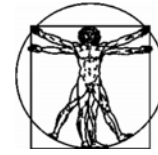


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2017.4.12
УДК 531/534: [57+61]



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

РАЗРАБОТКА ПРОГРАММЫ ПОЛУАВТОМАТИЧЕСКОЙ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ СОЗДАНИЯ ТРЕХМЕРНЫХ МОДЕЛЕЙ СОСУДОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

А.В. Доль¹, Д.В. Иванов¹

¹ Кафедра математической теории упругости и биомеханики Саратовского национального исследовательского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского., Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, e-mail: ivanovdv@gmail.com

Аннотация. Биомеханическое моделирование является одним из этапов предоперационного планирования реконструктивных хирургических вмешательств и позволяет выбрать тот или иной вариант операции его и обосновать. Для выполнения биомеханического моделирования требуется создание пациент-ориентированной трехмерной твердотельной геометрической модели исследуемого объекта. Эта задача может быть решена при помощи компьютерной обработки данных компьютерной (КТ) или магнитно-резонансной (МРТ) томографии. Однако ручная процедура обработки КТ- или МРТ-исследований довольно длительна и трудоемка. Поэтому встает задача автоматизации этапа обработки этих данных с целью ускорения процесса построения моделей и повышения их точности и качества. Данная проблема на сегодняшний день остается нерешенной. При полуавтоматической обработке данных КТ или МРТ используются различные методы сегментации изображений. Среди них наиболее популярными и эффективными являются метод моделей с активным контуром и метод фронтального роста. При помощи данных методов удается сегментировать интересные объекты из *DICOM*-файлов и передать их для дальнейшей обработки. В данной работе приводятся результаты программной реализации трех методов сегментации изображений: автоматический метод, метод кривой по базовому цвету и рекурсивный метод фронтального роста. Работа методов проиллюстрирована на данных МРТ-исследования сосудов головного мозга с контрастным веществом. Приводятся результаты сравнительного анализа реализованных методов сегментации изображений. Разработанное программное обеспечение позволяет в полуавтоматическом режиме загружать *DICOM*-изображения и получать на их основе плоские и трехмерные модели сосудов, а также передавать их для дальнейшей обработки в системы автоматизированного проектирования.

Ключевые слова: компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, МРТ, *DICOM*, метод фронтального роста, рекурсия, виллизиев круг, предоперационное планирование, биомеханическое моделирование.

ВВЕДЕНИЕ

Один из наиболее актуальных вопросов современной биомеханики – это создание реалистичных трехмерных геометрических моделей исследуемых биологических объектов на основе данных медицинского диагностического оборудования (магнитно-

© Доль А.В., Иванов Д.В., 2017

Доль Александр Викторович, к.ф.-м.н., доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, Саратов

Иванов Дмитрий Валерьевич, к.ф.-м.н., доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, Саратов

резонансная томография (МРТ) и компьютерная томография (КТ)). К таким объектам относятся элементы сердечно-сосудистой системы (сердце, артерии), элементы опорно-двигательного аппарата (кости, суставы, позвонки и т.п.) и др.

Биомеханическое моделирование требует создания твердотельных моделей исследуемых объектов, а не поверхностных, достаточных только для выполнения измерений, исследования геометрии объекта. Поверхностная геометрическая модель определяется с помощью точек, линий и простых поверхностей (как правило, треугольников) и не содержит объемов. Твердотельная модель описывается путем математической передачи данных о каждой точке поверхности модели, а также о каждой точке внутреннего объема. Твердотельное моделирование является единственным средством, которое обеспечивает полное описание трехмерной геометрической формы моделируемого объекта. Задача создания твердотельной модели на основе поверхностной, получаемой при первичной обработке КТ- и МРТ-данных, является нетривиальной и требует существенных временных затрат, исчисляемых часами, а иногда сутками рабочего времени. Это справедливо для моделей, создаваемых вручную посредством последовательной обработки снимков КТ или МРТ.

В последние годы исследователями поднимается вопрос об автоматизации процесса построения трехмерных твердотельных геометрических моделей исследуемых биологических объектов. Более того, при автоматизации процесса создания трехмерных моделей существенно снижается вероятность возникновения ошибок, которые могут появиться при ручном режиме обработки данных КТ и МРТ и привести к неверной трактовке информации, а также к неверным результатам моделирования.

Проблема автоматического или полуавтоматического построения твердотельных геометрических моделей, пригодных для выполнения численного моделирования, остается нерешенной. Сегодня исследователям доступен лишь ручной способ создания твердотельных моделей [13], существенно затрудняющий моделирование и выполнение виртуальных операций. Частичная автоматизация процесса построения моделей биологических объектов доступна лишь для создания поверхностных моделей [5].

Разработка и внедрение полуавтоматического режима создания твердотельных моделей существенно упростят и ускорят процесс постановки и решения задачи биомеханики и позволят осуществить биомеханическое моделирование специалистам медицинских специальностей, выполняющим предоперационное планирование.

При обработке данных КТ и МРТ сегодня наиболее часто применяются метод активного контура [7] и метод фронтального роста [1]. Однако нигде в литературе не обнаружен реализованный алгоритм автоматического или полуавтоматического построения твердотельных моделей биологических объектов на основе КТ- или МРТ-данных. Есть коммерческие программные пакеты типа *Mimics* [9], которые имеют очень широкий функционал. При этом их стоимость довольно высока. Аналогичные бесплатные пакеты (*3D Slicer* [6], *VMTK* [2], *ITK Snap* [15] и другие) более узко специализированы. Эти пакеты имеют в своей основе метод активных контуров (*ITK Snap*), метод фронтального роста и метод определения уровня [4].

Все доступные современные программы в полуавтоматическом режиме позволяют создавать только поверхностные модели, чаще всего *STL*. Такие модели должны проходить последующую процедуру доработки, которая требует значительных временных ресурсов. Результат таких доработок целиком и полностью зависит от квалификации пользователя, а вероятность возникновения ошибок и неточностей довольно высока.

Ранее [8] мы предлагали методику ручного построения твердотельных моделей артерий, основанную на использовании данных КТ. Эта методика позволяла создавать

гладкие твердотельные модели, которые пользователь мог редактировать. Однако данный процесс создания трудоемкий и при необходимости выполнения серий численных расчетов существенно тормозит исследовательский процесс. Более того, при выполнении предоперационного планирования [10], которое осуществляет медицинский работник, не являющийся специалистом в инжиниринге и математическом, геометрическом моделировании, частичная или полная автоматизация процесса особенно важна. Именно поэтому необходимо снизить процент использования ручного труда при обработке медицинских данных и создании геометрических моделей исследуемых объектов.

Цель работы – разработка программного обеспечения для обработки данных медицинского диагностического оборудования и создания на выходе твердотельной трехмерной модели сосуда человека (артерия, вена). В данной статье представлены результаты первой части исследования, показывающие реализацию модифицированного метода фронтального роста, который далее будем называть рекурсивным методом фронтального роста.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Алгоритмы построения двумерных контуров объектов

Для обработки двумерных изображений и построения контуров объектов в данной работе применялись три различных алгоритма: автоматический метод, метод кривой по базовому цвету и метод рекурсивного двумерного фронтального роста.

В результате работы каждого метода на выходе получалась кривая, представляющая собой контур объекта, изображенного на обрабатываемом срезе.

Во всех трех случаях исходные данные об изображении хранились в виде двумерного массива пикселей, каждая ячейка которого содержит информацию о цвете, а индексы ячейки определяют ее положение на плоскости. При этом цвет пикселя хранится в формате *RGB*, т.е. в каждой ячейке содержится информация об интенсивности красного, зеленого и синего оттенков в диапазоне от 0 до 255. В качестве исходных данных использовались снимки МРТ-исследования сосудов головного мозга, выполненного с контрастированием. Снимки содержались в файлах формата *DICOM* [3].

Автоматический метод

Рассмотрим первый метод, который будем называть автоматическим. Такое название связано с тем, что для построения контура исследуемого объекта нет необходимости выбирать стартовые точки или определять базовый цвет. Данный метод подразумевает, что на исходном изображении всегда находятся объект и фон. Под объектом понимается замкнутая односвязная подобласть области рисунка, границы которой нигде не пересекают границы области рисунка. Под фоном подразумевается подобласть рисунка, лежащая вне объекта. Таким образом, исходя из описанных предположений, можно сделать вывод, что пиксель в верхнем левом углу изображения соответствует фону.

Алгоритм данного метода заключается в следующем. Будем последовательно проверять все пиксели изображения, двигаясь построчно от левого верхнего угла. Для текущего пикселя рассмотрим его «соседей» по ребрам: сверху, снизу, справа и слева. Для каждого пикселя-соседа определим интенсивности красного, зеленого и синего оттенков и сравним их с интенсивностью соответствующего оттенка текущего пикселя. Если хотя бы одно значение интенсивности соседа отличается от интенсивности

текущего пикселя больше, чем на порог чувствительности, то текущий пиксель помечается как принадлежащий подобласти объекта. В противном случае пиксель считается принадлежащим фону. Для хранения информации о принадлежности пикселя объекту или фону предлагается создавать квадратный массив элементов типа *byte* (назовем его массив объекта), принимающих значения 1 (пиксель в объекте) или 0 (пиксель в фоне). После прохода по всем пикселям в таком массиве будет содержаться информация обо всех пикселях объекта. Далее для получения точек кривой, ограничивающей объект, пройдем по всем ячейкам массива объекта. Если в текущей ячейке содержится 1 (пиксель объекта), а в одном из соседей по ребрам содержится 0, т.е. у пикселя есть сосед из фона, то меняем значение в ячейке на 2: пиксель лежит на границе.

Таким образом, после работы алгоритма в массиве объекта будет содержаться информация о точках фона, внутренних точках объекта и точках кривой, ограничивающей объект.

Аналогичный массив объекта получается в результате работы двух других рассмотренных алгоритмов.

В случае, когда изображение имеет размерность $N \times N$ пикселей, сложность данного алгоритма составит $O(N^2)$, так как метод подразумевает проход по каждому пикселю с целью его проверки.

Метод кривой по базовому цвету

Алгоритм метода кривой по базовому цвету является модификацией автоматического метода. Существенным отличием является тот факт, что перед началом обработки массива пикселей пользователю необходимо указать на рисунке точку (стартовый пиксель), которая заведомо принадлежит объекту, а не фону. Цвет указанного пикселя используется в качестве критерия определения принадлежности пикселей подобластям фона или объекта. Все пиксели рисунка, начиная с верхнего левого угла, проверяются на принадлежность к объекту. Еще одним существенным отличием от предыдущего метода является сам критерий подобия пикселей. Сравнение здесь ведется не по отдельным интенсивностям, а по среднему значению интенсивностей текущего и стартового пикселя.

Такое изменение критерия подобия пикселей, а также возможность точного указания стартового пикселя позволили существенно повысить качество обработки многоцветных изображений, т.е. изображений, объект и фон на которых не однотонные, а в различных оттенках одного цвета.

В случае, когда изображение имеет размерность $N \times N$ пикселей, сложность данного алгоритма составит $O(N^2)$.

Метод рекурсивного двумерного фронтального роста

Алгоритм метода фронтального роста был рассмотрен в работе [1], поэтому мы не будем приводить его математическое описание. Авторы предлагали хранить информацию о множестве активных подобластей границы области роста в виде списка, используя цикл по всем направлениям роста. В данной работе алгоритм фронтального роста был реализован в виде рекурсивной процедуры. В качестве критерия подобия пикселей используется критерий из алгоритма кривой по базовому цвету.

Опишем подробно особенности алгоритма и покажем результаты его применения для обработки МРТ-изображений сосудов головного мозга.

Перед началом работы алгоритма пользователь указывает на изображении стартовый пиксель, который заведомо принадлежит объекту. Для хранения информации об объекте и о просмотренных пикселях массив объекта предлагается

изменить. В качестве ячеек в нем будет использоваться запись, одно поле которой, как и в предыдущих алгоритмах, принимает значения 0, 1 или 2, а второе поле типа *boolean* принимает значение *true*, если пиксель был просмотрен, и *false* – если нет.

Таким образом, отметив стартовый пиксель как просмотренный, а также отметив, что данный пиксель относится к объекту (в соответствующем поле в ячейке массива объекта указывается 1), начинаем просматривать соседей пикселя по ребрам. Если критерий подобия удовлетворен, то переходим в соседний пиксель и из него запускаем метод фронтального роста. Если критерий подобия не срабатывает, то соответствующему полю массива объекта присваиваем значение *true* (пиксель просмотрен) и переходим к следующему соседу. Выход из рекурсии происходит тогда, когда у текущего пикселя не остается непросмотренных соседей.

При просмотре полученного массива объекта можно описанным ранее способом определить точки кривой, ограничивающей объект.

В случае, когда изображение имеет размерность $N \times N$ пикселей, необходимо будет совершить $4 \times N \times N$ операций проверки, так как у каждого пикселя есть четыре соседа по ребрам. Таким образом, сложность алгоритма составит $O(N^2)$. Следует отметить, что так как в рамках сделанных ранее предположений на изображении не может находиться только подобласть объекта (т.е. объект не заполняет рисунок целиком), а сам метод фронтального роста не подразумевает обязательной проверки всех пикселей, то указанная сложность алгоритма на практике будет недостижима.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Программа для обработки данных КТ и МРТ

В среде *Delphi* была разработана программа, реализующая все три описанных выше метода. Интерфейс программы показан на рис. 1.

Программа позволяет пользователю загружать отдельные изображения, а также совокупность срезов КТ или МРТ в формате *DICOM*. Пользователь имеет возможность просмотреть срезы поочередно и выбрать среди них начальный. Выбор алгоритма сегментации осуществляется пользователем, который может настроить чувствительность каждого метода. Существует возможность масштабирования плоских

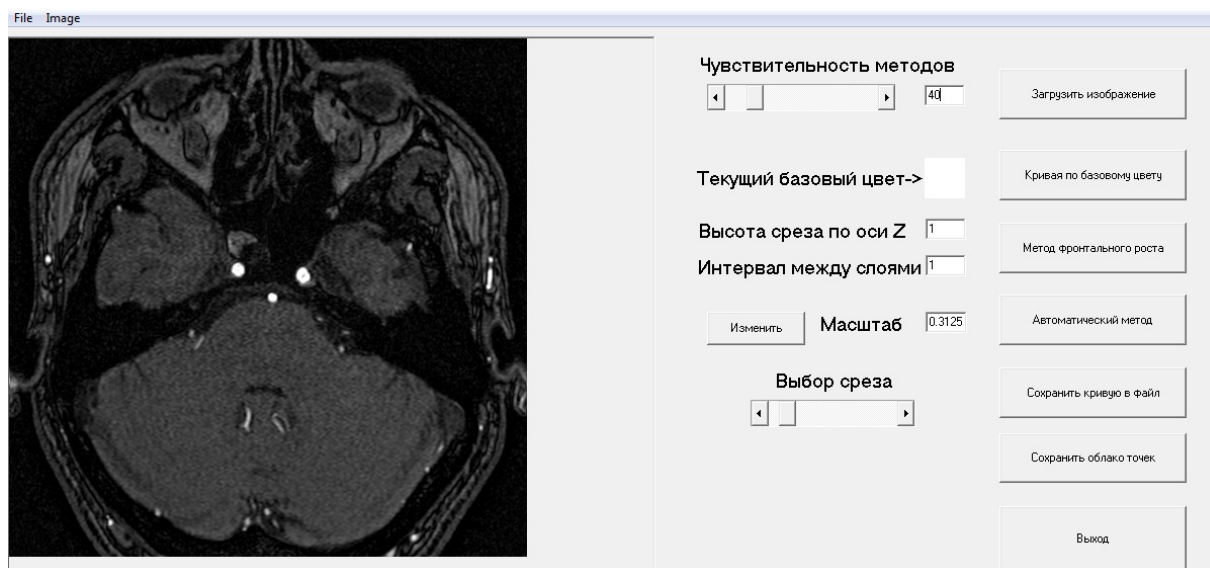


Рис. 1. Интерфейс разработанной программы

изображений и задания высоты срезов для экспорта построенных кривых в *SolidWorks*. Обработка срезов и сегментация серии изображений осуществляются в автоматическом режиме после выполнения настроек.

В случае построения трехмерного облака точек такие параметры, как масштаб изображений по трем осям, а также расстояние между срезами, извлекаются из исходных *DICOM*-файлов в автоматическом режиме.

Далее приведем результаты работы программы и покажем отличия в сегментации изображений разными методами.

Сравнение методов

Как было указано выше, все три рассматриваемых алгоритма имеют сложность $O(N^2)$. Будем сравнивать работу алгоритмов на примере модельного изображения просвета сосуда на двухцветном изображении, где просвет сосуда моделируется белой подобластью, а окружающие ткани (фон) – серой. Все три алгоритма на таком примере дают одинаковый результат, представленный на рис. 2.

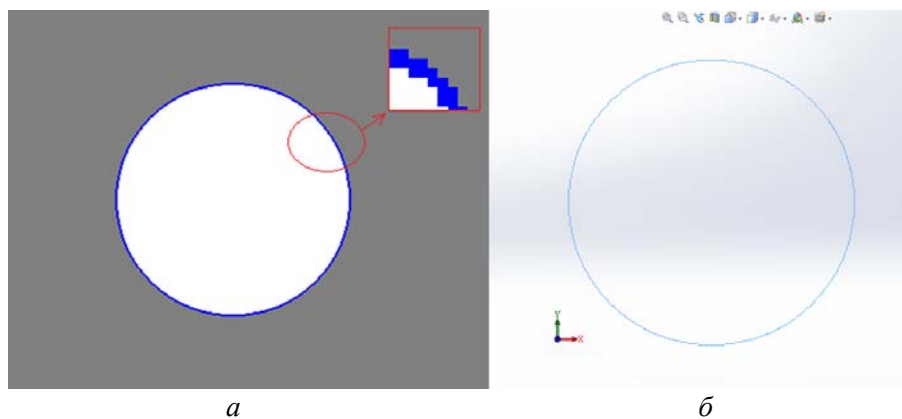


Рис. 2. Результат работы трех алгоритмов на двухцветном примере: обведенный контур просвета сосуда (а); кривая, экспортированная в *SolidWorks* (б)

Разница в работе алгоритмов существенно заметна, когда приходится обрабатывать реальные изображения, полученные в ходе КТ- или МРТ-исследования. На таких снимках, как правило, присутствуют сразу несколько подобластей, соответствующих сечениям сосудов. Кроме того, такие изображения не являются двухцветными: на снимках присутствуют различные оттенки серого цвета (см. рис. 1).

На рис. 1 отчетливо видны поперечные сечения внутренних сонных артерий и базилярной артерии. Помимо указанных сосудов, на снимке также присутствуют другие области, окрашенные в белый цвет или близкий к белому оттенок, которые соответствуют более мелким кровеносным сосудам. Результат обработки данного изображения автоматическим методом представлен на рис. 3. Типовые отличия в работе метода с различной чувствительностью обведены белыми овалами на рис. 3.

На рис. 3, а представлен результат работы алгоритма с высокой чувствительностью, т.е. критерий подобия пикселей выполняется при разнице в интенсивности одного из цветов менее чем на 40 единиц. На рис. 3, б чувствительность увеличена вдвое – до 80 единиц. В первом случае метод улавливает не только срезы сосудов, но и весь «шум», присутствующий на изображении в виде мелких сосудов, окрашенных близкими по оттенку цветами. При увеличении порога чувствительности метод фиксирует меньше шума, однако и сами срезы основных сосудов обводятся лишь частично (рис. 4).

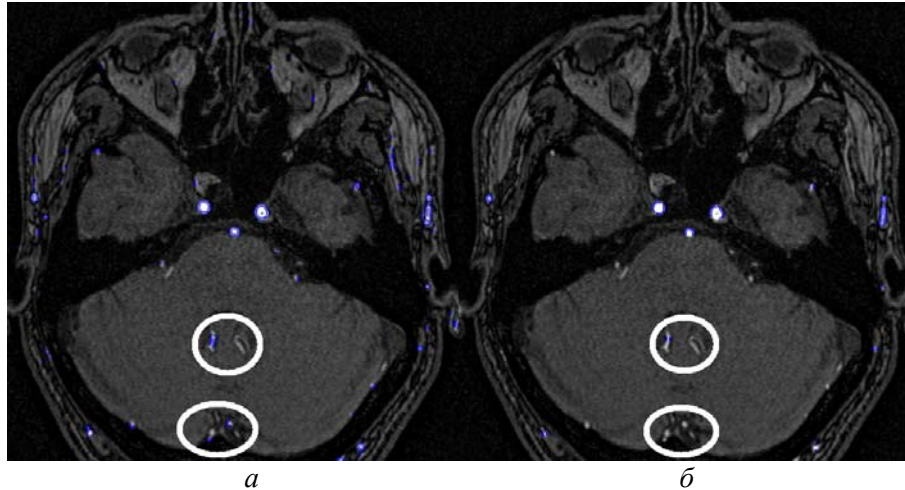


Рис. 3. Обработка изображения автоматическим методом:
высокая чувствительность (*a*); низкая чувствительность (*б*)

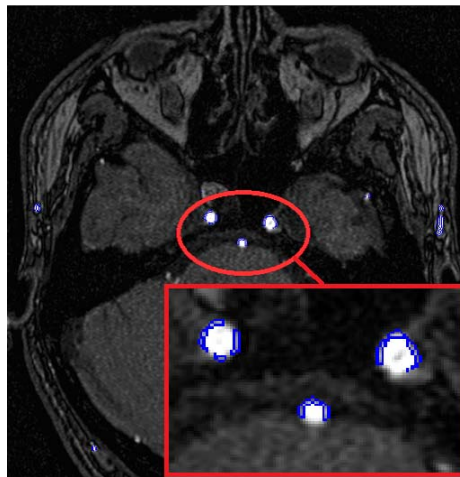


Рис. 4. Границы срезов при низкой чувствительности

Метод построения кривой по базовому цвету менее чувствителен к «шуму» на изображении и дает схожие результаты при разных порогах чувствительности (рис. 5). Типовые отличия в работе метода с различной чувствительностью обведены белыми овалами на рис. 5.

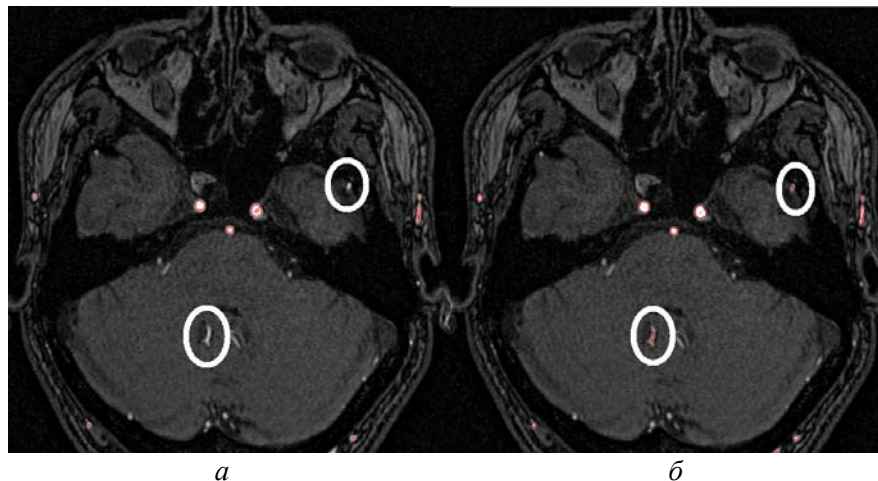


Рис. 5. Обработка изображения методом кривой по базовому цвету:
высокая чувствительность (*a*); низкая чувствительность (*б*)

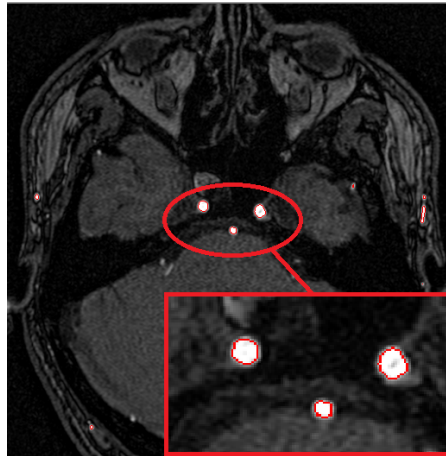


Рис. 6. Границы срезов при низкой чувствительности

Контуры основных сосудов определяются довольно точно (рис. 6).

Существенным недостатком метода является невозможность выбора конкретного сечения для его дальнейшей обрисовки и экспорта полученной кривой в файл.

Метод рекурсивного двумерного фронтального роста позволяет работать именно с выбранным пользователем сечением на рисунке. Перед запуском алгоритма выбирается стартовый пиксель, с которого начинается рост подобласти объекта. Если граница объекта определена, то алгоритм не подразумевает дальнейших проверок оставшихся пикселей. Результат работы алгоритма с разными порогами чувствительности для левой сонной артерии представлен на рис. 7.

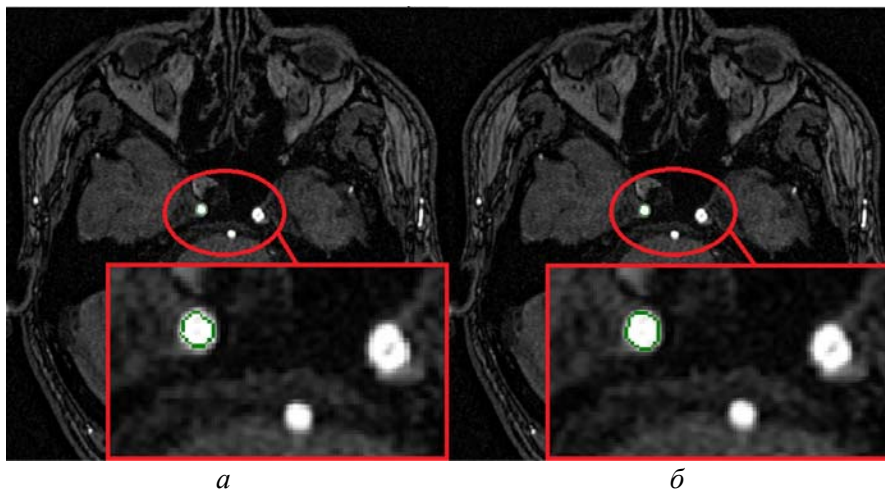


Рис. 7. Обработка изображения методом рекурсивного двумерного фронтального роста: высокая чувствительность (а); низкая чувствительность (б)

При низкой чувствительности контур сосуда получается более гладким, так как переход от белого цвета объекта к серому цвету фона происходит на границе довольно резко, и при маленьком пороге чувствительности часть пикселей «выпадает» из итоговой подобласти.

Примеры использования

Сегментация в режиме 2D

Для иллюстрации возможностей написанной программной реализации рассмотренных алгоритмов было проведено моделирование участка левой внутренней

сонной артерии протяженностью 6 мм. Были выбраны срезы МРТ с контрастным веществом, на которых виден интересующий участок сосуда. Срезы поочередно загружались в программу, в которой при помощи метода рекурсивного двумерного фронтального роста строились кривые, ограничивающие соответствующее сечение сосуда. Полученные кривые экспортировались в формат трехмерных кривых программного комплекса *SolidWorks*. В разработанной программе реализован экспорт кривой в формат *sldcrv*.

Для корректного построения трехмерной модели с соблюдением размеров реальной артерии необходимо масштабировать построенные кривые. Для этого на одном из срезов был проведен масштабирующий отрезок, а в программе была реализована методика вычисления масштабирующего коэффициента. При экспорте кривых все координаты точек умножались на полученный коэффициент, в результате чего в *SolidWorks* импортировались кривые с реальными размерами.

Кроме того, при обработке каждого среза МРТ необходимо указывать его положение относительно других срезов. В трехмерном представлении кривых за это отвечает координата *Z*, которая задается пользователем на основе данных о высоте среза из *DICOM*-файла.

Загруженные в *SolidWorks* трехмерные кривые представлены на рис. 8.

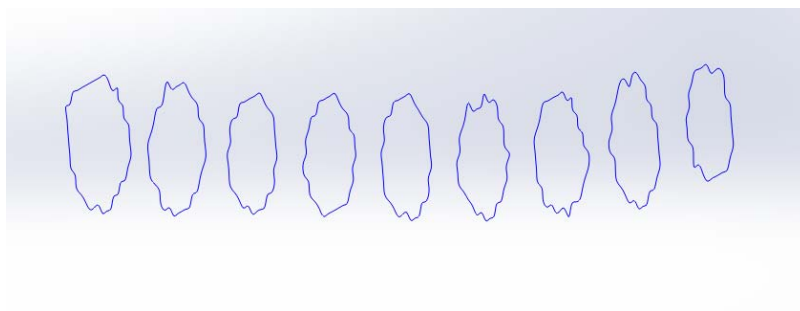


Рис. 8. Загруженные в *SolidWorks* пространственные кривые

На основе полученных кривых при помощи инструмента «Бобышка/основание по сечениям» восстанавливается геометрия сосуда (рис. 9). Такая трехмерная твердотельная модель может быть использована в конечно-элементном моделировании гемодинамики. Конечно, геометрическая модель, показанная на рис. 9, должна быть доработана и сглажена перед выполнением численного моделирования.

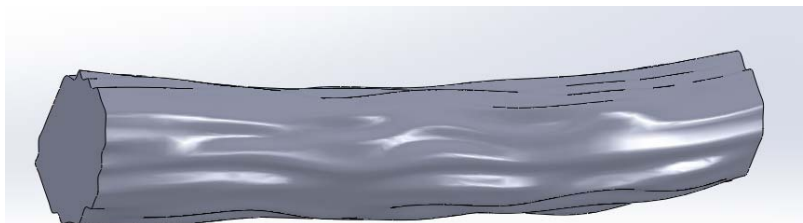


Рис. 9. Трехмерная твердотельная модель артерии

Сегментация в режиме 3D

В данной работе также показана работа программы на примере создания трехмерной полной модели сосудов виллизиевого круга. Применялся рекурсивный метод фронтального роста.

На самом деле для более сложно разнесенного в пространстве сосудистого русла необходим еще один этап – создание облака точек. В таком случае метод рекурсивного фронтального роста был реализован в трехмерной постановке. В результате работы метода данные о геометрической модели сосудов были представлены в виде набора срезов. На рис. 10 показано облако точек, представляющее собой поверхность сосудов виллизиевого круга человека, полученную при обработке КТ.

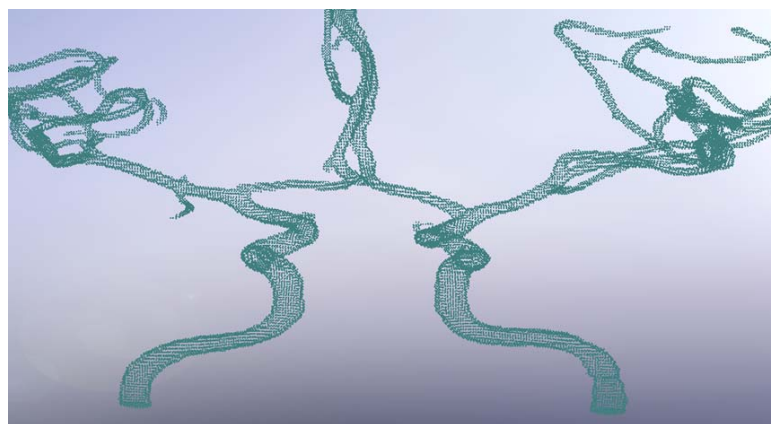
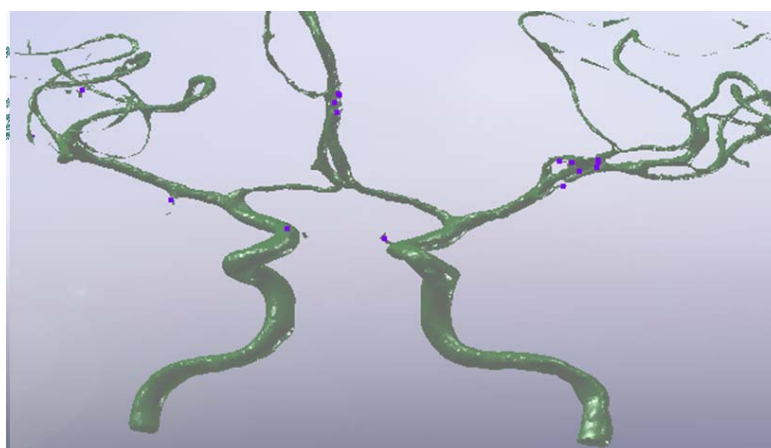
*a**б*

Рис. 10. Облако точек, соответствующее внешней стенке сосудов виллизиевого круга (*a*), построенная на его основе поверхностная модель (*б*)

На данном этапе модель содержит только те точки, которые лежат на поверхности сосудов. При необходимости можно получить и точки, лежащие внутри сосуда, что позволит построить трехмерную сетку.

Безусловно, при использовании автоматического метода и метода кривой по базовому цвету необходимо учитывать, что данные алгоритмы строились с учетом ряда допущений относительно подобласти, занимаемой объектом. В частности, полагалось, что объект на изображении должен быть один. Для исключения шума при работе обоих рассмотренных методов необходимо предварительно редактировать исходные изображения. Другими словами, из исходного изображения на срезе КТ необходимо оставлять только интересующие области изображения, содержащие только одно сечение сосуда (односвязную область). В случае, если имеется набор срезов для построения объемной твердотельной модели сосуда, возникает проблема отнесения полученных кривых к единой системе координат.

Метод рекурсивного двумерного фронтального роста оказывается наиболее предпочтительным из трех рассмотренных выше, так как он не подвержен «зашумлению» результатов, а также позволяет создавать контур именно того объекта, который задан пользователем, а не всех подобных объектов на изображении.

Существенным недостатком данного метода является тот факт, что его практически невозможно использовать для построения трехмерных моделей сосудов в тех случаях, когда срез МРТ оказывается не перпендикулярным оси кровеносного сосуда. В таком случае даже при успешном построении ограничивающей кривой невозможно создать твердотельную модель вытягиванием по сечениям. В этом случае необходимо применять рекурсивный метод фронтального роста, который на выходе позволяет получить облако точек (см. рис. 10). Облако точек может быть покрыто треугольниками в автоматическом режиме, которые затем будут преобразованы в поверхность твердотельной трехмерной модели.

Дальнейшая работа по данному направлению будет осуществляться с целью разработки и реализации алгоритма триангуляции полученной модели облака точек. Здесь может быть применен модифицированный алгоритм шагающих кубов [11]. На самом деле алгоритм шагающих кубов разработан для триангуляции поверхностей. В нашем случае поверхность еще не создана, поэтому требуется модифицировать алгоритм либо предварительно создавать поверхность при помощи метода поверхности Пуассона [14]. Триангулированная поверхностная модель может быть преобразована в твердотельную, которую затем можно использовать в численном конечно-элементном моделировании. Этап биомеханического моделирования, заключающийся в симуляции поведения сосудов до и после выполнения реконструктивного хирургического вмешательства, позволяет оценить варианты лечения при предоперационном планировании [12] и выбрать среди рассмотренных вариантов наиболее рациональный для данного конкретного пациента.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе представлены результаты разработки и реализации алгоритмов полуавтоматической обработки данных КТ. Реализовано три различных алгоритма создания трехмерных геометрических моделей сосудов головного мозга человека: автоматический метод, метод кривой по базовому цвету и метод рекурсивного фронтального роста. Наиболее перспективным является рекурсивный алгоритм фронтального роста, который позволяет сегментировать из DICOM изображений поперечные срезы сосудов, а также получать трехмерные модели сосудов в виде облака точек. В перспективе данный метод может быть использован при создании систем прогнозирования результатов реконструктивного хирургического лечения патологий сосудов головного мозга человека.

БЛАГОДАРНОСТИ

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 17-71-10191).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Матвеев В.П., Шардаков И.Н., Шестаков А.П. Алгоритм создания трехмерных образов органов человека по томографическим данным // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 4. – С. 20–32.

2. Antiga L., Piccinelli M., Botti L., Ene-Iordache B., Remuzzi A., Steinman D.A. An image-based modeling framework for patient-specific computational hemodynamics // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 2008. – Vol. 46, № 11. – P. 1097–1112.
3. Bidgood W.D., Horii S.C., Prior F.W., Van Syckle D.E. Understanding and using DICOM, the data interchange standard for biomedical imaging // *J. Am. Med. Inform. Assoc.* – 1997. – Vol. 4, № 3. – P. 199-212.
4. Cao J., Wu X. A novel level set method for image segmentation by combining local and global information // *Journal of Modern Optics.* – 2017. – Vol. 64, № 21. – P. 2399–2412.
5. Drapikowski P., Domagala Z. Semi-automatic segmentation of CT/MRI images based on active contour method for 3d reconstruction of abdominal aortic aneurysms // *Image Processing & Communication.* – Vol. 19, № 1. – P. 13–20.
6. Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Fillion-Robin J.-C., Pujol S., Bauer C., Jennings D., Fennessy F., Sonka M., Buatti J., Aylward S., Miller J.V., Pieper S., Kikinis R. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network // *Magnetic Resonance Imaging.* – 2012. – Vol. 30. – P. 1323–1341.
7. Fresno M., Venere M., Clausse A. A combined region growing and deformable model method for extraction of closed surfaces in 3D CT and MRI scans // *Computerized Medical Imaging and Graphics.* – 2009. – Vol. 33. – P. 369–376.
8. Ivanov D., Dol A., Pavlova O., Aristambekova A. Modeling of human circle of Willis with and without aneurysms // *Acta Bioeng. Biomech.* – 2014. – Vol. 16, № 2. – P. 121–129.
9. Jermyn M., Ghadyani H., Mastanduno M.A., Turner W., Davis S.C., Dehghani H., Pogue B.W. Fast segmentation and high-quality three-dimensional volume mesh creation from medical images for diffuse optical tomography // *J. Biomed. Opt.* – 2013. – Vol. 18, № 8. – 86007.
10. Larysz D., Wolanski W., Kawlewska E., Manderka M., Gzik M. Biomechanical aspects of preoperative planning of skull correction in children with craniosynostosis // *Acta Bioeng. Biomech.* – 2012. – Vol. 14, № 2. – P. 19-26.
11. Lorensen W.E., Harvey E. C. Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm // *Computer Graphics.* – 1987. – Vol. 21, № 4. – P. 163–169.
12. Malve M., Del Palomar A.P., Chandra S., Lopez-Villalobos J.L., Finol E.A., Ginel A., Doblare M. FSI analysis of a human trachea before and after prosthesis implantation // *J. Biomech. Eng.* – 2011. – Vol. 133, № 7. – 071003.
13. Shao H., Qin H., Hou Y., Xia H., Zhou P. Reconstructing 3D model of carotid artery with mimics and magics // *Advances in Information Technology and Education.* – 2011. – Vol. 201. – P. 428–433.
14. Sun D., Rettmann M.E., Holmes D.R., Linte C., Cameron B., Liu J., Packer D., Robba R. Anatomic Surface Reconstruction from Sampled Point Cloud Data and Prior Models // *Stud. Health Technol. Inform.* – 2014. – Vol. 196. – P. 387–393.
15. Yushkevich P.A., Piven J., Hazlett H.C., Smith R.G., Ho S., Gee J.C., Gerig G. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability // *NeuroImage.* – 2006. – Vol. 31. – P. 1116–1128.

DEVELOPMENT OF THE SEMI-AUTOMATIC SEGMENTATION SOFTWARE FOR 3D MODELING OF CEREBRAL VESSELS

A.V. Dol, D.V. Ivanov (Saratov, Russia)

Biomechanical modeling is one of the stages of preoperative planning of reconstructive surgical interventions and allows one to choose and justify the choice of a particular variant of the operation. It is required to create a patient-specific 3D solid geometric model of the object under study to perform biomechanical modeling. This task can be solved by processing computed tomography (CT) or magnetic resonance imaging (MRI) data. However, manual procedure for CT or MRI data processing is quite time-consuming. Therefore, there is a problem to automate the processing phase of these data in order to speed up the process of building models and improve their accuracy and quality. This problem remains unresolved to date. Semi-automatic processing of CT or MRI data uses various methods of image segmentation. The most popular and effective methods are active contour

model and frontal growth method. Using these methods, one can segment the objects of interest from DICOM files and transfer them for further operation. In this paper, we present the results of the software development of three image segmentation methods: automatic method, base-color curve method, and recursive method of frontal growth. The work of these methods is illustrated on the basis of MRI data of cerebral vessels with a contrast agent. The results of comparative analysis of the developed methods of image segmentation are given in this article. The developed software allows to download DICOM images in semi-automatic mode and to obtain on their basis 3D models of vessels and also to transfer them for further processing to computer-aided design systems.

Key words: CT, MRI, DICOM, frontal growth method, recursion, Willis circle, preoperative planning, biomechanical modeling.

Получено 9 ноября 2017