

ОБРАБОТКА АКУСТИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ.
КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

УДК 534-8,534.08,534.213,53.082.4

УЛУЧШЕНИЕ ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ
В ОПТОАКУСТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ С ПОМОЩЬЮ
КОНФОКАЛЬНОЙ АНТЕННЫ

© 2018 г. А. С. Бычков^{a, b, *}, Е. Б. Черепецкая^b, А. А. Карабутов^{b, c}, В. А. Макаров^{a, c}

^aМосковский государственный университет им. М.В. Ломоносова, физический факультет
119991 ГСП-1, Москва, Ленинские горы

^bМосковский горный институт, Национальный исследовательский технологический университет "МИСиС"
119049 Москва, Ленинский просп. 6

^cМеждународный учебно-научный лазерный центр, МГУ им. М.В. Ломоносова,
119991 ГСП-1, Москва, Ленинские горы

*e-mail: abychkov@optoacoustic.ru

Поступила в редакцию 09.02.2017 г.

Проведена оценка пространственного разрешения и размера области чувствительности томографических систем на основе расчета карт чувствительности и карт пространственного разрешения в плоскости изображения антенн сложной формы. Исследуется связь размеров областей высокой чувствительности и высокого пространственного разрешения для томографических систем с конфокальными антеннами, ориентированных на работу в режиме реального времени. Показано, что использование антенн с тороидальной геометрией существенно улучшает диагностические возможности оптоакустической и лазерно-ультразвуковой структуроскопии биологических объектов, горных пород и композитных материалов.

Ключевые слова: оптоакустическая томография, многоэлементные антенны, конфокальные антенны, тороидальные антенны, пространственное разрешение многоэлементной антенны, функция передачи точки, карты чувствительности

DOI: 10.7868/S0320791918010033

ВВЕДЕНИЕ

Появление конфокальных пьезоэлементных антенных решеток и активное развитие средств вычислительной техники существенно расширяют возможности оптоакустической (ОА) и лазерно-ультразвуковой (ЛУ) томографии внутренней структуры горных пород, композитных материалов, биологических и других гетерогенных сред [1–5]. Высокая сложность построения ОА и ЛУ томографических систем требует разработки критериев и методик их сравнения на этапе проектирования и калибровки после изготовления. Основными характеристиками томографических систем являются *размеры области чувствительности* (области, в которой построенное изображение позволяет надежно определить наличие источника сигнала), *пространственное разрешение* (минимальное расстояние, на котором два точечных источника различимы на изображении) и *глубина резкости* (размер области, где достигается высокое пространственное разрешение). Увеличение размера области чувствительности и глубины резкости, а также улучшение пространственного разрешения являются одной из основных

целей при проектировании ОА и ЛУ томографических систем.

В большинстве задач диагностики биологических объектов и неразрушающего контроля актуальна 2D-визуализация неоднородностей в режиме реального времени. Построение и анализ 3D-изображений в режиме реального времени сложен, требует значительных вычислительных мощностей и является самостоятельной задачей. Для построения ОА- и ЛУ-изображений в режиме реального времени широко используются фурье-алгоритм [6], алгоритм суммирования с задержками (delay-and-sum beamforming) [7] или алгоритм обратных проекций [8], допускающий распараллеливание вычислений на графических процессорах [9]. (Режим реального времени ограничивает применение вычислительно сложных алгоритмов, основанных на обращении времени [10], фурье-алгоритмов для неплоских антенн [11] и итерационных алгоритмов, использующих при построении изображения модели конечно-размерных приемных элементов [11–13].) В 2D-томографии антенна должна быть настроена на сигнал от источников в плоскости изображения. Для

формирования достаточно “тонкой” плоскости изображения антенна фокусируется в направлении, перпендикулярном к ней [14]. Фокусировка антенны в самой плоскости изображения позволяет увеличить угол обзора и улучшить пространственное разрешение [15, 16] ценой уменьшения размера области чувствительности. Действительно, чем меньше размер эллипсоидального гауссова ОА-источника, тем больше угловая ширина диаграммы направленности в соответствующем направлении [15], и поскольку задачи излучения и приема обратимы, то чем больше угловая апертура антенны для данной точки плоскости изображения, тем выше пространственное разрешение в этой точке [16]. Для плоской антенны угол обзора ограничен углом полного внутреннего отражения ультразвука при переходе границы иммерсионной жидкости и материала антенны.

Конфокальные антенны сфокусированы как в плоскости изображения, так и перпендикулярно к ней. Таким образом, 2D-системы реального времени, оснащенные такими антеннами, перспективны для исследования внутренней структуры широкого класса объектов с высоким пространственным разрешением в ограниченной области пространства: биологических объектов [5, 17], филаментов [18] и других объектов.

Размер области чувствительности, глубина резкости и пространственное разрешение антенны определяются ее геометрией, размерами и количеством приемных элементов. Ранее [14, 16, 19–21] для оценки “толщины” плоскости изображения у антенн, сфокусированных только на плоскость изображения, исследовались карты чувствительности, построенные в плоскости, перпендикулярной плоскости изображения. Для таких антенн исследовалась зависимость пространственного разрешения в фокусе от угла обзора, количества приемников и их размеров. Также проводились исследования зависимости разрешения в плоскости изображения от угловой апертуры антенн, сфокусированных только в плоскости изображения [16, 22]. Недостатком последнего типа антенн является “широкая” плоскость изображения. Для определения разрешения антенн в указанных выше работах рассчитывалась функция передачи точки в фокусе. Для этого рассчитывался интеграл Рэлея [14, 23], применимый для антенн со слабо и умеренно сфокусированными приемниками [24], и строилось изображение с помощью алгоритма обратных проекций.

В настоящей работе для оценки размеров области чувствительности, глубины резкости и пространственного разрешения конфокальных антенн предлагается строить карты чувствительности и пространственного разрешения в плоскости изображения, опираясь на алгоритм обратных проекций. Подробно описана методика построения

таких карт. Исследуется связь размеров областей чувствительности и пространственного разрешения для систем с конфокальными антеннами, ориентированных на визуализацию изображения в режиме реального времени. Обсуждаются результаты расчетных исследований и приводятся численные оценки размеров области чувствительности и величины пространственного разрешения для антенн тороидальной геометрии с различными радиусами кривизны. Расчет карт чувствительности и пространственного разрешения позволит оптимизировать геометрию антенны, размер и количество приемных элементов в ней.

ПОСТРОЕНИЕ КАРТ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ И ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ

На рис. 1 показано относительное расположение конфокальной антенны с радиусом кривизны R и апертурой φ ($\varphi = \angle Q'CQ''$), а также карты чувствительности в плоскости возникающего изображения xz (или $Q'OQ''$). Одинаковые приемные элементы антенны имеют угловой размер θ и радиус кривизны r_f в плоскостях, перпендикулярных плоскости изображения (центры кривизны лежат на фокальной линии). Центр карты чувствительности находится в точке $(r_f - R, 0, 0)$ (точка C на рис. 1). При $r_f < R$ антенна является частью тороидальной поверхности, при $r_f = R$ – сферической поверхности, а при $R = \infty$ – цилиндрической поверхности.

Построение карты чувствительности и карт пространственных разрешений антенны базируется на анализе функции передачи точки (PSF – point spread function) – изображения точечного источника, сформированного системой визуализации. PSF зависит от координат точечного источника (x, z) в плоскости изображения и может быть охарактеризована тремя величинами – максимальной амплитудой $I(x, z)$ и двумя поперечными размерами $A(x, z)$ и $L(x, z)$, определяемыми по уровню $0.5 I(x, z)$ (врезка на рис. 1). Распределение $I(x, z)$ позволяет определить область чувствительности системы при известном уровне шума, а $A(x, z)$ и $L(x, z)$ дают возможность найти пространственное разрешение и глубину резкости.

На PSF также влияет ряд других факторов. Потеря высокочастотных компонент сигнала давления, вызванная затуханием, и ограниченность полосы пропускания приемных элементов ведут к размыванию изображения [11, 18, 25]. На изображение точечного источника сильно влияют размеры отдельного приемника из-за усреднения сигнала по его поверхности [11, 25]. Недостаточное количество приемников приводит к появлению интенсивных артефактов на изображении, которые могут быть интерпретированы как отсут-

ствующие в реальности источники [11]. В ряде случаев исследуемый объект не удается полностью окружить замкнутой поверхностью с необходимым количеством расположенных на ней приемников, что приводит к ограниченному углу обзора исследуемого объекта [26]. PSF также зависит от алгоритма построения изображения. Для построения карт чувствительности и пространственных разрешений необходимо рассчитывались сигналы давления на приемных элементах антенны.

В задачах ОА-диагностики распределение давления $p(\mathbf{r}, t)$ в неоднородной среде возникает в результате поглощения в ней короткого лазерного импульса. В силу его малой длительности объемная плотность тепловой мощности $H(\mathbf{r}, t)$ [Дж м⁻³ с⁻¹], выделяющейся в точке \mathbf{r} , может считаться пропорциональной дельта-функции Дирака $\delta(t)$ от времени t : $H(\mathbf{r}, t) = \mu_a(\mathbf{r}) F(\mathbf{r}) \delta(t)$, где $\mu_a(\mathbf{r})$ [м⁻¹] и $F(\mathbf{r})$ [Дж м⁻²] – коэффициент поглощения и флюенс лазерного излучения соответственно. В пренебрежении вязкостью и теплопроводностью среды волновое уравнение для $p(\mathbf{r}, t)$ в этом случае может быть записано в виде [1]

$$\left(\frac{\partial^2}{\partial t^2} - c^2 \Delta \right) p = \frac{\beta c^2}{C_p} \frac{\partial H(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = p_0(\mathbf{r}) \frac{d\delta(t)}{dt}. \quad (1)$$

Здесь Δ – оператор Лапласа, $\beta = (1/V)(\partial V/\partial T)_p$ [К⁻¹] – коэффициент объемного теплового расширения, V [м³] – объем, T [К] – температура, C_p [Дж кг⁻¹ К⁻¹] – удельная теплоемкость при постоянном давлении, c [м с⁻¹] – скорость звука, $p_0(\mathbf{r}) = p(\mathbf{r}, t = 0) = (\beta c^2 / C_p) \mu_a(\mathbf{r}) F(\mathbf{r})$ [Па] – начальное распределение давления в среде [27]. В настоящей работе $p_0(\mathbf{r})$ визуализировалось по сигналам давления, зарегистрированным N одинаковыми приемниками, расположенными на поверхности S_0 в точках, задаваемых векторами \mathbf{r}_{Sm} ($m = 1, 2, \dots, N$). Для корректного нахождения PSF следует учесть конечность размеров приемников и их частотную характеристику.

В частном случае точечного ОА-источника ($\mu_a(\mathbf{r}) = M\delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_0)$, $p_0(\mathbf{r}) = (\beta c^2 / C_p) MF(\mathbf{r}_0)\delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_0) = A\delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_0)$, помещенного в точку \mathbf{r}_0 , решение уравнения (1) существенно упрощается:

$$p(\mathbf{r}, t) = \frac{1}{4\pi c^2 |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|} \frac{d\delta(t - |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|/c)}{dt}. \quad (2)$$

Здесь M [м²], A [Па м³] – коэффициент поглощения и амплитуда начального распределения давления точечного источника соответственно. Фурье-образ давления $\tilde{p}_d(\mathbf{r}_{Sm}, f)$, измеряемого

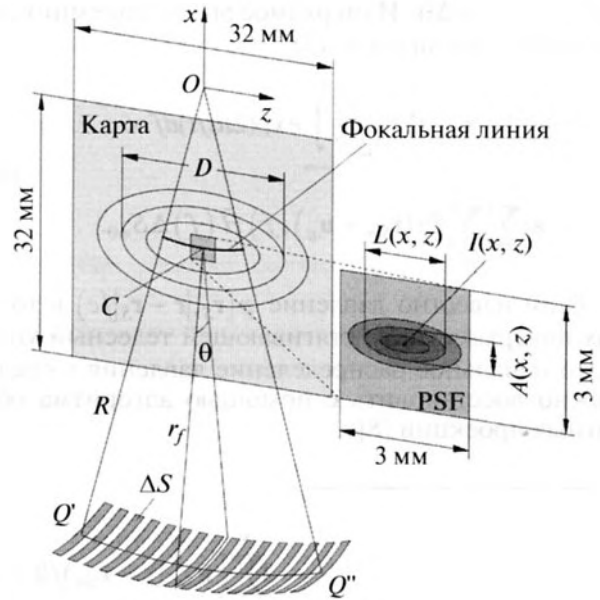


Рис. 1. Относительное расположение карты чувствительности и конфокальной антенны. D – ширина области чувствительности на полувысоте. На врезке схематически изображена функция передачи точки (PSF).

m -ым приемником, равен произведению фурье-образа давления (2)

$$\tilde{p}(\mathbf{r}_{Sm}, f) = \frac{if}{2c^2 |\mathbf{r}_{Sm} - \mathbf{r}_0|} A \exp(-2\pi if |\mathbf{r}_{Sm} - \mathbf{r}_0|/c) \quad (3)$$

и частотной характеристики приемника $\tilde{H}(f)$, усредненному по его поверхности S_m :

$$\tilde{p}_d(\mathbf{r}_{Sm}, f) = \frac{1}{\Delta S} \iint_{S_m} \tilde{p}((\mathbf{r}_{Sm} + \mathbf{u}), f) \tilde{H}(f) d\mathbf{u}. \quad (4)$$

В (4) ΔS – площадь приемного элемента (см. рис. 1). Исследовались случаи $\tilde{H}(f) = \exp[-f^2/f_c^2]$, где частота среза $f_c = 7$ МГц, и $\tilde{H}(f) = \exp[-f^4/f_c^4]$, где частота среза $f_c = 12$ МГц. В наших расчетах интеграл в (4) заменялся суммой:

$$\tilde{p}_d(\mathbf{r}_{Sm}, f) \approx \frac{1}{\Delta S} \times \sum_{i=1}^{N_\varphi} \sum_{j=1}^{N_\theta} \tilde{p}((\mathbf{r}_{Sm} + \mathbf{u}_{ij}), f) \tilde{H}(f) \Delta S_{\varphi\theta}, \quad (5)$$

где \mathbf{u}_{ij} лежат в узлах прямоугольной по углам φ и θ сетки с шагами $\Delta\varphi$ и $\Delta\theta$ соответственно, N_φ и N_θ – количество точек в сетке по φ и θ ,

$\Delta S_{\varphi_0} = R\Delta\varphi r\Delta\theta$. Измеряемое m -ым приемником давление находится из (5):

$$p_d(\mathbf{r}_{Sm}, t) = \frac{1}{\Delta S} \int_{-\infty}^{+\infty} \exp(2\pi ift) df \times \sum_{i=1}^{N_\varphi} \sum_{j=1}^{N_\theta} \tilde{p}((\mathbf{r}_{Sm} + \mathbf{u}_{ij}), f) \tilde{H}(f) \Delta S_{\varphi_0}. \quad (6)$$

Если известно давление $p(\mathbf{r}_S, |\mathbf{r} - \mathbf{r}_S|/c)$ в точках поверхности S_0 , стягивающей телесный угол Ω , то начальное распределение давления в среде можно восстановить с помощью алгоритма обратных проекций [8]:

$$p_0(\mathbf{r}) = \frac{2}{\Omega} \iint_{S_0} \left[p(\mathbf{r}_S, t) - t \frac{\partial p(\mathbf{r}_S, t)}{\partial t} \right]_{t=|\mathbf{r}-\mathbf{r}_S|/c} \times \frac{\mathbf{n}_S \cdot (\mathbf{r} - \mathbf{r}_S) dS}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_S|^3}. \quad (7)$$

В (7) \mathbf{n}_S – нормаль к поверхности регистрации S_0 в точке, задаваемой вектором \mathbf{r}_S , конец которого при интегрировании по dS движется по поверхности S_0 . Если известны сигналы давления (6), измеренные всеми приемниками, то приближенное значение $p_0(\mathbf{r})$ может быть найдено с помощью формулы [8]

$$p_0(\mathbf{r}) \approx p_0^{(b)}(\mathbf{r}) = \frac{2 \sum_{m=1}^N \left[\mathbf{n}_{Sm} (\mathbf{r} - \mathbf{r}_{Sm}) / |\mathbf{r} - \mathbf{r}_{Sm}|^3 \right] \left\{ p_d(\mathbf{r}_{Sm}, t) - t \left[\partial p_d(\mathbf{r}_{Sm}, t) / \partial t \right] \right\}_{t=|\mathbf{r}-\mathbf{r}_{Sm}|/c}}{\sum_{m=1}^N \left[\mathbf{n}_{Sm} \cdot (\mathbf{r} - \mathbf{r}_{Sm}) / |\mathbf{r} - \mathbf{r}_{Sm}|^3 \right]}. \quad (8)$$

В (8) \mathbf{r}_{Sm} – вектор, задающий положение m -го приемника на поверхности S_0 , \mathbf{n}_{Sm} – нормаль к поверхности регистрации в точке \mathbf{r}_{Sm} , направленная в сторону ОА-источника. Заметим, что в отличие от $p_0(\mathbf{r})$ восстановленное начальное распределение давления $p_0^{(b)}(\mathbf{r})$ может принимать в отдельных точках среды отрицательные значения вследствие приближений, сделанных при получении (8).

Карты чувствительности и пространственных разрешений размером 32×32 мм в плоскости изображения xz строились следующим образом. Поочередно в каждую точку (x_i, z_j) равномерной прямоугольной сетки из 129×129 точек помещался точечный ОА-источник, и рассчитывались сигналы давления на приемных элементах антенны. На поверхности каждого из них давление регистрировалось в 200×200 точках. Затем с помощью формулы (8) строилось изображение $p_0^{(b)}(x, z)$ точечного источника в области $(x, z) \in (x_i \pm 1.5, z_j \pm 1.5)$ [мм] с разрешением 300×300 пикселей. Для построения карты чувствительности находилось $I(x_i, z_j) = \max p_0^{(b)}(x, z)$. Далее значения $p_0^{(b)}(x, z)$, меньшие $0.5I(x_i, z_j)$, заменялись во всех точках изображения на ноль, а большие $0.5I(x_i, z_j)$ – на единицу. Полученное бинарное изображение аппроксимировалось эллипсом с теми же вторыми моментами, что и рассчитанное изображение. Его малая и большая оси соответственно равняются

продольному $A(x_i, z_j)$ и поперечному $L(x_i, z_j)$ разрешениям.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 2 представлены типичные карты чувствительности $I(x, z)$ (левый столбец), продольного разрешения $A(x, z)$ (средний столбец) и поперечного разрешения $L(x, z)$ (правый столбец) для цилиндрической (верхний ряд, $r_f = 40$ мм, $R = \infty$) и конфокальной (нижний ряд, $r_f = R = 40$ мм) антенн в области 32×32 мм. Антенны содержали $N = 64$ одинаковых приемных элемента шириной $d = 0.5$ мм, расположенных с периодом $p = 0.5$ мм. Угловые апертуры составляли $\theta = 23^\circ$, $\varphi = 2\arctg[(N-1)p/2r_f] \approx 41.1^\circ$ для цилиндрической антенны, $\varphi = (N-1)p/R \approx 45.1^\circ$ для конфокальной антенны. Частота среза для антенн на рис. $2f_c = 7$ МГц. При построении карты чувствительности проводилась нормировка на максимальное значение. На картах продольного и поперечного разрешений белым цветом показаны области с высоким разрешением (60–70 мкм для продольного, 200–300 мкм для поперечного). Продольное разрешение хуже 140 мкм и поперечное разрешение хуже 1 мм показаны черным цветом. В каждом столбце принята единая шкала яркости.

Результаты расчетов позволяют сделать вывод о существенной зависимости границ и размеров областей высокой чувствительности, величины

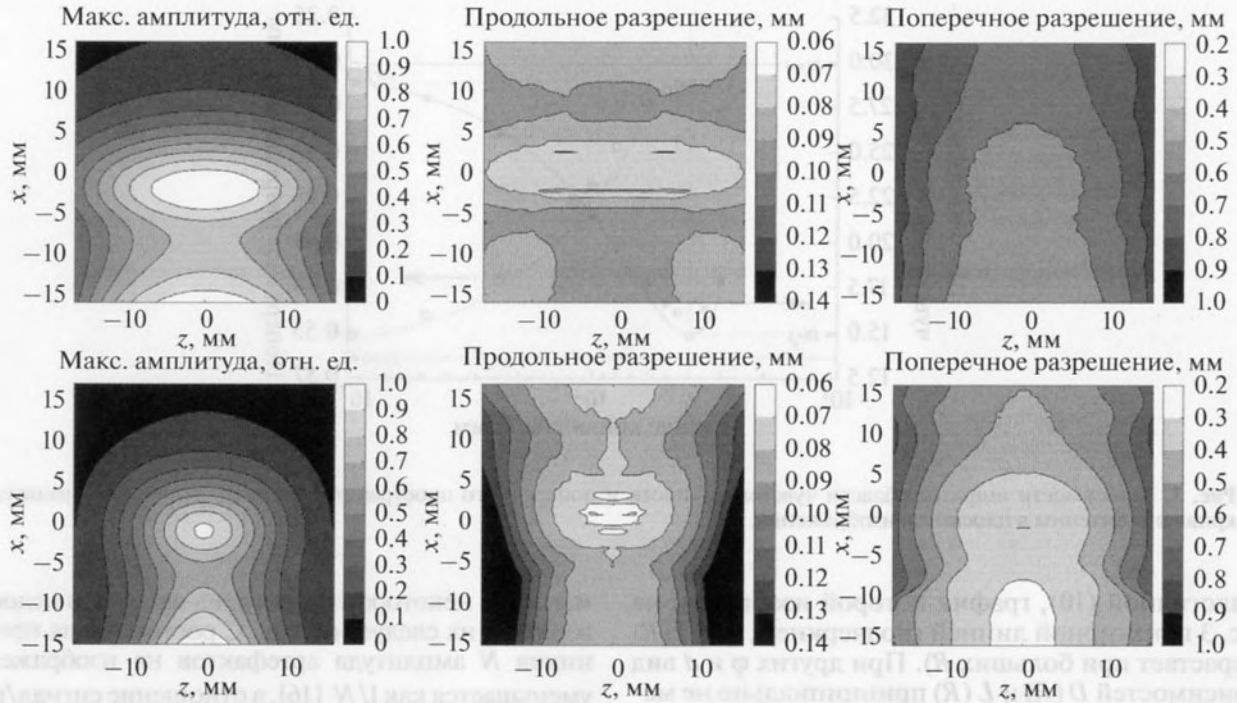


Рис. 2. Карты максимальной амплитуды (левый столбец), продольного (средний столбец) и поперечного (правый столбец) пространственных разрешений для цилиндрической (верхний ряд) и сферической (нижний ряд) антенн в области 32×32 мм.

пространственного разрешения и глубины резкости от типа антенны. Антенны с цилиндрической геометрией обеспечивают наибольшую область чувствительности, хорошее продольное, но сравнительно низкое поперечное разрешение. Конфокальные антенны имеют меньшую область чувствительности, но существенно лучшее поперечное разрешение. На рис. 3 изображены зависимости ширины области чувствительности

D (по поперечности, см. рис. 1) и поперечного пространственного разрешения L , взятого в точке максимума $I(x, z)$, от радиуса кривизны R антенны в плоскости изображения при $N = 16$, $r_f = 40$ мм, $\theta = 23^\circ$, $\varphi = 43.2^\circ - 41.1^\circ$ и ширине приемника $d = 0.5$ мм. Угловая апертура конфокальной антенны в плоскости изображения дается формулой

$$\varphi = 2 \arcsin \left\{ \frac{R \sin[(N-1)p/2R]}{\sqrt{R^2 + (R-r_f)^2 - 2R(R-r_f) \cos[(N-1)p/2R]}} \right\}. \quad (9)$$

Видно, что наилучшее поперечное разрешение достигается при $R = r_f$, т.е. когда антенна является частью сферы. При этом ширина области чувствительности наименьшая, а длина фокальной линии равна нулю. Для конфокальных антенн с $R \neq r_f$ ширина области чувствительности растет с увеличением длины фокальной линии, но при этом ухудшается поперечное разрешение. Подчеркнем, что зависимость $D(R)$ при фиксированных r_f , θ , φ и d хорошо аппроксимируется формулой

$$D(R) \approx D_0(R) = \left\{ D^2(r_f) + 4(R-r_f)^2 \times \sin^2 \left(\frac{\sqrt{D^2(\infty) - D^2(r_f)}}{2R} \right) \right\}^{1/2}. \quad (10)$$

График $D_0(R)$ изображен на рис. 3 сплошной линией. Зависимость $L(R)$ в этом случае также хорошо аппроксимируется формулой

$$L(R) \approx L_0(R) = \left\{ L^2(r_f) + 4(R-r_f)^2 \times \sin^2 \left(\frac{\sqrt{L^2(\infty) - L^2(r_f)}}{2R} \right) \right\}^{1/2}, \quad (11)$$

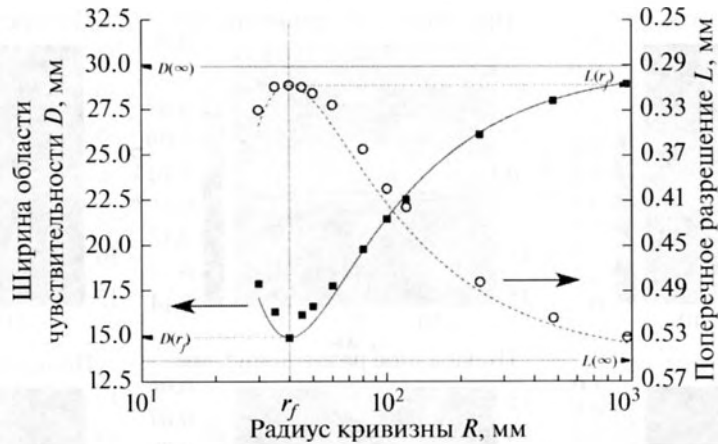


Рис. 3. Зависимости ширины области чувствительности и поперечного пространственного разрешения от радиуса кривизны антенны в плоскости изображения.

аналогичной (10), график которой изображен на рис. 3 пунктирной линией (подчеркнем, что $L(R)$ возрастает при больших R). При других φ и d вид зависимостей $D(R)$ и $L(R)$ принципиально не меняется, однако изменяются значения параметров $D(r_f)$, $D(\infty)$ и $L(r_f)$, $L(\infty)$ в формулах (10) и (11). Результаты апробации формул (10) и (11) на антеннах с другими параметрами представлены в таблице.

При $R = r_f = 40$ мм и $\varphi \sim 45^\circ$ ширина области чувствительности $D(r_f)$ монотонно уменьшается при увеличении d — от $D(r_f) = 27.2$ мм при $d = 0.2$ мм до $D(r_f) = 6.0$ мм при $d = 1.5$ мм. Поперечное разрешение $L(r_f)$ при этом сохраняется в интервале 0.301 ± 0.009 мм. Увеличение апертуры φ при фиксированных $R = r_f = 40$ мм, $\theta = 23^\circ$ и $d = 1$ мм приводит к плавному изменению $D(r_f)$ и $L(r_f)$ от $D(r_f) = 8.6$ мм и $L(r_f) = 0.61$ мм при $p = 1$ мм, $\varphi = 21.5^\circ$ до $D(r_f) = 9.9$ мм и $L(r_f) = 0.11$ мм при $p = 6$ мм, $\varphi = 128.9^\circ$. Увеличение числа приемников N при $N \geq 16$ практически не изменяет вид карт чувствительности и пространственных разрешений, что согласуется с результатами работы [14], в которой исследовалось разрешение в фокусе антенны. Отметим, что в реальном эксперименте восстановленные значения начального давления,

меньше некоторого порога, из-за шумов недостоверны, и их следует отсечь. С ростом числа приемников N амплитуда артефактов на изображении уменьшается как $1/N$ [16], а отношение сигнал/шум растет как \sqrt{N} . Следовательно, область чувствительности расширяется без изменения вида карты чувствительности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Нами предложена методика расчета конфокальных антенн, необходимая для проектирования ОА и ЛУ томографических систем, работающих в режиме реального времени. Приведены количественные оценки, характеризующие качество визуализации при использовании конфокальных антенн в системах, ориентированных на построение изображения методом обратных проекций. Подобные системы позволяют исследовать структуры биологических объектов, горных пород, композитных материалов, явление филаментации в режиме реального времени. Возможность мобильного перемещения антенны в таких системах позволяет частично скомпенсировать уменьшение размеров области чувствительности. Исследована зависимость размеров области чувствительности и пространственного разрешения от соотношения радиусов кривизны приемных элементов и

Таблица 1. Точность аппроксимирующих формул (10) и (11) для антенн с различными ширинами приемников d , периодами p и частотами среза f_c при фиксированном $r = 40$ мм и изменении R от 30 до 960 мм

d , мм	p , мм	f_c , МГц	$D(r_f)$, мм	$D(\infty)$, мм	$L(r_f)$, мм	$L(\infty)$, мм	$\max_R D - D_0 $, мм	$\max_R L - L_0 $, мм
1	1	7	8.6	16.5	0.61	1.10	0.6	0.04
0.5	2	7	14.9	29.9	0.31	0.55	1.0	0.02
1	2	7	8.8	31.3	0.30	1.10	1.7	0.09
1	2	12	7.0	32.0	0.24	1.13	1.9	0.12

антенны. Показано, что для задач, требующих только высокое продольное разрешение (например, диагностика слоистых сред), можно ограничиться цилиндрической антенной. При высоком требовании к поперечному разрешению следует использовать более сложные в изготовлении антенны с конфокальной конфигурацией. Предложенный в работе подход, основанный на анализе карт максимальной амплитуды и пространственных разрешений, позволяет всесторонне оценить требуемые параметры антенны и выбрать наиболее подходящую ее конфигурацию в зависимости от типа решаемой задачи. Рассчитанные на этапе проектирования карты чувствительности и пространственных разрешений могут быть использованы при калибровке изготовленных антенн для повышения качества изображений.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Российского научного фонда (грант № 16-17-10181).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Zhou Y., Yao J., Wang L.V. Tutorial on photoacoustic tomography // *J. Biomed. Optics*. 2016. V. 21. № 6. P. 061007.
- Beard P. Biomedical photoacoustic imaging // *Interface Focus*. 2011. V. 1. № 1. P. 602–631.
- Xu M., Wang L.V. Photoacoustic imaging in biomedicine // *Rev. Sci. Instr.* 2006. V. 77. № 4. P. 041101.
- Хохлова Т.Д., Пеливанов И.М., Карабутов А.А. Методы оптико-акустической диагностики биотканей // *Акуст. журн.* 2009. Т. 55. № 4–5. С. 672–683.
- Neuschmelting V., Burton N.C., Lockau H., Ulrich A., Harmsen S., Ntziachristos V., Kircher M.F. Performance of a multispectral optoacoustic tomography (MSOT) system equipped with 2D vs. 3D handheld probes for potential clinical translation // *Photoacoustics*. 2016. V. 4. № 1. P. 1–10.
- Jaeger M., Gashi K., Akarçay H.G., Held G., Peeters S., Petrosyan T., Preisser S., Gruenig M., Frenz M. Real-time clinical clutter reduction in combined epi-optoacoustic and ultrasound imaging // *Photonics & Lasers in Medicine*. 2014. V. 3. № 4. P. 343–349.
- Субочев П.В., Волков Г.П., Перекатова В.В., Турчин И.В. Сравнение реконструктивных алгоритмов для двумерной оптико-акустической томографии биологических тканей // *Изв. РАН. Серия Физическая*. 2016. Т. 80. № 10. С. 1378–1383.
- Xu M., Wang L.V. Universal back-projection algorithm for photoacoustic computed tomography // *Phys. Rev. E*. 2005. V. 71. № 1. P. 016706.
- Buehler A., Kacprowicz M., Taruttis A., Ntziachristos V. Real-time handheld multispectral optoacoustic imaging // *Opt. Lett.* 2013. V. 38. № 9. P. 1404–1406.
- Treeby B.E., Cox B.T. k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields // *J. Biomed. Optics*. 2010. V. 15. № 2. P. 021314–021314.
- Rosenthal A., Ntziachristos V., Razansky D. Acoustic inversion in optoacoustic tomography: A review // *Curr. Med. Imag. Rev.* 2013. V. 9. № 4. P. 318–336.
- Rosenthal A., Ntziachristos V., Razansky D. Model-based optoacoustic inversion with arbitrary-shape detectors // *Med. Phys.* 2011. V. 38. № 7. P. 4285–4295.
- Paltauf G., Viator J.A., Prael S.A., Jacques S.L. Iterative reconstruction algorithm for optoacoustic imaging // *J. Acoust. Soc. Am.* 2002. V. 112. № 4. P. 1536–1544.
- Симонова В.А., Пеливанов И.М., Панченко В.Я., Карабутов А.А. Поперечное пространственное разрешение многоэлементной антенны для оптико-акустической томографии // *Акуст. журн.* 2010. Т. 56. № 5. С. 693–698.
- Kozhushko V., Khokhlova T., Zharinov A., Pelivanov I., Solomatina V., Karabutov A. Focused array transducer for two-dimensional optoacoustic tomography // *J. Acoust. Soc. Am.* 2004. V. 116. № 3. P. 1498–1506.
- Pelivanov I.M., Simonova V.A., Khokhlova T.D., Karabutov A.A. Point spread function of array transducers in 2D optoacoustic tomography // *Proc. SPIE*. 2010. V. 7564. P. 756428.
- Taruttis A., Ntziachristos V. Advances in real-time multispectral optoacoustic imaging and its applications // *Nat. Photon.* 2015. V. 9. № 4. P. 219–227.
- Bychkov A.S., Cherepetskaya E.B., Karabutov A.A., Makarov V.A. Laser optoacoustic tomography for the study of femtosecond laser filaments in air // *Laser Phys. Lett.* 2016. V. 13. № 8. P. 085401.
- Симонова В.А., Хохлова Т.Д., Карабутов А.А. Широкополосная фокусирующая многоэлементная антенна для оптико-акустической томографии // *Акуст. журн.* 2009. Т. 55. № 6. С. 822–827.
- Жаринов А.Н., Карабутов А.А., Кожушко В.В., Пеливанов И.М., Соломатин В.С., Хохлова Т.Д. Пленочный широкополосный фокусированный гидрофон для оптико-акустической томографии // *Акуст. журн.* 2003. Т. 49. № 6. P. 799–805.
- Makarov V.A., Pelivanov I.M., Kozhushko V.V., Khokhlova T.D., Zharinov A.N., Karabutov A.A. Focused array transducer for 2D OA tomography // *Proc. SPIE*. 2003. V. 4960. P. 156–167.
- Andreev V.G., Karabutov A.A., Oraevsky A.A. Detection of ultrawide-band ultrasound pulses in optoacoustic tomography // *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*. 2003. V. 50. № 10. P. 1383–1390.
- Ильин С.А., Юлдашев П.В., Хохлова В.А., Гаврилов Л.Р., Росницкий П.Б., Сапожников О.А. Применение аналитического метода для оценки качества акустических полей при электронном перемещении фокуса многоэлементных терапевтических решеток // *Акуст. журн.* 2015. Т. 61. № 1. С. 57–64.
- Сапожников О.А., Синило Т.В. Акустическое поле вогнутой излучающей поверхности при учете дифракции на ней // *Акуст. журн.* 2002. Т. 48. № 6. С. 813–821.
- Xu M., Wang L.V. Analytic explanation of spatial resolution related to bandwidth and detector aperture size in thermoacoustic or photoacoustic reconstruction // *Phys. Rev. E*. 2003. V. 67. № 5. P. 056605.
- Xu Y., Wang L.V., Ambartsoumian G., Kuchment P. Reconstructions in limited-view thermoacoustic tomography // *Med. Phys.* 2004. V. 31. № 4. P. 724–733.
- Гусев В.Э., Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика. М.: Наука, 1991. 304 с.