



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101449984 B

(45) 授权公告日 2011.02.02

(21) 申请号 200810184871.8

(22) 申请日 2008.12.05

(30) 优先权数据

314991/2007 2007.12.05 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 马场达郎 神山直久

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄剑锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2005-102718 A, 2005.04.21, 全文.

US 2007/0167790 A1, 2007.07.19, 全文.

US 6524249 B2, 2003.02.25, 全文.

US 6423006 B1, 2002.07.23, 全文.

EP 0842638 A2, 1998.05.20, 全文.

US 5433206 A, 1995.07.18, 全文.

US 4961427, 1990.10.09, 全文.

US 4501277, 1985.02.26, 全文.

US 4416286, 1983.11.22, 全文.

审查员 宋含

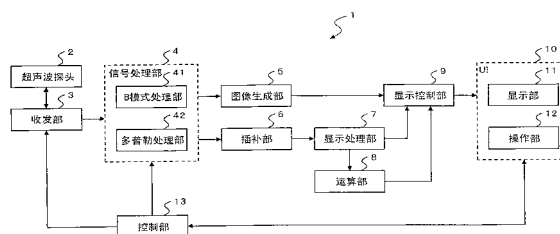
权利要求书 3 页 说明书 21 页 附图 16 页

(54) 发明名称

超声波图像取得装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波图像取得装置,多普勒扫描部对被检体内的多个观测点的每一个依次收发多次超声波来进行多普勒扫描。处理部对通过多普勒扫描取得的多个观测点的接收信号进行频率解析来生成表示各观测点的运动体的速度的第1多普勒频谱图像。插补部基于各观测点的第1多普勒频谱图像,通过插补来求出因多普勒扫描部对多个观测点各收发多次超声波、而对各观测点没有收发超声波的时间段的各观测点的第2多普勒频谱图像。插补部按照观测点结合各观测点的第1多普勒频谱图像和各观测点的第2多普勒频谱图像,而生成各观测点的第3多普勒频谱图像。显示控制部,使各观测点的第3多普勒频谱图像显示在显示部。



1. 一种超声波图像取得装置,其特征在于,具有:

多普勒扫描部,对被检体内的多个观测点的每一个,依次各收发多次超声波来进行多普勒扫描;

处理部,对通过上述多普勒扫描取得的上述多个观测点的接收信号进行频率解析来生成表示各观测点的运动体的速度的第 1 多普勒频谱图像;

插补部,基于由上述处理部生成的上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像,通过插补来求出经上述多普勒扫描部对上述多个观测点各收发上述多次超声波、而没有对上述各观测点收发超声波的时间段的上述各观测点的第 2 多普勒频谱图像,并对每一个上述观测点结合由上述处理部生成的上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像和通过上述插补求出的上述各观测点的上述第 2 多普勒频谱图像,而生成上述各观测点的第 3 多普勒频谱图像;以及

显示控制部,使由上述插补部结合的上述各观测点的上述第 3 多普勒频谱图像显示在显示部。

2. 如权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

上述插补部基于上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像,分别求出上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像的特征量,接受上述被检体的 ECG 信号,并通过基于使用了上述 ECG 信号和上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像的特征量的参数模型的回归模型,推测上述各观测点的上述第 2 多普勒频谱图像,按照每一个上述观测点结合上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像和上述推测的上述各观测点的上述第 2 多普勒频谱图像,从而生成上述各观测点的上述第 3 多普勒频谱图像。

3. 如权利要求 2 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

上述插补部基于上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像,对上述各观测点的每一个上述第 1 多普勒频谱图像,求出上述运动体的平均流速、频谱的分散、以及频谱的总功率而作为上述特征量。

4. 如权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

还具有配色部,该配色部对由上述插补部结合的上述各观测点的上述第 3 多普勒频谱图像分配在每一个上述观测点不同的颜色;

上述显示控制部使被分配了上述不同的颜色的上述各观测点的上述第 3 多普勒频谱图像同时显示在上述显示部。

5. 如权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

还具有图像取得部,该图像取得部通过用超声波扫描上述被检体,取得表示上述被检体内的组织的超声波图像数据;

上述显示控制部将用于指定上述多个观测点的每一个的标记重叠在基于上述超声波图像数据的超声波图像上,并显示在上述显示部;

上述多普勒扫描部接受在上述超声波图像上由上述标记指定的多个观测点的位置,并对上述被指定的多个观测点的每一个,依次各收发上述多次超声波,从而进行上述多普勒扫描。

6. 如权利要求 1 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

还具有:图像取得部,通过用超声波扫描上述被检体的心脏,取得表示了上述被检体的

心脏的二尖瓣前端和主动脉瓣前端的超声波图像数据；以及结合部；

上述显示控制部将用来分别指定上述二尖瓣前端的位置及上述主动脉瓣前端的位置的标记重叠在基于上述超声波图像数据的超声波图像上，并显示在显示部；

上述多普勒扫描部接受在上述超声波图像上由上述标记指定的上述二尖瓣前端的位置和上述主动脉瓣前端的位置，并将上述二尖瓣前端的位置和上述主动脉瓣前端的位置分别作为观测点，而对两个观测点交替地各收发多次超声波，从而进行上述多普勒扫描；

上述处理部生成上述二尖瓣前端的位置的上述第 1 多普勒频谱图像和上述主动脉瓣前端的位置的上述第 1 多普勒频谱图像；

上述插补部基于上述二尖瓣前端的位置的上述第 1 多普勒频谱图像、通过插补来求出上述二尖瓣前端的位置的上述第 2 多普勒频谱图像，基于上述主动脉瓣前端的位置的上述第 1 多普勒频谱图像、通过插补来求出上述主动脉瓣前端的位置的上述第 2 多普勒频谱图像，通过上述结合，生成上述二尖瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像和上述主动脉瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像；

上述结合部通过结合上述二尖瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像上表示的速度中的正侧的速度成分、与上述主动脉瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像上表示的速度中的负侧的速度成分，生成 1 个多普勒频谱图像；

上述显示控制部将由上述结合部生成的上述 1 个多普勒频谱图像显示在上述显示部。

7. 如权利要求 6 所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

还具有运算部，该运算部基于上述二尖瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像和上述主动脉瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像，求出在心功能的评价中使用的指标。

8. 如权利要求 1 所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

还具有图像取得部，该图像取得部通过用超声波扫描上述被检体的心脏，取得表示了上述被检体的心脏的二尖瓣前端和二尖瓣环的超声波图像数据；

上述显示控制部将用于分别指定上述二尖瓣前端的位置及上述二尖瓣环的位置的标记重叠在基于上述超声波图像数据的超声波图像上，并显示在上述显示部；

上述多普勒扫描部接受在上述超声波图像上由上述标记指定的上述二尖瓣前端的位置和上述二尖瓣环的位置，将上述二尖瓣前端的位置和上述二尖瓣环的位置分别作为观测点，而对两个观测点交替地各收发多次超声波，从而进行上述多普勒扫描；

上述处理部生成上述二尖瓣前端的位置的上述第 1 多普勒频谱图像和上述二尖瓣环的位置的上述第 1 多普勒频谱图像；

上述插补部基于上述二尖瓣前端的位置的上述第 1 多普勒频谱图像、通过插补来求出上述二尖瓣前端的位置的上述第 2 多普勒频谱图像，基于上述二尖瓣环的位置的上述第 1 多普勒频谱图像、通过插补来求出上述二尖瓣环的位置的上述第 2 多普勒频谱图像，并通过上述结合，生成上述二尖瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像、和上述二尖瓣环的位置的上述第 3 多普勒频谱图像；

上述显示控制部将由上述插补部结合的上述二尖瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像和上述二尖瓣环的位置的上述第 3 多普勒频谱图像显示在上述显示部。

9. 如权利要求 8 所述的超声波图像取得装置，其特征在于，

还具有运算部，该运算部基于上述二尖瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像和上

述二尖瓣环的位置的上述第 3 多普勒频谱图像,求出在心功能的评价中使用的指标。

10. 如权利要求 9 所述的超声波图像取得装置,其特征在于,

上述运算部基于上述二尖瓣前端的位置的上述第 3 多普勒频谱图像,求出上述二尖瓣前端的位置的血流速度的峰值,基于上述二尖瓣环的位置的上述第 3 多普勒频谱图像,求出上述二尖瓣环的速度的峰值,并通过将上述二尖瓣前端的位置的血流速度的峰值除以上述二尖瓣环的速度的峰值,求出上述指标。

超声波图像取得装置

技术领域

[0001] 本发明涉及取得多个部位的多普勒频谱 (Doppler spectrum) 图像的超声波图像取得装置 (ultrasonic imaging apparatus) 及超声波图像的生成方法。

背景技术

[0002] 已知有通过使用超声波多普勒法 (ultrasonic Doppler method) 得到诊断部位的血流信息的超声波图像取得装置。如果朝向被检体内的有血流等的流动的诊断部位发送超声波,则通过多普勒效应 (Doppler effect),接收频率相对于发送频率稍微偏移。该偏移频率 (多普勒偏移频率 (Doppler shiftfrequency)) 与血流速度成比例。通过进行多普勒偏移频率的频率解析能够得到血流信息。例如,通过执行脉冲波多普勒法 (pulsed wave Dopplermethod) (PWD) 或连续波多普勒法 (continuous wave Doppler method) (CWD),实施观测血流信息的时间变化的方法。

[0003] 超声波图像取得装置对得到的多普勒信号 (Doppler signal) 进行快速傅立叶变换 (Fast Fourier Transform) (FFT)。并且,超声波图像取得装置将该频率分析的结果以纵轴为频率 f (速度 v)、横轴为时间 t 而进行频谱显示。将该多普勒频谱图像作为对象,进行在诊断中使用的各种项目的测量。

[0004] 通过使用超声波多普勒法,进行心脏功能 (心功能) 的评价。例如,通过测量左心室流入血流 (left ventricular inflow) 的速度与左心室流出血流 (left ventricular outflow) 的速度,求出左心室射血分数 (left ventricularejection fraction) (E/F)、Tei-Index (Total Ejection Isovolume Index) 等的指标,进行心功能的评价。

[0005] 以往,取得被检体的心电波形,确定了左心室流入血流产生的时相和左心室流出血流产生的时相。并且,通过分别测量左心室流入血流的速度与左心室流出血流的速度,求出左心室射血分数 (E/F) 等的指标。即,分别在不同的心率中求出左心室流入血流的速度和左心室流出血流的速度,求出了上述指标。

[0006] 在分别在不同的心率中求出左心室流入血流和左心室流出血流的情况下,需要通过将在左心室流入血流的测量中求出的指标与在左心室流出血流的测量中求出的指标组合,再计算上述左心室射血分数 (E/F) 等的指标。因此,操作很复杂。此外,由于在不同的心率下测量左心室流入血流和左心室流出血流,所以如果心率的周期有变动,则有左心室射血分数 (E/F) 等的指标变得不稳定、或指标的再现性变差等的问题。此外,即使求出在多个心率下求出的指标的平均值,其精度也有可能不够。

[0007] 此外,通过在多个部位上设置距离波门 (range gate) (观测点) 而执行脉冲多普勒法,取得多个部位的血流信息 (例如日本特公平 3-203706 号公报及日本专利第 3180958 号)。例如,通过在两个部位设定距离波门、交替地对各个部位各收发 1 次超声波,取得了两个部位的血流信息。例如,通过对观测点 A 收发 1 次超声波而取得了观测点 A 的血流信息,然后通过对观测点 B 收发 1 次超声波而取得了观测点 B 的血流信息。然后,通过对观测点 A 和观测点 B 交替地各收发 1 次超声波,交替地取得各观测点的血流信息。

[0008] 但是,如有关以往技术的方法那样,在对多个部位交替地各收发 1 次超声波的情况下,根据距离波门(观测点)的数量,相当于取样频率(sampling frequency)的脉冲重复频率(Pulse Repetition Frequency)(PRF)变小。因此,有多普勒频谱图像的多普勒速度范围变小、发生混淆(aliasing)现象(重叠现象)的问题。因此,有关以往技术的方法并不适合于循环系统(circulatory system)的测量。

[0009] 例如,在对两个部位交替地各收发 1 次超声波的情况下,脉冲重复频率 PRF 变为一半。因此,多普勒速度范围变为一半,会发生重叠现象。具体而言,在脉冲重复频率 PRF 是 4[kHz] 而视野深度是 15[cm] 的情况下,如果血流速度是 60[cm/s],则在多普勒频谱图像中发生重叠现象。

[0010] 此外,以往通过在相同的扫描线上设定多个距离波门(观测点)来取得各观测点的血流信息。在此情况下,由于尽量只在相同的扫描线上设定观测点,所以难以取得心腔内的多个观测点的血流信息。因此,该方法也并不适合于循环系统的测量。

发明内容

[0011] 本发明的目的是提供一种不使多个观测点的运动体的流速的速度范围降低而能够测量各观测点的运动体的流速的超声波图像取得装置及超声波图像的生成方法。

[0012] 本发明的第 1 技术方案是一种超声波图像取得装置,其特征在于,具有:多普勒扫描部,对被检体内的多个观测点的每一个,依次各收发多次超声波来进行多普勒扫描;处理部,对通过上述多普勒扫描取得的上述多个观测点的接收信号进行频率解析来生成表示各观测点的运动体的速度的第 1 多普勒频谱图像;插补部,基于由上述处理部生成的上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像,通过插补来求出因上述多普勒扫描部对上述多个观测点各收发了上述多次超声波、而对上述各观测点没有收发超声波的时间段的上述各观测点的第 2 多普勒频谱图像,并对每一个上述观测点结合由上述处理部生成的上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像和通过上述插补求出的上述各观测点的上述第 2 多普勒频谱图像,而生成上述各观测点的第 3 多普勒频谱图像;以及显示控制部,使由上述插补部结合的上述各观测点的上述第 3 多普勒频谱图像显示在显示部。

[0013] 根据本发明的第 1 技术方案,通过对多个观测点的每一个依次地各收发多次超声波,能够不使多个观测点的运动体的流速的速度范围降低而测量各观测点的运动体的流速。此外,关于对各观测点没有收发超声波的时间段,通过将各观测点的多普勒频谱图像插补,能够生成连续的多普勒频谱图像。

[0014] 本发明的第 2 技术方案是一种超声波图像的生成方法,其特征在于,通过对被检体内的多个观测点的每一个依次地各收发多次超声波,进行多普勒扫描;通过对由上述多普勒扫描取得的上述多个观测点的接收信号进行频率解析,生成表示各观测点的运动体的速度的第 1 多普勒频谱图像;基于由上述频率解析生成的上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像、通过插补来求出因对上述多个观测点各收发多次超声波、而对上述各观测点没有收发超声波的时间段的上述各观测点的第 2 多普勒频谱图像,通过结合由上述频率解析生成的上述各观测点的上述第 1 多普勒频谱图像和通过上述插补求出的上述各观测点的上述第 2 多普勒频谱图像按照上述观测点,生成上述各观测点的第 3 多普勒频谱图像;显示上述结合后的上述各观测点的上述第 3 多普勒频谱图像。

附图说明

- [0015] 图 1 是表示有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置的框 (block) 图。
- [0016] 图 2 是表示设置在有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置中的插补部的框图。
- [0017] 图 3 是表示有关本发明的实施方式的系统辨识 (system identification) 部的详细情况的一例的框图。
- [0018] 图 4 是用来说明观测点的第 1 设定例的图, 是示意地表示断层像的图。
- [0019] 图 5 是表示有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置执行的扫描 (scan) 的顺序 (sequence) 的图。
- [0020] 图 6 是表示由有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置取得的多普勒频谱图像的一例的图。
- [0021] 图 7 是用来说明对在多普勒频谱图像中缺失了数据的部分进行插补的处理的图。
- [0022] 图 8A 是表示平均流速 V_m 的图。
- [0023] 图 8B 是表示频谱的分散 σ 及功率谱图像的一例的图。
- [0024] 图 9 是表示由有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置取得的多普勒频谱图像的一例的图。
- [0025] 图 10 是表示仿真 (simulation) 结果的一例的图。
- [0026] 图 11 是表示由有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置取得的多普勒频谱图像的一例的图。
- [0027] 图 12 是示意地表示多普勒频谱图像的跟踪 (trace) 波形的图。
- [0028] 图 13 是示意地表示通过超声波扫描的截面的图。
- [0029] 图 14 是用来说明观测点的第 2 设定例的图, 是示意地表示断层像的图。
- [0030] 图 15 是用来说明观测点的第 3 设定例的图, 是示意地表示断层像的图。
- [0031] 图 16 是表示有关以往技术的扫描的顺序的图。

具体实施方式

[0032] 参照图 1 及图 2 说明有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置。图 1 是表示有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置的框图。图 2 是表示设置在有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置中的插补部的框图。

[0033] 有关该实施方式的超声波图像取得装置 1 具备超声波探头 (ultrasonic probe) 2、收发部 3、信号处理部 4、图像生成部 5、插补部 6、显示处理部 7、运算部 8、显示控制部 9、用户接口 (user interface) (UI) 10 及控制部 13。

[0034] 超声波图像取得装置 1 对被检体发送超声波, 基于来自被检体的反射波生成表示被检体内的运动体 (血流) 的流速的多普勒频谱图像。在该实施方式中, 作为一例, 对以心脏为摄影对象、生成在收缩期 (systolic phase) 从左心室 (left ventricle) 流出的血流的多普勒频谱图像、和在扩展期 (diastolic phase) 向左心室流入的血流的多普勒频谱图像的情况进行说明。

[0035] 作为超声波探头 2, 使用将多个超声波振子 (ultrasonic transducer) 沿规定方

向（扫描方向）配置为 1 列的一维阵列探头 (1D array probe)。或者, 作为超声波探头 2 也可以使用多个超声波振子排列成二维的二维阵列探头 (2D array probe)。通过使用二维阵列探头, 能够以超声波扫描三维的区域, 能够取得三维的区域中的体数据 (volume data)。此外, 作为超声波探头 2, 也可以使用将多个超声波振子沿扫描方向排列为 1 列的一维探头、且通过使超声波振子沿正交于扫描方向的方向机械地摆动而能够进行三维区域的扫描的一维阵列探头。

[0036] 收发部 3 具备发送部和接收部。收发部 3 对超声波探头 2 供给电信号而产生超声波, 接收超声波探头 2 接收到的回波 (echo) 信号。收发部 3 按照规定的重复频率 (PRF), 使超声波探头 2 收发超声波。

[0037] 收发部 3 的发送部具备未图示的时钟 (clock) 产生电路、发送延迟电路及脉冲器 (pulsar) 电路。时钟产生电路产生决定超声波信号的发送定时 (timing) 及发送频率的时钟频率的时钟信号。发送延迟电路在超声波的发送时施加延迟而实施发送焦点 (focus)。脉冲器电路具有基于与各超声波振子对应的独立频道 (channel) 的数量的脉冲器。脉冲器电路以施加了延迟的发送定时产生驱动脉冲, 对超声波探头 2 的各超声波振子供给电信号。

[0038] 此外, 收发部 3 的接收部具备未图示的前置放大器 (preamplifier) 电路、A/D 变换电路、接收延迟电路及加法电路。前置放大器电路将从超声波探头 2 的各超声波振子输出的回波信号按照接收频道放大。A/D 变换电路对被放大的回波信号进行 A/D 变换。接收延迟电路对 A/D 变换后的回波信号施加决定接收指向性所需要的延迟时间。加法电路将施加了延迟时间的回波信号相加。通过该相加, 强调了来自对应于接收指向性的方向的反射成分。另外, 有时将由该收发部 3 加法处理后的信号称作“RF 信号”。从收发部 3 输出的 RF 信号被输出给信号处理部 4。

[0039] 信号处理部 4 具备 B 模式 (B-mode) 处理部 41 和多普勒处理部 42。从收发部 3 输出的信号被任一处理部实施规定的处理。

[0040] B 模式处理部 41 进行回波的振幅信息的影像化, 从回波信号生成 B 模式超声波光栅数据 (raster data)。具体而言, B 模式处理部 41 对从收发部 3 发送的信号进行带通滤波 (Band Pass Filter) 处理, 然后检波输出信号的包络线, 接着, B 模式处理部 41 通过对检波到的数据实施基于对数变换的压缩处理, 进行回波的振幅信息的影像化。

[0041] 多普勒处理部 42 例如通过脉冲多普勒法 (PW 多普勒法) 生成血流信息。根据脉冲多普勒法, 由于使用脉冲波, 所以可以检测某个特定的深度的多普勒偏移频率 (Doppler shift frequency) 成分。由于这样具有距离解析力, 所以可以测量特定部位的血流的速度。多普勒处理部 42 通过对从收发部 3 发送的信号检波具有规定的大小的观测点内的接收信号, 提取多普勒偏移频率成分。进而, 多普勒处理部 42 通过实施 FFT 处理, 生成表示具有规定的大小的观测点内的血流速度的多普勒频率分布。

[0042] 多普勒处理部 42 具备未图示的正交检波 (quadrature detection) 部、距离波门 (RG) 处理部、墙式滤波器 (wall filter) 及 FFT 运算部。

[0043] 正交检波部具备数字 (digital) 方式的混频器 (mixer) 和低通滤波器 (Low Pass Filter) (LPF) 而分别与实部成分和虚部成分对应, 正交检波 (quadrature detection) RF 信号。并且, 正交检波部输出正交检波到的数字量的 IQ 信号。通过该检波, 从 RF 信号提取基带 (baseband) 的多普勒信号 (实部成分及虚部成分: IQ 信号)。

[0044] 距离波门 (RG) 处理部接受从正交检波部输出的 IQ 信号, 通过将该 IQ 信号的高频成分除去, 得到仅由多普勒偏移频率成分构成的多普勒信号。并且, 距离波门处理部从仅由多普勒偏移频率成分构成的多普勒信号中, 提取被检体内的希望深度的多普勒信号。

[0045] 墙式滤波器从在距离波门处理部中指定的位置的多普勒信号 (IQ 信号) 中除去表示运动较慢的血管壁 (blood vessel wall) 及心脏壁等的不需要的低频多普勒信号。接着, 墙式滤波器提取要检测的血流的多普勒信号 (IQ 信号)。

[0046] FFT 运算部通过对由墙式滤波器提取的多普勒信号 (IQ 信号) 进行频率解析, 得到作为其解析结果的多普勒频谱信号。

[0047] 显示控制部 9 将由 FFT 运算部求出的多普勒频谱信号显示在显示部 11 上。具体而言, 显示控制部 9 将在纵轴表示频率 f (速度 v)、横轴表示时间 t 的多普勒频谱图像显示在显示部 11 上。

[0048] 图像生成部 5 基于由 B 模式处理部 41 处理后的数据生成超声波图像数据。例如, 图像生成部 5 具备 DSC (Digital Scan Converter: 数字扫描变换器), 为了得到由直角坐标系表示的图像, 将由 B 模式处理部 41 处理后的数据变换为用直角坐标系表示的图像数据 (扫描变换 (scan conversion) 处理)。例如, 图像生成部 5 基于 B 模式超声波光栅数据生成作为二维信息的断层像数据, 并将该断层像数据输出给显示控制部 9。显示控制部 9 将基于该断层像数据的断层像显示在显示部 11 上。

[0049] 另外, 如果通过超声波探头 2 和收发部 3 执行体扫描 (volume scan) 而取得体数据, 则图像生成部 5 通过对该体数据实施体绘制 (volumerendering), 生成立体地表示被检体的组织形状的三维图像数据。此外, 图像生成部 5 也可以通过对体数据实施 MPR 处理 (Multi Planar Reconstruction: 多平面重建), 生成任意截面的图像数据 (MPR 图像数据)。图像生成部 5 将三维图像数据及 MPR 图像数据等的超声波图像数据输出给显示控制部 9。显示控制部 9 将基于三维图像数据的三维图像及基于 MPR 图像数据的 MPR 图像显示在显示部 11 上。

[0050] (观测点的设定)

[0051] 在将断层像或三维图像等的超声波图像显示在显示部 11 上的状态下, 操作者利用操作部 12 在该超声波图像上指定想要取得血流信息的位置。具体而言, 通过在超声波图像上设定观测点 (距离波门), 指定想要取得血流信息的位置。观测点 (距离波门) 具有规定的大小。由该观测点 (距离波门) 指定的范围是作为多普勒扫描 (Doppler scan) 的对象的范围, 取得该观测点的血流信息。

[0052] 在该实施方式中, 通过设定多个观测点 (距离波门), 取得多个部位的血流信息。例如, 左心室流入血流及左心室流出血流的测量适合于心功能的评价。因此, 通过观测点 (距离波门) 指定左心室流入血流产生的部位和左心室流出血流产生的部位。左心室流入血流在二尖瓣 (mitral valve) 前端产生, 左心室流出血流在主动脉瓣 (aortic valve) 前端产生。因此, 将表示二尖瓣前端与主动脉瓣前端的超声波图像显示在显示部 11 上, 在显示于该超声波图像上的二尖瓣前端的位置和主动脉瓣前端的位置上设定观测点 (距离波门), 从而能够测量左心室流入血流和左心室流出血流。以下, 对观测点 (距离波门) 的具体设定例进行说明。

[0053] (第 1 设定例)

[0054] 首先,参照图 4 对第 1 设定例进行说明。图 4 是用来说明观测点的第 1 设定例的图,是示意地表示断层像的图。在第 1 设定例中,取得被检体的断层像而显示在显示部 11 上,在显示于该断层像上的二尖瓣前端的位置和主动脉瓣前端的位置上设定观测点(距离波门)。

[0055] 首先,通过超声波探头 2 和收发部 3,用超声波扫描被检体内的截面来取得该截面的接收信号。B 模式处理部 41 基于该接收信号生成该截面的 B 模式超声波光栅数据。图像生成部 5 基于 B 模式超声波光栅数据,生成表示该截面上的组织的断层像数据。如图 4 所示,显示控制部 9 将基于该断层像数据的断层像 100 显示在显示部 11 上。一边改变被检体上的超声波探头 2 的位置和角度,一边通过超声波探头 2 和收发部 3 进行扫描,以在断层像 100 上显示二尖瓣前端和主动脉瓣前端。

[0056] 操作者一边观察显示在显示部 11 上的断层像 100,一边利用操作部 12 指定显示在断层像 100 上的二尖瓣前端的位置和主动脉瓣前端的位置。例如,显示控制部 9 将在断层像 100 上可移动的观测点 102 和观测点 104 显示在显示部 11 上。观测点 102 和观测点 104 分别具有规定的大小。通过观测点 102 和观测点 104 能够分别指定规定的大小的范围。另外,操作者通过利用操作部 12,可以变更观测点 102 和观测点 104 的大小。操作者通过观测点 102 和观测点 104 分别指定二尖瓣前端的位置和主动脉瓣前端的位置。显示控制部 9 将表示超声波的收发方向的线状的取样线(sample line)101 和取样线 103 重叠在断层像 100 上而显示在显示部 11 上。操作者通过利用操作部 12,能够使取样线 101 和取样线 103 沿扫描方向(箭头 A 的方向)移动。此外,操作者通过利用操作部 12,能够使观测点 102 在取样线 101 上沿超声波的收发方向(箭头 B 的方向)移动。同样,操作者通过利用操作部 12,能够使观测点 104 在取样线 103 上沿超声波的收发方向移动。

[0057] 例如,操作者通过利用操作部 12,使取样线 101 移动到二尖瓣前端的位置,再通过使观测点 102 沿收发方向(箭头 B 的方向)移动,由观测点 102 指定二尖瓣前端的位置。同样,操作者通过利用操作部 12,使取样线 103 移动到主动脉瓣前端的位置,再通过使观测点 104 沿收发方向(箭头 B 的方向)移动,由观测点 104 指定主动脉瓣前端的位置。这样,如果通过观测点(距离波门)指定想要观测血流的部分,则从用户接口(UI)10 对控制部 13 输出表示断层像 100 上的观测点的位置的坐标信息。

[0058] 另外,也可以通过肘节(toggle)动作来切换观测点 102 和观测点 104 的操作。例如,在操作部 12 上设置切换开关(switch),在默认(default)的状态下,显示控制部 9 将观测点 104 固定在断层像上而显示在显示部 11 上。在此状态下,操作者通过利用操作部 12 能够进行观测点 102 的操作。并且,通过操作者将切换开关按下,显示控制部 9 将观测点 102 固定显示在断层像上,操作者通过利用操作部 12 而能够进行观测点 104 的操作。

[0059] (角度修正)

[0060] 进而,在断层像 100 上求出设定了观测点 102 的部位的血流与超声波束(beam)的收发方向所成的角度。同样,在断层像 100 上求出设定了观测点 104 的部位的血流与超声波束的收发方向所成的角度。例如,显示控制部 9 将用来指定血流的方向的线状的角标记(angle marker)重叠在断层像 100 上而显示在显示部 11。操作者利用操作部 12 使角标记与血流的方向一致。具体而言,操作者利用操作部 12,使角标记的方向与设定了观测点 102 的部位的血流的方向一致。同样,操作者利用操作部 12,使角标记的方向与设定了观测点

104 的部位的血流的方向一致。该角标记的方向表示血流的方向。控制部 13 求出设定了观测点 102 的部位的超声波束的收发方向与角标记的方向之间的角度,将该角度输出给多普勒处理部 42。同样,控制部 13 求出设定了观测点 104 的部位的超声波束的收发方向与角标记的方向之间的角度,并将该角度输出给多普勒处理部 42。多普勒处理部 42 利用各个角度求出观测点 102 及观测点 104 的血流的速度。

[0061] 控制部 13 如果从用户接口 (UI) 10 接受到由操作者指定的各观测点 (距离波门) 的坐标信息,则将各观测点的坐标信息输出给收发部 3 和信号处理部 4 的多普勒处理部 42。

[0062] 收发部 3 按照由控制部 13 设定的观测点 (距离波门) 的坐标信息,通过超声波探头 2 使超声波束偏向。并且,收发部 3 通过进行基于脉冲多普勒法的多普勒扫描,取得各观测点的多普勒信息 (血流信息)。并且,多普勒处理部 42 按照由控制部 13 设定的观测点 (距离波门),求出各观测点的血流速度。在上述例子中,由观测点 102 指定二尖瓣前端的位置,由观测点 104 指定主动脉瓣前端的位置。因此,收发部 3 取得二尖瓣前端的多普勒信息和主动脉瓣前端的多普勒信息。多普勒处理部 42 求出由观测点 102 指定的二尖瓣前端的血流速度和由观测点 104 指定的主动脉瓣前端的血流速度。多普勒处理部 42 利用超声波束的收发方向与血流所成的角度求出血流速度。

[0063] (段扫描 (segment scan))

[0064] 在该实施方式中,收发部 3 通过在控制部 13 的控制下执行段扫描,取得由观测点 102 和观测点 104 指定的各位置的多普勒信息。参照图 5 对在该实施方式中执行的段扫描进行说明。图 5 是表示有关该实施方式的超声波图像取得装置执行的扫描的顺序的图。在图 5 中,横轴表示时间 (t)。

[0065] 控制部 13 具有未图示的存储装置,在该存储装置中预先存储有扫描条件。在该实施方式中,收发部 3 在控制部 13 的控制下,对相同的观测点多次连续地收发超声波,然后,对其他观测点多次连续地收发超声波。接着,收发部 3 对相同的观测点多次连续地收发超声波,周期性地对各观测点收发超声波。例如,在指定了两个观测点的情况下,收发部 3 在控制部 13 的控制下,对一个观测点多次连续地收发超声波,然后,对另一观测点多次连续地收发超声波。接着,收发部 3 交替地对各观测点多次连续地收发超声波。在扫描条件中,包含有对相同的观测点连续收发超声波的次数、以及脉冲重复频率 (PRF) 等。操作者能够利用操作部 12 任意地变更该次数。

[0066] 例如,在通过观测点 102 和观测点 104 指定了两个部位的情况下,如图 5 所示,收发部 3 在控制部 13 的控制下,对观测点 A (观测点 102) 连续收发 N 次超声波,然后,对观测点 B (观测点 104) 连续收发 N 次超声波。接着,收发部 3 对观测点 A (观测点 102) 和观测点 B (观测点 104) 交替地各收发 N 次超声波。另外,在图 5 所示的例子中,收发部 3 按照脉冲重复频率 fr 对各观测点收发超声波。

[0067] 收发部 3 将通过多普勒扫描取得的各观测点的多普勒信息输出给多普勒处理部 42。多普勒处理部 42 通过在控制部 13 的控制下对从收发部 3 输出的多普勒信息进行频率解析,依次生成各观测点的多普勒频谱图像。在该实施方式中,多普勒处理部 42 在控制部 13 的控制下,依次生成观测点 A (观测点 102) 的多普勒频谱图像和观测点 B (观测点 104) 的多普勒频谱图像。并且,显示控制部 9 将观测点 102 的多普勒频谱图像和观测点 104 的多普勒频谱图像显示在显示部 12 上。

[0068] 另外,通过超声波探头 2、收发部 3 及控制部 13 构成本发明的“多普勒扫描部”的一例。此外,多普勒处理部 42 相当于本发明的“处理部”的一例。此外,由超声波探头 2、收发部 3、B 模式处理部 41 及图像生成部 5 构成本发明的“图像取得部”的一例。

[0069] 这里,参照图 6 对通过有关该实施方式的段扫描取得的多普勒频谱图像进行说明。图 6 是表示通过有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置取得的多普勒频谱图像的一例的图。在图 6 中,横轴表示时间 (t),纵轴表示血流的速度 (v)。

[0070] 多普勒频谱图像 210 表示观测点 104 的血流的速度。观测点 104 由于设定在主动脉瓣前端的位置上,所以多普勒频谱图像 210 表示主动脉瓣前端的左心室流出血流的速度。另一方面,多普勒频谱图像 220 表示观测点 102 的血流的速度。观测点 102 由于设定在二尖瓣前端的位置上,所以多普勒频谱图像 220 表示二尖瓣前端的左心室流入血流的速度。

[0071] 以上,根据有关该实施方式的超声波图像取得装置 1,通过各多次 (N 次) 交替地对各观测点收发超声波,能够不使多普勒速度范围 (range) (fr) 降低而取得各观测点的多普勒频谱图像。此外,由于分别在相同的心率下求出左心室流入血流的速度和左心室流出血流的速度,所以即使在心率的周期中有变动,左心室射血分数 (E/F) 等的指标也不易变得不稳定。此外,可以实现指标的再现性的提高。

[0072] (与以往技术的比较)

[0073] 这里,参照图 5 和图 16,比较有关该实施方式的超声波的收发方法和有关以往技术的收发方法。图 16 是表示有关以往技术的扫描的顺序的图。在图 16 中,横轴表示时间 (t)。

[0074] 例如,在取得两个观测点的多普勒频谱图像的情况下,在以往技术中,如图 16 所示,通过对观测点 A 和观测点 B 交替地各收发 1 次超声波,取得观测点 A 的多普勒频谱图像和观测点 B 的多普勒频谱图像。根据有关该以往技术的收发方法,脉冲重复频率 PRF 变为一半,所以多普勒速度范围与其对应而变为一半。结果,有在多普勒图像中发生重叠现象的问题。

[0075] 相对于此,根据有关该实施方式的超声波图像取得装置 1,通过对观测点 A 和观测点 B 交替地各收发 N 次超声波,能够不使多普勒速度范围降低而取得观测点 A 的多普勒频谱图像和观测点 B 的多普勒频谱图像。

[0076] 但是,根据有关该实施方式的超声波图像取得装置 1,在对某个观测点连续多次收发超声波的期间,对于其他观测点不收发超声波。因此,有在各观测点的多普勒频谱图像中发生周期性的数据的缺失的问题。例如,在对观测点 102 (观测点 A) 收发超声波的时间段中,不能取得观测点 104 (观测点 B) 的血流信息。同样,在对观测点 104 (观测点 B) 收发超声波的时间段中,不能取得观测点 102 (观测点 A) 的血流信息。因而,如图 6 所示,在观测点 104 的多普勒频谱图像 210 中发生周期性的数据的缺失部 211。在观测点 102 的多普勒频谱图像 220 中也发生周期性的数据的缺失部 221。

[0077] 并且,使对各观测点连续收发超声波的时间间隔越长,则在各观测点不能取得血流信息的时间越长。所以,在该实施方式中,通过对周期性地缺失的数据进行插补,生成时间上连续的多普勒频谱图像。插补部 6 进行该插补。对于插补部 6 在后面说明。

[0078] 对相同的观测点连续收发超声波的次数 N 优选地根据脉冲重复频率 PRF、和对相

同的观测点连续收发超声波的时间的长度来决定。例如,优选地基于脉冲重复周期 PFR 决定次数 N ,以使连续扫描相同的观测点的时间的长度为 $100[\text{ms}]$ 以内。作为一例,在脉冲重复频率 PRF 是 $4[\text{kHz}]$ 、对相同的观测点连续收发超声波的时间的长度为 $100[\text{ms}]$ 的情况下,次数 N 最大为 400 次。即,在脉冲重复频率 PRF 是 $4[\text{kHz}]$ 的情况下,优选地以 400 次以下的次数对相同的观测点连续收发超声波。此外,优选地使对相同的观测点连续收发超声波的时间的长度为 $100[\text{ms}]$ 以下。在连续对相同的观测点收发超声波的期间,另一个观测点的数据缺失。为了通过插补部 6 的插补处理求出该缺失的数据,优选为 $100[\text{ms}]$ 以下。次数 N 依赖于脉冲重复频率 PRF,但为了使对相同的观测点连续收发超声波的时间的长度为 $100[\text{ms}]$ 以下,次数 N 优选的是几十次~几百次之间。

[0079] (插补处理)

[0080] 接着,参照图 2、图 7、图 8A、图 8B 及图 9 对插补部 6 的插补处理进行说明。图 7 是用来说明对在多普勒频谱图像中数据缺失的部分进行插补处理的图。在图 7 中,横轴表示时间 (t)。图 8A 是表示平均流速 V_m 的图。图 8B 是表示频谱的分散 σ 以及功率谱的图。

[0081] 如上所述,在观测点 102(观测点 A)的多普勒频谱图像 220 中,发生周期性的数据的缺失部 221。此外,在观测点 104(观测点 B)的多普勒频谱图像 210 中,也发生周期性的数据的缺失部 211。所以,在该实施方式中,通过对周期性缺失的数据进行插补,生成连续的多普勒频谱图像。在该实施方式中,通过基于被检体的 ECG(Electrocardiogram:心电图)信号,通过 ARMAX 模型(Auto Regressive and Moving Average Exogenous model)等的参数模型(parametric model)的系统辨识,推测数据缺失的部分的频谱。

[0082] 例如,如图 7 所示,在对观测点 B(观测点 104)收发超声波的时间段,在观测点 A(观测点 102)的多普勒频谱图像中发生起因于该收发的间隙(gap)(B)。该间隙(B)相当于多普勒频谱图像 220 的数据的缺失部 221。在该实施方式中,插补部 6 基于在数据的缺失部(间隙 B)发生的时间段的之前的时点取得的观测点 A 的多普勒频谱图像数据求出特征量。并且,插补部 6 利用该特征量和 ECG 信号,计算(前向推测)ARMAX 模型的前向预测系数列 $a(k1)$ 、 $b(k2)$ 、……、及残差的带(band)宽 BW 系数 $c(k3)$ 、……。例如,插补部 6 求出平均流速 V_m 、多普勒频谱的分散 σ 、以及多普勒频谱的总功率(total power)TP 而作为特征量。接着,插补部 6 利用基于在缺失部(间隙 B)发生之前的时点取得的多普勒频谱图像数据求出的这些系数,预测缺失部(间隙 B)的多普勒频谱图像数据(推测数据)。此外,为了使缺失部(间隙 B)的推测数据与实际取得的观测点 A 的多普勒频谱图像数据(实际数据)的连接良好,通过将实际数据与推测数据交迭(overlap)来进行混合(blend)处理(合成处理)。作为混合处理,例如通过将实际数据与推测数据加权相加,使实际数据与推测数据的连接良好。此外,在推测数据的输出所需要的时间较短的情况下,也可以从时间的反方向(后向)进行推测处理(后向推测)。在此情况下,通过对由前向推测得到的推测数据和由后向推测得到的推测数据进行混合处理,求出缺失部(间隙 B)的频谱。

[0083] 参照图 2 对插补部 6 的具体的处理进行说明。插补部 6 具备特征量计算部 61、标准化部 62、系统辨识部 63、BPF64、标准化部 65、模型推测部 66 及加法部 67。

[0084] 在该实施方式中,利用设在超声波图像取得装置 1 的外部的心电计取得被检体的心电波形(ECG 信号),并输出给超声波图像取得装置 1。控制部 13 接受从心电计输出的 ECG 信号,并将该 ECG 信号输出给插补部 6。

[0085] 特征量计算部 61 接受从多普勒处理部 42 输出的多普勒频谱图像 $SP(f)$, 求出功率谱的时间变化。接着, 特征量计算部 61 求出数据的缺失部 (间隙) 发生的时间段之前的时点的特征量。特征量计算部 61 求出例如平均流速 V_m 、频谱的分散 σ 及频谱的总功率 TP 作为特征量。为了对在观测点 A (观测点 102) 缺失的数据进行插补, 特征量计算部 61 基于观测点 A 的多普勒频谱图像数据, 求出数据的缺失部 (间隙 B) 发生的时间段之前的时点的平均流速 V_m 、频谱的分散 σ 及总功率 TP 。此外, 为了对在观测点 B (观测点 104) 缺失的数据进行插补, 特征量计算部 61 基于观测点 B 的多普勒频谱图像数据, 求出数据的缺失部 (间隙 A) 发生的时间段之前的时点的平均流速 V_m 、频谱的分散 σ 及总功率 TP 。在以下的说明中, 将对观测点 A 的多普勒频谱图像中缺失的数据进行插补的情况进行说明。以下表示用来求出平均流速 V_m 、频谱的分散 σ 及总功率 TP 的式子。

$$[0086] \quad V_m = \left(\frac{C}{2} \right) * \frac{\sum_{k=0}^{95} f_k * P(f_k)}{\sum_{k=0}^{95} P(f_k)} \quad \dots \dots \text{式 (1)}$$

$$[0087] \quad \sigma = \sqrt{\frac{\sum_{k=0}^{95} \left(f_k - \frac{2 * V_m}{c} \right)^2}{96}} \quad \dots \dots \text{式 (2)}$$

$$[0088] \quad TP = \sum_{k=0}^{95} P(f_k) \quad \dots \dots \text{式 (3)}$$

[0089] 式 (1) 是用来求出平均流速 V_m 的式子。式 (2) 是用来求出分散 σ 的式子。式 (3) 是用来求出总功率 TP 的式子。在式 (1) ~ 式 (3) 中, $P(f)$ 表示功率谱 (power spectrum), f 是用 FFT 的取样频率 f_s 进行了标准化的频率, C 表示声速。在该实施方式中, 由于将左心室流入血流的多普勒频谱图像 $SP(f)$ 作为输入, 所以仅使用正侧的速度成分来计算。作为一例, 设 FFT 的频率的点 (point) 数 k 为 $k = 0 \sim 95$ 。

[0090] 此外, 图 8A 及图 8B 中表示平均流速 V_m 、分散 σ 及功率谱。在图 8A 所示的图表 (graph) 中, 横轴表示时间 (t), 纵轴表示用 FFT 的取样频率 f_s 进行了标准化的频率 (f)。图 8A 所示的图表表示各时间的平均流速 V_m 。此外, 在图 8B 所示的图表中, 横轴表示用 FFT 的取样频率 f_s 进行了标准化的频率 (f), 纵轴表示强度。图 8B 所示的图表表示各时间的平均流速 V_m 、分散 σ 及功率 [dB]。

[0091] 特征量计算部 61 基于观测点 A 的多普勒频谱图像的数据, 求出各时相的 $V_m(n)$ 、 $\sigma(n)$ 及 $TP(n)$, 输出给标准化部 62。标准化部 62 将观测点 A 的各时相的 $V_m(n)$ 、 $\sigma(n)$ 及 $TP(n)$ 标准化。进而, 标准化部 62 从控制部 13 接受作为外部确定输入 (deterministic external input) 的 ECG 信号, 并将该 ECG 信号标准化。并且, 标准化部 62 将标准化后的 $V_m(n)$ 、 $\sigma(n)$ 、 $TP(n)$ 及 ECG 信号输出给系统辨识部 63。

[0092] 系统辨识部 63 利用作为观测点 A 的特征量的 $V_m(n)$ 、 $\sigma(n)$ 及 $TP(n)$ 、和作为外部确定输入的 ECG 信号进行系统辨识, 从而求出 ARMAX 模型的前向预测系数列 a_k 、 b_k 及 c_k 。在基于 ARMAX 模型等参数模型的系统辨识中, 以血流的心率周期为基准, 求出回归

(regression) 为表示多普勒频谱的变动的系数列数据。

[0093] 这里,参照图 3 对系统辨识部 63 的详细的內容进行说明。图 3 是表示有关本发明的实施方式的系统辨识部的详细的例子的框图。在图 3 中,表示基于左心室流入血流的多普勒频谱图像 SP(f) 和 ECG 信号进行系统辨识的情况。示意地表示平均流速 V_m 和分散 σ , 频谱多普勒处理器 (spectrumDoppler processor) 作为一例而对图 8A 所示的频谱图像中的时刻 2 秒附近的频谱进行模型化。在 ARMAX 模型的系统辨识中,计算回归为以血流的心率周期为基准的频谱变动的模型的系数列数据。

[0094] BPF64 接受 ARMAX 模型的系数 c_k 和白噪声 (white noise),对噪声源施加频带限制,并将该输出值 $n(n)$ 输出给模型推测部 66。此外,标准化部 65 从控制部 13 接受作为外部确定输入的 ECG 信号,将该 ECG 信号标准化,并输出给模型推测部 66。

[0095] 模型推测部 66 通过进行使用了 ARMAX 模型的频谱推测处理,推测缺失的频谱。在该实施方式中,模型推测部 66 仅进行前向推测,除了噪声以外,还将确定的 ECG 信号作为外部输入添加。这里,将 ARMAX 模型的预测输出在式 (4) 中表示。

$$[0096] \quad y(n) = \sum_{k=1}^P a_k * y(n-k) + \sum_{k=1}^q b_k * u(n-k) + \sum_{k=1}^r c_k * n(n-k)$$

• • • 式 (4)

[0097] 这里,

$$[0098] \quad y(n) = \begin{bmatrix} Vm(n) \\ \sigma(n) \\ TP(n) \end{bmatrix}$$

[0099] 在式 (4) 中, a_k 、 b_k 及 c_k 是 ARMAX 模型的系数, $u(n)$ 是将 ECG 信号的时间轴和振幅标准化后的波形。另外,在式 (4) 中,用行列式表示多普勒频谱图像的特征量。

[0100] 加法部 67 通过将由 ARMAX 模型推测的推测数据与实际取得的表示观测点 A 的多普勒频谱图像的实际数据结合,生成观测点 A 的连续的多普勒频谱图像数据。此时,加法部 67 通过在图 7 所示的实际数据与推测数据的边界上将实际数据与推测数据混合 (blend),生成混合数据。并且,插补部 6 将实施了插补处理的多普勒频谱图像数据输出给显示处理部 7。此外,插补部 6 对于观测点 B 的多普勒频谱图像数据也通过相同的处理进行插补。

[0101] 此外,插补部 6 也可以从多普勒处理部 42 接受多普勒频谱图像数据,基于缺失了数据的部分的前后的数据沿时间方向插补,来求出缺失的部分的数据。例如,插补部 6 通过基于多普勒频谱图像 210 的数据的缺失部 211 的前后的数据沿时间方向插补,求出缺失部 211 的数据。

[0102] 图 9 中表示通过插补部 6 的插补处理生成的多普勒频谱图像。图 9 是表示通过有关本发明的实施方式的超声波图像装置取得的多普勒频谱图像的一例的图。在图 9 中,横轴表示时间 (t),纵轴表示血流的速度 (v)。显示控制部 9 将由插补部 6 插补后的多普勒频谱图像显示在显示部 11 上。

[0103] 多普勒频谱图像 310 表示观测点 104 的血流的速度。由于观测点 104 设定在主动脉瓣前端的位置上,所以多普勒频谱图像 310 表示主动脉瓣前端的左心室流出血流的速度。另一方面,多普勒频谱图像 320 表示观测点 102 的血流的速度。由于观测点 102 设定

在二尖瓣前端的位置上,所以多普勒频谱图像 320 表示二尖瓣前端的左心室流入血流的速度。

[0104] 显示控制部 9 例如如图 9 所示,将多普勒频谱图像 310 和多普勒频谱图像 320 同时显示在显示部 11 上。在图 9 所示的例子中,显示控制部 9 将多普勒频谱图像 310 和多普勒频谱图像 320 排列显示在显示部 11 上。

[0105] 通过插补部 6 的插补处理,对各个多普勒频谱图像的周期性的数据的缺失进行插补,所以如图 9 所示,能够得到连续的多普勒频谱图像 310、320。

[0106] 这里,通过仿真确认了 ARMAX 模型的动作。参照图 10 对该仿真结果进行说明。图 10 是表示仿真结果的一例的图。在图 10 中,纵轴表示用 f_s 进行了标准化的频率,横轴表示时间。在仿真中,使用了表示流速变化较剧烈的心脏的左心室流入血流的多普勒频谱图像数据。设段扫描的间隙为 100[ms]。在从时刻 0 秒到时刻 1 秒之间,不进行段扫描,是连续的多普勒频谱。从时刻 1 秒到时刻 2 秒之间的多普勒频谱图像是段扫描执行时的图像,是通过推测求出的插补图像。在图 10 中,区域 (1)、(3)、(5)、(7)、(9) 的频谱是基于 ARMAX 模型的推测频谱。另一方面,区域 (2)、(4)、(6)、(8)、(10) 的频谱是通过多普勒扫描实际取得的实际频谱。根据该仿真结果可知,在速度变化较剧烈的心脏内的血流图像中,即使在段扫描的间隙较大的情况下,也能够得到稳定的多普勒频谱图像。

[0107] 另外,也可以是,控制部 13 将从心电图接受的 ECG 信号输出给显示控制部 9,显示控制部 9 将该 ECG 信号与多普勒频谱图像 310、320 一起显示在显示部 11 上。显示控制部 9 按照时间轴的刻度 (scale) 而将 ECG 信号与多普勒频谱图像 310、320 排列显示在显示部 11 上。

[0108] 此外,显示处理部 7 从插补部 6 接受插补处理后的多普勒频谱图像数据,通过跟踪 (trace) 该多普勒频谱图像的边缘而生成跟踪波形。具体而言,显示处理部 7 沿时间方向跟踪在从插补部 6 输出的多普勒频谱图像中表示的波形的最大速度 V_p ,从而生成 V_p 的跟踪波形。由此,最大速度 V_p 的跟踪波形成为跟踪多普勒频谱图像的边缘部的波形。例如,显示处理部 7 通过跟踪多普勒频谱图像 310 上表示的波形的边缘,生成表示左心室流出血流的速度跟踪波形。此外,显示处理部 7 通过跟踪在多普勒频谱图像 320 上表示的波形的边缘,生成表示左心室流入血流的速度跟踪波形。并且,显示控制部 9 将左心室流出血流的跟踪波形和左心室流入血流的跟踪波形显示在显示部 11 上。例如,显示控制部 9 将多普勒频谱图像和跟踪波形重叠显示在显示部 11 上。此外,显示处理部 7 将多普勒频谱图像 310 的跟踪波形和多普勒频谱图像 320 的跟踪波形输出给运算部 8。

[0109] (结合处理)

[0110] 在该实施方式中,也可以将两个多普勒频谱图像结合而生成 1 个多普勒频谱图像,并将该多普勒频谱图像显示在显示部 11 上。参照图 11 对该结合处理进行说明。图 11 是表示由有关本发明的实施方式的超声波图像取得装置取得的多普勒频谱图像的一例的图。

[0111] 显示处理部 7 从插补部 6 接受实施了插补处理的两个多普勒频谱图像数据,并通过将两个多普勒频谱图像数据合成而生成 1 个多普勒频谱图像数据。在该实施方式中,观测点 102 设定在二尖瓣前端,观测点 102 的多普勒频谱图像 320 表示左心室流入血流的速度。因此,在多普勒频谱图像 320 上表示的速度成分偏向于正侧。另一方面,观测点 104 设

定在主动脉瓣前端,观测点 104 的多普勒频谱图像 310 表示左心室流出血流的速度。因此,在多普勒频谱图像 310 上表示的速度成分偏向于负侧。

[0112] 所以,在该实施方式中,对于观测点 102 的多普勒频谱图像 320 使用正侧的速度成分、对于观测点 104 的多普勒频谱图像 310 使用负侧的速度成分而生成 1 个多普勒频谱图像。显示处理部 7 从观测点 102 的多普勒频谱图像 320 中提取表示速度成分的正侧的图像,从观测点 104 的多普勒频谱图像 310 中提取表示速度成分的负侧的图像。并且,显示处理部 7 通过将表示速度成分的正侧的多普勒频谱图像数据与表示速度成分的负侧的多普勒频谱图像数据结合,生成 1 个多普勒频谱图像数据。显示处理部 7 将结合后的多普勒频谱图像数据输出给显示控制部 9。显示控制部 9 将结合后的多普勒频谱图像显示在显示部 11 上。另外,显示处理部 7 相当于本发明的“结合部”的一例。

[0113] 在图 11 中表示结合后的多普勒频谱图像的一例。在图 11 中,横轴表示时间 (t),纵轴表示血流的速度 (v)。多普勒频谱图像 410 是从观测点 104 的多普勒频谱图像 310 中提取的表示速度成分的负侧的图像。另一方面,多普勒频谱图像 420 是从观测点 102 的多普勒频谱图像 320 中提取的表示速度成分的正侧的图像。显示处理部 7 通过将表示速度成分的正侧的多普勒频谱图像 420 和表示速度成分的负侧的多普勒频谱图像 410 结合而生成 1 个多普勒频谱图像 400。显示控制部 9 使该多普勒频谱图像 400 显示在显示部 11 上。另外,显示控制部 9 也可以接受从控制部 13 输出的 ECG 信号,将多普勒频谱图像 400 与该 ECG 信号同时显示在显示部 11 上。显示控制部 9 按照时间轴的刻度而将 ECG 信号与多普勒频谱图像 400 排列显示在显示部 11 上。

[0114] 以上,通过将表示左心室流出血流的速度速度的多普勒频谱图像 410 和表示左心室流入血流的速度速度的多普勒频谱图像 420 结合为 1 个多普勒频谱图像而显示,操作者能够容易地识别相同时相的左心室流出血流的速度与左心室流入血流的速度。即,不观察各个多普勒频谱图像,而仅通过观察 1 个多普勒频谱图像,就能够掌握左心室流出血流的速度和左心室流入血流的速度。此外,还具有在心功能的评价中使用的左心室射血分数 (E/F) 等的指标的计算变得更容易的效果。

[0115] 此外,显示处理部 7 也可以将表示多普勒频谱图像 310 的边缘的跟踪波形重叠在多普勒频谱图像 410 上、将表示多普勒频谱图像 320 的边缘的跟踪波形重叠在多普勒频谱图像 420 上而显示在显示部 11 上。进而,显示处理部 7 将结合了多普勒频谱图像 310 的跟踪波形和多普勒频谱图像 320 的跟踪波形的跟踪波形输出给运算部 8。

[0116] 此外,显示处理部 7 也可以对两个多普勒频谱图像分配分别不同的颜色。例如,根据速度成分的符号而将分配的颜色预先设定在显示处理部 7 中。显示处理部 7 按照该设定对两个多普勒频谱图像分配颜色。

[0117] 作为一例,显示处理部 7 对速度成分为负 (minus) 的多普勒频谱图像分配蓝色,对速度成分为正 (plus) 的多普勒频谱图像分配红色。表示左心室流出血流的速度速度的多普勒频谱图像 410 由于速度成分为负,所以显示处理部 7 对多普勒频谱图像 410 分配蓝色。另一方面,表示左心室流入血流的速度速度的多普勒频谱图像 420 由于速度成分为正,所以显示处理部 7 对多普勒频谱图像 420 分配红色。由此,多普勒频谱图像 410 用蓝色显示,多普勒频谱图像 420 用红色显示。由此,操作者能够明确地区分而识别表示左心室流出血流的多普勒频谱图像 410 和表示左心室流入血流的多普勒频谱图像 420。另外,显示处理部 7 相当

于本发明的“配色部”的一例。

[0118] (指标的计算)

[0119] 运算部 8 从显示处理部 7 接受多普勒频谱图像的跟踪波形,并基于该跟踪波形求出在心功能的评价中使用的指标。例如,运算部 8 接受表示左心室流入血流的多普勒频谱图像 310 的边缘的跟踪波形、和表示左心室流入血流的多普勒频谱图像 320 的边缘的跟踪波形,求出指标。具体而言,运算部 8 求出左心室射血分数 (E/F) 及 Tei-Index 等指标。这里,参照图 12 对指标的一例进行说明。图 12 是示意地表示多普勒频谱图像的跟踪波形的图。

[0120] 例如,如图 12 所示,显示处理部 7 将结合了多普勒频谱图像 310 的跟踪波形 510、和多普勒频谱图像 320 的跟踪波形 520 的跟踪波形 500 输出给运算部 8。运算部 8 基于该跟踪波形 500 求出指标。另外,在图 12 中,横轴表示时间 (t),跟踪波形 500 的纵轴表示血流的速度 (v)。

[0121] 控制部 13 将从心电计接受到的 ECG 信号输出给运算部 8,运算部 8 基于该 ECG 信号确定 E 波的时相、A 波的时相、以及 S 波的时相。并且,运算部 8 基于表示血流的速度成分的正侧的多普勒频谱图像 420 的跟踪波形 520,求出检测到 E 波的时相的速度 (E 波峰 (peak) 值)。此外,运算部 8 基于跟踪波形 520,求出检测到 A 波的时相的速度 (A 波峰值)。并且,运算部 8 求出用 E 波峰值除以 A 波峰值的值 (E/A)。进而,运算部 8 也可以求出 E 波的衰减时间 (DcT)。

[0122] 此外,运算部 8 也可以基于表示血流的速度成分的负侧的多普勒频谱图像 410 的跟踪波形 510,求出检测到 S 波的时相的速度 (S 波峰值)。此外,运算部 8 也可以求出主动脉射出血流速度的面积 (VTI 值)。

[0123] 进而,运算部 8 也可以基于跟踪波形 500 求出左心室流入血流的从结束时点到再开始时点的时间 a、左心室流出血流的持续时间 b = ET、等容收缩时间 (isovolumic contraction time) (ICT)、以及等容扩展时间 (isovolumic relaxation time) (IRT)。

[0124] 运算部 8 将指标输出给显示控制部 9。显示控制部 9 将由运算部 8 求出的指标显示在显示部 11 上。例如,显示控制部 9 将指标与多普勒频谱图像一起显示在显示部 11 上。

[0125] 另外,上述指标是一例,运算部 8 也可以求出其他指标。此外,运算部 8 也可以求出上述指标的全部,也可以求出操作者指定的指标。操作者通过利用操作部 12 指定希望的指标,运算部 8 求出指定的指标。

[0126] 根据有关该实施方式的超声波图像取得装置 1,由于将左心室流入血流的速度与左心室流出血流的速度分别在相同的心率下求出,所以即使在心率的周期中有变动,也能够稳定地求出上述指标。此外,能够实现指标的再现性的提高。

[0127] 用户接口 (UI) 10 具备显示部 11 和操作部 12。显示部 11 由 CRT 或液晶显示器 (liquid crystal display) 等的监视器 (monitor) 构成,在画面上显示断层像、三维图像或多普勒频谱图像等。操作部 12 由键盘、鼠标、轨迹球 (trackball) 或 TCS (Touch Command Screen) 等构成。操作者通过利用操作部 12,能够设定观测点 (距离波门)。

[0128] 此外,控制部 13 连接在超声波图像取得装置 1 的各部上,控制各部的动作。例如,控制部 13 通过控制基于收发部 3 的超声波的收发,对多个观测点各收发多次超声波。

[0129] (第 2 设定例)

[0130] 接着,参照图 13 和图 14 对第 2 设定例进行说明。图 13 是示意地表示通过超声波扫描的截面的图。图 14 是用来说明观测点的第 2 设定例的图,是示意地表示断层像的图。在第 2 设定例中,取得相互不同的截面上的两个断层像,显示在显示部 11 上。并且,通过在各断层像上设定观测点(距离波门)来设定多个观测点。

[0131] 在上述第 1 设定例中,在 1 个断层像上设定了多个观测点(距离波门)。例如,取得表示有二尖瓣前端和主动脉瓣前端的 1 个断层像,显示在显示部 11 上,在该断层像上指定二尖瓣前端和主动脉瓣前端。这样,在 1 个断层像上表示有想要测量血流的多个部位的情况下,只要在 1 个断层像上设定多个观测点(距离波门)就可以。

[0132] 另一方面,在 1 个断层像上没有表示有想要测量血流的多个部位、而难以在 1 个断层像上设定多个观测点(距离波门)的情况下,只要如该第 2 设定例那样设定多个观测点(距离波门)就可以。即,取得相互不同的截面的两个断层像而显示在显示部 11 上,并在各个断层像上设定观测点(距离波门),从而设定多个观测点(距离波门)。

[0133] 通过在超声波探头 2 中使用二维阵列探头,能够用超声波扫描多个截面。例如如图 13 所示,通过用超声波扫描相互交叉的截面 2a 和截面 2b,能够取得截面 2a 的断层像数据和截面 2b 的断层像数据(多平面扫描(multiplane scan))。

[0134] 例如,将作为超声波的扫描对象的截面的坐标信息作为扫描条件预先存储在控制部 13 的存储装置中。操作者通过利用操作部 12 可以任意地选择作为超声波的扫描对象的截面。并且,控制部 13 使收发部 3 交替地扫描各截面。收发部 3 在控制部 13 的控制下交替地用超声波扫描截面 2a 和截面 2b,从而取得截面 2a 的接收信号和截面 2b 的接收信号。各截面的接收信号由 B 模式处理部 41 实施规定的处理,并输出给图像生成部 5。图像生成部 5 生成截面 2a 的断层像数据和截面 2b 的断层像数据。显示控制部 9 将各截面的断层像显示在显示部 11 上。

[0135] 例如如图 14 所示,显示控制部 9 将基于截面 2a 的断层像数据的断层像 110、和基于截面 2b 的断层像数据的断层像 120 排列而同时显示在显示部 11 上。在该第 2 设定例中,只要在两个断层像 110、120 中的一个断层像上表示二尖瓣前端、在另一个断层像上表示主动脉瓣前端就可以。即,当难以在 1 个断层像中表示二尖瓣前端和主动脉瓣前端的情况下,使用两个断层像显示二尖瓣前端和主动脉瓣前端,在各断层像上设定观测点(距离波门)。因而,改变被检体上的超声波探头 2 的位置和角度、或改变扫描对象的截面位置,以在两个断层像 110、120 中的一个断层像中表示二尖瓣前端、在另一个断层像中表示主动脉瓣前端。

[0136] 操作者一边观察显示在显示部 11 上的断层像 110 和断层像 120,一边利用操作部 12 指定二尖瓣前端的位置和主动脉瓣前端的位置。例如,显示控制部 9 将在断层像 110 上可移动的观测点 112 显示在显示部 11 上,将在断层像 120 上可移动的观测点 122 显示在显示部 11 上。观测点 112 和观测点 122 分别具有规定的大小。通过观测点 112 和观测点 122 能够分别指定规定的大小的范围。操作者通过观测点 112 和观测点 122 分别指定二尖瓣前端的位置和主动脉瓣前端的位置。显示控制部 9 将表示超声波的收发方向的线状的取样线 111 重叠在断层像 110 上、将取样线 121 重叠在断层像 120 上而显示在显示部 11。操作者通过利用操作部 2,能够使取样线 111 和取样线 121 沿扫描方向(箭头 A 的方向)移动。此外,操作者通过利用操作部 12,能够使观测点 112 在取样线 111 上沿超声波的收发方向(箭

头 B 的方向) 移动。同样, 操作者通过利用操作部 12, 能够使观测点 122 在取样线 121 上沿收发方向移动。

[0137] 例如, 改变被检体上的超声波探头 2 的位置和角度、或改变扫描对象的截面位置, 以在断层像 110 中表示二尖瓣前端、在断层像 120 中表示主动脉瓣前端。接着, 操作者通过一边观察断层像 110 一边利用操作部 12, 使取样线 111 移动到二尖瓣前端的位置, 通过使观测点 112 沿收发方向 (箭头 B 的方向) 移动, 由观测点 112 指定二尖瓣前端的位置。同样, 操作者通过一边观察断层像 120 一边利用操作部 12, 使取样线 121 移动到主动脉瓣前端的位置, 通过使观测点 122 沿收发方向 (箭头 B 的方向) 移动, 由观测点 122 指定主动脉瓣前端的位置。这样, 如果通过观测点 112、122 指定想要观测血流的部分, 则将表示断层像 110 上的观测点 112 的位置的坐标信息、和表示断层像 120 上的观测点 122 的位置的坐标信息从用户接口 (UI) 10 输出给控制部 13。

[0138] 此外, 与第 1 设定例同样, 将角标记重叠显示在断层像 110 和断层像 120 上。通过用角标记指定血流的方向, 在断层像 110 上求出设定了观测点 112 的部位的血流与超声波束的收发方向所成的角度。此外, 在断层像 120 上求出设定了观测点 122 的部位的血流与超声波束的收发方向所成的角度。多普勒处理部 42 利用各个角度求出观测点 112 和观测点 122 的血流的速度。

[0139] 断层像 110 是通过扫描截面 2a 而取得的图像, 断层像 120 是通过扫描截面 2b 而取得的图像。截面 2a 的三维空间中的坐标信息由控制部 13 设定。控制部 13 基于断层像 110 (截面 2a) 上的观测点 112 的坐标信息, 确定三维空间中的观测点 112 的坐标。同样, 截面 2b 的三维空间中的坐标信息由控制部 13 设定。控制部 13 基于断层像 120 (截面 2b) 上的观测点 122 的坐标信息, 确定三维空间中的观测点 122 的坐标。并且, 控制部 13 将观测点 112 及观测点 122 的坐标信息输出给收发部 3 和多普勒处理部 42。

[0140] 并且, 与上述第 1 设定例同样, 收发部 3 取得观测点 112 的多普勒信息和观测点 122 的多普勒信息。多普勒处理部 42 基于由收发部 3 取得的多普勒信息, 求出观测点 112 的血流速度和观测点 122 的血流速度。在第 2 设定例中, 也与上述第 1 设定例同样, 收发部 3 在控制部 13 的控制下执行段扫描。即, 如图 5 所示, 收发部 3 在控制部 13 的控制下, 对观测点 A (观测点 112) 连续收发 N 次超声波, 然后, 对观测点 B (观测点 122) 连续收发 N 次超声波。接着, 收发部 3 对观测点 A (观测点 112) 和观测点 B (观测点 122) 交替地各收发 N 次超声波。接着, 多普勒处理部 42 在控制部 13 的控制下, 依次生成观测点 112 (观测点 A) 的多普勒频谱图像和观测点 122 (观测点 B) 的多普勒频谱图像。

[0141] 以上, 当难以在 1 个断层像中表示二尖瓣前端和主动脉瓣前端的情况下, 通过使用两个断层像表示二尖瓣前端和主动脉瓣前端, 能够在各自上设置观测点。这样, 当难以在 1 个断层像中表示想要测量血流速度的多个部位的情况下, 只要通过两个断层像表示各部位、在各个断层像中设定观测点就可以。在第 2 设定例中, 也与第 1 设定例同样, 通过对各观测点交替地各收发多次 (N 次) 超声波, 能够不使多普勒速度范围降低而取得各观测点的多普勒频谱图像。

[0142] 并且, 与第 1 设定例同样, 通过插补部 6 将多普勒频谱图像中的数据的缺失部分插补。显示控制部 9 将实施了插补处理的多普勒频谱图像显示在显示部 11 上。在第 2 设定例中, 生成观测点 112 的多普勒频谱图像和观测点 122 的多普勒频谱图像, 显示在显示部 11

上。进而,显示处理部 7 生成实施了插补处理的各观测点的多普勒频谱图像数据的跟踪波形。运算部 8 基于各观测点的跟踪波形,求出在心功能的评价中使用的指标。此外,显示处理部 7 也可以通过将实施了插补处理的各观测点的多普勒频谱图像数据结合而生成 1 个多普勒频谱图像数据。

[0143] 此外,也可以通过由超声波探头 2 和收发部 3 执行体扫描而取得体数据。并且图像生成部 5 也可以通过对该体数据实施 MPR 处理,生成表示了二尖瓣前端的 MPR 图像数据和表示了主动脉瓣前端的 MPR 图像数据。

[0144] 例如,图像生成部 5 通过对体数据实施体绘制,生成立体地表示被检体的心脏的三维图像数据。显示控制部 9 将基于该三维图像数据的三维图像显示在显示部 11 上。操作者一边观察显示在显示部 11 上的三维图像,一边利用操作部 12 指定任意的截面。在第 2 设定例中,操作者利用操作部 12 指定两个截面的位置,以在一个截面内包含二尖瓣前端、在另一个截面内包含主动脉瓣前端。并且,图像生成部 5 从用户接口 (UI) 10 接受两个截面的坐标信息,并通过对体数据实施 MPR 处理来生成各截面的断层像数据 (MPR 图像数据)。显示控制部 9 将各截面的断层像显示在显示部 11 上。操作者观察两个断层像,调节两个截面的位置,以使得在一个断层像中包含二尖瓣前端、在另一个断层像中包含主动脉瓣前端。

[0145] 并且,如图 14 所示,显示控制部 9 使表示了二尖瓣前端的断层像 110 (MPR 图像) 和表示了主动脉瓣前端的断层像 120 (MPR 图像) 显示在显示部 11。操作者利用操作部 12,通过观测点 112 和观测点 122 指定二尖瓣前端的位置和主动脉瓣前端的位置。

[0146] 此外,图像生成部 5 也可以通过对体数据实施体绘制,生成立体地表示被检体的心脏的三维图像数据。显示控制部 9 将两个观测点 (距离波门) 重叠在基于该三维图像数据的三维图像上而显示在显示部 11 上。操作者也可以一边观察显示在显示部 11 上的心脏的三维图像,一边利用操作部 12 由两个观测点指定二尖瓣前端的位置和主动脉瓣前端的位置。

[0147] (第 3 设定例)

[0148] 在上述第 1 设定例和第 2 设定例中,对通过两个观测点 (距离波门) 指定两个部位的情况进行了说明。在第 3 设定例中,通过 3 个以上的观测点指定多个部位。参照图 15 对第 3 设定例进行说明。图 15 是用来说明观测点的第 3 设定例的图,是示意地表示断层像的图。作为一例,对通过 4 个观测点指定 4 个部位的情况进行说明。例如,取得相互不同的截面的 4 个断层像而显示在显示部 11 上,并在各个断层像上设定观测点,从而设定多个观测点。

[0149] 除了左心室流入血流及左心室流出血流的测量以外,肺静脉 (pulmonary vein) 血流及肺动脉 (pulmonary artery) 血流的测量也适合于心功能的评价。并且,为了除了左心室流入血流及左心室流出血流的测量以外还测量肺静脉血流及肺动脉血流,需要共计在 4 个部位设定观测点。有在 1 个断层像上没有表示这 4 个部位而难以在 1 个断层像设定多个观测点 (距离波门) 的情况。在此情况下,如该第 3 设定例那样,取得相互不同的截面的 4 个断层像而显示在显示部 11 上,并在各个断层像上设定观测点,从而设定 4 个观测点。

[0150] 通过由超声波探头 2 和收发部 3 执行体扫描而取得体数据。图像生成部 5 通过对该体数据实施 MPR 处理,生成相互不同的截面的断层像数据 (MPR 图像数据)。在第 3 设定例中,图像生成部 5 作为一例而生成相互交叉的 4 个截面的 MPR 图像数据。例如,图像生成

部 5 生成表示了二尖瓣前端的 MPR 图像数据、表示了主动脉瓣前端的 MPR 图像数据、表示了肺静脉血流的 MPR 图像数据、以及表示了肺动脉血流的 MPR 图像数据。

[0151] 例如,图像生成部 5 通过对体数据实施体绘制,生成立体地表示被检体的心脏的三维图像数据。显示控制部 9 将基于该三维图像数据的三维图像显示在显示部 11 上。操作者一边观察显示在显示部 11 上的三维图像,一边利用操作部 12 指定 4 个截面。在第 3 设定例中,操作者利用操作部 12 指定 4 个截面的位置,以使得在第 1 截面内包含二尖瓣前端、在第 2 截面内包含主动脉瓣前端、在第 3 截面内包含肺静脉血流、在第 4 截面内包含肺动脉血流。并且,图像生成部 5 从用户接口 (UI) 10 接受 4 个截面的坐标信息,对体数据实施 MPR 处理,从而生成各截面的断层像数据 (MPR 图像数据)。显示控制部 9 使各截面的断层像显示在显示部 11。操作者观察 4 个断层像,调节 4 个截面的位置,以使得在第 1 截面内包含二尖瓣前端、在第 2 断层像中包含主动脉瓣前端、在第 3 断层像中包含肺静脉血流、在第 4 截面内包含肺动脉血流。

[0152] 并且,如图 15 所示,显示控制部 9 将第 1 截面的断层像 130、第 2 截面的断层像 140、第 3 截面的断层像 150、和第 4 截面的断层像 160 显示在显示部 11 上。在该第 3 设定例中,操作者调节 4 个截面的位置,以使得在 4 个断层像 130、140、150、160 的各自中包含二尖瓣前端、主动脉瓣前端、肺静脉血流及肺动脉血流中的任一个。例如,操作者调节 4 个截面的位置,以使得在断层像 130 上表示二尖瓣前端、在断层像 140 上表示主动脉瓣前端、在断层像 150 上表示肺静脉血流、在断层像 160 上表示肺动脉血流。并且,在各断层像中设定观测点 (距离波门)。即,使用 4 个断层像,显示二尖瓣前端、主动脉瓣前端、肺静脉血流及肺动脉血流,分别设定观测点。

[0153] 操作者一边观察显示在显示部 11 上的断层像 130、140、150、160,一边利用操作部 12 指定二尖瓣前端的位置、主动脉瓣前端的位置、肺静脉血流的位置及肺动脉血流的位置。例如,显示控制部 9 使取样线 131 和观测点 132 重叠在断层像 130 上而显示在显示部 11。操作者通过观测点 132 指定二尖瓣前端的位置。同样,显示控制部 9 使取样线 141 和观测点 142 重叠在断层像 140 上而显示在显示部 11。此外,显示控制部 9 使取样线 151 和观测点 152 重叠在断层像 150 上而显示在显示部 11。此外,显示控制部 9 使取样线 161 和观测点 162 重叠在断层像 160 上而显示在显示部 11。操作者通过利用操作部 12,使各取样线沿扫描方向 (箭头 A 的方向) 移动,进而,通过使各观测点沿超声波的收发方向 (箭头 B 的方向) 移动,由各断层像上的观测点指定二尖瓣前端的位置、主动脉瓣前端的位置、肺静脉血流的位置及肺动脉血流的位置。

[0154] 此外,与第 1 设定例同样,将角标记重叠显示在断层像 130、140、150、160 的各自上。通过由各角标记指定血流的方向,在各断层像上求出设定了各观测点的部位的血流与超声波束的收发方向所成的角度。多普勒处理部 42 使用各个角度求出观测点 132、142、152、162 的血流的速度。

[0155] 这样,如果由观测点 132、142、152、162 指定了想要观测血流的部分,则将表示各断层像上的观测点的位置的坐标信息从用户接口 (UI) 10 输出给控制部 13。控制部 13 将 4 个观测点的坐标信息输出给收发部 3 和多普勒处理部 42。

[0156] 并且,与上述第 1 设定例同样,收发部 3 取得观测点 132、142、152、162 的多普勒信息。多普勒处理部 42 基于由收发部 3 取得的多普勒信息,求出观测点 132、142、152、162 的

血流速度。在第 3 设定例中,也与上述第 1 设定例同样,收发部 3 在控制部 13 的控制下执行段扫描。例如,收发部 3 在控制部 13 的控制下对观测点 132 连续收发 N 次超声波,然后对观测点 142 连续收发 N 次超声波,然后对观测点 152 连续收发 N 次超声波,然后对观测点 162 连续收发 N 次超声波。接着,收发部 3 对观测点 132、142、152、162 依次各收发 N 次超声波。并且,多普勒处理部 42 在控制部 13 的控制下依次生成观测点 132 的多普勒频谱图像、观测点 142 的多普勒频谱图像、观测点 152 的多普勒频谱图像、以及观测点 162 的多普勒频谱图像。

[0157] 如上所述,当难以在 1 个断层像上表示二尖瓣前端、主动脉瓣前端、肺静脉血流及肺动脉血流的情况下,通过使用 4 个断层像表示二尖瓣前端、主动脉瓣前端、肺静脉血流及肺动脉血流,能够分别设定观测点。在第 3 设定例中,也与第 1 设定例同样,通过依次对各观测点各收发多次(N 次)超声波,能够不使多普勒速度范围降低而取得各观测点的多普勒频谱图像。

[0158] 并且,与第 1 设定例同样,通过插补部 6 将多普勒频谱图像数据的数据的缺失部分插补。显示控制部 9 使实施了插补处理的多普勒频谱图像显示在显示部 11。在第 3 设定例中,生成观测点 132、观测点 142、观测点 152 及观测点 162 各自的多普勒频谱图像,显示在显示部 11 上。即,生成 4 个部位的多普勒频谱图像,显示在显示部 11 上。进而,显示处理部 7 生成实施了插补处理的各观测点的多普勒频谱图像的跟踪波形。运算部 8 基于各观测点的跟踪波形,求出在心功能的评价中使用的指标。

[0159] 另外,上述的信号处理部 4、图像生成部 5、插补部 6、显示处理部 7、运算部 8、显示控制部 9 及控制部 13 由 CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)及 RAM(Random Access Memory) 等的存储装置构成。在存储装置中,存储有用来执行信号处理部 4 的功能的信号处理程序、用来执行图像生成部 5 的功能的图像生成程序、用来执行插补部 6 的功能的插补程序、用来执行显示处理部 7 的功能的显示处理程序、用来执行运算部 8 的功能的运算程序、用来执行显示控制部 9 的功能的显示控制程序、以及用来执行控制部 13 的功能的控制程序。

[0160] 通过 CPU 执行存储在存储装置中的信号处理程序,生成 B 模式超声波光栅数据及多普勒频谱图像。此外,通过 CPU 执行存储在存储装置中的图像生成程序,生成断层像数据、MPR 图像数据及三维图像数据等的超声波图像数据。此外,通过 CPU 执行存储在存储装置中的插补程序,对在多普勒频谱图像中缺失了数据的部分进行插补。此外,通过 CPU 执行存储在存储装置中的显示处理程序,求出跟踪波形,并将两个多普勒频谱图像结合。此外,通过 CPU 执行存储在存储装置中的运算程序,求出在心功能的评价中使用的指标。此外,通过 CPU 执行存储在存储装置中的显示控制程序,将断层像及多普勒频谱图像显示在显示部 11 上。此外,通过 CPU 执行存储在存储装置中的控制程序,控制超声波图像取得装置 1 的各部的动作。

[0161] (第 4 设定例)

[0162] 在第 4 设定例中,在二尖瓣前端和二尖瓣环(mitral annulus)上设定观测点(距离波门),求出二尖瓣前端的左心室流入血流的速度和二尖瓣环的速度。对于二尖瓣环,通过执行组织多普勒法(TDI(tissue Doppler imaging)),求出组织的速度。

[0163] 在第 4 设定例中,取得被检体的断层像而显示在显示部 11 上,在该断层像上表示

的二尖瓣前端的位置和二尖瓣环的位置上设定观测点（距离波门）。例如如图 4 所示，显示控制部 9 使断层像 100 显示在显示部 11。一边改变超声波探头 2 的位置和角度一边进行扫描，以使二尖瓣前端和二尖瓣环表示在断层像 100 上。

[0164] 操作者一边观察显示在显示部 11 上的断层像 100，一边利用操作部 12 指定在断层像 100 上表示的二尖瓣前端的位置和二尖瓣环的位置。例如，显示控制部 9 将观测点 102 和观测点 104 显示在断层像 100 上，操作者通过观测点 102 和观测点 104 分别指定二尖瓣前端的位置和二尖瓣环的位置。例如，通过观测点 102 指定二尖瓣前端的位置，通过观测点 104 指定二尖瓣环的位置。将表示断层像 100 上的观测点的位置的坐标信息从用户接口 (UI) 10 输出给控制部 13。另外，在 1 个断层像上没有表示二尖瓣前端和二尖瓣环而难以在 1 个断层像上对二尖瓣前端和二尖瓣环设定观测点（距离波门）的情况下，只要执行有关上述第 2 设定例的处理就可以。即，只要取得表示了二尖瓣前端的断层像、和表示了二尖瓣环的断层像，显示在显示部 11 上，并在各个断层像上设定观测点（距离波门）就可以。

[0165] 与上述第 1 设定例同样，收发部 3 通过执行段扫描，取得观测点 102（二尖瓣前端）的多普勒信息和观测点 104（二尖瓣环）的多普勒信息。对于二尖瓣前端执行通常的多普勒扫描，对于二尖瓣环执行 TDI。多普勒处理部 42 依次生成观测点 102（二尖瓣前端）的多普勒频谱图像和观测点 104（二尖瓣环）的多普勒频谱图像。

[0166] 与第 1 设定例同样，通过插补部 6 将多普勒频谱图像数据的数据的缺失部分插补。显示控制部 9 使实施了插补处理的多普勒频谱图像显示在显示部 11。在第 4 设定例中，生成二尖瓣前端（观测点 102）的多普勒频谱图像和二尖瓣环（观测点 104）的多普勒频谱图像，显示在显示部 11 上。

[0167] 由于观测点 102 设定在二尖瓣前端的位置上，所以观测点 102 的多普勒频谱图像表示二尖瓣前端的左心室流入血流的速度。另一方面，由于观测点 104 设定在二尖瓣环的位置上，所以观测点 104 的多普勒频谱图像表示二尖瓣环的组织的速度。

[0168] 进而，显示处理部 7 生成实施了插补处理的各观测点的多普勒频谱图像数据的跟踪波形。在第 4 设定例中，显示处理部 7 生成表示了左心室流入血流的速度速度的多普勒频谱图像数据的跟踪波形、和表示了二尖瓣环的速度速度的多普勒频谱图像数据的跟踪波形。

[0169] 运算部 8 基于各观测点的跟踪波形，求出在心功能的评价中使用的指标。在第 4 设定例中，运算部 8 基于表示左心室流入血流的速度速度的多普勒频谱图像的边缘的跟踪波形、和表示二尖瓣环的组织的速度速度的多普勒频谱图像的边缘的跟踪波形，求出指标。

[0170] 运算部 8 基于表示左心室流入血流的速度速度的多普勒频谱图像的跟踪波形，求出检测到 E 波的时相的速度（E 波峰值）。此外，运算部 8 基于表示二尖瓣环的速度速度的多普勒频谱图像的跟踪波形，求出二尖瓣环的速度速度的峰值。并且，运算部 8 求出将 E 波峰值除以二尖瓣环的速度速度的峰值的值 (E/e')。显示控制部 9 使由运算部 8 求出的指标 (E/e') 显示在显示部 11。

[0171] 如上所述，根据有关该实施方式的超声波图像取得装置，能够将用来求出左心室流入血流的速度速度的多普勒扫描、和用来求出二尖瓣环的速度速度的 TDI 组合。由此，能够基于相同心率的多普勒频谱图像求出作为左心室扩展能力的指标的 (E/e')。

[0172] 以往，基于不同心率的多普勒频谱图像求出 (E/e')。相对于此，根据有关该实施方式的超声波图像取得装置，能够基于相同心率的多普勒频谱图像求出 (E/e')，所以能

够更正确地评价心肥大等。

[0173] 此外,也可以通过由超声波探头 2 和收发部 3 执行体扫描来取得体数据。并且,图像生成部 5 也可以通过对该体数据实施 MPR 处理,生成表示了二尖瓣前端的 MPR 图像数据和表示了二尖瓣环的 MPR 图像数据。显示控制部 9 使表示了二尖瓣前端的断层像和表示了二尖瓣环的断层像显示在显示部 11,操作者通过观测点(距离波门)指定二尖瓣前端的位置和二尖瓣环的位置。此外,图像生成部 5 也可以基于体数据生成立体地表示心脏的三维图像数据、显示控制部 9 使两个观测点(距离波门)重叠在该三维图像上而显示在显示部 11。在此情况下,操作者一边观察显示在显示部 11 上的三维图像,一边通过两个观测点指定二尖瓣前端的位置和二尖瓣环的位置。

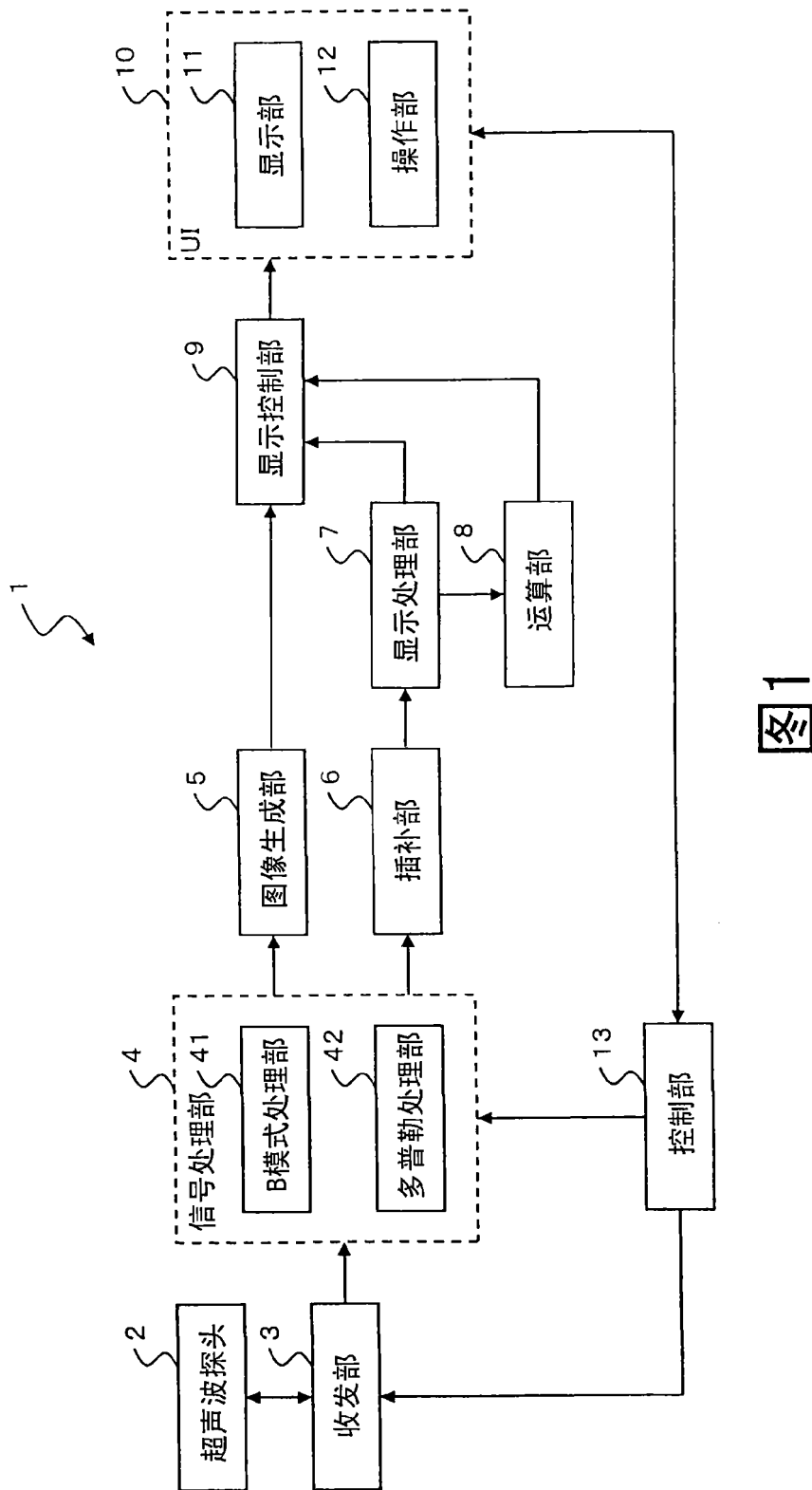


图1

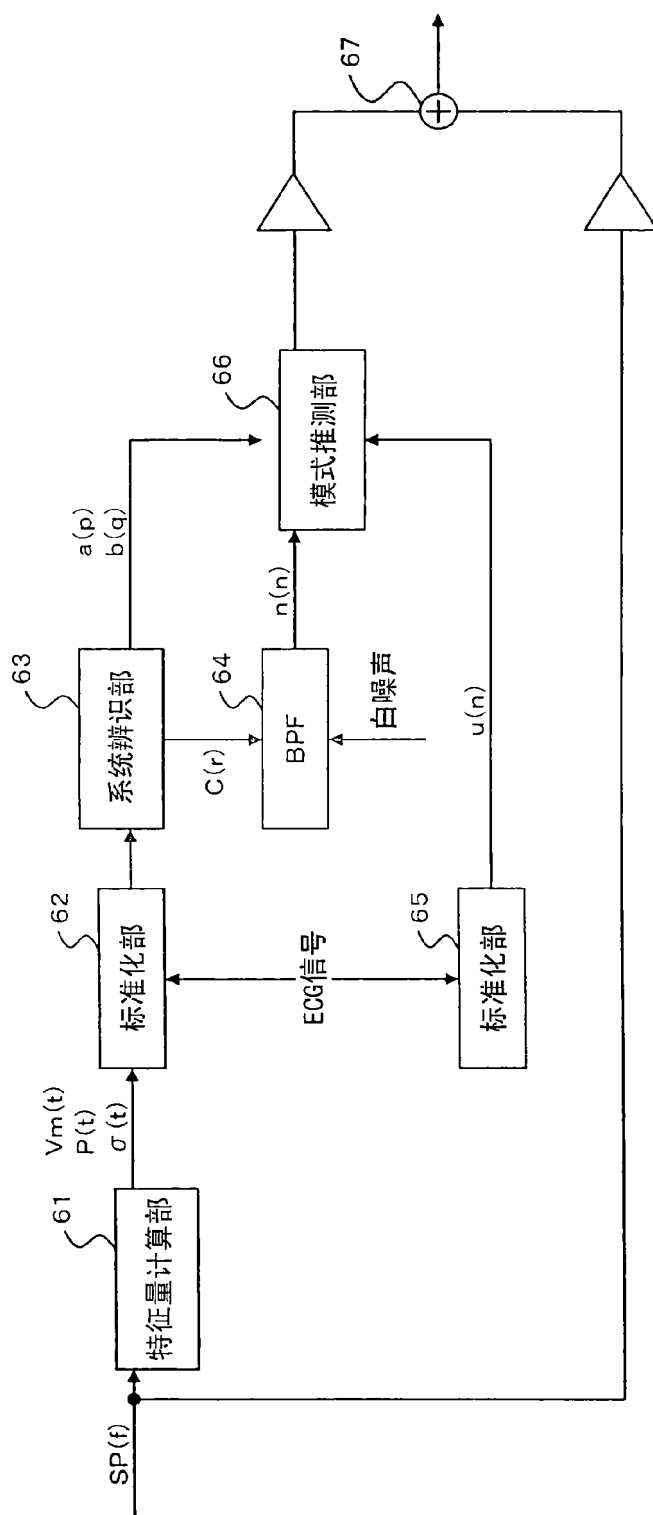


图2

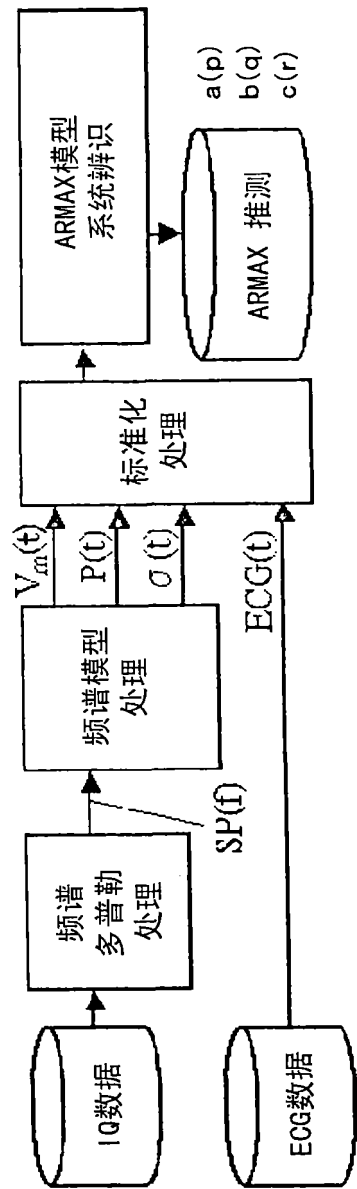


图3

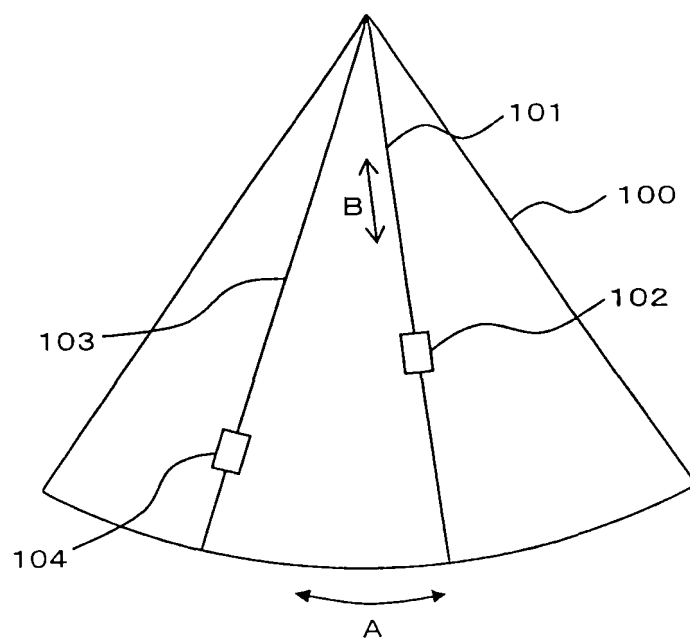


图 4

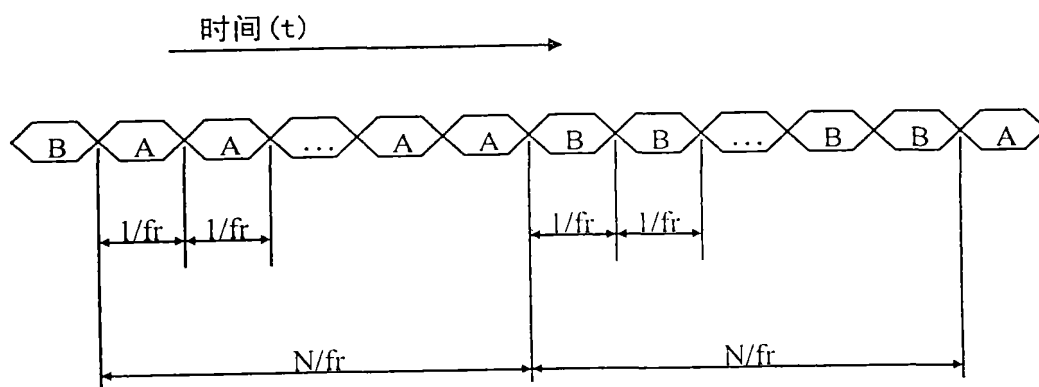


图 5

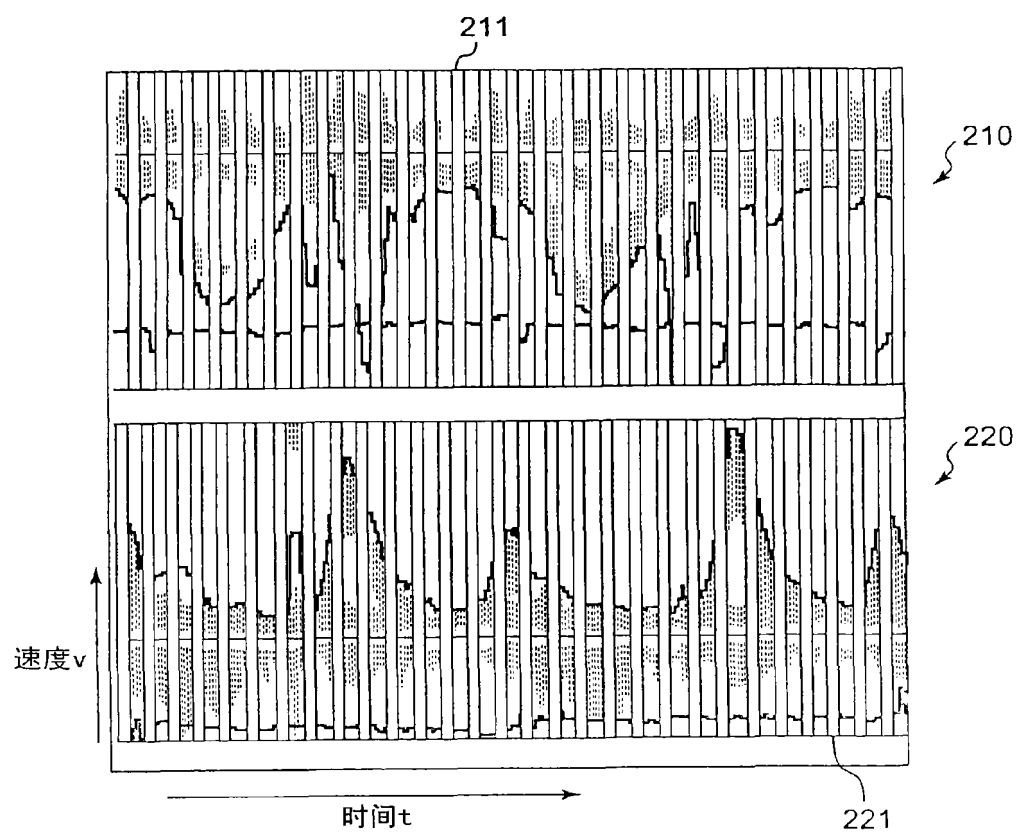


图 6

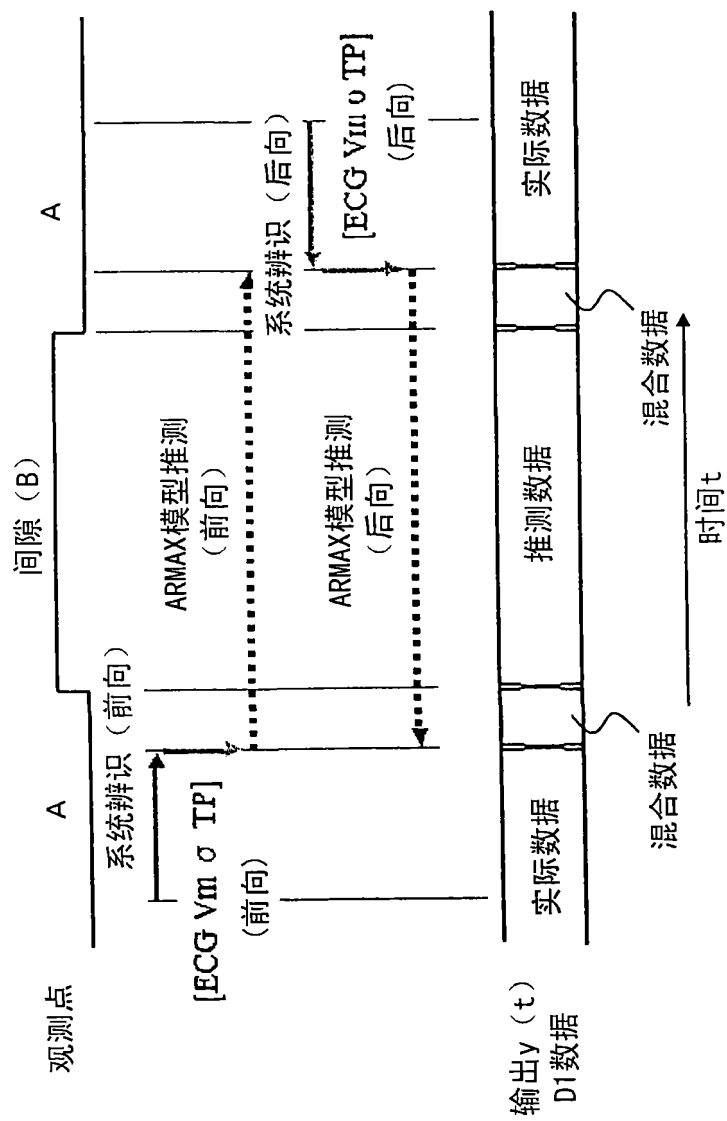


图7

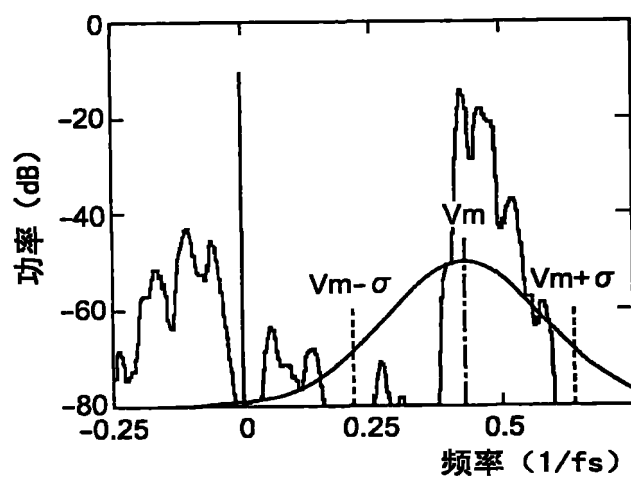


图8B

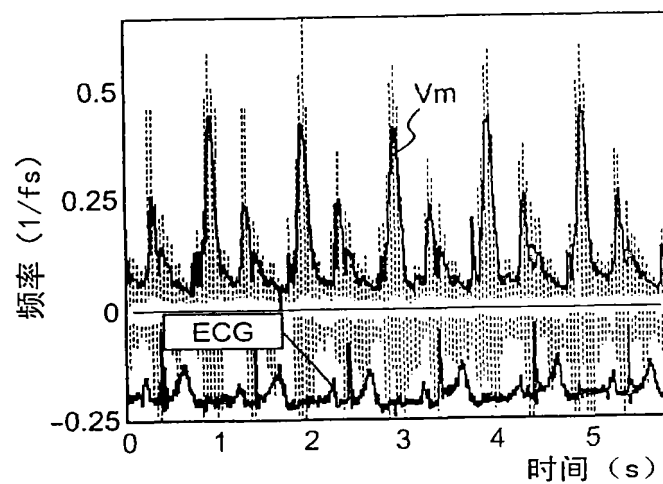


图8A

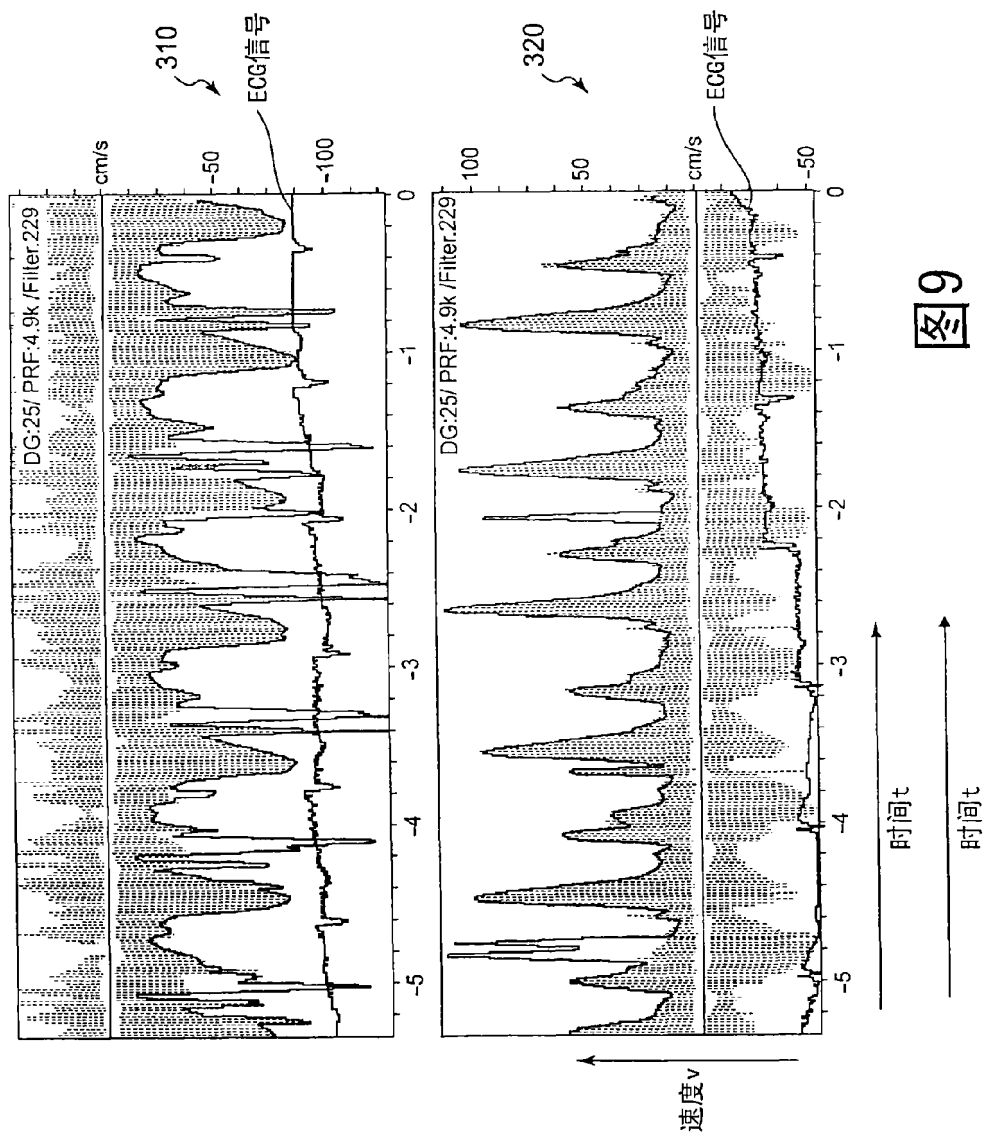


图9

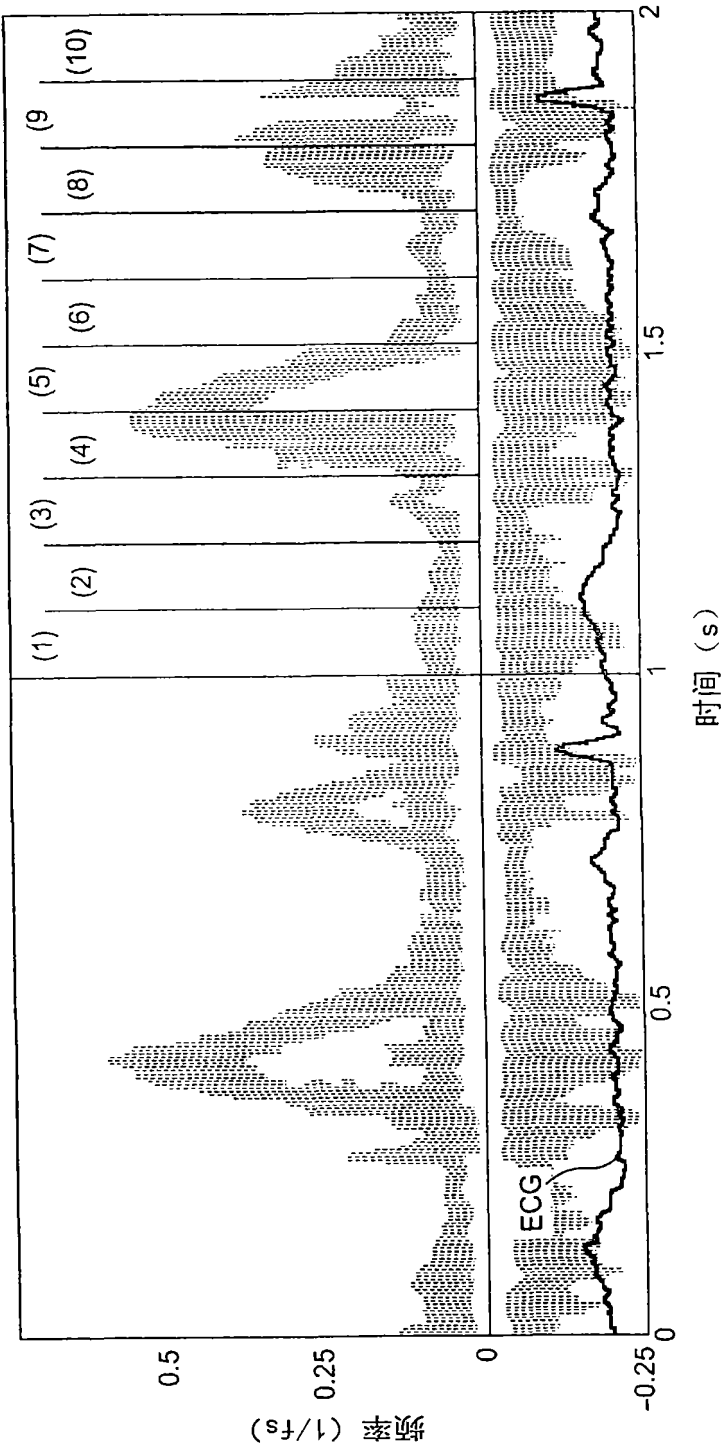


图10

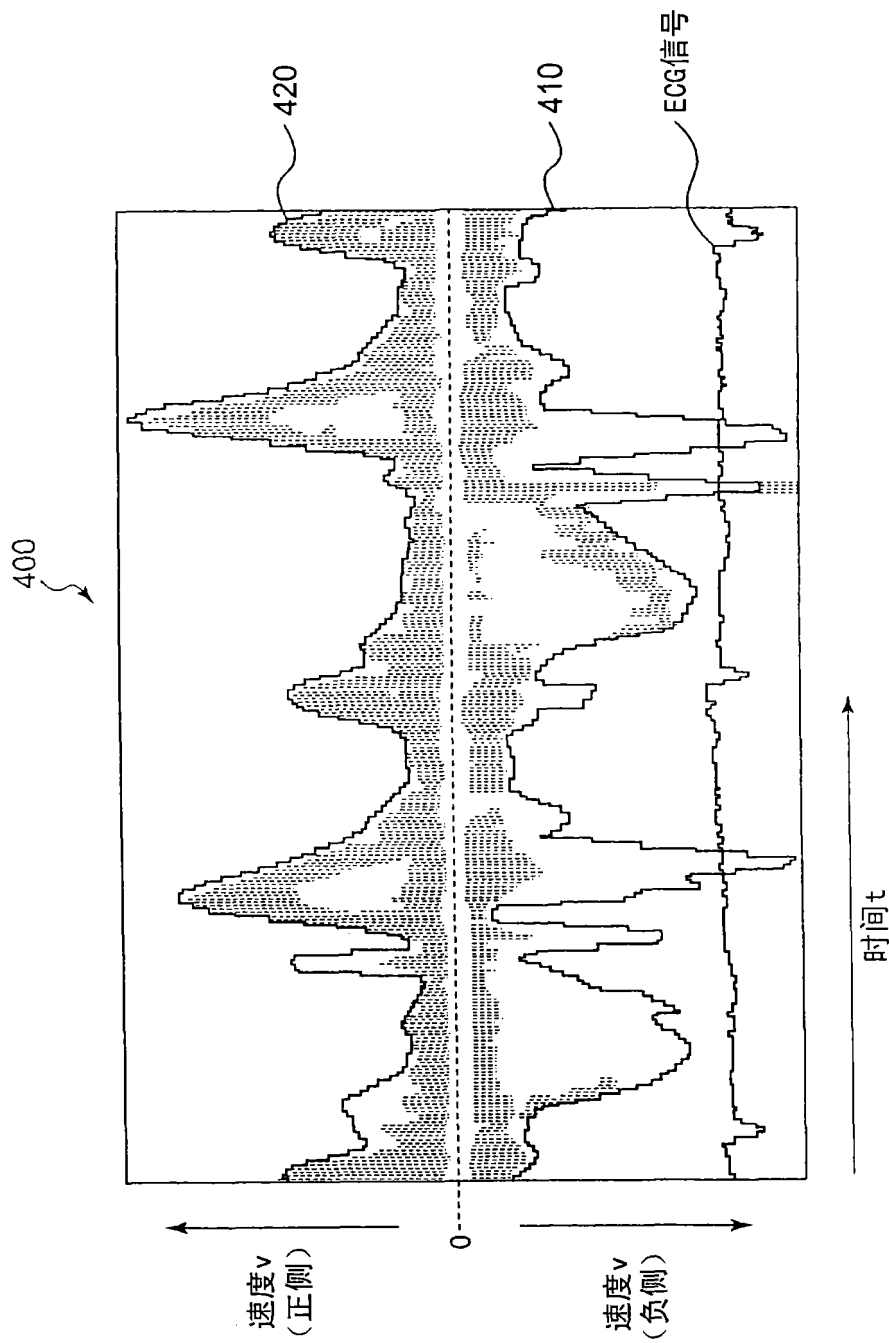


图11

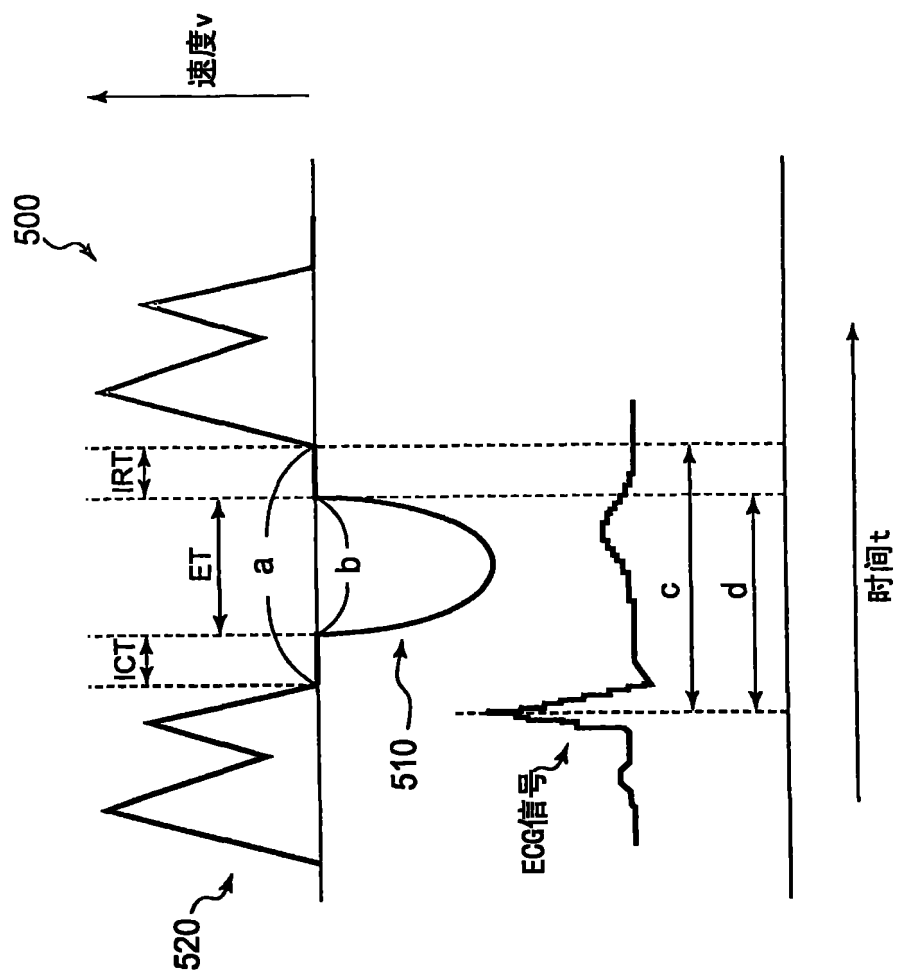


图12

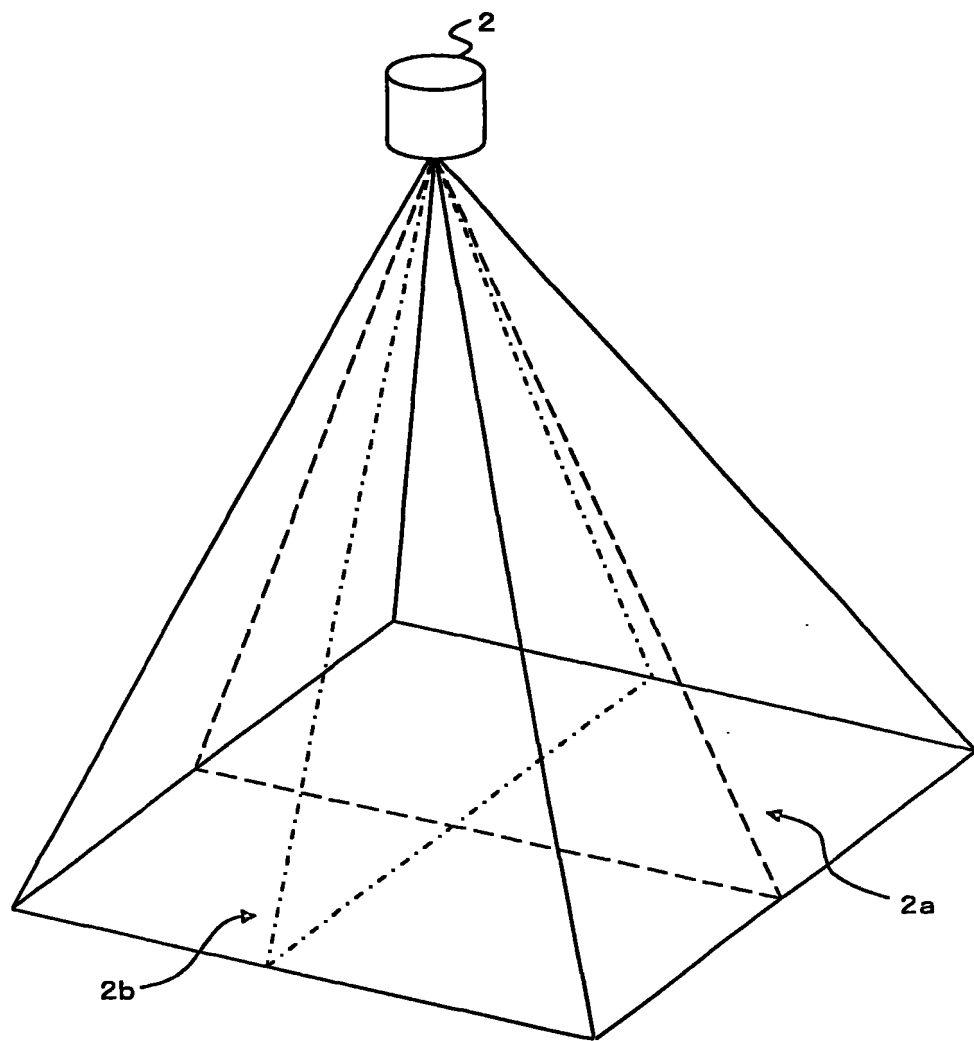


图 13

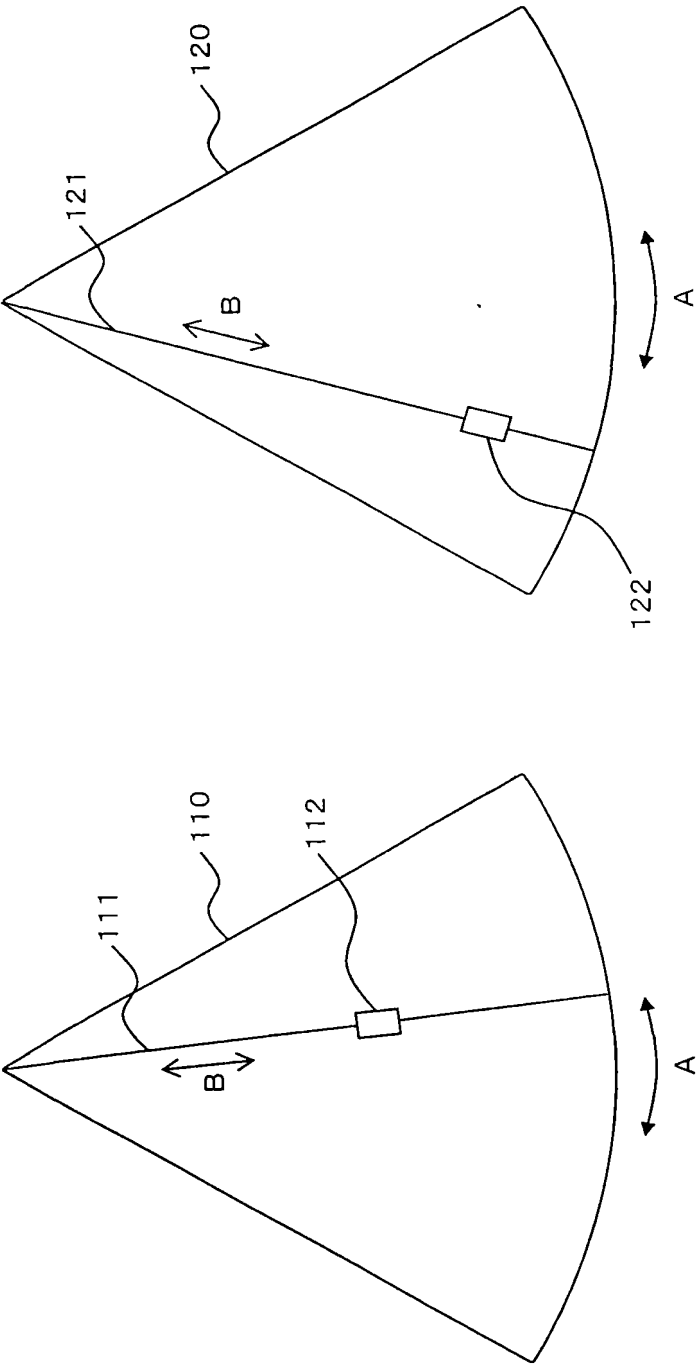


图14

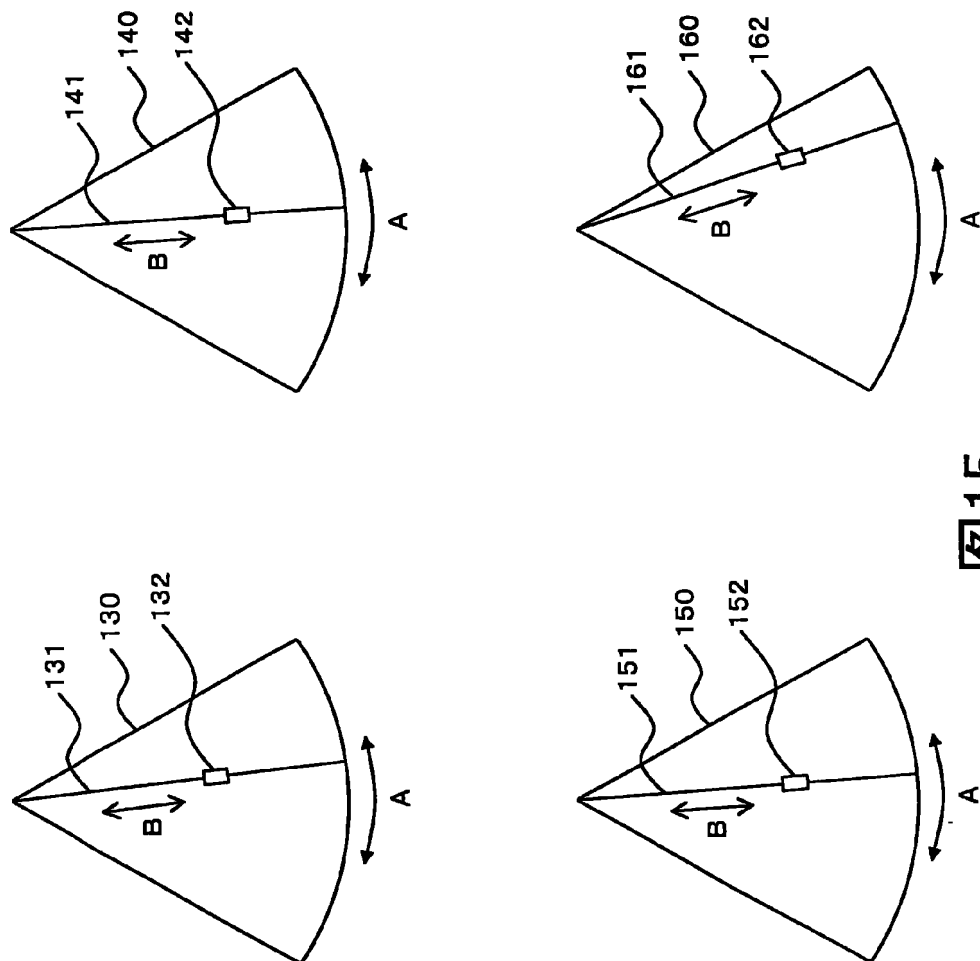


图15

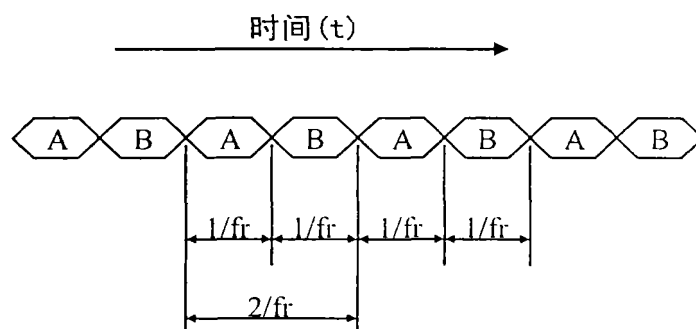


图16