

## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103006259 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 03

(21) 申请号 201210320131. 9

(22) 申请日 2012. 08. 31

(30) 优先权数据

2011-210434 2011. 09. 27 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 大泽敦

(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)

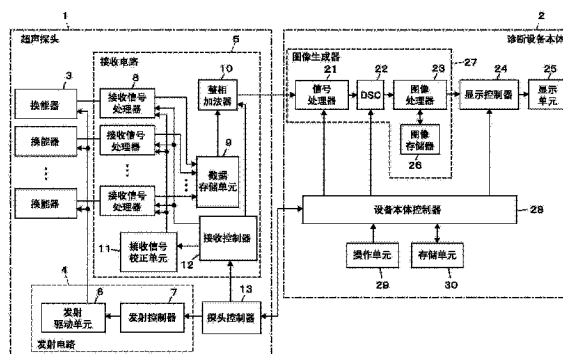
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 5 页

### (54) 发明名称

超声诊断设备和超声图像生成方法

### (57) 摘要

一种超声诊断设备,包括:换能器阵列,具有排列成矩阵阵列的多个换能器;发射电路,所述发射电路向所述换能器阵列的每一个换能器提供致动信号,以朝着对象发射超声波;接收电路,所述接收电路根据所述对象中的反射点和每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,对已经接收到来自所述对象的超声回波的每一个换能器所输出的接收信号进行校正,以产生采样数据;以及图像生成器,所述图像生成器基于通过所述接收电路产生的采样数据的整相相加而获得的声线信号,来生成超声图像。



1. 一种超声诊断设备,包括:

换能器阵列,具有排列成阵列的多个换能器;

发射电路,所述发射电路向所述换能器阵列的每一个换能器提供致动信号,以朝着对象发射超声波;

接收电路,所述接收电路根据所述对象中的反射点和每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,对已经接收到来自所述对象的超声回波的每一个换能器所输出的接收信号进行校正,以产生采样数据;以及

图像生成器,所述图像生成器基于通过所述接收电路产生的采样数据的整相相加而获得的声线信号,来生成超声图像。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,

其中所述接收电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,与中心频率的变化相符地调整对于从每一个换能器输出的接收信号的延迟,以产生采样数据。

3. 根据权利要求2所述的超声诊断设备,

其中所述接收电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,考虑到由测量深度的差异引起的衰减变化所导致的频率变化,来调整延迟。

4. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,

其中所述接收电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,与频带变化相符地调整对于从每一个换能器输出的接收信号的透射滤波器特性,以产生采样数据。

5. 根据权利要求2所述的超声诊断设备,其中

其中所述接收电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,与频带变化相符地调整对于从每一个换能器输出的接收信号的透射滤波器特性,以产生采样数据。

6. 根据权利要求4所述的超声诊断设备,其中

其中所述接收电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,考虑到由测量深度的差异引起的衰减变化所导致的频率变化,来调整透射滤波器特性。

7. 根据权利要求5所述的超声诊断设备,

其中所述接收电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,考虑由测量深度的差异引起的衰减变化所导致的频率变化,来调整透射滤波器特性。

8. 根据权利要求1所述的超声诊断设备,

其中所述发射电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,与中心频率的变化相符地调整要提供给每一个换能器的致动信号的波形。

9. 根据权利要求2所述的超声诊断设备,

其中所述发射电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,与中心频率的变化相符地调整要提供给每一个换能器的致动信号的波形。

10. 根据权利要求4所述的超声诊断设备,

其中所述发射电路根据所述反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,与中心频率的变化相符地调整要提供给每一个换能器的致动信号的波形。

11. 根据权利要求 1 至 10 中任一项所述的超声诊断设备，  
其中所述接收电路根据所述对象中的反射点和所述每一个换能器中的声辐射表面之间的角度，使用校正表对所述接收信号进行校正。
12. 根据权利要求 11 所述的超声诊断设备，  
其中，所述换能器阵列包括由多个无机压电器件组成的第一换能器阵列和由多个有机压电器件组成的第二换能器阵列；以及  
其中对于所述第一换能器阵列和所述第二换能器阵列，所述接收电路使用不同的校正表对所述接收信号进行校正。
13. 一种生成超声图像的方法，所述方法包括步骤：  
向换能器阵列的每一个换能器提供致动信号，以朝着对象发射超声波；  
根据所述对象中的反射点和每一个换能器中的声辐射表面之间的角度，对已经接收到来自所述对象的超声回波的每一个换能器所输出的接收信号进行校正，以产生采样数据；  
以及  
基于通过所产生的采样数据的整相相加而获得的声线信号来生成超声图像。

## 超声诊断设备和超声图像生成方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声诊断设备和超声图像生成方法，具体地涉及一种使用排列成阵列的多个换能器执行超声波的发射和接收的超声诊断设备。

### 背景技术

[0002] 在医疗领域中，使用超声图像的超声诊断设备已经投入实际使用中。一般来说，该类型的超声诊断设备中，将来自超声探头的换能器阵列的超声束朝着对象发射，通过超声探头的换能器阵列接收来自对象的超声回波，并且对接收信号进行电处理以生成超声图像。

[0003] 通常，在检测到由超声探头的换能器阵列获得的接收信号之后，执行相位匹配以产生采样数据。基于采样数据创建用于显示超声图像的图像信号。

[0004] 此时，已经基于沿主波瓣最大声压方向的超声探头的频率特性执行了接收信号检测和相位匹配。

[0005] 另一方面，因为超声探头的换能器阵列具有以一维或二维阵列排列的多个换能器，对象中的一个反射点与每一个换能器中的声辐射表面之间的角度在换能器之间是不同的，并且来自反射点的超声回波按照不同的角度进入多个换能器。为此原因，依据超声回波的入射角度，由多个换能器获得的接收信号在中心频率、带宽、灵敏度等方面都不相同。因此，这种接收信号的相位匹配导致了超声图像的图像质量退化。

[0006] 例如，JP2005-58321A 公开了一种超声诊断设备，其中当执行复合扫描以对按照不同发射 / 接收角度发射 / 接收的超声束的接收数据进行合成以获得超声图像时，根据超声波的发射 / 接收角度调整中心频率，从而实现超声图像的图像质量改善。

[0007] 然而在 JP2005-58321A 公开的设备中，根据发射 / 接收时超声束相对于多个换能器的角度来均匀地改变中心频率。这对于根据不同的发射 / 接收角度发射和接收超声束的复合扫描是有效的。同时，当来自相同反射点的超声回波按照不同的角度进入各个单独的换能器时，这是无效的。

### 发明内容

[0008] 已经完成了本发明以解决现有技术中的缺点，并且本发明的目的是提供一种超声诊断设备和生成超声图像的方法，能够对由于对象中的反射点和换能器阵列每一个换能器中的声辐射表面之间的角度在换能器之间不同的事实而导致的超声图像的图像质量退化进行抑制。

[0009] 根据本发明的超声诊断设备包括：

[0010] 换能器阵列，具有排列成矩阵列的多个换能器；

[0011] 发射电路，所述发射电路向所述换能器阵列的每一个换能器提供致动信号，以朝着对象发射超声波；

[0012] 接收电路，所述接收电路根据所述对象中的反射点和每一个换能器中的声辐射表

面之间的角度,对已经接收到来自所述对象的超声回波的每一个换能器所输出的接收信号进行校正,以产生采样数据;以及

[0013] 图像生成器,所述图像生成器基于通过所述接收电路产生的采样数据的整相相加(phasing addition)而获得的声线信号,来生成超声图像。

[0014] 根据本发明的生成超声图像的方法包括步骤:

[0015] 向换能器阵列的每一个换能器提供致动信号,以朝着对象发射超声波;

[0016] 根据所述对象中的反射点和每一个换能器中的声辐射表面之间的角度,对已经接收到来自所述对象的超声回波的每一个换能器所输出的接收信号进行校正;以及

[0017] 基于通过所产生的采样数据的整相相加而获得的声线信号来生成超声图像。

## 附图说明

[0018] 图 1 是示出了根据本发明实施例 1 的超声诊断设备的结构的方框图。

[0019] 图 2 是示出了在实施例 1 中使用的接收信号处理器的内部结构的方框图。

[0020] 图 3 是示意性地示出了对象的反射点和换能器阵列的每一个换能器之间位置关系的图。

[0021] 图 4 是示出了根据对象中的反射点和换能器阵列每一个换能器中的声辐射表面之间的角度的中心频率变化的曲线。

[0022] 图 5 是示出了实施例 2 中使用的接收信号处理器的内部结构的方框图。

[0023] 图 6 是示出了实施例 3 中超声探头的内部结构的方框图。

[0024] 图 7 是示出了实施例 4 中使用的超声换能器单元的结构的部分截面图。

## 具体实施方式

[0025] 接下来,将参考附图描述本发明的实施例。

[0026] 实施例 1

[0027] 图 1 示出了根据实施例 1 的超声诊断设备的结构。超声诊断设备包括超声探头 1、以及与所述超声探头 1 相连的诊断设备本体 2。

[0028] 超声探头 1 包括排列成一维或二维阵列的多个换能器 3。发射电路 4 和接收电路 5 与换能器 3 相连。

[0029] 发射电路 4 具有与换能器 3 相连的发射驱动单元 6、以及与发射驱动单元 6 相连的发射控制器 7。

[0030] 接收电路 5 具有相应地与换能器 3 相连的接收信号处理器 8、以及通过数据存储单元 9 与接收信号处理器 8 相连的整相加法器(phasing adder)10。接收信号校正单元 11 与每一个接收信号处理器 8 相连,以及接收控制器 12 与接收信号处理器 8、整相加法器 10 和接收信号校正单元 11 相连。

[0031] 探头控制器 13 与发射电路 4 的发射控制器 7 以及接收电路 5 的接收控制器 12 相连。

[0032] 诊断设备本体 2 具有与超声探头 1 的整相加法器 10 相连的信号处理器 21,并且具有 DSC(数字扫描转换器)22、图像处理器 23、显示控制器 24 和显示单元 25,这些部件以此顺序依次与信号处理器 21 相连。图像存储器 26 与图像处理器 23 相连,并且信号处理器

21、DSC 22、图像处理器 23 和图像存储器 26 形成图像生成器 27。设备本体控制器 28 与信号处理器 21、DSC 22 和显示控制器 24 相连,并且操作单元 29 和存储单元 30 与设备本体控制器 28 相连。

[0033] 超声探头 1 的探头控制器 13 以及诊断设备本体 2 的设备本体控制器 28 彼此相连。

[0034] 每一个换能器 3 根据从发射电路 4 的发射驱动单元 6 提供的致动信号发射超声波,接收来自对象的超声回波,并且输出接收信号。每一个换能器 3 由这样的换能器构成:其中在压电体的两端处形成电极。压电体包括:由 PZT(锆钛酸铅)表示的压电陶瓷,诸如 PVDF(聚偏二氟乙烯)或者聚偏二氟乙烯-三氟乙烯共聚物之类的聚合物压电器件,由 PMN-PT(铌酸铅镁-钛酸铅固溶体)表示的压电单晶等等。

[0035] 如果在每一个换能器的电极上施加脉冲或者连续波电压,压电体膨胀和收缩,从而从换能器产生脉冲或者连续波超声波,并且所产生的超声波被合成以形成超声束。换能器在接收传播的超声波时膨胀和收缩,并且产生电信号,电信号作为超声波的接收信号而输出。

[0036] 例如,发射电路 4 的发射驱动单元 6 包括多个脉冲发生器。发射驱动单元 6 基于由发射控制器 7 选择的发射延迟模式来调整每一个致动信号的延迟量,使得从换能器 3 发射的超声波形成宽的超声束,所述宽的超声束覆盖对象中的组织区域,并且发射驱动单元 6 向换能器 3 提供调整过的致动信号。

[0037] 接收电路 5 的接收信号处理器 8 在接收控制器 12 的控制下,分别对从相应的换能器 3 输出的接收信号执行正交检测或者正交采样,以产生复基带信号 (complex baseband signal),并且对复基带信号进行采样以产生采样数据,采样数据包括与组织区域有关的信息。接收信号处理器 8 可以对通过对复基带信号进行采样而获得的数据执行用于低比特率编码的数据压缩,以产生采样数据。

[0038] 数据存储单元 9 由存储器等构成,并且存储针对由接收信号处理器 8 产生的至少一个帧的采样数据。

[0039] 整相加法器 10 根据在接收控制器 12 中设置的接收方向从预先存储的多个接收延迟模式中选择一个接收延迟模式,基于所选择的接收延迟模式向采样数据所表示的多个复基带信号的每一个施加延迟,并且将复基带信号相加,来执行接收聚焦处理。利用这种接收聚焦处理,将超声回波的焦点变窄以产生基带信号(声线信号)。

[0040] 接收信号校正单元 11 在接收控制器 12 的控制下调整接收信号处理器 8,使得根据对象中的预定反射点和每一个换能器中的声辐射表面 3 之间的角度,对每一个换能器 3 获得的接收信号进行校正。

[0041] 探头控制器 12 基于从诊断设备本体 2 的设备本体控制器 28 发射的各种控制信号来控制超声探头 1 的各个单元。

[0042] 诊断设备本体 2 的信号处理器 21 根据依赖于超声波反射位置深度的距离,对超声探头 1 的整相加法器 10 产生的声线信号执行衰减校正,然后执行包络检测以产生 B 模式图像信号,所述 B 模式信号是与对象中的组织有关的断层图像信息。

[0043] DSC 22 基于普通电视信号扫描系统,将信号处理器 21 产生的 B 模式图像信号转换(光栅转换)为图像信号。

[0044] 图像处理器 23 对来自 DSC 22 的 B 模式图像信号执行各种类型的必要图像处理,

例如灰度级处理,并且将 B 模式图像信号输出至显示控制器 24 或者将 B 模式图像信号存储在图像存储器 26 中。

[0045] 显示控制器 24 根据图像处理器 23 进行了图像处理的 B 模式图像信号,使显示单元 25 显示超声诊断图像。

[0046] 例如,显示单元 25 包括诸如 LCD 之类的显示设备,并且在显示控制器 24 的控制下显示超声诊断图像。

[0047] 当操作者执行输入操作时使用操作单元 29,并且操作单元 29 可以包括键盘、鼠标、轨迹球、触摸板等。

[0048] 存储单元 30 存储操作程序等,并且诸如硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡和 US 存储器之类的记录介质或者服务器可以用作存储单元 30。

[0049] 设备本体控制器 28 基于操作者从操作单元 29 输入的各种命令信号等控制诊断设备本体 2 中的各个单元。

[0050] 尽管信号处理器 21、DSC 22、图像处理器 23 和显示控制器 24 由 CPU 和引起 CPU 执行各种处理的操作程序构成,这些部件也可以由数字电路构成。

[0051] 图 2 示出了超声探头 1 的接收电路 5 中每一个接收信号处理器 8 的内部结构。接收信号处理器 8 具有与相应的换能器 3 相连的输入保护电路 81。预放大器 82 和可变增益放大器 83 顺序地与输入保护电路 81 相连,并且 A/D 转换器 85 通过低通滤波器 84 与可变增益放大器 83 相连。延迟电路 86 与 A/D 转换器 85 相连,接收信号校正单元 11 与延迟电路 86 相连。

[0052] 输入保护电路 81 防止从换能器 3 向预放大器 82 输入其电压超过设定值的信号。预放大器 82 对从换能器 3 输出的接收信号进行静态放大,可变增益放大器 83 动态地执行增益调整。

[0053] 低通滤波器 84 从预放大器 82 和可变增益放大器 83 放大的接收信号中去除高频分量,所述高频分量不用于信号检测。A/D 转换器 85 基于从接收控制器 12 输入的转换开始信号,将其中通过低通滤波器 84 去除了高频分量的模拟接收信号转换为数字信号。

[0054] 延迟电路 86 按照接收信号校正单元 11 指定的时间,对 A/D 转换器 85 转换得到的接收信号进行延迟。

[0055] 图 3 示出了超声探头 1 的换能器 3 和对象中预定反射点 R 之间的位置关系。将通道 ch1 至 ch5 的换能器 3 排列成一维阵列,换能器 3 具有彼此平行的声辐射表面 3a。将一个反射点 R 定位为面对换能器 3 的声辐射表面 3a。因此,反射点 R 和每一个换能器 3 中的声辐射表面之间的角度在换能器 3 之间是不同的。也就是说,如果换能器 3 的声辐射表面 3a 和反射点 R 相连的线与声辐射表面 3a 的法线之间的角度是反射点 R 和换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度,通道 ch1 至 ch5 的换能器 3 的声辐射表面 3a 和和反射点 R 之间的角度分别是  $\theta_1$  至  $\theta_5$ 。

[0056] 如上所述,因为来自反射点 R 的超声回波的入射角度在换能器 3 之间是不同的,所以换能器 3 获得的接收信号具有依赖于超声回波的入射角度而不同的中心频率。例如如图 4 所示,由通道 ch3 的换能器 3 获得的接收信号具有中心频率 F3,在通道 ch3 中反射点 R 和声辐射表面 3a 之间的角度是  $\theta_3$ ,而由通道 ch2 和 ch1 的换能器 3 获得的接收信号(在通道 ch2 和 ch1 中角度是大于  $\theta_3$  的  $\theta_2$  和  $\theta_1$ )具有比通道 ch3 的换能器 3 中的中心频率

F3 低的中心频率 F2 和 F1。

[0057] 如果对具有不同中心频率的接收信号执行相位匹配以产生声线信号,则发生超声图像的图像质量退化。因此,接收信号校正单元 11 包含内部校正表,在内部校正表中写入了依赖于超声回波的各种入射角度(也就是说反射点 R 和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的各种角度)的校正量,接收信号校正单元 11 通过使用校正表对换能器 3 的接收信号进行校正。

[0058] 在实施例 1 中,校正表中写入的校正量是针对接收信号的延迟量。接收信号校正单元 11 从校正表中读取与反射点 R 和每一个换能器 3 中声反射表面 3a 之间的角度相对应的延迟量,并且向每一个接收信号处理器 8 的延迟电路 86 给出命令,使得补偿中心频率的变化,从而调整对于接收信号的延迟。

[0059] 接下来将描述实施例 1 的操作。

[0060] 首先,根据从超声探头 1 的发射驱动单元 6 提供的致动信号从换能器 3 发射超声波。将已经接收到来自对象的超声回波的每一个换能器 3 所输出的接收信号提供给相应的接收信号处理器 8。

[0061] 在每一个接收信号处理器 8 中,通过预放大器 82 和可变增益放大器 83 对通过接收信号处理器 8 的输入保护电路 81 的接收信号进行放大,并且在由低通滤波器 84 从中去除不必要的高频分量之后,通过 A/D 转换器 83 对接收信号进行 A/D 转换。此时,尽管提供给每一个接收信号处理器 8 的接收信号的中心频率由于在每一个换能器 3 的声辐射表面 3a 上的超声回波的入射角度不同而不同,但接收信号校正单元 11 根据对象中反射点和声辐射表面 3a 之间的角度,参考校正表并使用每一个接收信号处理器 8 的延迟电路 86 调整对于接收信号的延迟,使得对中心频率的变化进行补偿。在通过延迟电路 86 调整延迟之后,将 A/D 转换器 85 进行 A/D 转换后的接收信号输出作为采样数据。

[0062] 将这样产生的采样数据存储存储在数据存储单元 9 中。从数据存储单元 9 读取用于一帧的采样数据,并且在整相加法器 10 产生声线信号之后,诊断设备本体 2 的图像生成器 27 产生图像信号。随后基于图像信号,通过显示控制器 24 在显示单元 25 上显示超声图像。

[0063] 如上所述,依赖于对象中反射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度,与中心频率的变化相符地调整对于从每一个换能器 3 输出的接收信号的延迟。因此,可以抑制由于每一个换能器 3 的声辐射表面 3a 上超声回波的入射角度中的差异而导致的超声图像的图像质量退化,使得可以生成高图像质量的超声图像。

[0064] 具体地,当对与超声探头 1 的换能器阵列的距离较短处的对象的表面组织进行诊断时,反射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度在换能器 3 之间变化较大。因此,通过接收信号校正单元 11 对接收信号的校正效果比较显著,从而显著地改善图像质量。

[0065] 因为依赖于对象中反射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度,直至反射点的测量深度在换能器 3 之间是不同的,所以超声波的衰减在换能器 3 之间也不同。因此,接收信号校正单元 11 需要考虑到由于超声波衰减的变化而导致的频率变化,来调整对于接收信号的延迟。

[0066] 实施例 2

[0067] 尽管在如上所述的实施例 1 中,将针对接收信号的延迟量用作校正量,并且接收



信号校正单元 11 根据反射点 R 和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度,通过接收信号处理器 8 的延迟电路 86 调整对于接收信号的延迟,但是本发明不局限于此。例如,可以根据反射点 R 和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度来调整针对接收信号的透射滤波器特性。

[0068] 图 5 示出了根据实施例 2 的接收电路 5 中的每一个接收信号处理器 8a 的内部结构。与在图 2 中示出的实施例 1 中使用的接收信号处理器 8 相比,接收信号处理器 8a 没有配置延迟电路 86,接收信号校正单元 11 与低通滤波器 84 相连。

[0069] 除了使用接收信号处理器 8a 代替接收信号处理器 8 之外,根据实施例 2 的超声诊断设备具有与图 1 所示的根据实施例 1 的超声诊断设备相同的结构。

[0070] 接收信号校正单元 11 包含校正表,在校正表中写入了依赖于发射点 R 和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间角度的透射滤波器特性,作为校正量,并且使用校正表对换能器 3 获得的接收信号进行校正。

[0071] 在操作期间,从已接收到来自对象的超声回波的每一个换能器 3 输出的接收信号通过相应接收信号处理器 8a 的输入保护电路 81,由预放大器 82 和可变增益放大器 83 进行放大,并输入至低通滤波器 84。尽管由于每一个换能器 3 的声辐射表面 3a 上超声回波入射角度的差别导致提供给接收信号处理器 8a 的接收信号的中心频率不同,但接收信号校正单元 11 参考校正表,根据对象中反射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度调整低通滤波器 84 中的透射滤波器特性,使得对中心频率的变化进行补偿。接收信号通过低通滤波器 84,由 A/D 转换器 85 进行 A/D 转换,然后输出作为采样数据。

[0072] 基于这样产生的采样数据,整相加法器 10 产生声线信号,诊断设备本体 2 的图像生成器 27 生成图像信号,并且由显示控制器 24 在显示单元 25 上显示超声图像。

[0073] 如上所述,即使当依赖于对象中反射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度,与中心频率的变化相符地调整针对从每一个换能器 3 输出的接收信号的透射滤波器特性时,也可以对由于每一个换能器 3 的声辐射表面 3a 上超声回波入射角度的差异导致的超声图像的图像质量退化进行抑制,从而产生高图像质量的超声图像。

[0074] 接收信号校正单元 11 可以将低通滤波器 84 中通带的上限频率、下限频率、带宽等作为透射滤波器特性进行调整。

[0075] 因为直至反射点为止的测量深度依赖于对象中反射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度而在换能器 3 之间是不同的,所以超声波的衰减在换能器 3 之间也是不同的。因此,需要考虑到由于超声波衰减变化导致的频率变化,来调整针对接收信号的透射滤波器特性。

[0076] 实施例 3

[0077] 图 6 示出了实施例 3 中使用的超声探头 1a 的内部结构。超声探头 1a 使用具有致动信号校正单元 14 的发射电路 4a 来代替图 1 所示的在实施例 1 中使用的超声探头 1 中的发射电路 4,并且超声探头 1a 与图 1 所示的诊断设备本体 2 相连来使用。

[0078] 在发射电路 4a 中,致动信号校正单元 14 与发射驱动单元 6 相连,并且发射控制器 7 与致动信号校正单元 14 相连。

[0079] 在发射控制器 7 的控制下,致动信号校正单元 14 基于对象中反射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度,根据中心频率的变化来调整从发射驱动单元 6 提供给每

一个换能器 3 的致动信号的波形,使得对中心频率的变化进行补偿。

[0080] 致动信号校正单元 14 包含校正表,校正表中写入了依赖于反射点 R 和换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的各种角度的波形调整量。致动信号校正单元 14 从校正表中读取与反射点 R 和每一个换能器 3 中声反射表面 3a 之间的角度相对应的波形调整量,并且向发射驱动单元 6 施加命令以调整致动信号的波形。

[0081] 通过提供致动信号校正单元 14 来调整致动信号的波形,可以对由于每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 上超声回波入射角度的差异导致的超声图像的图像质量退化进行抑制,使得可以产生高图像质量的超声图像。

[0082] 实施例 4

[0083] 尽管在如上所述的实施例 1 至 3 中,超声探头 1a 具有由作为超声换能器单元的换能器 3 组成的一个换能器阵列,但如图 7 所示,可以使用超声换能器单元,所述超声换能器单元包括由多个无机压电器件构成的第一换能器阵列 31 和由多个有机压电器件构成的第二换能器阵列 32。

[0084] 第一换能器阵列 31 形成于背衬 (backing) 构件 33 的表面上,第二换能器阵列 32 穿过声匹配层 34 形成于第一换能器阵列 31 上,以及将声透镜 35 接合到第二换能器阵列 32 上。

[0085] 第一换能器阵列 31 的每一个无机压电器件具有无机压电体,无机压电体由 PZT (锆钛酸铅) 表示的压电陶瓷或者由 PMN-PT (铌酸铅镁-钛酸铅固溶体) 表示的压电单晶构成。第二换能器阵列 32 的每一个有机压电器件具有有机压电体,有机压电体由诸如聚偏二氟乙烯 (PVDF) 或者聚偏二氟乙烯-三氟乙烯共聚物之类的聚合物压电器件构成。

[0086] 例如,从第一换能器阵列 31 朝着对象发射超声波,并且由第二换能器阵列 32 或者由第一换能器阵列 31 和第二换能器阵列 32 两者来接收来自对象的超声回波。

[0087] 接收特性在无机压电器件和有机压电器件之间是不同,并且通过使用具有多个有机压电器件的第二换能器阵列 32,可以高精度地接收谐波分量。

[0088] 当使用这种超声换能器单元时,希望接收信号校正单元 11 具有与第一换能器阵列 31 相对应地创建的第一校正表、以及与第二换能器阵列 32 相对应地创建的第二校正表。以分离方式将参考第一校正表的校正量施加至第一换能器阵列 31,并将参考第二校正表的校正量施加至第二换能器阵列。

[0089] 当在实施例 3 中使用图 7 所示的超声换能器时,希望致动信号校正单元 14 也具有以分离方式与第一换能器阵列 31 相对应地创建的一个校正表以及与第二换能器阵列 32 相对应地创建的另一个校正表。

[0090] 另外,实际上可以基于在改变预定发射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度的同时而测量的数据,来创建上述的实施例 1 至 4 中使用的校正表,或者可以通过考虑到中心频率的角度依赖性的计算来创建校正表。

[0091] 因为对象中反射点和每一个换能器 3 中声辐射表面 3a 之间的角度极大地依赖于反射点所在的对象中测量区域的深度,所以可以针对每一个代表性测量区域创建校正表,并且可以与诊断相关的测量区域相符地选择和使用校正表。

[0092] 超声探头 1 或 1a 和诊断设备本体 2 的连接可以有有线连接或者是通过无线通信的连接。

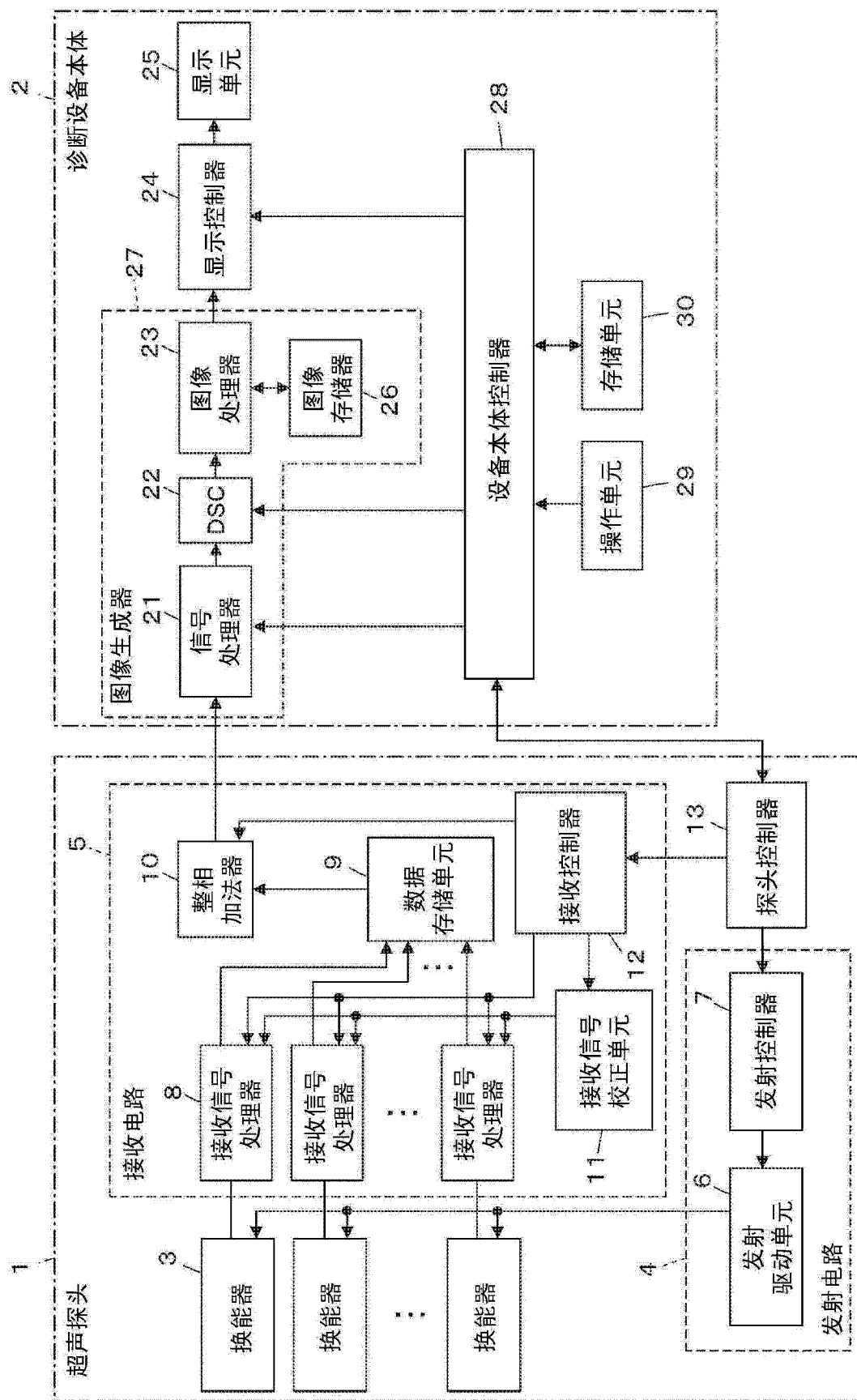


图 1

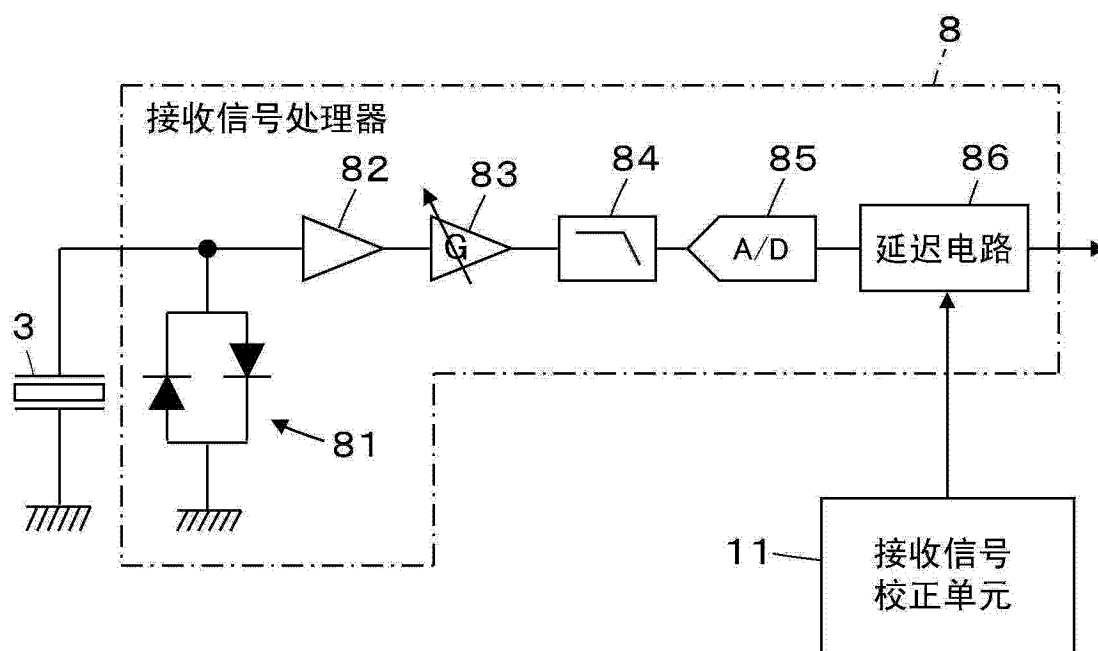


图 2

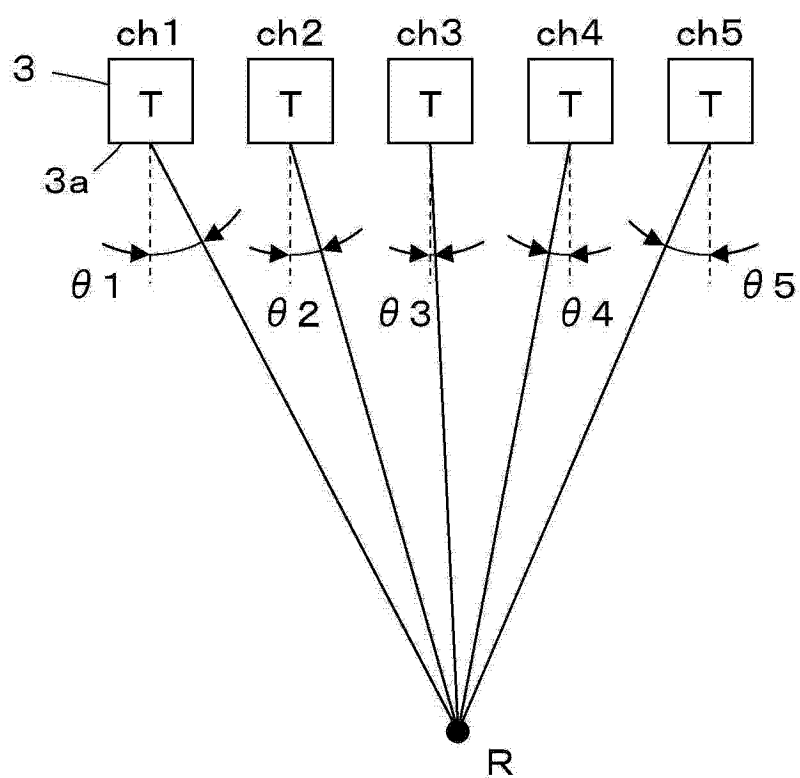


图 3

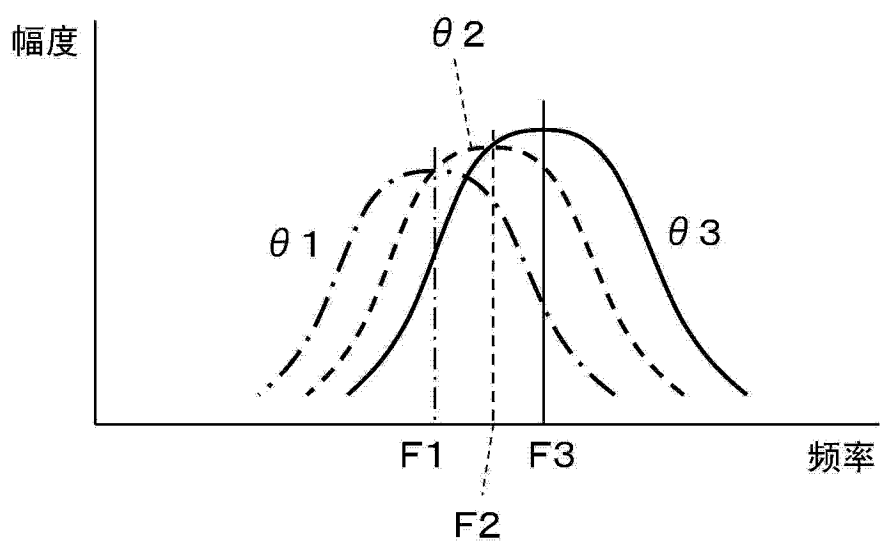


图 4

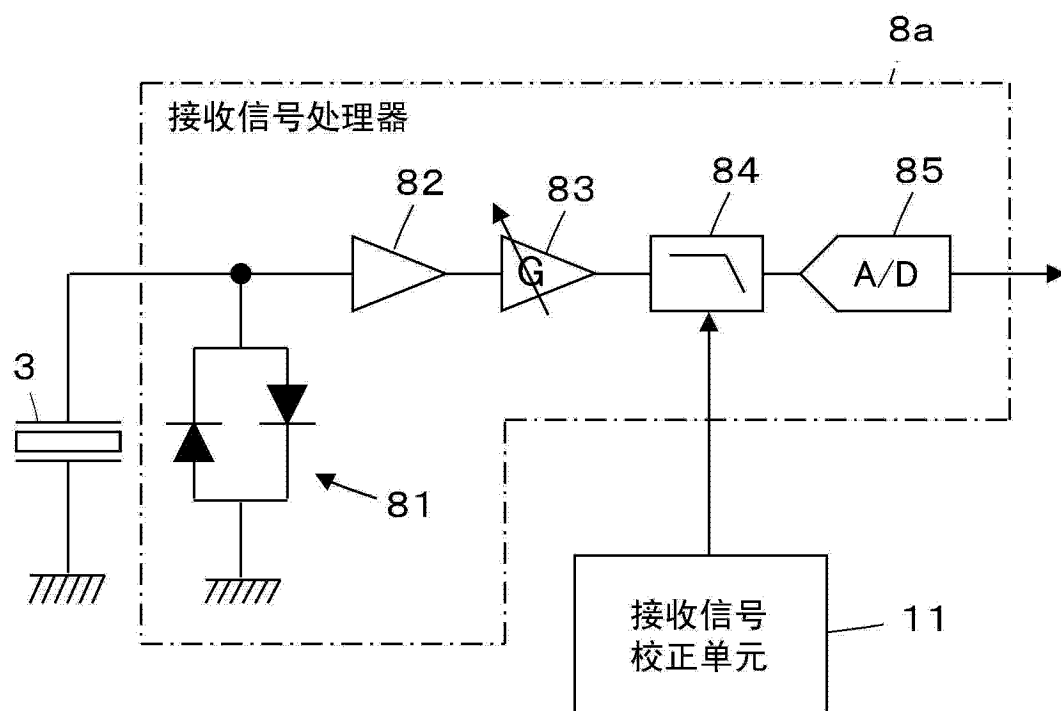


图 5

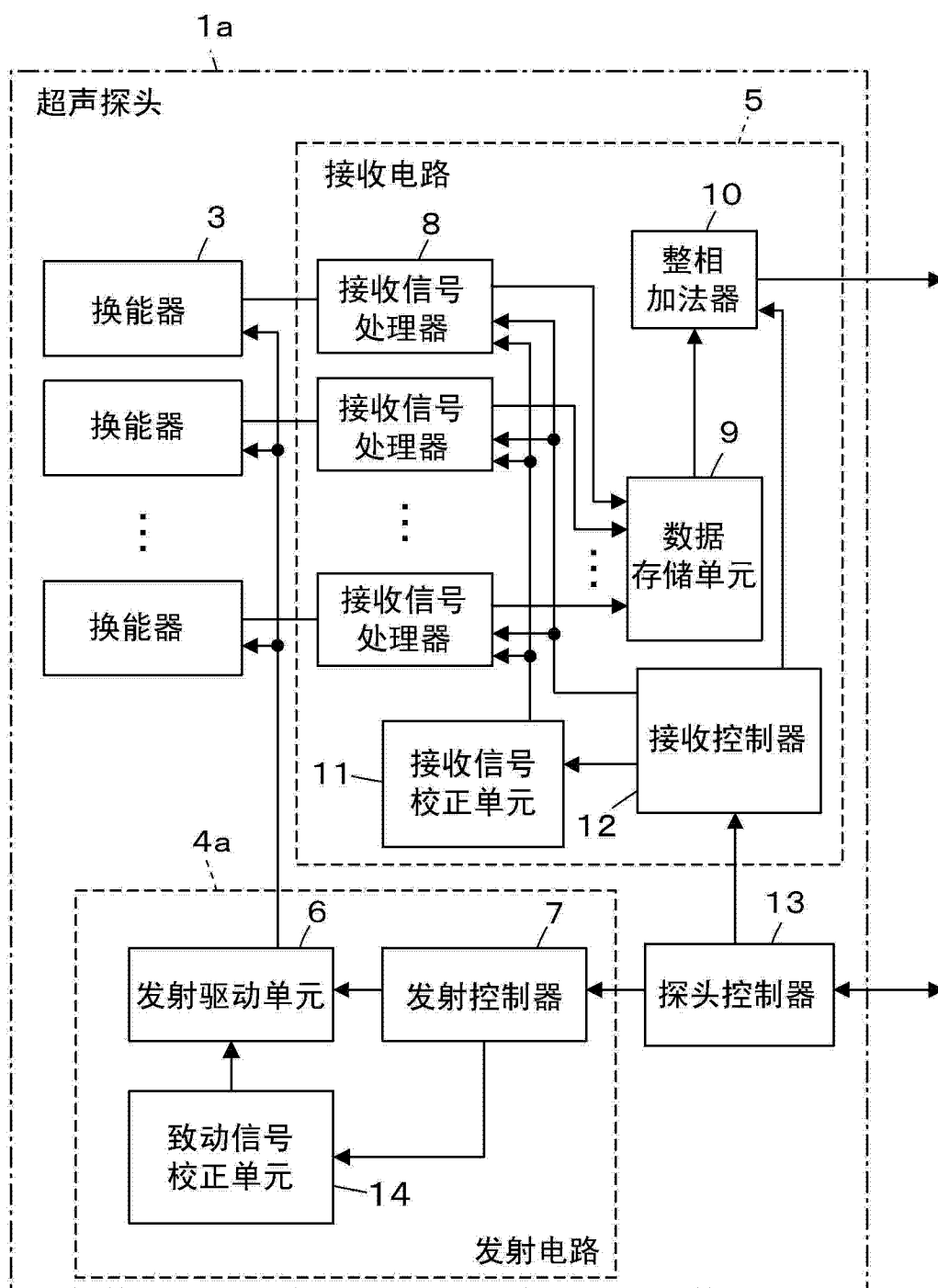


图 6

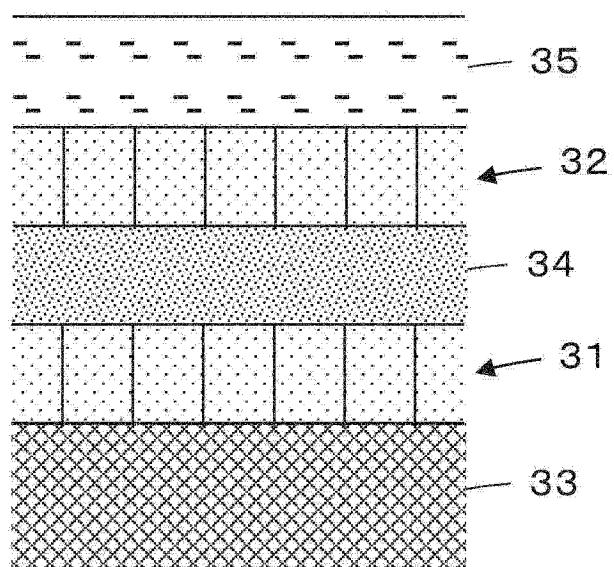


图 7

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备和超声图像生成方法                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN103006259A</a>                   | 公开(公告)日 | 2013-04-03 |
| 申请号            | CN201210320131.9                               | 申请日     | 2012-08-31 |
| [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         | 大泽敦                                            |         |            |
| 发明人            | 大泽敦                                            |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                       |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/00 A61B8/5207 A61B8/4477                 |         |            |
| 代理人(译)         | 杨静                                             |         |            |
| 优先权            | 2011210434 2011-09-27 JP                       |         |            |
| 其他公开文献         | CN103006259B                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

# 摘要(译)

一种超声诊断设备，包括：换能器阵列，具有排列成矩阵阵列的多个换能器；发射电路，所述发射电路向所述换能器阵列的每一个换能器提供致动信号，以朝着对象发射超声波；接收电路，所述接收电路根据所述对象中的反射点和每一个换能器中的声辐射表面之间的角度，对已经接收到来自所述对象的超声回波的每一个换能器所输出的接收信号进行校正，以产生采样数据；以及图像生成器，所述图像生成器基于通过所述接收电路产生的采样数据的整相相加而获得的声线信号，来生成超声图像。

