



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105380682 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 09

(21) 申请号 201510989990. 0

(22) 申请日 2015. 12. 24

(71) 申请人 飞依诺科技(苏州)有限公司

地址 215123 江苏省苏州市工业园区星湖街
218 号生物纳米园 C8 楼 501 单元

(72) 发明人 马睿 凌涛

(74) 专利代理机构 苏州威世朋知识产权代理事
务所(普通合伙) 32235

代理人 杨林洁

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

G06T 7/00(2006. 01)

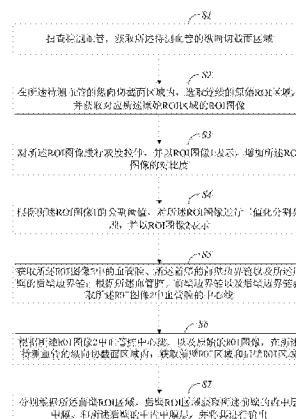
权利要求书3页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

基于超声图像的双边内中膜的测量方法及系
统

(57) 摘要

本发明提供的基于超声图像的双边内中膜的测量方法及系统,所述方法包括:获取所述待测血管的纵向切截面区域;在所述待测血管的纵向切截面区域内,选取连续的原始 ROI 区域,并获取对应所述原始 ROI 区域的 ROI 图像;对所述 ROI 图像进行灰度拉伸,并以 ROI 图像 1 表示;根据所述 ROI 图像 1 的分割阈值,对所述 ROI 图像进行二值化分割处理,并以 ROI 图像 2 表示;获取所述 ROI 图像 2 中的血管腔、所述前壁的前壁边界链、所述后壁的后壁边界链以及血管腔的中心线;根据所述 ROI 图像 2 中血管腔中心线,以及原始的 ROI 图像,在所述待测血管的纵向切截面区域内,获取前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域;分别根据所述前壁 ROI 区域、后壁 ROI 区域获取所述前壁中层、后壁中层,并将其进行输出。



1. 一种基于超声图像的双边内中膜的测量方法,其特征在于,所述方法包括:

S1、扫查待测血管,获取所述待测血管的纵向切截面区域;

S2、在所述待测血管的纵向切截面区域内,选取连续的原始 ROI 区域,并获取对应所述原始 ROI 区域的 ROI 图像,所述原始 ROI 区域包括待测物的血管腔、前壁和后壁,所述前壁包括:前壁外膜、前壁中层和前壁内膜;所述后壁包括:后壁外膜、后壁中层和后壁内膜;所述原始 ROI 区域为矩形区域,其顶点的位置坐标分别为 (1,1) (W,1) (1,H) (W,H);所述 W 表示原始 ROI 区域的宽度,所述 H 表示原始 ROI 区域的高度;

S3、对所述 ROI 图像进行灰度拉伸,并以 ROI 图像 1 表示,增加所述 ROI 图像的对比度;

S4、根据所述 ROI 图像 1 的分割阈值,对所述 ROI 图像进行二值化分割处理,并以 ROI 图像 2 表示;

S5、获取所述 ROI 图像 2 中的血管腔、所述前壁的前壁边界链以及所述后壁的后壁边界链;

根据所述血管腔、前壁边界链以及后壁边界链获取所述 ROI 图像 2 中血管腔的中心线;

S6、根据所述 ROI 图像 2 中血管腔中心线,以及原始的 ROI 图像,在所述待测血管的纵向切截面区域内,获取前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域,所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均处于所述原始 ROI 区域内,且所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域部分重叠;

S7、分别根据所述前壁 ROI 区域、后壁 ROI 区域获取所述前壁的内中膜和所述后壁的内中膜,并将其进行输出。

2. 根据权利要求 1 所述的基于超声图像的双边内中膜的测量方法,其特征在于,所述步骤 S3 具体包括:

采用线性变换,以线性单值函数对所述 ROI 图像中的每一个像素灰度做线性扩展,以增强所述 ROI 图像的对比度。

3. 根据权利要求 1 所述的基于超声图像的双边内中膜的测量方法,其特征在于,所述步骤 S4 具体包括:

采用 OSTU 阈值法对所述 ROI 图像进行二值化分割处理。

4. 根据权利要求 1 所述的基于超声图像的双边内中膜的测量方法,其特征在于,所述步骤 S5 具体包括:

将所述 ROI 图像 2 分为若干列;

依次抽取 ROI 图像 2 的每一列;

对每一列 ROI 图像 2 从上到下搜索,获取每一列 ROI 图像 2 中的阴影区域;

获取所述阴影区域的上边界点和下边界点;同时,获取所述上边界点和所述下边界点的中点;

将每一列的上边界点进行连接形成所述前壁的前壁边界链;将每一列的下边界点进行连接形成所述后壁的后壁边界链;将每一列的中点进行连接形成所述血管腔的中心线。

5. 根据权利要求 1 所述的基于超声图像的双边内中膜的测量方法,其特征在于,所述步骤 S6 具体包括:

获取所述血管腔中心线上的最大值和最小值,所述血管腔中心线的最大值以 yMax 表示,所述血管腔中心线的最小值以 yMin 表示;

根据所述血管腔中心线上的最大值和最小值,以及原始 ROI 区域获取所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域;

所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均为矩形框;

所述前壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为: $(1, y_{\min})$ $(W, y_{\min})$ $(1, H)$, (W, H) ;

所述后壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为: $(1, 1)$ $(W, 1)$ $(1, y_{\max})$, $(W, y_{\max})$ 。

6. 一种基于超声图像的双边内中膜的测量系统,其特征在于,所述系统包括:

数据采集模块,用于扫描待测血管,获取所述待测血管的纵向切截面区域;

在所述待测血管的纵向切截面区域内,选取连续的原始 ROI 区域,并获取对应所述原始 ROI 区域的 ROI 图像,所述原始 ROI 区域包括待测物的血管腔、前壁和后壁,所述前壁包括:前壁外膜、前壁中层和前壁内膜;所述后壁包括:后壁外膜、后壁中层和后壁内膜;所述原始 ROI 区域为矩形区域,其顶点的位置坐标分别为 $(1, 1)$ $(W, 1)$ $(1, H)$, (W, H) ;所述 W 表示原始 ROI 区域的宽度,所述 H 表示原始 ROI 区域的高度;

数据处理模块,用于对所述 ROI 图像进行灰度拉伸,并以 ROI 图像 1 表示,增加所述 ROI 图像的对比度;

根据所述 ROI 图像 1 的分割阈值,对所述 ROI 图像进行二值化分割处理,并以 ROI 图像 2 表示;

获取所述 ROI 图像 2 中的血管腔、所述前壁的前壁边界链以及所述后壁的后壁边界链;

根据所述血管腔、前壁边界链以及后壁边界链获取所述 ROI 图像 2 中血管腔的中心线;

根据所述 ROI 图像 2 中血管腔中心线,以及原始的 ROI 图像,在所述待测血管的纵向切截面区域内,获取前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域,所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均处于所述原始 ROI 区域内,且所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域部分重叠;

分别根据所述前壁 ROI 区域、后壁 ROI 区域获取所述前壁的内中膜和所述后壁的内中膜,并将其进行输出。

7. 根据权利要求 6 所述的基于超声图像的双边内中膜的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块具体用于:

采用线性变换,以线性单值函数对所述 ROI 图像中的每一个像素灰度做线性扩展,以增强所述 ROI 图像的对比度。

8. 根据权利要求 6 所述的基于超声图像的双边内中膜的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块具体用于:采用 OSTU 阈值法对所述 ROI 图像进行二值化分割处理。

9. 根据权利要求 6 所述的基于超声图像的双边内中膜的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块具体用于:

将所述 ROI 图像 2 分为若干列;

依次抽取 ROI 图像 2 的每一列;

对每一列 ROI 图像 2 从上到下搜索,获取每一列 ROI 图像 2 中的阴影区域;

获取所述阴影区域的上边界点和下边界点;同时,获取所述上边界点和所述下边界点的中点;

将每一列的上边界点进行连接形成所述前壁的前壁边界链;将每一列的下边界点进行

连接形成所述后壁的后壁边界链;将每一列的中点进行连接形成所述血管腔的中心线。

10. 根据权利要求 6 所述的基于超声图像的双边内中膜的测量系统,其特征在于,所述数据处理模块具体用于:

获取所述血管腔中心线上的最大值和最小值,所述血管腔中心线的最大值以 y_{Max} 表示,所述血管腔中心线的最小值以 y_{Min} 表示;

根据所述血管腔中心线上的最大值和最小值,以及原始 ROI 区域获取所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域;

所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均为矩形框;

所述前壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为: $(1, y_{\text{Min}})$ (W, y_{Min}) $(1, H)$, (W, H) ;

所述后壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为: $(1, 1)$ $(W, 1)$ $(1, y_{\text{Max}})$, (W, y_{Max}) 。

基于超声图像的双边内中膜的测量方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于超声诊断成像领域,涉及一种基于超声图像的双边内中膜的测量方法及控制系统。

背景技术

[0002] 超声成像技术因为其无创性、实时性、操作方便、价格便宜等诸多优势,使其成为临床上应用最为广泛的诊断工具之一。

[0003] 颈动脉粥样硬化能引发心脏病、中风等心脑血管疾病,因此,对其早期预防、诊断和监控有着重要的意义。

[0004] 现有技术中,使用超声成像设备对动脉粥样硬化症状的诊断过程中,颈动脉血管的内中膜厚度,英文(Intima-Media Thickness, IMT)是衡量初期粥样硬化的重要的指标;IMT是指颈动脉的血管壁的内膜与中层的厚度。

[0005] 颈动脉壁超声图像中依次包括管腔、内膜、中层和外膜。其中,管腔与内膜之间的边界为管腔内膜边界(Lumen-Intima Interface, LII),中层与外膜之间的边界为中层外膜边界(Media-Adventitia Interface, MAI),而LII与MAI之间的距离即为前述的IMT。

[0006] 现有技术中,公开以颈动脉后壁为主的单边内中膜厚度的测量方法上述测量方法均基于超声图像,通过图像处理的方法识别出血管的内膜,中膜和外膜,进而测量出内中膜的厚度。

[0007] 参照图1所示,为了得到超声图像的双边内中膜,在现有的超声诊断装置中,采用下述方法进行测量;

[0008] M1、扫查待测血管,获取所述待测血管的纵向切截面区域;

[0009] M2、选择包含单边待测中膜的感兴趣区域,所述感兴趣区域包括血管壁的单边内膜、中层和外膜;

[0010] M3、将感兴趣区域图像输入到内中膜厚度测量模块,得到待测血管内中膜的厚度。

[0011] M4、重复步骤M1至M3,得到另外一边待测血管的内中膜的厚度。

[0012] 上述内中膜的厚度的测量方法中,用户一次选择,只能得到单边内中膜的厚度,无法一次同时得到双边内中膜的厚度。如果想要同时得到双边内中膜的厚度,用户需要两次交互操作才能得到颈动脉的前壁和后壁的内中膜的厚度,导致用户工作量的增加。

发明内容

[0013] 本发明的目的在于提供一种基于超声图像的双边内中膜的测量方法及系统。

[0014] 为了实现上述发明目的之一,本发明一实施方式的基于超声图像的双边内中膜的测量方法,所述方法包括:

[0015] S1、扫查待测血管,获取所述待测血管的纵向切截面区域;

[0016] S2、在所述待测血管的纵向切截面区域内,选取连续的原始ROI区域,并获取对应所述原始ROI区域的ROI图像,所述原始ROI区域包括待测物的血管腔、前壁和后壁,所述

前壁包括：前壁外膜、前壁中层和前壁内膜；所述后壁包括：后壁外膜、后壁中层和后壁内膜；所述原始 ROI 区域为矩形区域，其顶点的位置坐标分别为 $(1, 1)$ $(W, 1)$ $(1, H)$ (W, H) ；所述 W 表示原始 ROI 区域的宽度，所述 H 表示原始 ROI 区域的高度；

[0017] S3、对所述 ROI 图像进行灰度拉伸，并以 ROI 图像 1 表示，增加所述 ROI 图像的对比度；

[0018] S4、根据所述 ROI 图像 1 的分割阈值，对所述 ROI 图像进行二值化分割处理，并以 ROI 图像 2 表示；

[0019] S5、获取所述 ROI 图像 2 中的血管腔、所述前壁的前壁边界链以及所述后壁的后壁边界链；

[0020] 根据所述血管腔、前壁边界链以及后壁边界链获取所述 ROI 图像 2 中血管腔的中心线；

[0021] S6、根据所述 ROI 图像 2 中血管腔中心线，以及原始的 ROI 图像，在所述待测血管的纵向切截面区域内，获取前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域，所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均处于所述原始 ROI 区域内，且所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域部分重叠；

[0022] S7、分别根据所述前壁 ROI 区域、后壁 ROI 区域获取所述前壁的内中膜和所述后壁的内中膜，并将其进行输出。

[0023] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤 S3 具体包括：

[0024] 采用线性变换，以线性单值函数对所述 ROI 图像中的每一个像素灰度做线性扩展，以增强所述 ROI 图像的对比度。

[0025] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤 S4 具体包括：

[0026] 采用 OSTU 阈值法对所述 ROI 图像进行二值化分割处理。

[0027] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤 S5 具体包括：

[0028] 将所述 ROI 图像 2 分为若干列；

[0029] 依次抽取 ROI 图像 2 的每一列；

[0030] 对每一列 ROI 图像 2 从上到下搜索，获取每一列 ROI 图像 2 中的阴影区域；

[0031] 获取所述阴影区域的上边界点和下边界点；同时，获取所述上边界点和所述下边界点的中点；

[0032] 将每一列的上边界点进行连接形成所述前壁的前壁边界链；将每一列的下边界点进行连接形成所述后壁的后壁边界链；将每一列的中点进行连接形成所述血管腔的中心线。

[0033] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤 S6 具体包括：

[0034] 获取所述血管腔中心线上的最大值和最小值，所述血管腔中心线的最大值以 y_{Max} 表示，所述血管腔中心线的最小值以 y_{Min} 表示；

[0035] 根据所述血管腔中心线上的最大值和最小值，以及原始 ROI 区域获取所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域；

[0036] 所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均为矩形框；

[0037] 所述前壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为： $(1, y_{\text{Min}})$ (W, y_{Min}) $(1, H)$ (W, H) ；

[0038] 所述后壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为： $(1, 1)$ $(W, 1)$ $(1, y_{\text{Max}})$ (W, y_{Max}) 。

[0039] 为了实现上述发明目的之一，本发明一实施方式的基于超声图像的双边内中膜的

测量系统,所述系统包括:数据采集模块:用于扫查待测血管,获取所述待测血管的纵向切截面区域;

[0040] 在所述待测血管的纵向切截面区域内,选取连续的原始 ROI 区域,并获取对应所述原始 ROI 区域的 ROI 图像,所述原始 ROI 区域包括待测物的血管腔、前壁和后壁,所述前壁包括:前壁外膜、前壁中层和前壁内膜;所述后壁包括:后壁外膜、后壁中层和后壁内膜;所述原始 ROI 区域为矩形区域,其顶点的位置坐标分别为 $(1,1)$ $(W,1)$ $(1,H)$ (W,H) ;所述 W 表示原始 ROI 区域的宽度,所述 H 表示原始 ROI 区域的高度;

[0041] 数据处理模块:用于对所述 ROI 图像进行灰度拉伸,并以 ROI 图像 1 表示,增加所述 ROI 图像的对比度;

[0042] 根据所述 ROI 图像 1 的分割阈值,对所述 ROI 图像进行二值化分割处理,并以 ROI 图像 2 表示;

[0043] 获取所述 ROI 图像 2 中的血管腔、所述前壁的前壁边界链以及所述后壁的后壁边界链;

[0044] 根据所述血管腔、前壁边界链以及后壁边界链获取所述 ROI 图像 2 中血管腔的中心线;

[0045] 根据所述 ROI 图像 2 中血管腔中心线,以及原始的 ROI 图像,在所述待测血管的纵向切截面区域内,获取前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域,所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均处于所述原始 ROI 区域内,且所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域部分重叠;

[0046] 分别根据所述前壁 ROI 区域、后壁 ROI 区域获取所述前壁的内中膜和所述后壁的内中膜,并将其进行输出。

[0047] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述数据处理模块具体用于:

[0048] 采用线性变换,以线性单值函数对所述 ROI 图像中的每一个像素灰度做线性扩展,以增强所述 ROI 图像的对比度。

[0049] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述数据处理模块具体用于:采用 OSTU 阈值法对所述 ROI 图像进行二值化分割处理。

[0050] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述数据处理模块具体用于:

[0051] 将所述 ROI 图像 2 分为若干列;

[0052] 依次抽取 ROI 图像 2 的每一列;

[0053] 对每一列 ROI 图像 2 从上到下搜索,获取每一列 ROI 图像 2 中的阴影区域;

[0054] 获取所述阴影区域的上边界点和下边界点;同时,获取所述上边界点和所述下边界点的中点;

[0055] 将每一列的上边界点进行连接形成所述前壁的前壁边界链;将每一列的下边界点进行连接形成所述后壁的后壁边界链;将每一列的中点进行连接形成所述血管腔的中心线。

[0056] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述数据处理模块具体用于:

[0057] 获取所述血管腔中心线上的最大值和最小值,所述血管腔中心线的最大值以 y_{Max} 表示,所述血管腔中心线的最小值以 y_{Min} 表示;

[0058] 根据所述血管腔中心线上的最大值和最小值,以及原始 ROI 区域获取所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域;

- [0059] 所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均为矩形框；
- [0060] 所述前壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为： $(1, y_{\min})$ $(W, y_{\min})$ $(1, H)$ (W, H) ；
- [0061] 所述后壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为： $(1, 1)$ $(W, 1)$ $(1, y_{\max})$ $(W, y_{\max})$ 。
- [0062] 与现有技术相比，本发明的有益效果是：本发明的基于超声图像的双边内中膜的测量方法及控制系统，用户单次选择后，即可以自动输出超声图像的双边内中膜的厚度，减少用户工作量的同时，给用户提供更多的信息以供诊断使用。

附图说明

- [0063] 图 1 是本发明背景技术中基于超声图像的单边内中膜的测量方法的具体应用实例示意图；
- [0064] 图 2 是本发明一实施方式提供的基于超声图像的双边内中膜的测量方法流程示意图；
- [0065] 图 3 是本发明一具体示例中，待测血管的结构示意图；
- [0066] 图 4 是图 2 中步骤 S2 的具体应用实例示意图；
- [0067] 图 5 是图 2 中步骤 S3 的具体应用实例示意图；
- [0068] 图 6 是图 2 中步骤 S5 的具体应用实例示意图；
- [0069] 图 7 是图 2 中步骤 S6 的具体应用实例示意图；
- [0070] 图 8 是本发明一实施方式提供的基于超声图像的双边内中膜的测量系统的模块示意图。

具体实施方式

[0071] 以下将结合附图所示的实施方式对本发明进行详细描述。但实施方式并不限制本发明，本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0072] 如图 2 所示，图 2 为本发明一实施方式提供的基于超声图像的双边内中膜的测量方法，所述方法包括：

[0073] S1、扫查待测血管，获取所述待测血管的纵向切截面区域。

[0074] 本发明一具体实施方式中，通过超声成像设备扫查待测血管，获取所述待测血管的纵向切截面区域；可以理解的是，由于待测血管的特性，根据超声成像设备的扫查的方向及位置，所述纵向切截面区域的大小及位置也随之变换，在此不做详细赘述。

[0075] 通常情况下，结合图 3 所示，所述待测血管的纵向切截面区域至少包括待测物的血管腔 11、前壁 13 和后壁 15，前壁 13 包括：前壁外膜 131、前壁中层 133 和前壁内膜 135；后壁 15 包括：后壁外膜 151、后壁中层 153 和后壁内膜 155；其中，所述血管腔 11 和前壁内膜 135 之间的边界为前壁 LII，所述所述血管腔 11 和后壁内膜 155 之间的边界为后壁 LII，前壁中层 133 和前壁外膜 131 之间的边界为前壁 MAI，后壁中层 153 和后壁外膜 151 之间的边界为后壁 MAI，所述前壁 LII 和所述前壁 MAI 之间的距离为前壁 IMT，所述后壁 LII 和所述后壁 MAI 之间的距离为后壁 IMT，需要说明的是，所述 IMT 在下述内容中以中文内中膜代替。

[0076] 当然，在扫查过程中，所述待测血管的纵向切截面区域还不可避免的包括肌肉组

织等图像,在此不做详细赘述。

[0077] 结合图 4 所示,进一步的,本发明一实施方式中,所述方法还包括:

[0078] S2、在所述待测血管的纵向切截面区域内,选取连续的原始 ROI 区域,并获取对应所述原始 ROI 区域的 ROI 图像,所述原始 ROI 区域同样至少包括待测物的血管腔、前壁和后壁,所述前壁包括:前壁外膜、前壁中层和前壁内膜;所述后壁包括:后壁外膜、后壁中层和后壁内膜。

[0079] 本发明具体示例中,所述原始 ROI 区域通常为一矩形区域,该矩形区域覆盖所述待测物的血管腔、前壁和后壁,其顶点的位置坐标分别为 $(1,1)$ $(1,1)$ $(W,1)$ $(1,H)$ (W,H) ; 所述 W 表示原始 ROI 区域的宽度,所述 H 表示原始 ROI 区域的高度。

[0080] 所述原始 ROI 区域的大小并没有具体限制,其可以根据用户需要自行选择,例如:在确定所述待测血管的纵向切截面区域后,在所述待测血管的纵向切截面区域内,用户通过鼠标、键盘等外接设备框选确定所述原始 ROI 区域,在此不做详细赘述。

[0081] 进一步的,本发明一实施方式中,所述方法还包括:

[0082] S3、对所述 ROI 图像进行灰度拉伸,并以 ROI 图像 1 表示,增加所述 ROI 图像的对比度。

[0083] 本发明一优选实施方式中,所述步骤 S3 具体包括:采用线性变换,以线性单值函数对所述 ROI 图像中的每一个像素灰度做线性扩展,以增强所述 ROI 图像的对比度。

[0084] 结合图 5 所示,以下列举一具体示例做详细说明:

[0085] 本示例中,将所述 ROI 图像的灰度分布函数以 $f(x,y)$ 表示,其中, $x = 1, 2 \cdots W$, $y = 1, 2 \cdots H$, W 表示所述 ROI 图像的宽度, H 表示所述 ROI 图像的高度。

[0086] 假设灰度像素区间为 $[a,b]$,同时,根据所述 ROI 图像的本身特性将所述 ROI 图像中的像素按其灰度分为两部分,其中一部分像素的灰度处于所述灰度像素区间 $[a,b]$ 内,另一部分像素的灰度处于所述灰度像素区间 $[a,b]$ 外;进一步的,将处于灰度像素区间 $[a,b]$ 外的像素采用截断式线性变换的方法,将该部分像素的灰度变换到灰度像素区间 $[a',b']$,以得到 ROI 图像 1;本示例中,将 ROI 图像 1 用 $g(x,y)$ 函数表示。

[0087] 则 $g(x,y)$ 函数与 $f(x,y)$ 函数之间的变换关系如下:

$$[0088] \quad g(x,y) = \begin{cases} a' & f(x,y) < a \\ a' + \frac{b'-a'}{b-a} (f(x,y) - a) & a \leq f(x,y) \leq b \\ b' & b \leq f(x,y) \end{cases}$$

[0089] 其中, a, b, a', b' 均为 $0 \sim 255$ 之间的任意整数, $a' < a < b < b'$ 。

[0090] 可以理解的是,上述处理过程将处于灰度像素区间 $[a,b]$ 外的像素的灰度强行变换至灰度像素区间 $[a',b']$,虽然会造成原始的所述 ROI 图像中的一小部分信息的损失,但相对增强了原始的 ROI 图像中绝大部分像素的灰度层次感,增强了 ROI 图像的对比度,为后续的 ROI 图像 I 分割打下了基础而言,该损失的小部分信息可忽略不计。

[0091] 在本发明一具体示例中,可对 a, b, a', b' 进行赋值,例如: $a = 10, b = 40, a' = 0, b' = 255$ 。

[0092] 进一步的,本发明一实施方式中,所述方法还包括:

[0093] S4、根据所述 ROI 图像 1 的分割阈值,对所述 ROI 图像进行二值化分割处理,并以 ROI 图像 2 表示。

[0094] 本发明一优选实施方式中,采用图像阈值分割的方法对所述 ROI 图像 1 进行二值化分割处理。

[0095] 该方法也被称为最大类间方差法,或 OSTU 阈值法,所述 OSTU 阈值法的中文释义为大津阈值法。

[0096] 本发明具体实施方式中,所述步骤 S4 具体包括:

[0097] 获取 $g(x, y)$ 函数的最佳分割阈值 T ,利用所述分割阈值 T 对 $g(x, y)$ 函数进行阈值分割,得到二值化的 ROI 图像 2,该示例中,将所述 ROI 图像 2 以 $h(x, y)$ 函数表示;

[0098] 则 $h(x, y)$ 函数与 $g(x, y)$ 函数之间的变换关系如下:

$$[0099] \quad h(x, y) = \begin{cases} 1 & g(x, y) > T \\ 0 & g(x, y) \leq T \end{cases},$$

[0100] 其中,所述 T 值的获取过程为:

[0101] 对所述 T 任意赋值,将 $g(x, y)$ 函数分为两类,之后计算被分为两类的 $g(x, y)$ 函数之间的方差,当两类之间的方差最大时,即为 T 值的最佳取值。

[0102] 结合图 6 所示,进一步的,本发明一实施方式中,所述方法还包括:

[0103] S5、获取所述 ROI 图像 2 中的血管腔、所述前壁的前壁边界链以及所述后壁的后壁边界链;根据所述血管腔、前壁边界链以及后壁边界链获取所述血管腔的中心线。

[0104] 本发明优选实施方式中,所述步骤 S5 具体包括:

[0105] 将所述 ROI 图像 2 分为若干列,依次抽取 ROI 图像 2 的每一列,对每一列从上到下搜索,获取每一列 ROI 图像 2 中的阴影区域,并进一步的获取所述阴影区域的上边界点和下边界点,将每一列的上边界点进行连接形成所述前壁的前壁边界链;将每一列的下边界点进行连接形成所述后壁的后壁边界链。

[0106] 进一步的,获取所述上边界点和所述下边界点的中点,将每一列的中点进行连接形成所述血管腔的中心线。

[0107] 将所述 ROI 图像 2 分成的列数可为任意数值,其数值越大,获得的结果更加精准,在此不做详细赘述。

[0108] 本发明一具体示例中,依次抽取 $h(x, y)$ 函数的每一列,为了方便描述,本示例中,以获取一列的上边界点、下边界点、中点为例做具体介绍。

[0109] $h(x, y)$ 函数的其中一列为 $Col(x_0)$, x_0 为 $[1W]$ 中的任一数值;进一步的,对 $Col(x_0)$ 从上到下搜索,获取最大的阴影区域,该阴影区域即为所述待测血管的所在区域;进一步的,获取该阴影区域的上下边界点,所述上边界点以 $AntePoint(x_0)$ 表示,所述下边界点以 $PostPoint(x_0)$ 表示;

[0110] 按照上述步骤获取 $h(x, y)$ 函数所有列的上边界点和下边界点;进一步的,将获取的上边界点进行连接,形成所述前壁的前壁边界链,以 $AntePoint(x)$ 表示, $x = 1, 2, \dots, W$, 同时,将获取的下边界点进行连接,形成所述后壁的后壁边界链,以 $PostPoint(x)$ 表示, $x = 1, 2, \dots, W$ 。

[0111] 进一步的,获取所述上边界点和所述下边界点的中点,所述中点以 $CenterPoint(x_0)$ 表示;将每一列的中值进行连接形成所述血管腔的中心线,所述血管腔的中心线以 $CenterPoint(x)$ 表示;

[0112] 则所述血管腔的中心线

$$[0113] \quad CenterPoint(x) = \frac{AntePoint(x) + PostPoint(x)}{2}$$

[0114] 进一步的,本发明一优选实施方式中,所述步骤 S5 还包括:

[0115] 分别对所述上边界点、所述下边界点、所述中点进行中值滤波处理,以滤除其中的奇异点,在此不做详细赘述。

[0116] 结合图 7 所示,进一步的,本发明一实施方式中,所述方法还包括:

[0117] S6、根据所述 ROI 图像 2 中血管腔、前壁边界链、后壁边界链以及中心线,在所述待测血管的纵向切截面区域内,获取前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域,所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均处于所述原始 ROI 区域内,且所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域部分重叠。

[0118] 获取所述血管腔中心线上的最大值和最小值,所述血管腔中心线的最大值以 yMax 表示,所述血管腔中心线的最小值以 yMin 表示。

[0119] 本发明一具体示例中,

[0120] $yMin = \min(CenterPoint(x), x = 1 : W)$

[0121] $yMax = \max(CenterPoint(x), x = 1 : W)$

[0122] 进一步的,获取前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域。

[0123] 本发明一具体示例中,所述前壁 ROI 区域和所述后壁 ROI 区域同样为矩形框,所述前壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为:(1, yMin) (W, yMin) (1, H), (W, H);所述后壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为:(1, 1) (W, 1) (1, yMax), (W, yMax) 在此不做详细赘述。

[0124] 进一步的,本发明一实施方式中,所述方法还包括:

[0125] S7、分别根据所述前壁 ROI 区域、后壁 ROI 区域获取所述前壁的内中膜和所述后壁的内中膜,并将其进行输出。

[0126] 本实施方式中,采用传统的单边内中膜厚度的测量方法分别获取所述前壁 ROI 区域中前壁的内中膜,和所述后壁 ROI 区域中后壁的内中膜,并将其结果进行保存、输出,以利于用户调用。

[0127] 所述传统的单边内中膜厚度的测量方法有多种方式,例如:动态规划方法等,在此不做详细赘述。

[0128] 结合图 8 所示,本发明一实施方式中,基于超声图像的双边内中膜的测量系统包括:数据采集模块 100、数据处理模块 200。

[0129] 数据采集模块 100 用于:扫查待测血管,获取所述待测血管的纵向切截面区域。

[0130] 数据采集模块 100 还用于:在所述待测血管的纵向切截面区域内,选取连续的原始 ROI 区域,并获取对应所述原始 ROI 区域的 ROI 图像,所述原始 ROI 区域同样至少包括待测物的血管腔、前壁和后壁,所述前壁包括:前壁外膜、前壁中层和前壁内膜;所述后壁包括:后壁外膜、后壁中层和后壁内膜。

[0131] 本发明具体示例中,所述原始 ROI 区域通常为—矩形区域,该矩形区域覆盖所述待测物的血管腔、前壁和后壁,其顶点的位置坐标分别为 (1, 1) (1, 1) (W, 1) (1, H), (W, H);所述 W 表示原始 ROI 区域的宽度,所述 H 表示原始 ROI 区域的高度。

[0132] 数据处理模块 200 用于:对所述 ROI 图像进行灰度拉伸,并以 ROI 图像 1 表示,增加所述 ROI 图像的对比度。

[0133] 本发明一优选实施方式中,数据处理模块 200 具体用于:采用线性变换,以线性单

值函数对所述 ROI 图像中的每一个像素灰度做线性扩展,以增强所述 ROI 图像的对比度。

[0134] 进一步的,本发明一实施方式中,数据处理模块 200 还用于:根据所述 ROI 图像 1 的分割阈值,对所述 ROI 图像进行二值化分割处理,并以 ROI 图像 2 表示。

[0135] 本发明一优选实施方式中,数据处理模块 200 具体用于:采用图像阈值分割的方法对所述 ROI 图像 1 进行二值化分割处理。

[0136] 该方法也被称为最大类间方差法,或 OSTU 阈值法,所述 OSTU 阈值法的中文释义为大津阈值法。

[0137] 进一步的,本发明一实施方式中,数据处理模块 200 还用于:获取所述 ROI 图像 2 中的血管腔、所述前壁的前壁边界链以及所述后壁的后壁边界链;根据所述血管腔、前壁边界链以及后壁边界链获取所述血管腔的中心线。

[0138] 本发明优选实施方式中,数据处理模块 200 具体用于:将所述 ROI 图像 2 分为若干列,依次抽取 ROI 图像 2 的每一列,对每一列从上到下搜索,获取每一列 ROI 图像 2 中的阴影区域,并进一步的获取所述阴影区域的上边界点和下边界点,将每一列的上边界点进行连接形成所述前壁的前壁边界链;将每一列的下边界点进行连接形成所述后壁的后壁边界链。

[0139] 进一步的,获取所述上边界点和所述下边界点的中点,将每一列的中点进行连接形成所述血管腔的中心线。

[0140] 进一步的,本发明一实施方式中,数据处理模块 200 还用于:分别对所述上边界点、所述下边界点、所述中点进行中值滤波处理,以滤除其中的奇异点,在此不做详细赘述。

[0141] 进一步的,本发明一实施方式中,数据处理模块 200 还用于:根据所述 ROI 图像 2 中血管腔、前壁边界链、后壁边界链以及中心线,在所述待测血管的纵向切截面区域内,获取前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域,所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域均处于所述原始 ROI 区域内,且所述前壁 ROI 区域和后壁 ROI 区域部分重叠。

[0142] 数据处理模块 200 获取所述血管腔中心线上的最大值和最小值后,所述血管腔中心线的最大值以 y_{Max} 表示,所述血管腔中心线的最小值以 y_{Min} 表示;本发明一具体示例中,所述前壁 ROI 区域和所述后壁 ROI 区域同样为矩形框,所述前壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为: $(1, y_{Min})$ (W, y_{Min}) $(1, H)$ (W, H) ;所述后壁 ROI 区域各个顶点的位置坐标分别为: $(1, 1)$ $(W, 1)$ $(1, y_{Max})$ (W, y_{Max}) 在此不做详细赘述。

[0143] 进一步的,本发明一实施方式中,数据处理模块 200 还用于:分别根据所述前壁 ROI 区域、后壁 ROI 区域获取所述前壁的内中膜和所述后壁的内中膜,并将其进行输出。

[0144] 该示例中,数据处理模块 200 具体采用传统的单边内中膜厚度的测量方法分别获取所述前壁 ROI 区域中前壁的内中膜,和所述后壁 ROI 区域中后壁的内中膜,并将其结果进行保存、输出,以利于用户调用。所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统的具具体工作过程,可以参考前述方法实施方式中的对应过程,在此不再赘述。

[0145] 综上所述,本发明的基于超声图像的双边内中膜的测量方法及控制系统,用户单次选择后,即可以自动输出超声图像的双边内中膜的厚度,减少用户工作量的同时,给用户提供更多的信息以供诊断使用。

[0146] 为了描述的方便,描述以上装置时以功能分为各种模块分别描述。当然,在实施本

申请时可以把各模块的功能在同一个或多个软件和 / 或硬件中实现。

[0147] 通过以上的实施方式的描述可知,本领域的技术人员可以清楚地了解到本申请可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以保存在保存介质中,如 ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,信息推送服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施方式或者实施方式的某些部分所述的方法。

[0148] 以上所描述的装置实施方式仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施方式方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0149] 本申请可用于众多通用或专用的计算系统环境或配置中。例如:个人计算机、信息推送服务器计算机、手持设备或便携式设备、平板型设备、多处理模块系统、基于微处理模块的系统、置顶盒、可编程的消费电子设备、网络 PC、小型计算机、大型计算机、包括以上任何系统或设备的分布式计算环境等等。

[0150] 本申请可以在由计算机执行的计算机可执行指令的一般上下文中描述,例如程序模块。一般地,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等等。也可以在分布式计算环境中实践本申请,在这些分布式计算环境中,由通过通信网络而被连接的远程处理设备来执行任务。在分布式计算环境中,程序模块可以位于包括保存设备在内的本地和远程计算机保存介质中。

[0151] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0152] 上文所列出一系列的详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

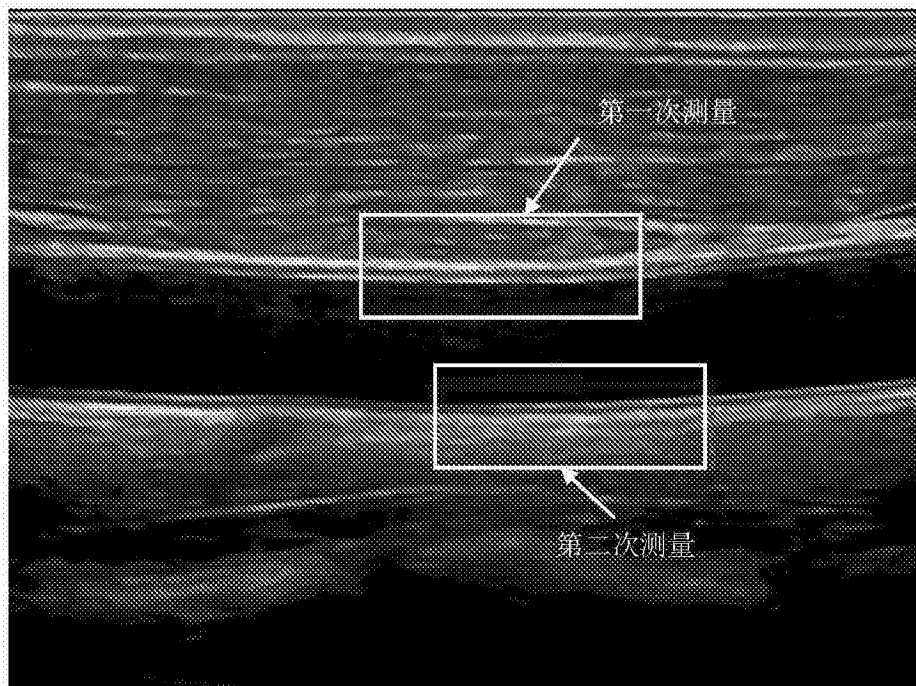


图 1

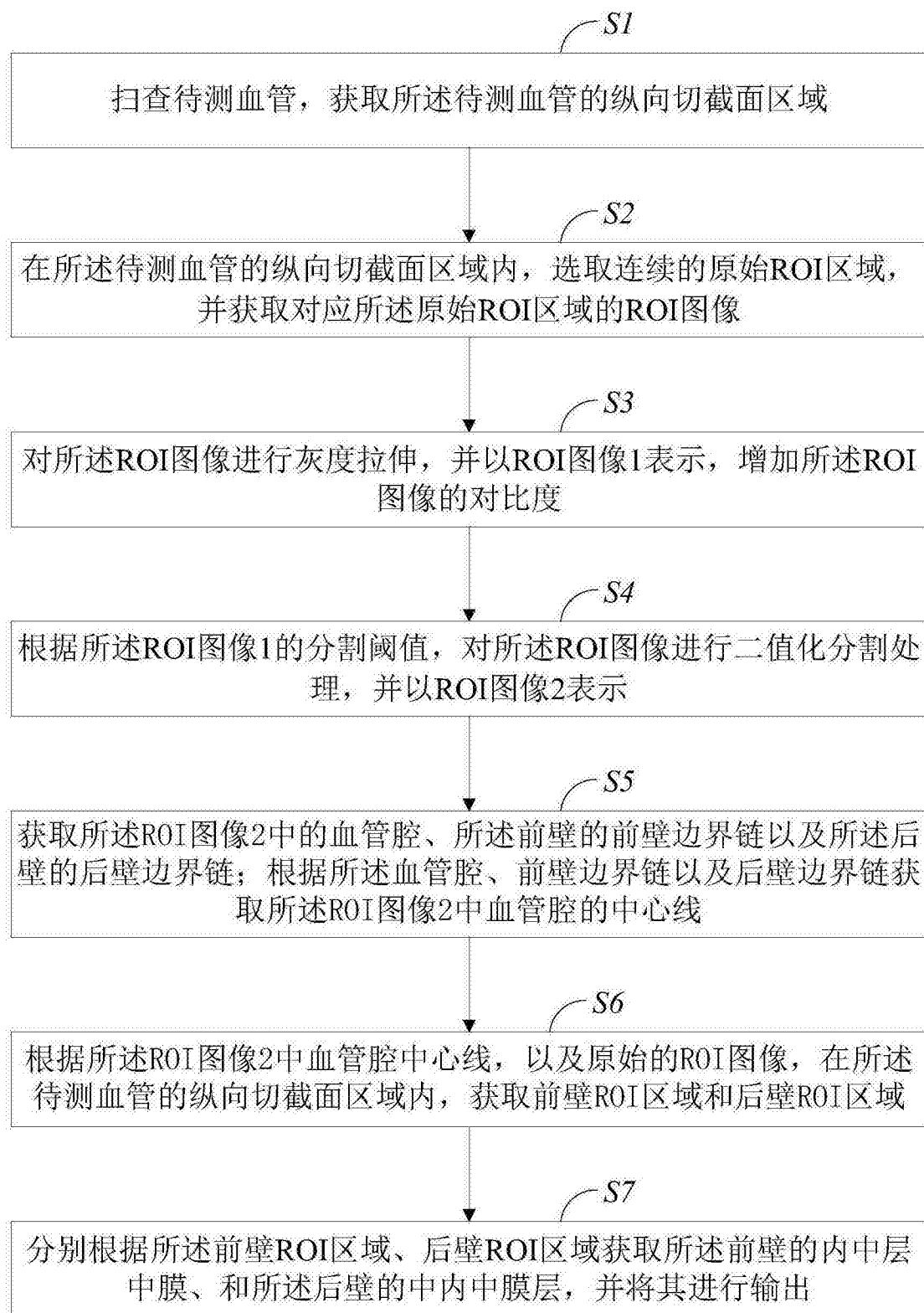


图 2



图 3

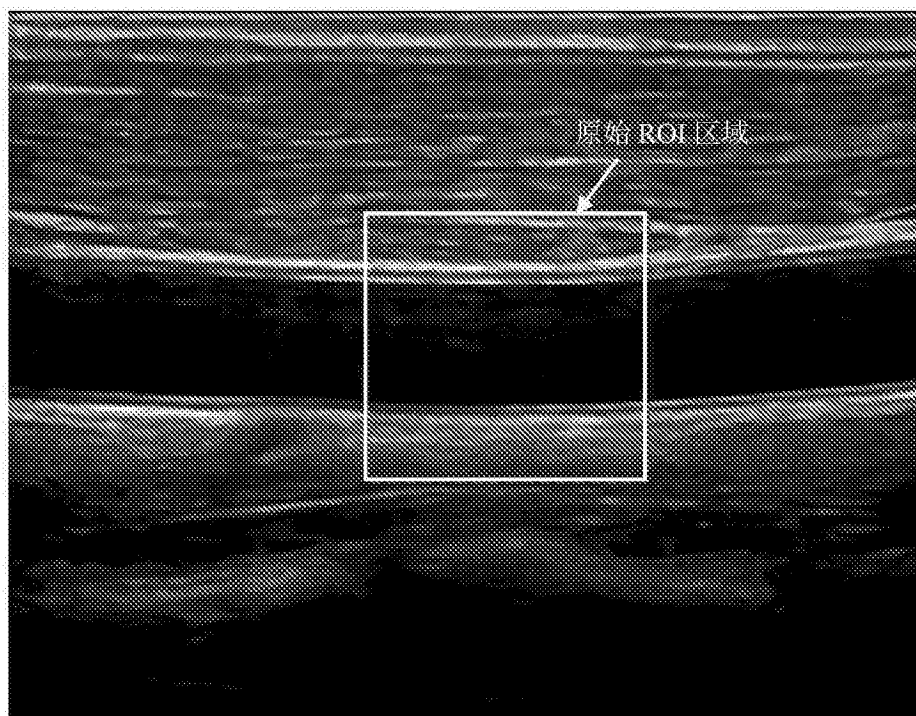


图 4

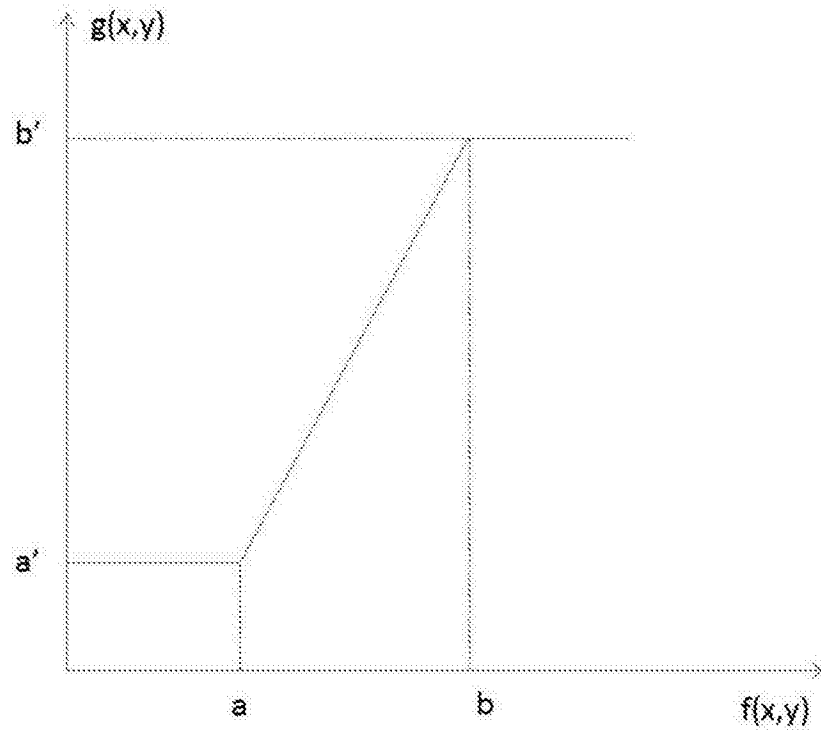


图 5

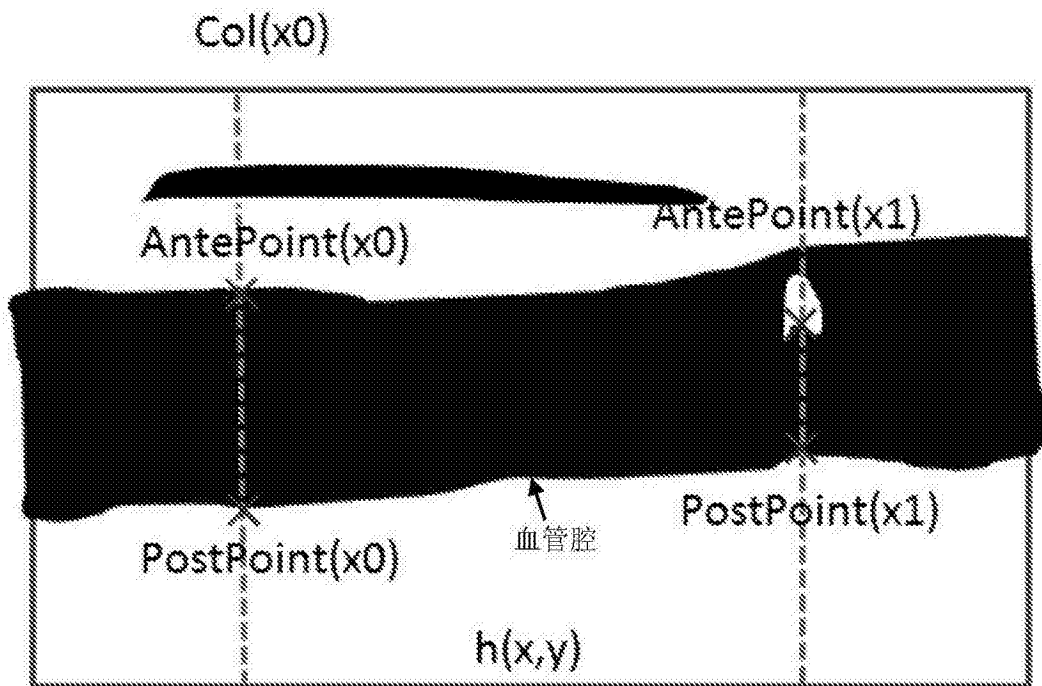


图 6

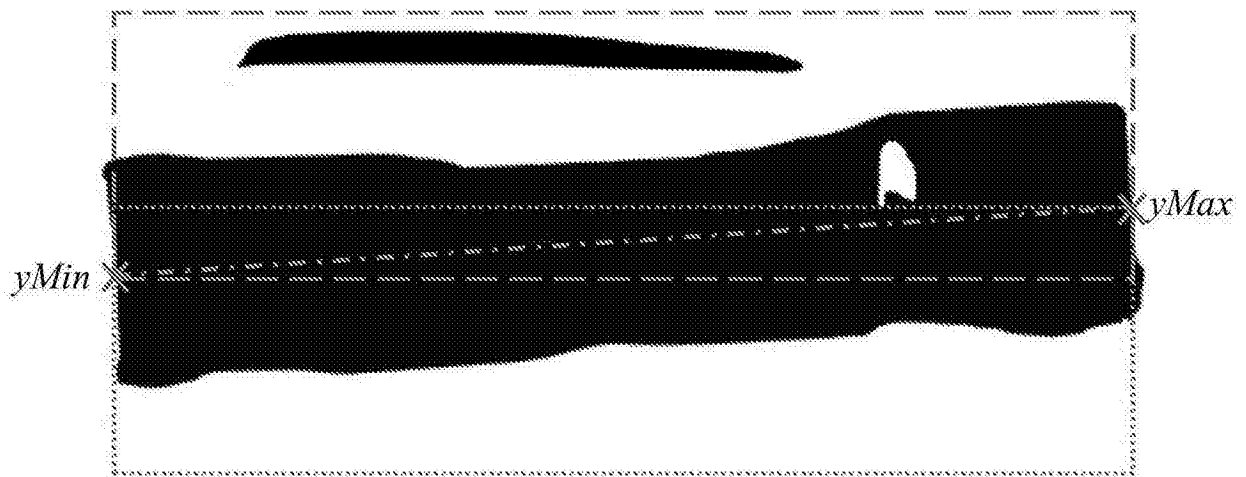


图 7

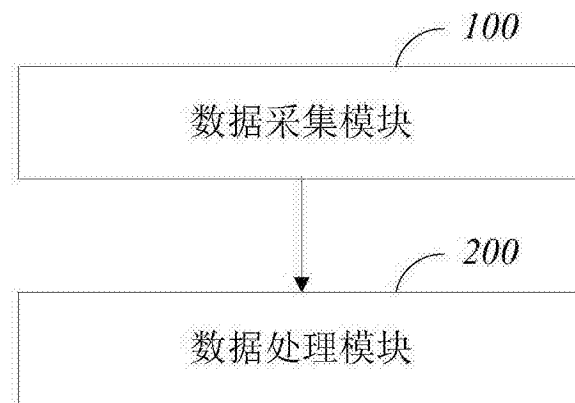


图 8

专利名称(译)	基于超声图像的双边内中膜的测量方法及系统		
公开(公告)号	CN105380682A	公开(公告)日	2016-03-09
申请号	CN201510989990.0	申请日	2015-12-24
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	马睿 凌涛		
发明人	马睿 凌涛		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/469 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20104 G06T2207/30101		
代理人(译)	杨林洁		
其他公开文献	CN105380682B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供的基于超声图像的双边内中膜的测量方法及系统，所述方法包括：获取所述待测血管的纵向切截面区域；在所述待测血管的纵向切截面区域内，选取连续的原始ROI区域，并获取对应所述原始ROI区域的ROI图像；对所述ROI图像进行灰度拉伸，并以ROI图像1表示，增加所述ROI图像的对比度；根据所述ROI图像1的分割阈值，对所述ROI图像进行二值化分割处理，并以ROI图像2表示；获取所述ROI图像2中的血管腔、所述前壁的前壁边界链、所述后壁的后壁边界链以及血管腔的中心线；根据所述ROI图像2中血管腔中心线，以及原始的ROI图像，在所述待测血管的纵向切截面区域内，获取前壁ROI区域和后壁ROI区域；分别根据所述前壁ROI区域、后壁ROI区域获取所述前壁中层、后壁中层，并将其进行输出。

