



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104244836 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 24

(21) 申请号 201280072083. 4

(22) 申请日 2012. 12. 18

(30) 优先权数据

2012-080793 2012. 03. 30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/082754 2012. 12. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/145466 JA 2013. 10. 03

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 大泽敦

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

代理人 熊传芳 苏卉

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

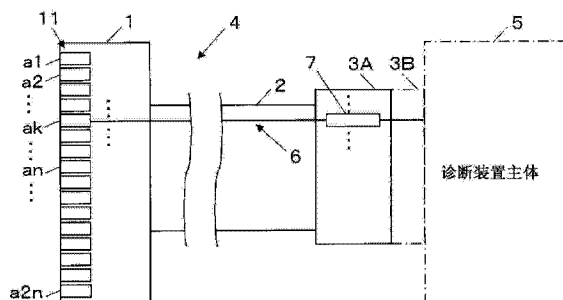
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

超声波探头和具有该超声波探头的超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种超声波探头(4),在接收信号的传送路径(6)中包括多个阻抗匹配元件(7),该多个阻抗匹配元件(7)与多个超声波换能器(a1~a2n)连接并具有预定的匹配频率,多个阻抗匹配元件(7)为了降低因所对应的超声波换能器在阵列(11)内的排列位置引起的超声波的接收发送的角度的影响,这些阻抗匹配元件的匹配频率具有如下分布:所对应的排列位置越靠近中心,阻抗匹配元件的匹配频率越高。通过使由超声波探头(4)的超声波换能器(a1~a2n)接收到的接收信号通过设置在各个传送路径(6)中的具有预定的频率分布的各个阻抗匹配元件(7),来补偿各个接收信号的中心频率的偏移的影响,并依次输出至诊断装置主体(5)并生成接收数据,基于这些接收数据,生成高图像质量的超声波图像。



1. 一种超声波探头,连接于诊断装置主体,通过由排列为阵列状的多个超声波换能器进行超声波的接收发送来生成接收信号,并向所述诊断装置主体传送,所述超声波探头的特征在于,

在所述接收信号的传送路径中具备多个阻抗匹配元件,所述多个阻抗匹配元件连接于所述多个超声波换能器,并具有预定的匹配频率,

所述多个阻抗匹配元件为了降低因所对应的所述超声波换能器在阵列内的排列位置引起的超声波的接收发送的角度的影响,这些阻抗匹配元件的匹配频率具有如下分布:所对应的所述超声波换能器在阵列内的排列位置越靠近中心,阻抗匹配元件的匹配频率越高。

2. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述阻抗匹配元件是通过将至少 1 个电感或电容串联或并联连接而构成的。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波探头,其特征在于,

所述超声波探头包括:探头主体,具备所述多个超声波换能器;线缆,将所述探头主体与诊断装置主体连接;以及连接器,将所述线缆联结于所述诊断装置主体,

所述阻抗匹配元件设置在所述连接器的内部。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波探头,其特征在于,

所述超声波探头包括:探头主体,具备所述多个超声波换能器;线缆,将所述探头主体与诊断装置主体连接;以及连接器,将所述线缆联结于所述诊断装置主体,

所述阻抗匹配元件设置在所述探头主体的内部。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波探头,其特征在于,

所述超声波探头包括:探头主体,具备所述多个超声波换能器;线缆,将所述探头主体与诊断装置主体连接;以及连接器,将所述线缆联结于所述诊断装置主体,

所述阻抗匹配元件设置在所述线缆的内部。

6. 一种超声波诊断装置,包括:权利要求 1~5 中任一项所述的超声波探头;以及连接有所述超声波探头的诊断装置主体。

超声波探头和具有该超声波探头的超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种本发明涉及超声波探头和具有该超声波探头的超声波诊断装置，特别涉及连接于诊断装置主体、并进行超声波的收发的超声波探头。

背景技术

[0002] 以往，在医疗领域中，利用了超声波图像的超声波诊断装置已经实用化。通常，这种超声波诊断装置从超声波探头的阵列式换能器向被检体内发送超声波束，由阵列式换能器接收来自被检体的超声回声，由诊断装置主体对该接收信号进行电气处理，从而生成超声波图像。

[0003] 在专利文献 1 中公开了一种包括匹配部的超声波诊断装置，该匹配部通过包含在超声波振子与经由信号线连接于超声波振子的收发部之间串联连接的电感元件和并联连接的电容元件来进行阻抗匹配。

[0004] 另外，在专利文献 2 及专利文献 3 中，公开了一种超声波诊断装置，为了以最良的状态接收从不同的深度反射来的反射波而能够使调谐频率可变。

[0005] 根据这样的超声波诊断装置，通过利用阻抗匹配来变更调谐频率，能够获得与焦点深度对应的最适合的接收信号。

[0006] 专利文献 1：日本特许第 3702259 号公报

[0007] 专利文献 2：日本特开平 6 — 225881 号公报

[0008] 专利文献 3：日本特开昭 63 — 221241 号公报

发明内容

[0009] 但是，在以往的超声波诊断装置中，虽然如上所述根据诊断的部位、深度等进行阻抗匹配，然而各个超声波换能器仅考虑了向正面方向放射的情况下的超声回声的特性，对于排列为阵列状的多个超声波换能器的每一个换能器的排列位置的差异即超声回声相对于各个超声波换能器的入射角度的差异所引起的超声波图像的图像质量的下降，没有做任何考虑。

[0010] 本发明是鉴于上述问题而研发的，其目的在于提供一种超声波探头和具有该超声波探头的超声波诊断装置，能够补偿因超声回声相对于排列为阵列状的多个超声波换能器的入射角度的差异引起的超声波图像的图像质量的下降。

[0011] 为了解决上述问题，本发明的超声波探头连接于诊断装置主体，通过由排列为阵列状的多个超声波换能器进行超声波的接收发送生成接收信号，并向诊断装置主体传送，其中，在接收信号的传送路径中包括多个阻抗匹配元件，该多个阻抗匹配元件连接于多个超声波换能器，并具有预定的匹配频率，多个阻抗匹配元件为了降低因所对应的超声波换能器在阵列内的排列位置引起的超声波的接收发送的角度的影响，这些阻抗匹配元件的匹配频率具有如下分布：所对应的超声波换能器在阵列内的排列位置越靠近中心，阻抗匹配元件的匹配频率越高。

[0012] 另外,阻抗匹配元件能够通过将至少 1 个电感或电容串联或并联连接而构成。

[0013] 超声波探头包括:探头主体,具备多个超声波换能器;线缆,将探头主体与诊断装置主体连接;以及连接器,将线缆联结于诊断装置主体,阻抗匹配元件最优选设置在连接器的内部,另外,阻抗匹配元件优选设置在探头主体的内部,此外,阻抗匹配元件也可以设置在线缆的内部。

[0014] 另外,本发明的超声波诊断装置包括:所述的超声波探头;以及连接有超声波探头的诊断装置主体。

[0015] 根据本发明,能够补偿因排列为阵列状的多个超声波换能器的排列位置引起的各个接收信号的中心频率的偏移的影响,因此,能够获得高图像质量的超声波图像。

附图说明

[0016] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 的超声波探头的内部结构的简图。

[0017] 图 2 是示意性地表示被检体内的反射点与超声波探头的各个超声波换能器的位置关系的图。

[0018] 图 3 是表示实施方式 1 的超声波探头的各个超声波换能器的设置位置与所对应的阻抗匹配元件的匹配频率得关系的图表。

[0019] 图 4(A) ~ (F) 是表示设置在实施方式 1 的超声波探头的传送路径中的阻抗匹配元件的一例的图。

[0020] 图 5 是表示与超声波探头连接的诊断装置主体的内部结构的简图。

[0021] 图 6 是表示本发明的实施方式 2 的超声波探头的内部结构的简图。

[0022] 图 7 是表示本发明的实施方式 2 的变形例的超声波探头的内部结构的简图。

[0023] 图 8 是表示与图 7 的超声波探头连接的诊断装置主体的内部结构的简图。

[0024] 图 9 是表示本发明的实施方式 3 的超声波探头的内部结构的简图。

具体实施方式

[0025] 以下,基于附图说明本发明的实施方式。

[0026] 实施方式 1

[0027] 图 1 示出本发明的实施方式 1 的超声波探头 4 的构成。超声波探头 4 经由连接器 3A 及 3B 与诊断装置主体 5 连接,构成超声波诊断装置。

[0028] 超声波探头 4 例如包括:探头主体 1,具有由排列为 1 维阵列状的多个超声波换能器 $a_1 \sim a_{2n}$ 构成的阵列式换能器 11;线缆 2,连接于探头主体 1,并将探头主体 1 与诊断装置主体 5 连接;以及连接器 3A,将线缆 2 联结于诊断装置主体 5 的连接器 3B。此外,线缆 2 相对于探头主体 1 连接固定,但是,线缆 2 相对于诊断装置主体 5 经由连接器 3A、3B 可装卸地连接。

[0029] 另外,多个超声波换能器 $a_1 \sim a_{2n}$ 借助传送路径 6 分别独立地与诊断装置主体 5 连接,在各个传送路径 6 的途中在连接器 3A 内部分别设置有阻抗匹配元件 7。

[0030] 多个超声波换能器 $a_1 \sim a_{2n}$ 按照通过各个传送路径 6 从发送电路 12 供给的驱动信号来发送超声波,并且接收来自被检体的超声回声而输出接收信号。各超声波换能器 $a_k (k = 1 \sim 2n)$ 例如由在压电体的两端形成有电极的振子构成,该压电体由以 PZT (锆钛酸

铅)为代表的压电陶瓷、以 PVDF(聚偏氟乙烯)为代表的高分子压电元件、以 PMN—PT(铌镁酸·钛酸铅固溶体)为代表的压电单晶等构成。

[0031] 在那样的振子的电极施加脉冲状或连续波的电压时,压电体伸缩,从各个振子发生脉冲状或连续波的超声波,通过这些超声波的合成而形成超声波束。另外,各个振子通过对传播的超声波进行接收而伸缩来发生电气信号,这些电气信号被作为超声波的接收信号而输出。

[0032] 图 2 示出探头主体 1 的阵列式换能器 11 与被检体内的预定的反射点 R 的位置关系。阵列式换能器 11 的多个超声波换能器 $a_1 \sim a_{2n}$ 被排列为 1 维状,并且具有互相平行的声音放射面 11S,1 个反射点 R 位于与这些多个超声波换能器 $a_1 \sim a_{2n}$ 的声音放射面 11S 相向的位置。因此,反射点 R 和各超声波换能器 a_k 的声音放射面 11S 所成的角度对于每个超声波换能器 a_k 而言是不同的。这里,超声波换能器 a_k 的声音放射面 11S 所成的角度 $\theta_k (k = 1 \sim 2n)$ 用在连结超声波换能器 a_k 的声音放射面 11S 和反射点 R 的直线与声音放射面 11S 的法线之间形成的角度表示。此外,超声波换能器 a_k 的声音放射面 11S 所成的角度 θ_k 也是来自反射点 R 的超声回声相对于超声波换能器 a_k 的入射角度。并且,若使反射点 R 处于阵列式换能器 11 的中心线上,则处于相对于中心线对称的位置上的超声波换能器具有彼此相等大小的超声回声的入射角度。即,超声波换能器 a_1 与 a_{2n} 、 a_2 与 $a_{(2n-1)}$ 、 a_3 与 $a_{(2n-2)}$ 、 $\dots$ 、 a_n 与 $a_{(n+1)}$ 具有彼此相等大小的超声回声的入射角度。

[0033] 这样,从反射点 R 返回的超声回声的入射角度 θ_k 对于每个超声波换能器 a_k 而言是不同的,因而由各个超声波换能器 a_k 获得的接收信号具有根据超声回声的入射角度 θ_k 而不同的中心频率。通常,超声回声的入射角度 θ_k 越大,则超声波换能器 a_k 中获得的接收信号的中心频率越低。

[0034] 若将中心频率不同的接收信号原封不动地进行相位匹配来生成声音信号,则会导致超声波图像的图像质量的下降。因此,在超声波探头 4 中,为了补偿来自超声波换能器 a_k 的各个接收信号的中心频率的偏离的影响,对于排列为阵列状的多个超声波换能器 $a_1 \sim a_{2n}$,对连接器 3A 内即各个传送路径 6 中所设置的多个阻抗匹配元件 7 进行调整使得具有图 3 所示那样的匹配频率的分布。此外,如上所述,处于相对于通过反射点 R 的阵列式换能器 11 的中心线对称的位置上的超声波换能器具有彼此相等大小的超声回声的入射角度,因此,图 3 所示的匹配频率的分布也具有相对于中心而对称的分布。

[0035] 实施方式 1 的超声波探头 4 中,设置在各个接收信号的传送路径 6 中的多个阻抗匹配元件 7 具有与超声波换能器 $a_1 \sim a_{2n}$ 的排列位置对应的频率分布,并利用各个阻抗匹配元件 7 补偿各个接收信号的中心频率的偏移的影响,因此,实施方式 1 的超声波探头 4 与诊断装置主体 5 连接而能够生成图像质量的高超声波图像。

[0036] 此外,阻抗匹配元件 7 是调整电阻抗的元件,因而例如,如图 4(A) 那样,可以是在各个传送路径 6 中串联连接有电感的结构,另外,如图 4(B) 那样,也可以是并联连接有电容的结构,另外,如图 4(C) 那样,也可以是串联连接有电容的结构,如图 4(D) 那样,也可以是将并联连接的电容和电感串联连接的结构。

[0037] 另外,进而,如图 4(E) 所示,主要以提高接收灵敏度为目的,也可以使用在振子侧的电气阻抗高的情况下所使用的 Π 型匹配器,如图 4(F) 所示,主要以提高接收灵敏度为目的,也可以使用在振子侧的电气阻抗低的情况下所使用的 T 型匹配器等。

[0038] 由于来自超声波换能器 ak 的接收信号通过所对应的阻抗匹配元件 7,从而各个接收信号的中心频率的偏移的影响被补偿。

[0039] 接着,图 5 示出诊断装置主体 5 的内部结构。

[0040] 诊断装置主体 5 包括经由各个传送路径 6 与探头主体 1 的多个超声波换能器 a1 ~ a2n 连接的发送电路 12 及接收电路 13。

[0041] 另外,诊断装置主体 5 具有连接于接收电路 13 的信号处理部 17,并在该信号处理部 17 依次连接有 DSC(Digital Scan Converter,数字扫描转换器)18、图像处理部 19、显示控制部 20 以及显示部 16。另外,在图像处理部 19 连接有图像存储器 21,由信号处理部 17、DSC18、图像处理部 19 以及图像存储器 21 形成图像生成部 22。

[0042] 而且,控制部 23 与发送电路 12 及接收电路 13、信号处理部 17、DSC18 以及显示控制部 20 连接,操作部 15 以及储存部 24 分别与控制部 23 连接。

[0043] 图 5 的发送电路 12 例如包含多个脉冲发生器,基于根据来自控制部 23 的控制信号所选择的发送延迟模式,以从图 1 的阵列式换能器 11 的多个超声波换能器 a1 ~ a2n 发送的超声波形成超声波束的方式调节各个驱动信号的延迟量并提供给多个超声波换能器 a1 ~ a2n。

[0044] 另外,图 5 的接收电路在将从各超声波换能器 ak 发送的接收信号放大并进行 A/D 转换后,按照基于根据来自控制部 23 的控制信号所选择的接收延迟模式而设定的音速或音速的分布,对各接收信号施加各自的延迟并进行加算,从而进行接收聚焦处理。通过该接收聚焦处理来生成使超声回声的焦点收窄后的接收数据(声线信号)。

[0045] 诊断装置主体 5 的信号处理部 17 对于由接收电路 13 生成的接收数据,根据超声波的反射位置的深度实施了基于距离的衰减的补正后,通过实施包络检波处理,生成与被检体内的组织相关的作为断层图像信息的 B 模式图像信号。

[0046] DSC18 将由信号处理部 17 生成的 B 模式图像信号转换为遵循通常的电视信号的扫描方式的图像信号(光栅转换)。

[0047] 图像处理部 19 在对从 DSC18 输入的 B 模式图像信号实施了灰度处理等各种的必要的图像处理,将 B 模式图像信号输出至显示控制部 20,或者存储于图像存储器 21。

[0048] 显示控制部 20 基于由图像处理部 19 实施了图像处理的 B 模式图像信号,使超声波诊断图像显示于显示部 16。

[0049] 显示部 16 例如包含 LCD 等显示器装置,在显示控制部 24 的控制下,显示超声波诊断图像。另外,在检查时,根据需要用于检查的光标、量规等重叠显示于超声波诊断图像上。

[0050] 操作部 15 具有操作者进行输入操作的各种操作按钮。另外,储存部 24 存储动作程序及包含一系列的检查项目在内的检查程序等,能够使用硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡、USB 存储器等记录介质、或服务器等。

[0051] 控制部 23 基于由操作者从操作部 15 输入的各种指令信号等,进行诊断装置主体 5 内的各部的控制。

[0052] 此外,信号处理部 17、DSC18、图像处理部 19、显示控制部 20 由用于进行动作的动作程序构成,但是,也可以用数字电路来构成它们。

[0053] 接着,说明将实施方式 1 的超声波探头 4 连接于诊断装置主体 5 的超声波诊断装

置的动作。

[0054] 经由连接器 3A 及 3B 将超声波探头 4 连接于诊断装置主体 5, 并接通诊断装置主体 5 的电源开关, 从而向诊断装置主体 5 内及超声波探头 4 内的各部供给电力, 使超声波诊断装置启动。

[0055] 然后, 按照来自诊断装置主体 5 的发送电路 12 的驱动信号, 从阵列式换能器 11 的多个超声波换能器 $a1 \sim a2n$ 依次发送超声波束, 由多个超声波换能器 $a1 \sim a2n$ 接收到的接收信号通过设置在各个传送路径 6 中的具有预定的频率分布的各个阻抗匹配元件 7, 从而补偿各个接收信号的中心频率的偏移的影响, 并经由传送路径 6 依次输出至诊断装置主体 5 的接收电路 13 并生成接收数据。基于这些接收数据, 在诊断装置主体 5 的图像生成部 22 中生成图像信号, 进而, 基于图像信号, 利用显示控制部 20 使超声波图像显示于显示部 16。

[0056] 此外, 上述的接收信号由与如上所述分别设置于连接器 3A 的超声波换能器 a_k 的排列位置对应的阻抗匹配元件 7 补偿了各自的中心频率的偏移的影响, 因此, 能够获得高图像质量的超声波图像。

[0057] 在实施方式 1 中, 对多个接收信号的中心频率的偏移的影响通过使所对应的阻抗匹配元件 7 具有预定的匹配频率的分布来进行了补偿, 但是, 由于使阻抗匹配元件 7 的设置位置处于超声波探头 4 的连接器 3A 内, 因此, 能够实现探头主体 1 的小型化, 超声波探头 4 本身的操作变得容易。

[0058] 实施方式 2

[0059] 图 6 示出实施方式 2 的超声波探头 41 的构成。该超声波探头 41 是在图 1 所示的实施方式 1 的超声波探头 4 中, 将阻抗匹配元件 7 设置在探头主体 1 内, 而不是设置在连接器 3A 内, 其他的构成与实施方式 1 的超声波探头 4 相同。

[0060] 这样, 即使将分别与阵列式换能器 11 的多个超声波换能器 $a1 \sim a2n$ 连接的阻抗匹配元件 7 配置在探头主体 1 内, 也与实施方式 1 进行同样的动作, 补偿各个超声波换能器 $a1 \sim a2n$ 的中心频率的偏移的影响, 能够获得高图像质量的超声波图像。

[0061] 而且, 作为实施方式 2 的变形例, 如图 7 所示, 还能够构成将在实施方式 1 中设置在诊断装置主体 5 内的发送电路 12 及接收电路 13 也配置在探头主体 1 内的超声波探头 42。

[0062] 在此情况下, 超声波探头 42 被连接于图 8 所示那样的诊断装置主体 51 来使用。该诊断装置主体 51 是在图 5 所示的诊断装置主体 5 中省略了发送电路 12 及接收电路 13 的构成。

[0063] 在该超声波探头 42 中, 由阵列式换能器 11 的多个超声波换能器 $a1 \sim a2n$ 获得的接收信号分别经由阻抗匹配元件 7 被输入至接收电路 13, 且由接收电路 13 进行了数字化的信号被传送至诊断装置主体 51。即, 构成数字式的超声波探头 42。

[0064] 实施方式 3

[0065] 图 9 示出实施方式 3 的超声波探头 43 的构成。该超声波探头 43 是在图 1 所示的实施方式 1 的超声波探头 4 中, 将阻抗匹配元件 7 设置在线缆 2 内, 而不是设置在连接器 3A 内, 其他的构成与实施方式 1 的超声波探头 4 相同。

[0066] 这样, 即使将分别与阵列式换能器 11 的多个超声波换能器 $a1 \sim a2n$ 连接的阻抗

匹配元件 7 配置在线缆 2 内,也进行实施方式 1 同样的动作,补偿各个超声波换能器 a1 ~ a2n 的中心频率的偏移的影响,能够获得高图像质量的超声波图像。

[0067] 另外,在上述的实施方式 1 及 2 中,超声波探头 4、41 与诊断装置主体 5 经由线缆 2 互相连接,另外,超声波探头 42 与诊断装置主体 51 经由线缆 2 互相连接,但是,不限于此,探头主体 1 也可以无线连接于诊断装置主体 5、51。

[0068] 以上,详细说明了本发明的超声波探头和具有该超声波探头的超声波诊断装置,但是本发明不限于上述实施方式,也可以在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种改良、变更。

[0069] 附图标记说明:

[0070]	1	探头主体
[0071]	2	线缆
[0072]	3A、3B	连接器
[0073]	4	超声波探头
[0074]	5	诊断装置主体
[0075]	6	传送路径
[0076]	7	阻抗匹配元件
[0077]	8	显示部
[0078]	9	触摸面板
[0079]	11	阵列式换能器
[0080]	11S	声音放射面
[0081]	12	发送电路
[0082]	13	接收电路
[0083]	15	操作部
[0084]	16	显示部
[0085]	17	信号处理部
[0086]	18	DSC(Digital Scan Converter)
[0087]	19	图像处理部
[0088]	20	显示控制部
[0089]	21	图像存储器
[0090]	22	图像生成部
[0091]	23	控制部
[0092]	24	储存部
[0093]	a1 ~ a2n	超声波换能器

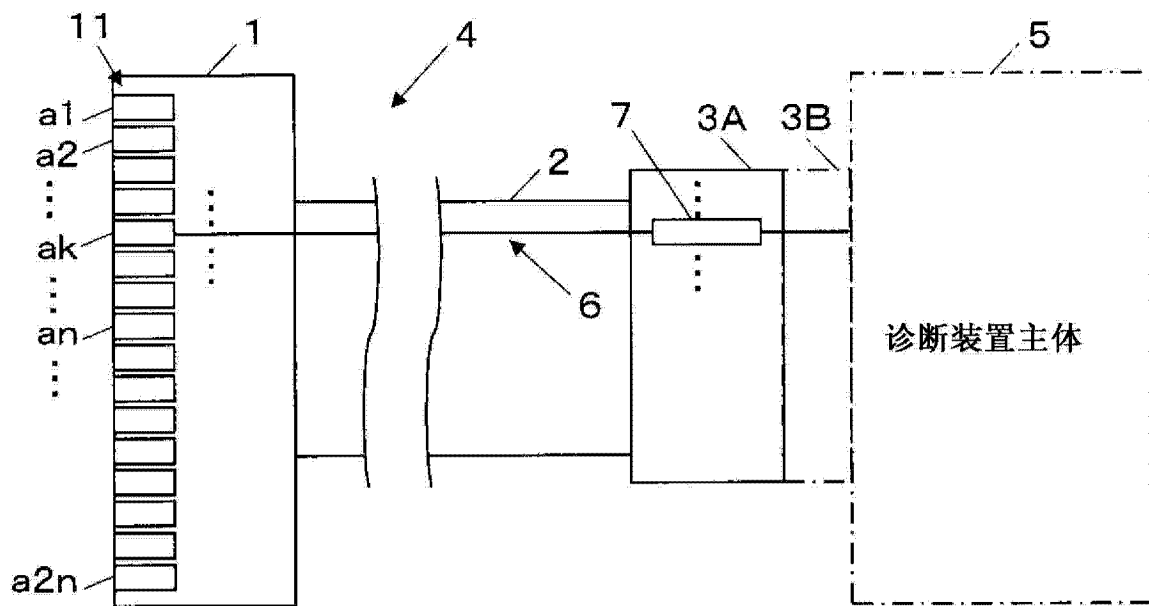


图 1

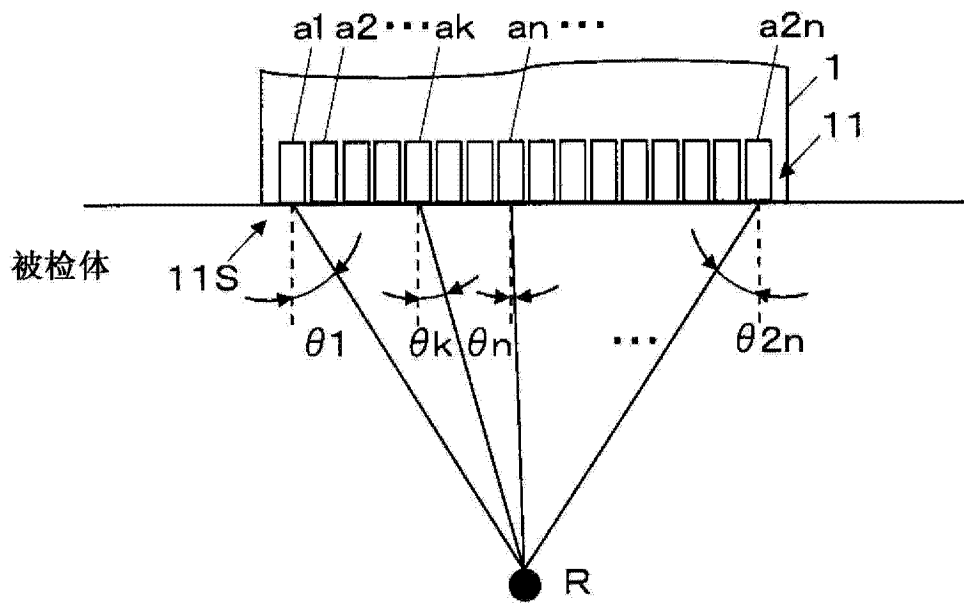


图 2

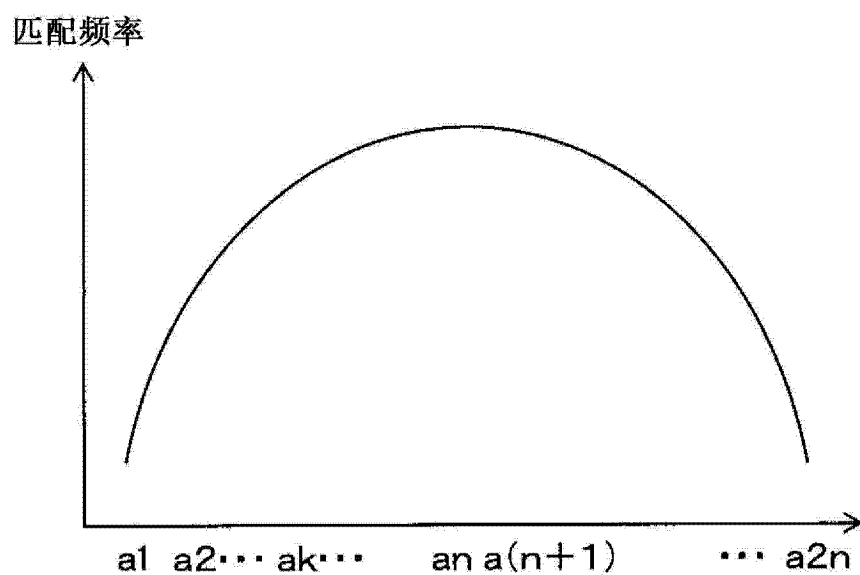
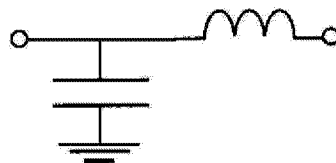


图 3

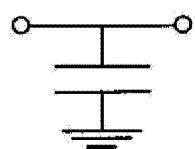
(A)



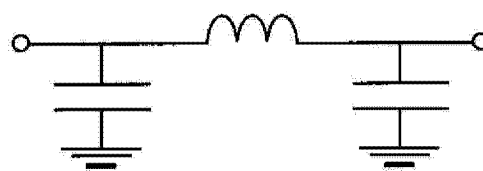
(D)



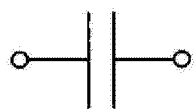
(B)



(E)



(C)



(F)



图 4

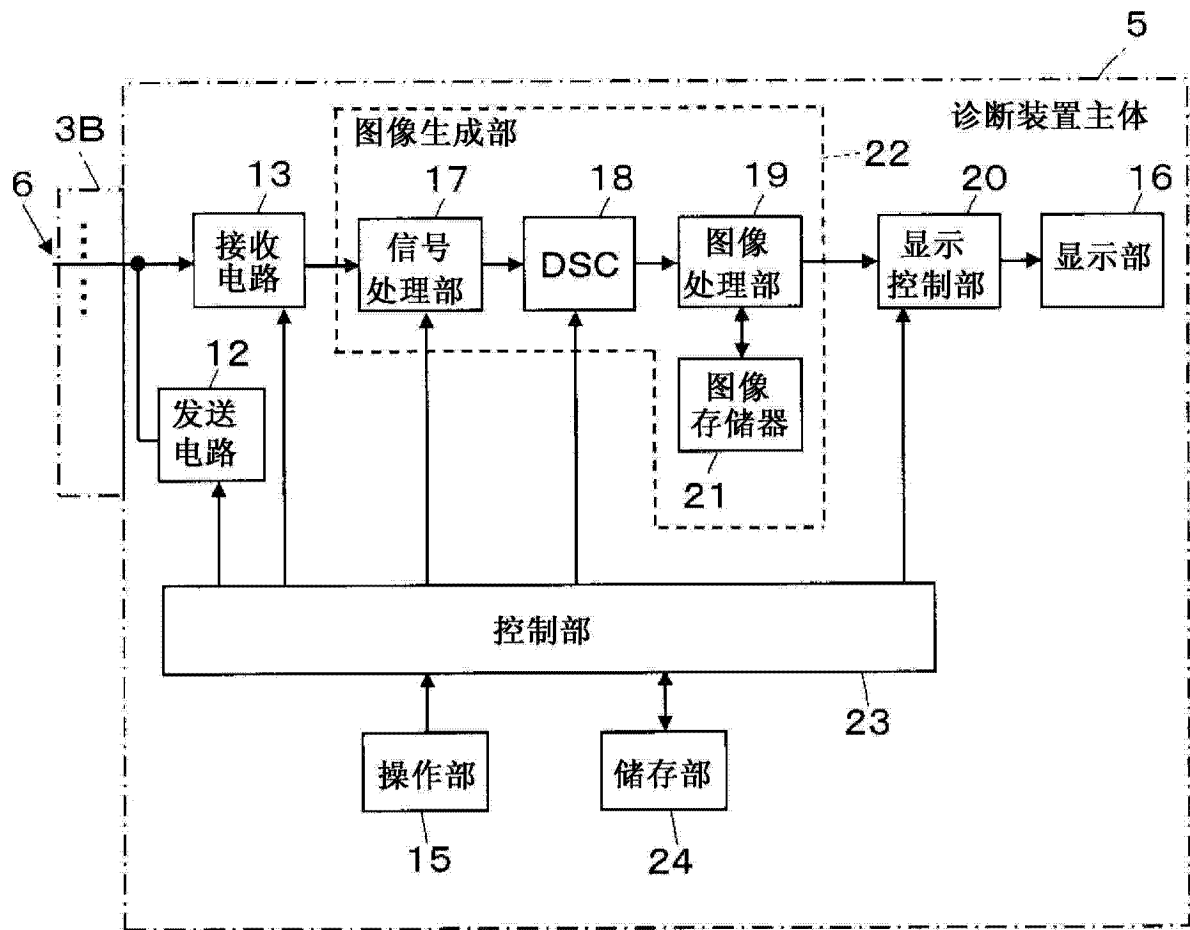


图 5

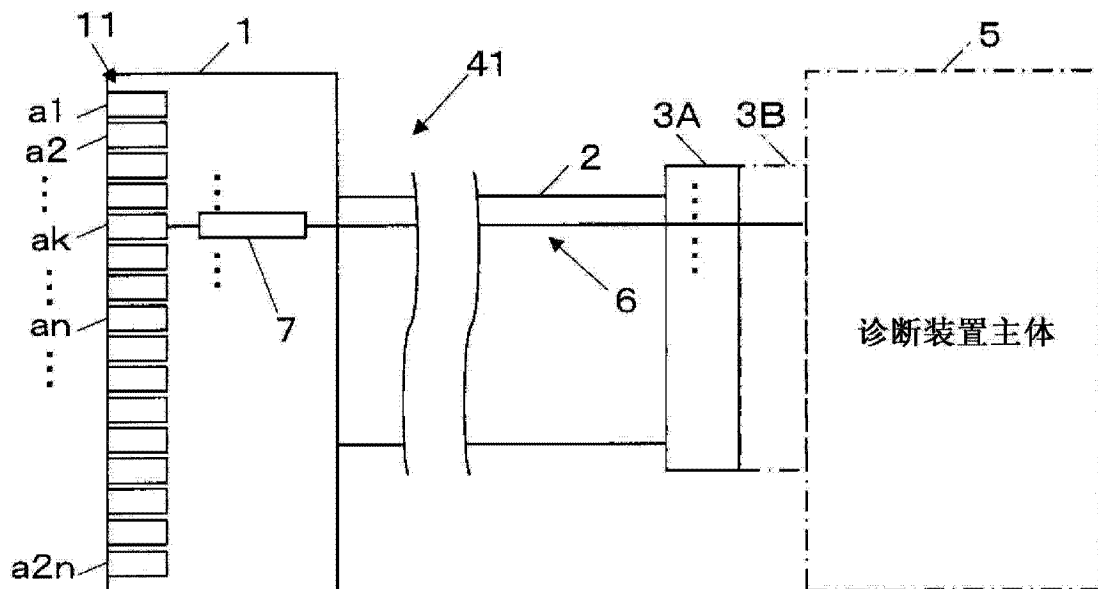


图 6

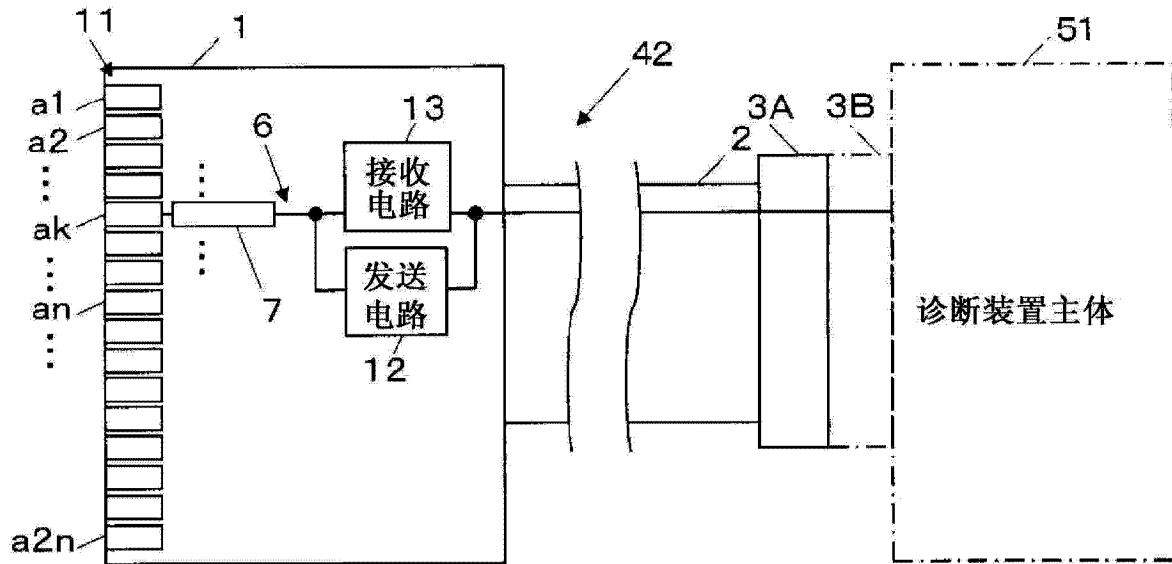


图 7

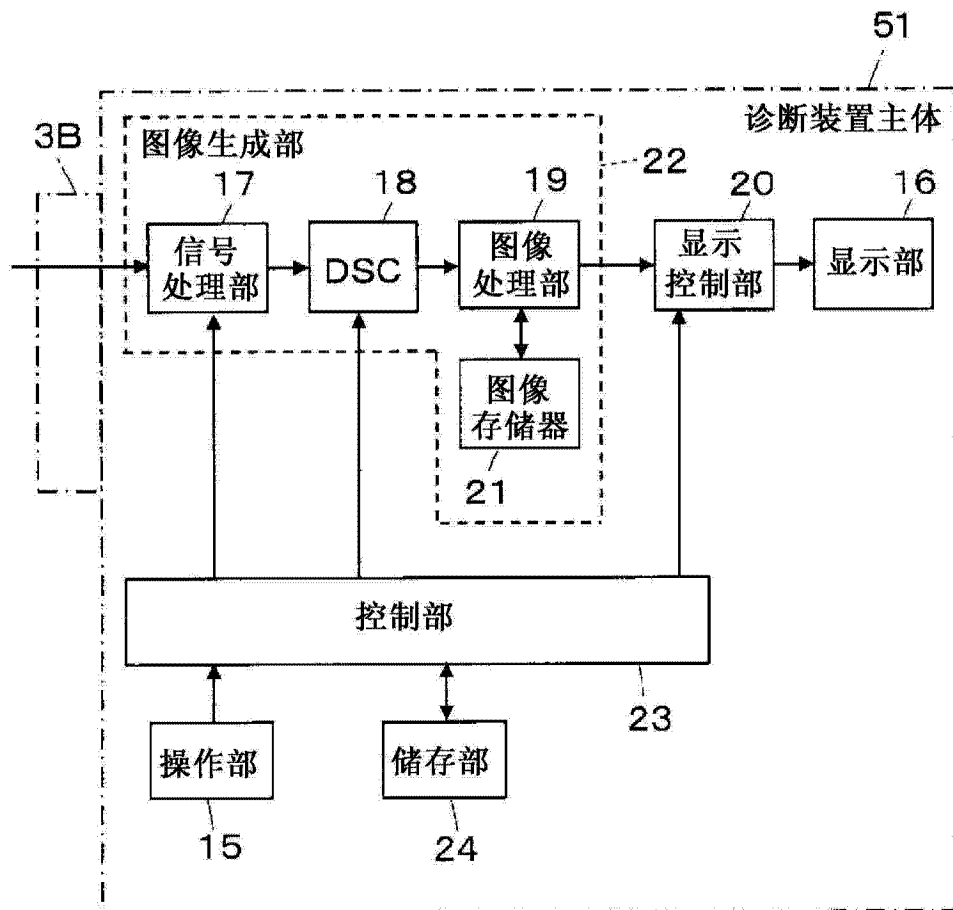


图 8

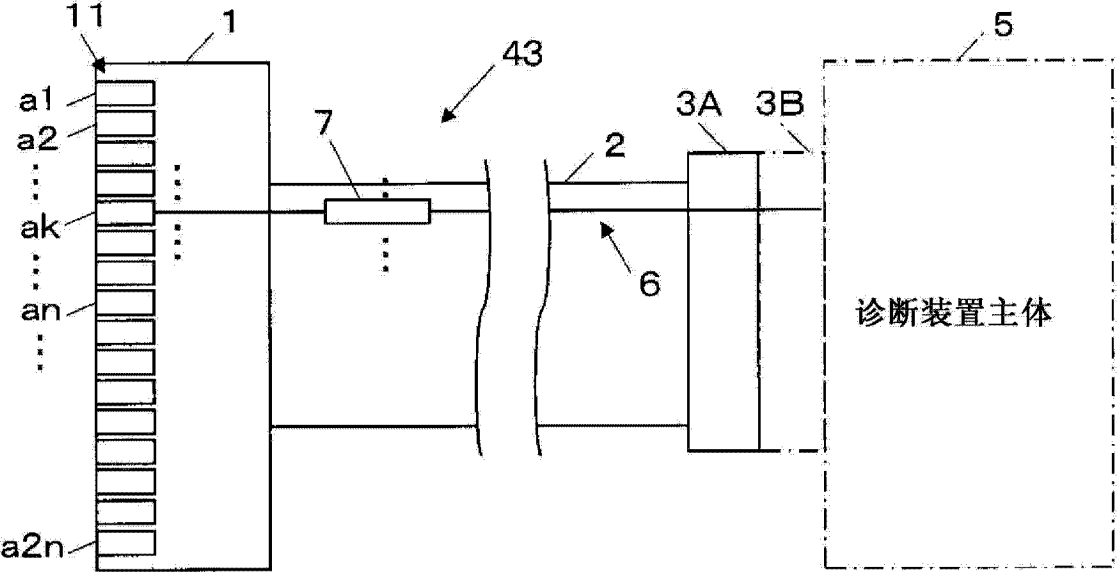


图 9

专利名称(译)	超声波探头和具有该超声波探头的超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104244836A	公开(公告)日	2014-12-24
申请号	CN201280072083.4	申请日	2012-12-18
[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	大泽敦		
发明人	大泽敦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4472 A61B8/14 A61B8/4488 G01S7/52047 G01S15/8915		
代理人(译)	苏卉		
优先权	2012080793 2012-03-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波探头(4)，在接收信号的传送路径(6)中包括多个阻抗匹配元件(7)，该多个阻抗匹配元件(7)与多个超声波换能器(a1～a2n)连接并具有预定的匹配频率，多个阻抗匹配元件(7)为了降低因所对应的超声波换能器在阵列(11)内的排列位置引起的超声波的接收发送的角度的影响，这些阻抗匹配元件的匹配频率具有如下分布：所对应的排列位置越靠近中心，阻抗匹配元件的匹配频率越高。通过使由超声波探头(4)的超声波换能器(a1～a2n)接收到的接收信号通过设置在各个传送路径(6)中的具有预定的频率分布的各个阻抗匹配元件(7)，来补偿各个接收信号的中心频率的偏移的影响，并依次输出至诊断装置主体(5)并生成接收数据，基于这些接收数据，生成高图像质量的超声波图像。

