



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 106333707 A

(43) 申请公布日 2017. 01. 18

(21) 申请号 201510400492. 8

(22) 申请日 2015. 07. 09

(71) 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 周游 李雷 沈莹莹

(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 郭燕 彭家恩

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

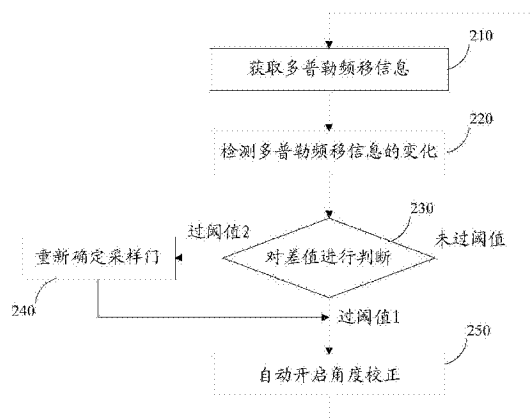
权利要求书3页 说明书6页 附图6页

### (54) 发明名称

超声多普勒图谱校正方法、装置及超声诊断系统

### (57) 摘要

一种超声多普勒图谱校正方法、装置及超声诊断系统,多普勒图谱校正装置实时获取根据超声回波信号检测的多普勒频移信息,检测多普勒频移信息的变化,判断多普勒频移信息的变化是否超过第一设定阈值,当多普勒频移信息的变化大于或等于第一设定阈值时开启多普勒扫描校正,多普勒扫描校正至少包括采样线角度校正和血流方向校正,以便超声诊断系统根据校正后的多普勒扫描参数向被检测机体组织发射超声波。本发明实施例通过检测多普勒频移信息的变化,自动判断并开启合适的多普勒扫描校正。



1. 一种超声多普勒图谱校正方法，其特征在于包括：  
实时获取根据超声回波信号检测的多普勒频移信息；  
检测多普勒频移信息的变化；  
判断多普勒频移信息的变化是否超过第一设定阈值；  
当多普勒频移信息的变化大于或等于第一设定阈值时开启多普勒扫描校正，多普勒扫描校正至少包括采样线角度校正或者血流方向校正，以便超声诊断系统根据校正后的多普勒扫描参数向被检测机体组织发射超声波。
2. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于还包括，判断多普勒频移信息的变化是否超过第二设定阈值，当多普勒频移信息的变化大于或等于第二设定阈值时多普勒扫描校正还包括重新确定采样门，在重新确定采样门后再开启采样线角度校正或者血流方向校正，所述第二设定阈值大于第一设定阈值。
3. 如权利要求 2 所述的方法，其特征在于，重新确定采样门包括：  
根据当前超声回波信号生成 B 模式图像或 C 模式图像；  
在新生成的 B 模式图像或 C 模式图像上根据预先设定的规则确定检测目标点；  
以该目标点为中心确定采样门。
4. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述多普勒扫描校正包括血流方向校正，所述血流方向校正包括：  
控制探头分至少两个方向进行超声多普勒扫描；  
根据至少两个方向的回波生成的多普勒频移信息计算出至少两组血流速度大小和血流速度方向；  
对至少两组血流速度大小和血流速度方向进行合成运算，计算出校正后的血流方向。
5. 如权利要求 4 所述的方法，其特征在于，所述多普勒扫描校正还包括采样线角度校正，所述采样线角度校正包括：  
修正采样线角度使其尽量接近校正后的血流方向。
6. 如权利要求 1-5 中任一项所述的方法，其特征在于，检测多普勒频移信息的变化包括：将最近的 N 个多普勒谱线的特征值与之前的 N 个多普勒谱线的特征值进行比较，将比较的差值作为多普勒频移信息的变化，所述特征值是 N 个多普勒谱线的功率值或速度值的函数，N 为正整数。
7. 如权利要求 6 所述的方法，其特征在于，所述函数为和或均值。
8. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于还包括对校正后的多普勒频谱图进行显示比例优化。
9. 如权利要求 8 所述的方法，其特征在于显示比例优化步骤包括：  
检测校正后的多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例；  
将所述比例与设定范围进行比较；  
当所述比例超出设定范围时，自动调整多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例，使调整后多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例位于设定范围内。
10. 一种超声多普勒图谱校正装置，其特征在于包括：  
获取单元，用于实时获取根据超声回波信号检测的多普勒频移信息；  
检测单元，用于检测多普勒频移信息的变化；

判断单元,用于判断多普勒频移信息的变化是否超过第一设定阈值;

校正单元,用于当多普勒频移信息的变化大于或等于第一设定阈值时开启多普勒扫描校正,多普勒扫描校正至少包括采样线角度校正或者血流方向校正,以便超声诊断系统根据校正后的多普勒扫描参数向被检测机体组织发射超声波。

11. 如权利要求 10 所述的校正装置,其特征在于,判断单元还用于判断多普勒频移信息的变化是否超过第二设定阈值,当多普勒频移信息的变化大于或等于第二设定阈值时多普勒扫描校正还包括重新确定采样门,校正单元在重新确定采样门后再开启采样线角度校正或者血流方向校正,所述第二设定阈值大于第一设定阈值。

12. 如权利要求 11 所述的校正装置,其特征在于,校正单元在重新确定采样门时根据当前超声回波信号生成 B 模式图像或 C 模式图像,在新生成的 B 模式图像或 C 模式图像上根据预先设定的规则确定检测目标点,以该目标点为中心确定采样门。

13. 如权利要求 10 所述的校正装置,其特征在于,所述多普勒扫描校正包括血流方向校正,所述校正单元在进行血流方向校正时,控制探头分至少两个方向进行超声多普勒扫描,根据至少两个方向的回波生成的多普勒频移信息计算出至少两组血流速度大小和血流速度方向,对所述至少两组血流速度大小和血流速度方向进行合成运算,计算出校正后的血流方向。

14. 如权利要求 13 所述的校正装置,其特征在于,所述多普勒扫描校正还包括采样线角度校正,所述校正单元在进行所述采样线角度校正时,修正采样线角度使其尽量接近校正后的血流方向。

15. 如权利要求 10-14 中任一项所述的校正装置,其特征在于,检测单元用于将最近的 N 个多普勒谱线的特征值与之前的 N 个多普勒谱线的特征值进行比较,将比较的差值作为多普勒频移信息的变化,所述特征值是 N 个多普勒谱线的功率值或速度值的函数,N 为正整数。

16. 如权利要求 15 所述的校正装置,其特征在于,所述函数为和或均值。

17. 如权利要求 10 所述的校正装置,其特征在于还包括用于对校正后的多普勒频谱图进行显示比例优化的显示优化单元。

18. 如权利要求 17 所述的校正装置,其特征在于显示优化单元用于检测校正后的多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例,将所述比例与设定范围进行比较,当所述比例超出设定范围时,自动调整多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例,使调整后多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例位于设定范围内。

19. 一种超声诊断系统,其特征在于包括:

超声探头,用于发射和接收超声波;

发射和接收装置,用于根据预定的脉冲序列驱动超声探头发射超声波,并接收超声探头输出的超声回波;

发射控制装置,用于根据设置的超声检测模式产生预定的脉冲序列,并控制超声探头按照多普勒扫描参数发射超声波;

波束合成装置,用于将超声回波合成为一束超声回波;

多普勒信号处理装置,用于接收波束合成装置处理后的超声回波,根据超声回波检测多普勒频移信息,并获取多普勒频谱,根据多普勒频谱生成多普勒频谱图;

如权利要求 10 至 18 中任一项所述的校正装置,用于根据多普勒频移信息确定是否开启多普勒扫描校正,并将校正后的多普勒扫描参数发送给发射控制装置。

## 超声多普勒图谱校正方法、装置及超声诊断系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声诊断系统,具体涉及超声诊断系统的多普勒图谱校正方法和装置。

### 背景技术

[0002] 医用超声成像诊断设备利用超声波在人体中的传播,得到人体组织和器官结构的超声波特征信息。当前的超声诊断系统通常采用多阵元探头。在这种系统中,高压脉冲波加载在探头各阵元上,激励阵元产生高频超声波进而形成发射波束进入人体。探头各阵元接收人体组织结构散射或反射的回波,形成接收波束。超声诊断系统提取超声回波中的信息,形成各种成像模式显示。

[0003] 脉冲波频谱多普勒成像(简称PW成像)通过超声前端每隔固定时间发射超声脉冲信号进入人体目标组织,检测其多普勒频移信息,并实时获取其频谱,经过特定处理,最终显示为多普勒频谱图,其包含着与人体组织运动或血流的速度相关信息。

[0004] PW成像包含单工和多工模式。单工模式下首先通过B模式或Color模式形成组织超声图像,根据组织超声图像对组织和血管进行定位,然后切换到PW工作模式,对定位点进行超声扫描,获取多普勒频谱信息。在显示多普勒频谱图的过程中,B模式或Color模式图像处于冻结状态,操作者根据经验和手法确保探头与人体不发生移动而导致取样偏差。但在特定情况下或有些无意情况下探头位置或扫描角度会发生变化,这时血流谱图形态也会发生变化,传统方法是医生根据经验判断是否需要调整,以消除偏差。当医生判断需要对检测进行调整时,通常方法是将超声诊断系统切换到B或Color模式对组织和血管重新进行定位并调节相关参数,如偏转角度和PRF(Pulse Repetition Frequency,脉冲重复频率,即脉冲波朝特定位置的重复发射频率)。

### 发明内容

[0005] 本申请提供一种超声多普勒图谱校正方法、装置及超声诊断系统,自动判断多普勒频谱图是否需要校正,并自动开启校正。

[0006] 根据第一方面,一种实施例中提供一种超声多普勒图谱校正方法,包括:

[0007] 实时获取根据超声回波信号检测的多普勒频移信息;

[0008] 检测多普勒频移信息的变化;

[0009] 判断多普勒频移信息的变化是否超过第一设定阈值;

[0010] 当多普勒频移信息的变化大于或等于第一设定阈值时开启多普勒扫描校正,多普勒扫描校正至少包括采样线角度校正或者血流方向校正,以便超声诊断系统根据校正后的多普勒扫描参数向被检测机体组织发射超声波。

[0011] 根据第二方面,一种实施例中提供一种超声多普勒图谱校正装置,包括:

[0012] 获取单元,用于实时获取根据超声回波信号检测的多普勒频移信息;

[0013] 检测单元,用于检测多普勒频移信息的变化;

[0014] 判断单元,用于判断多普勒频移信息的变化是否超过第一设定阈值;

[0015] 校正单元,用于当多普勒频移信息的变化大于或等于第一设定阈值时开启多普勒扫描校正,多普勒扫描校正至少包括采样线角度校正或者血流方向校正,以便超声诊断系统根据校正后的多普勒扫描参数向被检测机体组织发射超声波。

[0016] 本发明实施例中,通过检测多普勒频移信息的变化,当探头发生移动时,系统可自动判断出多普勒谱图的形态变化是否超过设定的阈值,并根据判断结果开启合适的多普勒扫描校正。

## 附图说明

[0017] 图 1 为一种实施例的超声诊断系统的结构示意图;

[0018] 图 2 为一种实施例的超声诊断系统的局部结构示意图;

[0019] 图 3 为一种实施例的多普勒谱图校正流程图;

[0020] 图 4a 为采样门位置示意图;

[0021] 图 4b 为采样门位置偏移示意图;

[0022] 图 5 为多普勒谱图的示意图;

[0023] 图 6 为多普勒谱图出现混叠情况的示意图;

[0024] 图 7 为另一种实施例的多普勒谱图校正流程图。

## 具体实施方式

[0025] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0026] 实施例一:

[0027] 请参考图 1,超声诊断系统 100 包括超声探头 110、发射和接收装置 120、发射控制装置 130、波束合成装置 140、多普勒信号处理装置 150、校正装置 160 和人机交互设备 170。

[0028] 超声探头 110 用于发射和接收超声波,实际使用中,超声探头 110 通常包括多个阵元,超声探头 110 接收电信号,将电信号转换成超声波,并通过多个阵元发射出去。当向被测机体组织 180 发射超声波时,被测机体组织 180 会返回带有组织信息的超声回波,超声探头 110 通过多个阵元接收该超声回波,并转换成电信号输出至发射和接收装置 120。

[0029] 发射和接收装置 120 发射和接收装置 120 一端与超声探头 110 电连接,另一端分别和发射控制装置 130 和波束合成装置 140 连接,用于根据预定的脉冲序列驱动超声探头 110 发射超声波,并接收超声探头输出的超声回波电信号,该电信号经时间增益波长放大器放大,以补偿不同深度下的超声波衰减,然后再送往波束合成模块。

[0030] 发射控制装置 130 用于根据设置的超声检测模式产生预定的脉冲序列,并控制超声探头按照多普勒扫描参数发射超声波。例如控制发射脉冲的形状、延时以及参与发射的阵元,使发射的超声波聚焦到预定扫描线上的预定焦点位置。

[0031] 波束合成装置 140 用于调整各阵元回波的延时并进行变迹,将超声回波合成为一束超声回波,以提高当前接收扫描线回波信号的信噪比。

[0032] 多普勒信号处理装置 150 与波束合成装置 140 的输出端连接,用于接收波束合成装置处理后的超声回波,根据超声回波检测多普勒频移信息,并获取多普勒频谱,根据多普勒频谱生成多普勒频谱图,多普勒信号处理装置 150 的输出端连接人机交互设备 170,将多

普勒频谱图发送给人机交互设备 170 进行可视化显示。

[0033] 人机交互设备 170 用于提供人机交互界面,其用于显示包括多普勒频谱图在内的超声图像,和检测用户的操作。人机交互设备 170 通常包括显示设备和输入设备。

[0034] 校正装置 160 分别和多普勒信号处理装置 150 和发射控制装置 130 连接,用于从多普勒信号处理装置 150 获取多普勒频移信息,根据多普勒频移信息确定是否开启多普勒扫描校正,并将校正后的多普勒扫描参数发送给发射控制装置 130,以使发射控制装置 130 控制超声探头按照校正后的多普勒扫描参数发射超声波。

[0035] 在一种具体实施例中,如图 2 所示,多普勒信号处理装置 150 包括正交解调单元 151、频谱估计单元 153 和谱压缩单元 154,在有的实施例中,多普勒信号处理装置 150 还包括壁滤波单元 152。超声回波信号经波束合成后形成射频回波信号,再经正交解调单元 151 分解成两路分量信号:同相位分量 I(In-phase component) 信号和正交分量 Q(quadrature component) 信号。然后,该 I、Q 两路分量分别经距离选通,即在特定的时间段内累加,该累加时间段和脉冲多普勒发射脉冲都由操作者根据实际情况选择,再进入壁滤波单元 152。壁滤波单元 152 是一个高通滤波器,可以滤除由静止或慢速运动组织引起的杂波。经壁滤波单元 152 处理后的 I、Q 两路分量,主要包含由红细胞运动引起的回波,被送往频谱估计单元 153,频谱估计单元 153 一般采用快速傅立叶变换(FFT)来估算频谱(也称为功率谱)。由于估算出来的功率谱动态范围太大,每次估算出来的功率谱需要经过谱压缩单元 154 进行压缩处理,以压缩到灰度显示范围。最后在显示设备 171 的屏幕上显示的多普勒频谱图代表的是某时刻、某速度,即某频率偏移的功率谱强度。在有的实施例中,多普勒信号处理装置 150 还可以包括谱包络检测单元 155,对谱压缩后的数据进行分析,以自动跟踪血流峰值速度和平均速度随时间的变化,并在多普勒频谱图上实时显示。此外,经过壁滤波单元 152 滤波后的 I、Q 两路数据,还可以送往声音处理模块 101,以形成正相血流和逆向血流两路声音数据,并分别经 D/A 模块 102 转换后送往扬声器 103,产生正向和逆向血流声音。

[0036] 校正装置 160 包括获取单元 161、检测单元 162、判断单元 163 和校正单元 164。获取单元 161 用于从频谱估计单元 153 实时获取根据超声回波信号检测的多普勒频移信息;检测单元 162 用于检测多普勒频移信息的变化;判断单元 163 用于判断多普勒频移信息的变化是否超过第一设定阈值;校正单元 164 用于当多普勒频移信息的变化大于或等于第一设定阈值时开启多普勒扫描校正,多普勒扫描校正至少包括采样线角度校正或者血流方向校正,校正单元 164 完成校正后将校正后的多普勒扫描参数发送给发射控制装置 130,以便发射控制装置 130 控制超声探头按照多普勒扫描参数发射超声波,从而使得根据该超声波的回波处理后的多普勒谱图更准确地反映血流信息。

[0037] 基于上述超声诊断系统,当进入 PW 扫描模式后,在扫描和处理 PW 数据的同时对超声多普勒扫描进行校正。多普勒扫描校正可以包括采样门位置校正、采样线角度校正和/或血流方向校正。当多普勒频移信息的变化比较大时,可以进行采样门位置校正、采样线角度校正和血流方向校正;当多普勒频移信息的变化比较小时,可以只进行采样线角度校正和血流方向校正。其具体流程如图 3 所示,包括以下步骤:

[0038] 步骤 210,获取多普勒频移信息。获取单元 161 从频谱估计单元 153 获取实时的多普勒频移信息。

[0039] 步骤 220,检测多普勒频移信息的变化。检测单元 162 比较当前谱图与之前的谱图

的差别,例如在具体实施例中,将最近的N个多普勒谱线的特征值与之前的N个多普勒谱线的特征值进行比较,将比较的差值作为多普勒频移信息的变化,其中N为正整数。特征值可以是N个多普勒谱线的功率值的均值,例如:

$$[0040] \quad \bar{P} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (P_i)$$

[0041] 其中,  $P_i$  为第  $i$  个多普勒谱线的功率值,  $\bar{P}$  为N个多普勒谱线的功率值的均值。

[0042] 计算当前的平均功率与之前的平均功率的差值,从而得到多普勒频移信息的变化,即:

$$[0043] \quad \Delta = |\bar{P} - \bar{P}_{\text{prev}}|$$

[0044] 其中,  $\bar{P}$  为当前N个多普勒谱线的功率值的均值,  $\bar{P}_{\text{prev}}$  为之前相邻N个多普勒谱线的功率值的均值,  $\Delta$  为两者相减的绝对值。

[0045] 步骤230,判断单元163对差值进行判断,校正单元164根据判断结果进行不同的校正处理。本实施例中,设置两个阈值,第一设定阈值A1和第二设定阈值A2,第二设定阈值A2大于第一设定阈值A1,第一设定阈值和第二设定阈值可根据经验设定,为预设的常量阈值。将差值和两个阈值进行比较,当差值大于或等于第二设定阈值时,执行步骤240,当差值大于或等于第一设定阈值且小于第二设定阈值时,执行步骤250,当差值小于第一设定阈值时,则判定当前探头未发生移动或移动很小不需要重新调整,返回步骤210,继续进行PW扫描和实时计算多普勒频移信息。

[0046] 步骤240,重新确定采样门。若  $|\bar{P} - \bar{P}_{\text{prev}}| \geq A2$  时,说明当前探头发生了移动,对谱图形态造成了较大影响,这种情况下往往采样门的位置发生了偏移,如图4a所示,X方向代表探头的表面方向,Y方向代表探头的法线方向,401为超声扫描线,也称为采样线,其与法线的夹角为  $\theta_a$ ,402为血管,Z方向代表血流的方向,血流与法线的夹角为  $\beta$ ,正常情况下,通过医生手动设置或按照预先的设定条件可确定采样门位于位置403处,但当探头发生了移动时,采样门的位置有可能偏移到了位置404处,如图4b所示,这将对谱图形态造成较大影响,使谱图反映的不是真实的血流状态,这种情况下,本实施例自动开启采样门重新定位程序。

[0047] 在一种具体实施例中,校正单元可采用下面方法重新确定采样门位置:根据当前超声回波信号生成B模式图像或C模式图像,在新生成的B模式图像或C模式图像上根据预先设定的规则确定检测目标点,例如,可以预先设定将血管的横截面的几何中心定为检测目标点,也可以将距离血管壁预定距离的位置定为检测目标点。检测目标点确定后即以该目标的为中心确定采样门。即当采样门的位置偏移到图4b中的位置404处时,通过重新确定采样门位置,将采样门位置重新定位到所要求的403处。

[0048] 本领域技术人员可以理解,重新确定采样门位置时也可以采用现有的任一种方案,例如通过对显示屏上的B模式图像或C模式图像的目测方式重新确定采样门位置,当操作人员通过点击或拖移操作选定检测目标点后,系统即可将该检测目标点设为PW采样门中心。重新确定采样门位置后,校正单元160将采样门位置信息发送给发射控制装置130,以便发射控制装置130控制超声探头按照重新确定的采样门位置信息发射超声波。



[0049] 定位采样门位置后执行步骤 250, 自动开启采样线角度或者血流方向校正程序。

[0050] 步骤 250, 自动开启血流方向校正 (也称为血流角度校正)。若  $A2 > |\bar{P} - \bar{P}_{prev}| \geq A1$ , 则说明当前探头发生了较小移动, 但采样门位置仍然适合当前检查, 只需要变换采样线角度和重新校正血流速度方向。在进行超声多普勒检查时, 在显示屏上呈现如图 5 所示的谱图, 其中, 横向 T 代表时间, 纵向 V 代表血流的速度。医学上希望采样线的方向尽量和血流方向重合, 即希望采用线角度尽量接近血流方向, 即图 4a、4b 中的  $\theta_a$  和  $\beta$  尽量相等,  $\theta_a$  和  $\beta$  越接近, V 方向的值越能反映血流的真实速度。但在实际操作中, 由于探头或被测者的移动, 或者施加给血管的压力大小发生变化造成血管角度发生变化, 导致  $\theta_a$  和  $\beta$  可能出现较大偏差, 此时需要对采样线的角度进行校正。

[0051] 在一种具体实施例中, 校正单元可采用下面方法对血流方向进行校正: 控制探头分至少两个方向进行超声多普勒扫描, 根据至少两个方向的回波生成的多普勒频移信息计算出至少两组血流速度大小和血流速度方向, 对至少两组血流速度大小和血流速度方向进行合成运算, 计算出合成的血流速度。通常, 血流速度的方向即为血流方向。因此, 这样, 即可计算出校正后的血流方向, 也即探头发生移动后重新计算得出的血流方向。实际上, 该血流方向表现了实际的血流方向与探头之间的相互关系。

[0052] 在超声成像中, 血流方向在后续中将用于确定采样线的角度、计算特定方向上的血流速度大小等过程。如果探头发生了移动, 则原来用来确定采样线的角度和计算参数的血流方向可能已经与实际血流的方向不一致, 从而导致扫描和参数测量和计算结果不准确。本发明的实施例中, 当判断探头发生移动之后, 自动启动对血流方向的校正, 使其与实际血流的方向一致, 能够使采样线的角度设置更适合, 计算的参数更准确。

[0053] 一些实施例中, 还可以进行采样线角度校正。理论上, 校正后的血流方向即为真实的血流方向, 因此, 此时可以修正采样线角度使其尽量接近校正后的血流方向。

[0054] 对采样线角度进行校正后, 校正单元 160 将采样线角度发送给发射控制装置 130, 以便发射控制装置 130 控制超声探头按照重新确定的采样线角度信息发射超声波。

[0055] 本领域技术人员可以理解, 对采样线角度和血流方向进行校正时也可以采用现有的任一种方案, 例如通过对显示屏上的 B 模式图像或 C 模式图像的目测方式重新确定血流方向,

[0056] 本实施例中, 由于多普勒谱图的数据和校正装置判断的数据都来自于多普勒频移信息, 因此通过检测多普勒频移信息的变化, 即可检测出多普勒谱图形态的变化, 当多普勒频移信息的变化超过设定阈值时, 多普勒谱图形态同样也会产生较大变化, 根据该变化即可自动开启相应的校正处理。由于在生成多普勒谱图的过程中同时也在实时地进行校正的判断, 从而一方面可及时对多普勒谱图进行校正, 避免得出不真实的结果, 另一方面可避免由于依靠医生的主观判断而导致的不必要的校正。

[0057] 实施例二:

[0058] 通常情况下, 多普勒频谱图在显示屏上的显示如图 5 所示, 为适合观察, 波形图的整体高度 A 和显示窗口的高度 H 的比值处理一定范围, 在高度 H 方向上根据高度 A 和其代表的血流速度确定合适的标尺刻度, 因此高度 H 也称为标尺。但当完成采样门位置重新定位以及采样线角度和血流方向校正后, 会导致谱图发生变化, 谱图高度 A 占据整个标尺的比

例过大或者过小,甚至出现混叠的情况,如图 6 所示,即谱图高度 A 过高,导致波峰被削平,而削掉的波峰在底部显示。

[0059] 因此,本实施例中,请参考图 7,在实施例一的基础上增加用于对校正后的多普勒频谱图进行显示比例优化的显示优化单元单元,发射控制装置 130 控制超声探头按照校正后的多普勒扫描参数发射超声波,多普勒信号处理装置 150 对校正后的超声波的回波进行处理,得到校正后的多普勒频谱图。其流程图如图 7 所示,在步骤 250 之后,还包括以下步骤:

[0060] 步骤 260,判断标尺比例是否超过设定范围。显示优化单元检测校正后的多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例 R1,例如,通过多普勒频谱图的最大值减去最小值得到谱图高度 A,而窗口高度 H 已知,则比例  $R1 = A/H$ ,然后将该比例 R1 与设定范围进行比较,例如,当  $|R-R1| > A3$  时,则执行步骤 270,其中 R 和 A3 是人为设定的值,其大小根据实际情况设定。否则继续执行步骤 210,进行 PW 扫描同时实时计算多普勒频移信息和校正处理。

[0061] 步骤 270,进行显示优化。当比例超出设定范围时,显示优化单元自动调整多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例,使调整后多普勒频谱图占据显示窗口高度的比例位于设定范围内。

[0062] 本领域技术人员可以理解,上述实施方式中各种方法的全部或部分步骤可以通过程序来指令相关硬件完成,该程序可以存储于一计算机可读存储介质中,存储介质可以包括:只读存储器、随机存储器、磁盘或光盘等。

[0063] 以上应用了具体个例对本发明进行阐述,只是用于帮助理解本发明,并不用以限制本发明。对于本发明所属技术领域的技术人员,依据本发明的思想,还可以做出若干简单推演、变形或替换。

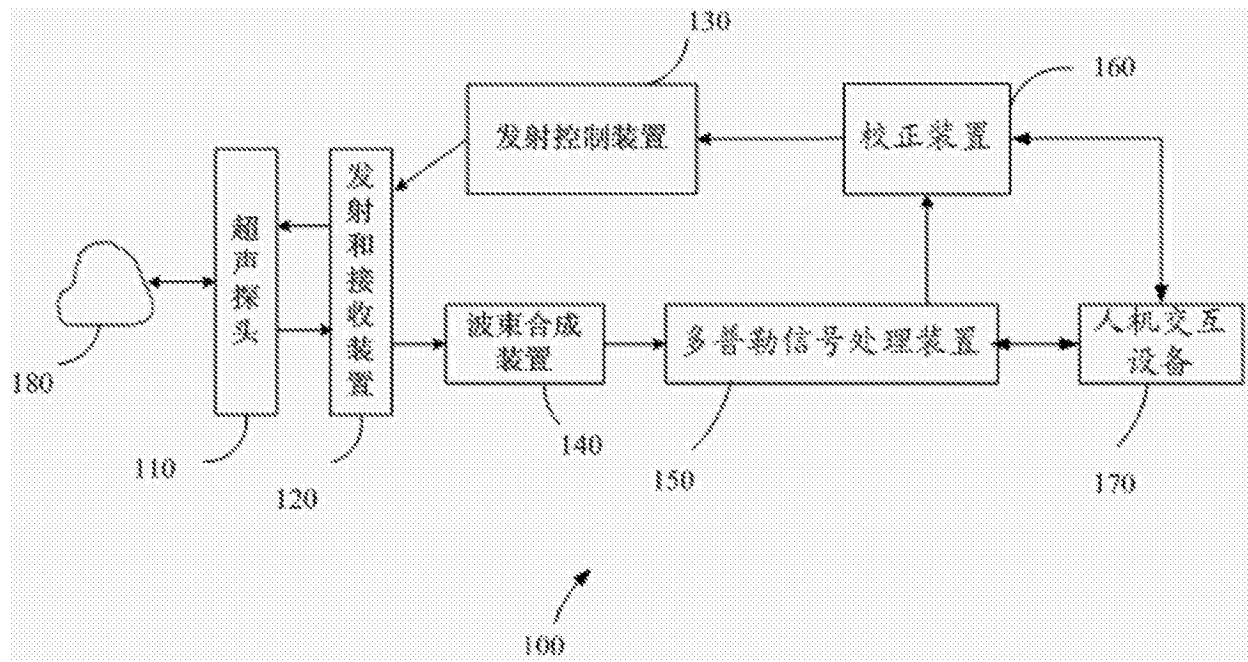


图 1

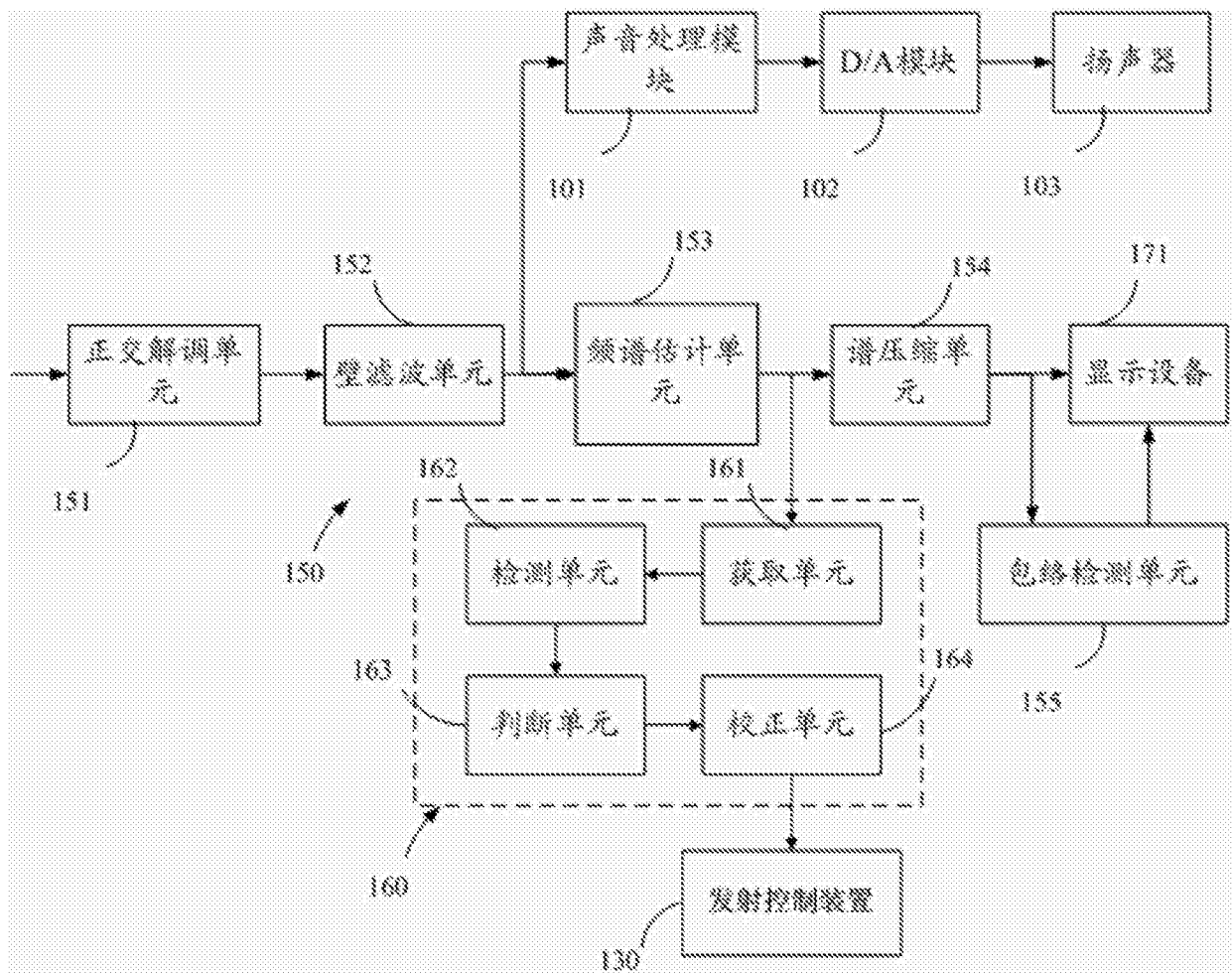


图 2

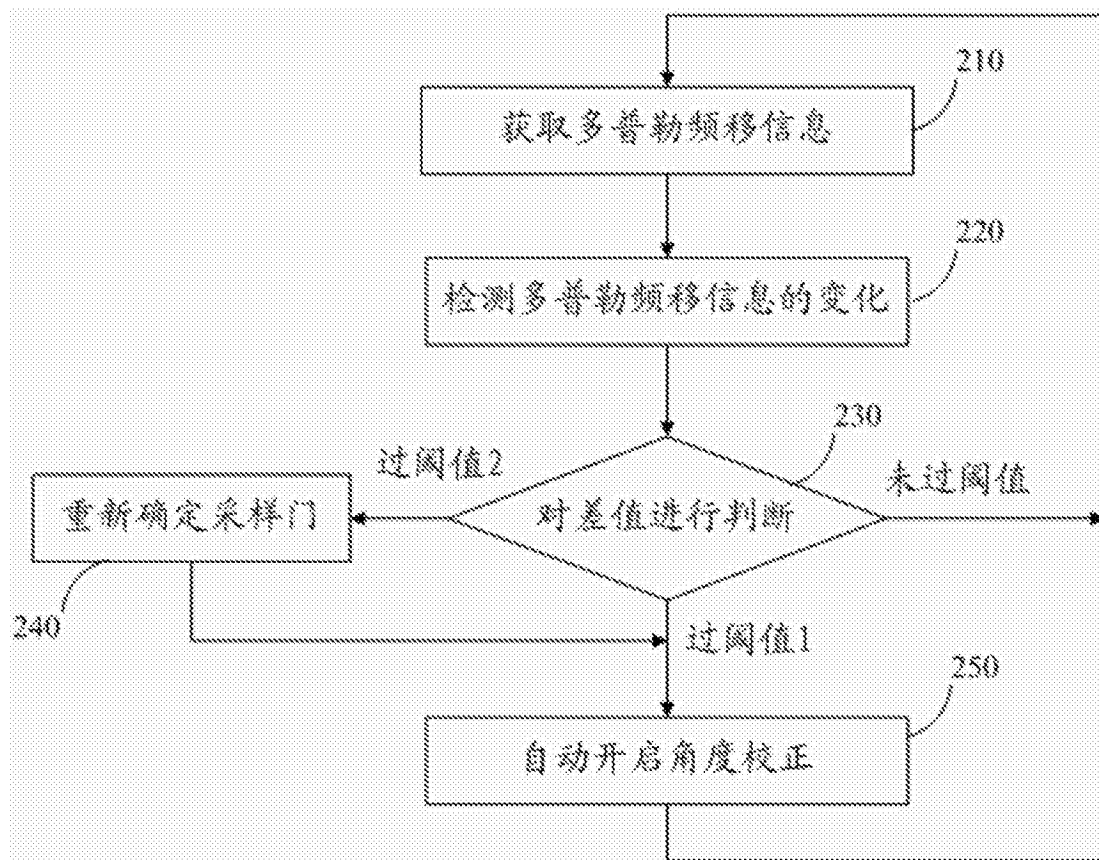


图 3

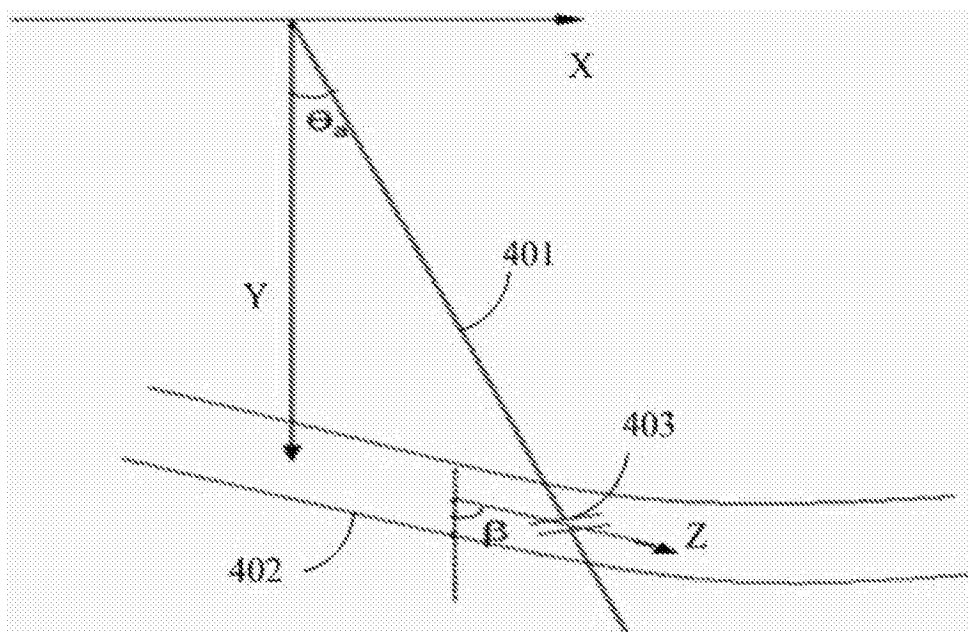


图 4a

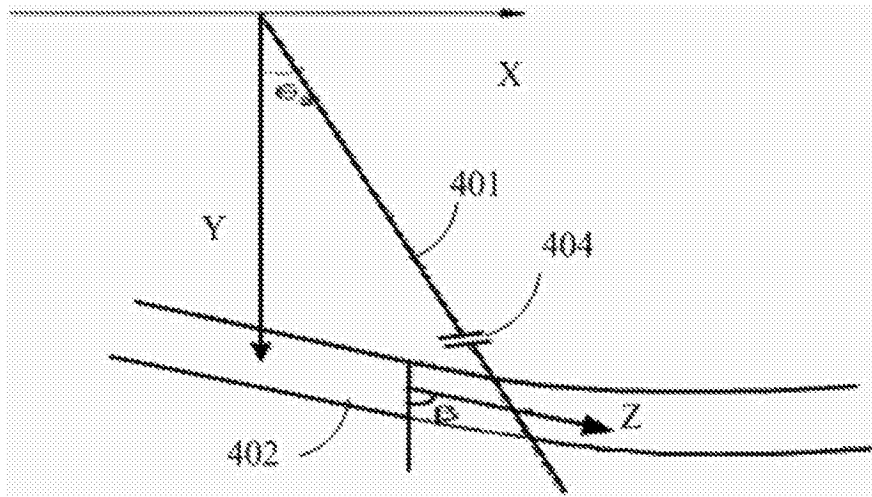


图 4b

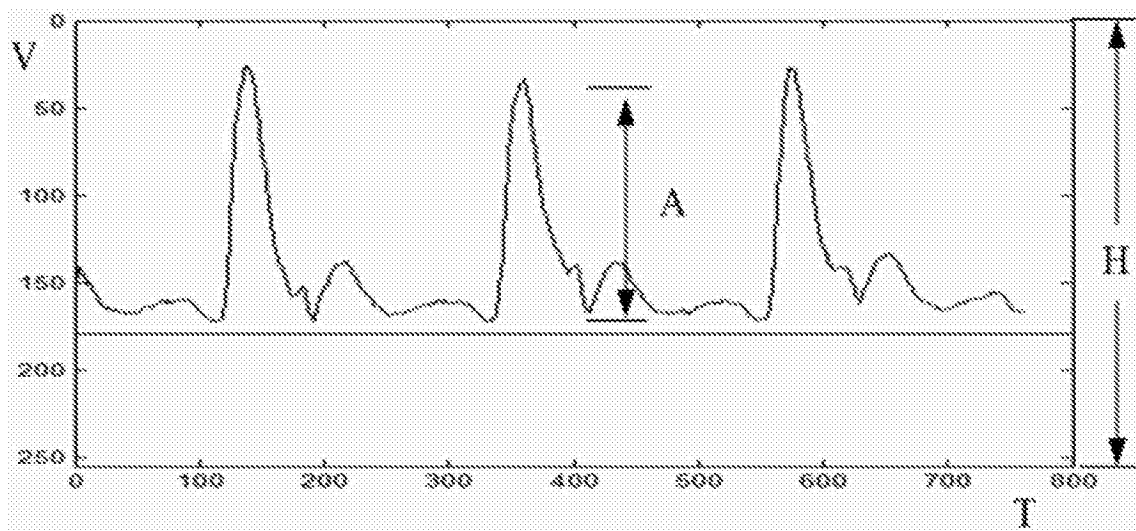


图 5

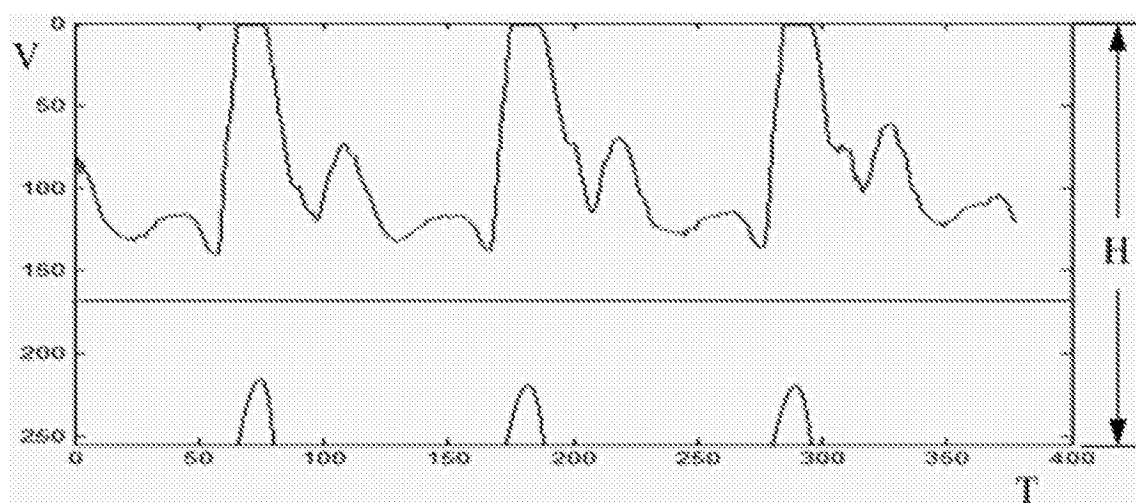


图 6

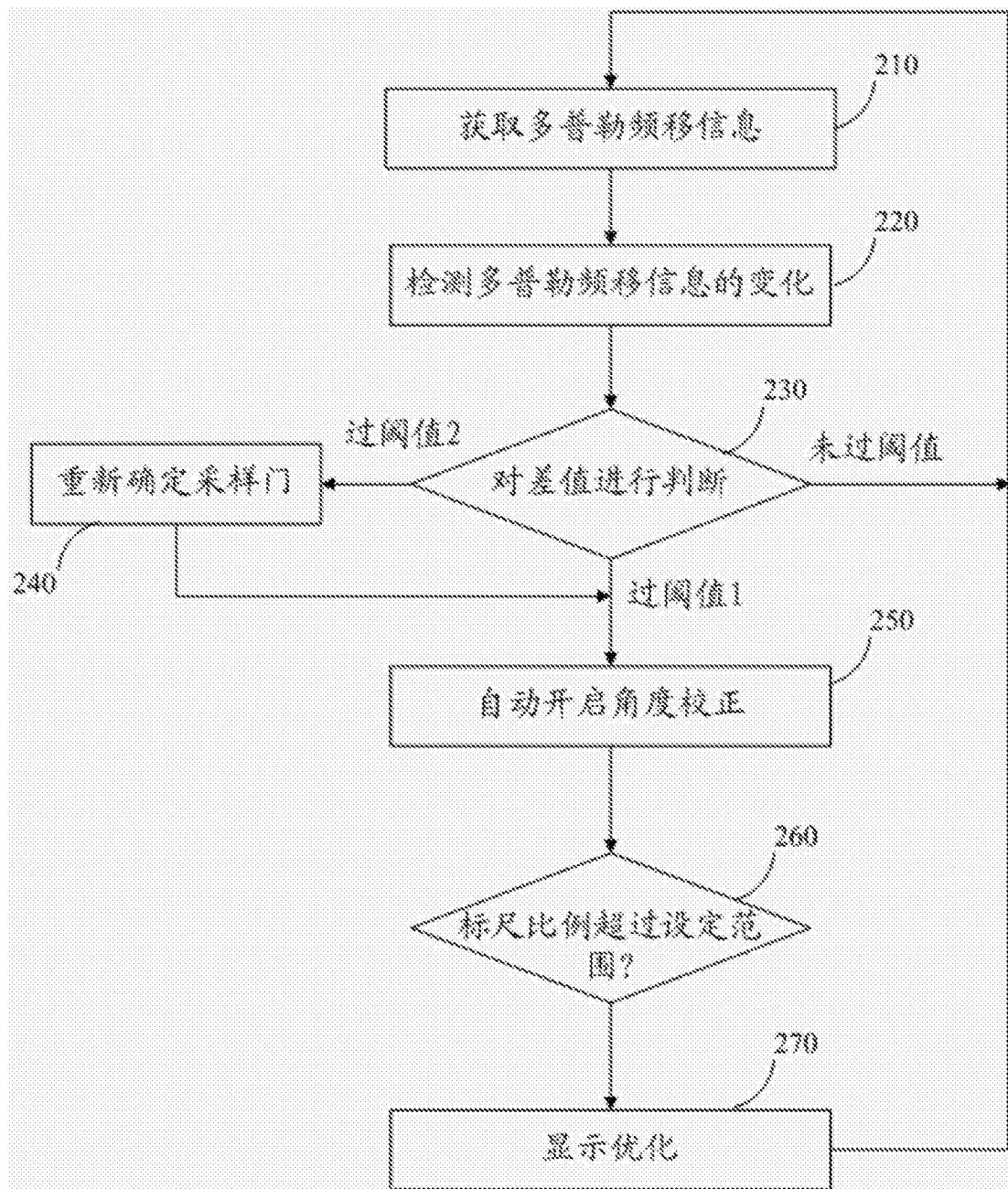


图 7



专利名称(译)	超声多普勒图谱校正方法、装置及超声诊断系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN106333707A</a>	公开(公告)日	2017-01-18
申请号	CN201510400492.8	申请日	2015-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	周游 李雷 沈莹莹		
发明人	周游 李雷 沈莹莹		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	郭燕		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种超声多普勒图谱校正方法、装置及超声诊断系统，多普勒图谱校正装置实时获取根据超声回波信号检测的多普勒频移信息，检测多普勒频移信息的变化，判断多普勒频移信息的变化是否超过第一设定阈值，当多普勒频移信息的变化大于或等于第一设定阈值时开启多普勒扫描校正，多普勒扫描校正至少包括采样线角度校正和血流方向校正，以便超声诊断系统根据校正后的多普勒扫描参数向被检测机体组织发射超声波。本发明实施例通过检测多普勒频移信息的变化，自动判断并开启合适的多普勒扫描校正。

