



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102648861 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 29

(21) 申请号 201210024949. 6

(22) 申请日 2012. 01. 31

(30) 优先权数据

2011-041447 2011. 02. 28 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 山本胜也

(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 朱进桂

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

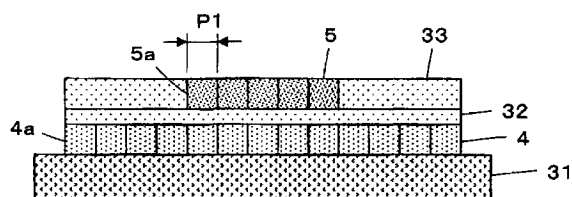
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 3 页

(54) 发明名称

超声波探测器和超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波探测器包括：用于 B 模式图像的换能器阵列，发送和接收用于 B 模式图像的超声波束；以及用于音速测量的换能器阵列，层叠并形成在所述用于 B 模式图像的换能器阵列之上，并接收用于音速测量的超声波束。



1. 一种超声波探测器,向对象发送超声波束并接收所述对象的超声波回声,所述超声波探测器包括:

用于 B 模式图像的换能器阵列,发送和接收用于 B 模式图像的超声波束;以及

用于音速测量的换能器阵列,层叠并形成在所述用于 B 模式图像的换能器阵列之上,并接收用于音速测量的超声波束。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探测器,

其中,所述用于 B 模式图像的换能器阵列具有多个超声波换能器,以及

所述用于音速测量的换能器阵列具有比所述用于 B 模式图像的换能器阵列的多个超声波换能器更少数目的超声波换能器。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波探测器,

其中,所述用于音速测量的换能器阵列中的超声波换能器的阵列间距等于所述用于 B 模式图像的换能器阵列中的超声波换能器的阵列间距,所述用于音速测量的换能器阵列位于所述用于 B 模式图像的换能器阵列的中心部分之上。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波探测器,

其中,所述用于音速测量的换能器阵列中的超声波换能器的阵列间距大于所述用于 B 模式图像的换能器阵列中的超声波换能器的阵列间距,所述用于音速测量的换能器阵列具有与所述用于 B 模式图像的换能器阵列相同的长度。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探测器,

其中,所述用于音速测量的换能器阵列的超声波换能器由聚合物压电器件构成。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波探测器,还包括:

发送电路,从所述用于 B 模式图像的换能器阵列发送用于 B 模式图像的超声波束以及从所述用于音速测量的换能器阵列发送用于音速测量的超声波束;以及

接收电路,处理基于所述对象的超声波回声的接收信号,以获得用于 B 模式图像的接收数据以及用于音速图的接收数据。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波探测器,

其中,所述接收电路包括:用于 B 模式图像的第一接收电路,处理从所述用于 B 模式图像的换能器阵列输出的接收信号,以获得用于 B 模式图像的接收数据;以及用于音速测量的第二接收电路,处理从所述用于音速测量的换能器阵列输出的接收信号,以获得用于音速测量的接收数据。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波探测器,

其中,所述发送电路包括:用于 B 模式图像的第一发送电路,从所述用于 B 模式图像的换能器阵列发送用于 B 模式图像的超声波束;以及第二发送电路,从所述用于音速测量的换能器阵列发送用于音速测量的超声波束。

9. 一种超声波诊断装置,包括:

根据权利要求 6 所述的超声波探测器;

图像产生器,基于由接收电路获得的用于 B 模式图像的接收数据,产生 B 模式图像;以及

音速图产生器,基于由接收电路获得的用于音速测量的接收数据,产生音速图。

超声波探测器和超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波探测器和超声波诊断装置,具体地,涉及用于执行 B 模式图像的产生的和音速图的产生的超声波探测器和超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 目前已将使用超声波图像的超声波诊断装置投入医疗领域的实际使用中。大体上,该类型的超声波诊断装置具有:配备有换能器阵列的超声波探测器和连接到该超声波探测器的装置本体。从超声波探测器向对象发送超声波束,由超声波探测器接收来自对象的超声波回声,由装置本体电处理接收信号,以产生超声波图像。

[0003] 近些年来,为了更精确地诊断对象中的被诊断区域,测量被诊断区域中的音速。

[0004] 例如,JP 2010-99452A 描述了一种超声波诊断装置,在被诊断区域的附近设置多个栅格点,基于通过针对每个栅格点发送和接收超声波束所获得的接收数据,来计算局部音速值。

[0005] 在 JP 2010-99452A 中描述的装置中,从超声波探测器向对象发送超声波束,并由超声波探测器接收超声波束,以计算在被诊断区域中的局部音速值,使得有可能以重叠的方式在 B 模式图像上显示局部音速的信息。如果产生并与 B 模式图像一起显示表示预定区域中多个点处的局部音速值的分布的音速图,则有效地诊断被诊断区域。

[0006] 为了计算更准确的局部音速值,发送超声波束,使得相比于 B 模式图像的产生,将发送焦点对准到在被诊断区域附近设置的多个栅格点中的每一个栅格点,通过较宽的开口来发送超声波回声。因此,优选地,分别提供用于音速图产生的换能器阵列与用于 B 模式图像产生的换能器阵列。

[0007] 然而,如果将用于 B 模式图像的换能器阵列和用于音速图的换能器阵列置于超声波探测器的对象接合部分,则对象接合部分具有较大的面积,当将超声波探测器的对象接合部分压向对象的体表时,操作性能可能恶化。

发明内容

[0008] 为了解决相关技术中的缺陷而完成本发明,本发明的目的是提供能够执行 B 模式图像产生和准确的音速图产生并具有令人满意的操作性能的超声波探测器和超声波诊断装置。

[0009] 根据本发明的一种超声波探测器,包括:

[0010] 用于 B 模式图像的换能器阵列,发送和接收用于 B 模式图像的超声波束;以及

[0011] 用于音速测量的换能器阵列,层叠并形成在所述用于 B 模式图像的换能器阵列之上,并接收用于音速测量的超声波束。

[0012] 根据本发明的一种超声波诊断装置,包括:

[0013] 上述超声波探测器;

[0014] 图像产生器,基于由接收电路获得的用于 B 模式图像的接收数据,产生 B 模式图

像 ;以及

[0015] 音速图产生器,基于由所述接收电路获得的用于音速测量的接收数据,产生音速图。

附图说明

[0016] 图 1 是示出了包括根据本发明的实施例 1 的超声波探测器在内的超声波诊断装置的配置的框图。

[0017] 图 2 是示出了在根据实施例 1 的超声波探测器中使用的层叠换能器阵列的结构截面图。

[0018] 图 3 是示意性地示出了在实施例 1 中的音速计算原理的图。

[0019] 图 4 是示出了在根据实施例 2 的超声波探测器中使用的层叠换能器阵列的结构截面图。

[0020] 图 5 是示出了根据实施例 3 的超声波探测器的配置的框图。

具体实施方式

[0021] 下文中,将参照附图来描述本发明的实施例。

[0022] 实施例 1

[0023] 图 1 示出了包括根据本发明的实施例 1 的超声波探测器 1 在内的超声波诊断装置的配置。诊断装置本体 2 连接到超声波探测器 1。

[0024] 超声波探测器 1 具有层叠换能器阵列 3。层叠换能器阵列 3 包括处于层叠状态的用于 B 模式图像的换能器阵列 4 和用于音速测量的换能器阵列 5。发送电路 6 和接收电路 7 连接到用于 B 模式图像的换能器阵列 4。发送电路 6 和接收电路 7 还连接到用于音速测量的换能器阵列 5。

[0025] 探测器控制器 8 连接到发送电路 6 和接收电路 7。

[0026] 诊断装置本体 2 具有连接到超声波探测器 1 的接收电路 7 的信号处理器 11; DSC(数字扫描转换器)12、图像处理器 13、显示控制器 14 以及监视器 15 顺序连接到信号处理器 11。图像存储器 16 连接到图像处理器 13。诊断装置本体 2 具有接收数据存储器 18 和音速图产生器 19,它们都连接到超声波探测器 1 的接收电路 7。装置本体控制器 20 连接到信号处理器 11、DSC 12、显示控制器 14、接收数据存储器 18、以及音速图产生器 19。操作单元 21 和存储单元 22 连接到装置本体控制器 20。

[0027] 超声波探测器 1 的探测器控制器 8 和诊断装置本体 2 的装置本体控制器 20 彼此相连。

[0028] 层叠换能器阵列 3 具有图 2 所示的结构。即,在背衬元件(backing member)31 上形成用于 B 模式图像的换能器阵列 4,换能器阵列 4 具有以一维方式布置的多个超声波换能器 4a,通过匹配层 32 在用于 B 模式图像的换能器阵列 4 上层叠用于音速测量的换能器阵列 5。

[0029] 在匹配层 32 上形成的另一匹配层 33 的中心部分中,形成用于音速测量的换能器阵列 5。为了将音速图的区域限制在与 B 模式图像相关的部分区域中,用于音速测量的换能器阵列 5 具有比用于 B 模式图像的换能器阵列 4 中的超声波换能器 4a 更小数目的超声

波换能器 5a。用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 的阵列间距 P1 等于用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 的阵列间距,用于音速测量的换能器阵列 5 位于用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的中心部分之上。

[0030] 响应于从发送电路 6 提供的驱动信号,用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 发送用于 B 模式图像产生的超声波,响应于从发送电路 6 提供的驱动信号,用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 发送用于音速图产生的超声波。用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 接收对象对用于 B 模式图像产生的超声波的超声波回声,并向接收电路 7 输出接收信号。用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 接收对象对用于音速图产生的超声波的超声波回声,并向接收电路 7 输出接收信号。

[0031] 用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的每个超声波换能器 4a 由振动器构成,在振动器中,在压电体的两端形成电极,压电体可以由以下构成:以 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷或以 PMN-PT(铌镁酸铅-钛酸铅固溶)为代表的压电单晶。

[0032] 用于音速测量的换能器阵列 5 的每个超声波换能器 5a 由振荡器构成,在振荡器中,在压电体的两端形成电极,压电体可以由以 PVDF(聚偏二氟乙烯)为代表的聚合物压电器件构成。

[0033] 如果跨过振动器的电极施加脉冲或连续波电压,则压电体扩张和收缩,从而从振动器产生脉冲或连续波超声波,并将其合成以形成超声波束。当接收到传播的超声波时,振动器扩张和收缩以产生电信号,将电信号作为超声波的接收信号输出。

[0034] 发送电路 6 包括例如多个脉冲器。发送电路 6 基于响应于来自探测器控制器 8 的控制信号而选择的发送延迟模式,来调整每个驱动信号的延迟量,使得从用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 发送的超声波形成超声波束,并向超声波换能器 4a 提供调整后的驱动信号。同时,发送电路 6 调整每个驱动信号的延迟量,使得从用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 发送的超声波在应当测量音速的点聚焦,并向超声波换能器 5a 提供调整后的驱动信号。

[0035] 接收电路 7 对从用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 输出的接收信号和从用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 输出的接收信号进行放大,并对放大后的接收信号执行 A/D 转换。之后,接收电路 7 通过根据基于响应于来自探测器控制器 8 的控制信号而选择的接收延迟模式所设置的音速的分布,对每个接收信号给予延迟,并将接收信号相加,来执行接收聚焦过程。使用该接收聚焦过程,将超声波回声的焦点变窄,以产生接收数据(声线信号)。

[0036] 探测器控制器 8 基于从诊断装置本体 2 的装置本体控制器 20 发送的各种控制信号来控制超声波探测器 1 的相应单元。

[0037] 诊断装置本体 2 的信号处理器 11 根据由超声波探测器 1 的接收电路 7 所产生的用于 B 模式图像的接收数据的超声波的反射位置的深度,来校正取决于距离的衰减,并执行包络检测过程,以产生作为与对象的组织相关的断层图像信息的 B 模式图像信号。

[0038] DSC12 将信号处理器 11 产生的 B 模式图像信号转换为基于普通电视信号扫描系统的图像信号(光栅转换)。

[0039] 图像处理器 13 对从 DSC 12 输入的 B 模式图像信号执行各种必需的图像过程(如渐变过程),并向显示控制器 14 输出处理后的 B 模式图像信号,或在图像存储器 16 中存储

处理后的 B 模式图像信号。

[0040] 信号处理器 11、DSC12、图像处理器 13 和图像存储器 16 形成图像产生器 23。

[0041] 显示控制器 14 基于经过图像处理器 13 的图像处理的 B 模式图像信号,在监视器 15 上显示超声波诊断图像。

[0042] 监视器 15 包括例如显示设备(如 LCD),并在显示控制器 14 的控制下显示超声波诊断图像。

[0043] 接收数据存储器 18 顺序存储从超声波探测器 1 的接收电路 7 输出的接收数据。接收数据存储器 18 还将从装置本体控制器 20 输入的与帧率相关的信息(例如,表示超声波的反射位置的深度、扫描线的密度以及视野宽度的参数)与接收数据关联存储。

[0044] 音速图产生器 19 在装置本体控制器 20 的控制之下,基于在接收数据存储器 18 中存储的接收数据中用于音速测量的接收数据,计算作为诊断目标的对象的组织中的局部音速值,并产生音速图。

[0045] 装置本体控制器 20 基于操作者从操作单元 21 输入的命令,控制超声波诊断装置的相应单元。

[0046] 当操作者执行输入操作时,使用操作单元 21,操作单元 21 可以由键盘、鼠标、轨迹球、触摸板等构成。

[0047] 存储单元 22 存储操作程序等,可以由例如记录介质构成,如 MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡、或 USB 存储器、或服务器。

[0048] 信号处理器 11、DSC 12、图像处理器 13、显示控制器 14、以及音速图产生器 19 由 CPU 和使 CPU 执行各种过程的操作程序构成,这些也可以由数字电路构成。

[0049] 操作者可以通过使用操作单元 21 来选择以下三种显示模式之一。即,可以按照以下模式中所需模式来执行显示:仅显示 B 模式图像的模式、以重叠方式在 B 模式图像上显示音速图的模式(例如,根据局部音速值改变颜色或亮度的显示,或将具有相同局部音速值的点连成线的显示)、以及并行显示 B 模式图像和音速图图像的模式。

[0050] 当显示 B 模式图像时,首先响应于来自超声波探测器 1 的发送电路 6 的驱动信号,从用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 发送超声波,将来自已经从对象接收到超声波回声的每个超声波换能器 4a 的接收信号输出至接收电路 7,由接收电路 7 来产生接收数据。由接收数据所输入至的诊断装置本体 2 的信号处理器 11 来产生 B 模式图像信号,然后由 DSC 12 对其进行光栅转换,并在图像处理器 13 中对 B 模式图像信号执行各种图像过程。之后,基于 B 模式图像信号,由显示控制器 14 在监视器 15 上显示超声波诊断图像。

[0051] 可以通过以本申请人名义提交的 JP 2010-99452A 中所述的方法来执行对局部音速值的计算。

[0052] 如图 3A 所示,根据该方法,当向对象内发送超声波时,接收波 W_x 从栅格点 X(作为对象中的反射点)到达换能器阵列 5。然后,如图 3B 所示,多个栅格点 A1、A2、... 以规则间隔布置在比栅格点 X 更浅的位置处,即,更接近换能器阵列 5 的位置处。然后,根据 Huygens 原理获得栅格点 X 处的局部音速,从而,来自已经从栅格点 X 接收到接收波的多个栅格点 A1、A2、... 的接收波 W_1 、 W_2 、... 的合成波 W_{sum} 与来自栅格点 X 的接收波 W_x 一致。

[0053] 首先,获得所有栅格点 X、A1、A2、... 的最优音速值。最优音速值是以下音速值:

使得利用针对每个栅格点基于所设置的音速的聚焦计算来执行成像以形成超声波图像,在以各种方式改变所设置的音速时,图像的对比度和锐度变为最高。例如,如 JP 8-317926 A 中描述的,可以基于图像对比度、扫描方向上的空间频率、以及色散等来确定最优音速值。

[0054] 接下来,使用栅格点 X 的最优音速值来计算从栅格点 X 发射的虚接收波 W_x 的波形。

[0055] 栅格点 X 处的虚拟局部音速值 V 以各种方式改变,以计算来自栅格点 A1、A2、... 的接收波 W_1 、 W_2 、... 的虚拟合成波 W_{sum} 。此时假定音速在栅格点 X 和每个栅格点 A1、A2、... 之间的区域 R_{xa} 中是均匀的,且等于在栅格点 X 处的局部音速值 V。超声波从栅格点 X 传播到栅格点 A1、A2、... 的时间变为 XA_1/V 、 XA_2/V 、..., 其中, XA_1 、 XA_2 、... 分别代表在相应栅格点 A1、A2、... 和栅格点 X 之间的距离。因此,将从栅格点 A1、A2、... 发射的具有时间延迟 XA_1/V 、 XA_2/V 、... 反射波合成,从而获得虚拟合成波 W_{sum} 。

[0056] 接下来,计算通过改变栅格点 X 处的虚拟局部音速值 V 所计算出的多个虚拟合成波 W_{sum} 与来自栅格点 X 的虚拟接收波 W_x 之间的偏差,将具有最小偏差的虚拟局部音速值 V 确定为栅格点 X 处的局部音速值。作为计算在虚拟合成波 W_{sum} 和来自栅格点 X 的虚拟接收波 W_x 之间的偏差的方法,可以使用以下方法:进行互相关的方法、在对接收波 W_x 应用从合成波 W_{sum} 获得的延迟的同时进行相位匹配相加的方法、以及在对合成波 W_{sum} 应用从接收波 W_x 获得的延迟的同时进行相位匹配相加的方法。

[0057] 以上述方式,可以基于超声波探测器 1 的接收电路 7 产生的接收数据来高精度地计算对象中的局部音速值。类似地,可以产生表示在设置的关注区域中的局部音速值的分布的音速图。

[0058] 接下来,将描述实施例 1 的操作。

[0059] 首先,响应于来自超声波探测器 1 的发送电路 6 的驱动信号,从用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的多个超声波换能器 4a 发送用于 B 模式图像的超声波束,将来自已经从对象接收到超声波回声的每个超声波换能器 4a 的接收信号输出到接收电路 7,以产生用于 B 模式图像的接收数据。基于由诊断装置本体 2 的图像产生器 23 所产生的 B 模式图像信号,显示控制器 14 在监视器 15 上显示 B 模式图像。

[0060] 如果操作者操作操作单元 21 以在监视器 15 上显示的 B 模式图像中设置关注区域 R,则装置本体控制器 20 在关注区域 R 中设置多个栅格点。

[0061] 接下来,探测器控制器 8 控制发送电路 6 和接收电路 7,当在关注区域 R 中设置的多个栅格点中每个栅格点处形成发送焦点时,顺序执行对用于音速测量的超声波束的发送和接收。即,响应于来自发送电路 6 的驱动信号,从用于音速测量的换能器阵列 5 的多个超声波换能器 5a 发送用于音速测量的超声波束,以在关注区域 R 中的栅格点处形成焦点,将来自已经从对象接收到的超声波回声的每个超声波换能器 5a 的接收信号输出到接收电路 7。

[0062] 每次以这种方式接收超声波束时,将接收电路 7 产生的用于音速测量的接收数据顺序存储在接收数据存储器 18 中。如果获取了关注区域 R 中所有栅格点的用于音速测量的接收数据,则从装置本体控制器 20 向音速图产生器 19 输出用于形成音速图的命令。音速图产生器 19 使用在接收数据存储器 18 中存储的接收数据中用于音速测量的接收数据,来计算每个栅格点处的局部音速值,以产生关注区域 R 中的音速图。与音速图产生器 19 获得的音速图相关的数据由 DSC 12 进行光栅转换,经过图像处理器 13 的各种图像处理,然后

被发送到显示控制器 14。根据操作者从操作单元 21 输入的显示模式,以重叠方式在监视器 15 上显示 B 模式图像和音速图,或在监视器 15 上并行显示 B 模式图像和音速图图像。

[0063] 将接收电路 7 产生的用于音速测量的接收数据存储在接收数据存储器 18 中,还输入到图像产生器 23 的信号处理器 11。此时,根据来自装置本体控制器 20 的命令停止信号处理器 11 的动作,从而防止使用用于音速测量的接收数据来产生 B 模式图像信号。

[0064] 以这种方式,执行 B 模式图像的产生和音速图的产生。由于使用层叠换能器阵列 3(其中在用于 B 模式图像的换能器阵列 4 之上层叠和形成用于音速测量的换能器阵列 5),可以在小面积上形成超声波探测器 1 的对象接合部分,并在执行 B 模式图像的产生和准确的音速图的同时,改进在将超声波探测器的对象接合部分压向对象体表以执行诊断时的操作性能。

[0065] 由于用于音速测量的换能器阵列 5 位于用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的中心部分之上,仅仅将具有小延迟量的驱动信号从发送电路 6 提供给用于音速测量的换能器阵列 5 的多个超声波换能器 5a,从而在 B 模式图像上设置的关注区域 R 中的每个栅格点处形成发送焦点,并更准确地执行音速测量。

[0066] 由于用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 由聚合物压电器件形成,可以抑制旁瓣的影响,从而改进在深度方向以及垂直于深度方向的方向上的分辨率。

[0067] 可以从用于音速测量的换能器阵列 5 发送低频超声波束,可以由用于音速测量的换能器阵列 5 来接收两个或更多谐波,从而突出旁瓣并进一步减少旁瓣。

[0068] 可以恰当地选择用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 的数目、用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 的数目、用于 B 模式图像的超声波束的中心频率以及用于音速测量的超声波束的中心频率。

[0069] 尽管在实施例 1 中,为了将产生音速图的区域限制为相对于 B 模式图像的部分区域,用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 的数目少于用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 的数目,但是用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 的数目可以等于用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 的数目,从而产生更宽的音速图。

[0070] 实施例 2

[0071] 尽管在上述实施例 1 中,用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 的阵列间距等于用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 的阵列间距,用于音速测量的换能器阵列 5 位于 B 模式图像的换能器阵列 4 的中心部分之上,但是本发明不受限于此。例如,如图 4 所示,可以提供比用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 的数目更少数目的超声波换能器 34a,可以将超声波换能器 34a 的阵列间距 P2 设置为比用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 的阵列间距 P1 更大的值,使得可以在匹配层 32 上层叠并形成具有与用于 B 模式图像的换能器阵列 4 相同长度的用于音速测量的换能器阵列 34。

[0072] 即使在使用这种层叠换能器阵列时,如实施例 1 中一样,可以在小面积上形成超声波探测器 1 的对象接合部分,并在执行 B 模式图像的产生和准确的音速图的同时,改进在将超声波探测器的对象接合部分压向对象的体表以执行诊断时的操作性能。

[0073] 实施例 3

[0074] 图 5 示出了根据实施例 3 的超声波探测器 41 的配置。超声波探测器 41 使用图 1 所示的实施例 1 的超声波探测器 1 中的发送电路 6 和接收电路 7 作为用于 B 模式图像的专用发送电路和接收电路,还添加有用于音速测量的专用发送电路 42 和接收电路 43。发送电路 42 和接收电路 43 连接到用于音速测量的换能器阵列 5。

[0075] 用于音速测量的专用接收电路 43 连接到诊断装置本体 2 的接收数据存储器 18 和音速图产生器 19,用于 B 模式图像的专用接收电路 7 连接到诊断装置本体 2 的信号处理器 11 和接收数据存储器 18。

[0076] 发送电路 6 向用于 B 模式图像的换能器阵列 4 提供驱动信号,以从用于 B 模式图像的换能器阵列 4 发送用于 B 模式图像的超声波束,发送电路 42 向用于音速测量的换能器阵列 5 提供驱动信号,以从用于音速测量的换能器阵列 5 发送用于音速测量的超声波束。

[0077] 接收电路 7 处理从用于 B 模式图像的换能器阵列 4 输出的接收信号,以产生用于 B 模式图像的接收数据,并向诊断装置本体 2 的信号处理器 11 和接收数据存储器 18 输出接收数据。接收电路 43 处理从用于音速测量的换能器阵列 5 输出的接收信号,以产生用于音速测量的接收数据,并向诊断装置本体 2 的接收数据存储器 18 和音速图产生器 19 输出接收数据。

[0078] 使用该配置,可以分别使用适合具有由压电陶瓷等构成的超声波换能器 4a 的用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的发送电路和接收电路以及适合具有由聚合物压电器件等构成的超声波换能器 5a 的用于音速测量的换能器阵列 5 的发送电路和接收电路。由于将用于音速测量的换能器阵列 5 的超声波换能器 5a 的数目设置为小于用于 B 模式图像的换能器阵列 4 的超声波换能器 4a 的数目,可以尽量简化用于音速测量的接收电路 43 的内部配置。

[0079] 尽管在上述实施例 1 至 3 中,将从接收电路 7 或 43 输出的接收数据临时存储在接收数据存储器 18 中,并且音速图产生器 19 使用在接收数据存储器 18 中存储的接收数据来产生关注区域 R 中的音速图,但是,音速图产生器 19 可以直接接收从接收电路 7 或 43 输出的接收数据,以产生音速图。

[0080] 接收数据存储器 18 不仅存储用于音速图的接收数据,还存储用于 B 模式图像产生的接收数据。因此,可以在装置本体控制器 20 的控制下,按照需要从接收数据存储器 18 中读取用于 B 模式图像产生的接收数据,可以由图像产生器 23 来产生 B 模式图像。

[0081] 上述实施例 1 至 3 中,超声波探测器 1 或 41 与诊断装置本体 2 的连接可以是有线连接或通过无线通信的连接。

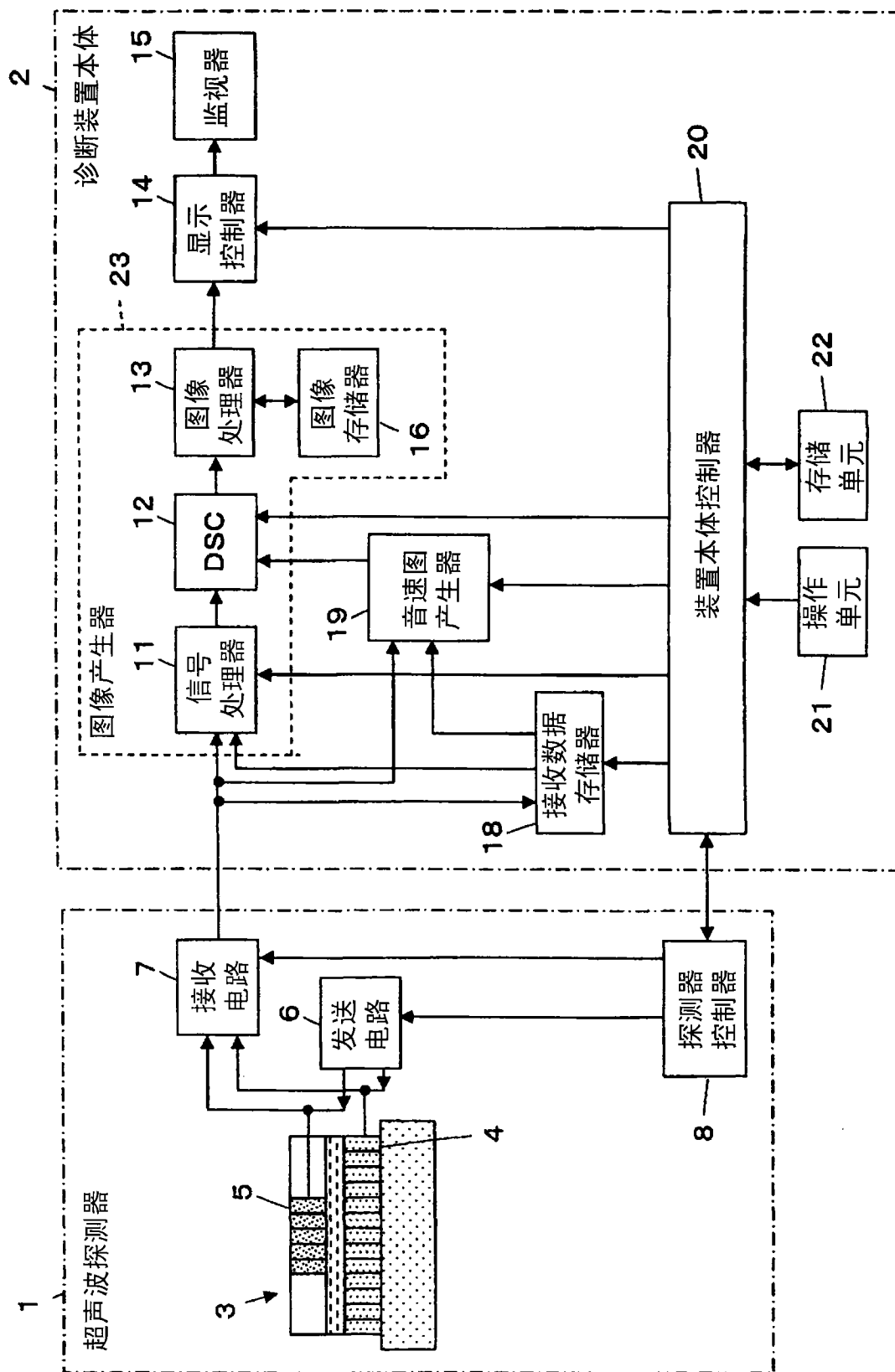


图 1

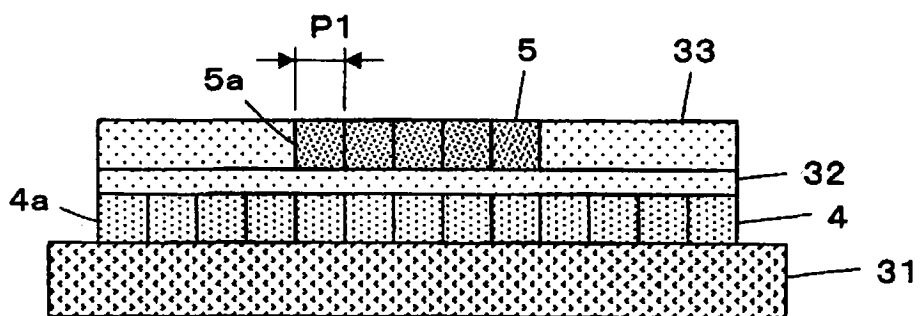


图 2

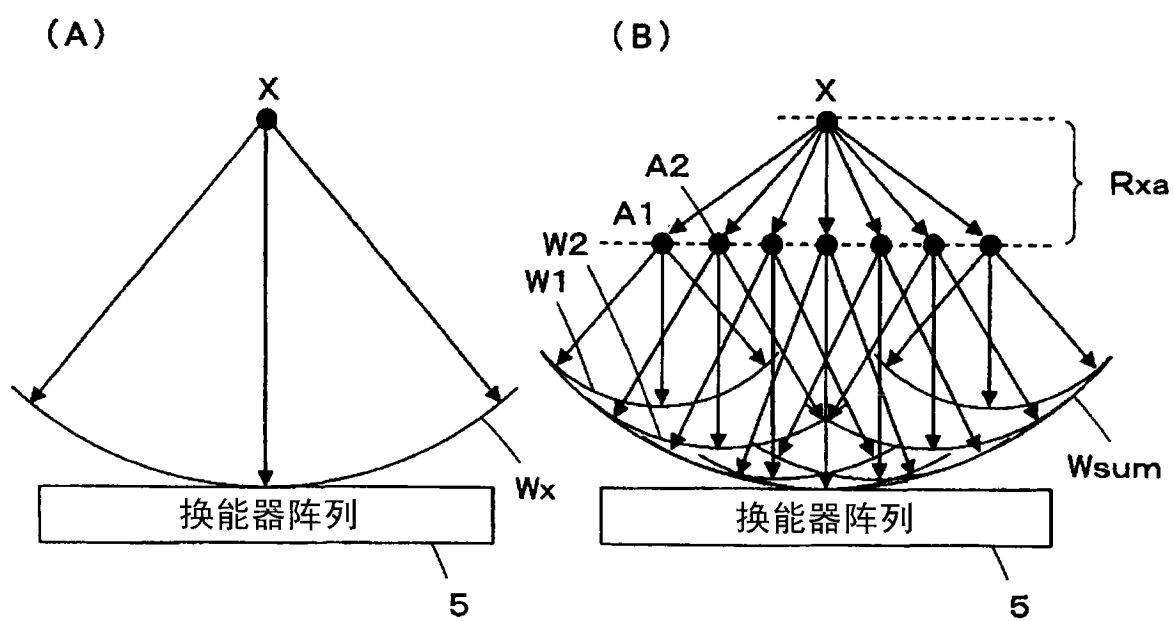


图 3

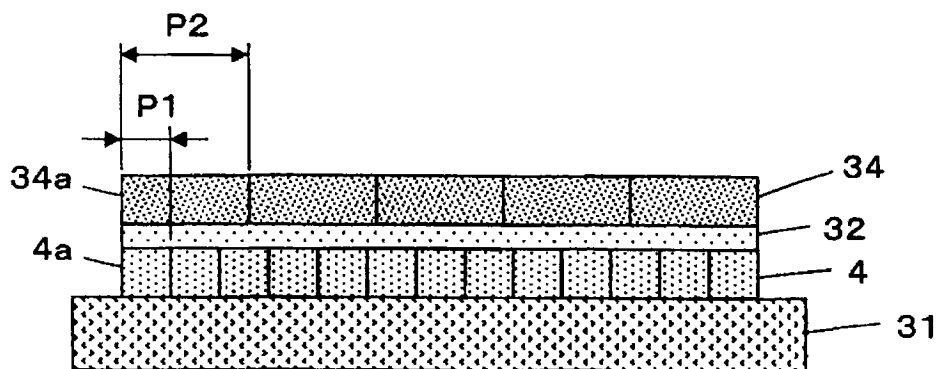


图 4

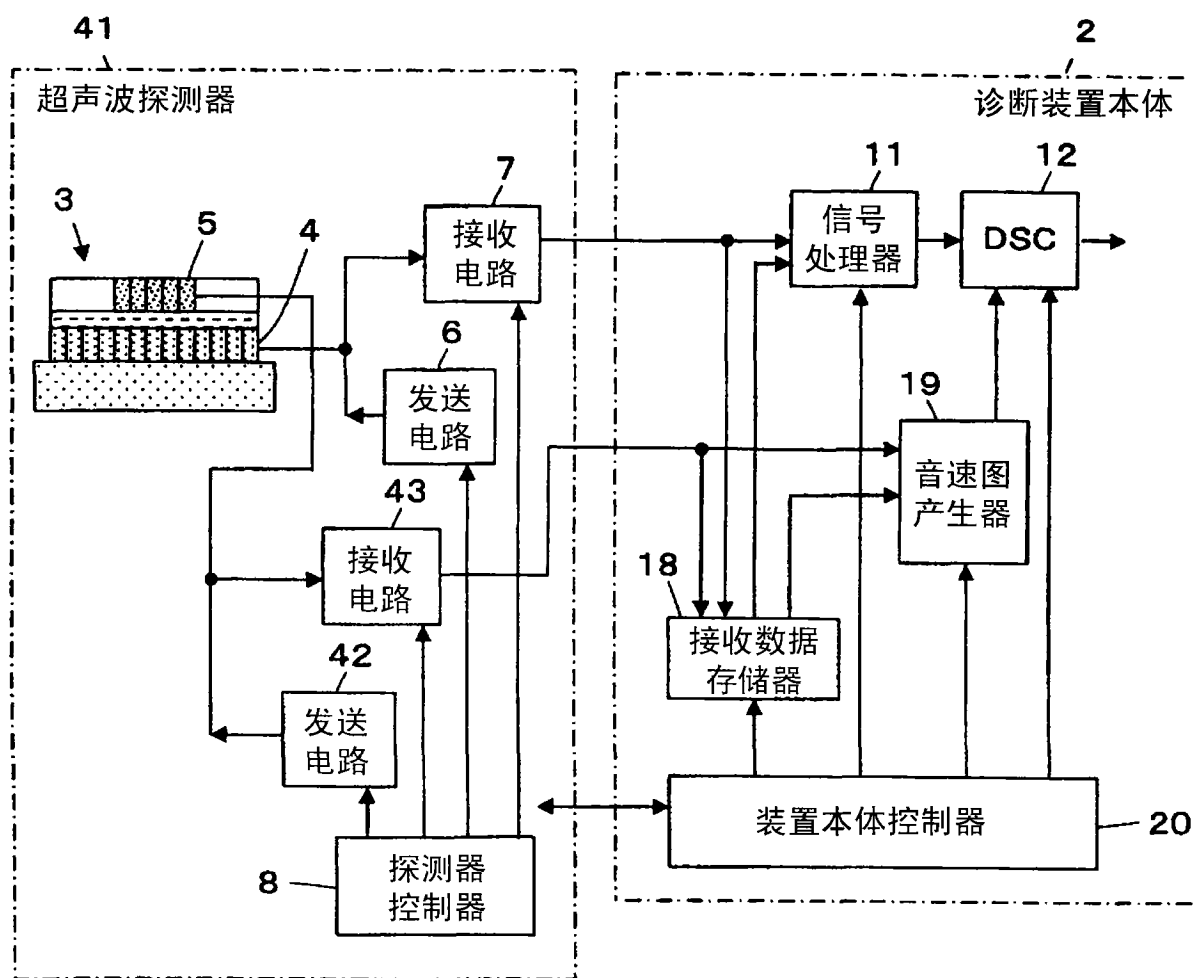


图 5

专利名称(译)	超声波探测器和超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102648861A	公开(公告)日	2012-08-29
申请号	CN201210024949.6	申请日	2012-01-31
[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)	FUJIFILM CORP.		
[标]发明人	山本胜也		
发明人	山本胜也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4477 A61B8/5223 A61B8/5246 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52049 G01S7/52074 G01S15/8915 G01S15/8929		
优先权	2011041447 2011-02-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波探测器包括：用于B模式图像的换能器阵列，发送和接收用于B模式图像的超声波束；以及用于音速测量的换能器阵列，层叠并形成在所述用于B模式图像的换能器阵列之上，并接收用于音速测量的超声波束。

