



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102631224 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 02

(21) 申请号 201210122930. 5

JP 特开 2003-61958 A, 2003. 03. 04, 全文.

(22) 申请日 2012. 04. 24

CN 102078202 A, 2011. 06. 01, 说明书

[0040]-[0058]、图 1-8.

(73) 专利权人 无锡祥生医学影像有限责任公司

审查员 马薇

地址 214142 江苏省无锡市新区硕放香楠路
8 号

(72) 发明人 莫若理 龚栋梁 赵明昌

(74) 专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所

(普通合伙) 32104

代理人 曹祖良

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102133107 A, 2011. 07. 27, 全文.

CN 102389322 A, 2012. 03. 28, 全文.

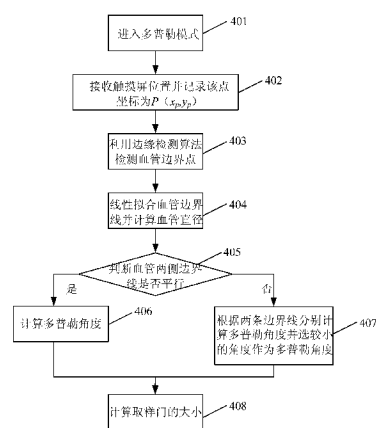
权利要求书3页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法及装置

(57) 摘要

本发明提供了一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法及装置,包括以下步骤,首先触摸屏向触屏式多普勒优化指令接收模块发送触屏指令;触屏式多普勒优化指令接收模块接收并识别该指令中包含的位置信息并将其传输给多普勒优化指令处理模块;多普勒优化指令处理模块接收并识别该指令,并根据接收到的指令调节该指令规定的显示区域的血管图像的参数,然后将处理后的结果传输给显示屏;显示屏显示所述指令规定的显示区域优化后的血管图像。本发明使医生查看血管中某处血流情况时,无需医生手动调节,即可显示由系统已自动调节好的取样门和采样线,从而简化了操作过程。



1. 一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法,包括位于超声诊断仪内的多普勒优化模块,所述多普勒优化模块包括与显示屏相连并能接收触屏指令的触屏式多普勒优化指令接收模块及用于处理相应触屏指令的多普勒优化指令处理模块;所述多普勒自动优化方法包括如下步骤:

(a)、设置并进入多普勒模式,通过触屏式多普勒优化指令接收模块接收并识别由触摸屏发送的触屏指令,且记录所述触屏指令中包含触屏位置,触屏式多普勒优化指令接收模块将所述触屏位置传输到多普勒优化指令处理模块内;

(b)、所述多普勒优化指令处理模块对所述触屏位置所在区域的血管进行边缘检测,以提取对应区域血管的边缘;

(c)、多普勒优化指令处理模块根据上述提取得到的血管边缘采用直线拟合得到血管的边界线,以明确血管的走向;

(d)、多普勒优化指令处理模块计算上述采用直线拟合得到血管边界线的斜率,以确定多普勒角度;

(e)、多普勒优化指令处理模块根据上述触屏位置、多普勒角度及预先设定的阈值确定取样门的位置及大小;

(f)、多普勒优化指令处理根据上述确定取样门的位置及大小通过显示屏对应显示输出;

其特征在于,所述步骤(d)包括如下步骤:

(d1)、计算上述直线拟合得到两条血管边界线的斜率 k_1, k_2 , 并根据触屏位置计算得到取样线所在直线的斜率 k_3 ;

(d2)、当两条血管边界线的斜率 k_1 与 k_2 相等时,则多普勒角度 θ 为

$$\theta = \arctan \left| \frac{k_2 - k_3}{1 + k_2 \cdot k_3} \right|;$$

(d3)、当两条血管边界线的斜率 k_1 与 k_2 不相等时,得到 $\theta_1 = \arctan \left| \frac{k_1 - k_3}{1 + k_1 \cdot k_3} \right|$,

$$\theta_2 = \arctan \left| \frac{k_2 - k_3}{1 + k_2 \cdot k_3} \right|, \text{多普勒角度 } \theta \text{ 为 } \theta = \min \{ \theta_1, \theta_2 \}。$$

2. 根据权利要求1所述的用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法,其特征是:所述触屏式多普勒优化指令接收模块接收触屏指令的方式包括接收通过物体直接接触触摸屏所产生的调节指令、触摸屏间接感应接收调节指令以及无线接收调节指令中的至少一种。

3. 根据权利要求1所述的用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法,其特征是:所述步骤(b)中,对血管进行边缘检测的方法包括活动轮廓模型、梯度矢量场能量模型或拓扑自适应活动轮廓模型。

4. 根据权利要求3所述的用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法,其特征是,当对血管采用活动轮廓模型进行边缘检测时,先建立活动轮廓模型,然后通过动态规划法完成迭代运算,具体包括如下步骤:

(b1)、对于多普勒模式下的灰度图像 $I(x, y)$, 设定原始活动轮廓模型由一组控制点组成, 控制点为: $v(s)=[x(s), y(s)]$, 其中 $s \in [0, 1]$, 其中, $x(s)$ 和 $y(s)$ 分别表示每个控制点在图像中的坐标位置, s 是以参数方程形式描述边界曲线的自变量;

(b2)、设定能量函数 E_{snake} 为 $E_{snake} = \int_0^1 E_{snake}[v(s)]ds = \int_0^1 \{E_{int}[v(s)] + E_{ext}[v(s)]\}ds$, 并将所述能量函数 E_{snake} 离散化得到 $E_{snake} = \sum_{i=0}^{n-1} [E_{int}(v_i) + E_{ext}(v_i)]$;

其中, E_{int} 为曲线的内部能量, E_{ext} 为曲线的外部能量, v_i 是轮廓曲线上的控制点, 共有 n 个, 每个控制点允许有 m 个可能值;

(b3)、将上述离散化后能量函数 E_{snake} 的最小化转化为:

$E(v_1, v_2, \dots, v_n) = E_1(v_1, v_2) + E_2(v_2, v_3) + \dots + E_{n-1}(v_{n-1}, v_n)$, 并生成具有两个变量 v_{i+1}, v_i 的优化函数序列为 $S_i(v_{i+1}, v_i) = \min_{v_i} \{S_{i-1}(v_i, v_{i-1}) + \alpha |v_i - v_{i-1}|^2 + \beta |v_{i+1} - 2 \cdot v_i + v_{i-1}|^2\}$;

其中, 参数 α 和参数 β 分别为用于控制曲线的弹性和平滑性;

(b4)、根据步骤(b3) 计算所有控制点, 得到当前轮廓所能达到的最小能量值 $E_{min} = \min_{v_n} S_{n-1}(v_n, v_{n-1})$, 经过所需的迭代次数, 以得到最优的函数值即血管边缘点。

5. 根据权利要求1所述的用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法, 其特征是, 所述步骤(c)中, 通过直线拟合得到血管边界线包括如下步骤:

(c1)、根据步骤(b) 提取得到血管的边缘, 得到已知血管的边缘点; 所述血管的边缘点是一组离散数据 $\{(EPointX_i, EPointY_i), i=1, 2, \dots, n\}$, 为使直线方程在最小二乘准则下与所有边缘点最为接近, 则设定直线方程为:

$$VesselEdge = \beta_0 + \beta_1 \cdot EPoint + \varepsilon$$

其中, β_0 和 β_1 是两个未知参数, ε 是均值为零的随机观测误差;

(c2)、建立一元线性回归模型为:

$$\begin{cases} VesselEdge = \beta_0 + \beta_1 \cdot EPoint + \varepsilon \\ E\varepsilon = 0, D\varepsilon = \sigma^2 \end{cases}$$

其中, σ 未知, 固定的未知参数 β_0 和 β_1 称为回归系数, $VesselEdge$ 是对 $EPoint$ 的回归直线方程, $E\varepsilon$ 表示随机观测误差的均值, $D\varepsilon$ 表示随机观测误差的方差;

(c3)、通过一元线性回归分析得到血管的边界线。

6. 根据权利要求1所述的用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法, 其特征是, 所述步骤(e)包括如下步骤:

(e1)、根据步骤(d)得到的多普勒角度 θ 及取样线, 得到采样线, 作垂直于采样线的直线与血管边界交于点 $A(x_a, y_a)$ 以及点 $B(x_b, y_b)$, 点 A 位于血管的上边界线上, 点 B 位于血管的下边界线上;

(e2)、多普勒优化指令处理模块根据点 A 与点 B 确定两条血管边界所在的直线方程, 分别为: $Y1: y = y_a$;
 $Y2: y = y_b$

(e3)、设取样门的上边界 $gate_u$ 以及下边界 $gate_d$ 对应的直线方程分别为:

$Y_{gateU}: y=y_{gateU}$

$Y_{gateD}: y=y_{gateD}$

(e4)、根据 $y_{gateU} \leq Y1$ 且 $y_{gateD} \geq Y2$, 以确定取样门的大小及位置。

7. 根据权利要求 1 所述的用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法, 其特征是, 所述步骤(e) 包括如下步骤:

(es1)、步骤(c) 中通过直线拟合得到血管边界线后, 根据两血管边界线确定血管直径 D_{vessel} ;

(es2)、多普勒优化指令处理模块计算血管中心处的能量 E_{max} , 血管边界线处的能量为 0;

(es3)、多普勒优化指令处理模块在保证取样门中包含所需血流信息的前提下, 预先设定血管中能量为 E_t , $0 < E_t \leq E_{max}$, 根据血管中能量 E_t 所对应的血管中的位置进而确定取样门的大小。

8. 根据权利要求 1 所述的用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法, 其特征是, 所述步骤(e) 包括如下步骤:

(ep1)、根据步骤(d) 得到的多普勒角度 θ 及取样线, 得到采样线, 作垂直于采样线的直线与血管边界交于点 A(x_a, y_a) 以及点 B(x_b, y_b), 多普勒优化指令处理模块计算触屏点 P(x_p, y_p) 与点 A、点 B 间的距离 D_1 、 D_2 , 其中, 点 A 位于血管的上边界线上, 点 B 位于血管的下边界线上,

$$D_1 = \sqrt{(x_p - x_a)^2 + (y_p - y_a)^2}, D_2 = \sqrt{(x_p - x_b)^2 + (y_p - y_b)^2};$$

(ep2)、当 $D_1 < \text{阈值 } T_1$ 时, 多普勒优化指令处理模块将血管的上边界对应直线方程: $Y1: y=y_a$ 设定为取样门的上边界 $gate_U$;

(ep3)、多普勒优化指令处理模块根据 $gate_{vmin} \leq gate_v < D_{vessel}$ 以确定取样门的大小, 并根据确定取样门的大小调整取样门的中心位置; 其中, $gate_{vmin}$ 是在保证充足血流量的前提下取样门的最小门限值, $gate_v$ 是待设置的取样门大小, D_{vessel} 是血管的直径;

(ep4)、当 $D_1 \geq \text{阈值 } T_1$ 且 $D_2 < \text{阈值 } T_1$ 时, 多普勒优化指令处理模块将血管的下边界对应直线方程: $Y2: y=y_b$ 设定为取样框的下边界 $gate_D$;

(ep5)、多普勒优化指令处理模块根据 $gate_{vmin} \leq gate_v < D_{vessel}$ 以确定取样门的大小, 并根据确定取样门的大小调整取样门的中心位置;

(ep6)、当 $D_1 \geq \text{阈值 } T_1$ 且 $D_2 \geq \text{阈值 } T_1$ 时, 多普勒优化指令处理模块以触屏点 P(x_p, y_p) 所在位置设定为取样门的中心位置, 并根据阈值 T_1 设定取样门的大小。

一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种多普勒自动优化方法及装置,尤其是一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法及装置,属于触摸屏超声诊断仪的技术领域。

背景技术

[0002] 超声诊断仪器是利用超声检测技术,通过测量来了解人体组织结构的数据和形态。随着不断发展的新技术和广泛深入的临床诊断应用,进一步对便捷的软件操作方法和准确的超声诊断提出了新要求。

[0003] 随着触摸屏技术的发展,业界将其应用在现有超声诊断仪上,克服了医生在诊断过程中由于视觉与触觉相分离而带来操作不便的困难,使得对超声诊断仪的操作更加直接。

[0004] 当医生需要获得关于运动组织和血液速度的测量数据时,可以在脉冲多普勒模式下通过测量两条短平行线(称为取样门)之间的血流速度来得到。取样门的宽度可以手动调节,一般在1~20mm之间。最合适的取样门宽度是既可以得到最大取样范围以增强信号,提高灵敏度,又不致因取样门过大而引入感兴趣中心以外的噪声成分。

[0005] 正是由于上述原因,医生在检查开始时需要反复调节取样门的大小、位置以使取样门中包含的血流信息足够多。这个过程需要耗费医生很长时间,尤其对于缺乏经验的医生来说,在较短的时间内获得大小以及位置合适的取样门更具有有一定难度。

[0006] 因此,希望在脉冲多普勒模式下的参数可以自动优化,即不需要任何人工调节。

发明内容

[0007] 本发明的目的是克服现有技术中存在的不足,提供一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法及装置,其能自动调节取样门的大小、位置以及多普勒角度,提高超声诊断仪的观测效率。

[0008] 按照本发明提供的技术方案,一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法,其特征是,包括位于超声诊断仪内的多普勒优化模块,所述多普勒优化模块包括与显示屏相连并能接收触屏指令的触屏式多普勒优化指令接收模块及用于处理相应触屏指令的多普勒优化指令处理模块;所述多普勒自动优化方法包括如下步骤:

[0009] a、设置并进入多普勒模式,通过触屏式多普勒优化指令接收模块接收并识别由触摸屏发送的触屏指令,且记录所述触屏指令中包含触屏位置,触屏式多普勒优化指令接收模块将所述触屏位置传输到多普勒优化指令处理模块内;

[0010] b、所述多普勒优化指令处理模块对所述触屏位置所在区域的血管进行边缘检测,以提取对应区域血管的边缘;

[0011] c、多普勒优化指令处理模块根据上述提取得到的血管边缘采用直线拟合得到血管的边界线,以明确血管的走向;

[0012] d、多普勒优化指令处理模块计算上述采用直线拟合得到血管边界线的斜率,以确

定多普勒角度；

[0013] e、多普勒优化指令处理模块根据上述触屏位置、多普勒角度及预先设定的阈值确定取样门的位置及大小；

[0014] f、多普勒优化指令处理根据上述确定取样门的位置及大小通过显示屏对应显示输出。

[0015] 本发明的一种进一步实施方案中，所述触屏式多普勒优化指令接收模块接收触屏指令的方式包括接收通过物体直接接触触摸屏所产生的调节指令、触摸屏间接感应接收调节指令以及无线接收调节指令中的至少一种。

[0016] 本发明的一种进一步实施方案中，所述步骤 b 中，对血管进行边缘检测的方法包括活动轮廓模型、梯度矢量场能量模型或拓扑自适应活动轮廓模型。

[0017] 本发明的一种进一步实施方案中，当对血管采用活动轮廓模型进行边缘检测时，先建立活动轮廓模型，然后通过动态规划法完成迭代运算，具体包括如下步骤：

[0018] b1、对于多普勒模式下的灰度图像 $I(x, y)$ ，设定原始活动轮廓模型由一组控制点组成，控制点为： $v(s) = [x(s), y(s)]$ ，其中 $s \in [0, 1]$ ，其中， $x(s)$ 和 $y(s)$ 分别表示每个控制点在图像中的坐标位置， s 是以参数方程形式描述边界曲线的自变量；

[0019] b2、设定能量函数 E_{snake} 为 $E_{snake} = \int_0^1 E_{snake}[v(s)]ds = \int_0^1 \{E_{int}[v(s)] + E_{ext}[v(s)]\}ds$ ，并将

所述能量函数 E_{snake} 离散化得到 $E_{snake} = \sum_{i=0}^{n-1} [E_{int}(v_i) + E_{ext}(v_i)]$ ；

[0020] 其中， E_{int} 为曲线的内部能量， E_{ext} 为曲线的外部能量， v_i 是轮廓曲线上的控制点，共有 n 个，每个控制点允许有 m 个可能值；

[0021] b3、将上述离散化后能量函数 E_{snake} 的最小化转化为：

[0022] $E(v_1, v_2, \dots, v_n) = E_1(v_1, v_2) + E_2(v_2, v_3) + \dots + E_{n-1}(v_{n-1}, v_n)$ ，并生成具有两个变量 v_{i+1}, v_i 的优化函数序列为 $S_i(v_{i+1}, v_i) = \min_{v_i} \{S_{i-1}(v_i, v_{i-1}) + \alpha |v_i - v_{i-1}|^2 + \beta |v_{i+1} - 2 \cdot v_i + v_{i-1}|^2\}$ ；

[0023] 其中，参数 α 和参数 β 分别为用于控制曲线的弹性和平滑性；

[0024] b4、根据步骤 b3 计算所有控制点，得到当前轮廓所能达到的最小能量值 $E_{min} = \min_{v_n} S_n(v_n, v_{n-1})$ ，经过所需的迭代次数，以得到最优的函数值即血管边缘点。

[0025] 本发明的一种进一步实施方案中，所述步骤 c 中，通过直线拟合得到血管边界线包括如下步骤：

[0026] c1、根据步骤 b 提取得到血管的边缘，得到已知血管的边缘点；所述血管的边缘点是一组离散数据 $\{(EPointX_i, EPointY_i), i = 1, 2, \dots, n\}$ ，为使直线方程在最小二乘准则下与所有边缘点最为接近，则设定直线方程为：

[0027] $VesselEdge = \beta_0 + \beta_1 \cdot EPoint + \varepsilon$

[0028] 其中， β_0 和 β_1 是两个未知参数， ε 是均值为零的随机观测误差；

[0029] c2、建立一元线性回归模型为：

[0030]
$$\begin{cases} VesselEdge = \beta_0 + \beta_1 \cdot EPoint + \varepsilon \\ E\varepsilon = 0, D\varepsilon = \sigma^2 \end{cases}$$

[0031] 其中， σ 未知，固定的未知参数 β_0 和 β_1 称为回归系数， $VesselEdge$ 是对 $EPoint$

的回归直线方程, $E \varepsilon$ 表示随机观测误差的均值, $D \varepsilon$ 表示随机观测误差的方差;

[0032] c3、通过一元线性回归分析得到血管的边界线。

[0033] 本发明的一种进一步实施方案中,所述步骤 d 包括如下步骤:

[0034] d1、计算上述直线拟合得到两条血管边界线的斜率 k_1 , k_2 , 并根据触屏位置计算得到取样线所在直线的斜率 k_3 ;

[0035] d2、当两条血管边界线的斜率 k_1 与 k_2 相等时, 则多普勒角度 θ 为

$$\theta = \arctan \left| \frac{k_2 - k_3}{1 + k_2 \cdot k_3} \right|;$$

[0036] d3、当两条血管边界线的斜率 k_1 与 k_2 不相等时, 得到 $\theta_1 = \arctan \left| \frac{k_1 - k_3}{1 + k_1 \cdot k_3} \right|$,

$\theta_2 = \arctan \left| \frac{k_2 - k_3}{1 + k_2 \cdot k_3} \right|$, 多普勒角度 θ 为 $\theta = \min \{ \theta_1, \theta_2 \}$ 。

[0037] 本发明的一种进一步实施方案中,所述步骤 e 包括如下步骤:

[0038] e1、根据步骤 d 得到的多普勒角度 θ 及取样线, 得到采样线, 作垂直于采样线的直线与血管边界交于点 A(x_a, y_a) 以及点 B(x_b, y_b), 点 A 位于血管的上边界线上, 点 B 位于血管的下边界线上;

[0039] e2、多普勒优化指令处理模块根据点 A 与点 B 确定两条血管边界所在的直线方程, 分别为: Y1: $y = y_a$;

[0040] Y2: $y = y_b$

[0041] e3、设取样门的上边界 $gate_U$ 以及下边界 $gate_D$ 对应的直线方程分别为:

[0042] $Y_{gateU}: y = y_{gateU}$

[0043] $Y_{gateD}: y = y_{gateD}$

[0044] e4、根据 $y_{gateU} \leq Y1$ 且 $y_{gateD} \geq Y2$, 以确定取样门的大小及位置。

[0045] 本发明的一种进一步实施方案中,所述步骤 e 包括如下步骤:

[0046] es1、步骤 c 中通过直线拟合得到血管边界线后, 根据两血管边界线确定血管直径 D_{vessel} ;

[0047] es2、多普勒优化指令处理模块计算血管中心处的能量 E_{max} , 血管边界线处的能量为 0;

[0048] es3、多普勒优化指令处理模块在保证取样门中包含所需血流信息的前提下, 预先设定血管中能量为 E_t , $0 < E_t \leq E_{max}$, 根据血管中能量 E_t 所对应的血管中的位置进而确定取样门的大小。

[0049] 本发明的一种进一步实施方案中,所述步骤 e 包括如下步骤:

[0050] ep1、根据步骤 d 得到的多普勒角度 θ 及取样线, 得到采样线, 作垂直于采样线的直线与血管边界交于点 A(x_a, y_a) 以及点 B(x_b, y_b), 多普勒优化指令处理模块计算触屏点 P(x_p, y_p) 与点 A、点 B 间的距离 D_1 、 D_2 , 其中, 点 A 位于血管的上边界线上, 点 B 位于血管的下边界线上,

[0051] $D_1 = \sqrt{(x_p - x_a)^2 + (y_p - y_a)^2}$, $D_2 = \sqrt{(x_p - x_b)^2 + (y_p - y_b)^2}$;

[0052] ep2、当 $D_1 < \text{阈值 } T_1$ 时, 多普勒优化指令处理模块将血管的上边界对应直线方程:

Y1 : $y = y_a$ 设定为取样门的上边界 $gate_u$;

[0053] ep3、多普勒优化指令处理模块根据 $gate_{vmin} \leq gate_v < D_{vessel}$ 以确定取样门的大小,并根据确定取样门的大小调整取样门的中心位置 ;其中, $gate_{vmin}$ 是在保证充足血流量的前提下取样门的最小门限值, $gate_v$ 是待设置的取样门大小, D_{vessel} 是血管的直径 ;

[0054] ep4、当 $D_1 \geq$ 阈值 T_1 且 $D_2 <$ 阈值 T_1 时,多普勒优化指令处理模块将血管的下边界对应直线方程 :Y2 : $y = y_b$ 设定为取样框的下边界 $gate_d$;

[0055] ep5、多普勒优化指令处理模块根据 $gate_{vmin} \leq gate_v < D_{vessel}$ 以确定取样门的大小,并根据确定取样门的大小调整取样门的中心位置 ;

[0056] ep6、当 $D_1 \geq$ 阈值 T_1 且 $D_2 \geq$ 阈值 T_1 时,多普勒优化指令处理模块以触屏点 $P(x_p, y_p)$ 所在位置设定为取样门的中心位置,并根据阈值 T_1 设定取样门的大小。

[0057] 一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化装置,包括超声诊断仪及覆盖在所述超声诊断仪显示屏上的触摸屏 ;还包括位于超声诊断仪内的多普勒优化模块,所述多普勒优化模块包括与显示屏相连并能接收触屏指令的触屏式多普勒优化指令接收模块及用于处理相应触屏指令的多普勒优化指令处理模块 ;多普勒优化指令接收模块接收多普勒模式下的触屏指令,并将触屏指令包含的位置信息传输到多普勒优化指令处理模块内 ;多普勒优化指令处理模块对所述触屏位置所在区域的血管进行边缘检测,以提取对应区域血管的边缘,并根据提取得到的血管边缘采用直线拟合得到血管的边界线,且计算上述采用直线拟合得到血管边界线的斜率,以确定多普勒角度 ;多普勒优化指令处理模块根据触屏位置、多普勒角度及预先设定的阈值确定取样门的位置及大小,并通过显示屏对应显示输出。

[0058] 本发明的优点 :本发明提供一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法及其装置,使医生无需花费较长时间调节取样门的大小、位置以及多普勒角度,只要医生首次进入脉冲多普勒模式后,能够根据医生希望观察的血流部位由系统自动调节取样门的大小、位置以及多普勒角度。

[0059] 无论是对于经验丰富的医生还是首次使用本发明所揭示超声诊断仪的医生来说,整个过程不但操作简单而且有效避免了在操作过程中由于反复调节参数带来的耗时的缺点。

附图说明

[0060] 图 1 为传统超声诊断设备系统框图。

[0061] 图 2 为本发明触摸屏超声诊断的多普勒优化模块逻辑结构图。

[0062] 图 3 为本发明多普勒优化示意图。

[0063] 图 4 为本发明多普勒自动优化流程图。

[0064] 图 5 为本发明一实施例的采用活动轮廓模型检测血管边缘的示意图。

[0065] 图 6 为本发明确定多普勒角度示意图。

[0066] 图 7 为本发明确定取样门大小示意图。

[0067] 图 8 为本发明血管直径与血流能量关系示意图。

[0068] 图 9 为本发明又一实施例确定取样门大小流程图。

[0069] 图 10 为本发明当取样门中心位置靠近血管上边界时确定取样门大小示意图。

[0070] 图 11 为本发明当取样门中心位置靠近血管下边界时确定取样门大小示意图。

具体实施方式

[0071] 下面结合具体附图和实施例对本发明作进一步说明。

[0072] 如图 1 所示,一种触摸屏超声诊断仪,包括控制器、发射电路、换能器、接收电路、波束合成、信号处理图像形成、触摸屏输入以及显示器。其中,显示器是指触摸屏覆于显示器上;触摸屏输入模块与控制器相连,控制器的输出端与发射电路、换能器以及接收电路相连,接收电路与波束合成模块、信号处理图像形成模块和显示器相连。

[0073] 换能器(也叫探头)是超声波的发射和接收装置,可以将电能转换为声能,也可以将声能转换为电能。首先发射电路在控制器的协调下,向换能器发送电信号,由换能器将其转换为超声波发射出去,接收电路负责接收换能器传过来的回声信号(已经由换能器转换为电信号),并将其进行放大、数模变换等处理,波束合成对不同方向上的回声信号进行动态聚焦以及动态孔径处理,将其合成在一起,然后信号处理和图像形成对波束合成后的信号进行噪声抑制、包络检波、对数压缩等处理最终显示在触摸屏显示器上。

[0074] 为了更加清楚地描述本发明,以下内容会将以上揭示的一些功能元件进行整合,并以一个功能模块的形式出现。而以此方式进行描述,对于本领域的技术人员来说,是可以理解的,不会造成任何揭示不充分或者揭示不清楚的问题。

[0075] 如图 2 所示,本发明所述的触摸屏超声诊断仪,其包括用于显示超声检查图像的显示屏,还包括设置在图像显示区域的多普勒优化模块。所述多普勒优化模块作为触摸屏输入模块的一部分,所述多普勒优化模块又包括触屏式多普勒优化指令接收模块以及多普勒优化指令处理模块。触屏式多普勒优化指令接收模块的输出端连接多普勒优化指令处理模块的输入端。

[0076] 首先,触屏式多普勒优化指令接收模块设置在显示屏显示的检测图像的区域范围内,用于直接接收并识别通过直接或者间接方式对显示屏上所显示的检测图像进行调节的指令,输入方式包括但不限于用红外线、电磁感应、无线电、触摸笔、手指等方式进行点击、双击、滑动等操作;然后,多普勒优化指令处理模块接收所述指令,并对当前检测图像的多普勒参数进行优化;最后,多普勒优化指令处理模块将指令处理结果传输给显示屏,显示屏显示所述指令规定的图像。

[0077] 进一步地,触屏式多普勒优化指令接收模块接收,其识别不同指令的方式为识别接收到的指令中的位置信息。所述位置信息与检测图像中对应位置的血管相关联。触屏式多普勒优化指令接收模块将上述指令传输给多普勒优化指令处理模块,多普勒优化指令处理模块接收该指令并根据指令中包含的位置信息对检测图像的多普勒参数进行优化调节,最后将处理后的结果通过指令传输给显示屏显示优化后的检测图像。

[0078] 进一步地,所述位置信息可以是检测图像上任意血管所在的位置,并无任何具体限制。

[0079] 如图 3 所示,本发明所揭示的触摸屏超声诊断仪的显示界面包括显示系统设置区域 301、图像显示区域 302 以及菜单区域 303。结合上述触摸屏超声诊断仪的工作原理,本发明所揭示的是一种多普勒自动优化方法,无需人工手动调节参数。例如,医生对当前图像显示区域 302 中所显示的血管图像 304 感兴趣,希望获得诸如血流速度等信息,则可以用手指在血管图像 304 所在区域轻轻点击,这时图像显示出已经调节好的取样门的大小以及位

置,还包括多普勒角度等参数,整个过程无须对调节菜单区域 303 进行手动调节,均有系统内部模块协作完成相应处理。

[0080] 通过图 4 所示的流程图并结合图 5 至图 11 所示的实施例示意图对本发明所揭示由上述触摸屏超声诊断仪使用的多普勒参数自动优化方法作进一步的说明。

[0081] 具体包括以下步骤:

[0082] a、设置并进入多普勒模式,通过触屏式多普勒优化指令接收模块接收并识别由触摸屏发送的触屏指令,且记录所述触屏指令中包含触屏位置,触屏式多普勒优化指令接收模块将所述触屏位置传输到多普勒优化指令处理模块内;

[0083] 进入多普勒模式后,在步骤 402 中,当医生希望察看取样框中某点血流情况时,通过直接或间接方式向显示屏发送触屏指令,触屏式多普勒优化指令接收模块接收所述触屏指令,记录所述触屏指令包含的触屏位置,所述触屏位置包括触摸点,所述触摸点坐标为 $P(x_p, y_p)$ 并将其传输给多普勒优化指令处理模块。

[0084] b、所述多普勒优化指令处理模块对所述触屏位置所在区域的血管进行边缘检测,以提取对应区域血管的边缘;

[0085] 在步骤 403 中,多普勒优化指令处理模块接收由触屏式多普勒优化指令接收模块传输的触屏指令,并根据指令中所记录的触摸点的坐标对该触摸点所在区域采用边缘检测算法检测该区域所显示血管的边缘点。对于触摸点所在区域的大小可以由用户自行设定。

[0086] 常用的用于血管边缘检测的方法包括但不限于活动轮廓 (Snake) 模型、梯度矢量场 (GVF) 能量模型、拓扑自适应活动轮廓 (T-Snake) 模型等。

[0087] 在本发明涉及的一个实施例中,采用活动轮廓模型检测血管的边缘。活动轮廓模型通过最小化能量函数使一条预先定义的初始轮廓变形并且收敛到血管边界。

[0088] 首先,定义初始轮廓。对于初始轮廓的定义,考虑到仅需要获取当前用户点击部位的血管的边缘信息,且仅关注沿血流方向的血管边缘信息,故初始轮廓可以是开放式。例如,将初始轮廓定义为如图 5 所示的两条平行线 501 以及平行线 502,其中以触摸点 $P(x_p, y_p)$ 所在的位置为初始轮廓的中心点。这样做的目的是更加接近真实血管的边界 503 和血管边界 504;一般地,血管边界 503 为血管的上边界线,血管边界 504 为血管的下边界线;

[0089] 然后,对于多普勒模式下的灰度图像 $I(x, y)$,对于设原始 Snake 模型由一组控制点组成:

[0090] $v(s) = [x(s), y(s)]$, 其中 $s \in [0, 1]$

[0091] 这些点首尾以直线相连构成初始轮廓线,其中 $x(s)$ 和 $y(s)$ 分别表示每个控制点在图像中的坐标位置, s 是以参数方程形式描述边界曲线的自变量, $v(s)$ 为控制点。

[0092] 定义能量函数为:

$$[0093] \quad E_{snake} = \int_0^1 E_{snake}[v(s)]ds = \int_0^1 \{E_{int}[v(s)] + E_{ext}[v(s)]\}ds$$

[0094] 其中, E_{int} 为曲线的内部能量, E_{ext} 为曲线的外部能量。内部能量 E_{int} 由轮廓曲线的特性确定,反映了轮廓曲线的张力或光滑度。外部能量 E_{ext} 由灰度图像的特征决定,在图像的边缘处达到局部极小值,使得曲线变形至真实边缘处。

[0095] 定义内部能量函数为:

$$[0096] \quad E_{int} = \{ \alpha(s) |v'(s)|^2 + \beta(s) |v''(s)|^2 \} / 2$$

[0097] 其中, α 和 β 分别用于控制曲线的弹性和平滑性, 其中, $v'(s)$ 为控制点的一阶导数, $v''(s)$ 为控制点的二阶导数。

[0098] 由于在图像的边缘区域, 梯度往往较大, 取反后作为外部能量正是为了满足能量最小的要求, 故定义外部能量函数为:

$$[0099] \quad E_{ext}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2 \text{ 或 } E_{ext} = -|\nabla(G_\sigma(x, y) * I(x, y))|^2$$

[0100] 其中, $G_\sigma(x, y)$ 为方差为 σ 的二维高斯函数, ∇ 为梯度算子。

[0101] 通过上式可以将能量函数重新定义为:

$$[0102] \quad E_{snake} = \int_0^1 \left\{ \frac{1}{2} \{ \alpha(s) |v'(s)|^2 + \beta(s) |v''(s)|^2 \} + E_{ext}(v(s)) \right\} ds$$

[0103] 能量函数满足 Euler 方程:

$$[0104] \quad \alpha(s)x''(s) + \beta(s)x'''(s) + \frac{\partial E_{ext}}{\partial x} = 0$$

$$[0105] \quad \alpha(s)y''(s) + \beta(s)y'''(s) + \frac{\partial E_{ext}}{\partial y} = 0$$

[0106] 对上式进行离散化后通过迭代求解。对于求解能量最小化的方法有很多种, 包括但不限于贪婪算法、动态规划法、神经网络和模拟退火、快速进行法等。

[0107] 在本发明涉及的一个实施例中, 采用动态规划法解决上述迭代求解的问题。动态规划法的思想是从主动轮廓的初始控制点开始, 把能量最小化问题看作为包含 n 个决策阶段, 对这 n 个决策阶段中的每个阶段的最小化, 再从一组有限的可能值中作出最终决策, m 表示每个控制点有 m 中可能情况; 其单次迭代的复杂度为 $O(nm^3)$ 。

[0108] 首先, 把上述能量函数离散化得到:

$$[0109] \quad E_{snake} = \sum_{i=0}^{n-1} [E_{int}(v_i) + E_{ext}(v_i)]$$

[0110] 其中, v_i 是轮廓曲线上的控制点, 共有 n 个。每个控制点允许有 m 个可能值。

[0111] 然后, 将能量函数的最小化转化为:

$$[0112] \quad E(v_1, v_2, \dots, v_n) = E_1(v_1, v_2) + E_2(v_2, v_3) + \dots + E_{n-1}(v_{n-1}, v_n)$$

[0113] 为了使能量达到最小化, 生成具有两个变量 v_{i+1}, v_i 的优化函数序列如下:

$$[0114] \quad S_i(v_{i+1}, v_i) = \min_{v_i} \{ S_{i-1}(v_i, v_{i-1}) + \alpha |v_i - v_{i-1}|^2 + \beta |v_{i+1} - 2 \cdot v_i + v_{i-1}|^2 \};$$

[0115] 其中, 变量 v_{i-1} 为经过变量 v_i 进行递归得到;

[0116] 最后, 通过上式计算所有控制点得到当前轮廓所能达到的最小能量值:

$$[0117] \quad E_{min} = \min_{v_n} S_{n-1}(v_n, v_{n-1})$$

[0118] 在一次迭代过程中, 还需要设置位置矩阵来记录每次迭代过程中控制点移动的位置, 以便在此次迭代结束后, 可以通过位置矩阵确定迭代后的优化轮廓。通过反复迭代直到 E_{snake} 不能减小为止, 最终求解得到最优的函数值即血管边缘点, 记为 $\{(EPointX_i, EPointY_i), i = 1, 2, \dots, n\}$ 。

[0119] 进一步地, 由于参数 α 控制轮廓线的弹性, 可以将轮廓线最终压缩为一个光滑的圆。为了保证最终的优化轮廓依然是尽可能接近真实血管边缘的两条开放曲线, 对每个控制点 $v_i (i = 1, 2, \dots, n)$ 的 m 个可能值可以仅考虑纵向方向上的变化, 而保证控制点 $v_i (i$

$= 1, 2, \dots, n)$ 在横向方向上基本维持初始轮廓时的位置, 这样既可以提取部分血管边缘又降低了单次迭代的运行时间以及运算复杂度。

[0120] 更进一步地, 考虑到初始轮廓的位置选取在血管的内部, m 值可以选取为:

$\frac{1}{2} \cdot D \leq m \leq D$, 其中, D 为人体在正常情况下的血管直径值。不同血管的直径也不相同, 例如, 弹性动脉的正常平均管腔直径为 1.5 公分, 小动脉的正常平均管腔直径为 37 毫米。这样, 可以有效减少迭代次数, 在较短时间内提取血管的边缘。

[0121] 上述方法仅是本发明涉及提取血管边缘所揭示的实施例, 但提取血管边缘的方法并不仅限于此。用户可以根据本发明所揭示的原理采用实质相同或者相近的方法提取血管的边缘, 均在本发明所保护的范围之内。

[0122] c、多普勒优化指令处理模块根据上述提取得到的血管边缘采用直线拟合得到血管的边界线, 以明确血管的走向;

[0123] 在步骤 404 中, 提取血管的边缘后, 多普勒优化指令处理模块根据血管的边缘值采用直线拟合以便明确血管的大致走向。现有直线拟合的方法有多种, 本发明所揭示的直线拟合方法并不局限于某一种特定算法, 凡是将二维离散点拟合为直线的方法均适用于本发明。

[0124] 在本发明涉及的一个实施例中, 已知血管的边缘点是一组离散数据 $\{(EPointX_i, EPointY_i), i = 1, 2, \dots, n\}$, 最简单的数据拟合形式是寻求直线 $VesselEdge = \beta_0 + \beta_1 \cdot EPoint$, 使 $\beta_0 + \beta_1 \cdot EPoint$ 在最小二乘准则下与所有边缘点最为接近。

[0125] 满足上述边缘点的直线方程为:

[0126] $VesselEdge = \beta_0 + \beta_1 \cdot EPoint + \varepsilon$

[0127] 其中, β_0 和 β_1 是两个未知参数, ε 是均值为零的随机观测误差, 则一元线性回归模型为:

$$[0128] \quad \begin{cases} VesselEdge = \beta_0 + \beta_1 \cdot EPoint + \varepsilon \\ E\varepsilon = 0, D\varepsilon = \sigma^2 \end{cases}$$

[0129] 其中, σ 未知, 固定的未知参数 β_0 和 β_1 称为回归系数, $VesselEdge$ 是对 $EPoint$ 的回归直线方程, $E\varepsilon$ 表示随机观测误差的均值, $D\varepsilon$ 表示随机观测误差的方差。通过一元线性回归分析最终确定直线方程, 如图 6 所示的血管边界 601 以及血管边界 602, 更进一步计算出血管的直径 D_{vessel} , 所述血管的直径 D_{vessel} 一般为血管边界 601 与血管边界 602 间的距离; 从图 6 中, 一般认为血管边界 601 为血管的上边界线, 血管边界 602 为血管的下边界线。

[0130] d、多普勒优化指令处理模块计算上述采用直线拟合得到血管边界线的斜率, 以确定多普勒角度;

[0131] 在步骤 405 中, 如图 6 所示, 由多普勒优化指令处理模块计算得到血管边界 601 以及血管边界 602 的直线方程后, 分别计算两直线的斜率, 记为 k_1, k_2 , 进一步判断 k_1 是否等于 k_2 。由于所述取样线 603 必过取样门中心点, 故当取样门中心点即触摸点 P 确定后, 取样线 603 能唯一确定进而确定其斜率 k_3 。

[0132] 在步骤 406 中, 若 k_1 等于 k_2 , 则由多普勒优化指令处理模块计算多普勒角度 θ 并根据此确定采样线的位置。由于多普勒角度 θ 是扫描线方向与血流方向之间的夹角, 即取

样线 603 和采样线的夹角,且多普勒角度 θ 最好控制在 $0^\circ \sim 60^\circ$, 则定义多普勒角度 θ 为:

$$[0133] \quad \theta = \arctan \left| \frac{k_2 - k_3}{1 + k_2 \cdot k_3} \right|$$

[0134] 在步骤 407 中,若 k_1 不等于 k_2 ,则由多普勒角度计算模块分别计算血管边界 601 与取样线 603 之间的夹角 θ_1 、血管边界 602 与取样线 603 之间的夹角 θ_2 为:

$$[0135] \quad \theta_1 = \arctan \left| \frac{k_1 - k_3}{1 + k_1 \cdot k_3} \right|$$

$$[0136] \quad \theta_2 = \arctan \left| \frac{k_2 - k_3}{1 + k_2 \cdot k_3} \right|$$

[0137] 若 $\theta_1 \neq \theta_2$,则多普勒角度为: $\theta = \min\{\theta_1, \theta_2\}$,即多普勒角度 θ 为夹角 θ_1 与夹角 θ_2 间的较小值。进而确定了采样线为如图 6 所示采样线 604,否则,多普勒角度为: $\theta = \theta_2$,则确定采样线如图 6 所示采样线 605。确定了多普勒角度 θ 后进入步骤 408,由多普勒优化指令处理模块计算取样门的大小。

[0138] e、多普勒优化指令处理模块根据上述触屏位置、多普勒角度及预先设定的阈值确定取样门的位置及大小;

[0139] 在本发明涉及的一个实施例中,对于取样门大小的计算结合图 7、图 8 进行详细说明。

[0140] 如图 7 所示,701 以及 702 分别表示血管的上下边界,已知取样线 703 所在位置和多普勒角度 θ ,则采样线 706 的位置也确定了。直线 707 与采样线 706 垂直并和血管上下边界分别相交于点 A(x_a, y_a) 以及点 B(x_b, y_b)。

[0141] 多普勒优化指令处理模块计算点 A 以及点 B 所在的直线 708 以及直线 709 对应的直线方程为:

$$[0142] \quad Y1 : y = y_a$$

$$[0143] \quad Y2 : y = y_b$$

[0144] 设取样门的上边界 $gate_U$ 以及下边界 $gate_D$ 对应的直线方程分别为:

$$[0145] \quad Y_{gateU} : y = y_{gateU}$$

$$[0146] \quad Y_{gateD} : y = y_{gateD}$$

[0147] 只要满足以下条件:

$$[0148] \quad y_{gateU} \leq Y1 \text{ 且 } y_{gateD} \geq Y2$$

[0149] 取样门的大小便可以得到确定。

[0150] 除了上述方法,还可以通过血管中能量的分布关系确定取样门的大小。考虑到每一点血流速度与当前点所处的位置有关,越靠近血管边缘处,压力越大,因此在血管边缘处血流能量接近 0,反之,在血管中心处,例如,点 P 所在位置能量达到最大,如图 8 所示。

[0151] 血流能量在血管边界处能量 $E = 0$,例如,如图 7 所示的点 A 以及点 B 所在位置血流能量最小,而在血管中心处即距离血管边界 $D_{vessel}/2$ 处血流能量达到最大值 E_{max} ,例如,如图 7 所示的点 P 所在位置血流能量达到最大。

[0152] 多普勒优化指令处理模块可以根据血流能量的分布情况可以设置取样门的大小。

例如,将取样门的上边界 $gate_u$ 以及下边界 $gate_d$ 设置在血流能量为 E_t 所对应的血管相应的位置,如图 8 所示。其中血流能量 E_t 作为设置取样门大小的门限值可以由用户自行设定,只要保证取样门中包含足够多的血流信息即可。

[0153] 对取样门大小的确定并不仅限于上述方法,还可以有多种简单易行的方法来实现。

[0154] 更进一步地,由于取样门所在的中心位置点 $P(x_p, y_p)$ 是由医生手动确定的,难免会发生点 $P(x_p, y_p)$ 不位于血管中心位置,而是靠近血管的边缘处,若以中心位置点 $P(x_p, y_p)$ 为取样门的中心来确定取样门的大小会发生由于取样门过小而造成取样门内通过血流较少的情况,那么造成医生无法得到充足而准确的血流信息。

[0155] 若保证取样门足够大,又有可能造成取样门的上边界或者下边界位于血管的外侧,使得取样门中包含了背景中的噪声等信息从而影响血流信息的可靠性。

[0156] 针对上述问题,需要作以下两方面工作:首先,在保证血流信息充足的前提下,限制取样门的上边界或下边界以免取样框溢出血管,其次,重新确定取样门的中心位置。

[0157] 在本发明涉及的一个实施例中,如图 9 所示,多普勒优化指令处理模块通过触摸点 $P(x_p, y_p)$ 的位置以及预先设定的阈值的判断来确定取样门的大小以及中心位置。

[0158] 在步骤 901 中,首先,多普勒优化指令处理模块计算点 P 到血管两条边界线方程的距离,分别记为 D_1, D_2 ,其主要为了判断由医生手动确定的点 P 是否靠近血管的边界位置。

[0159] 在步骤 902 中,判断 $D_1 < \text{阈值 } T_1$ 是否成立,其中, T_1 是由用户自行设定来用于限定取样门宽度的阈值。

[0160] 在步骤 903 中,当 $D_1 < \text{阈值 } T_1$ 时,多普勒优化指令处理模块认为点 P 处于血管的边缘处且靠近其上边界,需要限定取样框的上边界位置,如图 10 所示,这里所述血管的上边界对应直线方程是指边界点 A 所在的斜率为 0 的直线: $Y1: y = y_a$ 。

[0161] 在步骤 904 中,当确定了取样门的上边界后,需要进一步确定取样门的下边界 $gate_d$ 所在位置,则满足以下条件:

[0162] $gate_{vmin} \leq gate_v < D_{vessel}$

[0163] 其中, $gate_{vmin}$ 是在保证充足血流量的前提下取样门的最小门限值, $gate_v$ 是待设置的取样门大小, D_{vessel} 是血管的直径。对于 $gate_{vmin}$, 用户可以自行设定,并无具体限制。

[0164] 在步骤 905 中,确定了取样门的大小后,需要根据当前取样门的大小重新调整取样门的中心位置点 P 至新位置点 P' , 例如,可以由多普勒优化指令处理模块通过计算取样门的质心来确定新位置点 P' , 如图 10 所示。

[0165] 在步骤 906 中,若 $D_1 \geq \text{阈值 } T_1$,则需要进一步判断 $D_2 < T_1$ 是否成立。

[0166] 在步骤 907 中,当 $D_2 < \text{阈值 } T_1$ 时,多普勒优化指令处理模块认为点 P 处于血管边缘处且靠近其下边界,需要进一步限定取样框的下边界,如图 11 所示。这里所述的血管的下边界是指边界点 B 所在的斜率为 0 的直线: $Y2: y = y_b$, 作为取样框的下边界 $gate_d$ 。

[0167] 在步骤 908,当确定了取样门的下边界后,首先,需要确定取样门的上边界 $gate_u$, 则满足以下条件:

[0168] $gate_{vmin} \leq gate_v < D_{vessel}$

[0169] 确定了取样门的上边界后,重新进入步骤 905 中,需要根据当前取样门的大小重新调整取样门的中心位置点 P 至新位置点 P' 。

[0170] 为了详细说明当点P位于血管边缘处时如何设置取样门的大小,结合图10以及图11作进一步的说明。

[0171] 当医生想要察看取样框中某一点血流的情况时,可以通过直接或者间接的方式(包括但不限于用红外线、电磁感应等方式)在触摸屏上进行点击,如图10所示的点 $P(x_p, y_p)$ 位置。多普勒优化指令处理模块根据触屏的位置信息进而计算点 $P(x_p, y_p)$ 到血管两条边界线的距离 D_1, D_2 :

$$[0172] \quad D_1 = \sqrt{(x_p - x_a)^2 + (y_p - y_a)^2}$$

$$[0173] \quad D_2 = \sqrt{(x_p - x_b)^2 + (y_p - y_b)^2}$$

[0174] 若 $D_1 < \text{阈值 } T_1$,如图10所示,点P靠近血管的血管上边界1001,这时以点P作为取样门的中心位置,以 D_1 的两倍作为取样门的宽度则不满足 $\text{gate}_{\text{vmin}} \leq \text{gate}_v < D_{\text{vessel}}$,无法保证通过取样门的血流量足够大。

[0175] 为了防止取样框包含除血管以外的区域,将取样门的上边界1002设置在如图10所示点A对应的边界线上,取样门的下边界1003在满足最小取样门的条件下设置在适当的位置。

[0176] 在确定了取样门大小后,由多普勒优化指令处理模块更新取样门的中心位置至点 $P'(x'_p, y'_p)$ 并进一步调节取样线1004位置以及采样线1005位置,并将上述处理后的结果传输给控制器进而传输给显示屏显示给医生。

[0177] 若 $D_2 < \text{阈值 } T_1$,如图11所示,点P靠近血管的下边界1101,多普勒优化指令处理模块将取样门的下边界1103设置在如图11所示的点B对应的边界线上,取样门的上边界1102在满足最小取样门的条件下设置在适当的位置。。

[0178] 在步骤910中,若 $D_1 \geq \text{阈值 } T_1$ 且 $D_2 \geq \text{阈值 } T_1$,则多普勒优化指令处理模块认为当前点P处于靠近血管中心的位置,不需要再重新确定取样门的中心位置,则多普勒优化指令处理模块以当前点P坐标作为取样门的中心位置来设置取样门的大小,其方法可以采用图7以及图8所述的实施例中所揭示的方法。

[0179] f、多普勒优化指令处理根据上述确定取样门的位置及大小通过显示屏对应显示输出。

[0180] 如图2~图11所示:工作时,将触摸屏超声诊断仪进入多普勒模式工作状态。当有触屏指令作用于图像显示区域302内的血管图像304时,触屏式多普勒优化指令接收模块接收触屏指令,并记录所述触屏指令中包含的位置信息,且将所述位置信息传输到多普勒优化指令处理模块。多普勒优化指令处理模块对所述触屏位置所在区域的血管进行边缘检测,以提取对应区域血管的边缘,并根据提取得到的血管边缘采用直线拟合得到血管的边界线,且计算上述采用直线拟合得到血管边界线的斜率,以确定多普勒角度;多普勒优化指令处理模块根据触屏位置、多普勒角度及预先设定的阈值确定取样门的位置及大小,并通过显示屏对应显示输出。

[0181] 以上所述,仅为本发明中的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉该技术的人在本发明所揭露的技术范围内,可理解想到的变换或替换,都应该涵盖在本发明的包含范围之内,因此,本发明的保护范围应该以权利要求书的保护范围为准。

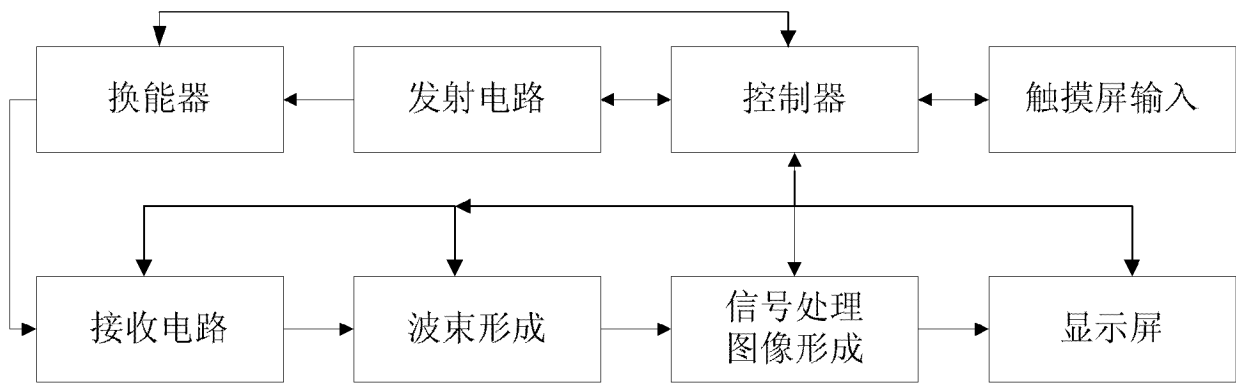


图 1

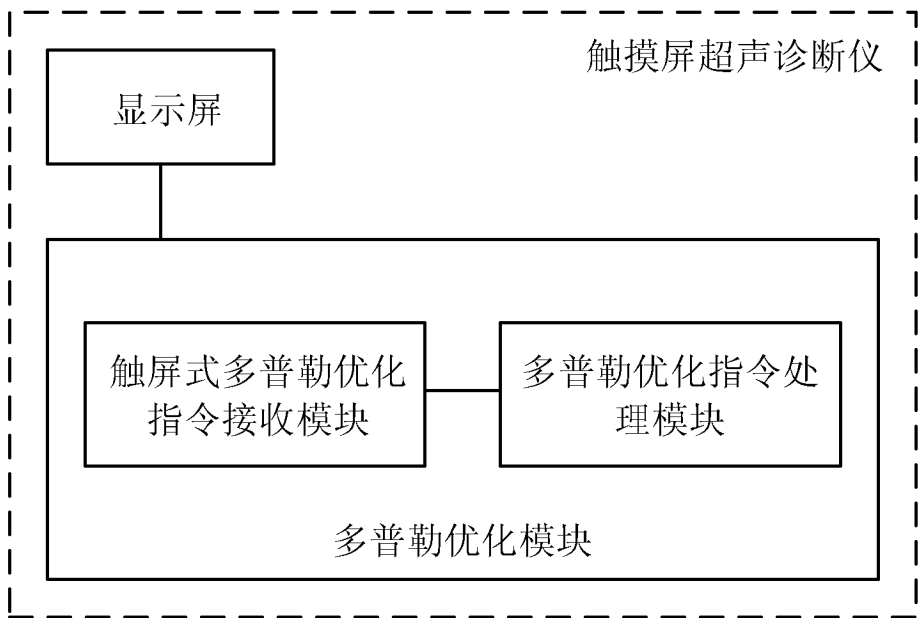


图 2

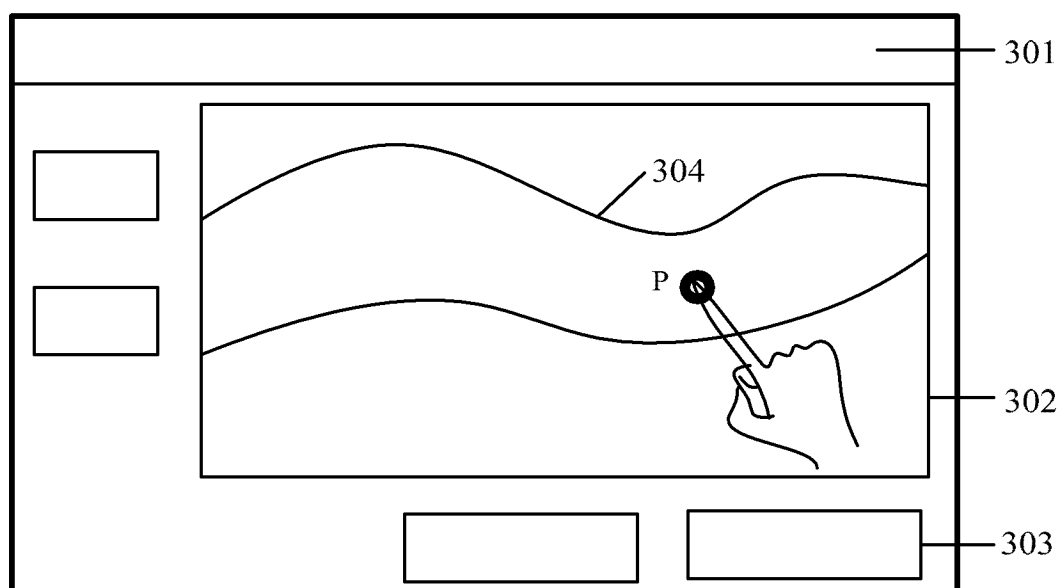


图 3

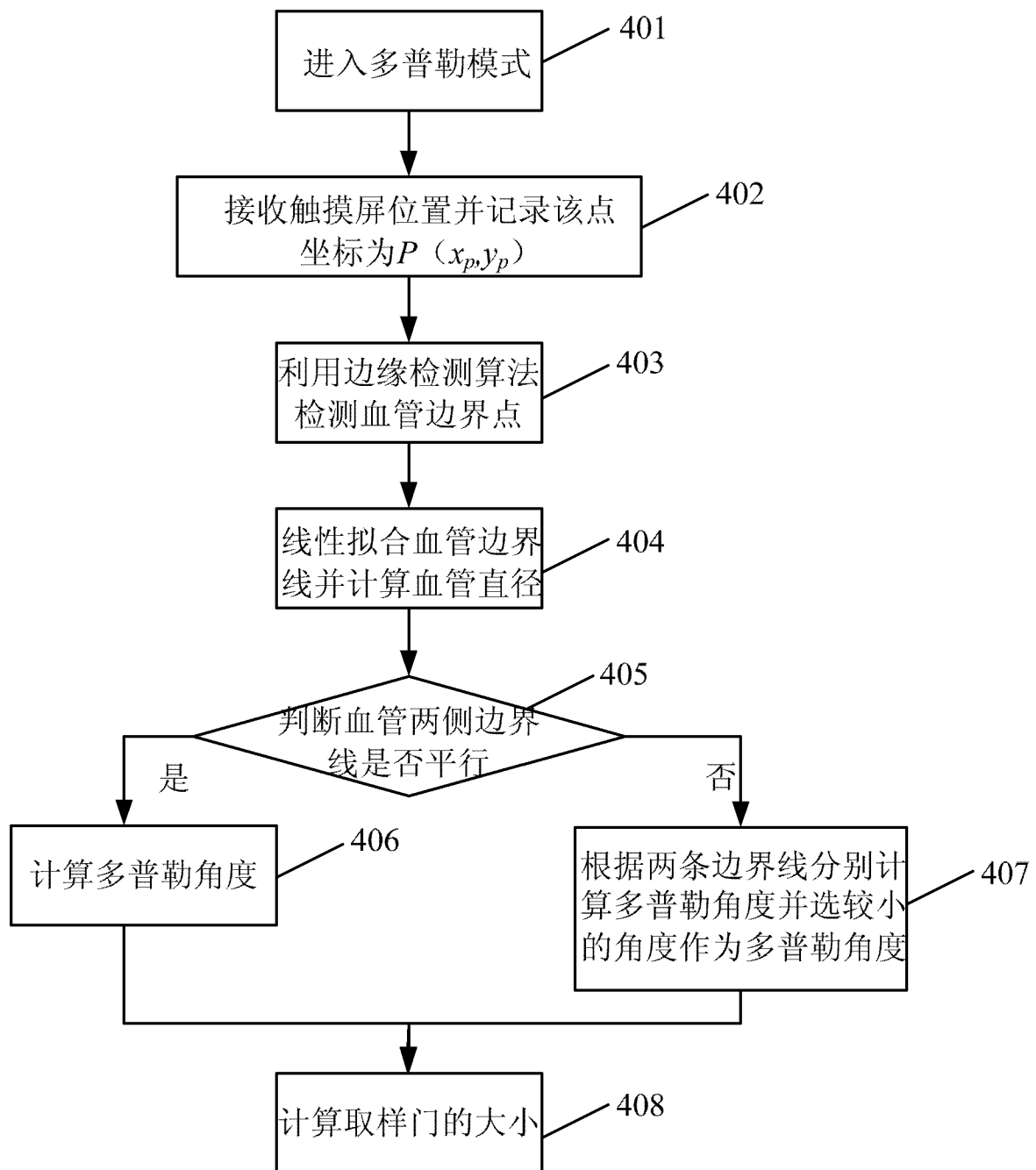


图 4

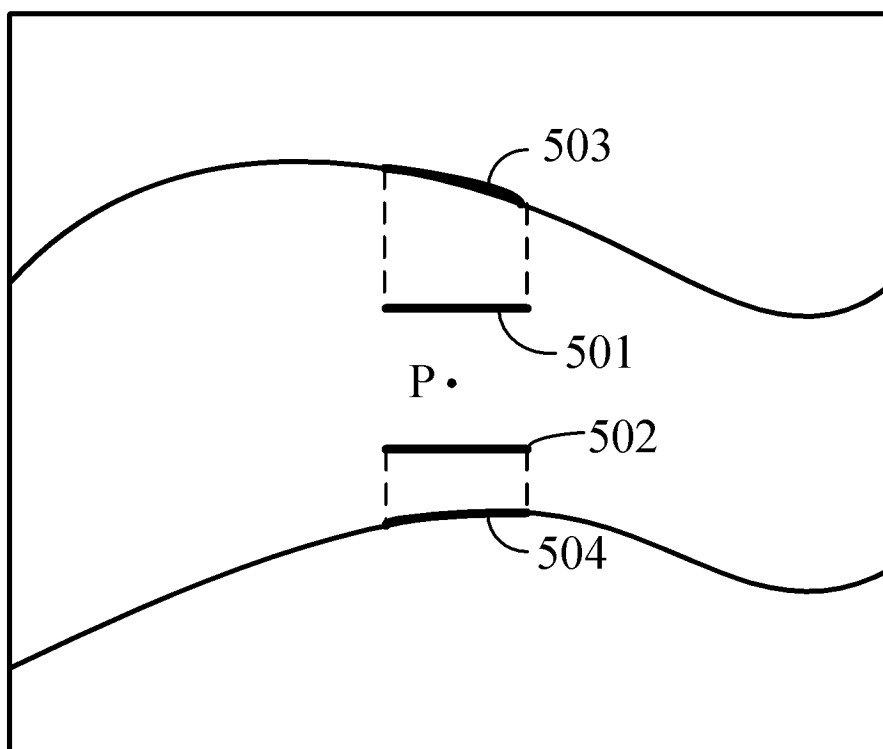


图 5

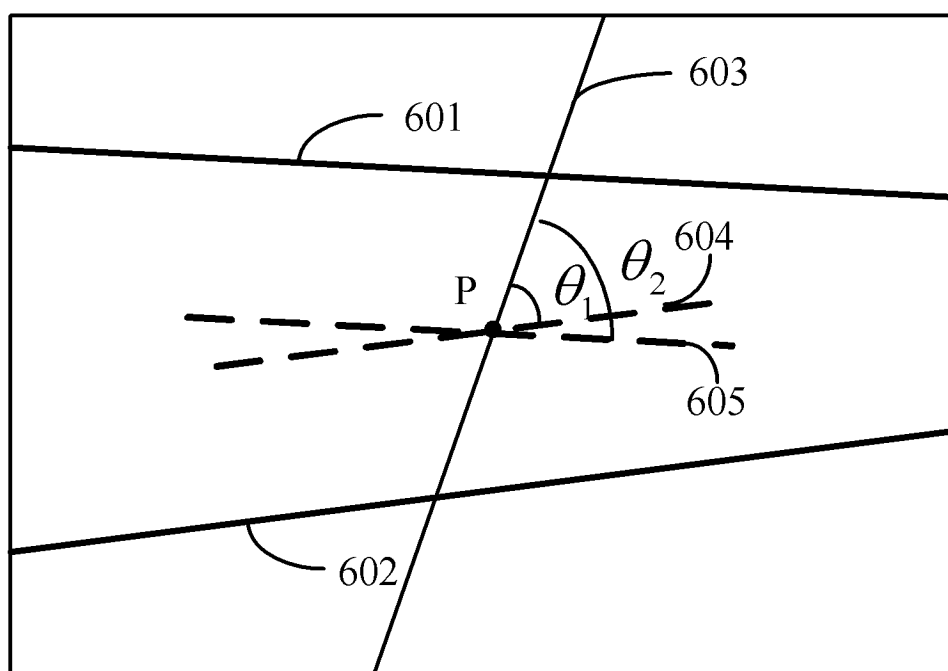


图 6

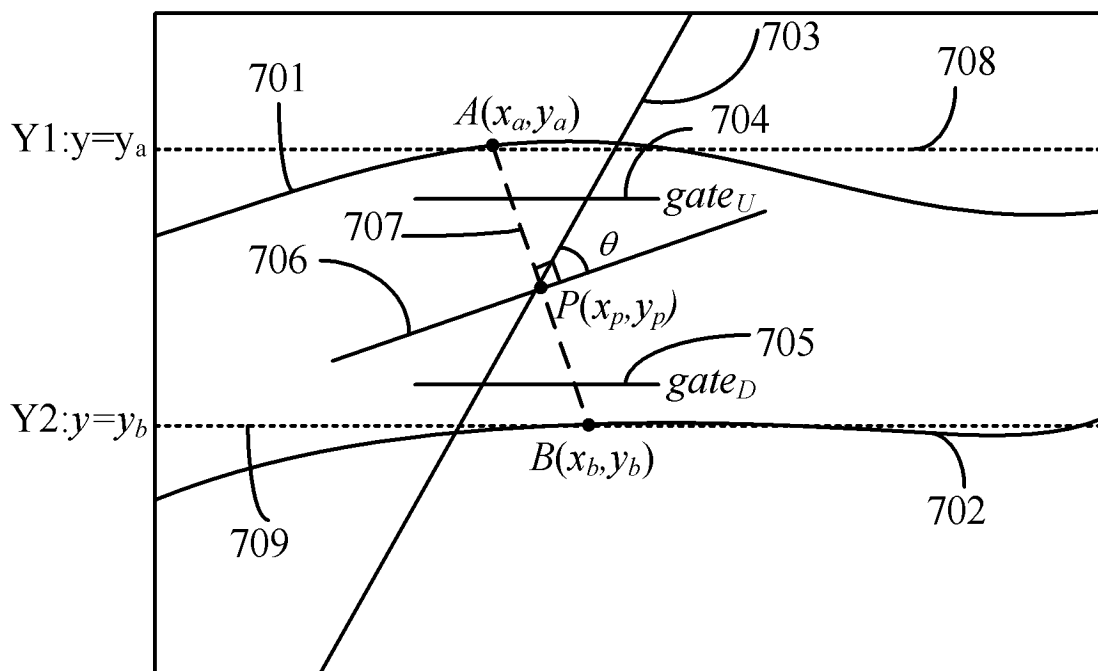


图 7

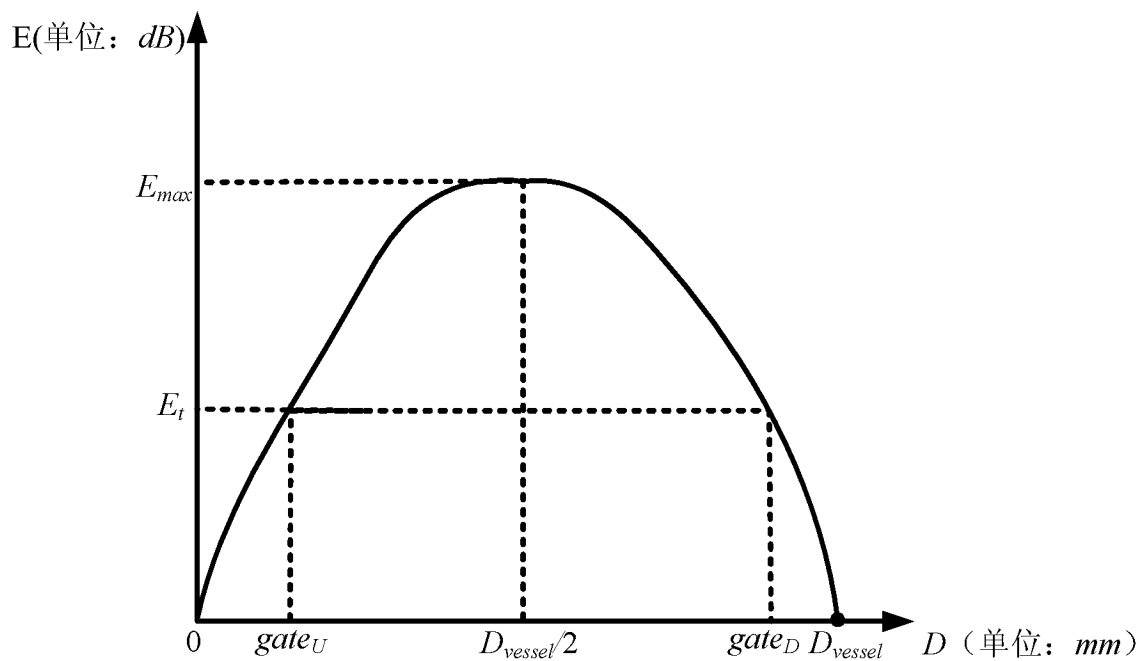


图 8

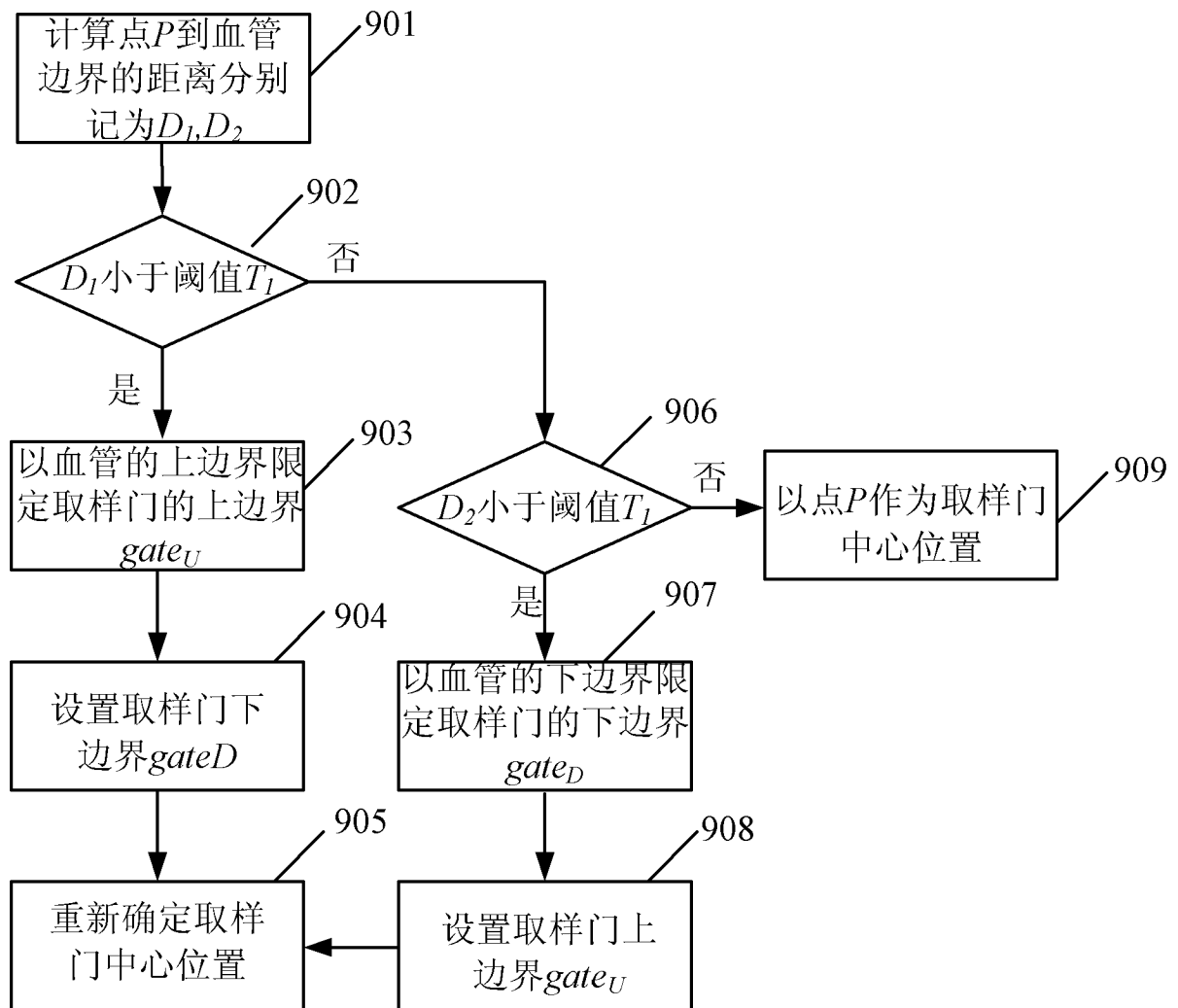


图 9

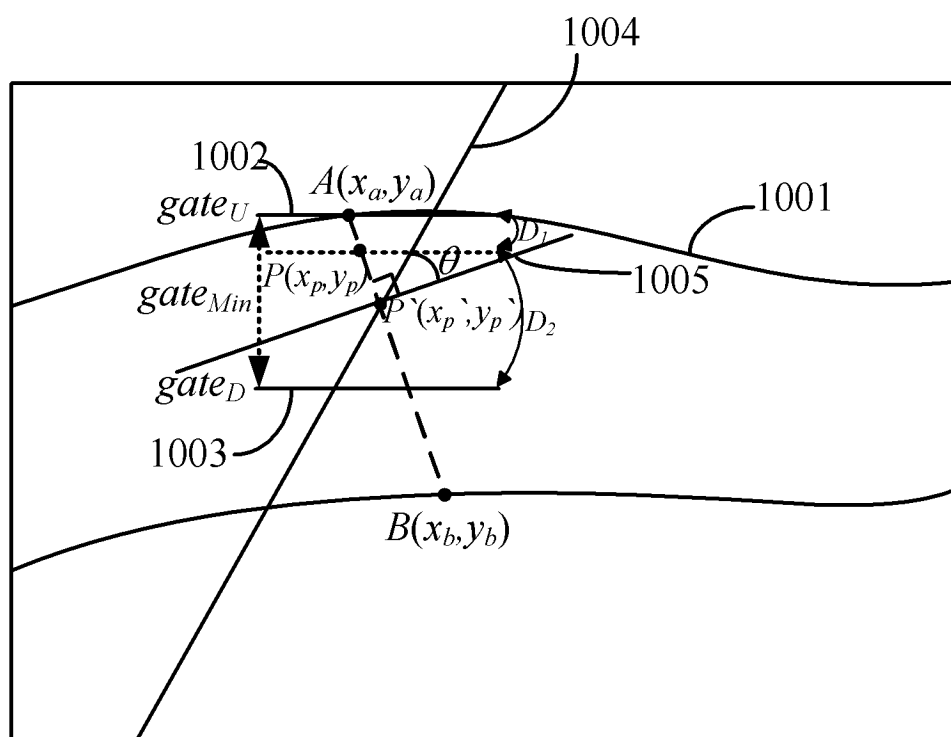


图 10

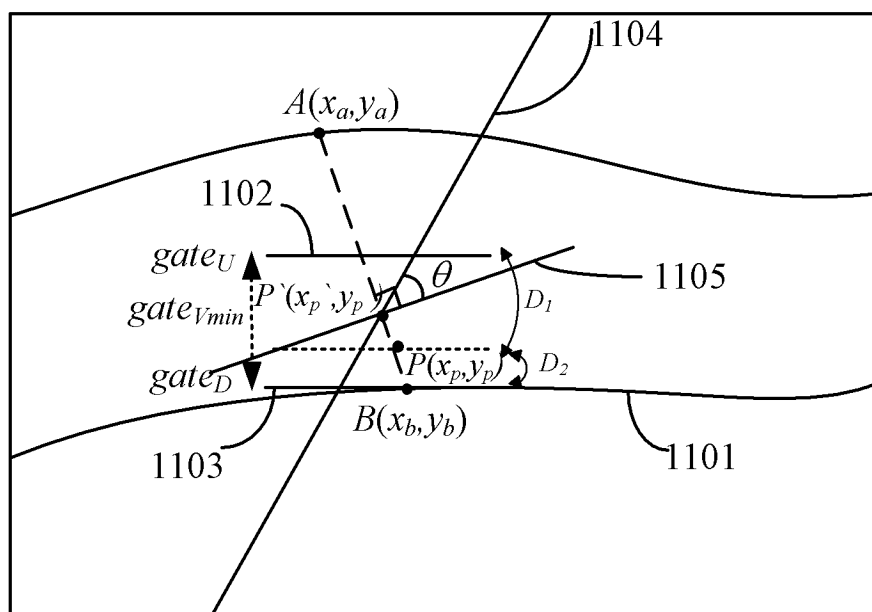


图 11

专利名称(译)	一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法及装置		
公开(公告)号	CN102631224B	公开(公告)日	2014-07-02
申请号	CN201210122930.5	申请日	2012-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
[标]发明人	莫若理 龚栋梁 赵明昌		
发明人	莫若理 龚栋梁 赵明昌		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
审查员(译)	马薇		
其他公开文献	CN102631224A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于触摸屏超声诊断仪的多普勒自动优化方法及装置，包括以下步骤，首先触摸屏向触屏式多普勒优化指令接收模块发送触屏指令；触屏式多普勒优化指令接收模块接收并识别该指令中包含的位置信息并将其传输给多普勒优化指令处理模块；多普勒优化指令处理模块接收并识别该指令，并根据接收到的指令调节该指令规定的显示区域的血管图像的参数，然后将处理后的结果传输给显示屏；显示屏显示所述指令规定的显示区域优化后的血管图像。本发明使医生查看血管中某处血流情况时，无需医生手动调节，即可显示由系统已自动调节好的取样门和采样线，从而简化了操作过程。

