

АНАЛИЗ ТРЕХМЕРНЫХ АЛГОРИТМОВ РЕКОНСТРУКЦИИ В РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Е.Н. Симонов, М.В. Аврамов, Д.В. Аврамов

Южно-Уральский государственный университет, филиал в г. Кыштыме

В статье проводится анализ существующих трехмерных алгоритмов реконструкции изображений в рентгеновской компьютерной томографии с конусной схемой сканирования и спиральной траекторией движения источника. Рассмотрены основные подходы к проектированию алгоритмов реконструкции, приведена их краткая классификация. Авторами рассмотрены приближенные методы решения задачи реконструкции изображений по трехмерному набору данных. Основное внимание уделено приближенным алгоритмам типа Фельдкамп и методам перепакровки конусных данных в параллельную схему. Описаны алгоритм обобщенной параллельной обратной проекции и алгоритм модифицированной однослойной перепакровки, их достоинства и недостатки. Авторами рассмотрены точные методы решения задачи реконструкции изображений по трехмерному набору данных в конусном пучке излучения. Описаны дополнительные условия, накладываемые на полноту проекционных данных, вычислительную эффективность алгоритмов, качество получаемых изображений. Основное внимание уделено алгоритмам, основанным на преобразовании в конусе лучей, прямом и обратном преобразованиях Радона в трехмерном пространстве. Описана общая схема конструирования обратных алгоритмов для конусной лучевой томографии. Рассмотрен алгоритм реконструкции в конусе лучей, основанный на операции взятия обратной проекции и фильтрации. Отражены достоинства и недостатки точных алгоритмов реконструкции.

Ключевые слова: компьютерная томография, трехмерная реконструкция.

Введение

Современный этап развития рентгеновской компьютерной томографии (КТ) характеризуется переходом от классического послойного двумерного исследования объекта к трехмерному. Высокая практическая значимость трехмерной КТ инициировала множество исследований в данной области.

Так как общая формулировка задачи осталась неизменной – восстановление функции по ее интегралам вдоль прямых – подходы к решению трехмерной задачи схожи с теми, что применяются в классической двумерной КТ [1, 2].

Самым простым подходом стала идея использования веерных алгоритмов двумерной КТ для решения трехмерной задачи. Предполагается, что значения на детекторе состоят из прямых горизонтальных линий, находящихся в параллельных плоскостях, перпендикулярных плоскости движения источника, как будто полученные в веерах лучей при поступательном движении источника излучения по вертикали. Следствием приближенного решения задачи трехмерной томографической реконструкции являются артефакты на изображении и низкое качество реконструкции в плоскостях, отстоящих от плоскости вращения источника.

Один из первых трехмерных алгоритмов реконструкции был предложен в 1984 году Фельдкампом с соавторами. В нем полная геометрия конусной схемы учитывается только на этапе вычисления обратной проекции. Алгоритм дает приближенное решение для круговой траектории, обеспечивает хорошее качество восстановления, но не учитывает угол конуса (с увеличением угла растут ошибки реконструкции), хотя и превосходит по скорости классический подход и некоторые итерационные методы, требует больших затрат времени компьютерного счета. В связи с этим было предложено несколько модификаций алгоритма Фельдкамп. Основное внимание уделено созданию быстродействующих алгоритмов и исследованию возможных обобщений, связанных с усложнением способа сбора проекционных данных. Так в [3] предложен алгоритм, получивший название обобщенной параллельной обратной проекции (EPBP – extended parallel back-projection). От классического алгоритма Фельдкамп этот метод отличается применением пере-

паковки к параллельным данным и тем, что его использование не ограничено плоскими траекториями движения.

Альтернативой алгоритмам, основанным на методе Фельдкамп, может служить модернизированный алгоритм однослойной перепакровки (ASSR – advanced single-slice rebinning). Основная идея данного алгоритма заключается в том, что изображения не обязательно реконструировать в плоскостях, строго параллельных координатным плоскостям прямоугольной декартовой системы координат. Вместо этого реконструкция осуществляется в наклонных плоскостях, оптимально вписанных в спиральную траекторию фокусного пятна рентгеновской трубки [4].

Разработка точного аналитического алгоритма, обеспечивающего оптимальное качество изображений, является сложной задачей, которая стала предметом интенсивных исследований в мире в течение нескольких десятилетий. Приемлемое решение задачи трехмерной реконструкции по конусным проекциям приведено в [5, 6].

Все алгоритмы, как точные аналитические, так и приближенные, имеют свои достоинства и недостатки. На практике выбор алгоритма реконструкции является неоднозначным и зависит от специфики конкретной задачи. Именно сравнительному анализу алгоритмов трехмерной реконструкции посвящена данная статья.

1. Алгоритм обобщенной параллельной обратной проекции

ЕРВР представляет собой приближенный алгоритм трехмерной реконструкции изображений в конусе лучей, удобный для различных траекторий. Вместо сведения трехмерной задачи в ряд двумерных в нем выполняется истинно трехмерное обратное проецирование отфильтрованных проекционных данных.

Проекционные данные $p_0(\alpha, \beta, b)$, где α – ракурс проекции, β – угол в пределах веера лучей, b – продольная координата детектора, измеряются в области веера лучей.

Для реконструкции изображения удобно перевести данные в плоскость с параллельной геометрией. Параллельные лучи определяются их расстоянием до центра вращения ξ и их углом наклона ϑ к противоположному направлению оси OY . Соответствие координат векторов для веерной и параллельной геометрии определяется простыми соотношениями:

$$\begin{aligned} \vartheta &= \alpha + \beta, \alpha = \vartheta - \arcsin\left(\frac{\xi}{R_F}\right); \\ \xi &= -R_F \sin \beta, \beta = -\arcsin\left(\frac{\xi}{R_F}\right), \end{aligned} \quad (1)$$

где R_F – расстояние от источника излучения до центра вращения.

Переход от веерной геометрии к параллельной называется операцией перепакровки и проиллюстрирован на рис. 1.

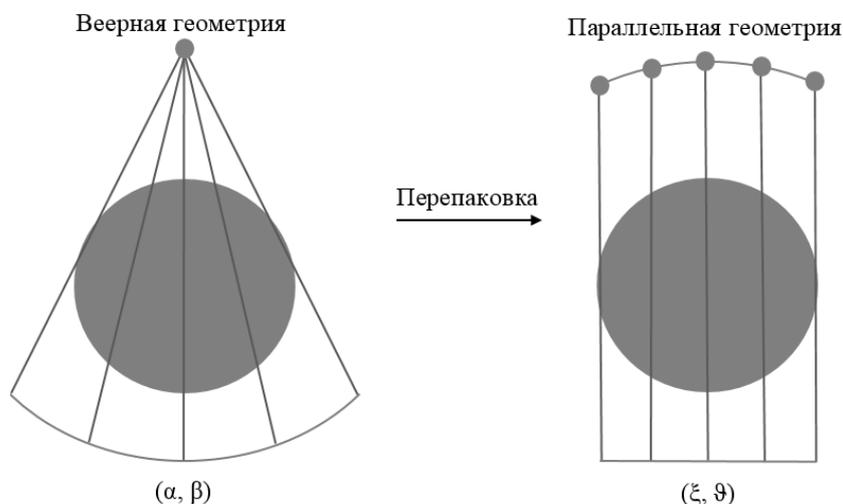


Рис. 1. Перепакровка веерной геометрии хода лучей в параллельную

Общее преобразование координат (α, β) в (ξ, ϑ) дано выражением (1) и разбивается на два шага. Между каждым из шагов перепаковки ЕРВР выполняет продольную перепаковку.

На первом шаге осуществляется переход от переменной α к переменной ϑ , его называют азимутальной или угловой перепаковкой.

$$p_1(\vartheta, \beta, b) = p_0(\alpha, \beta, b) \cos \varepsilon,$$

где $\alpha = \alpha(\vartheta, \beta)$ согласно выражению (1); $\cos \varepsilon$ – корректирующий длину луча коэффициент необходимый для учета наклона лучей относительно плоскости XU в конусном пучке, который определяется из выражения $\cos^2 \varepsilon = R_{FD}^2 / (b^2 + R_{FD}^2)$; R_{FD} – расстояние от источника до детектора.

Для обеспечения высокой производительности алгоритм ЕРВР выполняет построчную свертку. Для этого данные параллельных вееров должны быть приведены в соответствующую форму, что и является задачей продольной перепаковки.

Если определить новую продольную переменную l как $b = l + \lambda \xi$, с $\lambda = db/d\xi$ такое, что $dl/d\xi = 0$ в направлении касательной к спирали, то продольную перепаковку можно записать в виде

$$p_2(\vartheta, \beta, l) = p_1(\vartheta, \beta, b),$$

где $b = l + \lambda \xi$.

Операция свертки, предшествующая обратному проецированию, требует доступ ко всем $\xi \in [-R_M, R_M]$, где R_M – радиус области реконструкции. Для выполнения продольной перепаковки без потери части изначальной области детектора $b \in [-B, B]$ (B – граница детектора) необходимо использовать значения $l \in (B + |\lambda| R_M) [-1, 1]$. Согласно $b = l + \lambda \xi$ для этого необходимы значения $b \in B + 2|\lambda| R_M [-1, 1]$, которых, строго говоря, нет. Поэтому алгоритм ЕРВР для достижения 100 % использования дозы расширяет значения детектора за счет экстраполяции (рис. 2) [3].

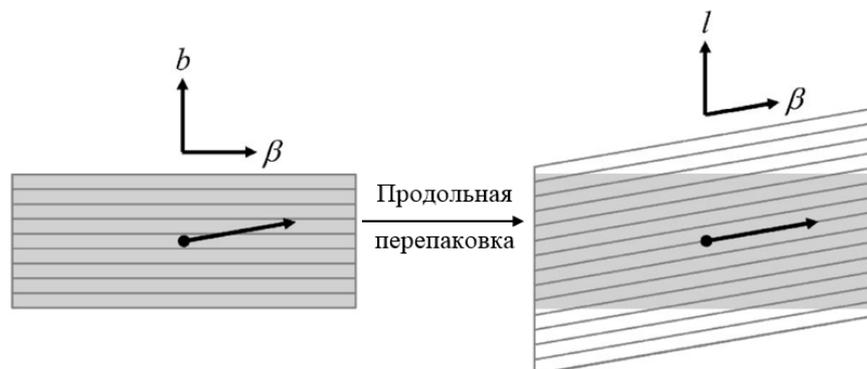


Рис. 2. Продольная перепаковка с экстраполяцией данных детектора

Следует отметить, что экстраполированные данные используются исключительно для операции свертки. Обратное проецирование осуществляется по начальной области детектора.

Далее данные переводятся к параллельной геометрии согласно выражению (1):

$$p_3(\vartheta, \xi, l) = p_2(\vartheta, \beta, l).$$

Этот шаг называют радиальной перепаковкой.

Для алгоритма ЕРВР могут быть использованы стандартные ядра свертки для параллельных данных, такие как ядро Шеппа – Логана. Операция свертки дает свернутую проекцию

$$\hat{p}(\vartheta, \xi, l) = p_3(\vartheta, \xi, l) * k(\xi).$$

Завершающим этапом алгоритма является взвешенная обратная проекция, которая представляет собой оценку

$$f(x, y, z) = \int \hat{p}(\vartheta, \xi, l) \hat{w}(\vartheta) d\vartheta,$$

где $\hat{w}(\vartheta)$ – нормализованная весовая функция.

Алгоритм ЕРВР использует воксельно-зависимую весовую функцию. Для удобства в [3] вводится диапазон видимости $V(\mathbf{r})$ рассматриваемого вокселя $\mathbf{r} = (x, y, z)$. $V(\mathbf{r})$ представляет собой набор всех углов проекции, при которых измеряется \mathbf{r} . Если необходимо выполнить стандартную реконструкцию, то можно использовать весовую функцию, которая постоянна в пределах V и равна нулю вне этого предела.

Результатом операции обратной проекции является значение вокселя в (x, y, z) . Эта процедура должна быть выполнена для каждого положения вокселя \mathbf{r} .

2. Алгоритм модифицированной односрезовой перепакровки

Алгоритм ASSR сформулирован как алгоритм перепакровки данных спирального сканирования с конусным пучком излучения в данные параллельной геометрии сканирования. При этом вместо плоскостей, перпендикулярных оси спирали, используются наклонные плоскости реконструкции. Перепакованные данные реконструируются, используя для получения наклонных изображений стандартный двумерный алгоритм фильтрованной обратной проекции (FBP-алгоритм) для параллельной геометрии сканирования. Затем набор наклонных изображений переписывается с применением z -фильтрации для получения окончательного реконструированного объема данных в декартовой сетке.

Как и для алгоритма ЕРВР проекционные данные получены в веерной геометрии, описываемой ракурсом α и углом в пределах веера β . При перепакровке к параллельной геометрии осуществляется переход к параметрам ϑ и ξ соответственно.

Источник рентгеновского излучения движется по спирали $s(\alpha)$ (рис. 3). Область реконструкции представляет собой цилиндр радиусом R_M . R_F – расстояние от центра вращения до источника излучения, R_D – расстояние от центра вращения до детектора, d – продвижение стола за один полный поворот системы источник – детектор на 360° .

Важным параметром является позиция реконструкции α_R , который определяет положение фокуса излучения на спирали (ракурс). Набор данных каждой плоскости должен быть центрован относительно определенной угловой позиции α_R . Также координата ϑ в параллельной геометрии рассчитывается относительно α_R : $\vartheta + \alpha_R = \alpha + \beta$. Для реконструкции в параллельных лучах необходима только часть полного 360° вращения f . Требование полноты является $f \geq 1/2$ (180°). Соответственно $\vartheta \in [\alpha_R - f\pi, \alpha_R + f\pi]$.

Сперва необходимо задать плоскости реконструкции R , оптимально вписанные в спиральную траекторию. Пересечение R с цилиндром, описывающим спиральную траекторию движения фокуса, представляет собой эллипс $e(\alpha)$. Угол наклона плоскости реконструкции γ относительно плоскости XU должен быть выбран таким, чтобы среднее расстояние от фокуса до эллипса минимизировалось:

$$\gamma = \min \left(\int_{-f\pi}^{f\pi} |\vec{e}(\alpha) - \vec{s}(\alpha)| d\alpha \right). \quad (2)$$

Равенство (2) выполняется в случае, когда плоскость пересекает траекторию движения источника в трех точках при $\alpha = 0, \alpha = \pm \alpha^*$ (рис. 4).

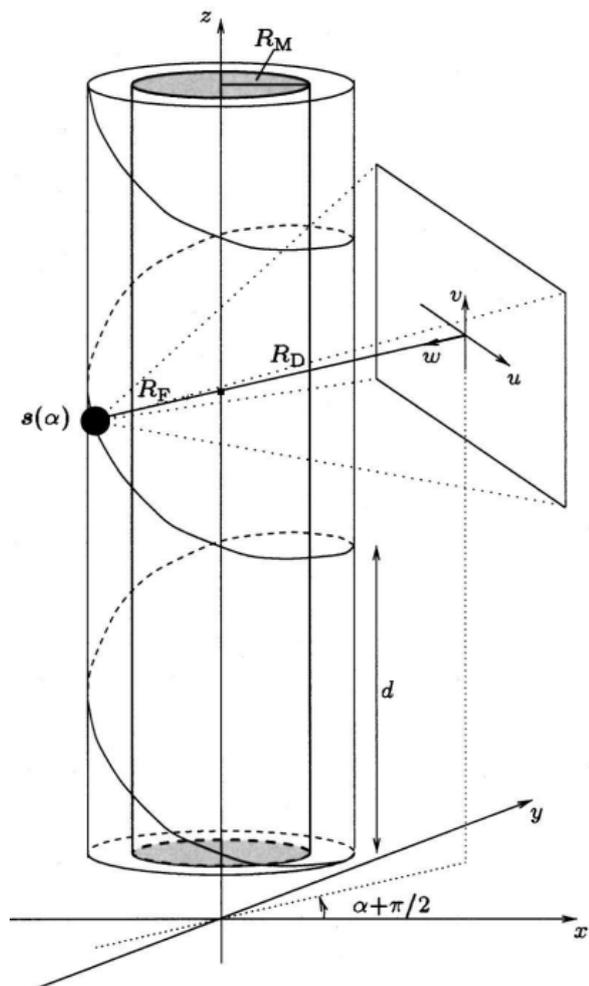


Рис. 3. Спиральная схема сканирования в конусе лучей с плоским детектором

Общая нормальная форма R -плоскости может быть записана как

$$R: x \cos \alpha_R \tan \gamma + y \sin \alpha_R \tan \gamma - z + d \frac{\alpha_R}{2\pi} = 0. \quad (3)$$

Далее необходимо определить, какие лучи из конусного пучка должны использоваться для получения проекционных данных виртуального сканера, который вращается в плоскости R вдоль $e(\alpha)$. Но, строго говоря, эти лучи не будут полностью лежать в R , за исключением случаев $\alpha = \alpha_R \pm \alpha^*$ и $\alpha = \alpha_R$ [4].

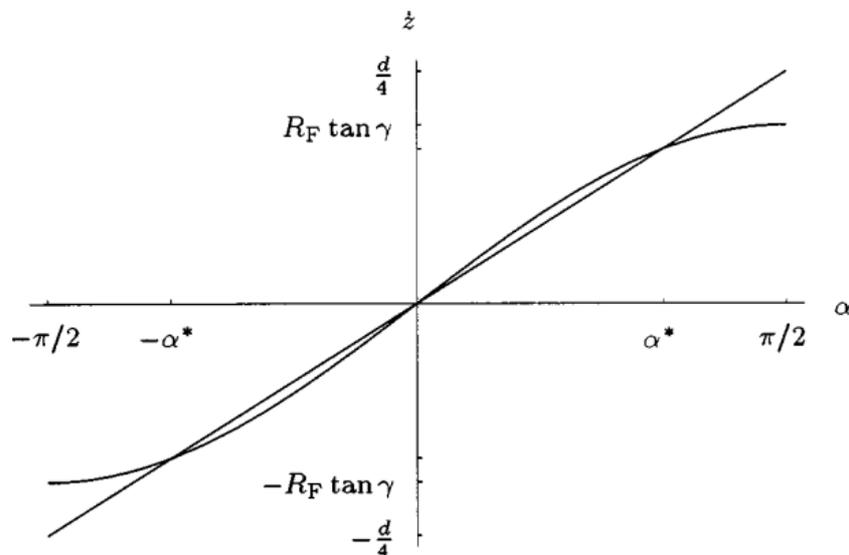


Рис. 4. Пересечение функции $da/2\pi$, соответствующей спиральной траектории (линейная кривая), с $R_F \tan \gamma \sin \alpha$, соответствующей эллипсу реконструкции (синусоидальная кривая)

Для аппроксимации можно использовать полные веерные пучки, которые исходят от источника, и все лучи в таком веере должны быть использованы для реконструкции. После выбора эти лучи перепаковываются в параллельные. При этом можно полагать, что все лучи проецируются на R только в продольном направлении (направление по оси Z).

Полная процедура перепаковки, позволяющая получить проекционные данные для одного из наклонных срезов R , которые затем могут быть использованы для получения соответствующей плоскости изображения, состоит из следующих шагов:

1. Выбор α_R .

2. Для каждого $\vartheta \in [-f\pi, f\pi]$ и $\xi \in \left[-\frac{1}{2}R_M, \frac{1}{2}R_M\right]$ получить

$$p(\vartheta, \xi) = \frac{\cos \gamma}{\sqrt{\sin^2 \vartheta + \cos^2 \gamma \cos^2 \vartheta}} \cos \varepsilon p(\alpha'_L + \alpha_R, u_F, v_F),$$

где $\alpha'_L(\vartheta, \xi) = \vartheta + \sin^{-1} \frac{\xi}{R_F}$ определяет позицию фокуса, которая используется для перепаковки

луча (ϑ, ξ) в продольной аппроксимации; $\cos \varepsilon$ – коррекция длины луча для учета угла между измеренным (физическим) лучом и виртуальным лучом; u_F и v_F – координаты детектора для веерного пучка, используемые при аппроксимации.

3. Реконструировать перепакованный набор данных $p(\vartheta, \xi)$ для получения соответствующей функции объекта $f(x, y, z)$ с $z = z(x, y)$, заданное выражением (3):

$$z(x, y) = x \cos \alpha_R \tan \gamma + y \sin \alpha_R \tan \gamma + d \frac{\alpha_R}{2\pi}.$$

После перепаковки данных в $p(\vartheta, \xi)$ к ним могут применяться стандартные алгоритмы реконструкции, подробнее о которых можно узнать в монографии [6].

Получив определенное количество изображений $f(x, y, z(x, y))$, последним шагом алгоритма является z -интерполяция этих наклонных плоскостей в декартовую сетку (рис. 5).

Алгоритм ASSR получил коммерческую реализацию (алгоритм AMPR) и модификацию на случай неполного набора данных с углом охвата меньше 180° (алгоритм SMPR) [4, 7, 8].

Алгоритмы EPBP и ASSR относятся к приближенным алгоритмам реконструкции изображений в трехмерной КТ, обеспечивают высокое качество изображений при небольшом угле конуса и обладают рядом полезных свойств: легко расширяются на различные траектории движения источника, предоставляют гибкость в выборе пичча в спиральной КТ, позволяют эффективно использовать дозу излучения (до 100 % площади детектора), легко расширяются на случай КТ исследования сердца, относительно просты в реализации. Однако приближенные алгоритмы могут уступать в качестве получаемых изображений точным алгоритмам реконструкции, что проявляется в значительном увеличении артефактов изображения с увеличением угла конуса.

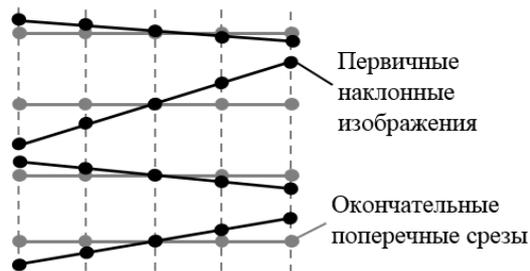


Рис. 5. Интерполяция изображений, реконструированных в косоугольной плоскости, в изображения, соответствующие стандартным плоскостям XU

Однако приближенные алгоритмы могут уступать в качестве получаемых изображений точным алгоритмам реконструкции, что проявляется в значительном увеличении артефактов изображения с увеличением угла конуса.

3. Точное решение задачи трехмерной реконструкции изображений по конусным проекциям

Точные алгоритмы реконструкции строятся не на приближенных обобщениях веерного и параллельного методов, а на теоретически точных аналитических формулах.

Разработка точного аналитического алгоритма, обеспечивающего оптимальную эффективность и высокое качество изображений, являлась предметом интенсивных исследований в течение нескольких десятилетий и представляет собой актуальную задачу как с теоретической точки зрения как проблема интегральной геометрии, так и с практической как проблема компьютерной томографии.

Для точного восстановления трехмерной функции $f(\mathbf{r})$, $\mathbf{r} = (x, y, z) \in R^3$ по данным конусных проекций необходимо, чтобы они удовлетворяли условию полноты Кириллова – Смита – Туя. Для этого необходимо, чтобы каждая плоскость, проходящая через исследуемый объект, по крайней мере один раз должна пересекать траекторию движения источника излучения. Примеры схем сканирования с траекторией движения источника, удовлетворяющих этому условию: спиральная, две окружности, окружность и прямая, две окружности, лежащие во взаимно перпендикулярных плоскостях [5, 6, 7].

Математически задачу можно определить как поиск функции объекта f из уравнения

$$g(\mathbf{s}, \mathbf{u}) = \int_0^\infty f(\mathbf{s} + t\mathbf{u}) dt, \quad (4)$$

которое описывает интегрирование по полулинии с началом в точке \mathbf{s} и направлении \mathbf{u} .

Одним из путей обращения интеграла выражения (4) является применение трехмерного преобразования Радона, согласно которому

$$p(\mathbf{n}, s) = \int_{R^3} f(\mathbf{r}) \delta(s - \mathbf{r} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{r}, \quad (5)$$

где символ « \cdot » обозначает скалярное произведение. Трехмерное преобразование Радона описывает интегрирование $f(\mathbf{r})$ по плоскости перпендикулярной к вектору \mathbf{n} и лежащей на расстоянии s от начала координат.

Формула обращения уравнения (5) имеет вид

$$f(\mathbf{r}) = -\frac{1}{8\pi^2} \nabla^2 \int p(\mathbf{n}, \mathbf{r} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{n}, \quad (6)$$

где ∇^2 – Лапласиан \mathbf{r} . Для использования (6) необходимо установить связь (4) с (5):

$$\gamma * p(\mathbf{n}, \mathbf{s} \cdot \mathbf{n}) = \int \gamma(\mathbf{u} \cdot \mathbf{n}) g(\mathbf{s}, \mathbf{u}) d\mathbf{u},$$

где γ – функция, такая что $\gamma(ts) = t^{-2}\gamma(s)$, * – свертка по второй величине преобразования Радона [6, 9].

Один из алгоритмов, вывод которых основан на связи преобразования в конусе лучей с преобразованием Радона в R^3 и классическом трехмерном обратном преобразовании Радона, представлен в [5]. Представленная в нем формула обращения теоретически точна, дает решение для произвольной траектории, представлена двумерным интегралом, имеет структуру FBP-алгоритма (а при выборе весовой функции $w = 1$ дает сверточный FBP-алгоритм) и допускает реализацию фильтрации и обратного проецирования инвариантную к сдвигу.

Альтернативный подход к разработке аналитических алгоритмов трехмерной реконструкции представлен в [6]. В отличие от классических FBP-алгоритмов, предложенный там алгоритм сначала выполняет операцию обратного проецирования и затем фильтрацию. Алгоритм может быть описан двумя шагами:

1. Обратная проекция $g(\mathbf{s}, \mathbf{u}) \rightarrow f_s(\mathbf{r})$.
2. Фильтрация $f_s(\mathbf{r}) \rightarrow f(\mathbf{r})$.

На втором шаге алгоритма вводится уравнение визуализации, которое позволяет рассматривать задачу реконструкции как задачу восстановления изображения с инвариантной к сдвигу функцией рассеяния точки [6].

Точные аналитические формулы трехмерной реконструкции в спиральной КТ с конусным пучком излучения, в отличие от приближенных алгоритмов, обеспечивают хорошее качество изображений даже при больших углах конуса, что проявляется в сравнительно небольшом числе артефактов изображения.

К недостаткам точных алгоритмов можно отнести их вычислительную интенсивность, эффективность использования дозы излучения, которая ниже идеального 100%-ного значения, ограничения при произвольном выборе pitch спирального сканирования.

Выводы

Доминирующую роль в трехмерной КТ играют приближенные методы реконструкции объемных изображений. Они, хоть и уступают в точности аналитическим алгоритмам, обладают полезными свойствами такими, как предоставляют произвольный выбор pitch спирального сканирования, позволяют эффективно использовать дозу излучения (вплоть до идеального 100%-ного значения), распространяются на случай синхронизированной реконструкции (КТ сердца).

Точные алгоритмы преодолевают главный недостаток приближенных алгоритмов – обеспечивают высокое качество получаемых изображений даже при больших углах конуса излучения. Повышение их эффективности и производительности является актуальной задачей будущих исследований.

Литература

1. Симонов, Е.Н. Физика визуализации изображений в рентгеновской компьютерной томографии / Е.Н. Симонов. – Челябинск: Издат. центр ЮУрГУ, 2013. – 479 с.
2. Пикалов, В.В. Сравнение алгоритмов спиральной томографии / В.В. Пикалов, А.В. Лихачев // *Вычислительные методы и программирование*. – 2004. – Т. 5. – С. 170–183.
3. Kachelrie, M. *Extended parallel backprojection for standard three-dimensional and phase-correlated four-dimensional axial and spiral cone-beam CT with arbitrary pitch, arbitrary cone-angle, and 100% dose usage* / M. Kachelrie, M. Knaup, W.A. Kalender // *Medical Physics*. – 2004. – Vol. 31, no. 6. – P. 1623–1641.
4. Kachelrie, M. *Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT* / M. Kachelrie, S. Schaller, W.A. Kalender // *Medical Physics*. – 2001. – Vol. 27, no. 4. – P. 1033–1041.
5. Katsevich, A. *A general scheme for constructing inversion algorithms for cone beam CT* / A. Katsevich // *International Journal of Mathematics and Mathematical Sciences*. – 2003. – No. 21. – P. 1305–1321.
6. Bronnikov, A.V. *Cone-beam reconstruction by backprojection and filtering* / A.V. Bronnikov // *J. Opt. Soc. Am. A*. – 2000. – Vol. 17, no. 11. – P. 1993–2000.

7. Календер, В. Компьютерная томография основы, техника, качество изображений и области клинического использования / В. Календер; пер. с англ. А.В. Кирюшина, А.Е. Соловченко; под ред. В.Е. Сеницына. – М.: Техносфера, 2006. – 344 с.

8. Stienstorfer, K. Segmented multiple plane reconstruction – novel approximate reconstruction scheme for multislice spiral CT / K. Stienstorfer, T. Flohr, H. Bruder // *Phys. Med. Biol.* – 2002. – No. 47. – P. 2571–2851.

9. Наттерер, Ф. Математические аспекты компьютерной томографии / Ф. Наттерер; пер. с англ. И.В. Паламодова; под ред. В.П. Паламодова. – М.: Мир, 1990. – 286 с.

Симонов Евгений Николаевич, д-р техн. наук, профессор, заместитель директора по науке, Южно-Уральский государственный университет, филиал в г. Кыштыме; e.n.simonov@yandex.ru.

Аврамов Максим Витальевич, аспирант кафедры экономики, управления и информационных технологий, Южно-Уральский государственный университет, филиал в г. Кыштыме; avramov.maksim91@mail.ru.

Аврамов Денис Витальевич, аспирант кафедры экономики, управления и информационных технологий, Южно-Уральский государственный университет, филиал в г. Кыштыме; avramov.91@mail.ru.

Поступила в редакцию 26 сентября 2016 г.

DOI: 10.14529/ctcr170202

COMPARISON OF 3D RECONSTRUCTION ALGORITHM IN X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY

E.N. Simonov, e.n.simonov@yandex.ru,
M.V. Avramov, avramov.maksim91@mail.ru,
D.V. Avramov, avramov.91@mail.ru

South Ural State University, Kyshtym, Russian Federation

The article analyzes the existing three-dimensional image reconstruction algorithms in cone-beam X-ray computed tomography with a spiral trajectory of the source. The main approaches to the design of the reconstruction algorithms are considered, their brief classification is given. The focus is on approximate Feldkamp-type algorithms and methods of rebinning cone data to parallel geometry. The extended parallel backprojection and advanced single-slice rebinning algorithms, their advantages and disadvantages are described. The authors have considered the exact methods for solving image reconstruction problem for the 3D data set in cone-beam CT. The author describes the additional conditions imposed on the projection data, the computational efficiency of the algorithms, and the quality of the images. The emphasis is on relation between the cone beam and Radon transform and the classical 3D Radon transform inversion. The general scheme for constructing inversion algorithms for cone beam CT is described. The algorithm of cone-beam reconstruction by backprojection and filtering is considered. The advantages and disadvantages of exact reconstruction algorithms are presented.

Keywords: computed tomography, three-dimensional image reconstruction.

References

1. Simonov E.N. *Fizika vizualizatsii izobrazheniy v rentgenovskoy komp'yuternoy tomografii* [Physics Imaging in X-Ray Computed Tomography]. Chelyabinsk, South Ural St. Univ. Publ., 2013. 479 p.
2. Pikalov V.V., Lihachev A.V. [Comparison of Algorithms for Helical Tomography]. *Computing Methods and Programming*, 2004, vol. 5, pp. 170–183. (in Russ.)

3. Kachelrie M., Knaup M., Kalender W.A. Extended Parallel Backprojection for Standard Three-Dimensional and Phase-Correlated Four-Dimensional Axial and Spiral Cone-Beam CT with Arbitrary Pitch, Arbitrary Cone-Angle, and 100 % Dose Usage. *Medical Physics*, 2004, vol. 31, no. 6, pp. 1623–1641.

4. Kachelrie M., Schaller S., Kalender W.A. Advanced Single-Slice Rebinning in Cone-Beam Spiral CT. *Medical Physics*, 2001, vol. 27, no. 4, pp. 1033–1041.

5. Katsevich A. A General Scheme for Constructing Inversion Algorithms for Cone Beam CT. *International Journal of Mathematics and Mathematical Sciences*, 2003, no. 21, pp. 1305–1321.

6. Bronnikov A.V. Cone-Beam Reconstruction by Backprojection and Filtering. *J. Opt. Soc. Am. A.*, 2000, vol. 17, no. 11, pp. 1993–2000.

7. Kalender V. *Komp'yuternaya tomografiya: osnovy, tekhnika, kachestvo izobrazheniy i oblasti klinicheskogo ispol'zovaniya*. [Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications]. Moscow, Technosfera Publ., 2006. 344 p.

8. Stienstorfer K., Flohr T., Bruder H. Segmented Multiple Plane Reconstruction – Novel Approximate Reconstruction Scheme for Multislice Spiral CT. *Phys. Med. Biol.*, 2002, no. 47, pp. 2571–2851.

9. Natterer F. *Matematicheskie aspekty komp'yuternoj tomografii*. [Mathematical Aspects of Computer Tomography]. Moscow, Mir, 1990. 288 p.

Received 26 September 2016

ОБРАЗЕЦ ЦИТИРОВАНИЯ

Симонов, Е.Н. Анализ трехмерных алгоритмов реконструкции в рентгеновской компьютерной томографии / Е.Н. Симонов, М.В. Аврамов, Д.В. Аврамов // Вестник ЮУрГУ. Серия «Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника». – 2017. – Т. 17, № 2. – С. 24–32. DOI: 10.14529/ctcr170202

FOR CITATION

Simonov E.N., Avramov M.V., Avramov D.V. Comparison of 3D Reconstruction Algorithm in X-Ray Computed Tomography. *Bulletin of the South Ural State University. Ser. Computer Technologies, Automatic Control, Radio Electronics*, 2017, vol. 17, no. 2, pp. 24–32. (in Russ.) DOI: 10.14529/ctcr170202