

РЕАЛИЗАЦИЯ МОДУЛЯ ВЫДЕЛЕНИЯ КОНТУРОВ ИНФОРМАЦИОННО-ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

Адамов В.Г., Сероухов С.А.

Донецкий государственный технический университет
кафедра АСУ

E-mail: asu@kita.dgtu.donetsk.ua

Abstract.

Adamov V., Seroukhov S. Methods of active contour models is popular to define edges of objects in various computers vision systems. Presented algorithm deformation of multicontour models based on "Geometrically Deformed Models" by J.V.Miller. It proposed to define geometrical object's parameters on medical echograms.

При построении информационно-диагностических систем, базирующихся на обработке эхографических изображений, одной из ключевых задач является выделение контуров ограничивающих области в снимках сечений исследуемых органов. Для этого разработано несколько методов, среди которых наиболее популярными являются «метод змеек» [1,2], «геометрически деформируемых контуров» (ГДК) [3,4] и его расширение - метод «дискретных деформируемых контуров» (ДДК) [5].

Определение контуров на медицинских эхографических изображениях осложнено с одной стороны высокой зашумленностью снимков и широким диапазоном изменения форм и размеров органов, а с другой стороны размытостью их границ. Одним из возможных методов выделения значимых контуров является предварительная подготовка геометрических контурных моделей. В процессе диагностики контурная модель уточняется при помощи деформационных методов. Такая модель должна содержать исходные контуры областей органов, их связи и ограничения деформационного процесса [6]. После уточнения контурной модели, определяются геометрические характеристики выделенных областей. В дальнейшем они используются при нахождении возможных патологий.

На данном принципе реализован модуль в подсистеме предварительной обработки и выделения исследуемых параметров информационно-диагностической системы. Схема включения модуля выделения контуров представлена на рис. 1.

Исходные эхографические изображения имеют высокую зашумленность и зернистость, при этом участки изображения имеют нечеткие размытые границы. Все это ухудшает процесс деформации модели, при увеличенном числе итераций она не четко описывают границы областей. Для улучшения деформационного процесса исходная эхограмма в модуле фильтрации обрабатывается специальными фильтрами, сглаживающими текстуру изображения и усиливающих границы участков. Одними из лучших для подобных задач являются фильтры Ли и Сигма.

После применения фильтрации деформационный процесс в модуле выделения контуров значительно ускоряется и дает более точные результаты. Подготовленная контурная модель поступает на вход модуля определения геометрических характеристик, где просчитываются в зависимости от вида контурной модели требуемые геометрические параметры.

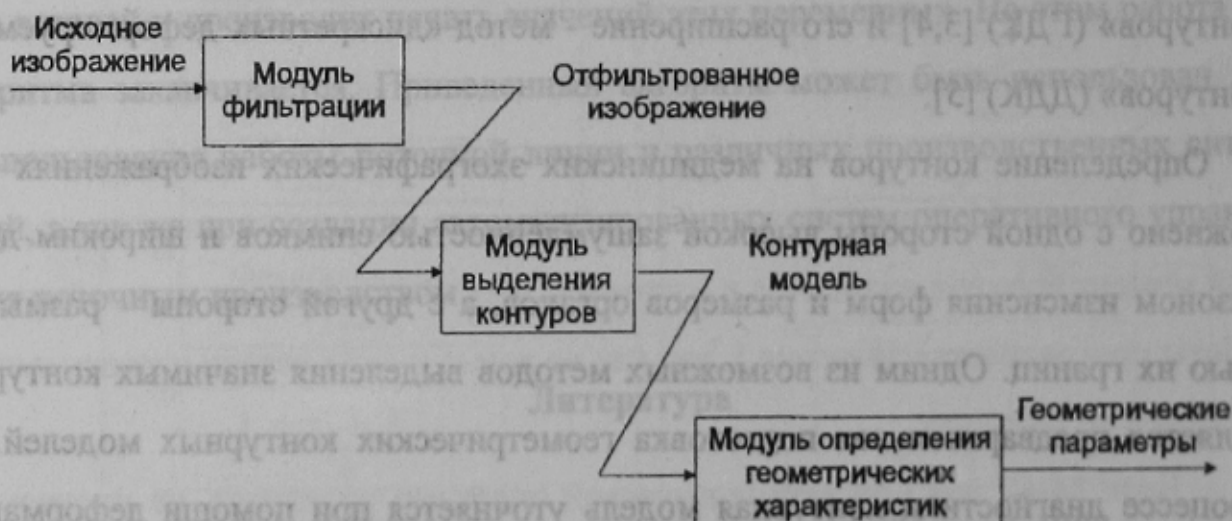


Рисунок 1 - Структурная схема взаимодействия модулей подсистемы «предварительной обработки и выделения исследуемых параметров» для определения геометрических характеристик.

Остановимся более подробно на алгоритме работы модуля выделения контуров.

Описание модели исследуемого органа для каждого сечения содержит:

- значимые контуры различных областей, возможно находящиеся друг с другом в определенной связи заданной как явно, через общие точки, так и при помощи связывающих ограничений;
- различные ограничения уточняющего деформационного процесса (точка зафиксирована, контур не выходит на пределы заданной области, грань проходит под определенным углом, между двумя гранями фиксированный угол, длина грани имеет постоянную длину и т.д.);
- настройки процесса деформации для каждого контура (рекомендуемая длина грани, тип поля внешней деформирующей силы, коэффициенты деформирующих сил).

За основу уточняющего деформационного метода принят метод ДДК как наиболее соответствующий терминам многоконтурной модели и имеющий понятный физический смысл, легко реализуемый в дискретном виде. Алгоритм метода ДДК был изменен для адаптации к многоконтурности модели. Расчет внутренней силы $F_{in\ i}$, принимающей участие в движении i -ой вершины, производится отдельно для каждого контура (7-10), а затем вычисляется результирующее значение (11). Аналогично вычисляется и результирующая внешняя сила $\bar{F}_{ex\ i}$ (12). Ускорение i -ой вершины определяется функцией $f_{constr}(V_i, \bar{F}_i(t))$ (17), зависящей от результирующей силы \bar{F}_i (14), действующей на вершину, и наложенных на нее ограничений.

Наиболее важной частью процесса деформации является определение поля внешней силы, вычисляемого исходя из характеристик обрабатываемого изображения. На данный момент в информационно-диагностической системе реализованы и исследованы лишь два самых простых типа расчета потенциала

внешнего поля:

1. Разница величины яркости пиксела с заданным значением;
2. Величина градиента яркости пикселов.

По матрице потенциалов определяется направление и величина внешней силы, действующей на вершину в данной точке:

$$\vec{E}_{exi} = \sum_k \vec{n}_k \cdot \begin{cases} e_i - e_k & , \text{если } e_i - e_k > 0 \\ 0 & , \text{если } e_i - e_k \leq 0 \end{cases}$$

где \vec{E}_{exi} - вектор силы в i точке,

e_i, e_k - потенциалы поля в точках i и k ,

\vec{n}_k - единичный вектор, направленный в соседнюю k точку.

Описание реализованного алгоритма деформационного процесса многоконтурной модели и используемые обозначения представлены ниже:

$V_i, i=[0, n-1]$ - вершины модели,

$C_j, j=[0, m-1]$ - контуры модели,

$\vec{r}_i, \vec{v}_i, \vec{a}_i$ - радиус-вектор, скорость и ускорение вершины,

$\vec{d}_{ij}, \vec{d}_{ij}^u$ - вектор и единичный вектор грани,

l_{jk} - длина вектора грани,

$\vec{t}_{ij}^u, \vec{r}_{ij}^u$ - единичный тангенциальный и нормальный векторы,

\vec{c}_{ij} - вектор локальной кривизны в вершине контура,

\vec{F}_{inij} - вектор внутренней силы вершины контура,

$\vec{F}_{in i}, \vec{F}_{ex i}, \vec{F}_{damp i}, \vec{F}_i$ - вектор внутренней, внешней, демпфирующей и результирующей силы,

W_{in}, W_{ex}, W_{damp} - весовые коэффициенты.

Шаг 1. Инициализация

Для вершины V_i ;

$$\vec{r}_i = \vec{r}_i^0; \vec{v}_i = \vec{a}_i = 0; \quad (1,2)$$

===== Начало цикла деформации =====

Шаг 2. Инициализация цикла

Для вершины V_i ,

$$\bar{c}_{ij} = \bar{r}_{ij}^u = \bar{t}_{ij}^u = (0,0) \quad (3)$$

Шаг 3. Вычисление граней

Для контура C_j ;

$$\bar{d}_{ij} = \bar{p}_i + \bar{p}_{i-1}; \quad l_{ij} = \|\bar{d}_{ij}\|; \quad \bar{d}_{ij}^u = 1/l_{ij} * \bar{d}_{ij} \quad (4,5,6)$$

Шаг 4. Вычисление частичных значений параметров

Для контура C_j ;

$$\bar{c}_{ij} = \bar{d}_{ij}^u - \bar{d}_{i-1j}^u; \quad \bar{t}_{ij}^u = 1/(\|\bar{d}_{ij}^u + \bar{d}_{i-1j}^u\|) * (\bar{d}_{ij}^u + \bar{d}_{i-1j}^u); \quad (7,8)$$

$$\bar{r}_{ij}^u = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \bar{t}_{ij}^u; \quad (9)$$

$$\bar{F}_{in \ ij} = (-1/2(\bar{c}_{i-1j} \bar{r}_{i-1j}^u) + (\bar{c}_{ij} \bar{r}_{ij}^u) - 1/2(\bar{c}_{i+1j} \bar{r}_{i+1j}^u)) * \bar{r}_{ij}^u; \quad (10)$$

Шаг 5. Вычисление результирующих значений параметров

Для вершины V_i ;

$$\bar{F}_{in \ i} = \sum \bar{F}_{in \ ij}; \quad (11)$$

$$\bar{F}_{ex \ i} = \sum -(\bar{E}_{exij} \bar{r}_{ij}^u) * \bar{r}_{ij}^u; \quad (12)$$

$$\bar{F}_{damp \ i} = w_{damp} * \bar{v}_i; \quad (13)$$

$$\bar{F}_i = w_{in} * \bar{F}_{in \ i} + w_{ex} * \bar{F}_{ex \ i} + \bar{F}_{damp \ i}; \quad (14)$$

$$\bar{p}_i(t+\Delta t) = \bar{p}_i(t) + \bar{v}_i(t) \Delta t; \quad (15)$$

$$\bar{v}_i(t+\Delta t) = \bar{v}_i(t) + \bar{a}_i(t); \quad (16)$$

$$\bar{a}_i(t+\Delta t) = f_{const}(V_i, \bar{F}_i(t)); \quad (17)$$

Шаг 6. Условие выхода из цикла

$$\bar{v}_i(t+\Delta t) = \bar{a}_i(t+\Delta t) \leq \epsilon; \quad (18)$$

Шаг 7а. Перевыборка коротких граней

Если $l_i < l_{min} \Rightarrow V_i$ -удаляется

Шаг 7б. Перевыборка длинных граней

Если $l_i < l_{max} \Rightarrow V_x$ -добавляется между V_i и V_{i+1} ;

$$\bar{p}_x = 1/2 * (\bar{p}_i + \bar{p}_{i+1}); \quad (19)$$

$$\bar{v}_x = 1/2 * (\bar{v}_i + \bar{v}_{i+1}); \quad (20)$$

$$\bar{a}_x = 1/2 * (\bar{a}_i + \bar{a}_{i+1}); \quad (21)$$

===== Конец цикла деформации =====

Предложенный алгоритм деформации многоконтурных моделей является основной частью алгоритма определения геометрических контуров исследуе-

мых органов в подсистеме «предварительной обработки и выделения исследуемых параметров». По определенным контурам рассчитываются геометрические параметры, которые используются в подсистеме формирования заключений о наличии патологий исследуемых органов. Результаты применения описанного алгоритма, реализованного в информационно-диагностической системе, разрабатываемой на кафедре АСУ Донецкого государственного технического университета, показали его удобство и эффективность.

Литература

1. D. Terzopoulos, J.Platt, A.Barr and K.Fleischer. «Elastically deformable models.» Comput. Graphics vol. 21. no 4 pp. 205-214. 1987
2. M.Kass, A.Witkin and D.Terzopoulos «Snakes: Active contour models.» Int. J. Comput. Vision pp. 321-331. 1988
3. J.V.Miller, D.E.Breer and M.J.Wozny. «Extracting geometric models through constraint minimization.» Rensselaer Polytechnic Institute.
4. J.V.Miller. «On GDM's: Geometrically deformed models for the extraction of closed shapes.» Rensselaer Polytechnic Institute. Tech. Rep. no 90051. 1990
5. Stever Lobregt and Max A.Viergever «A Discrete Dynamic Contour Model.» IEEE Transactions on medical imaging. vol 14 no 1 pp. 12-24, march 1995.
6. «Автоматизированная система ранней диагностики опухолей», В.Я. Спорыхин, В.Г. Адамов, С.А. Сероухов, Ю.В. Рощин., материалы конференции «Современная контрольно-испытательная техника промышленных изделий и их сертификация, СКИТ-97», 1997