



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103917167 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 09

(21) 申请号 201280055361. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 10. 04

A61B 8/08(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-251740 2011. 11. 17 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/075746 2012. 10. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/073304 JA 2013. 05. 23

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 胁康治

(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 邓玉婷

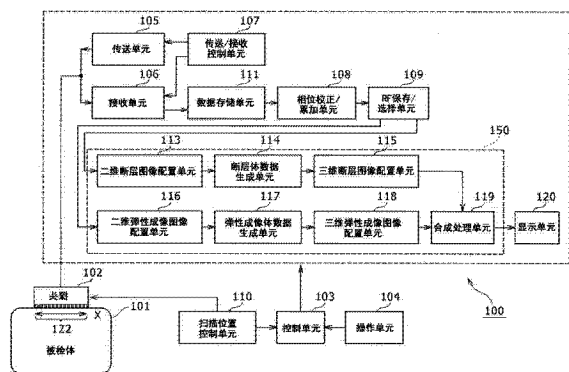
权利要求书2页 说明书12页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波图像生成方法

(57) 摘要

提供了一种超声波诊断装置,所述超声波诊断装置提高了帧频(或容积比),抗移动,且能够以高帧频或高容积比构造超声波图像。所述超声波诊断装置包括:多个换能器,其布置在超声波探头上,所述多个传感器同时振动并发射超声波束在被检体上;以及超声波图像生成单元,其生成第一超声波数据作为所述多个换能器同时振动并发射第一超声波束在被检体上的结果,并生成第二超声波数据作为所述多个换能器同时振动并发射第二超声波束在被检体上的结果,以及基于第一超声波数据和第二超声波数据来生成声像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:
多个换能器,其布置在超声波探头中,以致同时振动以向被检体投射超声波束;以及
超声波图像生成单元,其用于经由通过同时振动所述多个换能器而向被检体投射第一超声波束来生成第一超声波数据,并经由通过同时振动所述多个换能器而向所述被检体投射第二超声波束来生成第二超声波数据,以及用于基于所述第一超声波数据和所述第二超声波数据来生成弹性成像图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:
所述超声波探头的多个换能器进行向前移动和向后移动;以及
所述超声波图像生成单元基于在所述向前移动期间生成的所述第一超声波数据,以及在所述向前移动之后立即进行的所述向后移动期间生成的所述第二超声波数据,来生成弹性成像图像。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于所述超声波图像生成单元包括超声波图像生成器,其基于所述第一超声波数据和所述第二超声波数据来生成三维超声波图像。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于所述多个换能器促使生成平面波。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:
在待获得选自断层图像、弹性成像图像以及多普勒图像中的至少一种超声波图像的情况下,同时振动所述多个换能器以向所述被检体投射所述超声波束;以及
在待获得未选择的超声波图像的情况下,沿布置方向顺序地振动所述多个换能器以向所述被检体投射所述超声波束。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:
在待获得弹性成像图像或多普勒图像的情况下,当所述多个换能器移动时,同时振动所述多个换能器以向所述被检体投射所述超声波束;以及
在待获得断层图像的情况下,当所述多个换能器移动时,沿布置方向顺序地振动所述多个换能器以向所述被检体投射所述超声波束。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于向所述被检体交替地投射通过同时振动所述多个换能器生成的超声波束,和通过沿布置方向顺序地振动所述多个换能器生成的超声波束。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于连续多次向所述被检体投射通过同时振动所述多个换能器生成的超声波束。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:
当所述多个换能器移动时,同时振动所述多个换能器并连续多次向所述被检体投射所述超声波束;以及
所述超声波图像生成单元通过利用经连续多次发射所述超声波束生成的超声波数据来生成弹性成像图像。
10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于所述多个换能器连续三次或三次以上进行所述超声波束的发射。
11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述超声波探头的多个换能器进行向前移动和向后移动；以及

所述超声波图像生成单元基于在所述向前移动或向后移动期间生成的所述第一超声波数据和在与所述向前移动或向后移动相同的移动期间生成的所述第二超声波数据来生成弹性成像图像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在於所述第一超声波数据和所述第二超声波数据是用于彼此相邻的横截面的超声波数据。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在於包括:

多个换能器,其布置在所述超声波探头中,以致同时振动以向被检体投射超声波束;以及

超声波图像生成单元,其用于基于当所述多个换能器移动时所获得的超声波数据来生成三维超声波图像。

14. 一种超声波图像生成方法,其特征在於包括以下步骤:

向被检体投射通过同时振动布置在超声波探头中的多个换能器而生成的超声波束;

经由通过同时振动所述多个换能器而向所述被检体投射第一超声波束来生成第一超声波数据;

经由通过同时振动所述多个换能器而向所述被检体投射第二超声波束来生成第二超声波数据;

基于所述第一超声波数据和所述第二超声波数据来生成超声波图像。

超声波诊断装置以及超声波图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,且更具体地,涉及一种构造四维超声波图像的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 传统的超声波诊断装置利用超声波探头来传送超声波至被检体内部,接收与被检体的生命组织结构一致的超声波的反射回波信号,以及提供被检体的横截面的断层单色(黑白)图像。

[0003] 此外,传统的超声波诊断装置机械往复移动超声波探头以比较在不同时间所获得的相同截面的两幅图像帧,并计算生命组织的位移,其后,为组织的弹性成像信息(例如,硬度信息和应变信息)提供弹性成像图像(elastographic image)。此外,传统的超声波诊断装置交替扫描断层图像和弹性成像图像,并叠加断层图像和弹性成像图像以待显示(例如,参见专利文件 1)。

[0004] 而且,为了提供三维弹性成像图像,传统的超声波诊断装置选择在将相同压力施加给被检体的组织的状态下生成的多个弹性成像图像,然后合成这些所选择的弹性成像图像以创建三维弹性成像图像,或仅利用具有较大相关系数值的图像帧以创建三维弹性成像图像(例如,参见专利文件 2)。

[0005] 此外,传统的超声波诊断装置实时显示三维图像(立体图像)以生成 4D 超声波图像。

[0006] 参考文献列表

[0007] 专利文件

[0008] PTL1 :公开号为 2004-141505 的日本专利

[0009] PTL2 :公开号为 2008-259555 的日本专利

发明内容

[0010] 然而,传统的超声波诊断装置易受移动的影响(例如,摄像机抖动或与压力有关的身体活动)。特别地,因为当超声波探头机械往复移动时,用来获得超声波图像的位置会移位,或取决于超声波探头往复移动所需要的周期使得两幅图像帧之间的时间差增加,传统的超声波诊断装置在利用 4D 系统(根据需要,更新三维图像,并实时显示更新后的图像的图像生成系统)来构造运动补偿 4D 超声波图像时遇到困难。此外,因为传统的超声波诊断装置通过沿布置方向顺序地振动为超声波探头布置的多个换能器,为获得断层图像或弹性成像图像所需要的时间段延长,且在以高帧频或高容积比创建 4D 超声波图像时遇到困难。

[0011] 因此,本发明的一个目的是提供一种能够以高帧频或高容积比构造超声波图像(例如,4D 超声波图像)的超声波诊断装置。

[0012] 解决问题的方案

[0013] 根据本发明的超声波诊断装置包括：

[0014] 多个换能器，其布置在超声波探头中，以致同时振动以向被检体投射超声波束；以及

[0015] 超声波图像生成单元，其用于经由通过同时振动多个换能器而向被检体投射第一超声波束来生成第一超声波数据，并经由通过同时振动多个换能器而向被检体投射第二超声波束来生成第二超声波数据，以及用于基于第一超声波数据和第二超声波数据来生成弹性成像图像。

[0016] 根据该布置，因为同时振动多个换能器以向被检体投射超声波束，要给被检体的横截面生成超声波数据，需要超声波束的发射的单一性能，因此，帧频（或容积比）增加，则能够以高帧频或高容积比构造弹性成像图像。

[0017] 本公开的有益效果

[0018] 根据本发明，提供了一种能够提高帧频（或容积比）的超声波诊断装置，因为同时振动多个换能器以向被检体投射超声波束，因此，能够通过超声波束的发射的单一性能来生成用于被检体的横截面的超声波数据。

附图说明

[0019] 图 1 是示出了根据本发明的一个实施例的超声波诊断装置的示意图；

[0020] 图 2 是示出了传送和接收平面波的示意图；

[0021] 图 3 是示出了通过超声波探头的往复移动生成体数据（超声波数据）的示意图；

[0022] 图 4 是示出了多个换能器顺序振动情况下的示意图和多个换能器同时振动情况下的示意图；

[0023] 图 5 是多个换能器顺序振动情况下向前移动和向后移动的比较示意图和多个换能器同时振动情况下向前移动和向后移动的比较示意图；

[0024] 图 6 是用于说明对体数据进行相关计算的时间间隔的示意图；

[0025] 图 7 是用于说明多个换能器以帧数据采集顺序而进行顺序传送和同时传送的示意图；

[0026] 图 8 是用于说明交替采集断层图像（单色图像）、弹性成像图像（弹性成像），以及多普勒图像的示意图；

[0027] 图 9 是用于说明基于在三维空间 (X、Y、Z) 中沿各个方向的位移来生成弹性成像图像情况的示意图。

具体实施方式

[0028] 现在将参照附图描述关于本发明的实施例的超声波诊断装置。

[0029] 图 1 中示出了本发明的实施例的超声波诊断装置 100。如图 1 所示，超声波诊断装置 100 包括：

[0030] 超声波探头 102，其被用来接触被检体 101；传送单元 105，其以预定时间间隔经由超声波探头 102 重复地传送超声波至被检体 101；接收单元 106，其接收从被检体 101 反射的反射回波信号；传送/接收控制单元 107，其控制传送单元 105 和接收单元 106；数据存储单元 111，其暂时存储由接收单元 106 所接收的反射回波；相位校正/累加单元 108，其进

行相位校正和相位累加以便于形成从数据存储单元 111 所接收到的单一波束；RF 保存 / 选择单元 109, 其存储由相位校正 / 累加单元 108 所生成的 RF 信号帧数据（超声波数据）；超声波图像生成单元 150, 其基于存储在 RF 保存 / 选择单元 109 中的 RF 信号帧数据来生成超声波图像；以及显示单元 120, 其显示由超声波图像生成单元 150 所生成的超声波图像。超声波诊断装置 100 还包括：控制单元 103, 其控制各个部件；以及操作单元 104, 其被利用为控制单元 103 提供各种输入。操作单元 104 包括键盘和跟踪球。

[0031] 多个换能器 122（振动器）布置在超声波探头 102 中。超声波探头 102 具有通过多个换能器 122 传送超声波至被检体 101, 并从被检体 101 接收超声波的功能。为超声波探头 102 设置矩形或扇形换能器 122。超声波探头 102 沿与布置有多个换能器 122 的 X 方向垂直的方向（沿短轴线）机械地往复移动。因为通过机械地移动超声波探头 102 来机械地往复移动多个换能器 122, 对超声波进行三维传送和接收。

[0032] 布置在超声波探头 102 中的多个换能器 122 同时振动以向被检体 101 投射超声波束。这些多个换能器 122 还可以沿布置方向 X 顺序地振动以向被检体 101 投射超声波束。

[0033] 传送单元 105 生成传送脉冲, 使用传送脉冲来驱动超声波探头 102 的多个换能器 122 以生成超声波。传送单元 105 具有为所传送的超声波的会聚点设定预定深度的功能, 以及具有促使生成平面波的功能。接收单元 106 利用预定增益来放大由超声波探头 102 所接收的反射回波信号, 并生成 RF 信号（即, 所接收到的信号）。超声波传送 / 接收控制单元 107 控制传送单元 105 和接收单元 106。

[0034] 相位校正 / 累加单元 108 控制由接收单元 106 所放大的 RF 信号的相位, 相对于一个会聚点或多个会聚点形成超声波束, 并生成 RF 帧数据（对应于 RAW 数据）。

[0035] 超声波图像生成单元 150 还包括二维断层图像配置单元 113、断层体数据生成单元 114、三维断层图像配置单元 115、二维弹性成像图像配置单元 116、弹性成像体数据生成单元 117、三维弹性成像图像配置单元 118 以及合成处理单元 119。

[0036] 二维断层图像配置单元 113 基于存储在 RF 保存 / 选择单元 109 中的 RF 信号帧数据来生成二维断层图像（超声波图像）。断层体数据生成单元 114 利用通过二维断层图像配置单元 113 所获得的二维断层图像, 根据二维断层图像采集位置进行三维坐标变换, 并生成断层体数据（超声波数据）。三维断层图像配置单元 115 基于断层体数据的亮度和不透明度进行体绘制, 并创建三维断层图像（超声波图像）。

[0037] 二维弹性成像图像配置单元 116 基于存储在 RF 保存 / 选择单元 109 中的多组 RF 信号帧数据构造二维弹性成像图像（超声波图像）。弹性成像体数据生成单元 117 利用通过二维弹性成像图像配置单元 116 所获得的二维弹性成像图像, 并根据二维弹性成像图像采集位置进行三维坐标变换, 且生成弹性成像体数据（超声波数据）。三维弹性成像图像配置单元 118 基于弹性成像体数据的弹性值和不透明度进行体绘制, 并创建三维弹性成像图像（超声波图像）。

[0038] 合成处理单元 119 将二维断层图像与二维弹性成像图像合成, 或将三维断层图像与三维弹性成像图像合成。显示单元 120 显示, 例如, 通过合成处理单元 119 所获得的合成图像, 或二维断层图像（超声波图像）。

[0039] 紧接着, 将描述由超声波图像生成单元 150 所进行的具体操作。基于对控制单元 103 的设定条件, 二维断层图像配置单元 113 接收由 RF 保存 / 选择单元 109 所输出的 RF 帧

数据,进行信号处理,例如,增益校正、对数压缩、边缘增强以及滤波,然后构造二维断层图像。超声波探头 102 能够在进行超声波的传送 / 接收的同时检测传送 / 接收方向 (θ, ϕ), 然后根据对应于二维断层图像的采集位置的传送 / 接收方向 (θ, ϕ), 断层体数据生成单元 114 基于多个二维断层图像进行三维坐标变换,并生成断层体数据。

[0040] 三维断层图像配置单元 115 利用断层体数据来形成三维断层图像。三维断层图像配置单元 115 基于等式 (1) 至 (3) 进行体绘制。

$$[0041] \quad C_{out}(i) = C_{out}(i-1) + (1 - A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \cdot C(i) \cdot S(i) \quad (1)$$

$$[0042] \quad A_{out}(i) = A_{out}(i-1) + (1 - A_{out}(i-1)) \cdot A(i) \quad (2)$$

$$[0043] \quad A(i) = Opacity[C(i)] \dots \quad (3)$$

[0044] 这里, $C(i)$ 是在从所创建的二维投射平面上的预定点观察三维断层图像的情况下沿着视线所定位的第 i 个体素的亮度值。 $C_{out}(i)$ 是待输出的像素值。例如,当沿着视线布置 N 个体素的亮度值时,通过将 $I = 0$ 到 $(N-1)$ 相加所获得的亮度值 $C_{out}(N-1)$ 是待输出的最终像素值。 $C_{out}(i-1)$ 表示直到第 $(i-1)$ 个体素的总值。

[0045] 此外, $A(i)$ 表示对于存在于视线上的第 i 个亮度值的不透明度 ($Opacity$), 且如等式 (3) 所示, $A(i)$ 被设置为取值范围从 0 至 1.0 的断层不透明度表。当基于亮度值来检验断层不透明度表中的不透明度时,要确定对于待输出的二维投射平面 (三维断层图像) 的贡献率。

[0046] $S(i)$ 是对于通过利用亮度 $C(i)$ 和基于周边像素值所获得的梯度来计算的阴影的权重分量,并表示阴影增强效果;例如,在光源与以体素为中心的平面的法线对齐的情况下,因为光线反射最强烈,所以设置为 1.0,而在光源垂直于法线的情况下,设置为 0.0。

[0047] 对于 $C_{out}(i)$ 和 $A_{out}(i)$, 0 用作初始值。如等式 (2) 所示,每次通过一个体素就增加 $A_{out}(i)$, 且收敛于 1.0。因此,如等式 (1) 所示,在直到第 i 个体素的不透明度的 $A_{out}(i-1)$ 的总值已经达到大约 1.0 的情况下,不再为输出图像并入第 i 个及之后体素的亮度值 $C(i)$ 。

[0048] 二维弹性成像图像配置单元 116 通过利用存储在 RF 保存 / 选择单元 109 中的多组 RF 信号帧数据 (超声波数据) 来测量位移。然后,二维弹性成像图像配置单元 116 基于所获得的位移来计算弹性值,并形成二维弹性成像图像。也就是,通过同时振动超声波探头 102 的多个换能器 122, 将第一超声波束射向被检体 101, 则生成第一超声波数据,而通过同时振动换能器 122 将第二超声波束射向被检体 101, 则生成第二超声波数据,然后二维弹性成像图像配置单元 116 比较第一超声波数据与第二超声波数据,基于被检体 101 的位移计算弹性值,并生成弹性成像图像 (超声波图像)。弹性值包括至少一种类型的弹性成像信息,例如,应变、弹性、位移、粘度、刚度或应变率。

[0049] 弹性成像体数据生成单元 117 根据对应于二维弹性成像图像的采集位置的传送 / 接收方向 (θ, ϕ) 对多个二维弹性成像图像进行三维变换,并生成弹性成像体数据 (超声波数据)。三维弹性成像图像配置单元 118 利用弹性值对弹性成像体数据 (超声波数据) 进行体绘制,并形成三维弹性成像图像 (超声波图像)。

[0050] 现在将对同时振动多个换能器 122 以生成作为平面波的超声波束的情况给予说明。图 2 是示出了平面波传送和接收的示意图。图 2(a) 是示出了平面波的传送的示意图。当由超声波探头 102 的各个换能器 122 生成,例如,具有几乎相同强度的声波时,可以获得

平行于超声波探头 102 的表面的平面波。因为通过同时振动多个换能器 122 将平面波（超声波束）射向被检体 101，通过平面波（超声波束）的发射的单一性能来生成被检体 101 的横截面的 RF 帧数据（超声波数据），且因此，与沿布置方向 X 顺序地振动多个换能器以将超声波束射向被检体 101 的超声波诊断装置相比较，提高了帧频（或容积比），获得了大约 1000 至 10000 [fps] 的帧频。

[0051] 图 2(b) 是示出了平面波接收的示意图。如图 2(b) 所示，因为各个换能器 122 在空置时间段内接收反射信号，所以获得在成像区域中各个暂时位置 (temporal position) 处从被检体 101 的组织反射的反射信号。在成像区域中的反射信号的数据存储在数据存储单元 111 中。如图 2(c) 所示，因为对于已经接收的反射信号数据进行相位校正，多条束线可以形成在成像区域内。假设在预定位置处产生的声音将在球面上传播，以这样的方式进行信号接收和相位调整，使得相位校正 / 累加单元 108 校正时间延迟，由于声音的传播信号到达各个换能器是带有时间延迟的。

[0052] 如上所述，为超声波探头 102 布置多个换能器 122，且多个换能器 122 同时振动以将超声波束射向被检体 101。超声波图像生成单元 150 基于当移动超声波探头 102 时所获得的超声波数据生成三维超声波图像（三维断层图像、三维弹性成像图像等）。

[0053] 紧接着，将对通过利用被机械驱动的超声波探头 102（例如，4D 探头）进行的超声波图像（例如，4D 弹性成像图像）的采集给予说明。图 3 是示出了通过超声波探头 102 的往复移动而进行的体数据（超声波数据）的生成的示意图。如图 3(a) 所示，首先，通过超声波探头 102 的向前移动 M1 生成第零个（偶数编号的）偶数编号的体数据（第一超声波数据）。然后，通过超声波探头 102 的向后移动 M2 生成第 1 个（奇数编号的）奇数编号的体数据。此后，通过超声波探头 102 的向前移动 M1 生成第 2 个（偶数编号的）偶数编号的体数据。通过接收超声波探头 102 的向前移动 M1 和向后移动 M2，生成偶数编号的体数据（第一超声波数据）和奇数编号的体数据（第二超声波数据）。

[0054] 断层体数据生成单元 114 利用由二维断层图像配置单元 113 生成的二维断层图像（超声波图像）的采集位置 $V_e(0) \sim V_e(50) \sim V_e(m)$ 和 $V_o(0) \sim V_o(50) \sim V_o(m)$ ，来进行二维断层图像的三维坐标变换且生成断层体数据（超声波数据），使得获得偶数编号的体数据（第一超声波数据）和奇数编号的体数据（第二超声波数据）。

[0055] 图 3(b) 和 (c) 是示出了根据超声波探头 102 的移动通过同时振动多个换能器 122 进行的超声波束的发射的示意图。如图 3(b) 和 (c) 所示，因为超声波探头 102 沿与布置有多个换能器 T(0) 至 T(n) 方向 X 垂直的方向 Z（沿短轴线）机械地往复移动，所以由超声波探头 102 的向前移动 M1 和向后移动 M2 来执行扫描顺序。图 3(b) 中示出了向前摆动（向前移动）的扫描顺序，而图 3(c) 中示出了向后摆动（向后移动）的扫描顺序。

[0056] 特别地，设置有：多个换能器，其同时振动以向被检体投射超声波束；以及超声波图像生成单元 150，其经由通过同时振动多个换能器而向被检体 101 投射第一超声波束来生成第一超声波数据，并经由通过同时振动多个换能器通过向被检体 101 投射第二超声波束来生成第二超声波数据，然后利用第一超声波数据和第二超声波数据来生成弹性成像图像。此外，经由通过同时振动为超声波探头 102 布置的多个换能器而向被检体 101 投射超声波束来生成第一超声波数据，而经由通过同时振动多个换能器而向被检体 101 投射超声波束来生成第二超声波数据，然后利用第一超声波数据和第二超声波数据来生成超声波图

像。

[0057] 在这种情况下,因为多个换能器 122 同时振动以进行超声波束的发射,所以要为被检体 101 的横截面生成 RF 信号帧数据(超声波数据)仅需要平面波的发射的单一性能,且因此,与沿布置方向 X 顺序地振动多个换能器以将超声波束射向被检体 101 的超声波诊断装置相比较,增加了帧频(或容积比)。当帧频(或容积比)提高时,通过 4D 系统可以构造运动补偿 4D 超声波图像(4D 弹性成像图像)。

[0058] 超声波探头 102 的多个换能器进行往复移动,且超声波图像生成单元 150 基于在向前移动期间所生成的第一超声波数据,以及在向前移动之后立即进行的向后移动期间所生成的第二超声波数据来生成弹性成像图像。根据该布置,因为基于在向前移动和在向前移动之后立即进行的向后移动期间所获得的超声波数据能够生成弹性成像图像,所以能够减小相关运算的时间间隔,且能够构造运动补偿超声波图像(例如,4D 超声波图像)。

[0059] 提供了多个换能器,其为超声波探头 102 布置且同时振动以将超声波束射向被检体 101,以及超声波图像生成单元 150,其基于当移动多个换能器时所获得的超声波数据来生成三维超声波图像。

[0060] 根据该布置,因为多个换能器同时振动以向被检体 101 投射超声波束,所以通过超声波束的单一性能来生成被检体 101 的横截面的超声波数据,且因此,增加了帧频(或容积比)且能够以高帧频,或高容积比构造运动补偿超声波图像(断层图像,弹性成像图像,多普勒图像等)。

[0061] 此外,由多个换能器生成平面波。根据该布置,当多个换能器同时振动且将超声波束射向被检体 101 时,能够生成平面波,且通过超声波束的发射的单一性能能够生成被检体 101 的横截面的超声波数据。

[0062] 图 4 是示出了通过顺序地振动多个换能器 122 来射出超声波束的情况,以及通过同时振动多个换能器 122 来射出超声波束的情况的示意图。如图 4(a) 所示,在向前移动 M1 期间,超声波探头 102 沿短轴线方向 Z 移动。随着超声波探头 102 沿短轴线方向 Z 移动,沿布置方向 X 布置的多个换能器 T(0) 至 T(n) 顺序地振动。当由换能器传送的脉冲重复频率被表示为 PRF(脉冲重复频率)时,PRF(脉冲重复频率)的周期为 $1/PRF = PRT$ (脉冲重复时间)。也就是,为了振动单个换能器以传送脉冲需要“ $1/PRF$ ”的周期。

[0063] 因此,为了顺序地振动多个换能器 T(0) 至 T(n) 需要“ $(1/PRF)*(n+1)$ ”的周期且为生成一个横截面(例如,横截面 S(0))的 RF 信号帧数据传送脉冲。此外,对于要获得多个横截面 S(0) 至 S(m) 的二维断层图像(超声波图像) $Ve(0) \sim Ve(m)$ 的扫描顺序,需要“ $(1/PRF)*(n+1)*(m+1)$ ”的周期。参照图 4(a),为获得多个横截面 S(0) 至 S(4) 的二维断层图像(超声波图像) $Ve(0)$ 至 $Ve(4)$ 需要“ $(1/PRF)*(n+1)*5$ ”的周期。

[0064] 同时,如图 4(b) 所示,在向后移动 M2 期间,超声波探头 102 沿短轴线方向 Z 移动,且沿布置方向 X 布置的多个换能器 T(0) 至 T(n) 同时振动。在这种情况下,多个换能器 T(0) 至 T(n) 同时振动并传送脉冲,则通过平面波(超声波束)的发射的单一性能来生成横截面(例如,横截面 S(0))的 RF 信号帧数据(超声波数据)。因此,为生成单一横截面(例如,横截面 S(0))的 RF 信号帧数据需要“ $1/PRF$ ”的周期。此外,对于要获得多个横截面 S(0) 至 S(m) 的二维断层图像(超声波图像) $Ve(0)$ 至 $Ve(m)$ 的扫描顺序,需要“ $(1/PRF)*(m+1)$ ”的周期。参照图 4(b),要获得多个横截面 S(0) 至 S(4) 的二维断层图像(超声波图像) $Ve(0)$

至 $V_e(4)$ 需要“(1/PRF)*5”的周期。

[0065] 如上所述,在多个换能器 122 同时振动的情况下,与顺序地振动换能器的情况相比较,帧频(或容积比)增加 $(n+1)$ 倍。

[0066] 参照图 4 至图 6,现在将对基于超声波数据的相关系数来进行的弹性成像图像的生成情况给予说明。超声波探头 102 进行向前移动 M1 和向后移动 M2。超声波图像生成单元 150 基于在超声波探头 102 的向前移动 M1 期间生成的第一超声波数据(偶数编号的体数据),以及在向前移动 M1 之后立即进行的向后移动 M2 期间生成的第二超声波数据(奇数编号的体数据)之间的相关系数来生成弹性成像图像。

[0067] 如图 4 所示,按扫描顺序,超声波探头 102 以恒定速度沿摆动方向(短轴线方向 Z)移动。因此,在如图 4(a)所示的情况下,其中多个换能器 122 顺序地振动以射出超声波束,将超声波束投射至倾斜于布置有多个换能器 122 的方向 X 而定位的横截面 S(0)至 S(4)。

[0068] 图 4(a)是用于说明超声波探头 102 的向前移动 M1 的示意图。在向前移动 M1 期间,因为如图 4(a)所示多个换能器 122 顺序地振动,所以超声波束射向沿摆动方向(沿向前移动 M1 的方向)倾斜的横截面 S(0)至 S(4)。同时,在超声波探头 102 向后移动 M2 的情况下,因为如图 5(c)所示在向后移动 M2 期间多个换能器 122 顺序地振动,所以超声波束射向沿摆动方向(沿向后移动 M2 方向)倾斜的横截面 S(0)至 S(4)。

[0069] 因此,如图 5(a)和(c)所示,因为在向后移动 M2 期间横截面 S 相对于布置方向的角度不同于在向前移动 M1 期间横截面 S 相对于布置方向的角度,所以超声波图像的采集位置偏离。也就是,对于向前移动 M1 的超声波图像采集位置与对于向后移动 M2 的超声波图像采集位置彼此不同。因此,在如图 6(a)所示的情况下,其中多个换能器 122 顺序地振动以射出超声波束,其中不是将在向前移动 M1 期间生成的偶数编号的体数据 V0(第一超声波数据)与在向后移动 M2 期间生成的奇数编号的体数据 V1(第二超声波数据)相比较,而是将在向前移动 M1 期间生成的多个偶数编号的体数据组 V0 和 V2(RF 体数据)相互比较,然后利用所得到的相关系数来生成弹性成像图像 V4(弹性成像体图像)。

[0070] 此外,将在向后移动 M2 期间生成的多个奇数编号的体数据组 V1 和 V3(RF 体数据)相互比较,然后利用相关系数来生成弹性成像图像 V5(弹性成像体图像)。

[0071] 另一方面,在如图 5(b)和(d)所示的情况下,其中多个换能器 122 同时振动以射出超声波束,横截面 S 相对于布置方向 X 的角度是恒定的,则超声波图像的采集位置不会偏离,使得对于向前移动 M1 的超声波图像采集位置与对于向后移动 M2 的超声波图像采集位置相同。因此,如图 6(b)所示,当在向前移动 M1 期间生成的偶数编号的体数据 V0(第一超声波数据)与在向后移动 M2 期间生成的奇数编号的体数据 V1(第二超声波数据)做比较时,基于相关系数生成弹性成像图像 V4(弹性成像体图像)。此外,当奇数编号的体数据 V1(RF 体数据)与偶数编号的体数据 V2(RF 体数据)做比较时,基于相关系数生成弹性成像图像 V5(弹性成像体图像)。此外,当偶数编号的体数据 V2(RF 体数据)与奇数编号的体数据 V3(RF 体数据)做比较时,基于相关系数生成弹性成像图像 V6(弹性成像体图像)。

[0072] 如此,超声波图像生成单元 150 基于在超声波探头 102 的向前移动 M1 期间生成的第一超声波数据(偶数编号的体数据),以及在向前移动 M1 之后立即进行的向后移动 M2 期间生成的第二超声波数据(奇数编号的体数据)之间的相关系数来生成弹性成像图像。

[0073] 超声波探头 102 的多个换能器可以进行往复移动,且超声波图像生成单元 150 可

以基于在向前移动或向后移动期间生成的第一超声波数据,以及在与该向前移动或向后移动相同的移动期间生成的第二超声波数据来生成弹性成像图像。

[0074] 例如,超声波图像生成单元 150 可以利用在向前移动期间生成的第一超声波数据,以及也在向前移动期间生成的第二超声波数据以构造弹性成像图像。此外,超声波图像生成单元 150 可以利用在向后移动期间生成的第一超声波数据,以及也在向后移动期间生成的第二超声波数据以构造弹性成像图像。第二超声波数据是在向前移动或向后移动期间通过超声波束的发射而在第一超声波数据之后生成的超声波数据。也就是,第一超声波数据和第二超声波数据是彼此相邻的横截面的超声波数据,当第一超声波数据用 $V_e(n)$ 表示时,第二超声波数据为 $V_e(n+1)$ 。

[0075] 在如图 6 所示的情况下,其中多个换能器 122 顺序地振动以射出超声波束,经过一组 RF 体数据来进行相关计算,且因此,延长了计算时间间隔。

[0076] 另一方面,在多个换能器 122 同时振动以射出超声波束的情况下,对彼此相邻的 RF 体数据进行相关计算 (correlation calculation),与顺序地振动多个换能器 122 的情况相比较,则缩短了计算时间间隔。

[0077] 因此,当用于相关计算的计算时间间隔缩短时,通过 4D 系统能够构造运动补偿超声波图像 (例如,4D 弹性成像图像)。此外,因为当用于相关计算的计算时间间隔短时能够减小组织中的改变量,所以能够减少由于运动 (例如,由于压力引起的摄像机抖动或身体动作) 造成的横截面偏离。

[0078] 而且,在如图 4 所示的情况下,其中多个换能器 122 同时振动,与顺序地振动换能器的情况相比较,帧频 (或容积比) 能够增加 $(n+1)$ 倍。

[0079] 紧接着,现在将通过参照图 7 描述为创建体数据 (超声波数据) 所进行的帧数据采集顺序。在如图 7(a) 所示的情况下,其中多个换能器 $T(0)$ 至 $T(n)$ 按扫描顺序而顺序地振动,要获得用于一个横截面的 RF 信号帧数据需要 “ $(1/PRF)*(n+1)$ ” 的周期。同时,在图 7(b) 的情况下,其中多个换能器 $T(0)$ 至 $T(n)$ 同时振动,要获得用于一个横截面的 RF 信号帧数据需要 “ $(1/PRF)$ ” 的周期。因此,在通过平面波 (超声波束) 的发射的单一性能而生成用于横截面的 RF 信号帧数据 (超声波数据) 的情况下,在短时间段内能够获得帧数据和体数据,因此能够极大地增加帧频和容积比,使得根据需要更新三维图像,并实时显示更新后的图像的图像生成系统能够构造运动补偿 4D 超声波图像。

[0080] 如上所述,对于二维断层图像配置单元 113 基于存储在 RF 保存 / 选择单元 109 中的 RF 信号帧数据来创建二维断层图像 (超声波图像) 的情况,提高了帧频。因此,对于基于由二维断层图像配置单元 113 生成的二维断层图像、断层体数据生成单元 114 根据二维图像采集位置进行三维坐标变换,并生成断层体数据 (超声波数据) 的情况,提高了容积比。此外,对于三维断层图像配置单元 115 基于断层体数据的亮度值和不透明度来进行体绘制,并生成三维断层图像 (超声波图像) 的情况,也提高了容积比。

[0081] 此外,对于二维弹性成像图像配置单元 116 基于存储在 RF 保存 / 选择单元 109 中的多个 RF 信号帧数据构造二维弹性成像图像 (超声波图像) 的情况,也增加了帧频。因此,对于基于由二维弹性成像图像配置单元 116 提供的二维弹性成像图像、弹性成像体数据生成单元 117 根据二维弹性成像图像采集位置来进行三维坐标变换,并生成弹性成像体数据 (超声波数据) 的情况,增加了容积比。而且,对于三维弹性成像图像配置单元 118 针

对弹性成像体数据的弹性值和不透明度来进行体绘制,并生成三维弹性成像图像(超声波图像)的情况,也增加了容积比。

[0082] 此外,还缩短了由合成单元 119 为合成二维断层图像与二维弹性成像图像,或合成三维断层图像与三维弹性成像图像所需要的周期。

[0083] 已经描述了本发明的实施例;然而,本发明并不限于该实施例,且能够在本发明的权利要求的范围内变化或改进。

[0084] 例如,在如图 8 所示的情况下,其中在待获得选自断层图像(单色图像)、弹性成像图像(弹性成像)以及多普勒图像(彩色多普勒图像)中的至少一种超声波图像的情况下,多个换能器 122 可以同时振动以将超声波束射向被检体 101,而在待获得未被选择的超声波图像的情况下,多个换能器 122 可以沿布置方向 X 顺序地振动,并将超声波束射向被检体 101。根据该布置,对于所选择的超声波图像,通过超声波束的发射的单一性能来生成用于被检体横截面的超声波数据,且因此,增加了帧频(或容积比),则能够以高帧频或高容积比创建运动补偿超声波图像,而通过对超声波束进行聚焦能够构造未被选择的超声波图像。

[0085] 图 8(a) 是示出了通过顺序地振动多个换能器 T(0) 至 T(n) 交替采集用于断层图像的断层帧数据(RF 信号帧数据)和用于弹性成像图像的弹性成像帧数据(RF 信号帧数据)的示意图。如图 8(a) 所示,在顺序地振动多个换能器 T(0) 至 T(n) 的情况下,为了获得用于单一横截面的 RF 信号帧数据(断层帧数据和弹性成像帧数据)需要“(1/PRF)*(n+1)”的周期,在这种情况下,能够构造断层体图像和弹性成像体图像;然而,与将断层体图像或弹性成像图像构造为体图像的情况相比较,需要两倍的时间段,而容积比减小了一半。

[0086] 图 8(b) 是示出了通过顺序地振动多个换能器 122 采集用于断层图像的断层帧数据(RF 信号帧数据),和通过同时振动多个换能器 T(0) 至 T(n) 采集用于弹性成像图像的弹性成像帧数据(RF 信号帧数据)的示意图。在这种情况下,通过同时振动多个换能器 122 和通过顺序地振动多个换能器 122 交替地将超声波束射向被检体 101。因为采用该布置能够提高帧频和容积比,所以能够交替地扫描断层图像、弹性成像图像以及多普勒图像,并能够通过彼此叠加来显示,且能够通过 4D 系统实时同时显示断层信息、弹性成像信息和血液循环信息。应该注意的是,对于每次射出超声波束,可以交替进行通过同时振动射出超声波束和通过顺序振动射出超声波束,或对于每组的多次射出超声波束可以交替进行通过同时振动射出超声波束和通过顺序振动射出超声波束。

[0087] 如图 8(b) 所示,要获得用于单一横截面的断层帧数据需要“(1/PRF)*(n+1)”的周期。同时,要获得用于单一横截面的弹性成像帧数据需要“1/PRF”的周期。在这种情况下,与生成断层体图像和弹性成像体图像的情况相比较,缩短了扫描时间段,且增加了容积比。此外,在通过进行聚焦(包括多步聚焦)超声波束获得断层图像(超声波图像)的情况下,通过顺序地振动多个换能器 T(0) 至 T(n) 能够获得断层帧数据(RF 信号帧数据)。也就是,在为了获得选自断层图像、弹性成像图像和多普勒图像中的至少一种超声波图像而进行超声波束聚焦的情况下,通过顺序地振动多个换能器 122 能够获得超声波数据(RF 信号帧数据)。

[0088] 此外,在待获得弹性成像图像或多普勒图像的情况下,可以在超声波探头 102 移动时通过同时振动多个换能器 122 将超声波束射向被检体 101,或在待获得断层图像的情

况下,可以在超声波探头 102 移动时通过沿布置方向 X 顺序地振动多个换能器 122 将超声波束射向被检体 101。根据该布置,与待构造断层图像、弹性成像图像,以及多普勒图像相比较,缩短了扫描周期并增加了容积比,而在待获得断层图像(超声波图像)的情况下,对超声波束进行聚焦以获得断层帧数据。

[0089] 图 8(c) 是示出了通过同时振动多个换能器 T(0) 至 T(n) 而为弹性成像图像采集弹性成像帧数据和为多普勒图像采集多普勒数据(超声波数据)的示意图。

[0090] 对于传统的超声波诊断装置,因为帧频和容积比减小了,所以一直以来很难同时利用 3 幅或 3 幅以上的超声波图像在 4D 系统中显示可以应用于多诊断的观察模式。然而,根据本实施例,可以增加帧频和容积比,且可以通过 4D 系统显示 3 幅或 3 幅以上的超声波图像(例如,断层图像、弹性成像图像,和血液循环图像)。

[0091] 在如图 8(c) 所示的情况下,其中通过对超声波束进行聚焦来获得断层图像,通过顺序地振动多个换能器 122 能够获得断层帧数据(RF 帧数据)。此外,在待获得不需要聚焦超声波束的弹性成像图像和血液循环图像(多普勒图像)的情况下,通过同时振动多个换能器 122 能够生成平面波,且能够获得弹性成像帧数据和血液循环数据。其结果是,通过单一扫描性能能够显示功能信息(弹性成像信息和血液循环信息),同时保持形态学信息(断层信息)。

[0092] 因为要获得血液循环图像通常需要 8 至 10 组信号群信息,且因为在顺序地振动多个换能器 122 的情况下减小了帧频和容积比,所以一直以来特别难于利用 4D 系统来获得血液循环图像。然而,根据本实施例,因为能够增加帧频和容积比,所以即使在通常需要大约 8 至 10 组信号群信息的情况下也能够通过 4D 系统提供对血液循环信息的实时显示,并且例如,能够实时显示肿瘤(弹性成像信息)的刚度的三维分布,且还能够同时显示表明进入肿瘤的血液搏动流或平稳流的血液循环信息,从而由此提供高附加值的超声波诊断装置。

[0093] 在上述实施例中,第一超声波数据并不限于偶数编号的体数据,且第二超声波数据并不限于奇数编号的体数据。例如,在二维弹性成像图像配置单元 116 基于存储在 RF 保存/选择单元 109 中的多组 RF 信号帧数据构造二维弹性成像图像(超声波图像)的情况下,在相同的横截面的位置在不同的时间所获得的 RF 信号帧数据可以被用作第一超声波数据和第二超声波数据。也就是,第一超声波数据和第二超声波数据并不限于体数据,且可以是帧数据。

[0094] 此外,第一超声波数据和第二超声波数据并不限于在相同横截面位置处获得的超声波数据,且可以是在不同横截面位置处获得的超声波数据。例如,当超声波探头 102 移动时,多个换能器 122 可以同时振动以连续多次(例如,三次或三次以上)将超声波束射向被检体 101,且超声波图像生成单元 150 可以对基于多次连续射出的超声波束所生成的超声波数据(包括第一超声波数据和第二超声波数据)进行比较,并可以基于在三维空间(X, Y, Z)中沿各个方向的被检体 101 的位移生成弹性成像图像。

[0095] 如上所述,多个换能器同时振动,并连续多次将超声波束射向被检体 101。根据该布置,当基于连续多次射出的超声波束所生成的超声波数据彼此相比较时,可以基于在三维空间(X, Y, Z)中沿各个方向的被检体 101 的位移生成超声波图像。

[0096] 此外,当多个换能器移动时,多个换能器同时振动以连续多次将超声波束射向被检体 101,且超声波图像生成单元 150 基于已通过连续多次射出的超声波束而生成的超声

波数据生成弹性成像图像。根据该布置,当通过连续多次射出的超声波束而生成的超声波数据彼此相互比较时,可以基于在三维空间(X, Y, Z)中沿各个方向的被检体 101 的位移生成弹性成像图像,且可以缩短对于一帧的扫描周期,使得可以提高相关准确度。

[0097] 将参照图 9 对基于在三维空间(X, Y, Z)中沿各个方向的位移生成弹性成像图像的情况给予说明。在上述实施例中,比较两幅超声波图像,且利用由于身体动作或外部压力引起的组织位移以生成弹性成像信息或弹性成像图像。其结果是,可以测量平行于超声波探头 102 或超声波传送 / 接收面的横截面的位移。

[0098] 也就是,可以测量沿换能器 122 的布置方向 X 且平行于与布置方向 X 垂直的方向 Y 的横截面的位移。另一方面,如图 9 所示,当多个换能器 122 同时振动,且重复传送和接收平面波三次时,连续的弹性成像帧数据(例如,弹性成像帧数据 1a、1b 和 1c)作为一组数据而被获得,且其结果是,不仅能够测量沿布置方向 X 和沿垂直方向 Y 的位移,还能够测量沿短轴线方向 Z 的位移。多个换能器 122 连续三次或三次以上进行超声波束的发射。由于该布置,当通过连续三次射出的超声波束而生成的超声波数据彼此相互比较时,可以基于在三维空间(X, Y, Z)中沿各个方向的被检体的位移生成弹性成像图像。

[0099] 对于传统的超声波诊断装置,因为帧频和容积比减小,在连续多次获得用于横截面的超声波数据(RF 信号帧数据)时遇到困难。然而,根据本实施例,因为能够增加帧频和容积比,通过同时振动多个换能器 122,顺序地重复多次(例如,三次或三次以上)将超声波束射向被检体,所以创建了连续的弹性成像帧数据(超声波数据),使得在三维空间(X、Y、Z)中沿包括短轴线方向 Z 的各个方向能够进行相关或搜索。其结果是,即使在被检体是无法保持不动的小孩,或动物的情况下,都能够利用 4D 系统来实时显示弹性成像图像。此外,因为通过平面波的传送 / 接收缩短了对于一帧的扫描周期,所以能够提高相关准确度。

[0100] 工业实用性

[0101] 本发明的超声波诊断装置提供了增加帧频或容积比的效果,且作为能够以高帧频或高容积比构造运动补偿超声波图像(例如,4D 超声波图像)的超声波诊断装置是有用的。

[0102] 附图标记清单

[0103] 100 : 超声波诊断装置

[0104] 101 : 被检体

[0105] 102 : 超声波探头

[0106] 103 : 控制单元

[0107] 104 : 操作单元

[0108] 105 : 传送单元

[0109] 106 : 接收单元

[0110] 107 : 超声波传送 / 接收控制单元

[0111] 108 : 相位校正 / 累加单元

[0112] 109 : RF 保存 / 选择单元

[0113] 111 : 数据存储单元

[0114] 113 : 二维断层图像配置单元

[0115] 114 : 断层体数据生成单元

[0116] 115 : 三维断层图像配置单元

- [0117] 116 : 二维弹性成像图像配置单元
- [0118] 117 : 弹性成像体数据生成单元
- [0119] 118 : 三维弹性成像图像配置单元
- [0120] 119 : 合成处理单元
- [0121] 120 : 显示单元
- [0122] 122 : 换能器
- [0123] 150 : 超声波图像生成单元

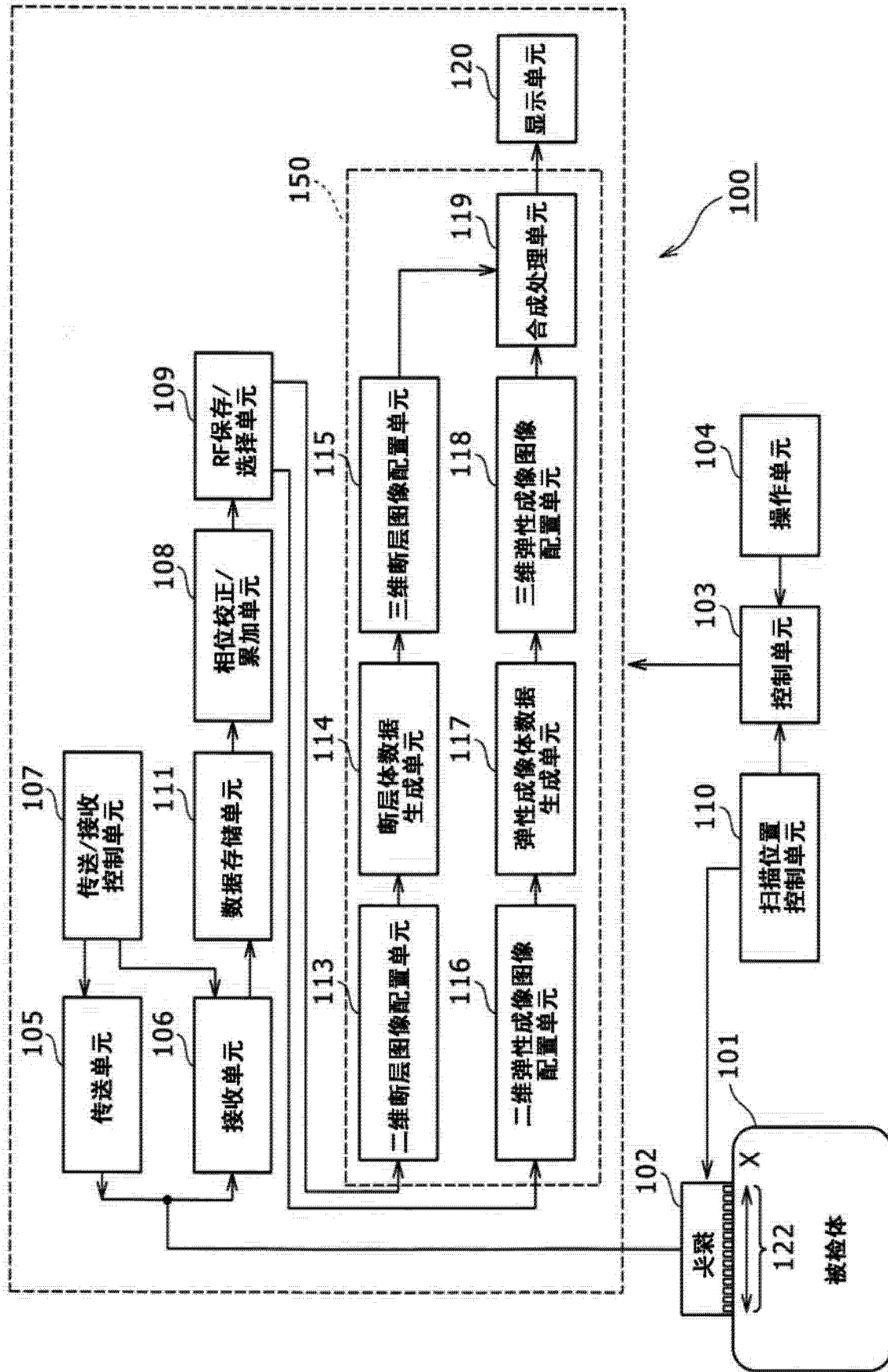


图 1

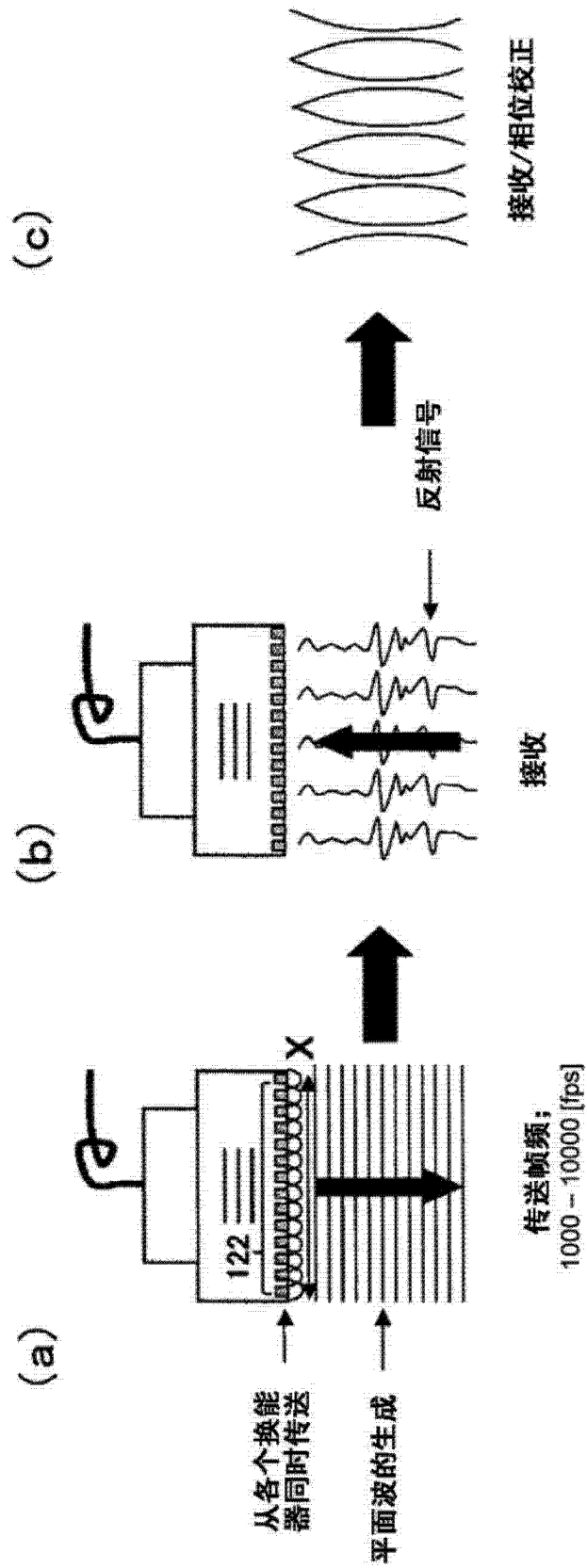


图 2

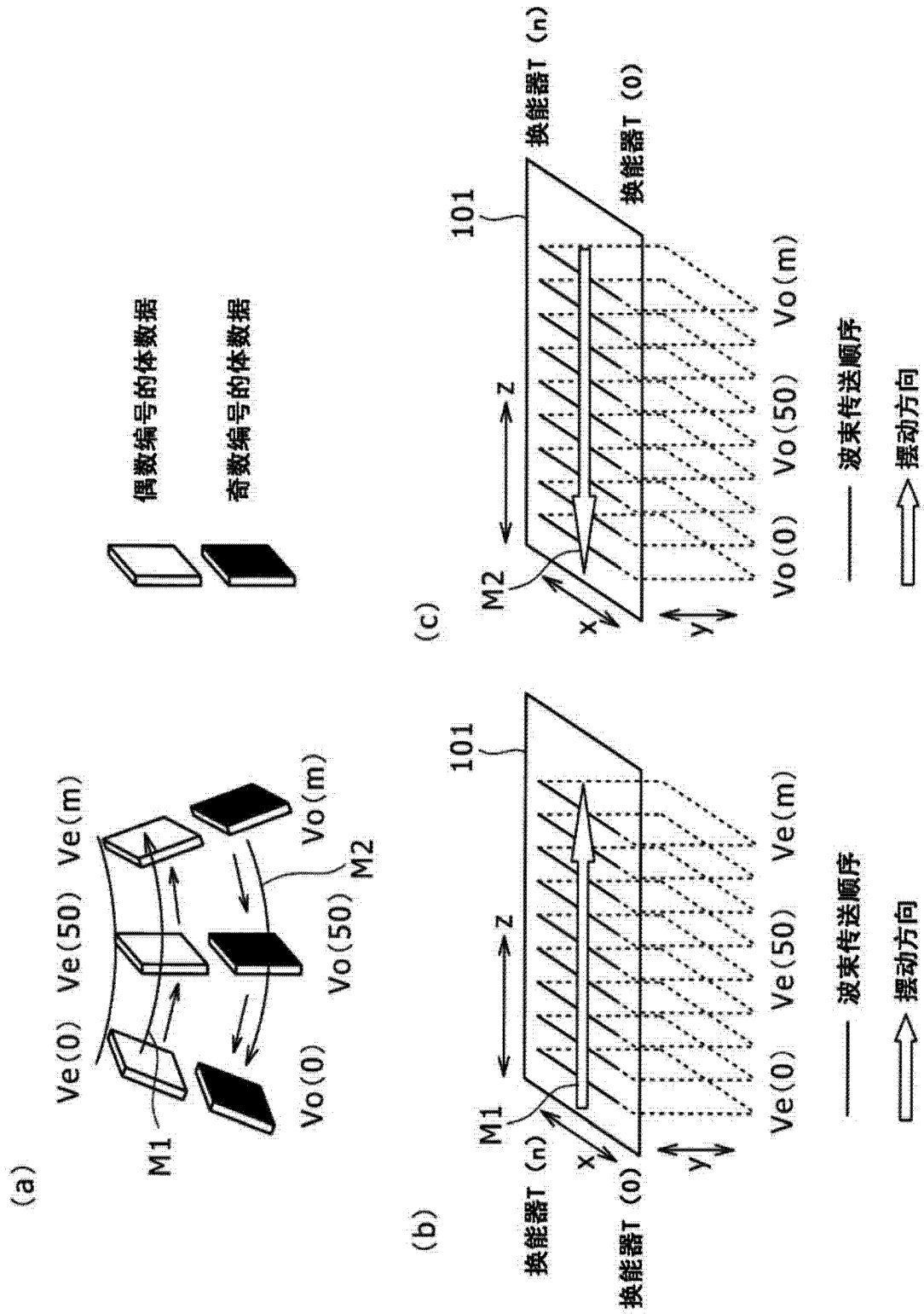


图 3

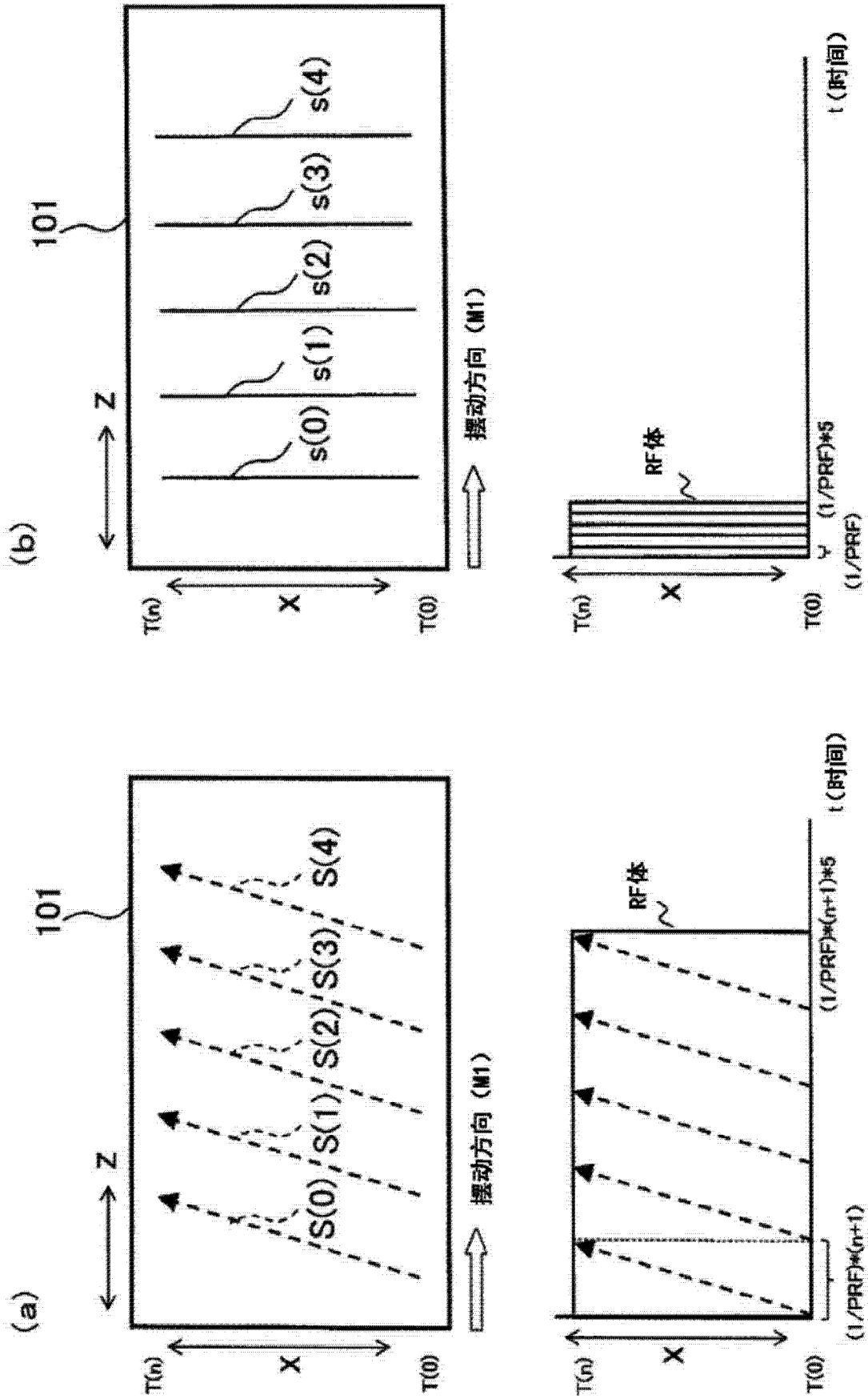


图 4

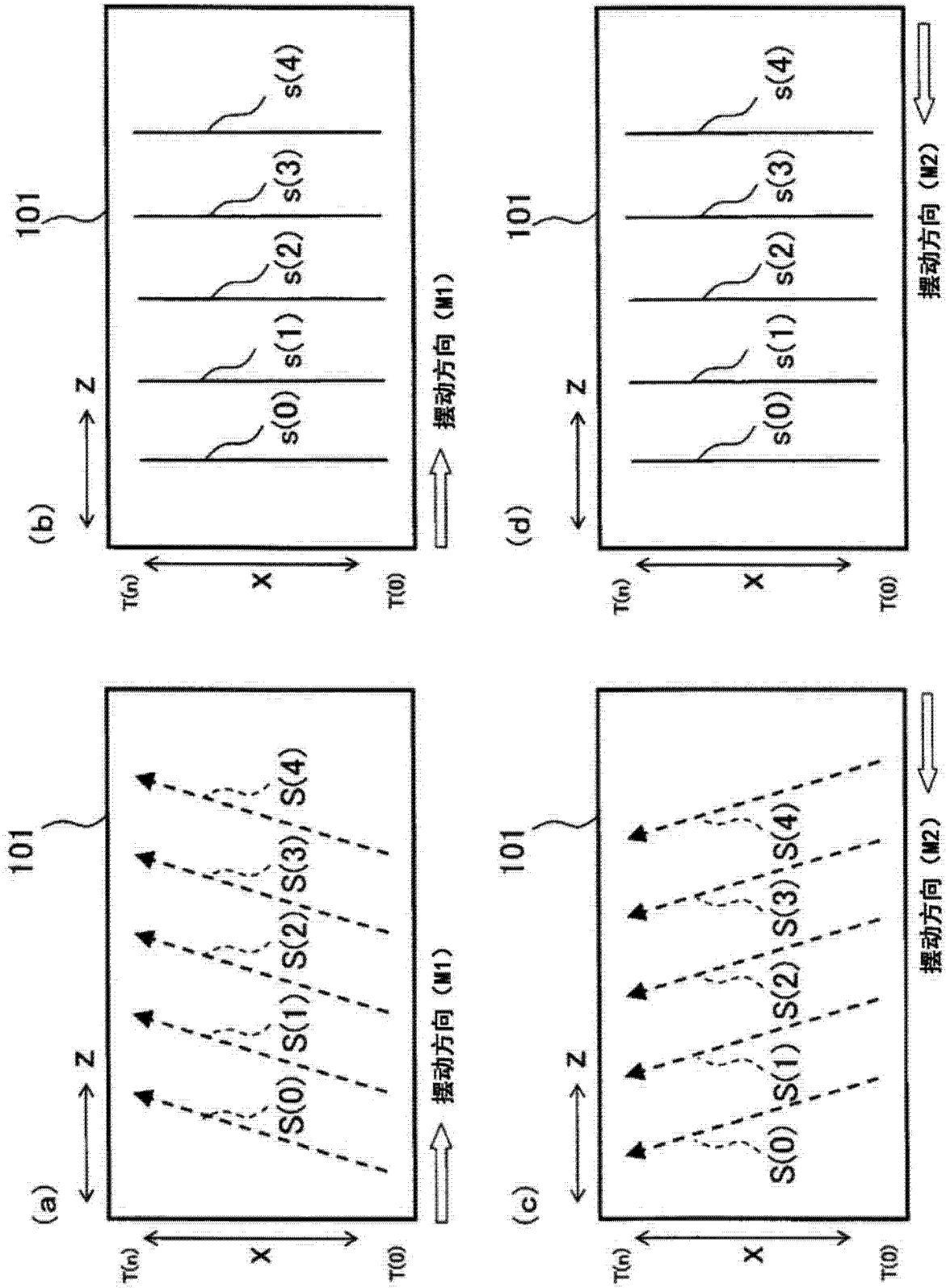


图 5

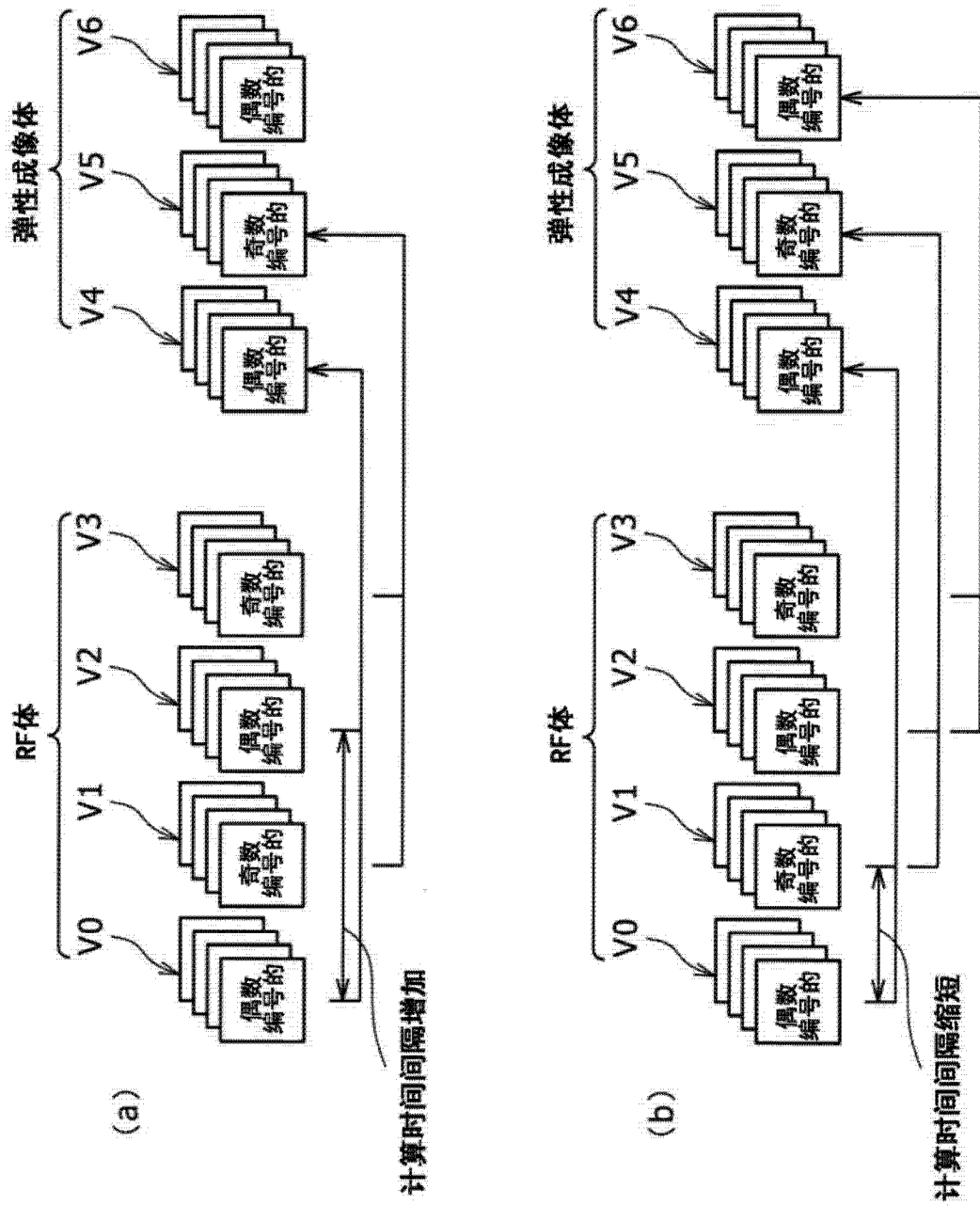


图 6

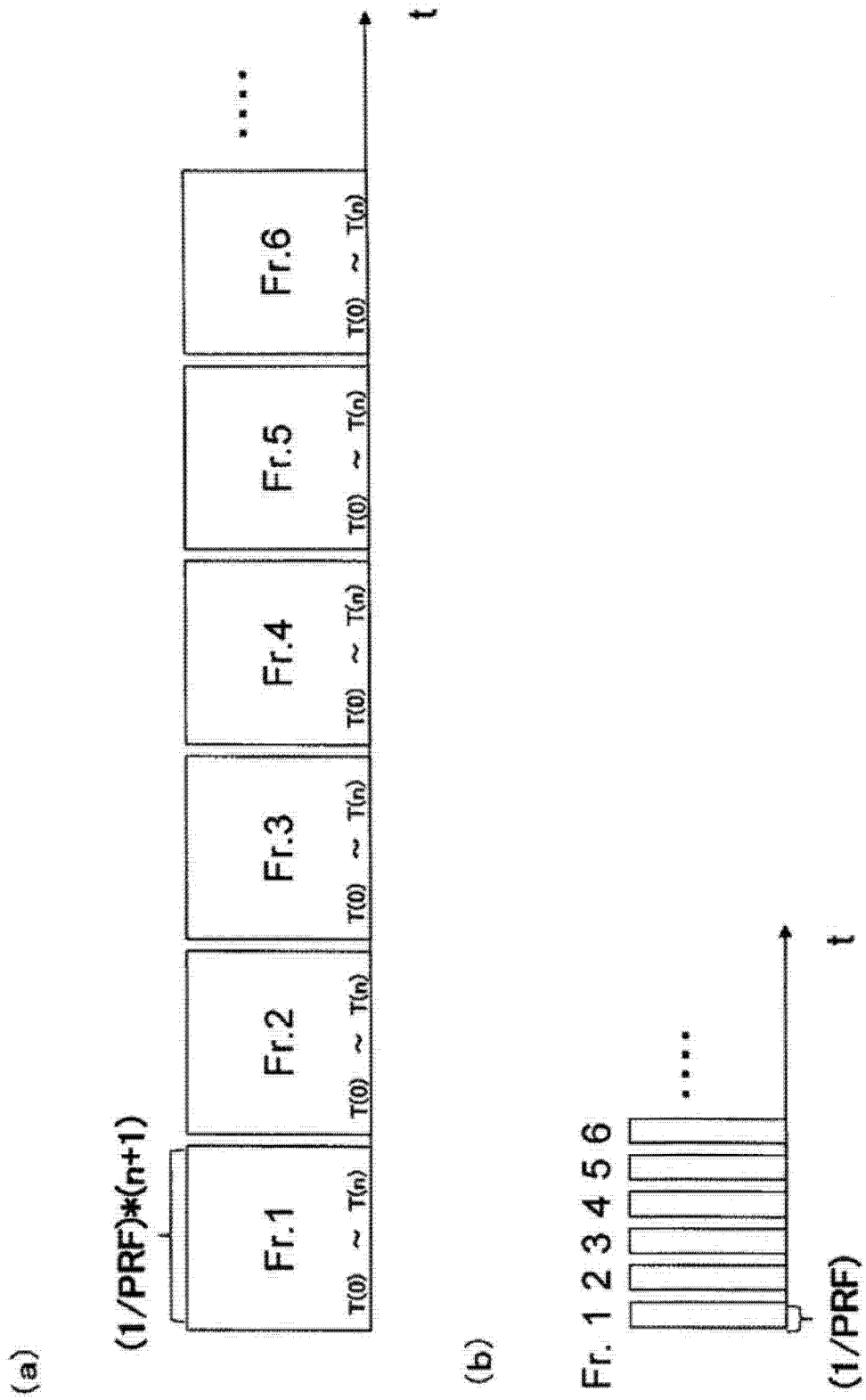


图 7

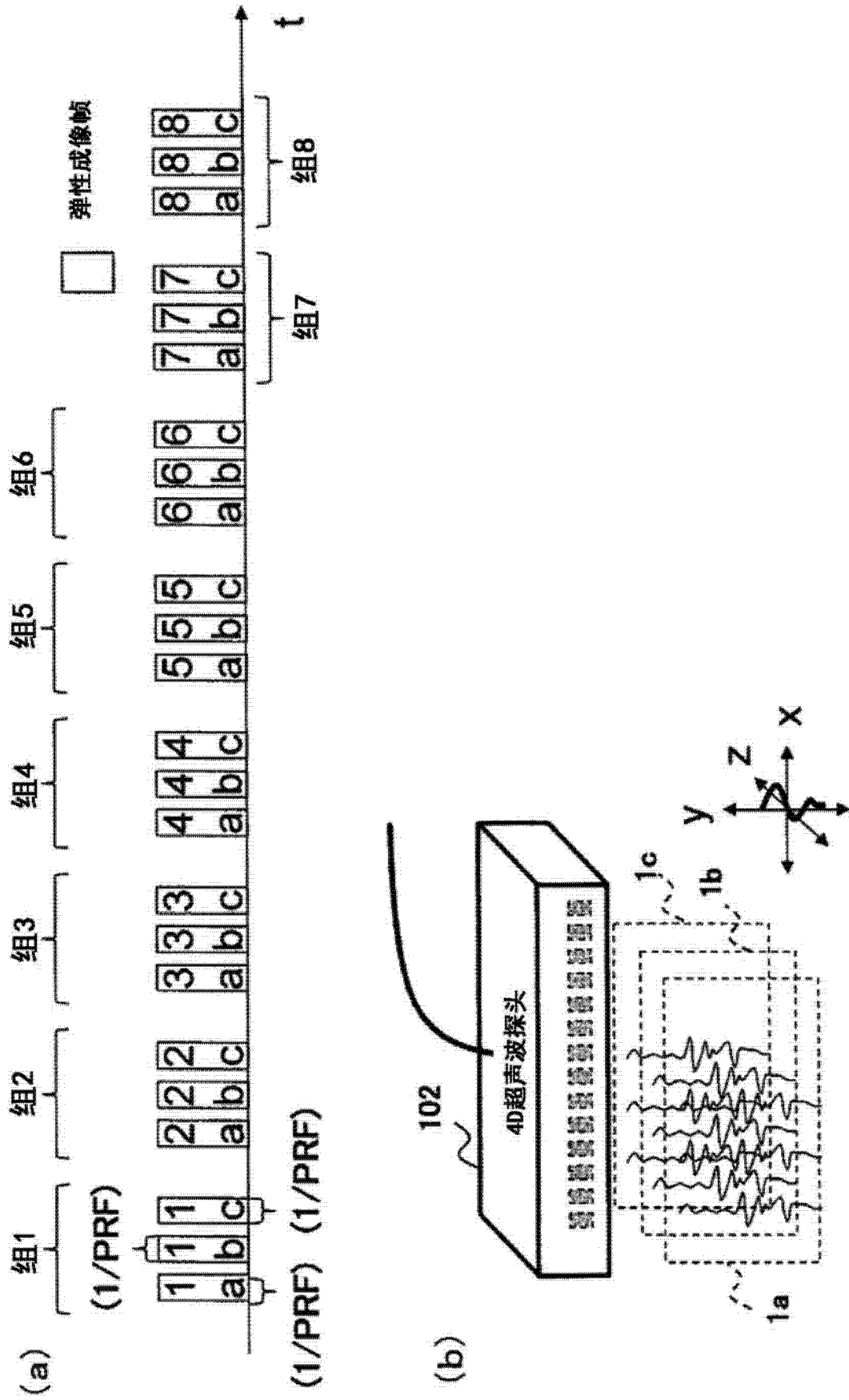


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波图像生成方法		
公开(公告)号	CN103917167A	公开(公告)日	2014-07-09
申请号	CN201280055361.5	申请日	2012-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	胁康治		
发明人	胁康治		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4461 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5276 A61B8/54 G01S7/52042 G01S7/52085 G01S15/8915 G01S15/8945 G01S15/8979 G01S15/8993		
代理人(译)	黄威 邓玉婷		
优先权	2011251740 2011-11-17 JP		
其他公开文献	CN103917167B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种超声波诊断装置，所述超声波诊断装置提高了帧频(或容积比)，抗移动，且能够以高帧频或高容积比构造超声波图像。所述超声波诊断装置包括：多个换能器，其布置在超声波探头上，所述多个传感器同时振动并发射超声波束在被检体上；以及超声波图像生成单元，其生成第一超声波数据作为所述多个换能器同时振动并发射第一超声波束在被检体上的结果，并生成第二超声波数据作为所述多个换能器同时振动并发射第二超声波束在被检体上的结果，以及基于第一超声波数据和第二超声波数据来生成声像。

