

基于血液斑点噪声抑制和 T-Snake 模型的 血管内超声图像边缘提取

官廷新¹⁾ 孙丰荣¹⁾ 刘泽¹⁾ 郑晓势²⁾ 赵大哲³⁾ 刘积仁³⁾

¹⁾(山东大学信息科学与工程学院, 济南 250010) ²⁾(山东省计算中心, 济南 250014)

³⁾(东北大学软件中心, 沈阳 110179)

摘要 血管内超声(IVUS)图像冠状动脉血管壁内、外膜的边缘提取对冠状动脉疾病的诊断和治疗有着重要意义。为了更好地抑制血管内超声图像的血液斑点噪声,首先采用一种时/空滤波方法对 IVUS 图像进行降噪预处理,以抑制其严重的血液斑点噪声;然后,为了更好地提取血管边缘,提出了一种改进的自适应形变模型,并基于该改进的自适应形变模型(T-Snake 模型)给出了一种 IVUS 图像冠状动脉血管壁内、外膜边缘的提取方法。实验结果表明,该边缘提取方法有着较高的准确性和可靠性,对 IVUS 序列图像处理的可重复性和鲁棒性较好;也表明了改进的 T-Snake 模型的可实现性,以及 IVUS 图像血液斑点噪声抑制方法的有效性。

关键词 血管内超声图像 边缘提取 斑点噪声 自适应形变模型

中图分类号: TP391.41 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2007)04-0655-06

Edge Detection of IVUS Images Based on Blood Speckle Noise Reduction and the T-Snake Model

GONG Yan-xin¹⁾, SUN Feng-rong¹⁾, LIU Ze¹⁾, ZHENG Xiao-shi²⁾, ZHAO Da-zhe³⁾, LIU Ji-ren³⁾

¹⁾(School of Information Science and Engineering, Shandong University, Jinan 250100)

²⁾(Shandong Computer Science Center, Jinan 250014) ³⁾(Center of Software, Northeastern University, Shenyang 110179)

Abstract Edge detection of intravascular ultrasound (IVUS) images is important for the diagnosis and treatment of the coronary artery disease. We adopt a spatial/temporal adaptive filtering method to reduce noise in IVUS images which contain severe blood speckle noise. An improved topologically adaptable Snakes model (T-Snake) is proposed in the paper, based on which a method for automatically detecting the edge of IVUS image is presented. Experiments show that the edge detection method is accurate, reproducible and robust for sequential IVUS frames and also the improved T-Snake is effective and realizable and the presented method for reducing the blood speckle noise is effective as well.

Keywords intravascular ultrasound, edge detection, blood speckle noise, topologically adaptable snakes

1 引言

提取血管内超声(intravascular ultrasound, IVUS)图像中的冠状动脉血管壁的内、外膜边缘,不仅可以对血管腔的面积进行精确测量,而且还可以发现或识别早期冠状动脉粥样硬化斑块,并可对斑

块的形态结构进行实时显示和对斑块成分和偏心距等参数进行实时检测。所以,IVUS 图像中的冠脉血管壁的内、外膜边缘提取对冠状动脉疾病的诊断和治疗有着重要的临床意义。

在前期工作中,笔者已成功地运用活动轮廓模型(Snake 模型)对冠状动脉仿体的 IVUS 图像进行了边缘提取^[1],但没有考虑实际 IVUS 图像中严重

基金项目:国家自然科学基金资助项目(60571015);山东省优秀中青年科学家科研奖励基金项目(2005BS01006)

收稿日期:2005-06-18;改回日期:2006-02-20

第一作者简介:官廷新(1982~),男,2004年获山东大学学士学位,现为山东大学信息科学与工程学院硕士研究生。研究方向为医学图像处理。E-mail: gongyanxin@sohu.com

的血液斑点噪声问题。由于血液斑点噪声的存在降低了 IVUS 图像的质量,极大地影响了冠状动脉血管壁内、外膜边缘提取方法的可行性和有效性,因此,提取冠状动脉血管壁内外膜边缘时,必须先进行去噪。然而,由于 IVUS 图像血液斑点噪声形成和分布的复杂性,致使普通的降噪方法^[2-5]很难取得令人满意的效果。究其原因,以上方法都仅仅利用了 IVUS 图像空间或者时间一个方面的信息。本文研究工作中,根据 IVUS 成像的特点,综合考虑了 IVUS 图像空间和时间两方面的信息来进行滤波预处理,即采用时/空滤波方法来抑制 IVUS 图像的血液斑点噪声。实验结果表明,本文的方法不仅能够非常有效地抑制 IVUS 图像的血液斑点噪声,并且算法简单、可实时处理。

Snake 模型是 20 世纪 80 年代末发展起来的一种图像分割、边缘提取和目标跟踪方法。但是,Snake 模型因为对初始轮廓敏感,外力的捕捉范围有限、对复杂拓扑结构的处理能力较弱、弱边缘泄漏等一些固有的缺陷而削弱了其实际应用效果。Tim McInerney 等学者结合形变模型 (deformable models) 和图像分解 (affine cell image decomposition, ACID) 技术提出了自适应形变模型 (topologically adaptable snakes, T-Snake 模型) 概念^[6-8]。T-Snake 模型是一个拓扑可变的形变模型,其不仅继承了 Snake 模型的诸多优点,而且 T-Snake 模型更重要的特性是每经过一个微小的形变,便要进行一次拓扑变换,因而 T-Snake 模型相对于 Snake 模型的突出优点在于其不仅受初始轮廓的影响小,而且能够根据图像的边缘信息自适应地改变其拓扑结构,因而对于复杂拓扑结构图像的处理和适应能力较强。近年, T-Snake 模型已逐渐成为相关学科的研究热点,并开始成功应用于边缘提取、图像分割、3 维表面重建等领域的科研工作中^[9-14]。例如,文献[10]通过引入一个非自交力用来解决基本 T-Snake 可能会出现自交 (Self-collisions) 问题,但由此也增加了模型数值求解的复杂性。文献[14]介绍了一种模型形变演化过程中外力法线矢量方向的确定方法,但其是基于规则的四边形网格图像分解,较之三角形网格图像分解而言,该方法会导致模型求解的微分近似计算中离散化误差的增大。本文改进的 T-Snake 模型是通过在内力微分近似计算中进行了归一化处理,不仅避免了上述自交现象,同时改善了基本 T-Snake 的数值的计算的精度,从而使得 T-Snake 更易于精

确捕捉图像的细节信息;而且,本文改进的 T-Snake 模型外力法线矢量方向的确定方法在不降低基本 T-Snake 数值计算精度的前提下,更便于实现。

本文首先介绍了 T-Snake 模型的一般理论及其改进,最后给出基于改进的 T-Snake 模型的 IVUS 序列图像内、外膜边缘提取算法和实验结果。在提取算法中,还介绍了一种能够有效地抑制 IVUS 图像血液斑点噪声的时/空滤波方法。实验结果表明,和以往的提取方法相比,本文方法不仅准确性和可靠性较高,而且对 IVUS 序列图像处理的可重复性和鲁棒性较好。同时,实验结果也表明了本文改进的 T-Snake 模型的有效性和可实现性。

2 T-Snake 模型及其改进

2.1 T-Snake 模型

T-Snake 模型定义为一系列节点 (N 个) 连接而成的闭合轮廓,其中第 i ($i=0, \dots, N-1$) 个节点的运动方程为

$$\gamma_i \mathbf{x}'_i(t) + a \ddot{\mathbf{x}}_i(t) + b \boldsymbol{\beta}_i(t) = \boldsymbol{\rho}_i(t) + \mathbf{f}_i(t) \quad (1)$$

式中, $\mathbf{x}_i(t) = [x_i(t), y_i(t)]$ 为第 i 个节点的位置函数, $\mathbf{x}'_i(t)$ 为第 i 个节点的运动速度, γ_i 为阻尼系数。运动方程左边的后两项统称为 T-Snake 模型的内部能量,而运动方程右边的两项统称为 T-Snake 模型的外部能量。

2.2 T-Snake 模型的改进

2.2.1 内力及其改进

在 T-Snake 模型的内部能量结构中, $\boldsymbol{\alpha}_i(t)$ 为第 i 个节点处的拉伸力,其可表示为

$$\boldsymbol{\alpha}_i(t) = 2\mathbf{x}_i(t) - \mathbf{x}_{i-1}(t) - \mathbf{x}_{i+1}(t) \quad (2)$$

其是第 i 个节点位置函数 $\mathbf{x}_i(t)$ 的二阶导数的离散近似,参数 a 用于控制拉伸力的强度。 $\boldsymbol{\beta}_i(t)$ 为第 i 个节点处的弯曲力,其可表示为

$$\boldsymbol{\beta}_i(t) = 2\boldsymbol{\alpha}_i(t) - \boldsymbol{\alpha}_{i-1}(t) - \boldsymbol{\alpha}_{i+1}(t) \quad (3)$$

其是第 i 个节点位置函数 $\mathbf{x}_i(t)$ 四阶导数的离散近似,参数 b 用于控制弯曲力的强度。

在基本 T-Snake 模型形变演化过程中,若相邻 3 个节点的间距较大,则运用式(2)、式(3)对内力进行微分近似计算会产生较大的误差,并且会出现模型节点的自交 (Self-collisions) 问题。具体说明如下:如图 1 所示,方向 1、2 分别为 B 、 C 两节点处的法线矢量方向,而由式(2)、式(3)确定的法线矢量方向分别为 3、4 两个方向,二者明显有较大偏差。

更突出的问题是,模型在后续的形变演化中,由于 B、C 两节点的运动轨迹必然交叉(即发生自交),从而使得原本已索引排序的节点变得无序而导致二义性。

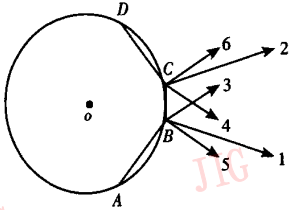


图1 自交问题及其解决方法
Fig.1 Self-collisions and Resolution

由计算方法理论知,数值精度要求高的微分近似计算需要中心节点与其相邻节点的距离近似相等;对于不相等的情况,应该将节点间的距离做归一化处理。因此,本文将式(2)、式(3)改造为如下形式:

$$\alpha_i(t) = (x_i(t) - x_{i-1}(t))/d_1 - (x_{i+1}(t) - x_i(t))/d_2 \quad (4)$$

$$\beta_i(t) = (\alpha_i(t) - \alpha_{i-1}(t))/d_1 - (\alpha_{i+1}(t) - \alpha_i(t))/d_2 \quad (5)$$

其中, d_1 、 d_2 分别是第 i 与第 $i-1$ 个节点间的距离和第 $i+1$ 与第 i 个节点间的距离。显然,式(4)、式(5)相当于式(2)、式(3)的归一化形式。图1中的5、6两个方向是由式(4)、式(5)所确定的法线矢量方向,其与方向1、2差别不大,且不会产生自交现象。

2.2.2 外力及外力法线矢量方向的确定

T-Snake 模型的外部能量结构中, $\rho_i(t)$ 为第 i 个节点处的膨胀力,其可表示为

$$\rho_i(t) = q \cdot F(I(x_i(t))) \cdot n_i(t) \quad (6)$$

其中, $n_i(t)$ 是模型在第 i 个节点处的单位法线矢量, q 是膨胀力的幅值,其控制着膨胀力的强度。 $f_i(t)$ 是基于图像梯度特征的外力,即

$$f_i(t) = p \cdot \nabla P(x_i(t)) \quad (7)$$

其中, p 为该外力的幅值,而

$$P(x, y) = -c \|\nabla [G_\sigma * I(x, y)]\| \quad (8)$$

式中, $G_\sigma * I$ 表示图像经标准差为 σ 的高斯平滑滤波。

在膨胀力 $\rho_i(t)$ 中,由于外力法线矢量 $n_i(t)$ 的方向直接影响到 T-Snake 模型的形变演化态势,因而该方向的确定对于模型的应用而言是一个十分关键的问题。下面将直接给出 T-Snake 模型外力法线矢量 $n_i(t)$ 方向的确定方法。

如图2所示,设四边形(曲线2)为 T-Snake 模

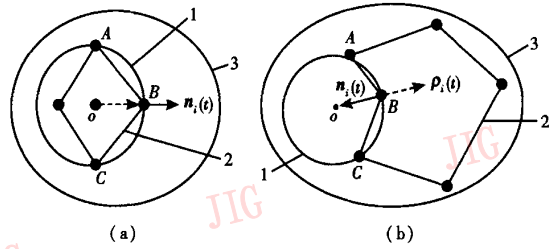


图2 外力法线矢量的方向
Fig.2 The direction of external force's normal vector

型的边界, A、B、C 是其相邻的3个边界点,由这3点所确定的圆为曲线1,其圆心为 o 。具体分析如下:

(1) 图2(a)情形 由于圆心 o 在 T-Snake 模型的边界内(实验中是采用交点计数检验法来判断点 o 是否在模型的边界内),点 B 处的外力法线矢量方向则定义为如图2(a)所示的 $n_i(t)$,以达到模型向着边界3个方向扩展的目的;

(2) 图2(b)情形 由于圆心 o 在 T-Snake 模型的边界外,点 B 处的外力法线矢量方向则定义为如图2(b)所示的 $n_i(t)$,以达到模型向着边界3个方向扩展的目的。

若圆1的半径过大,则采用上述方法所得到的方向可能会与真实的法线矢量方向相反,因而在实际应用中并不选用圆心 o 作为判断点,而是选用线段 oB 上靠近点 B 的某个点作为判断点。另外,对于 A、B、C 3 点在一条直线上或近似为一条直线的情况,本文是选取经过点 B 且垂直于该直线的靠近点 B 的某个点作为判断点。

确定了外力法线矢量 $n_i(t)$ 的方向后,便能更清楚地理解膨胀力 $\rho_i(t)$ 控制模型轮廓点膨胀与收缩的机制。外力法线矢量 $n_i(t)$ 控制着节点的运动方向,而节点是沿该方向前进还是后退,则由 $F(I(x_i(t)))$ 来控制。将 $F(I(x_i(t)))$ 记作 $F(I(x, y))$,其为如下二值函数:

$$F(I(x, y)) = \begin{cases} +1 & \text{若 } |I(x, y) - \mu| \leq k\sigma \\ -1 & \text{其他} \end{cases} \quad (9)$$

其中, $I(x, y)$ 为图像在 (x, y) 处的像素值, μ 为图像像素值的平均, σ 为图像像素值的标准差, k 为可自定义的参数。

若节点在对象轮廓内,则由式(9)知 $F(I(x, y))$ 为正,这时该节点膨胀;反之,若节点在对象轮廓外,则由式(9)知, $F(I(x, y))$ 为负值,这时该节点收缩。

以上两种情况都会使节点向着边界的方向运动。对于图 2 所示的两种情况,由于 $F(I(x,y))$ 都为正值,由式(6)知,由于 $\rho_i(t)$ 方向也都与各自的 $n_i(t)$ 方向相同,因此节点向着对象的边界方向运动。而对于图 3 所示的情况,点 B 在对象轮廓外, $n_i(t)$ 方向由前述方法确定(如图 3 所示),由式(9)知,由于 $F(I(x,y))$ 为负值, $\rho_i(t)$ 方向与 $n_i(t)$ 方向相反(图 3 中背离圆心 o 的方向),因此节点向着对象的边界方向运动。

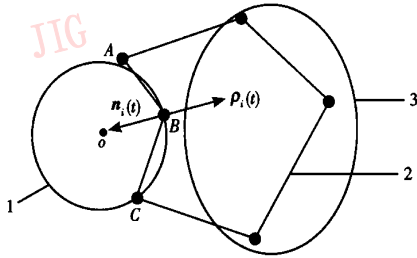


图 3 膨胀力 $\rho_i(t)$ 的控制作用示意图

Fig. 3 Function of bulging force

3 IVUS 序列图像内外膜边缘提取算法

3.1 降噪预处理

随着超声信号频率的提高(40MHz 以上),由于 IVUS 图像中的血液斑点噪声变得更加严重,从而给

后续的图像分析处理带来困难。但工作中发现,对于 IVUS 序列图像,如果仅利用其空间或时间一方面的信息进行降噪处理,则效果不够理想。最终,本文采用了以下时/空滤波方法来抑制 IVUS 序列图像中的血液斑点噪声,并取得了很好的降噪效果。限于篇幅,此处仅给出该方法的基本思想,方法的详细描述将另文介绍。

从时间角度看,对 IVUS 序列图像的每一目标帧进行降噪时,由于可综合利用该帧前后各 n 帧共 $2n+1$ 帧图像的信息,因此,对于每一目标帧在降噪时所用到的 $2n+1$ 帧图像都是不同的;整个降噪过程从时域上看是一个 2 维 FIR 滤波。从空间角度看,对于目标帧图像的每一个像素,要综合利用以该像素为中心沿径向里外各 m 个共 $2m+1$ 个相邻像素的信息。具体实现时,应首先将目标帧某个像素的上述空间和时间信息组合在一起形成一个规模为 $(2n+1) \times (2m+1)$ 的 2 维灰度矩阵,矩阵的行或列分别对应上述空间信息和时间信息;然后对此矩阵进行 Fourier 变换,进而根据血液和组织的不同频谱特性区分二者。

图 4(a)、图 4(d) 分别为第 10 帧和第 339 帧 IVUS 初始图像,图 4(b)、图 4(e) 分别为经过降噪预处理后的图像。由图 2(b)、图 2(e) 可以看出,由于这种方法非常有效地降低了斑点噪声,从而有利于进一步处理。

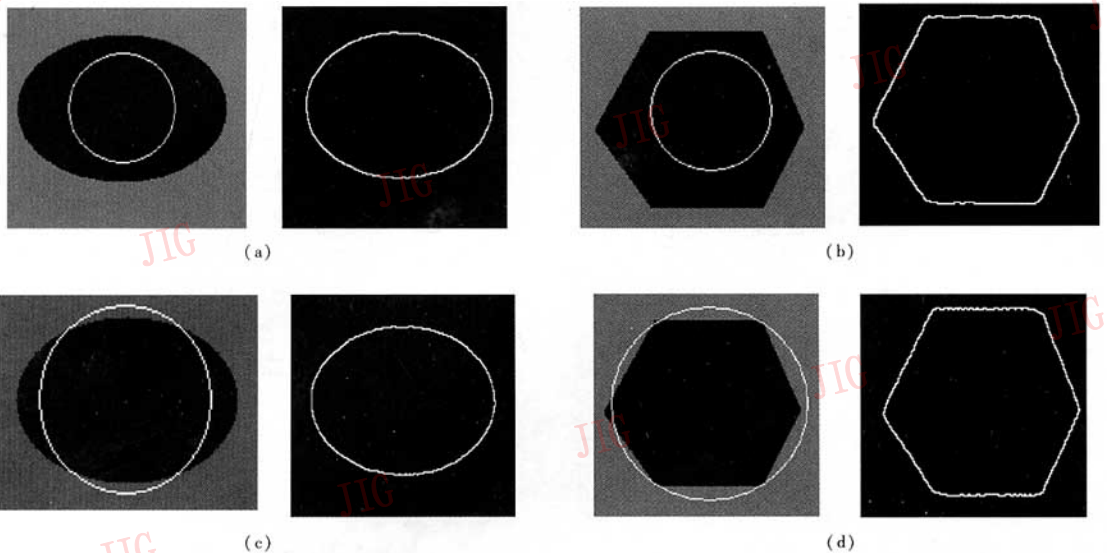


图 4 测试图像及其边缘提取结果

Fig. 4 Test image and the results of edge detection

3.2 边缘提取

下面将直接给出基于改进的 T-Snake 模型的提取 IVUS 序列图像冠状动脉血管壁内膜边缘的算法描述:

(1) 对 IVUS 序列图像序列进行时空滤波的降噪处理;

(2) 选定第 1 帧图像,进行图像空间的划分及 T-Snake 模型的初始化;

(3) 对于模型的各节点,根据式(4)、式(5)计算其内力,同时根据式(6)、式(7)计算其外力,并按照 1.2.2 节所述方法确定外力法线矢量方向;

(4) 对模型节点位置进行更新;

(5) 重新确定形变后的模型与三角形网格的交点,再将其作为模型新的节点,并对其重新进行索引排序;

(6) 重复步骤(3)~步骤(5),直到模型各节点的内力和外力都达到平衡状态为止;

(7) 对节点进行 B-样条拟合,以获得更为光滑的边缘;

(8) 将步骤(7)进行 B-样条拟合前的节点作为下一帧图像的初始节点来对该帧图像进行边缘提取。

提取 IVUS 序列图像冠状动脉血管壁外膜边缘的算法和上文描述的算法基本相同,只是步骤(2)初始化是在外膜附近。

4 实验结果及讨论

4.1 测试图像边缘提取

图 4 是基于本文改进的 T-Snake 模型对测试图像进行边缘提取的实验结果,其相关参数如表 1 所示。表 1 中, x_0, y_0 为模型初始轮廓(圆)的中心点坐标, r_0 为其初始半径; s 为网格划分的间距; $p, q, a, b, \Delta t$ 为模型形变方程中的参数。实验结果表明了本文改进的 T-Snake 模型具有可实现性和较好的数值计算精度,而且基于改进的 T-Snake 模型的边缘提取算法提取的边缘具有较高的准确性和可靠性。

表 1 测试图像及边缘提取算法的有关参数

Tab.1 Test image and some parameters of the method

	x_0	y_0	r_0	s	p	q	a	b	Δt
图 4(a)	134	87	45	7	51	50	15	5	0.01
图 4(b)	150	125	45	5	51	50	15	5	0.01
图 4(c)	134	87	65	7	51	50	15	5	0.01
图 4(d)	150	125	65	5	51	50	15	5	0.01

4.2 IVUS 序列图像边缘提取

提取 IVUS 图像血管边缘时,首先采用 Galaxy 高频血管内超声显像仪 40MHz 超声探头获得 IVUS 序列图像(500 帧),图像的帧格式为 480 × 480pixels, 256 阶灰度;然后从 500 帧图像的实验结果中抽取了任意两帧(第 10 帧和第 339 帧,如图 5 所示),其

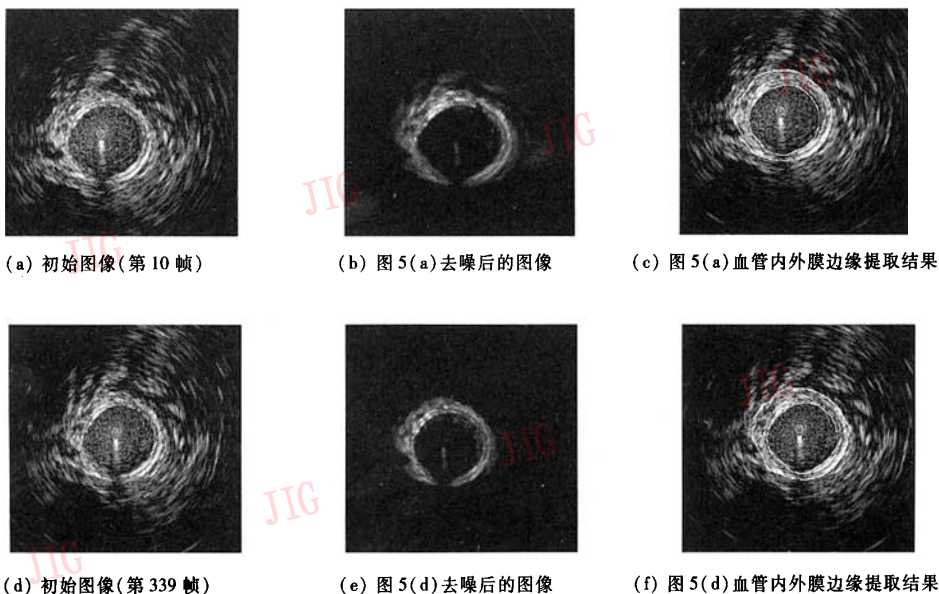


图 5 IVUS 序列图像的降噪及血管边缘提取结果

Fig.5 Noise reduction of IVUS images and the results of edge detection

中图 5(a) 为该图像序列第 10 帧初始图像, 图 5(c) 为该图像序列第 10 帧图像的血管内外膜边缘的提取结果。图 5(d) 为该图像序列第 339 帧初始图像, 图 5(f) 为该图像序列第 339 帧图像的血管内外膜边缘的提取结果。结果表明, 本文算法对序列图像有较好的可重复性和鲁棒性。另外, 根据课题组富有临床经验医生的确认, 本文方法提取的内外膜边缘在临床意义上是准确和可靠的。

5 结 论

在采用本文时/空滤波方法有效地抑制 IVUS 图像血液斑点噪声的基础上, 基于本文改进的 T-Snake 模型, 设计了一种 IVUS 图像中冠状血管壁内、外膜边缘的自动提取方法, 这对冠状动脉疾病的诊断和治疗有着重要的临床意义。而改进的 T-Snake 模型不仅解决了基本 T-Snake 模型的自交问题, 并改善了后者的数值计算精度。另外, 本文改进的 T-Snake 模型也是一种实用性和适应性较强的拓扑可变形模型。例如, 课题组有关成员已成功地将本文提出的改进的 T-Snake 模型推广应用于冠状血管的 3 维表面重建。

参考文献 (References)

- 1 Qu Huan-jing, Sun Feng-rong, Li Yan-ling, *et al.* Edge detection of IVUS image based on active contour model and statistical features [J]. *Journal of Image and Graphics*, 2005, 10(8): 999 ~ 1004. [曲怀敬, 孙丰荣, 李艳玲等. 基于活动轮廓模型和统计特征的血管内超声图像的边缘提取 [J]. *中国图象图形学报*, 2005, 10(8): 999 ~ 1004.]
- 2 Quistgaard Jens U. Signal acquisition and processing in medical diagnostic ultrasound [J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 1997, 14(1): 67 ~ 74.
- 3 Loupas T, Medicken W N, Allan P L. An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images [J]. *IEEE Transactions on Circuits and Systems*, 1989, 36(1): 129 ~ 135.
- 4 Hu Jian-ming, Hu Xi-heng. Application of median filter to speckle suppression [A]. In: *Proceedings of the 2nd Australian and New Zealand Conference on Intelligent Information Systems [C]*, Brisbane, Australia, 1994: 302 ~ 306.
- 5 Hao X H, Gao S K, Gao X R. A novel multiscale nonlinear thresholding method for ultrasonic speckle suppressing [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, 18(9): 787 ~ 794.
- 6 McInerney T, Terzopoulos D. Topologically adaptable snakes [A]. In: *Proceedings of Fifth International Conference on Computer Vision (ICCV'95) [C]*, Cambridge, MA, USA, 1995: 840 ~ 845.
- 7 McInerney T, Terzopoulos D. Topology adaptive deformable surfaces for medical image volume segmentation [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, 18(18): 840 ~ 850.
- 8 McInerney T, Terzopoulos D. Topology adaptive snakes [J]. *Medical Image Analysis*, 2000, 4(2): 73 ~ 91.
- 9 Zhang Li-fei, Wang Dong-feng, Shi Yong-gang, *et al.* A survey of image segmentation techniques using deformable models [J]. *Journal of Electronics and Information Technology*, 2003, 3(25): 395 ~ 404. [张丽飞, 王东峰, 时永刚等. 基于形变模型的图像分割技术综述 [J]. *电子与信息学报*, 2003, 3(25): 395 ~ 404.]
- 10 Park J Y, McInerney T, Terzopoulos D, *et al.* A non-self-intersecting deformable surface for complex boundary extraction from volumetric images [J]. *Computers and Graphics*, 2001, 3(25): 421 ~ 440.
- 11 Xia Li-min, Gu Shi-wen. 3D surface adaptive reconstruction based on deformable models [J]. *Journal of Image and Graphics*, 2000, 5(5): 396 ~ 400. [夏利民, 谷士文. 基于形变模型的 3D 表面自适应重建 [J]. *中国图象图形学报*, 2000, 5(5): 396 ~ 400.]
- 12 McInerney T, Terzopoulos D. Topology adaptive deformable surfaces for medical image volume segmentation [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, 18(10): 840 ~ 850.
- 13 Lachaud J O, Montanvert A. Deformable meshes with automated topology changes for coarse-to-fine three-dimensional surface extraction [J]. *Medical Image Analysis*, 1999, 3(2): 187 ~ 207.
- 14 Bischoff Stephan, Kobbelt Leif P. Parameterization-free active contour models with topology control [J]. *The Visual Computer*, 2004, 20(4): 217 ~ 228.