

РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК

СИБИРСКОЕ ОТДЕЛЕНИЕ

А В Т О М Е Т Р И Я

---

2005, том 41, № 1

УДК 621.396.967 : 629.735.33 (024)

**В. П. Ющенко**

*(Новосибирск)*

**ВОССТАНОВЛЕНИЕ ВНУТРЕННЕЙ СТРУКТУРЫ  
ГОМОГЕННЫХ ОБЪЕКТОВ  
С ЛОКАЛЬНОЙ НЕОДНОРОДНОСТЬЮ**

Представлены результаты модельной томографической реконструкции гомогенной области с включенной неоднородностью. Обсуждаются вопросы практического применения апертурного синтеза в томографии.

**Введение.** В данной работе показано, что с помощью синтезированной апертуры можно восстановить внутреннюю структуру объекта, используя когерентный монохроматический источник излучения для локации. Предполагаемые преимущества когерентной томографии – это отсутствие проблем, связанных с дисперсионностью томографируемой среды, и большие диагностические возможности. Изменяя длину волны, можно управлять разрешением, превращая томограф в микроскоп.

В работах теоретического характера [1–5], исследовавших передаточные функции точки, представлены результаты томографии малоточечных объектов. Интерференционные проявления на изображениях реконструированных протяженных объектов с ограниченным числом точек показаны в [2–5]. Все это, скорее, говорит о нерешенных проблемах когерентной томографии и позволяет усомниться в возможности реконструкции картины сечения объекта с помощью синтезированной апертуры.

Цель данной работы – показать, что многоракурсный апертурный синтез дает возможность решить большинство проблем когерентной томографии, основной из которых следует считать устранение интерференции. Будем рассматривать объекты, приближенные к реальным, например, в виде гомогенной области с включенной неоднородностью. Томограмма такого объекта лучше демонстрирует возможности многокурсного апертурного синтеза. При этом ограничимся двухкурсным синтезированием апертуры, т. е. синтезированием апертуры в двух взаимно перпендикулярных направлениях. Естественно, при большем числе ракурсов томограммы будут более качественными.

**Синтезирование апертуры в двух взаимно перпендикулярных направлениях.** В настоящее время существует два метода синтезирования апертуры. Первый метод предполагает синтезирование апертуры по кругу в спектральной области. Он следует из теоремы о центральном сечении, т. е. теоретические корни метода находятся в классической томографии, которая

решает задачу восстановления изображения по проекциям [1]. Метод сложен в реализации, требует дальнейшей обработки при регистрации отраженных сигналов и малых угловых размеров объекта.

Второй метод томографии предполагает апертурный синтез в пространственной области. Для восстановления изображения объекта обработке поддается зарегистрированный траекторный доплеровский сигнал. Этот метод является более универсальным, так как позволяет синтезировать апертуру по любой траектории, например: линейной [2, 3], круговой [4] или квадратной [5]. Отдадим предпочтение второму методу. Остановимся на прямолинейном апертурном синтезе в двух взаимно перпендикулярных направлениях. Описание метода и результаты можно найти в [3].

Суть метода математически можно описать следующим образом. Сигнал от  $i$ -й точки объекта с координатами  $(x_i, y_i)$ , принятый приемопередатчиком при перемещении его мимо этой точки по прямолинейной траектории с постоянной скоростью  $v$  и промахом  $y_i$ , можно записать как

$$f_i(t) = \frac{a(x_i, y_i)}{(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2} \exp\left(-j \frac{4\pi}{\lambda} \sqrt{(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2}\right), \quad (1)$$

где  $a(x_i, y_i)$  – комплексная амплитуда рассеяния в  $i$ -й точке;  $C_a$  – длина синтезированной апертуры;  $t$  – время;  $\lambda$  – длина волны зондирующего сигнала. Поясняющая геометрия процесса сбора информации при томографии приведена на рис. 1.

Сигнал  $f(t)$ , отраженный от всего объекта, состоящего из  $I$  точек, можно представить в виде

$$f(t) = \sum_{i=1}^I f_i(t). \quad (2)$$

Возьмем объект в виде гомогенной области, ограниченной квадратом. Модель этого объекта представим отражающими точками с одинаковыми комплексными амплитудами рассеяния  $a(x_i, y_i)$ . При этом точки распределим внутри квадрата равномерно: с одинаковым шагом по  $x$  и  $y$ , равным  $\lambda/7$ . При выборе шага будем исходить из следующих рассуждений.

Предельное разрешение синтезированной апертуры составляет  $\lambda/5$  [1]. Точки, расположенные относительно друг друга ближе чем  $\lambda/5$ , будут сли-

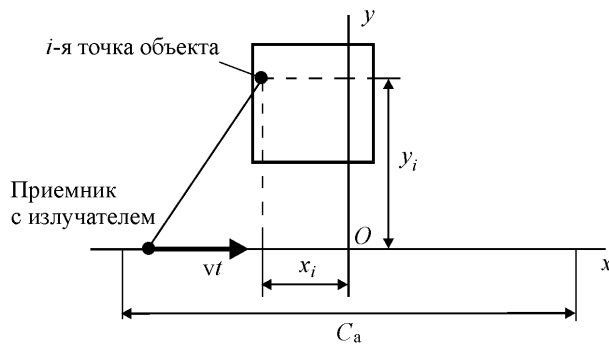


Рис. 1

ваться в сплошную гомогенную среду. Для обработки суммарного траекторного сигнала, излучаемого точками от гомогенной области, потребуются опорные траекторные сигналы от точечных объектов, расположенных на разном удалении относительно траектории с некоторым шагом.

Опорный сигнал, отраженный от точечного объекта, можно записать как

$$f_0(t) = \frac{1}{(vt - C_a/2)^2 + y^2} \exp\left(j \frac{4\pi}{\lambda} \sqrt{(vt - C_a/2)^2 + y^2}\right). \quad (3)$$

Тогда двумерная взаимно корреляционная функция между опорным сигналом  $f_0(t)$  и сигналом  $f(t)$  может быть представлена в виде

$$B(\tau, \Delta y) = \int_{y_a}^{y_b} \int_{t_1}^{t_2} \sum_{i=1}^I \frac{a(x_i, y_i)}{[(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2][(v(t + \tau) - C_a/2)^2 + y^2]} \times \\ \times \exp\left[-j \frac{4\pi}{\lambda} \left(\sqrt{(vt + x_i - C_a/2)^2 + y_i^2} - \sqrt{(v(t + \tau) - C_a/2)^2 + y^2}\right)\right] dy dt. \quad (4)$$

Используя соотношение  $\Delta x = \tau v$ , можно перейти от временного сдвига  $\tau$  к пространственному сдвигу  $\Delta x$  и построить двумерную взаимно корреляционную функцию (4). При этом пределы интегрирования  $y_a = -\frac{C_a}{2}$ ,  $y_b = \frac{C_a}{2}$ ,

$t_1 = -\frac{C_a}{2v}$ ,  $t_2 = \frac{C_a}{2v}$  соответствуют границам области синтеза апертуры.

Функция  $a(x_i, y_i)$  не выражается в явном виде из (4), поэтому в качестве оценки восстановленной функции будем использовать саму взаимно корреляционную функцию (4). Каждая точка восстанавливаемого объекта будет содержать под интегралом (4) дифракционный множитель в виде экспоненты с разностью радикалов в показателе. Этот множитель дает боковые лепестки в виде концентрических кругов, которые напоминают кольца Эйри в оптике. Их называют иногда артефактами [1]. Следует обратить внимание на амплитудный множитель в виде дроби под интегралом в выражении (4), стоящий перед экспонентой. Он является подынтегральным ядром, которое существенно ослабляет роль дифракционного множителя. Из-за этого амплитудного множителя артефакты в виде колец Эйри уходят на второй план, и их мешающее влияние на конечный результат становится ничтожно малым.

Разрешающая способность метода характеризуется передаточной функцией точки. Это, по существу, построенная в соответствии с формулой (4) двумерная взаимно корреляционная функция  $B(\Delta x, \Delta y)$ . Чтобы получить передаточную функцию точки, необходимо использовать функцию  $f(t)$  для однотоочечного объекта, т. е. в выражениях (2) и (4) нужно принять  $I = 1$ ,  $x_i = 0$ ,  $y_i \neq 0$ ,  $a(x_i, y_i) = 1$ , и тогда взаимно корреляционная функция примет вид

$$B(\tau, y) = \int_{y_a}^{y_b} \int_{t_1}^{t_2} \frac{1}{[(vt - C_a/2)^2 + y_1^2][(v(t + \tau) - C_a/2)^2 + y^2]} \times$$

$$\times \exp \left[ -j \frac{4\pi}{\lambda} \left( \sqrt{(vt - C_a/2)^2 + y_1^2} - \sqrt{(v(t+\tau) - C_a/2)^2 + y^2} \right) \right] dt dy. \quad (5)$$

При расчете взаимно корреляционной функции лучше воспользоваться сверткой функций в спектральной области, тогда можно будет применять алгоритмы быстрого преобразования Фурье, которые позволяют уменьшить число вычислительных операций:

$$B(x, y) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-(2\pi v/\lambda)}^{2\pi v/\lambda} \int_{-(2\pi v/\lambda)}^{2\pi v/\lambda} S(\omega_x, \omega_y) K^*(\omega_x, \omega_y) \exp[j(\omega_x x + \omega_y y)] d\omega_x d\omega_y, \quad (6)$$

где

$$S(\omega_x, \omega_y) = \int_{x_a}^{x_b} \int_{y_a}^{y_b} f(x, y) \exp[-j(\omega_x x + \omega_y y)] dx dy, \quad (7)$$

$$K^*(\omega_x, \omega_y) = \int_{x_a}^{x_b} \int_{y_a}^{y_b} f_0(x, y) \exp[j(\omega_x x + \omega_y y)] dx dy. \quad (8)$$

Здесь пределы интегрирования по  $x$  определены как  $x_a = -\frac{C_a}{2}$ ,  $x_b = \frac{C_a}{2}$ ;

$x = v(t + \tau) - C_a/2$  – пространственная координата;  $S(\omega_x, \omega_y)$  – спектр пространственной функции  $f(x, y)$  (траекторный доплеровский сигнал  $f(t)$  является временной разверткой пространственной функции  $f(x, y)$  при движении вдоль координаты  $x$ );  $K^*(\omega_x, \omega_y)$  – комплексно-сопряженный спектр опорной пространственной функции  $f_0(x, y)$ .

Если зафиксировать одну переменную  $\omega_y = \text{const}$ , то  $K^*(\omega_x, \omega_y)$  можно назвать частотной характеристикой дисперсионного фильтра, перестраиваемого на разные дальности по координате  $y$ . Дисперсионным называют фильтр, задержка сигнала в котором зависит от частоты. Такие фильтры используются для сжатия радиоимпульсов с частотной модуляцией. Дисперсионный фильтр имеет нелинейную фазовую характеристику. В этом нетрудно убедиться, если с помощью преобразования Фурье найти фазовый спектр опорного сигнала (3). Передаточная функция точки, построенная с помощью выражения (6), представлена на рис. 2, а.



Рис. 2



Рис. 3

Если рассечь эту функцию горизонтальными плоскостями, а затем совместить сечения, то получатся линии равной высоты. Если эти сечения сделать цветными, то получится томограмма объекта (рис. 2, *b*). Далее локатор будем перемещать мимо точечного объекта с тем же промахом  $y$ , но траекторию зададим перпендикулярно первоначальной. Получим такую же передаточную функцию, как на рис. 2, *b*, но повернутую на  $90^\circ$ . Совместив эти передаточные функции и перемножив их значения, получим новую передаточную функцию точки для апертурного синтеза

в двух взаимно перпендикулярных направлениях (рис. 3), которая теперь имеет вид  $\delta$ -функции. Именно такой вид передаточной функции точки лучше всего подходит для томографии.

Теперь можно представить результаты томографии гомогенной области в виде квадрата. Все отражающие точки распределены равномерно по области с одинаковым шагом  $\lambda/7$ , где  $\lambda = 1,3$  мм. Размер гомогенной области  $36 \times 36$  мм. Длина синтезированной апертуры 24 см. Расстояние от траектории до центра гомогенной области 12 см. На рис. 4 изображен траекторный сигнал от гомогенной области. По оси абсцисс отложены номера отсчетов  $n$  суммарного сигнала, принятого от гомогенной области. Отсчеты траекторного сигнала  $f(n)$  взяты в соответствии с теоремой Котельникова. Расчет производился по формулам (1) и (2). Результат реконструкции представлен на рис. 5. На рис. 5, *a* показана передаточная функция гомогенной области, а на рис. 5, *b* дан вид этой функции с совмещенными плоскостями сечения на разной высоте.

На рис. 6, *a* представлен вид этой же гомогенной области с квадратной полостью. Комплексные амплитуды рассеяния точек внутри этой области равны нулю. Размеры полости  $9 \times 9$  мм. Она смещена относительно центра на 3 мм по координате  $x$  и на 3 мм по координате  $y$ . На рис. 6, *b* полость заполнена гомогенным веществом, комплексная амплитуда рассеяния точек которого в 5 раз больше, чем комплексная амплитуда рассеяния точек в экранирующей гомогенной области. Расстояние между точками такое же, как в экранирующей гомогенной области.

Неоднородность хорошо видна на рисунке, однако многоконтурность картины вдоль координат  $x$  и  $y$  мешает ее восприятию. Избавиться от многоконтурности картины можно, если повернуть базис синтеза апертуры

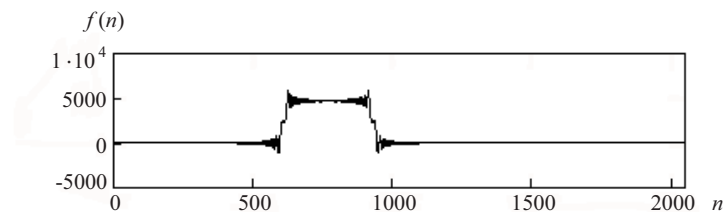


Рис. 4

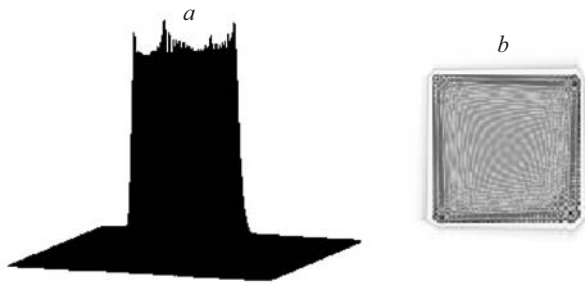


Рис. 5

ры в двух взаимно перпендикулярных направлениях на  $45^\circ$  и получить вторую матрицу изображения, которую затем надо наложить на первую, перемножив совпавшие элементы матриц, тем самым значительно улучшив результат. С деталями этого метода можно ознакомиться в работах [3, 6], где эффективность операций с матрицами показана на многоточечных объектах.

Рассмотрим возможные пути применения апертурного синтеза в томографии в двух взаимно перпендикулярных направлениях. Для этого необходим доплеровский локатор с монохроматическим излучателем. Доплеровскую локацию объектов можно осуществлять в воздушной среде (томография грудной области), используя СВЧ-колебания с длиной волны от 0,1 мм до 3 см. Можно использовать водную среду и доплеровский гидролокатор (томография конечностей и грудной области), излучающий акустические колебания с теми же длинами волн. Предлагается использовать когерентное монохроматическое излучение без модуляции. Особенности построения доплеровского гидролокатора для получения траекторных сигналов изложены в работе [2].

Томографирующая установка должна обеспечивать движение локатора по двум ортогональным траекториям. Возможно, с конструктивной точки зрения и для уменьшения времени регистрации потребуются два локатора, каждый из которых движется по своей отдельной траектории (рис. 7). Однако приемлемого качества реконструкции картины сечения без многоконтурности картины можно добиться при регистрации четырех траекторных сигналов. Для этого потребуется система с ортогональным базисом, у которой есть возможность поворачивать базис на заданный угол. Самое короткое время сбора данных позволяет получить томографическая система с двумя ортогональными базисами, повернутыми на  $45^\circ$ , и движущимися локаторами 1–4 (стрелками показано направление движения) (см. рис. 7).

Для исключения движущихся конструкций, обеспечивающих перемещение ло-



Рис. 6

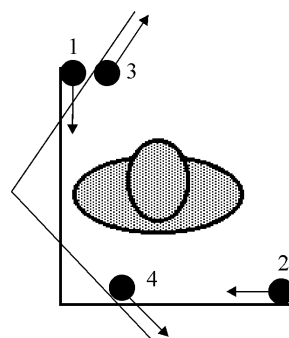


Рис. 7

катора, а также для уменьшения числа доплеровских локаторов до одного предлагается использовать коммутируемые антенные решетки с двумя базами, повернутыми на  $45^\circ$ . Эти решетки способствуют переходу от временных отсчетов траекторного доплеровского сигнала к пространственным отсчетам пространственной функции. В настоящее время технологические возможности позволяют делать коммутируемые антенные решетки для электромагнитных и акустических волн.

**Заключение.** Модельная томографическая реконструкция гомогенных областей свидетельствует о возможности томографии с помощью синтезированной апертуры. Результаты томографии могут быть значительно улучшены, если базис синтезирования апертуры в двух взаимно перпендикулярных направлениях повернуть на  $45^\circ$  и наложенные матрицы изображения перемножить в соответствии с методикой, представленной в [3, 6].

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Менс Д. Л., Халеви Ш., Уэйд Г. Применение методов когерентной доплеровской томографии для получения изображения на СВЧ // ТИИЭР. 1983. 71, № 2. С. 76.
2. Ющенко В. П. Доплеровское сканирование структуры объекта с помощью синтезированной апертуры // Приборы и техника эксперимента. 2001. № 2. С. 41.
3. Ющенко В. П. Сопоставление двух методов когерентной томографии // Радиотехника и электроника. 2004. № 2.
4. Ющенко В. П. Круговой апертурный синтез для томографии // Автометрия. 2002. 38, № 6. С. 28.
5. Ющенко В. П. Синтезирование апертуры по квадратной траектории для когерентной томографии // Тр. вузов России. Сер. Радиоэлектроника. 2004. № 2.
6. Ющенко В. П. Устранение интерференции при томографировании с помощью апертурного синтеза // Науч. вестн. НГТУ. 2004. №1(16). С. 181.

*Новосибирский государственный  
технический университет,  
E-mail: wolk-larsen@mail.ru*

*Поступила в редакцию  
30 марта 2004 г.*