



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103886599 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 25

(21) 申请号 201410115141. 8

(22) 申请日 2014. 03. 26

(71) 申请人 北京工业大学

地址 100124 北京市朝阳区平乐园 100 号

(72) 发明人 汪友生 王志东 李冠宇

(74) 专利代理机构 北京思海天达知识产权代理有限公司 11203

代理人 张慧

(51) Int. Cl.

G06T 7/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

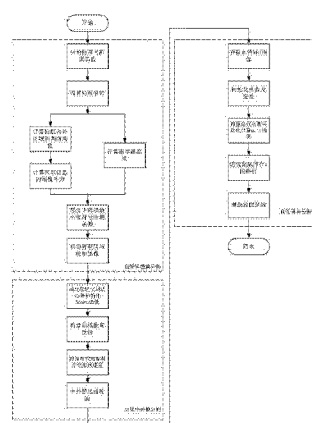
权利要求书4页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

一种基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法

(57) 摘要

本发明涉及一种基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法。所述方法首先分割血管的管腔区域以及管腔膜轮廓,通过定位管腔区域的中心以获得参数主动轮廓模型的初始轮廓,继而通过收敛得到血管的中外膜轮廓曲线,中外膜的提取充分利用了管腔区域信息的先验知识。最后,将中外膜轮廓曲线以内区域作为 ROI,通过全局最小化活动轮廓模型实现对血管斑块的分割。本发明实现了血管 ROI 的管腔膜中外膜以及斑块的轮廓信息可视化,与基于统计学的 IVUS 图像分割方法相比,摒弃了其复杂的统计建模过程且分割结果不受 IVUS 图像伪影和斑块特征的影响;省掉了对 IVUS 图像中外膜边缘进行初始轮廓的预分割步骤,提高了分割效率。



1. 一种基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤 1,利用血管内超声仪,匀速回拉导管,获得人体冠状动脉的血管内超声视频影像;

步骤 2,将步骤 1 得到的血管内超声视频影像导入计算机,从视频中截取连续的血管内超声图像序列作为实验图像,图像分辨率为 $2x_0*2y_0$,以下简称为超声图像;

步骤 3,对上述超声图像进行超声图像管腔膜的分割;

步骤 3.1,创建与待分割血管内超声图像大小相同的初始管腔轮廓模板矩阵;

设待分割图像为 $I(x, y)$,创建大小同样为 $2x_0*2y_0$ 的空矩阵 M_{init} ,确立中心坐标为 $O(x_0, y_0)$,令 $M_{init}(x_0-a:x_0+b, y_0-c:y_0+d) = 1$,即创建了长为 $c+d$ 宽为 $a+b$ 的矩形初始化区域模板;

步骤 3.2,初始化符号距离映射矩阵;

设 M_{init} 为步骤 3.1 中设置的初始轮廓模板矩阵,计算 M_{init} 中当前像素点与最近的非零像素点的欧氏距离,单位像素距离为 1,设符号距离函数映射矩阵为:

$$\Phi = \text{bwdist}(M_{init}) - \text{bwdist}(1 - M_{init}) - 0.5$$

其中, bwdist 为距离变换函数,默认计算二值图中当前像素点与最近的非 0 像素点的距离,并返回与原二值图相同大小的结果矩阵;

步骤 3.3,设置窄带的宽度;

得到符号距离函数映射矩阵 Φ 之后,设置窄带 $W_{\text{narrowband}}$ 的宽度为 $2k$,窄带 $W_{\text{narrowband}}$ 为满足 $-k \leq \Phi \leq k$ 条件的像素点组成的集合;

步骤 3.4,计算窄带区域内的图像数据力 F_{image} ,公式如下:

$$F_{\text{image}} = [I_{W_{\text{narrowband}}}(x, y) - c_a]^2 - [I_{W_{\text{narrowband}}}(x, y) - c_b]^2$$

其中 c_a 、 c_b 分别是待分割图像 $I(x, y)$ 内外两个区域上的灰度均值;

步骤 3.5,计算曲率速度项 V_{curve} ;

对于窄带区域的点 $\Phi(x, y)$, $-k \leq \Phi \leq k$,通过八邻域的方法分别构造 Φ_x 、 Φ_y 、 Φ_{xx} 、 Φ_{yy} 和 Φ_{xy} :

$$\Phi_x = \Phi(x+1, y) - \Phi(x-1, y)$$

$$\Phi_y = \Phi(x, y+1) - \Phi(x, y-1)$$

$$\Phi_{xx} = \Phi(x-1, y) + \Phi(x+1, y) - 2\Phi(x, y)$$

$$\Phi_{yy} = \Phi(x, y-1) + \Phi(x, y+1) - 2\Phi(x, y)$$

$$\Phi_{xy} = -0.25 * \Phi(x-1, y-1) - 0.25 * \Phi(x+1, y+1) \\ + 0.25 * \Phi(x+1, y-1) + 0.25 * \Phi(x-1, y+1)$$

曲率速度项 V_{curve} 为:

$$V_{\text{curve}} = \frac{\Phi_{xx}\Phi_y^2 - 2\Phi_y\Phi_x\Phi_{xy} + \Phi_{yy}\Phi_x^2}{(\Phi_x^2 + \Phi_y^2)^{\frac{3}{2}}}$$

步骤 3.6,计算速度函数,公式如下:

$$F = \frac{F_{\text{image}}}{\max(|F_{\text{image}}|)} + \alpha \cdot \frac{\Phi_{xx}\Phi_y^2 - 2\Phi_y\Phi_x\Phi_{xy} + \Phi_{yy}\Phi_x^2}{(\Phi_x^2 + \Phi_y^2)^{\frac{3}{2}}}$$

其中, α 为光顺权重系数;

步骤 3.7, 对窄带 $W_{\text{narrowband}}$ 内符号距离函数 ϕ 进行迭代, 迭代公式为:

$$\phi_W^{n+1} = \phi_W^n + \Delta t_1 \cdot F$$

式中, N 为迭代次数, $\Delta t_1 = 0.45/\max(F)$ 为时间步长;

步骤 3.8, 经过 N 次迭代, 最终迭代结果 ϕ 即为血管管腔区域的二值矩阵, 记做管腔区域轮廓图像为 f_{init} , 提取管腔膜边缘即得到管腔膜分割结果;

步骤 4, 实现超声图像的中外膜分割;

步骤 4.1, 确定管腔轮廓区域图像的中心;

计算由步骤 3 中得到的血管管腔区域轮廓图像 f_{init} 的 $p+q$ 阶矩 m_{pq} , 公式如下:

$$m_{pq} = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^N i^p j^q f_{\text{init}}(i, j)$$

其中, p 和 q 都是非负整数;

管腔轮廓区域图像的中心 $C_{\text{centre}}(x_c, y_c)$ 的坐标为:

$$\begin{cases} x_c = \frac{m_{10}}{m_{00}} \\ y_c = \frac{m_{01}}{m_{00}} \end{cases}$$

其中, m_{00} 表示图像 f_{init} 的 0 阶矩, m_{10} 和 m_{01} 表示图像 f_{init} 的一阶矩;

步骤 4.2, 初始化 Snake 初始轮廓;

设 Snake 初始轮廓曲线为 $C_0(s)$, 其坐标点为 $(x(s), y(s))$, 令

$$\begin{cases} x(s) = x_c + r \cos \theta \\ y(s) = y_c + r \sin \theta \end{cases}, s = \frac{\theta}{2\pi}, s \in [0, 1], \theta \in [0, 2\pi];$$

步骤 4.3, 求 Snake 轮廓曲线满足的方程;

定义 $C(s) = (x(s), y(s))$ 的能量:

$$E_{\text{snake}} = \int_0^1 \left\{ \frac{1}{2} \left[\alpha |C'(s)|^2 + \beta |C''(s)|^2 \right] + E_{\text{ext}}(C(s)) \right\} ds$$

其中, $E_{\text{ext}} = \nabla [G_o * I(x, y)]^2$ 为图像能量, $I(x, y)$ 为待分割图像;

对 s 求导得:

$$\alpha C''(s) - \beta C''''(s) - \nabla E_{\text{ext}} = 0$$

设空间步长为 h , 轮廓线上点的坐标为 $X_i = (x_i, y_i)$, 将导数用差分近似,

$$X_i'' = \frac{X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1}}{h^2}, X_i''' = \frac{[X_i - 2X_{i-1} + X_i] - 2[X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1}] + [X_i - 2X_{i+1} + X_{i+2}]}{h^4}$$

将上式化为 X_i 的矢量形式的线性方程组:

$$\begin{cases} Ax + f_x(x, y) = 0 \\ Ay + f_y(x, y) = 0 \end{cases}$$

其中, A 为由 α, β, h 构成的对称五对角循环矩阵, (x, y) 为轮廓线上点的横坐标和纵坐标组成的矢量, $f_x(x, y), f_y(x, y)$ 为由 E_{ext} 在 X_i 处对 x, y 的偏导数组成的矢量;

步骤 4.4, 通过迭代求解血管的中外膜轮廓;

将轮廓 C 视作 s 和时间 t 的函数 $C(s, t)$, $C_t(s, t) = \alpha C''(s, t) - \beta C'''(s, t) - \nabla E_{\text{ext}}$, 初值为:

$C(s, 0) = C_0(s)$, 迭代求解结果为:

$$\begin{cases} x_i = (A + \mathcal{M})^{-1}(\mathcal{M}x_{i-1} - f_x(x_{i-1}, y_{i-1})) \\ y_i = (A + \mathcal{M})^{-1}(\mathcal{M}y_{i-1} - f_y(x_{i-1}, y_{i-1})) \end{cases}$$

选取初始的 Snake 曲线作为方程的初解, 当解收敛时, 即 $C_i(s, t) \approx 0$ 时得到最优曲线, 该曲线即为血管的中外膜轮廓;

步骤 5, 利用全局最小化主动轮廓模型算法对血管斑块部分进行分割;

将步骤 4 得到的超声图像中外膜边缘作为超声图像 ROI 的临界线, 选取步骤 4 中所分割的中外膜轮廓线以内的区域作为斑块分割的 ROI, 利用全局最小化主动轮廓模型算法对血管斑块部分进行分割。

2. 根据权利要求 1 所述的一种基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法, 其特征在于, 所述步骤 5 利用全局最小化主动轮廓模型算法对血管斑块部分进行分割的方法包括以下步骤:

步骤 5.1, 构造需要最小化的泛函;

基于全局最小化活动轮廓模型思想, 为了得到血管内超声图像 ROI 的斑块轮廓, 构造需要最小化的泛函:

$$\begin{aligned} E_1(u = \psi_{\Omega_c}, c_1, c_2, \lambda) &= \int_{\Omega} g ds + \lambda \int_{\Omega} ((c_1 - f(x))^2 - (c_2 - f(x))^2) \psi_{\Omega_c} dx \\ &= TV_g(\psi_{\Omega_c}) + \lambda \int_{\Omega} r_1(x, c_1, c_2) \psi_{\Omega_c} dx \end{aligned}$$

其中, $TV_g(u)$ 是带有权重函数 $g(x)$ 的函数 u 的总变分函数, $g(x)$ 是边缘检测函数, 函数 u 是特征函数 ψ_{Ω_c} ;

步骤 5.2, 构造区域信息项, 表达式为:

$$r_1(x, c_1, c_2) = (f_{\text{ROI}}(x) - c_1)^2 - (f_{\text{ROI}}(x) - c_2)^2$$

其中, c_1 为图像 $I(x)$ 中 $u \geq 0.5$ 区域的灰度均值, c_2 为图像 $I(x)$ 中 $u < 0.5$ 区域的灰度均值, $f_{\text{ROI}}(x)$ 为待分割的血管内超声 ROI 图像;

步骤 5.3, 正则化泛函 $E_1(u = \psi_{\Omega_c}, c_1, c_2, \lambda)$ 得:

$$E_2^r(u, c_1, c_2, \lambda, \alpha, \theta) = TV_g(u) + \frac{1}{2\theta} \|u - v\|_{L^2}^2 + \int_{\Omega} \lambda r_1(x, c_1, c_2) v + \alpha w(v) dx$$

步骤 5.4, 固定 v , 搜索 u 作为 $\min\{TV_g(u) + \frac{1}{2\theta} \|u - v\|_{L^2}^2\}$ 的解:

$$u = v - \theta \operatorname{div} p$$

其中, $p = (p^1, p^2)$, 由不动点方法解方程 $g(x) \nabla (\theta \operatorname{div} p - v) - (\theta \operatorname{div} p - v) p = 0$ 得到:

$$p^0 = 0, \text{ 且 } p^{n+1} = \frac{p^n + \delta_t \nabla (\operatorname{div} p^n - v / \theta)}{1 + \frac{\delta_t}{g(x)} |\nabla (\operatorname{div} p^n - v / \theta)|}$$

其中, $g = \frac{1}{1 + \beta |\nabla(I * G_\sigma)^2|}$;

步骤 5.5, 固定 u , 搜索 v 作为 $\min\{\frac{1}{2\theta}\|u-v\|_{L^2}^2 + \int_{\Omega} \lambda r_1(x, c_1, c_2)v + \alpha w(v)dx\}$ 的解:

$$v = \min\{\max\{u(x) - \theta \lambda r_1(x, c_1, c_2), 0\}, 1\}$$

步骤 5.6, 通过迭代完成斑块分割;

初始化 $u_0 = 0, p_0 = 0$, 设定最大迭代次数 $i_{\max} = N$, 根据步骤 5.2、5.4 和 5.5 分别计算 $p_i, u_i, r_1^i(x, c_1, c_2), v_i$, 当迭代次数达到设定的次数 N 时停止迭代, 保存当前变量 v_N 即斑块分割结果。

一种基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法

技术领域

[0001] 本发明涉及计算机医学图像分析领域,特别涉及一种基于血管内超声 IVUS (Intravascular Ultrasound) 图像的血管感兴趣区域 ROI (region of interest) 分割方法。

背景技术

[0002] 目前在大多数国家,心脑血管疾病已逐步成为人类死亡的最主要因素之一。冠状动脉粥样硬化病变是引起心肌梗塞和脑梗塞的主要病因,如果在早期就能够做到对硬化病变部分形态的识别以及诊断,这将对冠状动脉疾病的诊疗有着重大的意义。IVUS 便是这样一种心血管疾病的超声诊断方法,血管内超声图像可以为医生显示实时的血管壁形态斑块形态进而对心血管疾病的临床诊断提供了指导意义。

[0003] 然而,对于采集来的 IVUS 图像,尽管其成像可以显示血管壁的结构以及斑块的形态,但在实际诊疗中,IVUS 图像中医生所感兴趣区域(ROI)为血管管腔区域,中外膜区域,以及管腔与中外膜之间的斑块区域。在 IVUS 图像的感兴趣区域中,医生往往需要目测或者根据经验确定管腔膜中外膜以及斑块轮廓的边缘,这样便不可避免地导致诊断结果不能非常客观的反映实际情况,同时也会给医生带来一定的工作困难。

[0004] 因此,通过计算机对血管内超声图像进行快速准确自动地分割就显得很有必要,目前,血管内超声图像的计算机分割算法主要有三种:第一种为基于统计学的图像分割方法,文献 1 (G.Mendizabal-Ruiz,M.Rivera,et al.,“A probabilistic segmentation method for the identification of luminal borders in intrvascular ultrasound images”,IEEE Conference on Computer Vision and pattern Recognition,pp.1-8,2008.)通过对 IVUS 图像的灰度分布进行统计学建模实现血管内超声图像的分割,但是由于血管内超声图像中的伪影以及斑块等较为复杂的图像特征的存在会大大降低统计建模的准确性。第二种方法主要是通过机器学习的手段实现血管内超声图像分割,但是这种方法模型过于复杂,在实际的运用中往往会受到较多的限制,第三种是基于活动轮廓模型的算法,文献 2 (宫延新孙丰荣等,“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”,中国图像图形学报,Vol. 12, No. 4, pp. 655-660, 2007) 提出的方法虽然能够得到良好的分割结果,但依赖于初始轮廓线的选取,尤其对于边缘比较模糊、纹理自相似性较高的 IVUS 图像,其初始轮廓更不易确定,从而也在一定程度上影响了这种分割方法的准确性。

发明内容

[0005] 针对现有技术中存在的上述问题,本发明提供一种基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法,采用改进的水平集模型算法结合窄带法首先分割血管的管腔区域以及管腔膜轮廓,通过定位管腔区域的中心以获得参数主动轮廓模型(Snake)的初始轮廓,继而通过收敛得到血管的中外膜轮廓曲线,中外膜的提取充分利用了管腔区域信息的先验知识。最

后,将中外膜轮廓曲线以内区域作为 ROI,通过全局最小化活动轮廓模型实现对血管斑块的分割。

[0006] 基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法,是以血管内超声图像为基础,根据 IVUS 图像的特点,对血管内超声图像依次进行血管管腔膜分割,血管中外膜分割,血管斑块分割。该方法能得到管腔区域轮廓信息,中外膜边缘信息以及斑块形状轮廓信息等,在不增加附加设备的前提下,充分利用血管内超声设备提供的超声图像本身的灰度信息以及区域特性并结合各种分割算法,实现血管 ROI 的分割。

[0007] 本发明的特征如下:

[0008] 步骤 1,利用血管内超声仪,匀速回拉导管,获得人体冠状动脉的血管内超声视频影像。

[0009] 步骤 2,将步骤 1 得到的血管内超声视频影像导入计算机,从视频中截取连续的血管内超声图像序列作为实验图像,图像分辨率为 $2x_0*2y_0$,以下简称为超声图像;

[0010] 步骤 3,对上述超声图像进行超声图像管腔膜的分割。

[0011] 步骤 3.1,创建与待分割 IVUS 图像大小相同的初始管腔轮廓模板矩阵。

[0012] 设待分割图像为 $I(x, y)$,创建大小同样为 $2x_0*2y_0$ 的空矩阵 M_{init} ,确立中心坐标为 $O(x_0, y_0)$,令 $M_{init}(x_0-a:x_0+b, y_0-c:y_0+d) = 1$,即创建了长为 $c+d$ 宽为 $a+b$ 的矩形初始化区域模板。

[0013] 步骤 3.2,初始化符号距离映射矩阵。

[0014] 设 M_{init} 为步骤 3.1 中设置的初始轮廓模板矩阵,计算 M_{init} 中当前像素点与最近的非零像素点的欧氏距离,单位像素距离为 1,设符号距离函数映射矩阵为:

[0015] $\phi = \text{bwdist}(M_{init}) - \text{bwdist}(1 - M_{init}) - 0.5$

[0016] 其中, bwdist 为距离变换函数,默认计算二值图中当前像素点与最近的非 0 像素点的距离,并返回与原二值图相同大小的结果矩阵。

[0017] 步骤 3.3,设置窄带的宽度。

[0018] 得到符号距离函数映射矩阵 ϕ 之后,设置窄带 $W_{\text{narrowband}}$ 的宽度为 $2k$,窄带 $W_{\text{narrowband}}$ 为满足 $-k \leq \phi \leq k$ 条件的像素点组成的集合。

[0019] 步骤 3.4,计算窄带区域内的图像数据力 F_{image} ,公式如下:

[0020] $F_{\text{image}} = [I_{W_{\text{narrowband}}}(x, y) - c_a]^2 - [I_{W_{\text{narrowband}}}(x, y) - c_b]^2$

[0021] 其中 c_a 、 c_b 分别是待分割图像 $I(x, y)$ 内外两个区域上的灰度均值。

[0022] 步骤 3.5,计算曲率速度项 V_{curve} 。

[0023] 对于窄带区域的点 $\phi(x, y)$ ($-k \leq \phi \leq k$),通过八邻域的方法分别构造 ϕ_x 、 ϕ_y 、 ϕ_{xx} 、 ϕ_{yy} 和 ϕ_{xy} :

[0024] $\phi_x = \phi(x+1, y) - \phi(x-1, y)$

[0025] $\phi_y = \phi(x, y+1) - \phi(x, y-1)$

[0026] $\phi_{xx} = \phi(x-1, y) + \phi(x+1, y) - 2\phi(x, y)$

[0027] $\phi_{yy} = \phi(x, y-1) + \phi(x, y+1) - 2\phi(x, y)$

[0028] $\phi_{xy} = -0.25*\phi(x-1, y-1) - 0.25*\phi(x+1, y+1)$

[0029] $+0.25*\phi(x+1, y-1) + 0.25*\phi(x-1, y+1)$

[0030] 曲率速度项 V_{curve} 为:

$$[0031] \quad V_{curve} = \frac{\phi_{xx}\phi_y^2 - 2\phi_y\phi_x\phi_{xy} + \phi_{yy}\phi_x^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{\frac{3}{2}}}$$

[0032] 步骤 3.6, 计算速度函数, 公式如下:

$$[0033] \quad F = \frac{F_{image}}{\max(|F_{image}|)} + \alpha \cdot \frac{\phi_{xx}\phi_y^2 - 2\phi_y\phi_x\phi_{xy} + \phi_{yy}\phi_x^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{\frac{3}{2}}}$$

[0034] 其中, α 为光顺权重系数。

[0035] 步骤 3.7, 对窄带 $W_{narrowband}$ 内符号距离函数 ϕ 进行迭代, 迭代公式为:

$$[0036] \quad \phi_W^{n+1} = \phi_W^n + \Delta t_1 \cdot F$$

[0037] 式中, N 为迭代次数, $\Delta t_1 = 0.45/\max(F)$ 为时间步长。

[0038] 步骤 3.8, 经过 N 次迭代, 最终迭代结果 ϕ 即为血管管腔区域的二值矩阵, 记做管腔区域轮廓图像为 f_{init} , 提取管腔膜边缘即得到管腔膜分割结果。

[0039] 步骤 4, 实现超声图像的中外膜分割。

[0040] 步骤 4.1, 确定管腔轮廓区域图像的中心。

[0041] 计算由步骤 3 中得到的血管管腔区域轮廓图像 f_{init} 的 $p+q$ 阶矩 m_{pq} , 公式如下:

$$[0042] \quad m_{pq} = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^N i^p j^q f_{init}(i, j)$$

[0043] 其中, p 和 q 都是非负整数。

[0044] 管腔轮廓区域图像的中心 $C_{centre}(x_c, y_c)$ 的坐标为:

$$[0045] \quad \begin{cases} x_c = \frac{m_{10}}{m_{00}} \\ y_c = \frac{m_{01}}{m_{00}} \end{cases}$$

[0046] 其中, m_{00} 表示图像 f_{init} 的 0 阶矩, m_{10} 和 m_{01} 表示图像 f_{init} 的一阶矩。

[0047] 步骤 4.2, 初始化 Snake 初始轮廓。

[0048] 设 Snake 初始轮廓曲线为 $C_0(s)$, 其坐标点为 $(x(s), y(s))$, 令

$$\begin{cases} x(s) = x_c + r \cos \theta \\ y(s) = y_c + r \sin \theta \end{cases}, s = \frac{\theta}{2\pi}, s \in [0, 1], \theta \in [0, 2\pi].$$

[0049] 步骤 4.3, 求 Snake 轮廓曲线满足的方程。

[0050] 定义 $C(s) = (x(s), y(s))$ 的能量:

$$[0051] \quad E_{snake} = \int_0^1 \left\{ \frac{1}{2} [\alpha |C'(s)|^2 + \beta |C''(s)|^2] + E_{ext}(C(s)) \right\} ds$$

[0052] 其中, $E_{ext} = \nabla [G_o * I(x, y)]^2$ 为图像能量, $I(x, y)$ 为待分割图像。

[0053] 对 s 求导得:

$$[0054] \quad \alpha C''(s) - \beta C''''(s) - \nabla E_{ext} = 0$$

[0055] 设空间步长为 h , 轮廓线上点的坐标为 $X_i = (x_i, y_i)$, 将导数用差分近似:

[0056]

$$X_i'' = \frac{X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1}}{h^2}, X_i''' = \frac{[X_i - 2X_{i-1} + X_i] - 2[X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1}] + [X_i - 2X_{i+1} + X_{i+2}]}{h^4}$$

[0057] 将上式化为 X_i 的矢量形式的线性方程组：

$$[0058] \quad \begin{cases} Ax + f_x(x, y) = 0 \\ Ay + f_y(x, y) = 0 \end{cases}$$

[0059] 其中, A 为由 α, β, h 构成的对称五对角循环矩阵, (x, y) 为轮廓线上点的横坐标和纵坐标组成的矢量, $f_x(x, y), f_y(x, y)$ 为由 E_{ext} 在 X_i 处对 x, y 的偏导数组成的矢量。

[0060] 步骤 4.4, 通过迭代求解血管的中外膜轮廓。

[0061] 将轮廓 C 视作 s 和时间 t 的函数 $C(s, t)$, $C_t(s, t) = \alpha C'(s, t) - \beta C''(s, t) - \nabla E_{\text{ext}}$, 初值为: $C(s, 0) = C_0(s)$, 迭代求解结果为:

$$[0062] \quad \begin{cases} x_i = (A + \gamma I)^{-1}(\gamma x_{i-1} - f_x(x_{i-1}, y_{i-1})) \\ y_i = (A + \gamma I)^{-1}(\gamma y_{i-1} - f_y(x_{i-1}, y_{i-1})) \end{cases}$$

[0063] 选取初始的 Snake 曲线作为方程的初解, 当解收敛时, 即 $C_i(s, t) \approx 0$ 时得到最优曲线, 该曲线即为血管的中外膜轮廓。

[0064] 步骤 5, 利用全局最小化主动轮廓模型算法对血管斑块部分进行分割。

[0065] 将步骤 4 得到的超声图像中外膜边缘作为超声图像 ROI 的临界线, 选取步骤 4 中所分割的中外膜轮廓线以内的区域作为斑块分割的 ROI, 利用全局最小化主动轮廓模型算法对血管斑块部分进行分割。

[0066] 步骤 5.1, 构造需要最小化的泛函。

[0067] 基于全局最小化活动轮廓模型思想, 为了得到血管内超声图像 ROI 的斑块轮廓, 构造需要最小化的泛函:

$$[0068] \quad \begin{aligned} E_1(u = \psi_{\Omega_c}, c_1, c_2, \lambda) &= \int_c g ds + \lambda \int_{\Omega} ((c_1 - f(x))^2 - (c_2 - f(x))^2) \psi_{\Omega_c} dx \\ &= TV_g(\psi_{\Omega_c}) + \lambda \int_{\Omega} r_1(x, c_1, c_2) \psi_{\Omega_c} dx \end{aligned}$$

[0069] 其中, $TV_g(u)$ 是带有权重函数 $g(x)$ 的函数 u 的总变分函数, $g(x)$ 是边缘检测函数, 函数 u 是特征函数 ψ_{Ω_c} 。

[0070] 步骤 5.2, 构造区域信息项, 表达式为:

$$[0071] \quad r_1(x, c_1, c_2) = (f_{\text{ROI}}(x) - c_1)^2 - (f_{\text{ROI}}(x) - c_2)^2$$

[0072] 其中, c_1 为图像 $I(x)$ 中 $u \geq 0.5$ 区域的灰度均值, c_2 为图像 $I(x)$ 中 $u < 0.5$ 区域的灰度均值, $f_{\text{ROI}}(x)$ 为待分割的血管内超声 ROI 图像。

[0073] 步骤 5.3, 正则化泛函 $E_1(u = \psi_{\Omega_c}, c_1, c_2, \lambda)$ 得:

$$[0074] \quad E_2^r(u, c_1, c_2, \lambda, \alpha, \theta) = TV_g(u) + \frac{1}{2\theta} \|u - v\|_{L^2}^2 + \int_{\Omega} \lambda r_1(x, c_1, c_2) v + \alpha w(v) dx$$

[0075] 步骤 5.4, 固定 v , 搜索 u 作为 $\min\{TV_g(u) + \frac{1}{2\theta} \|u - v\|_{L^2}^2\}$ 的解:

$$[0076] \quad u = v - \theta \operatorname{div} p$$

[0077] 其中, $p = (p^1, p^2)$, 由不动点方法解方程 $g(x) \nabla (\theta \operatorname{div} p - v) - (\theta \operatorname{div} p - v) p = 0$ 得

到：

$$[0078] \quad p_0 = 0, \text{ 且 } p^{n+1} = \frac{p^n + \delta_t \nabla(\operatorname{div} p^n - v/\theta)}{1 + \frac{\delta_t}{g(x)} |\nabla(\operatorname{div} p^n - v/\theta)|}$$

$$[0079] \quad \text{其中, } g = \frac{1}{1 + \beta |\nabla(I * G_\sigma)^2|}.$$

[0080] 步骤 5.5, 固定 u , 搜索 v 作为 $\min\{\frac{1}{2\theta}\|u-v\|_{L^2}^2 + \int_{\Omega} \lambda r_1(x, c_1, c_2)v + \alpha w(v)dx\}$ 的解：

$$[0081] \quad v = \min\{\max\{u(x) - \theta \lambda r_1(x, c_1, c_2), 0\}, 1\}$$

[0082] 步骤 5.6, 通过迭代完成斑块分割。

[0083] 初始化 $u_0 = 0, p_0 = 0$, 设定最大迭代次数 $i_{\max} = N$, 根据步骤 5.2、5.4 和 5.5 分别计算 $p_i, u_i, r_1^i(x, c_1, c_2), v_i$, 当迭代次数达到设定的次数 N 时停止迭代, 保存当前变量 v_N 即斑块分割结果。

[0084] 与现有技术相比, 本发明具有以下有益效果：

[0085] 本发明提出了一种基于血管内超声图像的 ROI 分割方法, 实现了血管 ROI 的管腔膜中外膜以及斑块的轮廓信息可视化, 与基于统计学的 IVUS 图像分割方法相比, 本发明摒弃了其复杂的统计建模过程且分割结果不受 IVUS 图像伪影和斑块特征的影响; 与传统的基于活动轮廓模型的 IVUS 图像分割方法相比, 本发明只需通过设置简单的矩形初始轮廓模板即可依次得到管腔区域轮廓从而定位 Snake 初始轮廓以进行中外膜的分割, 省掉了对 IVUS 图像中外膜边缘进行初始轮廓的预分割这一步骤, 提高了分割效率。本发明引入了血管斑块的分割, 这是目前 IVUS 图像分割方法未涉及到的。

附图说明

[0086] 图 1 是 IVUS 图像血管 ROI 分割组图:(a)为待分割的 IVUS 图像,(b)为血管管腔膜分割结果,(c)为二值化的管腔轮廓区域,(d)为血管中外膜分割结果,(e)为血管 ROI 图像,(f)为血管 ROI 的斑块轮廓显示；

[0087] 图 2 是连续 9 帧血管内超声图像管腔膜分割效果图；

[0088] 图 3 是连续 9 帧血管内超声图像中外膜分割效果图；

[0089] 图 4 是连续 9 帧血管内超声图像 ROI 斑块轮廓图；

[0090] 图 5 是本发明方法的流程图。

具体实施方式

[0091] 本发明是采用以下技术手段实现的：

[0092] 一种基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法。首先, 对待分割图像结合改进的水平集模型算法和窄带法实现对血管内超声图像管腔膜的分割, 然后, 定位管腔区域的中心并生成 Snake 模型的初始轮廓曲线进行迭代收敛从而得到血管中外膜的边缘, 最后, 选取中外膜以内区域为斑块的 ROI, 结合全局最小化主动轮廓模型的算法实现对血管 ROI 的斑块轮廓的分割。

[0093] 上述基于血管内超声图像的血管 ROI 分割方法,包括下述步骤:

[0094] 步骤 1,利用血管内超声仪,以 0.5mm/s 的速度匀速回拉导管,获得人体冠状动脉的血管内超声视频影像;

[0095] 步骤 2,将步骤 (1) 得到的血管内超声视频影像导入计算机,从视频中截取连续的血管内超声图像序列作为实验图像,图像分辨率为 384*384,以下简称为超声图像;

[0096] 步骤 3,对超声图像进行血管管腔膜的分割;

[0097] 设待分割图像为 $I(x, y)$, 创建大小同样为 384*384 的空矩阵 M_{init} , 确立中心坐标为 0(192, 192), 令 $M_{init}(192-a:192+b, 192-c:192+d) = 1$, 即创建了长为 $c+d$ 宽为 $a+b$ 的矩形初始化区域模板。

[0098] 设 M_{init} 为初始轮廓模板矩阵, 计算 M_{init} 中当前像素点与最近的非零像素点的欧氏距离(单位像素距离为 1), 设符号距离函数映射矩阵:

[0099] $\Phi = \text{bwdist}(M_{init}) - \text{bwdist}(1 - M_{init}) - 0.5$ (1)

[0100] 其中, bwdist 为距离变换函数, 默认计算二值图中当前像素点与最近的非 0 像素点的距离, 并返回与原二值图相同大小的结果矩阵。

[0101] 设置窄带的宽度为 $2k$, 设窄带 $W_{\text{narrowband}}$ 为满足 $-k \leq \Phi \leq k$ 条件的像素点组成的集合。设点集 P_{inner} 为满足条件 ($\Phi \leq 0$) 的像素点的集合, 点集 P_{outer} 为满足条件 ($\Phi > 0$) 的像素点的集合, 并计算待分割图像 $I(x, y)$ 在 P_{inner} 以及 P_{outer} 区域的灰度均值。

[0102] 构造窄带区域内的图像数据力 F_{image} :

[0103] $F_{\text{image}} = [I_{W_{\text{narrowband}}}(x, y) - c_a]^2 - [I_{W_{\text{narrowband}}}(x, y) - c_b]^2$ (2)

[0104] 对于窄带区域的点 $\Phi(x, y)$ ($-k \leq \Phi \leq k$), 采用八邻域的方法分别构造 $\Phi_x, \Phi_y, \Phi_{xx}, \Phi_{yy}, \Phi_{xy}$

[0105] $\Phi_x = \Phi(x+1, y) - \Phi(x-1, y)$ (3)

[0106] $\Phi_y = \Phi(x, y+1) - \Phi(x, y-1)$ (4)

[0107] $\Phi_{xx} = \Phi(x-1, y) + \Phi(x+1, y) - 2\Phi(x, y)$ (5)

[0108] $\Phi_{yy} = \Phi(x, y-1) + \Phi(x, y+1) - 2\Phi(x, y)$ (6)

[0109] $\Phi_{xy} = -0.25 * \Phi(x-1, y-1) - 0.25 * \Phi(x+1, y+1) + 0.25 * \Phi(x+1, y-1) + 0.25 * \Phi(x-1, y+1)$

[0110] (7)

[0111] 通过下式计算得到曲率速度项:

$$V_{\text{curve}} = \frac{\Phi_{xx}\Phi_y^2 - 2\Phi_y\Phi_x\Phi_{xy} + \Phi_{yy}\Phi_x^2}{(\Phi_x^2 + \Phi_y^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (8)$$

[0113] 计算改进的水平集速度函数 F :

$$F = \frac{F_{\text{image}}}{\max(|F_{\text{image}}|)} + \alpha \cdot \frac{\Phi_{xx}\Phi_y^2 - 2\Phi_y\Phi_x\Phi_{xy} + \Phi_{yy}\Phi_x^2}{(\Phi_x^2 + \Phi_y^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (9)$$

[0115] 其中光顺权重系数 α 为常数, 通过窄带 $W_{\text{narrowband}}$ 内的符号距离函数迭代公式 $\Phi_w^{n+1} = \Phi_w^n + \Delta t_1 \cdot F$ 进行符号距离函数的迭代, 其中 N 为迭代次数, 时间步长设置为 $\Delta t_1 = 0.45/\max(F)$ 。经过 N 次迭代, 最终迭代结果 Φ 即为血管管腔区域的二值矩阵, 提取管腔膜

边缘,记该二值矩阵为 f_{init} ,如图 1 (c) 所示。

[0116] 步骤 4,实现超声图像中外膜的分割;

[0117] 对于步骤 3 中所获得的血管管腔区域轮廓图像 f_{init} ,假设:

$$[0118] \quad m_{pq} = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^N i^p j^q f_{init}(i, j) \quad (10)$$

[0119] m_{pq} 为图像 f_{init} 的 $p+q$ 阶矩,其中 p 和 q 都是非负整数,血管管腔的中心 $C_{centre}(x_c, y_c)$ 的坐标按下式计算:

$$[0120] \quad \begin{cases} x_c = \frac{m_{10}}{m_{00}} \\ y_c = \frac{m_{01}}{m_{00}} \end{cases} \quad (11)$$

[0121] 通过下式得到 Snake 初始轮廓曲线 $C_0(s)$ 上的点的坐标 (x_{snake}, y_{snake}) :

$$[0122] \quad \begin{cases} x_{snake} = x_c + r \cos \theta \\ y_{snake} = y_c + r \sin \theta \end{cases} \quad (12)$$

[0123] 其中, $\theta \in [0, 2\pi]$ 。

[0124] 令 $\begin{cases} x(s) = x_{snake} \\ y(s) = y_{snake} \end{cases}$, 其中 $s = \frac{\theta}{2\pi}$, $s \in [0, 1]$ 。定义曲线 $C(s) = (x(s), y(s))$ 的能量

为:

$$[0125] \quad E_{snake} = \int_0^1 \left\{ \frac{1}{2} [\alpha |C'(s)|^2 + \beta |C''(s)|^2] + E_{ext}(C(s)) \right\} ds \quad (13)$$

[0126] 图像能量 E_{ext} 为:

$$[0127] \quad E_{ext} = \nabla [G_o * I(x, y)]^2 \quad (14)$$

[0128] 其中 $I(x, y)$ 为待分割图像。对上式求导得到:

$$[0129] \quad \alpha C''(s) - \beta C''''(s) - \nabla E_{ext} = 0 \quad (15)$$

[0130] 设空间步长为 h , 轮廓线上点的坐标为 $X_i = (x_i, y_i)$, 将导数用差分近似得:

$$[0131] \quad X_i'' = \frac{X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1}}{h^2} \quad (16)$$

[0132]

$$X_i''' = \frac{[X_i - 2X_{i-1} + X_i] - 2[X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1}] + [X_i - 2X_{i+1} + X_{i+2}]}{h^4} \quad (17)$$

[0133] 上式可以化为如下 X_i 的矢量形式的线性方程组:

$$[0134] \quad \begin{cases} Ax + f_x(x, y) = 0 \\ Ay + f_y(x, y) = 0 \end{cases} \quad (18)$$

[0135] 其中 A 为由 α, β, h 构成的对称五对角循环矩阵, (x, y) 为轮廓线上点的横坐标和纵坐标组成的矢量, $f_x(x, y), f_y(x, y)$ 为由 E_{ext} 在 X_i 处对 x, y 的偏导数组成的矢量。

[0136] 将轮廓 C 视作 s 和时间 t 的函数 $C(s, t)$, 则:

[0137] $C_t(s, t) = \alpha C''(s, t) - \beta C''''(s, t) - \nabla E_{\text{ext}} \quad (19)$

[0138] 迭代求解结果为：

[0139]
$$\begin{cases} x_i = (A + \mathcal{H})^{-1}(\mathcal{H}x_{i-1} - f_x(x_{i-1}, y_{i-1})) \\ y_i = (A + \mathcal{H})^{-1}(\mathcal{H}y_{i-1} - f_y(x_{i-1}, y_{i-1})) \end{cases} \quad (20)$$

[0140] 取初值 $C(s, 0) = C_0(s)$ 作为方程的初解, 经过 N 次迭代后当解收敛时即 $C_i(s, t) \approx 0$ 时得到最优曲线, 该曲线即为血管的中外膜轮廓, 轮廓线上点的坐标为 $(x_{\text{fin}}, y_{\text{fin}})$ 。

[0141] 步骤 5, 载入超声图像的 ROI 图像, 如图 1 (e) 所示利用全局最小化主动轮廓模型算法, 分割血管 ROI 斑块轮廓。

[0142] 由步骤 4 所获得的中外膜轮廓曲线, 选取中外膜轮廓曲线内部区域为血管 ROI, 得到超声图像的血管 ROI 图像 f_{ROI} 。为得到血管内超声图像 ROI 的斑块轮廓, 基于全局最小化活动轮廓模型思想构造需要最小化的泛函

[0143]
$$\begin{aligned} E_1(u = \psi_{\Omega_c}, c_1, c_2, \lambda) &= \int_{\Omega} g ds + \lambda \int_{\Omega} ((c_1 - f(x))^2 - (c_2 - f(x))^2) \psi_{\Omega_c} dx \\ &= TV_g(\psi_{\Omega_c}) + \lambda \int_{\Omega} r_1(x, c_1, c_2) \psi_{\Omega_c} dx \end{aligned} \quad (21)$$

[0144] 其中 $TV_g(u)$ 是带有权重函数 $g(x)$ 的函数 u 的总变分函数 $g(x)$ 是边缘检测函数, 函数 u 是特征函数 ψ_{Ω_c} 。

[0145] 构造区域信息项：

[0146] $r_1(x, c_1, c_2) = (f_{\text{ROI}}(x) - c_1)^2 - (f_{\text{ROI}}(x) - c_2)^2 \quad (22)$

[0147] 其中 c_1 为图像 $I(x)$ 中 $u \geq 0.5$ 区域灰度均值, c_2 为图像 $I(x)$ 中 $u < 0.5$ 区域灰度均值。 $f_{\text{ROI}}(x)$ 为待分割的血管 ROI 图像。

[0148] 正则化 $E_1(u = \psi_{\Omega_c}, c_1, c_2, \lambda)$ 得下式：

[0149] $E_2^r(u, c_1, c_2, \lambda, \alpha, \theta) = TV_g(u) + \frac{1}{2\theta} \|u - v\|_{L^2}^2 + \int_{\Omega} \lambda r_1(x, c_1, c_2) v + \alpha w(v) dx \quad (23)$

[0150] 通过固定 v 搜索 u 作为 $\min\{TV_g(u) + \frac{1}{2\theta} \|u - v\|_{L^2}^2\}$ 的解, 解得：

[0151] $u = v - \theta \operatorname{div} p \quad (24)$

[0152] 其中 $p = (p^1, p^2)$ 由下式给出,

[0153] $g(x) \nabla (\theta \operatorname{div} p - v) - (\theta \operatorname{div} p - v) p = 0 \quad (25)$

[0154] 上式可由不动点方法解出：

[0155]
$$p^{n+1} = \frac{p^n + \delta_t \nabla (\operatorname{div} p^n - v / \theta)}{1 + \frac{\delta_t}{g(x)} |\nabla (\operatorname{div} p^n - v / \theta)|} \quad (26)$$

[0156] 其中 $p^0 = 0$, $g = \frac{1}{1 + \beta |\nabla (I * G_{\sigma})|^2}$ 。

[0157] 通过固定 u 搜索 v 作为 $\min\{\frac{1}{2\theta} \|u - v\|_{L^2}^2 + \int_{\Omega} \lambda r_1(x, c_1, c_2) v + \alpha w(v) dx\}$ 的解, 解得：

[0158] $v = \min\{\max\{u(x) - \theta \lambda r_1(x, c_1, c_2), 0\}, 1\} \quad (27)$

[0159] 在斑块分割的迭代过程中,初始化 $u_0 = 0, p_0 = 0$, 设置迭代次数 i , 根据式 (26) (24) 和 (22) (27) 分别计算 $p_i, u_i, r_1^i(x, c_1, c_2), v_i$, 当迭代次数达到设定的次数 N 时, 停止迭代, 保存当前变量 v_N 即斑块分割结果, 如图 1 (f) 所示。

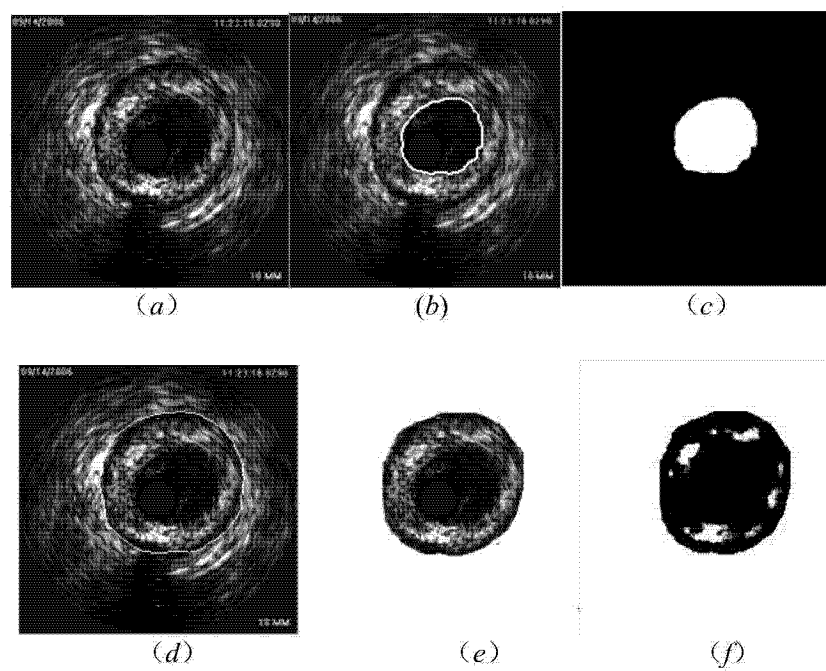


图 1

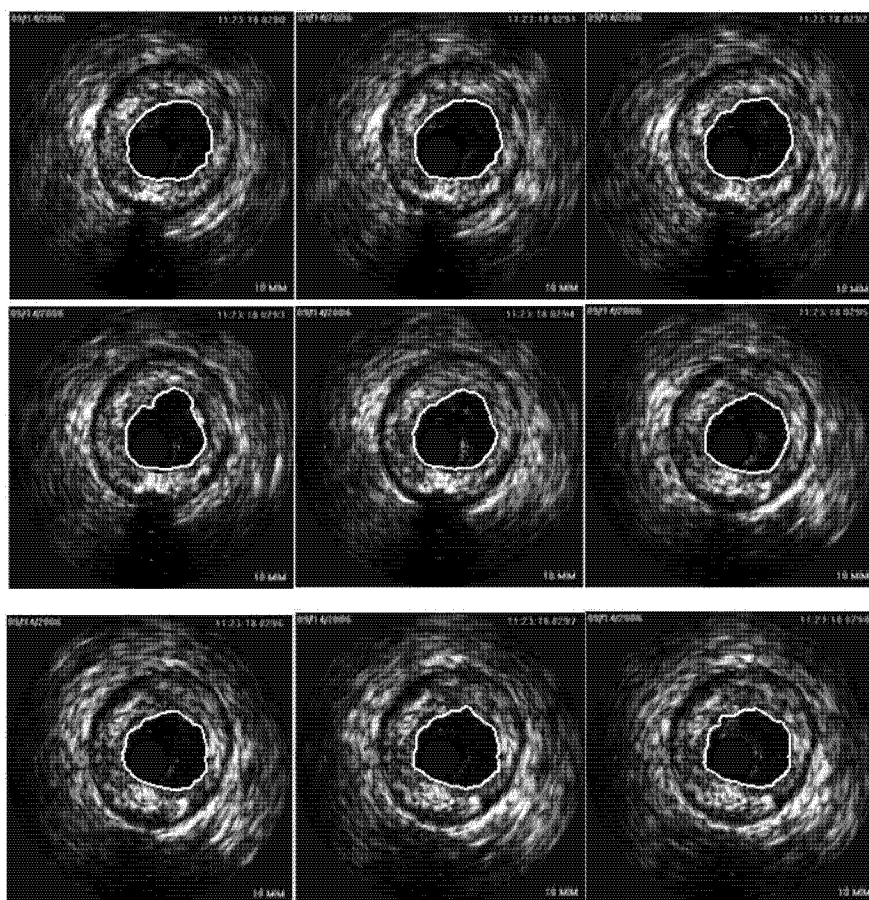


图 2

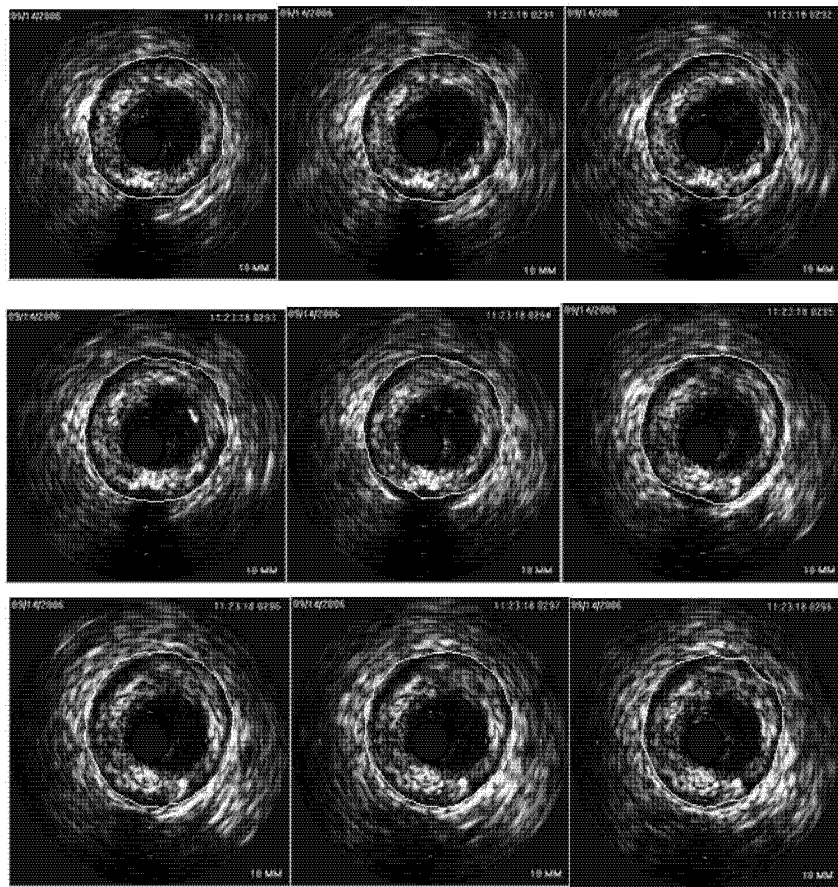


图 3

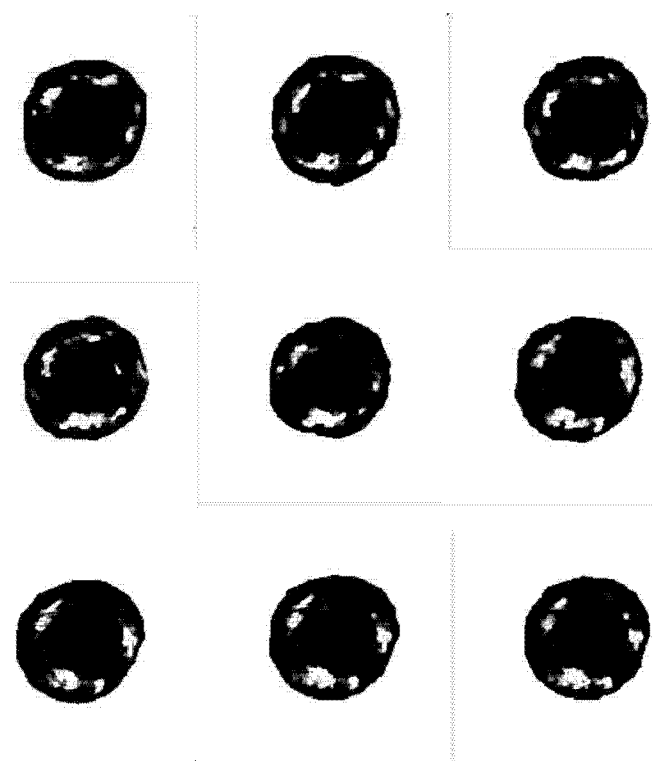


图 4

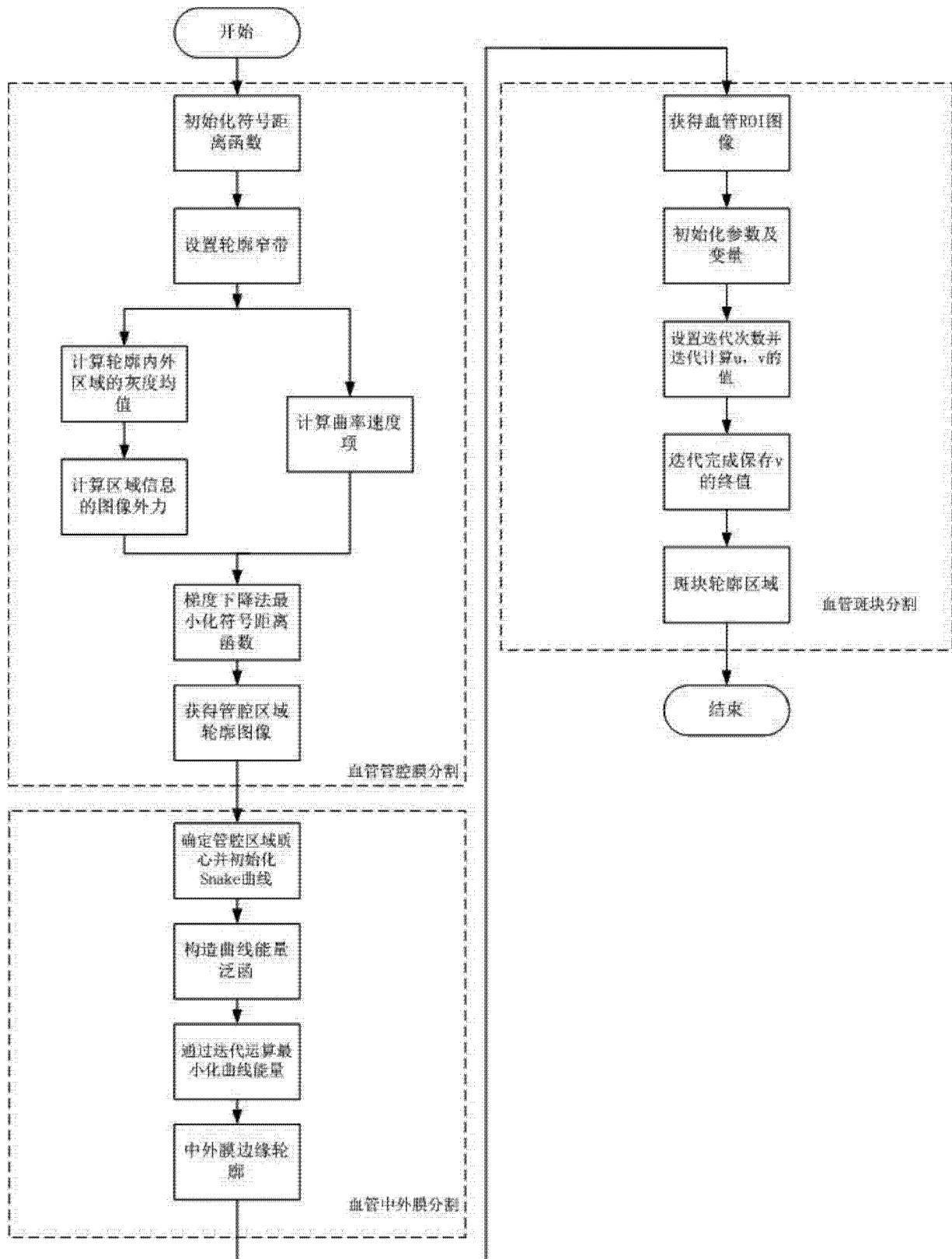


图 5

专利名称(译)	一种基于血管内超声图像的血管ROI分割方法		
公开(公告)号	CN103886599A	公开(公告)日	2014-06-25
申请号	CN201410115141.8	申请日	2014-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
[标]发明人	汪友生 王志东 李冠宇		
发明人	汪友生 王志东 李冠宇		
IPC分类号	G06T7/00 A61B8/00		
代理人(译)	张慧		
其他公开文献	CN103886599B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于血管内超声图像的血管ROI分割方法。所述方法首先分割血管的管腔区域以及管腔膜轮廓，通过定位管腔区域的中心以获得参数主动轮廓模型的初始轮廓，继而通过收敛得到血管的中外膜轮廓曲线，中外膜的提取充分利用了管腔区域信息的先验知识。最后，将中外膜轮廓曲线以内区域作为ROI，通过全局最小化活动轮廓模型实现对血管斑块的分割。本发明实现了血管ROI的管腔膜中外膜以及斑块的轮廓信息可视化，与基于统计学的IVUS图像分割方法相比，摒弃了其复杂的统计建模过程且分割结果不受IVUS图像伪影和斑块特征的影响；省掉了对IVUS图像中外膜边缘进行初始轮廓的预分割步骤，提高了分割效率。

