

Оригинальные статьи

САГАЙДАЧНЫЙ А. А., СКРИПАЛЬ А. В.,
ФОМИН А. В., УСАНОВ Д. А.

Методика восстановления фотоплетизмограммы в диапазоне эндотелиальных и нейрогенных колебаний по результатам измерений температуры пальцев рук

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

Реферат

Исследованы возможности восстановления сигнала фотоплетизмограммы по результатам температурных измерений пальцев рук. Колебания объемного кровотока, характеризуемые фотоплетизмограммой, рассматриваются как источник температурных волн различных частот, одновременно распространяющихся в биоткани и являющихся основной причиной колебаний температуры кожи.

Группу испытуемых составили 10 человек в возрасте 20–35 лет, без установленных сердечно-сосудистых отклонений. С помощью вейвлет-анализа для каждого испытуемого были исследованы отдельные спектральные составляющие сигнала фотоплетизмограммы и колебаний температуры кожи. В результате построены частотные зависимости задержки и затухания спектральных составляющих температурного сигнала относительно составляющих сигнала фотоплетизмограммы в эндотелиальном (0,005–0,02 Гц) и нейрогенном (0,02–0,05 Гц) диапазонах. Используемая аппроксимация полученных частотных зависимостей позволяет перейти от температурного сигнала к сигналу фотоплетизмограммы с помощью временного сдвига и компенсации затухания спектральных составляющих колебаний температуры.

Установленная связь температурного сигнала с сигналом фотоплетизмограммы в области пальцев может служить основой для применения термометрии в качестве способа мониторинга медленных колебаний периферического кровотока.

Ключевые слова: колебания температуры, колебания кровотока, термография, фотоплетизмография, свойства кожи, вейвлет-анализ, температурная волна.

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

Method of the photoplethysmogram restoration in the band of endothelial and neurogenic oscillations through the analysis of the finger tips temperature

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

Abstract

Possibilities of the restoration of photoplethysmography signal through the finger tips temperature measurements have been investigated. Blood flow oscillations, characterized by photoplethysmogram, are considered as a source of temperature waves of different frequencies, simultaneously propagates in a biotissue and are the main reason of the skin temperature oscillations.

Research subjects were 10 man of 20–35 years without any case of cardiovascular diseases. By means of wavelet analysis for each subject individual spectral components of the photoplethysmogram and oscillations in skin temperature were investigated. As a result the frequency characteristic of delay and attenuation of the spectral components of the temperature signal in relation of the photoplethysmogram components in the endothelial (0,005–0,02 Hz) and neurogenic (0,02–0,05 Hz) ranges have been plotted. Use of the approximation of the frequency dependencies allows us to get photoplethysmogram by means of time shift and attenuation compensation of spectral components of the temperature oscillations.

Established interrelation of the temperature signal with the photoplethysmogram in the finger tip area can serve as a basis for the application of thermometry as a method of monitoring of slow oscillations of peripheral blood flow.

Keywords: temperature oscillations, blood flow oscillations, thermography, photoplethysmography, skin properties, wavelet analysis, temperature wave.

Введение

Кровоток в пальцах рук в течение длительного времени является объектом повышенного интереса физиологов и клиницистов, вследствие его ярко выраженной вариабельности как в состоянии покоя, так и при проведении нагрузочных проб [12, 13, 19].

Такие распространенные методы неинвазивного контроля кровотока, как лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) и фотоплетизмография (ФПГ), при проведении одновременных измерений дают в целом согласованные результаты [7, 14, 15] с незначительными отличиями как по форме сигнала, так и по временным задержкам. Температурные измерения выбиваются из общего ряда неинвазивных методов и показывают значительные отличия по форме колебаний и запаздыванию сигнала относительно данных ЛДФ и ФПГ [4–6, 12, 16–18]. Установление связи колебаний температуры кожи с сигналом фотоплетизмограммы является актуальной задачей, решение которой позволит использовать методы термометрии для неинвазивного контроля кожного кровотока.

При сохранении постоянства температуры и влажности окружающей среды колебания кровотока пальцев можно считать основной причиной, порождающей колебания температуры кожи. Указанное предположение подкрепляется результатами работы [10], в которой установлено, что в поверхностном слое пальцев рук сосредоточено до 90 % крови.

Объемный кровоток в сосудах пальцев рук модулируется различными физиологическими механизмами регуляции тонуса сосудов (кардиальным, дыхательным, миогенным, нейрогенным, эндотелиальным) [11], при этом колебания кровотока должны сопровождаться соответствующими колебаниями температуры сложного спектрального состава.

Сигнал фотоплетизмограммы имеет высокий коэффициент корреляции с кровотоком ($r=0,94$) [21], поэтому огибающая максимумов пульсовых волн фотоплетизмограммы будет характеризовать изменение объема крови в тканях. Из вышесказанного следует, что спектр колебаний огибающей фотоплетизмограммы и спектр колебаний температуры должны быть связаны.

Как показано нами ранее [5, 6] восстановление колебаний кровотока по результатам измерений температуры кожи возможно с использованием модели температурной динамики [18].

В настоящей работе используется иной подход к установлению взаимосвязи сигнала фотоплетизмограммы и температуры: колебания объемного кровотока, характеризующиеся фотоплетизмограммой, рассматриваются как источник набора температурных волн различных частот.

Распространяясь с некоторой глубины к поверхности кожи, волны должны испытывать затухание и фазовый сдвиг, что может являться причиной изменения формы сигнала температурных колебаний кожи по сравнению с формой колебаний кровотока.

Определение количественных соотношений между спектральными составляющими фотоплетизмограммы и температуры кожи позволит объяснить различие формы исследуемых биомедицинских

сигналов и создаст основы для применения термометрии в качестве способа мониторинга медленных колебаний периферического кровотока.

Цель исследования

Установить соотношения, связывающие сигнал фотоплетизмограммы и колебания температуры кожи в области пальцев посредством анализа вейвлет-спектра сигналов и использования представлений о теплопроводности в коже как волновом процессе.

Материал и методы исследования

В ходе исследования проводились измерения колебаний температуры кожи пальцев и фотоплетизмограммы у 10 здоровых испытуемых, находящихся в нормальных условиях в состоянии покоя в течение 20 минут. Сигнал фотоплетизмограммы измерялся с помощью отражательного датчика KL-79102, входящего в состав системы биомедицинских измерений KL-72001 (Тайвань). Температура определялась бесконтактным методом с помощью тепловизора ThermoCam SC 3000 Flir Systems (Швеция) с температурной чувствительностью $0,02^\circ\text{C}$. Группу испытуемых составляли 10 человек: 7 мужчин и 3 женщины в возрасте 20–35 лет. Измерения выполнялись после адаптации испытуемых к лабораторным условиям в течение 10–15 мин. Перед измерениями испытуемые не употребляли тонизирующих или алкогольных напитков. Все испытуемые были 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 области. Частота съемки термограмм — 2 Гц, фотоплетизмограмм — 50 Гц.

В качестве переменной, характеризующей изменение кровенаполнения пальца, использовалась огибающая, соединяющая максимумы пульсовых волн ФПГ, к которой применялось последующее сглаживание и прореживание с частотой дискретизации 2 Гц для дальнейшего сопоставления с сигналом температуры.

Частотно-временной анализ

Для анализа полученных сигналов в частотно-временной области применялось вейвлетпреобразование (1). В качестве базиса использовался вейвлет Морле (2), хорошо локализованный как во временной, так и в частотной областях [2].

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

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

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

ОРИГИНАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

где a — масштаб, имеющий размерность времени и обратно пропорциональный частоте сигнала; b — временной сдвиг (положение вейвлета); t — время сигнала; ω_0 — параметр вейвлета, выбор значения $\omega_0=5$, обеспечивал наилучшее соотношение между частотным и временным разрешением спектрального анализа.

Полученные вейвлетные спектры колебаний температуры и фотоплетизмограммы использовались для сопоставления отдельных спектральных составляющих на каждой частоте. Анализировались частотные зависимости задержки и частотные зависимости затухания спектральных составляющих колебаний температуры относительно составляющих сигнала фотоплетизмограммы.

Временная задержка спектральной составляющей сигнала температуры $S_T(f_j, t)$ относительно спектральной составляющей сигнала фотоплетизмограммы $S_{PPG}(f_j, t)$ на частоте f_j определялась с помощью кросскорреляционной функции F :

$$F(f_j, \Delta t_k) = \sum_i S_T(f_j, t_i + \Delta t_k) \cdot S_{PPG}(f_j, t_i), \quad (3)$$

где k — индекс, задающий смещение по времени; j — отсчеты частоты; i — отсчеты времени.

Значение Δt_k , соответствующее максимуму функции F , представляло собой величину задержки спектральной составляющей частоты f_j .

Затухание спектральных составляющих колебаний температуры вычислялось с помощью интегрального вейвлет спектра как отношение амплитуды спектральной составляющей огибающей фотоплетизмограммы к амплитуде составляющей колебаний температуры на одной и той же частоте.

Аппроксимация частотных зависимостей задержки и затухания.

Как было указано ранее, колебания объемного кровотока в поверхностных сосудах пальцев рук можно считать основным источником температурных колебаний, происходящих на некоторой глубине (0,5–2 мм от поверхности кожи). Поскольку сигнал фотоплетизмограммы отражает колебания объемного кровотока сложного спектрального состава, то такому сигналу должны соответствовать температурные колебания на некоторой глубине. Температурный сигнал можно рассматривать как совокупность продольных волн, распространяющихся в биоткани с некоторыми фазовыми скоростями.

Выражение для скорости температурной (тепловой) волны $V(f)$ известно из решения задачи на распространение температурных волн [3, 22].

Задержка колебаний температуры на поверхности кожи относительно колебаний фотоплетизмограммы (кровотока) на некоторой глубине z может быть записана в виде:

$$\Delta t_{PHASE}(f_j, z) = \frac{z}{V(f_j)}, \quad (4)$$

$$V(f_j) = 2 \sqrt{\frac{\pi \cdot \lambda}{C \cdot \rho} \cdot f_j}, \quad (5)$$

где z — толщина рассматриваемого слоя биоткани; λ — коэффициент теплопроводности кожи ($\lambda=0,33$ Вт/(м·К) [1]); C — удельная теплоемкость кожи ($C=3780$ Дж/К·кг); ρ — плотность кожи ($\rho=1057$ кг/м³).

При распространении температурой волны должно присутствовать затухание ее амплитуды, величина которого может быть оценена с помощью выражения для амплитудного коэффициента (6) [3], характеризующего затухание в зависимости от свойств ткани и частоты сигнала:

$$C_{AMP}(f_j, z) = \exp\left(-z \cdot \sqrt{\frac{\pi \cdot C \cdot \rho}{\lambda} \cdot f_j}\right). \quad (6)$$

Таким образом, частотную зависимость задержки можно характеризовать выражением (4), а частотную зависимость затухания спектральных составляющих температуры — выражением (6).

Для описания восстановления огибающей фотоплетизмограммы из температурного сигнала определялись коэффициенты корреляции спектральных составляющих двух сигналов на каждой исследуемой частоте до и после преобразования температурного сигнала.

Результаты исследования и их обсуждение

В результате для каждого из 10 испытуемых были построены вейвлет-спектры колебаний температуры и огибающей фотоплетизмограммы. На рис. 1 показан вид сигналов колебания температуры кожи пальца (рис. 1, а), огибающей пульсовых волн фотоплетизмограммы (рис. 1, б), вейвлетные спектры этих сигналов (рис. 1, в, г) и спектральные составляющие двух сигналов на частотах 0,01 и 0,05 Гц (рис. 1, д).

Спектры сигналов, изображенные на рис. 1, в, г, показывают, что в эндотелиальном диапазоне (0,005–0,02 Гц) колебания температуры и колебания огибающей фотоплетизмограммы имеют сходные спектральные составляющие. В нейрогенном диапазоне (0,02–0,05 Гц) (белая штриховая рамка) спектральные составляющие колебаний температуры имеют значительно более низкую амплитуду, чем составляющие колебаний фотоплетизмограммы.

Рис. 1, д иллюстрирует изменение времени запаздывания спектральной составляющей температуры относительно составляющей фотоплетизмограммы при увеличении частоты.

Ранее в работе [5] нами была построена зависимость задержки колебаний температурного сигнала относительно колебаний кровотока. Вследствие того, что колебания кровотока характеризуются огибающей фотоплетизмограммы, частотная зависимость задержки температурного сигнала относительно фотоплетизмограммы будет иметь вид, идентичный показанному на рис. 2.

На основе экспериментальных сигналов колебаний температуры и огибающей фотоплетизмограммы пальцев рук дополнительно к частотной зависимости задержки температурного сигнала (рис. 2) построены зависимость затухания амплитуд спектральных составляющих температурного сигнала от частоты (рис. 3) и зависимость корреляции спектральных

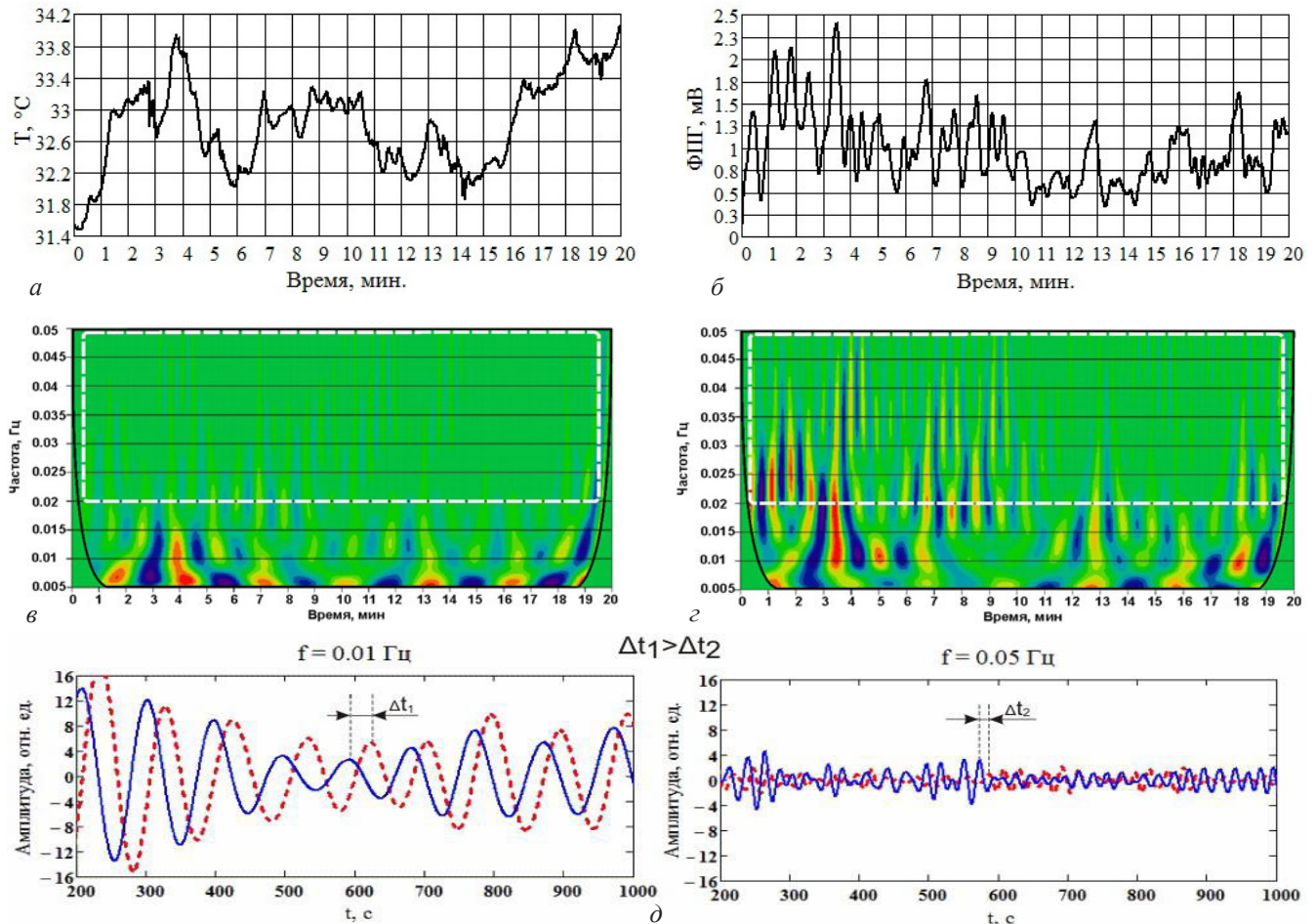


Рис. 1. Анализ сигналов, полученных с дистальной фаланги пальца: а — колебания температуры; б — огибающая максимумов фотоплетизмограммы; в — частотно-временной спектр колебаний температуры; г — частотно-временной спектр колебаний огибающей фотоплетизмограммы; д — сопоставление временных задержек между сигналами на различных частотах сигнала (сплошная линия — спектральные составляющие огибающей фотоплетизмограммы; штриховая линия — спектральные составляющие колебаний температуры)

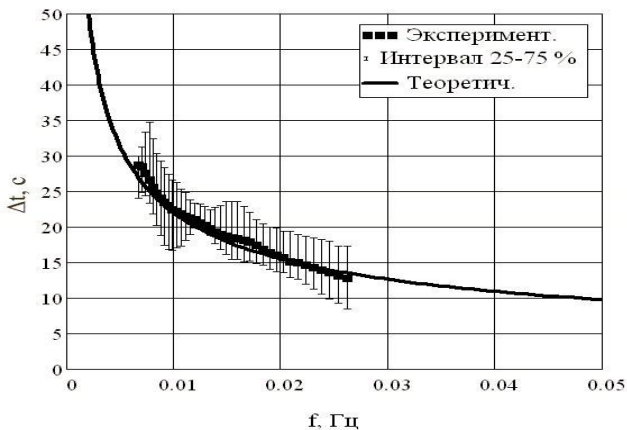


Рис. 2. Частотная зависимость задержки спектральных составляющих температурного сигнала относительно составляющих фотоплетизмограммы для группы из 10 испытуемых [5]

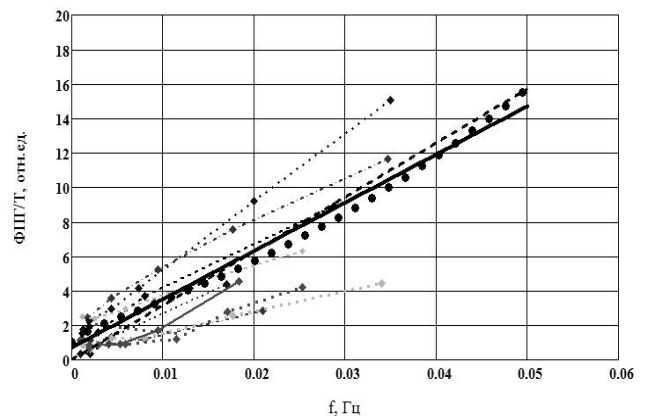


Рис. 3. Частотные зависимости затухания (пунктирные линии — отношение амплитуд спектральных составляющих колебаний фотоплетизмограммы к составляющим колебаний температуры для 10 испытуемых; точечная кривая — аппроксимация данных функцией (6))

составляющих от частоты (рис. 4). Частотная зависимость на рис. 2 показывает уменьшение задержки спектральных составляющих температурного сигнала с ростом частоты, что свидетельствует об увеличении скорости распространения температурного сигнала при повышении частоты. Рис. 3 иллюстрирует возрастание затухания амплитуды спектральных составляющих температуры относительно составляющих фотоплетизмограммы при повышении

частоты сигнала. На рис. 2 и 3 экспериментальные данные аппроксимированы выражениями (3) и (4), описывающими распространение температурных волн в среде. Наилучшая аппроксимация достигалась при использовании значения, толщины ткани $z=2 \text{ мм}$, что соответствует табличным данным [8].

Приведенные результаты создают основу методики восстановления сигнала огибающей фотоплетизмограммы из сигнала колебаний температуры.

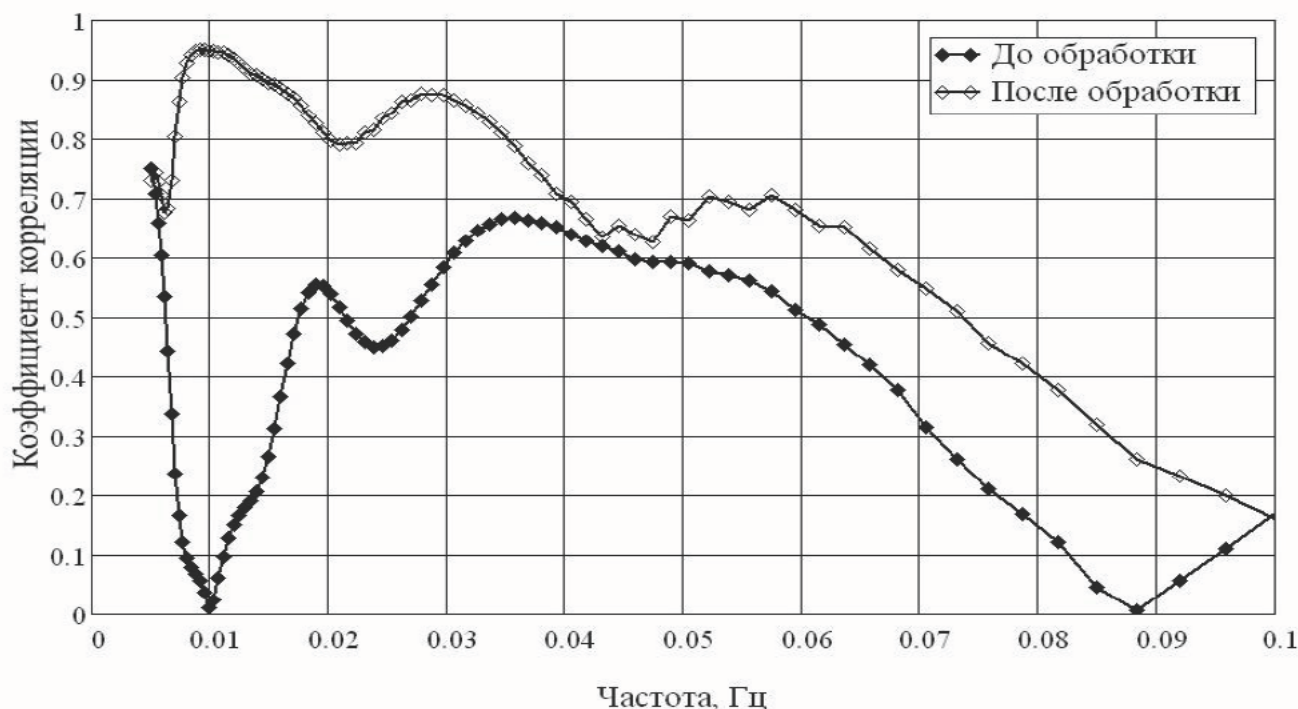


Рис. 4. Частотная зависимость корреляции спектральных составляющих колебаний температуры и огибающей фотоплетизмограммы

Для реализации методики восстановления сигнала фотоплетизмограммы необходимо построить частотно-временной спектр колебаний температуры, сдвинуть каждую спектральную составляющую на время запаздывания, определяемое выражением (4), и умножить амплитуду спектральной составляющей на коэффициент, определяемый выражением (6), затем выполнить обратное преобразование спектра в сигнал.

Таким образом, выражение, связывающее спектральные составляющие колебаний температуры $S_T(f_j, t)$ и фотоплетизмограммы $S_{PPG}(f_j, t)$, может быть записано в виде

$$S_{PPG}(f_j, t_i) = C_{AMP}(f_j, z) \cdot S_T(f_j, t_i + \Delta t_{PHASE}(f_j, z)) \quad (7)$$

Задержка Δt_{PHASE} определяется выражением (4), амплитудный коэффициент C_{AMP} — выражением (6).

Для сравнения спектральных составляющих сигналов до обработки и после использования выражений (4) и (6) строилась зависимость корреляции спектральных составляющих от частоты (рис. 4).

Как показано на рис. 4, после применения к спектральным составляющим температуры выражений (4) и (6) их корреляция повышается как в эндотелиальном (0,005–0,02 Гц), так и в нейрогенном (0,02–0,05 Гц) диапазонах.

Наиболее значительное увеличение корреляции наблюдается в области около 0,01 Гц. Указанные изменения происходят вследствие того, что до обработки спектральные составляющие сигналов сдвинуты по времени друг относительно друга (рис. 2).

Применение выражения (4) приводит к согласованию фаз колебаний температуры и фотоплетизмограммы и к значительному повышению их корреляции особенно замечено в области около 0,01 Гц.

Применение преобразований (4), (6) к спектральным составляющим температурного сигнала также приводит к повышению коэффициентов корреляции, усредненных по группе испытуемых (таблица).

В диапазоне миогенных, респираторных и кардиальных колебаний коэффициент корреляции спектральных составляющих имел значения менее 0,3, поэтому анализ запаздывания и затухания спектраль-

Средние по группе значения коэффициентов корреляции спектральных составляющих сигналов температуры и фотоплетизмограммы для группы испытуемых

Таблица

Коэффициент корреляции	Диапазон колебаний	
	Эндотелиальный (0,005–0,02 Гц)	Нейрогенный (0,02–0,05 Гц)
До преобразований температурного сигнала	0,21 (0,05, 0,36)	0,2 (0,13, 0,26)
После преобразований температурного сигнала	0,72 (0,7, 0,77)	0,59 (0,53, 0,71)

Примечание: в скобках указаны значения 1-го и 3-го квартилей.

ных составляющих был выполнен для эндотелиального и нейрогенного диапазонов. При повышении частоты колебаний температуры экспоненциально возрастает затухание сигнала, поэтому восстановление фотоплетизмограммы ограничивается точностью определения амплитуды каждой спектральной составляющей температурного сигнала.

Рассмотренная методика при используемом уровне точности измерений температуры 0,02 °С применима для восстановления фотоплетизмограммы, характеризующей колебания кровотока в основном в эндотелиальном и нейрогенном диапазонах.

Полученные результаты согласуются с данными работы [20], где сообщается, что на частотах более 0,1 Гц температурные колебания близки к уровню шумовой составляющей. Установление связи температурных колебаний с огибающей фотоплетизмограммы в области миогенных и более высокочастотных колебаний может быть предметом отдельного исследования.

Выводы

1. Колебание объемного кровотока в пальцах может рассматриваться как источник температурных волн различных частот, распространяющихся с некоторой глубины от микрососудов к поверхности кожи. При повышении частоты волн их скорость возрастает, запаздывание уменьшается (рис. 2), а затухание амплитуды увеличивается (рис. 3).

2. При сохранении стабильных нормальных условий внешней среды температурный сигнал может использоваться для восстановления огибающей фотоплетизмограммы. Восстановление фотоплетизмограммы состоит во временном сдвиге каждой спектральной составляющей колебаний температуры на время задержки (4) и умножении амплитуды этой спектральной составляющей на коэффициент (6).

3. Установленная связь температурных колебаний с колебаниями фотоплетизмограммы в области пальца позволяет с учетом эффектов затухания и запаздывания использовать температурный сигнал для неинвазивного мониторинга медленных колебаний периферического кровотока.

Работа поддержана грантом РФФИ 12-02-31185.

Литература

1. Березовский В. А., Колотилов Н. Н. Биофизические характеристики тканей человека: справочник. Киев: Наукова думка, 1990. 224 с.
2. Короновский А. А., Храмов А. Е. Непрерывный вейвлет-анализ и его приложения. М.: Физматлит., 2003. 176 с.
3. Лыков А. В. Теория теплопроводности. М.: Высшая школа, 1967. 600 с.
4. Подтаев С. Ю., Попов А. В., Морозов М. К., Фрик П. Г. Исследование микроциркуляции крови с помощью вейвлет-анализа колебаний температуры кожи // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2009. Т. 8. № 3. С. 14–20.
5. 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.
6. Усанов Д. А., Сагайдачный А. А., Скрипаль А. В., Фомин А. В. Взаимосвязь колебаний температуры и кровотока пальцев рук // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2012. № 2. С. 37–42.
7. Almond N. E., Jones D. P., Cooke E. D. Noninvasive measurement of the human peripheral circulation: relationship between laser Doppler flowmeter and photoplethysmograph signals from the finger // Angiol. J. Vasc. Dis. 1988. P. 819–829.
8. Aurélio S. B. M. Developments in heat transfer. 2011. P. 688.
9. Bandrivskyi A., Bernjak A., McClintock P. 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.
10. Benjamin N., Calver A., Collier J. Measuring Forearm Blood Flow and Interpreting the Responses to Drugs and Mediators // Hypertension. 1995. Vol. 25. P. 918–923.
11. Bernjak A., Bernjak A., Clarkson P. B. M., McClintock P. V. E., Stefanovska A. Low-frequency blood flow oscillations in congestive heart failure and after β 1-blockade treatment // Microvascular Research. 2008. Vol. 76. № 3. P. 224–232.
12. Burton A. C., Taylor R. M. A study of the adjustment of peripheral vascular tone to the requirement of the regulation of body temperature // Am. J. Physiol. 1940. Vol. 129. P. 566–577.
13. Burton A. C. Range and variability of the blood flow in the human fingers and the vasomotor regulation of body temperature / A.C. Burton // Am. J. Physiol. 1939. Vol. 127. № 3. P. 437–453.
14. Johnson J. M., Taylor W. F., Shepherd A. P., Park M. K. Laser-Doppler measurement of skin blood flow: comparison with plethysmography // J. Appl. Physiol.: Respir. Environ. Exercise Physiol. 1984. Vol. 56. P. 798–803.
15. Kistler A., Mariauzouls C., Berlepsch K. Fingertip temperature as an indicator for sympathetic responses // International Journal of Psychophysiology. 1998. Vol. 29. P. 35–41.
16. Ninet J., Fronek A. Cutaneous Postocclusive Reactive Hyperemia Monitored by Laser Doppler Flux Metering and Skin Temperature // Microvascular research. 1985. Vol. 3. P. 125–132.
17. Sagaidachnyi A. A., Usanov D. A., Skripal A. V., Fomin A. V. Restoration of finger blood flow oscillations by means of thermal imaging // E-book Proceedings of 11-th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography (QIRT 2012) Bio, manuscript ID 115, Italy, Naples. 11–14 June.

ОРИГИНАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

18. Shitzer A., Stroschein L. A., Gonzalez R. R., Pandolf K. B. Lumped-parameter tissue temperature-blood perfusion model of a cold-stressed fingertip // *Journal of Appl. Physiol.* 1996. Vol. 80. P. 1829–1834.
19. Shitzer A., Stroschein A., Sharp M. W. et al. Simultaneous measurements of finger-tip temperatures and blood perfusion rates in a cold environment // *Journal of thermal biology.* 1997. Vol. 22. № 3. P. 159–167.
20. 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.
21. Trafford J., Lafferty K. What does photoplethysmography measure? // *Medical and biological engineering and computing.* 1984. Vol. 22. P. 479–480.
22. Vernotte P. Les paradoxes de la théorie continue de l'équation de la chaleur // *Compte Rendus.* 1958. Vol. 246. P. 3154–3155.