

На правах рукописи

ФОМИН АНДРЕЙ ВЛАДИМИРОВИЧ

**ВЗАИМОСВЯЗЬ СПЕКТРОВ КОЛЕБАНИЙ ТЕМПЕРАТУРЫ И
КРОВотоКА ПАЛЬЦЕВ РУК**

03.01.02 Биофизика

**АВТОРЕФЕРАТ
ДИССЕРТАЦИИ**

на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Саратов 2013

Работа выполнена на кафедре медицинской физики ФГБОУ ВПО
«Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского»

Научный руководитель:

Заслуженный деятель науки РФ,
доктор физико-математических наук, профессор
Усанов Дмитрий Александрович

Официальные оппоненты:

доктор физико-математических наук, профессор
кафедры «Физики» ФГБОУ ВПО Саратовский го-
сударственный технический университет им. Га-
гарина Ю.А.
Горбатенко Борис Борисович

доктор медицинских наук, профессор, зав. кафед-
рой гистологии, проректор ГОУ ВПО Саратовский
государственный медицинский университет
им. В.И. Разумовского Росздрава
Бугаева Ирина Олеговна

Ведущая организация:

Институт биохимии и физиологии растений и
микроорганизмов РАН (ИБФРМ РАН),
г. Саратов.

Защита диссертации состоится 20 декабря 2013 г. в 18 час. 00 мин. на
заседании диссертационного совета Д.212.243.05 созданного на базе ФГБОУ
ВПО «Саратовский государственный университет имени
Н.Г.Чернышевского», по адресу 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, 83.

С диссертацией можно ознакомиться в Зональной научной библиотеке имени
В.А. Артисевич ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет
им. Н.Г. Чернышевского»

Автореферат разослан "19" ноября 2013 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
д.ф.-м.н., профессор



Дербов В.Л.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

В настоящее время динамические тепловизионные методы изучения биофизических явлений в сложных системах находят широкое применение. Тело человека является примером сложной неравновесной термодинамической системы, в которой открытые периферические участки находятся в постоянном взаимодействии с окружающей средой, характеризующейся изменением температуры, влажности и других параметров. При реализации физической терморегуляции проявляются такие биофизические явления как изменение объема и скорости движения крови в поверхностных сосудах, а также выделение и испарение жидкости с поверхности кожи. Указанные процессы приводят к температурным изменениям на поверхности тела, которые с помощью современных тепловизионных методов могут быть не только визуализированы, но и охарактеризованы количественно.

Современное динамическое тепловидение является высокотехнологичным методом получения функциональной информации о биообъекте, который позволяет регистрировать распределение температуры с высоким температурным и пространственным разрешением [1, 2].

Для кистей и пальцев рук человека характерна выраженная динамика температуры, анализ которой, как в состоянии покоя, так и при проведении нагрузочных проб, может использоваться для выявления нарушений кожного кровотока при ожогах, механических повреждениях, болезни Рейно, синдроме запястного канала и поражении периферических нервов.

Установление взаимосвязи между колебаниями температуры и кровотока встречает множество трудностей, связанных, например, с различием формы двух видов сосуществующих колебаний и наличием временной задержки значений температуры. При этом значения временных задержек, определённые различными группами исследователей, не согласуются между собой [3, 4].

В связи с вышесказанным актуальной задачей является установление взаимосвязи колебаний температуры и кровотока пальцев рук человека, что позволит расширить возможности тепловизионных методов в диагностике нарушений периферической гемодинамики, а в случае тепловизионных измерений – визуализировать пространственное распределение колебаний кожного кровотока.

Цель диссертационной работы: установление взаимосвязи между низкочастотными колебаниями кожного кровотока, измеренными методом фотоплетизмографии, и колебаниями температуры кожи в области пальцев рук, реализуемое посредством анализа отдельных спектральных составляющих колебаний.

Задачи исследования:

1. Проанализировать корреляцию колебаний температуры и кровотока пальцев рук во времени в состоянии покоя;
2. Установить корреляцию между отдельными спектральными составляющими колебаний температуры и кровотока во времени;
3. Определить связь регистрируемых временных задержек между исследуемыми сигналами с дисперсионными свойствами тканей;
4. Разработать метод визуализации пространственного распределения параметров кожного кровотока на основе обработки динамических термограмм;
5. Описать потенциальные области практического использования температурного метода оценки кожного кровотока в медицинской диагностике.

Научная новизна

Установлена частотная зависимость задержки спектральных составляющих колебаний температуры, относительно составляющих колебаний кровотока в области пальцев рук. Показано, что при увеличении частоты колебаний задержка температурных колебаний уменьшается, а скорость их распространения увеличивается. Полученное уравнение, связывающее колебания температуры и кровотока, демонстрирует, что колебания кровотока в текущий момент времени определяют скорость изменения температуры в некоторый последующий момент времени. На основе данного уравнения построены карты распределения колебаний кровотока в диапазонах, связанных с эндотелиальной и нейрогенной активностью.

Достоверность и обоснованность результатов диссертации

Достоверность количественных результатов диссертации подтверждается использованием для температурных измерений тепловизора ThermoCAM SC3000, имеющего сертификат калибровки, выданный предприятием изготовителем FLIR Systems, Швеция, а для исследования кровенаполнения сосудов модуля KL-79102, входящего в состав системы для биомедицинских измерений KL-720, Корея. Обработка термограмм выполнялась с помощью профессионального программного обеспечения ThermoCAM Researcher Pro 2.8. Первичная обработка фотоплетизмограмм (ФПГ) осуществлялась на программном обеспечении KL-720S Biomedical Measurement System. При проведении измерений предпринимались меры по обеспечению стабильной температуры окружающей среды. Выводы о применимости разработанных тестов в области функциональной диагностики основываются на анализе групповых измерений с численностью группы 31 человек.

Практическая значимость

Установленные особенности взаимосвязи спектров колебаний температуры и кровотока дают возможность использования температурных измерений для выявления нарушений кожного кровотока. Использование упрощенной модели температурной динамики Шитцера и разработанной методики преобразования динамических термограмм в карты распределения колебаний кровотока позволили визуализировать процессы регуляции кровотока отдельно в эндотелиальном и нейрогенном диапазонах. Используемая методика может служить в качестве основы технологии визуализации гемодинамических явлений в конечностях по данным динамической термографии. Разработанная методика представляет интерес при исследовании поражений кожи при ожогах и обморожениях и бесконтактном контроле процессов восстановления кровотока в приживляемых лоскутах кожи, для диагностики болезни Рейно, синдрома запястного канала и поражении периферических нервов.

Положения, выносимые на защиту:

1. Для расчёта спектра и формы колебаний кожного кровотока по результатам измерения температуры кожи необходимо учитывать временную задержку и затухание спектральных составляющих колебаний температуры, что расширяет возможности температурного анализа колебаний кровотока не только в эндотелиальном (0,005-0,02 Гц), но и в нейрогенном (0,02-0,05 Гц) частотном диапазоне.
2. Величина запаздывания колебаний температуры кожи относительно колебаний кожного кровотока в области пальцев рук зависит от частоты исследуемых колебаний: при повышении частоты колебаний время запаздывания уменьшается. При этом время запаздывания определяется температуропроводностью и толщиной слоя кожи, разделяющего глубинное сосудистое сплетение и эпидермис исследуемого человека.
3. Анализ уравнения Шитцера демонстрирует, что колебания температуры связаны с колебаниями кровотока преимущественно через временную производную от температуры; при постоянных условиях окружающей среды колебания кожного кровотока преимущественно определяют скорость изменения температуры кожи.
4. Вычисление производной от температуры по времени в каждой точке динамической термограммы позволяет визуализировать пространственное распределение колебаний кожного кровотока в конечностях.

Апробация работы

Основные положения и результаты диссертационной работы докладывались на следующих конференциях:

1. Proceedings of 11-th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography (QIRT 2012) Bio, manuscript ID 115, Italy, Naples, 11-14 June.
2. III Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика – 2010», 21-25 июня 2010 г., Москва, Россия.
3. VI Всероссийский Симпозиум и IV Школа-семинар с международным участием. 24-27 мая, НИИ КППЗ СО РАМН, Новокузнецк. 2011 г.
4. Saratov Fall Meeting 2011: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XIII
5. V Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине (ТКМФ -5)», Троицк, 4-8 июня 2012 г.
6. Всероссийская научная школа-семинар «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2009», 1-3 июля 2009 г., Саратов, Россия.
7. Всероссийская научная школа-семинар «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2010», 9-11 ноября 2010 г., Саратов, Россия.
8. Всероссийская научная школа-семинар «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2011», 25-27 октября 2011 г., Саратов, Россия.
9. Всероссийская научная школа-семинар «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2012», 19-21 сентября 2012 г., Саратов, Россия.
10. Всероссийская научная школа-семинар «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2013», 6-8 ноября 2013 г., Саратов, Россия.

По результатам исследований, выполненных при работе над диссертацией, **опубликовано** 14 работ, в том числе 3 статьи в журналах из списка изданий, рекомендованных ВАК РФ, тезисы 11 докладов, представленных на всероссийских и международных конференциях.

Личный вклад автора состоит в:

- проведении критического анализа литературных данных по теме диссертации;
- выполнении экспериментальных работ, связанных с температурными и фотоплетизмографическими измерениями;
- разработке программ построения вейвлет-спектров колебаний;
- установлении зависимости времени задержки спектральных составляющих колебаний температуры от частоты;
- разработке метода визуализации колебаний кровотока по результатам анализа динамических термограмм;
- анализе полученных результатов и участии в формулировании научных положений.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, 4 разделов, заключения, списка литературы и приложения. Общий объем диссертации составляет 102 страницы машинописного текста, включая 36 рисунков, 3 таблицы, 1 приложение. Список литературы содержит 101 наименование и изложен на 10 страницах.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы исследований, сформулирована цель диссертационной работы, определена новизна исследований, описана практическая значимость полученных результатов, приведены основные положения, выносимые на защиту, приведен список опубликованных работ по теме диссертации, изложено краткое содержание диссертации.

В первом разделе изложены результаты критического анализа диагностического применения методов термографии и фотоплетизмографии, а также существующих методов визуализации пространственного распределения кожного кровотока в области кистей. Обоснована актуальность анализа кровотока кистей рук. Представлены факторы, влияющие на динамику кровотока верхних конечностей. Проведён критический анализ исследований взаимосвязи колебаний температуры и кровотока в конечностях.

Во втором разделе приведены результаты анализа колебаний температуры и кровотока пальцев рук во временной области. Представлена модель температурной динамики на поверхности пальцев (модель Шитцера). Исследована задержка температурного сигнала и его корреляция с сигналом кровотока, влияние температуры окружающей среды на задержку.

Установление взаимосвязи температуры и кровотока пальцев рук выполнялось на основе анализа модели Шитцера. Её использование позволяет выразить объемный кровоток ω в виде:

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

где $S = \frac{\pi \cdot D^2}{2}$, $V = \frac{\pi \cdot D^3}{12}$, t_i – i -й отсчет времени, Δt – аргумент запаздывания, ρ – плотность ткани, ρ_b – плотность крови, C – удельная теплоёмкость ткани, C_b – удельная теплоёмкость крови, D – диаметр пальца, S – площадь пальца (полусферы), T_b – температура крови, T_{air} – температура воздуха, $T(t)$ – температура поверхности кожи, V – объём дистальной фаланги пальца (полусферы), ω – объемный кровоток, H_{air} – коэффициент конвекции воздуха.

Таким образом, подставляя в уравнение (1) значения температуры и производной от температуры по времени, возможно определение значения кровотока $\omega(t)$. Для определения величины задержки Δt требуется проводить дополнительные вычисления.

Материалы и методы измерения фотоплетизмограммы и температуры

В ходе исследования проводились измерения колебаний температуры пальцев и уровня их пульсового кровенаполнения у 31 здорового испытуемого.

го, находящегося в состоянии покоя в течение 20 минут при комнатной температуре. Измерения выполнялись после адаптации испытуемых к лабораторным условиям в течение 10-15 мин. Возраст испытуемых - 20-45 лет. Перед измерениями испытуемые не употребляли тонизирующих или алкогольных напитков. Все испытуемые являлись не курящими.

Измерения проводились в положении испытуемых сидя, руки располагались на столе с поверхностью из материала, имеющего малую теплоемкость (пенопласта). Указательный палец располагался поверх ФПГ - датчика. Рядом с ФПГ - датчиком на латеральной стороне дистальной фаланги пальца регистрировалась температура. Примеры получаемых сигналов представлены на рисунке 1.

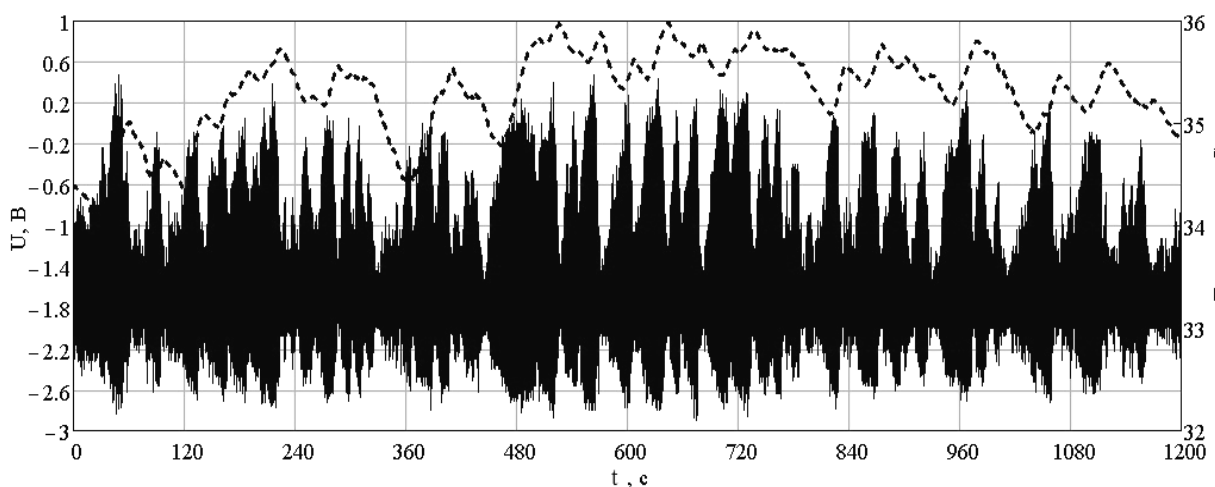


Рис. 1. Исходные временные зависимости температуры (пунктирная линия) и фотоплетизмограммы (сплошная линия) для испытуемого №8

Последовательность обработки сигналов фотоплетизмограммы и температуры иллюстрируется схемой, приведенной на рисунке 2.

Из фотоплетизмограммы выделялась огибающая, соединяющая максимумы пульсовых волн (шаг 1. на рисунке 2), и после сглаживания значений огибающей получали объёмный кровоток $\omega_{PPG}(t)$ (M^3/c).

Сигналы колебаний кровотока, определенные по данным фотоплетизмографии - $\omega_{PPG}(t)$ и по температурным данным $\omega_T(t)$ (шаг 3 на рисунке 2), масштабировались. Процесс масштабирования заключался в делении измеренных значений сигналов на максимальное, таким образом, чтобы измеренные данные представлялись в диапазоне от 0 до 1 (шаг 2, 4 на рисунке 2). Затем полученные кривые сопоставлялись во временной области (рисунок 3).

Для определения колебаний кровотока ω в правую часть уравнения (1) подставлялись измеренные значения температуры пальца $T(t_i)$ и её производной (шаг 5 на рисунке 2).

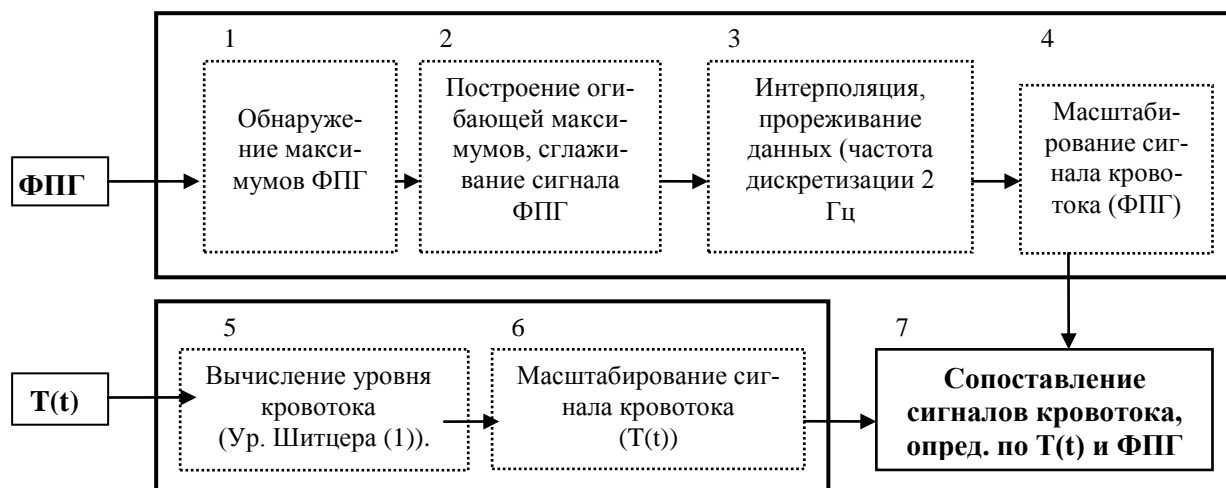


Рис. 2. Обработка сигнала фотоплетизмограммы (ФПГ) и температурного сигнала (Т (t)).

Полученный сигнал $\omega_T(t)$ сопоставлялся с экспериментальным сигналом $\omega_{PPG}(t)$, определенным из данных ФПГ (шаг 7 на рисунке 2). На рисунке 3 приведен пример обработки сигналов (рисунок 1) в соответствии со схемой, представленной на рисунке 2. Сигнал кровотока на рисунке 3 восстановлен из температурных данных и сдвинут на время задержки (методика определения задержки приведена ниже).

Таким образом, в соответствии со схемой на рисунке 2, были обработаны данные о динамике температуры и фотоплетизмограммы для 31 человека. Далее был рассчитан коэффициент корреляции двух сигналов кровотока (измеренного и восстановленного) и определено время задержки между ними.

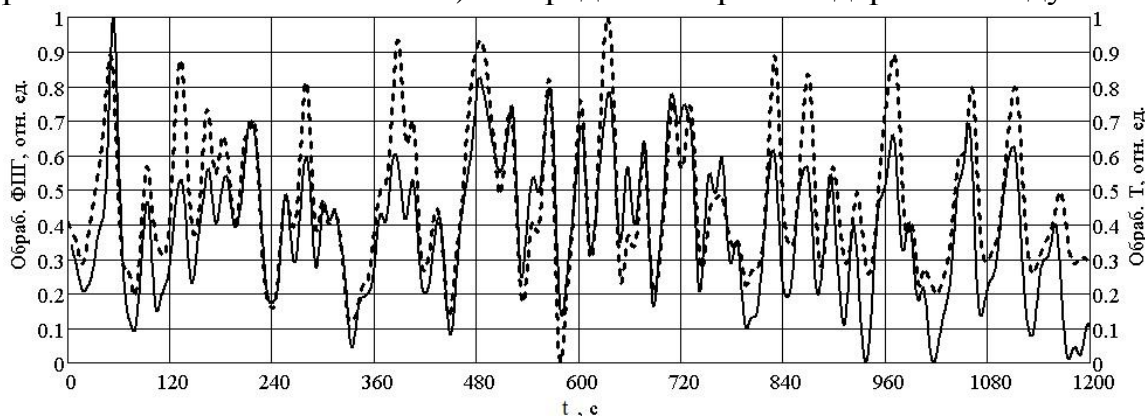


Рис. 3. Масштабированные сигналы кровотока, вычисленные из Т(t) (пунктирная линия) и ФПГ (сплошная линия) (добавлен сдвиг по времени)

Величина задержки может использоваться для определения эффективной толщины слоев кожи, разделяющих источники температурной волны - кровеносные сосуды и поверхность кожи.

Среднее отставание сигнала температуры относительно низкочастотного сигнала фотоплетизмограммы составляет 10 с.

Результаты анализа температуры и кровотока во временной области

Результаты используемой здесь методики показывают, что наибольшее значение коэффициента корреляции соответствует случаю, когда предварительно сигнал температуры сдвигается на время задержки и по температурному сигналу вычисляется кровоток с использованием соотношения (1). Использование такой методики позволило повысить коэффициент корреляции для примера, приведенного на рисунке 3, с 0.12 до 0.83, а в среднем по группе с 0.29 до 0.65.

Использование описанной методики позволяет восстановить колебания кровотока поверхностных тканей по сигналу температуры, определенной тепловизионным методом, что исключает контактные воздействия на объект измерения. Это является достоинством метода, поскольку, как показали результаты исследования при проведении холодной пробы, температурные данные дают статистически значимые различия состояний конечности до, во время и после охлаждения, в то время как изменения кровотока могут быть статистически не значимы.

Установленная высокая степень взаимосвязи кровотока и температуры позволяет использовать тепловизионный способ определения температуры в качестве бесконтактного метода изучения колебаний кровотока в состоянии покоя.

В третьем разделе изложены результаты анализа колебаний температуры и кровотока пальцев рук в частотно-временной области. Приведена методика вейвлет-анализа колебаний температуры и кровотока. Определены запаздывания спектральных составляющих колебаний температуры относительно составляющих кровотока. Выявлена частотная зависимость задержки и скорости распространения температурного сигнала в биоткани.

Вейвлет анализ данных

Для построения частотно-временных спектров к полученным сигналам применялось вейвлет-преобразование. В качестве базовой функции вейвлет-преобразования использовался вейвлет Морле. Для восстановления колебаний кровотока ω с использованием температурных данных $T(t)$ применялась модель Шитцера (уравнение (1)). Спектры колебаний температуры, колебаний кровотока и восстановленных колебаний кровотока представлены на рисунке 4 *а, б, в* соответственно.

Из анализа спектра колебаний температуры (рисунок 4, *а*) следует, что в области нейрогенных частот (выше 0.02 Гц) колебания имеют меньшие амплитуды, по сравнению со спектром ФПГ (рисунок 4, *б*). После преобразования, схема которого представлена на рисунке 2, на спектре (рисунок 4, *в*) наблюдается увеличение амплитуды в высокочастотной области (выше 0.02 Гц), сдвиг по времени максимумов и минимумов, и уменьшение времени задержки между сигналом кровотока, полученного из фотоплетизмограммы (рисунок 4, *б*) и восстановленного из колебаний температуры (рисунок 4, *в*).

В последующих расчетах использовались вейвлет-спектры колебаний кровотока и температуры 31 испытуемого. Для количественного описания изменений в спектрах до и после обработки использовалась функция корреляции двух вейвлет-спектров.

Значения корреляций спектров температуры и кровотока и кровотока, измеренного методом ФПГ и восстановленного из температурного сигнала для группы испытуемых приведены в таблице(1).

Повышение коэффициентов корреляции, иллюстрируемое данными, приведенными в таблице 1, означает, что после обработки спектра колебаний температуры с помощью формулы (1) форма обработанного сигнала приближается к форме колебаний кровотока.

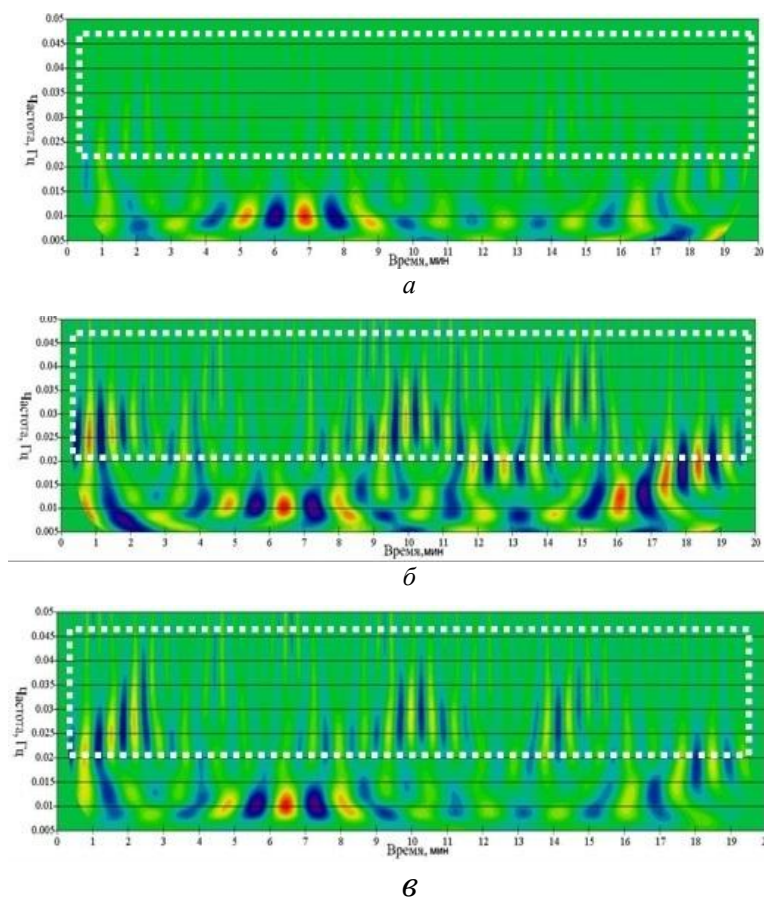


Рис.4. Вейвлет-спектры колебаний температуры (а), кровотока (ФПГ) (б) и колебаний кровотока восстановленных из температурных данных (в)

Таблица 1

Коэффициенты корреляции измеренных и восстановленных спектров колебаний кровотока в нейрогенном диапазоне (0.02–0.05 Гц)

№ Испытуемого	1	2	3	4	5	6	7	8	9	...31	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

r_1 – корреляция спектров температуры и кровотока в диапазоне 0.02 – 0.05 Гц, r_2 – корреляция спектров кровотока, измеренного методом фотоплетизмографии и кровотока, восстановленного из температурного сигнала в диапазоне 0.02 – 0.05 Гц.

Таким образом, использование описанной методики позволяет восстановить колебания кровотока в области фаланг пальцев в нейрогенном диапазоне (0.02-0.05 Гц) (см. рисунок 4) по результатам анализа температурных колебаний. Сопоставляя вид спектров колебаний температуры и фотоплетизмограммы (кровотока) в эндотелиальном диапазоне (0,005-0,02 Гц) (рисунок 3.2,а и б), видно наличие их сходства.

Запаздывание спектральных составляющих колебаний температуры относительно составляющих кровотока

Для построения частотной зависимости задержки температурного сигнала Δt относительно кровотока использовалась кросскорреляционная функция.

Анализ запаздывания температурного сигнала относительно сигнала кровотока на каждой спектральной составляющей позволил для группы испытуемых построить зависимость задержки температурного сигнала от частоты (рисунок 5 а).

Скорость распространения температурного сигнала V определялась по формуле (2) для скорости распространения температурной волны в предположении, что толщина ткани $z=2000$ мкм. График зависимости $V(f)$ представлен на рисунке 5, б. Для группы испытуемых был рассчитан интервальный размах, определяемый как разность между первым и третьим квартилем (на рисунке 5 вертикальные отрезки).

$$V(f) = \frac{z}{\Delta t(f)} \text{ [мкм/с]},$$

$$\Delta \tilde{t}_{PHASE}(f_j, z) = \frac{z}{C_3 \cdot \sqrt{f}}, \quad (2)$$

$$C_3 = 2 \sqrt{\frac{\pi \cdot \lambda}{c \cdot \rho}},$$

где λ – константа теплопроводности (0.33 Вт/м·К), f - частота c – удельная теплоёмкость ткани, ρ – плотность ткани.

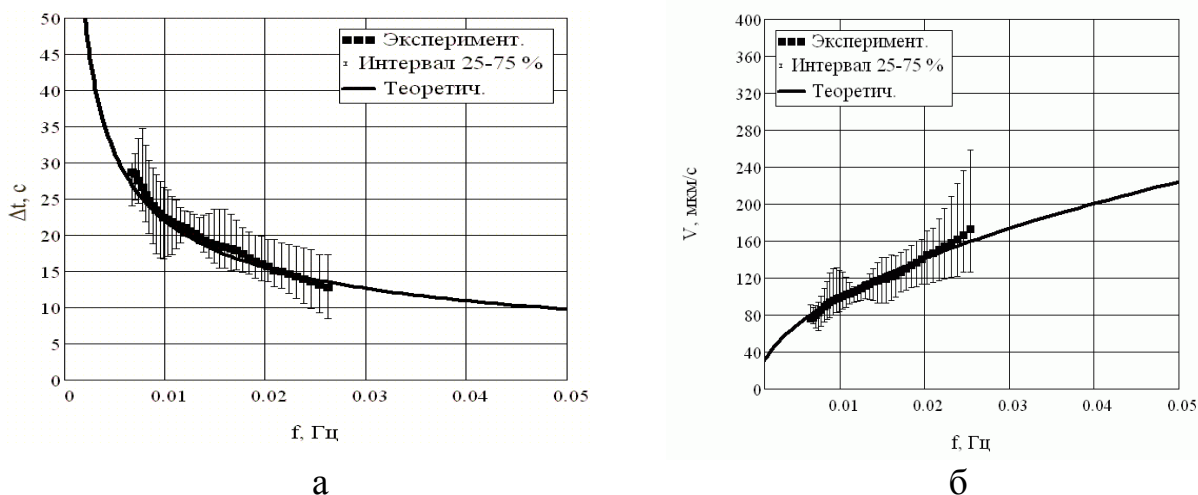


Рис. 5. Усредненные по группе частотные зависимости задержки (а) и скорости распространения температурного сигнала в биоткани (б) (точечная линия с доверительным интервалом – экспериментальные значения, сплошная линия – значения, рассчитанные по формуле (2) при значении толщины $z=2$ мм.

Зависимость, приведенная на рисунке 5 а, отчетливо показывает уменьшение задержки спектральных составляющих колебаний температуры с ростом частоты.

Кривая на рисунке 5 б описывает скорость распространения температурного сигнала в биоткани в зависимости от частоты, т.е. является дисперсионной кривой, характеризующей распространение температурного сигнала в коже. Полученная дисперсионная кривая может быть аппроксимирована формулой (2), описывающей распространение температурной волны в твердом теле.

В четвертом разделе приведены результаты использования упрощенной модели Шитцера для построения пространственного распределения параметров кожного кровотока по термограммам пальцев рук. Рассмотрены примеры распределения колебаний кровотока кистей рук в различных частотных диапазонах.

Уравнение (1) показывает, что колебания кровотока можно восстановить, измеряя производную от температуры по времени, разности температуры среды и поверхности кожи, разности температуры крови и поверхности кожи. После упрощения выражения (1) колебания кровотока почти полностью сохраняют свою форму, что дает возможность вместо выражения (1) использовать упрощенное выражение (3):

$$\omega(t - \Delta t) \approx \frac{C_1}{C_4} \cdot \frac{dT(t)}{dt} + C_3, \quad (3)$$

где $C_1 = \frac{\rho \cdot C \cdot V}{\rho_b \cdot C_b}$, $V = \frac{\pi \cdot D^3}{12}$, $C_4 = 2.1^\circ\text{C}$, $C_3 = 2.8 \cdot 10^{-9} \text{ м}^3/\text{с}$.

Выражение (3) показывает, что колебания кровотока определяются преимущественно производной от температуры по времени, другими словами, колебания кровотока, как причина, в значительной степени определяют скорость изменения температуры кожи.

Распространяя описанный способ восстановления колебаний кровотока на поверхность всей кисти, по результатам анализа динамических термограмм построена карта распределения колебаний кожного кровотока. На рисунке 6 представлена карта распределения кровотока, полученная усреднением значений кровотока по времени в каждой точке за период 5 минут.

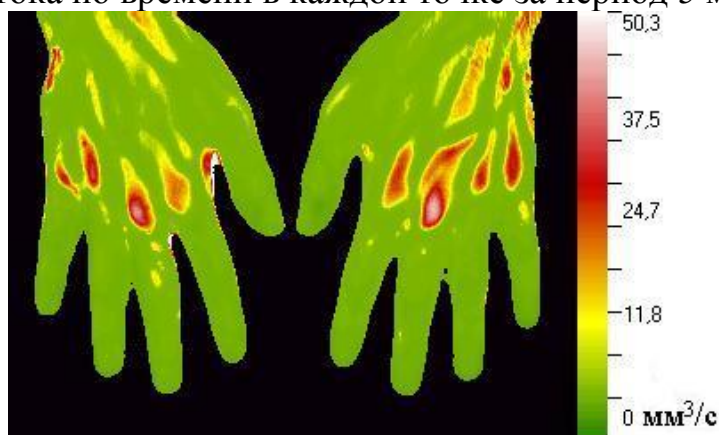


Рис. 6. Усредненная по времени карта распределения колебаний кровотока

Примеры карт распределения колебаний кровотока кистей рук в различных частотных диапазонах

В эксперименте измерялась температура кистей рук с тыльной стороны в течение 20 минут в состоянии покоя. Далее в каждой точке кистей рук для всего времени рассчитывалась производная от температуры по времени. В результате получали распределение динамики кровотока по поверхности кисти. Затем для каждой точки кистей рук выполнялся вейвлет-анализ производной от температуры по времени отдельно в эндотелиальном и нейрогенном диапазонах. Полученные карты распределения колебаний кровотока кистей рук отличаются в различных частотных диапазонах.

После обработки термограмм становится видно равномерное распределение кровотока (см. рисунки 7, 8), а также ярко выраженные области высокоамплитудных колебаний, что не проявляется на термограммах, где наблюдается неоднородное распределение температуры по поверхности кистей.



Рис. 7. Усредненная по времени карта распределения кровотока в эндотелиальном диапазоне



Рис. 8. Усредненная по времени карта распределения кровотока в нейрогенном диапазоне

Используя приведенные карты распределения колебаний кровотока и термограммы, можно построить временные зависимости кровотока и температуры в любой локальной области объекта.

Таким образом, использование упрощенной модели температурной динамики Шитцера и разработанной методики преобразования динамических термограмм в карты распределения колебаний кровотока позволили визуализировать процессы регуляции кровотока отдельно в эндотелиальном и нейрогенном диапазонах. Используемая методика может являться основой технологии визуализации гемодинамических явлений в конечностях по данным динамической термографии. Разработанная методика представляет интерес при исследованиях поражений кожи при ожогах, обморожениях и бесконтактном контроле процессов восстановления кровотока в приживляемых лоскутах кожи.

В заключении сформулированы основные результаты диссертационной работы и перспективы их использования.

Основные выводы и результаты:

- Выявление связи между спектральными характеристиками колебаний температуры и кровотока позволило установить количественную взаимосвязь кожного кровотока и температуры и расширить область применения тепловизионных методов анализа кожного кровотока;
- Применение модели Шитцера позволяет повысить коэффициент корреляции сигнала кровотока, восстановленного из колебаний температуры и сигнала, измеренного датчиком кровотока, в среднем от $\sim 0,3$ до $\sim 0,7$, что свидетельствует о высокой степени обусловленности колебаний температуры колебаниями кровотока;
- Экспериментальные значения среднего времени запаздывания температурной кривой относительно колебаний кожного кровотока индивидуальны для каждого испытуемого и имеют значения в диапазоне 10-20 с. Величина задержки определяется толщиной слоя ткани, разделяющего кровеносные сосуды и поверхность кожи и тепловыми свойствами ткани;
- Сопоставление спектров колебаний температуры и кровотока позволило установить, что в биологической ткани задержка и скорость распространения температурного сигнала зависят от частоты исследуемой спектральной составляющей;
- Изучение спектров колебаний кровотока в области частот 0.005-0.02 Гц (эндотелиальный диапазон) возможно непосредственно по анализу спектров колебаний температуры, а в области частот 0.02-0.05 Гц (нейрогенный диапазон) после дополнительной обработки температурного сигнала, учитывающей частотную зависимость временных задержек;
- Использование дополнительной обработки восстановленных колебаний кровотока с помощью вейвлет-преобразования позволяет построить карту распределения кровотока отдельно в эндотелиальном и нейрогенном диапазонах;
- Применение упрощенного уравнения Шитцера для обработки динамических термограмм в каждой точке позволяет определять пространственное распределение колебаний кожного кровотока в конечностях.

Список опубликованных работ по теме диссертации

*- журналы из списка ВАК РФ.

Статьи

- 1.* *Усанов Д.А., Сагайдачный А.А., Скрипаль А.В., Фомин А.В.* Взаимосвязь колебаний температуры и кровотока пальцев рук // Регионарное кровообращение и микроциркуляция, СПб, 2012. том 11, №2.(42), стр. 37-42
- 2.* *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, СПб, 2013. том 12, №1.(45), стр. 76-82
- 3.* *Sagaidachnyi A.A., Usanov D.A., Skripal A.V., Fomin A.V.* Correlation of skin temperature and blood flow oscillations // Saratov Fall Meeting 2011: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XIII, edited by Valery V. Tuchin, Elina A. Genina, Igor V. Meglinski, Proc. of SPIE Vol. 8337, 83370A © 2012 SPIE CCC code: 1605-7422/12/\$18 doi: 10.1117/12.925146

Тезисы докладов на конференциях

4. *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.. (Open archives <http://qirt.gel.ulaval.ca/?Lang=1>).
5. *Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А., Фомин А.В.* Анализ медленных колебаний температуры и пульсового кровенаполнения пальцев рук // Медленные колебательные процессы в организме человека. теоретические и прикладные аспекты нелинейной динамики в физиологии и медицине. Сборник научных трудов VI Всероссийского Симпозиума и IV Школы-семинара с международным участием. 24-27 мая, НИИ КППЗ СО РАМН, Новокузнецк. Изд-во: КузГПА, 2011г. С. 255-260
- 6 *Фомин А.В., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А.* Восстановление спектра колебаний кровотока из спектра колебаний температуры пальцев рук, дисперсионные свойства кожи // Проблемы оптической физики и биофотоники. SFM-2012: материалы 16-й Междунар. молодежной науч. школы по оптике, лазерной физике и биофотонике / под ред.В. В. Тучина, Г. В. Симоненко. – Саратов: Изд - во «Новый ветер», 2012. С. 13-17
7. *Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А., Фомин А.В., Усанов Д.А.* Метод оценки пространственной неоднородности распределения температуры// Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2009: Материалы ежегод. Всерос. науч. школы-семинара / Под ред. проф. Д.А.Усанова. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2009. С. 161 – 165.
8. *Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А., Фомин А.В.* Спектральный анализ колебаний температуры конечностей тела человека // III Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика – 2010», 21-25 июня 2010 г, Троицк, Россия, Т.3, с. 102-104.

9. Фомин А.В. Спектральный анализ динамических термограмм конечностей // Научные исследования студентов Саратовского Государственного университета: Материалы итог. студ. науч. конф. – Саратов: Изд-во Сарат. Ун-та, 2010. С. 16-18. ISBN 987-5-292-03910-5.
10. Сагайдачный А.А., Фомин А.В. Взаимосвязь между динамикой температуры и колебаниями пульсового кровенаполнения при различных режимах кровотока в сосудах верхних конечностей. // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2010: Материалы ежегод. Всерос. науч. школы-семинара / Под ред. проф. Д.А.Усанова. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2010. С. 154-157. ISBN 978-5-292-03929-7.
11. Усанов Д.А., Сагайдачный А.А., Скрипаль А.В., Фомин А.В. Метод восстановления колебаний кровотока из колебаний температуры пальцев рук // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2011: Материалы ежегод. Всерос. науч. школы-семинара / Под ред. проф. Д.А. Усанова. – Саратов: Изд-во «Саратовский источник», 2011. С. 18 – 21. ISBN 978-5-91879-132-5
12. Усанов Д.А., Сагайдачный А.А., Скрипаль А.В., Фомин А.В. Восстановление спектра колебаний кровотока по результатам измерения температуры пальцев рук // Сборник материалов V Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине (ТКМФ -5)», Троицк, 4-8 июня 2012 г., том 2, С. 124-126.
13. Фомин А.В., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А. Сравнительный анализ вейвлет-спектров колебаний температуры и кровотока пальцев рук // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2012 Материалы. Всерос. молодеж. конф. / Под ред. проф. Д.А.Усанова. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2012. С. 68 – 71.
14. Фомин А.В., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А. Способ визуализации кровотока в области рук, основанный на анализе динамических термограмм // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2013 Материалы. Всерос. молодеж. конф. / Под ред. проф. Д.А.Усанова. – Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2013. С. 98 – 101.

Список цитированной литературы

1. Иваницкий Г.Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине // УФН. 2006. Т. 176. №12. С. 1293-1320
2. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э., Петров А.В., Тараторин А.М. О возможностях дистанционной функциональной диагностики биологических объектов по их собственному инфракрасному излучению // ДАН. 1984. Т. 277, №6. С. 1486-1491
3. 3. 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
4. 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

Фомин Андрей Владимирович

**ВЗАИМОСВЯЗЬ СПЕКТРОВ КОЛЕБАНИЙ ТЕМПЕРАТУРЫ
И КРОВОТОКА ПАЛЬЦЕВ РУК**

Подписано в печать 14.11.13. Формат 60x84 1/16.
Бумага офсетная. Гарнитура Times. Печать офсетная.
Усл. – печ. л. 1.0
Тираж 90 экз. Заказ № _____

Типография