



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102641135 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 22

(21) 申请号 201210024954. 7

(22) 申请日 2012. 01. 31

(30) 优先权数据

2011-031805 2011. 02. 17 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 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

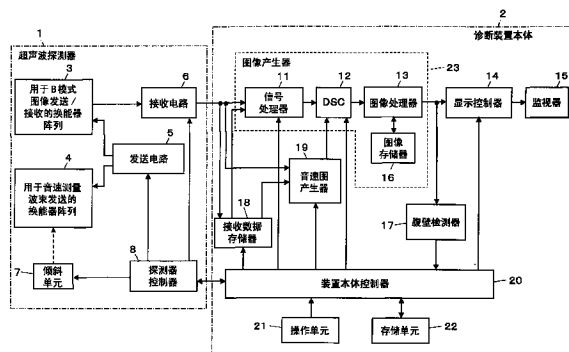
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 5 页

(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 模式图像的第一换能器阵列，发送用于 B 模式图像的超声波束；用于音速测量的第二换能器阵列，能够倾斜地设置，并发送用于音速测量的超声波束；以及倾斜单元，根据所述对象的腹壁的角度来倾斜用于音速测量的第二换能器阵列。



1. 一种超声波探测器,向对象发送超声波束并从所述对象接收超声波回声,所述超声波探测器包括:

用于 B 模式图像的第一换能器阵列,发送用于 B 模式图像的超声波束;

用于音速测量的第二换能器阵列,能够倾斜地设置,并发送用于音速测量的超声波束;  
以及

倾斜单元,根据所述对象的腹壁的角度来倾斜所述用于音速测量的第二换能器阵列。

2. 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 模式图像的第一换能器阵列发送用于 B 模式图像的超声波束,并从所述用于音速测量的第二换能器阵列发送用于音速测量的超声波束;以及

接收电路,处理基于来自所述对象的超声波回声的接收信号,以获得用于 B 模式图像接收数据和用于音速测量的接收数据。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波探测器,

其中,所述接收电路处理从所述用于 B 模式图像的第一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,其中所述用于 B 模式图像的第一换能器阵列已经从所述对象接收到用于音速测量的超声波束的超声波回声。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波探测器,

其中,所述接收电路处理从所述用于音速测量的第二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,其中所述用于音速测量的第二换能器阵列已经从所述对象接收到用于音速测量的超声波束的超声波回声。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波探测器,

其中,所述用于音速测量的第二换能器阵列包括用于发送的阵列和用于接收的阵列;  
以及

所述接收电路处理从所述用于接收的阵列输出的接收信号,以获得用于音速测量的接收数据,其中所述用于接收的阵列已经从所述对象接收到从所述用于发送的阵列发送的用于音速测量的超声波束的超声波回声。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波探测器,

其中,所述接收电路包括用于 B 模式图像的接收电路和用于音速测量的接收电路;  
以及

所述用于音速测量的接收电路处理从所述用于接收的阵列输出的接收信号,并获得用于音速测量的接收数据,其中所述用于接收的阵列已经从所述对象接收到从所述用于发送的阵列发送的用于音速测量的超声波束的超声波回声。

7. 一种超声波诊断装置,包括:

根据权利要求 1 至 6 中任一项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;

腹壁检测器,检测由所述图像产生器产生的 B 模式图像上的对象的腹壁的角度;

控制器,根据由所述腹壁检测器所检测到的腹壁的角度,通过倾斜单元来调整用于音速测量的第二换能器阵列的倾斜角度;以及

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来产生音速图。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,

其中,所述控制器通过倾斜单元来调整所述用于音速测量的第二换能器阵列的倾斜角度,以减少腹壁对用于音速测量的超声波束的折射的影响。

## 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 模式图像的产生和音速的测量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 描述的装置中,从超声波探测器向对象发送和接收超声波束,以计算被诊断区域中的局部音速值,从而使得有可能以重叠方式在 B 模式图像上显示局部音速的信息。如果产生表示在预定区域中多个点处的局部音速值的分布的音速图,并将其与 B 模式图像一起显示,则有效诊断被诊断区域。

[0006] 然而,由于脂肪等的存在,在接近覆盖对象的内部器官等的腹壁附近,音速不同于其他部分。因此,存在以下问题:由于在从超声波探测器发送的超声波束穿过腹壁时,取决于对腹壁的进入角,超声波束折射,因此难以准确地测量音速。

### 发明内容

[0007] 为了解决现有技术中的问题,完成了本发明,本发明的目的是提供一种超声波探测器和超声波诊断装置,能够减少腹壁对超声波束的折射的影响,以执行 B 模式图像产生和准确的音速测量。

[0008] 根据本发明的一种超声波探测器,包括:用于 B 模式图像的第一换能器阵列,发送用于 B 模式图像的超声波束;用于音速测量的第二换能器阵列,能够倾斜地设置,并发送用于音速测量的超声波束;以及倾斜单元,根据对象的腹壁的角度来倾斜所述用于音速测量的第二换能器阵列。

[0009] 根据本发明的一种超声波诊断装置,包括:上述超声波探测器;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;腹壁检测器,检测由所述图像产生器产生的 B 模式图像上的对象的腹壁的角度;控制器,根据由所述腹壁检测器所检测到的腹壁的角度,通过倾斜单元来调整用于音速测量的换能器阵列的倾斜角度;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来产生音速图。

### 附图说明

[0010] 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。

[0011] 图 2 是示意性示出了根据实施例 1 的超声波探测器的用于 B 模式图像的换能器阵列和用于音速测量的换能器阵列的前视图。

[0012] 图 3 是示意性示出了 B 模式图像的图。

[0013] 图 4 是示意性示出了实施例 1 中的音速计算原理的图。

[0014] 图 5A 和 5B 是示意性示出了根据实施例 1 的修改的超声波探测器的用于 B 模式图像的换能器阵列和用于音速测量的换能器阵列的前视图和侧视图。

[0015] 图 6 是示出了根据实施例 2 的超声波探测器的配置的框图。

[0016] 图 7 是示出了根据实施例 3 的超声波探测器的配置的框图。

[0017] 图 8A 和 8B 是示意性示出了根据实施例 3 的超声波探测器的用于 B 模式图像的换能器阵列和用于音速测量的换能器阵列的前视图和侧视图。

[0018] 图 9A 和 9B 是示意性示出了根据实施例 3 的修改的超声波探测器的用于 B 模式图像的换能器阵列和用于音速测量的换能器阵列的前视图和侧视图。

## 具体实施方式

[0019] 下文中,将参照附图来描述本发明的实施例。

[0020] 实施例 1

[0021] 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。

[0022] 超声波探测器 1 包括用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 和用于音速测量波束发送的换能器阵列 4。发送电路 5 连接到用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 和用于音速测量波束发送的换能器阵列 4。接收电路 6 连接到用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3。

[0023] 如图 2 所示,将用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 和用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 布置为使其方位角方向 (azimuth direction) 在超声波探测器 1 的对象接合部分 1a 的附近彼此相同。用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 沿方位角方向位于与用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 相邻。用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 固定在超声探测器 1 中,而在超声波探测器 1 中将用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 设置为能够沿其方位角方向倾斜。用于对用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 进行倾斜的倾斜单元 7 连接到用于音速测量波束发送的换能器阵列 4。探测器控制器 8 连接到发送电路 5、接收电路 6 和倾斜单元 7。

[0024] 诊断装置本体 2 具有连接到超声波探测器 1 的接收电路 6 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 和腹壁检测器 17 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,它们均连接到超声波探测器 1 的接收电路 6。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、腹壁检测器 17、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。

[0025] 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。

[0026] 用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 和用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 中的每一个具有以一维或二维方式布置的多个超声波换能器。用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 的超声波换能器响应于从发送电路 5 提供的驱动信号来发送用于 B 模式图像产生的超声波。用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 的超声波换能器响应于从发送电路 5 提供的驱动信号来发送用于音速测量的超声波。用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 的每个超声波换能器从对象接收用于 B 模式图像产生的超声波的超声波回声, 并输出接收信号, 以及接收从对象接收用于音速测量的超声波的超声波回声, 并输出接收信号。即, 用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 既接收用于 B 模式图像产生的超声波回声, 也接收用于音速测量的超声波回声。

[0027] 用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 和用于音速测量的换能器阵列 4 的每个超声波换能器由振动器构成, 在振动器中, 在压电体的两端形成电极, 压电体由以下制成: 以 PZT ( 锆钛酸铅 ) 为代表的压电陶瓷、以 PVDF ( 聚偏二氟乙烯 ) 为代表的聚合物压电器件、以及以 PMN-PT ( 铌镁酸铅 - 钛酸铅固溶 ) 为代表的压电单晶等。

[0028] 如果跨过振动器的电极施加脉冲电压或连续波电压, 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, 并将电信号作为超声波的接收信号输出。

[0029] 发送电路 5 包括例如多个脉冲器。发送电路 5 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 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 的超声波换能器发送的超声波形成超声波束, 并向换能器阵列 3 的超声波换能器提供调整后的驱动信号。同时, 发送电路 5 调整每个驱动信号的延迟量, 使得从用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 的超声波换能器发送的超声波聚焦在应当测量音速的点聚焦, 并向换能器阵列 4 的超声波换能器提供调整后的驱动信号。

[0030] 接收电路 6 对从用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 的超声波换能器输出的接收信号进行放大, 并对放大的接收信号执行 A/D 转换。之后, 接收电路 6 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 )。

[0031] 倾斜单元 7 用于: 响应于来自探测器控制器 8 的控制信号, 对用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 进行倾斜, 可以使用采用电动机、电动缸等的各种致动器。

[0032] 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。

[0033] 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 6 所产生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。

[0034] 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 )。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 如图 3 所示,腹壁检测器 17 检测在 B 模式图像中设置的关注区域 R 之上的对象的腹壁 P,并基于经过图像处理器 13 的图像处理的 B 模式图像信号来检测腹壁 P 的角度。

[0040] 接收数据存储单元 18 顺序存储从接收电路 6 输出的接收数据。接收数据存储单元 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。

[0041] 音速图产生器 19 在装置本体控制器 20 的控制下,基于在接收数据存储单元 18 中存储的接收数据,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。

[0042] 装置本体控制器 20 基于由操作者从操作单元 21 输入的命令来控制超声波诊断装置的相应单元。

[0043] 在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、触摸板等等构成。

[0044] 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。

[0045] 信号处理器 11、DSC 12、图像处理器 13、显示控制器 14 和音速图产生器 19 均由 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。

[0046] 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。

[0047] 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 5 的驱动信号,从用于 B 模式图像发送/接收的换能器阵列 3 的超声波换能器发送超声波,将来自己已经从对象接收到超声波回声的每个超声波换能器的接收信号输出到接收电路 6,以及由接收电路 6 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处理。之后,基于该 B 模式图像信号,显示控制器 14 在监视器 15 上显示超声波诊断图像。

[0048] 可以通过以本申请人的名义提交的 JP 2010-99452 A 中所描述的方法来执行对局部音速值的计算。

[0049] 如图 4A 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 3。然后,如图 4B 所示,多个栅格点  $A_1$ 、 $A_2$ 、... 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 3 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  $A_1$ 、 $A_2$ 、... 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。

[0050] 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 8-317926A 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。

[0051] 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。

[0052] 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  $W_{sum}$ 。

[0053] 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。

[0054] 以上述方式,可以基于超声波探测器 1 的接收电路 6 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。

[0055] 接下来,将描述实施例 1 的操作。

[0056] 首先,响应于来自超声波探测器 1 的发送电路 5 的驱动信号,从用于 B 模式图像发送/接收的换能器阵列 3 的多个超声波换能器发送用于 B 模式图像的超声波束,将来自己已经从对象接收到超声波回声的每个超声波换能器的接收信号输出至接收电路 6,以产生用于 B 模式图像的接收数据。基于诊断装置本体 2 的图像产生器 23 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。

[0057] 如果操作者操作操作单元 21,以在监视器 15 上显示的 B 模式图像上设置关注区域 R,则由装置本体控制器 20 在关注区域 R 中设置多个栅格点。如图 3 所示,由腹壁检测器 17 来检测在关注区域 R 之上的对象的腹壁 P 的角度。从诊断装置本体 2 的装置本体控制器 20 向超声波探测器 1 的探测器控制器 8 发送检测到的腹壁 P 的角度,由探测器控制器 8 来促动倾斜单元 7,使得用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 的倾斜角度与腹壁 P 的角度实质上相同。

[0058] 接下来,探测器控制器 8 控制发送电路 5 和接收电路 6,在关注区域 R 中设置的多个栅格点中的每个栅格点处形成发送焦点的同时,顺序执行用于音速测量的超声波束的发送和接收。此时,将来自发送电路 5 的驱动信号提供给用于音速测量波束发送的换能器阵列 4,从用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 的多个超声波换能器发送超声波束。同时,将用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 调整到与在关注区域 R 之上的腹壁 P 的角度实质上相同的倾斜角度。为此,从用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 发送的超声波束实质

上垂直进入腹壁 P, 穿过腹壁 P 以在每个栅格点处形成发送焦点, 同时很少受到腹壁 P 的折射影响。由用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 的多个超声波换能器来接收来自对象的超声波回声。

[0059] 每次以这种方式接收超声波束时, 将接收电路 6 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单元 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单元 18 中存储的接收数据中用于音速测量的接收数据, 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, 经过图像处理单元 13 的各种图像处理, 然后发送至显示控制器 14。根据操作者从操作单元 21 输入的显示模式, 在监视器 15 上以重叠方式显示 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。

[0060] 由接收电路 6 产生的用于音速测量的接收数据存储在接收数据存储单元 18 中, 还输入至图像产生器 23 的信号处理器 11。此时, 根据来自装置本体控制器 20 的命令来停止对信号处理器 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。

[0061] 如上所述, 倾斜单元 7 用于将用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 的倾斜角度调整为与在关注区域 R 之上的对象的腹壁 P 的角度相同, 使得可以减少腹壁 P 对超声波束的折射的影响, 并执行准确的音速测量。

[0062] 可以恰当地选择用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 的通道数目、用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 的通道数目、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。

[0063] 尽管在实施例 1 中, 如图 2 所示, 将用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 布置为沿方位角方向与用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 相邻, 本发明不限于此。类似于图 5A 和 5B 所示的超声波探测器 31, 可以进行如下配置: 其中, 将沿仰角方向 (elevation direction) 与用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 相邻布置的用于音速测量波束发送的换能器阵列 4 沿方位角方向倾斜。

[0064] 实施例 2

[0065] 图 6 示出了根据实施例 2 的超声波探测器 41 的配置。超声波探测器 41 包括用于音速测量波束发送 / 接收的换能器阵列 42, 以取代图 1 所示的实施例 1 的超声波探测器 1 中的用于音速测量波束发送的换能器阵列 4。发送电路 5、接收电路 6、以及倾斜单元 7 连接到用于音速测量波束发送 / 接收的换能器阵列 42。

[0066] 类似于实施例 1 的用于音速测量波束发送的换能器阵列 4, 基于从发送电路 5 提供的驱动信号, 在关注区域 R 中多个栅格点处形成发送焦点的同时, 用于音速测量波束发送 / 接收的换能器阵列 42 顺序发送用于音速测量的超声波束。用于音速测量波束发送 / 接收的换能器阵列 42 还接收与每个发送的超声波束相对应的超声波回声, 并向接收电路 6 输出接收信号。

[0067] 如上所述, 即使使用用于音速测量波束发送 / 接收的换能器阵列 42 来执行用于音速测量的超声波束的发送和接收时, 如实施例 1 中一样, 通过倾斜单元 7 对用于音速测量波束发送 / 接收的换能器阵列 42 的倾斜角度进行调整, 从而减少腹壁 P 对超声波束的折射的影响, 以执行准确的音速测量。

**[0068] 实施例 3**

**[0069]** 图 7 示出了根据实施例 3 的超声波探测器 51 的配置。超声波探测器 51 使用用于音速测量的换能器阵列 52, 用于音速测量的换能器阵列 52 包括用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 和用于音速测量波束接收的换能器阵列 54, 以取代图 2 所示实施例 2 的超声波探测器 41 中的用于音速测量波束发送 / 接收的换能器阵列 42。将用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 连接到发送电路 5, 将用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 连接到接收电路 6。

**[0070]** 即使在该配置下, 如实施例 1 和 2 一样, 通过倾斜单元 7 来调整用于音速测量的换能器阵列 52 的倾斜角度, 从而减小腹壁对超声波束的折射的影响, 以执行准确的音速测量。

**[0071]** 在该情况下, 可以由以 PZT ( 锆钛酸铅 ) 为代表的压电陶瓷来形成用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 的多个超声波换能器, 而由以 PVDF ( 聚偏二氟乙烯 ) 为代表的聚合物压电器件来形成用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 的多个超声波换能器。

**[0072]** 如果将聚合物压电器件用于用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 的超声波换能器, 则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。

**[0073]** 可以从用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 发送低频超声波束, 由用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 来接收两个或更多谐波, 从而增强主瓣并进一步减小旁瓣。

**[0074]** 如图 8A 和 8B 所示, 可以将用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 和用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 顺序并行布置为沿仰角方向与用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 相邻。用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 和用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 可以被配置为沿方位角方向倾斜。

**[0075]** 类似于图 9A 和 9B 所示超声波探测器 61, 可以将用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 和用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 整体布置为单体, 以沿方位角方向彼此相邻, 并且可以布置为沿仰角方向与在用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 相邻。

**[0076]** 尽管未示出, 可以将用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 和用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 布置为沿方位角方向与用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 相邻。用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 和用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 可以层叠。

**[0077]** 尽管在图 7 所示的实施例 3 的超声波换能器 51 中, 将用于 B 模式图像发送 / 接收的换能器阵列 3 和用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 共同连接到接收电路 6, 接收电路 6 产生用于 B 模式图像接收数据和用于音速测量的接收数据, 可以与接收电路 6 分离地提供用于音速测量的附加接收电路, 可以将用于音速测量波束接收的换能器阵列 54 连接到用于音速测量的接收电路, 以产生用于音速测量的接收数据。

**[0078]** 类似的, 可以与发送电路 5 分离地提供用于音速测量的附加发送电路, 可以从用于音速测量的发送电路向用于音速测量波束发送的换能器阵列 53 提供驱动信号, 以发送用于音速测量的超声波束。

**[0079]** 尽管在上述实施例 1 至 3 中, 将从接收电路 6 输出的接收数据临时存储在接收数据存储单元 18 中, 并且音速图产生器 19 使用在接收数据存储单元 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 6 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] 在上述实施例 1 至 3 中,超声波探测器 1、31、41、51 或 61 与诊断装置本体 2 的连接可以有有线连接或通过无线通信的连接。

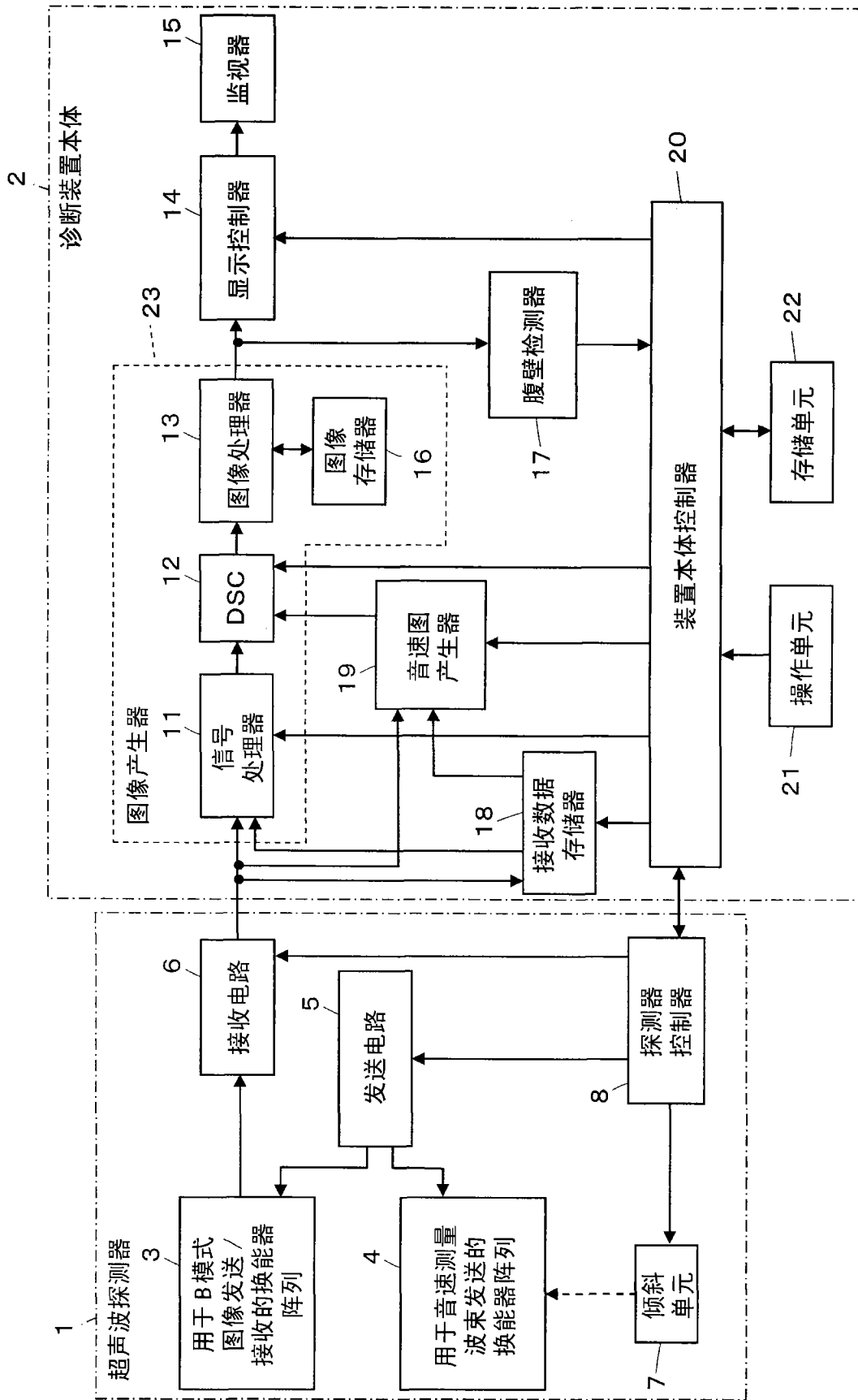


图 1

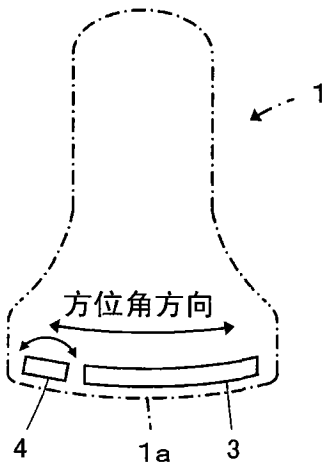


图 2

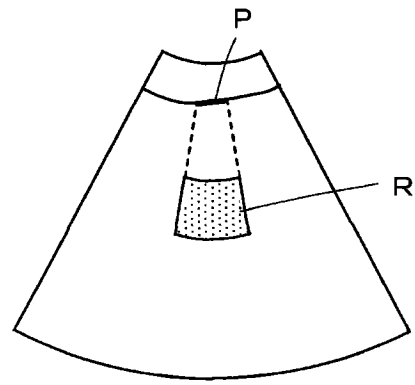


图 3

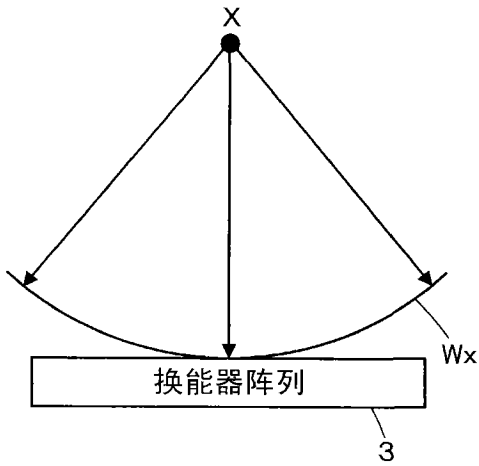


图 4A

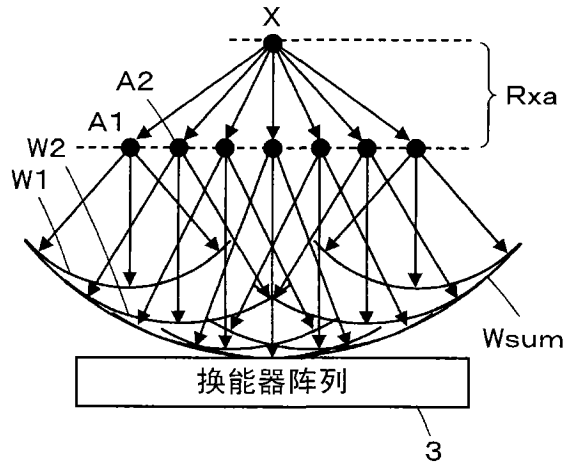


图 4B

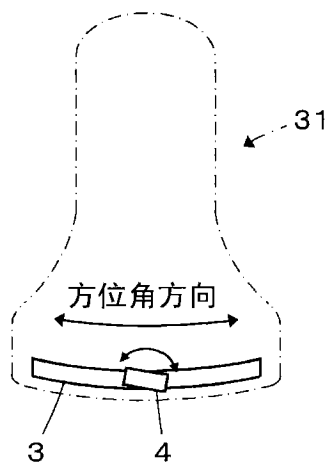


图 5A

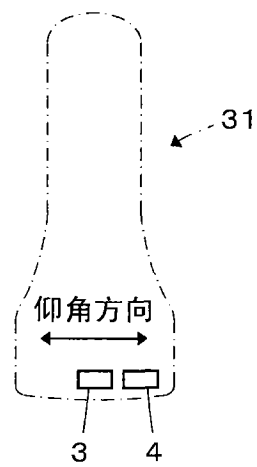


图 5B

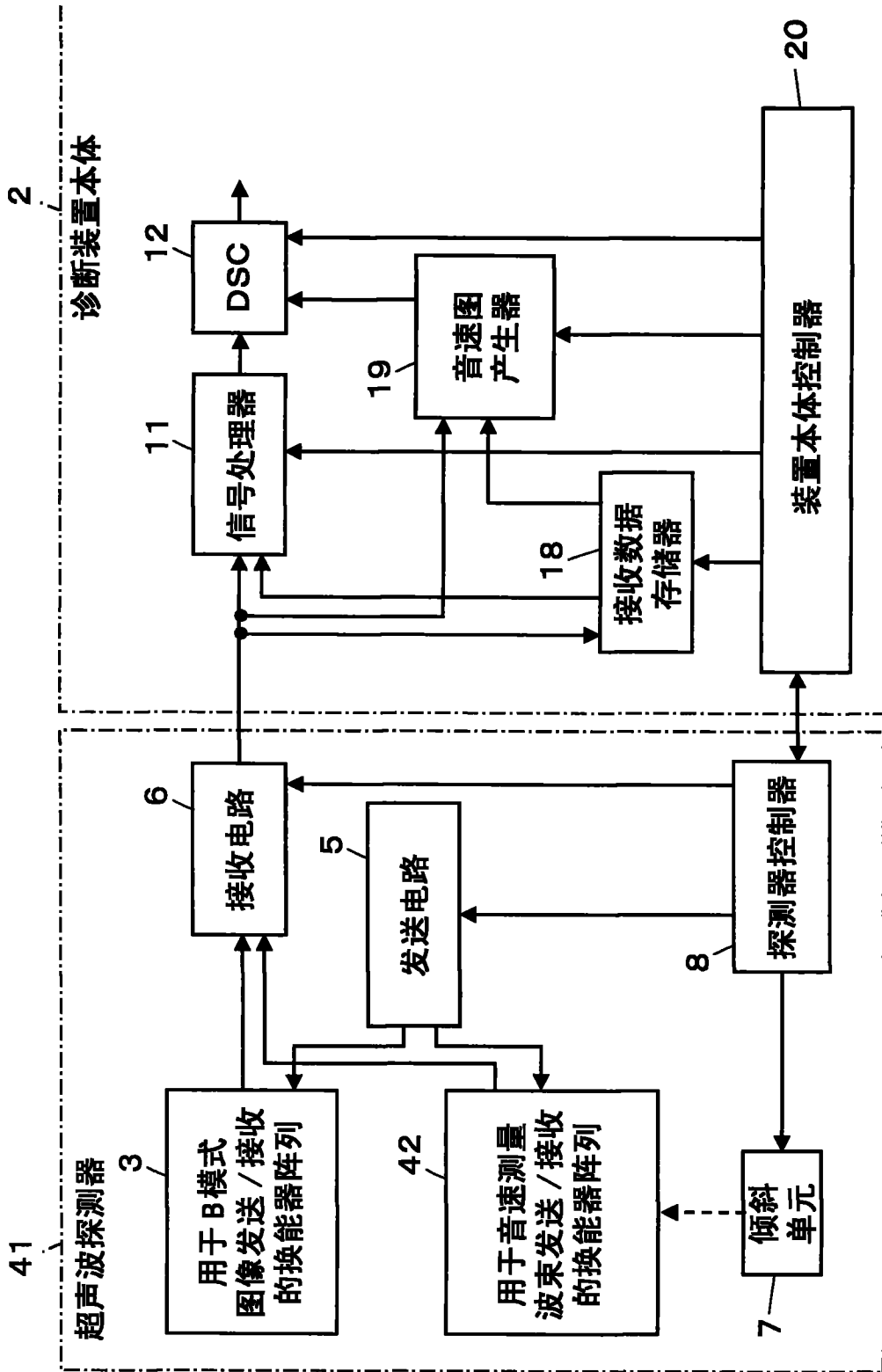


图 6

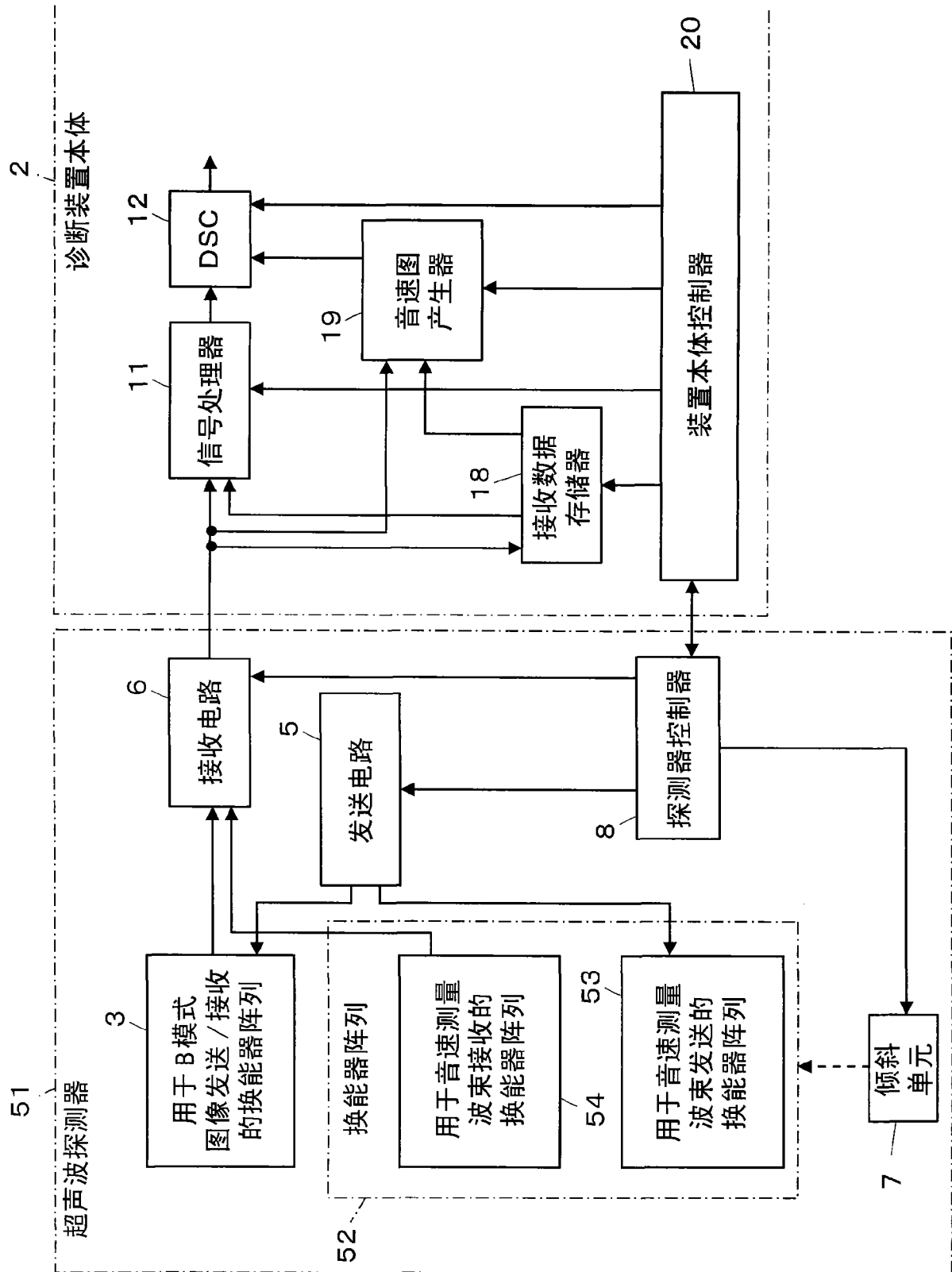


图 7

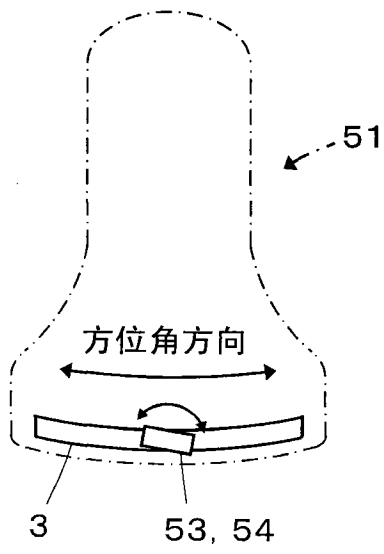


图 8A

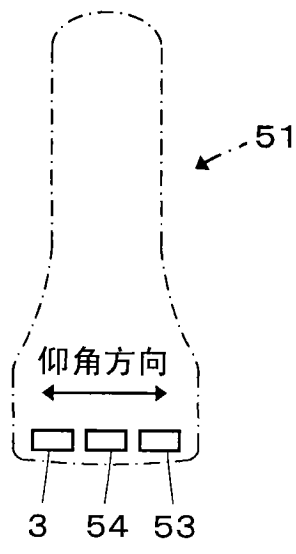


图 8B

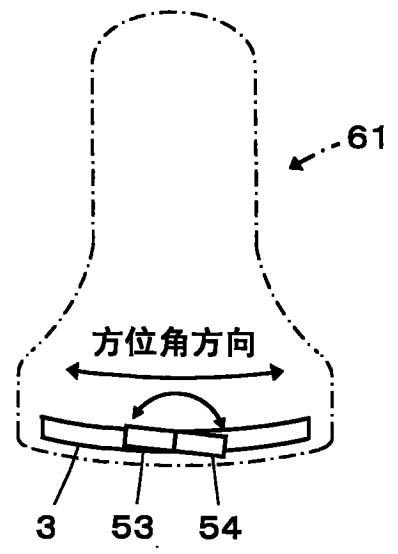


图 9A

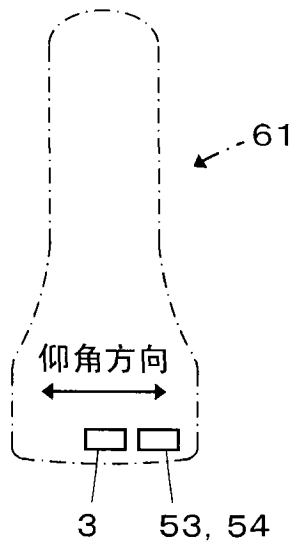


图 9B

专利名称(译)	超声波探测器和超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102641135A</a>	公开(公告)日	2012-08-22
申请号	CN201210024954.7	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)	富士胶片株式会社		
[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	A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/54 G01H5/00 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S15/8915 G01S15/894 G01S15/8979 G10K11/004 G10K11/352 G16H50/30		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011031805 2011-02-17 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声波探测器包括：用于B模式图像的第一换能器阵列，发送用于B模式图像的超声波束；用于音速测量的第二换能器阵列，能够倾斜地设置，并发送用于音速测量的超声波束；以及倾斜单元，根据所述对象的腹壁的角度来倾斜用于音速测量的第二换能器阵列。

