

Министерство образования Российской Федерации
МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени Н.Э. БАУМАНА

Реферат по курсу **алгоритмов компьютерной графики**

ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЙ:
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ГРАФИКИ В
ТОМОГРАФИИ

Выполнил: студент группы ИУ9-43Б
Бакланова А. Д.

Проверил: старший преподаватель
Вишняков И.Э.

Москва, 2019 г.

Содержание

Введение.....	3
Глава 1. Томография в современной медицине.....	4
1.1 Основные понятия.....	4
1.2 Краткая история происхождения томографии.....	6
Глава 2. Алгоритмы компьютерной томографии.....	7
2.1 Метод обратного проецирования.....	8
2.2 Метод обратного проецирования с фильтрацией.....	10
2.3 Некоторые итерационные методы восстановления.....	11
2.3.1 Алгебраический метод восстановления.....	11
2.3.2 Итерационный метод наименьших квадратов.....	12
Заключение.....	14
Список используемой литературы.....	15

ВВЕДЕНИЕ

За последние годы в области науки и техники было совершено множество открытий. Прогресс не стоит на месте, а продолжает стремительно расти, давая людям доступ к изобретению нового. Так, наука и техника стали неотъемлемой частью медицины. Практически все ее области теперь прочно связаны с достижениями науки, что дает возможность точно диагностировать большинство болезней, следить за ними и лечить их. Одним из самых важных методов диагностики является томография. Под томографией понимается метод исследования, при котором используют рентген. Благодаря ему происходит послойная съёмка внутренней структуры объекта, а затем по полученным срезам происходит анализ и обработка изображений с последующим преобразованием их в трехмерную компьютерную модель. Это один из самых эффективных методов диагностики, который к тому же дает достаточно много информации. А когда речь заходит о медицине и лечении болезней, для которых требуется хирургическое вмешательство, точность и полнота информации о том, что именно надо извлечь — самые важные части. Только с помощью компьютерной томографии можно диагностировать потенциально опасные для жизни состояния: кровоизлияние, тромбы или рак на начальной стадии. Диагностика необходима для спасения жизней, поэтому тема реферата актуальна в наши дни.

Целью данного реферата является рассмотрение и сравнение существующих алгоритмов томографической реконструкции, т.е. преобразования полученных данных в полноценное изображение.

Планируется рассмотреть различные алгоритмы томографической реконструкции.

ГЛАВА 1. ТОМОГРАФИЯ В СОВРЕМЕННОЙ МЕДИЦИНЕ

1.1 ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ

Томография (др.-греч. $\tau\omicron\mu\gamma\acute{\iota}$ — сечение) — метод послойного исследования внутренней структуры объекта, который при этом не предполагает каких-либо его разрушений, путем многократного просвечивания под различными ракурсами. Сначала проводится совокупность процессов записи данных, затем к ним применяется алгоритмы математической обработки. Характеристики объекта получаются по измеренным интегральным величинам. Реконструкцией здесь является сам процесс проведения вычислений. Этот процесс также можно называть восстановлением. После реконструкции получаются результаты измерений, они называются проекционными данными.

Медицина постоянно развивается. Приходилось дорабатывать и всячески развивать такой важный метод диагностики как томография. Существует несколько её видов в медицине:

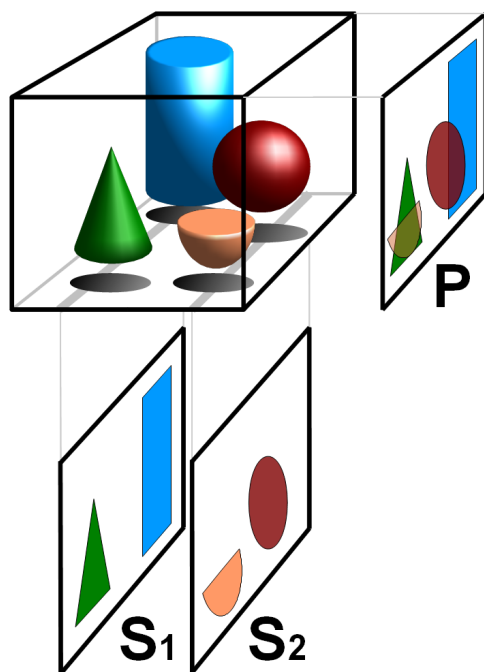


Рисунок 1. Проекции трехмерных объектов на разных уровнях глубины.

Компьютерная томография, которая дает послойные снимки интересующих объектов на разных уровнях глубины. С помощью рентгеновских лучей проводятся исследования, результаты которых поступают в компьютер и проходят обработку.

Магнитно-резонансная томография или МРТ, при которой измеряется разница между атомами водорода благодаря принципу ядерного магнитного резонанса. Этот метод диагностики позволяет получать не только физические данные, но и химические. Это преимущество довольно полезно при исследовании мягких тканей.

Позитронно-эмиссионная томография или ПЭТ является одним из новейших диагностических методов. Основное его отличие от других методов в том, что он применяется для определения, функциональны ли ткани, в то время как вышеупомянутые методы изучают непосредственно анатомические особенности объектов. Информация об органах получается с помощью радионуклеидного исследования.

Несмотря на такое количество видов томографии, компьютерной томографией называют все ее виды, так как абсолютно все они связаны с компьютерными технологиями. Также томография может быть как двумерной, так и трёхмерной.

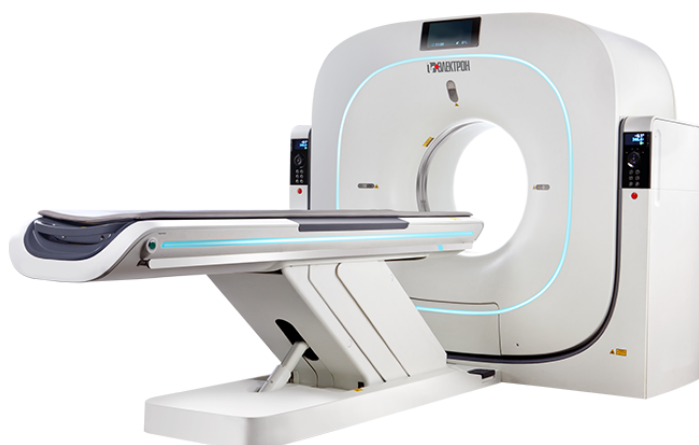


Рисунок 2. Компьютерный томограф.

1.2 КРАТКАЯ ИСТОРИЯ ПРОИСХОЖДЕНИЯ ТОМОГРАФИИ

Начало истории рентгеновской компьютерной томографии плотно связано с математическими достижениями, а именно — исследованиями реконструкции объекта из множества его проекций. В 1917 году И. Радон разработал первый алгоритм, основанный на математике, суть которого состояла в обобщении интегрального преобразования. В 1920-ых годах французский врач Бокаж запатентовал томографический механический сканер. Суть его была в том, что он оставлял все, кроме определенного слоя организма, размытым. Спустя менее, чем 10 лет А. Валлебон придумал принцип послойного исследования. И именно в 1963 году А.Кормак первый придумал как решить задачу томографического восстановления изображения. Далее, через несколько лет после этого, Г. Хаунсфилд собрал сканер, который был способен работать как компьютерный томограф. Затем, в 1985г. Вильгельм Конрад Рентген открыл рентгеновские лучи, за что ему дали Нобелевскую премию.

Развитие компьютерных томографов было направленно на увеличение результирующих проекций, потому что это повышало точность восстановленного изображения. Сначала в томографах была одна рентгеновская трубка, которую направляли на один детектор, затем напротив трубки стали устанавливать несколько детекторов. Так значительно сократилось время обработки изображения. В 1988 году создали томограф, принцип которого состоял во вращении трубки и движении стола с пациентом. Такой способ позволил значительно сократить время процедуры и уменьшить вред, приносимый излучением телу пациента.

Аппараты 1973 года обрабатывали полученную информацию 2,5 часа, каждый слой обрабатывался 4 минуты. Это было первое поколение томографов. Аппараты второго поколения обрабатывали данные 20 секунд и имели несколько детекторов, что позволяло получать сразу несколько сканов. Третье поколение сокращало время уже до 10 секунд. Четвертое поколение практически не отличалось от третьего, но время вращения составляло 0,7 секунд. В наши же дни господствует пятое поколение. Скорость обработки и анализа информации и полученных данных в современных томографах настолько

высока, что позволяет наблюдать желаемые органы в режиме реального времени. Будь это головной мозг или даже сердце, время обследования или качество изображения никак не меняется, а результат получается наиболее информативный и точный.

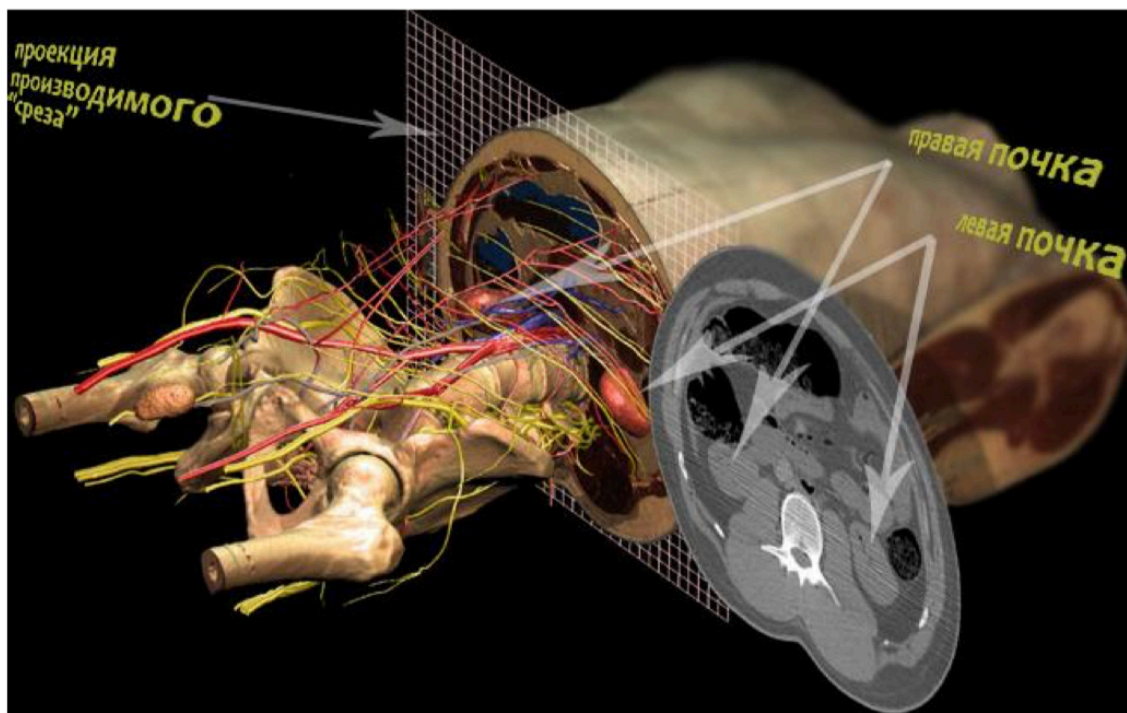


Рисунок 3. Пример современной томограммы почек.

ГЛАВА 2. АЛГОРИТМЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Восстановление многомерного объекта из множества его проекций — довольно сложная задача, надобность решения которой возникла достаточно давно. В наши дни математики составили множество алгоритмов и способов ее решения.

В основном способы решения поставленной задачи восстановления структуры интересующего нас объекта (или его части) делятся на два класса: аналитические и итерационные.

Первый класс, который рассмотрим — аналитический подход к решению проблемы. Суть такого метода состоит в точных математических расчетах и решениях задач восстановления сечения. Большинство способов пользуется

формулами преобразования Фурье и преобразования Радона. В основном, все существующие методы этого класса схожи по теоретической части, но различны в самой процедуре реализации.

Второй класс, который рассмотрим — итерационные методы. Они помогают восстанавливать изображение благодаря аппроксимации массивом ячеек равной плотности, которые являются неизвестными величинами, объединенными в систему линейных алгебраических уравнений. В такой СЛАУ свободными членами будут являться отсчеты на проекции. Программное решение уравнений будет сводиться к итерационным методам, отсюда и название класса. Существует не так много алгоритмов, но все они также примерно схожи. Основное различие лежит лишь в последовательности действий на одной итерации.

2.1 МЕТОД ОБРАТНОГО ПРОЕЦИРОВАНИЯ

Самым простым алгоритмом восстановления изображения является алгоритм обратного проецирования. Прост он за счет того, что интуитивно понятен, применялся в первых томографах.

Суть этого алгоритма в том, что он оценивает плотность в абсолютно любой точке сечения. Это происходит благодаря сложению лучевых сумм $p_0(v)$ для каждого луча, который проходит через искомую точку. Реконструкция выполняется путём обратного проецирования каждой из проекций через плоскость. То есть, надо приложить ко всем точкам, образующим луч, величину сигнала, которая соответствует нашей лучевой сумме. После проведения такой процедуры ко всем проекциям, на выход мы получаем приближённую аппроксимацию исходного объекта.

Таким образом, получается формула:

$$f(x, y) = \int_0^\pi p_\theta(v) d\theta$$

Если изменить конечное число проекций:

$$f(x, y) \approx \sum_i^M p_{\theta_i} (x \cdot \cos(\theta_i) + y \cdot \sin(\theta_i)) \Delta\theta_i$$

Здесь суммирование производится по всем углам проекции θ .

Величина, полученная с помощью последнего уравнения не является такой же, как у истинной плотности. Реконструированное изображение может иметь большую погрешность, потому как точки за пределами исходного объекта получают часть интенсивности спроецированного обратного сигнала.

При программной реализации этого метода, данные проекции будут храниться в одномерном массиве, а восстанавливаемое сечение будет храниться в двумерном массиве. В зависимости от угла получения профиля θ , значения из одномерных массивов как бы будут растягиваться обратно через восстанавливаемое сечение, по проходу рентгеновского луча, записываясь в ячейки двумерного массива. Эта запись будет происходить путем суммирования с уже имеющимися в этих ячейках значениями.

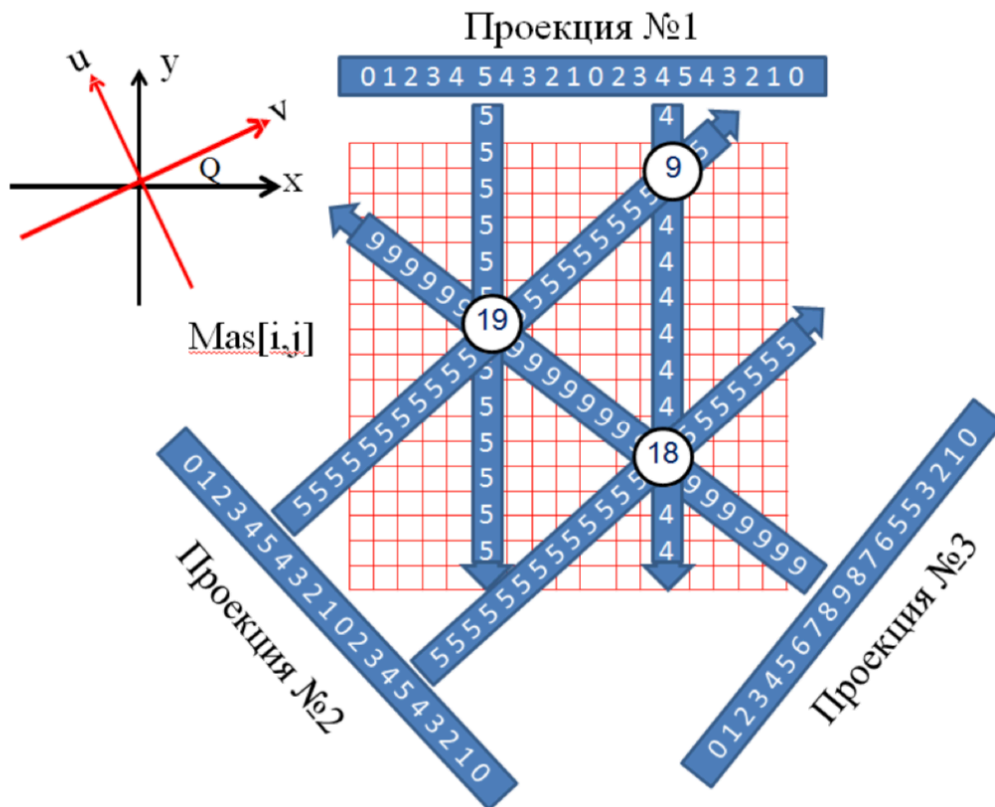


Рисунок 4. Визуализация метода обратного проецирования.

2.2 МЕТОД ОБРАТНОГО ПРОЕЦИРОВАНИЯ С ФИЛЬТРАЦИЕЙ

Главным недостатком предыдущего алгоритма была неточность. Метод обратного проецирования с фильтрацией же дает более точный результат, что довольно важно в медицине.

Метод обратного проецирования и метод обратного проецирования с фильтрацией схожи, но в последнем фильтрация или некоторые модификации применяются до обратного проецирования. Здесь уже не будет такого недостатка с погрешностью, как в прошлом алгоритме, из-за модификации проекций.

Теперь формула будет выглядеть так:

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi \{p_\theta(v) \otimes K(v)\} d\theta$$

Здесь $p_\theta(v)$ - проекции, которые были получены под разными углами θ . $K(v)$ — функция kernel (ядро). Знаком \otimes является операция математической свёртки, которая принимает две функции и порождает третью функцию, что и будет являться модифицированной версией одной из первоначальных, т.е. нашей функции $p_\theta(v)$.

Далее преобразовываем формулу к виду, когда изменяется конечное число проекций:

$$f(x, y) \approx \sum_i^M G_{\theta_i}(x \cdot \cos(\theta_i) + y \cdot \sin(\theta_i)) \Delta\theta_i$$

Здесь $G_{\theta_i}(v)$ - является результатом применения операции свёртки функций $K(v)$ и $p_\theta(v)$. M — количество проекций, $\Delta\theta$ — угловое расстояние между соседними проекциями.

Не мало важно то, что ядро надо выбирать тщательно, так как это сильно влияет на реконструированное изображение. Поэтому учитывая особенности объекта, которое собираемся восстановить, надо едва ли не проводить целое исследование ядра.

Ложные неоднородности, которые служили существенным недостатком, приводящим к неточностям в прошлом алгоритме, устраняются с помощью

суммирования проекций, в которых при свёртке с ядром усиливаются экстремумы.

Сильным преимуществом алгоритма обратного проецирования с фильтрацией является удобство. А именно - проводить вычисления для реконструкции изображения можно почти одновременно с записью проекций в массив. Компьютер получает с томографа данные о проекции $p_\theta(v)$, производит операцию свёртки пришедших данных с ядром $K(v)$, добавляет данные в ячейки памяти, в которых накапливаются результаты суммирования по формуле выше. Результатом явится обработка всех поступивших проекций. Как только это произошло, нужное нам изображение реконструировано.

2.3 НЕКОТОРЫЕ ИТЕРАЦИОННЫЕ МЕТОДЫ ВОССТАНОВЛЕНИЯ

Методы, которые сейчас будут рассматриваться, являются итерационными, так как их суть будет сходиться к последовательной аппроксимации, когда выбирается любое начальное изображение, для него надо рассчитать проекции и ввести поправки для того, чтобы эти проекции и измеренные проекции были согласованы.

2.3.1 АЛГЕБРАИЧЕСКИЙ МЕТОД ВОССТАНОВЛЕНИЯ

Если изображение f дискретизировать, то удобнее всего сделать это в двух разных индексациях: (f_l) - линейная, удобна при работе с изображением в линейном пространстве, (f_{ij}) - матричная, удобна человеку для понимания изображения.

Проекционные данные, как линейный оператор:

$$p = Wf$$

Здесь элемент w_{ij} матрицы W будет соответствовать вложению i -го пикселя в j -ый луч так, что $w_{ij} \leq 1$

$$w_{ij} = \frac{S_j}{S_i}$$

Здесь S_j — площадь i -го пикселя, которая перекрывается j -ым лучом.

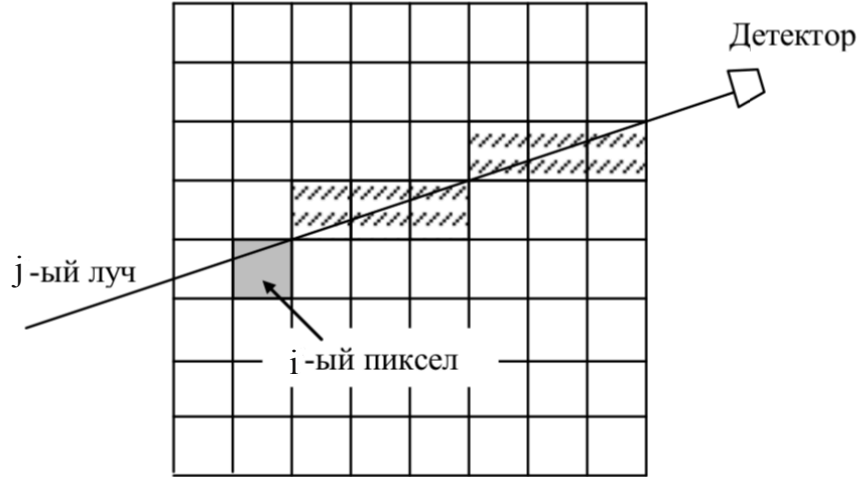


Рисунок 5. Визуализация алгоритма

Далее представим W и p :

$$w_{ij} = \sum_{k=1}^{M_\phi} w_{ij}^{\phi(k)}, p_j = \sum_{k=1}^{M_\phi} p_j^{\phi(k)}$$

Здесь M_ϕ — количество всех проекционных углов, а лучи учитывают только $w_{ij}^{\phi(k)}$ и $p_j^{\phi(k)}$, которые направлены по углу k .

Само изображение будет реконструироваться итерациями по формуле:

$$\mathbf{f}^{(n)} = \mathbf{f}^{(n-1)} + \gamma \frac{\mathbf{p}^{\phi(k)} - W^{\phi(k)} \mathbf{f}}{W^{\phi(k)2}} W^{\phi(k)T}$$

2.3.2 ИТЕРАЦИОННЫЙ МЕТОД НАИМЕНЬШИХ КВАДРАТОВ

В алгоритме наименьших квадратов в начале итерации при исходном значении плотности нужно вычислить все проекции. Далее, когда проекции посчитаны, на их основе определяются и вводятся некие поправки для каждой

из ячеек. Одна итерация завершена. Следом вводятся правки сразу для всех ячеек. Итерация завершена.

Недостаток этого алгоритма в том, что в нем не производится уточнение значения плотности в ячейке в течении итерации. Плотность изменяется всего один раз, и это приводит к перекоррекции, а потому данный метод колеблется вокруг правильного решения.

Стоит отметить, что для итерационных методов реконструкции в своем большинстве требуется, чтобы исходная плотность задавалась изначально. Затем они проходят итерации и изменяются на основе корректировок и данных проекций. Из-за этого все итерационные алгоритмы обладают таким недостатком, как медленная сходимость. Также, у таких методов низкая вычислительная способность.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основе проведенного исследования были рассмотрены два класса алгоритмов реконструкции томографических изображений: аналитический и итерационный, а также были приведены некоторые примеры самых известных или полезных алгоритмов. В медицине, а особенно в диагностике заболеваний очень важна точность для досконального понимания где именно и в каком состоянии находится интересующий врача орган. Итерационные методы, несмотря на свою низкую вычислительную способность, имеют также ряд преимуществ над аналитическими методами. Во-первых, можно создавать алгоритмы с заранее заданными известными свойствами, которые довольно удобны на практике, так как это дает возможность работать в интерактивном режиме. Во-вторых, можно выбрать — быстро, но менее качественно или медленно, но качество будет лучше. Выбор того или иного метода прежде всего зависит от требований к качеству реконструированного изображения, объема входных данных (проекций), времени вычисления и получения результата.

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Прун В.Е., Бузмаков А.В., Николаев Д.П., Чукалина М.В., Асадчиков В.Е. Автоматика и Телемеханика / Москва: Российская академия наук, 2013. 86-97 с.
2. Грузман И.С., Киричук В.С., Косых В.П., Перетягин Г.И., Спектор А.А. Цифровая обработка изображений в информационных системах: Учебное пособие / Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2002. - 352 с
3. Гуров И.П., Сизиков В.С., Щекотин Д.С. Научно-технический вестник Санкт-Петербургского государственного института точной механики и оптики (технического университета) / Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, 2003. 97-104 с.
4. Hounsfield G. N. Computerized transverse axial scanning tomography: Part 1, description of the system. / Br. J. Radiol, 1973. p 1016-1022.
5. Наттерер Ф. Математические аспекты компьютерной томографии. / Москва, Мир, 1990.