

血管内超声图像初始轮廓提取算法的研究

王志东, 汪友生, 董 路, 李冠宇

(北京工业大学 电子信息与控制工程学院, 北京 100124)

摘要: Snake 模型在医学图像分割中的应用已经越来越广泛, 但在应用该模型时, 如何选取合适的初始轮廓是一个难题; 在对血管内超声医学图像的研究基础上, 提出了一种基于灰度信息与 ROI 区域的初始轮廓获取方法, 根据 IVUS 图像的灰度特征对其进行自适应阈值分割以及面积滤波, 然后获得分割轮廓点集进而得到 snake 初始轮廓点集; 在 matlab7.0 环境分别对不同类别的 2 种 IVUS 图像的中外膜边缘提取进行仿真实验, 实验证明该方法获得的初始 snake 轮廓较为逼近目标真实轮廓且适合于 snake 模型进行迭代收敛, 由于其初始轮廓已较为接近目标真实轮廓, 因此节省了 snake 模型的迭代次数, 算法运行效率也优于手工提取初始轮廓的 snake 方法, 可以较为方便的应用于实际领域。

关键词: 血管内超声; 自适应阈值分割; ROI 区域; Snake 模型

Research of Intravascular Ultrasound Image's Initial Contour Extraction Algorithm

Wang Zhidong, Wang Yousheng, Dong Lu, Li Guanyu

(School of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: Snake model in medical image segmentation has become increasingly widespread, but in the application of the model, how to select the appropriate initial contour is a problem. In this paper, we propose a method to extract the ROI's initial contour based on the gray information of IVUS images. According to IVUS image's grayscale features, firstly, adaptive thresholding and area filtering are used to reduce the complexity of the IVUS original images, then get splited contour points set and finally get the snake's initial contour points set. Two kinds of IVUS images' outer membrane extraction simulation experiments in Matlab7.0 environment prove that the initial snake contour obtained by this method is suitable for snake model's iteration, as its initial contour is close to the true outline of the target, it saves more time and improve the efficiency of the algorithm compared with manual extraction method, it can be more easily applied to practical fields.

Key words: intravascular ultrasound; adaptive threshold segmentation; ROI area; Snake model

0 引言

由血管内超声技术所得到的 IVUS 图像, 与其他医学图像相比有着比较明显的区别, 较强的纹理自相似性、血液斑点噪声^[1]以及回声伪影等等使得一些传统的图像分割方法在处理 IVUS 图像时显得很困难。主动轮廓模型^[2]又称为 Snake 模型, 它把目标边缘的提取看成是一种初始轮廓在内力和外力作用下, 不断发生变形而达到平衡的过程。对于前后帧非常类似且具有很强相关性的血管内超声序列图像, 将上帧图像的目标边缘作为下帧图像的初始轮廓进行变形从而获取下帧图像的目标边缘, 这样便能提高边缘提取的准确性和有效性, 因此 Snake 模型非常适用于血管内超声图像的边缘提取。但是, snake 模型对初始位置敏感, 所以要求初始 snake 轮廓尽可能靠近目标真实轮廓, 否则往往得不到比较好的分割结果, 而对于边缘比较模糊、纹理自相似性较高的 IVUS 图像, 其初始轮廓更不易确定, 所以如何快速准确的确定一条合适的初始轮廓则是 IVUS 图像分割问题的难题之一。

对于复杂度较高且边缘模糊的 IVUS 图像, 本文提出了一种基于灰度信息和 ROI 区域^[3]的自动获取初始轮廓的方法, 这种方法全自动初始化 IVUS 图像管腔膜和中外膜边缘, 不需要人工干预。

收稿日期: 2013-12-25; 修回日期: 2014-02-23。

作者简介: 王志东(1988-), 男, 安徽人, 硕士研究生, 主要从事数字图像处理方向的研究。

1 Snake 模型

1.1 Snake 模型表述

Snake 是一条连续的弹性曲线, 可以表示为

$$v(s) = (x(s), y(s)), s \in [0, 1] \quad (1)$$

该曲线经过一些参数的限制, 在外力的作用下不断的发生变形。

Snake 算法的主要思想是定义一个能量函数 E_{snake} , 该能量函数由内部能量 E_{int} 和外部能量 E_{ext} 以及图像能量 E_{image} 构成, 内部能量 E_{int} 表征轮廓本身的连续性和各点曲率的大小, 图像能量 E_{image} 则涉及所要处理的图像的一些具体情况, 通常考虑图像灰度变化的梯度等因素, 外部控制力能量 E_{ext} 则使 Snake 朝着目标轮廓移动, 使轮廓曲线不断离开初始的位置。

Snake 目标函数能量定义如下:

$$E_{snake} = \int (E_{int} + E_{ext} + E_{image}) ds \quad (2)$$

E_{int} 由下式得到

$$E_{int} = \alpha \|v'(s)\|^2 + \beta \|v''(s)\|^2 \quad (3)$$

α 为曲线上相邻两点连续性约束项系数, β 为曲线上相邻三点平滑性约束项系数。

E_{image} 通常为图像梯度函数:

$$E_{image} = -\gamma |\nabla I(v)|^2 \quad (4)$$

根据以上式子, 动态轮廓模型的核心思想就是找到一条连续的封闭曲线, 使得 E_{snake} 取最小值。

1.2 初始轮廓对 Snake 算法的影响

关于活动轮廓模型的收敛, 存在一个有效逼近域^[4]的概念, 即初始轮廓曲线在有效逼近域内, 则会不断的收敛到目标

边缘的真实的轮廓。但 Snake 若位于图像本身能量很低的区域, 即目标内部, 那么初始轮廓在迭代开始后则会不断收缩到一点, 所以初始 Snake 又应该定位在目标之外。

将 Snake 初始轮廓定位在有效逼近范围内, 则确保了 Snake 初始轮廓在目标真实轮廓附近, 同时又要防止 Snake 初始轮廓在目标轮廓之内。所以根据以上两个原则, Snake 初始轮廓的选取则应该在目标轮廓附近且在目标外部。

2. 基于灰度信息和 ROI 区域的 Snake 模型初始初始轮廓获取方法

图 1 为该方法流程图, 对于原始 IVUS 图像 $f(x,y)$, 首先进行中外膜轮廓的初始化, 在初始化中, 依次对 $f(x,y)$ 进行高斯滤波^[5], 自适应阈值分割, 面积滤波以及 Snake 初始点集的确定从而最终得到中外膜 Snake 初始轮廓线, 而对于管腔膜初始轮廓的提取, 则应用已提取的中外膜轮廓线确定 ROI 区域 (即中外膜轮廓内部区域), 对 ROI 区域图像进行直方图均衡后依次进行流程图中各步骤从而最终得到管腔膜 Snake 初始轮廓线。

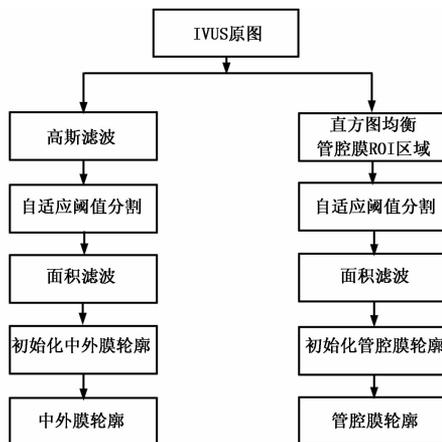


图 1 算法流程

2.1 自适应阈值分割

在阈值分割^[6]的过程中, 阈值的选取是图像分割的关键, 对图像处理的结果会有很大的影响, 本文根据 IVUS 图像的灰度分布特点, 采用一种自适应阈值分割方法。其基本思路为: 首先根据血管内超声图像中的灰度分布情况, 选择图像的平均灰度值为初始阈值, 在分割图像以及修改阈值的迭代过程中逐步获得可行的最佳阈值。具体算法为:

- (1) 设输入图像为 $I(x,y)$, 求出 $I(x,y)$ 中最大灰度 Z_{max} , 最小灰度 Z_{min} 。选取初始阈值 $T_0, T_0 = (Z_{max} + Z_{min})/2$ 。
- (2) 将 $I(x,y)$ 中所有像素点的灰度值与 T_0 进行比较, 将图像 $I(x,y)$ 分割为两大区域, 分别为 G_1 (灰度值大于 T_0) 和 G_2 (灰度值小于 T_0)。
- (3) 分别计算 G_1, G_2 所包含的像素的平均值 U_1, U_2 。
- (4) 选取新的阈值 $T = (U_1 + U_2)/2$, 设置参数 A 表征新旧阈值所能允许最大接近程度, 设立参数 $d = T_{n+1} - T_n$ 。
- (5) 重复步骤 (2) (3) (4) 直到 d 小于 A 为止, 即获得最佳阈值 T 。根据血管内超声图像的性质以及多组实验结果, 本文 A 的取值为 10。

2.2 面积滤波

经过自适应阈值分割后, IVUS 图像感兴趣区域存在较大的孔洞以及噪声点, 在二值图像上表现为不同面积的白色斑块, 针对此问题, 本文采用面积滤波的方式对其进行滤除。面

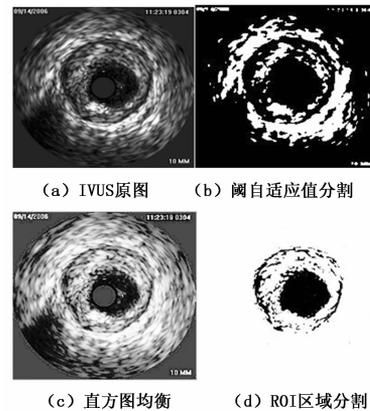


图 2 自适应阈值分割

积滤波的思路为: 在经过自适应阈值分割的 IVUS 图像中, 孔洞或大的噪声点对应于感兴趣区域中的某些小区域, 设定一个阈值, 面积小于该阈值的区域判定为孔洞或噪声区域, 对这些区域取反, 最后, 对整个图像取反即可。

具体步骤为:

- (1) 统计输入图像的各连通目标区域的面积和连通区域的个数 N , 且设定面积阈值 T ;
- (2) 若第 i 个区域面积小于阈值 T , 则对第 i 个区域取反, i 自加 1;
- (3) 若 i 小于 N , 重复第二步; 若 $i = N$, 结束面积滤波过程。

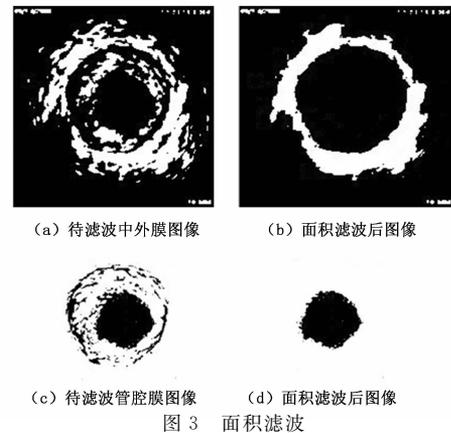


图 3 面积滤波

2.3 Snake 初始轮廓点集的确定

对于管腔膜以及中外膜轮廓点集的初始化, 我们采用以下的取点方法:

- (1) 选取 IVUS 图像 $I(x,y)$ 的几何中心 G , 从 G 发射 N 条射线 $L_i (i = 0, 1, \dots, N)$, 射线 L_i 之间的角度均匀为 $\frac{2\pi}{N}$, 对于每条射线 L_i 定义为下式:

$$L_i = \{P_{ij}(x_j, y_j), j = 1, 2, \dots, n_i, P_{ij}(x_j, y_j) \in I(x,y)\} \quad (5)$$
- (2) $P_{ij}(x_j, y_j)$ 是射线 L_i 上的第 j 个点, 计算 L_i 上各点的灰度值。

(3) 经过阈值分割和面积滤波后的图像已经是二值图像, 射线上第一个灰度值发生突变的点即为预分割边缘点, 点集记为 $A = \{A_i, i = 0, 1, 2, \dots, n\}$ 。如图 4 (a) 与图 4 (c)。

(4) 在点 A_i 的射线 L_i 方向上取与 A_i 间隔为 m 个像素点的 B_i , 得到 Snake 初始轮廓点集 $B = \{B_i, i = 0, 1, 2, \dots, n\}$ 。

参照以上方法依次获得 IVUS 图像 $I(x,y)$ 的中外膜初始轮廓点集 $B_1 = \{B_{1i}, i = 0,1,2,\dots,n\}$ 和管腔膜初始轮廓点集 $B_2 = \{B_{2i}, i = 0,1,2,\dots,n\}$ ，连接即得到中外膜与管腔膜的初始 Snake 轮廓线，如图 4 (b) 与图 4 (d)。

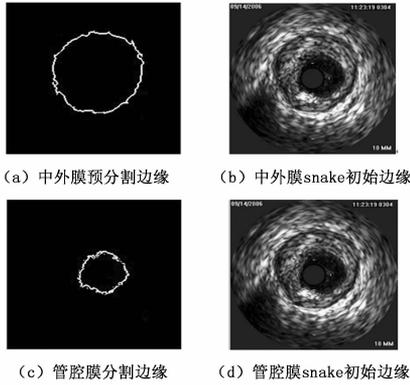


图 4 snake 初始边缘

3 实验分析

为了验证本文提出的方法获得 Snake 模型初始轮廓的效果，Matlab7.0 环境分别对不同类别的 2 种 IVUS 图像的中外膜边缘提取进行仿真实验。

先使用本文所提出的方法获得 IVUS 图像中外膜的初始 Snake 轮廓，并以此轮廓进行 Snake 迭代进而得到最终轮廓，同时仿真实验还设置了手工获得初始轮廓的 Snake 算法进行对照，实验运行结果如图 5 及表 1 所示。

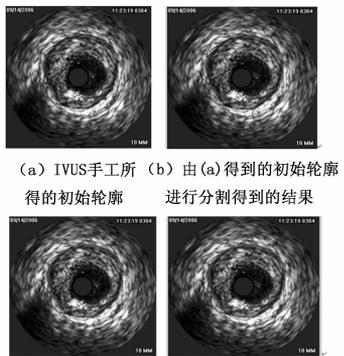


图 5 两种方法分割结果

表 1 两种方法的实时性比较

方法	Snake 模型迭代次数(次)	单帧图像运行时间(s)
手工获得初始边缘进行分割	40	2.85
本文方法获得初始边缘进行分割	25	1.77

从表 1 可以看出，使用本文的方法比手工设定初始轮廓的方法所需时间更少，因为它所获得的初始轮廓已较为接近目标的真实轮廓，所以在接下来的 Snake 运算中只需要少量的迭代就收敛到了实际边缘，节省了大量时间。

从图 5 的比较中也可以看到，本文方法实际分割效果也优于原始 Snake 分割方法，初始轮廓本身就接近于实际轮廓，所以也使得 Snake 模型的运算可避免一些陷入局部极值^[7]的过程，从而使分割效果更好。

同时，对 IVUS 图像序列^[8]进行分割，首先应用本文方法获得第一帧图像的初始边缘，然后用 Snake 模型对其进行变形收敛从而获得较为精确的最终轮廓，因为图像序列中各连续帧图像较为接近，故以第一帧图像的最终边缘作为第二帧图像的初始边缘，逐步运用 Snake 模型进行分割，得到 IVUS 序列的各帧图像的最终边缘轮廓且解决了对单帧图像分别进行分割耗时的问题。这里设置仿真实验进行对连续 8 帧 IVUS 序列图像中外膜的提取，这里取奇数帧实验结果图，如图 6。第一帧图像收敛到最终边缘迭代次数为 26 次，第三帧为 18 次，第五帧图像收敛次数已减少到 14 次，第七帧图像最终边缘收敛次数为 11 次，初始边缘的获得是血管内超声序列图像边缘提取的关键点之一，对优化算法效率有着较为重要的意义。

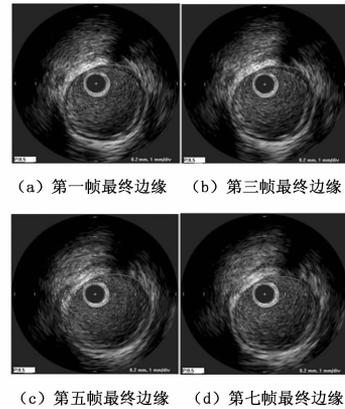


图 6 奇数帧图像最终边缘

4 结语

Snake 模型虽然在超声图像分割领域的应用越来越广泛，但如何获得其初始 Snake 轮廓仍旧是一个难题，本文针对血管内超声图像的特点，提出了一种基于灰度信息和 ROI 区域的初始轮廓自动获取方法，实验证明该方法获得的初始 Snake 轮廓较为逼近目标真实轮廓且适合于 Snake 模型进行迭代收敛，由于其初始轮廓已较为接近目标真实轮廓，因此节省了 Snake 模型的迭代次数，算法运行效率也优于手工提取初始轮廓的 Snake 方法，可以较为方便的应用于实际领域。

参考文献:

- [1] 李虹, 王惠南, 董海艳, 等. 血管内超声图像的血液噪声抑制和对比度增强算法 [J]. 华南理工大学学报, 2009, 37 (1): 48-53.
- [2] 孙丰荣, 李艳玲, 曲怀镜, 等. 基于活动轮廓模型和边缘对比度特征量的血管内超声图像边缘提取 [J]. 中国生物医学工程学报, 2006, 25 (4): 385-389.
- [3] 孙晓平, 吴健, 马建林, 等. 一种基于 ROI 区域生长的医学图像压缩方法 [J]. 计算机应用与软件, 2009, 26 (3): 26-28.
- [4] 范延滨, 刘彩霞, 贾世宇, 等. GVF Snake 模型中初始轮廓线设置算法的研究 [J]. 中国图象图形学报, 2008, 13 (1): 58-63.
- [5] 李雪威, 张新荣. 保持边缘的高斯平滑滤波算法研究 [J]. 计算机应用与软件, 2010, 27 (1): 83-85.
- [6] 一种基于迭代阈值法的身份证图像二值化算法研究 [J]. 计算机测量与控制, 2005, 13 (6): 595-601.
- [7] 覃金昌, 樊庆文, 王德庵, 等. 一种能够同时提取图像强弱边界的局部极值算法 [J]. 机械与电子, 2007, (10): 72-74.
- [8] 曲怀敬, 孙丰荣, 张运楚, 等. 一种 IVUS 序列图像内外膜边缘的自动提方法 [J]. 山东大学学报, 2011, 41 (2): 5-10.