

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810161773.2

[43] 公开日 2009年4月1日

[11] 公开号 CN 101396288A

[22] 申请日 2008.9.26

[21] 申请号 200810161773.2

[30] 优先权

[32] 2007.9.26 [33] JP [31] 2007-249874

[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 郡司隆之 樋口治郎 后藤英二
中岛修

[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 吴丽丽

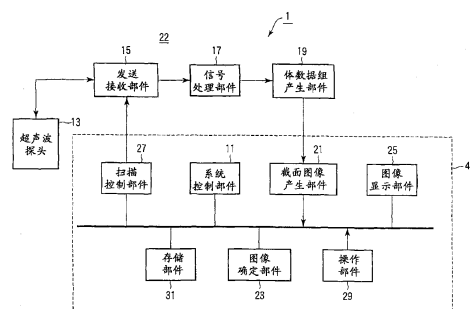
权利要求书3页 说明书13页 附图6页

[54] 发明名称

超声波诊断装置和医用图像显示装置

[57] 摘要

在本发明的超声波诊断装置中，超声波探头发送接收超声波。发送结束部件经由上述超声波探头用超声波波束循环对被检体的包含特定部位的三维扫描区域进行扫描。体数据组产生部件根据来自上述发送接收部件的输出，产生扫描时刻不同的多个体数据组。截面图像产生部件根据上述多个体数据组，分别产生与上述特定部位的规定截面有关的多个截面图像的数据。图像显示部件与上述多个截面图像上的上述特定部位的位置和形状的至少一方的变化对应地，变更与显示区域对应的上述多个截面图像各自的位置和大小的至少一方，显示上述多个截面图像。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

发送接收超声波的超声波探头；

经由上述超声波探头，用超声波波束循环对包含被检体的特定部位的3维扫描区域进行扫描的发送接收部件；

根据来自上述发送接收部件的输出，产生扫描时刻不同的多个个体数据组的体数据组产生部件；

根据上述多个个体数据组，分别产生与上述特定部位的同一截面有关的多个截面图像的数据的截面图像产生部件；

与上述多个截面图像上的上述特定部位的位置和形状的至少一方的变化对应地，变更与显示区域对应的上述多个截面图像各自的位置和大小的至少一方，显示上述多个截面图像的显示部件。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述特定部位是上述被检体的心脏，

上述截面图像产生部件根据上述体数据组，产生与上述心脏的规定短轴截面有关的短轴图像的数据，作为上述截面图像。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于包括：

确定上述短轴图像上的上述心脏的具有解剖学特征的基准点的基准点确定部件，其中

上述显示部件使上述确定的基准点与上述显示区域内的基准点大致一致，顺序地显示上述多个短轴图像的各个。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示部件根据上述短轴图像上的上述心脏的大小，决定上述短轴图像的放大率，按照上述决定的放大率，显示上述短轴图像。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

按照根据上述扫描范围和在上述多个短轴图像各个中描绘出的心脏的范围决定的扫描线密度，使上述发送接收部件扫描上述扫描区域的扫描控制部件。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述扫描控制部件将相当于上述心脏的轮廓内的范围的扫描线密度设定为与位于上述扫描范围内并且相当于上述心脏的轮廓外的范围的扫描线密度相比更密。

7. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

使上述发送接收部件进行扫描，使得与伴随着时间经过而变化的上述短轴图像上的心脏的位置对应地改变上述扫描范围的扫描控制部件。

8. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

对包含被检体的心脏的3维扫描区域发送接收超声波波束的超声波探头；

根据来自上述超声波探头的输出，产生扫描时刻不同的多个个体数据组的体数据组产生部件；

根据上述多个个体数据组，分别产生与上述心脏的规定的短轴截面有关的多个短轴图像的数据的短轴图像产生部件；

根据在上述多个短轴图像各自中描绘出的上述特定部位的范围和上述扫描范围，使上述扫描范围中的扫描线密度变化的扫描控制部件。

9. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

对包含被检体的心脏的3维范围发送接收超声波波束的超声波探头；

根据来自上述超声波探头的输出，产生扫描时刻不同的多个个体数据组的体数据组产生部件；

根据上述多个个体数据组，分别产生与上述心脏的规定的短轴截面有关的多个短轴图像的数据的短轴图像产生部件；

与上述多个短轴图像上的伴随着时间经过的上述心脏的位置变化对应地，改变上述扫描范围的扫描控制部件。

10. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

对包含被检体的心脏的3维区域发送接收超声波波束的超声波探头；

根据来自上述超声波探头的输出，产生体数据组的体数据组产生部件；

根据上述体数据组，产生上述心脏的长轴图像的数据的长轴图像产生部件；

对上述长轴图像设置显示范围的显示范围设定部件；

在上述显示范围的起始点和终点之间计算多个短轴截面，产生与上述计算出的多个短轴截面有关的多个短轴图像的数据的短轴图像产生部件；

顺序地显示上述多个短轴图像的各个的显示部件。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示部件显示表示上述显示的短轴图像在上述长轴图像上的位置的标识符。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述显示部件显示出上述计算出的多个短轴图像的总数和上述显示的短轴图像的显示顺序的至少一个。

13. 一种医用图像显示装置，其特征在于包括：

存储包含被检体的心脏的扫描时刻不同的多个体数据组的存储部件；

根据上述多个体数据组，分别产生与上述心脏的规定的短轴截面有关的多个短轴图像的数据的短轴图像产生部件；

与上述多个短轴图像上的上述心脏的位置和形状的至少一方的变化对应地，变更与显示区域对应的上述多个短轴图像各自的位置和大小的至少一方，显示上述多个短轴图像的显示部件。

超声波诊断装置和医用图像显示装置

技术领域

本发明涉及对通过伴随着时间经过对包含在被检体体内运动的脏器、特别是心脏的区域进行超声波扫描而产生的体数据组（volume data set）进行处理的超声波诊断装置和医用图像显示装置。

背景技术

超声波诊断装置有以下的情况：对被检体进行三维扫描，产生与心脏有关的扫描时刻不同的多个体数据组（时序体数据），显示与这些多个体数据组有关的希望的截面图像。这时，一般通过 MPR（MultiPlanar Reformat），显示与心脏的长轴截面有关的 A 截面图像和 B 截面图像、以及与短轴有关的 C 截面图像。

另一方面，有一边变更视点位置，一边显示在超声波诊断装置等医用图像产生装置中产生的体数据组内的各种脏器图像的各种方法（例如参照特开 2001-14495 号公报、特开 2001-175847 号公报）。

如公知的那样，心脏由于拍动，而在被检体体内剧烈地运动。因此，在显示与心脏有关的图像时，产生以下这样的问题。

（1）C 截面图像、特别是扩张期的 C 截面图像上的心脏从显示区域中脱离。

（2）与（1）相关联地，如果调整位置使得心脏不从显示区域中脱离，则收缩期的 C 截面图像上的心脏显示得小。

（3）由于与 Depth 值对应地显示 C 截面图像，所以 C 截面图像全体显示得小。

（4）为了对心脏的空间移动范围全体进行扫描，扫描范围变广。伴随于此，帧速率降低。

发明内容

本发明的目的在于：提供一种能够与其位置和形状的变化对应地显示伴随着时间经过而其位置和形状变化的特定部位相关的各种截面图像的超声波诊断装置和医用图像显示装置。

本发明的第一方面的超声波诊断装置具备：发送接收超声波的超声波探头；经由上述超声波探头，用超声波波束循环对包含被检体的特定部位的3维扫描区域进行扫描的发送接收部件；根据来自上述发送接收部件的输出，产生扫描时刻不同的多个体数据组的体数据组产生部件；根据上述多个体数据组，分别产生与上述特定部位的同一截面有关的多个截面图像的数据的截面图像产生部件；与上述多个截面图像上的上述特定部位的位置和形状的至少一方的变化对应地，变更与显示区域对应的上述多个截面图像各自的位置和大小的至少一方，显示上述多个截面图像的显示部件。

本发明的第二方面的超声波诊断装置具备：对包含被检体的心脏的3维区域发送接收超声波波束的超声波探头；根据来自上述超声波探头的输出，产生扫描时刻不同的多个体数据组的体数据组产生部件；根据上述多个体数据组，分别产生与上述心脏的规定的短轴截面有关的多个短轴图像的数据的短轴图像产生部件；根据在上述多个短轴图像各自中描绘出的上述特定部位的范围和上述扫描范围，使上述扫描范围中的扫描线密度变化的扫描控制部件。

本发明的第三方面的超声波诊断装置具备：对包含被检体的心脏的3维区域发送接收超声波波束的超声波探头；根据来自上述超声波探头的输出，产生扫描时刻不同的多个体数据组的体数据组产生部件；根据上述多个体数据组，分别产生与上述心脏的规定的短轴截面有关的多个短轴图像的数据的短轴图像产生部件；与上述多个短轴图像上的伴随着时间经过的上述心脏的位置变化对应地，改变上述扫描范围的扫描控制部件。

本发明的第四方面的超声波诊断装置具备：对包含被检体的心脏的3维区域发送接收超声波波束的超声波探头；根据来自上述超声波

探头的输出，产生扫描时刻不同的多个体数据组的体数据组产生部件；根据上述体数据组，产生上述心脏的长轴图像的数据的长轴图像产生部件；对上述长轴图像设置显示范围的显示范围设定部件；在上述显示范围的起始点和终点之间计算多个短轴截面，产生与上述计算出的多个短轴截面有关的多个短轴图像的数据的短轴图像产生部件；顺序地显示上述多个短轴图像的各个的显示部件。

本发明的第五方面的医用图像显示装置具备：存储包含被检体的心脏的扫描时刻不同的多个体数据组的存储部件；根据上述多个体数据组，分别产生与上述心脏的规定的短轴截面有关的多个短轴图像的数据的短轴图像产生部件；与上述多个短轴图像上的上述心脏的位置和形状的至少一方的变化对应地，变更与显示区域对应的上述多个短轴图像各自的位置和大小的至少一方，显示上述多个短轴图像的显示部件。

通过以下的具体实施例和附图，能够了解本发明的其他特征和优点。但本发明并不只限于这些具体实施例。

附图说明

图 1 是表示本发明的实施例的超声波诊断装置的结构图。

图 2 是表示由图 1 的体数据组产生部件产生的体数据组、A 截面、B 截面和 C 截面的位置关系的图。

图 3 是表示由图 1 的图像显示部件显示的显示画面的图。

图 4A 是示例收缩期的 A 截面图像的图。

图 4B 是示例扩张期的 A 截面图像的图。

图 5A 是示例收缩期的 C 截面图像的图。

图 5B 是示例扩张期的 C 截面图像的图。

图 6 是表示由图 1 的图像显示部件进行的位置调整处理前相关的 C 截面图像和处理后相关的 C 截面图像的图。

图 7 是表示由图 1 的图像显示部件进行的大小调整处理前相关的 C 截面图像和处理后相关的 C 截面图像的图。

图 8 是用于说明本发明的实施例 2 的由扫描控制部件进行的扫描线密度变化处理的图。

图 9 是表示本发明的实施例 3 的由截面图像产生部件产生的与收缩期和扩张期有关的 C 截面图像上的心脏外壁轮廓的图。

图 10 是表示本发明的实施例 4 的显示在图像显示部件中的重放开始直线和重放结束直线的图。

图 11 是表示实施例 4 的由截面图像产生部件决定的自动重放范围的图。

图 12 是表示实施例 4 的显示在图像显示部件中的标记的图。

具体实施方式

以下，参考附图，说明本发明的实施例的超声波诊断装置和医用图像显示装置。另外，本发明的超声波诊断装置将伴随着时间经过而在被检体体内移动的脏器，特别是心脏作为扫描对象。但是，本实施例的超声波诊断装置的扫描对象并不只限于心脏，可以将被检体的任意部位作为扫描对象。

图 1 是表示本发明的实施例的超声波诊断装置 1 的结构图。如图 1 所示那样，超声波诊断装置 1 以系统控制部件 11 为中枢，具有超声波探头 13、发送接收部件 15、信号处理部件 17、体数据组产生部件 19、截面图像产生部件 21、图像确定部件 23、图像显示部件 25、扫描控制部件 27、操作部件 29、存储部件 31。

超声波探头 13 具有排列为 2 维状的多个压电振子。各个压电振子接受来自发送接收部件 15 的驱动脉冲的施加，产生超声波。由被检体等反射的超声波作为回波信号被各个压电振子接收，发送到发送接收部件 15。

发送接收部件 15 在扫描控制部件 27 的控制下，经由超声波探头 13 用超声波波束循环扫描包含被检体的心脏在内的三维扫描范围。

具体地说，发送接收部件 15 具有未图示的速率脉冲产生电路、发送延迟电路、驱动脉冲产生电路等。速率脉冲产生电路按照规定的速

率频率 f_r Hz (周期 $1/f_r$ 秒), 对每个信道循环产生速率脉冲。延迟电路向各速率脉冲施加为了对每个信道将超声波聚波为波束状并且决定发送方向性所需要的延迟时间。驱动脉冲产生电路按照基于各延迟后的速率脉冲的定时, 向超声波探头 13 施加超声波驱动脉冲。

另外, 发送接收部件 15 具有未图示的放大器电路、A/D 变换器、接收延迟电路、加法器等。放大器电路针对每个信道, 对从超声波探头 13 接收到的来自被检体的回波信号进行放大。A/D 变换器对每个信道将放大后的回波信号从模拟信号变换为数字信号。接收延迟电路对变换为数字信号的回波信号施加对每个信道使其聚波为波束状并且决定接收方向性所必需的延迟时间。加法器对施加了延迟时间的回波信号进行相加。通过该加法处理, 对来自与回波信号的接收方向性对应的方向的反射成分进行强调, 根据接收方向性和发送方向性, 形成超声波波束。1 个超声波波束与 1 个扫描线对应。

信号处理部件 17 对从发送接收部件 15 按照每个扫描线接收到的回波信号, 进行对数放大处理、包络线检波处理等, 产生用亮度信息表现信号强度的 B 模式数据。

体数据组产生部件 19 根据扫描线的位置信息, 3 维地将每个扫描线的 B 模式数据排列在存储器上, 根据需要进行补插处理, 由此产生体数据组。体数据组产生部件 19 在扫描中实时地进行该体数据产生处理, 产生扫描时刻不同的多个体数据组。

截面图像产生部件 21 通过对各体数据组进行多截面变换 (Multi Planar Reformat: MPR) 处理, 产生由用户经由操作部件 29 指定的任意截面相关的截面图像的数据。作为与任意截面相关的截面图像的数据, 具体地说, 截面图像产生部件 21 产生体数据组的与 A 截面有关的 A 截面图像、与 B 截面有关的 B 截面图像、与 C 截面有关的 C 截面图像的数据。

图 2 是表示体数据组 VD、A 截面、B 截面和 C 截面的位置关系的图。如图 2 所示那样, 将体数据组 VD 的深度方向规定为 Z 轴, 将与 Z 轴垂直的 2 轴规定为 X 轴和 Y 轴。另外, 设超声波探头 13 的与

电子扫描面平行的截面为 A 截面,与 Z 轴平行并且与 A 截面垂直的截面为 B 截面,与 A 截面和 B 截面垂直的截面为 C 截面。A 截面图像和 B 截面图像是与心脏的长轴截面有关的图像。另外, C 截面图像是与心脏的短轴截面有关的图像。另外,将超声波探头 13 相对于超声波发送接收面的距离称为 Depth 值。

另外,为了简化说明,假设由截面图像产生部件 21 根据各体数据组产生的 C 截面图像的截面位置全部是相同的座标。

图像确定部件 23 与未图示的心电图仪连接。图像确定部件 23 根据心电图仪的心电图波形,确定心脏的扩张期和收缩期。另外,图像确定部件 23 从由截面图像产生部件 21 产生的图像中,确定扩张期中的图像和收缩期中的图像。

图像显示部件 25 分别在监视器上的各显示区域中,动画地显示在扫描中实时地产生的 A 截面图像、B 截面图像、C 截面图像。图 3 是表示显示画面 DI 的一个例子的图。如图 3 所示那样,显示画面 DI 被分割为显示 A 截面图像的显示区域 RA、显示 B 截面图像的显示区域 RB、显示 C 截面图像的显示区域 RC、以及显示出模式地表示体数据组的场景 SC 的显示区域 RS。在显示 C 截面图像时,图像显示部件 25 进行位置调整处理、大小调整处理。在位置调整处理中,图像显示部件 25 与各 C 截面图像上的心脏位置的变化对应地,改变显示区域 RC 中的心脏的显示位置,显示 C 截面图像。更具体地说,图像显示部件 25 使 C 截面图像上的心脏的基准点和显示区域 RC 的基准点一致,而显示 C 截面图像。在大小调整处理中,图像显示部件 25 与各 C 截面图像上的心脏形状的变化对应地,改变显示区域 RC 中的心脏的大小,而显示各 C 截面图像。

扫描控制部件 27 根据来自系统控制部件 11 的控制信号或来自操作部件 29 的操作信号,控制发送接收部件 15,从而使发送接收部件 15 对三维的扫描范围进行扫描。

操作部件 29 接受来自操作者的各种指令和信息输入。作为操作部件 29,可以适当地利用鼠标、跟踪球等指示设备、模式切换开关等选

择设备、或键盘等输入设备。

存储部件 31 存储由体数据组产生部件 19 产生的体数据组和由截面图像产生部件 21 产生的各种截面图像的数据。另外，存储部件 31 存储经由网络取得的体数据组和各种截面图像的数据。另外，存储部件 31 存储用于进行各种处理的程序等。

系统控制部件 11 控制各构成要素使得实现作为超声波诊断装置 1 的动作。系统控制部件 11 包含 CPU 和 RAM，通过由 CPU 执行从存储部件 31 读出并展开到上述 RAM 上的该程序的处理，来实现控制功能。

以下，说明实施例 1 的超声波诊断装置 1 的动作。

首先，参考附图，说明显示心脏的 C 截面图像的基础上的问题点。在扫描中，心脏由于拍动，而随着时间经过改变空间位置和形状。图 4A 是示例收缩期中的 A 截面图像 I1 的图。图 4B 是示例扩张期中的 A 截面图像 I2 的图。图 5A 是示例收缩期的 C 截面图像 I3 的图。图 5B 是示例扩张期的 C 截面图像 I4 的图。如图 4A、图 4B、图 5A、图 5B 所示那样，心脏 CA 从收缩期到扩张期改变显示位置和形状。因此，例如，即使在收缩期的 C 截面图像 I3 中描绘出的心脏 CA 的中心点 CP 与显示区域 RC 的中心一致的情况下，也有在扩张期的 C 截面图像 I4 中描绘出的心脏 CA 的中心点 CP 从显示区域 RC 的中心偏离，或者心脏 CA 从显示区域 RC 中脱离的情况。

为了解决上述问题点，图像显示部件 25 进行位置调整处理和大小调整处理。首先，说明图像显示部件 25 的位置调整处理。图 6 是表示与位置调整处理前有关的 C 截面图像 I5 和与位置调整处理后有关的 C 截面图像 I6 的图。如果从截面图像产生部件 21 或图像确定部件 23 接收到所显示的 C 截面图像的数据，则图像显示部件 25 利用现有的技术，确定在 C 截面图像中描绘出的心脏 CA 的中心点 CP。然后，图像显示部件 25 使心脏 CA 的中心点 CP 和显示区域 RC 的中心 RP 一致地显示 C 截面图像。

通过该位置调整处理，能够与伴随着时间经过的心脏位置变化无

关地，始终使显示区域 RC 的中心和心脏的中心点 CP 一致地动画地显示 C 截面图像。另外，以 C 截面图像为例子说明了位置调整处理，但位置调整处理也可以适用于 A 截面图像或 B 截面图像等任意截面图像。另外，在上述位置调整处理中，使心脏的中心点和显示区域的中心一致。但是，并不限于此，例如也可以使心脏的具有解剖学特征的特征点与显示区域的中心一致。另外，特征点的个数可以是一个，也可以是多个。可以经由操作部件 29 任意地设定特征点的个数。在设定了多个特征点的个数的情况下，图像显示部件 25 使根据经由操作部件 29 指定的多个特征点决定的基准点和显示区域的中心点一致，显示 C 截面图像。该基准点是所指定的多个特征点的中心点或重心等。

这样，通过使心脏的中心点 CP 和显示区域的中心 RP 一致，能够防止心脏的基准点从显示区域的中心偏离，或者心脏从显示区域 PC 脱离的情况。另外，该位置调整处理例如在放大显示僧帽瓣膜等心脏的特定部位并观察其运动的诊断中特别有效。另外，可以经由操作部件 29 任意地设定是否执行该位置调整处理。

接着，说明图像显示部件 25 的大小调整处理。体数据组如图 2 所示那样，为 4 角锥形状。因此，C 截面图像的 X 轴和 Y 轴方向的宽度以体数据组的最下端的 C 截面图像的宽度为最大，并与深度方向（Z 轴方向）的位置对应地变化。因此，有时例如如图 7 所示那样，根据深度方向的位置，在按照原有尺寸设定为能够显示到 100mm 的显示区域 RC1 中，显示原有尺寸约 70mm 宽度的心脏 CA。因此，由于在显示区域 RC1 中描绘出的心脏 CA 的大小比显示区域 RC1 的大小小，所以操作者难以观察心脏 CA。因此，图像显示部件 25 通过进行大小调整处理，与显示区域 RC1 的宽度一致地显示心脏 CA 的宽度。例如图像显示部件 25 将原有尺寸约 70mm 宽度的心脏 CR 显示在能够显示到原有尺寸 70mm 为止的显示区域 RC2 中。

说明大小调整处理的具体处理。假设心脏的中心点和显示区域的中心已经通过位置调整处理一致。首先，如果接收到规定的心相位的 C 截面图像的数据，则图像显示部件 25 抽出在该 C 截面图像中描绘

出的心脏的外壁轮廓。典型地，规定的心相位是指在 C 截面图像中描绘出的心脏的面积最大的心相位。该心相位可以预先设定，也可以由操作者观察着动画显示出的 C 截面图像而经由操作部件 29 设定。接着，图像显示部件 25 决定抽出的外壁轮廓在 C 截面图像上的宽度与显示区域的宽度一致那样的 pan 值（放大率）。然后，图像显示部件 25 按照决定的 pan 值，显示 C 截面图像。可以经由操作部件 29，任意切换基于该 pan 值的显示和通常显示（A 截面和 B 截面的联动显示）。

通过大小调整处理，能够不依存于 C 截面图像的深度方向的位置（Depth 值）地，始终按照最适合的大小动画地显示 C 截面图像。

另外，在上述实施例 1 中，动画显示的多个 C 截面图像的截面位置的座标全部是相等的。但是，实施例 1 并不只限于此，C 截面图像的截面位置也可以是解剖学上的同一截面位置。在该情况下，图像显示部件 25 可以与长轴截面相关的 A 截面图像或 B 截面图像上的心脏运动一致地，变更短轴图像相关的 C 截面图像的显示位置或大小等地进行显示。

通过以上结构，超声波诊断装置 1 能够与其位置或形状的变化一致地显示伴随着时间经过而其位置或形状变化的心脏等特定部位相关的各种截面图像。

（实施例 2）

在实施例 2 中，所说明的超声波诊断装置 1 的特征在于：根据在 C 截面图像中描绘出的心脏的范围改变扫描线密度。另外，在以下的说明中，对具有与实施例 1 大致相同的功能的构成要素附加同一符号，只在必要的情况下进行重复说明。

实施例 2 的扫描控制部件 27 根据在 C 截面图像中描绘出的心脏所占的范围和扫描范围，改变扫描范围内的扫描线密度。该扫描线密度改变处理可以在扫描中实时地进行，也可以在暂时停止扫描后进行。

图 8 是用于说明扫描线密度改变处理的图。如图 8 所示那样，在扫描控制部件 27 的控制下，对三维扫描范围进行扫描。扫描控制部件 27 抽出在 C 截面图像 I9 中描绘出的心脏 CA 的外壁的轮廓 CO。接着，

扫描控制部件 27 以心脏 CA 的中心点 CP 为中心，设定包含抽出的轮廓 CO 的椭圆形区域 RA。椭圆形区域 RA 的半径为中心点 CP 和轮廓 CO 之间的最大长度。另外，扫描控制部件 27 将相当于椭圆形区域 RA 内的扫描范围中的扫描线密度设置为“密”，将处于扫描范围内并且椭圆形区域 RA 外的范围 RB 中的扫描线密度设置为“疏”。例如，在将对 1 帧接收数据在 256 条扫描线各自中设定了 1024 点的采样点的状态设置为“扫描线密度密”的情况下，“扫描线密度疏”例如是将每个扫描线的采样点设为 512 点，或者对每条抽取 1 帧的扫描线而将 1 帧的扫描线数设为 128 条。扫描控制部件 27 控制发送接收部件 15，使得按照这样设定的扫描线密度进行扫描。通过改变扫描线密度的扫描而产生的 C 截面图像上的心脏部分的画质与通过不改变扫描线密度的扫描而产生的 C 截面图像上的心脏部分的画质相比提高了。

通过以上结构，超声波诊断装置 1 根据在 C 截面图像中描绘出的心脏的范围，改变扫描线密度。其结果是不降低帧速率就能够提高 C 截面图像上的心脏部分的画质。

(实施例 3)

在实施例 3 中，超声波诊断装置 1 的特征在于：使扫描范围跟随伴随时间经过的 C 截面图像上的心脏运动。另外，在以下的说明中，对具有与实施例 1 和 2 大致相同的功能的构成要素附加同一符号，只在必要的情况下进行重复说明。

实施例 3 的扫描控制部件 27 通过扫描范围的跟随处理，而与伴随时间经过的 C 截面图像上的心脏的显示位置的变化对应地改变扫描范围。扫描范围跟随处理可以在扫描中实时地进行，也可以在暂时使扫描停止后进行。

以下，说明扫描范围的跟随处理。图 9 是表示收缩期和扩张期的 C 截面图像上的心脏外壁的轮廓的图。如图 9 所示那样，根据心相位，C 截面图像上的心脏图像的显示位置不同。扫描范围的跟随处理可以对实时地产生的全部 C 截面图像进行，但典型的是对收缩期中的一个 C 截面图像和扩张期中的一个 C 截面图像进行。首先，扫描控制部件

27 抽出在收缩期和扩张期的 C 截面图像中描绘出的心脏外壁的轮廓。接着，扫描控制部件 27 以在 C 截面图像中描绘出的心脏的中心点为中心，设定包含抽出的轮廓的椭圆形区域。该椭圆形区域的半径为中心点和轮廓的最大长度。在图 9 中，示例了收缩期中的椭圆形区域 SR 和扩张期的椭圆形区域 DR。另外，扫描控制部件 27 将相当于收缩期的椭圆形区域 SR 的范围设定为收缩期的扫描范围，将相当于扩张期的椭圆形区域 SR 的范围设定为扩张期的扫描范围。

扫描范围设定后，扫描控制部件 27 通过根据所设定的扫描范围控制发送接收部件 15，发送接收部件 15 能够使扫描范围跟随心脏的运动地进行扫描。

通过以上结构，超声波诊断装置 1 使扫描范围跟随伴随时间经过的 C 截面图像上的心脏运动。其结果是由于可以不扫描无用的范围，所以提高了帧速率。

(实施例 4)

在实施例 4 中，超声波诊断装置 1 的特征在于：自动地重放在 A 截面图像或 B 截面图像上指定的范围的 C 截面图像。C 截面图像的自动重放处理是对一个体数据组进行的处理。另外，C 截面为与 A 截面和 B 截面交叉的截面。另外，在以下的说明中，对具有与实施例 1 或 2 大致相同的功能的构成要素附加同一符号，只在必要的情况下进行重复说明。

实施例 4 的操作部件 29 依照来自操作者的指示，在 A 截面图像或 B 截面图像上设定 C 截面图像的重放开始位置和重放结束位置。典型的是用直线设定重放开始位置和重放结束位置。截面图像产生部件 21 根据所设定的重放开始位置和重放结束位置，决定自动重放 C 截面图像的范围（以下称为自动重放范围）。截面图像产生部件 21 计算出所决定的自动重放范围中的多个截面图像的截面位置。另外，截面图像产生部件 21 顺序地产生从重放开始位置到重放结束位置的 C 截面图像的数据。由图像显示部件 25 自动重放（显示）所产生的 C 截面图像。在 C 截面图像的自动重放过程中，图像显示部件 25 显示表示 C

截面图像的重放状况的各种标记。

接着，具体说明 C 截面图像的自动重放处理。首先，操作者经由操作部件 29，在 A 截面图像或 B 截面图像上设定表示 C 截面图像的显示开始位置的重放开始直线和表示 C 截面图像的显示结束位置的重放结束直线。图 10 是表示重放开始直线 SL 和重放结束直线 EL 的图。如图 10 所示那样，操作者可以经由操作部件 29 在 A 截面图像 I10 上的任意位置上指定直线 SL 和直线 EL。如果在 A 截面图像 I10 上指定了直线 SL 和直线 EL，则图像显示部件 25 在与各个直线 SL、EL 的位置对应的 B 截面图像 I11 上的位置上显示重放开始直线 SL' 和重放结束直线 EL'。另外，重放结束直线 EL' 有时看上去上面宽是由于直线 EL 在 A 截面图像 I10 上被倾斜地指定。

如果指定了重放开始直线 SL 和重放结束直线 EL，则截面图像产生部件 21 根据直线 SL 和直线 EL，决定自动重放范围。与在 A 截面图像中描绘出的心脏的形状一致地决定自动重放范围。如图 11 所示那样，由图像显示部件 25 在所决定的自动重放范围 RR 中进行显示。如果决定了自动重放范围 RR，则截面图像产生部件 21 例如利用上述特开 2001-14495 号公报或特开 2001-175847 号公报所记载的技术，顺序地产生自动重放范围 RR 内的多个（例如 120 个）C 截面图像的数据。具体地说，截面图像产生部件 21 抽出自动重放范围 RR 内的心脏的长轴，在抽出的长轴上隔开规定间隔地设定多个视点。然后，截面图像产生部件 21 对各视点计算出以视点之间的方向向量为法线向量的截面，产生与计算出的各截面有关的截面图像的数据。

由图像显示部件 25 从重放开始直线 SL 的截面图像到重放结束直线 EL 的截面图像为止，顺序地将所产生的多个截面图像显示在 C 截面图像的显示区域中。在自动重放 C 截面图像的期间中，图像显示部件 25 在 A 或 B 截面图像的显示区域等中显示各种标记。图 12 是表示标记的一个例子的图。如图 12 所示那样，在 A 截面图像上重叠地显示表示所显示的 C 截面图像的截面位置的 Currently Play Line。另外，显示出与自动重放范围 RR 近似的形状的标识符。该标识符表示由截

面图像产生部件 21 产生的范围 RR 内的 C 截面图像,即能够显示的 C 截面图像的总数。另外,标识符表示出表示现在正在显示的 C 截面图像的显示顺序的数字。标识符上的 Currently Play Line 的位置与 C 截面图像的截面位置对应。另外,区别地显示出与已经显示的截面位置对应的标识符上的区域、与没有显示的截面位置对应的标识符上的区域。例如用黑色显示出与已经显示的截面位置对应的标识符上的区域,用白色显示出与没有显示的截面位置对应的标识符上的区域。

通过以上结构,超声波诊断装置 1 自动地重放在 A 截面图像或 B 截面图像上指定的自动重放范围内的多个 C 截面图像。其结果是提高了读图效率。

本发明并不只限于以上的具体实施例,在不脱离本发明的宗旨的范围内,可以对本发明的实施例进行变形或组合。

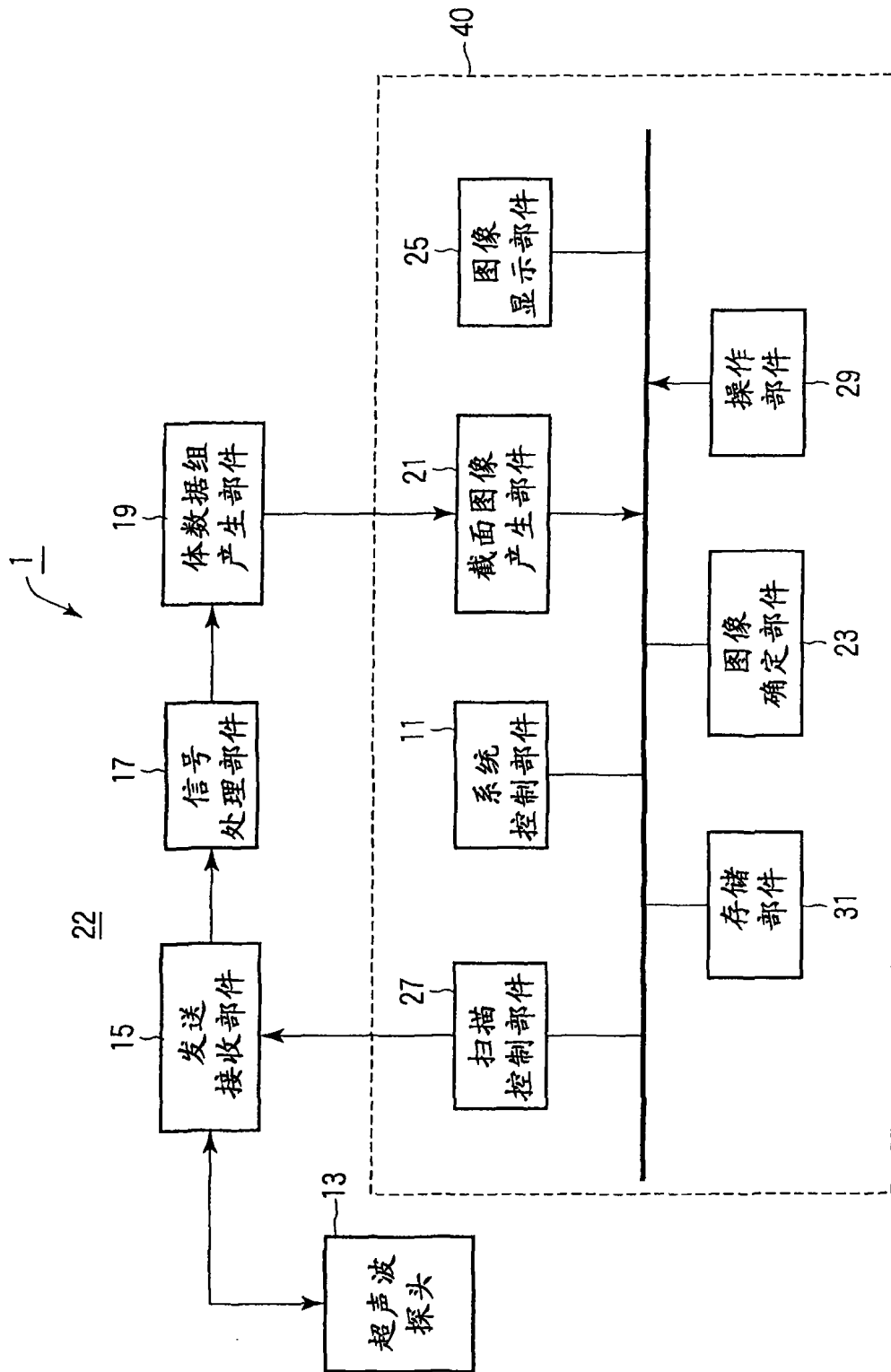


图1

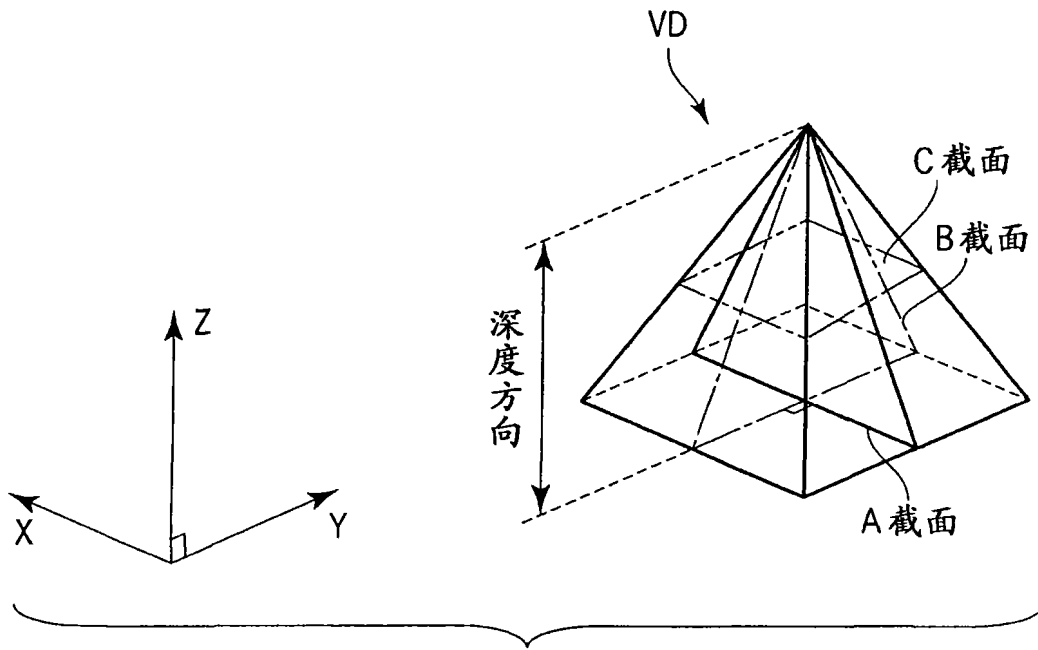


图 2

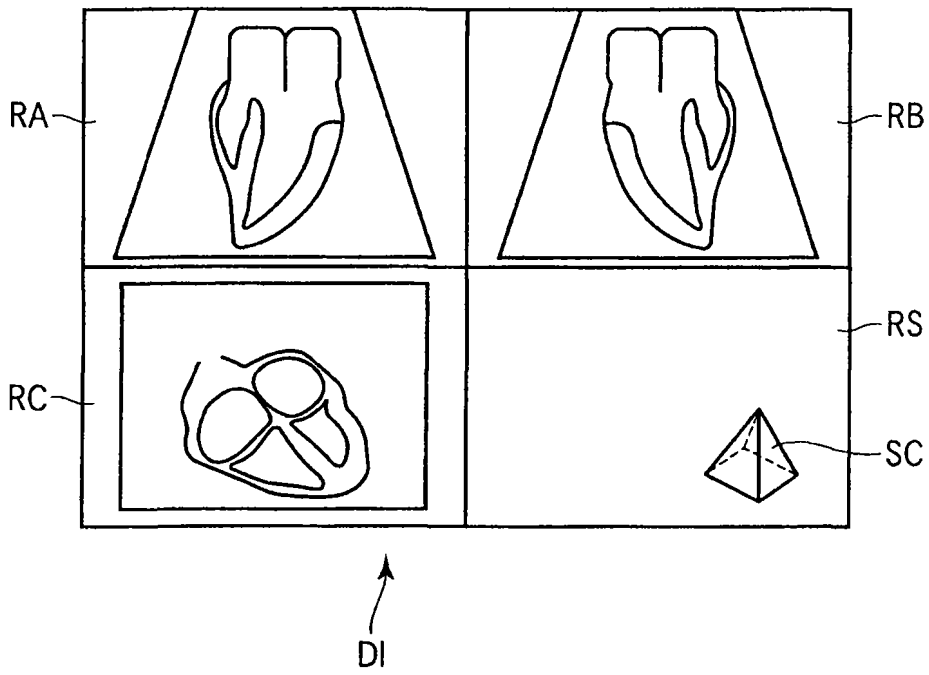


图 3

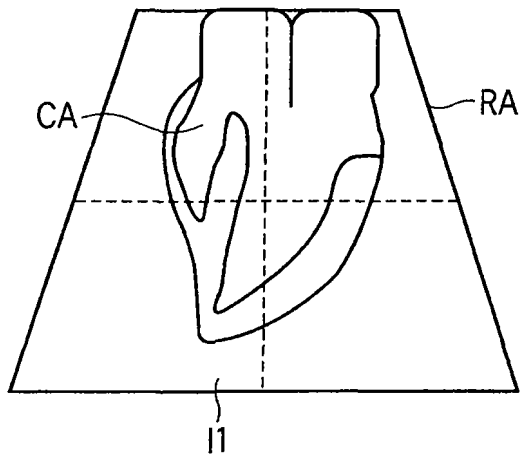


图 4A

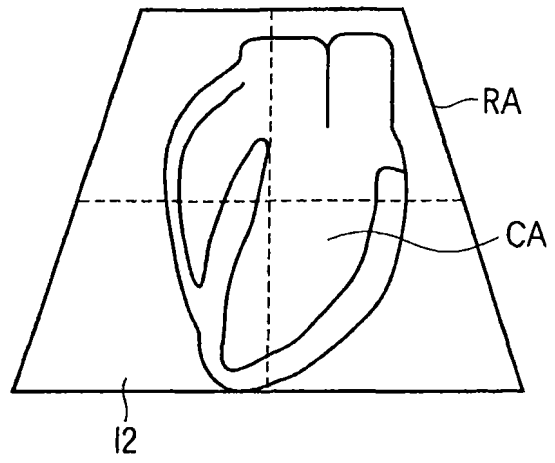


图 4B

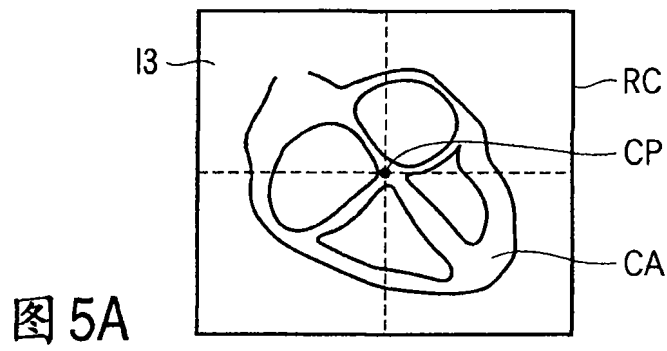


图 5A

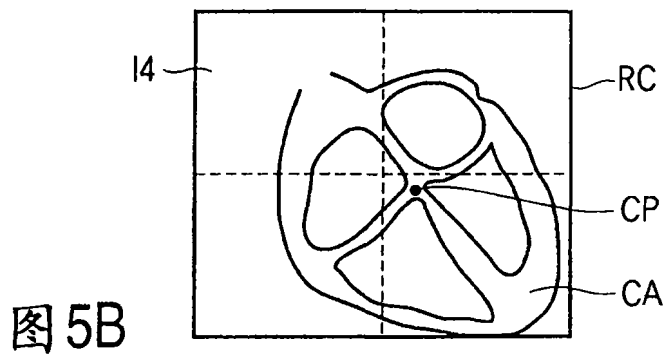


图 5B

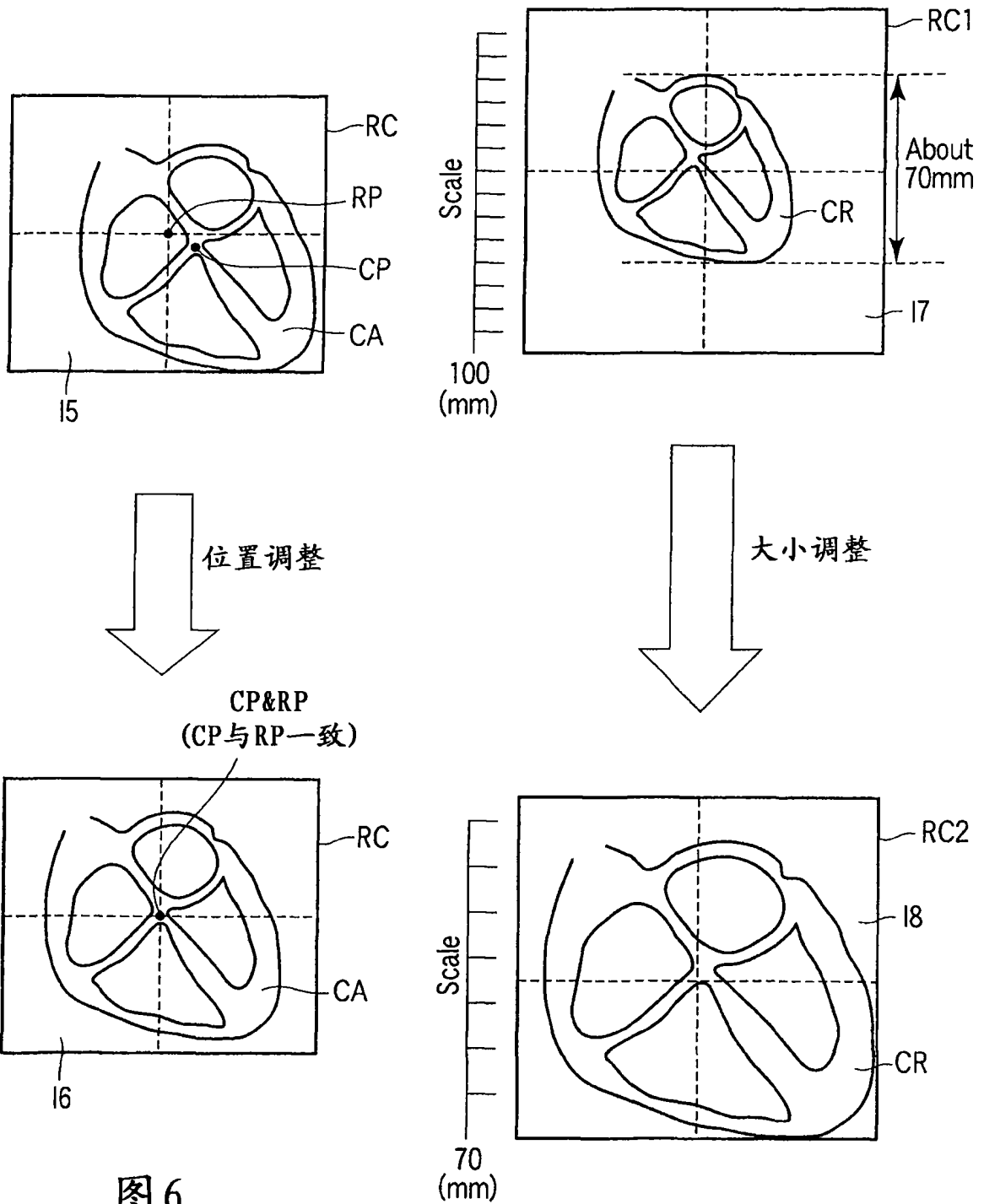


图6

图7

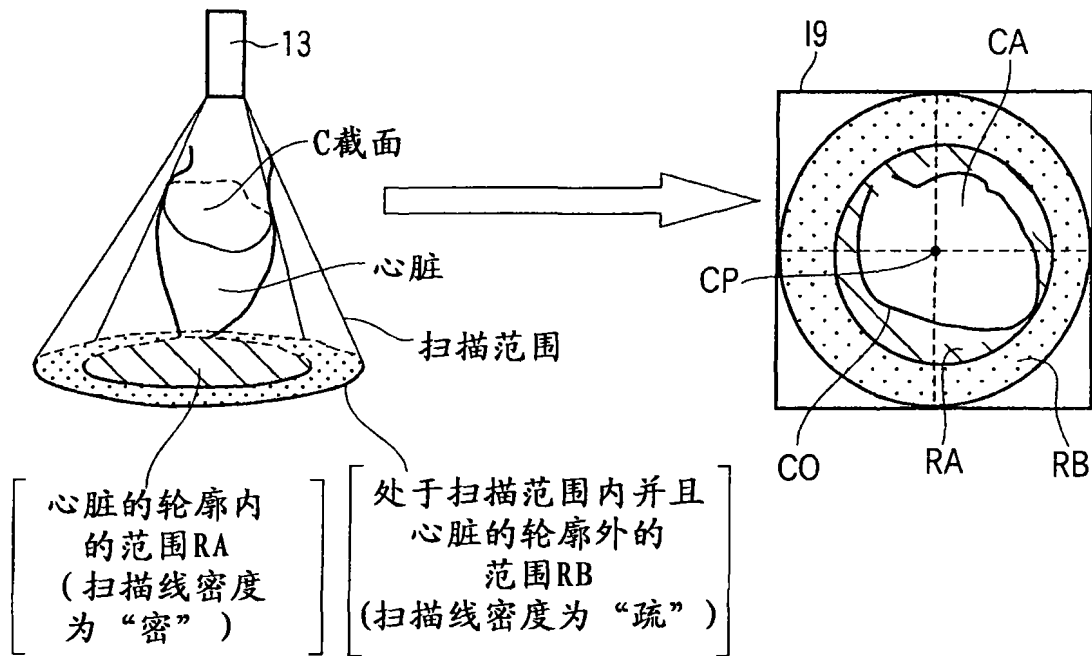


图8

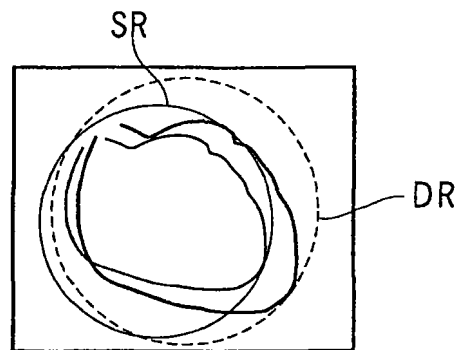


图9

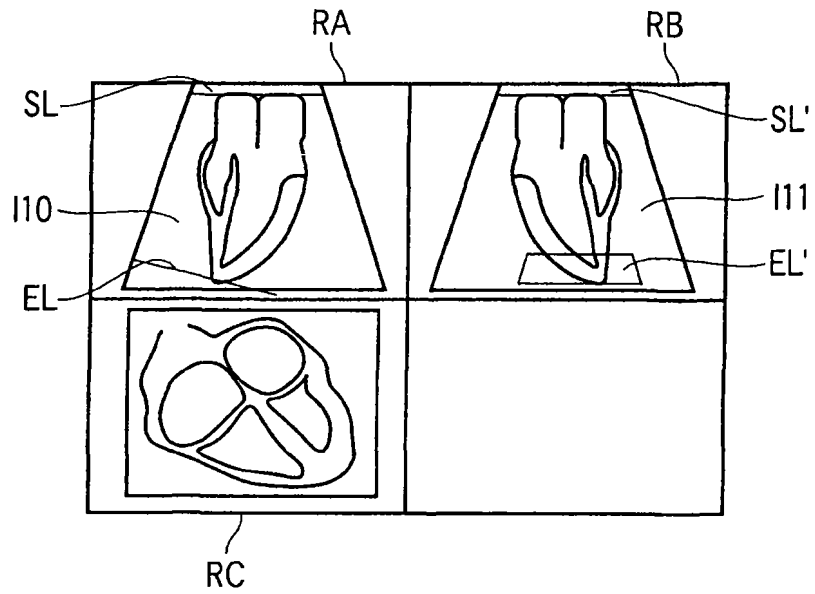


图 10

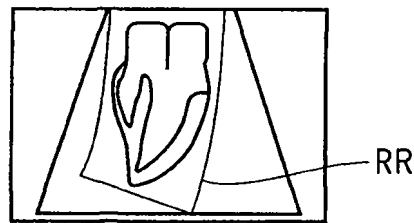


图 11

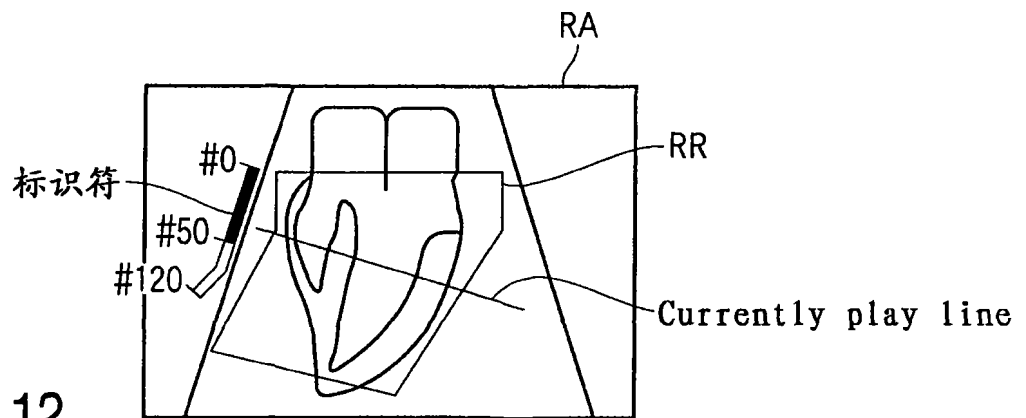


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置和医用图像显示装置		
公开(公告)号	CN101396288A	公开(公告)日	2009-04-01
申请号	CN200810161773.2	申请日	2008-09-26
[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	郡司隆之 樋口治郎 后藤英二 中岛修		
发明人	郡司隆之 樋口治郎 后藤英二 中岛修		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/463 G06T2207/10136 A61B8/0883 G06T15/08 A61B8/483 G06T2207/30048 A61B8/14 G06T7/0012 G06T2207/10076		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2007249874 2007-09-26 JP		
其他公开文献	CN101396288B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在本发明的超声波诊断装置中，超声波探头发送接收超声波。发送结束部件经由上述超声波探头用超声波波束循环对被检体的包含特定部位的三维扫描区域进行扫描。体数据组产生部件根据来自上述发送接收部件的输出，产生扫描时刻不同的多个体数据组。截面图像产生部件根据上述多个体数据组，分别产生与上述特定部位的规定截面有关的多个截面图像的数据。图像显示部件与上述多个截面图像上的上述特定部位的位置和形状的至少一方的变化对应地，变更与显示区域对应的上述多个截面图像各自的位置和大小的至少一方，显示上述多个截面图像。

