

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G06F 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610082046.8

[43] 公开日 2006 年 10 月 18 日

[11] 公开号 CN 1846630A

[22] 申请日 2006.1.18

[21] 申请号 200610082046.8

[30] 优先权

[32] 2005. 1. 18 [33] JP [31] 2005 - 009900

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 神田良一

[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 王永刚

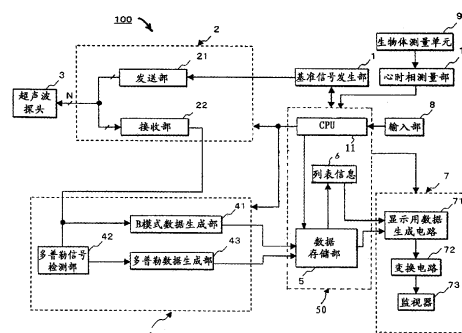
权利要求书 5 页 说明书 18 页 附图 9 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置及超声波数据生成方法

[57] 摘要

超声波诊断装置及超声波数据生成方法，在比较显示不同的多个负荷条件下所生成的应激图像数据之际，参照显示使对应该应激图像数据而生成的其它图像收集模式的图像数据(参照图像数据)。超声波诊断装置基于规定的应激图像收集协议(负荷条件及图像断面)而进行应激图像的生成和保存，根据从输入部所提供的指示信号将应激图像的生成中断，在该中断中，就同一的数据收集协议所收集的其它图像收集模式的参照图像数据与关于协议的索引信息一起保存在数据存储部中。显示部在读取所保存的上述规定数据收集协议的应激图像数据而比较显示之际，基于上述索引信息将对应该应激图像数据的参照图像数据读出而参照显示。



1、一种超声波诊断装置，具有这样的模式，即对被施加负荷的被检体发送接收超声波，根据规定的收集协议收集来自上述被检体的接收数据，
5 其特征在于，包括：

控制部，该控制部在控制上述超声波的发送接收的同时，控制根据上述规定的收集协议收集并显示上述负荷条件不同的多个应激图像数据的序列；

第 1 存储区域部，利用该第 1 存储区域部将上述多个应激图像数据保
10 存在规定的第 1 位置；

输入部，利用该输入部输入基于上述规定的收集协议的上述序列的中断指令并输入使上述中断的序列再次打开的指令；

参照数据生成部，利用该参照数据生成部，在上述序列中断中，采用上述接收数据，根据与上述规定的收集协议不同的其它的数据收集模式来
15 收集参照数据；

第 2 存储区域部，利用该第 2 存储区域部通过上述控制部的控制来存储上述参照数据、并且将涉及上述中断时的上述规定的收集协议的索引信息附加到上述参照数据并保存在规定的第 2 位置；

显示部，根据上述控制部的控制信号，显示上述第 1 存储区域部中所
20 保存的上述应激图像数据，并且根据附加到对应上述应激图像数据的上述参照数据的上述索引信息，将该参照数据参照显示。

2、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述索引信息至少含有表示所取得的负荷回波检测的信息、表示上述中断时所取得的数据的信息、进入上述中断前的上述收集协议的“Phase”和
25 “View”信息中的任何一个信息。

3、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述显示部将基于上述规定的收集协议所取得的上述多个应激图像数据集中作为一个图标进行显示，

上述中断中所取得的上述参照数据分别采用图标或缩略图进行显示。

30 4、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

进一步具有第3数据存储区，

上述显示部包括参照数据列表显示部和参照数据选择部，

上述参照数据列表显示部根据上述第2存储区中所保存的上述参照数据上所附加的上述索引信息，列表显示参照数据，

5 上述参照数据选择部选择上述被显示的参照数据列表上的参照数据。

5、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述索引信息含有上述被检体的心时相信息，

上述显示部与上述心时相信息同步显示上述应激图像数据。

6、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

10 上述显示部将上述参照数据列表显示，

上述输入部选择上述列表中所期望的参照数据。

7、如权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述显示部所显示的参照数据列表被分类成“Phase”、“View”、图像收集模式及数据种类的各项中的每一个。

15 8、一种超声波数据生成装置，对被检体进行超声波的发送接收，生成上述被检体的超声波图像，其特征在于，具有：

基于规定的协议生成控制条件不同的多个超声波数据的控制部；

使上述规定的协议中断和复原的操作部件；

20 对于在上述规定的协议中断后至被复原期间所收集的超声波数据，对应附加并保存与中断时的上述规定的协议有关的信息的数据存储部件。

9、如权利要求8所述的超声波数据生成装置，其特征在于，

上述规定的协议为用于使施加给上述被检体的负荷大小或上述被检体拍照目标不同而收集多个超声波数据的协议。

10、如权利要求8所述的超声波数据生成装置，其特征在于，

25 进一步具有显示上述超声波数据的显示部，

上述控制部以下述方式进行控制，即以规定的格式显示基于上述规定的协议所取得的多个超声波数据，将该协议的数据收集被中断期间所收集的超声波数据对应附加于该协议之上并显示为多个。

11、如权利要求8所述的超声波数据生成装置，其特征在于，具有

30 用于选择上述协议被中断期间所取得的多个超声波数据的选择部件，

显示控制部，对与对应附加于上述选择部件所选择的超声波数据上而存储的上述协议有关的信息进行显示控制。

12、一种超声波诊断方法，具有基于来自被施加负荷的被检体的接收数据的应激图像收集模式，其特征在于，包括：

5 基于规定数据协议，控制上述负荷条件不同的多个应激图像收集序列、

在第1存储区保存上述应激图像收集数据、

操作将基于上述规定数据协议的上述图像收集/显示序列中断及再打开的指令输入、

10 在上述图像收集/显示序列中断中，采用上述接收信号收集根据其他的数据收集模式的参照数据、

将关于上述规定图像协议的索引信息附加于上述参照数据中并保存在第2存储区、

15 重构上述第1存储区中所保存的上述应激图像并进行显示之际，基于对应上述应激图像的上述参照数据中所附加的上述图像协议信息将该参照数据进行参照显示。

13、如权利要求12所述的超声波诊断方法，其特征在于，

20 上述索引信息至少含有表示所取得的负荷回波检测的信息、表示中断时所取得的数据的信息、进入中断前的收集模式的“Phase”和“View”信息中的任何一个信息。

14、如权利要求12所述的超声波诊断方法，其特征在于，

将由基于上述协议的收集模式所取得的多个应激图像数据集中作为一个图标进行显示，

上述中断中所取得的参照数据分别采用图标或缩略图进行显示。

25 15、如权利要求12所述的超声波诊断方法，其特征在于，

基于上述第2存储区中所保存的上述参照数据上所附加的上述索引信息，将列表显示参照数据的数据保存在第3数据存储区，

显示上述参照数据列表和参照数据选择操作部，

30 通过上述参照数据选择操作，选择显示上述参照数据列表上的参照数据。

- 16、如权利要求 12 所述的超声波诊断方法，其特征在于，
上述索引信息含有上述被检体的心时相信息，
与上述心时相信息同步显示上述各协议的应激图像数据。
- 17、如权利要求 12 所述的超声波诊断方法，其特征在于，
5 列表显示上述参照数据，
选择操作上述显示列表中的所期望的参照数据。
- 18、如权利要求 17 所述的超声波诊断方法，其特征在于，
上述参照数据列表被分类成“Phase”、“View”、图像收集模式及数据种
类的各项目中的每一个进行显示。
- 10 19、一种超声波数据生成装置，对被检体进行超声波的发送接收，生
成上述被检体的超声波图像，其特征在于，具有：
基于规定的协议而条件不同的多个应激图像生成部、
生成模式与上述规定的协议不同的参照数据的参照数据生成部、
显示上述应激图像和上述参照数据的显示部、
15 控制上述应激图像生成部和上述参照数据生成部以及上述显示部的控
制部；
使上述规定的协议中断和复原的指令操作部件；
对于在上述规定的协议中断后至被复原期间所收集的参照数据，对应
附加并保存与中断时的上述规定的协议有关的信息的数据存储部件。
- 20 20、如权利要求 19 所述的超声波数据生成装置，其特征在于，
上述显示部具有参照数据列表显示部和参照数据选择部，上述参照数
据列表显示部基于与上述第 2 存储部中所保存的上述参照数据上所附加的
上述协议有关的信息列表显示参照数据，
参照显示由上述被显示的参照数据列表所选择的参照数据。
- 25 21、如权利要求 19 所述的超声波数据生成装置，其特征在于，
上述参照数据生成部为根据与上述应激图像收集模式不同的图像收集
模式所生成的图像数据、原数据或测量值数据中的任一个。
- 22、如权利要求 19 所述的超声波数据生成装置，其特征在于，
上述应激图像生成部基于上述接收数据而生成 B 模式图像数据，上述
30 参照数据的生成为至少生成组织多普勒图像数据和血流多普勒图像数据中

的任何一个。

23、一种超声波数据生成方法，对被检体进行超声波的发送接收，生成上述被检体的超声波图像，其特征在于，包括：

- 5 基于规定的协议，生成条件不同的多个应激图像；
- 生成模式与上述规定的协议不同的参照数据；
- 显示上述应激图像和上述参照数据；
- 控制上述应激图像和上述参照数据的生成，并且控制上述显示；
- 进行使上述规定的协议中断和复原的操作；
- 对于在上述规定的协议中断后至被复原期间所收集的超声波图像，对
- 10 应附加并保存与中断时的上述规定的协议有关的信息。

24、如权利要求 23 所述的超声波数据生成方法，其特征在于，
上述规定的协议为用于使施加给上述被检体的负荷大小或上述被检体的拍照目标不同而收集多个超声波图像的协议。

- 25、如权利要求 23 所述的超声波数据生成方法，其特征在于，
- 15 显示上述超声波图像，
- 采用下述方式进行控制，即以规定的格式显示基于上述规定的协议所取得的多个图像，将该协议的图像收集被中断期间所收集的超声波图像对应附加于该协议之上并显示为多个。

- 26、如权利要求 23 所述的超声波数据生成方法，其特征在于，
- 20 可选择上述协议被中断期间所取得的多个超声波图像，
- 显示控制与对应附加于上述所选择的超声波图像上而存储的上述协议有关的信息。

超声波诊断装置及超声波数据生成方法

5 相关申请的交叉参考

本申请要求并享有于 2005 年 1 月 18 日提交的日本专利申请 No.2005-9900 的优先权，其全文内容特引入本申请作为参考。

技术领域

10 本发明涉及超声波诊断装置及超声波数据生成方法，尤其涉及具有用于对患者（被检体）施加运动或药物等负荷而得到图像的负荷回波检测（应激回波描记术：stress echography）的图像收集模式及对该收集模式进行中断、复原功能的超声波诊断装置及超声波数据生成方法。

15 背景技术

超声波诊断装置是采用将从内置于超声波探头的超声波振子发出的超声波发送至患者、上述超声波振子接收生物体内反射或散射来的超声波反射波信号的方式，将生物体内组织结构或来自血球的生物体信息影像化而在监视器上显示的影像装置。超声波诊断装置特征在于采用简单操作而可
20 得到实时动画图像，作为医疗诊断装置，对于心脏功能诊断为首选装置。

在采用超声波诊断装置的心脏功能诊断中，被广泛采用的是对患者施加运动或药物等负荷并观察对应负荷的心肌运动变化的负荷回波检测（应激回波描记术）。在进行负荷回波检测的超声波诊断装置中，根据事先所设定的应激回波协议，预备一个用于一边改变不同负荷状态（例如负荷大小）一边重复收集黑白调谐图像即 B 模式图像数据并将在该不同负荷状态
25 下所收集的多幅 B 模式图像高效地图像显示于监视器上进行观察、评价的专用模式（下面称为应激回波包，即“SEP”）。

SEP 收集协议具有“Phase”和“View”。“Phase”定义为负荷状态相对于生物体的大小，“View”定义为在该“Phase”负荷状态下所得到的图像断面。
30 即，根据由不同“Phase”和几个“View”组合成的数据收集序列，来收集 B 模

式图像。

例如在采用称为“多巴酚丁胺 (Dobutamine)”的药物的负荷回波检测时, 负荷大小即“Phase”例如可分为“无负荷 (0 γ)”、“10 γ ”、“20 γ ”、“40 γ ”4段, 在该4段的每个“Phase”中, 收集协议可由取得的4个“View”(图像断面)例如“短轴像”、“长轴像”、“4腔像”、“2腔像”组成。另外, “Phase”和“View”也可以定义为上述之外。

在SEP的观察模式及比较模式下, 根据该负荷回波检测特有的收集协议所取得的多个B模式图像, 一般同时显示对应所定义的“Phase”的“View”图像。例如, “Phase”为上述4段“无负荷 (0 γ)”、“10 γ ”、“20 γ ”、“40 γ ”的场合, 例如每个“Phase”下, “View”取为4个“短轴像”, 则各“Phase”下4个“短轴像”全部显示在同一监视器上。因此, 在负荷回波检测中, 采用对每个不同“Phase”都将多个断面图像显示于同一画面上的方式, 可以明确比较、诊断由于负荷状态的不同而产生的心肌运动的不同。

近来, 对于这种负荷回波检测, 不仅要求进行收集B模式图像, 还要求在超声波诊断装置中所预备的其他种模式例如可彩显多普勒模式或TDI (组织多普勒图像) 模式下进行图像收集或原数据 (raw data) 的收集、测量的期望增强。

日本专利申请公开 6-285066 公开了根据多普勒模式的应激回波描记术。提出了一种根据对被检体施加负荷前和施加负荷后的超声波发送接收所得到的接收信号的多普勒分量生成表示心脏壁运动速度的多普勒图像, 计算出负荷施加前的心脏壁的运动速度和负荷施加后心脏壁的运动速度的差或比率, 从而评价心脏功能的方法。

如上述所期望的, 在B模式图像收集中, 为了可进行在其他的模式例如多普勒模式下的操作, 须中断事先所设定的B模式图像的收集协议, 并返回一次到可自由操作超声波诊断装置的常规的状态。在此基础上, 进行变到其他模式的操作, 并进行该变更模式中的图像收集及测量。如果变更模式下的图像收集或测量结束, 有必要再一次复原到B模式图像收集模式中。装置中所设中断开关处于中断收集协议、超声波诊断装置可自由操作的常规状态。此后, 通过按下设于装置中的复原开关, 复原至B模式图像收集模式, 以收集根据事先所设定的B模式图像协议的图像。

然而，在中断预先所设定的应激图像收集协议、将超声波诊断装置返回常规状态时，在收集协议中断中所收集的图像或测量值中，不能判断由哪个“Phase”得到哪个数据。因此，存在不能区分哪个“Phase”和“View”被采用，接着不能取得对应关系的问题。因为需要通过检查负荷产生的影响，所以如果不能分清是哪个“Phase”所取得的数据则意味着负荷回波检测不能进行。如果采用应激回波收集模式，在 SEP 的检查模式中，则可采用如上述最合适的布局进行显示。然而，存在在应激回波收集协议中断中所取得的图像或测量值中，不能区分由 SEP 的收集模式的哪个“Phase”所取得的哪个数据，在 SEP 观察模式下不能如上述最适显示，只可显示为与在装置常规模式下所取得的数据的显示相同的问题。

发明内容

本发明为了解决这个问题，提供一种超声波诊断装置及超声波数据生成方法，通过在根据应激回波协议的收集模式中断中所得到的被获取的参照图像、原数据、测量值等数据中，附加关于中断时应激回波协议的索引信息，可将含有收集协议中断中所取得的图像数据的各种数据以 SEP 的观察模式进行显示。

因此，本发明的超声波诊断装置，具有这样的模式，即对被施加负荷的被检体发送接收超声波，根据规定的收集协议收集来自上述被检体的接收数据，其特征在于具有：

控制部，该控制部在控制上述超声波的发送接收的同时，控制根据上述规定的收集协议收集并显示上述负荷条件不同的多个应激图像数据的序列；

第 1 存储区域部，利用该第 1 存储区域部将上述多个应激图像数据保存在规定的第 1 位置；

输入部，利用该输入部输入基于上述规定的收集协议的上述序列的中断指令并输入使上述中断的序列再次打开的指令；

参照数据生成部，利用参照数据生成部，在上述序列中断中，采用上述接收数据，根据与上述规定的收集协议不同的其它的数据收集模式来收集参照数据；

第2存储区域部,利用该第2存储区域部通过上述控制部的控制来存储上述参照数据、并且将涉及上述中断时的上述规定的收集协议的索引信息附加到上述参照数据并保存在规定的第2位置;

5 显示部,根据上述控制部的控制信号,显示上述第1存储区域部中所保存的上述应激图像数据,并且根据附加到对应上述应激图像数据的上述参照数据的上述索引信息,将该参照数据参照显示。

本发明的超声波数据生成装置,对被检体进行超声波的发送接收,生成上述被检体的超声波图像,其特征在于具有:

10 基于规定的协议对多个条件不同的超声波数据进行生成控制的控制部、

使上述规定的协议中断和复原的操作部件;

对于在上述规定的协议中断后至被复原期间所收集的超声波数据,对应附加并保存与中断时的上述规定的协议有关的信息的数据存储部件。

15 本发明的超声波诊断方法,具有基于来自被施加负荷的被检体的接收数据的应激图像收集模式,其特征在于,包括:

基于规定数据协议,控制上述负荷条件不同的多个应激图像收集序列、

在第1存储区保存上述应激图像收集数据、

20 操作将基于上述规定数据协议的上述图像收集/显示序列中断及再打开的指令输入、

在上述图像收集/显示序列中断中,采用上述接收信号收集根据其他的数据收集模式的参照数据、

将关于上述规定图像协议的索引信息附加于上述参照数据中并保存在第2存储区、

25 重构上述第1存储区中所保存的上述应激图像并进行显示之际,基于对应上述应激图像的上述参照数据中所附加的上述图像协议信息将该参照数据进行参照显示。

本发明的超声波数据生成方法,对被检体进行超声波的发送接收,生成上述被检体的超声波图像,其特征在于,包括:

30 基于规定的协议,生成条件不同的多个应激图像、

生成模式与上述规定的协议不同的参照数据、
显示上述应激图像和上述参照数据、
控制上述应激图像和上述参照数据的生成，并且控制上述显示；
进行使上述规定的协议中断和复原的操作；

- 5 对于在上述规定的协议中断后至被复原期间所收集的超声波图像，对应附加并保存与中断时的上述规定的协议有关的信息。

根据本发明，采用以下方式，即在基于应激回波协议的图像收集模式的中断中所得到的图像、原数据、测量值等的中断时收集数据中，附加并保存表示所取得的负荷回波检测的信息、表示中断中所取得的数据的信息、刚进入中断前收集模式的“Phase”和“View”的信息，通过在应激回波图
10 像的观察模式中，指定中断中所取得的数据中所附加的信息，可以以适当的形态显示该数据。因此，应激回波描记术中的诊断精度和诊断效率可大幅度提高。

15 附图说明

结合入并构成本说明书一部分的附图阐述本发明各种实施例和/或特征，并和说明书一起用于解释本发明。所有附图中用于描述相同或类似部件的附图标记尽可能采用相同的标记。附图中：

图 1 表示本发明实施例中的超声波诊断装置的整体结构方框图。

20 图 2 表示图 1 实施例中的发送接收部及数据生成部的结构方框图。

图 3 表示图 1 实施例的数据存储部中所保存的各种图像数据示意图。

图 4 表示图 1 实施例的系统控制部中的存储电路中所保存的应激回波协议的具体例。

图 5 表示图 1 实施例中的应激图像数据和参照图像数据的生成顺序流程图。
25 程图。

图 6 表示图 1 实施例中的应激图像数据的比较显示顺序的流程图。

图 7 表示图 1 实施例的显示部所显示的图像数据列表的具体例。

图 8 表示图 1 实施例的显示部所显示的应激图像数据的显示例。

图 9 表示图 1 实施例的显示部中所显示的参照图像数据列表的具体
30 例。

具体实施方式

参照附图对本发明的实施例进行说明。以下的说明中，将基于应激回波协议而取得的 B 模式图像简称为应激图像，将与应激图像采用同样的应激回波协议而收集的
5 组织多普勒图像及血流多普勒图像分别称为参照组织多普勒图像及参照血流多普勒图像（总称参照多普勒图像），以与超声波诊断装置的常规模式下所取得的图像相区别。

根据本发明的超声波诊断装置及超声波数据生成方法，在中断预先设定的具有“Phase”和“View”的组合的应激回波协议中的应激图像的取得时，
10 在将中断中所取得的图像数据、原数据及测量值等的各参照数据保存于装置内的存储部或装置外的存储装置（例如硬盘）之际，将关于中断时的应激回波协议的参照作为索引信息附加在各参照数据中并保存。作为所附加的索引信息，包含应激回波检测中所取得的图像即表示该图像的信息、表示是关于哪个应激回波检测中的数据的信息、关于应激回波检测的“Phase”
15 的信息、关于应激回波检测中的“View”的信息。对于关于应激回波协议的“Phase”和“View”的索引信息，采用进入中断时的“Phase”和“View”。

根据本发明的超声波诊断装置及超声波数据生成方法，在 SEP 的观察模式中，基于附加于各参照数据的这些索引信息读出并参照显示。进一步，通过按下显示相关数据的开关，可以显示该应激回波检测的收集模式
20 的中断中所取得的所有参照信息的列表。在列表中采用“Phase”和“View”、数据的种类（图像数据、原数据、测量值）、数据取得时的图像模式等项目分类，可以分别列表显示每个分类项目。例如，在通过项目“数据的种类”来选择图像数据中，仅列出图像模式的列表，该分类可以最上位是“Phase”、然后是“View”来构成。

25 进一步，在本发明的超声波诊断装置及超声波数据生成方法中，在列表被显示的状态下，如果点击索引信息，各情报分别以适当的形式被显示。例如，如果是普通的图像则作为普通超声波诊断装置图像被显示。如果是像原数据的特殊格式的数据，则打开显示该数据的软件以显示数据。在下面说明的本发明的实施例中，仅应激回波检测中的数据收集采用超
30 声波诊断装置进行，表示的是 B 模式数据的观察、评价在工作站的监视器上

进行的情况。工作站的图表菜单中, SEP 所取得的 B 模式图像可以全部集中在一个图标中被显示, 应激图像协议的中断中所取得的数据分别采用图标或缩略图一个一个地被显示。即, 中断中所取得的数据也可以分别显示。SEP 所取得的 B 模式图像通过点击 SEP 的图标打开 SEP 在观察模式下被显示。因此, 如果点击其它数据的开关, 中断中所取得的数据列表被显示, 如果选择分类项目, 每个项目的参照数据被显示。

图 1 表示本发明实施例中的超声波诊断装置的整体结构方框图, 图 2 表示构成该超声波诊断装置的发送接收部及数据生成部的方框图。本发明所适用的超声波诊断装置 100 具有产生超声波脉冲的驱动信号发生部 1、由通过超声波探头 3 采用来自驱动信号发生部 1 的驱动信号向施加负荷的生物体 (未图示) 发送超声波的发送部 21 和接收被生物体反射、散射而返回来的超声波回波信号的接收部 22 组成的发送接收部 2、处理来自接收部 22 的超声波接收信号并生成图像的图像数据生成部 4。

数据生成部 4 具有用于对从接收部 22 的加法器 224 所输出的接收信号生成 B 模式数据的 B 模式数据生成部 41、对上述接收信号进行正交检波而进行多普勒信号检测的多普勒信号检测部 42、基于检出的多普勒信号进行血流多普勒数据或组织多普勒数据的生成的多普勒数据生成部 43。进一步地, 本发明超声波诊断装置的系统控制部 50 具有: 对装置整体进行控制的 CPU11; 存储部 5, 该存储部 5 用于保存图像数据生成部 4 所取得的超声波接收数据以及该取得数据上所附加的该数据取得时的协议等索引信息。进一步该装置具有显示部 7, 该显示部 7 用于将取得数据进行重构、在对应于超声波束的发送接收的位置上映像 (mapping)、构成进行显示用布局的图像并在监视器 73 上显示。

超声波探头 3 的超声波发送接收面被固定在被检体的体表面所希望的位置, 通过 CPU11 的控制信号, 执行用于相对最初的扫描方向 $\theta 1$ (图 2) 得到 B 模式数据的超声波发送接收。发送部 21 的速率脉冲发生器 211 通过将驱动信号发生部 1 所提供的驱动信号予以分频, 生成确定被检体内所发射的超声波脉冲的重复周期的速率脉冲并将该速率脉冲提供至信号发送延迟电路 212。发送延迟电路 212 对速率脉冲施加用于将超声波聚束在规定深度的聚束用延迟时间和用于将超声波发送到扫描方向 $\theta 1$ 上的偏向用延迟

时间, 将该速率脉冲提供到脉冲发生器 213。脉冲发生器 213 通过缆线 (未图示) 将速率脉冲所生成的驱动信号提供到超声波探头 3 中的 N 个超声波振子中, 相对被检体的第 1 扫描方向 θ_1 发射超声波脉冲。被检体上所发射的超声波脉冲的一部分, 在声抗不同的脏器间的界面或组织中反射, 当该
5 超声波在心脏壁或血球等运动的某个反射体上反射时, 该超声波频率发生多普勒偏移。

在被检体的组织或血球上反射的超声波反射波 (接收超声波) 由超声波探头 3 的超声波振子接收并被转换成电信号 (接收信号)。接收信号在接收部 22 中的 N 个信道的独立的前置放大器 221 中被增幅为规定大小之
10 后, 在 A/D 变换器 222 中被转换成数字信号。转换成数字信号的接收信号由接收延迟电路 223 施加规定的延迟时间之后, 在加法器 224 中被加法合成并被提供到数据生成部 4 的 B 模式数据生成部 41 中。此时, 接收延迟电路 223 中, 根据来自系统控制部 11 的控制信号, 设定用于将从规定深度来的超声波反射波聚束的延迟时间和在扫描方向 θ_1 上对超声波反射波具有强
15 烈接收定向性的延迟时间。被提供到 B 模式数据生成部 41 的加法器 224 的输出信号, 在完成包络线检波和对数变换之后, 被保存在图 1 数据存储部 5 中的 B 模式数据存储区 51a (第 1 存储部, 参照图 3) 中。

输入部 8 进行被检体信息的输入、图像收集模式的选择、发送接收条件的设定、进一步进行各种指令信号的输入操作。生物体测量单元 9 检测
20 被检体的 ECG (心电图) 信号或收集心音波形 (PCG 波形), 心时相测量部 10 将所检出的 ECG 信号的例如 R 波作为基准测量心时相。还可以具有从数据存储部 5 内或外部所保存的数据中所附加的索引信息收集列表信息的列表信息收集部 6。

超声波探头 3 具有多个 (N 个) 用于使末端部与被检体表面接触而进行超声波发送接收的微小超声波振子。该超声波振子在发送时将电脉冲变换为发送超声波, 发射方向由延迟电路 212 调整。在接收时, 超声波振子将超声波反射波变换为接收信号, 超声波探头 3 通过 ECG 缆线与发送接收
25 部 2 内的发送部 21 和接收部 22 连接。超声波探头 3 中有扇形扫描用、线形扫描用、凸形扫描用探头, 可根据诊断部位任意地选择。在本实施例中, 采用的是扇形扫描用超声波探头 3, 作为测量心脏功能的目的。
30

如图 2 所示,生成用于通过超声波探头 3 发射发送超声波的驱动信号的发送部 21 具有速率脉冲发生器 211、发送延迟电路 212 和脉冲发生器 213。速率脉冲发生器 211 通过将驱动信号发生部 1 所提供的连续波或矩形波分频,生成确定发送超声波重复周期的速率脉冲并将该速率脉冲提供至发送延迟电路 212。发送延迟电路 212 具有与发送所使用的超声波振子相同数目(N 个信道)的独立的延迟电路。发送时,采用细光束宽度对速率脉冲施加用于在规定深度将发送超声波聚束的延迟时间和用于在规定方向(图中为 $\theta 1-\theta P$)将发送超声波发射的延迟时间,该速率脉冲被提供到脉冲发生器 213 中。脉冲发生器 213 具有 N 个信道的独立的驱动电路,基于上述速率脉冲生成用于驱动内置于超声波探头 3 的超声波振子的驱动脉冲。

接收部 22 对来自超声波探头 3 的接收信号进行定相加法运算。接收部 22 具有含有 N 个信道的前置放大器 221、A/D 变换器 222、接收延迟电路 223、加法器 224。前置放大器 221 将由超声波振子变换成接收电信号的微小信号增幅以确保足够的 S/N。在该前置放大器 221 中,增幅为规定大小的 N 个信道的接收信号由 A/D 变换器 222 变换成数字信号、送到接收延迟电路 223 中。接收延迟电路 223 将用于来自规定深度的超声波反射波聚束的聚束用延迟时间和用于对规定方向设定接收定向性的偏向用延迟时间施加到每个从 A/D 变换器 222 所输出的 N 个信道的接收信号中,加法器 224 对来自这些接收延迟电路 223 的接收信号进行加法运算。即,通过接收延迟电路 223 和加法器 224 对从规定方向得到的接收信号进行定相加法运算。

B 模式图像数据生成部 41 具有包络线检波器 411 和对数变换器 412,包络线检波器 411 对从接收部 22 的加法器 224 所提供的定相加法运算后的接收信号进行包络线检波,该包络线检波信号在对数变换器 412 中其振幅被对数变换。通常,来自被检体内的接收信号具有大于等于 80dB 的很宽的动态范围的振幅,在将其显示于具有常规 30dB 大小的动态范围的电视监视器上的情况中,有必要根据对数变换进行振幅压缩。另外,可以构成为包络线检波器 411 和对数变换器 412 更换顺序。

多普勒信号检测部 42 具有 $\pi/2$ 移相器 421、第 1 和第 2 混频器 422-1 和 422-2、第 1 和第 2 低通滤波器(LPF) 423-1 和 423-2。对于接收部 22 的加法器 224 所提供的接收信号进行正交相位检波而检测多普勒信号。输入多

普勒信号检测部 42 的信号被输入第 1 和第 2 混频器 422-1、422-2 的各第 1 输入端子。具有和该输入信号的中心频率大致相等的频率的驱动信号的矩形波被直接提供到第 1 混频器 422-1 的第 2 输入端子。另一方面，在 $\pi/2$ 移相器 421 中驱动信号的相位被相移 90 度后被提供于第 2 混频器 422-2 的第 2 输入端子中。第 1 和第 2 混频器 422-1 和 422-2 的各输出分别提供到第 1 和第 2 LPF 423-1 和 423-2，仅检出接收部 22 的输出信号频率和驱动信号发生部 1 的输出信号频率的差的分量。

多普勒信号检测部 42 进行各模式所特有的处理。即，对由相对规定扫描方向的多次发送接收而得到的接收信号进行正交相位检波，将得到的 I 分量（复信号的实部）和 Q 分量（复信号的虚部）提供到多普勒数据处理部 43。多普勒数据处理部 43 具有将多普勒信号检测部 42 的多普勒信号暂时保存的多普勒信号存储电路 431、进行用于将组织信号和血流信号分离的高通滤波器处理的 MTI（移动目标指示或壁）滤波器 432，用于检测血流或组织的移动速度的自相关运算器 433。即，作为数字滤波器的 MTI 滤波器 432 读出保存于多普勒信号存储电路 431 中的多普勒信号，对该多普勒信号将关于血流信息的分量或关于心脏壁移动信息的分量抽取出来。自相关运算器 433 对于由 MTI 滤波器 432 所抽取的多普勒分量计算出自相关值，基于该自相关值，以扫描方向单位生成表示血流或心脏壁移动速度的血流多普勒数据和组织多普勒数据。

MTI 滤波器 432 在取出血流多普勒分量时，设定为用于排除分布在低频区的组织多普勒分量的高通滤波器特性或带通滤波器特性。在取出组织多普勒分量之际，尽管可以采用设定为用于排除血流多普勒分量的低通滤波器特性的 MTI 滤波器，但是由于血流多普勒分量显著小于组织多普勒分量，所以未必一定需要 MTI 滤波器。

图 1 所示数据存储部 5 将数据生成部 4 中所生成的 B 模式图像数据、血流多普勒图像数据和组织多普勒图像数据对应于扫描方向（图 2 中的 $\theta 1-\theta P$ ）依次保存在各存储区中。而且，通过将多普勒数据生成部 43 中所生成的血流多普勒数据和组织多普勒数据保存于数据存储部 5 中的存储电路中，生成表示心脏壁等组织运动速度信息的参照组织多普勒图像数据或表示心腔内血流速度信息的参照血流多普勒图像数据。

系统控制部 50 的 CPU 11 所提供的数据收集协议和来自心时相测量部 10 的心时相信息作为索引信息附加于上述图像数据上。更进一步地，利用 CPU11，使用存储部所保存的图像数据生成每个索引信息的缩略图像数据，且将上述缩略图像数据保存在数据存储部 5 的缩略图像数据存储区 5 中。

图 3 示意性表示系统控制部 50 的数据存储部 5 中所存储的各种图像数据。B 模式图像数据生成部 41 所生成的应激图像保存在数据存储部 5 内的 B 模式图像数据存储区 51 中，多普勒数据生成部 43 所生成的组织多普勒图像和血流多普勒图像分别保存在组织多普勒图像数据存储区 52 和血流多普勒图像数据存储区 53 中。在 B 模式图像数据存储区 51 中具有将应激图像数据连同“Phase”及“View”的协议信息以及心时相信息一起保存的区域 51a 和保存由超声波诊断装置常规模式所得到的图像数据的区域 51b。同样，在组织多普勒图像数据存储区 52 和血流多普勒图像数据存储区 53 中，各参照组织多普勒图像数据和参照血流多普勒图像数据被获得时的关于应激回波协议的数据，与该参照组织多普勒图像数据和参照血流多普勒图像数据一起保存于存储区 52a 和 53a 中。即，在参照组织多普勒图像数据和参照血流多普勒图像数据中附加“Phase”和“View”的协议信息。同上，超声波诊断装置常规模式下所得到的组织多普勒图像数据和血流多普勒图像数据分别保存于存储区 52b 和 53b 中。

列表信息收集部 6 中收集有为生成数据存储部 5 中所保存的图像数据列表而保存于数据存储部 5 的缩略图像数据存储区中的应激图像数据（51a）、参照组织多普勒图像数据（52a）和参照血流多普勒图像数据（53a）的各缩略图像数据以及常规超声波诊断的 B 模式图像数据（51b）、组织多普勒图像数据（52b）及血流多普勒图像数据（53b）的各缩略图像数据。另外，从参照组织多普勒图像数据 52a 或参照血流多普勒图像数据 53a 等参照图像数据上所附加的协议信息（参照信息）中收集用于作成参照图像数据列表的列表信息。

如图 1 所示，显示部 7 具有显示用数据生成电路 71、变换电路 72 及监视器 73。数据生成部 4 和数据存储部 5 所生成的应激图像数据或参照图像数据由显示用数据生成电路 71 扫描变换成规定格式，在变换电路 72 中进

行含有 D/A 变换和电视格式变换的图像重构, 并被显示在监视器 73 上。显示用数据生成电路 71, 根据其心时相信息, 将数据存储部 5 的 B 模式数据存储区 51a 中所保存的采用规定“View”的不同的多个“Phase”中的应激图像数据依次读出, 以预先所设定的显示格式合成。变换电路 72 对所合成的扫描变换后的图像数据进行 D/A 变换和电视格式变换而生成视频信号, 显示于监视器 73 上。通过对每个心时相按照这个顺序重复进行, 多个“Phase”中的每个应激图像数据可作为运动图像而被比较显示。

显示用数据生成电路 71, 基于从列表信息收集部 6 所提供的列表信息而作成图像数据列表或参照图像数据列表, 根据事先设定的显示格式显示。另外, 本实施例中的图像数据列表, 最好基于应激回波描记术或常规超声波诊断所生成的各种图像数据来设置数据存储部 5 中的缩略图像而作成。

输入部 8 为操作面板上具有显示板或键盘、转向球 (truck ball)、鼠标、选择钮等输入设备的互动界面。通过输入部 8, 可进行应激图像和参照图像的数据生成条件的设定、显示条件的设定和选择、应激图像生成指令信号的输入操作。在本实施例的应激图像数据的生成中, 可进行患者信息的输入、图像收集模式的选择、应激回波协议的设定或更新、应激图像数据的生成的中断和再开的指令信号的输入。在参照图像的比较显示の場合, 也可通过输入部 8 进行指示参照图像数据的选择、图像数据列表或参照图像数据列表的请求或参照图像数据的显示结束的指令信号的输入等。

关于输入部 8 中所进行的各种条件的设定或选择等信息, 被控制部 11 处理并被保存在存储部 5 中。在存储部 5 中保存有预先设定的应激回波协议。系统控制部 50 基于上述输入信息或预先设定的应激回波协议, 总体控制超声波诊断装置 100 的各单元而进行应激图像数据和参照图像数据的生成、保存及显示。

图 4 中示出了存储于存储部 50 中的应激回波协议的具体例子。该应激回波协议首先在“Phase”为“无负荷”的状态下心脏的左右心房和心室作为“4 腔像 (4CH)”而被显示, 接着, 同样在“无负荷”的状态下, 左右某一个的心房和心室作为“2 腔像 (2CH)”而被显示。接着, 在“无负荷”状态下, 短轴方向的断层像作为“短轴像 (SAX)”而被显示, 进一步, 同样在“无负

荷”的状态下，长轴方向的断层像作为“长轴像（LAX）”而被显示。同样，“Phase”为“10γ”、“20γ”、“40γ”的每种情况下的“4腔像”、“2腔像”、“短轴像”、“长轴像”的各图像数据也被生成显示。

图1的生物体测量单元9对被检体收集ECG信号，心时相测量部10
5 将从生物体测量单元9所提供的ECG信号例如R波作为基准而测量心时相。尽管在本实施例中是就具有收集ECG信号的ECG测量单元的生物体测量单元进行描述，但是也可以是收集心音（PCG，心音图）波形的PCG测量单元等其他生物体测量单元。

下面参照图5流程图对本实施例的应激图像数据和参照图像数据的生成方法进行说明。先行生成应激图像数据，作为初期设定，可从输入部8
10 完成患者信息的输入、应激图像收集模式选择等（步骤S1）。作为初期设定，在被检体上安装ECG测量单元的电极，将由该电极检测的ECG信号提供到心时相测量部，将以ECG信号的R波为基准得到的心时相提供到系统控制部50。

15 初期设定后，从输入部8输入应激图像生成开始指令（步骤S2）、最初的应激图像生成指令开始信号被提供到控制部50，最初的“步骤=1”中的“Phase”为“无负荷”状态下心脏左右心房和心室作为“4腔像（4CH）”的应激图像被生成表示。为此，CPU11相对扫描方向θ1至θP进行超声波的发送接收，将所得到的数据分别存于数据存储部5的B模式图像数据存储区
20 51a中。在数据存储部5的B模式图像数据存储区51a中，依次保存扫描方向θ1至θP的B模式数据并生成每帧的应激图像数据。

通过显示数据生成电路71和变换电路72被图像重构的影像信号被显示于监视器73上。同样，扫描方向θ1至θP的超声波发送接收被重复进行，所得到的应激图像数据在显示部7中被实时显示（步骤S3）。操作者
25 一边观测显示部7的监视器73上所显示的应激图像一边更新超声波探头3的位置或方向，并固定在所得到的最佳“4腔像”的位置。

在观测监视器73上所显示的“4腔像”的应激图像时，例如作为参照图像要生成显示组织多普勒图像时，将输入部8的操作面板上设置的“中断”
30 开关切换成ON状态（步骤S4）。输入用于由“中断”开关中断应激图像数据的生成的指令信号，选择参照组织多普勒图像数据的参照图像收集模式

(步骤 S5)。

由输入部 8 接收了应激图像生成中断指令信号和选择信号的 CPU11, 将驱动发送接收部 2 而相对于扫描方向 $\theta 1$ 以规定次数 (L) 反复进行超声波的发送接收而得到的接收信号提供到多普勒信号检测部 42。该接收信号
5 在多普勒信号检测部 42 的混频器 422-1、422-2 和 LPF 423-1、423-2 中被正交相位检波而被检测出 2 个信道的多普勒信号 (复信号), 该多普勒信号的实部和虚部均暂时保存在多普勒数据生成部 43 的多普勒信号存储电路 431 中。

如果相对于扫描方向 $\theta 1$ 的多普勒信号保存结束, CPU11 依次从多普勒
10 信号存储电路 431 中所保存的多普勒信号中读出对应规定位置 (深度) 的 L 个多普勒信号分量, MTI 滤波器 432 对多普勒信号分量进行滤波处理而取出组织多普勒分量, 并提供给自相关运算器 433。自相关运算器 433 基于自相关运算结果而算出心肌移动速度。将算出的心肌移动速度 (组织多普勒数据) 保存在组织多普勒图像数据存储区 52a (图 3) 中。CPU11 对扫描
15 方向 $\theta 2$ 至扫描方向 θP 以同样的顺序获得扫描方向的组织多普勒数据, 分别保存在组织多普勒图像数据存储区 52a 中, 扫描方向 $\theta 1$ 至扫描方向 θP 的组织多普勒数据依次被保存而生成每帧的参照组织多普勒图像。

另一方面, CPU11 将数据存储部 5 中所保存的协议信息和由心时相测量部 10 所提供的心时相信息作为参照信息附加到组织多普勒图像数据存储
20 区 52a 中所保存的参照组织多普勒图像数据上。上述情况下, “无负荷”和 “4 腔像”的协议信息与参照组织多普勒图像数据和心时相信息一起被保存在组织多普勒图像数据存储区 52a 中 (步骤 S6)。

显示数据生成电路 71 将数据存储部 5 中所保存的每帧的参照组织多普勒图像数据变换为规定显示格式, 通过变换电路 72 而显示于监视器 73
25 上。同样, 重复进行对扫描方向 $\theta 1$ 至扫描方向 θP 的超声波发送接收而得到的参照组织多普勒图像在显示部 7 中被实时显示 (步骤 S7)。

监视器观测参照组织多普勒图像之后, 在欲生成例如参照血流多普勒图像作为另外的图像显示模式中的参照图像时, 操作者不使 “中断” 开关复原 (步骤 S8 的 No), 由输入部 8 选择参照血流多普勒图像收集模式 (步
30 骤 S5)。按照与参照组织多普勒图像数据时相同的顺序, 依次生成参照血

流多普勒图像数据，其协议信息和心时相信息被附加并被保存在血流多普勒图像数据存储区 53a 中（步骤 S6），在监视器 73 上实时显示参照血流多普勒图像数据（步骤 S7）。在血流多普勒图像数据的生成之际，MTI 滤波器 432 设定为用于排除接收信号的组织多普勒分量并取出血流多普勒分量的高通特性。

在生成参照组织多普勒图像之后，如果无需生成其它参照图像显示模式中的参照图像数据时，切换输入部 8 的“中断”开关（使成为 OFF）（步骤 S8 的 Yes）。通过由该“中断”开关切换而生成显示应激图像的再开指示信号，CPU11 控制发送接收部 2、数据生成部 4、数据存储部 5 及显示部 7 而将“无附加”及“4 腔像”下的应激图像的生成显示再次打开（步骤 S9）。通过从输入部 8 输入保存指示信号，将多个心跳周期所得到的应激图像数据与协议信息和心时相信息一起保存在 B 模式图像数据存储区 51a 中（步骤 S10）。

以同样的顺序，重复进行根据图 4 所示应激回波协议的各步骤（步骤 =2 至步骤=Max）的应激图像的生成步骤（步骤 S3 至步骤 S11），对应的协议信息和心时相信息作为索引信息被附加在所得到的应激图像数据或参照图像数据中，并被保存在数据存储部 5 的各存储区中。应激回波协议的步骤如果超过 MAX（步骤 S11 的 Yes），应激图像数据或参照图像数据的收集结束。

图 6 的流程图示出应激图像数据的比较显示的顺序。如果从输入部 8 输入图像的比较显示指令（步骤 S21），通过 CPU11，接收了比较显示指令信号的列表信息收集部 6，从数据存储部 5 中所保存的各种图像数据中，读出作成图像数据列表所需要的列表信息，提供给显示用数据生成电路 71。显示用数据生成电路 71 基于所供给的列表信息，作成规定格式的图像数据列表而显示于监视器 73 上（步骤 S22）。此时，也可以对数据存储部 5 中所保存的各种图像数据事先生成缩略图像数据，显示用数据生成电路 71 通过列表信息收集部 6 采用从数据存储部 5 的缩略图像存储区所提供的缩略图像作成图像数据列表。

在图 7 中，示出了监视器 73 上所显示的图像数据列表的具体例子。设置有基于应激回波协议而生成的应激图像的缩略图像“SE（应激回波）”、

作为参照应激图像而生成的参照组织多普勒图像和参照血流多普勒图像的缩略图像“S-TDI（应激组织多普勒图像）”及“S-CFM（应激血流彩图）”等，进一步，设置有常规超声波检查中所得到的 B 模式图像的缩略图像“B-1”、“B-2”、“B-3”、...，组织多普勒图像数据的缩略图像“TDI-1”、“TDI-2”、“TDI-3”、...，血流多普勒图像数据的缩略图像“CFM-1”、“CFM-2”、“CFM-3”、...等。

从显示部 7 的监视器 73 上显示的图像数据列表中，操作者采用输入部 8 的输入设备，选择缩略图像“SE”（步骤 S23）。这样，B 模式图像数据存储区 51a 中所保存的应激图像数据按照预先设定的显示顺序被显示在监视器 73 上（步骤 S24）。例如，显示部 7 的显示用数据生成电路 71 基于“4 腔像”中的“无负荷”、“10 γ ”、“20 γ ”、“40 γ ”4 种应激图像数据的各图像数据上所附加的协议信息，读出这些图像数据，而且基于这些图像数据上所附加的心时相信息，使之与心跳同步而进行动画图像显示。

在图 8 中表示在监视器 73 上所显示的应激图像数据的显示例。图像显示模式的显示图面具有显示应激图像的图像显示区 301、显示中应激图像数据的“Phase”和“View”信息被显示的协议信息显示区 302、在上述应激图像显示中用于请求参照图像的参照图像请求按钮“OTHER”303、指示参照图像显示结束的结束按钮“QUIT”304。在图像显示区 301 中，“无负荷”、“10 γ ”、“20 γ ”、“40 γ ”的各“Phase”下的“4 腔像”的应激图像与心跳同步地被显示。

一般地，显示用数据生成电路 71，从数据存储部 5 中所保存的各“Phase”的数个心跳周期期间的应激图像数据中，选择一个心跳周期的应激图像，进一步，根据这些应激图像数据上所附加的心时相信息合成各“Phase”的图像数据并生成规定心时相中的显示用数据。即，在显示部 7 的监视器 73 上，一个心跳周期期间的各“Phase”的应激图像数据被边同步边重复显示（循环显示）。

在操作者希望上述“View”的应激图像数据的显示中显示参照图像数据的场合（步骤 S25 的 Yes）、如果用输入部 8 的输入设备选择（点击）被显示在监视器 73 上的参照图像请求按钮“OTHER”303，在显示器 73 上显示数据存储部 5 中所保存的参照图像数据的列表。

通过 CPU11 接收来自输入部 8 的参照图像请求信号的列表信息收集部 6, 读取由数据存储部 5 中所保存的参照图像数据, 即参照组织多普勒图像数据及参照血流多普勒图像数据的索引信息作成参照图像数据列表所需要的列表信息, 供给到显示部 7 的显示用数据生成电路 71 中。显示用数据生成电路 71 基于所提供的列表信息做成规定格式的参照图像数据列表并显示于监视器 73 上 (步骤 S26)。

此时监视器 73 上所显示的参照图像数据列表的具体例在图 9 中示出。按收集顺序示出“无负荷”的“4 腔像”和“2 腔像”、或“10 γ”的“短轴像”下所生成的参照组织多普勒图像“S-TDI”或“10 γ”的“长轴像”下所收集的参照血流多普勒图像“S-CFM”等。

接着, 操作者用输入部 8 的输入设备选择监视器 73 上所显示的参照图像数据列表中所期望的参照图像数据。监视器 73 再次切换到图像显示模式, 被选择的参照图像被显示在图像数据显示区 301 上 (步骤 S27 及 S28)。在希望其它参照图像连续显示于该参照图像的显示中的场合 (步骤 S29 的 Yes), 通过再度选择参照图像请求按钮“OTHER”303, 从所显示的参照图像数据列表中新选择的参照图像被显示于监视器 73 上 (步骤 S26 至 S29)。

如果参照图像的显示结束 (步骤 S29 的 No), 通过选择图像显示模式的显示图面上所显示的结束按钮“QUIT”304, 显示图面返回应激图像数据的显示模式。这样, 如果“4 腔像”下的应激图像的比较显示结束 (步骤 S30 的 Yes), 操作者通过从输入部 8 输入“View”的更新信号 (步骤 S31), 可以按照相同的顺序进行“2 腔像”下的应激图像的比较显示或参照图像的显示, 而且, 可进行“短轴像”或“长轴像”的应激图像的比较显示或参照图像的显示。

根据本发明的实施例, 通过将基于应激回波协议的应激图像数据的生成中或中断中所得到的参照图像数据与协议信息和心时相信息一起保存, 在比较显示应激图像数据之际, 可以随时选择并显示对应该应激图像数据的所期望的参照图像数据。因此, 诊断信息量增加而可进行正确的诊断。

另外, 应激图像数据和参照图像数据的生成中, 所生成的这些图像数据与协议信息一起被保存, 采用这种方式, 在读取应激图像数据进行比较

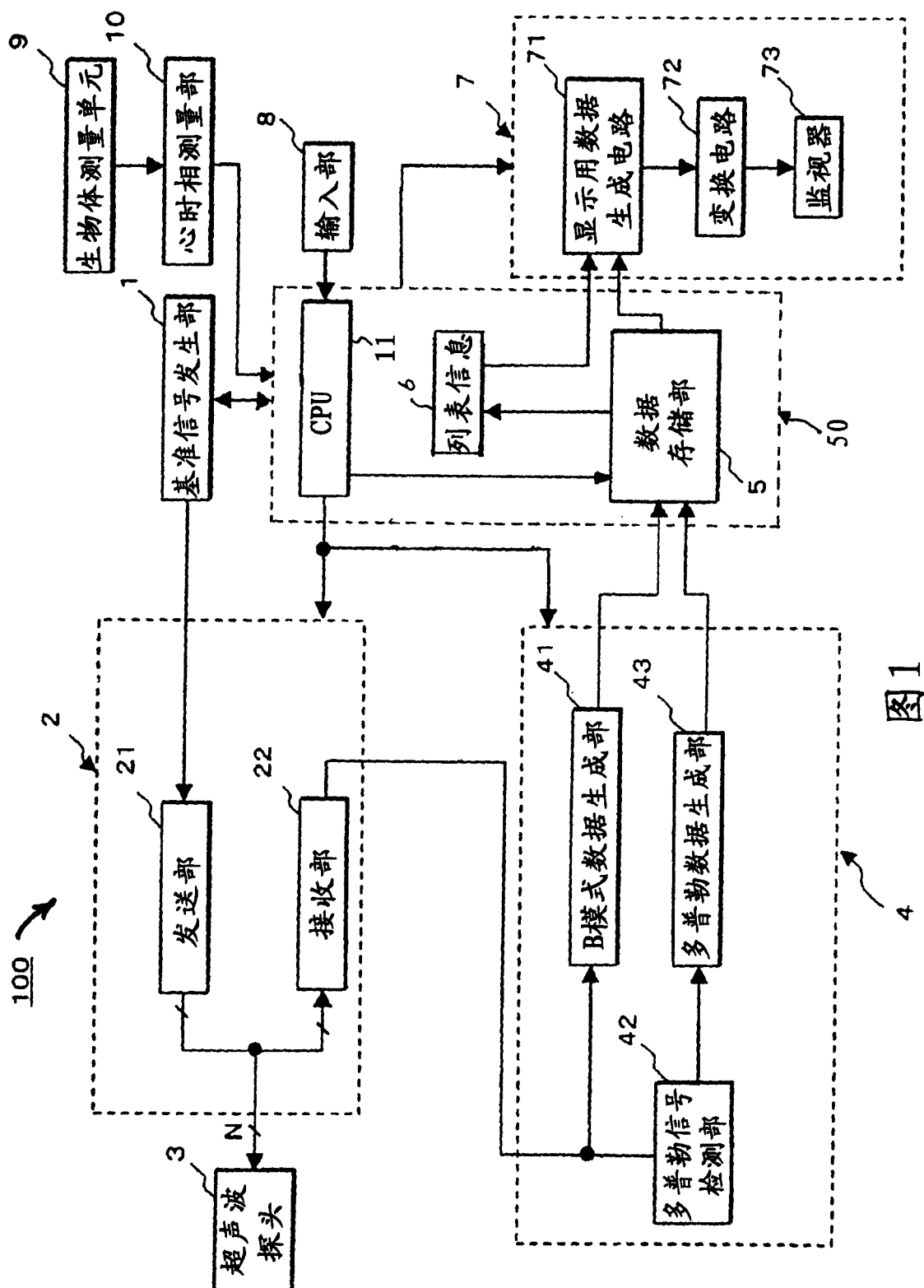
显示之际，容易从同一存储电路中所保存的各种图像数据中检索到所期望的应激图像数据或参照图像数据，并可按照规定的格式进行显示。进一步，由于作成了与应激图像数据一起生成的参照图像数据的列表，操作者可基于显示部所显示的参照图像数据列表容易选择所期望的参照图像数据，因此提高诊断效率的同时操作者负担大大降低。

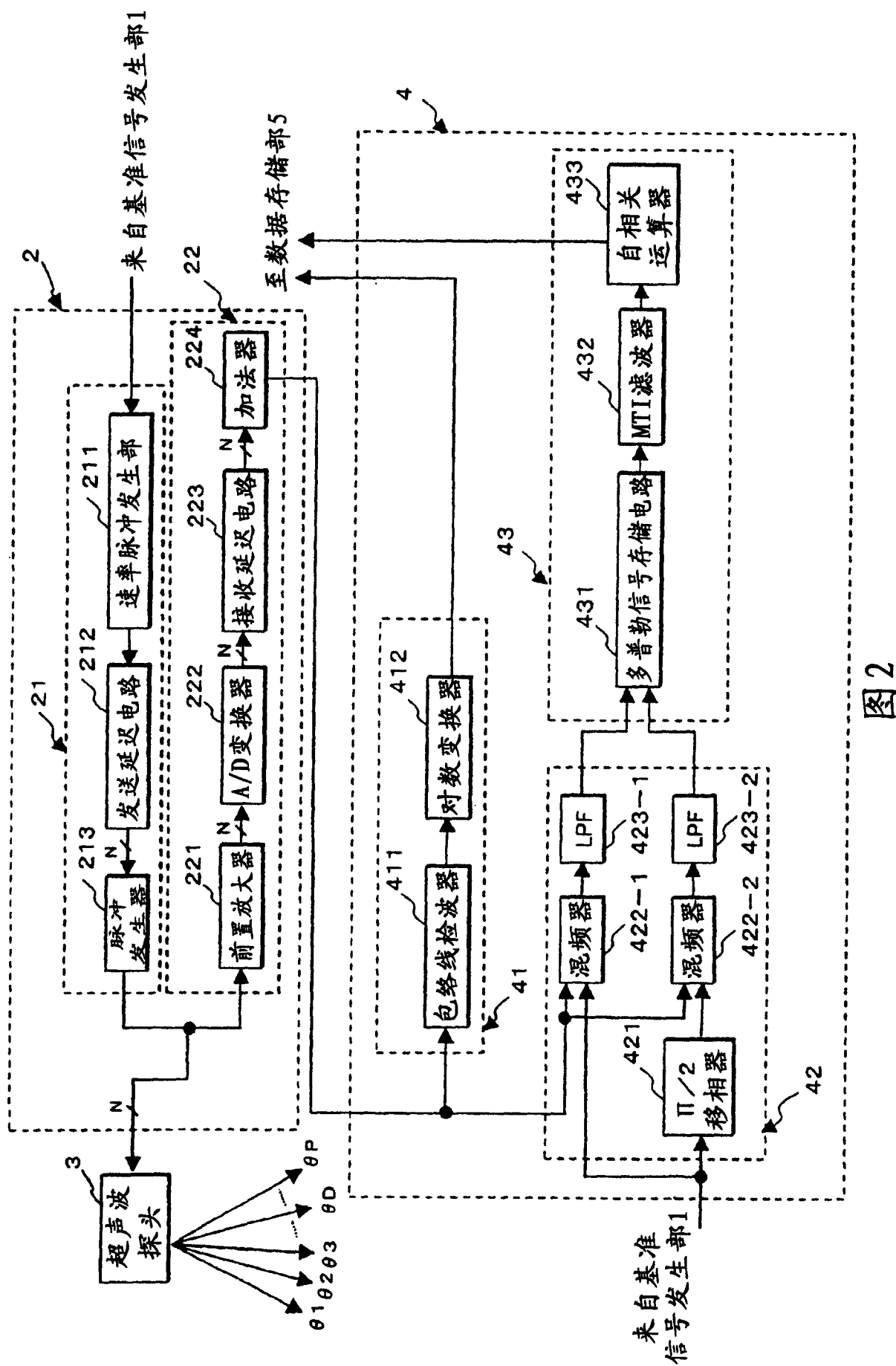
在实施例中，尽管将组织多普勒图像数据和血流多普勒图像数据作为参照图像数据进行叙述，但是也可以是表示心脏壁的移动位移的时间变化的M模式数据或多普勒频谱分析数据等时间系列数据，或者是图像数据或时间系列数据中被测量的测量值。

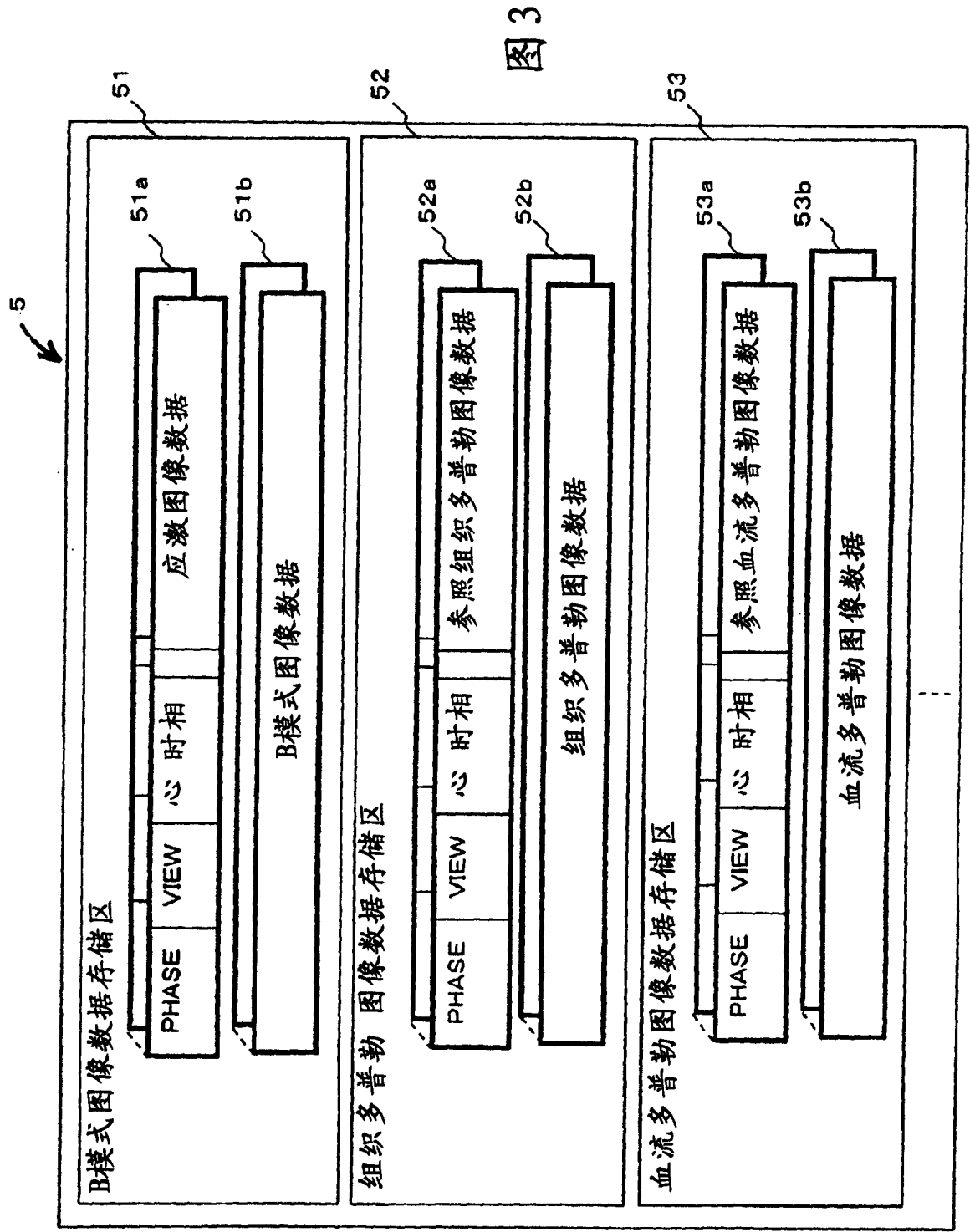
在实施例中，尽管是对顺次保存从数据生成部输出的数据而生成的扫描变换前的图像数据（所谓原数据）附加了协议信息等的索引信息，但是也可以对在显示部的显示用数据生成电路中进行了扫描变换的显示用图像数据附加协议信息等。这种情况下，在显示用数据生成部中所作成的参照图像数据列表中，除了图9所示的“Phase”和“View”及“图像收集模式”之外，可一揽子显示根据“数据种类”（例如“显示用图像数据”、“RAW数据”、“时间系列数据”、“测量值”）所分类的各种参照数据。例如，最好作成这样的参照图像数据列表，即该参照图像数据列表通过“图像数据”、“时间系列数据”、“测量值”被大分类，然后通过“Phase”和“View”、“图像收集模式”被中分类。

在上述实施例中，尽管就图像数据列表或参照图像数据列表在显示部的监视器上显示的情况予以说明，但并非仅限于此，也可显示在输入部的显示面板上。进一步，在基于同一存储电路中不同的应激回波协议的多个图像数据组被保存的场合，优选将其识别确认与协议信息及心时相信息一起附加于应激图像数据和参照图像数据上。另外，本发明的协议信息的“Phase”和“View”不限于上述实施例。

对本领域的技术人员而言，考虑此处所公开的本发明的说明书和实施情形，符合本发明的其它实施例将清晰可见。值得注意的是，说明书和实施例只是示例性的，本发明的保护范围和精神将由所附权利要求指出。

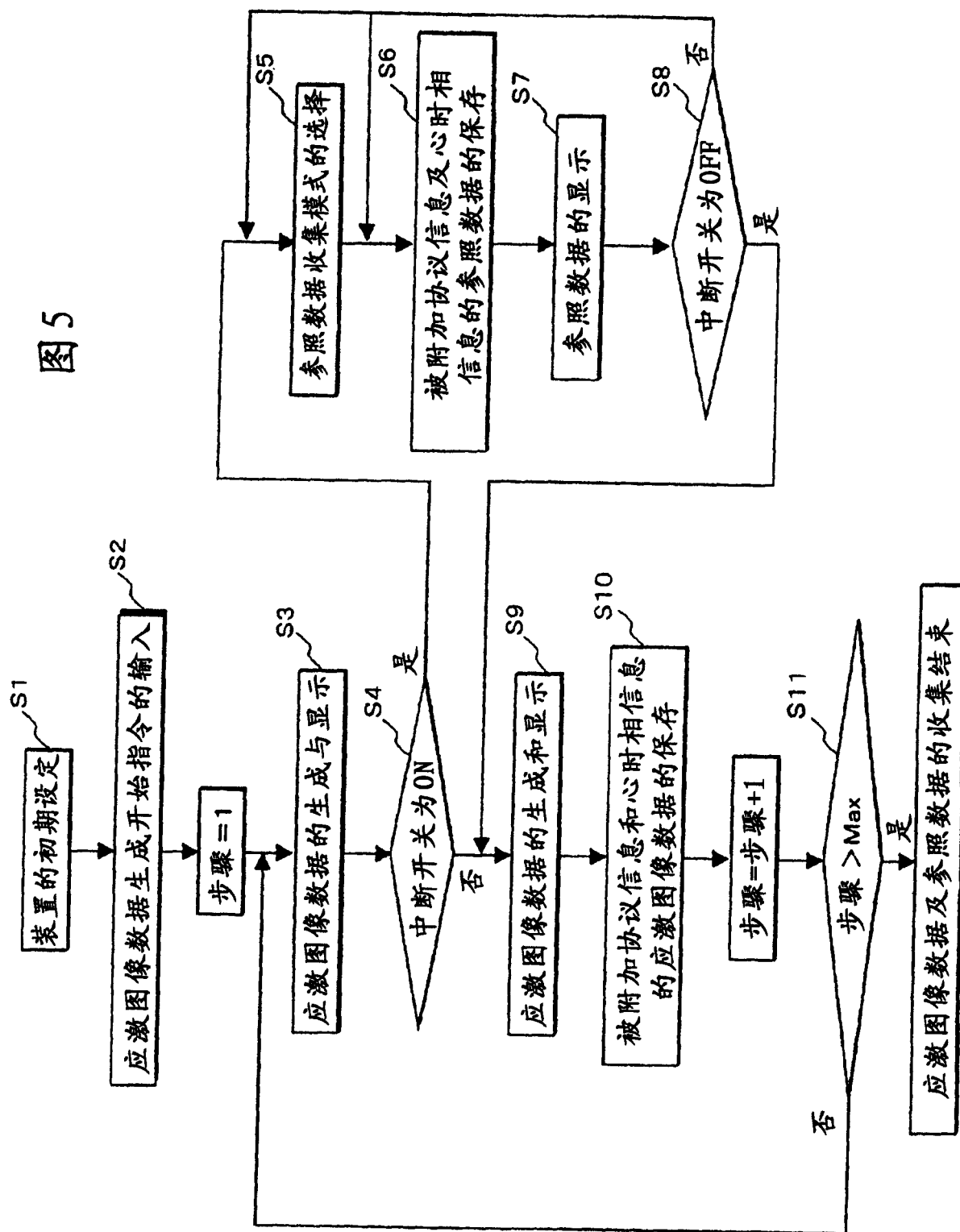






步骤	Phase	View
1	无负荷	4腔像 (4CH)
2	无负荷	2腔像 (2CH)
3	无负荷	短轴像 (SAX)
4	无负荷	长轴像 (LAX)
5	10 γ	4CH
6	10 γ	2CH
7	10 γ	SAX
8	10 γ	LAX
9	20 γ	4CH
10	20 γ	2CH
⋮	⋮	⋮
Max	⋮	⋮

图4



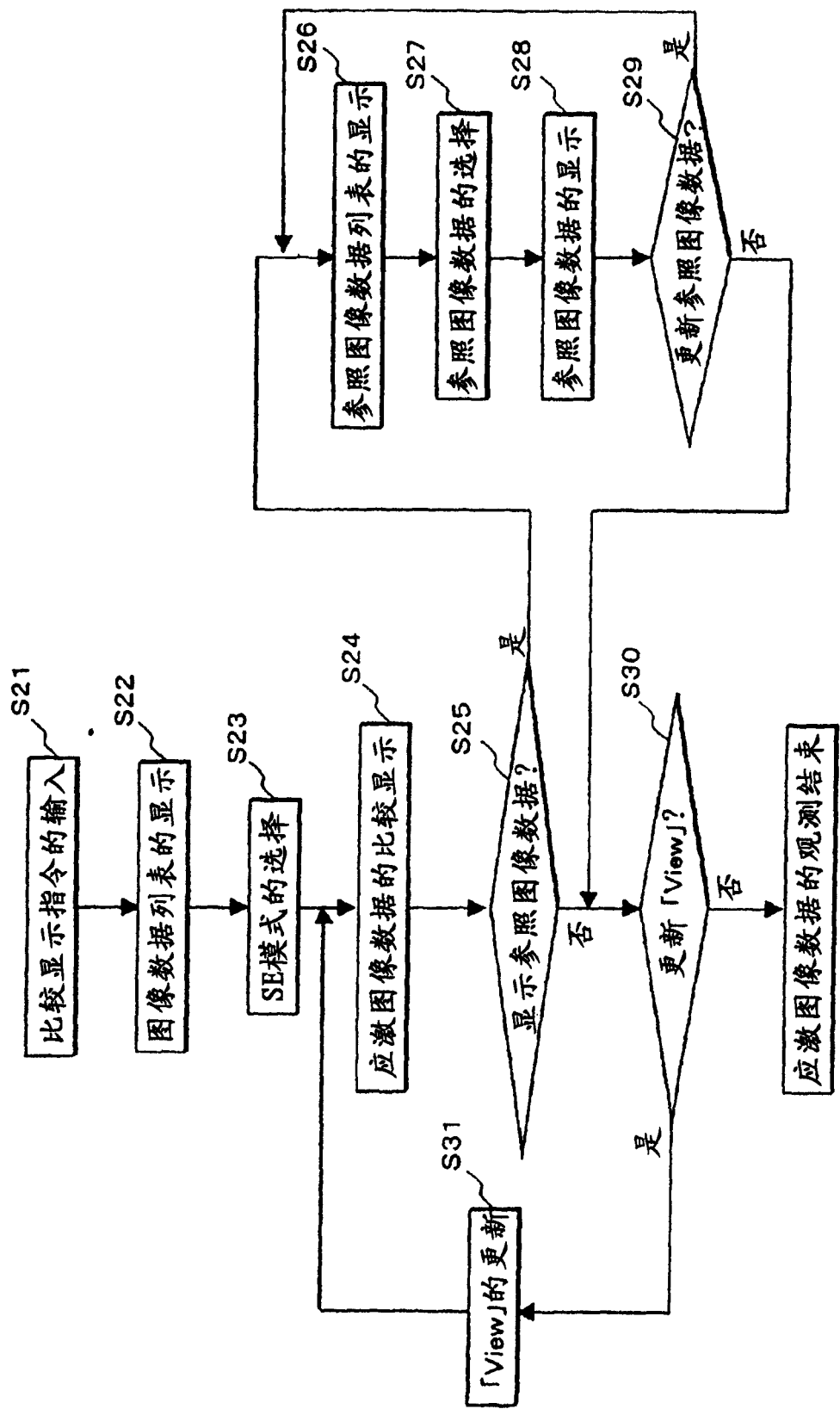


图6

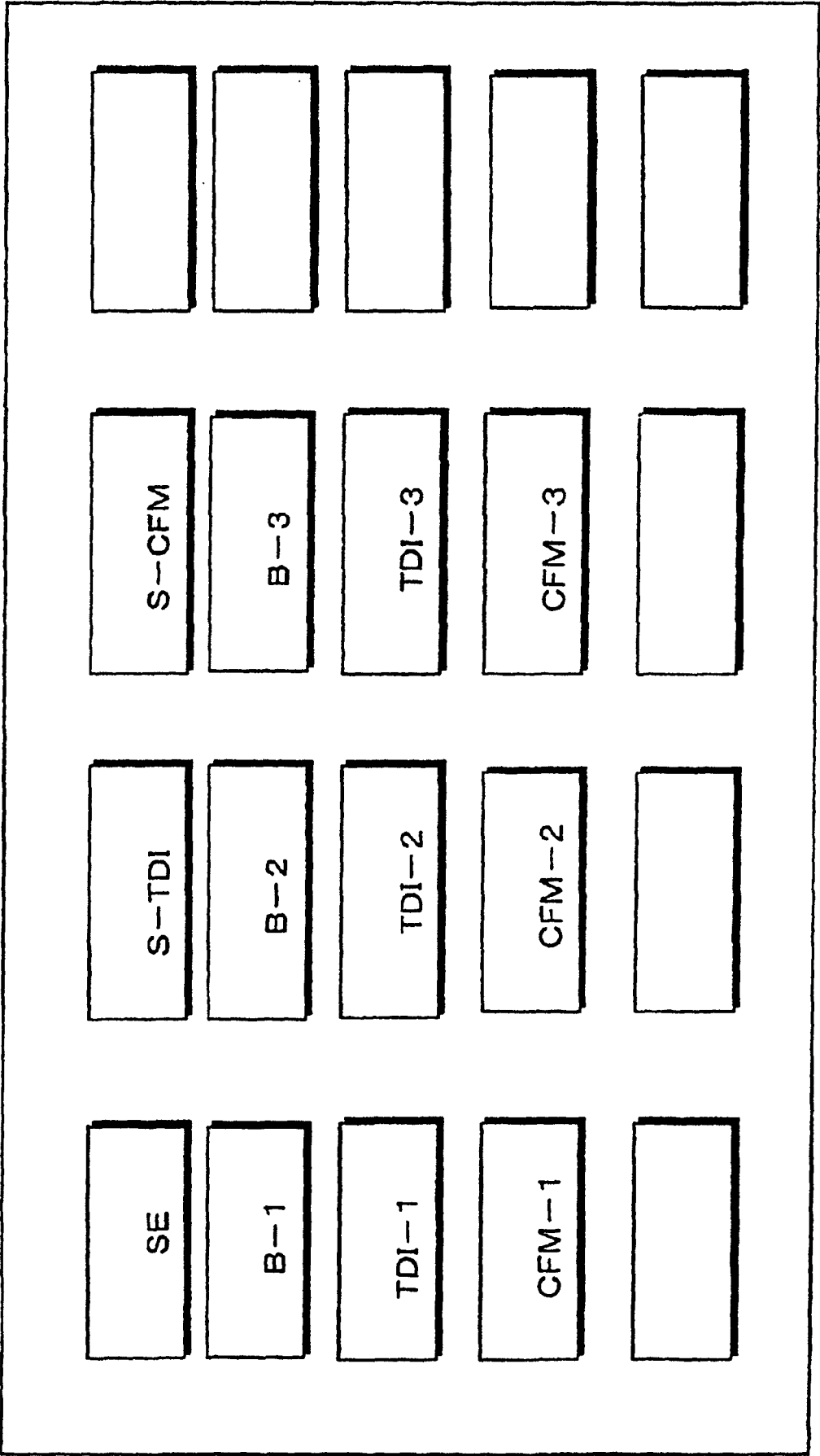


图7

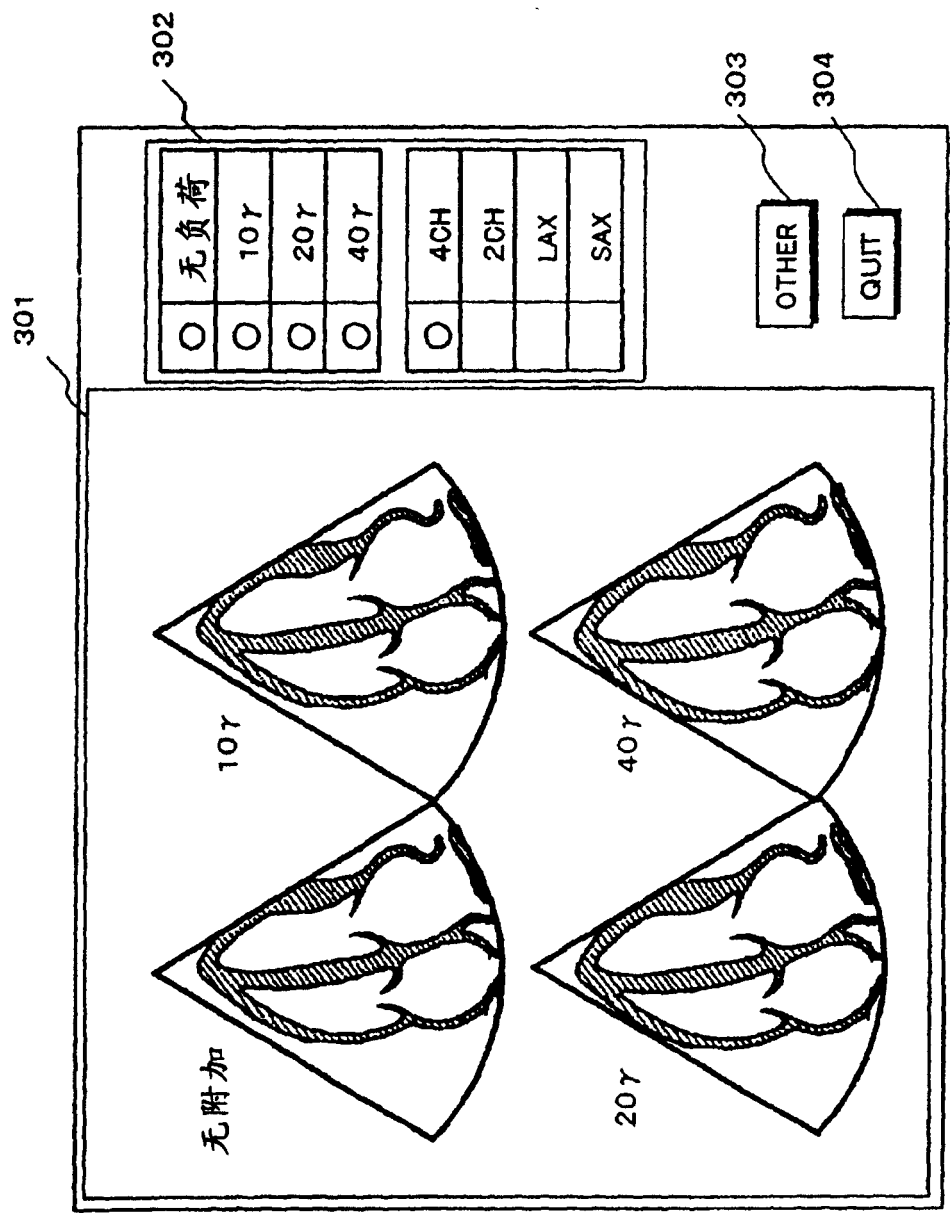


图 8




Phase	View	图像收集模式
无负荷	4CH	S-TDI
无负荷	2CH	S-TDI
10 γ	SAX	S-TDI
10 γ	LAX	S-CFM
20 γ	SAX	S-TDI
20 γ	4CH	S-CFM
		

图9

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波数据生成方法		
公开(公告)号	CN1846630A	公开(公告)日	2006-10-18
申请号	CN200610082046.8	申请日	2006-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	神田良一		
发明人	神田良一		
IPC分类号	A61B8/00 G06F17/00		
CPC分类号	G01S7/52074 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/488 G01S7/5206 G01S7/52088 G01S15/8981		
代理人(译)	王永刚		
优先权	2005009900 2005-01-18 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置及超声波数据生成方法，在比较显示不同的多个负荷条件下所生成的应激图像数据之际，参照显示使对应该应激图像数据而生成的其它图像收集模式的图像数据(参照图像数据)。超声波诊断装置基于规定的应激图像收集协议(负荷条件及图像断面)而进行应激图像的生成和保存，根据从输入部所提供的指示信号将应激图像的生成中断，在该中断中，就同一的数据收集协议所收集的其它图像收集模式的参照图像数据与关于协议的索引信息一起保存在数据存储部中。显示部在读取所保存的上述规定数据收集协议的应激图像数据而比较显示之际，基于上述索引信息将对应该应激图像数据的参照图像数据读出而参照显示。

