ВОССТАНОВЛЕНИЕ 3D ФОРМЫ СЕРДЦА ПО ТОМОГРАФИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ

Зуева Д.Ю., Ковешникова А.А.
Научные руководители: Наталинова Н.М., к.т.н.; Казаков В.Ю., к.ф.-м.н.
Национальный исследовательский Томский политехнический университет
Россия, г.Томск, пр. Ленина, 30, 634050
E-mail: dashulyazueva@mail.ru

SURFACE RECONSTRACTION OF 3D HEART SHAPE BY TOMOGRAPHIC IMAGES

Zueva D.Ju., Koveshnikova A.A.
Scientific Supervisor: Dr. Natalinova N.M., Dr. Kazakov V.Ju.
Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050
E-mail: dashulyazueva@mail.ru

Важнейшей задачей электрокардиологии является диагностика состояний и заболеваний сердечно-сосудистой системы. Проблема диагностики сердечно-сосудистой системы заключается в сложном, многоуровневом механизме её функционирования, поэтому установление правильного диагноза порой оказывается возможным только опытным специалистам. Применение виртуальной модели сердца является наглядным представлением состояния сердечно-сосудистой системы и дает возможность врачу-диагносту возможность сопоставлять изменения ЭКГ, в частности, на уровне мкВ, с повреждениями миокарда на реалистичном трехмерном изображении сердца. Поэтому возникает необходимость получения наглядного реалистичного трехмерного изображения сердца пациента для дальнейшего проведения исследования электродинамической активности сердца с помощью метода конечных элементов [1].

Целью данной работы является определение по серии двумерных снимков, полученных методом компьютерной томографии геометрических параметров сердца пациента и синтез реалистичного трехмерного изображения сердца пациента, таким образом, получение и дальнейшая обработка данных медицинских изображений является важным первым шагом для дальнейшего исследования электродинамической активности сердца. Алгоритм получения 3Д модели сердца представлен на рисунке 1.

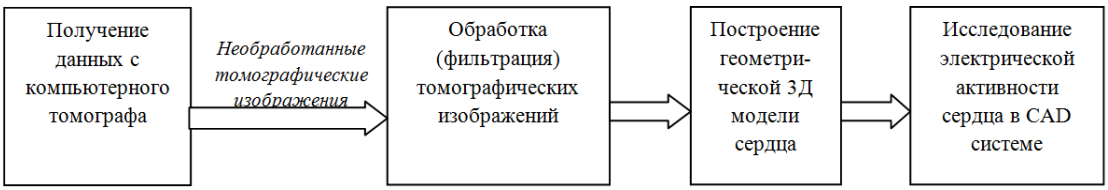

Рис. 1. Преобразование данных медицинских изображений

Исходная информация, полученная при проведении КТ, является последовательностью двумерных цифровых изображений. Каждый элемент изображения является функцией рентгенологической плотности объекта исследования в соответствующей точке q (x, y, z), представленной в градациях шкалы серого цвета. Эти изображения сохраняются и передаются в виде серии файлов формата DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Томографические срезы имеют равную толщину и одинаковое количество пикселей на каждый срез. После их упорядочения в диагностическом программном обеспечении (томографическая реконструкция) создается объемный блок, представленный регулярной сеткой вокселей, который характеризуется разной интенсивностью поглощения и отражают структуру объекта исследования в объемном виде. На рисунке 2 приведена серия двумерных снимков пациента, полученных с помощью компьютерной томографии. Для графического представления отдельных анатомических структур в виде виртуальных трехмерных объектов применяют технику объемного (3D) рендеринга. Для

этого оператор определяет пороговые значения рентгенологической плотности (например, те, что соответствуют плотности костной ткани).

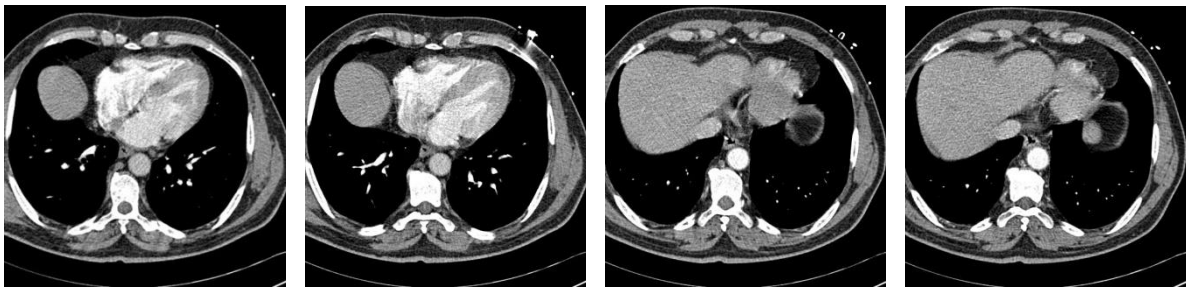

Рис. 2. Серия двумерных снимков сердца пациента, полученных с помощью компьютерной томографии.

После этого проводится построение трехмерной модели, соответствующей заданному диапазону рентгенологической плотности в программном пакете 3D Slicer (распространяется бесплатно). Для понимания особенностей построения трехмерных изображений рассмотрим алгоритм, применяемый в программном комплексе 3D Slicer. Изменяя пороговые значения рентгенологической плотности и методы графической обработки изображения, можно создать сложные, многокомпонентные модели, состоящие из отдельных элементов, которые соответствуют костям, мышцам, дыхательным путям, сосудам и тому подобное. Некоторые модели выделяют разным цветом и изменяют их прозрачность для получения максимально наглядного и простого для восприятия изображения объекта исследования. На рисунке 3 представлены 3D реконструкции серии двумерных снимков торса пациента, полученных с помощью компьютерной томографии: костная модель, мягкотканная модель, объемная модель дыхательных путей.

Программный комплекс 3D Slicer содержит широкую панель инструментов для редактирования модели как на этапе создания маски сегментации, так и непосредственно в режиме 3D. Существует дополнительная возможность сглаживания поверхности, заполнения пустот, а также аппарат булевых операций, что позволяет объединять маски, отделять одну маску от другой и определять участки пересечения различных объектов. При этом правильное определение границ объекта исследования и создание высокоточной виртуальной трехмерной модели требует точного знания особенностей его нормальной и патологической анатомии, топографических соотношений различных анатомических структур и особенностей представления их изображений на томограмме, особенностей проведения исследования с учетом типа томографа, применяемого причин возникновения артефактов и недостатков томографического изображения. Современные CAD-программы для работы с томографическими изображениями имеют большой набор инструментов для лучшей визуализации трехмерного изображения в зависимости от задач исследования: модель можно перемещать и вращать, рассматривать ее пересечения в разных плоскостях, увеличивать или уменьшать отдельные участки, изменять прозрачность модели и ее окраску. Важным преимуществом современных программных комплексов является возможность обмена данными с другими CAD/CAM/CAE-системами, в основе которого – импорт/экспорт 3D-моделей из одной программы в другую. Проблема совместимости с инженерными программами CAD/CAE решена в программном комплексе 3D Slicer, что позволяет импортировать STL-файлы и хранить или экспортировать модели в форматах, совместимых с большинством программных компонентов автоматизированного проектирования, в частности, для дальнейшего исследования электродинамической активности сердца пациента методом конечных элементов [2].

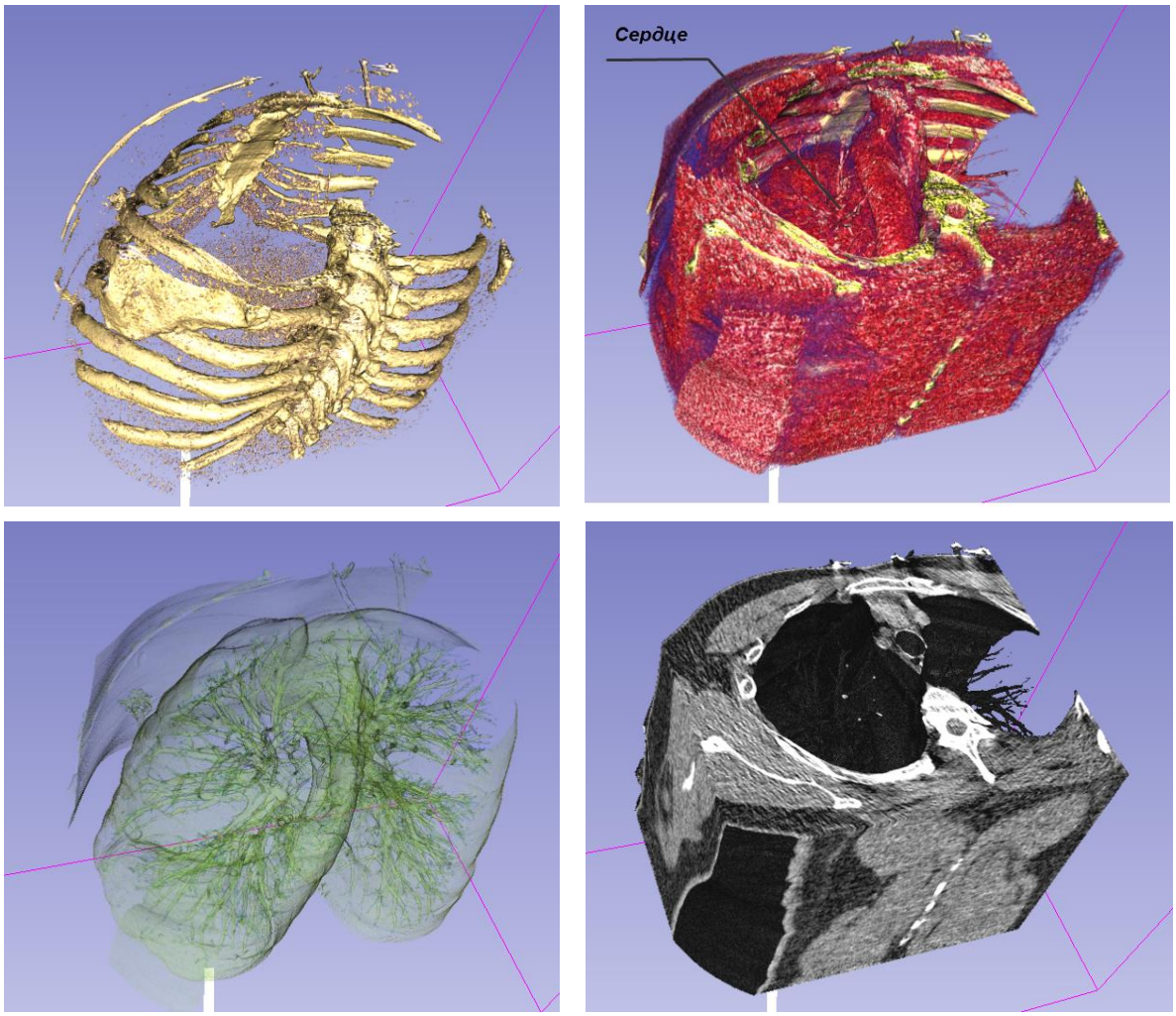

Рис. 3. Трехмерная реконструкция по данным компьютерной томографии: модель костной ткани, модель сердечной ткани, объемная модель дыхательных путей и модель мягких тканей.

Важное значение в процессе создания виртуальных 3D-моделей имеет предварительная оценка качества томографических изображений, выявление имеющихся артефактов и их устранение в процессе обработки графического изображения. Качество полученной модели будет, таким образом, определяться качеством входных данных, разрешением томографа, толщиной одного томографического среза, точностью определения границ объекта в процессе сегментации, особенностями обработки модели в программном обеспечении для работы с медицинскими изображениями. Хотя компьютерная томография является высокоточным методом медицинского исследования, в ходе ее проведения могут возникать различные артефакты, которые существенно повлияют на качество полученной 3D-модели.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Бодин О.Н., Кузьмин А.В., Митрошин А.Н. // Разработка визуальной модели сердца для обучения студентов-медиков Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. – 2007. – № 2. – С. 3-10.

2. Sovilj, S., Magjarevic, R., Lovell, N., Dokos, S. Realistic 3D bidomain model of whole heart electrical activity and ECG generation // Computing in Cardiology. – 2013. – Vol. 40. – pp. 377–380.