

ИЗМЕРЕНИЕ ВНУТРЕННЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА МЕТОДОМ ПАССИВНОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ТЕРМОМЕТРИИ

Ерофеев А.В.¹, Аносов А.А.^{1,2}, Мансфельд А.Д.³, Шаракшанэ А.А.², Щербаков М.И.²

¹ ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет)
ул. Трубецкая, 8, стр. 2, Москва, 119991, РФ; e-mail: anosov.aa@1msmu.ru, erofeev.av@1msmu.ru

² Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН

ул. Моховая, 11/7, Москва, 125009, РФ

³ Институт прикладной физики РАН

ул. Ульянова, 46, г. Нижний Новгород, 603950, РФ

Поступила в редакцию: 24.07.2019

Аннотация. Методом пассивной акустической термометрии измеряли глубинную (акустояркую) температуру в предплечье испытуемых при нанесении разогревающих мазей на кожу. В первые 5-10 мин зарегистрировано уменьшение акустояркой температуры на 3-6 К. После этого значения акустояркой температуры возвращались на уровень, который был до нанесения мази. Далее значения акустояркой температуры при применении одних мазей повышалась, а при других оставалась прежней и даже понижалась. Уменьшение глубинной температуры мы связываем с тем, что при измерениях использовался гель комнатной температуры. С одной стороны, нанесение на кожу «холодного» геля должно снижать поверхностный кровоток. Однако, использование разогревающих мазей временно блокировало этот процесс. В результате во внутренние ткани предплечья поступала «холодная» кровь из приповерхностных капилляров, что приводило к охлаждению тканей. Эффект был учтен в рамках уравнения теплопроводности с кровотоком путем изменения используемого в уравнении параметра, а именно температуры притекающей крови. Рассчитанная с использованием уравнения теплопроводности временная зависимость акустояркой температуры согласуется с экспериментальными данными.

Ключевые слова: тепловое акустическое излучение, уравнение теплопроводности с кровотоком, акустояркая температура.

ВВЕДЕНИЕ

В ряде медицинских задач важны неинвазивные безболезненные измерения глубинной температуры участков тела человека. В настоящее время для этого разрабатываются различные методы [1-3], имеющие свои преимущества и недостатки. Например, для измерения глубинной температуры участков тела человека можно использовать пассивную акустическую термометрию [4-7], которая позволяет восстановить температурное распределение с миллиметровым разрешением на глубине вплоть до 5-8 см [8-10]. При разработке алгоритмов восстановления можно восстанавливать не саму температуру, а теплофизические параметры [11-14], например, параметры уравнения теплопроводности с учетом кровотока (уравнения Пеннеса [15, 16]), которому подчиняется температурное распределение $T(t, x)$. В одномерном случае уравнение Пеннеса выглядит следующим образом:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} - \eta(T - T_0), \quad (1)$$

где t – время; x – ось, направленная вглубь предплечья; T_0 – температура притекающей крови, которую принято брать равной 37°C – температуре теплового ядра организма; η – удельный кровоток; a^2 – коэффициент температуропроводности. Представляется интересным посмотреть условия, при которых уравнение (1) модифицируется. Например, выделяют температурно-зависимую и не зависящую от температуры составляющие кровотока [17].

Отметим, что задача контроля температуры при гипертермии актуальна и при классических исследованиях в медицинской биофизике. Например, в работе [18] проанализировано изменение индекса деформируемости эритроцитов у крыс после 30-минутной гипертермии.

В настоящей работе мы исследовали уравнение (1) методом пассивной акустической термометрии. Мы увеличивали поверхностный кровоток в предплечье путем нанесения разогревающих мазей на кожу. При этом нанесение на кожу геля для ультразвуковых исследований, что необходимо при акустической термометрии, должно было снижать поверхностный кровоток. В результате в течение некоторого времени после нанесения мази измеренная глубинная температура значимо снижалась. В рамках модели, описываемой уравнением (1), это могло быть связано с изменением параметра T_0 – температуры притекающей крови.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для измерений теплового акустического излучения был использован многоканальный акустотермограф [19, 20], разработанный в ИПФ РАН (полоса пропускания 1,6-2,5 МГц, пороговая чувствительность при времени интегрирования 10 с – 0,2 К). Принимаемые акустические сигналы преобразовывались в электрические, которые усиливались, проходили через квадратичный детектор и усреднялись в течение 30 мс. С выходов многоканального акустотермографа сигналы подавались на 14-ти разрядный многоканальный АЦП Е14-140 (ЗАО «L-Card», Москва, Россия) с частотой дискретизации 1 кГц на один канал. Разработанная программа проводила дальнейшее усреднение данных.

Для измерения поверхностной температуры руки использовался портативный компьютерный термограф ИРТИС-2000 (ООО "Иртис", Москва, Россия) с чувствительностью к перепаду температур (на уровне 30°C) 0,05 К, регистрировавший тепловое электромагнитное излучение в инфракрасном (ИК) диапазоне 3-5 мкм.

Для изменения кровотока на предплечье испытуемого (см. рис. 1) наносили различные мази: Капсикам, Финалгон, скипидарную мазь. Представленное в инструкции по применению фармакологическое действие Капсикама и Финалгона сходно: мази обладают сосудорасширяющим действием, о Капсикаме говорится как о разогревающей мази, действие Финалгона сопровождается ощущением тепла. После нанесения Капсикама температура кожи повышается на 1-2°C в течение 2-3 ч. Скипидарная мазь разогревающего действия не оказывает, при этом скипидар живичный (или терпентиновое масло) входит в состав Капсикама.

Эксперимент проводили следующим образом. С помощью термографа измеряли поверхностные температуры предплечий. Затем на левое предплечье наносили в первый раз гель для УЗИ «Медиагель». Продолжали измерять поверхностные температуры предплечий и начали измерять акустоярковую температуру левого предплечья. Эти измерения проводили для контроля. Акустотермометрический датчик находился при комнатной температуре в кювете, которая являлась акустическим черным телом. При измерении датчик вынимали из кюветы, после чего помещали его обратно. Стёрли гель с левого предплечья и на оба предплечья нанесли мазь. Из тюбиков выдавливали объем 60 ± 15 мкл. Размер пятна составлял 50 ± 5 мм. Во второй раз на левое предплечье нанесли гель и продолжили измерять акустоярковую температуру. Параллельно продолжали измерять поверхностные температуры предплечий. Измерения проводили на двух испытуемых возрастом 56 лет и 53 года, которые дали письменное информированное согласие на исследование.

Модель.

Предполагается, что нанесение разогревающих мазей на кожу увеличивает кровоток в предплечье. Согласно уравнению (1) это приводит к увеличению глубинной температуры. Если разогревающая мазь не используется, то нанесение геля комнатной температуры на кожу должно снижать поверхностный кровоток, что позволяет организму уменьшить теплоотдачу в окружающую среду. Нанесение на кожу и разогревающей мази, и геля приводит в действие конкурирующие процессы – увеличения и уменьшения кровотока. В предлагаемой модели этот процесс определяется изменением температуры притекающей крови T_0 – параметра уравнения (1).

Для определения глубинной температуры $T(t, x)$ численно решали уравнение (1). Момент нанесения мази задавали как $t = 0$. Момент начала измерений (момент первого нанесения геля на кожу) определяли как $t_0 < 0$. При этом в течение первых нескольких минут t^* после нанесения разогревающих мазей температуру притекающей крови изменяли:

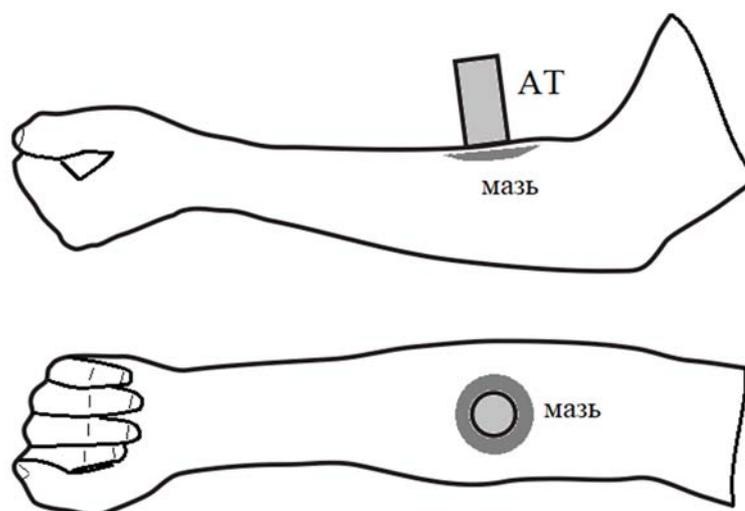


Рисунок 1. Схема измерения акустоярковой температуры предплечья; АТ – датчик акустотермометра

$$T_0 = \begin{cases} 37^\circ\text{C}, & \text{если } t_0 \leq t < 0 \text{ или } t \geq t^* \\ T_0^*, & \text{если } 0 \leq t < t^* \end{cases}$$

Также для временного промежутка, следующего за нанесением мази, увеличивали кровоток в k раз.

$$\eta = \begin{cases} \eta_0, & \text{если } t < 0 \\ k\eta_0, & \text{если } t \geq 0 \end{cases}$$

В качестве начального условия мы взяли стационарное решение уравнения теплопроводности (1):

$$T(x, t_0) = T_0 + \frac{(T_{surf\ 0} - T_0) \left[\sinh\left(\sqrt{\eta_0/a^2}(d-x)\right) + \sinh\left(\sqrt{\eta_0/a^2}x\right) \right]}{\sinh\left(\sqrt{\eta_0/a^2}d\right)}, \quad (2)$$

где $T_{surf\ 0}$ – измеренная ИК термографом поверхностная температура предплечья до нанесения геля, температуру притекающей крови брали равной $T_0 = 37^\circ\text{C}$; $d = 8$ см – толщина предплечья.

Граничные условия определялись по результатам измерений поверхностных температур ладонной ($x = 0$) и тыльной ($x = d$) поверхностей предплечья $T(0, t) = T_{surf\ palm}$ и $T(d, t) = T_{surf\ back}$.

В эксперименте основной измеряемой величиной являлась акустояркая температура. Это интегральная характеристика, равная температуре акустического черного тела, создающего такую же плотность потока теплового акустического излучения, как и исследуемый объект. Акустояркая температура в условиях эксперимента определяется выражением [21]:

$$T_A(t) = \int_0^d \gamma T(t, x) \exp(-\gamma x) dx, \quad (3)$$

где γ – коэффициент поглощения ультразвука (по интенсивности). В данной модели предполагается, что исследуемая среда акустически однородна, и коэффициент поглощения не зависит от температуры. Решение уравнения (3) получали численно. Отметим, что акустояркая температура определяется, согласно интегралу (3), глубиной температурой.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рисунке 2 для примера представлены временные зависимости акустояркой температуры, полученные до нанесения на кожу мази Капсикам (1), приблизительно через минуту после ее нанесения (2) и через час после нанесения (3). Низкий уровень сигнала соответствует акустояркой температуре кюветы (комнатной температуре) $20,8 \pm 0,2^\circ\text{C}$. Высокий уровень показывает акустояркую температуру ладонной стороны левого предплечья. До нанесения мази акустояркая температура предплечья с гелем составляла $33,7 \pm 0,2^\circ\text{C}$, через минуту после нанесения – $27,4 \pm 0,2^\circ\text{C}$, через час после нанесения – $34,0 \pm 0,2^\circ\text{C}$.

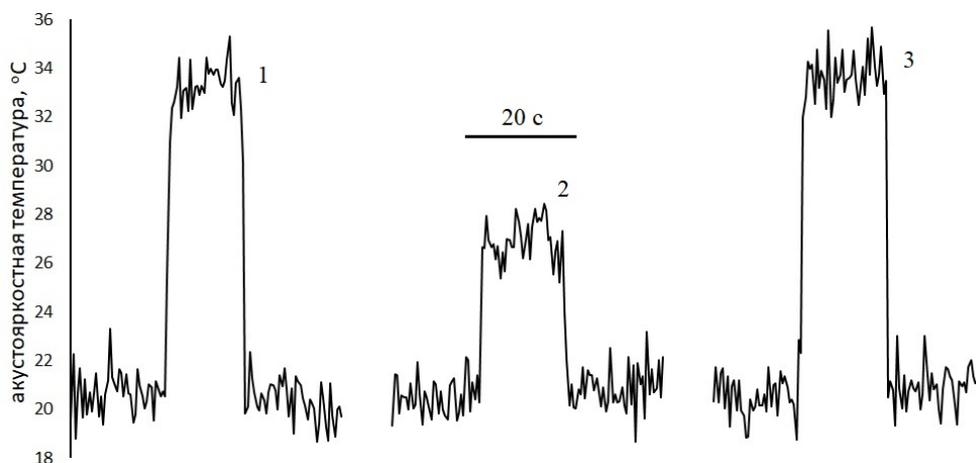


Рисунок 2. Запись акустояркой температуры кюветы с датчиком (низкий уровень сигнала) и предплечья (высокий уровень) до нанесения Капсикама (1), через минуту после (2) и через час после нанесения (3); частота измерений – 2 Гц

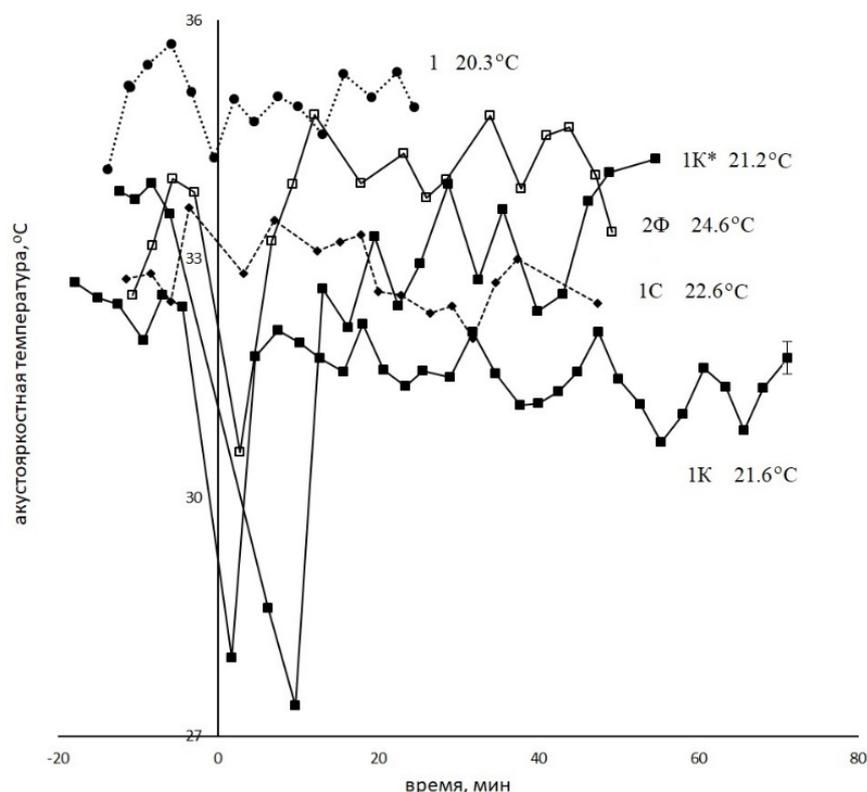


Рисунок 3. Изменения во времени акустяркостной температуры левого предплечья испытуемого 1 при нанесении на кожу Капсикама (1К), (1К*), при нанесении на кожу скипидарной мази (1С), без мази (1); испытуемого 2 при нанесении на кожу Финалгона (2Ф); указаны комнатные температуры; в нулевой момент времени на кожу нанесли мазь; погрешность измерений для всех экспериментальных точек одинакова, показана для одной точки

Результаты измерения акустяркостной температуры показаны на рисунке 3. После нанесения мазей Капсикам и Финалгон (но не скипидарной мази!) в течение 5-10-и мин акустяркостная температура снизилась на статистически значимую величину: у испытуемого 1 после Капсикама на $5,6 \pm 0,8^\circ\text{C}$ и у испытуемого 2 после Финалгона на $2,8 \pm 0,3^\circ\text{C}$. Через приблизительно 10 мин значения акустяркостной температуры возвращались на уровень, который был до нанесения мази. После нанесения скипидарной мази или в отсутствии мази значимого снижения акустяркостной температуры у испытуемого 1 не было обнаружено.

Результаты измерения поверхностной температуры показаны на рисунке 4. Через 40-50 мин поверхностная температура правого предплечья при нанесении и Капсикама, и Финалгона (но не скипидарной мази) у обоих испытуемых повысилась в среднем на $1,1 \pm 0,3^\circ\text{C}$, что, на наш взгляд, соответствует указанному в инструкции по применению Капсикама: «температура кожи повышается на $1-2^\circ\text{C}$ в течение 2-3 ч». После нанесения всех мазей (и Капсикама, и Финалгона, и скипидарной) в течение 5-10-и мин поверхностная температура снизилась на статистически значимую величину: у испытуемого 1 после Капсикама и скипидарной мази на $1,3 \pm 0,3^\circ\text{C}$, у испытуемого 2 после Финалгона на $1,1 \pm 0,3^\circ\text{C}$. Это снижение поверхностной температуры отличается от снижения акустяркостной температуры тем, что, во-первых, поверхностная температура снизилась на меньшую величину, а во-вторых тем, что поверхностная температура снизилась и после нанесения скипидарной мази, в то время как в этом случае акустяркостная температура не менялась.

Снижение поверхностной температуры при нанесении на кожу мази является ожидаемым результатом. Причиной этого является изменение режима испарения с поверхности кожи. Значительного влияния на глубинную температуру это не оказывает, что подтверждается отсутствием значимого изменения акустяркостной (глубинной) температуры после нанесения на кожу скипидарной мази.

Важным является вывод о том, что при нанесении геля комнатной температуры на кожу действие «разогревающих мазей» (Капсикама и Финалгона) в течение первых 5-10 мин приводит к уменьшению глубинной температуры на несколько градусов. По истечению этого времени указанный эффект прекращается.

Нам представляется, что уменьшение глубинной температуры сразу после нанесения разогревающих мазей комнатной температуры связано с их двояким действием: сначала мазь действует физически как тело более низкой температуры и снижает температуру приповерхностных тканей, вызывая компенсаторное увеличение поверхностного кровотока, а потом уже включаются химические свойства мази, разогревающие поверхностные ткани, что при повышении кровотока приводит к усилению притока крови из теплового ядра организма и к

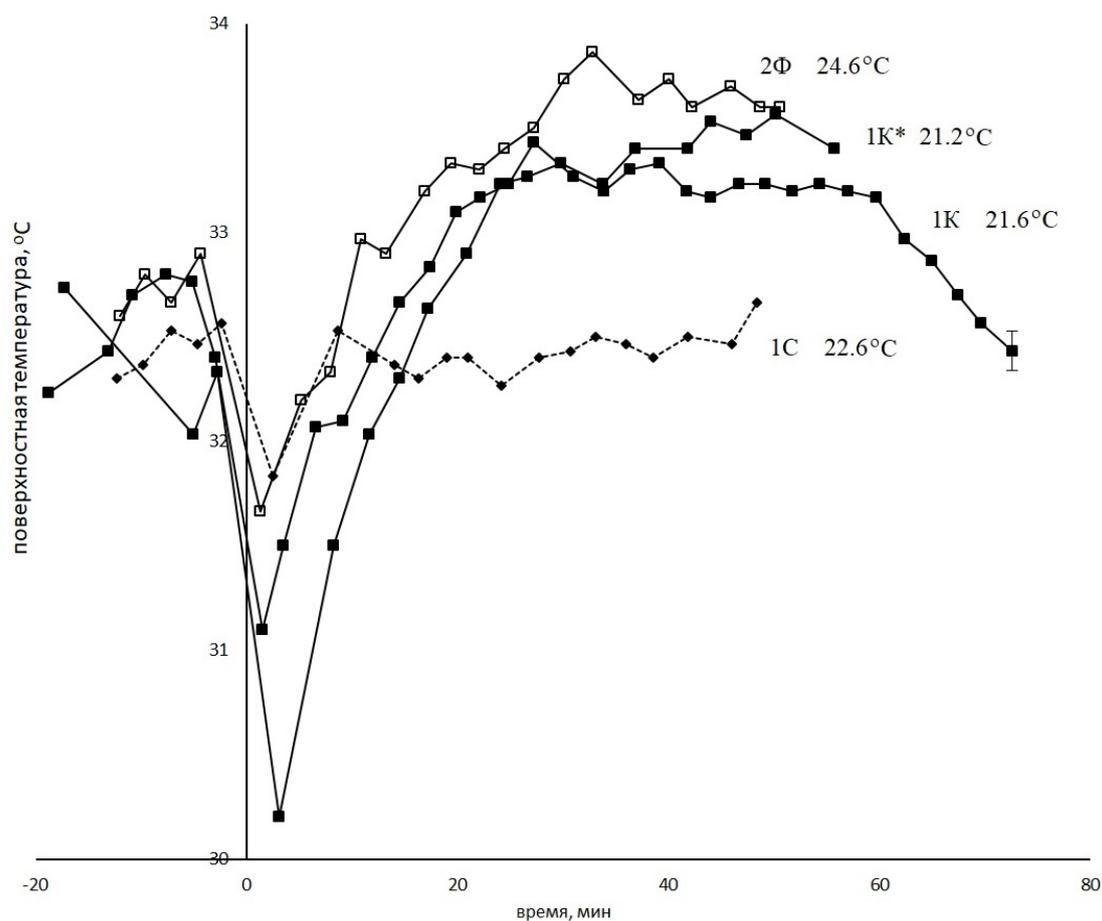


Рисунок 4. Изменения во времени поверхностной температуры правого предплечья испытуемого 1 при нанесении на кожу Капсикама (1К), (1К*), при нанесении на кожу скипидарной мази (1С); испытуемого 2 при нанесении на кожу Финалгона (2Ф); указаны комнатные температуры; в нулевой момент времени на кожу нанесли мазь.; погрешность измерений для всех экспериментальных точек одинакова, показана для одной точки

нагреванию внутренних тканей. Таким образом, когда кожа контактирует с гелем комнатной температуры, то кровь в приповерхностных капиллярах охлаждается, а увеличение поверхностного кровотока приводит к тому, что эта охлажденная кровь поступает во внутренние ткани, что приводит к снижению глубинной температуры. Мы полагаем, что, если из этой цепочки событий убрать начальную низкую температуру разогревающих мазей, то поверхностный кровоток не снизится, и внутренние ткани не будут охлаждаться. Таким образом, при использовании разогревающих мазей целесообразно предварительно их нагревать до температуры тела, чтобы избежать снижения поверхностного кровотока и траты энергии организма на дополнительный нагрев и усиление кровотока из теплового ядра тела человека.

В рамках уравнения (1) описанный процесс можно моделировать, изменяя температуру притекающей крови T_0 . На рисунке 5 показан результат расчета акустостойкостной температуры как функции времени (кривая 1). Параметры уравнения (1) были выбраны, исходя из литературных данных: коэффициент температуропроводности $a^2 = 0,12 \text{ мм}^2/\text{с}$ [21], кровоток $\eta_0 = 1,05 \text{ л/с}$ – близок кровотоку скелетных мышц [22]. Измеренная начальная температура на поверхности предплечья составляла $T_{surf0} = 32^\circ\text{C}$. Граничные температуры также измерялись в ходе эксперимента: для ладонной поверхности была взята средняя температура $T_{surf\ palm} = 26^\circ\text{C}$. Температура тыльной поверхности предплечья практически не менялась в ходе эксперимента $T_{surf\ back} = T_{surf0}$. Значения коэффициента $k = 1,3$ и времени $t^* = 5 \text{ мин}$ подбирались, чтобы наилучшим образом согласовать расчетную кривую и экспериментальные данные, которые были получены путем усреднения результатов трех экспериментов (см. рис. 3, 1К, 1К*, 2Ф). Температура притекающей крови во временном интервале $[0, t^*]$ равнялась температуре ладонной поверхности предплечья $T_0^* = T_{surf\ palm}$. Коэффициент поглощения $\gamma = 0,025 \text{ л/мм}$ был выбран исходя из литературных данных [22]. Как видно из рисунка 5, расчетная временная зависимость акустостойкостной температуры в целом согласуется с экспериментальными данными.

Основные ограничения рассмотренной модели связаны с использованием одномерного по пространству уравнения и с однородностью анализируемых параметров. Мы получили экспериментальный результат – уменьшение глубинной температуры при использовании разогревающих мазей определенной температуры,

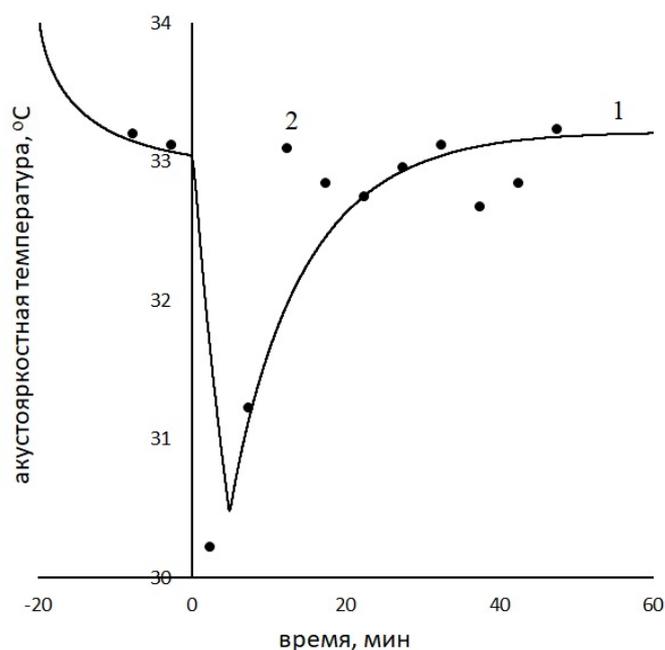


Рисунок 5. Рассчитанная (1) и экспериментальная усредненная (2) акустоярковые температуры как функции времени; в нулевой момент времени на кожу нанесли мазь; усреднены данные кривых 1К, 1К*, 2Ф на рисунке 3

связали его с увеличением поверхностного кровотока, указали на то, что при таких условиях меняется температура притекающей крови и использовали уравнение Пеннса с модифицированным параметром для согласования расчета с экспериментом.

Работа поддержана «Проектом повышения конкурентоспособности ведущих российских университетов среди ведущих мировых научно-образовательных центров» (5-100) и РФФИ, грант № 18-29-02052 мк, выполнена в рамках государственного задания ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН, а также частично в рамках Госзадания Института прикладной физики РАН № 0035-2014-0008.

Список литературы / References:

1. Winter L., Oberacker E., Paul K., Ji Y., Oezderem C., Ghadjar P., Thieme A., Budach V., Wust P., Niendorf T. Magnetic resonance thermometry: Methodology, pitfalls and practical solutions. *Int. J. Hyperthermia*, 2016, vol. 32, no. 1, pp. 63-75.
2. Pouch A.M., Cary T.W., Schultz S.M., Sehgal C.M., In Vivo Noninvasive Temperature Measurement by B-Mode Ultrasound Imaging. *J. Ultrasound Med.*, 2010, vol. 29, pp. 1595-1606.
3. Hand J.W., Van Leeuwen G.M.J., Mizushina S., Van de Kamer J.B., Maruyama K., Sugiura T., Azzopardi D.V., Edwards A. D., Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modelling. *Phys. Med. Biol.*, 2001, vol. 46, pp. 1885-1903.
4. Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д. Экспериментальное моделирование процессов активно-пассивной термоакустической томографии. *Акуст. журн.*, 2004, т. 50, № 3, с. 298-310. [Burov V.A., Darialashvili P.I., Evtukhov S.N., Rummyantseva O.D. Experimental modeling of the processes of active-passive thermoacoustic tomography. *Acoustical Physics*, 2004, vol. 50, no. 3, pp. 243-254. DOI: 10.1134/1.1739492. (In Russ.)]
5. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В. Экспериментальные исследования особенностей пассивной корреляционной томографии источников некогерентного акустического излучения мегагерцового диапазона. *Акуст. журн.*, 2006, т. 52, № 5, с. 606-612. [Mirgorodsky V.I., Gerasimov V.V., Peshin S.V. Experimental studies of passive correlation tomography of incoherent acoustic sources in the megahertz frequency band. *Acoustical Physics*, 2006, vol. 52, no. 5, pp. 606-612. DOI: 10.1134/S1063771006050150. (In Russ.)]
6. Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reyman A.M., Volkov G.P., Zharov V.P. Detection of thermal acoustic radiation from laser-heated deep tissue. *Appl. Phys. Lett.*, 2002, vol. 81, pp. 3918-3920.
7. Passechnik V.I., Anosov A.A., Bograchev K.M. Fundamentals and prospects of passive thermoacoustic tomography. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 2000, vol. 28, no. 3-4, pp. 603-640.
8. Аносов А.А., Пасечник В.И., Исрефилов М.Г. Восстановление двумерного распределения внутренней температуры модельного объекта методом пассивной термоакустической томографии. *Акуст. журн.*, 1999, т. 45, № 1, с. 20-24. [Anosov A.A., Passechnik V.I., Isrefilov M.G. Reconstruction of a two-dimensional distribution of the internal temperature of a modal object by passive thermoacoustic tomography. *Acoust. Phys.*, 1999, vol. 45, pp. 14-18 (In Russ.)].

9. Anosov A.A., Kazansky A.S., Subochev P.V., Mansfel'd A.D., Klinshov V.V. Passive estimation of internal temperatures making use of broadband ultrasound radiated by the body. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2015, vol. 137, no. 4, pp. 1667-1674.
10. Anosov A.A., Subochev P.V., Mansfeld A.D., Sharakshane A.A. Physical and computer-based modeling in internal temperature reconstruction by the method of passive acoustic thermometry. *Ultrasonics*, 2018, vol. 82, pp. 336-344.
11. Barcroft H., Edholm O.G. The effect of temperature on blood flow and deep temperature in the human forearm. *The Journal of physiology*, 1943, vol. 102, no. 1, pp. 5-20.
12. Захарченко И.И., Пасечник В.И. Кинетика тепловых процессов в мышце человека. *Биофизика*, 1991, т. 36, № 4, с. 655-659. [Zakharchenko I.I., Pasechnik V.I. Kinetics of heat processes in human muscle. *Biofizika*, 1991, vol. 36, no. 4, pp. 655-659. PMID: 1793751. (In Russ.)]
13. Герасимов В.В., Гуляев Ю.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., Сабликов В.А. Диагностика систем терморегуляции человека с помощью акустотермометра (на примере исследования икроножной мышцы). *Радиотехника и электроника*, 1993, т. 10, pp. 1904-1911. [Gerasimov V.V., Gulyaev Yu.V., Mirgorodsky V.I., Peshin S.V., Sablikov V.A. Diagnostics of human thermoregulation systems using an acousto-thermometer (using the example of a study of the gastrocnemius muscle). *Radiotekhnika i Elektronika*, 1993, vol. 38, no. 10, pp. 1904-1911. (In Russ.)]
14. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. Акустотермометрические данные о кровотоке и теплопродукции в предплечье при физической нагрузке. *Акуст. журн.*, 2013, т. 59, № 4, pp. 539-544. [Anosov A.A., Belyaev R.V., Vilkov V.A., Kazansky A.S., Kuryatnikova N.A., Mansfeld A.D. Acoustic thermometric data on blood flow and thermal output in forearm under physical pressure. *Acoustical Physics*, 2013, vol. 59, no. 4, pp. 482-487. DOI: 10.1134/S1063771013040027. (In Russ.)]
15. Pennes H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of applied physiology*, 1948, vol. 1, no. 2.
16. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Дворникова М.В., Дворникова В.В., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. Акустотермометрическое восстановление профиля глубинной температуры с использованием уравнения теплопроводности. *Акуст. журн.*, 2012, т. 58, № 5, с. 592-597. [Anosov A.A., Belyaev R.V., Vilkov V.A., Dvornikova M.V., Dvornikova V.V., Kazanskii A.S., Mansfel'd A.D. Acousto-thermometric recovery of the deep temperature profile using heat conduction equations. *Acoustical Physics*, 2012, vol. 58, no. 5, pp. 542-548. DOI: 10.1134/S1063771012030037. (In Russ.)]
17. Lakhssassi A., Kengne E., Semmaoui H. Modified Pennes' equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis. *Natural Science*, 2010, vol. 2, no. 12, p. 1375.
18. Дигурова И.И. Влияние гипертермии и иммобилизации на деформируемость эритроцитов у крыс. *Актуальные вопросы биологической физики и химии*, 2017, т. 2, с. 47-50. [Digurova I.I. An influence hyperthermia and immobilization on erythrocyte deformability at rats. *Russian Journal of Biological Physics and Chemistry*, 2017, vol. 2, pp. 47-50 (In Russ.)]
19. Аносов А.А., Пасечник В.И., Бограчев К.М. Пассивная термоакустическая томография кисти руки человека. *Акуст. журн.*, 1998, т. 44, № 6, с. 725-730. [Anosov A.A., Bograchev K.M., Pasechnik V.I. Passive thermoacoustic tomography of a human hand. *Acoustical Physics*, 1998, vol. 44, pp. 629-634. (In Russ.)]
20. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С. Определение динамики изменения температуры в модельном объекте методом акустотермографии. *Акуст. журн.*, 2008, т. 54, № 4, с. 540-545. [Anosov A.A., Belyaev R.V., Vilkov V.A., Kazanskii A.S., Mansfel'd A.D., Sharakshane A.S. Determination of the dynamics of temperature variation in a model object by acoustic thermography. *Acoustical Physics*, 2008, vol. 54, no. 4, pp. 464-468. DOI: 10.1134/S1063771008040040 (In Russ.)]
21. Pasachnik V.I. Verification of the Physical basis of acoustothermography. *Ultrasonics*, 1994, vol. 32, pp. 293-299.
22. Duck F. *Physical properties of tissue*. London: Academic Press, 1990, 95 p.

MEASUREMENT OF THE INTERNAL HUMAN BODY TEMPERATURE BY MEANS OF PASSIVE ACOUSTIC THERMOMETRY

Erofeev A.V.¹, Anosov A.A.^{1,2}, Sharakshane A.A.², Scherbakov M.I.², Mansfel'd A.D.³¹ I.M. Sechenov First Moscow State Medical University, Ministry of Health of Russia
*Trubetskaya Str., 8, Bldg. 2, Moscow, 119991, Russia*² V.A. Kotel'nikov Institute of Radio-Engineering and Electronics, RAS
*Mokhovaya Str., 11, Bldg. 7, 125009 Moscow, Russia*³ Federal Research Center Institute of Applied Physics, RAS
Ulyanov Str., 46, 603950 Nizhny Novgorod, Russia

Abstract. The inner (acoustobrightness) temperature in the forearm of volunteers was measured with the passive acoustical thermometry when warming ointments were smeared on the forearm skin. In the first 5-10 minutes, the acoustobrightness temperature was decreased in 3-6 K. After this, the acoustobrightness temperature returned to the level that was before applying the ointment. After that, the acoustobrightness temperature increased when using some ointments, when using other ones, it remained the same and even decreased. We propose that the decrease in the depth temperature was connected that the gel used in the measurements had a room temperature. On the one hand, the application of a "cold" gel to the skin should reduce the superficial blood flow. However, the use of warming ointments blocked temporarily this process. As a result, "cold" blood from the near-surface capillaries flowed into the internal tissues of the forearm, leading to tissue cooling. The effect was taken into account with the heat conduction equation with the bloodstream. We changed the parameter used in the equation, namely the temperature of the inflowing blood. The time dependence of the acoustobrightness temperature calculated using the heat conduction equation is consistent with experimental data.

Key words: *thermal acoustic radiation, equation of thermal conductivity with blood flow, acousto-liquid temperature.*