

## Подавление артефактов колец в рентгеновской томографии

### Аннотация

Проведен анализ артефактов проекционных данных и изображений в медицинской рентгеновской компьютерной томографии. Определен механизм моделирования артефактов, для чего разработан универсальный реконструктор томографического изображения, позволяющий на различных этапах реконструкции вводить искаженные данные, приводящие к реальным артефактам. Моделирование артефактов позволяет разрабатывать фильтры для подавления артефактов и оценивать эффективность применяемых фильтров. Разработан эффективный метод уменьшения артефактов на томографическом изображении, основанный на фильтрации проекционных данных.

Существенная часть вычислений, связанных с созданием изображений медицинской рентгеновской компьютерной томографии (КТ), относится к подавлению и удалению артефактов изображений.

Теоретически любой артефакт изображения может быть определен как какое-либо различие между реконструированными значениями линейных коэффициентов ослабления рентгеновского излучения на изображении и истинными их значениями.

В сравнении с традиционной медицинской рентгенологией системы КТ более подвержены артефактам. Изображение КТ строится с большим числом проекций (более тысячи). В типичной системе КТ каждая проекция содержит порядка тысячи канальных измерений, определяемых количеством единичных детекторов. В результате для формирования томографического изображения используется более миллиона независимых измерений.

Из-за природы процесса реконструкции изображения по проекциям и его сложности каждое измерение в проекции усредняется («размазывается») в виде прямой линии на изображении и ошибка в измерении проекции не локализуется, как в случае традиционной рентгенологии.

Артефакты могут сильно искажать томографическое изображение и в итоге приводить к постановке ошибочного диагноза.

### Основные типы артефактов

Согласно монографии [1], в общем случае артефакты изображений КТ можно классифицировать по четырем основным категориям: строки, затенения, кольца и полосы. На рис. 1 представлены томографические изображения, содержащие артефакты различных типов.

Строки часто появляются как яркие прямые линии (необязательно параллельные) на изображении. Они могут быть как светлыми, так и темными. Во многих случаях светлые и темные строки появляются парами из-за структуры «ядра» фильтрации алгоритма реконструкции.

Артефакты затенения появляются возле областей объекта с высоким контрастом. Например, они появляются либо возле воздушных карманов, либо в области мягких тканей, около которых имеются плотные структуры. Артефакты затенения создают непредсказуемые скачки чисел КТ (чисел Хаунсфилда) на изображении и могут привести к неправильной диагностике, если они не были ранее идентифицированы.

Кольца и полосы, как следует из названия, появляются как кольца или полосы, наложенные на оригинальную структуру изображения объекта. Они могут быть как целыми кольцами, так и арками. Кольца и полосы вызваны ошибками (сбоями и неисправностями) в одном или нескольких измерительных каналах детекторной системы томографа, распространяемыми на широкий диапазон чисел КТ-изображения.

Было проведено исследование, целью которого являлось изучение возможности применения «классических» методов фильтрации для подавления артефактов томографического изображения: линейной пространственной фильтрации с различным размером маски фильтрации (метод скользящего среднего, метод взвешенного среднего); нелинейной пространственной фильтрации с различным размером маски фильтрации (медианная, метод первой производной, метод второй производной, эквализация, комбинированные фильтры); адаптивной пространственной фильтрации (адаптивные локальные фильтры, адаптивные медианные фильтры, рекурсивные фильтры, адаптивные оптимальные фильтры); частотной фильтрации (Фурье-фильтрация, вейвлет-фильтрация).

Однако результаты фильтрации оказались неудовлетворительными. Данный факт позволяет сделать вывод о том, что требуется разработка другого подхода фильтрации, который использовал бы особенности получения проекционных данных с детекторов и особенности алгоритма реконструкции томографического изображения по проекционным данным. Для реализации такого подхода требуются моделирование условий возникновения артефактов и анализ их проявления на изображении.

Так как артефакты на томографическом изображении, как правило, вызваны неправильной работой детектирующей системы КТ (артефакты в виде полос и колец), эффективным методом их определения и локализации является моделирование данной ситуации на проекционных данных и анализ их преобразования в артефакт на томографическом изображении при его реконструкции по этим проекционным данным.

Для проведения моделирования был разработан универсальный реконструктор томографического изображения методом обратного проецирования с фильтрацией сверткой на произвольное количество ракурсов облучения (проекций) и единичных детекторов (отсчетов, измерений в проекции) для любой конфигурации сечения объекта [2], [3]. Реконструктор позволяет решать как прямую задачу томографии – определение проекций, так и обратную – восстановление изображения по проекциям.

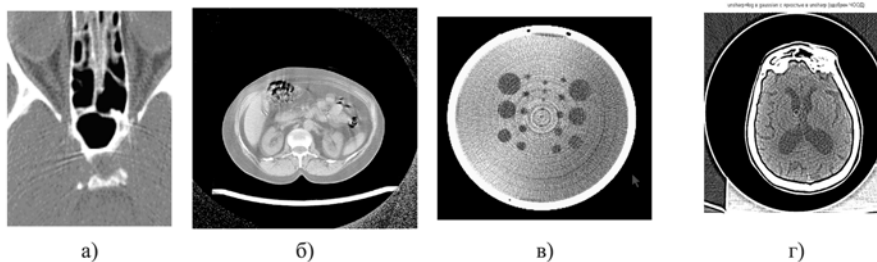


Рис. 1. Различные артефакты томографических изображений

Реконструктор позволяет создавать проекционные данные из изображений для параллельной геометрии сканирования и для всерной геометрии сканирования.

На рис. 2 представлены «идеальные» проекционные данные и «идеальное» томографическое изображение, восстановленное по этим проекционным данным [4].

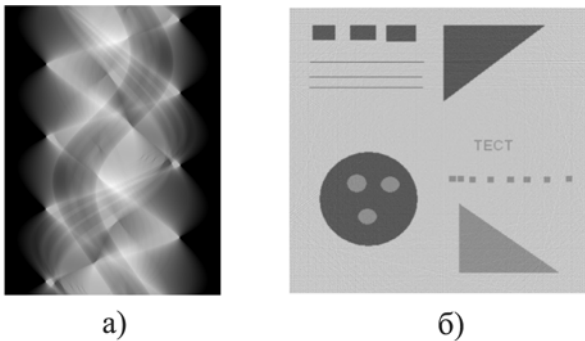


Рис. 2. «Идеальные» проекционные данные (а); «идеальное» томографическое изображение, восстановленное по этим проекционным данным (б)

### Предлагаемый алгоритм

Был разработан метод фильтрации проекционных данных, содержащий следующие этапы.

#### 1. Сжатие

Для сокращения времени вычисления и уменьшения влияния канальных ошибок, которые требуется удалить, выполняется сжатие в проекционном направлении. Сжатие осуществляется арифметическим усреднением  $K$  проекций, т. е. созданием новой синограммы, содержащей  $M / K$  проекций:

$$\text{Comp}(j, i) = \left( \frac{1}{K} \right) \sum_{l=K \cdot (j-1)+1}^{j \cdot K} P(l, i). \quad (1)$$

Значение  $K$  выбирается таким образом, чтобы расстояние между двумя сжатыми проекциями соответствовало углу разворота примерно  $3^\circ$  или 120 проекциям на один полный разворот.

#### 2. Высокочастотная фильтрация

Применение высокочастотного фильтра в канальном направлении позволяет отфильтровать длинноволновой профиль объекта и выделить резкие изменения изображения. Эти изменения обусловлены наличием высокочастотных структур, которые являются либо острыми краями объектов и устраняются на шаге принятия решения, либо высокочастотными ошибками каналов и устраняются в конце метода вычитанием корректирующей матрицы проекционных данных из исходной:

$$\text{Highpass}(j, i) = \sum_{l=-\frac{L}{2}}^{\frac{L}{2}} \text{Comp}(j, i-l) \cdot \text{hp}(l). \quad (2)$$

#### 3. Низкочастотная фильтрация 1

Применение низкочастотной фильтрации в проекционном направлении позволяет уменьшить амплитуду коротких структур и сохранить амплитуду длинных колец:

$$\text{Lowpass1}(j, i) = \sum_{l=-\frac{L}{2}}^{\frac{L}{2}} \text{Highpass}(j-l, i) \cdot \text{lp}(l). \quad (3)$$

#### 4. Блок дифференцирования

Для определения структур, которые точно не являются артефактами колец и характеризуются значительными разрывами в проекционном направлении, применяется дифференцирование в проекционном направлении. После дифференциро-

вания остаются различимыми структуры сигнала, не ориентированные в проекционном направлении:

$$\text{Diff}(j, i) = \text{Lowpass1}(j, i) - \text{Lowpass1}(j-1, i). \quad (4)$$

### 5. Блок принятия решений

Решение, принадлежит ли точка кольцу, принимается по двум пороговым значениям.

Если амплитуда значения дифференцированного сигнала  $\text{Diff}(j, i)$  не превышает порога градиента  $S4 < 0$ , то предполагается, что точка данных входит в кольцо, амплитуда которого была рассчитана по проекционной матрице  $\text{Lowpass1}(y, k)$ . В ином случае это значение устанавливается равным 0.

Если амплитуда значения проекционной матрицы  $\text{Lowpass1}(y, k)$  превышает амплитудное пороговое значение  $S3 > 0$ , то значение ограничивается  $\pm S3$ . Этот шаг предпринимается для уменьшения эффекта неточных коррекций.

Пороговые значения описываются следующим образом:

$$\begin{aligned} \text{Dec}(j, i) &= \text{Lowpass1}(j, i), \text{ если } \text{Diff}(j, i) \leq S4; \\ \text{Dec}(j, i) &= 0, \text{ если } \text{Diff}(j, i) > S4; \\ \text{Dec}(j, i) &= S3, \text{ если } \text{Lowpass1}(j, i) > S3; \\ \text{Dec}(j, i) &= -S3, \text{ если } \text{Lowpass1}(j, i) < -S3. \end{aligned} \quad (5)$$

Пороговое значение  $S3$  не зависит от номера канала, а значение  $S4$  – зависит: для области центральных каналов применяется пороговое значение  $S4i$ , для периферийных каналов – пороговое значение  $S4a$ . Устанавливается равенство  $S4i = 2 \cdot S4a$ , так как условия обнаружения для внешних каналов жестче, чем в области центральных каналов. Это связано с тем, что внутренняя область проекций обычно содержит данные структур более высоких частот.

#### 6. Низкочастотная фильтрация 2

Низкочастотная фильтрация 2 в проекционном направлении предназначена для смягчения внезапных изменений амплитуд, создаваемых операциями присваивания пороговых значений. На этом шаге в большом объеме удаляются эффекты острых краев, описанные ранее. Для области центральных каналов фильтрация выполняется при  $L = 25$ , для периферийных каналов – при  $L = 9$ :

$$\text{Lowpass2}(j, i) = \sum_{l=-\frac{L}{2}}^{\frac{L}{2}} \text{Dec}(j-l, i) \cdot \text{lp2}(l). \quad (6)$$

#### 7. Декомпрессия

Если в начале метода проводилось сжатие, то следует провести декомпрессию как обратную процедуру по отношению к сжатию.

#### 8. Коррекция

Данные, содержащиеся в  $\text{Lowpass2}(j, i)$ , представляют корректирующую проекционную матрицу, которая на данном шаге вычитается из исходной проекционной матрицы. В этом случае каждая корректирующая проекция  $\text{Lowpass2}(j, \text{comp}, *)$  применяется к  $K$  входных проекций:

$$\begin{aligned} \text{Summ}[(j-1) \cdot K + 1, i] &= \\ &= P[(j-1) \cdot K + 1, i] - \text{Lowpass2}(j, i). \end{aligned} \quad (7)$$

На рис. 3 представлены содержащие артефакты проекционные данные и восстановленные по этим проекционным данным изображения, а также отфильтрованные разработанным методом [формулы (1)-(7)] проекционные данные и восстановленные изображения.

Можно сделать вывод о том, что метод позволяет обнаруживать и подавлять ошибки каналов, распространяющиеся на

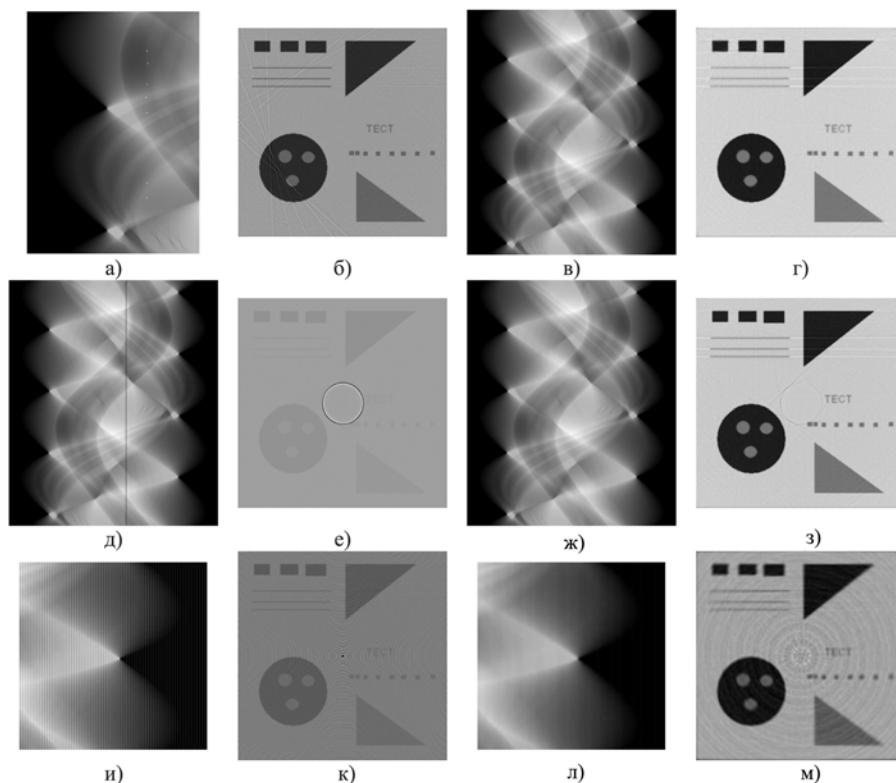


Рис. 3. Проекционные данные, содержащие единичные ошибки каналов (а); восстановленное изображение, содержащее множественные артефакты полос (б); отфильтрованные проекционные данные (в); восстановленное изображение (г); проекционные данные, содержащие ошибку единичного канала (д); восстановленное изображение, содержащее артефакт кольца (е); отфильтрованные проекционные данные (ж); восстановленное изображение (з); проекционные данные, содержащие множественные ошибки каналов (и); восстановленное изображение, содержащее артефакты колец (к); отфильтрованные проекционные данные (л); восстановленное изображение (м)

одну или несколько проекций (вплоть до угла разворота в  $30^\circ$ ) и проявляющиеся как артефакты колец на восстановленных изображениях.

### Заключение

Проведенные исследования по моделированию артефактов томографического изображения показали, что все без исключения рассмотренные артефакты существенным образом ухудшают качество получаемого изображения.

Получены признаки проявления артефактов для различных состояний детектирующей системы КТ.

Классификация признаков проявления артефактов на изображении является инструментом для возможной их фильтрации как на этапе сбора проекционных данных, так и на этапе реконструкции изображения.

Для исследования типовых артефактов разработан реконструктор томографического изображения, позволяющий моделировать условия возникновения артефактов, а также прямую и обратную задачи томографии.

Выявлено, что применение «классических» методов фильтрации на выходном этапе реконструкции томографических изображений не позволяет получить удовлетворительные результаты.

Разработан метод фильтрации, позволяющий учесть особенности получения проекционных данных с детекторов. Метод позволяет проводить оптимальную фильтрацию искаженных проекций по матрице проекционных данных и подавлять многие типы артефактов.

### Список литературы:

1. Jiang Hsieh. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances / SPIE Press Monograph. 2003. Vol. PM114.
2. Симонов Е.Н. Физико-математические основы проектирования томографических рентгеновских компьютерных комплексов. – М.: Российская академия естествознания, 2011. С. 410.
3. Симонов Е.Н. Томографические измерительные информационные системы. Рентгеновская компьютерная томография. – М.: НИЯУ МИФИ, 2011. С. 440.
4. Симонов Е.Н. Физика визуализации изображений в рентгеновской компьютерной томографии. – Челябинск: НИУ ЮУрГУ, 2013. С. 550.

Вячеслав Валерьевич Ласьков,  
соискатель, инженер-программист,  
ФГУП «РФЯЦ-ВНИИТФ им. акад. Е.И. Забабахина»,  
г. Снежинск, Челябинская обл.,  
Евгений Николаевич Симонов,  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра радиотехники,  
филиал ЮУрГУ,  
г. Челябинск,  
e-mail: snzst86@gmail.com