

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

Метод тепловизионной визуализации колебаний кожного кровотока в конечностях: модификация спектральных составляющих

*Саратовский государственный университет им. Н. Г. Чернышевского
410012, ул. Астраханская д.83, Саратов, Россия
e-mail: andsag@yandex.ru*

Реферат

Цель исследования — описание возможностей метода визуализации колебаний кожного кровотока конечностей, основанного на спектральной обработке динамических термограмм.

Материалы и методы исследования. Метод предполагает разложение температурного сигнала на спектральные составляющие, модификацию спектральных составляющих и обратное преобразование спектральных составляющих в сигнал, рассматриваемый как колебания кровотока. Модификация спектральных составляющих выполняется с учетом тепловых свойств кожи и предназначена для компенсации затухания и запаздывания спектральных составляющих температуры относительно составляющих кровотока.

Результаты. Продемонстрированы карты колебаний кровотока в области кистей, полученные в результате обработки термограмм в процессе проведения окклюзионной пробы. Рассчитанные из термограмм значения колебаний кровотока подтверждены измерениями кровотока методом фотоплетизмографии.

Выводы. Методика позволяет восстанавливать колебания кровотока в любой точке термограммы исследуемого объекта. К преимуществам визуализации колебаний кровотока тепловизионным методом можно отнести: независимость сигнала кровотока от внешних источников видимого излучения и угла съемки, сигнал может регистрироваться как на поверхности всего тела, так и на отдельных его участках. В перспективе описанная технология тепловизионной визуализации колебаний кровотока может применяться для мониторинга кожной микроциркуляции крови в конечностях при прогрессировании и лечении таких патологий, как синдром диабетической стопы, синдром Рейно, а также в случае ожогов, обморожений, травм или атеросклероза.

Ключевые слова: тепловидение, термография, фотоплетизмография, визуализация, колебания температуры, колебания кровотока, вейвлет-анализ.

Введение

Визуализация гемодинамических изменений на поверхности тела человека играет важную роль в процессе диагностики и лечения патологий, связанных с нарушением магистрального артериального и венозного кровотока, регуляции кровенаполнения микрососудов, а также с нарушением целостности кожного покрова вследствие механических травм, ожогов или обморожений [11].

Среди наиболее распространенных методов визуализации кровотока можно выделить метод лазерной доплеровской визуализации, метод лазерной спекл-контрастной визуализации, метод фотоплетизмографической визуализации и капилляроскопию ногтевого ложа [3]. Перечисленные методы используют эффекты, связанные со взаимодействием оптического излучения видимого и ближнего инфракрасного диапазонов с биологической тканью. В тепловизионных методах диагностики в качестве информационного сигнала используется собственное тепловое излучение объекта, напрямую не зависящее от внешних источников излучения, что повышает надежность измерений.

В настоящее время в области математической обработки тепловизионных изображений существует два направления. Первое связано с решением задачи визуализации сети венозных или артериальных сосудов без учета количественной связи с кровотоком в них. При этом технология визуализации может предполагать регистрацию тепловой реакции на окклюзионное воздействие в области плеча [13], реакции на периодическую модуляцию кровотока с помощью плечевой манжеты (lock-in thermography) [5, 6, 17], реакцию на внешний нагрев [4, 10] или охлаждение [8].

Второе направление работ связано с попыткой не только визуализировать анатомические особенности сосудов, но и установить связь температурных параметров с показателями кровотока [1, 2, 8, 14, 15, 16].

Цель исследования — разработка метода визуализации медленных колебаний кожного кровотока конечностей, основанного на спектральной обработке динамических термограмм.

В отличие от большинства других тепловизионных методов оценки гемодинамических изменений,

описываемый метод не использует внешнюю нагрузку в виде холодной, тепловой или окклюзионной проб. В качестве «нагрузки» используются колебания объемного кровотока, вызванные присутствием естественных ритмов изменения тонуса сосудов в частотной области, соответствующей эндотелиальной, нейрогенной и миогенной активности.

Процесс изменения объемного кровотока во времени рассматривается как причина формирования тепловых волн, распространяющихся в ткани и регистрируемых на поверхности кожи как изменение температуры. Ранее нами установлены соотношения между спектральными составляющими колебаний объемного кровотока и колебаний температуры кожи [1, 15]. В настоящей работе указанные соотношения используются как основа алгоритма визуализации кожного кровотока на поверхности конечностей.

Материал и методы исследования

Регистрация сигналов. Для проверки работоспособности предлагаемого способа визуализации колебаний кровотока выполнялись одновременные измерения колебаний температуры кожи рук и фотоплетизмограммы (ФПГ) у 12 здоровых испытуемых, находящихся в нормальных условиях в течение 25 минут. С 10-й по 12-ю минуту эксперимента проводилась окклюзия с помощью манжеты, расположенной в области плеча; таким образом, запись включала состояния покоя, окклюзии и восстановления кровотока после окклюзии. Сигнал фотоплетизмограммы регистрировался с помощью отражательного датчика KL-79102 и системы для биомедицинских измерений KL-72001 (Тайвань). Температура определялась бесконтактным методом с помощью охлаждаемой тепловизионной камеры ThermaCam SC 3000 Flir Systems (Швеция) с температурной чувствительностью 0,02 °С и размером матрицы 320±240 пикселей.

Группу испытуемых составили 7 мужчин и 5 женщин 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 являлись некурящими. Измерения проводились в положении испытуемых сидя, руки располагались на столе с поверхностью из пенопласта. Фотоплетизмограм-

ма регистрировалась с поверхности указательного пальца, с помощью тепловизора регистрировалась температура поверхности левой и правой кистей. Частота съемки термограмм — 2 Гц, фотоплетизмограмм — 50 Гц.

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

Метод преобразования температурных колебаний в колебания кровотока. Основная идея метода состоит в восстановлении колебаний кровотока с помощью компенсации затухания и дисперсии тепловой волны. Для преобразования последовательности тепловизионных изображений кисти в карты распределения колебаний кровотока использовался следующий алгоритм (рис. 1).

В каждой точке термографического изображения (X_m, Y_n) размером $m \times n$ вычислялся частотно-временной вейвлет-спектр колебаний температуры для спектрального диапазона 0,001–0,1 Гц, определялся набор спектральных составляющих $ST(f, t)$ (шаг 1 на рис. 1), где f — частота спектральной составляющей; t — момент времени измерения спектральной составляющей (описание частотно-временного анализа было дано ранее [1]).

Затем (шаг 2 на рис. 1) амплитуда каждой спектральной составляющей $ST(f, t)$ умножалась на коэффициент $C_{AMP}(f)$ (выражение (1)), после чего спектральная составляющая сдвигалась на время запаздывания Δt_{PHASE} (выражение (2)):

$$C_{AMP}(f, z) = \exp\left(z \cdot \sqrt{\frac{\pi \cdot c \cdot \rho}{\lambda} \cdot f}\right) \quad (1)$$

$$\Delta t_{PHASE}(f, z) = \frac{z}{2 \sqrt{\frac{\pi \cdot \lambda}{c \cdot \rho} \cdot f}} \quad (2)$$

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

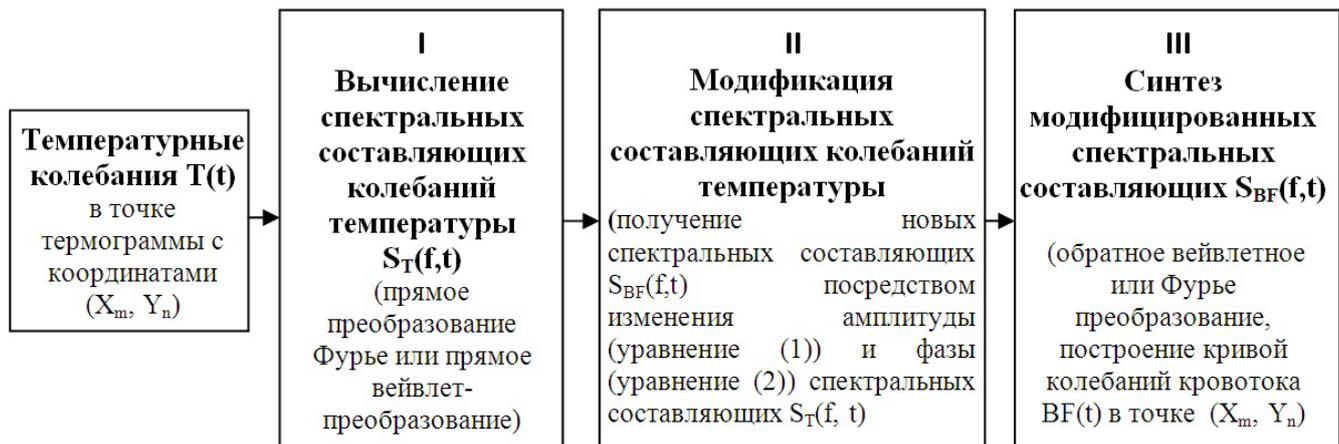


Рис. 1. Блок-схема преобразования температурных колебаний кожи в колебания кожного кровотока

ОРИГИНАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

Вид частотных зависимостей коэффициента затухания (1) и запаздывания (2) приведен на рис. 2.

$$S_{BF}(f, t) = C_{AMP}(f, z) \cdot S_T(f, t + \Delta t_{PHASE}(f, z)), (3)$$

В результате модификации спектральных составляющих получались новые составляющие $S_{BF}(f, t)$ (выражение (3)), рассматриваемые как спектральные составляющие колебаний кровотока. С использованием обратного вейвлет-преобразования выполнялся синтез спектральных составляющих $S_{BF}(f, t)$ (шаг 3 на рис. 1), что в результате позволяло получить сигнал колебаний кровотока $BF(t)$.

Колебания кровотока, определенные в каждой точке термограммы, дают возможность построить карту распределения колебаний кровотока. Применимость соотношений (1–3) к описанию взаимосвязи колебаний температуры и кровотока рассмотрена ранее в работе [1].

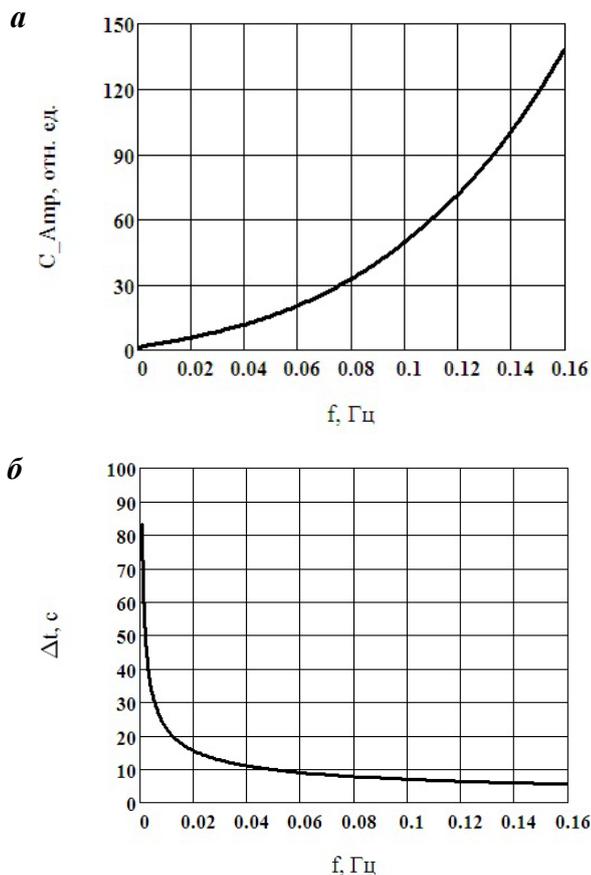


Рис. 2. Частотные зависимости коэффициента затухания (а) и запаздывания (б) спектральных составляющих колебаний температуры относительно составляющих колебаний кровотока

Средние значения коэффициентов корреляции колебаний кровотока и температуры до преобразований и после выполнения процедуры термографической визуализации колебаний кровотока

Таблица

Коэффициент корреляции сигналов во временной области	
Исходные сигналы	После выполнения процедуры визуализации колебаний кровотока
0,18 (0,14; 0,23)	0,69 (0,66; 0,75)

Примечание: усреднение выполнено по группе из 12 испытуемых, в скобках указаны значения 1-го и 3-го квартилей распределения значений корреляции.

Программа преобразования колебаний температуры в колебания кровотока. Для преобразования колебаний температуры кожи в колебания кровотока (и наоборот) разработана программа «TBFconverter.exe» (рис. 3), использующая описанный выше алгоритм (рис. 1). Программа «TBFconverter.exe» доступна для скачивания на сайте LiveTIR.com (<http://livetir.com/software-for-download.html>).

Дополнительно программа «TBFconverter.exe» позволяет обнаруживать максимумы пульсовых волн фотоплетизмограммы, строить огибающую максимумов фотоплетизмограммы, сохранять результаты обработки в числовом или графическом формате.

Результаты исследования и их обсуждение

Обработка последовательности тепловизионных изображений кистей с помощью вышеописанного метода позволила визуализировать распределение интенсивности колебаний кровотока. На рис. 4 приведен пример карт распределения колебаний кожного кровотока во время состояния покоя (без внешнего воздействия) (2-я, 4-я и 8-я минуты), во время окклюзионной пробы на правой руке (10-я, 11-я, 12-я минуты), во время постокклюзионной гиперемии (13 минута) и во время последующей нормализации кровотока (18-я, 22-я минуты). Примеры построенных динамических карт колебаний кровотока размещены на странице <http://livetir.com/blood-flow-videos.html>.

Соответствующие временные зависимости колебаний температуры и кровотока, регистрируемые в области указательного пальца правой руки, приведены на рис. 5. Усредненные по группе испытуемых коэффициенты корреляции вышеуказанных кривых до и после математической обработки представлены в таблице.

Проанализируем динамику кожного кровотока, восстановленную посредством спектральной обработки последовательности тепловизионных изображений (рис. 4). До нагрузки на поверхности кистей происходят изменения объемного кровенаполнения колебательного характера (2-я, 4-я, 8-я минуты).

Повышение кровенаполнения периферических сосудов и открытие капилляров обычно происходит вследствие уменьшения тонуса артериол и открытия артериоло-венулярных анастомозов. Сопровождающее данный процесс увеличение артериального притока приводит к увеличению также венозного оттока, что способствует проявлению вен на карте колебаний кровотока (4-я, 8-я минуты).

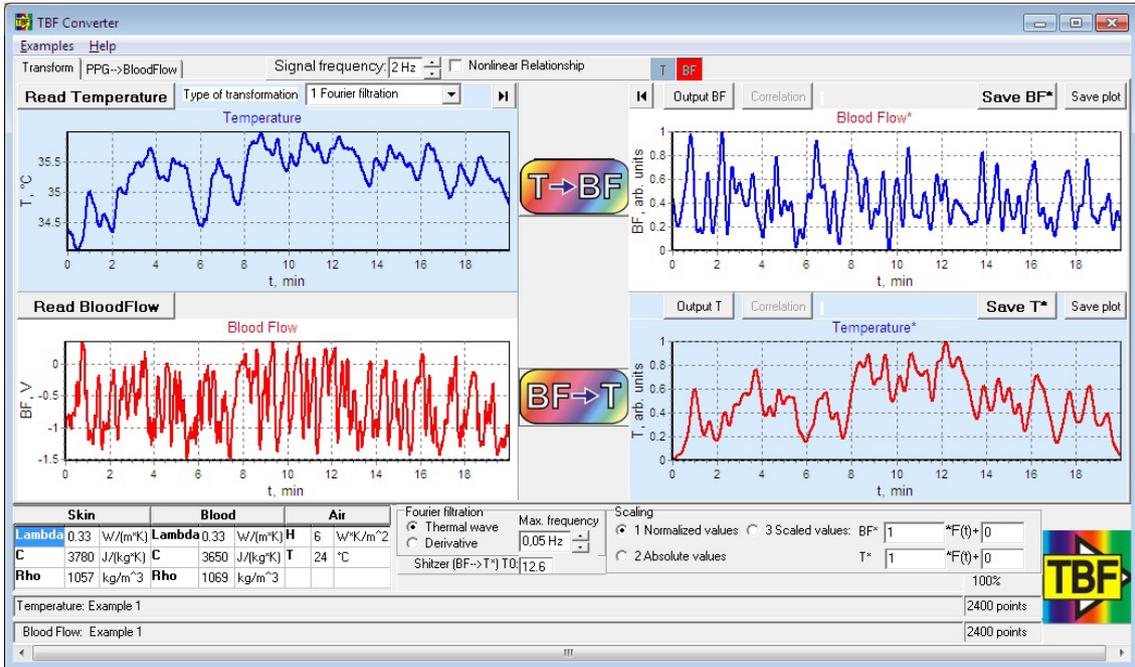


Рис. 3. Окно программы «TBFconverter.exe», предназначенной для преобразования колебаний температуры кожи в кровотоки и обратно

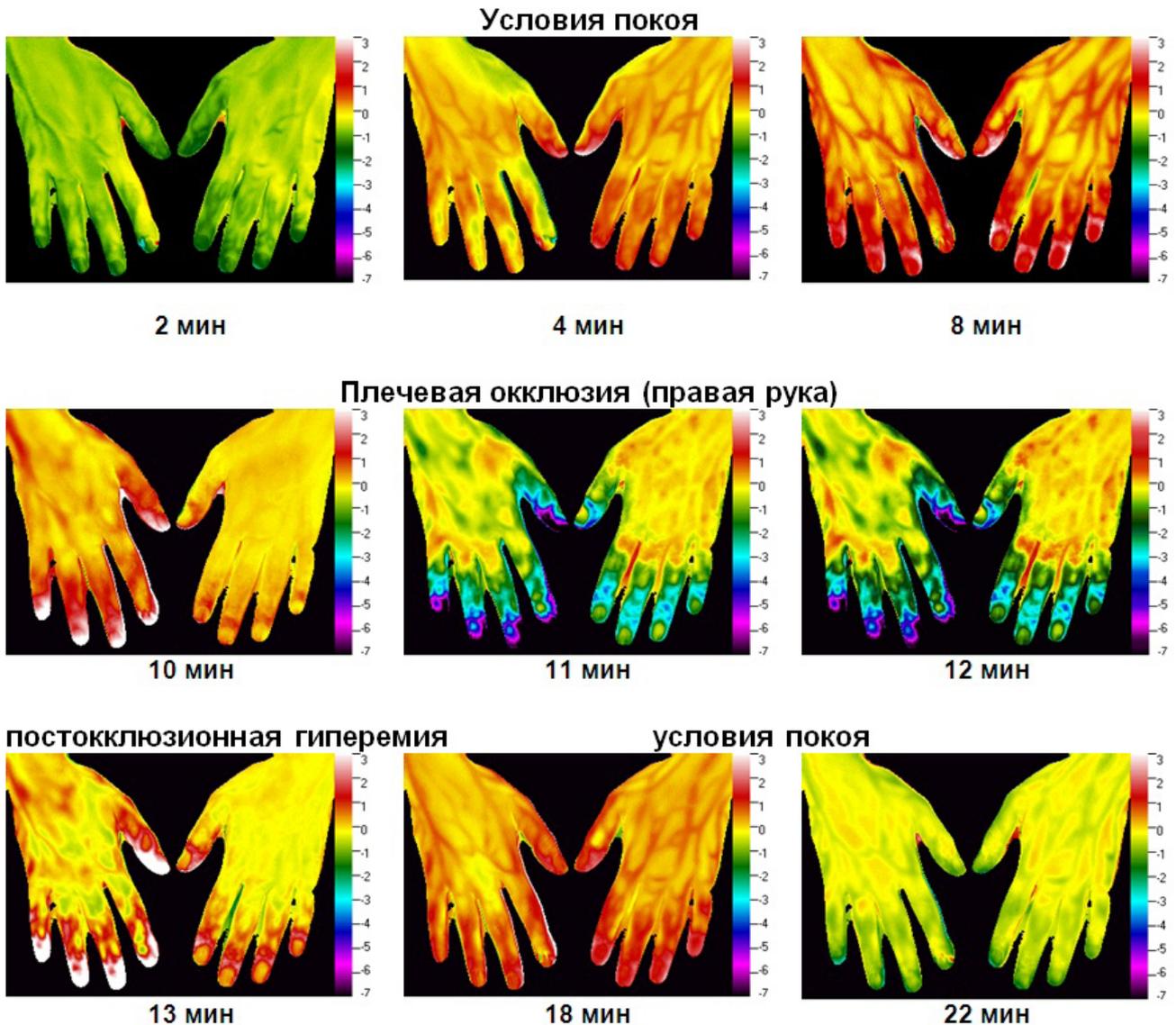


Рис. 4. Пример визуализации колебаний кожного кровотока посредством спектральной обработки термограмм (изображения соответствуют распределению колебаний кровотока во время состояний покоя, плечевой окклюзии и постокклюзионной гиперемии)

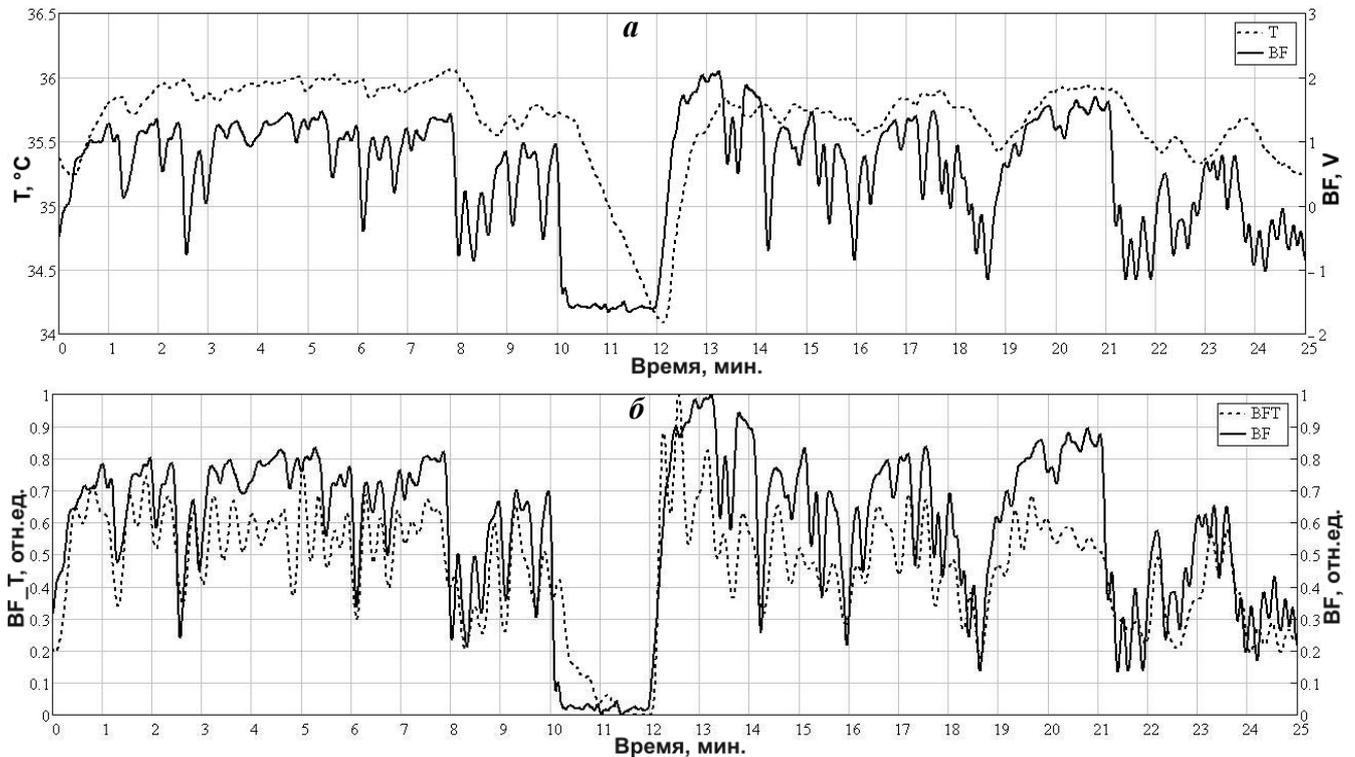


Рис. 5. Вид колебаний температуры и кровотока до обработки (а) и после вычисления колебаний кровотока из температурных данных и нормализации (б) (пунктирная кривая — температурные данные; сплошная кривая — колебания кровотока)

Карты колебаний кровотока, соответствующие 2-я, 4-я, 8-я минутам на рисунке 4, демонстрируют симметричное распределение колебаний на поверхности левой и правой кисти. В момент создания окклюзии в области плечевой артерии правой руки с помощью пневматической манжеты (рис. 4, 10-я минута) наблюдается кратковременное повышение кровотока в пальцах, что может быть связано с реакцией сосудистой стенки на окклюзионное воздействие. Создание окклюзии плечевой артерии происходит не мгновенно, просвет плечевой артерии сужается постепенно при повышении давления в манжете. В результате скорость кровотока в месте сужения повышается, что может приводить к сосудистой реакции пальцев, сопровождающейся повышением их объемного кровенаполнения. Данный эффект кратковременного повышения кровотока при создании окклюзии наиболее выражен на пальцах кисти, как показывает рис. 4, 10-я минута. Проявление эффекта у каждого испытуемого зависит от скорости нагнетания воздуха в пневматическую манжету.

Во время окклюзии наблюдается резкое падение амплитуды колебаний объемного кровотока, особенно в области пальцев (рис. 4, 11-я, 12-я минуты). В большинстве случаев окклюзия на правой руке приводила к изменению характера колебаний кровотока и на левой руке. Во время постокклюзионной гиперемии наблюдался резкий рост амплитуды колебаний кровотока с максимумом в области кончиков пальцев (рис. 4, 13-я минута). На карте колебаний кровотока заметна асимметрия распределения кровотока на левой и правой кисти. Через некоторое время восстанавливалось состояние покоя, в котором в норме отмечается симметрия распределения кровотока в левой и правой кисти (рис. 4, 18-я, 22-я минуты).

Как следует из анализа данных на рис. 5, а, начало спада температуры во время окклюзии и начало подъема температуры после снятия окклюзии появляются с запаздыванием. Применение процедуры визуализации колебаний кровотока в результате обработки динамических термограмм и последующее построение кривой кровотока с области пальца позволяет не только восстановить форму изменения интенсивности кровотока, но и устранить временные задержки, присутствующие изначально в температурном сигнале (рис. 5, б). В большинстве исследований, посвященных анализу температурной реакции на окклюзионную пробу, например, в работах [9, 12] не учитывается наличие запаздывания спада и подъема температуры относительно моментов времени начала и окончания сдавливающего воздействия манжеты. Последнее может приводить к неверной оценке временных и амплитудных параметров на зависимости температуры от времени и, как следствие, к некорректным результатам диагностики, например, эндотелиальной функции.

В результате спектральной обработки динамических термограмм в соответствии со схемой на рис. 1 корреляция полученных сигналов с сигналом кровотока, полученным методом фотоплетизмографии, увеличилась в среднем по группе от 0,2 до 0,7 (таблица), что свидетельствует о значительном приближении вида обработанного температурного сигнала к сигналу кровотока.

Выводы

Описанный метод тепловизионной визуализации колебаний кожного кровотока, основанный на модификации спектральных составляющих колебаний температуры, может конкурировать с существую-

щими методами визуализации кровотока по таким параметрам, как пространственное и временное разрешение. Получаемый в результате обработки температурных данных сигнал кровотока не зависит от внешних источников видимого излучения, не критичен к углу съемки и может регистрироваться как на поверхности всего тела, так и на отдельных его участках.

Продемонстрированные карты колебаний кровотока (рис. 4) содержат новую информацию о мгновенном распределении интенсивности кровотока в различных анатомических областях и его динамике. С помощью описанной технологии возможно определение симметрии-асимметрии распределения кровотока

в контралатеральных конечностях и в различных пальцах одной конечности. При этом, как показывает сопоставление с результатами фотоплетизмографических измерений, корректно восстанавливаются как амплитудные, так и временные характеристики колебаний кровотока.

В перспективе описанная технология тепловизионной визуализации колебаний кровотока может применяться для мониторинга кожной микроциркуляции крови в конечностях тела человека при прогрессировании и лечении таких патологий, как синдром диабетической стопы и синдром Рейно, при развитии гангрены в результате ожогов, обморожений, травм, атеросклерозе или болезни Бюргера.

Литература

1. Сагайдачный А. А. Методика восстановления фотоплетизмограммы в диапазоне эндотелиальных и нейрогенных колебаний по результатам измерений температуры пальцев рук / А. А. Сагайдачный, А. В. Скрипаль, А. В. Фомин, Д. А. Усанов // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2013. № 3. С. 22–28.
2. Усанов Д. А. Взаимосвязь колебаний температуры и кровотока пальцев рук / Д. А. Усанов, А. А. Сагайдачный, А. В. Скрипаль, А. В. Фомин // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2012. № 2. С. 37–42.
3. Allen J., Howell K. Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements // *Physiological measurement*. 2014. Vol. 35. № 7. P. R91.
4. Boué C. Thermal imaging of a vein of the forearm: Analysis and thermal modeling / C. Boué, F. Cassagne, C. Massoud, D. Fournier // *Infrared Physics & Technology*. 2007. Vol. 51. № 1. P. 13–20.
5. Bouzida N., Bendada A. H., Piau J. M. et al. Using lock-in infrared thermography for the visualization of the hand vascular tree // *SPIE Defense and Security Symposium. International Society for Optics and Photonics*. 2008. march. P. 69390O–69390O
6. Bouzida N., Bendada A., Maldague X. P. Visualization of body thermoregulation by infrared imaging // *J. of Thermal Biology*. 2009. Vol. 34. № 3. P. 120–126.
7. Francis J. E. Thermography as a means of blood perfusion measurement / J. E. Francis, R. Roggli, T. J. Love, C. P. Robinson // *J. of Biomechanical Engineering*. 1979. Vol. 101. № 4. P. 246–249.
8. Gorbach A. M., Wang H., Wiedenbeck B. et al. Functional assessment of hand vasculature using infrared and laser speckle imaging // *SPIE BiOS: Biomedical Optics. International Society for Optics and Photonics*. 2009. feb. P. 716919–716919.
9. Gul K. M., Ahmadi N., Wang Z. et al. Digital thermal monitoring of vascular function: a novel tool to improve cardiovascular risk assessment // *Vascular Medicine*. 2009. Vol. 14. № 2. P. 143–148.
10. Harrison D. K., Cook A. I. M. Detection of skin blood flow heterogeneity using functional parametric thermographic imaging // *International Symposium on Biomedical Optics. International Society for Optics and Photonics*. 2002. P. 170–177.
11. Jiang S. C. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries / S. C. Jiang, N. Ma, H. J. Li, X. X. Zhang // *Burns*. 2002. № 28. P. 713–717
12. 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.
13. Liu W. M., Maivelett J., Kato G. J. et al. Reconstruction of thermographic signals to map perforator vessels in humans // *Quantitative infrared thermography journal*. 2012. Vol. 9. № 2. P. 123–133.
14. Love T. J. Thermography as an indicator of blood perfusion // *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1980. Vol. 335. № 1. P. 429–437.
15. Sagaidachnyi A. A. Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography — measured blood flow in fingertips / A. A. Sagaidachnyi, A. V. Skripal, A. V. Fomin. D. A. Usanov // *Physiological measurement*. 2014. Vol. 35. № 2. P. 153–166.
16. Wilson S. B., Spence V. A. Dynamic thermographic imaging method for quantifying dermal perfusion: potential and limitations // *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1989. Vol. 27. № 5. P. 496–501.
17. Wu D. Lockin thermography for imaging of modulated flow in blood vessels / D. Wu, H. Hamann, A. Salerno, G. Busse // *QIRT. Pisa, Italy*, 1996. P. 343–347.

Thermal imaging of the skin blood flow oscillations in extremities: modification of the spectral components

Saratov State University, 410012, Astrakhanskaya str. 83, Saratov, Russia.
e-mail: andsag@yandex.ru

Abstract

Objective. The aim of the study was description of the method of skin blood flow imaging via spectral processing of the dynamic thermograms of extremities.

Materials and methods. The method realized by decomposition of the temperature signal into spectral components, modification of the spectral components and inverse transform of the spectral components into a new signal, which is considered as blood flow. Modification of spectral components was accomplished taking into account skin properties, and intended for the compensation of attenuation and time lag of temperature spectral components relative to blood flow components.

Results. Blood flow maps of hands during arm cuff test have been demonstrated. Blood flow values calculated from the dynamic thermogram have been validated by photoplethysmography. The technique allows restoring of the blood flow oscillations at any point of the thermogram of the object. Benefits of thermal imaging of blood flow are the following: results are not depended from the ambient light, the method not critical to the camera angle, and blood flow maps can be registered both from the whole body and small areas. The method of blood flow imaging, in a long view, applicable for the monitoring of the skin microcirculation in progression and treatment of diabetic foot syndrome, Raynaud's syndrome, as well as burn, frostbite, mechanical injury, and atherosclerosis.

Keywords: thermal imaging, thermography, photoplethysmography, imaging, temperature oscillations, blood flow oscillations, wavelet analysis.

References

1. Sagaidachnyi A.A., Skripal' A.V., Fomin A.V., Usanov D.A. Metodika vosstanovleniya fotopletizmogrammy v diapazone jendotelial'nyh i nejrogennyh kolebanij po rezul'tatam izmerenij temperatury pal'cev ruk [Technique of photoplethysmogram recovery in the range the endothelial and neurogenetic fluctuations by results of temperature measurements of hands' fingers] // *Regionarnoe krovoobrashhenie i mikroциркуляция. [Regional hemodynamics and microcirculation]*. 2013. N3. P. 22 – 28. [In Russian].
2. Usanov D.A., Sagaidachnyi A.A., Skripal' A.V., Fomin A.V. Vzaimosvjaz' kolebanij temperatury i krovotoka pal'cev ruk [Interrelation of temperature fluctuations and hands' fingers blood flow] // *Regionarnoe krovoobrashhenie i mikroциркуляция. [Regional hemodynamics and microcirculation]*. 2012. N2. P. 37–42. [In Russian].
3. Allen J., Howell K. Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements // *Physiological measurement*. 2014. V. 35. N7. P. R91.
4. Boué C., Cassagne F., Massoud C., and Fournier D. Thermal imaging of a vein of the forearm: Analysis and thermal modeling // *Infrared Physics & Technology*. 2007. V. 51. N1. P. 13-20.
5. Bouzida N., Bendada A. H., Piau J. M., Akhloufi M., et al. Using lock-in infrared thermography for the visualization of the hand vascular tree // In *SPIE Defense and Security Symposium. International Society for Optics and Photonics*. 2008, March. P. 69390O-69390O
6. Bouzida N., Bendada A., Maldague X. P. Visualization of body thermoregulation by infrared imaging // *Journal of Thermal Biology*. 2009. V. 34. N3. P. 120-126.
7. Francis J. E., Roggli R., Love T. J., and Robinson C. P. Thermography as a means of blood perfusion measurement // *Journal of Biomechanical Engineering*. 1979. V. 101. N4. P. 246-249.
8. Gorbach A. M., Wang H., Wiedenbeck B., Liu W., et al. Functional assessment of hand vasculature using infrared and laser speckle imaging // In *SPIE BiOS: Biomedical Optics. International Society for Optics and Photonics*. 2009. February, P. 716919-716919.
9. Gul K. M., Ahmadi N., Wang Z., Jamieson C., et al. Digital thermal monitoring of vascular function: a novel tool to improve cardiovascular risk assessment // *Vascular Medicine*. 2009. V. 14. N2. P. 143-148.
10. Harrison D. K., Cook A. I. M. Detection of skin blood flow heterogeneity using functional parametric thermographic imaging // *International Symposium on Biomedical Optics. – International Society for Optics and Photonics*. 2002. P. 170-177.
11. Jiang S. C., Ma N., Li H. J. and Zhang X. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries Burns 2002. V.28. P.713-717.
12. Ley O., Deshpande C.V. Comparison of two mathematical models for the study of vascular reactivity // *Computers in Biology and Medicine*. 2009. V.39. N7. P. 579–589.
13. Liu W. M., Maivelett J., Kato G. J., Taylor J. G., Yang W. C., Liu Y. C., and Gorbach A. M. Reconstruction of thermographic signals to map perforator vessels in humans // *Quantitative infrared thermography journal*. 2012. V. 9, N2, 123-133.
14. Love T. J. Thermography as an indicator of blood perfusion // *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1980. V. 335. № 1. P. 429-437.
15. Sagaidachnyi A.A., Skripal A.V., Fomin A.V., and Usanov D.A. Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography – measured blood flow in fingertips // *Physiological measurement*, 2014, V. 35, N 2. P. 153-166.
16. Wilson S. B., Spence V. A. Dynamic thermographic imaging method for quantifying dermal perfusion: potential and limitations // *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1989. Vol. 27. N. 5. P. 496-501.
17. Wu D., Hamann H., Salerno A., and Busse G. Lockin thermography for imaging of modulated flow in blood vessels // *QIRT 96, Pisa, Italy*, P. 343-347.