(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101897601 B
(45)授权公告日 2014.01.22

(21)申请号 201010148456.4

(22)申请日 2010.04.13

(30)优先权数据
2009-096817 2009.04.13 JP
2009-211577 2009.09.14 JP
2009-216854 2009.09.18 JP
2010-001867 2010.01.07 JP
2010-020940 2010.02.02 JP

(73)专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社
地址 日本东京

(72)发明人 笠原英司 村下贤

(74)专利代理机构 北京金信立方知识产权代理有限公司 11225
代理人 黄威 张彬

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
A61B 8/14(2006.01)

(56)对比文件
US 2005/0049502 A1,2005.03.03,
EP 1967867 A2,2008.09.10,
WO 2008/094218 A1,2008.08.07,

审查员 谢春苓

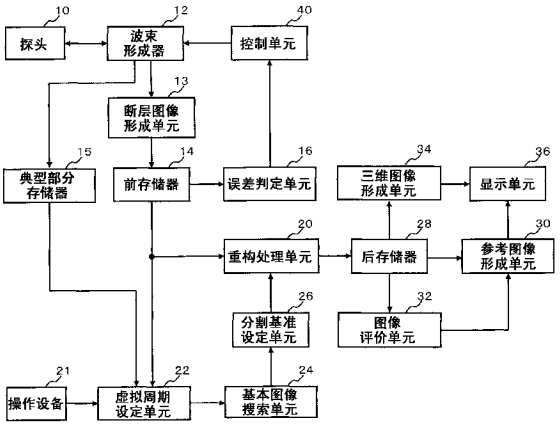
权利要求书2页 说明书14页 附图14页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

本发明公开了一种超声波诊断装置。前存储器(14)以时序顺序存储多组断层图像数据。虚拟周期设定单元(22)基于存储在前存储器(14)中的断层图像数据，计算与目标物相关的虚拟周期。基本图像搜索单元(24)利用虚拟周期从断层图像数据中搜索基本图像。分割基准设定单元(26)在由断层图像数据构成的图像串内根据基本图像来设定分割基准。重构处理单元(20)利用各个基本图像作为分割边界，以将存储在前存储器(14)中的断层图像数据分割为多个图像组。然后，按顺序从各个图像组中提取周期性相互对应的断层图像的数据块，并将数据块存储在后存储器(28)中。



CN 101897601 B

1. 一种超声波诊断装置，包括：

探头，其向包含周期性运动的目标物的三维区域发射超声波并从所述三维区域接收超声波；

发射和接收控制单元，其控制探头以使扫描平面在多个运动周期内移动，从而在三维区域内形成多个扫描平面；

基本图像搜索单元，其基于与运动周期相关的特征量，从由与多个扫描平面相对应的多个图像构成的图像串中搜索多个基本图像；

图像重构单元，其利用各个基本图像作为分割单元，将图像串分割为多个图像组，并从各个图像组中提取周期性相互对应的多个图像；以及

显示图像形成单元，其基于周期性相互对应的多个图像来形成目标物的显示图像，

其中基本图像搜索单元将与构成图像串的各个图像的相互差值中的最大相互差值相对应的图像设定为典型基本图像，并且利用典型基本图像作为起点，从与局部最大相互差值相对应的多个图像中，按顺序搜索距相隔虚拟周期的位置最近的图像，并且将图像设定为多个基本图像，其中虚拟周期被设定为目标物运动的临时周期。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中

基本图像搜索单元以与目标物运动的虚拟周期相对应的间隔从构成图像串的多个图像中搜索多个基本图像。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其中

基本图像搜索单元基于特征量来设定多个图像中的典型基本图像，并利用典型基本图像作为起点来搜索多个基本图像。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其中

发射和接收控制单元控制所述探头，从而在多个运动周期内从目标物的典型部分获取接收信号；并且

超声波诊断装置进一步包括虚拟周期设定单元，虚拟周期设定单元基于从典型部分获取的接收信号来设定目标物运动的虚拟周期。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其中

虚拟周期设定单元基于从典型部分获取的多个时间相位处的接收信号来计算反映时间相位之间的接收信号的变化的特征量，并根据特征量来确定虚拟周期。

6. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其中

图像重构单元从各个图像组中提取周期性相互对应的图像，以改变图像串中图像的顺序，从而形成重构后的图像串，并且

超声波诊断装置进一步包括：

参考图像形成单元，其基于重构后的图像串，形成指示由运动引起的目标物形态的暂时变化的参考图像，以及

虚拟周期设定单元，其根据来自参照参考图像的用户的指令来修改虚拟周期。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其中

参考图像形成单元形成与和扫描平面相交的平面相对应的断层参考图像，作为参考图像。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其中

参考图像形成单元形成其中以不同的显示模式示出目标物的扩张部分和收缩部分的断层参考图像。

9. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其中

图像重构单元从各个图像组中提取周期性相互对应的图像，以改变图像串中图像的顺序，从而形成重构后的图像串，并且

超声波诊断装置进一步包括图像评价单元，图像评价单元从不同时间相位的重构后的图像串中提取与同一位置相对应的多个图像，并计算提取出的图像之间的差值。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，进一步包括

分割基准设定单元，其在图像串内在距多个基本图像达指定间隔的位置处设定多个分割基准，其中

图像重构单元利用用作分割边界的各个分割基准，将图像串分割为多个图像组。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其中

分割基准设定单元根据多个基本图像之间的间隔来设定指定间隔。

12. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其中

基本图像搜索单元以与虚拟周期相对应的间隔，基于构成图像串的多个图像中的回波强度，从多个组织图像中搜索多个组织基本图像，并基于构成图像串的多个图像中的多普勒信息，从多个多普勒图像中搜索多个多普勒基本图像，并且基本图像搜索单元根据多个组织基本图像和多普勒基本图像来设定多个基本图像。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其中

基本图像搜索单元设定彼此相邻的各个组织基本图像和各个多普勒基本图像之间的各个基本图像。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置，其中

在移动组织基本图像和多普勒基本图像中的至少一个以后，基本图像搜索单元设定彼此相邻的各个组织基本图像和多普勒基本图像之间的各个基本图像，以使彼此最靠近的组织基本图像和多普勒基本图像重叠。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于形成周期性运动的目标物的显示图像的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 已知用于形成例如心脏的运动组织的三维超声波图像的超声波诊断装置。例如，在已知技术中，超声波束在三维区域中扫描以获取回波数据，并且基于所获取的回波数据，形成将实时显示的三维超声波图像。然而，实时显示的基本限制在于：在扫描速度、波束密度和波束范围之间存在权衡关系。

[0003] 还提出了一种用于防止三维超声波图像的实时显示的基本限制的技术。例如，JP 3537594B（专利文献 1）公开了一种与心电信号等同步地在三维区域内逐步移动扫描平面的技术；在扫描平面的各个位置处，在多个时间相位上获取多组断层图像数据；并将获取的断层图像数据进行重建以形成三维图像数据（重构处理或者重建处理）。然而，在将该技术应用于例如无法直接从其获取心电信号的胎儿时遇到了困难。

[0004] JP 2005-74225 A（专利文献 2）公开了一种用于通过以特定的时间间隔执行扫描而非利用心电信号来重建的技术。然而，在该技术中，假定在数据获取过程中心脏的运动周期为固定的。如果心脏的运动周期不是固定的，则在重建后的图像中，心脏的形态可能相对于实际的心脏发生畸变，从而降低可靠性。

[0005] 鉴于上述背景技术，本发明的发明人对借助于重构处理来形成超声波图像的技术进行了研究和开发。特别是，发明人将注意力集中在形成例如胎儿心脏的运动周期不稳定的目标物的超声波图像的技术上。

发明内容

[0006] 本发明是通过上述研究和开发而构思的，而且本发明的目的在于提高运动周期不稳定的目标物的显示图像的可靠性。

[0007] 为了达到该目的，根据本发明的一个方案的超声波诊断装置包括：探头，其向包含周期性运动的目标物的三维区域发射超声波并从所述三维区域接收超声波；发射和接收控制单元，其控制探头以使扫描平面在多个运动周期内移动，以便在三维区域内形成多个扫描平面；基本图像搜索单元，其根据与运动周期相关的特征量，从由与多个扫描平面相对应的多个图像构成的图像串中搜索多个基本图像；图像重构单元，其利用各个基本图像作为分割单元，将图像串分割为多个图像组，并从各个图像组中提取周期性相互对应的多个图像；以及显示图像形成单元，其基于周期性相互对应的多个图像来形成目标物的显示图像。

[0008] 根据该方案，可以提高运动周期不稳定的目标物的显示图像的可靠性。

附图说明

[0009] 图 1 是示出作为本发明的一个优选实施例的超声波诊断装置的整体结构的图；

[0010] 图 2 是说明三维扫描的图示；

[0011] 图 3 是示出横截面差值的变化的曲线图；

[0012] 图 4 是示出相互差值的变化的曲线图；

[0013] 图 5 是用于说明基本图像的搜索的曲线图；

[0014] 图 6 是用于说明由重构处理单元 20 执行的一组处理的图；

[0015] 图 7 是用于说明相隔指定间隔的分割基准的设定的图；

[0016] 图 8 是用于说明由重构处理单元 20 执行的另外一组处理的图；

[0017] 图 9 是用于说明形成为参考图像的目标物的断层图像的图示；

[0018] 图 10 是用于说明参考图像中的目标物的显示模式的图示；

[0019] 图 11 是用于说明用以减小畸变的重构处理的流程图；

[0020] 图 12 是用于说明包含多普勒图像时的三维扫描的图示；

[0021] 图 13 示出了用于说明基本图像的设定的曲线图；以及

[0022] 图 14 是用于说明示出在多个时间相位上的多组流速信息的图像的图示。

具体实施方式

[0023] 在下文中，将描述本发明的一个优选实施例。

[0024] 图 1 是图示作为本发明的一个优选实施例的超声波诊断装置的整体结构的图。探头 10 在包含目标物的三维区域内发射并接收超声波。探头 10 具有发射和接收超声波的多个振动元件，并受波束形成器 12 控制，以便形成发射波束。振动元件还接收从目标物反射回的超声波，并将从目标物获得的信号输出到波束形成器 12，由此波束形成器 12 形成接收波束。

[0025] 本实施例的探头 10 是 3D 探头，其在三维区域内扫描超声波束（发射波束和接收波束），并获取三维的回波数据。例如，通过机械地移动由一维布置的振动元件（1D 阵列振动器）电子形成的扫描平面，进行超声波束的三维扫描。可选地，还允许电子控制二维布置的振动元件（2D 阵列振动器），以便进行超声波束的三维扫描。

[0026] 波束形成器 12 通过提供与探头 10 的各个振动元件相对应的传输信号来形成超声波的发射波束。此外，波束形成器 12 通过对从探头 10 的各个振动元件获得的接收信号应用相位加法处理来形成超声波的接收波束，并输出基于接收波束而获取的回波数据。

[0027] 在本实施例中，目标物是周期性运动的组织或者周期性变化的流动体，例如胎儿心脏或者流过胎儿血管的血液。因而，在下面的描述中，将描述作为优选实施例的目标物是胎儿心脏的情形。在本实施例中，使扫描平面在目标物（胎儿心脏）的多个运动周期内移动，从而在三维区域内形成多个扫描平面。

[0028] 断层图像形成单元 13 基于从波束形成器 12 获得的回波数据，形成与相应的扫描平面相对应的断层图像。断层图像形成单元 13 例如基于从回波数据获得的回波强度（回波的大小）来形成类似于 B 模式图像的组织图像。

[0029] 图 2 是说明本实施例中的三维扫描的图示。在图 2 中，以 X-Y-Z 直角坐标系来表示包含目标物的三维区域。在本实施例中，扫描平面 S 形成为几乎平行于 X-Y 平面，并且使扫描平面 S 在 Z 轴方向上逐步移动，从而沿 Z 轴方向形成多个扫描平面 S。使扫描平面 S 在胎儿心脏周期性运动的多个周期内；即，例如在大约八秒中包含大约 20 次心跳的时间段内在 Z 轴方向上逐步移动。

[0030] 回到图 1，当在胎儿心跳的多个周期内沿 Z 轴方向形成了多个扫描平面时，断层图像形成单元 13 形成相应的扫描平面的断层图像，并且将与扫描平面相对应的断层图像的数据按顺序存储在前存储器 14 中。

[0031] 误差判定单元 16 基于从存储在前存储器 14 中的断层图像数据获得的差量，来判定多组断层图像数据是否良好。例如，由于由胎儿的运动、母体的运动或者探头的运动引起的胎儿心脏在图像内的大幅运动，存在无法获得良好图像的可能性。因而，误差判定单元 16 判定是否获得了诊断良好的图像。在判定时，误差判定单元 16 利用由下列等式 1 定义的横截面差值。

[0032] 横截面差值

$$[Z]=\sum_{x=0}^{m}\sum_{y=0}^{n}|p(x,y,z)-p(x,y,z+1)| \qquad \ldots(1)$$

[0033] 在等式 1 中，x、y 和 z 表示 X-Y-Z 直角坐标系中沿相应轴的坐标值，而 p 表示与断层图像数据内的各个坐标相对应的像素值。通过等式 1，计算 Z 轴方向上的相邻两组断层图像数据之间的差值。

[0034] 图 3 是示出断层差值的变化的曲线图，其中图 3 中的横轴示出了各组断层图像数据的位置。换句话说，图 3 的横轴表示各个扫描平面的位置以及获得各个扫描平面的时间，图 3 的横轴与图 2 中的 Z 轴（随着时间推移，位置的移动方向）相对应。

[0035] 在胎儿心脏未大幅运动的情形下，相邻组的断层图像数据会是彼此近似的，并且通过等式 1 获得的差值会较小。另一方面，在胎儿运动、母体呼吸、探头的位置移动长距离等的情形下，胎儿心脏在断层图像内移动了长距离，使得相邻组的断层图像数据之间的差值会较大。因而，如果断层差值超过了预定阈值 (SL)，则误差判定单元 16 判定出目标物例如心脏移动了长距离。

[0036] 回到图 1，当误差判定单元 16 判定出目标物移动了长距离时，控制单元 40 控制例如波束形成器 12 以停止断层图像数据的获取。应当注意到的是，控制单元 40 控制图 1 所示的各个单元，并且例如当误差判定单元 16 判定出存在误差时，控制单元 40 可以允许显示单元 36 显示该误差或者警告操作者存在误差。当误差判定单元 16 未判定出存在误差时，将基于存储在前存储器 14 中的多组断层图像数据来执行下文描述的处理。

[0037] 虚拟周期设定单元 22 基于存储在前存储器 14 中的断层图像数据，来计算用作与胎儿心脏相关的临时周期 (temporary period) 的虚拟周期。当计算虚拟周期时，虚拟周期设定单元 22 利用由下列等式 2 定义的相互差值。

[0038] 相互差值

$$[z]=\sum_{w=0}^{l}\sum_{x=0}^{m}\sum_{y=0}^{n}|p(x,y,z+w)\times\{p(x,y,z+w)-p(x,y,z+w+1)\}| \ldots(2)$$

[0039] 在等式 2 中，x、y 和 z 表示 X-Y-Z 直角坐标系中沿相应轴的坐标值，而 p 表示与断层图像数据内的各个坐标相对应的像素值。在等式 2 中，用 Z 轴方向上的相邻两组断层图像数据的两个像素值之间的差乘以其中一个像素值。因此，与心脏收缩的情形相比，当心脏扩张时，相互差值变大。因而，不太可能通过单纯的差值来区分的扩张和收缩可以通过相互差值来区分。

[0040] 例如，在断层图像数据组 z 中，假定像素 p(x，y，z) 表示心脏内壁附近的心肌，而

p(x,y,z) 的像素值＝100。当心脏扩张而且心腔变大时，在断层图像数据组 z 之后获得的断层图像数据组 z+1 中，像素 p(x,y,z+1) 表示心腔。由于心腔的像素值比心肌的像素值小，因此假定 p(x,y,z+1) 的像素值＝ 10。在该示例中，等式 2 右侧的绝对值为 |100×(100-10)| ＝ 9000。当心脏扩张时，由于在心脏内壁附近的大比例的表示心肌的像素变为表示心腔的像素，因此通过等式 2 计算出的相互差值变得较大。

[0041] 相反地，当心脏收缩时，会发生与上述示例的现象相反的现象。这意味着，当心脏收缩时心腔变小，与心腔相对应的像素 p(x，y，z) ＝ 10 变成与心肌相对应的像素 p(x，y，z+1) ＝ 100。在该示例中，等式 2 右侧的绝对值为 |10×(10-100)| ＝ 900，该绝对值比扩张情形下的值 9000 小。因而，可以通过相互差值来区分扩张和收缩。

[0042] 图 4 是示出相互差值的变化的曲线图。在图 4 中，横轴表示各组断层图像数据的位置（各个扫描平面的位置和时间），并对应于图 2 中的 Z 轴（随着时间推移，位置的移动方向）。当通过等式 2 计算出 Z 轴上各个位置 (z) 处的相互差值时，当心脏收缩时，相互差值变得较大。因而，虚拟周期设定单元 22 检测相互差值的峰值（局部最大值），并将相邻峰值之间的间隔 (HB) 判定为心脏的周期（心跳的周期）。图 4 还示出了与胎儿心脏的内壁的运动 (HM) 相对应的波形。

[0043] 例如，存在胎儿心脏的心跳周期可能变化的情形。当心跳周期变化时，峰值之间的间隔也会变化。因而，例如，虚拟周期设定单元 22 将峰值间隔中的第二大间隔设定为虚拟周期。应当注意到的是，可以将能够从峰值之间的间隔的直方图中获得的最大频率值或重心值设定为虚拟周期。

[0044] 此外，用户或装置可以从多个预设值中选择虚拟周期，或者用户可以借助于例如操作设备 21 来输入虚拟周期的值。可选地，通常可以将固定值用作虚拟周期。

[0045] 回到图 1，除了上述三维回波数据（接收信号）的获取以外，在本实施例中，还在与目标物的运动相关的多个周期内，从目标物的典型部分获取回波数据。例如，扫描平面固定地形成在胎儿心脏（目标物）的中心附近，并且在包含多次心跳的时间段（例如，1 到 2 秒）内，通过扫描平面来获取多个时间相位的多组回波数据（接收信号）。将从典型部分获取的多组回波数据存储在典型部分存储器 15 中。例如，在获取待存储在前存储器 14 中的三维回波数据之后，将获取来自典型部分的待存储在典型部分存储器 15 中的回波数据。当然，可以在获取待存储在典型部分存储器 15 中的回波数据之后获取待存储在前存储器 14 中的回波数据。

[0046] 虚拟周期设定单元 22 可以基于存储在典型部分存储器 15 中的多个时间相位的回波数据来计算虚拟周期。即使在这种情形下，虚拟周期设定单元 22 也利用由上述等式 2 定义的相互差值。

[0047] 应当注意到的是，当利用存储在典型部分存储器 15 中的多个时间相位的回波数据时，等式 2 中的 x 和 y 表示沿图 2 的 X-Y 直角坐标系的相应轴的坐标值，而 p 表示与固定地设定在典型部分中扫描平面内（断层图像内）的各个坐标相对应的像素值。此外，等式 2 中的 z 表示时间。这意味着在等式 2 中，用与相邻两个时间点相对应的两组断层图像数据的两个像素值之间的差乘以其中一个像素值。因此，与心脏收缩的情形相比，当心脏扩张时，相互差值变得较大，因此可以区分利用单纯的差值难以区分的心脏的扩张和收缩。因而，可以获得与图 4 中相互差值的变化类似的相互差值的变化。

[0048] 即使在利用存储在典型部分存储器 15 中的多个时间相位的回波数据的情形下，虚拟周期设定单元 22 也将在相互差值的变化中峰值之间的间隔中的典型（例如，第二大）间隔设定为虚拟周期。应当注意到的是，可以将峰值之间的间隔的平均值或者从峰值间隔的直方图获得的最大频率值或重心值设定为虚拟周期。

[0049] 此外，当设定虚拟周期时，可以利用 M 模式测量。例如，如果目标物是胎儿心脏，则将超声波束固定地设定在胎儿心脏的中心附近，并且通过超声波束，在包含多次心跳的时间段内获取多个时间相位的回波数据（波束数据）。即使在这种情形下，也将获取的回波数据存储在典型部分存储器 15 中。在波束数据的情形下，根据超声波束的位置，等式 2 中的 x 变为一个固定值。通过在多个时间点 (z) 基于等式 2 来计算相互差值，即使在波束数据的情形下，也会形成类似于图 4 的周期性波形的周期性波形，并且如同断层图像数据的情形，将峰值间隔中的典型间隔或者峰值间隔的平均值设定为虚拟周期。

[0050] 当设定了虚拟周期时，基本图像搜索单元 24 利用虚拟周期从多组断层图像数据中搜索多个基本图像。该搜索是利用通过将等式 2 应用于存储在前存储器 14 中的多组断层图像数据所获得的相互差值来执行的。

[0051] 图 5 示出了用于说明基本图像的搜索的曲线图。图 5(A) 到图 5(C) 分别示出了参照图 4 描述的相互差值的变化。基本图像搜索单元 24 首先从多个断层图像中搜索用作典型（典型基本图像）的基本图像。如图 5(A) 所示，基本图像搜索单元 24 将与相互差值变得最大的位置相对应的断层图像数据设定为典型基本图像（典型基本横截面）。然后，基本图像搜索单元 24 利用典型基本图像作为起点，从与局部最大相互差值相对应的多个断层图像中，按顺序搜索距相隔虚拟周期的位置最近的断层图像。

[0052] 首先，如图 5(A) 所示，基本图像搜索单元 24 在 Z 轴方向的正方向和负方向上搜索距相隔典型基本图像达虚拟周期 (VHR) 的位置最近的断层图像，并将所述断层图像设定为基本图像。然后，如图 5(B) 所示，基本图像搜索单元 24 搜索距相隔搜索出的基本图像达虚拟周期 (VHR) 的位置最近的断层图像，并将所述断层图像设定为新的基本图像。在图 5(B) 中，虚线的箭头示出了多个基本图像（基本横截面）的位置。

[0053] 基本图像搜索单元 24 利用典型基本图像作为起点，并且按顺序搜索多个基本图像。这样，如图 5(C) 所示，从与局部最大相互差值相对应的多个断层图像中搜索出多个基本图像。在图 5(C) 中，虚线的箭头示出了多个基本图像（基本横截面）的位置。

[0054] 回到图 1，当已经搜索出基本图像时，在由多个断层图像（数据）构成的图像串内，分割基准设定单元 26 根据基本图像来设定多个分割基准。例如，分割基准设定单元 26 可以将各个基本图像设定为分割基准。

[0055] 当设定了多个分割基准时，重构处理单元 20 利用用作分割边界的各个分割基准，将图像串分割为多个图像组。然后，重构处理单元 20 从各个图像组中提取周期性相互对应的多个断层图像，从而实现重构处理（重建处理）。重构处理单元 20 对存储在前存储器 14 中的断层图像数据进行重构，并将重构后的断层图像数据存储在后存储器 28 中。

[0056] 图 6 是用于说明由重构处理单元 20 执行的处理的图。图 6 示出了待存储在前存储器 14 中的数据和待存储在后存储器 28 中的数据之间的对应关系。在图 6 中，“断层图像 Zn(n ＝ 1,2,3,...,60)”表示沿 Z 轴（见图 2）的坐标 Zn 的位置处的断层图像数据。

[0057] 在前存储器 14 中，按信息的顺序存储与沿 Z 轴方向按顺序形成的多个扫描平面相

对应的多组断层图像数据。这意味着在前存储器 14 中，在某些断层图像之后，按照断层图像 Z1，断层图像 Z2，... 断层图像 Z60，... 的顺序存储多个断层图像数据。

[0058] 重构处理单元 20 将各个基本图像设定为分割边界，以将存储在前存储器 14 中的断层图像（数据）分割为多个图像组。然后，从图像组中提取周期性相互对应的多个断层图像。

[0059] 在图 6 中，断层图像 Z1，断层图像 Z15，...，和断层图像 Z51 是由基本图像搜索单元 24 搜索出的多个基本图像。重构处理单元 20 首先提取作为基本图像的断层图像 Z1，断层图像 Z15，... 和断层图像 Z51，作为周期性相互对应的多组断层图像数据。然后，将提取出的断层图像 Z1，断层图像 Z15，... 和断层图像 Z51 作为一个数据块存储在后存储器 28 中。

[0060] 接下来，重构处理单元 20 提取在 Z 轴的正方向上邻近各个基本图像的多个断层图像，作为周期性相互对应的多组断层图像数据。因而，断层图像 Z2，断层图像 Z16，... 和断层图像 Z52 被提取出并作为一个数据块存储在后存储器 28 中。

[0061] 此外，重构处理单元 20 提取在 Z 轴的正方向上分别邻近断层图像 Z2，断层图像 Z16，... 和断层图像 Z52 的多个断层图像。这样，利用各个基本图像作为起点，周期性相互对应的多个断层图像的数据块被按顺序提取出并存储在后存储器 28 中。

[0062] 应当注意到的是，根据上述重构处理，存储在前存储器 14 中的断层图像中的某些断层图像未被用于重构处理。例如，前存储器 14 中的断层图像 Z10 和断层图像 Z15 之间的断层图像 (Z11 到 Z14) 未被用于重构处理。

[0063] 此外，在上述重构处理中，在重构处理之后，在后存储器 28 中形成多个数据块。例如，断层图像 Z1，断层图像 Z15，... 和断层图像 Z51 构成一个数据块，而断层图像 Z2，断层图像 Z16，... 和断层图像 Z52 构成下一个数据块。通过重构处理在后存储器 28 中形成的数据块的数量对应于：在根据基本图像而分割形成的多个图像组中，包含最小数量的断层图像的图像组中的断层图像的数量。例如，如果如图 5(c) 所示搜索出多个基本图像，则与在相邻两个基本图像之间具有最短间隔的区间相对应的图像组中的断层图像的数量和图 6 所示的后存储器 28 中的数据块的数量彼此一致。

[0064] 因而，例如，在如如图 5(C) 所示搜索出多个基本图像之后，通过检查与在相邻两个基本图像之间具有最短间隔的区间相对应的图像组中的断层图像的数量“e”，将该数量设定为数据块的数量“e”，并且作为重构处理的结果，在数据块的数量达到“e”时结束重构处理，可以减少（理想的是可以完全消除）重构处理中不必要的步骤。

[0065] 此外，如果分割基准设定单元 26 在距各个基本图像达指定间隔的位置处设定多个分割基准，则可以在与基本图像相对应的数据块的周围形成多个数据块。

[0066] 图 7 是用于说明相隔指定间隔的分割基准的设定的图示。图 7(A) 和图 7(B) 中的每一个示出了由存储在前存储器 14 中的多个断层图像构成的图像串。这意味着在各个附图中，横轴示出了断层图像的位置（扫描平面的位置和时间），并且多个断层图像通过沿横轴的脉冲状的实线示出。

[0067] 在图 7(A) 中，在图像串内搜索出的多个基本图像 F 通过粗长实线示出。基本图像 F 是根据虚拟周期和相互差值的变化而搜索的（见图 5）。因而，相邻基本图像 F 之间的间隔根据目标物运动的周期性变化而变化。

[0068] 因此，分割基准设定单元 26 基于多个基本图像 F 之间的间隔来设定指定间隔。例如，可以基于各个相邻基本图像 F 之间的间隔中的最小间隔来设定指定间隔。在图 7(A) 中，最小间隔为时间段 Tmin，而分割基准设定单元 26 将指定间隔设定为 Tmin/2，即最小时间段的一半。

[0069] 然后，分割基准设定单元 26 在图像串内从各个基本图像 F 在时间上回退指定间隔的位置处设定多个分割基准 DF。图 7(B) 以粗长实线示出了在与图 7(A) 的图像串相同的图像串内设定的多个分割基准 DF。

[0070] 这样，当在图像串内设定了分割基准 DF 时，利用用作分割边界的各个分割基准 DF，将图像串分割为多个图像组。在图 7(B) 中，一个图像组由从各个分割基准 DF 开始的时间段 Tmin 中包含的多个断层图像构成。然后，如下所述，通过从各个图像组中提取周期性相互对应的多个断层图像，实现了图像的重构（重建）。

[0071] 应当注意到的是，在上述通过分割来执行的重构处理中，仅将属于图 7(B) 所示的时间段 Tmin 内的图像组的断层图像用于重构处理。因而，存在于相邻两个图像组之间的断层图像未被用于重构处理。

[0072] 图 8 是用于说明由重构处理单元 20 执行的另外一组处理的图。类似于图 6，图 8 示出了待存储在前存储器 14 中的数据和待存储在后存储器 28 中的数据之间的对应关系。

[0073] 在图 8 所示的示例中，利用分割基准作为各个分割边界，重构处理单元 20 将存储在前存储器 14 中的断层图像（数据）分割为多个图像组。然后，从各个图像组中提取周期性相互对应的多个断层图像。

[0074] 在图 8 中，断层图像 Z5、断层图像 Z35 和断层图像 Z65 是由基本图像搜索单元 24 搜索出的基本图像，而断层图像 Z1、断层图像 Z31 和断层图像 Z61 是由分割基准设定单元 26 设定的分割基准。

[0075] 重构处理单元 20 首先提取作为分割基准的断层图像 Z1，...，断层图像 Z31，...，和断层图像 Z61，作为周期性相互对应的断层图像，并将所述断层图像作为一个数据块存储在后存储器 28 中。

[0076] 接下来，重构处理单元 20 提取在 Z 轴方向上邻近于各个分割基准的多个断层图像，作为周期性相互对应的断层图像，并将提取出的断层图像作为一个数据块存储在后存储器 28 中。此外，重构处理单元 20 按顺序形成由周期性相互对应的多个断层图像构成的数据块，并将数据块存储在后存储器 28 中。

[0077] 在按顺序形成多个数据块的过程中，将作为基本图像的断层图像 Z5，...，断层图像 Z35，...，和断层图像 Z65 作为一个数据块存储在后存储器 28 中，而将作为各个图像组中最后的图像的断层图像 Z9，...，断层图像 Z39，...，和断层图像 Z69 作为一个数据块存储在后存储器 28 中，由此数据块的形成结束。这意味着重构处理已经结束。如参照图 7 所描述的，在该重构处理中，全部断层图像中的某些断层图像未被用于重构处理中。

[0078] 根据参照图 8 所描述的重构处理，基于存储在后存储器 28 中的断层图像 Z1，...，断层图像 Z31，...，和断层图像 Z61 来形成一组前部时间相位的三维图像数据，并且基于断层图像 Z5，...，断层图像 Z35，...，和断层图像 Z65 来形成另一组中部时间相位的三维图像数据。因而，可以将由相互之间可能具有最接近一致的时间相位关系的基本图像构成的三维图像数据布置在时间相位的中部。此外，由于基本图像是与例如心脏扩张的晚期相对应

的时间相位的图像，因此可以将与扩张的晚期相对应的时间相位布置在时间相位的中部，从而不会无法观察。

[0079] 应当注意到的是，通过适当地改变参照图 7 所描述的指定间隔，可以将与基本图像相对应的数据块从所有数据块的中部移走。因而，用户可以适当地设定指定间隔（例如，时间和帧数），从而允许将与基本图像相对应的数据块从中部移走。

[0080] 回到图 1，基于在重构处理之后存储在后存储器 28 中的图像串，参考图像形成单元 30 形成指示由运动引起的目标物形态的暂时变化的参考图像。参考图像形成单元 30 通过与扫描平面正交的平面来形成目标物的断层图像，并且还在断层图像内以不同的显示模式来显示目标物的扩张部分和收缩部分。

[0081] 图 9 是用于说明形成为参考图像的目标物的断层图像的图示。图 9(I) 示出了在重构处理之后图像串中包含的多个断层图像 Sr。图 9(I) 中的 X-Y-Z 坐标系对应于图 2 中重构处理之前的 X-Y-Z 坐标系。从与图 2 中的扫描平面 S 相对应的断层图像中，通过重构处理来提取在图 9 中周期性相互对应的多个断层图像 Sr。这些断层图像 Sr 可以是例如存储在图 6 所示的后存储器 28 中的断层图像 Z1，断层图像 Z15，...，和断层图像 Z51，而这些断层图像 Sr 构成了时间相位（例如，相位 T1）的重构图像。

[0082] 参考图像形成单元 30 设定关于由断层图像 Sr 构成的重构图像的平面 R1 或者平面 R2。平面 R1 平行于 Y-Z 平面，并与断层图像 Sr（扫描平面）正交。平面 R2 平行于 Z-X 平面，并与断层图像 Sr（扫描平面）正交。理想的是将平面 R1 和平面 R2 设定为包含目标物的中部。例如，用户在重构之后观察显示图像时，可以指定平面 R1 或者平面 R2 在显示图像内的位置。可选地，参考图像形成单元 30 可以借助于二值化处理等来识别重构图像内的目标物部分，并设定平面 R1 或者平面 R2 以便穿过目标物部分的重心。

[0083] 当设定了平面 R1 或者平面 R2 时，如图 9(II) 所示，参考图像形成单元 30 借助于平面 R1 或者平面 R2 来形成断层图像 50。参考图像形成单元 30 还在断层图像 50 内以不同的显示模式来显示目标物的扩张部分和收缩部分。

[0084] 图 10 是用于说明参考图像内的目标物的显示模式的图示。参考图像形成单元 30 在目标物的断层图像 50 内以不同的显示模式来显示目标物的扩张部分和收缩部分。参考图像形成单元 30 在多个时间相位借助于平面 R1（或者平面 R2）来形成目标物的断层图像 50。然后，对于各个时间相位，参考图像形成单元 30 借助于二值化处理等来提取目标物，并将目标物和其他组织区别开。例如，如果目标物是心脏，则由于心脏内部（心腔）的回波值小于其它组织，因此通过二值化处理等来提取回波值较小的部分，从而将心脏内部（心腔）和其它组织区别开。当然，除了二值化处理以外，还可以利用诸如噪声降低处理或者标记处理的公知处理，以便提高提取的精度。

[0085] 当在各个时间相位提取出目标物的断层图像 50 时，参考图像形成单元 30 通过时间相位之间的断层图像 50 的变化来识别扩张部分和收缩部分。例如，如果与时间相位 T1 处的另一组织相对应的图像部分变化为与下一个时间相位 T2 处的目标物相对应的图像部分，则将该图像部分判定为扩张部分。另一方面，如果与时间相位 T1 处的目标物相对应的图像部分变化为与时间相位 T2 处的另一组织相对应的图像部分，则将该图像部分判定为收缩部分。

[0086] 图 10(A) 和图 10(B) 示出了显示形式的示例。例如，参考图像形成单元 30 以例如

蓝色或绿色的冷色来显示断层图像 50 的扩张部分，并以例如红色或黄色的暖色来显示收缩部分。

[0087] 例如，如图 10(A) 所示，当断层图像 50 已经从之前由虚线表示的一个时间相位的状态变化为由实线表示的状态时，将由虚线和实线所围成的区域 54 判定为扩张部分，并以冷色来表示该区域。此外，将由虚线和实线所围成的区域 52 判定为收缩部分，以暖色来表示该区域。图 10(A) 所示的状态包含与扩张部分相对应的区域 54 和与收缩部分相对应的区域 52，而该状态对应于畸变的运动图像，在畸变的运动图像中，目标物（例如，心脏）局部地扩张和局部地收缩。

[0088] 相比之下，在图 10(B) 所示的状态下，将由虚线和实线所围成的区域 54 判定为扩张部分，并且目标物（例如，心脏）作为整体一致地扩张。这对应于较小畸变（理想的是完全未畸变）的运动图像。

[0089] 应当注意到的是，扩张部分可以以暖色来表示而收缩部分可以以冷色来表示，或者可以以其他颜色来表示。此外，除了颜色以外，还可以利用不同的填充模式等。

[0090] 回到图 1，当参考图像形成单元 30 形成了参考图像时，将参考图像显示在显示单元 36 上。图 1 的超声波诊断装置的用户（检查者）查看显示在显示单元 36 上的参考图像，并评价例如心脏的目标物的运动图像的畸变。如果畸变为大（例如，图 10(A) 的图像），则用户借助于操作设备 21 来修改虚拟周期。

[0091] 虚拟周期设定单元 22 根据来自用户的指示来修改虚拟周期。然后，基于修改后的虚拟周期，基本图像搜索单元 24 搜索多个基本图像，并且基于这些基本图像，分割基准设定单元 26 设定多个分割基准，并且重构处理单元 20 执行重构处理。根据以该方式获得的重构后的图像串，参考图像形成单元 30 形成参考图像，并且用户观察参考图像以评价畸变。重复对虚拟周期的修改和对畸变的评价，从而调节虚拟周期以减小畸变。

[0092] 图像评价单元 32 计算用作用户在评价畸变时将要使用的指数的评价值。图像评价单元 32 从存储在后存储器 28 中的不同时间相位的图像串中提取与目标物的同一位置相对应的多个图像，并计算提取出的图像之间的差值。图像评价单元 32 通过下列等式 3 来计算作为差值的体素间 (inter-volume) 差值。

[0093]

$$\text{体素间差值} = \sum_{x=0}^{m}\sum_{y=0}^{n}|p(x,y,z/2,v)-p(x,y,z/2,v-1)| \qquad \ldots(3)$$

[0094] 在等式 3 中，x、y 和 z 表示图 9(I) 中 X-Y-Z 直角坐标系中沿相应轴的坐标值，而 p 表示与断层图像数据内的各个坐标相对应的像素值。此外，v 表示体素号（时间相位），而坐标 Z/2 表示 Z 轴方向上的中心位置；即，例如，目标物的中心位置。通过等式 3，计算在 Z 轴方向上的中心位置处的两组断层图像数据之间的差值，该差值是从体素 v 和体素 (v-1) 的重构图像获得的。

[0095] 例如，将通过图像评价单元 32 计算出的差值与通过参考图像形成单元 30 形成的参考图像一起显示在显示单元 36 上。例如，邻近于如图 10(A) 或者图 10(B) 所示所显示的断层图像 50，显示了与差值的大小相对应的一段长度。当然，可以借助于数值来显示差值的大小。

[0096] 当根据来自用户的指令来修改虚拟周期并且设定了用于减小畸变的虚拟周期时，

基于在重构（重构之后的图像串）之后存储在后存储器 28 中的多组断层图像数据，三维图像形成单元 34 形成对例如胎儿心脏等目标物进行三维投影的三维图像数据。

[0097] 三维图像形成单元 34 基于存储在后存储器 28 中的一个数据块来形成各个时间相位的三维图像数据。例如，三维图像形成单元 34 基于存储在图 8 所示的后存储器 28 中的一个数据块来形成各个时间相位的三维图像数据。

[0098] 三维图像形成单元 34 通过应用诸如体素绘制法 (volume renderingmethod)、积分法或者投影法的各种方法，在各个时间相位形成三维图像数据。将与在各个时间相位以该方式形成的三维图像数据相对应的图像显示在显示单元 36 上，并以伪方式 (pseudo manner) 实时显示三维运动图像。例如，可以重复显示与多个时间相位的三维图像数据相对应的图像，从而执行循环再生。

[0099] 根据上述实施例，即使在诊断的目标物是例如心跳周期不稳定的胎儿心脏的情形下，也根据周期的变化来搜索适当的基本图像，从而重构数据块。因而，降低了由周期变化引起的图像的干扰（理想的是完全去除），可以获取可靠性高的显示图像。

[0100] 此外，在上述实施例中，在利用从目标物的典型部分即从目标物的固定位置获取的回波数据来设定虚拟周期的情形下，与通过以移动的方式获取的回波数据来设定虚拟周期的情形相比，设定虚拟周期的精度得到了提高。

[0101] 图 11 是用于说明减小畸变的重构处理的流程图。将对图 1 所示的部件（组件）使用与图 1 中的附图标记相同的附图标记来描述图 11 所示的各个步骤的处理。

[0102] 首先，如参照图 2 所描述的，在与目标物的运动相关的多个周期内，沿 Z 轴方向形成多个扫描平面，并获取各个扫描平面的一组断层图像数据，并将断层图像数据存储在前存储器 14 中 (S1101)。应当注意到的是，误差判定单元 16 可以基于从存储在前存储器 14 中的断层图像数据获得的图像之间的差量，来判定多组断层图像数据是否良好。

[0103] 接下来，设定用于提取多个基本图像的虚拟周期 (S1102)。例如，可以将虚拟周期设定为预定的初始值。然后，基于设定的虚拟周期，基本图像搜索单元 24 从存储在前存储器 14 中的多组断层图像数据中搜索多个基本图像。然后，基于基本图像，分割基准设定单元 26 设定多个分割基准，并如参照图 6 和图 8 所描述的，执行重构处理，并将重构后的图像串存储在后存储器 28 中 (S1103)。

[0104] 应当注意到的是，从 S1102 到 S1103，基本图像搜索单元 24 可以通过参照图 5 所描述的处理来搜索基本图像，或者仅仅以虚拟周期的间隔从多个断层图像数据中搜索基本图像。

[0105] 当已经执行了重构处理时，通过参考图像形成单元 30 形成了图 10 所示的参考图像 (S1104)，并且用户查看参考图像以评价畸变 (S1105)。如果用户判定出畸变为大 (NG)，则用户利用操作设备 21 来修改虚拟周期，并且虚拟周期设定单元 22 设定修改后的虚拟周期 (S1102)。然后，再次重复从 S1102 到 S1104 的处理，并且用户查看参考图像以评价畸变 (S1105)。

[0106] 当重复了从 S1102 到 S1105 的处理并且如果用户在 S1105 处判定出畸变为小 (OK)，则基本图像搜索单元 24 利用修改后的虚拟周期来搜索多个基本图像（改正后的基本图像）(S1106)。在 S1106 处，理想的是基本图像搜索单元 24 通过参照图 5 所描述的处理来搜索基本图像。

[0107] 当改正了基本图像的位置时，分割基准设定单元 26 基于改正后的基本图像来设定多个分割基准，并且如参照图 6 和图 8 所描述的执行重构处理 (S1107)，并且三维图像形成单元 34 基于重构后的图像串来形成重构图像，并将重构图像显示在显示单元 36 上 (S1108)。这样，显示了畸变被减小或者畸变被完全去除的重构图像。

[0108] 回到图 1，本实施例中的目标物是周期性运动的组织或者周期性变化的流动体，例如胎儿心脏或者流过胎儿的血管的血液。如果目标物是血液等流动体，则断层图像形成单元 13 基于从回波数据获得的回波强度（回波的大小）来形成等同于 B 模式图像的组织图像，并且基于从回波数据获得的多普勒信息来形成例如彩色多普勒的多普勒图像。

[0109] 图 12 是用于说明在包含多普勒图像的情形下的三维扫描的图示。在图 12 中，以 X-Y-Z 直角坐标系来表示包含目标物的三维区域。即使在包含多普勒图像的情形下，扫描平面 S 也形成为几乎平行于 X-Y 平面，并且通过使扫描平面在 Z 轴方向上逐步移动，沿 Z 轴方向形成多个扫描平面。例如，如果目标物是胎儿的血液，则使扫描平面在胎儿心脏周期性运动的多个周期内例如在大约八秒中包含大约 20 次心跳的时间段内在 Z 轴方向上逐步移动。

[0110] 然后，在图 12 中，与组织图像相对应的扫描平面 B 和与多普勒图像相对应的扫描平面 D 沿 Z 轴交替地形成。应当注意到的是，可以适当地改变扫描平面 B 和扫描平面 D 的顺序，例如使得多个扫描平面 B 和一个扫描平面 D 交替地形成。

[0111] 回到图 1，当在胎儿心跳的多个周期内沿 Z 轴方向形成了多个扫描平面时，如上所述，断层图像形成单元 13 形成了各个扫描平面的断层图像，并且将根据扫描平面的多组断层图像数据按顺序存储在前存储器 14 中。因而，包含组织图像和多普勒图像的断层图像的数据被存储在前存储器 14 中。

[0112] 即使在包含多普勒图像的情形下，误差判定单元 16 也可以利用等式 1，基于从多组断层图像数据获得的图像之间的差量来判定多组断层图像数据是否良好（上述）。

[0113] 虚拟周期设定单元 22 基于存储在前存储器 14 中的多组断层图像数据来计算虚拟周期。虚拟周期设定单元 22 通过与组织图像相关的断层图像数据来计算组织图像的虚拟周期，并通过与多普勒图像相关的断层图像数据来计算多普勒图像的虚拟周期。当计算各个虚拟周期时，虚拟周期设定单元 22 利用由等式 2 定义的相互差值（上述）。

[0114] 因而，虚拟周期设定单元 22 利用等式 2 来计算关于与组织图像相关的多组断层图像数据的相互差值，并通过计算出的相互差值的变化（见图 4）来获得组织图像的虚拟周期。而且，虚拟周期设定单元 22 利用等式 2 来计算关于与多普勒图像相关的多组断层图像数据的相互差值，并通过计算出的相互差值的变化来获得多普勒图像的虚拟周期。在组织图像的情形下，等式 2 中的像素值 p 表示例如回波数据的大小（强度），而在多普勒图像的情形下，等式 2 中的像素值 p 例如表示多普勒频移量（速度值）。

[0115] 此外，对于组织图像和多普勒图像，虚拟周期设定单元 22 可以设定同一虚拟周期（共享虚拟周期）。例如，虚拟周期设定单元 22 可以仅计算通过组织图像的相互差值获得的组织图像的虚拟周期，并将组织图像的虚拟周期设定为共享虚拟周期。当然，虚拟周期设定单元 22 可以仅计算通过多普勒图像的相互差值的变化获得的多普勒图像的虚拟周期，并将多普勒图像的虚拟周期设定为共享虚拟周期。可选地，用户可以输入共享虚拟周期的值。

[0116] 当设定了虚拟周期时，基本图像搜索单元 24 利用虚拟周期从断层图像数据中搜

索基本图像。基本图像搜索单元 24 从与组织图像相关的断层图像数据中搜索组织基本图像，并从与多普勒图像相关的断层图像数据中搜索多普勒基本图像。

[0117] 因而，基本图像搜索单元 24 利用组织虚拟周期，通过对与组织图像相关的断层图像执行图 5 所示的处理来搜索组织基本图像。基本图像搜索单元 24 也利用多普勒图像的虚拟周期，通过对与多普勒图像相关的断层图像执行图 5 所示的处理来搜索多普勒基本图像。如果设定了共享虚拟周期，则基本图像搜索单元 24 利用共享虚拟周期来搜索组织基本图像，并利用同一共享虚拟周期来搜索多普勒基本图像。

[0118] 此外，基本图像搜索单元 24 基于组织基本图像和多普勒基本图像来设定多个基本图像。

[0119] 图 13 示出了用于说明基本图像的设定的曲线图。图 13(A) 到图 13(C) 分别示出了组织图像的相互差值的变化（实线波形）和多普勒图像的相互差值的变化（虚线波形）。此外，图 13(A) 到图 13(C) 分别示出了多个组织基本图像（实线）和多个多普勒基本图像（虚线）。

[0120] 基本图像搜索单元 24 首先从相邻的组织基本图像和多普勒基本图像中检测由最靠近彼此的组织基本图像和多普勒基本图像构成的一对组织基本图像和多普勒基本图像。因此，在图 13(A) 的示例中，检测出位置 P 处的组织基本图像和多普勒基本图像。

[0121] 然后，基本图像搜索单元 24 使所有的多普勒基本图像沿 Z 轴方向移动，同时保持彼此之间的距离，以使检测出的位置 P 处的组织基本图像和多普勒基本图像相互重叠。图 13(B) 示出了所有的多普勒基本图像已经被移动的状态，其中位置 P 处的组织基本图像（实直线）和多普勒基本图像（虚直线）相互重叠。除了移动所有的多普勒基本图像以外，还可以移动所有的组织基本图像，或者可以移动所有的组织基本图像和所有的多普勒基本图像，以使位置 P 处的组织基本图像和多普勒基本图像相互重叠。

[0122] 然后，基本图像搜索单元 24 将移动后彼此相邻的各个组织基本图像和各个多普勒基本图像之间的中间位置设定为基本图像。这意味着在图 13(B) 中，彼此相邻的组织基本图像（实直线）和多普勒基本图像（虚直线）之间的中间位置设定为基本图像。因此，确定了图 13(C) 所示的多个基本图像（点划直线）。应当注意到的是，在图 13(B) 中的位置 P 处，由于组织基本图像和多普勒基本图像相互重叠，因此在重叠位置处设定基本图像。

[0123] 回到图 1，当搜索出基本图像时，在由多个断层图像（数据）构成的图像串内，分割基准设定单元 26 根据基本图像来设定多个分割基准。如上所述，例如，分割基准设定单元 26 利用各个基本图像作为分割基准。可选地，如参照图 7 所描述的，分割基准设定单元 26 在距各个基本图像达指定间隔的位置处设定多个分割基准。

[0124] 当已经设定了分割基准时，重构处理单元 20 利用各个分割基准作为分割边界，将图像串分割为多个图像组。然后，重构处理单元 20 从图像组中提取周期性相互对应的多个断层图像，从而实现重构处理（重建处理）。如参照图 6 和图 8 所描述的，重构处理单元 20 对存储在前存储器 14 中的断层图像数据进行重构，并将重构后的断层图像数据存储在后存储器 28 中。

[0125] 如参照图 12 所描述的，在与组织图像相对应的扫描平面 B 和与多普勒图像相对应的扫描平面 D 沿 Z 轴交替地形成的情形下，在图 6 和图 8 所示的存储在前存储器 14 中的断层图像 Zn 中，n 为奇数的断层图像是组织图像，而 n 为偶数的断层图像是多普勒图像。这

意味着在前存储器 14 中，组织图像和多普勒图像被混合，例如，各个组织图像和各个多普勒图像被交替地存储。应当注意到的是，在参照图 13(B) 所描述的处理中，虽然多普勒基本图像已经被移动，但是存储在前存储器 14 中的断层图像的布置是移动前的布置。

[0126] 当重构处理单元 20 执行处理以对其中组织图像和多普勒图像被混合的图像串进行重构并将重构后的图像串存储在后存储器 28 中时，将重构处理后的图像串用于后存储器 28 之后的各个单元中。例如，三维图像形成单元 34 通过应用诸如体素绘制法、积分法或者投影法的各种方法，形成各个时间相位的三维图像数据。在体素绘制法中，对于由构成一个数据块的多组断层图像数据构成的三维数据区域设定多束射线，并对各束射线执行体素绘制操作。此时，在各束射线上，对组织图像的数据执行的操作和对多普勒图像的数据执行的操作是分别执行的。然后，基于在各束射线上关于组织图像的操作结果和关于多普勒图像的操作结果，计算射线的最终操作结果。

[0127] 这样，三维图像形成单元 34 形成这样的图像数据（三维图像数据）：该图像数据示出了基于三维地表示组织的图像内的多普勒图像而获得的流动体的流速信息。然后，将在多个时间相位形成的与三维图像数据相对应的图像显示在显示单元 36 上，并且实时地显示伪三维运动图像。例如，可以重复地显示与多个时间相位中的三维图像数据相对应的图像，从而执行循环再生。

[0128] 根据上述实施例，由于多个基本图像是基于组织基本图像和多普勒基本图像而设定的，并且数据块是基于基本图像来重构的，因此即使在诊断例如心跳周期不稳定的胎儿心脏的情形下，也降低了由周期变化引起的图像的干扰（理想的是完全去除），由此可以获得可靠性高的显示图像。

[0129] 还允许仅利用多普勒基本图像而不利用组织基本图像来设定多个基本图像。例如，可以直接利用多普勒基本图像作为基本图像。

[0130] 此外，当在多个时间相位形成显示图像时，三维图像形成单元 34 可以形成其中同时显示了可以在各个时间相位获得的流速信息的图像。

[0131] 图 14 是用于说明示出在多个时间相位的多个流速信息的图像的图示。图 14 中的 (A1) 到 (A3) 示出了与在多个时间相位形成的三维图像数据相对应的图像。例如，(A1) 示出了与时间相位 1 处的三维图像数据相对应的图像，而图 (A2) 示出了与时间相位 2 处的三维图像数据相对应的图像。在 (A1) 到 (A3) 所示的各个图像中，将流动体的流速信息 60 显示在三维地示出组织的图像上。流速信息 60 是基于多普勒图像而形成的图像部分，并且例如是根据流动体在该位置处的流速而被着色的图像部分。因而，以不同的颜色来表示具有不同流速的部分。在图 14 中，关于流速信息 60，不同填充模式而非不同颜色表示不同的流速。当然，在实际的超声波图像中，可以利用如图 14 所示的不同模式来代替不同颜色。

[0132] 作为多个时间相位的显示图像，虽然可以提供按照 (A1) 到 (A3) 的顺序示出各个时间相位中的各个图像的运动图片，但是也允许形成其中在各个时间相位中获得的多组流速信息 60 被共同示出的显示图像。

[0133] 图 14 中的图示 (B) 示出了同时（一起）显示各个时间相位中的多组流速信息 60 的显示图像。因而，在图示 (B) 中，与 (A1) 到 (A3) 相对应的多组流速信息 60 和随后的时间相位被一起共同示出。例如，根据逻辑 OR 条件，可以以重叠的方式来显示整个时间相位中的流速信息 60。理想的是为各个时间相位显示基于组织图像而非流速信息 60 的部分。

例如，基于组织图像而非流速信息 60 的部分可以形成为按照 (A1) 到 (A3) 的顺序示出各个相位的图像的运动图像，并且在该运动图像中，可以如图示 (B) 所示显示各个时间相位的流速信息 60。此外，可以共同显示所有时间相位的流速信息 60，或者可以选择和共同显示某些特征时间相位的流速信息 60。

[0134] 虽然以上已经描述了本发明的优选实施例，但是上述实施例仅是任一方案中的一个示例，并不限制本发明的范围。

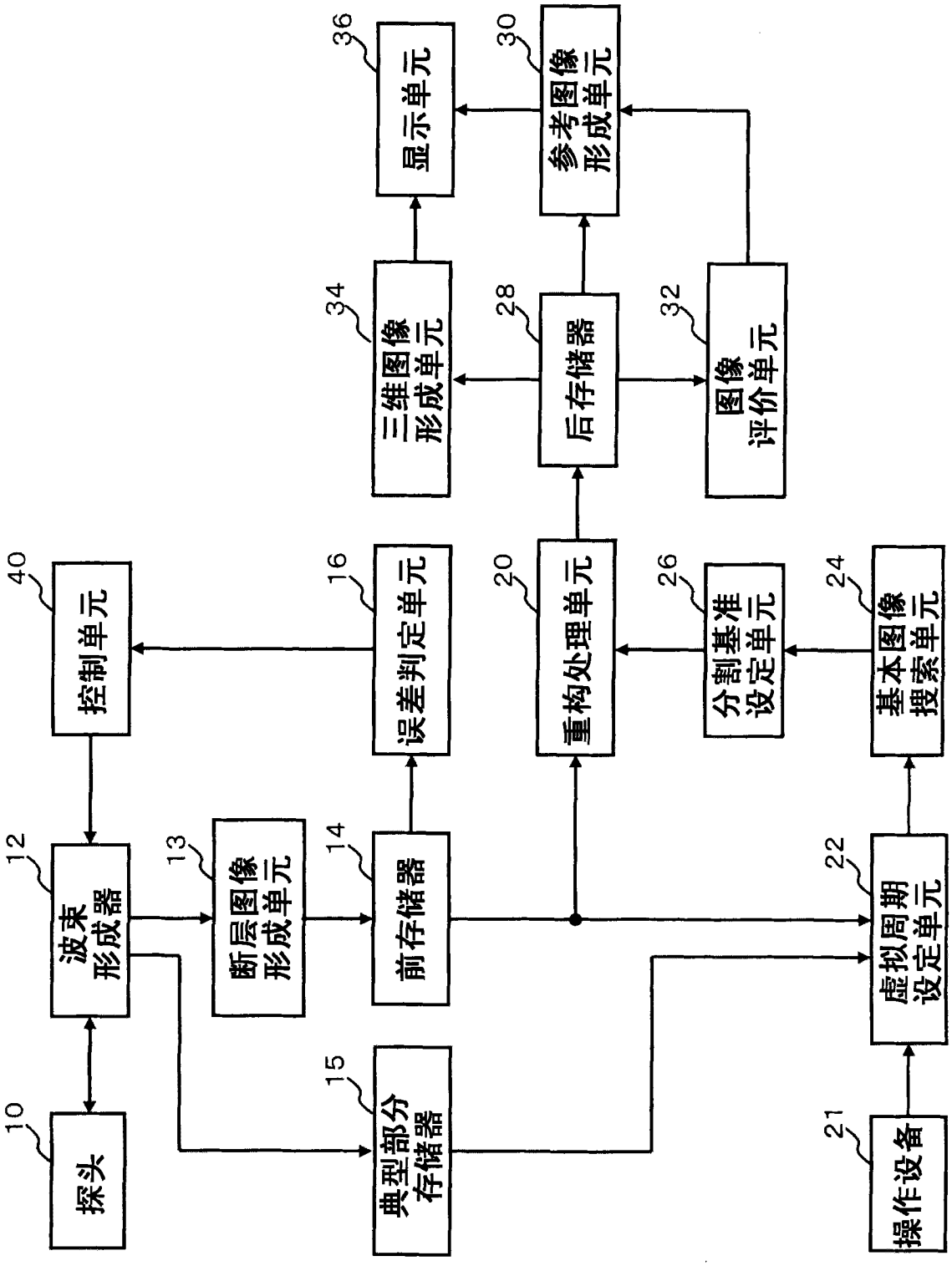

探头
10
波束形成器
12
控制单元
40
断层图像形成单元
13
前存储器
14
典型部分存储器
15
误差判定单元
16
重构处理单元
20
后存储器
28
三维图像形成单元
34
显示单元
36
参考图像形成单元
30
图像评价单元
32
分割基准设定单元
26
基本图像搜索单元
24
虚拟周期设定单元
22
操作设备
21

图 1

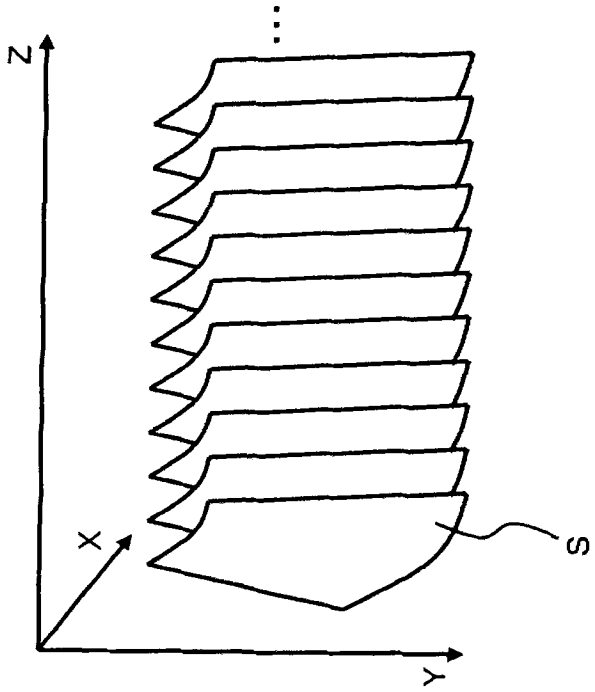


图 2

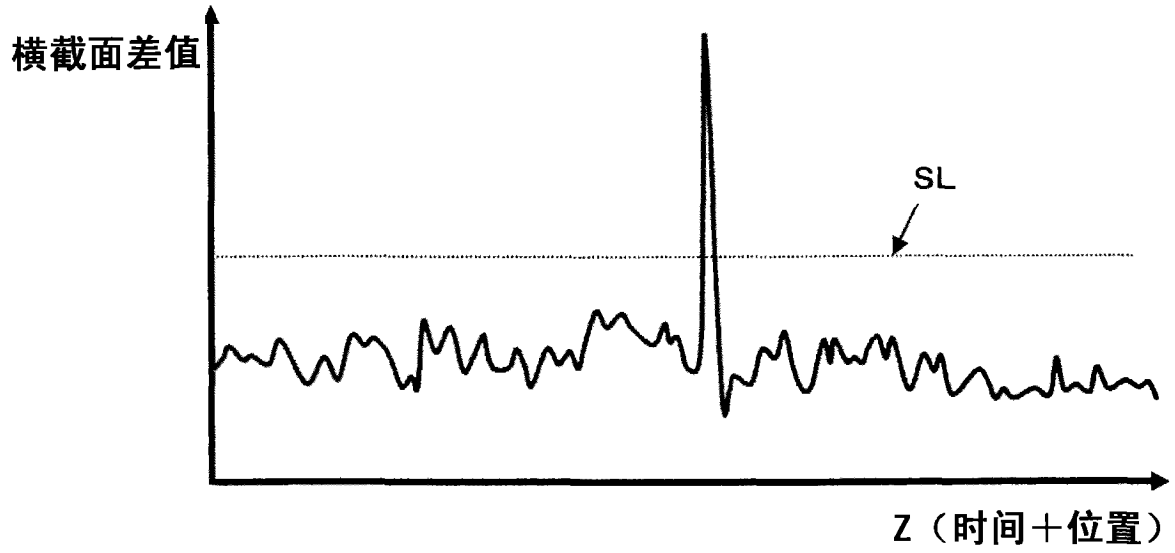


图 3

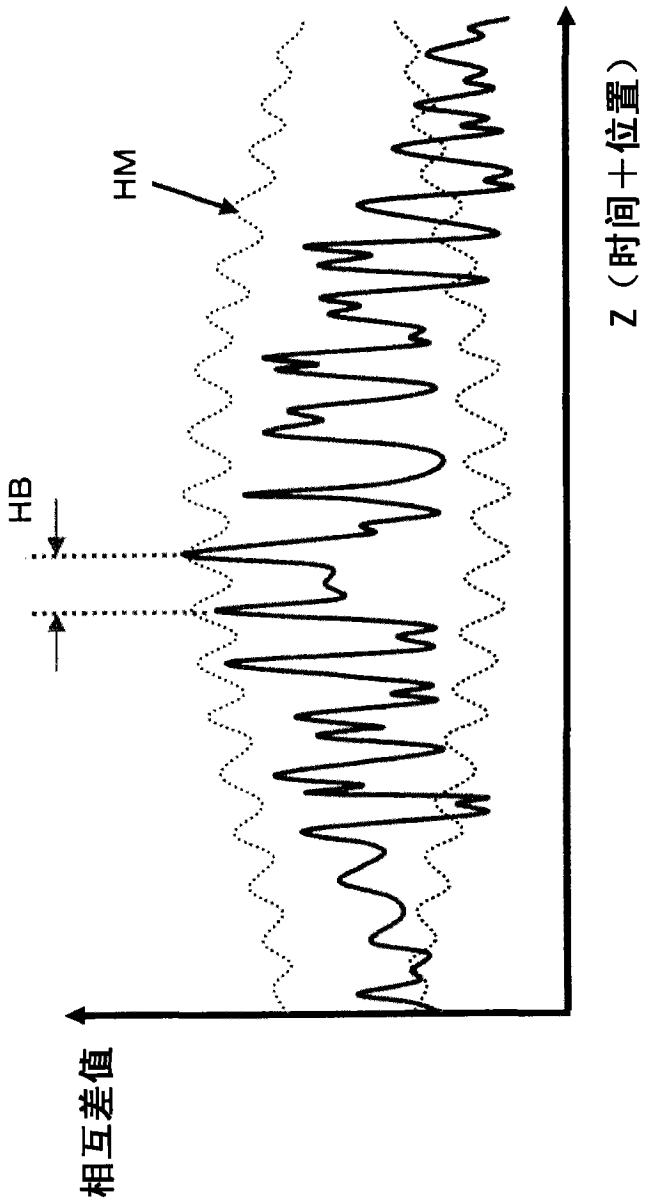


图 4

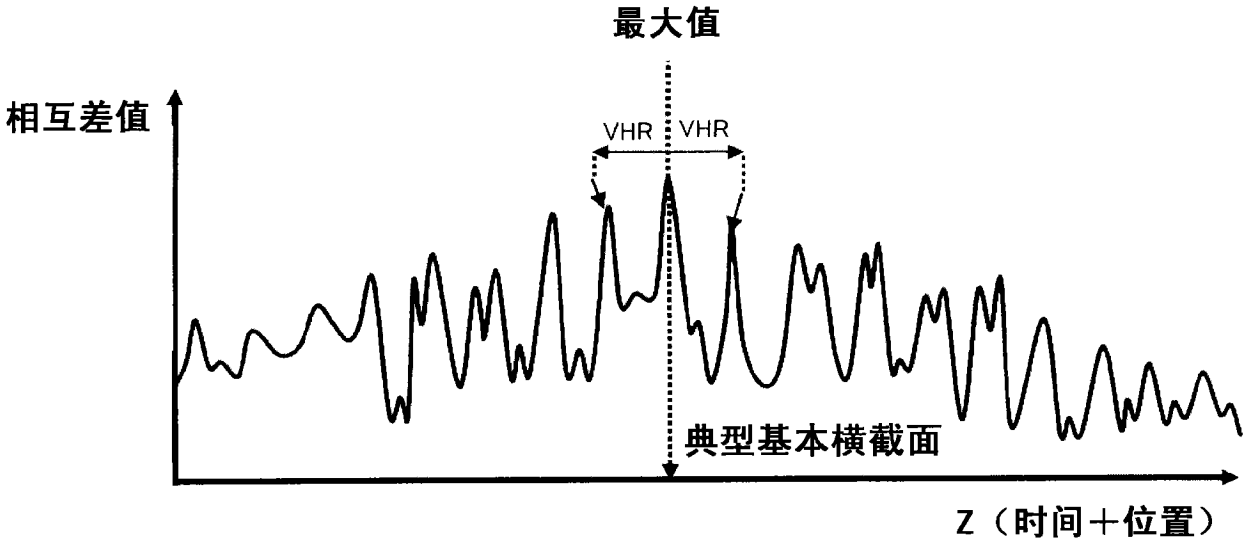


图 5A

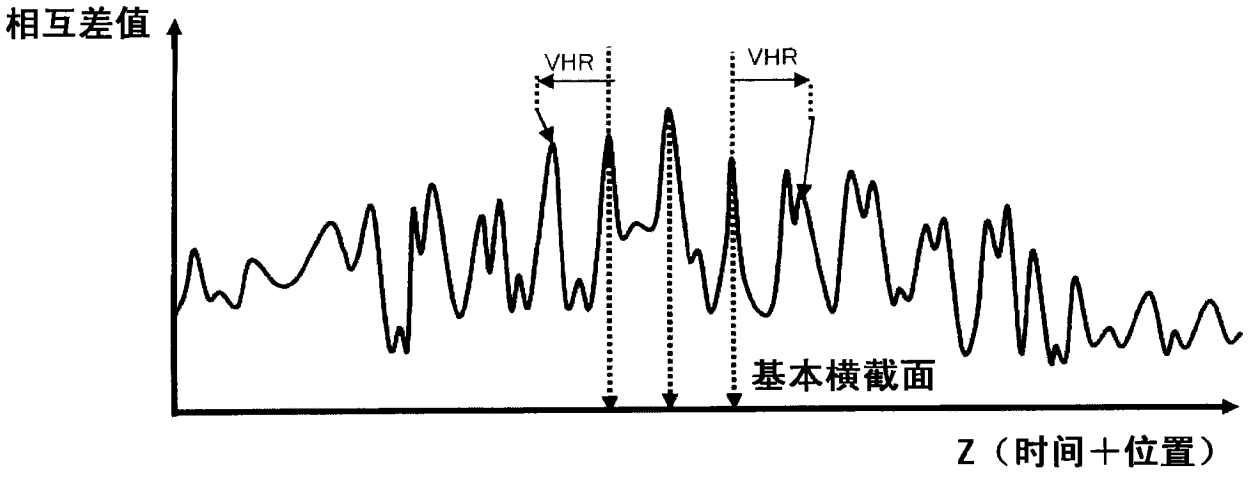


图 5B

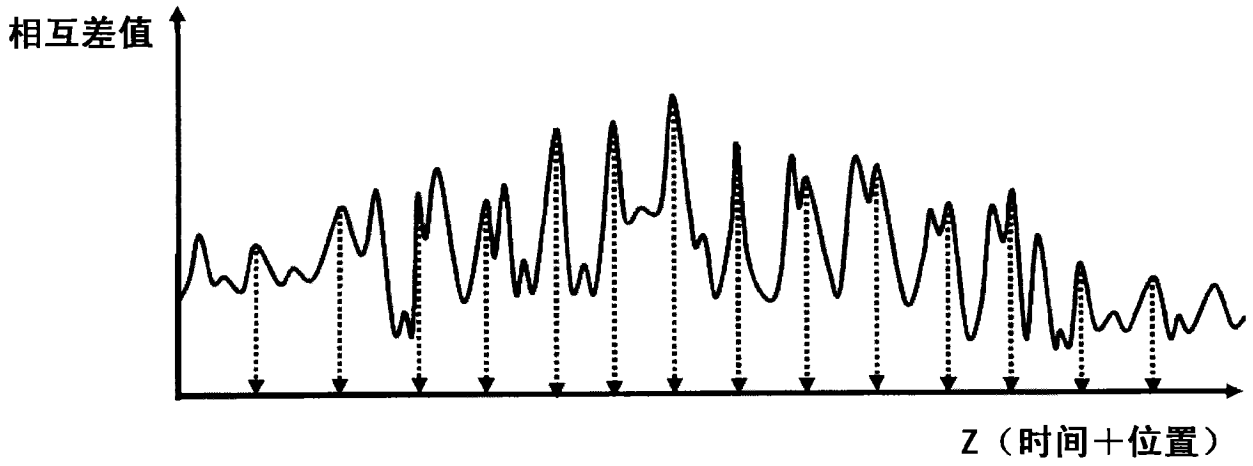


图 5C

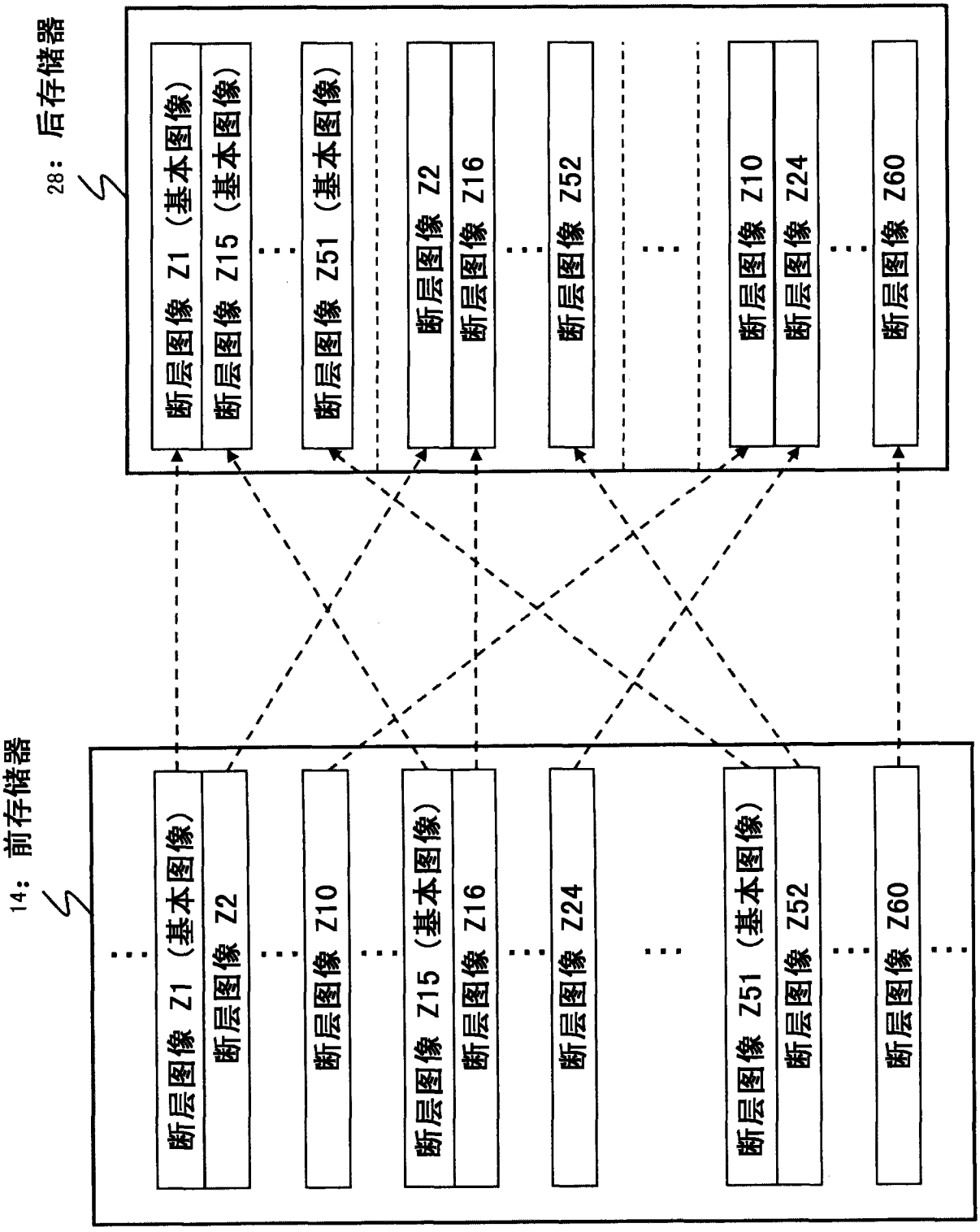

28：后存储器
断层图像 Z1（基本图像）
断层图像 Z15（基本图像）
断层图像 Z51（基本图像）
断层图像 Z2
断层图像 Z16
断层图像 Z52
断层图像 Z10
断层图像 Z24
断层图像 Z60
14：前存储器
断层图像 Z1（基本图像）
断层图像 Z2
断层图像 Z10
断层图像 Z15（基本图像）
断层图像 Z16
断层图像 Z24
断层图像 Z51（基本图像）
断层图像 Z52
断层图像 Z60

图 6

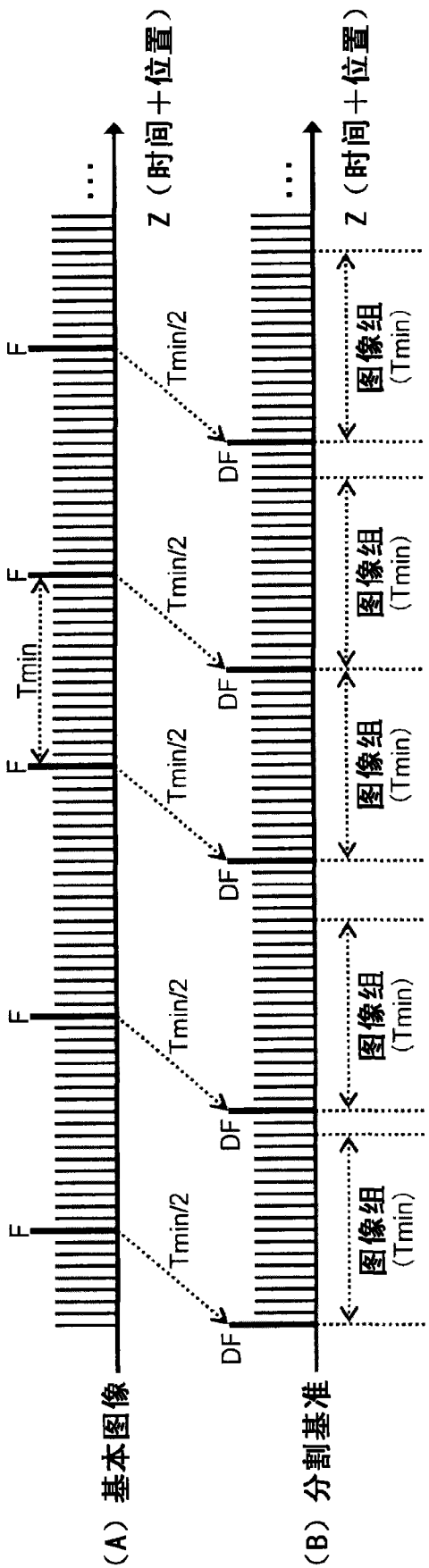


图 7

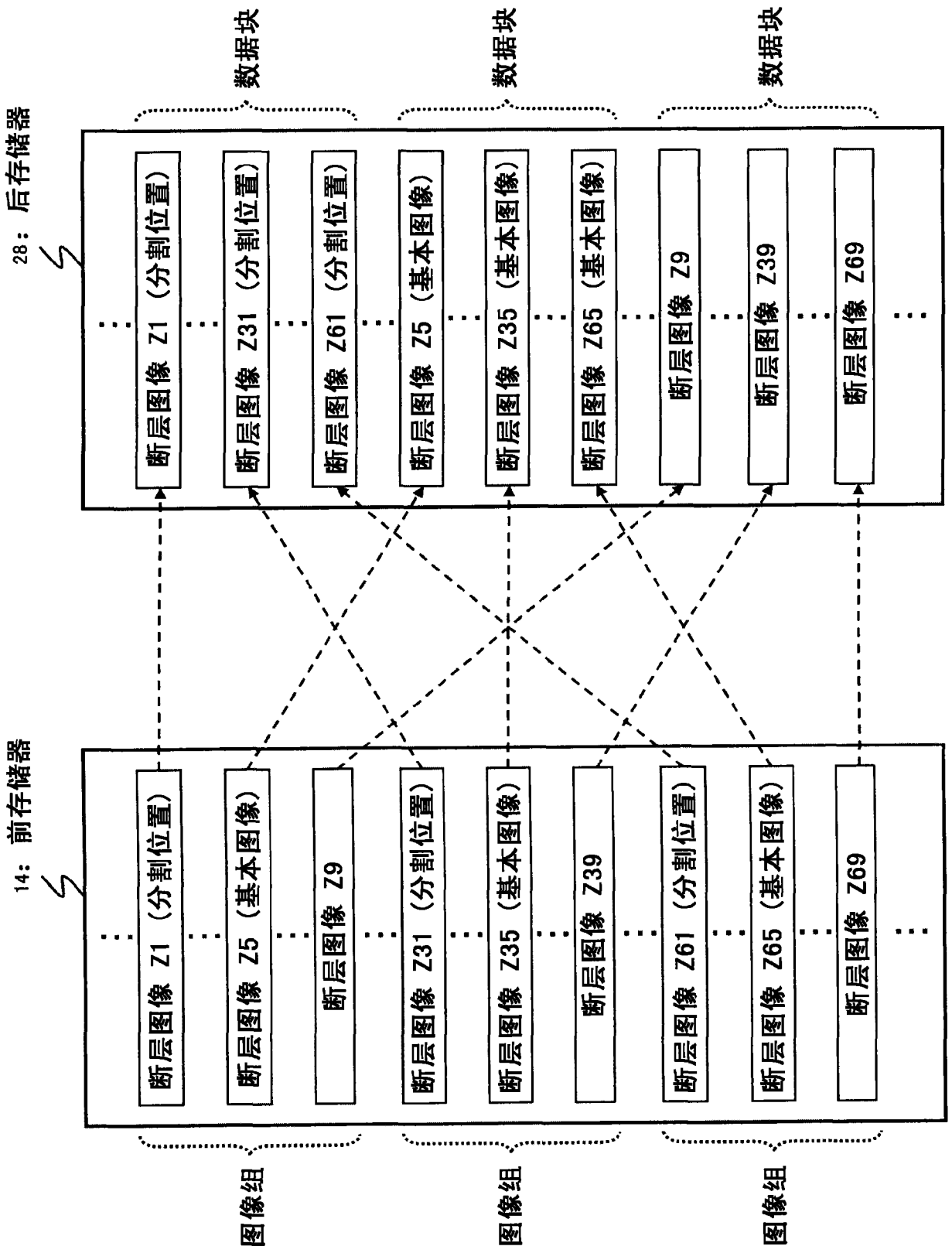

数据块
数据块
数据块
28：后存储器
断层图像 Z1（分割位置）
断层图像 Z31（分割位置）
断层图像 Z61（分割位置）
断层图像 Z5（基本图像）
断层图像 Z35（基本图像）
断层图像 Z65（基本图像）
断层图像 Z9
断层图像 Z39
断层图像 Z69
14：前存储器
断层图像 Z1（分割位置）
断层图像 Z5（基本图像）
断层图像 Z9
断层图像 Z31（分割位置）
断层图像 Z35（基本图像）
断层图像 Z39
断层图像 Z61（分割位置）
断层图像 Z65（基本图像）
断层图像 Z69
图像组
图像组
图像组

图 8

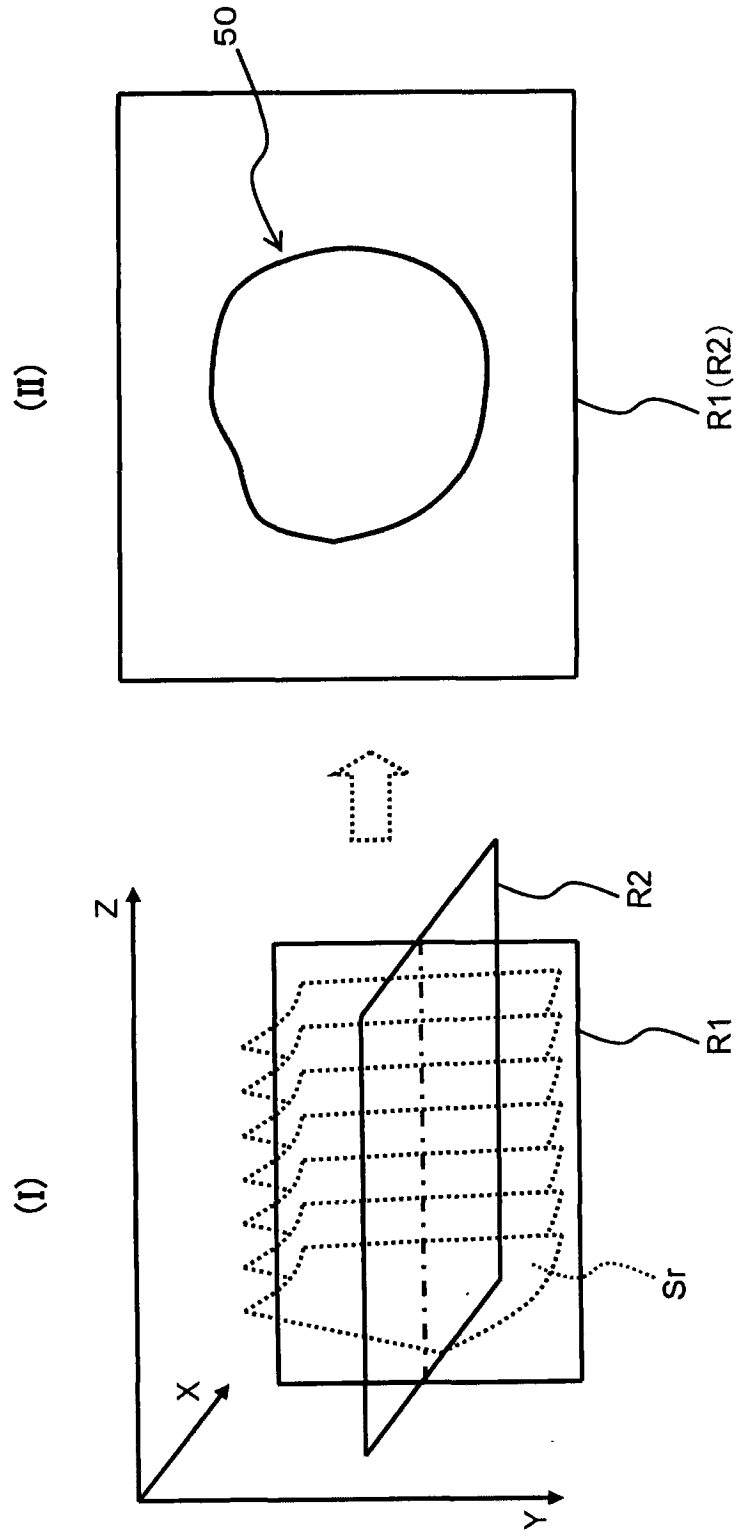


图 9

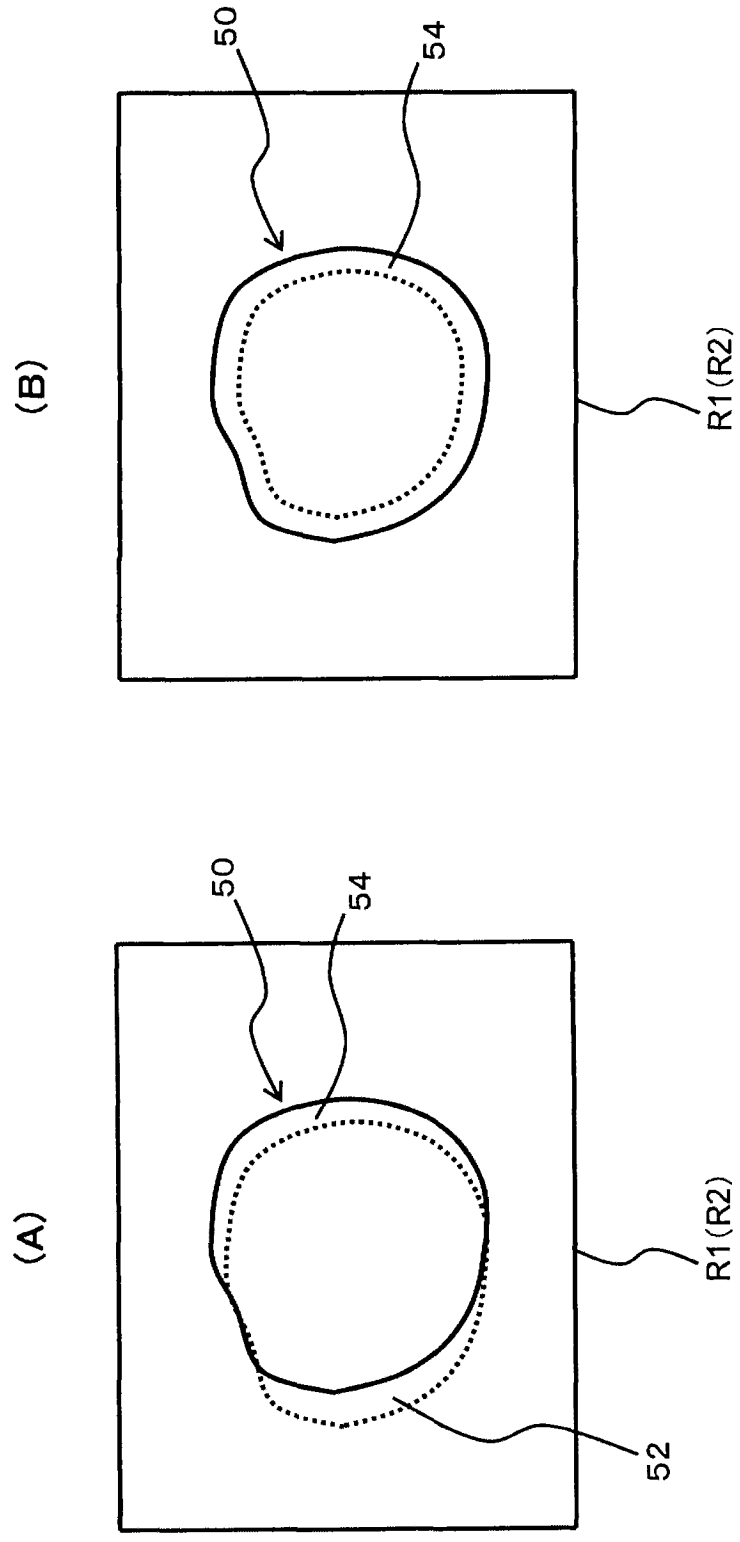


图 10

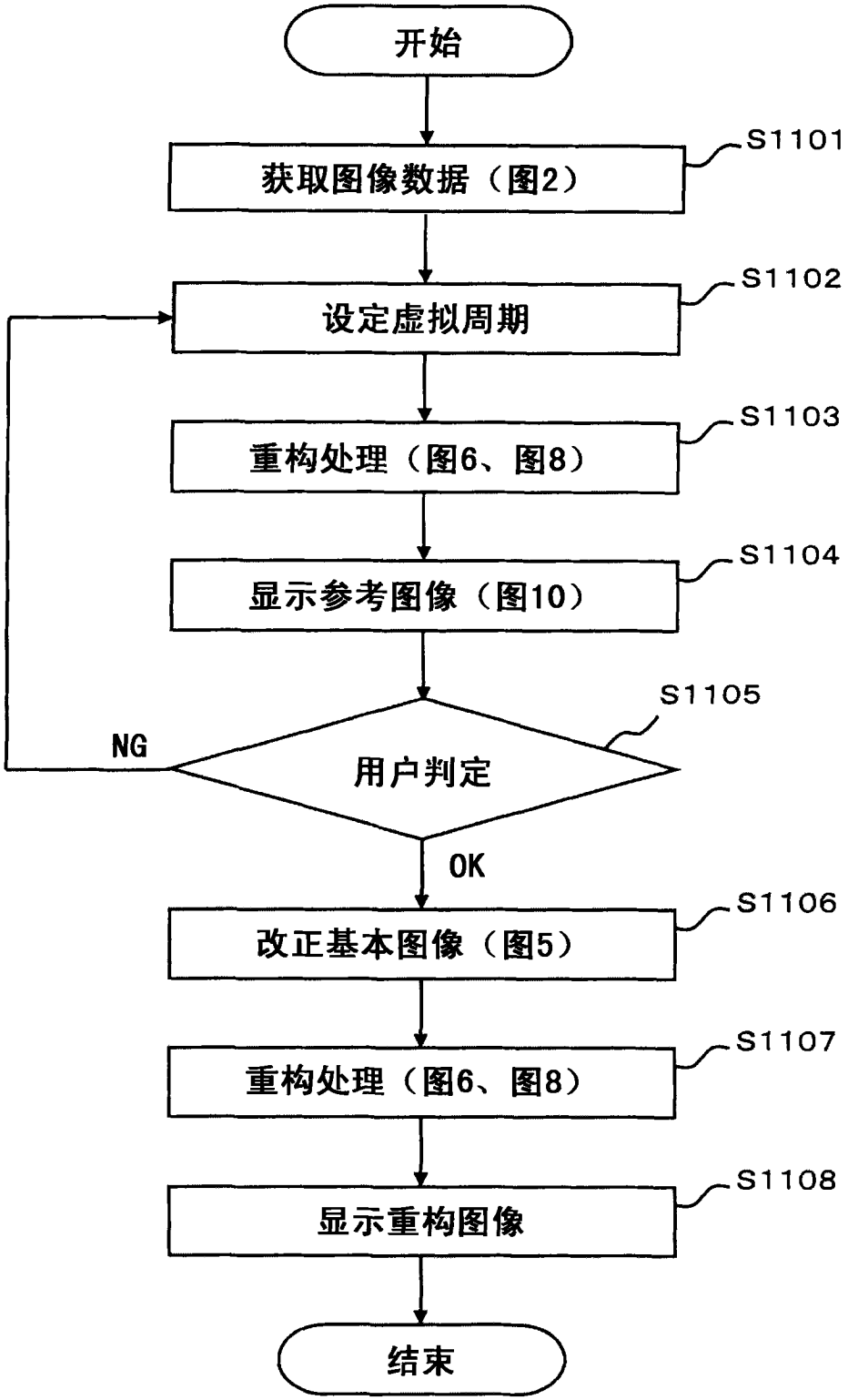

开始
获取图像数据（图2）
S1101
设定虚拟周期
S1102
重构处理（图6、图8）
S1103
显示参考图像（图10）
S1104
用户判定
S1105
NG
OK
改正基本图像（图5）
S1106
重构处理（图6、图8）
S1107
显示重构图像
S1108
结束

图 11

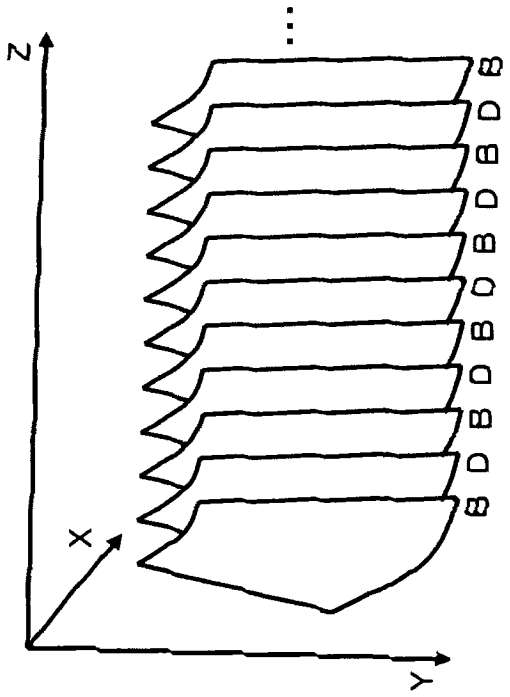


图 12

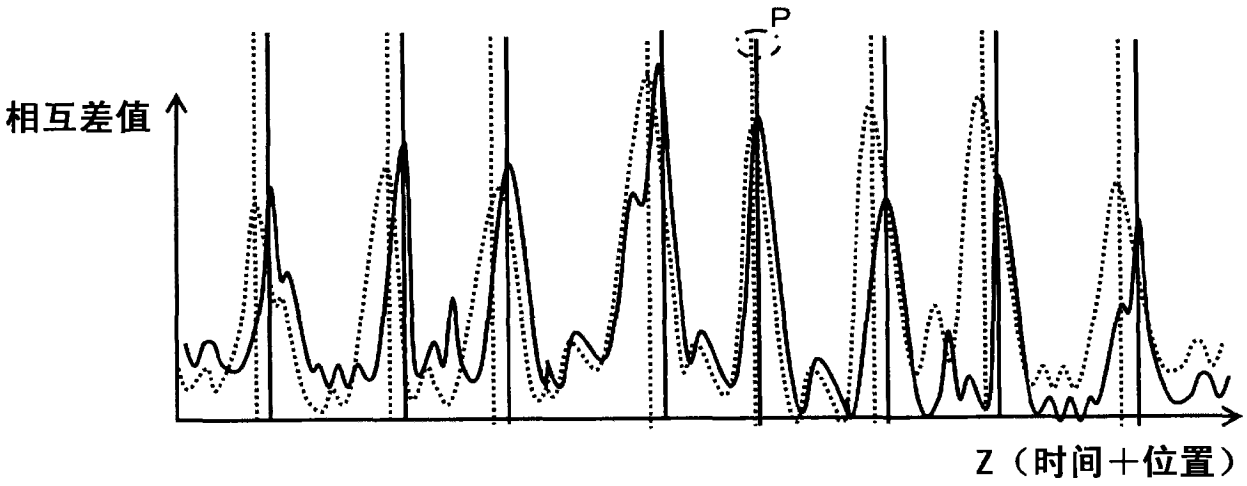


图 13A

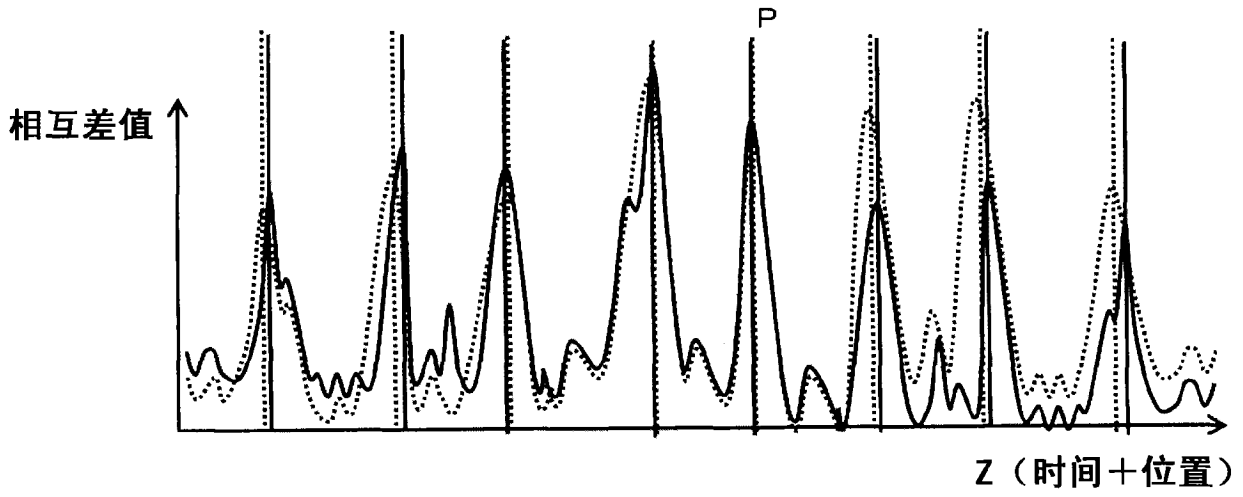


图 13B

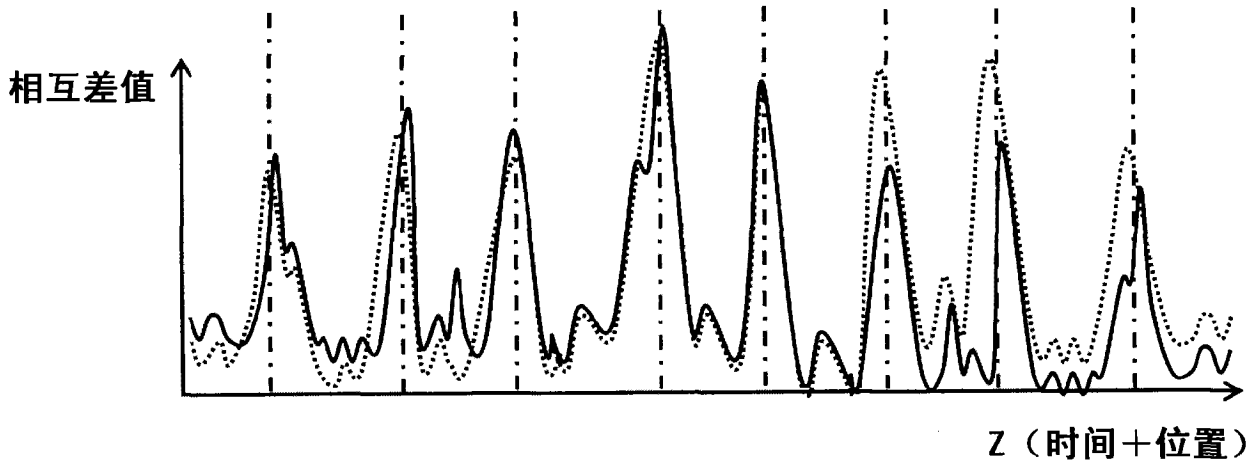


图 13C

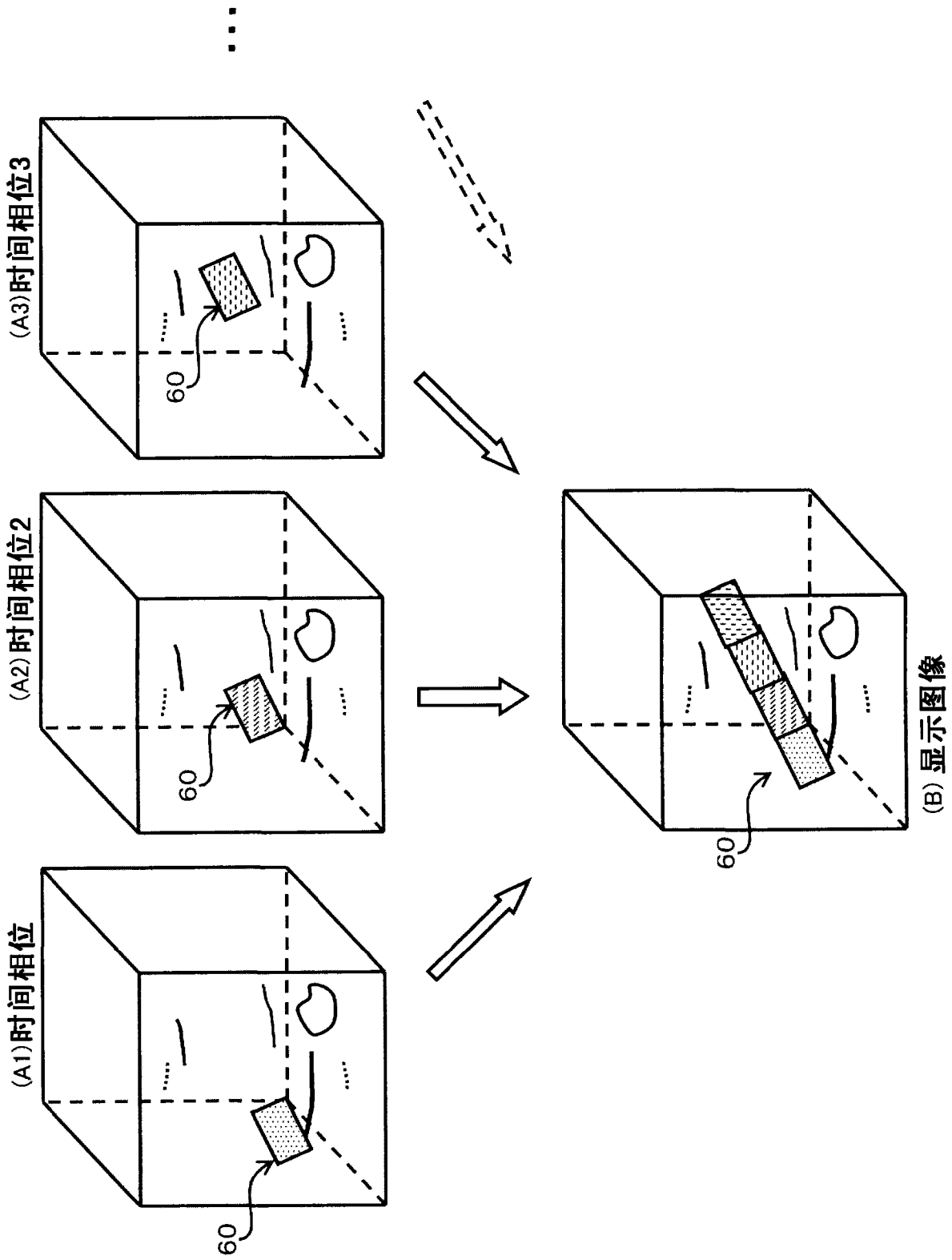


图 14