



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103431876 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 11

(21) 申请号 201310320642. 5

(22) 申请日 2009. 12. 02

(30) 优先权数据

2008-307885 2008. 12. 02 JP

(62) 分案原申请数据

200980148384. 9 2009. 12. 02

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 马场达朗 神山直久 中内章一

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

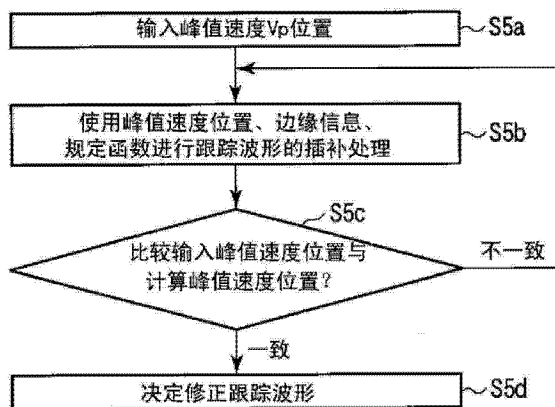
权利要求书2页 说明书10页 附图13页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、多普勒测量装置和多普勒测量方法

(57) 摘要

本发明提供一种能够使循环器官多普勒测量中的占作业大部分的各种各样的手工技术自动化或半自动化,能够有助于循环器官多普勒测量中的作业负担减轻、作业效率提高以及测量结果的偏差降低的超声波诊断装置。本发明在跟踪波形中存在缺失部分的情况下,使操作者考虑个体差或瓣膜的种类来设定至少一个期望的推定点,使用设定的推定点、有缺失的跟踪波形的边缘信息以及规定的函数来插补缺失部位,自动地修正跟踪波形。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

多普勒处理单元,根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱,通过与 ECG 波形同步地动作,来使多个多普勒频谱同步;

跟踪波形生成单元,生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形;

计算单元,使用上述多个跟踪波形,针对多个心搏周期的每一个,计算上述心脏的心室流入血流的测量值或心室流出血流的测量值,并且使用该计算出的多个心搏周期的测量值,计算上述心脏的心室流入血流的平均测量值或心室流出血流的平均测量值;以及

输出单元,输出上述心脏的心室流入血流的平均测量值或上述心室流出血流的平均测量值。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述计算单元使用从上述多个跟踪波形中选择的跟踪波形,针对多个心搏周期的每一个计算上述心脏的心室流入血流的测量值或心室流出血流的测量值,

上述输出单元输出与选择的上述跟踪波形相对应的上述心脏的心室流入血流的测量值或心室流出血流的测量值。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述输出单元将选择的上述跟踪波形以不同于其他跟踪波形的形态加以输出。

4. 一种多普勒测量装置,其特征在于,具备:

多普勒处理单元,根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱,通过与 ECG 波形同步地动作,来使多个多普勒频谱同步;

跟踪波形生成单元,生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形;

计算单元,使用上述多个跟踪波形,针对多个心搏周期的每一个,计算上述心脏的心室流入血流的测量值或心室流出血流的测量值,并且使用该计算出的多个心搏周期的测量值,计算上述心脏的心室流入血流的平均测量值或心室流出血流的平均测量值;以及

输出单元,输出上述心脏的心室流入血流的平均测量值或上述心室流出血流的平均测量值。

5. 一种多普勒测量方法,是使用超声波诊断装置的多普勒测量方法,其特征在于,

根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱,通过与 ECG 波形同步地动作,来使多个多普勒频谱同步,

生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形,

使用上述多个跟踪波形,针对多个心搏周期的每一个,计算上述心脏的心室流入血流的测量值或心室流出血流的测量值,并且使用该计算出的多个心搏周期的测量值,计算上述心脏的心室流入血流的平均测量值或心室流出血流的平均测量值,

输出上述心脏的心室流入血流的平均测量值或上述心室流出血流的平均测量值。

6. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

多普勒处理单元,与 ECG 波形同步地向心脏内的第一部位发送超声波,根据从上述第一部位反射的超声波信号生成第一多普勒频谱,并且,与 ECG 波形同步地向心脏内的与上述第一部位不同的第二部位发送超声波,根据从上述第二部位反射的超声波信号生成第二

多普勒频谱 ;以及

显示单元,使心脏时相相对应地同时显示上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元使心脏时相相对应地同时显示上述第一多普勒频谱、第二多普勒频谱以及有关上述各频谱的 ECG 波形。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元显示遍及至少一个心搏以上的期间的上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱。

9. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元以至少包含上述 ECG 波形的 R 波发生时刻的前后 300ms 的期间的方式来显示上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱。

10. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备计算单元,上述计算单元使用上述同时显示的上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱,计算与上述心脏的血流有关的规定的测量值。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

与上述心脏的血流有关的规定的测量值是,使用左心室流入血流和左心室流出血流计算出的测量值、使用右心室流入血流和二尖瓣环速度计算出的测量值中的某个。

12. 一种多普勒测量装置,其特征在于,具备:

多普勒处理单元,与 ECG 波形同步地向心脏内的第一部位发送超声波,根据从上述第一部位反射的第一超声波信号生成第一多普勒频谱,并且,与 ECG 波形同步地向心脏内的与上述第一部位不同的第二部位发送超声波,根据从上述第二部位反射的第二超声波信号生成第二多普勒频谱 ;以及

显示单元,使心脏时相相对应地同时显示上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱。

13. 一种多普勒测量方法,是使用超声波诊断装置的多普勒测量方法,其特征在于,

与 ECG 波形同步地向心脏内的第一部位发送超声波,根据从上述第一部位反射的超声波信号生成第一多普勒频谱,并且,与 ECG 波形同步地向心脏内的与上述第一部位不同的第二部位发送超声波,根据从上述第二部位反射的超声波信号生成第二多普勒频谱,

使心脏时相相对应地同时显示上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱。

超声波诊断装置、多普勒测量装置和多普勒测量方法

- [0001] 发明为下述申请的分案申请,原申请信息如下:
- [0002] 申请号:200980148384.9
- [0003] 进入国家阶段日期:2011年06月02日
- [0004] 国际申请号:PCT/JP2009/070260
- [0005] 国际申请日:2009年12月02日
- [0006] 发明名称:超声波诊断装置、多普勒测量装置和多普勒测量方法

技术领域

[0007] 本发明涉及可执行循环器官多普勒测量的超声波诊断装置、多普勒测量装置、多普勒测量方法。

背景技术

[0008] 在超声波诊断中,利用仅使超声波探头从体表接触这样的简单操作,就能通过实时显示来得到心脏搏动或胎儿运动的状态,而且安全性高,所以能够重复进行检查。此外,系统的规模比X射线、CT、MRI等其他诊断仪器小,也能容易地进行向床边移动过程中的检查等,可以说是很方便的诊断手法。在该超声波诊断中使用的超声波诊断装置,根据其具备的功能类型而各不相同,但是已经开发到小型装置可以单手握持着移动的程度,超声波诊断不存在像X射线等那样的辐射影响,所以也可以在产科或家庭医疗等中使用。

[0009] 在这样的超声波诊断中,作为定量且高精度地测量被检体的血管内或心脏内的血流信息的方法,有多普勒频谱法。在多普勒频谱法中,超声波扫描血管内或心脏内的期望区域,对与期望的距门(range gate)对应的接收信号实施FFT等运算,求出多普勒频谱(多普勒频率)。该多普勒频谱是以时间为横轴、以频率为纵轴的图形(波形),并且将每个频率成分的强度表现为图像的亮度。此外,还以根据得到的多普勒频谱来评价心脏等循环器官的功能为目的,计算例如左心室流入血流或左心室流出血流等各种各样的测量值。

发明内容

[0010] 但是,一般来说,循环器官多普勒测量(特别是心腔内)存在混入由脉律不齐等引起的来自瓣膜或腱索的无用信号而无法收集适当的多普勒频谱的情况。在涉及到的情况下,操作者手动修正不完全的多普勒频谱,或者根据所选择的多普勒频谱靠手工技术计算测量值,或者重新进行测量。此外,在多普勒测量中自动计算的参数有限,利用操作者的手工作业计算了有关血流的几个参数。因此,循环器官多普勒测量中的作业复杂,成为诊断效率下降的原因。

[0011] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种能够使循环器官多普勒测量中的占作业大部分的各种各样的手工技术自动化或半自动化,能够有助于循环器官多普勒测量中的作业负担减轻、作业效率提高以及测量结果的偏差降低的超声波诊断装置、多普勒测量装置、多普勒测量方法。

[0012] 本发明的某个方案是一种超声波诊断装置,具备:多普勒处理单元,根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱;跟踪波形生成单元,生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形;修正跟踪波形生成单元,生成修正跟踪波形,上述修正跟踪波形是使用上述多个跟踪波形中的具有缺失部分的跟踪波形和针对该跟踪波形输入的至少一个推定点对上述缺失进行插补后形成的;以及输出单元,输出包含上述修正跟踪波形的多个跟踪波形。

[0013] 本发明的另一个方案是一种多普勒测量装置,具备:多普勒处理单元,根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱;跟踪波形生成单元,生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形;修正跟踪波形生成单元,生成修正跟踪波形,上述修正跟踪波形是使用上述多个跟踪波形中的具有缺失部分的跟踪波形和针对该跟踪波形输入的至少一个推定点对上述缺失进行插补后形成的;以及输出单元,输出包含上述修正跟踪波形的多个跟踪波形。

[0014] 本发明的另一个方案是一种多普勒测量方法,是使用超声波诊断装置的多普勒测量方法,根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱,生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形,生成修正跟踪波形,上述修正跟踪波形是使用上述多个跟踪波形中的具有缺失部分的跟踪波形和针对该跟踪波形输入的至少一个推定点对上述缺失进行插补后形成的,输出包含上述修正跟踪波形的多个跟踪波形。

[0015] 本发明的其他一个方案是一种超声波诊断装置,具备:多普勒处理单元,根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱;跟踪波形生成单元,生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形;计算单元,使用上述多个跟踪波形,针对多个心搏周期的每一个,计算上述心脏的心室流入血流的测量值或心室流出血流的测量值,并且使用该计算出的多个心搏周期的测量值,计算上述心脏的心室流入血流的平均测量值或心室流出血流的平均测量值;以及输出单元,输出上述心脏的心室流入血流的平均测量值或上述心室流出血流的平均测量值。

[0016] 本发明的其他一个方案是一种多普勒测量装置,具备:多普勒处理单元,根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱;跟踪波形生成单元,生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形;计算单元,使用上述多个跟踪波形,针对多个心搏周期的每一个,计算上述心脏的心室流入血流的测量值或心室流出血流的测量值,并且使用该计算出的多个心搏周期的测量值,计算上述心脏的心室流入血流的平均测量值或心室流出血流的平均测量值;以及输出单元,输出上述心脏的心室流入血流的平均测量值或上述心室流出血流的平均测量值。

[0017] 本发明的其他一个方案是一种多普勒测量方法,是使用超声波诊断装置的多普勒测量方法,根据从心脏内的规定部位反射的超声波信号生成多普勒频谱,生成上述多普勒频谱中的规定频谱成分的时间性变化,作为多个跟踪波形,使用上述多个跟踪波形,针对多个心搏周期的每一个,计算上述心脏的心室流入血流的测量值或心室流出血流的测量值,并且使用该计算出的多个心搏周期的测量值,计算上述心脏的心室流入血流的平均测量值或心室流出血流的平均测量值,输出上述心脏的心室流入血流的平均测量值或上述心室流出血流的平均测量值。

[0018] 本发明的另一个其他方案是一种超声波诊断装置,具备:多普勒处理单元,与 ECG 波形同步地向心脏内的第一部位发送超声波,根据从上述第一部位反射的超声波信号生成第一多普勒频谱,并且,与 ECG 波形同步地向心脏内的与上述第一部位不同的第二部位发送超声波,根据从上述第二部位反射的超声波信号生成第二多普勒频谱;以及显示单元,使心脏时相相对应地同时显示上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱。

[0019] 本发明的另一个其他方案是一种多普勒测量装置,具备:多普勒处理单元,与 ECG 波形同步地向心脏内的第一部位发送超声波,根据从上述第一部位反射的第一超声波信号生成第一多普勒频谱,并且,与 ECG 波形同步地向心脏内的与上述第一部位不同的第二部位发送超声波,根据从上述第二部位反射的第二超声波信号生成第二多普勒频谱;以及显示单元,使心脏时相相对应地同时显示上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱。

[0020] 本发明的另一个其他方案的一种多普勒测量方法,是使用超声波诊断装置的多普勒测量方法,与 ECG 波形同步地向心脏内的第一部位发送超声波,根据从上述第一部位反射的超声波信号生成第一多普勒频谱,并且,与 ECG 波形同步地向心脏内的与上述第一部位不同的第二部位发送超声波,根据从上述第二部位反射的超声波信号生成第二多普勒频谱,使心脏时相相对应地同时显示上述第一多普勒频谱和第二多普勒频谱。

附图说明

[0021] 图 1 是示出第一实施方式涉及的超声波诊断装置的结构框图。

[0022] 图 2A 是示出有缺失等的多普勒频谱的例子的图。

[0023] 图 2B 是示出有缺失等的多普勒频谱的例子的图。

[0024] 图 3A 是示出有缺失等的跟踪波形的例子的图。

[0025] 图 3B 是示出有缺失等的跟踪波形的例子的图。

[0026] 图 4 是示出遵从本跟踪波形修正功能的处理(跟踪波形修正处理)的流程图。

[0027] 图 5 是示出修正跟踪波形的生成处理流程的流程图。

[0028] 图 6 是用于说明使用了峰值速度 V_p 的位置等的插补处理的图。

[0029] 图 7 是用于说明使用了峰值速度 V_p 的位置等的插补处理的图。

[0030] 图 8 是示出第二实施方式涉及的多普勒测量处理的流程图。

[0031] 图 9 是示出第二实施方式涉及的、有关来自左心室的流出血流的各种特征量的显示形态的一例的图。

[0032] 图 10 是示出第二实施方式涉及的、有关向左心室流入的流入血流的各种特征量的显示形态的一例的图。

[0033] 图 11 是示出现有技术涉及的、有关来自左心室的流出血流的各种特征量的显示形态的一例的图。

[0034] 图 12 是示出第三实施方式涉及的多普勒测量处理的流程图。

[0035] 图 13 是示出使心脏时相相对应地同时显示第一栅 G1 作为测量位置的第一多普勒频谱和将第二栅 G2 作为测量位置的第二频谱的情况下的一例的图。

[0036] 图 14 是用于说明在上述步骤 S25 中指定的各种期间与 IRT、ICT 的关系的图。

[0037] 图 15 是用于说明第三实施方式的变形例的图。

具体实施方式

[0038] 以下,按照附图说明本发明的实施方式。再有,在以下说明中,关于具有大致相同功能和结构的结构要素标记相同符号,仅在必要情况下进行重复说明。

[0039] 图1是示出第一实施方式涉及的超声波诊断装置的结构框图。如该图所示,本超声波诊断装置11具备超声波探头12、输入装置13、监视器14、超声波发送单元21、超声波接收单元22、B模式处理单元23、多普勒处理单元24、图像生成单元25、图像存储器26、控制处理器(CPU)28、内部存储单元29、接口单元30、自动跟踪处理单元33、以及修正跟踪波形生成单元35。以下关于各个结构要素的功能进行说明。

[0040] 超声波探头12具有:多个压电振子,基于来自超声波收发单元21的驱动信号产生超声波,并将来自被检体的反射波转换成电信号;整合层,设置在该压电振子上;衬垫材料,抑制超声波从该压电振子向后方传导等。在从超声波探头12向被检体P发送超声波时,该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上一个接一个地被反射,作为回波信号而被超声波探头12接收。该回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面上的声阻抗之差。此外,所发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等表面上反射时的回波,根据多普勒效应而依赖移动体的超声波发送方向的速度成分,从而受到频率偏移。

[0041] 输入装置13与装置主体11连接,具有用于将来自操作人员的各种指示、条件、关注区域(ROI)的设定指示、各种各样的画质条件设定指示、后述的波束合成数及利用波束数的输入指示等取入到装置主体11中的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。例如,在操作者操作了输入装置13的结束按钮或FREEZE(冻结)按钮时,超声波的收发结束,该超声波诊断装置成为暂时停止状态。

[0042] 监视器14根据来自扫描变换器25的视频信号,将生物体内的形态学信息(B模式图像)、血流信息(平均速度图像、方差图像、功率图像等)以及它们的组合作为图像进行显示。

[0043] 超声波发送单元21具有未图示的触发发生电路、延迟电路和脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的额定频率 f_r Hz(周期: $1/f_r$ 秒)重复产生用于形成发送超声波的额定脉冲。此外,在延迟电路中,对各额定脉冲赋予按照每个信道将超声波会聚成波束状且决定发送指向性所需要的延迟时间。触发发生电路在基于该额定脉冲的定时,向探头12施加驱动脉冲。

[0044] 超声波接收单元22具有未图示的放大器电路、A/D转换器、加法器等。在放大器电路中,按照每个信道放大通过探头12取入的回波信号。在A/D转换器中,对已放大的回波信号赋予决定接收指向性所需要的延迟时间,之后在加法器中进行加法处理。通过该加法,强调了来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射成分,利用接收指向性和发送指向性形成超声波收发的综合波束。

[0045] B模式处理单元23从收发单元21收到回波信号并实施对数放大和包络线检波处理等,生成利用亮度的明亮程度表现信号强度的数据。将该数据发送给扫描变换器25,在监视器14上显示为利用亮度表示反射波的强度的B模式图像。

[0046] 多普勒处理单元24根据从收发单元21收到的回波信号,对速度信息进行频率分析,提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分,并对多个点求出平均速度、方差

和功率等血流信息。

[0047] 图像生成单元 26 一般将超声波扫描的扫描线信号串转换成以电视等为代表的普通视频格式的扫描线信号串(扫描变换),生成作为显示图像的超声波诊断图像。

[0048] 图像存储器(电影回放存储器) 26 是保存例如与即将冻结之前的多个帧对应的超声波图像的存储器。通过连续显示(电影回放显示)该图像存储器 26 中存储着的图像,也能显示超声波动态图像。

[0049] 控制处理器 28 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的工作。控制处理器 28 从内部存储单元 29 读出用于实现后述的跟踪波形修正功能的专用程序和用于执行规定的图像生成/显示等的控制程序,并将其在自身具有的存储器上展开,执行与各种处理有关的运算/控制等。

[0050] 内部存储单元 29 保管着规定的扫描顺序、用于实现后述的跟踪波形修正功能的专用程序、用于执行图像生成和显示处理的控制程序、诊断信息(患者 ID、医师所见等)、诊断协议、收发条件、身体标记生成程序及其他数据群。此外,根据需要,还用于图像存储器 26 中的图像保管等。内部存储单元 29 的数据也可以经由接口单元 30 向外部周边装置传送。

[0051] 接口单元 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。可以利用接口单元 30,通过网络向其他装置传送由该装置得到的超声波图像等数据或分析结果等。

[0052] 自动跟踪处理单元 33 对通过多普勒测量取得的时间序列的多普勒频谱数据执行自动追踪各时刻的最大流速(跟踪)的自动跟踪处理。

[0053] 修正跟踪波形生成单元 35 在控制处理器 28 的控制下执行后述的跟踪波形修正处理。

[0054] (跟踪波形修正功能)

[0055] 下面,关于本超声波诊断装置 1 具有的多普勒波形修正进行说明。在循环器官多普勒测量中取得的多普勒频谱有时如图 2A、2B 所示存在缺失或不具有足够强度。这是因为受到了 MR、TR、PR 等瓣反流等引起的无用信号的影响。在对这样的有缺失等的多普勒频谱进行了多普勒自动跟踪处理的情况下,如图 3A、3B 所示,生成了存在缺失部位的跟踪波形。此外,瓣反流发生的定时、方向、速度等根据患者差异(个体差)或瓣膜种类差异而不同。从而,不适合作为系统而同样地处理。

[0056] 本功能是,如上所述在跟踪波形中存在缺失部分的情况下,使操作者考虑个体差或瓣膜种类而至少设定一个期望的推定点,使用所设定的推定点、有缺失的跟踪波形的边缘信息和规定的函数,对缺失部位进行插补,来自动地修正跟踪波形。

[0057] 再有,在本实施方式中,关于在超声波诊断装置上实现本跟踪波形修正功能的情况进行说明。但是,不拘泥于该例子,例如,利用通过安装专用程序来由医疗用工作站或个人计算机等实现的多普勒测量装置等中,也能够实现本功能。有关情况下的多普勒测量装置具备例如图 1 所示的虚线内的结构要素。

[0058] 图 4 是示出遵从本跟踪波形修正功能的处理(跟踪波形修正处理)的流的流程图。按照该图,关于在跟踪波形修正处理中执行的各步骤的内容进行说明。

[0059] 首先,分别输入患者信息、B 模式摄像中使用的摄像条件、多普勒模式摄像中使用的摄像条件(步骤 S1)。接着,控制处理器 28 按照输入的条件执行 B 模式摄像,在监视器 14

上实时地显示 B 模式图像。此外,控制处理器 28 响应来自输入装置 13 的输入,对所显示的 B 模式图像设定进行多普勒测量的范围(多普勒测量范围)(步骤 S2)。

[0060] 接着,控制处理器 28 按照输入的条件和设定的多普勒测量范围执行 CW 多普勒模式摄像,在监视器 14 上实时显示包含时间序列的多普勒频谱在内的超声波图像(步骤 S3)。自动跟踪处理单元 33 使用由 CW 多普勒模式摄像取得的多普勒频谱执行自动跟踪处理,生成时间序列的跟踪波形(步骤 S4)。

[0061] 接着,在生成的某个跟踪波形中存在缺失的情况下,修正跟踪波形单元 35 按照后述的内容对缺失部位进行插补,生成修正跟踪波形(步骤 S5)。控制处理器 28 将生成的时间序列的跟踪波形(存在缺失部位的情况下,包含由插补处理得到的修正跟踪波形在内的时间序列的跟踪波形)以规定的形态显示在监视器 14 上。此外,控制处理器 28 根据生成的时间序列的跟踪波形,计算用于定量地评价心脏功能的各种测量值,并以规定的形态显示在监视器 14 上(步骤 S6)。

[0062] (修正跟踪波形的生成处理)

[0063] 下面,关于步骤 S5 中的修正跟踪波形的生成处理的详细内容进行说明。

[0064] 图 5 是示出修正跟踪波形的生成处理的流程的流程图。按照该图,关于修正跟踪波形的生成处理的各步骤内容进行说明。

[0065] [步骤 S5a:输入峰值速度 V_p 的位置]

[0066] 首先,通过输入装置 13,针对存在缺失部位的跟踪波形输入与峰值速度 V_p 对应的位置(点)(步骤 S5a)。例如使用轨迹球等规定设备选择具有缺失部位的跟踪波形(即,作为修正跟踪波形的生成对象的跟踪波形)。此外,例如根据操作者的推定,由使用了鼠标等的徒手作业输入与峰值速度对应的位置(峰值速度位置)。

[0067] [步骤 S5b:使用了峰值速度 V_p 的位置等的插补处理]

[0068] 接着,修正跟踪波形生成单元 35 执行插补处理,该插补处理是,使用输入的峰值速度位置、具有缺失部位的跟踪波形的边缘信息以及规定的函数,对该缺失部位进行插补(步骤 S5b)。即,如图 6 所示,修正跟踪波形生成单元 35 使用输入的峰值速度位置 P、具有缺失部位的跟踪波形的边缘信息即拐点 1、拐点 2、拐点 3、拐点 4、以及例如样条函数来插补该跟踪波形的缺失部位。该插补处理的结果,插补了例如图 7 的虚线所示的波形。

[0069] [步骤 S5c/S5d:判断峰值速度位置是否适当/决定修正跟踪波形]

[0070] 接着,修正跟踪波形生成单元 35 判断插补后的跟踪波形的峰值速度位置与步骤 S5a 中徒手输入的峰值速度位置是否一致(或者是否在规定的容许范围内)(步骤 S5c)。其结果,在判断为双方的峰值速度位置一致的情况下,修正跟踪波形生成单元 35 将插补后的跟踪波形决定为修正跟踪波形。另一方面,在判断为双方的峰值速度位置不一致的情况下,修正跟踪波形生成单元 35 使用输入的峰值速度位置 P、具有缺失部位的跟踪波形的边缘信息即拐点 1、拐点 2、拐点 3、拐点 4、以及与步骤 S5b 中使用的函数不同的函数(例如三次方函数)来插补该跟踪波形的缺失部位,其结果,将得到的跟踪波形决定为修正跟踪波形(步骤 S5d)。

[0071] 根据以上所述的结构,能够得到以下效果。

[0072] 根据本超声波诊断装置,在循环器官多普勒测量中跟踪波形存在缺失部分的情况下,使操作者考虑个体差或瓣膜种类来设定至少一个期望的推定点,使用设定的推定点、有

缺失的跟踪波形的边缘信息、以及规定的函数来插补缺失部位,自动地生成修正跟踪波形。从而,即使在跟踪波形中存在缺失部分的情况下,也不需要利用操作者的人工技术来修正一个个的跟踪波形,或者重新进行测量。因此,能够减轻循环器官多普勒测量中的作业负担,能够提高诊断效率。此外,在跟踪波形的缺失部位的插补中,由操作者人为地设定的仅是例如峰值速度位置,修正跟踪波形由装置自动地计算生成。从而,能够降低操作者间的测量结果的偏差,能够实现客观性和可靠性高的多普勒测量。

[0073] 另外,根据本超声波诊断装置,根据插补后的跟踪波形的峰值速度位置与由操作者输入的峰值速度位置之间的位置关系,来判断插补后的跟踪波形的妥当性。此外,在该判断中判断为插补后的跟踪波形不妥当的情况下,使用不同的函数执行插补处理来生成修正跟踪波形。从而,即使在由操作者人为地设定的峰值速度位置不适当的情况下,也能够生成客观性和可靠性高的修正跟踪波形。

[0074] (第二实施方式)

[0075] 关于本发明的第二实施方式进行说明。本实施方式涉及的超声波诊断装置自动地测量与规定心搏周期数(例如与画面上显示的全部多普勒频谱或全部跟踪波形相对应的心搏周期数)相对应的左心室流出血流或左心室流入血流的特征量,并且自动地计算有关该规定心搏数的平均测量值,并以规定的形态进行显示。

[0076] 图 8 是示出第二实施方式涉及的多普勒测量处理的流程的流程图。按照该图,关于在多普勒测量处理中执行的各步骤的内容进行说明。

[0077] 首先,分别输入患者信息、B 模式摄像中使用的摄像条件、多普勒模式摄像中使用的摄像条件(步骤 S11)。接着,控制处理器 28 按照输入的条件执行 B 模式摄像,在监视器 14 上实时地显示 B 模式图像。此外,控制处理器 28 响应来自输入装置 13 的输入,对所显示的 B 模式图像设定进行多普勒测量的范围(多普勒测量范围)(步骤 S12)。再有,在本实施方式中假设对用于测量来自左心室的流出血流的规定区域(例如参照图 9)设定了多普勒测量范围。

[0078] 接着,控制处理器 28 按照输入的条件和设定的多普勒测量范围执行脉冲多普勒模式摄像,在监视器 14 上实时显示包含时间序列的多普勒频谱在内的超声波图像(步骤 S13)。自动跟踪处理单元 33 使用通过 CW 多普勒模式摄像取得的多普勒频谱执行自动跟踪处理,生成时间序列的跟踪波形(步骤 S14)。

[0079] 接着,控制处理器 28 针对左心室流出血流,计算由操作者利用轨迹球等选择的規定心搏中的 VTI(血流速度—时间积分)、VP(峰值压力梯度)、PPG(峰值压力梯度斜率)、MPG(平均峰值压力梯度斜率)。此外,控制处理器 28 使用显示的多个时间序列跟踪波形计算有关规定心搏周期数的平均 VTI、平均 VP、平均 PPG、平均 MPG(步骤 S15)。控制处理器 28 将计算出的有关血流的特征量以例如图 9 所示的形态显示在监视器 14 上(步骤 S16)。

[0080] 再有,关于测量向左心室流入的流入血流的情况,实质上也同样。图 10 中示出有关向左心室流入的流入血流的各种特征量的显示形态的一例。

[0081] 根据以上所述的结构,能够得到以下效果。

[0082] 在现有技术中,单独地记录如图 11 所示显示的与一个个心搏相对应的各种测量值,通过另外地人为计算来取得有关多个心搏数的平均测量值。另一方面,根据本超声波诊断装置,在循环器官多普勒测量中,自动地测量与对应于例如画面上显示的全部多普勒频

谱或全部跟踪波形的心搏周期数相对应的左心室流出血流等的特征量,并且自动地计算有关该心搏数的平均测量值,并以规定的形态进行显示。从而,不需要利用手工技术来根据所选择的多普勒频谱或跟踪波形计算测量值和特征量。因此,能够减轻循环器官多普勒测量中的作业负担,能够提高诊断效率。

[0083] (第三实施方式)

[0084] 关于本发明的第三实施方式进行说明。本实施方式涉及的超声波诊断装置在通过多普勒模式取得了与心脏的不同地方或不同心搏相对应的多个多普勒频谱(或跟踪波形)的情况下,使心脏时相相对应地同时显示并进行自动测量。再有,以下为了使说明具体,以在不同的心搏中对左心室流入位置和左心室流出位置这两处进行多普勒测量的情况为例进行说明。但是,不拘泥于该例子,在不同的心搏中对不同的三处以上的地方进行多普勒测量的情况下,也可以适用本发明的技术思想。

[0085] 图 12 是示出第三实施方式涉及的多普勒测量处理的流程的流程图。按照该图,关于在多普勒测量处理中执行的各步骤的内容进行说明。

[0086] 首先,分别输入患者信息、B 模式摄像中使用的摄像条件、多普勒模式摄像中使用的摄像条件(步骤 S21)。

[0087] 接着,控制处理器 28 按照输入的条件执行 B 模式摄像,在监视器 14 上实时地显示 B 模式图像。此外,控制处理器 28 按照来自输入装置 13 的输入,针对所显示的 B 模式图像,在进行多普勒测量的位置上设定多普勒测量栅(也只叫做“栅”)(步骤 S22)。在本实施方式中如图 13 所示地假设在左心室流入位置(第一栅 G1)和左心室流出位置(第二栅 G2)两处设定了多普勒测量栅。此外,控制处理器 28 响应来自输入装置 13 的输入,按照每个栅设定多普勒测量的速度范围和增益。针对这样地在不同位置设定的多个多普勒栅,分别设定独立的超声波传导路径、速度范围和增益,并执行独立的多普勒测量。从而,每个栅位置的多普勒测量能够作为信道不同的独立的多普勒测量被掌握。

[0088] 接着,控制处理器 28 按照输入的条件,与 ECG 同步地对每个栅位置执行脉冲多普勒模式摄像,取得与各栅位置对应的各多普勒频谱(步骤 S23)。例如,控制处理器 28 在至少 1 个心搏以上的规定期间,与 ECG 同步地执行将最初图 13 所示的第一栅 G1 作为测量位置的多普勒模式摄像,取得关于该规定期间的与第一栅 G1 对应的多普勒频谱。在关于第一栅 G1 的多普勒模式摄像结束之后,控制处理器 28 在至少 1 个心搏以上的规定期间,与 ECG 同步地执行将最初图 15 所示的第二栅 G2 作为测量位置的多普勒模式摄像,取得关于该规定期间的与第二栅 G2 对应的多普勒频谱。再有,也可以根据需要交替地重复进行关于第一栅 G1 的多普勒模式摄像和关于第二栅 G2 的多普勒模式摄像。

[0089] 接着,控制处理器 28 如图 13 所示,使心脏时相相对应地同时显示以第一栅 G1 作为测量位置(即有关左心室流入位置)的第一多普勒频谱 LVI 和以第二栅 G2 作为测量位置(即有关左心室流出位置)的第二频谱 LV0(步骤 S24)。这时,各频谱具有余量(margin),使得至少包含 ECG 波形的 R 波发生时刻前后的规定期间(例如前后 300ms 的期间),并且与各自的 ECG 波形相关联地显示在监视器 14 上。

[0090] 接着,根据需要执行自动跟踪处理或遵从第一实施方式的插补跟踪波形的生成等(步骤 S25)。

[0091] 接着,由操作者利用轨迹球等,针对使心脏时相相对应地同时显示的第一多普勒

频谱和第二频谱,指定用于计算作为测量参数的 IRT、ICT 的各种期间。控制处理器 28 使用指定的各种期间计算作为测量参数的 IRT、ICT (步骤 S26)。

[0092] 图 14 是用于说明在上述步骤 S26 中指定的各种期间与 IRT、ICT 的关系的图。该图简化地示出了使心脏时相相对应地同时显示的有关心搏 i 的第一多普勒频谱 LVI 的一部分和第二频谱 LV0 的一部分。在将 $h(i)$ 定义为 1 个心搏期间,将 $a'(i)$ 定义为基于 E 波和 A 波的扩展期间,定义 $a(i) = h(i) - a'(i)$,将 $b(i)$ 、 $c(i)$ 、 $d(i)$ 定义为图 14 中示出的期间的情况下,在 $a(i)$ 、 $b(i)$ 、 $c(i)$ 、 $d(i)$ 与 IRT、ICT 之间,成立下面的关系式。

$$[0093] \quad (a - b) = \text{ICT} + \text{IRT} \quad (1)$$

$$[0094] \quad \text{IRT} = c(i) - d(i) \quad (2)$$

$$[0095] \quad \text{ICT} = a(i) - b(i) - \text{IRT} \quad (3)$$

[0096] 从而,操作者能够一边对如图 13 所示使心脏时相相对应地同时显示的第一多普勒频谱 LVI 和第二频谱 LV0 进行比较参照,一边利用手动容易且迅速地把握和指定期间 $a(i)$ 、 $b(i)$ 。特别是各频谱具有余量(margin),使得至少包含 ECG 波形的 R 波发生时刻前后的规定期间(例如前后 300ms 的期间),并且与 ECG 波形相对应地显示在监视器 14 上。从而可以一边把握第一多普勒频谱 LVI 和第二频谱 LV0 的对应,一边正确地指定期间 $a(i)$ 、 $b(i)$ 。

[0097] 然后,控制处理器 28 将计算出的测量参数的值以规定的形态显示在监视器 14 上(步骤 S27)。

[0098] (变形例)

[0099] 在上述说明中,以在不同的心搏中对左心室流入位置和左心室流出位置这两处进行多普勒测量的情况作为例子。本发明的技术思想不拘泥于该例子,例如在对使用右心室流入血流和二尖瓣环速度计算的测量值(E/e')进行测量的情况下也极为有效。

[0100] 图 15 示出在右心室流入位置设定第一栅 G1 并执行血流多普勒测量,在二尖瓣环设定第二栅 G2 并执行组织多普勒测量的情况下,使心脏时相相对应地显示的第一多普勒频谱 E 和第二多普勒频谱 e' 的一例。操作者能够一边对如图 15 所示使心脏时相相对应地同时显示的第一多普勒频谱 E 和第二频谱 e' 进行比较参照,一边容易且迅速地把握和指定对应的心搏中的各个最大值、最小值。

[0101] 根据以上所述的结构,能够得到以下效果。

[0102] 根据本超声波诊断装置,在利用多普勒模式取得了与心脏的不同地方或不同心搏相对应的多个多普勒频谱的情况下,将使心脏时相相对应地同时显示它们。从而,在使用与心脏的不同地方或不同心搏相对应的多个多普勒频谱执行参数测量时,能够在视觉上直观地把握应指定的期间或值。其结果,能够减轻操作者的作业负担,能够提高图像诊断中的作业效率。

[0103] 此外,根据本超声波诊断装置,针对在心脏的不同地方所设定的多个栅,分别利用独立的超声波传导路径、速度范围和增益来执行独立的多普勒测量。从而,能够按照各被检体的个体差或各测量位置自由地设定最优的速度范围和增益。其结果,能够实现无重复等的正确的多普勒测量,能够有助于提高图像诊断质量。

[0104] 再有,本发明不限于上述实施方式,可以在实施阶段不脱离其主旨的范围内对结构要素进行变形且具体化。作为具体的变形例,有如下例子。

[0105] (1) 也可以通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机中,并在存储器上将它们展开,来实现本实施方式涉及的各功能。这时,也可以将能够使计算机执行该方法的程序储存在磁盘(软磁盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等的记录介质中进行散发。

[0106] (2) 在上述第一实施方式中,其构成为,通过操作者确定有缺失部位的跟踪波形,并针对该确定的跟踪波形输入与峰值速度位置对应的点,修正跟踪波形生成单元 35 执行修正跟踪波形生成处理。对此,也可以是,修正跟踪波形生成单元 35 自动判断有缺失部位的跟踪波形,促使操作者对该有缺失部位的跟踪波形输入峰值速度位置。

[0107] (3) 在上述第一实施方式中构成为,使用规定的设备针对有缺失部位的跟踪波形仅输入峰值速度位置(点)。但是,也可以不构成该例子,而是针对有缺失部位的跟踪波形输入包含峰值速度位置的多个推定点,使用它们来插补缺失部位。

[0108] 此外,通过适当组合上述实施方式中公开的多个结构要素,能够形成各种发明。例如,可以从实施方式中示出的全部结构要素中删除几个结构要素。另外,也可以适当组合不同实施方式中的结构要素。

[0109] 工业上的可利用性

[0110] 能够实现一种能够使循环器官多普勒测量中的占作业大部分的各种各样的手工技术自动化或半自动化,能够有助于循环器官多普勒测量中的作业负担减轻、作业效率提高以及测量结果的偏差降低的超声波诊断装置、多普勒测量装置、多普勒测量方法。

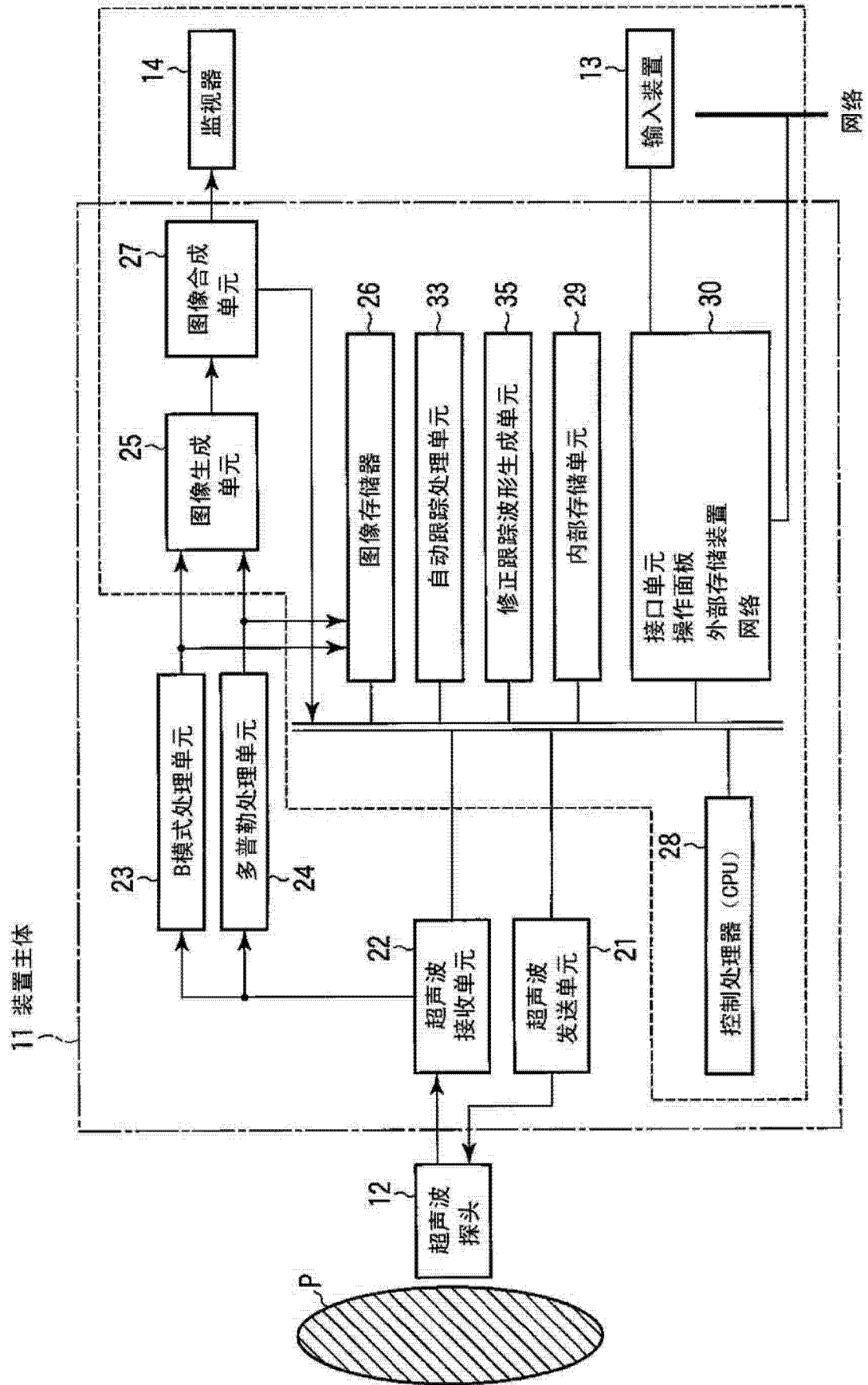


图 1

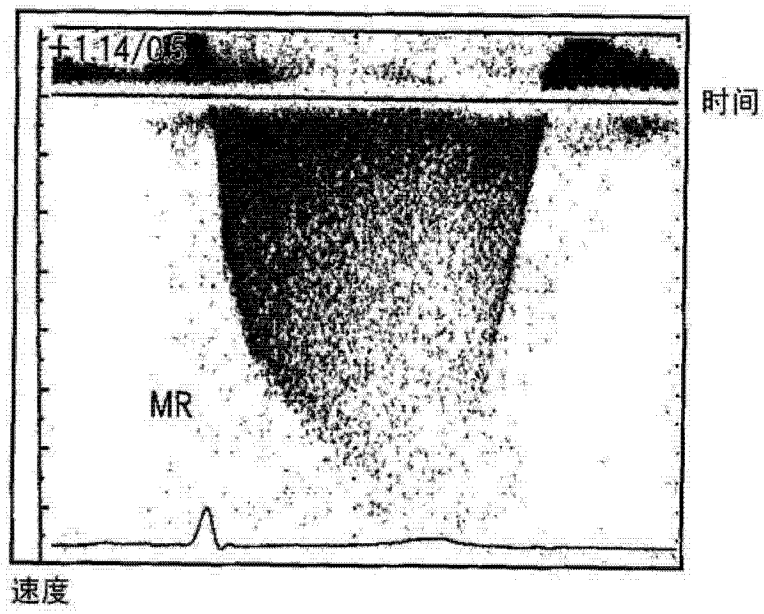


图 2A

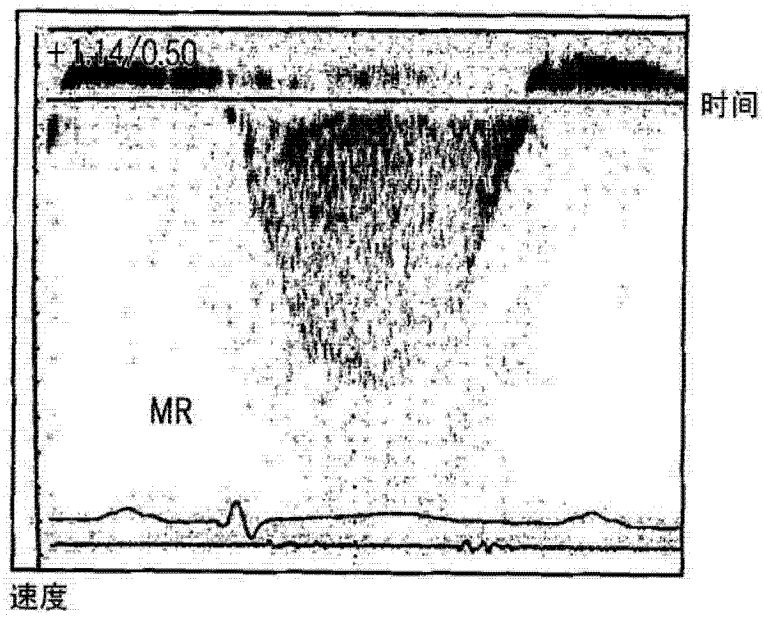


图 2B

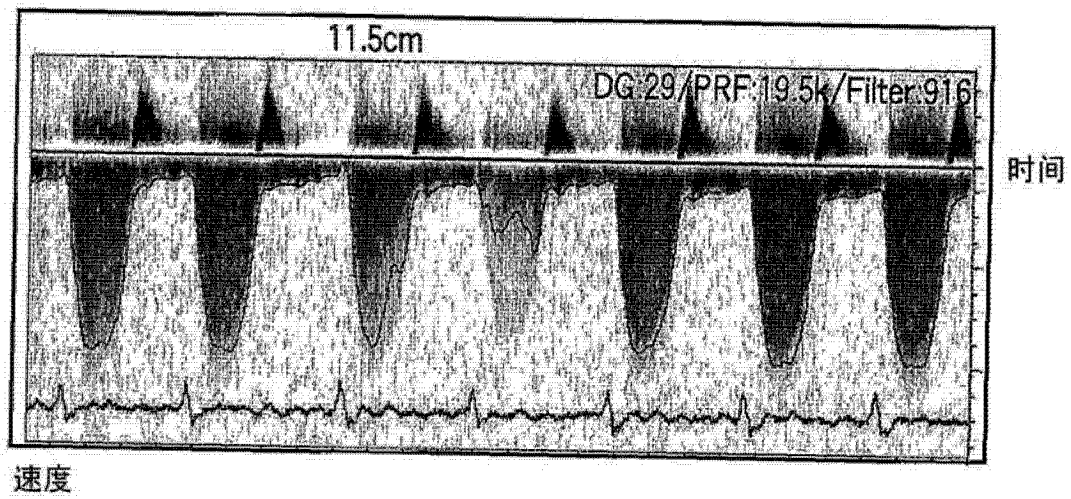


图 3A

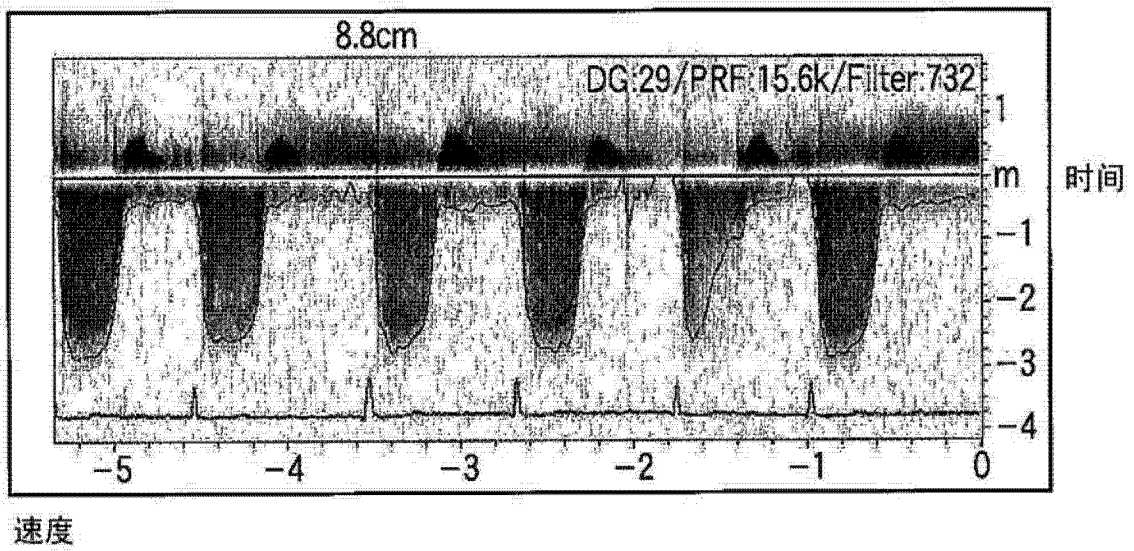


图 3B

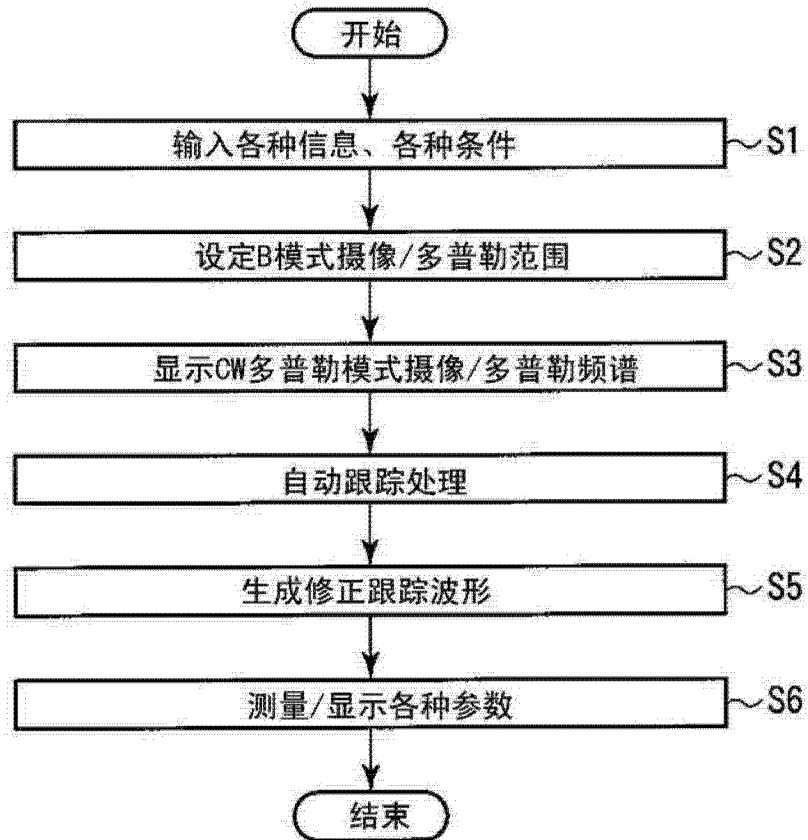


图 4

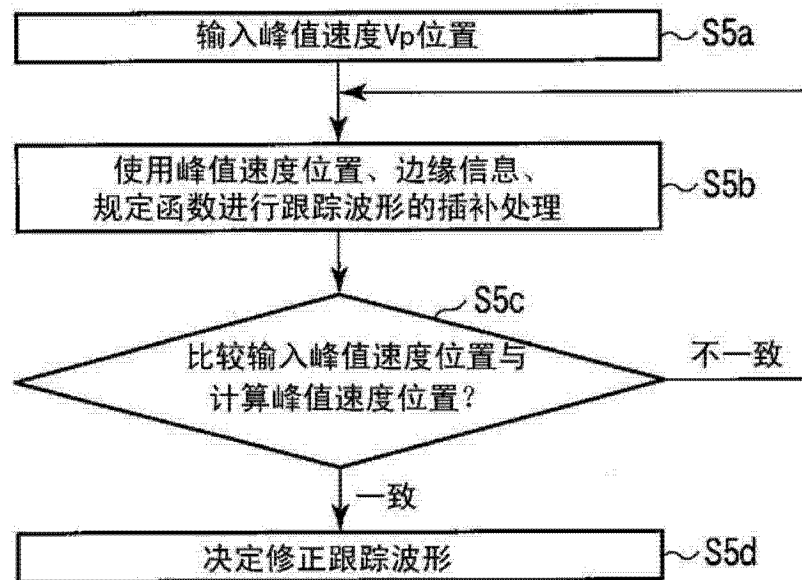


图 5

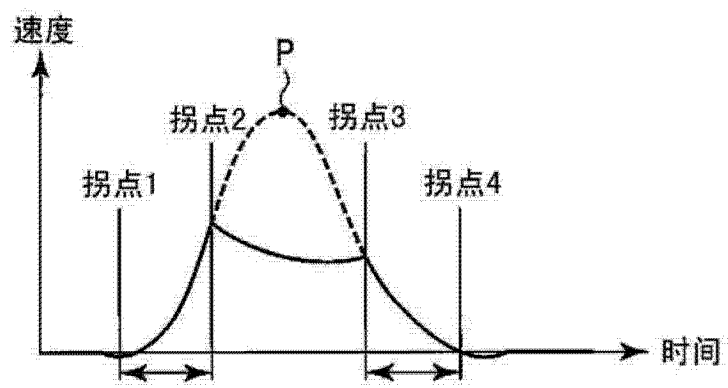


图 6

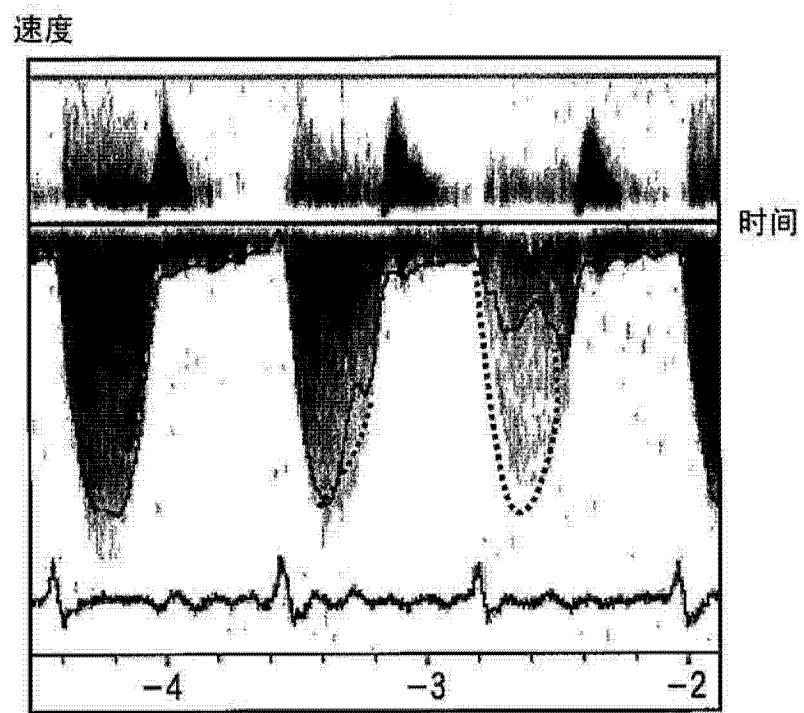


图 7

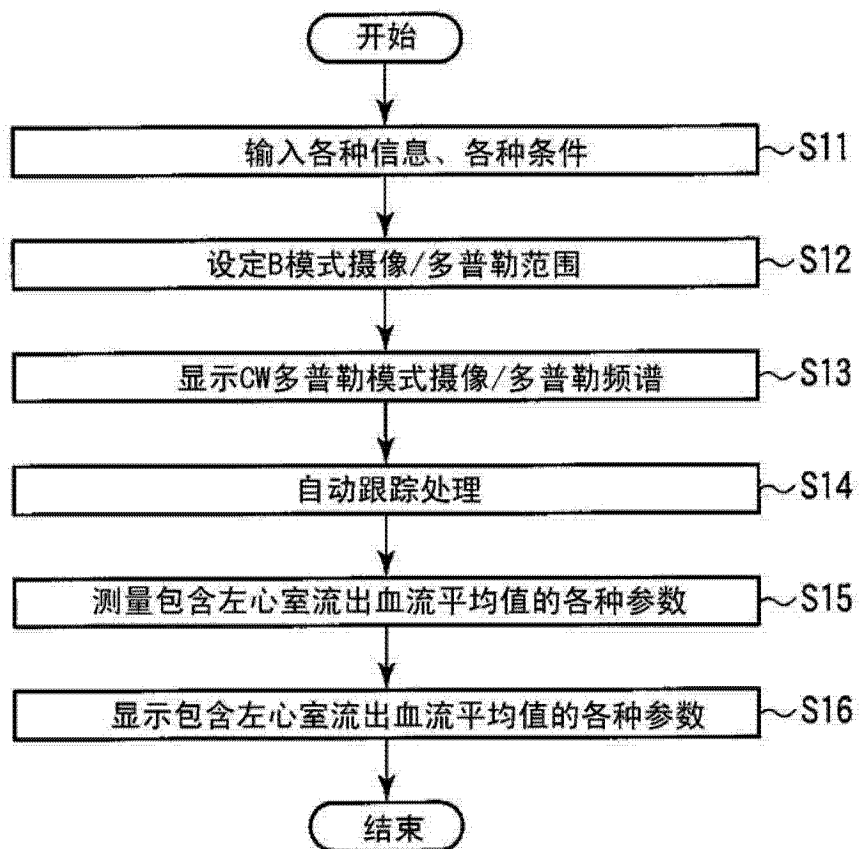


图 8

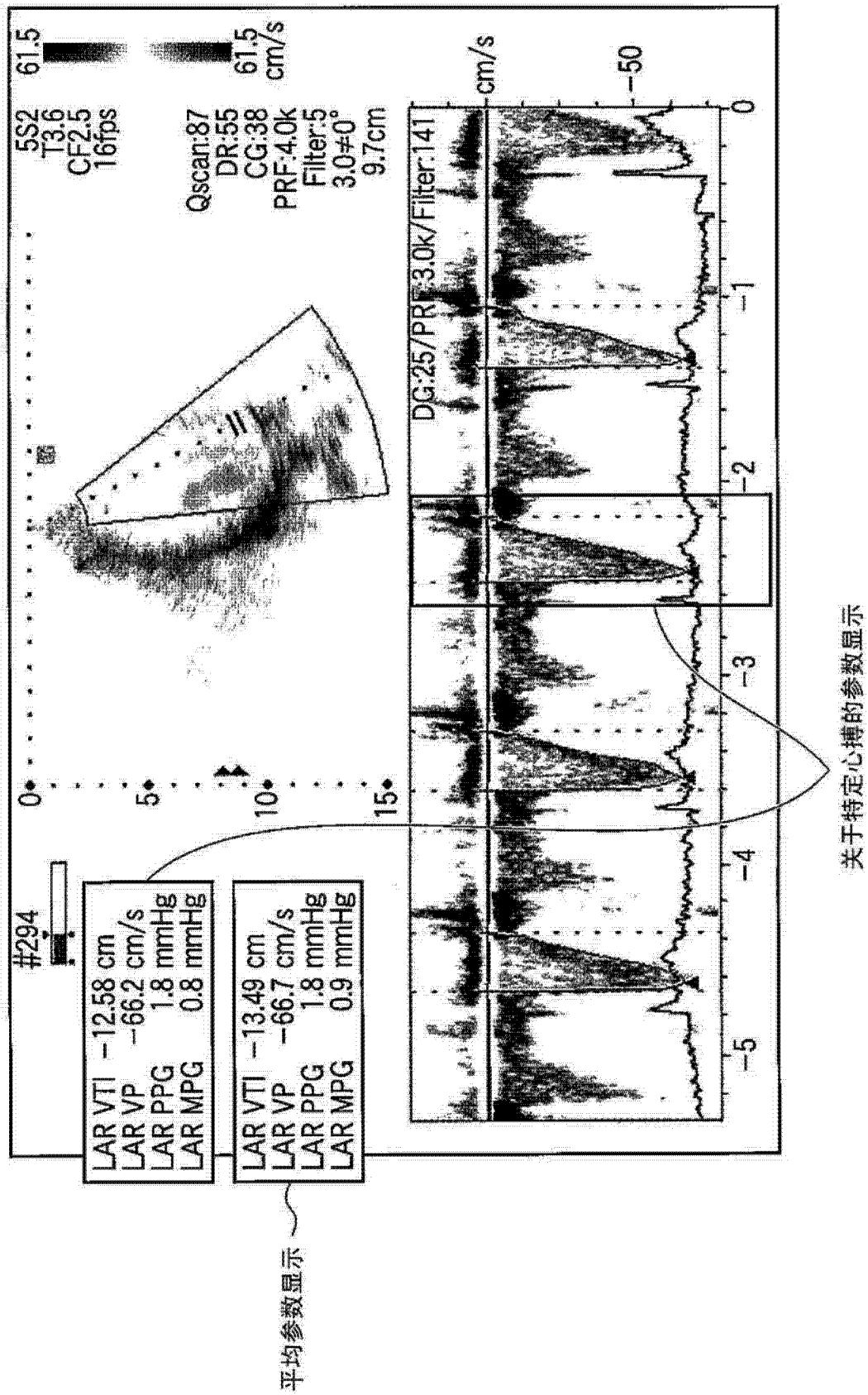


图 9

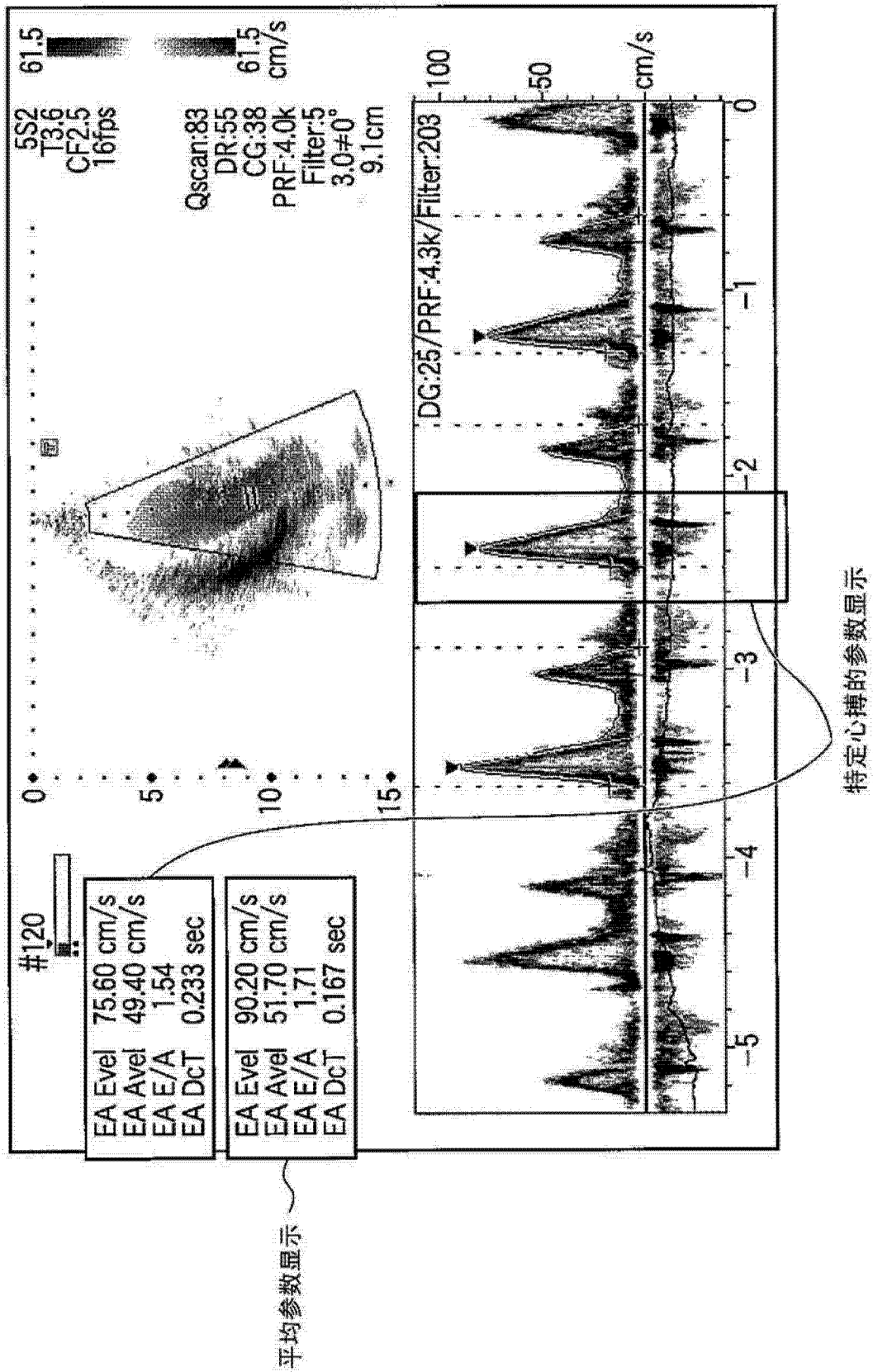


图 10

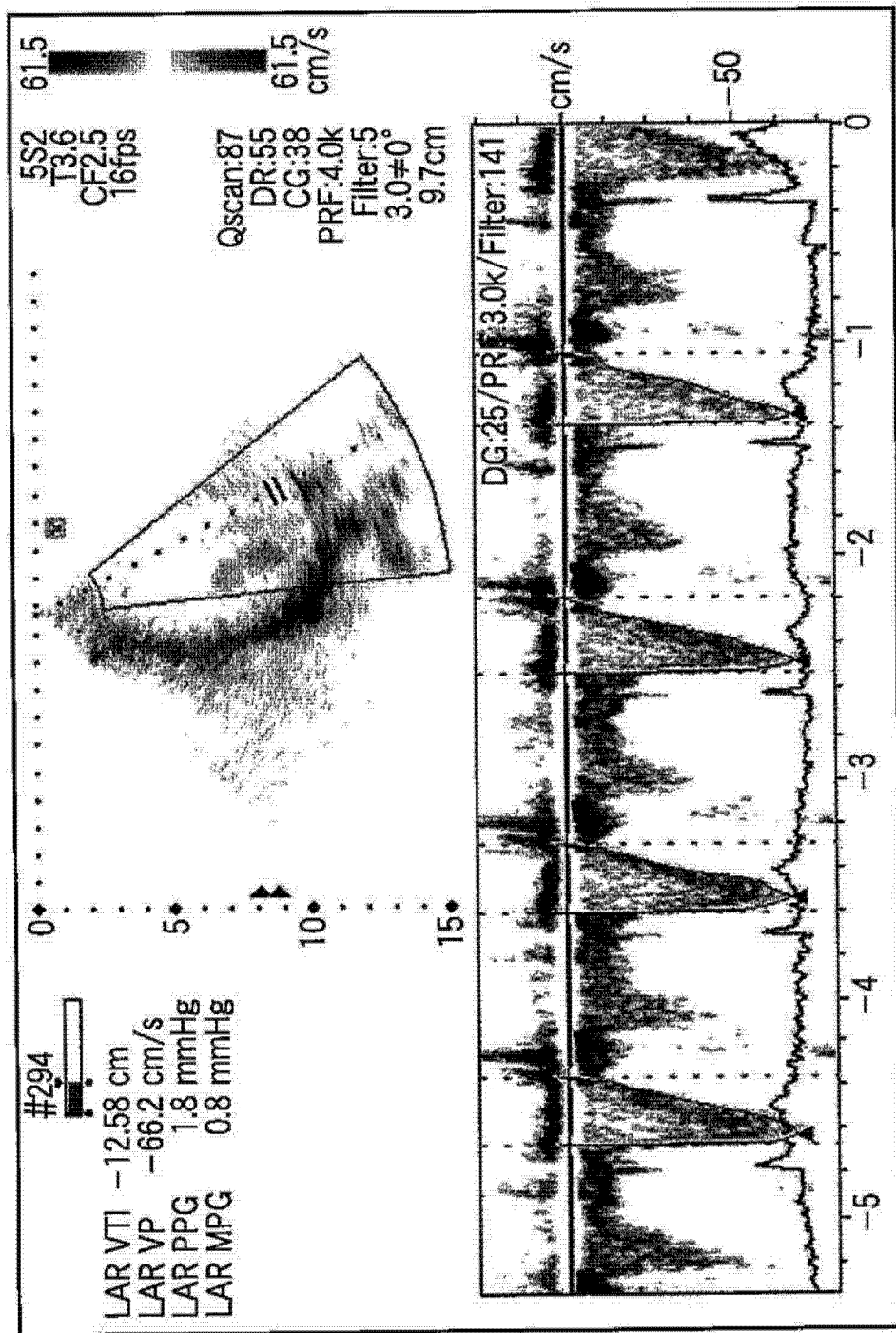


图 11

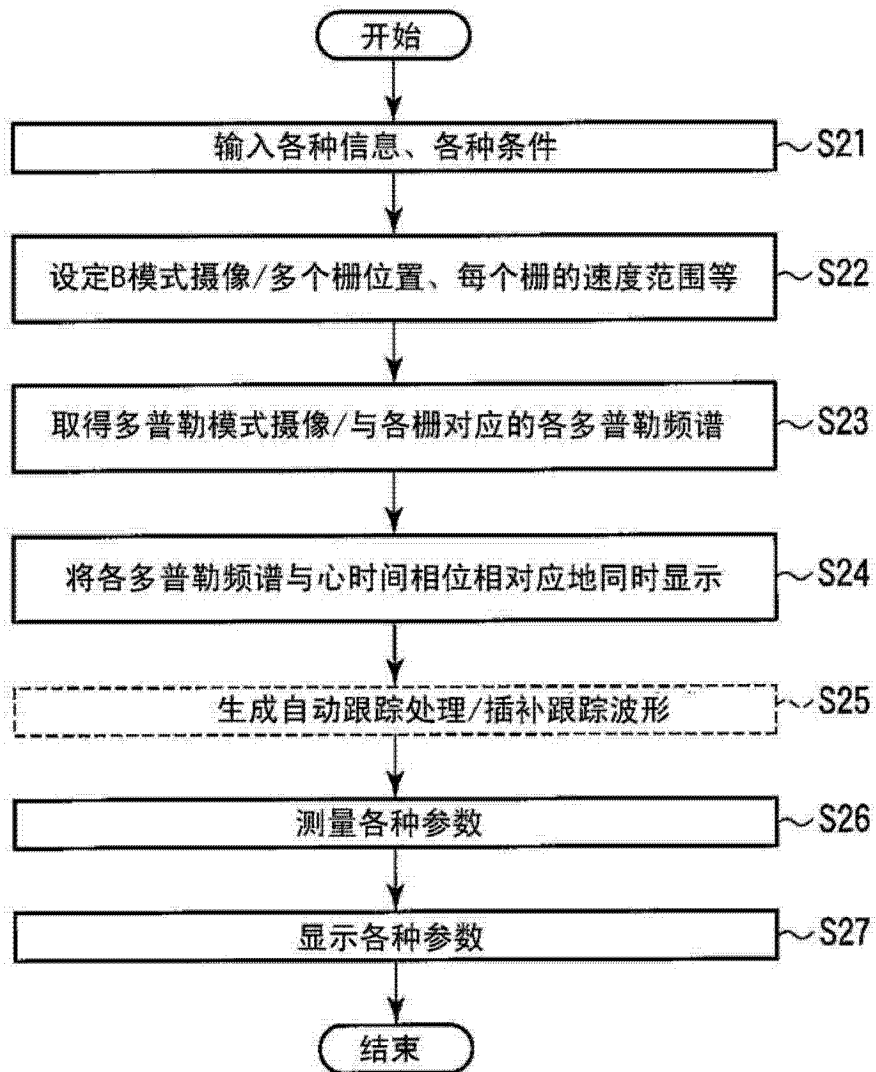


图 12

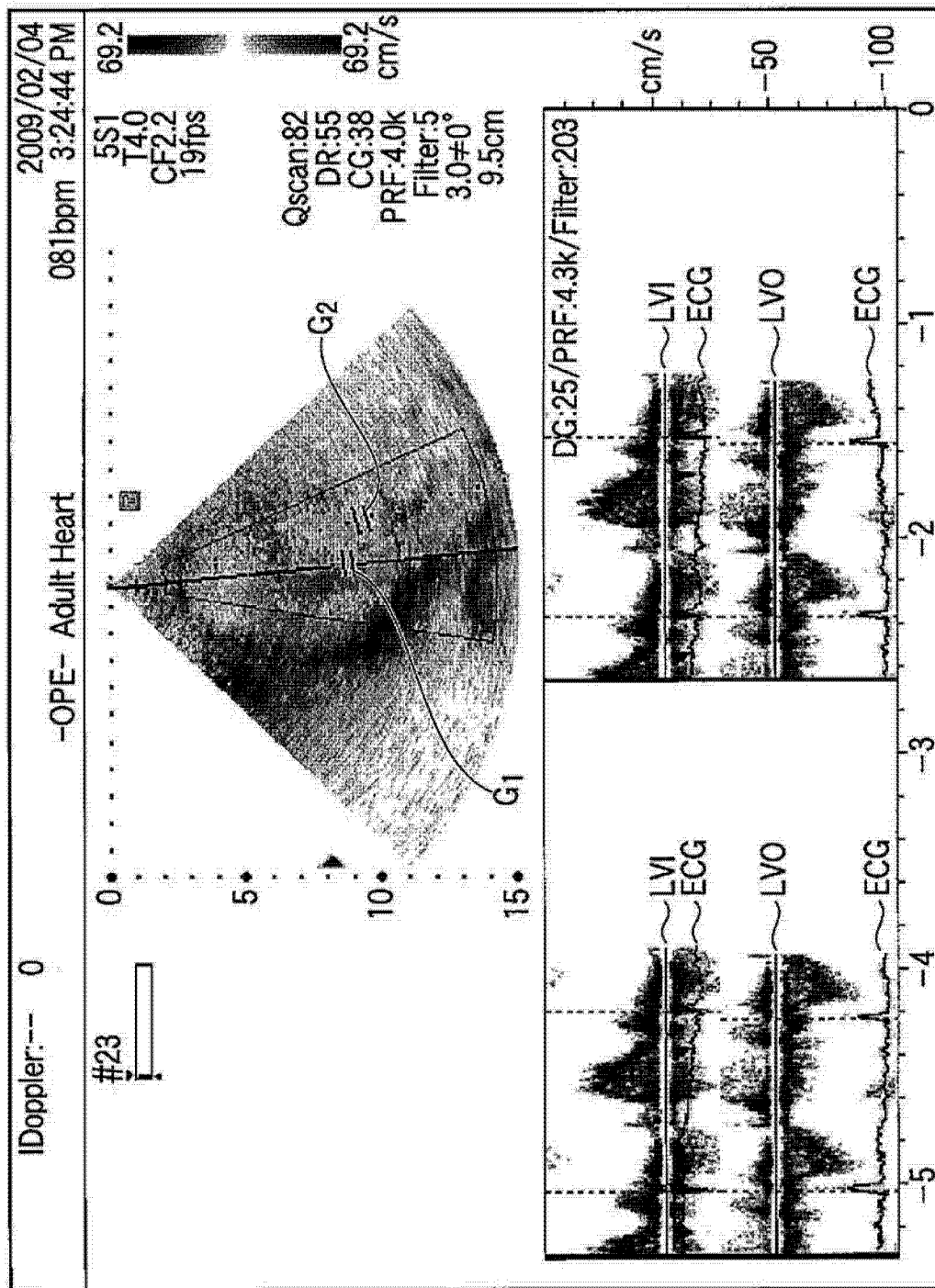


图 13

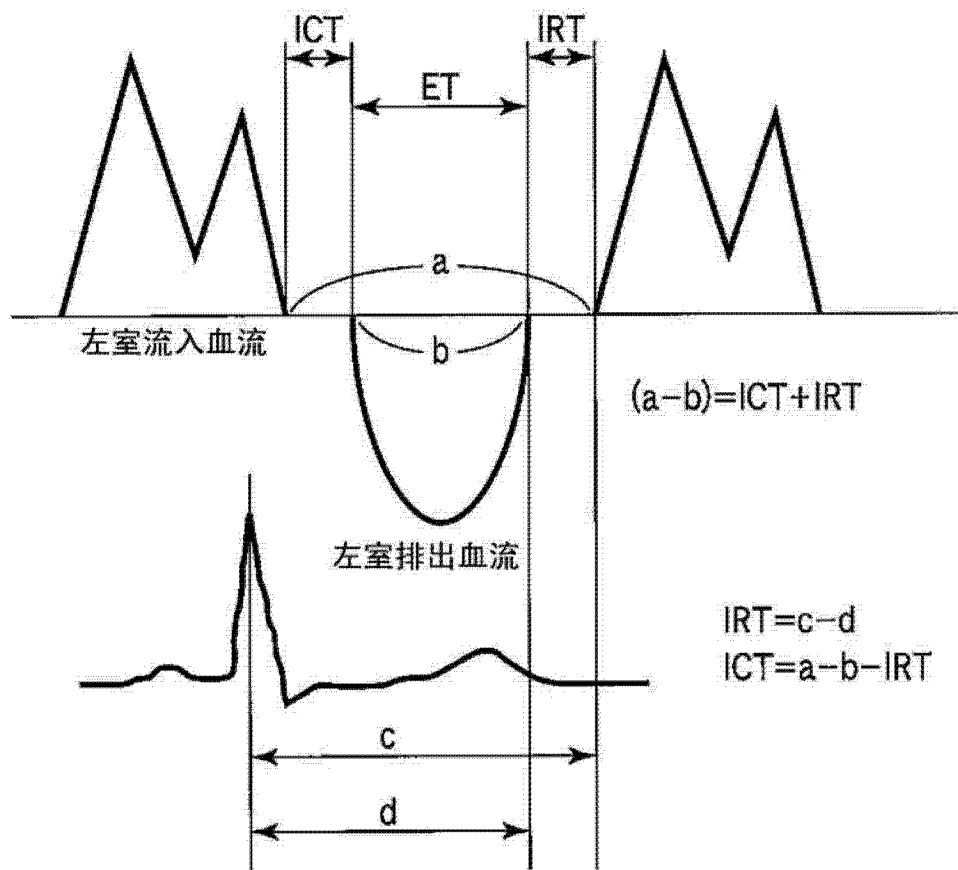


图 14

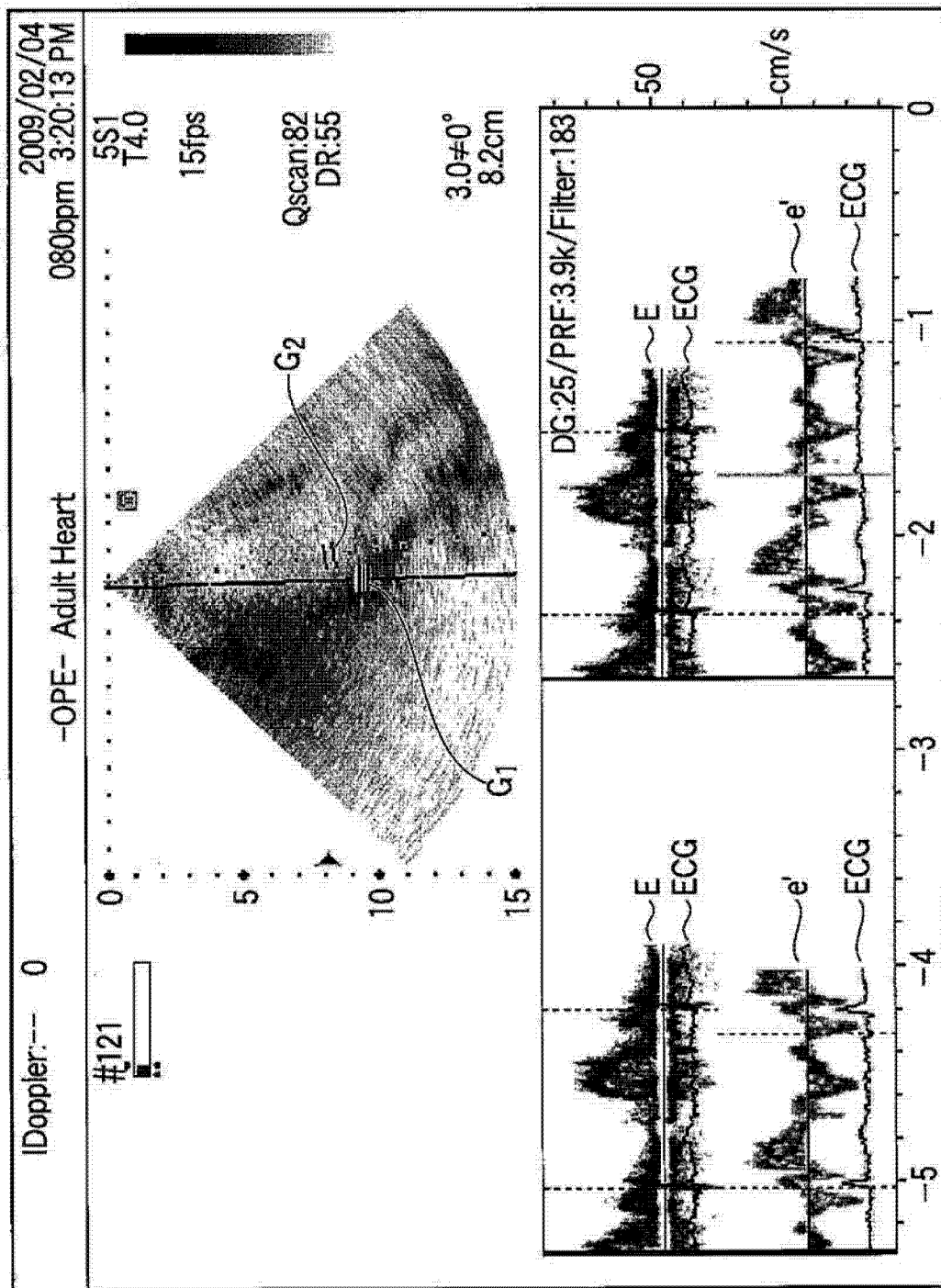


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置、多普勒测量装置和多普勒测量方法		
公开(公告)号	CN103431876A	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	CN201310320642.5	申请日	2009-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	马场达朗 神山直久 中内章一		
发明人	马场达朗 神山直久 中内章一		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/543 A61B8/488		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2008307885 2008-12-02 JP		
其他公开文献	CN103431876B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够使循环器官多普勒测量中的占作业大部分的各种各样的手工技术自动化或半自动化，能够有助于循环器官多普勒测量中的作业负担减轻、作业效率提高以及测量结果的偏差降低的超声波诊断装置。本发明在跟踪波形中存在缺失部分的情况下，使操作者考虑个体差或瓣膜的种类来设定至少一个期望的推定点，使用设定的推定点、有缺失的跟踪波形的边缘信息以及规定的函数来插补缺失部位，自动地修正跟踪波形。

