

УДК 681.3.01

Е.О. Шамраева, А.А. Шамраев, О.Г. Аврунин

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

РЕКОНСТРУКЦИЯ ОБЪЕМНЫХ МОДЕЛЕЙ ЧЕРЕПА И ИМПЛАНТАТА ПО ТОМОГРАФИЧЕСКИМ СНИМКАМ

В работе представлены методы построения объемных моделей черепа и черепного имплантата по данным томографических исследований. Результаты предварительной обработки снимков сохранены в файлах в виде массива координат граничных элементов областей костных структур на томографических срезах. Использован метод триангуляции набора точек для построения полигональных моделей черепа и имплантата.

рентгеновский компьютерный томограф, объемная модель черепа, модель черепного имплантата, метод триангуляции набора точек

Введение

Актуальность темы исследования. Одной из самых актуальных задач современной компьютерной графики стало моделирование – построение компьютерных моделей. Особенно сложной проблемой является создание точных моделей объектов из реального мира.

Существует три основных подхода к построению моделей: вручную с помощью распространенных программ моделирования; автоматически по шаблонам используя известные физические свойства реальных объектов; восстановление модели по изображениям объекта и другой известной о нем информации.

Первые два подхода являются неприемлемыми для моделирования реальных объектов в связи с огромной затратой времени (первый подход) и сложностью метода (второй подход). Поэтому наибольшее внимание привлекает именно третий подход.

Под восстановлением или реконструкцией понимается построение физически корректной модели объекта (учитывающей геометрию, пространственное расположение, свойства поверхности и т.д.) и ее представление в удобной для изменения, хранения и визуализации форме. При визуализации полученной модели синтезированные изображения должны максимально точно соответствовать исходным изображениям.

Одной из сфер применения компьютерного моделирования является медицина, в частности, нейрохирургия, одной из задач которой является восстановление фрагментов черепа, утраченных в результате черепно-мозговых травм. С помощью томографической аппаратуры получают снимки множества сечений черепа, характеризующих особенности его анатомии и физиологии. Врач зрительно анализирует изображения отдельных сечений объ-

екта, полученных при томографическом обследовании, и ставит диагноз. Однако, для таких клинических задач, как хирургическое планирование, необходимо представить трехмерную структуру во всей ее сложности и видеть дефекты: "умозрительная реконструкция" объектов по изображениям их сечений чрезвычайно трудна и зависит от опыта и воображения наблюдателя. В таких случаях необходимо представить череп так, как его увидел бы хирург. Это осуществляется путем построения 3D-модели черепа по томографическим снимкам, по анализу которой восстанавливается утраченный участок и строится модель имплантата.

Постановка задачи. Исходными данными для построения объемной модели черепа являются результаты рентгеновского компьютерного томографического обследования головы пациента, представленные в виде набора изображений томографических срезов.

Томографические снимки головы подвергаются комплексной обработке, задачей которой является выделение костных структур – наиболее плотных анатомических образований в виде высокоинтенсивных протяженных объектов на достаточно однородном фоне, соответствующем внутримозговому веществу.

Этапы комплексной обработки, такие как предварительная обработка изображения, формирование сегментированного изображения и постобработка сегментированного изображения, были подробно рассмотрены в [1]. На рис. 1 показаны исходное изображение томографического среза головы (рис. 1, а) и контурное изображение костных структур (рис. 1, б), полученное в результате применения комплексной обработки к исходному изображению.

Изображение, показанное на рис. 1, б, представляет собой изображение границы областей костных структур толщиной в один элемент изображения.

В работе строятся полигональные модели черепа и соответствующего ему имплантата.

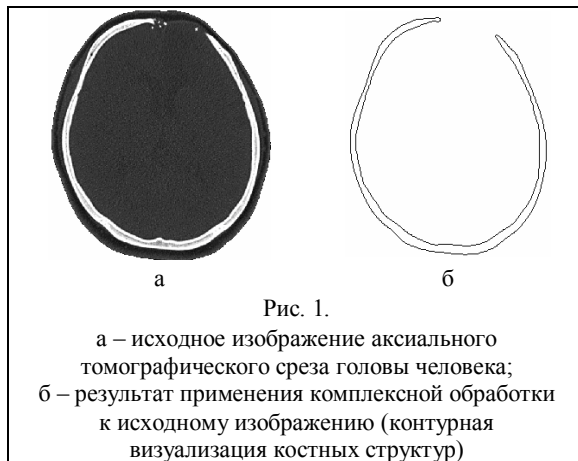


Рис. 1.

а – исходное изображение аксиального томографического среза головы человека;
б – результат применения комплексной обработки к исходному изображению (контурная визуализация костных структур)

Для построения объемной модели черепа создается файл данных (*koord.dat*), включающий в себя координаты всех связанных компонент контура костных структур на каждом томографическом снимке. Затем точки с этими координатами определенным образом соединяются между собой.

При построении объемной модели имплантата создается файл (*bend.dat*), содержащий координаты точек, соответствующих резким изгибам контура костных структур на каждом томографическом снимке. Далее соединяются между собой точки изгиба с координатами, соответствующими координатам точек на объемной модели черепа в районе дефекта.

Формат данных в файлах *koord.dat* и *bend.dat* представляет собой массив $A(a_i, a_b)$ размером 1500×300 , элементы которого представляют собой при $i = 0, 3, 6, 9, \dots$ абсциссы всех соответствующих требованиям точек на каждом из b томографического снимке; при $i = 1, 4, 7, 10, \dots$ – ординаты всех соответствующих требованиям точек на каждом из b томографического снимке; при $i = 2, 5, 8, 11, \dots$ – координаты z всех соответствующих требованиям точек на каждом из b томографического снимке; a_b – максимально возможное количество томографических снимков, $a_b = 300$.

Выделение компонент связности

Для определения понятия компоненты связности введем дополнительные понятия, такие как смежность элементов и путь между элементами.

Отношение смежности между элементами изображения является фундаментальным понятием при определении областей, контуров, границ. Чтобы установить, что два элемента изображения являются смежными, необходимо, чтобы они были соседями (входили в число соседей друг друга) и их уровни

яркости удовлетворяли заданному критерию сходства (значения яркости совпадали). В бинарном изображении яркость элементов может принимать только два значения 0 и 1.

Дискретным путем от пикселя w_1 с координатами (x, y) до пикселя w_2 с координатами (s, t) называется неповторяющаяся последовательность пикселей с координатами

$$(x_0, y_0), (x_1, y_1), \dots, (x_n, y_n),$$

где $(x_0, y_0) = (x, y)$, $(x_n, y_n) = (s, t)$ и пиксели (x_i, y_i) и (x_{i-1}, y_{i-1}) являются смежными при $1 \leq i \leq n$.

Если принять, что S – некоторое подмножество элементов изображения, то два его элемента w_1 и w_2 называются связными в S , если между ними существует путь, целиком состоящий из элементов подмножества S . Для любого пикселя w_1 из S множество всех пикселей, связанных с ним в S , называется связной компонентой связности S .

Алгоритм выделения компонент связности состоит в следующем. Пусть Y – некоторая связная компонента из множества A , содержащегося в изображении, и предположим, что известна точка $p \in Y$. Причем, для всех томографических снимков начальная точка p должна находиться в одной области снимка (это необходимо для дальнейшего соединения связных элементов контура костных структур всех томографических снимков в объем). Тогда все элементы компоненты Y могут быть получены с помощью следующего рекуррентного соотношения:

$$X_k = (X_{k-1} \oplus B) \cap A \quad k = 1, 2, 3, \dots, \quad (1)$$

где $X_0 = p$; B – подходящий примитив.

Если $X_k = X_{k-1}$, то это говорит о сходимости алгоритма, и принимается $Y = X_k$ [2].

Все координаты связных элементов контура, начиная с точки p , заносятся в файл *koord.dat*. Для снижения нагрузки на память и процессор и, следовательно, уменьшения времени построения объемной модели черепа, было взято по $q = 500$ точек контура на каждом томографическом снимке. Шаг, с которым выбирались точки, определялся автоматически на каждом снимке в зависимости от общего количества смежных точек данного контура. В общей сложности, количество точек, занесенных в файл *koord.dat* и описывающих объемную модель черепа, составляет 65000 (в работе приведен фрагмент модели черепа, полученного на основании $b = 130$ томографических снимков). Этого вполне достаточно для описания модели черепа без потери информации о сложности ее формы.

Построение объемной модели черепа

Генерация объемных изображений черепа человека и модели черепного имплантата представляет собой сложную вычислительную задачу. Для упрощения данной задачи необходимо выполнить декомпозицию объемных изображений.

Трехмерные объекты представляются в виде множества соприкасающихся без разрывов полигонов, состоящих из граней. Одна грань представляет собой плоскую поверхность, полученную соединением точек – вершин, положение и количество которых определяет форму и размер грани. Полигональные грани могут иметь три, четыре и более (d) вершин и, соответственно, треугольную, четырехугольную и d -угольную форму. Грани соединяются друг с другом вдоль ребер.

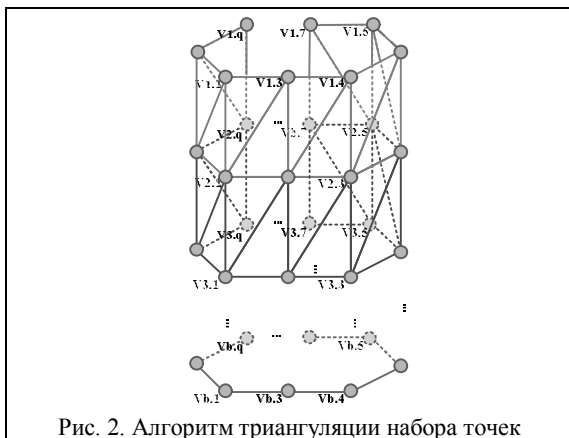
На практике наиболее часто поверхность аппроксимируют сеткой треугольников (т.н. триангуляция). Точность аппроксимации определяется количеством треугольников и способом их выбора.

В работе использовалась триангуляция набора точек. Ее применяют в тех случаях, когда поверхность очень сложна, а детальное представление многочисленных геометрических особенностей важно для практики. К поверхностям такого рода относится поверхность черепа человека.

При моделировании черепа возникает задача определения количества необходимых треугольников. С одной стороны необходимо достичь максимального соответствия модели черепа оригиналу, а с другой – снизить временны'е затраты.

Для построения модели головы человека требуется $K = q \cdot (b-1)$ треугольников. В файл *koord.dat* занесены координаты 65000 точек, что соответствует количеству треугольников $K = 64500$.

Схематическое представление триангуляции набора точек приведено на рис. 2.



Для каждого треугольника номера вершин задаются в направлении против часовой стрелки. По-

строение выполняется в следующей последовательности:

$V1.1 \rightarrow V2.1 \rightarrow V1.2$ – 1-й треугольник;

$V2.1 \rightarrow V2.2 \rightarrow V1.2$ – 2-й треугольник;

$V1.2 \rightarrow V2.2 \rightarrow V1.3$ – 3-й треугольник;

$V2.2 \rightarrow V2.3 \rightarrow V1.3$ – 4-й треугольник; и т.д.

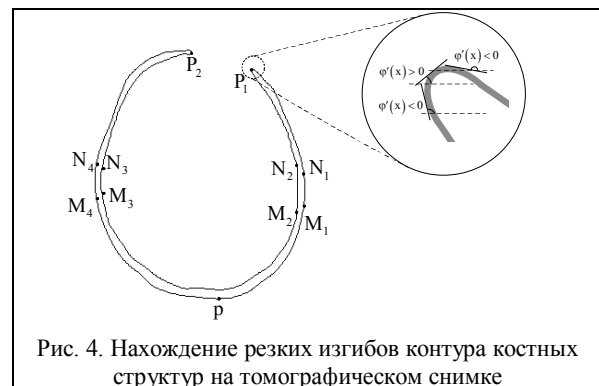
$Vb.(q-1) \rightarrow Vb.q \rightarrow V(b-1).q$ – $(q \cdot b)$ -й треугольник.

Объемная модель фрагмента черепа, построенная методом триангуляции набора точек из файла *koord.dat* представлена на рис. 3.



Нахождение резких изгибов контура

Пусть p – начальная «стартовая» точка. Найдем точки P_1 и P_2 – точки резкого изгиба контура костных структур на томографическом снимке после применения комплексной обработки (рис. 4).



Все точки, принадлежащие контуру костных структур, соединяются плавной непрерывной линией, которая описывается некоторой функцией $\varphi(x)$. Кривая $\varphi(x)$ проходит из точки p до точки P_1 в положительном направлении (в данном случае положительным направлением считается движение против часовой стрелки) по «внешнему набору точек», затем от точки P_1 к точке P_2 в отрицательном направлении по «внутреннему набору точек», далее из точки P_2 возвращается к точке p по «внешнему набору точек».

Для нахождения точек, соответствующих резким изгибам контура, необходимо найти такие области контура, внутри которых производная функции $\varphi(x)$ или обратная ей величина, меняет знак.

Изменение знака производной оценивается по знаку отношения $\Delta y / \Delta x$. Особенностью алгоритма является ограниченность области (r пикселей, причем величина r - малая и регулируемая), в которой исследуется изменение производной.

Рассмотрим множество rP_1N_2 (рис. 4). Производная меняет свой знак при переходе через точку P_1 , а также имеет разные знаки в областях от точки r до точки M_1 и от точки N_1 до точки P_1 . В виду того, что размер области M_1N_1 превышает величину r , точки M_1 и N_1 не являются точками резкого изгиба контура.

Т.о. поведение производной на множестве M_1N_1 существенно отличается от ее поведения в окрестности точки P_1 . Следовательно, точка P_1 будет единственной точкой резкого изгиба кривой $\varphi(x)$ на рассматриваемом множестве rP_1N_2 .

Подобная картина будет наблюдаться в точке P_2 , при переходе через которую производная также будет менять знак.

Аналогично случаю с множеством M_1N_1 можно рассматривать множества N_2M_2 , M_3N_3 , N_4M_4 , которые не нарушают общей картины поведения производной.

Следовательно, точки P_1 и P_2 будут найдены однозначным образом.

Координаты этих точек заносятся в файл *bend.dat*.

Построение объемной модели имплантата

Из файла *bend.dat* выбираются точки изгиба с координатами, соответствующими координатам точек на объемной модели черепа в районе дефекта, предварительно выделенного на одной из проекций фрагмента черепа (рис. 5).



Рис. 5. XZ проекция фрагмента черепа с выделенной областью дефекта

Контурная визуализация модели имплантата представлена на рис. 6, а. Точки изгиба в области дефекта, выбранные из файла *bend.dat*, изображены на рис. 6, б.

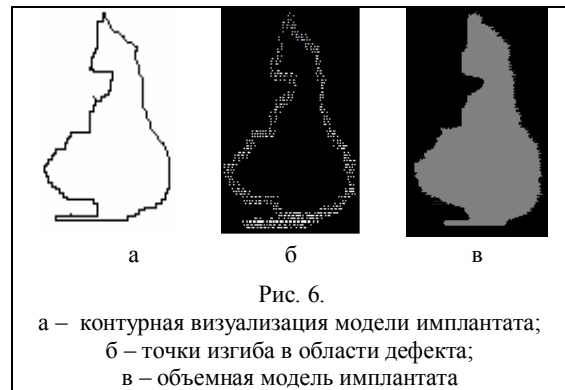


Рис. 6.

а – контурная визуализация модели имплантата;
б – точки изгиба в области дефекта;
в – объемная модель имплантата

Объемная модель имплантата (рис. 6, в) строится подобно объемной модели черепа методом триангуляции набора точек на основании точек, представленных на рис. 6, б.

Выводы

В данной работе разработаны методы построения объемных моделей черепа и черепного имплантата по данным томографических исследований. На каждом томографическом снимке выделяются связанные компоненты контура костных структур, а затем находятся резкие изгибы этого контура. Последовательное соединение всех связанных компонент на всех томографических снимках методом триангуляции набора точек дает возможность получить полигональную модель черепа. Объемная модель имплантата строится путем соединения точек, соответствующих резким изгибам контура костных структур. Причем соединяются только те точки, которые попадают в область дефекта на объемной модели черепа, ранее выделенной пользователем на одной из проекции черепа.

В работе были проведены экспериментальные исследования на первичном материале диагностического центра ХОКБ. Полученные результаты показали эффективность используемых методов для построения объемных моделей черепа и имплантата по результатам томографических исследований.

Список литературы

1. Шамраева Е.О., Аврунин О.Г. Выбор метода сегментации костных структур на томографических изображениях // Бионика интеллекта: информация, язык, интеллект. – Х.: ХНУРЭ «Компания СМИТ». – 2006. – № 2 (65). – С. 83-87.
2. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2006. – 1072 с.

Поступила в редколлегию 27.11.2007

Рецензент: д-р техн. наук, проф. С.Г. Удовенко, Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков.