



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103479399 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 01

(21) 申请号 201310472195. 5

(22) 申请日 2013. 10. 11

(71) 申请人 华北电力大学(保定)

地址 071003 河北省保定市永华北大街 619 号

(72) 发明人 孙正 刘冰茹 李梦婵 王立欣
高启翔 胡宏伟

(74) 专利代理机构 石家庄冀科专利商标事务所
有限公司 13108

代理人 李羨民 高锡明

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

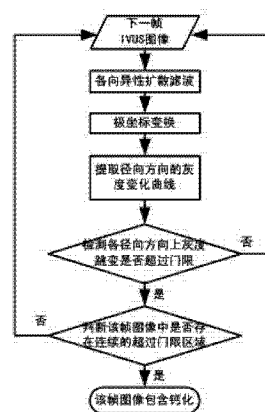
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法

(57) 摘要

一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法,所述方法的具体步骤是:a、对各帧IVUS图像进行各向异性扩散滤波;b、对各向异性扩散滤波后的各帧IVUS图像进行极坐标变换;c、根据极坐标视图求得各个角度的径向灰度变化曲线;d、初步检索含钙化斑块的图像;e、精细检索含钙化斑块的图像。本发明无需采集IVUS设备的原始射频信号和背向散射信号,降低了所述方法的应用条件,而且检索过程全自动完成,不需要医生的手动参与,不仅可使医生从繁重的手工检索工作中解脱出来,而且可快速获得客观、可重复性高的检索结果,能够为冠心病的计算机辅助诊断和制定介入治疗方案等提供可靠依据。



1. 一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法,其特征是,所述方法根据 IVUS 图像径向灰度曲线的斜率值来判断斑块是否存在,具体步骤如下:

a、对各帧 IVUS 图像进行各向异性扩散滤波,减少噪声和无用信息,同时保留、增强图像的边缘信息;

b、对各向异性扩散滤波后的各帧 IVUS 图像进行极坐标变换,将其变换到以图像中心为坐标原点的极坐标系中,得到极坐标视图;

c、根据极坐标视图求得各个角度的径向灰度变化曲线;

d、初步检索含钙化斑块的图像:

将每一径向灰度变化曲线的斜率最大值、即极径上的灰度跳变极值,与预设的参考阈值进行对比,如果某方向上的灰度变化曲线的斜率最大值超过所设阈值,则初步认定该方向属于钙化区域,否则不属于;

e、精细检索含钙化斑块的图像:

如果初步认定极坐标视图中的某列像素属于钙化区域,那么判断其邻域内的连续 n 列像素,如果都属于初步认定的钙化区域,则该区域属于钙化区域,否则该区域不是钙化斑块,最后将最终检测到的钙化斑块的具体位置显示在图像中。

2. 根据权利要求 1 所述的一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法,其特征是,对各帧 IVUS 图像进行各向异性扩散滤波的具体方法如下:

遍历整幅图像,对当前像素 (x, y) ,首先计算其在 8-邻域方向上的灰度梯度即 ∇f_k 的值 ($k=1, 2, \dots, 8$),然后,将原始图像的灰度值 $I_0(x, y)$ 作为各向异性扩散滤波器零时刻的输入 $f(x, y; 0)$,求得滤波后图像:

$$f(x, y, t) = f(x, y, t-1) + \sum_{k=1}^8 c_k(x, y, t) \nabla f_k(x, y, t),$$

其中 $f(x, y, t)$ 是各向异性扩散滤波器在 t 时刻的输出, ∇ 是梯度算子, $c_k(x, y, t)$ 是 t 时刻当前像素在第 k 个 8-邻域方向上的扩散系数,其构造方法是:

$$c_k(x, y, t) = \frac{1}{1 + \left[\frac{|\nabla f_k(x, y, t)|^2}{\lambda} \right]},$$

其中 λ 是边缘幅值的门限参数。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法,其特征是,对各向异性扩散滤波后的各帧 IVUS 图像进行极坐标变换的具体方法如下:

设原直角坐标图像为 $f(x, y)$,那么利用直角坐标 (x, y) 与极坐标 (ρ, θ) 的转换关系:

$$\begin{cases} \rho = \sqrt{x^2 + y^2} \\ \theta = \tan^{-1}(y/x) \end{cases}$$

即可得到其极坐标视图

$$\bar{f}(\rho, \theta) = f(\rho \cos \theta, \rho \sin \theta)$$

其中 ρ 是极径, θ 是极角。

一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对血管内超声图像序列进行自动检索,检出含有钙化斑块的关键帧,并对钙化区域进行自动定位的方法,属于医学成像技术领域。

背景技术

[0002] 冠心病是指由于脂质代谢不正常,冠状动脉血液中的脂质沉着在原本光滑的动脉内膜上形成斑块,这些斑块逐渐增多造成血管腔狭窄,使血流受阻,导致心脏缺血。

[0003] 血管内超声(intravascular ultrasound, IVUS)成像是目前临床广泛采用的诊断血管病变,尤其是冠心病以及检测易损斑块的微创介入影像技术。它将微型化的超声探头通过导管技术送入血管腔内,显示血管的横截面图像。利用该技术既可以观察管腔和粥样硬化斑块的形态,也可以根据回声特性判断病变的性质、定量测定管腔和斑块的尺寸及管腔狭窄程度。

[0004] 临床常用的超声导管回撤速度是 0.5 mm/s,帧速率为 30 帧 / 秒,以此速率通过 1 mm 长的血管段可以得到 60 帧图像,对一段长约 20mm 的血管段进行一次超声导管回撤即可获得约 1200 帧图像,因而 IVUS 图像序列的数据量巨大,且前后帧之间非常相似,具有很强的相关性。

[0005] 为了对血管腔、管壁和斑块组织的形态进行定量测量并分析斑块成分,以确定病变程度,需从 IVUS 图像序列中找出存在病变的图像,并对其中的斑块进行识别和分类。但是,IVUS 图像序列的数据量巨大,且由于采用高频超声探头,使得图像受噪声干扰严重,对比度低,因而上述工作若由医生手动逐帧完成,则是一项非常繁琐的工作,不仅速度慢、效率低,而且判断和分析的结果容易受到医生的专业知识和临床经验的影响,可重复性差。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于针对现有技术之弊端,提供一种血管内超声图像序列的自动检索方法,检出含有钙化斑块的关键帧,并对钙化区域进行自动定位,为冠心病的计算机辅助诊断和制定介入治疗方案等提供依据。

[0007] 本发明所述问题是以下述技术方案实现的:

一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法,所述方法根据 IVUS 图像径向灰度曲线的斜率值来判断斑块是否存在,具体步骤如下:

a、对各帧 IVUS 图像进行各向异性扩散滤波,减少噪声和无用信息,同时保留、增强图像的边缘信息;

b、对各向异性扩散滤波后的各帧 IVUS 图像进行极坐标变换,将其变换到以图像中心为坐标原点的极坐标系中,得到极坐标视图;

c、根据极坐标视图求得各个角度的径向灰度变化曲线;

d、初步检索含钙化斑块的图像;

将每一径向灰度变化曲线的斜率最大值(即极径上的灰度跳变极值)与预设的参考阈

值进行对比,如果某方向上的灰度变化曲线的斜率最大值超过所设阈值,则初步认定该方向属于钙化区域,否则不属于;

e、精细检索含钙化斑块的图像:

如果初步认定极坐标视图中的某列像素属于钙化区域,那么判断其邻域内的连续 n 列像素,如果都属于初步认定的钙化区域,则该区域属于钙化区域,否则该区域不是钙化斑块,最后将最终检测到的钙化斑块的具体位置显示在图像中。

[0008] 上述血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法,对各帧 IVUS 图像进行各向异性扩散滤波的具体方法如下:

遍历整幅图像,对当前像素 (x, y) ,首先计算其在 8-邻域方向上的灰度梯度即 ∇f_k 的值 ($k=1, 2, \dots, 8$),然后,将原始图像的灰度值 $I_0(x, y)$ 作为各向异性扩散滤波器零时刻的输入 $f(x, y; 0)$,求得滤波后图像:

$$f(x, y, t) = f(x, y, t-1) + \sum_{k=1}^8 c_k(x, y, t) \nabla f_k(x, y, t)$$

其中 $f(x, y, t)$ 是各向异性扩散滤波器在 t 时刻的输出, ∇ 是梯度算子, $c_k(x, y, t)$ 是 t 时刻当前像素在第 k 个 8-邻域方向上的扩散系数,其构造方法是:

$$c_k(x, y, t) = \frac{1}{1 + \left[\frac{|\nabla f_k(x, y, t)|^2}{\lambda} \right]},$$

其中 λ 是边缘幅值的门限参数。

[0009] 上述血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法,对各向异性扩散滤波后的各帧 IVUS 图像进行极坐标变换的具体方法如下:

设原直角坐标图像为 $f(x, y)$,那么利用直角坐标 (x, y) 与极坐标 (ρ, θ) 的转换关系:

$$\begin{cases} \rho = \sqrt{x^2 + y^2} \\ \theta = \tan^{-1}(y/x) \end{cases}$$

即可得到其极坐标视图

$$\bar{f}(\rho, \theta) = f(\rho \cos \theta, \rho \sin \theta)$$

其中 ρ 是极径, θ 是极角。

[0010] 本发明利用计算机技术和数字图像处理技术,对 IVUS 灰阶图像序列进行自动检索,找出存在钙化病变的关键帧,并对钙化斑块进行自动定位。本方法无需采集 IVUS 设备的原始射频信号和背向散射信号,降低了所述方法的应用条件,而且检索过程全自动完成,不需要医生的手动参与,不仅可使医生从繁重的手工检索工作中解脱出来,而且可快速获得客观、可重复性高的检索结果,能够为冠心病的计算机辅助诊断和制定介入治疗方案等提供可靠依据。

附图说明

[0011] 下面结合附图对本发明作进一步说明。

[0012] 图 1 是本发明方法的流程图。

[0013] 图 2 是对一帧 IVUS 图像进行各向异性扩散滤波的结果。其中 (a) 是原始图像 ;(b) 是当 $\lambda=5$ 并且迭代次数为 100 时的各向异性扩散滤波结果。

[0014] 图 3 是对一帧 IVUS 及其各向异性扩散滤波的结果图进行极坐标变换的结果。

[0015] 图 4 是对一帧各向异性扩散滤波后的 IVUS 图像提取的两个方向上的径向灰度变化曲线及其斜率变化情况。其中 (a) 是原始图像 ;(b) 是各向异性扩散滤波后的径向视图, 其中边缘幅值的门限参数 λ 和迭代次数分别为 10 和 100 ;(c) ~ (f) 是图 (a) 中方向 1 和方向 2 上的径向灰度变化曲线及其斜率变化曲线。

[0016] 图 5 是连续 5 帧 IVUS 图像的钙化斑块检索结果, 其中用白线标出了钙化的位置。

[0017] 文中所用符号为 : (x, y) 、当前像素的直角坐标 ; ∇f_k 、当前像素在第 k ($k=1, 2, \dots, 8$) 个 8-邻域方向上的灰度梯度值 ; $I_0(x, y)$ 、原始图像的灰度值 ; $f(x, y; 0)$ 、各向异性扩散滤波器零时刻的输入 ; $f(x, y; t)$ 、各向异性扩散滤波器在 t 时刻的输出 ; $\frac{\partial}{\partial t} f(x, y; t)$ 、各向异性扩散滤波器在 t 时刻对含噪图像当前像素的调整量 ; ∇ 、梯度算子 ; $c_k(x, y; t)$ 、 t 时刻当前像素在第 k ($k=1, 2, \dots, 8$) 个 8-邻域方向上的扩散系数 ; λ 、边缘幅值的门限参数 ; $f(x, y)$ 、原直角坐标图像 ; ρ 、极径 ; θ 、极角 ; $\bar{f}(\rho, \theta)$ 、 $f(x, y)$ 的极坐标视图 ; ε 、灰度变化曲线的斜率阈值 ; $I'(:, i)$ 和 $I(:, i)$ 、初步检测结果图和滤波后图像的第 i 列像素的灰度值 (均为极坐标视图) ; $\max_i$ 、极坐标视图中第 i 列像素的灰度变化曲线的斜率最大值, $i=1, \dots, 360$; n 、邻域内的连续像素列数。

具体实施方式

[0018] IVUS 图像序列是在 X 射线透视图像的指导下, 沿引导钢丝匀速回撤超声探头导管所获得的血管腔实时切面图像序列, 其中包括含病变以及正常血管段的图像, 如果由人逐帧进行判断, 不仅耗时, 而且结果的客观性和可重复性差。本发明设计开发了一个基于内容的 IVUS 图像序列自动检索系统, 能够快速、准确地检测出含钙化斑块的病变图像。需要说明的是, 动脉粥样硬化斑块按照成分主要分为脂质斑块、纤维化斑块、钙化斑块以及混合型斑块。不同类型的斑块组织由于声阻抗的差异而在 IVUS 图像中的表现不同, 本发明方法只针对钙化斑块进行检索与识别。

[0019] 下面结合附图 1 详细说明本发明方法的步骤 :

(1) 各向异性扩散滤波 :

IVUS 图像的获取、传输和存贮过程中常受到各种噪声的干扰和影响而使图像降质, 从而影响图像分割、目标识别、边缘提取等的效果。本发明采用各向异性扩散滤波对 IVUS 图像进行去噪, 与其它滤波去噪方法相比, 其优点是在去除图像噪声的同时, 保留甚至增强了图像中的边缘信息。方法的基本原理是 : 利用梯度算子来辨别由噪声引起的灰度梯度变化和由边缘引起的灰度梯度变化, 然后用邻域加权平均去除由噪声引起的小梯度变化, 同时保留由边缘引起的大梯度变化, 这个过程迭代进行, 直至图像中的噪声被去除。

[0020] 具体方法如下 :

遍历整幅图像, 对当前像素 (x, y) , 首先计算其在 8-邻域方向上的灰度梯度即 ∇f_k 的

值($k=1, 2, \dots, 8$)。然后,将原始图像的灰度值 $I_0(x, y)$ 作为各向异性扩散滤波器零时刻的输入 $f(x, y; 0)$, t 时刻滤波器对含噪图像的调整量取决于前一时刻滤波器的输出,并满足以下偏微分方程:

$$\begin{cases} \frac{\partial}{\partial t} f(x, y, t) = \sum_{k=1}^8 c_k(x, y, t) \nabla f_k(x, y, t) \\ f(x, y, 0) = I_0(x, y) \end{cases} \quad (1)$$

其中 $f(x, y, t)$ 是各向异性扩散滤波器在 t 时刻的输出, $\frac{\partial}{\partial t} f(x, y, t)$ 是各向异性扩散滤波器在 t 时刻对含噪图像当前像素的调整量, ∇ 是梯度算子, $c_k(x, y, t)$ 是 t 时刻当前像素在第 k 个 8-邻域方向上的扩散系数,其构造方法是:

$$c_k(x, y, t) = \frac{1}{1 + \left[\frac{|\nabla f_k(x, y, t)|^2}{\lambda} \right]^2} \quad (2)$$

其中 λ 是边缘幅值的门限参数。对于固定的 λ 值,在同质区域内部,邻域内的梯度小,则扩散系数大,可以有效平滑同质区域内的噪声;而在图像的边缘部分,邻域内梯度较大,扩散系数小,则能够保留图像的边缘信息。最后,求得滤波后图像

$$f(x, y, t) = f(x, y, t-1) + \sum_{k=1}^8 c_k(x, y, t) \nabla f_k(x, y, t) \quad (3)$$

对一帧临床采集的 IVUS 图像的各向异性扩散滤波结果如附图 2 所示,其中边缘幅值的门限参数 λ 与迭代次数分别是 5 和 100。由图可见,与原始图像相比,各向异性扩散滤波后的图像不仅噪声减少,而且钙化斑块区域得到了突出。

[0021] (2) 极坐标变换:

在对各帧 IVUS 图像进行各向异性扩散滤波,去除噪声并突出斑块区域之后,对其进行极坐标变换,将其变换到以图像中心为坐标原点的极坐标系中,得到极坐标视图。具体方法如下:

设原直角坐标图像为 $f(x, y)$, 那么利用直角坐标 (x, y) 与极坐标 (ρ, θ) 的转换关系:

$$\begin{cases} \rho = \sqrt{x^2 + y^2} \\ \theta = \tan^{-1}(y/x) \end{cases} \quad (4)$$

即可得到其极坐标视图

$$\bar{f}(\rho, \theta) = f(\rho \cos \theta, \rho \sin \theta) \quad (5)$$

其中 ρ 是极径, θ 是极角。直角坐标系和极坐标系的坐标原点都是图像中心。

[0022] 对一帧临床采集的 IVUS 图像及其各向异性扩散滤波结果图的极坐标转换结果如附图 3 所示。

[0023] (3) 提取径向灰度变化曲线:

计算并描绘极坐标视图中各径向方向上的像素灰度变化曲线,并计算灰度变化曲线的斜率变化曲线。

[0024] 附图 4 是对一帧各向异性扩散滤波后的 IVUS 图像, 计算两个方向上的径向灰度变化曲线及其斜率变化曲线的结果。

[0025] (4) 初步检索含钙化斑块的图像:

钙化斑块通常位于血管壁上, 且回声强度大, 在 IVUS 图像中表现为强而亮的区域, 并且在斑块后方伴有声影出现, 而正常的血管壁组织不会出现声影现象。在钙化斑块与声影的交界处, 径向灰度变化曲线会出现跳变。因此, 本发明方法以钙化斑块的上述图像特点作为依据, 根据径向灰度曲线的斜率变化情况, 判断有无由钙化斑块之后的声影所致的径向上灰度值突变, 从而确定图像中是否存在钙化斑块。

[0026] 具体方法如下:

如附图 4(c) ~ (f) 所示, 钙化区域(方向 1)的灰度变化曲线与非钙化区域(方向 2)的灰度变化曲线相比, 斜率有明显的跳变现象, 即斜率变化曲线的最大值有明显的差别。设置灰度变化曲线的斜率阈值 ε , 对极坐标视图的每一条极径, 检验其灰度变化曲线斜率的最大值, 如果该方向上的灰度变化曲线的斜率最大值超过所设阈值 ε , 则初步认定该方向属于钙化区域, 否则不属于。如式 (6) 所示

$$I'(:, i) = \begin{cases} I(:, i), \max_i > \varepsilon \\ 0, & \text{else} \end{cases} \quad (6)$$

其中, $I'(:, i)$ 和 $I(:, i)$ 分别是初步检测结果图和滤波后图像的第 i 列像素的灰度值(均为极坐标视图), $\max_i$ 是极坐标视图中第 i 列像素的灰度变化曲线的斜率最大值, $i=1, \dots, 360$ 。

[0027] (5) 精细检索含钙化斑块的图像:

如果仅根据预先设置的灰度变化曲线的斜率阈值判断图像中是否存在钙化斑块, 则可能会造成误判, 即将非钙化区域包括在内, 例如噪声点处的灰度跳变值可能会超过所设定的灰度变化曲线的斜率阈值, 从而造成检索错误。为了进一步增加检索的准确性与稳定性, 本发明方法通过验证极坐标视图中连续 n 列像素的性质, 对前述步骤得到的初步检索结果进行进一步筛选, 最终确定钙化斑块的具体位置。

[0028] 具体方法如下:

如果经过前述步骤, 初步认定极坐标视图中的某列像素属于钙化区域, 那么判断其邻域内的连续 n 列像素, 如果都属于钙化区域, 则该区域属于钙化区域, 并将最终检测到的钙化斑块具体位置显示在图像中; 否则该区域不是钙化斑块。所述方法有效克服了由图像中的噪声点造成的检索误差, 且计算过程简单、快速。

[0029] 附图 5 是对连续 5 帧含钙化斑块图像的检索结果, 其中设定灰度变化曲线的斜率阈值为 70, $n=6$, 所用检索时间为 0.86 秒(实验中所用计算机的硬件环境为 CPU AMD Athlon 64 Processor 3000+, 1.8GHz, 内存 1 GHz, 软件开发工具为 Matlab 6.5)。

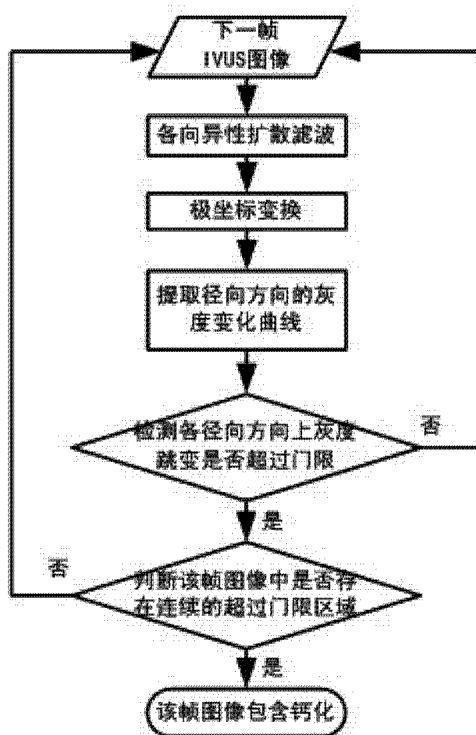


图 1

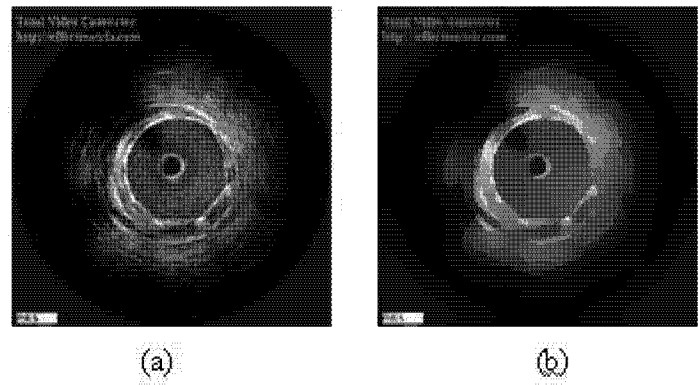


图 2

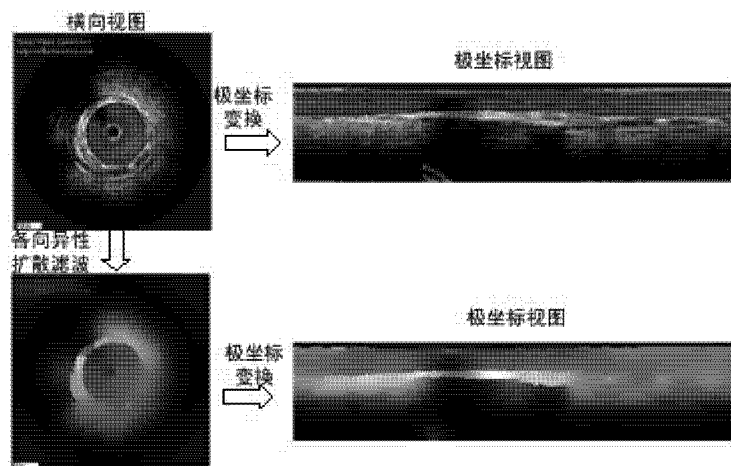


图 3

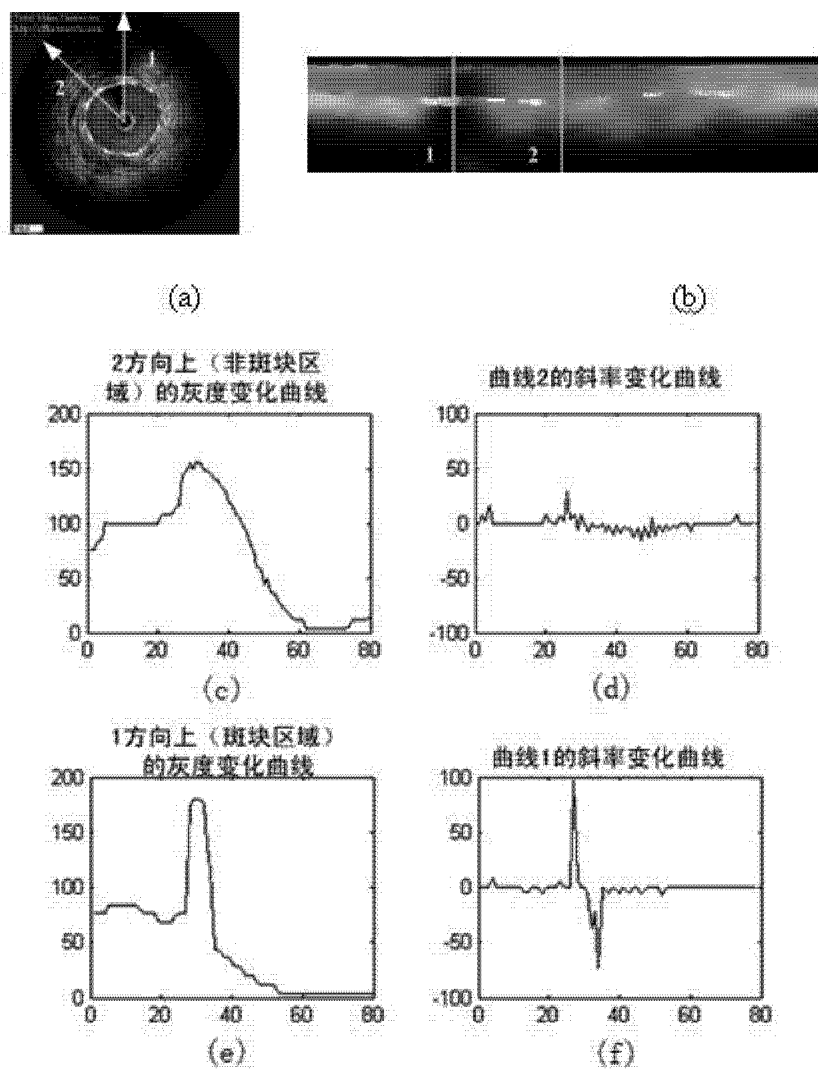


图 4

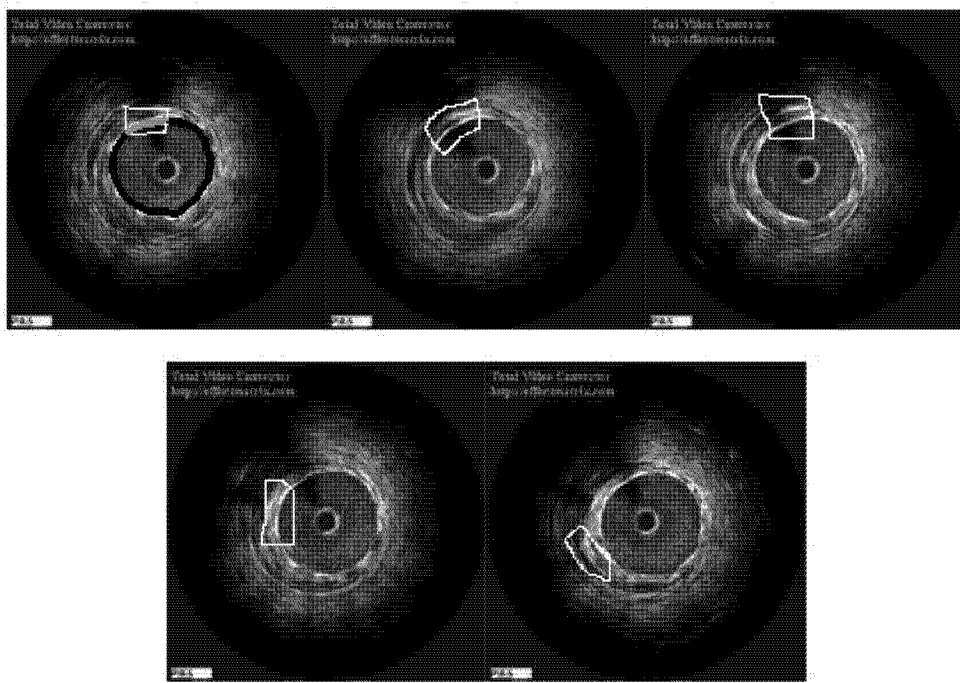


图 5

专利名称(译)	一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法		
公开(公告)号	CN103479399A	公开(公告)日	2014-01-01
申请号	CN201310472195.5	申请日	2013-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	华北电力大学		
申请(专利权)人(译)	华北电力大学(保定)		
当前申请(专利权)人(译)	华北电力大学(保定)		
[标]发明人	孙正 刘冰茹 李梦婵 王立欣 高启翔 胡宏伟		
发明人	孙正 刘冰茹 李梦婵 王立欣 高启翔 胡宏伟		
IPC分类号	A61B8/12		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种血管内超声图像序列中钙化斑块帧的自动检索方法，所述方法的具体步骤是：a、对各帧IVUS图像进行各向异性扩散滤波；b、对各向异性扩散滤波后的各帧IVUS图像进行极坐标变换；c、根据极坐标视图求得各个角度的径向灰度变化曲线；d、初步检索含钙化斑块的图像；e、精细检索含钙化斑块的图像。本发明无需采集IVUS设备的原始射频信号和背向散射信号，降低了所述方法的应用条件，而且检索过程全自动完成，不需要医生的手动参与，不仅可使医生从繁重的手工检索工作中解脱出来，而且可快速获得客观、可重复性高的检索结果，能够为冠心病的计算机辅助诊断和制定介入治疗方案等提供可靠依据。

