



УДК 004.9

© 2016 г. **В.П. Май**, канд. техн. наук,

**С.В. Мельман**, канд. техн. наук

(Институт автоматизации и процессов управления ДВО РАН, Владивосток)

## ОБЪЕМНАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ОБЪЕКТОВ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Представлена система объемной визуализации объектов томографического исследования, позволяющая строить пространственные изображения костной или иной ткани, применительно к задачам челюстно-лицевой хирургии.

**Ключевые слова:** компьютерная томография, визуализация объемов, методы сканирования, алгоритмы визуализации и обработки данных.

DOI: 10.22250/isu.2016.49.47-54

### Введение

Современная медицинская диагностика в последние десятилетия пополнилась новым чрезвычайно мощным методом – компьютерной томографией [1], воссоздающей послойное изображение внутренней структуры объекта исследования по совокупности проекционных данных, измеренных под разными ракурсами. Достоинством этого метода является высокая информативность о каждом элементарном объеме исследуемого объекта. Наибольшее распространение получили рентгеновская компьютерная томография (РКТ) [2], в том числе спиральная компьютерная томография [3] и магнитно-резонансная томография (МРТ) [4].

Рентгеновская компьютерная томография дает возможность получать четкие изображения определенного среза исследуемого органа. Испускаемый излучателем узкий пучок рентгеновских лучей сканирует исследуемое тело, двигаясь вокруг него по окружности, и на выходе из него воспринимается системой высокочувствительных детекторов, преобразующих ионизирующее излучение в электрические сигналы, которые усиливаются и преобразуются в цифровую форму для ввода в компьютер. К концу вращения излучателя в памяти компьютера будут записаны сигналы от всех детекторов и получена совокупность проекций в различных ракурсах, а на экране компьютера появится срез исследуемого органа. Полная совокупность данных, относящихся ко всем проекциям, используется в компьютере для воссоздания среза за срезом внутренней структуры объекта с помощью того или иного алгоритма реконструкции.

Современные компьютерные томографы выполняют спиральное сканирование, при котором одновременно происходит вращение источника излучения

вокруг тела пациента и поступательное движение стола с пациентом вдоль продольной оси сканирования. При этом за очень короткое время можно получить информацию о послойной структуре определенного участка тела.

В отличие от РКТ-системы получения изображений, построенной на эффекте поглощения рентгеновских квантов, МРТ-визуализация основана на явлении ядерного магнитного резонанса. Принцип МРТ состоит в следующем: в градиентное магнитное поле помещен объект исследования (тело человека), и благодаря наличию в нем атомных ядер с ненулевым магнитным моментом происходит избирательное поглощение воздействующих на организм электромагнитных волн (радиоволн). При этом протоны этих ядер, как маленькие магниты, ориентируются строго определенным образом, происходит испускание радиоволн ядрами и переход их на более низкие энергетические уровни. И тот, и другой процесс можно зафиксировать, изучая спектры поглощения и излучения ядер.

Задача получения пространственного изображения в МРТ-томографе, в отличие от РКТ, решается изменением напряженности магнитного поля в различных точках. Если известна величина напряженности поля в данной точке, то можно точно связать с ней передаваемый и принимаемый радиосигнал. В результате компьютерной обработки информации от всех отсканированных точек получают изображения органов и систем в срезах, сосудистых структур в различных плоскостях, формируются с высокой разрешающей способностью трехмерные конструкции органов и тканей.

Визуализация внутренних структур человека на основе данных томографического обследования с получением четких снимков множества сечений тела пациента позволяет с высокой достоверностью зрительно анализировать состояние различных органов и с привлечением воображения и опыта наблюдателя реконструировать их трехмерную структуру [5].

Альтернативой представления объектов поверхностями, как правило, полигональными, является представление объектов в виде объемов. Объем – это трехмерный массив кубических элементов (вокселов), представляющих единицы 3D-пространства. Объемная визуализация есть процесс получения на экране компьютера изображения, дающего наглядное представление о внутренней структуре объекта и возможность построения пространственных изображений костной или иной ткани для детального рассмотрения возможных ситуаций (переломов, опухолей) в разных ракурсах.

В обычной диагностической рентгенологии многие задачи диагноза решают достаточно точно при анализе двумерных изображений сечений. Однако при планировании хирургических операций [6], в имплантологии [7], в черепно-лицевой хирургии [8] и в других случаях необходимо рассмотрение объекта в целом со всеми его сложностями и дефектами, поэтому возникает задача создания точных и реалистичных визуальных объемных представлений объектов по томографическим данным [9].

Исследования в этом направлении ведутся достаточно интенсивно и с некоторыми из них можно ознакомиться в работах [10 – 16]. Основная направленность этих исследований – расширение функциональности с обеспечением высо-

кой степени наглядности структуры исследуемых объектов и создание дружественного интерфейса для пользователя.

Данная разработка нацелена на выполнение определенного круга задач на привычном оборудовании, она проста в использовании, доступна и удовлетворяет требованиям специалиста челюстно-лицевой хирургии. Предложен один из подходов к разработке системы объемной визуализации объектов томографического исследования и созданию для врача-исследователя удобного интерфейса.

### **Получение данных о внутренней структуре объекта**

РКТ является способом получения двумерного изображения, несмотря на отдельные попытки реконструкции трехмерного изображения, в МРТ наличие трехмерного изображения заложено в самой ее основе. Можно по выбору регистрировать данные от всего трехмерного объекта либо только от одного его среза. РКТ и МРТ используют одинаковые принципы автоматического, управляемого компьютером сканирования, обработки и получения послойного изображения внутренней структуры органов. Данные сканирования приводятся к пространственной 3D-регулярной решетке скалярных данных.

Для процесса сканирования целесообразно выбрать отраслевой стандарт создания, хранения, передачи и визуализации медицинских изображений и документов обследованных пациентов: *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)* – международный формат данных, имеющий собственные сетевые протоколы для работы с удаленным сервером. Медицинские томографы также записывают результаты сканирования в этом формате. Структура DICOM древовидная, что позволяет объединять несколько последовательных сканов в одно «дерево» для пациента, где зафиксировано время сканирования и разрешение, толщина и число сканов, а также набор параметров для расчета физических размеров каждого пикселя, при сохранении пространственной привязки к объекту сканирования. Имея такое «дерево», каждый пиксел на скане можно интерпретировать как воксел в пространстве.

Пример: заданы параметры для сканирования головы пациента, размеры 20x30x25 см, разрешение 512x512 пикселей и толщина 2 мм скана, тогда физические размеры вокселя  $200\text{мм}/512 = 0,39$ ;  $300\text{мм}/512 = 0,586$ ;  $0,39 \times 0,586 \times 2,0$  мм. Число сканов:  $250\text{мм}/2\text{мм} = 125$  шт. Результат: пространственная решетка 512x512x125 с физическими размерами 20x30x25 см.

### **Алгоритмы компьютерной визуализации и обработки данных**

#### Алгоритм построения изоповерхности.

Известно несколько традиционных методов визуализации, которые объединяет визуализация вокселей, выделенных пользователем в качестве значимых.

Метод прямого объемного рендеринга основан на непосредственном отображении всего объема данных, разделенного на элементарные частицы (точки), проецируемые на экран монитора. Недостатком метода является «захламление» изображения многочисленными частицами, проецируемыми на один и тот же

пиксель на экране. Преимущество же метода состоит в том, что, управляя прозрачностью и цветом точек, можно получать картину изображения высокого качества.

Метод трассировки лучей заключается в пропускании луча через каждый пиксель на экране. При этом окраска пикселя вычисляется по лучу, проходящему сквозь объем. Преимуществом этого метода перед другими является возможность наиболее точного отображения объема на плоскость экрана, однако возникает сложность в правильной интерпретации значений при переводе в цвет и прозрачность на пересечении луча и объема.

Метод создания изоповерхности, при котором осуществляется визуализация специально построенной изоповерхности как геометрического места точек, где заданная в объеме полученных данных функция равна некоторому выбранному, так называемому пороговому, значению. Недостатком метода является то, что видна лишь часть объема, принадлежащая поверхности, но зато она хорошо воспринимается врачом для детального и подробного рассмотрения.

В медицинских приложениях основные объекты визуализации человеческого организма – внутренние органы, кости, кожа, которые неплохо выделяются с помощью метода, основанного на создании изоповерхностей.

Для конвертирования воксельного представления изоповерхностей в полигональное реализован алгоритм «марширующих кубиков» [17], что обеспечило аппаратную поддержку визуализации изоповерхностей скалярных полей. Алгоритм предназначен для генерации полигонального приближения изоповерхности некоторой скалярной функции  $F(x, y, z)$ , заданной на равномерной 3D сетке значений. Получаемая поверхность является аппроксимацией изоповерхности некоторого уровня  $L$ , т.е. геометрического места точек, удовлетворяющих условию

$$F(x, y, z) = L. \text{ Для упрощения алгоритма строят функцию}$$

$$F^0(x, y, z) = F(x, y, z) - L.$$

Задача сведена к построению изоповерхности  $F^0$  на уровне 0:  $F^0(x, y, z) = 0$ .

Алгоритм работает следующим образом. Имеется регулярная 3D-решетка размерности  $[i, j, k]$ , вершины  $V_{ijk}$  которой образуют  $(i-1)*(j-1)*(k-1)$  ячеек (кубиков), которые могут не содержать часть изоповерхности при условии, что все его вершины одного знака (ноль считать положительным), либо содержать часть поверхности. Тогда:

перебирая все ячейки, им в соответствие ставят байт состояния, где каждый бит указывает на знак вершины ячейки: 0 – положительная вершина (значение  $F^0(x, y, z) = 0$  тоже следует считать положительным), 1 – отрицательная вершина;

ячейки с байтом состояния 0 и 255 пустые, для остальных по заранее составленным таблицам отыскивается набор треугольников, которые аппроксимируют изоповерхность, проходящую внутри ячейки;

координаты точек пересечения искомой изоповерхности и ребер ячеек вычисляются линейной интерполяцией.

Табличный выбор треугольников, аппроксимирующих изоповерхность, дает достаточно хороший результат при большой скорости построения изоповерхности в целом. Применительно к визуализации данных медицинского томографа

алгоритм "марширующих кубиков" удовлетворяет всем требованиям: быстрое построение изоповерхности, достаточно высокое качество.

#### Алгоритм обработки данных.

Данные медицинского томографа хранят в виде 3D-массива целых чисел от 0 до 2000. Наблюдающему за изменением параметров порогового значения на пространственных скалярных данных медицинского томографа исследователю (медработнику) важно видеть отдельные ткани (например, костные) и построение изоповерхности с пороговым значением, равным эквиваленту костной ткани, что позволяет выделить ее для исследования (в случае перелома). При обычном разрешении медицинского томографа 512x512 пикселей на срез и 125 срезов (~32.8 млн. вокселей) описанный алгоритм "марширующих кубиков" позволяет построить изоповерхность (на обычном компьютере AMD Athlon 1800XP+) за ~0.1...0.5 с (разброс характеризуется сложностью изоповерхности).

Врач работает с данными медицинского сканирования, поэтому основные пороговые параметры сводят в специальную таблицу, где наиболее важные значения сопровождаются информацией об изоповерхности, построенной при выборе соответствующих данных (кость, кожный покров, зубы).

### **Программный продукт для построения трехмерной модели объекта**

Исходя из требований, предъявляемых врачами к визуализации данных сканирования медицинского томографа, разработан программный продукт (ПП) узкой специализации, предназначенный для визуализации костной ткани для планирования операций при переломах челюстно-лицевого скелета. Особенность данных операций – высокая сложность диагностики трещин и травм. Посредством медицинского томографа производят сканирование поврежденного участка, затем с помощью специального программного обеспечения осуществляют реконструкцию и визуализацию поврежденного костного скелета для дальнейшего анализа хирургом и планирования операции. Требования к программному продукту:

работа с форматом данных DICOM медицинского томографа;

удобный интерфейс для работы с древовидной структурой DICOM;

просмотр сканов в режиме реального времени;

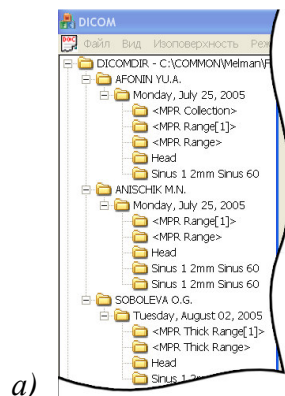
построение изоповерхности по пороговому значению, заданному в интерактивном режиме медицинским работником для тонкой настройки визуализируемой костной поверхности;

свободное вращение объекта;

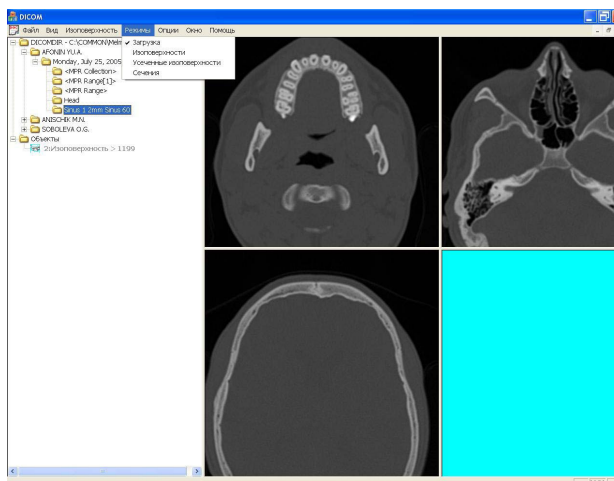
возможность смещения источника света.

С учетом выдвинутых требований был спроектирован ПП «TomoView3D» на MSVC++. Графическая часть реализована с использованием библиотек OpenGL. С помощью данной системы осуществляют:

1) *работу с древовидной структурой формата DICOM* (с помощью бесплатной библиотеки DCMTK 3.5.3). Пользователь открывает директорию с данными, интерфейс программы представлен на рис. 1. ПП предлагает древовидную структуру со всеми данными о пациенте (рис. 1а), томографическими исследованиями, с указанием даты и области сканирования (рис. 1б);



a)



б)

Рис. 1. Интерфейс программы с директориями данных: а – о пациенте; б – сканирования.

2) *объемную реконструкцию изоповерхностей*. Построение выполняют в отдельном элементе интерфейса, где находится "ползунок", перемещение которого определяет выбор порогового значения. Рядом отображаются минимальное, максимальное и текущее значения. При перемещении "ползунка" ПП перестраивает пространственную реконструкцию изоповерхности и на экране демонстрируется новая изоповерхность исследуемого объекта (в четырех ракурсах) (рис. 2а);

3) *визуализацию срезов*. На наборе данных, при которой четвертая область демонстрирует свободный (плоский) срез исследуемого объекта любой плоскостью (рис. 2б);

4) *свободное вращение объекта*, происходящее в каждой из четырех областей визуализации. Изменение ракурса (навигация) производят при помощи мыши (левая кнопка – вращение объекта вокруг центральной точки, колесико мыши – приближение и удаление);

5) *интерактивное смещение источников освещения*, производимое при зажатой правой кнопке мыши (от исходного положения у наблюдателя), что позволяет рассматривать мелкие детали объекта;

6) *многооконный интерфейс*, предоставляющий дополнительные удобства для работы одновременно с несколькими наборами данных в разных окнах;

7) *сохранение вида модели*. Для вывода на печать интерфейс позволяет сохранить любую из четыре областей вида объекта (или все четыре одновременно) в графический файл в формате BMP с последующим выводом на печать.

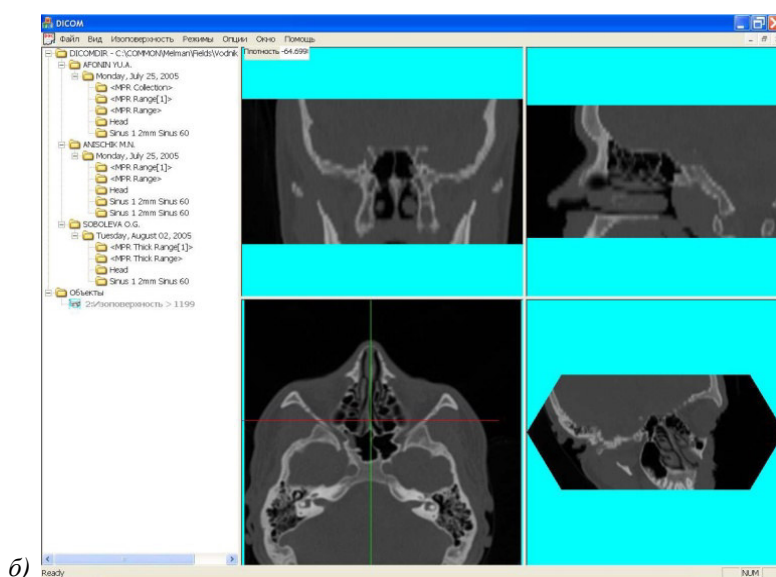
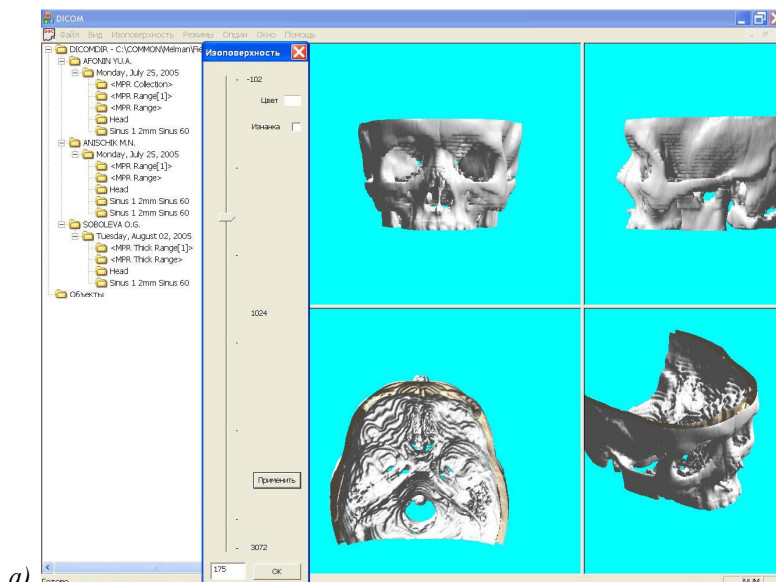


Рис. 2. Интерфейс визуализации:  
 а – изоповерхность исследуемого объекта; б – свободных срезов.

## Заключение

Программный продукт «ТомоView3D» позволяет работать с полученными от медицинского томографа данными в их исходном виде и предоставляет интерфейс работы с данными, схожий с интерфейсом программного обеспечения самого томографа, что облегчает освоение специалистами нового инструмента визуализации томографических данных при вводе его в эксплуатацию; дает возможность в режиме реального времени выбирать на множестве скалярных данных медицинского томографа пороговые значения при определении наиболее удобного и оптимального для врача-исследователя варианта объемной визуализации.

Программный продукт «ТомоView3D» использовался в Дальневосточном окружном медицинском центре Росздрава в практике челюстно-лицевой хирургии для анализа характера и сложности повреждений при переломах в предоперационный период и в процессе последующего наблюдения.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Хофер М. Компьютерная томография. Базовое руководство, пер. с нем. – Изд. 2-е:– М.: Медицинская литература, 2008.
2. Терновой С.К., Сапожкова Л.П. Методы лучевой диагностики. – М.: Феникс, 2007.
3. Прокоп М., Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография: В 2 т. – Т. 2 / пер. с англ. – М.: МедПресс, 2009.
4. Синицын В.Е., Устюжанин Д.В. Магнитно-резонансная томография. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008.
5. Мошнегуц С.В., Барбараш Л.С., Журавлева И.Ю. Трехмерная визуализация как средство эффективного анализа данных низкочастотной МРТ // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2005. – № 3. – С.43-46.
6. Федоров В.Д., Кармазановский Г.Г., Гузеева Е.Б., Цвиркун В.В. Виртуальное хирургическое моделирование на основе данных компьютерной томографии. – М.: Изд. дом Видар, 2004.
7. Жигун В.В. Компьютерная томография. 2007. [Электронный ресурс]. URL: [http://www.chimplants.ru/index.php?option=com\\_content&task=blogcategory&id=0&Itemid=233.html](http://www.chimplants.ru/index.php?option=com_content&task=blogcategory&id=0&Itemid=233.html) (дата обращения: 10.10.2014).
8. Стоматологическая клиника ООО «Клиника Партнер»: офиц. сайт. URL: [http://www.clinic-partner.ru/library/implantaciyazubov/mestaja\\_diagnostika\\_pri\\_zuboj\\_i/trekhmernaja\\_vizualizatsija\\_lit.html/](http://www.clinic-partner.ru/library/implantaciyazubov/mestaja_diagnostika_pri_zuboj_i/trekhmernaja_vizualizatsija_lit.html/) (дата обращения: 20.09.2014).
9. May V.P., Melman S.V. The system for volume visualization of computer tomography objects // First Russia and Pacific Conference on Computer Technology and Applications. 6 – 9 September, – 2010. – Vladivostok. – P.391–393.
10. Blackwell M., Nikou C., Digioia A.M., Kanade T. An Image Overlay system for medical visualization // Transactions on Medical Image Analysis. – 2000. – V.4. – P.67-72.
11. Dohi T. Surgical Robotics and Three Dimensional Display for Computer Aided Surgery // Proc. of Computer Aided Radiology and Surgery, CARS 2000, San Francisco, USA. – 2000. – P.715-719.
12. Jansen T., Rymon-Lipinski B., Krol Z., Ritter L., Keeve E. An Extendable Application Framework for Medical Visualization and Surgical Planning // Proc. of SPIE Medical Imaging, MI'01, San Diego, CA, 2001.
13. Zachow S., Lamecker H., Elsholtz B., Stiller M. Reconstruction of mandibular dysplasia using a statistical 3D shape model // Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery, 2005. P.1238-1243.
14. Subburaj K., Suresh Kumar P., Bansal D., Ravi B. Virtual Orthopaedic Surgery System // International Conference on Total Engineering, Analysis and Manufacturing Technologies, Bangalore, Oct. 4-6, 2007.
15. Chunbo Bao, Boliang Wang. A Open Source Based General Framework for Virtual Surgery Simulation // International Conference on BioMedical Engineering and Informatics. – 2008. BMEI. – V.1. – P. 575-579.
16. Able Software Corp. <http://www.3d-doctor.com> (дата обращения: 18.06.2015).
17. Lorenson W.E., Cline H. E. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm // Computer Graphics (SIGGRAPH '87 Proceedings). – 1987. – V.21. – P.163–169.

Статья представлена к публикации членом редколлегии А.И. Абакумовым.

E-mail:

Май Владимир Павлович – [may@iacr.dvo.ru](mailto:may@iacr.dvo.ru);

Мельман Сергей Владимирович – [melman@iacr.dvo.ru](mailto:melman@iacr.dvo.ru).