

УДК 534.8

ИЗМЕРЕНИЕ ТЕПЛОВОГО АКУСТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ИЗ КИСТИ РУКИ ЧЕЛОВЕКА

© 1998 г. А. А. Аносов, К. М. Бограчев, В. И. Пасечник

Научно-исследовательский центр "ЭЛДИС" РАН
101000 Москва, Старосадский пер., 8

Поступила в редакцию 25.03.97 г.

В частотном диапазоне $f = 1.7\text{--}2.5$ МГц исследована интенсивность теплового акустического излучения из кисти руки человека, погруженной в воду с температурой $23\text{--}25^\circ\text{C}$. Мерой интенсивности излучения является акустостоярковая температура, определяемая распределением температуры в глубине кисти. Отмечены превышение внутренней температуры кисти со стороны ладони, а также более выраженная частотная зависимость интенсивности излучения по сравнению с этими величинами с тыльной стороны кисти. Построено модельное распределение температурного профиля в кисти и для него рассчитаны теоретические частотные зависимости акустостоярковой температуры. Получено качественное соответствие измеренных и расчетных параметров частотной зависимости акустостоярковой температуры.

Метод акустотермографии [1–4] предназначен для определения глубинной температуры биологических объектов по их собственному тепловому акустическому излучению. Он основан на том, что регистрируемый средний по времени квадрат звукового давления $\overline{p(t)^2}$ прямо пропорционален абсолютной термодинамической температуре $T(x, y, z)$ в глубине объекта. В средах, неоднородных по температуре, эта величина прямо пропорциональна так называемой акустостоярковой температуре T_A – эффективной величине, численно равной температуре однородного тела, которое создает ту же интенсивность теплового акустического излучения, что и исследуемый объект. Для определения пространственного трехмерного распределения термодинамической температуры необходимо провести несколько измерений величины T_A , например, сканируя объект с разных направлений. Если распределение термодинамической температуры объекта зависит только от одной координаты – глубины z , то для ее восстановления требуется решить одномерную обратную задачу акустотермографии [5]. Чтобы получить исходные экспериментальные данные для решения этой задачи, можно использовать ряд приемов, в частности, использовать мультиспектральное зондирование, т.е. измерения акустостоярковой температуры на разных частотах. Как известно, коэффициент поглощения γ в биологических тканях зависит от частоты [2, 6, 7], поэтому и акустостоярковая температура может оказаться частотнозависимой. В работе [5] показана теоретически возможность решения такой задачи и предложены соответствующие алгоритмы решения. Тем не менее, до настоящего времени отсутствуют экспериментальные данные по мультиспектральному

измерению акустостоярковой температуры, хотя такой способ сбора данных весьма прост и не требует сканирования под разными углами.

Еще один способ решения одномерных задач мог бы быть реализован для случая плоского достаточно тонкого объекта, акустостоярковые температуры которого могут быть измерены с двух сторон. Весьма удобным источником такого теплового акустического излучения является кисть руки человека. Эта экспериментальная возможность также не исследована. В настоящей работе с целью решения одномерной обратной задачи акустотермографии поставлена задача измерить интенсивность теплового акустического излучения из кисти руки человека.

При постановке эксперимента мы использовали в качестве излучателя кисть руки человека, опущенную в воду с абсолютной температурой $T_0 \approx 297$ К. Такой режим теплообмена организма с окружающей средой характерен для пловцов и аквалангистов. Как показали предыдущие исследования [4, 8], акустостоярковая температура кисти руки является промежуточной между температурой окружающей среды и температурой крови, поступающей в кисть по кровеносным сосудам. Это свидетельствует о том, что в руке существует большой градиент температуры между кожей и глубинной частью кисти (перепад температуры до 15 К). Покажем, что в этом случае можно ожидать значительной частотной зависимости акустостоярковой температуры. Как известно [1–5], в одномерном случае для среды, в которой энергетический коэффициент поглощения ультразвука γ не зависит от координаты z , а является функцией только частоты f , инкремент акустостоярковой температуры $\Delta T_A = T_A - T_0$ связан с инкрементом

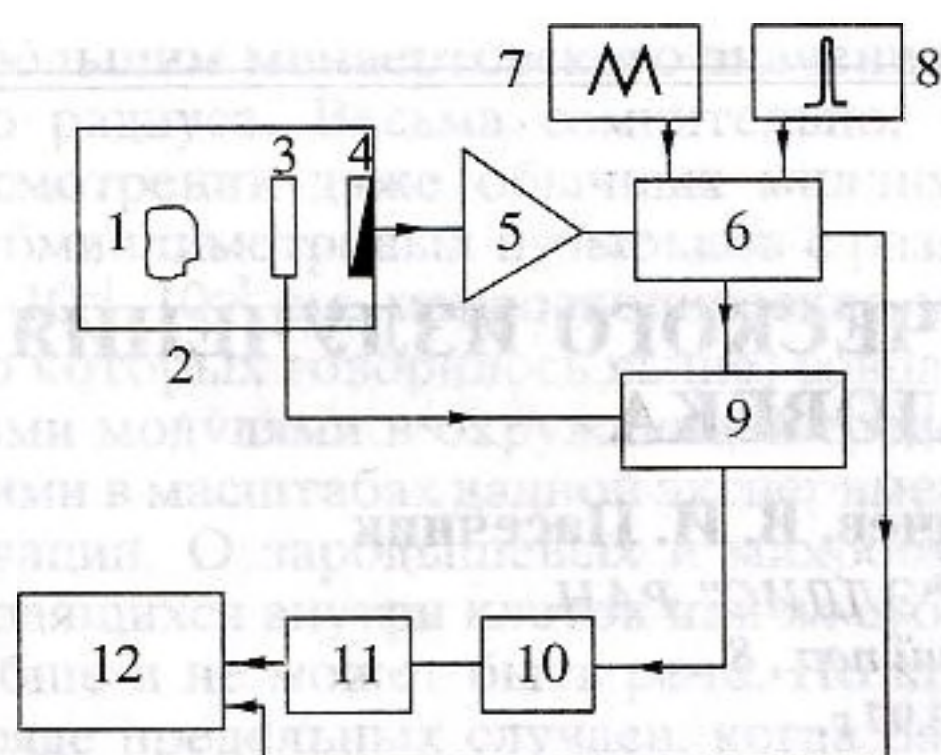


Рис. 1. Блок-схема акустотермометрической установки для измерения теплового излучения из кисти руки человека. 1 – исследуемый объект, 2 – ванна с водой, 3 – obtюратор, 4 – пьезопреобразователь, 5 – усилитель высокой частоты, 6 – анализатор спектра, 7 – генератор развертки, 8 – генератор гармонического сигнала, 9 – синхронный детектор, 10 – фильтр низких частот, 11 – усилитель постоянного тока, 12 – персональный компьютер.

термодинамической температуры $\Delta T(z) = T(z) - T_0$ соотношением:

$$\Delta T_A(f) = \gamma(f) \int_0^L e^{-\gamma(f)z} \Delta T(z) dz \quad (1)$$

Здесь предполагается, что приемный пьезопреобразователь (ПП) установлен на поверхности тела (при $z = 0$), а $L > 1/\gamma$ – расстояние до противоположной границы тела.

Измерительная установка (рис. 1) представляла собой модификацию модуляционного акустотермометра [4, 8] и включала измеряемый объект 1; ванну 2 из оргстекла размером $49 \times 28 \times 30$ см³, наполненную водой с температурой 22.5–25.5°C; механический obtюратор 3 с частотой вращения около 7 Гц; закрепленный на стенке ванны пьезопреобразователь 4 (ПП) диаметром 10 мм из керамики ЦТС-19 с антирезонансной частотой 2 МГц, с двумя согласующими четвертьволновыми слоями, электрически нагруженный на индуктивность (такой приемник обладает чувствительностью в достаточно широкой полосе частот – до 0.8 МГц [9]); высокочастотный усилитель 5 (использовались последовательно соединенные предварительный усилитель и усилитель УЗ-29); анализатор спектра 6 (С4-25); генератор пилообразного сигнала 7 (Г6-27); генератор синусоидальных сигналов 8 (Г4-102); синхронный детектор 9 (Unipan 232 В) с фильтром низких частот 10 (RC-цепочка); усилитель постоянного тока 11 (У7-1) и персональный компьютер 12.

Тепловое акустическое излучение от исследуемого объекта 1 (кисти руки испытуемого или калибратора), помещаемого на расстоянии ≈ 200 мм от ПП (зона Фраунгофера), модулируется с помо-

щью obtюратора 3. При открытом положении obtюратора ПП 4 регистрировал излучение от объекта 1. При закрытом положении obtюратора ПП регистрировал акустическое излучение воды в ванне. Далее сигнал усиливали и подавали на анализатор спектра (АС) 6. АС работал в режиме пилообразной развертки с периодом 200 с от внешнего генератора 7. В течение одного полупериода развертки частота линейно увеличивалась от 1.25 до 3 МГц, в течение другого полупериода уменьшалась от 3 до 1.25 МГц.

На рис. 2 (кривая 1) показана получаемая на выходе анализатора спектра временная зависимость напряжения регистрируемого сигнала U , пропорционального мощности шумового акустического излучения ванны с объектом. На оси абсцисс отложены также значения частот, на которых измеряется сигнал U в соответствующий момент времени. Полная длительность одного измерения составляла около 16.5 мин (пять периодов развертки АС). Сигналы, идущие из ванны и из объекта, отличаются незначительно (мощность первого пропорциональна приблизительно 297 К, мощность второго – 307 К). Для выделения их разности сигнал с выхода АС поступал на синхронный детектор 9, на опорный канал которого подавали сигнал, определяемый положением obtюратора 3. Разностный сигнал $U(t)$, получаемый с выхода синхронного детектора, есть функция времени t , отсчитываемая от момента начала измерений и пропорциональная инкременту акустотермометрической температуры $\Delta T_A(f)$ на частоте $f(t)$, меняющейся при изменении настройки АС. Разностный сигнал $U(t)$ для ладони (рис. 2, кривая 2) далее усредняли фильтром низких частот 10 (RC-цепочка) и через усилитель постоянного тока 11 (У7-1) вводили в персональный компьютер 12, куда поступал из АС и полный сигнал (рис. 2, кривая 1).

Из кривой 2 рис. 2 видно, что сигнал, пропорциональный акустотермометрической температуре, и его флуктуации максимальны в диапазоне 1.7–2.5 МГц и спадают до нуля на частотах около 1.5 и 3 МГц. Для корректировки возможного дрейфа АС по частоте на его вход подавали опорный сигнал с частотой 1.3 МГц (пики А на кривой 1, рис. 2) от генератора 8. Ширина аппаратной функции АС (около 64 кГц) определялась по ширине опорного сигнала на уровне 1/2 от максимального.

Точно так же, как для ладони, обрабатывались сигналы от тыльной стороны кисти и от калибратора. В качестве калибратора использовали акустическое “черное” тело [4] с известной температурой $T_0 + \Delta T_{bb}$ (ΔT_{bb} – инкремент температуры “черного” тела), которую измеряли ртутным термометром с точностью 0.2°C. По полученной для “черного” тела кривой калибровались форма и напряжение исследуемого разностного сигнала.

Как можно заметить по рис. 2, разностный сигнал имеет временную задержку по сравнению с

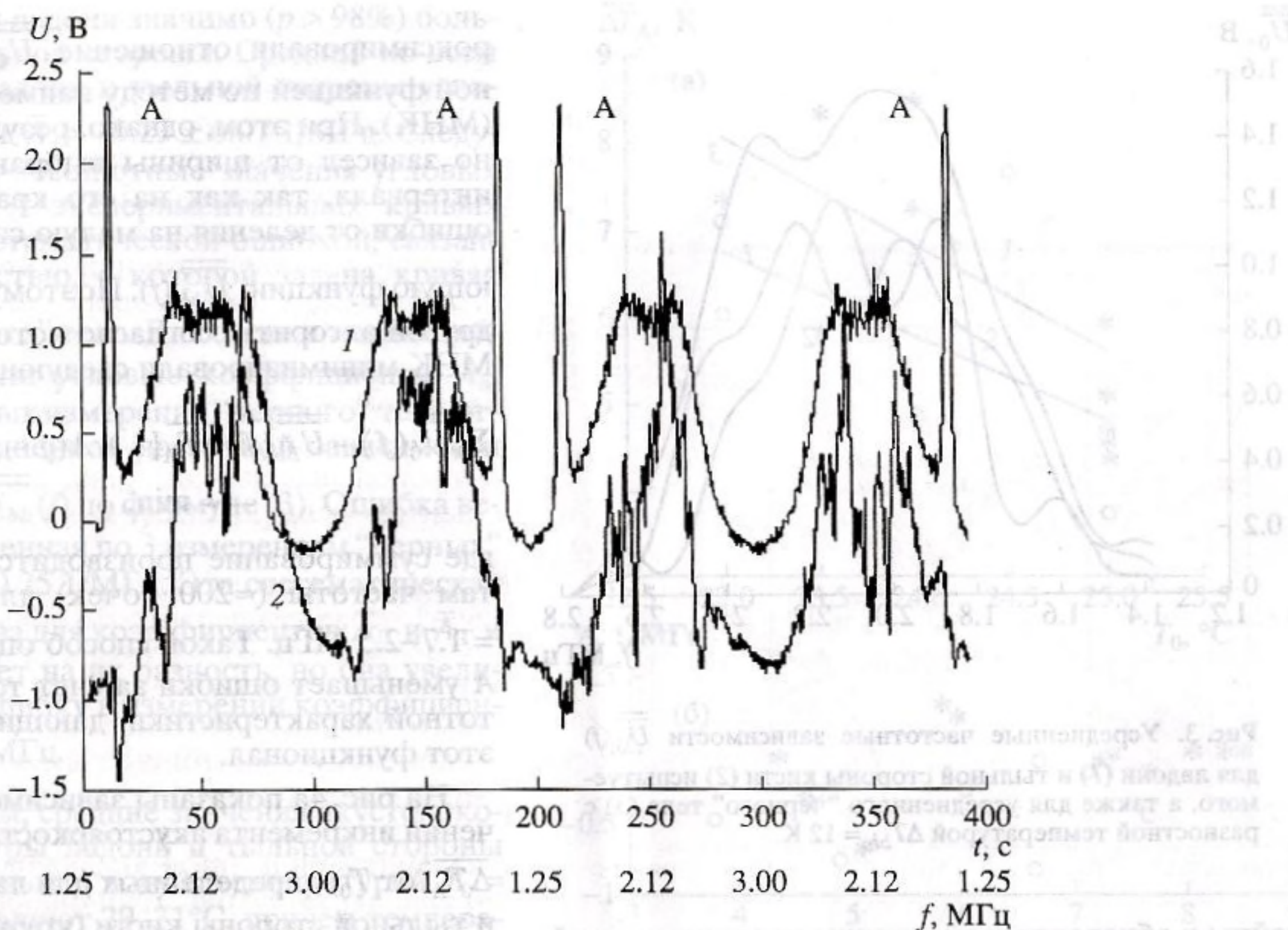


Рис. 2. Пример экспериментальной зависимости выходных напряжений U акустотермометра от времени измерения t (от частоты f). 1 – сигнал на выходе анализатора спектра, 2 – сигнал на выходе синхронного детектора, определяемый тепловыми излучением ладони. Показано 2 периода развертки анализатора спектра, нулевой уровень кривой 2 смещен вниз на 0.75 В, А – калибровочный сигнал с частотой $f = 1.3$ МГц.

полным (кривые 2 и 1 соответственно). Это связано с наличием в экспериментальной установке RC-цепочки с постоянной времени $\tau \approx 3$ с (рис. 1, фильтр низких частот 10). Как известно, разностный сигнал $U(t)$ (рис. 2, кривая 2), прошедший через подобный фильтр, является сверткой входного сигнала $U_0(t)$ с переходной функцией RC-цепочки:

$$U(t) = \int_0^t U_0(\xi) e^{-(t-\xi)/\tau} d\xi.$$

Для восстановления $U_0(t)$ использовали стандартный метод, основанный на использовании преобразования Фурье в сочетании с фильтрацией по высоким частотам. Восстановленный разностный сигнал $U_0(t)$ был разделен на временные интервалы, длительность каждого из которых была равна примерно 100 с – длительности полупериода развертки АС. С учетом характера зависимости частоты сканирования АС от времени (при нечетных номерах полупериодов анализируемая частота увеличивается во времени, при четных – уменьшается, см. рис. 2) для каждого интервала была получена спектральная функция разностного сигнала. При дальнейшей обработке отбрасывались интервалы с большим разбросом экспериментальных значений, обусловленным, по-видимому, электрическими наводками на входной усилитель. Главным критерием отбраковки интервала записи являлось наличие резких выбро-

сов разностного сигнала (как положительных, так и отрицательных), а также физически очевидное требование того, чтобы разностный сигнал оставался в любом случае положительным. Если в результате отсева в одном измерении оставалось меньше трех интервалов (из десяти максимально возможных), то отбрасывалось все измерение целиком. По остающимся спектральным функциям вычислялась усредненная по всем периодам развертки частотная зависимость $\overline{U_0}(f)$, пропорциональная инкременту акустояростной температуры кисти экспериментатора со стороны ладони или с тыльной стороны (рис. 3, соответственно кривые 1 и 2).

Было проведено 3 серии измерений, в каждой из которых измеряли кривую для “черного” тела. В этих сериях всего было выполнено 11 измерений спектральных распределений мощности акустического излучения для ладони и 9 – для тыльной стороны кисти руки 4-х испытуемых обоего пола. В силу того, что спектральная функция собственно “черного” тела не зависит от частоты, полученные частотные зависимости “черных” тел определялись видом аппаратной функции ПП, которая остается неизменной в разных сериях экспериментов [9]. Получаемые отличия слу-

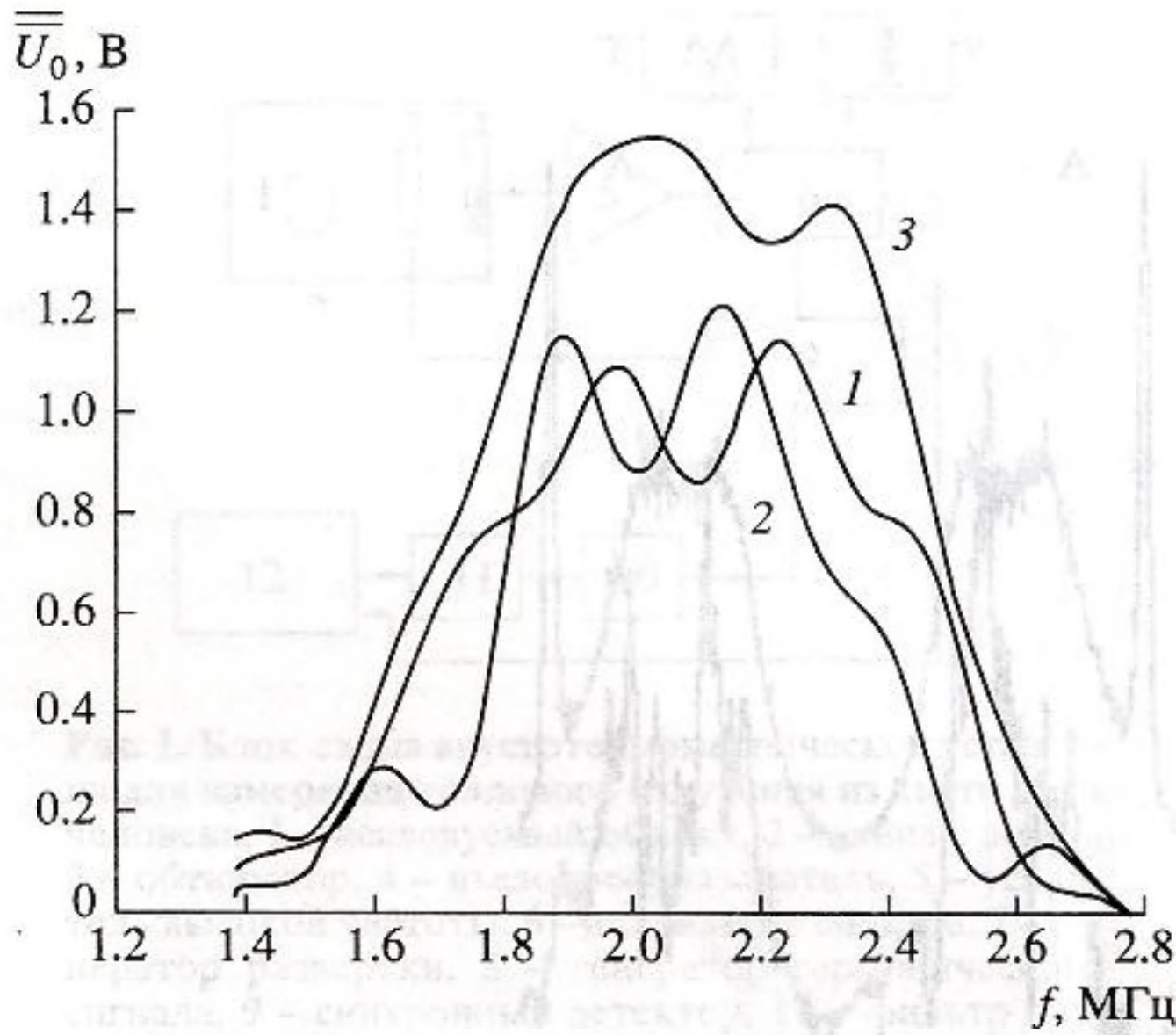


Рис. 3. Усредненные частотные зависимости $\overline{U}_0(f)$ для ладони (1) и тыльной стороны кисти (2) испытуемого, а также для усредненного "черного" тела (3) с разностной температурой $\Delta T_{bb} = 12$ К.

чайны и обусловлены погрешностями измерений. Чтобы минимизировать влияние случайных ошибок, по трем реализациям была получена усредненная частотная зависимость $\overline{U}_{bb}(f)$ для "черного" тела (рис. 3, кривая 3).

Реальную частотную зависимость $\Delta T_A(f)$ можно определить из сравнения полученной кривой $\overline{U}_0(f)$ и кривой для "черного" тела $\overline{U}_{bb}(f)$:

$$\Delta T_A(f) = \Delta T_{bb} \overline{U}_0(f) / \overline{U}_{bb}(f), \quad (2)$$

Так как частотная зависимость излучения измерялась в достаточно узком диапазоне (0.8 МГц при средней частоте 2.1 МГц) и получаемые нами сигналы значительно зашумлены, частотную зависимость инкремента акустоярковой температуры целесообразно приближать простейшей зависимостью – линейной функцией

$$\Delta T_A(f) = \overline{\Delta T}_A [1 + A(f - f_0)], \quad (2a)$$

где $\overline{\Delta T}_A$ – среднее значение инкремента акустоярковой температуры, $f_0 = 2.1$ МГц – средняя частота сканирования, A [1/МГц] – угловой коэффициент, описывающий в линейном приближении изменение $\Delta T_A(f)$ на исследуемом интервале частот $f = 1.7$ – 2.5 МГц.

С целью определения параметров $\overline{\Delta T}_A$ и A для каждой экспериментальной кривой, полученной для кисти руки испытуемого, мы опробовали ряд методов. Во-первых, мы непосредственно апп-

роксимировали отношение $\overline{U}_0(f) / \overline{U}_{bb}(f)$ линейной функцией по методу наименьших квадратов (МНК). При этом, однако, результат очень сильно зависел от ширины выбранного частотного интервала, так как на его краях очень велики ошибки от деления на малую сильно флуктуирующую функцию $\overline{U}_{bb}(f)$. Поэтому мы разработали другой алгоритм, согласно которому с помощью МНК минимизировали следующий функционал:

$$\Sigma \{ \overline{U}_0(f) - \overline{U}_{bb}(f) \overline{\Delta T}_A [1 + A(f - f_0)] / \Delta T_{bb} \}^2 \rightarrow \min, \quad (3)$$

где суммирование производится по всем отсчетам частоты (≈ 200 точек) для интервала $f = 1.7$ – 2.5 МГц. Такой способ определения $\overline{\Delta T}_A$ и A уменьшает ошибки за счет точек у краев частотной характеристики, дающие малый вклад в этот функционал.

На рис. 4а показаны зависимости средних значений инкремента акустоярковой температуры $\overline{\Delta T}_A$ от T_0 , определенных для ладони (звездочки) и тыльной стороны кисти (кружки), а также рассчитанные с помощью МНК аппроксимирующие прямые для ладони (1) и тыльной стороны кисти (2). При построении графика мы использовали из 20 проведенных измерений только те 17 (9 для ладоней и 8 для тыльных сторон), которые были сделаны на общем интервале изменения температуры ванны $T_0 = 23$ – 25°C . Видно, что прямые имеют отрицательный наклон, то есть величины $\overline{\Delta T}_A$ спадают с ростом T_0 , что совпадает с данными, полученными нами ранее [4]. Средние значения акустоярковой температуры в середине исследованного интервала $T_0 \approx 24^\circ\text{C}$, оцененные по аппроксимирующим прямым, для ладони и тыльной стороны составляют соответственно $\Delta T_{AL} = 6.85 \pm 0.44$ К и $\Delta T_{AT} = 5.8 \pm 0.48$ К. Таким образом, наблюдается значимое (с вероятностью $p > 99\%$) превышение среднего значения акустоярковой температуры ладони по сравнению с тыльной стороной кисти $\Delta T_{AL} - \Delta T_{AT} \approx 1$ К.

На рис. 4б представлено распределение угловых коэффициентов A в функции среднего значения инкремента акустоярковой температуры $\overline{\Delta T}_A$, измеренных для ладони (звездочки) и тыльной стороны кисти (кружки). Мы не обнаружили корреляцию между величинами A и $\overline{\Delta T}_A$. Усредненное значение углового коэффициента для ладони равно $\overline{A}_L \approx -0.08 \pm 0.08$ 1/МГц и для тыльной стороны $\overline{A}_T \approx -0.41 \pm 0.08$ 1/МГц (здесь приведены средние квадратичные ошибки средних значений). Таким образом, средний угловой ко-

эффицент A для ладони значимо ($p > 98\%$) больше, чем для тыльной стороны. Средний по всем 20 измерениям ладони и тыльной стороны угловой коэффициент $\bar{A} = -0.23 \pm 0.07$ 1/МГц. Следует отметить, что абсолютные значения угловых коэффициентов A экспериментальных кривых определены с систематической ошибкой, связанной с погрешностью, с которой задана кривая $\overline{U_{bb}}(f)$ для "черного" тела. Для оценки этой ошибки мы определили угловые коэффициенты A_{bb} для трех отдельных измерений "черного" тела относительно усредненной частотной зависимости "черного" тела $\overline{U_{bb}}(f)$ по формуле (3). Ошибка величины A_{bb} , оцененная по 3 измерениям "черных" тел, составила ± 0.25 1/МГц. Эта систематическая ошибка одинакова для коэффициентов \bar{A}_L и \bar{A}_T и поэтому не влияет на их разность, но она увеличивает общую ошибку в измерении коэффициента \bar{A} до ± 0.38 1/МГц.

Таким образом, средние значения акустояркой температуры ладони и тыльной стороны кисти, погруженных в воду с температурой $T_0 = 23-25^\circ\text{C}$, составляют $29-31^\circ\text{C}$, причем температура ладони в среднем на 1 К выше. С ростом T_0 инкременты акустояркой температуры ΔT_{AL} и ΔT_{AT} падают. Коэффициенты A определяются с большим разбросом, однако измеренное среднее значение \bar{A}_L для ладони достоверно выше, чем для тыльной стороны руки \bar{A}_T .

Обратимся теперь к возможности решить обратную задачу, используя полученные результаты. Как известно [5], в случае однородной среды из соотношения (1) по известной частотной зависимости акустояркой температуры $T_A(f)$ можно восстановить профиль внутренней температуры $T(z)$, если еще знать значение коэффициента поглощения γ . Значение γ в кисти руки измеряли активным методом на частоте 2 МГц, величина коэффициента поглощения составляет 0.5 ± 0.3 1/см и меняется в зависимости от положения руки относительно датчика. Существует большой разброс литературных данных по возможной величине и частотной зависимости коэффициента γ в кисти руки. В мышечной ткани величина $\gamma(f)$ пропорциональна частоте f : $\gamma(f) = 0.2f$ 1/см, где f измеряется в МГц, а в сухожилиях эта зависимость отличается от линейной (на частоте 2 МГц $\gamma \approx 1.2$ 1/см) [2, 6, 7].

Для решения поставленной задачи, несмотря на то, что рука неоднородна по своему строению – в ней есть мышечная ткань, кости, сухожилия и пр. – мы примем простейшую модель кисти руки как среды, однородной по поглощению, удельный акустический импеданс которой близок к таковому для воды. Ниже в расчетах для простоты мы

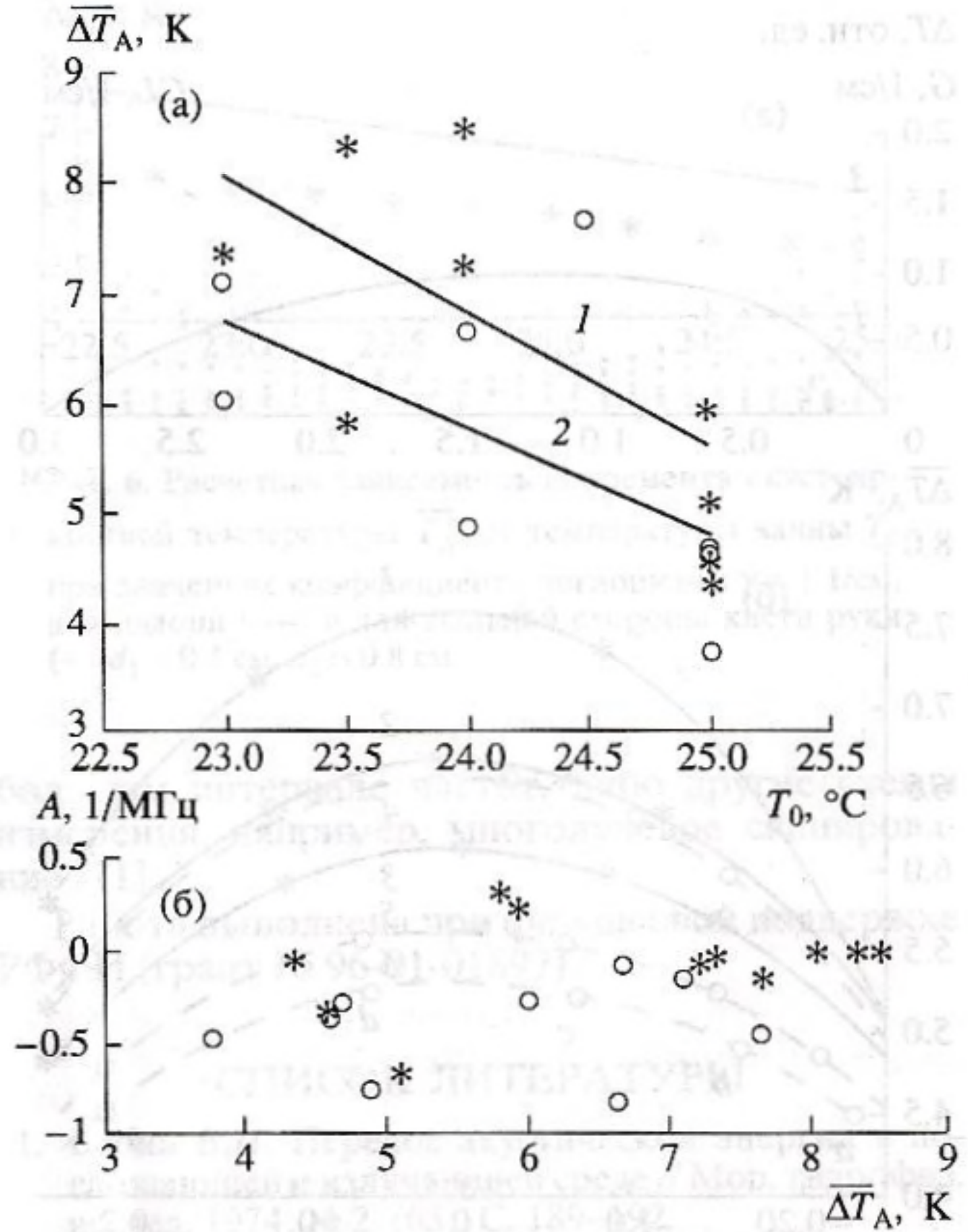


Рис. 4. а – зависимость инкремента акустояркой температуры ладони ΔT_{AL} (*) и тыльной стороны кисти ΔT_{AT} от температуры воды T_0 (○). Показаны аппроксимирующие прямые для инкрементов ладони (1) и тыльной стороны кисти (2); б – угловые коэффициенты A для ладони (*) и тыльной стороны руки (○) в функции средних значений инкрементов акустояркой температуры $\overline{\Delta T_A}$.

также приняли, что поглощение линейно зависит от частоты, а именно:

$$\gamma(f) = \Gamma f, \quad (4)$$

где величина Γ может находиться в пределах $0.2-0.8$ 1/(МГц см).

Таким образом, существенные параметры, входящие в уравнение (1) – величина коэффициента поглощения γ и частотная зависимость $T_A(f)$ – известны с очень большим разбросом, что не позволяет точно решить обратную задачу, то есть найти распределение $\Delta T(z)$. Тем не менее, зная диапазон значений A , мы попытались уточнить диапазон возможных значений γ . Для этого мы рассмотрели достаточно общую модель распределения $\Delta T(z)$, для нее решили прямую задачу – нашли $\Delta T_A(f)$ как функцию $\Delta T(z)$, теоретически рассчитали диапазон значений ΔT_{AL} , ΔT_{AT} и сравнили его с экспериментом.

Как известно [10], внутренняя температура в кисти $T(z)$ является сложной функцией теплопро-

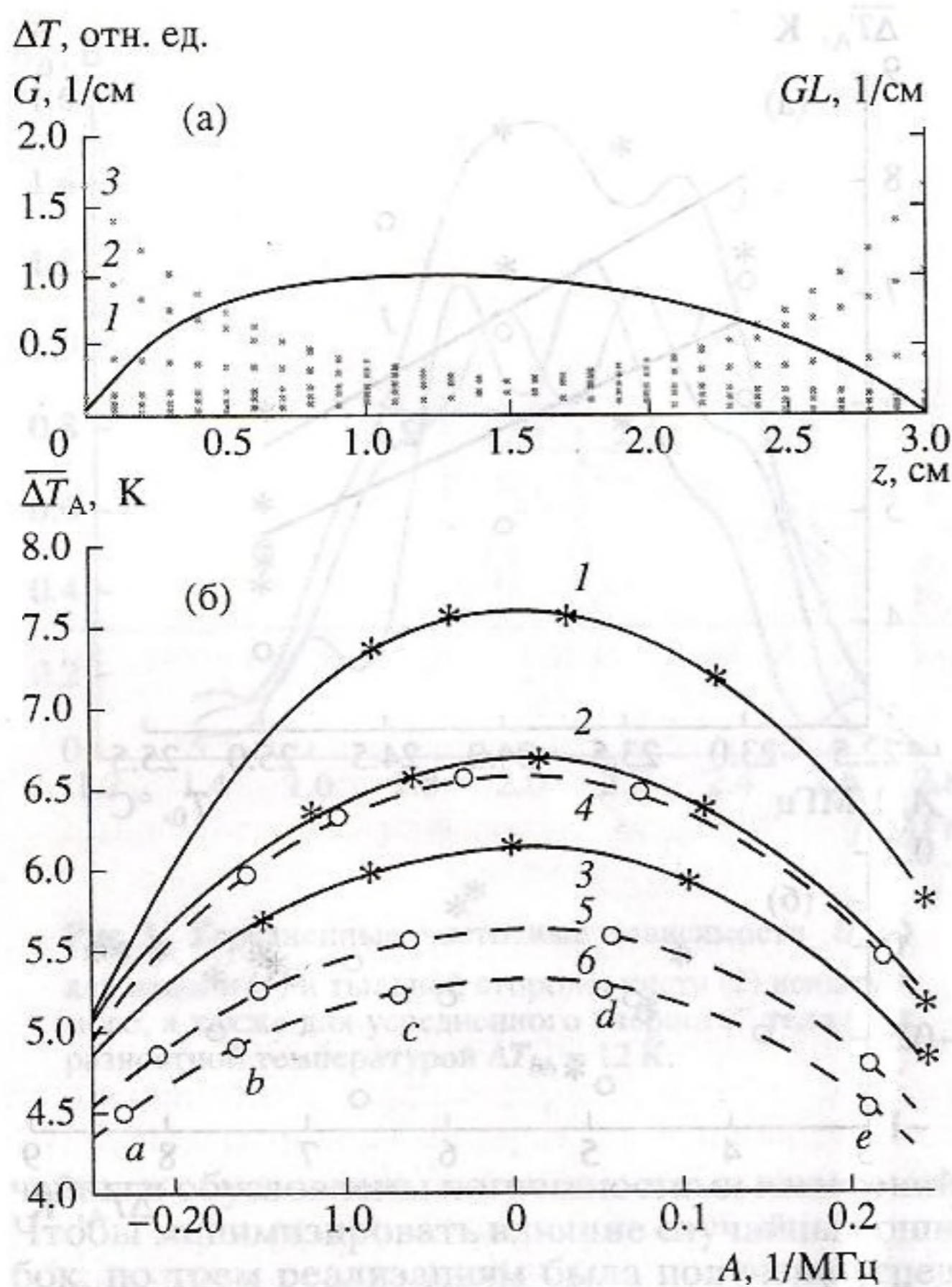


Рис. 5. Модели для расчета инкрементов акустояростной температуры кисти руки.
 а – задаваемый профиль относительного инкремента внутренней температуры $\Delta T = (T - T_0)/(T_M - T_0)$ (сплошная кривая) по глубине z ($z = 0$ – ладонь, $z = 3$ см – тыльная сторона), точки – зависимости от глубины множителей $G = \gamma \exp(-\gamma z)$ и $GL = \gamma \exp(\gamma(z - L))$, определяющих вклад глубинной температуры на данной глубине z , в акустояростную температуру, измеряемую для ладони и для тыльной стороны кисти руки, соответственно; $\gamma = 0.4$ (кривая 1), 1.0 (2), 1.6 (3) 1/см, характерные расстояния $d_1 = 0.4$ см, $d_2 = 0.8$ см, разность температур $T_M - T_0 = 10$ К.
 б – плоскость параметров средних значений акустояростной температуры $\overline{\Delta T_A}$ и угловых коэффициентов A для ладони (*) (для $d_1 = 0.2, 0.4$ и 0.8 см, кривые 1, 2 и 3) и тыльной стороны кисти (○) (для $d_2 = 0.4, 0.8, 1.6$ см, кривые 4, 5 и 6) при разных значениях поглощения $\Gamma = 0.8, 0.65, 0.5, 0.35, 0.21$ /(МГц см) (точки *a, b, c, d, e* соответственно) на частотном интервале $f = 1.7$ –2.5 МГц.

дукции и зависит от переноса тепла в результате циркуляции крови и локальных температурных градиентов. В кистях рук, погруженных в холодную воду, температура $T(z)$ максимальна в глубине и определяется температурой притекающей крови, по-видимому, близкой к 32–36°C в зависимости от теплового режима всего тела. На поверхности тела величина $T(z)$ равна температуре воды (в наших экспериментах 22–25°C), выбор конкрет-

ной ее зависимости, естественно, не однозначен. Для оценок мы выбрали модель, основанную на следующих предположениях: 1) коэффициент поглощения γ не зависит от глубины; 2) внутренняя температура спадает от центра к поверхности ладони на характерном расстоянии d_1 , а к поверхности тыльной стороны кисти на расстоянии $-d_2$; величины d_1 и d_2 могут изменяться в диапазоне ≈ 0.2 –1 см; 3) вблизи центра ладони температура достигает своего максимального значения приблизительно равного T_M , 4) инкремент термодинамической температуры $\Delta T(z) = T(z) - T_0$ имеет вид (рис. 5а, сплошная линия):

$$\Delta T(z) = (T_M - T_0)(1 - e^{-z/d_1})(1 - e^{(z-L)/d_2}) \quad (5)$$

где $L = 3$ см – толщина ладони. Для расчета инкремента акустояростной температуры ладони ΔT_{AL} надо подставить (5) в (1) и взять интеграл от 0 до L ; для расчета ΔT_{AT} для тыльной стороны кисти в этом интеграле надо поменять местами параметры d_1 и d_2 . Расчет показал, что величина ΔT_A почти не зависит от характерного расстояния, соответственно $d_2(d_1)$ со стороны, противоположной ПП, таким образом, определяющими параметрами для ΔT_A являются γ и характерное расстояние $d_1(d_2)$, на котором происходит спад температуры в ближней к ПП стороне кисти.

На рис. 5а для иллюстрации также показаны точками зависимости от глубины z множителей $\gamma \exp(-\gamma z)$, определяющих вклад глубинной температуры на данной глубине в акустояростную температуру, измеряемую для ладони или тыльной стороны кисти руки, соответственно, в широком диапазоне значений $\gamma = 0.8$ –1.6 1/см. Видно, что при малых величинах γ измеряется средняя температура ладони, поскольку поправочный множитель слабо зависит от координаты. С ростом γ все в большей мере дает вклад глубинная температура с той стороны, с которой производятся измерения.

Для уточнения диапазона значений γ мы построили плоскость параметров $\overline{\Delta T_A}$, A (рис. 5б) при изменении значений Γ , фиксированных значениях $d_1(d_2)$, а также значениях $T_M - T_0 = 10$ К. Для этого, задавая по формуле (4) величину γ с определенным значением Γ , мы рассчитывали теоретическую зависимость $\Delta T_A(f)$ в диапазоне частот $f = 1.7$ –2.5 МГц и по ней определяли угловой коэффициент A и среднее значение $\overline{\Delta T_A}$. Каждая из 5 точек (*a, b, c, d, e*) на рис. 5б соответствует определенному значению коэффициента Γ . При этом через точки, соответствующие одинаковым значениям $d_1(d_2)$, проведены аппроксимирующие многочлены 4 порядка (кривые 1–3 для ладони и кривые 4–6 для тыльной стороны). При движении по каждой кривой с увеличением значения Γ от 0.2 до 0.8 1/(МГц см) величина коэффициента A

уменьшается. Величина $\overline{\Delta T_A}$ проходит через максимум при $\Gamma \approx 0.5$ 1/(МГц см).

Плоскость параметров качественно описывает ряд измеренных нами характеристик теплового излучения руки человека: 1) инкремент акустояркой температуры ладони больше, чем для тыльной стороны, $\Delta T_{AL} > \Delta T_{AT}$; 2) при одинаковых значениях коэффициента поглощения выполняется соотношение: $A_L > A_T$ (сравним точки с одинаковыми буквами на кривых 1 и 4); 3) Абсолютные величины инкрементов ΔT_{AL} , ΔT_{AT} при $|A| < 0.15$ 1/МГц количественно согласуются с экспериментальными значениями ($\Delta T_{AL} \approx 6.8$ К, $\Delta T_{AT} \approx 5.8$ К). Следует отметить, что изменение характерных параметров d_1 и d_2 не меняет существенным образом вид плоскости параметров.

Сопоставим рассчитанные диапазоны параметров $\overline{\Delta T_A}$ и A с экспериментальными. Видно, что если A сильно отличается от нуля, значения инкрементов ΔT_{AL} и ΔT_{AT} гораздо ниже экспериментальных. Поэтому наиболее разумными представляются не слишком маленькие и не слишком большие значения Γ в пределах от 0.3–0.65 1/МГц см (точки b, c, d) – при больших d_1, d_2 и до 0.8 1/(МГц см) – при малых d_1, d_2 (кривые 1–4, точки b, c, d, e).

Если мы попытаемся сопоставить значения коэффициента A для точек b, c, d, e с экспериментально полученным диапазоном для \bar{A} (-0.25 ± 0.4 1/МГц), то из рис. 5б видно, что расчетные оценки в общем согласуются с экспериментом (при больших значениях \bar{A}). На рис. 6 построены теоретические зависимости инкрементов акустояркой температуры ладони ΔT_{AL} (сплошные линии) и тыльной стороны кисти ΔT_{AT} от температуры воды T_0 в ванне. При этом мы выбрали среднее значение $\Gamma = 0.5$ 1/(МГц см) из оцененного выше диапазона. Видно, что, как и в эксперименте, выполняется неравенство $\Delta T_{AL} > \Delta T_{AT}$, а с ростом T_0 эти величины убывают. Из сравнения данных, приведенных на рис. 4а и рис. 6, видно, что рассмотренная модель качественно описывает экспериментальные данные, однако, предсказываемые ею перепады температуры при минимальном и максимальном значениях T_0 существенно меньше. Возможно, модель можно было бы улучшить, допустив зависимость коэффициента поглощения от координаты.

Учитывая слабую частотную зависимость акустояркой температуры в исследованном диапазоне частот и большую погрешность ее измерения, очевидно, что измерения $\Delta T_A(f)$ в достаточно узком диапазоне частот вблизи частоты 2 МГц не позволяют решить с разумной точностью обратную задачу по восстановлению распределения глубинной температуры $\Delta T(z)$ из данных мультиспектральных измерений. Для решения этой задачи необходимы измерения либо в существенно

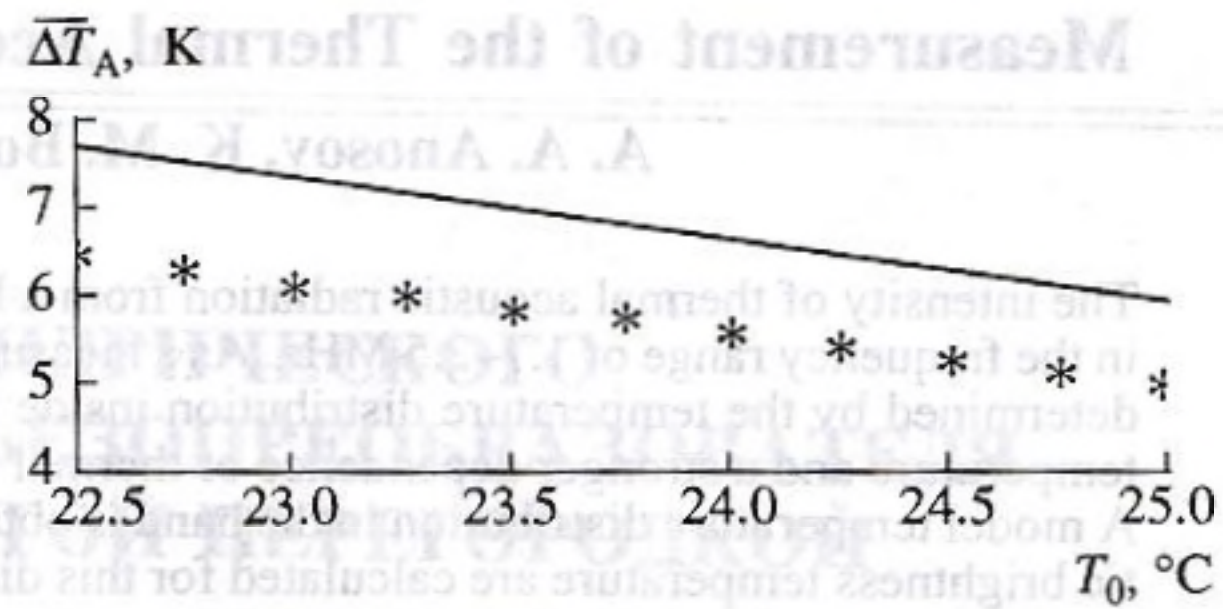


Рис. 6. Расчетная зависимость инкремента акустояркой температуры $\overline{\Delta T_A}$ от температуры ванны T_0 при значениях коэффициента поглощения $\gamma = 1$ 1/см, для ладони (—) и для тыльной стороны кисти руки (*). $d_1 = 0.4$ см, $d_2 = 0.8$ см.

большем интервале частот, либо другие схемы измерения, например, многолучевое сканирование [11].

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 96-01-01897).

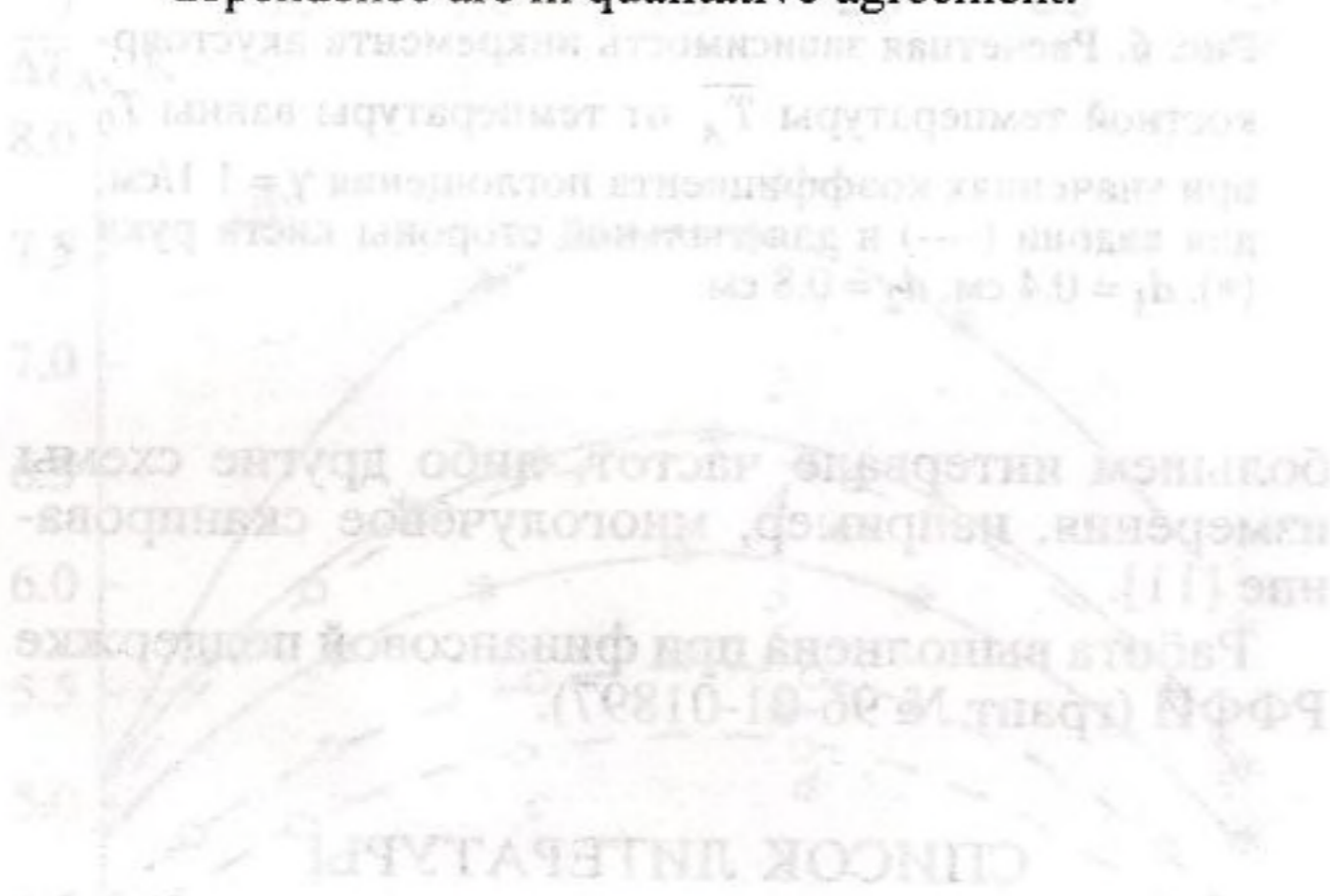
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бабий В.И. Перенос акустической энергии в поглощающей и излучающей среде // Мор. гидрофиз. исслед. 1974. № 2. (65). С. 189–192.
2. Bowen T. Acoustic Radiation Temperature for Non-Invasive Thermometry // Automedica. 1987. V. 8. P. 247–267.
3. Герасимов В.В., Гуляев Ю.В., Миргородский В.И., Пешин С.В. Сабликов В.А. Диагностика системы терморегуляции человека с помощью акустотермометра (на примере исследования икроножной мышцы) // Радиотехника и электроника, 1993. Вып. 10. С. 1904–1911.
4. Passechnik V.I. Verification of the Physical basis of acoustothermography // Ultrasonics, 1994. V. 32. № 4. P. 293–299.
5. Аносов А.А., Пасечник В.И. Одномерные обратные задачи акустотермографии и СВЧ-радиометрии // Акустический журнал 1994. Т. 40. № 5. С. 743–748.
6. Сенсорное восприятие / Ред. Андрианова О.С. Л.: Наука, 1985. 188 с.
7. Физика визуализации изображений в медицине. Т. 2. Ред. Уэбб. М.: Мир, 1991. С. 10.
8. Godik E.E., Gulyaev Yu.Y., Mirgorodsky V.I., Passechnik V.I. Acoustic Thermography of human body. Passive sensing of human body by measurements of its thermal acoustic field. // Acoustic sensing and probing, 3–10 October 1991.
9. Ерофеев А.В., Пасечник В.И. Калибровка пьезопреобразователей с помощью теплового акустического излучения // Акустический журнал, 1995. Т. 41. № 4. С. 642–643.
10. Основы физиологии / Ред. Стерки П. М.: Мир, 1984. 435 с.
11. Passechnik V.I., Anosov A.A., Isrefilov M.G. Physical basis and perspectives of acoustothermography // Ultrasonics. 1996. V. 34. P. 511–512.

Measurement of the Thermal Acoustic Radiation from a Human Hand

A. A. Anosov, K. M. Bograchev, and V. I. Pasechnik

The intensity of thermal acoustic radiation from a human hand immersed in water at 23–25°C is investigated in the frequency range of 1.7–2.5 MHz. As a measure of intensity, we used the acoustic brightness temperature determined by the temperature distribution inside the hand. It was found that the palm had a higher internal temperature and a stronger dependence of thermal radiation intensity on frequency than the back of the hand. A model temperature distribution in the hand is obtained and the theoretical frequency dependencies of acoustic brightness temperature are calculated for this distribution. The measured and calculated parameters of this dependence are in qualitative agreement.



1. Anosov A. A. *Acoustic Radiation Temperature of the Human Hand*. Moscow: Nauka, 1997. 182 p.

2. Anosov A. A. *Acoustic Radiation Temperature of the Human Hand*. *Acoustic*, 1987, V. 8, No. 5, p. 561.

3. Anosov A. A., Bograchev K. M., Pasechnik V. I. *Acoustic Radiation Temperature of the Human Hand*. *Acoustic*, 1998, V. 9, No. 1, p. 10.

4. Anosov A. A., Bograchev K. M., Pasechnik V. I. *Acoustic Radiation Temperature of the Human Hand*. *Acoustic*, 1998, V. 9, No. 2, p. 20.

5. Anosov A. A., Bograchev K. M., Pasechnik V. I. *Acoustic Radiation Temperature of the Human Hand*. *Acoustic*, 1998, V. 9, No. 3, p. 30.

6. Anosov A. A., Bograchev K. M., Pasechnik V. I. *Acoustic Radiation Temperature of the Human Hand*. *Acoustic*, 1998, V. 9, No. 4, p. 40.

7. Anosov A. A., Bograchev K. M., Pasechnik V. I. *Acoustic Radiation Temperature of the Human Hand*. *Acoustic*, 1998, V. 9, No. 5, p. 50.

8. Anosov A. A., Bograchev K. M., Pasechnik V. I. *Acoustic Radiation Temperature of the Human Hand*. *Acoustic*, 1998, V. 9, No. 6, p. 60.

The intensity of thermal acoustic radiation from a human hand immersed in water at 23–25°C is investigated in the frequency range of 1.7–2.5 MHz. As a measure of intensity, we used the acoustic brightness temperature determined by the temperature distribution inside the hand. It was found that the palm had a higher internal temperature and a stronger dependence of thermal radiation intensity on frequency than the back of the hand. A model temperature distribution in the hand is obtained and the theoretical frequency dependencies of acoustic brightness temperature are calculated for this distribution. The measured and calculated parameters of this dependence are in qualitative agreement.

The intensity of thermal acoustic radiation from a human hand immersed in water at 23–25°C is investigated in the frequency range of 1.7–2.5 MHz. As a measure of intensity, we used the acoustic brightness temperature determined by the temperature distribution inside the hand. It was found that the palm had a higher internal temperature and a stronger dependence of thermal radiation intensity on frequency than the back of the hand. A model temperature distribution in the hand is obtained and the theoretical frequency dependencies of acoustic brightness temperature are calculated for this distribution. The measured and calculated parameters of this dependence are in qualitative agreement.

The intensity of thermal acoustic radiation from a human hand immersed in water at 23–25°C is investigated in the frequency range of 1.7–2.5 MHz. As a measure of intensity, we used the acoustic brightness temperature determined by the temperature distribution inside the hand. It was found that the palm had a higher internal temperature and a stronger dependence of thermal radiation intensity on frequency than the back of the hand. A model temperature distribution in the hand is obtained and the theoretical frequency dependencies of acoustic brightness temperature are calculated for this distribution. The measured and calculated parameters of this dependence are in qualitative agreement.