

Рис. 1: Трехмерное магнитно-резонансное ангиографическое изображение головного мозга.

1 Сегментация дерева сосудистой системы ГОЛОВНОГО МОЗГА

Современные томографические сканеры позволяют получать трехмерные цифровые изображения головного мозга с высоким разрешением. Такие изображения состоят из вокселей (трехмерных точек) разных уровней яркости, соответствующих различным объектам головного мозга. Само изображение хранится в виде последовательности двумерных слоев (см. рис. 1). Типичное дерево кровеносной системы является многоуровневым. Количество разветвлений в нем исчисляется тысячами. Для детального изучения физиологии всей кровеносной системы в целом, начиная от аорты и заканчивая мелкими артериями, для исследования принципов функционирования коронарно-артериального дерева и механизмов перемещения жидкости необходимо вычислить количественные, числовые и статистические характеристики. Ручная обработка такого изображения требует скрупулезной, кропотливой и доскональной работы. Большой размер изображений и сложность такой работы делают использование такого подхода неэффективным и неприемлемым для практического применения.

Автоматические методы обработки позволяют быстро и эффективно извлечь необходимую информацию. Разработанное программное приложение позволяет вычислять характеристики дерева кровеносной системы головного мозга по трехмерному МРТА изображению. Используются быстрые и эффективные алгоритмы, благодаря чему достигается высокая скорость обработки. Результат сохраняется в файл. Сам процесс разбит на несколько этапов:

1. Сегментация позволяет четко определить, какие воксели являются элементами кровеносной системы. Более 95% вокселей изображения не принадлежат кровеносной системе. Они являются элементами других объектов головного мозга. Данная операция выделяет воксели дерева, перекрашивая остальные точки в цвет фона. Однако не существует четких границ яркости вокселей для коронарно-артериальной системы. В одном случае, воксел данной яркости может принадлежать дереву кровеносной системы, а в другом случае, воксел с этой же яркостью не следует причислять к элементам системы. Кроме того, важно, чтобы учитывалась структура дерева, как связанного объекта. Поэтому на этапе сегментации изображения необходимо применять специальные алгоритмы, учитывающие все вышеперечисленные особенности.
2. Сглаживание. После сегментации объект может содержать пустоты внутри, а его поверхность может получиться рыхлой с большим количеством неглубоких ямок и впадин. Это связано с тем, что на этапе сегментации некоторые воксели могли быть ошибочно отнесены либо не отнесены к элементам выделяемого объекта. В этом случае появляются полости внутри и впадины на поверхности соответственно. Сглаживание позволяет избавиться от таких особенностей путем заполнения дыр и ям, делая объект цельным.
3. Скелетизация. Скелет обычно содержит намного меньше точек, чем само изображение, однако топологические и геометрические характеристики у скелета и объекта идентичны. 4. Вычисление характеристик. Воксельный скелет преобразовывается в компактную графовую модель. Графовое представление скелета кровеносной системы - это множество деревьев. Узлами деревьев являются соответствующие разветвления в коронарно-артериальной системе. Каждый узел хранит информацию о ветвях в виде упорядоченного списка точек скелета.

Разработана экспериментальная интерактивная навигационная система, позволяющая исследовать полученные данные. Программное приложение использует исходные данные томографического изображения и таблицу характеристик дерева кровеносной системы, полученную с помощью вышеописанной схемы. Система визуализации предназначена для интерактивного изучения особенностей строения кровеносной системы головного мозга.

1.1 Сегментация изображений

Процедура сегментации извлекает дерево кровеносной системы из трехмерных МРТ изображений. Сложность этой процедуры заключается в том, что не существует точных значений яркости вокселей кровеносной системы. Кроме того, из-за больших размеров изображений алгоритм должен эффективно использовать память. При этом в процессе сегментации должна учитываться связность различных частей выделяемого объекта.

Для сегментации используется алгоритм роста областей, приведенный в разделе ???. Алгоритм включает два этапа: двумерное извлечение областей в каждом слое изображения и слияние этих областей, находящихся в соседних слоях, в трехмерные области. Такой подход позволяет осуществить сегментацию за один просмотр изображения. В каждом слое процесс начинает работу с поиска особых точек роста, удовлетворяющих определенным критериям. Затем из этих точек роста формируются области путем рекурсивного добавления соседних точек. При этом учитывается, что трехмерные объекты могут иметь различные формы и расти в произвольных направлениях.

Входное изображение – это набор слоёв. Пример слоя такого изображения показан на рисунке 2. Размер вокселей может варьироваться от одного до нескольких байт. В магнитно-резонансных изображениях точки сосудистой системы имеют наибольшую яркость среди остальных вокселей. Однако не существует чётких границ яркости для извлекаемого объекта. Важно учитывать некоторые особенности сосудистой системы – это несколько крупных несвязных объектов. Поэтому мелкоразмерные объекты не должны попадать в выходное изображение. Для этого в алгоритме используются параметры $G_{leastSeeds}$ и $G_{minSize}$, которые устанавливают минимально допустимые размеры извлекаемых объектов. Различные входные параметры алгоритма сегментации позволяют учитывать особенности изображения и извлекаемых объектов.

Алгоритм просматривает трехмерное изображение слой за слоем (см. рис. 3) и только один раз. Поэтому требуется только одна копия изображения и небольшой объем рабочего буфера. Преимуществом этого метода является то, что на этапе выделения областей для каждого вокселя просматриваются его соседи, находящиеся в том же слое, что и текущий воксел, и не проверяются соседи в верхнем и нижнем слоях. Это значительно сокращает время работы алгоритма, особенно для больших изображений. Алгоритм позволяет выделять достаточно большие по размеру кластеры, удаляя слишком малые при помощи ограничительных параметров. Кроме того, особый параметр позволяет добавлять к обла-



Рис. 2: Слой трёхмерного магнитно-резонансного ангиографического изображения головного мозга. Сосудистой системе соответствуют точки наибольшей яркости (белые).

сти только те воксели, которые достаточно близки по яркости с точками самой области.

Эти параметры можно в программе задавать вручную или некоторые из них определять автоматически. Для автоматического определения был разработан и реализован специальный алгоритм. Он основан на том, что точки сосудистой системы в ангиографических магнитно-резонансных изображениях имеют наибольшую яркость среди других объектов головного мозга. Второе свойство, используемое в алгоритме – значение отношения количества точек кровеносной системы к общему количеству точек головного мозга является относительно постоянной величиной. Поэтому, для определения границ вышеописанных интервалов с помощью гистограммы находится позиция второго пика справа. Относительно этой позиции и определяются диапазоны.

На рисунке 4 показана схема работы алгоритма при сегментации в 10 и 30 слое трёхмерного изображения соответственно. Реализация алгоритма имеет некоторые особенности. Если описанный ранее алгоритм строит только бинарное изображение с вокселями фона и извлечённого объекта, то реализованная процедура может разукрашивать несвязные компоненты в разные цвета. Таким образом, каждая несвязная компонента сосудистой системы будет состоять из вокселей определённой яркости, а яркости вокселей будут кодировать номер компоненты. Это достигается благодаря использованию информации из таблицы эквивалентности (стр. ??) о связных областях в изображении. Типичные медицинские изображения имеют большой размер. Реализованный алгоритм эффек-

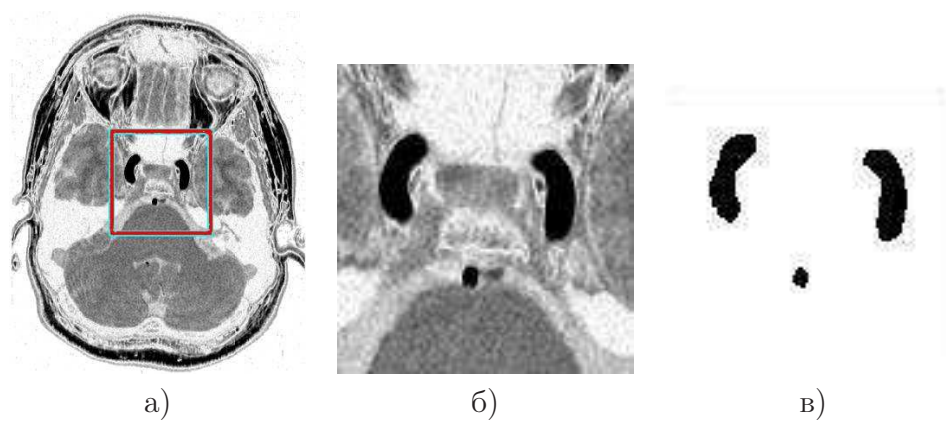


Рис. 3: Сегментация в i -том слое. а) Исходный слой ангиографического изображения; б) увеличенные данные в красном квадрате изображения а); в) соответствующий результат работы алгоритма сегментации – точки кровеносной системы.



Рис. 4: Размер входного изображения $512 \times 512 \times 120$. Промежуточные результаты сегментации сосудистой системы головного мозга: а) пройдено 10 слоёв; б) пройдено 30 слоёв;

тивно использует память и не требователен к ней, так как сегментация выполняется послойно.

1.2 Сглаживание изображений

Процесс сглаживания состоит из двух этапов (см. рис. 5). Сначала, удаляются полости внутри объекта. На втором этапе удаляются ямы и впадины на поверхности. Для удаления полостей изображение послойно просматривается, находятся двумерные пустоты и, затем, заливаются. Выполняя такую операцию для каждого слоя изображения, удаляются трехмерные пустоты. Метод удаления замкнутых полостей в двумерных сечениях объекта использует информацию об изображении, накопленную на предыдущих этапах работы алгоритма сегментации. Поэтому удаление полостей выполняется очень быстро - время, затраченное на него, практически незаметно на фоне других этапов. Для сглаживания поверхности объектов используется специально разработанный быстрый алгоритм трехмерного морфологического замыкания, описанный в разделе ?? . Разбиение кубического структурирующего элемента на составные части, применение специальной таблицы, обработка трехмерного изображения по слоям позволяют существенно снизить время работы алгоритма.

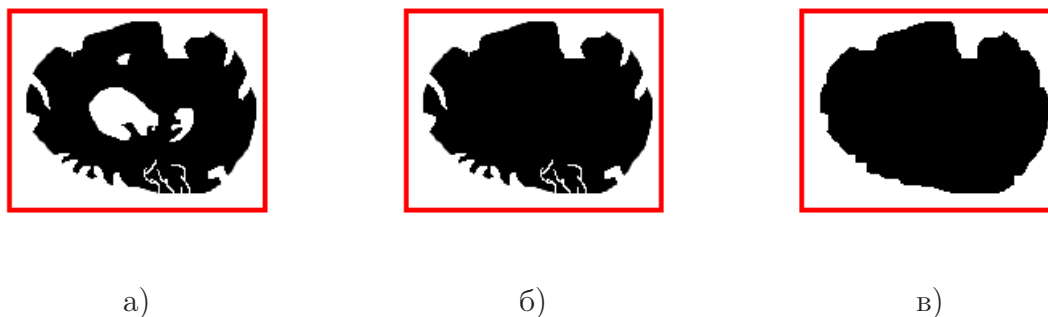


Рис. 5: Пример работы процедуры удаления пустот: а) после сегментации; б) после двумерного заполнения пустот; в) после морфологического замыкания.

1.3 Скелетизация изображений

Скелет является одной из форм геометрического представления изображения. Скелет представляет собой фигуру, содержащую информацию

об изображении: размер, ориентация, форма, связность. Примененный алгоритм извлекает тонкий скелет (среднюю линию) объектов трехмерных бинарных изображений. Подробное описание алгоритма приводится в разделе ???. Напомним кратко основные моменты этой итерационной процедуры. Итерации выполняются до тех пор, пока не будет построен скелет (см. рис. 6). Итерация состоит из шести просмотров изображения в различных направлениях. Во время просмотра изображения удаляются точки скелетизируемого объекта удовлетворяющие определенным условиям. Эти условия задаются в виде множества шаблонов, соответствующих различным комбинациям расположения соседних точек. Для быстрого определения таких комбинаций используется таблица поиска. Эта таблица не зависит от обрабатываемого изображения и является частью алгоритма. Для создания такой таблицы была разработана процедура ее заполнения. Разработанный и реализованный менеджер слоев позволяет повысить эффективность работы программы. Это достигается за счет того, что изображение просматривается послойно. Менеджер слоев отслеживает в каких слоях изображения скелет был полностью извлечен - то есть такие слои больше не нуждаются в просмотре. Таким образом, алгоритм будет работать всегда только с теми слоями, где скелет еще не был построен. Эта оптимизация особенно заметна при скелетизации многослойных изображений.

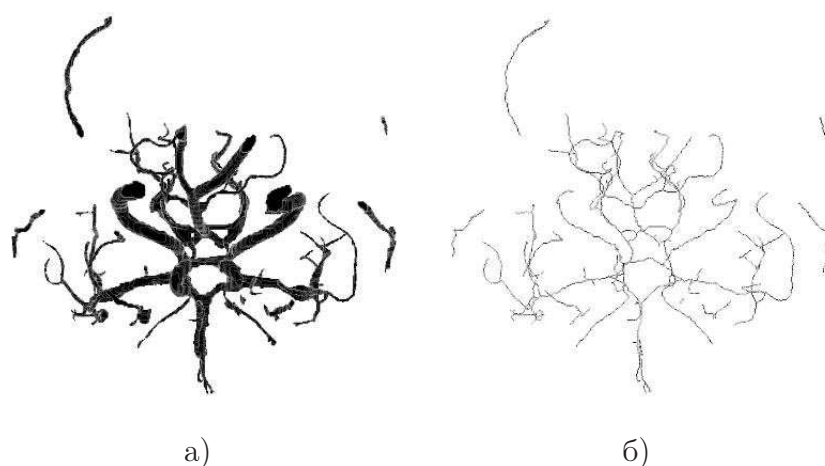


Рис. 6: Построение скелета: а) дерево кровеносной системы; б) скелет дерева кровеносной системы.

Следует отметить, что описанный выше алгоритм чувствителен к различным артефактам объекта: полостям внутри и впадинам на поверхности (см. рис. 7). Этим объясняется предварительное сглаживание объек-

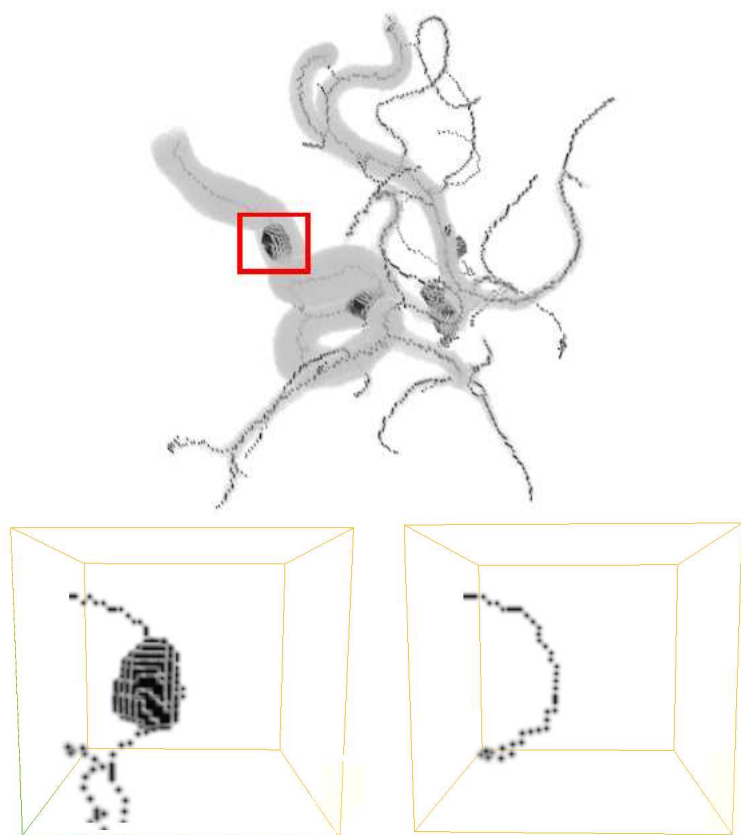


Рис. 7: Дерево кровеносной системы с извлечённым скелетом. На левом рисунке показан сегмент скелета верхнего рисунка в квадрате. Скелет был извлечён не корректно, так как исходный объект содержал полости. На правом рисунке показан корректный результат работы алгоритма скелетизации.

тов.

1.4 Вычисление характеристик кровеносной системы

Характеристики вычисляются на основе извлеченного дерева кровеносной системы и его скелета. Для этого, воксельное представление скелета конвертируется в компактную графовую модель. Построенный граф представляет собой дерево, либо набор деревьев. Узлы дерева соответствуют разветвлениям сосудов кровеносной системы. В каждом узле содержатся массив точек ветки, указатель на родителя и массив указателей на детей. Ветвью дерева будет массив точек скелета от разветвления до

разветвления, либо от разветвления до конца скелета. Для каждой ветви дерева вычисляются следующие характеристики: длина ветви, площади поперечных сечений и объем. Длина ветви определяется как количество точек скелета, соответствующего данной ветви. Площадь сечения вычисляется для каждой точки скелета в плоскости ортогональной градиенту, при этом кривая скелета интерполируется сплайнами.

1.5 Интерактивная навигационная система

Для исследования характеристик дерева кровеносной системы разработана программа визуализации. Программное приложение написано с использованием OpenGL и GLUT библиотек. Оно может работать в операционных системах Linux и Windows. Программное приложение использует исходные данные томографического изображения и таблицу характеристик дерева кровеносной системы, полученную с помощью выше-описанных алгоритмов.

Программа состоит из нескольких окон. В главном окне (рис. 8) отображается вся кровеносная система, либо в виде своего скелета, либо в виде поверхности сосудов. С помощью мыши или клавиатуры возможно рассматривать дерево с разных сторон, приближать и отдалять его. Кроме того, с помощью мыши можно выбрать любую ветвь дерева, при этом остальные окна обновятся. Специальное окно (рис. 9) позволяет детально изучать выбранную ветвь в дереве. Выбранная ветвь отображается в виде своего скелета. Ветвь можно рассматривать с разных сторон. Для активной точки ветви прорисовывается плоскость, в которой площадь сечения была вычислена. Диаграмму изменения площади поперечных сечений для каждой точки ветви можно посмотреть в третьем окне (рис. 10). Четвёртое окно отображает три двумерных ортогональных слоя исходного томографического изображения, а также плоскость сечения исходного изображения в активной точке (рис. 11).

Список литературы

- [1] S.-V. Wan and W. Higgins, Symmetric region growing, *Image Processing*, pages II-439–II-442, September 10-13 2000.

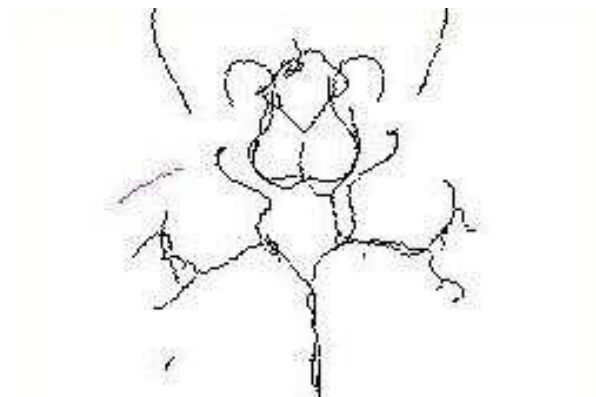


Рис. 8: Отображение дерева кровеносной системы в режиме скелетного представления. С помощью мыши можно активизировать любую ветвь дерева.

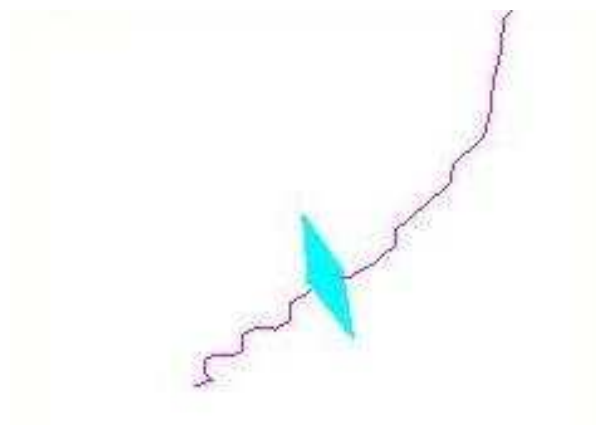


Рис. 9: В данном окне отображается активизированная ветвь, а для активной точки прорисовывается плоскость. В этой плоскости считалась площадь поперечного сечения. Кроме того, площадь рисуемого квадрата соответствует вычисленной площади.

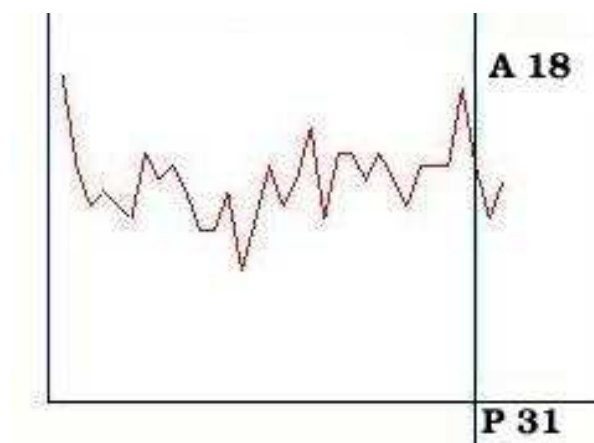


Рис. 10: Диаграмма изменения площади поперечных сечений активной ветви. С помощью мыши или клавиатуры можно перемещаться по точкам.

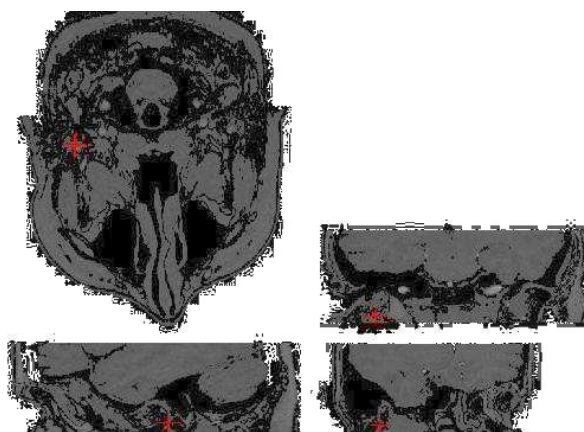


Рис. 11: Слои и сечение исходного томографического изображения активной точки. Верхний левый, верхний правый, нижний левый – ортогональные слои параллельные плоскостям XY , XZ , YZ соответственно. Нижний правый рисунок есть плоскость, в которой площадь сечения для активной точки была вычислена.