

УДК 681.327

Э.В. Снежко, А.В. Тузиков

**ВОССТАНОВЛЕНИЕ ОБЪЕКТОВ ПО ТРЁХМЕРНЫМ
УЛЬТРАЗВУКОВЫМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ НА ОСНОВЕ
СИМПЛЕКС-СЕТЕЙ**

Предлагается алгоритм восстановления трёхмерных объектов по ультразвуковым изображениям, основанный на симплекс-сетях. Этот полуавтоматический алгоритм использует обведённые вручную границы объекта на нескольких представительных непараллельных сечениях трёхмерного ультразвукового изображения исследуемого объекта. Границы объекта генерируют внешние силы, под влиянием которых происходит деформация начальной симплекс-сети.

Введение

Появление в современной медицине устройств, позволяющих получать трёхмерные изображения органов, обусловило необходимость разработки методов сегментации и моделирования органов на изображениях, а также манипулирования ими.

Под восстановлением объекта трёхмерного изображения понимается построение геометрической модели на основе трёхмерных данных, полученных со сканирующего устройства. Разрешение и точность этих данных могут довольно сильно варьироваться. Они могут храниться, например, в виде упорядоченного множества точек, как совокупность двухмерных изображений (параллельных или непараллельных сечений объекта либо проекций объекта) или непосредственно как трёхмерное (воксельное) изображение. Во всех случаях восстановление подразумевает построение геометрической модели, соответствующей отсканированному объекту. Требуемые свойства этой геометрической модели зависят от конечной задачи – визуализации объекта, распознавания либо вычисления его физических или геометрических параметров.

Алгоритмы восстановления объектов должны работать устойчиво при различных разрешениях изображений и уровне шума в них.

Восстановление объектов по трёхмерным данным при помощи *моделей, задающих поверхность объекта*, включает решение ряда задач, сформулированных ниже.

Сегментация. Сцена, описываемая трёхмерными данными, обычно состоит из нескольких объектов, которые расположены близко друг к другу. Задача сегментации объекта заключается в определении точек пространства, принадлежащих этому объекту.

Фильтрация. Данные со сканера всегда содержат некоторый шум, поэтому часто требуется сглаживание геометрической модели, чтобы уменьшить эффект этого шума.

Экстраполяция недостающих данных. Исходные данные часто не полностью описывают исследуемый объект. Трёхмерные модели позволяют экстраполировать поверхность, учитывая заданные ограничения на их форму.

Контроль плотности сети. В случае когда поступают плотные данные, зачастую желательно, особенно для визуализации, уменьшить количество информации, которое хранится в геометрической модели. С другой стороны, если поступают разреженные данные, требуется уточнить модель, увеличив количество вершин. Таким образом, важным аспектом управления моделями, представленными в виде трёхмерных сетей, является контроль количества вершин в сети. Интуитивный алгоритм упрощения или уточнения сети основан на использовании некоторых локальных геометрических параметров, таких как локальная кривизна или площадь граней.

Контроль качества сети. Устойчивость вычислений свойств геометрической модели требует построения сети высокого качества. Качество сети может быть определено разными способами. В триангулированных моделях качество геометрии сети может быть измерено с помощью вычисления минимального или среднего угла по некоторому множеству треугольников.

За параметр качества топологии триангуляции может быть взято среднее число вершин вокруг каждой вершины в триангуляции.

Использование ультразвуковых изображений, в отличие от других модальностей формирования медицинских изображений, является предпочтительным из-за относительной дешевизны аппаратуры и отсутствия вредного для здоровья излучения во время обследования.

Ультразвуковые изображения генерируются при измерении акустического ответа от исследуемого органа на ультразвуковой импульс. Обычно в медицинской практике используют двухмерный ультразвук. Анализ или измерение объектов по таким двумерным данным зачастую затруднительны. Поэтому трёхмерный ультразвук получает всё большее распространение. Существует несколько подходов, используемых для формирования трёхмерных ультразвуковых изображений. Они различаются между собой средствами определения положения и ориентации датчика (с использованием акустических, оптических, магнитных, электрических позиционных сенсоров либо на основе анализа изображений) и схемами сканирования (последовательностями положений сканера для полного сканирования исследуемого органа) [1]. Существуют устройства, позволяющие получать настоящие трёхмерные изображения, но они дорогие и пока не получили широкого распространения.

В данной работе использовались трёхмерные ультразвуковые изображения, полученные при помощи метода «свободной руки» [2]. В соответствии с этим методом оператор ведёт ультразвуковым датчиком по некоторой траектории вдоль исследуемого органа. Излучатель генерирует магнитное поле, а позиционный сенсор, установленный на ультразвуковом датчике, позволяет определять положение датчика и его ориентацию в этом поле. Перед обследованием обязательно нужно провести калибровку сенсоров. Если каким-то образом во время обследования позиционный сенсор сдвинулся, калибровку нужно проводить заново. После сканирования получается последовательность двухмерных ультразвуковых изображений (обычно несколько сотен) с их пространственными характеристиками.

Вследствие типичных недостатков ультразвуковых данных, таких как выбросы, шум и ступенчатость границ объектов, их сегментация проводится вручную, что является трудоёмким и продолжительным процессом. Одним из популярных подходов сегментации трёхмерных объектов являются деформируемые модели. Они позволяют выделять границы объектов только на нескольких сечениях, представляющих интерес для врача. Деформируемые модели адаптируются к контурам объекта на этих изображениях, принимая определённую форму, задающую поверхность трёхмерного объекта.

1. Симплекс-сети

О п р е д е л е н и е 1. 0-клеткой в евклидовом пространстве \mathbb{R}^d называется точка P в \mathbb{R}^d , а 1-клеткой – неупорядоченная пара некоторых точек в \mathbb{R}^d . Рекуррентно определим p -клетку ($p \geq 2$) C в \mathbb{R}^d как объединение $(p-1)$ -клеток, такое, что:

1. Каждая точка в C принадлежит ровно p $(p-1)$ -клеткам.
2. Пересечение двух $(p-1)$ -клеток либо пусто, либо есть $(p-2)$ -клетка.
3. Для любых двух вершин из C существует путь, связывающий эти вершины.

О п р е д е л е н и е 2. $(k+1)$ -клетка в \mathbb{R}^d называется k -симплекс-сетью M в \mathbb{R}^d .

В данной работе для представления поверхностей объектов и контуров используются 2- и 1-симплекс-сети соответственно. Как следует из определения, 1-симплекс сеть можно представить замкнутой полигональной линией. Однако рёбра в таком представлении являются отрезками лишь для удобства восприятия. В общем случае рёбра сети отражают связность между вершинами. 2-симплекс-сеть является сетью, у которой для каждой вершины есть только три смежных вершины, а у любых двух граней – не более одного общего ребра.

Для симплекс-сетей определены четыре базовых оператора $T_1^2, T_2^2, T_3^2, T_4^2$. Как показано на рис. 1, a , оператор T_1^2 удаляет ребро из симплекс-сети (выделено жирной линией слева), а оператор T_2^2 соединяет два ребра (выделены жирными линиями справа), добавляя новое ребро

в симплекс-сеть. Они называются эйлеровыми, так как не меняют род моделируемой поверхности. Операторы T_3^2 и T_4^2 называются метаоператорами. Оператор T_3^2 разрезает симплекс сеть по контуру (выделен жирной линией слева на рис. 1, б). Оператор T_4^2 принимает на вход два контура одной и той же симплекс-сети или двух разных симплекс-сетей (выделены на рис. 1, б справа) и производит их слияние. В результате работы операторов T_3^2 (T_4^2) симплекс-сеть распадается на две симплекс-сети (объединяются две сети) либо меняется род моделируемой поверхности. В данной работе рассматриваются преобразования симплекс-сетей с использованием указанных базовых операторов.

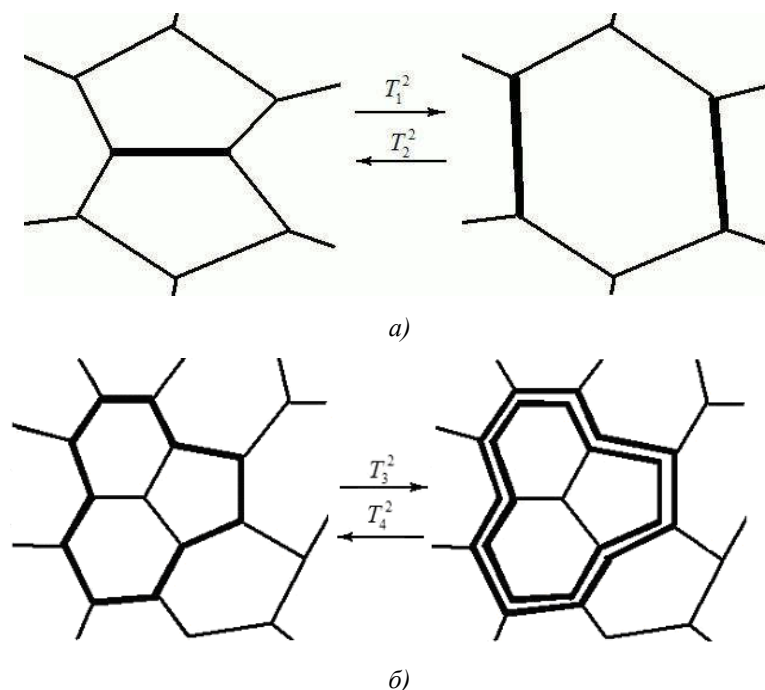


Рис. 1. Пример работы базовых операторов преобразования симплекс-сети

2. Деформация симплекс-сети

Опишем закон деформации симплекс-сетей. В отличие от параметрического представления, геометрия симплекс-сетей определяется расположением их вершин. Поэтому деформация симплекс-сетей основана на изменении положения вершин сети по отношению к их соседям. В алгоритмах деформации симплекс-сетей обычно полагают, что смещение вершин сети на каждой итерации пропорционально действующим на них силам. Изменение положения вершины определяется следующей формулой:

$$P_i^{t+1} = P_i^t + (1 - \gamma)(P_i^t - P_i^{t-1}) + F_{ext,i} + F_{int,i}, \quad (1)$$

где t – текущий момент времени; P_i – текущая вершина симплекс-сети; γ – коэффициент, определяющий зависимость между положениями вершины в разные моменты времени. Внутренние и внешние силы, действующие в момент времени t в вершине P_i , обозначаются как $F_{int,i}$ и $F_{ext,i}$ соответственно.

2.1. Вычисление внутренней силы

Вычисление внутренней силы основано на минимизации локальной энергии, пропорциональной отклонению сети от некоторого идеального состояния. Обозначим через $P_{i_1}, P_{i_2}, P_{i_3}$ соседей вершины P_i , через φ_i – симплекс-угол [3] в вершине P_i , а через $(\varepsilon_{1,i}, \varepsilon_{2,i}, \varepsilon_{3,i})$ – барицентрические координаты проекции P_i на плоскость, в которой лежат вершины $P_{i_1}, P_{i_2}, P_{i_3}$, относительно этих вершин. Тогда

$$P_i = \varepsilon_{1,i}P_{i_1} + \varepsilon_{2,i}P_{i_2} + \varepsilon_{3,i}P_{i_3} + L(\varphi_i, r_i, d_i)\vec{n}_i, \quad (2)$$

где r_i – радиус описанной вокруг треугольника $(P_{i_1}, P_{i_2}, P_{i_3})$ окружности; d_i – расстояние между центром этой окружности и ортогональной проекцией вершины P_i на треугольник $(P_{i_1}, P_{i_2}, P_{i_3})$; $L(\varphi_i, r_i, d_i)$ – функция от этих величин [3]; \vec{n}_i – вектор нормали к плоскости, образованной треугольником $(P_{i_1}, P_{i_2}, P_{i_3})$.

Аналогично (2) определим точку P_i^* :

$$P_i^* = \varepsilon_{1,i}^*P_{i_1} + \varepsilon_{2,i}^*P_{i_2} + \varepsilon_{3,i}^*P_{i_3} + L(\varphi_i^*, r_i, d_i)\vec{n}_i. \quad (3)$$

Здесь $\varepsilon_{1,i}^*, \varepsilon_{2,i}^*, \varepsilon_{3,i}^*$ – константы, значения которых устанавливаются во время деформации.

Обозначим через $\overrightarrow{P_1P_2}$ вектор, соединяющий вершины P_1 и P_2 . Локальная энергия S_i в вершине P_i определяется по формуле

$$S_i = \frac{\alpha_i}{2} (\overrightarrow{P_iP_i^*})^2,$$

где α_i – некоторый весовой коэффициент ($\alpha_i > 0$). Как показали эксперименты [3], значения $\alpha_i > 0,5$ приводят к нестабильным деформациям.

Внутренняя сила в вершине P_i есть

$$\vec{F}_{\text{int},i} = \alpha_i \overrightarrow{P_iP_i^*}. \quad (4)$$

Используя (3) и (4), внутренняя сила может быть записана в виде

$$\vec{F}_{\text{int},i} = \alpha_i (\varepsilon_{1,i}^* \overrightarrow{P_iP_{i_1}} + \varepsilon_{2,i}^* \overrightarrow{P_iP_{i_2}} + \varepsilon_{3,i}^* \overrightarrow{P_iP_{i_3}} + L(\varphi_i^*, r_i, d_i)\vec{n}_i). \quad (5)$$

Алгоритм локальной адаптации сети устанавливает значения метрических параметров $\varepsilon_{1,i}^*, \varepsilon_{2,i}^*, \varepsilon_{3,i}^*$ и симплекс-угла φ_i^* для концентрации вершин в областях с высокой локальной кривизной и для уменьшения количества вершин в областях с низкой локальной кривизной.

Более детальное описание симплекс-сетей даётся в статье [3].

2.2. Вычисление внешней силы

Известны различные методы генерации внешних сил в зависимости от типа входных данных, временной сложности метода, требуемого качества результата и других факторов. В данной работе предложены и исследованы три алгоритма генерации внешних сил.

2.2.1. Алгоритм соответствия вершин сети и исходных данных. Этот алгоритм основан на размещении всех точек входных данных (в данном случае *контуров*) в описывающем их параллелепипеде. Этот параллелепипед разбивается на множество небольших параллелепипедов (бокселей). Их число зависит от количества вершин в симплекс-сети и количества точек в исходном множестве. Начальная симплекс-сеть также помещается в этот параллелепипед. Для каждой её вершины отыскивается ближайший боксель, в котором содержатся точки контуров (рис. 2).

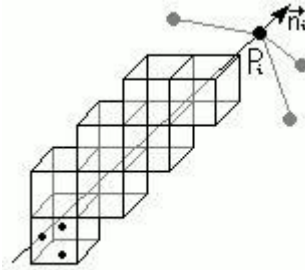


Рис. 2. Поиск соответствующей точки исходных данных для P_i

Поиск ближайшего бокселя происходит вдоль вектора нормали \vec{n}_i в данной вершине сети в двух направлениях внутри сферы, радиус которой зависит от диаметра исходного множества. Радиус может зависеть также от типа входных данных, начальной формы симплекс-сети и других параметров задачи. Как показали эксперименты, значения радиуса, равного 15% диаметра множества исходных данных, приводили к приемлемым результатам для хорошо инициализированной сети. Центр сферы находится в текущей вершине симплекс-сети. Если алгоритм находит боксель, содержащий точки исходных данных, он определяет ближайшую к P_i точку Q_i из найденного бокселя. Тогда внешняя сила $\vec{F}_{ext,i}$ будет действовать на P_i в направлении вектора $\overrightarrow{P_i Q_i}$. Ее величина пропорциональна длине этого вектора в текущий момент времени t :

$$\vec{F}_{ext,i} = \beta_i G\left(\frac{|\overrightarrow{P_i Q_i}|}{D_{ref}}\right) (\overrightarrow{P_i Q_i} \cdot \vec{n}_i) \overrightarrow{P_i Q_i}, \quad (6)$$

где β_i – весовой параметр; \vec{n}_i – вектор нормали к сети в вершине P_i ; $G(x)$ – функция жёсткости (например, такая, как на рис. 3); D_{ref} – весовой коэффициент, задающий относительное расстояние (на начальных итерациях величина D_{ref} обычно выбирается равной 20% радиуса множества точек исходных данных, через несколько итераций она сокращается до 10%).

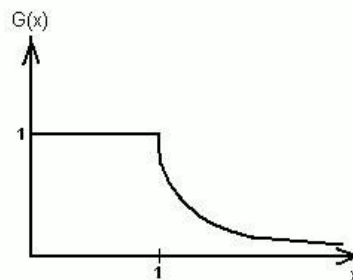


Рис. 3. Функция жёсткости $G(x)$

Данный алгоритм позволяет быстро установить необходимое соответствие между вершинами симплекс-сети и точками исходных данных, регулируя количество бокселей в параллелепипеде в зависимости от количества вершин в симплекс-сети и точек исходных данных. С увеличением числа бокселей уменьшается время работы алгоритма. Однако при этом уменьшается вероятность того, что при проходе по бокселям вдоль нормали в вершине симплекс-сети алгоритм найдет подходящий боксель. Это равносильно уменьшению количества вершин, на которые будет действовать внешняя сила, и влечёт ухудшение качества восстановления поверхности. Поэтому важно выбрать подходящее число бокселей. При реализации предложенного алгоритма в качестве описывающего параллелепипеда выбирается куб со стороной $k = (\sqrt{m/6} + \sqrt[3]{n/4})/2$, где n – количество точек исходных данных, а m – количество вершин в симплекс-сети.

2.2.2. Алгоритм поиска соответствия на основе сечений сети. Второй из предложенных в данной работе алгоритмов предполагает, что исходными данными для генерации внешних сил является набор контуров объекта в сечениях некоторыми плоскостями. Алгоритм размещает начальную симплекс-сеть около контуров и рассекает её плоскостями, в которых расположены контуры. Если некоторая плоскость пересекает какую-либо грань сети, то к двум пересекемым плоскостью рёбрам этой грани применяется оператор T_2^2 (рис. 4). Результатом сечения сети плоскостью является добавление в сеть нового контура.

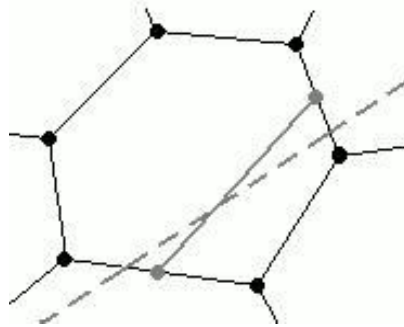


Рис. 4. Пример рассечения грани сети плоскостью (показано прерывистой линией) и добавления в сеть двух новых вершин

Таким образом, в симплекс-сети появляются новые вершины. На эти вершины и будет действовать внешняя сила $\vec{F}_{ext,i}$. Для каждой новой вершины P_i^{new} алгоритм определяет соответствующую точку Q_i на контуре. Внешняя сила $\vec{F}_{ext,i}$ для вершины сети P_i^{new} вычисляется по формуле (5).

2.2.3. Алгоритм генерации модифицированного поля градиентного векторного потока. Алгоритм генерации строит около начального множества данных (точек контуров) трёхмерную кубическую решётку и на ней генерирует векторное поле. Каждая точка симплекс-сети, помещённая в некоторый узел решётки, будет двигаться в соответствии со значением векторного поля в этом узле.

В данном случае для генерации поля внешней силы используется дистанционная функция [4, 5]. Вначале на решётке при помощи чемферной маски размером $3 \times 3 \times 3$ узла вычисляется дистанционная функция и в каждом узле решётки отмечается минимальное расстояние до точек контуров.

Следующим шагом является вычисление поля негативного градиента дистанционной функции и на его основе – поля внешних сил для вершин симплекс-сети. Однако проведение таких вычислений в каждом узле трёхмерной решётки является процессом, требующим существенных затрат памяти компьютера. Причём для решётки, содержащей $200 \times 200 \times 200$ узлов, и симплекс-сети, состоящей из 1 000 вершин, для выполнения деформации сети существенны-

ми могут оказаться значения поля только в 1% узлов от их общего количества. Поэтому для сокращения затрат предлагается на каждом шаге t , основываясь на значениях дистанционной функции в узлах решётки, для каждой вершины симплекс-сети P_i вычислять поле внешних сил в некоторой её окрестности Ω_i и смещать данную вершину в соответствии со значением поля в центре Ω_i .

Опишем данный алгоритм для двухмерного случая и генерации поля внешних сил во всех узлах решётки. Сам алгоритм легко модифицируется на трёхмерный случай с вычислением поля только в некоторой окрестности вершин сети.

Как уже упоминалось выше, вначале вычисляется дистанционная функция, а затем на её основе строится поле негативного градиента $-\nabla f$. Однако поле негативного градиента не подходит в качестве поля внешних сил симплекс-сети. Значения поля в некоторых узлах решётки (рис. 5, б) могут быть направлены в противоположные стороны к петлям границы объекта, изображённой на рис. 5, а, а не внутрь вогнутости границы. Поэтому необходимо дополнительное преобразование поля градиента.

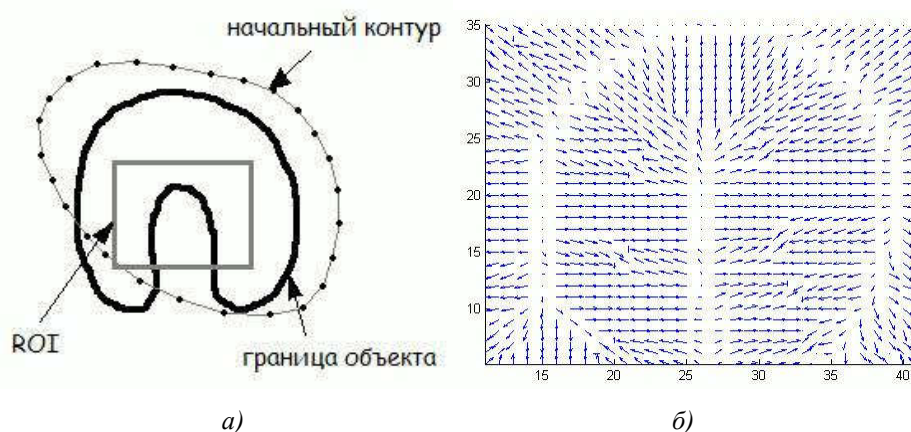


Рис. 5. Изображения: а) граница объекта, начальный контур и область интереса (ROI); б) векторное поле негативного градиента внутри ROI

В статье [6] для обнаружения границы объекта было предложено использовать поле градиентного векторного потока (*gradient vector flow field (GVF)*). В двухмерном случае поле GVF $v(x, y) = [u(x, y), v(x, y)]$ минимизирует функционал

$$E = \iint_{\Omega} (\mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2) dx dy, \quad (7)$$

где ∇f обозначает градиент дистанционной функции, параметр μ регулирует баланс между двумя составляющими подынтегрального выражения (при тестировании использовалось $\mu = 2.5$). Результат данного преобразования показан на рис. 6, а, и по нему видно, что проблема решена не полностью. Поэтому предлагается провести ещё одно преобразование. Рассмотрим некоторую точку (x, y) . Если длина вектора $\vec{V} \in v(x, y)$ в этой точке слишком мала по сравнению с длиной векторов в точках, принадлежащих некоторой её окрестности Ω , то она увеличивается до длины самого длинного вектора в Ω . Полученное поле $v^*(x, y)$ затем используется, как и ∇f в формуле (7), для выполнения ещё одного преобразования и получения поля $\omega(x, y)$ (рис. 6, б). Видно, что векторы поля $\omega(x, y)$ направлены *внутрь* вогнутости гра-

ницы, и вершины симплекс-сети, помещённые в это поле, будут притягиваться к границе объекта.

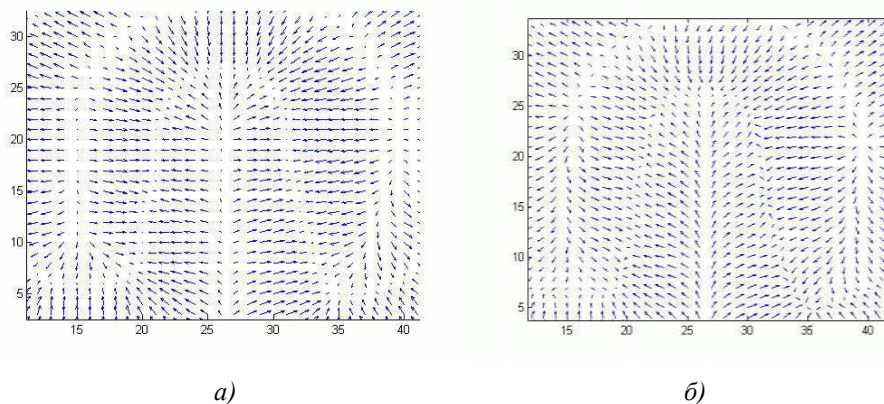


Рис. 6. Изображения поля градиентного векторного потока внутри ROI: а) начальное; б) конечное, которое принимается за искомое поле внешних сил симплекс-сети

Рассмотренный алгоритм легко расширяется на трёхмерный случай. Он применяется на каждом шаге t итерационного процесса адаптации симплекс-сети для каждой вершины сети P_i внутри окрестности Ω_i . При тестировании выбирались окрестности $\Omega_i = 5 \times 5 \times 5$ и $\Omega_i = 7 \times 7 \times 7$.

3. Морфинг

Зачастую желательно не только оценить изменения со временем параметров исследуемого органа (например, объёма и площади поверхности), но и визуально промоделировать изменения органа между обследованиями. Для этой цели возможно сгенерировать последовательность трансформаций между двумя представлениями органа.

Для построения последовательности используется алгоритм модифицированного поля градиентного векторного потока. Рассмотрим две симплекс-сети A и B . Предположим, что необходимо трансформировать сеть A в сеть B . В этом случае вершины сети B рассматриваются как начальное множество данных. Таким образом, алгоритм модифицированного поля градиентного векторного потока генерирует векторное поле около вершин сети B , которое является полем внешней силы для вершин сети A . Затем применяется алгоритм адаптации, и сеть A под влиянием этого векторного поля трансформируется в сеть B . Полученные преобразования симплекс-сети дают один из возможных вариантов перехода сети A в сеть B . Последовательность трансформаций может быть сохранена в файл и использована для исследования органа в будущем.

4. Результаты

Все приведенные алгоритмы были реализованы и протестированы. На рис. 8 показан пример работы алгоритма построения соответствия между вершинами симплекс-сети и точками контуров.

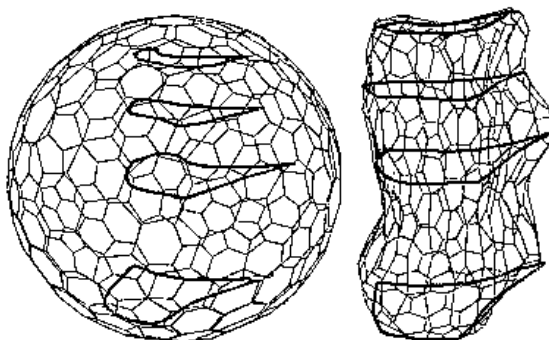


Рис. 8. Сегментация объекта при помощи алгоритма построения соответствия

Во время процесса адаптации все описанные алгоритмы на каждой итерации требуют выполнения $O(m)$ операций. Это накладывает ограничение на количество вершин в симплекс-сети, но на практике для восстановления поверхности, представляющей какую-либо анатомическую структуру, обычно не требуется наличие более нескольких сотен вершин в симплекс-сети.

Заключение

В данной работе были использованы 2-симплекс-сети для полуавтоматической сегментации объектов на трёхмерных ультразвуковых изображениях и предложены три алгоритма генерации поля внешних сил. Можно рассматривать также комбинированную внешнюю силу, являющуюся линейной комбинацией сил, полученных при помощи описанных выше алгоритмов:

$$\vec{F}_{ext,i} = \alpha_1 \vec{F}_{ext,i}^{(1)} + \alpha_2 \vec{F}_{ext,i}^{(2)} + \alpha_3 \vec{F}_{ext,i}^{(3)} .$$

После восстановления поверхности исследуемого органа можно эффективно вычислять объём тела, ограниченного полигональной поверхностью [7]. Эта характеристика имеет важное значение при диагностике злокачественных образований, так как скорость роста образований является одним из важнейших диагностических признаков.

Полученную модель поверхности можно сохранить в файл. Исследуя орган через некоторое время, доктор может провести как количественную, так и визуальную оценку изменений исследуемого органа. Алгоритм морфинга является полезным для такой визуальной оценки. Перед выполнением морфинга сравниваемые модели следует преобразовать в некоторое начальное положение, вычисляя центр масс и оси инерции [7].

Ожидается, что симплекс-сети с генераторами внешних сил, предложенными в статье, будут применимы для восстановления поверхности объектов не только на ультразвуковых изображениях, но также на трёхмерных медицинских изображениях других модальностей. Например, поверхность сердца можно восстановить при помощи симплекс-сетей как по нескольким рентгеновским снимкам, сделанным из разных положений, так и по нескольким точкам на внутренней поверхности сердца, координаты которых определяются при помощи внутрисердечных катетеров. Полученную таким образом модель сердца можно использовать для навигации во время операции, для моделирования распространения электрических сигналов по поверхности сердца и определения типа заболевания.

Работа выполнена в рамках проекта МНТЦ В-517.

Список литературы

1. Fenster A., Downey D., Cardinal H. Three-dimensional ultrasound imaging // *Physics in Medicine and Biology*. – 2001. – V. 46 – P. 67-99.
2. Treece G.M., Gee A.H., Prager R.W. et al. High-Definition Freehand 3-D Ultrasound // *Ultrasound in Med. & Biol.* – 2003. – V. 29. – № 4. – P. 529-546.

3. Delingette H. General object reconstruction based on simplex meshes // International Journal of Computer Vision. – 1999. – V. 32 – № 2. – P. 111-146.
4. Borgefors G. Applications using distance transformation // Aspects of Visual Form Processing: World Scientific, 1994. – P. 83-108.
5. Leymarie F., Levine M.D. Fast Raster Scan Distance Propagation on the Discrete Rectangular Lattice // CVGIP: Image Understanding. – 1992. – V. 55 – № 1. – P. 84-94.
6. Xu Ch., Prince J.L. Snakes, Shapes and Gradient Vector Flow // IEEE Transactions on Image Processing. – 1998. – V. 7. – № 3. – P. 359-369.
7. Tuzikov A.V., Sheynin S.A., Vasiliev P.V. Computation of Volume and Surface Body Moments // Pattern Recognition. – 2003. – V. 36. – P. 2521-2529.

Поступила 10.09.04

*Объединенный институт проблем
информатики НАН Беларуси,
Минск, Сурганова, 6
e-mail: tuzikov@mpen.bas-net.by*

E.V. Snezhko, A.V. Tuzikov

3D ULTRASOUND IMAGE OBJECT RECONSTRUCTION WITH SIMPLEX MESHES

An algorithm for 3D object reconstruction on ultrasound images based on simplex meshes is presented. This semi-automatic algorithm uses manually traced object boundaries on several representative non-parallel cross-sections of 3D ultrasound image. Object boundaries generate external forces, which govern the initial simplex mesh deformation.