

ОПТОЭЛЕКТРОННЫЕ МЕТОДЫ И УСТРОЙСТВА ОБРАБОТКИ ДАННЫХ

УДК 772.99.(088.8)

А. А. ПОПОВ, А. К. СТОЯНОВ, Л. К. ЯНИСОВА
(Томск)

ОПТИЧЕСКОЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЕ РАДОНА ПРИ ОБРАБОТКЕ ПРОЕКТИВНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Существуют области научных исследований, где исходная информация об объекте может быть представлена в виде множества значений интегралов от искомой функции по прямым, что описывается преобразованием Радона (ПР). Задача состоит в восстановлении пространственной формы объекта по набору его плоских изображений, полученных в оптическом и рентгеновском диапазонах. Отыскание искомой функции в этих случаях сводится к выполнению обратного преобразования Радона (ОПР) [1—3].

Наиболее ощутимые качественные результаты, достигаемые за счет выполнения ОПР, демонстрирует вычислительная томография [2]. Возможности машинной обработки визуальной информации позволяют в настоящее время оперировать только набором одномерных проекций, что обуславливает получение за один цикл контроля изображения одного сечения объекта. Это является недостатком вычислительной томографии. В то же время ОПР набора двумерных проекций позволяет получить трехмерное пространственное распределение искомой функции. Поэтому большой интерес представляют возможности осуществления ОПР двумерных проекций в оптических системах обработки информации.

Предлагаемое сообщение посвящено оптическому решению обратной задачи Радона по серии двумерных рентгеновских изображений исследуемого объекта. Для упрощения математических выкладок все последующие рассуждения приводятся для одной координаты, что не меняет общности рассуждений.

В общем виде для функции двух переменных имеем [4]

$$\tilde{\rho}(\lambda, \xi) = \int \rho(t, z) \delta[\lambda - (\tau\xi)] dt dz, \quad (1)$$

где $\tilde{\rho}(\lambda, \xi)$ — ПР для искомой функции $\rho(t, z)$, ξ — единичный вектор направления, τ — вектор с координатами (t, z) , λ — параметр.

Существует выражение для ОПР [4], которое используется в вычислительной томографии. Попытки реализовать его оптическими методами приводят к системам, обрабатывающим только одномерные проекции [1]. Для дальнейших рассуждений заметим, что аргумент δ -функции в (1) есть не что иное, как уравнение прямой в каноническом виде. Пусть прямая интегрирования проходит через точки $M_1(x_1, y_1)$ и $M_2(x_2, y_2)$,

причем y_1 и y_2 фиксированные, x_1 и x_2 переменные. Тогда можно записать уравнение прямой через две точки и ПР примет вид

$$\tilde{\rho}(x_1, x_2) = \sqrt{A^2 + B^2} \int \rho(t, z) \delta(C - At - Bz) dt dz. \quad (2)$$

Здесь

$$A = y_2 - y_1, \quad B = x_1 - x_2, \quad C = x_1(y_2 - y_1) - y_1(x_2 - x_1). \quad (3)$$

Очевидно, если удастся отыскать такую последовательность математических операций \hat{L} над переменными x_1 и x_2 , в результате которой получится выражение

$$\hat{L}\{\tilde{\rho}(x_1, x_2)\} = \int \rho(t, z) \delta(t - \theta) \delta(z - \xi) dt dz, \quad (4)$$

то это даст возможность найти явный вид $\rho(\theta, \xi)$, т. е. выполнить ОПР. Таким образом, ОПР сводится к получению двумерной δ -функции под знаком интеграла. Заметим, что известные алгоритмы ОПР в вычислительной томографии в конечном счете базируются на реализации тем или иным способом функции с явно выраженным максимумом, т. е. близкой к δ -функции [2].

Приняв новую переменную $\tau = t(y_2 - y_1)/(z - y_1)$ ($z \neq y_1$), выражение (2) можно привести к следующему виду:

$$\tilde{\rho}(x_1, x_2) = \sqrt{1 + \frac{(x_1 - x_2)^2}{(y_1 - y_2)^2}} \int \rho\left[\frac{x_2(z - y_1)}{y_2 - y_1}, z\right] * \delta\left[x_2 + \frac{x_1(y_2 - z)}{z - y_1}\right] dz, \quad (5)$$

где свертка $*$ ведется для переменной x_2 . Потребуем выполнения условия $|(x_1 - x_2)/(y_1 - y_2)| \ll 1$. Тогда с точностью до второго порядка малости выражение перед интегралом равно 1.

Пусть имеется взвешенная сумма отсчетов ПР в точках (na_1, x_2) при фиксированном x_2 , где $n = 1, 2, \dots, N$, a_1 — шаг отсчета. Этот набор можно записать как

$$\int \tilde{\rho}(x_1, x_2) \sum_n \gamma_n \delta(x_1 - na_1) dx_1 = \sum_n \gamma_n \tilde{\rho}(na_1, x_2) \quad (6)$$

($\gamma_n = \pm 1$ в соответствии с некоторым заранее известным законом). Осуществим теперь свертку выражения (6) с функцией распределения отсчетов по координате x_2 . Получим

$$T(\xi) = \int \sum_n \gamma_n \tilde{\rho}(na_1, x_2) \sum_m \gamma_m \delta(x_2 - \xi - ma) dx_2, \quad (7)$$

где $\gamma_m = \pm 1$ и подчиняется тому же закону, что и γ_n ; $m = 1, 2, \dots, N$; a — шаг выборки.

Подставляя в (7) явный вид ПР из (5) и учитывая (6), приходим к выражению

$$T(\xi) = \int \rho\left(\xi \frac{(z - y_1)}{(y_2 - y_1)}, z\right) * \left\{ \sum_n \gamma_n \delta\left[\xi + \frac{na_1(y_2 - z)}{z - y_1}\right] * \sum_m \gamma_m \delta(\xi + ma) \right\} dz. \quad (8)$$

Здесь обе операции выполняются для переменной ξ , $*$ — символ корреляции. Обозначив функцию в фигурных скобках через $S(\xi, z)$, перепишем (8), раскрыв свертку:

$$T(\xi) = \int \rho\left[\eta \frac{z - y_1}{y_2 - y_1}, z\right] S(\eta - \xi, z) d\eta dz. \quad (9)$$

Сравнивая (4) и (9), можно заметить, что если результат $S(\xi, z)$ корреляции сумм из (8) является двумерной δ -функцией, предлагаемая последовательность операций дает возможность выполнения ОПР.

Приближенная реализация двумерной δ -функции осуществима при использовании точечных псевдошумовых распределений (ПШР). Такие распределения формируются по сложному, но вполне определенному закону. При некоторых законах их спектр оказывается сплошным и практически равномерным, т. е. близким спектру шума с ограниченной шириной полосы. При этом функция автокорреляции распределения имеет один основной выброс (напоминает δ -функцию). Функция взаимной корреляции для одинаковых ПШР с разными масштабами достаточно быстро стремится к нулю.

Взяв числа γ_n в соответствии с некоторым заранее известным ПШР и потребовав выполнения равенства для некоторого значения $z = z_0$

$$a_1(y_2 - z_0)/(z_0 - y_1) = a, \quad (10)$$

нетрудно обнаружить, что для $z = z_0$ функция автокорреляции ПШР близка к δ -функции, а для $z \neq z_0$ она быстро стремится к нулю. Следовательно, в этом случае справедливо приближенное равенство

$$S(\xi, z) \approx \delta(\xi)\delta(z - z_0). \quad (11)$$

Подставляя (11) в (9), нетрудно получить искомую функцию для значений аргумента $z = z_0$: $T(\xi) = \rho(\mu\xi, z_0)$, где $\mu = (z_0 - y_1)/(y_2 - y_1)$. Меняя в (10) a и оставляя $a_1 = \text{const}$, можно задать все $z_0 \in z$ области существования $\rho(t, z)$, т. е. выполнить ОПР.

Предлагаемая последовательность операций легко осуществима в когерентно-оптических системах и лежит в основе получения томограмм методом томосинтеза [6, 7].

Показано, что коэффициент амплитудного пропускания рентгенограммы $T(x)$ описывается соотношением [8]

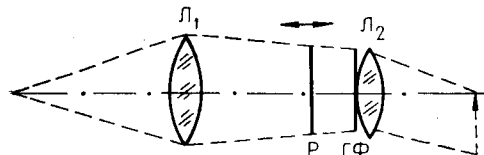
$$T(x) = T_0 + A_1 \sqrt{(x - t_0)^2 + p^2} \int \rho(t, z) \delta[(p - z)x - zt_0 + pt] dt dz. \quad (12)$$

Здесь T_0 и A_1 — константы, $\rho(t, z)$ — распределение плотности вещества исследуемого объекта, $(x, 0)$ — координаты точки регистрации в плоскости рентгеновской пленки, (t_0, p) — координаты источника рентгеновского излучения. Видно, что с точностью до постоянных $T(x)$ совпадает с выражением для ПР, представленным в виде (2), при $x_1 = t_0$, $y_1 = p$, $x_2 = x$, $y_2 = 0$.

Ясно, что коэффициент пропускания отдельной рентгенограммы при фиксированном положении источника излучения есть отсчет ПР по координате t_0 . Пусть теперь объект исследования просвечивают последовательно во времени (или одновременно) совокупностью источников излучения, пространственно расположенных в соответствии с некоторой псевдошумовой последовательностью $\sum_n \gamma_n \delta(x - na_1)$. Тогда, как показано в [7], информативная часть амплитудного пропускания кодирован-

Рис. 1. Оптическая схема получения томограмм:

L_1 и L_2 — линзы, Р — кодированное рентгеновское изображение, ГФ — голограммный фильтр.



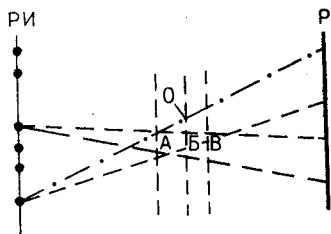


Рис. 2. Геометрическая схема получения кодированного рентгеновского изображения: РИ — рентгеновские источники, О — объект исследования, Р — рентгеновская пленка.



Рис. 3. Проективные изображения исследуемого объекта.

ной рентгенограммы записывается как

$$T_1(x) = A_2 \int \rho \left[\frac{p-z}{p} x, z \right] * \sum_n \gamma_n \delta \left[x + \frac{z n a_1}{p-z} \right] dz, \quad (13)$$

где A_2 — постоянная, а $T_1(x)$ с точностью до постоянных совпадает с результатом (6). Для выполнения ОПР следует выполнить свертку с точечным ПШР $\sum_m \gamma_m \delta(x - ma)$. Такую операцию можно осуществить в когерентно-оптическом корреляторе (рис. 1), содержащем согласованный голографический фильтр — фурье-голограмму точечной последовательности $\sum_m \gamma_m \delta(x - ma)$. В выходной плоскости коррелятора появляется изображение сечения объекта плоскостью (томограмма).

Экспериментальная проверка оптической реализации ОПР осуществлялась в два этапа: а) получение проективных рентгеновских изображений, б) получение томограмм.

Получение проективных рентгеновских изображений, как показано на рис. 2, проводится с помощью совокупности рентгеновских источников, расположенных в соответствии с неизбыточным точечным распределением и находящихся на расстоянии 1000 мм от рентгеновской пленки. На расстоянии 140 мм от пленки располагался объект, представляющий собой объем из легкого материала с контрастными включениями в виде букв, расположенных в различных слоях объекта. Расстояние между буквами в направлении просвечивания 35 мм. В результате экспонирования на пленке появляется кодированное изображение объекта (рис. 3).

Томограммы изображения сечений объекта плоскостью, соответствующие определенным сечениям исходной функции распределения плотности, появляются на выходе оптического коррелятора, изображенного на рис. 1. Необходимым элементом коррелятора является голографический фильтр, полученный методом линзовой фурье-голографии. Входным транспарантом служила световая копия выбранного ПШР рентгеновских источников. Смещением кодированной рентгенограммы вдоль оптической оси добиваются равенства масштаба фурье-образа псевдошумового кода, записанного на фурье-голограмме, с масштабом фурье-образа изображения какого-либо сечения. Равенство масштабов фурье-образов дает возможность выполнения условия (10) для нужного значения z_0 и при повторном преобразовании Фурье (линза L_2) позволяет реализовывать

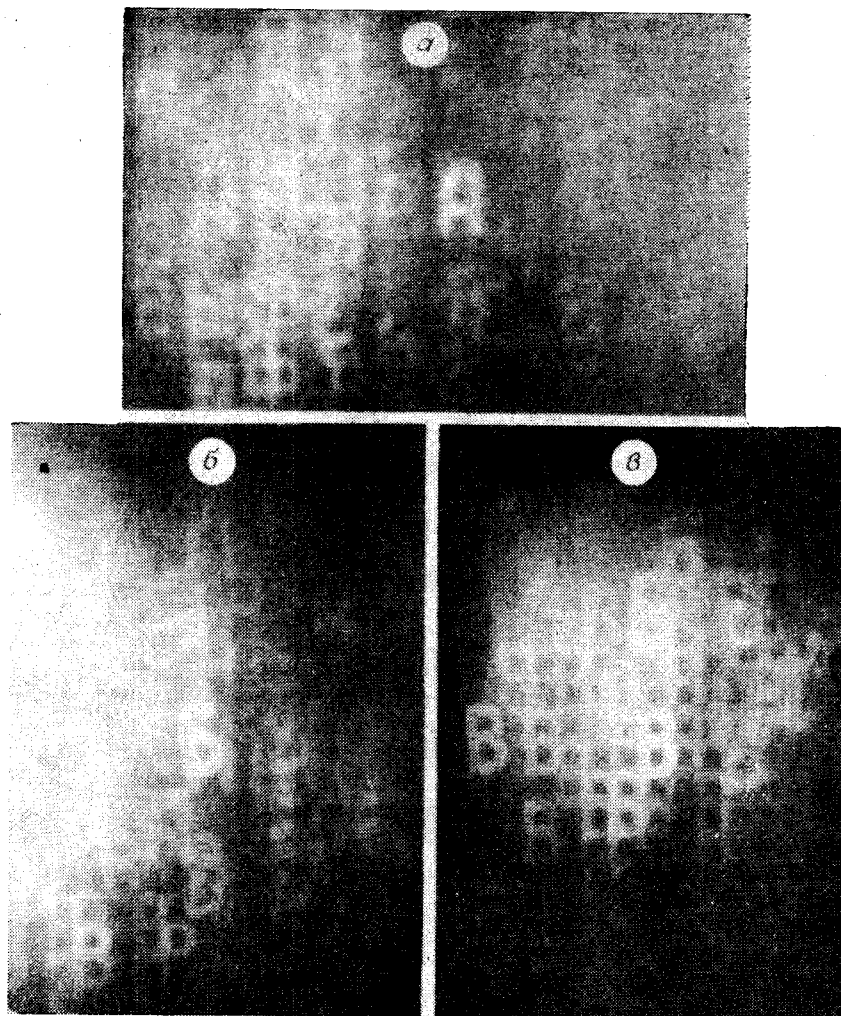


Рис. 4. Томограммы исследуемого объекта.

функцию автокорреляции ПШР. В результате в выходной плоскости появляются поочередно изображения сечений объекта (рис. 4, а—в).

Таким образом, пространственное псевдошумовое кодирование рентгенограмм с последующим декодированием в соответствующей когерентно-оптической системе позволяет выполнять оптическим способом ОПР и получать томограммы любых сечений объекта.

ЛИТЕРАТУРА

1. Nishimura M., Casasent D., Caimi F. Optical Inverse Radon Transform.— Opt. Comm., 1978, vol. 24, N 3.
2. Хорн Б. К. Восстановление внутренней структуры объектов с помощью различных схем многолучевого просвечивания.— ТИИЭР, 1978, т. 66, № 5.
3. Оптическая голография. Практическое применение. М.: Сов. радио, 1978.
4. Гельфанд И. М. и др. Интегральная геометрия и связанные с ней вопросы теории представлений. М.: Физматгиз, 1962.
5. Шумоподобные сигналы в системах передачи информации/Под ред. В. Б. Пестрякова. М.: Сов. радио, 1973.
6. Klotz E., Weiss H. X-ray 3-d Coded Aperture Imaging Displaying the Heart.— Appl. Opt., 1976, vol. 15, N 8.

7. Горбунов В. И., Попов А. А., Стоянов А. К. Линейная фильтрация в трехмерном отображении радиографической информации.— Дефектоскопия, 1978, № 7.
8. Бердонос В. А., Горбунов В. И., Стоянов А. К. Голографический синтез 3-мерных рентгеновских изображений.— В кн.: Материалы 7-й Всесоюз. школы по голографии. Л.: изд. ЛИЯФ, 1975, с. 278—288.

*Поступила в редакцию 27 июля 1979 г.;
окончательный вариант — 5 июня 1980 г.*

УДК 621 : 396.677.8.001.5

Е. Н. ВОРОНИН, А. Ю. ГРИНЕВ, В. С. ТЕМЧЕНКО

(Москва)

КОГЕРЕНТНО-ОПТИЧЕСКИЙ ПРОЦЕССОР РАДИОСИГНАЛОВ АНТЕННЫХ РЕШЕТОК

Антенные решетки (АР) с когерентно-оптической (КО) обработкой сигнала позволяют осуществлять параллельный обзор пространства непрерывным веером остронаправленных диаграмм направленности (ДН) [1—3]. Такие АР состоят из собственно приемной активной АР (излучателей и приемников в трактах излучателей), сигналы которой (усиленные и преобразованные на промежуточную частоту) управляют соответствующими каналами пространственно-временного модулятора света (ПВМС), образуя тем самым оптическую модель принимаемого излучения. Последняя подвергается фурье-преобразованию, в результате чего на выходе процессора формируется оптический образ распределения источников излучения, который регистрируется системой съема (фотоприемник — интерфейс — ЭВМ).

Большинство результатов, как теоретических, так и экспериментальных [1—3], получены для АР с КО-обработкой, где в качестве устройства ввода служат акустооптические [1, 2] либо электронно-адресуемые [4] ПВМС. Такие устройства с рядом определенных преимуществ [5, 6], малопригодны для плоскостных (двумерных) АР [3], труднореализуемы при числе элементов линейной АР свыше 100, не позволяют обрабатывать сигналы с длительностью более 100 мкс (путем использования довольно сложных многоходовых звукопроводов удается увеличить это время в несколько раз), что соответственно ограничивает разрешение по частоте значениями 10—15 кГц [5].

В свете изложенного представляются перспективными процессоры на двумерных многоканальных ПВМС с линейным электрооптическим эффектом Поккельса [7]. При этом извлечение и обработка некоординатной информации могут быть осуществлены за счет когерентного съема (путем оптического гетеродинирования) и традиционных (включая КО) методов обработки временного сигнала. В ряде работ [6, 8, 9] теоретически исследованы энергетические, точностные и дисперсионные характеристики АР с процессорами на подобных ПВМС, выявлены их специфика и новые возможности.

Цель настоящей статьи — экспериментальное подтверждение некоторых результатов указанных работ и оценка практических возможностей реализации таких систем.

Исследования проводились на установке, схема которой представлена на рис. 1. Она содержит He-Ne-лазер 1, коллиматор (микрообъектив 2, диафрагма 3, линза 4), цилиндрическую линзу 5 ($f = 0,5$ м), им-