

ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ, ИЗОБРАЖЕНИЙ И РЕЧИ

УДК 004.9

А.Л. Богуш, Э.В. Снежко, А.В. Тузиков

ВЫЧИСЛЕНИЕ ОБЪЕМОВ ОБЪЕКТОВ
ТРЕХМЕРНЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Предлагаются несколько подходов для измерения объемов объектов трехмерных ультразвуковых изображений. Первый подход основан на интерполяции кубическим сплайном функции площади сечения объекта. В данном случае на вход поступает информация о площадях и положении в пространстве для некоторого множества сечений объекта. Объем объекта вычисляется по предложенным формулам без восстановления поверхности объекта. Вторым подходом используются деформируемые модели для интерполяции поверхности объекта и оценки его объема. Эти подходы были разработаны с целью повышения точности ранней диагностики заболеваний щитовидной железы на основе анализа ультразвуковых изображений.

Введение

Ультразвуковое обследование широко применяется в области медицинской диагностики. Это связано с несколькими особенностями визуальной диагностики данного типа. Во-первых, не существует достоверных данных о вредном воздействии ультразвука на пациента. Единственное обнаруженное изменение – это нагрев тканей на доли градуса, однако не получено доказательств негативного влияния такого нагрева на здоровье пациента. Во-вторых, установка для ультразвукового обследования очень компактна и может занимать место вплоть до размера дорожной сумки, в то время как, например, ЯМР-томограф занимает несколько комнат. Компактность позволяет использовать ультразвуковые аппараты в клиниках, в машинах скорой помощи, а также при выезде врача к пациенту на дом. В-третьих, стоимость такого аппарата и стоимость одного обследования существенно ниже, чем на других приборах медицинской диагностики (компьютерном томографе, томографе ядерного магнитного резонанса). В совокупности это позволяет использовать данный тип диагностики при широком спектре заболеваний. Кроме того, для отслеживания динамики исследуемого заболевания обследования можно повторять через короткие промежутки времени.

Однако кроме явных преимуществ, ультразвук обладает и своими недостатками, что затрудняет его повсеместное использование. Во-первых, полученный отраженный сигнал не может быть однозначно сопоставлен с каким-то определенным свойством ткани, так как на силу сигнала влияют как сжимаемость, так и изменение плотности материала, что накладывает определенные ограничения на автоматическую обработку ультразвуковых изображений. Во-вторых, качество получаемых изображений является низким, что связано с физическими особенностями прохождения ультразвуковых волн в тканях. Это накладывает дополнительные требования на квалификацию врача, так как иногда бывает очень сложно отличить разные типы тканей на таких изображениях. И, в-третьих, до недавнего времени при помощи ультразвукового обследования было невозможно получить трехмерное изображение исследуемого органа, что ограничивало диагностические возможности такого обследования.

Объем исследуемого органа или образования либо скорость изменения их объема являются важными диагностическими показателями. До последнего времени наиболее распространенным методом измерения объема органов при помощи ультразвука было использование двух ортогональных двухмерных ультразвуковых изображений органа, на которых выделялись три диаметра. По ним на основании формулы вычисления объема эллипсоида эвристически оценивался объем органа. Такой метод дает среднюю ошибку измерения порядка 30 %, так как не учитывает формы конкретного объекта, а основан на предположении о сходстве формы одного и того же органа у разных пациентов, что не всегда является верным.

1. Методы формирования трехмерных ультразвуковых изображений

Ультразвуковые изображения, или В-сканы, генерируются при измерении акустического ответа от исследуемого органа на импульс определенной частоты [1, 2] путем составления из полос, полученных каждым из приемников, которые расположены в ультразвуковом датчике (рис. 1).

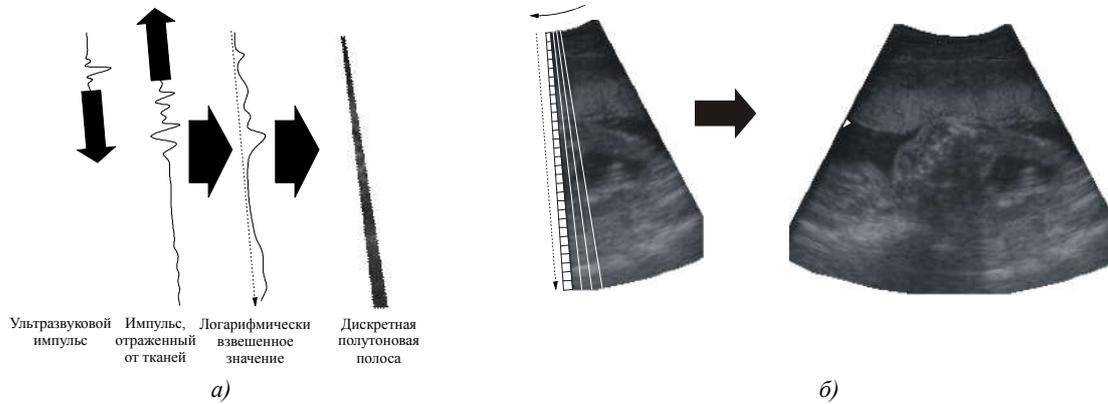


Рис. 1. Принцип формирования ультразвукового изображения:
а) формирование одной полосы; б) объединение полос в единое изображение

Для уменьшения ошибок при диагностике, а также получения более полной картины исследуемого органа врачом был разработан ряд методов получения трехмерных ультразвуковых изображений. Разработаны и широко используются три основных типа механических сканеров: вращательные (рис. 2, а), поворотные (рис. 2, б) и линейные (рис. 2, в). Они различаются только типом движения ультразвукового датчика, которое может быть поступательным или вращательным. Первые трехмерные ультразвуковые системы на основе механического движения датчика были не очень приспособлены для каждодневного клинического использования из-за ограниченных диапазонов механического движения и вращения датчика.

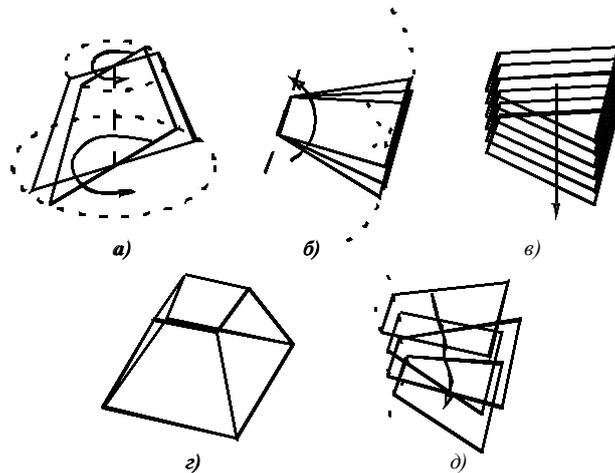


Рис. 2. Методы формирования трехмерного ультразвукового изображения

В последнее время также стали доступны ультразвуковые системы, реализующие метод свободной руки (freehand) и использующие позиционный сенсор [3] (рис 2, д). Сканирование методом свободной руки не требует моторизованного приспособления.

Были также разработаны специальные 2D-датчики, способные формировать реальные трехмерные изображения (рис 2, е) [4, 5]. В последнем случае двухмерный фазовый массив элементов-передатчиков используется для передачи широкого пучка ультразвуковых импульсов, расходящего-

ся от матрицы и охватывающего объем в форме усеченной пирамиды, однако до массового использования 2D-датчиков в клинической практике должны быть решены многие технические вопросы.

При сканировании методом свободной руки на ультразвуковой датчик монтируется позиционный сенсор для измерения его положения и ориентации. Таким образом, оператор может использовать датчик привычным для него образом при обследовании интересующей его области. Во время движения датчика полученные двухмерные изображения (рис. 3) вместе с их пространственным положением и ориентацией сохраняются в компьютере.



Рис. 3. Пример последовательности ультразвуковых изображений щитовидной железы

В настоящее время применяются различные позиционные сенсоры, включая акустический, электромагнитный [6, 7] и оптический [8]. Разработаны также методы генерации трехмерных изображений без использования позиционного сенсора. Они основаны на анализе получаемых двухмерных изображений [9, 10]. Большинство современных систем используют либо электромагнитный, либо оптический позиционный сенсор. В данной работе использовался электромагнитный позиционный сенсор, установленный на ультразвуковом датчике [11] (рис. 4).

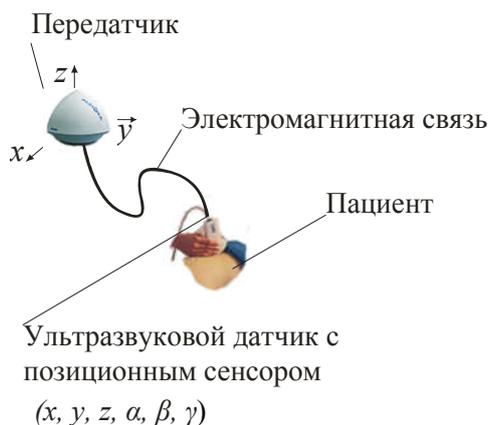


Рис. 4. Схема работы электромагнитного позиционного сенсора

Большинство систем, реализующих сканирование методом свободной руки, интерполируют полученные данные в регулярный трехмерный куб до выполнения всех последующих операций [12, 13]. В данной работе используются непосредственно непараллельные ультразвуковые изображения без их реконструкции в регулярный трехмерный куб, что позволяет избежать потери данных на этапе интерполяции.

2. Оценка объема объекта, основанная на использовании сплайнов

В данной работе для вычисления объема объекта применяются три способа определения его границ на ультразвуковых изображениях. В первом случае используются непараллельные плоскости, представляющие исходные ультразвуковые изображения, как показано на рис. 5, а. Во втором случае граница объекта задается в плоскостях, проходящих через общую заранее заданную ручную ось (рис. 5, б). Изображения в этих плоскостях интерполируются из данных в исходных непараллельных сечениях. При этом зачастую на данных изображениях визуально легче определить границы объекта, чем на исходных изображениях (рис. 6). Третий способ ос-

нован на обводках объекта в плоскостях с общей осью. В нем генерируются точки пересечения этих обводок с набором плоскостей, перпендикулярных общей оси (рис. 5, в).

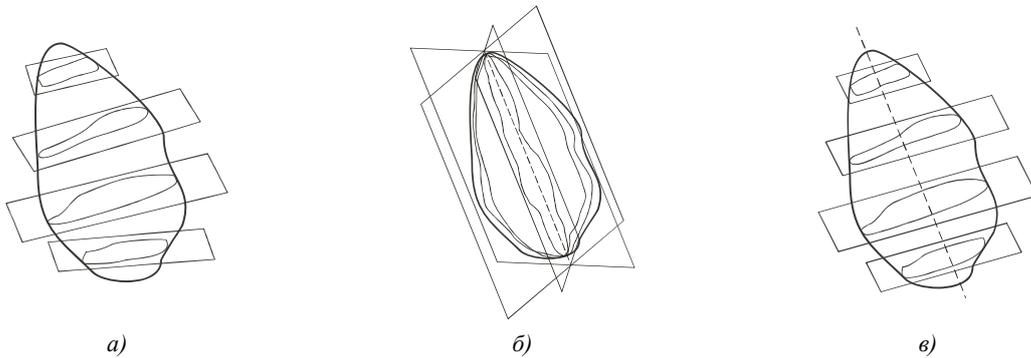


Рис. 5. Способы задания сечений объекта: а) исходные сечения в непараллельных плоскостях; б) сечения с общей осью (в радиальных плоскостях); в) сечения в параллельных плоскостях

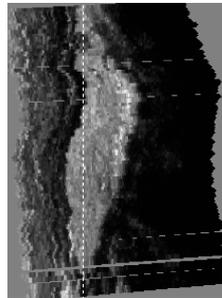


Рис. 6. Радиальное сечение объекта

Следуя подходу, предложенному в [14, 16], в данной работе предлагается алгоритм измерения объема по непараллельным сечениям, основанный на формуле Ватанабе [15] и использующий интерполяцию кубическими сплайнами. Эти же сплайны применяются для вычисления площади объекта в каждом сечении.

Предположим, что граница объекта задана в сечениях $1, 2, \dots, N$. Через V_i обозначим объем объекта между сечениями i и $i+1$. Тогда объем всего объекта будет вычисляться по формуле

$$V = \left| \sum_{i=1}^{N-1} V_i \right|. \quad (1)$$

Предполагая, что изменение площади, пространственного положения и вектора нормали промежуточных сечений определяется кубическим интерполяционным сплайном, в работе [17] была получена точная формула вычисления объема. Объем части объекта, расположенного между двумя соседними сечениями, определяется по формуле

$$V_i = \mathbf{x}_i A \mathbf{u}_i' + \mathbf{y}_i A \mathbf{v}_i' + \mathbf{z}_i A \mathbf{w}_i', \quad (2)$$

где

$$A = \frac{1}{240} \begin{pmatrix} 0 & -11 & 12 & -1 \\ 11 & -120 & -143 & 12 \\ -12 & 143 & 120 & -11 \\ 1 & -12 & 11 & 0 \end{pmatrix}. \quad (3)$$

В выражении (3) использовано обозначение $\mathbf{x}_i = (x_{i-1}, x_i, x_{i+1}, x_{i+2})$. Аналогично определены $\mathbf{y}_i, \mathbf{z}_i, \mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i, \mathbf{w}_i$. Здесь (x_i, y_i, z_i) задает координаты центра тяжести (i -го сечения

объекта, а (u_i, v_i, w_i) – координаты вектора, ортогонального i -му сечению и имеющего длину, равную площади этого сечения объекта. Предполагается, что для $i=1$ индекс 0 заменяется на 2 и для $i=N-1$ индекс $N+1$ заменяется на $N-1$.

В случае параллельных сечений (рис. 5, в) в формуле вычисления объема не требуется использование координат центроидов сечений и объем равен интегралу площадей сечений:

$$V = \left| \int s(h) dh \right|,$$

где $s(h)$ – функция площадей сечений, параметризованная положением h точки пересечения плоскостей с некоторой прямой, ортогональной этим сечениям. Обозначим через $\mathbf{h}_i = (h_{i-1}, h_i, h_{i+1}, h_{i+2})$ и $\mathbf{s}_i = (s_{i-1}, s_i, s_{i+1}, s_{i+2})$ значение параметра и соответствующее значение площади сечения, используемые для построения i -го сегмента сплайна. В этом случае для объема V_i справедлива следующая формула:

$$V_i = \mathbf{h}_i A \mathbf{s}_i^t, \tag{4}$$

где матрица A та же, что и в выражении (3).

В литературе известны и другие методы оценивания объема объекта по ультразвуковым изображениям. Например, в программном пакете FreeScan реализован подход выбора определяющих сечений, называемый мультипланарной аппроксимацией объема [18]. В соответствии с ним вручную задается максимальный диаметр трехмерного объекта, который впоследствии используется как ось вращения для выбора плоскостей сечений. Затем автоматически формируются четыре, шесть или девять равноудаленных по углу плоскостей, проходящих через ось. Граница объекта обводится вручную, и его объем вычисляется на основании этих обводок. В дополнение к такому способу задания границы объекта можно построить равноудаленные плоскости, перпендикулярные оси вращения. В каждой равноудаленной плоскости автоматически интерполируется граница объекта на основе точек пересечения обводок с рассматриваемой плоскостью и вычисляются площади областей. Окончательно объем получается путем сложения произведений площадей сечений на расстояния между плоскостями.

В настоящей работе эта идея развита в двух направлениях. Во-первых, способ вычисления объема, использующий формулу (2), может быть применен непосредственно к плоскостям, проходящим через заданную прямую, как это показано на рис. 5, б. Количество плоскостей и угол их поворота вокруг оси вращения можно выбирать с целью улучшения обзора исследуемого органа. В данном случае предполагается, что в формуле (2) для $i=1$ индекс 0 заменяется на N и для $i=N-1$ индекс $N+1$ заменяется на 1.

Во-вторых, параллельные сечения могут автоматически восстанавливаться из сечений, сделанных в плоскостях, проходящих через общую ось. Точки, определяющие границы объекта, генерируются для каждого сечения и используются как контрольные точки для сплайна, задающего границу объекта.

Рассмотрим подробнее вычисление площадей и центроидов каждого двухмерного сечения, определенного кубическим сплайном. В работе [19] была предложена точная формула для вычисления площади и геометрических моментов первого порядка для объекта, ограниченного интерполяционной сплайновой кривой.

Определим

$$\begin{aligned} P_{i1} &= x_i y_{i+1} - x_{i+1} y_i; & P_{i2} &= x_i y_{i+2} - x_{i+2} y_i; \\ P_{i3} &= x_i y_{i+3} - x_{i+3} y_i; & P_{i4} &= x_{i+1} y_{i+3} - x_{i+3} y_{i+1}, \end{aligned}$$

где (x_i, y_i) – координаты контрольных точек сплайна, определяющего контур, в локальной системе координат плоскости.

Площадь S (с точностью до знака) и моменты первого порядка m_{01} и m_{10} вычисляются по формулам

$$S = \frac{1}{240} \sum_{i=1}^n (-165p_{i1} + 24p_{i2} - p_{i3}); \quad (5)$$

$$m_{10} = \frac{1}{6720} \sum_{i=1}^n (-p_{i1}1643(x_i + x_{i+1}) + p_{i2}(302x_{i+1} + 15x_{i+3} + 136(x_i + x_{i+2})) + p_{i3}(8(x_i + x_{i+2}) - x_i - x_{i+3}) - p_{i4}15x_i); \quad (6)$$

$$m_{01} = \frac{1}{6720} \sum_{i=1}^n (-p_{i1}1643(y_i + y_{i+1}) + p_{i2}(302y_{i+1} + 15y_{i+3} + 136(y_i + y_{i+2})) + p_{i3}(8(y_i + y_{i+2}) - y_i - y_{i+3}) - p_{i4}15y_i). \quad (7)$$

Координаты центра вычисляются при помощи моментов первого порядка m_{01} и m_{10} :

$$(x_c, y_c) = \left(\frac{m_{10}}{S}, \frac{m_{01}}{S} \right). \quad (8)$$

Ниже приводится алгоритм для вычисления объема объекта по непараллельным сечениям с использованием сплайновой интерполяции.

Алгоритм 1

Вход: последовательность плоскостей Π_i с векторами нормалей \mathbf{n}_i , $i = 1, 2, \dots, N$ и зафиксированными в глобальной системе координат положениями. В локальной системе координат каждой плоскости Π_i контрольными точками $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \dots, \mathbf{p}_{n_i}$ задана сплайновая кривая, представляющая границу объекта.

Выход: объем объекта V .

1. Для каждой плоскости Π_i в локальной системе координат вычислить площадь объекта S_i (5) и координаты центра (8).

2. Используя расположение и ориентацию плоскостей в глобальной системе координат, вычислить глобальные пространственные координаты центров $\mathbf{c}_i = (x_i, y_i, z_i)$, $i = 1, 2, \dots, N$.

3. Для заданного набора векторов $S_i \mathbf{n}_i = (u_i, v_i, w_i)$ и центров \mathbf{c}_i , $i = 1, 2, \dots, N$, по формулам (1) и (2) вычислить объем объекта.

Очевидно, что алгоритм 1 можно применить непосредственно к случаю, когда двумерные изображения проходят через общую ось. В этом случае следует учитывать, что обведенные сечения должны быть разделены общей осью на две части и отсортированы в соответствии с изменением угла вращения.

3. Оценка объема объекта на основе использования деформируемых моделей

В данном разделе для аппроксимации поверхности исследуемого объекта используются симплекс-сети. Симплекс-сети принадлежат к классу деформируемых моделей. Эти сети под влиянием внутренних и внешних сил адаптируются к некоторым особенностям на изображениях, принимая определенную форму, задающую поверхность трехмерного объекта. Так, 2-симплекс-сеть является сетью, у которой для каждой вершины есть только три смежные вершины, а у любых двух граней – не более одного общего ребра.

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 можно определить следующей формулой:

$$P_i^{t+1} = P_i^t + (1 - \gamma)(P_i^t - P_i^{t-1}) + \mathbf{F}_{ext,i} + \mathbf{F}_{int,i}, \quad (9)$$

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

Во время деформации симплекс-сеть может быть локально детализирована, локально упрощена либо разбита на несколько частей в зависимости от ограничений, задаваемых на сети. Для этого определены четыре базовых оператора, с помощью которых из сети можно удалить ребро, добавить ребро, разрезать сеть по контуру, а также произвести слияние двух сетей или одной и той же сети вдоль двух контуров.

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 [20] 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.

Внутренняя сила может быть записана в виде

$$\mathbf{F}_{int,i} = \alpha_i (\varepsilon_{1,i}^* \mathbf{P}_i \mathbf{P}_{i_1} + \varepsilon_{2,i}^* \mathbf{P}_i \mathbf{P}_{i_2} + \varepsilon_{3,i}^* \mathbf{P}_i \mathbf{P}_{i_3} + L(\varphi_i^*, r_i, d_i) \mathbf{n}_i), \quad (10)$$

где $\mathbf{P}_i \mathbf{P}_j$ – вектор, соединяющий вершины P_i и P_j ; 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 [20]; \mathbf{n}_i – вектор нормали к плоскости, образованной треугольником $(P_{i_1}, P_{i_2}, P_{i_3})$.

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 уменьшения количества вершин в областях с низкой локальной кривизной. Более детальное описание симплекс-сетей дается в работе [20].

Генерация внешних сил для решения задачи восстановления поверхности объекта по непараллельным сечениям основана на использовании модифицированного поля векторного потока градиента. Алгоритм строит около начального множества данных (точек контуров) трехмерную кубическую решетку и на ней генерирует векторное поле. Каждая точка симплекс-сети, помещенная в некоторый узел решетки, будет двигаться в соответствии со значением векторного поля в этом узле. В данном случае для генерации поля внешней силы используется дистанционная функция [21]. Вначале на решетке при помощи чемферной маски размером $3 \times 3 \times 3$ узла вычисляется дистанционная функция и в каждом узле решетки 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. Проведение таких вычислений в каждом узле трехмерной решетки является процессом, требующим существенных затрат памяти компьютера, причем для решетки, содержащей $200 \times 200 \times 200$ узлов, и симплекс-сети, состоящей из 1000 вершин, для выполнения деформации сети существенными 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 функ-

ции в узлах решетки, для каждой вершины симплекс-сети P_i вычислять поле внешних сил в некоторой ее окрестности Ω_i и смещать данную вершину в соответствии со значением поля в центре Ω_i . Детальное описание указанного подхода приведено в работе [22].

После того как поверхность объекта восстановлена (рис. 7), объем, ограниченный гранями сети, вычисляется по формуле, предложенной в работе [23], как объемный момент m_{000} для полигонально представленных объектов.

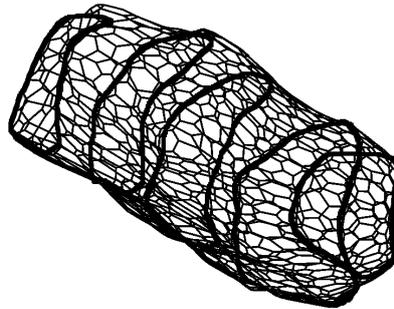


Рис. 7. Пример восстановленной при помощи симплекс-сети поверхности объекта

Ниже приводится алгоритм для вычисления объема по непараллельным сечениям с использованием симплекс-сетей.

Алгоритм 2

Вход: точки контуров объекта, расположенные в пространстве в соответствии с положением и ориентацией сечений.

Выход: полигонально представленная модель поверхности объекта, значение объема объекта.

1. Инициализировать модели.
2. Вычислить дистанционную функцию относительно точек контуров объекта.
3. Пока не достигнут баланс между внутренними и внешними силами, т. е. $\|F_{int} + F_{ext}\|$ больше заданного порогового значения, выполнить:
 - 3.1. Для каждой вершины сети P_i в окрестности Ω_i вычислить $F_{ext,i}$.
 - 3.2. Для каждой P_i вычислить $F_{int,i}$ по формуле (10).
 - 3.3. Для каждой P_i вычислить ее положение в следующий момент времени $t + 1$ по формуле (9).
 - 3.4. Проверить сеть на наличие исключительных ситуаций и по необходимости произвести коррекцию сети.
4. Вычислить объем области, ограниченной полученной полигональной моделью.

4. Экспериментальные результаты

Для тестирования точности приведенных в данной работе алгоритмов использовались физические резиновые и силиконовые фантомы (рис. 8). Такие объекты наиболее близки по своим характеристикам к человеческим органам и хорошо видны на ультразвуковом аппарате. Также были использованы изображения долей щитовидной железы, полученные во время обследования пациентов. Все эти данные были получены при сканировании ультразвуковым сканером с установленным на нем позиционным сенсором несколько раз. Фактический объем фантомов был измерен при помощи измерительных пробирок с точностью 0,25–2,5 мл в зависимости от размера фантома. Для тестирования точности сплайнового алгоритма также использовались моделированные трехмерные объекты (рис. 9). Результаты сравнения работы представленных подходов показаны на рис. 10.

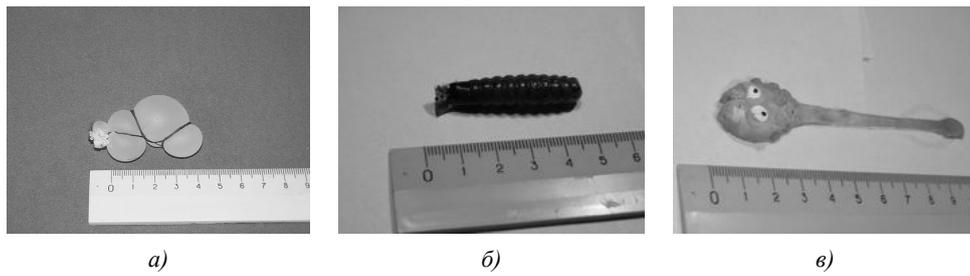


Рис. 8. Примеры физических фантомов, используемых для вычисления объема

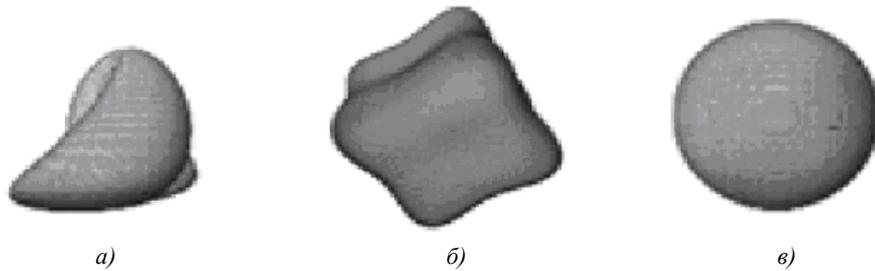
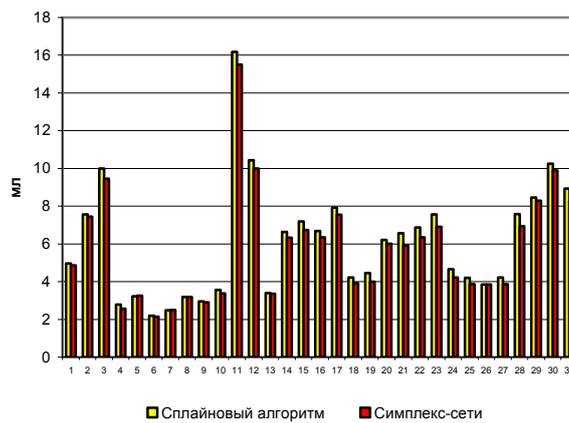
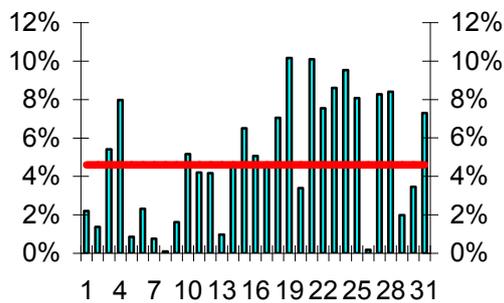


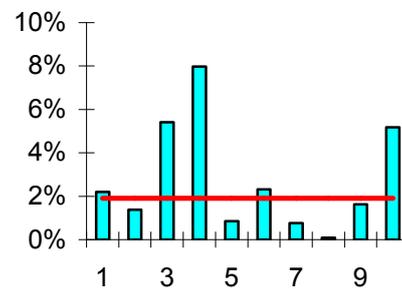
Рис. 9. Примеры моделированных трехмерных объектов, используемых для вычисления объема



а)



б)



в)

Рис. 10. Графики сравнения работы алгоритмов: а) результаты измерения объемов щитовидной железы у 31 пациента алгоритмом, основанном на симплекс-сетях, и сплайновым алгоритмом; б) разница в значениях объемов, полученных при помощи сплайнового алгоритма и алгоритма, основанного на симплекс-сетях при измерении объемов долей щитовидной железы; в) разница в значениях объемов при измерении объемов физических фантомов (средняя разница показана жирной горизонтальной линией)

Тестирующие математические трехмерные изображения имеют воксельный размер $200 \times 200 \times 200$. Точный объем этих объектов был вычислен заранее путем подсчета количества вокселей, принадлежащих объекту. Непараллельные сечения, имитирующие ультразвуковые изображения объекта при помощи метода свободной руки, были сгенерированы случайным образом для каждого заданного количества сечений. Случайно выбиралось как расстояние между сечениями, так и угол поворота относительно некоторого начального положения (до 15° во всех плоскостях). Объем объекта был вычислен при помощи алгоритма 1 для каждого набора сечений. Затем для этих реализаций были подсчитаны стандартное отклонение и средняя ошибка в вычислении объема.

Графики данных, полученных при помощи метода измерения по непараллельным сечениям для трехмерного объекта (см. рис. 9, а) и для фантома (см. рис. 8, а), показаны на рис. 11, а графики стандартного отклонения для различных методов построения сечений объекта – на рис. 12. Границы точности измерения объема в мензурке показаны сплошной прямой.

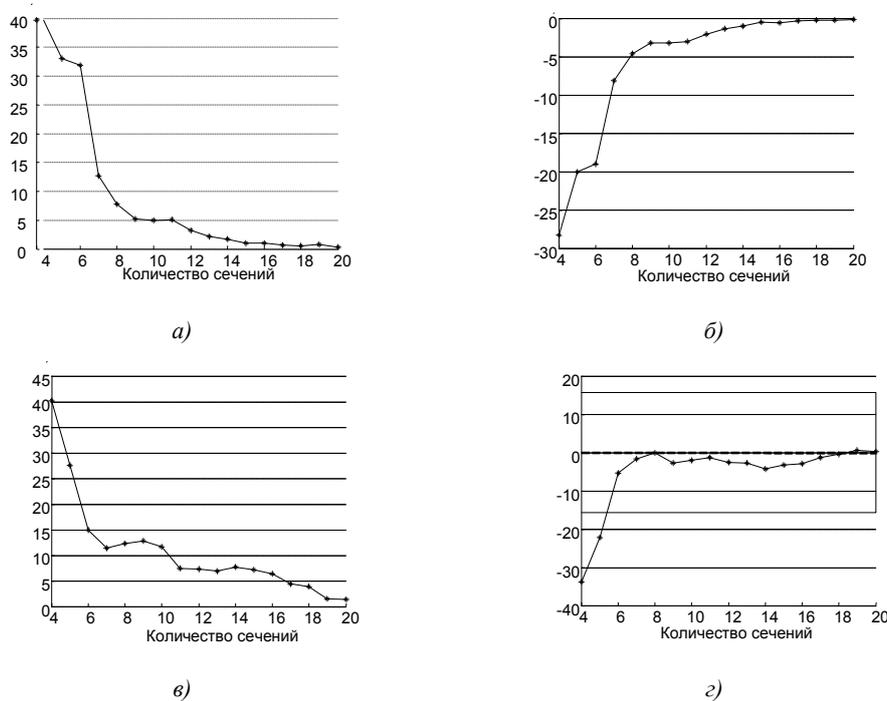


Рис. 11. Графики точности измерения объема: а) стандартное отклонение измерения объема (в процентах) относительно количества сечений, вычисленное для объекта (рис. 9, а); б) средняя ошибка для того же объекта; в) стандартное отклонение измерения объема, вычисленное для фантома (рис. 8, а); г) средняя ошибка для фантома

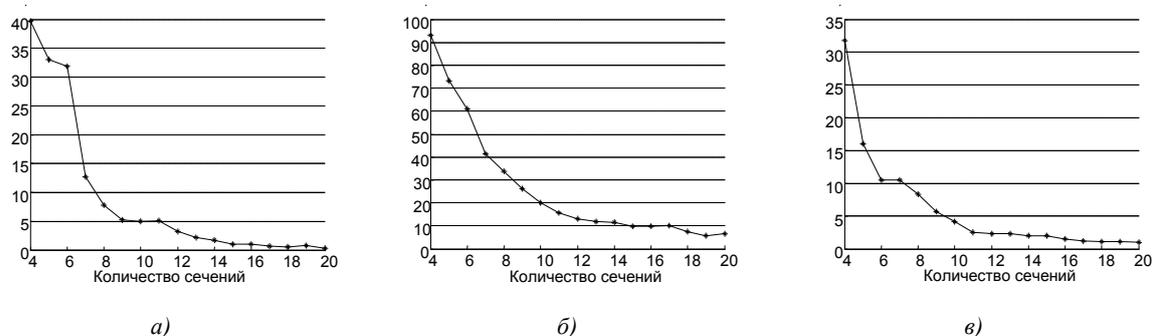


Рис. 12. Стандартное отклонение измерения объема относительно количества сечений: а) полученное при вычислении объема для объекта (рис. 9, а) для непараллельных сечений; б) для сечений с общей осью; в) для параллельных сечений

Заключение

Были предложены несколько алгоритмов для вычисления объема трехмерного объекта по последовательности непараллельных ультразвуковых изображений. При использовании сплайнового алгоритма уровень ошибки в 5 % достигается на 8–10 обведенных сечениях. При этом следует учитывать как ошибки измерения объема в реальных условиях, так и ошибки получения данных при помощи ультразвукового аппарата и позиционного датчика. В качестве данных для сравнительной проверки работы алгоритмов были использованы трехмерные ультразвуковые изображения физических фантомов, а также долей щитовидной железы. Количество используемых сечений выбиралось от 6 до 8 в зависимости от сложности формы объекта. Такое количество необходимых для оценки объема объекта сечений оказалось приемлемым для использования в медицинской практике как по затрачиваемому времени, так и по точности получаемых результатов. Среднее различие в оценке объемов, полученных обоими указанными алгоритмами, составило 1,9 % для физических фантомов и 4,6 % для долей щитовидной железы.

Данная работа частично выполнялась в рамках проекта ИНТАС № 04-77-7036.

Список литературы

1. Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment / P.R. Hoskins [et al.] – Greenwich Medical Media Ltd, 2003. – 233 p.
2. Colquhoun, K. Basic science: ultrasound / K. Colquhoun, A. Alam, D. Wilson // Mini-Symposium: Radiology for the FRCS. Current Orthopedics. – 2005. – № 19. – P. 27–33.
3. Rohling, R.N. Issues In 3-D Free-Hand Medical Ultrasound Imaging / R.N. Rohling, A.H. Gee. CUED/F-INFENG/TR 246. – Cambridge: Cambridge University, Engineering Department, 1996. – 29 p.
4. Clinical application of new 3D and 4D visualization and quantification tools for cardiac diagnosis and therapy / I. Wolfa [et al.] // International Congress Series. – 2003. – Vol. 1256. – P. 735–740.
5. Fenster, A. Three-dimensional ultrasound imaging / A. Fenster, D. Downey, H. Cardinal // Physics in Medicine and Biology. – 2001. – № 46. – P. 67–99.
6. Tracking Three Dimensional Ultrasound with Immunity from Ferro-Magnetic Interference / F. H. Sheehan [et al.] // MICCAI 2003, LNCS. – 2003. – Vol. 2879. – P. 192–198.
7. Optimisation and evaluation of an electromagnetic tracking device for high-accuracy three-dimensional ultrasound imaging of the carotid arteries / D. C. Barratt [et al.] // Ultrasound in Med. & Biol. – 2001. – Vol. 27. – № 7. – P. 957–968.
8. Flaccavento, G. Patient and Probe Tracking During Freehand Ultrasound / G. Flaccavento, P. Lawrence, R. Rohling // MICCAI 2004: LNCS. – 2004. – Vol. 3217. – P. 585–593.
9. 3D US frame positioning using speckle decorrelation and image registration / R.-F. Chang [et al.] // Ultrasound in Med. & Biol. – 2003. – Vol. 29. – № 6. – P. 801–812.
10. Sensorless freehand 3D ultrasound using regression of the echo intensity / R.W. Prager [et al.] // Ultrasound in Med. & Biol. – 2003. – Vol. 29. – № 3. – P. 437–446.
11. Rizzatto, G. Ultrasound transducers / G. Rizzatto // European Journal of Radiology. – 1998. – № 27. – P. 188–195.
12. VOLUS – a visualization system for 3D ultrasound data / J. Varandas [et al.] // Ultrasonics. – 2004. – № 42. – P. 689–694.
13. Gooding, M.J. Volume Reconstruction from Sparse 3D Ultrasonography / M.J. Gooding, S. Kennedy, J.A. Noble // MICCAI 2003, LNCS. – 2003. – Vol. 2879. – P. 416–423.
14. Fast surface and volume estimation from non-parallel cross-sections for freehand 3D ultrasound / G.M. Treece [et al.] // Medical Image Analysis. – 1999. – Vol. 3. – № 2. – P. 141–173.
15. Watanabe, Y. A method for volume estimation by using vector areas and centroids of serial cross sections / Y. Watanabe // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1982. – № 29. – P. 202–205.
16. Treece, G. Volume measurement and surface visualisation in sequential freehand 3D ultrasound. PhD thesis. / G. Treece. – University of Cambridge, Department of Engineering, 2000. – 183 p.

17. Sheynin, S.A. Improvements of volume computation from non-parallel cross-sections / S.A. Sheynin, A.V. Tuzikov, A.L. Bogush // 17th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'2004). 23–26 August 2004. – Cambridge, UK. – 2004. – Vol. 4. – P. 815–818.
18. The use of three-dimensional ultrasound for thyroid volumetry / S. Schlogl [et al.] // Thyroid. – 2001. – Vol. 11. – № 6. – P. 569–574.
19. Sheynin, S. Moment computation for objects with spline curve boundary / S. Sheynin, A. Tuzikov // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. – 2003. – Vol. 25. – № 10. – P. 1317–1322.
20. Delingette, H. General object reconstruction based on simplex meshes / H. Delingette // International Journal of Computer Vision. – 1999. – Vol. 32. – № 2. – P. 111–146.
21. Borgefors, G. Applications using distance transformation / G. Borgefors // Aspects of Visual Form Processing: World Scientific. – 1994. – P. 83–108.
22. Снежко, Э.В. Восстановление объектов по трехмерным ультразвуковым изображениям на основе симплекс-сетей / Э.В. Снежко, А.В. Тузиков // Информатика. – 2004. – № 3. – С. 77–86.
23. Tuzikov, A.V. Computation of volume and surface body moments / A.V. Tuzikov, S.A. Sheynin, P.V. Vasiliev // Pattern Recognition. – 2003. – Vol. 36. – P. 2521–2529.

Поступила 21.03.06

*Объединенный институт проблем
информатики НАН Беларуси,
Минск, Сурганова, 6
e-mail: {bogush,snezhko,tuzikov}@newman.bas-net.by*

A.L. Bogush, E.V. Snezhko, A.V. Tuzikov

3D ULTRASOUND IMAGE OBJECT VOLUME MEASUREMENT

Several approaches to 3D ultrasound image object volume measurement are presented. The first approach is based on cubic spline interpolation of object cross-section area function. In this case the initial data are areas and positions in space of object cross-sections. Here object volume is calculated without object surface reconstruction. The other approach utilizes deformable models for object surface interpolation and its volume evaluation. The work was done for accuracy improvement of thyroid gland diseases early recognition based on ultrasound image analysis.