DOI: 10.18411/vntr2025-179-3
УДК 536.2:518.355.4

УСЛОВИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ В ТЕПЛОВОЙ СИСТЕМЕ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ, ВЫЗВАННЫХ РЕАКЦИЕЙ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ НА ТЕПЛОВОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ

© Александр Анатольевич Шульженко, Михаил Борисович Модестов
Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт машиноведения им. А.А.Благонравова Российской академии наук, Москва, Россия
aa_shulzhenko.01@mail.ru

Аннотация. *Проведено математическое моделирование реакции тела человека в виде температурных изменений на тепловое воздействие, связанных с изменениями в микроциркуляции крови в пределах тепловой системы, представляющей собой двухслойную тонкую стенку, расположенную на поверхности тела человека. Рассмотрены условия распространения температурных изменений в тепловой системе. Для имитации переменного коэффициента теплоотдачи человека, $K_н(\Delta T(t))$, возникающего в приграничном слое при тепловом воздействии, использовались экспериментальные данные, полученные при проведении тепловых проб методом лазерной доплеровской флоуметрии. Результаты получены с помощью оригинальной программы, написанной авторами. Данное исследование может представлять интерес для специалистов, занимающихся созданием устройств, обогревающих человека, а также для физиологов и медицинских работников различных профилей.*

Ключевые слова*: тепловая система, тканый электронагреватель, математическое моделирование, реакция человека на тепловой сигнал, коэффициент теплоотдачи, терморегуляция человека, периферическая микроциркуляция крови, физиология.*

Работа выполнена за счет средств Государственного задания, код (шифр) научной темы, присвоенной учредителем (организацией) FFGU-2024-0022.

CONDITIONS OF PROPAGATION IN THE THERMAL SYSTEM OF TEMPERATURE CHANGES CAUSED BY THE REACTION OF BLOOD MICROCIRCULATION TO THERMAL EFFECTS

© Alexander Anatolyevich Shul'zhenko, Mikhail Borisovich Modestov
Mechanical Engineering Research Institute the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia
aa_shulzhenko.01@mail.ru

Abstract. *Mathematical modeling of the human body reaction in the form of temperature changes to thermal impact associated with changes in blood microcirculation within the thermal system, which is a two-layer thin wall located on the surface of the human body, is carried out. The conditions of propagation of temperature changes in the thermal system are considered. To*

simulate the variable human heat transfer coefficient, Кн(ΔT(t)), arising in the boundary layer under thermal influence, experimental data obtained during thermal tests by the laser Doppler flowmetry method were used. The results were obtained using an original program written by the authors. This study may be of interest to specialists involved in the creation of devices that warm people, as well as to physiologists and medical workers of various profiles.
Key words: *thermal system, woven electric heater, mathematical modeling, human response to a thermal signal, human thermoregulation, peripheral blood microcirculation, physiology.*

This research was supported by State Assignment from Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation FFGU-2024-0022.

Для исследования периферической микроциркуляции крови применяются самые различные методы: плетизмографии, ультразвуковой визуализации, лазерно-доплеровской флоуметрии (ЛДФ) и т.д. С их помощью измеряются: скорость и объем кровотока, расположение и размеры сосудов и т.д. Все они строятся на различных способах измерения, но одно общее – наличие теплового воздействия, провоцирующего происходящие изменения в периферическом сосудистом русле. Однако, ввиду того, что данные методы довольно сложны, они до сих пор в практической медицине не используются [1].
В ходе экспериментов с тепловыми пробами с ткаными электронагревателями, расположенными на поверхности тела человека, было отмечено, что наблюдаются температурные изменения во времени в области тканых электронагревателей (рис. 1). Как оказалось, они связаны с изменениями в периферическом сосудистом русле, то есть, имеются предпосылки для построения более простого, неинвазивного метода по сравнению с методами плетизмографии и ЛДФ [2].

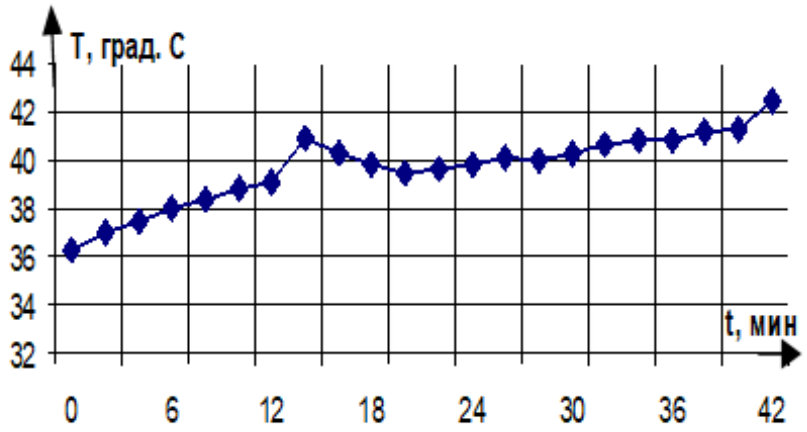


Рис. 1. Распространение температуры во времени на поверхности тканого электронагревателя, полученные в ходе натурного эксперимента.

Целью настоящей работы является определение условий, при которых происходит фиксация реакции тела человека на тепловое воздействие в виде изменений температуры, вызванных изменениями микроциркуляции крови.

Так как тепловые процессы происходят в пространствах, имеющих небольшие размеры, в пределах от менее одного да нескольких мм, то математическое моделирование является довольно удобным способом исследования.

Для воспроизведения моделей сигналов, воздействующих со стороны тела человека при его нагреве, использовались ранее полученные с помощью лазерно-доплеровского метода экспериментальные данные [1, 3 - 5].

В ходе моделирования проводились изменения условий распространения сигналов в тепловой системе.

Проведем рассмотрение тепловых процессов с использованием тканых электронагревателей и других, типов нагревателей (далее - нагревателей), с помощью которых можно осуществлять контактный нагрев.

Пусть, нагреватель имеет плоскую двухслойную структуру, у которой площадь поверхности намного превышает толщину, то есть представляет собой двухслойную тонкую стенку.

Будем считать, что интересующие тепловые процессы протекают по нормали к площади поверхности нагревателя, то есть, будем рассматривать одномерный в пространстве тепловой процесс. В нашем случае, в тепловой системе процесс протекает по оси X, а площадь поверхности нагревателя располагается по осям Y и Z.

Рассматриваемая тепловая система, расположенная на поверхности тела человека показана (рис. 2).

В пределах $X < X_0$ располагается внешняя среда - человек (так как размеры человека намного больше размеров используемого тканого электронагревателя, то будем считать, что по отношению к нему человек сам является внешней средой).

Также будем полагать, что температура ядра тела человека в течение всего эксперимента неизменна, $T_{cp} = const$.

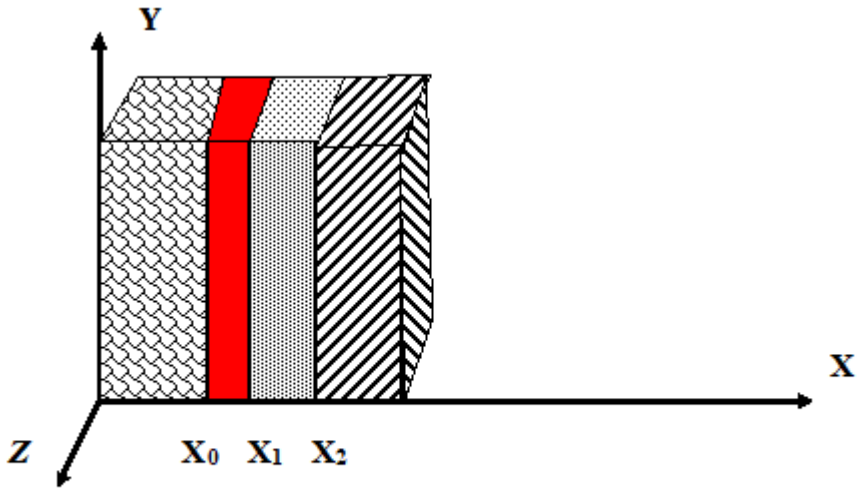


Рис. 2. Тепловая система нагревателя на поверхности тела человека.

В пределах $X_0 < X < X_1$ находится слой тканого электронагревателя.

На границе поверхности нагревателя и человека действуют граничные условия III-го рода [6].

Будем считать, что слой нагревателя имеет прямоугольную форму и плотно прилегает к другим слоям, а его параметры: ρ – плотность, *c* – теплоемкость, λ – теплопроводность,- неизменны в течение времени проведения каждого эксперимента.

Как уже отмечалось, при нагреве поверхности тела человека происходят изменения в периферической микроциркуляции крови, что подтверждается ранее проведенными исследованиями. Характер этих изменений наиболее точно отражен в работах [1, 4, 5] (рис. 3), а обобщенные данные результатов исследований, приведены и продемонстрированы на рис. 4 [3].

Изменение кровотока, то есть изменение объема и скорости переносимой крови на поверхности тела человека, приводит к изменениям коэффициента теплоотдачи тела человека, $K_н(\Delta T(t))$. Характер этих изменений пропорционален изменениям сосудистого русла, показанным на рис. 3 и 4 [7, 8].

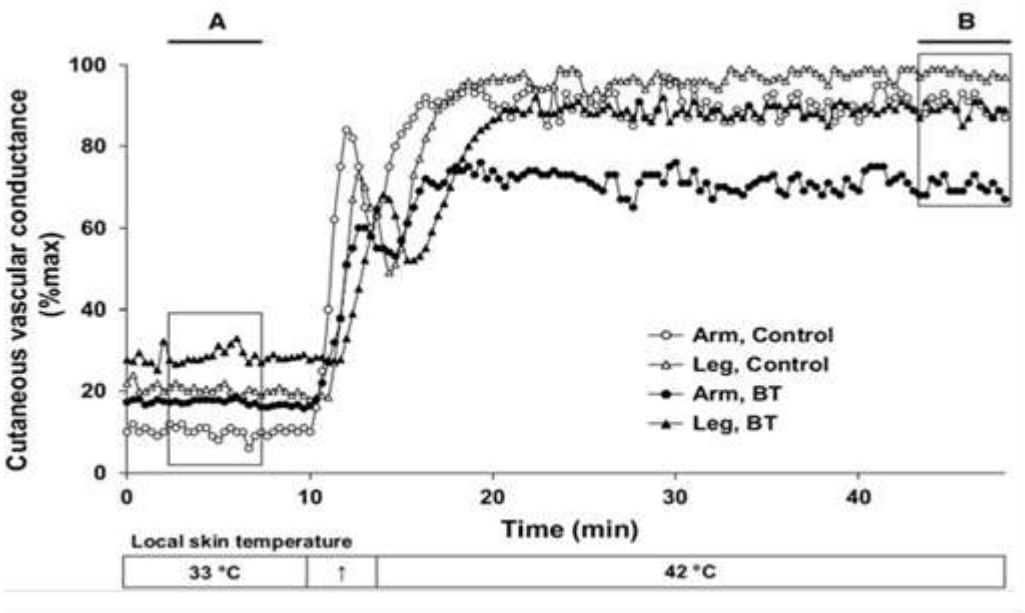


Рис. 3. CVCL(Ts) для двух площадок на руке и двух площадок на ноге. Местная температура кожи увеличивается со скоростью 3 С/мин.

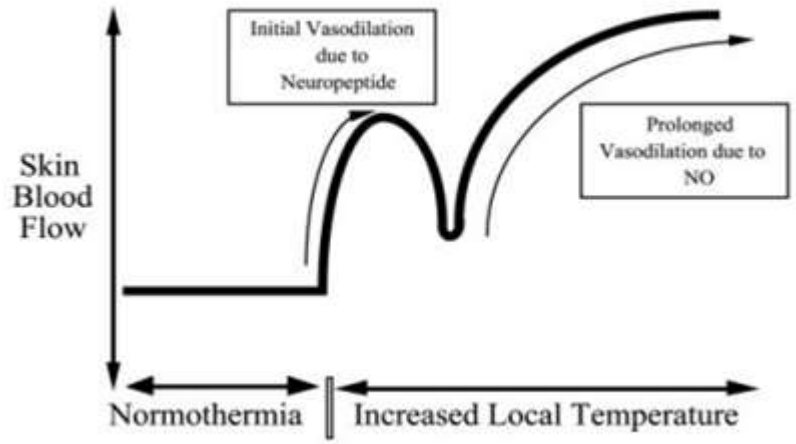


Рис. 4. Локальные реакции на согревание и сосудорасширяющие, сосудосужающие механизмы в коже человека. Повышение локальной температуры кожных кровеносных сосудов увеличивает кожный кровоток в результате двухфазной реакции: начальное быстрое повышение до пика, за которым следует длительная фаза плато.

Поэтому, используя данные, показанные на рис. 3 и 4, преобразуем их, учитывая пропорциональность изменений во времени коэффициента теплоотдачи тела человека в процессе нагрева, $K_н(\Delta T(t))$. Результат преобразования показан на рис. 5а.

Далее будем рассматривать тепловой процесс на границе нагревателя и человека не только в пространстве, по ***X***, а и во времени, по ***t***. В этом случае, функция температуры представляет собой функцию двух переменных,

$$\Delta T(x,t) = T(x,t) - T_{оср},$$

где $T(x,t)$ – текущее значение температуры; $T_{оср}$ – температура окружающей среды.

Граничные условия III рода в пространстве обычно представляются формулой с постоянным коэффициентом теплоотдачи

$$-\lambda_1 \cdot \frac{\partial \Delta T}{\partial x} = -K_н \cdot (\Delta T - \Delta T_{ср}) \qquad (1)$$

В нашем случае, изменения температуры на границе между нагревателем и телом человека, происходят одновременно не только по пространству (1), а и во времени, что вызывается нагревом и реакцией тела, переменным коэффициентом теплоотдачи, причем характер изменения температуры довольно динамичный, поэтому можно записать

$$-\lambda_1 \cdot \frac{\partial \Delta T}{\partial x} = -K_н(\Delta T(t)) \cdot (\Delta T - \Delta T_{ср}) \qquad (2)$$

где λ_1 – коэффициент теплопроводности материала нагревателя, находящегося на поверхности тела человека; $K_н$ – коэффициент теплоотдачи тела человека; $\Delta T = T - T_{оср}$ – текущее значение температуры; $\Delta T_{ср} = T_{ср} - T_{оср}$ – температура человека; $T_{оср}$ – температура окружающей среды; $T_{ср}$ – температура окружающей среды (тела человека); x - текущее значение пространственной координаты.

Подробно решение этой задачи было рассмотрено в [9].

В пределах $X_0 < X < X_1$ располагается слой, представляющий собой нагреватель. Действие нагревателя в этом слое описывается с помощью уравнения Фурье с внутренними источниками

$$\rho_1 \cdot c_1 \cdot \frac{\partial \Delta T}{\partial t} = \lambda_1 \cdot \frac{\partial^2 \Delta T}{\partial x^2} + q_v \quad \text{при} \quad t > 0, \quad x_1 < x < x_2 \qquad (3)$$

где λ_1 - коэффициент теплопроводности материала нагревателя; ρ_1 – плотность материала нагревателя; c_1 – теплоемкость материала нагревателя; q_v – объемная плотность тепловыделения нагревателя.

В пределах $X_1 < X < X_2$ располагается теплоизоляционный слой нагревателя. Тепловые процессы, происходящие в этом слое, можно представить с помощью уравнения Фурье

$$\rho_2 \cdot c_2 \cdot \frac{\partial \Delta T}{\partial t} = \lambda_2 \cdot \frac{\partial^2 \Delta T}{\partial x^2} \quad \text{при} \quad t > 0, \quad x_1 < x < x_2 \qquad (4)$$

где λ_2 - коэффициент теплопроводности материала теплоизоляционного слоя нагревателя; ρ_2 – плотность материала теплоизоляционного слоя нагревателя; c_2 – теплоемкость материала теплоизоляционного слоя нагревателя.

Условия в тонкой стенке между теплоизоляционным слоем нагревателя и нагревателем, в точке X_1, можно представить в виде граничных условий IV рода, то есть на границе будет соблюдаться равенство не только тепловых потоков, а и температур

$$\begin{cases} -\lambda_1 \cdot \dfrac{\partial \Delta T}{\partial x}\Big|_{x=x_1} = -\lambda_2 \cdot \dfrac{\partial \Delta T}{\partial x}\Big|_{x=x_1} \quad \text{при} \quad t>0, \quad x=x_1 \\ \Delta T_{h1}(t,x) = \Delta T_{i1}(t,x) \end{cases} \tag{5}$$

где $\Delta T_{i1}(t,x) = (T_{i1}(t,x) - T_{ocp})$ – разность между температурой на границе между теплоизоляционным слоем нагревателя и нагревателя со стороны теплоизоляционного слоя и температурой окружающей среды; $T_{i1}(t,x)$ – текущая температура на границе между теплоизоляционным слоем нагревателя и нагревателем со стороны теплоизоляционного слоя; $\Delta T_{h1}(t,x) = (T_{h1}(t,x) - T_{ocp})$ – разность между температурой на границе между теплоизоляционным слоем нагревателя и нагревателя со стороны нагревателя и температурой окружающей среды; $T_{h1}(t,x)$ – текущая температура на границе между теплоизоляционным слоем нагревателя и нагревателем со стороны нагревателя; T_{ocp} – температура окружающей среды.

Для описания условий между теплоизоляционным слоем нагревателя и окружающей средой также используются граничные условия III вида, но с постоянным коэффициентом теплоотдачи окружающей среды

$$\lambda_2 \cdot \frac{\partial \Delta T}{\partial x} = K_2 \cdot (T - T_{ocp}) \tag{6}$$

где $\Delta T = T - T_{ocp}$, T – текущее значение температуры; T_{ocp} – температура окружающей среды; K_2 – коэффициент теплоотдачи окружающей среды, контактирующей с теплоизоляционным слое нагревателя.

В целом, тепловую задачу с учетом (2) - (6) и других рассмотренных замечаний можно представить в виде смешанной задачи Коши

$$\begin{cases} \Delta T = \Delta T_{ocp} \quad при \quad t \ge 0 \quad x \ge x_2 \\ \Delta T = \Delta T_{cp} \quad при \quad t \ge 0 \quad x \le x_0 \\ -\lambda_1 \cdot \dfrac{\partial \Delta T}{\partial x} = -K_n(\Delta T(t)) \cdot (\Delta T - \Delta T_{cp}) \quad \text{при} \quad t>0, \quad x=x_0 \\ \rho_1 \cdot c_1 \cdot \dfrac{\partial \Delta T}{\partial t} = \lambda_1 \cdot \dfrac{\partial^2 \Delta T}{\partial x^2} + q_v \quad \text{при} \quad t>0, \quad x_0 < x < x_1 \\ -\lambda_1 \cdot \dfrac{\partial \Delta T}{\partial x}\Big|_{x=x_1} = -\lambda_2 \cdot \dfrac{\partial \Delta T}{\partial x}\Big|_{x=x_1} \quad \text{при} \quad t>0, \quad x=x_1 \\ \Delta T_{h1}(t,x) = \Delta T_{i1}(t,x) \quad \text{при} \quad t>0, \quad x=x_1 \\ \rho_2 \cdot c_2 \cdot \dfrac{\partial \Delta T}{\partial t} = \lambda_2 \cdot \dfrac{\partial^2 \Delta T}{\partial x^2} \quad \text{при} \quad t>0, \quad x_1 < x < x_2 \\ -\lambda_2 \dfrac{\partial \Delta T}{\partial x} = -K_2 \cdot (T - T_{ocp}) \quad \text{при} \quad t>0, \quad x=x_2 \end{cases} \tag{7},$$

x – координата по оси X; ΔT_{h1} – разность температур со стороны нагревателя в точке x_1; ΔT_{i1} – разность температур со стороны теплоизоляционного слоя нагревателя в точке x_1.

В соответствии с поставленной задачей (7) и с учетом использования теории возмущений [9] была написана программа, позволяющая рассматривать тепловые процессы на поверхности тела человека.

С помощью программы было проведено имитационное моделирование при использовании различных нагревателей и теплоизоляционных слоев, входящих в состав тонкой стенки, обладающих различными массами, теплоемкостями и теплопроводностями. Остальные параметры тонкой стенки оставались постоянными.

Следует отметить, что наличие аксонных явлений, проявляющихся при изменении микроциркуляции крови в ходе проведения тепловой пробы (рис. 3 и 4), можно преобразовать [9] в температурные изменения во времени и в пространстве, показанные на рис. 4б, что соответствует экспериментальным результатам, полученным и авторами (рис. 1). Наличие или вырождение аксонного явления позволяет удобно, не усложняя алгоритмы, отслеживать тепловые процессы, происходящие в системе при разных физических параметрах ее элементов.

С помощью имитационного моделирования было определено, что:

- при небольших значениях массы, теплоемкости и теплопроводности материалов нагревателя (в данном случае, тканого электронагревателя) и теплоизоляционного слоя, тепловой сигнал-реакция человека, сформированный под воздействием нагревателя, приводит к изменению коэффициента теплоотдачи (рис. 5а). Связано это с влиянием изменений, происходящих в сосудистом русле за счет расширения/сужения сосудистого русла, увеличения/снижения скорости и объема кровотока. Сигнал-реакция (хорошо отслеживается по аксонному выбросу) устойчиво распространяется не только в области контакта тканого электронагревателя и тела человека, а и по большей части тонкой стенки: тканого электронагревателя и теплоизоляционного слоя (рис. 5б);

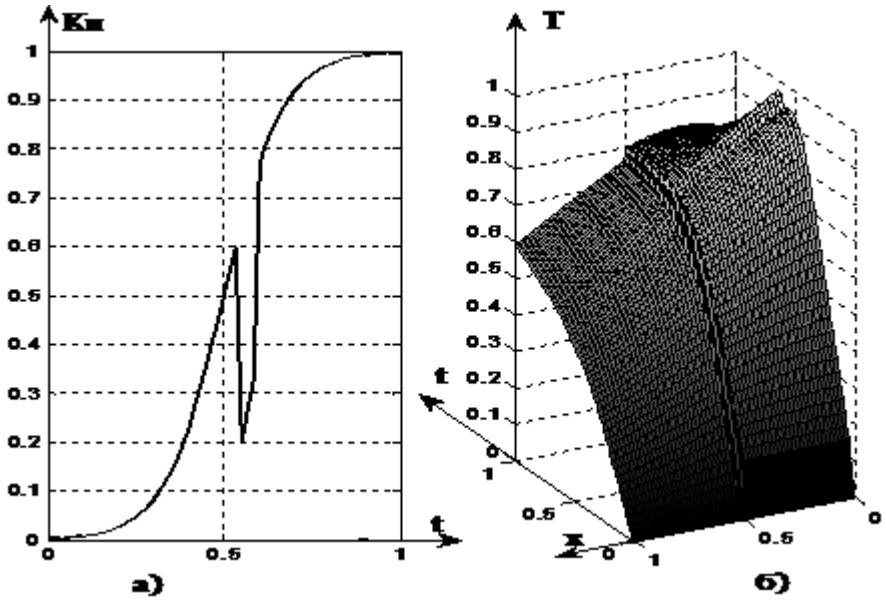


Рис. 5. а) Изменение коэффициента теплоотдачи тела человека во времени; б) изменение температуры во времени в пределах расположенной на поверхности тела человека тонкой стенки, состоящей из тканого электронагревателя и теплоизоляционного слоя, обладающих небольшой теплоемкостью и массой.

- при небольших значениях массы, теплоемкости и теплопроводности материалов нагревателя (в данном случае, тканого электронагревателя) и, одновременно, большой массе и теплоемкости, но небольшой теплопроводности теплоизоляционного слоя, аналогично первому случаю, тепловой сигнал-реакция человека, сформированный под воздействием тканого электронагревателя, приводит к изменению коэффициента теплоотдачи (рис.6а). Но, сигнал-реакция хорошо распространяется только в небольшой области тканого электронагревателя, а в области теплоизоляционного слоя он не распространяется (рис. 6б);

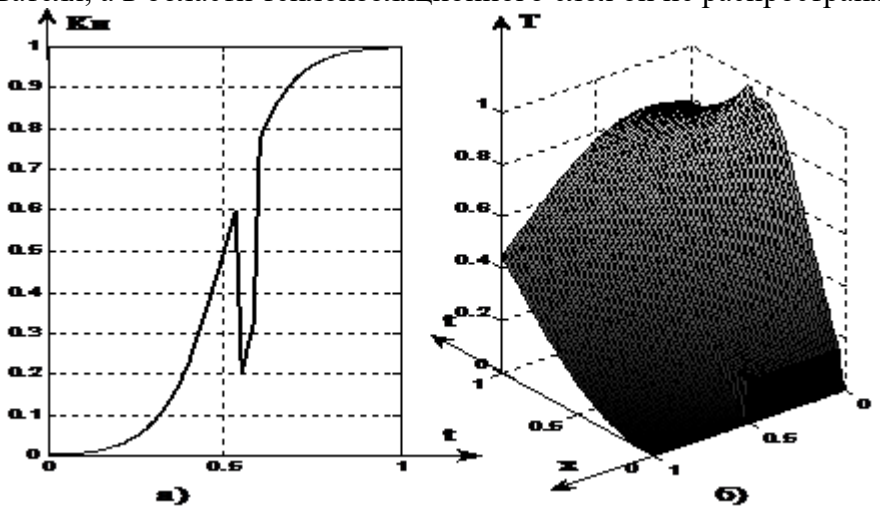


Рис. 6. а) Изменение коэффициента теплоотдачи тела человека во времени; б) изменение температуры во времени в пределах расположенной на поверхности тела человека тонкой стенки, состоящей из тканого электронагревателя, обладающего небольшой теплоемкостью и массой, и теплоизоляционного слоя нагревателя, имеющего большую теплоемкость и массу.

- при большой массе и большой теплоемкости, но небольшой теплопроводности материалов при использовании не тканых, а другого типа нагревателей, и, одновременно, при небольшой массе, теплоемкости и теплопроводности материалов теплоизоляционного слоя тепловой сигнал-реакция человека, сформированный под воздействием нагрева нагревателем, в области тонкой стенки не распространяется (рис. 7б);

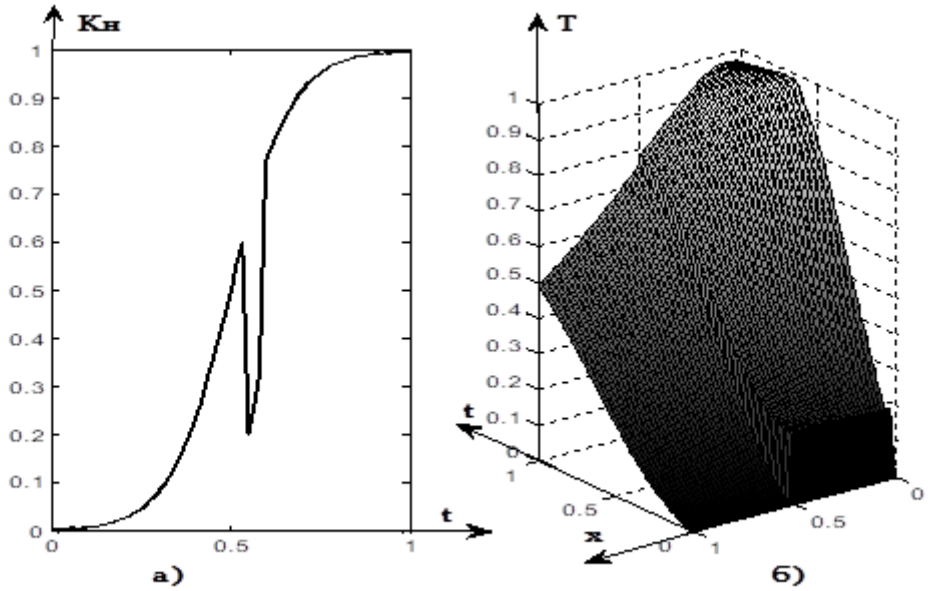


Рис. 7. а) Изменение коэффициента теплоотдачи тела человека во времени; б) изменение температуры во времени в пределах расположенной на поверхности тела человека тонкой стенки, состоящей из нагревателя, обладающего большой теплоемкостью и массой, и теплоизоляционного слоя нагревателя, имеющего небольшую теплоемкость и массу.

- при небольших значениях массы, теплоемкости, но большой теплопроводности материалов тканого электронагревателя и небольших значениях массы, теплоемкости и теплопроводности материалов теплоизоляционного слоя, тепловой сигнал-реакция человека, сформированный под воздействием тканого электронагревателя, приводит к изменению теплового поля. В этом случае, температурная реакция микроциркуляции на тепловое воздействие в виде аксонных изменений не видна даже в области тканого электронагревателя (рис. 8б).

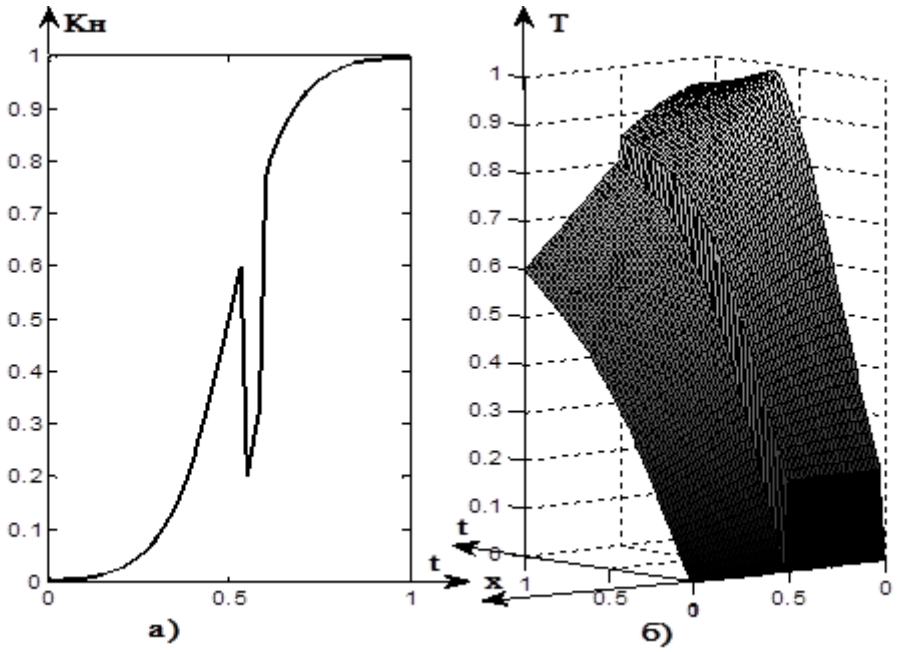


Рис. 8. а) Изменение коэффициента теплоотдачи тела человека во времени; б) изменение температуры во времени в пределах расположенной на поверхности тела человека тонкой стенки, состоящей из тканого электронагревателя, обладающего небольшой теплоемкостью и массой, но большой теплопроводностью, и теплоизоляционного слоя нагревателя, имеющего небольшую теплоемкость и массу.

Выводы. При моделировании динамичных изменений температуры в области тепловой системы на фоне контактного нагрева, идентичного нагреву при лазерной доплеровской флоуметрии, для построения модели переменного во времени коэффициента теплоотдачи тела человека были использованы изменения кровотока, полученные с помощью лазерной доплеровской флоуметрии.

Моделирование тепловых процессов в двухслойной тонкой стенке, происходящих под воздействием тканых электронагревателей, расположенных на поверхности тела человека, показало, что в этом случае обеспечиваются наилучшие условия для распространения теплого сигнала-реакции тела человека, то есть, когда все элементы тонкой стенки обладают малой массой, малой теплоемкостью и невысокой теплопроводностью. А сопоставление сигналов, полученных в ходе натурного эксперимента (рис. 1) и математического моделирования, позволяют убедиться в их идентичности.

При сохранении малой массы, теплоемкости и теплопроводности нагревателя (при параметрах, аналогичных тканому электронагревателю) и одновременном увеличении массы и теплоемкости теплоизоляционного слоя температурная реакция на тепловое воздействие со стороны нагревателя на тело человека распространяется только в пределах нахождения нагревателя. Больше того, возрастание тепловой инерции теплоизоляционного слоя приводит к ослаблению температурной реакции и, даже, в пределах слоя нагревателя.

При сохранении малой массы и теплоемкости теплоизоляционного слоя и при одновременном увеличении массы и теплоемкости нагревателя распространение температурной реакции на тепловое воздействие со стороны нагревателя на тело человека в пределах слоя нагревателя ухудшается, вплоть до полного исчезновения.

При сохранении малой массы и теплоемкости, но увеличении теплопроводности тканого электронагревателя, при одновременном сохранении малой массы, малой теплоемкости

теплоизоляционного слоя распространение тепловой реакции человека на тепловое воздействие со стороны нагревателя в пределах тонкой стенки ухудшается, вплоть до полного исчезновения.

Следует отметить, что у различных типов нагревателей, использующих в качестве теплоносителя воду, обладающую большой массой и теплоемкостью, распространение в области расположения нагревателя сигнала-реакции человека на тепловое воздействие нагревателя, либо крайне ослаблено, либо вообще подавлено.

Имитационное моделирование различных условий и использование аксонных явлений для наблюдения изменений температур, позволило достаточно простым способом определить влияние элементов тепловой системы, с различными тепловыми свойствами, на распространение температурной реакции на нагрев тела человека в области тепловой системы.

Список литературы

1. *Vissler E.H.* Human. Temperature. Control. - B. Springer, 2018. – 425 p.
2. *Шульженко А.А.* Некоторые особенности тепловых процессов в системах обогрева с ткаными электронагревателями// Проблемы машиностроения и надежности машин. – 2023. - № 5. - С. 103-112.
3. *Kellogg J., Dean L.* In vivo mechanisms of cutaneous vasodilation and vasoconstriction in humans during thermoregulatory challenges // Journal of applied physiology.— 2006.— Vol. 100, no. 5.— P. 1709.
4. *Мизева И.А.* Пространственно-временной анализ колебаний кровотока в микроциркуляторном русле человека по данным оптические и термометрических измерений. Диссертация д.ф-м.н. ИМСС УРО РАН - Филиал ФГБУН ПФИЦУО РАН. 2021, 328 с.
5. *Глазков А.А.* Лазерная доплеровская флоуметрия. Диссертация к.м.н. МОНИКИ. 2020, 115 с.
6. *Самарский А.А., Вабищевич П.Н.* Вычислительная теплопередача. - М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2009. - 784 с.
7. *Кирпичев М.В., Михеев М.А., Эйгенсон Л.С.* Теплопередача. М.-Л.: Государственное энергетическое издательство, 1940. - 292 с.
8. *Жуковский В.С.* Основы теории теплопередачи. - Л.: Энергия, 1969. - 224 с.
9. *Шульженко А.А.* Особенности использования теории возмущений при описании граничных условий III рода на поверхности тканых электронагревателей // Проблемы машиностроения и автоматизации. – 2025. - № 1. - С. 49 - 56.
10. *Шульженко А.А., Модестов М.Б.* Новые возможности тканых электронагревателей// Проблемы машиностроения и надежности машин. – 2025. - № 1. - С. 100-108.

Дата поступления: 1 декабря 2025 г.