



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102772224 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 14

(21) 申请号 201210139801. 7

(22) 申请日 2012. 05. 08

(30) 优先权数据

2011-107084 2011. 05. 12 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)

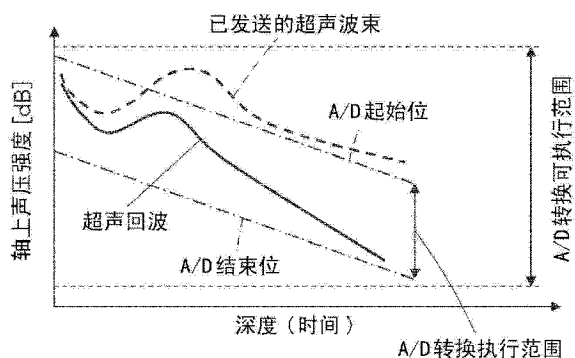
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 3 页

(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

一种超声波诊断装置包括 :接收信号处理器, 用于对从已接收到来自对象的超声回波的换能器阵列所输出的接收信号进行放大, 然后对已放大的接收信号进行 A/D 转换, 以获得接收数据, 所述接收信号处理器具有 A/D 转换可执行范围, 在所述 A/D 转换可执行范围中, 能够对接收信号执行 A/D 转换 ; 以及控制器, 用于控制所述接收信号处理器, 以根据从所述换能器阵列输出的接收信号的幅度, 在所述 A/D 转换可执行范围中, 限制实际执行 A/D 转换的 A/D 转换执行范围。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

换能器阵列;

发送驱动器,用于从所述换能器阵列向对象发送超声波束;

接收信号处理器,用于对从已接收到来自所述对象的超声回波的所述换能器阵列所输出的接收信号进行放大,然后对已放大的接收信号进行 A/D 转换,以获得接收数据,所述接收信号处理器具有 A/D 转换可执行范围,在所述 A/D 转换可执行范围中,能够对接收信号执行 A/D 转换;

图像产生器,用于基于由所述接收信号处理器获得的接收数据来产生超声波图像;以及

控制器,用于控制所述接收信号处理器,以根据从所述换能器阵列输出的接收信号的幅度,在所述 A/D 转换可执行范围中,限制实际执行 A/D 转换的 A/D 转换执行范围。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

其中,所述接收信号处理器包括用于对接收信号进行 A/D 转换的逐次逼近型 A/D 转换器,

所述控制器控制所述 A/D 转换器,以限制所述 A/D 转换执行范围。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器向所述 A/D 转换器指定根据从所述换能器阵列输出的接收信号的幅度而确定的所述 A/D 转换执行范围的起始位。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,随着测量深度的增加,所述控制器逐渐减小所述 A/D 转换执行范围的起始位。

5. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器将所述 A/D 转换执行范围设置为与测量深度无关的给定位宽度。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器将所述 A/D 转换执行范围设置为与测量深度无关的给定位宽度。

7. 根据权利要求 2 至 6 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器根据通过预扫描获得的接收信号的幅度,来确定所述 A/D 转换执行范围。

8. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,

其中,每个 A/D 转换器包括:逐次逼近寄存器、D/A 转换器、比较器、和定时控制电路,所述 D/A 转换器用于将所述逐次逼近寄存器的值转换为模拟信号,所述比较器用于将通过所述 D/A 转换器转换所获得的模拟信号与从所述换能器阵列输出的接收信号中对应的接收信号进行比较,以及所述定时控制电路用于基于所述比较器的比较结果来改变所述逐次逼近寄存器的值,

所述控制器控制所述定时控制电路,以限制所述 A/D 转换执行范围。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,

其中,每个 A/D 转换器包括:逐次逼近寄存器、D/A 转换器、比较器、和定时控制电路,所述 D/A 转换器用于将所述逐次逼近寄存器的值转换为模拟信号,所述比较器用于将通过所述 D/A 转换器转换所获得的模拟信号与从所述换能器阵列输出的接收信号中对应的接收信号进行比较,以及所述定时控制电路用于基于所述比较器的比较结果来改变所述逐次逼近寄存器的值,

所述控制器控制所述定时控制电路,以限制所述 A/D 转换执行范围。

10. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，

其中，每个接收信号处理器包括前置放大器和低通滤波器，所述前置放大器用于对从所述换能器阵列输出的接收信号中对应的接收信号进行放大，以及所述低通滤波器用于从由所述前置放大器放大过的接收信号中对应的接收信号中移除不用于信号检测的高频分量，

每个 A/D 转换器将已由对应的低通滤波器移除了高频分量的接收信号中对应的接收信号转换为数字信号。

11. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，

其中，每个接收信号处理器包括前置放大器和低通滤波器，所述前置放大器用于对从所述换能器阵列输出的接收信号中对应的接收信号进行放大，以及所述低通滤波器用于从由所述前置放大器放大过的接收信号中对应的接收信号中移除不用于信号检测的高频分量，

每个 A/D 转换器将已由对应的低通滤波器移除了高频分量的接收信号中对应的接收信号转换为数字信号。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，

其中，每个接收信号处理器包括前置放大器和低通滤波器，所述前置放大器用于对从所述换能器阵列输出的接收信号中对应的接收信号进行放大，以及所述低通滤波器用于从由所述前置放大器放大过的接收信号中对应的接收信号中移除不用于信号检测的高频分量，

每个 A/D 转换器将已由对应的低通滤波器移除了高频分量的接收信号中对应的接收信号转换为数字信号。

13. 一种超声波图像产生方法，包括以下步骤：

从换能器阵列向对象发送超声波束；

使用具有 A/D 转换可执行范围的接收信号处理器，对从已接收到来自所述对象的超声回波的所述换能器阵列所输出的接收信号进行放大，然后对已放大的接收信号进行 A/D 转换，以获得接收数据，在所述 A/D 转换可执行范围中，能够对接收信号执行 A/D 转换；

基于所获得的接收数据来产生超声波图像；以及

控制所述接收信号处理器，以根据从所述换能器阵列输出的接收信号的幅度，在所述 A/D 转换可执行范围中，限制实际执行 A/D 转换的 A/D 转换执行范围。

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,且更具体地,涉及基于通过由接收信号处理器对接收信号进行放大和 A/D 转换所获取的接收数据来产生超声波图像的超声波诊断装置,该接收信号是从已接收到由对象反射的超声回波的换能器阵列所输出的。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,采用超声波图像的超声波诊断装置已被投入实际使用中。用于医疗用途的典型超声波诊断装置从超声波探头的阵列换能器向对象体内发送超声波束,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 4-232888 A 公开了一种执行接收定焦的超声波诊断系统,在该超声波诊断系统中,将从已接收到超声回波分量的阵列换能器所输出的接收信号分别由前置放大器来放大,并经过 A/D(模/数)转换器的 A/D 转换,以获得数字接收数据,且通过向获得的数字数据给予充足的延迟,将获得的数字数据彼此同相匹配并彼此相加,以执行接收定焦。

[0004] 根据所公开的接收定焦过程,获得声线信号作为良好定焦的超声回波,且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体内相关的断层成像图像信息的 B 模式图像。

发明内容

[0005] 用于对接收信号进行 A/D 转换的 A/D 转换器是种类繁多的。其中,由于其紧凑的电路尺寸,逐次逼近型 A/D 转换器被广泛地使用。

[0006] 逐次逼近型 A/D 转换器对通过将逐次逼近寄存器的值转换为模拟信号所获得的信号与从每个换能器输出的接收信号进行比较,并基于比较结果,逐次改变逐次逼近寄存器的值,重复该比较。

[0007] 具体地,如图 6 所示,当输入给出了开始 A/D 转换的指令的转换开始信号时,从 A/D 转换器的最高有效位 MSB 到最低有效位 LSB,每个时钟脉冲按位改变逐次逼近寄存器的值,且将通过把逐次逼近寄存器的值转换为模拟信号所获得的信号与从每个换能器输出的接收信号进行逐次比较。例如,n-位 A/D 转换器执行 n 次这种比较,直到其完成了一个接收信号的 A/D 转换,花费了随着进行比较的次数而改变的转换时间 T_n 。

[0008] 从而,即使当在接收超声回波时从每个换能器输出的接收信号的幅度仅为 A/D 转换可执行范围的一部分时,在从最高有效位 MSB 到最低有效位 LSB 的所有位上逐次进行比较,也需要多于必要的转换时间和功耗。

[0009] 为了产生超声波图像,在超声波束扫描诊断区域时,换能器阵列的换能器输出海量的接收信号,使得针对一个接收信号的 A/D 转换的转换时间的减少和功耗的节约导致了

在由超声波诊断装置执行图像处理中所需的处理时间和功耗方面的显著减少。

[0010] 本发明的目的是提供超声波诊断装置和超声波图像产生方法,其解决了现有技术的这些问题,并使得更快的图像处理和功耗的降低成为可能。

[0011] 根据本发明的一种超声波诊断装置包括:

[0012] 换能器阵列;

[0013] 发送驱动器,用于从所述换能器阵列向对象发送超声波束;

[0014] 接收信号处理器,用于对从已接收到来自所述对象的超声回波的所述换能器阵列所输出的接收信号进行放大,然后对已放大的接收信号进行 A/D 转换,以获得接收数据,所述接收信号处理器具有 A/D 转换可执行范围,在所述 A/D 转换可执行范围中,能够对接接收信号执行 A/D 转换;

[0015] 图像产生器,用于基于由所述接收信号处理器获得的接收数据来产生超声波图像;以及

[0016] 控制器,用于控制所述接收信号处理器,以根据从所述换能器阵列输出的接收信号的幅度,在所述 A/D 转换可执行范围中,限制实际执行 A/D 转换的 A/D 转换执行范围。

[0017] 根据本发明的一种超声波图像产生方法包括以下步骤:

[0018] 从换能器阵列向对象发送超声波束;

[0019] 使用具有 A/D 转换可执行范围的接收信号处理器,对从已接收到来自所述对象的超声回波的所述换能器阵列所输出的接收信号进行放大,然后对已放大的接收信号进行 A/D 转换,以获得接收数据,在所述 A/D 转换可执行范围中,能够对接接收信号执行 A/D 转换;

[0020] 基于所获得的接收数据来产生超声波图像;以及

[0021] 控制所述接收信号处理器,以根据从所述换能器阵列输出的接收信号的幅度,在所述 A/D 转换可执行范围中,限制实际执行 A/D 转换的 A/D 转换执行范围。

附图说明

[0022] 图 1 是示出了根据本发明的实施例的超声波诊断装置的配置的框图。

[0023] 图 2 是示出了在实施例中使用的接收信号处理器的内部配置的框图。

[0024] 图 3 是示出了在实施例中使用的 A/D 转换器的内部配置的框图。

[0025] 图 4 是示出了在实施例中的 A/D 转换器的操作的定时图。

[0026] 图 5 示出了回波信号和 A/D 转换执行范围之间的关系图。

[0027] 图 6 是示出了传统 A/D 转换器的操作的顶视图。

具体实施方式

[0028] 下面将参照附图来描述本发明的实施例。

[0029] 图 1 示出了根据实施例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 和通过无线通信与超声波探头 1 相连的诊断装置本体 2。

[0030] 超声波探头 1 具有以一维或二维排列的且分别连接到对应的接收信号处理器 4 的多个超声波换能器 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 相连,同时接收信号处理器 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、以及通信控制器 10 与探头控制器 11 相连。

[0031] 每个超声波换能器 3 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 由具有压电体和在压电体的两端上均提供的电极的震动单元构成,用于压电体的材料包括例如: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。

[0032] 如果在上述震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,并从震动单元产生具有脉冲或连续波形的超声波。将从单个震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,每个震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。

[0033] 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用于覆盖对象内的指定组织区域的宽的超声波束,然后向换能器 3 馈送该驱动信号。

[0034] 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 可以让通过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。

[0035] 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。

[0036] 无线通信单元 6 基于串行采样数据对载波进行调制来产生发送信号,并将该发送信号馈送到天线,从而从天线发送无线电波,来发送串行采样数据。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)。

[0037] 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,使得可以在由探头控制器 11 指定的发送用无线电场强度下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。

[0038] 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 的单个组件。

[0039] 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 的单个电路供电。

[0040] 超声波探头 1 可以是外部探头,比如具有线性扫描类型的探头、具有凸面扫描类型的探头、以及具有扇面扫描类型的探头,或用于内窥镜超声波检查的探头,比如径向扫描类型的探头。

[0041] 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、数据存储单元 23、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。

[0042] 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。

[0043] 通信控制器 27 控制无线通信单元 21, 使得可以在由装置本体控制器 28 指定的发送用无线电场强度下执行各种控制信号的发送。

[0044] 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。

[0045] 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 包括调相求和器 31 和图像处理器 32。

[0046] 调相求和器 31 根据由装置本体控制器 28 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。

[0047] 图像处理器 32 基于由调相求和器 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。作为操作单元 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。

[0051] 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 以并联的方式与前置放大器 42 相连。

[0052] 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 使用由增益设置电路 45 设置的适合对象及其诊断部位的增益,对从超声波换能器 3 输出的接收信号进行放大,等等。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 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形式。

[0053] 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。

[0054] 在从超声波换能器 3 输出的接收信号的幅度的变化范围仅是 A/D 转换可执行范围(在该 A/D 转换可执行范围中,接收信号处理器 4 可以进行 A/D 转换)的一部分的情况下,即使根据接收信号的幅度,通过仅使用与接收信号的幅度相对应的 A/D 转换器 44 的所有位中的一些位,将实际用于执行 A/D 转换的 A/D 转换执行范围限制为其一部分,其依然能够进行精确的 A/D 转换。

[0055] 因此根据本实施例,除了给出开始 A/D 转换的指令的转换开始信号之外,接收控制器 9 还向每个接收信号处理器 4 的 A/D 转换器 44 输入用于指定 A/D 起始位的起始位指定信号和用于指定 A/D 结束位的结束位指定信号。A/D 转换器 44 通过将 A/D 转换限制为由接收控制器 9 输入的起始位指定信号和结束位指定信号分别指定的 A/D 起始位和 A/D 结束位所确定的 A/D 转换执行范围,来执行对接收信号的 A/D 转换。

[0056] 每个 A/D 转换器 44 是所谓的逐次逼近型 A/D 转换器,并包括如图 3 所示的逐次逼近寄存器 51、用于将逐次逼近寄存器 51 的值转换为模拟信号的 D/A 转换器 52、以及用于比较通过 D/A 转换器 52 的转换获得的模拟信号和经由低通滤波器 43 输入的接收信号的比较器 53。逐次逼近寄存器 51 连接到定时控制电路 54,定时控制电路 54 用于基于比较器 53 做出的比较结果来改变逐次逼近寄存器 51 的值。

[0057] 在 A/D 转换器 44 中,随着比较器重复对接收信号和通过转换逐次逼近寄存器 51 的值所获得的模拟信号之间的比较,定时控制电路 54 逐次改变逐次逼近寄存器 51 的值。逐次逼近寄存器 51 的值不在其从最高有效位 MSB 到最低有效位 LSB 之间的所有位上改变,而仅在由从接收控制器 9 输入到定时控制电路 54 的起始位指定信号和结束位指定信号所分别指定的 A/D 起始位和 A/D 结束位之间的位上改变。

[0058] 即,如图 4 所示,当向定时控制电路 54 输入转换开始信号时,在从起始位指定信号指定的 A/D 起始位到结束位指定信号指定的 A/D 结束位中,每个时钟脉冲按位改变逐次逼近寄存器 51 的值,因此对通过将逐次逼近寄存器 51 的值转换为模拟信号所获得的信号与接收信号进行逐次比较。

[0059] 从而,假定 A/D 转换器 44 是 n 位 A/D 转换器,且假定从 A/D 起始位到 A/D 结束位有 m 位 ($m < n$),则当在包含从最高有效位 MSB 到最低有效位 LSB 的 n 位在内的整个范围中实现时,完成 A/D 转换将要求与 n 个时钟脉冲相对应的时间,反之根据本实施例,在 m 个时钟脉冲中完成对一个接收信号的 A/D 转换。从而,可以比在包含从最高有效位 MSB 到最低有效位 LSB 的 n 位在内的整个范围中实现 A/D 转换所需的转换时间 T_n 更短的转换时间 T_m 内,完成根据实施例的 A/D 转换,且降低了功耗。

[0060] 接下来,将描述本实施例的操作。

[0061] 首先,在诊断之前,超声波束在预扫描过程中扫描对象。具体地,超声波探头 1 的

超声波换能器 3 向对象发送超声波束, 且将已接收到来自对象的超声回波的超声波换能器 3 输出的接收信号供应给接收信号处理器 4, 以产生采样数据, 将采样数据经由并行 / 串行转换器 13 和无线通信单元 14 无线地发送给诊断装置本体 2。将无线通信单元 21 接收到的采样数据通过串行 / 并行转换器 22 转换为并行数据, 并存储在数据存储单元 23 中。假定每个接收信号处理器 4 的 A/D 转换器 44 执行使用从最高有效位 MSB 到最低有效位 LSB 的所有位的 A/D 转换, 而不限 A/D 转换执行范围。

[0062] 装置本体控制器 28 基于在数据存储单元 23 中存储的采样数据, 识别从对应的超声波换能器 3 输出的每个接收信号的幅度的变化范围, 并基于识别出的接收信号的幅度的变化范围, 确定用于实现对接接收信号的转换的足够的 A/D 转换执行范围。A/D 转换执行范围是由每个接收信号处理器 4 的 A/D 转换器 44 实际实现的 A/D 转换的范围。将 A/D 转换执行范围设置为给定位宽度, 而不管测量深度如何, 且可以通过指定 A/D 起始位和 A/D 结束位来定义该 A/D 转换执行范围。

[0063] 一般而言, 在超声波诊断中, 已发送的超声波束随着其通过对象传播而衰减, 随着深度的增加, 到达该深度的超声波束的强度下降, 如图 5 所示。从对象内的点中反射并返回超声波探头的超声回波也类似地随着其传播而衰减。即, 随着测量深度的增加, 超声回波的强度一般下降。因此, 当接收到超声回波时从每个超声波换能器 3 输出的接收信号的幅度也以与超声回波实质相同的方式, 随着测量深度而变化, 随着测量深度的增加而下降。

[0064] 为了接收随着测量深度如此变化的超声回波, 每个接收信号处理器 4 将 A/D 转换可执行范围 (在 A/D 转换可执行范围中, 接收信号处理器可以执行 A/D 转换) 设置为与包含从要测量的区域中的点返回的超声回波的所有强度在内的强度范围相对应的范围。此外, 根据随着测量深度而改变的超声回波的强度的变化, 来确定 A/D 转换执行范围, 以覆盖具有足够包含每个超声回波的强度在内的强度的宽度, 该每个超声回波随着每个测量深度而变化且随着测量深度的增加而逐渐下降。

[0065] 在图 5 中, 基于超声回波强度, 示出了 A/D 转换可执行范围和 A/D 转换执行范围。

[0066] 从而, 为了指定随着测量深度的增加而下降的 A/D 转换执行范围, 随着测量深度的增加, 逐渐减少 A/D 转换执行范围的 A/D 起始位和 A/D 结束位。

[0067] 从装置本体控制器 28 经由通信控制器 27 和无线通信单元 21 向超声波探头 1 无线发送如此确定的 A/D 转换执行范围的 A/D 起始位和 A/D 结束位, 由无线通信单元 6 接收, 然后经由通信控制器 10 和探头控制器 11 发送到接收控制器 9。

[0068] 当开始超声波检查时, 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, 发送超声波束, 且将从已接收到来自对象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。

[0069] 在每个接收信号处理器 4 中, 接收信号在前置放大器 42 处被放大, 并在低通滤波器 43 处从信号中移除了高频分量之后, 将接收信号输入到 A/D 转换器 44。从接收控制器 9 向 A/D 转换器 44 提供起始位指定信号和结束位指定信号以及转换开始信号, 并在由起始位指定信号和结束位指定信号分别指定的 A/D 起始位和 A/D 结束位所确定的 A/D 转换执行范围中, 执行对接接收信号的 A/D 转换。

[0070] 具体地, 在从 A/D 起始位到 A/D 结束位中, 在每个时钟脉冲处由定时控制电路 54 按位改变逐次逼近寄存器 51 的值, 且将现在已被 D/A 转换器 52 转换为模拟信号的逐次逼

近寄存器 51 的值与对应的接收信号逐次比较,从而实现 A/D 转换。

[0071] 由于在根据接收信号的幅度而限制的 A/D 转换执行范围中,而不是使用 A/D 转换器 44 的从最高有效位 MSB 到最低有效位 LSB 的所有位,来执行该过程中进行的 A/D 转换,因此可以在短的时间段中完成 A/D 转换。

[0072] 由于随着测量深度的增加,而逐渐减小由接收控制器 9 向 A/D 转换器 44 指定的 A/D 转换执行范围的 A/D 起始位和 A/D 结束位,通过跟随随着测量深度而变化的回波信号的幅度,使对接收信号的精确 A/D 转换成为可能。

[0073] 由在每个接收信号处理器 4 中的 A/D 转换器 44 处的这种 A/D 转换来产生采样数据,且在从无线通信单元 6 向诊断装置本体 2 以无线方式发送之前,让该采样数据在并行 / 串行转换器 5 中变为串行。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。此外,从数据存储单元 23 中逐帧读取采样数据,且图像产生器 24 产生图像信号,基于该图像信号,显示控制器 25 使得监视器 26 显示超声波诊断图像。

[0074] 如上所述,由于使用在 A/D 转换可执行范围(在该 A/D 转换可执行范围中,接收信号处理器 4 可以执行 A/D 转换)内的根据接收信号的幅度而限制的 A/D 转换执行范围,来执行 A/D 转换,因此可以实现对每个接收信号的 A/D 转换中的转换时间和功耗的减少,从而使得在整体图像产生处理中的速度增加和功耗减少。

[0075] 在上述实施例中,由向 A/D 转换器 44 指定 A/D 起始位和 A/D 结束位的接收控制器 9 来指定 A/D 转换执行范围,但是可以通过指定 A/D 起始位和给定位宽度来以其他方式指定 A/D 转换执行范围,因为将 A/D 转换执行范围设置为给定位宽度,而不管测量深度如何。类似地,可以通过指定 A/D 结束位和给定位宽度来指定 A/D 转换执行范围。

[0076] 尽管诊断装置本体 2 的装置本体控制器 28 识别出从超声波换能器 3 输出的每个接收信号的幅度的变化,并确定了 A/D 转换器 44 的 A/D 转换执行范围,超声波探头 1 的探头控制器 11 可以例如适于:基于接收信号处理器 4 产生的采样数据,实现对每个接收信号的幅度的变化的识别以及对 A/D 转换器 44 的 A/D 转换执行范围的确定。

[0077] 在上述实施例中,超声波探头 1 和诊断装置本体 2 通过无线通信彼此相连,然而本发明不限于此。还有可能经由连接电缆将超声波探头 1 和诊断装置本体 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 以及诊断装置本体 2 的无线通信单元 21 和通信控制器 27 等等是不必要的。

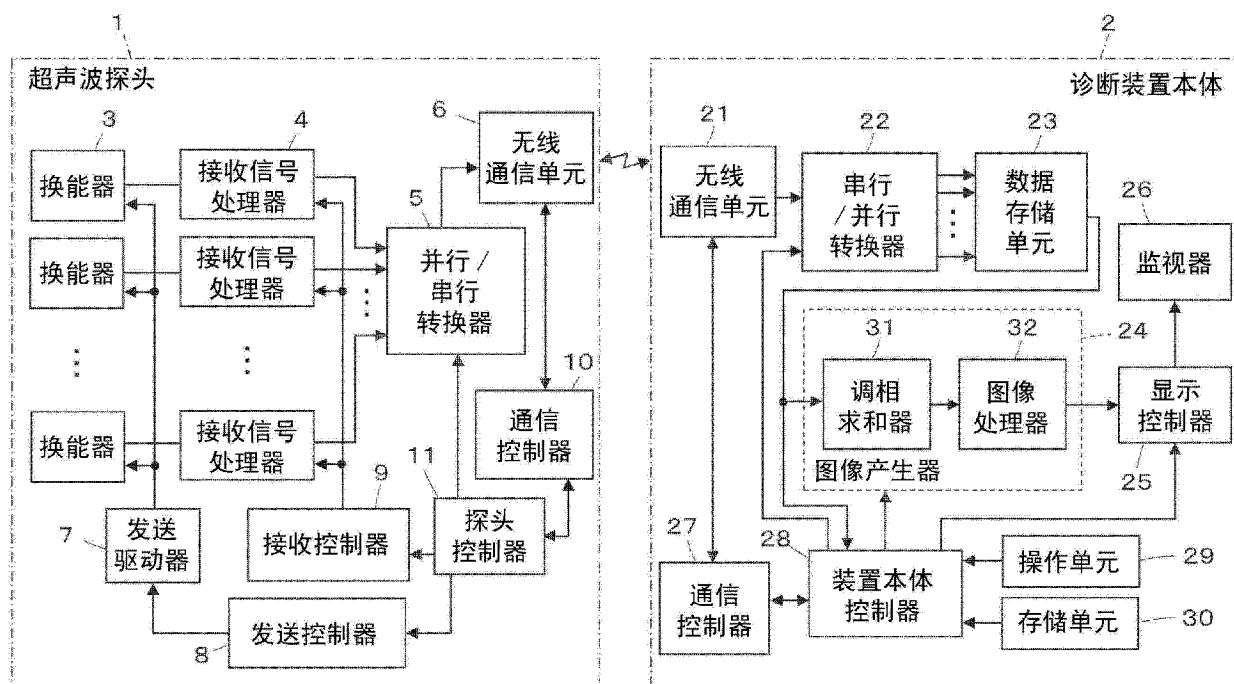


图 1

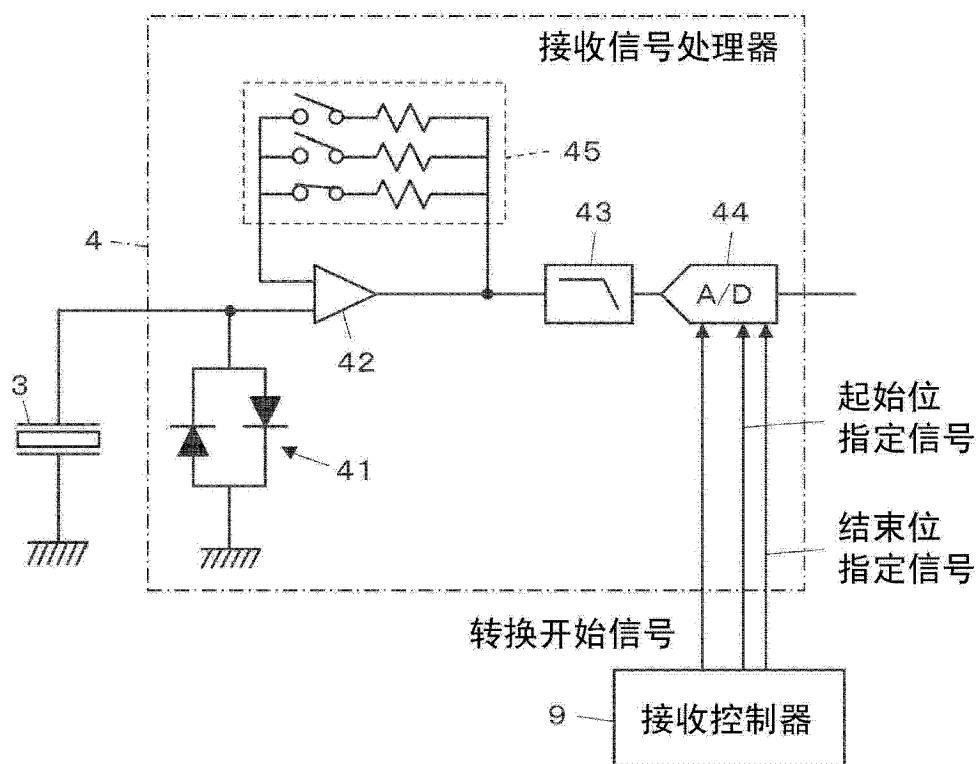


图 2

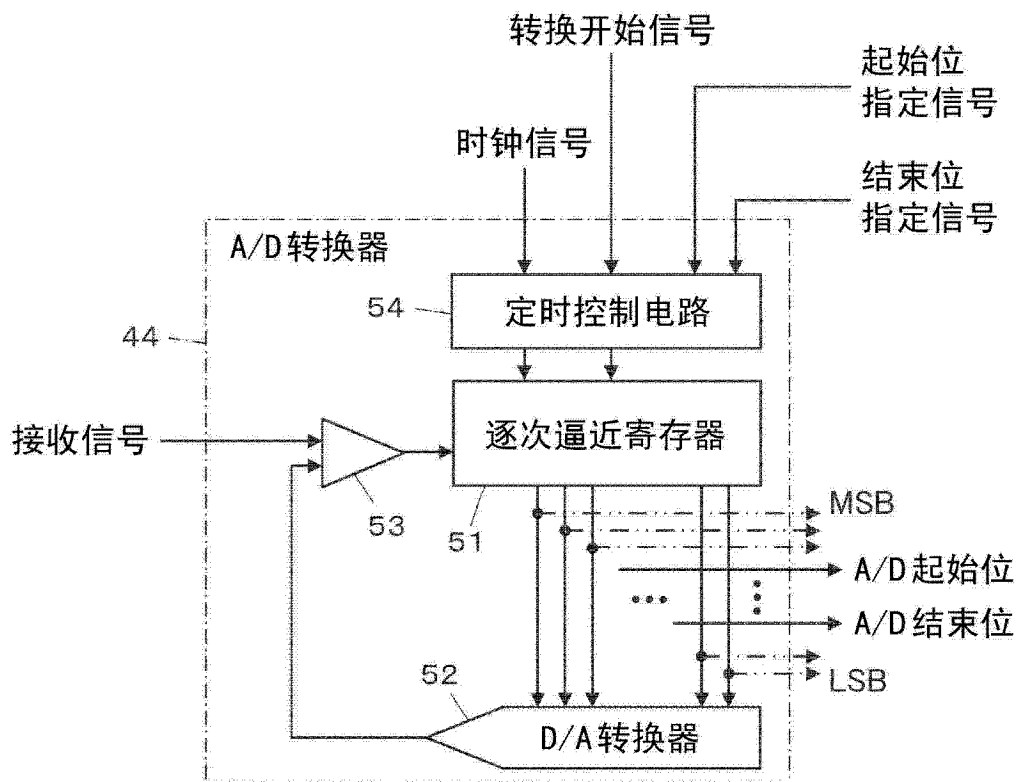


图 3

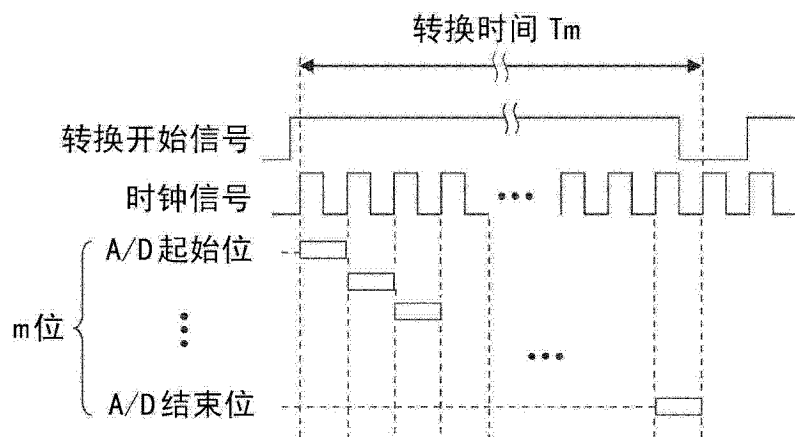


图 4

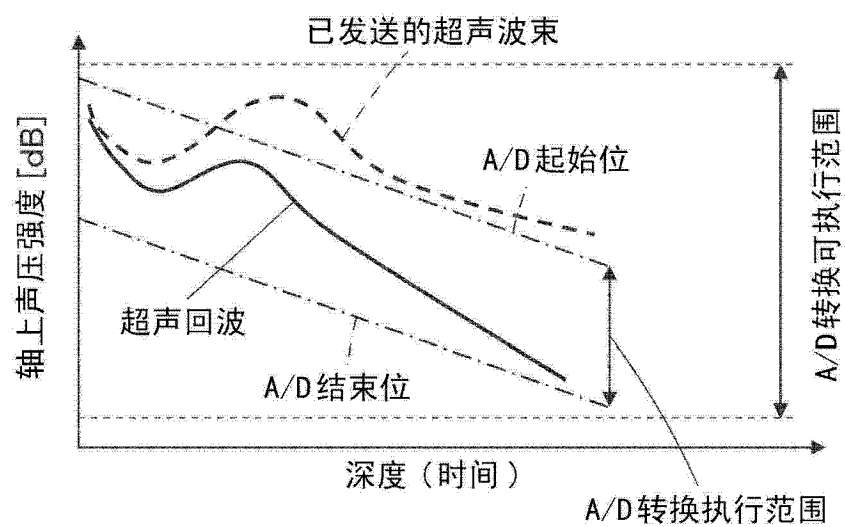


图 5

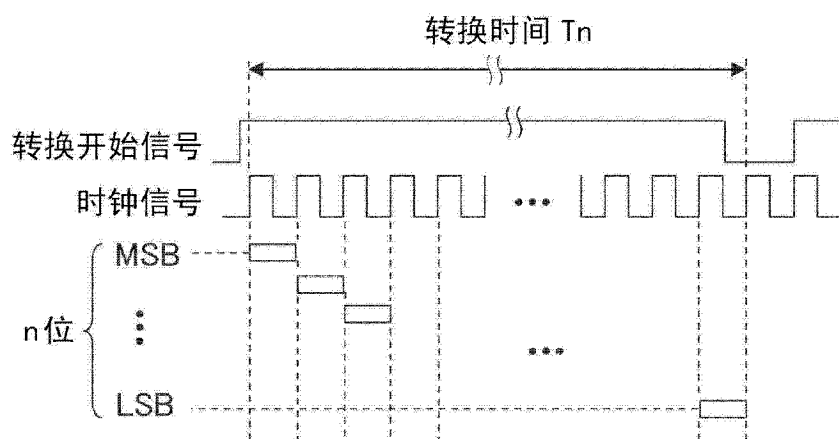


图 6

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	CN102772224A	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN201210139801.7	申请日	2012-05-08
[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	A61B8/14 A61B8/56 A61B8/5207		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011107084 2011-05-12 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置包括：接收信号处理器，用于对从已接收到来自对象的超声回波的换能器阵列所输出的接收信号进行放大，然后对已放大的接收信号进行A/D转换，以获得接收数据，所述接收信号处理器具有A/D转换可执行范围，在所述A/D转换可执行范围中，能够对接收信号执行A/D转换；以及控制器，用于控制所述接收信号处理器，以根据从所述换能器阵列输出的接收信号的幅度，在所述A/D转换可执行范围中，限制实际执行A/D转换的A/D转换执行范围。

