

## ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ДЕФЕКТОВ ПРОТЕЗОВ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ МЕТОДОМ ОБРАТНОГО ПРОЕЦИРОВАНИЯ НА ОСНОВЕ ВЕЕРНОГО ПУЧКА БЕЗ ПРИМЕНЕНИЯ АЛГОРИТМА ПЕРЕПАКОВКИ

Оздиев А.Х., Крючков Ю.Ю.

Кафедра Общей физики, Физико-Технический Институт, Томский Политехнический Университет, e-mail: ozdiev@tpu.ru

### Введение

Современные медицинские томографы, использующие рентгеновское излучение, в подавляющем большинстве построены на пучке конусообразной или веерной формы. В статье предлагается применение прямого алгоритма обратного проецирования для реконструкции протезов сегментов артериального русла из проекционных данных, полученных на веерной геометрии, без использования алгоритма перепакровки данных в параллельную.

### Объект исследования

«КемАнгиопротез» - единственный в мире протез кровеносного сосуда из внутренней грудной артерии крупного рогатого скота, используемый для постоянного замещения сегментов артериального русла. Широко применяется в хирургической практике с 1993 года.

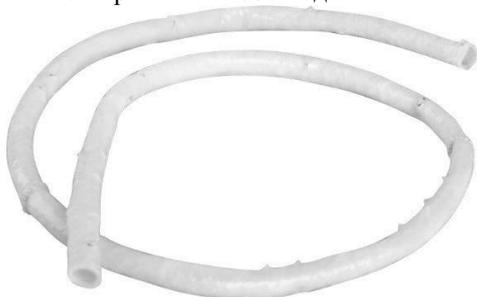


Рис. 1 – Протез кровеносного сосуда компании "НеоКор" (<http://neocor.ru/pages/15.html>)

Данный протез – часть внутренней грудной артерии крупного рогатого скота, обработанной эпоксисоединением. Для получения требуемой длины ксенопротезы сосудов изготавливают из одного, двух или трех сегментов артерий.

Томографическая реконструкция позволяет проводить анализ данных протезов на предмет наличия таких дефектов как: трещины, поры, и деформации; а также определять реальную толщину стенок.

### Описание алгоритма

Одним из стандартных методов реконструкции изображений в компьютерной томографии является алгоритм обратных проекций [1]. Идея алгоритма выглядит следующим образом: для каждого значения угла поворота  $\theta$  проекция  $p(s, \theta)$  функции плотности  $u(x, y)$  представляет собой одномерную функцию,

которую можно привести к двумерной путём растягивания (рис. 1) по всей плоскости  $(x, y)$ . Таким образом получается обратная проекция [2].

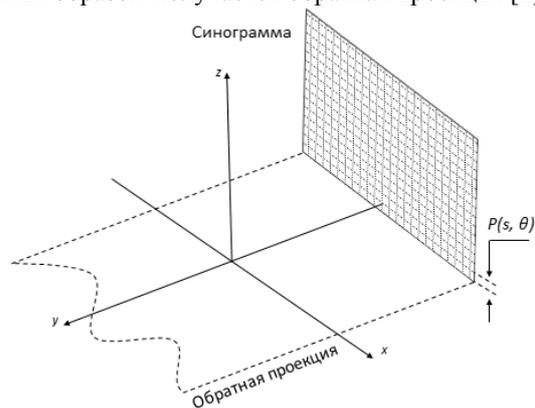


Рис. 2 – Обратное проецирование (растягивание) проекции  $p(s, \theta)$  функции плотности  $u(x, y)$

Далее все обратные проекции, удовлетворяющие тождеству  $0 < \theta < \Pi$ , складываются, в результате чего получается суммарное изображение, визуализирующее исследуемый объект. Из рисунка видно, что такой подход применим только для случая параллельного распространения излучения, так как растягивание в обратном направлении производится вдоль прямых параллельных между собой линий [3]. В случае с веерным пучком геометрия выглядит следующим образом.

Суммирование обратных проекций (рис. 3) в контуре области реконструкции приводит к получению финального изображения, используемое для объемной визуализация, оценки плотности, поиска дефектов.

В настоящее время, чтобы избежать дополнительных вычислений, применяют перепакровку данных [4]. Данный подход обладает рядом недостатков. Наблюдается погрешность реконструкции и ухудшение качество результирующего изображения, полученного из проекционных данных после «перегруппировки» [5]. Погрешность усиливается при уменьшении числа ракурсов. Небольшое число ракурсов является одним из главных критериев, для достижения минимального времени эксперимента и значительного снижения дозы облучения.

Для реализации алгоритма обратного проецирования при использовании веерного пучка без перепакровки помимо нормали (EP) из точки области реконструкции к центральной линии необходимо учитывать: расстояние от источника

излучения до точки области реконструкции (SE) и расстояние от источника излучения до нормали (SP), а также ввести понятия корректирующего фактора и виртуального детектора (D1D2).

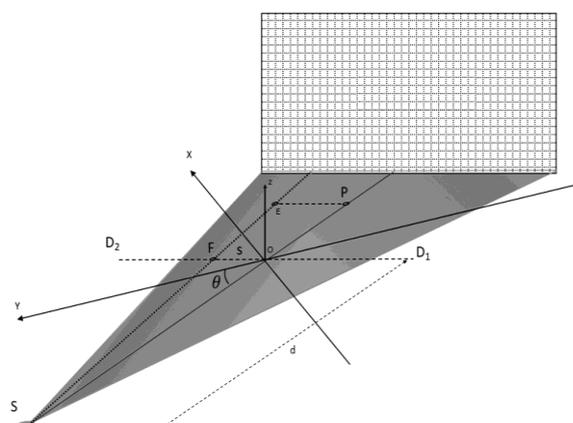


Рис. 3 – Схема эксперимента

Корректирующий фактор рассчитывается как отношение расстояния от источника излучения до нормали, опущенной из точки области реконструкции на центральную линию, и расстояния  $d$  от источника излучения до центра вращения системы.

Рассмотрим понятие виртуального детектора. В задаче томографической реконструкции при использовании веерного пучка виртуальным детектором называется прямая, проведенная перпендикулярно центральной линии через центр вращения системы. Вдоль этой прямой для каждой точки области реконструкции откладывается интервал, который вычисляется по формуле  $OF = EP \div u$ , где  $u$  – корректирующий фактор. Интервал  $OF$  будет одинаковым для тех точек области реконструкции, которые принадлежат одному и тому же лучу, вдоль которого распространяется излучение. Интерполяция значений проекции функции плотности на интервал  $OF$  для каждой точки области реконструкции позволяет производить обратное проецирование вдоль прямых, соединяющихся в точке  $S$  [5].

#### Экспериментальные результаты

Описываемый подход позволил получить послойную реконструкцию исследуемых образцов и визуализировать результат в трехмерном виде без применения перепакетки данных.

В эксперименте было использовано 5 сегментов протеза, которые по отдельности были вертикально расположены внутри 5 пластиковых трубок соответствующей длины. Проекционные данные представляли из себя набор из 600 проекций, полученных с угловым шагом 0.3 градуса. Очевидно, что суммарный угол поворота составлял 180 градусов, угол раскрытия веерного

пучка был равен 4.151566 градусов, расстояние от источника до центра вращения 940 мм.

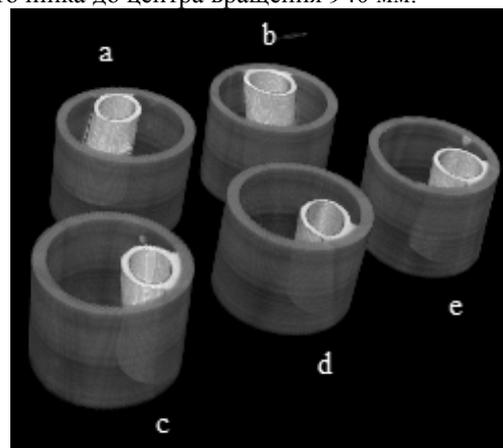


Рис. 4 – Трехмерная визуализация

#### Заключение

В результате применения алгоритма без перепакетки было достигнуто достаточно высокое качество реконструкции, позволившее с приемлемой точностью оценить плотность исследуемых материалов, а также провести объемную визуализацию и поиск дефектов.

#### Список использованных источников

1. Симонов, Е.Н. К вопросу получения объемных изображений в рентгеновской компьютерной томографии / Е.Н. Симонов, Д.В. Аврамов // Вестник ЮУрГУ. Серия «Компьютерные технологии, управление, радиоэлектроника». – 2015. – Т. 15, № 4. – С. 50–57. DOI: 10.14529/ctcr150405
2. Gabor T. Herman, Fundamentals of Computerized Tomography: Image Reconstruction from Projections, Springer Publishing Company, New York, 2009, 135 p.
3. И.С. Грузман, В.С. Киричук, В.П. Косых, Г.И. Перетягин, А.А. Спектор, Цифровая обработка изображений в информационных системах, Изд-во НГТУ, Новосибирск, 2002, 316 с.
4. А.А. Комиссаров, Об одной задаче вычислительной томографии: «выпрямляющий» алгоритм обратного преобразования радона в схеме веерного пучка, Вестник Московского финансово-юридического университета МФЮА, №3, 2014, 128-136 с.
5. С.А. Лавров, Е.Н. Симонов, Влияние «перепакетки» проекций пучка излучения из веерной геометрии в параллельную на качество томографических изображений, ВАНТ, сер. Математическое моделирование физических процессов, Вып. 4, 2009, 78-43 с.