



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105266848 B

(45)授权公告日 2017.12.12

(21)申请号 201510670863.4

(22)申请日 2015.10.16

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105266848 A

(43)申请公布日 2016.01.27

(73)专利权人 深圳市恩普电子有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽阳

光社区松白路1008号15栋军威物业2楼

(72)发明人 丁浩 魏芳

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 任葵

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 102631224 A, 2012.08.15, 说明书第81-106段及附图5-11.

CN 103841898 A, 2014.06.04, 全文.

CN 103190931 A, 2013.07.10, 全文.

CN 101833757 A, 2010.09.15, 全文.

CN 103635144 A, 2014.03.12, 全文.

US 5383463 A, 1995.01.24, 全文.

US 6464637 B1, 2002.10.15, 全文.

US 6176830 B1, 2001.01.23, 全文.

EP 1977694 A1, 2008.10.08, 全文.

王昱鎔 等.《一种改进的血管壁超声图像边缘检测方法》.《国外电子测量技术》.2008,第27卷(第9期),第14-20页.

审查员 胡新芬

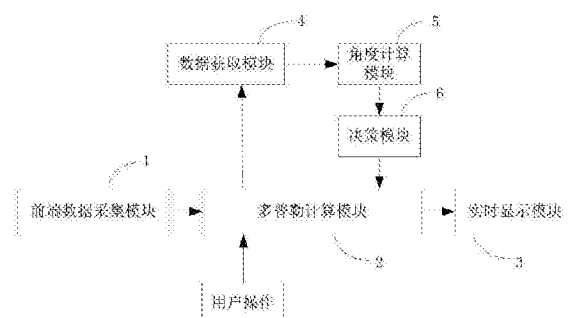
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

一种超声频谱多普勒自动优化的方法

(57)摘要

本发明提供一种超声频谱多普勒自动优化的方法,从多普勒计算模块中获取数据信息,确定位于血管内的计算起始点;选择任一直线方向查找血管壁的参考点,根据血管内灰度点的灰度值低,而血管壁的灰度值明显较高,查找通过起始点直线方向上血管壁位置的参考点;将所有方向的血管壁的参考点查找完毕后,计算总的血管主方向;检查当前血流方向和多普勒偏转角,并进行判决;将判决结果传给系统,并进行相应调整;至结束优化。通过该方法可以实现角度的调节,并且同时还可以自动粗略地识别血流方向,从而减少优化超声频谱图像调节参数所花的时间,减少医生的操作负担,提高工作效率,并促进医生超声诊断的标准性和可重复性。



1. 一种超声频谱多普勒自动优化的方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1:开始优化;

S2:信息获取;从多普勒计算模块中获取数据信息,

S3:确定位于血管内的计算起始点;

S4:确定该起始点后,选择任一直线方向查找血管壁的参考点,根据血管内灰度点的灰度值低,而血管壁的灰度值明显较高,查找通过起始点直线方向上血管壁位置的参考点;将所有方向的血管壁的参考点查找完毕后,执行步骤

S5:根据血管壁的参考点识别血管的轮廓,确定血管方向;

S6:重复执行步骤S3至S5确定基于多个初始点的血管方向,根据该多个血管方向计算总的血管主方向;

S7:检查当前血流方向和多普勒偏转角,并进行判决;

S8:将判决结果传给系统,并进行相应调整;至结束优化;

所述步骤S4中,根据起始点确定直线,该直线的起始点坐标记为 $(x1, y1)$,直线斜率为 k ,图像区域内横坐标值 x 的范围为 $1 \leq x \leq w$ 、纵坐标值 y 的范围为 $1 \leq y \leq h$,点斜式确定直线的表达式为:

$$\begin{cases} y = (x - x1) * k + y1; & |k| \leq 1 \\ x = (y - y1) / k + x1; & |k| > 1 \end{cases}$$

其中, w 为图像的宽, h 为图像的高;

计算坐标值 y (或坐标值 x),得到该直线穿过灰度点的坐标集合,并记录这些坐标点在B图像上对应的灰度值,确定起始点两侧附近的两个灰度的极大值点对应于血管壁的参考点。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述步骤S2中数据信息包括最近一帧的B型图像、当前的多普勒角度、当前的血流方向和PW工作状态下的取样容积的位置或者CW工作状态下的聚焦点位置。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:计算坐标值 y 或坐标值 x 进行四舍五入取整,得到该直线穿过灰度点的坐标集合。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:当斜率 k 的绝对值小于1时,选择向 x 轴方向遍历,给定未知数 x 得到对应的未知数 y 的值;当斜率 k 的绝对值大于1时,选择向 y 轴方向遍历,给定未知数 y 得到对应的未知数 x 的值。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:起始点两侧附近的两个灰度极大值点的确定方法如下:假设灰度分布的离散曲线为 $f(n)$,所有的极大值点的集合为 nf_max ($nf_max \in n$),起始点为 $f(n)$ 中的第 $n0$ 个点,血管的参考点为 $f(n)$ 中的第 $p1$ 、 $p2$ 个点 ($p1 \in nf_max, p2 \in nf_max$),则起始点左侧的极大值点满足是血管壁的参考点的条件表达式为:

$$p1 = \arg \max_{nf_max \leq n0} \{(f(n_{f_max}) - f(n0)) > th\}$$

起始点右侧的极大值点满足是血管壁的参考点的条件表达式为:

$$p2 = \arg \min_{nf_max > n0} \{(f(n_{f_max}) - f(n0)) > th\}$$

其中, $\arg$ 符号表示取自变量参数, $\max$ 是得到满足等式右侧表达式的自变量参数的最

大值,min是得到满足等式右侧表达式的自变量参数的最小值,th为根据经验设置的阈值。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于:还包括对灰度极大值进行筛选的步骤:将记录的灰度值进行一维矩阵统计,绘制灰度分布曲线图并进行一维滤波处理。

7. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于:还包括根据灰度分布曲线筛选潜在血管壁参考点的步骤:在当前B图像上,假定血管壁的参考点在以起始点为圆心的某一圆区域内,设起始点的坐标为(x1,y1),参考点的坐标为(xc,yc),则参考点满足在血管壁上的条件表达式为:

$$\sqrt{(xc-x1)^2+(yc-y1)^2} \leq r_{\max}$$

其中, $r_{\max}$ 为最大搜索半径。

8. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于:所述步骤S5中血管方向的确定方法如下:在平面直角坐标系内,椭圆上的点的坐标为(x,y),则椭圆的一般方程为:

$$a*x^2+b*y^2+c*x+d*y+e*x*y+f=0$$

其中,a、b、c、d、e、f为椭圆的6个参数,运用椭圆拟合算法计算出这6个参数,确定拟合椭圆的几何形状;

对起始点附近的血管区域的椭圆形状进行提取后,根据该椭圆的几何特征值定位并标记血管的方向;当椭圆离心率小于某一阈值时,认为血管的方向不明显,不予标记,否则,就用长轴倾角标记血管的方向。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:假设椭圆方程的参数f等于1,椭圆离心率e的计算公式为:

$$e = \frac{\sqrt{|\text{longAxis} - \text{shortAxis}|}}{\sqrt{\max(\text{longAxis}, \text{shortAxis})}}$$

其中,longAxis、shortAxis分别为椭圆的长半轴和短半轴,其计算公式为:

$$\text{shortAxis} = 2 * \frac{a * x0^2 + c * y0^2 + b * x0 * y0 - 1}{a + c + \sqrt{(a - c)^2 + b^2}}$$

$$\text{longAxis} = 2 * \frac{a * x0^2 + c * y0^2 + b * x0 * y0 - 1}{a + c - \sqrt{(a - c)^2 + b^2}}$$

其中,x0、y0为椭圆的几何中心,其计算公式为:

$$x0 = \frac{b * e - 2 * c * d}{4 * a * c - b^2}$$

$$y0 = \frac{b * d - 2 * a * e}{4 * a * c - b^2}$$

以及椭圆长轴倾角 ϕ 的计算公式为:

$$\phi = \frac{\arctan\left(\frac{b}{a - c}\right)}{2}。$$

一种超声频谱多普勒自动优化的方法

技术领域

[0001] 本发明主要涉及医学诊断的超声影像系统,特别是,涉及超声成像系统中频谱多普勒角度的自动优化的方法和血流方向自动识别的方法。

背景技术

[0002] 当声发射源与声接收器有相对运动时,接收器接收到的声波频率与发射频率会有所不同,这一现象被称作多普勒效应。超声多普勒法成像就是应用超声波的多普勒效应,从体外得到人体运动脏器的信息,进行处理和显示。目前,超声多普勒技术已经是一种广泛应用的无损诊断血管疾病的重要手段,被普遍应用在血流、心脏和产科等方面的检查中。

[0003] 由于频谱多普勒技术依赖于多普勒效应,因此超声声束的方向对频谱图的质量有很强的影响作用。例如:当超声声束方向与血流的流向垂直时,此时多普勒频偏近似为0,血流信号的灵敏度很低,难以得到高质量的频谱图。常见的情况是波束的一个边缘的血流信号指向波束发射方向,另一个边缘背离发射方向,导致频谱图上出现以基线为轴,上下对称的镜像现象。反之,当超声声束与血流流向过于平行时,血流信号的频谱变化范围过大,往往会接近甚至突破仪器的量程限制,从而产生混叠。因此,过大或者过小的入射角都会对频谱图的观察造成不良影响,通常应该将声束相对血流方向的入射角控制在合理的范围内,例如 $30^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 之间。

[0004] 此外,频谱多普勒技术只能计算出回波的频偏,为了真正计算出血流的实际速度还需要指明入射角 θ ,然后根据公式 $f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f_0$ 计算出血流速度 v 。其中入射角 θ 为声束和血流方向的夹角, f_0 为发射频率, f_d 为多普勒频移。在实际应用中,一般通过医生手动调节指明血流的方向的方法获知 θ ,但是这样增加了医生操作的负担。

[0005] 因此,设计一种可以自动识别血流方向、优化多普勒偏转角度的功能,可以提高频谱图的显示质量,减轻医生的工作强度。目前有一些已知的自动调节多普勒角度的方法,如飞依诺科技有限公司的《实现频谱多普勒角度自动偏转的方法及系统》(公开号CN103142252A),通过将接收孔径分割成若干个子孔径,每个子孔径按不同的偏转角度做波束合成并最终形成频谱图,之后筛选最佳频谱图作为最优偏转角度的方法来进行多普勒角度的自动优化。但是这种方法的系统资源开销很大,受到最大孔径(物理通道数)的限制,并且只能粗略的评估频谱角度的优劣,并不能获知血管的具体走向。因此,本发明旨在找到一种可以同时解决以上两个问题的可行方法。

发明内容

[0006] 本发明为了解决现有技术中存在的不足,提供了一种超声频谱多普勒自动优化的方法,通过该方法可以实现角度的调节,并且同时还可以自动粗略地识别血流方向,从而减少优化超声频谱图像调节参数所花的时间,减少医生的操作负担,提高工作效率,并提高医生超声诊断的准确性和可重复性。

[0007] 为了实现上述的目的,本发明的技术方案是:一种超声频谱多普勒自动优化的方法,包括以下步骤:

[0008] S1:开始优化;

[0009] S2:信息获取;从多普勒计算模块中获取数据信息,

[0010] S3:确定位于血管内的计算起始点;

[0011] S4:确定该起始点后,选择任一直线方向查找血管壁的参考点,根据血管内灰度点的灰度值低,而血管壁的灰度值明显较高,查找通过起始点直线方向上血管壁位置的参考点;将所有方向的血管壁的参考点查找完毕后,执行步骤

[0012] S5:根据血管壁的参考点识别血管的轮廓,确定血管方向;

[0013] S6:重复执行步骤S3至S5确定基于多个初始点的血管方向,根据该多个血管方向计算总的血管主方向;

[0014] S7:检查当前血流方向和多普勒偏转角,并进行判决;

[0015] S8:将判决结果传给系统,并进行相应调整;至结束优化。

[0016] 优选的是,所述步骤S2中数据信息包括最近一帧的B型图像、当前的多普勒角度、当前的血流方向和取样容积的位置(PW工作状态下)或者聚焦点位置(CW工作状态下)。

[0017] 优选的是,所述步骤S4中,根据起始点确定直线,该直线的起始点坐标为 (x_1, y_1) ,直线斜率为 k ,图像区域内横坐标值 x 的范围为 $1 \leq x \leq w$ 、纵坐标值 y 的范围为 $1 \leq y \leq h$,点斜式确定直线的表达式为:

$$[0018] \quad \begin{cases} y = (x - x_1) * k + y_1; & |k| \leq 1 \\ x = (y - y_1) / k + x_1; & |k| > 1 \end{cases}$$

[0019] 其中, w 为图像的宽, h 为图像的高;

[0020] 计算坐标值 y (或坐标值 x),得到该直线穿过灰度点的坐标集合,并记录这些坐标点在B图像上对应的灰度值,确定起始点两侧附近的两个灰度的极大值点对应于血管壁的参考点。

[0021] 优选的是,计算坐标值 y (或坐标值 x)进行四舍五入取整,得到该直线穿过灰度点的坐标集合。

[0022] 优选的是,当斜率 k 的绝对值小于1时,选择向 x 轴方向遍历,给定未知数 x 得到对应的未知数 y 的值;当斜率 k 的绝对值大于1时,选择向 y 轴方向遍历,给定未知数 y 得到对应的未知数 x 的值。

[0023] 优选的是,起始点两侧附近的两个灰度极大值点的确定方法如下:假设灰度分布的离散曲线为 $f(n)$,所有的极大值点的集合为 n_{f_max} ($n_{f_max} \in n$),起始点为 $f(n)$ 中的第 n_0 个点,血管的参考点为 $f(n)$ 中的第 p_1 、 p_2 个点 ($p_1 \in n_{f_max}, p_2 \in n_{f_max}$),则起始点左侧的极大值点满足是血管壁的参考点的条件表达式为:

$$[0024] \quad p_1 = \arg \max_{n_{f_max} < n_0} \{ (f(n_{f_max}) - f(n_0)) > th \}$$

[0025] 起始点右侧的极大值点满足是血管壁的参考点的条件表达式为:

$$[0026] \quad p_2 = \arg \min_{n_{f_max} > n_0} \{ (f(n_{f_max}) - f(n_0)) > th \}$$

[0027] 其中, $\arg$ 符号表示取自变量参数, $\max$ (或 $\min$)是得到满足等式右侧表达式的自变

量参数的最大值(或最小值)。

[0028] 优选的是,还包括对灰度极大值进行筛选的步骤:将记录的灰度值进行一维矩阵统计,绘制灰度分布曲线图并进行一维滤波处理。

[0029] 优选的是,还包括根据灰度分布曲线筛选潜在血管壁参考点的步骤:在当前B图像上,假定血管壁的参考点在以起始点为圆心的某一圆区域内,设起始点的坐标为(x1,y1),参考点的坐标为(xc,yc),则参考点满足在血管壁上的条件表达式为:

$$[0030] \quad \sqrt{(xc-x1)^2+(yc-y1)^2} \leq r_{\max}$$

[0031] 其中, $r_{\max}$ 为最大搜索半径。

[0032] 优选的是,所述步骤S5中血管方向的确定方法如下:在平面直角坐标系内,椭圆上的点的坐标为(x,y),则椭圆的一般方程为:

$$[0033] \quad a*x^2+b*y^2+c*x+d*y+e*x*y+f=0$$

[0034] 其中,a、b、c、d、e、f为椭圆的6个参数,运用椭圆拟合算法计算出这6个参数,确定拟合椭圆的几何形状;

[0035] 对起始点附近的血管区域的椭圆形状进行提取后,根据该椭圆的几何特征值定位并标记血管的方向;当椭圆离心率小于某一阈值时,认为血管的方向不明显,不予标记,否则,就用长轴倾角标记血管的方向。

[0036] 优选的是,假设椭圆方程的参数f等于1,椭圆离心率e的计算公式为:

$$[0037] \quad e = \frac{\sqrt{|longAxis-shortAxis|}}{\sqrt{\max(longAxis,shortAxis)}}$$

[0038] 其中,longAxis、shortAxis分别为椭圆的长半轴和短半轴,其计算公式为:

$$[0039] \quad longAxis = 2 * \frac{a * x0^2 + c * y0^2 + b * x0 * y0 - 1}{a + c + \sqrt{(a-c)^2 + b^2}}$$

$$[0040] \quad shortAxis = 2 * \frac{a * x0^2 + c * y0^2 + b * x0 * y0 - 1}{a + c - \sqrt{(a-c)^2 + b^2}}$$

[0041] 其中,x0、y0为椭圆的几何中心,其计算公式为:

$$[0042] \quad x0 = \frac{b * e - 2 * c * d}{4 * a * c - b^2} \quad y0 = \frac{b * d - 2 * a * e}{4 * a * c - b^2}$$

[0043] 以及椭圆长轴倾角 ϕ 的计算公式为:

$$[0044] \quad \phi = \frac{\arctan(\frac{b}{a-c})}{2}。$$

[0045] 本发明提供了一种超声频谱多普勒自动优化的方法,通过该方法可以实现角度的调节,并且同时还可以自动粗略地识别血流方向,从而减少优化超声频谱图像调节参数所花的时间,减少医生的操作负担,提高工作效率,并促进医生超声诊断的标准性和可重复性。

附图说明

- [0046] 图1示出了本发明系统的原理方框图。
- [0047] 图2示出了本发明方法的流程图。
- [0048] 图3示出了确定起始点并沿一方向查找血管壁参考点的示意图。
- [0049] 图4示出了某一直线方向的灰度点的灰度分布示意图。
- [0050] 图5示出了肝脏B图像的血管壁参考点及血管方向的标记示意图。
- [0051] 图6示出了动脉B图像的血管壁参考点及血管方向的标记示意图。

具体实施方式

[0052] 为了使本发明解决的技术问题、采用的技术方案、取得的技术效果易于理解,下面结合具体的附图,对本发明的具体实施方式做进一步说明。

[0053] 本发明提供了一种超声频谱多普勒自动优化的方法,通过该方法可在超声成像系统中自动优化频谱角度和识别血流的方向。该方法的实现主要基于以下六个基本模块:前端数据采集模块1、多普勒计算模块2、实时显示模块3、获取用于分析数据的数据获取模块4、角度计算模块5和决策模块6。

[0054] 图1为本发明所述的超声频谱多普勒自动优化的方法的原理图。其中前端数据采集模块1、多普勒计算模块2和实时显示模块3为一般超声仪器普遍具有的模块。本发明在原有系统的基础上,增加数据获取模块4、角度计算模块5和决策模块6,并且提供这样一种方法:当获得用户优化指令后,数据获取模块4会从多普勒计算模块2中得到用于计算的数据,这些数据包括最近一帧的B型图像、当前的多普勒角度、当前的血流方向和取样容积的位置(PW工作状态下)或者聚焦点位置(CW工作状态下)等。如何获取这些信息属于基本的软件实现问题,这里不再累述。而且在实际应用中,多数会将多普勒功能与B模式相结合,组成双工超声诊断系统。即利用同一探头,同时既能用作B型超声显示组织的解剖结构,又能用作多普勒功能显示血流的动力学信息。即使是低端的单工仪器,一般也会先在B型超声模式下扫描组织解剖学信息,找到需要检测的部位后(例如血管),才会进行多普勒的频谱检测。因此,可以利用B图像的组织解剖学信息自动查找血管的方向,假定认为血流方向与血管一致,并根据此方向估算出合适的多普勒偏转角度。

[0055] 数据获取模块4从多普勒计算模块2中获取到所需的数据信息后,送入到角度计算模块5,通过角度计算模块5对这些数据进行分析,从而可以得到血流的大致方向,然后进入决策模块6判决是否需要当前的血流方向和频谱角度进行调整,以及如何调整。

[0056] 下面对角度计算模块5和决策模块6的具体操作过程进行详细说明。由于频谱多普勒都是用于测量血流的动力学信息,因此正常用户一般都会将取样容积/聚焦点置于血管内,所以只需要在B图像中检测取样容积/聚焦点附近局部区域的血管方向即可。当然也有可能因为取样容积/聚焦点放置不当,或者图像质量不佳导致附近没有明显的血管特征的,应予以鉴别和排除。

[0057] 如图6所示,包括以下步骤:

[0058] S1:开始优化;

[0059] S2:信息获取;如上述所示,数据获取模块4从多普勒计算模块2中获取到所需的数

据信息,这些数据信息包括最近一帧的B型图像、当前的多普勒角度、当前的血流方向和取样容积的位置(PW工作状态下)或者聚焦点位置(CW工作状态下)等等;

[0060] S3:确定计算起始点;一个典型的起始点位置应该沿当前多普勒扫描线上,可以是取样容积的中心点,或者是聚焦点本身。当然该起始点也可以是上述典型点附近的其他点;

[0061] S4:确定该起始点后,选择任一方向查找血管壁的参考点,图3示出了确定起始点并沿一方向查找血管壁的参考点的示意图;确定起始点A以及参考点B1、B2;由于假定该起始点A位于血管内,因此该点及其附近血管内的灰度点的灰度值较低,而血管壁的灰度值应明显较高;将所有方向的血管壁的参考点查找完毕后,执行步骤

[0062] S5:确定血管方向;

[0063] S6:根据所有血管方向计算总的血管主方向;

[0064] S7:检查当前血流方向和多普勒偏转角,并进行判决;

[0065] S8:将判决结果传给系统,并进行相应调整;至结束优化。

[0066] 在本发明一个具体的实施方式中,可在当前B图像上,过该起始点A,沿某方向做一条直线,记录该直线穿过的所有灰度点的位置和对应的灰度值。再对这些灰度点的灰度分布进行分析,找到该直线穿过血管壁的位置。常规情况下,起始点A附近区域内灰度值的极大值点可以被认为是潜在的直线与血管壁的交点,因此,一般存有两个交点;但当血管特征不显示时,找到的极大值点可能不在血管壁上。然后,需要对找到的交点位置进行排查与筛选,确定它们是否在血管壁上,若满足在血管壁的条件,就记为是血管壁的参考点,否则剔除。最后,以第一条直线的方向为基准,在一个平面内(180度)设定多个方向,沿每个方向做一条直线,分别查找每个方向的血管壁的参考点。

[0067] 最终,得到一系列表示血管壁位置信息的参考点,也就是可以用这些参考点表示取样容积/聚焦点附近局部区域的血管的结构特征,然后利用这些参考点检测出血管的方向。

[0068] 通过上述实施方案的介绍,具体实现过程描述如下:

[0069] Step1:沿某方向做一条直线

[0070] 确定计算的起始点A后,可以根据某一斜率确定一条直线,即可以根据当前多普勒扫描线的偏转角度确定一条直线,再根据该直线的数学表达式,将该直线穿过的各灰度点记录下来。

[0071] 平面上的直线是由平面直角坐标系中的一个二元一次方程所表示的图形,求解该二元一次方程的解时,常规做法是用一个未知数把另一个未知数表示出来,然后给定这个未知数的一个值,相应地得到另一个未知数的值,这样得到一个解。一般有无数个解,且两个未知数的每一个解都是一对数值。由于灰度点的坐标为整数,需要对每一个解都取整,因此,在统计灰度点的坐标时,需先比较直线斜率的绝对值与1的大小,再运用相应的直线方程进行计算。当斜率的绝对值小于1时,选择向x轴方向遍历,即用坐标值x表示坐标值y,给定未知数x得到对应的未知数y的值;当斜率的绝对值大于1时,选择向y轴方向遍历,即用坐标值y表示坐标值x,给定未知数y得到对应的未知数x的值。

[0072] 假设起始点坐标为 (x_1, y_1) ,直线斜率为k,图像区域内横坐标值x的范围为 $1 \leq x \leq w$ 、纵坐标值y的范围为 $1 \leq y \leq h$,点斜式确定直线的表达式为:

$$[0073] \quad \begin{cases} y = (x - x1) * k + y1; & |k| \leq 1 \\ x = (y - y1) / k + x1; & |k| > 1 \end{cases}$$

[0074] 其中, w为图像的宽, h为图像的高。

[0075] 然后对计算的坐标值y (或坐标值x) 四舍五入取整, 得到该直线穿过的灰度点的坐标集合, 并记录这些坐标点在B图像上对应的灰度值。

[0076] Step2: 查找直线穿过的血管壁的参考点

[0077] 根据先前的假定, 起始点位于血管内, 该点及其附近血管内的灰度点的灰度值应该较低, 而血管壁的灰度值应明显较高。想要找到血管壁的参考点, 可以对该直线穿过的所有灰度点的灰度分布进行分析, 认为起始点附近某两个灰度值较大的极大值点对应于血管壁的参考点。

[0078] 将Step1中记录的灰度值按一维矩阵统计, 画灰度分布曲线图, 如图4所示的曲线图, 横坐标表示记录的灰度点的个数, 纵坐标表示每个灰度点对应的灰度值。在灰度分布曲线图上进行极大值点搜索时, 由于灰度点灰度特性的离散性和随机性, 可能会产生大量的极大值点, 不利于血管壁的参考点的筛选和确认。所以, 在极大值点搜索之前, 可以对记录的一维的灰度点灰度值进行一维滤波处理, 使灰度分布曲线图平滑一些 (图4的曲线图是平滑后的效果)。滤波算法可以是高斯滤波, 也可以是中值滤波等其它具有平滑效果的滤波算法。滤波窗口不易选择过小, 否则平滑效果不明显, 较多的极大值点仍然不容易排查; 滤波窗口也不易选择过大, 否则平滑过渡, 不能准确定位血管壁的参考点的位置。

[0079] 极大值点搜索的实现算法可以是, 遍历记录的所有灰度点, 若当前灰度点的灰度值比前一个灰度点的灰度值大, 且也比后一个灰度点的灰度值大, 则认为当前灰度点是一个局部的极大值点。也可以是, 若灰度点的灰度值大于该点某一邻域灰度的平均值, 则认为是极大值点。也可以是根据一阶导数等信息来获得极大值点, 即对各灰度值做差分处理, 并统计差分后的正负变号信息, 进而得到数据节点的极值信息, 当差分求导后的灰度值有由正变负, 则该灰度点是极大值点。其它极大值搜索规则同样适用。

[0080] 找到所有的极大值点 (如图4的星号标记点) 后, 需要确定哪两个极大值点是潜在的血管壁的参考点。确定准则之一, 必须是在起始点的左右两侧, 故首先需要确定起始点在灰度分布曲线图中的位置 (如图4的圆圈标记点), 即找到起始点是已记录的灰度点集合中的第几个点, 然后从该位置左右遍历, 查找血管壁的参考点对应的极大值点。确定准则之二, 一般血管的直径较小, 可以认为血管壁的参考点的位置距离起始点较近, 即从起始点左右遍历时, 找到最近的极大值点。确定准则之三, 可以是血管壁的参考点的灰度值与起始点的灰度值之差大于某一灰度阈值, 即不考虑灰度值较小的极大值点。当然还可以设定其他的相关的确定准则, 使找到的潜在的血管壁的参考点的位置更有效和更精确。

[0081] 其中, 灰度阈值可以根据当前B图像的灰度特性分析得到, 也可以根据不同的检测部位进行设定, 也可以根据多次试验估算出最优值, 如: 可以设定该灰度阈值为35。灰度阈值设定的过大, 可能找到的极大值点在血管壁周围; 灰度阈值设定的过小, 可能找到的极大值点还在血管内, 都不利于定位血管壁的参考点。

[0082] 假设灰度分布的离散曲线为f (n), 所有的极大值点的集合为 n_{f_max} ($n_{f_max} \in n$), 起始点为f (n) 中的第n0个点, 血管的参考点为f (n) 中的第p1、p2个点 ($p1 \in n_{f_max}$, $p2 \in n_{f_max}$), 则起始点左侧的极大值点满足是血管壁的参考点的条件表达式为:

$$[0083] \quad p1 = \arg \max_{n_{f_max} < n0} \{(f(n_{f_max}) - f(n0)) > th\}$$

[0084] 起始点右侧的极大值点满足是血管壁的参考点的条件表达式为:

$$[0085] \quad p2 = \arg \min_{n_{f_max} > n0} \{(f(n_{f_max}) - f(n0)) > th\}$$

[0086] 其中, arg符号表示取自变量参数, max (或min) 是得到满足等式右侧表达式的自变量参数的最大值 (或最小值)。

[0087] 若起始点附近局部区域内的血管的特征不明显, 可能只在血管壁的一侧找到极大值点满足在血管壁上的条件, 即在该直线方向上只找到一个血管壁的参考点; 或者, 也可能所有极大值点都不满足在血管壁上的条件, 即在该直线方向上没有找到血管壁的参考点。

[0088] Step3: 筛选潜在的血管壁的参考点

[0089] 对于查找到的潜在的血管壁的参考点, 需要进行筛选, 进一步确认。由于Step2中找到的参考点的位置是在灰度分布曲线图中的位置 (如图4的三角形标记点), 即是记录的灰度点集合中的第几个点, 为了直观显示和后续分析, 需要将其映射到当前B图像中, 确定潜在的血管壁的参考点的坐标。

[0090] 筛选排查潜在的血管壁的参考点, 方法可以是, 在当前B图像上, 假定血管壁的参考点在以起始点为圆心的某一圆区域内, 若Step2中找到的参考点的坐标在圆的外面, 认为该参考点不在血管壁上, 即不是血管壁的参考点, 予以剔除。

[0091] 其中, 需要设定圆区域的最大范围, 即设定最大的搜索半径。该参数可以根据不同的检测部位进行设定, 也可以根据多次测试估算出最优值, 如: 可以设定最大的搜索半径为120。设起始点的坐标为 (x1, y1), 参考点的坐标为 (xc, yc), 则参考点满足在血管壁上的条件表达式为:

$$[0092] \quad \sqrt{(xc - x1)^2 + (yc - y1)^2} \leq r_{max}$$

[0093] 其中, r_{max} 为最大搜索半径。

[0094] 排查方法也可以是, 由于B图像显示的某一切面的血管类似于一个回路形式, 一般某一方向上找到的血管壁的参考点是成对出现的, 对于孤立出现的血管壁的参考点, 可以认为该方向的血管壁的特性信息不明显, 予以剔除。

[0095] Step4: 查找多个方向的血管壁的参考点

[0096] 为了表征起始点附近局部区域内的血管的结构特征, 需要多个血管壁的参考点, 参考点的有效个数越多, 血管的结构特征描述得越精确, 但会降低计算效率。一般有效参考点的个数大于等于4。

[0097] 为了获得多个血管壁的参考点, 可以设定搜索方向的个数 (searchNum), 在既可以有效的表征血管的结构特征的同时, 最优化计算效率。搜索方向的个数可以根据不同的检测部位进行设定, 也可以根据取样容积/聚焦点的物理深度位置进行设定, 也可以根据多次试验估算出最优值, 如: 可以设定搜索方向的个数为30。

[0098] 接着, 将平面 (180度) 平均分成searchNum个方向, 以起始点为中心, 第一条直线为基准, 按照逆时针/顺时针旋转, 每次旋转的角度步长为180/searchNum度。设起始点坐标为 (x1, y1), 第一条直线的斜率为k0, 则旋转i-1次设定第i条直线, 该直线的斜率k的计算公式

为:

[0099] $k = \tan(\tan^{-1}(k_0) + (i-1) * \pi / \text{searchNum})$, $i = 1, 2, \dots, \text{searchNum}$

[0100] 该直线的数学表达式可以通过将斜率k代入Step1中的公式计算得到。

[0101] 然后依次确定每个方向的直线,并在各直线上查找血管壁的参考点。具体实现过程可以重复步骤Step1、Step2、Step3。

[0102] 图5、图6中的圆圈标记点分别显示了肝脏、颈动脉B图像的取样容积/聚焦点附近局部区域的血管壁的参考点,其虚线表示不同方向。可以看出,绝大多数的标记点都在血管壁上,能较好的表征血管的结构特征,且有良好的鲁棒性。

[0103] Step5:检测血管的方向

[0104] 上面标记的起始点附近局部区域内的血管壁的多个参考点,给血管边缘提供了大量的信息数据,可以依据这些参考点对局部的血管区域形状进行提取,识别出血管的大致轮廓,进而检测出血管的方向。

[0105] 为了提取血管区域形状,需要寻找一个反映参考点数据变化规律的函数,可以用数据插值方法,也可以用数据拟合方法。从解剖结构图看,某一局部的小段血管的形状可以认为是圆柱状,则对应到某一切面的B图像的血管,其局部区域的形状可以近似为椭圆。因此,可以用椭圆拟合算法对这些参考点数据进行预测、判断,描记出血管区域的椭圆形状。

[0106] 其中,常用的椭圆拟合算法有:最小二乘法、Hough变换法、最小平方中值法、RANSAC方法等。由于椭圆拟合算法是一个较为成熟的已知方案,故不在本发明阐述之内,这里不做累述。

[0107] 假设,在平面直角坐标系内,椭圆上的点的坐标为(x,y),则椭圆的一般方程为:

[0108] $a * x^2 + b * y^2 + c * x + d * y + e * x * y + f = 0$

[0109] 其中,a、b、c、d、e、f为椭圆的6个参数,可以运用椭圆拟合算法计算出这6个参数,确定拟合椭圆的几何形状。

[0110] 以基于最小二乘法的椭圆拟合算法为例,对图5、图6中的标记的血管壁的参考点进行椭圆拟合处理,可以描记出该区域内的血管的大致轮廓形状,如图5、图6中的椭圆效果图。

[0111] 对起始点附近的血管区域的椭圆形状进行提取后,根据该椭圆的几何特征值定位并标记血管的方向。可以用椭圆的离心率判定血管方向是否明显,若血管方向明显,可以用椭圆的长轴倾角标记血管的方向。由于离心率越大,椭圆就越扁,离心率越小,椭圆就越接近于圆,所以,当离心率小于某一阈值时,可以认为血管的方向不明显,不予标记,否则,就用长轴倾角标记血管的方向。离心率阈值可以根据多次测试估算出最优值。

[0112] 假设上面椭圆方程的参数f等于1,则椭圆离心率e的计算公式为:

[0113]
$$e = \frac{\sqrt{|\text{longAxis} - \text{shortAxis}|}}{\sqrt{\max(\text{longAxis}, \text{shortAxis})}}$$

[0114] 其中,longAxis、shortAxis分别为椭圆的长半轴和短半轴,其计算公式为:

[0115]
$$\text{longAxis} = 2 * \frac{a * x_0^2 + c * y_0^2 + b * x_0 * y_0 - 1}{a + c + \sqrt{(a - c)^2 + b^2}}$$

$$[0116] \quad shortAxis = 2 * \frac{a * x0^2 + c * y0^2 + b * x0 * y0 - 1}{a + c - \sqrt{(a - c)^2 + b^2}}$$

[0117] 其中, $x0$ 、 $y0$ 为椭圆的几何中心,其计算公式为:

$$[0118] \quad x0 = \frac{b * e - 2 * c * d}{4 * a * c - b^2}$$

$$[0119] \quad y0 = \frac{b * d - 2 * a * e}{4 * a * c - b^2}$$

[0120] 以及椭圆长轴倾角 ϕ 的计算公式为:

$$[0121] \quad \phi = \frac{\arctan(\frac{b}{a - c})}{2}$$

[0122] 图5、图6中的实线所示方向为长轴倾角标记的方向,可以看出,较好的识别出了起始点附近局部区域内的血管的方向。

[0123] 为了更精确定位取样容积/聚焦点位置的血流方向,可以设定较多的起始点,分别确定每个起始点附近局部区域内的血管的方向,具体实现过程可以参考上述实施例的实现步骤。然后统计这些血管方向,确定血管的主方向,使其最接近实际的血流走向。血管主方向的确定规则,可以是计算这些血管方向的均值/中值,也可以是根据精度要求设定几个方向标记,将血管方向投影到这几个方向中,再统计各方向的投影个数,则最多投影个数的方向为血管的主方向。

[0124] 对表示取样容积/聚焦点位置的血流方向的角度进行计算后,接下来进入决策模块6,即判定是否需要对频谱图像的角度参数进行调整,以及确定需要调节的角度参数的大小/级别。由于超声声束方向直接影响频谱图的显示效果,以及声束和血流方向的夹角影响计算出的血流速度的实际大小,因此,既需要对声速方向进行判决和调整,也需要对血流方向进行判决和调整。

[0125] 首先,直接将获得的血流方向与当前频谱图的血流方向参数进行比较,若两个角度差异较大,将自动计算的角度值传给系统,否则,不改变当前的血流方向参数值。

[0126] 然后,优化声束方向,即判决与调整多普勒扫描线的偏转角参数。由于声束方向与血流方向的夹角会影响频谱图像质量,夹角太大或太小都难以得到高质量的频谱图,因此,可以控制夹角在某一合理的范围内,如 $30^\circ \sim 60^\circ$ 之间;也可以控制夹角为某一最优角度,如 45° 。

[0127] 系统中根据自身精度和简化效率的要求,一般设置多普勒扫描线的偏转角参数为若干个档位,可以是 -12° 、 -6° 、 0° 、 6° 、 12° ,也可以是 -15° 、 -10° 、 -5° 、 0° 、 5° 、 10° 、 15° 。其正负号区别右偏和左偏。若当前的声束方向与已调整的血流方向的夹角不在设定的阈值范围内,则需要调整偏转角。可以依次遍历各偏转角参数,分别计算与血流方向的夹角,选定落在阈值范围内的夹角对应的偏转角参数,再传给系统,完成多普勒角度自动优化功能。

[0128] 本发明的各实施例的方法是一种改善多普勒频谱图的图像质量的自动优化技术,可以与频谱图的其他自动优化算法相结合。影响频谱图的显示效果的图像参数,可以是脉冲重复频率(Pulse Repetition Frequency, PRF),也可以是基线。在自动调节完多普勒角度参数后,可以再自动调节频谱图的PRF和基线参数,进而提高临床诊断效率。

[0129] 本发明的上述实施例的具体实现过程可以在用户下达多普勒角度优化的指令后执行,也可以在取样容积/聚焦点位置改变时执行。需要注意的是,一键优化指令执行时,要确定PW/CW模式与B模式是双工同步的,即获取的数据是实时的当前一帧的B图像。还有,用户在手动调节频谱图的角度参数时,可以中断该优化指令的执行,以免影响用户体验。

[0130] 本发明已通过优选的实施方式进行了详尽的说明。然而,通过对 前文的研读,对各实施方式的变化和增加对于本领域的一般技术人员来说是显而易见的。申请人的意图是所有的这些变化和增加都落在了本发明权利要求所保护的范围内。

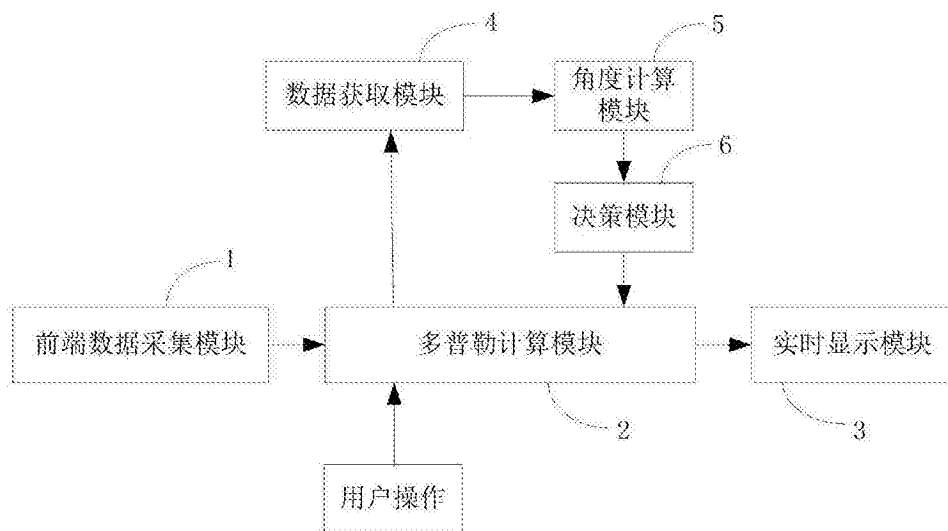


图1

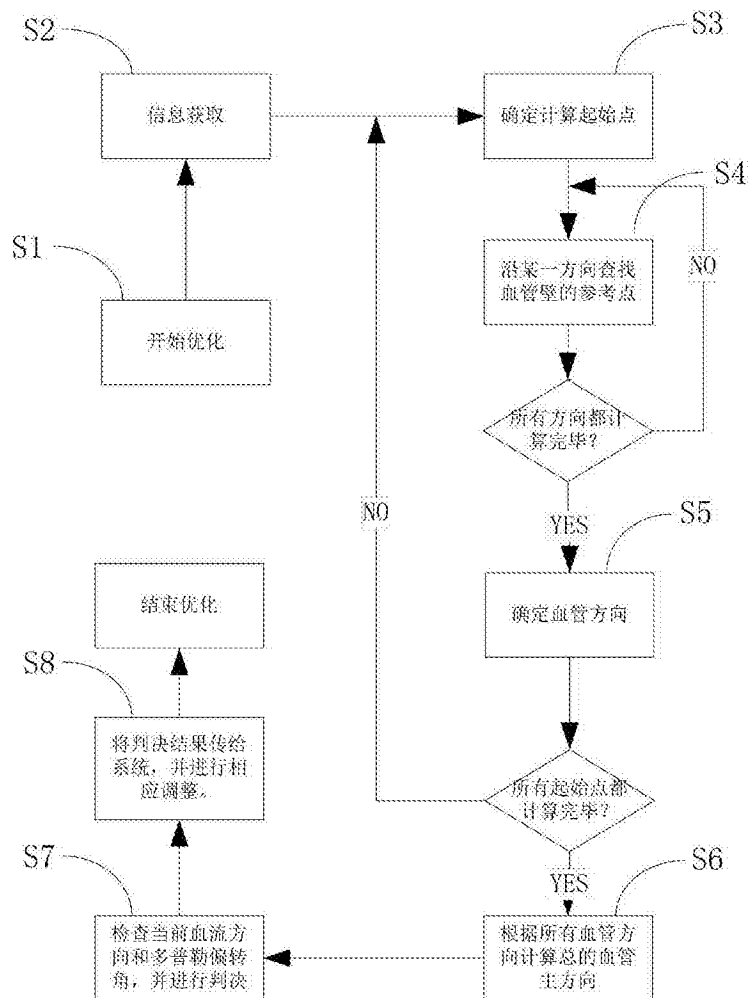


图2

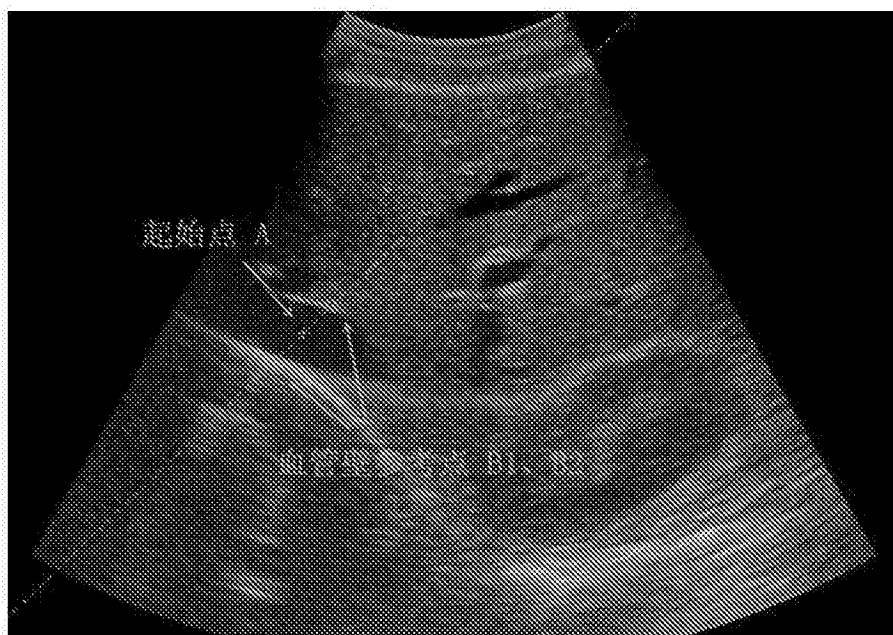


图3

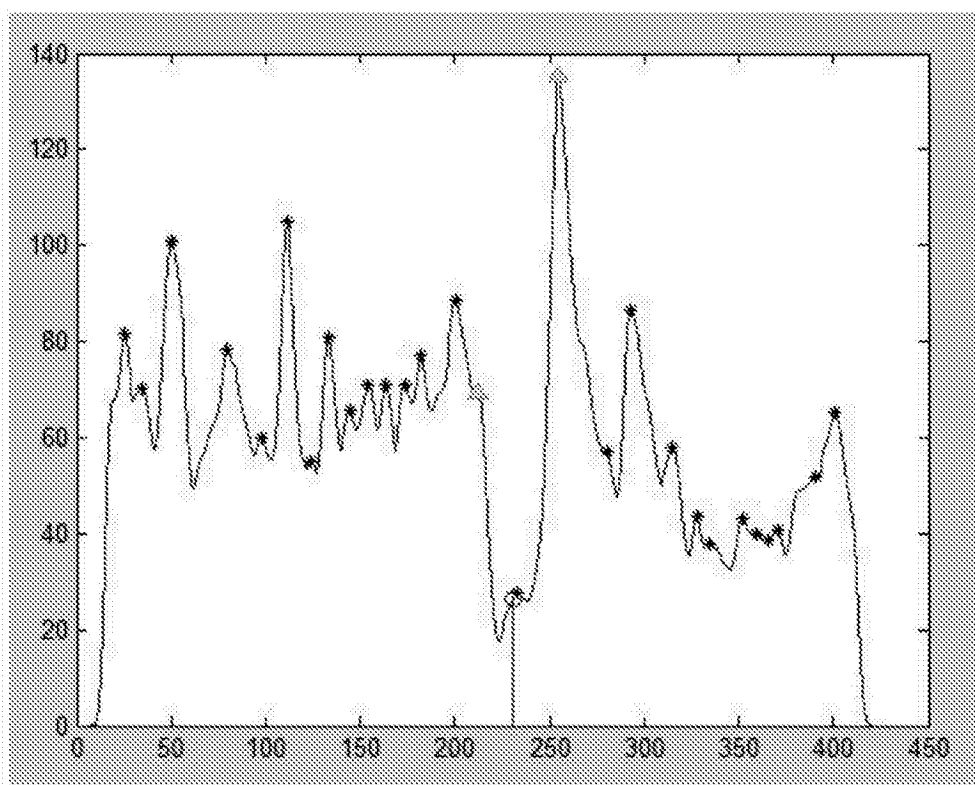


图4

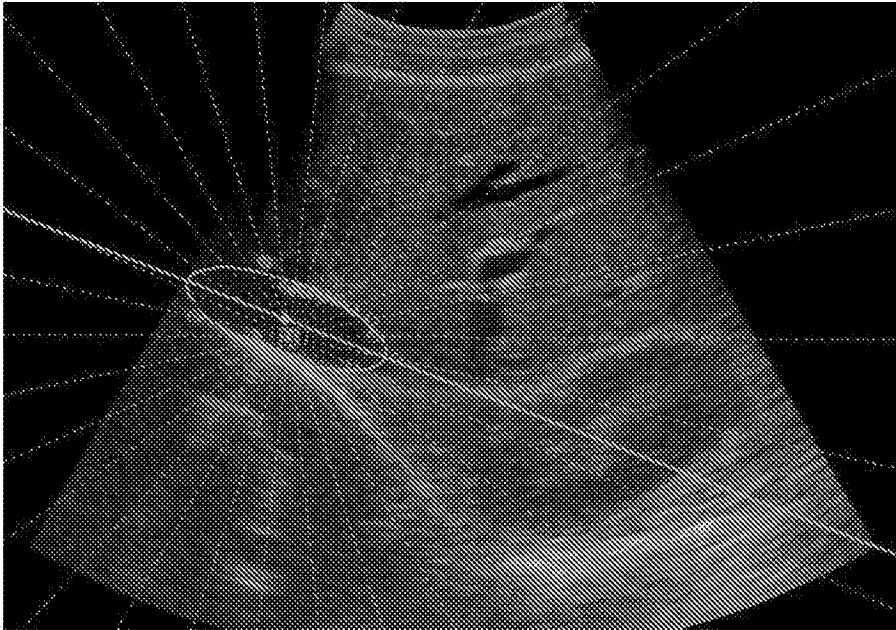


图5

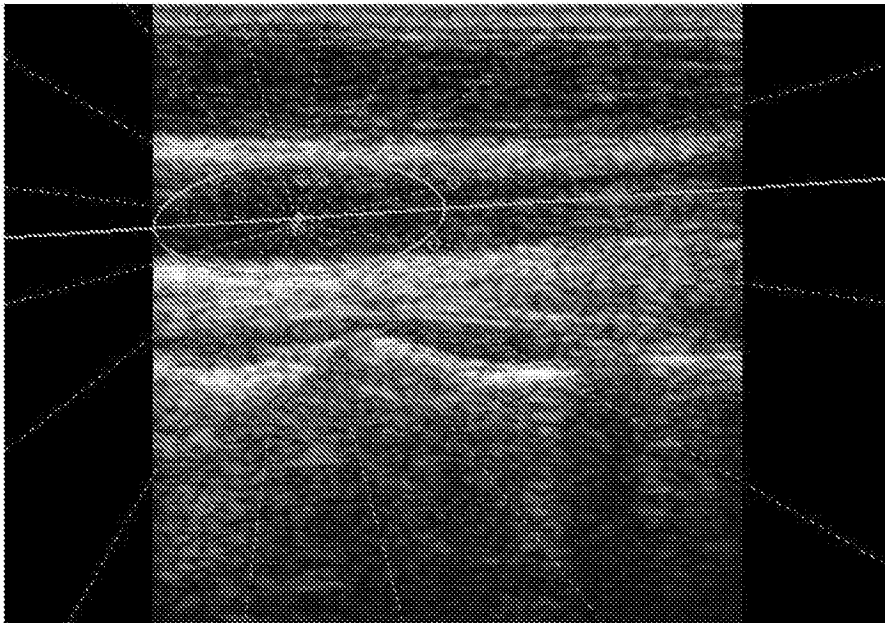


图6

专利名称(译)	一种超声频谱多普勒自动优化的方法		
公开(公告)号	CN105266848B	公开(公告)日	2017-12-12
申请号	CN201510670863.4	申请日	2015-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市恩普电子技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市恩普电子技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市恩普电子技术有限公司		
[标]发明人	丁浩 魏芳		
发明人	丁浩 魏芳		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN105266848A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声频谱多普勒自动优化的方法，从多普勒计算模块中获取数据信息，确定位于血管内的计算起始点；选择任一直线方向查找血管壁的参考点，根据血管内灰度点的灰度值低，而血管壁的灰度值明显较高，查找通过起始点直线方向上血管壁位置的参考点；将所有方向的血管壁的参考点查找完毕后，计算总的血管主方向；检查当前血流方向和多普勒偏转角，并进行判决；将判决结果传给系统，并进行相应调整；至结束优化。通过该方法可以实现角度的调节，并且同时还可以自动粗略地识别血流方向，从而减少优化超声频谱图像调节参数所花的时间，减少医生的操作负担，提高工作效率，并促进医生超声诊断的标准性和可重复性。

