

# Анализ траектории калибровочного объекта в процессе томографического сканирования

Станислав Воронцов

Научный руководитель: Полевой Дмитрий Валерьевич

Инновационный практикум, 6 мая 2025

# Применения томографии

- Промышленная диагностика

# Применения томографии

- Промышленная диагностика
- Медицина

# Применения томографии

- Промышленная диагностика
- Медицина
- Археология

# Применения томографии

- Промышленная диагностика
- Медицина
- Археология
- Инженерия

# Общие принципы томографии

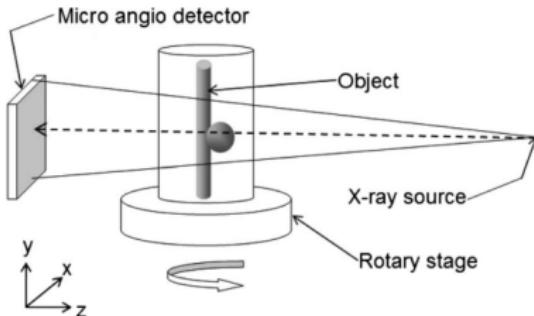


Рис.: Схема томографической установки.<sup>1</sup> Источник: [1]

- Получение снимков – исследуемый объект или источник и детектор поворачиваются на небольшие углы, результат фиксируется. Получается послойное изображение объёмного объекта

<sup>1</sup>Мы работаем с установкой с конической схемой распространения лучей.

# Общие принципы томографии

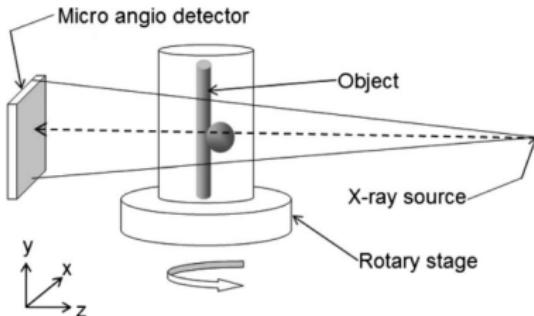


Рис.: Схема томографической установки.<sup>1</sup> Источник: [1]

- Получение снимков - исследуемый объект или источник и детектор поворачиваются на небольшие углы, результат фиксируется. Получается послойное изображение объёмного объекта
- **Коррекция снимков** (учёт геометрии установки)

<sup>1</sup>Мы работаем с установкой с конической схемой распространения лучей.

# Общие принципы томографии

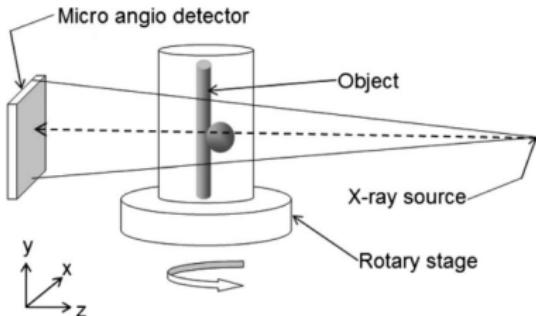


Рис.: Схема томографической установки.<sup>1</sup> Источник: [1]

- Получение снимков – исследуемый объект или источник и детектор поворачиваются на небольшие углы, результат фиксируется. Получается послойное изображение объёмного объекта
- Коррекция снимков** (учёт геометрии установки)
- Реконструкция объёмной внутренней структуры объекта (алгоритм Фельдкампа и производные от него)

<sup>1</sup>Мы работаем с установкой с конической схемой распространения лучей.

# Проблема. Геометрия установки

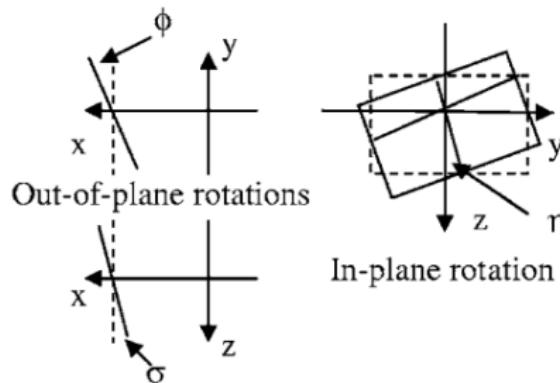


Рис.: Отклонение детектора относительно оси вращения. Источник: [2]

В реальности ось вращения<sup>2</sup> может не лежать в плоскости детектора перпендикулярно платформе. Она имеет отклонения.

<sup>2</sup>На картинке показаны направления отклонения детектора. Очевидно, это математически эквивалентно отклонению оси

# Проблема. Геометрия установки

Положение источника, расстояния от него до экрана и оси, отклонения оси в общем случае проблематично определить с высокой точностью. При этом качество реконструкции напрямую зависит от этих величин.

# Проблема.

Проблема характерна для промышленной диагностики и намного слабее выражена в медицине.

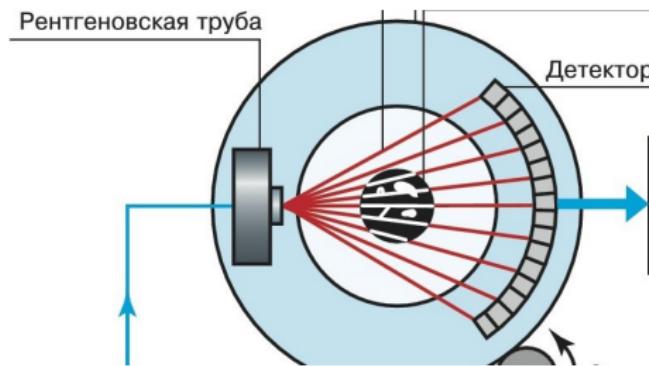


Рис.: Схема медицинского томографа. Источник: [2]

# Артефакты

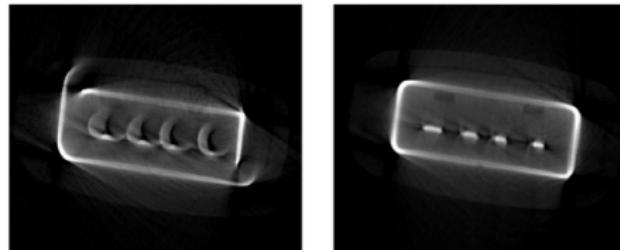


Рис.: Изображение до и после устранения артефактов. Объект - USB-флеш-накопитель. Источник: [2]

В следствие неучтённых особенностей геометрии снимки искажаются **артефактами** (Полосы, размытия, двоения)

# Базовые идеи решения

**Восстановление положения оси с помощью фантома**  
Фантом - объект с хорошо известной геометрией.

## Восстановление положения оси с помощью фантома

Фантом - объект с хорошо известной геометрией.

Наиболее простым примером является Ball-Bearing phantom, который и используется в нашей работе

Предполагается пересчёт параметров установки перед каждым использованием

# Ball-Bearing phantom



Рис.: Ball-Bearing phantom Источник: [3]

Ball-Bearing phantom (ВВ фантом) - Фантом состоит из небольших шариков (около 3 мм диаметром) расположенных на фиксированном расстоянии друг от друга на одной оси.

# Постановка задачи. Томограф

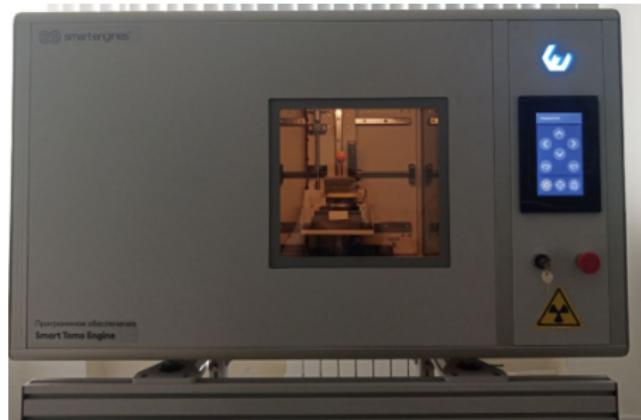


Рис.: Микротомограф Элтех-Мед

## Характеристики:

- Размеры детектора: 40 см × 40 см
- Размер пикселя: 139 мкм
- Предельное объёмное разрешение 25 мкм

# Промежуточные результаты

Описание наклона оси фантома:

- Углы Эйлера
- **Единичный вектор, сонаправленный с осью**

# Промежуточные результаты

Изменение суммарной ошибки при учёте наклона оси фантома:

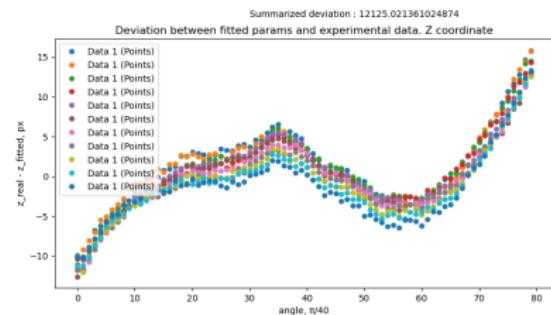
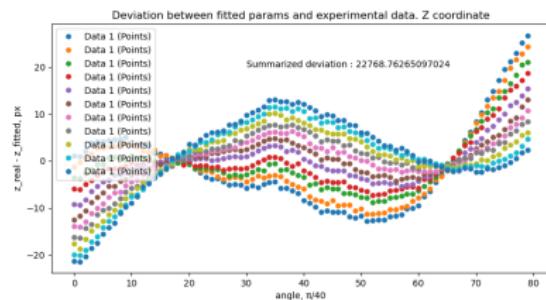


Рис.: Суммарная ошибка. Слева - без учёта наклона. Справа - с учётом

## Дальнейшие действия

- Учёт оставшихся параметров
- Представление результатов в более удобном виде

# Литература

- [1] V. Patel, R. N. Chityala, K. R. Hoffmann, C. N. Ionita, D. R. Bednarek и S. Rudin, "Self-calibration of a cone-beam micro-CT system," *Medical Physics*, т. 36, № 1, с. 48—58, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.3026615>. eprint: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1118/1.3026615>. url: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.3026615>.
- [2] K. Yang, A. L. C. Kwan, D. F. Miller и J. M. Boone, "A geometric calibration method for cone beam CT systems," *Medical Physics*, т. 33, № 6Part1, с. 1695—1706, 2006. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.2198187>. eprint: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1118/1.2198187>. url: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.2198187>.
- [3] J. Lehmann, J. Perks, S. Semon, R. Harse и J. Purdy, "Commissioning experience with cone beam CT for image guided radiation therapy," *Journal of Applied Clinical Medical Physics - J APPL CLIN MED PHYS*, т. 8, авг. 2007. DOI: 10.1120/jacmp.v8i3.2354.