



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104665872 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 03

(21) 申请号 201410841210. 3

(22) 申请日 2014. 12. 29

(71) 申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518051 广东省深圳市南山区玉泉路毅哲大厦 4 楼

(72) 发明人 高梁 冯乃章 黎婷婷

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

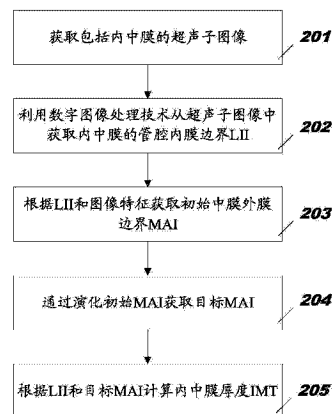
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法和装置

(57) 摘要

本发明提供了一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法和装置,用于精确分割颈动脉内中膜,从而有效测量 IMT。本发明技术方案包括:获取包含内中膜的超声子图像;利用数字图像处理技术从所述超声子图像中获取所述内中膜的管腔内膜边界 LII;根据所述 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI;通过演化所述初始 MAI 获取目标 MAI;根据所述 LII 和所述目标 MAI 计算内中膜厚度 IMT。通过实施本发明方案,能够提高 LII 和 MAI 识别的精度,从而精确分割出内中膜,使得 IMT 的测量准确度大幅提高。



1. 一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法,其特征在于,包括:
获取包含内中膜的超声子图像;
利用数字图像处理技术从所述超声子图像中获取所述内中膜的管腔内膜边界 LII;
根据所述 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI;
通过演化所述初始 MAI 获取目标 MAI;
根据所述 LII 和所述目标 MAI 计算内中膜厚度 IMT。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述利用数字图像处理技术从所述超声子图像中获取所述内中膜的管腔内膜边界 LII 包括:
获取所述超声子图像的二值化图像;
对所述二值化图像进行形态学处理以去除毛刺,所述形态学处理为开运算;
获取所述二值化图像中的最大连通区域,所述最大连通区域内像素点的灰度值为 255;
通过扫描所述最大连通区域获取 LII。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述通过演化所述初始 MAI 获取目标 MAI 包括:
利用演化模型演化所述初始 MAI 以获取闭合的演化曲线,所述演化模型为 GAC-GVF 模型或 GAC 模型;
对所述演化曲线进行后处理;
将后处理后的演化曲线作为目标 MAI。
4. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述根据所述 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI 包括:
在所述 LII 上等间隔地获取若干个采样点;
根据预设规则获取与采样点对应的偏移目标点;
将所有偏移目标点依次连结的曲线作为初始 MAI。
5. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于,所述预设规则为:
获取所述采样点沿外径向 10 个像素点区域内的平均灰度值;
若所述平均灰度值小于第一阈值,则从采样点开始依次查找偏移目标点,所述偏移目标点满足其后连续 4 个像素点的局部灰度值均大于第二阈值;
若所述平均灰度值大于第一阈值,则从第 11 个像素点开始依次查找偏移目标点,所述偏移目标点满足其局部灰度值大于其后连续 3 个像素点的局部灰度值。
6. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述获取包含内中膜的超声子图像之后还包括:
根据图像特征判断所述内中膜是否为前壁;
若判断结果为是,则对所述超声子图像进行 180 度翻转,若判断结果为否,则不进行处理。
7. 一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量装置,其特征在于,包括:
第一获取单元,用于获取包含内中膜的超声子图像;
第二获取单元,用于利用数字图像处理技术从所述超声子图像中获取所述内中膜的管腔内膜边界 LII;

第三获取单元,用于根据所述 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI ;

第四获取单元,用于通过演化所述初始 MAI 获取目标 MAI ;

计算单元,用于根据所述 LII 和所述目标 MAI 计算内中膜厚度 IMT。

8. 根据权利要求 7 所述的装置,其特征在于,所述第二获取单元包括:

二值化子单元,用于获取所述超声子图像的二值化图像;

形态学子单元,用于对所述二值化图像进行形态学处理以去除毛刺,所述形态学处理为开运算;

连通域子单元,用于获取所述二值化图像中的最大连通区域,所述最大连通区域内像素点的灰度值为 255 ;

LII 子单元,用于通过扫描所述最大连通区域获取 LII。

9. 根据权利要求 7 或 8 所述的装置,其特征在于,所述第四获取单元包括:

演化子单元,用于利用演化模型演化所述初始 MAI 以获取闭合的演化曲线,所述演化模型为 GAC-GVF 模型或 GAC 模型;

后处理子单元,用于对所述演化曲线进行后处理,所述第四获取单元将后处理后的演化曲线作为目标 MAI。

10. 根据权利要求 7 或 8 所述的装置,其特征在于,所述第三获取单元包括:

采样点子单元,用于在所述 LII 上等间隔地获取若干个采样点;

偏移点子单元,用于根据预设规则获取与采样点对应的偏移目标点;

点连结点单元,用于将所有偏移目标点依次连结的曲线作为初始 MAI。

11. 根据权利要求 10 所述的装置,其特征在于,所述偏移点子单元依据的预设规则为:

获取所述采样点沿外径向 10 个像素点区域内的平均灰度值;

若所述平均灰度值小于第一阈值,则从采样点开始依次查找偏移目标点,所述偏移目标点满足其后连续 4 个像素点的局部灰度值均大于第二阈值;

若所述平均灰度值大于第一阈值,则从第 11 个像素点开始依次查找偏移目标点,所述偏移目标点满足其局部灰度值大于其后连续 3 个像素点的局部灰度值。

12. 根据权利要求 7 所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

判断单元,用于根据图像特征判断所述内中膜是否为前壁;

翻转单元,用于若所述判断单元的判断结果为是,则对所述超声子图像进行 180 度翻转,否则不进行处理。

一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断技术领域,尤其涉及一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法和装置。

背景技术

[0002] 颈动脉内中膜厚度(Intima-Media Thickness, IMT)是预测心脑血管疾病的重要指标,通常认为 IMT 大于 1.1mm 为异常肥厚,异常肥厚的 IMT 则一般预示患者存在心脑血管疾病。请参见图 1,颈动脉后壁超声图像中依次包括管腔、内膜、中膜和外膜。其中,管腔与内膜之间的边界为管腔内膜边界(Lumen-Intima Interface, LII),中膜与外膜之间的边界为中膜外膜边界(Media-Adventitia Interface, MAI),而 LII 与 MAI 之间的距离即为前述的 IMT。因此,IMT 测量的关键在于精确识别 LII 和 MAI,从而计算两者之间的距离。

[0003] 在专利文献(特开平 11-318896 号公报)中,提出了利用图像的灰度信息来分割内中膜及测量 IMT 厚度的方法。

[0004] 但是,该方法在血管壁的内膜灰度较低或管腔内噪声较大的情形下,无法正确提取 LII 边界和 MAI 边界,由此导致 IMT 测量结果不正确。另外,该方法是针对健康人的 IMT 进行测量的,缺乏考虑血管发生病变产生斑块的情形。因此,上述技术方案仅利用灰度信息来分割颈动脉内中膜将存在较大误差,因而降低了 IMT 的测量准确度。

发明内容

[0005] 为了解决上述问题,本发明提供一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法和装置,用于精确分割颈动脉内中膜,从而有效测量 IMT。通过实施本发明技术方案,能够提高 LII 和 MAI 识别的精度,从而精确分割出内中膜,使得 IMT 的测量准确度大幅提高。

[0006] 一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法,包括:

[0007] 获取包含内中膜的超声子图像;

[0008] 利用数字图像处理技术从所述超声子图像中获取所述内中膜的管腔内膜边界 LII;

[0009] 根据所述 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI;

[0010] 通过演化所述初始 MAI 获取目标 MAI;

[0011] 根据所述 LII 和所述目标 MAI 计算内中膜厚度 IMT。

[0012] 一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量装置,包括:

[0013] 第一获取单元,用于获取包含内中膜的超声子图像;

[0014] 第二获取单元,用于利用数字图像处理技术从所述超声子图像中获取所述内中膜的管腔内膜边界 LII;

[0015] 第三获取单元,用于根据所述 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI;

[0016] 第四获取单元,用于通过演化所述初始 MAI 获取目标 MAI;

[0017] 计算单元,用于根据所述 LII 和所述目标 MAI 计算内中膜厚度 IMT。

[0018] 本发明的有益效果是,结合超声图像特征,首先根据 LII 获取初始 MAI,再通过演化初始 MAI 获取目标 MAI,最后根据 LII 和目标 MAI 计算 IMT。本发明技术方案对 LII 和目标 MAI 的识别精确度比只利用灰度信息进行识别的方案高,从而能够更精确地分割出内中膜,使得 IMT 的测量准确度提高。

附图说明

- [0019] 图 1 为颈动脉后壁超声图像示意图 ;
- [0020] 图 2 为本发明一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法流程图 ;
- [0021] 图 3 为本发明基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法步骤 202 的详细流程图 ;
- [0022] 图 4 为本发明基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法步骤 204 的详细流程图 ;
- [0023] 图 5 为本发明基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法步骤 203 的详细流程图 ;
- [0024] 图 6 为本发明一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量装置结构图 ;
- [0025] 图 7 为本发明基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量装置的第二获取单元结构图 ;
- [0026] 图 8 为本发明基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量装置的第四获取单元结构图 ;
- [0027] 图 9 为本发明基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量装置的第三获取单元结构图。

具体实施方式

[0028] 下面将结合本发明中的说明书附图,对发明中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0029] 本发明实施例提供一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法,用于精确分割颈动脉内中膜,从而有效测量 IMT。通过实施本发明技术方案,能够提高 LII 和 MAI 识别的精度,从而精确分割出内中膜,使得 IMT 的测量准确度大幅提高。本发明实施例还提供与该方法相关的一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量装置,以下将分别对其进行详细说明。

[0030] 本发明第一实施例将对一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法进行详细说明,本实施例所述的基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法具体流程请参见图 2,包括步骤:

[0031] 201、获取包含内中膜的超声子图像。

[0032] 从整体超声图像中获取主体为内中膜的超声子图像,以减少无关图像信息造成的干扰,提高处理效率。在本步骤中,其中一种获取超声子图像的方式可以是用户手动截图,这里不作具体限定。

[0033] 一般默认情况下颈动脉内中膜分割都是针对后壁进行,但是个别情况下超声子图像有可能呈现的是前壁,因此,获取包含内中膜的超声子图像之后还需要:根据图像特征判断内中膜是否为前壁,若判断结果为是,则对超声子图像进行 180 度翻转,若判断结果否,则不进行处理。

[0034] 判断原理为:将超声子图像在横向方向上等分成 3 段,分别统计第一段、第二段和第三段灰度值为 0 的像素个数,如果第一段或第二段灰度值为 0 的像素个数较多,则说明是后壁,如果第三段灰度值为 0 的像素个数较多,则说明是前壁。

[0035] 对于翻转后的超声子图像,记录翻转标志,在完成本实施例的颈动脉内中膜分割后需要根据翻转标志将超声子图像还原。

[0036] 202、利用数字图像处理技术从超声子图像中获取内中膜的管腔内膜边界 LII。

[0037] 本步骤所利用的数字图像处理技术包括但不限于:阈值方法、形态学方法和寻找最大连通区域方法中的一种或若干种组合。

[0038] 203、根据 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI。

[0039] MAI 位于 LII 后端,因此,利用上一步骤所获取的 LII,以及超声子图像的图像特征可以大致在 LII 后端提取初始 MAI。在本实施例中,图像特征主要指超声子图像的灰度特征,在 LII 后端的预设范围内结合局部灰度值的变化特征识别初始 MAI。

[0040] 204、通过演化初始 MAI 获取目标 MAI。

[0041] 具体地,以超声图像的边缘信息控制初始 MAI 变形,得到闭合的演化曲线,由于 MAI 必须是一条非闭合的曲线,因此还需要对该闭合的演化曲线进行后处理操作,包括闭合演化曲线的拆分处理、拟合和插值等,以获取目标 MAI。

[0042] 205、根据 LII 和目标 MAI 计算内中膜厚度 IMT。

[0043] 具体地,计算 LII 和目标 MAI 多组对应轮廓点之间的距离集合来表征 IMT,优选地,同一组轮廓点之间的距离采用欧式距离。其中,以距离集合中的最大值为 IMT 最大厚度,以距离集合中的最小值为 IMT 最小厚度,以距离集合的平均距离为 IMT 的平均厚度。距离集合还可以用于计算 IMT 方差等。

[0044] 本发明第二实施例将对第一实施例中的步骤“202、利用数字图像处理技术从超声子图像中获取内中膜的管腔内膜边界 LII”进行详细说明,该步骤具体流程图请参见图 3,包括步骤:

[0045] 301、获取超声子图像的二值化图像。

[0046] 由于脉管部分通常呈高回声,而血液呈低回声,因此可用上下阈值法对超声子图像进行二值化处理,大致地将图像分为血管和血液。

[0047] 302、对二值化图像进行形态学处理以去除毛刺,该形态学处理为开运算。

[0048] LII 一般比较平坦、光滑,但由于噪声的影响,二值化图像中内膜表面附近可能会有些小的毛刺,因此需要对二值化图像进行形态学的开运算,即先腐蚀后膨胀,以达到消除小毛刺、在纤细点处分离物体、平滑较大物体边界的同时不明显改变其面积的目的。

[0049] 303、获取二值化图像中的最大连通区域,所述最大连通区域内像素点的灰度值为 255。

[0050] 经过形态学后处理后,二值化图像包含内膜、中膜、外膜以及噪声。由于噪声离散分布在血管中,因此利用图像的连通性将二值化图像的白色区域分为不同的连通区域。根

据解剖知识可知,内外膜区域在白色区域中占主体地位,因此可利用寻找包含最大面积的连通区域来获得内外膜的整体区域,以生成新的二值化图像。在新的二值化图像中,最大连通区域内像素的灰度值为 255,其余像素的灰度值为 0。

[0051] 304、通过扫描所述最大连通区域获取 LII。

[0052] 在新的二值化图像中,黑色区域为血管区域,白色区域为内外膜整体区域,它们之间的分界线为 LII 边界。对该新的二值图像进行纵向线扫描,即将图像分成列,从每列的第一个像素点出发,向下搜索扫描直至遇到灰度值为 255 的像素点为止,记录该像素点,并将其作为 LII 上的轮廓点,最终获取完整的 LII。

[0053] 本发明第三实施例将对第一实施例中的步骤“204、通过演化初始 MAI 获取目标 MAI”进行详细说明,该步骤具体流程图请参见图 4,包括步骤:

[0054] 401、利用演化模型演化所述初始 MAI 以获取闭合的演化曲线。

[0055] 其中,演化模型为 GAC-GVF 模型或 GAC 模型。

[0056] 在本实施例中,演化模型为 GAC-GVF 模型,其特征是 GVF 既可增大对边界的捕获范围,同时降低对初始演化曲线的要求。GAC-GVF 模型数学表达式为:

[0057]

$$\varphi_t = \beta gk|\nabla\varphi| + (1 - \beta)g \left\{ \left(\vec{\nabla} \cdot \frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|} \right) + \tau \left\{ 1 - \left| \text{sign}(\vec{\nabla} \cdot \frac{\nabla\varphi}{|\nabla\varphi|}) \right| \right\} \right\} |\nabla\varphi| \quad (1)$$

[0058] 其中, β 为控制平衡曲线的光滑程度与边界捕获的参数, τ 为常数, φ 为水平集函数, $\vec{\nabla}$ 为规范化的梯度矢量流, ∇ 为梯度算子, g 为边缘停止函数。

[0059] 由于外膜的上边缘是本发明的分割目标,而上边缘的梯度方向是向下的,因此在计算 g 时,只考虑向下的梯度方向,而不考虑向上的梯度方向。

[0060] 以像素点 (x, y) 为例,公式 (1) 中的 g 的定义为:

$$g(x, y) = \begin{cases} \frac{1}{1+F(x, y)} & (F_y(x, y) > 0) \\ 0 & (F_y(x, y) \leq 0) \end{cases} \quad (2)$$

[0062] 其中, $F = |\nabla G_\sigma * I|^2$, 代表超声子图像的边缘图, F_y 为 F 在垂直方向上偏导数。

[0063] 402、对所述演化曲线进行后处理。

[0064] 由于通过 GAC-GVF 模型演化得到的演化曲线是闭合的,但真实的 MAI 边界是闭合演化曲线的下边界,因此需要将闭合的演化曲线进行拆分处理。首先,除去闭合演化曲线首尾 4 个端点,对剩余的演化曲线上的边缘点,如果横坐标相同,则取纵坐标值较大的点作为目标 MAI 的候选轮廓点。然后,对这些候选轮廓点进行二次曲线拟合,去除偏差较大的点,以保证最终曲线的精确性,同时利用插值方法以保持曲线的连续性。

[0065] 403、将后处理后的演化曲线作为目标 MAI。

[0066] 本发明第四实施例将对第一实施例中的步骤“205、根据 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI”进行详细说明,该步骤具体流程图请参见图 5,包括步骤:

[0067] 501、在 LII 上等间隔地获取若干个采样点。

[0068] 在本实例中,采样间隔为 10,即每隔 10 个点取一个采样点,并记录这些点的坐标。

[0069] 502、根据预设规则获取与采样点对应的偏移目标点。

[0070] 通常内中膜分健康内中膜和发生病变内中膜两种,正常人的 IMT 为 10 个像素左右,大于 10 则意味可能发生了病变。通常,正常内中膜是灰度值较低的区域,而发生病变的内中膜是灰度值较高的区域。

[0071] 根据上述原理,预设规则设定为:获取采样点沿外径向 10 个像素点区域内的平均灰度值。若该平均灰度值小于第一阈值,则从采样点开始依次查找偏移目标点,该偏移目标点满足其后连续 4 个像素点的局部灰度值均大于第二阈值。若平均灰度值大于第一阈值,则从第 11 个像素点开始依次查找偏移目标点,该偏移目标点满足其局部灰度值大于其后连续 3 个像素点的局部灰度值。

[0072] 503、将所有偏移目标点依次连结的曲线作为初始 MAI。

[0073] 本发明第五实施例将对一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量装置进行详细说明,本实施例所述的装置与前述实施例中的基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法相关,因此前述实施例中的部分或全部描述适用于本实施例及后续实施例,本实施例所述的装置具体结构请参见图 6,包括:

[0074] 第一获取单元 601、第二获取单元 602、第三获取单元 603、第四获取单元 604 和计算单元 605。其中,第一获取单元 601、第二获取单元 602、第三获取单元 603、第四获取单元 604、计算单元 605 依次通信连接。

[0075] 第一获取单元 601,用于获取包含内中膜的超声子图像。

[0076] 在本发明实施例中,根据图像特征判断内中膜是否为前壁,若判断结果为是,则对超声子图像进行 180 度翻转,若判断结果为否,则不进行处理。

[0077] 因此,本实施例所述的装置还可以包括判断单元 606 和翻转单元 607。其中,第一获取单元 601、判断单元 606、翻转单元 607 依次通信连接。

[0078] 判断单元 606,用于根据图像特征判断所述内中膜是否为前壁。

[0079] 翻转单元 607,用于若所述判断单元 606 的判断结果为是,则对所述超声子图像进行 180 度翻转,否则不进行处理。

[0080] 第二获取单元 602,用于利用数字图像处理技术从所述超声子图像中获取所述内中膜的管腔内膜边界 LII。

[0081] 第二获取单元 602 所利用的数字图像处理技术包括但不限于:阈值方法、形态学方法和寻找最大连通区域方法中的一种或若干种组合。

[0082] 第三获取单元 603,用于根据所述 LII 和图像特征获取初始中膜外膜边界 MAI。

[0083] MAI 位于 LII 后端,因此,利用第二获取单元 602 所获取的 LII,以及超声子图像的图像特征,第三获取单元 603 可以大致在 LII 后端提取初始 MAI。在本实施例中,图像特征主要指超声子图像的灰度特征,在 LII 后端的预设范围内结合局部灰度值的变化特征识别初始 MAI。

[0084] 第四获取单元 604,用于通过演化所述初始 MAI 获取目标 MAI。

[0085] 具体地,以超声图像的边缘信息控制初始 MAI 变形,得到闭合的演化曲线,由于 MAI 必须是一条非闭合的曲线,因此还需要对该闭合的演化曲线进行后处理操作,包括闭合演化曲线的拆分处理、拟合和插值等,以获取目标 MAI。

[0086] 计算单元 605,用于根据所述 LII 和所述目标 MAI 计算内中膜厚度 IMT。

[0087] 具体地,计算 LII 和目标 MAI 多组对应轮廓点之间的距离集合来表征 IMT,优选地,

同一组轮廓点之间的距离采用欧式距离。其中,以距离集合中的最大值为 IMT 最大厚度,以距离集合中的最小值为 IMT 最小厚度,以距离集合的平均距离为 IMT 的平均厚度。距离集合还可以用于计算 IMT 方差等。

[0088] 本发明第六实施例将对第五实施例中的第二获取单元 602 进行详细说明。第二获取单元 602 的具体结构请参见图 7,包括:

[0089] 二值化子单元 6021、形态学子单元 6022、连通域子单元 6023 和 LII 子单元 6024。其中,二值化子单元 6021、形态学子单元 6022、连通域子单元 6023、LII 子单元 6024 依次通信连接。

[0090] 二值化子单元 6021,用于获取超声子图像的二值化图像。

[0091] 由于脉管部分通常呈高回声,而血液呈低回声,因此可用上下阈值法对超声子图像进行二值化处理,大致地将图像分为血管和血液。

[0092] 形态学子单元 6022,用于对所述二值化图像进行形态学处理以去除毛刺,所述形态学处理为开运算。

[0093] LII 一般比较平坦、光滑,但由于噪声的影响,二值化图像中内膜表面附近可能会有些小的毛刺,因此需要对二值化图像进行形态学的开运算,即先腐蚀后膨胀,以达到消除小毛刺、在纤细点处分离物体、平滑较大物体边界的同时不明显改变其面积的目的。

[0094] 连通域子单元 6023,用于获取所述二值化图像中的最大连通区域,所述最大连通区域内像素点的灰度值为 255。

[0095] 经过形态学后处理后,二值化图像包含内膜、中膜、外膜以及噪声。由于噪声离散分布在血管中,因此利用图像的连通性将二值化图像的白色区域分为不同的连通区域。根据解剖知识可知,内外膜区域在白色区域中占主体地位,因此可利用寻找包含最大面积的连通区域来获得内外膜的整体区域,以生成新的二值化图像。在新的二值化图像中,最大连通区域内像素的灰度值为 255,其余像素的灰度值为 0。

[0096] LII 子单元 6024,用于通过扫描所述最大连通区域获取 LII。

[0097] 在新的二值化图像中,黑色区域为血管区域,白色区域为内外膜整体区域,它们之间的分界线为 LII 边界。对该新的二值图像进行纵向线扫描,即将图像分成列,从每列的第一个像素点出发,向下搜索扫描直至遇到灰度值为 255 的像素点为止,记录该像素点,并将其作为 LII 上的轮廓点,最终获取完整的 LII。

[0098] 本发明第七实施例将对第五实施例中的第四获取单元 604 进行详细说明。第四获取单元 604 的具体结构请参见图 8,包括:

[0099] 演化子单元 6041 和后处理子单元 6042。其中,演化子单元 6041、后处理子单元 6042 通信连接。

[0100] 演化子单元 6041,用于利用演化模型演化所述初始 MAI 以获取闭合的演化曲线。

[0101] 其中,演化模型为 GAC-GVF 模型或 GAC 模型。

[0102] 在本实施例中,演化模型为 GAC-GVF 模型,其特征是 GVF 既可增大对边界的捕获范围,同时降低对初始演化曲线的要求。GAC-GVF 模型数学表达式为:

[0103]

$$\varphi_t = \beta g k |\nabla \varphi| + (1 - \beta) g \left\{ \left(\vec{V} \cdot \frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|} \right) + \tau \left\{ 1 - \left| \text{sign}(\vec{V} \cdot \frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|}) \right| \right\} \right\} |\nabla \varphi| \quad (1)$$

[0104] 其中, β 为控制平衡曲线的光滑程度与边界捕获的参数, τ 为常数, Φ 为水平集函数, $\vec{\nabla}$ 为规范化的梯度矢量流, ∇ 为梯度算子, g 为边缘停止函数。

[0105] 由于外膜的上边缘是本发明的分割目标, 而上边缘的梯度方向是向下的, 因此在计算 g 时, 只考虑向下的梯度方向, 而不考虑向上的梯度方向。

[0106] 以像素点 (x, y) 为例, 公式 (1) 中的 g 的定义为:

$$[0107] \quad g(x, y) = \begin{cases} \frac{1}{1+F(x, y)} & (F_y(x, y) > 0) \\ 0 & (F_y(x, y) \leq 0) \end{cases} \quad (2)$$

[0108] 其中, $F = |\nabla G_{\sigma} * I|^2$, 代表超声子图像的边缘图, F_y 为 F 在垂直方向上偏导数。

[0109] 后处理子单元 6042, 用于对所述演化曲线进行后处理, 所述第四获取单元将后处理后的演化曲线作为目标 MAI。

[0110] 由于通过 GAC-GVF 模型演化得到的演化曲线是闭合的, 但真实的 MAI 边界是闭合演化曲线的下边界, 因此需要将闭合的演化曲线进行拆分处理。首先, 除去闭合演化曲线首尾 4 个端点, 对剩余的演化曲线上的边缘点, 如果横坐标相同, 则取纵坐标值较大的点作为目标 MAI 的候选轮廓点。然后, 对这些候选轮廓点进行二次曲线拟合, 去除偏差较大的点, 以保证最终曲线的精确性, 同时利用插值方法以保持曲线的连续性。

[0111] 最终, 第四获取单元 604 将后处理子单元 6042 进行后处理后的演化曲线作为目标 MAI。

[0112] 本发明第八实施例将对第五实施例中的第三获取单元 603 进行详细说明。第三获取单元 603 的具体结构请参见图 9, 包括:

[0113] 采样点子单元 6031、偏移点子单元 6032 和点连结子单元 6033。其中, 采样点子单元 6031、偏移点子单元 6032、点连结子单元 6033 依次通信连接。

[0114] 采样点子单元 6031, 用于在所述 LII 上等间隔地获取若干个采样点。

[0115] 在本实例中, 采样间隔为 10, 即每隔 10 个点取一个采样点, 并记录这些点的坐标。

[0116] 偏移点子单元 6032, 用于根据预设规则获取与采样点对应的偏移目标点。

[0117] 通常内中膜分健康内中膜和发生病变内中膜两种, 正常人的 IMT 为 10 个像素左右, 大于 10 则意味可能发生了病变。通常, 正常内中膜是灰度值较低的区域, 而发生病变的内中膜是灰度值较高的区域。

[0118] 根据上述原理, 偏移点子单元 6032 依据的预设规则为: 获取采样点沿外径向 10 个像素点区域内的平均灰度值。若该平均灰度值小于第一阈值, 则从采样点开始依次查找偏移目标点, 该偏移目标点满足其后连续 4 个像素点的局部灰度值均大于第二阈值。若平均灰度值大于第一阈值, 则从第 11 个像素点开始依次查找偏移目标点, 该偏移目标点满足其局部灰度值大于其后连续 3 个像素点的局部灰度值。

[0119] 点连结子单元 6033, 用于将所有偏移目标点依次连结的曲线作为初始 MAI。

[0120] 本发明的有益效果是, 结合超声图像特征, 首先根据 LII 获取初始 MAI, 再通过演化初始 MAI 获取目标 MAI, 最后根据 LII 和目标 MAI 计算 IMT。本发明技术方案对 LII 和目标 MAI 的识别精确度比只利用灰度信息进行识别的方案高, 从而能够更精确地分割出内中膜, 使得 IMT 的测量准确度提高。

[0121] 以上对本发明实施例所提供的一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法

和装置进行了详细介绍,但以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的结构及其核心思想,不应理解为对本发明的限制。本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。



图 1

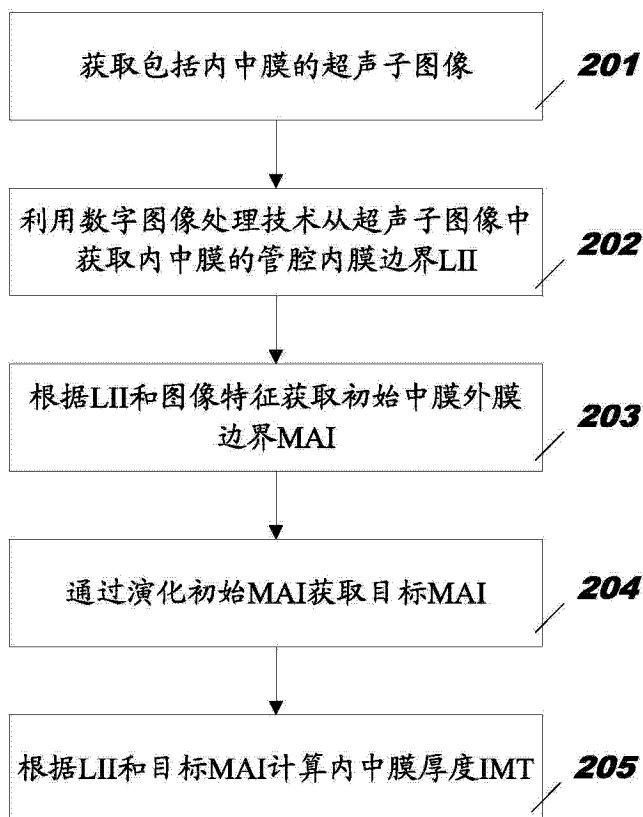


图 2

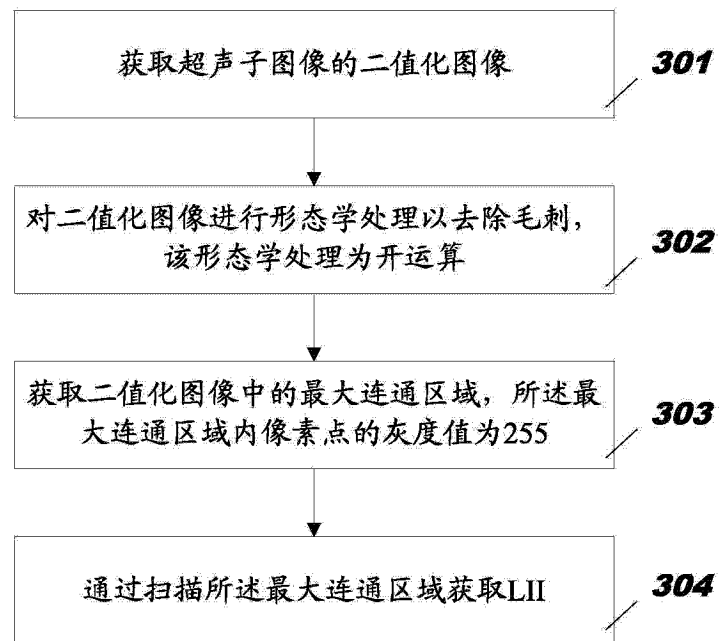


图 3

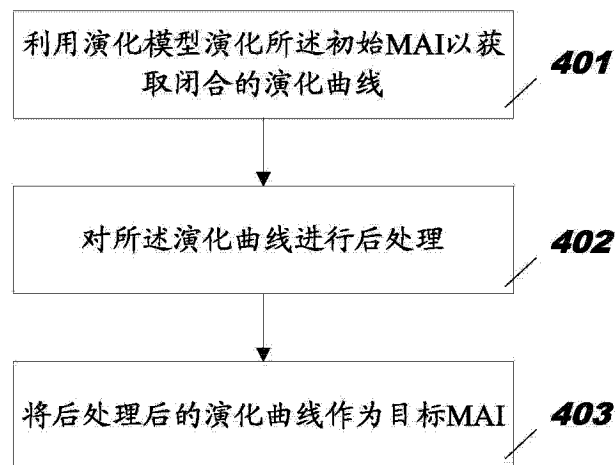


图 4

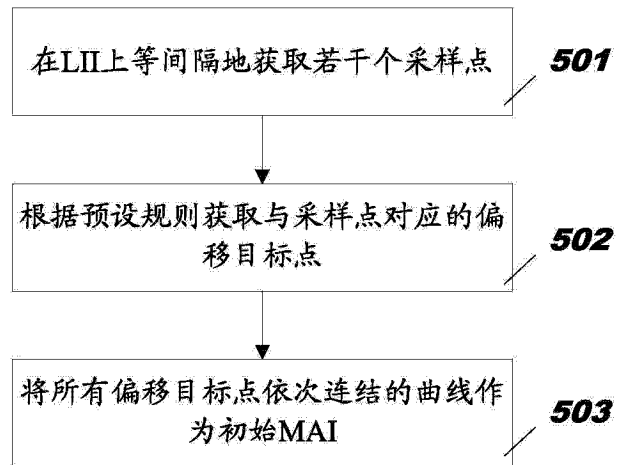


图 5

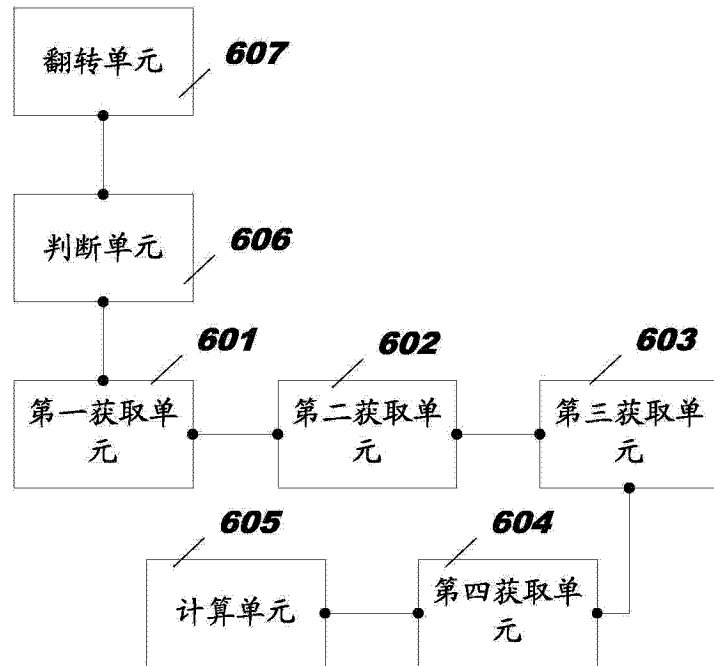


图 6

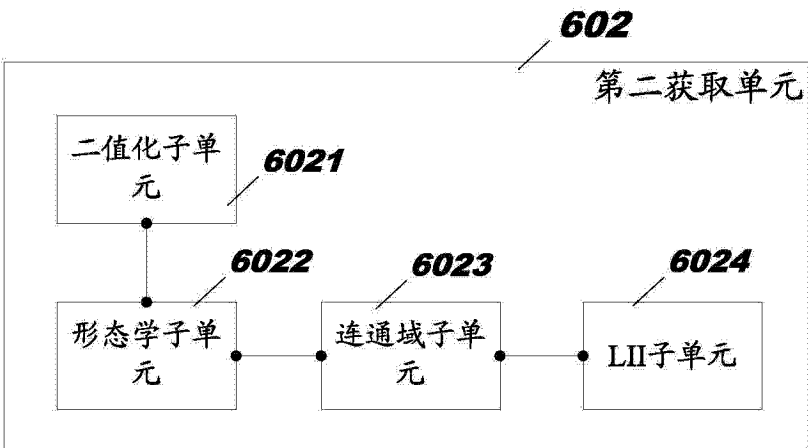


图 7

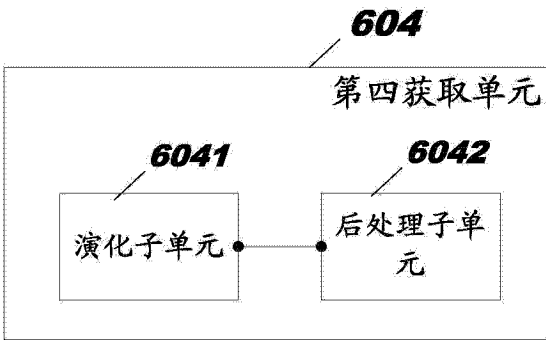


图 8

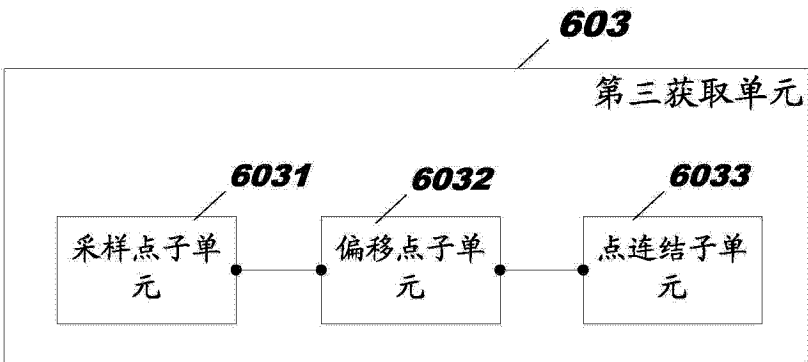


图 9

专利名称(译)	一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法和装置		
公开(公告)号	CN104665872A	公开(公告)日	2015-06-03
申请号	CN201410841210.3	申请日	2014-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	高粱 冯乃章 黎婷婷		
发明人	高粱 冯乃章 黎婷婷		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/5207 A61B8/5223		
其他公开文献	CN104665872B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种基于超声图像的颈动脉内中膜厚度测量方法和装置，用于精确分割颈动脉内中膜，从而有效测量IMT。本发明技术方案包括：获取包含内中膜的超声子图像；利用数字图像处理技术从所述超声子图像中获取所述内中膜的管腔内膜边界LII；根据所述LII和图像特征获取初始中膜外膜边界MAI；通过演化所述初始MAI获取目标MAI；根据所述LII和所述目标MAI计算内中膜厚度IMT。通过实施本发明方案，能够提高LII和MAI识别的精度，从而精确分割出内中膜，使得IMT的测量准确度大幅提高。

