

УДК 621.38:612.13

Электротепловая аналогия свойств кожи и фильтра низких частот: взаимосвязь колебаний температуры и кожного кровотока в области конечностей

Сагайдачный* А.А., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Фомин А.В.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», Саратов, 410012, Россия

Аннотация. Установлена возможность упрощения модели Шитцера, связывающей изменение температуры кожи с изменением кожного кровотока в области конечностей. Показана аналогия упрощенного уравнения модели и уравнения, описывающего работу аналогового фильтра низких частот. Используемая электротепловая аналогия позволяет рассчитать форму колебаний кожного кровотока в конечностях с использованием значений производной от температуры по времени. Предлагаемая модель верифицирована с помощью одновременных измерений температуры рук методом инфракрасной термографии и определением колебаний кровотока методом фотоплетизмографии.

Ключевые слова: электротепловая модель, кожа, термография, фотоплетизмография, фильтрация, фильтр низких частот, колебания температуры, колебания кровотока.

ВВЕДЕНИЕ

Аналогия между поведением тепловых и электрических систем обнаружена довольно давно и используется в практике для моделирования сложных тепловых процессов с помощью электрических схем (электротепловое моделирование). В своей работе Беукен (Beuken) одним из первых продемонстрировал аналогию математического описания тепловых и электрических явлений [1]. Закону теплопроводности Фурье было поставлено в соответствие уравнение, описывающее электрическую цепь, состоящую из резистора и конденсатора. Аналогия тепловых и электрических процессов обсуждалась в ряде других работ [2, 3].

Электротепловое моделирование получило широкое распространение в основном при проведении расчетов переходных процессов в инженерных системах и моделировании тепловых процессов в тонкопленочных структурах [4–6]. Работы, посвященные моделированию тепловых процессов в биологических тканях и организме человека, представлены небольшим числом, например, [7, 8]. Среди используемых подходов к электрическому моделированию тепловых свойств кожи можно отметить модель транспортной решетки [9], в которой каждый слой кожи представлялся совокупностью ячеек, содержащих конденсатор C , резистор R и/или варистор. При этом решалась задача оценки теплового воздействия на кожу при постоянном внешнем нагреве. В работе [10] исследовался способ преобразования сигнала кровотока в температурный сигнал при проведении окклюзионной пробы. Отмечалось, что сигнал температуры может быть получен с помощью фильтрации низкочастотных

*andsag@yandex.ru

спектральных составляющих сигнала кровотока. При этом исследователями не устанавливалась аналогия математических выражений, описывающих свойства кожи и свойства электронного устройства, пропускающего низкие частоты входного сигнала и задерживающего высокие (фильтра низких частот), также не объяснялась причина запаздывания температурного сигнала относительно кровотока.

Проведенные нами ранее исследования взаимосвязи колебаний температуры и кожного кровотока в области пальцев [11–15] продемонстрировали эффективность подхода, в соответствии с которым колебания кровотока можно рассматривать как источник тепловых волн, распространяющихся в коже и регистрируемых как изменение температуры поверхности кожи. При этом связь между двумя сигналами устанавливалась с помощью спектральных преобразований, в которых входным сигналом являлись колебания кровотока, а выходным – колебания температуры.

В данной статье решается задача установления аналогии математического описания тепловых процессов в коже и электрических процессов в фильтре низких частот, с целью создания наглядной модели, позволяющей определять форму колебаний температуры при произвольной форме изменения кожного кровотока, и наоборот.

ЭЛЕКТРОТЕПЛОВАЯ МОДЕЛЬ

Для выявления аналогии между тепловыми свойствами кожи и фильтром низких частот выполним упрощение модели Шитцера, предложенной авторами [16] для восстановления температурной кривой по данным о кровотоке при проведении холодной пробы [16, 17]. Указанная модель была использована также для решения обратной задачи восстановления кровотока по результатам температурных измерений в состоянии покоя [11, 18, 19] и при проведении окклюзионной пробы [20–22]. Другие распространенные модели теплопроводности в биоткани рассмотрены в руководстве [23].

Модель Шитцера (Shitzer)

Модель А. Shitzer [16] учитывает поступление тепла к коже за счет перфузии горячей крови и теплоотдачу в окружающую среду за счет радиации и конвекции. Модель построена с учетом следующих основных предположений: источники метаболического тепла пренебрежимо малы, т.к. область пальцев не является метаболически активной; термофизические свойства пальцев не зависят от температуры и распределены однородно; кровоток (перфузия крови) не зависит от температуры [16, 21]. Предположения подтверждаются результатами [24], где математически показано, что температурные изменения кожи пальцев в большей степени зависят от перфузии крови и влияние генерации метаболического тепла – эффект второго порядка малости.

Для анализа использовалось исходное уравнение модели, связывающее колебания кровотока $BF(t)$ с температурными изменениями $T(t)$:

$$BF(t) = \frac{\rho \cdot c_s \cdot V \cdot \frac{dT(t)}{dt} + H_{air} \cdot S \cdot (T(t) - T_{air})}{\rho_b \cdot c_b \cdot (T_b - T(t))}, \quad (1)$$

$$S = \frac{\pi \cdot D^2}{2}, \quad V = \frac{\pi \cdot D^3}{12},$$

где t – время, ρ – плотность ткани (1057 кг/м^3), ρ_b – плотность крови (1069 кг/м^3), c_s – удельная теплоёмкость биоткани ($3780 \text{ Дж/К}\cdot\text{кг}$), c_b – удельная теплоёмкость крови ($3650 \text{ Дж/К}\cdot\text{кг}$), D – диаметр пальца ($0.011\text{--}0.016 \text{ м}$), S – площадь пальца ($4.02 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$), T_b – температура крови, T_{air} – температура воздуха, $T(t)$ – температура поверхности кожи, V – объём «пальца» ($1.072 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3$), BF (blood flow) – объемный кровоток ($\text{м}^3/\text{с}$),

H_{air} – коэффициент, учитывающий конвективную и радиационную теплоотдачу в воздух (6 Вт /м²·К).

Из уравнения (1) следует, что колебания кровотока можно восстановить, измеряя производную температуры по времени, разность температуры среды и поверхности кожи, разность температуры крови и поверхности кожи. Рассмотрим возможности упрощения уравнения (1).

Упрощение модели Шитцера

Запишем уравнение (1) в виде:

$$BF(t) = C_1 \cdot \frac{dT(t)}{T_b - T(t)} + C_2 \cdot \frac{T(t) - T_{air}}{T_b - T(t)}, \quad C_1 = \frac{\rho \cdot c_s \cdot V}{\rho_b \cdot c_b}, \quad C_2 = \frac{H_{air} \cdot S}{\rho_b \cdot c_b}. \quad (2)$$

В выражении (2) наиболее существенный вклад в функцию колебаний кровотока вносит первое слагаемое, для упрощения заменим второе слагаемое средним значением C_3 , вычисленным за время измерений. Знаменатель первого слагаемого $T_b - T(t)$ представляет собой отклонение температуры кожи от постоянной температуры крови и пропорционален изменению температуры $T(t)$. Колебания температуры происходят относительно некоторого среднего уровня, поэтому знаменатель первого слагаемого может быть заменен средним значением C_4 , вычисленным за время измерений. После введенных изменений упрощенное выражение уравнения (1) запишется в виде:

$$BF^*(t) \approx C_5 \cdot \frac{dT(t)}{dt}, \quad C_5 = \frac{C_1}{C_4}, \quad BF^*(t) = BF(t) - C_3, \quad (3)$$

где C_3 – среднее значение второго слагаемого уравнения (2), C_4 – среднее значение знаменателя первого слагаемого уравнения (2).

При типичных значениях колебаний температуры $\Delta T = 1^\circ C$ относительно среднего значения использование упрощенной модели Шитцера (3) вместо полного выражения (1) вносит погрешность в расчетные значения кровотока не более $\pm 9\%$ с вероятностью 95%.

Используя (3), можно записать выражение, описывающее изменение температуры в зависимости от колебаний кровотока:

$$T(t) \approx \frac{1}{C_5} \cdot \int_0^t BF^*(t) dt + T_0, \quad (4)$$

где T_0 – значение температуры в начальный момент времени. Таким образом, существует возможность математического преобразования колебаний температуры в кровотока и обратно с помощью приближенных уравнений (3) и (4).

Электротепловая аналогия характеристик кожи и фильтра низких частот

Формально запись выражения (3), связывающего колебания температуры T и кожного кровотока BF , совпадает с выражением, связывающим напряжение U и ток I в цепи, содержащей резистор R и конденсатор C . Такая дифференцирующая RC -цепь представляет собой один из видов фильтра высоких частот (ФВЧ).

Формула (4) (обратная формуле (3)) имеет вид, совпадающий с формулой, выражающей связь между током I и напряжением U в интеграторе, который выполняет функцию фильтра низких частот (ФНЧ).

Таким образом, анализ упрощенного уравнения (3) показывает, что использование колебаний температуры $T(t)$ в качестве входного сигнала фильтра высоких частот позволяет получить выходной сигнал, пропорциональный колебаниям кровотока $BF(t)$. Здесь проявляется электротепловая аналогия: колебания кровотока BF аналогичны изменению электрического тока I , колебания температуры T аналогичны изменению напряжения U .

В физиологической системе колебания кровотока являются одной из наиболее существенных причин, вызывающих колебания температуры кожи. То есть, при электротепловом моделировании свойств кожи колебания кровотока BF могут играть роль входного сигнала фильтра низких частот, а колебания температуры T – роль выходного сигнала (рис. 1).

В схеме на рис. 1 изменение напряжения U_{BF} эквивалентно изменению температуры биоткани, вызванному колебаниями кровотока BF на глубине залегания кровеносных сосудов. Колебания тока I эквивалентны изменению кровотока BF . Электрическое сопротивление R характеризует тепловое сопротивление и обратно пропорционально теплопроводности кожи λ , величина электрической емкости C характеризует теплоемкость кожи, а изменение выходного напряжения U эквивалентно изменению температуры T на поверхности кожи.

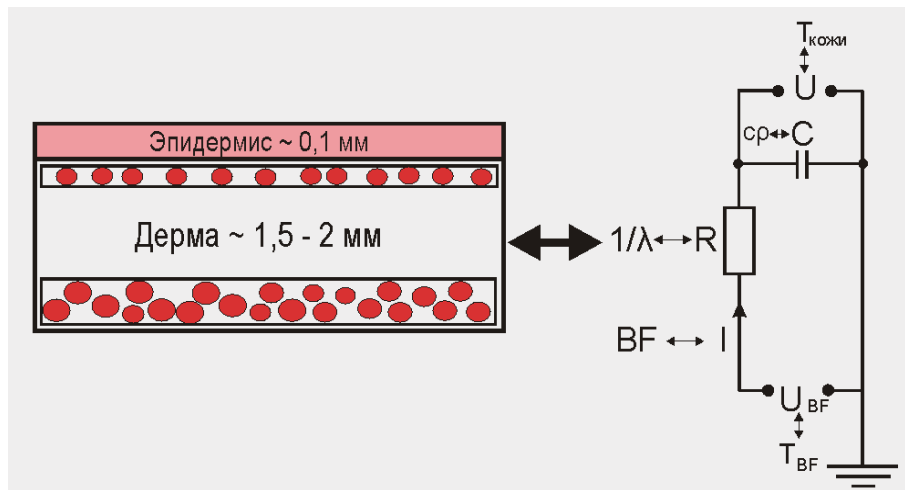


Рис. 1. Аналогия между тепловыми свойствами кожи и электрическими параметрами RC-фильтра низких частот.

Объединяя продемонстрированную здесь аналогию свойств кожи и фильтра низких частот с аналогией тепловых и электрических величин, отмечаемой в работах [2, 25, 26], можно составить таблицу, сопоставляющую тепловые свойства кожи и параметры эквивалентной электрической схемы.

Таблица 1. Аналогия тепловых и электрических величин

Тепловая величина		Электрическая величина	
Наименование (ед. изм.)	Обозначение	Обозначение	Наименование (ед. изм.)
Температура, (К) (температура кожи)	T	U	Напряжение, (В)
Тепловой поток, (Дж/с) (кожный кровоток)	BF	I	Сила тока, (А = Кл/с)
Теплоемкость, (Дж/К·м ³)	$C = c \cdot \rho$	C	Электрическая емкость, (Ф = Кл/В)
Коэффициент теплопроводности, (Вт/м·К)	λ	$1/R$	Проводимость, (1/Ом)
Коэффициент, обратный температуропроводности (с/м ²) (время релаксации)	$\tau = c \cdot \rho / \lambda$	$\tau = R \cdot C$	Постоянная времени, (с)

Амплитудно-частотная и фазо-частотная характеристики, связывающие колебания температуры и кожного кровотока

Передаточная функция для RC фильтра, приведенного на рисунке 1, записывается в виде:

$$G(\omega) = \frac{1}{j \cdot \omega RC + 1} \tag{5}$$

где ω – круговая частота. На рисунке 2,а изображен модуль передаточной функции (5) для 3 значений теплоемкости c_s , на рисунке 2,б приведена частотная зависимость времени запаздывания выходного сигнала относительно входного.

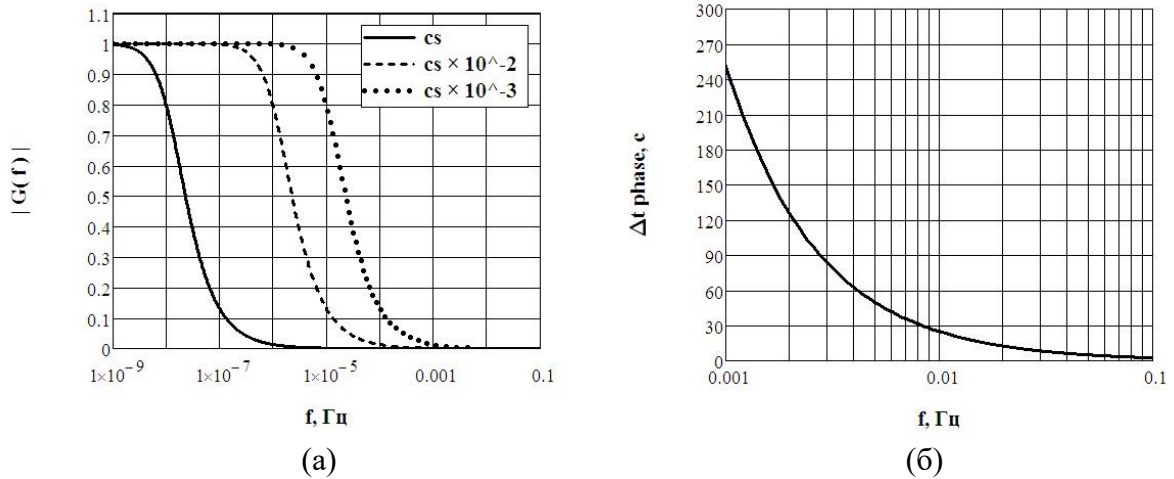


Рис. 2. Амплитудно-частотная (а) и фазо-частотная (б) характеристики фильтра низких частот, соответствующие выражению (5).

В таблице 1 произведению RC соответствует величина $c \cdot \rho / \lambda$, которая при подстановке параметров кожи принимает значение $1.2 \cdot 10^7$ с/м². В сосудистой системе человека колебания кровотока имеют наименьшую частоту порядка 10^{-3} Гц, тогда выполняется условие $\omega RC \gg 1$ и $(\omega RC)^2 + 1 \approx (\omega RC)^2$. В этом случае передаточная функция (5) упрощается следующим образом:

$$G(\omega) = \frac{1 - j \cdot \omega RC}{1 + (\omega RC)^2} \approx \frac{1}{(\omega RC)^2} - j \cdot \frac{1}{\omega RC},$$

модуль и аргумент передаточной функции приобретают вид:

$$|G(\omega)| = \sqrt{\frac{(\omega RC)^2 + 1}{(\omega RC)^4}} \approx \frac{1}{\omega RC},$$

$$\arg(G(\omega)) = \arctg(-\omega RC) \approx -\frac{\pi}{2}.$$

Таким образом, при выполнении условия $\omega RC \gg 1$ передаточная функция фильтра, моделирующего свойства кожи запишется в виде:

$$G(\omega) = \frac{1}{\omega RC \cdot e^{j\pi/2}}. \tag{6}$$

Передаточная функция $G(\omega)$ определяет отношение спектральной составляющей выходного сигнала к составляющей входного сигнала на частоте ω . В рассматриваемой электротепловой модели входным является сигнал колебаний кровотока, выходным –

колебания температуры. В соответствии с используемой моделью и выражением (6), спектральные составляющие колебаний кровотока пропорциональны спектральным составляющим колебаний температуры, умноженным на коэффициент $\omega = 2\pi f$ (f – линейная частота) и сдвинутым на $\pi/2$, т. е. на время запаздывания равное четверти периода $1/4f$.

Граничная частота RC–фильтра определяется выражением $1/(2\pi \cdot RC)$, с учетом аналогии величин, приведенных в таблице 1, граничная частота для RC–фильтра, описывающего свойства кожи, определяется выражением $\lambda/(2\pi \cdot c \cdot \rho) = 1.3 \cdot 10^{-8}$ Гц. Таким образом, свойства кожи как фильтра низких частот таковы, что частотный диапазон колебаний кровотока попадает в полосу перехода и полосу подавления.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА МОДЕЛИ И РЕЗУЛЬТАТЫ

В ходе исследования проводились измерения колебаний температуры кожи пальцев и фотоплетизмограммы у здоровых испытуемых, находящихся в состоянии покоя в течение 20 минут при температуре $23 \pm 0.2^\circ\text{C}$. Сигнал фотоплетизмограммы, характеризующий колебания кровотока, измерялся с помощью отражательного датчика KL–79102 (система биомедицинских измерений KL–72001, Тайвань). Температура определялась бесконтактным методом с помощью тепловизора ThermoCam SC 3000 Flir Systems (Швеция) с температурной чувствительностью 0.02°C . Для обработки термограмм использовалось программное обеспечение ThermoCAM Researcher Pro 2.8.

Группу испытуемых составили 31 человек: 19 мужчин и 12 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 пенопластовой поверхностью. Указательный палец располагался поверх фотоплетизмографического (ФПГ) датчика. Рядом с ФПГ-датчиком на латеральной стороне дистальной фаланги пальца регистрировалась средняя температура области. Частота съёмки 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.

Примеры исходных экспериментальных сигналов иллюстрируются рисунком 3,а. Измеренные значения колебаний температуры кожи обрабатывались с помощью подстановки данных в выражение (3). В результате после обработки температурных данных форма кривых приближалась к форме колебаний кровотока (рисунок 3,б). Для оценки качества восстановления сигнала вычислялся коэффициент корреляции колебаний кровотока, определенных по температурным данным и по сигналу фотоплетизмограммы. В таблице 2 в левом столбце приведены средние значения корреляции исходных колебаний температуры и кровотока, в правом столбце – средние значения корреляции колебаний кровотока и восстановленных колебаний кровотока. Усреднение выполнено по группе из 31 испытуемых, в скобках указаны значения 1 и 3 квартилей распределения значений корреляции.

Таблица 2. Средние значения коэффициентов корреляции колебаний температуры и кровотока до и после обработки.

Коэффициент корреляции	
Исходные сигналы	Сигналы после обработки
0.16 (0.11, 0.18)	0.67 (0.64, 0.74)

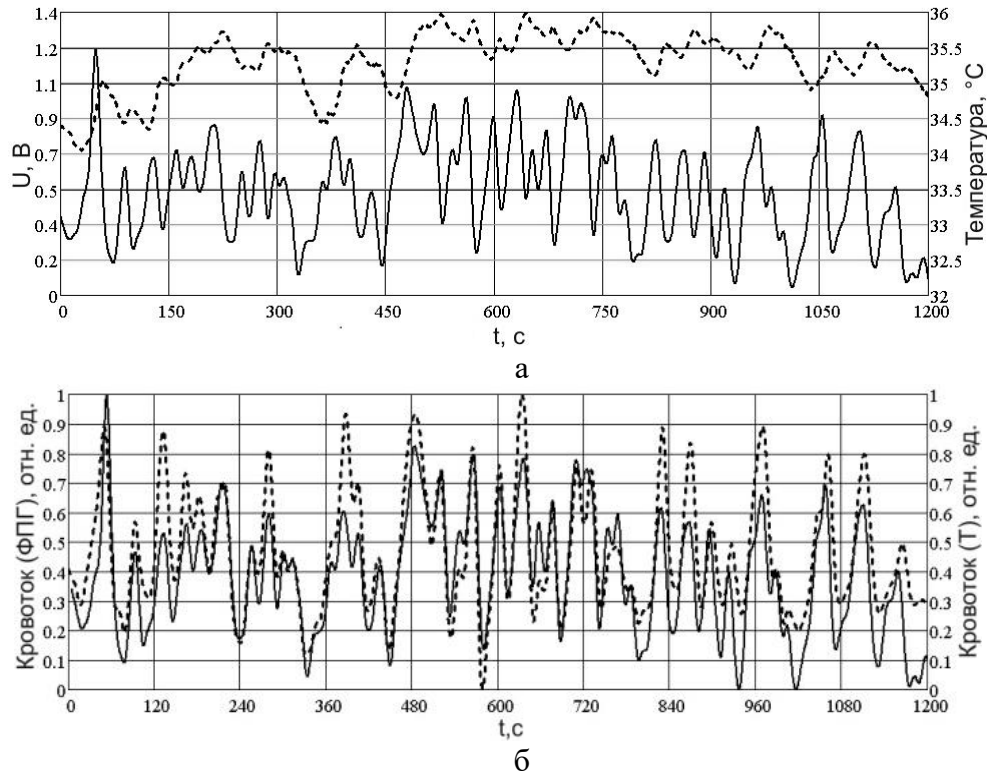


Рис. 3. Типичный вид колебаний температуры и кровотока до и после обработки: (а) – исходные сигналы колебаний кровотока (сплошная линия, шкала слева) и колебаний температуры (штриховая линия, шкала справа), (б) – нормализованные значения колебаний кровотока (сплошная линия, шкала слева) и преобразованного температурного сигнала, представляющего собой восстановленные колебания кровотока (штриховая линия, шкала справа).

Данные таблицы 2 демонстрируют увеличение корреляции колебаний кровотока, восстановленных с использованием температурных данных по формуле (3), и колебаний кровотока, определенных методом фотоплетизмографии.

Таким образом, использование аналогии параметров кожи и электрических параметров фильтра позволяет восстановить форму колебаний кожного кровотока на основе результатов температурных измерений.

Затухание и дисперсия температурного сигнала в коже

Кривые на рис. 2,а показывают, что при повышении частоты колебаний кровотока постоянной амплитуды колебания температуры будут иметь всё меньшую амплитуду. Запаздывание температурного сигнала при повышении частоты колебаний кровотока будет также уменьшаться (рис. 2,б). То есть, для перехода от сигнала колебаний кровотока к сигналу колебаний температуры необходимо применить математические преобразования, эквивалентные воздействию фильтра низких частот с амплитудно-частотной характеристикой (рис. 2,а) и фазо-частотной характеристикой (рис. 2,б), определяемые выражением (6).

Ранее нами был описан подход, в соответствии с которым колебания кожного кровотока рассматривались как источник температурных волн, распространяющихся в коже и регистрируемых на поверхности кожи как изменения температуры. При этом установлено наличие дисперсии, а также затухание температурной волны в биоткани [11–13]. Анализ рассматриваемого в данной работе упрощенного уравнения Шитцера (3) демонстрирует уменьшение амплитуды температурного сигнала и наличие

запаздывания при увеличении частоты. Откуда следует, что при использовании модели Шитцера автоматически учитывается два физических явления: затухание и дисперсия температурного сигнала в коже. При этом недостатком использования связи между колебаний температуры и кровотока в виде (6), является отсутствие зависимости преобразования от толщины слоя и теплопроводности кожи.

Проведенный выше анализ свидетельствует о том, что при реализации математического преобразования сигнала колебаний кровотока в колебания температуры тип преобразования должен иметь свойства фильтра низких частот в частотной области и свойства интегрирующей цепочки во временной области, для обратного преобразования – свойства фильтра высоких частот и свойства дифференцирующей цепочки, соответственно.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Упрощение и анализ модели температурной динамики Шитцера позволили выразить связь между колебаниями кожного кровотока и температурой кожи через временную производную. Это свидетельствует о том, что амплитуда колебаний кожного кровотока преимущественно определяет скорость изменения температуры на поверхности кожи. При этом присутствует зависимость связи между колебаниями температуры и кровотока от частоты рассматриваемого процесса (выражение (6)).

Амплитудно-частотные и фазо-частотные характеристики (рис. 2) демонстрируют, что кожа проявляет свойства фильтра низких частот по отношению к температурным волнам, генерируемым колебаниями кровотока. Математическое преобразование колебаний кровотока в колебания температуры эквивалентно действию фильтра низких частот в частотной области и действию интегрирующей цепочки во временной области.

Практическая значимость полученных результатов состоит в том, что демонстрируемая электротепловая аналогия позволяет использовать производную от температуры по времени (3) для преобразования сигнала температуры конечностей в колебания кожного кровотока, и наоборот. Использование такой математической модели совместно с тепловизионным способом измерения температуры, открывает возможность визуализации двумерного распределения колебаний кожного кровотока на больших поверхностях кожи конечностей. Это преимущество может иметь практическую ценность при проведении бесконтактного мониторинга участков кожи с нарушением микроциркуляции крови, например, в результате развития осложнений сахарного диабета, ожогов или обморожений, а также при наблюдении восстановления кожного кровотока в процессе приживления пересаженных лоскутов кожи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Beuken D.L. *Wärmeverluste bei periodisch betriebenen Ofen*: Dissertation. Freiburg, Germany, 1936.
2. Bosworth R.C.L. LXXXIII. The thermal Ohm, Farad and Henry. *Philosophical Magazine*. 1946. V. 37. № 274. P. 803–808.
3. Weedy B. M. The analogy between thermal and electrical quantities. *Electric Power Systems Research*. 1988. V. 15. № 3. P. 197–201.
4. Blad G., Kalita W., Klepacki D., Potencki J., and Weglarski M. Temperature field simulation of thick-film microcircuits using electro-thermal analogy. In: *Electronics System Integration Technology Conference*. Dresden, 2006. 1st. IEEE. V. 2. P. 1261–1265.
5. Robertson A.F., Gross D. An electrical-analog method for transient heat-flow analysis. *NBS J. Research*. 1958. V. 61. № 2. P. 105.
6. Шлык Ю.К., Плаксин А.И. Электромоделирование нестационарного процесса в трубопроводе с негерметичностью. *Вестник кибернетики*. 2012. №. 11. С. 32–35.

7. Киншт Д.Н., Киншт Н.В. Принципы моделирования гемодинамики и теплопереноса при общей управляемой гипертермии. *Информатика и системы управления*. 2004. № 1. С. 7.
8. Huizenga C., Zhang H., Duan T., Arens E. An improved multinode model of human physiology and thermal comfort. In: *Proceedings of Building Simulation'99*. (Kyoto, Japan). 1999. V. 6. P.353-359.
9. Gowrishankar T.R., Stewart D., Martin G., Weaver J. Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous, temperature-dependent perfusion. *Biomedical Engineering Online*. 2004. V. 3. № 1. P. 42.
10. McQuilkin G.L., Panthagani D., Metcalfe R.W., Hassan H., Yen A.A., Naghavi M., Hartley C.J. Digital thermal monitoring (DTM) of vascular reactivity closely correlates with doppler flow velocity. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*. Minneapolis, Minnesota, USA. 2009. P. 1100–1103.
11. 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.
12. 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. *Регионарное кровообращение и микроциркуляция*. 2013. № 3. С. 22–28.
13. Sagaidachnyi A.A., Skripal A.V., Fomin A.V., 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. № 2. P. 153–166.
14. Sagaidachnyi A.A.; Usanov D.A.; Skripal A.V., Fomin A.V. Skin blood flow as the first time derivative of the temperature: spectral approach to the blood flow estimation in hands. *Proc. SPIE*. . 2014. V. 9031. No. 903108. URL: <http://dx.doi.org/10.1117/12.2053110> (дата обращения 14.02.2014).
15. Sagaidachnyi A. A., Usanov D. A., Skripal A. V. and Fomin A. V. Correlation of skin temperature and blood flow oscillations. *Proc. SPIE*. 2011. V. 8337. URL: <http://dx.doi.org/10.1117/12.925146> (дата обращения 14.02.2014).
16. 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. V. 80. P. 1829–1834.
17. Shitzer A., Stroschein L.A., Sharp M.W., Gonzalez R.R., Pandolf K.B. Simultaneous measurements of finger-tip temperatures and blood perfusion rates in a cold environment. *Journal of Thermal Biology*. 1997. V. 22. № 3. P. 159–167.
18. 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.
19. Sagaidachnyi A.A., Usanov D.A., Skripal A.V., Fomin A.V. Restoration of finger blood flow oscillations by means of thermal imaging. In: *E-book Proceedings of 11-th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography (QIRT 2012)* Bio, manuscript ID 115. Italy, Naples, June 2012.
20. Ley O., Dhindsa M., Sommerlad S.M., Barnes J.N., DeVan A.E., Naghavi M., Tanaka H. Use of temperature alterations to characterize vascular reactivity. *Clin. Physiol. Funct. Imaging*. 2011. V. 31. P. 66–72.
21. Ley O., Deshpande C.V. Comparison of two mathematical models for the study of vascular reactivity. *Computers in Biology and Medicine*. 2009. V. 39. № 7. P. 579–589.

22. Wang X., He Y. Experimental study of vascular reactivity in the fingertip: an infrared thermography method. In: *3-rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics* (BMEI 2010). Yantai, China, 2010. P. 1180–1184.
23. Aurélio S.B.M. *Developments in Heat Transfer*. Croatia: InTech, 2011. 688 p.
24. Love T.J. Thermography as an indicator of blood perfusion. *Annals New York Academy of Science*. 1980. № 335. P. 429–437.
25. Шашков А.Г., Бубнов В.А., Яновский С.Ю. *Волновые явления теплопроводности. Системно-структурный подход*. М.: Едиториал УРСС, 2004. 296 с.
26. Герман И. *Физика организма человека*. Долгопрудный: Интеллект, 2011. 992 с.

Материал поступил в редакцию 02.04.2014, опубликован 21.07.2014.