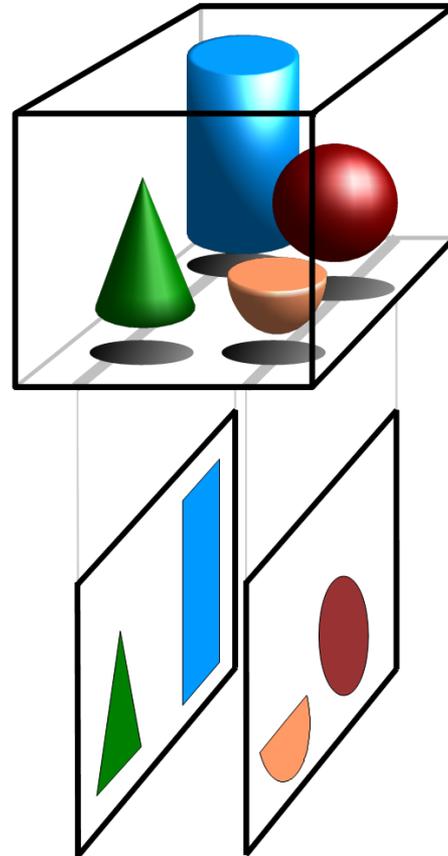


Метод работы с томографическими
данными, собранными в
полихроматическом режиме,
с целью подавления артефактов
«эффект чаши»

Ингачева Анастасия,
аспирант 4-го года обучения, ФКН

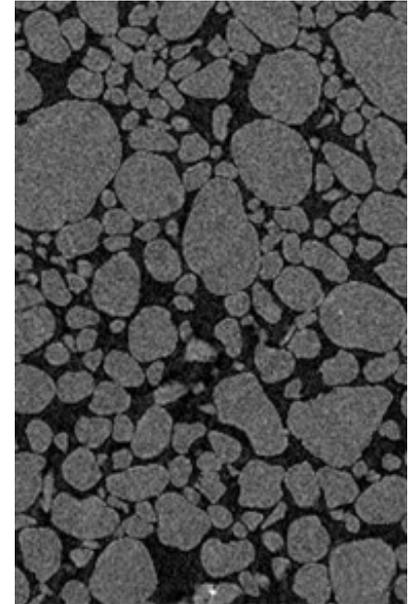
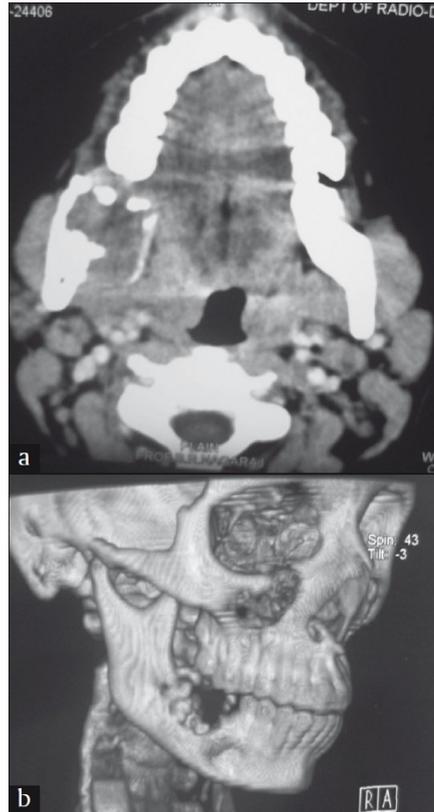
Рентгеновская компьютерная томография

Компьютерная томография (КТ) – метод исследования внутренней структуры изучаемого объекта без его физического разрушения.



Применение КТ

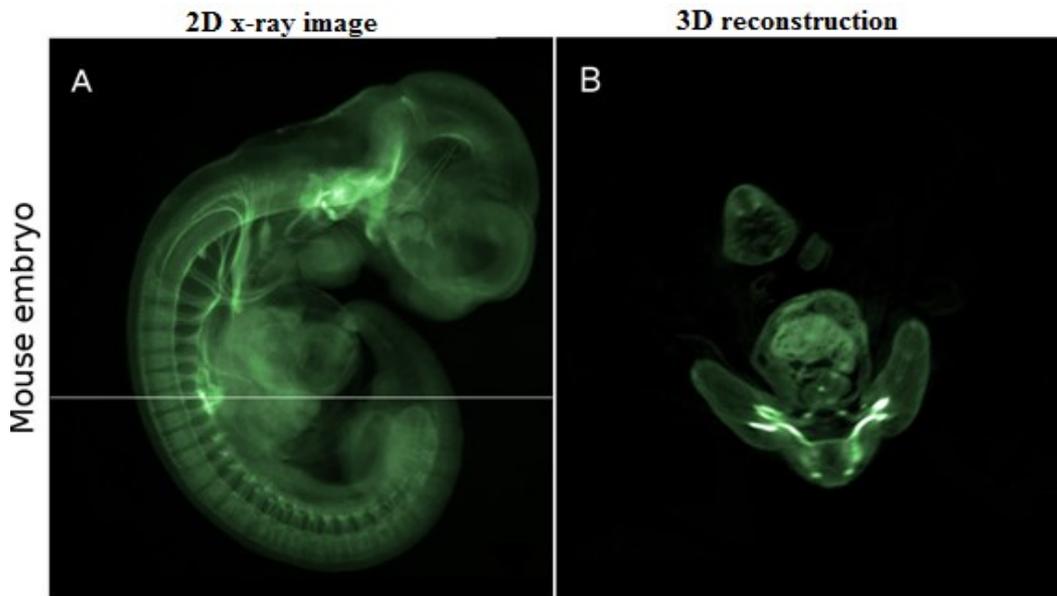
- Медицина
 - Дентальная томография
 - Онкология
 - ...
- Промышленность
 - Дефектоскопия
 - ...
- Нефть & газ
 - Анализ проницаемости
 - ...
- ...



Программно-аппаратный комплекс рентгеновской томографии

Метод КТ можно разделить на
2 части:

- Сбор проекций -
аппаратная часть (Рис. А);
- Обработка собранных
проекций - программная
часть (Рис. В).



Аппаратная часть томографического комплекса

Задачи аппаратной части комплекса:

- Калибровка томографического комплекса;
- Сбор проекционных данных;
- Хранение зарегистрированных данных.



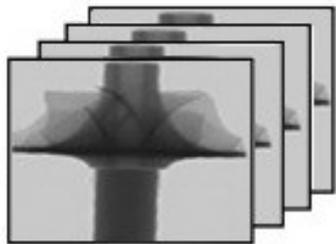
- Вход: изучаемый образец;
- Выход: набор двумерных изображений, зарегистрированных под разными углами.



Программная часть томографического комплекса

Задачи программной части комплекса:

- Обработка проекций: линейаризация данных, удаление шумов, коррекция данных с учетом геометрии эксперимента;
- Применение алгоритма реконструкции;
- Обработка результатов реконструкции (не обязательная);
- Конвертация результатов в человекочитаемый формат.



Набор 2D проекций



Двумерные срезы 3D
реконструкции

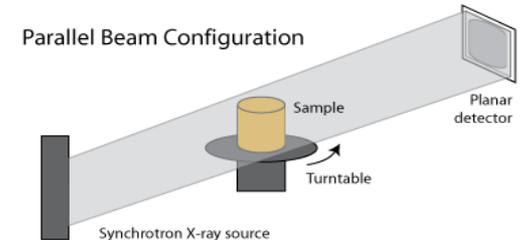
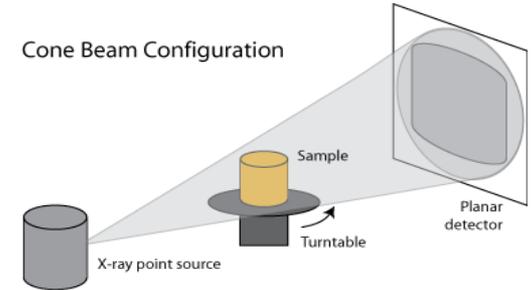
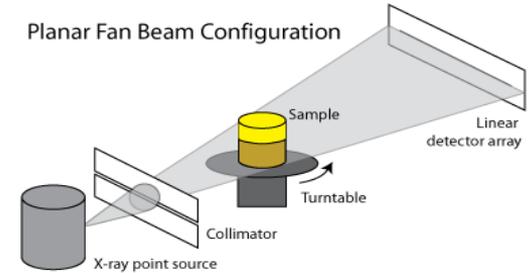
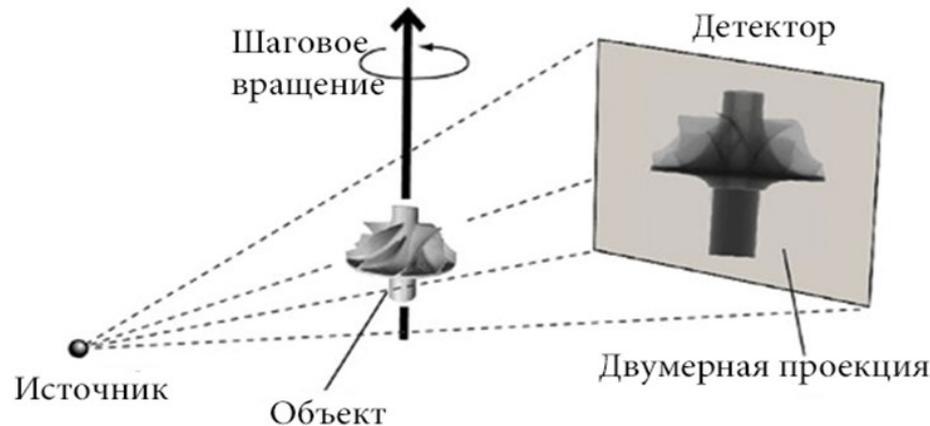
- Вход: набор двумерных изображений, зарегистрированных под разными углами.
- Выход: 3D распределение коэффициента поглощения

Принцип регистрации проекции

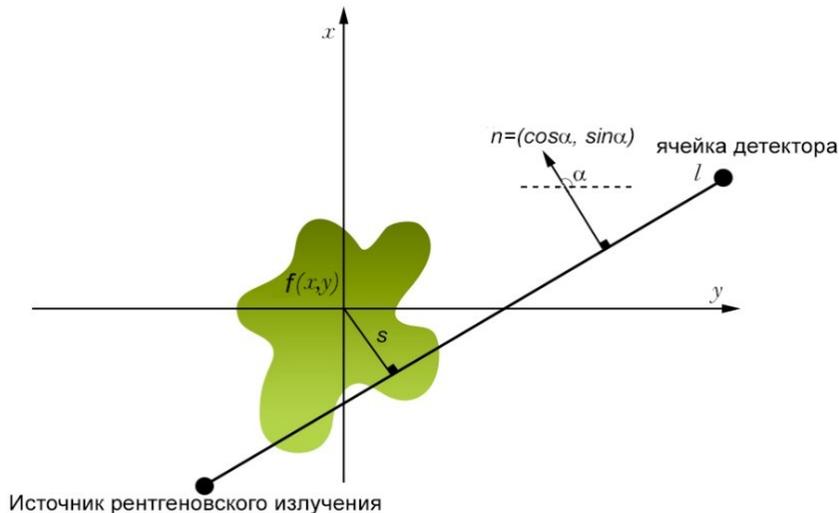
При использовании монохроматического излучения интенсивности I_0 , зарегистрированный сигнал P ячейкой детектора s описывается с помощью закона Бугера-Ламберта-Бера:

$$P(s, \alpha) = I_0 e^{-\int_L f(l) dl},$$

где α – угол вращения объекта,
 $f(l)$ – функция локального поглощения объекта,
 L – путь зондирующего излучения от источника к детектору (dl шаг).



Модель формирования томографической проекции



Задача алгоритма реконструкции –
восстановить пространственное
распределение f .

$$P(s, \alpha) = I_0 e^{-\int_L f(l) dl}$$



$$R(s, \alpha) = \ln \left(\frac{I_0}{P(s, \alpha)} \right)$$



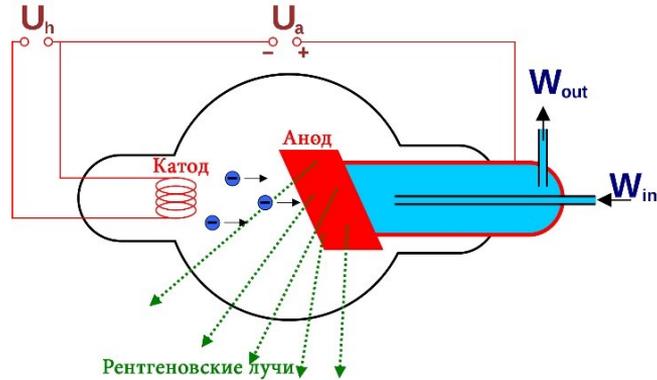
Преобразование Радона

$$R(s, \alpha) = \int_L f(l) dl,$$
$$s \in S, \alpha \in A$$

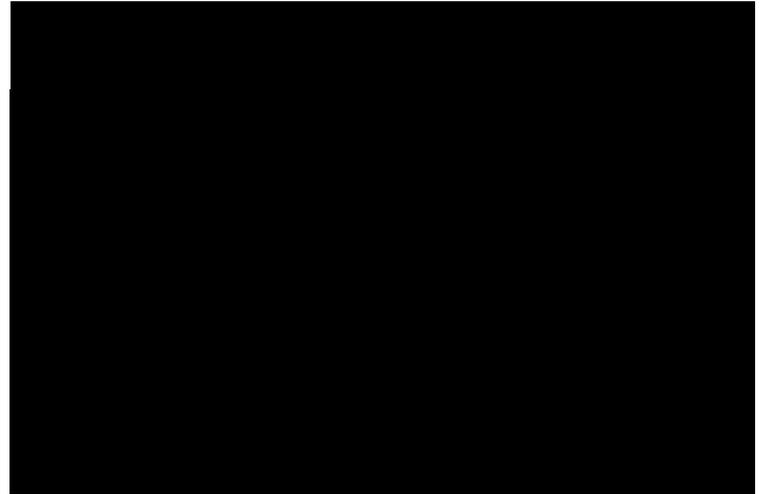
интеграл от функции $f(l)$ вдоль
прямой L , перпендикулярной вектору
 $\vec{n} = (\cos \alpha, \sin \alpha)$ и проходящей на
расстоянии s от начала координат.

Излучение рентгеновской трубки

Схема рентгеновской трубки



Спектр излучения



Рентгеновская трубка



Проблема

- Излучение рентгеновской трубки имеет широкий спектр. Регистрируемая детектором величина описывается выражением

$$P(s, \alpha) = \int_0^{E_{max}} I_0(E) \mathcal{X}(E) e^{-\int_L f(E,l) dl} dE$$

- Данные не приводятся к виду преобразования Радона. Применение к таким данным одного из стандартных алгоритмов реконструкции приводит к ошибкам реконструкции (т.н. артефактам).

$$P(s, \alpha) = \int_0^{E_{max}} I_0(E) \mathcal{X}(E) e^{-\int_L f(E,l) dl} dE$$

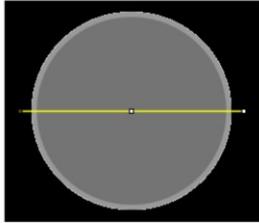


$$R(s, \alpha) = \int_L f(l) dl$$

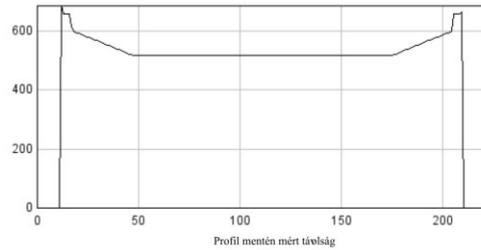
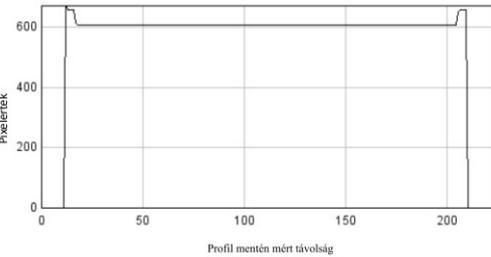
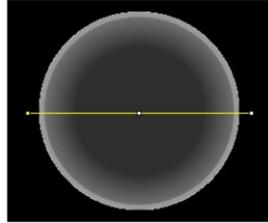
Артефакты

Эффект чаши

Идеальное изображение

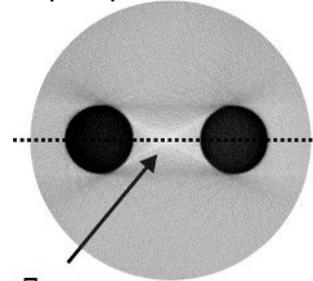


Артефакт чаши



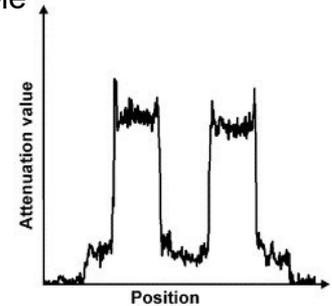
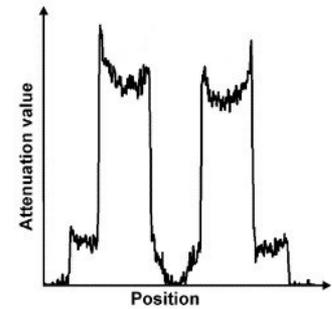
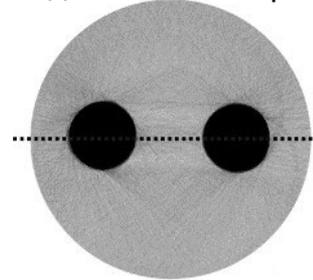
Полосы между включениями

Артефакты полос



Полосы

Идеальное изображение



Цель

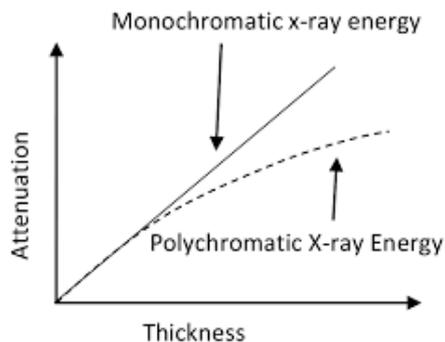
Цель – разработка метода работы с данными, собранными при зондировании полихроматическим излучением, применение которого уменьшит выраженность артефактов типа «эффект» чаши и полос.

Существующие методы работы с полихроматическими данными

Все методы можно разделить на 5 групп:

- аппаратная фильтрация,
- использование зондирования на двух энергиях,
- предварительная обработка проекционных данных (до этапа реконструкции) с использованием данных калибровочных измерений,
- итеративная реконструкция, учитывающая в модели полихроматическое зондирование,
- обработка результатов реконструкции (т.н. пост-обработка).

Линеаризация полихроматических данных



В работе [1] на базе анализа калибровочных кривых от разных материалов показано, что зависимость коэффициента поглощения исследуемого объекта от энергии может быть аппроксимирована полиномиальной функцией. Будем использовать для коррекции однопараметрическую степенную функцию в виде :

$$P_{mono}(s, \alpha) = I_0 e^{-\int_L f(l) dl}$$

$$R_{mono}(s, \alpha) = \int_L f(l) dl$$

$$P(s, \alpha) = \int_0^{E_{max}} I_0(E) \mathcal{X}(E) e^{-\int_L f(E,l) dl} dE$$

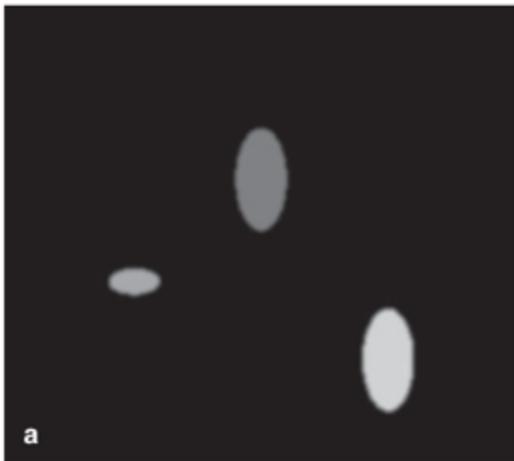
$$f = \left(\ln \left(\int_0^{E_{max}} I_0(E) \mathcal{X}(E) dE / P(s, \alpha) \right) \right)^\gamma$$

$$\int_0^{E_{max}} I_0(E) \mathcal{X}(E) dE$$

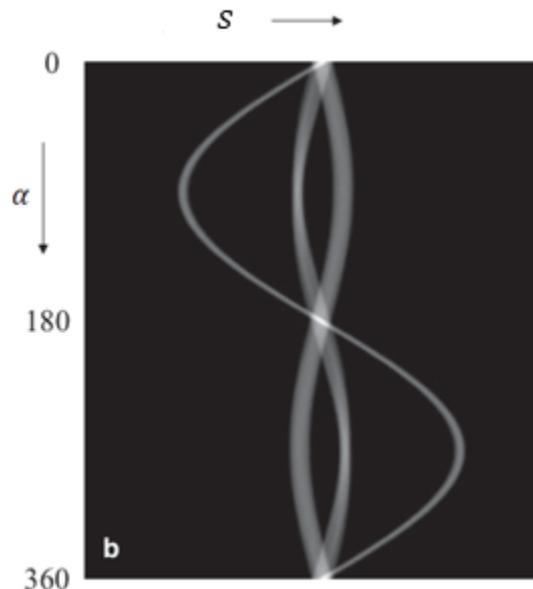
регистрируемый вне поля объекта сигнал.

Синограмма и инвариант Радона в монохроматическом случае

Объект



Синограмма



Суммарная интенсивность всех ячеек детектора для угла порога α :

$$RI_{\alpha} = \sum_{s \in S} R(s, \alpha).$$

интеграл функции $f(l)$ по области зондирования.

Положение луча зондирования зависит от координаты s , которая принимает все свои возможные значения.

Значения RI_{α} равны между собой для всех углов поворота $\alpha \in A$, т.е.

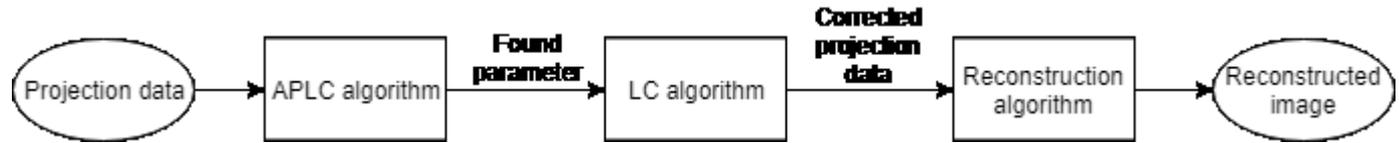
выполняется свойство сохранения суммарных значений синограммы относительно углов поворота объекта (инвариант Радона).

Минимизируемый функционал

Потребуем, чтобы после коррекции измеренных данных выполнялось свойство инвариантности для суммарных значений преобразования Радона. Будем минимизировать среднеквадратичное отклонение скорректированных данных от их среднего значения:

$$\sqrt{\frac{1}{A} \sum_{\alpha \in A} \left(\frac{\sum_{s \in S} f(P(s, \alpha))}{M[\sum_{s \in S} f(P(s, \alpha))]} - 1 \right)^2} \rightarrow \min_f$$

Блок схема предложенного метода



Псевдокод алгоритмов

Algorithm 2 Adjustment parameter for linearization correction

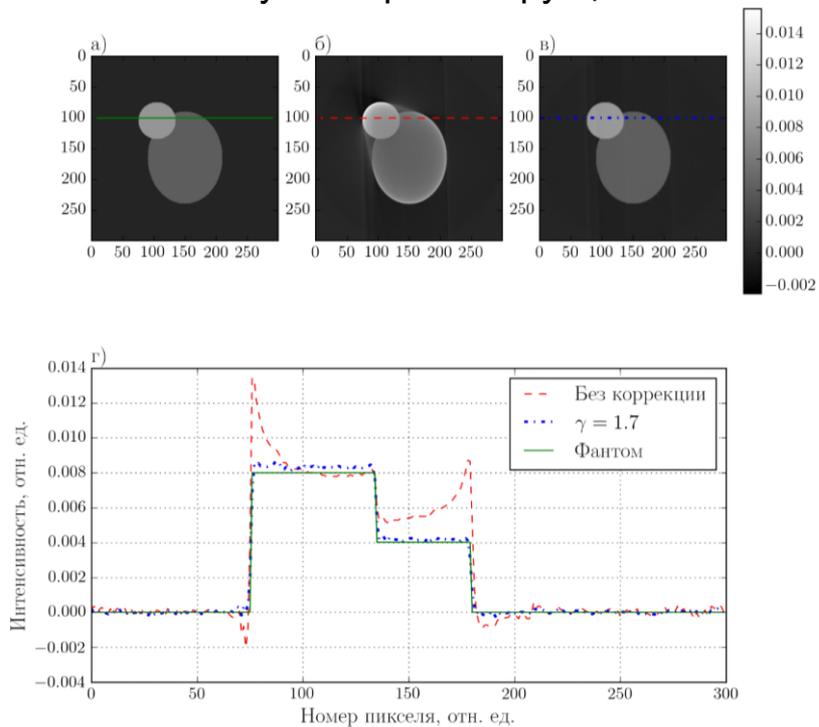
```
1: procedure APLC( $P$ )
2: Input:  $P$  is projection data size of  $N \times M \times K$ .
3: Output:  $\tilde{\gamma}$  is adjustment beam hardening correction parameter.
4:    $P' = \{p_{ijz} \in P : i = [0.45N, 0.55N]; j = [1, M]; z = [1, K]\}$ ;
5:    $a_z \leftarrow \forall z \in [1, K]$ ;
6:    $m_i \leftarrow 0 \forall i \in [0.45N, 0.55N]$ ;
7:    $d_i \leftarrow 0 \forall i \in [0.45N, 0.55N]$ ;
8:    $D^\gamma \forall \gamma \in [0, 500]$ ;
9:   for All  $i \in [0.45N, 0.55N]$  do
10:      $P'_i = \{p'_{i'jz} \in P' : i' = i, j = [1, M]; z = [1, K]\}$ 
11:     for All  $\gamma \in [0, 500]$  do
12:        $S^\gamma \leftarrow \text{LC}(P'_i, 1 + \frac{\gamma}{100})$ ;
13:       for All  $z \in [1, K]$  do
14:          $a_z \leftarrow \sum_{j=1}^M s_{ijz}$ ;
15:          $m_i \leftarrow \frac{1}{K} \sum_{z=1}^k a_z$ ;
16:          $d_i \leftarrow \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{z=1}^k (\frac{a_z}{m_i} - 1)^2}$ ;
17:        $D^{\gamma+} = d_i^\gamma$ ;
18:      $D^\gamma \leftarrow \frac{D^\gamma}{0.1N}$ ;
19:    $\tilde{\gamma} \leftarrow 1 + \frac{\arg \min_\gamma D^\gamma}{100}$ .
```

Algorithm 1 Linearization correction

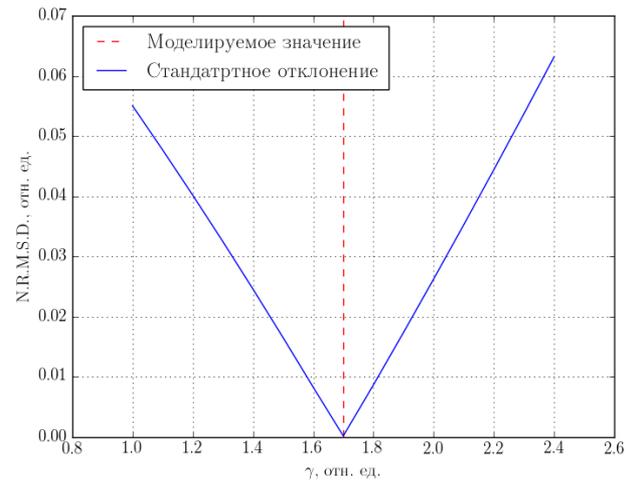
```
1: procedure LC( $P, \gamma$ )
2: Input:  $P$  is projection data size of  $N \times M \times K$ ,
3:        $\gamma$  is beam hardening correction factor.
4: Output:  $S$  is corrected sinogram size of  $N \times M \times K$ .
5:   for All  $p_{ijz} \in P$  do
6:      $\tilde{p}_{ijz} \leftarrow -\ln p_{ijz}$ ;
7:      $s_{ijz} \leftarrow (\tilde{p}_{ijz})^\gamma$ .
```

Результаты работы на модельных данных

Результат реконструкции

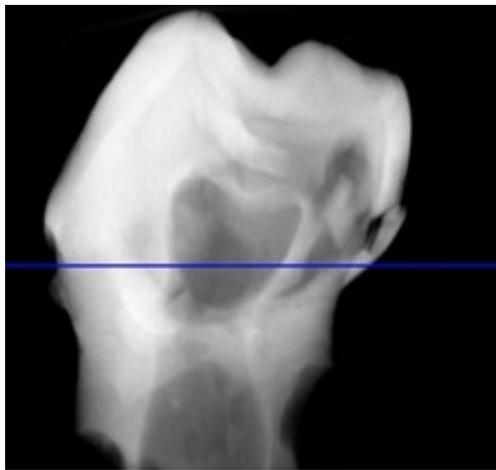


Поведение критерия



Экспериментальные данные

Проекционные данные



Синограмма

Параметры эксперимента:

- Экспериментальный образец – детский зуб размера $7 \times 7 \times 12$ mm
- Микротомограф ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН
- Детектор – XIMEA-xiRay11 Mpix, разрешение 9 микрон

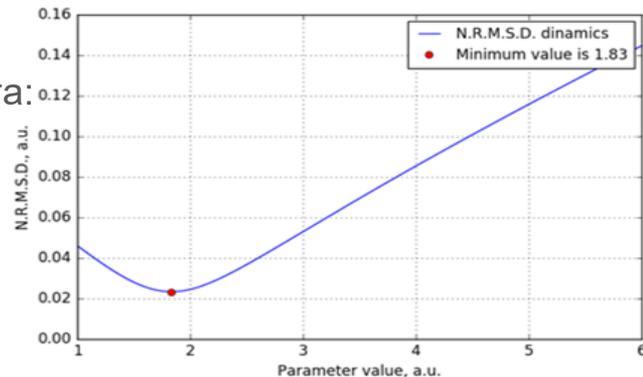
Параметры режима измерения для рентгеновской трубки:

- Mo – материал анода
- 40 kV – напряжение
- 20 mA – ток
- 5 с – время экспозиции на кадр

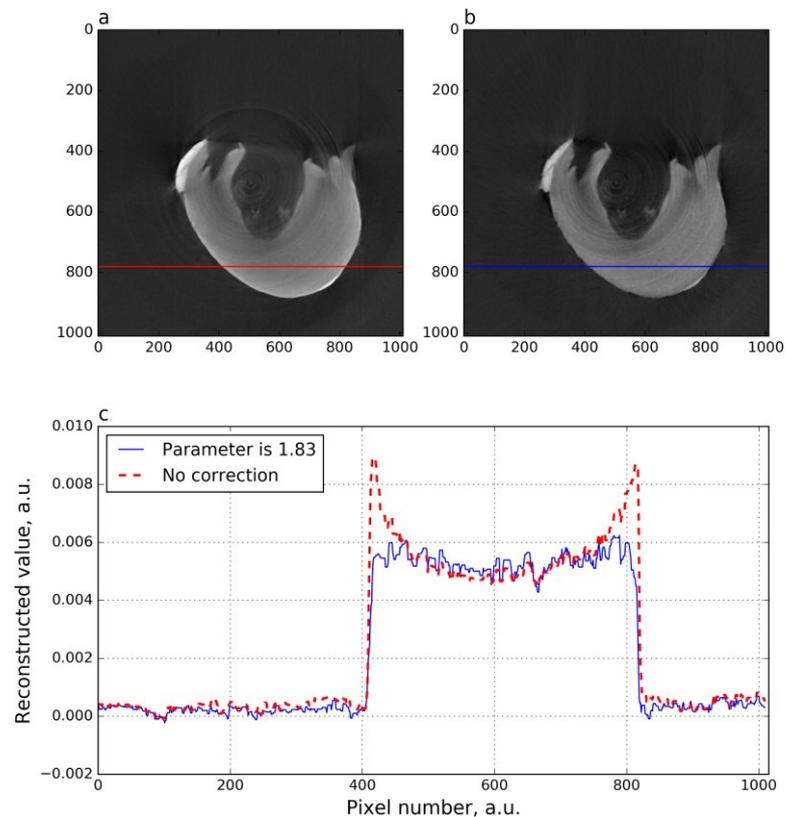
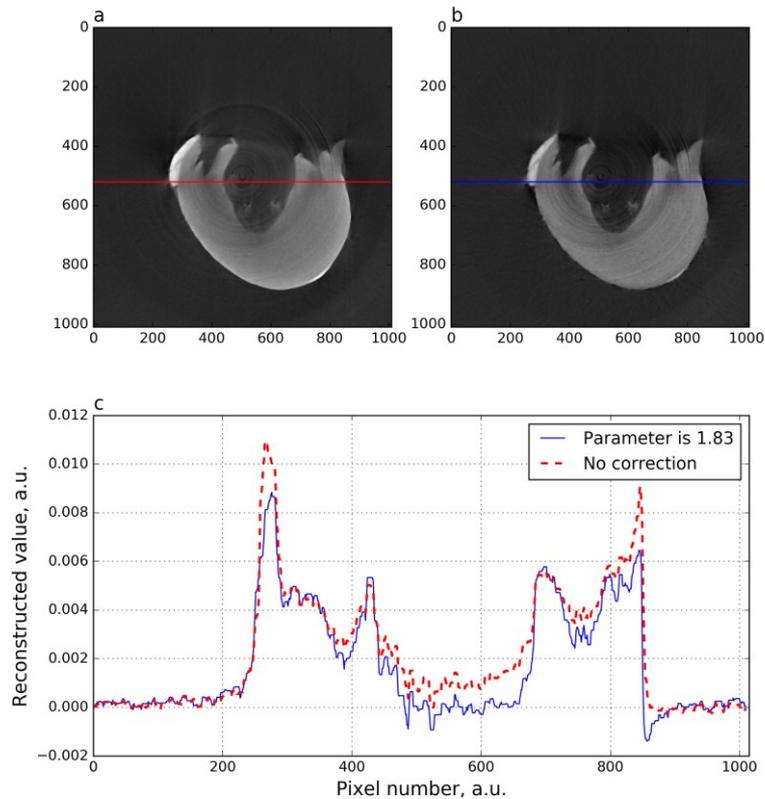
Геометрические параметры эксперимента:

- Расстояние объект-источник – 1.2 м
- Расстояние объект детектор – 0.05 м
- Шаг поворота 0.5 градусов
- 400 кадров

Поведение критерия



Результаты работы метода на экспериментальных данных



Выводы

Предложен метод работы с томографическими данными, зарегистрированными с использованием полихроматического излучения, вида $\bar{A} = (P, A)$, где P – алгоритм предварительной обработки зарегистрированных данных, A – классический алгоритм реконструкции монохроматических данных.

Показано, что в случае томографического исследования неоднородных образцов с различными включениями выраженность артефактов на краях включений, так называемых артефактов чаши, на модельных и экспериментальных данных уменьшается, с точки зрения визуального восприятия.

Оглавление диссертационной работы

- Программно-аппаратный комплекс вычислительной томографии.
- Случай полихроматического зондирования.
 - Модель формирования томографической проекции.
 - Алгоритм однопараметрической коррекции полихроматических данных с использованием инварианта Радона.
- Алгоритм оценки артефактов, возникающих при применении стандартных алгоритмов реконструкции к данным, зарегистрированным при полихроматическом зондировании.
- Разработанный программный комплекс.
 - Моделирование регистрации томографических проекций.
 - Обработка зарегистрированных проекций.
 - Оценка результатов реконструкции.
- Экспериментальные результаты.

Публикации

- А.С. Ингачева, А. Б. Бузмаков. Метод автоматической калибровки томографа в виде предварительной обработки данных томографического эксперимента. Автометрия 2019. (In pres).
- Anastasia S. Ingacheva, Marina V. Chukalina. Polychromatic CT data improvement with one-parameter power correction. Mathematical Problems in Engineering. 2019 (In Pres.)

Публикации в изданиях, индексируемых в Web of Science и Scopus:

- Dmitry Nikolaev, Alexey Buzmakov, Marina Chukalina, Yakimchuk Ivan, Andrey Gladkov, Anastasia Ingacheva. CT Image Quality Assessment based on Morphometric Analysis of Artifacts. Proc. SPIE 10253, 2016 International Conference on Robotics and Machine Vision, 102530B (February 8, 2017); doi:10.1117/12.2266268.
- Marina Chukalina, Anastasia Ingacheva, Alexey Buzmakov, Igor Polyakov, Yakimchuk Ivan, Andrey Gladkov, Dmitry Nikolaev. Authomatic beam hardening correction for CT reconstruction. // 31st European Conference on Modelling and Simulation, Budapest, Hungary, 23-26 May, 2017.

Конференции

- International Conference on Robotics and Machine Vision, Moscow, Russia, September 14-16, 2016
- Рентгеновская оптика — 2016. Черноголовка, 26-29 сентября 2016
- Первый Российский кристаллографический конгресс. Москва, ВДНХ, 21-26 ноября 2016
- 31st European Conference on Modelling and Simulation, Budapest, Hungary, 23-26 May 2017
- Synchrotron and Free electron laser Radiation: generation and application (SFR-2018). Novosibirsk, Russia, 25 – 28 June 2018

Тезисы:

- А.В. Бузмаков, Д.А. Золотов, Д.Е. Ичалова, М.В. Чукалина, Д.П. Николаев, В.Е. Прун, А.С. Ингачева, А.С. Гладков, И.В. Якимчук, В.Е. Асадчиков. Методы подавления артефактов в полихроматичной рентгеновской микротомографии. // Тезисы докладов. Конференция "Рентгеновская оптика — 2016". Черноголовка, 26-29 сентября 2016 г. с.15
- Ингачева А.С., Чукалина М.В., Бузмаков А.В., Гладков А.П., Асадчиков В.Е. Компьютерная томография: от схемы измерения к результатам реконструкции через выбор оптимальных параметров модели. // Материалы Первого Российского кристаллографического конгресса. Москва. ВДНХ. 21-26 ноября 2016 г. с. 165.
- Anastasiya Ingacheva, Alexey Buzmakov, Igor Polyakov, Andrey Gladkov, Marina Chukalina. Method preprocessing data acquired in tomography experiment. Synchrotron and Free electron laser Radiation: generation and application (SFR-2018). Novosibirsk, Russia, June 25 - 28, pp. 35, 2018.

Спасибо за внимание!

