

УДК 621.396.965; 532.59; 534.143

МЕТОД РЕКОНСТРУКЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ ОБЪЕКТА С ПОМОЩЬЮ КОЛЬЦЕВОЙ АНТЕННОЙ РЕШЁТКИ

© В. П. Ющенко¹, В. Г. Эдвабник¹, О. В. Гофман², Т. В. Дулуба³,
В. Н. Лёгкий¹

¹Новосибирский государственный технический университет,
630073, г. Новосибирск, просп. К. Маркса, 20

²ООО «Конфадекор»,
214038, г. Смоленск, ул. Кловская, 21А

³ООО «Сен-гобен»,
107061, Москва, пл. Преображенская, 8
E-mail: jwp7@mail.ru

Предложен метод реконструкции изображения объектов в сечениях с помощью кольцевой антенной решётки при зондировании пространства ультразвуковой монохроматической волной. Реконструкция изображения осуществлена путём сканирования внутренней структуры объекта, помещённого во внутрь кольца, управляемым фокусом кольцевой антенной решётки. Приведён алгоритм управления фазовращателями в каналах элементарных излучателей кольцевой антенной решётки для изменения положения фокуса. Представлены модельные результаты реконструкции изображения простейших точечных объектов. Обсуждаются проблемы реализации кольцевой решётки.

Ключевые слова: кольцевая антенная решётка, ультразвук, монохроматический зондирующий сигнал, реконструкция изображения, томография.

DOI: 10.15372/AUT20200608

Введение. С 1983 г. предпринимаются попытки создать когерентный томограф, использующий в качестве зондирующего сигнала монохроматическое излучение [1]. Монохроматическое излучение привлекательно тем, что не приводит к дисперсионным искажениям, суть которых состоит в неодинаковой скорости распространения различных частот спектра широкополосного сигнала в дисперсионной среде. В результате импульс, прошедший сквозь дисперсионную среду, искажается и не позволяет реконструировать чёткое изображение. Устранение дисперсионных искажений подталкивает к использованию когерентного зондирования. Однако существуют препятствия к получению изображения на основе монохроматического зондирования. Основным из них является то, что монохроматические сигналы не обладают разрешением по дальности. Без информации о дальности до отражателей невозможно реконструировать изображение исследуемых объектов. Большинство импульсных томографов использует для реконструкции изображения внутренней структуры объектов принципы, на которых строятся локаторы. Один из принципов состоит в том, что излучается импульсный сигнал в окружающее локатор пространство и по запаздыванию отражённого сигнала определяется дальность до отражателя.

Стремление использовать монохроматический сигнал заставляет специалистов отказаться от радиолокационных принципов построения томографов, так как монохроматические сигналы не обладают радиальным разрешением. Решить проблему радиального разрешения, т. е. проблему определения дальности до отражателя при монохроматическом зондировании, позволяет синтез апертуры. Синтезированная апертура, помимо сужения антенного луча, обладает свойством управляемой фокусировки, которую можно использовать для извлечения информации о дальности до отражателя из принятого сигнала.

Исторические аспекты реконструкции изображения объектов с помощью монохроматического зондирующего сигнала. Первоначально использовались проекционные методы реконструкции на основе преобразования Радона. Для проекционной реконструкции подходят как монохроматические, так и импульсные сигналы. Были попытки создать когерентный томограф на радиоволнах сантиметрового диапазона [2]. Как показала практика, радиоволны с длиной волны менее 3 см не проникают в тело человека. В то же время разрешающая способность определяется длиной волны и не может превышать предел Рэля $\lambda/5$. Поэтому в трёхсантиметровом диапазоне можно получить разрешение $3 \text{ см}/5 = 0,6 \text{ см}$, что не очень подходит для томографии.

Внимание разработчиков томографов привлекли акустические волны, длина которых 1 мм и меньше и которые беспрепятственно проникают в тело человека. В настоящее время предпринимаются попытки создать ультразвуковой томограф с синтезом апертуры при монохроматическом зондировании, например в [3] успешно применяется круговой апертурный синтез для диагностики рака молочной железы. Томограф, построенный на принципах синтеза апертуры, отличается от томографа, основанного на локационном принципе, тем, что дальность до отражателей волны измеряется не по времени запаздывания отражённого сигнала, а с помощью управляемой по дальности фокусировки синтезированной апертуры [4–10].

Для сбора информации синтез апертуры требует регистрации траекторного доплеровского сигнала. В свою очередь, для регистрации траекторного доплеровского сигнала необходимо перемещение локатора относительно томографируемого объекта. Синтез апертуры реализуется в результате корреляции траекторного доплеровского сигнала с опорными траекторными сигналами от точечных отражателей, расположенных на разном удалении от траектории движения локатора, которые получают расчётным путём. С помощью опорных траекторных сигналов осуществляется управление фокусным расстоянием синтезированной апертуры, при этом можно просканировать внутренний объём томографируемого объекта и построить изображение его внутренней структуры.

При регистрации траекторного сигнала неважно, что перемещать (локатор с антеннами или объект), главное — обеспечить относительное перемещение. С проблемой перемещения приходится сталкиваться как при синтезе апертуры во время движения по прямолинейной траектории [4, 6], так и в процессе синтеза апертуры при движении по кругу [5, 8, 9].

Перемещение локатора при регистрации данных требует решения нескольких проблем:

- 1) организации контакта ультразвуковых датчиков движущегося локатора с пациентом (проблема решается погружением пациента в водную среду);
- 2) соединения движущихся в водной среде ультразвуковых датчиков с неподвижным локатором (проблема решается конструктивными методами);
- 3) устранения искажений на картинах реконструкции изображения, вызванных отражениями ультразвуковой зондирующей волны от поверхностной волны, провоцируемой движущимися датчиками [11] (проблема решается заглублением движущихся ультразвуковых датчиков и оптимизацией режима регистрации данных, в частности, благодаря оптимизации скорости перемещения ультразвуковых датчиков).

Цель предлагаемой работы — найти методы реконструкции при монохроматическом зондировании, не прибегая к синтезу апертуры антенны и перемещению ультразвуковых датчиков. Исключив движение датчиков локатора, можно получить определённые преимущества по сравнению с методом синтеза апертуры при реконструкции. Так, например, отсутствие движущихся устройств при регистрации отражённых сигналов существенно облегчает сбор данных для томографирования. Легче обеспечить контакт пьезоизлучателя и пьезоприёмника с пациентом. Во-первых, для этого достаточно смазать пьезодатчики

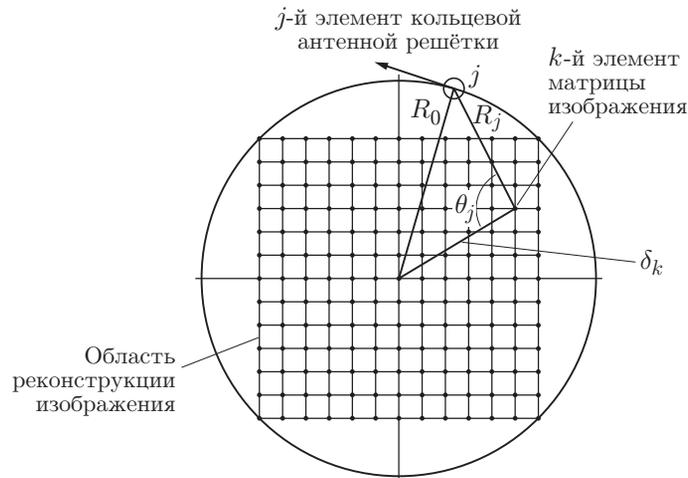


Рис. 1. Геометрическая схема сбора данных, дискретные места положения фокусов внутри области реконструкции, совпадающие с элементами матрицы изображения

гелем и обеспечить их контакт с пациентом, а не помещать пациента в водную среду вместе с движущимися элементами ультразвукового локатора, что делает томографирование более комфортным. Во-вторых, данные от неподвижных устройств легче преобразовать в цифровой вид и ввести в компьютер. В-третьих, движущиеся элементы локатора провоцируют поверхностную волну, отражения от которой создают помехи реконструкции.

Решение поставленной задачи. По-прежнему не будем отказываться от монохроматического зондирующего сигнала и информацию о дальности до отражателей будем продолжать получать за счёт управляемой фокусировки. Только при этом используем кольцевую антенную решётку, а не синтезированную апертуру (рис. 1). Задача сводится к управлению местоположением фокуса внутри кольцевой антенной решётки. Управляемый фокус последовательно и дискретно занимает положения, соответствующие элементам матрицы изображения. Таким образом, осуществляется сканирование прямоугольной области реконструкции, расположенной внутри пациента и немного выходящей за его пределы.

Математическое описание и моделирование процесса управления фокусом.

Для теоретического рассмотрения принципа управления фокусом будем полагать, что ультразвуковая кольцевая антенная решётка помещена в водную среду и состоит из 512 элементов. Из них 256 чётных элементов задействовано в качестве излучателей и 256 нечётных элементов антенной решётки используется для приёма отражённых волн (рис. 2). Чтобы придерживаться плоской модели рассмотрения, введены следующие ограничения. Каждый элемент антенной решётки имеет слабую направленность диаграммы в плоскости кольцевой антенной решётки, а в плоскости, перпендикулярной кольцу антенной решётки, угловой сектор приёма и излучения не выходит за плоскость кольца в идеальном случае. В реальных условиях достижимая угловая ширина диаграммы направленности в плоскости, перпендикулярной кольцу, составляет 5–7°. При таких ограничениях использование плоской модели допустимо.

На рис. 2 представлены кольцевая антенная решётка и структурная схема с элементами управления. На этой схеме приняты следующие обозначения элементов структурной схемы: 1 — кольцевая антенная решётка, содержащая 256 чётных излучающих элементов и 256 приёмных элементов; 2 — сумматор сигналов от принимающих элементов; 3 — источник монохроматической волны; $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, \varphi_4, \varphi_5, \varphi_6, \varphi_7, \varphi_8$ — фазовращатели; U_y — напряжения, управляющие фазовращателями.

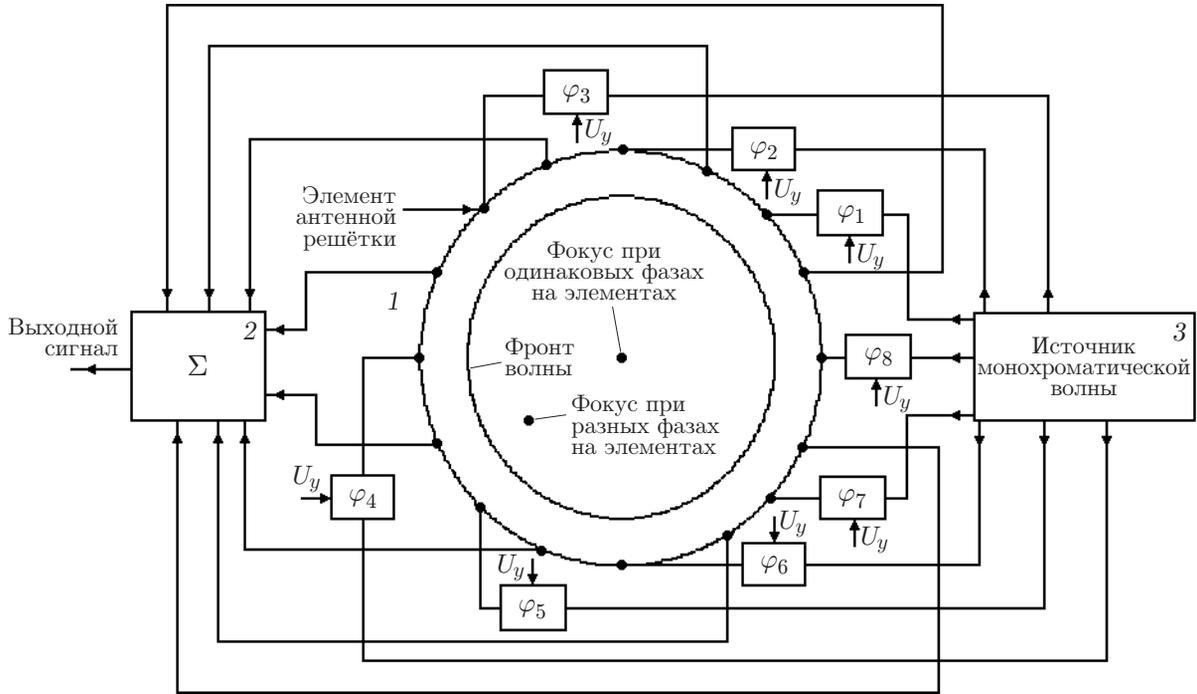


Рис. 2. Функциональная схема кольцевой антенной решётки с элементами управления

Покажем, что кольцевая антенная решётка позволяет управлять положением фокуса в области реконструкции с помощью подбора начальных фаз излучаемых волн антенными элементами. Начальные фазы излучаемых колебаний каждым элементом антенной решётки φ_i для любого положения фокуса в области реконструкции можно рассчитать по формуле, используя геометрическую схему рис. 1:

$$\varphi_i = 4\pi R_i / \lambda, \quad (1)$$

$$R_i = \sqrt{R_0^2 + \delta_{k,m}^2 - 2R_0\delta_{k,m} \cos \theta_i}, \quad (2)$$

где R_i — расстояние от (k, m) -го элемента матрицы изображения до i -го элемента кольцевой антенной решётки; k — номер элемента строки матрицы изображения; m — номер столбца матрицы изображения; R_0 — радиус кольцевой антенной решётки, $\delta_{k,m} = \Delta\sqrt{k^2 + m^2}$ — расстояние от центра кольцевой антенной решётки до (k, m) -го элемента матрицы изображения; Δ — шаг между элементами матрицы изображения; λ — длина ультразвуковой волны; θ_i — меняющийся угол между $\delta_{k,m}$ и R_i при смене i -го элемента кольцевой антенной решётки.

Для расчёта требуемого угла поворота фазы сигнала φ_i в i -м фазовращателе, который обеспечивает попадание фокусом в нужный элемент матрицы изображения на рис. 1, из рассчитанной фазы по формуле (1) следует отбросить целое число периодов волны, как это показано в выражении

$$\varphi_i = 4\pi R_i / \lambda - 4\pi n_i, \quad (3)$$

где n_i — целое число волн λ , укладывающихся на отрезке R_i . Цифра 4 означает, что волна проходит удвоенное расстояние R_i , т. е. от фокуса до элемента кольцевой антенной решётки и обратно.

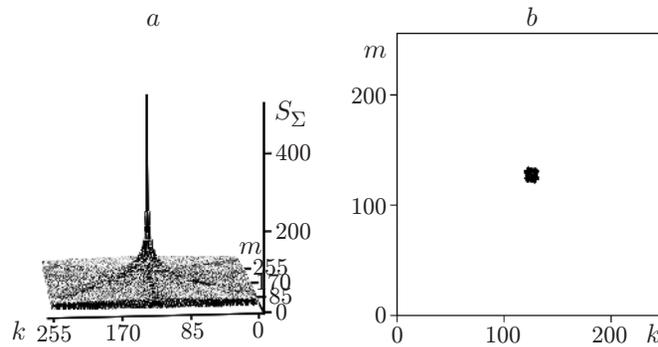


Рис. 3. Отражающая точка в центральном фокусе: *a* — график функции S_Σ ; *b* — вид этой функции сверху

Рассмотрим процесс фокусировки. Начнём с частного случая. Положим в формуле (2) $\delta_{k,m} = 0$. Тогда все R_i будут одинаковы. В связи с этим согласно (3) начальные фазы колебаний φ_i на выходе чётных элементов излучения будут одинаковы. В этом случае энергия чётных элементарных излучателей кольцевой антенной решётки сконцентрируется в центре кольцевой антенной решётки (см. рис. 2). В центре окружности пришедшие волны от отдельных антенных элементов решётки сложатся в фазе, образуя центральный фокус. Предположим, что в центральном фокусе расположен точечный отражатель. Тогда собравшиеся в центральном фокусе волны, отразившись от точечного отражателя, образовав расходящуюся по кругу волну, одновременно достигнут нечётных (приёмных) элементов кольцевой антенной решётки. Их фазы будут одинаковы и после синфазного сложения в сумматоре 2 дадут всплеск амплитуды суммарного сигнала, пришедшего из фокуса (рис. 3).

Математически это можно пояснить следующим образом:

$$S_\Sigma = \sum_{i=1}^N s_i e^{j\varphi_i} = e^{i\varphi} \sum_{i=1}^N s_i, \quad (4)$$

где S_Σ — амплитуда суммарного сигнала на выходе сумматора; $\varphi_i = \varphi_1 = \varphi_2 = \varphi_3 = \dots = \varphi_4 = \dots$ — фазы волн (сигналов) на выходе отдельных принимающих элементов кольцевой антенной решётки; $s_i = s_1 = s_2 = s_3 = \dots$ — амплитуды волн (сигналов) на выходе отдельных принимающих элементов кольцевой антенной решётки.

Задавая $\delta_{k,m}$, будем управлять местоположением фокуса. Но для этого надо рассчитать, а потом изменить по результатам расчёта начальные фазы волн на выходах излучающих элементов кольцевой антенной решётки в соответствии с выражением (3). Эти действия позволят перестраивать фокус, обеспечивая в нём концентрацию энергии всех излучателей кольцевой антенной решётки. Он последовательно будет занимать ряд дискретных местоположений, которые соответствуют элементам матрицы изображения (см. рис. 1). Однако сигнал на выходе сумматора 2 появится только в том случае, если в этот момент в фокусе окажется отражатель, иначе на выходе сумматора 2 не будет суммарного сигнала.

Если $\delta_{k,m}$ в формуле (2) не равно нулю, то фазы излучаемых волн каждым антенным элементом будут разные. Они рассчитываются и устанавливаются фазовращателями в соответствии с выражением (3). В этом случае фокус концентрации энергии будет смещён от центра окружности и фазы волн от отдельных антенных излучателей сфазированы не в центре окружности, а в другом месте, и если в этот момент в фокусе окажется точечный

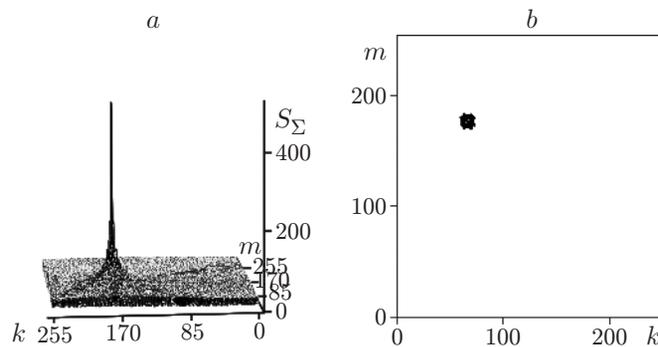


Рис. 4. Отражающая точка в смещённом фокусе: *a* — график функции S_{Σ} ; *b* — вид этой функции сверху

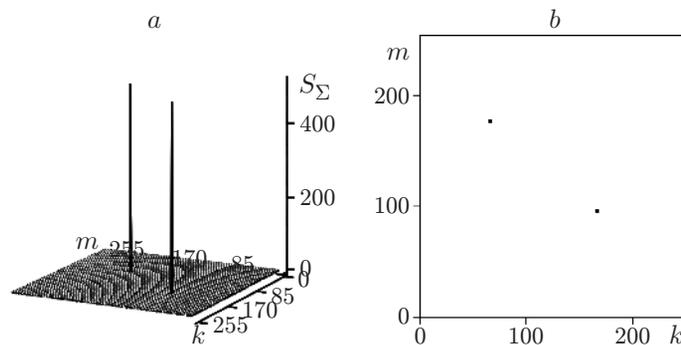


Рис. 5. Результат реконструкции двухточечного объекта с помощью кольцевой антенной решётки: *a* — в виде двух амплитуд сигнала; *b* — вид сверху

отражатель, то просуммированные принятые волны дадут всплеск амплитуды на матрице изображения в соответствии со смещённым фокусом (рис. 4). Распределение фаз в каждом i -м элементе антенной решётки для смещённого от центра фокуса рассчитывается по формуле (3).

Таким образом, рис. 3 показывает возможность фокусировки излучения кольцевой антенной решёткой, а рис. 4 демонстрирует управление местоположением фокуса и сканирование внутренней структуры объекта. А так как управление фокусом привязано к элементам матрицы изображения, то открывается возможность реконструкции изображения внутренней структуры объекта.

Остаётся показать на модели двухточечного объекта, будут ли мешать реконструкции изображения другие отражающие точки, находящиеся в области реконструкции, т. е. внутри кольца антенной решётки. При моделировании реконструкции двухточечного объекта следует иметь в виду, что, поскольку отражать зондирующий сигнал могут только точки, попавшие в фокус, соседние точки, находящиеся вне фокуса, не будут существенно влиять на реконструкцию изображения точки, попавшей в фокус. Если имеет место концентрированная фокусировка, охватывающая один элемент матрицы изображения (см. рис. 1), то результат реконструкции изображения двухточечного объекта будет выглядеть идеально (рис. 5). На рис 5, *a* представлен результат реконструкции в виде двух амплитуд сигналов на выходе сумматора, т. е. двух дельта-импульсов, а сверху видны еле заметные две точки (рис. 5, *b*), которые являются реконструированным изображением двухточечного объекта.

Таким образом, результаты моделирования подтверждают возможность реконструкции, т. е. томографирования, с помощью кольцевой антенной решётки. Такое рассмотрение

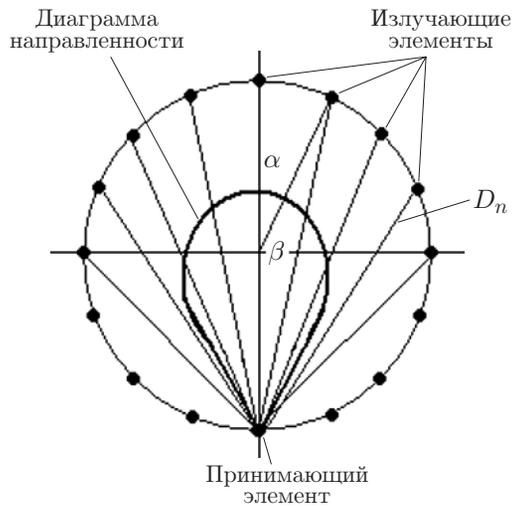


Рис. 6

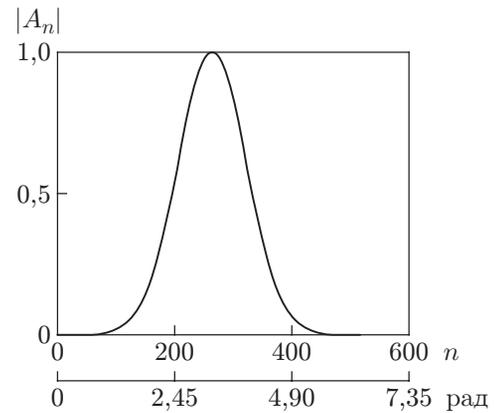


Рис. 7

Рис. 6. Модель проникающих излучений в принимающий элемент

Рис. 7. Функция модуля амплитуды сигнала принимающим элементом с учётом его диаграммы направленности

пока носит упрощённый теоретический характер. Предполагалось, что развязка между излучающими и принимающими элементами антенной решётки идеальная, т. е. нет непосредственного прямого попадания излучаемых волн в принимающие элементы антенной решётки. Учёт этого попадания ухудшит полученные результаты. Посмотрим, можно ли пренебречь этой развязкой.

Рассмотрим модель непосредственно проникающих излучений в один принимающий элемент (рис. 6).

Для упрощения модели проникающего излучения будем полагать, что излучающие элементы имеют изотропную диаграмму излучения, а принимающий элемент имеет диаграмму направленности с углом раскрытия $1,5$ рад, что соответствует 85° (рис. 7).

Зададим исходные данные для моделирования: $\lambda = 3$ мм, $R = 245$ мм, $N = 512$, где λ — длина волны, R — радиус кольца антенной решётки, N — число элементов антенной решётки, n — порядковый номер излучающего элемента антенной решётки.

1. Определим угловое расстояние между элементами антенной решётки:

$$\alpha = 2\pi/N.$$

2. Зададим угловое положение принимающего элемента антенной решётки на кольце:

$$\varphi = \pi.$$

3. Определим текущее угловое положение очередного излучающего элемента по отношению к принимающему элементу (см. рис. 6):

$$\beta_n = \varphi - n\alpha = \pi - n\alpha.$$

4. Для расчёта фазового пути определим текущую дальность D_n от принимающего элемента до излучающего элемента на рис. 6:

$$D_n = R\sqrt{1 + 1 - 2\cos\beta_n}.$$

5. Найдём амплитуду и фазу сигнала на входе принимающего элемента от n -го излучающего элемента с учётом диаграммы направленности приёмного элемента:

$$A_n = 1e^{-(\varphi-n\alpha)^2} e^{-jDn\pi/\lambda},$$

где множитель $e^{-(\varphi-n\alpha)^2}$ определяет диаграмму направленности антенного элемента. График функции $|A_n|$, дающий представление об угловой ширине диаграммы направленности, показан на рис. 7.

6. Рассчитаем сигнал S на выходе сумматора (см. рис. 2):

$$S = \sum_1^N A_n.$$

Проведённый расчёт показал, что суммарная амплитуда $|S| = 7,742 \cdot 10^{-3}$. Учтём, что на выходе сумматора 2 результат суммирования — 512 таких слагаемых, т. е. ес-

ли сложить модули, получим результат $\sum_1^{512} |S| = 3,96$. Сравним эту сумму с амплитудой

всплеска сигнала на выходе сумматора от отражающей точки, попавшей в фокус рис. 3 и 4. Этот всплеск равен 512, он оказался на два порядка больше указанной суммы. Если суммировать не модули, а комплексные числа, другими словами, учесть фазы суммируе-

мых комплексных сигналов S , то соотношение просуммированных сигналов $\sum_1^{512} S < 3,96$

окажется на три порядка меньше всплеска 512 амплитуд сигнала от отражающей точки, попавшей в фокус.

Таким образом, проблема развязки между излучающими и принимающими элементами кольцевой антенной решётки может быть решена путём их чередования. Возможна оптимизация развязки путём вариации угловой ширины диаграммы направленности отдельных элементов.

Влияние количества элементов антенной решётки на разрешающую способность и на качество реконструкции. Если количество элементов антенной решётки равно бесконечности, то качество фокусировки будет одинаково во всех точках области реконструкции, в том числе на краях матрицы изображения на рис. 1. При этом разрешающая способность будет определяться остротой пика функции фокусировки S_Σ (см. рис. 3 и 4). В сечении по уровню 0,7 от максимума у этой функции образуется окружность диаметром $\lambda/5$. Это предел Рэлея, который указывает на то, что его превысить невозможно. Он справедлив как для кольцевой антенной решётки, так и для метода реконструкции с помощью синтезированной апертуры.

О количестве необходимых антенных элементов можно прибегнуть к следующим рассуждениям. Для фокусировки на точку в центре кольца достаточно 4–8 антенных элементов, а на точки на периферии области реконструкции оказалось достаточно 256 элементов (см. рис. 4). Показать это можно следующим образом. Если точка фокусировки располагается в центре кольца, то фазы входящих волн от этой точки на антенные элементы кольцевой антенной решётки будут одинаковы из-за одинаковых радиусов распространения волны. Тратить 256 элементов антенной решётки на отчёты одинаковой фазы, чтобы потом реализовать фокусировку, нерационально. Если фокусировку сместить от центра на 1–3 пикселя, то соседние элементы антенной решётки будут по-прежнему принимать сигналы, мало отличающиеся по фазе. Начальные фазы входящих сигналов от малосмещённой от центра точки будут значительно отличаться у каждого, например

50-го, элемента антенной решётки. Значит, число антенных элементов 256 можно сократить в 50 раз. Таким образом, число требуемых антенных элементов для поддержания предельного разрешения $\lambda/5$ будет возрастать по мере перенесения фокусировки с центра на периферию. Недостаток такого подхода в том, что будет падать амплитуда пика функции S_{Σ} с уменьшением числа антенных элементов. Поэтому лучше оставить количество антенных элементов неизменным.

Сравнение разрешающих способностей различных методов реконструкции.

1. Разрешающая способность кольцевой антенной решётки совпадает с разрешающей способностью синтезированной апертуры, равной пределу Рэля $\lambda/5$.

2. Разрешающая способность метода Радона определяется толщиной проекционного луча при корректно выбранном количестве проекций.

3. Потенциальная разрешающая способность в радиальном направлении импульсного метода, применяемого в ультразвуковой томографии, определяется длительностью зондирующего импульса и составляет $2v\tau$, где v — скорость распространения ультразвуковой волны, τ — длительность зондирующего импульса.

Заключение. Применение кольцевой антенной решётки предложено впервые в [12]. Целью её разработки является дальнейшее развитие метода реконструкции изображения при использовании монохроматического зондирующего сигнала с помощью сканирования объекта изнутри сфокусированным пятном. Ранее такое сканирование позволяло осуществить круговой апертурный синтез, однако его применение несколько затруднено из-за необходимости в круговом движении локатора. Это требует помещения пациента в водную среду для регистрации траекторного доплеровского сигнала. Кольцевая антенная решётка избавляет от этих неудобств. Моделирование показало, что кольцевая антенная решётка позволяет управлять фокусом, расположенным внутри кольца, и тем самым сканировать внутреннюю структуру объекта. Достоинством такой фокусировки является то, что концентрация ультразвуковой энергии имеет место только в фокусе. Остальные области не подвергаются мощному ультразвуковому облучению. Это даёт возможность использовать кольцевую антенную решётку для шадящей доставки ультразвуковой энергии к больному органу пациента, например для литотрепсии. Кольцевую антенную решётку можно создать из двух разъёмных полуколец, что облегчит её эксплуатацию.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Менса Д. Л., Халеви Ш., Уэйд Г. Применение методов когерентной доплеровской томографии для получения изображения на СВЧ // ТИИЭР. 1983. **71**, № 2. С. 76–84.
2. Якубов В. П., Машаруев М. Л. Метод двойной фокусировки для когерентной томографии неоднородных сред // Изв. вузов. Сер. Физика. 1997. **40**, № 4. С. 87–92.
3. Ющенко В. П. Доплеровское сканирование структуры объекта с помощью синтезированной апертуры // Приборы и техника эксперимента. 2001. **44**, № 2. С. 41–45.
4. Ющенко В. П. Круговой апертурный синтез для целей томографии // Автометрия. 2002. **38**, № 6. С. 28–33.
5. Ющенко В. П. Сопоставление двух методов когерентной томографии // Радиотехника и электроника. 2004. **49**, № 2. С. 196–205.
6. Ющенко В. П. Восстановление внутренней структуры гомогенных объектов с включённой неоднородностью // Автометрия. 2005. **41**, № 1. С. 50–57.
7. Ющенко В. П., Литвиненко С. А. Влияние диаграммы направленности на качество реконструкции объектов при круговом синтезе апертуры // Автометрия. 2016. **52**, № 4. С. 14–20. DOI: 10.15372/AUT20160402.

8. **Yushchenko W. P.** Object image reconstruction by using trajectory doppler signal in the process of monochromatic probing and circular aperture synthesis of antenna // *Electrical and Electronic Eng.* 2012. **2**, N 2. P. 1–6. DOI: 10.5923/j.eee. 20120202.01.
9. **Ющенко В. П., Литвиненко С. А., Ромодин В. Б., Щебалкова Л. В.** Монохромная СВЧ-томография с синтезом апертуры методом взаимных корреляций // *Автометрия.* 2007. **43**, № 6. С. 28–38.
10. **Ющенко В. П., Лёгкий В. Н., Литвиненко С. А., Буднов С. А.** Анализ влияния поверхностных волн от движущегося объекта на его изображение при реконструкции с использованием апертурного синтеза // *Автометрия.* 2018. **54**, № 3. С. 70–77. DOI: 10.15372/AUT20180309.
11. **Tsui Ch. S. L., Liang H.-D., Halliwell M. et al.** Coherent ultrasonic Doppler tomography. *Ultrasound in medicine & biology.* 2011. **37**, Iss. 4. P. 642–650.
12. **Пат. 2728512 РФ.** Способ картографирования с помощью кольцевой антенной решётки /В. П. Ющенко, О. В. Гофман, Т. В. Дулуба. Заявка № 2019124201. Приоритет 25.07.2019.

Поступила в редакцию 16.09.2019

После доработки 07.10.2019

Принята к публикации 08.10.2019
