

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.2.07

УДК 536.24.01: [612.79+ 612.13]

ЗАКОНОМЕРНОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ТЕПЛОВОЙ ВОЛНЫ В МОДЕЛИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ И ВОЗМОЖНОСТЬ ТЕРМОВИЗУАЛИЗАЦИИ ВАЗОМОТОРНОЙ АКТИВНОСТИ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ СОСУДОВ

А.А. Сагайдачный, И.Ю. Волков, А.В. Фомин, А.В. Скрипаль

Кафедра медицинской физики Саратовского национального исследовательского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, e-mail: andsag@yandex.ru

Аннотация. В настоящее время установление взаимосвязи между процессами регуляции просвета периферических сосудов, динамикой кровотока в них и изменением температуры кожи с целью разработки методов визуализации гемодинамических нарушений является актуальной задачей биомедицинской инженерии и медицинской диагностики. В данной работе устанавливаются экспериментальные частотные зависимости скорости распространения и затухания периодического теплового возмущения в свиной коже как модели кожи человека. Продемонстрирована применимость решения уравнения теплопроводности в случае периодического нагрева для описания распространения теплового возмущения (тепловых волн) в модели кожи человека. В предположении пропорциональности изменения объемного кровотока и температуры в глубине кожи это позволит восстановить сигнал колебаний кровотока на основе данных о динамике температуры поверхности кожи. Последнее экспериментально обосновывает возможность тепловизионной визуализации процессов регуляции сосудистого просвета периферических сосудов при диагностике и терапии сосудистых осложнений.

Ключевые слова: теплоперенос, тепловая волна, гемодинамика, затухание, дисперсия, кожа, термография.

ВВЕДЕНИЕ

В организме человека сосуществует множество физиологических факторов, влияющих на амплитуду и фазу колебательных процессов в сердечно-сосудистой системе [2]. К основным механизмам, определяющим величину просвета сосудов и таким образом модулирующим объем крови, циркулирующей в периферической ткани, можно отнести нейрогенную, миогенную и гуморальную регуляцию. При нормальных условиях модуляция объема крови, в свою очередь, приводит к изменению температуры кожи человека вследствие изменения интенсивности теплоотдачи от более теплой крови ($T \approx 37^\circ\text{C}$) к заполняемой ею биологической ткани [11]. Таким образом, колебания температуры кожи человека на поверхности его конечностей по сути являются следствием биомеханических процессов регуляции гемодинамики в периферических сосудах. При этом одновременные измерения колебаний кровотока и

© Сагайдачный А.А., Волков И.Ю., Фомин А.В., Скрипаль А.В., 2019

Сагайдачный Андрей Александрович, к.ф.-м.н., доцент кафедры медицинской физики, Саратов

Волков Иван Юрьевич, магистрант, Саратов

Фомин Андрей Владимирович, к.ф.-м.н., ассистент кафедры медицинской физики, Саратов

Скрипаль Анатолий Владимирович, д.ф.-м.н., заведующий кафедрой медицинской физики, Саратов

температуры кожи не демонстрируют точного соответствия формы и спектрограммы этих сигналов [8, 11, 14]. Поэтому установление математической взаимосвязи процессов регулирования просвета сосудов, периферической гемодинамики и температуры кожи с последующим использованием результатов в области медицинской диагностики представляет интерес для биомеханики.

При периодическом тепловом возмущении среды в ней возникают и распространяются так называемые тепловые волны [3, 7, 10]. Существует ряд работ, в которых делается попытка экспериментально продемонстрировать типичные волновые свойства (например интерференцию) для тепловых волн в различных средах [7, 10], в том числе биологических [17, 18], а также теоретически обосновать существование таких свойств для тепловых потоков [4]. Определение закономерностей распространения тепловых волн в биологической ткани представляет практический интерес для развития температурных и тепловизионных методов диагностики нарушений регуляции тонуса сосудов при таких распространенных патологиях, как сахарный диабет, артериальная гипертензия и дисфункция эндотелия [6, 12, 15]. Исследование закономерностей распространения тепловых волн в биологической ткани затруднено тем, что в сосудистой системе сосуществуют колебания эндотелиального, нейрогенного, миогенного, дыхательного и кардиального диапазонов [2]. В каждом из указанных диапазонов характер колебаний неперiodический, поэтому в условиях *in vivo* не представляется возможной реализация периодической тепловой стимуляции биологической ткани путем изменения объема циркулирующей крови.

В настоящей работе решается экспериментальная задача установления закономерностей распространения теплового возмущения в модели биологической ткани и возможностей описания данных закономерностей с использованием понятия о тепловых волнах с целью определения перспективы температурной визуализации гемодинамических процессов на поверхности тела человека.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Экспериментальная установка

В рамках экспериментальной части данной работы была поставлена задача определения основных характеристик тепловой волны: скорости распространения (дисперсии) и степени затухания амплитуды в зависимости от частоты периодического нагрева одной из поверхностей модели биологической ткани. В качестве модели биологической ткани была выбрана свиная кожа, так как по своим теплофизическим параметрам она близка к свойствам кожи человека. Перед проведением эксперимента кожа предварительно обрабатывалась: срезался слой жировой ткани с внутренней поверхности, тем самым выделялся для исследования слой эпидермиса и дермы. За действительную толщину образца принималась средняя толщина, которая измерялась в нескольких точках с помощью электронного микрометра и составила $2 \pm 0,1$ мм.

Для создания периодического нагрева на поверхности исследуемого образца использовался проволочный нагреватель (рис. 1). Частота и мощность нагрева проволочного элемента регулировались усилителем тока, управляемым программным обеспечением с персонального компьютера.

Колебания температуры на поверхности образца регистрировались бесконтактным методом с помощью тепловизора *ThermaCam SC 3000 FLIR Systems* (Швеция) с температурной чувствительностью $0,02$ °C и матрицей 320×240 пикселей. Для обработки термограмм использовалось программное обеспечение *ThermaCAM Researcher Pro 2.8*.

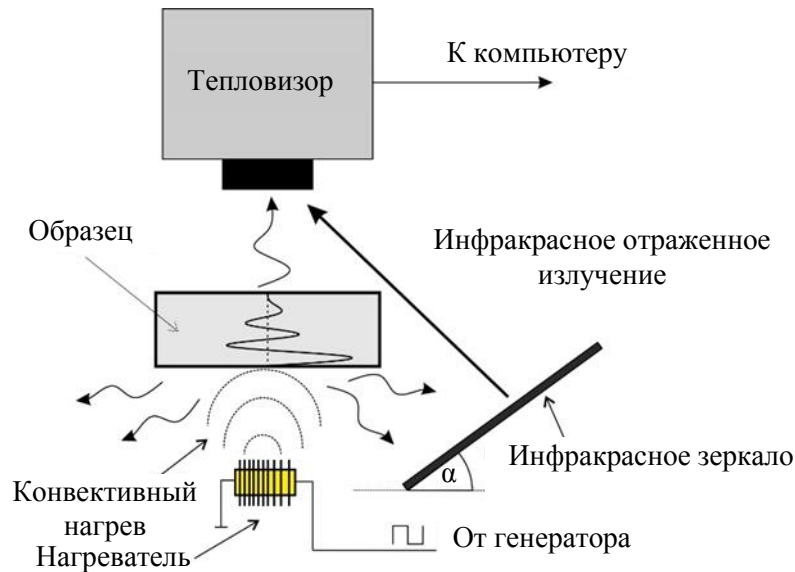


Рис. 1. Графическая схема установки для определения затухания и дисперсии тепловой волны

Для проведения измерений образец закреплялся на предметном столике, его нижняя поверхность располагалась над нагревательным элементом, а верхняя – перед объективом камеры тепловизора. Для обзора нижней поверхности образца использовалось зеркало, выполненное из шлифованной меди, поверхность которой хорошо отражает инфракрасные волны.

На рис. 2 приведена фотография в видимом (а) и инфракрасном (б) диапазонах исследуемого образца и частей предметного столика. На инфракрасной фотографии в виде прямоугольников показаны области регистрации температуры с нижней и верхней поверхностями образца.

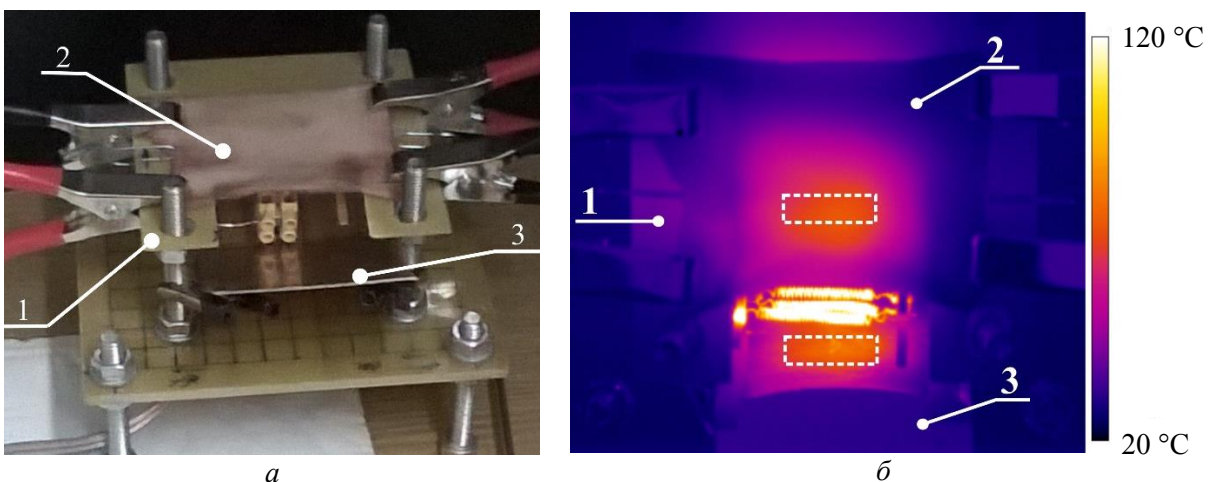


Рис. 2. Изображение предметного столика и исследуемого образца в видимом (а) и инфракрасном (б) диапазонах: 1 – предметный столик; 2 – верхняя поверхность образца; 3 – инфракрасное зеркало

Методика определения дисперсии тепловой волны

Метод исследования зависимости скорости распространения тепловой волны от частоты (дисперсии) в образце – модели биологической ткани – состоит в определении времени запаздывания температурных колебаний на контролируемой тепловизором верхней стороне образца относительно нижней нагреваемой поверхности, обзор

которой обеспечивает инфракрасное зеркало. Время запаздывания определялось между ближайшими максимумами Δt_{\max} и минимумами Δt_{\min} двух температурных кривых (рис. 3), измеренных на верхней (пунктирная линия) и нижней (сплошная линия) поверхностях образца. После этого вычислялось среднее арифметическое время запаздывания $\Delta t(f)$. Затем по известному значению толщины образца z вычислялась скорость распространения тепловой волны $V(f) = z/\Delta t(f)$ для каждого значения частоты f . При этом время запаздывания колебаний температуры на верхней поверхности образца относительно колебаний на нижней поверхности не превышало периода колебаний.

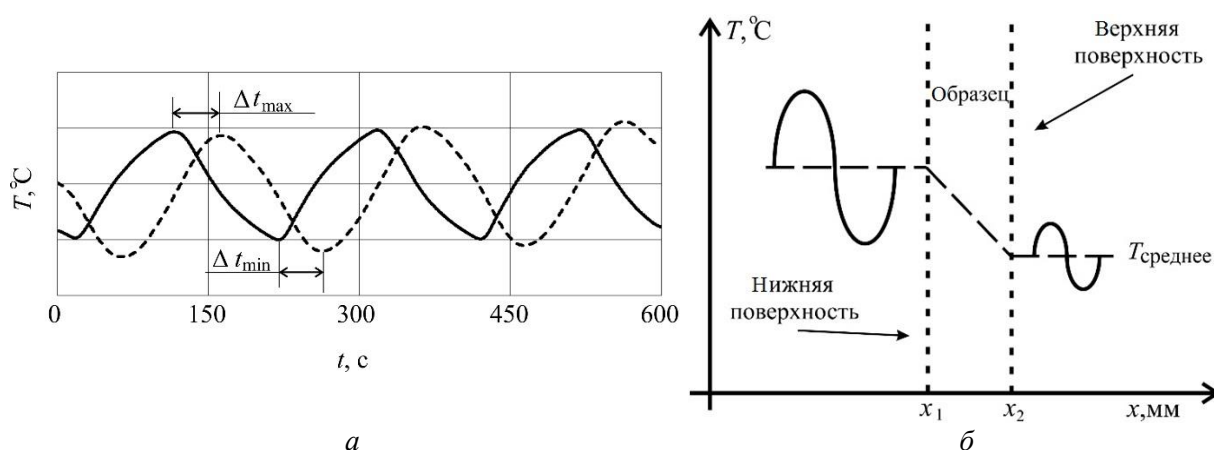


Рис. 3. Схематичное изображение способа оценки дисперсии (а) и затухания (б) тепловых волн ($z = x_2 - x_1$ – толщина образца)

Периодический нагрев осуществлялся в интервале частот 0,005–0,1 Гц. Данному интервалу соответствуют ритмические колебания тонуса стенки сосудов в эндотелиальном, нейрогенном и миогенном диапазонах частот, которые являются основными регуляторами вазомоторной активности и кровотока в периферических сосудах [2]. Для каждой установленной частоты периодического нагрева производилась съёмка длительностью 10 минут с частотой 2 кадра в секунду.

Методика определения затухания тепловой волны

Для оценки частотной зависимости затухания тепловой волны в слое образца измерялась амплитуда тепловых колебаний на нижней и верхней поверхностях. Далее с помощью комплексного преобразования Фурье (1) по спектру $A(f)$ определялась максимальная амплитуда колебаний температуры относительно среднего значения на верхней и нижней поверхностях образца (рис. 3, б):

$$A(f) = \int_0^{t_{\max}} T(t) \cdot e^{-j \cdot 2\pi \cdot f \cdot t} dt, \quad (1)$$

где t_{\max} – время окончания регистрации температуры ($t_{\max} = 600 \text{ c}$); $T(t)$ – значение температуры поверхности образца в момент времени t ; j – мнимая единица; f – частота периодического нагрева; t – время. Для вычисления затухания теплового возмущения брали отношение амплитуд колебаний на верхней и нижней поверхностях образца.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Экспериментальные графики зависимости среднего времени запаздывания и скорости тепловой волны от частоты периодического нагрева представлены на рис. 4. Экспериментальные зависимости амплитуды на нагреваемой поверхности и поверхности, регистрируемой тепловизором, изображены на рис. 5. Для описания способности модели-образца кожи пропускать температурные волны различных частот использован коэффициент тепловой передачи (прозрачности) K , характеризующий затухание амплитуды теплового возмущения, $K = A_B/A_H \cdot 100\%$, где A_B и A_H – амплитуды колебаний температуры на верхней и нижней поверхностях образца соответственно (см. рис. 5, б).

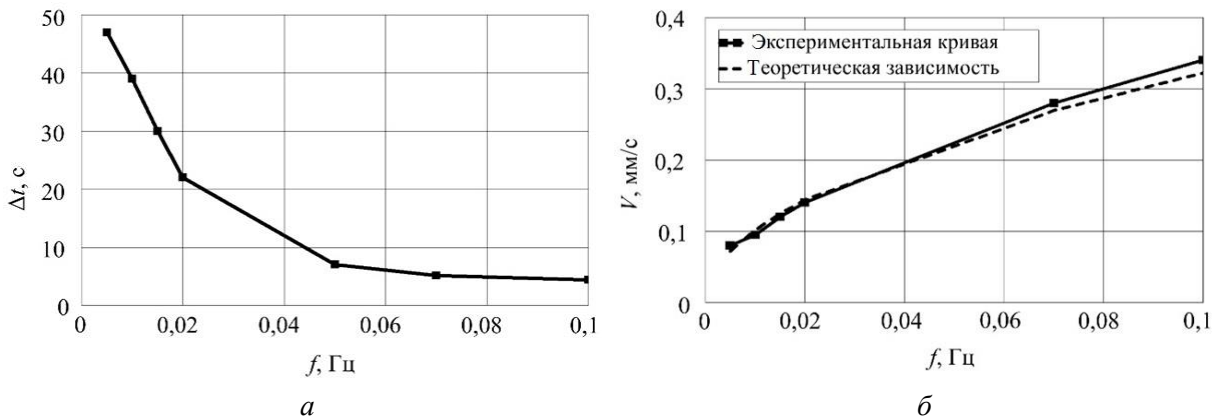


Рис. 4. Результаты определения частотной зависимости времени запаздывания (а) и скорости (б) тепловой волны при её распространении в коже свиньи как модели кожи человека

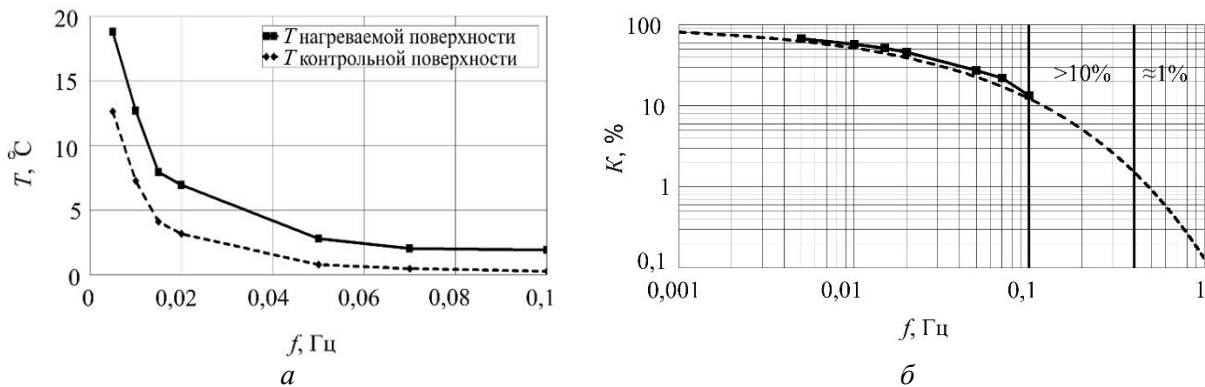


Рис. 5. Зависимость амплитуды колебаний температуры поверхностей образца-модели в зависимости от частоты периодического нагрева (а) и частотная зависимость затухания (коэффициента тепловой передачи) (б)

Периодический нагрев нижней поверхности образца моделирует периодическое изменение объемного кровотока. Такой режим создает периодические колебания плотности тепловых потоков, которые поступают в объем образца и распространяются в нем в виде тепловых волн. Для количественного описания таких тепловых процессов было выбрано решение уравнения теплопроводности (2) для твердых тел в случае периодического нагрева одной из поверхностей образца [3].

$$T(x, t) = A \cdot e^{-\alpha x} \cdot \cos\left(2\pi f \cdot \left(t - \frac{x}{V}\right) + \varphi_0\right), \quad (2)$$

$$\alpha = \sqrt{\frac{\pi \cdot f}{\chi}}, \quad (3)$$

$$V = \frac{2\pi f}{\alpha} = 2\sqrt{\pi f \chi}, \quad (4)$$

где χ – коэффициент температуропроводности среды, $\text{м}^2/\text{с}$, $\chi = \lambda/(c \cdot \rho)$; α – коэффициент затухания тепловой волны, м^{-1} ; λ – теплопроводность среды, $\lambda = 0,33 \text{ Вт}/(\text{м} \cdot \text{К})$; c – удельная теплоемкость, $c = 3780 \text{ Дж}/(\text{кг} \cdot \text{К})$; ρ – плотность, $\rho = 1057 \text{ кг}/\text{м}^3$; f – частота колебаний плотности теплового потока, поступающего в среду, Гц; φ_0 – начальная фаза; A – амплитуда колебаний теплового потока, $^\circ\text{C}$; V – линейная скорость тепловой волны; x – значение толщины образца (0,002 м) (в скобках указаны значения констант, используемые в расчетах).

Для проверки применимости выражения (2) для описания тепловых процессов в биологической ткани выполнялась аппроксимация экспериментальной частотной зависимости скорости тепловой волны (см. рис. 4, б) с помощью выражения (4). Аппроксимация частотной зависимости затухания осуществлялась с помощью выражения $\exp(-\alpha x)$ – амплитудного множителя решения уравнения теплопроводности (2).

ОБСУЖДЕНИЕ И АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ

Аппроксимация экспериментальных данных

Аппроксимация экспериментальных результатов *ex vivo* (см. рис. 4, 5) с помощью выражения (2) демонстрирует высокую корреляцию расчетных и экспериментальных значений (для частотной зависимости затухания коэффициент корреляции $r = 0,81$, для частотной зависимости скорости – $r = 0,92$). Это свидетельствует о том, что выражение (2), описывающее распространение теплового возмущения в объеме твердых тел, применимо для описания свойств биологической ткани – модели кожи человека. При этом зависимость скорости тепловой волны в коже от частоты описывается выражением (4), а зависимость затухания тепловой волны от частоты – выражением (3).

Таким образом, в коже человека могут происходить следующие процессы: при проявлении вазомоторной активности периферических сосудов, приводящей к изменению объемного кровотока, модуляции теплового потока и температуры биологической ткани, в объеме ткани возникают квазипериодические тепловые возмущения, имеющие черты волнового процесса. На рис. 6 иллюстрируется распространение теплового потока в биологической ткани, вызванного колебанием объемного кровотока, с присущей ему модуляцией амплитуды и затуханием.

Затухание тепловой волны

Экспериментальные результаты (см. рис. 4, б; 5, б) свидетельствуют о значительной дисперсии и сильном затухании тепловой волны в биологической ткани. Рис. 5, б показывает, что на частотах выше 0,1 Гц расчетный коэффициент тепловой передачи имеет значение менее 10%, а на частотах выше 0,5 Гц – менее 1%.

Выражение для длины диффузии тепловой волны $L(f) = V/2\pi f$ показывает, что на расстоянии длины волны $l = V/f$ укладывается около 6 длин диффузии. Другими словами, на расстоянии $\sim 1/6$ длины волны амплитуда тепловой волны в коже затухает в e раз. Частотная зависимость длины диффузии (рис. 7, а) демонстрирует, что при частоте около 0,01 Гц длина диффузии равна толщине кожи – 2 мм. Таким образом, амплитуда теплового возмущения, обусловленного, например, гемодинамикой и распространяющегося из глубины к поверхности кожи, будет значительно ослаблена на частотах выше 0,01 Гц, что потребует для анализа гемодинамических явлений высокого разрешения термометрической техники.

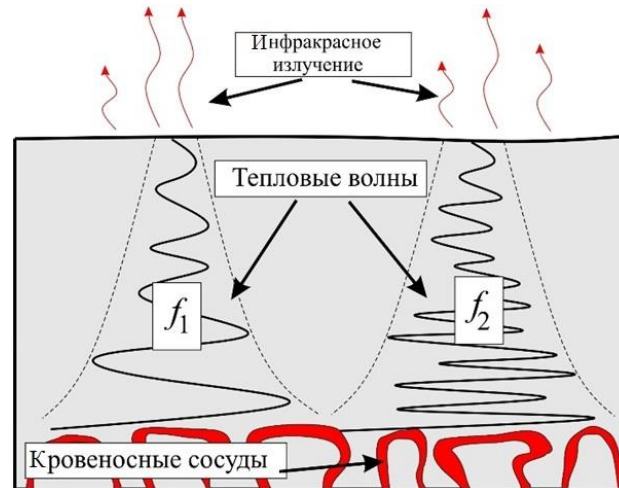


Рис. 6. Схематическое изображение распространения температурных волн в объеме кожи в направлении от кровеносных сосудов к поверхности (частота процесса $f_1 < f_2$)

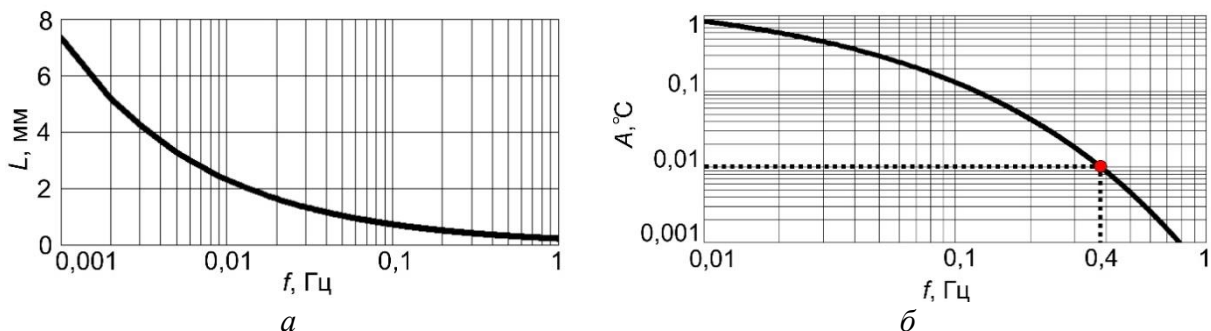


Рис. 7. Параметры тепловой волны: а – зависимость длины диффузии тепловой волны от частоты; б – зависимость амплитуды тепловой волны на поверхности кожи от частоты при толщине кожи 2 мм

Для расчета граничной частоты, выше которой амплитуда колебаний температуры кожи, вызванных гемодинамикой, будет ниже температурного разрешения типичного современного охлаждаемого тепловизора 0,01 °C, используем амплитудный множитель выражения (2) с параметрами $\chi = 1,7 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$, амплитудой колебаний температуры в глубине кожи 2 °C, глубиной залегания сосудов $x = 2 \text{ мм}$ от поверхности кожи. Кривая, полученная после подстановки указанных значений в амплитудный множитель (2), демонстрирует (см. рис. 7, б), что при частотах более 0,4 Гц амплитуда гемодинамически обусловленных колебаний температуры будет ниже разрешения тепловизора. На практике предельная частота температурных измерений может быть ещё ниже (около 0,1–0,2 Гц) вследствие влияния шумов [5, 13] и различных видов погрешностей [1].

Таким образом, из теоретических и экспериментальных данных следует, что для современных средств измерения температуры с разрешением $0,01\text{ }^{\circ}\text{C}$ и менее не доступен анализ формы пульсовых волн и частоты сердечных сокращений. Результаты температурных измерений пульса, иногда приводимые авторами, например в работах [9, 16], по всей видимости, основаны не на анализе температурных колебаний, а на детектировании механических колебаний кожи, проявляющихся лишь в областях выхода артерий на поверхность тела (запястье, висок, шея и т.п.).

Перспективы термовизуализации вазомоторной активности периферических сосудов

Полученные результаты (см. рис. 4, 5) и аппроксимирующие их выражения (2)–(4) создают экспериментальную основу для развития моделей, устанавливающих взаимосвязь динамики температуры на поверхности кожи с температурными процессами в глубине биологической ткани. В свою очередь, температура в глубине ткани модулируется пропорциональным изменением объемного кровотока, происходящим вследствие ритмической активности тонуса периферических артериальных сосудов в эндотелиальном, нейрогенном и миогенном диапазонах. Таким образом, полученные результаты дают возможность строить одно- и двухмерные модели взаимосвязи динамики температуры кожи и периферической гемодинамики на основе представления о температурных волнах в биологической ткани.

Как показывает дисперсионная кривая (см. рис. 4, б), скорость распространения тепловой волны в биологической ткани значительно зависит от частоты. Вследствие того что в сосудистой системе сосуществуют колебания в широком диапазоне частот, на глубине залегания сосудов в биологической ткани будет формироваться пакет тепловых волн, расплывающийся при своем распространении и формирующий на поверхности кожи температурный сигнал, не совпадающий по форме с сигналом на глубине. Использование выражений для тепловых волн (3), (4) позволяет восстановить форму сигнала на глубине биологической ткани и получить информацию о ритмах колебаний кровотока как основной эндогенной причине динамики температуры кожи.

Использование современных тепловизоров и полученных представлений о распространении тепловых волн в биологической ткани делает возможным преобразование температурной динамики в двухмерную карту динамики кровотока, характеризующую вазомоторную активность периферических сосудов. Таким образом, двухмерная оценка гемодинамики с помощью тепловизоров может найти широкое применение в медицинской диагностике, а именно для оценки степени тяжести ожогов, выявления рака груди, а также для контроля теплового воздействия лазерного излучения на биологическую ткань. По сравнению с известными современными методами, такими как лазерная доплеровская, спекл-контрастная визуализации кровотока и видеокапилляроскопия [19, 20], тепловизионный метод визуализации кровотока может иметь следующие преимущества: отсутствие внешнего осветителя объекта, широкое поле зрения, высокое временное и пространственное разрешения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, в данной работе получены экспериментальные частотные зависимости затухания и скорости распространения теплового возбуждения в образце свиной кожи как модели биологической ткани человека. Показана применимость решения уравнения теплопроводности в случае периодического нагрева образца для количественного описания тепловых явлений в биологической ткани. Представлена схема распространения тепловых волн от кровеносных сосудов к поверхности кожи.

Проведенные расчеты показывают, что температурный анализ периферической гемодинамики может быть наиболее информативен в частотном диапазоне, соответствующем эндотелиальному, нейрогенному и миогенному ритмам активной регуляции тонуса сосудов. Представленные результаты могут служить основой инструментальных методов температурного анализа гемодинамики и открывают возможность разработки методов двухмерной термовизуализации периферической гемодинамики в норме и при наличии различных сосудистых патологий.

БЛАГОДАРНОСТИ

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 17-75-10130).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вавилов В.П. Инфракрасная термография и тепловой контроль. – М.: Спектр, 2009. – 544 с.
2. Крупаткин А.И. Колебания кровотока – новый диагностический язык в исследовании микроциркуляции // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2014. – Т. 13, № 1. – С. 83–99.
3. Лыков А.В. Теория теплопроводности. – М.: Высшая школа, 1952. – 600 с.
4. Новиков И.А. Интерференция тепловых волн в средах с тепловой памятью // Журнал технической физики. – 1995. – Т. 65, № 1. – С. 3–11.
5. Сагайдачный А.А., Фомин А.В., Волков И.Ю. Предельные возможности современных тепловизоров как инструмента для исследования колебаний периферического кровотока человека в различных диапазонах частот // Медицинская физика. – 2016. – № 4. – С. 84–93.
6. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Потахин С.Н., Сагайдачный А.А., Фомин А.В., Самсонова А.А. Тепловизионный анализ характера реакции нижних конечностей на тепловую пробу при наличии сахарного диабета // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2016. – № 1. – С. 42–49.
7. Христофоров А.В., Абросимова И.С., Бурганов Б.Т. Интерференция температурных волн. Результаты лабораторного и полевого эксперимента // Георесурсы. – 2012. – № 1. – С. 28–30.
8. Bandrivskyy A., Bernjak A., McClintock P. Wavelet phase coherence analysis: application to skin temperature and blood flow // Cardiovascular Engineering: an International Journal. – 2004. – Vol. 4. – P. 89–93.
9. Garbey M., Sun N., Merla A., Pavlidis I. Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery // Biomedical Engineering, IEEE Transactions. – 2007. – Vol. 54, № 8. – P. 1418–1426.
10. Gleiter A., Guenther M. Thermal wave interference // Infrared Physics and Technology. – 2010. – Vol. 53. – P. 288–291.
11. Love T.J. Thermography as an indicator of blood perfusion // Annals of the New York Academy of Sciences. – 1980. – P. 429–437.
12. Podtaev S., Stepanov R., Smirnova E., Loran E. Wavelet-analysis of skin temperature oscillations during local heating for revealing endothelial dysfunction // Microvascular Research. – 2015. – Vol. 97. – P. 109–114.
13. Sagaidachnyi A.A., Volkov I.U., Fomin A.V. Influence of temporal noise on the skin blood flow measurements performed by cooled thermal imaging camera: limit possibilities within each physiological frequency range // Proc. SPIE 9917, Saratov Fall Meeting 2015: Third International Symposium on Optics and Biophotonics and Seventh Finnish-Russian Photonics and Laser Symposium (PALS). – 2016. – Vol. 9917. – P. 99170N.
14. 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.
15. Smirnova E., Podtaev S., Mizeva I., Loran E. Assessment of endothelial dysfunction in patients with impaired glucose tolerance during a cold pressor test // Diabetes and Vascular Disease Research. – 2013. – Vol. 10, № 6. – P. 489–497.
16. Sun N., Garbey M., Merla A., Pavlidis I. Imaging the cardiovascular pulse // Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05). – 2005. – Vol. 2. – P. 416–421.
17. Svaasand L., Boerslid T., Oeveraasen M. Thermal and optical properties of living tissue: application to laser-induced hyperthermia // Lasers in Surgery and Medicine. – 1985. – Vol. 5. – P. 589–602.

18. Svaasand L. Properties of thermal waves in vascular media; application to blood flow measurements // The International Journal of Medical Physics Research and Practice. – 1982. – Vol. 9, № 5. – P. 711–714.
19. Volkov M.V., Margaryants N.B., Potemkin A.V., Volynsky M.A., Gurov I.P., Mamontov O.V., Kamshilin A.A. Video capillaroscopy clarifies mechanism of the photoplethysmographic waveform appearance // Scientific Reports. – 2017. – Vol. 7, № 1. – P. 13298.
20. Volynsky M.A., Volkov M.V., Margaryants N.B., Gurov I.P., Kamshilin A.A. Blood peripheral circulation assessment method based on combined use of the video-capillaroscopy, imaging photoplethysmography, and electrocardiography // Optics InfoBase Conference Papers. – 2016. – Vol. F8-DH. – P. JT3A.26.

INVESTIGATION OF THERMAL WAVE PROPAGATION WITHIN THE MODEL OF BIOLOGICAL TISSUE AND THE POSSIBILITY OF THERMAL IMAGING OF VASOMOTOR ACTIVITY OF PERIPHERAL VESSELS

A.A. Sagaidachnyi, I.Yu. Volkov, A.V. Fomin, A.V. Skripal (Saratov, Russia)

Presently, investigation of relationships between biomechanical processes of regulation of the lumen of peripheral vessels, blood flow dynamics and changes in skin temperature with the aim of imaging of hemodynamic dysfunction is an actual problem of biomedical engineering and diagnostics. Experimental dependences of the velocity and damping of a periodic thermal perturbation in pig skin as a model of human skin have been established in this work. The solution of the heat equation in the case of periodic heating has been used to describe the propagation of thermal perturbation (heat waves) in a human skin model. Assuming proportional changes in the volume blood flow and temperature in the depth of the skin, this will allow restoring the signal of blood flow dynamics based on data of skin surface temperature variation. The latter experimentally justifies the possibility of thermal imaging of the processes of regulation of the vascular lumen of peripheral vessels during the diagnostics and therapy of vascular complications.

Key words: heat transfer, thermal wave, hemodynamics, damping, dispersion, skin, infrared thermography.

Получено 3 марта 2019