



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102686164 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 19

(21) 申请号 201180005225. 0

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2011. 12. 16

72002

代理人 杨谦 胡建新

(30) 优先权数据

2010-280797 2010. 12. 16 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 06. 29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/079245 2011. 12. 16

(87) PCT申请的公布数据

W02012/081709 JA 2012. 06. 21

(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 桥本新一

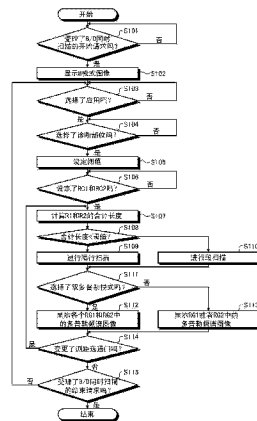
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 21 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其制造方法

(57) 摘要

在实施方式涉及的超声波诊断装置 (100) 中, 设定部 (17f) 设定多个观测部位。距离判断部 (17b) 对所述多个观测部位中的至少一个观测部位在扫描线上的深度与规定的阈值进行比较。扫描切换部 (17c) 切换扫描方式, 使得在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度低于所述阈值的情况下进行第一扫描, 在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度超过所述阈值的情况下进行第二扫描, 所述第一扫描是对所述多个观测部位的各个观测部位每进行 1 次收发就将观测部位加以更替地收发超声波, 所述第二扫描是对所述多个观测部位中的至少一个观测部位多次收发超声波, 并且对所述多个观测部位的各个观测部位更替地收发超声波。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

设定部,设定多个观测部位;

距离判断部,对所述多个观测部位中的至少一个观测部位在扫描线上的深度与规定的阈值进行比较;

扫描切换部,对扫描方式进行切换,使得在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度低于所述阈值的情况下进行第一扫描,在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度超过所述阈值的情况下进行第二扫描,所述第一扫描是对所述多个观测部位的各个观测部位每进行 1 次收发就将观测部位加以更替地收发超声波,所述第二扫描是对所述多个观测部位中的至少一个观测部位多次收发超声波,并且对所述多个观测部位的各个观测部位更替地收发超声波;

图像生成部,基于由所述第一扫描或者所述第二扫描接收到的反射波数据,分别生成示出所述多个观测部位的各个观测部位中的移动速度随着时间经过而变化的多普勒频谱图像;以及

显示部,显示所述多普勒频谱图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述距离判断部对所述多个观测部位中的至少 2 个观测部位在扫描线上的深度的合计与规定的阈值进行比较,

所述扫描切换部对扫描方式进行切换,使得在所述至少 2 个观测部位在扫描线上的深度的合计低于所述阈值的情况下进行所述第一扫描,在所述至少 2 个观测部位在扫描线上的深度的合计超过所述阈值的情况下进行所述第二扫描。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,还具备:

测量值计算部,计算根据和所述多普勒频谱图像示出的移动速度而得到的测量值;和测量值显示部,使显示部显示所述测量值。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

所述距离判断部基于诊断部位或者患者信息设定所述阈值,来进行所述深度的判断。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

在所述多普勒频谱图像的速度范围低于规定的速度阈值的情况下,所述扫描切换部将扫描方式切换成进行所述第二扫描。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

所述扫描切换部检测所述多普勒频谱图像中是否产生了混叠,在检测出产生了混叠的情况下,将扫描方式切换成进行所述第二扫描。

7. 一种超声波诊断装置的控制方法,包括以下步骤:

所述超声波诊断装置的控制部设定多个观测部位,

所述超声波诊断装置的控制部对所述多个观测部位中的至少一个观测部位在扫描线上的深度与规定的阈值进行比较,

所述超声波诊断装置的控制部对扫描方式进行切换,使得在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度低于所述阈值的情况下进行第一扫描,在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度超过所述阈值的情况下进行第二扫描,所述第一扫描是对所述多个观测部位的各个观测部位每进行 1 次收发就将观测部位加以更替地收发超声波,所述第二扫描是对所述

多个观测部位中的至少一个观测部位多次收发超声波,并且对所述多个观测部位的各个观测部位更替地收发超声波,

所述超声波诊断装置的控制部基于由所述第一扫描或者所述第二扫描接收到的反射波数据,分别生成示出所述多个观测部位的各个观测部位中的移动速度随着时间经过而变化的多普勒频谱图像,

所述超声波诊断装置的控制部使显示部显示所述多普勒频谱图像。

超声波诊断装置及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及一种超声波诊断装置及其控制方法。

背景技术

[0002] 以前已知一种超声波诊断装置,该超声波诊断装置在 B 模式图像等血管像上设定测距选通门 (range gate) 来作为血流信息的观察部位,并显示出该测距选通门中的血流速度随着时间经过而变化的多普勒频谱图像。此外,还已知一种双多普勒技术,该双多普勒技术利用这样的超声波诊断装置来显示设定在多处各个测距选通门中的多普勒频谱图像。

[0003] 在此,作为在双多普勒技术中使用的扫描方式,有隔行扫描和段扫描。隔行扫描是通过对设定在多处各个测距选通门每进行 1 次收发就将观测部位加以更替地收发超声波来取得各测距选通门中的血流信息的方式。此外,段扫描是通过对设定在多处各个测距选通门每进行多次收发就将观测部位加以更替地收发超声波来取得各测距选通门中的血流信息的方式。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献:

[0006] 专利文献 1:日本特开平 9-206303 号公报

[0007] 专利文献 2:日本特开平 6-7352 号公报

[0008] 专利文献 3:日本特开 2008-92981 号公报

[0009] 专利文献 4:日本特开平 11-94932 号公报

[0010] 专利文献 5:日本特开平 6-7348 号公报

[0011] 专利文献 6:日本特开 2009-136446 号公报

[0012] 专利文献 7:日本特开 2007-202617 号公报

发明内容

[0013] 发明所要解决的问题

[0014] 但是,在上述现有技术中,有时会因为超声波的声速限制而得不到良好的多普勒频谱图像。例如,在隔行扫描中,速度范围被限制而变低,因此,容易在有关流向被检体深部的快速血流的多普勒频谱图像中发生混叠现象。此外,在段扫描中,在连续地对 1 个测距选通门 (range gate) 收发超声波的期间,不对其他测距选通门收发超声波。因此,有时会在各测距选通门中的多普勒频谱图像中发生周期性数据缺失,并且因为该缺失而产生图像劣化。

[0015] 用于解决问题的手段

[0016] 实施方式涉及的超声波诊断装置具备设定部、距离判断部、扫描切换部、图像生成部以及显示部。设定部设定多个观测部位。距离判断部对所述多个观测部位中的至少一个观测部位在扫描线上的深度与规定的阈值进行比较。扫描切换部对扫描方式进行切换,使

得在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度低于所述阈值的情况下进行第一扫描,在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度超过所述阈值的情况下进行第二扫描,所述第一扫描是对所述多个观测部位的各个观测部位每进行 1 次收发就将观测部位加以更替地收发超声波,所述第二扫描是对所述多个观测部位中的至少一个观测部位多次收发超声波,并且对所述多个观测部位的各个观测部位更替地收发超声波。图像生成部基于由所述第一扫描或者所述第二扫描接收到的反射波数据,分别生成示出所述多个观测部位的各个观测部位中的移动速度随着时间经过而变化的多普勒频谱图像。显示部显示所述多普勒频谱图像。

附图说明

- [0017] 图 1 是示出本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构框图。
- [0018] 图 2 是示出本实施方式涉及的控制部的功能结构的框图。
- [0019] 图 3A 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的单多普勒模式的图 (1)。
- [0020] 图 3B 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的单多普勒模式的图 (2)。
- [0021] 图 4A 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的单多普勒模式的图 (1)。
- [0022] 图 4B 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的单多普勒模式的图 (2)。
- [0023] 图 5A 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的双多普勒模式的图 (1)。
- [0024] 图 5B 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的双多普勒模式的图 (2)。
- [0025] 图 6A 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的双多普勒模式的图 (1)。
- [0026] 图 6B 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的双多普勒模式的图 (2)。
- [0027] 图 7A 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的双多普勒模式的图 (1)。
- [0028] 图 7B 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置中的双多普勒模式的图 (2)。
- [0029] 图 8 是用于说明本实施方式涉及的距离判断部对距离的判断的图。
- [0030] 图 9 是示出本实施方式涉及的隔行扫描的顺序的图。
- [0031] 图 10 是示出本实施方式涉及的隔行扫描中的处理流程的图。
- [0032] 图 11 是示出选择了左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下的隔行扫描的顺序的图。
- [0033] 图 12 是示出选择了左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下的隔行扫描中的处理流程的图。
- [0034] 图 13 是示出本实施方式涉及的段扫描的顺序的图。
- [0035] 图 14 是示出本实施方式涉及的段扫描中的处理流程的图。
- [0036] 图 15 是用于说明超声波的声速限制的图。
- [0037] 图 16 是示出本实施方式涉及的测量值显示部对测量值的显示的一例的图。
- [0038] 图 17 是示出本实施方式涉及的测量值计算部对测量值的计算的一例的图。
- [0039] 图 18 是示出本实施方式涉及的测量值显示部对测量值的显示的一例的图。
- [0040] 图 19A 是示出本实施方式涉及的测量值计算部对测量值的计算的一例的图 (1)。
- [0041] 图 19B 是示出本实施方式涉及的测量值计算部对测量值的计算的一例的图 (2)。
- [0042] 图 19C 是示出本实施方式涉及的测量值计算部对测量值的计算的一例的图 (3)。
- [0043] 图 20 是示出本实施方式涉及的超声波诊断装置进行 B/D 同时扫描的处理过程的

流程图。

[0044] 图 21 是示出本实施方式涉及的超声波诊断装置进行自动测量处理的处理过程的流程图。

具体实施方式

[0045] 首先,对本实施方式涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是示出本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 的结构的框图。如图 1 所示,本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 具有超声波探头 1、显示部 2、输入部 3 和装置主体 10。

[0046] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子基于从后述的装置主体 10 所具有的发送部 11 提供的驱动信号产生超声波。此外,超声波探头 1 还接收来自被检体 P 的反射波并转换成电信号。此外,超声波探头 1 还具有设置在压电振子上的整合层和声透镜、以及防止从压电振子向后方传导超声波的衬垫材料等。这样的超声波探头 1 可自由装卸地连接在装置主体 10 上。

[0047] 在从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波时,所发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗的非连续面上接连被反射,作为反射波信号而被超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。接收到的反射波信号的振幅依赖于反射超声波的非连续面上的声阻抗之差。此外,所发送的超声波脉冲在血流或心脏壁等移动体表面上反射时的反射波信号,根据多普勒效应,依赖于移动体的相对于超声波发送方向的速度成分而受到频率偏移(多普勒偏移)。

[0048] 再有,无论是在使用作为单列配置了多个超声波振子而成的一维超声波探头的超声波探头 1,对被检体 P 进行二维扫描的情况下,还是在使用机械地摆动一维超声波探头中的多个压电振子的超声波探头 1 或作为二维地栅格状配置了多个压电振子而成的二维超声波探头的超声波探头 1,对被检体 P 进行三维扫描的情况下,都能够适用本实施方式。

[0049] 输入部 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触控屏、脚踏开关、轨迹球等,从超声波诊断装置 100 的操作者受理各种请求,并将所受理的各种请求传送给装置主体 10。

[0050] 例如,操作者使用输入部 3 所具有的轨迹球,在 B 模式图像等血管像上进行示出血流信息的观察部位的测距选通门(range gate)的设定。此外,例如,操作者使用输入部 3 所具有的面板开关等,进行显示 B 模式图像和多普勒频谱图像的 B/D 同时扫描的开始请求和结束请求。

[0051] 显示部 2 显示 GUI(Graphical User Interface:图形用户界面),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像等,所述 GUI 用于超声波诊断装置 100 的操作者使用输入部 3 输入各种请求,

[0052] 装置主体 10 基于超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像。具体而言,装置主体 10 具有发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像生成部 15、图像存储器 16、控制部 17 以及内部存储部 18。

[0053] 发送部 11 具有触发发生电路、发送延迟电路和脉冲发生器电路等,向超声波探头 1 提供驱动信号。脉冲发生器电路重复产生用于形成规定的重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency)的发送超声波的额定脉冲。再有,PRF 也叫做额定频率。发送延迟电路对脉冲发生器电路所产生的各额定脉冲赋予发送延迟时间,所述发送延迟时间是为了

将从超声波探头 1 产生的超声波会聚成波束状且决定发送指向性所需要的每个压电振子的发送延迟时间。此外,触发发生电路在基于额定脉冲的定时,向超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟电路通过使赋予给各额定脉冲的发送延迟时间进行变化,来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0054] 再有,发送部 11 为了基于后述的控制部 17 的指示来执行规定的扫描顺序,具有可瞬时地变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是利用可瞬间切换其值的线性放大器型发射电路、或者电气性切换多个电源单元的机构,来实现发送驱动电压的变更。

[0055] 在此,根据超声波波束的发送焦点距离声透镜的位置(深度)决定发送延迟时间。并且,发送部 11 通过使用发送延迟时间来控制超声波发送中的发送指向性。

[0056] 接收部 12 具有放大电路、A/D 转换器、接收延迟电路、加法器等,对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理并生成反射波数据。放大电路按照每个信道放大反射波信号后进行增益修正处理。A/D 转换器对增益修正后的反射波进行 A/D 转换。接收延迟电路对数字数据赋予决定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器对由接收延迟电路赋予了接收延迟时间的反射波信号进行加法处理,生成反射波数据。通过加法器的加法处理,强调反射波信号的来自与接收指向性对应的方向的反射成分。

[0057] 在此,根据超声波波束的接收焦点距离声透镜的位置(深度)决定接收延迟时间。然后,接收部 12 通过使用接收延迟时间来控制超声波接收中的接收指向性。

[0058] 此外,本实施方式涉及的超声波探头 1 可以按照发送焦点以及接收焦点的位置来变更用于收发的压电振子(发送用孔径和接收用孔径)。例如,在接收来自近处位置的反射波信号时,为了施加较强的接收焦点,减少进行接收的振子的数量,决定较小的接收用孔径来作为接收条件,使得仅由中央部分的压电振子接收到的反射波信号用于超声波图像的生成。此外,在接收来自远处位置的反射波信号时,由于压电振子的孔径越大越能够增强接收焦点,因此,以按照距离来增大接收用孔径的方式,决定接收条件。

[0059] B 模式处理部 13 通过对接收部 12 所生成的反射波数据进行对数放大和包络线检波处理等,生成用亮度的明亮程度表现信号强度的数据(B 模式数据)。

[0060] 多普勒处理部 14 通过对速度信息进行频率分析,从接收部 12 所生成的反射波数据中提取出多普勒偏移,并通过使用多普勒偏移,提取出基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分,生成针对多个点提取了平均速度、方差、功率等移动体信息而成的数据(多普勒数据)。

[0061] 再有,本实施方式涉及的 B 模式处理部 13 和多普勒处理部 14,可以对二维反射波数据和三维反射波数据两者进行处理。

[0062] 图像生成部 15 根据由 B 模式处理部 13 和多普勒处理部 14 生成的数据生成超声波图像。即,图像生成部 15 根据由 B 模式处理部 13 生成的 B 模式数据,生成用亮度表示了反射波强度的 B 模式图像。或者,图像生成部 15 根据由 B 模式处理部 13 生成的规定的扫描线中的 B 模式数据,生成规定的扫描线中的用亮度表示了反射波强度的沿着时间系列的变化了的 M 模式图像。

[0063] 此外,图像生成部 15 还根据由多普勒处理部 14 生成的多普勒数据,生成表示移动体信息(血流信息或组织的移动信息)的平均速度图像、方差图像、功率图像、或者作为它们的组合图像的彩色多普勒图像。另外,图像生成部 15 根据由多普勒处理部 14 生成的多

普勒数据,生成沿着时间系列绘制了移动体的速度信息(血流的速度信息或组织的速度信息)而成的多普勒频谱图像。

[0064] 图像存储器 16 是存储图像生成部 15 生成的超声波图像的存储器。此外,图像存储器 16 还可以存储由 B 模式处理部 13 或多普勒处理部 14 生成的数据。

[0065] 内部存储部 18 存储用于进行超声波收发、图像处理 and 显示处理的控制程序、或诊断信息(例如,患者 ID、医师所见等)、诊断协议、各种身体标记等各种数据。此外,内部存储部 18 根据需要,还用于由图像存储器 16 所存储的图像的保管等。此外,由内部存储部 18 存储的数据可以经由未图示的接口,向外部周边装置传送。

[0066] 控制部 17 控制超声波诊断装置 100 的整个处理。具体而言,控制部 17 基于从操作者经由输入部 3 输入的各种请求、或从内部存储部 18 读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像生成部 15 的处理。此外,控制部 17 还进行控制,使显示部 2 显示由图像存储器 16 存储的超声波图像、或用于指定由图像生成部 15 进行的各种处理的 GUI 等。

[0067] 以上,关于本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 的结构进行了说明。在这种结构下,在本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 中,控制部 17 针对作为血流信息的观测部位而设定的至少 2 个测距选通门,判断从第一测距选通门到超声波探头的距离和从第二测距选通门到超声波探头的距离之合计长度是否低于阈值。此外,控制部 17 对扫描方式进行切换,使得在判断为距离的合计长度低于阈值的情况下进行隔行扫描,在判断为距离的合计长度是阈值以上的情况下进行段扫描。图像生成部 15 基于由段扫描或者隔行扫描接收到的反射波数据,分别生成示出第一测距选通门中的血流速度随着时间经过而变化的第一多普勒频谱图像和示出第二测距选通门中的血流速度随着时间经过而变化的第二多普勒频谱图像。并且,显示部 2 显示由图像生成部 15 生成的第一多普勒频谱图像和第二多普勒频谱图像。

[0068] 即,本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 在显示设定在多处各个测距选通门中的多普勒频谱图像的情况下,按照各测距选通门深度的合计,自动地切换隔行扫描和段扫描。在此,隔行扫描是对第一测距选通门和第二测距选通门的各个测距选通门每进行一次收发就将观测部位加以更替地收发超声波的方式。此外,段扫描是对第一测距选通门和第二测距选通门的各个测距选通门每进行多次收发就将观测部位加以更替地收发超声波的方式。

[0069] 以下,对这样的超声波诊断装置 100 详细地进行说明。再有,在本实施方式中,超声波诊断装置 100 在 B 模式图像的血管像上设定 2 个测距选通门作为血流信息的观察部位,分别显示各测距选通门中的多普勒频谱图像。以下将这样地显示 2 个测距选通门的各个测距选通门中的多普勒频谱图像的显示模式叫做双多普勒模式。再有,超声波诊断装置 100 也可以每次各显示 2 个测距选通门中的多普勒频谱图像每次各显示 1 个。将这样地将 2 个测距选通门中的多普勒频谱图像每次各显示 1 个的显示模式叫做单多普勒模式。

[0070] 此外,超声波诊断装置 100 能够按照诊断对象的脏器或诊断种类执行各种应用。在本实施方式中,关于超声波诊断装置 100 执行心脏诊断用应用和颈动脉诊断用应用的情况进行说明。另外,超声波诊断装置 100 能够按照诊断部位来切换多普勒频谱图像的显示形态。在本实施方式中,说明诊断部位是心脏的左心室流入血流(Left Ventricular

Inflow :LVI) 和左心室流出血流 (Left Ventricular Outflow :LVO) 的情况、诊断部位是心脏的左心室流入血流峰值速度 (E) 和二尖瓣环移动速度 (e') 的情况、以及诊断部位是颈动脉的颈总动脉 (Common Carotid Artery :CCA) 和颈内动脉 (Internal Carotid Artery :ICA) 的情况。

[0071] 下面,对本实施方式涉及的控制部 17 详细地进行说明。图 2 是示出本实施方式涉及的控制部 17 的功能结构的框图。如图 2 所示,控制部 17 具有显示控制部 17a、设定部 17f、距离判断部 17b、扫描切换部 17c、测量值计算部 17d、以及测量值显示部 17e。

[0072] 显示控制部 17a 经由输入部 3,从操作者受理各种请求,并按照所受理的各种请求,使显示部 2 中显示由图像存储器 16 存储的超声波图像、或用于指定由图像生成部 15 进行的各种处理的 GUI 等。此外,超声波诊断装置 100 还经由输入部 3 所具有的触控屏,从操作者受理选择上述的显示模式、应用和诊断部位的操作。

[0073] 例如,显示控制部 17a 在触摸屏上显示“双多普勒”按钮、“PWD1”按钮和“PWD2”按钮。“双多普勒”按钮是用于从操作者受理单模式或者双模式的选择以及诊断部位的选择的按钮。该“双多普勒”每次被操作者按下时,按照“双多普勒(关)”、“双多普勒(LVI/LVO)”、“双多普勒(E/e')”的顺序依次切换显示。

[0074] 此外,“PWD1”按钮和“PWD2”按钮是用于从操作者受理选择 2 个测距选通门中的哪个测距选通门的操作的按钮。这些“PWD1”按钮和“PWD2”按钮在“双多普勒”按钮是“双多普勒(关)”的状态下显示为“PWD1”和“PWD2”,在“双多普勒”按钮是“双多普勒(LVI/LVO)”的状态下显示为“PWD1(LVI)和“PWD2(LVO)”,在“双多普勒”按钮是“双多普勒(E/e')”的状态下显示为“PWD1(E)”和“PWD2(e')”。

[0075] 并且,例如在显示控制部 17a 从操作者受理了 B/D 同时扫描的开始请求的情况下,使显示部 2 显示已由图像生成部 15 生成的 B 模式图像和多普勒频谱图像。此外,显示控制部 17a 还在显示部 2 上显示的 B 模式图像上显示示出超声波收发方向的 2 条扫描线。此外,显示控制部 17a 还在各扫描线上显示测距选通门。再有,显示控制部 17a 按照经由输入部 3 所具有的轨迹球从操作者受理的操作,使各扫描线在扫描方向上移动,或者使各测距选通门的位置沿着扫描线移动。

[0076] 在此,显示控制部 17a 按照已由操作者选择出的显示模式或应用、诊断部位,使 B 模式图像上显示的扫描线和测距选通门的位置或多普勒频谱图像的种类进行变化。例如,基于预先按照每个应用和诊断部位而定义的预置信息,决定扫描线和测距选通门的位置。

[0077] 图 3A、3B、4A 和 4B 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 中的单多普勒模式的图。图 3A、3B、4A 和 4B 示出了选择了心脏诊断用应用,且选择了左心室流入血流和左心室流出血流作为诊断部位的情况。再有,图 3A 和 4A 示出了显示部 2 具有的显示区域,图 3B 和 4B 示出了触控屏。

[0078] 如图 3A、3B、4A 和 4B 所示,在选择了心脏诊断用应用,且选择了左心室流入血流和左心室流出血流作为诊断部位的情况下,显示控制部 17a 在显示部 2 上显示 B 模式图像 31,在该 B 模式图像 31 上显示 2 条扫描线 PWD1 和 PWD2。此外,显示控制部 17a 在扫描线 PWD1 上显示测距选通门 RG1,在扫描线 PWD2 上显示测距选通门 RG2。这时,显示控制部 17a 以在左心室流入血流的位置上配置测距选通门 RG1,在左心室流出血流的位置上配置测距选通门 RG2 的方式,显示扫描线 PWD1 和 PWD2 以及测距选通门 RG1 和 RG2。

[0079] 并且,例如图 3A 和 3B 所示,在触控屏上显示的“双多普勒”按钮是“双多普勒(关)”的状态下按下了“PWD1”按钮的情况下,显示控制部 17a 使设定在扫描线 PWD1 上的测距选通门 RG1 中的多普勒频谱图像 32 显示在显示部 2 具有的显示区域上。再有,在该状态下,显示控制部 17a 成为可受理针对扫描线 PWD1 和测距选通门 RG1 的操作的状态。

[0080] 此外,例如图 4A 和 4B 所示,在触控屏上显示的“双多普勒”按钮是“双多普勒(关)”的状态下按下了“PWD2”按钮的情况下,显示控制部 17a 使设定在扫描线 PWD2 上的测距选通门 RG2 中的多普勒频谱图像 42 显示在显示部 2 具有的显示区域上。再有,在该状态下,显示控制部 17a 成为可受理针对扫描线 PWD2 和测距选通门 RG2 的操作的状态。

[0081] 图 5A、5B、6A、6B、7A、7B 和 7C 是用于说明本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 中的双多普勒模式的图。图 5A 和 5B 示出选择了心脏诊断用应用,并且选择了左心室流入血流和左心室流出血流作为诊断部位的情况。此外,图 6A 和 6B 示出选择了心脏诊断用应用,并且选择了左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度作为诊断部位的情况。此外,图 7A、7B 和 7C 示出选择了颈动脉诊断用应用,并且选择了颈总动脉和颈内动脉作为诊断部位的情况。

[0082] 如图 5A 和 5B 所示,在选择了心脏诊断用应用,并且选择了左心室流入血流和左心室流出血流作为诊断部位的情况下,显示控制部 17a 在显示部 2 上显示心脏的 B 模式图像 51,并在该 B 模式图像 51 上显示 2 条扫描线 PWD1 和 PWD2。此外,显示控制部 17a 在扫描线 PWD1 上显示测距选通门 RG1,在扫描线 PWD2 上显示测距选通门 RG2。这时,显示控制部 17a 以在左心室流入血流的位置上配置测距选通门 RG1,在左心室流出血流的位置上配置测距选通门 RG2 的方式,显示扫描线 PWD1 和 PWD2 以及测距选通门 RG1 和 RG2。

[0083] 并且,例如图 5A 和 5B 所示,在触控屏上显示的“双多普勒”按钮是“双多普勒(LVI/LVO)”的状态的情况下,显示控制部 17a 使示出测距选通门 RG1 中的正侧速度成分的多普勒频谱图像 52 和示出测距选通门 RG2 中的负侧速度成分的多普勒频谱图像 53,上下配置地显示在显示部 2 具有的显示区域上。再有,在该状态下按下了“PWD1”按钮的情况下,显示控制部 17a 成为可受理针对扫描线 PWD1 和测距选通门 RG1 的操作的状态。另一方面,在按下了“PWD2”按钮的情况下,显示控制部 17a 成为可受理针对扫描线 PWD2 和测距选通门 RG2 的操作的状态。

[0084] 此外,如图 6A 和 6B 所示,在选择了心脏诊断用应用,并且选择了左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度作为诊断部位的情况下,显示控制部 17a 在显示部 2 上显示心脏的 B 模式图像 61,并在该 B 模式图像 61 上显示 2 条扫描线 PWD1 和 PWD2。此外,显示控制部 17a 在扫描线 PWD1 上显示测距选通门 RG1,在扫描线 PWD2 上显示测距选通门 RG2。这时,显示控制部 17a 以在左心室流入血流的位置上配置测距选通门 RG1,在二尖瓣环的位置上配置测距选通门 RG2 的方式,显示扫描线 PWD1 和 PWD2 以及测距选通门 RG1 和 RG2。

[0085] 并且,例如图 6A 和 6B 所示,在触控屏上显示的“双多普勒”按钮是“双多普勒(E/e')”的状态的情况下,显示控制部 17a 使测距选通门 RG1 中的左心室流入血流峰值速度的多普勒频谱图像 62 和二尖瓣环移动速度的多普勒频谱图像 63,上下配置地显示在显示部 2 具有的显示区域上。再有,在该状态下按下了“PWD1”按钮的情况下,显示控制部 17a 成为可受理针对扫描线 PWD1 和测距选通门 RG1 的操作的状态。另一方面,在按下了“PWD2”按钮的情况下,显示控制部 17a 成为可受理针对扫描线 PWD2 和测距选通门 RG2 的操作的状态。

[0086] 此外,例如图 7A 和 7B 所示,在选择了颈动脉诊断用应用,并且选择了颈总动脉和颈内动脉作为诊断部位的情况下,显示控制部 17a 在显示部 2 上显示颈动脉的 B 模式图像 71,并在该 B 模式图像 71 上显示 2 条扫描线 PWD1 和 PWD2。此外,显示控制部 17a 在扫描线 PWD1 上显示测距选通门 RG1,在扫描线 PWD2 上显示测距选通门 RG2。这时,显示控制部 17a 以在颈总动脉的位置上配置测距选通门 RG1,在颈内动脉的位置上配置测距选通门 RG2 的方式,显示扫描线 PWD1 和 PWD2 以及测距选通门 RG1 和 RG2。

[0087] 并且,例如图 7A 和 7B 所示,在触控屏上显示的“双多普勒”按钮是“双多普勒(CCA/ICA)”的状态的情况下,显示控制部 17a 使测距选通门 RG1 中的颈总动脉的多普勒频谱图像 72 和颈内动脉的多普勒频谱图像 73,上下配置地显示在显示部 2 具有的显示区域上。再有,在该状态下按下了“PWD1”按钮的情况下,显示控制部 17a 成为可受理针对扫描线 PWD1 和测距选通门 RG1 的操作的状态。另一方面,在按下了“PWD2”按钮的情况下,显示控制部 17a 成为可受理针对扫描线 PWD2 和测距选通门 RG2 的操作的状态。

[0088] 回到图 2 的说明,设定部 17f 设定多个观测部位。在本实施方式中,设定部 17f 基于由显示控制部 17a 显示在显示部 2 上的测距选通门的位置设定观测部位。具体而言,设定部 17f 将显示部 2 上显示的 B 模式图像上定位有测距选通门的地方设定为观测部位。

[0089] 距离判断部 17b 对多个观测部位中的至少一个观测部位在扫描线上的深度与规定的阈值进行比较。在本实施方式中,距离判断部 17b 对多个观测部位中的至少 2 个观测部位在扫描线上的深度的合计与规定的阈值进行比较。

[0090] 具体而言,距离判断部 17b 针对作为血流信息的观测部位而设定的至少 2 个测距选通门,判断从第一测距选通门到超声波探头的距离和从第二测距选通门到超声波探头的距离之合计长度是否低于阈值。

[0091] 图 8 是用于说明本实施方式涉及的距离判断部 17b 对距离的判断的图。如图 8 所示,例如假设已设定有 B 模式图像 81 上设定的 2 条扫描线 PWD1 和 PWD2,在扫描线 PWD1 上设定了测距选通门 RG1,在扫描线 PWD2 上设定了测距选通门 RG2。该情况下,距离判断部 17b 分别计算从超声波探头 1 的探头原点 80 到测距选通门 RG1 的距离 R1 和从超声波探头 1 的原点 80 到测距选通门 RG2 的距离 R2。然后,距离判断部 17b 计算所计算出的距离 R1 和距离 R2 的合计长度,判断该合计长度是否低于规定的阈值。

[0092] 在此,在本实施方式中,距离判断部 17b 根据诊断部位来设定阈值并进行距离的合计长度的判断。例如,距离判断部 17b 在诊断部位是心脏的左心室流入血流和左心室流出血流的情况下,将即使在进行了隔行扫描的情况下也不产生混叠的测距选通门的深度的 2 倍值作为阈值。在此,最好预先通过例如实验性地一边使测距选通门深度一点一点地加深一边进行隔行扫描,来将不产生混叠的测距选通门深度,设得比在多普勒频谱图像中产生了混叠的时刻的测距选通门深度浅。根据该深度所求出的阈值,例如预先被操作者保存在规定的存储部中。并且,距离判断部 17b 取得存储部中保存的阈值后进行距离的合计长度的判断。再有,对于诊断部位是心脏的左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下,也能够同样地设定阈值。

[0093] 此外,例如,距离判断部 17b 在诊断部位是颈动脉的颈总动脉和颈内动脉的情况下,将比能够设定的测距选通门深度的最大值的 2 倍还要大的值设定为阈值。这样,在进行颈动脉的颈总动脉和颈内动脉的诊断的情况下,由于从各测距选通门到超声波探头的距离

的合计长度不会成为阈值以上,因此就总是用隔行扫描来收集数据。一般而言,颈动脉位于距体表很浅的位置上,因此,即使用隔行扫描来收集数据,发生混叠现象的可能性也是很低,能得到足够画质的多普勒图像。

[0094] 再有,在此关于根据诊断部位设定阈值的情况进行了说明,但例如也可以距离判断部 17b 根据患者信息来设定阈值。例如,距离判断部 17b 根据进行诊断时由操作者输入到超声波诊断装置 100 中的患者的性别或年龄来设定阈值。例如,已知多普勒的速度范围随着年龄增加而下降。因此,例如,距离判断部 17b 设定阈值,使其随着患者年龄增长而值变低。

[0095] 回到图 2 的说明,扫描切换部 17c 对扫描方式进行切换,使得在至少一个观测部位在扫描线上的深度低于阈值的情况下进行第一扫描,在至少一个观测部位在扫描线上的深度超过阈值的情况下进行第二扫描,所述第一扫描是对多个观测部位的各个观测部位每进行 1 次收发就将观测部位加以更替地收发超声波,所述第二扫描是对多个观测部位中的至少一个观测部位多次收发超声波,并对多个观测部位的各个观测部位更替地收发超声波。

[0096] 在本实施方式中,扫描切换部 17c 对扫描方式进行切换,使得在至少 2 个观测部位在扫描线上的深度的合计低于阈值的情况下进行第一扫描,在至少 2 个观测部位在扫描线上的深度的合计超过阈值的情况下进行第二扫描。

[0097] 再有,第二扫描例如可以是对多个观测部位的各个观测部位收发相同数量的超声波,也可以是对多个观测部位的各个观测部位收发不同数量的超声波。例如,第二扫描也可以是对多个观测部位中的 1 个或者多个观测部位各收发超声波 1 次,对其他观测部位多次收发超声波。

[0098] 在此,例如由观测部位的深度来决定对各观测部位进行几次收发。一般而言,一方观测部位的深度越深,对该观测部位多次收发超声波所花费的时间越长,因此在关于其他观测部位的多普勒波形中产生的空隙就会变大。因此,例如对于所处位置深的观测部位,与所处位置浅的观测部位相比,收发次数减少。

[0099] 此外,例如也可以由所需的测定精度来决定收发次数。例如,对于需要高精度测定的观测部位或 SN 比差的观测部位,增加收发次数。此外,例如也可以由流速来决定收发次数。例如,在某观测部位的流速低的情况下,对该观测部位各收发超声波 1 次,对其他观测部位多次收发超声波。这样,通过对流速低的观测部位隔有时间间隔地收发超声波,能够进行低流速的检测。

[0100] 具体而言,扫描切换部 17c 对扫描方式进行切换,使得在距离判断部 17b 判断为距离的合计长度低于阈值的情况下进行隔行扫描,在距离判断部 17b 判断为距离的合计长度是阈值以上的情况下进行段扫描。在此,对隔行扫描和段扫描具体地进行说明。再有,在此,关于从图 8 所示的测距选通门 RG1 和 RG2 收集数据的情况进行说明。

[0101] 首先,对隔行扫描进行说明。图 9 是示出本实施方式涉及的隔行扫描的顺序的图。图 9 中,横轴示出时间。此外, Tx 示出从超声波探头 1 发送的超声波的 PRF 和发送定时。此外, Rx 示出由超声波探头 1 接收反射波的定时。此外, D1 示出对 RG1 中的多普勒频谱图像用数据进行采样的定时。此外, D2 示出对 RG2 中的多普勒频谱图像用数据进行采样的定时。

[0102] 在隔行扫描中,对测距选通门 RG1 和测距选通门 RG2 的各个测距选通门每进行 1 次收发就将观测部位加以更替地收发超声波。例如,如图 9 所示,在隔行扫描中,沿着扫描

线 PWD1 发送 PRF 为 8kHz 的超声波,沿着扫描线 PWD2 发送 PRF 为 4kHz 的超声波。在此,所述对扫描线 PWD1 的发送和对扫描线 PWD2 的发送更替地各进行 1 次。

[0103] 此外,在隔行扫描中,例如更替地接收测距选通门 RG1 的反射波和测距选通门 RG2 的反射波。并且,例如,分别按 2.7kHz 的周期,对 RG1 中的多普勒频谱图像用数据和 RG2 中的多普勒频谱图像用数据进行采样。再有,在隔行扫描中,按照测距选通门 RG1 和 RG2 的位置来设定可最短地从各测距选通门收集数据的 PRF。

[0104] 图 10 是示出本实施方式涉及的隔行扫描中的处理流程的图。如图 10 所示,在隔行扫描中,多普勒处理部 14 通过对来自测距选通门 RG1 的反射波数据依次实施壁滤波 (Wall Filter)、快速傅立叶变换 (Fast Fourier Transformation :FFT) 和后处理 (Post 处理),生成示出测距选通门 RG1 中的血流流速的多普勒数据。

[0105] 另一方面,多普勒处理部 14 通过对来自测距选通门 RG2 的反射波数据依次实施壁滤波 (Wall Filter)、FFT (Fast Fourier Transformation) 和后处理 (Post 处理),生成示出测距选通门 RG2 中的血流流速的多普勒数据。并且,图像生成部 15 根据由多普勒处理部 14 生成的各多普勒数据,分别生成测距选通门 RG1 中的多普勒频谱图像和测距选通门 RG2 中的多普勒频谱图像,并显示在显示部 2 上 (Dual-D 显示)。

[0106] 再有,在选择了心脏的左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度作为诊断部位的情况下的隔行扫描中,由于二尖瓣环移动速度的多普勒频谱图像成为组织多普勒,因此顺序与图 9 所示的顺序稍有不同。图 11 是示出选择了左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下的隔行扫描的顺序的图。再有,在此假设在左心室流入血流的位置上配置了测距选通门 RG1,在二尖瓣环的位置上配置了测距选通门 RG2。图 11 中,横轴示出了时间。此外, Tx、Rx、D1 和 D2 表示的意思与图 9 相同。此外, D3 示出对 RG2 中的二尖瓣环移动速度的多普勒频谱图像用数据进行采样的定时。

[0107] 在选择了左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下的隔行扫描中,对测距选通门 RG1 和测距选通门 RG2 的各个测距选通门每进行多次收发就将观测部位加以更替地收发超声波。例如,如图 11 所示,在隔行扫描中,沿着扫描线 PWD1 发送 PRF 为 5kHz 的超声波,沿着扫描线 PWD2 发送 PRF 为 4kHz 的超声波。在此,所述对扫描线 PWD1 的发送和对扫描线 PWD2 的发送更替地各进行 1 次。

[0108] 此外,在隔行扫描中,例如更替地接收测距选通门 RG1 的反射波和测距选通门 RG2 的反射波。并且,例如,分别按 2.2kHz 的周期,对 RG1 中的多普勒频谱图像用数据和 RG2 中的多普勒频谱图像用数据进行采样。此外,对 RG2 中的二尖瓣环移动速度的多普勒频谱图像用数据,例如以 1.1kHz 的周期间隔剔除地进行收集。这是因为,组织的移动速度比血流流速慢。再有,在隔行扫描中,按照测距选通门 RG1 和 RG2 的位置来设定可最短地从各测距选通门收集数据的 PRF。

[0109] 图 12 是示出选择了左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下的隔行扫描中的处理流程的图。如图 12 所示,在选择了左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下的隔行扫描中,多普勒处理部 14 在对来自测距选通门 RG2 的反射波数据实施壁滤波 (Wall Filter) 之前,先实施低通滤波 (Low Pass Filter :LPF) 和定标 (Scaling)。这样,二尖瓣环移动速度的多普勒频谱图像用数据就被间隔剔除而拉长周期。

[0110] 下面,对段扫描进行说明。图 13 是示出本实施方式涉及的段扫描的顺序的图。图

13 中,横轴示出了时间。此外,Tx 和 Rx 表示的意思与图 9 相同。此外,D1 示出对 RG1 中的多普勒频谱图像用数据进行采样的定时。此外,D2 示出对 RG2 中的多普勒频谱图像用数据进行采样的定时。此外,D3 示出关于 RG1 中的多普勒频谱图像用数据的信号处理。此外,D4 示出关于 RG2 中的多普勒频谱图像用数据的信号处理。

[0111] 在段扫描中,对测距选通门 RG1 和测距选通门 RG2 的各个测距选通门每进行多次收发就将观测部位加以更替地收发超声波。例如,如图 13 所示,在段扫描中,沿着扫描线 PWD1 连续多次地发送 PRF 为 5kHz 的超声波,沿着扫描线 PWD2 连续多次地发送 PRF 为 4kHz 的超声波。在此,所述对扫描线 PWD1 的发送和对扫描线 PWD2 的发送更替地各进行多次。

[0112] 此外,在段扫描中,例如连续多次地接收测距选通门 RG1 的反射波,并且连续多次地接收测距选通门 RG2 的反射波。在此,所述来自测距选通门 RG1 的反射波的接收和来自测距选通门 RG2 的反射波的接收更替地各进行多次。并且,例如,按照由多次的反射波数据构成的段单位,对 RG1 中的多普勒频谱图像用数据和 RG2 中的多普勒频谱图像用数据更替地进行采样。再有,在段扫描中,按照测距选通门 RG1 和 RG2 的位置来设定可最短地从各测距选通门收集数据的 PRF。

[0113] 在此,在段扫描中,由于在连续地对测距选通门 RG1 收发超声波期间,不对测距选通门 RG2 收发超声波,因此,各测距选通门中的多普勒频谱图像中会产生周期性数据缺失。于是,在本实施方式中,在各测距选通门中的多普勒频谱图像中周期性的数据缺失区间插入插补数据。这样能够抑制由数据缺失所产生的图像劣化。

[0114] 图 14 是示出本实施方式涉及的段扫描中的处理流程的图。如图 14 所示,在段扫描中,多普勒处理部 14 对来自测距选通门 RG1 和 RG2 的各个测距选通门的反射数据依次实施壁滤波(Wall Filter)和快速傅立叶变换(Fast Fourier Transformation:FFT)。这时,壁滤波和快速傅立叶变换成为时间分割处理。再有,多普勒处理部 14 也可以不是用时间分割处理进行壁滤波和快速傅立叶变换,而是与图 10 所示的流程同样地,对来自测距选通门 RG1 和 RG2 的各个测距选通门的反射波数据分别地实施壁滤波和快速傅立叶变换。

[0115] 并且,多普勒处理部 14 通过对已实施了快速傅立叶变换的来自测距选通门 RG1 的数据实施参数识别处理、插补数据生成处理和后处理(Post 处理),在测距选通门 RG1 中的多普勒频谱图像中所产生的数据缺失区间中填补插补数据。同样地,多普勒处理部 14 也通过对已实施了快速傅立叶变换的来自测距选通门 RG2 的数据实施参数识别处理、插补数据生成处理和后处理(Post 处理),在测距选通门 RG2 中的多普勒频谱图像中所产生的数据缺失区间中填补插补数据。并且,图像生成部 15 根据由多普勒处理部 14 生成的各多普勒数据,分别生成测距选通门 RG1 中的多普勒频谱图像和测距选通门 RG2 中的多普勒频谱图像,并显示在显示部 2 上(Dual-D 显示)。

[0116] 在此,在独立地进行了上述的隔行扫描或者段扫描的某个的情况下,具有如以前那样地因为超声波的声速限制而得不到良好的多普勒频谱图像的可能性。图 15 是用于说明超声波的声速限制的图。如图 15 所示,在超声波诊断装置中使用的超声波中,在视野深度与 PRF 以及多普勒速度范围之间产生权衡。

[0117] 从图 15 所示的关系可知,当 PRF 变小时,视野深度变深,与此相对,多普勒速度范围变低。在隔行扫描中,由于 PRF 按照测距选通门的数量而变小,因此,因为这样的声速限制而多普勒频谱图像的速度范围变小,从而容易发生混叠现象。因此,在隔行扫描中,例如

对设定在深位置上的测距选通门中的快速血流进行诊断会很困难。

[0118] 对此,在本实施方式中,扫描切换部 17c 对扫描方式进行切换,使得在由距离判断部 17b 判断为距离的合计长度低于阈值的情况下进行隔行扫描,在由距离判断部 17b 判断为距离的合计长度是阈值以上的情况下进行段扫描。即,在本实施方式中,在诊断设定在深位置上的测距选通门中的血流时,自动地将扫描方式从隔行扫描切换为段扫描。从而,根据本实施方式,即使关于设定在深位置上的测距选通门中的快速血流,也能够得到画质好的多普勒频谱图像。

[0119] 回到图 2 的说明,测量值计算部 17d 计算测量值,所述测量值是从图像生成部 15 生成的第一多普勒频谱图像示出的移动速度和第二多普勒频谱图像示出的移动速度所得到的测量值。

[0120] 例如,测量值计算部 17d 在诊断部位是心脏的左心室流入血流和左心室流出血流的情况下,根据设定在左心室流入血流位置上的测距选通门 RG1 中的多普勒频谱图像所示出的血流速度、以及设定在左心室流出血流位置上的测距选通门 RG2 中的多普勒频谱图像所示出的血流速度,计算各种测量值。例如,测量值计算部 17d 计算 E_{vel} 、 A_{vel} 、 E/A (E_{vel}/A_{vel})、 DcT 等测量值,作为 Mitral (二尖瓣) 系的测量值。此外,测量值计算部 17d 还计算 VTI、VP、PPG、MPG 等测量值,作为 Aortic (大动脉) 系的测量值。

[0121] 另外,测量值计算部 17d 计算 IRT (Isovolumetric Relaxation Time :等容舒张时间)、ICT (Isovolumetric Contraction Time :等容收缩时间)、T. Index 等测量值,作为与左心室流入血流和左心室流出血流有关的测量值。图 17 是示出本实施方式涉及的测量值计算部 17d 对测量值的计算的一例的图。例如,如图 17 所示,假设舒张期心室流入血流速度波形的结束到开始的时间为 a,射血时间 (ET :Ejection Time) 为 b,从心电图的 R 波到心室流入血流速度波形的开始的时间为 c,从心电图的 R 波到左心室射血血流速度波形的结束的时间为 d 时,IRT 和 ICT 分别通过以下所示的公式计算出。

$$[0122] \quad IRT = c-d$$

$$[0123] \quad ICT = a-b-IRT$$

$$[0124] \quad T. Index = (a-b)/b$$

[0125] 此外,测量值计算部 17d 在诊断部位是心脏的左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下,根据设定在左心室流入血流位置上的测距选通门 RG1 中的多普勒频谱图像所示出的血流速度、以及设定在二尖瓣环位置上的测距选通门 RG2 中的多普勒频谱图像所示出的二尖瓣环移动速度,计算各种测量值。例如,测量值计算部 17d 计算 EPV、 e' 、 e'/E 等测量值。在此,EPV 是左心室流入血流速度波形中的 E 波的峰值速度。此外, e' 是二尖瓣环移动速度的峰值。

[0126] 此外,测量值计算部 17d 在诊断部位是颈动脉的颈总动脉和颈内动脉的情况下,基于 B 模式图像计算各种测量值。图 19A、19B 和 19C 是示出本实施方式涉及的测量值计算部 17d 对测量值的计算的一例的图。例如图 19A 所示,测量值计算部 17d 计算测距选通门 RG1 与测距选通门 RG2 之间的距离 L。此外,例如图 19B 所示,测量值计算部 17d 计算颈动脉的上下壁厚 h_1 和 h_2 、以及颈动脉的内径 D。

[0127] 另外,测量值计算部 17d 在诊断部位是颈动脉的颈总动脉和颈内动脉的情况下,根据设定在颈总动脉位置上的测距选通门 RG1 中的多普勒频谱图像所示出的血流速度、以

及设定在颈内动脉位置上的测距选通门 RG2 中的多普勒频谱图像所示出的血流速度,计算各种测量值。例如图 19C 所示,测量值计算部 17d 计算 CCAVe1、ICAVe1、T1 等测量值。在此,Ccave1 是 CCA 的最高速度,Icave1 是 ICA 的最高速度。此外,T1 是 CCA 峰值与 ICA 峰值的时间差。此外,测量值计算部 17d 也可以根据脉搏速度 C 计算动脉硬化度 E。例如,假设对每个部位预先决定的预置值为 ρ 时,通过以下所示的公式 (1) 计算出动脉硬化度 E。

[0128] [数学式 1]

$$[0129] \quad E = \frac{\rho \cdot D}{h} \cdot C^2 \quad \dots\dots (1)$$

[0130] 回到图 2 的说明,测量值显示部 17e 使显示部 2 显示由测量值计算部 17d 计算出的测量值。

[0131] 图 16 是示出本实施方式涉及的测量值显示部 17e 对测量值的显示的一例的图。例如图 16 所示,测量值显示部 17e 在诊断部位是心脏的左心室流入血流和左心室流出血流的情况下,在用于显示 Mitral 系测量值的显示区域 161 中,显示由测量值计算部 17d 计算出的 Eve1、Ave1、E/A (Eve1/Ave1)、DcT 等测量值。此外,测量值计算部 17d 在用于显示 Aortic 系测量值的显示区域 162 中,显示由测量值计算部 17d 计算出的 VTI、VP、PPG、MPG 等测量值。另外,测量值显示部 17e 在用于显示与左心室流入血流和左心室流出血流有关的测量值的显示区域 163 中,显示由测量值计算部 17d 计算出的 IRT、ICT 和 T. Index 等测量值。

[0132] 图 18 是示出本实施方式涉及的测量值显示部 17e 对测量值的显示的一例的图。例如图 18 所示,测量值显示部 17e 在诊断部位是心脏的左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度的情况下,向用于显示与左心室流入血流峰值速度和二尖瓣环移动速度有关的测量值的显示区域 181,输出由测量值计算部 17d 计算出的 EPV、e'、e' /E 等测量值。

[0133] 此外,例如,测量值显示部 17e 在诊断部位是颈动脉的颈总动脉和颈内动脉的情况下,如图 19C 所示,在显示部 2 上显示 CCAVe1 和 ICAVe1 等测量值。

[0134] 下面,对本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 进行的 B/D 同时扫描的处理过程进行说明。图 20 是示出本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 进行的 B/D 同时扫描的处理过程的流程图。

[0135] 如图 20 所示,在本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 中,控制部 17 判断是否从操作者受理了 B/D 同时扫描的开始请求(步骤 S101)。然后,在受理了 B/D 同时扫描的开始请求的情况下(步骤 S101、是),显示控制部 17a 在显示部 2 上显示已由图像生成部 15 生成的 B 模式图像(步骤 S102)。

[0136] 之后,显示控制部 17a 待机(步骤 S103、否),直到被操作者选择了诊断用应用。然后,在已选择了应用的情况下(步骤 S103、是),显示控制部 17a 待机(步骤 S104、否),直到被操作者选择了诊断部位。

[0137] 然后,在已选择了诊断部位的情况下(步骤 S104、是),距离判断部 17b 设定在扫描方式的切换判断中利用的阈值(步骤 S105)。之后,距离判断部 17b 待机(步骤 S106、否),直到测距选通门 RG1 和测距选通门 RG2 被设定。

[0138] 然后,在设定了测距选通门 RG1 和测距选通门 RG2 的情况下(步骤 S106、是),距离判断部 17b 计算从超声波探头 1 到测距选通门 RG1 的距离 R1 和从超声波探头 1 到测距选通门 RG2 的距离 R2 之合计长度(步骤 S107)。之后,距离判断部 17b 判断计算出的距离

的合计长度是否低于阈值（步骤 S108）。

[0139] 在此，在距离的合计长度低于阈值的情况下（步骤 S108、是），扫描切换部 17c 将扫描方式切换为隔行扫描（步骤 S109）。另一方面，在距离的合计长度是阈值以上的情况下（步骤 S108、否），扫描切换部 17c 将扫描方式切换为段扫描（步骤 S110）。

[0140] 接着，显示控制部 17a 在操作者选择了双多普勒模式的情况下（步骤 S111、是），使测距选通门 RG1 和测距选通门 RG2 的各个测距选通门中的多普勒频谱图像显示在显示部 2 上（步骤 S112）。另一方面，显示控制部 17a 在操作者未选择双多普勒模式的情况下（步骤 S111、否），使测距选通门 RG1 或者测距选通门 RG2 中的多普勒频谱图像显示在显示部 2 上（步骤 S113）。

[0141] 之后，在由操作者变更了测距选通门的情况下（步骤 S114、是），控制部 17 将控制返回到步骤 S107。这样，控制部 17 在测距选通门被变更的期间，反复进行上述的与扫描切换有关的处理。

[0142] 此外，在测距选通门不被变更（步骤 S114、否），并且也未从操作者受理 B/D 同时扫描的结束请求的情况下（步骤 S115、否），控制部 17 将控制返回到步骤 S103。这样，在从操作者受理 B/D 同时扫描的结束请求之前的期间，控制部 17 反复进行步骤 S103～S114 的处理。然后，控制部 17 在从操作者受理了 B/D 同时扫描的结束请求的情况下（步骤 S115、是），结束与 B/D 同时扫描有关的处理。

[0143] 下面，对本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 的自动测量处理的处理过程进行说明。图 21 是示出本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 的自动测量处理的处理过程的流程图。

[0144] 如图 21 所示，在本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 中，控制部 17 判断是否从操作者受理了定格（freeze）请求（步骤 S201）。然后，在受理了定格请求的情况下（步骤 S201、是），显示控制部 17a 定格（停止）B 模式图像和多普勒频谱图像（步骤 S202）。

[0145] 接着，测量值计算部 17d 计算根据图像生成部 15 生成的各多普勒频谱图像示出的移动速度而得到的测量值（步骤 S203）。然后，测量值显示部 17e 使显示部 2 显示由测量值计算部 17d 计算出的测量值（步骤 S204）。

[0146] 如上所述，本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 具有距离判断部 17b、扫描切换部 17c、图像生成部 15 和显示部 2。距离判断部 17b 针对作为血流信息的观测部位而设定的至少 2 个测距选通门，判断从第一测距选通门到超声波探头的距离和从第二测距选通门到超声波探头的距离之合计长度是否低于阈值。扫描切换部 17c 对扫描方式进行切换，使得在判断为距离的合计长度低于阈值的情况下进行隔行扫描，在判断为距离的合计长度是阈值以上的情况下进行段扫描。图像生成部 15 基于由段扫描或者隔行扫描接收到的反射波数据，分别生成示出第一测距选通门中的血流速度随着时间经过而变化的第一多普勒频谱图像和示出第二测距选通门中的血流速度随着时间经过而变化的第二多普勒频谱图像。显示部 2 显示由图像生成部 15 生成的第一多普勒频谱图像和第二多普勒频谱图像。

[0147] 这样地，本实施方式涉及的超声波诊断装置 100 在显示设定在多处测距选通门的各个测距选通门中的多普勒频谱图像的情况下，按照各测距选通门的深度合计，自动地切换隔行扫描和段扫描。这样，在诊断设定在深位置上的测距选通门中的血流时，就自动地将扫描方式从隔行扫描切换为段扫描。从而，根据本实施方式，对于设定在深位置上的测距

选通门中的快速血流,也能够得到画质好的多普勒频谱图像。即,根据本实施方式,能够抑制由超声波的声速限制所产生的多普勒频谱图像的画质劣化。

[0148] 再有,在上述实施方式中,扫描切换部 17c 在判断为从各测距选通门到超声波探头 1 的距离的合计长度是阈值以上的情况下,将扫描方式切换为段扫描。例如,也可以在此基础上,扫描切换部 17c 在图像生成部 15 生成的第一多普勒频谱图像或者第二多普勒频谱图像的速度范围低于规定的速度阈值的情况下,也将扫描方式切换成进行段扫描。这样,能够更可靠地抑制由超声波的声速限制所产生的多普勒频谱图像的画质劣化。

[0149] 此外,在上述实施方式中,距离判断部 17b 对多个观测部位中的至少 2 个观测部位在扫描线上的深度的合计与规定的阈值进行了比较,但实施方式不限于此。

[0150] 例如,距离判断部 17b 也可以对 3 个以上观测部位在扫描线上的深度的合计与规定的阈值进行比较。该情况下,扫描切换部 17c 对扫描方式进行切换,使得在 3 个以上观测部位在扫描线上的深度的合计低于所述阈值的情况下进行隔行扫描,在所述至少 2 个观测部位在扫描线上的深度的合计超过所述阈值的情况下进行段扫描。

[0151] 此外,例如,距离判断部 17b 也可以对多个观测部位中的某一个观测部位在扫描线上的深度与阈值进行比较。例如,距离判断部 17b 从操作者受理指定多个观测部位中的、应该作为基准的观测部位的操作,将操作者指定的观测部位在扫描线上的深度与阈值进行比较。该情况下,扫描切换部 17c 对扫描方式进行切换,使得在操作者指定的观测部位的深度低于阈值的情况下进行隔行扫描,在操作者指定的观测部位的深度超过阈值的情况下进行段扫描。

[0152] 另外,例如,距离判断部 17b 也可以不是以 1 个观测部位为基准,而是将多个观测部位的各个观测部位与阈值进行比较。该情况下,扫描切换部 17c 在多个观测部位中的至少一个观测部位的深度低于阈值的情况下进行隔行扫描。此外,扫描切换部 17c 在多个观测部位中的至少一个观测部位的深度超过阈值的情况下,将扫描方式切换成进行段扫描。

[0153] 此外,在上述实施方式中,扫描切换部 17c 基于阈值来切换扫描方式,但实施方式不限于此。

[0154] 例如,扫描切换部 17c 也可以在进行基于阈值的扫描方式的切换的同时,还检测多普勒频谱图像中是否产生了混叠,在检测出产生了混叠的情况下,将扫描方式切换成进行段扫描。

[0155] 该情况下,例如,扫描切换部 17c 在扫描过程中以规定的时间间隔检测多普勒频谱图像中是否产生了混叠。在此,所述检测混叠的方法可以使用各种方法。

[0156] 例如,扫描切换部 17c 基于由多普勒处理部 14 生成的多普勒数据,通过跟踪血流速度的最大值的经时变化,来检测血流速度的最大值的跟踪波形。该跟踪波形成为跟踪了多普勒频谱图像的边缘部的波形。另外,扫描切换部 17c 还基于检测出的跟踪波形求出各速度的频度,并制作表示速度频度分布的直方图。然后,扫描切换部 17c 根据直方图求出上限值 UL 和下限值 LL,在绝对值 $|UL-LL|$ 是大于第一阈值的值,且 $|UL|$ 或者 $|LL|$ 的某个大于第二阈值的情况下,判断为在多普勒频谱图像中产生了混叠。在此,第一阈值是用于判断噪声等的值。此外,第二阈值是大于第一阈值的值,例如是 Nyquist 频率 (PRF 的 1/2) 的值。

[0157] 然后,扫描切换部 17c 在检测出产生了混叠的情况下,在检测出的时刻将扫描方式切换为段扫描。再有,扫描切换部 17c 也可以在检测出了多普勒频谱图像中产生了混叠

的情况下,并不立即切换扫描方式,而是将距离判断部 17b 所使用的阈值变更为比检测出混叠的时刻的观测部位的深度(至少一个观测部位的深度或者多个观测部位的深度的合计)小的值。在这样地变更了阈值的情况下,在距离判断部 17b 对观测部位的深度与阈值进行了比较时,观测部位的深度会超过阈值,其结果,由扫描切换部 17c 将扫描方式切换为段扫描。

[0158] 已经说明了本发明的几个实施方式,但是这些实施方式是作为例子而提出的,并不是想限定发明范围。这些实施方式可以以其他各种各样的方式进行实施,可以在不脱离发明主旨的范围内进行各种各样的省略、置换和变更。这些实施方式或其变形包含在发明范围或主旨内,同样也包含在权利要求书记载的发明及其等价的范围内。

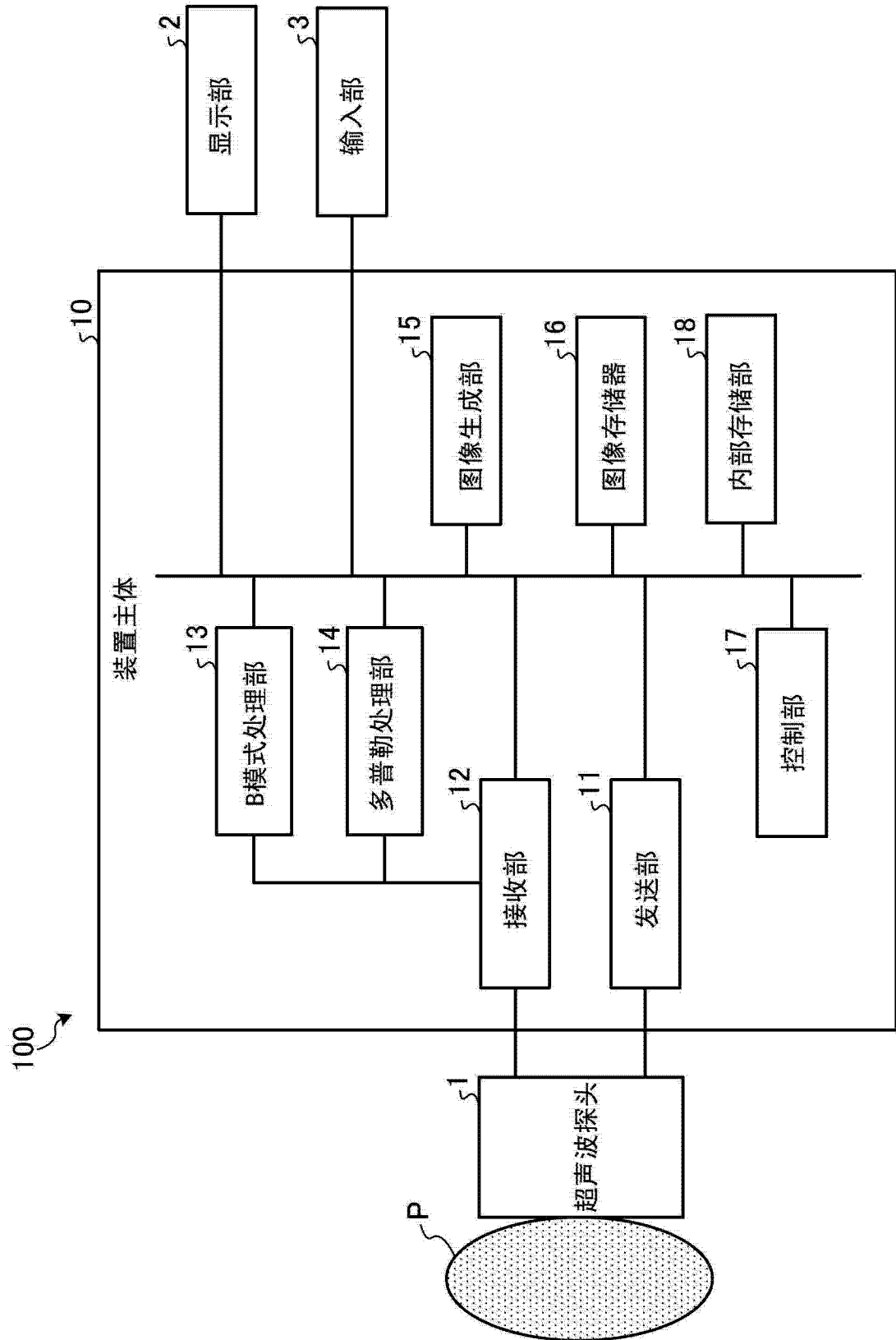


图 1

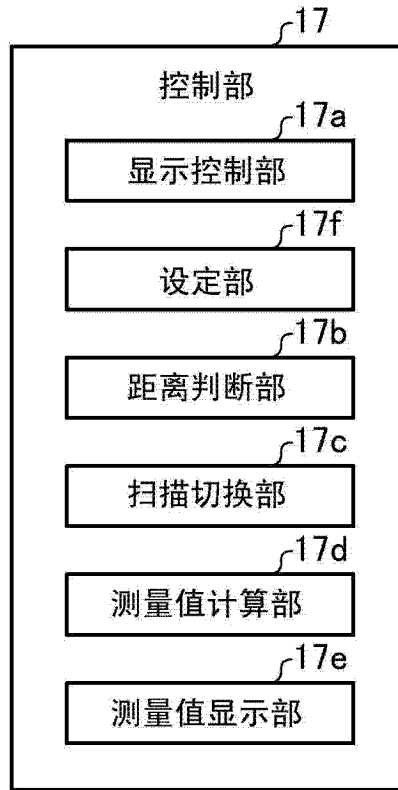


图 2

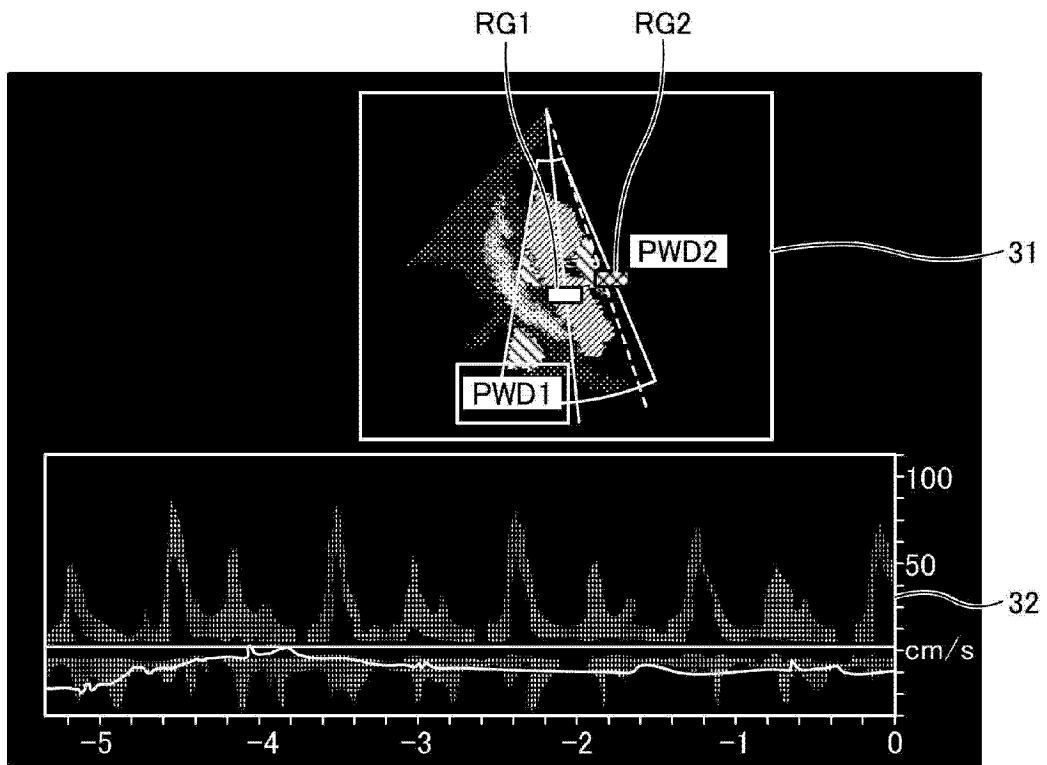


图 3A

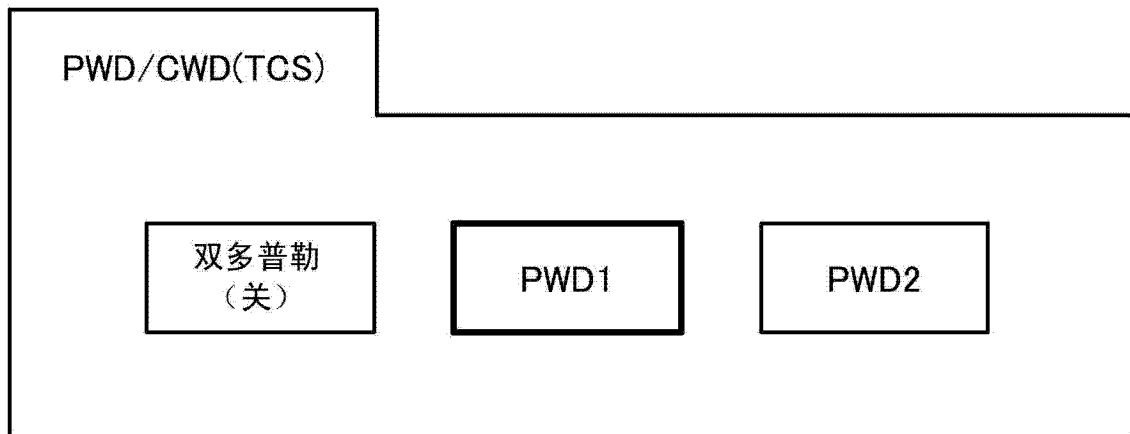


图 3B

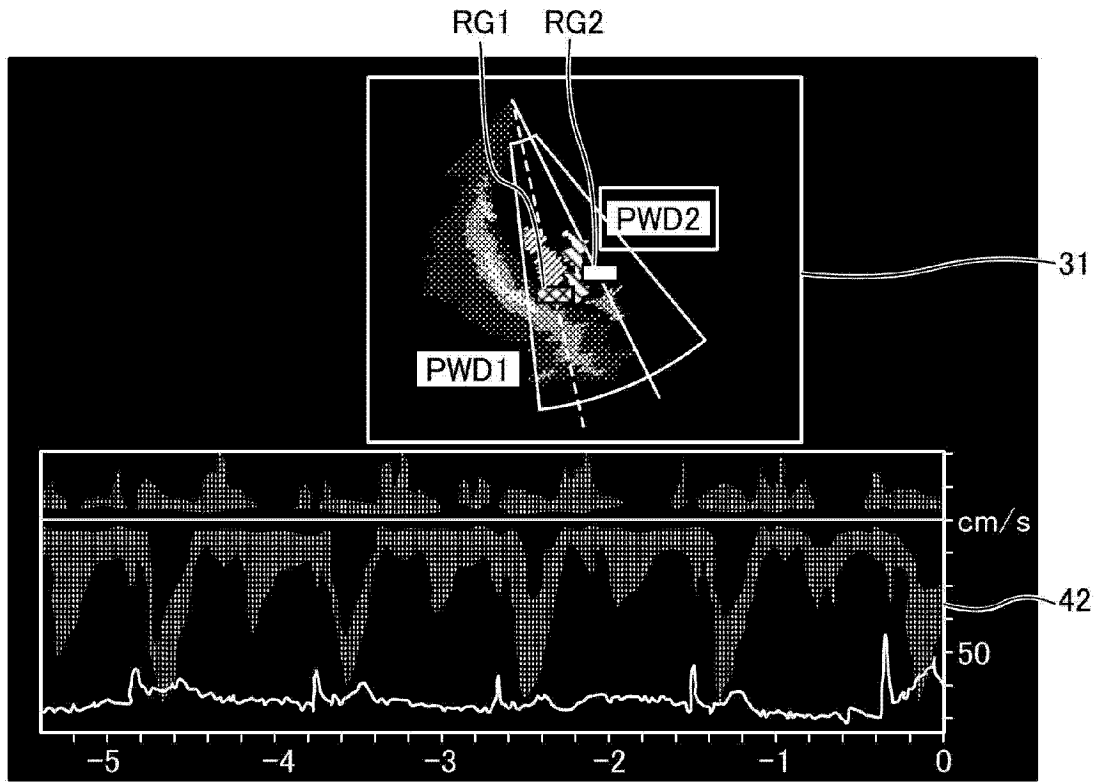


图 4A

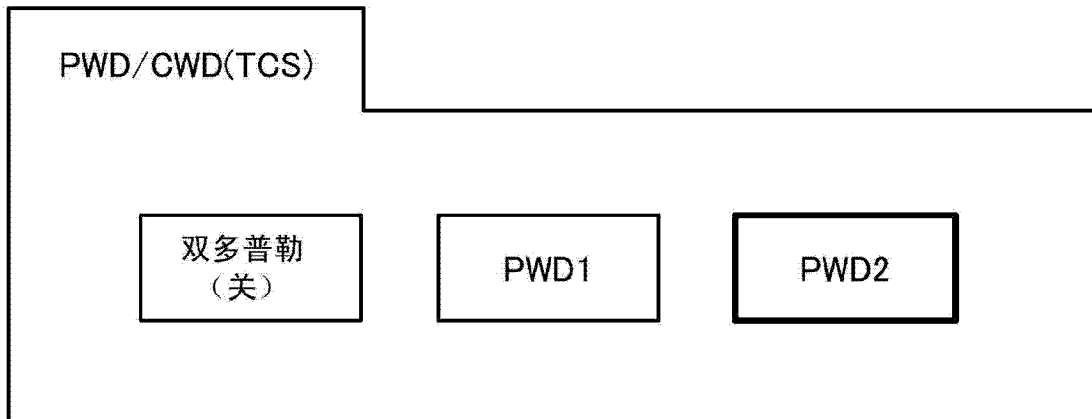


图 4B

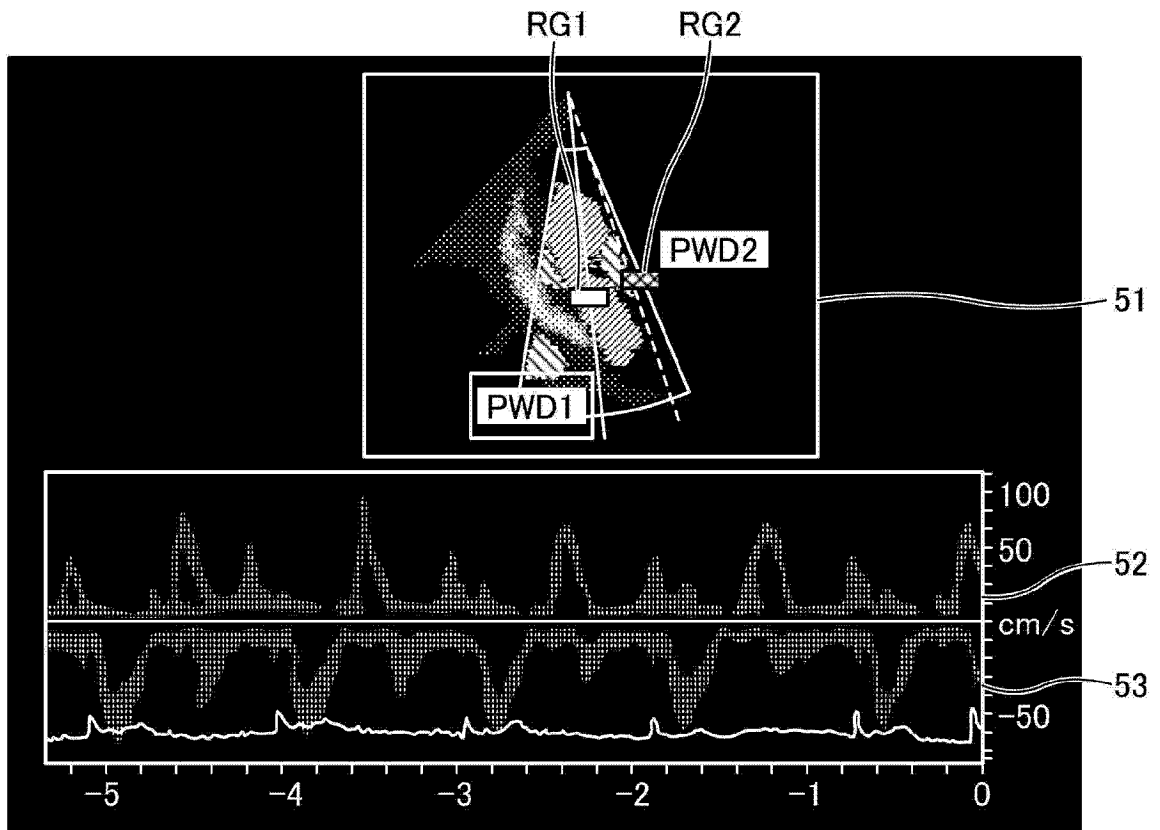


图 5A

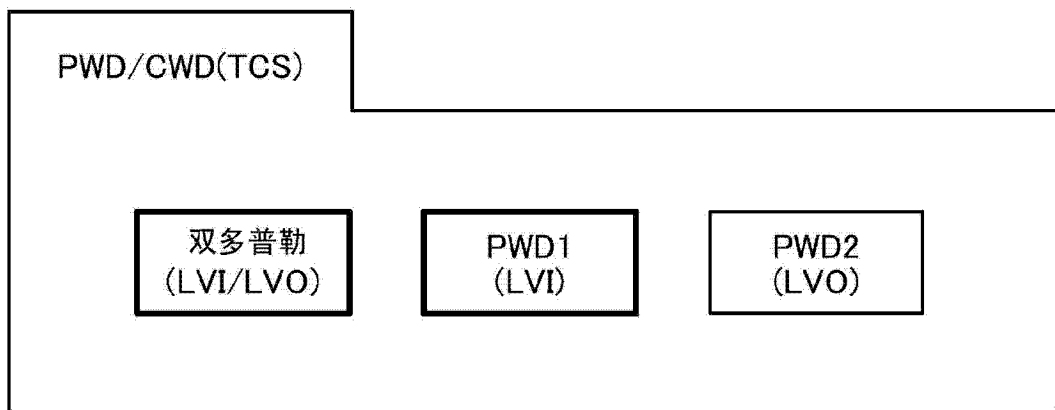


图 5B

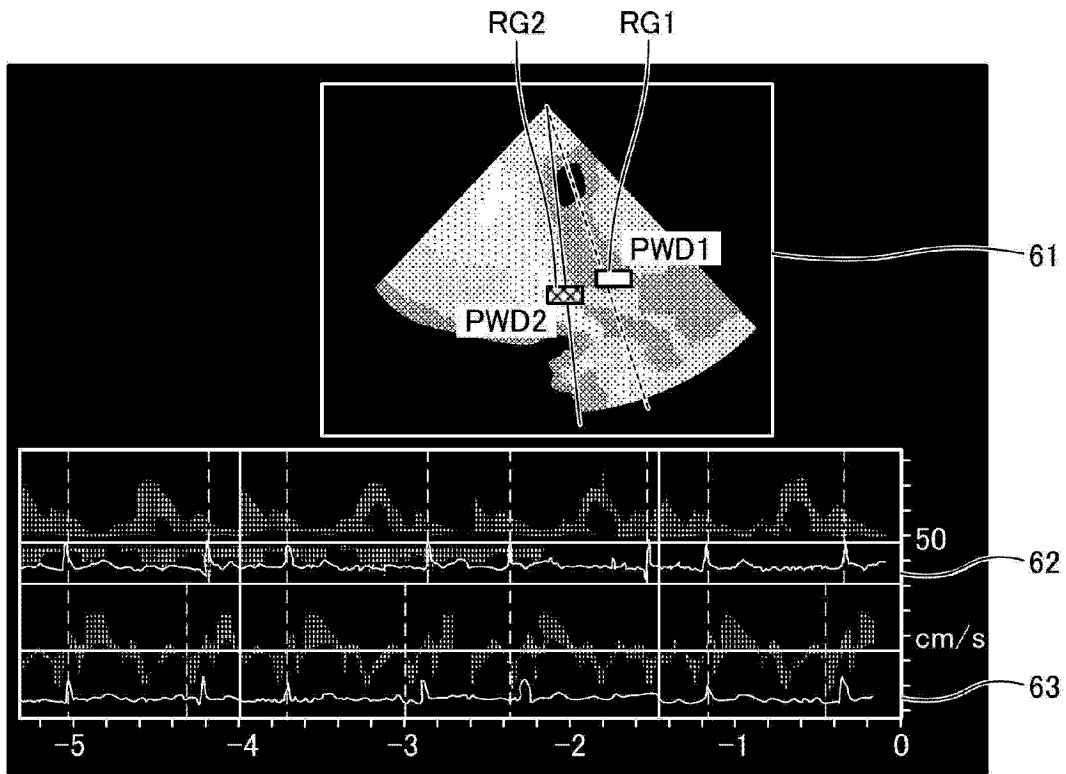


图 6A

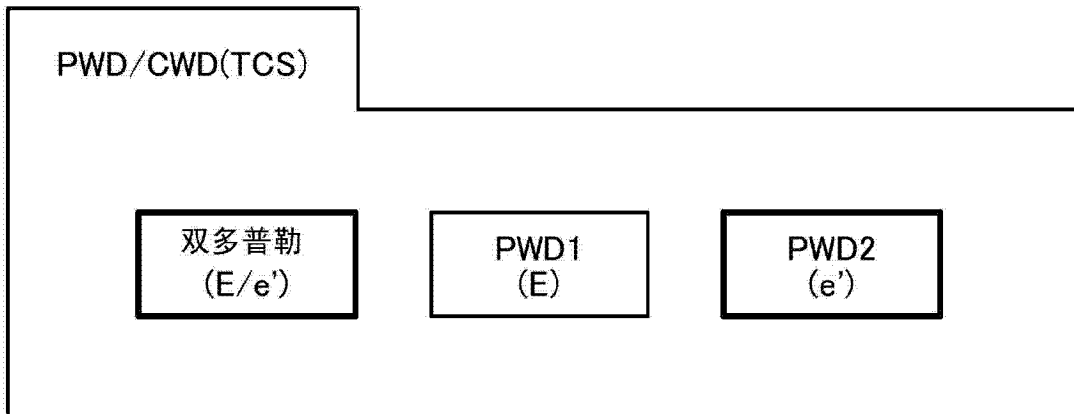


图 6B

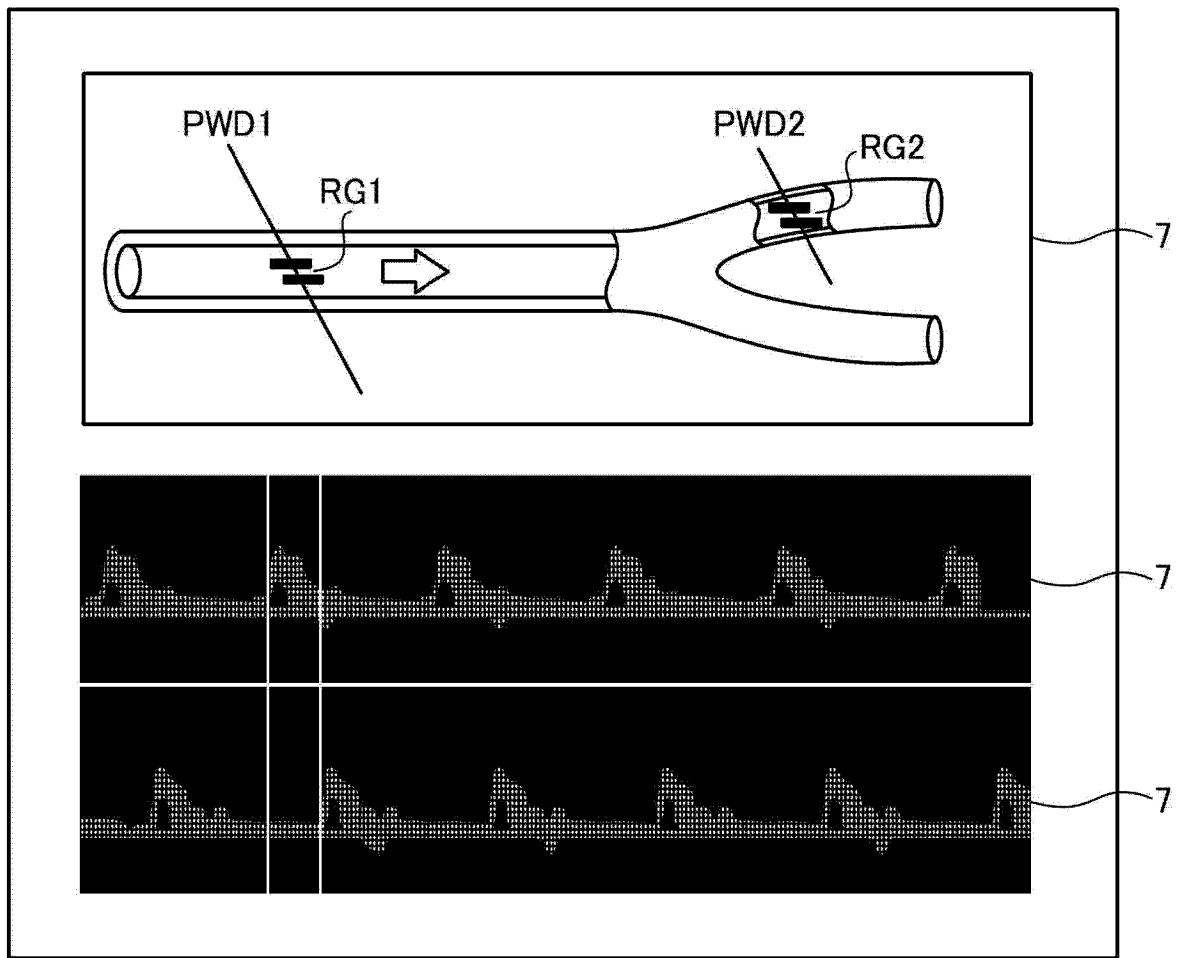


图 7A

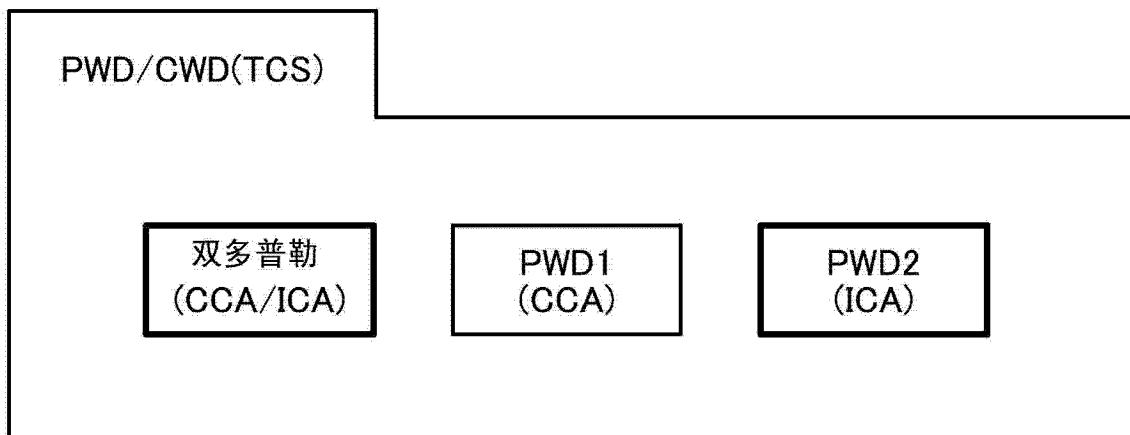


图 7B

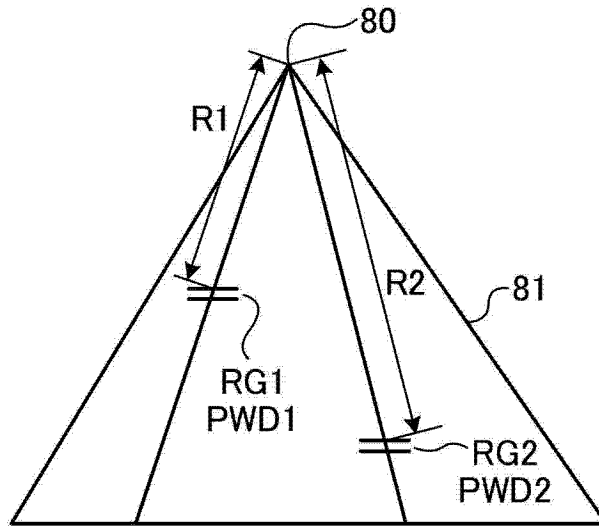


图 8

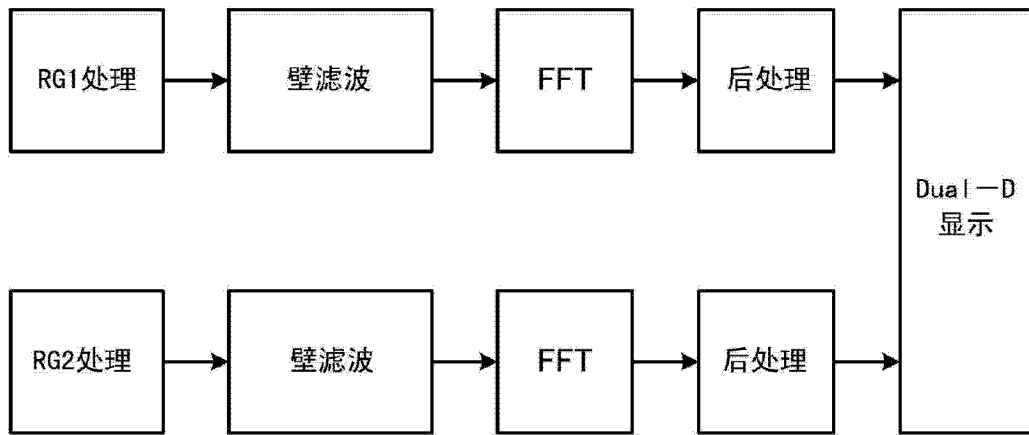


图 10

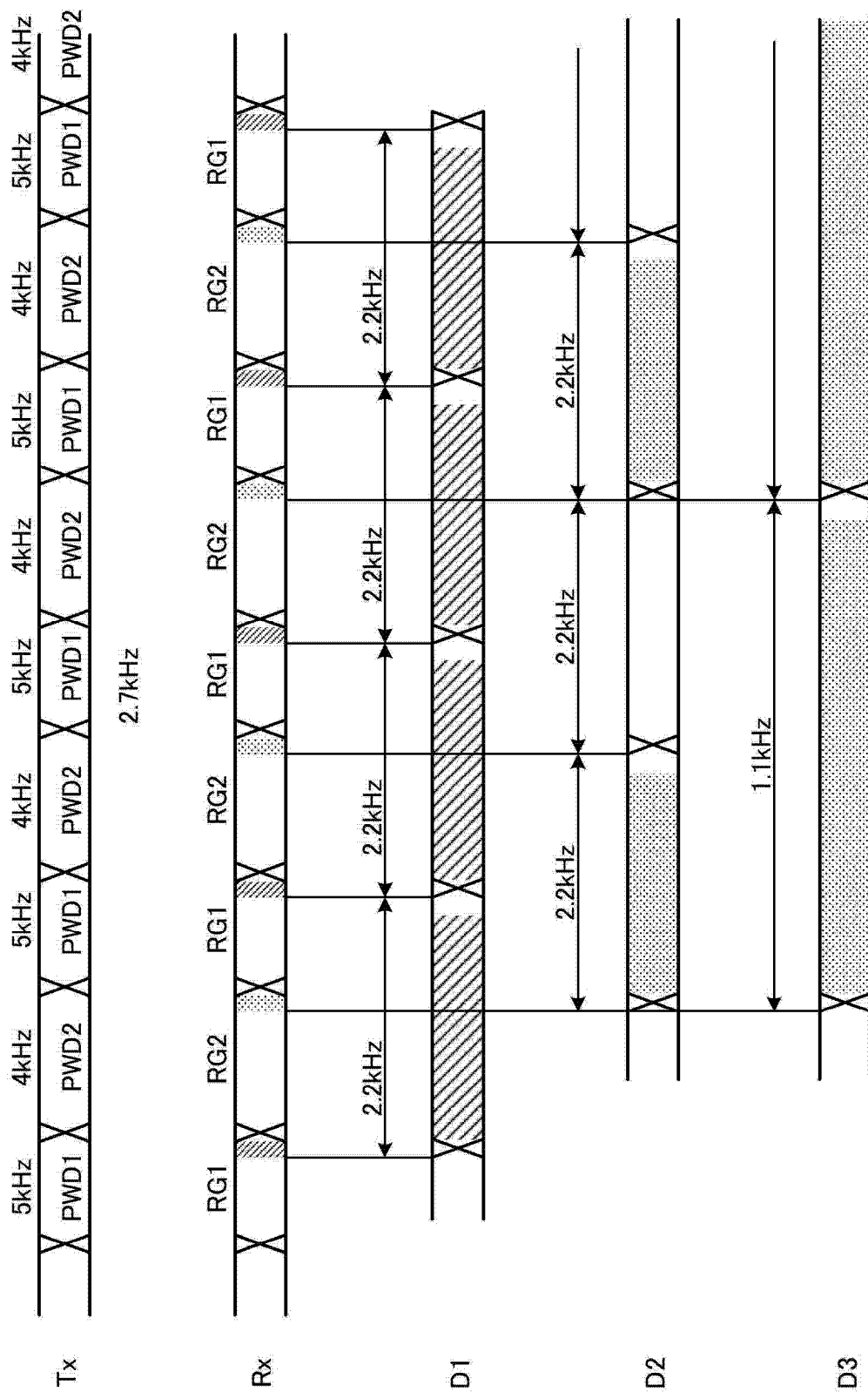


图 11

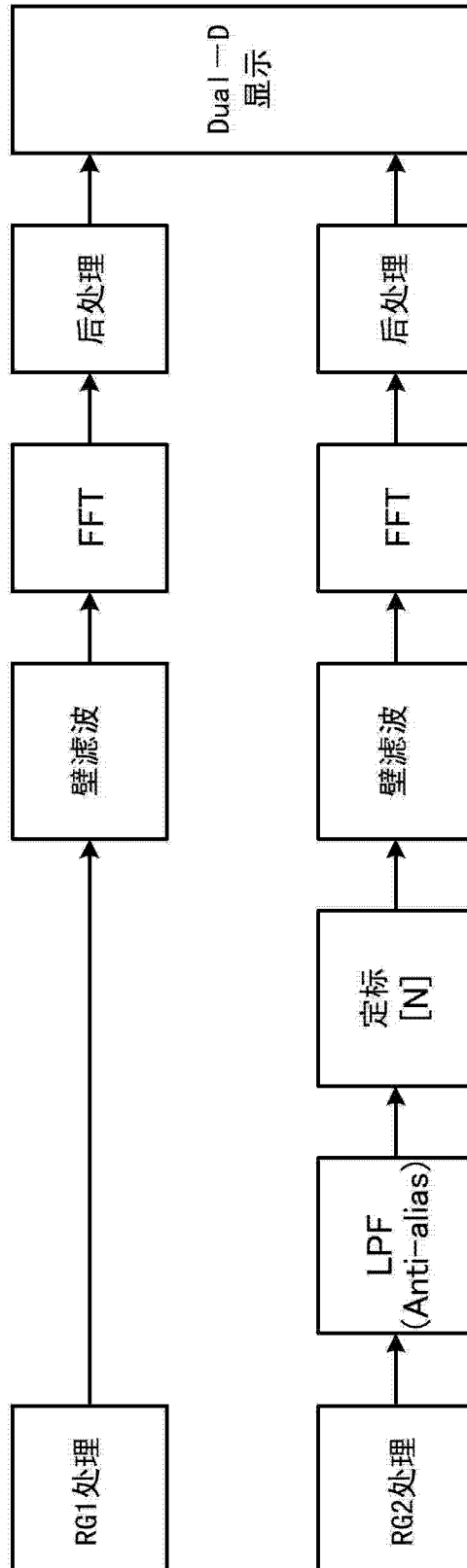


图 12

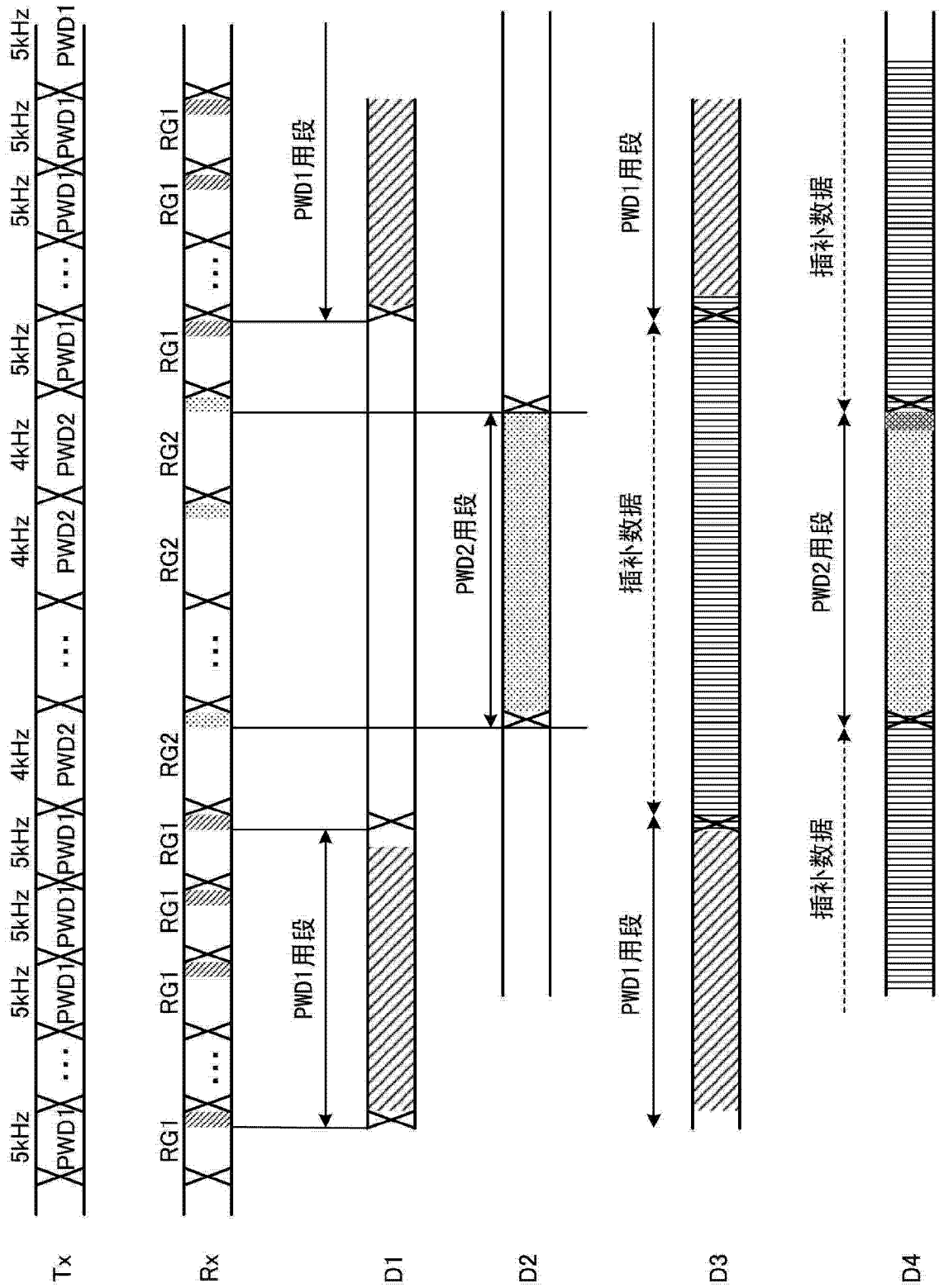


图 13

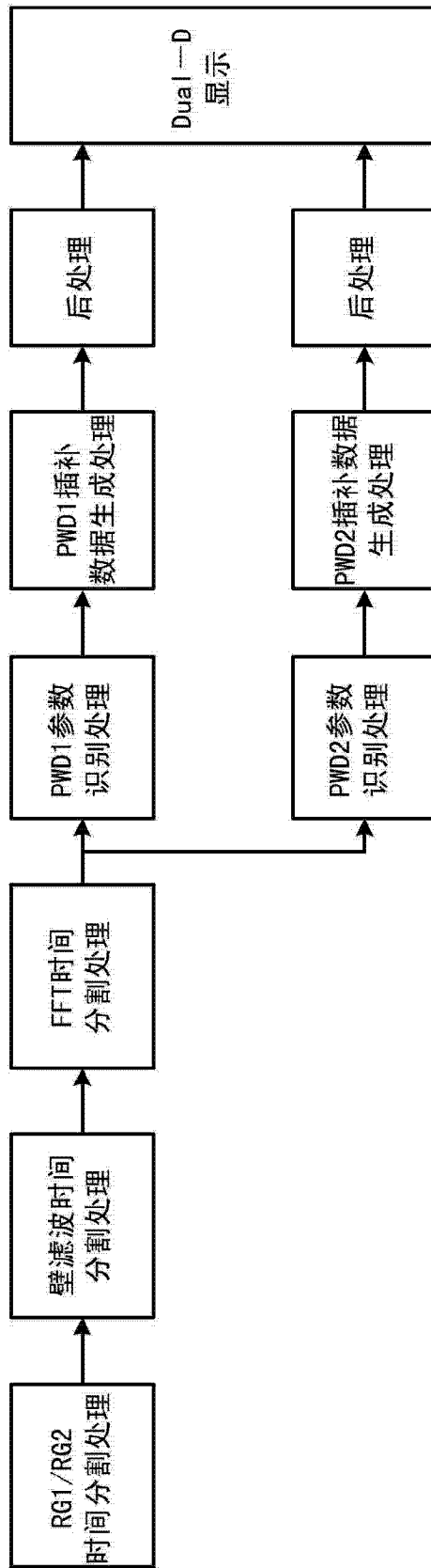


图 14

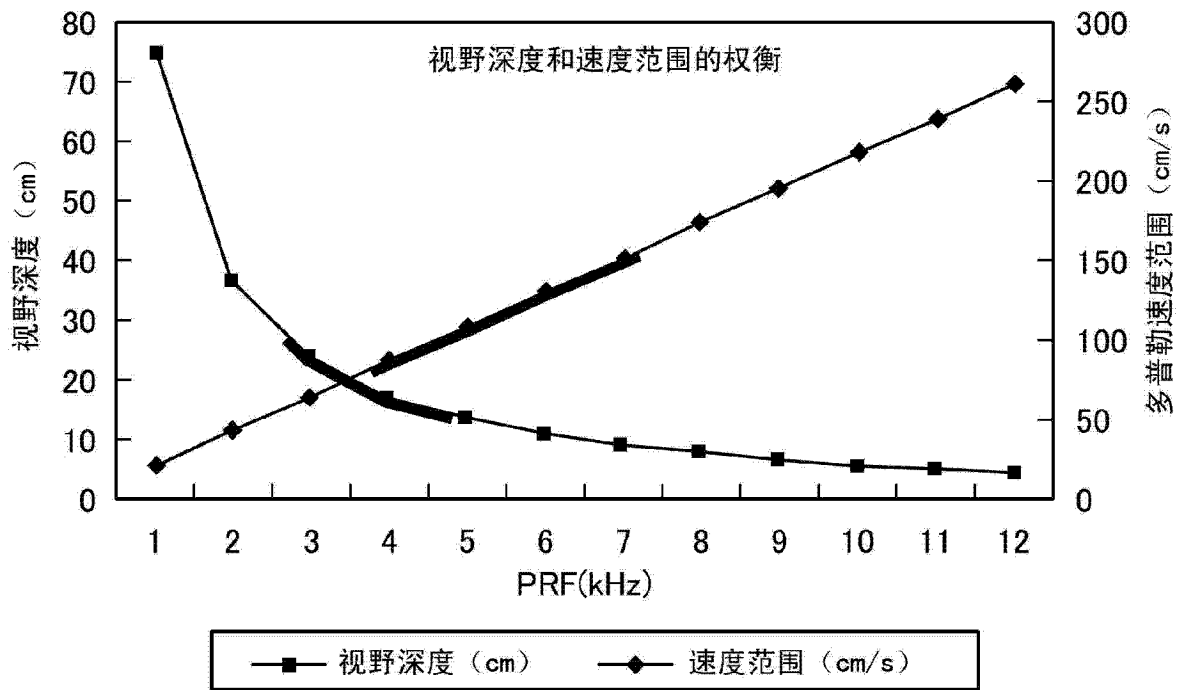


图 15

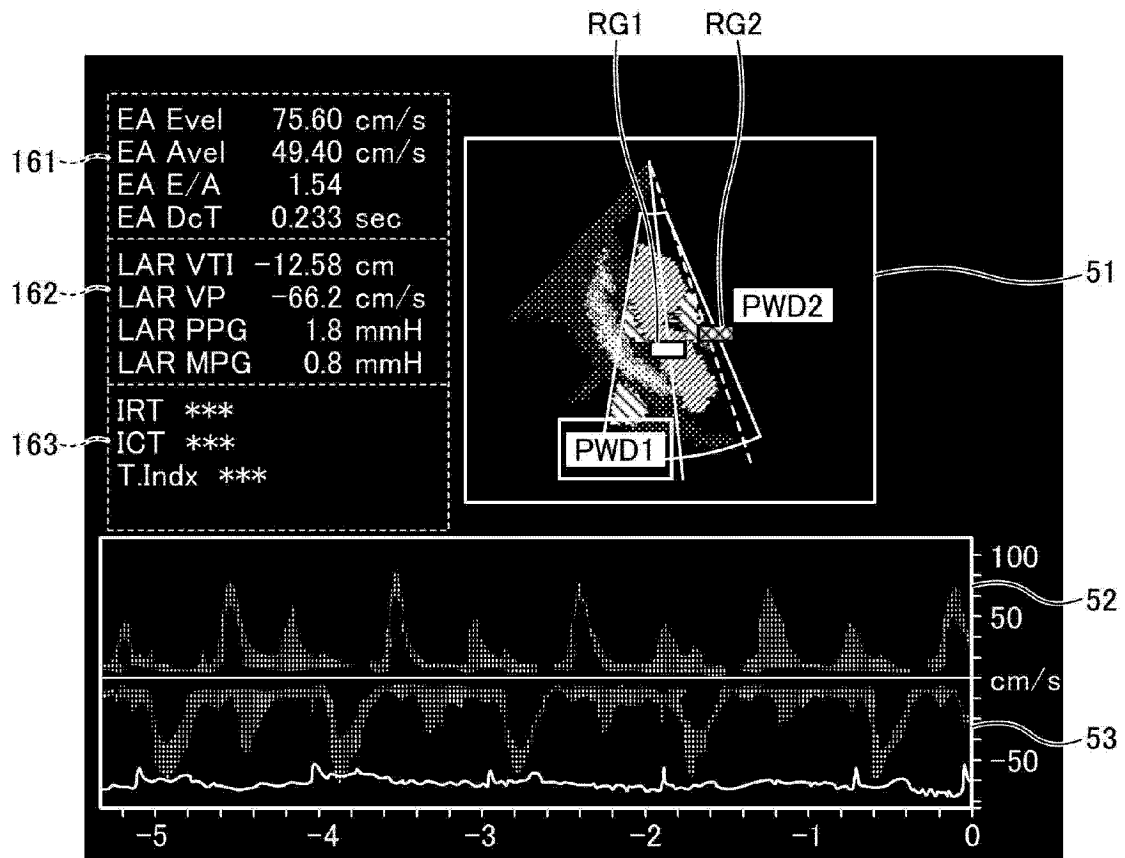


图 16

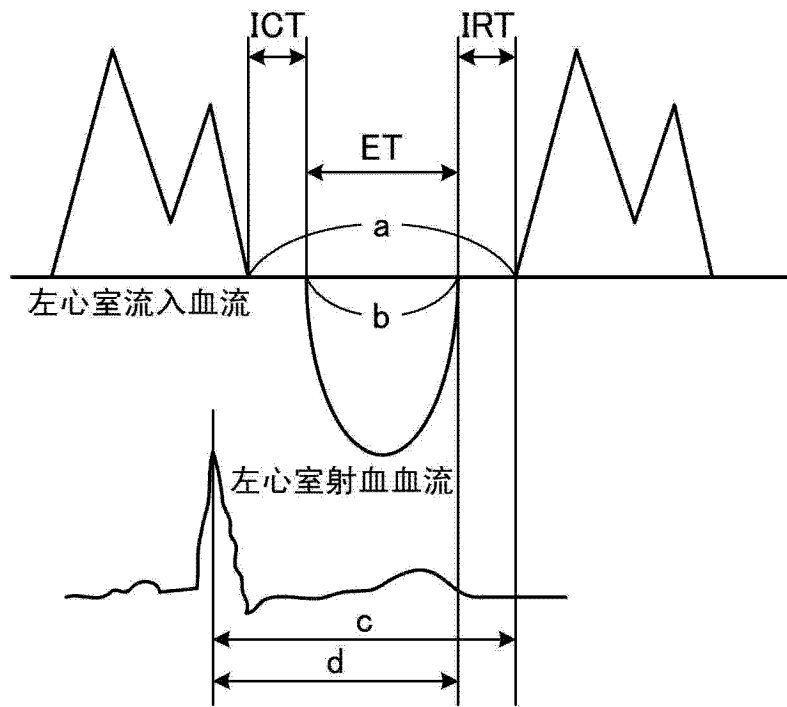


图 17

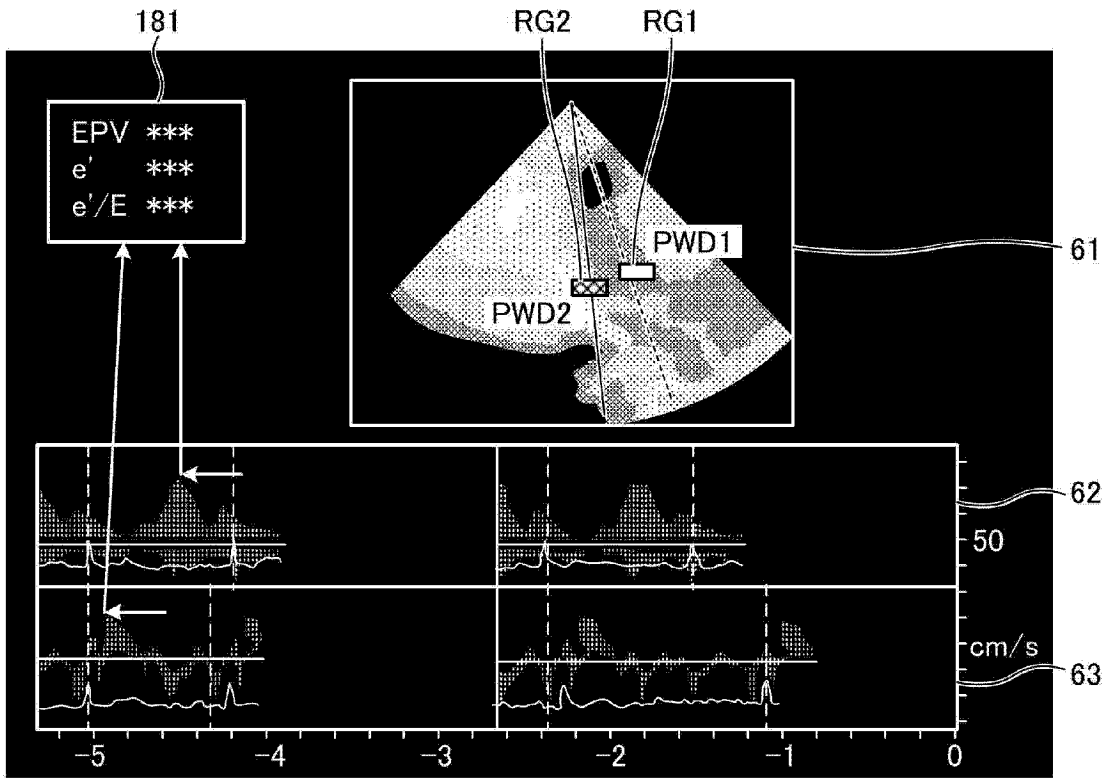


图 18

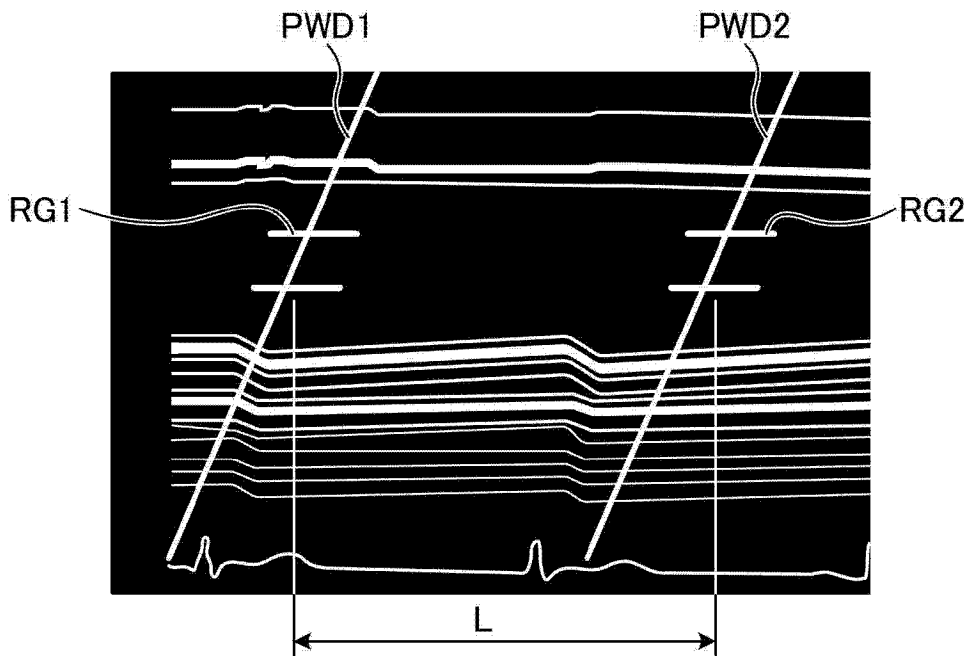


图 19A

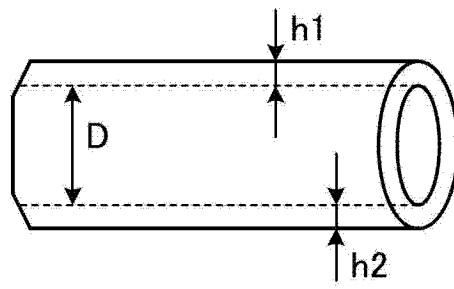


图 19B

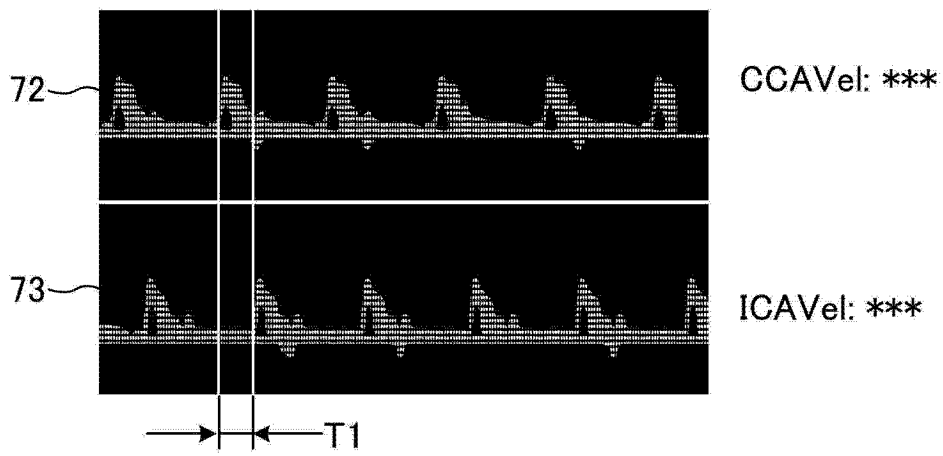


图 19C

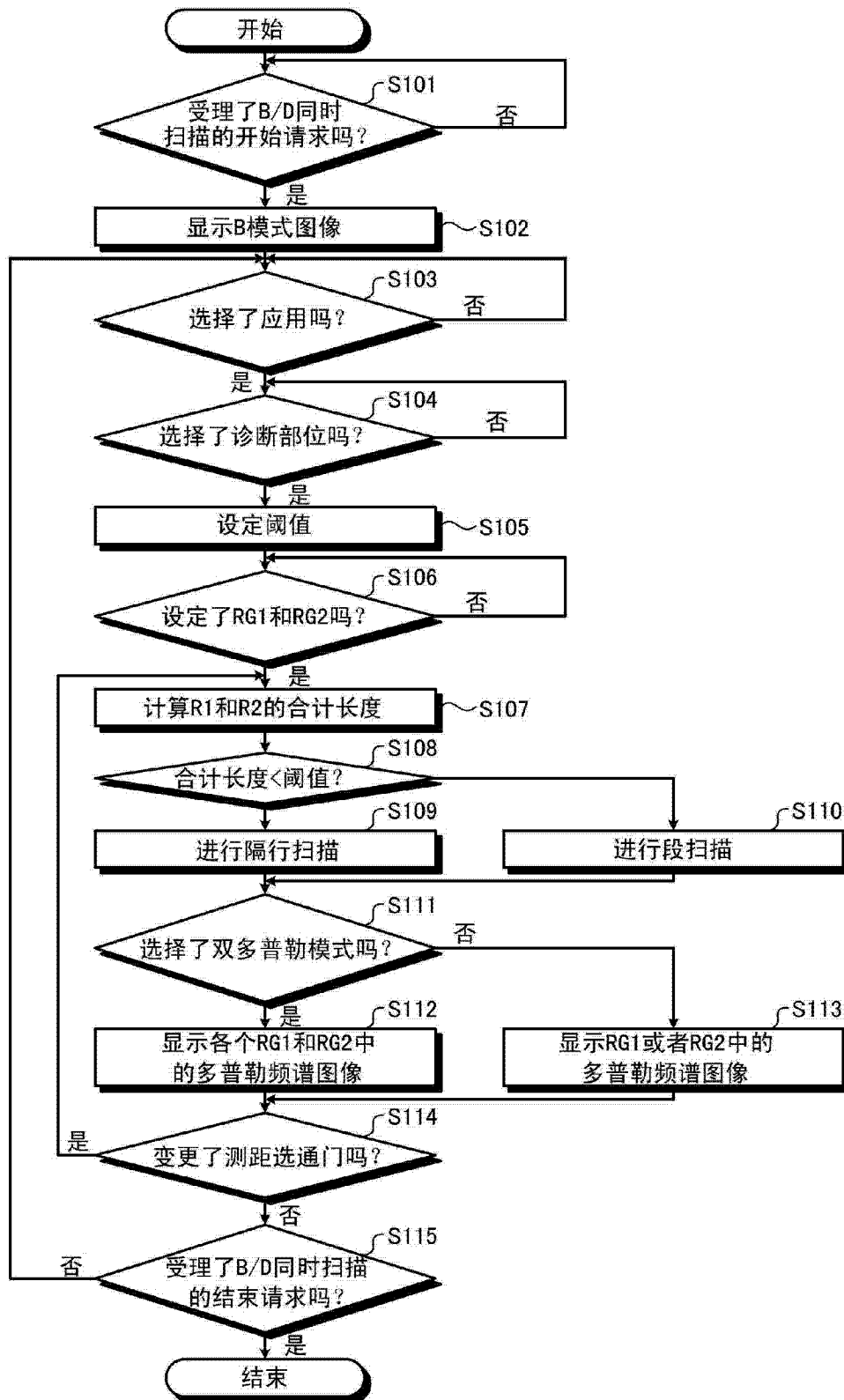


图 20

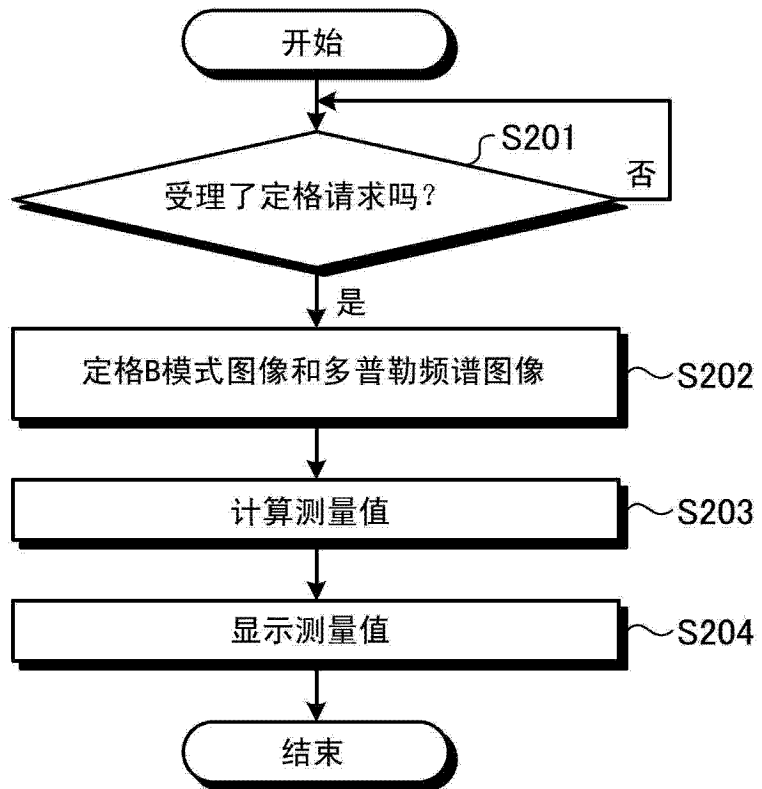


图 21

专利名称(译)	超声波诊断装置及其制造方法		
公开(公告)号	CN102686164A	公开(公告)日	2012-09-19
申请号	CN201180005225.0	申请日	2011-12-16
[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 桥本新一		
发明人	马场达朗 桥本新一		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/54 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 G01S7/52074 A61B8/5207 A61B8/5246 G01S15/8906 A61B8/06 G01S15/8979 G01S7/52085		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2010280797 2010-12-16 JP		
其他公开文献	CN102686164B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在实施方式涉及的超声波诊断装置(100)中，设定部(17f)设定多个观测部位。距离判断部(17b)对所述多个观测部位中的至少一个观测部位在扫描线上的深度与规定的阈值进行比较。扫描切换部(17c)切换扫描方式，使得在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度低于所述阈值的情况下进行第一扫描，在所述至少一个观测部位在扫描线上的深度超过所述阈值的情况下进行第二扫描，所述第一扫描是对所述多个观测部位的各个观测部位每进行1次收发就将观测部位加以更替地收发超声波，所述第二扫描是对所述多个观测部位中的至少一个观测部位多次收发超声波，并且对所述多个观测部位的各个观测部位更替地收发超声波。

