

ПРЕДЕЛЬНЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ СОВРЕМЕННЫХ ТЕПЛОВИЗОРОВ КАК ИНСТРУМЕНТА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КОЛЕБАНИЙ ПЕРИФЕРИЧЕСКОГО КРОВОТОКА ЧЕЛОВЕКА В РАЗЛИЧНЫХ ДИАПАЗОНАХ ЧАСТОТ

А.А. Сагайдачный, А.В. Фомин, И.Ю. Волков

Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов

Оцениваются возможности использования современных тепловизоров с температурной чувствительностью на уровне $0,02^{\circ}\text{C}$ для изучения динамики периферического кровотока физиологически значимых частот в эндотелиальном, нейрогенном, миогенном, дыхательном и кардиальном диапазонах. Показано, что для исследования периферической гемодинамики с помощью современных тепловизоров целесообразно использовать частотный диапазон с верхней границей не более $0,2$ Гц. Оценка уровня сигнала во временной области показала, что амплитуда колебаний температуры кожи превосходит уровень шума в диапазоне с верхней границей $0,1$ Гц. Для исследования дыхательного и кардиального диапазонов колебаний кровотока требуется минимальная температурная чувствительность приборов на уровне $0,01$ и $0,001^{\circ}\text{C}$ соответственно.

Ключевые слова: термография, гемодинамика, тепловые волны, колебания кровотока, отношение сигнал-шум

Введение

В настоящее время наиболее распространены оптические методы изучения периферического кровотока в видимом диапазоне длин волн: лазерная доплеровская визуализация (LDPI – laser Doppler perfusion imaging), метод лазерной спекл-контрастной визуализации (LASCA – laser speckle contrast analysis), метод фотоплетизмографической визуализации (iPPG – imaging photoplethysmography) и капилляроскопия ногтевого ложа [1–4]. Методы LDPI развиваются в направлении увеличения скорости получения кадра, LASCA – в направлении увеличения поля зрения объекта. Фотоплетизмографическая визуализация преимущественно используется для анализа вариабельности ритма сердца и не дает детальной информации о более медленных колебаниях кровотока [5].

К одной из техник, позволяющих преодолеть перечисленные трудности, можно отнести метод инфракрасной термографии в сочетании с использованием новых способов обработки динамических термограмм. Основные преимущества использования тепловизионной техники заключаются в возможности захвата больших участков поверхности тела человека, обеспечении высокого временного (до 1000 кадров/с) и пространственного разрешения (1024×1024 пикселей и более) [6], стабильности изображения в широком диапазоне углов съемки, а также в отсутствии необходимости использования внешнего излучателя и проведение измерений в градусах – единице международной системы СИ.

Для реализации тепловизионной технологии изучения колебаний кровотока на по-

верхности тела человека необходимо использовать биофизическую модель, устанавливающую взаимосвязь температурных изменений с гемодинамическими. При этом ключевыми факторами являются учет различия формы колебаний кожного кровотока и формы колебаний температуры кожи, а также необходимость контроля процессов отдачи тепла телом в окружающую среду. Взаимосвязь колебаний температуры конечностей и кожного кровотока исследовалась ранее в ряде работ [7–10]. В соответствии с одной из моделей, колебание кожного объемного кровотока рассматривается как процесс, приводящий к возникновению температурных волн в окружающих тканях [11]. Распространяясь в объеме ткани, температурная волна испытывает затухание, интенсивность которого зависит от частоты процесса [12]. Наблюдается также дисперсия тепловой волны в биологической ткани [13]. Использование модели температурной волны привело к развитию технологии тепловизионной визуализации колебаний кровотока на поверхности конечностей [14].

Температура кожи определяется не только процессами кровообращения, но и множеством таких факторов как температура и влажность окружающей среды, конвекция, тепловые свойства кожи, потоотделение, метаболическое тепло. В работе [15] количественно продемонстрировано, что изменения температуры кожи пальцев в большей степени зависят от перфузии крови, тогда как влияние генерации метаболического тепла – эффект второго порядка малости. Поэтому при обеспечении стабильной температуры окружающей среды (24–25°C) и отсутствии форсированных конвекционных потоков можно считать, что колебания температуры кожи определяются в большей степени колебаниями объема кожного кровотока.

В настоящее время выделяют пять частотных диапазонов, в которых проявляется гемодинамическая активность периферических сосудов: эндотелиальный (0,005–0,02 Гц), нейрогенный (0,02–0,05 Гц), миогенный (0,05–0,15 Гц), дыхательный (0,15–0,5 Гц), и кардиальный (0,5–2 Гц) [16]. При температурном методе изучения гемодинамических явлений в поверхностных тканях основная проблема заключается в том, что при повышении частоты колебаний увеличивается коэффициент затухания температурной волны, порождаемой изменением объема

горячей крови. В результате при одинаковых амплитудах колебаний кровотока амплитуда колебаний температуры будет тем меньше, чем выше частота анализируемых гемодинамических процессов. Поэтому определение требуемой разрешающей способности термометрической приборов, необходимой для оценки гемодинамики в различных частотных диапазонах, является актуальной задачей медицинской инженерии. В настоящее время для охлаждаемых тепловизионных камер, производимых лидером в данной области – компанией FLIR Systems, температурная чувствительность 0,02°C принята в качестве стандарта. В данной работе оцениваются предельные возможности матричных тепловизоров с температурной чувствительностью на уровне 0,02°C при изучении колебаний периферического кровотока физиологически значимых частот.

Экспериментальная часть

Тепловизионные измерения

Оценка возможностей тепловизионных измерений проводилась на примере охлаждаемой матричной камеры ThermaCam SC 3000, FLIR Systems на основе QWIP-структуры с квантовыми ямами (QWIP – Quantum Well Infrared Photon detector). Для характеристики чувствительности в иностранной литературе используется параметр NETD или NEDT (Noise Equivalent Temperature Difference – разность температур, эквивалентная шуму). Используемая камера имеет типичную для современных охлаждаемых камер чувствительность измерений температуры (NETD) 0,02°C при температуре объекта 30°C. Для всех проводимых измерений учитывалась указанная чувствительность измерений, т.к. измеряемые биологические объекты имели температуру близкую к 30°C.

Для корректного определения температуры объекта с помощью тепловизора необходимо знать коэффициент излучения его поверхности (степень черноты). В соответствии с литературными данными, в диапазоне детектируемого камерой инфракрасного излучения 8–9 мкм, коэффициент излучения кожи имеет значение $0,973 \pm 0,004$ [17]. Настоящее исследование проведено в предположении постоянства коэффициента излучения для каждого испы-

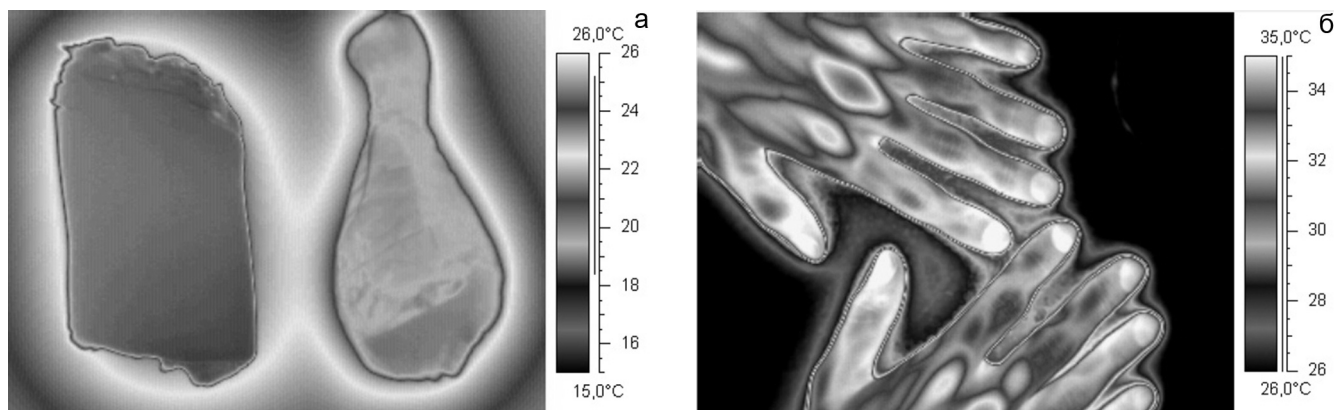


Рис. 1. Термограммы исследуемых объектов: а – объекты с температурой, постоянной во времени; б – кисти человека – объект с колебательным характером изменения температуры

туемого и равного 0,973*. В данном исследовании на основании установленной ранее тесной связи колебаний кожной температуры с сигналом фотоплетизмографического датчика кровотока [11] используется предположение о том, что основной причиной температурной динамики является изменение объемной скорости кожного кровотока.

Тепловизионные записи анализировались с помощью профессионального программного обеспечения ThermaCAM Researcher Pro 2.8 SR-2. Программное обеспечение позволяло проводить съемку в 3 режимах: без подавления шумов (noise reduction=off) с низким (noise reduction=low) и с высоким (noise reduction=high) уровнем программного подавления шумов. В каждом из режимов съемка проводилась со скоростью 5 кадров/с. Указанные значения скорости превосходят частоту сердечных сокращений в 5 раз, что обеспечивает выполнение теоремы Котельникова, определяющей минимально допустимую частоту дискретизации данных.

Термографические данные анализировались для двух типов объектов: с температурой, постоянной во времени, и с колебательным ха-

рактером изменения температуры (см. рис. 1). Исследуемые объекты и подложка на рис. 1а имеют одинаковую температуру. Видимые отличия температуры подложки обусловлены тем, что в программу для построения термограммы вводилось значение коэффициента излучения для кожи.

Регистрация динамики температуры, обусловленной приборным шумом, выполнялась на образцах мяса курицы и свиньи с сохраненным кожным покровом (рис. 1а). Выбор указанных образцов обусловлен тем, что их коэффициент излучения близок к коэффициенту излучения кожи человека в диапазоне работы тепловизора 8–9 мкм. Образцы помещались в термостат, поддерживающий температуру на уровне комнатной, и предотвращающий влияние на измерения конвективных потоков воздуха и теплового излучения окружающих объектов.

Для анализа температурного сигнала, представляющего собой совокупность полезного сигнала и приборного шума, использовалась тыльная сторона кистей человека (рис. 1б). Выбранная область отличается высокой амплитудой колебаний температуры, вызванных изменением объема протекающей крови.

Время измерений выбиралось таким образом, чтобы захватить не менее двух периодов колебаний. Для низкочастотного эндотелиального диапазона максимальный период колебаний составляет 200 с, поэтому для анализа шумовой составляющей было выбрано время записи 500 с и соответствующее частотное разрешение 0,002 Гц. Температурный сигнал с

* При стандартном отклонении коэффициента излучения кожи порядка 10^{-3} ошибка определения абсолютных значений температуры может быть на уровне $0,1^\circ\text{C}$. Таким образом, не исключено, что динамика коэффициента излучения кожи может оказывать влияние на регистрируемую динамику температуры кожи. В настоящее время в области тепловизионной диагностики данный эффект изучен недостаточно и, по всей видимости, требует отдельного исследования.

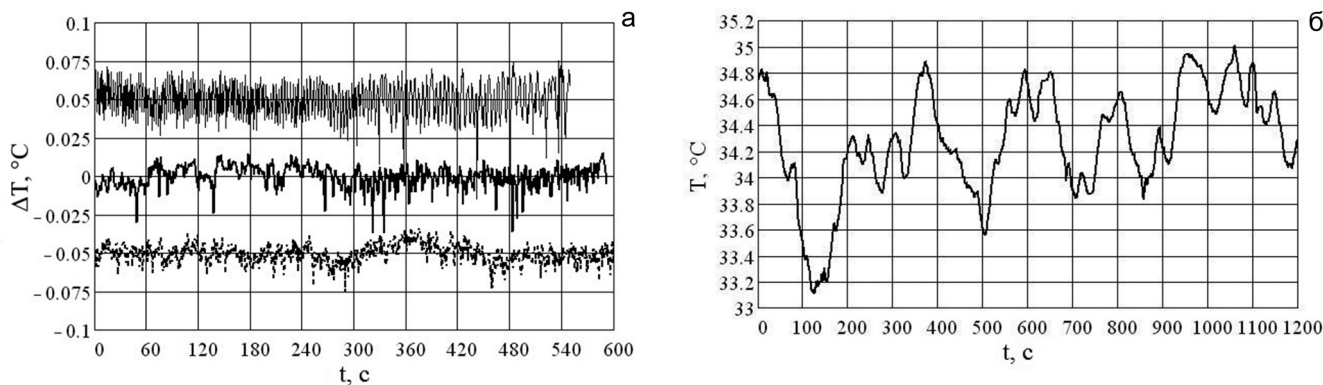


Рис. 2. Динамика температуры, измеренной тепловизором: (а) неживой объект с постоянной температурой 20°С (рис. 1а) (приведено отклонение температуры объекта ΔT относительно значения 20°С); (б) объект с колебательным характером изменения температуры (рис. 1б) при постоянной температуре окружающей среды

кистей регистрировался в течение 20 мин, что обеспечивало частотное разрешение около 0,001 Гц.

Соотношение между чувствительностью тепловизора и допустимым частотным диапазоном измерений

Для определения частотного диапазона, в котором допустимо установление связи колебаний температуры и кровотока, выполнялся анализ полезного и шумового сигнала в спектральной и временной областях. Анализируемые сигналы имели вид, представленный на рис. 2. Шумовые сигналы с объекта, имеющего стабилизированную температуру, приведены в режимах высокого (пунктирная линия), среднего (жирная линия) подавления шумов и без подавления (тонкая линия) (рис. 2а). На данном рисунке приведены временные зависимости отклонения температуры от среднего уровня.

Для определения уровня полезного сигнала анализировались записи колебаний температуры дистальной фаланги указательного пальца у группы из 26 испытуемых (15 мужчин и 11 женщин) без диагностированных сердечно-сосудистых расстройств. Возраст испытуемых – 20–35 лет. Вид типичного сигнала представлен на рис. 2б.

Среднеквадратичные отклонения (СКО) температуры для объекта с постоянной температурой (рис. 2а) приведены в табл. 1. Удвоенные и утроенные значения СКО приведены в третьей и четвертой колонках табл. 1. Полученные значения позволяют оценить

уровень шума, присутствующий в реальных условиях лабораторных измерений. Заявленная производителем чувствительность тепловизора 0,02°С соответствует сигналу с шумовой компонентой на уровне 2·СКО (с учетом знака \pm) в режиме высокого подавления шумов. При оценке чувствительности на уровне 1·СКО в режиме высокого подавления шумов достигается предельная чувствительность для устройств данного класса ~0,01°С.

Для определения соотношения между уровнем температурного сигнала с биообъекта и уровнем шума выполнялся спектральный анализ колебаний температуры. С помощью преобразования Фурье для группы испытуемых рассчитывалась спектральная плотность колебаний температуры – SD (рис. 3а) и отношение сигнал/шум – SNR (рис. 3б) по формулам:

$$SD(f) = \left| \frac{1}{t_{\max}} \int_0^{t_{\max}} T(t) \cdot \exp(-j2\pi ft) dt \right|, \quad (1)$$

Таблица 1
Среднеквадратичные отклонения сигнала температуры при использовании различных режимов программного подавления шума

Режим подавления шума	1-СКО, °С	2-СКО, °С	3-СКО, °С
Без подавления	$\pm 0,011$	$\pm 0,022$	$\pm 0,033$
Средний уровень	$\pm 0,009$	$\pm 0,018$	$\pm 0,027$
Высокий уровень	$\pm 0,006$	$\pm 0,012$	$\pm 0,018$

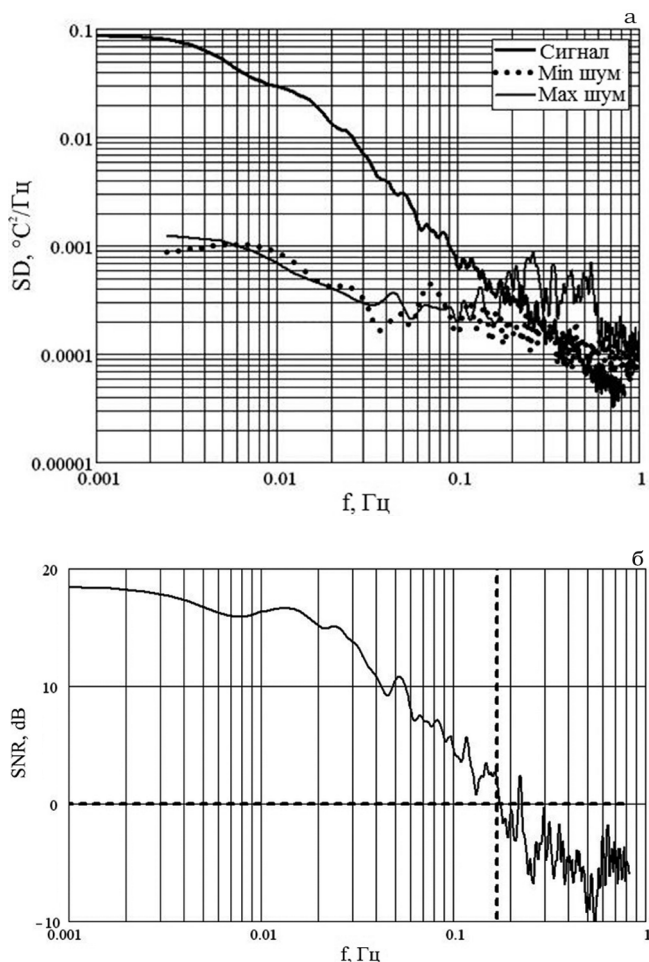


Рис. 3. Спектральный анализ отношения сигнал/шум для сигнала тепловизора (приведен пример для одного испытуемого): а – модуль спектральной плотности колебаний температуры фаланги пальца (жирная линия), шумовых колебаний без подавления шума (тонкая линия) и в режиме высокого подавления шума (точечная линия); б – соотношение сигнал/шум для температурного сигнала тепловизора без программного подавления шумов

$$SNR(F) = 10 \cdot \lg \left(\frac{SD_{signal}(f)}{SD_{noise}(f)} \right), \quad (2)$$

где t_{max} – длительность анализируемого временного ряда, $T(t)$ – сигнал колебаний температуры, j – мнимая единица, t – время, f – частота гармонической составляющей, SD_{signal} и SD_{noise} – спектральные плотности сигнала и шума соответственно.

На рис. 3б горизонтальной штриховой линией отмечена граница, разделяющая область, в которой уровень сигнала выше уровня

шума, вертикальной линией отмечена пороговая частота, выше которой уровень сигнала неотличим от уровня шума. Анализ соотношения сигнал/шум для группы испытуемых из 26 человек показал, что пороговая частота имеет среднее значение $0,20 \pm 0,02$ Гц.

Таким образом, при использовании охлаждаемых тепловизоров матричного типа с типичным разрешением $0,01$ – $0,03^\circ\text{C}$ для исследования периферической гемодинамики целесообразно использовать частотный диапазон с верхней границей не более $0,2$ Гц. На более высоких частотах сигнал обусловлен существованием аппаратного шума и внешних помех, вызванных, например, конвекционными явлениями.

Диапазон колебаний температуры с частотами менее $0,2$ Гц характеризует активность колебаний кровотока в эндотелиальном ($0,005$ – $0,02$ Гц), нейрогенном ($0,02$ – $0,05$ Гц) и миогенном ($0,05$ – $0,15$ Гц) диапазонах. В более высокочастотных диапазонах дыхательной и кардиальной активности уровень полезного сигнала сопоставим с уровнем шума. Следовательно, для проведения исследований периферической гемодинамики, обуславливающей динамику температуры кожи, с помощью тепловизионных приборов с температурным разрешением $0,01$ – $0,03^\circ\text{C}$ могут быть рекомендованы диапазоны эндотелиальной, нейрогенной и миогенной активности.

Определение амплитуды колебаний температуры в различных физиологических диапазонах частот

Оценка уровня сигнала проводилась во временной области отдельно для всех пяти физиологических диапазонов частот. Для этого из первоначального сигнала температуры выделялись колебания T_{band} в эндотелиальном, нейрогенном, миогенном, дыхательном и кардиальном диапазонах частот с использованием Фурье-фильтра (3). Затем в полученных временных зависимостях температуры подсчитывался процент точек, превышающих порог чувствительности тепловизора $0,02^\circ\text{C}$.

$$T_{band}(t) = \int_{f_1}^{f_2} SD(f) \cdot \exp(j2\pi ft) df, \quad (3)$$

где f_1 , f_2 – границы исследуемого частотного диапазона. В пределах миогенного диапазона уровень сигнала сильно изменяется, поэтому он был поделен на 2 поддиагона $0,05$ – $0,1$ Гц и $0,1$ – $0,15$ Гц. На рис. 4 приведены температур-

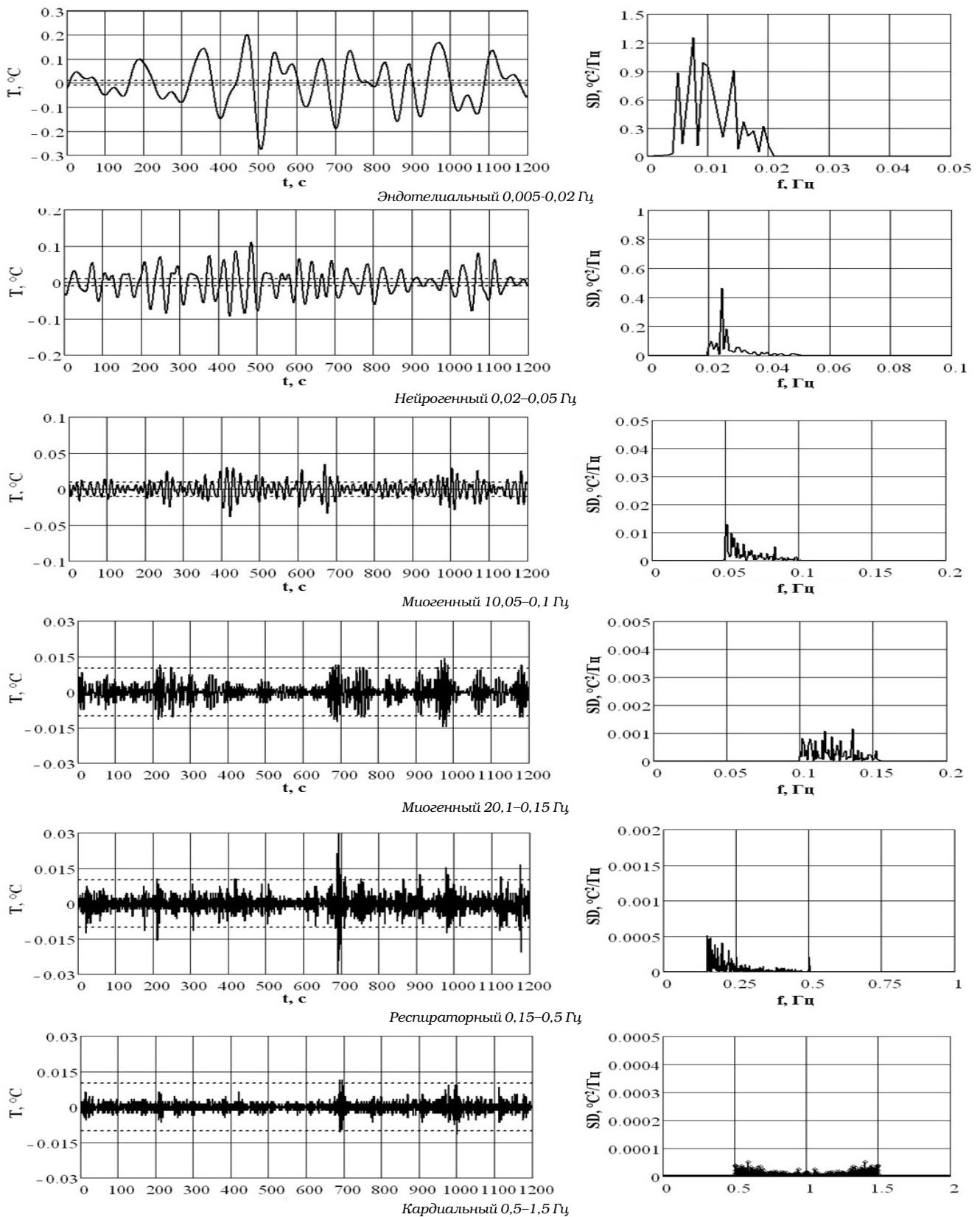


Рис. 4. Оценка уровня сигнала, превышающего уровень приборного шума для различных диапазонов частот (приведен пример для одного испытуемого). Уровень шума $\pm 0,01^\circ\text{C}$ отмечен штриховыми горизонтальными линиями

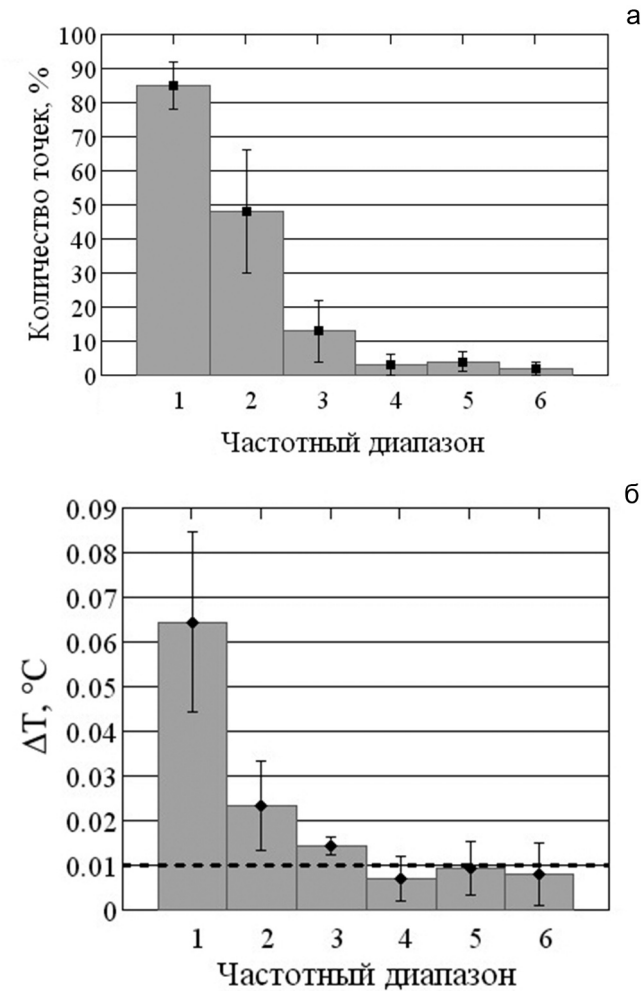


Рис. 5. Оценка среднего уровня сигнала для группы испытуемых с отложенным среднеквадратичным отклонением в каждом диапазоне: а – количество точек температурного сигнала, превышающих уровень шума для различных диапазонов частот. 1 – эндотелиальный, 2 – нейрогенный, 3 – миогенный-1, 4 – миогенный-2, 5 – дыхательный, 6 – кардиальный; б – зависимость амплитуды колебаний температуры от диапазона частот

ные сигналы, отфильтрованные в различных частотных диапазонах (слева) и их спектральные функции (справа).

На рис. 5а приведено распределение количества точек температурной кривой, превышающего уровень шума в зависимости от частотного диапазона (данные рассчитаны по группе из 26 испытуемых). Из анализа распределения следует, что для миогенного-2, дыхательного и кардиального диапазонов более 95 % точек сигнала имеют значение ниже порога чувствительности тепловизора. Разброс данных относительно среднего в миогенном-2,

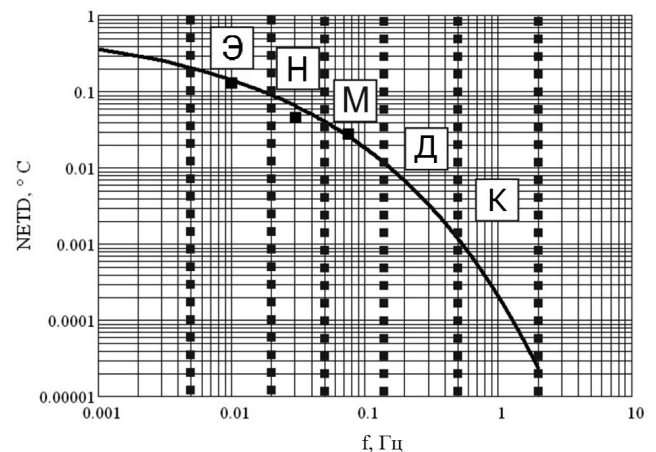


Рис. 6. Зависимость требуемой температурной чувствительности тепловизора от частоты анализируемых колебаний кровотока

дыхательном и кардиальном диапазонах сравним со средним значением. Вычисление средней амплитуды колебаний температуры в этих диапазонах (рис. 5б) свидетельствует о том, что её значение ниже порога чувствительности тепловизора.

Таким образом, температурные измерения, проводимые с целью оценки периферической гемодинамики, наиболее информативны в эндотелиальном, нейрогенном и миогенном диапазонах ниже 0,1 Гц. Результаты работ [18–19] свидетельствуют о том, что колебания температуры кожи в диапазоне менее 0,1 Гц отражают функциональное состояние микрососудов. В диапазоне частот более 0,1 Гц связь между динамикой температуры и кожным кровотоком в настоящее время не определена.

Данные на рис. 5б могут быть аппроксимированы функцией вида: $a \cdot \exp(-b \cdot f^c)$, где $a=0,8$, $b=8$, $c=0,34$, f – частота колебаний (рис. 6).

На рис. 6 буквенные обозначения соответствуют спектральным диапазонам: Э – эндотелиальный, Н – нейрогенный, М – миогенный, Д – дыхательный, К – кардиальный. Полученная эмпирическая кривая может иметь важное практическое значение, заключающееся в возможности определения требуемого разрешения температурных измерений для любого диапазона колебаний кровотока. Например, по данной кривой можно определить, что для контроля колебаний температуры, соответ-

Таблица 2
Распределение средней спектральной мощности колебаний температуры по физиологически значимым диапазонам колебаний объемного кровотока для группы испытуемых

Диапазон колебаний	Вклад средней спектральной плотности, %
Эндотелиальный (0,005–0,02 Гц)	81±3
Нейрогенный (0,02–0,05 Гц)	11±2
Миогенный 1 (0,05–0,1 Гц)	4±1
Миогенный 2 (0,01–0,15 Гц)	2±0,7
Дыхательный (0,15–0,5 Гц)	0,8±0,3
Кардиальный (0,5–2 Гц)	0,4±0,1

ствующих кардиальному диапазону колебаний кровотока, требуется минимальная чувствительность измерений $0,001^\circ\text{C}$, для контроля колебаний дыхательного диапазона – не менее $0,01^\circ\text{C}$. При чувствительности тепловизора $0,02^\circ\text{C}$ по графику определяем, что допустим анализ процессов с максимальной частотой около 0,1 Гц, что согласуется с результатами на рис. 3.

Оценка информативности температурного сигнала в спектральной области проводилась с использованием значений средней спектральной плотности:

$$\langle SD \rangle = \frac{\sum_{f=f_1}^{f=f_2} SD(f)}{(f_2 - f_1) \cdot Sum} \cdot 100 \%, \quad (4)$$

где f_1, f_2 – начальная и конечная частота исследуемого диапазона, Sum – сумма средних значений спектральной плотности во всех исследуемых диапазонах частот.

Результаты расчетов (табл. 2) показывают, что средняя мощность температурного сигнала в диапазоне 0,005–0,15 Гц составляет 98 %. Таким образом, оценка информативности в спектральной области демонстрирует, что наибольший вклад в сигнал температуры вносят колебания эндотелиального, нейрогенного и миогенного диапазонов, а относительный вклад дыхательного и кардиального диапазонов составляет менее 2 %.

Заключение

Результаты проведенного исследования демонстрируют наличие ограничений при изучении гемодинамически обусловленных колебаний температуры конечностей. Оценивая предельные возможности современных тепловизоров как инструмента для исследования колебаний кожного кровотока, можно отметить, что при типичной температурной чувствительности $NETD=0,02^\circ\text{C}$ на частотах выше 0,2 Гц уровень сигнала становится сопоставим с уровнем шума (рис. 3б). Оценка соотношения сигнал/шум во временной области показывает, что амплитуда колебаний температуры кожи превосходит уровень шума только в эндотелиальном, нейрогенном и миогенном диапазонах не выше 0,1 Гц (рис. 5б). При этом в перечисленных диапазонах сосредоточено около 98 % спектральной мощности температурного сигнала (табл. 2).

Эмпирическая зависимость чувствительности тепловизора от частоты колебаний температуры (рис. 6) дает возможность определить требуемое значение чувствительности термометрической техники. Для термометрического исследования колебаний кровотока в дыхательном и кардиальном диапазонах требуется минимальная температурная чувствительность $0,01^\circ\text{C}$ и $0,001^\circ\text{C}$ соответственно. Таким образом, на современном уровне развития тепловизоры медицинского назначения могут использоваться для исследования гемодинамических явлений в эндотелиальном, нейрогенном и миогенном диапазонах частот. Тепловизионное исследование гемодинамики в дыхательном и кардиальном диапазонах встречает значительные ограничения.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Совета по грантам Президента РФ для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук (проект МК-4204.2015.8), фонда РФФИ в рамках научного проекта №16-32-00433 мол_а, Министерства образования и науки РФ (гос. задание № 1376 и 1575).

Список литературы

1. Allen J., Howell K. Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical phys-

- iological measurements // *Phys. Meas.* 2014. Vol. 35. № 7. P. R91.
2. Leahy M.J., Enfield J.G., Clancy N.T. et al. Biophotonic methods in microcirculation imaging // *Med. Laser App.* 2007. Vol. 22. № 2. P. 105–126.
 3. Daly S.M., Leahy M.J. 'Go with the flow': a review of methods and advancements in blood flow imaging // *J. Biophotonics.* 2013. Vol. 6. № 3. P. 217–255.
 4. Wright C.I., Kroner C. I., Draijer R. Non-invasive methods and stimuli for evaluating the skin's microcirculation // *J. Pharmacol. Toxicol. Methods.* 2006. Vol. 54. P. 1–25.
 5. Kamshilin A. A., Miridonov S., Teplov V. et al. Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution // *Biomed. Optics Express.* 2011. Vol. 2. № 4. P. 996–1006.
 6. Иваницкий Г.Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине // *Успехи физических наук.* 2006. Т. 176. № 12. С. 1293–1320.
 7. Shusterman V., Anderson K.P., Barnea O. Spontaneous temperature oscillations in normal human subjects // *Amer. J. Regul. Integr. Comp. Physiol.* 1997. Vol. 273. P. 1173–1181.
 8. Stoner H.B., Barker P., Riding G.S. et al. Relationships between skin temperature and perfusion in the arm and leg // *Clin. Physiol.* 1991. Vol. 1. № 1. P. 27–40.
 9. Stikbakke E., Mercer B.J. An Infrared thermographic and Doppler flowmetric investigation of skin perfusion in the forearm and finger tip flowing a short period of vascular stasis // *Thermology Internat.* 2008. Vol. 18. № 3. P. 107–111.
 10. Bornmyr S., Svensson H., Lilja B. et al. Skin temperature changes in skin blood flow monitored with Doppler flowmetry and imaging: methodological study in normal humans // *Clin. Physiol.* 1991. Vol. 1. № 1. P. 71–81.
 11. 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 // *Physiol. Measur.* 2014. Vol. 35. № 2. P. 153–166.
 12. Лыков А.В. Теория теплопроводности. – М.: Высшая школа, 1967. 600 с.
 13. Сагайдачный А.А., Скрипаль А.В., Фомин А.В., Усанов Д.А. Восстановление спектра колебаний кровотока из спектра колебаний температуры пальцев рук, дисперсия температурного сигнала в биоткани // *Регионарное кровообращение и микроциркуляция.* 2013. № 1. С. 76–82.
 14. 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. С. 46–52.
 15. Love T.J. Thermography as an indicator of blood perfusion // *Ann. New York Acad. Sci.* 1980. Vol. 335. P. 429–437.
 16. Крупаткин А.И., Сидоров В.В. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно-тканевых систем: колебания, информация, нелинейность: руководство для врачей. – М.: Книжный дом "ЛИБРОКОМ". 2013.
 17. Togawa T., Saito H. Non-contact imaging of thermal properties of the skin // *Physiol. Measur.* 1994. Vol. 15. № 3. P. 291.
 18. Frick P., Mizeva I., Podtaev S. Skin temperature variations as a tracer of microvessel tone // *Biomed. Signal Proc. and Control.* 2015. Vol. 21. P. 1–7.
 19. 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. № 3. С. 14–20.

**LIMIT CAPABILITIES OF MODERN THERMAL IMAGING CAMERAS AS A TOOL
FOR INVESTIGATION OF PERIPHERAL BLOOD FLOW OSCILLATIONS
WITHIN DIFFERENT FREQUENCY RANGES**

A.A. Sagaidachnyi, A.V. Fomin, I.U. Volkov

Department of Medical Physics, Saratov State University, Saratov, Russia

Capabilities of modern thermal imaging cameras with sensitivity about 0.02°C in the area of investigation of peripheral blood flow dynamics within physiologically significant frequencies within endothelial, neurogenic, myogenic, respiratory and cardiac ranges have been investigated. It has been shown that using of modern thermal imaging cameras for peripheral investigation of hemodynamic advisable within frequency range below 0.2 Hz. Estimation of signal level in time domain showed that amplitude of temperature oscillations exceeds noise level within frequency range with upper limit 0.1 Hz. Investigation of respiratory and cardiac ranges of blood flow oscillations require minimal sensitivity of temperature measurements about 0.01 and 0.001°C , respectively.

Key words: *thermography, hemodynamics, thermal waves, blood flow oscillations, thermal imaging camera, SNR*

E-mail: andsag@yandex.ru