



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103491880 B

(45) 授权公告日 2015. 02. 25

(21) 申请号 201380001088. 2

(22) 申请日 2013. 01. 22

(30) 优先权数据

2012-019998 2012. 02. 01 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 10. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/051167 2013. 01. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/115005 JA 2013. 08. 08

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 三宅达也

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

H04R 3/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2008/0139946 A1, 2008. 06. 12,

US 5298828 A, 1994. 03. 29,

EP 0600654 A1, 1994. 06. 08,

US 2004/0002658 A1, 2004. 01. 01,

JP 特开 2004-97588 A, 2004. 04. 02,

CN 101686826 A, 2010. 03. 31,

CN 101524283 A, 2009. 09. 09,

审查员 孙晓彤

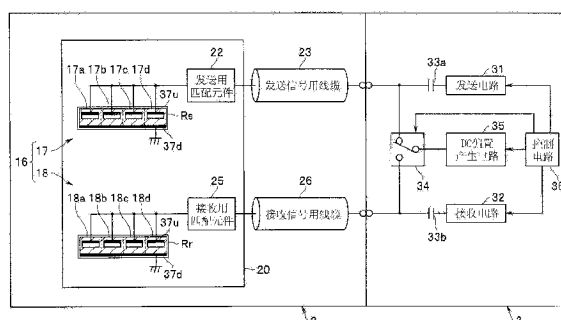
权利要求书2页 说明书17页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

超声波诊断装置具备:超声波探头,其具有电容式微加工超声波振子;超声波观测装置,其装卸自如地连接了超声波探头,具有产生超声波发送信号的发送电路和接收电路;构成电容式微加工超声波振子而由送出超声波的多个电容式发送单体构成的发送用超声波振子和由接收所送出的超声波的反射超声波并输出超声波接收信号的多个电容式接收单体构成的接收用超声波振子;发送信号用线缆,其对发送用超声波振子与发送电路之间进行连接;接收信号用线缆,其对接收用超声波振子与接收电路之间进行连接;以及第一和第二匹配部,其分别对超声波发送信号和超声波接收信号进行电阻抗的匹配。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,其具有电容式微加工超声波振子;

超声波观测装置,其以装卸自如的方式连接上述超声波探头,该超声波观测装置具有发送电路和接收电路,该发送电路产生用于从上述电容式微加工超声波振子送出超声波的超声波发送信号,该接收电路对由上述电容式微加工超声波振子接收超声波而生成的超声波接收信号进行信号处理;

发送用超声波振子和接收用超声波振子,所述发送用超声波振子和接收用超声波振子构成上述电容式微加工超声波振子,该发送用超声波振子由送出超声波的多个电容式发送单体构成,该接收用超声波振子由接收所送出的超声波的反射超声波并输出超声波接收信号的多个电容式接收单体构成;

发送信号用线缆,其将上述发送用超声波振子与上述超声波观测装置的发送电路之间进行连接;

接收信号用线缆,其将上述接收用超声波振子与上述超声波观测装置的接收电路之间进行连接;以及

第一匹配部和第二匹配部,所述第一匹配部和第二匹配部分别对由上述发送信号用线缆传送的上述超声波发送信号和由上述接收信号用线缆传送的上述超声波接收信号进行电阻抗的匹配,

其中,上述电容式微加工超声波振子是将上述多个电容式发送单体配置在规定发送区域并且将上述多个电容式接收单体配置在规定接收区域而构成的,按每个上述规定发送区域和上述规定接收区域设置上述第一匹配部和上述第二匹配部,其中,该规定发送区域被设定为发送用于生成一个像素相当的超声波束的超声波的发送区域,该规定接收区域被设定为为了获取一个像素相当的超声波束而接收从上述规定发送区域发送的超声波的反射超声波的接收区域。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

针对上述规定发送区域的上述多个电容式发送单体各自设置上述第一匹配部。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

针对上述规定接收区域的上述多个电容式接收单体各自设置上述第二匹配部。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

针对上述规定接收区域的上述多个电容式接收单体各自设置上述第二匹配部。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一匹配部设置在上述多个电容式发送单体的附近。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第二匹配部设置在上述多个电容式接收单体的附近。

7. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一匹配部和上述第二匹配部设置在上述多个电容式发送单体和上述多个电容式接收单体的附近。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备第三匹配部,该第三匹配部设置在上述超声波观测装置内的上述发送电路的输出侧和上述发送信号用线缆的输入侧端部的附近,在通过上述发送信号用线缆传送由上述

发送电路产生的上述超声波发送信号的情况下该第三匹配部进行电阻抗的匹配。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备第四匹配部,该第四匹配部设置在上述接收信号用线缆的输出侧端部和上述超声波观测装置内的上述接收电路的输入端的附近,在将由上述接收信号用线缆传送的上述超声波接收信号输入到上述接收电路的情况下该第四匹配部进行电阻抗的匹配。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述规定发送区域与上述规定接收区域是同一区域,上述多个电容式发送单体和上述多个电容式接收单体混合配置在被设定为发送和接收用于生成一个像素相当的超声波束的超声波的同一区域内。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一匹配部构成为具备第一元件以及第二元件,该第一元件具有规定的阻抗值,该第二元件的阻抗值可变,

并且,上述第二匹配部构成为具备第三元件以及第四元件,该第三元件具有规定的阻抗值,该第四元件的阻抗值可变。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第二元件和上述第四元件分别由电容的值可变的微调电容器构成。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波探头具有电子扫描方式的电容式微加工超声波振子,该电子扫描方式的电容式微加工超声波振子是从沿细长插入部的前端部的周向分别配置的 N 个上述电容式发送单体以及 N 个上述电容式接收单体依次电气地选择 M 个以用于发送动作和接收动作而构成的,其中, $M < N$,

在从上述发送信号用线缆对在上述规定发送区域配置的 M 个上述电容式发送单体传送上述超声波发送信号时,上述第一匹配部进行电阻抗的匹配,

并且,在从在在上述规定接收区域配置的 M 个上述电容式接收单体对上述接收信号用线缆传送上述超声波接收信号时,上述第二匹配部进行电阻抗的匹配。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一匹配部构成为具备第一元件以及第二元件,该第一元件具有规定的阻抗值,该第二元件的阻抗值可变,

并且,上述第二匹配部构成为具备第三元件以及第四元件,该第三元件具有规定的阻抗值,该第四元件的阻抗值可变。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

存储部,其预先存储针对作为基准的基准超声波对象物将上述第一匹配部和上述第二匹配部设定为匹配状态而获取到的超声波接收信号的基准波形以及在从上述基准波形至被允许的边界为止失配时获取到的阈值波形中的至少代表性距离下的基准和阈值信号水平的信息;以及

判断部,其根据对上述基准超声波对象物发送和接收超声波时得到的超声波接收信号的信号水平与从上述存储部读出的上述基准和上述阈值信号水平的比较来判断上述第一匹配部和上述第二匹配部是否处于匹配状态。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及使用电容式微加工超声波振子进行基于超声波的诊断的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 近年来,进行着将与压电振子不同的电容式振子(简称为C-MUT)使用于超声波振子的超声波设备的开发。

[0003] C-MUT 在上部与下部的电极之间设置真空的空间区域,通过对上部电极施加 DC 偏置电压和发送信号或者超声波发送信号来将超声波送出至检查对象部位侧,将反射回来的超声波变换为在上部膜中接收而变换为电信号的超声波回波信号(超声波接收信号或者还简称为接收信号),由此利用于基于超声波的检查、诊断。

[0004] 向 C-MUT 的发送信号和由 C-MUT 接收到的接收信号通过线缆传送,因而存在以下问题:由于 C-MUT 所具有的电容而与线缆之间产生阻抗失配,从而发送和接收灵敏度降低。

[0005] 具体地说,由于阻抗失配导致因发送信号反射而该发送信号的波形失真、实际能够施加给 C-MUT 的发送信号的电平降低,或者由于失配导致在接收到的接收信号中波形叠加、接收灵敏度降低,或者 S/N 降低。

[0006] 关于这种现象,在日本专利第 4575372 号公报的以往例中,明确记载了以下技术:以防止接收灵敏度降低为目的,在振子元件的附近设置有以将其输出与线缆的阻抗进行电匹配的方式变换为低阻抗的阻抗变换部件。

[0007] 在上述以往例中,发送和接收均构成于同一路径上,特别是,关注接收到的信号输出,设置有阻抗变换部件。但是,C-MUT 在发送时和接收时上部膜的振动特性不同,其结果是,有时 C-MUT 的阻抗特性产生差。因此,如上述以往例那样,即使通过阻抗变换部件仅对接收信号进行阻抗的匹配,也难以最大限度地有效使用 C-MUT 的特性。

[0008] 本发明是鉴于上述点而完成的,目的在于提供一种以下超声波诊断装置:在通过电容式振子(C-MUT)进行超声波的发送和接收的情况下,在发送时和接收时均进行阻抗匹配,能够获取接收灵敏度和 S/N 良好的超声波图像。

发明内容

[0009] 本发明的一个方式的超声波诊断装置具备:超声波探头,其具有电容式微加工超声波振子;超声波观测装置,其以装卸自如的方式连接上述超声波探头,该超声波观测装置具有发送电路和接收电路,该发送电路产生用于从上述电容式微加工超声波振子送出超声波的超声波发送信号,该接收电路对由上述电容式微加工超声波振子接收超声波而生成的超声波接收信号进行信号处理;发送用超声波振子和接收用超声波振子,所述发送用超声波振子和接收用超声波振子构成上述电容式微加工超声波振子,该发送用超声波振子由送出超声波的多个电容式发送单体构成,该接收用超声波振子由接收所送出的超声波的反射超声波并输出超声波接收信号的多个电容式接收单体构成;发送信号用线缆,其将上述发

送用超声波振子与上述超声波观测装置的发送电路之间进行连接；接收信号用线缆，其将上述接收用超声波振子与上述超声波观测装置的接收电路之间进行连接；以及第一匹配部和第二匹配部，所述第一匹配部和第二匹配部分别对由上述发送信号用线缆传送的上述超声波发送信号和由上述接收信号用线缆传送的上述超声波接收信号进行电阻抗的匹配。

附图说明

- [0010] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的超声波诊断装置的整体结构的图。
- [0011] 图 2 是表示发送和接收图 1 中的超声波的电路系统的结构的框图。
- [0012] 图 3 是表示匹配元件的具体电路的电路图。
- [0013] 图 4 是表示第一实施方式的变形例中的发送和接收超声波的电路系统的结构的框图。
- [0014] 图 5 是表示本发明的第二实施方式的超声波诊断装置的结构概要的图。
- [0015] 图 6 是表示本发明的第三实施方式的超声波诊断装置的结构概要的图。
- [0016] 图 7 是表示本发明中的电子扫描方式的超声波诊断装置的结构图。
- [0017] 图 8 是表示根据图 7 的控制电路的选择控制信号而生成的选择信号等的时序图。
- [0018] 图 9 是表示构成为按照在超声波发送和接收中使用的每个发送和电容式接收单体进行阻抗匹配的结构发送用超声波振子和接收用超声波振子周边部的结构的图。
- [0019] 图 10 是在第一实施方式中使步进电机的旋转角与一个像素相当的超声波发送和接收期间同步的情况下的时序图。

具体实施方式

- [0020] 下面，参照附图说明本发明的实施方式。
- [0021] （第一实施方式）
- [0022] 如图 1 所示，本发明的第一实施方式的超声波诊断装置 1 具备：超声波内窥镜 2；超声波观测装置（以下简称为观测装置）3，所述超声波内窥镜 2 的超声波连接器 7 以装卸自如的方式安装（连接）于该超声波观测装置 3；第一监视器 4，其显示由该观测装置 3 生成的超声波断层图像；内窥镜处理器 5，所述超声波内窥镜 2 的内窥镜连接器 8 以装卸自如的方式安装（连接）于该内窥镜处理器 5；以及第二监视器 6，其显示由内窥镜处理器 5 生成的内窥镜图像。
- [0023] 超声波内窥镜 2 具有被插入到体腔内的插入部 11、设置于插入部 11 的后端的操作部 12 以及从操作部 12 延伸出的超声波线缆 13 和内窥镜线缆 14。在超声波线缆 13 的末端设置有超声波连接器 7，在内窥镜线缆 14 的末端设置有内窥镜连接器 8。
- [0024] 对插入部 11 的前端部 15 内送出（发送）超声波，并且配置了接收所送出的超声波反射回来的超声波的电容式微加工超声波振子（C-MUT）16，该 C-MUT16 通过振子安装台 20 被安装于轴 19 的前端，该轴 19 贯穿插入部 11 内并旋转。
- [0025] 在本实施方式中，C-MUT 16 包括：发送用超声波振子 17，其由通过施加超声波发送信号而发送超声波的多个（在此为四个）发送电容式微加工超声波振子单元（以下称为电容式发送单体）17a-17d 构成；以及接收用超声波振子 18，其由接收反射回来的超声波而

输出超声波接收信号的多个（在此为四个）接收电容式微加工超声波振子单元（以下称为电容式接收单体）18a-18d 构成。

[0026] 接收用超声波振子 18 接收由发送用超声波振子 17 发送的超声波中在检查对象部位侧反射的超声波，因此期望发送用超声波振子 17 和接收用超声波振子 18 配置在较小距离内，在图 1 中，将发送用超声波振子 17 和接收用超声波振子 18 分别配置在前端部 15 中邻接形成的作为规定发送区域的发送用 C-MUT 单元区域（简称为发送用单元区域）Rs 和作为规定接收区域的接收用 C-MUT 单元区域（简称为接收用单元区域）Rr。

[0027] 在本实施方式中，配置了四个电容式发送单体 17a-17d 的发送用单元区域 Rs 成为如下规定发送区域：例如在如以下说明那样获取径向扫描中的一帧相当的超声波图像的情况下的各发送期间内，发送用于生成一个像素相当的超声波束的超声波。换言之，在作为发送用于生成一个像素相当的超声波束的超声波的发送区域而设定的成为规定发送区域的发送用单元区域 Rs 配置有四个电容式发送单体 17a-17d。

[0028] 另外，配置了四个电容式接收单体 18a-18d 的接收用单元区域 Rr 成为在径向扫描中获取一帧相当的超声波图像的情况下的各接收期间内接收用于获取一个像素相当的超声波束的超声波的规定接收区域。换言之，为了获取一个像素相当的超声波束，作为接收从配置在上述发送用单元区域 Rs 的四个电容式发送单体 17a-17d 发送的超声波的反射超声波（反射信号）的接收区域而设定的成为规定接收区域的接收用单元区域 Rr 配置有四个电容式接收单体 18a-18d。

[0029] 此外，在图 1 中，省略图示了电容式发送单体 17a-17d 和电容式接收单体 18a-18d 中的附图标记（参照图 2 或者图 3）。另外，配置了四个电容式发送单体 17a-17d 的发送用单元区域 Rs 的中心与配置了四个电容式接收单体 18a-18d 的接收用单元区域 Rr 的中心在包含图 1 中示出的方向 A、B 的径向扫描面上以发送和接收超声波的方向几乎一致的方式邻接配置。

[0030] 上述轴 19 的后端与设置于操作部 12 内部的旋转驱动部 21 进行连结。该旋转驱动部 21 的内部内置了电机，与中空的轴 19 一起对安装在轴 19 前端的 C-MUT 16 进行旋转驱动。

[0031] 而且，构成 C-MUT 16 的发送用超声波振子 17 在与插入部 11 的轴垂直的半径方向上将超声波进行径向扫描，并且在接收用超声波振子 18 进行径向扫描的情况下，接收反射回来的超声波。

[0032] 发送用超声波振子 17 与经由作为设置在振子安装台 20 的匹配部件（或者匹配部）的发送用匹配元件 22 来传送超声波发送信号的发送信号用线缆 23a 和端部进行连接。在图 2 等示出的结构的情况下，针对发送信号的第一匹配部件或者第一匹配部由发送用匹配元件 22 构成。

[0033] 该发送用匹配元件 22 将具有第一特性阻抗值 Z1 的发送信号用线缆 23a 的端部（输出端）通过发送用匹配元件 22 与发送用超声波振子 17 的电阻抗（简称为阻抗）进行匹配，将由发送信号用线缆 23a 传送的超声波发送信号传送（施加）到发送用超声波振子 17 侧。换言之，发送用匹配元件 22 对由发送信号用线缆 23a 传送的超声波发送信号进行阻抗匹配（阻抗匹配），降低产生反射的情况并传送到发送用超声波振子 17 侧。

[0034] 该发送信号用线缆 23a 在贯穿轴 19 的中空部内之后，经由操作部 12 内的集电环

24,在集电环 24 的外部,与贯穿超声波线缆 13 内(具有与发送信号用线缆 23a 相同的第一特性阻抗值 Z_1) 的发送信号用线缆 23b 进行电连接。此外,在图 2 中,以发送信号用线缆 23 总括表示 23a、23b。

[0035] 另外,接收用超声波振子 18 经由设置在振子安装台 20 的作为匹配部件(或者匹配部)的接收用匹配元件 25 与传送超声波接收信号的接收信号用线缆 26a 相连接。在图 2 等示出的结构的情况下,针对接收信号的第二匹配部件或者第二匹配部由接收用匹配元件 25 构成。

[0036] 该接收用匹配元件 25 将输出超声波接收信号的接收用超声波振子 18 的阻抗与具有第二特性阻抗值 Z_2 的接收信号用线缆 26a 的端部(入射端)进行匹配,使接收用超声波振子 18 所输出的超声波接收信号传送至接收信号用线缆 26a。

[0037] 换言之,接收用匹配元件 25 对从接收用超声波振子 18 输出的超声波接收信号进行阻抗匹配(阻抗匹配),降低产生反射的情况并传送至接收信号用线缆 26a 侧。

[0038] 该接收信号用线缆 26a 在贯穿轴 19 的中空部内之后,经由操作部 12 内的集电环 24,在集电环 24 的外部,与贯穿超声波线缆 13 内(具有与接收信号用线缆 26a 相同的第二特性阻抗值 Z_2) 的接收信号用线缆 26b 进行电连接。此外,在图 2 中,以接收信号用线缆 26 总括表示 26a、26b。

[0039] 此外,第一特性阻抗值 Z_1 与第二特性阻抗值 Z_2 可以相同的值也可以是不同的值。

[0040] 发送信号用线缆 23b 和接收信号用线缆 26b 经由超声波连接器 7 与设置在观测装置 3 内的发送电路 31 和接收电路 32 经由阻止施加 DC 偏置电压的作为 DC 偏置电压阻止元件的电容器 33a、33b 进行连接,并且经由开关 34 与 DC 偏置产生电路 35 进行连接。在本实施方式中,发送电路 31 输出超声波发送信号的输出端和输入超声波发送信号的发送信号用线缆 23b 的端部(输入端)被设定为阻抗值的差异小。另外,同样地,接收信号用线缆 26b 的端部(输出端)和接收电路 32 的输入端的阻抗值的差异被设定得小。针对没有设定为这种条件的情况,在后述的变形例中进行说明。

[0041] 另外,观测装置 3 对发送电路 31、接收电路 32、DC 偏置产生电路 35 的动作进行控制,并且具有对开关 34 的切换动作进行控制的控制电路 36。

[0042] 控制电路 36 在送出(发送)超声波的超声波送出期间或者超声波发送期间(以下简称为发送期间),如实线所示那样对开关 34 进行切换控制。

[0043] 而且,(在基于控制电路 36 的控制下)发送电路 31 产生脉冲状的超声波发送信号,将该发送信号与由 DC 偏置产生电路 35 产生的 DC 偏置电压进行叠加并通过发送信号用线缆 23b、23a 进行传送,经由发送用匹配元件 22 施加到构成发送用超声波振子 17 的四个电容式发送单体 17a-17d。

[0044] 图 2 示出构成发送用超声波振子 17 的四个电容式发送单体 17a-17d 的概要结构。电容式发送单体 17i ($i = a, b, c, d$) 以夹持空隙部(真空的空间区域)的方式设置有上部电极 37u 和下部电极 37d。下部电极 37d 以四个电容式发送单体 17a-17d 共用的方式导通。

[0045] 在图 2 中,示出电容式发送单体沿着水平方向的线而将四个电容式发送单体 17a-17d 形成带状的区域的形状,也可以如图 1 所示,形成如 2 行 2 列那样接近正方形的区域。此外,电容式发送单体 17i 的形状并不限于正方形那样的形状,也可以呈圆形等其它形状。

[0046] 而且,经由发送用匹配元件 22 对四个上部电极 37u 施加与 DC 偏置电压叠加的超声波发送信号,各上部膜分别进行振动而产生超声波,电容式发送单体 17a-17d 送出超声波。所送出的超声波从前端部 15 的外周面向体腔内壁侧出射,在超声波阻抗发生变化的部分中被反射。

[0047] 控制电路 36 在接收超声波的超声波接收期间(以下简称为接收期间)中,如虚线所示那样对开关 34 进行切换控制,对构成接收用超声波振子 18 的四个电容式接收单体 18a-18d 施加 DC 偏置电压,设定为接收超声波的状态。另外,控制电路 36 将接收电路 32 设定为动作状态。

[0048] 通过反复进行发送期间和接收期间(例如从第一发送期间和第一接收期间至第 N 发送期间和第 N 接收期间为止),获取到用于生成与径向扫描对应的超声波断层图像的超声波数据,在第一监视器 4 中显示超声波断层图像。

[0049] 如图 2 所示,电容式接收单体 18i 的结构与电容式发送单体 17i 的结构相同,对相同部件附加相同的附图标记,省略其说明。

[0050] 由构成与发送用超声波振子 17 邻接配置的接收用超声波振子 18 的四个电容式接收单体 18a-18d 接收从体腔内壁侧反射并入射的超声波,电容式接收单体 18a-18d 生成超声波接收信号。

[0051] 所生成的超声波接收信号经由接收用匹配元件 25 传送至接收信号用线缆 26,从接收信号用线缆 26 的输出端被输入到接收电路 32。接收电路 32 生成与机械性径向扫描对应的超声波断层图像,输出到第一监视器 4。在第一监视器 4 的显示面显示作为超声波图像的超声波断层图像。

[0052] 另外,超声波内窥镜 2 在靠近前端部 15 的基端的位置设置有作为进行照明的照明元件的发光二极管(简称为 LED)41、物镜 42 以及配置在其成像位置的摄像元件 43。

[0053] LED 41 经由贯穿插入部 11 内和内窥镜线缆 14 内的电源线 44 与内窥镜处理器 5 内的 LED 电源电路 45 相连接。LED 电源电路 45 将使 LED 41 发光的 LED 电源提供给 LED 41。

[0054] 物镜 42 使由 LED 41 照明的患部等的被摄体的光学图像成像于摄像元件 43 的摄像面。摄像元件 43 对摄像面的光学图像进行光电变换,经由贯穿插入部 11 内和内窥镜线缆 14 内的信号线 46 输出到内窥镜处理器 5 内的信号处理电路 47。信号处理电路 47 进行信号处理来生成与在摄像面成像的光学图像相当的内窥镜图像,输出到第二监视器 6,在第二监视器 6 的显示面显示内窥镜图像。

[0055] 此外,在本实施方式中,作为具有 C-MUT 的超声波探头,除了示出该超声波探头以外还示出了具备内窥镜功能的超声波内窥镜 2 的结构例,但是也可以设为不具有内窥镜功能的结构。

[0056] 图 3 示出本实施方式中的发送用匹配元件 22 和接收用匹配元件 25 的结构例。发送用匹配元件 22 和接收用匹配元件 25 使用线圈和电容器构成。

[0057] 构成发送信号用线缆 23a 的同轴线缆的端部中的外部导体与发送用超声波振子 17 的下部电极 37d 相连接,同轴线缆的端部中的中心导体经由串联连接的两个线圈 51、52 与发送用超声波振子 17 中的(并联连接的)四个电容式发送单体 17a-17d 的上部电极 37u 相连接,两个线圈 51、52 的连接点经由电容器 53 与(共同的)下部电极 37d 相连接。

[0058] 而且,使用线圈 51、52 和电容器 53 构成发送用超声波振子 17,实现并联连接的四个电容式发送单体 17a-17d 的主要的容量成分与构成发送信号用线缆 23a 的同轴线缆的主要电感成分的阻抗匹配。

[0059] 另外,接收用超声波振子 18 的下部电极 37d 与构成接收信号用线缆 26a 的同轴线缆的端部中的外部导体相连接,发送用超声波振子 17 中的(并联连接的)四个上部电极 37u 经由串联连接的两个线圈 54、55 与同轴线缆的端部中的中心导体相连接,两个线圈 54、55 的连接点经由电容器 56 与下部电极 37d 相连接。

[0060] 而且,使用线圈 54、55 和电容器 56 来构成接收用超声波振子 18,实现并联连接的四个电容式接收单体 18a-18d 的主要容量成分与构成接收信号用线缆 26a 的同轴线缆的主要电感成分的阻抗匹配。

[0061] 此外,在本实施方式中,示出构成匹配部件(或者匹配部)的线圈和电容器配置在发送用超声波振子 17 或者接收用超声波振子 18 的附近的情况,但是也可以根据构成发送用超声波振子 17 的电容式发送单体 17a-17d 或者构成接收用超声波振子 18 的电容式接收单体 18a-18d 的特性以及构成发送信号用线缆 23a 或者接收信号用线缆 26a 的同轴线缆的特性来配置在更适当的配置位置。另外,如下那样在变更了匹配部件(或者匹配部)的结构的情况下也相同。

[0062] 在图 3 中,示出使用线圈和电容器构成作为匹配部件(或者匹配部)的发送用匹配元件 22、接收用匹配元件 25 的例子,但是并不限于图 3 示出的结构的情况。例如,还能够设为以下结构:在图 3 中不使用线圈,仅将电容器与发送用超声波振子 17 或者接收用超声波振子 18 中的上部电极 37u 和下部电极 37d 并列地进行连接,并且在该电容器的两端连接同轴线缆的中心导体和外部导体。

[0063] 另外,作为匹配部件(或者匹配部)也可以使用变换阻抗的变压器。

[0064] 具有这种结构的超声波诊断装置 1 的特征在于,具备:超声波内窥镜 2,其作为具有电容式微加工超声波振子(C-MUT 16)的超声波探头;观测装置 3,其作为超声波观测装置,以装卸自如的方式连接该超声波探头,具有发送电路 31 和接收电路 32,该发送电路 31 产生用于从上述电容式微加工超声波振子送出超声波的超声波发送信号,该接收电路 32 对由上述电容式微加工超声波振子接收超声波而生成的超声波接收信号进行信号处理;构成上述电容式微加工超声波振子而由送出超声波的多个电容式发送单体 17a-17d 构成的发送用超声波振子 17 和由接收所送出的超声波的反射超声波并输出超声波接收信号的多个电容式接收单体 18a-18d 构成的接收用超声波振子 18;发送信号用线缆 23a、23b,其将上述发送用超声波振子 17 与上述超声波观测装置的发送电路 31 之间进行连接;接收信号用线缆 26a、26b,其对上述接收用超声波振子 18 与上述超声波观测装置的接收电路 32 之间进行连接;作为第一和第二匹配部的发送用匹配元件 22 和接收用匹配元件 25,其分别对由上述发送信号用线缆 23a、23b 传送的上述超声波发送信号和由上述接收信号用线缆 26a、26b 传送的上述超声波接收信号进行电阻抗的匹配。

[0065] 接着,说明本实施方式的作用。

[0066] 如图 1 所示,将超声波内窥镜 2 与观测装置 3 和内窥镜处理器 5 进行连接,将插入部 11 插入到患者的体腔内,通过由摄像元件 43 对内窥镜图像的观察,开始对患部等部位进行超声波检查。

[0067] 在第一发送期间,控制电路 36 对旋转驱动部 21 的动作进行控制,并且对发送电路 31、接收电路 32、开关 34 以及 DC 偏置产生电路 35 的动作进行控制。

[0068] 发送电路 31 产生脉冲状的超声波发送信号,对由 DC 偏置产生电路 35 产生的 DC 偏置电压叠加超声波发送信号,发送信号用线缆 23b、23a 将叠加到 DC 偏置电压的超声波发送信号传送到其前端侧。

[0069] 叠加到 DC 偏置电压的超声波发送信号还通过发送用匹配元件 22 被施加到构成发送用超声波振子 17 的电容式发送单体 17a-17d。

[0070] 在该情况下,通过发送用匹配元件 22 对发送信号用线缆 23a 的端部和构成发送用超声波振子 17(并联连接的)的电容式发送单体 17a-17d 进行阻抗匹配(matching)。

[0071] 因此,超声波发送信号不会由于阻抗失配而反射、所反射的超声波发送信号叠加到原来的超声波发送信号而信号波形失真而在接近理想的超声波发送信号的状态下被施加到(并联连接的)四个电容式发送单体 17a-17d。因此,能够降低(或者抑制)产生因信号波形的失真引起的 S/N 的降低、因超声波发送信号的反射引起的信号水平的降低。

[0072] 四个电容式发送单体 17a-17d 分别产生超声波,从上部膜侧送出所产生的超声波。通过对多个(在具体例中四个)电容式发送单体 17a-17d 进行驱动,能够增加所送出的超声波的强度。

[0073] 所送出的超声波进入到体腔内的患部等内壁内部(内壁深部)侧,在超声波阻抗(声音阻抗)发生变化的部分进行反射,作为反射超声波而返回到电容式发送单体 17a-17d 侧。此外,当成为脉冲状地产生超声波发送信号之后的第一接收期间时,控制电路 36 切换开关 34,将 DC 偏置电压施加到接收信号用线缆 26b、26a。而且,控制电路 36 将接收电路 32 设定为动作状态。

[0074] 与电容式发送单体 17a-17d 邻接地配置构成接收用超声波振子 18 的电容式接收单体 18a-18d。因而,由构成接收用超声波振子 18 的电容式接收单体 18a-18d 接收返回来的反射超声波,该反射超声波变换为超声波接收信号,从电容式接收单体 18a-18d 输出。

[0075] 从电容式接收单体 18a-18d 输出的超声波接收信号通过接收用匹配元件 25 被输入到接收信号用线缆 26a 的端部。

[0076] 在该情况下,通过接收用匹配元件 25 对电容式接收单体 18a-18d 的阻抗和接收信号用线缆 26a 的端部的阻抗进行阻抗匹配,因此不会由于阻抗失配而信号波形失真,超声波接收信号被传送到接收信号用线缆 26a 侧。因此,能够防止因信号波形的失真引起的 S/N 的降低、接收灵敏度的降低。

[0077] 传送到该接收信号用线缆 26a 的超声波接收信号经由接收信号用线缆 26b 被输入到接收电路 32。

[0078] 接收电路 32 对所输入的超声波信号进行图像处理,作为第一声线数据存储到存储器。当第一接收期间结束时,成为第二发送期间而开关 34 也被切换。

[0079] 通过旋转驱动部 21 使 C-MUT 16 进行旋转,因此 C-MUT 16 中的发送和接收超声波的方向成为与第一发送期间的情况稍不同的方向。第二发送期间内的动作与第一发送期间的情况相比仅超声波的发送方向不同,从而成为相同的动作。

[0080] 在该第二发送期间之后成为第二接收期间,在该情况下与第一接收期间的情况相比也仅超声波的接收方向不同,从而成为相同的动作。因而,在该情况下,在存储器中存储

第二声线数据。

[0081] 这样,直到第N发送期间和第N接收期间为止反复进行相同的动作,从与径向扫描对应的N个声线数据生成作为超声波图像的超声波断层图像,被输出到第一监视器4。在第一监视器4的显示面显示超声波断层图像,在该超声波断层图像中,超声波发送信号、超声波接收信号中的反射的发生、信号波形的失真少,因而接收灵敏度高,并且S/N良好。

[0082] 这样,在本实施方式中,具备匹配部件(或者匹配部),该匹配部件(或者匹配部)分别对发送超声波时的超声波发送信号和接收超声波时的超声波接收信号进行电阻抗的匹配。另外,为了进行超声波的发送和超声波的接收,分别设置了专用的发送用超声波振子17和接收用超声波振子18。

[0083] 因而,根据本实施方式,能够防止产生由发送超声波时和接收超声波时的任一个阻抗失配引起的接收灵敏度的降低等,能够获取到接收灵敏度和S/N良好的超声波图像。更具体地进行说明,根据本实施方式,降低因阻抗失配引起的超声波发送信号的反射导致的信号波形的失真,并且能够防止因反射引起的超声波的强度降低,并且降低将由接收用超声波振子18接收而生成的超声波接收信号经由接收信号用线缆26a、26b传送到接收电路32侧的情况下的因阻抗失配引起的反射导致的信号波形的失真,并且能够防止信号强度降低,能够获取S/N良好的超声波图像。另外,根据本实施方式,能够获取S/N良好的超声波图像,因此根据超声波图像的观察来进行诊断的手术师容易地进行适当的诊断。

[0084] 另外,在发送超声波时和接收超声波时分别使用专用的发送用超声波振子17和接收用超声波振子18,因此能够以比兼用发送和接收的情况更适当的特性进行超声波的发送和超声波的接收,并且还能够在更适当地进行该情况下的阻抗匹配。因而,根据本实施方式,能够在比以往例更接近理想的状态下进行超声波的发送和超声波的接收。

[0085] 图4示出本实施方式的变形例中的发送和接收超声波的电路系统的结构。在上述第一实施方式中,说明了发送电路31的输出端的阻抗值与发送信号用线缆23b的输入端的阻抗值的差异小,并且接收信号用线缆26b的输出端的阻抗值与接收电路32的输入端的阻抗值的差异小。

[0086] 在这些阻抗值的差异不小的情况下,如图4所示,设为以下结构即可:在发送电路31的输出端与发送信号用线缆23b的输入端之间配置第二发送信号用匹配元件61,并且在接收信号用线缆26b的输出端与接收电路32的输入端之间配置第二接收信号用匹配元件62。在该情况下,也可以将第二发送信号用匹配元件61和第二接收信号用匹配元件62例如设置于图1示出的超声波连接器7的内部。在图4示出的结构的情况下,针对发送信号的第一匹配部件或者第一匹配部是由发送信号用匹配元件22和第二发送信号用匹配元件61构成的,针对接收信号的第二匹配部件或者第二匹配部是由接收信号用匹配元件25和第二接收信号用匹配元件62构成的。

[0087] 此外,在图4中,将在图2等中示出的多个电容式发送单体17a-17d和多个电容式接收单体18a-18d分别简化为一个发送用超声波振子17和接收用超声波振子18来示出。另外,在图4中省略示出控制电路36。

[0088] 第二发送信号用匹配元件61和第二接收信号用匹配元件62也可以通过使用了图3示出的线圈和电容器的发送用匹配元件22和接收用匹配元件25来构成,也可以通过电容器来构成,还可以通过其它公知的元件来构成。

[0089] 如图 4 所示,还设置第二发送信号用匹配元件 61 和第二接收信号用匹配元件 62,来能够降低从发送电路 31 对发送信号用线缆 23 侧传送(输出)超声波发送信号的情况下(因阻抗失配引起)的信号波形的失真等,并且能够降低将超声波接收信号从接收信号用线缆 26 输入到接收电路 32 的情况下(因阻抗失配引起)的信号波形的失真等。

[0090] 因而,除了具有上述第一实施方式的效果以外,还能够获取接收灵敏度和 S/N 更良好的超声波图像。

[0091] (第二实施方式)

[0092] 图 5 示出本发明的第二实施方式的超声波诊断装置 1B 中的概要结构。该超声波诊断装置 1B 具有超声波探头 71、观测装置 3 以及第一监视器 4。

[0093] 在图 1 中具备超声波内窥镜 2,但是在本实施方式中,作为代替使用了超声波探头 71。该超声波探头 71 构成为不具有图 1 的超声波内窥镜 2 中的内窥镜功能(LED 41 和物镜 42 以及摄像元件 43)的结构。此外,在图 5 中,省略示出旋转驱动部 21 等。

[0094] 在上述第一实施方式中,发送用单元区域 Rs 内的四个电容式发送单体 17a-17d 在一个发送用匹配元件 22 中共同进行阻抗匹配,并且接收用单元区域 Rr 内的四个电容式接收单体 18a-18d 在一个接收用匹配元件 25 中共同进行阻抗匹配。

[0095] 与此相对,在本实施方式中,以发送用单元区域 Rs 内的各电容式发送单体 17i 单位(即按照每个各电容式发送单体 17i)通过发送用匹配元件 22i 进行阻抗匹配,以接收用单元区域 Rr 内的各电容式接收单体 18i 单位通过接收用匹配元件 25i 进行阻抗匹配。

[0096] 例如,发送用单元区域 Rs 内的电容式发送单体 17a(的上部电极 37u 和下部电极 37d)通过配置在该电容式发送单体 17a 附近或者其附近的发送用匹配元件 22a 进行阻抗匹配,与构成发送信号用线缆 23a 的同轴线缆的端部的中心导体和外部导体相连接。其它电容式发送单体 17b-17d 也相同。

[0097] 另外,例如接收用单元区域 Rr 内的电容式接收单体 18a(的上部电极 37u 和下部电极 37d)通过配置在该电容式接收单体 18a 附近的接收用匹配元件 25a 进行阻抗匹配,与构成接收信号用线缆 26a 的同轴线缆的端部的中心导体和外部导体相连接。其它电容式接收单体 18b-18d 也相同。

[0098] 此外,发送用匹配元件 22i 与接收用匹配元件 25i 例如可以通过图 3 示出的线圈和电容器来构成,也可以通过电容器构成,还可以通过其它公知的元件构成。

[0099] 关于观测装置 3 的结构,在图 1 中进行了说明,因此省略其说明。

[0100] 根据本实施方式,在发送用单元区域 Rs 内的多个(在具体例中四个)电容式发送单体 17a-17d 中,即使在其特性(例如阻抗值)存在偏差的情况下,也能够根据各个电容式发送单体 17i 的特性通过发送用匹配元件 22i 与发送信号用线缆 23a 进行阻抗匹配。

[0101] 另外,根据本实施方式,在接收用单元区域 Rr 内的多个(在具体例中四个)电容式接收单体 18a-18d 中,即使在其特性(例如阻抗值)存在偏差的情况下,也能够根据各个电容式接收单体 18i 的特性通过接收用匹配元件 25i 与接收信号用线缆 26a 进行阻抗匹配。

[0102] 因而,具有与第一实施方式相同的效果,并且具有能够进一步提高接收灵敏度和 S/N 的效果。此外,即使在本实施方式中,也可以设置图 4 示出的第二发送用匹配元件 61 和第二接收用匹配元件 62。

[0103] (第三实施方式)

[0104] 图6示出本发明的第三实施方式的超声波诊断装置1C中的概要结构。该超声波诊断装置1C具有超声波探头71C、观测装置3以及第一监视器4。

[0105] 在图5示出的超声波诊断装置1B中,发送用单元区域Rs与接收用单元区域Rr邻接形成,但是在本实施方式中在图5示出的超声波探头71中在具有与发送用单元区域Rs或者接收用单元区域Rr相同尺寸的发送/接收单体区域Rs/Rr内混合配置电容式发送单体17a、17c和电容式接收单体18b、18d而形成超声波探头71C。

[0106] 电容式发送单体17a、17c分别通过发送用匹配元件22a、22c与发送信号用线缆23a进行阻抗匹配,并且电容式接收单体18b、18d分别通过接收用匹配元件25b、25d与接收信号用线缆26a进行阻抗匹配。

[0107] 其它结构与图5示出的结构相同。

[0108] 根据本实施方式,使为了生成超声波图像中的一个像素相当的信息而发送超声波的发送区域与为了获取一个像素相当的信息而接收超声波的接收区域共同化,因此能够获取到分辨率高的超声波图像。

[0109] 另外,与第二实施方式的情况同样地,即使在发送/接收单体区域Rs/Rr内的电容式发送单体17a、17c之间以及电容式接收单体18b、18d之间在阻抗值存在偏差的情况下,也能够根据各个电容式发送单体17a、17c和电容式接收单体18b、18d的特性来进行阻抗匹配。因此,能够获取到接收灵敏度和S/N良好的超声波图像。

[0110] 此外,即使在本实施方式中,也可以设置图4示出的第二发送用匹配元件61和第二接收用匹配元件62。

[0111] 在上述实施方式中,说明了将C-MUT 16机械地扫描的超声波诊断装置,但是本发明还能够应用于将C-MUT电气地扫描的超声波诊断装置。

[0112] 图7例如示出代替图1的C-MUT 16机械(mechanical)地扫描的超声波诊断装置1而图1的C-MUT 16电气地扫描的第一实施方式的第二变形例的超声波诊断装置1D的结构。该超声波诊断装置1D代替图1的超声波诊断装置1中的内窥镜2而具备内窥镜2D。该内窥镜2D邻接设置了沿着前端部15的外周面构成C-MUT 16的发送用超声波振子17和接收用超声波振子18。另外,发送用超声波振子17和接收用超声波振子18分别由沿着(圆形)行配置了n个电容式发送单体17a-17n、电容式接收单体18a-18n的超声波振子阵列构成。此外,分别配置了电容式发送单体17a-17n、电容式接收单体18a-18n的圆环形状的区域形成与超声波的扫描区域整体对应的发送用单元区域和接收用单元区域。而且,在本变形例中,如在后文中所述,与时间上发生变化的超声波的扫描方向相应地发送用单元区域Rs1和接收用单元区域Rr1产生移动(变化)。因此,随着发送用单元区域Rs1和接收信用单元区域Rr1的移动,电容式发送单体17k和电容式接收单体18k也移动。

[0113] 另外,电容式发送单体17j($j = a, b, c, \dots, n$)例如与配置在前端部15内的第一多路转接器81A的n个端子相连接,被施加由从控制电路36起的线缆80传送的作为(与上述发送期间同步的)选择控制信号的时钟(模式信号)的解码器84A被设置在第一多路转接器81A附近。该解码器84A根据所施加(输入)的时钟来生成选择信号,将所生成的选择信号输出到第一多路转接器81A,该第一多路转接器81A根据选择信号来依次从n个选择多个(例如三个)。对选择出的三个电容式发送单体17k($k = a, b, c; b, c, d; c, d, e, \dots$)

中,在由发送信号用线缆 23 叠加了 DC 偏置电压的状态下施加来自发送电路 31 的超声波发送信号。这样,当被输入选择控制信号时,解码器 84A 针对第一多路转接器 81A 生成选择信号,该选择信号选择使用于超声波的发送的多个(在具体例中三个)电容式发送单体 17k。

[0114] 发送信号用线缆 23 传送来自连接了超声波连接器 7 的观测装置 3 的超声波发送信号和 DC 偏置电压,经由配置在前端部 15 内的第一多路转接器 81A 和发送用超声波振子 17 的附近的构成匹配部件(或者匹配部)的发送用匹配元件 82,施加到由第一多路转接器 81A 选择的三个电容式发送单体 17k。

[0115] 此外,第一多路转接器 81A 按照如下状况排列的顺序来依次选择三个电容式发送单体 17k:在与选择控制信号中的第一发送期间同步的第一时钟的 H 电平的期间根据来自解码器 84A 的选择信号来选择电容式发送单体 17a、17b、17c,在第二时钟的 H 电平的期间选择电容式发送单体 17b、17c、17d,并且在第三时钟的 H 电平的期间选择电容式发送单体 17c、17d、17e。图 8 示出施加(输入)到解码器 84A 的作为选择控制信号的时钟以及从解码器 84A 输出的选择信号的动作说明用的时序图。作为选择控制信号的第一、第二、...时钟(简称为第一 CLK、第二 CLK、...)与第一、第二、...发送期间(T_{s1} 、 T_{s2} 、...)同步地输出。解码器 84A 根据这种时钟生成作为选择信号的三个单体选择信号 85a、85b、85c 而输出到对第一多路转接器 81A 的选择进行控制的三个选择控制端子。此外,并未图示,解码器 84A(后述的解码器 84B 也相同)通过对时钟进行计数的环形计数器和将时钟相加的加法电路等构成。在图 8 中根据未图示的基准时钟生成将 H 电平和 L 电平的期间分别与发送期间和接收期间同步地作为选择控制信号的时钟。

[0116] 当被输入与作为最初的发送期间的第一发送期间 T_{s1} 同步地作为选择控制信号的第一时钟时,解码器 84A 对其上升沿进行计数而从第一输出端作为输出值(计数值)将仅 1 比特的位的 H 电平的单体选择信号 85a 输出到第一多路转接器 81A 的选择控制端子,从第二输出端作为输出值将(对来自第一输出端的 1 比特加上 1 比特得到的)2 比特的 H 电平的单体选择信号 85b 输出到第一多路转接器 81A 的选择控制端子,从第三输出端作为输出值将(对来自第二输出端的 2 比特加上 1 比特得到的)3 比特的 H 电平的单体选择信号 85c 输出到第一多路转接器 81A 的选择控制端子。第一多路转接器 81A 被设定为根据由解码器 84A 输出的作为单体选择信号 85a、85b、85c 的输出值的比特数,选择三个电容式发送单体 17k。例如,被设定为在单体选择信号 85a(85b、85c 也相同)的比特数 B_a 为 $B_a = 1$ 比特的情况下选择电容式发送单体 17a,在 $B_a = 2$ 比特的情况下选择电容式发送单体 17b, ..., 在 $B_a = n$ 比特的情况下选择电容式发送单体 17n。此外,如上所述, n 表示电容式发送单体数。

[0117] 另外,解码器 84A 被设定为:当比特数 B_a 为 $B_a = n$ 时,紧接着被输入下一个第 $(n+1)$ 个时钟之前将比特数 B_a 复位至 0,当被输入第 $(n+1)$ 个时钟时再次输出 1 比特的单体选择信号 85a。因而,在单体选择信号 85a、85b、85c 的比特数分别为 1、2、3 比特的情况下,第一多路转接器 81A 选择成为第一、第二、第三排列顺序的电容式发送单体 17a、17b、17c。

[0118] 另外,当作为与第二发送期间 T_{s2} 同步的选择控制信号而被输入第二时钟时,从第一输出端作为输出值将(对前一次的 1 比特加上 1 比特而得到的)2 比特的 H 电平的单体选择信号 85a 输出到第一多路转接器 81A,从第二输出端作为输出值将(对来自第一输出端的 2 比特加上 1 比特而得到的)3 比特的 H 电平的单体选择信号 85b 输出到第一多路转接器 81A,从第三输出端作为输出值将(对来自第二输出端的 3 比特加上 1 比特而得到的)4

比特的 H 电平的单体选择信号 85c 输出到第一多路转接器 81A。因而,在该情况下,第一多路转接器 81A 选择作为第二、第三、第四排列顺序的电容式发送单体 17b、17c、17d。按照这种状况排列的顺序依次选择三个电容式发送单体 17k。而且,所选择的三个电容式发送单体 17k 以放射状发送超声波,将超声波(束)进行径向扫描。在本变形例中,用于生成一个像素相当的超声波束的发送用单元区域 Rs1 由三个电容式发送单体 17k 形成,发送用单元区域 Rs1 与在形成对超声波进行径向扫描的情况下的发送区域的发送用超声波振子 17(即 n 个电容式发送单体 17a-17n)内发送超声波的方向(或者放射状的窄区域)相应地移动。但是,按照发送超声波的方向(或者放射状的窄区域),确定规定的发送用单元区域 Rs1。与此相对,在第一实施方式中,即使在发送超声波的方向发生变化,发送用单元区域 Rs 也是共同的。

[0119] 上述发送用匹配元件 82 例如使具有第一特性阻抗值 Z1 的发送信号用线缆 23 的端部(输出端)与通过该发送用匹配元件 82 使用于超声波发送的三个并联连接的电容式发送单体 17k 的阻抗进行匹配,将由发送信号用线缆 23 传送的超声波发送信号传送(施加)到电容式发送单体 17k。换言之,发送用匹配元件 82 对由发送信号用线缆 23 传送的超声波发送信号进行阻抗匹配(阻抗匹配),降低产生反射的情况而施加到构成发送用超声波振子 17 的三个电容式发送单体 17k。此外,在图 7 的图示例中与由一个发送用匹配元件 82 选择的三个并联连接的电容式发送单体 17k 的阻抗进行匹配,但是也可以按照所选择的每一个电容式发送单体 17k 进行阻抗匹配。另外,在按照每一个电容式发送单体 17k 进行阻抗匹配的情况下,如图 9 所示也可以使用三个同轴线缆来构成发送信号用线缆 23。

[0120] 如图 9 所示,构成发送信号用线缆 23 的三个同轴线缆 23-1、23-2、23-3 的端部分别经由用于与一个电容式发送单体 17k 进行匹配的发送用匹配元件 82-1、82-2、82-3 分别与由第一多路转接器 81A 选择的各电容式发送单体 17k 进行连接。在设为三个同轴线缆 23-1、23-2、23-3 的情况下,也可以设为如两点划线所示那样将其近侧端部与构成发送电路 31 的三个发送电路 31-1、31-2、31-3 分别进行连接。省略图示电容器 33a。

[0121] 同样地,电容式接收单体 18j(j = a, b, c, ..., n)例如与配置在前端部 15 内的第二多路转接器 81B 的 n 个端子相连接,被施加由从控制电路 36 起的线缆 80 传送的选择控制信号的解码器 84B 被设置于第二多路转接器 81B 附近。该解码器 84B 根据所施加(输入)的选择控制信号生成选择信号,将所生成的选择信号输出到第二多路转接器 81B,该第二多路转接器 81B 根据选择信号来选择 n 个至多个(例如三个)。所选择的三个电容式接收单体 18k 接收径向扫描的情况下的超声波,生成超声波接收信号。这样,当被输入选择控制信号时,解码器 84A 对第二多路转接器 81B 生成选择信号,该选择信号选择使用于超声波的接收的多个(在具体例中三个)电容式接收单体 18k。

[0122] 由三个电容式接收单体 18k 生成的超声波接收信号构成匹配部件(或者匹配部),经由配置在接收用超声波振子 18 附近的接收用匹配元件 83,通过接收信号用线缆 26 在叠加了 DC 偏置电压的状态下对接收电路 32 传送超声波接收信号。

[0123] 这样,接收信号用线缆 26 将由通过第二多路转接器 81B 选择的三个电容式发送单体 17k 生成的超声波接收信号,经由接收用匹配元件 83,通过接收信号用线缆 26 对观测装置 3 内的接收电路 32 传送超声波接收信号。

[0124] 此外,第二多路转接器 81B 与第一多路转接器 81A 的情况类似地在与选择控制信

号中的第一接收期间同步的第一时钟的 L 电平的期间根据来自解码器 84B 的选择信号来选择电容式接收单体 18a、18b、18c、在第二时钟的 L 电平的期间选择电容式接收单体 18b、18c、18d、并且在第三时钟的 L 电平的期间选择电容式接收单体 18c、18d、18e 这种状况下,按照电容式接收单体 18j 的排列顺序依次选择三个电容式接收单体 18k。图 8 还表示施加(输入)到解码器 84B 的选择控制信号和从解码器 84B 输出的选择信号的动作说明用的时序。该情况下的动作成为以下那样与上述发送期间的与解码器 84A 相关联的说明类似的动作。

[0125] 如图所示,第一、第二、...时钟的 L 电平作为选择控制信号与第一、第二、...接收期间 Tr_1 、 Tr_2 、...同步地被输出。解码器 84B 根据这种时钟的下降沿生成构成选择信号的三个单体选择信号 86a、86b、86c 而输出到第二多路转接器 81B 的选择控制端子。

[0126] 当作为与成为最初的接收期间的第一接收期间 Tr_1 同步的选择控制信号而被输入第一时钟时,解码器 84B 从第一输出端作为输出值(计数值)仅将 1 比特的 H 电平的单体选择信号 86a 输出到第二多路转接器 81B 的选择控制端子,从第二输出端作为输出值将(对来自第一输出端的 1 比特加上 1 比特而得到的)2 比特的 H 电平的单体选择信号 86b 输出到第二多路转接器 81B 的选择控制端子,从第三输出端作为输出值将(对来自第二输出端的 2 比特加上 1 比特而得到的)3 比特的 H 电平的单体选择信号 86c 输出到第二多路转接器 81B 的选择控制端子。第二多路转接器 81B 被设定为根据由解码器 84B 输出的作为单体选择信号 86a、86b、86c 的输出值的比特数来选择三个电容式接收单体 18k。例如,被设定为在单体选择信号 86a(86b、86c 也相同)的比特数 Bb 为 $Bb = 1$ 比特的情况下在电容式接收单体 18a、 $Bb = 2$ 比特的情况下在电容式接收单体 18b、...、 $Bb = n$ 比特的情况下分别选择电容式接收单体 18n。此外,如上所述, n 表示电容式接收单体数。

[0127] 另外,解码器 84B 被设定为当比特数 Bb 成为 $Bb = n$ 时,在即将要被输入下一个第 $(n+1)$ 个时钟之前将比特数 Bb 复位至 0,当被输入第 $(n+1)$ 个时钟时在此输出 1 比特的单体选择信号 86b。因而,在单体选择信号 86a、86b、86c 的比特分别为 1、2、3 比特的情况下,第二多路转接器 81B 选择成为第一、第二、第三排列顺序的电容式接收单体 18a、18b、18c。

[0128] 另外,当作为与第二接收期间 Tr_2 同步的选择控制信号而被输入第二时钟时,从第一输出端作为输出值将(对前一次 1 比特加上 1 比特而得到的)2 比特的 H 电平的单体选择信号 86a 输出到第二多路转接器 81B,从第二输出端作为输出值将(对来自第一输出端的 2 比特加上 1 比特而得到的)3 比特的 H 电平的单体选择信号 86b 输出到第二多路转接器 81B,从第三输出端作为输出值将(对来自第二输出端的 3 比特加上 1 比特而得到的)4 比特的 H 电平的单体选择信号 86c 输出到第二多路转接器 81B。因而,在该情况下,第二多路转接器 81B 选择成为第二、第三、第四排列顺序的电容式接收单体 18b、18c、18d。按照在这种状况下排列的顺序依次选择三个电容式接收单体 18k。

[0129] 而且,所选择的三个电容式接收单体 18k 接收进行径向扫描的情况下的超声波。在本变形例中,用于生成一个像素相当的超声波接收信号的接收用单元区域 Rr_1 由三个电容式接收单体 18k 形成,与上述发送用单元区域 Rs_1 的情况同样地,与在形成径向扫描的超声波的接收区域的接收用超声波振子 18(即 n 个电容式接收单体 18a-18n)内接收超声波的方向(或者放射状的窄区域)相应地移动。但是,按照接收超声波的方向(或者放射状的窄区域),来确定规定的接收用单元区域 Rr_1 。与此相对,在第一实施方式中,即使接收超

声波的方向发生变化,接收用单元区域 R_r 也是共同的。

[0130] 上述接收用匹配元件 83 使输出超声波接收信号的三个电容式接收单体 18k 的阻抗与具有第二特性阻抗值 Z_2 的接收信号用线缆 26 的端部(入射端)进行匹配,通过接收信号用线缆 26 传送由三个电容式接收单体 18k 输出的超声波接收信号。

[0131] 换言之,接收用匹配元件 83 对从三个电容式接收单体 18k 输出的超声波接收信号进行阻抗匹配(阻抗匹配),降低产生反射的情况而传送到接收信号用线缆 26 侧。此外,在图 7 的图示例中通过一个接收用匹配元件 83 使所选择的三个并联连接的电容式接收单体 18k 的阻抗与接收信号用线缆 26 进行匹配,但是也可以按照所选择的每一个电容式接收单体 18k 分别进行阻抗匹配。另外,在按照每一个电容式接收单体 18k 来进行阻抗匹配的情况下,如图 9 所示,也可以通过三个同轴线缆来构成接收信号用线缆 26。

[0132] 如图 9 所示,构成接收信号用线缆 26 的三个同轴线缆 26-1、26-2、26-3 的端部分别经由接收用匹配元件 83-1、83-2、83-3 分别与由第二多路转接器 81B 选择的各电容式接收单体 18k 相连接。在三个同轴线缆 26-1、26-2、26-3 的情况下,也可以构成为如两点划线所示那样将其近侧端部分别与由接收电路 32 构成的三个接收电路 32-1、32-2、32-3 进行连接。省略图示电容器 33b。

[0133] 此外,在图 7、图 9 中,作为发送用单元区域 R_{s1} 和接收用单元区域 R_{r1} ,示出根据选择信号来最初选择的电容式发送单体 17k($k = a, b, c$) 和电容式接收单体 18k。用于生成一个像素的发送用单元区域 R_{s1} 和接收用单元区域 R_{r1} 如上所述那样根据选择信号依次进行移动。而且,以获取一帧相当的超声波图像为周期,反复进行同样的动作。其它结构与上述第一实施方式相同,省略其说明。

[0134] 此外,根据由上述第 j 发送期间 T_{sj} 和第 j 接收期间 T_{rj} 构成的第 j 发送和接收期间 T_j 中的超声波接收信号来生成一个像素相当的超声波断层图像。在此,为 $j = 1, 2, \dots, n$ 。

[0135] 除了在第一实施方式中将机械地扫描超声波的动作变更为电气地扫描超声波的动作以外,本变形例的动作基本上与第一实施方式的动作相同。即使在本变形例中,在第一发送期间 T_{s1} 内,在将从发送电路 31 叠加到 DC 偏置电压的超声波发送信号经由发送信号用线缆 23 传送到三个电容式发送单体 17a、17b、17c 的情况下,也通过设置于发送信号用线缆 23 的端部的发送用匹配元件 82 施加到构成发送用超声波振子 17 的电容式发送单体 17a、17b、17c。

[0136] 在该情况下,如图 7 所示,通过发送用匹配元件 82 对发送信号用线缆 23 的端部和构成发送用超声波振子 17 的(并联连接的)三个电容式发送单体 17a、17b、17c 进行阻抗匹配(matching)。另外,在图 9 中按照各电容式发送单体 17a、17b、17c 的每个电容式发送单体来进行阻抗匹配(matching)。

[0137] 因此,超声波发送信号不会由于阻抗失配而反射、所反射的超声波发送信号叠加到原来的超声波发送信号而信号波形失真,在接近理想的超声波发送信号的状态下施加到(并联连接的)三个电容式发送单体 17a、17b、17c。因此,能够降低(或者抑制)由信号波形的失真引起的 S/N 的降低、由超声波发送信号的反射引起的信号水平的降低。

[0138] 另外,在第一发送期间 T_{s1} 的后续的第一接收期间 T_{r1} 中,从电容式接收单体 18a、18b、18c 输出的超声波接收信号通过接收用匹配元件 83 被输入到接收信号用线缆 26 的端

部。

[0139] 在该情况下,通过接收用匹配元件 83 对电容式接收单体 18a、18b、18c 的阻抗和接收信号用线缆 26 的端部的阻抗进行阻抗匹配,因此不会由于阻抗失配而信号波形失真,超声波接收信号被传送到接收信号用线缆 26 侧。因此,能够防止由信号波形的失真引起的 S/N 的降低、接收灵敏度的降低。

[0140] 传送到该接收信号用线缆 26 的超声波接收信号经由接收信号用线缆 26 被输入到接收电路 32。

[0141] 接收电路 32 对所输入的超声波信号进行图像处理,作为第一声线数据存储在存储器。当第一接收期间 Tr1 结束时,成为第二发送期间 Ts2 而开关 34 也被切换。而且,发送和接收超声波的方向成为与第一发送期间 Ts1 的情况稍微不同的方向。第二发送期间 Ts2 内的动作与第一发送期间 Ts1 的情况相比仅超声波的发送方向不同,从而成为相同的动作。另外,第二接收期间 Tr2 的动作也与第一接收期间 Tr1 的情况相比仅超声波的接收方向稍微不同,从而成为相同的动作。

[0142] 因而,图 7 的超声波诊断装置 1D 具有与图 1 示出的第一实施方式大致相同的效果。此外,在上述说明中作为选择多个电容式发送单体 17k 和多个电容式接收单体 18k 的例子以选择三个的情况进行了说明,但是也可以选择一个、或者三个以外的多个。另外,在径向扫描的情况下进行了说明,但是并不限于径向扫描的情况,也可以进行其它扫描、例如凸面扫描。

[0143] 另外,在图 7-图 9 中说明的本变形例在应用于图 1 的第一实施方式中的电子扫描的情况下进行了说明,但是还能够应用于其它实施方式等。

[0144] 另外,在第一实施方式的机械扫描的情况下,也可以进行以下扫描。在第一实施方式的机械扫描的情况下,作为旋转驱动部 21 内的电机,也可以使用每次经过四个电容式发送单体 17a-17d 的一个像素相当的发送期间 Tsj 和四个电容式接收单体 18a-18d 的一个像素相当的接收期间 Trj 时以步进状地旋转的步进电机 21a(在图 1 中用虚线表示)。图 10 示出该情况下的由一个像素相当的发送期间 Tsj 和接收期间 Trj 构成的一个像素相当的超声波发送和接收期间 Tj 以及步进电机 21a 的旋转角 θ_j 的变化的时序。此外,上述一个像素相当的超声波发送和接收期间 Tj 相当于生成一帧相当的超声波断层图像的期间内的生成一个像素的期间。

[0145] 如图 10 所示,在相同的一个像素相当的超声波发送和接收期间 Tj 内,步进电机 21a 的旋转角 θ_j 没有发生变化,因此能够通过以邻接的方式配置的四个电容式接收单体 18a-18d 来高效率地接收四个电容式发送单体 17a-17d 的一个像素相当的超声波的反射信号。也就是说,起到能够增加要接收的情况下的 S/N 的效果。此外,在图 10 中将电容式发送单体、电容式接收单体分别简化标记为发送单体、接收单体。电容式发送单体 17a-17d 和电容式接收单体 18a-18d 在用 H 电平表示的发送期间 Tsj 和接收期间 Trj 内分别进行动作。

[0146] 另外,DC 偏置产生电路 35 的 DC 偏置电压在发送期间 Tsj 和接收期间 Trj 内被交替地切换。在图 10 中,用附图标记 a 表示将 DC 偏置电压施加到电容式发送单体 17a-17d 的期间,用附图标记 b 表示施加到电容式接收单体 18a-18d 的期间动态。另外,例如也可以具有以下结构:将图 3 示出的电容器 53、54 与如虚线所示那样由能够使容量可变的微调电容器等构成的容量可变电容器 53a、56a 进行并联连接而能够调整发送用匹配元件 22 和接

收用匹配元件 25 的阻抗。换言之,对发送信号进行匹配的第一匹配部也可以构成为具备具有规定的阻抗值的第一元件和阻抗值可变的第二元件,或者对接收信号进行匹配的第二匹配部也可以构成为具备具有规定的阻抗值的第三元件和阻抗值可变的第四元件。

[0147] 当设为这种结构时,即使在电容式发送单体 17a-17d、电容式接收单体 18a-18d 的阻抗发生经年变化的情况下,也能够简单地调整发送用匹配元件 22、接收用匹配元件 25 的阻抗,使得通过使微调电容器的电容可变来能够维持阻抗匹配。

[0148] 当电容式发送单体 17a-17d、电容式接收单体 18a-18d 的阻抗发生经年变化时,在从发送信号用线缆 23a 对电容式发送单体 17a-17d 传送发送信号或者从电容式接收单体 18a-18d 对接收信号用线缆 26a 传送接收信号的情况下,产生失配,但是通过使微调电容器的电容可变来能够容易地进行匹配。

[0149] 另外,例如即使在使用于产品的电容式发送单体 17a-17d、电容式接收单体 18a-18d 中阻抗(容量)存在个体差的情况下,还能够使用共同的发送用匹配元件 22 和接收用匹配元件 25,通过微调电容器部分的调整吸收产品之间的差异。此外,也可以将使利用了图 3 示出的微调电容器的电容可变的元件应用于图 3 以外的实施方式。例如,能够将具备微调电容器的发送用匹配元件 22 应用于图 4,还能够应用于图 5 的发送用匹配元件 22a 至 22d、图 6 的发送用匹配元件 22a、22c、图 7 的发送用匹配元件 82、图 9 的发送用匹配元件 82-1 至 82-3,并且还能够应用于图 4 的第二发送用匹配元件 61。

[0150] 另外,例如,能够将具备微调电容器的接收用匹配元件 25 应用于图 4,还能够应用于图 5 的接收用匹配元件 25a 至 25d、图 6 的接收用匹配元件 25b、25d、图 7 的接收用匹配元件 83、图 9 的接收用匹配元件 83-1 至 83-3,并且还能够应用于图 4 的第二接收用匹配元件 62。

[0151] 另外也可以是,例如在通过发送用匹配元件 22 和接收用匹配元件 25 使图 4 示出的发送用超声波振子 17 和接收用超声波振子 18 分别与发送信号用线缆 23a 和接收信号用线缆 26a 进行匹配的匹配状态下,预先检查预先对基准的超声波对象物发送和接收超声波而得到的作为基准的波形(基准波形)以及在使匹配状态的微调电容器的电容值发生变化等而失配的状态下从基准波起形成为允许的边界的阈值波形,存储到非易失性存储器等存储部。而且,在使用适当的期间超声波内窥镜 2 的情况下,使用上述基准的超声波对象物,通过发送和接收超声波并与存储部所存储的基准波形、阈值波形进行比较来判断是否为允许的范围内的波形,由此也能够判断是维持匹配状态还是脱离了经年变化等允许的控制状态的范围。

[0152] 此外,作为上述基准的超声波对象物,例如准备从电容式发送单体 17a-17d 和电容式接收单体 18a-18d 在(一个或者多个)固定距离的位置上反射超声波而在其它距离不进行反射的物体。当处于失配的状态时,来自固定距离的位置的信号水平降低,并且其它距离的信号水平由于失配而增加,由此通过波形的比较或者信号水平的比较等,来能够判断匹配状态是否得到维持。

[0153] 因此,在图 1 的观测装置 3 内也可以设置(用虚线表示)存储部 40,将使用超声波内窥镜 2 对基准的超声波对象物在匹配状态下进行测量得到的基准波形和阈值波形、或者基准波形和阈值波形中的代表性距离的信号水平与测量中使用的超声波内窥镜 2 相关联地存储在该存储部 40 中。

[0154] 而且,在基准的超声波对象物中测量得到的测量波形显示在第一监视器 4 中的情况下,控制电路 36 进行控制,将存储部 40 所存储的基准波形等在第一监视器 4 中以易于与测量波形进行比较的方式进行显示或者改变显示颜色而叠加显示。

[0155] 用户根据在第一监视器 4 显示的测量波形和基准波形等来能够容易地识别匹配状态是否得到维持等。另外,控制电路 36 也可以具有(用虚线表示)判断部 36a 的功能,该判断部 36a 将测量波形与基准波形等进行比较,来判断是阈值波形以内的被允许的匹配状态的范围,还是从阈值波形脱离的失配状态。

[0156] 换言之,也可以追加以下那样的结构。也可以设置:存储部 40,其预先存储针对作为基准的基准超声波对象物将上述第一和上述第二匹配部设定在匹配状态下而获取到的超声波接收信号的基准波形以及从上述基准波形至被允许的边界为止失配时获取到的阈值波形中的至少代表性距离的基准和阈值信号水平的信息;以及判断部 36a,其根据针对上述基准超声波对象物发送和接收超声波时得到的超声波接收信号的信号水平与从上述存储部读出的上述基准和上述阈值信号水平的比较来判断上述第一和上述第二匹配部是否处于匹配状态。此外,也可以通过设置于控制电路 36 的外部的比较电路等来形成判断部 36a。

[0157] 此外,也可以仅将基准波形和阈值波形中的一个的信息存储到存储部 40。

[0158] 另外,代替在上述观测装置 3 内设置存储部 40,在图 1 的超声波内窥镜 2 的连接器 7 内设置存储超声波内窥镜 2 的固有识别信息的识别信息存储部,在该识别信息存储部中也可以存储上述存储部 40 所存储的信息。而且,例如控制电路 36 也可以与上述存储部 40 的情况同样地进行控制。另外,示出了在图 1 的超声波诊断装置 1 中设置存储部 40 等的结构,但是也可以设置于图 2、图 4、图 5、图 6、图 7。

[0159] 另外,使上述实施方式等局部进行组合而构成的实施方式也属于本发明。例如,对匹配部的配置位置进行变更得到的实施方式也属于本发明。

[0160] 另外,在本发明中,本说明书所公开的结构要素并非全部为本发明所需的结构要素,也可以将本发明所公开的权利要求 1 所述的结构要素作为本发明所需的最小限度的结构要素。另外,也可以设为以下结构:针对上述最小限度的结构要素,在说明书或者权利要求 1 以外的权利要求中适当地或者选择性地追加一个或者多个结构要素。

[0161] 本申请主张 2012 年 2 月 1 日在日本申请的特愿 2012-019998 号的优先权,以此为基础而提出申请,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求。

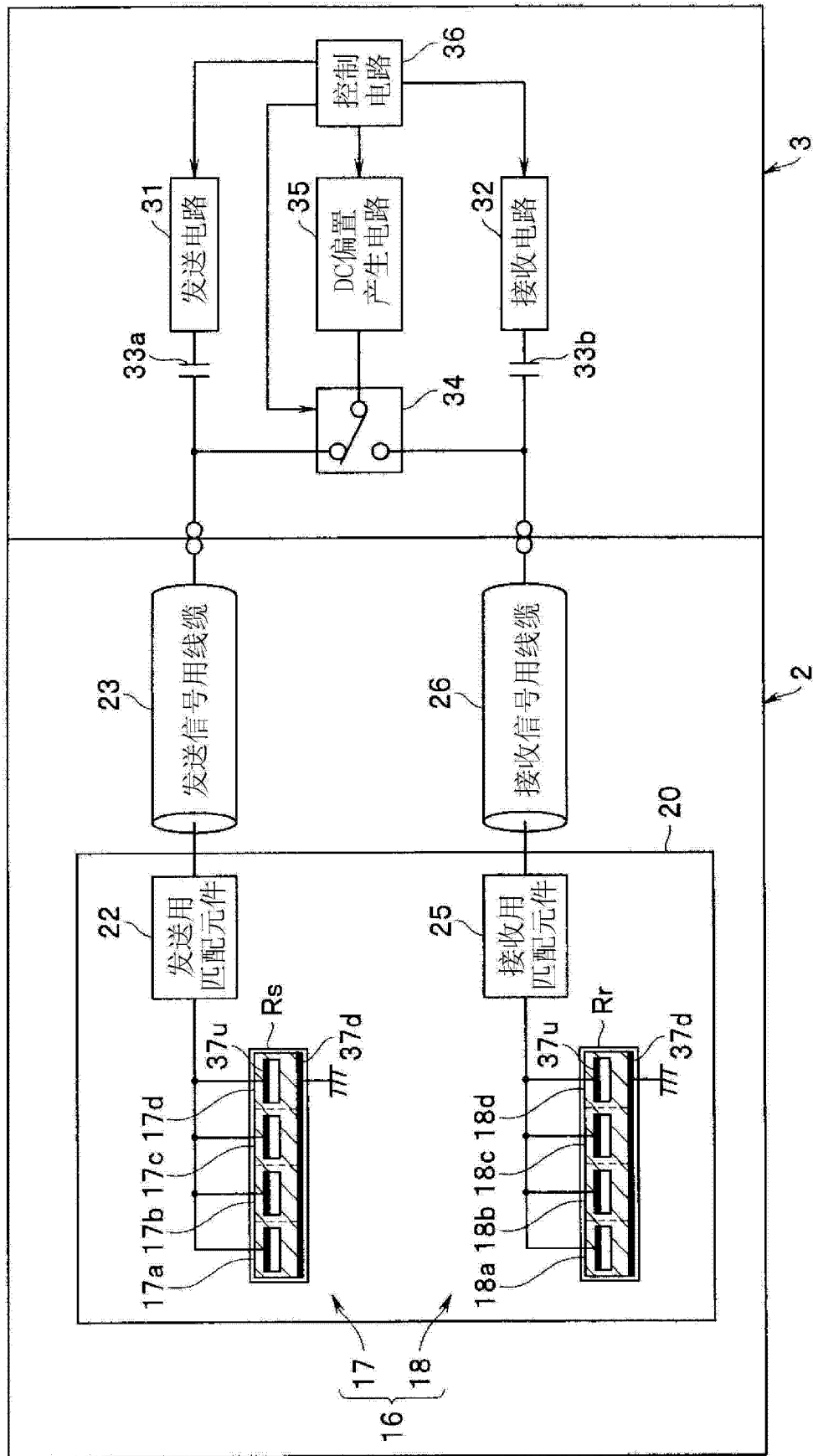


图 2

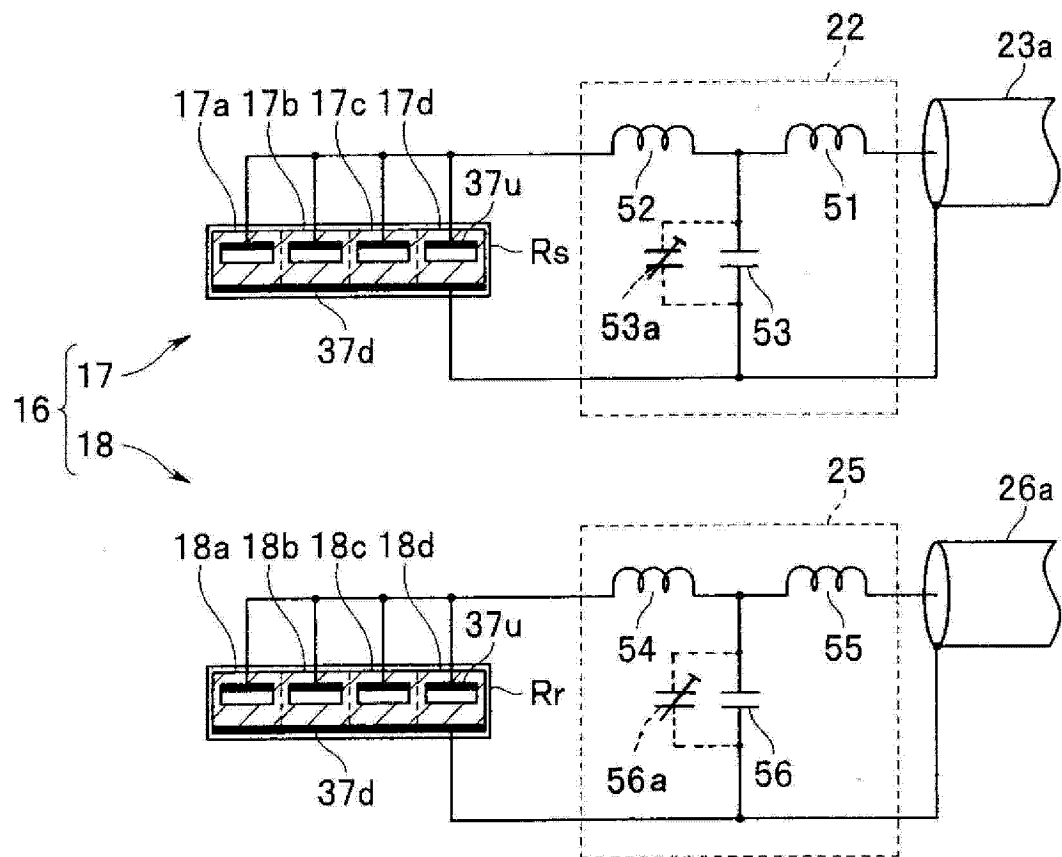


图 3

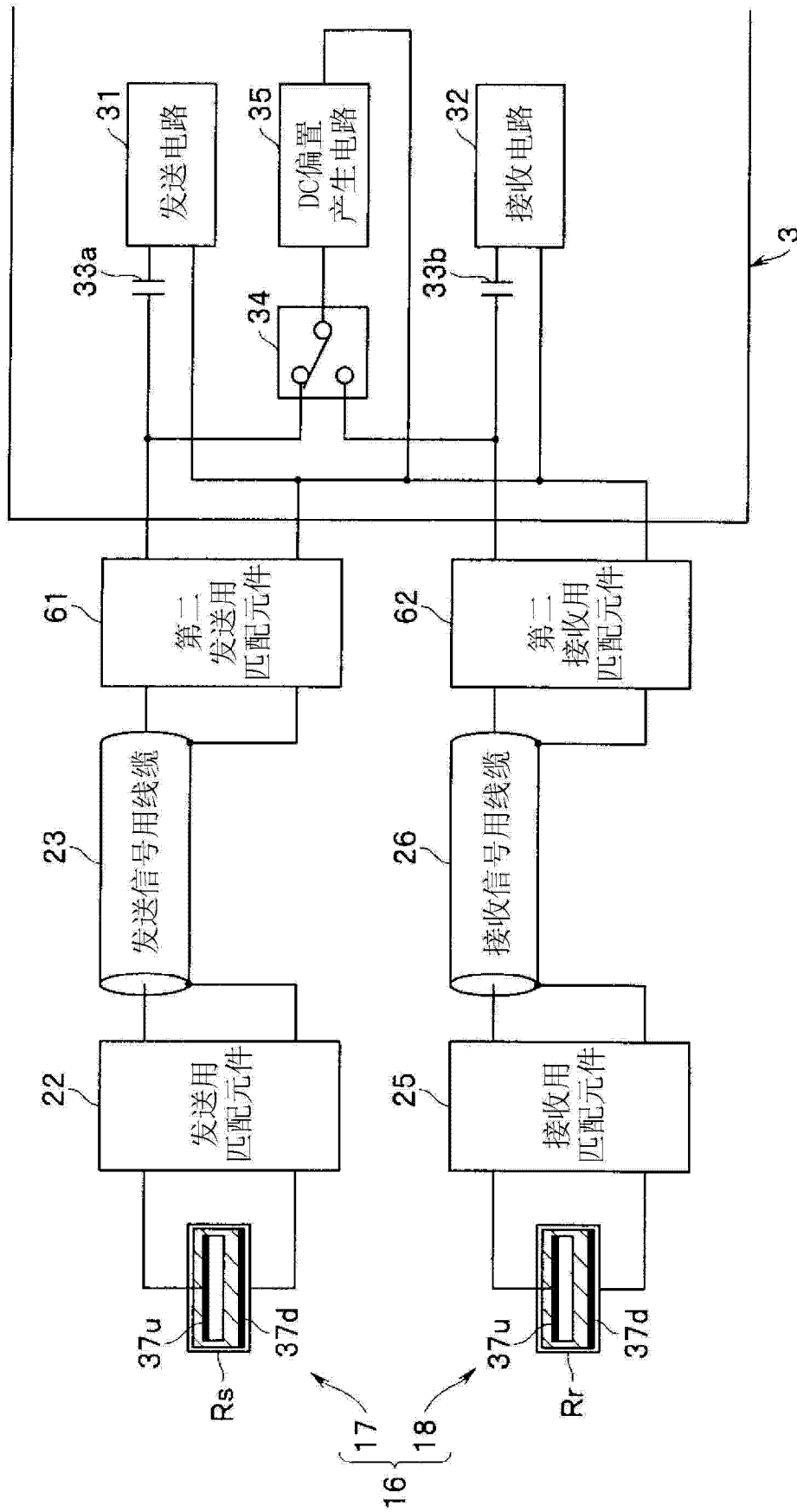


图 4

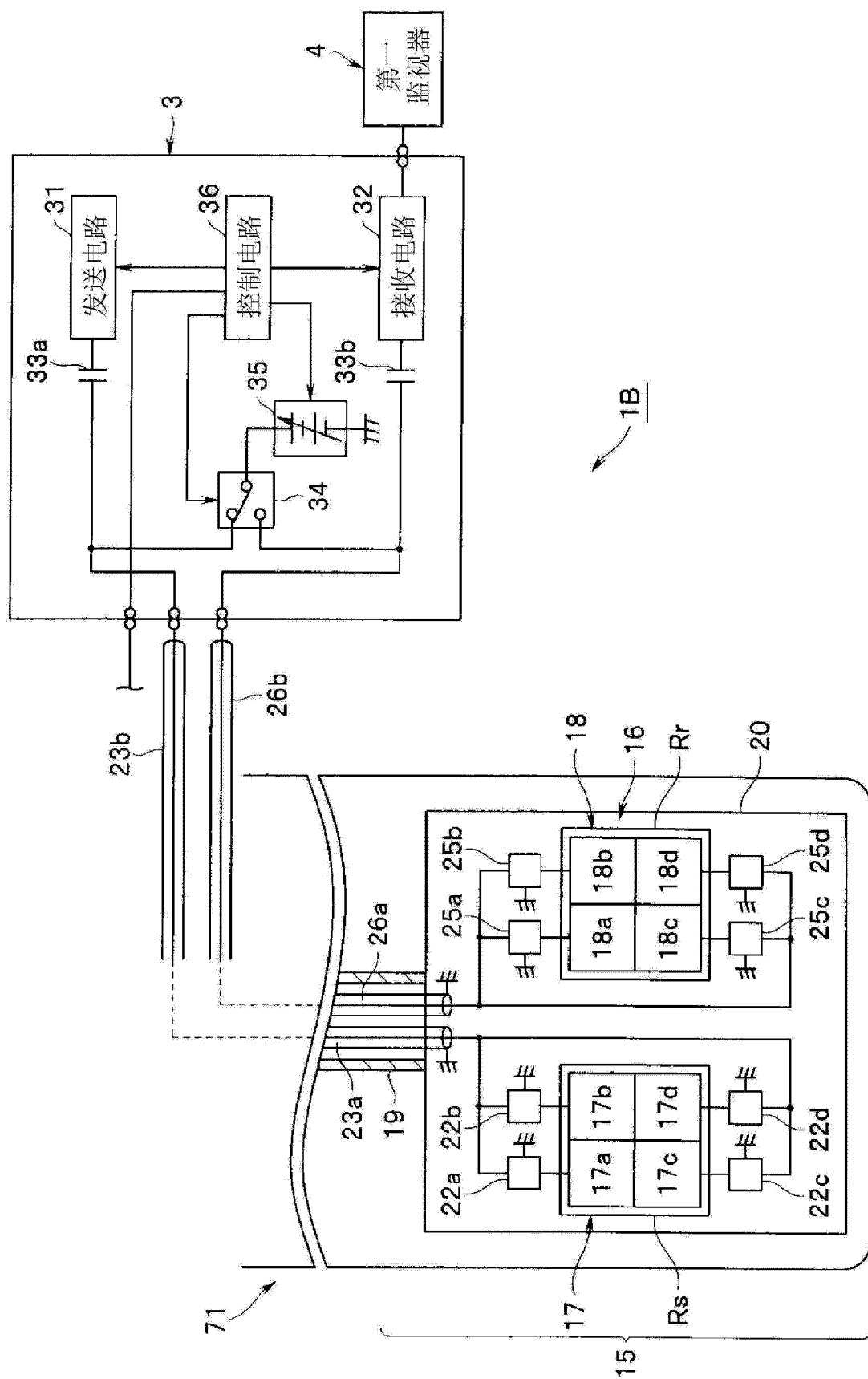


图 5

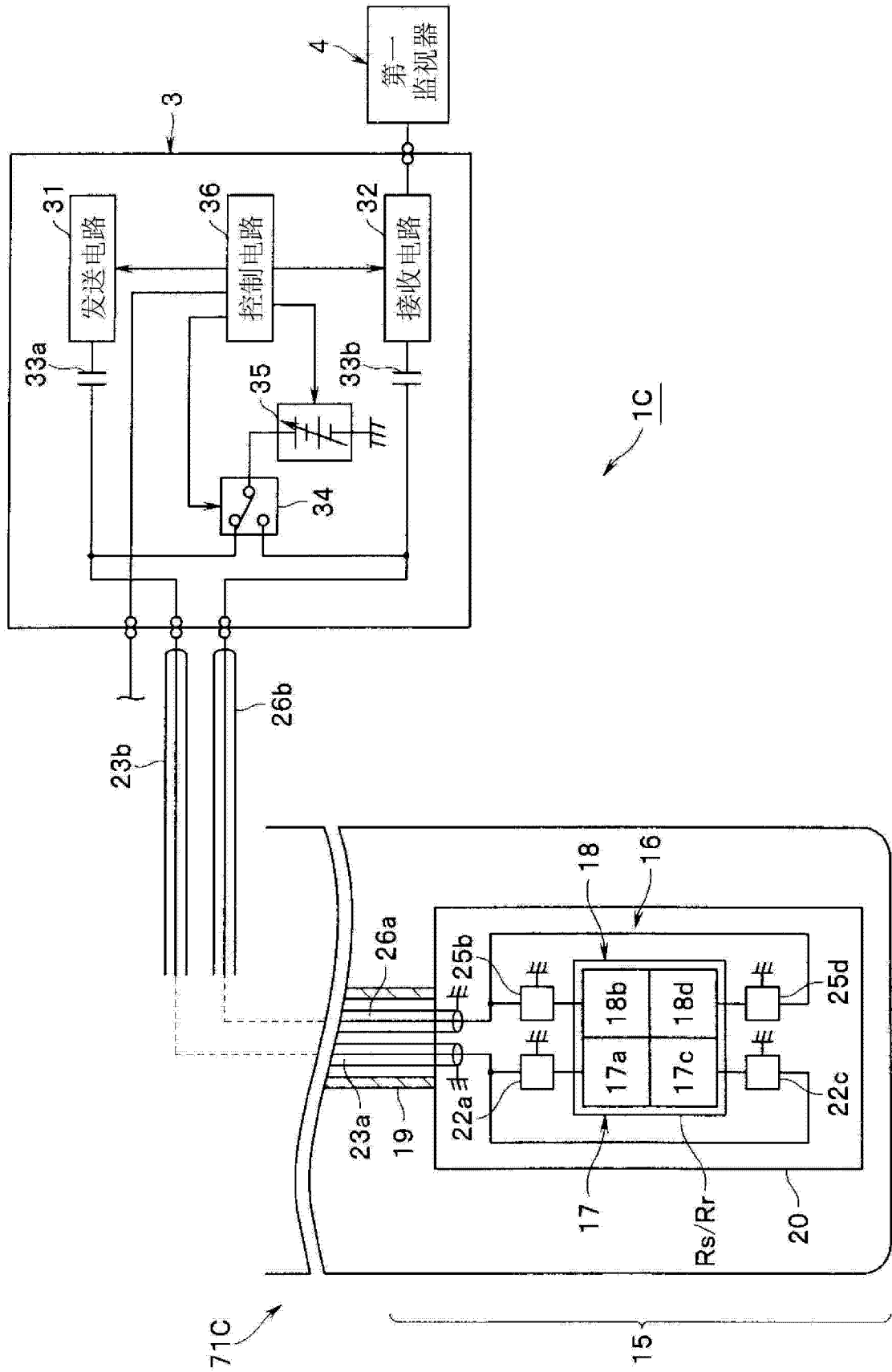


图 6

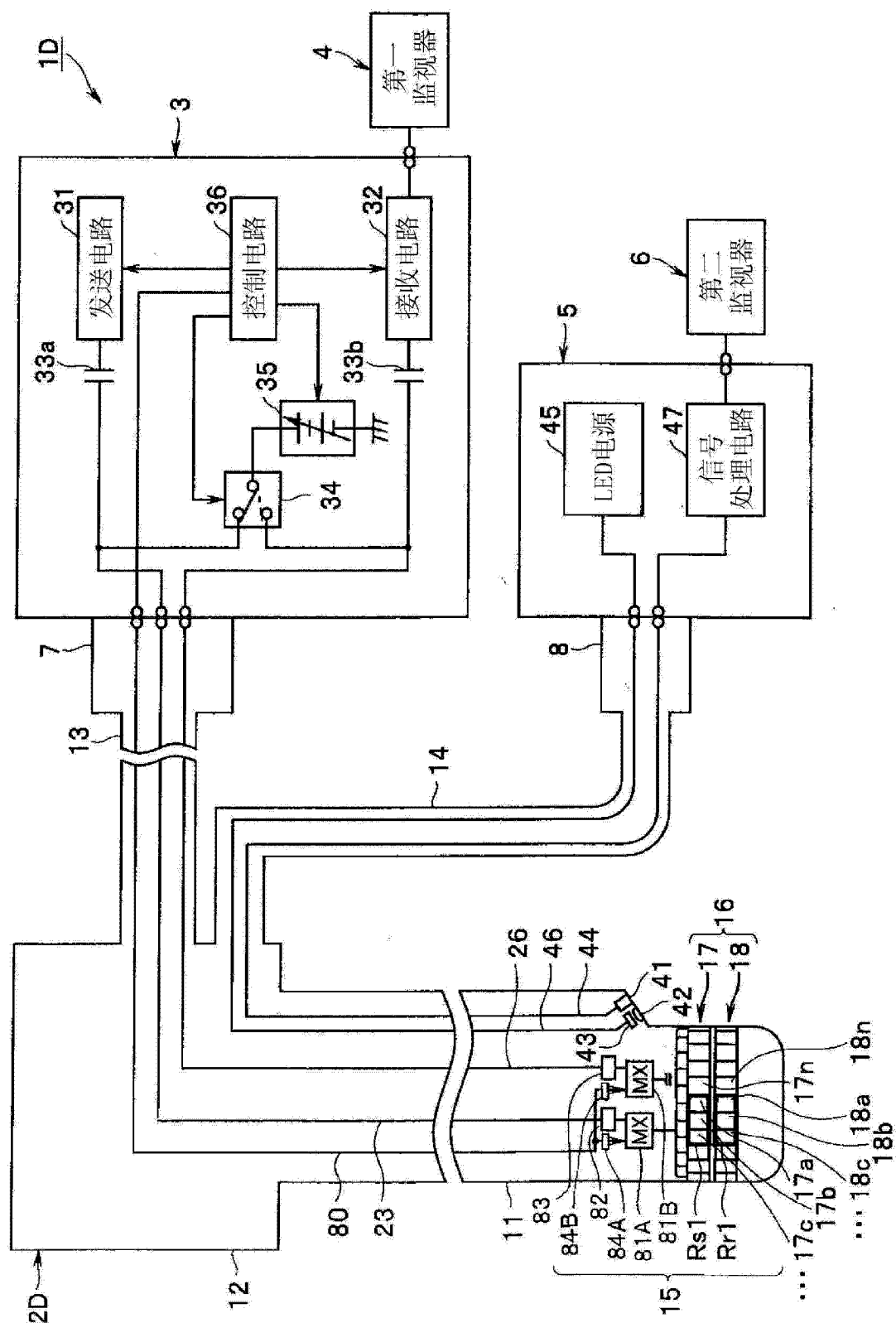


图 7

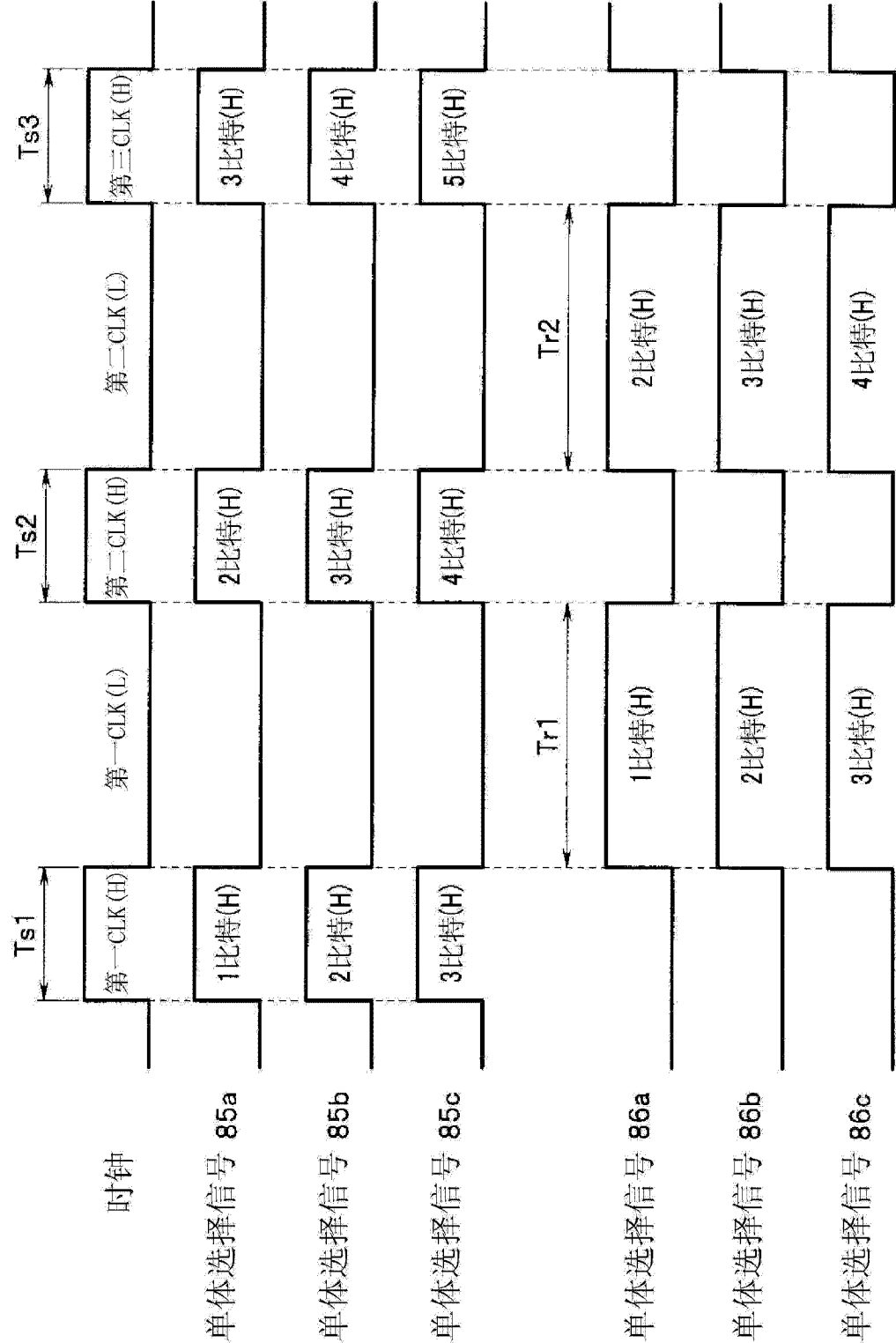


图 8

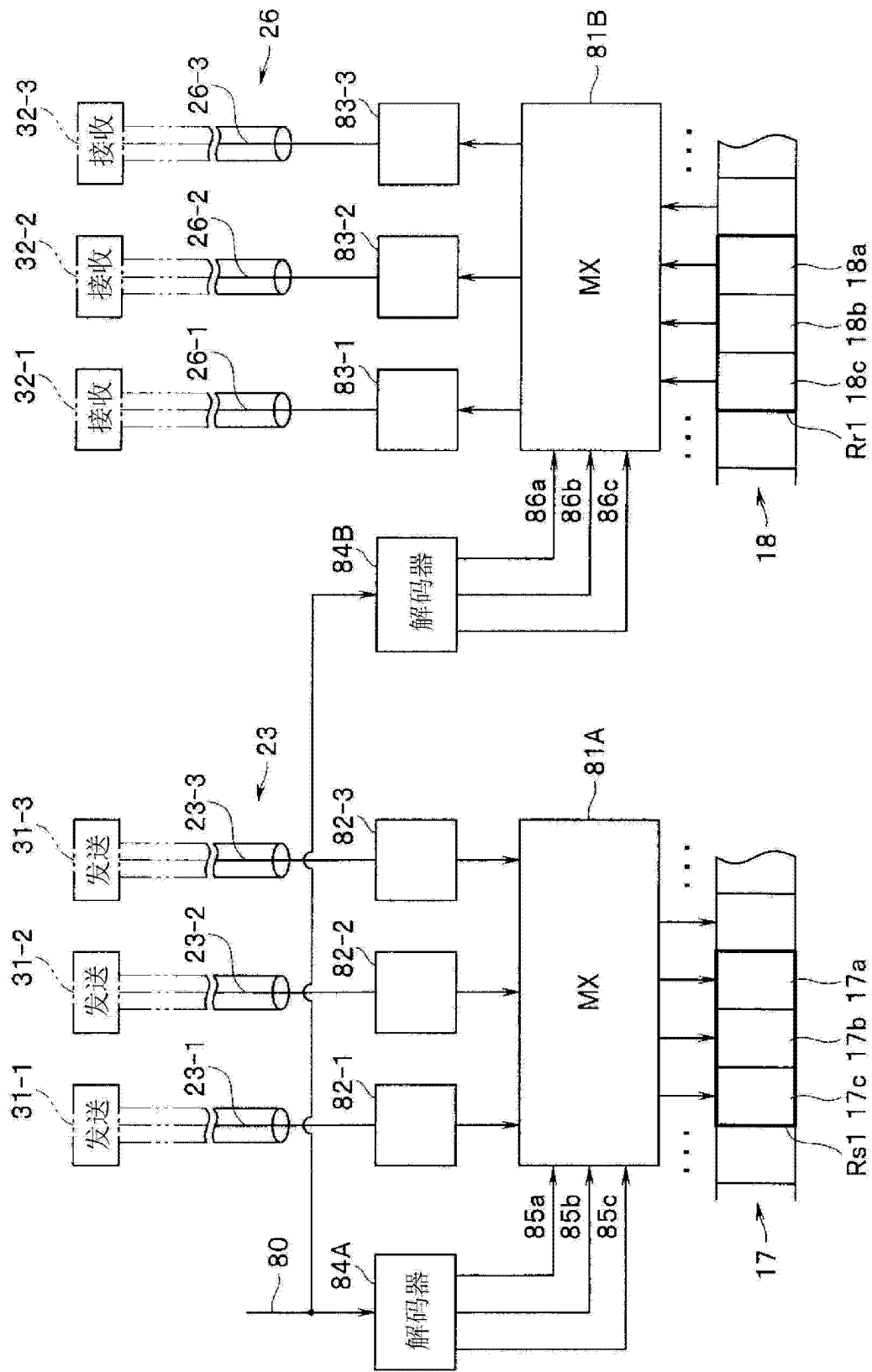


图 9

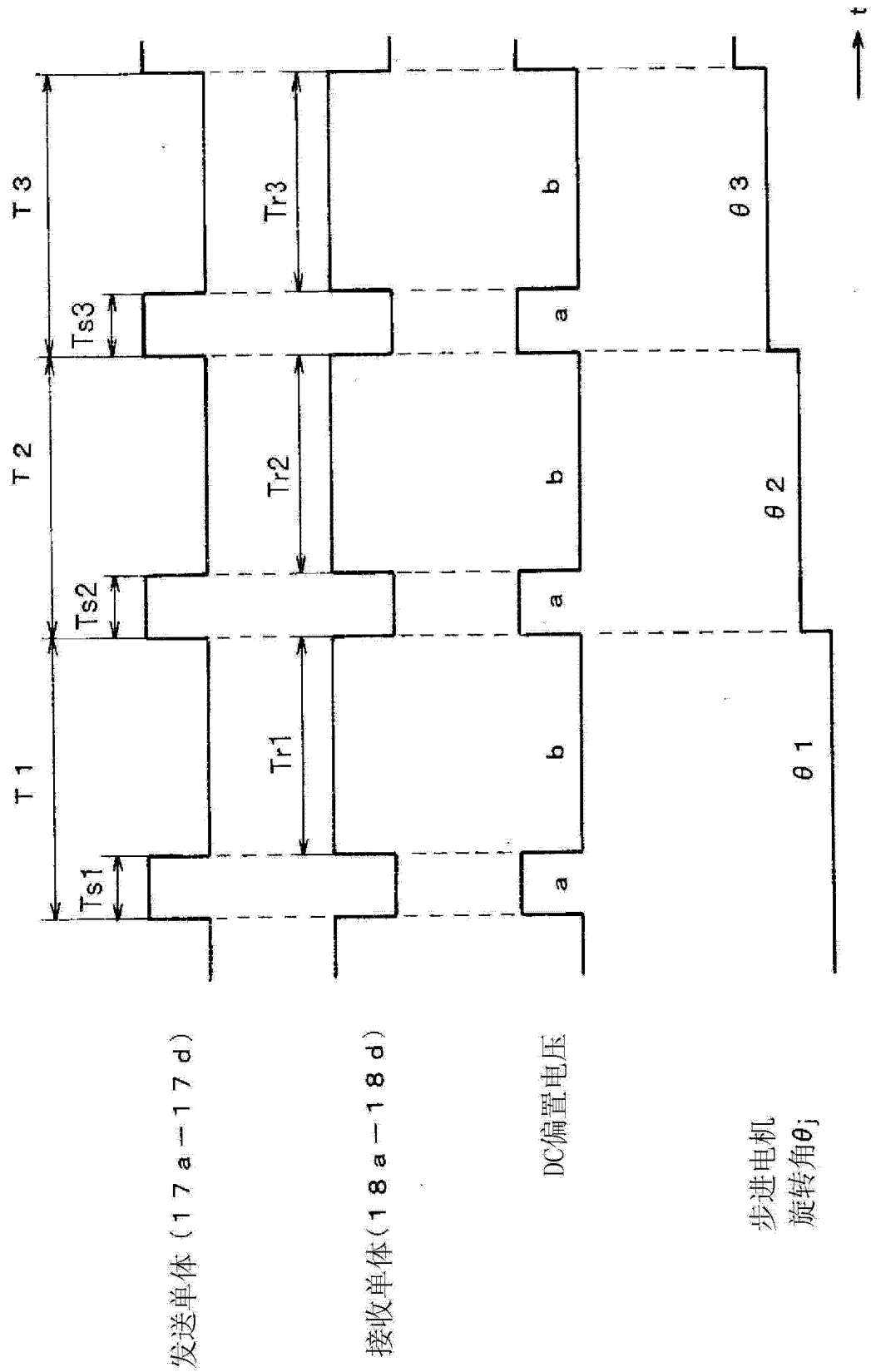


图 10

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103491880B	公开(公告)日	2015-02-25
申请号	CN201380001088.2	申请日	2013-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	三宅达也		
发明人	三宅达也		
IPC分类号	A61B8/12 H04R3/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/4483 B06B1/0215 B06B1/0292 B06B2201/51 G01S7/5205 G01S15/8913 G01S15/892 G01S15/8927 A61B8/4494		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	2012019998 2012-02-01 JP		
其他公开文献	CN103491880A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置具备：超声波探头，其具有电容式微加工超声波振子；超声波观测装置，其装卸自如地连接了超声波探头，具有产生超声波发送信号的发送电路和接收电路；构成电容式微加工超声波振子而由送出超声波的多个电容式发送单体构成的发送用超声波振子和由接收所送出的超声波的反射超声波并输出超声波接收信号的多个电容式接收单体构成的接收用超声波振子；发送信号用线缆，其对发送用超声波振子与发送电路之间进行连接；接收信号用线缆，其对接收用超声波振子与接收电路之间进行连接；以及第一和第二匹配部，其分别对超声波发送信号和超声波接收信号进行电阻抗的匹配。

