



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610101994.1

[43] 公开日 2007年2月7日

[11] 公开号 CN 1907229A

[22] 申请日 2006.7.18
 [21] 申请号 200610101994.1
 [30] 优先权
 [32] 2005.7.19 [33] JP [31] 2005-208275
 [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 小林忠晴

[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

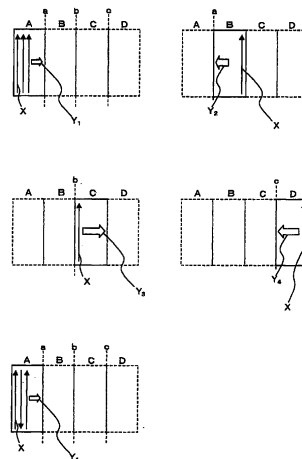
权利要求书 4 页 说明书 28 页 附图 14 页

[54] 发明名称

超声波图像取得装置以及超声波图像的取得方法

[57] 摘要

本发明提供一种超声波图像取得装置，其中，发送接收电路在控制装置的控制下，按照基于心电波形的触发信号来驱动超声波探头以对多个区域进行扫描，并按区域逐个取得扫描数据。在此扫描中，发送接收电路使超声波探头对各区域进行扫描，以使得在至少两个相互邻接的区域各自的边界附近，取得心电波形的时相大致一致的扫描数据。也就是说，发送接收电路在相互邻接的区域中，将主扫描方向或者副扫描方向相互设成逆方向，并使超声波探头对各区域进行扫描。然后，图像处理器基于以相同时相开始扫描所取得的扫描数据，生成将多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。



1. 一种超声波图像取得装置，具备：

超声波探头，在主扫描方向及副扫描方向上扫描超声波束；

扫描装置，接受基于心电波形的触发信号，按照该触发信号来驱动上述超声波探头对多个区域进行扫描，并按区域逐个取得扫描数据；以及

图像生成装置，将上述按区域逐个取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据，所述超声波图像取得装置的特征在于，

上述扫描装置使上述超声波探头对各区域进行扫描，以使得在上述多个区域之中、至少两个相互邻接的区域各自的边界附近，取得上述心电波形的时相大致一致的扫描数据。

2. 按照权利要求 1 所述的超声波图像取得装置，其特征在于：

上述扫描装置每当接受上述触发信号就使上述超声波探头扫描不同的区域并按区域逐个取得扫描数据，以使得在上述边界附近，取得上述心电波形的时相大致一致的扫描数据，

上述图像生成装置，将扫描上述各区域所取得的扫描数据、即以相同时相开始扫描所取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。

3. 按照权利要求 1 所述的超声波图像取得装置，其特征在于：

上述扫描装置通过在相互邻接的区域中，将上述主扫描方向或者上述副扫描方向相互设成逆方向，并使上述超声波探头对上述各区域进行扫描，而在上述边界附近取得上述心电波形的时相大致一致的扫描数据。

4. 按照权利要求 1 所述的超声波图像取得装置，其特征在于：

上述图像生成装置，将扫描上述各区域所取得的扫描数据、即以相同时相开始扫描所取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。

5. 按照权利要求 1 所述的超声波图像取得装置，其特征在于：

上述扫描装置对于上述多个区域之中相互邻接的区域，以将规定的分割线作为对称轴，相互的主扫描方向或者副扫描方向为线对称的关系的方式，改变主扫描方向或者副扫描方向，并使上述超声波探头对上述各区域进行扫描，由此在上述边界附近取得上述心电波形的时相大致一致的扫描数据。

6. 一种超声波图像取得装置，具备：

超声波探头，在主扫描方向及副扫描方向上扫描超声波束；

扫描装置，接受基于心电波形的触发信号，按照该触发信号来驱动上述超声波探头对多个区域进行扫描，并按区域逐个取得扫描数据；以及

图像生成装置，将上述按区域逐个取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据，所述超声波图像取得装置的特征在于，

上述扫描装置在相互邻接的区域中，将上述主扫描方向或者上述副扫描方向相互设成逆方向，并使上述超声波探头对各区域进行扫描以取得扫描数据。

7. 按照权利要求 6 所述的超声波图像取得装置，其特征在于：

上述扫描装置每当接受上述触发信号就使上述超声波探头扫描不同的区域，在相互邻接的区域中将上述主扫描方向或者上述副扫描方向相互设成逆方向，并使上述超声波探头对上述各区域进行扫描以取得扫描数据，

上述图像生成装置将扫描上述各区域所取得的扫描数据、即以相同时相开始扫描所取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。

8. 按照权利要求 6 所述的超声波图像取得装置，其特征在于：

上述图像生成装置将扫描上述各区域所取得的扫描数据、即以相同时相开始扫描所取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。

9. 按照权利要求 6 所述的超声波图像取得装置，其特征在于：

上述扫描装置对于上述多个区域之中相互邻接的区域，以将规定的分割线作为对称轴，相互的主扫描方向或者副扫描方向为线对称的关系的方式，改变主扫描方向或者副扫描方向，并使上述超声波探头对上述各区域进行扫描以取得扫描数据。

10. 一种超声波图像的取得方法，包括：

扫描步骤，接受基于心电波形的触发信号，按照该触发信号来驱动超声波探头，用上述超声波探头在主扫描方向及副扫描方向上对多个区域进行扫描，并按区域逐个取得扫描数据；和

图像生成步骤，将上述按区域逐个取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据，所述超声波图像的取得方法的特征在于，

在上述扫描步骤中，在相互邻接的区域中，将上述主扫描方向或者上述副扫描方向相互设成逆方向，并用上述超声波探头对各区域进行扫描以取得扫描数据。

11. 按照权利要求 10 所述的超声波图像的取得方法，其特征在于：

在上述扫描步骤中，每当接受上述触发信号就用上述超声波探头扫描不同的区域，在相互邻接的区域中将上述主扫描方向或者上述副扫描方向相互设成逆方向，并用上述超声波探头对上述各区域进行扫描以取得扫描数据，

在上述图像生成步骤中，将扫描上述各区域所取得的扫描数据、即以相同时相开始扫描所取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。

12. 按照权利要求 10 所述的超声波图像的取得方法，其特征在于：

在上述图像生成步骤中，将扫描上述各区域所取得的扫描数据、即以相同时相开始扫描所取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。

13. 按照权利要求 10 所述的超声波图像的取得方法，其特征在于：

在上述扫描步骤中，对于上述多个区域之中相互邻接的区域，以将规定的分割线作为对称轴，相互的主扫描方向或者副扫描方向为线对称的关系的方式，改变主扫描方向或者副扫描方向，并用上述超声波探头对上述各区域进行扫描以取得扫描数据。

超声波图像取得装置以及 超声波图像的取得方法

技术领域

本发明涉及通过在被检测体内以三维方式发送超声波,并接收来自被检测体内的反射波以取得被检测体内的诊断信息的超声波图像取得装置。尤其涉及利用心电信号(ECG 信号)来进行扫描的超声波图像取得装置。

背景技术

超声波振子被二维地排列、并能够将超声波束(beam)三维地对被检测体内进行发送接收的所谓的二维超声波探头(probe)的开发正在进行。

备有二维超声波探头的超声波图像取得装置,如图 1 所示,可以将超声波束三维地进行发送和接收。因此,与备有超声波振子被一维地排列的一维超声波探头的超声波图像取得装置相比,就可以在短时间扫描关心区域(ROI)的全范围。特别地,在具有搏动的循环器官领域,其有用性变得明显。

通过对用三维扫描取得的体积数据(volume data)实施体积再现(Volume Rendering)处理(以下,有时称为[VR 处理])和 MPR 处理(Multi Plannar Reconstruction)等图像处理,就可以生成三维图像数据和任意截面的图像数据等。

但是,在用上述二维超声波探头进行扫描的情况下,与利用一维超声波探头的扫描相比,每个单位时间发生的数据量飞跃地增加。例如,在扫描 $60^{\circ} \times 60^{\circ}$ 这样的宽范围的情况下,就需要备有超声波束(接收束)的并列同时接收数为 16 个左右的射束成形器(beam former),相应地就需要能够处理由 16 个左右的并列同时接收数而发生的数据

的硬件 (hardware)。这样的硬件的大规模化, 将使超声波图像取得装置的成本 (cost) 大幅度地上升, 因此成为装置普及的很大障碍。

从而, 为了提高成本效率, 在以往的超声波图像取得装置中, 采用超声波束 (接收束) 的并列同时接收数为 4 个左右的硬件。为了采用这样的超声波图像取得装置而无损实时 (real time) 性地、得到对于诊断来说可以接受的画面质量的图像, 与图 1 所示的扫描范围 S 相比, 如图 2 所示需要使扫描范围 S 变窄来进行扫描。

作为克服由于这样的硬件规模导致的接收发送的制约的方法, 提出了将整体的扫描范围 S 分割成多个区域来进行扫描的方法 (美国专利第 6, 544, 175 号说明书)。下面参照图 3A 和图 3B 对此方法进行说明。

首先, 涉及现有技术的超声波图像取得装置, 如图 3A 所示, 将整体的扫描范围 S 分割为多个区域。在图 3A 所示的例子中, 涉及现有技术的超声波图像取得装置, 将整体的扫描范围 S 分为区域 A、区域 B、区域 C、区域 D 这 4 个区域。这里, 将分割后的各个区域 A~D 以下称为子体积 (sub volume)。在图 3A 所示的例子中, 将 4 个子体积分别设为子体积 A、子体积 B、子体积 C、子体积 D。在这里, 涉及现有技术的超声波图像取得装置, 以子体积 A、子体积 B、子体积 C、以及子体积 D 按照 A、B、C、D 的顺序排成一列的方式来分割整体的扫描范围 S。然后, 超声波束 (接收束) 的并列同时接收数较少的超声波图像取得装置, 如图 3B 所示, 以子体积为单位来扫描超声波束。

在这里, 参照图 4A、图 4B、图 4C 和图 4D 对于由涉及现有技术的超声波图像取得装置来进行的各子体积的扫描进行说明。图 4A 是表示由涉及现有技术的超声波图像取得装置来进行的扫描的范围的模式图。图 4B、图 4C 和图 4D 是用于说明基于涉及现有技术的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图, 是从超声波探头观看时 (顶视图 (top view)) 的图。

如图 4A 和图 4B 所示, 涉及现有技术的超声波图像取得装置,

通过在主扫描方向 X 上扫描超声波束，进而将与主扫描方向 X 正交的方向设为副扫描方向 Y、并在该副扫描方向 Y 上扫描超声波束，来进行子体积 A 的全范围的扫描。而且，涉及现有技术的超声波图像取得装置在 1 个心搏（心脏搏动）中多次对子体积 A 进行扫描，在下一心搏中对子体积 B 进行扫描。同样地，超声波图像取得装置对子体积 C 和子体积 D 进行扫描。

图 4C 和图 4D 表示子体积 A 和子体积 B 中的副扫描方向。如图 4C 所示，涉及现有技术的超声波图像取得装置，通过在副扫描方向 Y（图中，从左侧到右侧）上扫描超声波束来扫描子体积 A。也就是说，在子体积 A 中，涉及现有技术的超声波图像取得装置向与子体积 B 的边界扫描超声波束。

另外，如图 4D 所示，涉及现有技术的超声波图像取得装置，通过在与子体积 A 相同的副扫描方向 Y（图中，从左侧到右侧）上扫描超声波束，来对子体积 B 进行扫描。也就是说，在子体积 B 中，涉及现有技术的超声波图像取得装置，从与子体积 A 的边界开始扫描，朝向与子体积 C 的边界扫描超声波束。

进而，涉及现有技术的超声波图像取得装置，对于子体积 C 以及子体积 D，也通过副扫描方向 Y（图中，从左侧到右侧）上扫描超声波束来扫描子体积 C 以及子体积 D。而且，涉及现有技术的超声波图像取得装置，通过将扫描各子体积而取得的扫描数据进行组合来生成全扫描范围的扫描数据。

但是，在上述的涉及现有技术的超声波图像取得装置中，由于将各子体积的副扫描方向设为相同的方向来扫描超声波束，存在以下将进行说明的问题。关于这个问题，一边参照图 5 一边进行说明。图 5 是用于说明由涉及现有技术的超声波图像取得装置进行的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

涉及现有技术的超声波图像取得装置，将在不同心搏中所取得的扫描数据、并在同样的时相所取得的扫描数据彼此之间进行组合，来生成与整体的扫描范围相对应的一个体积数据。

例如，涉及现有技术的超声波图像取得装置，将在时相 t_0 ~ 时相 t_1 之间对子体积 A、子体积 B、子体积 C 以及子体积 D 进行扫描而取得的扫描数据 A_0 、扫描数据 B_0 、扫描数据 C_0 、扫描数据 D_0 进行组合，来生成时相 t_0 ~ 时相 t_1 之间的关心区域的全范围的扫描数据。

将这样生成的扫描数据的 1 部分在图 5 表示。为了说明简便，在图 5 中，只是表示扫描数据 A_0 和扫描数据 B_0 。对于子体积 A 和子体积 B，通过都在同样的扫描方向（主扫描方向 X 以及副扫描方向 Y）上扫描超声波束，来取得扫描数据 A_0 和扫描数据 B_0 。

这里，关注子体积 A 和子体积 B 的边界 L 的附近。在子体积 A 的右端的扫描范围（与子体积 B 的边界 L 的附近）取得的 1 线（行：line）扫描数据，是在时相 $(t_1 - \delta_t)$ ~ 时相 t_1 之间所取得的数据。另一方面，在子体积 B 的左端的扫描范围（与子体积 A 的边界 L 的附近）取得的 1 线的扫描数据，是在时相 t_0 ~ 时相 $(t_0 + \delta_t)$ 之间所取得数据。此外， δ_t 是在沿主扫描方向 X 上扫描超声波束的情况下，为了扫描 1 线所需要的时间。因此，在子体积 A 和子体积 B 的边界 L 的附近，作为扫描数据被取得的时相，具有大约 $\Delta t (= t_1 - t_0)$ 的时相差。

例如，在 1 个心搏中扫描子体积的次数设为 20 次的情况下，若设 1 个心搏的时间为 1 秒，在 1 次扫描中必须的扫描时间 Δt ，为 $\Delta t = 1/20 = 0.05$ 秒。因此，在子体积 A 和子体积 B 的边界 L 的附近，就会产生大约 $\Delta t = 0.05$ 秒的时相差。也就是说，在边界 L 的附近，在子体积 A 和子体积 B 取得扫描数据的时相大约相差 $\Delta t = 0.05$ 秒。

该时相差（大约 $\Delta t = 0.05$ 秒）是在心脏瓣膜和心壁等运动激烈部位不能忽视的时间差。对于运动激烈部位进行涉及现有技术的扫描，对于基于通过该扫描所取得的扫描数据而生成的三维图像和 MPR 图像等，在与各子体积边界相当的位置，就会发生条纹状的人为现象（artifact）。

对于该人为现象，参照图 6A 和图 6B 进行说明。图 6A 是表示由涉及现有技术的超声波图像取得装置进行的扫描范围的模式图。图 6B 是表示根据基于涉及现有技术的超声波图像取得装置的扫描而取得

的图像图。

例如，如图 6A 所示，涉及现有技术的超声波图像取得装置，将包含心脏等诊断部位 100 的扫描范围分割为子体积 A、子体积 B、子体积 C 以及子体积 D，并对各子体积进行扫描。然后，涉及现有技术的超声波图像取得装置，通过将在同样的时相所取得的扫描数据组合、实施体积再现和 MPR 处理等，来生成三维图像和 MPR 图像等。

例如，将在图 6A 所示的观察方向 P 作为视线方向，将对于已经取得的扫描数据进行再现处理而得到的图像在图 6B 中表示。如上所述，由于在各子体积的边界处产生了时相差，如图 6B 所示，对于诊断部位 100 的图像 101，在与各子体积的边界相当的位置，就会发生沿纵向走向的条纹状的人为现象 102。

发明内容

本发明的目的就是提供一种超声波图像取得装置以及超声波图像的取得方法，它是一种按照基于心电波形的触发（trigger）信号来扫描多个区域的超声波图像取得装置，可以在相互邻接的区域的边界附近，使扫描数据被取得的时相差减小。

本发明的第 1 技术方案提供一种超声波图像取得装置，具备：超声波探头（probe），在主扫描方向及副扫描方向上扫描超声波束（beam）；扫描（scan）装置，接受基于心电波形的触发（trigger）信号，按照该触发信号来驱动上述超声波探头对多个区域进行扫描，并按区域逐个取得扫描数据（data）；以及，图像生成装置，将上述按区域逐个取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。所述超声波图像取得装置的特征在于，上述扫描装置使上述超声波探头对各区域进行扫描，以使得在上述多个区域之中、至少两个相互邻接的区域各自的边界附近，取得上述心电波形的时相大致一致的扫描数据。

根据第 1 技术方案，由于在相互邻接的区域的各自的边界附近，取得上述心电波形的时相大致一致的扫描数据，所以就可以在边界附

近使扫描数据被取得的时相差减小。据此，就可以在超声波图像中，抑制在与各区域的边界相当的位置可能发生的人为现象的发生。

另外，本发明的第2技术方案提供一种超声波图像取得装置，具备：超声波探头，在主扫描方向及副扫描方向上扫描超声波束；扫描装置，接受基于心电波形的触发信号，按照该触发信号来驱动上述超声波探头对多个区域进行扫描，并按区域逐个取得扫描数据；以及图像生成装置，将上述按区域逐个取得的扫描数据进行组合，生成将上述多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。所述超声波图像取得装置的特征在于，上述扫描装置在相互邻接的区域中，将上述主扫描方向或者上述副扫描方向相互设成逆方向，并使上述超声波探头对各区域进行扫描以取得扫描数据。

根据第2技术方案，通过在相互邻接的区域中，将主扫描方向或者上述副扫描方向设成逆方向来扫描超声波束，就可以在相互邻接区域边界附近，取得心电波形的时相大致一致的扫描数据。因此，就可以在边界附近使扫描数据被取得的时相差减小。其结果，就可以在超声波图像中，抑制在与各区域的边界相当的位置可能发生的人为现象的发生。

附图说明

图1是用于说明基于涉及现有技术的超声波图像取得装置的扫描的范围的模式图。

图2是用于说明基于涉及现有技术的超声波图像取得装置的扫描的范围的模式图。

图3A和图3B是用于说明被分割的扫描范围的模式图。

图4A是表示由涉及现有技术的超声波图像取得装置来进行的扫描的范围的模式图。

图4B、图4C和图4D是用于说明基于涉及现有技术的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

图 5 是用于说明由涉及现有技术的超声波图像取得装置进行的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

图 6A 是表示由涉及现有技术的超声波图像取得装置进行的扫描范围的模式图。

图 6B 是表示根据基于涉及现有技术的超声波图像取得装置的扫描而取得的图像图。

图 7 是表示涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置的概略结构的框图。

图 8 是用于说明在各时相所取得的扫描数据和该扫描数据的合成处理的模式图。

图 9A、图 9B、图 9C、图 9D 和图 9E 是用于说明基于涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

图 10 是用于说明基于涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置的扫描的方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

图 11 是用于说明由涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置取得的扫描数据的读入顺序的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

图 12A 和图 12B 是表示基于涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围的模式图。

图 12C 和图 12D 是用于说明基于涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

图 13A 和图 13B 是表示基于涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围的模式图。

图 13C 和图 13D 是用于说明基于涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

图 14 是用于说明基于涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

具体实施方式

对涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置和超声波图像取得方法进行说明。首先，一边参照图 7 一边就涉及本实施方式的超声波图像取得装置的结构进行说明。图 7 是表示涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置的概略结构的框图。

超声波探头 2 由呈矩阵（matrix）（格子）状配置了超声波振子的二维超声波探头构成。该超声波探头 2 三维地发送超声波，并将从探头表面呈放射状地扩大的形状的三维数据作为回波（echo）信号来进行接收。

此外，在超声波图像取得装置 1 中采用的超声波探头并不限于二维超声波探头，也可以使用一维超声波探头。例如，也可以通过将在扫描方向上排列了超声波振子的一维超声波探头连接到超声波图像取得装置 1，并使超声波振子在与扫描方向正交的方向上机械地摇动来取得三维数据。

发送接收电路 3 由发送部和接收部构成，在向超声波探头 2 提供电气信号以使超声波发生的同时，接收由超声波探头 2 接收到的回波信号。

发送接收电路 3 内的发送部，备有：未图示的时钟（clock）发生电路、发送延迟电路、以及脉冲发生器（pulsar）电路。时钟发生电路是发生决定超声波信号的发送定时（timing）和发送频率的时钟信号的电路。发送延迟电路是在超声波的发送时，加以延迟来实施发送聚焦（focus）的电路。脉冲发生器电路内置有与各超声波振子相对应的个别路径（通道）（channel）数量的脉冲发生器，在施加了延迟的发送定时发生驱动脉冲，并提供给超声波探头 2 的各超声波振子。

发送接收电路 3 的发送部，按照从控制装置 10 输出的控制信号，

将电气信号提供给超声波探头 2 使之发生超声波束、扫描规定的范围。在该控制信号中包含表示由超声波探头 2 进行的扫描的扫描范围、主扫描方向和副扫描方向的信息。发送部按照该信息来驱动超声波探头。

例如，发送接收电路 3 的发送部，从控制装置 10 接受包含将所希望的扫描范围分割成多个区域的分割模式 (pattern)、分割后的各区域中的主扫描方向以及副扫描方向的信息的控制信号。然后，发送部按照该控制信号将所希望的扫描范围分成多个区域，按各个区域逐个改变主扫描方向或副扫描方向并使超声波探头 2 扫描各个区域。

发送接收电路 3 的接收部，备有：未图示的前置放大器 (preamplifier) 电路、A/D 变换电路、以及接收延迟/加法电路。前置放大器电路，将从超声波探头 2 的各超声波振子输出的回波信号按照接收通道逐个放大。A/D 变换电路，对经过放大的回波信号进行 A/D 变换。接收延迟/加法电路，对 A/D 变换后的回波信号赋予决定接收指向性所必须的延迟时间、并进行加法运算。通过该加法运算，来自与接收指向性相应的方向的反射分量被得以强调。此外，将由该发送接收电路 3 进行加法运算处理后的信号称为“RF 数据”。

从发送接收电路 3 输出的 RF 数据，依据目的被输出给 B 模式 (B-mode) 处理电路或者 CFM 处理电路 5。

B 模式处理电路 4，进行回波振幅信息的映像化并根据回波信号生成 B 模式光栅数据 (B-mode raster data)。具体而言，B 模式处理电路 4，对 RF 数据进行带通滤波 (band-pass filter) 处理，然后对输出信号的包络线进行检波，并对经过检波的数据实施基于对数变换的压缩处理。将在该 B 模式处理电路中生成的数据称为 B 模式光栅数据。

CFM 处理电路 5，进行移动着的血流信息的映像化，并生成彩色光栅数据 (color raster data)。在血流信息中有速度、分散、能量等信息，血流信息作为 2 值化信息而获得。具体而言，CFM 处理电路 5，包括：相位检波电路、MTI 滤波器 (MTI filter)、自相关器以及流速/分散运算器。该 CFM 处理电路 5 进行用于使组织信号和血流

信号分离的高通滤波 (high-pass filter) 处理 (MTI 滤波处理), 通过自相关处理对多点求解血流的移动速度、分散、能量等血流信息。

存储装置 6 由存储器 (memory) 构成, 暂时存储、保持由 B 模式处理电路 4 或 CFM 处理电路 5 生成的光栅数据。

DSC7 (Digital Scan Converter: 数字扫描变换器), 为了取得用正交坐标系表示的图像, 将光栅数据变换成用正交坐标表示的数据。DSC7 从存储装置 6 读入用扫描线信号列表示的信号处理后的光栅数据, 并变换成基于空间信息的坐标系的数据 (扫描变换处理)。例如, DSC7 以 B 模式光栅数据为基础, 生成二维图像断层像数据, 并将图像数据输出给显示装置 9。

图像处理器 8 (image-processor) 由内置于超声波图像取得装置 1 中的 ASIC、FPGA 或 CPU 构成, 或者由被设置在超声波图像取得装置 1 的外部的 workstation 等构成。在二维超声波探头被连接到超声波图像取得装置 1 的情况下, 图像处理器 8 从存储装置 6 读入扫描数据, 通过实施再现处理和 MPR 处理等生成三维图像数据和 MPR 图像数据 (任意的截面图像数据) 等, 并输出给显示装置 9。该图像处理器 8, 相当于本发明的“图像生成装置”。

显示装置 9 由 CRT 和液晶显示器 (display) 等监视器 (monitor) 构成, 在该监视器画面上将断层像、三维图像或血流信息等显示出来。

控制装置 10 与超声波图像取得装置 1 的各部分连接, 并控制超声波图像取得装置 1 的各部分。控制装置 10, 例如由 CPU 构成, 通过执行在 ROM 等存储器 (未图示) 中存储的超声波图像取得装置的控制程序 (program), 来进行各部分的控制。在上述 ROM 等存储器中存储有超声波图像取得装置的控制程序和各种设定条件等。

在该实施方式中, 采用心电计来取得被检测体的心电波形 (ECG 信号)。而且, 控制装置 10 从超声波图像取得装置 1 的外部接收 ECG 触发信号, 并按照该 ECG 触发信号向发送接收电路 3 输出控制信号。例如, 设置有当用心电计检测出 R 波时就发生 ECG 触发信号的信号发生器。该信号发生器, 当用心电计检测出 R 波时就将 ECG 触发信

号向控制装置 10 输出。控制装置 10, 若接收到该 ECG 触发信号就将控制信号向发送接收电路 3 输出。发送接收电路 3, 按照该控制信号来驱动超声波探头 2, 使超声波探头 2 扫描规定的范围。这样, 根据 ECG 触发信号就可以开始扫描。

另外, 也可以构成为将心电波形 (ECG 信号) 输入到控制装置 10, 控制装置 10 检测 R 波。这种情况下, 若控制装置 10 检测出 R 波, 就将控制信号输出给发送接收电路 3。在控制装置 10 向发送接收电路 3 输出的控制信号中, 包含用超声波束进行扫描的扫描范围、该超声波束的主扫描方向以及副扫描方向。

在连接到控制装置 10 的 ROM 等存储器 (未图示) 中, 存储着扫描范围的分割模式、分割后的各区域的主扫描方向以及副扫描方向等信息。分割模式、主扫描方向和副扫描是预先设定的信息, 关于它们的细节, 在说明超声波图像取得装置 1 的动作时一并进行说明。

控制装置 10, 若接受到表示进行扫描的范围 (所希望的扫描范围) 的信息, 就将该所希望的扫描范围用规定的方法 (规定的分割模式) 来分割。而且, 控制装置 10, 对于分割后的各区域 (子体积) 决定主扫描方向和副扫描方向。例如, 控制装置 10 从上述存储器读入分割模式、分割后的各区域的主扫描方向以及副扫描方向等信息, 将所希望的扫描范围分割。而且, 控制装置 10, 将表示分割模式、各区域的主扫描方向以及副扫描方向的信息包含在上述控制信号中向发送接收电路 3 输出。发送接收电路 3, 按照包含分割模式等的控制信号来使超声波探头 2 扫描分割后的各区域。

另外, 在超声波图像取得装置 1 中, 备有用于将与超声波的发送接收条件等相关的各种设定输入的操作部 (未图示)。该操作部, 由操纵杆 (joystick) 和跟踪球 (trackball) 等指示设备 (pointing device)、开关 (switch)、各种按钮 (button)、键盘 (keyboard) 或 TCS (触摸指令屏: Touch Command Screen) 等构成。用该操作部输入的信息被送到控制装置 10, 控制装置 10 按照该信息进行超声波图像取得装置 1 的各部分的控制。

此外，发送接收电路 3 和控制装置 10 相当于本发明的“扫描装置”。

(动作)

就涉及本实施方式的超声波图像取得装置 1 的详细动作进行说明。超声波图像取得装置 1，利用 ECG 触发信号以子体积为单位扫描全扫描范围。首先，对于涉及本实施方式的超声波图像取得装置 1 扫描的扫描范围和扫描的定时，参照图 3A、图 3B、和图 8 进行说明。图 8，是用于说明在各时相所取得的扫描数据和该扫描数据的合成处理的模式图。

涉及本实施方式的超声波图像取得装置 1，如图 3A 所示，将整体的扫描范围 S，4 等分地分割为子体积 A、子体积 B、子体积 C 和子体积 D。而且，超声波图像取得装置 1，如图 3B 所示，以子体积为单位扫描超声波束。

涉及本实施方式的超声波图像取得装置 1，子体积 A、子体积 B、子体积 C 和子体积 D 按照 A、B、C、D 的顺序排成 1 列来将整体的扫描范围 S 等分割。通过这样做，子体积 A 的邻接是子体积 B，作为子体积 B 的邻接、子体积 A 的相对侧是子体积 C，作为子体积 C 的邻接、子体积 B 的相对侧的是子体积 D。而且，涉及本实施方式的超声波图像取得装置 1，用子体积 A、子体积 B、子体积 C 和子体积 D 的顺序来进行扫描。

下面，对于扫描开始的定时 (timing) 参照图 8 进行说明。在本实施方式中，通过心电计来取得被检测体的心电波形 (ECG 信号)。而且，例如，若由心电计检测出 R 波就生成 ECG 触发信号，并且，该 ECG 触发信号被输出到控制装置 10。若控制装置 10 接收到该 ECG 触发信号，发送接收电路 3 就驱动超声波探头 2，并开始扫描。

在利用 ECG 触发信号进行扫描的情况下，若控制装置 10 接收到第 1 ECG 触发信号 I_1 ，发送接收电路 3 就按照该 ECG 触发信号 I_1 开始扫描。而且，在与 ECG 触发信号 I_1 相对应的心搏中，发送接收电路 3 通过超声波探头 2 来扫描子体积 A。例如，发送接收电路 3，

在 1 个心搏中扫描相同的子体积 4 次而取得时相不同的扫描数据。

若第 1ECG 触发信号 I_1 被输出到控制装置 10 并且控制装置 10 接收到该 ECG 触发信号 I_1 ，就对发送接收电路 3 输出射束成形所必需的延迟模式信息等控制信号。在该控制信号中，包含扫描范围的分割模式、子体积区域、超声波束的主扫描方向和副扫描方向等信息。具体而言，为了在与第 1ECG 触发信号 I_1 相对应的心搏中扫描子体积 A，控制装置 10，将表示子体积 A 的区域的信息包含在控制信号中向发送接收电路 3 输出。发送接收电路 3 接收控制信号并按照该控制信号扫描子体积 A、取得子体积 A 的扫描数据。

在这里，将用于扫描子体积 1 次所需要的扫描时间设为 Δt 。将控制装置 10 接受到第 1ECG 触发信号 I_1 的时相设为 t_0 ，将发送接收电路 3 在时相 t_0 开始扫描而取得的扫描数据设为扫描数据 A_0 。另外，将发送接收电路 3 取得扫描数据 A_0 以后、在时相 t_1 开始扫描而取得的扫描数据设为扫描数据 A_1 。另外，将发送接收电路 3 取得扫描数据 A_1 以后、在时相 t_2 开始扫描而取得的扫描数据设为扫描数据 A_2 。进而，将发送接收电路 3 取得扫描数据 A_2 以后、在时相 t_3 开始扫描而取得的扫描数据设为扫描数据 A_3 。

也就是说，在时相 $t_0 \sim$ 时相 t_1 之间 ($=\Delta t$)，超声波图像取得装置 1 取得扫描数据 A_0 ；在时相 $t_1 \sim$ 时相 t_2 之间 (Δt) 取得扫描数据 A_1 ；在时相 $t_2 \sim$ 时相 t_3 之间 (Δt) 取得扫描数据 A_2 ；在时相 $t_3 \sim$ 时相 t_4 之间 (Δt) 取得扫描数据 A_3 。如上所述，在与第 1ECG 触发信号 I_1 相对应的 1 个心搏中，超声波图像取得装置 1 取得扫描数据 A_0 、扫描数据 A_1 、扫描数据 A_2 、以及扫描数据 A_3 。

接下来，在与第 2ECG 触发信号 I_2 相对应的心搏中，发送接收电路 3 扫描子体积 B，并在各时相取得扫描数据 B_0 、扫描数据 B_1 、扫描数据 B_2 、以及扫描数据 B_3 。另外，在与第 3ECG 触发信号 I_3 相对应的心搏中，发送接收电路 3 扫描子体积 C，并在各时相取得扫描数据 C_0 、扫描数据 C_1 、扫描数据 C_2 、以及扫描数据 C_3 。另外，在与第 4ECG 触发信号 I_4 相对应的心搏中，发送接收电路 3 扫描子体积 D，

并在各时相取得扫描数据 D_0 、扫描数据 D_1 、扫描数据 D_2 、以及扫描数据 D_3 。

然后，图像处理器 8，将在不同心搏中取得的扫描数据、在相同时相所取得的扫描数据相互组合，生成与整体的扫描范围相对应的 1 个体积数据，并基于该体积数据生成三维图像数据等超声波图像数据。

例如，图像处理器 8，将在时相 t_0 ~ 时相 t_1 之间取得的扫描数据 A_0 、扫描数据 B_0 、扫描数据 C_0 、以及扫描数据 D_0 组合，生成时相 t_0 ~ 时相 t_1 下的关心区域的全范围的扫描数据。然后，图像处理器 8，基于该扫描数据（体积数据）生成三维图像数据等超声波图像数据。从而，生成时相 t_0 ~ 时相 t_1 下的三维图像数据。

同样，图像处理器 8，将在时相 t_1 ~ 时相 t_2 之间取得的扫描数据 A_1 、扫描数据 B_1 、扫描数据 C_1 、以及扫描数据 D_1 组合，生成时相 t_1 ~ 时相 t_2 下的关心区域的全范围的扫描数据。然后，图像处理器 8，基于该扫描数据（体积数据）生成三维图像数据等超声波图像数据。从而，生成时相 t_1 ~ 时相 t_2 下的三维图像数据。

另外，图像处理器 8，将在时相 t_2 ~ 时相 t_3 之间所取得的扫描数据 A_2 、扫描数据 B_2 、扫描数据 C_2 、以及扫描数据 D_2 组合，生成时相 t_2 ~ 时相 t_3 下的关心区域的全范围的扫描数据（体积数据）。然后，图像处理器 8，基于该扫描数据（体积数据）生成三维图像数据等超声波图像数据。从而，生成时相 t_2 ~ 时相 t_3 下的三维图像数据。

进而，图像处理器 8，将在时相 t_3 ~ 时相 t_4 之间所取得的扫描数据 A_3 、扫描数据 B_3 、扫描数据 C_3 、以及扫描数据 D_3 组合，生成时相 t_3 ~ 时相 t_4 下的关心区域的全范围的扫描数据（体积数据）。然后，图像处理器 8，基于该扫描数据（体积数据）生成三维图像数据等超声波图像数据。从而，生成时相 t_3 ~ 时相 t_4 下的三维图像数据。

在这里，一边参照图 9A、图 9B、图 9C、图 9D、图 9E、以及图 10 一边说明由涉及本实施方式的超声波图像取得装置 1 进行的子体积的扫描。图 9A、图 9B、图 9C、图 9D、以及图 9E 是用于说明

由涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置进行的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。图 10 是用于说明基于涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置的扫描的方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

如图 9A、图 9B、图 9C、图 9D、以及图 9E 所示，将用分割线 a、分割线 b、以及分割线 c 分割的区域分别设为子体积 A、子体积 B、子体积 C、以及子体积 D。涉及该实施方式的超声波图像取得装置 1，使相互邻接的子体积的扫描方向（主扫描方向及副扫描方向）、扫描开始位置、以及扫描结束位置，设成以分割线 a、分割线 b、或分割线 c 为对称轴的线对称的关系来进行扫描。通过这样按照每个子体积逐个地改变扫描方向、扫描开始位置、以及扫描结束位置来进行扫描，就可以在相互邻接的子体积的边界附近，减小扫描数据被取得的时相差。以下，对各子体积的扫描方向等进行详细说明。

在图 9A 中表示扫描子体积 A 时的扫描方向。如图 9A 所示，发送接收电路 3，通过在主扫描方向 X 上扫描超声波束，进而，将与主扫描方向 X 正交的方向设为副扫描方向 Y_1 ，并通过在该副扫描方向 Y_1 （图中，从左侧到右侧）上进行扫描，来扫描子体积 A。也就是说，在子体积 A 中，发送接收电路 3，朝向与邻接的子体积 B 的边界进行扫描。然后，发送接收电路 3，通过在 1 个心搏中进行多次（例如 4 次）子体积 A 的扫描，以取得扫描数据 A_0 、扫描数据 A_1 、扫描数据 A_2 、扫描数据 A_3 。

在这里，对主扫描方向 X 的代表性的例子进行说明。例如，在本实施方式中，如图 9A 所示，发送接收电路 3 在各切片中将主扫描方向 X 设为相同的方向来扫描超声波束。另外，作为其他的扫描方法，如图 9E 所示，发送接收电路 3 也可以对每个切片逐个将主扫描方向 X 变成逆方向来进行超声波束扫描。这样，关于主扫描方向 X 采取任一方向均可。

在以下的说明中，如图 9A 所示设发送接收电路 3 将各切片主扫描方向 X 设为相同的方向来进行扫描。

1 个心搏后，若下一 ECG 触发信号 I_2 被输出到控制装置 10，则按照该 ECG 触发信号 I_2 ，控制装置 10 将控制信号输出到发送接收电路 3。在该控制信号中，包含表示子体积 B 的区域、主扫描方向以及副扫描方向的信息。发送接收电路 3，按照该控制信号，通过超声波探头 2 来发送接收超声波束、扫描子体积 B。

例如，如图 9B 所示，发送接收电路 3 按照 ECG 触发信号 I_2 ，在 1 个心搏中进行子体积 B 的扫描。在扫描子体积 B 的情况下，关于主扫描方向，发送接收电路 3，在与子体积 A 的主扫描方向 X 相同的方向上进行扫描，但是，关于副扫描方向，则在子体积 A 的副扫描方向不同的方向上进行扫描。

在扫描子体积 B 的情况下，将子体积 A 的副扫描方向 Y_1 的逆方向设为副扫描方向 Y_2 （图中，从右侧到左侧），发送接收电路 3，通过在副扫描方向 Y_2 上扫描超声波束来扫描子体积 B 全体。也就是说，在子体积 B 中，发送接收电路 3，从与邻接的子体积 C 的边界开始扫描，朝向与邻接的子体积 A 的边界进行扫描。然后，发送接收电路 3，通过在 1 个心搏中进行 4 次子体积 B 的扫描来取得扫描数据 B_0 、扫描数据 B_1 、扫描数据 B_2 、以及扫描数据 B_3 。这样以将副扫描方向设为逆方向来进行扫描的方式，控制装置 10 将表示副扫描方向 Y_2 的信息包含在控制信号中输出到发送接收电路 3。

如以上那样，发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下，将与子体积 A 邻接的子体积 B 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置设成以分割线 a 为对称轴，与子体积 A 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称，使超声波探头 2 扫描子体积 B。

然后，在 1 个心搏后，若下一 ECG 触发信号 I_3 被输出到控制装置 10，则控制装置 10 按照该 ECG 触发信号 I_3 将控制信号输出到发送接收电路 3。在该控制信号中，包含表示子体积 C 的区域、主扫描方向以及副扫描方向的信息。发送接收电路 3 按照该控制信号，通过超声波探头 2 来发送接收超声波束、扫描子体积 C。

例如，如图 9C 所示，发送接收电路 3 按照 ECG 触发信号 I_3 ，

在 1 个心搏中进行子体积 C 的扫描。在扫描子体积 C 的情况下，关于主扫描方向，发送接收电路 3 在与子体积 B 的主扫描方向 X 相同的方向上进行扫描，但是，关于副扫描方向，则在子体积 B 的副扫描方向不同的方向上进行扫描。

在扫描子体积 C 的情况下，将与子体积 B 的副扫描方向 Y_2 的逆方向设为副扫描方向 Y_3 （图中，从左侧到右侧），发送接收电路 3，通过在副扫描方向 Y_3 上扫描超声波束来扫描子体积 C 全体。也就是说，在子体积 C 中，发送接收电路 3，从与邻接的子体积 B 的边界开始扫描，朝向与邻接的子体积 D 的边界进行扫描。该副扫描方向 Y_3 是与子体积 A 的副扫描方向 Y_1 相同的方向。然后，发送接收电路 3，通过在 1 个心搏中进行 4 次子体积 C 的扫描来取得扫描数据 C_0 、扫描数据 C_1 、扫描数据 C_2 、以及扫描数据 C_3 。这样以将副扫描方向设为逆方向来进行扫描的方式，控制装置 10 将表示副扫描方向 Y_3 的信息包含在控制信号中输出到发送接收电路 3。

如以上那样，发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下，将与子体积 B 邻接的子体积 C 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置设定成，以分割线 b 为对称轴、与子体积 B 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称，来使超声波探头 2 扫描子体积 C。

然后，在 1 个心搏后，若下一 ECG 触发信号 I_4 被输出到控制装置 10，则控制装置 10 按照该 ECG 触发信号 I_4 将控制信号输出到发送接收电路 3。在该控制信号中，包含表示子体积 D 的区域、主扫描方向以及副扫描方向的信息。发送接收电路 3 按照该控制信号，通过超声波探头 2 来发送接收超声波束、扫描子体积 D。

例如，如图 9D 所示，发送接收电路 3，按照 ECG 触发信号 I_4 ，在 1 个心搏中进行子体积 D 的扫描。在扫描子体积 D 的情况下，关于主扫描方向，发送接收电路 3，在与子体积 C 的主扫描方向 X 相同的方向上进行扫描，但是，关于副扫描方向，则在子体积 C 的副扫描方向不同的方向上进行扫描。

在扫描子体积 D 的情况下，将与子体积 C 的副扫描方向 Y_3 的逆

方向设为副扫描方向 Y_4 (图中, 从右侧到左侧), 发送接收电路 3, 通过在副扫描方向 Y_4 上扫描超声波束来扫描子体积 D。也就是说, 在子体积 D 中, 发送接收电路 3, 朝向与邻接的子体积 C 的边界进行扫描。该副扫描方向 Y_4 是与子体积 B 的副扫描方向 Y_2 相同的方向。而且, 发送接收电路 3, 通过在 1 个心搏中进行 4 次子体积 D 的扫描来取得扫描数据 D_0 、扫描数据 D_1 、扫描数据 D_2 、以及扫描数据 D_3 。这样以将副扫描方向设为逆方向来进行扫描的方式, 控制装置 10 将表示副扫描方向 Y_4 的信息包含在控制信号中输出到发送接收电路 3。

如以上那样, 发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下, 将与子体积 C 邻接的子体积 D 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置设定成, 以分割线 c 为对称轴、与子体积 C 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称, 来使超声波探头 2 扫描子体积 D。

如以上那样, 发送接收电路 3 在邻接的子体积相互之间, 将副扫描方向相互设成逆方向来进行扫描。换言之, 控制装置 10, 在每次接受 ECG 触发信号时, 就将副扫描方向变成逆方向并作为新的副扫描方向, 并将表示该新的副扫描方向的信息包含在控制信号中输出到发送接收电路 3。通过发送接收电路 3 按照该控制信号来进行子体积的扫描, 在邻接的子体积相互之间, 副扫描方向成为逆方向来进行扫描。

然后, 作为图像生成装置的图像处理器 8, 通过将如上述那样在不同的心搏中所取得的扫描数据、在同样的时相所取得的扫描数据进行组合, 生成与全体扫描范围相对应的 1 个子体积数据。

例如, 如图 8 所示, 图像处理器 8, 通过将在时相 t_0 ~ 时相 t_1 之间取得的扫描数据 A_0 、扫描数据 B_0 、扫描数据 C_0 、以及扫描数据 D_0 进行组合, 生成时相 t_0 ~ 时相 t_1 下的关心区域的全范围的扫描数据(体积数据)。而且, 图像处理器 8, 同样地通过将在其他时相所取得的扫描数据也组合起来, 来生成关心区域的全范围的扫描数据(体积数据)。然后, 图像处理器 8, 基于该扫描数据(体积数据)生成三维图像数据等超声波图像数据。

在图 10 中表示这样所生成的扫描数据的 1 部分。为了简化说明,

在图 10 中, 只表示扫描数据 A_0 、扫描数据 B_0 。发送接收电路 3, 关于主扫描方向, 沿着同样的主扫描方向 X 来扫描子体积 A 、子体积 B 。但是, 关于副扫描方向, 则在子体积 A 中沿副扫描方向 Y_1 来进行扫描, 在子体积 B 中沿成为副扫描方向 Y_1 的逆方向的副扫描方向 Y_2 来进行扫描。

这里, 关注子体积 A 和子体积 B 的边界 L 的附近。在子体积 A 的右端的扫描范围 (与子体积 B 的边界 L 的附近) 所取得的 1 线的扫描数据, 是在时相 $(t_1 - \delta_t) \sim$ 时相 t_1 之间所取得的数据。另一方面, 在子体积 B 的左端的扫描范围 (与子体积 A 的边界 L 的附近) 所取得的 1 线的扫描数据, 也是在时相 $(t_1 - \delta_t) \sim$ 时相 t_1 之间所取得的数据。此外, δ_t 是当在主扫描方向 X 上扫描超声波时, 用于扫描 1 线所需要的时间。因此, 在子体积 A 和子体积 B 的边界 L 的附近, 扫描数据 A_0 被取得的时相和扫描数据 B_0 被取得的时相一致。进而, 由于主扫描方向 X 也相同, 所以在边界 L 的附近时相一致。此外, 当在边界 L 的附近将主扫描方向的朝向设成逆方向并进行扫描的情况下, 在边界 L 的附近, 在扫描数据 A_0 被取得的时相和扫描数据 B_0 被取得的时相之间, 只产生 δ_t 的时相差。

另外, 关于子体积 B 和子体积 C 、以及子体积 C 和子体积 D , 由于也是将副扫描方向设成相互反方向来进行扫描, 故能够在子体积的边界附近, 使扫描数据被取得的时相差减小。

进而, 关于在时相 $t_1 \sim$ 时相 t_2 之间所取得的扫描数据、在时相 $t_2 \sim$ 时相 t_3 之间所取得的扫描数据、在时相 $t_3 \sim$ 时相 t_4 之间所取得的扫描数据, 由于也是在邻接的子体积, 也将副扫描方向设成相互反方向来进行扫描, 故能够在各子体积的边界附近, 使扫描数据被取得的时相差减小。

如以上那样, 涉及本实施方式的超声波图像取得装置 1, 通过将邻接的子体积的扫描方向, 设成以分割线 a 、分割线 b 或分割线 c 为对称轴成为线对称来进行扫描, 而将邻接的子体积的副扫描方向设成相互逆方向来进行扫描。其结果, 就可以在子体积的边界附近, 使扫

描数据被取得的时相差减小。据此，就可以抑制在三维图像和 MPR 图像等中可能发生的条纹状的人为现象的发生。

此外，虽然在各子体积中，在扫描开始位置（时相 t_0 ）和扫描结束位置（时相 t_1 ）产生时相差 $\Delta t (=t_1 - t_0)$ 。但是，这在涉及现有技术的超声波图像取得装置中也同样如此。

涉及本实施方式的超声波图像取得装置 1，由于可以在不同的子体积的边界附近使扫描数据被取得的时相差减小，并可以抑制在边界附近可能发生的人为现象的发生，与此相应，就可以获得与现有技术相比良好的图像。

如上所述那样所取得的各子体积的扫描数据，从发送接收电路 3 被输出到 B 模式处理电路 4 或 CFM 处理电路 5。然后，B 模式处理电路 4 或 CFM 处理电路 5，生成 B 模式光栅数据或彩色光栅数据。这些光栅数据被暂时存储、保持在存储装置 6 中。

然后，图像处理器 8，将在存储装置 6 中所保存的光栅数据按照适当的数据单位逐个读出，顺次实施再现处理等图像处理以生成三维图像数据等超声波图像数据，并输出到显示装置 9。因此，在显示装置 9 的监视器画面上就显示出三维图像等超声波图像。

在这里，关于由图像处理器 8 进行的光栅数据的读入顺序，参照图 11 来进行说明。图 11 是用于说明由涉及本发明的实施方式的超声波图像取得装置所取得的扫描数据的读入顺序的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

图像处理器 8 按照取得扫描数据的时相的顺序，将数据从存储装置 6 中读入。例如，如图 11 所示，将在 1 线被取得的数据设为 1 个单位。关于子体积 A 的数据，图像处理器 8，将在第 1 早的时相取得的数据（在线 L_{a1} 上取得的数据）第 1 个读入，然后将在第 2 早的时相取得的数据（在线 L_{a2} 上取得的数据）第 2 个读入。然后，图像处理器 8，对于第 3 和第 3 以后取得的数据也以按照被取得的时相的顺序进行读入，最后将第 n 个取得的数据（在线 L_{an} 上取得的数据）读入。从而，图像处理器 8，以在线 L_{a1} 上取得的数据、在线 L_{a2} 上取得

的数据、...、在线 L_{an} 上取得的数据的顺序将数据读入。也就是说，图像处理器 8，将子体积 A 的从左端到右端（与子体积 B 的边界）取得的数据按顺序进行读入。

另外，对于子体积 B，图像处理器 8，也按照取得扫描数据的时相的顺序从存储装置 6 将数据读入。也就是说，图像处理器 8，将子体积 B 的从右端到左端（与子体积 A 的边界）取得的数据按顺序读入。因此，图像处理器 8，以在线 L_{b1} 上取得的数据、在线 L_{b2} 上取得的数据、...、在线 L_{bn} 上取得的数据的顺序将数据读入。

如以上那样，图像处理器 8，对于子体积 A 以及子体积 B 都按沿着与各自的副扫描方向相同的方向的顺序将数据从存储装置 6 读入。进而，图像处理器 8，对于子体积 C 以及子体积 D，也按沿着与各自的副扫描方向相同的方向的顺序将数据从存储装置 6 读入。然后，图像处理器 8，基于所读入的数据生成三维图像数据等超声波图像数据。

另外，虽然还可以是如上述的数据读入方法，但是，由于在子体积 A 和子体积 B 中数据读入方向是相反方向，故恐怕图像处理器 8 的处理负担会增加。这是因为若根据上述的读入方法，则在三维图像数据的生成处理之际，需要在图像处理器 8 中进行数据的重新排列。相对于此，通过以坐标的顺序将数据读入，就可以减轻图像处理器 8 的处理负担。

例如，对于在子体积 A 中所取得的数据，图像处理器 8，首先将子体积 A 的左侧的数据读入，然后以从左侧到右侧（与子体积 B 的边界）的顺序将数据读入。在子体积 A 的情况下，由于副扫描方向和读入数据的方向一致，图像处理器 8，按照扫描数据被取得的时相的顺序将数据读入。在图 11 中，图像处理器 8，以在线 L_{a1} 上取得的数据、在线 L_{a2} 上取得的数据、...、在线 L_{an} 上取得的数据的顺序将数据读入。

另外，在子体积 B 中被取得的数据，图像处理器 8，将子体积 B 的左侧（与子体积 A 的边界）数据首先读入，然后，以从左侧到右侧的顺序将数据读入。在图 11 中，图像处理器 8，以在线 L_{bn} 上取得的

数据、...、在线 L_{b2} 上取得的数据、在线 L_{b1} 上取得的数据的顺序将数据读入。在子体积 B 的情况下，由于副扫描方向和读入数据方向相反，最后被取得的数据被首先读入，最初被取得的数据最后被读入。这样，通过以坐标顺序（从副扫描方向的相反方向开始）将数据读入，图像处理器 8 的处理负担被减轻，就可以缩短图像处理所需要的时间。

（变形例）

本发明，不限于上述实施方式中举出的分割方法和扫描方向，只要是在邻接的子体积的边界附近，在扫描数据被取得的时相上不产生差的分割方向以及分割方法，就被包含在本发明的范围内。虽然作为本发明的实施方式可以考虑各种各样的变形例，但是在这里只对两个变形例进行说明。

（第 1 变形例）

首先，参照图 12A、图 12B、图 12C 和图 12D 就第 1 变形例进行说明。图 12A 和图 12B 是表示基于涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围的模式图。图 12C 和图 12D 是用于说明基于涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

如图 12A 和图 12B 所示，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，将整体的扫描范围 4 等份地分成子体积 A、子体积 B、子体积 C、和子体积 D。涉及上述的实施方式的超声波图像取得装置 1，以子体积 A、子体积 B、子体积 C、和子体积 D 排成 1 列的方式将整体的扫描范围分割。但是，涉及该第 1 变形例的超声波图像取得装置，将由通过整体的扫描范围的中心 O 的线、即相互正交的两根分割线 a 和分割线 b 进行了等分割的区域，分别设为子体积 A、子体积 B、子体积 C、和子体积 D。

然后，如图 12B 所示，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，以子体积为单位顺次进行扫描。通过控制装置 10 的控制进行这样的扫描。控制装置 10，将表示各子体积的区域、主扫描方向和副扫描方向的信息包含在控制信号中输出到发送接收电路 3。发送接收电路 3，

按照该控制信号驱动超声波探头 2 并扫描各子体积。

与上述实施方式相同，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，在与第 1 ECG 触发信号 I_1 相对应的心搏中，多次（例如 4 次）扫描子体积 A，在 1 个心搏中取得各时相的扫描数据 A_0 、扫描数据 A_1 、扫描数据 A_2 、和扫描数据 A_3 。对于子体积 B、子体积 C、和子体积 D，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，也在 1 个心搏中多次进行扫描并取得扫描数据。

在图 12C 和图 12D 中表示各子体积的扫描方向。首先，对子体积 A 的扫描进行说明。如图 12C 所示，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，通过在主扫描方向 X_1 （图中，从左侧到右侧）上，进而在与主扫描方向 X_1 正交的副扫描方向 Y_1 （图中，从上侧到下侧）上扫描超声波束来扫描子体积 A。而且，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，通过在与第 1 ECG 触发信号 I_1 对应的 1 个心搏中扫描子体积 A，来取得扫描数据 A_0 、扫描数据 A_1 、扫描数据 A_2 、以及扫描数据 A_3 。

然后，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，在与下一 ECG 触发信号 I_2 对应的 1 个心搏中扫描子体积 B，在 ECG 触发信号 I_3 扫描子体积 C，在 ECG 触发信号 I_4 扫描子体积 D。在图 12D 中，表示子体积 A、子体积 B、子体积 C、和子体积 D 的扫描方向。涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，将各子体积的扫描方向（主扫描方向和副扫描方向）、扫描开始位置和扫描结束位置，以分割线 a 或分割线 b 为对称轴成为线对称的关系，以这种方式来扫描超声波束。通过这样做，就可以在各子体积之间的边界附近，使扫描数据被取得的时相差减小。

例如，发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下，将与子体积 A 邻接的子体积 B 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置，设成以分割线 a 为对称轴，与子体积 A 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称，来使超声波探头 2 扫描子体积 B。

在扫描子体积 B 的情况下，涉及第 1 变形例的超声波图像取得

装置，关于副扫描方向，在与子体积 A 的副扫描方向 Y_1 相同的方向上进行扫描，但是，对于主扫描方向，则在子体积 A 的主扫描方向 X_1 不同的方向上进行扫描。

在扫描子体积 B 的情况下，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，将子体积 A 的主扫描方向 X_1 的逆方向设为主扫描方向 X_2 （图中，从右侧到左侧），在主扫描方向 X_2 上扫描超声波束。而且，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，关于副扫描方向，与扫描子体积 A 的情况相同，通过在副扫描方向 Y_2 （图中从上侧到下侧）上扫描超声波束来扫描子体积 B。据此，由于在子体积 A 和子体积 B 的边界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以抑制时相差的发生。

另外，发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下，将与子体积 A 邻接的子体积 C 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置，设成以分割线 b 为对称轴，与子体积 A 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称，来使超声波探头 2 扫描子体积 C。

在扫描子体积 C 的情况下，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，关于副扫描方向，将子体积 A 的副扫描方向 Y_1 的逆方向设为副扫描方向 Y_3 ，来扫描子体积 C。也就是说，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，将从相互分离的位置到接近边界的方向作为副扫描方向进行扫描。因此，由于在子体积 A 和子体积 C 的边界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以抑制时相差的发生。

另外，发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下，将子体积 D 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置，设成以分割线 b 为对称轴，与子体积 B 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称，来使超声波探头 2 扫描子体积 D。这时，子体积 D 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置，以分割线 a 为对称轴，与子体积 C 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成为线对称的关系。

在扫描子体积 D 的情况下，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，关于副扫描方向，将子体积 B 的副扫描方向 Y_2 的逆方向设为副扫描方向 Y_4 ，来扫描子体积 D。也就是说，涉及第 1 变形例的超声

波图像取得装置，将从相互分离的位置到接近边界的方向作为副扫描方向进行扫描。因此，由于在子体积 B 和子体积 D 的边界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以抑制时相差的发生。

另外，在与子体积 C 的关系中，涉及第 1 变形例的超声波图像取得装置，关于副扫描方向，将与子体积 C 的副扫描方向相同的方向设为副扫描方向，关于主扫描方向，将子体积 C 的主扫描方向的逆方向设为主扫描方向，来扫描子体积 D。因此，由于在子体积 C 和子体积 D 的边界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以抑制时相差的发生。

如以上那样，通过改变各子体积的主扫描方向或副扫描方向以使其成为线对称并进行扫描，就可以在子体积的边界附近，使扫描数据被取得的时相差减小。因此，可以抑制在子体积的边界可能发生的条纹状的人为现象的发生。

(第 2 变形例)

其次，参照图 13A、图 13B、图 13C、以及图 13D 就第 2 变形例进行说明。图 13A 和图 13B 是表示基于涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围的模式图。图 13C 和图 13D 是用于说明基于涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

如图 13A 以及图 13B 所示，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，将圆锥状的范围作为扫描范围来扫描超声波束。而且，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，将由通过圆锥状的扫描范围的中心 O 的线、即相互正交的两根分割线 a、分割线 b 进行了等分割的区域分别设为子体积 A、子体积 B、子体积 C 以及子体积 D。

然后，如图 13B 所示，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，按照 ECG 触发信号，以子体积为单位顺次进行扫描，并取得各时相的扫描数据。

在图 13C 以及图 13D 中表示各子体积的扫描方向。首先，对子体积 A 的扫描进行说明。如图 13C 所示，涉及第 2 变形例的超声波

图像取得装置，通过在主扫描方向 X_1 （图中，半径方向）上，进而，在圆周方向的副扫描方向 Y_1 上扫描超声波束来扫描子体积 A。而且，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，通过在与第 1 ECG 触发信号 I_1 对应的 1 个心搏中扫描子体积 A，来取得扫描数据 A_0 、扫描数据 A_1 、扫描数据 A_2 、扫描数据 A_3 。

然后，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，在与下一 ECG 触发信号 I_2 对应的 1 个心搏中扫描子体积 B，在 ECG 触发信号 I_3 扫描子体积 C，在 ECG 触发信号 I_4 扫描子体积 D。在图 13D 中，表示子体积 A、子体积 B、子体积 C、以及子体积 D 的扫描方向。涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，将各子体积的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置以分割线 a 或分割线 b 为对称轴成为线对称的关系，以这样的方式来扫描超声波束。因此，就可以在各子体积之间的边界附近，使扫描数据被取得的时相差减小。

例如，发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下，将与子体积 A 邻接的子体积 B 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置，设成以分割线 a 为对称轴，与子体积 A 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称，来使超声波探头 2 扫描子体积 B。

在扫描子体积 B 的情况下，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，关于副扫描方向，将子体积 A 的副扫描方向 Y_1 的逆方向设为副扫描方向 Y_2 来扫描子体积 B。也就是说，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，将从相互分离的位置到接近边界的方向作为副扫描方向进行扫描。因此，由于在子体积 A 和子体积 B 的边界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以抑制时相差的发生。

另外，发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下，将与子体积 A 邻接的子体积 C 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置，设成以分割线 b 为对称轴，与子体积 A 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称，来使超声波探头 2 扫描子体积 C。

在扫描子体积 C 的情况下，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，关于副扫描方向，将子体积 A 的副扫描方向 Y_1 的逆方向设为

副扫描方向 Y_3 来扫描子体积 C。也就是说，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，将从边界到相互分离的方向作为副扫描方向进行扫描。因此，由于在子体积 A 和子体积 C 的边界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以抑制时相差的发生。

另外，发送接收电路 3 在控制装置 10 的控制下，将子体积 D 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置，设成以分割线 b 为对称轴，与子体积 B 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称，并使超声波探头 2 扫描子体积 D。这时，子体积 D 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置，以分割线 a 为对称轴，与子体积 C 的扫描方向、扫描开始位置以及扫描结束位置成线对称的关系。

在扫描子体积 D 的情况下，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，关于副扫描方向，将子体积 B 的副扫描方向 Y_2 的逆方向设为副扫描方向 Y_4 ，来扫描子体积 D。也就是说，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，将从边界到相互分离的方向作为副扫描方向进行扫描。因此，由于在子体积 B 和子体积 D 的边界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以抑制时相差的发生。在与子体积 C 的关系中，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，关于副扫描方向，将子体积 C 的副扫描方向 Y_3 的逆方向设为副扫描方向 Y_4 。因此，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，将从相互分离的位置到接近边界的方向作为副扫描方向进行扫描。因此，由于在子体积 C 和子体积 D 的边界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以抑制时相差的发生。

另外，虽然在第 2 变形例中将整体扫描范围分割成 4 个区域，但是也可以分割成超过这个数的区域。关于其例子参照图 14 进行说明。图 14 是用于说明基于涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置的扫描的范围和扫描方向的模式图，是从超声波探头观看时（顶视图）的图。

例如，如图 14 所示，当通过全扫描范围的中心 O 的 4 根分割线将全扫描范围分割时，整体的扫描范围就被分割成 8 个区域。然后，涉及第 2 变形例的超声波图像取得装置，在彼此邻接的子体积当中，将副扫描方向 Y 设成逆方向来进行扫描。因此，由于在各子体积的边

界附近，扫描数据被取得的时相大致一致，故可以使时相差减小。另外，也可以将全扫描范围分割成 2^n 个（ n 是大于或等于1的整数）区域。即使将全扫描范围分割成 2^n 个区域，在彼此邻接的子体积当中，通过将副扫描方向设成逆方向来进行扫描，也可以在边界附近使扫描数据被取得的时相差减小。

如以上那样，根据涉及本发明的实施方式或变形例的超声波图像取得装置，通过将所希望的扫描范围分割成多个区域，并按照 ECG 触发信号来扫描各区域，即便在备有并列同时接收数较少的硬件的情况下，也可以扫描更宽范围的关心区域。

而且，对每个区域逐个改变主扫描方向或副扫描方向进行扫描以在各区域的边界附近取得心电波形的时相大致一致的扫描数据，通过这样，就可以得到使起因于时相差的条纹状的人为现象减少的超声波图像。也就是说，根据涉及本发明的实施方式或变形例的超声波图像取得装置，对于相互接触的区域，通过使主扫描方向或副扫描方向成为相互逆方向来扫描超声波束，就可以在区域的边界附近，使扫描数据被取得的时相大致一致。据此，由于可以在邻接的区域边界附近，使扫描数据被取得的时相差减小，所以就可以得到使起因于时相差的条纹状的人为现象减少的超声波图像。

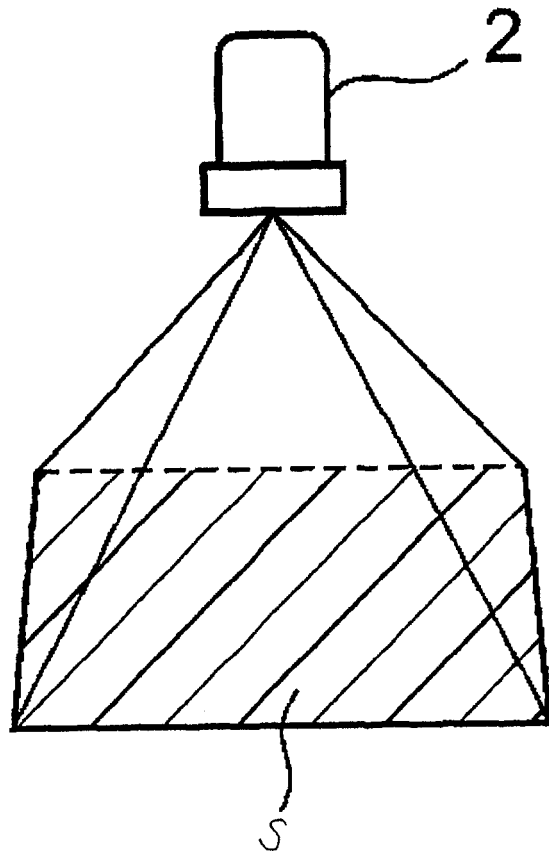


图1

现有技术

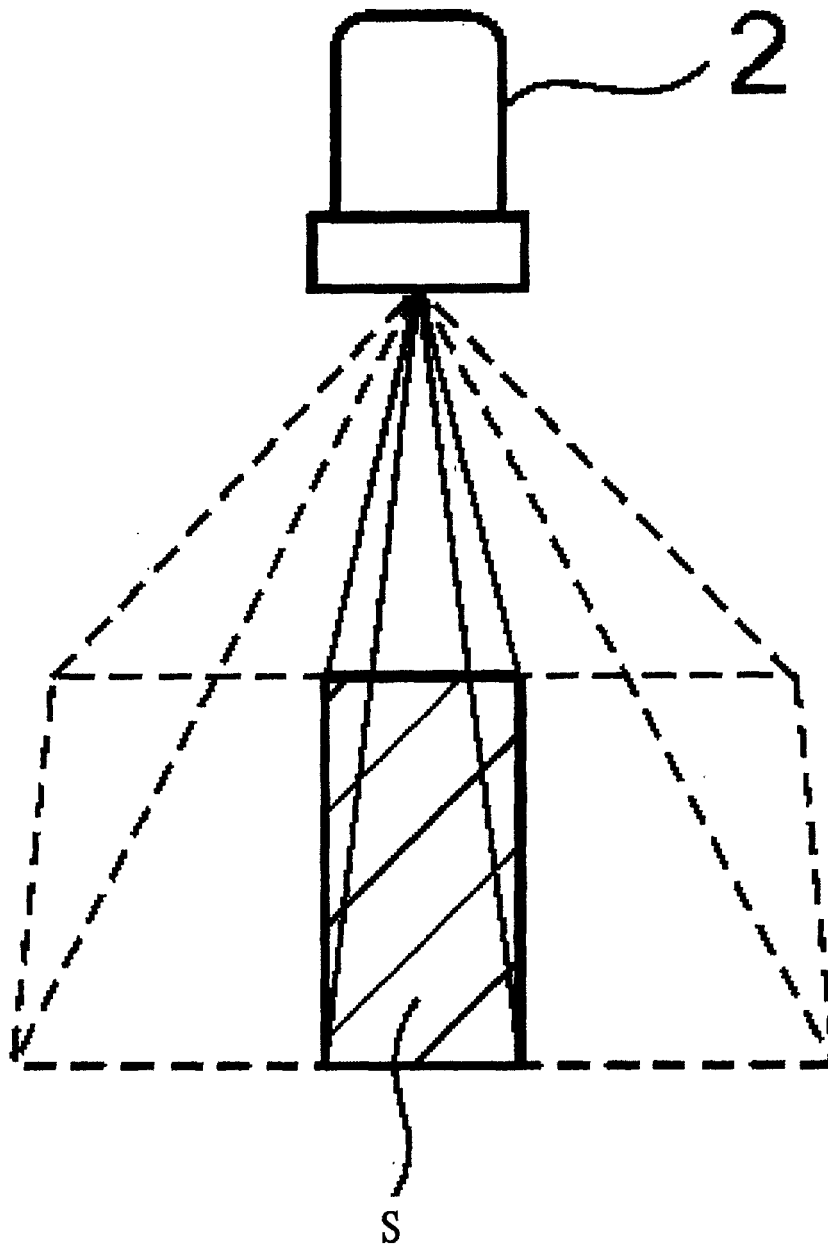


图2
现有技术

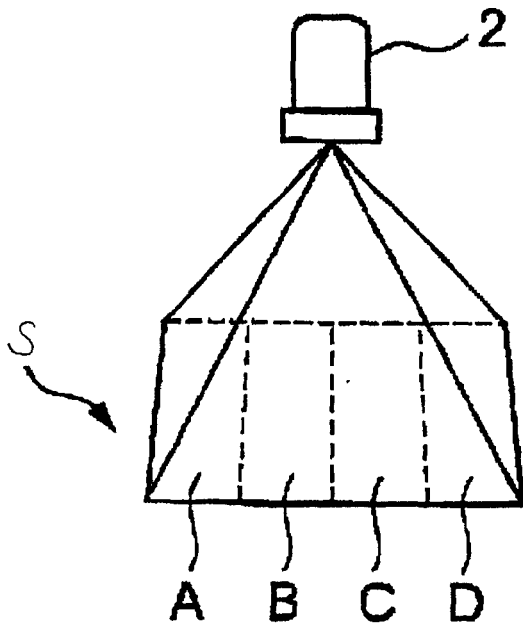


图 3A

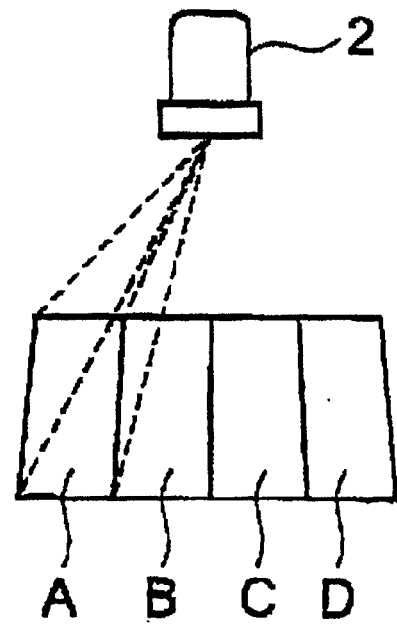


图 3B

现有技术

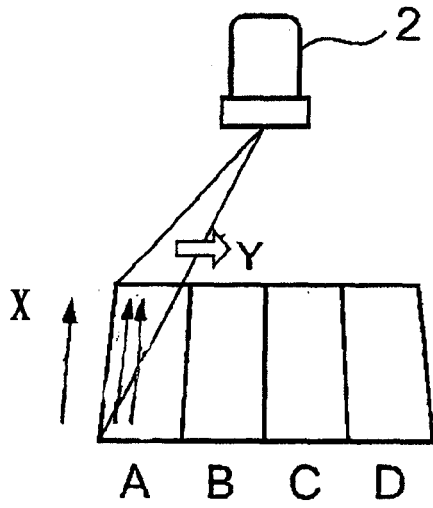


图 4A

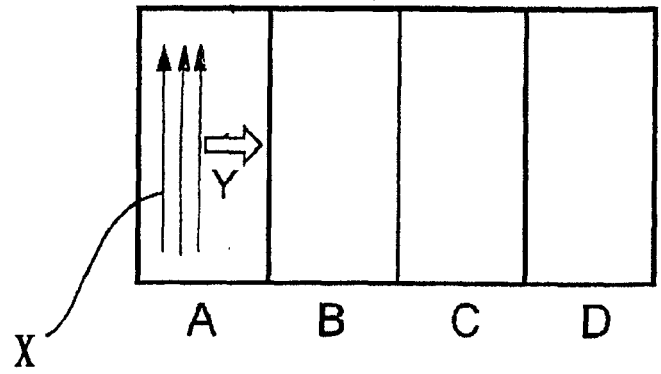


图 4B

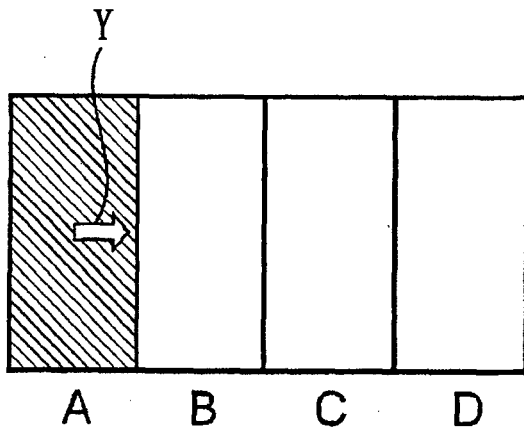


图 4C

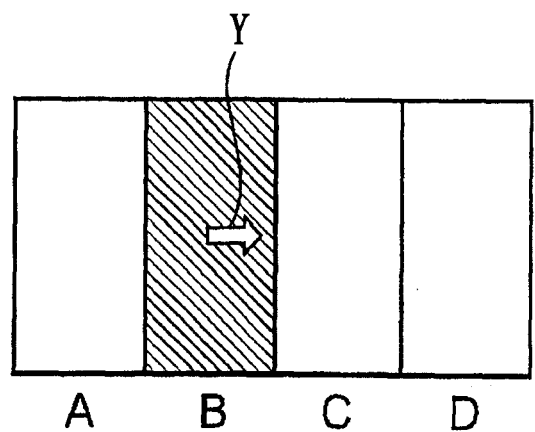


图 4D

现有技术

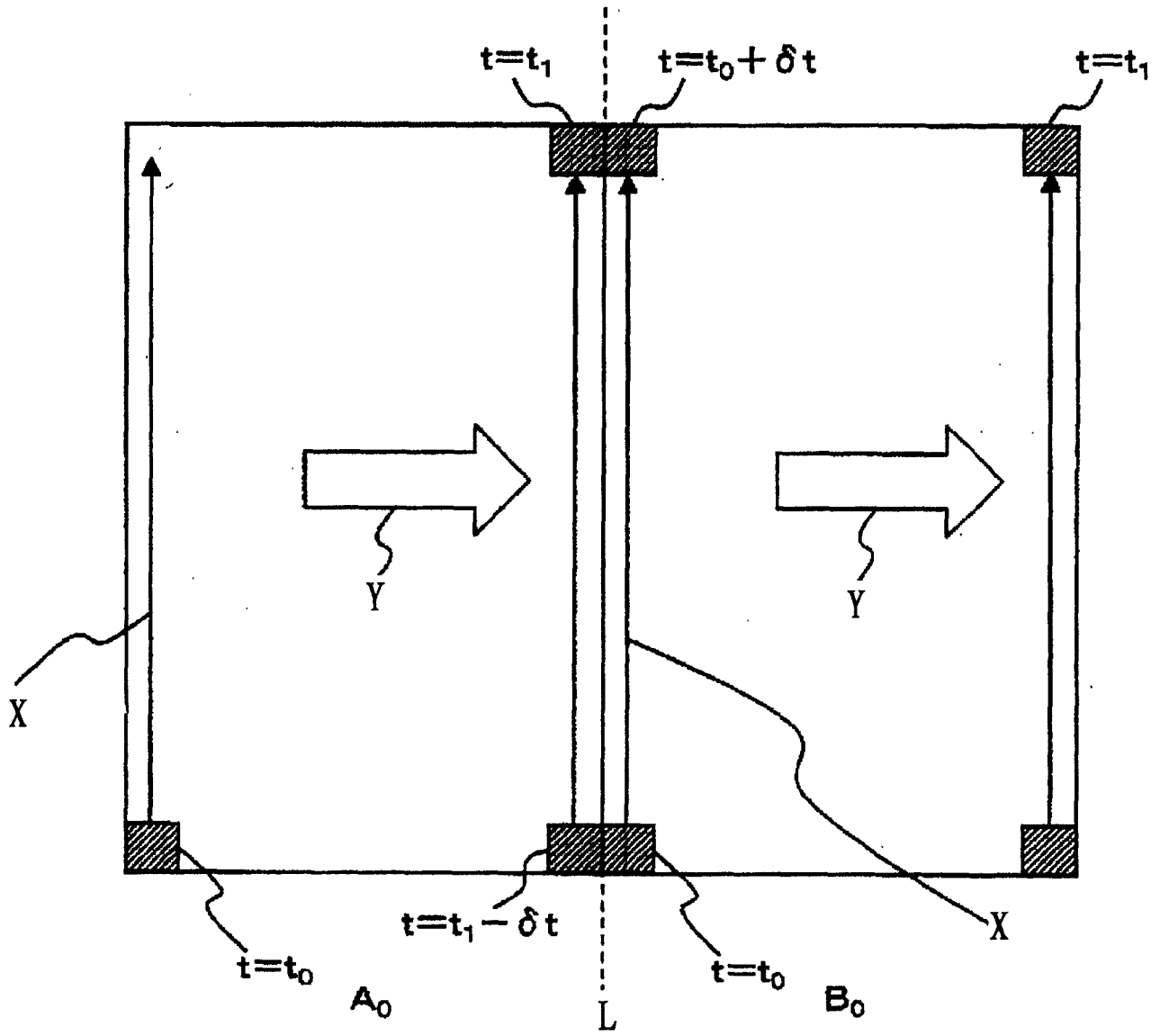


图5
现有技术

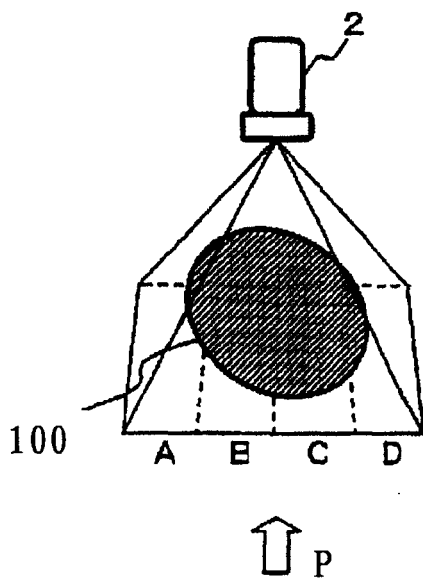


图 6A

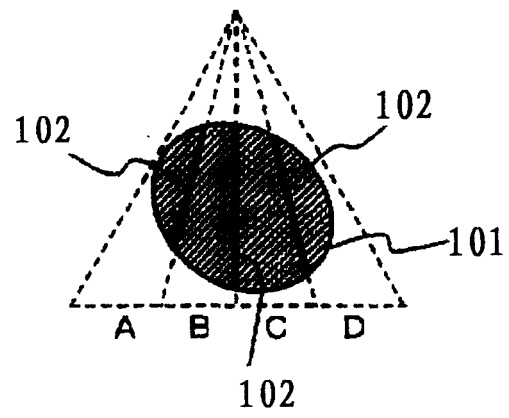
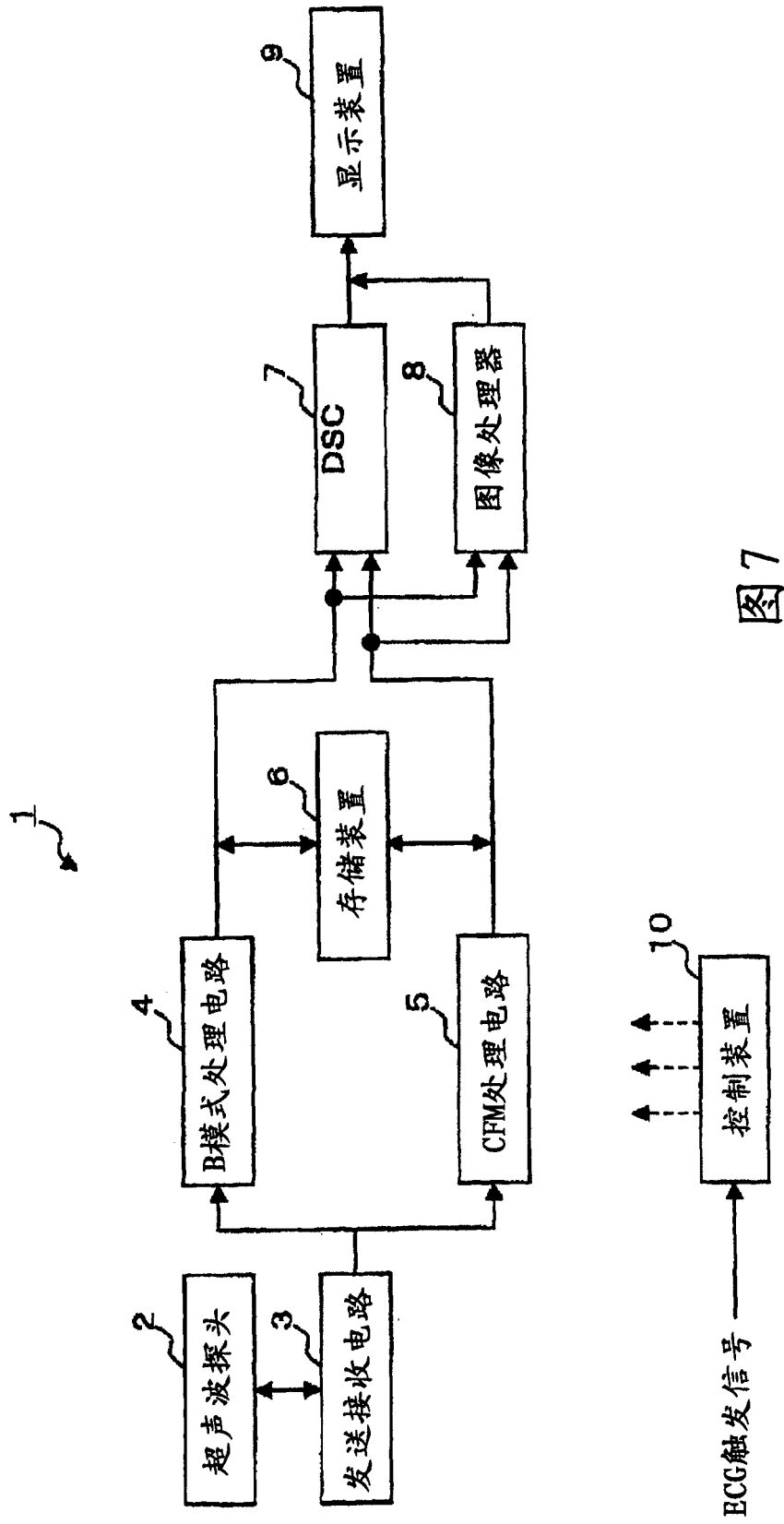


图 6B

现有技术



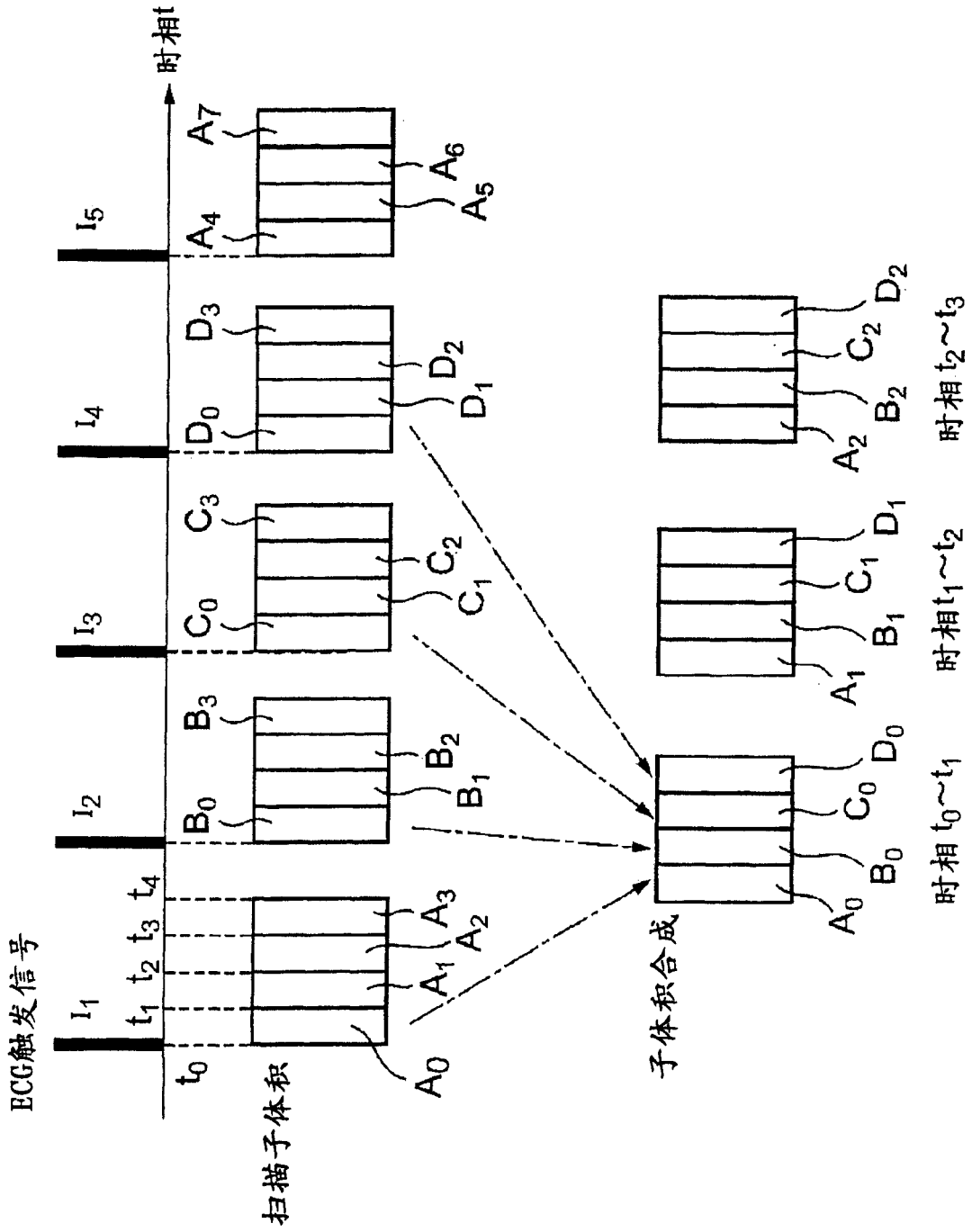


图8

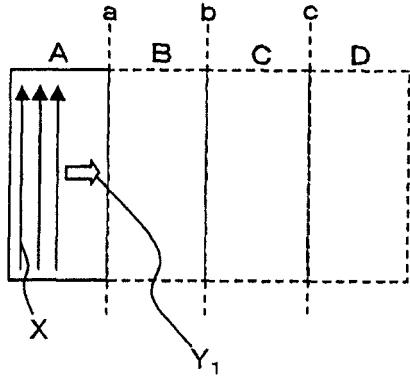


图9A

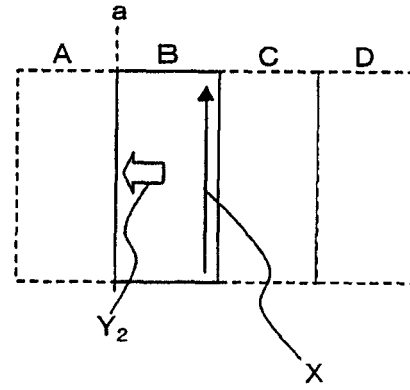


图9B

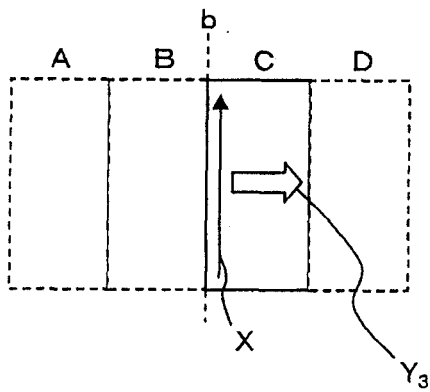


图9C

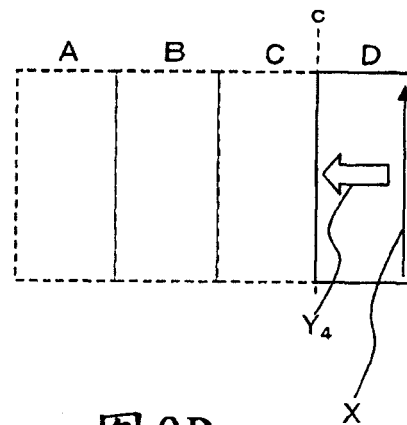


图9D

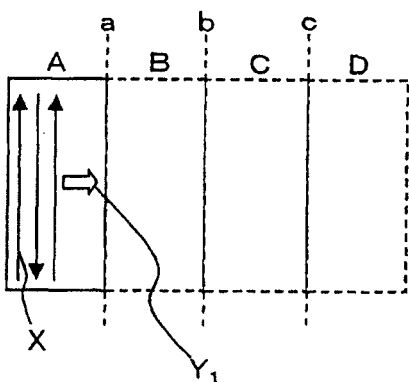


图9E

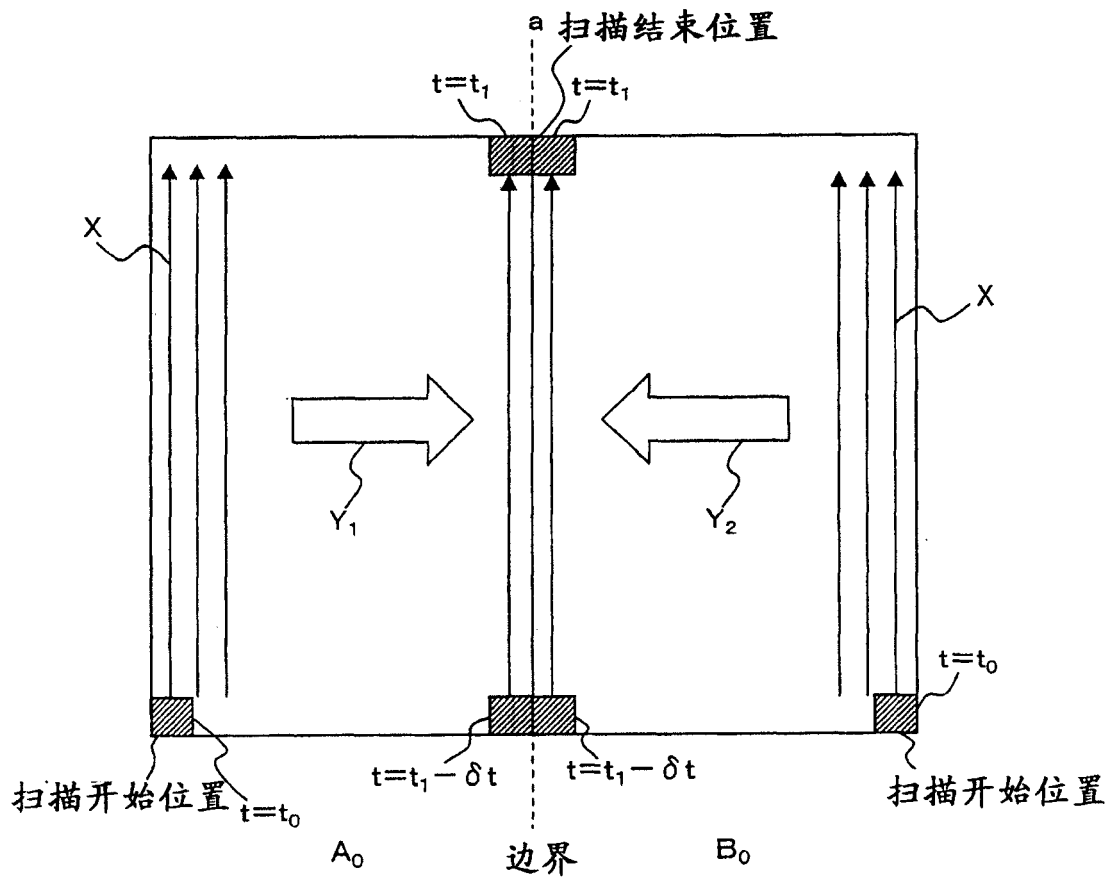


图10

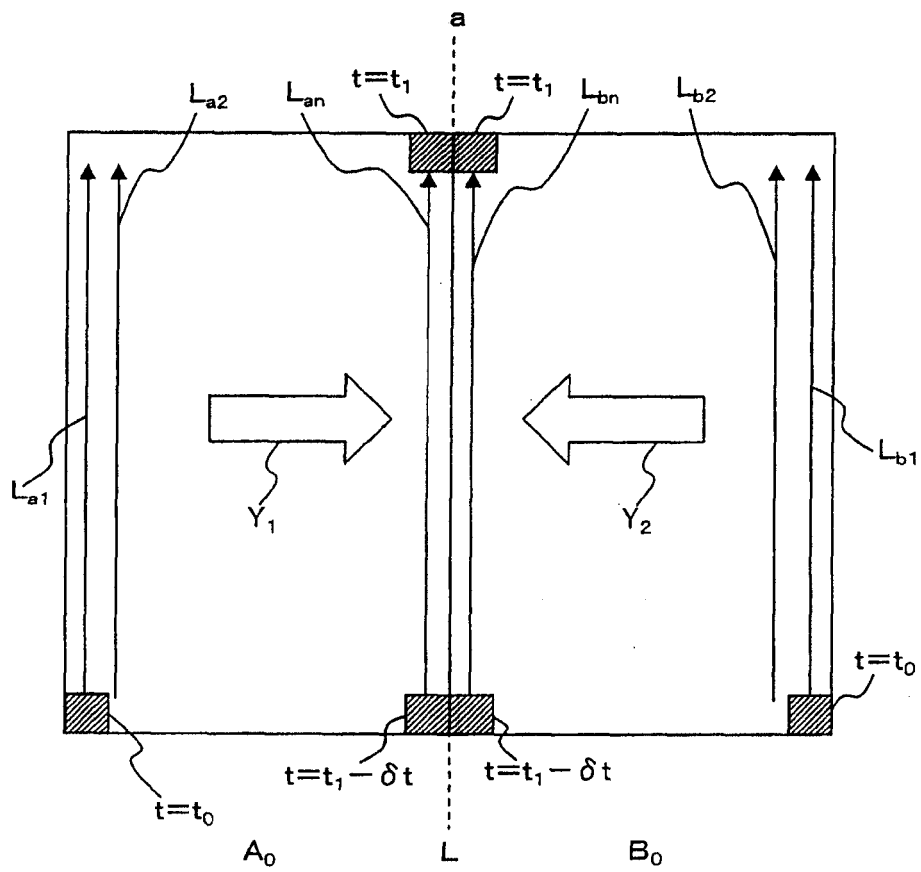


图 11

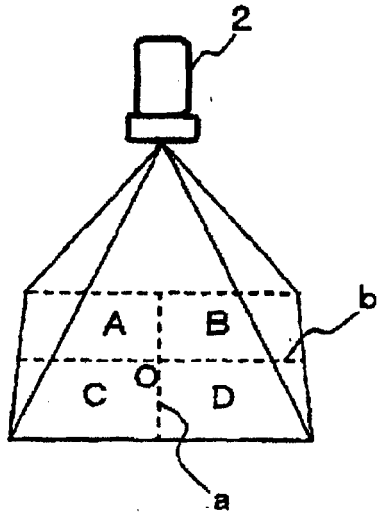


图 12A

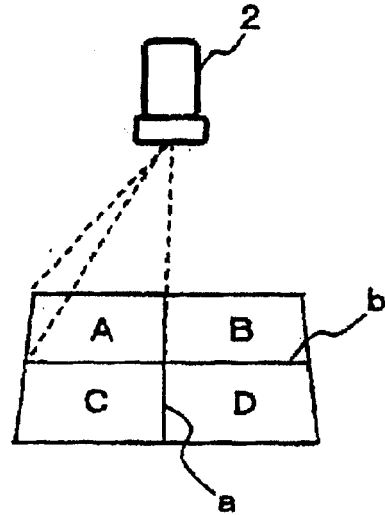


图 12B

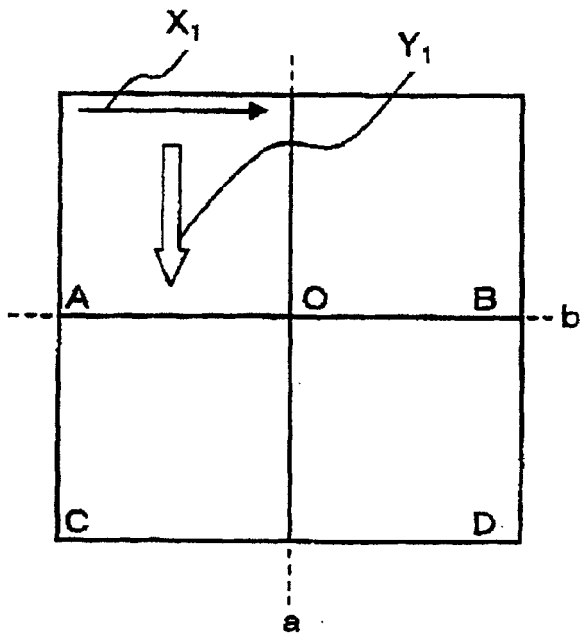


图 12C

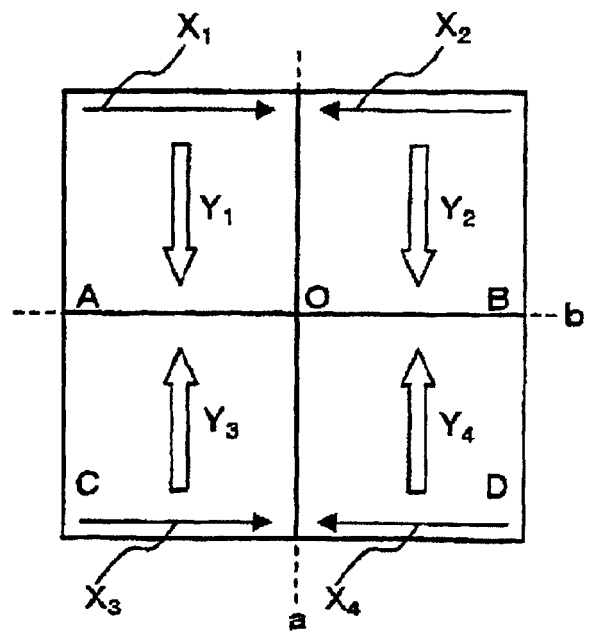


图 12D

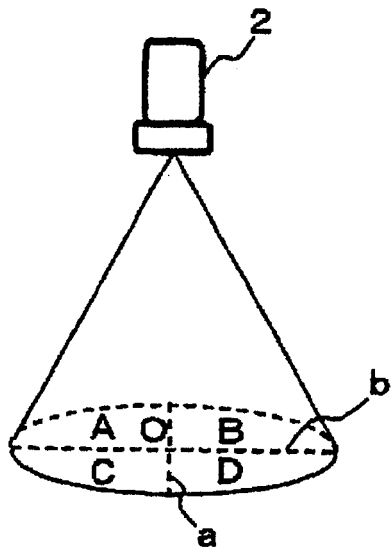


图13A

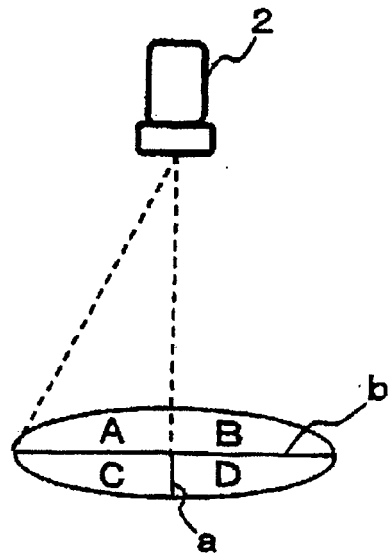


图13B

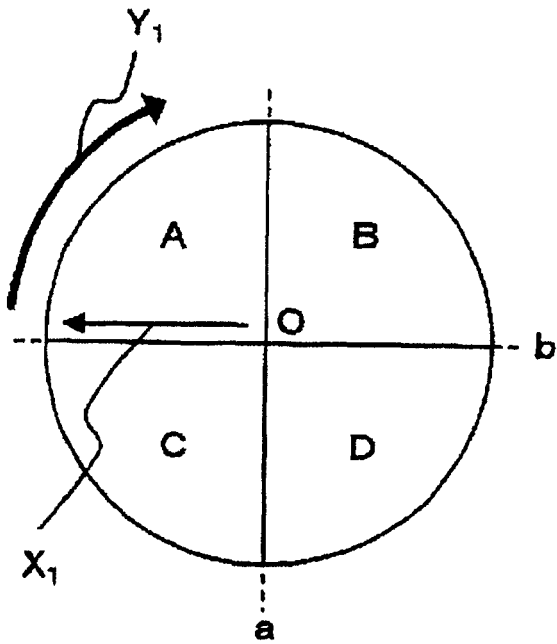


图13C

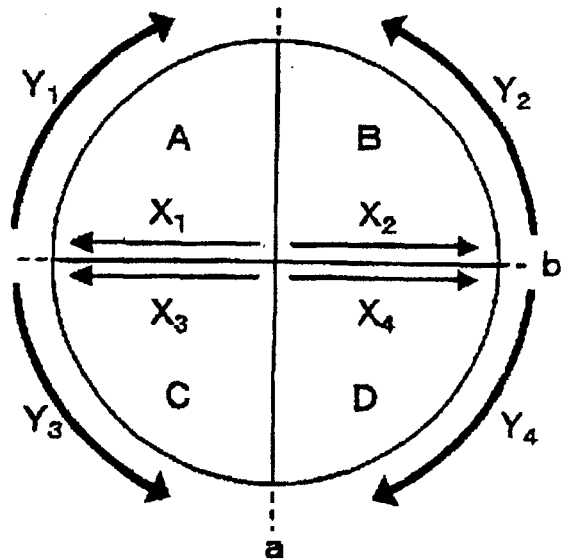


图13D

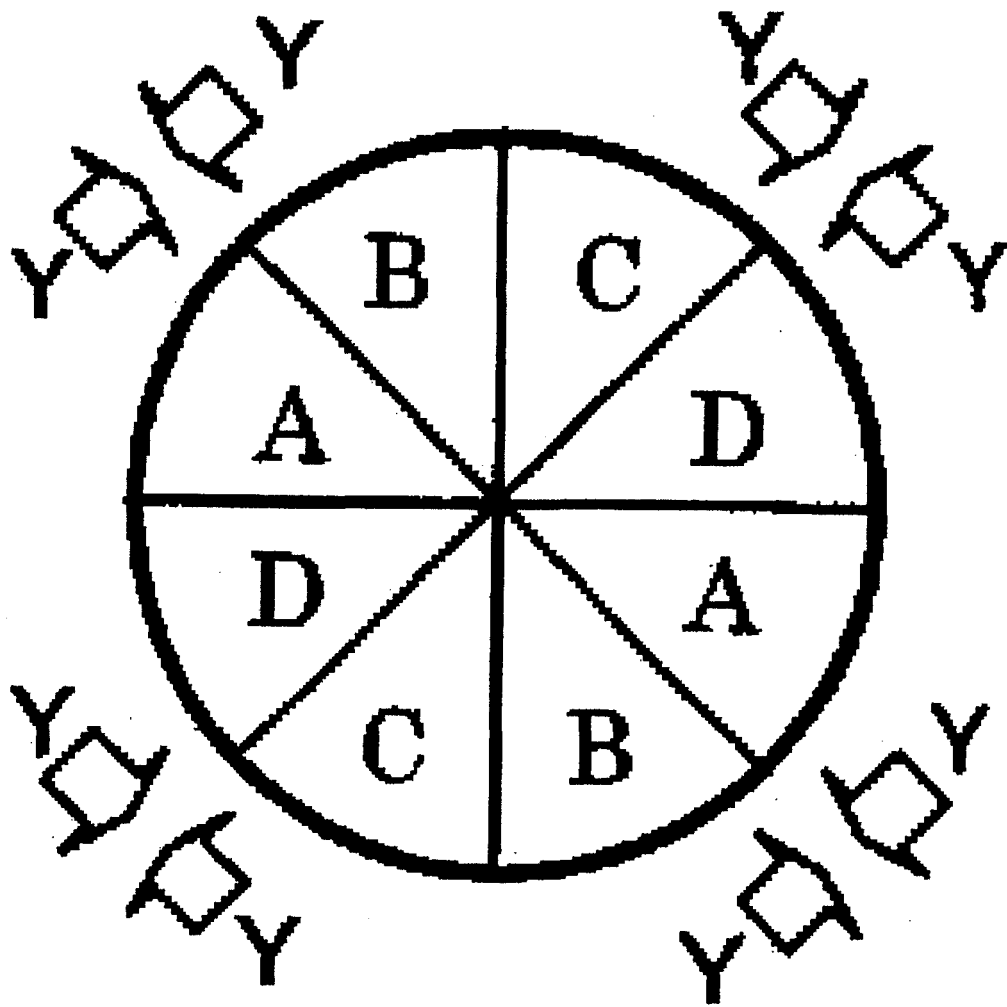


图14

专利名称(译)	超声波图像取得装置以及超声波图像的取得方法		
公开(公告)号	CN1907229A	公开(公告)日	2007-02-07
申请号	CN200610101994.1	申请日	2006-07-18
[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	小林忠晴		
发明人	小林忠晴		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52085 G01S7/52088 G01S15/8979		
代理人(译)	曲瑞		
优先权	2005208275 2005-07-19 JP		
其他公开文献	CN1907229B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像取得装置，其中，发送接收电路在控制装置的控制下，按照基于心电波形的触发信号来驱动超声波探头以对多个区域进行扫描，并按区域逐个取得扫描数据。在此扫描中，发送接收电路使超声波探头对各区域进行扫描，以使得在至少两个相互邻接的区域各自的边界附近，取得心电波形的时相大致一致的扫描数据。也就是说，发送接收电路在相互邻接的区域中，将主扫描方向或者副扫描方向相互设成逆方向，并使超声波探头对各区域进行扫描。然后，图像处理器基于以相同时相开始扫描所取得的扫描数据，生成将多个区域合并起来的范围的超声波图像数据。

