АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, 2005, том 51, № 1, с. 81–89

УДК 577.3:534.2

ПРИМЕНЕНИЕ ФОКУСИРУЕМЫХ АНТЕНН ДЛЯ ЗАДАЧ АКУСТОЯРКОСТНОЙ ТЕРМОМЕТРИИ

© 2005 г. В. А. Вилков, Е. В. Кротов, А. Д. Мансфельд, А. М. Рейман

Институт прикладной физики РАН
603950 Нижний Новгород, ул. Ульянова 46
Тел.: (8312)365–660; Факс: (8312)164–976; E-mail:mansfeld@appl.sci-nnov.ru

Поступила в редакцию 22.01.04 г.

Проведены теоретические и экспериментальные исследования по локализации нагретых объектов методами фокусируемой акустояркостной термометрии. Показано, что при применении одиночной фокусируемой антенны пространственная локализация нагретых объектов зависит от размеров источника. Проведена одномерная и двумерная томография реального нагретого источника акустотермотомографом с фокусируемой антенной, которая хорошо согласуется с расчетными данными предложенной модели. Проведены теоретические и экспериментальные исследования применимости корреляционной фокусируемой акустояркостной термометрии для локализации нагретого источника. Показано, что существенное повышение пространственной разрешающей способности метода приводит к значительной потере чувствительности.

Распределение внутренней температуры человеческого организма может нести богатую информацию о его состоянии, функционировании, реакциях на различные воздействия, оно также может быть использовано для диагностики некоторых заболеваний, в том числе и онкологических. Контроль внутренней температуры биологических тканей также необходим при гипертермии тканей. Одним из перспективных методов изучения внутренних температурных полей является акустояркостная термометрия, основанная на приеме равновесного акустического излучения, порождаемого тепловым движением атомов и молекул среды. Интенсивность излучения прямо пропорциональна термодинамической температуре среды, а само излучение имеет широкий спектр. Метод акустояркостной термометрии позволяет проводить глубинную регистрацию акустического излучения с довольно высоким пространственным разрешением. Это объясняется возможностью приема ультразвукового излучения в миллиметровом и субмиллиметровом диапазонах длин волн, в которых затухание ультразвука в биологических тканях не очень велико, при этом отношение глубины приема L к длине волны может достигать $L/\lambda \sim 60$ [1].

Говоря о возможностях акустояркостной термометрии, можно выделить две основные задачи, на решение которых направлены исследования. Во-первых, это задача локализации нагретых источников. Такая задача может быть решена с помощью высоконаправленных сканирующих антенн и применения реконструктивных алгоритмов. Во-вторых, это долговременный контроль температуры объекта. Такая проблема может возникнуть, например, в процессе гипертермии или при приживлении пересаженных органов.

К настоящему времени рассмотрены теоретические основы акустояркостной термометрии [1–2] и предложены некоторые алгоритмы восстановления изображений тепловых полей биологических объектов по результатам сканирования объекта антенной акустояркостного термотомографа [3–5]. Проведены измерения акустояркостной температуры кисти руки человека [6]. Исследованы корреляционные свойства теплового акустического излучения [7–9], предложены методики повышения разрешающей способности корреляционных акустояркостных термотомографов [10]. Проведены исследования способов согласования датчиков и повышения КПД [11], оптимизированы схемные решения для акустояркостных термотомографов [12], экспериментально проведена многоканальная локализация нагретых объектов [13]. Исследованы возможности применения методов акустояркостной термометрии для контроля внутренних температур биологических объектов при лазерной гипертермии [14–15].

Настоящая работа посвящена теоретическим и экспериментальным исследованиям применимости фокусируемых антенн, использование которых может представлять весьма значительный интерес как для задачи локализации нагретых объектов, так и для задачи непрерывного мониторинга внутренней температуры объекта.

Использование сканирующих короткофокусных антенн с большой апертурой для акустояркостной термометрии позволяет получить дополни-

тельные возможности локализации нагретых областей внутри биологических тканей как по поперечной координате, так и по глубине [16]. Площадь сечения "пучка" фокусируемой антенны изменяется в зависимости от расстояния до антенны и достигает своего минимума в фокусе. При этом происходит перераспределение принятой антенной интенсивности сигнала, пришедшего из различных точек пространства, и максимальный сигнал приходит из фокусной "перетяжки. Это дает основание считать, что с помощью фокусируемой антенны можно локализовать нагретые объекты, передвигая фокусную "перетяжку".

Вместе с тем эти преимущества не так очевидны, как в случае использования фокусируемых приемопередающих преобразователей при активной локации [17]. Во-первых, при активной локации происходит перемножение "диаграмм направленности" антенны при ее работе на излучение и прием. Во-вторых, при работе антенны на прием интенсивность излучения из зоны фокуса (полезный сигнал) не всегда превышает интенсивность излучения из остальных участков (помеха). В-третьих, наличие существенного поглощения в некоторых случаях вообще не позволяет произвести локализацию объектов. В-четвертых, как будет показано ниже, применение одиночной фокусируемой антенны даже с большим коэффициентом усиления не позволяет локализовать по глубине объекты, поперечные размеры которых значительно превышают диаметр фокусной перетяжки.

Рассмотрим ряд ситуаций для различных соотношений размеров нагретого объекта и фокусной перетяжки, а также сравним получаемый результат со случаем использования нефокусируемой антенны. В акустотермотомографе измеряемой физической величиной является акустояркостная температура, которая равна термодинамической температуре абсолютно черного тела, создающего такой же поток акустического излучения, что и исследуемый объект [1–2]. Для антенны, имеющей неоднородное распределение пространственной чувствительности, величину акустояркостной температуры T_a можно записать в виде

$$T_a = \int_0^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} \gamma(z)E(x, y, z)T(x, y, z)\times \exp\left(\int_0^z -\gamma(l)dl\right)dxdydz, \quad (1)$$

где $\gamma(l)$ – коэффициент акустического поглощения (в данном модельном случае учитываем только зависимость от продольной координаты, частотную зависимость для простоты не учитываем), $T(x, y, z)$ – распределение термодинамической температуры объекта, $E(x, y, z)$ – распределение интенсивности поля антенны при ее работе в режиме излучения.

Рассмотрим антенну с гауссовым распределением чувствительности. Именно такая антенна, представляющая собой пьезопреобразователь в виде сферического сегмента, была реализована в наших экспериментах. Измерения поля приема такой антенны с помощью излучателя диаметром 0.5 мм, помещенного в ее фокусной перетяжке, показали, что оно близко к гауссову [18]. Это дает возможность при расчетах интенсивности поля использовать соответствующую аппроксимацию.

В этом случае $E(x, y, z)$ можно записать в виде

$$E(x, y, z) = \frac{\exp\left(\frac{-(x^2 + y^2)}{R(z)^2}\right)}{\pi R^2(z)}, \quad (2)$$

где $R^2(z, r) = R_0^2(1 - z/F)^2 + z^2(kR_0)^2$, R_0 – радиус раскрыва антенны, k – волновое число, F – геометрический фокус.

Распределение температуры в среде запишем в виде суммы постоянной температуры (фона) T_0 и гауссова распределения температуры нагретого источника:

$$T(x, y, z) = T_0 + \Delta T\exp\left(-\left[\frac{(x - x_0)^2}{\sigma_x^2} + \frac{(y - y_0)^2}{\sigma_y^2} + \frac{(z - z_0)^2}{\sigma_z^2}\right]\right), \quad (3)$$

где x_0, y_0, z_0 – координаты центра источника, σ_x, σ_y, σ_z – характерные размеры источника (полуширина гауссовой функции).

Рассмотрим теперь несколько частных случаев расположения источника относительно антенны при измерении с помощью фокусируемой и нефокусируемой антенн. Пусть антенна с $R_0 = 25$ мм, $F = 30$ мм, $\lambda = 1.5$ мм находится на поверхности биологической ткани. Источник с $\Delta T = 1$ K имеет размеры $\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z = 5$ мм и находится на оси антенны. Температура фона T_0 для простоты положена равной нулю. Физически это можно осуществить путем вычитания из принятого акустояркостного сигнала постоянного уровня, соответствующего эквивалентной среде без источника с термодинамической температурой T_0. Зависимость акустояркостной температуры от глубины расположения источника показана на рис. 1 (кривая *1*). Для сравнения показана зависимость акустояркостной температуры от координаты источника, находящегося на оси нефокусируемой антенны $R = 5$ мм (кривая *2*, рис. 1).

Как видно из рис. 1, с помощью фокусируемой антенны появляется возможность локализации источника при ее попадании в фокус. Резкий спад кривой на расстоянии 45 мм в случае нефокусируемой антенны объясняется дифракционной расходимостью пучка.

На рисунке 2 показана зависимость акустояркостной температуры от расстояния между антенной и источником при различных значениях протяженности нагретого источника вдоль оси антенны. Как видно из представленных графиков, увеличение размеров источника приводит к повышению акустояркостной температуры даже тогда, когда его размеры существенно превышают размеры фокусной перетяжки.

Отметим, что с помощью фокусируемой антенны не удается локализовать по глубине протяженные в поперечном направлении объекты, так как изменение интенсивности, сигнала при приближении объекта к фокусу в точности компенсируется уменьшением площади сечения пучка, а следовательно, и яркости той части объекта, которая попадает в зону чувствительности антенны. Таким образом, регистрируемая акустояркостная температура протяженного объекта при его перемещении изменяется только за счет наличия акустического поглощения и не зависит от фокусирующих свойств антенны. В результате величина акустояркостной температуры оказывается существенно зависимой от объема нагретого объекта, даже если его размеры превышают поперечник фокуса.

На рисунке 3 показана зависимость акустояркостной температуры бесконечного нагретого слоя толщиной 10 мм и источника с поперечным размером 10 мм от глубины их расположения в биологической ткани (фокус антенны расположен на глубине 50 мм).

При различных формах источника можно получить практически одинаковую акустояркостную температуру. Так на рис. 3 при расположении нагретого слоя и протяженного в поперечном направлении объекта на расстоянии 50 мм от поверхности их акустояркостные температуры практически совпадают. Можно подобрать форму и размеры двух разных источников, когда даже при разных термодинамических температурах значения акустояркостных температур будут равны, однако формы кривых будут при этом различны. Поэтому для восстановления истинного распределения термодинамической температуры необходимо производить сканирование объекта с последующим решением обратной задачи с учетом параметров поля антенны. Это означает, что даже для такой простой процедуры, как контроль температуры выбранного участка ткани, например, при гипертермии, необходимо измерение температуры не в одной точке, а в некоторой ок-

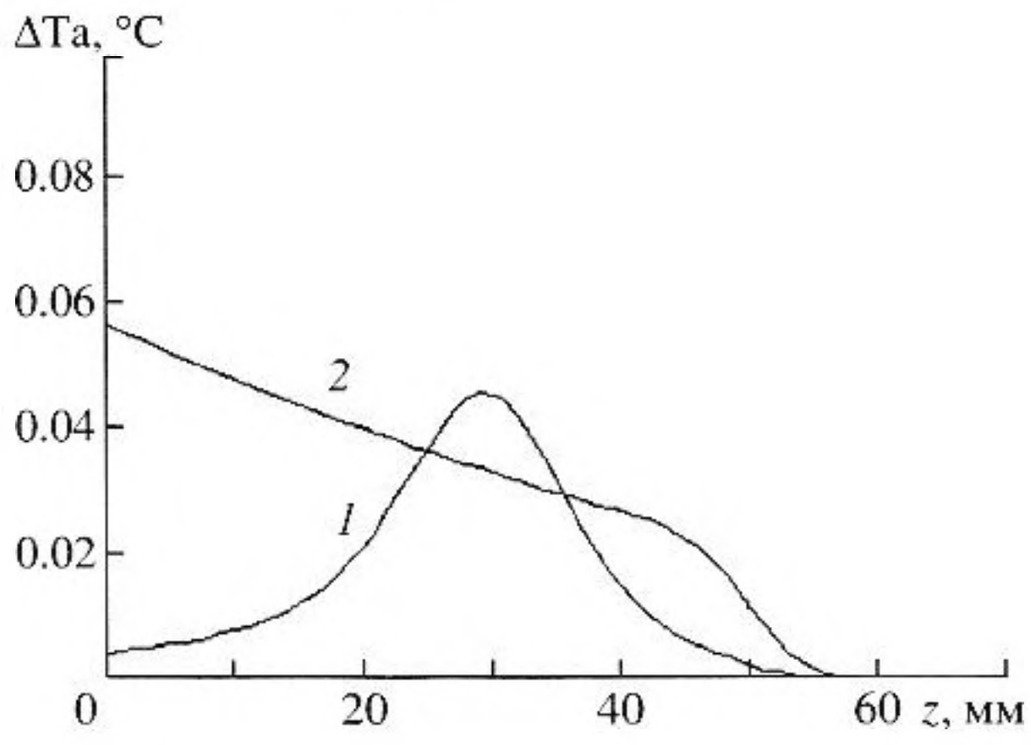

Рис. 1. Зависимость акустояркостной температуры от глубины расположения нагретого источника в биологической ткани при измерении с помощью нефокусируемой (*1*) и фокусируемой (*2*) антенн ($\gamma_{среды}$ = = 0.23 см$^{-1}$).

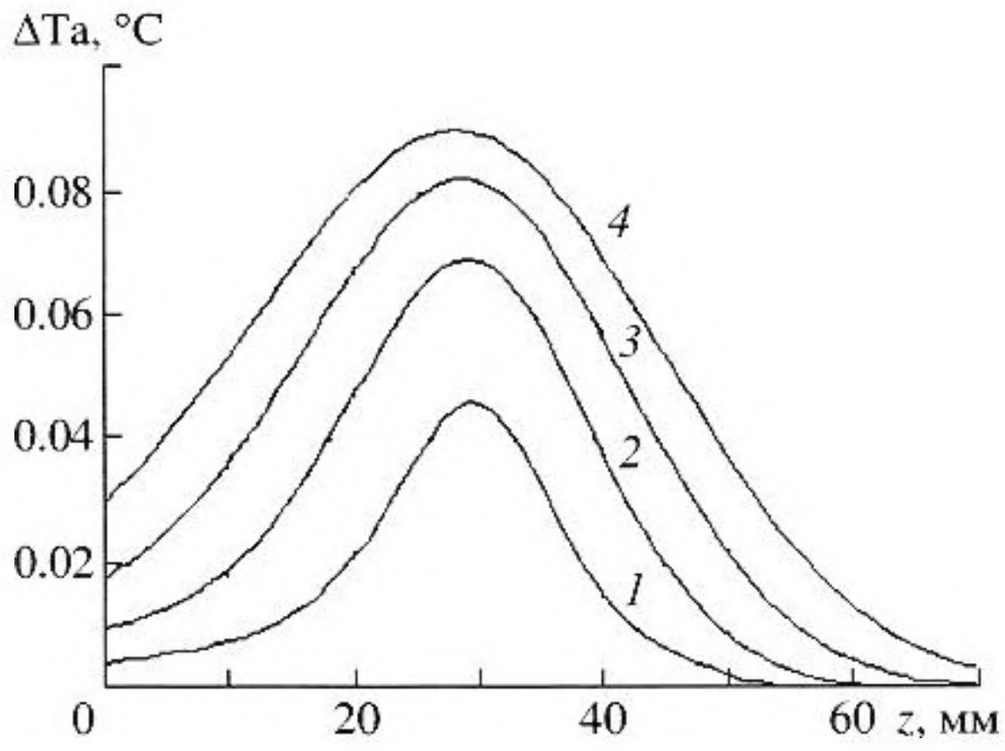

Рис. 2. Продольное распределение акустояркостной температуры при различной протяженности источника σ_z = 5 мм (*1*), 10 мм (*2*), 15 мм (*3*), 20 мм (*4*). Источник находится на оси антенны ($\gamma_{среды}$ = 0.23 см$^{-1}$).

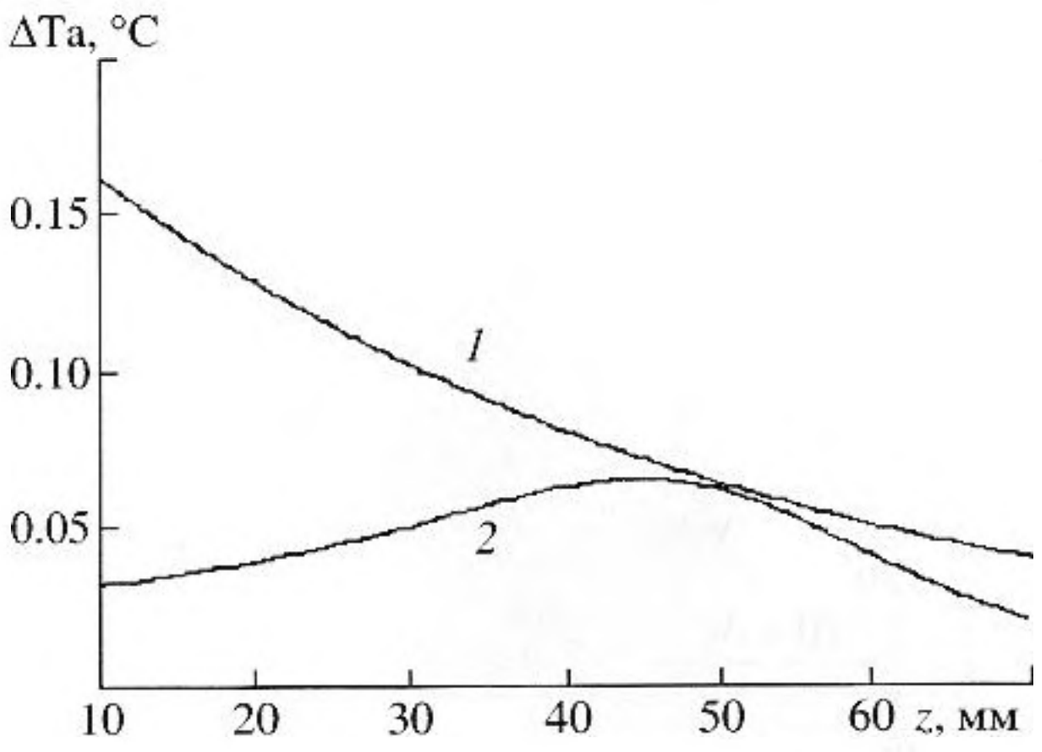

Рис. 3. Зависимость акустояркостной температуры слоя (*1*) и (*2*) источника, протяженного в поперечном направлении, от глубины залегания источника ($\gamma_{среды}$ = 0.23 см$^{-1}$).

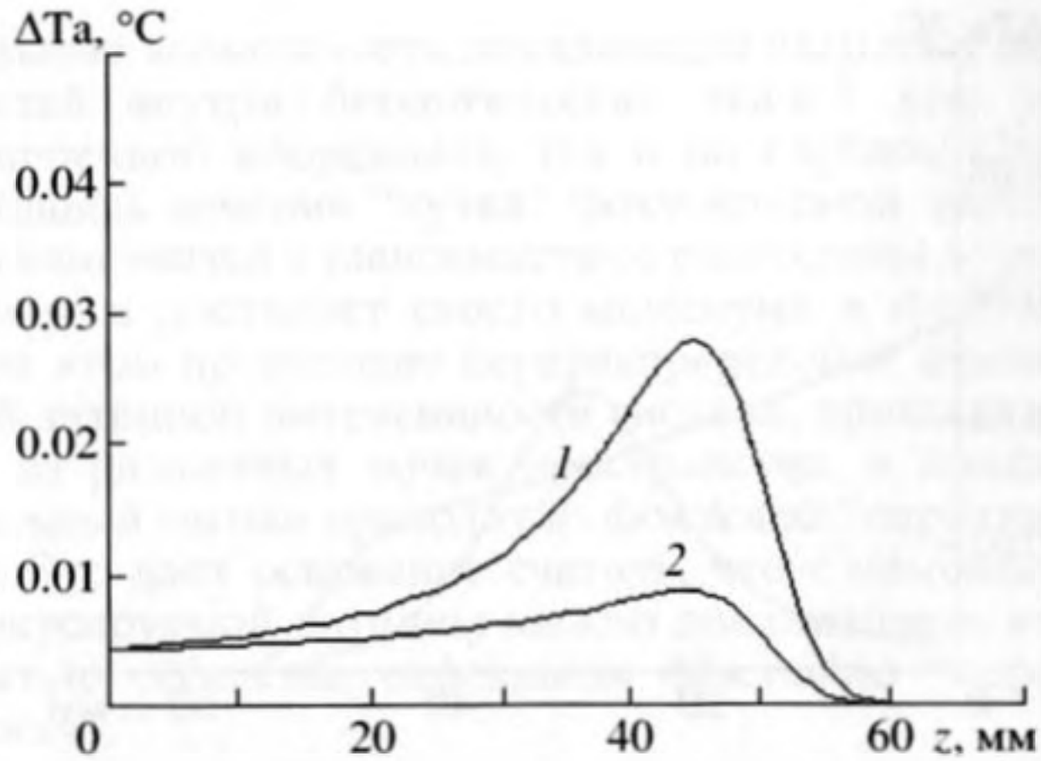

Рис. 4. Зависимость акустояркостной температуры от глубины залегания источника в случае, когда фокусное расстояние порядка (*1*) больше глубины поглощения (*2*).

рестности, для чего необходимо сканирование антенны и последующее восстановление распределения температуры с помощью какого-либо томографического алгоритма (см., например, [13]).

В случае, когда фокусное расстояние имеет величину порядка глубины поглощения, положение максимума акустояркостной температуры оказывается смещенным относительно положения фокуса, а если фокусное расстояние существенно превышает глубины поглощения, то выраженного максимума может и не быть (рис. 4). В этом случае локализация невозможна, но такая антенна позволяет выровнять чувствительность в различных точках вдоль оси антенны.

Теперь рассмотрим другой вариант сканирования. Пусть антенна располагается не на поверхности ткани, а помещена в слабопоглощающую контактную жидкость и перемещается вдоль и поперек оси, принимая излучение через звукопрозрачное окно (рис. 5). Такая схема сканирования наиболее пригодна к использованию на практике. Пример распределения акустояркостной температуры при сканировании нагретого объекта через слой контактной жидкости приведен на рис. 6.

Экспериментальная проверка вышеизложенных теоретических положений проводилась с помощью термотомографа с фокусируемой антенной, имевшей следующие параметры: радиус раскрыва антенны 30 мм, фокусное расстояние F = = 65 мм. Термотомограф был построен по компенсационной схеме [13, 19].

В качестве нагретого источника использовалась тонкостенная полистирольная трубка диаметром 10 мм, наполненная касторовым маслом и подогреваемая путем пропускания электрического тока через нихромовую нить, помещенную в центр трубки. Следует отметить, что прямых измерений акустического поглощения для трубки с маслом не проводилось. Поглощение в полистироле (по известным справочным данным) 0.42 см$^{-1}$, что касается масла, то поглощение измерялось с помощью активной ультразвуковой локации и составило 0.33 см$^{-1}$. Поскольку трубка тонкостенная (не более 0.5 мм), практически поглощение объекта определяется маслом.

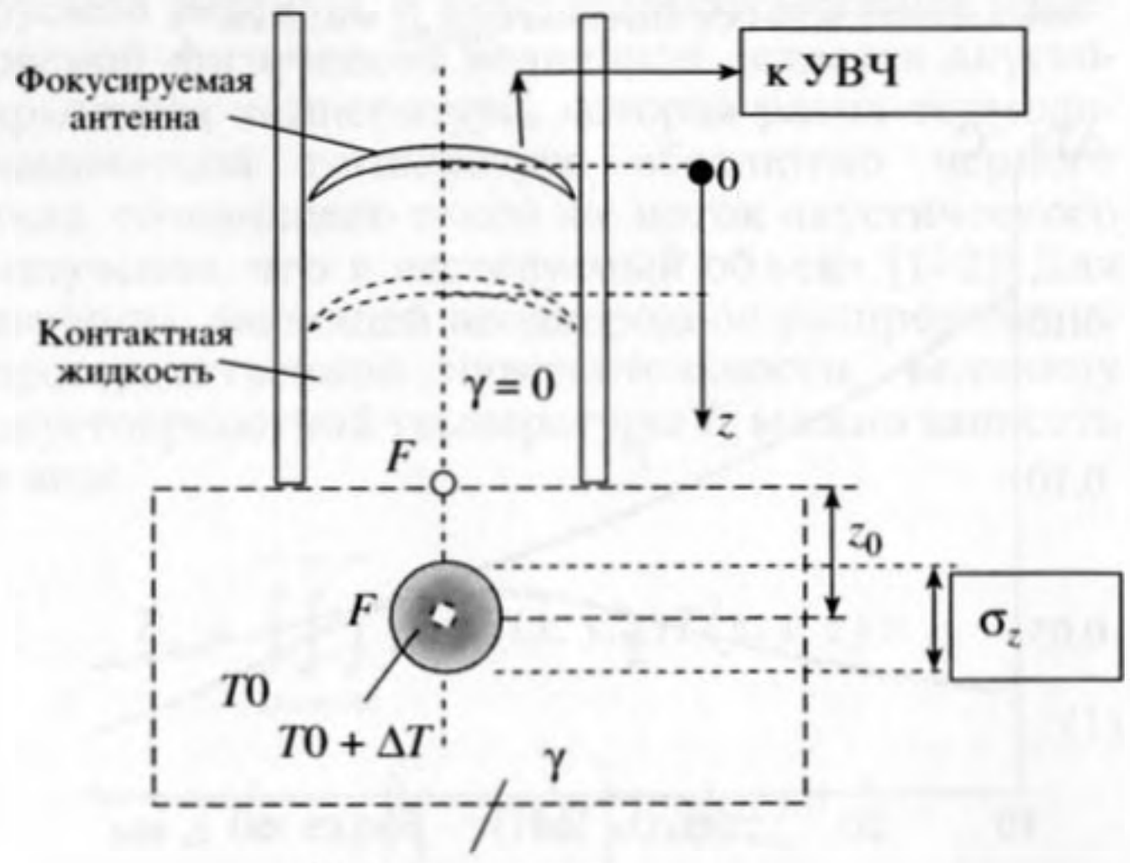

Рис. 5. Схема акустояркостного термотомографа с фокусируемой антенной.

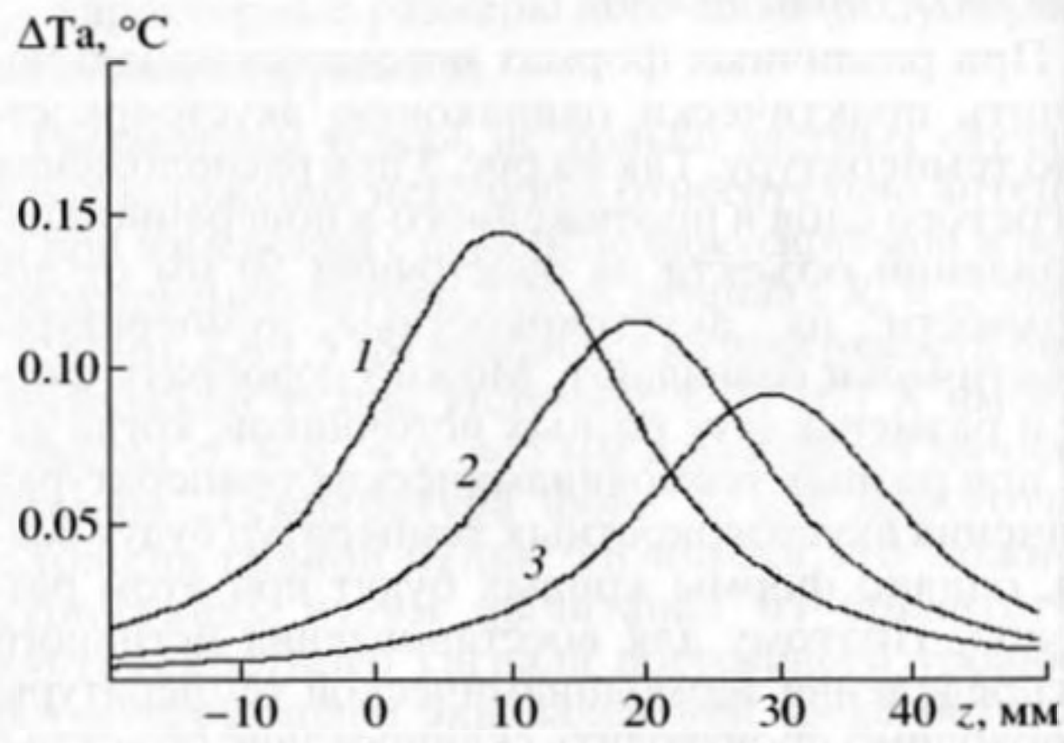

Рис. 6. Изменение акустояркостной температуры при продольном сканировании для фиксированного положения источника на глубине z_0 = 10 мм (*1*), 20 мм (*2*), 30 мм (*3*) от поверхности ткани, F = 40, R_0 = 25 ($\gamma_{среды}$ = = 0.23 см$^{-1}$).

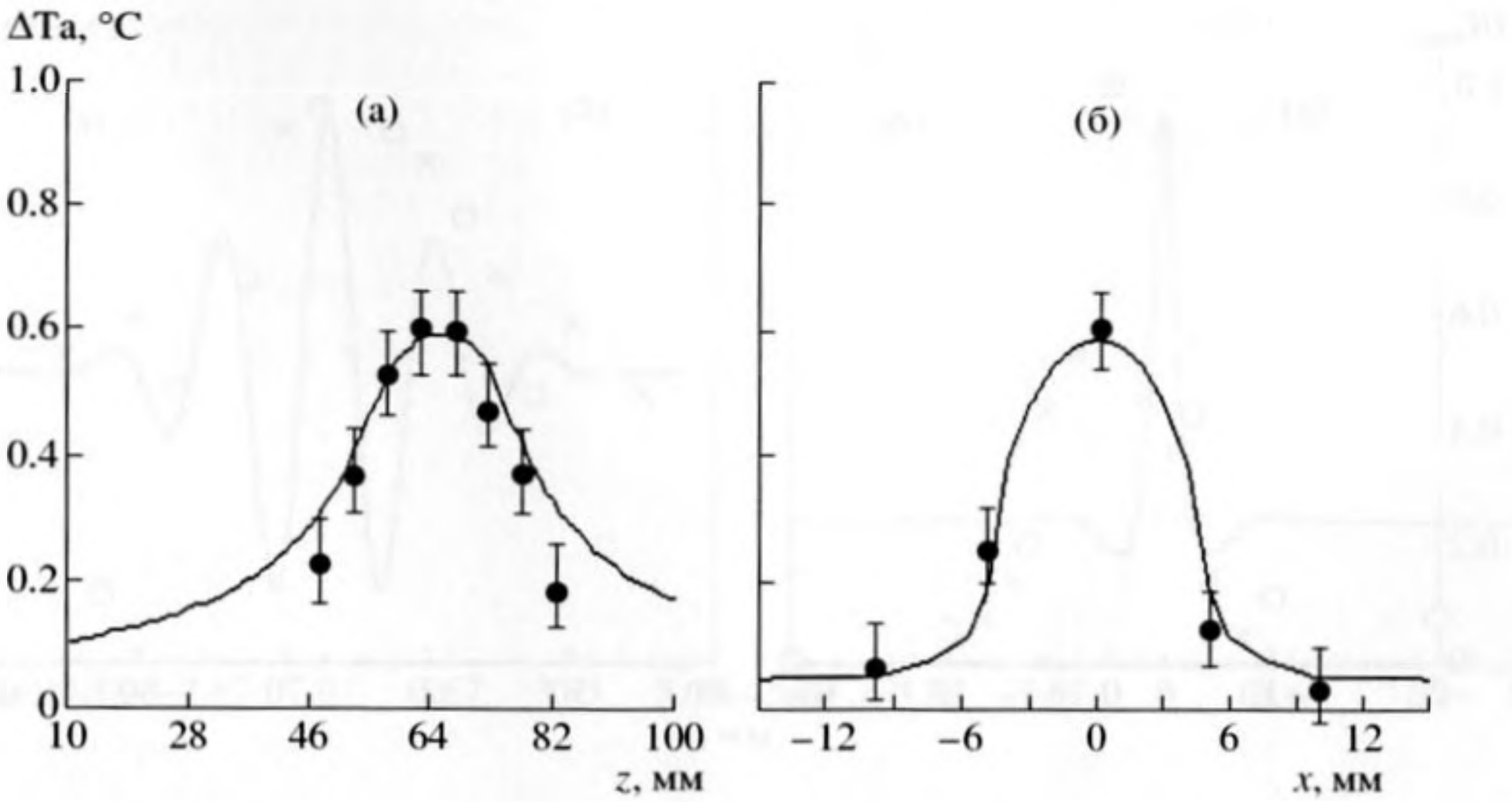

Рис. 7. Экспериментальные результаты локализации нагретого источника с помощью акустояркостного термотомографа с фокусируемой антенной, помещенного в различные среды. (а) – результат продольной локализации нагретого источника, помещенного в воду (трубка, заполненная маслом), (б) – результат поперечной локализации нагретого источника, помещенного в воду (точки на графиках – экспериментальные данные, сплошная линия – теоретическая аппроксимация).

Чувствительность термотомографа при калибровке по модели акустически абсолютно черного тела составляет 0.2 K при времени накопления 5 с, средняя рабочая частота 1.5 МГц, полоса приема 800 кГц. На рисунке 7 показаны измеренные и рассчитанные зависимости акустояркостной температуры от поперечной и продольной координат (время единичного измерения 60 с). На рисунке 8 показана двумерная сканограмма распределения акустояркостной температуры.

Также экспериментально была проведена продольная и поперечная локализация нагретого источника, помещенного под слой говяжьей печени толщиной 5 мм (рис. 9). Из рисунка видно, что пространственные распределения нормированного акустояркостного сигнала различны для расположений источника в воде и в слое печени, несмотря на малую толщину слоя. Это связано с наличием существенного поглощения звука в слое (коэффициент акустического поглощения говяжьей печени на частоте 1.5 МГц $\gamma \approx 0.45$ см$^{-1}$ [см. 15]).

Таким образом, показано, что, во-первых, с помощью сканирующего термотомографа с фокусируемой антенной возможна локализация небольших объектов, поперечные размеры которых соизмеримы с размерами фокусной перетяжки, и невозможна локализация объектов, протяженных в поперечном направлении. Для более точного восстановления профиля температуры необходим учет пространственной чувствительности антенны, а следовательно, решение обратной задачи. Во-вторых, величина акустояркостной температуры при неподвижной фокусной перетяжке, несмотря на высокую пространственную избирательность фокусируемой антенны, зависит от размеров источника и распределения температуры в нем, что не позволяет производить мониторное наблюдение температуры без сканирования объекта. Наконец, при величинах фокусного расстояния порядка и больше глубины поглощения возможность локализации нагретого источника отсутствует.

Дальнейшее улучшение локализации нагретых источников возможно путем комбинирования преимуществ фокусируемых антенн с воз-

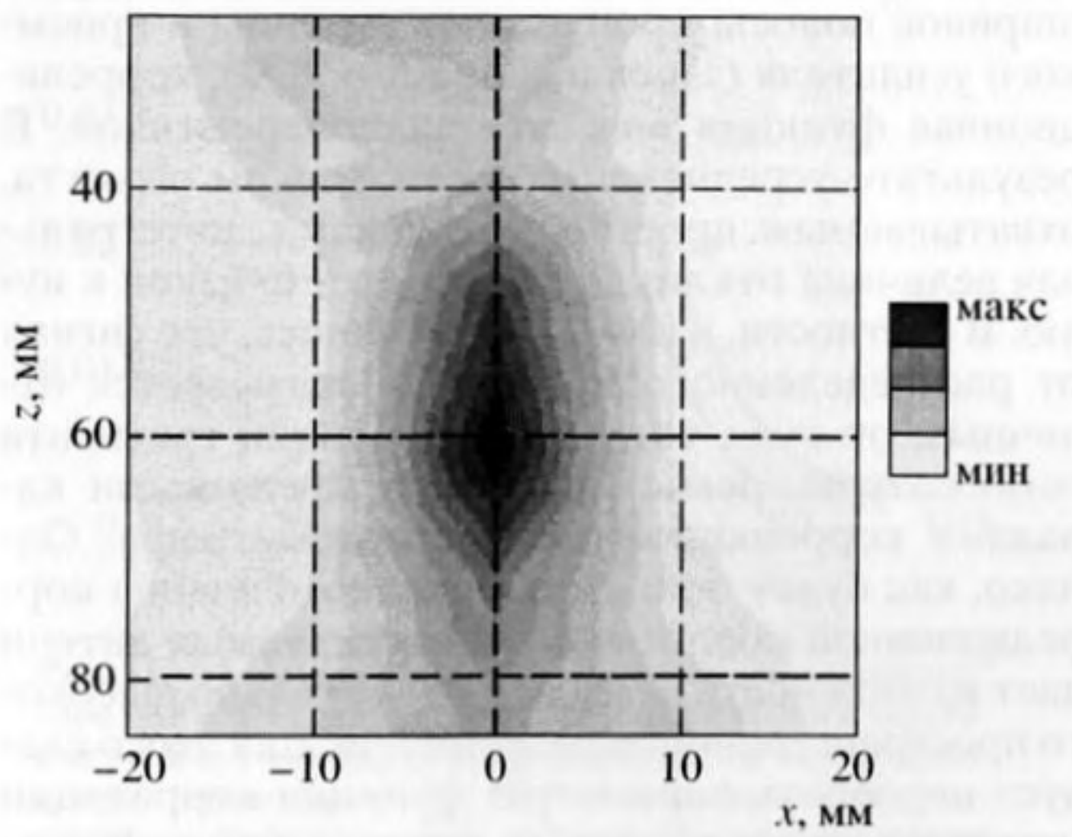

Рис. 8. Двумерная сканограмма нагретого источника, помещенного в воду.

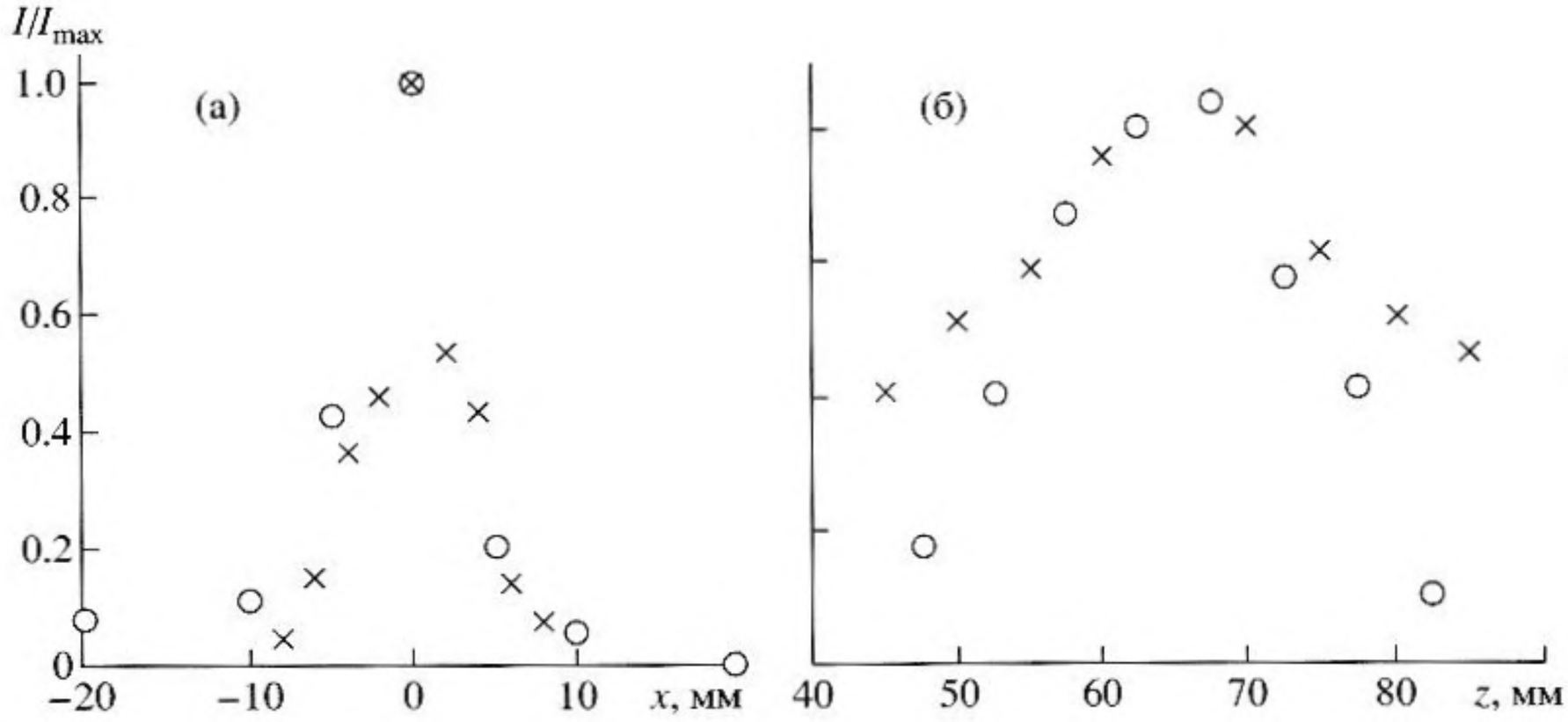

Рис. 9. Экспериментальные результаты локализации нагретого источника с помощью акустояркостного термотомографа с фокусируемой антенной, помещенного в различные среды. (а) – результаты поперечной локализации нагретого источника, (б) – результаты продольной локализации нагретого источника, ○ – нагретый источник в воде, *X* – нагретый источник под слоем говяжьей печени.

можностями, предоставляемыми корреляционной обработкой сигналов [7–9, 19–20]. На возможность применения корреляционного приема сигналов плоскими антеннами для задач акустотермотомографии указывалось в [7–9], однако у такого метода имеется ряд недостатков. Корреляционная обработка сигналов может применяться в основном для локализации точечных источников излучения. Для распределенных источников, размеры которых существенно больше пространственного радиуса корреляции, чувствительность акустотермотомографа зависит от поперечных размеров объектов, так как сигналы из разных точек объекта приходят на приемные антенны с разными задержками. Поскольку полоса принимаемого сигнала конечна и определяется шириной полосы пропускания антенны и приемного усилителя (здесь и далее $\Delta f \approx f_{cp}/2$), корреляционная функция является знакопеременной. В результате усреднения по всем точкам объекта, охватываемым приемными пучками, интегральная величина отклика оказывается близкой к нулю. В частности, в [20–21] отмечалось, что сигнал от распределенного источника оказывается отличным от нуля только при наличии градиента температуры, регистрируемого различными каналами корреляционного термотомографа. Однако, как будет показано ниже, комбинация корреляционной обработки и фокусируемых антенн дает возможность реализации уникально высокого пространственного разрешения. Для этого следует подобрать параметры функции корреляции (пространственный радиус корреляции) параметры фокусных перетяжек (размеры антенн, фокусное расстояние, длина волны).

Технически корреляционный акустотермограф с фокусируемой антенной можно построить несколькими способами. Например, фокусируемая антенна разделяется на две равные части, сигналы от которых усиливаются, перемножаются и результат интегрируется. Этот способ построения антенны использовался нами в экспериментах.

Другим способом является применение двух фокусируемых антенн, разнесенных на некоторое "базовое" расстояние. Поскольку принципиальных различий между этими двумя способами нет, а теоретические расчеты сильно упрощаются, то для моделирования локализации объектов мы использовали второй способ. При этом ось z направим вглубь исследуемой области, оси x и y – соответственно параллельно и перпендикулярно оси, соединяющей центры антенн. Акустояркостную температуру при такой конфигурации антенн можно записать следующим образом:

$$T_a = \int_{\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{0}^{\infty} \gamma(z)K(x, y, z)E_{12}(x, y, z)T(x, y, z)\times \exp\left(-\int_0^{\infty}\gamma(z)dz\right)dxdydz, \quad (4)$$

где $E_{12}(x, y, z)$ – произведение аппаратных функций антенн, $K(x, y, z)$ – взаимная корреляционная функция сигналов на выходе термотомографа после перемножителя и интегратора, определяемая полосой антенн и радиотракта. Для прямоугольной частотной характеристики приемника со

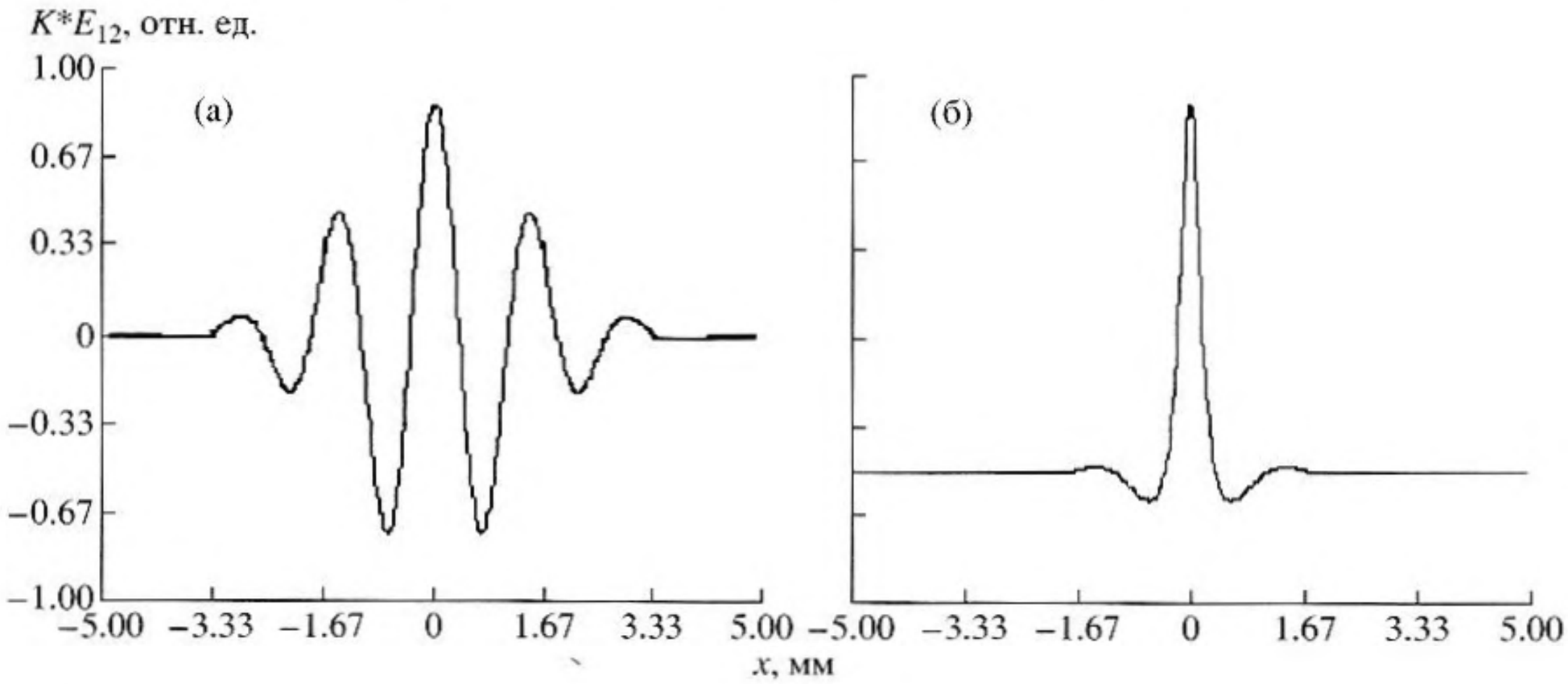

Рис. 10. Зависимость произведения корреляционной и аппаратной функций антенн (отн. ед.) от поперечной координаты (а) – размер зоны пересечения больше ширины главного лепестка функции корреляции; (б) – размер зоны пересечения меньше ширины главного лепестка функции корреляции.

средней частотой ω_0 и полушириной $\Delta\omega$ корреляционная функция имеет вид

$$K(x, y, z) = \frac{\sin\left(\frac{\Delta\omega\Delta r(x, y, z)}{c}\right)}{\frac{\Delta\omega\Delta r(x, y, z)}{c}}\cos\left(\frac{\omega_0\Delta r(x, y, z)}{c}\right), \quad (5)$$

где $\Delta r(x, y, z) \approx \sqrt{(x + x_0)^2 + z^2} - \sqrt{(x - x_0)^2 + z^2}$, x_0 – координата центра антенны. Здесь принимается, что центры антенн находятся в плоскости xz. В зависимости от соотношения между параметрами корреляционной функции сигнала и параметрами аппаратной функции антенн можно реализовать две ситуации. Если ширина аппаратной функции существенно превышает ширину главного лепестка корреляционной функции, то средняя величина отклика близка к нулю (рис. 10а).

Когда ширина аппаратной функции $E_{12}(x, y, z)$ существенно уже главного лепестка корреляционной функции, то она определяет пространственное разрешение (рис. 10б). Величина акустояркостной температуры при этом также очень мала из-за малой величины объема, из которого принимается сигнал. Таким образом, в любом случае акустояркостный сигнал оказывается малым, хотя и по разным причинам.

Тем не менее, последний случай заслуживает внимания. С помощью такого акустояркостного термотомографа, во-первых, возможна локализация слоя, температура которого отличается от температуры окружающей среды (рис. 11а), во-вторых, возможна локализация небольших источников и при этом величина акустояркостной

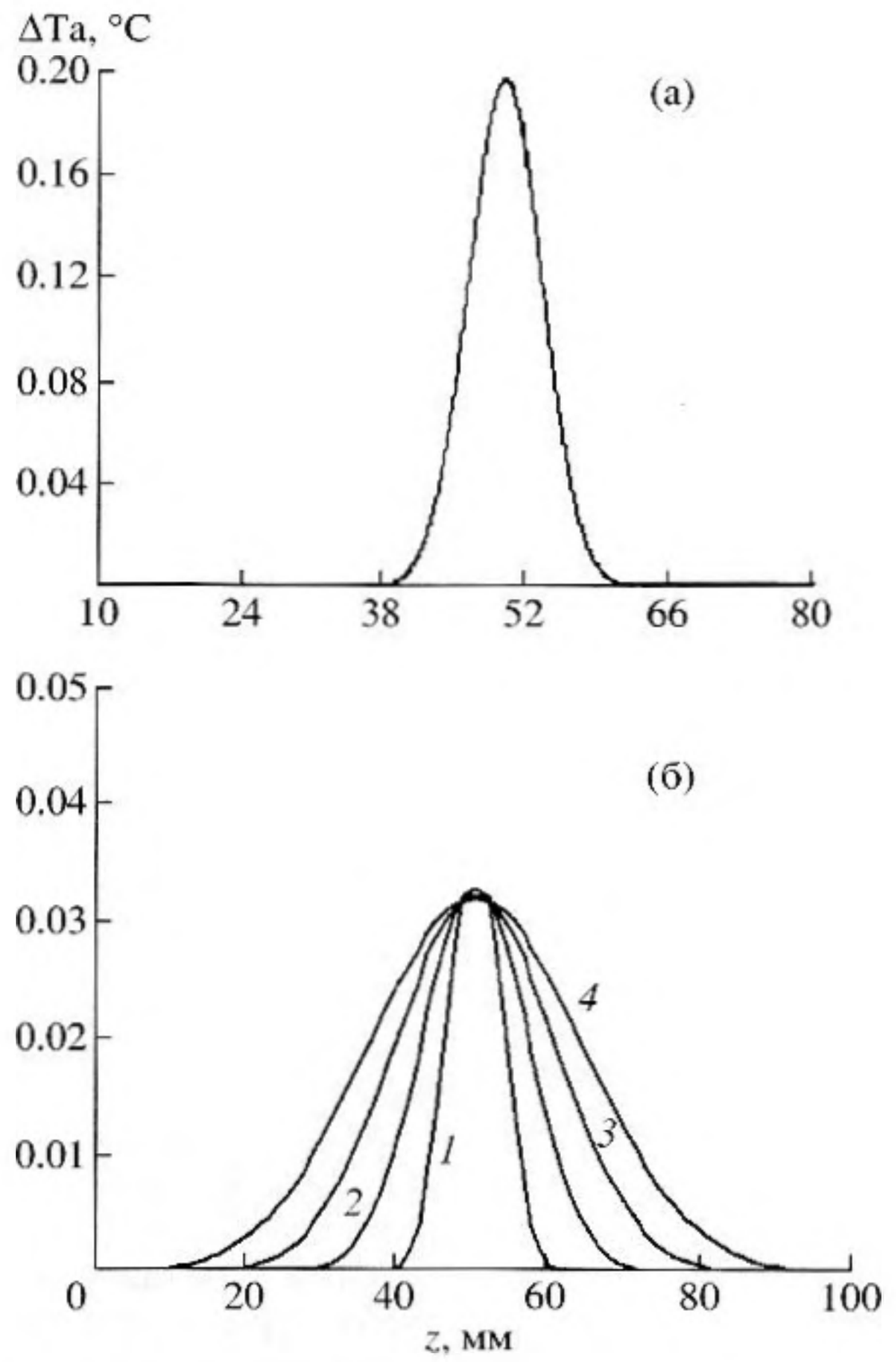

Рис. 11. (а) – пример локализации "температурного" слоя (ΔT = 1°C, толщина слоя 10 мм, глубина залегания 50 мм) с помощью корреляционного акустояркостного термотомографа, (б) – изменение акустояркостной температуры при продольном сканировании для различных размеров нагретого источника сферической формы $\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z$ = 5 мм (*1*), 10 мм (*2*), 15 мм (*3*), 20 мм (*4*) ($\gamma_{\text{среды}} = 0.23$ см$^{-1}$).

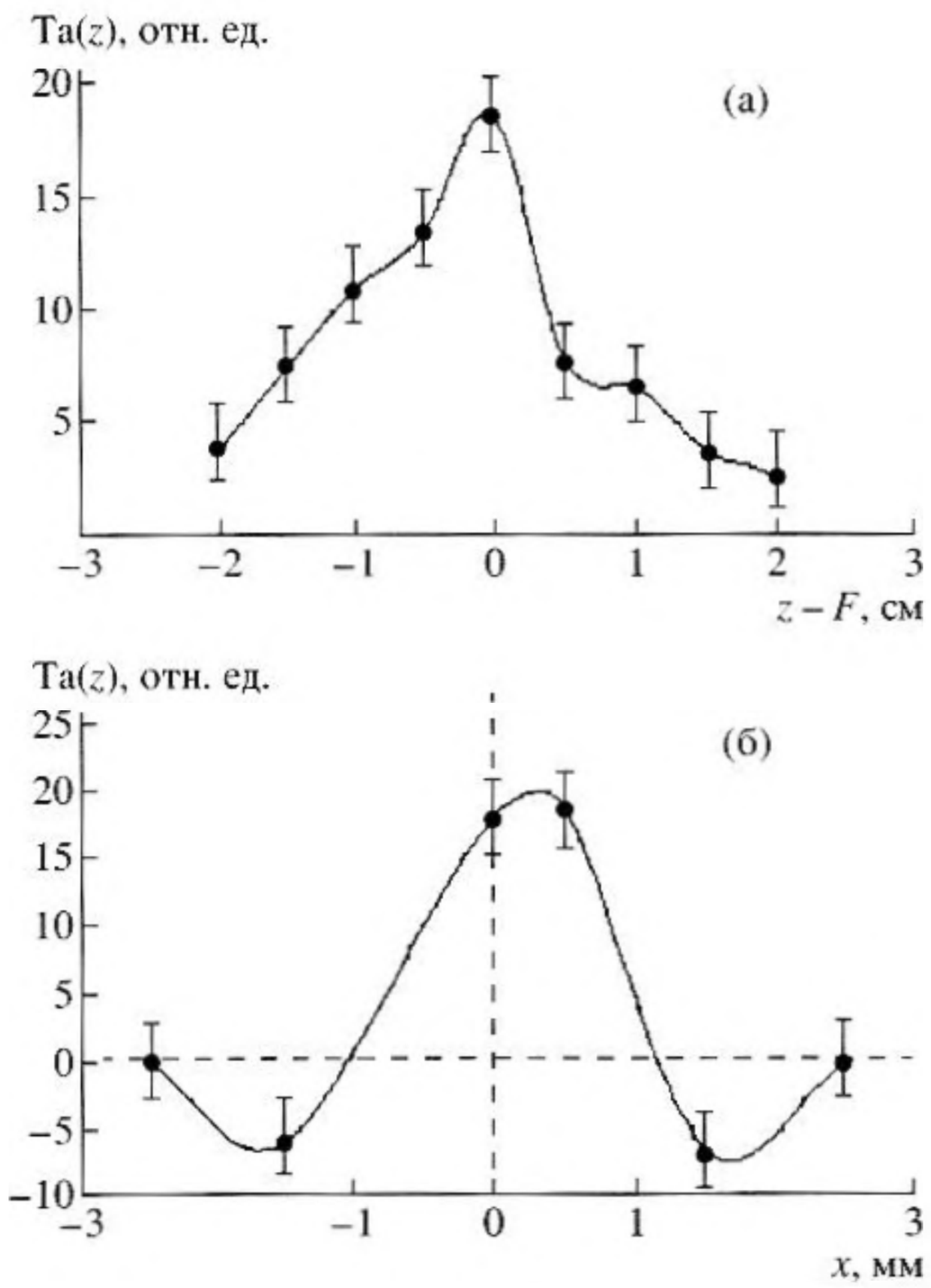

Рис. 12. Экспериментальные результаты продольной и поперечной локализации нагретого источника с помощью корреляционного акустояркостного термотомографа с фокусируемой антенной, помещенного в воду. (а) – распределение акустояркостной температуры в относительных единицах вдоль главной оси фокусируемой антенны. За 0 по оси z принята точка геометрического фокуса, (б) – распределение акустояркостной температуры в относительных единицах поперек главной оси фокусируемой антенны в фокусе антенны перпендикулярно линии разделения антенны. Здесь точки – экспериментальные данные, сплошная линия – аппроксимация ($\gamma_{\text{среды}} = 0.23$ см$^{-1}$).

температуры в широких пределах практически не зависит от размеров источника (рис. 11б). Это может быть использовано при контроле температуры выделенной области среды без сканирования объекта.

Для экспериментальной проверки возможностей локализации нагретых объектов был создан корреляционный акустояркостный термомотомограф с фокусируемой антенной. Средняя рабочая частота акустояркостного термотомографа составила 1.5 МГц, полоса приема 800 кГц. Антенна, представляющая собой сферический сегмент, была разделена на две равные половины, сигнал от которых после усиления перемножался и усреднялся. В качестве нагретого источника использовалась та же, что и в описанных выше экспериментах, тонкостенная полистирольная трубка диаметром 10 мм, наполненная касторовым маслом. Экспериментально измеренная чувствительность корреляционного акустояркостного термотомографа при калибровке по нагретому источнику составила величину около 5 K при времени накопления 5 с. Следует отметить, что вопрос определения чувствительности при калибровке по модели абсолютно черного тела для нашего случая довольно сложен и в настоящей работе не рассматривается. На рисунке 12 показаны измеренные зависимости акустояркостной температуры (в условных единицах) от поперечной и продольной координат. Этот результат показывает, что при поперечной локализации нагретых объектов влияние отрицательных компонент пространственной функции корреляции при данных параметрах акустояркостного термотомографа оказывается весьма существенным, что влияет на чувствительность метода.

Таким образом, в работе проведены теоретические и экспериментальные исследования по локализации нагретых объектов методами фокусируемой акустояркостной термометрии. Показано, что при применении одиночной фокусируемой антенны величина измеряемой акустояркостной температуры зависит от размеров источника. Предложенная модель хорошо согласуется с данными экспериментов. Проведена двумерная томография нагретого источника термотомографом с фокусируемой антенной. Проведены теоретические и экспериментальные исследования применимости корреляционной фокусируемой акустояркостной термометрии. Как видно из приведенных кривых распределения акустояркостной температуры, при изменении термодинамической температуры источника на один градус акустояркостная температура изменяется лишь на десятые доли градуса при измерении с помощью фокусируемой антенны и на сотые доли при измерении с помощью корреляционного приема, что объясняется малостью области, из которой регистрируется сигнал. Расширить эту область можно, увеличив длину волны, при сохранении коэффициента усиления фокусирующей антенны. При этом уменьшение частотно-зависимого коэффициента поглощения приведет, с одной стороны, к уменьшению акустической яркости источника, с другой – к снижению потерь при распространении ультразвука на трассе приема.

Авторы выражают благодарность Л.С. Долину за ценное обсуждение и помощь в проведении теоретических исследований.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (проекты № 01-02-17645; 03-02-06380).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Барабаненков Ю.Н., Пасечник В.И.* Исследование теплового акустического излучения в рамках мо-

дели гидродинамических флуктуаций // Акуст. журн. 1994. Т. 40. № 4. С. 542–547.

2. *Пасечник В.И.* Оценка чувствительности метода акустотермографии // Акуст. журн. 1990. Т. 36. № 4. С. 718–724.
3. *Гуляев Ю.В., Бограчев К.М., Боровиков И.П., Обухов Ю.В., Пасечник В.И.* Пассивная термоакустическая томография – методы и подходы // Радиотехника и электроника 1998. Т. 43. № 9. С. 140–146.
4. *Буров В.А., Касаткина Е.Е.* Статистические обратные волновые задачи термоакустической томографии // Акуст. журн. 1997. Т. 43. № 2. С. 162–169.
5. *Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М.* Реконструктивная акустическая термотомография // Изв. ВУЗов Радиофизика, 1997. Т. 40. № 6. С. 752–760.
6. *Аносов А.А., Бограчев К.М., Пасечник В.И.* Измерение теплового акустического излучения из кисти руки человека // Акуст. журн. 1998. Т. 44. № 3. С. 299–306.
7. *Барабаненков Ю.Н., Пасечник В.И.* Исследование корреляционных свойств теплового акустического излучения // Акуст. журн. 1995. Т. 41. С. 563–566.
8. *Аносов А.А., Антонов М.А., Пасечник В.И.* Измерение корреляционных свойств теплового акустического излучения // Акуст. журн. 2000. Т. 46. № 1. С. 28–34.
9. *Аносов А.А., Пасечник В.И.* Акуст. журн., 2003. Т. 49. № 2. С. 161–166.
10. *Буров В.А., Касаткина Е.Е., Румянцева О.Д., Филимонов С.А.* Повышения разрешающей способности акустического корреляционного термотомографа/Акустические измерения. Геоакустика. Электроакустика. Ультразвук/Сборник трудов XI сессии Российского акустического общества. Том. 2. М.: ГЕОС, 2001. С. 30–33.
11. *Санин А.Г., Чичагов П.К., Рейман А.М.* Градуировка ультразвуковых преобразователей/Ультразвуковая диагностика. Горький: ИПФ РАН СССР. 1983. С. 21–36.
12. *Баландин А.В., Мансфельд А.Д., Шишков А.В.* Многоканальный акустический термометр/XI Всесоюзная акустическая конференция, Москва, 1991, Секция О. С. 40–43.
13. *Кротов Е.В., Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М., Санин А.Г., Прудников М.Б.* Экспериментальные исследования возможностей многоканальной акустической термотомографии // Изв. ВУЗов Радиофизика, Т. XLII. № 5. 1999. С. 479–484.
14. *Mirgorodsky V.I., Chmil' A.I., et al.* The modeling of acoustothermograph signal during the monitoring of laser hyperthermia hyperthermia process/http: // www.ire.rssi.ru/acoust/publ/STI.htm
15. *Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reyman A.M. et al.* Detection of thermal acoustic rediation from laser-heated deep tissue/deep tissue/Appl. Phys. Lett. 2002. V. 81. № 21. P. 3918–3920.
16. *Кротов Е.В., Вилков В.А., Мансфельд А.Д., Рейман А.М.* Акустояркостный термотомограф с фокусированной антенной/Методы акустической диагностики неоднородных сред: Сб. научных трудов.– Нижний Новгород: ИПФ РАН, 2002. С. 235–239.
17. *Каневский И.Н.* Фокусирование звуковых и ультразвуковых волн, М., "Наука", 1977.
18. *Кротов Е.В., Мансфельд А.Д., Рейман А.М., Вилков А.В.* Двумерная акустическая термография биологических объектов/Сборник Трудов XI Сессии РАО. Москва, АКИН, 2001. Т. 3. С. 165–169.
19. *Кисляков А.Г., Разин В.А., Цейтлин Н.М.* Введение в радиоастрономию, Часть II, Уч. для ВУЗов. Н. Новогород: ННГУ, М.: ФИЗМАТЛИТ. 1995.
20. *Mamouni A., Leroy Y. et al.* Introduction to Correlation Microwave Thermography J. Microwave Power, 1983, V. 18. № 3. P. 286–293.
21. *Аносов А.А., Барабаненков Ю.Н., Сельский А.Г.* Акуст. журн. 2003. Т. 49. № 6. С. 725–730.

Application of Focusing Arrays to the Problems of Acoustic Brightness Thermometry

V. A. Vilkov, E. V. Krotov, A. D. Mansfel'd, and A. M. Reĭman

Applied Physics Institute, Russian Academy of Sciences, ul. Ul'yanova 46, Nizhnii Novgorod, 603950 Russia

e-mail: mansfeld@appl.sci-nnov.ru

Abstract—Theoretical and experimental studies on the localization of heated objects by the methods of acoustic brightness thermometry are carried out. It is demonstrated that, in the case of using a single focusing array, the spatial localization of heated objects depends on the size of the source. One- and two-dimensional tomography of a real heated source is performed by an acoustic thermal tomograph with a focusing array. The results agree well with the data calculated according to the suggested model. The applicability of correlation focusing acoustic brightness thermometry to the localization of a heated source is investigated both theoretically and experimentally. It is demonstrated that a considerable increase in the spatial resolution of the method leads to a significant loss in sensitivity.