

Восстановление спектра колебаний кровотока из спектра колебаний температуры пальцев рук, дисперсия температурного сигнала в биоткани

Саратовский государственный университет им. Н. Г. Чернышевского
e-mail: andsag@yandex.ru

Реферат

Исследованы возможности восстановления спектра колебаний кровотока пальцев по результатам измерений колебаний температуры кожи. Температурные измерения выполнялись методом динамической термографии, колебания кровотока оценивались по огибающей пульсовых волн фотоплетизмограммы. Для восстановления спектра колебаний кровотока использовалась модель, устанавливающая связь колебаний кровотока с температурной динамикой. Разложение сигналов в спектр выполнялось с помощью вейвлет-анализа с базовым вейвлетом Морле (Morlet).

В результате установлено, что рассмотренный способ восстановления спектра колебаний кровотока позволяет с помощью тепловизионных измерений контролировать колебания кожного кровотока как в эндотелиальном (0.005–0.02 Гц), так и в нейрогенном диапазонах (0.02–0.05 Гц); скорость распространения температурного сигнала в биоткани увеличивается с ростом частоты сигнала, т. е. присутствует дисперсия температурной волны.

Приведенные результаты формируют основу температурных методов бесконтактного контроля колебаний кожного кровотока.

Ключевые слова: колебания температуры, колебания кровотока, термография, фотоплетизмография, корреляция, дисперсия.

Sagaidachnyi A. A., Skripal A. V., Fomin A. V., Usanov D. A.

Restoration of the blood flow oscillations spectrum through the finger temperature analysis and dispersion of the temperature signal in the biotissue

Saratov State University
e-mail: andsag@yandex.ru

Abstract

Possibilities of the finger blood flow spectrum restoration through the analysis of the temperature oscillations have been investigated. Temperature measurements have been performed by dynamic thermography method; blood flow has been estimated from the envelope of the photoplethysmography pulse waves. Model, established the blood flow and the temperature oscillations relationships, has been used to restoration of the blood flow oscillations spectrum. Time-frequency spectral decomposition was carried out by means of the wavelet analysis, using the Morlet wavelet function.

As a result of investigation, it was established that viewed method of the blood flow spectrum restoration allows to monitor of the blood flow oscillations in endothelial (0.005–0.02 Hz) as well as in neurogenic (0.02–0.05 Hz) frequency band. Velocity of propagation of the temperature signal in a biotissue increased with the frequency, i.e. it is appears dispersion of the thermal wave. Presented results create the basis of the non-contact temperature methods of the skin blood flow estimation.

Keywords: temperature oscillations, blood flow oscillations, thermography, photoplethysmography, correlation, dispersion.

Введение

Результаты исследований, проведенных авторами [7, 13, 14], демонстрируют наличие тесной связи температуры конечностей с уровнем перфузии крови и тонусом периферических сосудов. При нормальных условиях изменение объемного содержания артериальной крови в микрососудах кожи приводит к изменению баланса между термогенерацией и теплоотдачей с поверхности кожи в более холодную окружающую среду.

В результате спонтанного изменения кровенаполнения поверхностных тканей, даже при обеспечении стабильности температуры окружающей среды, происходят медленные колебания температуры, проявляющиеся особенно ярко в области конечностей. Как следует из результатов проведенных ранее исследований [4], наибольшую амплитуду колебания температуры имеют в области дистальных (ногтевых) фаланг пальцев. Вследствие высокого значения отношения площади кожи пальца к его объему, обеспечивается эффективное рассеяние тепловой энергии в окружающую среду, на фоне которого даже незначительное уменьшение кровоснабжения пальцев может приводить к заметному уменьшению их температуры.

Одновременные измерения колебаний кровотока и температуры пальцев не демонстрируют точного соответствия формы и частотно-временного спектра этих сигналов [6, 8, 12]. В указанных исследованиях обнаруживаются различные времена запаздывания температурного сигнала относительно колебаний кровотока, при этом регистрируются различные значения запаздывания — 0, 20 или 180 с.

Описание запаздывания температурного сигнала и восстановление частотно-временного спектра колебаний кровотока по результатам температурных измерений позволит расширить использование методов термометрии для оценки колебаний кожного кровотока. При тепловизионном способе определения температуры это открывает перспективы бесконтактного контроля процесса восстановления кожного кровотока, нарушенного, например, в результате химических или термических ожогов, а также при наблюдении процесса приживления пересаженных лоскутов кожи. Также областями применения рассматриваемой методики могут стать диагностика синдрома Рейно, артериальной гипертензии, вегето-сосудистой дистонии; диабетической полинейропатии, вибрационной болезни, окклюзионно-стенотических поражений периферических сосудов конечностей, спортивная медицина. В связи с этим представляется актуальной разработка способов восстановления колебаний кровотока по результатам бесконтактной термометрии поверхности кожи.

В работе [3] был проведен анализ взаимосвязи колебаний объемного кровотока и температуры пальцев во временной области, установлена высокая корреляция экспериментальных и восстановленных сигналов кровотока. Дальнейшим развитием данного направления исследований является анализ корреляции сигналов в частотно-временной области.

Цель исследования

Установить возможности восстановления частотно-временного спектра колебаний кровотока в области пальцев по результатам температурных измерений. Сопоставление частотно-временных спектров колебаний кровотока и температуры для установления закономерностей запаздывания температурного сигнала.

Материал и методы исследования

В ходе исследования проводились измерения колебаний температуры пальцев и уровня их пульсового кровенаполнения у 10 здоровых испытуемых, находящихся в нормальных условиях в состоянии покоя в течение 20 минут. Группу испытуемых составляли 7 мужчин и 3 женщины в возрасте 20–35 лет.

Сигнал пульсового кровенаполнения измерялся с помощью отражательного фотоплетизмографического (ФПГ) датчика KL-79102 в составе системы биомедицинских измерений KL-72001 (Тайвань). Температура определялась бесконтактным методом с помощью тепловизора ThermoCam SC 3000 Flir Systems (Швеция) с температурным разрешением 0,02 °C.

В качестве характеристики, отражающей колебания объемного кровотока, использовалась огибающая максимумов пульсовых волн фотоплетизмограммы. Как было показано в [15], коэффициент корреляции данных фотоплетизмографии и кровотока имеет высокие значения ($r=0.94$).

Измерения выполнялись после адаптации испытуемых к лабораторным условиям в течение 10–15 мин. Перед измерениями испытуемые не употребляли тонизирующих или алкогольных напитков. Все испытуемые являлись некурящими.

Измерения проводились в положении испытуемых сидя, руки располагались на столе с поверхностью из материала, имеющего малую теплоемкость (пенопласт). Указательный палец располагался поверх ФПГ-датчика. Рядом с ФПГ-датчиком на латеральной стороне дистальной фаланги пальца регистрировалась средняя температура прямоугольной области (рис. 1). Частота съемки термограмм — 2 Гц, фотоплетизмограмм — 50 Гц. После нахождения максимумов пульсовых волн фотоплетизмограммы строилась огибающая максимумов, характеризующая колебания кровотока. Сигнал кровотока сглаживался и прореживался с частотой дискретизации 2 Гц для дальнейшего сопоставления с сигналом температуры.

Для восстановления колебаний кровотока по результатам температурных измерений использовалась модель температурной динамики, предложенная А. Shitzer [11]. Данная модель учитывает поступление тепла к коже за счет перфузии горячей крови и теплоотдачу в окружающую среду за счет радиации и конвекции. Модель построена с учетом следующих основных предположений: источники метаболического тепла пренебрежимо малы, т. к. область пальцев не является метаболически активной; термодинамические свойства пальцев не зависят от

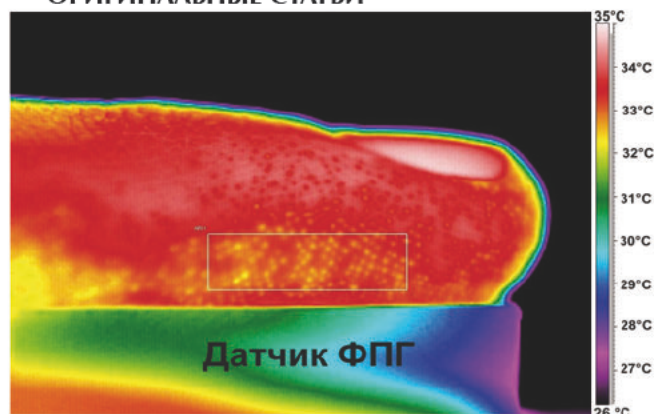


Рис. 1. Термограмма фаланги пальца фотоплетизмографического датчика (прямоугольник — область измерения температуры)

температуры и распределены однородно; кровоток (перфузия крови) не зависит от температуры [9, 11]. Предположения подтверждаются результатами [10], где количественно продемонстрировано, что температурные изменения кожи пальцев в большей степени зависят от перфузии крови, а влияние генерации метаболического тепла — эффект второго порядка малости. В соответствии с используемой моделью [11], выражение, связывающее колебания кровотока ω с температурными изменениями кожи $T(t)$, имеет вид

$$\omega(t_i) = \frac{\rho \cdot C \cdot V \cdot \frac{dT(t_i)}{dt} + H_{air} \cdot S \cdot (T(t_i) - T_{air})}{\rho_b \cdot C_b \cdot (T_b - T(t_i))} \quad (1)$$

где $S = \frac{\pi \cdot D^2}{2}$

$$V = \frac{\pi \cdot D^3}{12}$$

t — время; ρ — плотность ткани; ρ_b — плотность крови; C — удельная теплоемкость ткани; C_b — удельная теплоемкость крови; D — диаметр пальца; S — площадь пальца (полусферы); T_b — температура крови; T_{air} — температура воздуха; $T(t)$ — температура поверхности кожи ($^{\circ}\text{C}$); V — объем пальца

(полусферы); ω — объемный кровоток ($\text{м}^3/\text{с}$); H — коэффициент, учитывающий конвективную и радиационную теплоотдачу в окружающую среду (воздух). Описание используемых параметров и их значения приведены в таблице 1.

Восстановление колебаний кровотока для каждого испытуемого выполнялось с помощью подстановки в уравнение (1) производной температуры по времени, разности температуры среды и поверхности кожи, разности температуры крови и поверхности кожи.

Для сопоставления амплитудных и временных характеристик колебаний кровотока, регистрируемых методом фотоплетизмографии, и колебаний кровотока, восстановленных по результатам температурных измерений, необходимо построить частотно-временной спектр анализируемых сигналов. Использование вейвлет-анализа для построения частотно-временного спектра обеспечивает уменьшение ширины анализируемого временного окна при повышении частоты сигнала, что дает оптимальное соотношение разрешений в частотной и временной областях.

Частотно-временной спектр (2) вычислялся как свертка $F(t)$ — экспериментального сигнала колебаний кровотока или колебаний температуры и базисной вейвлет-функции $\psi(t)$. В качестве базиса использовался вейвлет Морле (Morlet) (3), который при параметре $\omega_0=5$ обеспечивает оптимальное разрешение как во временной, так и в частотной областях [1]:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} F(t) \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2)$$

$$\psi(r) = \frac{1}{\sqrt{4\pi}} \cdot e^{(i \cdot \omega_0 \cdot r)} \cdot e^{(-r^2/2)} \quad (3)$$

$$r = \frac{t-b}{a}$$

где a и b — параметры масштаба и временного сдвига базисного вейвлета, соответственно; t — время.

Значения параметров, используемых в уравнении (1)

Таблица 1

Обозначение	Наименование	Значение
ρ	плотность ткани	1057 кг/м ³
ρ_b	плотность крови	1069 кг/м ³
C	удельная теплоемкость ткани	3780 Дж·К/кг
C_b	удельная теплоемкость крови	3650 Дж·К/кг
D	диаметр пальца	0,011-0,016 м
T_b	температура крови	37 $^{\circ}\text{C}$
T_{air}	температура воздуха	24 $^{\circ}\text{C}$
V	объем пальца (полусферы)	$1,072 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3$
S	площадь пальца (полусферы)	$4,02 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$
H	коэффициент конвекции, радиации	6 Вт·К /м ²

При значении параметра $\omega_0=5$ масштаб а вейвлета Морле связан с частотой сигнала f выражением:

$$f(a) = \frac{0.79}{a} \text{ Гц} \quad (4)$$

В результате после проведения вейвлет-анализа, для каждого испытуемого получали три частотно-временных спектра: спектр колебаний температуры, колебаний кровотока и спектр колебаний кровотока, восстановленный по результатам температурных измерений.

Для расчета коэффициента корреляции экспериментальных и восстановленных спектров колебаний кровотока использовалась корреляционная функция вида

$$r = \frac{\sum_i \sum_j [(C_{T_{i+\Delta t,j}} - \overline{C_{T_j}}) \cdot (C_{\omega_{i,j}} - \overline{C_{\omega_j}})]}{\sqrt{\sum_i \sum_j (C_{T_{i+\Delta t,j}})^2 \cdot \sum_i \sum_j (C_{\omega_{i,j}})^2}} \quad (5)$$

где i — индексы дискретного времени; j — индексы масштаба; Δt — сдвиг по времени; $C_{T_{i,j}}$ и $C_{\omega_{i,j}}$ — коэффициенты вейвлет-спектра колебаний температуры и колебаний кровотока соответственно.

$\overline{C_{T_j}}$ и $\overline{C_{\omega_j}}$ — средние значения коэффициентов вейвлет-спектра колебаний кровотока и температуры на масштабе j .

Как показывают проведенные ранее исследования [3], температура пальцев рук изменяется с запаздыванием относительно пульсового кровенаполнения, запаздывание температурного сигнала также наблюдалось в исследованиях [8]. Модель Shitzer A. [11] не описывает запаздывание температурного сигнала, что приводит к необходимости дополнительных вычислений временной задержки Δt . Запаздывание температурного сигнала относительно колебаний кровотока Δt вычислялось на каждой частоте вейвлет-спектров по максимуму кросс-корреляционной функции:

$$CF(\Delta t_j) = \sum_i T(t_i + \Delta t_j) \cdot \omega(t_i) \quad (6)$$

где j — индекс, задающий смещение по времени.

По полученным данным строилась зависимость величины запаздывания температурного сигнала от его частоты $-\Delta t(f)$. Скорость температурного сигнала, распространяющегося от глубокого сосудистого сплетения в коже к ее поверхности, определялась по формуле:

$$V(f) = \frac{z}{\Delta t(f)} \quad (7)$$

где z — толщина рассматриваемого слоя биоткани.

Результаты исследования и их обсуждение

Восстановление спектра колебаний кровотока

В результате были получены одновременно записанные сигналы колебаний температуры и кровотока для 10 испытуемых, регистрируемые в состоянии покоя в области пальцев рук.

На протяжении всего исследования максимальная амплитуда колебаний температуры имела значения 1–1,5 °C.

В соответствии с описанной методикой строились вейвлет-спектры измеренных сигналов температуры и кровотока,

Пример спектров одновременно записанных сигналов приведен на рис. 2 а, б.

При повышении частоты сигнала наблюдалось уменьшение амплитуды колебаний температуры. В миогенном и более высокочастотных диапазонах колебания температуры имели значительно более низкую амплитуду, чем в эндотелиальном и нейрогенном, поэтому сопоставление колебаний температуры и кровотока проводилось в диапазоне 0.005–0.05 Гц.

В результате подстановки температурных данных в уравнение (1) были восстановлены спектры колебаний кровотока (рис. 2, в).

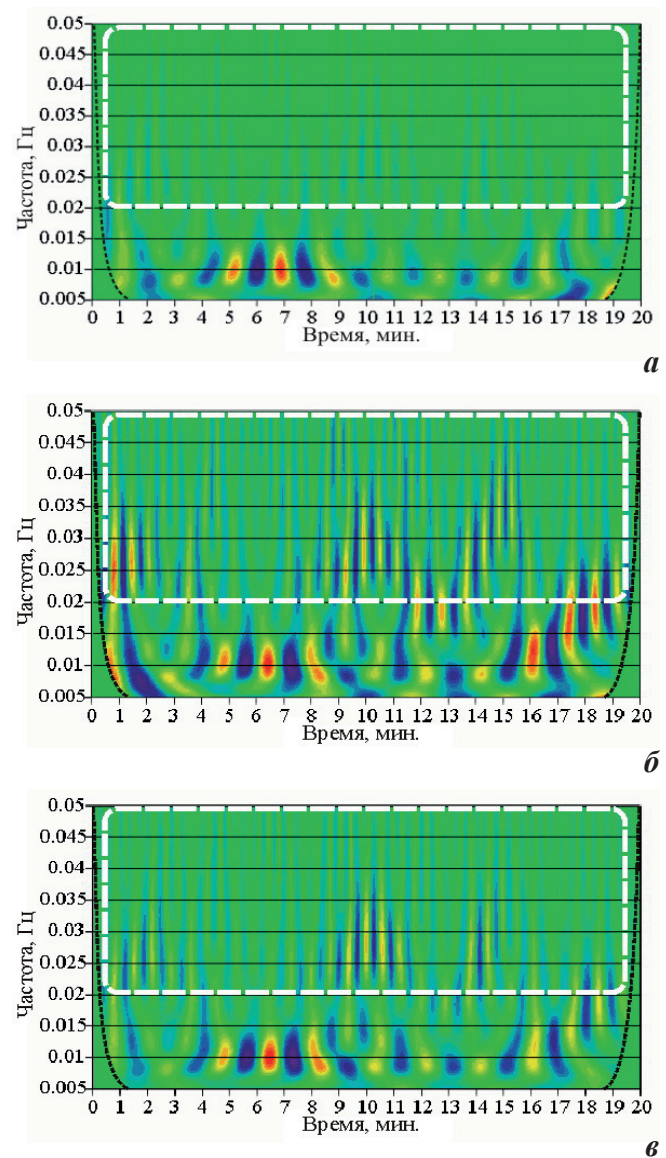


Рис. 2. Вейвлет-спектры сигналов: а — спектр колебаний температуры; б — спектр колебаний кровотока (огнивающая сигнала ФПГ); в — восстановленный спектр колебаний кровотока (темные пунктирные кривые — границы области достоверности, светлые прямоугольные зоны — области нейрогенной активности 0,02-0,05 Гц)

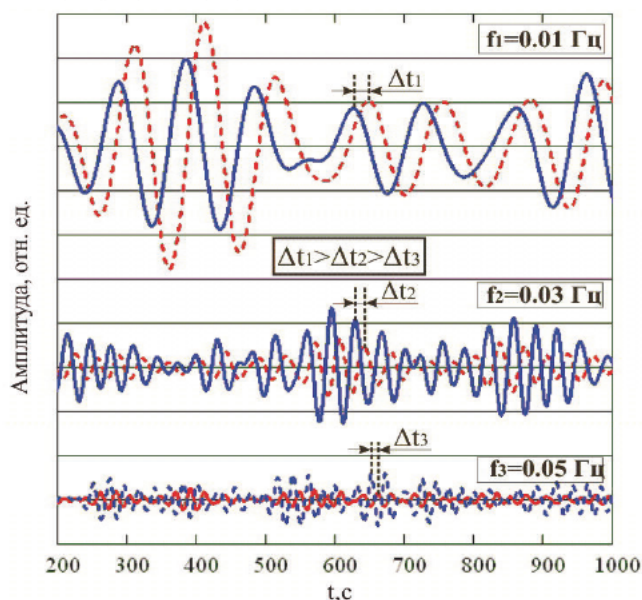


Рис. 3. Уменьшение задержки колебаний температурного сигнала относительно кровотока при повышении частоты: сплошная линия — спектральные составляющие колебаний кровотока; пунктирная — спектральные составляющие колебаний температуры

На спектрах колебаний температуры (рис. 2, а) видно, что в области эндотелиальной активности (0.005–0.02 Гц) колебания температуры (рис. 2, а) и колебания кровотока (рис. 2, б) имеют похожий вид, с тем отличием, что колебания кровотока опережают колебания температуры.

В нейрогенном диапазоне (0.02–0.05 Гц) амплитуда спектральных составляющих колебаний температуры (рис. 2, а) значительно ниже амплитуд составляющих колебаний кровотока (рис. 2, б).

После выполнения преобразований температурного сигнала по формуле (1) происходит изменение спектра с увеличением амплитуды составляющих нейрогенного диапазона и сдвигом по времени максимумов и минимумов (рис. 2, в).

В результате преобразования температурных колебаний с использованием модели Shitzer A. [11] наблюдается восстановление колебаний кровотока в нейрогенном диапазоне (выделен рамкой на рис. 2, в).

Корреляция восстановленного и экспериментального спектров

В диапазоне нейрогенной активности 0.02–0.05 Гц вычислены коэффициенты корреляции спектров колебаний кровотока, определенных методом фотоплетизмографии и восстановленных из температурных данных (табл. 2).

Несмотря на обеспечение одинаковых условий окружающей среды у испытуемых № 3, 7 и 9, вследствие индивидуальных особенностей терморегуляции колебания температуры были выражены слабее, чем у остальных испытуемых, что приводило к более низким значениям коэффициентов корреляции восстановленного сигнала и сигнала кровотока.

В нейрогенном диапазоне после восстановления колебаний кровотока для большинства испытуемых коэффициент корреляции с экспериментальным сигналом кровотока повышался до значений более 0.7 (табл. 2), что свидетельствует об эффективности использования модели Shitzer A. [11] для восстановления колебаний кровотока по результатам температурных измерений.

В эндотелиальном диапазоне (0.05–0.02 Гц) среднее по группе значение коэффициента корреляции после восстановления имело значение 0.71.

Приведенные результаты позволяют сделать вывод о том, что колебания температуры в эндотелиальном диапазоне (0.005–0.02 Гц) без какой-либо их дополнительной обработки отражают колебания кровотока, а следовательно, характеризуют гемодинамические явления, связанные с протеканием метаболических процессов в организме человека [5].

Анализ запаздывания температурного сигнала

Анализ запаздывания температурного сигнала относительно сигнала кровотока на каждой спектральной составляющей (рис. 3) позволил для группы испытуемых построить зависимость задержки температурного сигнала от частоты (рис. 4, а).

По формуле (7) была рассчитана скорость распространения температурного сигнала в биоткани (рис. 4, б) в предположении толщины ткани $z=2$ мм [16].

Рассмотрим, как изменяется сигнал при подстановке температурных колебаний в выражение (1). Как следует из рис. 3, при повышении частоты амплитуда спектральных составляющих сигнала температуры убывает сильнее, чем амплитуда составляющих

Коэффициенты корреляции сигналов кровотока в нейрогенном диапазоне (0.02–0.05 Гц), определенных методом фотоплетизмографии и восстановленных из температурных данных

Таблица 2

Коэффициент	Испытуемый										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Средн.
r_1	0,6	0,87	0,34	0,57	0,67	0,66	0,27	0,72	0,42	0,58	0,57
r_2	0,79	0,86	0,39	0,81	0,81	0,74	0,38	0,77	0,5	0,74	0,68

Примечание: r_1 — коэффициент корреляции спектров колебаний экспериментальных сигналов температуры и кровотока; r_2 — коэффициент корреляции спектров колебаний кровотока, определенных методом ФПГ и восстановленных по температурным данным.

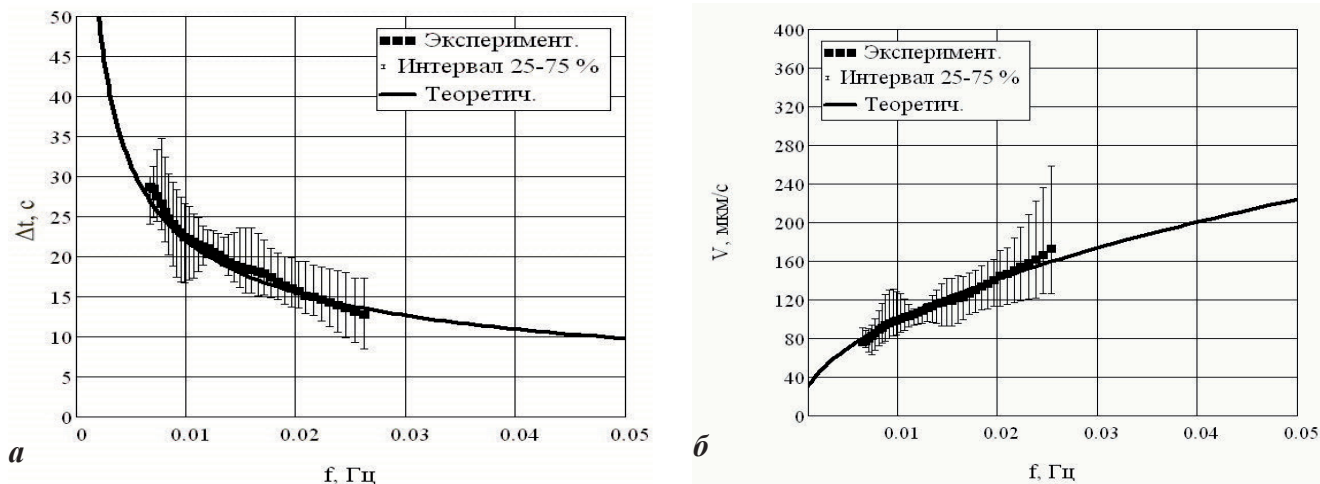


Рис. 4. Усредненные по группе частотные зависимости задержки (а) и скорости распространения температурного сигнала в биоткани (б) (точечная линия с доверительным интервалом — экспериментальные значения, сплошная линия — значения, рассчитанные по формуле (8) при значении толщины $z=2$ мм)

колебаний кровотока. После подстановки температурных данных в (1) спектр сигнала обогащается высокочастотными составляющими, в результате в восстановленном спектре колебаний кровотока будут содержаться заметные составляющие нейрогенного диапазона (рис. 2, в).

На рис. 3 также иллюстрируется уменьшение запаздывания температурного сигнала Δt относительно сигнала кровотока с ростом частоты. Зависимость на рис. 4, а отчетливо показывает уменьшение задержки спектральных составляющих колебаний температуры с ростом частоты.

Кривая на рис. 4, б описывает скорость распространения температурного сигнала в биоткани в зависимости от частоты, т. е. является дисперсионной кривой, характеризующей распространение температурного сигнала в коже.

На рис. 4, а, б вертикальные отрезки указывают интервальный размах значений (разность между первой и третьей квартилями).

Задержка и скорость распространения температурного сигнала были определены в диапазоне частот 0,005–0,025 Гц, т. к. за пределами данного диапазона первоначальные, не подвергавшиеся обработке экспериментальные сигналы имели низкие коэффициенты корреляции (менее 0,3).

Полученная дисперсионная кривая на рис. 4, б может быть аппроксимирована формулой (8), описывающей распространение температурной волны в твердом теле [2]:

$$V(f) = 2 \sqrt{\frac{\pi \cdot \lambda}{c \cdot \rho}} \cdot f \quad (7)$$

где λ — константа теплопроводности (0,33 Вт/м·К); f — частота; c — удельная теплоемкость ткани; ρ — плотность ткани.

Сплошная линия на рис. 4 показывает хорошую аппроксимацию экспериментальных данных при толщине биоткани $z=2$ мм, что соответствует справочным данным [16].

Таким образом, установленные возможности восстановления колебаний кровотока по результатам тепловизионных измерений и описание эффектов запаздывания температурного сигнала в слое биоткани формируют основу методов бесконтактного изучения параметров колебаний кровотока, характеризующих функционирование сердечно-сосудистой системы.

Выводы

1. Способ восстановления частотно-временного спектра колебаний кровотока расширяет возможности термометрии и позволяет с помощью тепловизионных измерений бесконтактно контролировать колебания кожного кровотока как в эндотелиальном, так и в нейрогенном диапазоне (0,02–0,05 Гц).

2. Скорость распространения температурного сигнала в биоткани увеличивается с ростом частоты сигнала, т. е. присутствует дисперсия температурной волны. Это объясняет рост задержки температурного сигнала при понижении частоты рассматриваемых гемодинамических процессов и различие значений задержки, обнаруживаемых экспериментально.

3. Для восстановления колебаний кровотока с использованием модели температурной динамики Shitzer A. [11] необходимо дополнительно компенсировать запаздывание восстановленного сигнала на каждой спектральной составляющей.

Работа поддержана грантом РФФИ 12-02-31185.

1. Короновский А. А., Храмов А. Е. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения. М.: Физматлит., 2003. 176 с.
2. Лыков А. В. Теория теплопроводности. М.: Высшая школа, 1967. 600 с.
3. Усанов Д. А. и др. Взаимосвязь колебаний температуры и кровотока пальцев рук // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2012. Т. 11. № 2 (42). С. 37–42.
4. Усанов Д. А. и др. Оценка функционального состояния кровеносных сосудов по анализу температурной реакции на окклюзионную пробу // Саратов. науч.-мед. журн. 2009. № 4. С. 554–558.
5. Флейшман, А. Н. Вариабельность ритма сердца и медленные колебания гемодинамики: нелинейные феномены в клинической практике. Новосибирск: СО РАН, 2009. 194 с.
6. Bandrivskyy A. et al. Wavelet phase coherence analysis: application to skin temperature and blood flow. // Cardiovascular engineering: an international journal. 2004. Vol. 4. № 1. P. 89–93.
7. Bornmyr S. et al. Skin temperature changes in skin blood flow monitored with Doppler flowmetry and imaging: methodological study in normal humans // Clinic. Physiology. 1997. Vol. 1. № 1. P. 71–81.
8. Burton A. C. A study of the adjustment of peripheral vascular tone to the requirement of the regulation of body temperature / A. C. Burton, R. M. Taylor // Am. J. Physiol. 1940. Vol. 129. P. 566–577.
9. Ley O., Deshpande C. V. Comparison of two mathematical models for the study of vascular reactivity // Computers in Biology and Medicine. 2009. Vol. 39. № 7. P. 579–589.
10. Love, T. J. Thermography as an indicator of blood perfusion. // Annals New York Academy of Science 1980. № 335. P. 429–437.
11. Shitzer A. et al. Lumped-parameter tissue temperature-blood perfusion model of a cold-stressed fingertip // Journal of Appl. Physiol. 1996. Vol. 80. P. 1829–1834.
12. Shusterman V., Anderson K. P., Barnea O. Spontaneous temperature oscillations in normal human subjects // Am. J. Regul. Integr. Comp. Physiol. 1997. Vol. 273. P. 1173–1181.
13. 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 international. 2008. Vol. 18. № 3. P. 107–111.
14. Stoner H. B. et al. Relationships between skin temperature and perfusion in the arm and leg // Clin. Physiology. 1991. Vol. 1. № 1. P. 27–40.
15. Trafford J., Lafferty K. What does photoplethysmography measure? // Medical and biological engineering and computing. 1984. Vol. 22. P. 479–480.
16. Tuchin V. V. Tissue optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis. 2nd ed. Bellingham, WA: SPIE Press, 2007. 882 p.