

ШИРОКОПОЛОСНАЯ ФОКУСИРУЮЩАЯ МНОГОЭЛЕМЕНТНАЯ АНТЕННА ДЛЯ ОПТИКО-АКУСТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ

© 2009 г. В. А. Симонова, Т. Д. Хохлова*, А. А. Карабутов*

Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН
140700 Шатура, Московская область, ул. Святоозерская 1
E-mail: simvar@mail.ru

* МГУ им. М.В. Ломоносова, Международный лазерный центр
119992 Москва, Ленинские горы 1

Поступила в редакцию 14.10.08 г.

Предлагается методика расчета характеристик и геометрических параметров широкополосной многоэлементной антенны с высоким пространственным разрешением для задач оптико-акустической томографии. По предложенной методике сконструирована антенна с заданными значениями пространственных разрешений по трем направлениям для задачи томографии рака молочной железы на ранней стадии. Антенна представляет собой решетку из 8 линейных пленочных пьезоприемников, расположенных на плоскости, и фокусирующей акустической линзы. Для сконструированной антенны проведены измерения карты фокальной области отдельного приемника антенны и функции передачи точечного источника антенной. Полученные экспериментально пространственные разрешения антенны близки к расчетным значениям.

PACS: 42.62.Be, 43.30.Yj, 43.35.Sx, 43.38.Nz, 43.38.Zp, 43.80.Qf, 78.20.Np, 81.70.Cv

ВВЕДЕНИЕ

Лазерная оптико-акустическая (ОА) томография является новым перспективным методом в диагностике биологических объектов. Оптическое возбуждение звуковых волн неоднократно обсуждалось различными авторами [1–4], в том числе в работах [5, 6] подробно описан тепловой механизм генерации звука. Области применения ОА метода различают по требуемому пространственному разрешению по глубине, которое определяется частотной полосой приема антенны [4]. Одним из наиболее важных применений ОА метода является диагностика рака груди на ранних стадиях. В этом случае необходима визуализация поглощающего свет объекта (новообразования), имеющего размер несколько миллиметров и расположенного на глубине порядка нескольких сантиметров в рассеивающей свет среде.

При диагностике *in vivo* часто предпочтительным оказывается получение двумерных изображений, так как при этом сбор данных и их обработка может осуществляться в режиме реального времени [7]. Двумерное изображение представляет собой сечение распределения тепловых источников плоскостью изображения, которая проходит через прямую, соединяющую геометрические центры приемников, и прямую, соединяющую фокусы приемников. Пространственное разрешение в направлении, перпендикулярном плос-

кости изображения, определяется конструкцией антенной решетки. Во всех предложенных до последнего времени конструкциях пространственное разрешение в этом направлении было основным фактором, ограничивающим качество получаемого изображения [8]. Данная проблема решается путем использования решетки из фокусирующих приемников [9–12]. Чувствительность такого приемника локализована в узкой фокальной области, а чувствительность антенны в целом – в плоскости изображения в окрестности прямой, соединяющей фокусы приемников [13].

Важным параметром многоэлементной антенны, определяющим тип фокусировки, является форма поверхности, на которой должны располагаться приемники. В общем случае выбор формы поверхности определяется не только необходимыми пространственными разрешениями изображения, но и задачей, для которой в дальнейшем будет использоваться многоэлементная антенна. Для описанной выше задачи (томография рака молочной железы на ранней стадии) будет рассматриваться цилиндрическая форма поверхности многоэлементной антенны. С технической точки зрения, однако, удобнее использовать не фокусирующие приемники, а плоские приемники с фокусирующей акустической линзой [10]. В такой системе неизбежны потери при распространении ОА сигнала, вызванные наличием до-

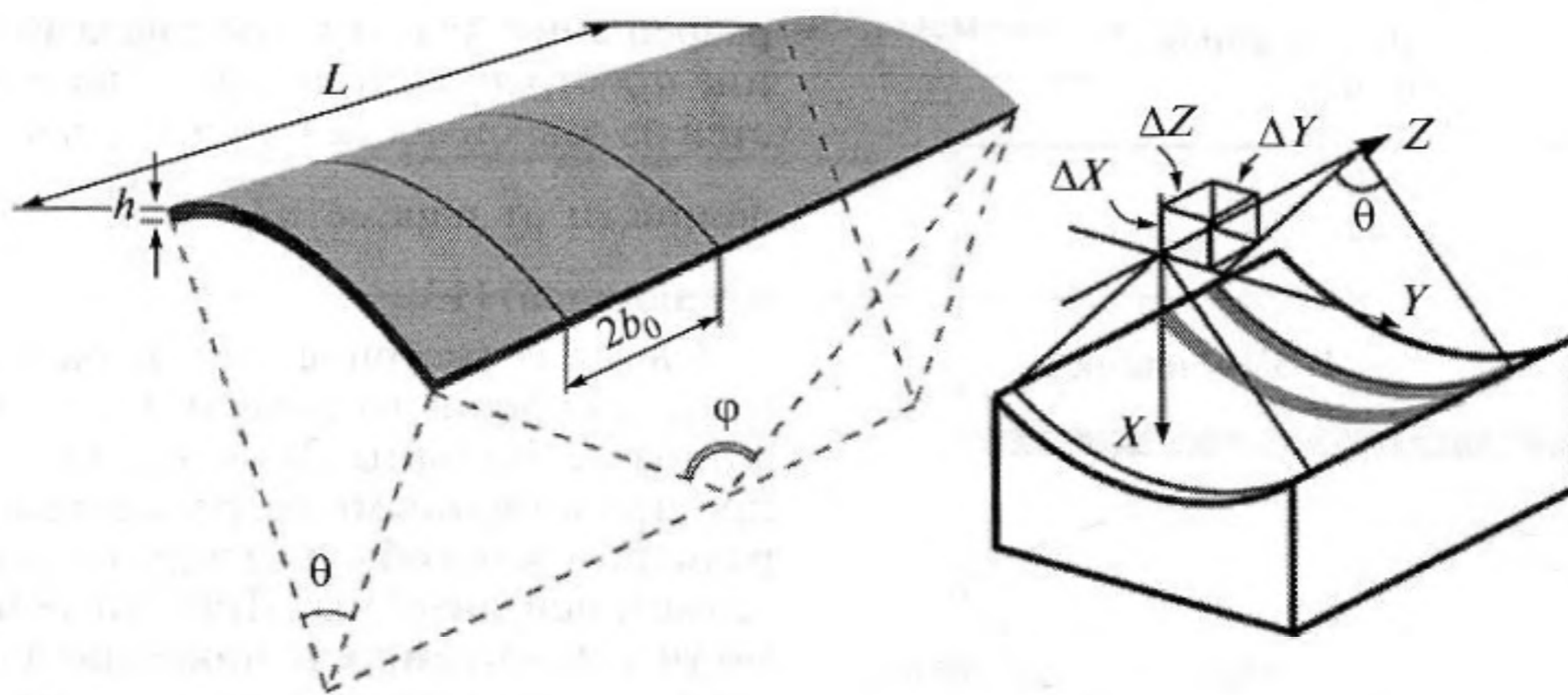


Рис. 1. Геометрия рассматриваемой цилиндрической антенны и получаемых с ее помощью пространственных разрешений изображений; $2b_0$ — ширина пьезоэлемента; h — толщина пьезоэлемента; L — полная длина антенны; θ , φ — углы раскрытия антенны в перпендикулярных плоскостях; Δx , Δy , Δz — размеры вокселя изображения.

полнительной поверхности раздела двух сред. Однако в целом ряде работ были показаны преимущества использования именно такой системы [10, 14]: для нее увеличивается отношение “сигнал-шум” и улучшается чувствительность, а следовательно, улучшается контраст получаемого изображения.

На настоящий момент полной методики расчета параметров многоэлементной фокусирующей антенны с заданными значениями пространственных разрешений изображения не существует. В работе [15] для случая непрерывного излучателя со сферической фокусировкой была численно получена и экспериментально подтверждена связь пространственного разрешения и угла раскрытия антенны. Однако для создания антенны с заданными параметрами получаемого изображения необходимо знать связь всех параметров многоэлементной антенны с задаваемыми пространственными разрешениями. В настоящей работе предлагается и обсуждается методика расчета характеристик и геометрических параметров широкополосной многоэлементной антенны с высоким пространственным разрешением для задач ОА томографии.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Поставленная задача рассматривалась для приемников с цилиндрической фокусировкой, расположенных перпендикулярно оси цилиндра на вогнутой демпфирующей поверхности (рис. 1) и впоследствии сводилась к рассмотрению плоских приемников с фокусирующей акустической линзой.

В такой системе исследуемый объект помещается вблизи фокуса многоэлементной антенны. Под воздействием импульсного лазерного излучения объект испускает широкополосный ОА сигнал. ОА сигнал распространяется от источника к

акустической линзе (оргстекло) в иммерсионной жидкости (вода). Проходя через акустическую линзу, сигнал регистрируется приемниками многоэлементной антенны, демпфированными тыльной нагрузкой (оргстекло). По полученным со всех приемников антенны сигналам с помощью метода обратных проекций [11] восстанавливается изображение исследуемого объекта.

Входными данными для расчета конструктивных параметров антенны являются размеры “вокселя” (область с размерами пространственных разрешений в трех направлениях Δx , Δy , Δz (рис. 1)). Задаваемые размеры вокселя определяются конкретной задачей ОА томографии.

Электрический сигнал приемника будет соответствовать временной свертке прошедшего акустического сигнала от источника с переходной характеристикой приемника [10, 15, 16]. Спектральная чувствительность приемника антенны определяет диапазон частот принимаемого сигнала, и, как следствие, величину продольного пространственного разрешения Δx . Кроме того, для обеспечения приема широкополосных акустических сигналов без заметных искажений частота основного резонанса приемника должна быть, по крайней мере, больше верхней граничной частоты f_{\max} в спектре принимаемых сигналов, что определяет максимальную толщину отдельного приемника.

Аналитическое решение уравнения дифракции несложно получить для случая монохроматической волны [17]. Однако отличительной особенностью ОА сигналов является широкий диапазон содержащихся в них частот, поэтому длины волн гармонических составляющих сигнала изменяются в широких пределах [10]. Для достижения высокого пространственного разрешения необходима регистрация сигнала как можно в более широкой полосе частот, однако в этом случае (регистрация широкополосного сиг-



Рис. 2 Схема расположения элементов в антенне.

нала) задача дифракции аналитического решения не имеет. В [15] показано, что численное решение задачи дифракции для широкополосного ОА сигнала с хорошей точностью совпадает с аналитическим решением этой задачи для случая монохроматического звукового пучка. Это позволяет для расчетов использовать определенную длину волны, соответствующую частоте максимума в спектре принимаемых ОА сигналов. Ширина максимума спектра определяется дифракцией ОА сигнала при его распространении к приемнику и переходной характеристикой приемника антенны. На основании этого определяется связь зоны обзора d (область максимальной чувствительности приемника в окрестности его фокуса) и поперечного пространственного разрешения Δy .

Для ОА источника конечных размеров, находящегося в фокусе приемной антенны, ОА сигнал будет зарегистрирован корректно, если диаграмма направленности этого источника лежит внутри угла фокусировки антенны. В противном случае задача восстановления распределения неоднородностей будет иметь неполные данные, а восстановленное изображение будет частично искажено [18]. Таким образом, минимальный угол фокусировки приемника, позволяющий разрешить неоднородность с заданными размерами, определяется шириной диаграммы направленности ОА источника.

С другой стороны угол раскрытия антенны φ в плоскости XZ ограничен первым критическим углом перехода ультразвука из воды в демпфирующую тыльную нагрузку.

В общем случае изображение точечного источника будет являться эллипсом с осями, равными значениям пространственных разрешений Δx и Δz . При заданных значениях пространственного

разрешения Δx и угла раскрытия антенны φ значение пространственного разрешения Δz определяется из зависимости ширины диаграммы направленности от параметра $\varepsilon = \frac{\Delta x}{\Delta z} \leq 1$ (эксцентриситет эллипса) [13].

Связь геометрических параметров антенны (радиуса кривизны элемента r , длины антенны L , длины l и ширины $2b_0$ отдельного приемника) с пространственными разрешениями (Δx , Δy , Δz) и размером зоны обзора d определяется выбранной геометрией антенны. Дополнительно необходимо учесть, что емкость приемника должна превышать входную емкость предусилителя антенны. В том случае, если входная емкость устройства предусилителя будет превышать емкость отдельного приемника, электрический сигнал с этого приемника будет делиться, и его высокочастотная часть будет закорачиваться. Поэтому емкость приемника ограничена $C_{\min} = 30$ пФ, тем самым, внося ограничение на геометрические параметры отдельного приемника (длина, ширина и, следовательно, радиус кривизны).

Дополнительными условиями при переходе от цилиндрической геометрии пьезоэлементов к системе плоских элементов с акустической линзой являются необходимость пересчета радиуса кривизны акустической линзы [10] и обеспечение сохранения угловой апертуры антенны

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

По итоговым формулам (табл. 1) для задачи томографии рака груди на ранних стадиях ($\Delta x = 0.1$ мм, $d = 10$ мм) были рассчитаны параметры и по ним создана многоэлементная фокусирующая антенна (рис. 2). Пьезоэлектрические приемники, каждый из которых представлял собой полосу ПВДФ толщиной 0.11 мм и шириной 2 мм, располагались на плоскости с шагом 1 мм. Фокусировка осуществлялась акустической линзой, выполненной из оргстекла, с углом раскрытия 57° и радиусом кривизны 20.6 мм.

Для проверки предложенной методики расчета параметров антенны и созданной по ней многоэлементной антенны была экспериментально получена карта фокальной области (зависимость амплитуды ОА сигнала от точечного источника на отдельном приемнике от координаты этого источника в плоскости XY) одного из приемников многоэлементной антенны (рис. 4). В эксперименте импульсное лазерное излучение ($\lambda = 1.06$ мкм, длительность лазерного импульса $\tau_L = 8$ нс, частота повторения импульсов $\nu = 500$ Гц) по оптоволокну доставлялось к пленке из черного полиэтилена толщиной 20 мкм, с коэффициентом поглощения $\mu_a \cong 1000$ см $^{-1}$, находящейся в иммерсионной жидкости (рис. 2). Диаметр лазерного пучка на пленке составлял 0.4 мм, что позволяло считать такой

Таблица 1. Итоговые формулы расчета характеристик многоэлементной антенны

Параметр	Выражение
Полоса частот	$f_{\min} - f_{\max} = (0.12 - 0.72) \frac{c_w}{\Delta x}$
Толщина пьезоэлемента	$h \leq \frac{\Delta x}{1.44} \cdot \frac{c_p}{c_w}$
Поперечное пространственное разрешение в плоскости XY	$\Delta y \cong 0.56 \sqrt{\Delta x \cdot d}$
Апертурный угол раскрыва антенны	$\theta = 4 \operatorname{arctg} \left(\frac{2\Delta x}{\pi \Delta y} \right)$
Угол раскрыва акустической линзы	$\theta_1 = 2 \operatorname{arcsin} \left(\frac{\sin \frac{\theta}{2}}{\left(1 - \frac{c_w}{c_n} \right)} \right)$
Апертурный угол раскрыва антенны	$\varphi \leq 2 \operatorname{arctg} \left(\operatorname{tg} \left(\operatorname{arcsin} \frac{c_w}{c_n} \right) - \frac{d}{2r} \right)$
Радиус кривизны пьезоэлемента	$r \cong \frac{d}{2} \cdot \frac{\pi \Delta y}{2\Delta x}$
Радиус кривизны акустической линзы	$R_0 = \left(1 - \frac{c_w}{c_n} \right) r$
Полная длина антенны	$L \cong 2r \cdot \operatorname{tg} \left(\operatorname{arcsin} \frac{c_w}{c_n} \right)$
Длина проекции пьезоэлемента	$l_{pr} = 2r \sin \left(2 \operatorname{arctg} \left(\frac{2\Delta x}{\pi \Delta y} \right) \right)$

источник ОА сигнала точечным. Координатное устройство могло перемещать систему “оптоволокно – точечный источник” по трем направлениям. Область сканирования в плоскости XY выбиралась таким образом, чтобы полностью включать зону обзора приемника d . Спектральная полоса измеренных сигналов 0.6–10.6 МГц (рис. 3) близка к полосе, рассчитанной по описанной выше методике 1.8–10.8 МГц (табл. 1). С другой стороны карта фокальной области приемника была получена численно для тех же параметров, которыми обладала созданная антенна (рис. 4). Полученные (по экспериментально и численно построенным картам фокальной области отдельного приемника) значения пространственного разрешения Δy и глубины зоны обзора d хорошо совпадают с соответствующими значениями, рассчитанными по описанной выше методике (табл. 2).

Для созданной антенны была численно и экспериментально (рис. 5) получена функция передачи точечного источника антенной (восстановленное с помощью метода обратных проекций изображение точечного источника, расположенного в фокусе антенны). Методика измерения функции передачи точечного источника детально

описана в [11, 13, 16]. По функции передачи точечного источника можно определить значение поперечного пространственного разрешения Δz в плоскости изображения XZ. Хорошо видно



Рис. 3. Спектр одного из экспериментально зарегистрированных отдельным приемником ОА сигналов.

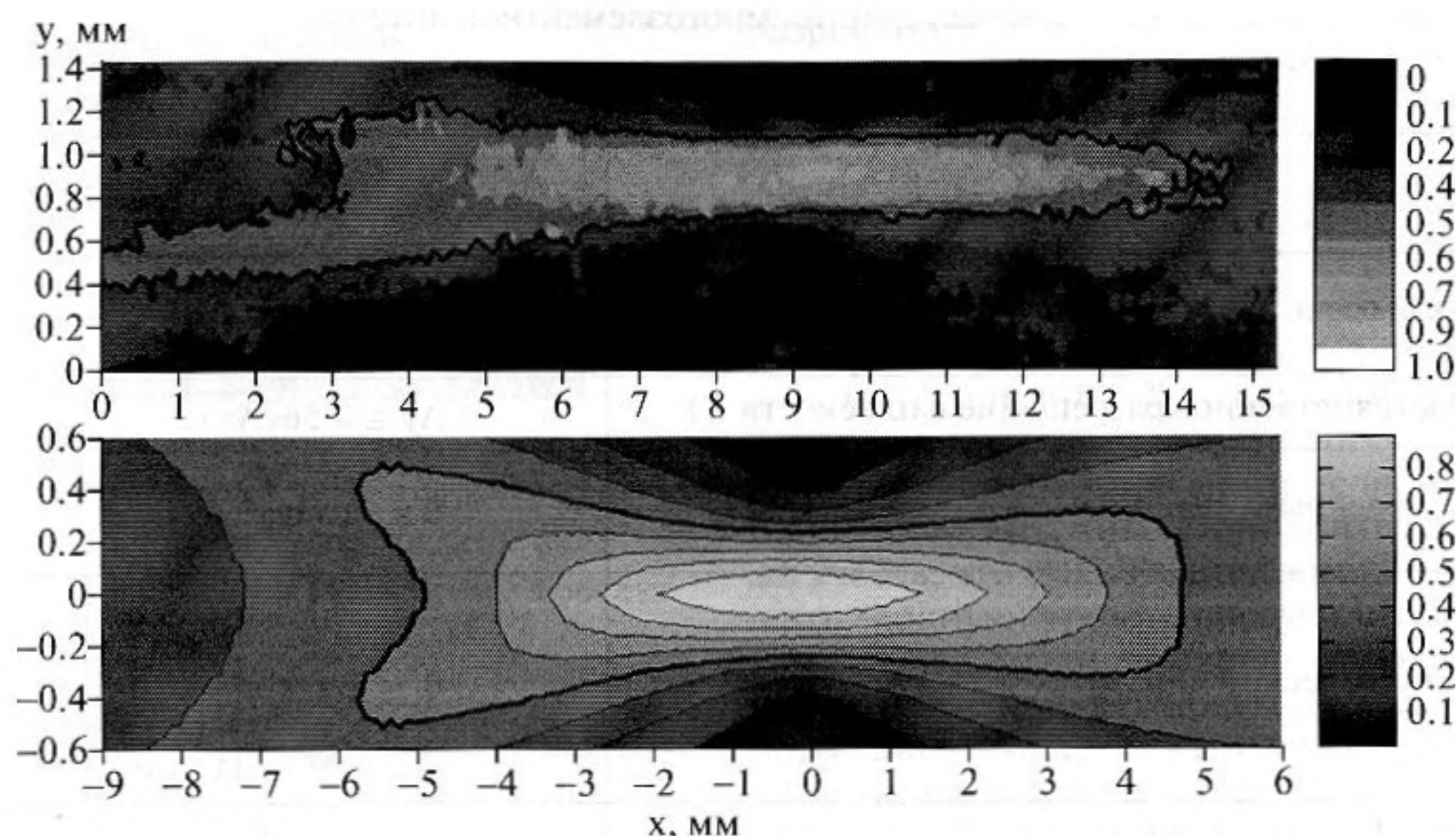


Рис. 4. Экспериментально измеренная (верхняя) и численно полученная (нижняя) карты фокальной области приемника; черным обозначена граница области, соответствующей уровню $1/2$, ось X .

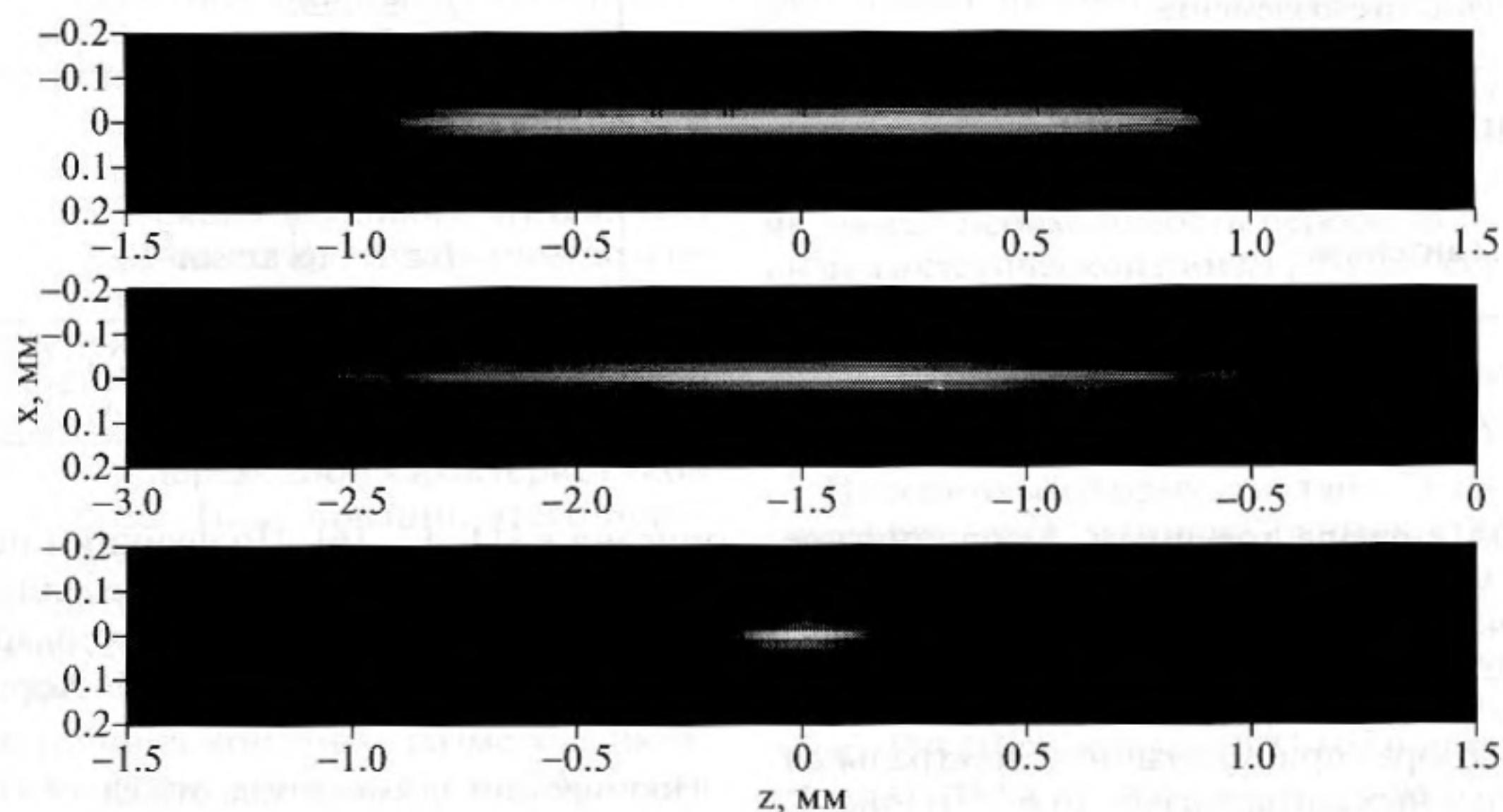


Рис. 5. Численно рассчитанная (верхняя) и экспериментально измеренная (средняя) функции передачи точечного источника 8-канальной антенной; численно рассчитанная функция передачи точечного источника (нижняя) 160-канальной антенной.

(табл. 2), что размеры экспериментально полученного изображения (пространственное разрешение Δz) близки к значениям, полученным чис-

Таблица 2. Значения пространственных разрешений Δy , Δz и глубины зоны обзора d для 8-элементной антенны

	Эксперимент	Численный расчет	Предлагаемая методика
Δy	0.3 мм	0.5 мм	0.6 мм
d	11.3 мм	9.9 мм	10 мм
Δz	2 мм	1.6 мм	0.3 мм

ленно, но сильно отличаются от размеров, заданных в предлагаемой методике. Причиной низкого поперечного пространственного разрешения Δz при большом угле раскрытия антенны ($\varphi = 43^\circ$) и небольшой ее длине ($L = 18$ мм) является большая ширина приемников ($2b_0 = 2$ мм). Предложенная методика не учитывает пространственное усреднение проходящего широкополосного ОА сигнала по ширине отдельного приемника, которое при ширине $2b_0 = 2$ мм существенно. Также необходимо учесть, что данных, получаемых с 8 приемников антенны, не хватает для корректного восстановления изображения в этом направлении (вдоль оси z). Это подтверждает численный рас-

чет функции передачи точечного источника для 160-канальной антенны (рис. 5) при фиксированных остальных параметрах.

ВЫВОДЫ

В настоящей работе предложена методика расчета характеристик и всех основных параметров конструктивных частей многоэлементной широкополосной фокусирующей антенны. На основании разработанной методики рассчитаны геометрические параметры антенны для задачи томографии крупных биологических объектов с продольным пространственным разрешением в плоскости изображения $\Delta x = 0.1$ мм при размере исследуемой области $d = 10$ мм.

По рассчитанным параметрам сконструирована 8-канальная антенна с цилиндрической геометрией фокусировки. Пьезоэлектрические приемники, каждый из которых представлял собой полосу ПВДФ толщиной 0.11 мм и шириной 2 мм, располагались на плоскости с шагом 1 мм. Фокусировка осуществлялась акустической линзой, выполненной из оргстекла, с углом раскрыва 57° и радиусом кривизны 20.6 мм.

Для созданной антенны численно и экспериментально построены карты фокальной области отдельного приемника и функции передачи точечного источника. Полученные изображения в целом подтверждают корректность разработанной методики. Расхождение экспериментально полученного и заданного в методике значения поперечного пространственного разрешения Δz объясняется процессом усреднения, происходящим из-за конечной ширины приемника, а также малым количеством ($N = 8$) самих приемников.

Работа поддержана грантами РФФИ (проект № 07-02-00940-а) и МНТЦ (проект № 3691).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бункин Ф.В., Комиссаров В.М. Оптическое возбуждение звуковых волн. Обзор // Акуст. журн. 1973. Т. 19. № 3. С. 305–320.
2. White R.M. Elastic wave generation by electron bombardment or electromagnetic wave absorption // J. Appl. Phys. 1963. V. 34. P. 2123–2124.
3. Лямшев Л.М., Седов Л.В. Оптическая генерация звука в жидкости. Тепловой механизм // Акуст. журн. 1981. Т. 27. № 1. С. 5–29.
4. Гусев В.Е., Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика. М.: Наука, 1991. 304 с.
5. Карабутов А.А., Руденко О.В., Черепецкая Е.Б. К теории термооптической генерации нестационарных акустических полей // Акуст. журн. 1979. Т. 25. № 3. С. 383–384.
6. Лямшев Л.М. Лазерное термооптическое возбуждение звука. М.: Наука, 1989. 240 с.
7. Kruger R.A., Kiser W.L., Romilly A.P., Schmidt P. Thermoacoustic CT of the breast: Pilot study observations // Proc. SPIE. 2001. V. 4256. P. 1–5.
8. Andreev V.G., Karabutov A.A., Solomatina S.V., Savateeva E.V., Aleynikov V.L., Zhylyna Y.V., Fleming R.D., Oraevsky A.A. Opto-acoustic tomography of breast cancer with arc-array transducer // Proc. SPIE. 2003. V. 3916. P. 36–47.
9. Oraevsky A.A., Karabutov A.A., Solomatina S.V., Savateeva E.V., Andreev V.G., Gatalica Z., Singh H., Fleming R.D. Laser optoacoustic imaging of breast cancer in vivo // Proc. SPIE. 2001. V. 4256. P. 6–15.
10. Oraevsky A.A., Karabutov A.A. Ultimate sensitivity of Time-resolved Opto-Acoustic detection // Proc. SPIE, 2000. V. 3916. P. 1–12.
11. Жаринов А.Н., Карабутов А.А., Кожушко В.В., Пеливанов И.М., Соломатин В.С., Хохлова Т.Д. Пленочный широкополосный фокусируемый гидрофон для оптико-акустической томографии // Акуст. журн. 2003. Т. 49. № 6. С. 799–805.
12. Ermilov S., Conjusteau A., Mehta K., Lacewell R., Henrichs P.M., Oraevsky A.A. 128-channel laser optoacoustic imaging system (LOIS-128) for breast cancer diagnostics // Proc. SPIE. 2006. V. 6086. P. 1–12.
13. Kozhushko V.V., Khokhlova T.D., Zharinov A.N., Pelivanov I.M., Solomatina V.S., Karabutov A.A. Focused array transducer for two-dimensional optoacoustic tomography // J. Acoust. Soc. Am. 2004. V. 116. № 3. P. 1498–1506.
14. He Y., Tang Zh., Chen Zh., Wan W., Li J. A novel photoacoustic tomography based on a time-resolved technique and an acoustic lens imaging system // Phys. Med. Biol. 2006. V. 51. P. 2671–2680.
15. Khokhlova T.D., Pelivanov I.M., Karabutov A.A. Optoacoustic tomography utilizing focused transducers: the resolution study // Appl. Phys. Lett. 2008. V. 92. P. 1–3.
16. Zharinov A.N., Karabutov A.A., Kozhushko V.V., Pelivanov I.M., Solomatina V.S., Khokhlova T.D. Spatial Resolution of a Focused Array Transducer for Laser Optoacoustic Tomography // Laser Physics. 2003. V. 13. № 11. P. 1–7.
17. Ахманов С.А., Никитин С.Ю. Физическая оптика. М.: МГУ. 1998. 655 с.
18. Andreev V.G., Popov D.A., Sushko D.V., Karabutov A.A., Oraevsky A.A. Inverse Radon Transform for Optoacoustic Imaging // Proc. SPIE. 2001. V. 4256. P. 119–129.