



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103153194 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 27

(21) 申请号 201180048455. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 09. 07

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-230525 2010. 10. 13 JP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 04. 07

JP 特开 2003-210461 A, 2003. 07. 29,

JP 特开 2003-339708 A, 2003. 12. 02,

CN 201104894 Y, 2008. 08. 27,

JP 特开 2002-200083 A, 2002. 07. 16,

JP 特开 2010-42042 A, 2010. 02. 25,

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/070374 2011. 09. 07

审查员 廖怡芳

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/049923 JA 2012. 04. 19

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 宫地幸哉

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 杨静

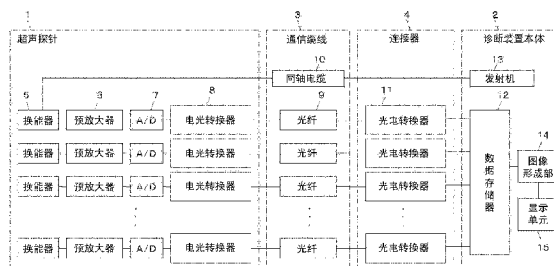
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

超声诊断设备

(57) 摘要

[问题] 提供了一种超声诊断设备, 在使用中可附着可拆卸的超声探针通过光信号和电信号向诊断装置主单元发送接收的信号。[方案] 通信缆线(3)的一端按照允许附着和拆卸的方式经由主单元侧连接器(4)与诊断装置主单元(2)相连。在通过多个A/D转换器(7)处理接收的信号之后, 电光转换装置(8)将接收的信号转换为光信号, 所述多个A/D转换器的每一个均与超声探针(1)中的换能器阵列配对。在通过电光转换装置(8)将接收的信号转换为光信号之后, 通信缆线(3)中设置的光纤(9)发送接收的信号。嵌入到主单元侧连接器(4)中的光电转换装置(11)将由光纤(9)发送的接收信号从光信号转换为电信号。



1. 一种超声诊断设备, 具有通过通信缆线彼此相连的超声探针和诊断设备本体, 所述超声探针包含向对象发送超声波束的换能器阵列, 并且所述诊断设备本体基于从已经接收到来自对象的超声回波的超声探针的换能器阵列输出的接收信号来产生超声图像, 所述超声诊断设备的特征在于:

所述通信缆线的一端通过设备本体侧连接器与所述诊断设备本体可拆卸地相连, 所述设备本体侧连接器设置在所述超声诊断设备的侧面以与所述侧面相符; 并且

所述超声诊断设备包括:

电光转换装置, 适用于将已经由与所述超声探针的换能器阵列相连的多个模数转换器处理的接收信号转换为光信号;

光纤, 设置在所述通信缆线中, 并且适用于发送由所述电光转换装置转换为光信号的接收信号;

光电转换装置, 包含在所述设备本体侧连接器中, 并且适用于将作为光信号由所述光纤发送的接收信号转换为电信号; 以及

包含在所述设备本体侧连接器中的连接器板, 适用于沿连接器板的一面容纳所述光纤的特定长度的一端, 并且具有竖直地设置在所述连接器板的另一面处的连接器管脚。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断设备, 还包括:

并行-串行转换器, 连接在所述超声探针中的所述多个模数转换器和所述电光转换装置之间, 并且适用于对来自所述多个模数转换器的接收信号进行从并行数据到串行数据的转换, 然后将串行数据发送至所述电光转换装置; 以及

串行-并行转换器, 连接在所述设备本体侧连接器中的所述光电转换装置的下游, 并且适用于将来自光电转换装置的接收信号进行从串行数据到并行数据的转换, 然后将并行数据发送至所述诊断设备本体。

3. 根据权利要求 1 所述的超声诊断设备,

其中所述电光转换装置包括与所述多个模数转换器相对应的多个电光转换器, 并且所述光电转换装置包括与所述电光转换器相对应的多个光电转换器, 以及

其中所述超声诊断设备还包括:

光耦合器, 适用于将通过所述多个电光转换器的转换产生的光信号组合成复合信号, 并且将所述复合信号发送给所述光纤; 以及

波长划分型光波导, 适用于将经由所述光纤发送的复合光信号划分为具有不同波长的光信号, 并且将具有不同波长的光信号分别馈送给所述多个光电转换器。

4. 根据权利要求 1 所述的超声诊断设备, 其中与所述光纤一起在所述连接器板的一面上安装专用于发送信号的信号线的缆线连接器、所述光电转换装置和放大器。

5. 根据权利要求 2 所述的超声诊断设备,

其中所述设备本体侧连接器适用于沿连接器板的一面容纳所述光纤的特定长度的一端, 并且具有竖直地设置在所述连接器板的另一面处的连接器管脚, 以及

其中与所述光纤一起在所述连接器板的一面上安装专用于发送信号的信号线的缆线连接器、所述光电转换装置、放大器和所述串行-并行转换器。

6. 根据权利要求 1 至 3 和 5 中任一项所述的超声诊断设备, 其中所述通信缆线通过第一光纤连接器与所述超声探针可拆卸地相连, 并且通过第二光纤连接器与所述设备本体侧

连接器相连。

超声诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声诊断设备,具体地涉及一种适用于通过光纤将接收信号从超声探针发送到诊断设备本体的超声诊断设备。

背景技术

[0002] 在医学领域,采用超声图像的超声诊断设备已经付诸实践。用于医学用途的典型超声诊断设备具有其中嵌入了换能器阵列的超声探针和与超声探针相连的设备本体,通过向对象发送来自超声探针的超声、接收来自超声探针上的对象上的超声回波、并且在设备本体中电学地处理与接收回声相对应的接收信号,来产生超声图像。

[0003] 近年来,已经尝试进行在对象的各个区域上的超声诊断,并且已经针对不同的应用研发了各种超声探针。此外,三维超声图像的超声探针的开发过程中正在研究能够全方向改变超声波束的焦点位置的二维阵列型超声探针。利用上述开发从超声探针发送的接收信号携带了增加的信息,因此需要更快地发送接收信号。

[0004] 在这一方面,专利文献 1 例如公开了一种超声诊断设备,其中将光纤设置在超声探针和诊断设备本体之间连接的通信缆线中,并且将来自超声探针的接收信号转换为光信号并且通过光纤发送。

[0005] 引用列表

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :JP2010-42042A

发明内容

[0008] 技术问题

[0009] 在专利文献 1 的超声诊断设备中,通过使用具有比电信号更宽发送频带的光信号来更快速地发送接收信号。然而,利用其中设置有光缆的通信缆线和彼此整体相连的诊断设备本体,如果应该为感兴趣应用适当地选择使用光信号来发送接收信号的超声探针或者使用电信号来发送接收信号的超声探针,则要求较高的成本,因为需要分别提供与两个探针相对应的诊断设备本体。

[0010] 已经实现了本发明,以便解决现有技术的上述问题,目的在于提供一种超声诊断设备,允许使用发送作为光信号和作为电信号的接收信号的超声探针,所述超声探针的每一个均按照可拆卸方式与诊断设备本体相连。

[0011] 解决问题的方案

[0012] 根据本发明的超声诊断设备是这样一种超声诊断设备:具有通过通信缆线彼此相连的超声探针和诊断设备本体,所述超声探针包含向对象发送超声波束的换能器阵列,并且所述诊断设备本体基于从已经接收来自对象的超声回波的超声探针的换能器阵列输出的接收信号来产生超声图像,其特征在于:所述通信缆线的一端通过设备本体侧连接器与所述诊断设备本体可拆卸地相连,并且所述超声诊断设备包括:电光转换装置,适用于将已

经由与所述超声探针的换能器阵列相连的多个模数转换器处理的接收信号转换为光信号；光纤，设置在所述通信缆线中，并且适用于发送由所述电光转换装置转换为光信号的接收信号；以及光电转换装置，包含在所述设备本体侧连接器中，并且适用于将作为光信号由所述光纤发送的接收信号转换为电信号。

[0013] 上述超声诊断设备还包括：并行－串行转换器，连接在所述超声探针中的所述多个模数转换器和所述电光转换装置之间，并且适用于将来自所述多个模数转换器的接收信号进行从并行数据到串行数据的转换，然后将串行数据发送至所述电光转换装置；以及串行－并行转换器，连接在所述设备本体侧连接器中的光电转换装置的下游，并且适用于将来自光电转换装置的接收信号进行从串行数据到并行数据的转换，然后将并行数据发送至诊断设备本体。

[0014] 所述电光转换装置可以包括与所述多个模数转换器相对应的多个电光转换器，并且所述光电转换装置可以包括与所述电光转换器相对应的多个光电转换器。所述超声诊断设备还可以包括：光耦合器，适用于将通过所述多个电光转换器的转换产生的光信号组合成复合信号，并且将所述复合信号发送给光纤；以及波长划分型光波导，适用于将经由光纤发送的复合光信号划分为具有不同波长的光信号，并且将具有不同波长的光信号分别馈送给所述多个光电转换器。

[0015] 优选地，所述设备本体侧连接器沿连接器板的一面容纳光纤的特定长度的一端，并且具有竖直地设置在所述连接器的另一面处的连接器管脚。可以与所述光纤一起在所述连接器板的一面上安装专用于发送信号的信号线的缆线连接器、光电转换装置和放大器。

[0016] 还可以是所述设备本体侧连接器沿连接器板的一面容纳特定长度的光纤的一端，并且具有竖直地设置在所述连接器的另一面处的连接器管脚，可以与所述光纤一起在所述连接器板的一面上安装专用于发送信号的信号线的缆线连接器、光电转换装置、放大器和串行－并行转换器。

[0017] 通信缆线的一端可以通过第一光纤连接器与所述超声探针可拆卸地相连，并且另一端通过第二光纤连接器与所述设备本体侧连接器相连。

[0018] 本发明的有益效果

[0019] 根据本发明，通过包含光电转换装置的连接器将其中设置有光纤的通信缆线和诊断设备本体可拆卸地彼此相连，允许在使用时将分别发送作为光信号和作为电信号的两个超声探针可拆卸地与诊断设备本体相连。

附图说明

[0020] [图 1] 图 1 是演示了根据本发明实施例 1 的超声诊断设备的方框图。

[0021] [图 2] 图 2 是演示了根据实施例 2 的超声诊断设备的方框图。

[0022] [图 3] 图 3 是演示了根据实施例 3 的超声诊断设备的方框图。

[0023] [图 4] 图 4 是演示了根据实施例 4 的超声诊断设备的方框图。

[0024] [图 5] 图 5 是示出了根据实施例 5 的超声诊断设备的配置的图。

[0025] [图 6] 图 6 是在实施例 5 中使用的连接器的平面 / 截面图，示出了连接器的配置。

[0026] [图 7] 图 7 是在实施例 5 中使用的连接器的侧面 / 截面图，示出了连接器的配置。

具体实施方式

[0027] 在下文中,将参考附图描述本发明的实施例。

[0028] 实施例 1

[0029] 图 1 演示了根据本发明实施例 1 的超声诊断设备的配置。超声诊断设备包括超声探针 1、适用于产生超声图像的诊断设备本体 2、与超声探针 1 相连的通信缆线 3 以及将通信缆线 3 和诊断设备本体 2 可拆卸地彼此相连的连接器 4。

[0030] 超声探针 1 具有:一维或二维换能器阵列 5,由多个超声换能器组成;多个预放大器 6,与换能器阵列 5 相应地相连;以及电光转换器 8,分别通过模数(A/D)转换器 7 与预放大器 6 相连。超声探针 1 包括通信线路,用于向换能器阵列 5 发送驱动信号。

[0031] 构成换能器阵列 5 的换能器根据通过与通信缆线 3 相连的通信线路馈送的驱动信号发送超声波,并且接收来自对象的超声回波以输出接收信号。每一个换能器包括:振子,具有压电本体,以及在所述压电本体的两端处形成的电极,压电本体是一种压电元件,包括由 PZT(锆钛酸铅)代表的压电陶瓷、由 PVDF(聚偏二氟乙烯)代表的压电聚合物等。

[0032] 如果在如上振子的电极两端施加脉冲电压或连续波电压,压电振子膨胀和收缩,并且由振子产生脉冲形式或连续波形式的超声波。将由单独振子产生的超声波合成为超声波束。此外,每一个振子在接收传播的超声波期间膨胀或收缩以产生电信号,输出所述电信号作为对超声波的接收加以表示的接收信号。通过未示出的发送/接收选择器开关将相关振子选择性地连接至用于发送驱动信号的通信线路或者连接至预放大器,将驱动信号输入到每一个振子或者从每一个振子输出接收信号。

[0033] 预放大器 6 分别放大换能器阵列 5 的单独信道中从换能器输出的接收信号。换能器阵列 5 具有规定的频带和规定的驱动电压,将具有与换能器阵列 5 的频带相对应频带的那些预放大器用作预放大器 6。

[0034] A/D 转换器 7 分别数字化由预放大器 6 放大的接收信号。将由 A/D 转换器数字化的接收信号馈送至电光转换器 8。

[0035] 电光转换器 8 适用于通过例如使用半导体激光器作为光源、并且响应于电信号来调制来自光源的光信号的强度,将作为电信号馈送的接收信号转换为光信号。

[0036] 通信缆线 3 具有分别与超声探针 1 的电光转换器 8 相连的多个光纤 9,其中通过电光转换器 8 将接收信号转换为经由光纤 9 发送的光信号。通信缆线 3 也具有同轴电缆 10,经由同轴电缆将驱动信号发送给换能器阵列 5。

[0037] 连接器 4 具有分别与通信缆线 3 的光纤 9 相连的光电转换器 11,并且包括与通信缆线 3 的同轴电缆 10 相连的通信线路。光电转换器 11 接收由光纤 9 发送的光信号,以便将光信号转换为电信号。

[0038] 诊断设备本体 2 具有数据存储器 12 和发送机 13,数据存储器与连接器的光电转换器 11 相连,而发送机通过连接器 4 与通信缆线 3 的同轴电缆 10 相连。数据存储器 12 通过图像形成部 14 与显示单元 15 相连。

[0039] 数据存储器 12 将由光电转换部 11 转换为电信号的接收信号顺序地存储为接收数据。

[0040] 图像形成部 14 管理集中于存储在数据存储器 12 中的接收数据的接收,以便产生对超声诊断图像加以表示的图像信号,例如作为与对象身体的组织有关的断层图像信息的

B 模式图像信号。

[0041] 适用于基于由图像形成部 14 产生的图像信号来显示超声诊断图像的显示单元 15 包括诸如 LCD 之类的显示装置。

[0042] 发送机 13 通过同轴电缆 10 与超声探针 1 的换能器阵列 5 相连。发送机 13 包括例如多个脉冲发生器,并且向换能器阵列 5 的换能器馈送脉冲发生器的相应驱动信号,驱动信号具有修改的延迟量,使得可以将从换能器阵列 5 发送的超声波形成为覆盖对象身体中的组织区域的宽超声波束。

[0043] 在实施例 1 中,可以通过使用连接器 4 将通信缆线 3 与光纤 9 和诊断设备本体 2 可拆卸地彼此相连。

[0044] 对于实施例 1 的操作进行了以下描述。

[0045] 最初,从诊断设备本体 2 的发送机 13 发送驱动信号,并且经由通过连接器 4 与发送机 13 相连的通信缆线 3 的同轴电缆 10 将驱动信号馈送至超声探针 1 的换能器阵列 5。根据从发送机 13 馈送的驱动信号从组成换能器阵列 5 的换能器发送超声波。

[0046] 然后,将换能器阵列 5 从之前与预放大器 6 相连的发送机 13 断开,使得将已经从对象接收了超声回波的换能器阵列 5 的换能器输出的接收信号输入至预放大器 6。将接收信号通过放大器 6 放大并且通过 A/D 转换器数字化,然后馈送至电光转换器,在那里将信号转换为光信号。经由光纤 9 将转换为光信号的接收信号发送至连接器 4 的光电转换器 11。将输入至连接器 4 的光电转换器 11 的接收信号转换为电信号,并且从光电转换器 11 输出至诊断设备本体 2 的数据存储器 12。

[0047] 由于将光电转换器 11 设置在将光纤 9 和诊断设备本体 2 连接在一起的连接器 4 中,不再要求由诊断设备本体 2 处理光信号,使得诊断设备本体 2 能够不但和连接到发送电信号的通信缆线的超声探针相连,而且和发送光信号的通信缆线相连的超声探针相连。

[0048] 将从光电转换器 11 输出的接收信号顺序地存储在数据存储器 12 中作为接收数据。随后,将在数据存储器 12 中存储的接收数据输入至图像形成部 14,在图像形成部中产生对超声诊断图像加以表示的图像信号。基于这样产生的图像信号,在显示单元 15 上显示超声诊断图像。

[0049] 根据实施例 1,仅仅通过使用连接器 4 将与通信缆线 3 相连的超声探针 1 改变为另一个探针,各种超声探针可以对于不同应用适当地与诊断设备本体相连。

[0050] 光纤 9 可以是玻璃光纤、塑料光纤或者多芯光纤。光纤 9 使用的光源例示为 VCSEL,面发射型光源即使在低电压下也能够高速操作,同时可用的光接收器包括具有大面积、易于连接并且能够快速响应的平面光接收器,例如 MSM PD 和侧向 PIN PD。

[0051] 实施例 2

[0052] 在实施例 1 中使用的通信缆线 3 的光纤 9 数量上与超声探针 1 的换能器阵列 5 相对应,本发明不局限于此。可以使用并行-串行转换器来减小光纤的数量。

[0053] 如图 2 所示,例如在超声诊断设备中使用的通信缆线可以具有设置在其中的单个光纤。在图 2 的超声诊断设备中,将如图 1 所示的实施例 1 中的超声探针 1、通信缆线 3 和连接器 4 分别用超声探针 21、通信缆线 22 和连接器 23 代替。超声探针 21 不具有实施例 1 中的超声探针 1 的电光转换器 8,而是具有与 A/D 转换器 7 相连的并行-串行转换器 24、还与电光转换器 25 相连的并行-串行转换器 24。通信缆线 22 具有与超声探针 21 的电光转

换器 25 相连的单个光纤 26,代替实施例 1 中的通信缆线 3 的光纤 9。连接器 23 具有与光纤 26 相连的光电转换器 27,代替实施例 1 中的连接器 4 的光电转换器 11,光电转换器 27 还与串行-并行转换器 28 相连。连接器 23 的串行-并行转换器 28 还与诊断设备本体 2 的数据存储器 12 相连。

[0054] 并行-串行转换器 24 将由 A/D 转换器 7 转换的并行接收信号转换为串行接收信号。串行-并行转换器 28 将从光电转换器 27 输出的串行接收信号转换为并行接收信号。

[0055] 与实施例 1 类似,从换能器阵列 5 输出的接收信号由预放大器 6 放大并且由 A/D 转换器 7 数字化。通过并行-串行转换器 24 将这样数字化的并行接收信号转换为串行接收信号,然后从中输出至光电转换器 25,光电转换器 25 将串行接收信号转换为光信号。将转换为光信号的串行接收信号经由在通信缆线 22 中包含的单个光纤 26 从光电转换器 25 发送至光电转换器 27,并且通过光电转换器 27 进行从光信号到电信号的转换。将转换为电信号的串行接收信号从光电转换器 27 输出至串行-并行转换器 28,并且进一步通过串行-并行转换器 28 转换为并行接收信号。将从串行-并行转换器 28 输出的并行接收信号顺序地存储在诊断设备本体 2 的数据存储器 12 中作为接收数据。

[0056] 根据实施例 2,因为在超声探针 21 中设置的电光转换器的数量减少,抑制了超声探针 21 中的温度上升。此外,减小了通信缆线的厚度,以使 缆线更加易于处理。

[0057] 还可以将多个 A/D 转换器 7 划分为两个或多个组,并且将每一组 A/D 转换器 7 通过并行-串行转换器 24 和光电转换器 25 与一条光纤 26 相连,以便逐组地发送光信号。这种配置允许通信缆线根据情况来改变光纤 26 的数量。

[0058] 实施例 3

[0059] 还可以通过使用光耦合器来减小在实施例 1 中使用的通信缆线 3 的光纤 9。

[0060] 图 3 演示了根据实施例 3 的超声诊断设备的配置。在图 3 的超声诊断设备中,将如图 1 所示的实施例 1 中的超声探针 1、通信缆线 3 和连接器 4 分别用超声探针 31、通信缆线 32 和连接器 33 代替。超声探针 31 不具有实施例 1 中的超声探针 1 的电光转换器 8,而是具有与 A/D 转换器 7 相应连接的电光转换器 34,电光转换器 34 还与光耦合器 35 相连。通信缆线 32 具有与超声探针 31 的光耦合器 35 相连的单个光纤 36,代替实施例 1 中通信缆线 3 的光纤 9。连接器 33 具有与光纤 36 相连的波长划分型光波导 37,代替实施例 1 中连接器 4 的光电转换器 11,光波导 37 也和与电光转换器 34 相对应的光电转换器 38 相连。连接器 33 的光电转换器 38 每一个均与诊断设备本体 2 的数据存储器 12 相连。

[0061] 电光转换器 34 将作为电信号输入其中的接收信号在转换器 34 中转换为具有不同波长的光信号。光耦合器 35 将由电光转换器 34 的转换产生的具有不同波长的光信号组合成复合光信号,以将其输出至通信缆线 32 的光纤 36。波长划分型光波导 37 将经由光纤 36 从光耦合器 35 发送的光信号进行波长划分,并且根据它们各自的波长在与电光转换器 34 相对应的光电转换器 38 中分布获得的具有不同波长的光信号。光电转换器 38 将从波长划分型光波导 37 输入的光信号转换为电信号,然后将电信号输出至诊断设备本体 2 的数据存储器 12。

[0062] 与实施例 1 类似,将从换能器阵列 5 输出的接收信号通过预放大器 6 放大并且通过 A/D 转换器 7 数字化。电光转换器 34 将作为电信号数字化的 接收信号在转换器 34 中转换为具有不同波长的光信号。将这样彼此可区分的光信号从单独的电光转换器 34 输出

至光耦合器 35, 并且通过光耦合器 35 组合在一起。将获得的复合接收信号经由通信缆线 32 的光纤 36 从光耦合器 35 发送至波长划分型光波导 37, 并且通过波导 37 进行波长划分。波长划分产生了具有不同波长的接收信号, 根据各自的波长在与电光转换器 34 相对应的光电转换器 38 中通过波长划分型光波导 37 来分布接收信号。光电转换器 38 将作为光信号的接收信号转换为电信号, 并且将转换为电信号的接收信号顺序地存储在诊断设备本体 2 的数据存储器 12 中作为接收数据。

[0063] 根据实施例 3, 减小了通信缆线的厚度以使缆线易于处理。

[0064] 还可以将多个电光转换器 34 划分为两组或多组, 并且通过光耦合器 35 将每一组电光转换器 34 与一条光纤 36 相连, 以便逐组地传输光信号。这种配置允许根据情况来改变通信缆线 32 中光纤 36 的个数。

[0065] 实施例 4

[0066] 将实施例 1 中使用的超声探针 1 和连接器 4 与通信缆线 3 整体上相连, 本发明不局限于此。如图 4 所示, 例如通信缆线 3 可以按照可拆卸方式与超声探针 1 和连接器 4 的每一个相连。

[0067] 图 4 的超声诊断设备附加地具有设置在如图 1 所示的超声探针 1 和通信缆线 3 之间的光纤连接器 41、以及设置在通信缆线 3 和连接器 4 之间的光纤连接器 42。

[0068] 超声探针 1 的电光转换器 8 和通信缆线 3 的光纤 9 通过光纤连接器 41 可拆卸地彼此相连, 并且通信缆线 3 的光纤 9 和连接器 4 的光电转换器 11 通过光纤连接器 42 可拆卸地彼此相连。

[0069] 根据实施例 4, 其中通信缆线 3 通过光纤连接器 41 和 42 与超声探针 1 和连接器 4 都可拆卸地相连, 如果损坏了具有比超声探针 1 或连接器 4 更低耐用性的光纤 9, 只需要改变通信缆线 3 以便进一步使用超声诊断中的超声探针 1。

[0070] 实施例 5

[0071] 在根据实施例 1 至 4 的任一个的超声诊断设备中, 可以在设备本体 53 的侧面上设置连接器 54 以与该侧面相符, 连接器 54 适用于将与预先连接到超声探针 51 的通信缆线 52 与诊断设备本体 53 可拆卸地相连, 如图 5 所示。

[0072] 作为示例, 在根据实施例 2 的超声诊断设备中使用的连接器可以具有如图 6 所示的配置。连接器 54 包括近似地测量为 $10\text{cm} \times 5\text{cm}$ 的连接器板 55, 并且配置成猪尾结构。换句话说, 连接器 54 具有设置在连接器板 55 的一面 55a 上的缆线连接器 56, 并且缆线连接器 56 在其中容纳同轴缆线 57 的一端和光纤 58 的一端, 两者都从通信缆线 52 延伸沿连接器板 55 的面 55a 的特定长度 L, 以便将它们固定到连接器板 55。连接器 54 还具有连接器管脚 59, 连接器管脚 59 竖直地设置在连接器板 55 的另一面, 使得它们可以如图 7 所示地穿过连接器板。缆线连接器 56 将容纳在其中的特定长度 L 的光纤 58 的尖端部分固定到连接器板 55, 同时将光纤 58 定位为具有以下间隔: 允许光纤 58 在连接器板 55 上的插座附近无损坏地移动。从而光纤 58 与连接器板 55 相连, 以便获得难以损坏的连接结构。

[0073] 在连接器板 55 的面 55a 上, 安装了与光纤 58 相连的光电转换器 60 以及通过放大器 (跨导放大器、限幅放大器等) 与光电转换器 60 相连的串行 - 并行转换器 62。串行 - 并行转换器 62 与设置在连接器板 55 的面 55b 处的连接器管脚 59 相连, 也就是说, 光纤 58 通过如上所述的设备与连接器管脚 59 相连。从同轴电缆 57 延伸的专用于发送信号的信号线

也与连接器管脚 59 相连。

[0074] 通过将竖直地设置在连接器板 55 上的连接器管脚 59 插入到诊断设备本体 53 中, 将通信缆线 52 和诊断设备本体 53 彼此相连。结果, 将具有从中延伸的通信缆线 52 的连接器板 55 设置在诊断设备本体 53 的侧面上以与侧面相符。

[0075] 根据实施例 5, 其中通过沿连接器板 55 的一面设置光纤 58、并且将连接器管脚竖直地设置在另一面来配置连接器 54, 可以使用具有较小宽度 D 的连接器 54。此外, 因为将通信缆线 52 定位为与诊断设备本体 53 的侧面相符, 防止了由于与通信缆线 52 的接触导致的对于光纤 58 的损坏。此外, 将光纤 58 塞入连接器板 55 中特定的长度 L 允许对于光纤 58 的损坏具有抑制的连接结构。

[0076] 参考符号列表

- [0077] 1、21、31、51 超声探针；
- [0078] 2、53 诊断设备本体；
- [0079] 3、22、32、52 通信缆线；
- [0080] 4、23、33、54 连接器；
- [0081] 5 换能器阵列；
- [0082] 6 预放大器；
- [0083] 7 模数转换器；
- [0084] 8、25、34 电光转换器；
- [0085] 9、26、36、58 光纤；
- [0086] 10、57 同轴电缆；
- [0087] 11、27、38、60 光电转换器；
- [0088] 12 数据存储器；
- [0089] 13 发送机；
- [0090] 14 图像形成部；
- [0091] 15 显示单元；
- [0092] 24 并行 - 串行转换器；
- [0093] 28、62 串行 - 并行转换器；
- [0094] 35 光耦合器；
- [0095] 37 波长划分型光波导；
- [0096] 41、42 光纤连接器；
- [0097] 55 连接器板；
- [0098] 55a 一面；
- [0099] 55b 另一面；
- [0100] 56 缆线连接器；
- [0101] 59 连接器管脚；
- [0102] 61 放大器。

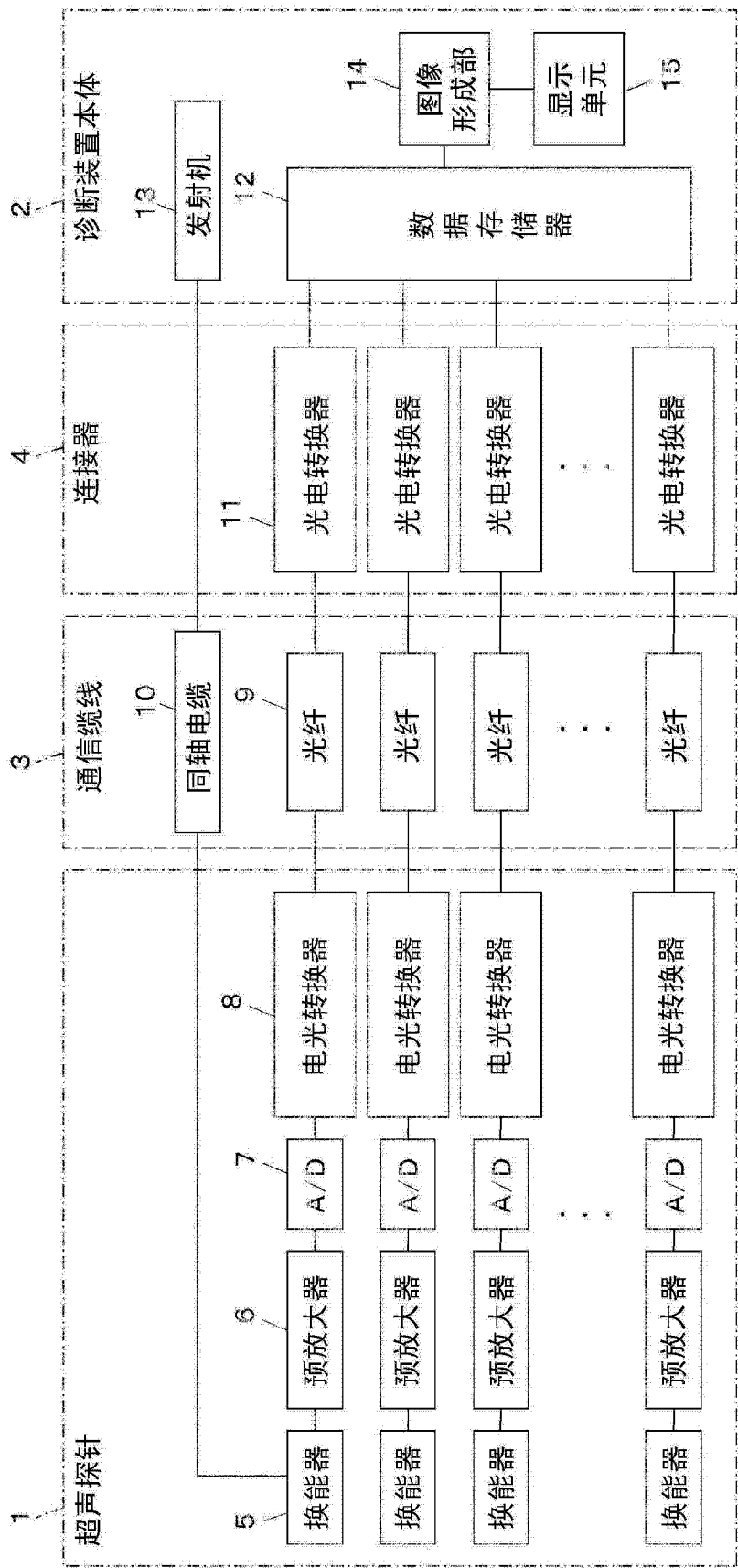


图 1

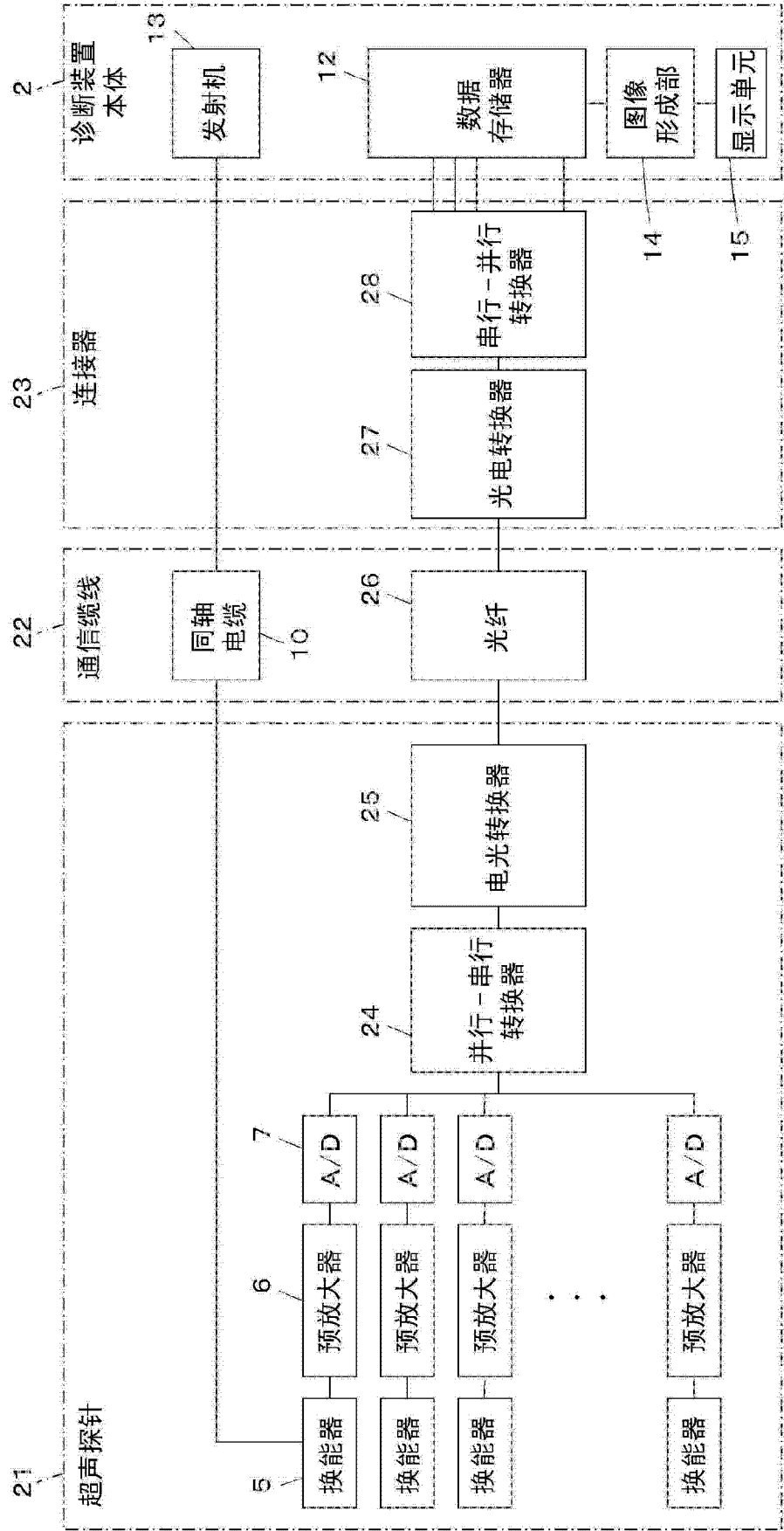


图 2

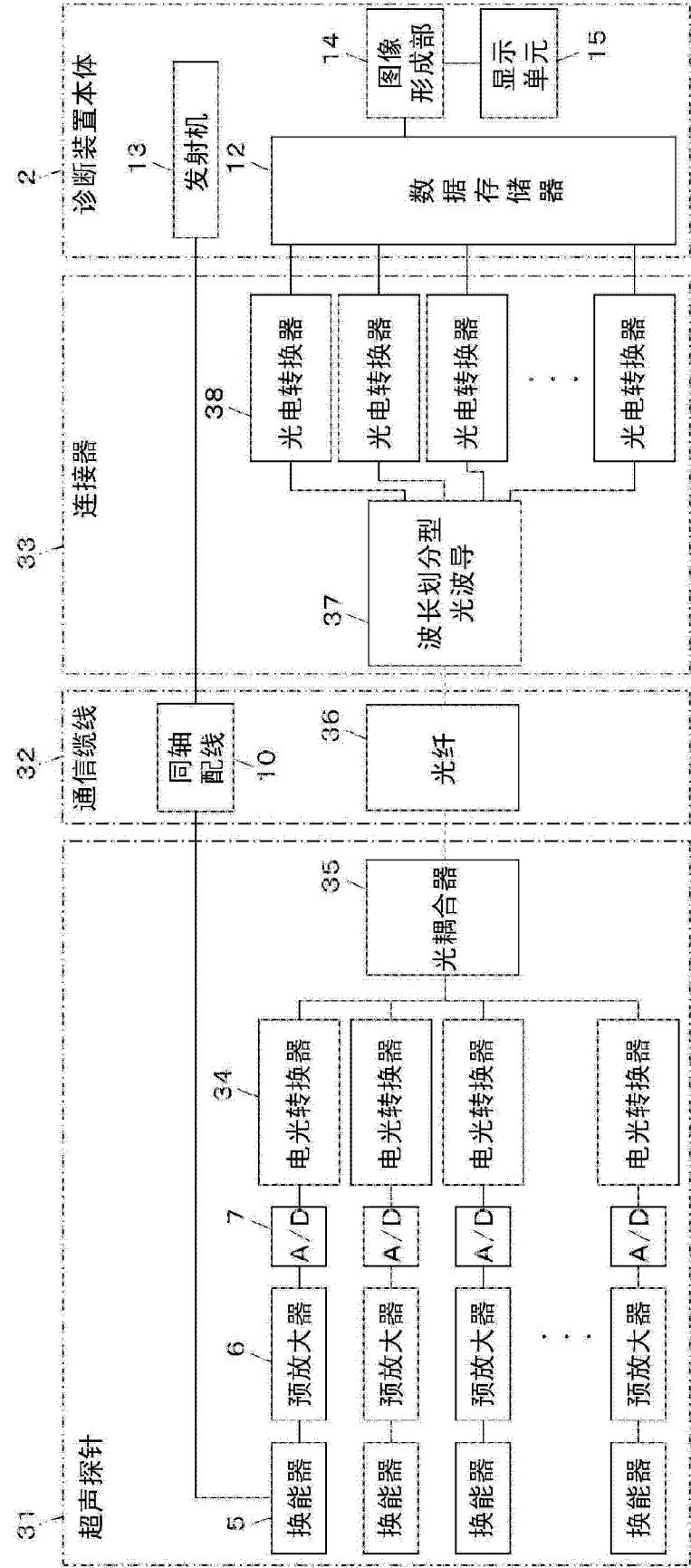


图 3

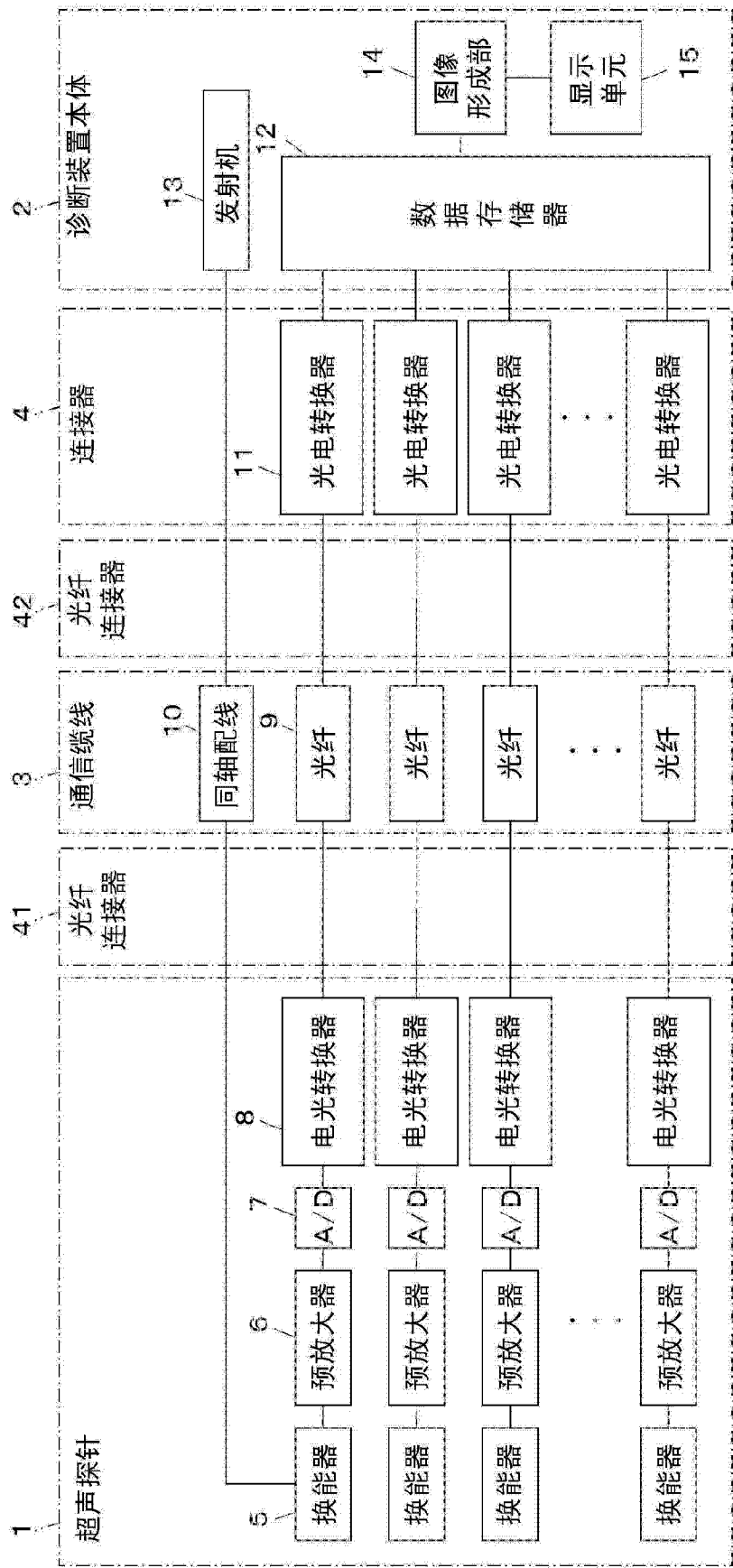


图 4

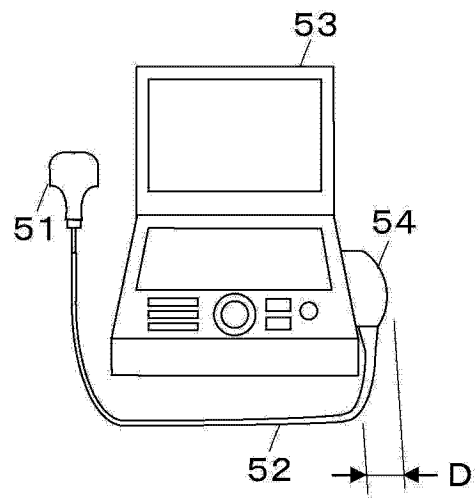


图 5

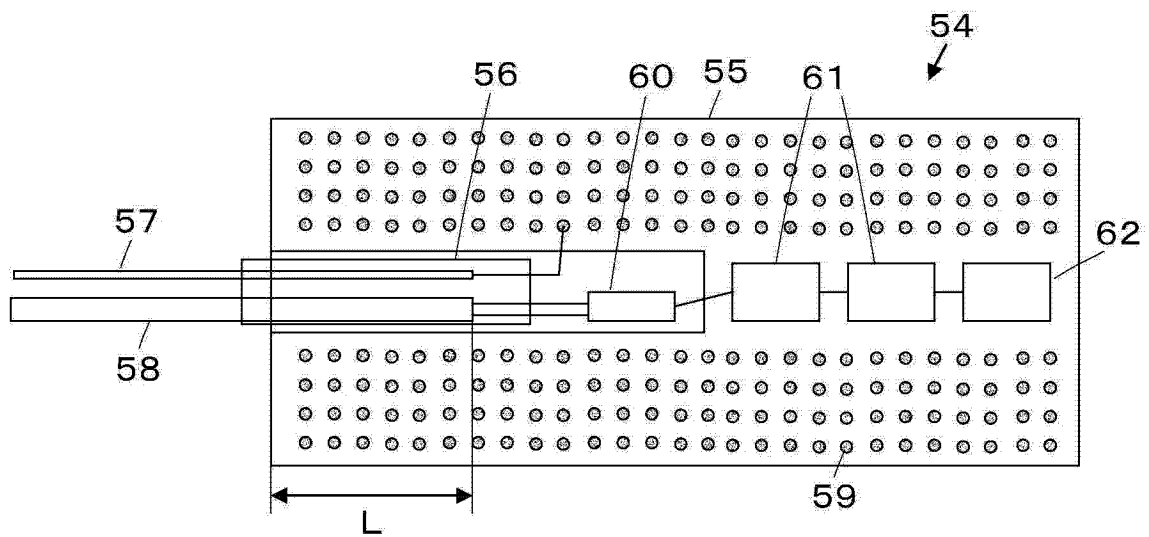


图 6

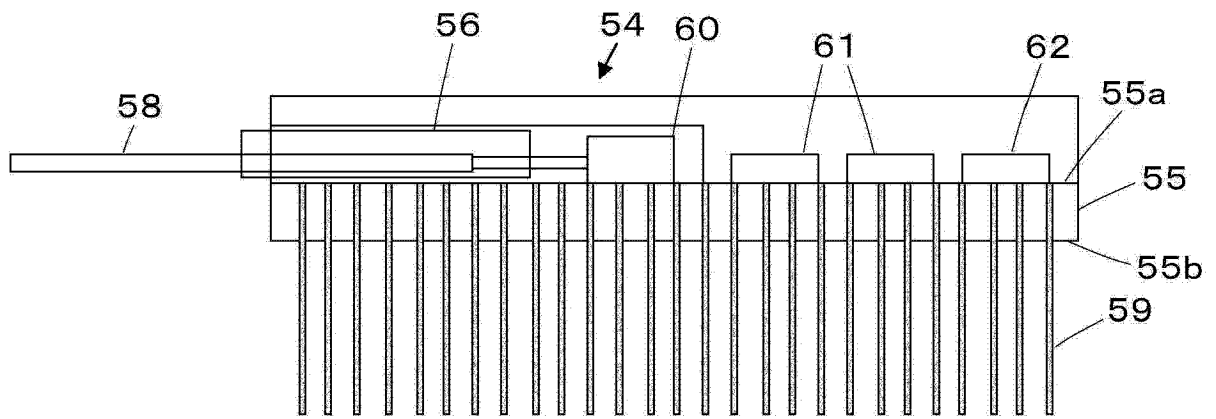


图 7

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	CN103153194B	公开(公告)日	2015-05-27
申请号	CN201180048455.5	申请日	2011-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫地幸哉		
发明人	宫地幸哉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/15 A61B8/4411 A61B8/56 G01S7/52079		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010230525 2010-10-13 JP		
其他公开文献	CN103153194A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

[问题]提供了一种超声诊断设备，在使用中可附着可拆卸的超声探针通过光信号和电信号向诊断装置主单元发送接收的信号。[方案]通信缆线(3)的一端按照允许附着和拆卸的方式经由主单元侧连接器(4)与诊断装置主单元(2)相连。在通过多个A/D转换器(7)处理接收的信号之后，电光转换装置(8)将接收的信号转换为光信号，所述多个A/D转换器的每一个均与超声探针(1)中的换能器阵列配对。在通过电光转换装置(8)将接收的信号转换为光信号之后，通信缆线(3)中设置的光纤(9)发送接收的信号。嵌入到主单元侧连接器(4)中的光电转换装置(11)将由光纤(9)发送的接收信号从光信号转换为电信号。

