

УДК 004.021

ПОСТРОЕНИЕ ТРЕХМЕРНЫХ МОДЕЛЕЙ СЕРДЦА НА ОСНОВЕ СЕГМЕНТИРОВАННЫХ МЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ

Кузьмин А.А., студент гр. ПИМ-251, I курс,

Агибайлов Е.В., студент гр. ПИМ-251, I курс

Научный руководитель: Тайлакова А.А., к.т.н., доцент
Кузбасский государственный технический университет
имени Т.Ф. Горбачева, г. Кемерово

Введение

Сердечно-сосудистые заболевания по-прежнему входят в число основных причин смертности во всем мире, занимая высокие позиции в структуре общей заболеваемости [1]. Для эффективной диагностики и терапии важно не только своевременно выявлять патологические изменения, но и тщательно анализировать индивидуальные анатомические особенности пациента. Современные методы медицинской визуализации, такие как компьютерная томография (КТ), магнитно-резонансная томография (МРТ) и мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ), предоставляют широкие возможности для получения высокоточных послойных изображений сердца и сосудов. КТ и МСКТ позволяют детально оценивать состояние коронарных артерий и кальциноз, а МРТ обеспечивает высокую контрастность мягких тканей и позволяет анализировать функциональные параметры миокарда. Интерпретация таких данных в двумерном формате может вызывать затруднения, особенно при сложной клинической картине.

Одним из перспективных направлений развития медицинской визуализации является создание трехмерной модели сердца на основе данных компьютерной томографии (КТ) [2]. Трехмерная реконструкция обеспечивает наглядное объемное представление анатомических структур, способствует выявлению патологических изменений, а также позволяет более точно определить локализацию и форму поражений. Такой подход приобретает особую значимость при подготовке к хирургическим вмешательствам и выборе методов лечения [3]. При этом центральным этапом процесса выступает корректная сегментация органов и автоматизированная обработка медицинских изображений, что предполагает применение специализированных алгоритмов и программных решений.

Алгоритм «Марширующие кубы» (Marching Cubes)

Marching Cubes является наиболее популярным и широко используемым алгоритмом для построения медицинских трехмерных моделей. Он был разработан в 1987 году Вильямом Лоренсом и Харви Клайном специально для визуализации медицинских томографических данных и с тех пор активно используется в системах медицинской визуализации, реконструкции анатомических структур и подготовке трехмерных моделей для анализа или печати.

Принцип работы алгоритма основан на разбиении объема (объемного изображения, например, КТ-снимков) на трехмерную сетку из ячеек (вокселей), каждая из которых представляет собой куб. Вершины каждого куба содержат значения интенсивности, соответствующие плотности ткани или другому интересующему параметру, и сравниваются с заранее заданным пороговым значением (изо-уровнем). Это значение определяет, где проходит граница интересующей структуры (например, граница сердца) [4].

Каждая вершина куба может быть либо выше, либо ниже изо-уровня. Это дает 256 возможных комбинаций активных/неактивных вершин. Однако благодаря симметриям и отражениям, число уникальных конфигураций сокращается до 15, что изображено на рисунке 1.

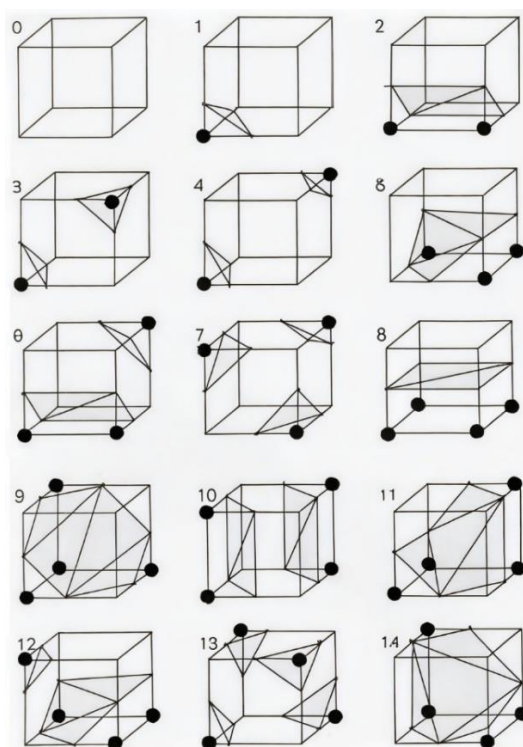


Рисунок 1 – Триангулированные кубы

Случай под номером 0 является самым простым и имеет место, когда все значения вершин выше (или ниже) выбранного значения, и не производит треугольников. Следующий образец под номером 1 имеет место, когда поверхность отделяет от вершины остальные семь вершин, в результате чего получается один треугольник, образуемый тремя краевыми пересечениями. Другие случаи производят несколько треугольников. Перестановка этих 14 основных моделей с использованием комплиментарной и осевой симметрии производит 256 случаев. Для каждой из этих 15 конфигураций заранее определено, какие треугольники необходимо построить внутри куба для аппроксимации поверхности. Эти шаблоны хранятся в виде таблицы, называемой таблицей треугольников (*triangle table*).

Создается индекс для каждого конкретного случая, исходя из состояния вершины. С использованием нумерации вершин на рисунке 2, получаем восьмибитный индекс, содержащий один бит для каждой вершины.

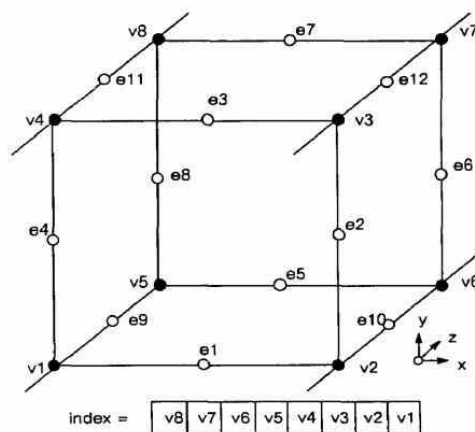


Рисунок 2 – Нумерация куба

Этот показатель служит указателем в таблице, которая дает все области пересечения для данной конфигурации куба.

Используя данный индекс, можно сказать какой край пересекает поверхность, мы можем интерполировать поверхность пересечения вдоль края. В алгоритме используется линейная интерполяция. Так как алгоритм производит по меньшей мере один или максимум четыре треугольника на каждый куб, то интерполяции более высоких степеней показывают небольшое улучшение по сравнению с линейной интерполяцией.

Последним шагом в алгоритме марширующих кубов является вычисление единичной нормали для каждой вершины треугольника.

Ключевыми особенностями алгоритма являются:

- Локальность – каждый куб обрабатывается независимо, что упрощает параллельную реализацию.
- Контроль плотности сетки – разрешение итоговой поверхности зависит от плотности сетки кубов, то есть количества срезов и расстояния между ними.
- Гибкость выбора изо-уровня – позволяет пользователю настраивать детализацию модели и визуализировать различные структуры в зависимости от плотности.

Недостатки:

- При недостаточном разрешении исходных данных могут возникать артефакты (например, ступенчатость или дыры в модели).
- Не всегда сохраняется топологическая корректность (например, при неправильной интерпретации границ).

Алгоритм выполняется по следующей схеме, изображенной на рисунке 3.

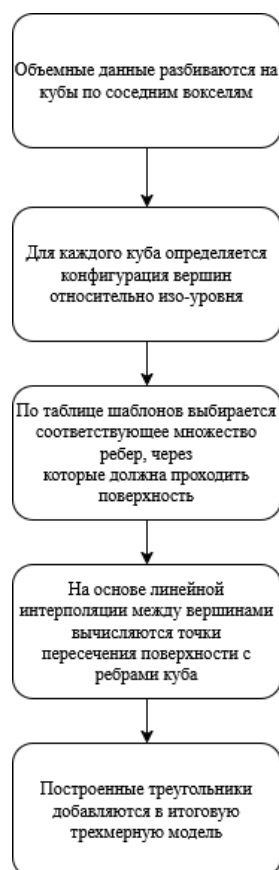


Рисунок 3 – Алгоритм «Марширующие кубы»

Благодаря своей скорости, простоте и высокой точности построения поверхности по медицинским изображениям, алгоритм *Marching Cubes* стал стандартом в задачах трехмерной реконструкции анатомических структур.

Модификации алгоритма Марширующие кубы

1. Модификация для устранения неоднозначности (Университет Гуанахуато Мексика 2020 год) [5].

Исследователи из Университета Гуанахуато (Мексика) в 2020 году предложили подход, который позволяет избежать неоднозначных решений при построении поверхности. Вместо того чтобы полагаться только на 15 базовых конфигураций всего куба, они детально исследовали его грань (двухмерную проекцию куба).

Эта модификация направлена на решение фундаментальной проблемы оригинального алгоритма 1987 года, а именно топологической неоднозначности на гранях куба, которая может приводить к появлению отверстий в результирующей трехмерной модели.

Проблема в том, что возникает классическая неоднозначность на грани куба, когда две противоположные вершины находятся внутри изоповерхности (значение выше порога), а две другие – снаружи (значение ниже порога). В такой конфигурации существует два геометрически корректных, но топологически разных способа соединить изолинии: они могут либо «разъединять» пары вершин, либо «соединять» их. Если два соседних куба, имеющие общую грань, выберут разные способы, их внутренние треугольники не совпадут на границе, что приведет к образованию разрывов в финальной поверхности.

Ключевая идея заключается в разделении этих вариантов на два четких класса, для каждого из которых определен однозначный способ построения ребер. Это исключает ситуацию выбора и, следовательно, саму возможность появления неоднозначности.

Главное достоинство этой модификации – она разрешает неоднозначности на этапе предварительных расчетов, не требуя добавления дополнительных вычислительных операций для каждого отдельного куба в процессе «марширования», что критически важно для сохранения общей производительности алгоритма.

2. Модификация правил построения (Improved Marching Cubes, 2024) [6].

Группа исследователей из Индонезии в 2024 году представила значительное улучшение алгоритма, направленное на устранение артефактов при трехмерной реконструкции.

Оригинальный алгоритм использует таблицу из 15 базовых правил для триангуляции поверхности внутри куба. Этого набора недостаточно для корректной обработки всех сложных конфигураций, особенно при работе с зашумленными или сложно устроенными данными (например, медицинские МРТ-снимки). В результате на выходе могут образовываться большие отверстия или разрывы, что делает модель непригодной для точных измерений или симуляций. Исследователи предложили расширить таблицу триангуляции с 15 до 35. Эти 20 новых значений таблицы были разработаны для усиления представления вокселей и предотвращения случаев, которые ранее приводили к образованию отверстий.

Применение улучшенного алгоритма к данным МРТ головного мозга (в частности, для визуализации мозолистого тела) позволило достичь нулевого количества открытых ребер в реконструированной модели. Модель мозолистого тела получилась целостной и твердотельной, что является критически важным фактором в медицине. Точность такой реконструкции позволяет хирургам полагаться на модель с погрешностью позиционирования менее 1 мм, что напрямую снижает риски при нейрохирургических операциях.

3. Адаптивная сетка со смещением узлов (2009).

Исследователи из Колумбии и Испании предложили модификацию, которая меняет структуру сетки. Для повышения детализации в классическом *Marching Cubes* нужно увеличивать количество кубов (разрешение сетки), что требует больше памяти. Алгоритм итеративно смещает узлы исходной регулярной сетки в сторону изоповерхности, сгущая точки в области интереса, но сохраняя общее количество кубов.

На каждой итерации внутренние вершины сетки получают вектор смещения, рассчитанный так, чтобы: а) сохранить топологию сетки, б) увеличить количество ячеек, содержащих фрагменты поверхности, в) минимизировать общее искажение. Та же сетка обеспечивает более высокую разрешающую способность (детализацию) без увеличения потребления памяти. Алгоритм исправляет некоторые топологические проблемы, возникающие при дискретизации на исходной регулярной сетке.

4. Расширение базовых триангуляций (2013).

Модификация 2013 года, разработанная Масалой, Голозио и Оливой, представляет собой расширение базовых триангуляций классического Marching Cubes с 15 до 21 варианта с целью решения фундаментальной проблемы связности треугольников между соседними кубами. Предложенный подход гарантирует, что треугольники смежных кубов всегда оказываются хорошо соединенными, устраняя проблему связности на этапе построения.

В отличие от этой модификации, Improved Marching Cubes 2024 года, разработанный индонезийскими исследователями для медицинских применений, расширяет таблицу правил значительно сильнее – с 15 до 35 базовых триангуляций, что обусловлено иной целевой задачей. Если модификация 2013 года фокусируется исключительно на топологической связности (чтобы треугольники соседних кубов всегда совпадали на границах), то Improved Marching Cubes (2024) нацелен на устранение крупных отверстий в реконструированных моделях и достижение нулевого количества открытых ребер для медицинских данных МРТ головного мозга. Ключевое различие заключается в масштабе расширения и приоритетах: расширение до 21 триангуляции решает проблему межкубической связности и применимо для общих задач трехмерной визуализации, тогда как расширение до 35 триангуляций обеспечивает целостность модели для критически важных медицинских применений, где точность позиционирования менее 1 мм критична для нейрохирургии.

Обе модификации эмпирически расширяют базовую таблицу поиска, но первая ориентирована на топологическую корректность стыковки соседних элементов, а вторая – на устранение глобальных дефектов в виде отверстий для специфических приложений с сегментированными медицинскими данными.

Заключение

Трехмерная визуализация сердца на основе данных КТ, МРТ и МСКТ представляет собой перспективное направление в современной кардиологии. Использование послойных изображений позволяет получать детальные трехмерные модели анатомических структур, что облегчает выявление патологических изменений, точное определение локализации поражений и анализ индивидуальных особенностей пациента. Центральным этапом процесса является корректная сегментация изображений, обеспечивающая основу для точной реконструкции. Автоматизация построения трехмерных моделей сокращает время обработки, снижает влияние человеческого фактора и повышает воспроизводимость результатов. Внедрение таких технологий открывает новые возможности для персонализированной диагностики, планирования лечения, подготовки обучающих моделей и поддержки клинических решений, повышая эффективность работы как диагностических, так и научных подразделений.

Список литературы

1. Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) // Всемирная организация здравоохранения URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact->

sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds) (дата обращения: 10.04.2025). – Текст: электронный.

2. 3D-технологии в медицине: примеры использования // Thor3D URL: <https://calibry3d.ru/blog/3d-tekhnologii-v-medicine-primery-ispolzovaniya/> (дата обращения: 10.04.2025). – Текст: электронный.

3. Применение 3D-моделирования в медицине // 3Dego URL: <https://3dego.ru/primenenie-3d-modelirovaniya-v-medicine> (дата обращения: 10.04.2025). – Текст: электронный.

4. William E. Lorensen, Harvey E. Cline Marching Cubes: a high-resolution 3D surface construction algorithm // Computer Graphics. – July 1987. – Volume 21, Number 4. – С. 163-168.

5. Д. И. Хернандес Фарсас, Р. Гусман Кабрера, Т. Кордова Фрага, Х. С. Уамани Луна, Х. Ф. Гомес Агилар Модификация алгоритма Marching Cubes для получения трехмерного представления плоского изображения // Труды ИСП РАН, 2020, том 32, выпуск 5. – С. 167-180.

6. Dewi Rahmawati, Riyanarto Sarno, Chastine Fatichah Modification Rules for Improving Marching Cubes Algorithm to Represent 3D Point Cloud Curve Images // International Journal of Intelligent Engineering and Systems, 2024 – С. 536-554.