

О.В. Муравьева, А.В. Мышкин

МОДЕЛИРОВАНИЕ АКУСТИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СЕКТОРНЫХ ФАЗИРОВАННЫХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ

Аннотация

В статье описаны особенности формирования акустических полей секторных фазированных преобразователей ультразвуковой медицинской диагностики с позиций возможности появления боковых и дополнительных лепестков, влияния на них рабочей частоты, размеров апертуры, количества элементов, угла сканирования.

Секторные фазированные преобразователи (ФП) широко используются в ультразвуковой (УЗ) медицинской диагностике, обеспечивая возможность фокусировки и углового сканирования, обладающего следующими преимуществами по сравнению с линейным и конвексным сканированием [1]:

- малый размер апертуры преобразователя при достаточной зоне обзора на большой глубине, что важно при исследовании труднодоступных органов (например, исследование сердца через межреберное пространство, внутриполостные исследования);
 - возможность наблюдения движения структур за счет высокой частоты кадров построения изображения.
- К недостаткам ФП следует отнести:
- малую ширину зоны обзора на небольших глубинах;
 - ухудшение качества изображения на краях сектора сканирования;
 - снижение качества изображения за счет трудностей качественного выполнения матрицы и точного управления задержками;
 - низкие надежность и долговечность фазированных датчиков в связи со сложностью их реализации.

Большинство указанных недостатков связаны с формированием акустических полей ФП, в существенной мере влияющих на качество получаемого изображения объекта. Так, наличие боковых лепестков в акустическом поле преобразователя может приводить к появлению артефактов бокового лепестка [1], имеющих место при наличии хорошо отражающей поверхности в направлении бокового лепестка и при слабо отражающей поверхности в направлении основного лепестка. Эффекты боковых лепестков усиливают также артефакты, связанные с шириной УЗ-луча, искажающие реальные размеры отражающих структур, особенно вне зоны фокусировки [1]. Основной способ устранения артефактов бокового лепестка - смещение положения датчика и изменение ракурса наблюдения. Принято считать, что наибольший уровень имеют боковые лепестки, близлежащие к основному. В случае

ФП в его акустическом поле, наряду с боковыми, возможно также появление дополнительных лепестков, что может привести к возможности ошибочной интерпретации изображений и к постановке неверного диагноза.

Формирование диаграмм направленности ФП определяется, наряду с геометрическими размерами и рабочей частотой (в случае одноэлементных преобразователей), количеством элементов в матрице, конструктивными особенностями ее изготовления и возможными неисправностями в отдельных приемно-передающих цепях ФП. Ввиду большого разнообразия представленных на рынке ультразвуковых медицинских сканеров и комплектующих их фазированных преобразователей, в том числе многочастотных и различного класса по количеству элементов (табл. 1), представляется актуальным исследование основных особенностей формирования акустических полей ФП с позиций формирования боковых и дополнительных лепестков, влияния на них частоты, размеров апертуры, количества элементов, конструктивных особенностей, угла прозвучивания.

Методика исследований

Фазированный УЗ-преобразователь представляет собой линейную антенную решетку полосковых пьезоэлементов, имеющих слабо выраженную направленность в плоскости сканирования луча и расположенных эквидистантно в одной плоскости с шагом меньше длины волны [1]. Количество отдельных пьезоэлементов может достигать нескольких десятков. Электрическое управление движением луча, формируемого матрицей, осуществляется при помощи фазировочного устройства, обеспечивающего введение соответствующих временных задержек в излучающие и приемные цепи отдельных пьезоэлементов матрицы, в результате чего создается требуемое амплитудно-фазовое распределение сигналов на апертуре матрицы, которое вызывает фокусировку и отклонение ультразвукового луча в пределах заданного сектора сканирования.

Описанные в литературе методы расчета диаграмм направленности ФП заимствованы из тео-

Основные параметры мультисигментных фазированных датчиков УЗ сканеров на примере фирмы «General Electric»

Тип преобразователя	GE 3S-RS	GE M3S	GE PA2-5P	GE PA6-8	GE 3S
Количество элементов, шт.	64	192	128	128	64
Размер сканирующей поверхности, мм	21x15	21x15	20x14	13x9.5	21x15
Диапазон частот, МГц	1,7...4,0	1,5...3,7	1,3...4,0	4,0...9,8	1,5...3,5
Частота в В-режиме, МГц	2,0; 2,5; 3,0	2,0; 2,5; 3,0	–	–	2,0; 2,5; 3,0
Частота в режиме гармоник, МГц	2,8; 3,0; 3,2; 3,6; 3,8; 4,0	3,0; 3,2; 3,6; 4,0; 4,2	2,0	4,3	2,0; 3,0; 3,2; 3,6
Частота в режиме ЦДК, МГц	1,7; 2,0; 2,2; 2,6	–	1,76; 2,3; 3,0	5,0; 6,0; 7,5	1,7; 2,0
Частота в режиме Допплера, МГц	1,7; 2,0; 2,2; 2,6	2,0; 2,5; 3,3	–	–	2,0
Угол обзора (град.)	90	90	90	90	90

при радиолокации [2] и в достаточной мере проработаны для УЗ-преобразователей неразрушающего контроля [3], [4] для дальней зоны и при отсутствии фокусировки. Ввиду того, что глубина прозвучивания объектов в УЗ-медицинской диагностике сравнима с протяженностью ближней зоны ФП, имеющиеся формулы [4] не могут быть использованы для исследования акустических полей данных ФР. Предложенные в [5], [6] модели расчета акустического поля многоэлементного преобразователя в импульсном режиме представлены в виде интегралов и не учитывают диаграмм направленности отдельных элементов матрицы, полагая их ненаправленными излучателями ультразвука, что не позволяет проанализировать влияние на акустическое поле количества и размеров отдельных элементов матрицы.

При проектировании ФП считается [3], что максимальное отклонение луча θ_{max} относительно оси датчика при фазированном сканировании определяется формулой

$$\sin \theta_{max} = 0,514 \frac{C}{af}, \quad (1)$$

где C – скорость распространения ультразвука в среде; a – ширина отдельного пьезоэлемента матрицы; f – рабочая частота ФП.

Протяженность ближней зоны N_b определяется размерами апертуры, частотой преобразователя и скоростью распространения УЗ-волн в объекте исследования и для преобразователя прямоугольной формы может быть описана формулой [4]

$$N_b = \frac{S}{\pi \lambda}, \quad (2)$$

где S – площадь апертуры преобразователя; λ – длина волны.

Отметим, что в отличие от прямоугольного преобразователя размер ближней зоны фазированного преобразователя зависит также от конструктивных особенностей матрицы, в частности от величины зазора d между ее отдельными элементами. В табл. 2 приведены результаты расчета, в соответствии с формулами (1), (2), протяженности ближ-

ней зоны N_b и максимального отклонения луча α в воде на различных частотах для мультисигментного фазированного датчика GE 3S-RS, основные параметры которого приведены в табл. 1.

Таблица 2

Результаты расчета ближней зоны N и максимального отклонения луча α на различных частотах f

f , МГц	1,7	3,0	4,0
N_b , мм	114	200	267
θ_{max}	Не существует	$\pm 52^\circ$	$\pm 36^\circ$

Рассмотрим формирование акустического поля ФП в виде матрицы полосковых элементов с шириной апертуры l , содержащей N элементов шириной a каждый. Акустическое поле смещений U_Σ в плоскости сканирования в точке наблюдения M находим как результат суперпозиции акустических полей от каждого из элементов матрицы с собственной диаграммой направленности с учетом фазовых сдвигов, обусловленных смещением отдельных элементов матрицы относительно начала координат, по формуле

$$U_\Sigma = \sum_{n=1}^N U_0 \cdot j_l(\theta_n) \exp(ikr_n), \quad (3)$$

где U_0 – начальная амплитуда смещений; $k = 2\pi / \lambda$ – волновое число продольной волны в объекте исследования; r_n – расстояние от n элемента матрицы до точки наблюдения; $j_l(\theta_n)$ – диаграмма направленности продольной волны для единичного элемента матрицы:

$$j_l(\theta_n) = \cos \theta_n \cdot \frac{\sin(ak \cdot \sin \theta_n / 2)}{ak \cdot \sin \theta_n / 2}; \quad (4)$$

$$\theta_n = \arctg \left(\frac{r_0 \sin \theta_M - (N/2 - n - 1/2) \cdot m}{r_0 \cos \theta_M} \right); \quad (5)$$

$$r_n = \sqrt{((n - N/2 - 1/2) \cdot m)^2 - (r_0 \sin \theta_M)^2}, \quad (6)$$

где θ_M – угол сканирования (направление основного лепестка диаграммы направленности матрицы); θ_n – угол точки наблюдения относительно n -го элемента; r_0 – расстояние от центрального элемента до точки наблюдения; m – шаг единичных элементов матрицы ФП.

Акустическое поле ФП с фокусировкой на заданном расстоянии r_{0f} определяется путем введения под знак \exp в формуле (3) дополнительной задержки $\Delta r_f = r_{0f} - r_{nf}$, где r_{if} определяется формулой (6) при замене r_0 на r_{0f} , θ_M на θ_{Mf} . Визуализация акус-

тического поля ФП в плоскости сканирования формируется посредством изменения параметров точки наблюдения M по углу θ_M и расстоянию r_0 . Алгоритм расчета в соответствии с разработанной моделью реализован в математическом пакете MathCAD. Входными параметрами при расчетах являются: акустические свойства среды распространения ультразвуковых волн (скорость C , плотность ρ), рабочая частота f ФП, количество элементов N в матрице ФП, ширина апертуры l матрицы ФП, угол основного лепестка диаграммы направ-

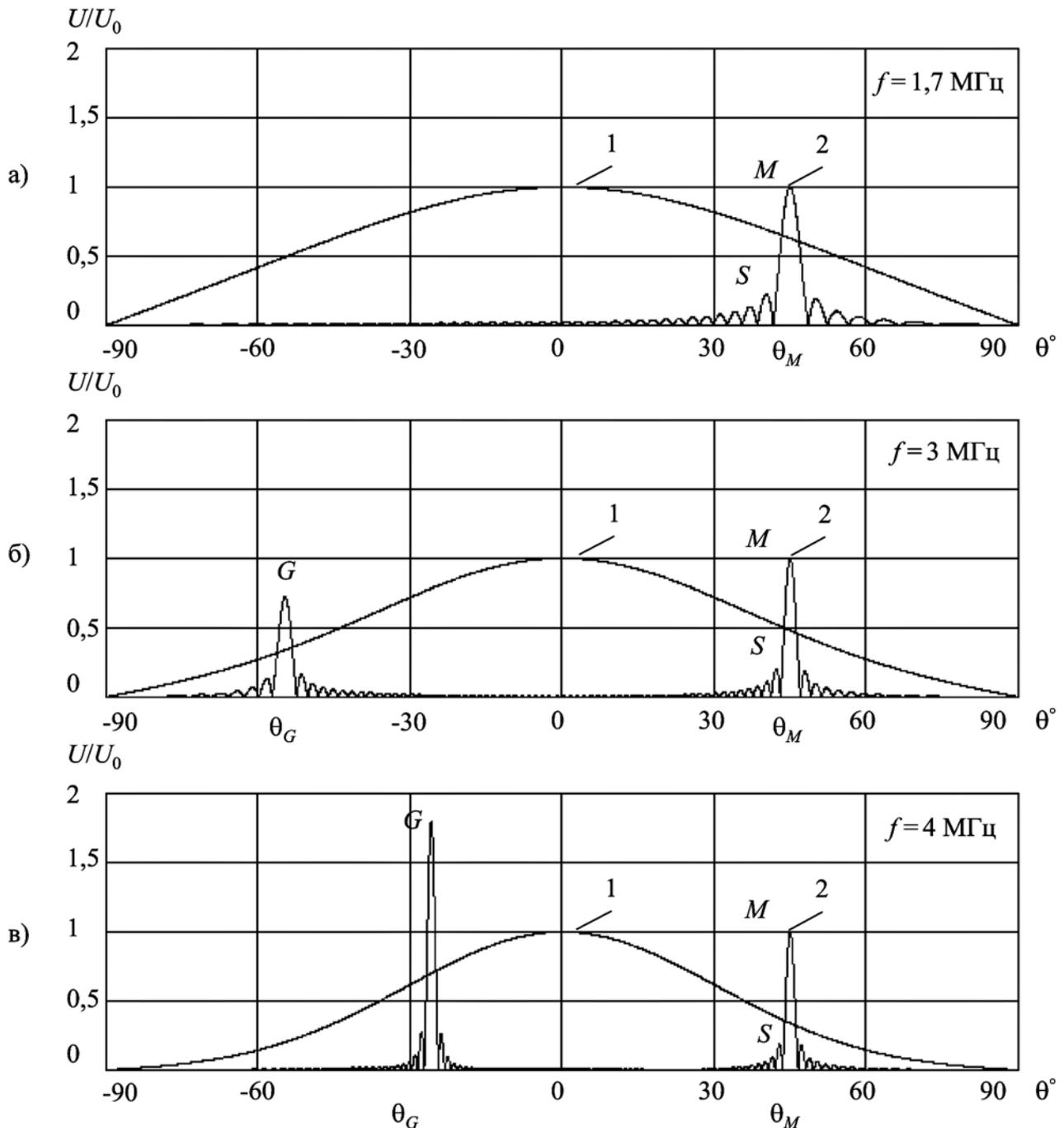


Рис. 1. Акустическое поле единичного элемента матрицы (кривая 1) и ФП (кривая 2) на различных частотах: $f = 1,7$ МГц (а); $f = 3,0$ МГц (б); $f = 4,0$ МГц (в); $\theta_M = 45^\circ$ (датчик GE-3S-RS; $r_f = 100$ мм; M – основной лепесток; G – дополнительные лепестки; S – боковые лепестки)

ленности матрицы θ_M ; расстояние до зоны фокуса r_{0f} . Программа предусматривает возможность изменения конструктивных особенностей матрицы (зазора между элементами матрицы d), а также отключения отдельных элементов матрицы с целью оценки влияния возможных неисправностей матрицы ФП на формирование акустического поля.

В программе возможен расчет следующих характеристик акустических полей: распределение относительных амплитуд смещений вдоль оси r_0 при фиксированном направлении прозвучивания θ_M , в том числе в ближней и дальней зонах; распределение относительных амплитуд смещений по углу θ на фиксированном расстоянии r_0 , а также визуализация акустического поля в плоскости сканирования.

Обсуждение результатов

Исследования влияния основных параметров ФП на формирование акустических полей проведены на примере мультисигментного фазированного датчика УЗИ «General Electric – 3S–RS» с основными параметрами, указанными в табл. 1 ($N = 64$; $f = 1,7; 3,0; 4,0$ МГц). Для простоты расчетов полагаем, что зазор между единичными элементами матрицы $d = 0$ мм. Характерной особенностью представленных в табл. 1 ФП является возможность использования одной и той же матрицы в различных частотных диапазонах, существенно изменяющих акустическое поле ФП.

Анализ распределения относительных амплитуд смещений вдоль оси z исследуемого преобразователя в направлении прозвучивания $\theta = 0^\circ$ в исследуемых диапазонах частот показывает, что существенная ближняя зона, соизмеримая с глубиной прозвучивания УЗ-медицинских исследований, наблюдается для всех используемых частот рассматриваемого ФП. Указанный факт успешно используется при реализации фокусировки ФП, высокая эффективность которой проявляется только в ближней зоне преобразователя.

Как следует из формулы (3), формирование акустического поля ФП в существенной мере определяется диаграммой направленности единичного элемента матрицы $j_A(\theta_i)$, определяемой произведением размера единичного элемента a и волнового числа $k = 2\pi f / C$ (f – рабочая частота). Несмотря на несущественную разницу диаграмм направленности единичного элемента на различных частотах (рис. 1, кривая 1), последняя оказывает определяющее влияние на возможность появления и уровни боковых S и дополнительных G лепестков в акустическом поле ФП (рис. 1), особенно явно проявляющихся при предельных углах сканирования ($\theta_M = 45^\circ$).

На рис. 2 представлены расчетные зависимости угла появления дополнительного лепестка θ_G и его амплитуды U_G / U_M от угла сканирования θ_M . Расчеты показывают, что при использовании ФП на низкой частоте (1,7 МГц) дополнительные лепестки не возникают во всем диапазоне углов сканирования, тогда как увеличение частоты ведет к появлению

дополнительных лепестков в акустическом поле и существенному увеличению их амплитуды, особенно при больших углах сканирования. Так, использование частоты 4,0 МГц при углах сканирования θ_M свыше 30° ведет к преобладанию амплитуды дополнительного лепестка над амплитудой основного лепестка.

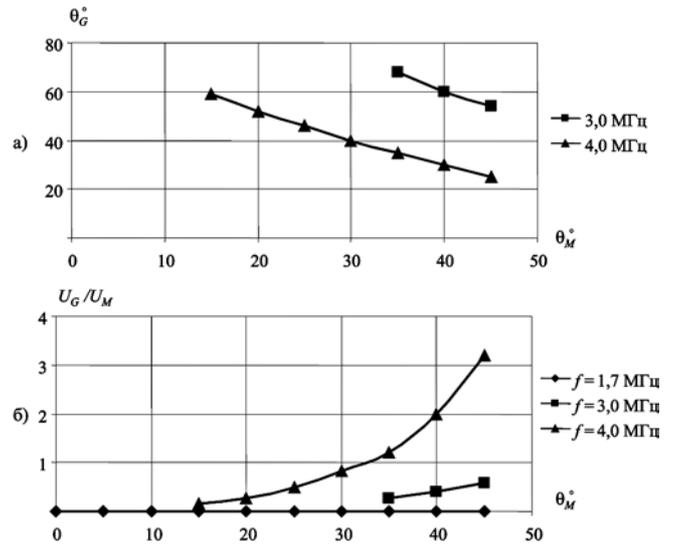


Рис. 2. Акустическое поле единичного элемента матрицы (кривая 1) и ФП (кривая 2) при $f = 7,5$ МГц и $N = 64$ элемента (датчик EUP-552, «Hitachi»)

Отметим, что для ФП с более высокой частотой при небольшом количестве элементов матрицы (например, датчик EUP-552, «Hitachi Medical Systems», $f = 7,5...3,5$ МГц, $N = 64$ элемента) диаграмма направленности единичного элемента наряду с основным имеет и боковые лепестки, наличие которых приводит к появлению нескольких дополнительных лепестков существенной амплитуды в диаграмме направленности всей матрицы ФП.

Примеры результатов визуализации акустических полей ФП при фокусировке на расстоянии $r_f = 100$ мм и угле $\theta_M = 0^\circ$, а также при ненулевых углах сканирования на фиксированной частоте $f = 3,0$ МГц представлены на рис. 3. Наблюдаются сужение основного лепестка и увеличение давления в зоне фокуса, а также появление дополнительного лепестка под углом $\theta_G = 56^\circ$, соизмеримого по амплитуде с основным лепестком, при угле $\theta_M = 45^\circ$.

Некоторые характерные распределения смещений по волновому фронту (по углу θ_M) радиуса r для самого неблагоприятного случая, с точки зрения появления дополнительного лепестка, представлены на рис. 4. Видно, что в зоне фокуса $r_f = 100$ мм амплитуда смещений максимальна и акустическое поле формируется в виде правильного основного лепестка с минимальным раскрытием. Вне зоны фокуса, особенно при $r < r_f$, основной лепесток в акустическом поле расширяется, имеет меньшую амплитуду и становится несимметричным, существенно искажается по форме в связи с раздвоени-

ем основного лепестка и появлением мощных боковых лепестков, которые также могут стать причиной появления артефактов. Последнее обусловлено эффектами интерференции, особенно существенными в ближней зоне ФП. На волновых фронтах любого радиуса наблюдается дополнительный лепесток под углом $\theta_G = 36^\circ$, относительная амплитуда которого растёт с удалением от зоны фоку-

са. Максимальная помехозащищённость от дополнительного лепестка наблюдается на расстояниях, соответствующих фокусному: $r = r_f$. При фокусировке на малых расстояниях (при диагностике приповерхностных объектов) эффекты искажений акустического поля с точки зрения как амплитуды бокового, так и дополнительных лепестков более существенны.

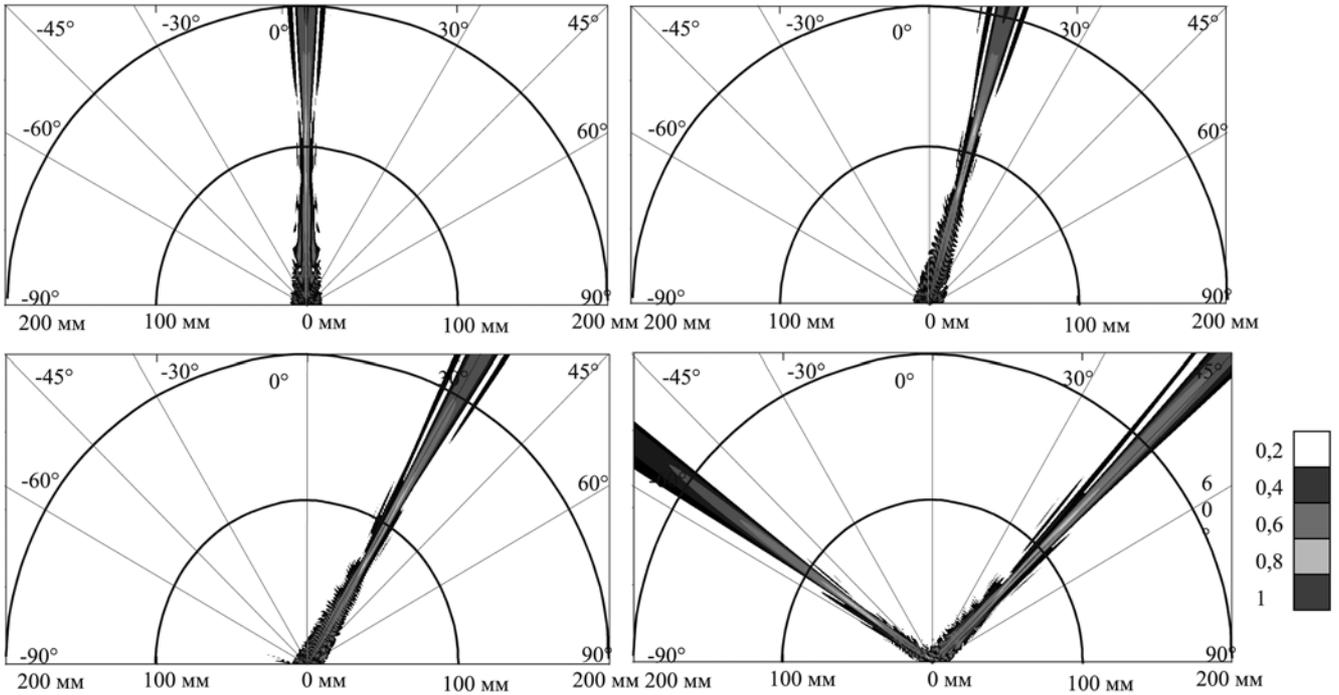


Рис. 3. Акустическое поле ФП с фокусировкой ($f = 3$ МГц, $r_f = 100$ мм): $\theta_M = 0^\circ$ (а); $\theta_M = 15^\circ$ (б); $\theta_M = 30^\circ$ (в); $\theta_M = 45^\circ$ (г) (датчик GE-3S-RS)

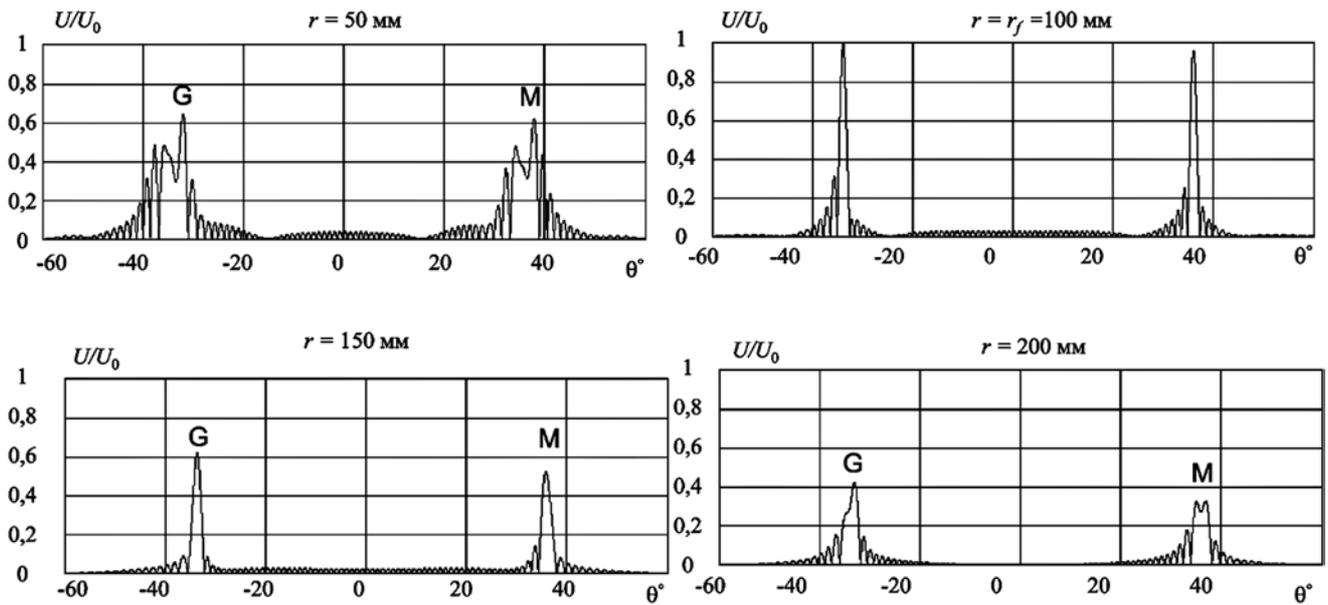


Рис. 4. Распределение относительных амплитуд смещений U / U_0 по углу θ на фиксированном расстоянии r ($\theta_M = 36^\circ$, $f = 4$ МГц, $r_f = 100$ мм) (датчик GE-3S-RS)

Приведенные выше результаты получены для случая нулевой дискретности элементов матрицы $d \rightarrow 0$. Расчеты показывают, что при конечной дискретности элементов матрицы $d \neq 0$, которая всегда имеет место при производстве реальных ФП, амплитуда дополнительных лепестков несущественно увеличивается. Исследованные особенности формирования акустических полей фазированных ультразвуковых преобразователей не учитывают импульсного характера сигнала, а также эффектов демпфирования датчика, которые несколько снижают уровень дополнительных лепестков [2]. Кроме того, неравномерности поля в области вне фокуса сглаживаются благодаря использованию динамической фокусировки [1].

Заключение

Важнейшей характеристикой датчика, влияющей на качество диагностической информации, является его рабочая частота. Считается, что датчики с высокой частотой обеспечивают более высокое качество ультразвукового изображения (высокие чувствительность и разрешающая способность), но при этом уменьшается глубина исследования. В диагностических целях обычно используют датчики с частотами 1,0...8,0 МГц. В последние годы на рынке ультразвуковой техники появились приборы, оснащенные высокочастотными датчиками 10...20 МГц, используемые при диагностике приповерхностных структур.

Другим общепринятым основным техническим параметром, определяющим качество ультразвукового изображения, является максимальное количество приемных и передающих каналов, по которому приборы делятся на четыре класса: простые приборы, приборы среднего класса, приборы повышенного класса, приборы высокого (экспертного) класса. В простых (как правило, переносных) УЗИ-аппаратах количество каналов передачи-приема не более 16, в приборах среднего и повышенного класса – 32, 48 и 64. В приборах высокого класса количество каналов может быть более 64, например 128, 256, 512 и даже больше [1]. Малое количество каналов характерно также для УЗ-сканеров старого поколения, количество которых в учреждениях здравоохранения достаточно велико.

Результаты исследований показывают, что использование высоких частот в секторных фазированных преобразователях, так же как и использование датчиков с малым количеством приемно-передающих каналов, ведет к появлению мощных дополнительных лепестков в акустическом поле ФП, особенно при больших углах сканирования, и к возможности появления артефактов УЗ-изображения.

Для устранения возможностей появления артефактов боковых (дополнительных) лепестков необходимо стремиться к использованию секторных

фазированных датчиков с большим количеством каналов (к сожалению, указанная характеристика встречается в описаниях УЗ-медицинских сканеров весьма редко), следует избегать использования высоких частот, особенно в случае малого количества каналов. При этом достоверным следует считать изображение только в диапазоне углов сканирования, определяемом отсутствием (минимальной амплитудой) дополнительного лепестка (25...30° от оси сектора в обе стороны).

Работа выполнена в рамках проекта «Исследование механизмов взаимодействия физических полей с биосистемами и разработка биомедицинских технологий повышения безопасности, эффективности и информативности медицинских приборов и систем» по государственному заданию Министерства образования и науки РФ ФГБОУ ВПО «Ижевский государственный технический университет им. М.Т. Калашикова» на 2012-2014 гг. в части проведения научно-исследовательских работ и в соответствии с разделом 2 мероприятий Программы стратегического развития университета на 2012-2016 гг.

Список литературы:

1. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы. Практическое руководство для пользователей. – М.: Видар, 1999. 256 с.
2. Воскресенский И.Д. Проектирование фазированных антенных решеток. – М.: Радиотехника, 2003. 632 с.
3. Introduction to Phased Array Ultrasonic Technology Applications: R/D Tech Guideline. – USA: Olympus NDT, 2007. 355 p.
4. Ермолов И.Н., Ланге Ю.В. Неразрушающий контроль. В 7 т. Т. 3: Ультразвуковой контроль. Справочник / Под общ. ред. В.В. Клюева. – М.: Машиностроение, 2004. 864 с.
5. Домаркас В.Й., Пилецкас Э.Л. Ультразвуковая эхоскопия. – Л.: Машиностроение. Ленингр. отделение, 1988. 276 с.
6. Ультразвук в медицине. Физические основы применения / Под ред. К. Хилла, Дж. Бэмбера, тер Хаар. Пер. с англ. под ред Л.Р. Гаврилова, В.А. Хохловой, О.А. Сапожникова. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008. 544 с.

*Ольга Владимировна Муравьева,
д-р техн. наук, профессор,
Андрей Владимирович Мышкин,
аспирант,
кафедра «Приборы и методы
контроля качества»,
ФГБОУ ВПО «Ижевский государственный
технический университет
им. М.Т. Калашикова»,
г. Ижевск,
e-mail: nedzv@istu.ru*