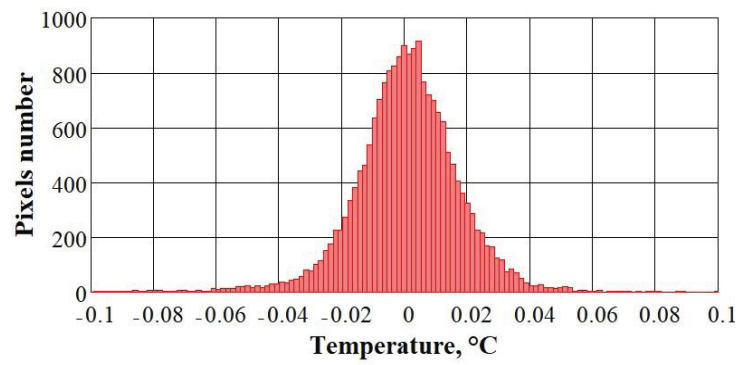
c/c



a/d



d/e



e/f

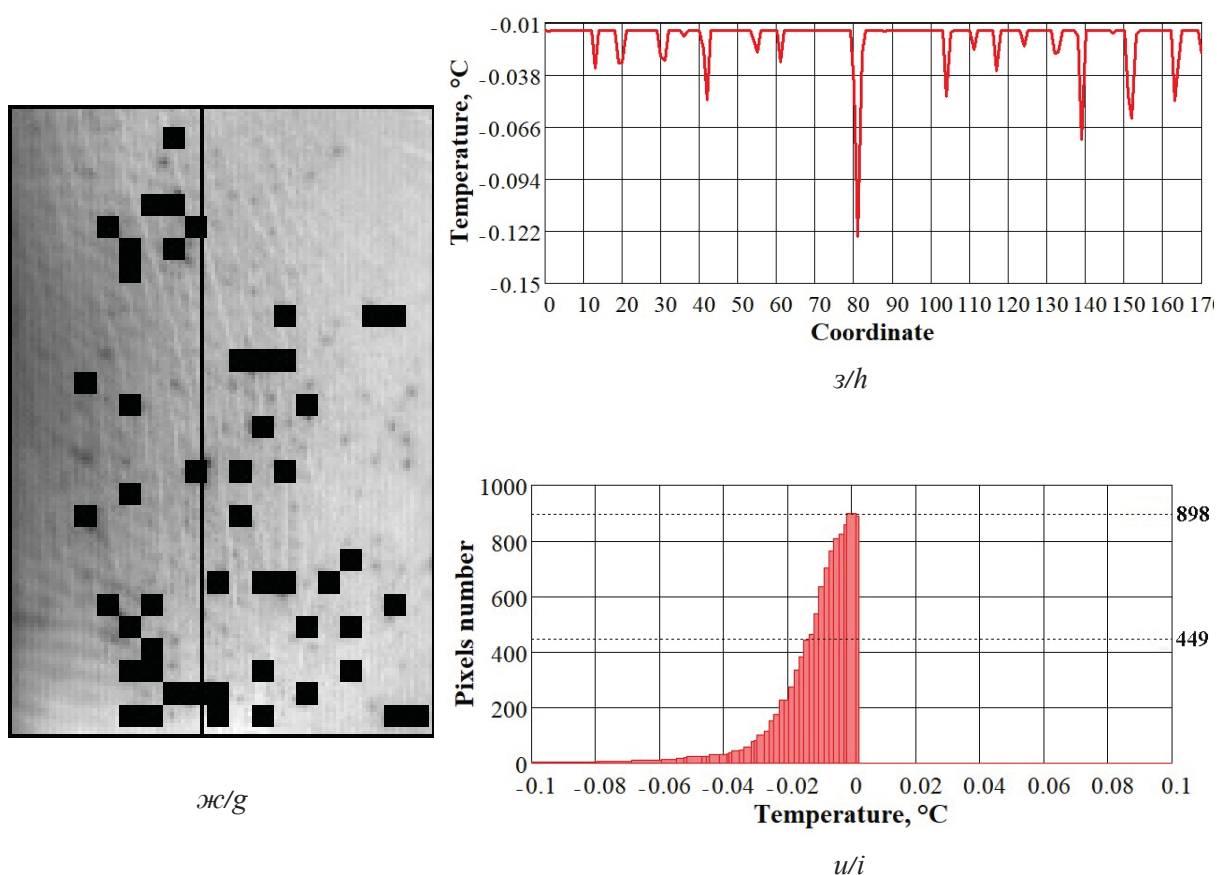


Рис. 2. Иллюстрация этапов алгоритма детектирования потовых пор на термограмме. Слева представлены термограммы, полученные на различных этапах обработки, справа – соответствующие профиль и гистограмма распределения температуры на термограмме, а именно: *a* – исходная термограмма потовых пор; *b* – профиль изменения температуры, отмеченный на рисунке *a* вертикальной линией; *c* – гистограмма распределения температуры на рисунке *a*; *z* – термограмма с удаленной низкочастотной составляющей изменения температуры; *d* – профиль изменения температуры, отмеченный на рисунке *z* вертикальной линией; *e* – гистограмма распределения температуры на рисунке *z*; *жс* – термограмма с выделенными черными областями, которые с высокой вероятностью содержат открытые потовые поры; *з* – профиль изменения температуры, отмеченный на рисунке *жс* вертикальной линией; *и* – гистограмма распределения температуры на рисунке *жс*

Fig. 2. Illustration of the steps of the algorithm for detecting sweat pores on a thermogram. To the left are images obtained at different processing steps, to the right are the corresponding profile and histogram of the temperature distribution on the thermogram, namely: *a* – original thermogram of sweat pores; *b* – temperature change profile marked in figure *a* as a vertical line; *c* – histogram of the temperature distribution in figure *a*; *d* – thermogram without a low-frequency component of the temperature change; *e* – temperature change profile shown in figure *d* as a vertical line; *f* – histogram of the temperature distribution in figure *d*; *g* – thermogram with highlighted black areas that are highly likely to contain open sweat pores; *h* – temperature change profile marked with a vertical line in figure *g*; *i* – histogram of the temperature distribution in figure *g*

сивности текущего *i*-того пикселя, I_{i-1} – значение интенсивности предыдущего *i* - первого пикселя, I_{i+1} – значение интенсивности последующего *i* + первого пикселя. Строилась карта локальных минимумов (рис. 3) и подсчитывалось их количество на анализируемом кадре. Таким образом, дополнительно к кривой температуры строилась кривая количества открытых потовых пор от времени.

2. Результаты

2.1. Динамика активности потовых желез, контралатеральная асимметрия

Применение описанного выше алгоритма позволило детектировать открытые потовые поры на инфракрасных термограммах (рис. 3).

Пример типичной зависимости количества открытых потовых пор от времени на контрала-

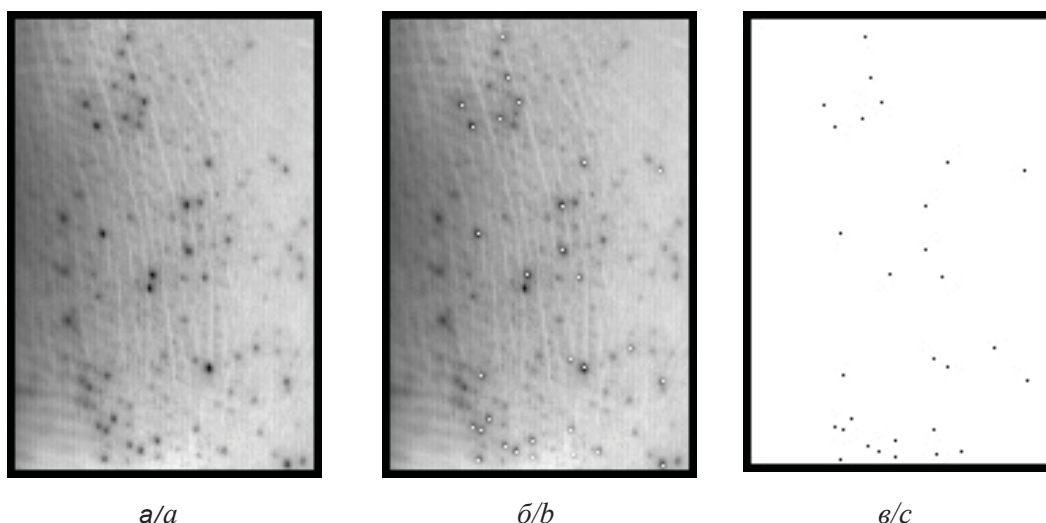


Рис. 3. Пример термограммы с найденными открытыми потовыми порами: *a* – исходная термограмма; *б* – обнаруженные открытые потовые поры; *в* – карта локальных минимумов, соответствующая обнаруженным потовым порам

Fig. 3. Example of a thermogram with detected sweat pores: *a* – origin thermogram; *b* – detected open sweat pores; *c* – local minima map corresponding to the detected sweat pores

теральных конечностях при проведении дыхательной пробы приведен на рис. 4. Зависимости демонстрируют резкое увеличение количества открытых потовых пор после совершения каждого дыхательного маневра с восстановлением исходного состояния в течение 30 с. В группе

нормальных испытуемых не наблюдалось синхронности изменения количества активных потовых пор на пальцах левой и правой руки. При этом реакция в виде повышения количества открытых потовых пор проявлялась на обеих конечностях.

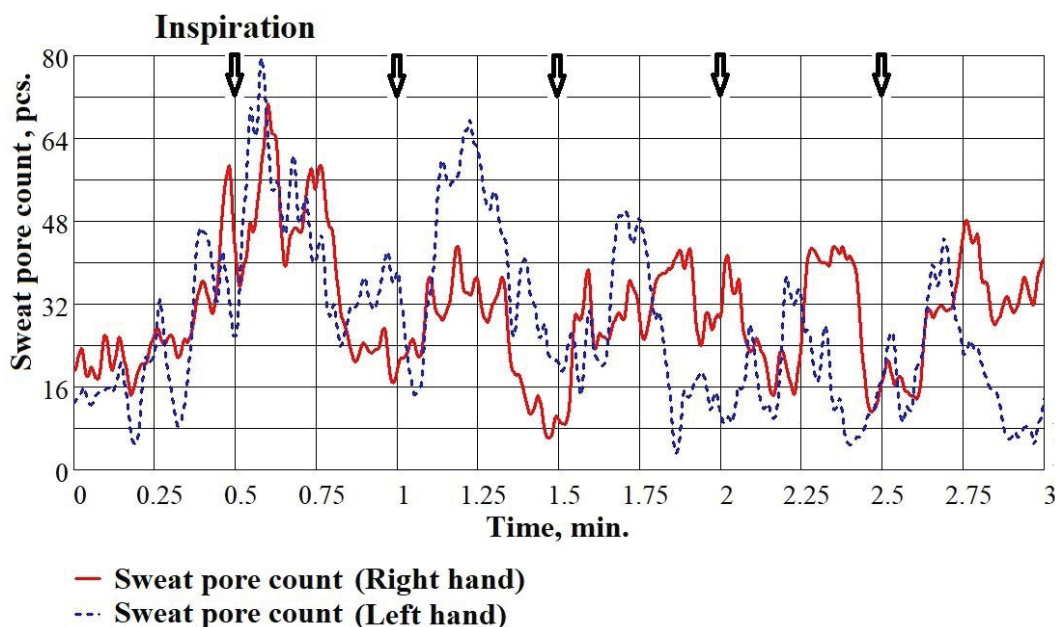


Рис. 4. Зависимость количества активных потовых пор от времени проведения дыхательной пробы в пальцах левой и правой руки

Fig. 4. Dependence of the active sweat pore count on the respiratory test time in the fingers of the left and right hands



2.2. Динамика температуры кожи и количества активных потовых пор

Во время проведения дыхательной пробы после каждого глубокого вдоха происходит плавное уменьшение температуры кожи с образованием локальных минимумов (рис. 5). Локальные минимумы появлялись с некоторым запаздыванием около 15 с относительно момента совершения каждого вдоха. Минимумы температуры кожи отставали по времени относительно положения максимумов количества открытых

потовых пор несмотря на то, что выделение и испарение пота должно было приводить к одновременному понижению температуры. По всей видимости, динамика средней температуры кожи рук в большей степени подвержена влиянию объемного кровотока, чем испарению пота. Вклад локального охлаждающего воздействия открытых потовых пор на кожу недостаточен для заметного понижения средней температуры фаланги пальца синхронно с увеличением количества открытых потовых пор.

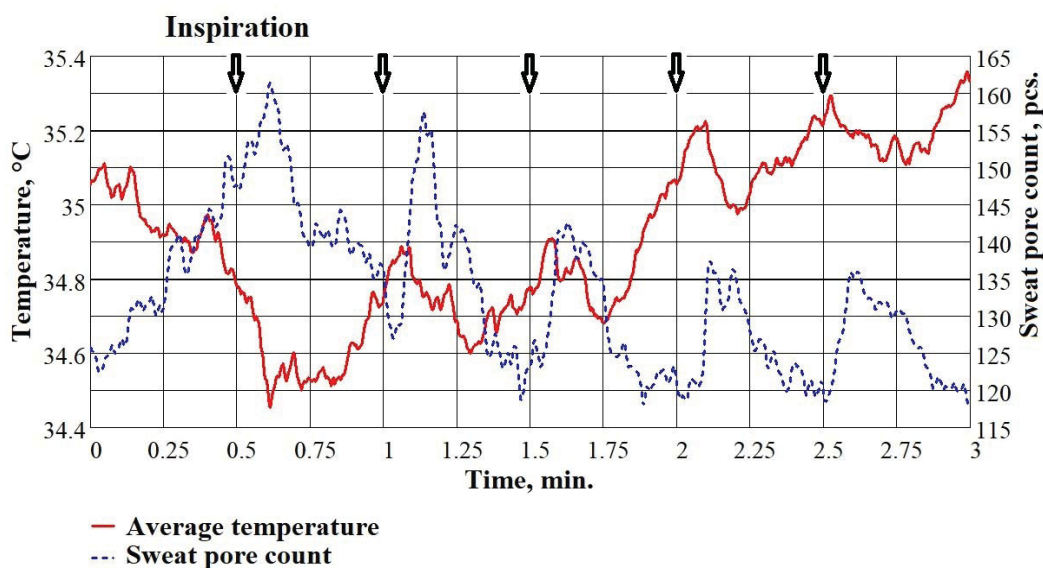


Рис. 5. Динамика количества потовых пор и температуры фаланг пальцев при совершении вдохов в моменты времени 0.5, 1, 1.5, 2 и 2.5 мин

Fig. 5. Dynamics of the sweat pore count and of the temperature of the fingers phalanges during inspiration at the times 0.5, 1, 1.5, 2, and 2.5 min

2.3. Соотношение между активацией потовых желез и динамикой объемного кровенаполнения биоткани

После каждого глубокого вдоха происходило резкое уменьшение объемного кровенаполнения пальцев с образованием локальных минимумов (рис. 6). При этом время появления локальных минимумов объемного кровотока приблизительно совпадало с временем появления локальных максимумов количества открытых потовых пор. Локальные минимумы температуры после каждого вдоха запаздывали относительно колебаний объемного кровенаполнения сосудов кожи (рис. 7).

3. Обсуждение

Использование алгоритма обработки термограмм, реализующего подавление низкочастот-

ных и высокочастотных пространственных составляющих колебаний температуры, и последующее обнаружение локальных минимумов дают возможность с помощью метода инфракрасной термографии исследовать не только динамику температуры, обусловленную гемодинамикой, но и активность потовых желез.

3.1. Контралатеральная динамика активности потовых желез

Анализ термограмм противоположных конечностей во время проведения дыхательных маневров (см. рис. 4) демонстрирует отсутствие синхронности в изменении количества открытых потовых пор. Последнее может найти объяснение, например, в индивидуальном характере иннервации пальцев левой и правой конечности одного и того же испытуемого; в контралатераль-

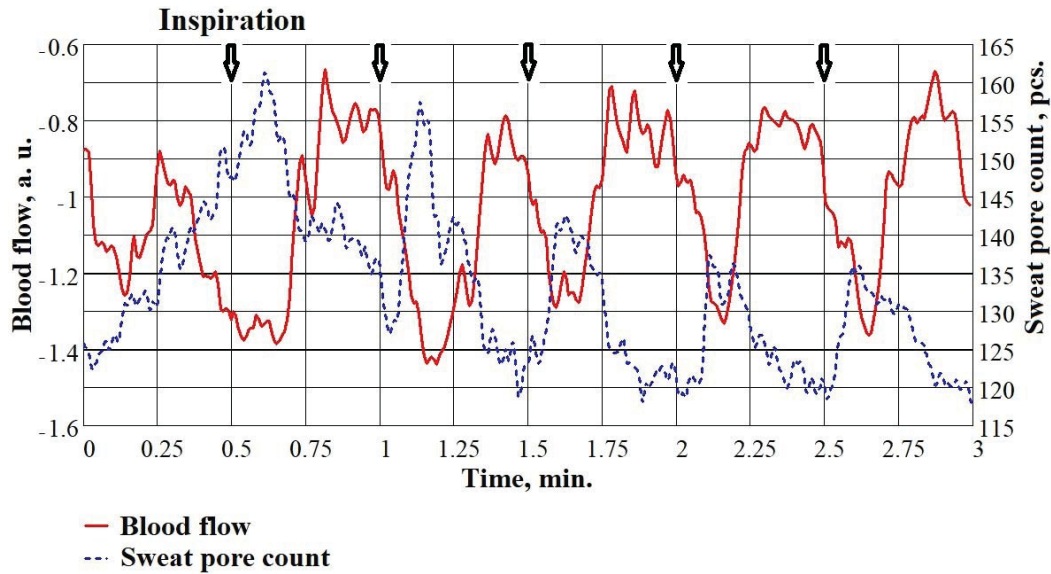


Рис. 6. Зависимость количества открытых потовых пор и объемного кровотока в пальцах от времени дыхательной пробы

Fig. 6. Dependences of the open sweat pore count and of the volumetric blood flow in the fingers on the respiratory test time

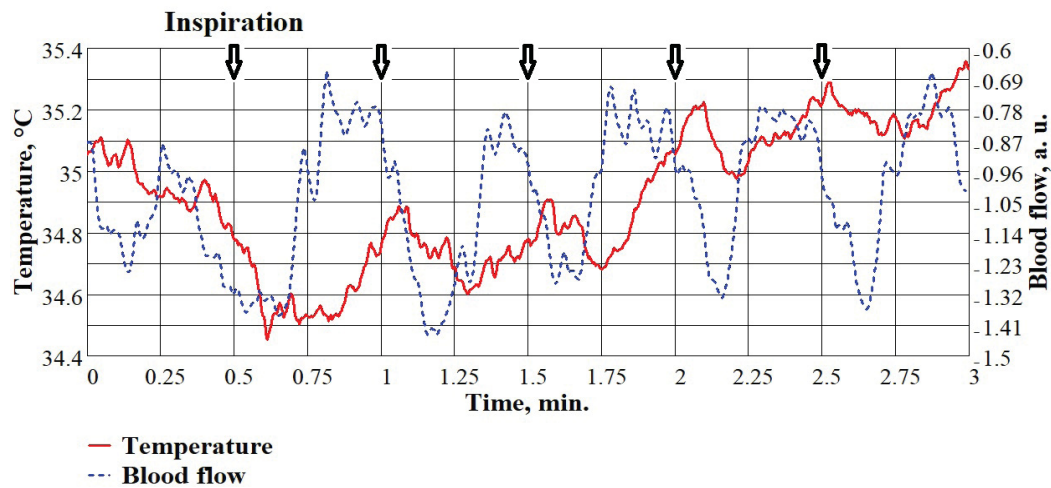


Рис. 7. Зависимость температуры и объемного кровотока в пальцах от времени дыхательной пробы

Fig. 7. The temperature and volumetric blood flow in the fingers vs. the respiratory test time

ном различии скорости реализации центрального рефлекса за счет местных нейро- и биохимических реакций; в отличие функциональной восприимчивости холинергических нервных волокон, иннервирующих потовые железы, в области правой и левой конечности. Обнаружение значительной асимметрии в активности потовых желез на левой и правой конечности, а также в областях иннервации медиального, лучевого и локтевого нервов можно будет рассматривать как признак нарушения симпатической иннервации конечности, которая характерна, например, для

диабетической нейропатии. При диабетической нейропатии происходит демиелинизация нервных волокон под воздействием повышенной концентрации сахара в крови, нарушается функциональная активность нервных волокон различного типа, в том числе иннервирующих потовые железы [24]. При этом нарушение функциональной активности малых нервных волокон проявляется уже на ранних стадиях диабетической нейропатии [25, 26]. Таким образом, проведенный анализ показывает, что выявление нарушения активности потовых желез с помо-



щью обработки динамических инфракрасных термограмм в перспективе можно рассматривать в качестве способа диагностики нейропатии на ранних стадиях, а также в качестве способа мониторинга восстановления иннервации в процессе терапии или в послеоперационном периоде нейрохирургических операций.

3.2. Динамика температуры кожи и количества активных потовых пор

Кардинальное различие формы колебаний температуры и количества потовых пор при проведении дыхательной пробы (см. рис. 5) свидетельствует о том, что данные сигналы можно рассматривать в качестве независимых каналов получения физиологической информации. Максимумы количества открытых потовых пор после каждого дыхательного маневра опережают минимумы температуры.

В данном исследовании не изучались спектральные характеристики колебаний температуры под воздействием процесса открытия/закрытия потовых пор и испарения потовой жидкости с поверхности кожи. Из предварительного анализа сигналов следует, что колебания температуры вследствие симпатической активации потовых желез и открытия/закрытия потовых пор могут происходить с достаточно высокой частотой до 0.5 Гц при амплитуде колебаний не ниже чувствительности температурных измерений (0.02°C в данном случае). Указанное значение частоты превышает максимальную частоту детектируемых тепловизором колебаний температуры кожи, обусловленных гемодинамикой.

Как обсуждалось ранее, детектируемые колебания температуры кожи, обусловленные периферической гемодинамикой, имеют частоту не более 0.1 Гц [27–29]. Для регистрации колебаний температуры, обусловленных гемодинамикой, с большими частотами требуется разрешение температурных измерений более 0.01°C , которое в настоящее время недоступно для тепловизионной техники [30].

3.3. Соотношение между активацией потовых желез и динамикой объемного кровенаполнения биоткани

Рост количества открытых потовых пор и падение объемного кровотока при проведении каждого вдоха (см. рис. 6), свидетельствует об одновременной реакции анализируемых физиологических подсистем вследствие передачи импульсов по симпатическим волокнам, иннервирующим как потовые железы, так и кровеносные

сосуды [24]. Как было показано ранее, колебания температуры кожи запаздывают относительно колебаний кожного кровотока на величину, зависящую от частоты анализируемого процесса [29, 31]. Эффект запаздывания температуры относительно кровотока после каждого вдоха демонстрирует рис. 7.

Таким образом, влияние дыхательной пробы на температуру кожи оказывается в следующей последовательности: после вдоха повышается количество открытых потовых пор, одновременно понижается амплитуда объемного кровотока; оба этих воздействия приводят к понижению температуры кожи; при этом уменьшение кровотока вносит более существенный, макроскопический вклад в понижение температуры с наличием запаздывания температурной динамики относительно кровотока, увеличение количества потовых пор вносит менее существенный вклад в понижение температуры (см. рис. 5), но без выраженного эффекта запаздывания температурной динамики. Влияние активности потовых пор на среднюю температуру кожи проявляется изолированно лишь в областях выхода на поверхность потовых пор.

Заключение

Использование предложенного алгоритма обработки динамических термограмм конечностей продемонстрировало возможность обнаружения и подсчета количества открытых потовых пор, соответствующее количеству активных потовых желез на исследуемой поверхности кожи испытуемого. Полученные пространственно-временные данные обеспечивают возможность сравнения реакции потовых желез и периферических сосудов на дыхательную пробу, причем одновременно для левой и правой руки. Практическое применение описанного метода продемонстрировало наличие ряда эффектов: асимметрия реакции потовых пор на левой и правой руке; наличие детектируемых колебаний температуры кожи с частотой выше 0.1 Гц, обусловленных активацией потовой железы; симпатическая реакция уменьшения объемного кровотока в пальцах в ответ на дыхательную пробу и, с некоторым запаздыванием, формирование низкочастотных минимумов температуры кожи.

Таким образом, термографическая регистрация реакции конечностей на дыхательную пробу с применением алгоритма детектирования количества потовых пор может позиционироваться в качестве инструмента для получения физиологи-



ческого сигнала, связанного с симпатической реакцией организма на функциональную нагрузку. Метод представляет интерес для превентивного выявления различных форм нейропатии мелких сосудов, например, при сахарном диабете, нарушениях работы щитовидной железы и синдроме Рейно.

Благодарности

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект № 19-32-90072).

Список литературы

1. Krishnamurthy N., Mubarak A. S., Sri V. G., Balakumarr B., Srinivasan V. Influence of respiration on human sympathetic skin response // *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*. 1996. Vol. 40. P. 350–354.
2. Familoni B. O., Gregor K. L., Dodson T. S., Krzywicki A. T., Lowery Jr B. N., Orr S. P., Rasmussen A. M. Sweat pore reactivity as a surrogate measure of sympathetic nervous system activity in trauma-exposed individuals with and without posttraumatic stress disorder // *Psychophysiology*. 2016. Vol. 53, № 9. P. 1417–1428. DOI: 10.1111/psyp.12681
3. Shibasaki M., Kondo N., Crandall C. G. Non-thermoregulatory modulation of sweating in humans // *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 2003. Vol. 31, № 1. P. 34–39.
4. 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. DOI: 10.1111/j.1469-8986.1994.tb01040.x
5. 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. DOI: 10.1111/j.1469-8986.1967.tb02762.x
6. 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.
7. Znamenskaya I., Koroteeva E., Isaychev A., Chernorizov A. Thermography-based remote detection of psycho-emotional states // *QIRT 2018 Proceedings*. Vol. 1. P. 51–56. DOI: 10.21611/qirt.2018.p13
8. Знаменская И. А., Коротеева Е. Ю., Шишаков В. В., Хахалин А. В., Кузьмичева Е. А., Исайчев С. А., Черноризов А. М. Анализ видеопоследовательностей и термограмм лица для дистантного съема физиологических индикаторов психоэмоциональных состояний человека // *Материалы 27-й Междунар. конф. по компьютерной графике и машинному зрению, GraphiCon 2017 (Пермь, 24–28 сентября 2017 г.)*. Пермь, 2017. С. 121–124.
9. Знаменская И. А., Коротеева 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.
10. 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. DOI:10.1016/S0190-9622(89)70081-5
11. Вайнер Б. Г. Матричное тепловидение в физиологии. Новосибирск : Сиб. отд-ние РАН, 2004. 95 с.
12. Вайнер Б. Г. Коротковолновые матричные тепловизоры – оптимальное средство медицинской диагностики и контроля // *Больничный лист*. 2002. № 9. С. 14–21.
13. 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. 63–94.
14. Vetrugno R., Liguori R., Cortelli P., Montagna P. Sympathetic skin response // *Clinical Autonomic Research*. 2003. Vol. 13, № 4. P. 256–270. DOI: 10.1007/s10286-003-0107-5
15. Ohmi M., Tanigawa M., Yamada A., Ueda Y., Haruna M. Dynamic analysis of internal and external mental sweating by optical coherence tomography // *J. Biomed. Opt.* 2009. Vol. 14, № 1. 014026. DOI: 10.1117/1.3079808
16. Lee J., Pyo M., Lee S. H., Kim J., Ra M., Kim W. Y., Park B. J., Lee Ch. W., Kim J. M. Hydrochromic conjugated polymers for human sweat pore mapping // *Nature Communications*. 2014. Vol. 5, № 1. 3736. DOI: 10.1038/ncomms4736
17. Ring E. F. J. The historical development of temperature measurement in medicine // *Infrared Physics & Technology*. 2007. Vol. 49, № 3. P. 297–301 DOI: 10.1016/j.infrared.2006.06.029
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. DOI: 10.1109/TBME.2008.2003265
19. Cardone D., Pinti P., Merla A. Thermal infrared imaging-based computational psychophysiology for psychometrics // *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2015. ID 984353. DOI: 10.1155/2015/984353
20. Ivanitsky G. R. Modern matrix thermovision in biomedicine // *Advances in Physical Sciences*. 2006. Vol. 49, № 12. P. 1263–1288. DOI: 10.1070/PU2006v049n12ABEH006163
21. 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. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2014.06.011
22. 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. 365–373. DOI: 10.1088/0967-3334/23/2/312
23. Allen J., Di Maria C., Mizeva I., Podtaev S. Finger microvascular responses to deep inspiratory gasp assessed and quantified using wavelet analysis // *Physiological Measurement*. 2013. Vol. 34, № 7. P. 769–779.



24. Illigens B. M. W., Gibbons C. H. Sweat testing to evaluate autonomic function // *Clinical Autonomic Research*. 2009. Vol. 19, № 2. P. 79–87. DOI: 10.1007/s10286-008-0506-8
25. Low V. A., Sandroni P., Fealey R. D., Low P. A. Detection of small-fiber neuropathy by sudomotor testing // *Muscle & Nerve*. 2006. Vol. 34, № 1. P. 57–61. DOI: 10.1002/mus.20551
26. Gibbons C. H., Illigens B. M. W., Wang N., Freeman R. Quantification of sweat gland innervation: a clinical-pathologic correlation // *Neurology*. 2009. Vol. 72, № 17. P. 1479–1486. DOI: 10.1212/WNL.0b013e3181a2e8b8
27. Podtaev S., Morozov M., Frick P. Wavelet-based correlations of skin temperature and blood flow oscillations // *Cardiovas. Eng.* 2008. Vol. 8. P. 185–189. DOI: 10.1007/s10558-008-9055-y
28. 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. DOI: 10.1016/j.bspc.2015.04.014
29. 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 DOI: 10.1080/10255842.2019.1615058
30. 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.
31. 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. 153–166. DOI: 10.1088/0967-3334/35/2/153

Образец для цитирования:

Сагайдачный А. А., Майсков Д. И., Залетов И. С., Фомин А. В., Скрипаль Ан. В. Детектирование активности единичных потовых желез методом макротермографии и ее взаимосвязь с температурой кожи и периферической гемодинамикой // *Изв. Сарат. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика*. 2020. Т. 20, вып. 2. С. 103–115. DOI: <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-103-115>

Detection of the Single Sweat Glands Activity Via the Macro Thermography Techniques and Its Relation with Skin Temperature and Peripheral Hemodynamics

A. A. Sagaidachnyi, D. I. Mayskov,
I. S. Zaletov, A. V. Fomin, An. V. Skripal

Andrey A. Sagaidachnyi, <https://orcid.org/0000-0002-5296-1968>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, andsag@yandex.ru

Dmitriy I. Mayskov, <https://orcid.org/0000-0002-3487-2590>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, dmayskov@gmail.com

Ivan S. Zaletov, <https://orcid.org/0000-0002-1419-7372>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, izaletov25@gmail.com

Andrey V. Fomin, <https://orcid.org/0000-0002-1568-8317>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, 89050344175@bk.ru

Anatoly V. Skripal, <https://orcid.org/0000-0002-9080-0057>, Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia, skripalav@info.sgu.ru

Background and Objectives: Interest in the study of the human's sweat glands activity is due to the close relationship of their activity with human body's peripheral regions sympathetic innervation. The increased activity of sweat glands and secretion occurs not only due to thermoregulation, but also is a response

to the psychoemotional load and the physiological and drug tests. Sweat gland activity's disruption manifests itself in pathologies such as diabetes mellitus, chronic heart failure, hyperhidrosis, thyrotoxicosis, and Parkinson's disease. Thus, the search for a method for quantifying the sweat glands activity on the surface of a human body based on physical methods is relevant for biomedical diagnosis. **Materials and Methods:** The primary thermographic data were recorded using a ThermoCam SC 3000 thermal imaging camera, FLIR Systems (Sweden) with a 34/100 macro lens, in the spectral range of 8–9 μm with a temperature sensitivity of 0.02°C and a resolution of 320 × 240 pixels with a frequency 5 frames per second. The measurements were performed in laboratory conditions with a stable ambient temperature of 23 ± 0.2°C and the absence of forced convection. Simultaneously with temperature measurements, the volumetric blood flow was monitored using a KL-72001 photoplethysmographic sensor (Taiwan) at a wavelength of 800 nm. **Results:** The both hands reaction to a breathing test was observed. The dynamics of changes in the active sweat pore count, temperature and blood flow was analyzed. Using an algorithm for processing thermograms that implements the suppression of low-frequency and high-frequency spatial components of temperature fluctuations, and the subsequent detection of local minima, makes it possible using the infrared thermography method to study not only the temperature dynamics, but also the sweat glands activity. **Conclusion:** Thus, the thermographic recording of the limb's reaction to a respiratory test using the algorithm for detecting the sweat pore count can be positioned as a tool for studying the body's sympathetic response to a functional load. The method is interest for the prophylactic detection of small vessel's neuropathy's various forms in diabetes mellitus, thyroid disorders and Raynaud's syndrome.



Keywords: thermography, sweat gland, sweat pore, blood flow, neuropathy, asynchrony, filtration.

Received: 19.02.2020 / Accepted: 25.03.2020 / Published: 01.06.2020

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

Acknowledgements: This work was supported by the Russian Foundation for Basic Research (project No. 19-32-90072).

References

1. Krishnamurthy N., Mubarak A. S., Sri V. G., Balakumarr B., Srinivasan V. Influence of respiration on human sympathetic skin response. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, 1996, vol. 40, pp. 350–354.
2. Familoni B. O., Gregor K. L., Dodson T. S., Krzywicki A. T., Lowery Jr B. N., Orr S. P., Rasmussen A. M. Sweat pore reactivity as a surrogate measure of sympathetic nervous system activity in trauma-exposed individuals with and without posttraumatic stress disorder. *Psychophysiology*, 2016, vol. 53, no. 9, pp. 1417–1428. DOI: 10.1111/psyp.12681
3. Shibasaki M., Kondo N., Crandall C. G. Non-thermoregulatory modulation of sweating in humans. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 2003, vol. 31, no. 1, pp. 34–39.
4. 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. DOI: 10.1111/j.1469-8986.1994.tb01040.x
5. 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. DOI: 10.1111/j.1469-8986.1967.tb02762.x
6. 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, no. 6, pp. 595–600.
7. Znamenskaya I., Koroteeva E., Isaychev A., Chernorizov A. Thermography-based remote detection of psycho-emotional states. *QIRT 2018 Proceedings*, vol. 1, pp. 51–56. DOI: 10.21611/qirt.2018.p13
8. Znamenskaya I. A., Koroteeva E. Yu., Shishakov V. V., Khakhalin A. V., Kuzmicheva E. A., Isaichev S. A., Chernorizov A. M. Analysis of video sequences and thermal images of human faces for remote detection of psychoemotional states. *Materials of the 27th International Conference on Computer Graphics and Machine Vision, GraphiCon 2017* (Perm, 24–28 September, 2017). Perm, 2017, pp. 121–124 (in Russian).
9. Znamenskaya I. A., Koroteeva E. Yu., 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).
10. 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. DOI:10.1016/S0190-9622(89)70081-5
11. Vainer B. G. *Matrichnoe teplovidenie v fiziologii* [Matrix Thermal Imaging in Physiology]. Novosibirsk, Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences, 2004. 95 p. (in Russian).
12. Vainer B. G. Short-wavelength matrix thermal imagers are an optimal tool for medical diagnostics and control. *Bol'nichnyi list* [Sick Leave], 2002, no. 9, pp. 14–21 (in Russian).
13. 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. 63–94.
14. Vetrugno R., Liguori R., Cortelli P., Montagna P. Sympathetic skin response. *Clinical Autonomic Research*, 2003, vol. 13, no. 4, pp. 256–270. DOI: 10.1007/s10286-003-0107-5
15. Ohmi M., Tanigawa M., Yamada A., Ueda Y., Haruna M. Dynamic analysis of internal and external mental sweating by optical coherence tomography. *J. Biomed. Opt.*, 2009, vol. 14, no. 1, 014026. DOI: 10.1117/1.3079808
16. Lee J., Pyo M., Lee S. H., Kim J., Ra M., Kim W. Y., Park B. J., Lee Ch. W., Kim J. M. Hydrochromic conjugated polymers for human sweat pore mapping. *Nature Communications*, 2014, vol. 5, no. 1, pp. 1–10, 3736. DOI: 10.1038/ncomms4736
17. Ring E. F. J. The historical development of temperature measurement in medicine. *Infrared Physics & Technology*, 2007, vol. 49, no. 3, pp. 297–301 DOI: 10.1016/j.infrared.2006.06.029
18. 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. DOI: 10.1109/TBME.2008.2003265
19. Cardone D., Pinti P., Merla A. Thermal infrared imaging-based computational psychophysiology for psychometrics. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2015, ID 984353. DOI: 10.1155/2015/984353
20. Ivanitsky G. R. Modern matrix thermovision in biomedicine. *Advances in Physical Sciences*, 2006, vol. 49, no. 12, pp. 1263–1288. DOI: 10.1070/PU2006v049n12ABEH006163
21. 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. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2014.06.011
22. 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. 365–373.
23. Allen J., Di Maria C., Mizeva I., Podtaev S. Finger microvascular responses to deep inspiratory gasp assessed and quantified using wavelet analysis. *Physiological Measurement*, 2013, vol. 34, no. 7, pp. 769–779.



24. Illigens B. M. W., Gibbons C. H. Sweat testing to evaluate autonomic function. *Clinical Autonomic Research*, 2009, vol. 19, no. 2, pp. 79–87, DOI: 10.1007/s10286-008-0506-8
25. Low V. A., Sandroni P., Fealey R. D., Low P. A. Detection of small-fiber neuropathy by sudomotor testing. *Muscle & Nerve*, 2006, vol. 34, no. 1, pp. 57–61. DOI: 10.1002/mus.20551
26. Gibbons C. H., Illigens B. M. W., Wang N., Freeman R. Quantification of sweat gland innervation: a clinical-pathologic correlation. *Neurology*, 2009, vol. 72, no. 17, pp. 1479–1486. DOI: 10.1212/WNL.0b013e3181a2e8b8
27. Podtaev S., Morozov M., Frick P. Wavelet-based correlations of skin temperature and blood flow oscillations. *Cardiovas. Eng.*, 2008, vol. 8, pp. 185–189. DOI: 10.1007/s10558-008-9055-y
28. 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. DOI: 10.1016/j.bsp.2015.04.014
29. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Usanov D. A., Skripal A. V. 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. DOI: 10.1080/10255842.2019.1615058
30. 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. *Medical Physics*, 2016, no. 4. pp. 84–93 (in Russian).
31. 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. 153–166. DOI: 10.1088/0967-3334/35/2/153

Cite this article as:

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. *Izv. Saratov Univ. (N. S.), Ser. Physics*, 2020, vol. 20, iss. 2, pp. 103–115 (in Russian). DOI: <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-103-115>
