

НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МАШИНОСТРОЕНИИ

УДК 536.2:518.355.4

НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ТКАНЫХ ЭЛЕКТРОНАГРЕВАТЕЛЕЙ

© 2025 г. А. А. Шульженко^{1, *}, М. Б. Модестов¹¹Институт машиноведения им. А. А. Благонравова РАН, Москва, Россия

*e-mail: aa_shulzhenko.01@mail.ru

Поступила в редакцию 03.05.2024 г.

После доработки 16.08.2024 г.

Принята к публикации 20.10.2024 г.

Получены данные о реакции со стороны человека на тепловое воздействие тканых электронагревателей. Для оценки результатов реакции проведена обработка данных путем расчета разности между температурами, полученными в области нагревателя при переменном и постоянном коэффициентах теплоотдачи телу человека. Проведено сопоставление полученных результатов с данными других исследований периферической микроциркуляции, выполненных с помощью методов: плетизмографии, лазерно-доплеровской флоуметрии. Сравнение показало как совпадающий, так и оригинальный характер результатов, поэтому предлагаемый подход может применяться как самостоятельно, так и в сочетании с другими методами, что позволит получить более полную картину влияния тепла на процессы микроциркуляции крови. Статья представляет интерес для специалистов, занимающихся разработкой изделий для обогрева человека, медицинских приборов, физиологов и медицинских работников других специальностей.

Ключевые слова: тканый электронагреватель, терморегуляция человека, тепловая система, реакция человека на тепловой сигнал, микроциркуляция крови

DOI: 10.31857/S0235711925010121, **EDN:** EPOCDC

Кожный кровоток привлекает внимание специалистов различных медицинских специальностей: физиологов, хирургов, кардиологов и т.д., т.к. именно периферическая микроциркуляция крови служит с одной стороны для восприятия, адаптации организма к энергетическому воздействию со стороны внешней среды, а с другой — для трансляции энергии метаболически активных внутренних органов через кожу во внешнюю среду. Крайне актуальна оценка состояния микроциркуляции крови и при диагностике самых различных заболеваний: сердечнососудистой системы, диабета, онкологии и др.

С целью получения представлений о периферической микроциркуляции крови используются как неинвазивные (без разрыва кожи), так и инвазивные методики.

Прямое измерение изменений, происходящих в периферической системе кровеносных сосудов, очень затруднено, как из-за их малых размеров, так и из-за большой чувствительности к механическим воздействиям. Больше того, инвазивные хирургические манипуляции с введением различных измерительных устройств, часто приводят к получению недостоверной информации.

Набор неинвазивных методов также крайне ограничен. Чаще всего используются методы лазерно-доплеровской флоуметрии и плетизмографии, практикуются ультразвуковые исследования. Лазерно-доплеровская флоуметрия, позволяет проводить

измерения скорости и определение концентрации нескольких соединений ткани, например, эритроцитов. Информационный сигнал, формируемый лазером, подается на исследуемый объект и получается отраженный сигнал. Сопоставление прямого и отраженного сигналов позволяет получить информацию о количестве и скорости эритроцитов, дающую представление об изменениях кровотока [1–4].

Методом плетизмографии получают данные об объемах кровотока, в частности, путем измерения изменений электрического сопротивления ртутно-пластикового измерителя, обернутого вокруг исследуемой части тела [5]. Для этих целей можно применять и плетизмографию с вытеснением воды [6], или более современный способ — фотоплетизмографию [7, 8]. С помощью ультразвука возможно определение состояния кровотока в крупных сосудах и скорость кровотока за счет отражения создаваемого сигнала от стенок сосудов [9].

Все рассмотренные методы очень чувствительны, поэтому требуют тонкой настройки, что осложняет их практическое применение. При проведении исследований микроциркуляции часто используются методы не только экспериментального, но и математического моделирования, позволяющие получить требуемую информацию об изучаемом объекте путем имитации [10].

Е. Висслером, Л. Роуэллом и др. были сделаны обзоры по результатам работ широкого круга исследователей, включающие и их собственные экспериментальные данные. Эти обзоры позволяют составить системные представления по изучаемому вопросу. Большое внимание в этих работах уделялось вопросам поведения систем кровообращения под воздействием тепловых сигналов различных уровней в динамике. Их наблюдения показали, что тепловой стресс вызывает как расширение, так и сужение сосудов в системах кровеносных сосудов, в том числе и периферических — метод лазерно-доплеровской флоуметрии (рис. 1), метод плетизмографии (рис. 2) [1, 2].

Еще в 1905 г. О. Мюллер пришел к выводу, что существует «антагонизм» между сосудистыми руслами, т.к. на фоне расширения периферических сосудов под действием тепла происходит сужение сосудов, идущих вглубь тела человека [11]. Подобные выводы были сделаны и Л. Роуэллом. Аналогичные результаты показаны на рис. 1, где отчетливо видно, что при определенных уровнях теплового воздействия происходит не только расширение, но и сужение периферических сосудов [1, 2].

Еще один интересный результат, к которому пришли Тейлор и др., заключается в том, что кожный кровоток с ростом температуры кожи сначала не изменяется. Затем, после 30°C, происходит плавное увеличение объема переносимой крови. А при температуре свыше 41.5°C наблюдается практически прекращение роста объема переносимой крови, т.е. происходит выход объема переносимой крови в периферических сосудах на максимум, как показано на рис. 2 после 42°C [5, 6, 12].

Рассмотренные методы в связи со сложностью их реализации используются только при научных исследованиях, а в широкой медицинской практике большого распространения не получили. Поэтому стояла задача создания подхода, позволяющего получать информацию о состоянии периферической микроциркуляции более доступными и технически легко реализуемыми решениями. С этой целью было проведено рассмотрение возможности использования теплового метода на основе тканых электронагревателей.

Тканые электронагреватели хорошо известны. Они применяются при обогреве различных технических устройств, а также уже используются для решения некоторых медицинских проблем, например, термокомпенсации тепловых потерь у ожоговых больных и т.д. [13].

Одним из основных свойств тканых электронагревателей является способность плотно прилегать к сложной форме обогреваемой поверхности, т.е. создается достаточно надежный контакт между телом человека и нагревателем, что обеспечивает

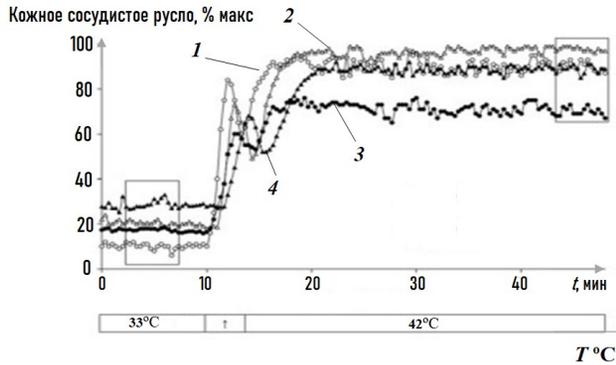


Рис. 1. Изменение кожного сосудистого русла на двух площадках на руке (кривые 1, 3) и на двух площадках на ноге (кривые 2, 4). Местная температура кожи увеличивается с относительно высокой скоростью — 3°C/мин.

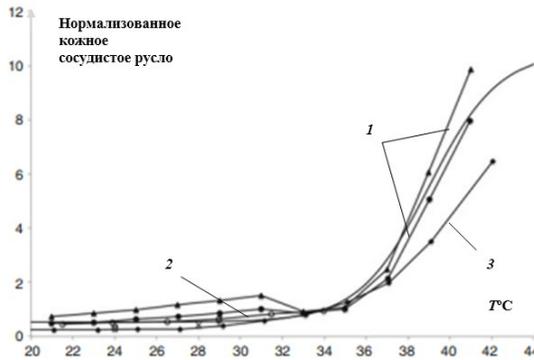


Рис. 2. Взаимосвязь кожного кровотока с температурой на поверхности кожи, полученная различными исследователями: 1 — Н. Чаркудяном и др.; 2 — К. Томсон–Торгесоном и др.; 3 — Д. Стефенсом и др.

снижение теплотерь при тепловом воздействии. Контактный способ позволяет не только эффективно воздействовать теплом, но и предоставляет возможность получить отклики на это воздействие со стороны исследуемых биологических объектов [14, 15].

При ранее проводимых исследованиях тепловое воздействие на человека в большинстве случаев осуществлялось с помощью воды, которую: или наливали в ванну и помещали туда человека; или использовали воду, протекающую по капиллярам оболочки специального костюма, который одевался на человека; или поливали кожную поверхность струйками подогретой воды. Температура измерялась на поверхности тела человека с помощью термопар. Однако, никаких особенных температурных реакций отмечено не было [1, 2, 6].

Было проведено моделирование тепловых процессов, проходящих на поверхности тела человека при его согревании с помощью тепловыделяющих элементов, обладающих различными тепловыми параметрами. Оно показало, что рост массы и теплоемкости у применяемых нагревателей, т.е. рост тепловой инерции (а вода относится именно к таким веществам с высокой тепловой инерцией), приводит к снижению уровня ответного на нагрев сигнала-отклика от человека в пределах тепловой системы, вплоть до его полного исчезновения (рис. 3) [14].

В то же время, при использовании менее массивных нагревателей, например, тканых электронагревателей, сигнал-отклик человека на тепловое воздействие распространяется намного лучше (рис. 4).

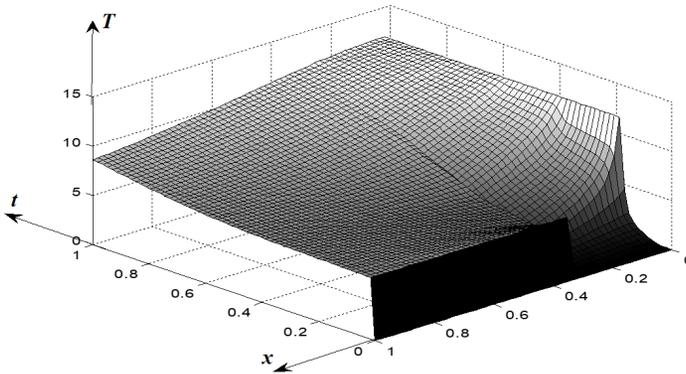


Рис. 3. Модель пространственно-временных тепловых процессов, происходящих в нагревательной системе на поверхности тела человека при использовании массивного нагревателя.

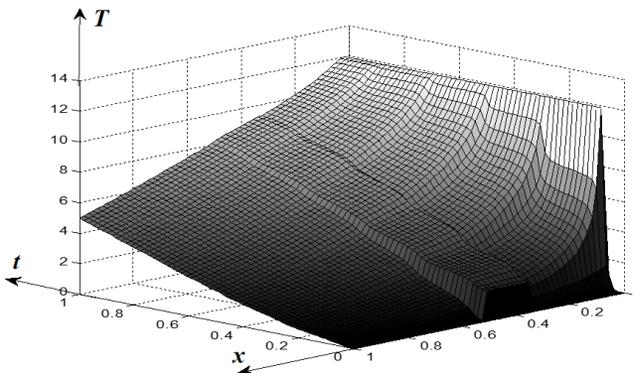


Рис. 4. Модель пространственно-временных тепловых процессов, происходящих в нагревательной системе на поверхности тела человека при использовании тканого электронагревателя.

Полученные результаты позволили предположить, что построение нагревательных систем на основе тканых электронагревателей, с малой тепловой инерцией, может быть перспективным при исследовании изменений периферической микроциркуляции крови [15].

Для получения более точных данных о процессах, проходящих на поверхности тела человека при нагреве, было проведено новое экспериментальное исследование с измененными параметрами тепловой системы, отличающимися от рассмотренных в работах [14, 15]. Был убран промежуток между телом человека и нагревателем, что позволило убрать влияющую на тепловой процесс потовую составляющую. В этом случае, тепловая система стала представлять собой двухслойную тонкую стенку (рис. 5), непосредственно находящуюся на поверхности тела человека. Между нагревателем и телом человека размещалась выносная термопара измерителя температуры. Изменения теплового поля $T(t)$ проходили под воздействием во времени тканого электронагревателя, вызывавшего изменения периферического кровотока: расширения/сужения сосудистого русла, скорости переноса крови, объема перенос-

са крови и т.д. [1–5], что, в свою очередь, приводило к изменению коэффициента теплоотдачи нагревателя телу человека.

Схема измерения тепловых параметров показана на рис. 5.

Измерение температуры проводилось цифровым термометром с выносной термопарой фирмы Huger Electronics GmbH, модель SA880SSX с диапазоном измерения температур от -50°C до 260°C . Погрешность измерения в диапазоне температур от -49°C до 105°C составляла 0.1°C .

Расположение нагревателя и термопары на поверхности тела человека показано на рис. 6.

В качестве нагревателя использовался тканый электронагреватель, а в качестве тепловыделяющих элементов — углеродные нити.

В течение десяти минут надетый на тело человека нагреватель был отключен. Затем, фиксировалась температура. После фиксации температуры, на 11 минуте, включался нагреватель. Измерения температуры проводились непрерывно через каждые 2 мин. до температуры 42.5°C .

Полученные результаты приведены на рис. 7, кривая 1.

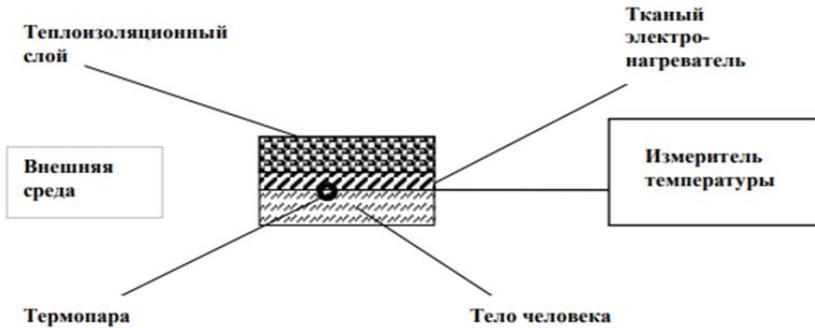


Рис. 5. Схема измерения температуры.

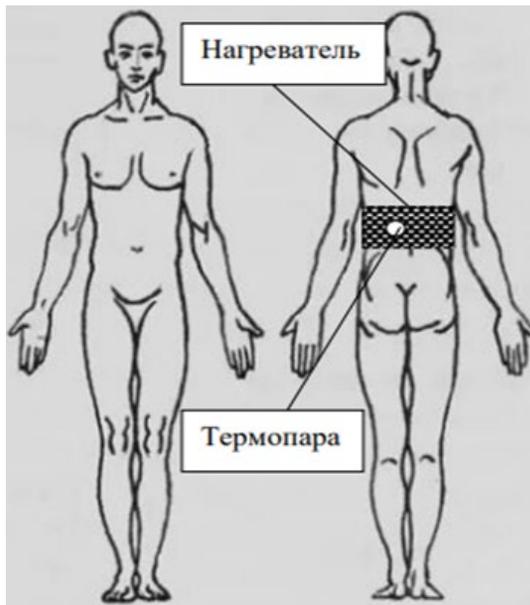


Рис. 6. Расположение тканого электронагревателя и термопары на поверхности тела человека.

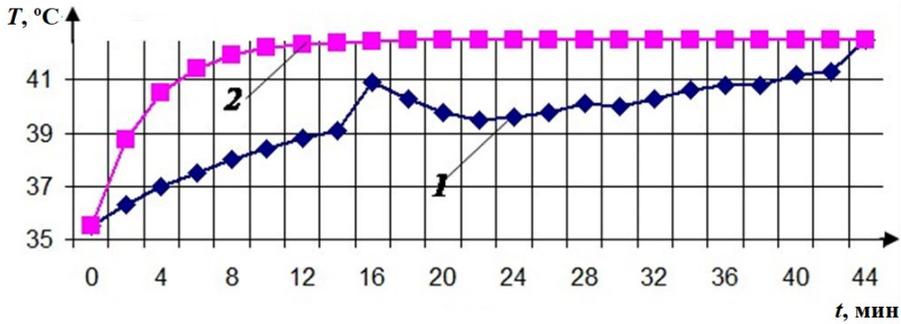


Рис. 7. Изменение температуры в области тканого электронагревателя:
 1 — при проведении эксперимента (при переменном коэффициенте теплоотдачи);
 2 — при расчетном постоянном коэффициенте теплоотдачи.

Если бы тканый электронагреватель находился на поверхности стола, т.е. когда все граничные условия на его поверхности были постоянны, характер изменения температуры в области тканого электронагревателя отвечал бы графику, приведенному на рис. 8.

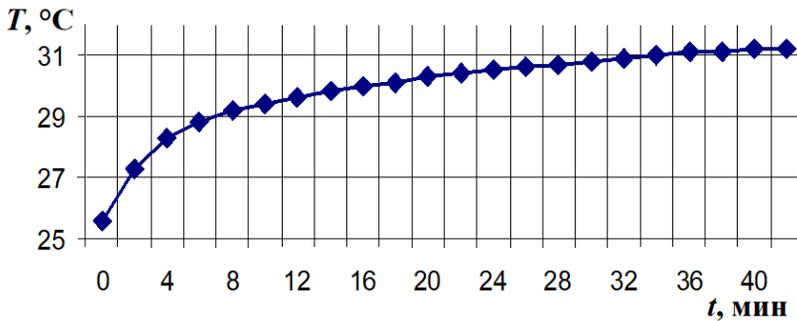


Рис. 8. Изменение температуры во времени у тканого электронагревателя, расположенного на поверхности стола.

На рис. 8 хорошо видно, что никаких локальных подъемов и/или снижений температуры не наблюдается.

Поэтому было проведено сопоставление изменений температуры в области тканого электронагревателя при проведении натурального эксперимента (при переменном коэффициенте теплоотдачи) с изменениями температуры при постоянном коэффициенте теплоотдачи, определяемом по экспериментальным данным в начале нагрева. Так как тканый электронагреватель находился не на поверхности стола, а на поверхности тела человека, то необходимо провести уточнение условий, соответствующих работе тканого электронагревателя на поверхности тела человека. Свойства самого нагревателя, его мощность, площадь поверхности, на протяжении всего эксперимента оставались постоянными.

Расчетное изменение температуры во времени $T_n(t)$ тканого электронагревателя, расположенного на поверхности тела человека, но работающего при постоянном коэффициенте теплоотдачи α_n , можно получить, считая, что с одной стороны нагревателя располагается теплоизоляционный слой, а толщина тканого электронагревателя $d \rightarrow 0$. Тогда, учитывая, что имеем тонкую стенку, у которой весь тепловой поток направлен с одной стороны тканого электронагревателя в сторону тела человека, можно составить энергетический баланс

$$Q_{\text{ген}} = Q_{\text{нагр}} + Q_{\text{отд}}, \quad (1)$$

где $Q_{\text{ген}} = q_v V \Delta t$ — энергия, поступающая в систему от тканого электронагревателя; q_v — объемная теплопродукция тканого электронагревателя; V — объем тканого электронагревателя; Δt — время нагрева; $Q_{\text{отд}} = \alpha_n S (T - T_0) \Delta t$ — энергия отданная телу человека; α_n — коэффициент теплоотдачи нагревателя телу человека; S — площадь боковой поверхности тканого электронагревателя, расположенной со стороны тела человека; T — текущее значение температуры; T_0 — температура на поверхности тканого электронагревателя перед его включением; $Q_{\text{нагр}} = c \rho V \Delta T$ — энергия, затраченная на нагрев тепловой системы; c — удельная теплоемкость тканого электронагревателя; ρ — удельная масса тканого электронагревателя; ΔT — температура нагрева за время Δt .

Тогда, получаем [16]

$$T_n(t) = T_0 + \Delta T_{\text{н нап}} \left(1 - e^{-\frac{t}{t_0}} \right), \quad (2)$$

где $\Delta T_{\text{н нап}} = T_{\text{н max}} - T_0$ — стационарный температурный напор электронагревателя; t — текущее время; $t_0 = \frac{c \rho V}{\alpha_n S}$ — постоянная времени; $T_{\text{н max}}$ — температура, полученная экспериментально на поверхности нагревателя при его нагреве в момент достижения максимального расширения периферического сосудистого русла человека.

Используя выражение (2) и экспериментальные данные, была рассчитана и построена кривая нагрева тканого электронагревателя на поверхности тела человека при постоянном коэффициенте теплоотдачи (рис. 7, кривая 2).

Далее проведена обработка результатов путем вычитания из экспериментально полученных данных (рис. 7, кривая 1), $T(t)$, расчетно-экспериментальных данных о нагреве тканого электронагревателя за то же время (рис. 7, кривая 2), $T_n(t)$

$$\Delta T_{\text{из}}(t) = T(t) - T_n(t).$$

Результирующая зависимость $\Delta T_{\text{из}}(t)$ показана на рис. 9.

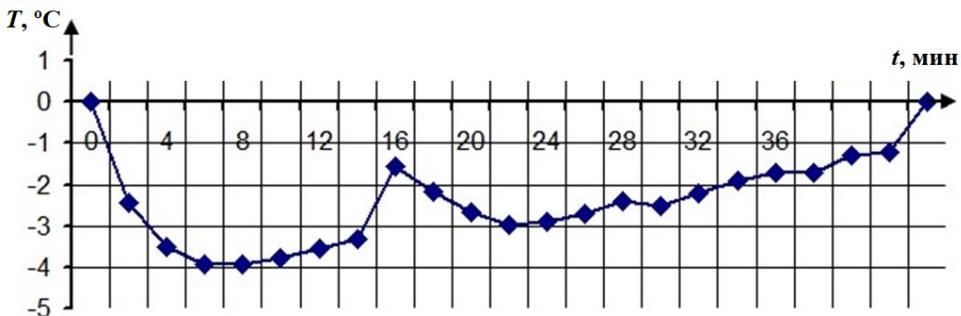


Рис. 9. Изменение разностной температуры во времени на поверхности тканого электронагревателя, $\Delta T_{\text{из}}(t)$.

Рассмотрим результаты опыта с ткаными электронагревателями и сопоставим их с результатами, полученными с использованием других методов. Конечно, процессы, протекающие в сосудистом русле под воздействием тканого электронагревателя, довольно сложные, но, тем не менее, можно отметить следующее: **1)** при начальной температуре при одетом, но не включенном тканом электронагревателе, процесс изменений в сосудистом русле уже происходит, что соответствует рис. 2, [5, 6]; **2)** после включения нагревателя, в начальный период, скорость реакции на тепловое

воздействие, т.е. рост кожного кровотока, выше скорости нагрева. Поэтому, разностная температура, $\Delta T_{из}(t)$, растет со знаком «минус». Аналогичные данные об активном расширении сосудистого русла, полученные методом плетизмографии, имеются и у В. Тейлора, Д. Колдвелла и др., рис. 2 [5, 6]; **3)** далее начинается период снижения разностной температуры $\Delta T_{из}(t)$, т.е., когда скорость нагрева начинает превышать скорость компенсационных возможностей сосудистого русла; **4)** на 14 минуте в результатах настоящего исследования помимо сужения периферического сосудистого русла наблюдаются изменения, в виде резкого роста температуры. Резкое снижение объема кровотока, связанное с перераспределением кровотока — с сужением сосудов, ведущих внутрь тела человека, показанное, например, на рис. 10, в работе [3], объясняется разными причинами. Одними из них являются рефлекторные терморегуляторные реакции на повышение температуры тела [1]; **5)** полная картина изменения разностной температуры, $\Delta T_{из}(t)$ (рис. 9) позволяет получить представление об энергетических возможностях микроциркуляции по термокомпенсации теплового воздействия, в данном случае, тканого электронагревателя.

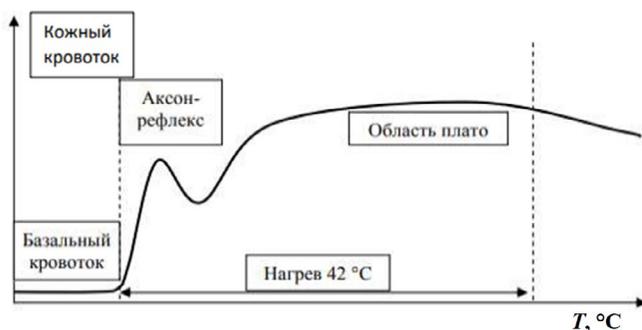


Рис. 10. Реакция микрокровотока на локальный нагрев.

Полученный результат (рис. 9) хорошо согласуется с экспериментальными данными, зафиксированными с помощью методов, которые были использованы Л. Роуэллом, Д. Колдвеллом, В. Тейлором и др., и показанными на рис. 1, 2.

Выводы. По сравнению с другими рассмотренными методами контактный нагрев тканями электронагревателями тела человека и проведение одновременного измерения температуры на их поверхностях позволяет **простым способом** (требуется только тканый электронагреватель и измеритель температуры) получить неинвазивно (без разрыва кожи) информацию об изменениях в периферическом сосудистом русле.

Экспериментальные данные, полученные при нагреве человека с помощью тканых электронагревателей и одновременном измерении температур на их поверхностях, хорошо согласуются с ранее полученными результатами исследований, проведенными другими методами.

Возможность, которую предоставляют тканые электронагреватели, позволяет не только повторить результаты, ранее полученные другими методами, но и получить новую информацию во времени в виде разностей (сопоставления) температур, учитывающих реакции тела человека, и тепловое воздействие тканого электронагревателя, и оценить реальные энергетические затраты происходящих процессов, оценить характер энергетической перестройки микроциркуляции.

Применение методов математического моделирования позволило в дополнение к экспериментальным данным подтвердить возможность распространения в области рассматриваемой тепловой системы изменений температур, отражающих изменения

периферической микроциркуляции, при использовании источников тепла типа тканых электронагревателей.

Финансирование. Работа выполнялась в рамках плана работ Института машиноведения им. А. А. Благонравова.

Конфликт интересов. Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Vissler E. H.* Human. Temperature. Control. В. Springer, 2018. 425 с.
2. *Rowell L. B.* Human cardiovascular adjustment to exercise and thermal stress // American Physiological Society, Physiological reviews. 1974. V. 54 (1). P. 75–159.
3. *Музева И. А., Ветрова Д. В.* Поведение пульсаций кожного кровотока при реальном нагреве поверхности кожи // Российский журнал биомеханики. 2014. Т. 18. № 4. С. 513–521.
4. *Leahy M. J., De Mul F. F. M., Nilsson G. E., Maniewski R.* Principles and practice of the laser-doppler perfusion technique // Technology and health care. 1999. V. 7 (2–3). P. 143–162.
5. *Taylor W. F., Johnson J. M., O'Leary D., Park M. K.* Effect of high local temperature on reflex cutaneous vasodilation // J. Appl. Physiol. 1984. V. 57. P. 191–196.
6. *Caldwell J. N., Taylor N. A. S.* Water-displacement plethysmography: a technique for the simultaneous thermal manipulation and measurement of whole-hand and whole-foot blood flows // Physiol. Meas. 2014. № 35 (9). P. 1781–1795.
7. *Allen J.* Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiological measurement. 2007. V. 28 (3). P. R1–R39.
8. *Stephens D. P., Aoki K., Kosiba W. A., Johnson J. M.* Non-noradrenergic mechanism of reflex cutaneous vasoconstriction in men // Am. J. Physiol. Heart. Circ. Physiol. 2001. V. 280 (4). P. H1496–H1504.
9. *Torp H., Seterness A., Mattson E., Hesdal J., Pettersen M.* WO Patent 2019155223(A1). Ultrasound bloodflow monitoring, 2019.
10. *Парашин В. Б., Иткин Г. П.* Биомеханика кровообращения. М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана. 2005, 224 с.
11. *Muller O.* Über die Blutverteilung im menschlichen Körper unter dem Einfluss thermischer Reize // Arch. Klin. Med. 1905. V. 82. P. 547.
12. *Kellogg J., Dean L.* In vivo mechanisms of cutaneous vasodilation and vasoconstriction in humans during thermoregulatory challenges // Journal of applied physiology. 2006. V. 100 (5). P. 1709–1718.
13. *Алексеев А. А., Виноградов В. Л., Модестов М. Б., Модестова О. Б., Чуйко Т. В., Шульженко А. А.* РФ Патент 2701170. Способ компенсации теплопотерь у ожоговых больных, 2019.
14. *Шульженко А. А., Модестов М. Б.* Моделирование тепловых процессов в нагревательной системе // Проблемы машиностроения и надежности машин. 2021. № 2. С. 104–112.
15. *Шульженко А. А., Модестов М. Б.* Моделирование тепловых процессов при переменных краевых условиях в многослойной тонкой стенке: человек — тканый электронагреватель — внешняя среда // Проблемы машиностроения и надежности машин. 2022. № 5. С. 75–83.
16. *Жуковский В. С.* Основы теории теплопередачи. Л.: Энергия, 1989. 224 с.