

Санкт-Петербургский государственный университет

Математико-механический факультет

Кафедра системного программирования

Бояровски Стефан

Автоматическое построение трёхмерной геометрической модели по набору
томографических снимков

Выпускная работа бакалавра

Допустить к защите:

Зав. Кафедрой	Д. ф.-м. н., профессор А. Н. Терехов
Научный руководитель	Аспирант А. Г. Петров
Рецензент	Ст. преподаватель И. Г. Антипов

Санкт-Петербург

2012

St. Petersburg State University
Faculty of Mathematics and Mechanics
Chair of Software Engineering

Automatic reconstruction of tridimensional geometric model from a given set of
tomographic images

Bachelor's graduation paper by
Bojarovski Stefan

“Admitted by”

Head of the chair	Dr. of Phys. and Math. Sci. A. N. Terekhov
Scientific advisor	Graduate Assistant A. G. Petrov
Reviewer	Senior Lecturer I. G. Antipov

St. Petersburg, 2012

Содержание

1. Введение	5
1.1. Предметная область	6
1.1.1. Визуализация в медицине	6
1.1.2. Магнитно-резонансная томография	6
1.1.3. Томография в медицине	7
1.1.4. DICOM	8
1.1.5. Сравнение трёхмерной геометрии с другими средствами визуализации	8
1.1.6. Компьютерное зрение	10
1.2. Постановка задачи	10
2. Обзор существующих решений	12
2.1. Коммерческое приложение MIMICS Innovation Suite	12
2.2. Avizo Open Inventor - developed by VSG(Visualization Sciences Group)	12
2.3. iso2mesh	12
3. Описание алгоритмов предлагаемого решения	13
3.1. Фильтры	13
3.1.1. Вычитывание минимальной интенсивности	13
3.1.2. Фильтр на основе шкалы Хаунсфилда	14
3.2. Описание алгоритма сегментации	16
3.3. Итеративный подход построения полной геометрической модели	17
3.4. Построение вогнутой оболочки	17
3.4.1. Альфа-формы	18
3.5. Триангуляция вогнутой оболочки	19
3.5.1. Fast triangulation of unordered point clouds	20

3.5.2. An Integrating Approach to Meshing Scattered Point Data	21
4. Реализация и применение решения	23
4.1. Модуль ввода/вывода	23
4.1.1. Чтение и запись DICOM набора	23
4.1.2. Запись трёхмерной геометрии	23
4.2. Модуль обработки изображения	23
4.2.1. Алгоритм итеративного построения полной геометрической модели	23
4.3. Модуль работы с 3Д данными	25
4.3.1. Алгоритмы работы с воксельным представлением томографических данных	25
4.3.2. Алгоритм для подсчёта связанных областей в трёхмерной маске	26
5. Архитектура системы	28
6. Выбор библиотек	30
6.1. Ввод/Вывод томографических наборов	30
6.2. Работа с облаками точек	30
7. Применение решения	31
8. Заключение	32
9. Список литературы	33
Приложение А — Схема подхода построения геометрической модели.	34

1. Введение

В медицине, в медицинских исследованиях, при диагностировании болезней всё чаще применяются новые технологии – компьютерное моделирование, компьютерная графика и компьютерное зрение. В основе компьютерного моделирования биомеханических процессов и численного анализа лежит правильная подборка геометрии модели. Для численного анализа сложных анатомических структур и моделирования биомеханических процессов в теле человека требуется его полная геометрическая модель, которая включает в себя информацию о его внутренней структуре.

С помощью геометрической модели становится проще визуализировать объекты сложной структуры и проводить анализ анатомии пациента и физические деформации.

Самая распространенная технология, которая используется при исследовании внутренней структуры тела – это томография.

Традиционно, с помощью томографии создаются наборы двумерных статических изображений. С помощью алгоритмов компьютерного зрения заданный набор двумерных изображений объединяются с целью визуализации объёмной модели. Так как трёхмерные модели позволяют детально визуализировать важные и сложные структуры, они являются очень полезными при проставлении диагноза и лечении заболевания.

Целью данной работы является разработка системы для построения «полной» геометрической модели некоторого объекта анатомии по заданному набору его томографических снимков.

Под словом полной геометрической модели имеется в виду представление границ всех объектов анатомии в заданном изображении, в виде полигональных сеток, в единой вложенной структуре.

1.1. Предметная область

1.1.1. Визуализация в медицине

Медицинская визуализация — раздел медицинской диагностики, занимающийся неинвазивным исследованием организма человека при помощи физических методов с целью получения изображения внутренних структур.

Цель использования технологии визуализации в медицине - создание точных и реалистичных визуальных представлений объектов по медицинским данным.

Во многих случаях для установления диагноза врач зрительно анализирует изображения отдельных сечений объекта, полученных при томографическом обследовании. Однако, для некоторых клинических задач, подобных хирургическому планированию, необходимо понимать трёхмерную структуру во всей ее сложности и видеть дефекты. Опыт показал, что “умозрительная реконструкция” объектов по изображениям их сечений чрезвычайно трудна и сильно зависит от опыта и воображения наблюдателя. В таких случаях хотелось бы представить человеческое тело так, как его увидел бы хирург или анатом [1].

Трёхмерное представление позволяет легким способом измерять расстояния в трёхмерном пространстве, кривизны поверхностей или объём объектов.

1.1.2. Магнитно-резонансная томография

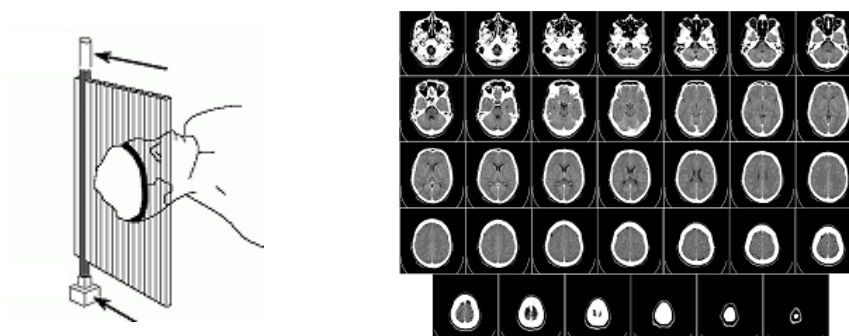
На протяжении двух последних десятилетий технология получения изображений внутренних органов человека пережила ряд изменений. Ранее в распоряжении врачей были лишь рентгеновские снимки, которые давали некоторое представление об исследуемых органах в виде наложения теней на изображениях. Эти изображения отличались плохой контрастностью и отсутствием какой-либо информации о глубине объектов. Использование

компьютеров дало возможность развиваться новым направлениям томографической интроскопии, таким как компьютерная томография (англ. CT-computed tomography), магнитная резонансная томография (англ. MRI-magnetic resonance imaging) и позитронная эмиссионная томография (англ. PET-positron emission tomography). С помощью томографической аппаратуры можно получить снимки множества сечений тела пациента, которые характеризуют особенности его анатомии и физиологии [1].

При МРТ измеряется изменение пространственной ориентации магнитного момента ядер некоторых атомов в теле, с использованием сильного магнитного поля и радиочастотных импульсов. На основе параметров протона (спинов) и их векторном направлении, которые могут находиться только в двух противоположных фазах, а также их привязанности к магнитному моменту протона можно установить, в каких именно тканях находится тот или иной атом водорода. Эта информация и записывается на томографических снимках, закодирована в виде интенсивности пикселей.

1.1.3. Томография в медицине

Самая распространенная технология которая используется при исследовании внутренней структуры тела – это томография.



А) Принцип работы томографии

Б) Результат томографической снимки мозга

Рисунок 1: Пример применения томографии в медицине.

Томографические изображения – это определённое количество поперечных снимков, которые содержат информацию о внутренней структуре объекта. Обычно это плотность тканей закодирована в виде

интенсивности на чёрно-белом двумерном изображении. Для хранения и передачи томографических изображений в медицине используется стандарт DICOM.

1.1.4. DICOM

DICOM (англ. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) — отраслевой стандарт создания, хранения, передачи и визуализации медицинских изображений и документов обследованных пациентов [2].

Стандарт DICOM, разрабатываемый Национальной ассоциацией производителей электронного оборудования (*National Electrical Manufacturers Association*), позволяет создавать, хранить, передавать и печатать отдельные кадры изображения, серии кадров, информацию о пациенте, исследовании, оборудовании, учреждениях, медицинском персонале, производящем обследование, и т. п.

1.1.5. Сравнение трёхмерной геометрии с другими средствами визуализации

Ниже мы рассматриваем три из самых часто употребляемых способов визуализации данных, и попытаемся пояснить их преимущества и недостатки:

- Мозаика – самый простой способ визуализации томографических данных. Определённое количество снимков располагается в виде мозаики. Не требует дополнительной обработки данных томографического изображения. Такая визуализация не представляет особое неудобство для специалистов, особенно для выполнения “простых задач” – обнаружение посторонних объектов там где их не должно быть, или механические повреждения некоторых органов.

Недостатком этого способа является то, что специалист получает косвенное представление о структуре и геометрической форме трёхмерного объекта. Таким образом, например, задача сегментации печени по схеме Couinaud-а уже представляет собой нетривиальной

задачей.

- Объемный рендеринг - техника, используемая для получения плоского изображения трехмерного дискретного набора данных [3]. Преимущество объемного рендеринга перед мозаикой – это возможность трёхмерной визуализации. Входными данными является регулярная сетка вокселей, где каждому вокселу соответствует усредненное значение (температура, плотность материала) в данной точке трехмерного объекта. Прямой объемный рендерер сопоставляет значению каждого вокселя цвет и прозрачность. Это делается при помощи передаточной функции, которая может задаваться кусочно-линейной функцией или таблицей значений. После этого полученное RGBA значение выводится в кадровый буфер. После прорисовки всего объема получается цельная картинка.

Объемный рендеринг - это очень сложная вычислительная задача, которая требует дополнительных вычислений. Хотя и получается хорошая визуализация, на этом и заканчивают его возможности, так как в результате обычно не строится геометрическая модель.

- Трёхмерная геометрическая модель – предоставляет все возможности трёхмерной визуализации как и объемный рендеринг, но при этом, представление объектов в виде полигональных оболочек даёт ещё возможность использования полученной модели в последующих задачах, например в компьютерном моделировании, в анализе методом конечных элементов и применять над моделью множество полезных операции.

Кроме как для реконструкции анатомических структур, построение геометрической модели нужно для симуляции биомеханических процессов в теле человека. В настоящем времени, одна из самых перспективных и привлекательных задач – это быстрое и точное вычисление механического поведения мягкой ткани. Эта задача является предпосылкой для обширной и

по большей части неисследованной области виртуальной и симуляционной хирургии.

1.1.6. Компьютерное зрение

Как научная дисциплина, компьютерное зрение относится к теории и технологии создания искусственных систем, которые получают информацию из изображений.

Одним из наиболее важных применений компьютерного зрения является обработка изображений в медицине. Эта область характеризуется получением информации из видеоданных для постановки медицинского диагноза пациентам. В большинстве случаев, видеоданные получают с помощью микроскопии, рентгенографии, ангиографии, ультразвуковых исследований и томографии. Примером информации, которая может быть получена из таких видеоданных является обнаружение опухолей, атеросклероза или других злокачественных изменений. Также примером может быть измерение размеров органов, кровотока и т.д. Эта прикладная область также способствует медицинским исследованиям, предоставляя новую информацию, например, о строении мозга или качеству медицинского лечения.

1.2. Постановка задачи

Для достижения цели дипломной были выделены следующие задачи:

- Разработать модуль ввода/вывода данных:
 - Разработать функции для чтения и записи изображения в DICOM формате.
 - Разработать функции для записи трёхмерной геометрии в формат Wavefront OBJ.
- Разработать модуль обработки изображений:
 - Вычитание минимальной интенсивности
 - Инвертирование интенсивности

- Фильтрация гистограммы по шкале Хаунсфилда
- Разработать модуль работы с 3Д данными:
 - Реализация алгоритмов работы с воксельным представлением томографических данных .
 - Реализовать алгоритм для подсчёта связанных областей в трёхмерной маске
 - Реализовать алгоритм построения полигональной модели по облаку точек

2. Обзор существующих решений

2.1. Коммерческое приложение MIMICS Innovation Suite

Mimics (англ. Materialise Interactive Medical Image Control System) - это коммерческое программное обеспечение для обработки изображений в области 3Д дизайна и моделирования [4].

Mimics умеет реконструировать поверхности трёхмерных моделей на основе наборов слоев изображений полученных из КТ, МРТ или Микро КТ. Для реконструкции сначала выполняется сегментация изображений, и над результатом сегментации запускается алгоритм Marching cubes (англ. *движущиеся кубики*), чтобы получить полигональную трёхмерную поверхность.

2.2. Avizo Open Inventor - developed by VSG(Visualization Sciences Group)

Open Inventor - это объектно ориентированный кросс платформенный набор инструментальных средств для разработки интерактивных приложений для 3Д графики с помощью C++, .NET или Java [5][6]. Его расширяемая архитектура и большое число продвинутых компонент предоставляют разработчикам платформу высокого уровня для быстрого макетирования и разработки приложений для 3Д графики.

Open Inventor чаще всего используется для разработки приложений визуализации в медицине, но существует множество примеров в которых кроме для визуализации анатомических объектов, его инструменты используются для восстановления их полигональной геометрии.

2.3. iso2mesh

iso2mesh является бесплатным инструментальным средством для генерирования и обработки полигональных сеток на основе Matlab/Octave [7]. С помощью iso2mesh можно строить трёхмерные тетраэдральные конечно-элементные полигональные сетки на основе трёхмерных бинарных изображений или изображений в градациях серого.

что органические ткани какого-то одного состава, на томографическом изображении будут изображены в виде областей с более-менее однородной интенсивностью.

Однако, для автоматического построения геометрической модели такой фильтр даёт неудовлетворительные результаты. Проблема в том, что значения интенсивности в томографических изображениях меняются в диапазоне от нескольких тысяч. При этом, пиксели с определёнными одинаковыми значениями почти случайным образом разбросаны по всему пространству. Таким образом, при последовательном применении фильтра и алгоритма сегментации, самые яркие пиксели всегда остаются выделенными в маске. Области которые можно получить путём булевого вычитывания масок, полученных при разных шагах итерации слишком сильно отличаются от реальной структуры анатомических объектов.

Для более эффективной сегментации можно сначала выполнить многоуровневое пороговое преобразование изображения. После этого, выделить в оригинальном изображении те пиксели которые соответствуют сегменту минимальной интенсивности.

3.1.2. Фильтр на основе шкалы Хаунсфилда

Шкала Хаунсфилда – это количественная шкала рентгеновской плотности (радиоденсивности). Шкала единиц Хаунсфилда (денситометрических показателей, англ. *HU*) — это шкала линейного ослабления излучения по отношению к дистиллированной воде, рентгеновская плотность которой была принята за 0 HU (при стандартных давлении и температуре). Величина HU для материала X с линейным коэффициентом ослабления μ_X вычисляется по следующей формуле [8]:

$$\frac{\mu_X - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000$$

Формула 1: Вычисление значения HU для материала X

где μ_{water} и μ_{air} - линейные коэффициенты ослабления для воды и воздуха при стандартных условиях. Стандарты, указанные выше, были выбраны для

практического применения в компьютерной томографии живых организмов (в том числе человека), так как их анатомические структуры в значительной степени состоят из связанной воды.

Для веществ и органов, которые обычно встречаются в человеческом теле, вычислены следующие средние денситометрические показатели:

Вещество	HU
Воздух	-1000
Легкие	-700
Мягкие ткани	с -300 по -100
Жир	-84
Вода	0
Кровь	с +30 по +45
Мышца	+40
Кость	с +700(Губчатая кость) по +3000 (Плотная кость)

Таблица 1: Значения величины Хаунсфилда для тканей в человеческом теле.

Эта шкала позволяет нам выделить интересующие нас ткани на изображении и применять наши алгоритмы сегментации и построения геометрии только для определённого вида органов, что является очень полезной возможностью.

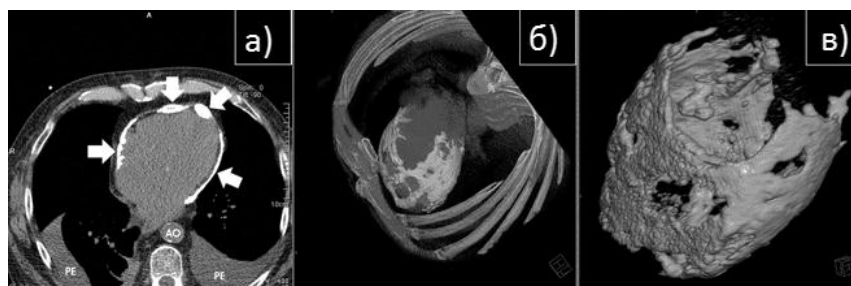
Каждое устройство, которое создаёт томографические снимки, использует собственные параметры при обработке и записи данных изображения. По стандарту DICOM, все эти параметры должны быть записаны в заголовке каждого файла из набора, по определённому порядку. Это очень важно для сохранения целостности информации и избежания ошибок при работе со снимками на разных платформах.

Для восстановления значения величины Хаунсфилда для данного пикселя используется следующая формула [9]:

$$HU = Pixel\ Intensity * Rescale\ Slope + Rescale\ Intercept$$

Формула 2: Вычисление значения HU в данном пикселе.

Параметры Rescale Intercept и Rescale Slope зависят от устройства, с помощью которого были сняты изображения, и находятся в метаданных набора по адресу (0028,1052) и (0028,1053) соответственно [10]. Pixel Intensity – это значение интенсивности пикселя.



А) Сердце человека на томографическом снимке Б) Сердце человека в объёмном рендеринге В) Выделение слоя кальция около сердца

Рисунок 3: Применение шкалы Хаунсфилда при визуализации МРТ данных – объёмный рендеринг

С помощью этой формулы, легко можно отфильтровать изображения, удалив все значения пикселей, которые отличаются от интересующего нас диапазона на больше чем заданного порога. Таким образом, можно например сразу выделить все пиксели в изображении, на которых, по шкале Хаунсфилда отображены кости.

3.2. Описание алгоритма сегментации

Нам была предоставлена реализация алгоритма сегментации, который по заданному изображению строит трёхмерную маску. Изначально изображение разделяется на регулярную трёхмерную сетку. Для каждой ячейки этой сетки считывается число пикселей, имеющих интенсивность больше заданного порога. Если число таких пикселей больше заданного процента, то ячейка считается частью маски. После первого прохождения происходит оптимизация маски, уточнения её границ и уборка артефактов. В маске выделяется самая большая по объёму связанная область в изображении. Другими словами, этот алгоритм выделяет самый большой объект в изображении, не являющийся фоном.

Маска представлена в виде трёхмерного булевого массива, который можно представить себе как облако точек. В зависимости от дальнейшего использования, это облако точек можно либо сразу использовать в таком виде, либо дополнительно обработать, чтобы получить нужное представление геометрии – например, реконструировать внешнюю оболочку, просто убрать внутренние точки или построить диаграмму Вороного.

3.3. Итеративный подход построения полной геометрической модели

Одна из особенностей человеческого тела – это вложенность областей разных органов на томографических снимках. Этот факт можно использовать для построения подхода итеративной сегментации. В таком подходе, для каждой выделенной области с помощью алгоритма сегментации, “итеративным образом” можно применять фильтр для изменения значений пикселей внутри области, сегментацию области и разбиение полученной маски на несвязанные подобласти. Этот процесс можно повторять до получения областей размера которых меньше некоторого порога.

На каждом шаге итерации можно записывать текущие области изображения и трёхмерные маски, так называемые облака точек, чтобы получать представления о работе алгоритма.

3.4. Построение вогнутой оболочки

В результате сегментации, выделяются трёхмерные области изображения, которые представлены в виде плотных облаков точек. Под плотностью имеется в виду, что кроме те точки которые лежат непосредственно на самой границе области, каждому облаку принадлежат и все внутренние точки области. Так как эти точки не несут никакой дополнительной информации, их можно удалить. При удалении значительно уменьшается место, которое занимают в памяти все эти облака, и облегчается и ускоряется работа алгоритмов построения трёхмерной поверхности (триангуляции).

Чтобы определить какие из точек принадлежат контуру, а какие внутренней области облака используется алгоритм построения вогнутой оболочки ConcaveHull из библиотеки PCL, который работает на основе альфа-форм.

3.4.1. Альфа-формы

Концепт альфа-форм — это подход к формализации интуитивного понятия «формы» пространственных множеств точек. Математическое определение альфа-форм представляет собой генерализацией понятия выпуклой оболочки [11]. Для заданного конечного множества точек можно построить целое семейство форм на основе его триангуляции Деланоа — вещественный параметр α управляет желаемым уровнем деталей. Множество всех значений параметра α определяет это семейство форм.

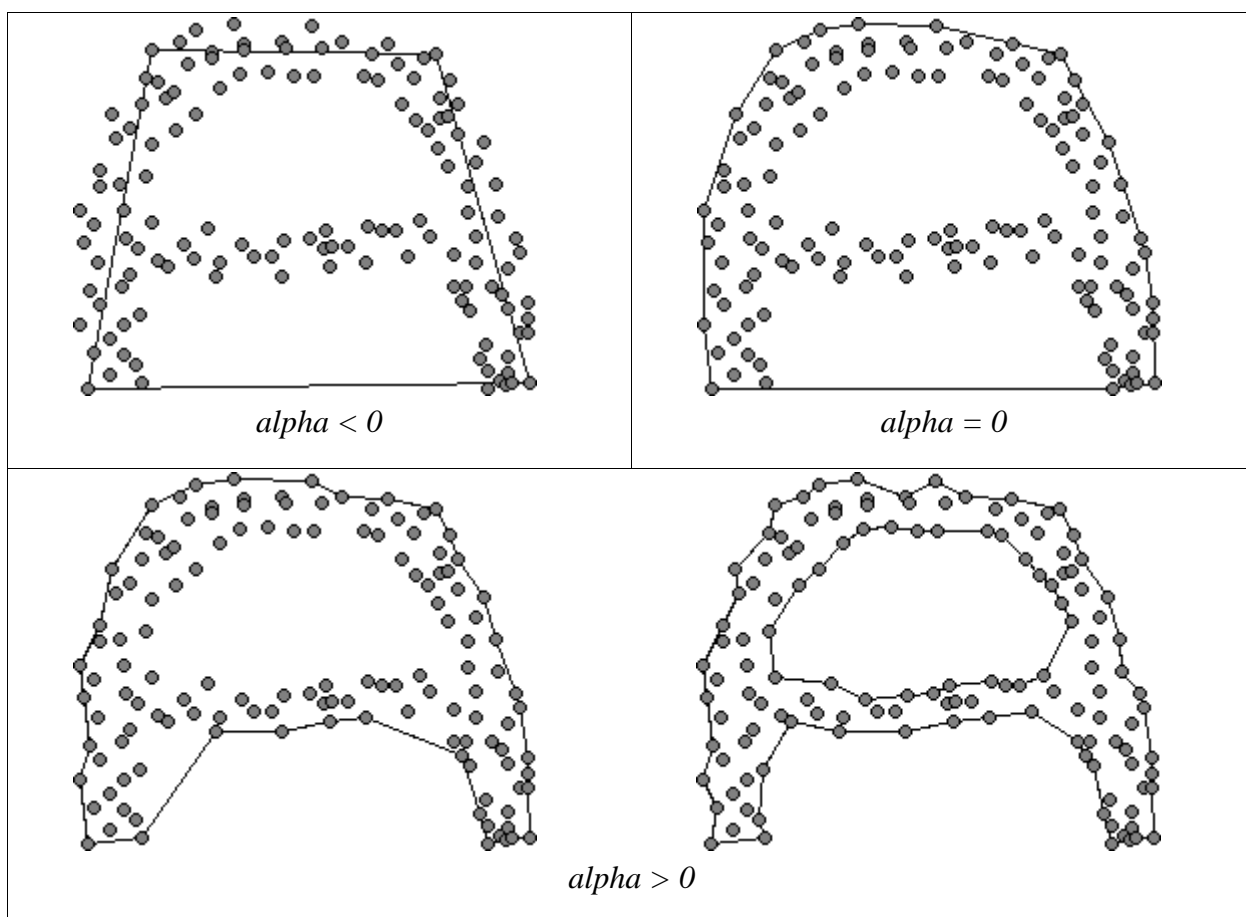


Рисунок 4. Результат работы алгоритма альфа-форм в двумерном пространстве, с разными значениями параметра α .

Пусть обобщённый круг с радиусом $1 / \alpha$ является:

1. Замкнутым кругом с радиусом $1 / \alpha$, если $\alpha > 0$.

2. Полуплоскостью, если $\alpha = 0$.
3. Дополнением замкнутого круга с радиусом $-1 / \alpha$, если $\alpha < 0$.

Тогда, для заданного множества точек и определённого значения α , можно построить альфа-форму следующим образом:

1. Для каждой точки P_i в множестве, создаём вершину V_i .
2. Вершины V_i и V_j связываем ребром, если существует обобщённый круг с радиусом $1 / \alpha$, который содержит все точки множества, и при этом точки P_i и P_j лежат на его границе.

При работе с алгоритмом альфа-форм, значение параметра α вычисляется с учётом расстояния между слоями в изображении и плотности точек на отдельном слое.

Результат работы алгоритма для одного из тестовых изображений изображен на рисунке:

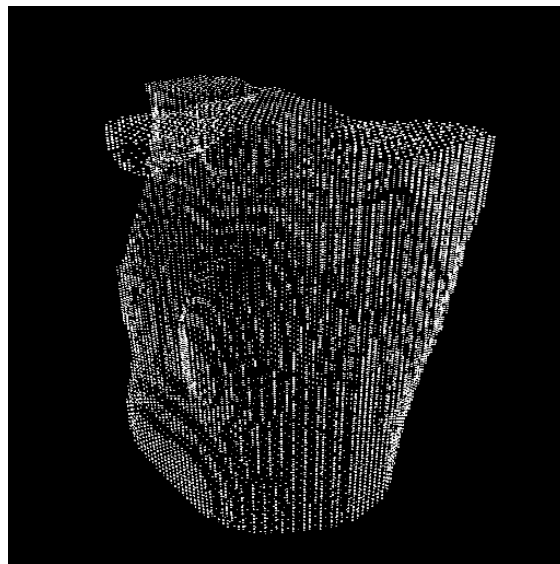


Рисунок 5. Пример работы алгоритма альфа-форм для внешней оболочки грудной клетки человека.

3.5. Триангуляция вогнутой оболочки

Для построения конечной трёхмерной поверхности были проверены два алгоритма *Fast triangulation of unordered point clouds* от библиотеки PCL,

и алгоритм *An Integrating Approach to Meshing Scattered Point Data*.

3.5.1. Fast triangulation of unordered point clouds

Этот алгоритм основан на принципе инкрементального построения поверхности [12]. В начале выбирается некоторый треугольник, и к его вершинам добавляются новые треугольники до того момента когда не останутся больше не соединенных точек, или треугольники которые можно добавить не соответствуют некоторым критериям. Во втором случае, выбирается новый треугольник из несвязанных точек и процесс начинается заново.

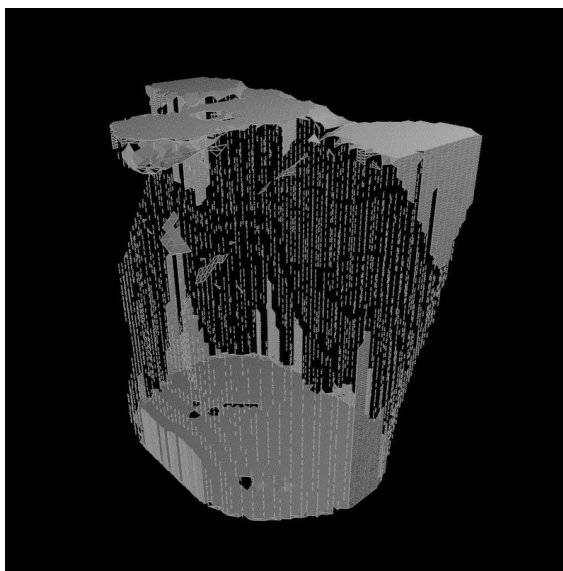


Рисунок 6. Результат работы алгоритма Fast Triangulation для внешней оболочки грудной клетки человека.

Алгоритм является «жадным» - при построении поверхности, выбранные ребра не удаляются, и всегда выбирается первая возможная триангуляция:

- для каждой точки p выбирается соседство из k самых близких точек внутри сферы с радиусом $r = d0$, который настраивается к локальной плотности точек ($d0$ - это расстояние от точки p до ближайшего её соседа, и этот параметр задаётся пользователем).
- соседство проецируется на плоскость, которая направлена по касательной относительно поверхности, заданной этим соседством.

- Проекция соседства упорядочивается относительно точки p и определяются те точки, которые можно связать с p , на основе их видимости относительно предыдущих рёбер. Остальные точки связываются с p в последующих парах, оформляя при этом треугольники удовлетворяющие критериям максимального и минимального угла.

3.5.2. An Integrating Approach to Meshing Scattered Point Data

Этот алгоритм основан на стратегии минимизации локального квадратичного отклонения Гарланда-Хекберта [13]. Для заданного неорганизованного множества точек P , которые расположены на частично гладкой поверхности L вычисляется приближение в виде триангулированной полигональной оболочки M :

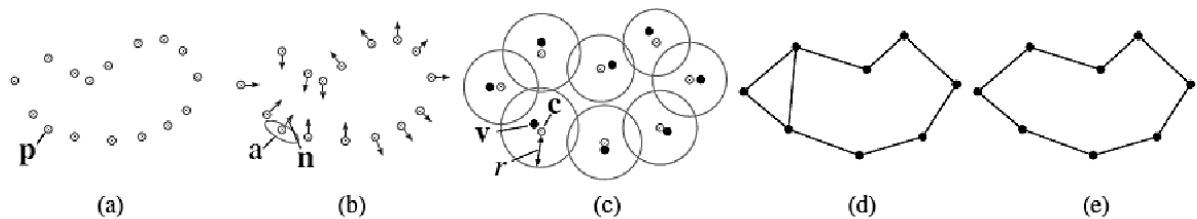


Рисунок 7. Работа алгоритма триангуляции.

- Предварительная обработка. Всем точкам назначаются веса, чтобы компенсировать за неоднородность плотности в P . Если точки не содержат нормалей, то они оцениваются с помощью ковариантного анализа.
- Построение полигональной сетки. Строится сферическое покрытие P и создаются вспомогательные точки в соответствии со сферами. Эти точки связываются в зависимости от пересечений сфер.
- Очищение. Удаляются многосвязные рёбра и закрываются маленькие отверстия.

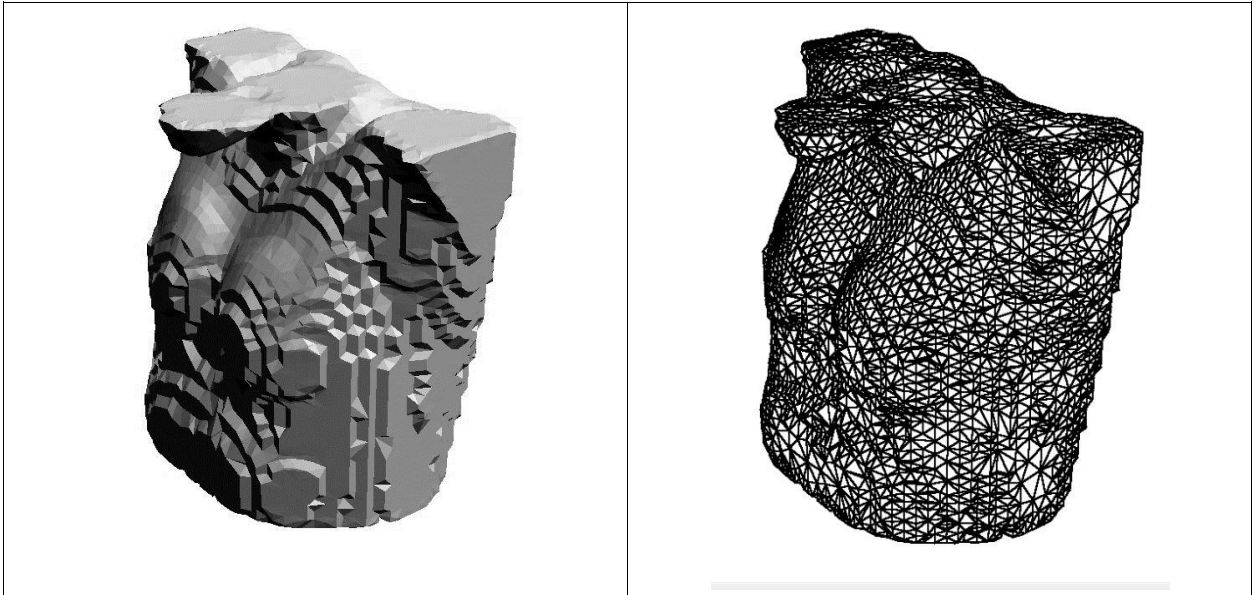


Рисунок 8. Результат работы алгоритма триангуляции *An Integrating Approach to Meshing Scattered Point Data* для внешней оболочки грудной клетки.

Большинство треугольников полученной полигональной сетки имеют близкие до оптимальных соотношения размеров. Таким образом, этот подход объединяет вместе все стадии построения полигональной оболочки - реконструкции поверхности, сглаживание, прореживание.

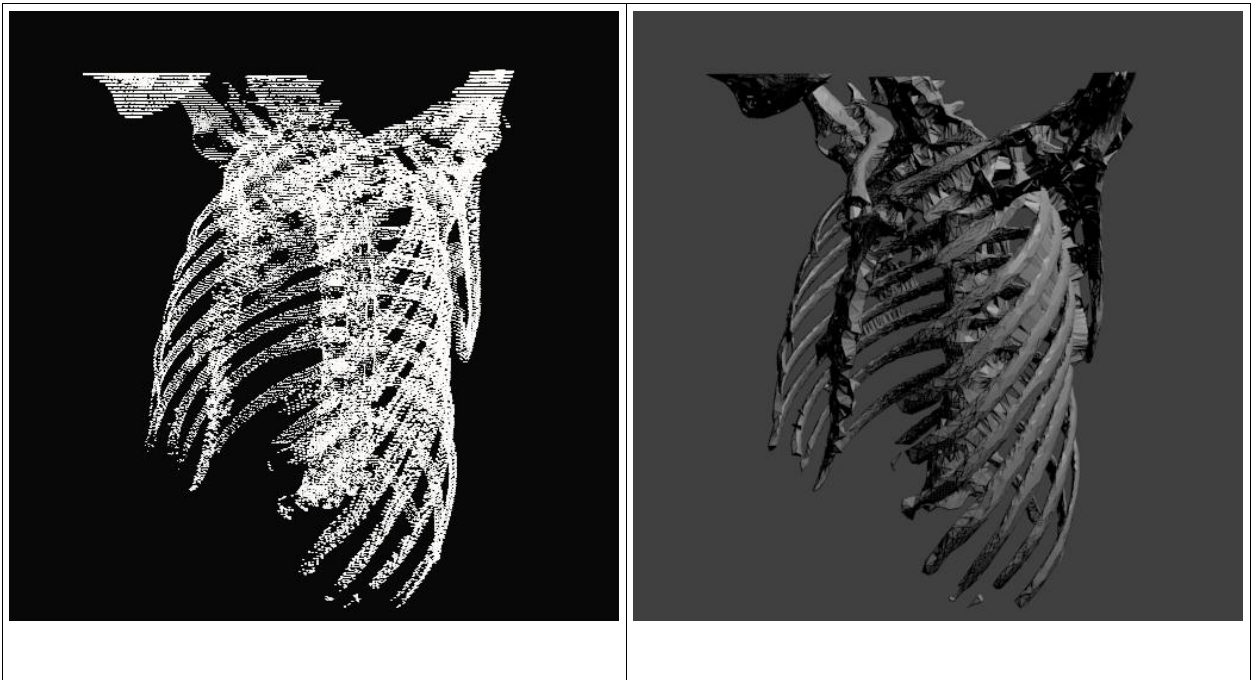


Рисунок 9. а) Облако точек костей грудной клетки. б) Результат триангуляции облака.

4. Реализация и применение решения

4.1. Модуль ввода/вывода

4.1.1. Чтение и запись DICOM набора

Для реализации алгоритмов ввода/вывода использовались функции библиотеки ИТК для чтения и записи изображения класса Image в формат DICOM. Алгоритмы были реализованы на основе примеров библиотеки (файл `ITK/Code/Examples/IO/DicomSeriesReadImageWrite2.cxx`) и с помощью руководства для использования ИТК Software Guide. При чтении набора DICOM учитываются только те параметры которые нужны для работы алгоритмов обработки изображения. Остальные параметры, которые включают в себя данные о личности пациента, и которые не имеют значения для работы системы на данный момент не используются.

4.1.2. Запись трёхмерной геометрии

Так как маски изображения представляют собой трёхмерные облака точек, их можно записать в OBJ файл, просто перечисляя в текстовом файле трёхмерные координаты всех точек.

Для чтения и записи полигональной геометрии были использованы функции библиотеки PCL.

4.2. Модуль обработки изображения

4.2.1. Алгоритм итеративного построения полной геометрической модели

```
//Recursively build a 3D geometry based on the different components found  
// in the image  
  
template <typename T>  
void build3DGeometry(  
    Image<T> * originalImage,  
    std::vector<ImageMask> * extractedComponents,  
    void (*filter)(Image<T> * someImage))  
{
```

```

//apply filter to the input Image
(*filter)(originalImage);

//calculate mask for the input Image
originalImage->performFullCubeSegmentation(7.0, 50, 0.4, 80, 3.0, 8);

//separate unconnected components in the mask
std::vector<ImageMask> localMaskComponents;
separateComponentsInImageMask(originalImage->Mask, &localMaskComponents);

//copy the found components to extractedComponents
extractedComponents->insert(
    extractedComponents->end(),
    localMaskComponents.begin(),
    localMaskComponents.end());

typedef std::vector<Image<T>> ImageComponents;

//extract from the input Image the parts that are defined by
//LocalMaskComponents
ImageComponents extractedImages;
for(std::vector<ImageMask>::iterator component =
localMaskComponents.begin();
    component != localMaskComponents.begin();
    ++component)
{
    Image<T> part;
    extractImageByMask(*originalImage, &part, *component);
    extractedImages.push_back(part);
}

```



```

//call the recursion for each part
for(ImageComponents::iterator image = extractedImages.begin();
    image != extractedImages.end();
    ++image)
{
    //if the image part is larger than some value
    ImageSize sizeOfImage = image->getVoxels().getSize();
    int size = sizeOfImage.XSize * sizeOfImage.YSize * sizeOfImage.ZSize;
    if(size >= 100)
    {
        //repeat the procedure for that part
        build3DGeometry(&*(image), extractedComponents);
    }
    //otherwise skip that part
    continue;
}
return;
}

```

4.3. Модуль работы с 3Д данными

4.3.1. Алгоритмы работы с воксельным представлением томографических данных

Слово воксель означает элемент объёмного изображения, содержащий значение элемента раstra в трёхмерном пространстве. Воксели являются аналогами пикселей для трёхмерного пространства. Воксельные модели часто используются для визуализации и анализа медицинской и научной информации. Для работы с воксельным представлением томографического набора был реализован шаблонный класс `Image<T>` в котором хранятся данные томографического набора — значения интенсивности в трёхмерном массиве, размер вокселей и мета-данные набора. В классе хранится маска, которая получается с помощью алгоритма сегментации, а также в нём

реализовано множество полезных методов для работы с изображением.

4.3.2. Алгоритм для подсчёта связанных областей в трёхмерной маске

Алгоритм `separateComponentsInImageMask(...)` реализован на основе алгоритма обхода массива в ширине. На вход, функция получает первоначальная маска изображения — параметр `someMask`, а результат выделения несвязных областей в маске записывает в вектор `Components`. При запуске функции начинается поиск не посещённого вокселя, принадлежащего маске. Как только найдётся такой воксель, он добавляется в текущую компоненту (представляющая собой трёхмерное облако точек), отмечается как посещённым, и все его соседние не посещённые воксели, принадлежащие маске, добавляются в очередь. Последняя операция выполняется для каждого элемента очереди. При этом, все воксели которые попадают в очередь считаются частями одной и той же компоненты. Этот процесс продолжается до опустошения очереди. Как только очередь становится пустой, текущая компонента записывается в вектор `Components`, и заново начинается поиск не посещённого вокселя, принадлежащего маске.

```
//For each voxel in the image (inside the mask boundaries)
for (unsigned int z = 0; z < size.ZSize; z++)
{
    for (unsigned int y = 0; y < size.YSize; y++)
    {
        for (unsigned int x = 0; x < size.XSize; x++)
        {
            //If it's included in the mask, and not visited
            if((1 == someMask.at(z, y, x))
                && (0 == visited.at(z, y, x)))
            {
                //we found a new component, containing this voxel
                ImageMask component(size.ZSize, size.YSize, size.XSize);
```

```

Queue.push_back(TPoint3D<unsigned int>(x, y, z));
component.set(z, y, x, 1);
visited.set(z, y, x, 1);

//Visit each non-visited, mask-included voxel,
//that is adjacent to this component
while(!Queue.empty())
{
    TPoint3D<unsigned int> current = Queue.front();
    TPoint3D<unsigned int> neighbour(current);
    Queue.erase(Queue.begin());

    for(int i = 0; i < 26; i++)
    {
        //get the i-th neighbour of the current point
        getCoords3D(i, &neighbour, current);
        //if the neighbour is inside the mask boundaries and not
        //visited
        if((isInsideLimits(size, neighbour)
            &&(1 == someMask.at(neighbour.Z, neighbour.Y, neighbour.X))
            && (0 == visited.at(neighbour.Z, neighbour.Y, neighbour.X))))
        {
            //add it to the queue
            Queue.push_back(neighbour);
            component.set(neighbour.Z, neighbour.Y, neighbour.X, 1);
            //mark as visited
            visited.set(neighbour.Z, neighbour.Y, neighbour.X, 1);
        }
    }
}
}

```

5. Архитектура системы

Система представляет собой решение на языке Visual C++, и была разработана в среде Microsoft Visual Studio 2010. Решение состоит из следующих проектов, в которых используются разные библиотеки в зависимости от функциональности кода:

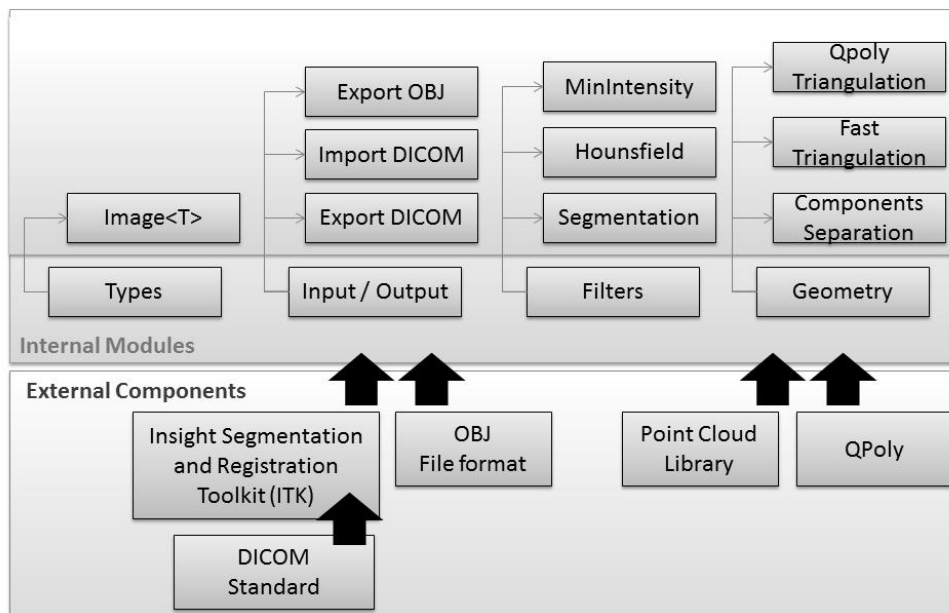


Рисунок 10. Архитектура системы.

- **Types** – проект, в котором определены базовые классы и типы данных которые используются для работы с изображениями и с геометрическими моделями.
- **IO** — проект в котором реализованы алгоритмы чтения и записи DICOM наборов. В этом проекте используется библиотека ИТК.
- **Filters** — в этом проекте содержатся все алгоритмы, которые используются для обработки изображений.
- **Geometry** — содержит реализацию алгоритмов для построения полигональных геометрических моделей на основе масок изображений. В этом проекте используется библиотека PCL, и добавлены дополнительные модули, нужны для реализации алгоритма *An Integrating Approach to Meshing Scattered Point Data*.

- **Segmentation** — главный проект в котором тестируются и используются функциональности, реализованные в других проектах решения.

6. Выбор библиотек

6.1. Ввод/Вывод томографических наборов

Библиотека ИТК является кросс-платформенным каркасом программной системы с открытым кодом для разработки приложений сегментации и регистрации изображений. Для управления конфигурационного процесса используется среда CMake с целью поддержки кросс-платформенности.

Библиотека реализована на языке C++, с оболочками на Tcl, Python и Java. В реализации используется обобщённое программирование, что способствует производительности и обнаружению проблем в коде во время компиляции.

Для работы с изображениями в ИТК реализованы несколько шаблонных классов, в том числе и для работы с томографическими наборами.

6.2. Работа с облаками точек

Библиотека PCL(*Point Cloud Library*) — это каркас программной системы, с открытым кодом для работы с n -мерными облаками точек, и для обработки трёхмерной геометрии. В библиотеке реализовано большое количество алгоритмов для фильтрации, построения поверхности, регистрации, подбора модели и сегментации.

7. Применение решения

Процесс восстановления полигональной геометрии применяется для выполнения разных сложных задач в медицине и в медицинских исследованиях, начиная с измерением геометрических свойств органов - расстояние, кривизна, объём, площадь и переходя к более сложным задачам численного анализа и компьютерного моделирования биомеханических процессов — поведение тканей и органов под действием имплантатов.

Полигональная модель предоставляет способ сочетания визуализации объектов сложной трёхмерной структуры и моделирования механического поведения органов, что является предусловием для выполнения задачи виртуальной и симуляционной хирургии.

8. Заключение

При выполнении данной дипломной работы был исследован процесс восстановления трёхмерной геометрии анатомических объектов по заданному набору томографических снимков.

Для выполнения задачи восстановления были использованы знания и инструменты из областей медицинской визуализации, компьютерного зрения и обработки трёхмерной геометрии. Для каждого этапа решения задачи был выбран алгоритм, который лучше всего соответствовал предусмотренной постановке задачи.

В результате работы был предоставлен процесс автоматического восстановления полной геометрической модели по заданному трёхмерному изображению.

9. Список литературы

1. Визуализация объема в медицине, *Андреас Поммерт, Бернард Пфлессер, Мартин Риимер, Томас Шиеманн, Райнер Шуберт, Вульф Тиеде, Карл Хейнц Хон*, Институт математики и компьютерных наук в медицине
<http://www.osp.ru/os/1996/05/178989/>
2. DICOM, <http://ru.wikipedia.org/?oldid=44443209>
(last visited июня 5, 2012).
3. Объёмный рендеринг, <http://ru.wikipedia.org/?oldid=42075861>
(last visited июня 5, 2012).
4. <http://biomedical.materialise.com/mimics>
5. <http://www.vsg3d.com/open-inventor/sdk>
6. Advanced 3D Visualization Technologies for Medical and Life Sciences
http://www.vsg3d.com/sites/default/files/related/VSG_sh_Medical.pdf
7. <http://iso2mesh.sourceforge.net/cgi-bin/index.cgi>
8. Wikipedia, Hounsfield scale, http://en.wikipedia.org/wiki/Hounsfield_scale
(as of June 5, 2012, 07:07 GMT).
9. David W. Fanning, *Converting CT Data to Hounsfield Units*
http://www.idlcoyote.com/fileio_tips/hounsfield.html
10. http://medical.nema.org/Dicom/2011/11_06pu.pdf, Page 60
11. Everything You Always Wanted to Know About *Alpha Shapes* But Were Afraid to Ask ,
François Belair,
<http://cgm.cs.mcgill.ca/~godfried/teaching/projects97/belair/alpha.html>
12. On Fast Surface Reconstruction Methods for Large and Noisy Point Clouds, *Zoltan Csaba Marton, Radu Bogdan Rusu, Michael Beetz*, Intelligent Autonomous Systems, Technische Universität München
<http://files.rbrusu.com/publications/Marton09ICRA.pdf>
13. An Integrating Approach to Meshing Scattered Point Data, *Yutaka Ohtake, Alexander Belyaev, Hans-Peter Seidel*.
dl.acm.org/ft_gateway.cfm?id=1060252&type=pdf

Приложение А — Схема подхода построения геометрической модели.

