



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102982314 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 20

(21) 申请号 201210436130. 0

(22) 申请日 2012. 11. 05

(71) 申请人 深圳市恩普电子技术有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽阳光
社区松白路 1008 号 15 栋 3 楼

(72) 发明人 周传涛 马景辉 刘秀坚

(74) 专利代理机构 深圳市精英专利事务所
44242

代理人 李新林

(51) Int. Cl.

G06K 9/00 (2006. 01)

G06K 9/62 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

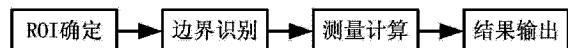
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

一种血管内外膜识别、描记和测量的方法

(57) 摘要

本发明涉及超声检测,公开了一种血管内外膜识别、描记和测量的方法,包括以下步骤:S1、获取感兴趣区域数据;S3、对感兴趣区域图像进行灰度数据聚类,用于得到各目标区域;S4、识别血管内、外膜的边界并进行描记;S6、计算血管厚度。本发明具有提高了血管内外膜与介质的标定精度和不规则血管功能检测指标计算的可信度的优点。



1. 一种血管内外膜识别、描记和测量的方法,其特征在于包括以下步骤:

- S1、获取感兴趣区域数据,用于在血管数字超声图像中选择感兴趣区域图像并贮存;
 S3、对感兴趣区域图像进行灰度数据聚类,用于得到各目标区域;
 S4、识别血管内、外膜的边界并进行描记;
 S6、计算血管厚度。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述步骤S1与步骤S3之间还有步骤S2、图像数据预处理,用于消除感兴趣区域图像中包含的噪声和血液信息。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述步骤S6之前还有步骤S5、可信度检验,对系列血管数字超声图像的样本数据进行图像质量统计,所述图像质量包括样本数据中的最大值、最小值、标准差及平均值;并对相继两幅血管数字超声图像的图像质量通过结构相似度指标进行计算,只有在图像质量结构相似度指标达到一定时才对厚度进行计算,以确保计算的可信度。

4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于:所述图像数据预处理方法为高斯滤波、均值滤波或中值滤波中的一种或多种的结合。

5. 根据权利要求1-3所述的任一方法,其特征在于:所述步骤S3对感兴趣区域图像进行灰度数据聚类包括:

S31、各聚类中心的初始化,根据灰度数据取值范围和各组织结构灰度值间的差别,将整个灰度取值分为多段,即聚类个数,并取出各段的中间灰度值作为算法的初始聚类中心,根据对应的灰度分布特点将图像分为若干块;

S32、数据初分类,针对每块数据,统计各灰度特征个数,并给出统计直方图,在该块中每个灰度数据仅需计算一次,即该值与各个聚类中心灰度值间的欧式距离,同时比较得出该数据样本所属的聚类中心进行数据分类,其中,设样本 $X=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ 与聚类中心 $Y=(y_1, y_2, \dots, y_n)$ 之间的欧氏距离定义为:

$$d(X, Y) = \sqrt{(x_1 - y_1)^2 + (x_2 - y_2)^2 + \dots + (x_n - y_n)^2};$$

S33、数据终分类,首先进行灰度特征值处理,其次计算各灰度值与每个聚类中心的距离,来重新进行数据分类,最后根据不同类别中灰度数据取平均值,得到下次迭代的聚类中心,并采用迭代法进行更新;当聚类中心不再发生变化时,迭代结束,此时得到的各数据样本类别为不同组织结构的类型,即完成灰度数据的分类。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述步骤S4识别血管内、外膜的边界包括以下步骤:

- S41、外膜、内膜边界识别;
 S42、描记数据平滑处理;
 S43、描记数据输出。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于:所述外膜、内膜边界识别为基于梯度的邻域搜索模型来确定的,

在已获取数据中,设探头得到的每条扫描线为算法处理的一个数据向量,其大小为探头深度方向上的扫描点数,在算法实现过程中,分类后数据的处理单元大小不变,处理对象则为灰度数据的类别信息;梯度方向与取最大方向导数的方向一致,其模为函数在该点方

向导数的最大值；该算法模型中用到一维梯度定义为该维数上的最大方向导数，表示如下式：

$$\text{grad}(x) = (f(x+\Delta x) - f(x)) / \Delta x$$

其中， $\text{grad}(x)$ 表示在 x 处的梯度， $f(x)$ 为灰度数据取值， Δx 表示在该方向上的变化量；

利用基于灰度直方图统计的分块 K-Means 聚类算法得到的数据类别信息，求出对应的极值点，所有的极值点所处位置组成了各组织结构的边界，且血管内膜、外膜均由部分极值点对应的位置组成；

采用邻域搜索法来求得准确血管内膜、外膜各组织结构边界的极值点位置，其中邻域定义为：以 a 为中心的任何开区间称为点 a 的邻域，记作 $U(a)$ ；设 δ 是任一正数，则开区间 $(a-\delta, a+\delta)$ 就是点 a 的一个邻域，这个邻域称为点 a 的 δ 邻域。

8. 根据权利要求 6 所述的方法，其特征在于：所述描记数据平滑处理为对获得的一维内膜和外膜的位置数据做高斯平滑以消除毛刺。

9. 根据权利要求 1-3 所述的任一方法，其特征在于：所述步骤 S6 计算血管厚度包括：首先利用拟合数据采集模块进行拟合数据采集，然后利用直线拟合及角度计算模块对采集的数据进行直线拟合和角度计算，再利用厚度计算模块进行厚度计算，最后利用统计模块进行统计计算。

10. 根据权利要求 9 所述的方法，其特征在于：所述拟合数据采集模块对标记后的内外膜数据进行采集，其最初几列向右采集，而最后几列向左采集；在向左采集时为了防止与向右采集的数据符号相反还对向左采集到的数据进行反转；采集方向的选择是在所计算列小于兴趣区域图像宽度的一半时向右采集，大于兴趣区域图像一半时向左采集；

根据计算位置 p ，确定数据采集方向 dr ：

$$dr = \begin{cases} \text{左} & p \geq \text{roi_w}/2 \\ \text{右} & p \leq \text{roi_w}/2 \end{cases},$$

其中采集点数在模块中统一指定或动态变化，采集间隔以一个像素的距离或按一定步长进行采集，采集点数须满足如下的不等式：

$$\max(Cn_min, \frac{\text{roi_w}}{2 * \text{step}}) \leq Cn \leq \min(Cn_max, \frac{\text{roi_w}}{\text{step}})$$

其中 Cn 为采集点数， roi_w 为兴趣区域图像宽度， step 为采集步长；

完成拟合数据采集后对这些数据进行直线拟合，分别在内外膜标记采用最小二乘法对采集的点进行拟合并得到拟合直线方程，根据内外两条拟合直线方程获取各自的角度；

厚度计算模块中，首先获取两条拟合直线的倾斜角，血管内外膜不平行情况下的厚度，

$$|GE| = \frac{2 * l * \tan(\theta) * \sin(\frac{\theta}{2})}{\cos^2(\frac{\theta}{2})}$$

其中， GE 为血管的厚度， θ 为两条拟合直线的倾斜角的角度之差， l 为两条拟合直线起点的距离；

如果，内膜和外膜平行，则，

$$|GE| = l * \cos(\beta)$$

其中, β 为平行膜与水平之间的夹角;

最后,统计模块对兴趣区域图像中的每一列进行厚度计算得到一系列的样本数据进行统计计算得到血管的厚度,其中统计模块中的“质量指标”是对相继两幅 ROI 图像质量的评价,图像质量的评价通过结构相似度指标进行计算。测量模块只有在质量指标达到一定值时才对厚度进行计算,以确保计算的可信度。

一种血管内外膜识别、描记和测量的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声检测,尤其是涉及一种血管内外膜识别、描记和测量的方法。

背景技术

[0002] 血管动脉粥样硬化可引起动脉窄化,即冠心病,该病能引起呼吸短促、心绞痛,甚至是心脏病等多种疾病,严重时更会导致动脉破裂,因此,动脉粥样硬化严重危害人类的生命财产。动脉粥样硬化程度的测量比较困难,且存在一定的风险,而颈动脉则被证明能有效反映动脉硬化程度。

[0003] 由于 B 型超声扫描技术能提供分辨率较高的颈动脉血管图像,该扫描不会对人体造成伤害,且成本较低。超声图像能提供清晰的颈动脉壁的多层数字图像数据,通过对该数据的测量分析,可估算出动脉硬化程度,因此,硬化程度测量准确度直接影响了疾病的诊断、预防和治疗效果。

[0004] 颈动脉感兴趣区域的超声回波数据主要包括:血管腔中的血液数据,血管内膜数据,血管内外膜间介质数据,血管外膜数据,噪声数据。因此,血管内膜-介质厚度(Intima-Media Thickness, IMT),即内膜与外膜之间的厚度,其测量能准确反映血管动脉硬化的情况,对硬化疾病有较为精确的识别。

[0005] 在 IMT 计算方面,典型的技术是沿垂直于血管壁的方向计算内膜与外膜之间的像素距离,最后用尺度因子转化为实际中的厚度。这种技术对走势水平,规则的血管 IMT 计算较准确,但对用户使用技巧要求很高。在实际应用中感兴趣区域中的血管并不总是水平走势,而是伴随着一定的倾斜和不规则,因此,该 IMT 计算不够精确。

发明内容

[0006] 为克服现有技术中进行超声图像组织结构边界测量不够精确的缺点,本发明的目的在于提供一种能提高血管内外膜与介质的标定精度和不规则血管功能检测指标计算可信度的血管内外膜识别、描记和测量的方法。

[0007] 本发明的目的是通过以下技术措施实现的,一种血管内外膜识别、描记和测量的方法,其包括以下步骤:

[0008] S1、获取感兴趣区域数据,用于在血管数字超声图像中选择感兴趣区域图像并贮存;

[0009] S3、对感兴趣区域图像进行灰度数据聚类,用于得到各目标区域;

[0010] S4、识别血管内、外膜的边界并进行描记;

[0011] S6、计算血管厚度。

[0012] 作为一种优选方式,所述步骤 S1 与步骤 S3 之间还有步骤 S2、图像数据预处理,用于消除感兴趣区域图像中包含的噪声和血液信息。

[0013] 作为一种优选方式,所述步骤 S6 之前还有步骤 S5、可信度检验,对系列血管数字超声图像的样本数据进行图像质量统计,所述图像质量包括样本数据中的最大值、最小值、

标准差及平均值；并对相继两幅血管数字超声图像的图像质量通过结构相似度指标进行计算，只有在图像质量结构相似度指标达到一定时才对厚度进行计算，以确保计算的可信度。

[0014] 具体的，所述图像数据预处理方法为高斯滤波、均值滤波或中值滤波中的一种或多种的结合。

[0015] 作为一种优选方式，所述对感兴趣区域图像进行灰度数据聚类包括：

[0016] S31、各聚类中心的初始化，根据灰度数据取值范围和各组织结构灰度值间的差别，将整个灰度取值分为多段，即聚类个数，并取出各段的中间灰度值作为算法的初始聚类中心，根据对应的灰度分布特点将图像分为若干块；

[0017] S32、数据初分类，针对每块数据，统计各灰度特征个数，并给出统计直方图，在该块中每个灰度数据仅需计算一次，即该值与各个聚类中心灰度值间的欧式距离，同时比较得出该数据样本所属的聚类中心进行数据分类，其中，设样本 $X=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ 与聚类中心 $Y=(y_1, y_2, \dots, y_n)$ 之间的欧氏距离定义为：

$$d(X, Y) = \sqrt{(x_1 - y_1)^2 + (x_2 - y_2)^2 + \dots + (x_n - y_n)^2} ;$$

[0018] S33、数据终分类，首先进行灰度特征值处理，其次计算各灰度值与每个聚类中心的距离，来重新进行数据分类，最后根据不同类别中灰度数据取平均值，得到下次迭代的聚类中心，并采用迭代法进行更新；当聚类中心不再发生变化时，迭代结束，此时得到的各数据样本类别为不同组织结构类型，即完成灰度数据的分类。

[0019] 作为一种优选方式，所述识别血管内、外膜的边界包括以下步骤：

[0020] S41、外膜、内膜边界识别；

[0021] S42、描记数据平滑处理；

[0022] S43、描记数据输出。

[0023] 具体的，所述外膜、内膜边界识别为基于梯度的邻域搜索模型来确定的，

[0024] 在已获取数据中，设探头得到的每条扫描线为算法处理的一个数据向量，其大小为探头深度方向上的扫描点数，在算法实现过程中，分类后数据的处理单元大小不变，处理对象则为灰度数据的类别信息；梯度方向与取最大方向导数的方向一致，其模为函数在该点方向导数的最大值；该算法模型中用到一维梯度定义为该维数上的最大方向导数，表示如下式：

$$[0025] \quad \text{grad}(x) = (f(x + \Delta x) - f(x)) / \Delta x$$

[0026] 其中， $\text{grad}(x)$ 表示在 x 处的梯度， $f(x)$ 为灰度数据取值， Δx 表示在该方向上的变化量；

[0027] 利用基于灰度直方图统计的分块 K-Means 聚类算法得到的数据类别信息，求出对应的极值点，所有的极值点所处位置组成了各组织结构的边界，且血管内膜、外膜均由部分极值点对应的位置组成；

[0028] 采用邻域搜索法来求得准确血管内膜、外膜各组织结构边界的极值点位置，其中邻域定义为：以 a 为中心的任何开区间称为点 a 的邻域，记作 $U(a)$ ；设 δ 是任一正数，则开区间 $(a - \delta, a + \delta)$ 就是点 a 的一个邻域，这个邻域称为点 a 的 δ 邻域。

[0029] 具体的，所述描记数据平滑处理为对获得的一维内膜和外膜的位置数据做高斯平滑以消除毛刺。

[0030] 作为一种优选方式，首先利用拟合数据采集模块进行拟合数据采集，然后利用直

线拟合及角度计算模块对采集的数据进行直线拟合和角度计算,再利用厚度计算模块进行厚度计算,最后利用统计模块进行统计计算。

[0031] 具体的,所述拟合数据采集模块对标记后的内外膜数据进行采集,因兴趣区域图像第一列向左并无数据,其最初几列向右采集,而最后几列向左采集;在向左采集时为了防止与向右采集的数据符号相反还对向左采集到的数据进行反转;采集方向的选择是在所计算列小于兴趣区域图像宽度的一半时向右采集,大于兴趣区域图像一半时向左采集;

[0032] 根据计算位置 p , 确定数据采集方向 dr :

[0033]

$$dr = \begin{cases} \text{左} & p \geq \text{roi_w}/2 \\ \text{右} & p \leq \text{roi_w}/2 \end{cases},$$

[0034] 其中采集点数在模块中统一指定或动态变化,采集间隔以一个像素的距离或按一定步长进行采集,采集点数须满足如下的不等式:

$$[0035] \quad \max(Cn_min, \frac{\text{roi_w}}{2 * \text{step}}) \leq Cn \leq \min(Cn_max, \frac{\text{roi_w}}{\text{step}})$$

[0036] 其中 Cn 为采集点数, roi_w 为兴趣区域图像宽度, step 为采集步长;

[0037] 完成拟合数据采集后对这些数据进行直线拟合,分别在内外膜标记采用最小二乘法对采集的点进行拟合并得到拟合直线方程,根据内外两条拟合直线方程获取各自的角度;

[0038] 厚度计算模块中,首先获取两条拟合直线的倾斜角,血管内外膜不平行情况下的厚度,

$$[0039] \quad |GE| = \frac{2 * l * \tan(\theta) * \sin(\frac{\theta}{2})}{\cos^2(\frac{\theta}{2})}$$

[0040] 其中, GE 为血管的厚度, θ 为两条拟合直线的倾斜角的角度之差, l 为两条拟合直线起点的距离;

[0041] 如果,内膜和外膜平行,则,

$$[0042] \quad |GE| = l * \cos(\beta)$$

[0043] 其中, β 为平行膜与水平之间的夹角;

[0044] 最后,统计模块对兴趣区域图像中的每一列进行厚度计算得到一系列的样本数据进行统计计算得到血管的厚度,其中统计模块中的“质量指标”是对相继两幅 ROI 图像质量的评价,图像质量的评价通过结构相似度(SSIM)指标进行计算。测量模块只有在质量指标达到一定值时才对厚度进行计算,以确保计算的可信度。

[0045] 本发明利用对感兴趣区域图像进行灰度数据聚类,用于得到各目标区域;再通过识别血管内、外膜的边界并进行描记;最后计算出血管厚度。本发明提高了血管内外膜与介质的标定精度和不规则血管功能检测指标计算的可信度。

附图说明

[0046] 图 1 为本发明实施例的 IMT 处理流程图。

[0047] 图 2 为本发明实施例的边界识别流程图。

- [0048] 图 3 为本发明实施例的分块 K-Means 聚类算法实现流程。
 [0049] 图 4 为本发明实施例的基于梯度的邻域搜索模型。
 [0050] 图 5 为本发明实施例的 IMT 参数计算流程图。
 [0051] 图 6 为本发明实施例的描记数据采集流程图。
 [0052] 图 7 为本发明实施例的直线拟合示意图。
 [0053] 图 8 为本发明实施例的 IMT 计算解析图。
 [0054] 图 9 为本发明实施例的血管内外膜描记结果图。

具体实施方式

[0055] 下面结合实施例并对照附图对本发明作进一步详细说明。

[0056] 如图 1 至图 9 所示,一种提取超声二维灰度图像中血管组织结构内外膜的边界检测和计算的方法,存储在数据缓冲区的血管超声图像二维灰度数据,根据缓冲区的区域确定感兴趣区域,然后按照图 1 中边界识别和测量计算操作,输出结果显示。

[0057] 本发明所涉及到的血管超声二维灰度数据可以是人体任意组织结构的血管灰度图像,包括但不限于颈总动脉、颈内动脉和股动脉等二维超声血管灰度图像,图像中至少包括血管壁的内膜和外膜。下面是本发明的详细实施步骤。

[0058] 第一步,获取感兴趣区域数据。首先选取特定范围图像(至少应包含血管壁的内膜和外膜),称为感兴趣区域 ROI,然后在内存中动态分配一块存储区,其大小不少于感性区域的大小,将感兴趣区域的图像数据写入该内存中。

[0059] 第二步 ROI 图像数据预处理。一般情况下,图像包含一些噪声和血液信号,这些信号会影响到血管壁的内膜、外膜和中介质的判断,因此滤除这些信号是必要的。通常的滤波方法是采用高斯滤波、均值滤波以及中值滤波等方法,具体表现如下。

[0060] (1) 均值滤波:

$$[0061] \quad I'(x_0, y_0) = \frac{1}{n} \sum_{x=x_0-\lfloor \frac{n}{2} \rfloor}^{x_0+\lfloor \frac{n}{2} \rfloor} \sum_{y=y_0-\lfloor \frac{n}{2} \rfloor}^{y_0+\lfloor \frac{n}{2} \rfloor} I(x, y)$$

[0062] 其中, n 是滤波器窗口大小, n 可以取偶数也可以取奇数,如果 n 是一个奇数,则向下取整。I(x, y) 表示在坐标 (x, y) 处的图像灰度值。

[0063] (2) 中值滤波:

$$[0064] \quad I'(x, y) = \text{MedFilter}(I(x, y), n, n)$$

[0065] (3) 高斯滤波核函数:

$$[0066] \quad G(x, y) = \frac{1}{4\pi\alpha} e^{-\frac{[(x-n)^2+(y-n)^2]}{4\alpha}}$$

$$[0067] \quad I'(x, y) = I(x, y) * G(x, y)$$

[0068] 根据 ROI 图像数据的特性,血液数据的灰度值偏小,外膜数据的灰度值偏大,首先采用阈值处理,

[0069] 去除血管腔中的血液数据,保留内膜 - 外膜间的数据,简单灰度阈值方法:

$$[0070] \quad \text{th} = \alpha I_{\max} + (1 - \alpha) I_{\min}$$

[0071] 其中表示阈值系数,取值不限于 [0.1, 0.2]。表示 ROI 区域的灰度最大值,表示 ROI

区域的灰度最小值。

[0072] 然后对数据进行边界延拓,一般边界延拓的方法是零延拓,常数延拓,周期延拓和对称延拓等几种。本发明采用了对称延拓中的镜像对称延拓方法,但不限于此方法。最后对延拓后的数据进行高斯滤波,高斯滤波器窗的大小不限于 3×3 或 5×5 。

[0073] 第三步灰度数据聚类。考虑到各个组织结构灰度分布特点,对不同数据对象进行划分,来提高不同组织区域中对象的聚类性能。鉴于此,提出了基于灰度直方图统计的分块 K-Means 聚类算法完成组织结构的边界估计。

[0074] 第四步血管内膜和外膜边界识别。为有效处理所得的类别数据,本发明建立了基于梯度的邻域搜索模型,并分析了该模型能有效实现血管描记功能,且避免了局部最优的问题。

[0075] 在确定灰度图像中感兴趣区域的基础上,基于灰度特征进行区域聚类,将得到不同类别的相交位置作为相邻区域边界。其具体实现流程见图 2。

[0076] 典型的 K-Means 聚类算法,主要通过求平均值的方法更新聚类中心,并根据各处理对象与聚类中心的欧式距离来决定所属的类别,其中,设样本 $X=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ 与聚类中心 $Y=(y_1, y_2, \dots, y_n)$ 之间的欧氏距离可定义为:

$$[0077] \quad d(X, Y) = \sqrt{(x_1 - y_1)^2 + (x_2 - y_2)^2 + \dots + (x_n - y_n)^2}$$

[0078] 考虑到感兴趣区域大小和各个组织结构的数据特征分布不均匀性,减少分类的不准确性,根据对应的灰度分布特点不同,因此将 ROI 区域分为 N 块,在各块中可以获得更精确的聚类中心,从而提高不同组织区域中对象的聚类性能。

[0079] 聚类中心的初始化是对各块数据样本进行统一处理,由于随机选择聚类中心的盲目性较大。本发明根据灰度数据取值范围和各组织结构灰度值间的差别,将整个灰度取值分为 k 段,即聚类个数,并取出各段的中间灰度值作为算法的初始聚类中心。

[0080] 针对每块数据,统计各灰度特征个数,并给出统计直方图。在该块中每个灰度数据只需计算一次,即该值与各个聚类中心灰度值间的欧式距离,同时比较可得该数据样本所属的类别。因此,通过对应灰度直方图可极大的减少聚类实现的时间。

[0081] 聚类中心更新是本发明中算法实现的关键,且更新的迭代次数也决定了算法的时间复杂度。在每次迭代更新中,首先进行灰度特征值处理,其次计算各灰度值与每个聚类中心的距离,来重新进行数据分类,最后根据不同类别中灰度数据取平均值,得到下次迭代的聚类中心,完成更新功能。

[0082] 当聚类中心不再发生变化时,迭代结束,此时得到的各数据样本类别为不同组织结构的类型,即完成灰度数据的分类。

[0083] 在该算法中,输入参数主要包括灰度特征数据,分块个数 N,聚类个数 k,以及包含 n 个数据对象的样本集;输出即为各块满足方差最小标准的 k 个聚类。根据上述关键点的说明,针对每块原始数据样本,其处理流程如图 3 所示,详细内容如下。

[0084] (1) 根据上述方法初始化聚类中心,从 n 个灰度数据对象中选择 k 个对象作为初始聚类中心;

[0085] (2) 为提高算法的实现效率,对所有的灰度特征值进行统计,并给出直方图,来支持聚类中心的快速更新;

[0086] (3) 根据每个聚类中心所有灰度对象的均值求出聚类中心,计算样本集中每个对

象与所有聚类中心对象的距离,并根据最小距离重新对相应对象进行类别划分;

[0087] (4) 针对重新划分的类别信息,计算每个聚类的均值作为新的聚类中心对象;

[0088] (5) 循环流程(3)到(4),直到每个聚类中心不再发生变化为止。

[0089] 在感兴趣区域中,根据基于灰度直方图统计的分块 K-Means 聚类算法确定各组织类别,各类别组织灰度数据可分别编码为 $1, 2, \dots, k$ 。结合组织结构的数据特征,基于典型的搜索算法,本发明根据已确定的组织边界,建立了基于梯度的邻域搜索模型来确定血管的内膜和外膜。

[0090] 在已获取数据中,设探头得到的每条扫描线为算法处理的一个数据向量,其大小为探头深度方向上的扫描点数。在算法实现过程中,分类后数据的处理单元大小不变,处理对象则为灰度数据的类别信息。

[0091] 梯度方向与取最大方向导数的方向一致,其模为函数在该点方向导数的最大值。该算法模型中用到一维梯度可定义为该维数上的最大方向导数,表示如下式:

[0092] $\text{grad}(x) = (f(x+\Delta x) - f(x)) / \Delta x$

[0093] 其中, $\text{grad}(x)$ 表示在 x 处的梯度, $f(x)$ 为灰度数据取值, Δx 表示在该方向上的变化量。

[0094] 利用基于灰度直方图统计的分块 K-Means 聚类算法得到的数据类别信息,可求出对应的极值点。由梯度的定义可知,所有的极值点所处位置组成了各组织结构的边界,且血管内膜、外膜均由部分极值点对应的位置组成。

[0095] 考虑到噪声会对原始灰度数据造成不同程度影响,将导致分类结果存在一定偏差,因此,本发明所求取的部分极值点是由噪声造成的。为更准确的获取血管内膜、外膜的位置,发明中采用邻域搜索法来求得准确的极值点位置。其中邻域可定义为:以 a 为中心的任何开区间称为点 a 的邻域,记作 $U(a)$ 。设 δ 是任一正数,则开区间 $(a-\delta, a+\delta)$ 就是点 a 的一个邻域,这个邻域称为点 a 的 δ 邻域。

[0096] 第五步血管内膜和外膜描记数据的平滑后处理。对获得的一维内膜和外膜的位置数据做高斯平滑以消除毛刺。

[0097] 第六步 IMT 参数计算。IMT 计算模块包括:拟合数据采集模块、直线拟合及角度计算模块、厚度计算模块及统计模块四个部分。首先进行拟合数据采集,然后对采集的数据进行直线拟合和角度计算,再次进行厚度的计算,最后是统计计算。流程如图 5 所示。

[0098] 拟合数据采集模块对标记后的内外膜数据进行采集,考虑到 ROI 区域最初几列及最后几列厚度的计算,数据采集时应顾及到列所在位置并确定采集方向,如 ROI 区域最初几列应向右采集,因第一列向左并无数据;而最后列应向左采集,在向左采集时为了防止与向右采集符号相反应对采集到的数据进行反转。采集方向的选择应是在所计算列小于 ROI 宽度的一半时向右采集,大于 ROI 一半时向左采集,此模块流程图 6 所示。

[0099] 根据计算位置 p ,确定数据采集方向 dr :

[0100]

$$dr = \begin{cases} \text{左} & p \geq \text{roi_w}/2 \\ \text{右} & p \leq \text{roi_w}/2 \end{cases}$$

[0101] 其中采集点数可以在模块中统一指定也可以动态变化,采集间隔可以一个像素的距离也可以按一定步长进行采集,采集点数不能太大,须满足如下的不等式:

$$[0102] \quad \max(Cn_min, \frac{roi_w}{2*step}) \leq Cn \leq \min(Cn_max, \frac{roi_w}{step})$$

[0103] 其中 Cn 为采集点数, roi_w 为 ROI 宽度, step 为采集步长。

[0104] 完成拟合数据采集后就可以对这些数据进行直线拟合, 分别在内外膜标记采用最小二乘法对采集的点进行拟合, 拟合结果如下图 7 所示。在图 7 中, 1 为正在计算的列, 2 为内膜标记, 3 为外膜标记, 4 为在内膜采集的其中一个拟合数据, 5 为外膜采集的其中一个拟合数据 (示例中拟合数据个数为 6), 6 为用在内膜采集到的 6 个数据拟合而成的直线, 7 为用在外膜采集到的 6 个数据拟合而成的直线。在得到了内外两条拟合直线方程后便可得到各自的角度。

[0105] 厚度计算模块中, 首先求两条拟合直线的倾斜角 HAC 和 GBD, 然后作直线 BC 平行于直线 AH, 则 GBC 表示内外膜在点 A 和点 B 处拟合直线的夹角, 直线 BF 平分 GBC, 交 CD 与 F, 过点 F 作 BF 的垂线与 BC 和 BG 分别交于 E 和 G, 定义线段 EG 为 IMT 值, 如下图 8 所示。其中 AB 为计算目标的列, EBG 为内外膜拟合直线夹角, FBG 为两倾斜夹角均值, 即为 EBG 的一半, 则三角形 EBG 为等腰三角形, 在直角三角形 BDC 和等腰三角形 BGE 中可以利用下列公式方便地求出线段 GE 的值, 此即血管内外膜不平行情况下的厚度。

$$[0106] \quad |GE| = \frac{2 * l * \tan(\theta) * \sin(\frac{\theta}{2})}{\cos^2(\frac{\theta}{2})}$$

[0107] 其中 θ 为 EBG 角度 (即 HAC 和 GBD 之差), 为线段 CD (或 AB) 的长度。

[0108] 如果, 内膜和外膜平行, 则,

$$[0109] \quad |GE| = l * \cos(\beta)$$

[0110] 其中 β 为平行膜与水平之间的夹角。

[0111] 最后, 统计模块对 ROI 区域中的每一列进行厚度计算得到一系列的样本数据进行最大值、最小值、标准差及平均值等的统计。其中统计模块中的“质量指标”是对相继两幅 ROI 图像质量的评价, 图像质量的评价通过结构相似度 (SSIM) 指标进行计算。测量模块只有在质量指标达到一定值时才对厚度进行计算, 以确保计算的可信度。

[0112] 以上是对本发明血管内外膜识别、描记和测量的方法进行了阐述, 用于帮助理解本发明, 但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制, 任何未背离本发明原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化, 均应为等效的置换方式, 都包含在本发明的保护范围之内。

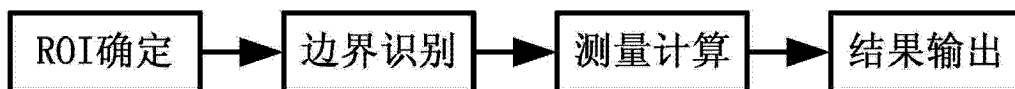


图 1

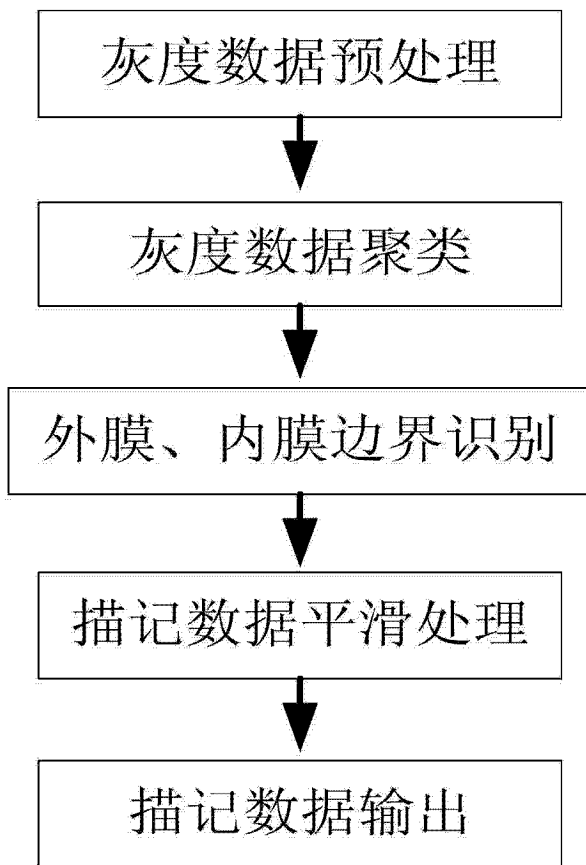


图 2

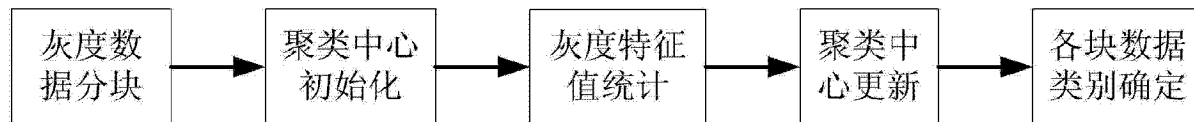


图 3

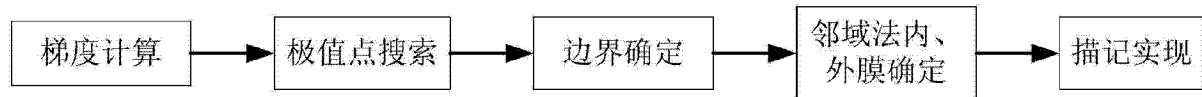


图 4

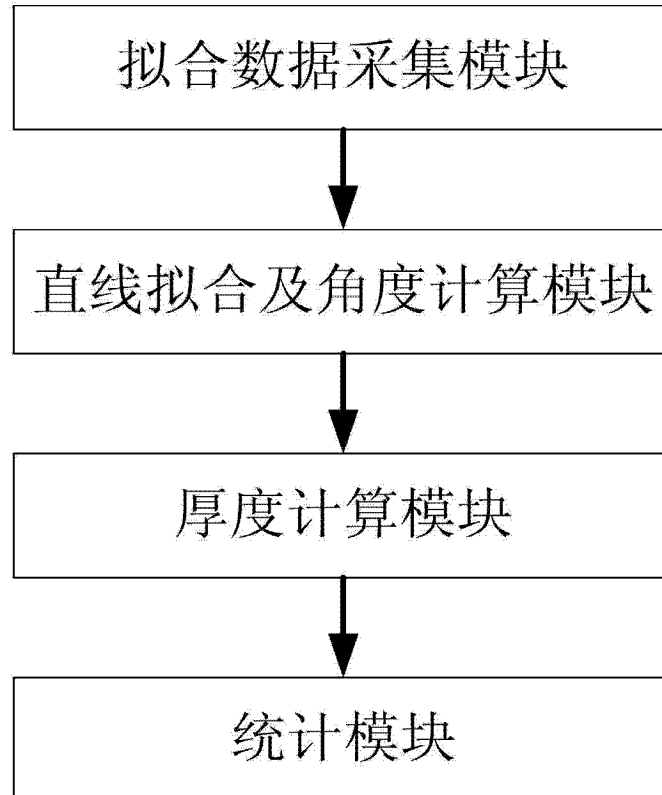


图 5

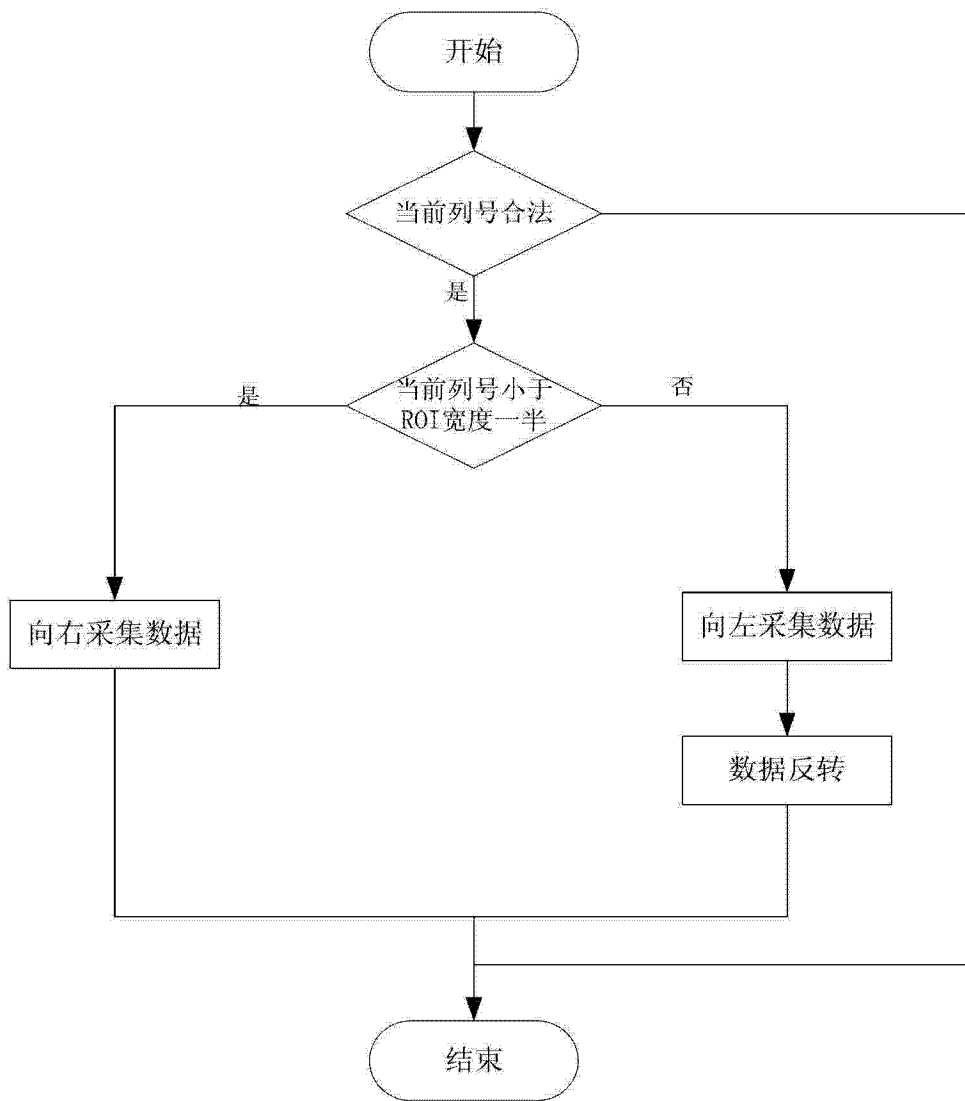


图 6

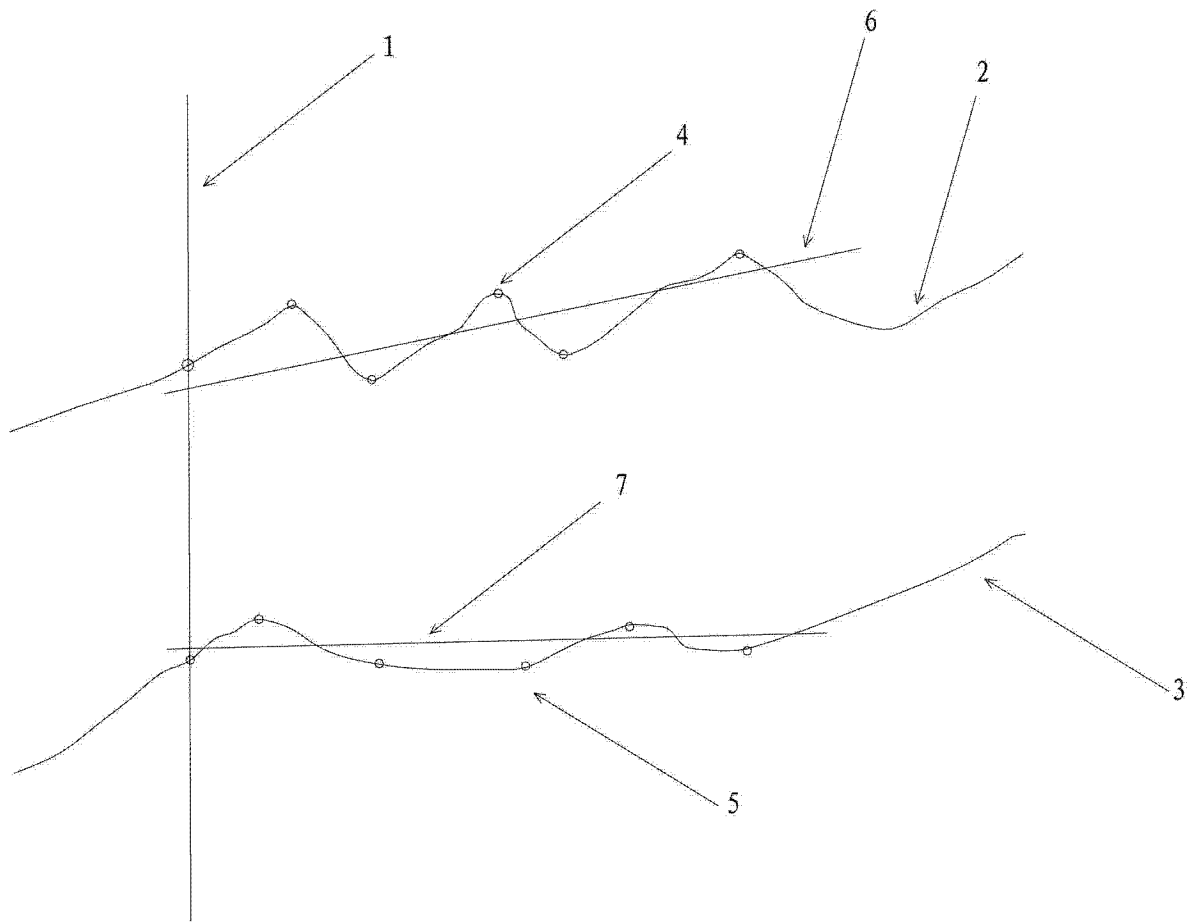


图 7

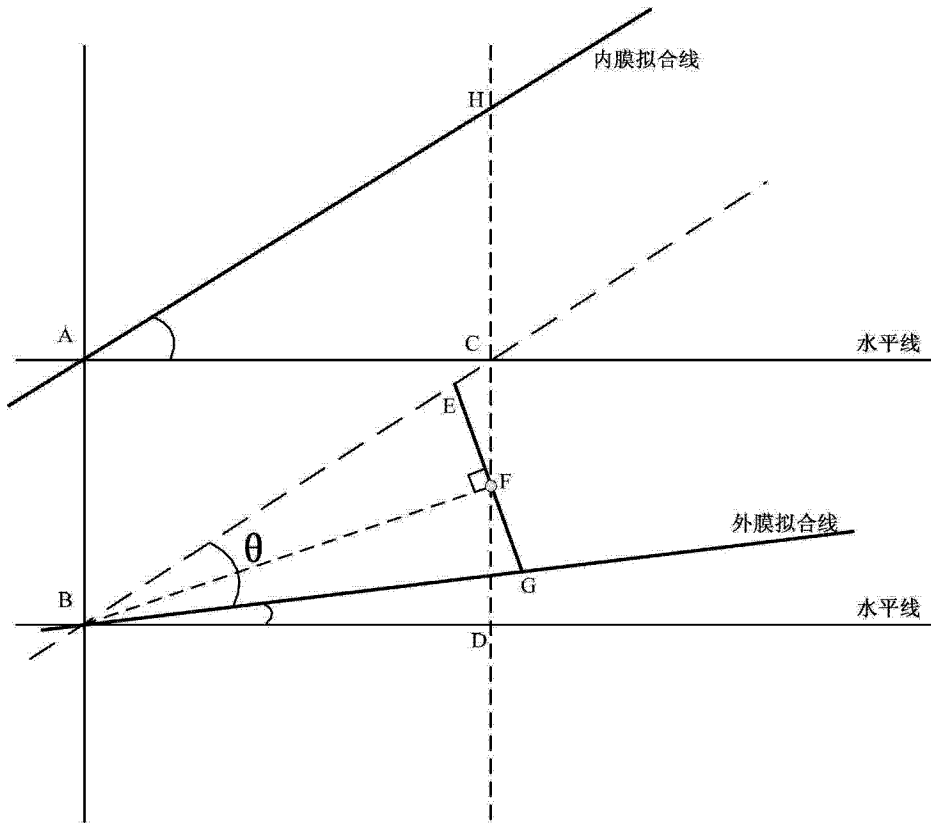


图 8

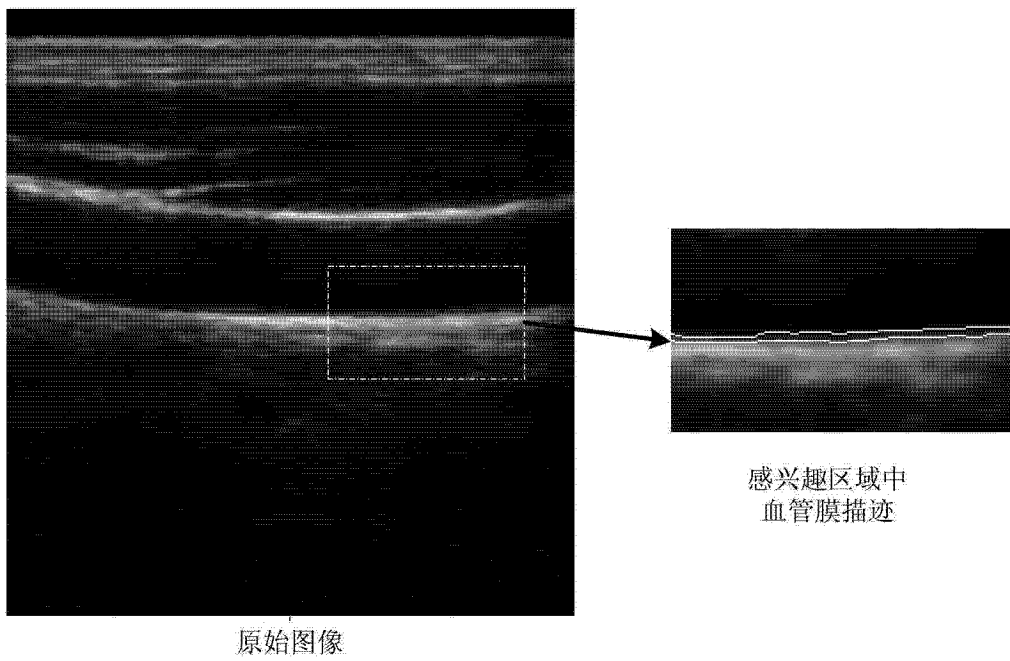


图 9

专利名称(译)	一种血管内外膜识别、描记和测量的方法		
公开(公告)号	CN102982314A	公开(公告)日	2013-03-20
申请号	CN201210436130.0	申请日	2012-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市恩普电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市恩普电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市恩普电子有限公司		
[标]发明人	周传涛 马景辉 刘秀坚		
发明人	周传涛 马景辉 刘秀坚		
IPC分类号	G06K9/00 G06K9/62 A61B8/08		
CPC分类号	G06K9/4604 G06K9/6223 G06T7/12 G06T2207/30101		
代理人(译)	李新林		
其他公开文献	CN102982314B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声检测，公开了一种血管内外膜识别、描记和测量的方法，包括以下步骤：S1、获取感兴趣区域数据；S3、对感兴趣区域图像进行灰度数据聚类，用于得到各目标区域；S4、识别血管内、外膜的边界并进行描记；S6、计算血管厚度。本发明具有提高了血管内外膜与介质的标定精度和不规则血管功能检测指标计算的可靠性的优点。

