

Оригинальные статьи

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

## Взаимосвязь колебаний температуры и кровотока пальцев рук

*Саратовский государственный университет им. Н. Г. Чернышевского*  
*e-mail: UsanovDA@info.sgu.ru*

### Реферат

Проведено исследование взаимосвязи колебаний температуры пальцев рук и колебаний кровотока у здоровых испытуемых при нормальных условиях. Колебания температуры пальцев рук регистрировались тепловизионным методом, колебания кровотока пальцев оценивались с помощью фотоплетизмографии.

Выполнялось сопоставление колебаний кровотока, определенных двумя способами: подстановкой температурных данных в уравнение Пеннеса и с помощью фотоплетизмографии. С использованием кросскорреляционной функции и метода наименьших квадратов установлено, что колебания температуры отстают от колебаний кровотока в среднем по группе на величину 13,5 секунды вследствие конечного времени установления температуры поверхности кожи при изменении объемного кровенаполнения поверхностных тканей. Время задержки и скорость распространения температурного сигнала могут использоваться для определения толщины слоя ткани, разделяющего кровеносные сосуды и поверхность кожи.

Использование методики сопоставления колебаний кровотока и температуры пальцев позволило повысить коэффициент корреляции этих сигналов в среднем от 0,35 до 0,63, что свидетельствует о высокой степени обусловленности колебаний температуры колебаниями кровотока.

Предложенная методика бесконтактного определения колебаний кровотока по колебаниям температуры может найти практическое применение в исследованиях термических поражений кожи, исследованиях влияния физических, химических факторов на гемодинамику в периферических сосудах и микроциркуляцию кожи.

*Ключевые слова:* колебания температуры, колебания гемодинамики, термография, фотоплетизмография, коэффициент корреляция, биотепловое уравнение Пеннеса.

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

## Interrelation of temperature and blood flow oscillations of fingers

*Saratov State University*  
*e-mail: UsanovDA@info.sgu.ru*

### Abstract

Interrelation of the skin temperature and the blood flow oscillations of the finger phalanges at normal environment in healthy subjects has been investigated. Oscillations of the blood flow measured by means of the photoplethysmography, the temperature measurements performed by means of thermal infrared camera.

The method of blood flow reconstruction by temperature oscillations with use of the Pennes bioheat transfer equation and a definition of a delay time of the temperature in relation to the blood flow signal has been described. The temperature oscillations have a lag in relation to the blood flow oscillations approximately of 10–20 seconds as a result of a finite transfer time of the temperature waves, propagating from the blood vessels to the skin surface. Delay time and diffusion rate of the temperature waves can be used for the definition of an effective thickness of a tissue layer parting the blood vessels and the skin surface.

Using of the described technique of comparison of the finger blood flow and the temperature oscillations allows to raise correlation coefficient of the signals in average from 0,35 to 0,63, that testifies of high degree conditionality of the temperature oscillations by the blood flow oscillations. Rising of a correlation coefficient of the temperature and the blood flow should simplify the analysis of the signals in time-frequency domain.

The considered method of non-contact restoration of blood flow oscillations by means of temperature oscillation measurements might find practical application in researches of skin thermal lesions, researches of influence of physical, chemical factors on a haemodynamics of peripheric vessels and skin microcirculation.

*Keywords:* temperature oscillations, blood flow oscillations, thermography, photoplethysmography, correlation coefficient, Pennes bioheat transfer equation.

В исследованиях, посвященных изучению колебаний температуры и кровотока, имеются ограниченные, а иногда и противоречивые сведения о том, в какой степени колебания кровотока определяют колебания температуры. Так, в [6] сообщалось о наличии сходства формы колебаний кровотока и температуры конечностей и существовании задержки между этими сигналами около 20–30 с. В то же время в работе [11] говорилось об отсутствии задержки между колебаниями температуры и колебаниями уровня объемного кровенаполнения.

В связи с этим представляется актуальным установление степени взаимосвязи температуры конечностей и регионарного кровотока, возможностей восстановления колебаний кровотока по колебаниям температуры.

Для измерения температуры с целью анализа физиологических функций организма предпочтительным является использование динамических тепловизионных методов, которые позволяют определять температуру бесконтактно, с высоким временным, пространственным и температурным разрешением [1].

Для оценки колебаний кровотока, наряду с лазерным и ультразвуковым доплеровским методами распространенным является метод фотоплетизмографии (ФПГ), с помощью которого измеряется поглощение инфракрасного излучения гемоглобином крови, циркулирующей в поверхностных тканях. При анализе ФПГ стандартно выделяют базовый уровень фотоплетизмограммы — медленно изменяющийся сигнал, который определяется средним уровнем кровенаполнения тканей, и амплитуду фотоплетизмограммы — быстроизменяющийся сигнал, отражающий пульсовые колебания кровотока. Амплитуда ФПГ зависит от тонуса микрососудов и ударного объема сердца. Большинство измерений ФПГ проводится в условиях незначительного изменения ударного объема, поэтому динамика амплитуды ФПГ в основном характеризует изменение объемного кровотока вследствие изменения тонуса микрососудов. Ранее в работе [12] была установлена высокая степень корреляции фотоплетизмограммы и кровотока (коэффициент корреляции  $r=0,94$ ), что свидетельствует о возможности использования фотоплетизмографии как метода исследования кровотока.

Понижение симпатического тонуса сосудов приводит к увеличению объема их кровенаполнения, что сопровождается повышением амплитуды колебаний ФПГ при прохождении пульсовой волны (и наоборот). Следовательно, изменение максимального значения амплитуды ФПГ при прохождении пульсовой волны можно использовать для описания динамики кровенаполнения периферических сосудов. Кровь при распространении от сердца к периферии отдает тепло тканям, и с увеличением кровенаполнения микрососудов растет поток тепловой энергии, передаваемой от крови к поверхности кожи. В связи с этим естественно полагать, что колебания кровенаполнения должны сопровождаться соответствующими колебаниями температуры.

### Цель исследования

Исследовать взаимосвязь колебаний температуры и колебаний кровотока пальцев рук у здоровых испытуемых при нормальных условиях, установить степень корреляции этих сигналов, оценить возможности восстановления колебаний кровотока с использованием температурных данных.

### Материал и методы исследования

В ходе исследования проводились измерения колебаний температуры пальцев и уровня их пульсового кровенаполнения у 11 здоровых испытуемых, находящихся в нормальных условиях в состоянии покоя в течение 20 минут. Сигнал пульсового кровенаполнения измерялся с помощью отражательного фотоплетизмографического датчика KL-79102 в составе системы для биомедицинских измерений KL-72001 (Тайвань), температура определялась с помощью тепловизора ThermoCam SC 3000 Flir Systems (Швеция) с температурным разрешением 0,02 °С.

Измерения выполнялись после адаптации испытуемых к лабораторным условиям в течение 10–15 мин. Возраст испытуемых — 20–35 лет. 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 (пенопласта). Указательный палец располагался поверх ФПГ-датчика. Рядом с ФПГ-датчиком на латеральной стороне дистальной фаланги пальца регистрировалась температура. Частота съемки термограмм — 2 Гц, фотоплетизмограмм — 50 Гц.

Последовательность обработки сигналов фотоплетизмограммы и температуры иллюстрируется схемой, приведенной на рис. 1.

В качестве переменной, характеризующей изменение кровенаполнения пальца, использовалась огибающая, соединяющая максимумы пульсовых волн ФПГ (шаг 1 на рис. 1). Альтернативным способом выделения медленных колебаний амплитуды ФПГ может быть, например, Фурье-фильтрация низкочастотного сигнала фотоплетизмограммы [8].

Далее (шаг 2, рис. 1) полученный медленно изменяющийся сигнал ФПГ сглаживался (функция ksmooth программы MathCad 14) и масштабировался. Линейное масштабирование сигналов T и ФПГ в виде (1) проводилось так, чтобы представить значения сигналов в диапазоне [0; 1]:

$$Y_{\text{norm}}(t) = \frac{Y(t) - Y_{\text{min}}}{Y_{\text{max}} - Y_{\text{min}}} \quad (1)$$

где  $Y_{\text{min}}$  — минимальное значение сигнала;  $Y_{\text{max}}$  — максимальное значение сигнала;  $Y(t)$  — значение сигнала в момент времени  $t$ .

Для проверки возможности восстановления колебаний кровотока по колебаниям температуры использовалось уравнение Пеннеса (иногда называемое биотепловым) [10], представленное в работе [9] в модифицированном виде (2). Уравнение Пеннеса

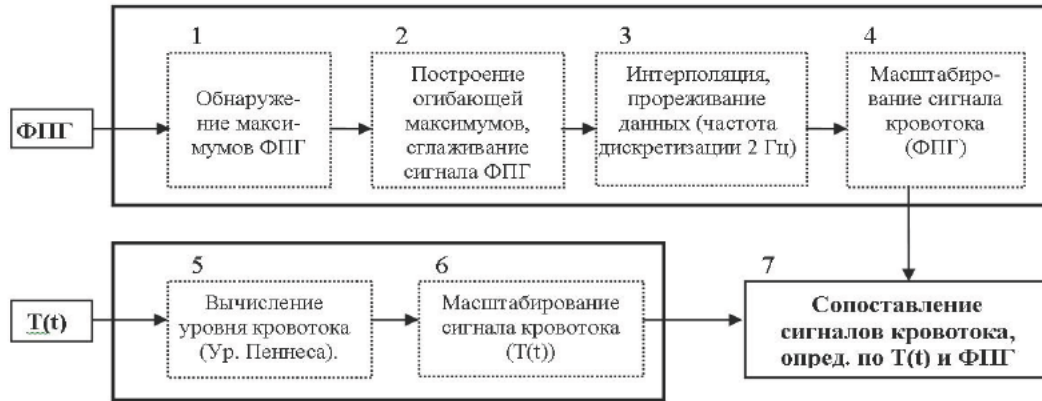


Рис. 1. Обработка сигнала фотоплетизмограммы и температурного сигнала  $T(t)$

представляет собой нестационарное уравнение теплопроводности, в котором присутствуют источники тепла, передаваемого к поверхности кожи в результате кровотока, и источники метаболического тепла:

$$\rho \cdot C \cdot V \cdot \frac{dT(t)}{dt} = -H_{air} \cdot S \cdot (T(t) - T_{air}) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega(t) \cdot (T_b - T(t)) + Q_m \quad (2)$$

где  $t$  — время;  $\rho$  — плотность ткани;  $\rho_b$  — 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;  $V$  — объем пальца (полусферы);  $\omega$  — объемный кровоток;  $Q_m$  — количество тепла, образующегося в результате процессов метаболизма;  $H$  — коэффициент конвекции воздуха. Описание параметров и их используемые значения приведены в табл. 1 [9].

Уравнение (2) показывает, что динамика температуры будет замедляться при повышении разности температуры кожи и среды и ускоряться при увеличении кровотока и действии метаболических источников тепла.

Если не совершается мышечная работа, то метаболическая составляющая  $Q_m$  в уравнении (2) пренебрежимо мала. При этом поддержание необходимого уровня температуры кожи обеспечивается балансом между отдачей тепла в окружающую среду (первое слагаемое в (2)) и поступлением тепла от крови (второе слагаемое в (2)). В общем случае для учета задержки между сигналами кровотока и температуры в уравнение (2) необходимо вводить запаздывание аргумента  $\Delta t$ . Таким образом, пренебрегая слагаемым  $Q_m$  и вводя запаздывание аргумента  $\Delta t$  в сигнал кровотока, из уравнения (2) можно выразить объемный кровоток  $\omega$  в виде:

$$\omega(t_i - \Delta t) = \frac{\rho \cdot C \cdot V \cdot \frac{dT(t_i)}{dt} + H_{air} \cdot S \cdot (T(t_i) - T_{air})}{\rho_b \cdot C_b \cdot (T_b - T(t_i))} \quad (3)$$

где  $t_i$  — время;  $i$  — дискретный отсчет времени.

Для определения колебаний кровотока  $\omega$  в правую часть уравнения (3) подставлялись измеренные значения температуры пальца  $T(t_i)$  и ее производной (шаг 5 на рис. 1). Вычисление производной температуры по времени проводилось методом конечных разностей по 5-ти точкам.

Значения параметров, используемых в уравнении (3)

Таблица 1		
Обозначение	Наименование	Значение
$\rho$	плотность ткани	1057 кг/м <sup>3</sup>
$\rho_b$	плотность крови	1069 кг/м <sup>3</sup>
$C$	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 °С
$T_{air}$	температура воздуха	24 °С
$V$	объем пальца (полусферы)	1,072·10 <sup>-6</sup> м <sup>3</sup>
$S$	площадь пальца (полусферы)	4,02·10 <sup>-4</sup> м <sup>2</sup>
$H$	коэффициент конвекции воздуха	6 Вт·К/м <sup>2</sup>

Полученный сигнал  $\omega T(t)$  сопоставлялся с экспериментальным сигналом  $\omega PPG(t)$ , определенным из данных ФПГ (шаг 7 на рис. 1). На рис. 2 приведен пример обработки сигналов в соответствии со схемой, представленной на рис. 1.

На рис. 2, а приведены исходные сигналы температуры и фотоплетизмограммы; на рис. 2, б в сигнале ФПГ обнаружены максимумы пульсовых волн, построена огибающая, выполнена интерполяция (операции 1–3 на рис. 1, для удобства представления сигнала ФПГ он смещен по оси ординат на величину 1,65 В); на рис. 2, в показан обработанный сигнал температуры с подстановкой в уравнение Пеннеса и сигнал фотоплетизмограммы (выполнены операции 1–6 на рис. 1). Далее проводилось сопоставление сигналов кровотока, определенных по температуре и полученных из фотоплетизмограммы.

Колебания объемного кровенаполнения подкожных микрососудов приводят к возникновению температурных волн, распространяющихся от крови к поверхности кожи. Поскольку скорость распространения температурной волны в тканях должна быть конечной величиной, следует ожидать наличия



Результаты определения задержки между сигналами кровотока и температуры, скорости распространения температурной волны, эффективной толщины слоя ткани, коэффициентов корреляции сигналов кровотока, вычисленного по температурным данным и фотоплетизмограмме

Таблица 2

Параметр		Испытуемые											Среднее значение
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
Задержка	Δt ККФ, с	7,5	8,5	10	10,5	12	15	16	15	16	17	21	13,5
	Δt МНК, с	8	9	10	11	12	14	15	15	16	17	21	13,45
Скорость V, мм/с		0,1	0,094	0,09	0,085	0,08	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,06	0,08
Толщина d, мм		0,75	0,8	0,87	0,89	0,95	1,06	1,1	1,06	1,1	1,13	1,26	1
Корреляция	T(t) и ФПГ без задержки без (3)	0,8	0,32	0,52	0,25	0,29	0,18	0,41	0,27	0,19	0,3	0,35	0,35
	T(t) и ФПГ, с задержкой без (3)	0,82	0,42	0,61	0,42	0,34	0,34	0,61	0,53	0,26	0,42	0,54	0,48
	T(t) и ФПГ без задержки с (3)	0,53	0,73	0,46	0,64	0,5	0,27	0,34	0,47	0,18	0,68	0,62	0,49
	T(t) и ФПГ с задержкой с (3)	0,53	0,73	0,58	0,65	0,52	0,7	0,68	0,84	0,27	0,72	0,71	0,63

Примечание: Δt ККФ — величина задержки, определенная с помощью кросскорреляционной функции (4); Δt МНК — величина задержки, определенная с помощью метода наименьших квадратов (5).

задержки изменения температуры кожи относительно изменения объемного кровенаполнения поверхностных сосудов. Экспериментально это может проявляться в наличии задержки Δt между медленными колебаниями сигнала фотоплетизмограммы и колебаниями температуры (рис. 2, а, б).

Определение временной задержки изменения температуры относительно объемного кровотока Δt осуществлялось в сравнении двумя способами: с использованием кросскорреляционной функции (4) и методом наименьших квадратов с помощью функции (4).

$$F_1(\Delta t_j) = \sum_i \omega_T(t_i + \Delta t_j) \cdot \omega_{PPG}(t_i), \quad (4)$$

$$F_2(\Delta t_j) = \sum_i (\omega_T(t_i + \Delta t_j) - \omega_{PPG}(t_i))^2, \quad (5)$$

где j — индекс, задающий смещение по времени.

Значение задержки определялось по максимуму кросскорреляционной функции F<sub>1</sub> (4) из условия минимума функционала F<sub>2</sub> (5). Результаты определения задержки для каждого испытуемого приведены в табл. 2. На рис. 2, в добавлен сдвиг температурного сигнала T(t) на время задержки, вычисляемый при сопоставлении сигналов кровотока, определенных по сигналу ФПГ и T(t) (операция 7 на рис. 1).

При вычислении в (3) производной от температуры по времени происходит сдвиг во времени формы колебаний производной относительно колебаний исходного сигнала температуры, величина сдвига

для всех испытуемых составляла около 8 с, данное значение прибавлялось к задержке определенной по формулам (4), (5) и заносилось в табл. 2.

При наличии высокоинтенсивных нестационарных процессов теплообмена групповая скорость распространения температурной волны V может быть рассчитана с использованием времени задержки Δt по соотношению [2]:

$$V = \sqrt{\frac{\lambda}{\rho \cdot c \cdot \Delta t}} \quad (6)$$

где λ = 0,3 Дж·К/(м·с) — коэффициент теплопроводности ткани; ρ = 1057 кг/м<sup>3</sup> — плотность ткани; c = 3780 Дж·К/кг — удельная теплоемкость ткани. По значениям скорости V и времени Δt распространения волны определяется толщина слоя ткани d.

При распространении температурной волны к поверхности кожи она проходит слой, характеризующиеся различными тепловыми константами. Если вместо многослойной модели среды использовать модель однослойной с эффективными тепловыми свойствами и толщиной, то и определяемое из (6) значение толщины d можно считать эффективным или усредненным. Значения d, рассчитанные для каждого испытуемого, приведены в табл. 2.

Далее проводилось сопоставление динамики кровотока, определенной по температурным данным, — ωT(t), и динамики кровотока, определенной по фотоплетизмограмме, — ωPPG(t), вычислялся коэффициент корреляции (7):

$$r = \frac{\sum_i (\omega_T(t_i) - \overline{\omega_T}) \cdot (\omega_{PPG}(t_i) - \overline{\omega_{PPG}})}{\sqrt{\sum_i (\omega_T(t_i) - \overline{\omega_T})^2 \cdot \sum_i (\omega_{PPG}(t_i) - \overline{\omega_{PPG}})^2}} \quad (7)$$

где  $\omega_T$ ,  $\omega_{PPG}$  — средние значения объемного кровотока, определенные по температурным данным и фотоплетизмограмме соответственно.

**Результаты исследования и их обсуждение**

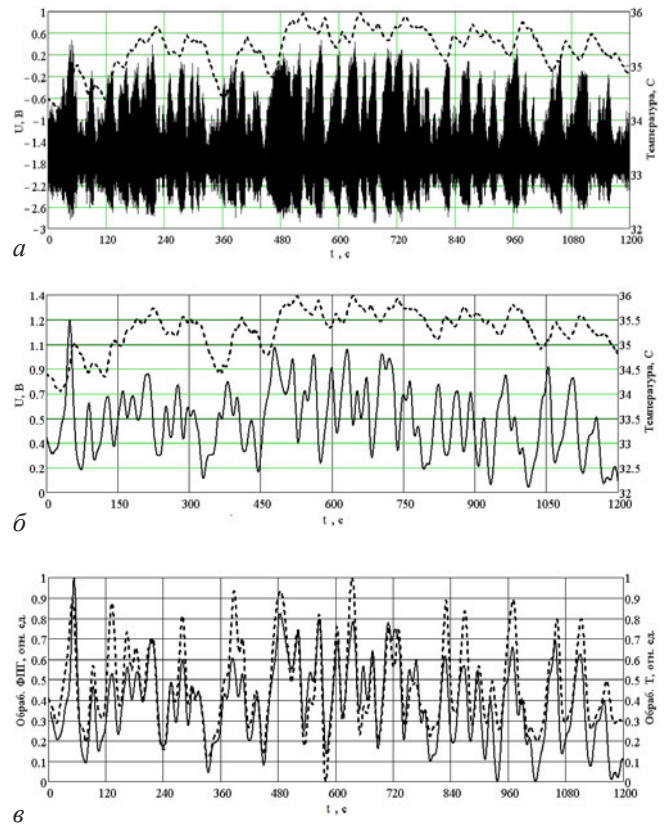
Таким образом, в соответствии со схемой (рис. 1) были обработаны данные о динамике температуры и фотоплетизмограммы для 11 человек. В табл. 2. приведены результаты определения задержки между исследуемыми сигналами, скорости распространения температурной волны, эффективной толщины и коэффициентов корреляции для различных сочетаний случаев как с подстановкой данных в (3) и вычислением времени задержки сигнала, так и без выполнения этих операций.

Данные табл. 2 показывают, что среднее отставание сигнала температуры относительно низкочастотного сигнала амплитуды фотоплетизмограммы составляет 13,5 с и изменяется в диапазоне 8–21 с. Время задержки является индивидуальным параметром, связанным, по всей видимости, преимущественно с толщиной поверхностных тканей испытуемого.

Толщина ткани, характеризующая глубину залегания сосудов с кровью как источников температурной волны, имеет значение около 1 мм. Коэффициент корреляции температуры и кровотока существенно изменяется в зависимости от того, используется или нет процедура вычисления кровотока по (3), учитывается ли задержка между сигналами температуры и фотоплетизмограммы. Ранее в работе [7] указывалось существование взаимосвязи между пульсовыми волнами фотоплетизмограммы и температурой нижних конечностей с коэффициентом корреляции  $r=0,55$ . При этом перед вычислением корреляции температурный сигнал не подвергался математической обработке.

Результаты используемой здесь методики показывают, что наибольшее значение коэффициента корреляции (табл. 2) соответствует случаю, когда предварительно сигнал температуры сдвигается на время задержки и по температурному сигналу вычисляется кровоток с использованием соотношения (3). Таким образом, коэффициент корреляции между кровотоком и температурой пальца будет выше, если сигнал температуры подставить в (3) и сдвинуть на некоторое время задержки. Использование такой методики позволило повысить коэффициент корреляции для примера, приведенного на рис. 2, с 0,27 до 0,84, а в среднем по группе — с 0,35 до 0,63 (табл. 2).

Результаты проведенных исследований показывают, что при исследовании связи кровотока с динамикой температуры биотепловое уравнение Пеннеса более корректно представлять в виде (3) — уравнения с запаздывающим аргументом  $(t-\Delta t)$ , указывающим на то, что правая часть уравнения, определяемая динамикой температуры, будет отставать от левой части



**Рис. 2.** Результаты обработки сигналов, характеризующих изменения температуры  $T$  от времени  $t$  (пунктирная линия) и фотоплетизмограммы (сплошная линия) для испытуемого № 8: *a* — исходные сигналы  $T(t)$  и фотоплетизмограммы; *б* — сигнал  $T(t)$  и огибающая максимумов фотоплетизмограммы; *в* — масштабированные сигналы кровотока, вычисленные из  $T(t)$  и ФПГ (добавлен сдвиг по времени)

уравнения, представляющей колебания кровотока. Другими словами, при нормальных окружающих условиях динамика температуры пальцев в текущий момент времени  $t$  является следствием изменения кровотока в некоторый предыдущий момент времени  $t-\Delta t$ , т. е. колебания температуры зависят от предыстории его изменения.

В соответствии с описанной методикой величина задержки может использоваться для определения эффективной толщины слоев кожи и подкожно — жировой клетчатки, разделяющих источники температурной волны, — кровеносные сосуды и поверхность кожи. Такая методика может найти практическое применение в исследованиях термических и других поражений кожи и поверхностных тканей или для описания физических или химических воздействий на кожный кровоток. Использование биотеплового уравнения Пеннеса в виде (3) позволяет бесконтактно восстановить колебания кровотока поверхностных тканей по сигналу температуры, определенной тепловизионным методом, что может быть особо полезным для исключения контактных воздействий на объект измерения или при высокой трудоемкости контактных измерений колебаний кровотока. Кроме того, при проведении различных нагрузочных проб,

## ОРИГИНАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

например, холодовой пробы, температурные данные дают статистически значимые различия состояний конечности до, во время и после охлаждения, в то время как изменения кровотока могут быть статистически незначимы [5]. В работе [4] представлены данные, описывающие ярко выраженную температурную реакцию пальцев руки на другой вид нагрузочной пробы — окклюзионную пробу. После снятия окклюзии и восстановления кровотока изменение температуры также происходит не сразу, а с некоторым временем запаздывания. Таким образом, в общем случае при проведении нагрузочных тестов и расчете временных параметров кривых необходимо учитывать, что температурная реакция конечности на внешнее воздействие будет отставать от сосудистой реакции на то же воздействие.

Анализ (3) показывает, что форма сигнала кровотока  $\omega$  в значительной степени определяется производной от температуры по времени, другие величины — значения температуры, тепловые константы крови и ткани, геометрия пальца и коэффициент конвекции только изменяют значения амплитуды кровотока, но не форму колебаний. Откуда следует, что для определения времени задержки изменения температуры относительно низкочастотного амплитудного сигнала фотоплетизмограммы необходимо, по крайней мере, вычислять производную от температуры по времени.

Как показывают данные табл. 2, определение времени задержки сигнала температуры относительно кровотока и использование (3) повышает корреляцию этих сигналов во временной области, что должно приводить также к повышению корреляции в частотно-временной области.

Следовательно, должна увеличиваться синхронность фаз колебаний кровотока и температуры, анализируемая, например, в работе [5], и повышаться корреляция спектров колебаний кровотока и темпе-

ратуры, исследуемая в работе [3]. Установленная высокая степень взаимосвязи кровотока и температуры позволяет использовать тепловизионный способ определения температуры в качестве бесконтактного метода изучения колебаний кровотока, как при использовании нагрузочных проб, так и в состоянии покоя. Метод может найти практическое применение в исследованиях термических поражений кожи, исследованиях влияния физических, химических факторов на гемодинамику в периферических сосудах и микроциркуляцию кожи.

## Выводы

1. Использование сигнала температурных колебаний позволяет восстановить колебания кровотока в пальцах с использованием биотеплового уравнения Пеннеса в виде (3) и определением времени задержки температурного сигнала относительно кровотока.

2. Применение описанной методики сопоставления колебаний кровотока и температуры пальцев позволяет повысить коэффициент корреляции этих сигналов в среднем от 0,35 до 0,63, что свидетельствует о высокой степени обусловленности колебаний температуры колебаниями кровотока.

3. Колебания температуры поверхности пальцев отстают от колебаний кровотока в них вследствие конечного времени установления температуры поверхности кожи при изменении объемного кровенаполнения поверхностных тканей.

4. Величина задержки температурного сигнала является параметром, индивидуальным для каждого испытуемого; в исследованной группе испытуемых задержка имеет значение около 10–20 секунд со средним значением 13,5 секунды.

5. Время задержки и скорость распространения температурного сигнала могут использоваться для оценки толщины слоя ткани, разделяющего кровеносные сосуды и поверхность кожи.

## Литература

1. Иваницкий, Г. Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине / Г. Р. Иваницкий // УФН. — 2006. — Т. 176. — № 12. — С. 1293–1320.
2. Лыков, А. В. Теория теплопроводности / А. В. Лыков. — М.: Высшая школа, 1967. — 600 с.
3. Подтаев, С. Ю. Исследование микроциркуляции крови с помощью вейвлет-анализа колебаний температуры кожи / С. Ю. Подтаев [и др.] // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. — 2009. — Т. 8. — № 3. — С. 14–20.
4. Усанов, Д. А. Оценка функционального состояния кровеносных сосудов по анализу температурной реакции на окклюзионную пробу / Д. А. Усанов [и др.] // Саратов. науч.-мед. журн. — 2009. — № 4. — С. 554–558.
5. Bandrivsky, A. Wavelet phase coherence analysis: application to skin temperature and blood flow / A. Bandrivsky [et al] // Cardiovascular engineering: an international journal. — 2004. — Vol. 4. — № 1. — P. 89–93.
6. 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.
7. Carter, S. Value of toe pulse waves in addition to systolic pressures in the assessment of the severity of peripheral arterial disease and critical limb ischemia / S. Carter, R. B. Tate // Journal of vascular surgery. — 1996. — Vol. 24. — № 2. — P. 258–265.
8. Chan, G. S. H. Extraction of photoplethysmographic waveform variability by lowpass filtering / G. S. H. Chan [et al] // Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. — Shanghai, 1–4 sept., 2005.
9. Ley, O. Comparison of two mathematical models for the study of vascular reactivity / O. Ley, C. V. Deshpande // Computers in Biology and Medicine. — 2009. — Vol. 39. — № 7. — P. 579–589.
10. Pennes, H. H. Analysis of tissue arterial blood temperature in the resting forearm / H. H. Pennes // J. of applied physiology. — 1948. — Vol. 1. — № 2. — P. 93–122.
11. Shusterman, V. Spontaneous temperature oscillations in normal human subjects / V. Shusterman, K. P. Anderson, O. Barnea // Am. J. Regul Integr. Comp. Physiol. — 1997. — Vol. 273. — P. 1173–1181.
12. Trafford, J. What does photoplethysmography measure? / J. Trafford, K. Lafferty // Medical and biological engineering and computing. — 1984. — Vol. 22. — P. 479–480.