



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810186381.1

[43] 公开日 2009年6月24日

[11] 公开号 CN 101461723A

[22] 申请日 2008.12.19
 [21] 申请号 200810186381.1
 [30] 优先权
 [32] 2007.12.20 [33] JP [31] 2007-329002
 [32] 2008.10.2 [33] JP [31] 2008-257511
 [71] 申请人 东芝医疗系统株式会社
 地址 日本栃木
 共同申请人 关西电力株式会社
 [72] 发明人 川岸哲也 阿部康彦 大内启之
 石井克尚

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
 商标事务所
 代理人 曲 瑞

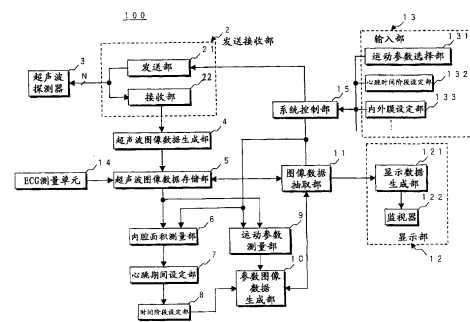
权利要求书 6 页 说明书 21 页 附图 7 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像解析装置以及
超声波图像解析方法

[57] 摘要

本发明提供超声波诊断装置、超声波图像解析装置及其方法。运动参数测量部(9)利用针对通过针对被检体的超声波发送接收得到的时间序列的超声波图像数据的跟踪处理，二维地测量心肌组织的运动参数。另一方面，时间阶段设定部(8)对参数图像数据生成部(10)根据运动参数生成的时间序列的参数图像数据分别附加以根据利用上述超声波图像数据的心腔内面积成为最小的时间阶段确定的收缩末期、和利用上述被检体的心电波形中的R波确定的扩张末期设定的收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段。然后，图像数据抽取部(11)抽取附加了与利用输入部(13)设定的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据并显示在显示部(12)上。



1. 一种超声波诊断装置，根据通过针对被检体的超声波扫描收集到的时间序列的超声波图像数据来测量生物体组织的运动参数，并根据该运动参数生成参数图像数据，其特征在于，具备：

运动参数测量单元，根据上述超声波图像数据测量上述生物体组织的运动参数；

参数图像数据生成单元，根据上述运动参数生成时间序列的参数图像数据；

心跳期间设定单元，设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期；

时间阶段设定单元，对上述超声波图像数据中的至少上述扩张期中的时间序列的参数图像数据分别设定以上述生物体组织的收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段；

心跳时间阶段设定单元，设定上述扩张期中的期望心跳时间阶段；

图像数据抽取单元，抽取与上述期望心跳时间阶段对应的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据；以及

显示单元，显示所抽取的上述参数图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述运动参数测量单元对上述超声波图像数据中的生物体组织设定多个采样点，

并通过利用以上述采样点为基准的图案匹配的跟踪处理，测量上述生物体组织的运动参数。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述运动参数测量单元测量上述生物体组织的歪斜、变位、旋转、扭转、速度、歪斜速率、旋转速率、扭转速率以及加速度中的至少任意一个而作为上述运动参数。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备：内腔面积测量单元，测量上述超声波图像数据中的生物体组织的

内腔面积；以及 ECG 测量单元，测量上述被检体的心电波形，

上述心跳期间设定单元根据利用由上述内腔面积测量单元测量的上述生物体组织的内腔面积成为最小的超声波图像数据确定的上述收缩末期、和利用由上述 ECG 测量单元测量的心电波形的 R 波定时信息确定的扩张末期，设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备测量上述被检体的心电波形的 ECG 测量单元，

上述心跳期间设定单元根据由上述 ECG 测量单元测量的上述心电波形的 R 波定时信息以及 T 波定时信息来设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备：定时指定单元，指定超声波图像数据的大动脉阀的闭塞定时；以及 ECG 测量单元，测量上述被检体的心电波形，

上述心跳期间设定单元根据利用由上述定时指定单元指定的闭塞定时信息确定的上述收缩末期、和利用由上述 ECG 测量单元测量的心电波形的 R 波定时信息确定的扩张末期，设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述时间阶段设定单元设定用以从上述收缩末期到后续于该收缩末期的扩张末期为止的期间为基准的比例（%）表示的上述扩张期心跳时间阶段。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像数据抽取单元将设定了上述扩张期心跳时间阶段的超声波图像数据与上述参数图像数据一起抽取，上述显示单元合成或排列显示所抽取的上述参数图像数据以及超声波图像数据。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述图像数据抽取单元抽取设定了与上述心跳时间阶段设定单元所设定的上述期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的上述参数图像数据。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述显示单元排列显示在不同的摄影条件下生成的由多个构成的上述期望心跳时间阶段的参数图像数据。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述时间阶段设定单元以从上述收缩末期到后续于该收缩末期的扩张末期为止的期间 T 为基准,将从该收缩末期起 $T/3$ 的时刻设定成上述扩张期心跳时间阶段。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述时间阶段设定单元以从上述收缩末期到后续于该收缩末期的扩张末期为止的期间 T 为基准,将从该收缩末期起 $0.30T \sim 0.34T$ 的时刻设定成上述扩张期心跳时间阶段。

13. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述显示单元按照规定的标准对上述生物体组织进行分段,

针对每个通过上述分段得到的段,对上述运动参数值进行平均化而作为上述参数图像数据进行显示。

14. 一种超声波图像解析装置,具备:

超声波图像数据保管单元,保管通过针对被检体的超声波扫描收集到的时间序列的超声波图像数据;

运动参数测量单元,根据上述超声波图像数据测量上述生物体组织的运动参数;

参数图像数据生成单元,根据上述运动参数生成时间序列的参数图像数据;

心跳期间设定单元,设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期;

时间阶段设定单元,对上述超声波图像数据中的至少上述扩张期中的时间序列的参数图像数据分别设定以上述生物体组织的收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段;

心跳时间阶段设定单元,设定上述扩张期中的期望心跳时间阶段;

图像数据抽取单元,抽取与上述期望心跳时间阶段对应的扩张期

心跳时间阶段的参数图像数据；以及

显示单元，显示所抽取的上述参数图像数据。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置，其特征在于，上述运动参数测量单元对上述超声波图像数据中的生物体组织设定多个采样点，

并通过利用以上述采样点为基准的图案匹配的跟踪处理，测量上述生物体组织的运动参数。

16. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置，其特征在于，上述运动参数测量单元测量上述生物体组织的歪斜、变位、旋转、扭转、速度、歪斜速率、旋转速率、扭转速率以及加速度中的至少任意一个而作为上述运动参数。

17. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置，其特征在于，还具备：内腔面积测量单元，测量上述超声波图像数据中的生物体组织的内腔面积；以及 ECG 测量单元，测量上述被检体的心电波形，

上述心跳期间设定单元根据利用由上述内腔面积测量单元测量的上述生物体组织的内腔面积成为最小的超声波图像数据确定的上述收缩末期、和利用由上述 ECG 测量单元测量的心电波形的 R 波定时信息确定的扩张末期，设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期。

18. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置，其特征在于，还具备测量上述被检体的心电波形的 ECG 测量单元，

上述心跳期间设定单元根据由上述 ECG 测量单元测量的上述心电波形的 R 波定时信息以及 T 波定时信息来设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期。

19. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置，其特征在于，还具备：定时指定单元，指定超声波图像数据的大动脉瓣的闭塞定时；以及 ECG 测量单元，测量上述被检体的心电波形，

上述心跳期间设定单元根据利用由上述定时指定单元指定的闭塞定时信息确定的上述收缩末期、和利用由上述 ECG 测量单元测量的心电波形的 R 波定时信息确定的扩张末期，设定上述生物体组织的

扩张期以及收缩期。

20. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置, 其特征在于, 上述时间阶段设定单元设定用以从上述收缩末期到后续于该收缩末期的扩张末期为止的期间为基准的比例 (%) 表示的上述扩张期心跳时间阶段。

21. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置, 其特征在于, 上述图像数据抽取单元将设定了上述扩张期心跳时间阶段的超声波图像数据与上述参数图像数据一起抽取, 上述显示单元合成或排列显示所抽取的上述参数图像数据以及超声波图像数据。

22. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置, 其特征在于, 上述图像数据抽取单元抽取设定了与上述心跳时间阶段设定单元所设定的上述期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的上述参数图像数据。

23. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置, 其特征在于, 上述显示单元排列显示在不同的摄影条件下生成的由多个构成的上述期望心跳时间阶段的参数图像数据。

24. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置, 其特征在于, 上述时间阶段设定单元以从上述收缩末期到后续于该收缩末期的扩张末期为止的期间 T 为基准, 将从该收缩末期起 $T/3$ 的时刻设定成上述扩张期心跳时间阶段。

25. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置, 其特征在于, 上述时间阶段设定单元以从上述收缩末期到后续于该收缩末期的扩张末期为止的期间 T 为基准, 将从该收缩末期起 $0.30T \sim 0.34T$ 的时刻设定成上述扩张期心跳时间阶段。

26. 根据权利要求 14 所述的超声波图像解析装置, 其特征在于, 上述显示单元按照规定的标准对上述生物体组织进行分段,

针对每个通过上述分段得到的段, 对上述运动参数值进行平均化而作为上述参数图像数据进行显示。

27. 一种超声波图像解析方法, 其特征在于, 包括如下步骤:

根据保管通过针对被检体的超声波扫描收集到的时间序列超声波图像数据的超声波图像数据测量上述生物体组织的运动参数；
根据上述运动参数生成时间序列的参数图像数据；
设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期；
对上述超声波图像数据中的至少上述扩张期中的时间序列的参数图像数据分别设定以上述生物体组织的收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段；
设定上述扩张期中的期望心跳时间阶段；
抽取与上述期望心跳时间阶段对应的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据；以及
显示所抽取的上述参数图像数据。

超声波诊断装置、超声波图像解析装置 以及超声波图像解析方法

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置、超声波图像解析装置以及超声波图像解析方法，特别涉及通过解析从被检体收集的超声波图像数据而可以生成并显示基于心肌等的运动参数的参数图像数据的超声波诊断装置、超声波图像解析装置以及超声波图像解析方法。

背景技术

超声波诊断装置对被检体内发射从内置于超声波探测器中的振动元件发生的超声波脉冲，并利用上述振动元件接收由于被检体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波并显示在监视器上。该诊断方法可以通过仅使超声波探测器接触到体表的简单操作容易地观察实时的二维图像数据，所以广泛用于生物体内脏器官的形态诊断和功能诊断等。

随着超声波脉冲反射法和超声波多普勒法这二大技术开发，利用来自生物体内的组织或血球的超声波反射波得到生物体信息的超声波诊断法得到了急速发展，使用这些技术得到的B模式图像数据、彩色多普勒图像数据的观察在目前的超声波图像诊断中成为不可欠缺的部分。

另外，近年来，尝试根据通过解析B模式图像数据等超声波图像数据而得到的心肌组织的移动速度信息，而例如可以二维地观测“歪斜”的应变(strain)成像法等。

在以心脏的功能诊断为目的的应变成像法中，例如根据通过针对被检体进行的超声波扫描得到的接收信号时间序列地收集B模式图像数据，接下来针对在时间方向上邻接的超声波图像数据应用利用图

案匹配的跟踪处理而测量心肌组织的各部中的“变位”。然后，通过计算出被定义成每单位长度的变位的“歪斜”的二维分布而生成应变图像数据。

另外，还提出如下方法：从通过应用彩色多普勒法二维地显示心肌组织的移动速度的 TDI (Tissue Doppler Imaging, 组织多普勒成像) 法得到的上述移动速度的空间性的梯度，测量“歪斜速度”的二维分布，并对该“歪斜速度”进行时间积分，从而生成应变图像数据（例如参照日本特开 2005 - 130877 号公报）。

而且，通过上述应变成像法得到的时间序列的应变图像数据被重叠在用于生成这些应变图像数据的 B 模式图像数据等超声波图像数据上而显示在显示部的监视器上而作为运动图像。

另外，在最近的心脏领域中的超声波诊断中，通过详细观察心脏扩张初期的规定时间阶段（time phase）中的应变图像数据等参数图像数据而可以实现心脏疾病的早期诊断。

在选择性地观察这样的心脏扩张初期的规定时间阶段中的参数图像数据的情况下，从如以往那样作为动画图像而连续显示的参数图像数据难以正确地观察上述规定时间阶段中的心肌组织的“歪斜”等。另外，为了正确地设定该规定时间阶段需要以心肌组织的收缩末期为基准，基于如以往那样利用心电波形的 R 波定时确定的扩张末期的方法，无法进行正确的设定。

发明内容

本发明是鉴于上述问题点而完成的，其目的在于提供一种超声波诊断装置、超声波图像解析装置以及超声波图像解析方法，在观察基于通过解析超声波图像数据得到的心肌组织的运动参数的参数图像数据时，可以正确且可靠地显示与对诊断有效的扩张期的规定心跳时间阶段对应的参数图像数据。

根据本发明的一个方面，提供一种超声波诊断装置，根据通过对被检体的超声波扫描收集到的时间序列的超声波图像数据来测量

生物体组织的运动参数，并根据该运动参数生成参数图像数据，其特征在于，具备：运动参数测量单元，根据上述超声波图像数据测量上述生物体组织的运动参数；参数图像数据生成单元，根据上述运动参数生成时间序列的参数图像数据；心跳期间设定单元，设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期；时间阶段设定单元，对上述超声波图像数据中的至少上述扩张期中的时间序列的参数图像数据分别设定以上述生物体组织的收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段；心跳时间阶段设定单元，设定上述扩张期中的期望心跳时间阶段；图像数据抽取单元，抽取与上述期望心跳时间阶段对应的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据；以及显示单元，显示所抽取的上述参数图像数据。

根据本发明的一个方面，提供一种超声波图像解析装置，具备：超声波图像数据保管单元，保管通过针对被检体的超声波扫描收集到的时间序列的超声波图像数据；运动参数测量单元，根据上述超声波图像数据测量上述生物体组织的运动参数；参数图像数据生成单元，根据上述运动参数生成时间序列的参数图像数据；心跳期间设定单元，设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期；时间阶段设定单元，对上述超声波图像数据中的至少上述扩张期中的时间序列的参数图像数据分别设定以上述生物体组织的收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段；心跳时间阶段设定单元，设定上述扩张期中的期望心跳时间阶段；图像数据抽取单元，抽取与上述期望心跳时间阶段对应的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据；以及显示单元，显示所抽取的上述参数图像数据。

根据本发明的一个方面，提供一种超声波图像解析方法，其特征在于，包括如下步骤：根据保管通过针对被检体的超声波扫描收集到的时间序列超声波图像数据的超声波图像数据测量上述生物体组织的运动参数；根据上述运动参数生成时间序列的参数图像数据；设定上述生物体组织的扩张期以及收缩期；对上述超声波图像数据中的至少上述扩张期中的时间序列的参数图像数据分别设定以上述生物体组织的收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段；设定上述扩张期中的

期望心跳时间阶段；抽取与上述期望心跳时间阶段对应的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据；以及显示所抽取的上述参数图像数据。

附图说明

图 1 是示出本发明的第一实施方式的超声波诊断装置的整体结构的框图。

图 2 是示出第一实施方式的超声波诊断装置所具备的发送接收部以及超声波图像数据生成部的具体结构的框图。

图 3 是示出由第一实施方式的超声波诊断装置所具备的心跳期间设定部设定的心肌组织的扩张期以及收缩期和由心跳时间阶段设定部设定的扩张期的期望心跳时间阶段的图。

图 4 是示出第一实施方式的超声波诊断装置所具备的心跳时间阶段设定部的具体例的图。

图 5 是示出第一实施方式的超声波诊断装置的参数图像数据的生成/显示步骤的流程图。

图 6 是示出本发明的第二实施方式的超声波图像解析装置的整体结构的框图。

图 7 是示出第二实施方式的超声波图像解析装置的参数图像数据的生成/显示步骤的流程图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的实施方式进行说明。

(第一实施方式)

以下叙述的本发明的第一实施方式中的超声波诊断装置首先对被检体进行超声波的发送接收而生成时间序列的 B 模式图像数据而作为超声波图像数据，对这些超声波图像数据进行跟踪处理而二维或三维地测量心肌组织的“歪斜(应变)”以作为运动参数。另一方面，根据利用上述超声波图像数据的心腔内面积成为最小的时间阶段确定的收缩末期、和利用与上述超声波图像数据的收集并行地测量的该

被检体的心电波形中的 R 波确定的扩张末期, 设定以上述收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段, 并对根据上述超声波图像数据的运动参数生成的时间序列的参数图像数据分别附加该扩张期心跳时间阶段。然后, 从时间序列的多个参数图像数据中抽取并显示与利用输入部设定的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据。

另外, 在以下的实施方式中, 对测量心肌组织的“歪斜”而作为运动参数的情况进行了叙述, 但不限于此, 例如也可以测量“变位”、“旋转”、“扭转 (torsion)”、“速度”等而作为运动参数。另外, 也可以是表示它们的时间性变化的“歪斜速率”、“旋转速率”、“扭转速率”、“加速度”等。

(装置的结构)

使用图 1 至图 4 对本发明的第一实施方式中的超声波诊断装置的结构和基本动作进行说明。另外, 图 1 是示出超声波诊断装置的整体结构的框图, 图 2 是示出该超声波诊断装置所具备的发送接收部以及超声波图像数据生成部的具体结构的框图。

图 1 所示的超声波诊断装置 100 具备: 超声波探测器 3, 排列有多个对被检体的诊断对象部位 (心脏区域) 发送超声波脉冲 (发送超声波)、并将通过该发送而得到的超声波反射波 (接收超声波) 转换成电信号 (接收信号) 的多个振动元件; 发送接收部 2, 向上述振动元件供给用于对上述被检体的规定方向发送超声波脉冲的驱动信号, 并对从这些振动元件得到的多个通道的接收信号进行整相相加; 超声波图像数据生成部 4, 对整相相加后的接收信号进行处理而生成超声波图像数据; 超声波图像数据存储部 5, 将从后述的 ECG 测量单元 14 供给的心电波形的 R 波定时信息附加到从超声波图像数据生成部 4 时间序列地供给的超声波图像数据并进行保存; 内腔面积测量部 6, 测量这些超声波图像数据中的心腔内面积; 心跳期间设定部 7, 从时间序列的超声波图像数据中检索心腔内面积成为最小的超声波图像数据 (第一超声波图像数据) 以及具有 R 波定时信息的超声波图像数

据（第二超声波图像数据），根据利用第一超声波图像数据确定的收缩末期和利用第二超声波图像数据确定的扩张末期设定心肌组织的扩张期以及收缩期；以及时间阶段设定部 8，以收缩末期为基准设定后续于该收缩末期的扩张期的心跳时间阶段（以下称为扩张期心跳时间阶段）。

另外，超声波诊断装置 100 具备：运动参数测量部 9，针对从超声波图像数据存储部 5 时间序列地读出的超声波图像数据分别测量心肌组织的运动参数；参数图像数据生成部 10，根据所计算出的二维运动参数生成参数图像数据，对该参数图像数据附加从时间阶段设定部 8 供给的扩张期心跳时间阶段的信息并保存到自身的存储部；图像数据抽取部 11，从参数图像数据生成部 10 的存储部中保存的时间序列的多个参数图像数据中抽取与后述的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据，进而从超声波图像数据存储部 5 中保存的多个超声波图像数据中抽取与该参数图像数据对应（即用于生成上述参数图像数据）的超声波图像数据；显示部 12，合成并显示所抽取的超声波图像数据以及参数图像数据；输入部 13，进行运动参数的选择、扩张期中的期望心跳时间阶段的设定、针对从多个超声波图像数据中选择出的基准超声波图像数据的心内膜以及心外膜的设定、以及各种指令信号的输入等；ECG 测量单元 14，测量该被检体的心电波形（ECG），并根据所得到的心电波形的 R 波发生 R 波定时信息；以及系统控制部 15，总体上控制超声波诊断装置 100 所具备的上述各单元。

超声波探测器 3 在其前端部具有所排列的 N 个未图示的振动元件，使上述前端部接触到被检体的体表而进行超声波的发送接收。振动元件是电声变换元件，具有在发送时将电脉冲（驱动信号）变换成超声波脉冲（发送超声波），在接收时将超声波反射波（接收超声波）变换成电气性的接收信号的功能。而且，这些振动元件分别经由未图示的 N 通道的多芯电缆与发送接收部 2 连接。另外，在本实施方式中，对具有 N 个振动元件的扇形扫描用的超声波探测器 3 进行了叙述，但

也可以是与线性扫描、凸型扫描等对应的超声波探测器。

接下来，图 2 所示的发送接收部 2 具备：发送部 21，对超声波探测器 3 的振动元件供给驱动信号；以及接收部 22，对从振动元件得到的接收信号进行整相相加。

发送部 21 具备额定脉冲发生器 211、发送延迟电路 212、驱动电路 213，额定脉冲发生器 211 通过对从系统控制部 15 供给的基准信号进行分频而生成决定发送超声波的反复周期的额定脉冲。发送延迟电路 212 由与发送中使用的 N_t 个振动元件相同数量的独立的延迟电路构成，对从额定脉冲发生器 211 供给的额定脉冲附加用于将发送超声波聚束成规定的深度的聚束用延迟时间和用于沿着规定方向 θ_p 发送的偏转用延迟时间。驱动电路 213 具有与发送延迟电路 212 相同数量的独立的驱动电路，根据通过发送延迟电路 212 附加了上述延迟时间的额定脉冲生成驱动信号。于是，利用上述驱动信号对超声波探测器 3 中排列的 N 个振动元件中被选择为发送用的 N_t ($N_t \leq N$) 个振动元件进行驱动，向被检体的体内发射发送超声波。

另一方面，接收部 22 具备：与从超声波探测器 3 中内置的 N 个振动元件中被选择为接收用的 N_r ($N_r \leq N$) 个振动元件对应的 N_r 通道的前置放大器 221、A/D 变换器 222 以及接收延迟电路 223 和加法器 224，从接收用的振动元件经由前置放大器 221 供给的 N_r 通道的接收信号通过 A/D 变换器 222 变换成数字信号后，发送到接收延迟电路 223。

接收延迟电路 223 对从 A/D 变换器 222 输出的 N_r 通道的接收信号分别附加用于聚束来自规定深度的接收超声波的聚束用延迟时间和用于对规定方向 θ_p 设定接收指向性的偏转用延迟时间，加法器 224 对来自接收延迟电路 223 的接收信号进行加法运算。即，由接收延迟电路 223 和加法器 224，对从规定方向 θ_p 得到的接收信号进行整相相加。另外，接收延迟电路 223 以及加法器 224 可以进行通过该延迟时间的控制同时形成针对多个方向的接收指向性的所谓并行同时接收，通过应用该并行同时接收法大幅缩短扫描中所需的时间。

接下来，超声波图像数据生成部 4 例如具有生成 B 模式图像数据而作为超声波图像数据的功能，具备包络线检波器 41、对数变换器 42 以及超声波数据存储部 43。包络线检波器 41 对从接收部 22 的加法器 224 供给的整相相加后的接收信号进行包络线检波，包络线检波后的接收信号在对数变换器 42 中其振幅被对数变换而生成规定方向 θ_p 上的 B 模式数据。然后，与针对发送接收方向 θ_p ($\theta_p = \theta_1$ 至 θ_P) 的超声波发送接收伴随地从对数变换器 42 依次供给的 B 模式数据与发送接收方向对应地被保存到超声波数据存储部 43 而生成超声波图像数据 (B 模式图像数据)。另外，也可以切换包络线检波器 41 和对数变换器 42 的顺序而构成。

返回到图 1，超声波图像数据存储部 5 对从超声波图像数据生成部 4 供给的例如几个心跳周期的时间序列的超声波图像数据附加从 ECG 测量单元 14 供给的心电波形的 R 波定时信息并进行保存。即，对在检测出心电波形的 R 波的时刻超声波图像数据生成部 4 所生成的超声波图像数据 (以下称为基准超声波图像数据) 附加 R 波定时信息。

内腔面积测量部 6 读出超声波图像数据存储部 5 中保存的时间序列的多个超声波图像数据，针对后续于基准超声波图像数据的 1 个心跳周期的超声波图像数据进行以输入部 13 对从这些超声波图像数据中选择的上述基准超声波图像数据中的心肌组织设定的心内膜为基准的跟踪处理，而检测这些超声波图像数据中的心内膜。然后，针对各超声波图像数据测量由心内膜包围的心脏内面积，将该测量结果与超声波图像数据的识别信息 (以下称为图像数据识别信息) 以及 R 波定时信息一起供给到心跳期间设定部 7。

接下来，心跳期间设定部 7 通过根据从内腔面积测量部 6 供给的上述信息检索心腔内面积成为最小的超声波图像数据 (第一超声波图像数据) 而确定收缩末期，并通过检索附加了 R 波定时信息的基准超声波图像数据 (第二超声波图像数据) 而确定扩张末期。然后，根据上述收缩末期以及扩张末期设定心肌组织的扩张期以及收缩期。

另一方面，时间阶段设定部 8 具备未图示的存储电路，对在上述

扩张期收集到的时间序列的超声波图像数据分别设定以收缩末期为基准的心跳时间阶段（扩张期心跳时间阶段）。但是，该扩张期心跳时间阶段是利用以从收缩末期到扩张末期为止的期间为基准的比例（例如在将从收缩末期到扩张末期为止的期间设为 T 的情况下，期间 T 的 30% 、 $T/3$ 这样的比例）设定的，此时设定的扩张期心跳时间阶段与超声波图像数据的图像数据识别信息对应地保存在上述存储电路。

接下来，运动参数测量部 9 具备未图示的采样点设定部和跟踪处理部。上述采样点设定部读出超声波图像数据存储部 5 中保存的时间序列的多个超声波图像数据，针对由输入部 13 对从这些超声波图像数据中选择出的基准超声波图像数据设定的心内膜以及心外膜包围的心肌组织以规定间隔设定多个采样点。另一方面，上述跟踪处理部通过以设定在基准超声波图像数据的采样点为基准的图案匹配进行跟踪处理，例如测量心肌组织的各部中的“变位”，进而测量用每单位长度的变位定义的“歪斜（应变）”而作为运动参数。

参数图像数据生成部 10 根据由运动参数测量部 9 测量的二维的运动参数生成时间序列的多个参数图像数据。接下来，将时间阶段设定部 8 的存储电路中保存的扩张期心跳时间阶段与图像数据识别信息一起读出，对上述参数图像数据附加与用于生成参数图像数据的超声波图像数据的图像数据识别信息对应的扩张期心跳时间阶段后保存到自身的存储电路。即，在参数图像数据生成部 10 的上述存储电路中，保存有设定了以收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段的扩张期中的时间序列的参数图像数据。

另一方面，图像数据抽取部 11 从超声波图像数据存储部 5 中保存的时间序列的超声波图像数据中抽取具有 R 波定时信息的超声波图像数据而作为基准超声波图像数据。另外，根据从输入部 13 经由系统控制部 15 供给的扩张期的期望心跳时间阶段的信息，从参数图像数据生成部 10 中保存的多个参数图像数据中抽取附加了与该期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的信息的参数图像数据，

进而从超声波图像数据存储部 5 中保存的多个超声波图像数据中抽取用于生成该参数图像数据的超声波图像数据。

显示部 12 具备显示数据生成部 121 和监视器 122。显示数据生成部 121 对从图像数据抽取部 11 供给的基准超声波图像数据进行规定的变换处理而生成显示数据。进而，对与从图像数据抽取部 11 供给的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据以及超声波图像数据进行规定的变换处理和合成处理，根据需要附加被检体信息、心电波形等而生成显示数据。然后在监视器 122 上显示所得到的这些显示数据。

输入部 13 在操作面板上具备键盘、轨迹球、鼠标、选择按钮、输入按钮等输入设备和显示面板等，并具有：运动参数选择部 131，进行运动参数的选择；心跳时间阶段设定部 132，设定扩张期的期望心跳时间阶段；以及内外膜设定部 133，对基准超声波图像数据的心肌组织设定心内膜以及心外膜。另外，使用上述显示面板和输入设备等还进行被检体信息的输入、各种图像数据生成条件和显示条件的设定、各种指令信号的输入等。

图 3 示出由心跳期间设定部 7 设定的心肌组织的扩张期以及收缩期和由上述心跳时间阶段设定部 132 设定的扩张期的期望心跳时间阶段。

即，在图 3 (a) 中，心肌组织的收缩期对应于由 ECG 测量单元 14 测量的该被检体的心电波形 E_c 的 R 波至 T 波为止的期间 T_s ，扩张期对应于心电波形 E_c 的 T 波至 R 波为止的期间 T_d 。然后，通过如上所述测量从收缩末期仅经过了规定时间 T_x 的扩张期的期望心跳时间阶段 P_{x0} ($P_{x0} = T_x/T_d \times 100 (\%)$) 下的心肌组织的运动参数，可以进行心脏疾病的早期诊断。但是，未必容易地从具有心脏疾病的被检体的心电波形 E_c 检测 T 波而确定收缩末期，所以通过如上所述检测超声波图像数据中示出的心腔内面积成为最小的时间阶段而确定收缩末期的方法是优选的。

另一方面，图 3 (b) 示意性地示出从与心电波形 E_c 的测量并行

地生成的时间序列的超声波图像数据中抽取的扩张期的时间序列的M张超声波图像数据D1至DM、时间阶段设定部8对超声波图像数据D1至DM设定的扩张期心跳时间阶段P1至PM、以及根据超声波图像数据D1至DM生成的参数图像数据E1至EM。即，对在用心电波形Ec的T波表示的收缩末期中生成的超声波图像数据D1、和通过基于该超声波图像数据D1的跟踪处理得到的参数图像数据E1设定有扩张期心跳时间阶段p1，对后续于超声波图像数据D1而以规定间隔生成的超声波图像数据D2至DM、和根据这些图像数据生成的参数图像数据E2至EM分别设定有扩张期心跳时间阶段P2至PM。

然后，在输入部13的心跳时间阶段设定部132中设定了扩张期的期望心跳时间阶段Px0的情况下，经由系统控制部15接收到该设定信息的图像数据抽取部11抽取与期望心跳时间阶段Px0对应（即与期望心跳时间阶段Px0最接近）的扩张期心跳时间阶段Px的参数图像数据Ex和超声波图像数据Dx并显示在显示部12上。

另外，在上述方法中对以下的情况进行了叙述，对预先生成的参数图像数据E1至EM设定扩张期心跳时间阶段P1至PM，并抽取具有与期望心跳时间阶段Px0最接近的扩张期心跳时间阶段Px的参数图像数据Ex，但也可以根据与期望心跳时间阶段Px0最接近的扩张期心跳时间阶段Px的超声波图像数据Dx直接生成参数图像数据Ex。

接下来，使用图4对在输入部13中设置的心跳时间阶段设定部132的具体例进行说明。该心跳时间阶段设定部132具备：心跳时间阶段显示部132-a，利用以从收缩末期到扩张末期为止的期间为基准的比例（%）显示扩张期中的期望心跳时间阶段Px0；心跳时间阶段更新部132-b，通过增减在该心跳时间阶段显示部132-a中显示的期望心跳时间阶段而进行其更新；以及显示模式切换部132-c，切换显示与扩张期的期望心跳时间阶段对应的1张参数图像数据的固定显示模式、和依次更新多个心跳周期的每一个中的与上述期望心跳时间阶段对应的多个参数图像数据而进行显示的更新显示模式。然后，通过一边观察显示在心跳时间阶段显示部132-a上的期望心跳时间阶

段一边操作心跳时间阶段更新部 132 - b, 设定成图 3 (a) 所示的从收缩末期到期望心跳时间阶段 P_{x0} 为止的期间 T_x 相对扩张期 T_d 成为期望的比例 (30% ~ 34% 之间的规定比例。例如与扩张期的 1/3 对应的大约 33% 等)。

再次回到图 1, ECG 测量单元 14 具有根据从被检体的心电波形检测出的 R 波发生 R 波定时信息的功能, 并具备: 测量用电极, 安装在被检体体表面而测量心电波形; 放大电路, 将利用该测量用电极测量的心电波形放大至规定的振幅; A/D 变换器, 将放大后的心电波形变换成数字信号; 以及 R 波检测部, 对变换成数字信号的心电波形设定规定的阈值而检测 R 波 (都未图示)。

而且, 系统控制部 15 具备未图示的 CPU 和存储电路, 在输入部 13 中输入/设定/选择的各信息被保存到上述存储电路。而且, 上述 CPU 根据从输入部 13 输入的上述信息、自身的存储电路中预先保管的信息总体上控制超声波诊断装置 100 的各单元, 进行超声波图像数据以及参数图像数据的生成和显示等。

(参数图像数据的生成/显示步骤)

接下来, 使用图 5 的流程图对本实施方式中的参数图像数据的生成以及显示的步骤进行说明。

在生成参数图像数据之前超声波诊断装置 100 的操作者在利用输入部 13 输入了被检体信息之后, 利用运动参数选择部 131 选择心肌组织的“歪斜”而作为运动参数。进而, 初始设定超声波图像数据以及参数图像数据的生成条件和这些图像数据的显示条件等, 并将 ECG 测量单元 14 中具备的测量用电极安装到被检体的规定部位 (图 5 的步骤 S1)。

如果上述的初始设定结束, 则操作者在对被检体的体表部固定了超声波探测器 3 的前端部的状态下通过输入部 13 输入超声波图像数据的生成开始指令。然后, 如果该指令信号供给到系统控制部 15, 则开始以生成时间序列的超声波图像数据为目的的超声波发送接收。

即, 图 2 的发送接收部 2 中的额定脉冲发生器 211 通过对从系统

控制部 15 供给的基准信号进行分频，生成决定对被检体内发射的超声波脉冲的反复周期的额定脉冲，向发送延迟电路 212 供给该额定脉冲。

接下来，发送延迟电路 212 对额定脉冲附加用于向规定深度聚束超声波的聚束用延迟时间和用于沿着最初的发送接收方向 θ_1 发送超声波的偏转用延迟时间后，向驱动电路 213 供给该额定脉冲。然后，驱动电路 213 经由未图示的电缆向超声波探测器 3 中的 N_t 个发送用振动元件供给根据额定脉冲生成的驱动信号，对被检体的 θ_1 方向发射超声波脉冲。

对被检体内发射的超声波脉冲的一部分在声阻抗不同的心脏的边界、心肌组织等中被反射，这些超声波反射波（接收超声波）通过超声波探测器 3 中的 N_t 个接收用振动元件变换成 N_t 通道的电信号（接收信号）。然后，这些接收信号通过接收部 22 的前置放大器 221 被放大至规定的大小，并通过 A/D 变换器 222 变换成数字信号之后，通过接收延迟电路 223 被附加规定的延迟时间，并通过加法器 224 被加法合成（整相相加）。此时，在接收延迟电路 223 中，根据来自系统控制部 15 的控制信号设定用于聚束来自规定深度的超声波反射波的聚束用延迟时间和用于使超声波反射波沿着发送接收方向 θ_1 具有强的接收指向性的偏转用延迟时间。

接下来，超声波图像数据生成部 4 的包络线检波器 41 以及对数变换器 42 对通过加法器 224 的整相相加而汇集到 1 个通道的接收信号进行包络线检波和对数变换而生成 B 模式数据，所得到的 B 模式数据保存到超声波数据存储部 43。

接下来，系统控制部 15 对发送接收方向 θ_2 至 θ_P 以同样的步骤进行超声波发送接收，此时得到的 B 模式数据也保存到超声波数据存储部 43。即，向超声波数据存储部 43，依次保存通过针对发送接收方向 θ_1 至 θ_P 的超声波发送接收得到的 B 模式数据而生成 1 个帧的 B 模式数据而作为超声波图像数据，所得到的超声波图像数据和图像数据识别信息保存到超声波图像数据存储部 5。

进而，通过反复上述步骤，例如时间序列地生成几个心跳周期的超声波图像数据，对于这些超声波图像数据也将图像数据识别信息作为附带信息而依次保存到超声波图像数据存储部 5。

另一方面，ECG 测量单元 14 对利用测量用电极检测并通过 A/D 变换器进行 A/D 变换而得到的心电波形设定规定的阈值，从而检测 R 波。然后，表示检测出该 R 波的定时的 R 波定时信息被送到超声波图像数据存储部 5，附加到此时从超声波图像数据生成部 4 供给到超声波图像数据存储部 5 的上述超声波图像数据。即，对于在 R 波的心跳时间阶段中生成的 B 模式图像数据，将 R 波定时信息和图像数据识别信息保存到超声波图像数据存储部 5 而作为附带信息（图 5 的步骤 S2）。

如果针对该被检体的时间序列的超声波图像数据（B 模式图像数据）的生成和保存结束，则图像数据抽取部 11 从超声波图像数据存储部 5 中保存的时间序列的超声波图像数据中抽取具有 R 波定时信息的超声波图像数据而作为基准超声波图像数据并显示在显示部 12 的监视器 122 上。然后，观察显示在显示部 12 上的基准超声波图像数据的操作者使用输入部 13 的内外膜设定部 133 对基准超声波图像数据的心肌组织设定心内膜以及心外膜（图 5 的步骤 S3）。

接下来，内腔面积测量部 6 读出超声波图像数据存储部 5 中保存的时间序列的多个超声波图像数据，针对后续于基准超声波图像数据的 1 个心跳周期的超声波图像数据进行以输入部 13 对从这些超声波图像数据中选择的上述基准超声波图像数据中的心肌组织设定的心内膜为基准的跟踪处理，而检测这些超声波图像数据中的心内膜。然后，针对各超声波图像数据测量由心内膜包围的心腔内面积，将该测量结果与图像数据识别信息以及 R 波定时信息一起供给到心跳期间设定部 7（图 5 的步骤 S4）。

另一方面，心跳期间设定部 7 通过根据从内腔面积测量部 6 供给的上述信息检索心腔内面积成为最小的超声波图像数据（第一超声波图像数据）而确定收缩末期，并通过检索具有 R 波定时信息的超声波

图像数据（第二超声波图像数据）而确定扩张末期。然后，根据上述收缩末期以及扩张末期设定心肌组织的扩张期以及收缩期（图5的步骤S5）。

然后，时间阶段设定部8对在扩张期中收集到的时间序列的超声波图像数据分别设定以收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段，所设定的扩张期心跳时间阶段与上述超声波图像数据的图像数据识别信息对应地保存到自身的存储电路（图5的步骤S6）。

接下来，运动参数测量部9的采样点设定部读出超声波图像数据存储部5中保存的时间序列的多个超声波图像数据，针对由输入部13对从这些超声波图像数据中选择出的基准超声波图像数据设定的心内膜以及心外膜包围的心肌组织以规定间隔设定多个采样点。另一方面，运动参数测量部9的跟踪处理部通过对上述基准超声波图像数据设定的采样点为基准的图案匹配进行跟踪处理，测量心肌组织的各部中的“变位”，进而测量用每单位长度的变位定义的“歪斜”而作为运动参数（图5的步骤S7）。

接下来，参数图像数据生成部10根据由运动参数测量部9二维地测量的运动参数生成时间序列的多个参数图像数据（图5的步骤S8）。接下来，在由输入部13的心跳时间阶段设定部132设定例如33%心跳时间阶段（成为扩张期的大约1/3的时刻的心跳时间阶段）而作为扩张期的期望心跳时间阶段之后，将时间阶段设定部8的存储电路中保存的扩张期心跳时间阶段与图像数据识别信息一起读出，对上述参数图像数据设定与用于生成参数图像数据的超声波图像数据的图像数据识别信息对应的扩张期心跳时间阶段。然后，将附加了所设定的扩张期心跳时间阶段的信息的参数图像数据保存到自身的存储电路（图5的步骤S9）。

如果设定了扩张期心跳时间阶段的参数图像数据的保存结束，则图像数据抽取部11根据从输入部13的心跳时间阶段设定部132经由系统控制部15供给的扩张期的期望心跳时间阶段的信息，从参数图像数据生成部10中保存的多个参数图像数据中抽取附加了与该期望

心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的信息的参数图像数据，进而从超声波图像数据存储部 5 中保存的多个超声波图像数据中抽取与该参数图像数据对应的超声波图像数据。

然后，显示部 12 的显示数据生成部 121 对从图像数据抽取部 11 供给的与期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据以及超声波图像数据进行规定的变换处理和合成处理，并根据需要附加被检体信息、心电波形等而生成显示数据。然后在监视器 122 上显示所得到的这些显示数据（图 5 的步骤 S10）。另外，在该显示中，也可以如 ASE（American Society of Echocardiography，美国超声心动图协会）、AHA（American Heart Association，美国心脏协会）等推荐的那样针对每个段对参数值进行平均化而显示。

根据如上所述的本发明的第一实施方式，在观察基于通过解析超声波图像数据而得到的心肌组织的运动参数的参数图像数据时，可以正确且可靠地显示与对诊断有效的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据。因此，诊断效率和诊断精度提高，并且操作者的负担减轻。

特别，在本实施方式中，根据从时间序列的超声波图像数据中选择出的心腔内面积成为最小的超声波图像数据来确定心肌组织的收缩末期，所以不会依赖于能否在心电波形中检测出 T 波等，而可以正确地设定以该收缩末期为基准的扩张期的期望心跳时间阶段。

进而，上述扩张期的期望心跳时间阶段是利用以扩张期为基准的 % 心跳时间阶段来设定的，所以即使在心跳周期中存在个人差异的情况下也可以容易地设定对诊断有效的心跳时间阶段。

（第二实施方式）

接下来对本发明的第二实施方式进行叙述。该第二实施方式中的超声波图像解析装置首先对在附加了基于被检体的心电波形的 R 波定时信息的状态下预先收集到的时间序列的超声波图像数据进行跟踪处理而二维地测量心肌组织的运动参数。另一方面，根据利用上述超声波图像数据的心腔内面积成为最小的时间阶段确定的收缩末期

和利用对上述超声波图像数据附加的上述 R 波定时信息确定的扩张末期设定以上述收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段，对根据上述超声波图像数据的运动参数生成的时间序列的参数图像数据分别附加该扩张期心跳时间阶段。然后，从时间序列的多个参数图像数据中抽取并显示与利用输入部设定的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据。

(装置的结构)

使用图 6 对本发明的第二实施方式中的超声波图像解析装置的结构进行说明。另外，图 6 是示出本实施方式中的超声波图像解析装置的整体结构的框图，对于具有与图 1 所示的第一实施方式中的超声波诊断装置 100 的单元相同的结构以及功能的单元，附加同一标号并省略详细说明。

即，图 6 所示的超声波图像解析装置 200 具备：超声波图像数据保管部 16，保管从另外设置的超声波诊断装置经由网络或存储介质供给的时间序列的多个超声波图像数据和对这些超声波图像数据附加的心电波形的 R 波定时信息；内腔面积测量部 6，测量这些超声波图像数据中的心腔内面积；心跳期间设定部 7，从时间序列的超声波图像数据中检索心腔内面积成为最小的超声波图像数据（第一超声波图像数据）以及具有 R 波定时信息的超声波图像数据（第二超声波图像数据），根据利用第一超声波图像数据确定的收缩末期和利用第二超声波图像数据确定的扩张末期设定心肌组织的扩张期以及收缩期；以及时间阶段设定部 8，以收缩末期为基准而设定后续于该收缩末期的扩张期的心跳时间阶段（扩张期心跳时间阶段）。

另外，超声波图像解析装置 200 具备：运动参数测量部 9，针对从超声波图像数据保管部 16 时间序列地读出的超声波图像数据分别测量心肌组织的运动参数；参数图像数据生成部 10，根据所计算出的二维运动参数生成参数图像数据，对该参数图像数据附加从时间阶段设定部 8 供给的扩张期心跳时间阶段的信息并保存到自身的存储部；图像数据抽取部 11，从参数图像数据生成部 10 的存储部中保存的时

间序列的多个参数图像数据中抽取与扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据，进而从超声波图像数据存储部 5 中保存的多个超声波图像数据中抽取与该参数图像数据对应的超声波图像数据；显示部 12，合成并显示所抽取的超声波图像数据以及参数图像数据；输入部 13，进行运动参数的选择、扩张期中的期望心跳时间阶段的设定、针对从多个超声波图像数据中选择的基准超声波图像数据的心内膜以及心外膜的设定、各种指令信号的输入等；以及系统控制部 15a，总体上控制超声波图像解析装置 200 所具备的上述各单元。

（参数图像数据的生成/显示步骤）

接下来，使用图 7 的流程图对本实施方式中的参数图像数据的生成以及显示的步骤进行说明。其中，在图 7 中，对于与图 5 所示的第一实施方式中的参数图像数据的生成/显示步骤相同的步骤，附加同一标号并省略详细说明。

在生成参数图像数据之前，由另外设置的超声波诊断装置收集到的时间序列的多个超声波图像数据和基于对这些图像数据附加的心电波形的 R 波定时信息经由网络或存储介质被保管到超声波图像解析装置 200 的超声波图像数据保管部 16（图 7 的步骤 S21）。

然后，超声波图像解析装置 200 的操作在利用输入部 13 输入了被检体信息之后，利用运动参数选择部 131 选择对诊断适合的运动参数，进而进行参数图像数据的生成条件、超声波图像数据以及参数图像数据的显示条件等的初始设定（图 7 的步骤 S22）。

如果上述初始设定结束，则操作者从输入部 13 输入参数图像数据的生成开始指令。然后，通过对系统控制部 15a 供给该指令信号，开始生成时间序列的参数图像数据。

即，图像数据抽取部 11 从超声波图像数据保管部 16 中保管的时间序列的超声波图像数据中抽取具有 R 波定时信息的超声波图像数据而作为基准超声波图像数据并显示在显示部 12 的监视器 122 上。然后，观察显示在显示部 12 上的基准超声波图像数据的操作者使用

输入部 13 的内外膜设定部 133 对基准超声波图像数据的心肌组织设定心内膜以及心外膜（图 7 的步骤 S23）。

接下来，利用图 7 的步骤 S4 至 S6 的顺序对超声波图像数据设定扩张期心跳时间阶段，利用图 7 的步骤 S7 至 S8 的顺序生成基于上述超声波图像数据的时间序列的参数图像数据。然后，在图 7 的步骤 S9 中，对参数图像数据设定用于生成参数图像数据的超声波图像数据的扩张期心跳时间阶段，在图 7 的步骤 S10 中，从时间序列的多个参数图像数据以及超声波图像数据中抽取与利用输入部 13 设定的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据和超声波图像数据并显示在显示部 12 的监视器 122 上。

根据以上叙述的本发明的第二实施方式，在观察基于通过解析预先收集到的超声波图像数据而得到的心肌组织的运动参数的参数图像数据时，可以正确且可靠地显示与对诊断有效的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据。因此，诊断效率和诊断精度提高，并且操作者的负担降低。

特别，在本实施方式中，与第一实施方式同样地，根据从时间序列的超声波图像数据中选择出的心腔内面积成为最小的超声波图像数据来确定心肌组织的收缩末期，所以无需使用难以检测的心电波形的 T 波而可以正确地设定以上述收缩末期为基准的扩张期的期望心跳时间阶段，另外上述扩张期的期望心跳时间阶段是利用以扩张期为基准的 % 心跳时间阶段设定的，所以即使在心跳周期中存在个人差异的情况下也可以容易地设定对诊断有效的心跳时间阶段。

进而，根据上述第二实施方式，可以根据从另外设置的超声波诊断装置经由网络等供给的时间序列的超声波图像数据进行参数图像数据的生成和显示，所以操作者几乎不会受到时间和场所等的制约而可以高效地进行针对该被检体的诊断。

以上，对本发明的实施方式进行了叙述，但本发明不限于上述实施方式，可以进行变形而实施。例如，在上述实施方式中，对以下情况进行了叙述，使用超声波图像数据存储部 5 或超声波图像数据保管

部 16 中预先保存的时间序列的超声波图像数据来生成设定了扩张期心跳时间阶段的时间序列的参数图像数据，并从这些参数图像数据中选择并静止显示与扩张期的期望心跳时间阶段 P_{x0} 最接近的扩张期心跳时间阶段 P_x 下的 1 张参数图像数据，但也可以在多个心跳周期中选择扩张期心跳时间阶段 P_x 的参数图像数据，并连续显示这些参数图像数据，也可以使用图 4 所示的显示模式切换部 132 - c 来依次更新显示。

另外，也可以利用心跳期间设定部 7 以及心跳时间阶段设定部 132 预先设定收缩期的期间 T_s 以及从收缩末期到期望心跳时间阶段 P_x 为止的期间 T_x ，接下来根据从心电波形中的 R 波的发生定时经过了规定时间 T_0 ($T_0 = T_s + T_x$) 的时刻下从超声波图像数据生成部 4 或另外设置的超声波诊断装置供给的超声波图像数据，生成扩张期心跳时间阶段 P_x 的参数图像数据。根据该方法，可以以心跳周期单位实时显示扩张期心跳时间阶段 P_x 的参数图像数据，例如可以正确地观察运动负荷前后或药物负荷前后的被检体中的心肌组织的时间性变化。

另外，在上述实施方式中，对测量心肌组织的“歪斜”而作为运动参数的情况进行了叙述，但也可以测量“变位”、“旋转”、“扭转 (torsion)”、“速度”等而作为运动参数，也可以是表示它们的时间性变化的“歪斜速率”、“旋转速率”、“扭转速率”、“加速度”等。

进而，对将在发生电波波形的 R 波的定时得到的超声波图像数据设定成心内膜以及心外膜的初始设定中使用的基准超声波图像数据的情况进行了叙述，但也可以对基准超声波图像数据设定在任意的心跳时间阶段中得到的超声波图像数据。

另一方面，在超声波图像数据生成部 4 中生成的超声波图像数据不限于 B 模式图像数据，也可以是彩色多普勒图像数据和 TDI 图像数据那样的其它超声波图像数据等，另外这些超声波图像数据也可以是三维地生成的图像数据。

另外，在上述实施方式中，对在由参数图像数据生成部 10 生成

了时间序列的参数图像数据的时刻(图5或图7的步骤S9)设定期望心跳时间阶段 P_{x0} 的情况进行了叙述,但也可以在步骤S1的初始设定中设定上述期望心跳时间阶段 P_{x0} 。

另一方面,在上述实施方式中,对合成并显示参数图像数据和超声波图像数据的情况进行了叙述,但也可以排列显示或仅显示参数图像数据,或者也可以排列显示如运动负荷前后或药物负荷前后那样在摄影条件不同的状态下生成的由多个构成的期望心跳时间阶段 P_x 的参数图像数据。

进而,对利用心腔内面积成为最小的超声波图像数据确定心肌组织的收缩末期的情况进行了叙述,但对于收缩末期的确定,也可以根据利用超声波图像数据观察的大动脉瓣的闭塞定时进行,或者在易于观察心电波形中的T波的情况下,也可以根据该T波的发生定时进行。

另外,在上述实施方式中,叙述了对由超声波图像数据生成部4的对数变换器43进行对数变换而得到的超声波数据进行跟踪处理并测量各种运动参数的情况,但不限于此,也可以对从接收部22的加法器224输出的接收信号或包络线检波器41的输出信号进行跟踪处理。

进而,叙述了如下情况,对由参数图像数据生成部10生成的参数图像数据 $E1$ 至 EM 设定扩张期心跳时间阶段 $P1$ 至 PM ,并抽取具有与期望心跳时间阶段 P_{x0} 最接近的扩张期心跳时间阶段 P_x 的参数图像数据 E_x ,但也可以根据与期望心跳时间阶段 P_{x0} 最接近的扩张期心跳时间阶段 P_x 的超声波图像数据 D_x 直接生成参数图像数据 E_x 。

另外,还可以利用硬件来进行由图1或图6所示的内腔面积测量部6、心跳期间设定部7、时间阶段设定部8、运动参数测量部9、参数图像数据生成部10以及图像数据抽取部11的各单元进行的心腔内面积的测量、心肌组织的扩张期以及收缩期的设定、扩张期心跳时间阶段的设定、心肌组织的运动参数测量、参数图像数据的生成以及与期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段中的参数图像数据的抽取,但它们的全部或其一部分通常利用软件来进行。

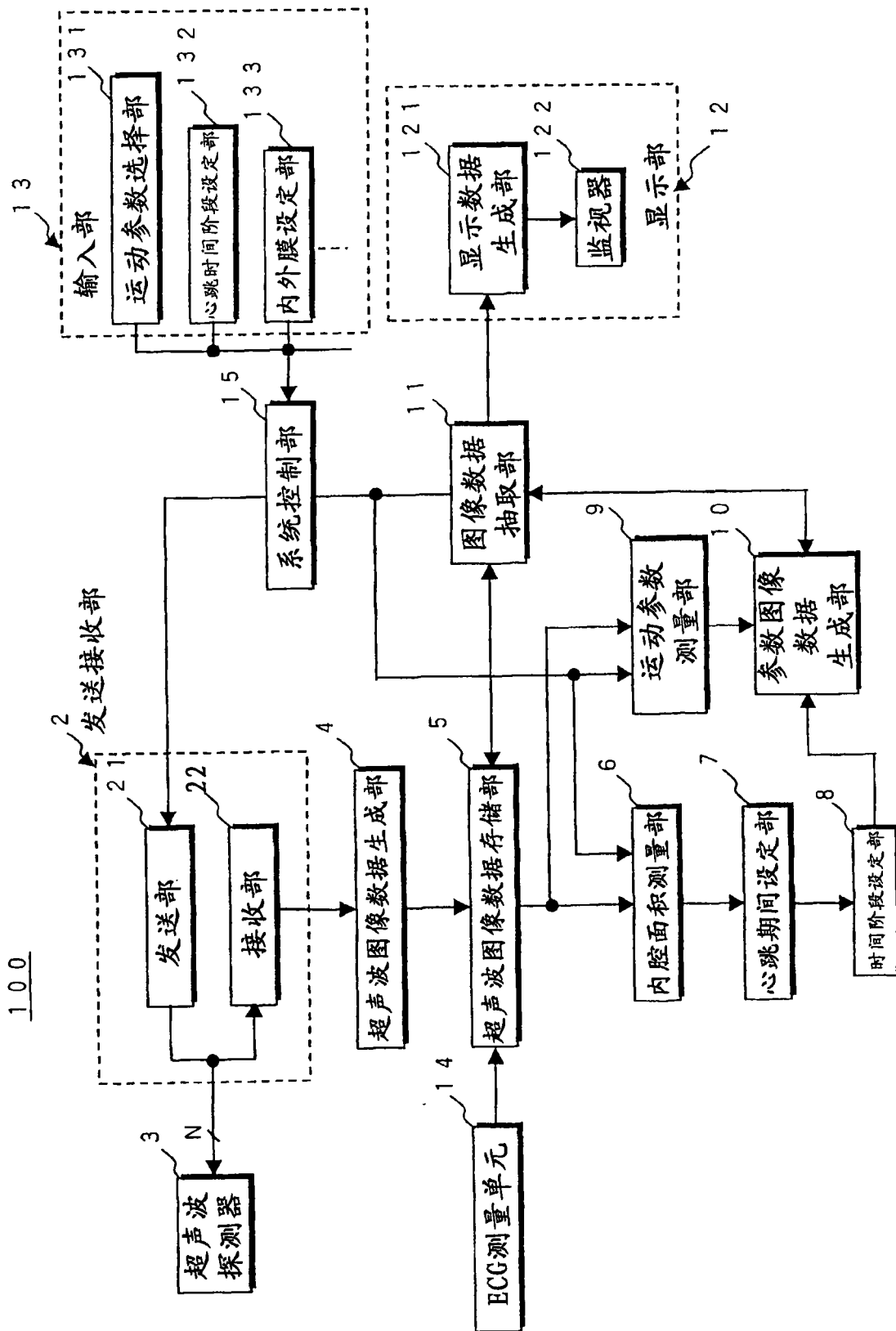


图1

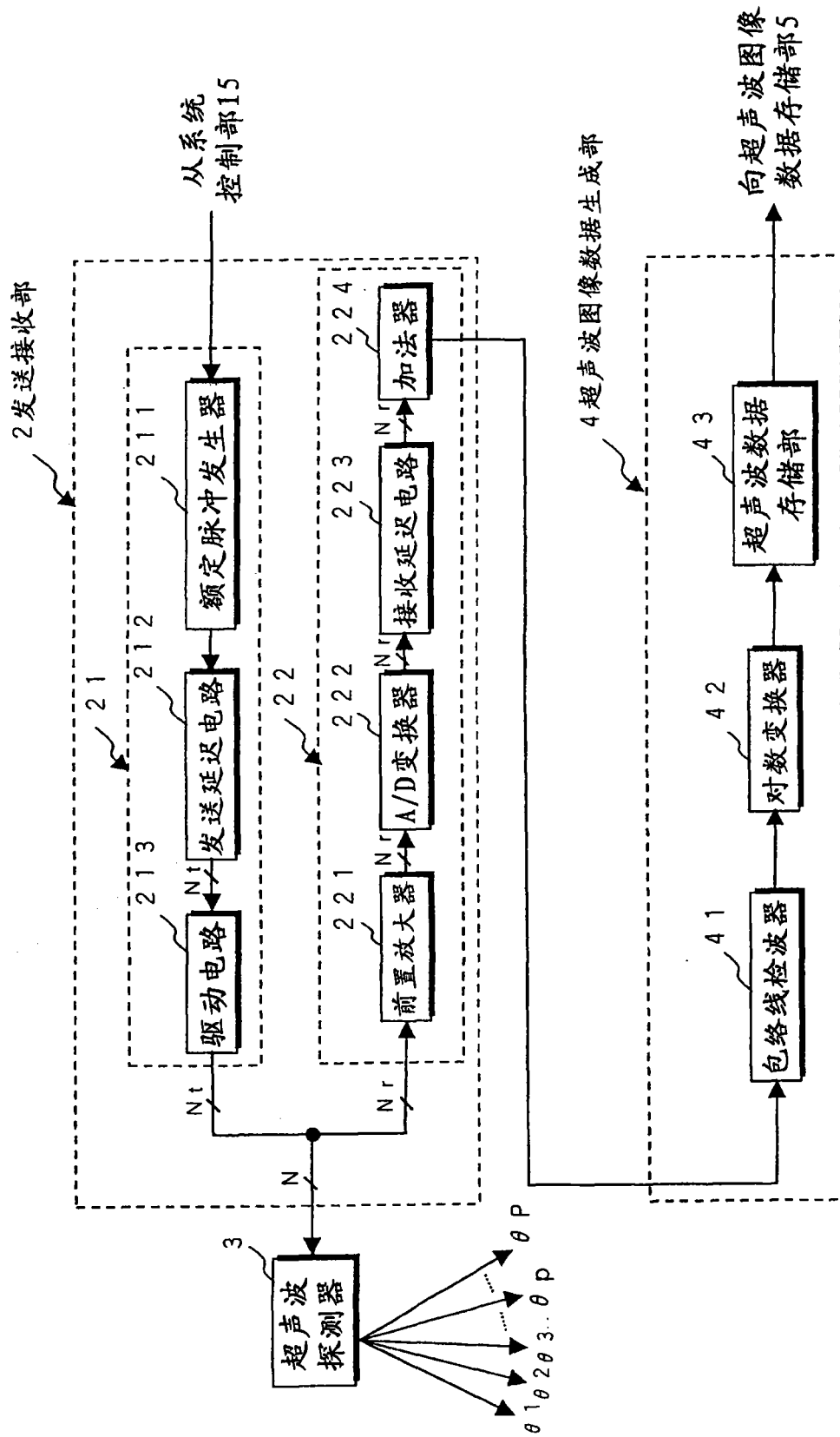


图2

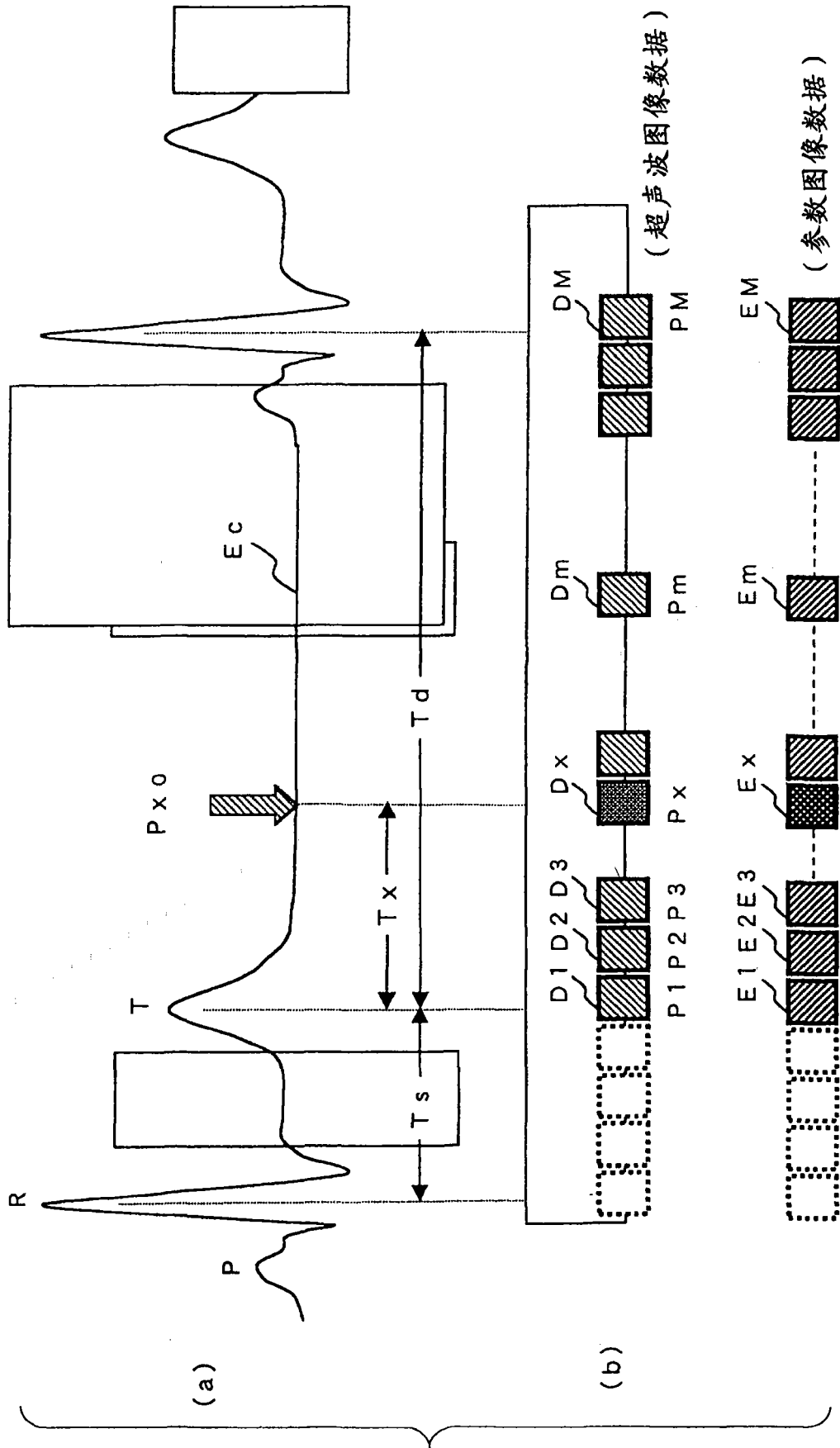


图3

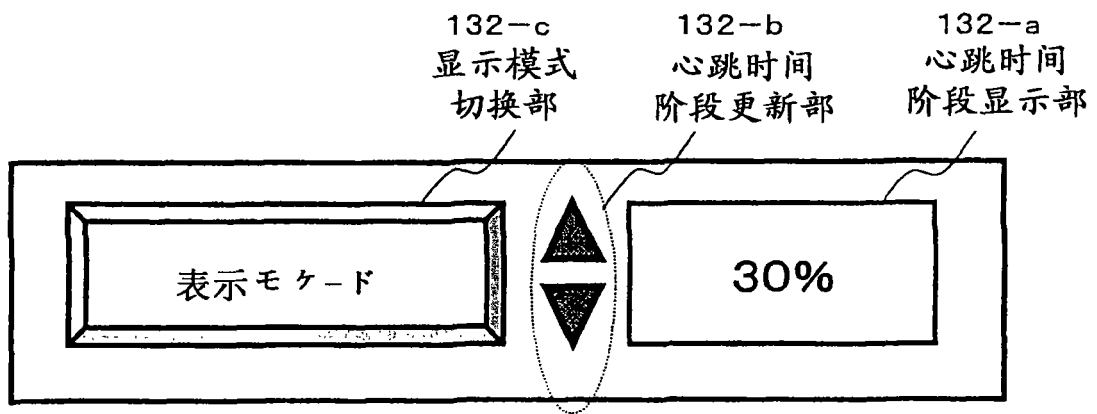


图4

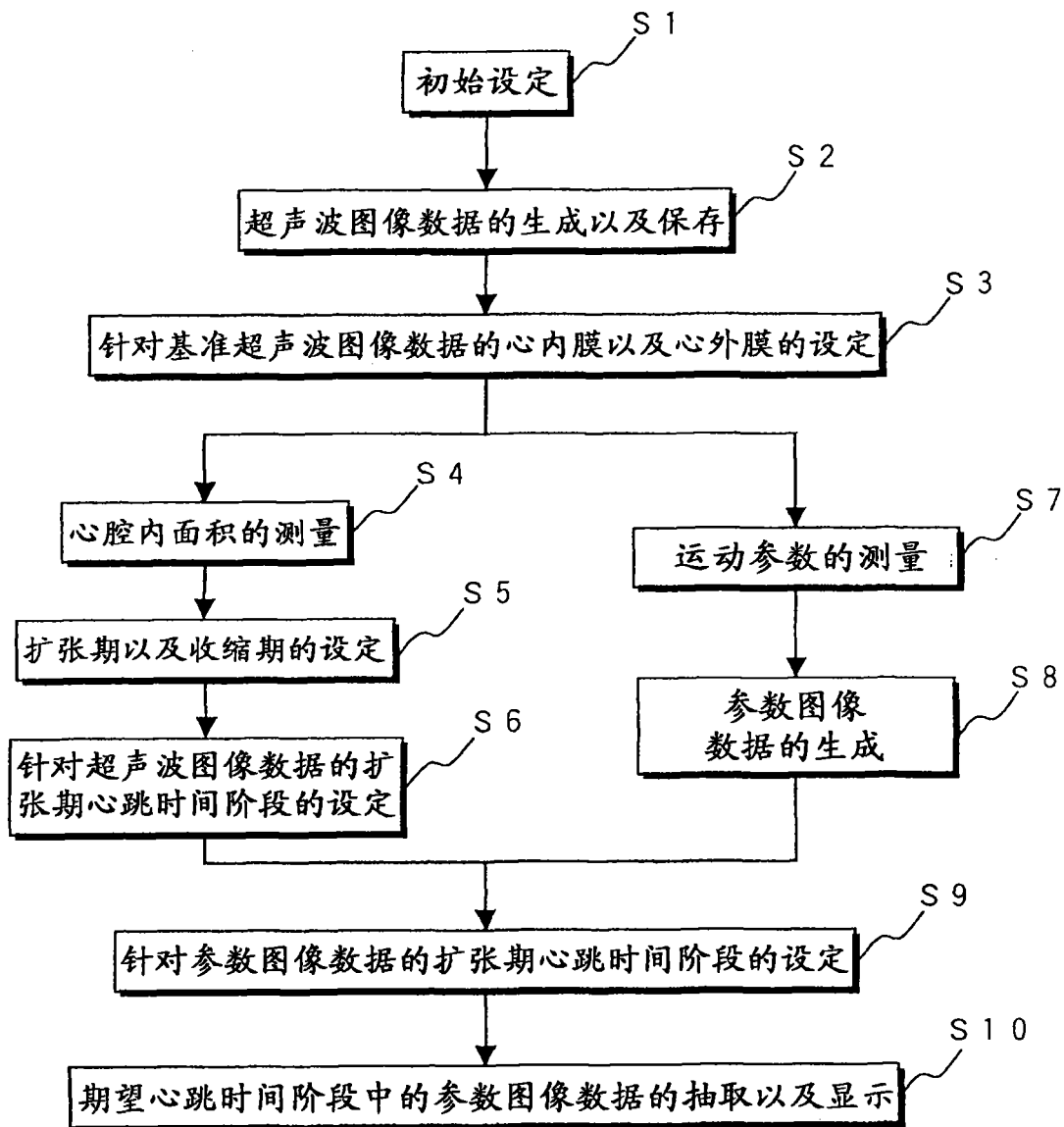


图5

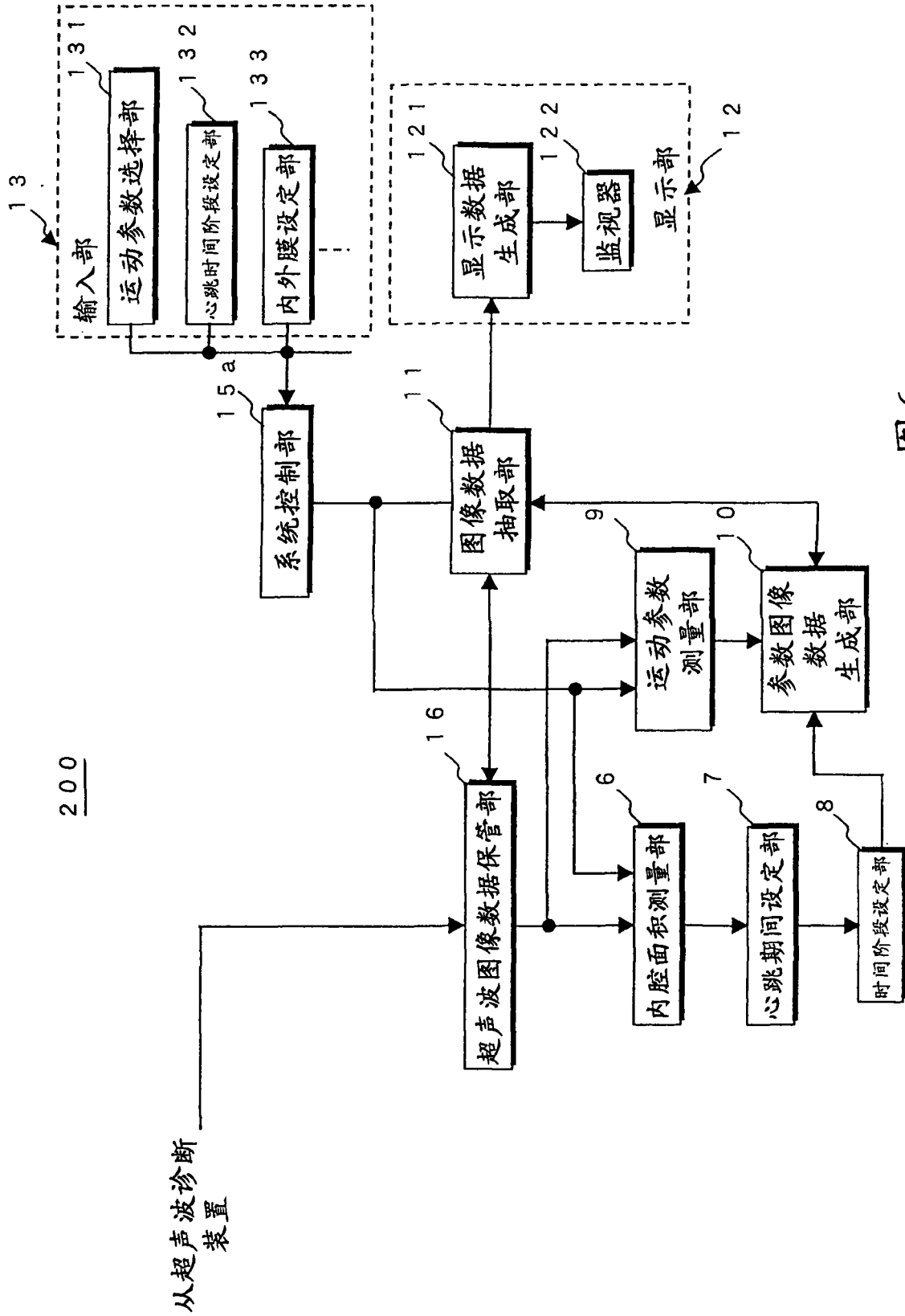


图6

200

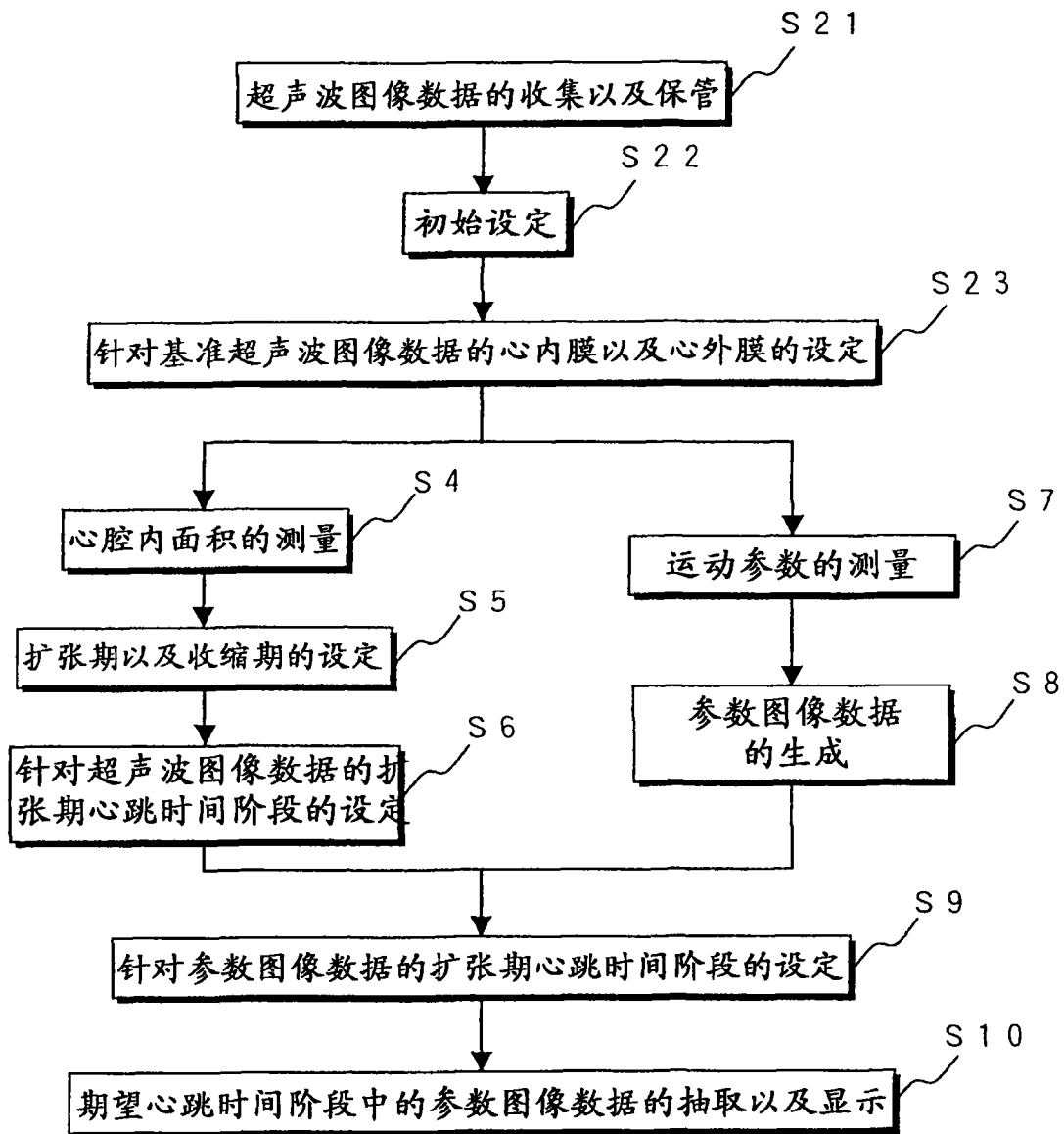


图7

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像解析装置以及超声波图像解析方法		
公开(公告)号	CN101461723A	公开(公告)日	2009-06-24
申请号	CN200810186381.1	申请日	2008-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社 关西电力株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社 关西电力株式会社		
[标]发明人	川岸哲也 阿部康彦 大内启之 石井克尚		
发明人	川岸哲也 阿部康彦 大内启之 石井克尚		
IPC分类号	A61B8/13		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2007329002 2007-12-20 JP 2008257511 2008-10-02 JP		
其他公开文献	CN101461723B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置、超声波图像解析装置及其方法。运动参数测量部(9)利用针对通过针对被检体的超声波发送接收得到的时间序列的超声波图像数据的跟踪处理，二维地测量心肌组织的运动参数。另一方面，时间阶段设定部(8)对参数图像数据生成部(10)根据运动参数生成的时间序列的参数图像数据分别附加以根据利用上述超声波图像数据的心腔内面积成为最小的时间阶段确定的收缩末期、和利用上述被检体的心电图波形中的R波确定的扩张末期设定的收缩末期为基准的扩张期心跳时间阶段。然后，图像数据抽取部(11)抽取附加了与利用输入部(13)设定的扩张期的期望心跳时间阶段最接近的扩张期心跳时间阶段的参数图像数据并显示在显示部(12)上。

