

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103096807 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 08

(21) 申请号 201180043287. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 07. 13

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-203073 2010. 09. 10 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 03. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/065943 2011. 07. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02012/032848 JA 2012. 03. 15

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 大岛雄二

(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 袁飞

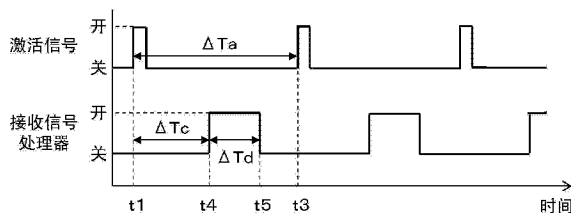
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断设备和方法

(57) 摘要

本发明提供了一种能够在不限制关注区域的大小的情况下改进关注区域的图像质量并节省电能的超声波诊断设备。即使在时间(t1)向构成振荡器阵列的各个换能器提供驱动信号,接收信号处理器也保持关闭,并不接通。根据关注区域的测量深度,仅在时间(t4)开始接收到来自关注区域的超声回波信号之后才接通接收信号处理器,且直到在时间(t5)完成对来自关注区域的超声回波信号的接收为止。之后,接收信号处理器返回关闭状态。



1. 一种超声波诊断设备,基于从发送驱动单元提供的致动信号,从超声波探头的换能器阵列向被检体发送超声波束,使用接收信号处理器来处理从已接收到来自所述被检体的超声回波的所述超声波探头的换能器阵列输出的接收信号,以及使用图像产生器基于已处理的接收信号来产生超声波图像,所述超声波诊断设备包括:

控制装置,控制所述接收信号处理器,使得所述接收信号处理器工作在节电模式下,在所述节电模式下,根据测量深度选择性地停止对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断设备,

其中,所述控制装置将多个测量线分为第一线组和第二线组,以及控制所述接收信号处理器,使得对于所述第一线组的测量线,所述接收信号处理器工作在高图像质量模式下,在所述高图像质量模式下,无论所述测量深度如何,都执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理,以及对于所述第二线组的测量线,所述接收信号处理器工作在所述节电模式下。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断设备,

其中,交替布置所述第一线组的测量线和所述第二线组的测量线。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断设备,

其中,所述第一线组具有布置在所述多个测量线中的中心部分的测量线,以及所述第二线组具有布置在所述第一线组的两侧部分的测量线。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断设备,

其中,在所述节电模式下,所述控制装置针对关注区域执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理,以及针对其他区域停止对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断设备,

其中,手动设置所述关注区域。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断设备,还包括:

关注区域选择器,基于来自所述图像产生器产生的超声波图像的亮度来自动选择所述关注区域。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断设备,

其中,所述关注区域是事先设置的超声波的发送和接收焦点的周边区域。

9. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的超声波诊断设备,

其中,所述控制装置控制所述接收信号处理器,使得所述接收信号处理器被操作为:根据帧,在高图像质量模式和所述节电模式之间选择性切换,在所述高图像质量模式下,无论所述测量深度如何,都执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

10. 一种超声波诊断方法,基于从发送驱动单元提供的致动信号,从超声波探头的换能器阵列向被检体发送超声波束,使用接收信号处理器来处理从已接收到来自所述被检体的超声回波的所述超声波探头的换能器阵列输出的接收信号,以及使用图像产生器基于已处理的接收信号来产生超声波图像,

其中,控制所述接收信号处理器,使得所述接收信号处理器工作在节电模式下,在所述节电模式下,根据测量深度选择性地停止对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断方法,

其中,将多个测量线分为第一线组和第二线组,以及控制所述接收信号处理器,使得对于所述第一线组的测量线,所述接收信号处理器工作在高图像质量模式下,在所述高图像质量模式下,无论所述测量深度如何,都执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理,以及对于所述第二线组的测量线,所述接收信号处理器工作在所述节电模式下。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断方法,

其中,交替布置所述第一线组的测量线和所述第二线组的测量线。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断方法,

其中,所述第一线组具有布置在所述多个测量线中的中心部分的测量线,以及所述第二线组具有布置在所述第一线组的两侧部分的测量线。

14. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断方法,

其中,在所述节电模式下,针对关注区域执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理,以及针对其他区域停止对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断方法,

其中,手动设置所述关注区域。

16. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断方法,

其中,基于来自所述图像产生器产生的超声波图像的亮度来自动选择所述关注区域。

17. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断方法,

其中,所述关注区域是事先设置的超声波的发送和接收焦点的周边区域。

18. 根据权利要求 10 至 17 中任一项所述的超声波诊断方法,

其中,控制所述接收信号处理器,使得所述接收信号处理器被操作为:根据帧,在高图像质量模式和所述节电模式之间选择性切换,在所述高图像质量模式下,无论所述测量深度如何,都执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

超声波诊断设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断设备和方法,以及具体地,涉及在超声波诊断设备中节电,该超声波诊断设备用于基于超声波图像来执行诊断,该超声波图像是通过借助超声波探头的换能器阵列来发送和接收超声波所产生的。

背景技术

[0002] 迄今为止已将使用超声波图像的超声波诊断设备投入到医疗领域的实际应用中。一般而言,该类型的超声波诊断装置包括具有内置换能器阵列的超声波探头以及连接到超声波探头的诊断设备本体。在超声波诊断设备中,从超声波探头向被检体发送超声波,由超声波探头接收来自被检体的超声回波,以及在诊断设备本体中电子处理接收信号,以产生超声波图像。

[0003] 近些年来,已开发出了可以运输到床边、紧急医疗现场等并可以使用的便携超声波诊断设备。在该便携超声波诊断设备中,使用电池作为电源,且设备中的功耗显著地影响了持续使用的时间。如果功耗较高,则设备中的发热量增加,引起热辐射措施导致的设备尺寸增加并损坏便携类型的方便性。

[0004] 具体地,在将超声波探头和诊断设备本体以无线方式连接在一起的无线探头中,必须要在小探头中布置与从换能器发送超声波和接收超声回波相关的发送和接收电路。该布置要求在这些电路中显著的节电。

[0005] 另一方面,在普通超声波诊断设备中,尽管使用 50 至 100V 作为换能器的驱动电压,在无线探头等中,由于受限的安装空间,将换能器的激活电压保持为低。为了获得高图像质量,必须增加接收电路的 S/N。一般而言,接收电路的 S/N 与功耗相关,且当前的情况是难以在获得高 S/N 时减少接收电路的功耗。

[0006] 关于超声波诊断设备中的节电,例如专利文献 1 描述了以下设备:其中,停止在接收中未涉及的通道的缓冲区放大器的偏置。专利文献 2 提出了以下超声波诊断设备:其中,在维持测量线的数目时,仅在关注区域中增加测量线的密度,且在其他范围中减少测量线的密度。

[0007] 引用列表

[0008] [专利文献 1]JP6-296610A

[0009] [专利文献 2]JP9-192130A

发明内容

[0010] 技术问题

[0011] 然而,在专利文献 1 的设备中,由于将使用的通道和未使用的通道彼此加以区分,且停止未使用的通道的缓冲区放大器的偏置,当获得节电时,存在图像质量劣化的问题。

[0012] 在专利文献 2 的设备中,由于改变测量线的密度以维持关注区域的空间解析度,同时维持一帧的测量线的数目,存在以下问题:在与测量线垂直的方向上图像质量变得不

均匀,且关注区域在该方向上的长度变得受限。

[0013] 为了解决相关技术的问题,实现了本发明,且本发明的目的是提供一种能够在不限制关注区域的大小的情况下获得关注区域的高图像质量和节电的超声波诊断设备和方法。

[0014] 问题的解决方案

[0015] 根据本发明的超声波诊断设备是一种超声波诊断设备,基于从发送驱动单元提供的致动信号,从超声波探头的换能器阵列向被检体发送超声波束,使用接收信号处理器来处理从已接收到来自所述被检体的超声回波的所述超声波探头的换能器阵列输出的接收信号,以及使用图像产生器基于已处理的接收信号来产生超声波图像,所述超声波诊断设备包括:控制装置,控制所述接收信号处理器,使得所述接收信号处理器工作在节电模式下,在所述节电模式下,根据测量深度选择性地停止对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

[0016] 优选地,所述控制装置将多个测量线分为第一线组和第二线组,以及控制所述接收信号处理器,使得对于所述第一线组的测量线,所述接收信号处理器工作在高图像质量模式下,在所述高图像质量模式下,无论所述测量深度如何,都执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理,以及对于所述第二线组的测量线,所述接收信号处理器工作在所述节电模式下。

[0017] 在该情况下,可以交替布置所述第一线组的测量线和所述第二线组的测量线。否则,其可以被构造为使得所述第一线组具有布置在所述多个测量线中的中心部分的测量线,以及所述第二线组具有布置在所述第一线组的两侧部分的测量线。

[0018] 在所述节电模式下,所述控制装置可以针对关注区域执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理,以及可以针对其他区域停止对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

[0019] 在该情况下,可以手动设置所述关注区域。此外,所述超声波诊断设备还可以包括关注区域选择器,所述关注区域选择器基于来自所述图像产生器产生的超声波图像的亮度来自动选择所述关注区域。此外,所述关注区域可以是事先设置的超声波的发送和接收焦点的周边区域。

[0020] 所述控制装置可以控制所述接收信号处理器,使得所述接收信号处理器被操作为:根据帧,在高图像质量模式和所述节电模式之间选择性切换,在所述高图像质量模式下,无论所述测量深度如何,都执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

[0021] 根据本发明的一种超声波诊断方法是一种超声波诊断方法,基于从发送驱动单元提供的致动信号,从超声波探头的换能器阵列向被检体发送超声波束,使用接收信号处理器来处理从已接收到来自所述被检体的超声回波的所述超声波探头的换能器阵列输出的接收信号,以及使用图像产生器基于已处理的接收信号来产生超声波图像,其中,控制所述接收信号处理器,使得所述接收信号处理器工作在节电模式下,在所述节电模式下,根据测量深度选择性地停止对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

[0022] 优选地,将多个测量线分为第一线组和第二线组,以及控制所述接收信号处理器,使得对于所述第一线组的测量线,所述接收信号处理器工作在高图像质量模式下,在所述高图像质量模式下,无论所述测量深度如何,都执行对从所述换能器阵列输出的接收信号

的处理,以及对于所述第二线组的测量线,所述接收信号处理器工作在所述节电模式下。

[0023] 在该情况下,可以交替布置所述第一线组的测量线和所述第二线组的测量线。否则,其可以被构造为使得所述第一线组具有布置在所述多个测量线中的中心部分的测量线,以及所述第二线组具有布置在所述第一线组的两侧部分的测量线。

[0024] 在所述节电模式下,可以针对关注区域执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理,以及可以针对其他区域停止对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

[0025] 在该情况下,可以手动设置所述关注区域。此外,可以基于来自所述图像产生器产生的超声波图像的亮度来自动选择所述关注区域。此外,所述关注区域可以是事先设置的超声波的发送和接收焦点的周边区域。

[0026] 可以控制所述接收信号处理器,使得所述接收信号处理器被操作为:根据帧,在高图像质量模式和所述节电模式之间选择性切换,在所述高图像质量模式下,无论所述测量深度如何,都执行对从所述换能器阵列输出的接收信号的处理。

[0027] 发明的有益效果

[0028] 根据本发明,控制接收信号处理器,使得其工作在节电模式下,在节电模式下,根据测量深度来选择性地停止对从换能器阵列输出的接收信号的处理,使得有可能获得关注区域的高图像质量以及节电,同时不限制关注区域的大小。

附图说明

[0029] 图 1 是示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断设备的配置的框图。

[0030] 图 2 是示出了在高图像质量模式下致动信号和接收信号处理器的操作的定时图。

[0031] 图 3 是示意性地示出了在高图像质量模式下的每条测量线上的接收信号处理的状态的图。

[0032] 图 4 是示出了在实施例 1 中的致动信号和接收信号处理器的操作的定时图。

[0033] 图 5 是示意性地示出了在实施例 1 中的每条测量线上的接收信号处理的状态的图。

[0034] 图 6 是示意性地示出了在实施例 2 中的每条测量线上的接收信号处理的状态的图。

[0035] 图 7 是示意性地示出了在实施例 2 的修改中的每条测量线上的接收信号处理的状态的图。

[0036] 图 8 是示出了在实施例 3 中设置关注区域的方法的图。

[0037] 图 9 是示意性地示出了在实施例 3 中的每条测量线上的接收信号处理的状态的图。

[0038] 图 10A 和 10B 是示意性地示出了在实施例 4 中的每条测量线上的接收信号处理的状态的图,以及具体地,图 10A 示出了奇数编号帧且图 10B 示出了偶数编号帧。

[0039] 图 11A 和 11B 是示意性地示出了在实施例 4 的修改中的每条测量线上的接收信号处理的状态的图,以及具体地,图 11A 示出了奇数编号帧且图 11B 示出了偶数编号帧。

[0040] 图 12A 和 12B 是示意性地示出了在实施例 4 的另一修改中的每条测量线上的接收信号处理的状态的图,以及具体地,图 12A 示出了奇数编号帧且图 12B 示出了偶数编号帧。

[0041] 图 13 是示出了根据实施例 5 的超声波诊断设备的配置的框图。

[0042] 图 14 是示出了在实施例 5 中区分关注区域的方法的图。

[0043] 图 15 是示出了在实施例 6 中设置关注区域的方法的图。

具体实施方式

[0044] 下文中,将参照附图来描述本发明的实施例。

[0045] 实施例 1

[0046] 图 1 示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断设备的配置。该超声波诊断设备包括可充电超声波探头 1 和通过无线通信连接到超声波探头 1 的诊断设备本体 2。

[0047] 超声波探头 1 具有构成了一维或二维换能器阵列的多个超声波换能器 3。接收信号处理器 4 对应地连接到换能器 3,且无线通信单元 6 通过并/串转换器 5 连接到接收信号处理器 4。发送控制器 8 通过发送驱动单元 7 连接到多个换能器 3,接收控制器 9 连接到多个接收信号处理器 4,以及通信控制器 10 连接到无线通信单元 6。探头控制器 11 连接到并/串转换器 5、发送控制器 8、接收控制器 9、以及通信控制器 10。

[0048] 多个换能器 3 中每一个形成了振动器。每个换能器 3 响应于从发送驱动单元 7 提供的致动信号来发送超声波,并接收来自被检体的超声回波,并输出接收信号。每个换能器 3 由振动器构成,在振动器中,在压电体的两端上形成电极,压电体由例如以 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以 PVDF(聚偏二氟乙烯)为代表的聚合压电器件等。

[0049] 如果在振动器的电极上施加脉冲或连续波电压,压电体膨胀并收缩,由此从相应振动器产生脉冲或连续波超声波,且合成所产生的超声波以形成超声波束。当接收传播中的超声波时,相应的振动器膨胀并收缩以产生电信号,且输出该电信号作为超声波的接收信号。

[0050] 发送驱动单元 7 包括例如多个脉冲产生器。发送驱动单元 7 基于发送控制器 8 所选择的发送延迟模式来调整每个致动信号的延迟量,使得从多个换能器 3 发送的超声波形成具有足以覆盖被检体中的组织的区域的宽度的超声波束,并向多个换能器 3 提供调整过的致动信号。

[0051] 每个通道的接收信号处理器 4 在接收控制器 9 控制下对从对应换能器 3 输出的接收信号执行正交检测处理或正交采样处理,以产生复基带信号,对该复基带信号采样,以产生包括与组织的区域相关的信息在内的采样数据,并向并/串转换器 5 提供采样数据。接收信号处理器 4 可以对通过对复基带信号采样所获得的数据执行用于低比特率编码的数据压缩处理,以产生采样数据。

[0052] 并/串转换器 5 将接收信号处理器 4 的多个通道产生的并行采样数据转换为串行采样数据。

[0053] 无线通信单元 6 基于串行采样数据来调制载波,以产生发送信号,并向天线提供该发送信号,以及从天线发送无线电波,由此发送串行采样数据。作为调制系统,使用例如 ASK(幅移键控)、PSK(相移键控)、QPSK(正交幅移键控)、16QAM(16 正交幅度调制)等。

[0054] 无线通信单元 6 执行与诊断设备本体 2 的无线通信,以向诊断设备本体 2 发送采样数据,以及从诊断设备本体 2 接收各种控制信号,以及向通信控制器 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,使得按照由探头控制器 11 设置的发送无线电场强度来发送采样数据,并向探头控制器 11 输出由无线通信单元 6 接收到的各种控制信

号。

[0055] 探头控制器 11 基于从诊断设备本体 2 发送的各种控制信号来控制超声波探头 1 的相应单元。

[0056] 超声波探头 1 具有图 1 未示出的内置电池,且电池向超声波探头 1 中的相应电路供电。

[0057] 超声波探头 1 可以是外部探头,如线性扫描型、凸面扫描型、或扇区扫描型,或可以是用于超声波内窥镜的探头,如径向扫描型。

[0058] 诊断设备本体 2 具有无线通信单元 13。数据存储单元 15 通过串 / 并转换器 14 连接到无线通信单元 13,以及图像产生器 16 连接到数据存储单元 15。显示单元 18 通过显示控制器 17 连接到图像产生器 16。通信控制器 19 连接到无线通信单元 13,且设备本体控制器 20 连接到串 / 并转换器 14、图像产生器 16、显示控制器 17、以及通信控制器 19。用于操作者的输入操作的操作单元 21 和存储操作程序的存储单元 22 分别连接到设备本体控制器 20。

[0059] 无线通信单元 13 执行与超声波探头 1 的无线通信,以向超声波探头 1 发送各种控制信号。除此之外,无线通信单元 13 解调由天线接收到的信号,以输出串行采样数据。

[0060] 通信控制器 19 控制无线通信单元 13,使得按照由设备本体控制器 20 设置的发送无线电场强度来发送各种控制信号。

[0061] 串 / 并转换器 14 将从无线通信单元 13 输出的串行采样数据转换为并行采样数据。数据存储单元 15 由存储器、硬盘等构成,且存储由串 / 并转换器 14 转换的至少一帧的采样数据。

[0062] 图像产生器 16 对从数据存储单元 15 读取的每一帧的采样数据执行接收定焦处理,以产生表示超声波诊断图像的图像信号。图像产生器 16 包括定相加法器 23 和图像处理单元 24。

[0063] 定相加法器 23 通过以下方式来执行接收定焦处理:根据在设备本体控制器 20 中设置的接收方向从事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中的每一个提供延迟,以及将接收信号相加。在使用该接收定焦处理的情况下,缩窄超声回波的焦点,以产生基带信号(声线信号)。

[0064] 图像处理单元 24 基于定相加法器 23 所产生的声线信号来产生作为与被检体内的组织相关的断层成像图像信息的 B 模式图像信号。图像处理单元 24 包括 STC(敏感时间控制)单元和 DSC(数字扫描转换器)。STC 单元根据声线信号的超声波的反射位置的深度,对取决于距离的衰减进行校正。DSC 将由 STC 单元校正过的声线信号转换(光栅转换)为基于普通电视信号扫描系统的图像信号,并执行必要的图像处理(如灰度处理)以产生 B 模式图像信号。

[0065] 显示控制器 17 基于由图像产生器 16 所产生的图像信号在显示单元 18 上显示超声波诊断图像。显示单元 18 包括例如显示设备(如 LCD),并在显示控制器 17 的控制下显示超声波诊断图像。

[0066] 基于操作者从操作单元 21 输入的关注区域的测量深度,设备本体控制器 20 执行控制,使得超声波探头 1 的接收信号处理器 4 工作在节电模式下,在该节电模式下,根据测

量深度来选择性地停止接收信号处理器 4。即,设备本体控制器 20 通过无线通信来控制超声波探头 1 的接收信号处理器 4,使得对于从操作单元 21 输入的关注区域的测量深度,接收信号处理器 4 接通 (ON),以及对于其他测量深度,接收信号处理器 4 关闭 (OFF)。

[0067] 尽管在诊断设备本体 2 中,串/并转换器 14、图像产生器 16、显示控制器 17、通信控制器 19、以及设备本体控制器 20 由 CPU 和使得 CPU 执行各种类型处理的操作程序构成,它们也可以由数字电路构成。操作程序存储在存储单元 22 中。作为存储单元 22 中的记录介质,除了内部硬盘之外,还可以使用软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM 等。

[0068] 下文中,将描述节电模式,但是在解释节电模式之前,将描述不实现节电的高图像质量模式。

[0069] 在高图像质量模式下,如图 2 所示,当在时段 ΔT_a 中,从发送驱动单元 7 向构成换能器阵列的每个换能器 3 提供致动信号时,将接收信号处理器 4 接通足以接收来自被检体的要检查区域的最深部分的超声回波的时间 ΔT_b 。例如,如果在时间 t_1 向换能器 3 提供致动信号,对应的接收信号处理器 4 同时进入接通状态,将该接收信号处理器 4 的接通状态维持时间 ΔT_b ,且在从时间 t_1 开始已经过了时间 ΔT_b 的时间 t_2 完成了对用于检查的超声回波的接收时,接收信号处理器 4 进入关闭状态。之后,在从时间 t_1 开始已经过了时段 ΔT_a 的时间 t_3 ,向换能器 3 提供下一个致动信号,且接收信号处理器 4 再次进入接通状态。随后,重复相同的操作。

[0070] 因此,如图 3 所示,对于所有的测量线,在足以接收到来自要检查的区域的最深部分的超声回波的时间 ΔT_b 期间,使用接收信号处理器 4 来执行对接收信号的处理,由此获得高质量图像。

[0071] 同时,在节电模式下,如图 4 所示,当在时段 ΔT_a 中,从发送驱动单元 7 向构成换能器阵列的每个换能器 3 提供致动信号时,接收信号处理器 4 仅在与从操作单元 21 输入的关注区域的特定测量深度相对应的时间才进入接通状态,且在其他情况下接收信号处理器 4 进入关闭状态。例如,即使在时间 t_1 向换能器 3 提供致动信号,接收信号处理器 4 尚未进入接通状态,并在从时间 t_1 开始已经过 ΔT_c 的时间 t_4 ,进入接通状态。时间 ΔT_c 是在发送超声波之后直到对来自关注区域的超声回波的接收开始为止所需的时间。即,接收信号处理器 4 在对来自关注区域的超声回波的接收开始时的时间 t_4 进入接通状态,且在直到对来自关注区域的超声回波的接收终止的时间 t_5 为止的时间 ΔT_d 期间维持接收信号处理器 4 的接通状态。当在时间 t_5 对来自整个关注区域的超声回波的接收完成时,接收信号处理器 4 进入关闭状态,且之后,在从时间 t_1 开始已经过了时段 ΔT_a 的时间 t_3 ,向换能器 3 提供下一个致动信号。随后,重复相同的操作。

[0072] 因此,如图 5 所示,对于所有测量线,仅对于接收来自关注区域的超声回波所必需的时间 ΔT_d ,才使用接收信号处理器 4 来执行对接收信号的处理,且在其他情况下,停止对接收信号的处理。因此,有可能获得节电。

[0073] 接下来,将描述实施例 1 的操作。

[0074] 首先,操作者从操作单元 21 输入被检体的关注区域的测量深度。例如,可以根据要检查的部分等来粗略地识别到被检体的体表的深度,且可以基于该深度来估计和输入关注区域的测量深度。通过无线通信从诊断设备本体 2 的设备本体控制器 20 向超声波探头 1 的探头控制器 11 发送从操作单元 21 输入的关注区域的测量深度。

[0075] 如果超声波诊断开始,根据从在探头控制器 11 和发送控制器 8 控制下的发送驱动单元 7 提供的致动信号,从多个换能器 3 发送超声波。将从已接收到来自被检体的超声回波的每个换能器 3 输出的接收信号提供给对应的接收信号处理器 4。此时,探头控制器 11 通过接收控制器 9 来控制接收信号处理器 4,使得接收信号处理器 4 对于关注区域的测量深度进入接通状态,且对于其他测量深度进入关闭状态。

[0076] 因此,仅对于关注区域的测量深度才使用接收信号处理器 4 来产生采样数据,使用并 / 串转换器 5 来串行化采样数据,以及以无线方式从无线通信单元 6 向诊断设备本体 2 发送该采样数据。使用串 / 并转换器 14 将诊断设备本体 2 的无线通信单元 13 接收到的采样数据转换为并行数据,并存储在数据存储单元 15 中。从数据存储单元 15 中读取一帧的采样数据,使用图像产生器 16 来产生图像信号,以及由显示控制器 17 基于图像信号在显示单元 18 上显示超声波诊断图像。

[0077] 这样,超声波探头 1 的接收信号处理器 4 工作在节电模式下,使得有可能在以高图像质量显示关注区域的图像时获得节电。

[0078] 测量线的数目不受到限制,且接收信号处理器 4 仅对于与关注区域无关的测量深度才进入关闭状态。因此,有可能在不约束关注区域的大小的情况下,获得关注区域的高图像质量和节电。

[0079] 实施例 2

[0080] 尽管在实施例 1 中,对于所有测量线,仅在与关注区域的测量深度相对应的时间 ΔT_d 才使用接收信号处理器 4 来执行对接收信号的处理,且在其他情况下停止对接收信号的处理,本发明不限于此。可以将测量线分为第一线组和第二线组,且可以控制接收信号处理器 4,使得其对于第一线组的测量线工作在高图像质量模式下(在高图像质量模式下,不管测量深度如何,都执行对接收信号的处理),且对于第二线组的测量线,工作在节电模式下(在节电模式下,仅对于关注区域的测量深度才执行对接收信号的处理)。

[0081] 例如,如图 6 所示,进行设置,使得将多个测量线的奇数编号的线分在第一线组 L1 中,偶数编号的线分在第二线组 L2 中,以及交替布置第一线组 L1 的测量线和第二线组 L2 的测量线。然后,控制接收信号处理器 4,使得其对于第一线组 L1 的测量线工作在高图像质量模式下,且对于第二线组 L2 的测量线工作在节电模式下。即,在第一线组 L1 的测量线中,在足以接收到来自被检体的待检查区域的最深部分的超声回波的时间 ΔT_b 期间,处理接收信号,以及在第二线组 L2 的测量线中,仅在接收来自关注区域的超声回波所需的时间 ΔT_d 期间,才处理接收信号。

[0082] 由此,变得有可能获得整个屏幕上的超声波图像以及以高图像质量来显示关注区域的测量深度的图像。

[0083] 可以控制接收信号处理器 4,使得其对于具有偶数编号线的第一线组 L1 工作在高图像质量模式下,以及对于具有奇数编号线的第二线组 L2 工作在节电模式下。

[0084] 此外,取代将每个测量线分组在第一线组 L1 或第二线组 L2 中,可以将若干测量线分组在第一线组 L1 或第二线组 L2 中。

[0085] 此外,如图 7 所示,可以控制接收信号处理器 4,使得其对于具有布置在多个测量线的中心部分的多个测量线的第一线组 L1 工作在高图像质量模式下,以及对于具有布置在第一线组 L1 的两侧部分的多个测量线的第二线组 L2 工作在节电模式下。

[0086] 由此,变得有可能仅对于中心部分的测量深度以及关注区域以高图像质量来执行图像显示,同时获得节电。

[0087] 实施例 3

[0088] 尽管在上述实施例 1 和 2 中,基于关注区域的测量深度,针对所有测量线,执行了对接收信号的处理,如图 8 所示,如果操作者不仅手动输入并设置了关注区域 R 的测量深度,还从显示单元 18 的显示面板、操作单元 21 等手动输入并设置了关注区域 R 的形状,如图 9 所示,则可以仅对于关注区域 R 才执行对接收信号的处理。即,在存在关注区域 R 的测量深度的存在关注区域 R 的测量线中执行对接收信号的处理,且对于其他区域停止对接收信号的处理。

[0089] 由此,有可能更高效地获得节电。

[0090] 实施例 4

[0091] 尽管在上述实施例 1 至 3 中,在不根据帧而进行改变的情况下控制接收信号处理器 4,本发明不限于此,且可以控制接收信号处理器 4,使得其被操作为根据帧在高图像质量模式和节电模式之间选择性地切换。

[0092] 例如,控制接收信号处理器 4,如图 10A 所示,在奇数编号的帧中,其工作在高图像质量模式下(在高图像质量模式下,不管测量深度如何,对于所有测量线来处理接收信号),以及如图 10B 所示,在偶数编号的帧中,针对所有测量线,仅在接收来自关注区域的超声回波所必需的时间 ΔT_d 期间,才执行对接收信号的处理,且在其他情况下停止对接收信号的处理。

[0093] 由此,变得有可能获得每个帧的在整个屏幕上的超声波图像且仅对于关注区域的测量深度才执行具有高图像质量的图像显示。

[0094] 可以控制接收信号处理器 4,使得偶数编号的帧工作在高图像质量模式下,且奇数编号的帧工作在节电模式下。

[0095] 此外,可以每若干帧切换高图像质量模式和节电模式,而不是针对每帧在高图像质量模式和节电模式之间切换。

[0096] 备选地,可以控制接收信号处理器,使得如图 11A 所示,在奇数编号的帧中,接收信号处理器 4 工作在高图像质量模式下(在高图像质量模式下,不管测量深度如何,对于所有测量线来处理接收信号),以及如图 11B 所示,在偶数编号的帧中,接收信号处理器 4 对于布置在多个测量线的中心部分的多个测量线工作在高图像质量模式下,以及对于布置在两侧部分的多个测量线工作在节电模式下。

[0097] 此外,与实施例 3 中一样,操作者不仅可以手动输入并设置关注区域 R 的测量深度,还从显示单元 18 的显示面板、操作单元 21 等手动输入并设置了关注区域 R 的形状,以及可以控制接收信号处理器 4,使得如图 12A 所示,在奇数编号的帧中工作在高图像质量模式下(在高图像质量模式下,不管测量深度如何,对于所有测量线执行接收信号),以及如图 12B 所示,在偶数编号的帧中仅对于关注区域 R 才执行对接收信号的处理。

[0098] 实施例 5

[0099] 图 13 示出了在根据实施例 5 的超声波诊断设备中使用的诊断设备本体 31 的配置。与图 1 所示的实施例 1 的诊断设备本体 2 相比,诊断设备本体 31 被配置为使得:关注区域选择器 32 连接到图像产生器 16,以及设备本体控制器 20 连接到关注区域选择器 32。

如图 14 所示,关注区域选择器 32 基于来自图像产生器 16 所产生的超声波图像的亮度,自动选择关注区域 R。

[0100] 在使用关注区域选择器 32 的情况下,基于来自图像产生器 16 所产生的超声波图像的亮度来自动选择关注区域 R。设备本体控制器 20 通过无线通信控制接收信号处理器 4,使得与实施例 3 中一样,超声波探头 1 的接收信号处理器 4 基于由关注区域选择器 32 所自动选择的关注区域 R,仅对于关注区域 R 执行对接收信号的处理,且对于其他区域停止对接收信号的处理。

[0101] 与图 12 的实施例 4 中一样,设备本体控制器 20 可以控制接收信号处理器 4,使得其根据帧来切换高图像质量模式下的操作和节电模式下(在该模式下,仅对于关注区域 R 才执行对接收信号的处理)的操作。

[0102] 实施例 6

[0103] 在图 1 所示的实施例 1 的诊断设备本体 2 中,设备本体控制器 20 可以自动选择事先设置的超声波的发送和接收焦点 F 的周边区域作为关注区域 R。如实施例 1 至 4 所述,设备本体控制器 20 基于用这种方式自动选择的关注区域 R 来控制接收信号处理器 4。

[0104] 尽管在上述实施例 1 至 6 中,超声波探头 1 和诊断设备本体 2 或 31 以无线方式连接在一起,本发明不限于此,且超声波探头 1 可以通过连接电缆连接到诊断设备本体 2 或 31。在该情况下,不要求超声波探头 1 的无线通信单元 6 和通信控制器 10、诊断设备本体 2 或 31 的无线通信单元 13 和通信控制器 19 等。

[0105] 附图标记列表

[0106] 1 超声波探头 ;2、31 诊断设备本体 ;3 换能器 ;4 接收信号处理器 ;5 并 / 串转换器 ;6 无线通信单元 ;7 发送驱动单元 ;8 发送控制器 ;9 接收控制器 ;10 通信控制器 ;11 探头控制器 ;13 无线通信单元 ;14 串 / 并转换器 ;15 数据存储单元 ;16 图像产生器 ;17 显示控制器 ;18 显示单元 ;19 通信控制器 ;20 设备本体控制器 ;21 操作单元 ;22 存储单元 ;23 定相加法器 ;24 图像处理器 ;32 关注区域选择器 ;L1 第一线组 ;L2 第二线组 ;R 关注区域 ;F 焦点。

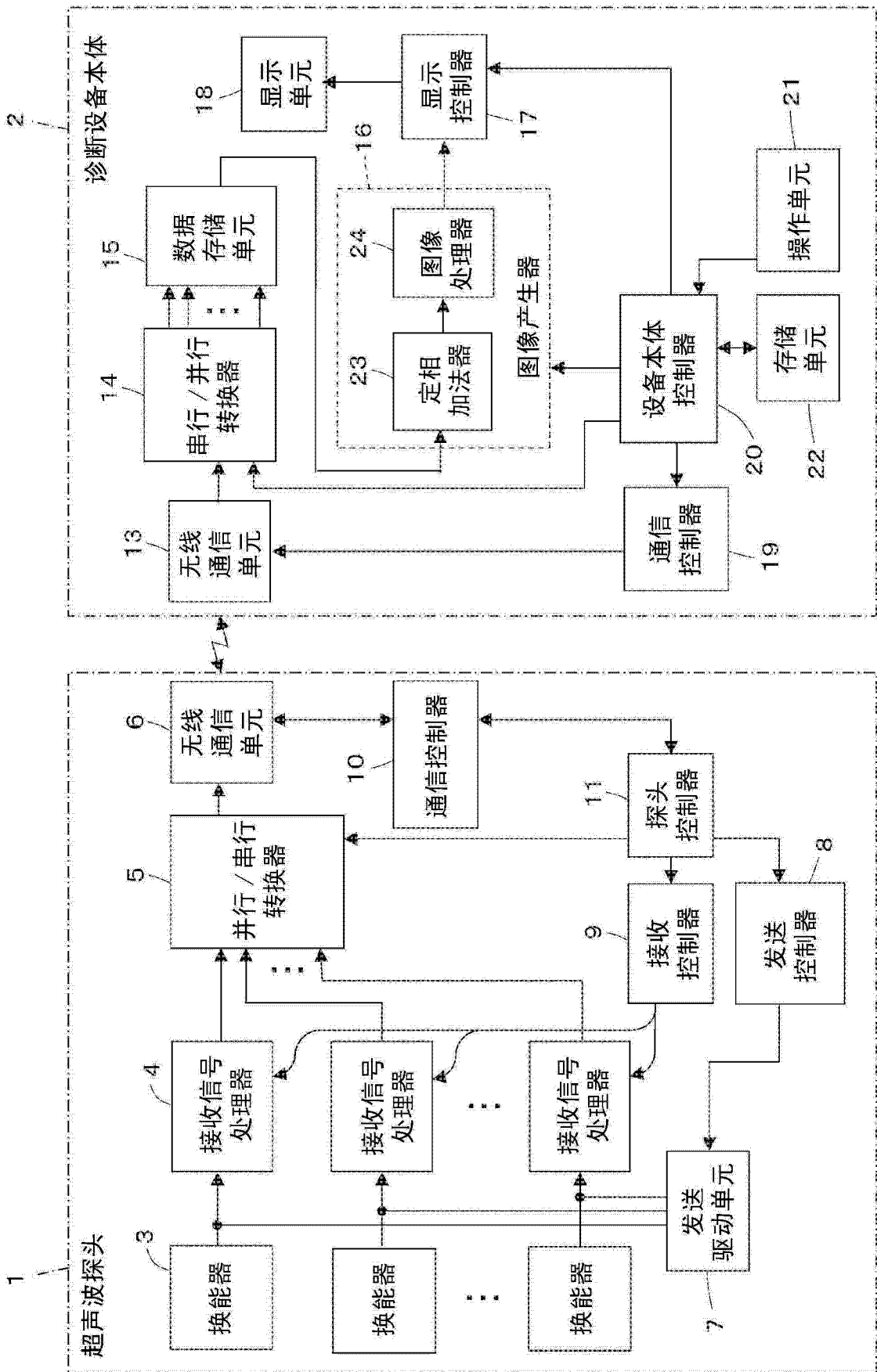


图 1

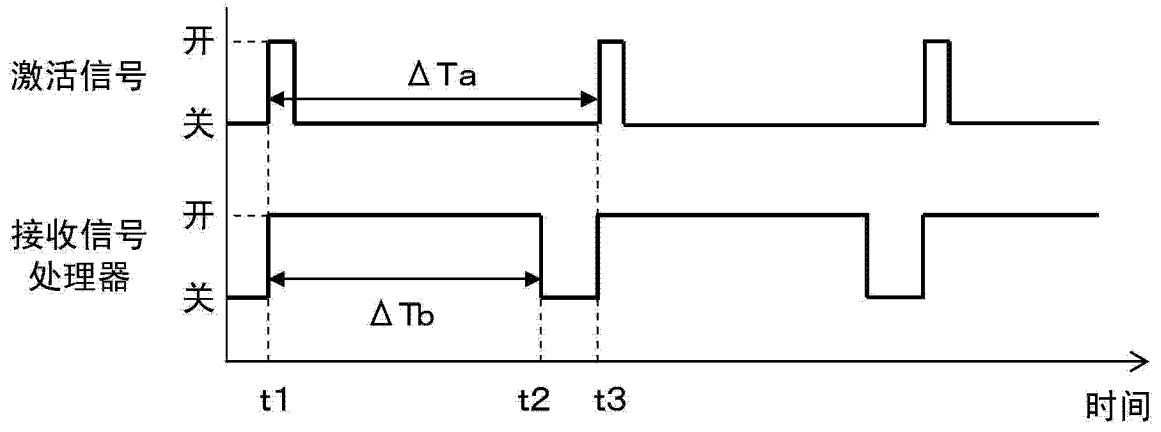


图 2

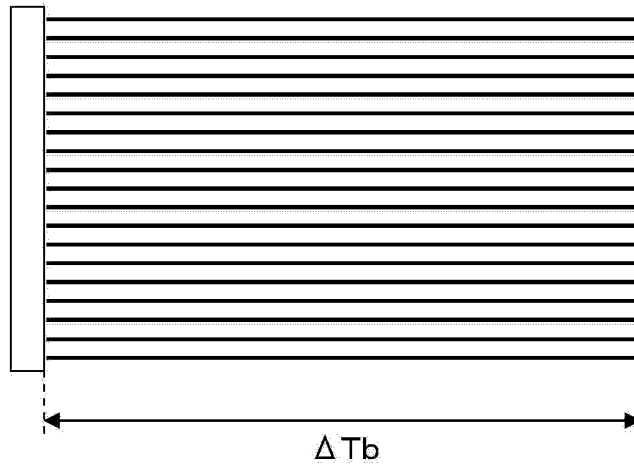


图 3

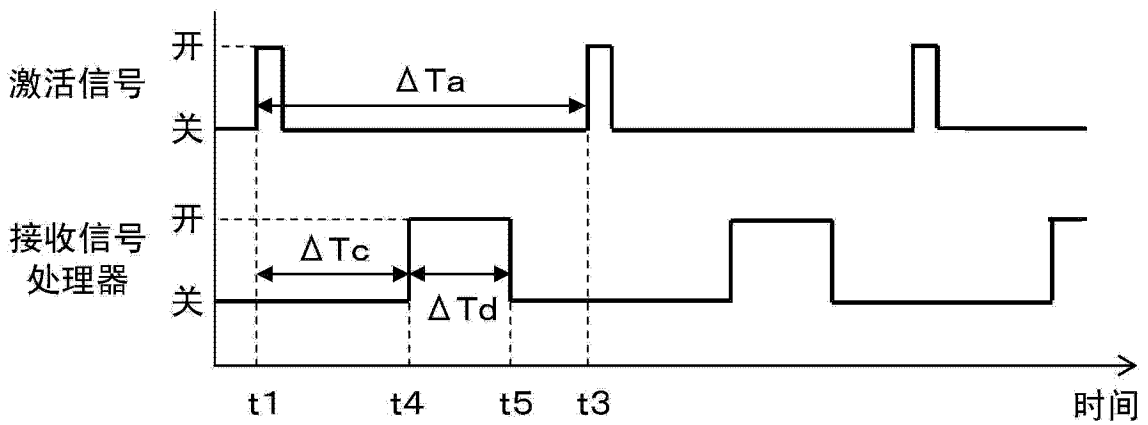


图 4

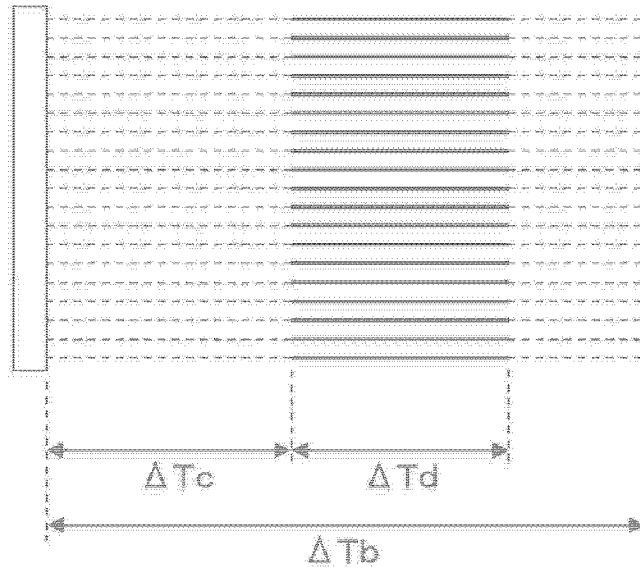


图 5

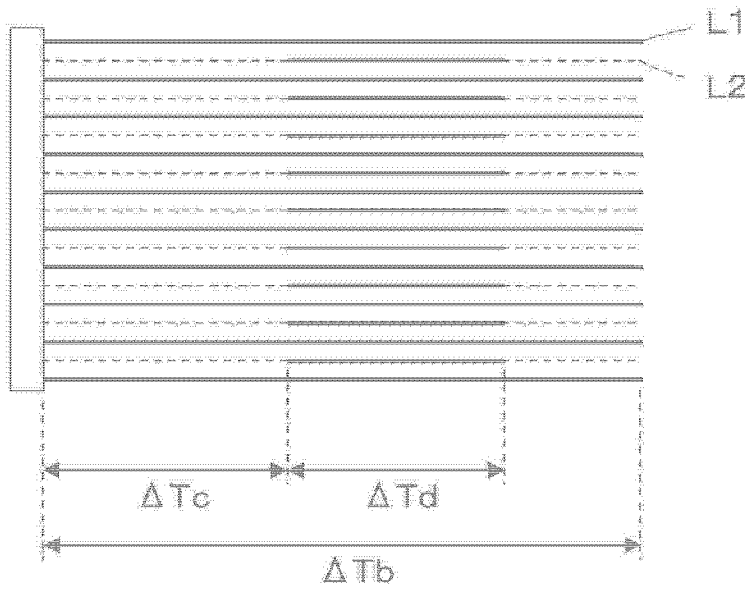


图 6

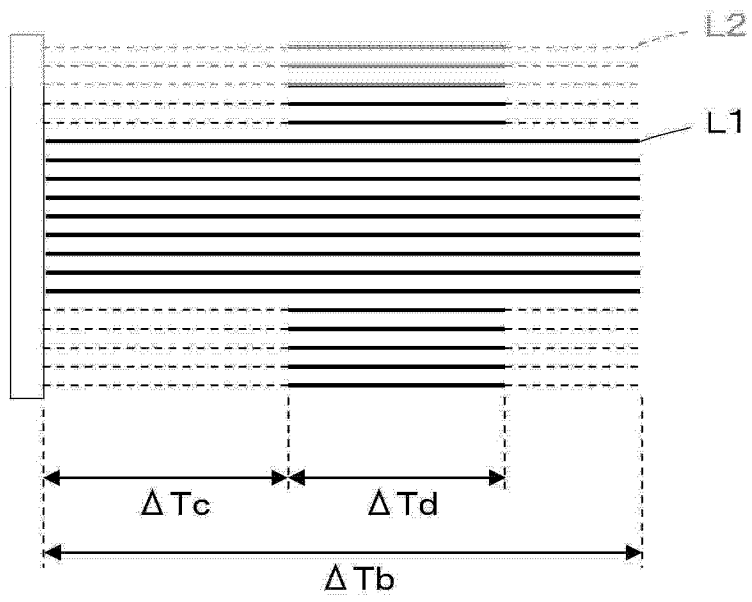


图 7

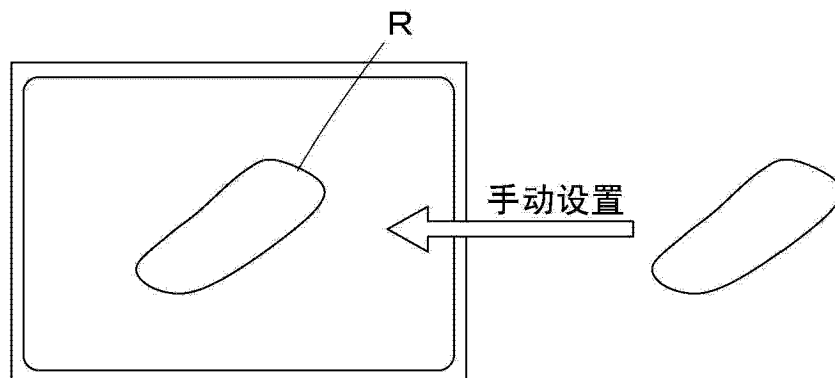


图 8

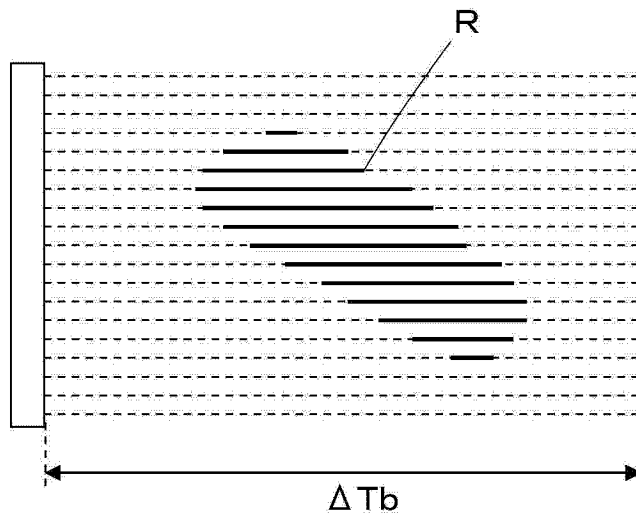


图 9

奇数编号的帧

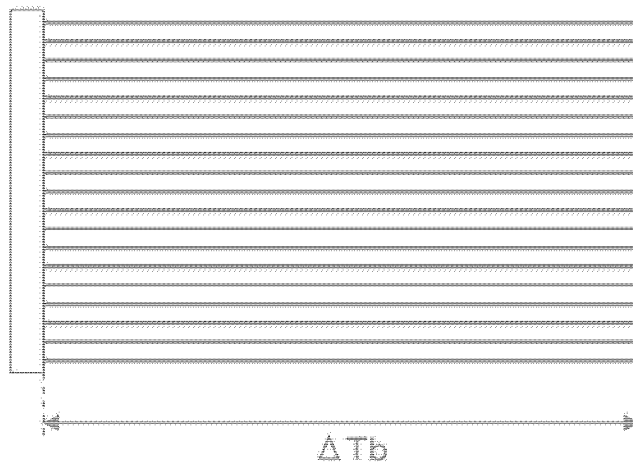


图 10A

偶数编号的帧

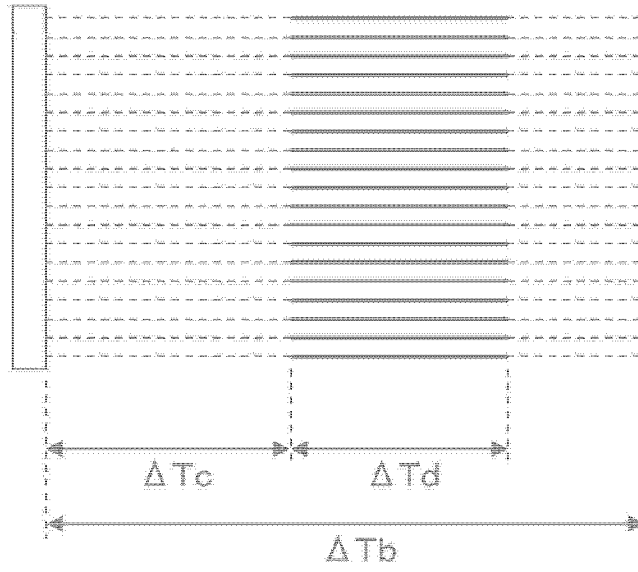


图 10B

奇数编号的帧

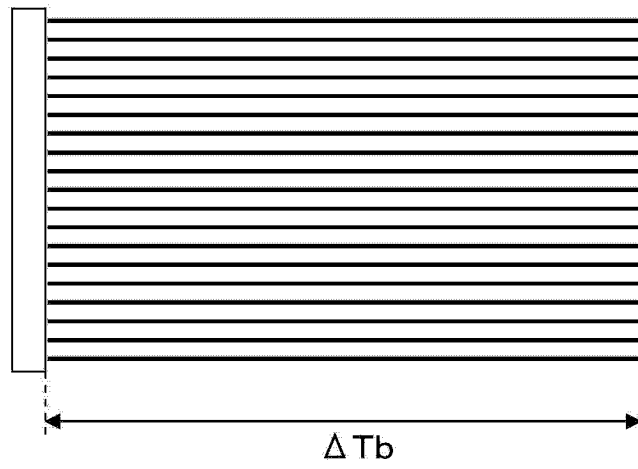


图 11A

偶数编号的帧

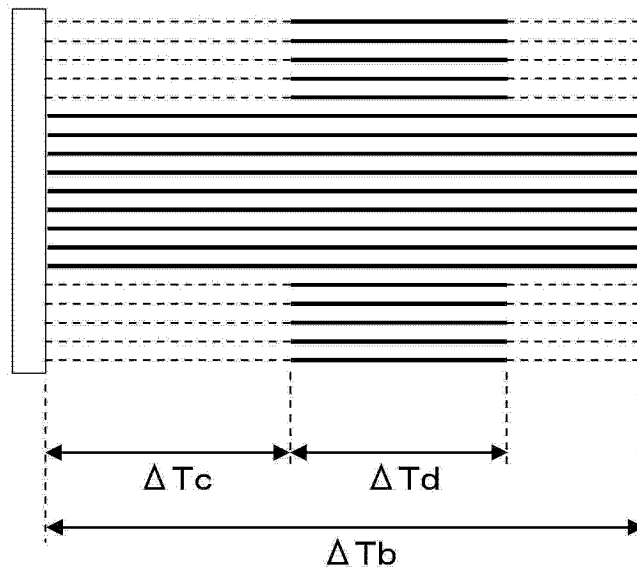


图 11B

奇数编号的帧

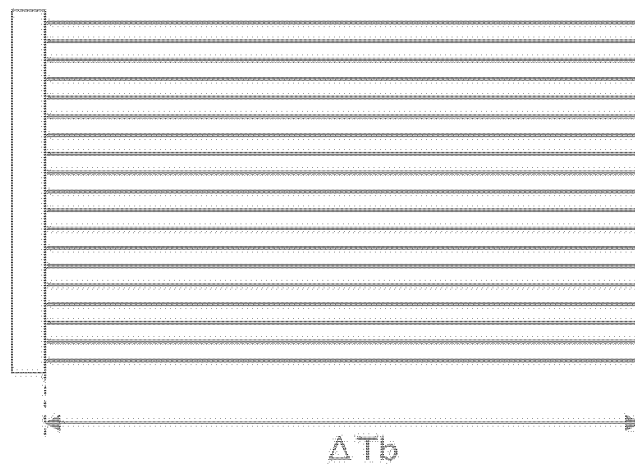


图 12A

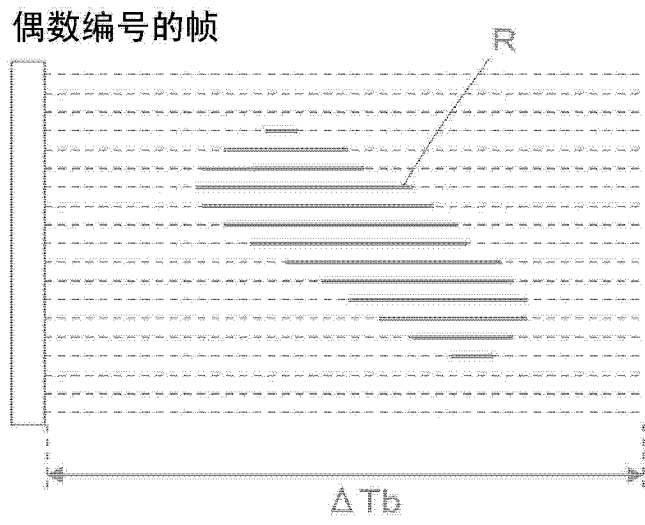


图 12B

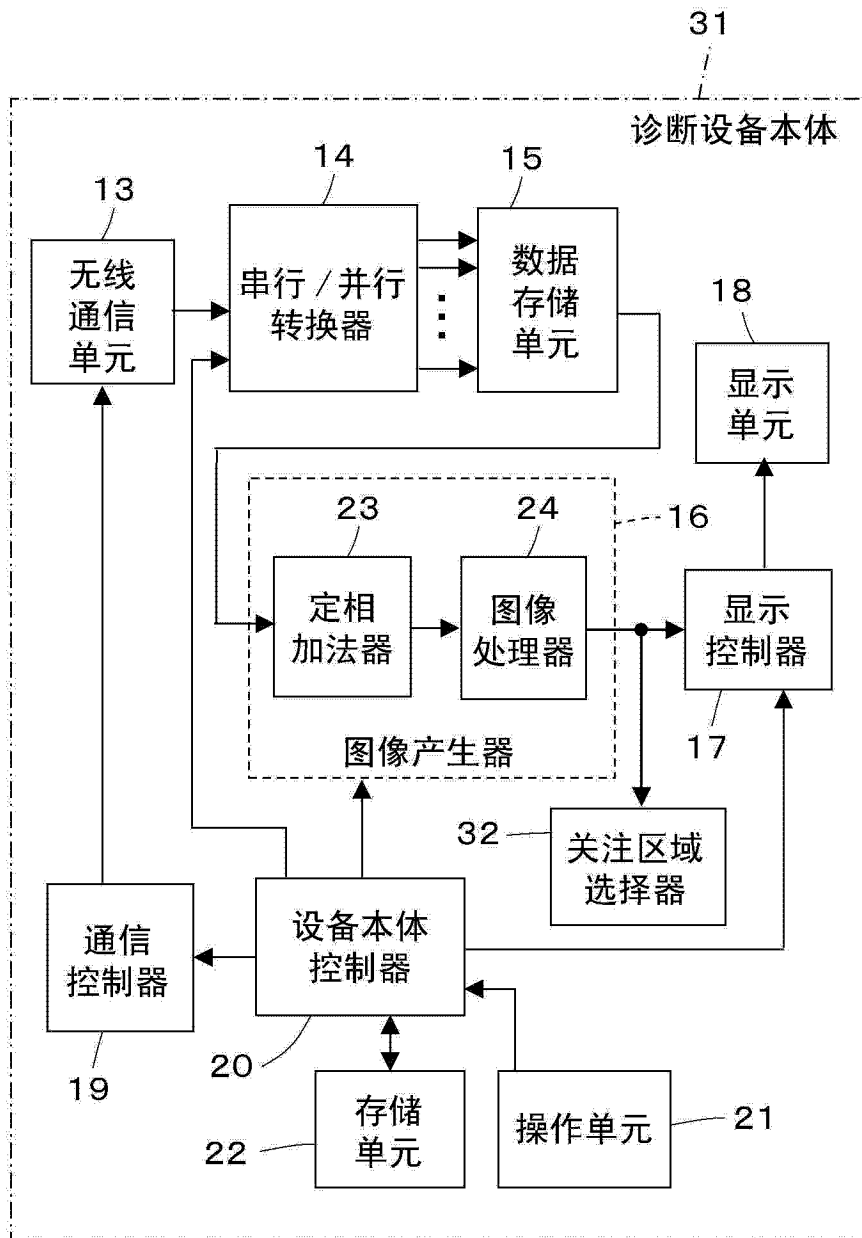


图 13

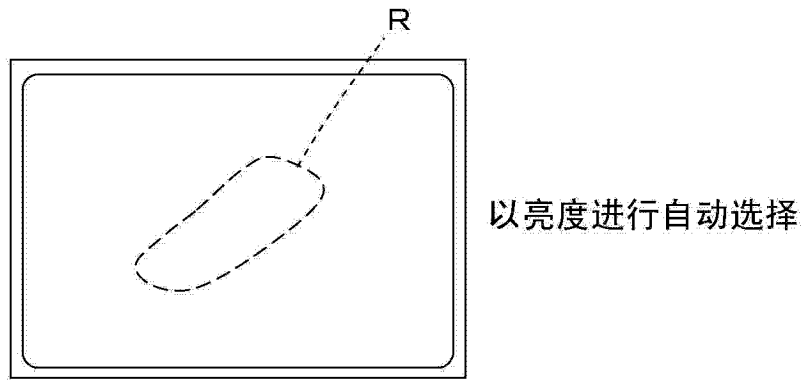


图 14

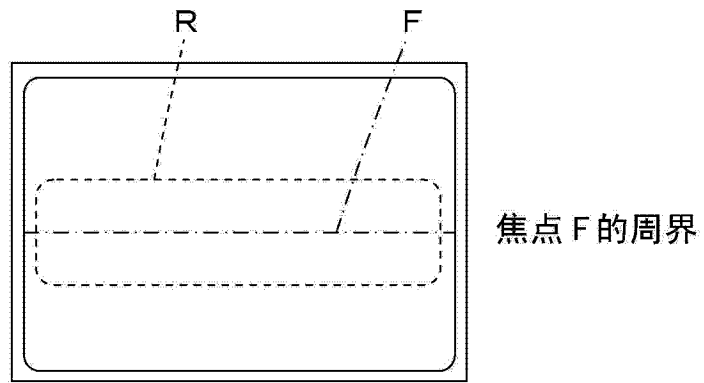


图 15

专利名称(译)	超声波诊断设备和方法		
公开(公告)号	CN103096807A	公开(公告)日	2013-05-08
申请号	CN201180043287.0	申请日	2011-07-13
[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	大岛雄二		
发明人	大岛雄二		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/56 A61B8/4472 A61B8/469 A61B8/4483 A61B8/145 A61B8/5207 A61B8/00		
代理人(译)	袁飞		
优先权	2010203073 2010-09-10 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种能够在不限制关注区域的大小的情况下改进关注区域的图像质量并节省电能的超声波诊断设备。即使在时间(t1)向构成振荡器阵列的各个换能器提供驱动信号，接收信号处理器也保持关闭，并不接通。根据关注区域的测量深度，仅在时间(t4)开始接收到来自关注区域的超声回波信号之后才接通接收信号处理器，且直到在时间(t5)完成对来自关注区域的超声回波信号的接收为止。之后，接收信号处理器返回关闭状态。

