

МЕТОД КОМПЬЮТЕРНОГО ПЛАНИРОВАНИЯ ПЛАСТИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ЛИЦЕ ЧЕЛОВЕКА ЗА СЧЕТ ИЗМЕНЕНИЯ ОБЪЕМНЫХ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ

Введение

Планирование любых хирургических операций состоит в определении точной последовательности действий хирурга, приводящих к требуемому результату. В случае пластических операций таким результатом может являться исправление эстетических изъянов внешности человека, устранение дефектов и патологий, как врожденных, так и приобретенных в процессе жизни. Моделирование конечного результата операции до её проведения [1] даст возможность пациенту уточнить требования по изменению своей внешности, а пластическому хирургу – лучше понять пожелания пациента. В свою очередь, планирование операции позволяет хирургу не только заранее лучше подготовиться к вмешательству, но и сделать его менее инвазивным и опасным для пациента, а также снизить вероятность осложнений. Важно также то, что при операциях на лице человека в операционную область помимо анатомических структур самого лица часто вовлекаются верхние отделы дыхательной системы. Вследствие этого, к задачам, решаемым на этапе планирования, добавляются выбор оптимального доступа к оперируемым внутренним анатомическим структурам и сохранение их функциональных особенностей.

Актуальность темы

Пластическая хирургия сегодня – одна из самых востребованных областей медицины. Количество и сложность совершаемых пластических операций ежегодно растет. Однако совершенствование методов планирования такого рода вмешательств происходит значительно медленнее. В связи с этим актуальной задачей становится разработка новых методов компьютерного планирования пластических вмешательств на лице человека, которые бы позволили пластическим хирургам повысить уровень предоперационного планирования.

Цель работы - создание нового компьютерного метода планирования хирургических вмешательств на лице человека, позволяющего за счет изменения объемных томографических данных производить предоперационное моделирование результат операции.

Модель, используемая для планирования вмешательств и ее обсуждение

На сегодняшний день самой распространенной интроскопической методикой, используемой пластическим хирургом на этапе подготовки к операции, является компьютерная томография. Она обеспечивает пространственное и контрастное разрешение, достаточное для определения формы и размеров внутренних и поверхностных анатомических структур пациента. Если полученные томографические изображения пациента не содержат в себе результатов воздействия различного рода помех и артефактов, то, как правило, возможна точная сегментация мягких и твердых тканей на срезах за счет применения пороговой классификации элементов изображения [2].

Однако одного набора плоских томографических изображений обычно недостаточно врачу для точного представления анатомических особенностей пациента и определения оптимального алгоритма хирургического вмешательства. Помочь хирургу в этом случае могут различные методы визуализации томографических данных [3], отображающие в трехмерном пространстве объемные модели, построенные по результатам интроскопического исследования.

Большинство существующих методов планирования хирургических операций основано на простом изменении внешних контуров модели оперируемого объекта (морфинге) [4]. К преимуществам данного метода можно отнести возможность точной коррекции деталей

трехмерной модели и интерактивность отображения вносимых изменений. Такие недостатки морфинга, как высокая трудоемкость процесса изменения геометрии модели, возможность работы только с полигональными трехмерными моделями и игнорирование типа изменяемой ткани, не позволяют при применении простейших реализаций этого метода обеспечить необходимую точность и эффективность планирования пластических вмешательств.

Исходный томографический датасэт можно представить в виде дискретной функции интенсивности $V(i, j, k)$, где i, j , и k являются целочисленными переменными, определяющий воксельные координаты. Область определения функции V :

$$\begin{cases} i \in [0..w-1], \\ j \in [0..h-1], \\ k \in [0..d-1]; \end{cases} \quad (1)$$

где w, h, d - размеры датасэта в вокселях.

Функция V принимает целые неотрицательные значения, лежащие в диапазоне $[0..V_{MAX}]$. Величина V_{MAX} зависит от разрядности N датасэта и определяется по формуле (2). В свою очередь N обычно принимает значения от 8 до 16 в зависимости от томографа и протокола исследования. Таким образом, один воксель может занимать в памяти или 1, или 2 байта, что существенно усложняет эффективную обработку томографических данных и требует написания программных реализаций для обеих разрядностей вокселя.

$$V_{MAX} = 2^N - 1 \quad (2)$$

Кроме трехмерного массива значений яркости, определяемого поглощением рентгеновского излучения в заданном элементе объема, в памяти компьютера создается вспомогательный целочисленный массив маски вокселя. Назначение такого массива – хранить в себе результаты различных операций по классификации элементов датасэта (выделение фона на изображении, сегментации тканей различного рода и т.д.). Размерность массива маски совпадает с размерами датасэта. Разрядность такого вспомогательного массива целесообразно подбирать от 1 до 8 бит, исходя из соображений эффективности доступа к элементам и объема доступной оперативной памяти. Для оптимальной адресации такого массива размер его элемента должен составлять целую степень числа 2. В разрабатываемой программе на основе массива маски строятся трехмерные полигональные модели (рис. 5). Также массив маски используется в интерактивном отображении результатов сегментации на трехмерных моделях, основанных на принципе отбрасывания лучей. Применительно к рассматриваемому методу основное назначение этого буфера – дифференцировать воксели по типу ткани, к которой они принадлежат.

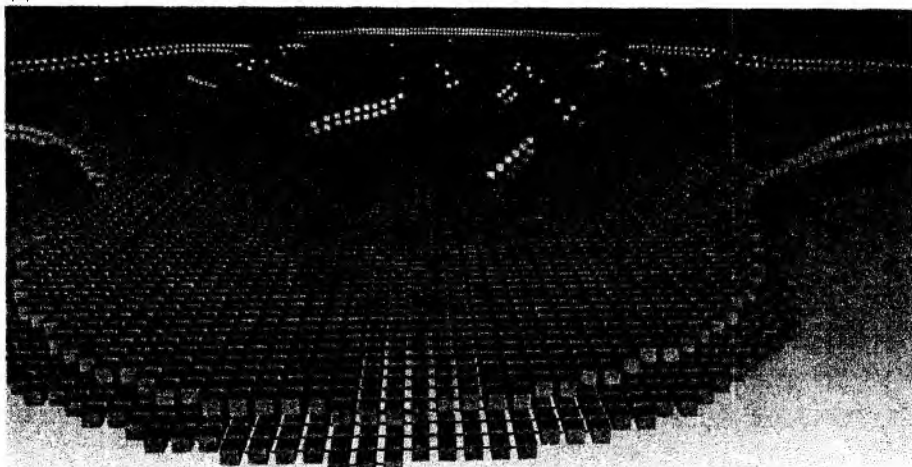


Рис. 1

Предлагаемый новый метод рассматривает набор томографических срезов как трехмерную структуру, состоящую из большого количества взаимосвязанных вокселей, соответствующих сегментированным участкам изображения (рис.1). В исходном состоянии соседние воксели не примыкают плотно друг к другу, а разделяются пустым пространством. Для того чтобы изменение положения одного вокселя передавалось другим элементам объемного датасэта, каждый воксель имеет связь с двумя соседними вокселями в каждом измерении. Таким образом, каждый воксель может иметь в общей сложности до 6 таких соседей. Связь вокселей одного среза схематически изображена на рис. 2. Очевидно, что такое представление совокупности вокселей не соответствует обычной воксельной модели, построенной по томографическим данным, и описанные выше допущения сделаны исключительно для возможности изменения формы объектов, изучаемых с помощью томографии.

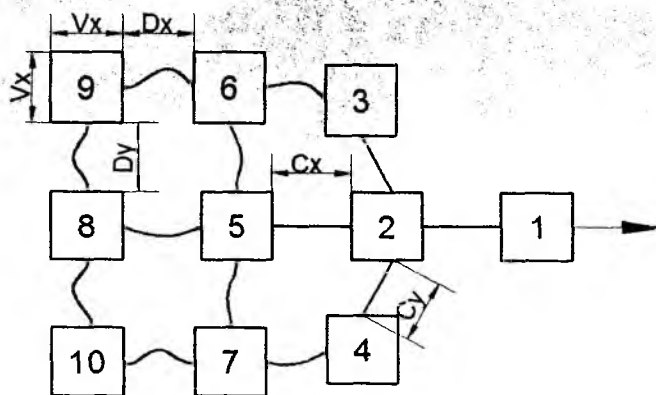


Рис. 2

Основными параметрами такой системы вокселей являются: координаты центра вокселя (V_{Cx} , V_{Cy} , V_{Cz}), размеры вокселя (V_x , V_y , V_z), расстояния между краями соседних вокселей в каждом измерении (D_x , D_y , D_z) и длины соединителей (C_x , C_y , C_z). Варьируя эти величины можно изменять «вытягиваемость» тканей, т.е. определять как будут взаимодействовать между собой элементы, расположенные вдоль определенных осей координат. Возможность задавать данные параметры для всех видов тканей независимо друг от друга позволяет проводить моделирование хирургически сложного вмешательства с воздействием сразу на несколько видов тканей.

Характер соединения и взаимодействия вокселей может быть разным. В данной работе предлагается представить соединитель вокселей в виде неупругой нити, связывающей противоположные грани соседних вокселей. Длина такой нити несколько больше расстояния между вокселями в своем исходном состоянии. Именно за счет того, что длина соединителя т.е. нити, соединяющей воксели, больше исходного расстояния между ними, достигается плавное затухание величины сдвига вокселя по мере передачи взаимодействия при увеличении перемещения вокселя-инициатора этого перемещения.

Допустим, перемещение вокселя №1 задается вектором \vec{A} , а перемещение связанного вокселя №2 – вектором \vec{B} . Тогда \vec{B} можно вычислить согласно выражению

$$\vec{B} = \left(\frac{|\vec{A}|}{C_y} - 1 \right) \cdot \vec{A}. \quad (3)$$

Рассмотрим характер взаимодействия вокселей в разрабатываемой системе более подробно. На рис. 2 воксель под номером 1 является инициатором движения системы, т.е. пользователь программы с помощью манипулятора перемещает именно этот элемент. На первых этапах передвижения этого вокселя, его смещение относительно исходного положения не ведет к изменению координат вокселей, связанных с ним, поскольку имеется некоторый запас длины соединителя. Но как только расстояние между соединенными точками соседних

вокселей становится большим длины соединителя, перемещение инициатора движения сразу приводит к перемещению связанного вокселя. Рис. 2 наглядно иллюстрирует состояние двухмерной системы из 10 вокселей. Так, передвигаемый воксель №1 смещает за собой воксель №2, а он в свою очередь приводит в движение воксели под номером 3, 4 и 5. Остальные элементы системы все еще находятся в исходном состоянии. Нумерация вокселей на рис. 2 сделана в порядке убывания влияния перемещения первого вокселя на движение остальных элементов рассматриваемой системы. Результат применения данного метода к вокселям среза отображен на рис.3.



Рис. 3

Важным моментом при создании программной реализации описанного метода является правильное проектирование используемых структур данных. Так как при планировании пластических вмешательств на лице человека при использовании томографов последнего поколения количество сегментированных вокселей датасета может составлять несколько десятков миллионов, то структура, описывающая один воксель (таблица), должна быть максимально компактной. В разработанной программе, описываемой здесь, удалось сократить объем памяти, требуемый для хранения информации о вокселе до 41 байта.

Поля структуры, описывающей воксель

Назначение поля	Тип данных	Разрядность, байт
Воксельные координаты (X и Y составляющая 11 бит, Z составляющая 10 бит)	dword	4
Смещение связанного элемента в предыдущей строке массива	word	2
Смещение связанного элемента в следующей строке массива	word	2
Указатель на связанный элемент в предыдущем срезе	указатель	4
Указатель на связанный элемент в следующем срезе	указатель	4
Текущие координаты центра вокселя	float[3]	12
Координаты центра вокселя до последней манипуляции	float[3]	12
Битовый массив флагов (наличие связанных вокселей в данной строке, был ли воксель смещен, является ли воксель фиксированным)	byte	1

В описываемом методе изменения объемных данных можно выделить следующие основные этапы:

- 1) Посрезовое преобразование сегментированных элементов томографических изображений, в систему взаимосвязанных вокселей;
- 2) Изменение пользователем программы положения отдельных элементов;

- 3) Пересчет положения вокселей системы;
- 4) Преобразование модифицированной системы вокселей в набор растровых изображений срезов.

Преобразования, проводимые в пунктах 1 и 4, по сути являются обратными. В связи с тем, что модифицированная система вокселей после второго и третьего этапов уже не является регулярной сеткой, обратное преобразование вокселей в растр не может быть выполнено аналогично тому, как это производится на первом этапе.

Возникшая проблема решается следующим образом. Для каждой тройки связанных вокселей образуется треугольник (рис. 4, а). Вершины всех таких треугольников находятся в центре соответствующего вокселя. Для всех пикселей среза, попавших внутрь треугольника, происходит трехступенчатая линейная интерполяция значений яркости по трем вершинам. Яркость вокселей 1-3 определяется как $V(x_1, y_1, z_1)$, $V(x_2, y_2, z_2)$ и $V(x_3, y_3, z_3)$. Чтобы определить искомую яркость в точке P , воспользуемся вспомогательными точками P_1 и P_2 , лежащими на разных ребрах треугольника и имеющими такую же ординату, как и точка P . Яркость в этих точках находится в соответствии с формулами (4), (5).

$$V_{P_1} = V(x_1, y_1, z_1) \cdot \frac{y_2 - y_{P_1}}{y_2 - y_1} + V(x_2, y_2, z_2) \cdot \frac{y_{P_1} - y_1}{y_2 - y_1} \quad (4)$$

$$V_{P_2} = V(x_1, y_1, z_1) \cdot \frac{y_3 - y_{P_2}}{y_3 - y_1} + V(x_3, y_3, z_3) \cdot \frac{y_{P_2} - y_1}{y_3 - y_1} \quad (5)$$

Итак, яркость элемента растра, центр которого находится в точке P , вычисляется по формуле (6). Растровое изображение одного томографического среза, модифицированное указанным методом, представлено на рис. 4, б.

$$V_P = V_{P_1} \cdot \frac{X_{P_2} - X_P}{X_{P_2} - X_{P_1}} + V_{P_2} \cdot \frac{X_P - X_{P_1}}{X_{P_2} - X_{P_1}} \quad (6)$$

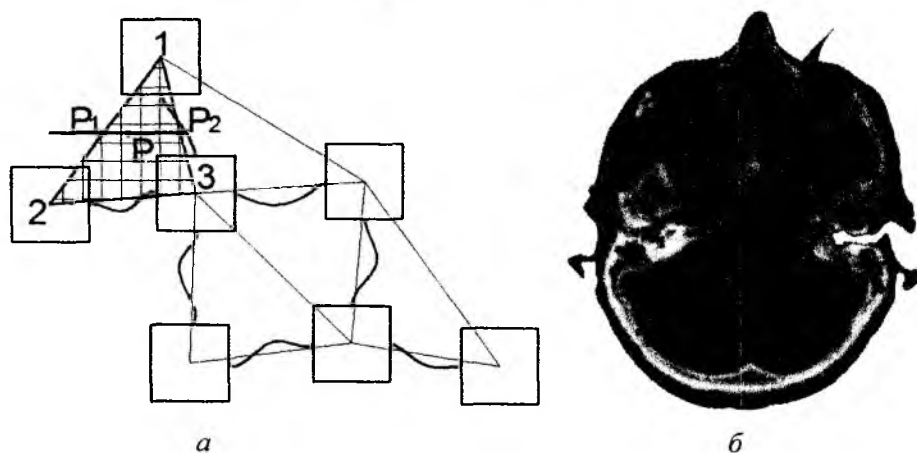


Рис. 4

Также при проведении планирования вмешательств полезной может оказаться возможность закрепления в своем исходном положении вокселей, соответствующих костным тканям. В данном случае, если такой воксель должен быть перемещен из-за связи с другим сдвигаемым вокселем, то данная манипуляция на модели считается недопустимой, и вся система вокселей восстанавливает свое предыдущее состояние.

Описанный метод имеет ряд преимуществ по сравнению с морфингом. Он позволяет изменять объемные данные за меньшее количество итераций и модифицировать связанные области на соседних срезах одновременно. Кроме того, поскольку данный метод работает с воксельными данными, возможно его совместное использование с другими методами, оперирующими трехмерными полигональными моделями, построенными по измененным объемным данным.

Для примера на рис. 5 стрелкой отмечены результаты визуализации измененных объемных данных методом растеризации полигональной модели. Отметим, что такая модель также может использоваться в сочетании с методом 3D морфинга.



Рис.5

Выводы

Пластические вмешательства на лице человека часто предусматривают изменения формы не только кожных покровов, но также и модификацию формы костно-хрящевого каркаса. Описанная методика планирования пластических операций решает проблему отдельной модификации мягких и твердых тканей лица, что, в частности, обуславливает возможность при фиксации костной основы ограничить перемещение связанных элементов мягких тканей. Вследствие этого разработанный метод является более предпочтительным при моделировании сложных вмешательств, затрагивающих лицевые ткани разного рода.

Перспективой работы является усложнение модели взаимодействия вокселей датасета между собой [5] для повышения физической достоверности и качества проводимого планирования пластических вмешательств на лице человека.

Список литературы: 1 *Girod, B. Keeve, E., Girod, S.* Craniofacial surgery simulation. In Proceedings of the 4th International Conference on Visualization in Biomedical Computing VBC'96, pages 541-546, Hamburg, Germany, September 1996. 2. *Keith Waters.* A physical model of facial tissue and muscle articulation derived from computer tomography data. In Visualization in Biomedical Computing (VBC'92), Chappel Hill, NC, 1992. 3. *Книгавко, Ю.В., Аврунин, О.Г.* Алгоритмы программного рендеринга трехмерной графики для задач медицинской визуализации // Технічна електродинаміка. – Вип. «Силовa електроніка та енергоефективність». – Ч. – С. 258-261. 4. *Sabine Coquillart.* Extended free-form deformation. A sculpturing tool for 3D geometric modeling. In Forest Baskett, editor, Computer Graphics (SIGGRAPH '90 Proceedings), pages 187-196, August 1990. 5. *Fung, Y. C.* Biomechanics Mechanical Properties of Living Tissues. Springer-Verlag, second edition.

Харьковский национальный
университет радиотехники

Поступила в редколлегию 28.01.2012