



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102813529 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 12

(21) 申请号 201210164775. 3

(22) 申请日 2012. 05. 24

(30) 优先权数据

2011-126190 2011. 06. 06 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 佐藤智夫

(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)

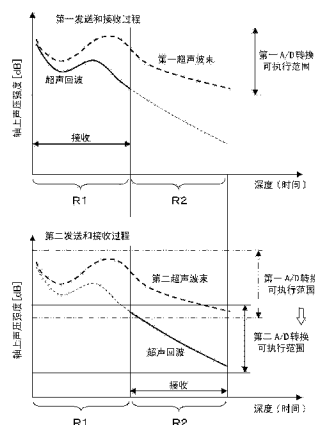
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 6 页

### (54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像产生方法

### (57) 摘要

超声诊断装置包括:接收信号处理器,其 A/D 转换可执行范围比从测量区域的整个深度获得的接收信号的幅度范围更窄;以及控制器,用于将测量区域划分为多个测量深度区,每个测量深度区允许接收信号在比接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围更窄的幅度范围内,控制发送驱动器,使得能够与测量深度区相对应地从阵列换能器多次发送超声波束;以及控制接收信号处理器,使得能够基于与相关测量深度区相对应地发送的超声波束,来获取与每个测量深度区相关联的接收数据。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

阵列换能器;

发送驱动器,用于从所述阵列换能器向对象发送超声波束;

接收信号处理器,用于通过处理从已接收到来自所述对象的超声回波的所述阵列换能器输出的接收信号,来获取接收数据,所述接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围比从测量区域的整个深度获得的接收信号的幅度范围更窄;

图像产生器,用于基于在所述接收信号处理器中获取的接收数据,产生超声波图像;以及

控制器,用于将所述测量区域划分为多个测量深度区,每个测量深度区允许接收信号在比所述接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围更窄的幅度范围内;控制所述发送驱动器,使得能够与所述测量深度区相对应地从所述阵列换能器多次发送超声波束;以及控制所述接收信号处理器,使得能够基于与相关测量深度区相对应地发送的超声波束,来获取与每个测量深度区相关联的接收数据。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器控制所述接收信号处理器,使得对接收信号的放大能够随着测量深度区在增益方面变化。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器控制所述接收信号处理器,使得能够以较高的增益来放大在较深位置处的测量深度区所允许的接收信号。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器控制所述发送驱动器,使得与测量深度区相对应地发送的超声波束能够在幅度方面变化。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器控制所述发送驱动器,使得能够与较浅位置处的测量深度区相对应地发送具有较小幅度的超声波束。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器控制所述发送驱动器,使得与测量深度区相对应地发送的超声波束能够在焦点位置方面变化。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器控制所述发送驱动器,使得用于发送超声波束的所述阵列换能器的换能器能够随着测量深度区在数目方面变化。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器控制所述发送驱动器,使得能够使用所述阵列换能器的较少换能器来发送与较浅位置处的测量深度区相对应的超声波束。

9. 一种超声波图像产生方法,包括以下步骤:

基于从发送驱动器馈送的驱动信号,从阵列换能器向对象发送超声波束;

通过在接收信号处理器中处理响应于来自测量区域的整个深度的超声回波从所述阵列换能器输出的接收信号,来获取接收数据,所述接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围比接收信号的幅度范围更窄;

基于所获取的接收数据,产生超声波图像;

将所述测量区域划分为多个测量深度区,每个测量深度区允许接收信号在比所述接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围更窄的幅度范围内;

控制所述发送驱动器,使得能够与测量深度区相对应地从所述阵列换能器多次发送超声波束;以及

控制所述接收信号处理器,使得能够基于与相关测量深度区相对应地发送的超声波

束,来获取与每个测量深度区相关联的接收数据。

## 超声波诊断装置和超声波图像产生方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和超声波图像产生方法,以及具体地,涉及一种超声波诊断装置,其基于通过在接收信号处理器中处理接收信号所获取的接收数据来产生超声波图像,该接收信号是从已经接收到由对象所产生的超声回波的阵列换能器输出的。

### 背景技术

[0002] 在医疗领域,已经将利用超声波图像的超声波诊断装置投入到实际使用中。用于医疗用途的典型的超声波诊断装置从超声波探头的阵列换能器向对象内部发送超声波束,在阵列换能器上接收来自对象的超声回波,以及在装置本体中对与接收到的回波相对应的接收信号进行电子处理,以产生超声波图像。

[0003] 作为示例,JP 4-232888A 公开了执行接收定焦的超声波诊断系统,在该超声波诊断系统上,由前置放大器放大从已经接收到超声回波分量的阵列换能器输出的每个接收信号,并将其经过 A/D 转换器的 A/D(模拟/数字)转换,以获得数字接收数据,以及通过向所获得的数字接收数据给予适当的延迟,将所获得的数字数据彼此同相匹配,并将其彼此相加,以使得能够执行接收定焦。

[0004] 根据所公开的接收定焦过程,获得作为良好定焦的超声回波的声线信号,并基于在诊断区域中获得的多个声线信号来产生作为与对象的内部有关的断层成像(tomographic)图像信息的 B 模式图像信号。

### 发明内容

[0005] 在上述系统上进行的这种超声波扫描中,超声波束在对象内行进时被衰减,使得到达对象中较深部位的超声波束将具有较低的强度。此外,当在对象内行进时,由对象中的任何部位向超声波探头反射的超声回波被衰减。因此,从阵列换能器输出的接收信号将随着测量深度的幅度而改变。

[0006] 从而要求 A/D 转换器具有大的动态范围,以允许在整个测量区域上的接收信号(范围从具有与测量区域中较浅的区相对应的较大的幅度的接收信号到具有与较深的区相对应的较小的幅度的接收信号)以良好的解析度进行 A/D 转换。然而,在常规的超声波诊断装置中,所使用的 A/D 转换器在动态范围方面是不足的,这一般是通过将前置放大器与可变增益放大器相组合来补偿,即,通过前置放大器的静态增益的改变和可变增益放大器的动态增益的变化来补偿。

[0007] 然而,如果让前置放大器的增益过高,过大的接收信号可能被输入到 A/D 转换器中,或者对于在较浅位置处的区,可能降低在接收信号的发送之后紧接着的从饱和状态的恢复。此外,可变增益放大器不一定导致有利的噪声系数(NF),因为其仅使用衰减器来衰减接收信号的幅度,以使得其与 A/D 转换器的动态范围兼容。因此,从经过 A/D 转换器的 A/D 转换的接收信号获取的接收数据在精度上下降,导致超声波图像的质量下降。

[0008] 另一个问题是:如果让前置放大器的增益过高,为了维持线性,需要增加 A 类放大

的偏置,这导致了更高的功耗。

[0009] 本发明的目标是提供解决现有技术的这些问题的超声波诊断装置和超声波图像产生方法,并使得能够产生高质量的超声波图像和降低功耗,同时补偿 A/D 转换器的不足动态范围。

[0010] 根据本发明的一种超声波诊断装置包括:

[0011] 阵列换能器;

[0012] 发送驱动器,用于从所述阵列换能器向对象发送超声波束;

[0013] 接收信号处理器,用于通过处理从已接收到来自所述对象的超声回波的所述阵列换能器输出的接收信号,来获取接收数据,所述接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围比从测量区域的整个深度获得的接收信号的幅度范围更窄;

[0014] 图像产生器,用于基于在所述接收信号处理器中获取的接收数据,产生超声波图像;以及

[0015] 控制器,用于将所述测量区域划分为多个测量深度区,每个测量深度区允许接收信号在比所述接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围更窄的幅度范围内,控制所述发送驱动器,使得能够与所述测量深度区相对应地从所述阵列换能器多次发送超声波束;以及控制所述接收信号处理器,使得能够基于与相关测量深度区相对应地发送的超声波束,来获取与每个测量深度区相关联的接收数据。

[0016] 根据本发明的一种超声波图像产生方法包括以下步骤:

[0017] 基于从发送驱动器馈送的驱动信号,从阵列换能器向对象发送超声波束;

[0018] 通过在接收信号处理器中处理响应于来自测量区域的整个深度的超声回波从所述阵列换能器输出的接收信号,来获取接收数据,所述接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围比接收信号的幅度范围更窄;

[0019] 基于所获取的接收数据,产生超声波图像;

[0020] 将所述测量区域划分为多个测量深度区,每个测量深度区允许接收信号在比所述接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围更窄的幅度范围内;

[0021] 控制所述发送驱动器,使得能够与测量深度区相对应地从所述阵列换能器多次发送超声波束;以及

[0022] 控制所述接收信号处理器,使得能够基于与相关测量深度区相对应地发送的超声波束,来获取与每个测量深度区相关联的接收数据。

## 附图说明

[0023] 图 1 是示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的配置的框图;

[0024] 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框图;

[0025] 图 3 是示出了在接收信号处理器的 A/D 转换可执行范围与超声回波之间的关系图;

[0026] 图 4 是示出了在实施例 1 中的第一和第二超声波束发送和接收过程中的超声回波的接收图;

[0027] 图 5 是示出了在实施例 2 中的第一和第二超声波束发送和接收过程中的超声回波的接收图;以及

[0028] 图 6 是示出了在实施例 3 中的第一和第二超声波束发送和接收过程中的超声回波的接收的图。

## 具体实施方式

[0029] 下面,将参考附图来描述本发明的实施例。

[0030] 实施例 1

[0031] 图 1 示出了根据实施例 1 的超声波诊断装置的配置。如图所示的超声波诊断装置包括超声波探头 1 以及通过无线通信与超声波探头 1 相连的诊断装置本体 2。

[0032] 超声波探头 1 具有多个以一维或二维方式排列并分别连接到对应的接收信号处理器 4 的超声波换能器 3。接收信号处理器 4 经由并行 / 串行转换器 5 连接到无线通信单元 6。超声波换能器 3 经由发送驱动器 7 与发送控制器 8 连接,而接收信号处理器 4 与接收控制器 9 相连。无线通信单元 6 与通信控制器 10 相连。并行 / 串行转换器 5、发送控制器 8、接收控制器 9 和通信控制器 10 与探头控制器 11 相连。

[0033] 超声波换能器 3 中的每一个根据从发送驱动器 7 馈送的驱动信号来发送超声波,并接收来自对象的超声回波以输出接收信号。每个超声波换能器 3 由振动单元构成,振动单元具有压电体和在压电体的两端上分别形成的电极,用于压电体的材料的示例包括:以锆钛酸铅 (PZT) 为代表的压电陶瓷、以聚偏二氟乙烯 (PVDF) 为代表的聚合压电材料、以及以铌镁酸铅钛酸铅固溶 (lead magnesium niobate lead titanate solid solution, PMN-PT) 为代表的压电单晶。

[0034] 如果在上述振动单元的电极上施加脉冲电压或连续波电压,则压电体膨胀并收缩,并从振动单元产生具有脉冲或连续波形的超声波。将从单个振动单元产生的超声波合成为超声波束。此外,在接收到传播的超声波期间,每个振动单元膨胀并收缩以产生电信号,且将电信号作为表示超声波的接收的接收信号加以输出。

[0035] 发送驱动器 7 包括例如多个脉冲产生器,且其适于基于由发送控制器 8 所选择的发送延迟模式来修改要馈送给超声波换能器 3 的驱动信号的延迟量,使得从超声波换能器 3 发送的超声波可以形成宽到覆盖对象内的指定组织区域的超声波束,然后向换能器 3 馈送该驱动信号。

[0036] 每个接收信号处理器 4 在接收控制器 9 的控制下,通过让从对应超声波换能器 3 输出的接收信号经过正交检测或正交采样,来产生复基带信号,然后对复基带信号执行采样,以产生包括与组织区域相关的信息在内的采样数据,并将采样数据馈送给并行 / 串行转换器 5。接收信号处理器 4 可以通过让对复基带信号进行采样所获得的数据经过低比特率编码的数据压缩,来产生采样数据。

[0037] 并行 / 串行转换器 5 将由接收信号处理器 4 产生的具有并行形式的采样数据转换为串行采样数据。

[0038] 无线通信单元 6 通过以下步骤来发送串行采样数据:基于串行采样数据对载波进行调制,以产生发送信号,并将该发送信号馈送到天线,从而从天线发送无线电波。可使用的调制方法包括:幅移键控 (ASK)、相移键控 (PSK)、正交相移键控 (QPSK)、以及 16 正交幅度调制 (16QAM)。

[0039] 无线通信单元 6 以无线方式与诊断装置本体 2 通信,以不仅向诊断装置本体 2 发

送采样数据,还从诊断装置本体 2 接收各种控制信号,以向通信控制器 10 输出接收到的控制信号。通信控制器 10 控制无线通信单元 6,使得可以用由探头控制器 11 指定的发送用无线电场强度来执行对采样数据的发送,并向探头控制器 11 输出由无线通信单元 6 接收到的控制信号。

[0040] 探头控制器 11 基于从诊断装置本体 2 发送的各种控制信号,控制超声波探头 1 的各个组件。

[0041] 超声波探头 1 中包括有电池(未示出),从该电池向超声波探头 1 的各个电路供电。

[0042] 超声波探头 1 可以是外部探头,比如具有线性扫描型的探头、具有凸面扫描型的探头、以及具有扇面扫描型的探头,或用于内窥镜超声波检查的探头,比如径向扫描型的探头。

[0043] 诊断装置本体 2 具有经由串行/并行转换器 22 连接到数据存储单元 23 的无线通信单元 21,且数据存储单元 23 连接到图像产生器 24。图像产生器 24 经由显示控制器 25 连接到监视器 26。无线通信单元 21 也与通信控制器 27 相连,且串行/并行转换器 22、图像产生器 24、显示控制器 25 和通信控制器 27 与装置本体控制器 28 相连。装置本体控制器 28 进而与操作者用来执行输入操作的操作单元 29 相连,且与用于存储操作程序的存储单元 30 相连。

[0044] 无线通信单元 21 以无线方式与超声波探头 1 通信,以向超声波探头 1 发送各种控制信号。此外,无线通信单元 21 通过对天线接收到的信号进行解调,输出串行采样数据。

[0045] 通信控制器 27 控制无线通信单元 21,使得可以用由装置本体控制器 28 指定的发送用无线电场强度来执行各种控制信号的发送。

[0046] 串行/并行转换器 22 将从无线通信单元 21 输出的串行采样数据转换为并行采样数据。数据存储单元 23 由存储器、硬盘等构成,且适于存储至少一帧的由串行/并行转换器 22 转换的采样数据。

[0047] 图像产生器 24 让从数据存储单元 23 中逐帧读取的采样数据经过接收定焦,以产生表示超声波诊断图像的图像信号。图像产生器 24 包括定相求和器 31 和图像处理器 32。

[0048] 定相求和器 31 根据在装置本体控制器 28 中指定的接收方向,从提前存储的接收延迟模式中选择一个接收延迟模式,并基于所选接收延迟模式,向由采样数据表示的复基带信号提供它们相应的延迟,然后将已被延迟过的信号相加,从而执行接收定焦。接收定焦允许基带信号(声线信号)作为良好定焦的超声回波。

[0049] 图像处理器 32 基于由定相求和器 31 产生的声线信号,产生作为与对象内的组织相关的断层成像图像信息的 B 模式图像信号。图像处理器 32 包括敏感时间控制(STC)设备和数字扫描转换器(DSC)。STC 设备根据反射超声波的位置的深度,针对由于距离造成的衰减,对声线信号进行校正。DSC 让由 STC 设备校正过的声线信号经过转换(光栅转换),转换为与传统电视信号扫描方法兼容的图像信号,并根据需要让该信号经过诸如灰度处理(grayscale)之类的图像处理,以产生 B 模式图像信号。

[0050] 显示控制器 25 基于由图像产生器 24 产生的图像信号来控制监视器 26,以显示超声波诊断图像。监视器 26 包括诸如 LCD 之类的显示设备,且适于在显示控制器 25 的控制下显示超声波诊断图像。

[0051] 装置本体控制器 28 基于由操作者从操作单元 29 输入的各种指令信号等,来控制诊断装置本体 2 的各个组件。

[0052] 在如上所述的诊断装置本体 2 中,由 CPU 来实现串行 / 并行转换器 22、图像产生器 24、显示控制器 25、通信控制器 27 以及装置本体控制器 28,该 CPU 与用于给出与各种类型处理相关的 CPU 指令的操作程序相关联,同时也可以由数字电路来实现上述组件。在存储单元 30 中存储操作程序。作为存储单元 30,可以使用记录介质,比如硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡、或 USB 存储器、服务器等等。

[0053] 图 2 示出了超声波探头 1 中每个接收信号处理器 4 的内部结构。每个接收信号处理器 4 具有:经由用于输入保护的限幅 (clip) 电路 41 与对应超声波换能器 3 相连的前置放大器 42、以及经由低通滤波器 43 与前置放大器 42 的输出端子相连的 A/D 转换器 44。增益设置电路 45 和增益改变电路 46 以并联的方式均与前置放大器 42 相连。

[0054] 限幅电路 41 避免了从超声波换能器 3 向前置放大器 42 输入具有超过预定值的电压的信号。前置放大器 42 放大从超声波换能器 3 输出的接收信号。增益设置电路 45 适于将前置放大器 42 的增益设置为对对象及其诊断部位等来说是适合的。

[0055] 增益改变电路 46 基于从接收控制器 9 输入的增益改变信号,将前置放大器 42 的增益改变为与增益设置电路 45 所设置的相同。

[0056] 低通滤波器 43 从前置放大器 42 放大过的接收信号中移除不用于信号检测的高频分量。A/D 转换器 44 基于从接收控制器 9 输入的转换开始信号,将已由低通滤波器 43 移除了高频分量的具有模拟形式的接收信号转换为数字信号。

[0057] 在具有如上所述结构的接收信号处理器 4 中,确定了由接收信号处理器 4 对接收信号进行 A/D 转换的 A/D 转换可执行范围,且使用取决于 A/D 转换器 44 的动态范围的解析度,来执行对接收信号的 A/D 转换。

[0058] 作为示例,假设要在图 3 所示的从深度 D0 延伸至深度 D2 的测量区域上执行超声波束发送和接收过程。如果将接收信号处理器 4 的 A/D 转换可执行范围设置为宽到与强度范围 S1 相对应,以覆盖从测量区域的整个深度返回的所有超声回波的强度,接收信号处理器 4 的 A/D 转换器 44 能够一次性对作为超声回波的接收结果的从超声波换能器 3 输出的接收信号进行 A/D 转换。然而,在该情况下,由于如果接收信号处理器 4 的 A/D 转换器 44 具有固定的动态范围,A/D 转换可执行范围被指定为与更宽的强度范围相对应,因此降低了 A/D 转换的解析度。

[0059] 如果将接收信号处理器 4 的 A/D 转换可执行范围指定为与强度范围 S2 (其仅覆盖从测量区域中不同的部位返回的超声回波的强度的一部分) 相对应,则不可能对关于在深度 D1 和 D2 之间的虚线所表示的超声回波而产生的接收信号执行 A/D 转换,该超声回波的强度在与 A/D 转换可执行范围相对应的范围之外,同时有可能对关于在深度 D0 和 D1 之间的实线所表示的超声回波而产生的接收信号执行 A/D 转换,与将 A/D 转换可执行范围设置为对应于较宽的强度范围 S1 的情况相比,具有更高的解析度。

[0060] 在实施例 1 中,如图 4 所示,将接收信号处理器 4 的 A/D 转换可执行范围设置为对应于覆盖了从测量区域的整个深度返回的所有超声回波的强度的强度范围的大约一半,以及测量区域被划分为第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2,每个测量深度区允许接收信号在比接收信号处理器 4 的 A/D 转换可执行范围更窄的幅度范围内。然后,由于不能够



一次性对关于从一个超声波束发送和接收过程产生的超声回波而产生的所有接收信号进行 A/D 转换,将相同的超声波束向第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2 发送两次,并且通过将接收信号处理器 4 的 A/D 转换可执行范围进行位移 (displace),来接收来自第一测量深度区 R1 和来自第二测量深度区 R2 的超声回波,以实现与所产生的超声回波相关联的所有接收信号的 A/D 转换。

[0061] 换言之:在第一超声波束发送和接收过程中,选择第一 A/D 转换可执行范围,第一 A/D 转换可执行范围与覆盖了来自测量区域的整个深度的所有超声回波的强度的强度范围的大约一半相对应,以及还与来自第一测量深度区 R1 的超声回波的强度范围相对应。另一方面,在第二超声波束发送和接收过程中,通过在增益改变电路 46 处改变前置放大器 42 的增益,选择第二 A/D 转换可执行范围,第二 A/D 转换可执行范围具有与第一 A/D 转换可执行范围相同的比特宽度,同时与来自第二测量深度区 R2 的超声回波的强度范围相对应。

[0062] 因此,在第一超声波束发送和接收过程中,与第一测量深度区 R1 相关联的接收信号在第一 A/D 转换可执行范围中经过 A/D 转换,而在第二超声波束发送和接收过程中,与第二测量深度区 R2 相关联的接收信号在第二 A/D 转换可执行范围中经过 A/D 转换。

[0063] 将第一 A/D 转换可执行范围和第一 A/D 转换可执行范围指定为彼此重叠。

[0064] 在图 4 中,基于超声回波强度来描述第一 A/D 转换可执行范围和第二 A/D 转换可执行范围。

[0065] 下面详细描述实施例 1 的装置的操作。

[0066] 当操作者从诊断装置本体 2 的操作单元 29 输入要经过超声波扫描的测量区域时,装置本体控制器 28 将测量区域划分为在较浅位置处的第一测量深度区 R1 和在较深位置处的第二测量深度区 R2,并经由接收控制器 9,通过无线通信来控制超声波探头 1 的各个接收信号处理器 4,使得可以选择与从第一测量深度区 R1 返回的超声回波的强度范围相对应的第一 A/D 转换可执行范围。在每个接收信号处理器 4 中,可以通过在增益改变电路 46 处调整前置放大器 42 的增益,来设置第一 A/D 转换可执行范围。

[0067] 为了确定来自第一测量深度区 R1 的超声回波的强度范围和来自第二测量深度区 R2 的超声回波的强度范围,可以在用于实际接收超声回波的诊断过程之前,使用超声波束对对象执行前置扫描。

[0068] 在超声波扫描开始时,超声波换能器 3 根据从超声波探头 1 的发送驱动器 7 馈送的驱动信号来发送第一超声波束,以及将从超声波换能器 3 (该超声波换能器 3 已经接收到来自对象中的第一测量深度区 R1 的超声回波) 输出的接收信号分别馈送至对应的接收信号处理器 4。

[0069] 在每个接收信号处理器 4 中,在前置放大器 42 处放大接收信号,并当在低通滤波器 43 处从信号移除高频成分之后,将其输入到 A/D 转换器 44。由于已经通过增益改变电路 46 对前置放大器 42 的增益的调节来选择了第一 A/D 转换可执行范围,使用取决于 A/D 转换器 44 的动态范围的解析度,对与来自第一测量深度区 R1 的超声回波相关联的接收信号进行 A/D 转换。

[0070] 在每个接收信号处理器 4 中通过在 A/D 转换器 44 处对接收信号的这种 A/D 转换来产生采样数据,以及在以无线方式从无线通信单元 6 向诊断装置本体 2 发送之前,在并行 / 串行转换器 5 处将采样数据变为串行的。在串行 / 并行转换器 22 处将诊断装置本体 2 的

无线通信单元 21 处接收到的采样数据转换为并行数据,然后存储在数据存储单元 23 中。

[0071] 之后,在每个接收信号处理器 4 中,由超声波探头 1 的接收控制器 9,基于来自诊断装置本体 2 的装置本体控制器 28 的指令,在增益改变电路 46 处增加前置放大器 42 的增益,以选择与从在较深位置处的第二测量深度区 R2 返回的超声回波的强度范围相对应的第二 A/D 转换可执行范围。

[0072] 超声波换能器 3 根据从超声波探头 1 的发送驱动器 7 馈送的驱动信号,在相同的声线发送与第一超声波束相同的第二超声波束,以及将从超声波换能器 3 输出的接收信号分别馈送至对应的接收信号处理器 4,该超声波换能器 3 这次已经接收到来自第二测量深度区 R2 的超声回波。

[0073] 在每个接收信号处理器 4 中,在前置放大器 42 处放大接收信号,并当在低通滤波器 43 处从信号中移除高频分量之后,将其输入到 A/D 转换器 44。由于已经通过增益改变电路 46 对前置放大器 42 的增益的改变来选择了第二 A/D 转换可执行范围,使用取决于 A/D 转换器 44 的动态范围的解析度,对与来自第二测量深度区 R2 的超声回波相关联的接收信号进行 A/D 转换。

[0074] 在并行 / 串行转换器 5 处,将在每个接收信号处理器 4 中通过在 A/D 转换器 44 处对接收信号的 A/D 转换所产生的采样数据变为串行的,然后以无线的方式从无线通信单元 6 向诊断装置本体 2 发送,在诊断装置本体 2 的串行 / 并行转换器 22 处转换为并行数据,并存储在数据存储单元 23 中。

[0075] 通过这种方式,顺序地将每个声线上的与第一测量深度区 R1 相关联的采样数据和与第二测量深度区 R2 相关联的采样数据存储在数据存储单元 23 中。当已经将一帧的采样数据存储在数据存储单元 23 中时,在图像产生器 24 中使用与第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2 相对应的所存储的采样数据来产生图像信号,并由显示控制器 25 基于图像信号在监视器 26 上显示超声波诊断图像。

[0076] 如上所述,将测量区域划分为第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2,以及在第一超声波束发送和接收过程中,与第一测量深度区 R1 相关联的接收信号在第一 A/D 转换可执行范围中经过 A/D 转换,而在第二超声波束发送和接收过程中,与第二测量深度区 R2 相关联的接收信号在第二 A/D 转换可执行范围中经过 A/D 转换。因此,可以完全利用每个接收信号处理器 4 中的 A/D 转换器 44 的动态范围,这允许产生高质量的超声波图像和实现功率的节省。

[0077] 在实施例 1 中,在与第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2 相对应的同一个声线上发送超声波束两次。通过例如使得第一超声波束和第二超声波束中的每一个宽到具有跨两个声线区域的窄的部分,由此针对每两个声线执行超声波发送和接收,可以在帧速率方面没有降低地产生超声波图像。

[0078] 实施例 2

[0079] 在上述的实施例 1 中,通过在第一和第二超声波束发送和接收过程中发送相同的超声波束,以及将涉及第一测量深度区 R1 的第一 A/D 转换可执行范围和涉及第二测量深度区 R2 的第二 A/D 转换可执行范围进行彼此位移,来执行对与来自于测量区域的整个深度的超声回波相关联的接收信号的 A/D 转换。在实施例 2 中,如图 5 所示,通过改变超声波束的幅度,在第一和第二超声波束发送和接收过程之间改变要发送的超声波束的强度,同时在

该两个过程中,由每个接收信号处理器 4 应用相同的 A/D 转换可执行范围,以执行对与来自于测量区域的整个深度的超声回波相关联的接收信号的 A/D 转换。

[0080] 与实施例 1 类似,装置本体控制器 28 将测量区域划分为较浅位置处的第一测量深度区 R1 和较深位置处的第二测量深度区 R2。在发送第一超声波束的第一超声波束发送和接收过程中,与较深位置处的第二测量深度区 R2 相关联的接收信号在每个接收信号处理器 4 中指定的 A/D 转换可执行范围中经过 A/D 转换,以及将与第二测量深度区 R2 相关联的采样数据存储在诊断装置本体 2 的数据存储单元 23 中。

[0081] 然后,基于来自诊断装置本体 2 的装置本体控制器 28 的指令,在超声波探头 1 的发送控制器 8 的控制之下,根据从发送驱动器 7 馈送的驱动信号,从超声波换能器 3 发送幅度比第一超声波束的幅度小的第二超声波束。因此,获得强度比在发送第一超声波束的第一发送和接收过程中获得的超声回波更低的超声回波。将从已经接收到来自较浅位置处的第一测量深度区 R1 的超声回波的超声波换能器 3 输出的接收信号分别馈送到对应的接收信号处理器 4,以及使用取决于 A/D 转换器 44 的动态范围的解析度来进行 A/D 转换,以及将与第一测量深度 R1 相关联的采样数据存储在诊断装置本体 2 的数据存储单元 23 中。

[0082] 在图像产生器 24 中使用如此存储在数据存储单元 23 中的与第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2 相关联的采样数据,以产生图像信号,并由显示控制器 25 基于该图像信号在监视器 26 上显示超声波诊断图像。

[0083] 在实施例 2 中,与在实施例 1 的情况一样,可以完全利用每个接收信号处理器 4 中的 A/D 转换器 44 的动态范围,这允许产生高质量的超声波图像和实现功率的节省。

[0084] 通过不改变其幅度,而是改变超声波束的波数和中心频率中的一个或两个,或者通过除了改变其幅度之外,还改变超声波束的波数和中心频率中的一个或两个,也可以改变根据从发送驱动器 7 馈送的驱动信号而要由超声波换能器 3 发送的超声波束的强度。

[0085] 实施例 3

[0086] 在如上所述的实施例 2 中,通过改变要在第一和第二超声波束发送和接收过程之间发送的超声波束的幅度,同时在这两个过程中由每个接收信号处理器 4 来应用相同的 A/D 转换可执行范围,来实现对与来自测量区域的整个深度的超声回波相关联的接收信号的 A/D 转换。如图 6 所示,还有可能不改变要发送的超声波束的幅度,而是改变其焦点位置。

[0087] 与实施例 1 和 2 类似,装置本体控制器 28 将测量区域划分为第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2。在发送第一超声波束的第一超声波束发送和接收过程中,与第一测量深度区 R1 相关联的接收信号在每个接收信号处理器 4 中指定的 A/D 转换可执行范围中经过 A/D 转换,以及将与第一测量深度区 R1 相关联的采样数据存储在诊断装置本体 2 的数据存储单元 23 中。

[0088] 然后,基于来自诊断装置本体 2 的装置本体控制器 28 的指令,在超声波探头 1 的发送控制器 8 的控制之下,根据从发送驱动器 7 馈送的驱动信号,从超声波换能器 3 发送第二超声波束,使得其可以在焦点位置方面与第一超声波束不同。因此,获得在波形方面与得自于第一超声波束的超声回波不同的超声回波。将从已经接收到来自第二测量深度区 R2 的超声回波的超声波换能器 3 输出的接收信号分别馈送到对应的接收信号处理器 4,以及使用取决于 A/D 转换器 44 的动态范围的解析度来进行 A/D 转换,以及将与第二测量深度区 R2 相关联的采样数据存储在诊断装置本体 2 的数据存储单元 23 中。

[0089] 在图像产生器 24 中使用如此存储在数据存储单元 23 中的与第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2 相对应的采样数据,以产生图像信号,并由显示控制器 25 基于该图像信号在监视器 26 上显示超声波诊断图像。

[0090] 应该注意到,需要形成第二超声波束的焦点位置,使得来自第二测量深度区 R2 的超声回波可以具有与接收信号处理器 4 的 A/D 变换可执行范围相对应的强度。

[0091] 在实施例 3 中,与在实施例 1 和 2 的情况一样,可以完全利用每个接收信号处理器 4 中的 A/D 转换器 44 的动态范围,这允许产生高质量的超声波图像和实现功率的节省。

[0092] 在实施例 2 中通过改变超声波束的幅度,或者在实施例 3 中通过改变超声波束的焦点位置,在第一和第二发送之间对要发送的超声波束的强度进行差异性控制,然而本发明不限于此。还可以通过改变用于发送超声波束的阵列换能器的换能器数目(即,阵列换能器的孔径宽度)来控制要发送的超声波束的强度。为此,如果对发送驱动器 7 进行控制,使得用于发送超声波束的超声波换能器 3 可以随着测量深度区在数目上变化,将实现类似的效果。作为典型的示例,控制发送驱动器,使得可以使用较少的超声波换能器 3 来发送与在较浅位置处的测量深度区相对应的超声波束。

[0093] 此外,同时改变以下各项中的两项或更多项是可能的:要发送的超声波束的幅度、超声波束的焦点位置、以及在第一和第二发送之间要使用的超声换能器 3 的数目。

[0094] 虽然在上述的实施例 1 至 3 中,将测量区域划分为两个:第一测量深度区 R1 和第二测量深度区 R2,还可以将测量区域划分为三个或者更多测量深度区,每个测量深度区允许接收信号在比接收信号处理器 4 的 A/D 转换可执行范围更窄的幅度范围中。在该情况下,与各个测量深度区相对应地,执行超声波束的发送三次或更多次,以实现对与来自测量区域的整个深度的超声回波相关联的所有接收信号的 A/D 转换。

[0095] 此外在该情况下,如果在相同声线上与测量深度区相对应地顺序发送的多个超声波束均宽到具有跨两个或更多声线区域的窄的部分,以由此针对每两个或更多声线来执行超声波发送和接收,则在不降低帧速率的情况下,产生超声波图像。

[0096] 在上述的实施例 2 和 3 中,图 2 所示的增益改变电路 46 不是必需的,因为在第一和第二超声波束发送和接收过程中,使用了每个接收信号处理器 4 的相同 A/D 转换可执行范围,即,在两个过程之间,未改变 A/D 转换可执行范围。

[0097] 在上述的实施例 1 至 3 中,超声波探头 1 和诊断装置本体 2 通过无线通信彼此连接,然而本发明不限于此。还可能经由连接电缆将超声波探头 1 与诊断装置本体 2 相连。在该情况下,超声波探头 1 的无线通信单元 6 和通信控制器 10、诊断装置本体 2 的无线通信单元 21 和通信控制器 27 等不是必需的。

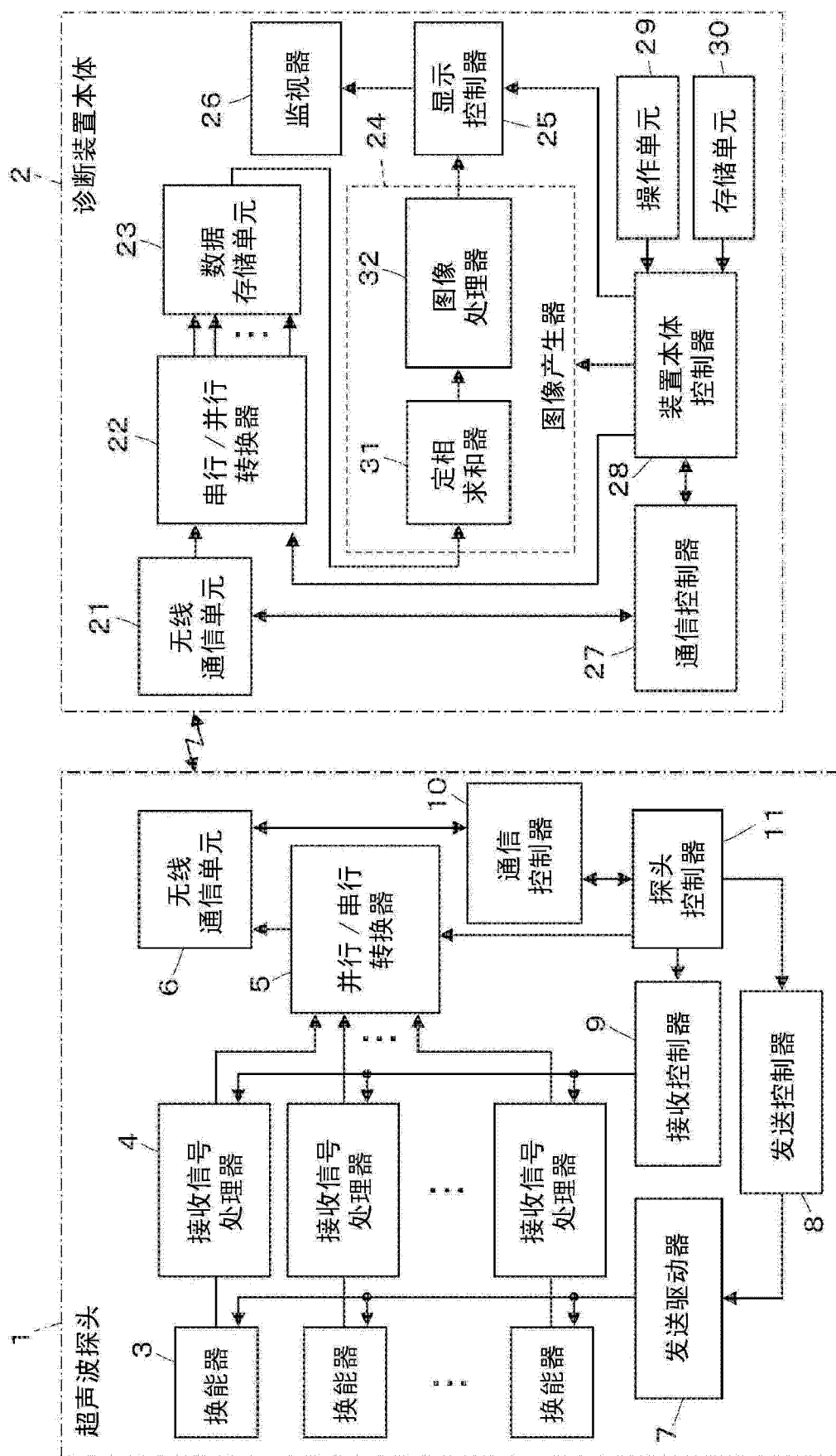


图 1

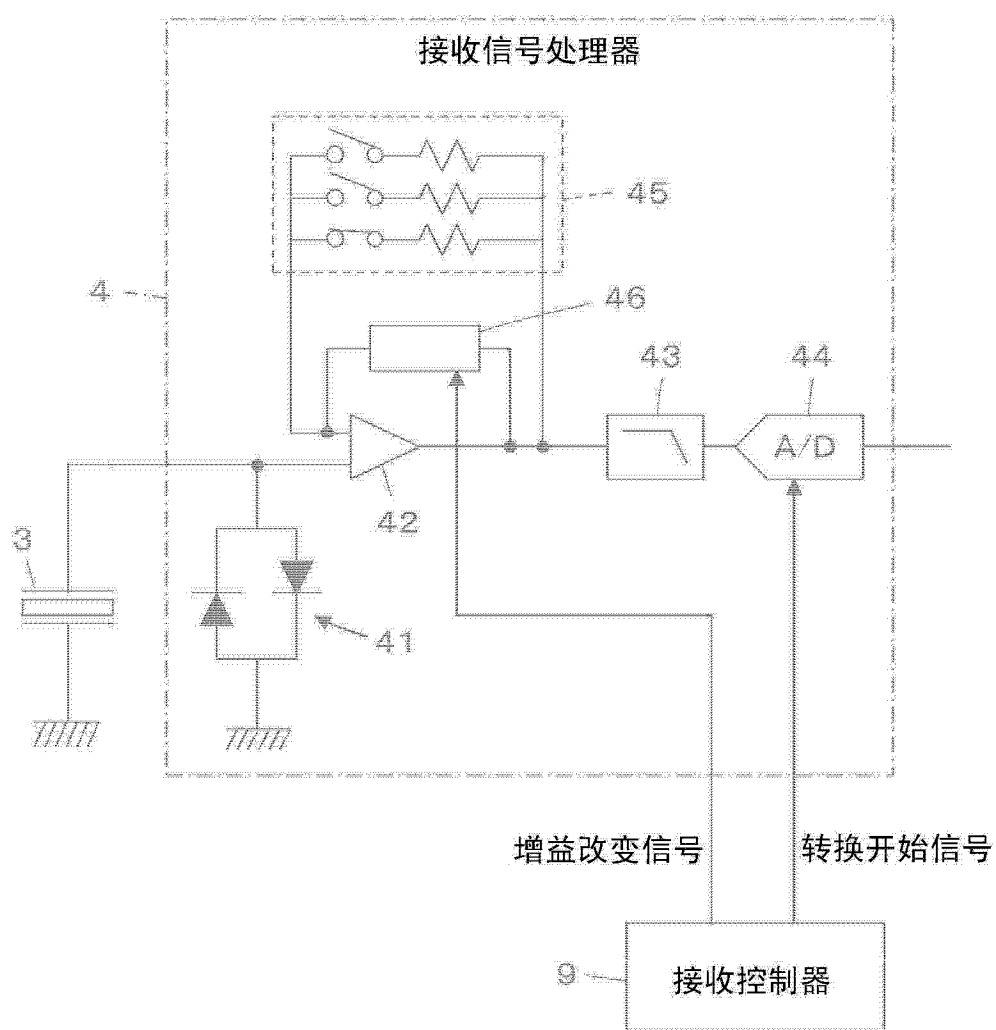


图 2

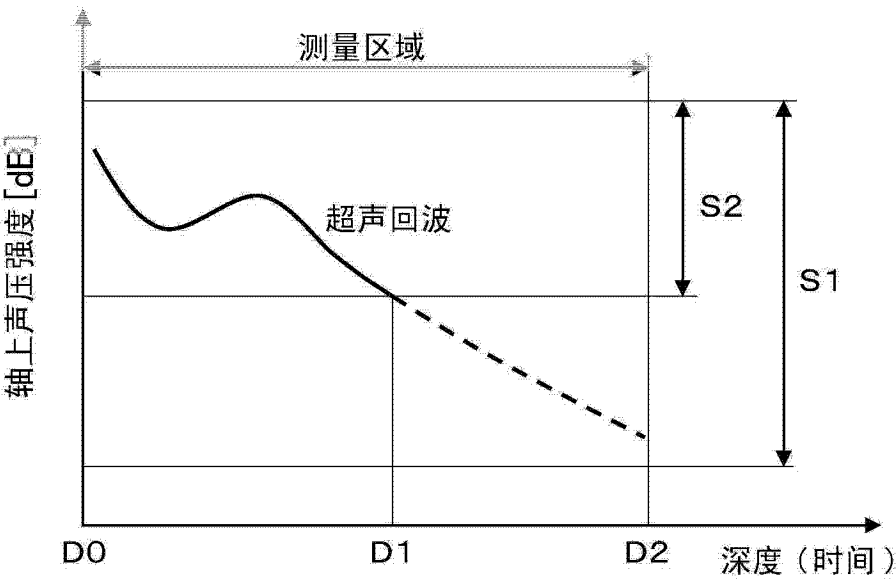


图 3

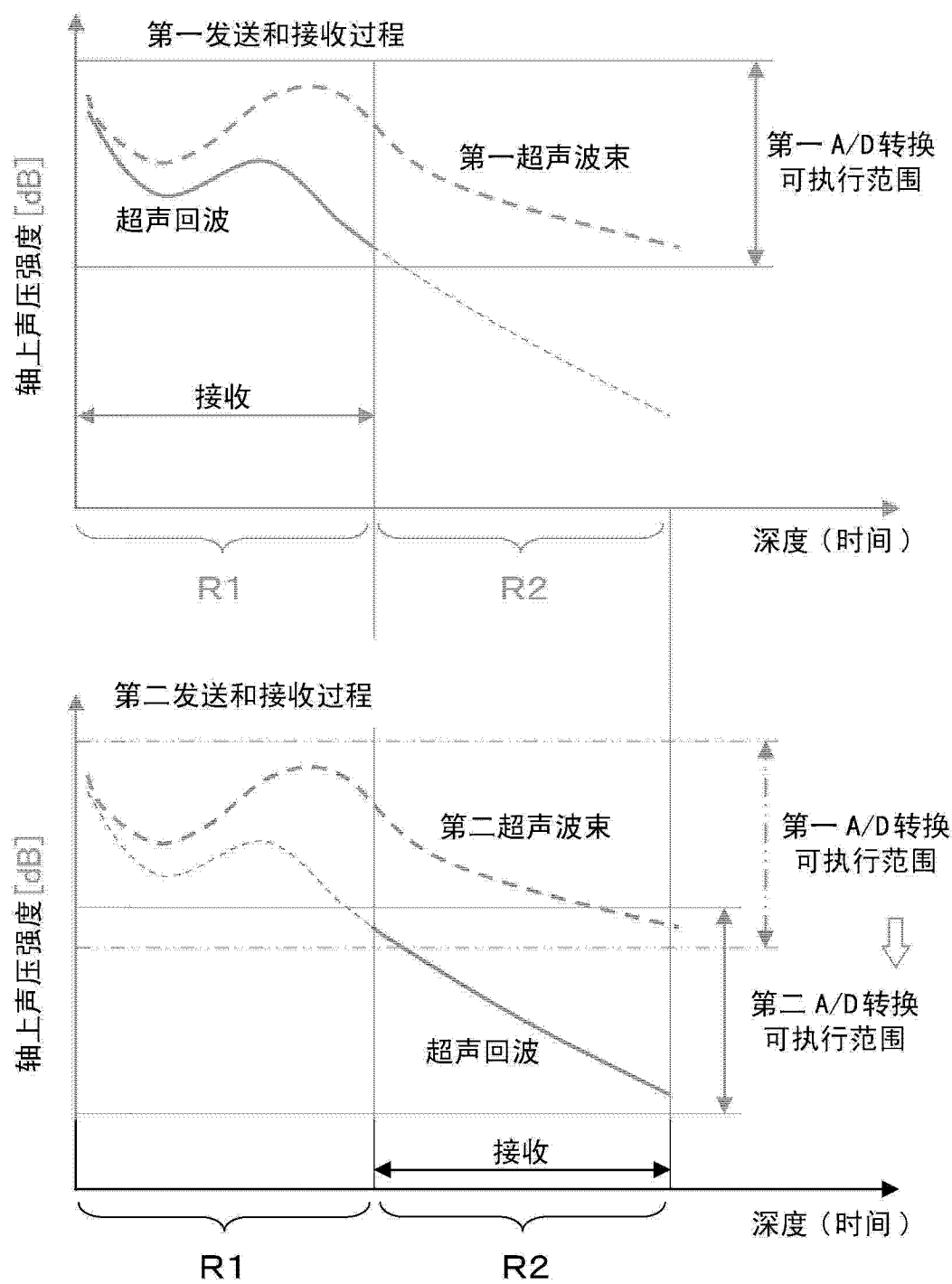


图 4



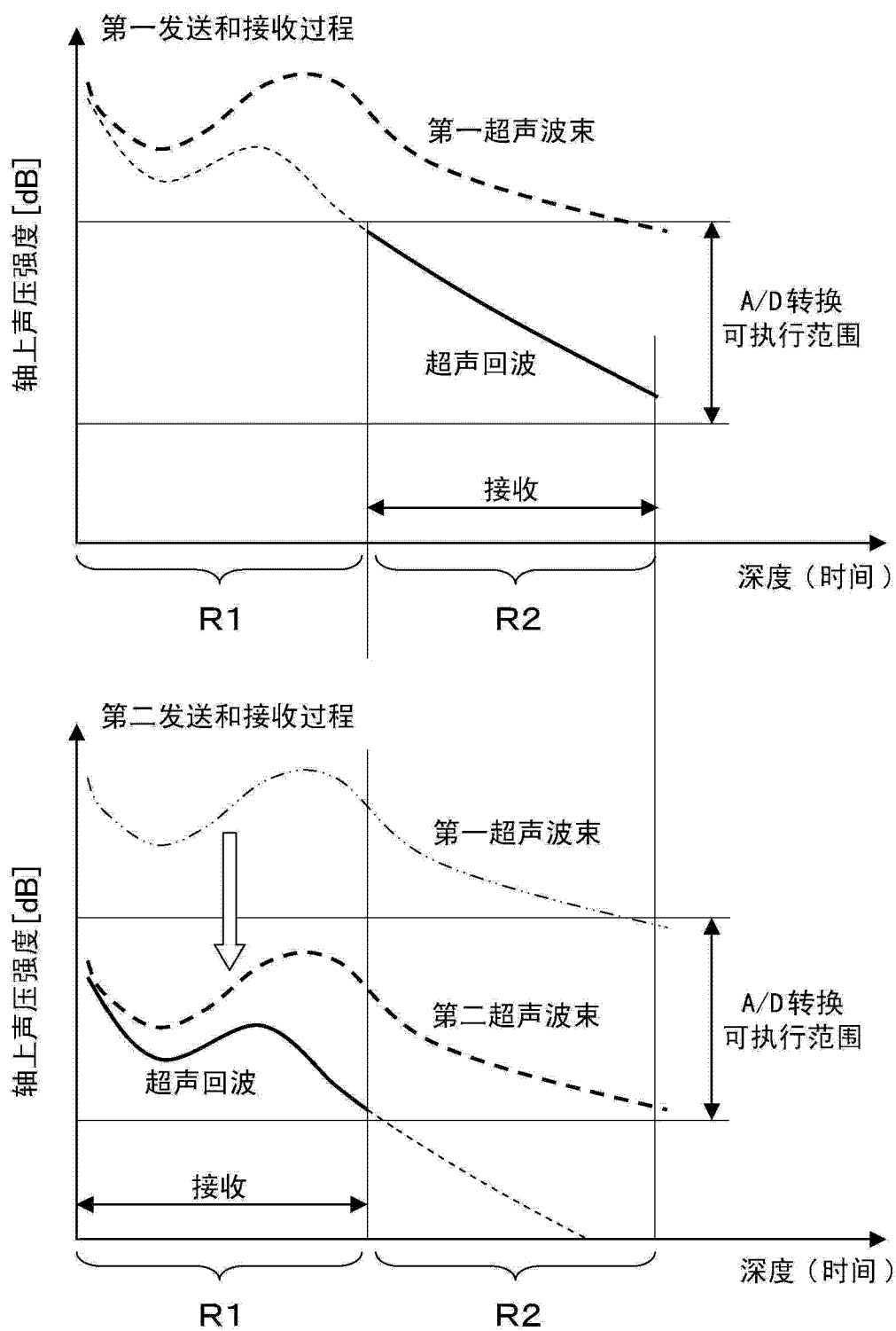


图 5

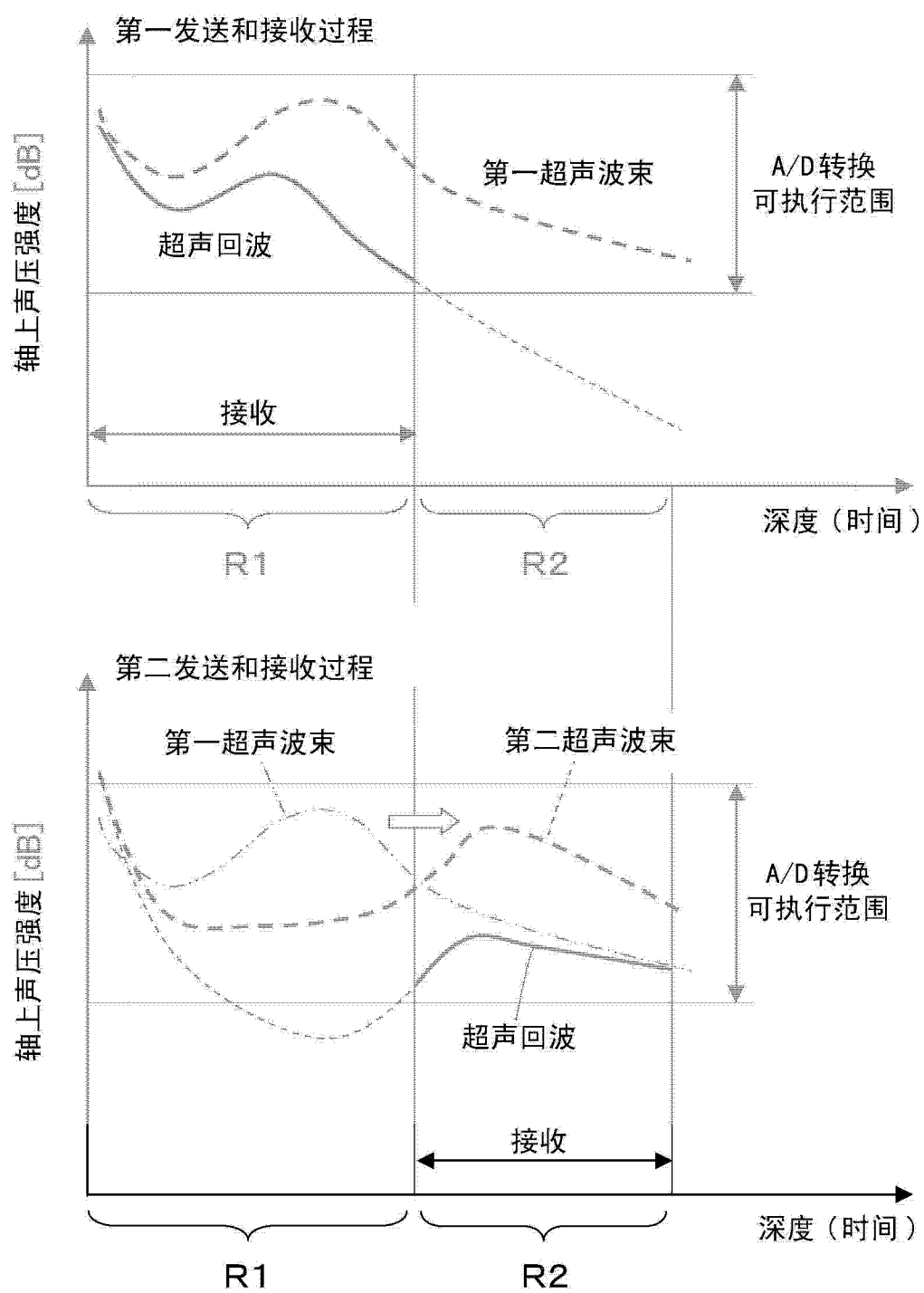


图 6

|                |                                                                   |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置和超声波图像产生方法                                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN102813529A</a>                                      | 公开(公告)日 | 2012-12-12 |
| 申请号            | CN201210164775.3                                                  | 申请日     | 2012-05-24 |
| [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         | 佐藤智夫                                                              |         |            |
| 发明人            | 佐藤智夫                                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                          |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/00 G01S7/52034 G01S7/003 G01S15/8906 G01S7/52026 A61B8/5207 |         |            |
| 代理人(译)         | 杨静                                                                |         |            |
| 优先权            | 2011126190 2011-06-06 JP                                          |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                    |         |            |

#### 摘要(译)

超声诊断装置包括：接收信号处理器，其A/D转换可执行范围比从测量区域的整个深度获得的接收信号的幅度范围更窄；以及控制器，用于将测量区域划分为多个测量深度区，每个测量深度区允许接收信号在比接收信号处理器的A/D转换可执行范围更窄的幅度范围内，控制发送驱动器，使得能够与测量深度区相对应地从阵列换能器多次发送超声波束；以及控制接收信号处理器，使得能够基于与相关测量深度区相对应地发送的超声波束，来获取与每个测量深度区相关联的接收数据。

