

## ПОСТРОЕНИЕ ТРЁХМЕРНОЙ ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ПО НАБОРУ МРТ СНИМКОВ

**С. Бояровски**

*студент 461 группы, Математико-Механический факультет,  
stefan.bojarovski@gmail.com*

**А. Петров**

*аспирант кафедры Системного программирования,  
Математико-Механический факультет, sanya.petrov@gmail.com*

**Санкт-Петербургский государственный университет**

**Аннотация:** В компьютерном моделировании биомеханических процессов очень часто используется метод конечных элементов, в основе которого лежит правильная подборка геометрии модели. Для численного анализа сложных анатомических структур требуется геометрическая модель внутренних органов.

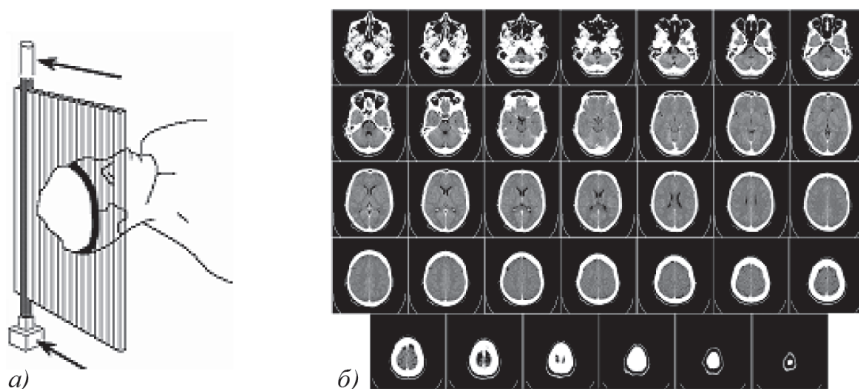
В данном докладе рассматривается выбранный нами подход к построению геометрической модели тела человека по заданному набору магнитно-резонансных томографических снимков. Также рассматриваем преимущества, которые даёт нам геометрическая модель при исследовании данных пациента.

### Введение

В медицине, в медицинских исследованиях, при диагностировании болезней всё чаще применяются новые технологии — компьютерное моделирование, анализ и обработка данных с помощью методов компьютерного зрения. Наша цель в курсе «Алгоритмы 3Д в медицине» — ознакомиться с проблемами в медицине, которые компьютерное зрение и моделирование могут помочь решить, и используя наши знания в этих областях попытаться найти хорошие решения этим проблемам.

Одним из главных шагов при решении многих из наших задач — это получение геометрической модели рассматриваемого объекта. С помощью геометрической модели становится проще визуализировать объекты сложной структуры и выполнять над ними большое количество полезных операций. Особенно это оказывается полезным при работе с томографическими снимками.

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. С помощью алгоритмов компьютерного зрения мы восстанавливаем трёхмерную геометрию всех объектов, которые отображены на снимках.



**Рис. 1.** Пример применения томографии в медицине:

*a* — принцип работы томографии; *б* — результат томографической снимки мозга

Процесс построения трёхмерной геометрии состоит из нескольких независимых функций, которые можно применять по разному порядку для получения желаемых результатов. Эти функции разделены по нескольким модулям, в зависимости от задач которые они выполняют: ввод/вывод данных, фильтрация изображений, сегментация и построение трёхмерной маски и обработка геометрической модели.

## Алгоритм фильтрации на основе шкалы Хаунсфилда

### *Шкала 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  $\mu_X$  вычисляется по следующей формуле:

$$\frac{\mu_X - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}} - \mu_{\text{air}}} \times 1000, \quad (1)$$

где  $\mu_{\text{water}}$  и  $\mu_{\text{air}}$  — 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), т. к. 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.

Т а б л и ц а 1

**Значения величины Хаунсфилда для тканей  
в человеческом теле**

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)

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.

### *Фильтрация по шкале Хаунсфилда*

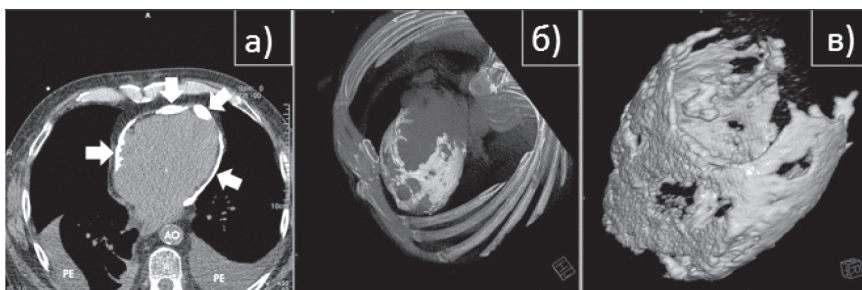
Каждое устройство, которое создаёт томографические снимки, использует собственные параметры при обработке и записи данных изображения. По стандарту DICOM, все эти параметры должны быть записаны в заголовке каждого файла из набора, по определённому порядку. Это очень важно для сохранения целостности информации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

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

$$HU = \text{Pixel Intensity} * \text{Rescale Slope} + \text{Rescale Intercept}. \quad (2)$$

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. Pixel Intensity — это значение интенсивности пикселя.

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 сразу выделить все пиксели в изображении, на которых, по шкале Хаунсфилда отображены кости.



**Рис. 2.** Применение шкалы Хаунсфилда при визуализации МРТ данных — объёмный рендеринг:

*а* — сердце человека на томографическом снимке; *б* — сердце человека в объёмном рендеринге; *в* — выделение слоя кальция около сердца

## Алгоритм сегментации

Нам была предоставлена реализация алгоритма сегментации, который по заданному изображению строит трёхмерную маску. В маске выделена самая большая связанная область в изображении, пиксели внутри которой имеют значения больше некоторого порога. 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, убрать внутренние точки или построить диаграмму Вороного.

## Подход к построению геометрии

### *На основе фильтра Хаунсфилда*

После применения фильтра Хаунсфилда, можно сразу применить алгоритм сегментации, и полученную маску уже использовать в дальнейших задачах. Можно сегментировать каждый диапазон на шкале в отдельных подходах, и потом соединить получившиеся результаты.

Однако, при применении фильтра Хаунсфилда, в результате часто появляются артефакты — области малого размера которые имеют такую-же интенсивность как и ткани в заданном диапазоне. Чтобы избежать такие артефакты можно применить фильтр размытия перед фильтрацией по шкале Хаунсфилда.

### *На основе других фильтров*

Если мы хотим держать под контролем процесс сегментации, то можно итеративно, с участием пользователя, сегментировать изображение на основе различных фильтров.

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 «рекурсивным образом» можно применять фильтр для удаления фона, сегментацию и разбиение полученной маски на несвязанные области. Этот процесс можно повторять до получения областей размера которых меньше некоторого порога.

### **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.

- Объёмный рендеринг — техника, используемая для получения плоского изображения трехмерного дискретного набора данных. Преимущество объёмного 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 объёмный 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.

Объёмный 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 объёмный рендеринг, но при этом даёт ещё возможность использования полученной модели в последующих задачах, например в компьютерном моделировании, в анализе методом конечных элементов и применять над моделью множество полезных операций.

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 смоделированной хирургии.

## Заключение

В данном докладе был сделан обзор выбранного нами подхода к построению трёхмерной геометрической модели на основе заданного томографического изображения. Был рассмотрен алгоритм сегментации с помощью шкалы Хаунсфилда, и использование фильтров в сочетании с алгоритмом сегментации с целью построения геометрической модели. Были указаны преимущества которые даёт геометрическая модель при визуализации медицинских данных и при компьютерном моделировании в медицине.

## Л и т е р а т у р а

1. *Bryan P. Bergeron and Robert A. Greenes*, Modeling and Simulation in Medicine: The State of the Art, Proc Annu Symp Comput Appl Med Care. 1988 November 9: 282–286.
  2. Introduction to CT physics — [elsevierhealth.com](http://elsevierhealth.com)
  3. *David W. Fanning*. Converting CT Data to Hounsfield Units.
  4. *Markus H. Gross*. Computer Graphics in Medicine: From Visualization to Surgery Simulation, Vol. 32 No.1 February 1998 ACM SIGGRAPH.
  5. *A. Kaufman D. Cohen and R. Yagel*. Volume Graphics, IEEE Computer. Vol. 26. No. 7, July 1993. Pp. 51–64.
  6. *D. Epstein*. Geometry in Action, a collection of applications of computational geometry, Theory Group, ICS, UC Irvine.
-