



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101889873 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 24

(21) 申请号 201010180448. 8

(22) 申请日 2010. 05. 14

(30) 优先权数据

2009-121209 2009. 05. 19 JP

2010-089231 2010. 04. 08 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 宫岛泰夫

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 李伟 王轶

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

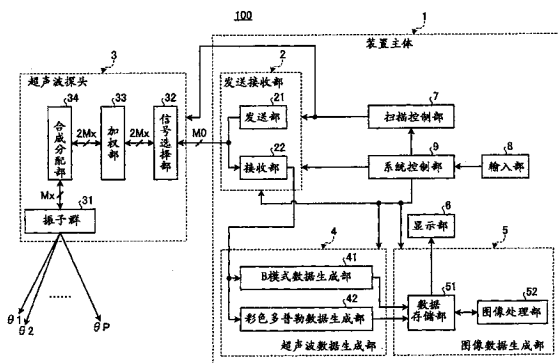
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 17 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波探头

(57) 摘要

本发明提供超声波探头以及超声波诊断装置。在驱动在超声波探头中二维排列的Mx个振子向被检体的体内发送超声波脉冲时，超声波探头的信号选择部从在其延迟时间以Δτ量子化后的状态下从自装置主体(1)的发送接收部(2)供给的Mo(Mo<<Mx)个信道的驱动信号中，针对各个振子，选择具有与上述振子的驱动所需要的正确的延迟时间(理想延迟时间)最接近的延迟时间的2个毗邻驱动信号。然后，加权部对所选择的各个毗邻驱动信号使用可变电容器件进行加权处理，合成分配部对加权处理后的毗邻驱动信号进行相加合成从而生成具有上述理想延迟时间的合成驱动信号。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

超声波探头,具有在对被检体所设定的超声波发送接收方向上发送超声波脉冲并将来自上述超声波发送接收方向的超声波反射波转换为接收信号的被排列的多个振子;

发送部,对上述超声波探头供给具有离散的延迟时间的多个信道的驱动信号;

接收部,对根据从上述振子中取得的第 1 接收信号所生成的具有离散的延迟时间的多个信道的第 2 接收信号进行整相相加;

图像数据生成部,根据对整相相加后的接收信号进行处理所取得的超声波数据生成图像数据,

上述超声波探头具有:

信号选择部,从自上述发送部供给的上述多个信道的驱动信号中选择具有与上述振子的驱动所需要的理想延迟时间接近的延迟时间的至少 2 个信道的驱动信号作为毗邻驱动信号;

加权部,对选择后的上述各个毗邻驱动信号进行规定的加权;

合成分配部,对加权后的上述毗邻驱动信号进行合成从而生成具有上述理想延迟时间的合成驱动信号并驱动上述振子。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述合成分配部将从上述各个振子中取得的上述第 1 接收信号分配成至少 2 个信道的接收信号,

上述加权部对分配后的上述接收信号进行规定的加权,

上述信号选择部对从上述各个振子中取得的加权后的上述接收信号进行选择与合成从而生成上述第 2 接收信号。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述加权部使用通过施加电压能够控制静电容量的可变电容器件进行上述驱动信号或上述接收信号的加权。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述加权部使用通过引入微机械技术在硅基板上形成的上述可变电容器件进行上述驱动信号或上述接收信号的加权。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述振子以及上述信号选择部所具有的电路装置的至少任一个通过引入上述微机械技术与上述可变电容器件在同一硅基板上被形成。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述发送部对上述超声波探头供给延迟时间以规定的值被量子化后的上述多个信道的驱动信号。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述发送部对上述超声波探头供给具有以从上述振子发送的超声波脉冲的周期的四分之一被量子化的延迟时间的上述驱动信号。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述发送部对上述超声波探头经由多芯缆线供给比上述振子的元件数少的信道数的上述驱动信号。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述信号选择部对装置主体中设置的上述接收部经由多芯缆线供给具有比上述振子的元件数少的信道数的上述第 2 接收信号。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述加权部通过使上述可变电容器件的静电容量与超声波反射波的接收时刻对应地连续更新从而设定对接收动态聚集的延迟时间。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述信号选择部通过选择供给上述合成驱动信号的上述振子或取得上述第 2 接收信号的上述振子从而使超声波发送接收所使用的开口的的位置向所希望的方向移动。

12. 一种超声波探头,其特征在于,包括:

振子群,具有在对被检体所设定的超声波发送接收方向上发送超声波脉冲并将来自上述超声波发送接收方向的超声波反射波转换为接收信号的被排列的多个振子;

信号选择部,从超声波诊断装置主体经由多芯缆线供给的具有离散的延迟时间的多个信道的驱动信号中选择具有与上述振子的驱动所需要的理想延迟时间接近的延迟时间的至少 2 个信道的驱动信号作为毗邻驱动信号;

加权部,对选择后的上述各个毗邻驱动信号进行规定的加权;

合成分配部,对加权后的上述毗邻驱动信号进行合成从而生成具有上述理想延迟时间的合成驱动信号并驱动上述振子。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波探头,其特征在于:

上述合成分配部将从上述各个振子中取得的第 1 接收信号分配成至少 2 个信道的接收信号,

上述加权部对分配后的上述接收信号进行规定的加权,

上述信号选择部对从上述各个振子中取得的加权后的上述接收信号进行选择与合成从而生成具有离散的延迟时间的多个信道的第 2 接收信号。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波探头,其特征在于:

上述加权部使用通过施加电压能够控制静电容量的可变电容器件进行上述驱动信号或上述接收信号的加权。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波探头,其特征在于:

上述加权部使用通过引入微机械技术而在硅基板上形成的上述可变电容器件进行上述驱动信号或上述接收信号的加权。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波探头,其特征在于:

上述振子以及上述信号选择部所具有的电路装置的至少任一个通过引入上述微机械技术而与上述可变电容器件在同一硅基板上形成。

17. 根据权利要求 12 所述的超声波探头,其特征在于:

上述信号选择部对装置主体中设置的上述接收部经由多芯缆线供给具有比上述振子的元件数少的信道数的上述第 2 接收信号。

18. 根据权利要求 12 所述的超声波探头,其特征在于:

上述加权部通过使上述可变电容器件的静电容量与超声波反射波的接收时刻对应地连续更新从而设定对接收动态聚集的延迟时间。

19. 根据权利要求 12 所述的超声波探头,其特征在于:

上述信号选择部通过选择供给上述合成驱动信号的上述振子或取得上述第 2 接收信号的上述振子使超声波发送接收所使用的开口的位置向所希望的方向移动。

超声波诊断装置以及超声波探头

[0001] 本申请基于 2009 年 5 月 19 日提交的日本专利申请 No. 2009-121209 以及 2010 年 4 月 8 日提交的日本专利申请 No. 2010-089231 并要求其为优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置以及超声波探头,特别涉及使用多个振子对被检体进行超声波发送接收的超声波诊断装置以及超声波探头。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置向被检体内放射从超声波探头内设置的振子中产生的超声波脉冲 (pulse),通过上述振子接收因被检体组织的声阻抗 (impedance) 的差异而产生的超声波反射波从而收集生物体信息。另外,超声波诊断装置由于只需使超声波探头接触的简单操作就能实时 (real time) 显示超声波图像数据 (data),因此被广泛应用于各种脏器的形态诊断或功能诊断中。

[0004] 在目前最普及的超声波诊断装置中,在超声波探头内一维排列多个振子,通过高速控制供给到这些振子中的驱动信号或从上述振子中取得的接收信号的延迟时间进行二维图像数据的实时显示。另外,最近还开发了一种超声波诊断装置,该超声波诊断装置通过使用振子二维排列的超声波探头能够实时显示被检体的三维区域或任意切片 (slice) 断面中的图像数据。

[0005] 作为使用二维排列的振子收集图像数据的方法,有通过控制供给到各个振子的驱动信号或从这些振子中取得的接收信号的延迟时间从而在三维空间的任意方向上进行超声波扫描的方法。另外,作为使用二维排列的振子收集图像数据的方法,在规定方向 (X 方向) 上进行实施上述基于延迟时间控制的超声波扫描,在与上述规定方向垂直的方向 (Y 方向) 上通过电开口移动 (超声波发送接收所使用的振子群的移动) 进行超声波扫描的方法也被广泛周知。

[0006] 然而,不管在哪一种方法中通过二维排列振子其振子数都显著增大 (例如,10 倍至 100 倍)。因此,在超声波探头内没有内置电子电路时,在超声波探头与装置主体之间设置的信号缆线 (cable) 的信道 (channel) 数或装置主体中设置的发送电路以及接收电路的信道数随着振子数的增大而飞跃式地增大。因此,实现具有实用的电路规模、尺寸 (size)、重量以及价格等并且操作性优越的装置极其困难。

[0007] 为了解决上述问题,探讨在超声波探头的内部内置电子电路的方法。例如,提出了将二维排列的多个振子划分为规定大小从而形成多个子阵列 (sub array),并使用将相对于发送时或接收时的聚集点处于大致等距离的子阵列设置在超声波探头内的切换开关 (switch) 进行共通连接的方法 (例如,参照日本特开 2005-342194 号公报)。使用该方法,可以减少上述信号缆线的信道数或装置主体的发送电路以及接收电路中的信道数。

[0008] 然而,根据上述方法,需要在超声波探头内的限定空间内安装极其多的切换开关

等,对开关式 (switching) 电路的安装面积或耗费电力 (发热) 承担严格的制约。因此很难向上述振子供给充足的驱动电压,成为图像数据中的 S/N(信噪比:signal/noise) 恶化的主要原因。

[0009] 另外,向振子供给的驱动信号的延迟时间精度或从上述振子中取得的接收信号的整相相加中的延迟时间精度取决于信号缆线的信道数。因此,在通过上述方法共通连接振子而减少上述信道数时,超声波脉冲的发送指向特性或超声波反射波的接收指向特性恶化。即,上述方法具有无法取得具有良好空间分辨率或对比 (contrast) 分辨率的图像数据的问题。

发明内容

[0010] 本发明是鉴于上述问题点而完成的,其目的在于:提供在使用多个振子对被检体进行超声波发送接收时,在减少连接装置主体与超声波探头的信号线的信道数的状态下能够以高精度控制供给到这些振子中的驱动信号或从上述振子中取得的接收信号的延迟时间的超声波诊断装置以及超声波探头。

[0011] 根据本发明的一个实施方式提供一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:超声波探头,具有在对被检体所设定的超声波发送接收方向上发送超声波脉冲并将来自上述超声波发送接收方向的超声波反射波转换为接收信号的被排列的多个振子;发送部,对上述超声波探头供给具有离散的延迟时间的多个信道的驱动信号;接收部,对根据从上述振子中取得的第 1 接收信号所生成的具有离散的延迟时间的多个信道的第 2 接收信号进行整相相加;图像数据生成部,根据对整相相加后的接收信号进行处理所取得的超声波数据生成图像数据,上述超声波探头具有作为毗邻驱动信号从自上述发送部供给的上述多个信道的驱动信号中选择具有与上述振子的驱动所需要的理想延迟时间接近的延迟时间的至少 2 个信道的驱动信号的信号选择部、对选择后的上述各个毗邻驱动信号进行规定的加权的加权部、对加权后的上述毗邻驱动信号进行合成从而生成具有上述理想延迟时间的合成驱动信号并驱动上述振子的合成分配部。

[0012] 根据本发明的另外的实施方式提供一种超声波探头,其特征在于,包括:振子群,具有在对被检体所设定的超声波发送接收方向上发送超声波脉冲并将来自上述超声波发送接收方向的超声波反射波转换为接收信号的被排列的多个振子;信号选择部,从超声波诊断装置主体经由多芯缆线供给的具有离散的延迟时间的多个信道的驱动信号中选择具有与上述振子的驱动所需要的理想延迟时间接近的延迟时间的至少 2 个信道的驱动信号作为毗邻驱动信号;加权部,对选择后的上述各个毗邻驱动信号进行规定的加权;合成分配部,对加权后的上述毗邻驱动信号进行合成从而生成具有上述理想延迟时间的合成驱动信号并驱动上述振子。

[0013] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0014] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且

与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

- [0015] 图 1 为表示本发明的实施例中的超声波诊断装置的整体结构的框图。
- [0016] 图 2 为表示同实施例中的超声波探头的结构的图。
- [0017] 图 3 为用于说明在同实施例中供给同一毗邻驱动信号的振子的具体例子的图。
- [0018] 图 4 为表示同实施例的加权部所使用的可变电容器件 (MEMs) 的结构的图。
- [0019] 图 5 为表示同实施例的加权部所使用的可变电容器件的静电容量特性的图。
- [0020] 图 6 为用于说明同实施例的发送时所使用的信号选择部、加权部、合成分配部以及驱动电路的图。
- [0021] 图 7 为表示同实施例的超声波诊断装置所具备的发送接收部的具体结构的框图。
- [0022] 图 8 为表示同实施例的接收部所具备的整相相加部的具体电路结构的图。
- [0023] 图 9 为同实施例的超声波诊断装置所具备的超声波数据生成部的具体结构的框图。
- [0024] 图 10 为表示同实施例的超声波探头所具备的加权部的具体电路常数的图。
- [0025] 图 11 为表示对同实施例的超声波探头供给的毗邻驱动信号与根据这些毗邻驱动信号所生成的合成驱动信号的具体例子的图。
- [0026] 图 12 为表示同实施例的接收时所使用的加权部的具体电路常数的图。
- [0027] 图 13 为表示同实施例的适合于发送时的信号选择部、加权部以及合成分配部的具体例子的图。
- [0028] 图 14 为表示向同实施例的各振子供给的合成驱动信号的理想延迟时间的图。
- [0029] 图 15 为表示决定同实施例中的信号选择部的电路结构时的振子群的分割的图。
- [0030] 图 16 为表示同实施例中的信号选择部的具体电路结构的图。
- [0031] 图 17 为用于说明由同实施例的信号选择部选择毗邻驱动信号的图。
- [0032] 图 18 为表示本实施例的变形例中的超声波诊断装置的整体结构的框图。

具体实施方式

[0033] 参照附图说明本发明的实施例。

[0034] 在以下所述的本发明的实施例中, 驱动在超声波探头中二维排列的 M_x 个振子向被检体的体内发送超声波脉冲。并且, 在本实施例中, 在发送超声波脉冲时, 从在其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的状态下从装置主体的发送接收部供给的 M_0 ($M_0 \ll M_x$) 个信道的驱动信号中, 针对各个振子选择具有与上述振子的驱动所需要的延迟时间 (以下, 称为理想延迟时间) 最接近的延迟时间的 2 个信道的驱动信号 (以下, 称为毗邻驱动信号)。其次, 在本实施例中, 通过对所选择的各个毗邻驱动信号使用可变电容装置进行加权处理后进行相加合成从而生成具有上述理想延迟时间的驱动信号 (以下, 称为合成驱动信号), 使用所取得的合成驱动信号进行对上述振子的驱动。

[0035] 另外, 在以下所示的本实施例中, 针对使用多个振子二维排列的超声波探头生成任意切片断面中的二维的 B 模式 (mode) 图像数据以及彩色多普勒 (color Doppler) 图像数据的情况进行叙述。但是, 本实施例也可以应用于生成其他二维图像数据的情况。另外, 本实施例也可以应用于生成基于使用上述超声波探头进行三维扫描所取得的体数据 (volume data) 的三维图像数据或 MPR (Multi-planar Reconstruction: 多平面重建) 图像数据, 还

有, MIP(Maximum Intensity Projection :最大密度投影数据) 图像数据等的情况。

[0036] (装置的结构)

[0037] 针对本实施例中的超声波诊断装置的结构与各单元(unit) 的动作使用图 1 至图 17 进行说明。另外, 图 1 为表示上述超声波诊断装置的整体结构的框图, 图 7 以及图 9 为表示该超声波诊断装置所具备的发送接收部以及超声波数据生成部的具体结构的框图。

[0038] 图 1 所示的超声波诊断装置 100 具备超声波探头 3、发送接收部 2、超声波数据生成部 4、图像数据生成部 5、显示部 6。超声波探头 3 具有二维排列的多(M_x) 个振子(以下, 称为振子群), 对该被检体进行超声波发送接收。发送接收部 2 对超声波探头 3 供给其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的 M_0 ($M_0 \ll M_x$) 个信道的驱动信号(第 1 驱动信号)。另外, 发送接收部 2 对从超声波探头 3 中取得的 M_0 个信道的接收信号给予以 $\Delta \tau$ 量子化的延迟时间并进行整相相加。超声波数据生成部 4 对发送接收部 2 供给的整相相加后的接收信号进行信号处理, 作为超声波数据生成 B 模式数据以及彩色多普勒数据。图像数据生成部 5 通过使在超声波数据生成部 4 中生成的上述超声波数据与超声波发送接收方向对应并依次存储来生成二维的 B 模式图像数据以及彩色多普勒图像数据。显示部 6 显示在图像数据生成部 5 中所生成的这些图像数据。

[0039] 另外, 超声波诊断装置 100 具备扫描控制部 7、输入部 8、系统(system) 控制部 9。扫描控制部 7 进行用于在规定方向 θ_p 上进行超声波发送接收的延迟时间控制或驱动信号以及接收信号的选择控制等。输入部 8 进行被检体信息的输入、超声波数据生成条件或图像数据生成条件的设定、各种指令(command) 信号的输入等。系统控制部 9 综合地控制超声波诊断装置 100 所具备的上述各单元。并且, 超声波探头 3 与装置主体 1 中设置的发送接收部 2 以及扫描控制部 7 经由未图示的多芯缆线相连接。

[0040] 超声波探头 3 具备振子群 31、信号选择部 32、加权部 33 以及合成分配部 34。另外, 在本实施例中, 针对具有二维排列的 M_x 个振子的扇形(sector) 扫描用的超声波探头 3 进行叙述, 但是也可以采用与线性(linear) 扫描或凸面(convex) 扫描等对应的超声波探头。

[0041] 特别是, 作为要求尺寸小型化与多芯缆线的低信道化的超声波探头 3 的具体例子, 针对经食道超声波检查用的超声波探头 3 使用图 2 进行说明。通过采用使用插入被检体的食道内的振子进行超声波发送接收的经食道超声波检查用的超声波探头 3, 能够收集不怎么受肋骨或肺野等的影响的质量良好的心脏图像数据。

[0042] 振子群 31 如图 2 所示由沿着超声波探头 3 的超声波发送接收面二维排列的 M_x 个振子 10c 而形成。振子 10c 为电声转换器, 具有发送时将电驱动信号转换为超声波脉冲(发送超声波), 接收时将超声波反射波转换为电接收信号的功能。

[0043] 并且, 在构成振子群 31 的振子 10c 的被接地的前面(超声波发送接收面) 上安装用于通过声阻抗的调整对被检体高效率地进行超声波发送接收的由 2 层构成的匹配(matching) 层 10b 与用于将超声波脉冲以及超声波反射波聚集成规定的深度的声透镜(lens) 10a, 该声透镜 10a 被固定在树脂盖(cover) 10k 的开口部。

[0044] 另一方面, 在振子 10c 的后面设置吸收从该振子 10c 向后方放射的不需要的超声波的同时保持振子 10c 的背衬(backing) 材料 10d。另外, 与振子 10c 的后面连接的信号线 10s 贯通背衬材料 10d 的内部并与在硅(silicon) 基板 10e 的表面通过微机械(Micro

Machine) 技术形成的可变电容器件 (MEMs :Micro Electro Mechanical Systems :微电子机械系统) 10f 的一端子以凸起 (bump) 连接。

[0045] 另外,可变电容器件 10f 的另一端子经由在硅基板 10e 上形成的未图示的信号线与印刷 (print) 基板 10g 上设置的信号选择部 32 的一端子连接。另外,信号选择部 32 的另一端子经由多芯缆线 10j 与装置主体 1 中设置的发送接收部 2 连接。

[0046] 另外,在超声波探头 3 的印刷基板 10g 上设置有在可变电容器件 10f 所具备的后述的在电极间供给规定的直流电压的施加电压产生部 10h。对于施加电压产生部 10h 的电压控制信号以及对于信号选择部 32 的选择控制信号从图 1 所示的装置主体 1 的扫描控制部 7 经由多芯缆线 10j 来供给。

[0047] 另外,图 1 所示的超声波探头 3 的合成分配部 34 例如通过并联可变电容器件 10f 的振子侧端子而形成。另外,图 1 所示的超声波探头 3 的加权部 33 由可变电容器件 10f 与在该可变电容器件 10f 的电极间供给直流电压的施加电压产生部 10h 等构成。

[0048] 其次,信号选择部 32 具有在发送时从在其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后状态下从装置主体 1 的发送接收部 2 供给的 M_0 个信道的驱动信号中选择具有与该振子的理想延迟时间最接近的延迟时间的 2 个信道的毗邻驱动信号的功能。另外,信号选择部 32 具有在接收时通过选择 / 合成从 M_x 个振子中取得的 M_x 个信道的接收信号 (第 1 接收信号) 来生成其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的 M_0 个信道的接收信号 (第 2 接收信号) 的功能。

[0049] 图 3 为用于说明供给同一毗邻驱动信号的振子的图。图 3 所示的 P_f 为 M_x 个振子二维排列的振子群 31 与从该振子群 31 向规定方向放射的超声波脉冲的聚集点,或从规定方向取得的超声波反射波的聚集点。另外,在此,为了简单说明,针对 $M_x = 36$ 个振子 (S11 至 S66) 二维排列的振子群 31 进行叙述,但是本发明并不仅限于此,实际上振子群 31 由更多的振子构成。

[0050] 此时,信号选择部 32 例如以使在聚集点 P_f 反射的超声波到达半径 r_1 的球面 F_1 为止的传播时间 τ_1 ($\tau_1 = r_1/C_0$, C_0 :生物体内声速) 与到达半径 r_2 的球面 F_2 为止的传播时间 τ_2 ($\tau_2 = r_2/C_0$) 之间的差成为延迟时间 $\Delta \tau$ 的方式来设定半径 r_1 以及半径 r_2 。并且,信号选择部 32 选择存在于由球面 F_1 与球面 F_2 包围的区域 S_{a1} 中的振子群 31 的振子 S12、S13、S21、……。并且,信号选择部 32 对选择的这些振子经由加权部 33 以及合成分配部 34 供给具有延迟时间 τ_{o1} 的驱动信号 St_1 以及具有延迟时间 τ_{o2} ($\tau_{o2} = \tau_{o1} - \Delta \tau$) 的驱动信号 St_2 (毗邻驱动信号)。

[0051] 同样,信号选择部 32 以使在聚集点 P_f 反射的超声波到达半径 r_3 的球面 F_3 为止的传播时间 τ_3 ($\tau_3 = r_3/C_0$) 与传播时间 τ_2 之间的差成为延迟时间 $\Delta \tau$ 的方式来设定半径 r_3 。并且,信号选择部 32 选择存在于由球面 F_2 与球面 F_3 包围的区域 S_{a2} 中的振子 S14、S15、S23、S24、……。并且,选择部 32 对选择的这些振子经由加权部 33 以及合成分配部 34 供给具有延迟时间 τ_{o2} 的驱动信号 St_2 以及具有延迟时间 τ_{o3} ($\tau_{o3} = \tau_{o2} - \Delta \tau$) 的驱动信号 St_3 。

[0052] 通过以下同样的步骤,信号选择部 32 对构成振子群 31 的所有振子经由加权部 33 以及合成分配部 34 供给具有延迟时间差 $\Delta \tau$ 的 2 个信道的毗邻驱动信号。另外,针对对各个振子供给的毗邻驱动信号的具体选择方法进行后述。

[0053] 其次,图 1 所示的超声波探头 3 的加权部 33 如在图 2 中已述的那样具备可变电容

器件 10f 与在该可变电容器件 10f 的电极间供给直流电压的施加电压产生部 10h。加权部 33 根据伴随施加电压的大小而发生变化的可变电容器件 10f 的静电容量对向振子供给的毗邻驱动信号以及从上述振子中取得的接收信号进行加权。

[0054] 图 4 为近年来通过引入取得急速进步的微机械 (Micro Machine) 技术而新开发的可变电容器件 (MEMs) 10f 的具体例子。其可变电容器件 10f 中设置的可动电极 10f-1 的两端部由与支撑部 10f-3 连接的机械悬架 (suspension) 10f-2 来支撑。并且, 在可变电容器件 10f 中, 通过使可动电极 10f-1 的中央部 (凸部) 接近硅基板 10e 上设置的固定电极 10f-4, 从而在可动电极 10f-1 与固定电极 10f-4 的之间形成电容器 (condenser)。

[0055] 并且, 在可变电容器件 10f 中, 通过在可动电极 10f-1 与硅基板 10e 上设置的偏压 (bias) 电极 10f-5 之间施加直流电压 V_{dc} 从而在电极间产生静电力, 通过其静电力更新可动电极 10f-1 与固定电极 10f-4 之间的距离。即, 在可变电容器件 10f 中, 可以通过控制在可动电极 10f-1 与偏压电极 10f-5 之间施加的直流电压 V_{dc} 来取得所希望的静电容量 C ($C = \epsilon S/d$, ϵ : 电极间介质的介电常数, S : 中央部的电极面积, d : 电极间距离)。图 5 示出了对于施加电压 V_{dc} 的静电容量 C 与电极间距离 d 。

[0056] 通过信号选择部 32 从 M_0 个信道的驱动信号中选择的 2 个信道的毗邻驱动信号在根据由可变电容器件 10f 的静电容量决定的阻抗进行加权后, 在合成分配部 34 中进行相加合成并被供给到规定振子中。另外, 上述合成分配部 34 也可以由相加电路来构成, 在振子的阻抗低时, 可以相加合成通过原样并列连接加权部 33 的振子侧端子而被加权后的 2 个信道的毗邻驱动信号。根据该方法, 由于在毗邻驱动信号的加权中使用的可变电容器件 10f 中耗费的电力极其少, 因此与使用电阻元件的加权电路相比可以大幅度减少超声波探头 3 中的耗费电力或发热。

[0057] 其次, 针对具备振子群 31、信号选择部 32、加权部 33 以及合成分配部 34 的超声波探头 3 的具体例子使用图 6 进行说明。但是, 在图 6 中, 针对由离聚集点 P_f 的距离存在于 r_1 的球面与 r_2 的球面包围的区域 S_{a1} 中的振子 S_{21} 与由离聚集点 P_f 的距离存在于 r_2 的球面与 r_3 的球面包围的区域 S_{a2} 中的振子 S_{51} 分别供给信号选择部 32 选择的 2 个信道的毗邻驱动信号的情况进行说明。

[0058] 此时, 从装置主体 1 的发送部 21, 经由多芯缆线 20 的信道 ch_1 供给具有延迟时间 τ_{o1} 的驱动信号 St_1 。另外, 从装置主体 1 的发送部 21, 经由信道 ch_2 以及信道 ch_3 供给具有延迟时间 τ_{o2} ($\tau_{o2} = \tau_{o1} - \Delta \tau$) 的驱动信号 St_2 以及具有延迟时间 τ_{o3} ($\tau_{o3} = \tau_{o2} - \Delta \tau$) 的驱动信号 St_3 。

[0059] 并且, 信号选择部 32 根据从图 1 的扫描控制部 7 中供给的选择控制信号将开关 W_{21-1} 以及开关 W_{21-2} 处于导通状态。由此, 信号选择部 32 从自发送部 21 供给的 M_0 个信道的驱动信号中选择驱动信号 St_1 以及驱动信号 St_2 作为毗邻驱动信号, 将选择的这些毗邻驱动信号供给到加权部 33 的可变电容器件 C_{21-1} 以及 C_{21-2} 。

[0060] 另一方面, 加权部 33 的施加电压产生部 10h 通过在可变电容器件 C_{21-1} 以及 C_{21-2} 的电极间施加根据从扫描控制部 7 供给的电压控制信号所产生的直流电压来形成规定的静电容量。即, 加权部 33 的施加电压产生部 10h 通过形成的静电容量对毗邻驱动信号 St_1 以及 St_2 进行加权。并且, 合成分配部 34 通过对加权后的毗邻驱动信号 St_1 以及 St_2 相加合成来生成具有理想延迟时间的合成驱动信号 St_{21} 并供给到振子 S_{21} 。

[0061] 同样,信号选择部 32 根据从扫描控制部 7 供给的选择控制信号将开关 W51-2 以及开关 W51-3 处于导通状态。由此,信号选择部 32 从自发送部 21 供给的 M_0 个信道的驱动信号中选择驱动信号 St2 以及驱动信号 St3 作为毗邻驱动信号,并将选择的这些毗邻驱动信号供给到加权部 33 的可变电容器件 C51-2 以及 C51-3。

[0062] 另一方面,加权部 33 的施加电压产生部 10h 在可变电容器件 C51-2 以及 C51-3 的电极间施加根据从扫描控制部 7 供给的电压控制信号所产生的直流电压从而形成规定的静电容量。即,加权部 33 的施加电压产生部 10h 通过形成的静电容量对毗邻驱动信号 St2 以及 St3 进行加权。并且,合成分配部 34 通过对加权后的毗邻驱动信号 St2 以及 St3 相加合成来生成具有理想延迟时间的合成驱动信号 St51 并供给到振子 S51。

[0063] 通过以下同样的步骤,对构成振子群 31 的所有振子加权相加并供给具有延迟时间差 $\Delta \tau$ 的 2 个信道的毗邻驱动信号。此时,通过控制加权部 33 中的可变电容器件的容量也能够同时具有信号选择部 32 的开关功能。另外,针对由加权部 33 以及合成分配部 34 新生成的合成驱动信号的具体例子进行后述。

[0064] 另一方面,在接收时,从振子群 31 供给的 M_x 个信道的接收信号(第 1 接收信号)分别通过合成分配部 34 再次被分配为 2 个信道的接收信号,在加权部 33 中进行与发送时相同的加权。然后,信号选择部 32 对加权后的 $2M_x$ 个信道的接收信号进行选择与合成从而生成其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的 M_0 个信道的接收信号(第 2 接收信号)。并且,所取得的 M_0 个信道的接收信号经由多芯缆线 20 被供给到装置主体 1 的发送接收部 2。

[0065] 其次,针对图 1 所示的发送接收部 2 使用图 7 进行说明。该发送接收部 2 具备对超声波探头 3 供给其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的 M_0 个信道的驱动信号的发送部 21 与对超声波探头 3 供给的 M_0 个信道所构成的第 2 接收信号整相相加的接收部 22。发送部 21 具有速率脉冲(rate pulse)产生器 211、发送延迟电路 212 以及驱动电路 213。速率脉冲产生器 211 通过分频从系统控制部 9 供给的基准信号来生成决定放射到被检体内的超声波脉冲的重复周期的速率脉冲。

[0066] 另一方面,发送延迟电路 212 由 M_0 个信道的延迟电路构成,对上述速率脉冲给予由聚集用延迟时间与偏向用延迟时间所构成的发送延迟时间并供给到驱动电路 213。聚集用延迟时间为了在发送时取得细小波束 (beam) 宽度而在规定深度上聚集超声波脉冲而被使用,偏向用延迟时间为了在规定方向上放射超声波脉冲而被使用。另外,从 M_0 个信道所构成的发送延迟电路 212 的各个中输出的速率脉冲的延迟时间通过 $\Delta \tau$ 被量子化。另外,在将在最大偏向角度 θ_P 方向进行超声波发送接收时所必需的最大延迟时间设为 τ_{\max} 时,上述信道数 M_0 由 $M_0 = \tau_{\max} / \Delta \tau$ 来决定。

[0067] 另一方面,驱动电路 213 根据从发送延迟电路 212 供给的具有上述发送延迟时间的速率脉冲生成具有规定波形与波高值的 M_0 个信道的驱动信号。并且,驱动电路 213 将所生成的 M_0 个信道的驱动信号经由多芯缆线 20 供给到超声波探头 3 的信号选择部 32。另外,由驱动电路 213 生成的驱动信号例如可以是具有半波长的脉冲宽度的冲击脉冲 (impulse) 波,并且也可以是具有数波长以上的波列的脉冲波,但是为了通过加权相加生成良好的合成驱动信号后者波形比较适合。

[0068] 其次,接收部 22 具有整相相加从超声波探头 3 的信号选择部 32 经由多芯缆线供给的 M_0 个信道的接收信号(第 2 接收信号)的功能。具体而言,接收部 22 具有 M_0 个信道

的前置放大器 (preamplifier) 221 以及 A/D(analog-digital) 转换器 222 与整相相加部 223。前置放大器 221 放大从信号选择部 32 供给的 M_0 个信道的接收信号并确保充足的 S/N, 在其初级部上设置避免发送部 21 的驱动电路 213 输出的高电压的驱动信号影响用的未图示的保护电路。

[0069] 在其前置放大器 221 中被放大为规定大小的接收信号在 A/D 转换器 222 中被转换为数字 (digital) 信号后, 将被发送到整相相加部 223。整相相加部 223 通过对从 A/D 转换器 222 供给的 M_0 个信道的接收信号给予规定的延迟时间并相加合成 (整相相加) 从而对来自规定方向的接收信号设定较强的接收指向性。另外, 该整相相加部 223 具有能够通过控制 M_0 个信道的接收信号的延迟时间来分离从多个方向大致同时到达的超声波反射波并加以接收的、所谓并列同时接收功能。

[0070] 其次, 针对整相相加部 223 的具体结构使用图 8 进行说明。该整相相加部 223 具有与通常作为数字滤波器 (digital filter) 来使用的 FIR 滤波器 (Finite Impulse Response Filter :有限脉冲响应滤波器) 相同的结构。具体而言, 整相相加部 223 通过如图 8 所示对输入信号给予延迟时间 $\Delta \tau$ 的 M_0-1 个延迟电路 $Dc-1$ 至 $Dc-(M_0-1)$ 与 M_0-1 个相加电路 $Ad-1$ 至 $Ad-(M_0-1)$ 交替串联连接而构成。并且, 从接收部 22 的 A/D 转换器 222 供给的 M_0 个信道的接收信号 Sr_1 至 Sr_{M_0} 被供给到整相相加部 223 的延迟电路 $Dc-1$ 以及加法器 $Ad-1$ 至 $Ad-(M_0-1)$ 的输入端子。

[0071] 例如, 具有基准延迟时间 τ_0 的接收信号 Sr_1 在延迟电路 $Dc-1$ 中被给予延迟时间 $\Delta \tau$ 后, 在相加电路 $Ad-1$ 中与具有延迟时间 $\tau_0 + \Delta \tau$ 的接收信号 Sr_2 相加合成。并且, 相加合成后的接收信号 Sr_1 以及 Sr_2 在延迟电路 $Dc-2$ 中被给予延迟时间 $\Delta \tau$ 后, 在加法电路 $Ad-2$ 中与具有延迟时间 $\tau_0 + 2\Delta \tau$ 的接收信号 Sr_3 相加合成。通过对接收信号 Sr_1 至 Sr_{M_0} 进行这样的延迟与相加, 可以取得与对具有延迟时间 $\tau_0 + (m-1)\Delta \tau$ 的接收信号 Sr_m ($m = 1$ 至 M_0) 给予延迟时间 $(M_0-m)\Delta \tau$ 并进行相加合成

[0072] (整相相加) 的情况相同的结果。

[0073] 其次, 针对图 1 所示超声波数据生成部 4 的具体结构使用图 9 的框图进行说明。超声波数据生成部 4 具备 B 模式数据生成部 41 与彩色多普勒数据生成部 42。B 模式数据生成部 41 对从接收部 22 的整相相加部 223 输出的 B 模式的接收信号进行处理从而生成 B 模式数据。彩色多普勒数据生成部 42 对彩色多普勒模式的接收信号正交检波来检测出多普勒信号, 并根据所取得的多普勒信号生成彩色多普勒数据。

[0074] B 模式数据生成部 41 具备包络线检波器 411 与对数转换器 412。包络线检波器 411 对从接收部 22 的整相相加部 223 供给的整相相加后的接收信号进行包络线检波, 对数转换器 412 对包络线检波后的接收信号的振幅进行对数转换从而生成 B 模式数据。

[0075] 另一方面, 彩色多普勒数据生成部 42 具备 $\pi/2$ 相移器 421、混频器 (mixer) 422-1 以及 422-2、LPF (低通滤波器) 423-1 以及 423-2。 $\pi/2$ 相移器 421、混频器 422-1 以及 422-2、LPF (低通滤波器) 423-1 以及 423-2 对从接收部 22 的整相相加部 223 供给的整相相加后的接收信号进行正交检波从而检测出由实部与虚部构成的多种类型的多普勒信号。

[0076] 另外, 彩色多普勒数据生成部 42 具备多普勒信号存储部 424、MTI 滤波器 (移动目标显示滤波器) 425 以及自相关运算器 426。通过在同一方向上多次超声波发送接收从上述 LPF 423-1 以及 423-2 中输出的多普勒信号暂时被存储到多普勒信号存储部 424。然后, 作

为高通用的数字滤波器的 MTI 滤波器 425 从多普勒信号存储部 424 中读取在该被检体的同一部位收集到的时间序列的多普勒信号,消除由这些多普勒信号中包含的脏器的呼吸性移动或跳动性移动等引起的分量(杂乱回波(clutter)分量)。并且,自相关运算器 426 对通过 MTI 滤波器 425 只提取出血流分量后的多普勒信号进行自相关运算。由此,自相关运算器 426 生成表示血流的平均流速值或血流速度的混乱的速度分散值,并且,作为彩色多普勒数据生成表示多普勒信号的能量(energy)的功率(power)值。

[0077] 其次,图 1 的图像数据生成部 5 具备数据存储部 51 与图像处理部 52。在数据存储部 51 中依次存储在超声波数据生成部 4 中以超声波发送接收方向单位所生成的 B 模式数据以及彩色多普勒数据。图像处理部 52 根据数据存储部 51 中存储的 B 模式数据以及彩色多普勒数据生成二维 B 模式图像数据以及彩色多普勒图像数据。并且,图像处理部 52 将生成的 B 模式图像数据以及彩色多普勒图像数据保存到数据存储部 51。另一方面,图像处理部 52 根据需要对数据存储部 51 中保存的 B 模式图像数据以及彩色多普勒图像数据进行滤波(filtering)处理等图像处理。

[0078] 显示部 6 具备未图示的显示数据生成部、数据转换部以及显示器(monitor)。上述显示数据生成部对在图像数据生成部 5 中生成的 B 模式图像数据或彩色多普勒图像数据进行合成处理或扫描转换处理等从而生成显示数据。另一方面,上述数据转换部对从上述显示数据生成部供给的显示数据进行 D/A 转换或电视格式(television format)转换等转换处理并显示在上述显示器上。

[0079] 扫描控制部 7 对发送部 21 的发送延迟电路 212 以及接收部 22 的整相相加部 223 进行用于在对被检体所设定的超声波发送接收方向 θ_1 至 θ_P 的各个方向上发送接收超声波的延迟时间控制。并且,扫描控制部 7 对超声波探头 3 所具备的信号选择部 32 以及加权部 33 进行用于从 M_0 个信道的驱动信号中选择供给到各个振子的毗邻驱动信号的选择控制、用于选择/合成从加权部 33 供给的 $2M_x$ 个信道的接收信号从而生成其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的 M_0 个信道的接收信号的选择控制、用于设定供给到可变电容器件的直流电压的电压控制等。

[0080] 输入部 8 在操作面板(panel)上具备显示面板或键盘、跟踪球、鼠标、选择按钮等输入装置,使用上述显示面板或输入装置进行被检体信息的输入、各种图像数据的生成条件以及显示条件的设定、各种指令信号的输入等。

[0081] 系统控制部 9 具备未图示的 CPU 和存储电路。由操作者从输入部 8 中输入/设定的上述信息被存储到上述存储电路中。另一方面,上述 CPU 根据上述存储电路中存储的上述信息综合地控制超声波诊断装置 100 所具有的各单元或系统整体,进行对该被检体任意设定的切片断面中的 B 模式图像数据以及彩色多普勒图像数据的生成与显示。

[0082] 其次,针对加权部 33 以及合成分配部 34 生成的合成驱动信号的具体例子使用图 10 以及图 11 进行说明。图 10 为超声波探头 3 所具备的振子群 31、信号选择部 32、加权部 33 以及合成分配部 34 与装置主体 1 的发送接收部 2 所具备的驱动电路 223 的具体例子。在图 10 中,为了简单说明,只示出了对存在于离聚集点 P_f 距离 r_2 的球面 F_2 与距离 r_3 的球面 F_3 所包围的区域 S_{a2} 中的振子 S_{41} 以及振子 S_{51} (参照图 3),从发送部 21 的驱动电路 223 中供给具有延迟时间差 $\Delta \tau$ 的毗邻驱动信号 S_{t2} 以及 S_{t3} 的情况。另外,振子群 31 所示的电路结构为在振子解析等中通常使用的振子的等价电路。

[0083] 此时,合成分配部 34 通过相加合成根据加权部 33 的可变电容器件 C41-2 以及 C41-3 所具有的静电容量而被加权后的毗邻驱动信号 St2 以及 St3 来生成合成驱动信号 St41 并供给到振子 S41。另外,合成分配部 34 同样通过相加合成根据加权部 33 的可变电容器件 C51-2 以及 C51-3 所具有的静电容量而被加权后的毗邻驱动信号 St2 以及 St3 来生成合成驱动信号 St51 并供给到振子 S51。

[0084] 图 11 表示根据毗邻驱动信号 St1 以及 St2 所生成的合成驱动信号 St41 以及 St51 的一例。另外,在图 11 中,例如将超声波脉冲的中心频率 f_0 设为 5MHz,将驱动电路 223 的输出阻抗设为 50 欧姆 (ohm)、将毗邻驱动信号 St2 以及 St3 的延迟时间差 (量子化延迟时间) $\Delta \tau$ 设为 $T_0/4 = 50\text{nsec}$ (但是,周期 T_0 为中心频率 f_0 的倒数)。并且,在图 11 中,示出了在以使可变电容器件 C41-2 以及 C51-3 的静电容量成为 5pF、使可变电容器件 C41-3 以及 C51-2 的静电容量成为 2pF 的方式对各可变电容器件控制施加电压时根据毗邻驱动信号 St1 以及 St2 所生成的合成驱动信号 St41 以及 St51。

[0085] 即,向振子 S41 供给的合成驱动信号 St41 以及向振子 S51 供给的合成驱动信号 St51 的延迟时间能够通过控制可变电容器件的容量在驱动电路 223 输出的驱动信号 St2 的延迟时间与驱动信号 St3 的延迟时间之间任意设定。因此,超声波探头 3 对振子 S41 以及振子 S51 可以供给具有理想延迟时间的合成驱动信号。

[0086] 其次,针对加权部 33 加权后的接收信号进行整相相加的具体例子使用图 12 进行说明。图 12 表示超声波探头 3 所具备的振子群 31、信号选择部 32、加权部 33 以及合成分配部 34 与装置主体 1 的接收部 22 所具备的整相相加部 233 的具体例子。另外,在图 12 中,省略了在整相相加部 223 的前段上所设置的前置放大器 221 以及 A/D 转换器 222。另外,与图 10 同样,只示出了在整相相加部 223 中整相相加从振子群 31 的振子 S41 以及振子 S51 中取得的接收信号 Sr41 以及 Sr51 的情况。

[0087] 即,由振子 41 检测出的接收信号 Sr41 在合成分配部 34 中被分配为 2 个接收信号 Sr41a 以及 Sr41b。同样,由振子 S51 检测出的接收信号 Sr51 在合成分配部 34 中被分配为接收信号 Sr51a 以及 Sr51b。并且,加权部 33 的可变电容器件 C41-2 加权的接收信号 Sr41a 与可变电容器件 C51-2 加权的接收信号 Sr51a 相加合成并被供给到整相相加部 223 的相加电路 Ad-a。另外,加权部 33 的可变电容器件 C41-3 加权的接收信号 Sr41b 与可变电容器件 C51-3 加权的接收信号 Sr51b 相加合成并被供给到整相相加部 223 的相加电路 Ad-b。

[0088] 并且,相加电路 Ad-b 对加权处理后的上述接收信号 Sr41b 以及 Sr51b 与在延迟电路 Dc-b 中只延迟 $\Delta \tau$ 的加权处理后的接收信号 Sr41a 以及 Sr51a 进行合成。由此,相加电路 Ad-b 可以整相相加具有与图 11 所示的合成驱动信号 St41 相同的延迟时间的接收信号 Sr41 以及具有与合成驱动信号 St51 相同的延迟时间的接收信号 Sr51。同样,从存在于由图 3 所示的球面 F2 与球面 F3 所包围的区域 Sa2 中的振子 S32、S42、S23、S33、... 等中取得的接收信号也可以通过延迟电路 Dc-b 以及相加电路 Ad-b 整相相加。

[0089] 另一方面,从存在于由球面 F1 与球面 F2 所包围的区域 Sa1 中的振子 S21、S31、S12、S22、... 等中取得的接收信号通过延迟电路 Dc-a 以及相加电路 Ad-a 整相相加,并且,通过延迟电路 Dc-a 以及相加电路 Ad-a 与从区域 Sa2 的振子中取得的上述接收信号进行整相相加。即,信号选择部 32 能够通过向规定的相加电路供给加权后的接收信号对从振子群 31 中取得的 M_x 个信道的接收信号进行正确的整相相加。

[0090] 其次,针对从装置主体 1 的发送接收部 2 输出的 M_0 ($M_0 = 128$) 个信道的驱动信号中选择向 M_x ($64 \times 64 = 4096$) 个构成的各个振子供给的驱动信号的信号选择部 32 的具体例子使用图 13 至图 17 进行说明。

[0091] 信号选择部 32 如上所述,在驱动构成振子群 31 的 M_x 个振子的各个时,从在其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的状态下从装置主体 1 的发送接收部 2 中供给的 M_0 个信道的驱动信号中选择具有与上述振子驱动所需要的延迟时间(理想延迟时间)最接近的延迟时间的 2 个信道的毗邻驱动信号。另外,如上所述,此时的信道数 M_0 如果将在最大偏向角度 θ_P 的方向上进行超声波发送接收时所必需的最大延迟时间设为 τ_{\max} ,则由 $M_0 = \tau_{\max} / \Delta \tau$ 来决定。

[0092] 例如,针对使用以排列间隔 d ($d = 0.18\text{mm}$) 二维排列 M_x ($M_x = 64 \times 64 = 4096$) 个振子的开口 D ($D = 11.5\text{mm}$) 的振子群 31 在最大偏向角度 θ_P ($\theta_P = 27$ 度) 的方向上进行超声波发送接收的情况进行说明。此时,如果将生物体内的声速设为 C_0 ($C_0 = 1530\text{m/sec}$),则上述超声波发送接收所必需的最大延迟时间 τ_{\max} 成为 $\tau_{\max} \approx D \tan(\theta_P) / C_0 = 5.1 \mu\text{sec}$ 。另一方面,将超声波脉冲的中心频率设为 f_0 ($f_0 = 5\text{MHz}$),将量子化延迟时间 $\Delta \tau$ 设为 $\Delta \tau = T_0 / 4 = 1 / 4f_0$ (T_0 : 超声波脉冲的周期)。此时,第 1 驱动信号的信道数 M_0 成为 $M_0 = 102$,因此,需要具有以 $\Delta \tau$ 量子化的延迟时间的 102 个信道以上的驱动信号。

[0093] 以下,针对将装置主体 1 的发送接收部 2 供给的 128 个信道的驱动信号供给到 4096 个振子的情况进行叙述。此时,对已在图 6 中所示的各个振子设置 128 个可变电容器件的方法,由于需要将 524288 个可变电容器件内置在超声波探头 3 内,因此在电路规模上是不现实的。因此,如图 13 所示,从 128 个信道的驱动信号中选择具有与振子的驱动所需要的延迟时间(理想延迟时间)最接近的延迟时间的 2 个信道的毗邻驱动信号,并使对这些毗邻驱动信号进行加权的可变电容器件与各个振子对应来设置的方法比较适合。

[0094] 其次,针对对各个振子从 128 个信道的驱动信号中选择 2 个信道的毗邻驱动信号的信号选择部 32 的具体电路结构使用图 14 至图 17 进行说明。

[0095] 图 14 示出了在最大偏向角度 θ_P ($\theta_P = 27$ 度) 的方向上发送超声波脉冲时,对驱动振子 S_{jk} ($j = 1$ 至 64, $k = 1$ 至 64) 的合成驱动信号 S_{tjk} (j, k) 所设定的理想延迟时间。例如,信号选择部 32 如图 14 所示,通过对振子 S_{11} 的合成驱动信号设定 $-0.926 \mu\text{sec}$ 的延迟时间,对振子 S_{12} 以及振子 21 的合成驱动信号设定 $-0.868 \mu\text{sec}$ 以及 $-0.956 \mu\text{sec}$ 的延迟时间能够在发送接收方向 θ_P 上放射出具有良好指向特性的超声波脉冲。

[0096] 另一方面,图 15 示出了在根据装置主体 1 的发送接收部 2 供给的 128 个信道的驱动信号对 4096 个振子生成合成驱动信号时,通过依次分割振子群 31 来确定被驱动的振子的方法。另外,图 16 所示的信号选择部 32 的电路与图 15 所示的振子群 31 的分割相关联地被构成。

[0097] 即,在图 15 中,由 4096 (64×64) 个振子构成的振子群 31 被分割为由 32×32 个振子构成的 4 个子(sub)振子群 A 至子振子群 D。并且,子振子群 A 被分割为由 16×16 个振子构成的子振子群 Aa_1 至子振子群 Da_1 。并且,子振子群 Aa_1 被分割为由 8×8 个振子构成的子振子群 Aa_2 至子振子群 Da_2 。并且,子振子群 Aa_2 被分割为由 4×4 个振子构成的子振子群 Aa_3 至子振子群 Da_3 。并且,子振子群 Aa_3 被分割为由 2×2 个振子构成的未图示的子振子群 Aa_4 至子振子群 Da_4 。另外,通过同样的步骤也可以对子振子群 B 至子振子群 D 的各

个进行分割。

[0098] 另一方面,信号选择部 32 例如如图 16 所示由进行驱动信号的分配或接受信号的合成的多个多路转接器 (multiplexer) (Mux) 构成。MuxA 至 MuxD 分别与子振子群 A 至子振子群 D 对应。另外, MuxAa1 至 MuxDa1 分别与子振子群 Aa1 至子振子群 Da1 对应。另外, MuxAa2 至 MuxDa2 分别与子振子群 Aa2 至子振子群 Da2 对应。另外, MuxAa 3 至 MuxDa3 分别与子振子群 Aa3 至子振子群 Da3 对应。另外, MuxAa4 至 MuxDa4 分别与子振子群 Aa4 至子振子群 Da4 对应。

[0099] 例如,在装置主体 1 的发送接收部 2 供给其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的 128 个信道的驱动信号时, MuxA 从这些驱动信号中选择构成子振子群 A 的 1024 个振子的驱动所必需的 64 个信道的驱动信号。并且, MuxAa1 从 MuxA 选择的 64 个信道的驱动信号中选择构成振子群 Aa1 的 256 个振子的驱动所必需的 32 个信道的驱动信号。

[0100] 并且, MuxAa2 从 MuxAa1 选择的 32 个信道的驱动信号中选择构成振子群 Aa2 的 64 个振子的驱动所必需的 16 个信道的驱动信号。并且, MuxAa3 从 MuxAa2 选择的 16 个信道的驱动信号中选择构成子振子群 Aa3 的 16 个振子的驱动所必需的 8 个信道的驱动信号。并且, MuxAa4 从 MuxAa 3 选择的 8 个信道的驱动信号中选择构成子振子群 Aa4 的 4 个振子的驱动所必需的 4 个信道的驱动信号。

[0101] 并且, MuxAa5 从 MuxAa4 选择的 4 个信道的驱动信号中选择具有与理想延迟时间最接近的延迟时间的 2 个信道的毗邻驱动信号。通过 MuxAa5 选择的毗邻驱动信号在通过加权部 33 中设置的可变电容器件 Cx1 以及 Cx2 进行规定加权后被相加合成从而生成具有上述理想延迟时间的合成驱动信号。

[0102] 即,通过上述 MuxA、MuxAa1、MuxAa2、MuxAa3、MuxAa4 以及 MuxAa5 从以 $\Delta \tau$ 量子化后的 128 个信道的驱动信号中选择与该振子 Sx 的驱动所必需的延迟时间 (理想延迟时间) 最接近的 2 个信道的毗邻驱动信号。并且,通过同样的步骤也可以对构成振子群 31 的其他振子生成合成驱动信号。

[0103] 图 17 示出了对从装置主体 1 的发送接收部 2 被输入到超声波探头 3 的信号选择部 32 的具有以 $\Delta \tau$ ($\Delta \tau = T_0/4 = 0.05 \mu \text{sec}$) 量子化后的延迟时间的 128 个信道的驱动信号 St(h) (h = 1 至 128) 与、在根据这些驱动信号生成图 14 所示的具有理想延迟时间的合成驱动信号时通过上述 MuxA、MuxAa1、MuxAa2、MuxAa3、MuxAa4 以及 MuxAa5 所选择的驱动信号,使用其延迟时间表示的内容。

[0104] 例如,在生成具有驱动振子 S11 的理想延迟时间 $-0.926 \mu \text{sec}$ 的合成驱动信号时, MuxA 从驱动信号 St(h) (h = 1 至 128) 中选择具有 $-1.979 \mu \text{sec}$ 至 $1.171 \mu \text{sec}$ 的延迟时间 64 个信道的驱动信号, MuxAa1 从上述 64 个信道驱动信号中选择具有 $-1.179 \mu \text{sec}$ 至 $0.371 \mu \text{sec}$ 的延迟时间的 32 个信道驱动信号,然后, MuxAa2 从上述 32 个信道驱动信号中选择具有 $-1.179 \mu \text{sec}$ 至 $-0.429 \mu \text{sec}$ 的延迟时间的 16 个信道驱动信号, MuxAa3 从上述 16 个信道驱动信号中选择具有 $-0.979 \mu \text{sec}$ 至 $-0.629 \mu \text{sec}$ 的延迟时间的 8 个信道的驱动信号。

[0105] 并且, MuxAa4 从上述 8 个信道的驱动信号中选择具有 $-0.979 \mu \text{sec}$ 至 $-0.829 \mu \text{sec}$ 的延迟时间的 4 个信道的驱动信号, MuxAa5 从上述 4 个信道的驱动信号中选择具有与理想延迟时间 $-0.926 \mu \text{sec}$ 最接近的 $-0.929 \mu \text{sec}$ 以及 $-0.879 \mu \text{sec}$ 的延迟时间的 2 个信道的

毗邻驱动信号。并且,加权部 33 以及合成分配部 34 对通过 MuxAa5 选择的 2 个信道的毗邻驱动信号加权相加从而生成具有理想延迟时间 $-0.926 \mu \text{ sec}$ 的合成驱动信号。

[0106] 另外,在上述图 13 至图 17 中,针对从装置主体 1 的供给的 M_0 个信道的驱动信号中选择向由 M_x 个构成的振子各个供给的驱动信号的情况进行了叙述。并且,通过同样的步骤也可以进行将从上述振子中取得的 M_x 个信道的接收信号(第 1 接收信号)集束成 M_0 个信道的接收信号(第 2 接收信号)的情况的选择/合成。

[0107] 根据以上所述的本发明的实施例,在使用在超声波探头中二维排列的多个振子对被检体进行超声波发送接收时,在减少连接装置主体与超声波探头的信号线的信道数的状态下,能够高精度地控制供给到这些振子的驱动信号或从上述振子中取得的接收信号的延迟时间。因此,可以使用操作性优越的超声波探头获得质量良好的图像数据或生物体信息。

[0108] 特别是,从装置主体的发送接收部供给的具有以 $\Delta \tau$ 量子化的延迟时间的 M_0 个信道的驱动信号中选择具有与上述振子的驱动所需要的理想延迟时间最接近的延迟时间的 2 个信道的毗邻驱动信号,通过对这些毗邻驱动信号加权相加,可以容易地生成具有上述理想延迟时间的合成驱动信号。另外,通过对超声波探头 3 供给延迟时间以超声波脉冲的周期的四分之一量子化后的驱动信号,超声波探头 3 肯定能够生成具有各振子的理想延迟时间的合成驱动信号。当延迟时间比超声波脉冲的周期的四分之一长时,无法生成具有任意相位的合成驱动信号,其结果,产生不必要的应答(side lobe:旁瓣)。即,与本实施例相关的发送部 21 通过对超声波探头 3 供给延迟时间以比超声波脉冲的周期的四分之一短的值量子化后的驱动信号,可能会产生不必要的应答。

[0109] 另外,由于信号选择部、加权部以及合成分配部在与发送时同样的状态下可以将振子群中取得的 M_x 个信道的接收信号(第 1 信号)集束成以 $\Delta \tau$ 量子化后的 M_0 个信道的接收信号(第 2 接收信号),因此通过给予以 $\Delta \tau$ 量子化后的延迟时间的上述发送接收部的整相相加部能够进行正确的整相相加。

[0110] 因此,能够形成良好的超声波脉冲的发送指向特性或超声波反射波的接收指向特性,并能够生成空间分辨率或对比分辨率优越的图像数据。

[0111] 另一方面,根据上述实施例,由于可以能够进行基于比较少的电路元件的毗邻驱动信号的选择以及对该毗邻驱动信号的加权相加,因此能够减少在超声波探头内耗费的电力或发热。因此,可以高效率地驱动振子,生成 S/N 优越的图像数据。

[0112] 另外,由于使用可变电容器件对毗邻驱动信号进行加权处理,因此与使用电阻元件的情况相比可以大幅度减少加权处理中的耗费电力。并且,通过引入微机械技术形成可变电容器件(MEMs),能够不增大超声波探头的尺寸或大小地使振子多信道化。特别是,由于通过 MEMs 的引入寄生电容变小,因此可以实现具有 100 伏特(volt)以上的耐压与广泛的静电容量可变范围以及快速的应答速度的微小可变电容器件。

[0113] 另外,根据上述实施例,从各个振子中取得的接收信号的延迟时间由于可以通过在可变电容器件的电极间被供给的施加电压而任意且连续地更新,因此可以容易地实现伴随超声波反射波的接收定时(timing)使其聚集点向深部移动的、所谓接收动态聚集(dynamic focus)。

[0114] 以上,针对本发明的实施例进行了叙述,但是本发明并不仅限于上述实施例,能够变形实施。例如,在上述实施例中,针对使用多个振子二维排列的超声波探头 3 生成任意切

片断面中的二维的 B 模式图像数据以及彩色多普勒图像数据的情况进行了说明。但是,本发明使用多个振子二维排列的超声波探头 3 所生成的图像数据也可以是通过改变 MTI 滤波器 425 的滤波常数所取得的组织多普勒图像数据等其他图像数据。另外,本发明也可以应用于生成基于使用上述超声波探头 3 进行的三维扫描所取得的体数据的三维图像数据或 MPR 图像数据、还有 MIP 图像数据等的情况。

[0115] 另外,在上述实施例中,针对扇形扫描用的超声波探头 3 进行了叙述,但是也可以是与线性 (linear) 扫描或凸面 (convex) 扫描等对应的超声波探头。特别是,在与线性 (linear) 扫描或凸面 (convex) 扫描等对应的超声波探头中可以使用以毗邻驱动信号的选择等为目的而设置的信号选择部 32 使超声波发送接收部的开口部向所希望的方向 (即,与超声波发送接收方向垂直的方向) 移动。即,本发明通过使用信号选择部 32 能够依次 (sequential) 容易地切换与线性扫描或凸面扫描等对应的超声波探头中的同时驱动信道。

[0116] 另外,针对发送接收部 2 对超声波探头 3 供给具有以 $\Delta \tau$ 量子化的延迟时间的 M_0 个信道的驱动信号,信号选择部 32 将从振子群 31 中取得的 M_x 个信道的第 1 接收信号集束成其延迟时间以 $\Delta \tau$ 量子化后的 M_0 个信道的第 2 接收信号的情况进行了叙述。但是,在本发明中,未必需要通过 $\Delta \tau$ 进行严密的量子化。

[0117] 另外,针对根据由信号选择部 32 选择的 2 个信道的毗邻驱动信号生成具有理想延迟时间的合成驱动信号的情况进行了叙述。但是,本发明也可以使用 3 个信道以上的毗邻驱动信号生成合成驱动信号。

[0118] 另一方面,在上述实施例中,针对使用信号选择部 32、加权部 33 以及合成分配部 34 进行发送时的毗邻驱动信号的选择与接收时的接收信号的选择 / 合成的情况进行了叙述。但是,本发明并不仅限于此,例如,如图 18 所示,也可以在超声波探头 3 中设置将由 M_x 个信道构成的第 1 接收信号集束成由 M_0 个信道构成的第 2 接收信号的接收专用的子整相加部 35 与进行发送以及接收的切换的发送接收切换部 36。

[0119] 另外,在上述实施例中,针对使用多个振子二维排列的超声波探头 3 对被检体进行超声波发送接收的超声波诊断装置进行了叙述。但是,本发明也可以采用多个振子一维排列的超声波诊断装置。

[0120] 另外,在本实施例中,针对引入微机械技术在硅基板上形成可变电容器件的情况进行了叙述。但是,本发明,振子群 31 的振子或信号选择部 32 的电路装置也可以通过微机械技术在同一硅基板上形成。通过该方法更容易使振子多信道化。

[0121] 还有,根据上述实施方式中公开的适宜多个的构成要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素,又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0122] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

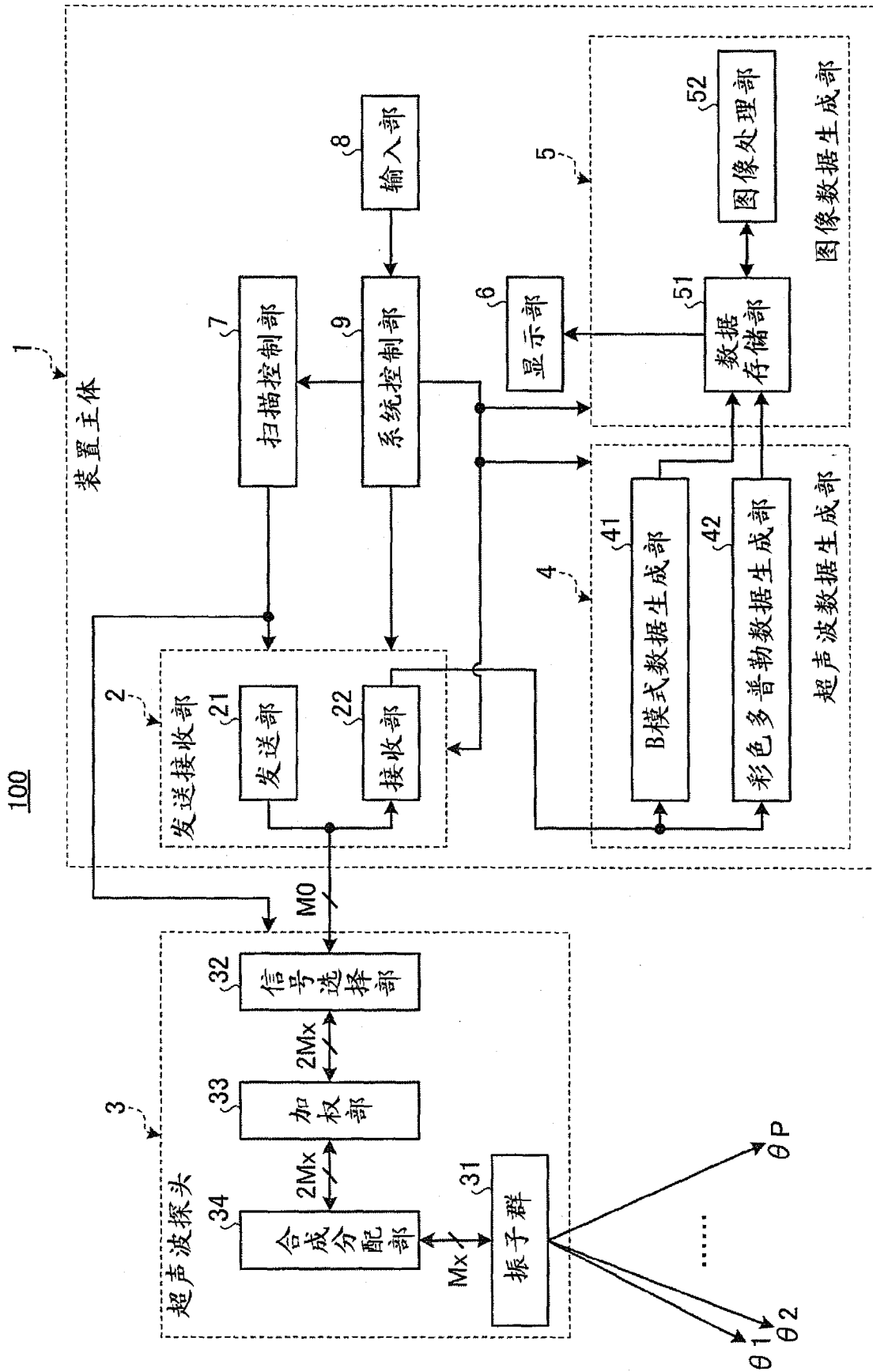


图 1

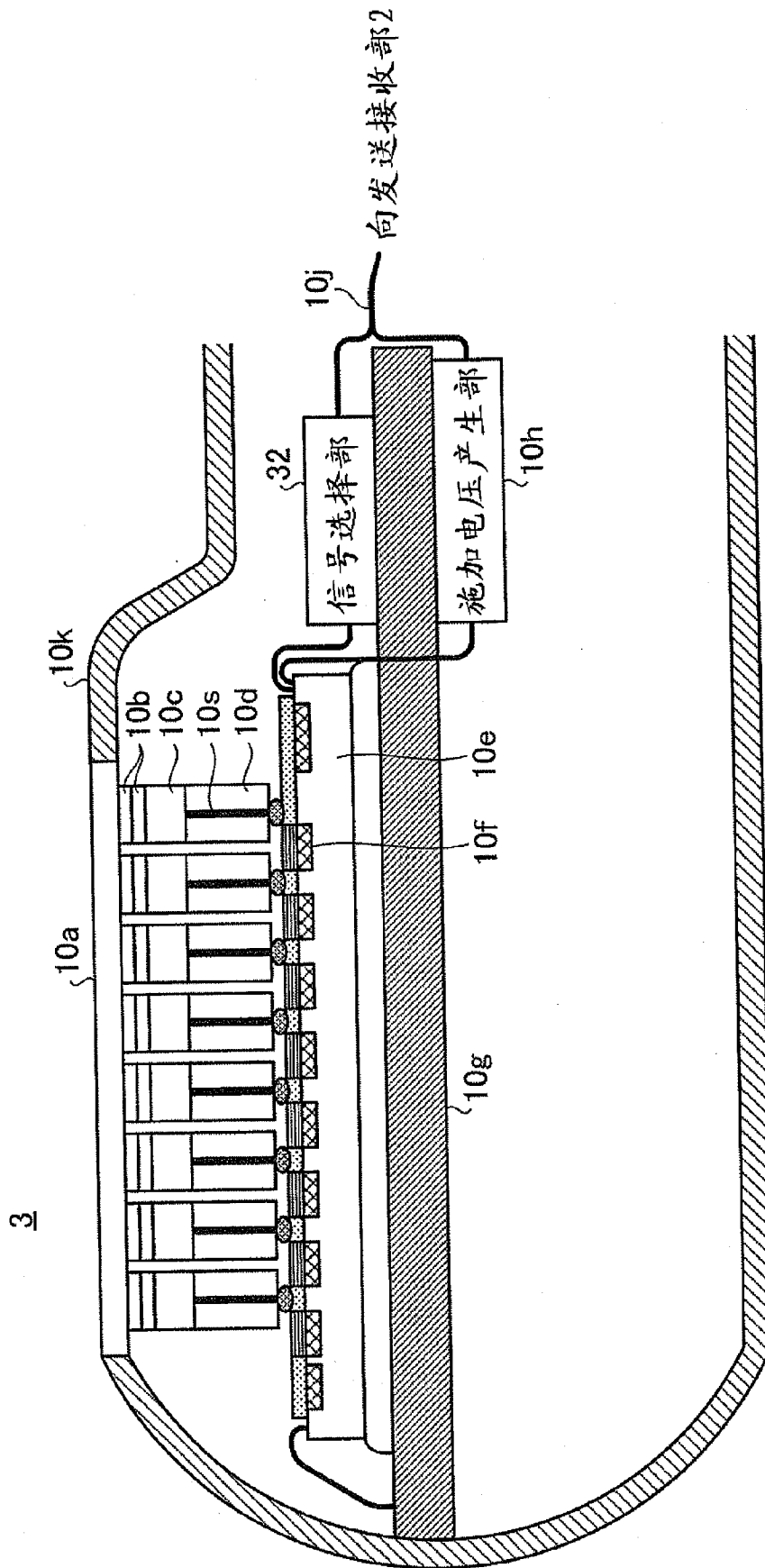


图 2

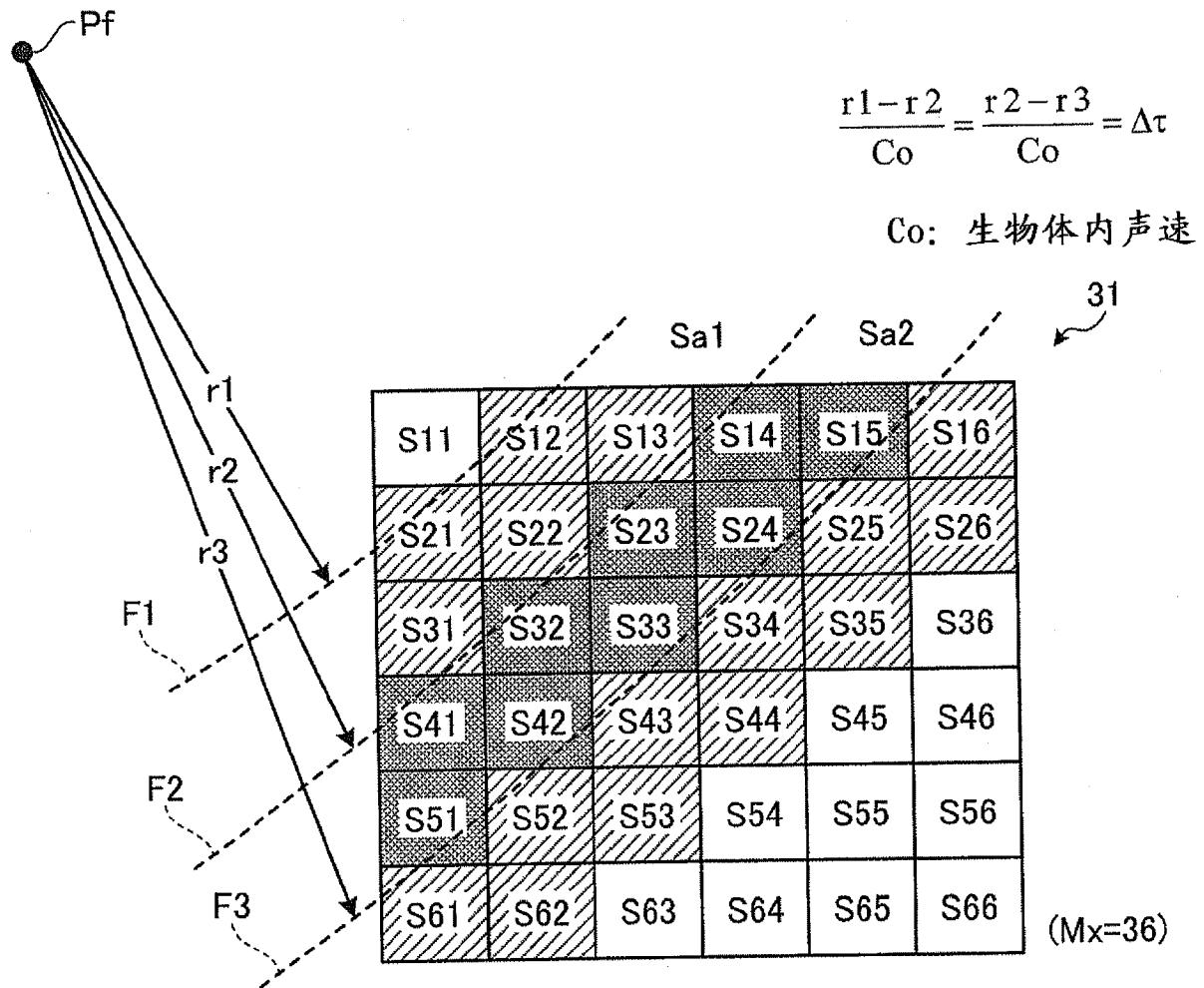


图 3

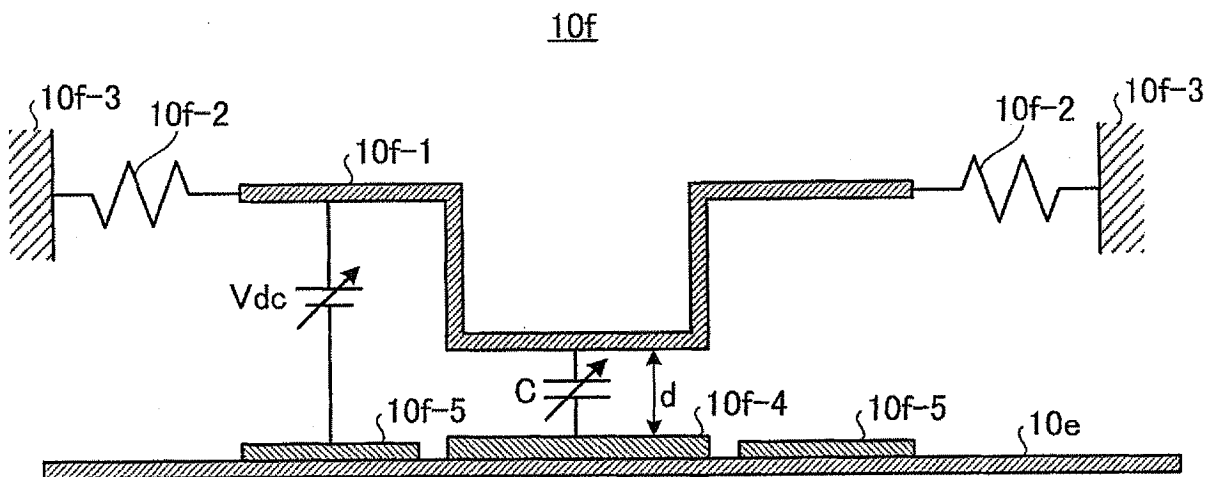


图 4

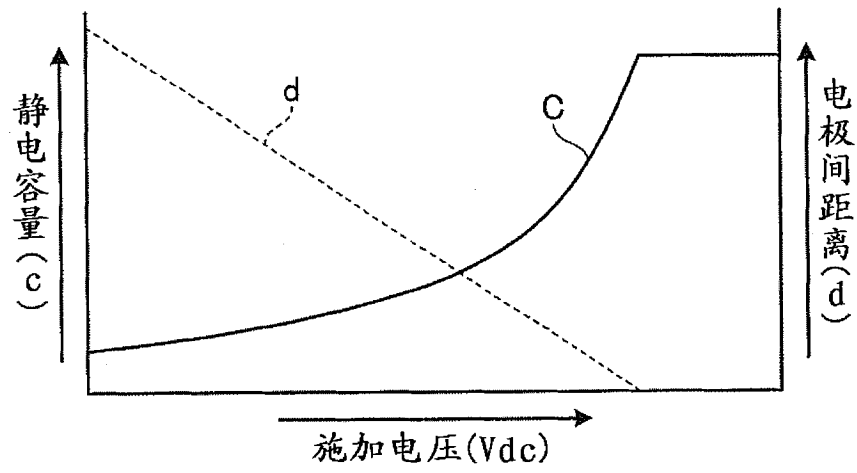


图 5

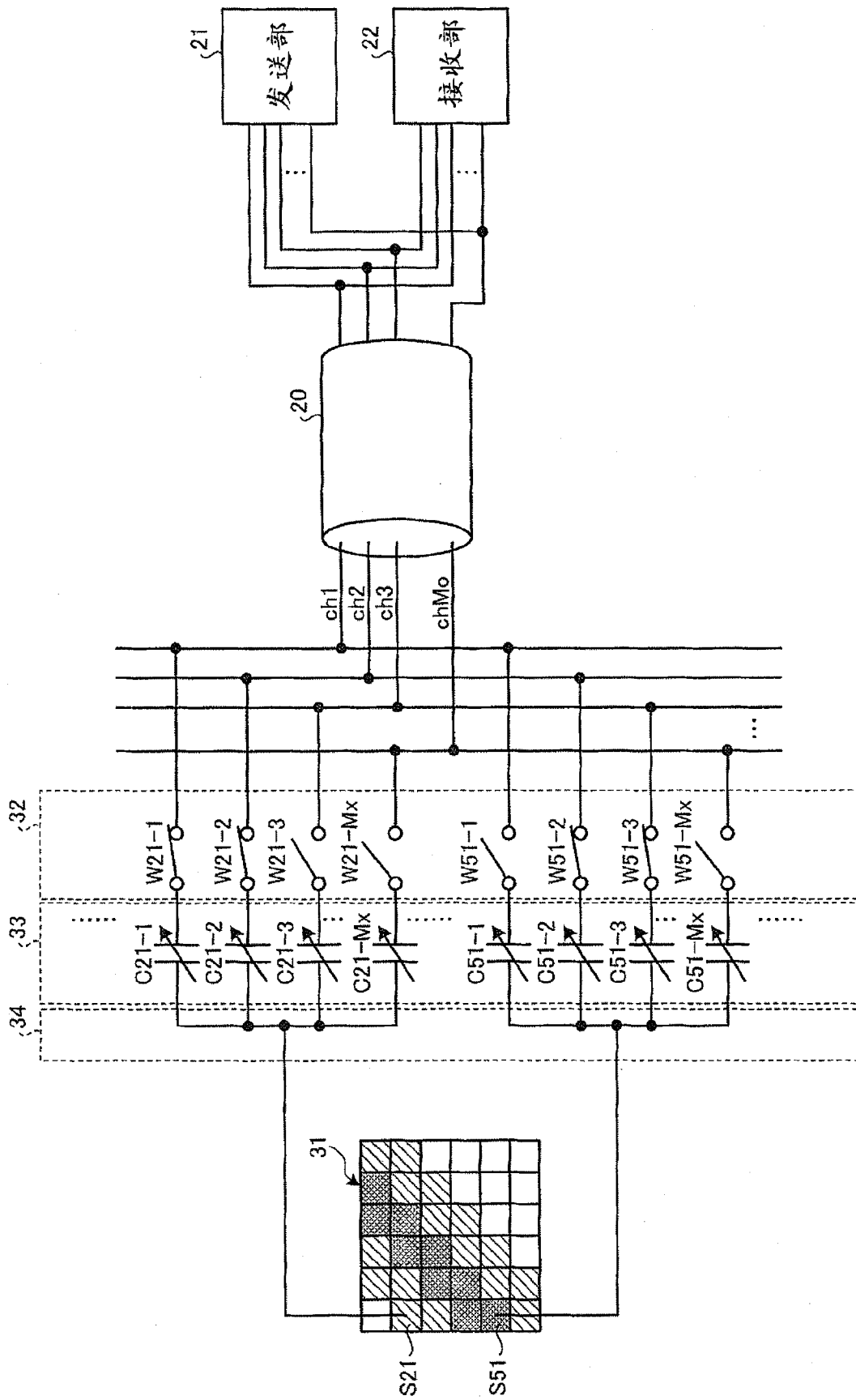


图 6

2

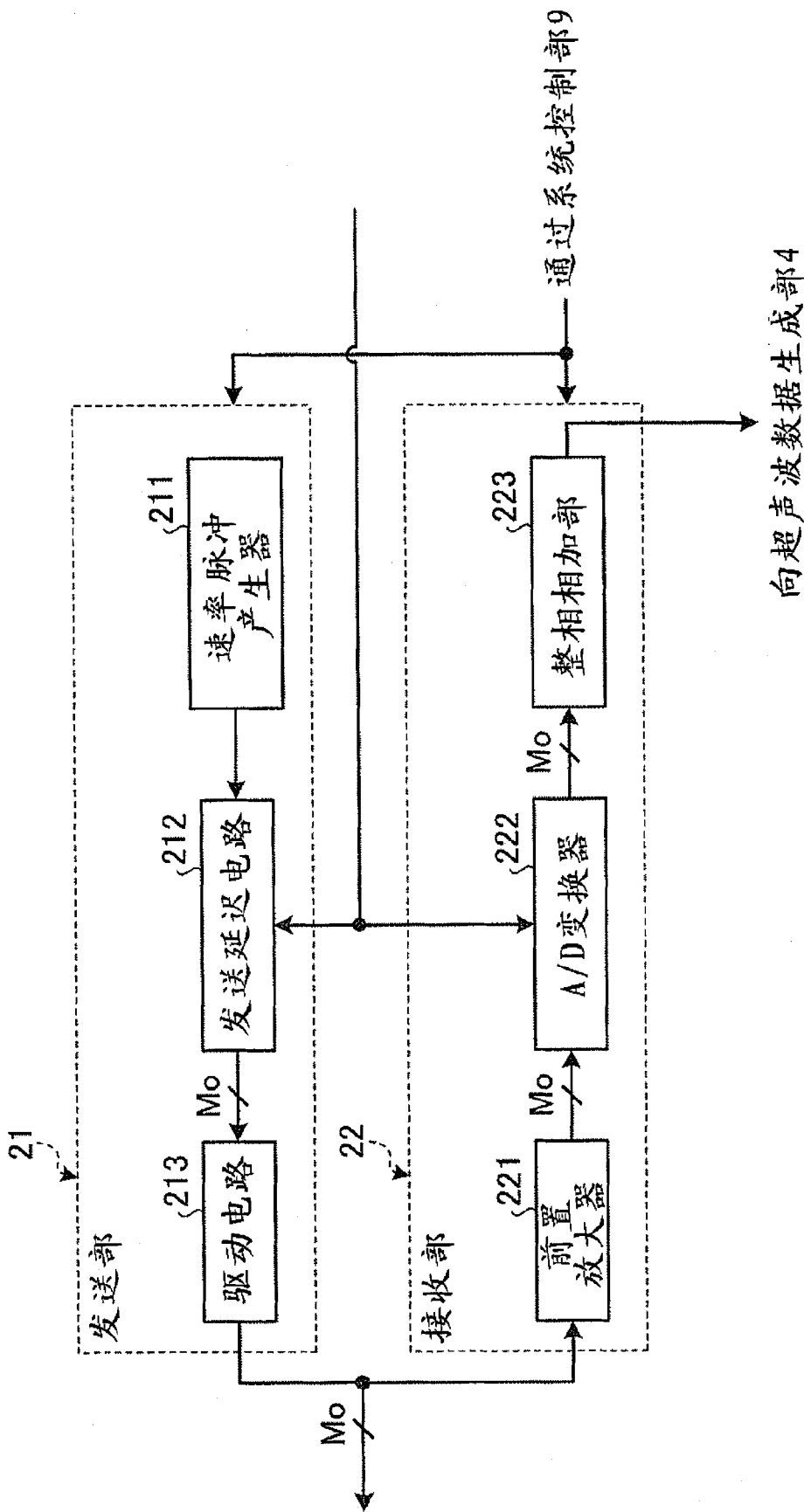


图 7

223

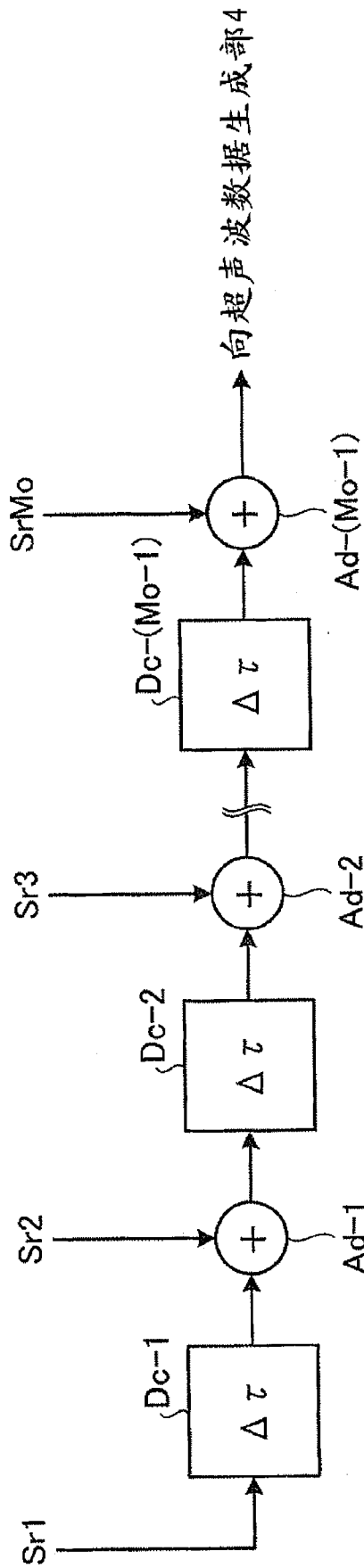


图 8

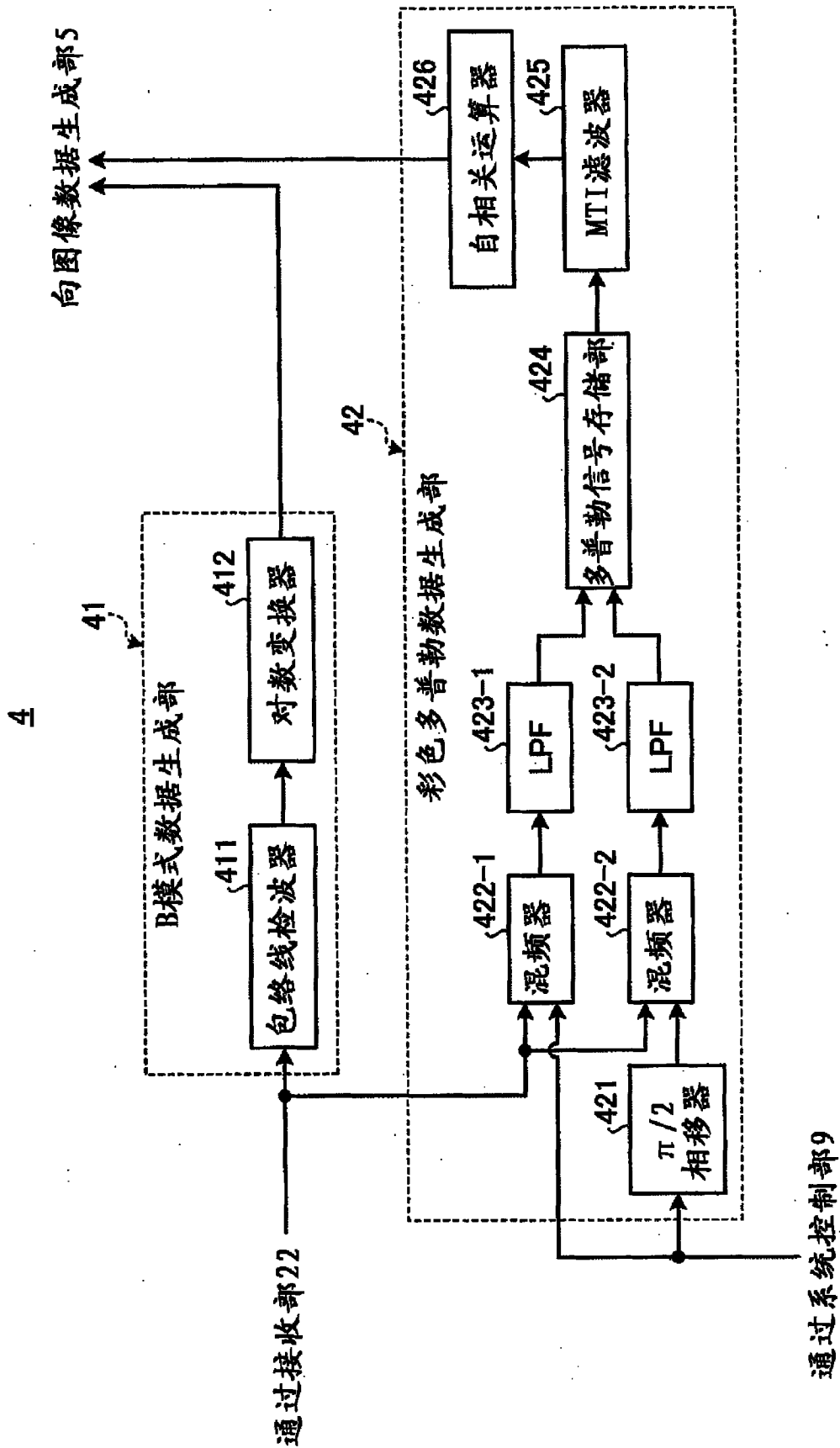


图 9

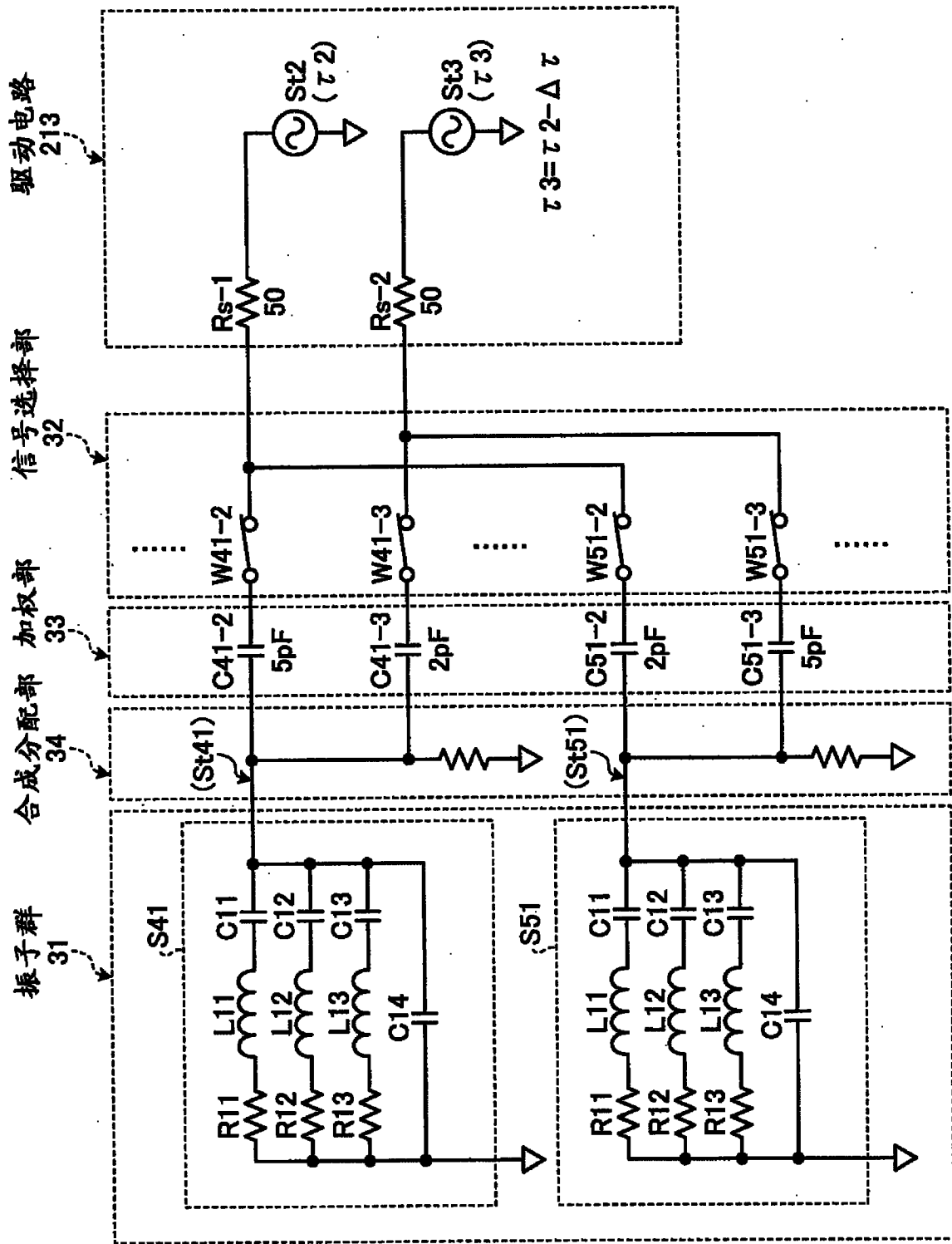


图 10

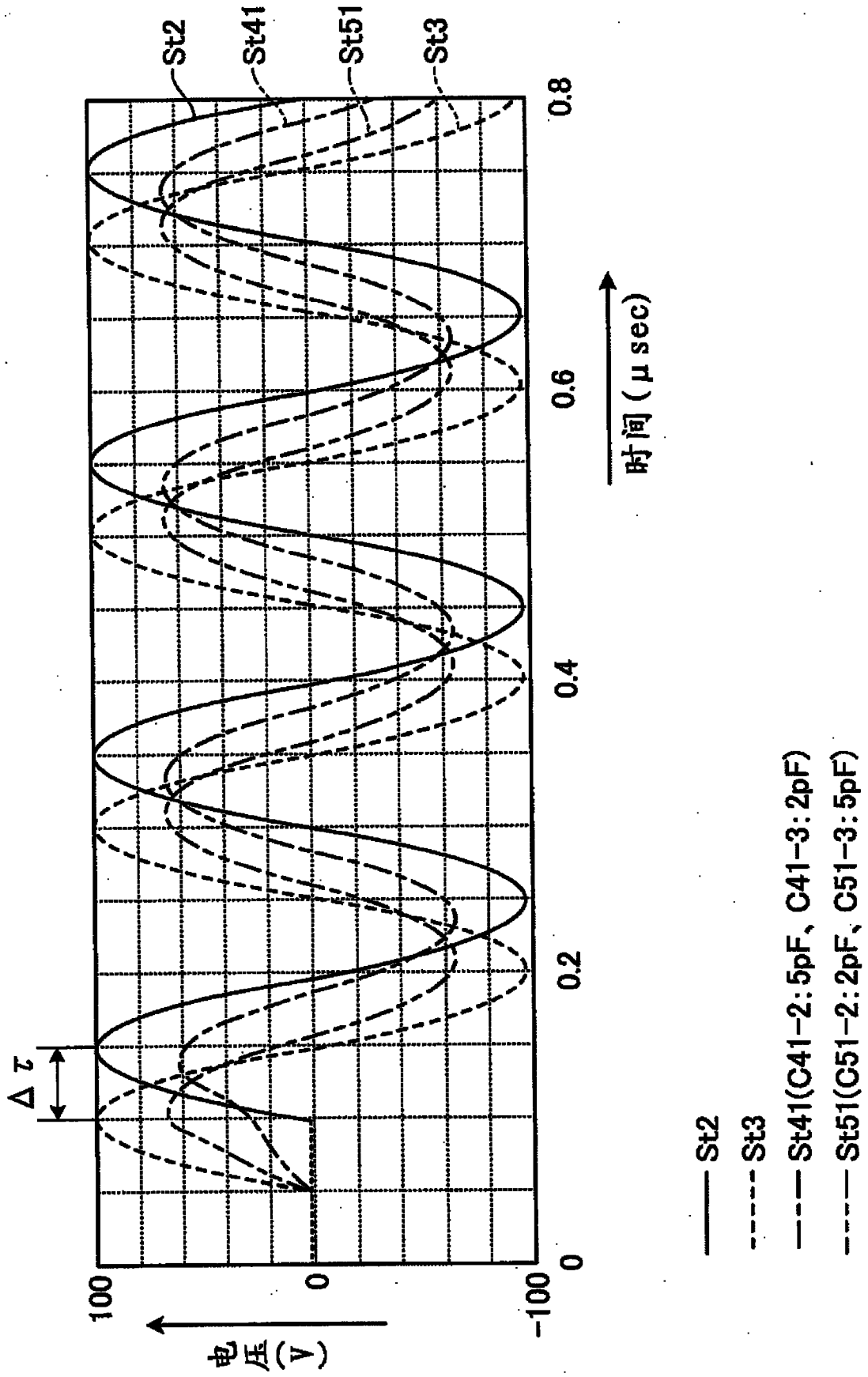


图 11

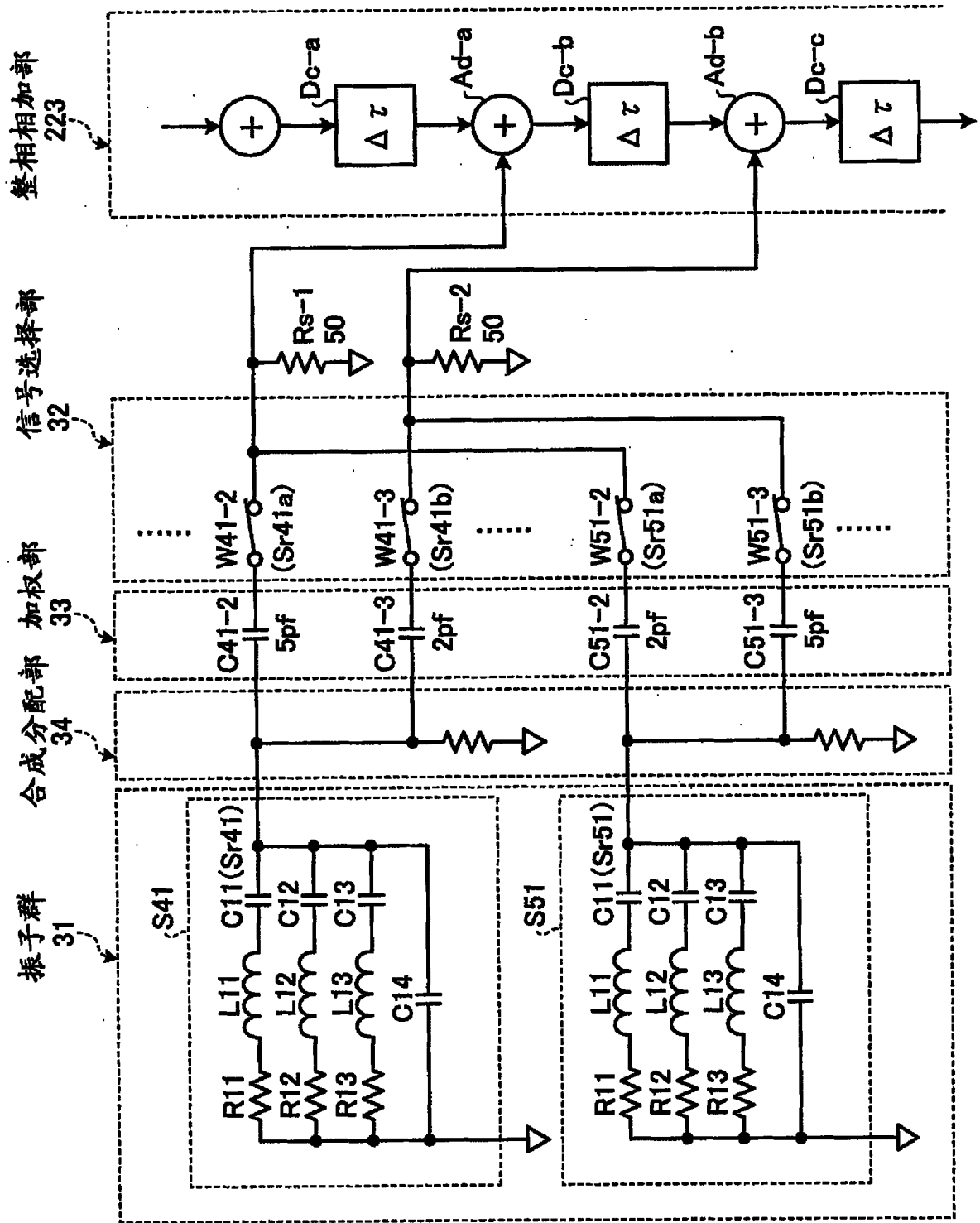


图 12

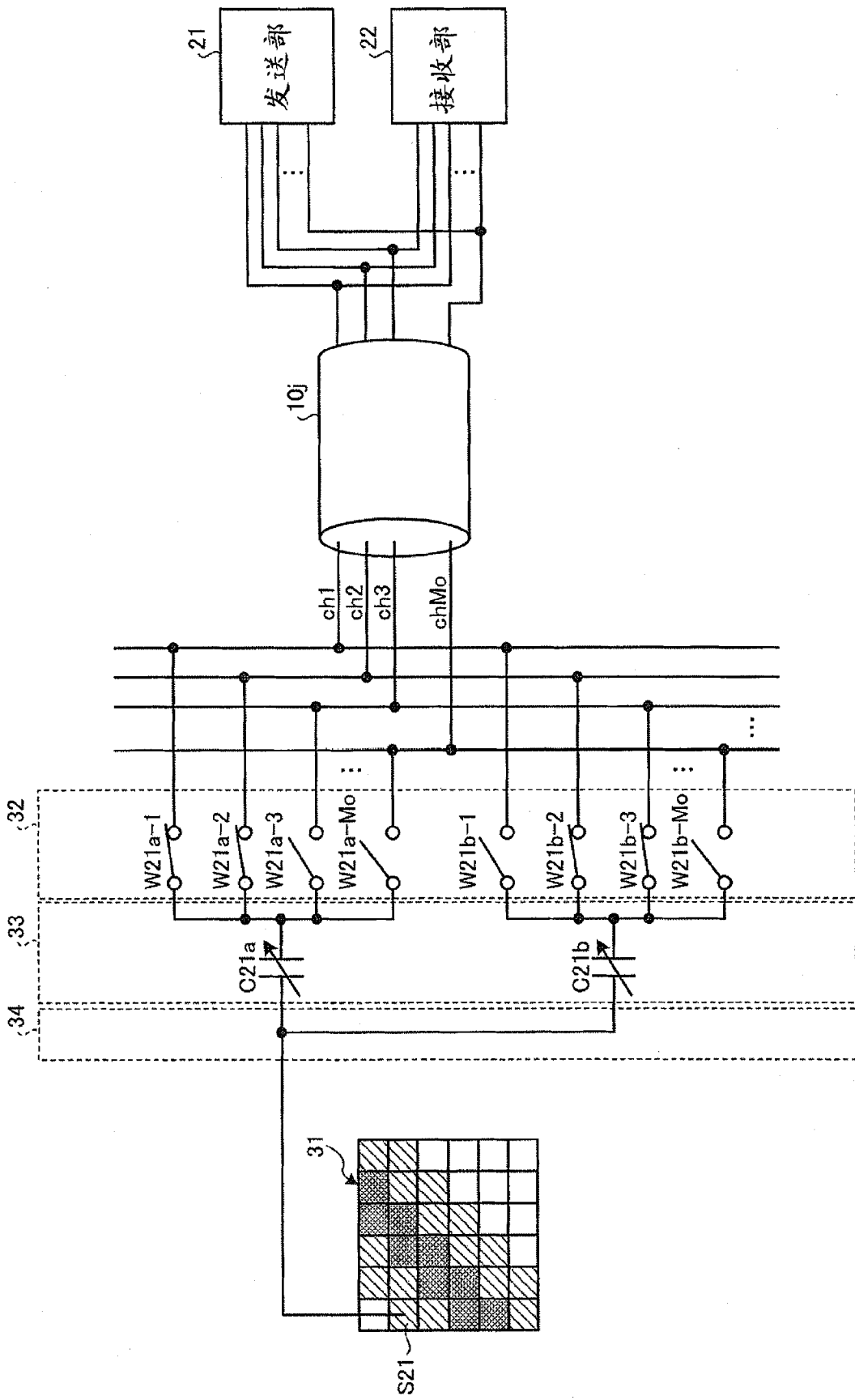


图 13

		Stjk							
		k=1	2	3	4	5	6	
j=1		-0.926	-0.868	-0.809	-0.750	-0.691	-0.632	-0.574	-0.515
2		-0.956	-0.897	-0.838	-0.779	-0.721	-0.662	-0.603	-0.544
3		-0.985	-0.926	-0.868	-0.809	-0.750	-0.691	-0.632	-0.574
4		-1.015	-0.956	-0.897	-0.838	-0.779	-0.721	-0.662	-0.603
5		-1.044	-0.985	-0.926	-0.868	-0.809	-0.750	-0.691	-0.632
6		-1.074	-1.015	-0.956	-0.897	-0.838	-0.779	-0.721	-0.662
7		-1.103	-1.044	-0.985	-0.926	-0.868	-0.809	-0.750	-0.691
8		-1.132	-1.074	-1.015	-0.956	-0.897	-0.838	-0.779	-0.721
9		-1.162	-1.103	-1.044	-0.985	-0.926	-0.868	-0.809	-0.750
10		-1.191	-1.132	-1.074	-1.015	-0.956	-0.897	-0.838	-0.779
⋮		-1.221	-1.162	-1.103	-1.044	-0.985	-0.926	-0.868	-0.809
⋮		-1.250	-1.191	-1.132	-1.074	-1.015	-0.956	-0.897	-0.838
⋮		-1.279	-1.221	-1.162	-1.103	-1.044	-0.985	-0.926	-0.868

(μ sec)

图 14

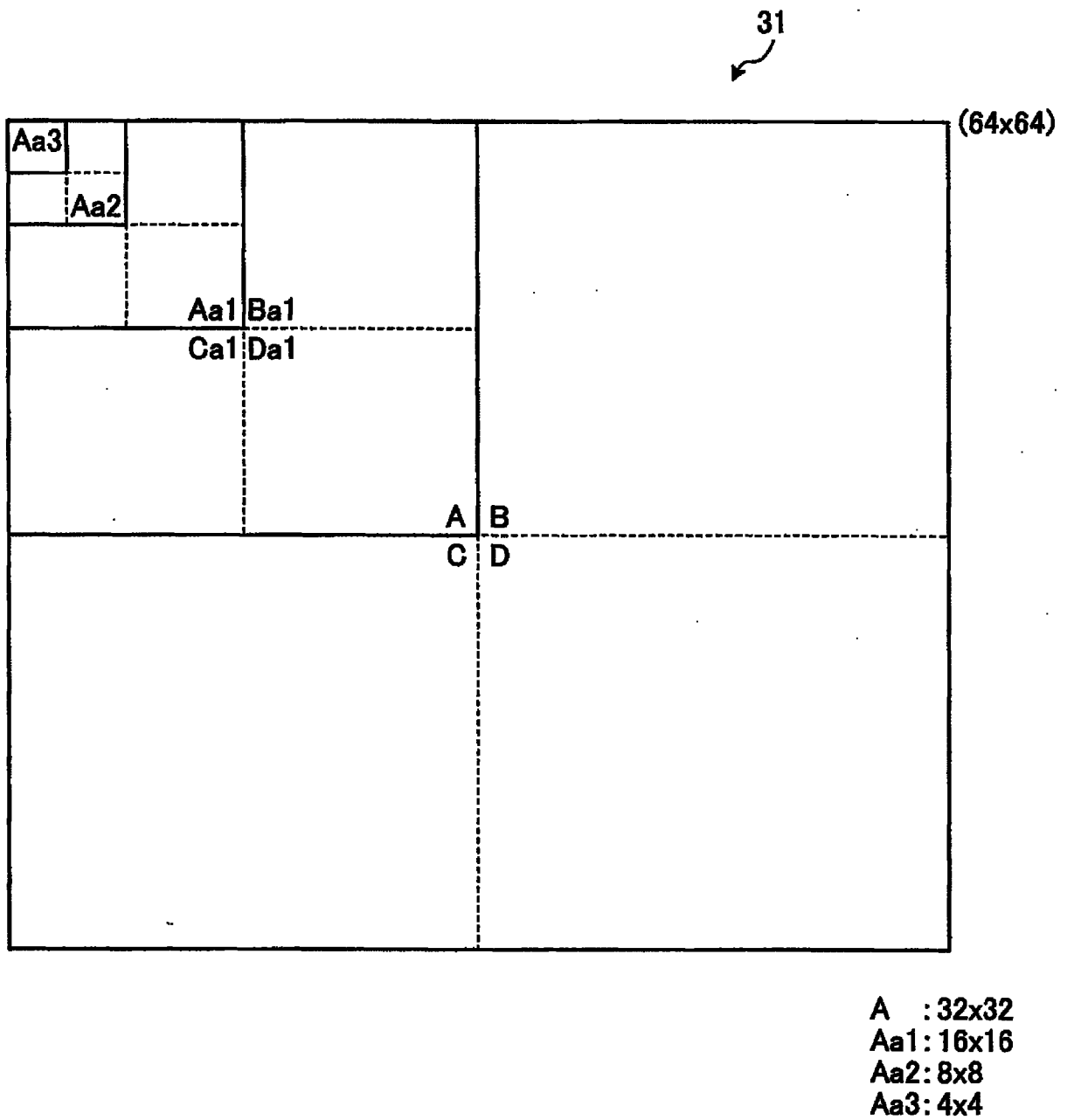


图 15

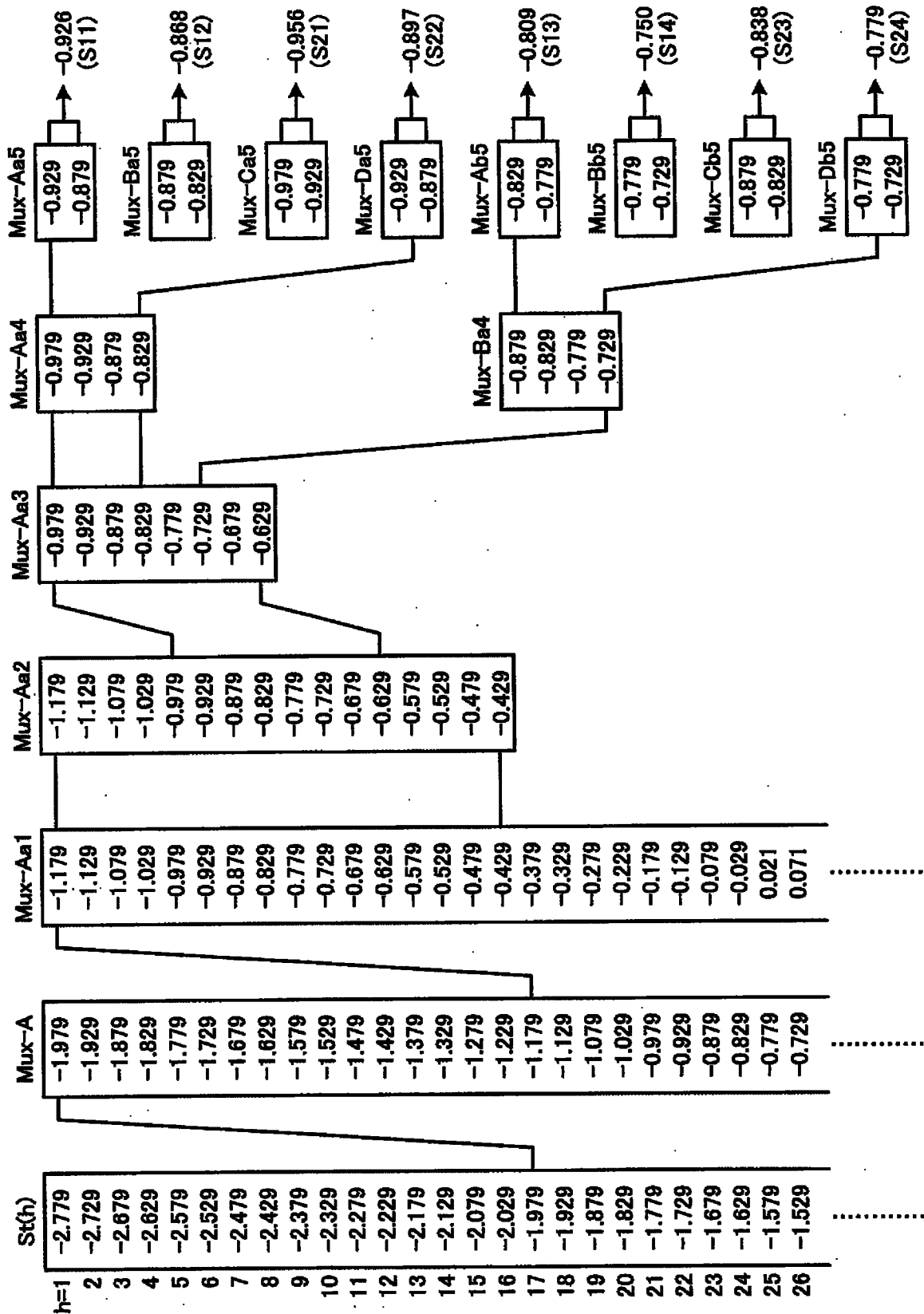


图 17

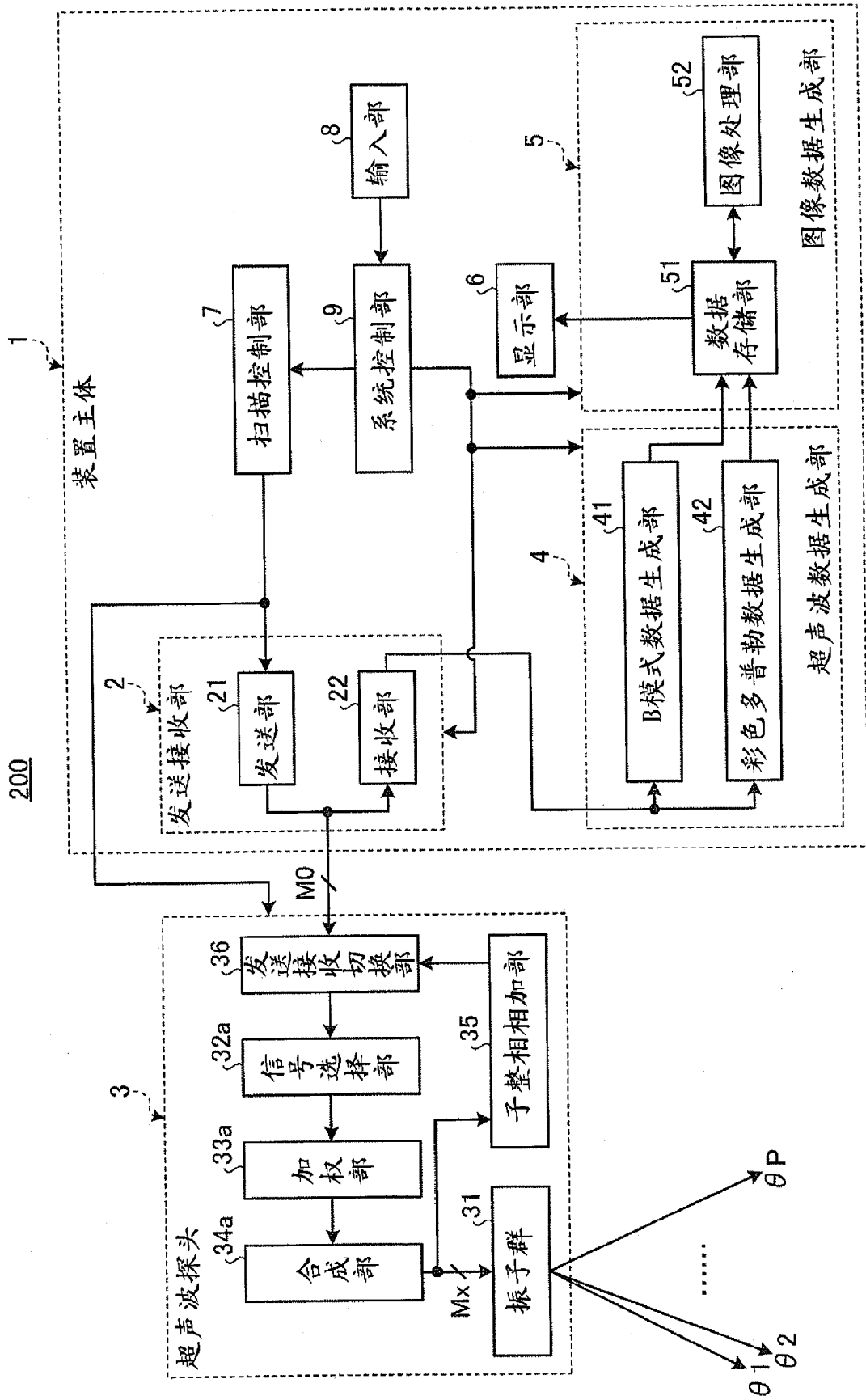


图 18

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波探头		
公开(公告)号	CN101889873A	公开(公告)日	2010-11-24
申请号	CN201010180448.8	申请日	2010-05-14
[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	宫岛泰夫		
发明人	宫岛泰夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/488 G01S7/5208 A61B8/14 G01S15/8925 G01S15/8927 G10K11/346 A61B8/06 A61B2562/028		
代理人(译)	李伟 王轶		
优先权	2009121209 2009-05-19 JP 2010089231 2010-04-08 JP		
其他公开文献	CN101889873B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波探头以及超声波诊断装置。在驱动在超声波探头中二维排列的Mx个振子向被检体的体内发送超声波脉冲时，超声波探头的信号选择部从在其延迟时间以 Δt 量子化后的状态下从自装置主体(1)的发送接收部(2)供给的Mo(Mo < Mx)个信道的驱动信号中，针对各个振子，选择具有与上述振子的驱动所需要的正确的延迟时间(理想延迟时间)最接近的延迟时间的2个毗邻驱动信号。然后，加权部对所选择的各个毗邻驱动信号使用可变电容器件进行加权处理，合成分配部对加权处理后的毗邻驱动信号进行相加合成从而生成具有上述理想延迟时间的合成驱动信号。

