

ПОСТРОЕНИЕ ПОВЕРХНОСТНЫХ И ОБЪЕМНЫХ МОДЕЛЕЙ ОБЪЕКТОВ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Снежко Э.В., Тузиков А.В., Дмитрук А.А.

ТАВРИЧЕСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМ. В.И. ВЕРНАДСКОГО
ФАКУЛЬТЕТ МАТЕМАТИКИ И ИНФОРМАТИКИ
ПР-Т ВЕРНАДСКОГО, 4, Г. СИМФЕРОПОЛЬ, 95007, УКРАИНА
E-MAIL: *email@mail.ru*

Abstract

Algorithms for object surface model reconstruction of three-dimensional medical images are investigated. The first one is based on using simplex-meshes, and the second uses 2.5D active contours. Experiments on generation of solid models from surface models were carried out using computer-aided design software. The simulation of solid model characteristics under loads was performed.

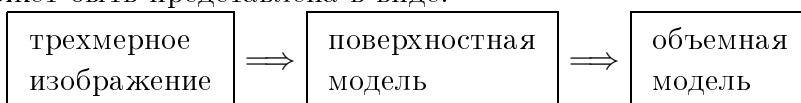
ВВЕДЕНИЕ

Современные сканирующие устройства, используемые в медицинских исследованиях и практике, позволяют получать трехмерные и четырехмерные изображения (здесь время может рассматриваться в качестве четвертого измерения) анатомических структур либо результатов их функциональной активности. В зависимости от решаемых задач применяются изображения различных модальностей, включая компьютерную томографию, магнитно-резонансную томографию, позитронную эмиссионную томографию, трехмерный ультразвук и др. Применение таких изображений существенно расширило возможности в постановке диагноза, планировании и проведении операций. Компьютерный анализ изображений позволяет строить все более сложные и адекватные математические модели органов человека и процессов их функционирования. Однако в настоящее время не известно универсальных алгоритмов построения моделей исследуемых объектов, применимых для медицинских изображений различных модальностей.

Целью данной работы является исследование деформируемых моделей для построения поверхностных и объемных моделей объектов медицинских изображений.

Деформируемые модели, разработанные в работе [1], за последние десятилетия получили широкое развитие и применение. Поверхностные деформируемые модели адаптируются к заданным характеристикам на изображениях, принимая определенную форму, задающую поверхность трехмерного объекта.

Общая схема построения объемной модели объекта при помощи такого подхода может быть представлена в виде:



1. ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ ПОВЕРХНОСТНЫЕ МОДЕЛИ

В данной работе для восстановления поверхностей объектов используются 2-симплекс-сети [2] и 2.5D активные контуры [4]

1.1. Симплекс-сети. 2-симплекс-сеть является сетью, у которой для каждой вершины есть ровно три смежных вершины, а у любых двух граней — не более одного общего ребра. Для сети определены базовые операторы: добавления и удаления ребра, разрезания сети по контуру и слияния по двум контурам. В алгоритмах деформации симплекс-сетей обычно полагают, что все вершины подчиняются следующему закону:

$$P_i^{t+1} = H(P_i^t, P_i^{t-1}, \dots) + F_{\text{int},i} + F_{\text{ext},i},$$

где t — текущий момент времени, P_i^t — положение текущей вершины симплекс-сети в момент времени t , а H определяет зависимость между положениями вершины в разные моменты времени. $F_{\text{int},i}$ и $F_{\text{ext},i}$ задают соответственно внутреннюю и внешнюю силы, действующие в момент времени t в вершине P_i . Внутренние силы направлены на минимизацию локальной энергии в каждой вершине симплекс-сети, а внешние — на адаптацию симплекс-сети к особенностям исходных изображений, представляющим интерес в рамках рассматриваемой задачи. Общий алгоритм построения поверхности объекта при помощи симплекс-сети можно представить в виде:

- ★ Инициализация сети
- ★ Генерация внешних сил (на рис. 1(б) представлено поле внешних сил для двумерного изображения. В работе использовалось его расширение на трехмерный случай)
- ★ Адаптация сети

Пример адаптации симплекс-сети к контурам объекта показан на рис. 1. Исследование алгоритмов адаптации проведено в работе [3].

1.2. 2.5D активные контуры. Данный вид деформируемых моделей отличается от предыдущего тем, что с точки зрения связности такая сеть является триангуляцией, а во время деформации изменяется не положение вершин сети, а сама ее структура. На этапе инициализации в качестве начальной сети выбирается треугольник, лежащий на границе облака точек. После этого сеть начинает расти вдоль активного контура (или контуров). На каждом шаге роста

сети в активном контуре выбирается ребро v_1v_2 и на нем строится треугольник $v_1v_2v_{\text{new}}$ (рис. 2). Координаты новой вершины v_{new} зависят от координат центральной точки v_{mid} текущего ребра, локальной касательной плоскости к исходному облаку точек и вектора нормали к активному контуру в точке v_{mid} .

Локальная касательная плоскость в некоторой точке v_{mid} определяется при помощи анализа главных компонент k ближайших к ней точек исходного множества. Пусть c — центроид множества k ближайших к точке v_{mid} точек исходного множества,

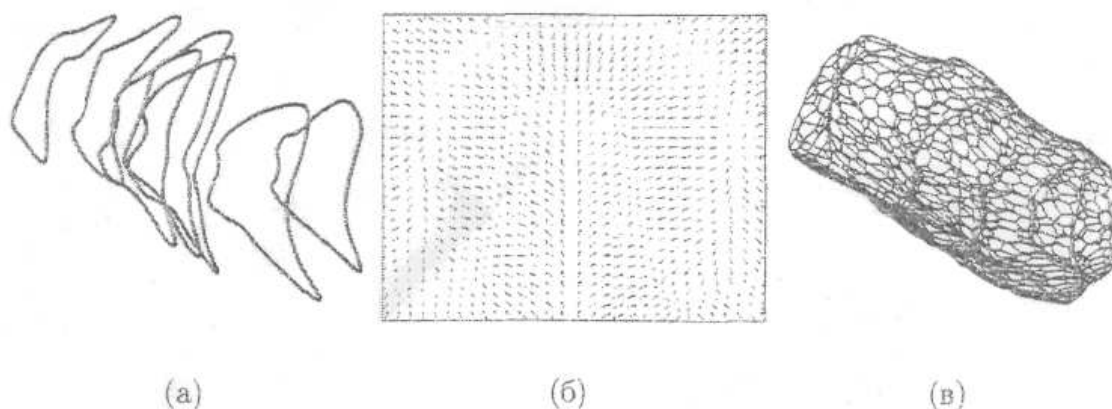


Рис. 1. Адаптация симплекс-сети к исходным данным: (а) исходные контуры; (б) поле внешних сил для двумерного изображения; (в) симплекс-сеть, адаптированная к заданным контурам

которое обозначается $N(v_{\text{mid}})$, а C – ковариационная матрица множества $N(v_{\text{mid}})$ размера 3×3 :

$$C = \sum_{p_i \in N(v_{\text{mid}})} (p_i - c) \otimes (p_i - c),$$

где $x \otimes y = xy^T$. Локальная касательная плоскость проходит через точку c и имеет вектор нормали, который является собственным вектором матрицы C и соответствует ее наименьшему собственному значению.

На каждом шаге роста происходит обнаружение и коррекция коллизий, возникающих при построении нового треугольника. При коррекции коллизий новый треугольник либо не строится, либо строится при некоторых изменениях в структуре уже построенной сети. Вершина v_{mid} сливается с ребрами $v_{\text{prev}}v_1$ или v_2v_{next} в случаях:

- 1) ребро v_1v_{next} или v_2v_{next} образуют слишком острые углы с ребрами активного контура $v_{\text{prev}}v_1$ или v_2v_{next} ;
- 2) вершина v_{new} лежит слишком близко к v_{prev} или v_{next} ;
- 3) вершина v_{new} лежит слишком близко к серединам ребер $v_{\text{prev}}v_1$ или v_2v_{next} .

При росте сети осуществляется также проверка условий 2) и 3) для остальных ребер активного контура. Если одно из этих условий выполняется, происходит слияние вершины v_{new} с некоторой v_{coll} и заполнение треугольниками пространства между ними (рис. 2(б)).

В процессе роста сети происходит также отслеживание границы исходного облака точек. Если расстояние от новой вершины v_{new} до точек исходных данных больше заданного порога, то новый треугольник не строится и текущее ребро перестает быть активным. Процесс роста заканчивается, когда в сети не остается ни одного активного ребра.

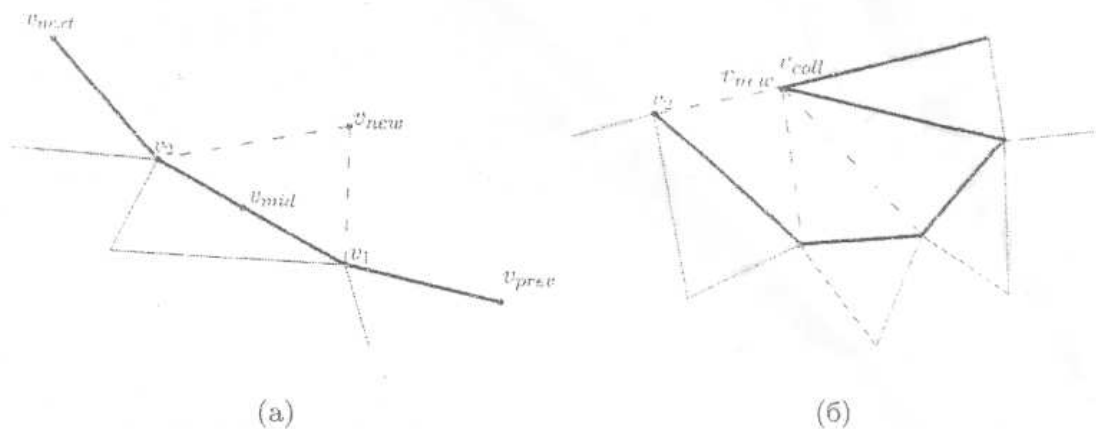


Рис. 2. Иллюстрация работы алгоритма роста сети

Таким образом, общий процесс восстановления поверхности объекта по облаку точек при помощи 2.5D активных контуров можно представить в виде:

- ★ Инициализация сети (построение начального треугольника)
- ★ Рост сети
 - ◇ Вычисление координат новой вершины
 - ◇ Обнаружение коллизий
 - ◇ Обнаружение границы
 - ◇ Добавление в сеть нового треугольника либо обработка обнаруженных исключений

На рис. 3 показан пример восстановления поверхности участка серого вещества мозга по облаку точек, полученному с томографа ядерного магнитного резонанса.

2. ПОСТРОЕНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ ОБЪЕМНЫХ МОДЕЛЕЙ АНАТОМИЧЕСКИХ СТРУКТУР

На следующем шаге построенная поверхностная модель подается на вход алгоритма генерации объемной сети. В данной работе в качестве генератора объемной сети использовался пакет программ ANSYS. Объем, ограниченный построенной поверхностной сетью, разбивался на тетраэдральные конечные элементы, для которых задавались свойства материала, нагрузки и граничные условия. Объемные модели объектов использовались для моделирования поведения анатомических структур под воздействием нагрузок. Пример разбитой на тетраэдральные элементы модели доли щитовидной железы с расположенным внутри нее образованием приведен на рис. 4(а). На рис. 4(б) в разрезе этой модели показано распределение поля эквивалентных напряжений внутри нее после оказанного давления в выбранной области, отмеченной стрелкой.

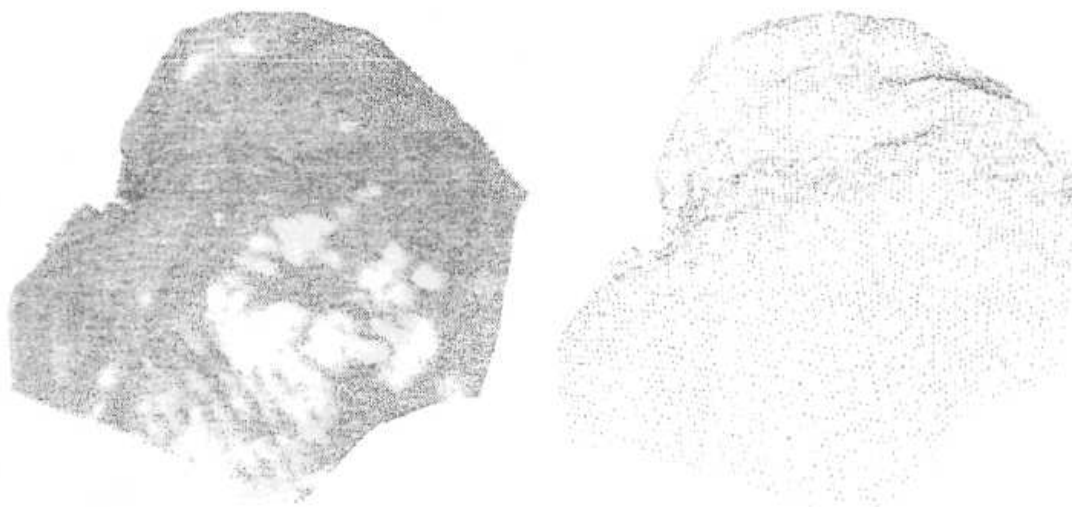


Рис. 3. Пример построенной поверхности при помощи 2.5D активных контуров

Данные эксперименты проводилась в рамках исследования следующей проблемы. Во время ультразвукового обследования внутренних органов зачастую невозможно дифференцировать на полученных изображениях некую анатомическую структуру и окружающую ее ткань, так как в нормальных условиях они имеют близкую плотность для ультразвукового сигнала. В связи с этим в последнее время активно раз-

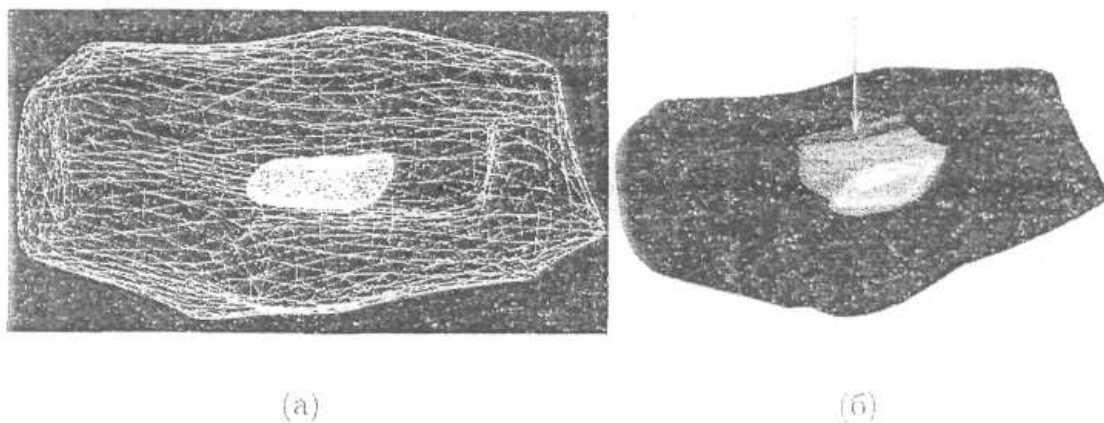


Рис. 4. Объемная модель доли щитовидной железы с расположенным внутри нее образованием: (а) геометрия сети; (б) распределение поля эквивалентных напряжений внутри объемной сети, показанной в разрезе. Место приложения давления отмечено стрелкой.

вивается подход, называемый эластографией. В рамках этого направления обследуемый орган последовательно сканируется при нескольких уровнях давления ультразвукового датчика на сканируемую поверхность. По взаимной корреляции полученных изображений вычисляются векторы смещений тканей органа и по ним оценивается распределение напряжений внутри органа. Определение величины необходимого давления и типов тканей, которые можно различать при помощи данного метода, является областью активных исследований. В работе [5] приведены, например, результаты исследований жесткости доброкачественных и злокачественных образований щитовидной железы. Эксперименты с трехмерными объемными моделями могут быть полезными для понимания возможностей эластографии для дифференциации различных объектов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе предложены алгоритмы построения поверхностных моделей объектов на медицинских изображениях с помощью симплекс-сетей и активных контуров. На основе поверхностных моделей генерируются объемные модели исследуемых объектов. Использование пакетов геометрического моделирования позволило провести тестовые эксперименты по моделированию реакции объектов на воздействие нагрузок.

Данная работа частично выполнялась в рамках проекта ИНТАС 04-77-7036.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Terzopoulos D., Fleischer K.* Deformable models *The Visual Computer*. - 1988. - V. 4. - No. 6. - P. 306-331.
2. *Delingette H.* General object reconstruction based on simplex meshes *International Journal of Computer Vision*. - 1999 - V. 32 - No. 2. - P. 111-146.
3. Снежко Э.В., Тузиков А.В. Восстановление объектов по трёхмерным ультразвуковым, изображениям на основе симплекс сетей - *Информатика*. - 2004. - N. 3. - С. 77-86.
4. *Ye Duan and Hong Qin* 2.5D Active Contour for Surface Reconstruction *Proceedings of the 8th Fall Workshop on Vision, Modeling, and Visualization*. - Munich, 2003. - P. 431-439.
5. *Lyshchik A., Higashi T., Asato R., Tanaka S., Ito J., Hiraoka M., Brill A.B., Saga T., and Togashi K.* Elastic Moduli of Thyroid Tissues Under Compression *Ultrasound Imaging*. - 2005. - V. 27. - P. 101-110.