

**Кровоток и теплопродукция в предплечье, измеренные методом акустотермографии**А. А. Аносов<sup>1,\*</sup>, А. С. Казанский<sup>1,†</sup>, А. Д. Мансфельд<sup>2‡</sup><sup>1</sup>*Институт Радиотехники и Электроники РАН имени В. А. Котельникова,  
Россия, 125009, Москва, ул. Моховая 11, корп. 7*<sup>2</sup>*Институт прикладной физики РАН, Россия, 603950,  
г. Нижний Новгород, ГСП-120, ул. Ульянова, 46*

(Статья поступила 09.11.2014; Подписана в печать 28.11.2014)

Методом акустотермометрии были получены параметры кровотока и теплопродукции в предплечье человека при физической нагрузке. Для измерений теплового акустического излучения был использован датчик многоканального акустотермографа, разработанного в ИПФ РАН (полоса пропускания 1,2–2,7 МГц, пороговая чувствительность при времени интегрирования 10 с — 0,3 К). Добровольцы сжимали–разжимали кисть в течение 100 с (за это время успевали совершать  $120 \pm 5$  движений). При этом на плечо накладывали (чтобы снизить кровоток в предплечье) или не накладывали жгут. Результаты измерений показали, что температура предплечья сразу же начинала расти (быстрее без жгута) и достигала максимума (акустотермометрическая температура повышалась на приблизительно 1,5 К без жгута и на 0,5 К со жгутом) уже после окончания работы (через приблизительно 100 с без жгута и через 200 с со жгутом), после чего снижалась. Полученные данные позволили оценить удельный кровоток: 0,023 л/мин (что согласуется с литературными оценками: 0,02–0,07 л/мин). В процессе работы кровоток увеличивался приблизительно в 7–8 раз. Величина теплопродукции к концу работы составляла 0,0043 К/с. При расчетах глубинной температуры использовали уравнение теплопроводности, предложенное Пеннесом для тела человека, с учетом кровотока и дополнительных источников теплопродукции. Расчеты показали, что максимум глубинной температуры предплечья в покое составляет 36 °С. Физическая нагрузка только за счет теплопродукции повышала эту температуру до 37 °С, а добавление кровотока — до 38 °С.

PACS: 43.60.Rw, 43.80.Ev, 43.80.Vj УДК: 534.8

Ключевые слова: тепловое акустическое излучение, восстановление температуры, теплопродукция, кровоток.

**ВВЕДЕНИЕ**

Задача исследования закономерностей изменения температуры конечностей безболезненными неинвазивными методами ставилась в работах [1,2]. В работе [1] исследовали, как влияют кровоток и метаболизм на изменение температуры бицепса при физической нагрузке. Для измерения глубинной температуры использовали радиотермографию (поверхностную температуру не контролировали). В работе [2] по результатам акустотермометрического контроля определяли параметры кровотока и теплопередачи (но не метаболизма) при охлаждении икроножной мышцы. Мы исследуем влияние кровотока и теплопродукции на температуру предплечья человека. Изменять оба процесса будем (как в работе [1]) благодаря физической нагрузке, а измерять глубинную температуру (как в работе [2]) методом акустотермографии (отметим, что акустотермография является более глубинным методом [3] и имеет лучшее пространственное разрешение [4] по сравнению с радиотермографией). Измерять поверхностную температуру будем с помощью инфракрасной термометрии [5].

Использовать тепловое акустическое излучение для

контроля температуры в мягких тканях биологических объектов предложено в работе [6]. В акустотермометрии задача восстановления распределения внутренней температуры в настоящий момент решается разными способами: путем сканирования исследуемого участка ткани с помощью многоэлементных антенн [7–10], предлагается использовать фокусированный [11], а также корреляционный прием теплового акустического излучения [12–15]. В ИПФ РАН проведены первые эксперименты с использованием многочастотной акустической термометрии [16]. Отметим, что некоторые авторы рассматривают немедицинские (а, например, сейсмические) приложения измерения теплового акустического излучения [17,18].

Определить параметры кровотока и теплопродукции при физической нагрузке является не единственной задачей исследования. Акустотермографию можно использовать для контроля температуры при различных медицинских процедурах (например, при гипертермии [19,20]). Поэтому важно отработать методику измерений на добровольцах. Для этого необходимо уметь безболезненно менять глубинную температуру какого-либо участка тела человека. Достаточно просто это делать для предплечья при физической нагрузке.

**1. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА**

Принципиальная схема акустотермометрического эксперимента представлена на рис. 1. Добровольцы

\*E-mail: anosov@hotmail.ru

†E-mail: kazansky85@gmail.com

‡E-mail: mansfeld@app1.sci-nnov.ru

(в измерениях участвовали 3 человека) сжимали-разжимали кисть 1. Для измерений теплового акустического излучения предплечья 2 был использован датчик 3 акустотермографа [21–24], который был разработан в ИПФ РАН (полоса пропускания 1,2–2,7 МГц, пороговая чувствительность при времени интегрирования 10с — 0,3 К). Принимаемый акустический сигнал преобразовывался в электрический, который усиливался, проходил через квадратичный детектор и усреднялся за 30 мс. С выхода акустотермографа сигнал подавался на 14-ти разрядный АЦП Е14-140 (ЗАО «L-Card») с частотой дискретизации 1 кГц и поступал в компьютер, где проводилось дальнейшее усреднение данных.

Поверхностную температуру руки измеряли портативным компьютерным термографом ИРТИС-2000 (www.irtis.ru) с чувствительностью 0,05 К, регистрировавшим тепловое электромагнитное излучение в инфракрасном (ИК) диапазоне [5].



Рис. 1: Схема акустотермометрического эксперимента: 1 — сжимаемая кисть добровольца, 2 — предплечье, 3 — датчик акустотермографа

## 2. СЦЕНАРИЙ ЭКСПЕРИМЕНТА

Измерения проводились дважды: при обычном состоянии руки добровольца и в процессе совершения мышечной работы. Добровольцы сжимали-разжимали кисть в течение 100с, успевая сделать около 120 движений. Сценарий акустических измерений был следующим: заранее (за несколько минут до начала измерений) на руку наносили гель для УЗИ пониженной вязкости (ООО «Гель-Медика», Россия). Далее использовали два варианта продолжения эксперимента: на плечо накладывали (чтобы снизить кровоток в предплечье) или не накладывали жгут. Такая методика измерений была предложена в работе [1]. Если жгут накладывали, то измерения длились 10 мин, если не накладывали, то 15 мин. Первые 100с измерений рука находилась в покое, потом с соитой по двухсотую секунды добровольцы сжимали-разжимали кисть (или эксперимент проводили без физической нагрузки). После работы доброволец отдыхал, а измерения продолжались. Результаты разных экспериментов, проведенных с одним добровольцем, отличались друг от друга незначительно (и для разных добровольцев основные тенденции сохранялись).

Измерения ИК излучения проводились аналогично акустическим за одним исключением: гель на предплечье не наносили.

## 3. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Как в работах [24–26], для моделирования изменения температуры было использовано уравнение теплопроводности, предложенное Пеннесом [27] для тела человека:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} - \eta(T - T_{\text{depth}}) + Q, \quad (1)$$

где  $t$  — время,  $x$  — ось, направленная вглубь предплечья ( $x = 0$ ,  $x = d$  — координаты ладонной и тыльной поверхностей предплечья, соответственно,  $d$  — толщина предплечья),  $T$  — меняющаяся во времени и в пространстве глубинная температура предплечья,  $T_{\text{depth}} = 37^\circ\text{C}$  — температура притекающей крови,  $\eta$  — удельный кровоток,  $a^2$  — коэффициент температуропроводности,  $Q$  — дополнительные источники тепла внутри организма, не связанные с кровотоком. Мы считали, что без физической нагрузки  $Q = 0$ . Граничные условия определяются температурами поверхности предплечья с ладонной стороны  $T_{\text{surf1}}$  и с тыльной стороны  $T_{\text{surf2}}$ . Пока на поверхность предплечья не нанесен гель, температуры поверхностей совпадают  $T_{\text{surf1}} = T_{\text{surf2}} = T_{\text{surf}}$ . Мы считали, что в этом случае распределение температуры стационарно:  $\frac{\partial T}{\partial t} = 0$ . Тогда решение уравнения (1) можно записать в виде:

$$T(x) = T_{\text{depth}} + \frac{T_{\text{surf}} - T_{\text{depth}}}{1 + \exp\left(-\sqrt{\frac{\eta}{a^2}}d\right)} \times \left[ \exp\left(-\sqrt{\frac{\eta}{a^2}}x\right) + \exp\left(-\sqrt{\frac{\eta}{a^2}}(d-x)\right) \right]. \quad (2)$$

Распределение температуры (2) является начальным условием для уравнения (1) после нанесения на предплечье геля. После этого температура поверхности предплечья с ладонной стороны меняется, а температура поверхности предплечья с тыльной стороны остается без изменений. Мы считали, что параметры уравнения (1)  $\eta$  и  $Q$  могут меняться во времени, но не меняются в пространстве. Решение уравнения (1) при заданных начальных и граничных условиях проводилось численно.

Временные изменения акустотермометрической температуры  $T_A$  определялись по формуле [28]:

$$T_A(t) = T_0 + \int_0^d \gamma \exp(-\gamma x) (T(x, t) - T_0) dx, \quad (3)$$

где  $\gamma = 0,5 \text{ 1/см}$  [29] — коэффициент поглощения (по интенсивности) ультразвука в тканях предплечья,  $T_0$  — температура акустического датчика. В данной модели мы предположили, что исследуемая среда — предплечье — акустически однородна, пренебрегли рассеянием ультразвука и считали, что коэффициент поглощения не меняется. В пользу предложенной модели

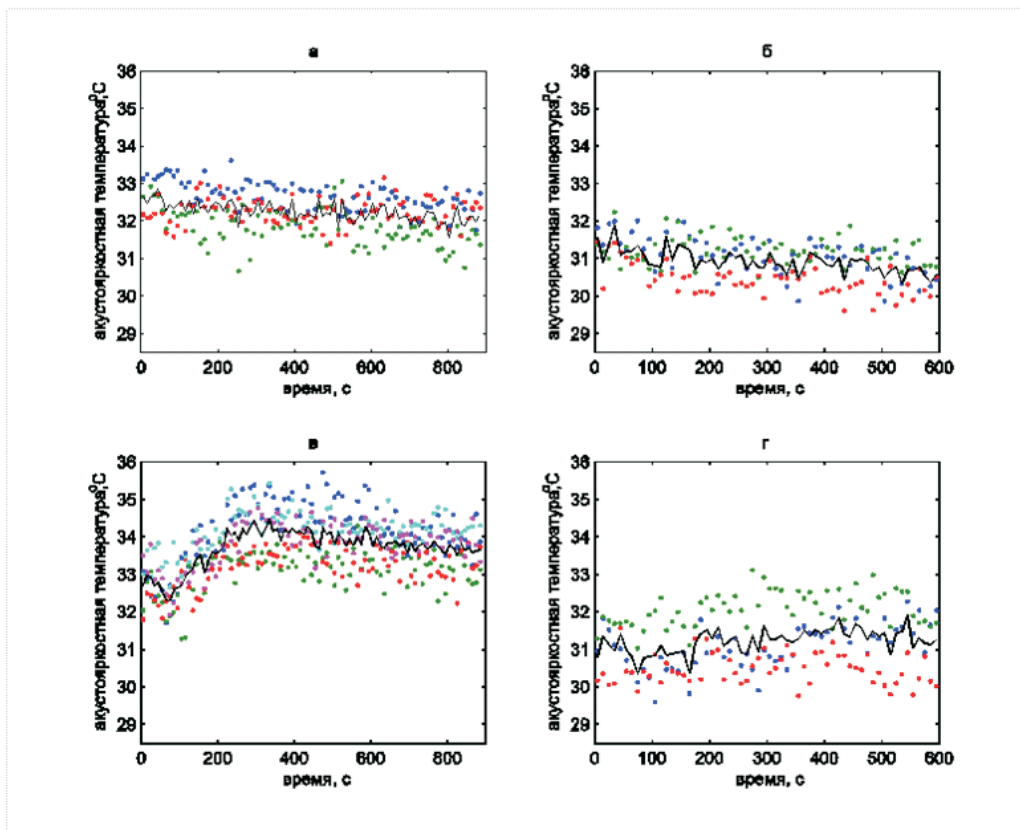


Рис. 2: Временные изменения измеренной акустической температуры левого предплечья добровольца: а) без жгута и без физической нагрузки эксперимент был повторен три раза при комнатных температурах, равных  $19,5^{\circ}\text{C}$ ,  $20,6^{\circ}\text{C}$ ,  $20,1^{\circ}\text{C}$ ; б) со жгутом и без физической нагрузки эксперимент был повторен три раза при комнатных температурах, равных  $19,4^{\circ}\text{C}$ ,  $19,7^{\circ}\text{C}$ ,  $20,3^{\circ}\text{C}$ ; в) без жгута с физической нагрузкой эксперимент был повторен пять раз при комнатных температурах, равных  $19,5^{\circ}\text{C}$ ,  $19,5^{\circ}\text{C}$ ,  $20,6^{\circ}\text{C}$ ,  $19,8^{\circ}\text{C}$ ,  $20,0^{\circ}\text{C}$ ; б) со жгутом с физической нагрузкой эксперимент был повторен три раза при комнатных температурах, равных  $19,0^{\circ}\text{C}$ ,  $19,9^{\circ}\text{C}$ ,  $20,5^{\circ}\text{C}$ . Работа проводилась с сотой по двухсотую секунды. Линиями показаны усредненные значения

скажем, что важно не само наличие или отсутствие неоднородностей, а их влияние на акустическую температуру. В работе [26] этот вопрос исследовался для пластилинового объекта: экспериментальные результаты показали, что влияние незначительных неоднородностей на акустотермометрический сигнал несущественно. В работе [30] показано, что при небольших температурных градиентах влияние рассеяния на акустическую температуру незначительно.

Таким образом, наша задача заключалась в том, чтобы подобрать меняющиеся во времени значения для кровотока и дополнительных источников тепла так, чтобы они согласовывались с экспериментальными данными.

#### 4. РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты четырех экспериментов (при физической нагрузке и без нее, с наложенным жгутом и без жгута) представлены на рис. 2. Приведены акустическая

температуры, измеренные у одного добровольца. Из графиков видно, что, если физической нагрузки нет, то акустическая температура предплечья немного (приблизительно на  $0,7\text{K}$  за 10 мин при наложенном жгуте и на  $0,5\text{K}$  за 15 мин без жгута) снижалась. Если осуществлялась работа, то акустическая температура сразу же начинала расти (быстрее без жгута) и достигала максимума (повышалась на приблизительно  $1,5\text{K}$  без жгута и на  $0,5\text{K}$  со жгутом) уже после окончания работы (через приблизительно 100 с без жгута и через 200 с со жгутом), после чего снижалась. Отметим, что в статье [1] аналогичные результаты были получены для работающего бицепса.

Результаты измерений ИК излучения, проведенных с разными добровольцами, отличались друг от друга только начальной температурой поверхности предплечья, а основные тенденции изменения температуры сохранялись. Из данных ИК измерений следует, что существенно меняется (и растет, и падает) температура в тех местах поверхности, под которыми проходят вены. Поверхностная температура других областей

меняется незначительно. На рис. 3 приведены временные зависимости температуры для трех областей кожи руки. В зоне 1 под поверхностью кожи крупных вен нет, и ее температура за 15 минут повысилась приблизительно на 0,2 К. Зона 2 расположена в таком месте предплечья, под которым находится крупные вены, и ее температура начала повышаться с началом работы и увеличилась за 200 с на 0,7 К, после чего последовал медленный спад. Область 3 расположена на плече, над латеральной подкожной веной руки. Температура точки начала увеличиваться с началом работы (за 200 с выросла приблизительно на 0,7 К), продолжала расти после ее окончания и через 300 с после начала измерений стала достаточно быстро уменьшаться. Анализ изменения температуры этой точки позволил нам сделать выводы о кровотоке в руке. Во-первых, кровоток усиливается сразу после начала работы, и следовательно, сразу же начинает разогреваться работающая мышца. Во-вторых, повышенный кровоток наблюдается еще в течение некоторого времени после завершения работы, после чего спадает (этот вывод повторяет результат работы [1]). Отметим, что вид кривой 2, определяющей поверхностную температуру над веной предплечья, аналогичен виду акустояркой температуры предплечья.

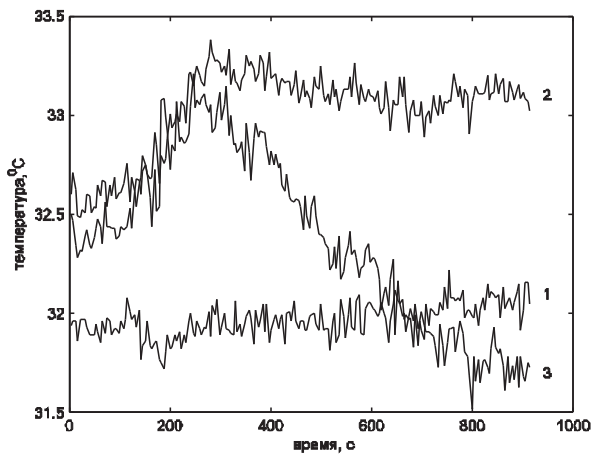


Рис. 3: Временные зависимости поверхностной температуры предплечья (1, 2) и плеча (3) в областях, под которыми расположены (2, 3) и не расположены (1) крупные вены

При исследовании адекватности предлагаемой модели начнем с наиболее простых случаев без физической нагрузки. В этих условиях уравнение теплопроводности определяется выражением (1), при условии, что  $Q = 0$ . Мы считали, что начальное распределение температуры соответствовало выражению (2) при поверхностной температуре  $T_{\text{surf}} = 32^\circ\text{C}$ . Толщина предплечья составляла  $d = 8$  см. Величину коэффициента температуропроводности взяли из литературных данных [31]:  $a^2 = 0,12 \text{ мм}^2/\text{с}$ . Эту величину принято считать постоянной для мягких тканей организма.

Отметим, что неизвестной осталась величина кровотока  $\eta$ . Рассмотрим граничные условия. Мы предположили, что снижение акустояркой температуры вызвано нанесением геля комнатной температуры ( $20^\circ\text{C}$ ) на предплечье. ИК измерения показывали, что температура нанесенного геля за счет более теплой кожи постепенно увеличивалась, приблизительно за 4 мин дошла до  $25^\circ\text{C}$ , после чего перестала меняться и оставалась таковой в течение всего эксперимента. Изменение температуры ладонной поверхности предплечья  $T(0, t)$  аппроксимировали экспоненциальной зависимостью. Измерения начинались через 8 минут после нанесения геля, когда поверхностная температура практически переставала меняться. Температура поверхности тыльной стороны предплечья оставалась постоянной:  $T(d, t) = 32^\circ\text{C}$ .

Перед тем как начать измерения, на плечо накладывали (или не накладывали) жгут. Сначала рассмотрим случай без жгута. Наша задача — сначала решить уравнение (1), потом рассчитать по уравнению (3) акустояркую температуру. При этом подобрать величину  $\eta$  таким образом, чтобы рассчитанная акустояркая температура соответствовала экспериментальным данным. Подобранная (см. рис. 4а) величина  $\eta$  составила 0,023 л/мин, что согласуется с литературными оценками [31]: 0,02–0,07 л/мин. Отметим, что аналогичная оценка получена в работе [2] методом акустотермографии для икроножной мышцы человека. Таким образом, медленный спад акустояркой температуры можно объяснить нанесением на поверхность предплечья геля комнатной температуры и дальнейшими (достаточно длительными) изменениями профиля глубинной температуры.

Теперь рассмотрим случай с наложением жгута на плечо. Ситуация полностью аналогична предыдущей, но перед самым началом измерений плечо пережали жгутом. Такое наложение снизило кровоток, но считать, что доступ крови к предплечью полностью прекращен, не было оснований. Мы предположили, что поток крови при пережатии скачком снизился на некоторую величину:  $\eta = \eta_0 (1 - k\theta(t))$ , где  $\eta_0$  — величина кровотока до пережатия (именно эту величину надо подставить в начальное условие (2)),  $k$  — коэффициент, показывающий относительное уменьшение кровотока из-за пережатия,  $\theta(t) = \begin{cases} 0, & t < 0 \\ 1, & t \geq 0 \end{cases}$  — функция

Хевисайда. В этом случае, решая уравнения (1) и (3), надо подобрать величины  $\eta_0$  и  $k$  таким образом, чтобы акустояркая температура соответствовала экспериментальным данным. Подобранная (см. рис. 4б) величина  $\eta_0$  составила 0,027 л/мин, что немного выше, чем в предыдущем случае. Коэффициент  $k$  составил  $k = 0,4$ , что соответствует уменьшению кровотока на 40%.

Перейдем к измерениям температуры пережатого предплечья при физической нагрузке. Ситуация до той секунды измерений полностью аналогична предыдущей, но при работе мышцы существенно меняется теплопродукция. Именно этим можно объяснить на-

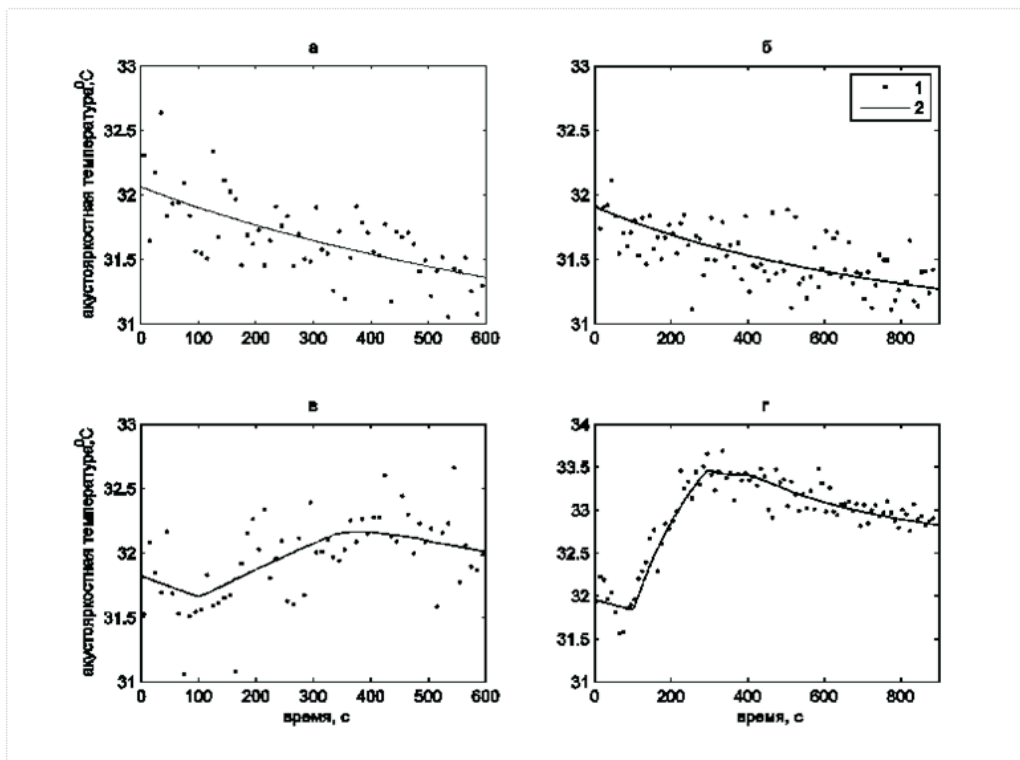


Рис. 4: Экспериментальные (1) и расчетные (2) временные зависимости акустяркостных температур предплечья добровольца без физической нагрузки (а, б) и при физической нагрузке (в, г), с наложенным жгутом (а, в) и без жгута (б, г)

блюдаемое нарастание (приблизительно с сотой по четырехсотой секунду), а затем спад акустяркостной температуры (см. рис. 4, в, г). В связи с этим в уравнение (1) мы добавили источник тепла  $Q$ . Как меняется во времени нарастание теплопередачи, точно указать по экспериментальным данным мы не можем. Поэтому мы предположили наличие ступенчатой зависимости:

$$Q = Q_1\theta(t - 100) - Q_2\theta(t - 400), \quad [t] = c.$$

Необходимо подобрать величины  $Q_1$  и  $Q_2$  и величину  $\eta_0$  кровотока до пережатия таким образом, чтобы рассчитанная акустяркостная температура соответствовала экспериментальным данным. Подобранные (см. рис. 4, в) величины составили:  $\eta_0 = 0,021$  л/мин,  $Q_1 = 0,0043$  К/с,  $Q_2 = 0,0035$  К/с. Таким образом, подъем (и дальнейший спад) акустяркостной температуры при пережатом плече можно отнести за счет повышения (и последующего понижения) теплопродукции.

Последний эксперимент связан с измерениями температуры предплечья при физической нагрузке. Ситуация полностью аналогична предыдущей, но при работе мышцы резко усиливался кровоток. Для определения временных зависимостей кровотока мы воспользовались выводами (см. рис. 3), полученными при анализе изменений температуры точки плеча над латеральной подкожной веной руки. У нас нет возможности определить точную функцию кровотока во времени. Мы

предположили (как и для теплопродукции) наличие ступенчатой зависимости:

$$\eta = \eta_0 [1 + K(\theta(t - 100) - \theta(t - 300))], \quad [t] = c,$$

где 300 с — время, когда кровоток (согласно данным ИК тепловидения) уменьшился,  $K$  — коэффициент, показывающий относительную величину добавочного кровотока при физической нагрузке. Все параметры нам известны из предыдущих случаев, осталось только подобрать величины  $K$ ,  $\eta_0$  и  $Q_2$ . Подобранные (см. рис. 4, г) величины составили:  $K = 6,5$ ,  $\eta_0 = 0,024$  л/мин,  $Q_2 = 0,003$  К/с. Это означает, что при работе мышц предплечья кровоток увеличивается в 7,5 раз. Оценки, полученные в работе [1], аналогичны: при работе бицепса кровоток вырос в 10 раз. Отметим, что разница в величинах начального кровотока (0,021–0,027 л/мин) при одних и тех же начальных условиях эксперимента определяется различием измеренных акустяркостных температур приблизительно в 0,3 К (эта величина соответствует погрешности измерений). Эти различия могут быть связаны с различной комнатной температурой при проведении различных экспериментов.

Для анализа полученных значений для дополнительного источника тепла  $Q$  воспользуемся литературными данными для *extensor digitorum longus* мышцы [32]. При тетаническом сокращении

скорость теплопродукции в этой мышце составила  $134,2 \pm 11,4$  мВт/г. При массе предплечья добровольца 1,6 кг, относительной массе мышечной ткани 45%, удельной теплоемкости человеческого тела 3470 Дж/(кг·К) [29] дополнительные источники тепла составляют 0,0173 К/с. Это значение приблизительно в пять раз больше полученного нами. Известно [33], что у мышей теплопродукция на единицу массы тела приблизительно на порядок выше, чем у человека.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Расчеты показывают, что максимум глубинной температуры предплечья в покое (а также при нанесенном

геле, при наложенном жгуте или без жгута) составляет  $36^\circ\text{C}$ . Физическая нагрузка только за счет теплопродукции (при наложенном жгуте) повышает эту температуру до  $37^\circ\text{C}$ , а увеличение и теплопродукции, и кровотока — до  $38^\circ\text{C}$ .

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант 13-02-00239).

- [1] Захарченко И.И., Пасечник В.И. Биофизика. **36**, № 4. С. 655. (1991).
- [2] Герасимов В.В., Гуляев Ю.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., Сабликов В.А. Радиотехника и электроника. **10**. С. 1904. (1993).
- [3] Гуляев Ю.В., Годик Э.Э., Дементиенко В.В., Пасечник В.И., Рубцов А.А. Докл. АН СССР. **283**, № 6. С. 1495. (1985).
- [4] Аносов А.А., Пасечник В.И., Шаблинский В.В. Акуст. журн. **37**, № 4. С. 610. (1991).
- [5] Аносов А.А., Балашов И.С., Беляев Р.В., Вилков В.А., Гарсков Р.В., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Щербачев М.И. Биофизика. **59**, № 3. С. 545. (2014).
- [6] Bowen T. Acoust. Imaging. **11**. P. 549. (1982).
- [7] Кротов Е.В., Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М., Санин А.Г., Прудников М.Б. Изв. ВУЗов. Радиофизика. **17**, № 5. С. 479. (1999).
- [8] Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reyman A.M., Volkov G.P., Zharov V.P. Appl. Phys. Lett. **81**, P. 3918. (2002).
- [9] Аносов А.А., Пасечник В.И., Бограчев К.М. Акуст. журн. **44**, № 6. С. 725. (1998).
- [10] Аносов А.А., Пасечник В.И., Исрефилов М.Г. Акуст. журн. **45**, № 1. С. 20. (1999).
- [11] Вилков В.А., Кротов Е.В., Мансфельд А.Д., Рейман А.М. Акуст. журн. **51**, № 1. С. 81. (2005).
- [12] Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д. Акуст. журн. **50**, № 3. С. 298. (2004).
- [13] Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В. Акуст. журн. **52**, № 5. С. 606. (2006).
- [14] Аносов А.А., Антонов М.А., Пасечник В.И. Акуст. журн. **46**, № 1. С. 28. (2000).
- [15] Аносов А.А., Барабаненков Ю.Н., Сельский А.Г. Акуст. журн. **49**, № 6. С. 725. (2003).
- [16] Субочев П.В., Мансфельд А.Д., Беляев Р.В. Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. № 1–5. С. 67. (2010).
- [17] Weaver R.L., Lobkis O.I. J. Acoust. Soc. Am. **113**. P. 2611. (2003).
- [18] Godin O.A. J. Acoust. Soc. Am. **125**. P. 1960. (2009).
- [19] 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. **59**, № 1. С. 109. (2013).
- [20] Аносов А.А., Сергеева Т.В., Алехин А.И., Беляев Р.В., Вилков В.А., Иванникова О.Н., Казанский А.С., Кузнецова О.С., Лесс Ю.А., Мансфельд А.Д., и др. Биомедицинская радиоэлектроника. № 5, С. 67. (2008).
- [21] Мансфельд А.Д. Акуст. журн. **55**. № 4–5. С. 546–556. (2009).
- [22] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракианэ А.С. Акуст. журн. **55**, № 4–5. С. 436. (2009).
- [23] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракианэ А.С. Акуст. журн. **54**, № 4. С. 540. (2008).
- [24] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Субочев П.В. Акуст. журн. **59**, № 6. С. 768. (2013).
- [25] Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. Акуст. журн. **59**, № 4. С. 539. (2013).
- [26] 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. **58**, № 5. С. 592. (2012).
- [27] Pennes H.H. Journal of applied physiology. **1**. N2. P. 93. (1948).
- [28] Passechnik V.I. Ultrasonics. **32**. P. 293. (1994).
- [29] Duck F. Physical properties of tissue. (Academic Press, London. 1990).
- [30] Passechnik V.I. Ultrasonics. **34**, P. 677. (1996).
- [31] Svaasand L.O., Gomer C.I., Welch A.J. Thermotics of Tissue. In: Moller G.J., Sliney D.H. (eds). Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology. SPIE. Inst. Ser. IS 5. (1989). P. 133.
- [32] Barclay C.J., Constable J.K., Gibbs C.L. Journal of Physiology. **472**. P. 61. (1993).
- [33] Иванов К.П. Биоэнергетика и температурный гомеостаз. (Л., 1972).

**Blood flow and heat sources in forearm measured with acoustothermography****A. A. Anosov<sup>1,a</sup>, A. S. Kazansky<sup>1,b</sup>, A. D. Mansfel'd<sup>2,c</sup>**<sup>1</sup>*Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics of RAS, Mokhovaya 11-7, Moscow, 125009, Russia*<sup>2</sup>*Institute of Applied Physics of RAS,**46 Ul'yarov Street, 603950, Nizhny Novgorod, Russia**E-mail: <sup>a</sup>anosov@hotmail.ru, <sup>b</sup>kazansky85@gmail.com, <sup>c</sup>mansfeld@appl.sci-nnov.ru*

The values of the blood flow and heat sources in the human forearm under the physical load were obtained with acoustothermometry. The probe of the multichannel acoustothermograph developed in IAP of RAS was used to measure the thermal acoustic radiation. The frequency band of the acoustothermograph was 1,2–2,7 МГц, the threshold sensitivity was 0,3 K at the integration time 10 s. Human volunteers clenched–unclenched the fists during 100 s. They made  $120 \pm 5$  movements for this time. To decrease the blood flow in the forearm a tourniquet was applied on the volunteer's shoulder. The experimental results showed that the forearm temperature increased and reached the maximum value after 100 s of work without the tourniquet and after 200 s of work with the tourniquet and thereafter decreased. The acoustobrightness temperature increased on about 1,5 K without the tourniquet and on about 0.7 K with the tourniquet. The results allowed to estimate the blood flow: 0,023 l/min. This value is confirmed with literature data 0,02–0,07 l/min. The blood flow was increased 7.5-fold under the physical load. The heat source was 0,0043 K/s. The heat equation with the blood flow (Pennes equation) was used to calculate the temperature in the depth of the forearm. The calculation showed that the forearm temperature maximum was 36 °C in the rest. Under the physical load the additional heat sources increased the temperature up to 37 °C and the blood flow increased the temperature up to 38 °C.

PACS: 43.60.Rw, 43.80.Ev, 43.80.Vj

Keywords: thermal acoustic radiation, temperature reconstruction, heat source, blood flow.

Received 09.11.2014.

**Сведения об авторах**

1. Аносов Андрей Анатольевич — докт. физ.-мат. наук, профессор, ведущий научный сотрудник; тел.: (495) 624-52-85, e-mail: anosov@hotmail.ru.
2. Казанский Александр Сергеевич — аспирант; тел.: (495) 624-52-85, e-mail: kazansky@gmail.com.
3. Мансфельд Анатолий Дмитриевич — докт. физ.-мат. наук, заведующий лабораторией; тел.: (831) 436-56-60, e-mail: mansfeld@appl.sci-nnov.ru.