

УДК 621.396.965, 532.59, 534.143

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ПОДТВЕРЖДЕНИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИХ ПОЛОЖЕНИЙ КРУГОВОГО АПЕРТУРНОГО СИНТЕЗА

© В. П. Ющенко¹, С. А. Литвиненко¹, О. В. Гофман², Т. В. Дулуба³

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

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

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

Экспериментально проверяются возможности томографирования объектов в водной среде на акустических волнах посредством кругового апертурного синтеза. Создана экспериментальная установка для реализации метода реконструкции изображения объектов в сечении по траекторному доплеровскому сигналу. Реконструкция изображения осуществляется путём сканирования объекта, помещённого вовнутрь вращающегося цилиндрического резервуара с водой, управляемым фокусом круговой синтезированной апертуры. Приведены алгоритмы управления фокусом и построения изображения. Эксперимент проводился с простейшими тестовыми объектами: металлическим точечным объектом и металлическим стержнем диаметром 2 мм и длиной 10 см. Обсуждаются проблемы реализации кругового апертурного синтеза с использованием цилиндрического вращающегося резервуара с водой с прикреплёнными пьезодатчиками к внутренней стенке резервуара.

Ключевые слова: синтез апертуры по круговой траектории в воде, фокусировка кругового апертурного синтеза, сканирующее управление положением фокуса, траекторный доплеровский сигнал, опорные траекторные сигналы, реконструкция изображения по траекторному сигналу.

DOI: 10.15372/AUT20230312

Введение. Импульсная ультразвуковая томография в настоящее время достигла хороших результатов и получила широкое распространение в медицинской практике. Достигнуты предельные возможности импульсного метода. Однако есть ограничения, которые не позволяют увеличить чёткость изображения внутренней структуры объекта. Дисперсионные искажения ставят предел дальнейшему повышению качества изображения, суть которых состоит в том, что, например, ткани человека являются дисперсионной средой для распространяющейся ультразвуковой волны. Короткий зондирующий импульс имеет широкий спектр, частоты которого распространяются в дисперсионной среде с неодинаковой скоростью. Это приводит к размыванию короткого зондирующего импульса и в конце концов нарушается чёткость изображения.

Сделана попытка решить проблему дисперсионных искажений. Для этого предлагается использовать монохроматический зондирующий сигнал, который не будет подвержен дисперсионным искажениям. Использование монохроматического сигнала порождает другую проблему. Монохроматический сигнал не обладает радиальным разрешением. Применяя его, невозможно определить дальность до отражателя. А без информации о дальности невозможно реконструировать картину расположения отражателей в пространстве. Таким образом, мы лишаемся возможности томографирования внутренней структуры биологических объектов.

Однако выход есть. Если сфокусировать монохроматическую волну и управлять положением фокуса, то удастся просканировать внутренние органы биологического объекта и

реконструировать картину его внутренней структуры. Такую возможность даёт круговой апертурный синтез [1–15] или кольцевая антенная решётка [16–18].

Одной из ранних работ по круговому апертурному синтезу считается [1]. В работе регистрируется кольцевой спектр объекта, а потом по нему методом обратных проекций (разновидность преобразования Радона) производится реконструкция изображения объекта. При этом кольцевой спектр регистрируется неподвижной приёмной антенной. Подсвечивающая антенна располагается рядом. Объект поворачивается с дискретным шагом, а приёмная антенна регистрирует амплитуду и фазу отражённого сигнала при каждом дискретном повороте.

В [2] была предпринята попытка создания радиоволнового томографа. С помощью двойной фокусировки создан тонкий луч диаметром 1 см, и этим лучом просвечены простейшие томографируемые объекты. Картина сечения объектов восстанавливалась с помощью прямого преобразования Радона. Эксперимент проводился на волне длиной 3 см. К сожалению, радиоволны короче 3 см не проникают в тело человека, поэтому для создания томографа пришлось применять ультразвуковые волны.

Целью данной работы является экспериментальная проверка метода реконструкции изображения объекта по траекторному доплеровскому сигналу, используя монохроматическое зондирование и приёмы кругового апертурного синтеза при обработке траекторного сигнала. Требовалось выяснить, какие проблемы могут возникнуть при практической реализации рассматриваемого метода томографии и возможно ли их преодолеть.

Алгоритм получения и обработки траекторного сигнала. Есть несколько алгоритмов томографирования посредством кругового апертурного синтеза. Например, метод реконструкции с помощью обратного проецирования рассмотрен в работе [1]. Другой метод реконструкции изображения по траекторному сигналу приведён в [14, 15, 18]. Необходимо зарегистрировать траекторный доплеровский сигнал, заставив двигаться активный доплеровский локатор вокруг томографируемого объекта по круговой траектории с постоянной скоростью, излучая ненаправленной антенной монохроматический сигнал вовнутрь траекторного круга. Приёмная антенна доплеровского локатора принимает отражённый сигнал от томографируемого объекта, в том числе от его внутренней структуры. Чтобы выделить суммарный траекторный доплеровский сигнал от всех отражающих точек объекта, надо смешать на нелинейном элементе принятый сигнал с зондирующим монохроматическим сигналом. После низкочастотной фильтрации выделяется траекторный доплеровский сигнал в районе нулевой частоты. Этот сигнал следует превратить в дискретные цифровые отсчёты и подать на персональный компьютер. Перечисленные операции называются сбором данных для томографирования. Далее следует компьютерная обработка, направленная на реконструкцию изображения внутренней структуры объекта с использованием оцифрованного траекторного доплеровского сигнала.

Алгоритм реконструкции изображения по траекторному сигналу. Идея метода состоит в следующем. Траекторный доплеровский сигнал представляет собой суперпозицию доплеровских сигналов, отражённых от всех отражающих точек объекта [14, 15, 18]. Задача состоит в том, чтобы разобрать (разделить) элементарные доплеровские сигналы, принадлежащие отдельным отражающим точкам объекта, и по ним восстановить геометрическое положение этих точек в пространстве. Это и есть извлечение информации о положении отражающих точек в пространстве из суммарного траекторного доплеровского сигнала. Данная операция осуществляется корреляционным методом с помощью опорных элементарных траекторных доплеровских сигналов, которые генерируются (рассчитываются) по заданным опорным точкам, расположенным в томографируемом пространстве. Опорные точки располагаются внутри круговой траектории с некоторым шагом, например в границах квадрата, вписанного в траекторный круг. Таким образом задаётся матрица будущего томографического изображения.

Перейдём к математическому описанию элементарных траекторных сигналов. Предполагается, что локатор с изотропной диаграммой движется по круговой траектории, облучая отражающую точку монохроматическим сигналом, и регистрирует отражённый траекторный доплеровский сигнал. Расстояние от томографируемой точки до локатора изменяется по закону

$$R(t) = \sqrt{R_0^2 + \delta^2 - 2R_0\delta \cos \phi(t)},$$

где R_0 — радиус круговой траектории, по которой осуществляется апертурный синтез; δ — радиальное удаление томографируемой точки от центра синтезирования апертуры; $\phi(t) = \phi_{t_k}$ ($0 \leq \phi(t_k) \leq 2\pi$) — текущий дискретный угол между радиусами R_0 и радиальным удалением томографируемой точки δ при круговом синтезировании апертуры; k — номер отсчёта угла.

Траекторный сигнал $s(t)$ рассчитывается

а) без учёта радиального затухания:

$$s(t) = \cos \varphi(t), \quad (1)$$

б) с учётом радиального затухания:

$$s(t) = \frac{1}{R^4(t)} \cos \varphi(t), \quad (2)$$

где $\varphi(t) = 4\pi R(t)/\lambda$ — удвоенный фазовый путь волны (путь до отражателя и обратно), λ — длина волны.

В случае большого количества точек объекта отражённый от них сигнал $s(t)$ в соответствии с принципом суперпозиции можно рассчитать по формуле

$$s(t) = \sum_n s_i(t), \quad (3)$$

где n — общее число томографируемых точек; i — порядковый номер томографируемой точки; $s_i(t)$ — траекторный доплеровский сигнал, отражённый от i -й точки и рассчитанный по формуле (1) или (2). Будем получать траекторный сигнал экспериментально, не прибегая к моделированию.

Для пространственной селекции точек необходимо просканировать принятый доплеровский сигнал вида (3) перестраиваемым дисперсионным фильтром*, поочерёдно настраиваемым на разные точки внутри круговой апертуры, т. е. нужно рассчитать взаимно корреляционные функции $B_i(t)$ вида

$$B_i(t) = \int_{\Delta\omega} S(\omega) \bar{K}_i(\omega) \exp(j\omega t) d\omega, \quad (4)$$

где

$$S(\omega) = \int_T s(t) \exp(-j\omega t) dt, \quad (5)$$

* Дисперсионный фильтр представляет собой линейное устройство, предназначенное для получения задержки, существенно изменяющейся с частотой. При другом определении так называют фильтр, имеющий частотно-модулированную импульсную характеристику.

$$K_i(\omega) = \int_T s_i(t) \exp(-j\omega t) dt. \quad (6)$$

В выражениях (4)–(6) приняты следующие обозначения: $S(\omega)$ — спектр траекторного сигнала от всего объекта (3); $K_i(\omega)$ — частотная характеристика дисперсионного фильтра, настроенного на i -ю точку пространства внутри круга, по которому осуществляется апертурный синтез. Совокупность i -х точек области томографирования в сумме образуют квадрат, вписанный в окружность, по которой происходит апертурный синтез; $\Delta\omega$ — полоса частот интегрирования; T — время синтезирования апертуры, т. е. время облёта объекта локатором по кругу.

Таким образом, процесс синтезирования апертуры и построения изображения сводился к многократной свёртке траекторного сигнала вида (3) с опорными сигналами вида (1) или (2), рассчитанными при различных дальностях δ_i , и развёртке центральных отсчётов взаимно корреляционных функций, перекодированных в тоновые символы в декартовых координатах. Для этого δ_i нужно выразить как $\delta_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2}$, где x_i и y_i — декартовы координаты каждой i -й точки двумерной матрицы изображения.

Представленный алгоритм есть не что иное, как круговой апертурный синтез.

Описанный алгоритм можно трактовать с физической точки зрения следующим образом. Круговой апертурный синтез обладает свойством фокусировки. Причём этим фокусом можно управлять, изменяя опорные траекторные сигналы. Эти сигналы рассчитываются по заданным опорным точкам. Другими словами, матрица опорных точек задаёт все возможные положения фокуса круговой синтезированной апертуры.

Меняя положение фокуса, можно просканировать всё пространство внутри круговой траектории, выделить с помощью корреляционной обработки отражённый сигнал от каждой точки томографируемого объекта, зафиксировать максимальную амплитуду корреляционной функции для каждой точки и в результате построить поверхность из максимумов корреляционных функций. Вид сверху на эту поверхность даст изображение томографируемого объекта.

Следует отметить, что траекторные сигналы должны быть комплексными, т. е. иметь мнимую гильбертовскую часть. Без этого невозможно выполнять быстрое преобразование Фурье и осуществлять корреляцию.

Решение проблемы получения гильбертовского сигнала по вещественному экспериментальному сигналу. Обратимся к проблеме получения гильбертовского сигнала по вещественному экспериментальному сигналу, который необходим при реконструкции объектов методом кругового апертурного синтеза. В настоящее время рассмотрены теоретические вопросы кругового апертурного синтеза и результаты модельной реконструкции простейших объектов по доплеровскому траекторному сигналу. Траекторные сигналы получены путём моделирования [14, 15]. Экспериментальных результатов по реконструкции объектов методом кругового апертурного синтеза в настоящее время нет. Рассмотрим модельные результаты реконструкции изображения точечных объектов (рис. 1). Точечный объект расположен у левой границы области реконструкции. На рисунках приняты следующие обозначения: v_i — цифровые отсчёты вещественной части траекторного сигнала; g_i — цифровые отсчёты мнимой части траекторного сигнала; i — временные номера отсчётов; B — максимальные значения корреляционных функций (поверхность, построенная из максимумов корреляционных функций); m, n — координатные отсчёты корреляционной поверхности и матрицы изображения.

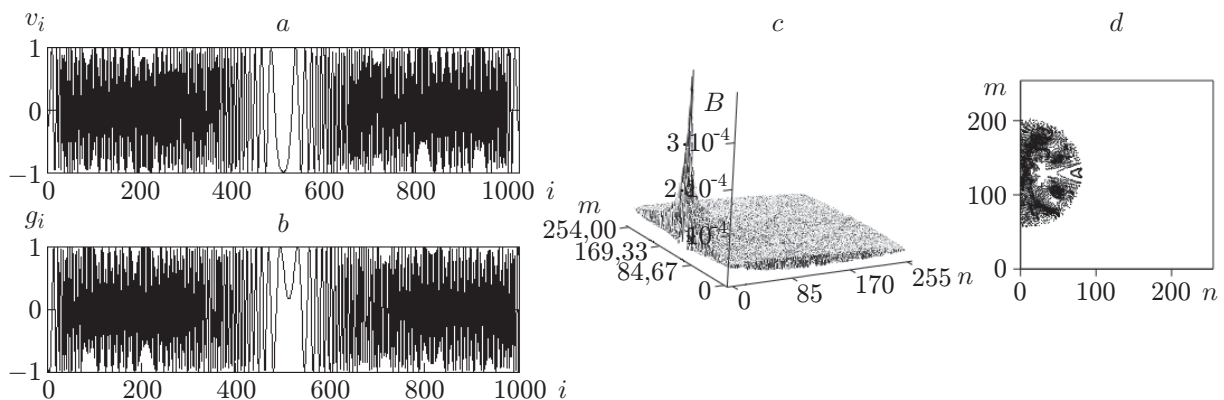


Рис. 1. Траекторные сигналы и результаты реконструкции: *a* — реальная часть сигнала; *b* — мнимая часть сигнала; *c* — передаточная функция точки (т. е. поверхность, построенная из максимальных значений корреляционных функций); *d* — вид поверхности рис 1, *c* в плане (результат реконструкции точки)

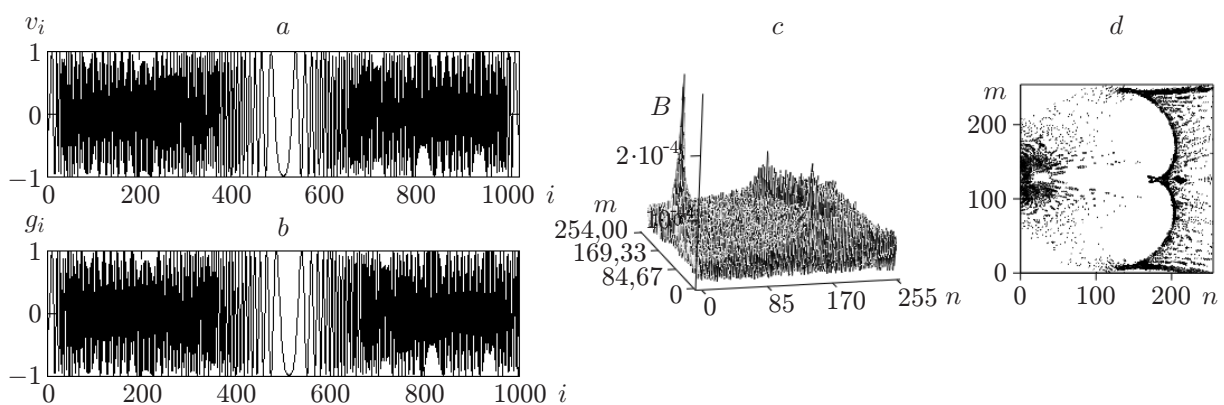


Рис. 2. Траекторные сигналы и результаты реконструкции: *a* — реальная часть сигнала; *b* — в качестве мнимой части сигнала взята его реальная часть; *c* — передаточная функция точки (т. е. поверхность, построенная из максимальных значений корреляционных функций); *d* — вид поверхности рис 2, *c* в плане (результат реконструкции точки)

С модельными результатами всё просто. Мнимая, или гильбертовская, часть траекторного сигнала получается расчётным путём. Траекторные доплеровские сигналы *a* и *b* отличаются друг от друга тем, что первый сигнал — это $\cos(4\pi R(t)/\lambda)$, а второй — это $\sin(4\pi R(t)/\lambda)$, где $4\pi R(t)/\lambda$ есть не что иное, как фазовый путь сигнала от лоатора до отражающей точки и обратно.

При проведении эксперимента после регистрации вещественного сигнала возникает проблема, где взять мнимую, т. е. гильбертовскую, часть сигнала. Можно ли обойтись без гильбертовской части, другими словами, вместо мнимой части воспользоваться той же вещественной частью. Результат представлен на рис. 2. Как видно из рисунка, изображение точечного объекта искажено и, кроме того, на картине реконструкции справа присутствует помеха. Эти искажения на реконструированном изображении устраняются, если мнимая часть траекторного сигнала получена как результат преобразования Гильберта от вещественной части траекторного сигнала. Есть два пути решения этой проблемы.

1. Аппаратный путь. Надо получить два сигнала, находящихся в квадратуре. Можно

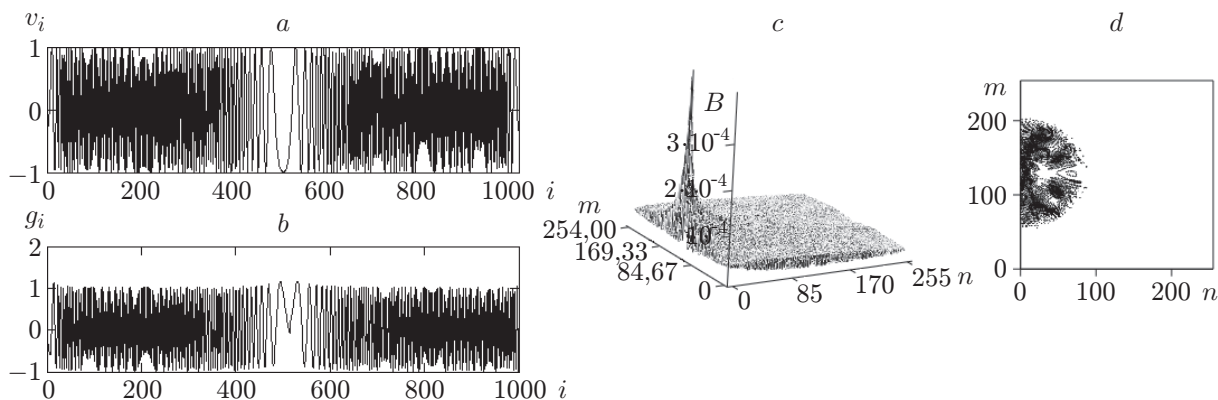


Рис. 3. Траекторные сигналы и результаты реконструкции: *a* — реальная часть сигнала; *b* — мнимая (гильбертовская) часть сигнала, полученная расчётным путём; *c* — передаточная функция точки (т. е. поверхность, построенная из максимальных значений корреляционных функций); *d* — вид поверхности рис. 3, *c* в плане (результат реконструкции точки)

прибегнуть к гетеродинированию. Сигнал, полученный экспериментально, следует направить в два разных канала со смесителями и на смесители, работающие на одной частоте. Требуется подавать гетеродинные напряжения, сдвинутые по фазе на 90° . На выходах двух смесителей должны образоваться сигналы, находящиеся в квадратуре: вещественный и мнимый (гильбертовский). К сожалению, нам не удалось реализовать этот метод.

2. Второй путь — гильбертовский сигнал можно получить расчётным путём. Для этого надо проделать следующие операции:

— найти спектр вещественного экспериментального сигнала путём быстрого преобразования Фурье;

— повернуть все компоненты (гармоники) найденного спектра на 90° ;

— взять обратное преобразование Фурье от спектра с повернутыми фазами гармоник.

На рис. 3 представлен результат расчёта гильбертовского сигнала, из которого видно, что гильбертовский сигнал *b* немного отличается от сигнала *b* на рис. 1, *b*, однако результат реконструкции изображения точечного объекта ничем не отличается. Это даёт основания обрабатывать экспериментальные сигналы без потери качества.

В [3–13] при реконструкции изображения применяется метод обратного проецирования, который предполагает регистрацию кольцевого спектра, и по нему производится восстановление точек рассеяния отражённой волны.

Экспериментальная установка. Экспериментальная установка представлена на рис. 4.

Задача состояла в получении доплеровского траекторного сигнала при движении антенн локатора по круговой траектории. Круговое движение антенн локатора можно организовать, прикрепив излучающий и приёмный пьезоэлементы к внутренней стенке цилиндрического резервуара с водой. Вращать резервуар надо с постоянной скоростью. Скорость вращения выбирается такой, чтобы за один оборот выборка траекторного доплеровского сигнала состояла из 1024-х цифровых отсчётов. Цилиндрический резервуар диаметром 13 см с водой вращался со скоростью 0,5 об/с, частота зондирующего монохроматического сигнала составляла 1,3 МГц.

Чтобы передать сигналы с вращающихся пьезодатчиков на неподвижный локатор, были применены шариковые подшипники вместо скользящих контактов.

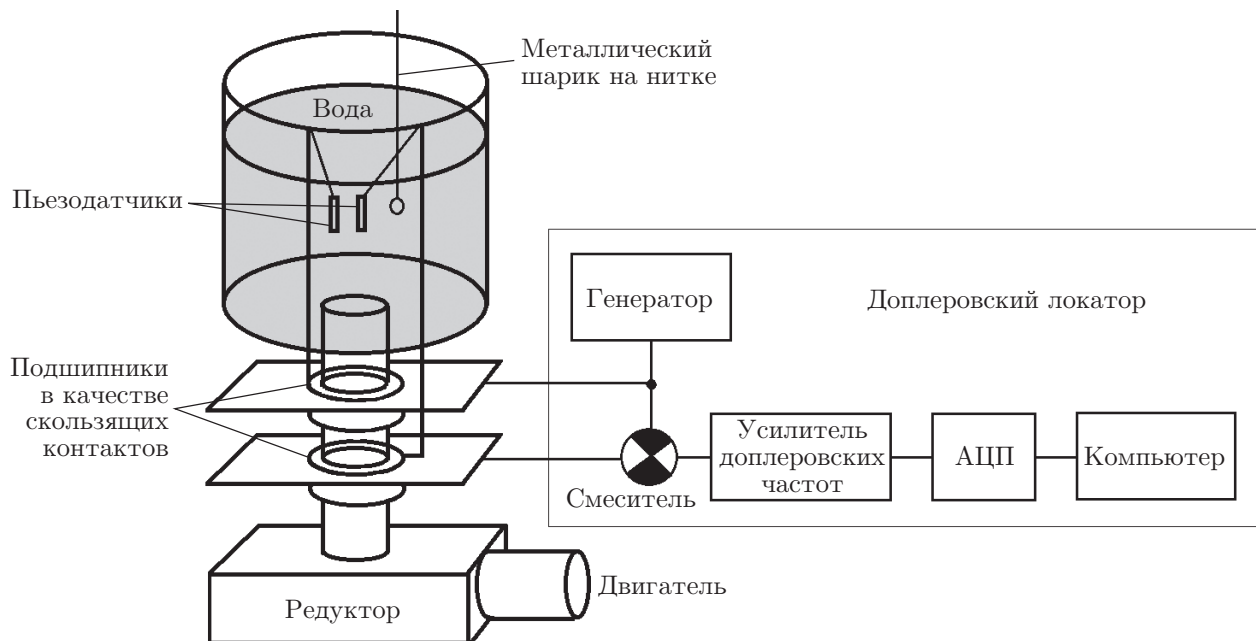


Рис. 4. Вид экспериментальной установки для томографирования методом кругового апертурного синтеза. Ультразвуковые пьезодатчики (т. е. излучающая и приёмная антенны) прикреплены к внутренней стенке цилиндрического резервуара для воды из пластмассы

Для вращения резервуара с водой применён электродвигатель с редуктором от 6 до 12 В. Меняя напряжение, можно в некоторых пределах управлять скоростью вращения резервуара с водой.

Для того чтобы избежать помех от работающего двигателя, от пьезодатчиков к локактору были проложены экранированные провода.

Чтобы в подшипниках не происходила модуляция сигналов, идущих с пьезодатчиков на локактор, шарики в подшипниках были обработаны токопроводящей смазкой.

Цель экспериментов. В результате экспериментов необходимо было выяснить:

- 1) подтверждаются ли теоретические результаты, полученные моделированием траекторных сигналов при круговом синтезе апертуры;
- 2) возможна ли регистрация реального траекторного сигнала при сборе данных для кругового синтеза апертуры;
- 3) возможна ли реконструкция изображения простейших тестовых предметов по полученным экспериментально траекторным сигналам;
- 4) возможно ли преодолеть технические трудности, препятствующие получению неискажённых экспериментальных траекторных сигналов, таких как наводки, паразитные модуляции, движение водной среды;
- 5) не станут ли технические трудности препятствием на пути практической реализации томографа.

Результаты экспериментов. Результаты получены путём корреляционной обработки экспериментального доплеровского сигнала с использованием набора опорных элементарных доплеровских сигналов, полученных расчётным способом для точечных объектов. Опорные точки составляли матрицу изображения, сформированную в виде квадрата, вписанного в траекторный круг.

Эксперименты проводились с простейшими предметами. Для имитации точечного объекта использовался металлический шарик, подвешенный на нитке. Для этого необ-

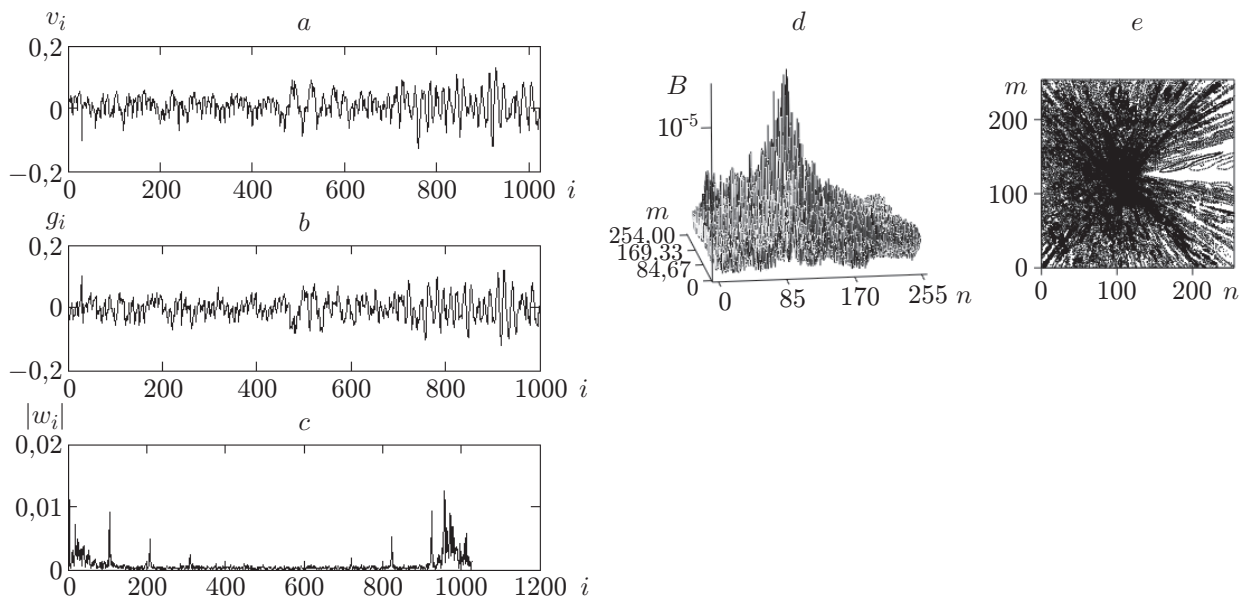


Рис. 5. Реконструкция точечного объекта (гайки) по экспериментальному траекторному доплеровскому сигналу: *a* — вещественная часть траекторного сигнала; *b* — мнимая (гильбертовская) часть траекторного сигнала; *c* — спектр траекторного сигнала; *d* — поверхность из максимальных значений корреляционных функций; *e* — вид корреляционной поверхности сверху, т. е. томограмма (реконструированный рисунок изображения объекта в сечении)

ходимо было просверлить отверстие в шарике, что оказалось непросто. Поэтому вместо шарика применялась металлическая гайка размером 6 мм. Нитка практически не отражает ультразвуковые волны, в то время как гайка заметно отражает акустические волны. Длина ультразвуковой волны составляла 1,15 мм.

В первом эксперименте гайка располагалась вблизи центра резервуара с водой. Её смещение от центра круговой траектории движения антенн локатора составляло 1 см. Результат эксперимента представлен на рис. 5.

Сопоставляя результаты эксперимента и моделирования рис. 5 и 6, отметим следующее:

1. В эксперименте получился слабый и зашумлённый сигнал. Из спектральной диаграммы рис. 5, *c* видно, что гармоники помехи соизмеримы с уровнем сигнала. При таком отношении сигнал/шум результат сильно отличается от результата моделирования (ср. рис. 5 и 6).

2. Тем не менее даже при таком неблагоприятном отношении сигнал/шум виден пик, указывающий на расположение малогабаритного гаечного объекта, т. е. предложенный метод реконструкции работает.

3. Из анализа спектрограммы рис. 5, *c* видно, что спектр сконцентрирован в области низких частот. Это естественно, так как расположение гайки вблизи центра приводит к тому, что спектр будет содержать постоянную составляющую и близко расположенные к ней низкие доплеровские частоты, потому что практически нет радиального сближения с локатором при его круговом перемещении относительно центра. К тому же разделительные ёмкости в усилителе доплеровских частот ослабляют низкие частоты и постоянную составляющую, поэтому полезный сигнал задавлен и почти не превышает помеху. Из-за малого сигнала и большой помехи корреляционная поверхность размыта по сравнению с

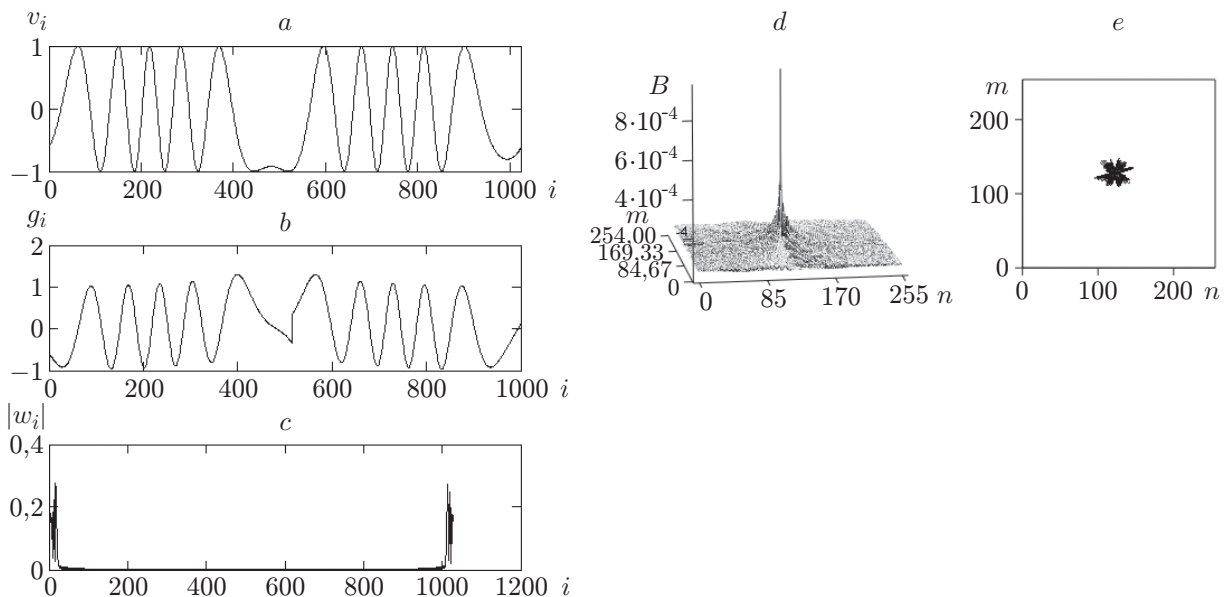


Рис. 6. Реконструкция точечного объекта по модели траекторного доплеровского сигнала для точечного объекта (описание как на рис. 5)

модельным результатом рис. 6, *d*, *e*.

4. На томограмме рис. 5, *e* виден белый узкий сектор. Он образовался из-за того, что один оборот не согласован с количеством отсчётов траекторного сигнала. Это объясняется тем, что 1024 отсчёта заканчиваются раньше, чем заканчивается один оборот резервуара, и синтез апертуры заканчивается до завершения круга.

5. Несмотря на это представленный эксперимент достаточен, для того чтобы подтвердить локализацию объекта и работоспособность предложенного метода томографии.

Если гайку поместить подальше от центра, то результат улучшится (рис. 7 и 8):

1. При удалении гайки от центра сразу расширяется спектр доплеровского сигнала и большая часть спектра без ослабления проходит через разделительные ёмкости. Отношение сигнал/шум улучшается в пользу сигнала, и результат становится лучше.

2. Из спектрограммы рис. 7, *c* видно, что низкочастотная часть спектра всё же подавлена из-за ослабления низких частот, что приводит к образованию «усов» на томограмме. В работе [18] промоделирована ситуация с подавлением спектра в области нижних частот, приводящая к образованию «усов» на реконструированном изображении.

3. В целом же сопоставление результатов эксперимента и моделирования (рис. 7 и 8) свидетельствует о том, что предложенный метод томографии работает, а эксперимент подтверждает его работоспособность. При этом экспериментальные данные подсказывают, как улучшить результаты томографирования и как усовершенствовать экспериментальный образец установки томографирования.

Модельная томограмма точечного объекта рис. 8 не совсем аналогична томограмме гайки на рис. 7. Это объясняется тем, что модель точечного объекта имеет изотропную диаграмму обратного рассеяния, а гайка может рассматриваться как многоточечный объект, далёкий от точки, к тому же отражающие грани гайки дают более сложную (изрезанную) диаграмму обратного рассеивания по сравнению с точкой. Это также может привести к образованию «усов» на реконструированном изображении. Тем не менее положение малоразмерного объекта (гайки) уверенно локализовалось и проявилось на томограмме.

Эксперимент можно считать удачным, а результат положительным. Метод позволяет

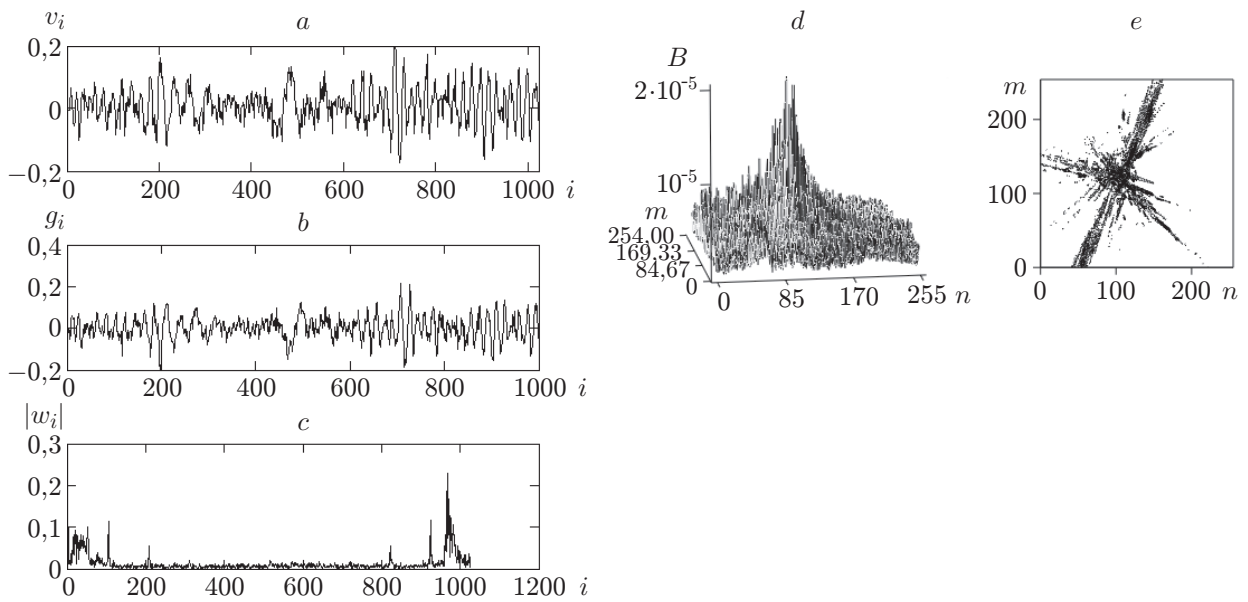


Рис. 7. Результат смещения гайки относительно центра на 4 см (описание как на рис. 5)

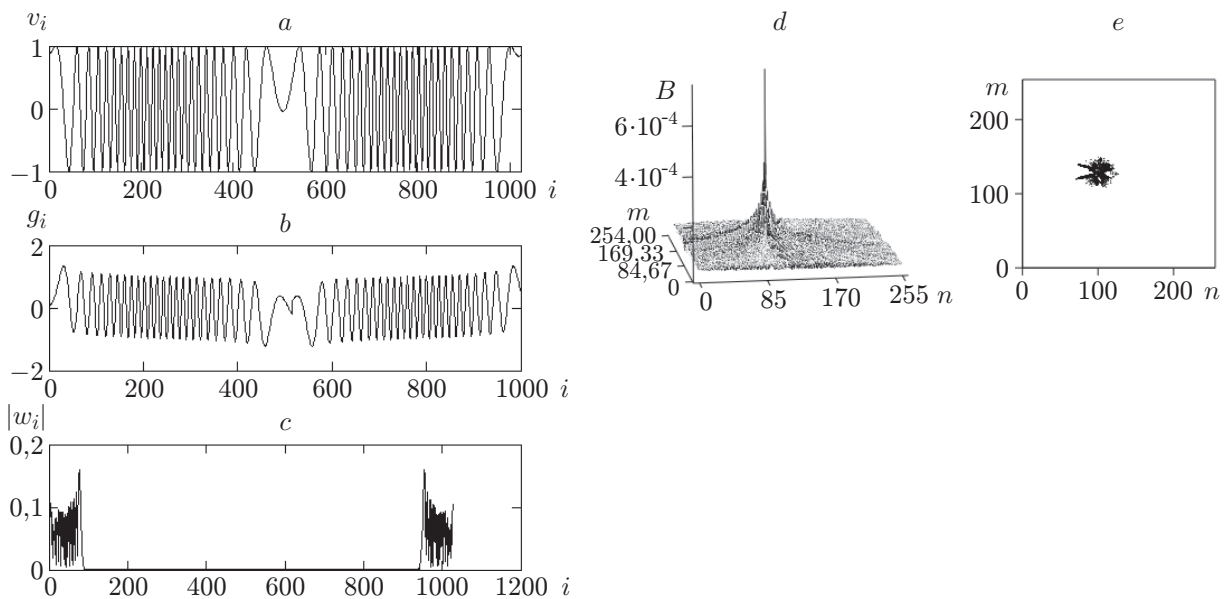


Рис. 8. Результат модельного томографирования точечного объекта, смещённого на 4 см относительно центра (описание как на рис. 5)

установить место положения малоразмерного объекта в пространстве и обозначить его на томограмме.

Эксперимент с проволокой диаметром 2 мм. Угловая ширина диаграммы направленности пьезодатчиков в горизонтальной плоскости равна примерно 90° . В вертикальной плоскости она не превышает 15° . Эти параметры диаграммы направленности пьезодатчиков надо учитывать при объяснении результатов эксперимента. Результаты эксперимента с проволокой, опущенной вертикально в воду на расстоянии 5 см от центра круговой траектории, представлены на рис. 9. При беглом сравнении рис. 9, d и 7, d можно отметить, что результаты очень похожи. Авторы предполагали, что лабораторная установка будет давать картину сечения проволоки тонкой горизонтальной плоскостью. В идеальном случае результатом такого сечения должна получиться картина точечного объекта.

Если предположить, что угловая ширина диаграммы направленности пьезодатчика в вертикальной плоскости близка к нулю, то должно получиться изображение проволоки в сечении в виде точечного объекта. Как видно из сопоставления рис. 9 и рис. 7, картина сечения проволоки совпадает с картиной реконструкции точечного объекта при некоторых допущениях. Можно считать, что гайка напоминает жирную бесформенную точку. Её размеры равняются приблизительно 5λ , а диаметр проволоки — 2λ .

Возникает вопрос, какие искажения в реконструированном изображении могут возникнуть, если учитывать угловую ширину диаграммы направленности пьезодатчика в вертикальной плоскости. Был проведён модельный эксперимент с вертикально расположенной проволокой размером 20λ , т. е. её длина составляла 2,3 см. Предполагалось, что диаграмма направленности в вертикальной плоскости изотропна. Результат моделирования представлен на рис. 10.

Если провести сопоставление результатов эксперимента на рис. 9 и результат моделирования на рис. 10, то можно констатировать, что угловой ширины диаграммы направленности 15° в вертикальной плоскости оказалось достаточно, чтобы не проявлялись искажения изображения, вызванные длиной проволоки.

Сопоставление разрешающей способности методов реконструкции с монохроматическими и полихроматическими источниками зондирования. Разрешающая способность методов реконструкции с использованием монохроматических источников зондирования не превышает величины $\lambda/5$. Это соотношение называется пределом Рэля. В работе [1] сопоставляются полученные результаты методом обратных проекций с этим пределом. Метод обратных проекций по своей сущности является обратным преобразованием Радона и позволяет обратить кольцевой спектр в пространственную корреляционную функцию, названную передаточной функцией точки или функцией рассеяния точки. Кольцевой апертурный синтез с монохроматическим зондированием подтверждает этот предел. В этом можно убедиться, проанализировав рис. 6, d , e .

Если рассеять корреляционную функцию на рис. 6, d по уровню 0,7 относительно максимума, то образуется круг диаметром $d = \lambda/5$. Если для томографирования взять две точки, отстоящие друг от друга на расстоянии $\lambda/5$, то они при реконструкции образуют два хорошо различимых корреляционных «холма», перекрывающихся ниже уровня 0,7. По экспериментальным результатам, например, на рис. 9, d , можно констатировать, что холм корреляционной функции по уровню 0,7 даст также круг диаметром $\lambda/5$.

Рассмотрим разрешающую способность с полихроматическими источниками зондирования. Теоретические аспекты этого вопроса излагаются, например, в [19]. Разрешающая способность определяется функцией неопределённости зондирующего сигнала. Для простых импульсных сигналов она составляет $2\tau c$, где τ — длительность зондирующих импульсов, c — скорость распространения колебания в среде. Последнее соотношение не

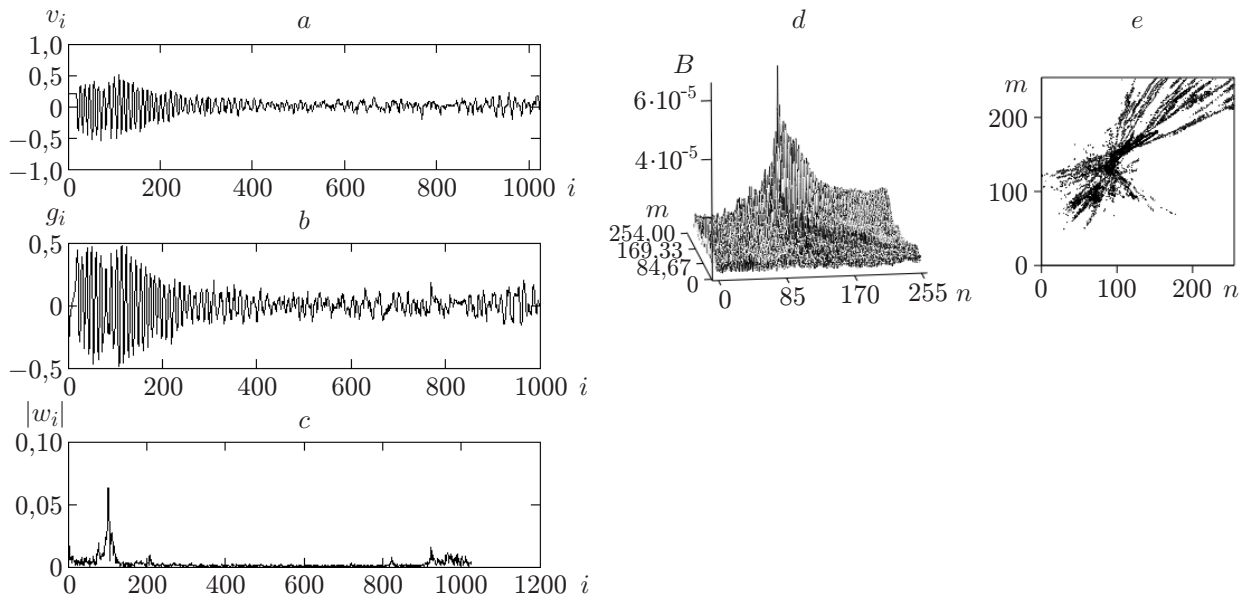


Рис. 9. Реконструкция изображения проволоки в сечении (описание как на рис. 5)

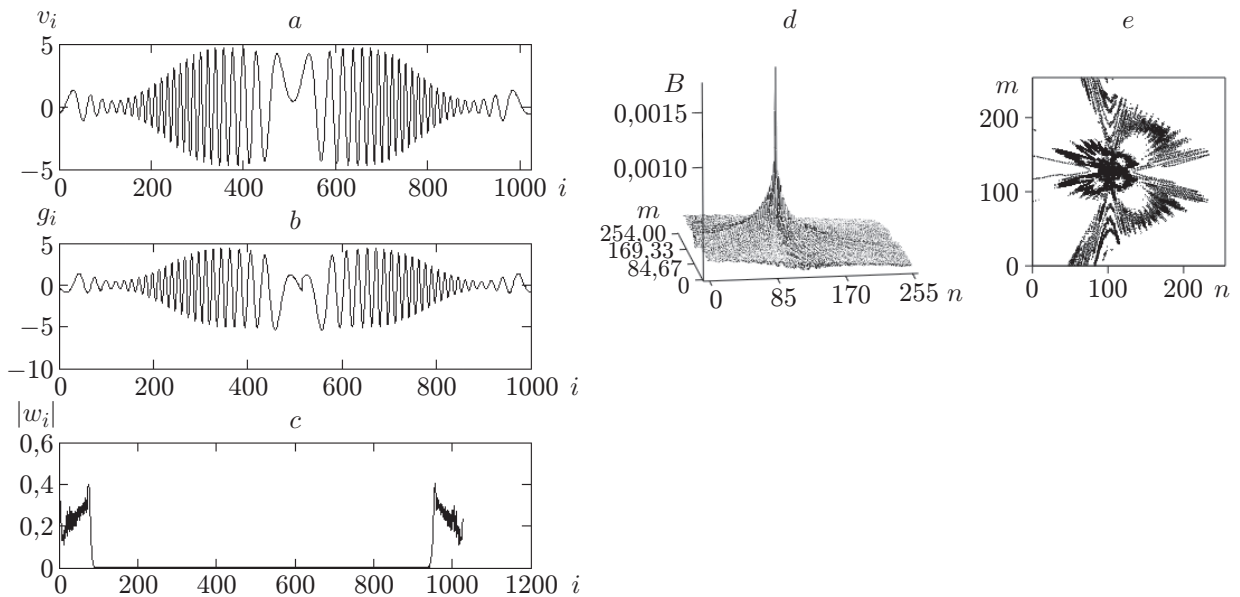


Рис. 10. Результат реконструкции изображения модели вертикально расположенной проволоки длиной 2,3 см (описание как на рис. 5)

учитывает дисперсионных искажений, приводящих к размытию распространяющегося импульса. Реальные качественные УЗИ-томографы излучают зондирующие импульсы длительностью 0,15 мкс. При скорости распространения звука 300 м/с это соответствует разрешающей способности 1 мм. Реально разрешающая способность будет хуже из-за дисперсионных искажений.

Заключение. Экспериментальные данные показали хорошую работоспособность метода реконструкции изображения с помощью кругового апертурного синтеза. Результаты показывают уверенную локализацию тестовых объектов на реконструированной картине. Полученные результаты в ходе эксперимента не противоречат теоретическим представлениям о круговом синтезе апертуры. Процесс моделирования помог объяснить результаты экспериментов и реконструкции изображений. Возникшие проблемы при создании экспериментальной установки были преодолены без помощи суперсовременного и дорогого технологического оснащения лаборатории. Все возникшие трудности при создании экспериментальной установки не принципиальны и устраняются технологическими приёмами и инженерными решениями.

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., Славгородский С. А.** Модель радиоволнового томографа // Журнал радиоэлектроники. 2001. № 9. URL: <http://jre.cplire.ru/jre/oct01/6/text.html> (дата обращения: 19.09.2022).
3. **Plotnick D. S., Marston Ph. L.** Fast nearfield to farfield conversion algorithm for circular synthetic aperture sonar // The Journ. Acoustical Society of America. 2014. **136**, Iss. 2. P. EL61–EL66. DOI: 10.1121/1.4885486.
4. **Pailhas Y., Petillot Y., Mulgrew B.** Increasing circular synthetic aperture sonar resolution via adapted wave atoms deconvolution // Mathematics The Journal of the Acoustical Society of America. 2017. **141**, Iss. 4. P. 2623–2632.
5. **Broquetas A., De Porrata R., Sagués L1. et al.** Circular synthetic aperture radar (C-SARI) system for ground-based applications // Electron. Lett. 1997. **33**, N 11. P. 988–989.
6. **Zhang R., Cao S.** 3D Imaging millimeter wave circular synthetic aperture radar // Sensors (Basel). 2017. **17**, Iss. 6. 1419.
7. **Falconer D., Moussally G.** Tomographic imaging of radar data gathered on a circular flight path about a three-dimensional target zone // Proc. of SPIE. 1995. 2487. P. 2–12. DOI: 10.1117/12.210829.
8. **Ponce O., Prats P., Cassola M. R. et al.** Processing of circular SAR trajectories with fast factorized back-projection // Proceedings of IGARSS. Vancouver, Canada. 2011. P. 3692–3695.
9. **Oloumi D., Winter R., Kordzadeh A. et al.** Microwave imaging of breast tumor using time-domain UWB circular-SAR technique // IEEE Trans. Med. Imaging. 2020. **39**, Iss. 4. P. 934–943.
10. **Wu Y., Zhang W., Shao X., Yang Y.** Research on the multi-element synthetic aperture focusing technique in breast ultrasound imaging, based on the ring array // Micromachines (Basel). 2022. **13**, N 10. 175.
11. **Drozdowicz J., Samczynski P.** Drone-based 3D synthetic aperture radar imaging with trajectory optimization // Sensors. 2022. **22**. 6990. DOI: 10.3390/s22186990.
12. **Marston T., Kennedy J.** Spatially variant autofocus for circular synthetic aperture sonar // The Journal of the Acoustical Society of America. 2021. **149**, Iss. 6. P. 4078–4093.

13. **Hamidi Sh., Safavi-Naeini S.** Millimeter-wave circular synthetic aperture radar imaging preprints and early-stage research may not have been peer reviewed yet. 2020. arXiv: Signal Processing.
14. **Ющенко В. П.** Круговой апертурный синтез для целей томографии // Автометрия. 2002. **38**, № 6. С. 28–33.
15. **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.
16. **Ющенко В. П., Эдвабник В. Г., Гофман О. В. и др.** Метод реконструкции изображения объекта с помощью кольцевой антенной решётки // Автометрия. 2020. **56**, № 6. С. 68–77. DOI: 10.15372/AUT20200608.
17. **Ющенко В. П., Эдвабник В. Г., Гофман О. В. и др.** Фокусировка ультразвуковой энергии в заданной области биологического объекта с учётом границы раздела двух сред // Автометрия. 2021. **57**, № 1. С. 122–131. DOI: 10.15372/AUT20210113.
18. **Ющенко В. П.** Непроекционная реконструкция изображения объектов при монохроматическом зондировании пространства и синтезе апертуры. Дисс. ... доктора. техн. наук. Новосибирск: Институт автоматизации и электрометрии СО РАН, 2014. 298 с.
19. **Финкельштейн М. И.** Основы радиолокации: Учебник для вузов. М.: Сов. радио, 1973. 496 с.

Поступила в редакцию 19.09.2022

После доработки 05.01.2023

Принята к публикации 17.02.2023
