



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110477952 A
(43)申请公布日 2019. 11. 22

(21)申请号 201910397884.1

(22)申请日 2019.05.14

(30)优先权数据

2018-093346 2018.05.14 JP

(71)申请人 佳能医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 阿部康彦

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 牛玉婷

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

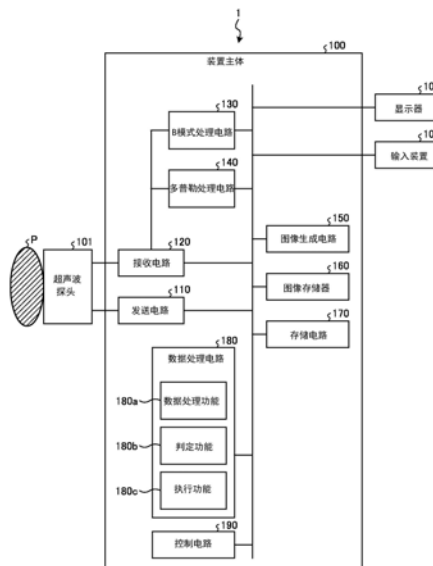
权利要求书5页 说明书32页 附图14页

(54)发明名称

超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质

(57)摘要

实施方式涉及超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质,通过上述超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质能够得到对的心脏功能评价有用的信息。实施方式的超声波诊断装置具备确定部和取得部。确定部根据包含心脏的二维或三维的动态图像数据,确定心脏的一部分的区域。取得部基于动态图像数据中的由确定部确定的区域,取得能够推定心时相的参照波形。



1. 一种超声波诊断装置,其中,
具备:
确定部,根据包含心脏的二维或三维的动态图像数据,确定上述心脏的一部分的区域;
以及
取得部,基于上述动态图像数据中的由上述确定部确定的区域,取得能够推定心时相的参照波形。
2. 一种超声波诊断装置,其中,
具备:收集部,收集包含心脏的二维或三维的动态图像数据;以及
推定部,基于上述动态图像数据,推定上述心脏的位置的信息及姿势的信息中的至少一方。
3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述取得部,取得上述心脏的心室内腔尺寸的时间变化波形,作为上述参照波形;
上述超声波诊断装置还具备判定部,该判定部将上述时间变化波形中取极大值的时相设为扩张末期,将取极小值的时相设为收缩末期,来判定心时相。
4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述取得部,取得上述心脏的朝向心尖或心室的收缩中心的方向的、心肌速度的分量的时间变化波形,作为上述参照波形;
上述超声波诊断装置还具备判定部,该判定部将从上述时间变化波形中取极大值的点起沿时间回溯而在上述时间变化波形中上述心肌速度的分量为零的时相设为扩张末期,将从该点起沿时间前进而在上述时间变化波形中上述心肌速度的分量为零的时相设为收缩末期,来判定心时相。
5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述取得部,取得上述心脏的心房内腔尺寸的时间变化波形,作为上述参照波形;
上述超声波诊断装置还具备判定部,该判定部将上述时间变化波形中取极小值的时相设为扩张末期、将取极大值的时相设为收缩末期,来判定心时相。
6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
上述取得部,取得上述心脏的朝向心房的血流流入部或心房的收缩中心的方向的、心肌速度的分量的时间变化波形,作为上述参照波形;
上述超声波诊断装置还具备判定部,该判定部将从上述时间变化波形中取极小值的点起沿时间回溯而在上述时间变化波形中上述心肌速度的分量为零的时相设为扩张末期,将从该点起沿时间前进而在上述时间变化波形中上述心肌速度的分量为零的时相设为收缩末期,来判定心时相。
7. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
还具备判定部,该判定部使用将第1心时相及第2心时相组合得到的第3心时相和将第4心时相及第5心时相组合得到的第6心时相中的至少一个来判定心时相,上述第1心时相是根据上述心脏的心室内腔尺寸的时间变化波形得到的,上述第2心时相是根据上述心脏的朝向心尖或心室的收缩中心的方向的、心肌速度的分量的时间变化波形得到的,上述第4心时相是根据上述心脏的心房内腔尺寸的时间变化波形得到的,上述第5心时相是根据基于上述心脏的朝向心房的血流流入部或心房的收缩中心的、心肌速度的分量的速度信息的时

间变化波形得到的。

8. 如权利要求1、3~6中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部,取得上述动态图像数据的时间上的方差图像,通过将满足上述时间上的方差图像的空间上的方差值超过阈值的条件的区域设为上述心脏的组织的区域,取得上述心脏的组织位置的分布信息,基于该分布信息取得上述参照波形。

9. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述推定部,取得上述动态图像数据的时间上的方差图像,通过将满足上述时间上的方差图像的空间上的方差值超过阈值的条件的区域设为上述心脏的组织的区域,取得上述心脏的组织位置的分布信息,基于该分布信息推定上述心脏的位置的信息及姿势的信息。

10. 如权利要求8所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部,使用上述组织位置的分布信息来推定上述动态图像数据中包含的上述心脏的位置的信息,基于该心脏的位置信息及上述组织位置的分布信息相关的主成分分析的结果,推定上述动态图像数据中包含的上述心脏的大小的信息及姿势的信息,基于该心脏的大小的信息及该心脏的姿势的信息,取得上述参照波形。

11. 如权利要求9所述的超声波诊断装置,其中,

上述推定部,使用上述组织位置的分布信息来推定上述动态图像数据中包含的上述心脏的位置的信息,基于该心脏的位置信息及上述组织位置的分布信息相关的主成分分析的结果,推定上述动态图像数据中包含的上述心脏的大小的信息及姿势的信息。

12. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,

还具备收集二维的上述动态图像数据的收集部,

上述取得部,将上述组织位置的二维的分布信息重心推定为上述心脏的中心位置,通过上述主成分分析,取得2个固有值及2个固有向量,基于该2个固有值推定上述心脏的大小的信息,基于该2个固有向量推定上述心脏的姿势的信息。

13. 如权利要求11所述的超声波诊断装置,其中,

上述收集部收集二维的上述动态图像数据,

上述推定部,将上述组织位置的二维的分布信息重心推定为上述心脏的中心位置,通过上述主成分分析,取得2个固有值及2个固有向量,基于该2个固有值推定上述心脏的大小的信息,基于该2个固有向量推定上述心脏的姿势的信息。

14. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,

还具备收集三维的上述动态图像数据的收集部,

上述取得部,将上述组织位置的三维的分布信息重心推定为上述心脏的中心位置,通过上述主成分分析,取得3个固有值及3个固有向量,基于该3个固有值推定上述心脏的大小的信息,基于该3个固有向量推定上述心脏的姿势的信息。

15. 如权利要求11所述的超声波诊断装置,其中,

上述收集部收集三维的上述动态图像数据,

上述推定部,将上述组织位置的三维的分布信息重心推定为上述心脏的中心位置,通过上述主成分分析,取得3个固有值及3个固有向量,基于该3个固有值推定上述心脏的大小的信息,基于该3个固有向量推定上述心脏的姿势的信息。

16. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

还具备收集三维的上述动态图像数据的收集部，

上述取得部，基于根据上述三维的动态图像数据得到的、上述心脏的基准截面相关的二维的MPR动态图像，取得上述参照波形。

17. 如权利要求2所述的超声波诊断装置，其中，

上述收集部收集三维的上述动态图像数据，

上述推定部，基于根据上述三维的动态图像数据得到的、上述心脏的基准截面相关的二维的MPR动态图像，推定上述心脏的位置的信息及姿势的信息。

18. 如权利要求12或14所述的超声波诊断装置，其中，

上述取得部，在上述中心位置的周边，设定与多个上述固有向量各自的方向平行且具有宽度的多个区域，将该多个区域中的上述时间上的方差图像的图像值之和或平均值为最大的区域检测为心脏瓣的区域，作为上述心脏的大小，而将与该心脏瓣的区域平行的固有向量的方向判定为该心脏的短轴，并将与该心脏瓣的区域的宽度方向平行的方向判定为该心脏的长轴。

19. 如权利要求13或15所述的超声波诊断装置，其中，

上述推定部，在上述中心位置的周边，设定与多个上述固有向量各自的方向平行且具有宽度的多个区域，将该多个区域中的上述时间上的方差图像的图像值之和或平均值为最大的区域检测为心脏瓣的区域，作为上述心脏的大小，而将与该心脏瓣的区域平行的固有向量的方向判定为该心脏的短轴，并将与该心脏瓣的区域的宽度方向平行的方向判定为该心脏的长轴。

20. 如权利要求18所述的超声波诊断装置，其中，

上述取得部基于上述心脏的中心位置及上述心脏瓣的区域的位置，将上述长轴的心室侧与心房侧区别。

21. 如权利要求19所述的超声波诊断装置，其中，

上述推定部基于上述心脏的中心位置及上述心脏瓣的区域的位置，将上述长轴的心室侧与心房侧区别。

22. 如权利要求10所述的超声波诊断装置，其中，

具备执行部，该执行部使用上述心脏的位置的信息、大小的信息及姿势的信息来设定有关上述心脏的关注区域，

上述取得部，将该关注区域内的亮度相对较低的区域检测为心腔内的区域，取得该心腔内的区域的面积的时间变化波形，作为上述参照波形。

23. 如权利要求10所述的超声波诊断装置，其中，

具备执行部，该执行部使用上述组织位置的分布信息、上述心脏的中心位置、大小的信息及姿势的信息来设定有关上述心脏的关注区域，

上述取得部，关于该关注区域内所限定的上述组织位置，通过包含上述动态图像数据的帧间图案匹配的处理，检测出组织的移动向量，使用该移动向量的朝向规定方向的分量来取得平均心肌速度，并取得该平均心肌速度的时间变化波形，作为上述参照波形。

24. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其中，

还具备使用上述参照波形来执行规定的处理的执行部。

25. 如权利要求2所述的超声波诊断装置，其中，

还具备使用上述心脏的位置的信息及姿势的信息来执行规定的处理的执行部。

26. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部使用上述心脏的中心位置、大小的信息及姿势的信息来设定有关上述心脏的关注区域,

上述超声波诊断装置还具备显示控制部,该显示控制部使显示部显示重叠了上述关注区域的图像。

27. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部基于上述心脏的位置的信息、大小的信息及姿势的信息,取得心尖位置或心房的血流流入部的位置,

上述超声波诊断装置具备显示控制部,该显示控制部使显示部显示上述位置的信息、上述大小的信息、上述姿势的信息、上述心尖位置的信息及上述心房的血流流入部的位置的信息中的至少一个。

28. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

具备显示控制部,该显示控制部使显示部显示根据所推定的多个扩张末期时相间隔或多个收缩末期间隔得到的、平均的心周期的值或心周期的变动的值。

29. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

还具备执行部,该执行部将扩张末期时相视为R波的时相,根据所推定的多个扩张末期时相来设定R-R区间。

30. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

具备显示控制部,该显示控制部使显示部显示所推定的扩张末期时相及收缩末期时相中的至少一方以及上述参照波形。

31. 如权利要求18所述的超声波诊断装置,其中,

还具备显示控制部,该显示控制部使显示部显示如下图像,

该图像是基于上述心脏的长轴、和心尖的位置或心房的血流流入部的位置,使长轴的方向与显示图像的坐标系一致而得到的。

32. 如权利要求22所述的超声波诊断装置,其中,

上述执行部,基于上述心脏的位置的信息、大小的信息及姿势的信息,对于对上述心脏完成设定的第1关注区域中包含的至少一个上述心脏的腔室,设定第2关注区域。

33. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

具备执行部,该执行部使上述参照波形中包含的杂波分量及变动性噪声降低。

34. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部推定心周期,并基于所推定的心周期来取得上述参照波形。

35. 如权利要求34所述的超声波诊断装置,其中,

上述取得部,使用规定的心周期作为初始设定值而得到临时的参照波形,根据临时的参照波形推定心周期,并使用所推定的心周期来取得上述参照波形。

36. 如权利要求20所述的超声波诊断装置,其中,

还具备修正部,在错误地将上述长轴的心室侧及心房侧区别的情况下,该修正部基于使用者的指示,将利用了该区别的处理的处理结果修正。

37. 如权利要求36所述的超声波诊断装置,其中,

上述修正部基于使用者的指示,将区别出的上述长轴的心室侧及心房侧替换。

38. 如权利要求36所述的超声波诊断装置,其中,

具备执行部,该执行部使用所推定的多个扩张末期时相,将扩张末期时相间隔设定为处理对象的定义域,使用所推定的多个收缩末期时相,将收缩末期时相间隔设定为处理对象的定义域,

上述修正部选择上述扩张末期时相间隔及上述收缩末期时相间隔,作为上述处理对象的定义域。

39. 如权利要求36所述的超声波诊断装置,其中,

上述修正部对显示部所显示的心尖、血流流入部、长轴或短轴进行修正。

40. 如权利要求37所述的超声波诊断装置,其中,

还具备显示控制部,该显示控制部使显示部显示如下图像,

该图像是基于上述心脏的长轴、和心尖的位置或心房的血流流入部的位置,使长轴的方向与显示图像的坐标系一致而得到的,

上述修正部使显示部所显示的上述心尖或上述血流流入部移动,

上述显示控制部使显示部显示基于上述长轴和移动后的心尖的位置或心房的血流流入部的位置、使长轴的方向与上述坐标系一致而得到的图像。

41. 如权利要求36所述的超声波诊断装置,其中,

具备多个上述修正部;

上述多个修正部中的一个修正部对使用了上述区别的处理的第二处理结果进行修正;

上述多个修正部中的其他的修正部为了与基于上述一个修正部的修正结果匹配,与该一个修正部的修正联动地对使用了上述区别的处理的第二处理结果进行修正。

42. 一种医用图像诊断装置,其中,具备:

确定部,根据包含心脏的二维或三维的动态图像数据,确定上述心脏的一部分的区域;以及

取得部,基于上述动态图像数据中的由上述确定部确定的区域,取得能够推定心时相的参照波形。

43. 一种计算机可读的存储介质,其中,

存储有医用图像处理程序,所述医用图像处理程序用来使计算机执行以下的各处理:

根据包含心脏的二维或三维的动态图像数据,确定上述心脏的一部分的区域;以及

基于上述动态图像数据中的被确定的区域,取得能够推定心时相的参照波形。

44. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述确定部基于根据上述动态图像数据得到的方差图像,确定上述心脏的一部分的区域。

45. 如权利要求44所述的超声波诊断装置,其中,

上述确定部根据上述方差图像确定瓣的位置,利用该瓣的位置来确定上述心脏的一部分的区域。

46. 如权利要求1、44及45中任一项所述的超声波诊断装置,其中,

上述确定部确定心室或心房,作为上述心脏的一部分的区域。

超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质

[0001] 关联申请的参照

[0002] 本申请基于2018年5月14日提出的日本专利申请第2018-093346号主张优先权，这里引用其全部内容。

技术领域

[0003] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质。

背景技术

[0004] 以往，对于心脏，广泛地进行基于二维或三维的波谱跟踪的壁运动解析。特别是，已知作为通过壁运动解析得到的指标，GLS (Global Longitudinal Strain, 整体纵向应变) 及EF (Ejection Fraction, 射出率) 再现性及精度较高，被用于诊断。近年来，通过对心脏 (例如：胎儿心脏) 采用这些周知技术，进行了进行心功能评价的尝试。

发明内容

[0005] 本发明要解决的课题是，提供一种能够得到对心功能评价有用的信息的超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质。

[0006] 效果

[0007] 根据实施方式的超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质，能够得到对心功能评价有用的信息。

附图说明

[0008] 图1是表示第1实施方式的超声波诊断装置的结构例的块图。

[0009] 图2是用来说明由第1实施方式的超声波诊断装置执行的处理的一例的图。

[0010] 图3是表示第1实施方式的超声波图像的一例的图。

[0011] 图4是表示由第1实施方式的数据处理功能得到的高方差分布像 $VH(x, y)$ 的一例的图。

[0012] 图5是用来说明第1实施方式的数据处理功能所执行的处理的一例的图。

[0013] 图6是示出表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的波形 (时间变化波形)、以及由判定功能判定出的扩张末期ED的时相及收缩末期ES的时相的一例的图。

[0014] 图7是用来说明前处理的效果的图。

[0015] 图8是用来说明前处理的效果的图。

[0016] 图9是表示第1实施方式的数据处理功能所执行的处理的流程的一例的流程图。

[0017] 图10是用来说明第1变形例的数据处理功能所执行的处理的一例的图。

[0018] 图11是用来说明第1变形例的判定功能所执行的处理的一例的图。

[0019] 图12是用来说明僧帽瓣、三尖瓣、主动脉瓣及肺动脉瓣与A2C像、A3C像及A4C像的截面之间的位置关系的一例的图。

- [0020] 图13是用来说明第2实施方式的瓣部位探索用的区域的位置关系的一例的图。
- [0021] 图14是表示第2实施方式的显示例的图。
- [0022] 图15是用来说明第4实施方式的数据处理功能所执行的处理的一例的图。
- [0023] 图16是表示第5实施方式的超声波诊断装置的结构例的块图。
- [0024] 图17是用来说明第5实施方式的选择按钮的一例的图。
- [0025] 图18是表示第5实施方式的ED—ED区间及ES—ES区间的选择例的图。
- [0026] 图19是表示第6实施方式的医用图像处理装置的结构的一例的图。

具体实施方式

[0027] 实施方式的超声波诊断装置具备确定部和取得部。确定部根据包含心脏的二维或三维的动态图像数据,确定心脏的一部分的区域。取得部基于动态图像数据中的由确定部确定的区域,取得能够推定心时相的参照波形。

[0028] 以下,参照附图说明实施方式的超声波诊断装置、医用图像诊断装置、医用图像处理装置及医用图像处理程序。另外,也可以将在一个实施方式或变形例中记载的内容对于其他的实施方式或其他的变形例也同样采用。

[0029] (第1实施方式)

[0030] 图1是表示第1实施方式的超声波诊断装置1的结构例的块图。如图1中例示那样,第1实施方式的超声波诊断装置1具有装置主体100、超声波探头101、输入装置102和显示器103。超声波诊断装置1是医用图像诊断装置的一例。

[0031] 超声波探头101例如具有压电振子等多个元件。这些多个元件基于从后述的装置主体100所具有的发送电路110供给的驱动信号,产生超声波。此外,超声波探头101将来自被检体P的反射波接收而变换为电信号。此外,超声波探头101例如具有设置于压电振子的耦合层、以及防止从压电振子向后方的超声波的传播的背衬件等。另外,超声波探头101拆装自如地与装置主体100连接。

[0032] 如果从超声波探头101向被检体P发送超声波,则发送来的超声波被被检体P的体内组织中的声阻抗的不连续面逐个反射,作为反射波信号被超声波探头101所具有的多个元件接收。所接收的反射波信号的振幅依赖于超声波被反射的不连续面伤的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲被移动中的血流或心脏壁等的表面反射的情况下的反射波信号,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分量,受到频率偏移。

[0033] 超声波探头101可与装置主体100拆装地被设置。在进行被检体P内的二维区域的扫描(二维扫描)的情况下,操作者例如将以一系列的方式配置了多个压电振子而成的1D阵列探头作为超声波探头101而与装置主体100连接。1D阵列探头是线型超声波探头、凸面型超声波探头、扇面型超声波探头等。此外,在进行被检体P内的三维区域的扫描(三维扫描)的情况下,操作者例如将机械4D探头或2D阵列探头作为超声波探头101而与装置主体100连接。机械4D探头能够如1D阵列探头那样使用以一系列的方式排列的多个压电振子进行二维扫描,并且通过使多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动而能够进行三维扫描。此外,2D阵列探头通过以矩阵状配置的多个压电振子,从而能够进行三维扫描,并且通过将超声波聚束并发送而能够进行二维扫描。

[0034] 输入装置102例如由鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚开关、跟踪球、操

纵杆等的输入机构实现。输入装置102受理超声波诊断装置1的来自操作者的各种设定请求,将所受理的各种设定请求向装置主体100转送。

[0035] 显示器103例如显示用于供超声波诊断装置1的操作者使用输入装置102输入各种设定请求的GUI(Graphical User Interface),或显示由在装置主体100中生成的超声波图像数据表示的超声波图像等。显示器103由液晶显示器或CRT(Cathode Ray Tube)监视器等实现。显示器103是显示部的一例。

[0036] 装置主体100基于超声波探头101接收到的反射波信号来生成超声波图像数据。另外,超声波图像数据是图像数据的一例。装置主体100能够基于超声波探头101接收到的与被检体P的二维区域对应的反射波数据来生成二维的超声波图像数据。此外,装置主体100能够基于超声波探头101接收到的与被检体P的三维区域对应的反射波数据来生成三维的超声波图像数据。如图1所示,装置主体100具有发送电路110、接收电路120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150、图像存储器160、存储电路170、数据处理电路180和控制电路190。

[0037] 发送电路110使超声波从超声波探头101发送。发送电路110具有速率脉冲发生电路、发送延迟电路和发送脉冲器,向超声波探头101供给驱动信号。在对被检体P内的二维区域进行扫描的情况下,发送电路110将用来扫描二维区域的超声波束从超声波探头101发送。此外,在对被检体P内的三维区域进行扫描的情况下,发送电路110将用来扫描三维区域的超声波束从超声波探头101发送。

[0038] 速率脉冲发生电路以规定的速率频率(PRF:Pulse Repetition Frequency,脉冲重复频率)反复发生用来形成发送超声波(发送束)的速率脉冲。速率脉冲经由发送延迟电路,从而电压被以具有不同的发送延迟时间的状态向发送脉冲器施加。例如,发送延迟电路对由速率脉冲发生电路产生的各速率脉冲赋予如下的发送延迟时间,该发送延迟时间是从超声波探头101产生的超声波聚束为束状并决定发送指向性所需要的各个压电振子的发送延迟时间。发送脉冲器以基于该速率脉冲的定时,向超声波探头101施加驱动信号(驱动脉冲)。另外,发送延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的发送延迟时间变化,来任意地调整来自压电振子面的超声波的发送方向。

[0039] 驱动脉冲在从发送脉冲器经由线缆传递到超声波探头101内的压电振子之后,在压电振子中被从电信号变换为机械振动。通过该机械振动而发生的超声波被向生物体内部发送。这里,按照压电振子而拥有不同的发送延迟时间的超声波被聚束,被向规定方向传输。

[0040] 另外,发送电路110具有能够为了接受控制电路190的控制来执行规定的扫描次序而将发送频率、发送驱动电压等瞬时地变更的功能。特别是,发送驱动电压的变更由能够瞬间切换该值的线性放大器型的发信电路、或将多个电源单元电气地切换的机构实现。

[0041] 由超声波探头101发送的超声波的反射波在到达超声波探头101内部的压电振子后,在压电振子中被从机械振动变换为电信号(反射波信号),被向接收电路120输入。接收电路120具有前置放大器、A/D(Analog to Digital)变换器和正交检波电路等,对于超声波探头101接收到的反射波信号进行各种处理,生成反射波数据。接收电路120根据超声波探头101接收到的二维的反射波信号,生成二维的反射波数据。此外,接收电路120根据超声波探头101接收到的三维的反射波信号,生成三维的反射波数据。并且,接收电路120将所生成

的反射波数据向B模式处理电路130及多普勒处理电路140输出。

[0042] 前置放大器将反射波信号按照每个信道(channel)放大而进行增益调整(增益修正)。A/D变换器通过对增益修正后的反射波信号进行A/D变换,将增益修正后的反射波信号变换为数字信号。正交检波电路将A/D变换后的反射波信号变换为基带域的同相信号(I信号,I:In-phase)和正交信号(Q信号,Q:Quadrature-phase)。并且,正交检波电路将I信号及Q信号(IQ信号)作为反射波数据,向B模式处理电路130及多普勒处理电路140输出。

[0043] B模式处理电路130对于接收电路120所输出的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理及对数压缩等,生成将各个样本点的信号强度(振幅强度)用亮度的明暗表现的数据(B模式数据)。B模式处理电路130将所生成的B模式数据向图像生成电路150输出。B模式处理电路130例如由处理器实现。

[0044] 多普勒处理电路140通过对接收电路120所输出的反射波数据进行频率解析,提取出基于多普勒效应的移动体(血流及组织、造影剂回波分量等)的运动信息,生成表示提取出的运动信息的数据(多普勒数据)。例如,多普勒处理电路140跨越多点地提取平均速度、方差及强度(power)等,作为移动体的运动信息,并生成表示提取出的移动体的运动信息的多普勒数据。多普勒处理电路140将所生成的多普勒数据向图像生成电路150输出。多普勒处理电路140例如由处理器实现。

[0045] B模式处理电路130及多普勒处理电路140能够对二维的反射波数据及三维的反射波数据的两者进行处理。

[0046] 图像生成电路150根据B模式处理电路130及多普勒处理电路140输出的数据,生成超声波图像数据。图像生成电路150由处理器实现。这里,图像生成电路150通常将超声波扫描的扫描线信号列变换为以电视等为代表的视频格式的扫描线信号列(扫描变换),生成显示用的超声波图像数据。例如,图像生成电路150根据超声波探头101的超声波的扫描形态来进行坐标变换,从而生成显示用的超声波图像数据。此外,图像生成电路150在扫描变换以外,作为各种图像处理,例如使用扫描变换后的多个图像帧,进行再生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。此外,图像生成电路150对于超声波图像数据合成各种参数的字符信息、刻度、身体标记等。

[0047] 进而,图像生成电路150通过对由B模式处理电路130生成的三维的B模式数据进行坐标变换,生成三维B模式图像数据。此外,图像生成电路150通过对由多普勒处理电路140生成的三维的多普勒数据进行坐标变换,生成三维多普勒图像数据。即,图像生成电路150将“三维的B模式图像数据及三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(体数据)”生成。并且,图像生成电路150为了生成用来将体数据用显示器103显示的各种二维图像数据,对体数据进行各种各样的绘制处理。

[0048] B模式数据及多普勒数据是扫描变换处理前的超声波图像数据,图像生成电路150生成的数据是扫描变换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,也将B模式数据及多普勒数据称作原始数据(Raw Data)。

[0049] 图像存储器160是存储由图像生成电路150生成的各种图像数据的存储器。此外,图像存储器160还存储由B模式处理电路130及多普勒处理电路140生成的数据。图像存储器160存储的B模式数据及多普勒数据例如能够在诊断后由操作者调用,经由图像生成电路150而成为显示用的超声波图像数据。此外,图像存储器160还存储接收电路120输出的反射

波数据。例如,图像存储器160由RAM(Random Access Memory)、闪存存储器等的半导体存储器元件、硬盘或光盘实现。

[0050] 存储电路170存储用来进行超声波收发、图像处理及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医生的见解等)、诊断协议及各种身体标记等的各种数据。此外,存储电路170根据需要,也被用于图像存储器160存储的数据的保管等。例如,存储电路170由闪存存储器等的半导体存储器元件、硬盘或光盘实现。

[0051] 数据处理电路180执行各种数据处理。数据处理电路180具有数据处理功能180a、判定功能180b及执行功能180c。这里,例如图1所示的作为数据处理电路180的构成要素的数据处理功能180a、判定功能180b及执行功能180c的各处理功能以能够由计算机执行的程序的形态被记录在存储电路170中。数据处理电路180通过将各程序从存储电路170读出并将所读出的各程序执行,实现与各程序对应的功能。换言之,读出了各程序的状态的数据处理电路180具有图1的数据处理电路180内所示的各功能。数据处理电路180例如由处理器实现。数据处理功能180a是取得部的一例、推定部的一例、也是确定部的一例。判定功能180b是判定部的一例。执行功能180c是执行部的一例。关于数据处理功能180a、判定功能180b及执行功能180c的详细情况在后面叙述。

[0052] 控制电路190对超声波诊断装置的处理整体进行控制。具体而言,控制电路190基于经由输入装置102从操作者输入的各种设定请求、从存储电路170读入的各种控制程序及各种数据,对发送电路110、接收电路120、B模式处理电路130、多普勒处理电路140、图像生成电路150及数据处理电路180的处理进行控制。此外,控制电路190对显示器103进行控制,以显示由存储在图像存储器160中的显示用的超声波图像数据表示的超声波图像。控制电路190例如由处理器实现。

[0053] 在上述说明中使用的“处理器”这一词语,例如是指CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、面向特定用途的集成电路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、或者可编程逻辑器件(例如,简单可编程逻辑器件(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复合可编程逻辑器件(Complex Programmable Logic Device:CPLD)或现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array:FPGA)等的电路。处理器通过将保存在存储电路170中的程序读出并执行而实现功能。另外,也可以构成为,代替在存储电路170保存程序而将程序直接装入到处理器的电路内。在此情况下,处理器通过将装入在电路内的程序读出并执行而实现功能。另外,本实施方式的各处理器并不限于按照每个处理器而构成为单一的电路的情况,也可以将多个独立的电路组合而构成为1个处理器,来实现其功能。进而,也可以将图1中的多个构成要素向1个处理器合并而实现其功能。

[0054] 以上,对第1实施方式的超声波诊断装置1的整体结构进行了说明。这里,如上述那样,近年来,通过对胎儿心脏采用周知的波谱跟踪应用(以下,单称作波谱跟踪),从而进行了进行胎儿的心功能评价的尝试。这里,在波谱跟踪中,通过从被检体取得二维或三维的动态图像数据及心电图(ECG(Electrocardiogram))信号,使用根据ECG信号检测出的R波的时相,从所输入的动态图像中自动地选择并设定用于解析的时间定义域(优选的是以R-R区间设定)。进而,在波谱跟踪中,通过将ECG信号作为参照波形进行显示,从而能够掌握心时相。

[0055] 但是,在进行胎儿的心功能评价时,得到在上述波谱跟踪中使用的那样的作为来源于胎儿心脏的心跳(日语:心拍)信号的ECG信号(胎儿心时相信号)是困难的。以下对其理由进行说明。胎儿心脏处于母体(子宫)中的胎儿的体内。因而,从母体得到的来源于母体心脏的ECG信号与来源于胎儿心脏的ECG信号不同步,所以不能作为在波谱跟踪中参照的胎儿心时相信号使用。

[0056] 另外,作为经由母体的体表而取得来源于胎儿心脏的ECG信号的尝试,已知有2个以往技术(非专利文献1、2的技术)。例如,在非专利文献1的以往技术中,将许多个传感器贴在母体的腹部,将母体的ECG信号除去而提取胎儿心脏的ECG信号。此外,在非专利文献2的以往技术中,将SQUID传感器推压在母体的腹部上,将胎儿的心脏发出的微弱的磁气与母亲的信号分离而测量,从而得到胎儿的心磁图。

[0057] 但是,在上述的2个以往技术中,由于对母体设置了许多个传感器或SQUID传感器,所以对于与超声波诊断装置乃至MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置并用而得到胎儿心脏的动态图像的目的来说,并不现实。

[0058] 因而,在上述的2个以往技术中,当对胎儿心脏采用波谱跟踪时,不能自动地设定来源于胎儿心时相的用于解析的时间定义域(例如,R-R区间)。因此,需要手动地设定时间定义域(例如,开始时相和结束时相),操作较麻烦。此外,在上述的2个以往技术中,难以在解析时得到能够识别出扩张末期或收缩末期这样的胎儿的心时相的心电波形。

[0059] 进而,在波谱跟踪中,作为关注区域的一例而设定了作为左心室的心肌边界的内膜轮廓及内膜面。近年来,将这些关注区域设为作为跟踪处理(追踪处理)的对象 of 的初始边界位置而自动地检测的技术(通常是对知识库的形状数据库进行机械学习、与输入图像对照的方法)也作为周知技术(例如,齐藤,超声波检查技术vol.31No.4,30(382) - 36(388), 2006)被广泛使用。

[0060] 在这样的自动检测技术中,在对图像中包含的心脏的位置及姿势进行掌握的工序之后,使所掌握的位置及姿势与存储在心脏的形状数据库中的心脏的位置及姿势匹配而进行对照。另外,在这样的自动检测技术中,也掌握心脏的大小(尺寸),将该心脏的大小标准化为在数据库中定义的大小后进行对照处理。

[0061] 这里,在通过超声波诊断装置在接近体表(肋间)得到通常的包含被检体的心脏的图像的情况下,得到的图像中的心脏的位置及姿势大体上被决定。此外,如果是接近心尖,则心尖部处于图像浅部(依赖于肋间组织的脂肪层及肌肉的厚度,为2~4cm左右),期望瓣环部处于与心脏尺寸(如果是成年人则长轴长8cm左右)对应的深度的扫描范围的方位方向。因而,利用这些先天性信息,作为前提,通过限定的范围内的探索及对照处理能够高速地运算高精度的心脏的位置及姿势的推定。作为被检体,除了幼儿以外,标准的心脏的尺寸也能够如上述那样预先设想。

[0062] 但是,在为通过从母体的腹部(或经阴道)的接近得到的胎儿心脏的情况下,得到包含千差万别的位置及姿势的心脏的图像。因而,在输入图像中的哪个位置以怎样的姿势包含有胎儿心脏是不清楚的,没有预先决定。并且,根据观察的妊娠周数,心脏的尺寸较大地变动。

[0063] 因此,在对胎儿心脏采用波谱跟踪时,自动地设定关注区域的处理(需要探索或对照的技术)其前提不成立而不能良好地发挥功能,或者如以下说明那样性能下降。

[0064] 例如,如果不使用上述的先天性信息作为前提信息,将探索范围及对照图案仅扩大所需的程序而进行检测,则运算时间增加。进而,误检测到对象区域(例如,左心室)以外的构造物(例如,左心室以外的右心室、心房或血管等)的频度也增加,所以精度下降。特别是,关于运算时间的增加,如果是二维的处理量,则只要容许误检测,就容易在实用性的范围内实现,但在三维的情况下处理量以乘方(日语:べき乗)增加,所以即使容许误检测,也难以在实用性的范围中实现。

[0065] 因为以上,在以往技术中,难以得到胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息、以及对于来源于胎儿心脏的心电波形等的胎儿的心功能评价有用的信息。另外,并不限于波谱跟踪,关于使用胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息、以及来源于胎儿心脏的心电波形来执行的其他的的应用,也发生同样的问题。

[0066] 所以,本实施方式的超声波诊断装置1执行以下说明的各种处理,以便能够得到对于胎儿的心功能评价有用的信息。

[0067] 图2是用来说明由第1实施方式的超声波诊断装置1执行的处理的一例的图。在第1实施方式中,例如,作为超声波探头101而采用凸面型超声波探头,由超声波探头101逐个收集包含作为胎儿心脏的基准截面的心尖4腔像(A4C像)在内的二维的反射波信号。图3是表示第1实施方式的超声波图像的一例的图。含有这样收集到的A4C像的二维的多个反射波信号经由接收电路120、B模式处理电路130及图像生成电路150,如图2所示,被变换为由包含A4C像的多个超声波图像数据10a(参照图3)构成的二维的动态图像数据10。

[0068] 如上述那样,在本实施方式中,通过超声波探头101、接收电路120、B模式处理电路130及图像生成电路150,收集包含A4C像的二维的动态图像数据10。即,在本实施方式中,通过超声波探头101、接收电路120、B模式处理电路130及图像生成电路150,收集基于包含胎儿心脏的二维的亮度信号的动态图像数据10。超声波探头101、接收电路120、B模式处理电路130及图像生成电路150是收集部的一例。在本实施方式中,例如使用如下较快的帧速率(希望是100~200fps左右)设定的二维的动态图像数据10,该较快的帧速率设定能够通过二维的波谱跟踪充分地解析伴随着超过120bpm的较快的胎儿心跳的心肌的运动分量。此外,作为动态图像数据10的收集期间,例如优选的是包含胎儿心脏的5~6次心跳的2秒左右。

[0069] 数据处理电路180的数据处理功能180a首先如图2所示,对于动态图像数据10的亮度 $I(x, y, t)$,在各点 (x, y) 上运算作为时间 t 方向上的方差值的时间方差值,取得方差分布 $\text{Var}(x, y)$ 。另外,在图2中,示出了表示方差分布 $\text{Var}(x, y)$ 的方差分布像11。

[0070] 这里,将在空间内方差相对较大的区域考虑为时间上的变化(运动)较大的部位。所以,数据处理功能180a通过以下的式(1),作为心脏区域而提取高方差分布像 $VH(x, y)$ 12。

$$[0071] \quad VH(x, y) = \begin{cases} \gamma & (V_{th} < \text{Var}(x, y) < V_{max}); \gamma = 1 \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad \gamma = \text{Var}(x, y) \quad \dots (1)$$

[0072] 在式(1)中, V_{th} 是由以下的式(2)表示的阈值, V_{max} 是由以下的式(3)表示的阈值。

$$[0073] \quad V_{th} = \text{mean}(\text{Var}(x, y)) + \alpha * \text{sqrt}(\text{vari}(\text{Var}(x, y))) \quad \dots (2)$$

$$[0074] \quad V_{max} = \text{mean}(\text{Var}(x, y)) + \beta * \text{sqrt}(\text{vari}(\text{Var}(x, y))) \quad \dots (3)$$

[0075] 在式(2)中, α 是1左右的系数。此外,式(3)中, β 是10左右或相比10充分大的值的系数。此外,在式(2)及式(3)中, $\text{mean}(\text{Var}(x, y))$ 是将用全部的点 (x, y) 运算出的方差分布 Var

(x, y) 之和除以全部的点 (x, y) 的个数而得到的平均值 (方差分布 $\text{Var}(x, y)$ 的平均值)。即, mean 是输出平均值的函数。此外, $\text{sqrt}(\text{vari}(\text{Var}(x, y)))$ 是用全部的点 (x, y) 运算出的方差分布 $\text{Var}(x, y)$ 的方差的正的平方根即标准偏差 (方差分布 $\text{Var}(x, y)$ 的标准偏差)。即, vari 是输出方差的函数, sqrt 是输出正的平方根的函数。

[0076] V_{th} 是用来在空间内提取方差相对较大的区域的下限阈值。 V_{max} 是上限阈值。但是, 如果将 β 设定为充分大的数, 则没有上限。此外, 为了将尖峰状的变动噪声分量排除在外, 也可以将 β 设为 10 左右。在本实施方式中, 对于方差分布 $\text{Var}(x, y)$ 的平均值 $\text{mean}(\text{Var}(x, y))$ 加上将方差分布 $\text{Var}(x, y)$ 的标准偏差 $\text{sqrt}(\text{vari}(\text{Var}(x, y)))$ 乘以 α 或 β 倍后的值, 指定高方差分布像 $VH(x, y)$ 的提取范围。即, 在本实施方式中, 数据处理功能 180a 如图 2 所示, 使用平均值 $\text{mean}(\text{Var}(x, y))$ 及标准偏差 $\text{sqrt}(\text{vari}(\text{Var}(x, y)))$, 设定作为阈值的 V_{th} 、 V_{max} 。除此以外, 数据处理功能 180a 也可以使用将平均值 $\text{mean}(\text{Var}(x, y))$ 乘以数倍 (2~3 倍左右) 后的值作为 V_{th} 。

[0077] 这里, 为了这样的时间方差值的空间分布有效地反映心脏部位, 1~2 次心跳期间 (1 秒左右) 的较短的处理时间定义域的话, 是不充分的, 所以希望使用有 5~6 次心跳以上 (例如 2 秒以上) 程度的较长的期间作为处理时间定义域。

[0078] 但是, 由于胎儿及超声波探头 101 的运动的影响变大, 因此有时不优选在过长的期间得到方差。从而也可以在使用较长的期间 (例如 3 秒以上) 的数据的情况下, 采用约 2 秒的移动平均处理。在移动平均的间隔中, 使用移动平均值作为方差的平均值, 来逐次计算均方误差, 从而能够以一定的处理期间得到方差值。

[0079] 图 4 是表示由第 1 实施方式的数据处理功能 180a 得到的高方差分布像 $VH(x, y)$ 12 的一例的图。另外, 在图 4 中, 示出了 $\gamma = \text{Var}(x, y)$ 的情况下的高方差分布像 $VH(x, y)$ 12。根据图 4 所示的高方差分布像 $VH(x, y)$ 12 可知, 通过数据处理功能 180a 仅提取了心脏组织的区域。

[0080] 这样, 数据处理功能 180a 通过取得动态图像数据 10 的时间上的方差图像 (方差分布像 11), 将满足如下条件的区域作为胎儿心脏的组织区域, 来取得胎儿心脏的组织位置的分布信息, 上述条件为, 时间上的方差图像的空间性方差值超过下限阈值。

[0081] 并且, 数据处理功能 180a 使用以下的式 (4) 及式 (5), 在高方差分布像 $VH(x, y)$ 12 内, 计算 x, y 各自的重心值 x_g, y_g , 取得胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 。

$$[0082] \quad x_g = \sum_x \sum_y (x * VH(x, y)) / \sum_x \sum_y (VH(x, y)) \cdots (4)$$

$$[0083] \quad y_g = \sum_x \sum_y (y * VH(x, y)) / \sum_x \sum_y (VH(x, y)) \cdots (5)$$

[0084] 其中, 在式 (4) 及式 (5) 中, \sum_x 表示朝向 x 方向的和, \sum_y 表示朝向 y 方向的和。

[0085] 这里, 在设为 $\gamma = 1$ 的情况下, x_g, y_g 为图像 (高方差分布像 $VH(x, y)$) 范围内的 x, y 各自的简单的平均坐标值。此外, 在设为 $\gamma = \text{Var}(x, y)$ 的情况下, 为添加了基于方差值的权重而得到的重心坐标值。

[0086] 优选的是, 在推定稳健且正确的胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的基础上, 数据处理功能 180a 在生成高方差分布像 $VH(x, y)$ 12 时使用 $\gamma = \text{Var}(x, y)$ 。这是因为, 由于在包含胎儿心脏的图像 (胎儿心脏图像) 中有像胎盘 (高亮度) 或胎儿的肝脏 (高亮度) 与羊水 (低亮度) 的边界这样的、如瓣那样时间方差值变大的部位, 所以由处于心脏内的最快地运动的瓣产生的较高的方差值所表示的部位的权重容易被反映为重心位置。

[0087] 接着,数据处理功能180a通过以下的式(6)~(8),运算关于高方差分布像 $VH(x,y)$ 12的空间方差值 v_x 、 v_y 及空间协方差值 v_{xy} ,通过以下的式(9),生成 2×2 的方差协方差矩阵 A_2 。

$$[0088] \quad v_x = \frac{\sum_x \sum_y ((x-x_g) * VH(x,y))^2}{\sum_x \sum_y (VH(x,y))^2} \dots (6)$$

$$[0089] \quad v_y = \frac{\sum_x \sum_y ((y-y_g) * VH(x,y))^2}{\sum_x \sum_y (VH(x,y))^2} \dots (7)$$

$$[0090] \quad v_{xy} = \frac{\sum_x \sum_y ((x-x_g) * (y-y_g) * VH(x,y)^2)}{\sum_x \sum_y (VH(x,y))^2} \dots (8)$$

$$[0091] \quad A_2 = \begin{pmatrix} v_x & v_{xy} \\ v_{xy} & v_y \end{pmatrix} \dots (9)$$

[0092] 作为对空间方差值 v_x 、 v_y 及空间协方差值 v_{xy} 进行运算时的 γ ,优选的是使用全部的提取部位的方差值权重相等的 $\gamma = 1$ 。这是为了将方差值更大的瓣区域及方差值比瓣小的心肌区域全部处理为同等的心脏区域。当然,数据处理功能180a也可以作为 $\gamma = \text{Var}(x,y)$ 而使用对位置 (x,y) 赋予了方差值的权重的空间方差值 v_x 、 v_y 及空间协方差值 v_{xy} ,来生成方差协方差矩阵 A_2 。

[0093] 数据处理功能180a通过使用了方差协方差矩阵 A_2 的主成分分析,求出主轴 m_1 和副轴 m_2 的方向(与2个固有值 σ_i 对应的固有向量)和各轴上的方差 σ_1, σ_2 (2个固有值),来推定心脏的尺寸(椭圆半径: $R_i * \sqrt{\sigma_i}$; $i=1,2$, R_i 优选的是1.5~2.0左右)。这里所述的椭圆半径,例如是指作为椭圆的长轴的一半的长度的长半径或作为短轴的一半的长度的短半径。通常来说,数据处理功能180a作为主成分分析而用Jacobi法定义 2×2 的矩阵并使用,或求解固有方程式(在处理二维的动态图像数据的情况下为2次方程式)。由于该情况下的固有值 σ_1, σ_2 是位置的方差值,所以方差值 σ_1, σ_2 的平方根为拥有长度的维度的标准偏差值。由此,假如由高方差分布像 $VH(x,y)$ 12表示的方差分布是正态分布,则若选择 $R_i = 2.0$,那么提取出的高方差的点中的约94%包含在由该椭圆半径定义的椭圆内。实际的高方差分布像 $VH(x,y)$ 的方差分布由于依赖于包括胎儿心脏在内的胎儿组织及母体组织的构造,所以通常不是正态分布,但只要适当地设定 R_i ,就能够推定包括心室和心房在内的心脏的尺寸。

[0094] 此外,可以考虑为,主轴 m_1 与副轴 m_2 正交,主轴 m_1 及副轴 m_2 分别与心脏的长轴及短轴的某个对应。这是因为,作为高方差分布像 $VH(x,y)$ 12,只要能够仅支配性地提取前面所述的瓣、及作为心腔(低亮度)与心肌(高亮度)的边界而收缩扩张的心肌,则主轴 m_1 和副轴 m_2 就对应于心脏的姿势(朝向)。这里,假如包括心室和心房在内的整个长轴的长度(心尖位置与心房的血流流入部的位置间的距离)总是比包括左心系和右心系在内的瓣环部中的整个短轴的长度长,则能够将主轴向长轴侧分配、以及将副轴向短轴侧分配。但是,由于胎儿心脏与成人相比,呈圆形形状,所以这样的前提并非一定成立。因而,在该阶段,心脏的姿势被决定为对(pair) 1(主轴=长轴,副轴=短轴)及对2(主轴=短轴,副轴=长轴)的某个组合。

[0095] 由于心室和心房以逆相位进行扩张及收缩,所以在包含心室及心房这两者的心尖像中,如果不使用仅从心室得到的信息,则不能正确地区别扩张末期/收缩末期。具体而言,这是因为,如果将全心脏作为对象,则由于相互逆相位的来源于心室的信息和来源于心房的信息混杂,所以后述的心室内腔面积 $V_A(t)$ 及平均心肌速度 $V_V(t)$ 这样的本来能够进行心时相识别的信号(波形)的时间上的变化幅度变小,难以根据后述的心室内腔面积 $V_A(t)$ 及平均心肌速度 $V_V(t)$ 来识别心时相。

[0096] 所以,在本实施方式中,数据处理功能180a根据先得到的心脏的区域对心室的范围进行限定。为此,对于通过上述的主成分分析得到的2个主成分轴(主轴m1及副轴m2),数据处理功能180a分别判定是心脏的短轴还是长轴,并且判定长轴的心尖侧(心室侧)。为了这些判定,利用以下的2个作为关键点的心脏的生理性的特征。

[0097] 第1个特征是“最快运动(变化最大)的是瓣,且瓣的运动方向与长轴方向大致平行”这一特征。第2个特征是“心室比心房大,且长轴方向的尺寸在心室侧更长”的特征。

[0098] 根据第1个特征,与通过主成分分析得到的2个轴(主轴m1及副轴m2)中的某一方的轴平行且作为 $\text{Var}(x,y)$ 较大的块而分布的部位是瓣,其轴的方向为短轴方向。这是因为,在心室及心房的心腔内,超声波图像的亮度较小,亮度较大的瓣尖当心腔内进行开闭时通过在长轴方向内进行往复运动,瓣尖经过的区域的亮度的时间方差值变大,作为在长轴方向上拥有宽度的带状的分布而得到时间方差像。此时,由于连接着瓣尖的根部的瓣环部也相对于长轴方向平行地运动,所以与瓣尖一起,瓣环部也形成该带状的方差分布。

[0099] 此外,根据第2个特征可知,最终胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 在包括心室和心房的整个长轴中向心室侧位移而被得到的概率较高。时间方差值变大的是,前面所述的瓣尖和瓣环部以及进行收缩扩张的心室的心肌和心房的心肌。这里,根据第2个特征可知,心室的心肌长度与心房的心肌长度相比更长。由于瓣部位的往复运动在长轴方向内没有清晰的非对称性,所以期望的是,与瓣部位对应的高方差区域的重心处于移动幅度(带状的分布的幅度)的中央。因而,高方差区域的长轴方向上的重心位置依赖于与心室的心肌对应的高方差区域和与心房的心肌对应的高方差区域之间的大小的差异而偏向心室侧的可能性变高。

[0100] 有关本实施方式的数据处理功能180a利用上述的特征来区别长轴和短轴的方向,进而判定长轴的心尖侧。

[0101] 对数据处理功能180a执行的具体的处理的一例进行说明。图5是用来说明第1实施方式的数据处理功能180a所执行的处理的一例的图。在图5中,表示了将胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 、主轴m1、副轴m2叠加在高方差分布像 $VH(x,y)$ 12上的情况。另外,图5所示的高方差分布像 $VH(x,y)$ 12是在 $\gamma=1$ 的情况下得到的图像。

[0102] 如图5所示,数据处理功能180a对于高方差分布像 $VH(x,y)$ 12,在胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 附近设定夹着中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的4个带状的长方形的区域m1-1、m1-2、m2-1、m2-2。区域m1-1及区域m1-2是与主轴m1平行地夹着中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的2个区域。区域m2-1及区域m2-2是与副轴m2平行地夹着中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的2个区域。

[0103] 并且,数据处理功能180a在4个带状的长方形的区域m1-1、m1-2、m2-1、m2-2之中,提取 $VH(x,y)$ 之和(时间上的方差图像的图像值之和)为最大的区域作为瓣部位。这里,在可能成为被提取为瓣部位的区域(瓣区域)的区域中,由于包含僧帽瓣和三尖瓣这两者的瓣尖和瓣环,所以 $VH(x,y)$ 之和变大。另一方面,亮度较小的心室心腔内的方差与胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的相反侧的区域对应,所以 $VH(x,y)$ 之和变小。此外,在长方形的长度方向相对于长轴方向平行的2个区域中,由于仅在被设定为比长度方向小的宽度的区域中包含有高方差的瓣部位,所以与瓣区域相比 $VH(x,y)$ 之和变小。

[0104] 另外,在用来探索这样的瓣部位的4个带状的区域(瓣部位探索用的区域)m1-1、m1-2、m2-1、m2-2的尺寸(大小)不相同的情况下,数据处理功能180a在提取瓣部位时也可以使用 $VH(x,y)$ 的平均值。作为带状的瓣部位探索用的各区域的尺寸设定,数据处理功能

180a使用长度方向与椭圆半径(与主轴 m_1 对应的椭圆半径($R_1 \cdot \sqrt{\sigma_1}$))或副轴 m_2 对应的半径($R_2 \cdot \sqrt{\sigma_2}$))、或两者的平均半径中的某个)、或作为心脏尺寸而被期望的几cm左右的规定的值。此外,优选的是,作为宽度,数据处理功能180a使用几mm左右,作为瓣尖的移动距离的期望值。

[0105] 这里,由于作为瓣部位被提取的带状的瓣区域的轴方向(与带的长度方向平行的方向)对应于短轴方向,所以与短轴垂直的方向(带的宽度的方向)被设定为长轴方向。即,数据处理功能180a将与作为瓣部位被提取的带状的区域的长度方向平行的方向设定为短轴方向,将与短轴方向垂直的方向设定为长轴方向。此外,数据处理功能180a基于心脏的生理学上的第2个特征,通过方差分布的重心的偏倚,将相对于胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 为与被判定为瓣部位的区域相反侧的方向判定为长轴上的心尖侧。

[0106] 即,数据处理功能180a在胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的周边,设定与多个固有向量各自的方向平行且具有宽度的多个区域 m_{1-1} 、 m_{1-2} 、 m_{2-1} 、 m_{2-2} 。并且,数据处理功能180a将多个区域 m_{1-1} 、 m_{1-2} 、 m_{2-1} 、 m_{2-2} 中的空间上的方差值之和或平均值为最大的区域检测为胎儿心脏瓣的区域。并且,数据处理功能180a作为胎儿心脏的大小而将与胎儿心脏瓣的区域平行的固有向量的方向判定为胎儿心脏的短轴,将与胎儿心脏瓣的区域的宽度方向平行的方向判定为胎儿心脏的长轴。

[0107] 例如,如果尝试观察图5所示的高方差分布像 $VH(x, y)$ 12及4个区域 m_{1-1} 、 m_{1-2} 、 m_{2-1} 、 m_{2-2} ,则通过目视能够判定出:实际上胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 靠近心尖方向,与其他区域 m_{1-1} 、 m_{1-2} 、 m_{2-1} 相比,根据高方差分布像 $VH(x, y)$ 12而被识别为瓣区域的区域所对应的区域 m_{2-2} 中包含的 $VH(x, y)$ 最大。

[0108] 因而,在图5所示的情况下,数据处理功能180a将副轴 m_2 的方向设定为短轴方向,将主轴 m_1 的方向设定为长轴方向。此外,数据处理功能180a判定为心尖(心室侧)相对于胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 处于区域 m_{2-2} 的相反侧。即,数据处理功能180a将相对于胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 为区域 m_{2-2} 的相反侧的区域判定为心室侧的区域,将相对于中心位置 $C(x_g, y_g)$ 为区域 m_{2-2} 侧的区域判定为心房侧的区域。这样,数据处理功能180a基于胎儿心脏的中心位置及胎儿心脏瓣的区域的位置,将长轴的心室侧和心房侧区别。

[0109] 并且,数据处理功能180a在高方差分布像 $VH(x, y)$ 12中,使表示心尖位置的“+”重叠在长轴方向的延长线上。另外,如图5所示,优选的是,心尖位置定义为具有比长半径(长轴的椭圆半径)稍大(长半径的1.3倍左右)的值的长轴方向的位置。这是考虑到心尖部的心肌移动(变化)速度较小从而时间方差值与其他部位的心脏组织相比相对变小的影响而提高心尖位置的推定精度的精心设计。

[0110] 胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 、心尖位置、心室侧的区域、心房侧的区域、长轴(长轴方向)及短轴(短轴方向)分别是胎儿心脏的大小的信息、胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息的至少1个。这样,数据处理功能180a基于动态图像数据10,来推定胎儿心脏的大小的信息、胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息。

[0111] 此外,数据处理功能180a基于胎儿心脏的组织位置的分布信息,对胎儿心脏的大小的信息、胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息进行推定。此外,数据处理功能180a使用胎儿心脏的组织位置的分布信息,取得动态图像数据10中包含的胎儿心脏的位置信息,基于关于胎儿心脏的位置信息及组织位置的分布信息的主成分分析的结果,对动态图像数据10

中包含的胎儿心脏的大小的信息及姿势的信息进行推定。

[0112] 此外,数据处理功能180a将胎儿心脏的组织位置的二维的分布信息重心推定为胎儿心脏的中心位置。数据处理功能180a通过主成分分析而取得2个固有值及2个固有向量,基于2个固有值来推定胎儿心脏的大小的信息,基于2个固有向量来推定胎儿心脏的姿势的信息。

[0113] 此外,数据处理功能180a基于动态图像数据10,确定胎儿心脏的一部分的区域。具体来说,数据处理功能180a基于从动态图像数据10得到的方差图像,确定胎儿心脏的一部分的区域。更具体来说,数据处理功能180a根据方差图像,确定瓣的位置,并利用该瓣的位置作为胎儿心脏的一部分的区域,来确定心室或心房。

[0114] 接着,数据处理功能180a在判定为心室侧的区域的区域内,提取二维的动态图像数据10的亮度 $I(x, y, t)$ 相对较小的部位作为心室的心腔内的像素。如果举具体例进行说明,则数据处理功能180a如图2所示,对于二维的动态图像数据10的亮度 $I(x, y, t)$,在各点 (x, y) 上运算时间 t 方向上的时间平均值,生成平均分布 $Ave(x, y)$ 。另外,在图2中示出了表示平均分布 $Ave(x, y)$ 的平均分布像13。接着,数据处理功能180a提取亮度值低于在以下的式(10)中设定的阈值 $cAth$ 的区域,作为与在空间内亮度值相对较小的部位对应的区域。

[0115]
$$cAth = \text{mean}(Ave(x, y)) - kc * \text{sqrt}(\text{vari}(Ave(x, y))) \cdots (10)$$

[0116] 在式(10)中, $\text{mean}(Ave(x, y))$ 是将由全部的点 (x, y) 运算出的平均分布 $Ave(x, y)$ 之和除以全部的点 (x, y) 的个数而得到的平均值(平均分布 $Ave(x, y)$ 的平均值)。此外, $\text{sqrt}(\text{vari}(Ave(x, y)))$ 是用全部的点 (x, y) 运算出的平均分布 $Ave(x, y)$ 的方差的正的平方根、即标准偏差(平均分布 $Ave(x, y)$ 的标准偏差)。此外, kc 是0.7左右的系数。数据处理功能180a设定这样的阈值 $cAth$,如图2所示,提取与亮度值在空间内相对较小的部位对应的区域。另外,在图2中,示出了表示与在空间内亮度值相对较小的部位对应的区域的图像14。

[0117] 在图像中亮度值相对较小的部位也有如羊水、大血管及回波难以穿过的场所(声影等)那样处于心腔内以外的情况,所以数据处理功能180a通过将施以提取低于阈值 $cAth$ 的区域的处理的对象预先限定于在上述的处理中推定出的心室侧的区域的范围内,能够高效地仅提取心室的心腔内的区域。

[0118] 并且,数据处理功能180a计算构成所提取的心室的心腔内的区域的像素在画面内的总和(提取出的像素的数量 $\times ps^2$)。其中, $ps = \text{像素尺寸}[\text{mm}]$ 。即,(提取出的像素的数量 $\times ps^2$)是构成心室的心腔内的区域的像素所占的面积 $[\text{mm}^2]$ 。并且,数据处理功能180a取得上述像素的画面内总和,作为胎儿心脏的心室内腔面积 $VA(t)$ 。这样,数据处理功能180a作为时间变化波形 $S(t)$ 而取得心室内腔面积 $VA(t)$ 。

[0119] 这里,在心室内腔面积 $VA(t)$ 表示的波形中,在扩张末期ED取极大值,在收缩末期ES取极小值。即,数据处理功能180a基于动态图像数据10,取得心室内腔面积 $VA(t)$,作为能够推定胎儿心时相的参照波形。心室内腔面积 $VA(t)$ 是胎儿心脏的心室内腔尺寸的时间变化波形的一例。此外,数据处理功能180a基于胎儿心脏的组织位置的分布信息,取得心室内腔面积 $VA(t)$ 。此外,数据处理功能180a基于胎儿心脏的大小的信息及胎儿心脏的姿势的信息,取得心室内腔面积 $VA(t)$ 。

[0120] 因此,数据处理电路180的判定功能180b通过在表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的波形(时间变化波形)中检测取极大值的点(峰值),将与取极大值的点对应的的时间 t 判定为扩张

末期ED的心时相。此外,判定功能180b通过在表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的波形中检测取极小值的点(峰值),将与取极小值的点对应的的时间 t 判定为收缩末期ES的心时相。

[0121] 即,判定功能180b在表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的时间变化波形中,将取极大值的时相设为扩张末期ED、将取极小值的时相设为收缩末期,判定胎儿心时相。

[0122] 图6是示出表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的波形(时间变化波形)20、以及由判定功能180b判定出的扩张末期ED的时相21a及收缩末期ES的时相21b的一例的图。图6所示的横轴表示时间,纵轴表示振幅。另外,在图6的例子中,对表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的波形20的振幅进行了标准化。

[0123] 在图6中,将多个扩张末期ED的时相21a中的具有最大的振幅值(波形值)的时相21a用“+1.5”标识,将其他的时相21a用“+1.0”标识。同样,将多个收缩末期ES的时相21b中的具有最小的振幅值的时相21b用“-2.0”标识,将其他的时相21b用“-1.0”标识。

[0124] 数据处理电路180的执行功能180c使用扩张末期ED的时相21a,将从扩张末期ED到下个扩张末期ED的区间(ED-ED区间,扩张末期时相间隔)定义为1心周期的心跳期间,将定义的心跳期间设为在二维的波谱跟踪中使用的时间定义域的初始心跳。例如,执行功能180c将扩张末期的时相21a看作R波的时相,通过设定ED-ED区间,设定R-R区间。另外,执行功能180c也可以将从收缩末期ES到下个收缩末期ES的区间(ES-ES区间,收缩末期时相间隔)定义为1心周期的心跳期间。执行功能180c作为初始心跳,可以使用最新的心跳期间、多个心跳期间中的最接近于平均值的心跳期间、或包含最大的振幅值(波形值)的心跳期间。并且,执行功能180c根据该心跳期间、胎儿心脏的中心位置 $C(xg, yg)$ 、以及由数据处理功能180a取得的胎儿心脏的长轴及短轴的各种信息,使用规定的信息,对二维的动态图像数据10执行波谱跟踪,执行壁运动解析。作为壁运动解析的结果,得到GLS等的指标。

[0125] 此外,控制电路190使表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的波形作为心时相的参照波形,代替ECG信号而显示在显示器103上。另外,如前面的图6所示,也可以使扩张末期ED的时相21a及收缩末期ES的时相21b中的至少1个与表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的波形一起显示在显示器103上。

[0126] 此外,由数据处理功能180a得到的心时相的信息(扩张末期ED的时相21a及收缩末期ES的时相21b)也被用于除了由波谱跟踪利用的以外的情况。例如,执行功能180c也可以使用心时相的信息,计算多个心跳期间[sec]或心跳数[bpm]的平均值或离差(标准偏差)值,作为关于图像中包含的胎儿心脏的基本的特性。并且,控制电路190也可以使多个心跳期间[sec]或心跳数[bpm]的平均值或离差(标准偏差)值显示在显示器103上。此外,执行功能180c也可以使用由数据处理功能180a得到的心时相的信息,作为在用来得到扩张末期容积EDV[mL]、收缩末期容积ESV[mL]及EF[%]这样的容积信息的应用中使用的心时相的信息。

[0127] 这里,实际上,数据处理功能180a在得到心室内腔面积 $VA(t)$ 的情况下执行若干前处理。以下对该前处理进行说明。

[0128] 在心室内腔面积 $VA(t)$ 中,包含由母体的呼吸动作、母体的心跳动作、探头101的运动及胎儿的运动引起的杂波(clutter)分量 $CL(t)$ 。因此,数据处理功能180a推定杂波分量 $CL(t)$,并从心室内腔面积 $VA(t)$ 中将杂波分量 $CL(t)$ 除去。

[0129] 若举具体例进行说明,则数据处理功能180a通过心室内腔面积 $VA(t)$ 的频率分析,

来推定搏动的主频率 f_0 (例如,若是120bpm则为2Hz)。并且,数据处理功能180a以 $T_c = 1/f_0$ 的时间幅度、将心室内腔面积 $VA(t)$ 卷积,得到杂波分量 $CL(t)$ 。并且,数据处理功能180a获得从心室内腔面积 $VA(t)$ 减去杂波分量 $CL(t)$ (高通滤波处理)后得到的 $VA'(t) = VA(t) - CL(t)$ 。这成为适应性地推定杂波分量 $CL(t)$ 并将其除去的情况下的一例。通过将杂波分量 $CL(t)$ 除去,仅提取来源于心室的搏动的分量,使得正负的峰值分离及波形的零交叉检测发挥功能。

[0130] 此外,数据处理功能180a为了将变动性噪声除去,对心室内腔面积 $VA(t)$ 或被除去了杂波分量 $CL(t)$ 后的心室内腔面积 $VA'(t)$ 施以低通滤波处理 (平滑化处理),使得能够进行稳定的峰值检测。

[0131] 图7及图8是用来说明前处理的效果的图。在图7中,示出了低通滤波器处理前的心室内腔面积 $VA(t)$ 表示的波形25、低通滤波器处理后的心室内腔面积 $VA(t)$ 表示的波形26、以及杂波分量 $CL(t)$ 表示的波形27的一例。此外,在图8中,示出了被除去了杂波分量 $CL(t)$ 后的心室内腔面积 $VA'(t)$ 表示的波形28的一例。另外,图8所示的波形28是与之之前的图6所示的波形20实质上同样的波形 (振幅规格化前的波形)。在上述的将杂波分量 $CL(t)$ 除去的处理或低通滤波器处理不包含非线性处理的情况下,不论处理的顺序如何,最终得到的心室内腔面积 $VA'(t)$ 都相同。在图8中,示出了在低通滤波器处理后进行了将杂波分量 $CL(t)$ 除去的处理的情况下的波形28。这样,数据处理功能180a使心室内腔面积 $VA(t)$ 中包含的杂波分量 $CL(t)$ 减少,并且使心室内腔面积 $VA(t)$ 中包含的变动性噪声减少。

[0132] 对适应性地推定杂波分量 $CL(t)$ 的处理其他例进行说明。例如,数据处理功能180a也可以代替关于心室内腔面积 $VA(t)$ 的频率分析而进行以下的处理。例如,数据处理功能180a也可以最初预先设定初始心跳数 B_0 (例如120bpm)并给出 $T_c = 60/B_0$ 从而在得到心室内腔面积 $VA(t)_1$ 表示的波形后,进行检测第1次的峰值 (取极小值的点或取极大值的点)的处理。并且,数据处理功能180a通过对于检测第1次的峰值的处理的结果得到的多个ED-ED区间及多个ES-ES区间计算平均区间 T_m ,来推定心周期。并且,数据处理功能180a也可以得到作为 $T_c = T_m$ 给出的心室内腔面积 $VA(t)_2$ 的波形,而进行检测第2次的峰值的处理,并使用检测第2次的峰值的处理的结果和心室内腔面积 $VA(t)_2$ 的波形信息。

[0133] 这样,数据处理功能180a对根据表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的时间变化波形而推定心周期的处理、和基于心周期而取得心室内腔面积 $VA(t)$ 的处理进行适应性地切换。

[0134] 进而,数据处理功能180a也可以根据 T_c 或 f_0 的值来适应性地改变低通滤波器的截止频率 f_c 。例如,数据处理功能180a也可以根据平均心跳数 $60/T_m$ 而增大截止频率 f_c 。另外,数据处理功能180a也可以不进行上述那样的适应性的处理,而原样使用对使用了 B_0 作为心跳数的第1次的峰值进行检测的处理的结果和心室内腔面积 $VA(t)_1$ 的波形信息。

[0135] 图9是表示第1实施方式的数据处理功能180a所执行的处理的流程的一例的流程图。如图9所示,数据处理功能180a对于动态图像数据10的亮度 $I(x, y, t)$,在各点 (x, y) 上运算时间 t 方向上的方差值即时间方差值,取得方差分布 $Var(x, y)$ (步骤S101)。

[0136] 并且,数据处理功能180a代替上述的式(1),提取高方差分布像 $VH(x, y)$ 12,作为心脏区域 (步骤S102)。并且,数据处理功能180a通过上述的式(6)~(8),运算空间方差值 v_x 、 v_y 及空间协方差值 v_{xy} ,通过上述的式(9)生成方差协方差矩阵 A_2 (步骤S103)。

[0137] 并且,数据处理功能180a通过使用了方差协方差矩阵 A_2 的主成分分析,求出主轴

m_1 和副轴 m_2 的方向(与2个固有值 σ_i 对应的固有向量)和各轴上的方差 σ_1, σ_2 (2个固有值)(步骤S104)。并且,数据处理功能180a基于主轴 m_1 及副轴 m_2 的方向、以及方差 σ_1, σ_2 ,判定胎儿心脏的长轴及短轴、以及长轴的心尖侧(步骤S105)。并且,数据处理功能180a使用判定结果,取得心室内腔面积 $V_A(t)$ (步骤S106),结束处理。

[0138] 以上,对第1实施方式的超声波诊断装置1进行了说明。在第1实施方式中,可得到能够识别胎儿的心时相的参照波形(时间变化波形 $S(t)$)。并且,根据这样的参照波形,可自动地得到扩张末期ED的心时相或收缩末期ES的心时相的胎儿的心时相。进而,还可得到胎儿心脏的位置的信息、大小的信息及姿势的信息。结果,波谱跟踪等的应用中,能够自动地设定时间定义域,能够实现操作的简便化,并且能够缩短处理时间。此外,得到的胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息,作为提取图像中包含的胎儿心脏的位置(segmentation)的要素技术,能够作为各种自动化处理的前处理而适用。对于这些自动化处理,通过处理时间缩短和处理精度改善,实现了性能的提高。因为以上这些,根据第1实施方式的超声波诊断装置1,能够得到对于胎儿的心功能评价有用的信息。

[0139] (第1实施方式的第1变形例)

[0140] 在第1实施方式中,对数据处理功能180a取得心室内腔面积 $V_A(t)$ 来作为能够识别胎儿心脏的心时相的时间变化波形的情况进行了说明。但是,数据处理功能180a也可以取得能够识别胎儿心脏的心时相的其他的时间变化波形。所以,将这样的变形例设为第1实施方式的第1变形例,以下进行说明。

[0141] 图10是用来说明第1变形例的数据处理功能180a所执行的处理的一例的图。例如,第1变形例的数据处理功能180a如图10所示,与第1实施方式同样,确定胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$,并判定胎儿心脏的短轴及长轴、以及胎儿心脏的心室侧的区域及心房侧的区域。

[0142] 并且,数据处理功能180a将在判定为心室侧的区域的区域内亮度值相对较大的部位、或在判定为心室侧的区域的区域内在高方差分布像 $V_H(x, y)$ 中被作为高方差值的点提取出的部位作为心室组织提取。另外,图10的例子表示在判定为心室侧的区域的区域内在高方差分布像 $V_H(x, y)$ 中被作为高方差值的点提取出的部位被提取为心室组织的情况。这里,利用了高方差分布像 $V_H(x, y)$ 能够有效率地提取心脏的组织部位这一情况。

[0143] 接着,数据处理功能180a确定提取出的心室组织上的多个点 $p(x, y)$ 。并且,数据处理功能180a对于二维的动态图像数据10中的构成心室组织部位的多个点 $p(x, y)$,通过帧间(1/帧速率[sec])的二维的图案匹配处理,如图10所示,计算移动向量 $V_p(t)$ 。接着,数据处理功能180a在各点 $p(x, y)$ 处,如图10所示,计算朝向心尖位置的方向的投影速度分量 $a_{V_p}(t)$ [cm/sec]。例如,数据处理功能180a按照点 $p(x, y)$,计算将点 $p(x, y)$ 的位置与心尖位置连结的单位方向向量 n_p 和移动向量 $V_p(t)$ 的内积,作为投影速度分量 $a_{V_p}(t)$ 。

[0144] 并且,数据处理功能180a计算对于有效的组织部位的全部点 $p(x, y)$ 的投影速度分量 $a_{V_p}(t)$ 的平均值,作为平均心肌速度 $V_V(t)$ [cm/sec]。这样,数据处理功能180a作为时间变化波形 $S(t)$ 而取得平均心肌速度 $V_V(t)$ 。即,数据处理功能180a作为参照波形,取得朝向胎儿心脏的心尖的方向的心肌速度的分量的时间变化波形。

[0145] 另外,参照图10,对数据处理功能180a将在高方差分布像 $V_H(x, y)$ 中被作为高方差值的点提取出的部位提取为心室组织的情况进行了说明,并对提取亮度值相对较大的部位

作为心室组织的情况进行说明。

[0146] 例如,数据处理功能180a使用作为平均亮度的空间平均值的上述 $\text{mean}(\text{Ave}(x,y))$ 和作为空间标准偏差值的上述 $\text{sqrt}(\text{vari}(\text{Ave}(x,y)))$,提取超过由以下的式(11)设定的阈值 m_{Ath} 的区域,作为心脏的组织部位。

[0147] $m_{\text{Ath}} = \text{mean}(\text{Ave}(x,y)) + k_m * \text{sqrt}(\text{vari}(\text{Ave}(x,y))) \cdots (11)$

[0148] 其中,在式(11)中, k_m 是0.3左右的系数。

[0149] 在图像中亮度的时间方差值变大的部位及时间平均值变大的部位也处于心室部分以外,但数据处理功能180a通过将实施提取超过阈值 m_{Ath} 的区域的处理的对象限定于被判定为心室侧的区域的区域的范围内,能够有效率地仅提取心室的组织。

[0150] 图11是用来对第1变形例的判定功能180b执行的处理的一例进行说明的图。这里,在表示平均心肌速度 $VV(t)$ 的波形中,在收缩期中取极大值,在扩张期中取极小值。因此,如图11所示,第1变形例的判定功能180b在表示平均心肌速度 $VV(t)$ 的波形30中,检测取极大值的点(峰值)31,将与从检测出的点31沿时间回溯而心肌速度的分量为零的点32对应的时间 t 判定为扩张末期ED的心时相。此外,判定功能180b在波形30中,将与从点31沿时间前进而心肌速度的分量成为零的点33对应的时间 t 判定为收缩末期ES的心时相。这样,判定功能180b通过检测波形30的零交叉,从而判定胎儿心脏的心时相。

[0151] 即,判定功能180b在表示平均心肌速度 $VV(t)$ 的时间变化波形中,从取极大值的点31开始沿时间回溯、将时间变化波形中心肌速度的分量成为零的时相设为扩张末期ED,并从点31沿时间前进、将时间变化波形中心肌速度的分量成为零的时相设为收缩末期ES,来判定胎儿心时相。

[0152] 数据处理功能180a当取得平均心肌速度 $VV(t)$ 时,为了使得上述那样的检测时间变化波形30的零交叉的处理发挥功能,进行从平均心肌速度 $VV(t)$ 中将上述的杂波分量 $CL(t)$ 除去处理。进而,数据处理功能180a为了稳定的峰值检测,优选的是与对平均心肌速度 $VV(t)$ 除去杂波分量 $CL(t)$ 的处理一起并用平滑化的处理。

[0153] 以上,对于设想了A4C像的心尖像,在第1实施方式中对采用取得心室内腔面积 $VA(t)$ 的处理的情况进行了说明,在第1变形例中对采用取得平均心肌速度 $VV(t)$ 的处理的情况进行了说明。但是,对于其他的心尖像(A3C像或A2C像)也同样,也可以采用取得心室内腔面积 $VA(t)$ 的处理及取得平均心肌速度 $VV(t)$ 的处理。

[0154] 另一方面,在短轴像的情况下,能够假定为仅来自心室的信息,所以数据处理功能180a也可以以椭圆的全区域为对象来计算心室内腔面积 $VA(t)$ 。此外,在短轴像的情况下,数据处理功能180a也可以在各点 $p(x,y)$ 中求出朝向胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的投影速度分量 $c_{Vp}(t)$,计算对于有效的组织部位的全部点 $p(x,y)$ 的投影速度分量 $c_{Vp}(t)$ 的平均,作为平均心肌速度 $VV(t)$ [cm/sec]。即,数据处理功能180a也可以作为参照波形而取得朝向胎儿心脏的心室的收缩中心的方向的心肌速度的分量的时间变化波形。

[0155] (第1实施方式的第2变形例)

[0156] 此外,在第1实施方式的判定功能180b的心时相的判定方法(第1判定方法)、和第1变形例的判定功能180b的心时相的判定方法(第2判定方法)中,心时相判定的原理不同。此外,第1实施方式的判定功能180b使用心室内腔面积 $VA(t)$ 判定心时相,相对于此,第1变形例的判定功能180b使用平均心肌速度 $VV(t)$ 判定心时相。这样,在第1实施方式的判定功能

180b和第1变形例的判定功能180b中,使用包含互不相同的独立的的意思的物理量来判定心时相。

[0157] 因而,判定功能180b通过将由两者的方法得到的心时相组合而利用,能够进行稳妥性更高的心时相推定(心时相判定)。所以,将这样的变形例作为第1实施方式的第2变形例而进行说明。

[0158] 具体而言,在由第1判定方法得到的扩张末期ED的心时相或收缩末期ES的心时相与由第2判定方法得到的扩张末期ED的心时相或收缩末期ES的心时相之间的、对应的心时相彼此的差异 δ 相对于ED—ED区间(或ES—ES区间)而言充分小的情况下,可以认为能够进行同时相(收缩期/扩张期)的检测。因此,第2变形例的判定功能180b通过对由第1判定方法得到的心时相及由第2判定方法得到的心时相的结果进行平均来推定最终的扩张末期ED的心时相及收缩末期ES的心时相,可以期待精度提高。另外,差异 δ 相对于ED—ED区间(或ES—ES区间)而言充分小的情况,例如是指,差异 δ 除以ED—ED区间(或ES—ES区间)后得到的值为规定的阈值以下那样的情况。

[0159] 即,判定功能180b使用将从表示心室内腔面积 $V_A(t)$ 的时间变化波形得到的第1心时相及表示平均心肌速度 $V_V(t)$ 的第2心时相组合而得到的第3心时相,来判定心时相。

[0160] 另一方面,在差异 δ 相对于ED—ED区间(或ES—ES区间)是相同程度的情况下,可以人为通过第1判定方法及第2判定方法中的某个判定方法得到的心时相错误。因此,第2变形例的判定功能180b也可以选择通过在初始设定中预先设定的某个判定方法得到的心时相,作为最终的心时相使用。另外,差异 δ 相对于ED—ED区间(或ES—ES区间)是相同程度的情况是指,例如差异 δ 除以ED—ED区间(或ES—ES区间)而得到的值为 $(1-\zeta)$ 以上且 $(1+\zeta)$ 以下的范围内那样的情况。 ζ 是规定的系数。

[0161] 此外,判定功能180b也可以对心室内腔面积 $V_A(t)$ 定义表示可靠度的指标即可靠度指标 Q_A ,并且对平均心肌速度 $V_V(t)$ 定义可靠度指标 Q_V 。在此情况下,判定功能180b也可以在心室内腔面积 $V_A(t)$ 及平均心肌速度 $V_V(t)$ 的2个信号变化波形 $S(t)$ 中选择可靠度更高的信号变化波形 $S(t)$,选择根据所选择的信号变化波形 $S(t)$ 得到的心时相而使用。另外,在选择了心室内腔面积 $V_A(t)$ 的情况下,通过第1判定方法得到心时相,在选择了平均心肌速度 $V_V(t)$ 的情况下,通过第2判定方法得到心时相。

[0162] 对定义可靠度指标 Q_A, Q_V 的方法的一例进行说明。例如,判定功能180b也可以对于心室内腔面积 $V_A(t)$ 或平均心肌速度 $V_V(t)$ 的时间波形,计算向时间方向的方差 V_{QC} ,设为方差 V_{QC} 越小则波形的恒常性越高,以方差 V_{QC} 越小则可靠度指标 Q_A, Q_V 表示的可靠度越高的方式,来定义可靠度指标 Q_A, Q_V 。

[0163] 此外,在其他例子中,判定功能180b也可以计算基于判定出的扩张末期ED的心时相或收缩末期ES的心时相的、多个ED—ED区间(或多个ES—ES区间)相关的方差 V_{QT} 。并且,判定功能180b也可以设为方差 V_{QT} 越小则越能够进行稳定的峰值检测,以方差 V_{QT} 越小则可靠度指标 Q_A, Q_V 表示的可靠度越高的方式,来定义可靠度指标 Q_A, Q_V 。

[0164] 这些都在胎儿心跳期间是恒常的情况下有效地发挥功能,除了特殊的疾病以外,在5~6次心跳左右的比较短的收集期间中,可以期待某种程度的恒常的心跳期间。

[0165] (第1实施方式的第3变形例)

[0166] 在上述的第1实施方式中,对数据处理电路180根据心脏的区域限定心室的区域、

对所限定的心室的区域进行各种处理来判定心时相的情况进行了说明。但是,数据处理电路180也可以根据心脏的区域来限定心房的区域,对所限定的心房的区域进行各种处理来判定心时相。所以,将这样的变形例设为第1实施方式的第3变形例而进行说明。

[0167] 在此情况下,根据上述心脏的生理性的2个特征中的第2个特征,数据处理功能180a将相对于胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 、处于瓣部位相同侧的区域,判定为长轴的心房侧的区域。

[0168] 并且,数据处理功能180a代替心尖的位置而使用心房的血流流入部的位置,通过与第1实施方式同样的方法,代替心室内腔面积 $V_A(t)$ 而取得心房内腔面积 $A_A(t)$,作为时间变化波形 $S(t)$ 。另外,数据处理功能180a根据胎儿心脏的位置的信息、大小的信息及姿势的信息,取得心房的血流流入部的位置。

[0169] 此外,数据处理功能180a代替心尖的位置而使用心房的血流流入部的位置或心房的收缩中心的位置,通过与第1实施方式的第1变形例同样的方法,代替平均心肌速度 $V_V(t)$ 而取得心房组织的平均速度 $A_V(t)$,作为时间变化波形 $S(t)$ 。即,数据处理功能180a取得朝向胎儿心脏的心房的血流流入部或心房的收缩中心的方向的、心肌速度的分量的时间变化波形,作为参照波形。

[0170] 数据处理功能180a在得到心房内腔面积 $A_A(t)$ 及心房组织的平均速度 $A_V(t)$ 时,也优选的是通过与上述方法同样的方法,对心房内腔面积 $A_A(t)$ 及心房组织的平均速度 $A_V(t)$ 进行将杂波分量 $CL(t)$ 除去的处理、平滑化的处理。

[0171] 另外,心室和心房的心时相由于收缩期和扩张期反转,所以将心房作为对象区域的情况下的扩张末期ED的心时相和收缩末期ES的心时相的判定,与将心室作为对象区域的情况相反。因而,在表示心房内腔面积 $A_A(t)$ 的波形中,在扩张末期ED取极小值,在收缩末期ES取极大值。即,数据处理功能180a基于动态图像数据10,作为能够推定胎儿心时相的参照波形而取得心房内腔面积 $A_A(t)$ 。心房内腔面积 $A_A(t)$ 是胎儿心脏的心房内腔尺寸的时间变化波形的一例。

[0172] 因此,第3变形例的判定功能180b通过在表示心房内腔面积 $A_A(t)$ 的波形中检测取极小值的点(峰值),将与取极小值的点对应的的时间 t 判定为扩张末期ED的心时相。此外,判定功能180b通过在表示心房内腔面积 $A_A(t)$ 的波形中检测取极大值的点(峰值),将与取极大值的点对应的的时间 t 判定为收缩末期ES的心时相。即,判定功能180b将在表示心房内腔面积 $A_A(t)$ 的时间变化波形中取极小值的时相设为扩张末期ED,将取极大值的时相设为收缩末期ES,来判定胎儿心时相。

[0173] 在表示心房组织的平均速度 $A_V(t)$ 的波形中,在收缩期中取极小值,在扩张期中取极大值。因此,第3变形例的判定功能180b在表示心房组织的平均速度 $A_V(t)$ 的波形中检测取极小值的点(峰值),将与从检测出的点沿时间回溯而心肌速度的分量成为零的最初的点对应的的时间 t 判定为扩张末期ED的心时相。此外,判定功能180b在表示心房组织的平均速度 $A_V(t)$ 的波形中,将与从检测出的点沿时间前进而心肌速度的分量成为零的点对应的的时间 t 判定为收缩末期ES的心时相。

[0174] 即,判定功能180b在表示心房组织的平均速度 $A_V(t)$ 的时间变化波形中,从取极小值的点开始,沿时间回溯而将时间变化波形中的心肌速度的分量成为零的时相作为扩张末期ED,并从该点开始沿时间前进而将时间变化波形中的心肌速度的分量成为零的时相作为

收缩末期ES,来判定胎儿心时相。

[0175] (第1实施方式的第4变形例)

[0176] 此外,数据处理功能180a也可以同时取得来源于心室的时间变化波形 $S(t)$ 和来源于心房的时间变化波形 $S(t)$ 。所以,将这样的变形例设为第1实施方式的第4变形例而进行说明。

[0177] 这里,在推定出的心脏中心位置、长轴、短轴的方向足够正确的情况下,来源于心室的时间变化波形 $S(t)$ 的时相和来源于心房的时间变化波形 $S(t)$ 的时相反转。因此,数据处理功能180a可以在将一方的时间变化波形 $S(t)$ 的符号反转后将2个时间变化波形 $S(t)$ 相加(合成),来生成合成时间变化波形。并且,数据处理功能180a可以使用合成时间变化波形来判定扩张末期ED的心时相及收缩末期ES的心时相。

[0178] 由于在图像中存在视角(日语:画角)的制约及声影等的人为因素,所以有心室区域或心房区域的全部的区域并不一定被以足够高的S/N比的画质描绘在图像中的情况。在这样的情况下,与基于心室区域或心房区域的单独的波形的时相判定相比,对于使用了合成时间变化波形的时相判定来说,可以期待稳妥性的提高。

[0179] 或者,在这样的情况下,判定功能180b也可以代替使用合成时间变化波形,而将完成判定的来源于心室的扩张末期ED的心时相和完成判定的来源于心房的扩张末期ED的心时相的平均,推定为最终的扩张末期ED的心时相。同样,判定功能180b也可以代替使用合成时间变化波形,而将完成判定的来源于心室的收缩末期ES的心时相和完成判定的来源于心房的收缩末期ES的心时相的平均,推定为最终的收缩末期ES的心时相。通过这样的最终的扩张末期ED的心时相及最终的收缩末期ES的心时相,也同样可以期待稳妥性的提高。

[0180] 在将这样的2个时间变化波形组合的情况下,判定功能180b可以使用在第1实施方式的第2变形例中说明过的基于心时相彼此的差异 δ 的心时相的判定方法、或与使用了可靠度指标的心时相的判定方法等的方法同样的方法来判定心时相。

[0181] 例如,判定功能180b也可以使用将根据表示心房内腔面积 $AA(t)$ 的时间变化波形得到的第4心时相及表示心房组织的平均速度 $AV(t)$ 的第5心时相组合而得到的第6心时相,来判定心时相。

[0182] (第1实施方式的第5变形例)

[0183] 接着,对第1实施方式的第5变形例的超声波诊断装置1进行说明。为了进一步的时相判定的稳妥性提高,第5变形例的判定功能180b也可以进行以下说明的处理。

[0184] 例如,判定功能180b如在第1实施方式的第2变形例中说明那样,将第1判定方法及第2判定方法的两者的判定方法组合,来判定来源于心室的心时相。同样,判定功能180b将第1判定方法及第2判定方法的两者的判定方法组合,来判定来源于心房的时相。并且,判定功能180b也可以通过与在第1实施方式的第2变形例中说明过的方法同样的方法,使用来源于心室的心时相和来源于心房的心时相,来推定最终的心时相。例如,判定功能180b也可以将来源于心室的心时相和来源于心房的心时相的平均,推定为最终的心时相。

[0185] 以同样的目的,判定功能180b也可以使用通过第1判定方法得到的来源于心室的时间变化波形及来源于心房的时间变化波形的2个时间变化波形,在将一方的时间变化波形的符号反转后将2个时间变化波形相加(合成),来生成第1合成时间变化波形。同样,判定功能180b使用通过第2判定方法得到的来源于心室的时间变化波形及来源于心房的时间变

化波形的2个时间变化波形,将一方的时间变化波形的符号反转后将2个时间变化波形相加(合成),生成第2合成时间变化波形。并且,判定功能180b也可以用与在第1实施方式的第2变形例中说明过的方法同样的方法,使用第1合成时间变化波形及第2合成时间变化波形来判定心时相。

[0186] (第1实施方式的第6变形例)

[0187] 接着,对第1实施方式的第6变形例的超声波诊断装置1进行说明。在第6变形例中,对各种的显示控制进行说明。例如,数据处理功能180a根据胎儿心脏的位置的信息、大小的信息及姿势的信息,取得心房的血流流入部的位置。并且,控制电路190将表示心房的血流流入部的位置的信息(例如标记等)叠加到图像中,使显示器103显示叠加了表示血流流入部的位置的信息的图像。

[0188] 另外,控制电路190也可以将胎儿心脏的位置的信息、大小的信息及姿势的信息、表示心尖位置的信息(例如上述的“+”)以及表示血流流入部的位置的信息的至少1个显示在显示器103上。

[0189] 此外,数据处理功能180a也可以计算推定出的多个ED-ED区间的平均区间,作为1心周期的心跳期间。同样,数据处理功能180a也可以计算推定出的多个ES-ES区间的平均区间,作为1心周期的心跳期间。此外,数据处理功能180a也可以在将ED-ED区间设为1个心周期的情况下,根据推定出的多个ED-ED区间来计算心周期的变动的值。同样,数据处理功能180a在将ES-ES区间设为1个心周期的情况下,也可以根据推定出的多个ES-ES区间来计算心周期的变动的值。

[0190] 并且,控制电路190也可以使显示器103显示多个ED-ED区间的平均区间、多个ES-ES区间的平均区间、根据多个ED-ED区间计算出的心周期的变动的值以及根据多个ES-ES区间计算出的心周期的变动的值中的至少1个。即,控制电路190也可以使显示器103显示根据推定出的多个ED-ED区间或多个ES-ES区间得到的平均的心周期的值或心周期的变动的值。

[0191] 此外,控制电路190也可以使显示器103将推定出的扩张末期ED的时相及收缩末期ES的时相的至少一方与时间变化波形S(t)一起显示。

[0192] (第2实施方式)

[0193] 在第1实施方式中,对将二维的动态图像数据10收集、由数据处理电路180对收集到的二维的动态图像数据10进行各种处理的情况进行了说明。即,在第1实施方式中,对作为数据处理电路180的处理的对象的数据是二维的动态图像数据10的情况进行了说明。但是,也可以将三维的动态图像数据收集,数据处理电路180对三维的动态图像数据进行各种处理。所以,将这样的实施方式设为第2实施方式而进行说明。

[0194] 在第2实施方式中,例如作为超声波探头101而采用高频的2D阵列探头。并且,在第2实施方式中,在将胎儿的心尖4腔像作为基准截面描绘的状态下,收集三维的动态图像数据。具体而言,通过超声波探头1、接收电路120、B模式处理电路130及图像生成电路150,收集包含A4C像的三维的动态图像数据。此外,虽然成人心脏能够进行使用了ECG同步的全4D扫描,但胎儿心脏由于没有ECG信号,所以使用连续性的现场4D扫描。但是,由于胎儿心脏尺寸较小,所以通过减小扫描视角,能够提高帧速率。在将心尖4腔像作为基准截面描绘的同时,进行能够覆盖胎儿心脏的最小限度的视角设定。使用通过三维的波谱跟踪而能够将伴

随着超过120bpm的较快的胎儿心跳的心肌的运动分量充分地解析的较快的帧速率(优选的是100fps左右)设定的三维的动态图像数据。作为三维的动态图像数据的收集期间,优选的是包括5~6次心跳的2秒左右。

[0195] 在第2实施方式中,只是将第1实施方式中以二维进行的处理扩展为三维而已。因此,在第2实施方式中也进行与在第1实施方式中进行的处理同样的处理。但是,由于空间的维度增加了1个,所以以下对伴随着该差异的处理定义的差异和输出的差异进行说明。

[0196] 在第2实施方式中,由于作为数据处理电路180的处理的对象的数据是三维的动态图像数据,所以相对于在第1实施方式中将点用 $p(x,y)$ 表示的情况,在第2实施方式中,将点用 $p(x,y,z)$ 表示。同样,由于全部的坐标值都增加 z 的维度,所以将亮度用 $I(x,y,z,t)$ 、将方差分布用 $\text{Var}(x,y,z)$ 、将高方差分布像用 $\text{VH}(x,y,z)$ ($\gamma=1$ 或 $\gamma=\text{Var}(x,y,z)$)、将平均分布用 $\text{Ave}(x,y,z)$ 表示。此外,在第2实施方式中,输出方差的函数 vari 对 x,y,z 的三维的数据进行各种运算并输出方差。同样,输出平均值的函数 mean 对 x,y,z 的三维的数据进行各种运算而输出平均值。

[0197] 此外,在第2实施方式中,数据处理功能180a使用以下的式(12)、式(13)及式(14),在高方差分布像 $\text{VH}(x,y,z)$ 内,计算 x,y,z 各自的重心值 xg,yg,zg ,取得胎儿心脏的中心位置 $C(xg,yg,zg)$ 。

$$[0198] \quad xg = \sum_x \sum_y \sum_z (x * \text{VH}(x,y,z)) / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z)) \cdots (12)$$

$$[0199] \quad yg = \sum_x \sum_y \sum_z (y * \text{VH}(x,y,z)) / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z)) \cdots (13)$$

$$[0200] \quad zg = \sum_x \sum_y \sum_z (z * \text{VH}(x,y,z)) / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z)) \cdots (14)$$

[0201] 其中,在式(12)、式(13)及式(14)中, \sum_x 表示朝向 x 方向的和, \sum_y 表示朝向 y 方向的和, \sum_z 表示朝向 z 方向的和。

[0202] 并且,在主成分分析中使用的方差协方差矩阵为以下的式(15)所示的矩阵 $A3$ 。

$$[0203] \quad A3 = \begin{pmatrix} vx & vxy & vxz \\ vxy & vy & vyz \\ vxz & vyz & vz \end{pmatrix} \cdots (15)$$

[0204] 这里,数据处理功能180a通过用以下的式(16)~式(21),对作为方差协方差矩阵 $A3$ 的要素的与 $\text{VH}(x,y,z)$ 有关的空间方差值 vx,vy,vz 及空间协方差值 vxy,vxz,vyz 进行运算,生成方差协方差矩阵 $A3$ 。另外,在第2实施方式中,与第1实施方式相比,通过增加 z 坐标,增加了空间方差值 vz 和空间协方差 vxz,vyz 。

$$[0205] \quad vx = \sum_x \sum_y \sum_z ((x-xg) * \text{VH}(x,y,z))^2 / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z))^2 \cdots (16)$$

$$[0206] \quad vy = \sum_x \sum_y \sum_z ((y-yg) * \text{VH}(x,y,z))^2 / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z))^2 \cdots (17)$$

$$[0207] \quad vz = \sum_x \sum_y \sum_z ((z-zg) * \text{VH}(x,y,z))^2 / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z))^2 \cdots (18)$$

$$[0208] \quad vxy = \sum_x \sum_y \sum_z ((x-xg) * (y-yg) * \text{VH}(x,y,z)^2) / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z))^2 \cdots (19)$$

$$[0210] \quad vxz = \sum_x \sum_y \sum_z ((x-xg) * (z-zg) * \text{VH}(x,y,z)^2) / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z))^2 \cdots (20)$$

[0211]

$$[0212] \quad vyz = \sum_x \sum_y \sum_z ((y-yg) * (z-zg) * \text{VH}(x,y,z)^2) / \sum_x \sum_y \sum_z (\text{VH}(x,y,z))^2 \cdots (21)$$

[0213]

[0214] 数据处理功能180a通过使用了方差协方差矩阵 $A3$ 的主成分分析,求出3个轴(主成

分轴) m_1 、 m_2 、 m_3 的方向(与3个固有值 σ_i 对应的固有向量)、和各轴上的方差 σ_1 、 σ_2 、 σ_3 (3个固有值),推定心脏的尺寸(椭圆半径: $R_i * \sqrt{\sigma_i}$; $i=1, 2, 3$, R_i 优选的是1.5~2.0左右)。数据处理功能180a作为主成分分析,用Jacobi法定义 3×3 矩阵并使用,或求解固有方程式(在处理三维的动态图像数据的情况下是3次方程式)。

[0215] 在本实施方式中,数据处理功能180a推定胎儿心脏的组织位置的三维的分布信息重心作为胎儿心脏的中心位置。并且,数据处理功能180a通过主成分分析而取得3个固有值及3个固有向量,基于3个固有值而推定胎儿心脏的大小的信息,基于3个固有向量而推定胎儿心脏的姿势的信息。

[0216] 由于以心脏组织为对象,所以对于成为高方差分布像 $VH(x, y, z)$ 的主轴的概率较高的长轴而言,与进行二维的处理的情况是共通的,但在进行三维的处理的本实施方式中,对于短轴方向,增加1个轴。如果作为基准截面而选择A4C像,则这相当于以长轴为旋转轴旋转了90度而得到的截面的方向,在临床上成为距心尖部二腔像(A2C像)较近的大致A2C位置(严格地讲,是A2C像和心尖部三腔像(A3C像)的中间位置)。这里,实际上通过方差协方差矩阵 A_3 的主成分分析得到的短轴的2方向正是在空间上正交,但并不一定与在临床上有意义的A4C像、A2C像或A3C像的位置一致。但是,如在第1实施方式中说明那样,通过使 $VH(x, y, z)$ 的方差值在瓣尖或瓣环部中成为最大,从而可以期待短轴的第一轴成为A4C像的位置的概率最高,上述A4C像是包含僧帽瓣和三尖瓣这两者的瓣的截面的方向。

[0217] 图12是用来说明僧帽瓣41、三尖瓣42、主动脉瓣43及肺动脉瓣44与A2C像、A3C像及A4C像的截面之间的位置关系的一例的图。如图12所示,A4C像的截面是包含具有比动脉瓣(主动脉瓣43及肺动脉瓣44)的尺寸(瓣环径)更大的尺寸的僧帽瓣41及三尖瓣42这两者的瓣的截面。因此,如上述那样,短轴的第一轴成为A4C像的位置的概率变高可以被期待的原因是,与长轴平行的瓣尖和瓣环的主要的移动区域(与高方差区域对应)在空间内相对地变大,上述A4C像是包含僧帽瓣41及三尖瓣42这两者的瓣的截面的方向。另外,动脉瓣彼此双方的开闭时刻相同,但动脉瓣的尺寸相对较小。此外,主动脉瓣43朝向的血管的方向与肺动脉瓣44朝向的血管的方向不同,从而主动脉瓣43及肺动脉瓣44不在同一面内。

[0218] 另一方面,僧帽瓣41及三尖瓣42处于同一面内、以同一时相开闭,也是A4C像容易成为短轴的第一轴的一个原因。另外,如也在图12中表示那样,虽然僧帽瓣41及主动脉瓣43处于A3C像的位置,但如果不在相同的面内(从心尖观察为等距离上),则根据尺寸的差而被检测为短轴的主轴的概率变得比A4C像低。

[0219] 结果,可以期待轴 m_1 、 m_2 、 m_3 的方向成为长轴方向、A4C像的短轴方向及大致A2C像的短轴方向(概率上最高)。这里,在第1实施方式中说明过的心脏的生理学上的2个特征在第2实施方式中也能够使用。这里,长轴与短轴的区别、以及长轴上的心尖侧(心室侧)的判定是要点,所以参照图13,说明进行三维的处理的情况下的瓣部位探索用的区域的位置关系。图13与A4C像的MPR(Multi Planar Reconstruction)截面对应,是用来说明第2实施方式的瓣部位探索用的区域的位置关系的一例的图。

[0220] 在进行二维的处理的第1实施方式中,区域 m_1-1 、 m_1-2 、 m_2-1 、 m_2-2 是长方形的形状,是夹着胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的4个区域。

[0221] 另一方面,在进行三维的处理的第2实施方式中,瓣探索用的区域其方向在长度方向上增加1轴而成为平面(如果使各轴的长度方向的长度相同则为正方形),具有有与瓣部

位的移动范围对应的宽度 w 的板状的形状,为6个区域 $m1-1$ 、 $m1-2$ 、 $m2-1$ 、 $m2-2$ 、 $m3-1$ 、 $m3-2$ 。另外,在图13中,将板状的区域 $m1-1$ 、 $m1-2$ 、 $m2-1$ 、 $m2-2$ 的各区域作为将显示的MPR截面横截的位置而表示为长方形。此外,将向与纸面(MPR截面)垂直的方向伸出的区域 $m3-1$ 、 $m3-2$ 的图示省略。

[0222] 数据处理功能180a在6个板状的区域 $m1-1$ 、 $m1-2$ 、 $m2-1$ 、 $m2-2$ 、 $m3-1$ 、 $m3-2$ 之中,提取 $VH(x,y,z)$ ($\gamma = \text{Var}(x,y,z)$)的和(或区域内平均值)为最大的区域作为瓣区域。并且,数据处理功能180a将相对于被判定为瓣区域的区域的平面的、法线向量的方向设为长轴的方向。可能成为长轴的候选是与法线向量的个数相等的3种。此外,数据处理功能180a在图13所示的情况下,如以下这样设定长轴上的心尖侧的方向。

[0223] 例如,对长轴是轴 $m3$ 的情况进行说明。在此情况下,当瓣区域处于轴 $m3$ 的一端侧时,数据处理功能180a将轴 $m3$ 的另一端侧的方向判定为长轴上的心尖侧。此外,当瓣区域处于轴 $m3$ 的另一端侧时,数据处理功能180a将轴 $m3$ 的一端侧的方向判定为长轴上的心尖侧。

[0224] 接着,对长轴是轴 $m2$ 的情况进行说明。在此情况下,当瓣区域处于轴 $m2$ 的一端侧时,数据处理功能180a将轴 $m2$ 的另一端侧的方向判定为长轴上的心尖侧。此外,当瓣区域处于轴 $m2$ 的另一端侧时,数据处理功能180a将轴 $m2$ 的一端侧的方向判定为长轴上的心尖侧。

[0225] 接着,对长轴是轴 $m1$ 的情况进行说明。在此情况下,当瓣区域处于轴 $m1$ 的一端侧时,数据处理功能180a将轴 $m1$ 的另一端侧的方向判定为长轴上的心尖侧。此外,当瓣区域处于轴 $m1$ 的另一端侧时,数据处理功能180a将轴 $m1$ 的一端侧的方向判定为长轴上的心尖侧。

[0226] 数据处理功能180a通过上述那样的方法,推定三维的图像数据空间内的基准截面的位置、长轴方向及心尖位置。作为基准截面,提取A4C像,作为主要的短轴位置。第2实施方式的超声波诊断装置1使用该结果,如以下说明那样,自动地进行三维的波谱跟踪所需要的设定。

[0227] 在三维的波谱跟踪中,通常来说,通过将长轴的MPR像和短轴的MPR像同时显示多个,来表示三维图像空间中的基本轴(例如长轴)与对象物(例如左心室)的位置关系。

[0228] 参照图14来说明使第2实施方式中推定出的长轴和短轴的方向的信息反映到MPR像的显示中的情况下的显示例。图14是表示第2实施方式的显示例的图。在三维的波谱跟踪中,A面对应于A4C像,如图14所示,控制电路190使显示器103显示所推定的A4C像的MPR面的像51,并且也显示表示长轴方向的线。

[0229] 此外,作为B面,控制电路190使显示器103显示以长轴为旋转轴而使A4C像旋转90度后得到的长轴像(大致是A2C像)52,并且也显示表示B面内的长轴方向的线。

[0230] 此外,控制电路190使显示器103显示3个C面的MPR像53、54、55。优选的是将推定出的心尖位置和瓣环位置间的长度作为心室的大小,从心室的中央起将心室的大小大致4等分,设定长轴上的各C面的水平位置。第3实施方式的执行功能180c使用这样的各种MPR位置及长轴位置的自动设定、推定出的心时相和参照波形,与在第1实施方式中说明过的那样的二维的波谱跟踪中使用的时间定义域的初始心跳设定同样,进行ED-ED区间的自动初始设定,从而关于胎儿心脏的基于三维的波谱跟踪的壁运动解析变得非常容易。

[0231] 此外,控制电路190使显示器103也显示时间变化波形 $S(t)$ 56。

[0232] 在第2实施方式中,与第1实施方式相比,通过从二维向三维的扩展,输入信号的维度变多1个,但使用了作为输出的时间变化波形 $S(t)$ 的心时相判定的考虑方式、及为了得到

时间变化波形 $S(t)$ 而需要的信号处理,与在第1实施方式中说明过的处理是同样的。特别是,第1实施方式的心室内腔面积 $V_A(t)$ 在第2实施方式中变化为表示心室内腔的“体积”的时间变化的心室内腔体积 $V_V(t)$,但其是伴随着空间维度的扩展的当然的结果。心室内腔面积 $V_A(t)$ 及心室内腔体积 $V_V(t)$ 都表示心室内腔的“尺寸”的时间变化。

[0233] 对第2实施方式的取得心室内腔体积 $V_V(t)$ 的方法的一例进行说明。例如,数据处理功能180a与第1实施方式同样,提取与亮度值在空间内相对较小的部位对应的区域,作为心室的心腔内的区域。并且,数据处理功能180a计算构成所提取的心室的心腔内的区域的体素(voxel)的画面内总和(提取出的体素的数量 $\times v_s^3$)。其中, v_s =体素尺寸[mm]。即,(提取出的体素的数量 $\times v_s^3$)是构成心室的心腔内的区域的、体素所占的体积[mm^3]。并且,数据处理功能180a取得上述体素的画面内总和,作为胎儿心脏的心室内腔体积 $V_V(t)$ 。这样,数据处理功能180a作为心室内腔体积 $V_V(t)$ 而取得时间变化波形 $S(t)$ 。

[0234] 此外,对第2实施方式的计算移动向量 $V_p(t)$ 的方法的一例进行说明。例如,与第1实施方式同样,数据处理功能180a提取出在判定为心室侧的区域的区域内亮度值相对较大的部位、或在判定为心室侧的区域的区域内在高方差分布像 $V_H(x,y,z)$ 中被作为高方差值的点提取出的部位,作为心室组织。并且,数据处理功能180a确定提取出的心室组织上的多个点 $p(x,y,z)$ 。并且,数据处理功能180a对于三维的动态图像数据10中的构成心室组织部位的多个点 $p(x,y,z)$,通过帧间(1/帧速率[sec])的三维的图案匹配处理,计算出移动向量 $V_p(t)$ 。

[0235] (第3实施方式)

[0236] 接着,对第3实施方式的超声波诊断装置1进行说明。在上述的第2实施方式中,说明了对三维的动态图像数据进行三维的处理的情况。在第3实施方式中,图像生成电路150根据三维的动态图像数据,首先生成由表示心脏的基准截面的多个MPR像数据构成的二维的动态图像数据。接着,第3实施方式的数据处理电路180对于该二维的动态图像数据,进行与第1实施方式同样的处理。

[0237] 这样,也能够提供在第2实施方式中说明过的那样的对于三维的图像数据的规定的作用。如果能得到A4C像那样的基准截面作为MPR像,则能够自动地进行长轴的方向设定、C面的位置设定及ED-ED区间的时间定义域的初始设定,作为三维的波谱跟踪的前处理。

[0238] 作为得到表示心脏的基准截面的MPR的动态图像的方法,优选的一例是,使用超声波诊断装置1具备的具有3D绘制功能的3D-Viewer,由使用者将A4C那样的基准截面设定为MPR图像。之前的图14所示的由三维的波谱跟踪得到的MPR像的显示例由3D-Viewer的功能实现。在显示的多个MPR像中,使用者以在A面上显示A4C像的方式对三维图像的位置关系进行调整。

[0239] 例如,在第3实施方式中,数据处理功能180a基于根据三维的动态图像数据得到的、胎儿心脏的基准截面相关的二维的MPR动态图像,取得时间变化波形 $S(t)$ 。数据处理功能180a基于根据三维的动态图像数据得到的、胎儿心脏的基准截面相关的二维的MPR动态图像,推定胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息。

[0240] 或者,如在第2实施方式中说明过的那样,使用在将胎儿的A4C像作为基准截面描绘了的状态下收集到的三维的动态图像数据,也起到同样的效果。这是因为,在上述的3D-Viewer中,在收集时描绘出的基准截面被原样作为成为对象的MPR图像使用。

[0241] 作为其他的方法,也有使用在日本特开2011-78625公报中记载那样的公知技术的方法,该技术通过包括关于以A4C像为一例的心脏的基准截面进行了机械学习的数据库的识别过程的处理,从而从三维图像数据空间中自动检测出基准截面。

[0242] (第4实施方式)

[0243] 接着,对第4实施方式的超声波诊断装置1进行说明。在上述的第1实施方式至第3实施方式中,对为了取得能够推定胎儿心时相的时间变化波形 $S(t)$ 而推定胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息的情况进行了说明。

[0244] 在第4实施方式中,超声波诊断装置1如以下说明那样,将推定出的胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息活用。以下,对3个活用例进行说明。

[0245] 首先,对第1个活用例进行说明。例如,在数据处理功能180a限定胎儿心脏的区域,并推定出胎儿心脏的大小的信息、位置的信息及姿势的信息后,执行功能180c也可以执行以下的周知技术,即:利用胎儿心脏的大小的信息、位置的信息及姿势的信息作为前提信息,接着自动地设定左心室的内腔边界及左心房的内腔边界等的包含的单独的关注区域。此外,执行功能180c也可以使用组织位置的分布信息、胎儿心脏的位置的信息、大小的信息及姿势的信息,设定关于胎儿心脏的关注区域。这样的自动地设定关注区域的处理,例如是包括探索及对照的处理。如上述那样,如果不知道胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息,则这样的周知技术难以发挥功能,但如果能预先得到胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息,则周知技术的前提成立。因而,执行功能180c通过将推定胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息的处理作为前处理来活用,从而这样的周知技术在维持较高的性能的同时有效地发挥功能。

[0246] 另外,执行功能180c如果使用由数据处理功能180a推定出的心室侧的区域及心房侧的区域、以及胎儿心脏的大小的信息、位置的信息及姿势的信息,则能够大体上掌握胎儿心脏的构造。即,执行功能180c能够掌握胎儿心脏中左心室、左心房、右心室及右心房的胎儿心脏的4个腔室分别所处的区域。

[0247] 这里,执行功能180c能够掌握胎儿心脏的4个腔室分别所处的区域,所以例如也可以对于已经完成设定的关注区域(第1关注区域)中包含的胎儿心脏的腔室(例如左心室)再自动地设定关注区域(第2关注区域)。另外,执行功能180c只要对第1关注区域中包含的至少1个以上的胎儿心脏的腔室(日语:部屋)设定第2关注区域就可以。

[0248] 接着,对第2个活用例进行说明。对于成人心脏来说,通常通过调整超声波探头101向体表的碰抵方式,从而若是心尖像的话则使心尖处于图像上部,使长轴与显示图像的纵方向大致一致。因而,在二维的波谱跟踪及三维的波谱跟踪等的应用中,利用这样的成人心脏的前提来设计图像显示状态。

[0249] 另一方面,图像中包含的胎儿心脏的姿势千差万别,心尖的位置及长轴的方向都没有决定,通过之前的采用成人心脏的前提的图像显示状态的设计,有难以使用的情况。例如,在为了以左心室为对象的初始轮廓位置设定而对左室心内腔进行跟踪那样的情况下,发生颠倒地跟踪的情况、或横向地跟踪的情况,迫使使用者采取不习惯的跟踪方法,所以设定变得困难。

[0250] 此外,在为了在图像上观察经过妊娠周数而随时间变化的胎儿心脏的成长或心脏疾病的变化的状况、而使用2画面显示或4画面显示来将关于相同的截面的过去图像和当前

图像并排显示的情况下,若全部的图像中的心脏(长轴)的方向不一致,则难以观察差异。

[0251] 所以,控制电路190使用由数据处理功能180a得到的长轴的方向和心尖的位置,使显示图像自动地旋转,以使心尖处于图像的上部、使长轴与显示图像的纵方向一致(成为与成人心脏的通常的显示形式相同)。即,控制电路190使显示器103显示使长轴的方向与显示图像的坐标系(显示器103的坐标系)一致而得到的图像。这样,通过由控制电路190使显示图像自动地旋转,与手动使显示图像旋转的情况相比,大幅地提高了方便性。

[0252] 另外,控制电路190也可以使用由数据处理功能180a得到的长轴的方向和心房的血流流入部的位置,自动地使显示图像旋转,以使血流流入部处于画面的下部、长轴与显示图像的纵方向一致。

[0253] 即,控制电路190基于胎儿心脏的长轴、和心尖的位置或心房的血流流入部的位置,显示使长轴的方向与显示图像的坐标系一致的图像。

[0254] 接着,对第3个活用例进行说明。利用组织多普勒(TDI:Tissue Doppler Imaging)、根据瓣环速度进行收缩末期峰值速度 s' 及扩张早期峰值速度 e' 的计测是用于成人心脏的心功能评价的例行检查,对于胎儿心脏也可以进行同样的心功能评价。此时,可以对作为多普勒图像的背景得到的B模式图像采用需要对瓣环部设定关注区域的、由数据处理功能180a对瓣环部进行推定的处理。因此,数据处理功能180a对于背景的B模式图像进行推定瓣环部的处理而推定瓣环部,并且执行功能180c能够对瓣环部自动设定计测时的关注区域。

[0255] 图15是用来说明第4实施方式的数据处理功能180a执行的处理的一例的图。数据处理功能180a由于得到了心尖位置,所以如图15所示,也可以通过对于由组织多普勒得到的瓣环部的位置处的速度 V_0 进行角度修正,来求出从瓣环部朝向心尖方向的速度分量 V' 。具体而言,如果设从瓣环部朝向已知的超声波探头101的位置的方向的线段与从瓣环部朝向心尖部的方向的线段所成的角度为 θ ,则数据处理功能180a可以以 $V' = V_0 / \cos\theta$ 求出。

[0256] 在该活用例中,虽然没有得到可推定胎儿心时相的时间变化波形 $S(t)$ 的必然性,但与第1实施方式~第3实施方式同样,也可以是,数据处理功能180a得到心时相(例如,扩张末期ED的心时相),控制电路190以二维的波谱跟踪或三维的波谱跟踪的方式使心时相显示在显示器103上。

[0257] (第5实施方式)

[0258] 接着,对第5实施方式的超声波诊断装置1进行说明。图16是表示第5实施方式的超声波诊断装置1的结构例的块图。在第5实施方式中,数据处理电路180具有修正功能180d这一点与第1实施方式不同。对于与第1实施方式~第4实施方式同样的结构赋予相同的标号而省略说明。

[0259] 图16所示的作为数据处理电路180的构成要素的修正功能180d被以能够由计算机执行的程序的形态存储在存储电路170中。数据处理电路180通过将修正功能180d对应的程序从存储电路170读出并执行所读出的程序,从而实现修正功能180d。修正功能180d是修正部的一例。

[0260] 这里,作为由数据处理功能180a推定出的胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息,如之前的图5的例子那样,叠加显示在图像(高方差分布像 $VH(x, y)$ 12)上的心尖的位置“+”和/或胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 、以及长轴及短轴的线段,有助于使用者对胎儿心脏的尺寸、短轴的方向、长轴的方向及心尖的位置的妥当性进行判定。另外,数据处理功能180a

也可以为了将所推定出的胎儿心脏的尺寸明示而将椭圆状的标记叠加在图像上。此外,数据处理功能180a也可以为了表示被限定的心室的范围,而在图像上叠加将椭圆在瓣环部的短轴方向(包含胎儿心脏的中心位置 $C(x_g, y_g)$ 的线段)上切开而得到的半椭圆状的标记。

[0261] 这里,将描绘在背景的图像上的胎儿心脏的像与胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息进行比较,如果表示在适当的位置及方向,则可以期待所得到的关于扩张末期ED的心时相或收缩末期ES的心时相等的各种心时相的信息的可靠性也较高。

[0262] 另一方面,在胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息明显与根据背景的图像可以期待的位置背离较大的情况下,可以说所得到的各种心时相相关的信息的可靠性也较低。即,使用者通过参照胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息,能够对各种误判定进行判断。

[0263] 数据处理功能180a在得到了理想的高方差分布像 $VH(x, y)$ 的情况下,以较高的概率与实际的状态一致而进行长轴的方向及短轴的方向的判定、以及长轴的心尖侧的判定。但是,也有上述的心脏的生理性的2个特征没有被反映到高方差分布像 $VH(x, y)$ 中的情况。特别是,在没有充分得到心尖部的回波信号的情况、因病或描绘截面(特别是二维图像)的制约而心房侧的尺寸比心室侧大的情况、以及在心房侧剧烈运动的组织相对较多的情况下,基于第2个特征的、心脏中心偏向心室侧的状态不被反映到高方差分布像 $VH(x, y)$ 中。因为这些,即使长轴方向是适当的,也可能最频繁地发生心尖侧的判定中的误检测。

[0264] 或者,虽然瓣部位为最高方差的概率较高,但如上述的在心房侧剧烈运动的组织相对较多的情况那样、胎儿心脏周边的时间的变动成分较大的情况下(之前说明过的杂波分量与胎儿心脏的变动成分相比过大的情况下),也发生基于高方差分布像 $VH(x, y)$ 的主轴的方向与心脏的方向(主要是作为瓣部位的长度方向的短轴方向)不一致的状态。该误检测与之前的误检测情形相比,频度相对较低,但根据得到的图像(高方差分布像 $VH(x, y)$)的状态而可能发生。

[0265] 作为减轻前者的误检测的方法,数据处理功能180a利用心脏的生理性的第2个特征,根据表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的时间变化波形及表示心房内腔面积 $AA(t)$ 的时间变化波形,将得到了最大的内腔面积的一侧或得到了最大的面积变化幅度(正的峰值-负的峰值)的一侧,重新再判定为心室侧。这是因为可以期待心室侧的内腔的面积较大。如果是上述的没有充分得到心尖部的回波信号的情况、以及在心房侧剧烈运动的组织相对较多的情况,则通过这样的再判定,能够期待减少心室侧的判定的误检测。

[0266] 如果即使进行了这样的精心设计还是发生前者的误检测,则心室侧和心房侧的判定反转。于是,扩张末期ED的心时相和收缩末期ES的心时相的判定刚好成为相反。所以,在本实施方式中,提供了修正功能180d在识别出使用者在图像上参照心尖位置、心室侧的区域、以及长轴的方向及短轴的方向而将心尖误检测在心房侧的情况下能够简便地进行修正的方法的实例。

[0267] 例如,超声波诊断装置1具备时相反转用的开关PhSW,使用者对开关PhSW的设定进行切换。随着开关PhSW的设定被切换,修正功能180d将心尖侧的判定置换到相反侧。并且,修正功能180d由于心尖侧的区域被置换到相反侧,所以再次生成时间变化波形 $S(t)$ 。同样,修正功能180d再次推定胎儿的心时相。此外,修正功能180d也再次推定心尖位置。

[0268] 图17是用来说明第5实施方式的选择按钮的一例的图。如图17所示,第5实施方式的超声波诊断装置1可以具有用来从多个ED-ED区间中选择作为应用的解析对象的ED-ED

区间的选择按钮61、62、以及用来从多个ES—ES区间中选择作为应用的解析对象的ES—ES区间的选择按钮63、64。

[0269] 图18是表示第5实施方式的ED—ED区间及ES—ES区间的选择例的图。例如,如图18所示,在当前选择了1个ED—ED区间70的情况下,如果将选择按钮61按下,则修正功能180d选择当前选择中的ED—ED区间70的相邻的ED—ED区间71,即位于从当前选择中的ED—ED区间70沿时间回溯的方向的ED—ED区间71。此外,如果将选择按钮62按下,则修正功能180d选择当前选择中的ED—ED区间70的相邻的ED—ED区间72,即位于从当前选择中的ED—ED区间70沿时间前进的方向的ED—ED区间72。

[0270] 此外,如图18所示,在当前选择了1个ES—ES区间74的情况下,如果将选择按钮63按下,则修正功能180d选择当前选择中的ES—ES区间74的相邻的ES—ES区间73,即位于从当前选择中的ES—ES区间74沿时间回溯的方向的ES—ES区间73。此外,如果将选择按钮64按下,则修正功能180d选择当前选择中的ES—ES区间74的相邻的ES—ES区间,即位于从当前选择中的ES—ES区间74沿时间前进的方向的ES—ES区间。

[0271] 此外,如图18所示,在当前选择了1个ED—ED区间70的情况下,如果将选择按钮63按下,则修正功能180d选择当前选择中的ED—ED区间70的附近的ES—ES区间73,即位于从当前选择中的ED—ED区间70沿时间回溯的方向的ES—ES区间73。此外,如果将选择按钮64按下,则修正功能180d选择当前选择中的ED—ED区间70的附近的ES—ES区间74,即位于从当前选择中的ED—ED区间70沿时间前进的方向的ES—ES区间74。

[0272] 此外,如图18所示,在当前选择了1个ES—ES区间74的情况下,如果将选择按钮61按下,则修正功能180d选择当前选择中的ES—ES区间74的附近的ED—ED区间70,即位于从当前选择中的ES—ES区间74沿时间回溯的方向的ED—ED区间70。此外,如果将选择按钮62按下,则修正功能180d选择当前选择中的ES—ES区间74的附近的ED—ED区间72,即位于从当前选择中的ES—ES区间74沿时间前进的方向的ED—ED区间72。

[0273] 例如,使用者在识别出超声波诊断装置1误检测了心室侧的区域和心房侧的区域的情况下,首先将按钮63或按钮64按下。例如,使用者在观察了表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的时间变化波形,但根据显示在显示器103上的心尖的位置等而识别出观察中的时间变化波形不是心室内腔的面积的时间变化、而是表示心房内腔的面积的时间变化的波形的情况下,将按钮63或按钮64按下。由此,修正功能180d选择与当前的判定(实际是心房侧)相反的判定结果(心室侧)的心时相。然后,操作者在想要对其他的心跳进行解析的情况下,在暂时将该按钮63或按钮64按下后,通过将按钮61或按钮62按下,进行希望的时相的心跳选择。这样,修正功能180d基于操作者的指示,将区别出的长轴的心室侧及心房侧替换。

[0274] 这样,执行功能180c使用所推定出的多个扩张末期ED的时相21a,设定ED—ED区间70~72,作为处理对象的定义域。此外,执行功能180c使用所推定出的多个收缩末期ES的时相21b,设定ES—ES区间73、74,作为处理对象的定义域。并且,修正功能180d可以选择ED—ED区间70~72及ES—ES区间73、74,作为处理对象的定义域。

[0275] 另外,使用者在识别为不是误检测的情况下,不进行按钮63或按钮64的按下,通过将按钮61或按钮62按下,能够进行希望的心跳选择。因而,可以认为在进行了按钮63或按钮64的按下的时刻想要进行“误检测的修正”,修正功能180d也可以将按钮63或按钮64的按下看作开关PhSW的设定切换。在此情况下,修正功能180d对于表示心室内腔面积 $VA(t)$ 的时间

变化波形,不进行更新而是维持,并对选择中的区间(ED—ED区间、ES—ES区间)进行切换。此外,修正功能180d在图像上叠加有心尖位置等的胎儿心脏的位置的信息及姿势的信息的情况下,将这些位置的信息及姿势的信息更新。

[0276] 或者,修正功能180d在将按钮63或按钮64的按下看作开关PhSW的设定切换的情况下,也可以使显示在显示器103上的时间变化波形 $S(t)$ 的符号反转,并重新选择对应的心时相区间而将显示更新。当然,也可以如上述那样,再次重新生成时间变化波形 $S(t)$ 。

[0277] 即,修正功能180d在错误地区别了胎儿心脏的长轴的心室侧及心房侧的情况下,基于使用者的指示,对利用了这样的区分的处理的结果进行修正。

[0278] 在上述的后者的误检测中,长轴的方向不一致,得到包含左心系和右心系(心室和心房)混杂的状态的心时相在内的时间变化波形 $S(t)$ 。所以,在本实施方式中,在使用者在图像上观察由数据处理功能180a推定出的轴的方向、心尖位置等而识别出得到了包含心室和心房混杂的状态的心时相在内的时间变化波形 $S(t)$ 的情况下,作为能够简便地修正的方法,使用以下的方法。

[0279] 例如,在显示于显示器103上的二维图像或MPR图像上,当鼠标箭头(鼠标指针、鼠标光标)碰到表示轴(长轴或短轴)的标记时,修正功能180d使轴变化为可旋转的状态。操作者如果在该状态下进行拖拽操作,则修正功能180d对应于拖拽操作而使轴旋转。并且,修正功能180d对应于轴的旋转位置,生成与当前的位置姿势设定进行了对应的时间变化波形 $S(t)$,将心时相的判定结果更新。并且,在结束了拖拽操作的时刻,修正功能180d确定时间变化波形 $S(t)$ 和心时相。

[0280] 同样,当鼠标箭头碰到表示心尖位置的标记时,修正功能180d使心尖位置变化为可移动的状态。如果操作者在该状态下进行拖拽操作,则修正功能180d对应于拖拽操作而使图像上的表示心尖位置的标记平行移动。并且,修正功能180d对应于心尖位置,生成与当前的位置姿势设定进行了对应的时间变化波形 $S(t)$,将心时相的判定结果更新。并且,在结束了拖拽操作的时刻,修正功能180d确定时间变化波形 $S(t)$ 和心时相。另外,优选的是,利用心尖位置处于长轴的延长线上这点,也一起进行长轴的旋转控制。

[0281] 修正功能180d也可以基于来自使用者的指示,以同样的操作次序使显示在显示器103上的胎儿心脏的中心位置 $C(xg, yg)$ 平行移动,将中心位置 $C(xg, yg)$ 的位置修正。此外,修正功能180d也可以同样的操作次序对显示在显示器103上的轴的尺寸或椭圆标记的尺寸进行变更,将轴的尺寸或椭圆标记的尺寸修正。此外,修正功能180d也可以基于来自使用者的指示,使显示在显示器103上的表示心尖位置的“+”平行移动,将心尖位置修正。此外,修正功能180d也可以基于来自使用者的指示,使显示在显示器103上的表示血流流入部的位置的标记平行移动,将血流流入部的位置修正。

[0282] 根据这样的结构,在对于胎儿心脏的位置及姿势、或胎儿心脏的尺寸的自动推定结果确认有误差的情况下,使用者可以根据误差的程度而任意地调整。

[0283] 这里,如在第4实施方式中说明过的那样,对控制电路190使用由数据处理功能180a得到的长轴的方向和心尖的位置、使显示图像自动地旋转以使心尖处于图像的上部、使长轴与显示图像的纵方向一致的情况进行说明。例如,在通过修正功能180d将显示在显示器103上的心尖移动了的情况下,控制电路190与心尖的移动联动地使显示图像旋转,以使移动后的心尖处于图像的上部,并使长轴与显示图像的纵方向一致。

[0284] 此外,对控制电路190使用由数据处理功能180a得到的长轴的方向和心房的血流流入部的位置、使显示图像自动地旋转以使血流流入部处于画面的下部、并使长轴与显示图像的纵方向一致的情况进行说明。例如,在通过修正功能180d将显示在显示器103上的血流流入部移动的情况下,控制电路190与血流流入部的移动联动地使显示图像旋转,以使移动后的血流流入部处于画面的下部,并使长轴与显示图像的纵方向一致。

[0285] 另外,也可以将控制电路190看作修正部的一例。即,也可以看作超声波诊断装置1具备修正功能180d及控制电路190的多个修正部。

[0286] 例如,修正功能(一的修正部)180d对通过利用了胎儿心脏的长轴的心室侧和心房侧的区分的处理而决定的心尖位置进行修正。并且,控制电路(其他的修正部)190为了对于修正功能180d的修正的结果进行整合,与由修正功能180d进行的修正联动地使显示图像旋转,以使通过利用了胎儿心脏的长轴的心室侧和心房侧的区分的处理而决定了位置的心尖处于画面的上部,并使长轴与显示图像的纵方向一致。

[0287] (第6实施方式)

[0288] 接着,对第6实施方式进行说明。图19是表示第6实施方式的医用图像处理装置300的结构的一例的图。如图19所示,医用图像处理装置300经由网络500而与医用图像诊断装置200及图像保管装置400连接。另外,图19所示的结构只不过是一例,也可以除了图示的医用图像诊断装置200、图像保管装置400及医用图像处理装置300以外,终端装置等各种装置也连接于网络500。

[0289] 医用图像诊断装置200例如是超声波诊断装置。医用图像诊断装置200与上述的超声波诊断装置1同样,收集包含A4C像的二维或三维的动态图像数据。并且,医用图像诊断装置200将收集到的动态图像数据向图像保管装置400及医用图像处理装置300发送。另外,医用图像诊断装置200也可以是MRI装置。

[0290] 图像保管装置400保管由医用图像诊断装置200收集到的动态图像数据。例如,图像保管装置400由服务器装置等计算机设备实现。图像保管装置400经由网络500从医用图像诊断装置200取得动态图像数据,将所取得的动态图像数据存储到设置在装置内或装置外的硬盘或光盘等的存储器中。此外,图像保管装置400根据来自医用图像处理装置300的请求,将存储在存储器中的动态图像数据向医用图像处理装置300发送。

[0291] 医用图像处理装置300经由网络500从医用图像诊断装置200及图像保管装置400取得动态图像数据,对所取得的动态图像数据进行处理。例如,医用图像处理装置300从医用图像诊断装置200或图像保管装置400取得动态图像数据,将所取得的动态图像数据保存到后述的存储器320中,对存储在存储器320中的动态图像数据进行各种处理。并且,医用图像处理装置300使后述的显示器340显示处理后的图像等。

[0292] 如图1所示,医用图像处理装置300具有通信接口310、存储器320、输入装置330、显示器340和处理电路350。

[0293] 通信接口310连接于处理电路350,对在通信接口310与经由网络500连接的医用图像诊断装置200及图像保管装置400之间进行的各种数据的传送、以及在通信接口310与医用图像诊断装置200及图像保管装置400之间进行的通信进行控制。例如,通信接口310由网卡或网络适配器、NIC(Network Interface Controller)等实现。例如,通信接口310从医用图像诊断装置200或图像保管装置400接收动态图像数据,将接收到的动态图像数据向处理

电路350输出。

[0294] 存储器320连接于处理电路350,存储各种数据。例如,存储器320由RAM、闪存存储器等半导体存储器元件、硬盘或光盘实现。在本实施方式中,存储器320存储从医用图像诊断装置200或图像保管装置400接收到的动态图像数据。

[0295] 此外,存储器320存储在处理电路350的处理中使用的各种信息及处理电路350的处理结果等。例如,存储器320存储由处理电路350生成的显示用的图像数据等。存储器320是存储部的一例。

[0296] 输入装置330连接于处理电路350,将从操作者受理的输入操作变换为电信号,向处理电路350输出。例如,输入装置330由用来进行各种设定等的跟踪球、开关按钮、鼠标、键盘、通过向操作面接触而进行输入操作的触控板、显示画面和触控板一体化而成的触控屏、使用了光学传感器的非接触输入装置或声音输入装置实现。

[0297] 显示器340连接于处理电路350,显示从处理电路350输出的各种信息及各种图像。例如,显示器340由液晶显示器或CRT显示器等实现。例如,显示器340显示用来受理操作者的指示的GUI、各种显示用的图像、处理电路350的各种处理结果。显示器340是显示部的一例。

[0298] 处理电路350根据经由输入装置330从操作者受理的输入操作,对医用图像处理装置300具有的各构成要素进行控制。例如,处理电路350由处理器实现。在本实施方式中,处理电路350使存储器320存储从通信接口310输出的动态图像数据。此外,处理电路350对显示器340进行控制,以显示由图像数据表示的图像。

[0299] 如图19所示,处理电路350具有数据处理功能351、判定功能352、执行功能353和修正功能354。这里,例如图19所示的作为处理电路350的构成要素的数据处理功能351、判定功能352、执行功能353及修正功能354的各处理功能以能够由计算机执行的程序的形态被存储在存储器320中。处理电路350通过将各程序从存储器320读出、并执行所读出的各程序,来实现与各程序对应的功能。换言之,读出了各程序的状态的处理电路350具有在图19的处理电路350内表示的各功能。

[0300] 另外,也可以将数据处理功能351、判定功能352、执行功能353及修正功能354的全部的处理功能以能够由计算机执行的1个程序的形态存储在存储器320中。例如,将这样的程序也称作医用图像处理程序。在此情况下,处理电路350通过将医用图像处理程序从存储器320读出、并执行所读出的医用图像处理程序,从而实现与医用图像处理程序对应的数据处理功能351、判定功能352、执行功能353及修正功能354。

[0301] 数据处理功能351与上述的数据处理功能180a对应。数据处理功能351使用存储在存储器320中的二维或三维的动态图像数据,进行与数据处理功能180a同样的处理。数据处理功能351既是取得部的一例,也是推定部的一例。

[0302] 判定功能352与上述的判定功能180b对应。判定功能352进行与判定功能180b同样的处理。判定功能352是判定部的一例。

[0303] 执行功能353与上述的执行功能180c对应。执行功能353进行与执行功能180c同样的处理。执行功能353是执行部的一例。

[0304] 修正功能354与上述的修正功能180d对应。修正功能354进行与修正功能180d同样的处理。修正功能354是修正部的一例。

[0305] 以上,对第6实施方式的医用图像处理装置300进行了说明。根据第6实施方式的医用图像处理装置300,与上述的超声波诊断装置1同样,能够得到对于胎儿的心功能评价有用的信息。

[0306] 另外,在上述的实施方式中,对作为医用图像诊断装置而使用超声波诊断装置1的情况进行了说明,但也可以使用MRI装置。例如,在作为对于胎儿的侵袭性较低的检查而将MRI检查用于胎儿图像取得的情况下,也可以使用在具有某种程度较高的时间分辨率的摄像条件下得到的MRI图像(例如,cine-MRI的二维图像)。

[0307] 并且,上述的实施方式中,对处理了胎儿心脏的图像的情况进行了说明。但是,也可以处理胎儿心脏以外的心脏的图像。

[0308] 根据以上所述的至少1个实施方式,能够得到对于胎儿的心功能评价有用的信息。

[0309] 说明了本发明的一些实施方式,但这些实施方式是作为例子提示的,不是要限定发明的范围。这些实施方式能够以其他各种各样的形态实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种各样的省略、替换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及主旨中,同样包含在权利要求书所记载的发明及与其等价的范围中。

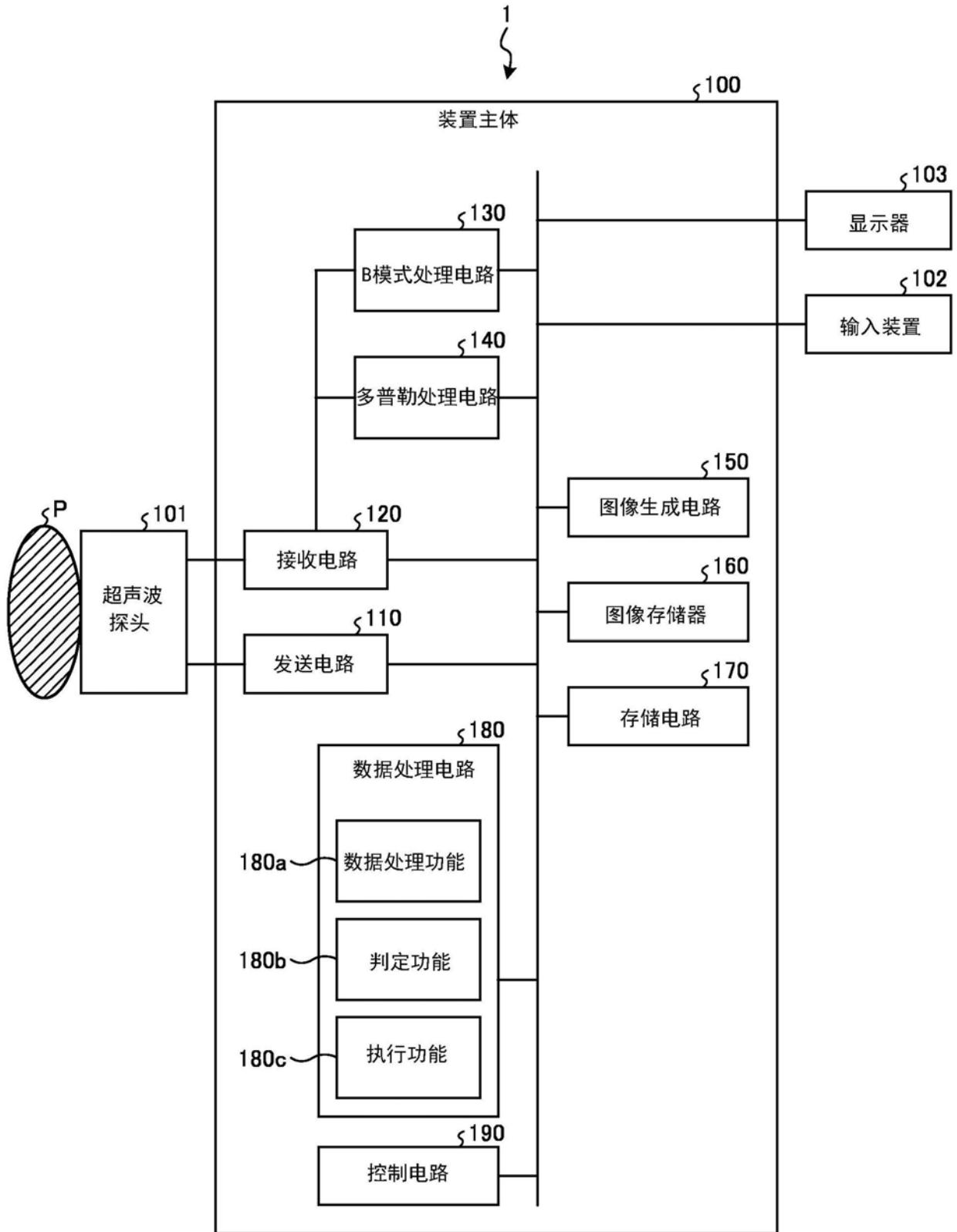


图1

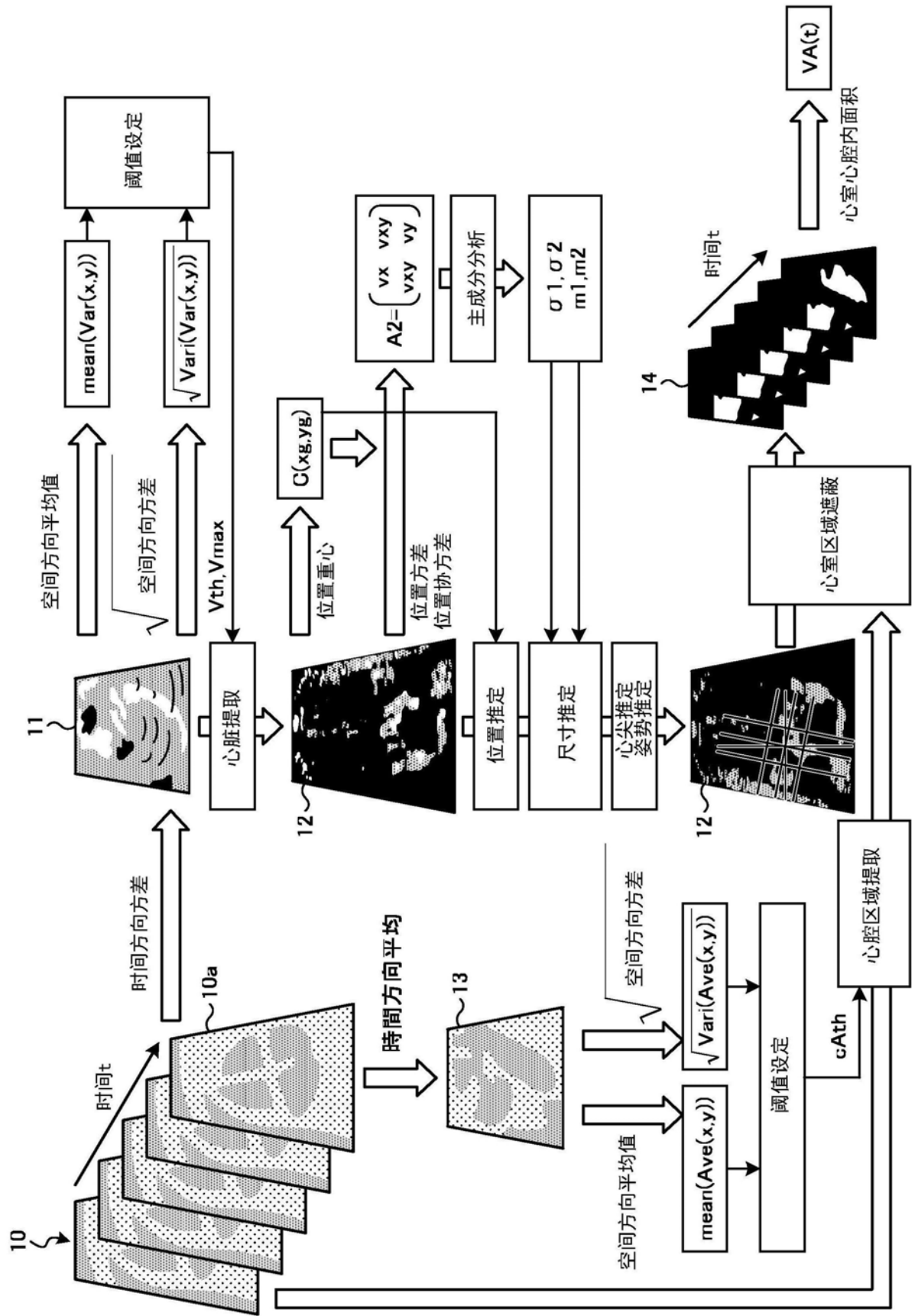


图2

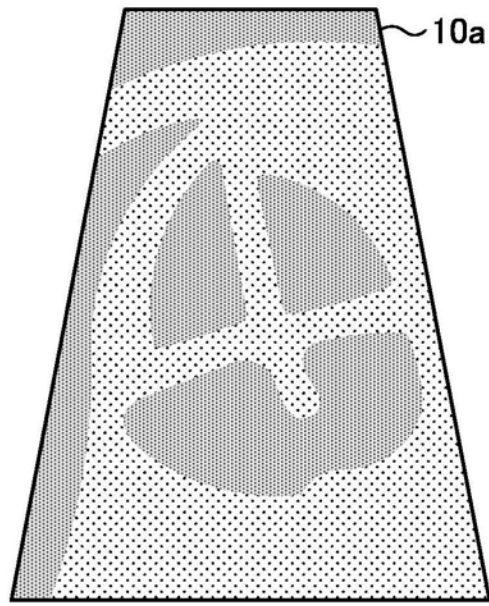


图3

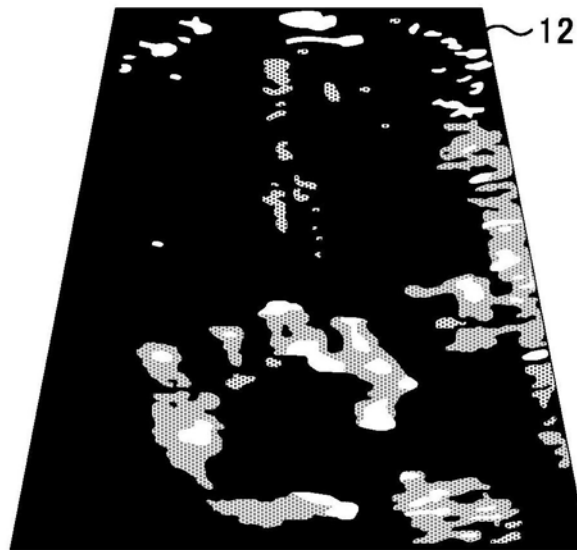


图4

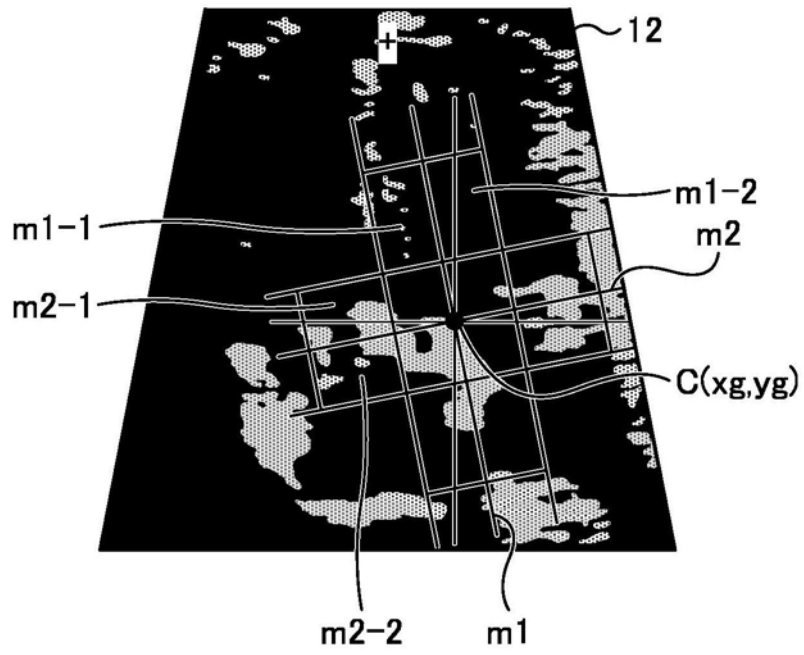


图5

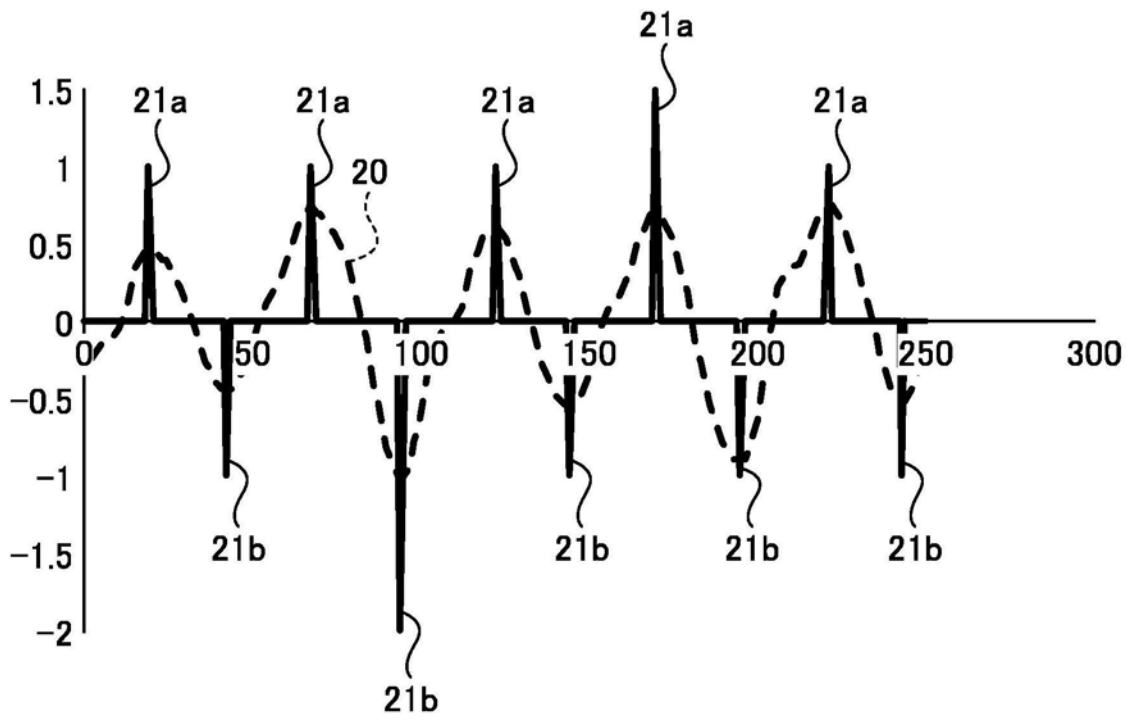


图6

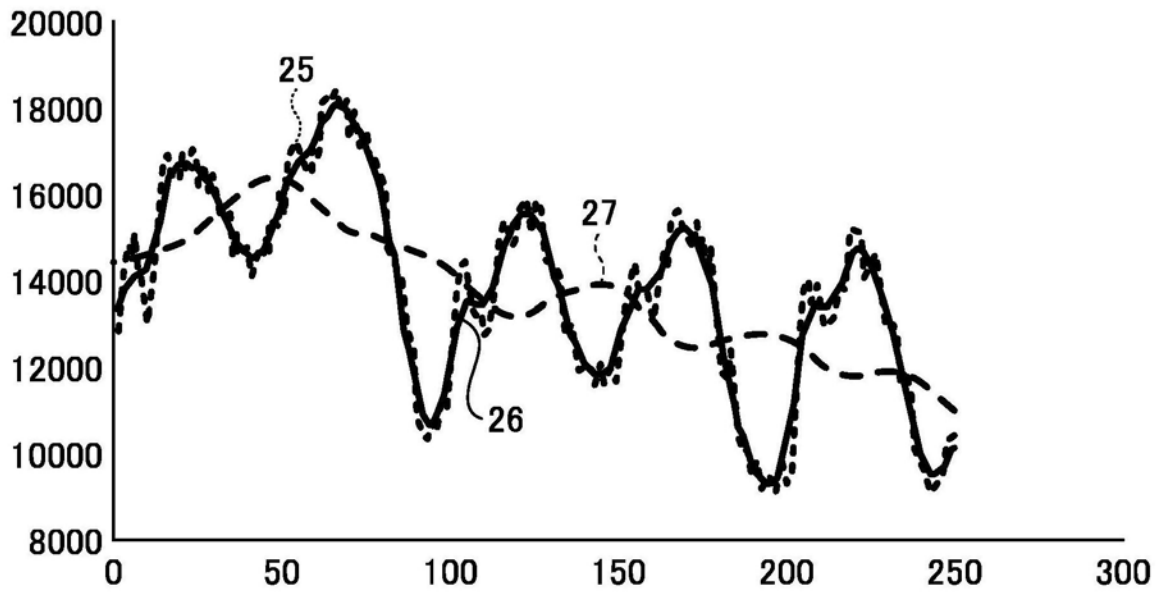


图7

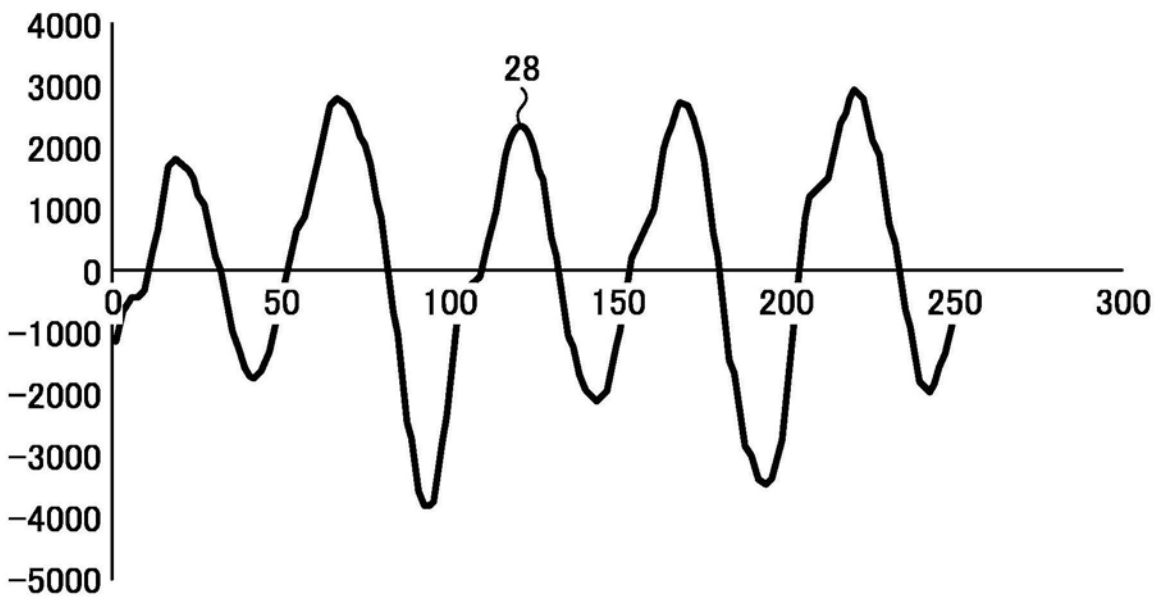


图8

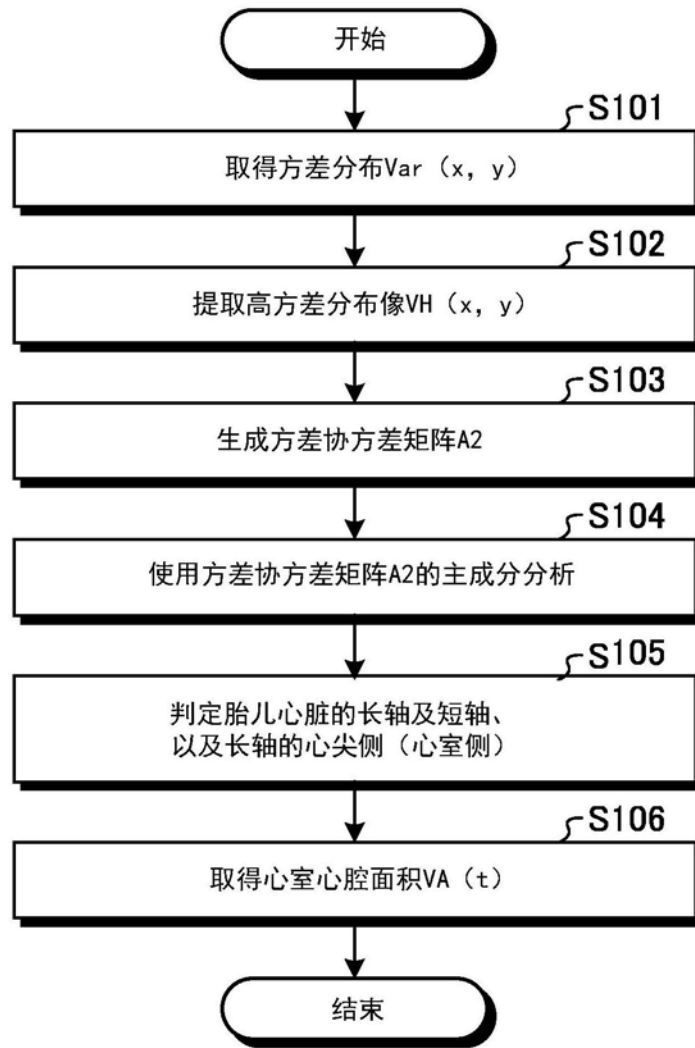


图9

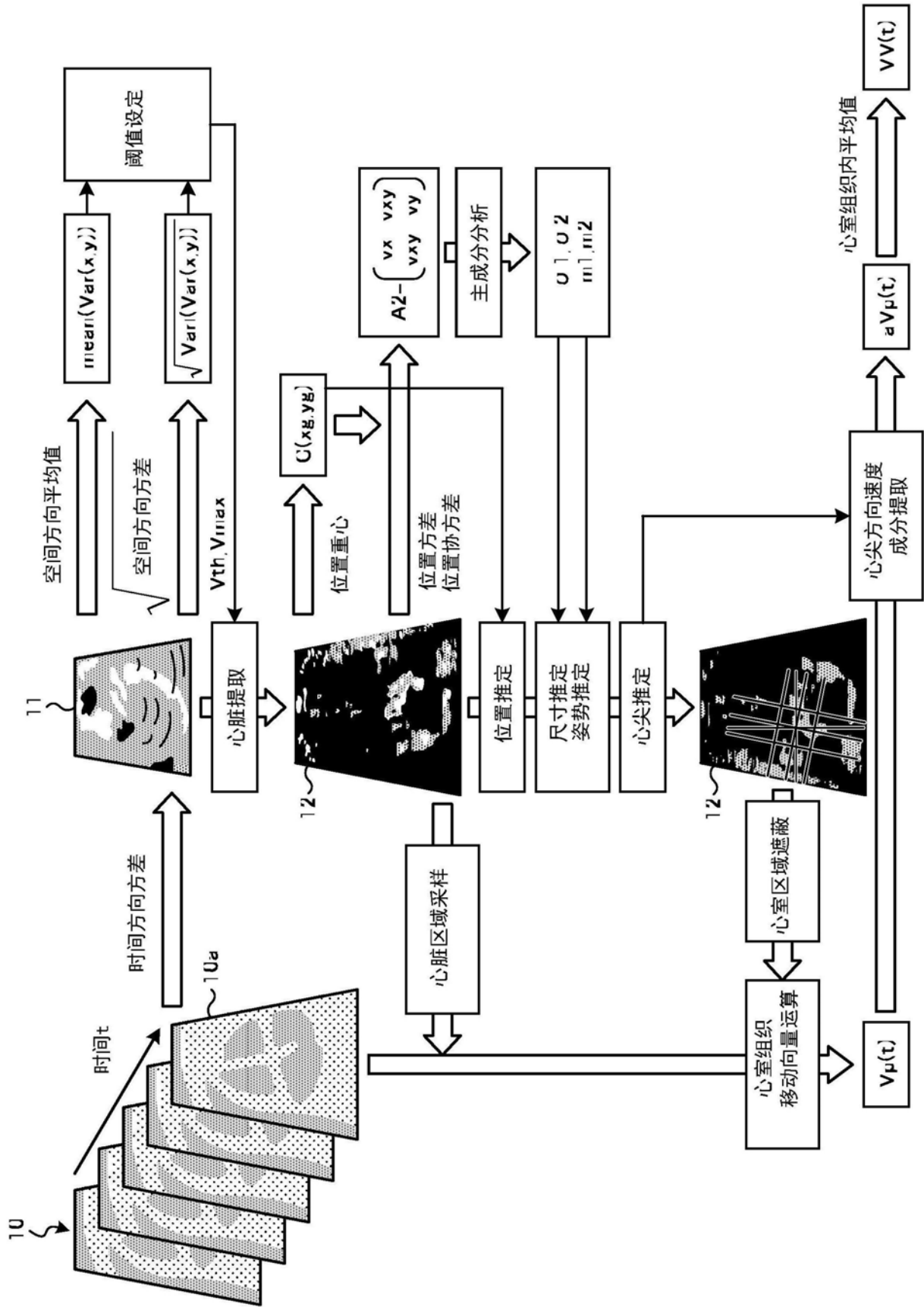


图10

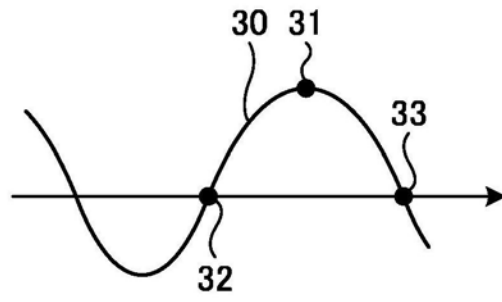


图11

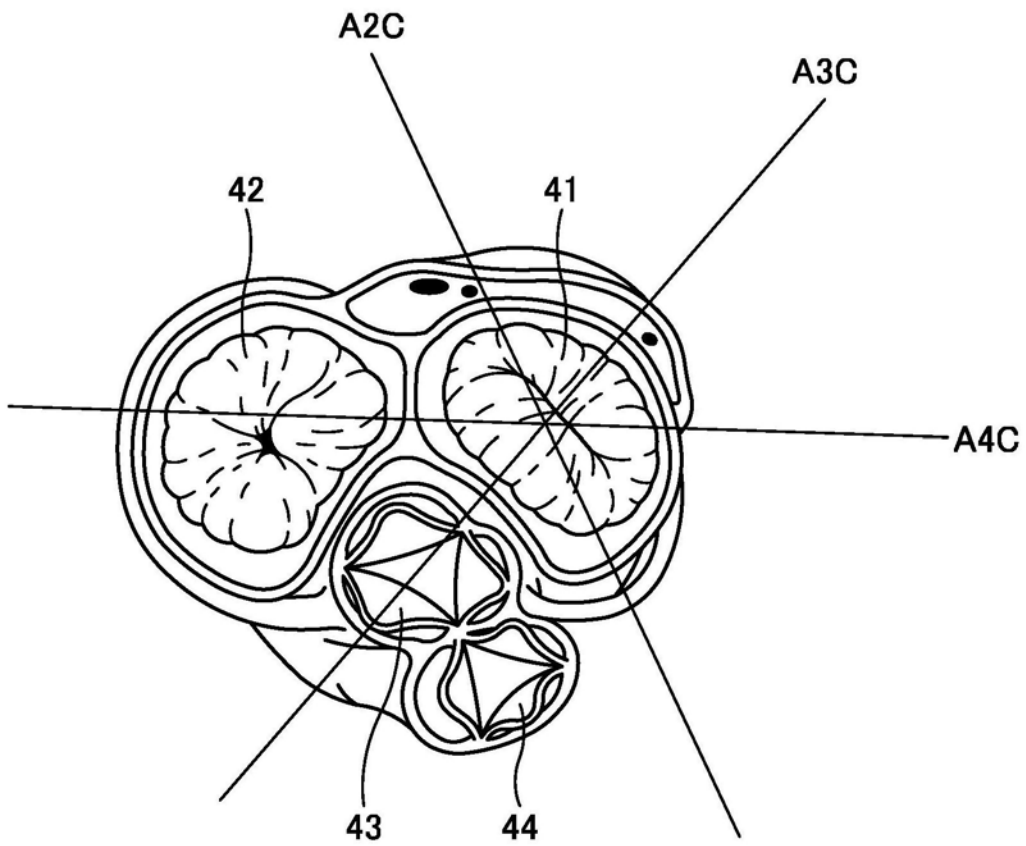


图12

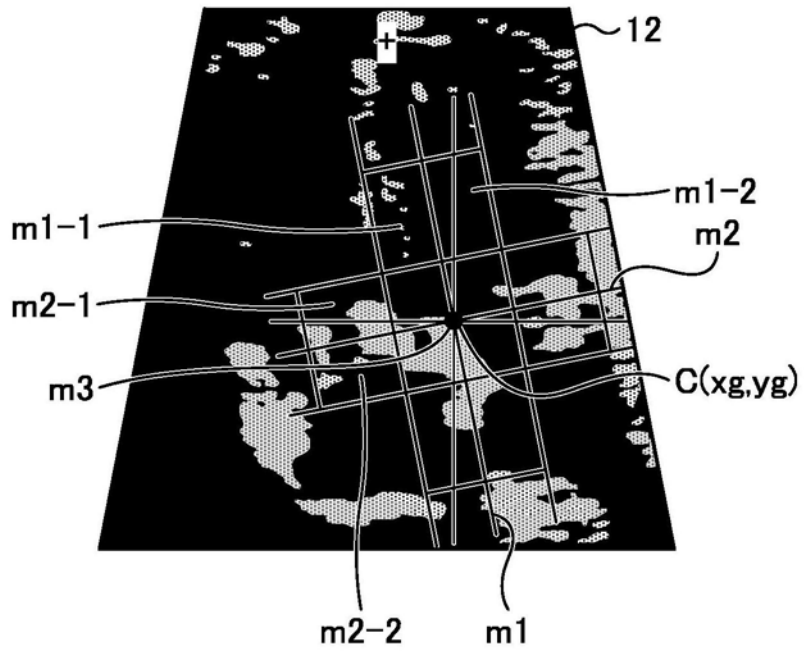


图13

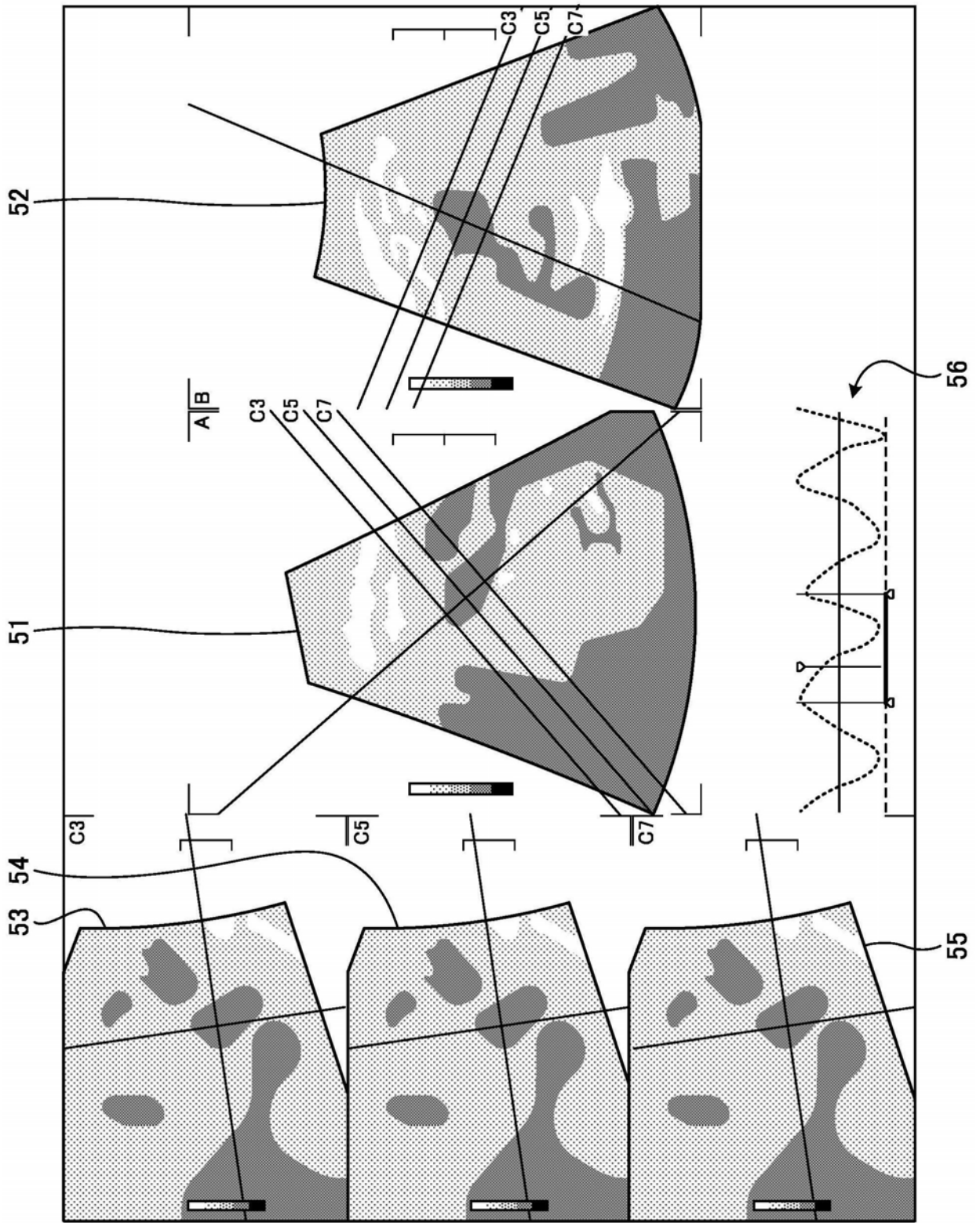


图14

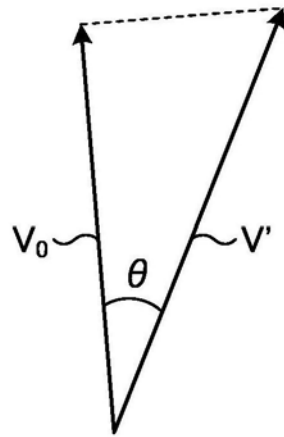


图15

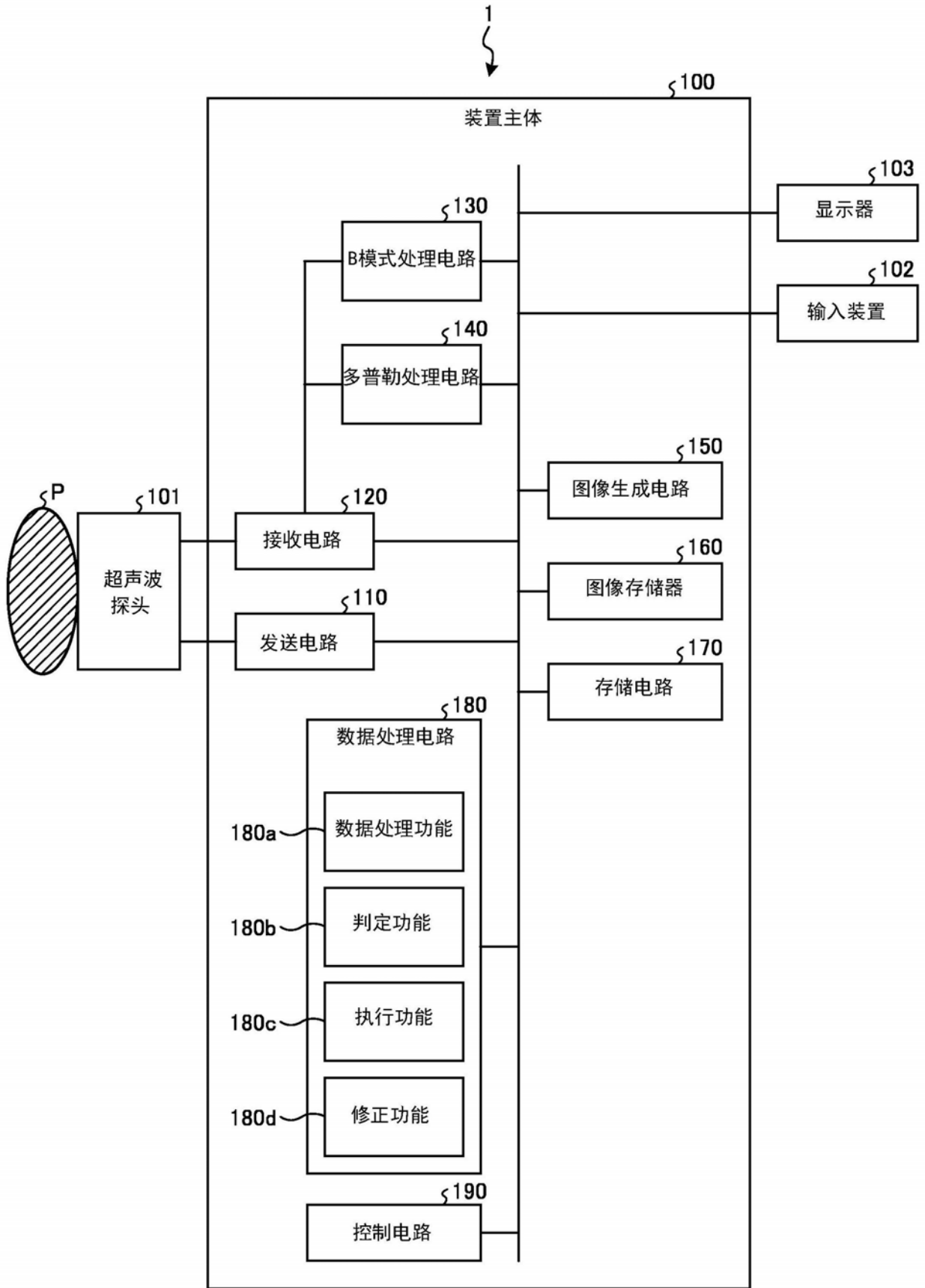


图16

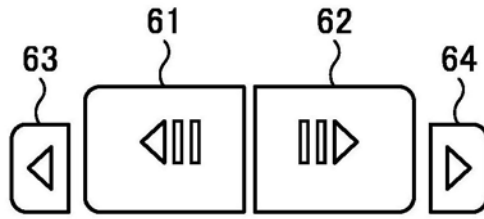


图17

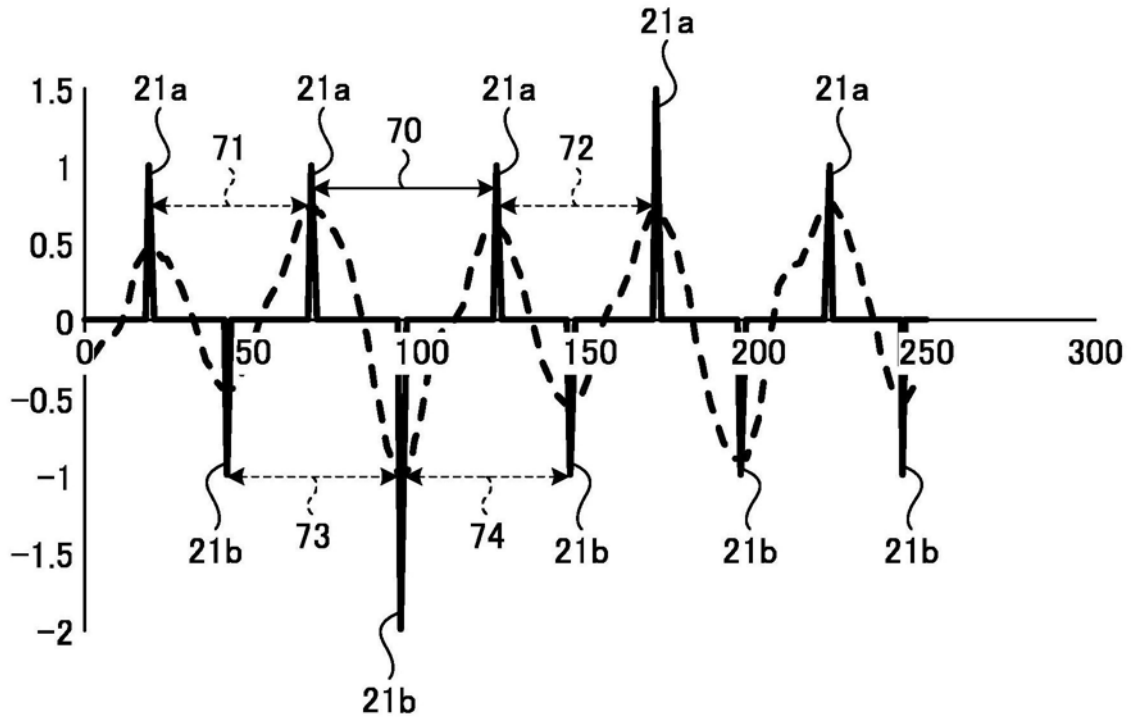


图18

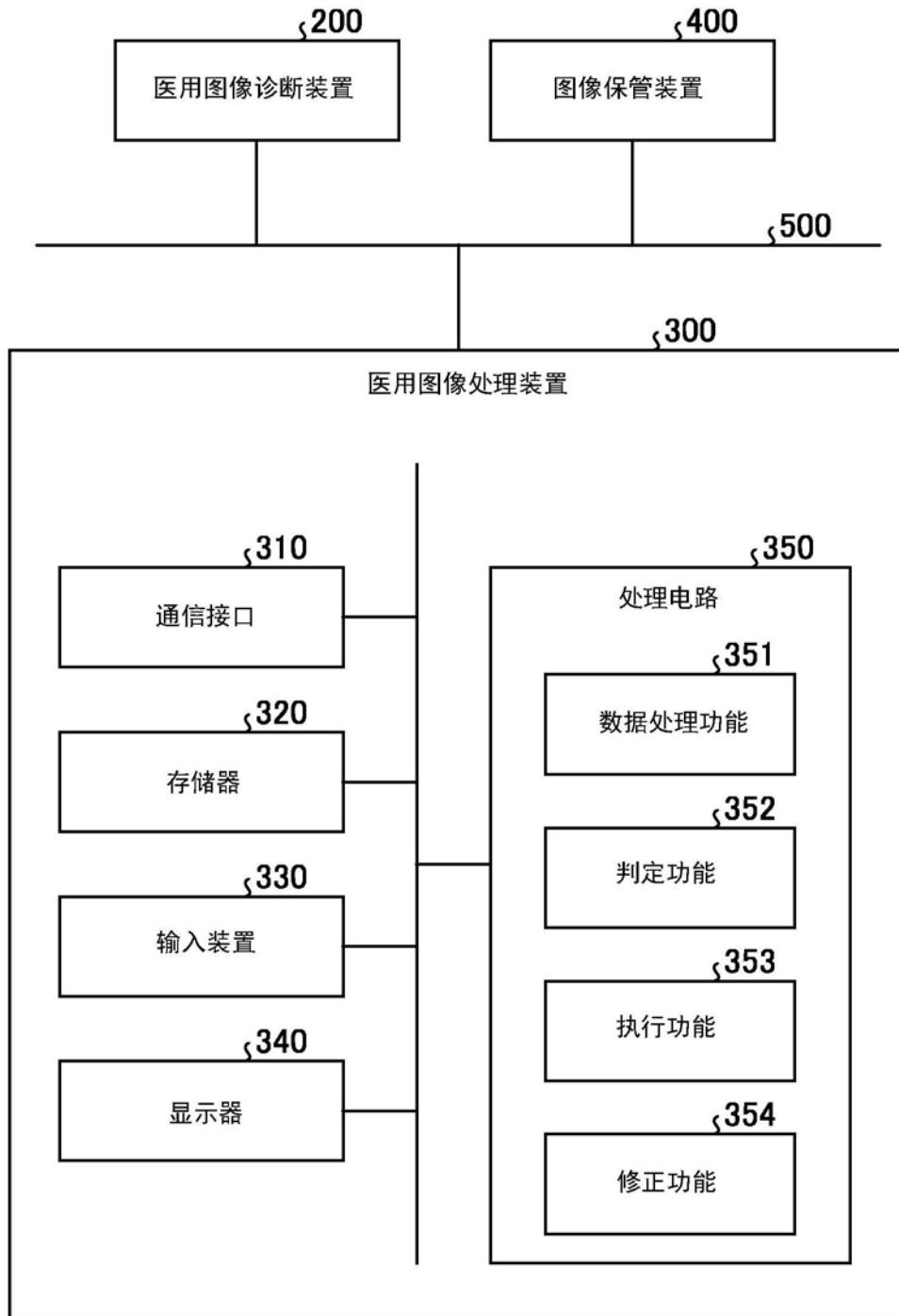


图19

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质		
公开(公告)号	CN110477952A	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201910397884.1	申请日	2019-05-14
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/4444 A61B8/4461 A61B8/461 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/065 A61B8/469 A61B8/5223 A61B8/5276 A61B8/5284 A61B8/543 G16H50/30 A61B8/085 A61B8/486		
优先权	2018093346 2018-05-14 JP		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

实施方式涉及超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质，通过上述超声波诊断装置、医用图像诊断装置及存储介质能够得到对的心功能评价有用的信息。实施方式的超声波诊断装置具备确定部和取得部。确定部根据包含心脏的二维或三维的动态图像数据，确定心脏的一部分的区域。取得部基于动态图像数据中的由确定部确定的区域，取得能够推定心时相的参照波形。

