



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106570856 A

(43)申请公布日 2017.04.19

(21)申请号 201610782555.5

(22)申请日 2016.08.31

(71)申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 师冬丽 李锵 关欣 刘铭赫

曹清洁

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 刘国威

(51)Int.Cl.

G06T 7/00(2017.01)

G06T 7/12(2017.01)

A61B 8/08(2006.01)

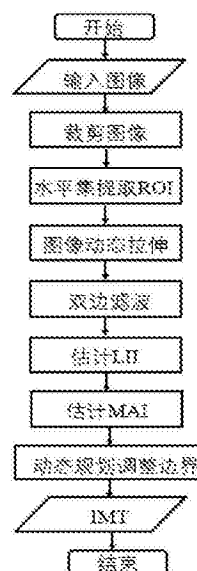
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量装置和方法

(57)摘要

本发明涉及医疗器械、图像处理技术,为将计算机图像处理技术应用在颈动脉超声波图像内中膜厚度测量中,避免手动测量方式存在的低效率及不稳定的缺陷,利用计算机算法提供快速、可靠的IMT参数,为心脑血管疾病早期诊断提供准确的依据。本发明:水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量装置和方法,由计算机对接收到的超声图像后进行处理,计算机上设置有如下模块:1)图像裁剪模块;2)提取ROI模块;3)图像动态拉伸模块:将图像灰度范围统一拉伸至0-255;4)图像滤波模块;5)估计LII模块;6)估计MAI模块;7)动态规划调整估计边界模块;8)后处理模块。本发明主要应用于医疗器械设计制造。



1. 一种水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量方法,其特征是,包括如下步骤:

- 1) 图像裁剪:裁剪移除超声图像中非测试信息部分,只保留血管部分;
- 2) 提取感兴趣区域ROI (Region of Interest):自动提取ROI;
- 3) 图像动态拉伸:将图像灰度范围统一拉伸至0-255;
- 4) 图像滤波:采用双边滤波算法去除噪声,同时保留图像边缘信息;
- 5) 估计管腔-内膜边界LII (Lumen-Intima Interface):采用形态学操作避免内膜缺陷的干扰,使得估计的LII更加靠近真是边界;
- 6) 估计中膜-外膜边界MAI (Media-Advantia Interface):根据梯度图信息估计MAI;
- 7) 动态规划调整估计边界:以梯度值与曲率值的加权和作为动态规划的能量函数,进行迭代计算获得膜边界特性;
- 8) 后处理:计算并评估IMT,对自动测量的IMT值进行判别,避免测量结果没有实际意义。

2. 如权利要求1所述的水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量方法,其特征是,提取ROI具体步骤是,首先直接对图像边缘使用连续曲线描述,与此同时采用图像信息对能量泛函进行定义,能量泛函的自变量含有边界轮廓曲线;接着采用动态EuIer-Lagrange方程的格式得到这个能量泛函相对应的曲线演化的方程;最终采用水平集方法对沿着能量模拟初始曲线下降最快的方向的演化过程进行模拟,以求出最佳的边界轮廓曲线,提取出ROI部分。

3. 如权利要求1所述的水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量方法,其特征是,图像动态拉伸具体步骤是,将高于m的灰度级进行压缩,直到它压缩到高灰度级的较窄范围内,而将低于m的灰度级进行压缩,使其存在于低灰度级的较窄范围内,拉伸中间的灰度级,增强各部分图像的反差,以使图像拥有比较高的对比度;拉伸公式如下:

$$s = \frac{1}{1 + (m/r)^E} \quad (5)$$

其中,s表示输出图像的灰度值,r表示输入图像灰度值,E是一个可以控制函数斜率的变量,m作为一个阈值可以被用户根据图像处理方面的实际需要进行参数设置。

4. 如权利要求1所述的水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量方法,其特征是,双边滤波公式如下:

$$g(x) = k^{-1}(x) \int \int_{-\infty}^{+\infty} f(\xi) c(\xi, x) s(\xi, x) d\xi \quad (8)$$

其中, $k(x) = \int \int_{-\infty}^{+\infty} s(\xi, x) c(\xi, x) d\xi$ 为双边滤波的归一化常数, x, ξ 表示像素点, $f(x)$ 表示 x

像素点的灰度值,滤波器为尺寸 10×10 的矩阵, $s(\xi, x) = \exp\left(-\frac{(f(\xi) - f(x))^2}{2\sigma_1^2}\right)$ 表示像素 ξ 与 x

的灰度相似度, $c(\xi, x) = \exp\left(-\frac{(\xi - x)^2}{2\sigma_2^2}\right)$ 表示像素 ξ 与 x 的距离相似度, σ_1 为基于灰度相似性计算出的高斯标准差,基于距离相似性就算出的高斯函数标准差为 σ_2 。

5. 如权利要求1所述的水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量方法,其特征是,估计LII步骤具体是,将ROI的灰度值归一化到区间 $[0, 1]$ 范围内,归一化函数的数学表达式如下:

$$f(x) = \frac{g(x) - f_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}} \quad (9)$$

其中, $g(x)$ 为灰度实际值, $f_{\min}$ 和 $f_{\max}$ 分别是ROI内灰度值的最小值和最大值;

归一化后得到的直方图由3个峰和2个谷组成。假设2个谷最低点的灰度值为 T_1 和 T_2 ,在ROI中沿竖直方向从上往下搜索,具体搜索步骤如下:

- (1) 令 $j=1$;将 i_1 从1增加到M进行搜索直到 $f(i_1, j) \geq T_1$; (i_1, j) 即所估计的LII起点;
- (2) 将 j 增加为 $j+1$,即在ROI的下一列搜索直到 $f(i_2, j) \geq T_1$;
- (3) 若 $i_2 > i_1$,将 (i_1+1, j) 作为估计LII上的一个新的点,若 $i_2 < i_1$,将 (i_1-1, j) 作为估计LII上的一个新的点,否则,将 (i_1, j) 作为新的估计点;将最新估计点的竖直坐标位置设为 i_1 ;
- (4) 若 $j=N$,输出估计的LII;否则,返回步骤(2)。

动态规划调整内中膜边界具体步骤是,根据梯度与曲率两方面的因素来建立以下方程:

$$L(x_1, x_2, \dots, x_N) = \sum_{k=1}^N g(x_k) + \lambda \sum_{k=2}^{N-1} c(x_{k-1}, x_k, x_{k+1}) \quad (10)$$

其中, $g(x_k)$ 表示像素 x_k 位置的梯度值, $c(x_{k-1}, x_k, x_{k+1})$ 表示由 (x_{k-1}, x_k, x_{k+1}) 三个点连成折线的曲率大小, λ 为一负常数。理想的边界具有梯度值大且曲率小的特点,因此,需要求解 $(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 使得 $L(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 函数值达到最大,使用八邻域折现法,将折线上的每个点往上或者往下移动一定像素距离,使得 $L(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 达到最大值,即得到最合理的边界。

6. 一种水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量装置,其特征是,由超声图像获取装置和计算机构成,计算机对接收到的超声图像后进行处理,计算机上设置有如下模块:

- 1) 图像裁剪模块:裁剪移除超声图像中非测试信息部分,只保留血管部分;
- 2) 提取ROI模块:自动提取ROI;
- 3) 图像动态拉伸模块:将图像灰度范围统一拉伸至0-255;
- 4) 图像滤波模块:采用双边滤波算法去除噪声,同时保留图像边缘信息;
- 5) 估计LII模块:采用形态学操作避免内膜缺陷的干扰,使得估计的LII更加靠近真是边界;
- 6) 估计MAI模块:根据梯度图信息估计MAI;
- 7) 动态规划调整估计边界模块:以梯度值与曲率值的加权和作为动态规划的能量函数,进行迭代计算获得膜边界特性;
- 8) 后处理模块:计算并评估IMT,对自动测量的IMT值进行判别,避免测量结果没有实际意义。

水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械、图像处理技术,具体讲,涉及基于水平集和动态规划动脉内中膜厚度测量装置和算法。

背景技术

[0002] 心脑血管疾病 (Cardiovascular diseases, CVDs) 是人类身体健康的首要疾病,已经成为人类生命第一杀手。而动脉粥样硬化最常见的病变部位就是颈总动脉 (Common Carotid Artery, CCA), 血液中的脂质随着心脑血管疾病的发展在血管内壁沉积,从而使内中膜结构 (Intima-Media Complex, IMC) 变厚增生,动脉变窄,内中膜厚度 (Intima-Media Thickness, IMT) 如果增大到一定程度,血流速度将会减慢,使大脑供血不畅,大脑功能也受到影响。因此,心脑血管疾病的早期病变表现在内中膜增厚上,内中膜厚度是预测心脑血管疾病严重程度的重要指标。临床上,内中膜厚度通常是医生本人对颈总动脉超声图像进行手工定点或边界描绘得出,主观性强,更加依赖个人经验。因此,本发明提出了一种结合水平集分割和动态规划的颈动脉超声图像内中膜厚度测量算法,利用计算机代替人工进行边界膜自动分割并计算IMT相关参数,以减少人工耗时和工作量,并降低测量差异,为心脑血管疾病早期诊断提供准确的依据。

[0003] 基于几何变形模型的水平集方法由Osher和Sethian于1982年提出。采用水平集分割方法所表示的几何曲线演化模型理论应用于图像分割领域的基本原理是:利用速度函数F(包含曲线变形力,比如曲率驱动力或者法向常量力或),在图像的空间范围对水平集函数演化,致使水平集函数的第零水平集所描述的闭合曲线能够在目标轮廓线所在的位置停止。水平集方法的思想中最重要的就是Hamilton-Jacobi方程,它为运动的隐式曲面进行基于时间的方程的数值求解该方法的基本原理是,将曲线或曲面作为零水平集嵌入到高一维的水平集函数中,通过一个更高维的函数来表达低维的曲线或曲面的演化过程。用水平集函数的零水平集函数表示闭合曲线的描述方法的核心思想是:把演化的闭合曲线 $C = \{(x(p), y(p)), p \in [0, 1]\}$ 嵌入到2D水平集函数 $\phi(x, y)$ 中,用水平集函数的第零水平集隐式地表示闭合曲线 $C: C = \{(x, y), \phi(x, y) = 0\}$ 。此时曲线的法向量 $N = \frac{-\nabla\phi}{|\nabla\phi|}$,切向量

$T = \text{div}\left(\frac{-\nabla\phi}{|\nabla\phi|}\right)$, 并且在第t时刻有

$$[0004] \quad \phi(C(p, t), t) = 0 \quad (1)$$

[0005] 两边求导可得到

$$[0006] \quad \frac{\partial\phi(C(t), t)}{\partial t} = 0 \Rightarrow \phi_t + \phi_c \cdot \frac{\partial C}{\partial t} \quad (2)$$

[0007] 代入式(1)的曲线演化方程以及法向量 $N = \frac{-\nabla\phi}{|\nabla\phi|}$, 可得到水平集演化方程

$$[0008] \quad \frac{\partial \phi}{\partial t} = -\nabla \phi \cdot \left(-F \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) \Rightarrow \frac{\partial \phi}{\partial t} = F |\nabla \phi| \quad (3)$$

[0009] 其中F为水平集函数演化的速度函数,同样地根据其取值的不同也存在不同的演化方式。通过速度函数F的作用不断演化水平集函数,最后第零水平集函数所形成的轮廓就是曲线演化的最终形式。

[0010] 动态规划(Dynamic Programming)是一种高效的优化方法,可以解决函数自变量非全相关情况下的优化问题。动态规划技术的关键在于定义一个代价函数,该代价函数包括边缘强度、边界光滑等约束,使代价函数达到极小能提取从左到右的边界它将复杂问题分解为一系列简单的子问题,并通过迭代的方法得到问题的解。对于下面这个问题:

$$[0011] \quad h(x_1, x_2, x_3, x_4) = h_1(x_1, x_2) + h_2(x_2, x_3) + h_3(x_3, x_4) \quad (4)$$

[0012] 求解 (x_1, x_2, x_3, x_4) , 使得 $h(x_1, x_2, x_3, x_4)$ 取得最大值。

[0013] 利用动态规划算法解决这个问题时可以分为以下四步:

[0014] 第一步,对于每一个 x_2 计算 $f_1(x_2)$ 的最大值并保存对应的 x_1 与 $f_1(x_2)$ 值,即 $f_1(x_2) = \max_{x_1} h_1(x_1, x_2)$;

[0015] 第二步,对于每一个 x_3 计算 $f_2(x_3)$ 的最大值并保存对应的 x_2 与 $f_2(x_3)$ 值,即 $f_2(x_3) = \max_{x_2} (h_2(x_2, x_3) + f_1(x_2))$;

[0016] 第三步,对于每一个 x_4 计算 $f_3(x_4)$ 的最大值并保存对应的 x_3 与 $f_3(x_4)$ 值,即 $f_3(x_4) = \max_{x_3} (h_3(x_3, x_4) + f_2(x_3))$;

[0017] 第四步,选出 x_4 使得 $f_3(x_4)$ 值达到最大,并由“逆推法”选出与该 $f_3(x_4)$ 对应的 x_3 、与 $f_2(x_3)$ 对应的 x_2 和与 $f_1(x_2)$ 对应的 x_1 。

[0018] 最终求解出满足条件的 (x_1, x_2, x_3, x_4) 。

[0019] 动态规划求解的优点是计算速度快。对于含有N个自变量 $(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 、每个自变量有K种取值的 $h(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 优化问题,动态规划算法的计算量为 $(N-1)K^2 + N$ 。对于同样规模的问题,若用贪心算法求解的计算量为 K^N 。

发明内容

[0020] 为克服现有技术的不足,本发明旨在将计算机图像处理技术应用在颈动脉超声波图像内中膜厚度测量中,避免手动测量方式存在的低效率及不稳定的缺陷,利用计算机算法提供快速、可靠的IMT参数,为心脑血管疾病早期诊断提供准确的依据。本发明采用的技术方案是,水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量方法,包括如下步骤:

[0021] 1) 图像裁剪:裁剪移除超声图像中非测试信息部分,只保留血管部分;

[0022] 2) 提取感兴趣区域ROI (Region of Interest):自动提取ROI;

[0023] 3) 图像动态拉伸:将图像灰度范围统一拉伸至0-255;

[0024] 4) 图像滤波:采用双边滤波算法去除噪声,同时保留图像边缘信息;

[0025] 5) 估计管腔-内膜边界LII (Lumen-Intima Interface):采用形态学操作避免内膜缺陷的干扰,使得估计的LII更加靠近真是边界;

[0026] 6) 估计中膜-外膜边界MAI (Media-Advantia Interface):根据梯度图信息估计

MAI;

[0027] 7) 动态规划调整估计边界:以梯度值与曲率值的加权和作为动态规划的能量函数,进行迭代计算获得膜边界特性;

[0028] 8) 后处理:计算并评估IMT,对自动测量的IMT值进行判别,避免测量结果没有实际意义。

[0029] 提取ROI具体步骤是,首先直接对图像边缘使用连续曲线描述,与此同时采用图像信息对能量泛函进行定义,能量泛函的自变量含有边界轮廓曲线;接着采用动态Euler-Lagrange方程的格式得到这个能量泛函相对应的曲线演化的方程;最终采用水平集方法对沿着能量模拟初始曲线下降最快的方向的演化过程进行模拟,以求出最佳的边界轮廓曲线,提取出ROI部分。

[0030] 图像动态拉伸具体步骤是,将高于m的灰度级进行压缩,直到它压缩到高灰度级的较窄范围内,而将低于m的灰度级进行压缩,使其存在于低灰度级的较窄范围内,拉伸中间的灰度级,增强各部分图像的反差,以使图像拥有比较高的对比度;拉伸公式如下:

$$[0031] \quad s = \frac{1}{1 + (m/r)^E} \quad (5)$$

[0032] 其中,s表示输出图像的灰度值,r表示输入图像灰度值,E是一个可以控制函数斜率的变量,m作为一个阈值可以被用户根据图像处理方面的实际需要进行参数设置。

[0033] 双边滤波公式如下:

$$[0034] \quad g(x) = k^{-1}(x) \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\xi) c(\xi, x) s(\xi, x) d\xi \quad (8)$$

$$[0035] \quad \text{其中, } k(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} s(\xi, x) c(\xi, x) d\xi \text{ 为双边滤波的归一化常数, } x, \xi \text{ 表示像素点, } f(x)$$

表示x像素点的灰度值,滤波器为尺寸 10×10 的矩阵, $s(\xi, x) = \exp\left(-\frac{(f(\xi) - f(x))^2}{2\sigma_1^2}\right)$ 表示像

素 ξ 与x的灰度相似度, $c(\xi, x) = \exp\left(-\frac{(\xi - x)^2}{2\sigma_2^2}\right)$ 表示像素 ξ 与x的距离相似度, σ_1 为基于灰度相

似性计算出的高斯标准差,基于距离相似性就算出的高斯函数标准差为 σ_2 。

[0036] 估计LII步骤具体是,将ROI的灰度值归一化到区间 $[0, 1]$ 范围内,归一化函数的数学表达式如下:

$$[0037] \quad f(x) = \frac{g(x) - f_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}} \quad (9)$$

[0038] 其中,g(x)为灰度实际值, $f_{\min}$ 和 $f_{\max}$ 分别是ROI内灰度值的最小值和最大值;

[0039] 归一化后得到的直方图由3个峰和2个谷组成。假设2个谷最低点的灰度值为 T_1 和 T_2 ,在ROI中沿竖直方向从上往下搜索,具体搜索步骤如下:

[0040] (1) 令 $j=1$;将 i_1 从1增加到M进行搜索直到 $f(i_1, j) \geq T_1$; (i_1, j) 即所估计的LII起点;

[0041] (2) 将j增加为 $j+1$,即在ROI的下一列搜索直到 $f(i_2, j) \geq T_1$;

[0042] (3) 若 $i_2 > i_1$, 将 (i_1+1, j) 作为估计LII上的一个新的点, 若 $i_2 < i_1$, 将 (i_1-1, j) 作为估计LII上的一个新的点, 否则, 将 (i_1, j) 作为新的估计点; 将最新估计点的竖直坐标位置设为 i_1 ;

[0043] (4) 若 $j=N$, 输出估计的LII; 否则, 返回步骤 (2)。

[0044] 动态规划调整内中膜边界具体步骤是, 根据梯度与曲率两方面的因素来建立以下方程:

$$[0045] \quad L(x_1, x_2, \dots, x_N) = \sum_{k=1}^N g(x_k) + \lambda \sum_{k=2}^{N-1} c(x_{k-1}, x_k, x_{k+1}) \quad (10)$$

[0046] 其中, $g(x_k)$ 表示像素 x_k 位置的梯度值, $c(x_{k-1}, x_k, x_{k+1})$ 表示由 (x_{k-1}, x_k, x_{k+1}) 三个点连成折线的曲率大小, λ 为一负常数。理想的边界具有梯度值大且曲率小的特点, 因此, 需要求解 $(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 使得 $L(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 函数值达到最大, 使用八邻域折现法, 将折线上的每个点往上或者往下移动一定像素距离, 使得 $L(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 达到最大值, 即得到最合理的边界。

[0047] 水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量装置, 由超声图像获取装置和计算机构成, 计算机对接收到的超声图像后进行处理, 计算机上设置有如下模块:

[0048] 1) 图像裁剪模块: 裁剪移除超声图像中非测试信息部分, 只保留血管部分;

[0049] 2) 提取ROI模块: 自动提取ROI;

[0050] 3) 图像动态拉伸模块: 将图像灰度范围统一拉伸至0-255;

[0051] 4) 图像滤波模块: 采用双边滤波算法去除噪声, 同时保留图像边缘信息;

[0052] 5) 估计LII模块: 采用形态学操作避免内膜缺陷的干扰, 使得估计的LII更加靠近真是边界;

[0053] 6) 估计MAI模块: 根据梯度图信息估计MAI;

[0054] 7) 动态规划调整估计边界模块: 以梯度值与曲率值的加权和作为动态规划的能量函数, 进行迭代计算获得膜边界特性;

[0055] 8) 后处理模块: 计算并评估IMT, 对自动测量的IMT值进行判别, 避免测量结果没有实际意义。

[0056] 本发明的特点及有益效果是:

[0057] 水平集算法利用速度函数, 在图像的空间范围对水平集函数演化, 致使水平集函数的第零水平集所描述的闭合曲线能够在目标轮廓线所在的位置停止。水平集算法能很自然的处理界面拓扑变化, 易于求解高维问题。本发明引入水平集方法提取ROI, 为后续步骤提供初始图像, 通过形态学膨胀腐蚀操作, 使图像结果更加可靠, 结合动态规划算法, 以梯度值与曲率值的加权和作为其能量函数, 精确地调整了LII和MAI两条边界, 使内中膜厚度测量结果更准确可靠。本发明有力的支持了临床中颈动脉超声图像内中膜厚度的测量, 为IMT计算机辅助测量技术的进一步优化发展提供了参考, 对专家手动测量的方式是很好的补充。

[0058] 本发明中采用水平集方法分割出感兴趣区域, 结合动态规划算法对最终的边界进行精确调整。在所给的图像库测试中, 本发明能有效完成颈总动脉内中膜边界的分割并有效计算IMT值, 具有较好的理论和使用价值。

附图说明：

- [0059] 图1算法流程图；
- [0060] 图2初始颈动脉超声图像；
- [0061] 图3裁剪并提取ROI的图像；
- [0062] 图4动态拉伸的图像结果；
- [0063] 图5滤波前图像；
- [0064] 图6滤波后图像；
- [0065] 图7初始LII边界；
- [0066] 图8初始LII、MAI边界；
- [0067] 图9动态规划调整后最终的LII、MAI边界。

具体实施方式

- [0068] 本发明采用如下的技术方案：
- [0069] 1) 图像裁剪。初始超声图像的周围分布有病人和超声仪器的相关信息,这些信息的存在会影响后续的图像处理步骤,因此需要裁剪移除这些部分,只保留血管部分。
- [0070] 2) ROI提取。自动提取ROI可以避免手动分割ROI的繁琐,实现自动测量IMT的目的。
- [0071] 3) 图像动态拉伸。将图像灰度范围统一拉伸至0-255,使图像轮廓更清晰。
- [0072] 4) 图像滤波。超声图像以实时性、可重复性、非侵入性及成本低的优点,成为颈动脉检查的首选成像方式。双边滤波算法在去除噪声的同时能够较好地保留图像边缘信息。
- [0073] 5) 估计LII。形态学操作避免了内膜缺陷的干扰,使得估计的LII更加靠近真是边界。
- [0074] 6) 估计MAI。根据梯度图信息估计的MAI比单纯的平移估计更加准确。
- [0075] 7) 动态规划调整估计边界。以梯度值与曲率值的加权和作为动态规划的能量函数,迭代的结果更加符合颈总动脉血管的膜边界特性。
- [0076] 8) 后处理。计算并评估IMT。对自动测量的IMT值进行判别,避免测量结果没有实际意义。
- [0077] 下面结合附图与实例对本发明作进一步说明。
- [0078] 1) 图像裁剪。在保证远端血管壁存在的条件下,截取超声图像中下方 320×300 像素大小的区域。
- [0079] 2) ROI提取。
- [0080] 首先要直接对图像边缘使用连续曲线描述,与此同时采用图像信息对某一能量泛函进行定义,能量泛函的自变量含有边界轮廓曲线。接着采用动态Euler-Lagrange方程的格式得到这个能量泛函相对应的曲线演化的方程;最终采用水平集方法对沿着能量模拟初始曲线下降最快的方向的演化过程进行模拟,以求出最佳的边界轮廓曲线,提取出ROI部分。
- [0081] 3) 图像对比度动态拉伸。
- [0082] 直接灰度变换是采用改变所选图像的灰度范围使图像对比度增强,对比度相对小的图像因此层次更加丰富,由此改善了视觉的感知,最终达到图像增强的效果。将高于m的

灰度级进行压缩,直到它压缩到高灰度级的较窄范围内,而将低于m的灰度级进行压缩,使其存在于低灰度级的较窄范围内,拉伸中间的灰度级,可以增强各部分图像的反差,以使图像拥有比较高的对比度。

$$[0083] \quad s = \frac{1}{1 + (m/r)^E} \quad (5)$$

[0084] 其中,s表示输出图像的灰度值,r表示输入图像灰度值,E是一个可以控制函数斜率的变量。m作为一个阈值可以被用户根据图像处理方面的实际需要进行参数设置。

[0085] 4) 双边滤波。

[0086] 对于图像f(x),基于像素的灰度相似性高斯滤波得到g(x),数学表达式为:

$$[0087] \quad g(x) = k_r^{-1}(x) \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\xi) s(\xi, x) d\xi \quad (6)$$

[0088] 其中, $k_r(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} s(\xi, x) d\xi$ 为灰度相似性高斯滤波的归一化常数, x, ξ 表示像素点,

f(x) 表示x像素点的灰度值, $s(\xi, x) = \exp\left(-\frac{(f(\xi) - f(x))^2}{2\sigma_1^2}\right)$ 表示像素 ξ 与x的灰度相似度。 ξ 与

x的灰度值相差越小,灰度相似度s越大。

[0089] 图像f(x)经过基于像素距离相似性的高斯滤波得到g(x),数学表达式为:

$$[0090] \quad g(x) = k_d^{-1}(x) \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\xi) c(\xi, x) d\xi \quad (7)$$

[0091] 其中, $k_d(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} c(\xi, x) d\xi$ 为距离相似性的高斯滤波的归一化常数,

$c(\xi, x) = \exp\left(-\frac{(\xi - x)^2}{2\sigma_2^2}\right)$ 表示像素 ξ 与x的距离相似度。 ξ 与x的距离越近,c值越大。

[0092] 综合灰度相似性和距离相似性这两方面,得到双边滤波公式如下:

$$[0093] \quad g(x) = k^{-1}(x) \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\xi) c(\xi, x) s(\xi, x) d\xi \quad (8)$$

[0094] 其中, $k(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} s(\xi, x) c(\xi, x) d\xi$ 为双边滤波的归一化常数,x表示像素点,滤波器

为尺寸 10×10 的矩阵,其中,基于灰度相似性计算出的高斯标准差为 $\sigma_1 = 0.1$,基于距离相似性就算出的高斯函数标准差为 $\sigma_2 = 3$ 。

[0095] 5) 估计LII。

[0096] 将ROI的灰度值归一化到区间[0,1]范围内,归一化函数的数学表达式如下:

$$[0097] \quad f(x) = \frac{g(x) - f_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}} \quad (9)$$

[0098] 其中,g(x)为灰度真实值, $f_{\min}$ 和 $f_{\max}$ 分别是ROI内灰度值的最小值和最大值。

[0099] 归一化后得到的直方图由3个峰和2个谷组成。假设2个谷最低点的灰度值为 T_1 和

T_2 ,在ROI中沿竖直方向从上往下搜索,具体搜索步骤如下:

[0100] (1) 令 $j=1$;将 i_1 从 1 增加到 M 进行搜索直到 $f(i_1, j) \geq T_1$; (i_1, j) 即所估计的LII起点;

[0101] (2) 将 j 增加为 $j+1$,即在ROI的下一列搜索直到 $f(i_2, j) \geq T_1$ 。

[0102] (3) 若 $i_2 > i_1$,将 (i_1+1, j) 作为估计LII上的一个新的点,若 $i_2 < i_1$,将 (i_1-1, j) 作为估计LII上的一个新的点,否则,将 (i_1, j) 作为新的估计点;将最新估计点的竖直坐标位置设为 i_1 。

[0103] (4) 若 $j=N$,输出估计的LII;否则,返回步骤(2)。

[0104] 6) 估计MAI。

[0105] 对LII进行形态学膨胀腐蚀后,若将估计的LII往下移动17个像素距离得到粗略的MAI估计。

[0106] 7) 动态规划调整内中膜边界。

[0107] 根据梯度与曲率两方面的因素来建立以下方程:

$$[0108] \quad L(x_1, x_2, \dots, x_N) = \sum_{k=1}^N g(x_k) + \lambda \sum_{k=2}^{N-1} c(x_{k-1}, x_k, x_{k+1}) \quad (10)$$

[0109] 其中, $g(x_k)$ 表示像素 x_k 位置的梯度值, $c(x_{k-1}, x_k, x_{k+1})$ 表示由 (x_{k-1}, x_k, x_{k+1}) 三个点连成折线的曲率大小, λ 为一负常数。理想的边界具有梯度值大且曲率小的特点,因此,需要求解 $(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 使得 $L(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 函数值达到最大,使用八邻域折现法,将折线上的每个点往上或者往下移动一定像素距离,使得 $L(x_1, x_2, \dots, x_N)$ 达到最大值,即得到最合理的边界。

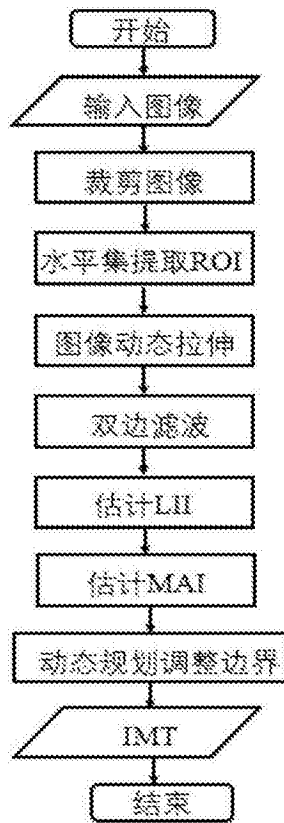


图1

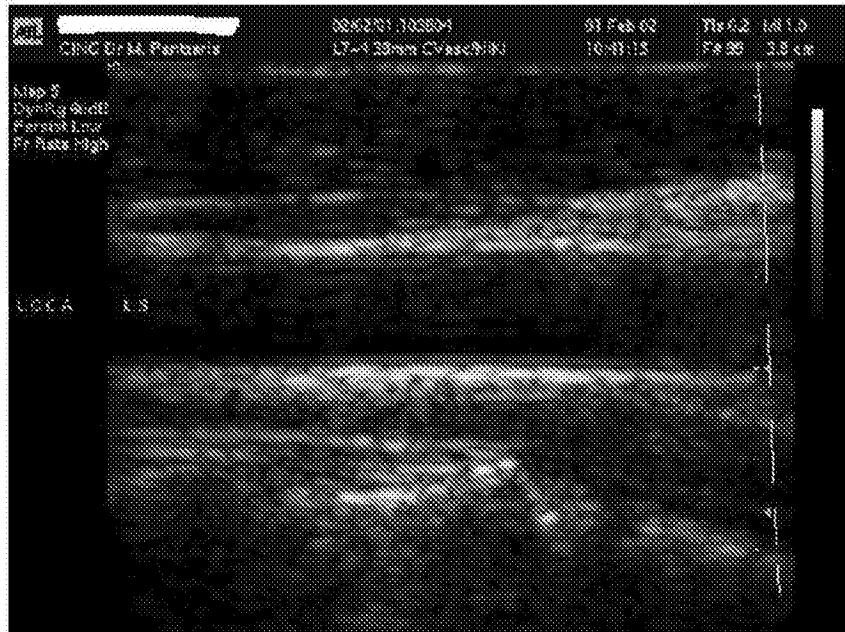


图2

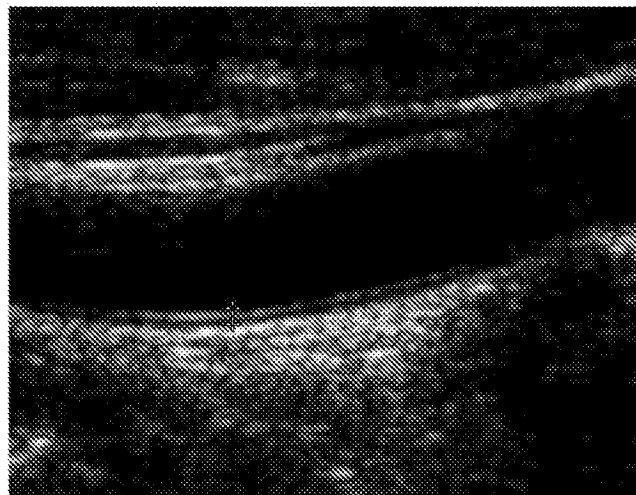


图3

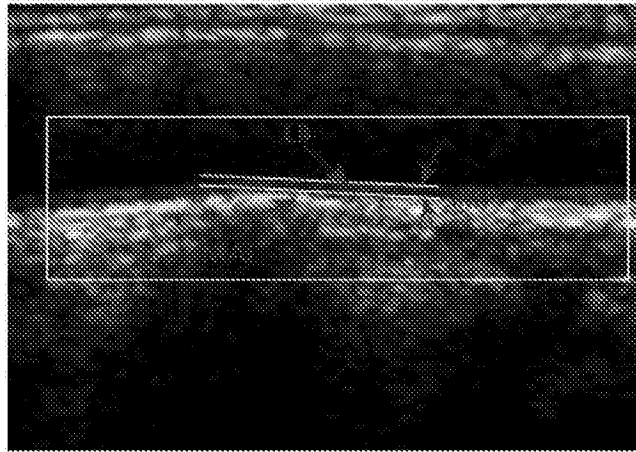


图4



图5

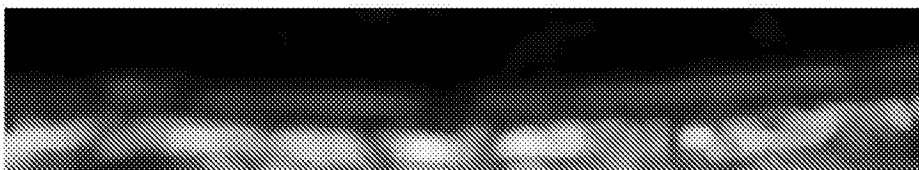


图6

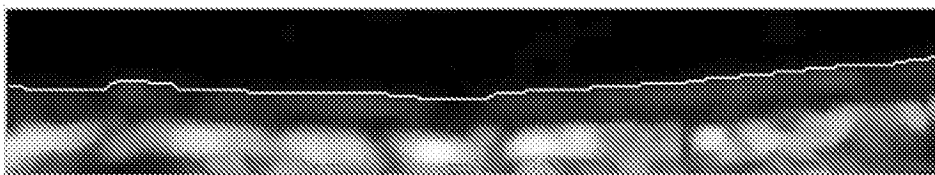


图7

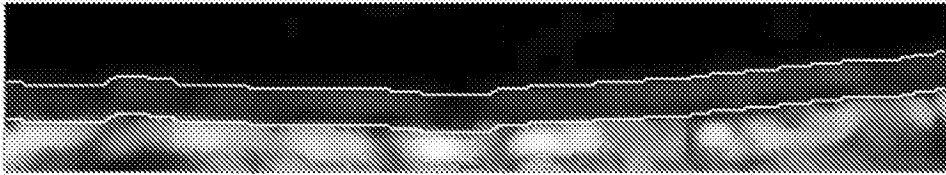


图8

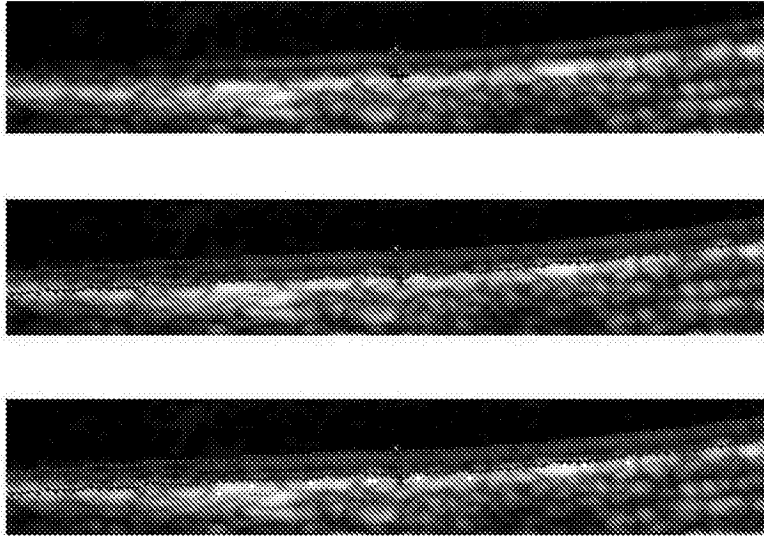


图9

专利名称(译)	水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量装置和方法		
公开(公告)号	CN106570856A	公开(公告)日	2017-04-19
申请号	CN201610782555.5	申请日	2016-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	李锐 关欣 曹清洁		
发明人	师冬丽 李锐 关欣 刘铭赫 曹清洁		
IPC分类号	G06T7/00 G06T7/12 A61B8/08		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/0858 G06T2207/10132 G06T2207/20028 G06T2207/20132 G06T2207/30101		
代理人(译)	刘国威		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医疗器械、图像处理技术，为将计算机图像处理技术应用在颈动脉超声波图像内中膜厚度测量中，避免手动测量方式存在的低效率及不稳定的缺陷，利用计算机算法提供快速、可靠的IMT参数，为心脑血管疾病早期诊断提供准确的依据。本发明：水平集动态规划颈总动脉内中膜厚度测量装置和方法，由计算机对接收到的超声图像后进行处理，计算机上设置有如下模块：1)图像裁剪模块；2)提取ROI模块；3)图像动态拉伸模块：将图像灰度范围统一拉伸至0-255；4)图像滤波模块；5)估计LII模块；6)估计MAI模块；7)动态规划调整估计边界模块；8)后处理模块。本发明主要应用于医疗器械设计制造。

