

Пассивная широкополосная акустическая термометрия

© А.А. Аносов,^{1,2} Р.В. Беляев,³ В.В. Клиньшов,^{3,4} А.Д. Мансфельд,³ П.В. Субочев³

¹ Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН,
125009 Москва, Россия

² Первый московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова,
119991 Москва, Россия

³ Институт прикладной физики РАН,
603950 Нижний Новгород, Россия

⁴ Нижегородский государственный университет,
603950 Нижний Новгород, Россия
e-mail: anosov@hotmail.ru

(Поступило в Редакцию 3 июня 2015 г.)

В модельном объекте (пластилин) и в кисти человека восстановлены 1D-профили глубинной температуры по данным пассивного акустотермометрического широкополосного зондирования. Для регистрации теплового акустического излучения использован широкополосный (0.8–3.5 МГц) акустический радиометр. При восстановлении температурного распределения использована априорная информация, отвечающая условиям эксперимента. Для нагретого модельного объекта считали температурное распределение монотонным. Для кисти считали, что распределение температуры удовлетворяет уравнению теплопроводности с учетом кровотока. По данным независимых измерений температуры в пластилине определена средняя точность восстановления 0.6 К при времени измерения 25 с. Восстановленное значение глубинной температуры кисти 36°C в целом соответствует физиологическим данным. Полученные результаты позволяют использовать пассивное широкополосное акустическое зондирование для измерения внутренней температуры при медицинских процедурах, связанных с нагревом тканей организма человека.

Введение

В ряде медицинских задач важны неинвазивные безболезненные измерения глубинной температуры участков тела человека. В настоящее время для этого разрабатываются различные методы, имеющие свои преимущества и недостатки. Магниторезонансная термометрия позволяет измерить глубинную температуру участков тела человека, например, мозга с точностью 0.4°C [1]. Однако этот метод требует дорогого оборудования, обученного персонала и специально подготовленных помещений. Для измерения температуры также можно использовать активную ультразвуковую термометрию. При этом измеряется скорость ультразвука, которая меняется с изменением температуры тканей. В настоящее время точность метода в модельных экспериментах составляет 0.9°C [2]. К сложностям этих измерений относится необходимость калибровки сигнала на каждом отдельном пациенте. Регистрация теплового электромагнитного излучения в СВЧ-диапазоне дает информацию об интегральной внутренней температуре. Например, в работе [3] показано, что многочастотная микроволновая радиометрия позволяет определять глубинную температуру мозга младенцев с точностью 0.75°C. Однако из-за значительной длины волны (несколько сантиметров в теле человека) метод имеет слабое пространственное разрешение. Этому недостатка лишена пассивная акустическая термометрия, основанная на регистрации собственного теплового акустического излучения организма человека в мегагерцовом

диапазоне [4]. Причиной излучения является хаотическое движение атомов и молекул вещества. Метод позволяет обеспечить миллиметровое разрешение на глубине 3–5 см [5,6]. Задача восстановления распределения внутренней температуры решается разными способами: путем сканирования исследуемого объекта с помощью многоэлементных антенн [7–10], предлагается использовать фокусированный [11], а также корреляционный приемы теплового акустического излучения [12–14]. Отметим, что ряд авторов рассматривает не медицинские, а, например, сейсмические приложения метода [15,16].

Настоящая работа посвящена еще одному способу сканирования исследуемого объекта, а именно широкополосной акустотермометрии [17,18]. Для восстановления внутренней температуры используются спектральные характеристики теплового акустического шума, измеренного на поверхности исследуемого объекта. Вследствие частотной зависимости акустического поглощения исследуемая среда выступает в качестве пространственного фильтра теплового акустического излучения. Причем, чем дальше расположена нагретая область, тем сильнее в спектре принятого сигнала подавлены высокочастотные компоненты. В настоящей работе осуществлено восстановление профилей глубинной температуры в модельном объекте и в кисти человека. В качестве модельного объекта использовался пластилин, глубинную температуру которого независимо измеряли термодатчиками, что позволило определить точность восстановления.

Экспериментальная установка

Для регистрации теплового акустического излучения использовали цифровой широкополосный акустотермограф, разработанный в ИПФ РАН. В качестве пьезодатчика использовался диск диаметром 8 mm на основе 1–3 пьезокомпозиата с рабочей полосой частот 0.8–3.5 MHz за счет нанесения двух согласующих слоев. Регистрируемое среднеквадратическое отклонение давления составляло ~ 0.02 Pa (температура тела пропорциональна квадрату давления). Измеренные акустические сигналы пропускались через согласующий усилитель (уровень собственных шумов $\sim 1 \mu V$), полосовой фильтр и операционный усилитель (общий коэффициент усиления ~ 100 dB). Далее сигнал поступал на 16-разрядный АЦП ADM216x100 (INSYS, Москва, Россия) с частотой дискретизации 20 MHz. Оцифрованные сигналы передавались на ноутбук по интерфейсу ExpressCard/34 при помощи адаптера ExpressBox1 (Magma, Сан-Диего, Калифорния, США). Программа обработки сигналов в режиме реального времени осуществляла быстрое преобразование Фурье в интервале 0.5–4.5 MHz в 80 частотных диапазонах. Полученные сигналы усреднялись по временным интервалам 5.5 s. Пороговая чувствительность акустотермографа δT_A определяется по формуле [19]:

$$\delta T_A = k \frac{T}{\sqrt{\Delta f \tau}}, \quad (1)$$

где T — температура пьезодатчика, Δf — полоса пропускания, τ — время измерения, $k > 1$ — коэффициент, определяющий влияние шумов аппаратуры на измеряемый сигнал.

Пьезодатчик размещался внутри камеры объемом $\sim 8 \text{ cm}^3$, заполненной иммерсионной жидкостью, с акустически прозрачным окном, затянутым лавсановой пленкой толщиной 0.03 mm. Для акустического контакта на поверхность исследуемых объектов (пластилинового бруска в форме параллелепипеда размером $10 \times 10 \text{ cm}$ и толщиной 15 mm, ладони и тыльной стороны кисти) наносили стандартный гель, используемый в ультразвуковых исследованиях. Брусок помещали сверху камеры, верхнюю сторону бруска нагревали, используя в качестве нагревателя металлическую пластину. Температуру пластилина (на поверхности со стороны пьезодатчика и на глубинах 4, 9, 14 mm) контролировали цифровыми термометрами DS18S20P (Maxim Integrated, Сан-Хосе, Калифорния, США) с точностью 0.3 K.

Для того чтобы восстановить температуру объекта, необходимо знать частотную и температурную зависимости коэффициента поглощения. Для пластилина, акустические свойства которого зависят от его состава, был проведен отдельный эксперимент для определения ослабления. В силу однородности пластилина мы предполагали, что коэффициент поглощения близок коэффициенту ослабления. Измерения проводились в частотном диапазоне от 1.0 до 3.5 MHz при изменении температуры от 22 до 34°C.

Математическая модель

Если интенсивность теплового акустического излучения на поверхности объекта выразить в градусах, то можно определить акустояркую температуру исследуемого объекта. Это — интегральная характеристика, равная температуре акустического черного тела, создающего такую же плотность потока теплового акустического излучения, как и исследуемый объект [19]. Для частотной зависимости акустояркой температуры $T_A(f)$ в работе [4] предложена формула

$$T_A(f) = \gamma(f) \int_0^{\infty} \exp(-\gamma(f)) T(x) dx, \quad (2)$$

где $T(x)$ — профиль температуры по оси x , направленной вглубь объекта, $\gamma(f)$ — зависящий от частоты f коэффициент поглощения по интенсивности. Если температура объекта не меняется в пространстве $T(x) = T_0$, то акустояркая температура не зависит от частоты и равна температуре объекта $T_A(f) = T_0$.

Вид функции $T(x)$ определялся исходя из условий эксперимента. При выборе вида температурного профиля в кисти учитывалось то, что температурное распределение должно удовлетворять одномерному в пространстве уравнению теплопроводности с учетом кровотока [20]

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} - \eta(T - T_{\text{blood}}), \quad (3)$$

где $T_{\text{blood}} = 37^\circ \text{C}$ — температура притекающей крови, η — удельный кровоток, a^2 — коэффициент температуропроводности. В расчетах распределение температуры считалось стационарным: $\frac{\partial T}{\partial t} = 0$. Граничные условия определялись температурами поверхности ладони T_{palm} и тыльной стороны кисти T_{back} , которые измерялись термометрами. Тогда решением уравнения (3) является распределение температуры

$$T(x) = T_{\text{blood}} + \frac{(T_{\text{palm}} - T_{\text{blood}}) \sin h(p(d-x)) + (T_{\text{back}} - T_{\text{blood}}) \sin h(px)}{\sin h(pd)}, \quad (4)$$

где величину

$$\frac{1}{p} = \frac{a}{\sqrt{\eta}} \quad (5)$$

можно считать характерной глубиной температурного распределения. Отметим, что акустотермометрическое восстановление температуры кисти без использования многочастотного зондирования проводилось ранее в работах [21, 22]: температурные распределения приближали параболой.

При расчете акустояркой температуры учитывалось отражение акустических волн от противоположной пьезодатчику поверхности кисти (от границы кисти и

воздуха). Экспериментально такой подход продемонстрирован в работе [19]. В этом случае выражение для акустяркостной температуры определяется интегралом

$$T_A = \gamma \left\{ \int_0^d \exp(-\gamma x) [T(x) - T_{\text{probe}}] dx + \int_d^{2d} \exp(-\gamma x) [T(2d - x) - T_{\text{probe}}] dx \right\} + T_{\text{probe}}, \quad (6)$$

где T_{probe} — температура пьезодатчика. Здесь для ладони $T(0) = T_{\text{palm}}$, $T(d) = T_{\text{back}}$, и наоборот для тыльной стороны кисти.

Для температурного профиля в пластине было выбрано температурное распределение такого же вида, как и для кисти

$$T(x) = T_{\text{depth}} + \frac{T_{\text{surf}} - T_{\text{depth}}}{\sin h(2pd)} \times [\sin h(p(2d - x)) + \sin h(px)], \quad (7)$$

где T_{depth} — можно считать характерной глубинной температурой, T_{surf} — температура ближней к пьезодатчику поверхности пластины, измеряемая термометром. При выборе температурного профиля уже учтено отражение акустических волн от противоположной пьезодатчику поверхности пластины (от границы пластины и металлической пластины).

При интегрировании выражения (6) получаются зависимости $T_{A \text{ palm}}(f)$, $T_{A \text{ back}}(f)$, $T_{A \text{ plast}}(f)$, состоящие из элементарных функций, которые не приводятся нами из соображения экономии места. Для восстановления температурного профиля в пластине необходимо восстановить два параметра p и T_{depth} , для восстановления температурного профиля в кисти требуется восстановить один параметр p . Для определения искомого параметра численно минимизировалась функция (например, для пластины)

$$F(p, T_{\text{depth}}) = \sum_{i=1}^N [T_{A \text{ exp}}(f_i) - T_{A \text{ plast}}(p, T_{\text{depth}}, f_i)]^2 \rightarrow \min, \quad (8)$$

где суммирование проводилось по всем $i = 1, \dots, N$ частотным диапазонам $f_i \pm \Delta f/2$, на которые разбивался спектр сигнала. $T_{A \text{ exp}}(f_i)$ — измеренные значения акустяркостных температур.

Результаты и обсуждение

Для калибровки измеряемого сигнала в градусах были проведены измерения теплового акустического излучения от двух черных тел (пластилиновых пластин, помещенных в термостат), температура каждого из которых была постоянной и равной 25°C и 28°C соответственно.

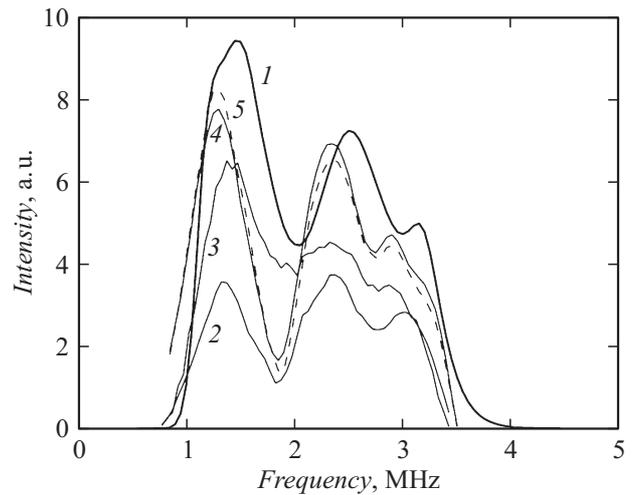


Рис. 1. Спектры теплового акустического излучения, принимаемого широкополосным акустотермографом: 1 — спектр акустического черного тела с температурой 25°C, разности спектров: 2 — черного тела с температурой 28°C, 3 — пластины, 4 — ладони и 5 — тыльной стороны кисти и черного тела с температурой 25°C. Время измерения 25 s. Усреднение по частоте 0.5 MHz. Масштабы для кривой 1 и остальных кривых различаются в 500 раз.

Измеренный спектр черного тела с температурой 25°C представлен на рис. 1, кривая 1. Отличие спектров тел с разной температурой составляет десятые доли процента, и в использованном масштабе различия практически незаметны. Однако эта функция не определяет спектр чувствительности пьезодатчика, так как вклад в общий сигнал вносит не только акустический (полезный) шум, но и собственные шумы акустотермографа. Для определения спектральной чувствительности приемника была рассчитана разность измеренных спектров двух черных тел (кривая 2). Полученные данные позволили определить пороговую чувствительность акустотермографа. Коэффициент k из формулы (1) можно вычислить из соотношения $k\Delta S/S = \Delta T/T$, где $\Delta S/S = 0.4\%$ и $\Delta T/T = 1\%$ — относительные разности спектров и термодинамических температур черных тел: $k = 2.5$. Рассчитанная пороговая чувствительность акустотермографа с учетом всей полосы пропускания $\Delta f = 2.5$ MHz за время измерений $\tau = 25$ s составляла 0.1 K.

Измерения теплового акустического излучения пластины проводились по следующему сценарию. Нагреватель включался на 10 min: за это время противоположная пьезодатчику сторона пластины нагревалась на ~ 10 K. Потом нагреватель отключали, ждали 30 min (чтобы получить в пластине плавное монотонное распределение температуры) и в течение 25 s проводили измерения теплового акустического излучения. На рис. 1, (кривая 3), представлена разность измеренного спектра пластины и спектра черного тела с температурой 25°C. При измерениях теплового акустического излучения кисти испытуемого на ладонь и на тыльную сторону

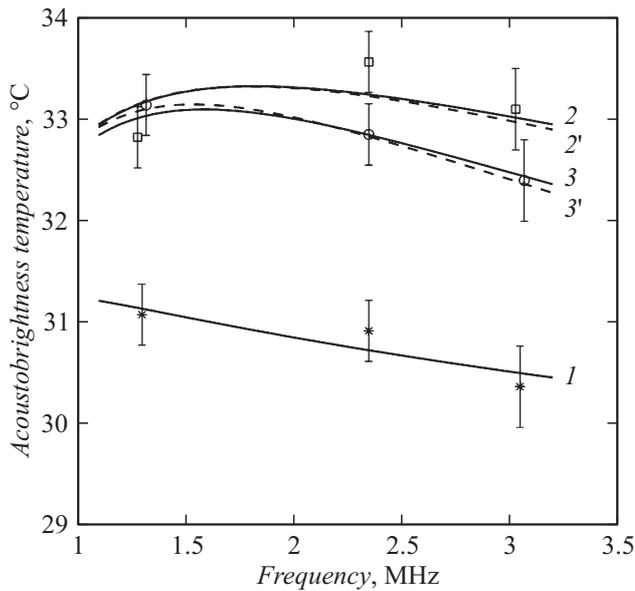


Рис. 2. Экспериментальные (маркеры) и рассчитанные (линии) частотные зависимости акустяркостных температур пластилина I (*), ладони $2, 2'$ (\square), тыльной стороны $3, 3'$ (\circ) кисти. Кривые $2, 3$ получены при заданном значении $T_{\text{blood}} = 37^\circ\text{C}$. Кривые $2', 3'$ получены при восстановлении двух параметров p и T_{blood} . Данные $1-3$ соответствуют спектрам 3–5 на рис. 1.

руки наносили медицинский гель для ультразвуковых исследований и ждали 5 min, пока температура участка кожи с гелем перестанет меняться. После этого в течение 25 s проводили акустические измерения. На рис. 1 (кривые 4, 5) представлены разности измеренных спектров и спектра черного тела с температурой 25°C .

Значения акустяркостных температур (и для пластилина, и для кисти) $T_A(f_i)$ рассчитывали в трех ($i = 1, 2, 3$) частотных диапазонах $1.3 \pm 0.4, 2.3 \pm 0.4, 3.1 \pm 0.3$ MHz по формуле

$$T_A(f_i) = \Delta S_i / \Delta S_{\text{bbi}} \cdot 3^\circ\text{C} + 25^\circ\text{C}, \quad (9)$$

где ΔS_i — усредненная в i -м диапазоне разность спектров сигнала из объекта и от черного тела с температурой 25°C (кривые 3, 4, 5 на рис. 1), ΔS_{bbi} — усредненная в i -м диапазоне разность спектров сигналов от черных тел с температурами 28 и 25°C (кривая 2 на рис. 1). Полученные акустяркостные температуры представлены на рис. 2.

В результате измерений в диапазоне частот 1.0–3.5 MHz была получена линейная зависимость коэффициента ослабления пластилина от частоты: $\gamma = bf$, где коэффициент $b = 0.20 \pm 0.01$ $(\text{MHz} \cdot \text{mm})^{-1}$ (при температуре 28°C). Измерения при различных температурах показали, что коэффициент b (измеренный на частоте 2.37 MHz) при возрастании температуры T_{plast} пластилина от 22 до 34°C снижается в соответствии

с соотношением

$$b [(\text{MHz} \cdot \text{mm})^{-1}] = - (0.0051 \pm 0.0004) T_{\text{plast}} [^\circ\text{C}] + (0.34 \pm 0.02). \quad (10)$$

Чтобы по измеренным акустяркостным температурам (маркеры I на рис. 2) восстановить температурный профиль в пластилине, надо знать частотную зависимость коэффициента поглощения $\gamma(f)$. Так как коэффициент поглощения зависит от температуры пластилина (которая меняется по глубине), была выбрана средняя акустяркостная температура $T_A = 30.8^\circ\text{C}$: $b = 0.183$ $(\text{MHz} \cdot \text{mm})^{-1}$. Путем минимизации функции (8) были получены параметры p и T_{depth} и рассчитаны частотная зависимость акустяркостной температуры

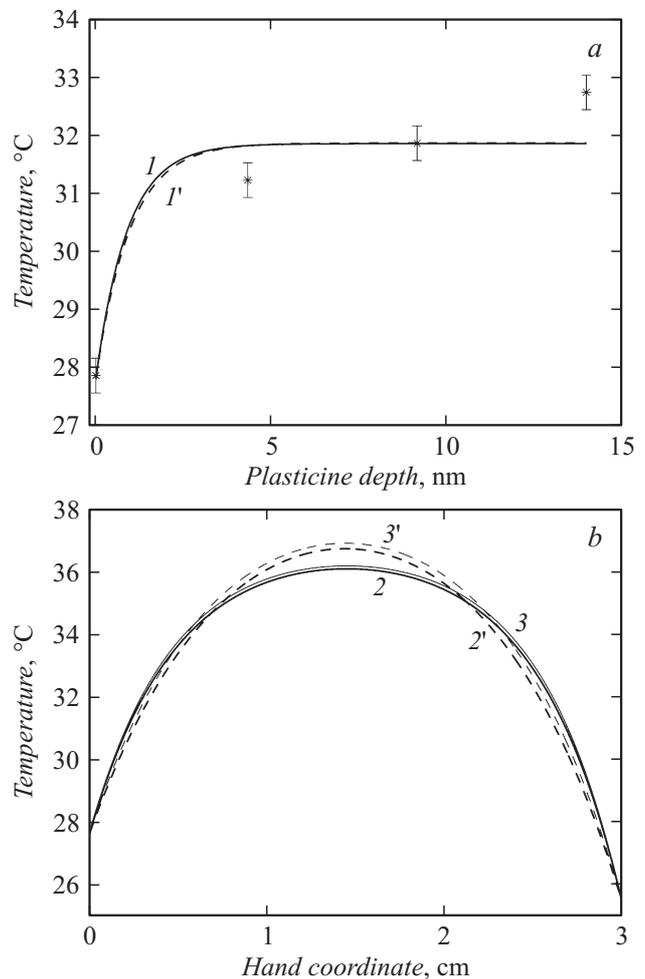


Рис. 3. Восстановленные профили внутренней температуры пластилина (a) и кисти (b: нулевая координата соответствует ладони, толщина кисти 3 см). Маркеры (*) соответствуют данным термометров. Кривые I, I' получены при $b = 0.183, 0.172$ $(\text{MHz} \cdot \text{mm})^{-1}$ соответственно и соответствуют данным I на рис. 2. Кривые $2, 2'$ ($3, 3'$) получены при измерениях со стороны ладони (с тыльной стороны) и соответствуют данным $2, 2'$ ($3, 3'$) на рис. 2. Кривые $2, 3$ получены при заданном значении $T_{\text{blood}} = 37^\circ\text{C}$. Кривые $2', 3'$ получены при восстановлении двух параметров p и T_{blood} .

(кривая 1 на рис. 2) и по формуле (7) профиль температуры пластилина (кривая 1 на рис. 3, а). Средняя погрешность восстановления, рассчитанная исходя из данных термометров, составляла 0.6 К, максимальная 0.8 К (в глубине пластилина).

Частотная зависимость коэффициента ослабления, согласно литературным данным [23], считалась линейной: $\gamma = bf$, где коэффициент $b = 0.4 (\text{MHz} \cdot \text{cm})^{-1}$ был взят из экспериментальных данных, полученных в работах [21,22]. В работе [23] представлены результаты, которые указывают на отсутствие зависимости коэффициента ослабления в мягких тканях от температуры при $\sim 37^\circ\text{C}$ в частотном диапазоне около 2 МГц. Мы считали, что в кисти основной вклад в ослабление вносит поглощение и использовали эти литературные данные для коэффициента поглощения. Профили температуры кисти были найдены двумя способами. В первом случае находили единственный искомый параметр p , а величину T_{blood} считали известной. Во втором случае находили сразу два параметра p и T_{blood} . После этого рассчитывали частотные зависимости акустостоярковых температур (рис. 2, кривые 2, 2' и 3, 3') и с помощью выражения (4) — температурные профили (рис. 3, б, кривые 2, 2' и 3, 3'). Достаточно низкие поверхностные температуры 27.5 и 25.5°C связаны с нанесенным на руку гелем. Отметим, что различия в максимальных температурах, полученных при независимых измерениях со стороны ладони и с тыльной стороны, незначительны $\sim 0.1\text{--}0.2^\circ\text{C}$. Максимальные значения температуры кисти, полученные первым способом, составляют 36.1–36.2°C, что представляется более соответствующим реальности, чем результат, полученный вторым способом, 36.7–36.9°C.

Рассмотрим ограничения, использованные в модели. В выражении (2) для акустостоярковой температуры используется коэффициент поглощения. Однако в нашем исследовании он заменен на коэффициент ослабления. Согласно [24], вклад рассеяния в акустостоярковую температуру невелик, если температурные градиенты незначительны. Рассматриваемые объекты считались однородными. Для кисти это представление слабо согласуется с анатомическими данными. Кисть акустически неоднородна: мягкая мышечная ткань соседствует с костями, кожей, сухожилиями и т.п. С другой стороны, важно не само наличие неоднородностей, а их влияние на акустотермометрический сигнал. В работе [25] было показано, что, так как акустостоярковая температура является интегральной характеристикой среды, влияние неоднородностей несущественно. Для пластилина неоднородность проявляется в температурной зависимости коэффициента ослабления. Как указано выше, коэффициент b был выбран для температуры 30.8°C. Согласно показаниям термометров, температура пластилина меняется от 28 до 33°C. Для оценки влияния данного ограничения мы восстановили температурные профили при значениях коэффициента $b = 0.172$ и $0.192 (\text{MHz} \cdot \text{mm})^{-1}$ для температур 28 и 33°C соответственно. Различия в расчи-

танных акустостоярковых температурах составило менее 0.01 К, а отличие в восстановленных температурных профилях не превышало 0.1 К, что существенно меньше ошибки измерений. Восстановленный профиль при значении коэффициента $b = 0.172 (\text{MHz} \cdot \text{mm})^{-1}$ представлен на рис. 3, а (кривая 1').

При восстановлении температуры кисти определить погрешность восстановления экспериментально невозможно, так как глубинную температуру кисти независимо инвазивными способами по понятным причинам не измеряли. Можно говорить о соответствии полученных данных известным физиологическим параметрам. Используя выражение (5) для определяемого в модели параметра p , можно оценить величину кровотока η , так как коэффициент температуропроводности принято считать постоянным для мягких тканей организма: $a^2 = 0.0012 \text{ cm}^2/\text{s}$ [26]. Рассчитанное по результатам эксперимента значение параметра было равно 2.1–0.3 cm^{-1} , тогда величина кровотока равна $\eta = 0.31\text{--}0.05 \text{ min}^{-1}$. Это значение выше литературных данных [24] для мышц руки 0.02–0.07 min^{-1} и соответствует кровотоку в коже 0.15–0.5 min^{-1} . Отметим, что в работе [27] полученный также в результате акустотермометрических экспериментов кровотоков в предплечье составил 0.023 min^{-1} .

Заключение

Методом пассивной широкополосной акустометрии восстановлены профили глубинной температуры в модельном объекте и в кисти человека. Благодаря независимым измерениям температуры модельного объекта экспериментально определена средняя ошибка восстановления ~ 0.6 К при времени измерения 25 с. Эта величина близка к результатам, получаемым при измерениях глубинной температуры альтернативными методами, и соответствует медицинским требованиям, предъявляемым к неинвазивным измерениям глубинной температуры. Для восстановления важно использовать априорную информацию, что существенно повышает точность результата. Для нагретого модельного объекта считали температурное распределение монотонным и экспоненциальным. Для кисти считали, что распределение температуры отвечает уравнению теплопроводности с учетом кровотока. По результатам измерений в трех частотных диапазонах были восстановлены два параметра распределения. Использование априорной информации о температуре крови, притекающей из глубины организма, позволило ограничиться восстановлением одного параметра. Полученные при независимых акустических измерениях со стороны ладони и с тыльной стороны максимальная температура и кровотоков в кисти составили 36°C и 0.3 min^{-1} соответственно, что в целом соответствует физиологическим данным.

Работа поддержана РФФИ и Фондом содействия малых форм предприятий в научно-технической сфере (проект № #10426).

Список литературы

- [1] Covaciu L., Rubertsson S., Ortiz-Nieto F., Ahlstrom H., Weis J. // J. Magn. Reson Imaging. 2010. Vol. 31. N 4. P. 807–814.
- [2] Pouch A.M., Cary T.W., Schultz S.M., Sehgal C.M. // J. Ultrasound Med. 2010. Vol. 29. N 11. P. 1595–1606.
- [3] Hand J.W., Van Leeuwen G.M.J., Mizushima S., Van de Kamer J.B., Maruyama K., Sugiura T., Azzopardi D.V., Edwards A.D. // Phys. Med. Biol. 2001. Vol. 46. N 7. P. 1885–903.
- [4] Bowen T. // Automedica. 1987. Vol. 8 N 4. P. 247–267.
- [5] Аносов А.А., Гаврилов Л.Р. // Акуст. журн. 2005. Т. 51. № 4. С. 447–455.
- [6] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С. // Акуст. журн. 2008. Т. 54. № 4. С. 540–545.
- [7] Кротов Е.В., Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М., Санин А.Г., Прудников М.Б. // Изв. вузов. Радиофизика. 1999. Т. 17. № 5. С. 479–484.
- [8] Аносов А.А., Пасечник В.И., Исрефилов М.Г. // Акуст. журн. 1999. Т. 45. № 1. С. 20–24.
- [9] Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reyman A.M., Volkov G.P., Zharov V.P. // Appl. Phys. Lett. 2002. Vol. 81. N 21. P. 3918–3920.
- [10] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С. // Акуст. журн. 2009. Т. 55. № 4–5. С. 436–444.
- [11] Вилков В.А., Кротов Е.В., Мансфельд А.Д., Рейман А.М. // Акуст. журн. 2005. Т. 51. № 1. С. 81–89.
- [12] Аносов А.А., Антонов М.А., Пасечник В.И. // Акуст. журн. 2000. Т. 46. № 1. С. 28–34.
- [13] Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д. // Акуст. журн. 2004. Т. 50. № 3. С. 298–310.
- [14] Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В. // Акуст. журн. 2006. Т. 52. № 5. С. 606–612.
- [15] Weaver R.L., Lobkis O.I. // Phys. Rev. Lett. 2001. Vol. 87. N 13. P. 134301.
- [16] Godin O.A. // J. Acoust. Soc. Am. 2009. Vol. 125. N 4. P. 1960–1970.
- [17] Субочев П.В., Мансфельд А.Д., Беляев Р.В. // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. 2010. № 5–1. С. 67–74.
- [18] Anosov A.A., Kazansky A.S., Subochev P.V., Mansfel'd A.D., Klinshov V.V. // J. Acoust. Soc. Am. 2015. Vol. 137. N 4. P. 1667–1674.
- [19] Passechnik V.I. // Ultrasonics. 1994. Vol. 32. N 4. P. 293–299.
- [20] Pennes H.H. // J. Appl. Phys. 1948. Vol. 1. N 2. P. 93–122.
- [21] Аносов А.А., Пасечник В.И., Бограчев К.М. // Акуст. журн. 1998. Т. 44. № 6. С. 725–730.
- [22] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Дворникова М.В., Дворникова В.В., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. // Акуст. журн. 2013. Т. 59. № 1. С. 109–114.
- [23] Duck F. Physical properties of tissue. London: Academic Press, 1990. P. 101–111.
- [24] Passechnik V.I. // Ultrasonics. 1996. Vol. 34. N 6. P. 677–685.
- [25] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Дворникова М.В., Дворникова В.В., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. // Акуст. журн. 2012. Т. 58. № 5. С. 592–599.
- [26] Svaasand L.O., Gomer C.J., Welch A.J. Ed. by Müller and Silnney. Dosimetry of laser radiation in medicine and biology. 1983. IS5. P. 133–145.
- [27] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. // Акуст. журн. 2013. Т. 59. № 4. С. 539–544.