



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102626323 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201210024938. 8

CN 1794479 A, 2006. 06. 28, 说明书第 14 页

(22) 申请日 2012. 01. 31

第 22-25 行, 权利要求 6, 附图 8.

(30) 优先权数据

CN 1856274 A, 2006. 11. 01, 全文.

2011-019630 2011. 02. 01 JP

US 2004/0122321 A1, 2004. 06. 24, 全文.

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

审查员 李伟博

地址 日本国东京都

(72) 发明人 中村贤治 村上浩史

(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)

(56) 对比文件

CN 101427928 A, 2009. 05. 13, 全文.

CN 101541378 A, 2009. 09. 23, 全文.

CN 101858972 A, 2010. 10. 13, 说明书第

[0014]-[0016] 段, 附图 2-3.

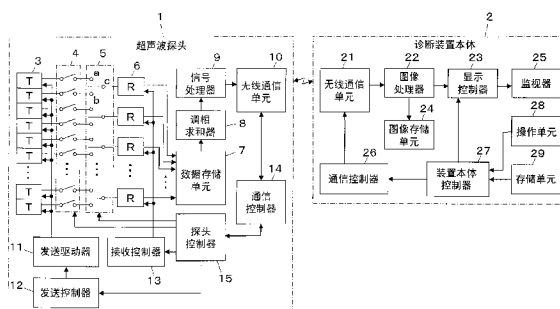
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(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

根据本发明的一种超声波诊断装置包括: 换能器阵列, 用于向对象发送超声波束; 复用器, 用于从所述换能器阵列输出的多个通道的接收信号中顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号, 所述换能器阵列已经从对象接收到超声回波; 多个接收信号处理器, 用于顺序处理所述复用器选择的 N 个通道的接收信号, 以产生接收数据; 波束形成器, 用于对所述多个接收信号处理器顺序产生并具有时间差的接收数据执行波束形成, 以产生声线信号; 以及图像产生单元, 用于基于所述波束形成器产生的声线信号来产生超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

换能器阵列,包括多个超声波换能器,并且向对象发送超声波束并从对象接收超声回波;

发送驱动器,向所述多个超声波换能器提供驱动信号,以从所述换能器阵列向所述对象发送超声波束;

复用器,包括与所述多个超声波换能器相对应的多个输入端,并且从所述换能器阵列输出的多个通道的接收信号中顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号,所述换能器阵列已经从对象接收到超声回波;

接收信号连接部分,包括在所述换能器阵列的所述多个超声波换能器与所述复用器的多个输入端之间连接和断开的多个开关;

控制器,控制所述发送驱动器、所述复用器和所述接收信号连接部分,以断开所述接收信号连接部分的多个开关,从而根据从所述发送驱动器提供的驱动信号从所述换能器阵列发送超声波束,并在此后接通所述接收信号连接部分的多个开关,从而由复用器顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号;

多个接收信号处理器,用于顺序采样所述复用器选择的 N 个通道的接收信号,以产生接收数据;

波束形成器,用于计算所述多个接收信号处理器顺序产生并具有时间差的每个通道的接收数据之间的时间插值,并使用所计算的时间插值在消除了接收数据之间的时间差后对接收数据执行波束形成,来产生声线信号;以及

图像产生单元,用于基于所述波束形成器产生的声线信号来产生超声波图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,在相应接收信号处理器顺序产生的 N 个通道的接收数据中,波束形成器计算基本通道的接收数据以外的接收数据之间的时间插值,并使用所计算的时间插值和基本通道的接收数据来执行波束形成。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,波束形成器计算相应接收信号处理器顺序产生的 N 个通道的所有接收数据之间的时间插值,并使用所计算的时间插值来执行波束形成。

4. 一种超声波图像产生方法,包括以下步骤:

通过在换能器阵列的多个超声波换能器和复用器的与所述多个超声波换能器相对应的多个输入端之间断开的状态下向换能器阵列中包括的多个超声波换能器提供驱动信号,从换能器阵列向对象发送超声波束;

在所述换能器阵列的多个超声波换能器和复用器的所述多个输入端之间连接,以从所述换能器阵列输出的多个通道的接收信号中顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号,所述换能器阵列已经从对象接收到超声回波;

通过顺序采样所选择的 N 个通道的接收信号来产生接收数据;

计算顺序产生并具有时间差的每个通道的接收数据之间的时间插值;

使用所计算的时间插值在消除了接收数据之间的时间差后对接收数据执行波束形成,以产生声线信号;以及

基于所产生的声线信号来产生超声波图像。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波图像产生方法,其中,在顺序产生的 N 个通道的接收数

据中,计算基本通道的接收数据以外的接收数据之间的时间插值。

6. 根据权利要求4所述的超声波图像产生方法,其中,计算顺序产生的N个通道的所有接收数据之间的时间插值,并使用所计算的插值来执行波束形成。

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,具体地,涉及利用基于通过从超声波探头的换能器阵列发送和接收超声波而产生的超声波图像来给出诊断的超声波诊断装置,从而降低电能消耗。

背景技术

[0002] 传统上,在医疗领域采用使用超声波图像的超声波诊断装置。一般而言,这种超声波诊断装置包括:装配有内置换能器阵列的超声波探头;以及连接至超声波探头的装置本体。超声波探头向对象发送超声波,并从对象接收超声回波。然后,在装置本体中对接收信号进行电处理,以产生超声波图像。

[0003] 近年来,已经开发出可以携带至病床或运送至急救点的便携式超声波诊断装置。这种超声波诊断装置使用电池供电,因此设备的功耗对其连续使用时长有很大影响。由于设备内部产生的热量随功耗而增加,需要增大设备尺寸作为散热的措施,这降低了便携性的益处。

[0004] 具体地,在无线连接至装置本体的无线探头中,由于用于从换能器发送超声波和接收超声回波的发送和接收电路需要容纳在紧凑的探头中,在这些电路中需要大幅降低功耗。

[0005] 安装的发送和接收电路的数目的减少将相应地节约功耗,但是当同时孔径的数目也随发送和接收电路的数目而减少时,不再获得高质量图像。

[0006] JP 2000-139912A 描述了一种超声波诊断装置,其中,为了即使在进行小角度偏转时仍实现宽孔径的信号接收,将来自多个相邻换能器的信号不公平地相加,以减少接收信号的数目,然后由波束形成器进行数字转换和调相延迟相加。

发明内容

[0007] 然而,JP2000-139912A 中描述的设备仍需要与减少的接收信号数目相对应数目的信号处理器,使其难以节约探头中的功耗。

[0008] 本发明的目的是提供一种超声波诊断装置和超声波图像产生方法,在获得高质量图像的同时实现功耗节约。

[0009] 根据本发明的一种超声波诊断装置包括:

[0010] 换能器阵列,用于向对象发送超声波束并从对象接收超声回波;

[0011] 复用器,用于从所述换能器阵列输出的多个通道的接收信号中顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号,所述换能器阵列已经从对象接收到超声回波;

[0012] 多个接收信号处理器,用于顺序处理所述复用器选择的 N 个通道的接收信号,以产生接收数据;

[0013] 波束形成器,用于对所述多个接收信号处理器顺序产生并具有时间差的接收数据执行波束形成,以产生声线信号;以及

- [0014] 图像产生单元,用于基于所述波束形成器产生的声线信号来产生超声波图像。
- [0015] 根据本发明的一种超声波诊断方法,包括以下步骤:
- [0016] 从换能器阵列向对象发送超声波束;
- [0017] 从所述换能器阵列输出的多个通道的接收信号中顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号,所述换能器阵列已经从对象接收到超声回波;
- [0018] 通过顺序处理所选择的 N 个通道的接收信号来产生接收数据;
- [0019] 对顺序产生并具有时间差的接收数据执行波束形成,以产生声线信号;以及
- [0020] 基于所产生的声线信号来产生超声波图像。

附图说明

- [0021] 图 1 是示意了根据本发明实施例 1 的超声波诊断装置的配置的框图。
- [0022] 图 2 是示意了实施例 1 中如何执行信号处理的定时图。
- [0023] 图 3 是示意了实施例 2 中如何执行信号处理的定时图。
- [0024] 图 4 是示意了在根据实施例 3 的超声波诊断装置中使用的超声波探头的配置的框图。
- [0025] 图 5 是示意了实施例 3 中如何执行信号处理的定时图。

具体实施方式

- [0026] 以下基于附图来描述本发明的实施例。

[0027] 实施例 1

[0028] 图 1 示意了根据本发明实施例 1 的超声波诊断装置的配置。超声波诊断装置包括超声波探头 1 和经由无线通信连接至超声波探头 1 的诊断装置本体 2。

[0029] 超声波探头 1 包括多个超声波换能器 3,所述多个超声波换能器 3 构成一维或二维换能器阵列的多个通道,并且多个接收信号处理器 6 经由接收信号连接部分 4 和复用器 5 连接至换能器 3。数据存储单元 7 连接至接收信号处理器 6,无线通信单元 10 依次经由调相和器 8 和信号处理器 9 连接至数据存储单元 7。此外,发送控制器 12 经由发送驱动器 11 连接至换能器 3,接收控制器 13 连接至接收信号处理器 6,通信控制器 14 连接至无线通信单元 10。此外,探头控制器 15 连接至发送控制器 12、接收控制器 13 和通信控制器 14。

[0030] 换能器 3 分别根据从发送驱动器 11 提供的驱动信号来发送超声波,并从对象接收超声回波,以输出接收信号。每个换能器 3 由振荡器构成,振荡器包括例如由以 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷或以 PVDF(聚偏氟乙烯)为代表的压电聚合物制成的压电体和设置在压电体的每一端的电极。

[0031] 当向每个振荡器的电极提供脉冲电压或连续波电压时,压电体扩张和收缩,以使振荡器产生脉冲或连续超声波。这些超声波被组合形成超声波束。在接收到传播的超声波时,每个振荡器的压电体扩张和收缩,以产生电信号,然后输出该电信号作为超声波接收信号。

[0032] 发送驱动器 11 包括例如多个脉冲器,并基于发送控制器 12 选择的发送延迟模式来调整相应换能器 3 的驱动信号的延迟量,使得从换能器 3 发送的超声波形成覆盖要诊断的对象的组织区域的宽超声波束,并向换能器 3 提供调整后的驱动信号。

[0033] 接收信号连接部分 4 包括在换能器 3 与复用器 5 的对应输入端之间连接和断开的多个开关。根据探头控制器 15 的指令,接收信号连接部分 4 在超声波发送期间断开,在超声波接收期间接通,以将换能器 3 连接至复用器 5 的对应输入端。

[0034] 复用器 5 是 2:1 复用器,针对一对输入端 a 和 b 具有一个输出端 c,并根据来自探头控制器 15 的指令,以预定采样周期 T_s 交替将输入端 a 和 b 连接至输出端 c。

[0035] 具体地,在多个通道的接收信号中,经由在超声波接收期间接通的接收信号连接部分 4 的每个开关,以预定采样周期 T_s ,将来自彼此相邻的两个换能器 3 的两个通道的接收信号交替连接至相应的接收信号处理器 6。

[0036] 在接收控制器 13 的控制下,每个接收信号处理器 6 对从经由接收信号连接部分 4 和复用器 5 连接的换能器 3 输出的接收信号进行正交检测或正交采样,以产生复基带信号,并对复基带信号进行采样以产生包含关于组织区域的信息的接收数据。接收信号处理器 6 可以对通过对复基带信号进行采样而获得的数据执行高效编码数据压缩,以产生接收数据。

[0037] 数据存储单元 7 例如由存储器来配置,并存储接收信号处理器 6 所产生的至少一帧接收数据。

[0038] 调相求和器 8 构成本发明的波束形成器,根据控制器 15 设置的接收方向,从多个先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,在由接收数据表示的多个复基带信号中提供相应延迟,并将其相加,从而对接收信号处理器 6 所产生的其间具有时间差的接收数据执行波束形成。所述波束形成产生基带信号(声线信号),其中,使得超声回波的焦点会聚。

[0039] 信号处理器 9 对调相求和器 8 产生的声线信号的衰减进行校正,所述衰减取决于根据超声波反射位置的深度的距离,然后将声线信号转换为与普通电视信号扫描模式兼容的图像信号(光栅转换),以产生关于对象内的组织的 B 模式图像信号、断层图像信息。

[0040] 无线通信单元 10 基于信号处理器 9 产生的 B 模式图像信号来执行载波调制,以产生发送信号,并向天线提供发送信号,使得天线发送无线电波,以实现 B 模式图像信号的发送。这里可以采用的调制方法包括 ASK(幅移键控)、PSK(相移键控)、QPSK(正交相移键控)和 16QAM(16 正交幅度调制)。

[0041] 无线通信单元 10 通过与诊断装置本体 2 的无线通信,向诊断装置本体 2 发送 B 模式图像信号,从诊断装置本体 2 接收各种控制信号,并向通信控制器 14 输出接收的控制信号。通信控制器 14 控制无线通信单元 10,使得以探头控制器 15 设置的发送波强度来发送 B 模式图像信号,并将无线通信单元 10 接收的各种控制信号输出至探头控制器 15。

[0042] 探头控制器 15 根据从诊断装置本体 2 发送的控制信号,控制超声波探头 1 中的各个组件。

[0043] 超声波探头 1 具有内置电池(未示出),向超声波探头 1 内的电路供应电能。

[0044] 超声波探头 1 可以是外部型探头,如线性扫描型、凸面扫描型和扇形扫描型,或者是例如用于超声波内窥镜的径向扫描型。

[0045] 另一方面,诊断装置本体 2 包括连接至图像处理器 22 的无线通信单元 21。显示控制器 23 和图像存储单元 24 连接至图像处理器 22,监视器 25 连接至显示控制器 23。此外,通信控制器 26 连接至无线通信单元 21,装置本体控制器 27 连接至显示控制器 23 和通

信控制器 26。此外,用于操作者执行输入操作的操作单元 28,用于存储例如操作程序的存储单元 29 连接至装置本体控制器 27。

[0046] 无线通信单元 21 通过与超声波探头 1 的无线通信,向超声波探头 1 发送各种控制信号。无线通信单元 21 对通过天线接收的信号进行解调,以输出 B 模式图像信号。

[0047] 通信控制器 26 控制无线通信单元 21,使得以装置本体控制器 27 设置的发送无线电波强度来发送各种控制信号。

[0048] 图像处理器 22 对从通信控制器 26 输入的 B 模式图像信号执行各种所需处理,包括渐变(gradation)处理,并向显示控制器 23 输出 B 模式图像信号,或将 B 模式图像信号存储在图像存储单元 24 中。

[0049] 显示控制器 23 使监视器 25 根据图像处理器 22 处理的 B 模式图像信号来显示超声波诊断图像。监视器 25 包括显示设备(例如 LCD),并且在显示控制器 23 的控制下显示超声波诊断图像。

[0050] 在这种诊断装置本体 2 中,图像处理器 22、显示控制器 23、通信控制器 26 和装置本体控制器 27 由 CPU 和用于使 CPU 执行各种处理的操作程序构成,但是它们可以由数字电路构成。上述操作程序存储在存储单元 29 中。存储单元 29 可以由记录介质(如硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡、USB 存储器或服务器)形成。

[0051] 接下来描述实施例 1 的操作。

[0052] 在开始超声波诊断时,探头控制器 15 首先断开接收信号连接部分 4 的开关,在这种状态下,构成换能器阵列的多个换能器 3 根据从超声波探头 1 的发送驱动器 1 提供的驱动信号来发送超声波。

[0053] 在终止从换能器 3 发送超声波时,探头控制器 15 立即接通接收信号连接部分 4 的开关,将换能器 3 连接至复用器 5 的对应输入端。此时,复用器 5 根据探头控制器 15 的指令,以预定采样周期 T_s ,将输入端 a 和 b 交替连接至一个输出端 c。相应地,来自通道连接至复用器 5 的输入端 a 的一个换能器 3 的接收信号被提供至一个接收信号处理器 6,以产生接收数据 A,然后,来自通道连接至复用器 5 的输入端 b 的相邻换能器 3 的接收信号被提供至接收信号处理器 6,以产生接收数据 B。即,每个接收信号处理器 6 交替产生接收数据 A 和接收数据 B,并依次存储在数据存储单元 7 中。

[0054] 例如,如图 2 所示,在时刻 t_1 ,一个接收信号处理器 6 对来自通道连接至复用器 5 的输入端 a 的一个换能器 3 的接收信号进行采样,以产生第一接收数据 A_1 。在从时刻 t_1 起过去给定采样周期 T_s 之后的时刻 t_2 ,接收信号处理器 6 对来自通道连接至复用器 5 的输入端 b 的相邻换能器 3 的接收信号进行采样,以产生第一接收数据 B_1' 。类似地,在从时刻 t_2 起过去给定采样周期 T_s 之后的时刻 t_3 ,接收信号处理器 6 对来自通道连接至复用器 5 的输入端 a 的一个换能器 3 的接收信号进行采样,以产生第二接收数据 A_2 。

[0055] 因此,一个接收信号处理器 6 交替处理来自两个通道的换能器 3 的接收信号。

[0056] 基于来自通道连接至复用器 5 的输入端 b 的相邻换能器 3 的接收信号的接收数据附加以“'”来标记,如“ B_1' ”,以便于表示这些信号是在比基于来自通道连接至输入端 a 的一个换能器 3 的接收信号的接收数据晚给定采样周期 T_s 的定时处采样的数据。

[0057] 因此,将以给定采样周期 T_s 的间隔产生的接收数据 A_1 、 B_1' 、 A_2 、 B_2' 、 A_3 、 B_3' ……存储在数据存储单元 7 中。

[0058] 调相求和器 8 首先在接收数据 A1、A2、A3……与接收数据 B1'、B2'、B3' ……之间进行时间调整,以消除接收数据 A1、A2、A3……与接收数据 B1'、B2'、B3' ……之间的时间差,所述接收数据 A1、A2、A3……基于来自通道连接至复用器 5 的输入端 a 的一个换能器 3 的接收信号,所述接收数据 B1'、B2'、B3' ……基于来自通道连接至复用器 5 的输入端 b 的相邻换能器 3 的接收信号。

[0059] 例如,在连接至复用器 5 的输入端 a 和 b 的两个通道中,令连接至输入端 a 的通道为基本通道。然后,由于每两个周期 ($2 \cdot T_s$) 对该基本通道的接收数据 A1、A2、A3……采样一次,这些数据作为两个周期 ($2 \cdot T_s$) 的数据来处理,以形成时间调整的接收数据 A。

[0060] 另一方面,对于在不同于基本通道的通道(即连接至复用器 5 的输入端 b 的通道)中的接收数据 B,例如,接收数据 B1' 是通过在比基本通道的接收数据 A2 早一个采样周期 T_s 的定时处进行采样而获得的数据,接收数据 B2' 是通过在比基本通道的接收数据 A2 晚一个采样周期 T_s 的定时处进行采样而获得的数据。因此,计算接收数据 B1' 与 B2' 之间的时间 2 点插值 $(B1' + B2')/2$,并将所计算的值作为在与接收数据 A2 相同的定时采样的 2 周期 ($2 \cdot T_s$) 的数据。类似地,分别计算可以视为在与接收数据 A3、A4、A5……相同的定时采样的数据的 2 点插值 $(B2' + B3')/2$ 、 $(B3' + B4')/2$ 、 $(B4' + B5')/2$,以获得时间调整的接收数据 B。

[0061] 随后,调相求和器 8 将接收数据 A 和接收数据 B 相加,使得其间的延迟对应于探头控制器 15 设置的接收方向。图 2 示意了例如接收数据 B 延迟 2 个周期 ($2 \cdot T_s$) 并与接收数据 A 相加的结果。

[0062] 同样,每个接收信号处理器 6 交替处理来自彼此相邻的两个换能器 3 的接收信号,直到处理了来自换能器 3 的所有接收信号,从而调相求和器 8 执行波束形成,以产生声线信号。

[0063] 然后,基于调相求和器 8 产生的声线信号,信号处理器 9 产生 B 模式信号并经由无线通信单元 10 将其无线发送至诊断装置本体 2。图像处理器 22 对无线通信单元 21 接收的 B 模式图像信号进行图像处理(包括渐变处理),基于该处理后的 B 模式图像数据,显示控制器 23 将超声波诊断图像显示在监视器 25 上。

[0064] 由于实施例 1 具有使得使用 2:1 复用器 5 由一个接收信号处理器 6 处理来自两个换能器 3 的接收信号的配置,因此,与换能器 3 的通道数目相比,仅需要安装一半数目的接收信号处理器 6。因此,可以获得高质量图像,同时显著节约功耗。

[0065] 采样周期 T_s 可以是适当选择的采样周期。然而,由于利用一个接收信号处理器 6 来处理来自两个换能器 3 的接收信号,复用器 5 所需的操作频率是通过调相相加形成数据的频率的两倍。例如,为了获得通过 40MHz 频率的调相相加形成的数据,复用器 5 可以操作在 80MHz 的频率,因此采样周期 T_s 可以是 1.25ns。

[0066] 可以使用 N:1 ($N \geq 3$) 复用器取代 2:1 复用器 5 来顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号,使得一个接收信号处理器可以顺序处理 N 个通道的接收信号,以产生接收数据。在这种情况下,在 N 个通道的接收信号中,可以对不同于基本通道的 (N-1) 个通道的接收信号进行时间插值,以进行时间调整。

[0067] 实施例 2

[0068] 尽管在实施例 1 中,在相应接收信号处理器 6 产生的接收数据 A 和接收数据 B 中,

仅对接收数据 B 执行 2 点插值以进行时间调整,但是可以通过对两个通道的接收数据(接收数据 A 和 B) 执行 2 点插值来进行时间调整。

[0069] 如图 3 所示,由于每两个周期 ($2 \cdot T_s$) 对接收数据 A1、A2、A3……采样一次,因此通过对接收数据 A1、A2、A3……顺序执行 2 点插值来形成每个采样周期 T_s 的接收数据 A;类似地,通过对每两个周期 ($2 \cdot T_s$) 采样一次的接收数据 B1'、B2'、B3' ……顺序执行 2 点插值来形成每个采样周期 T_s 的接收数据 B。

[0070] 随后,将接收数据 A 和接收数据 B 相加,使得其间的延迟对应于探头控制器 15 设置的接收方向。图 3 示意了例如接收数据 B 延迟 2 个周期 ($2 \cdot T_s$) 并与接收数据 A 相加的结果。

[0071] 上述过程形成每个采样周期 T_s 的接收数据 A 和 B,从而实现了所需接收信号处理器 6 的数目的减少,使得可以获得具有仍然较高图像质量的图像,同时节约了功耗。

[0072] 此外,根据实施例 2,可以使用 $N:1$ ($N \geq 3$) 复用器以取代 2:1 复用器 5 来顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号,使得一个接收信号处理器可以顺序处理 N 个通道的接收信号,以产生接收数据。在这种情况下,可以对所有 N 个通道的接收信号进行时间插值,以进行时间调整。

[0073] 实施例 3

[0074] 图 4 示意了在根据实施例 3 的超声波诊断装置中使用的超声波探头 31 的内部结构。与图 1 所示的超声波探头 1 相比,超声波探头 31 具有在复用器 5 的成对端子 a 和 b 中的每个输入端 a 与接收信号连接部分 4 的对应开关之间插入的延迟电路 16。其他组件与根据实施例 1 的超声波探头 1 的组件相同。

[0075] 延迟电路 16 具有与采样周期 T_s 相同长度的延迟时间 T_d ,并且相对于来自通道连接至输入端 b 的换能器 3 的接收信号,将来自通道连接至复用器 5 的输入端 a 的换能器 3 的接收信号延迟延迟时间 T_d 。

[0076] 根据实施例 3,在连接至复用器的输入端 a 和 b 的两个通道中,连接至输入端 b 的通道是基本通道,相对于基本通道的接收信号,将不同于基本通道的通道(即连接至复用器 5 的输入端 a 的通道)的接收数据延迟延迟时间 T_d 。

[0077] 复用器 5 操作为:相对于不同于基本通道的通道中的接收数据 A,以与采样周期 T_s 相对应的延迟来对基本通道中的接收数据 B 进行采样。因此,通过对应的延迟电路 16,相对于基本通道,将另一通道的接收信号延迟具有与采样周期 T_s 相同长度的延迟时间 T_d ,可以获得接收数据 A 和 B,该接收数据 A 和 B 与相对于彼此的通道在相同定时采样的接收数据相同。

[0078] 因此,如图 5 所示,调相求和器 8 进行时间调整,使得接收数据 A 和 B 分别针对 2 个周期 ($2 \cdot T_s$) 并具有彼此相同的定时,随后将接收数据 A 和接收数据 B 相加,使得其间的延迟对应于探头控制器 15 设置的接收方向。图 5 示意了例如接收数据 B 延迟 2 个周期 ($2 \cdot T_s$) 并与接收数据 A 相加的结果。

[0079] 上述过程减少所需接收信号处理器 6 的数目,使得可以获得具有仍然较高图像质量的图像,同时节约了功耗,而不进行实施例 1 和 2 中所需的插值过程。

[0080] 此外,在实施例 3 中,可以使用 $N:1$ ($N \geq 3$) 复用器以取代 2:1 复用器 5 来顺序选择每 N 个通道的接收信号中的一个通道的接收信号,使得一个接收信号处理器可以顺序处

理 N 个通道的接收信号,以产生接收数据。在这种情况下,在 N 个通道的接收信号中,可以将不同于基本通道的 (N-1) 个通道的接收信号分别延迟与其相应通道相对应的延迟时间,以消除接收信号之间的时间差。

[0081] 尽管在实施例 1 至 3 中,超声波探头 1 或 31 与诊断装置本体 2 通过无线通信彼此连接,但是本发明不限于此。超声波探头 1 或 31 可以经由连接线缆连接至诊断装置本体 2。这种配置不需要提供超声波探头 1 或 31 的无线通信单元 10 和通信控制器 14、诊断装置本体 2 的无线通信单元 21 和通信控制器 26 等等。

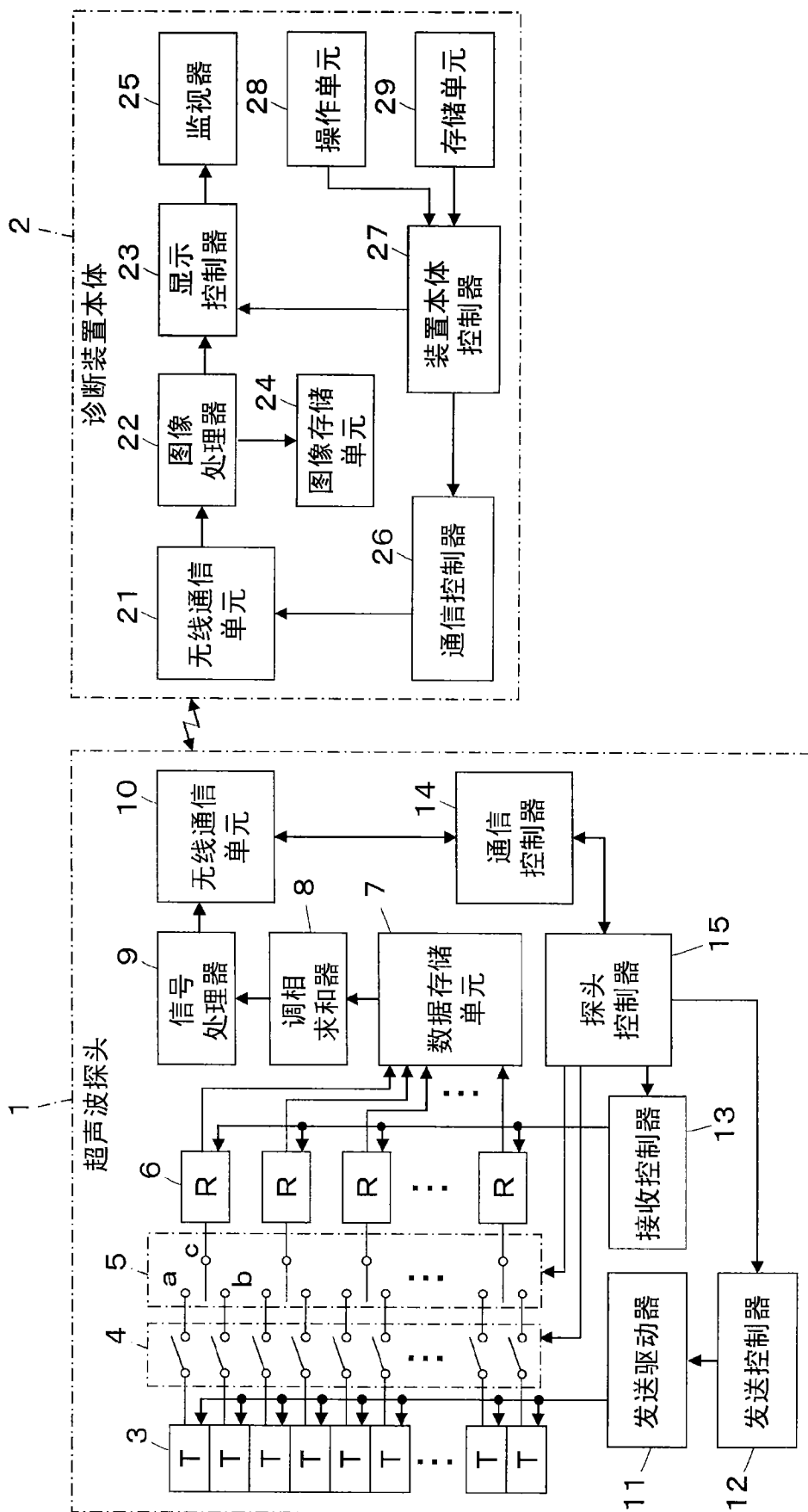


图 1

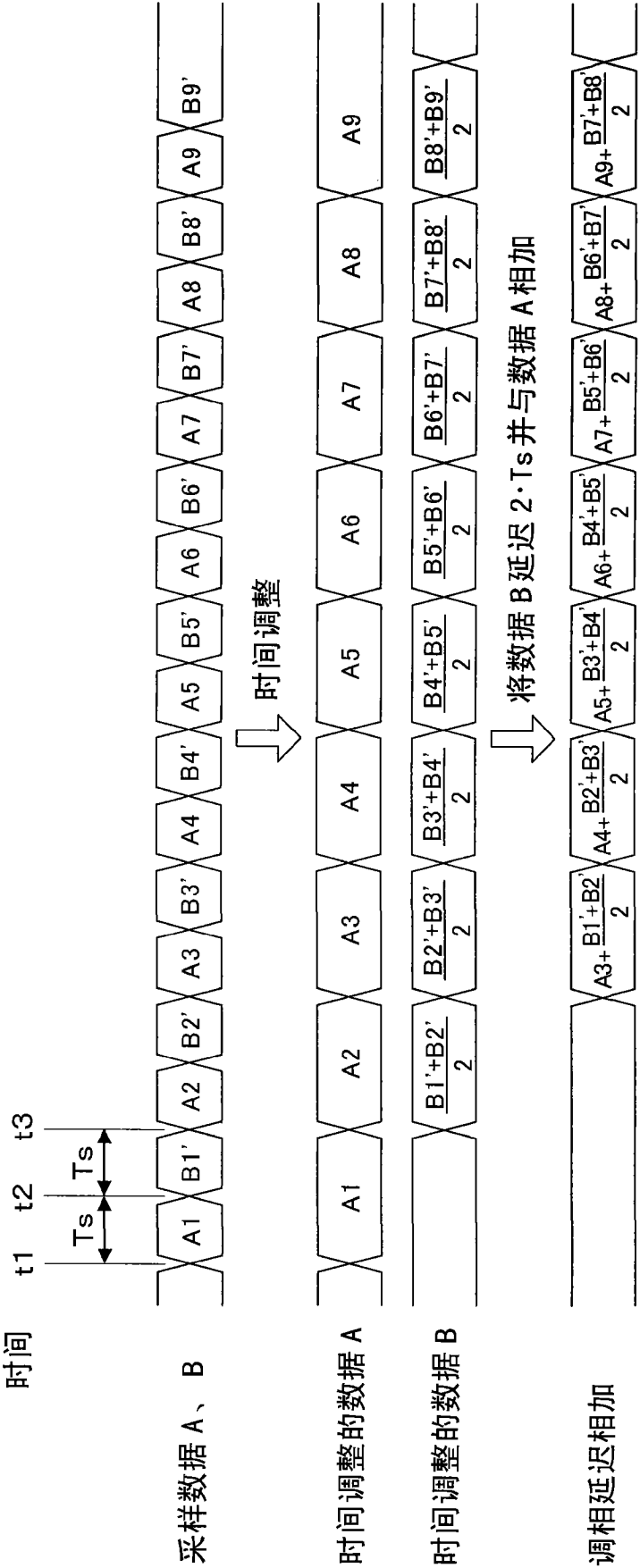


图 2

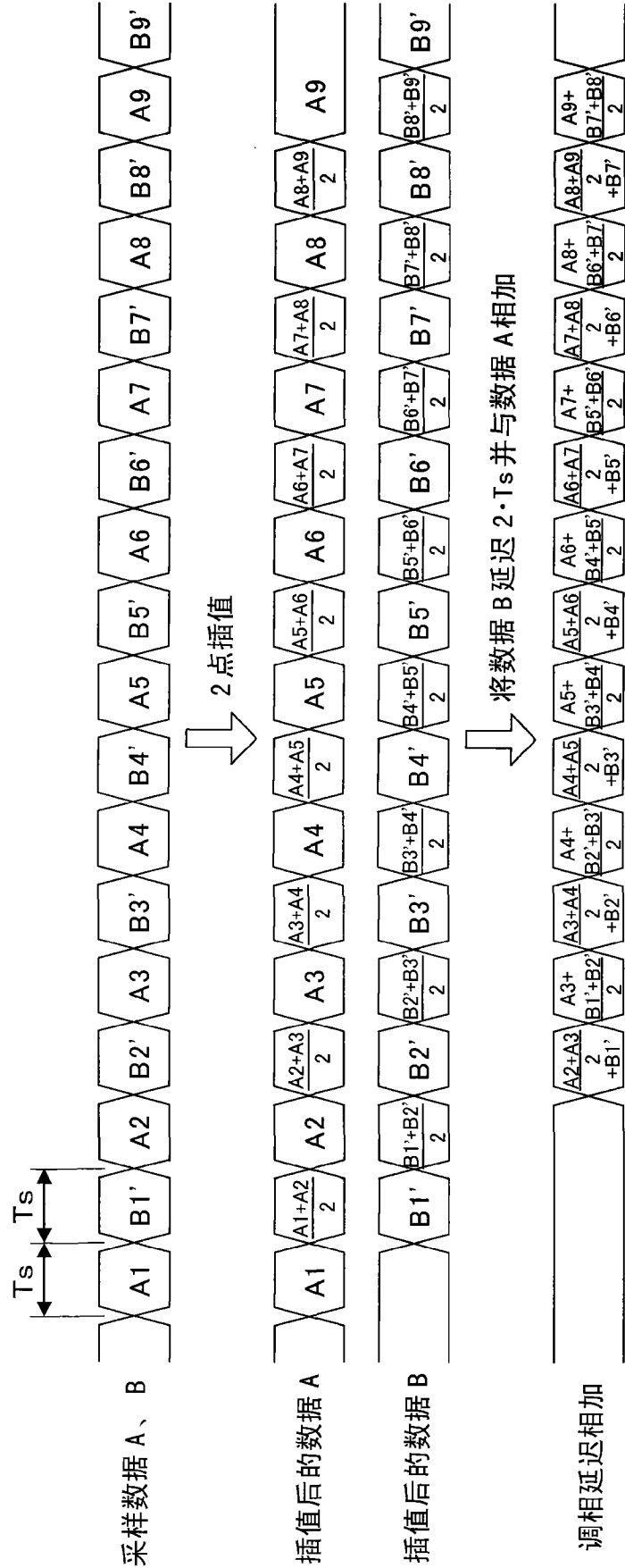


图 3

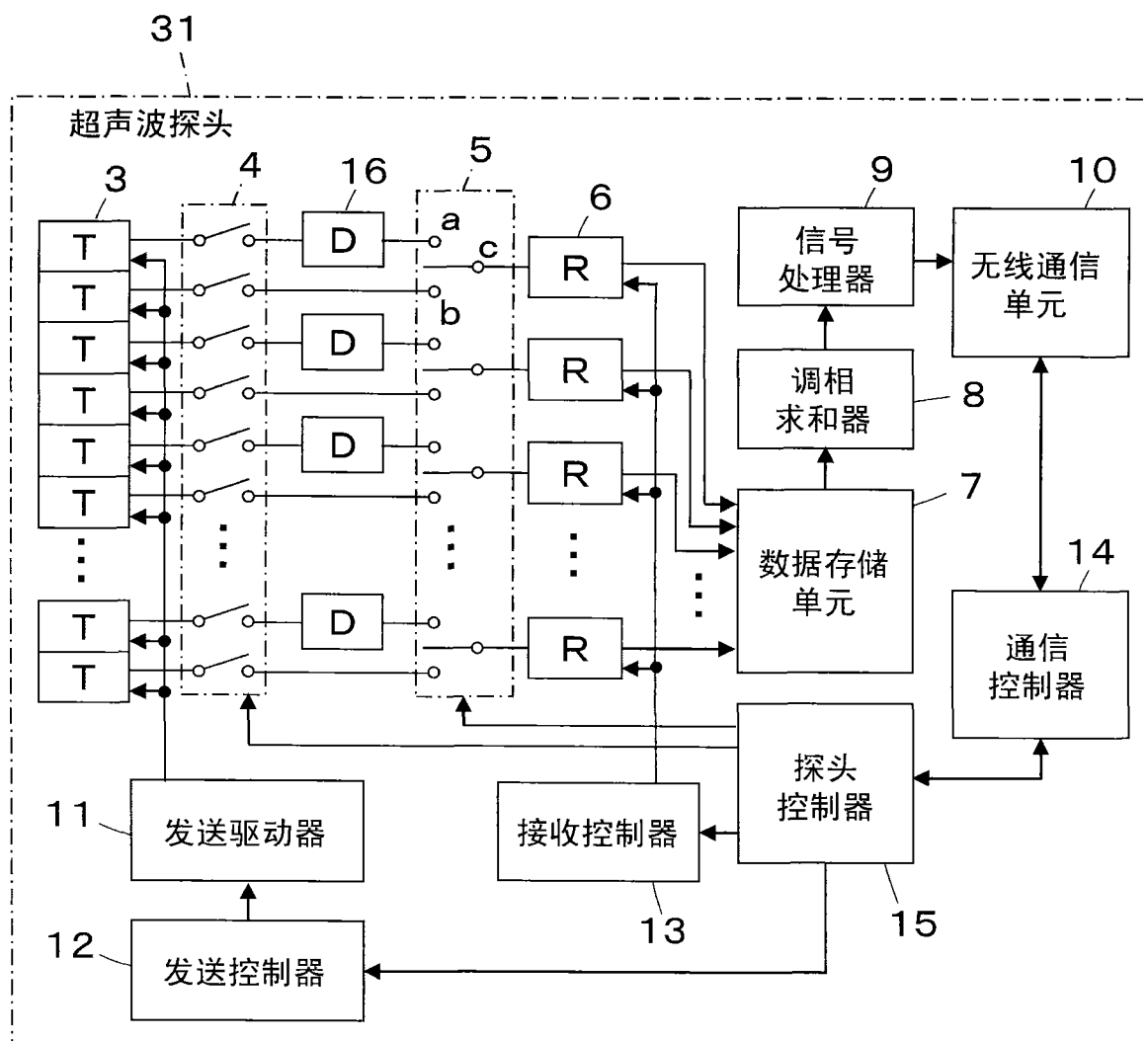


图 4

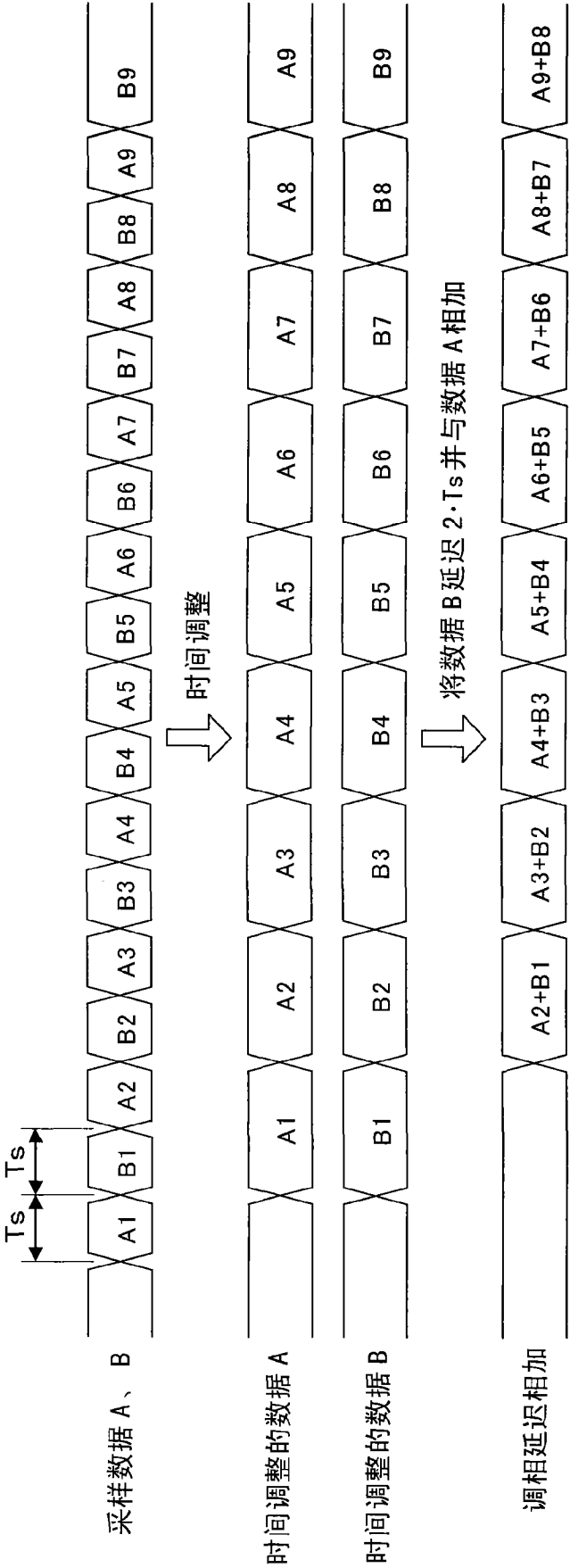


图 5

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	CN102626323B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201210024938.8	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	中村贤治 村上浩史		
发明人	中村贤治 村上浩史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52096 A61B8/14 A61B8/4472 A61B8/4483 A61B8/54 G01S7/003 G01S7/52025 G01S7/5208 G01S15/8915		
审查员(译)	李伟博		
优先权	2011019630 2011-02-01 JP		
其他公开文献	CN102626323A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本发明的一种超声波诊断装置包括：换能器阵列，用于向对象发送超声波束；复用器，用于从所述换能器阵列输出的多个通道的接收信号中顺序选择每N个通道的接收信号中的一个通道的接收信号，所述换能器阵列已经从对象接收到超声回波；多个接收信号处理器，用于顺序处理所述复用器选择的N个通道的接收信号，以产生接收数据；波束形成器，用于对所述多个接收信号处理器顺序产生并具有时间差的接收数据执行波束形成，以产生声线信号；以及图像产生单元，用于基于所述波束形成器产生的声线信号来产生超声波图像。

