



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104825188 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201510163057. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 02. 24

A61B 8/00(2006. 01)

G01S 15/89(2006. 01)

(30) 优先权数据

G01S 7/52(2006. 01)

2011-051508 2011. 03. 09 JP

2011-051727 2011. 03. 09 JP

2011-051888 2011. 03. 09 JP

2011-051900 2011. 03. 09 JP

2011-070036 2011. 03. 28 JP

(62) 分案原申请数据

201210044964. 7 2012. 02. 24

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田边刚

(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 李敬文

权利要求书1页 说明书50页 附图24页

(54) 发明名称

超声诊断装置

(57) 摘要

超声探针沿不同的方向发射和接收超声波，并且诊断装置本体对沿不同发射和接收方向捕获的多个图像进行组合以产生超声图像。在该过程中，超声诊断装置测量超声探针的温度以改变用于产生复合超声图像的超声发射和接收，或者使得在一个复合超声图像中的最末超声图像中的发射和接收的方向与其时间上相邻的复合超声图像中的最先超声图像中的发射和接收的方向相一致。超声诊断装置因此实现了对抗超声探针的集成电路板中产生的热的一致性的超声诊断，同时简化了对超声发射和接收的控制。



1. 一种超声诊断装置,包括:

超声探针,配置为向对象发射超声波,并接收由超声波在对象上的反射产生的超声回波;以及

诊断装置本体,配置为根据在超声探针的信号处理器中处理的接收信号,产生超声图像,

其中所述超声探针配置为沿相互不同的超声发射和接收方向,执行多个类型的超声发射和接收,所述诊断装置本体配置为基于所述多个类型的超声发射和接收中的每一个,组合超声图像;以及

其中,所述超声探针配置为执行所述多个类型的超声发射和接收,以在一个复合超声图像的最末超声图像及所述一个复合超声图像的时间上连续的复合超声图像的最先超声图像中沿相同的方向发射和接收超声波。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断装置,其中所述超声探针还包括:

发射控制装置,用于控制来自压电单元的超声波的发射;以及

信号处理装置,用于处理从所述压电单元输出的接收信号。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声诊断装置,其中所述诊断装置本体和所述超声探针中的至少一个包括:选择装置,用于选择进行组合以产生所述复合超声图像的多个超声图像。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的超声诊断装置,其中预定个数的时间上连续的复合超声图像中的至少一个具有不同个数的组合的超声图像。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声诊断装置,其中预定个数的时间上连续的复合超声图像中的至少一个在超声图像中具有不同组合类型的超声发射和接收。

6. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的超声诊断装置,其中要组合的超声图像在时间上相邻的复合超声图像之间共享,使得一个复合超声图像中的最末超声图像及随后的复合超声图像中的最先超声图像沿相同的方向发射和接收超声波。

超声诊断装置

[0001] 本申请是申请号为 201210044964.7、申请日为 2012 年 2 月 24 日的中国发明专利申请“超声诊断装置”的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种超声诊断装置。本发明更具体地涉及一种超声诊断装置,其能够在容易地控制空间合成中的超声发射和接收的同时抑制由超声探针产生的热。

背景技术

[0003] 使用超声图像的超声诊断装置已经在医学领域付诸实践。

[0004] 通常,超声诊断装置包括超声探针 (ultrasound probe,下文中称作“探针”)和诊断装置本体。在超声诊断装置中,探针朝着对象发射超声波,并且接收来自所述对象的超声回波。诊断装置本体电学地处理探针所接收并输出的接收信号以产生超声图像。

[0005] 已知所谓的“斑点”(斑点噪声/斑点图案)是可以使超声诊断装置中的超声图像的图像质量恶化的因素。斑点是由大量散射源产生的散射波的相互干涉引起的白点噪声,散射波存在于对象中并且具有比超声波的波长短的波长。

[0006] 在 JP2005-58321A 和 JP2003-70786A 中描述了空间合成 (spatial compounding),并且已知空间合成是一种减少超声诊断装置中的这种斑点的方法。

[0007] 如图 34 概念性地示出,空间合成是这样一种技术,其包括在压电单元 100 和对象之间沿相互不同的方向(按照相互不同的扫描角度)执行多个类型的超声发射和接收,并且将通过所述多个类型的超声发射和接收而获得的超声图像进行组合以产生复合 (composite) 超声图像。

[0008] 更具体地,在图 34 所示的示例中,执行三个类型的超声发射和接收,其包括如正常超声图像产生中的超声发射和接收(正常发射和接收)、沿相对于正常发射和接收的方向倾斜角度 θ 的方向的超声发射和接收以及沿相对于正常发射和接收的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的超声发射和接收。

[0009] 对通过正常发射和接收获得的超声图像 A(实线)、沿倾斜角度 θ 的方向的发射和接收获得的超声图像 B(虚线)和沿倾斜角度 $-\theta$ 的方向的发射和接收获得的图像 C(点划线)进行组合,以产生覆盖由实线所示的超声图像 A 的区域的复合超声图像。

[0010] 构成超声诊断装置的探针包括压电单元,所述压电单元向对象发射超声波,接收所述超声波在对象上的反射产生的超声回波,并且输出接收到的超声回波作为电信号(接收信号)。

[0011] 近来,探针也可以配置有集成电路板,用于对从压电单元输出的接收信号进行放大、执行 A/D 转换或其他处理,改变压电单元中超声波发射和接收的定时,无需使用任意线缆而与诊断装置本体进行无线通信以及减少噪声。

[0012] 众所周知,压电单元通过超声发射和接收产生热。

[0013] 通过增加从压电单元发射的超声波的功率来获得高分辨率超声图像。然而,从压

电单元产生的热量也随着从压电单元发射的超声波功率的增加而增加。

[0014] 集成电路板也通过接收信号处理而产生热。

[0015] 也就是说,探针通过超声发射和接收产生热。

[0016] 探针的热产生使压电单元的驱动以及集成电路板的每一个电路的操作不稳定。结果,使得来自发射或接收的超声波的输出信号不稳定,进一步地使集成电路板中的信号处理不稳定。也就是说,探针的热产生降低了超声图像的图像质量。

[0017] 因此,需要在超声诊断装置中尽可能多地抑制探针内的温度增加,以始终如一地获得高分辨率超声图像。

[0018] 同样如上所述,空间合成使得能够减少所得到的超声图像上的斑点。

[0019] 另一方面,因为要针对用于产生复合超声图像的每一个超声图像而改变超声发射和接收的方向,超声发射和接收的控制变得复杂。

发明内容

[0020] 本发明的一个目的是解决前述现有技术问题,并且提供一种超声诊断装置,当通过空间合成根据超声图像产生复合超声图像时,所述超声诊断装置甚至在温度增加的情况下,也能够使得超声图像的图像质量恶化最小化的同时抑制超声探针内的温度增加。

[0021] 本发明的另一个目的是提供一种超声诊断装置,能够在通过空间合成产生超声图像时减少对超声发射和接收方向的切换控制,从而简化空间合成时对超声发射和接收的控制。

[0022] 为了实现以上目的,本发明第一方面提出了一种超声诊断装置,包括:

[0023] 超声探针,配置为向对象发射超声波,并接收由超声波在对象上的反射产生的超声回波,超声探针包括:

[0024] 信号处理装置,用于基于超声回波对接收信号进行处理;以及

[0025] 温度测量装置,用于测量预定位置处的温度;以及

[0026] 诊断装置本体,配置为根据在所述超声探针的信号处理装置中处理的接收信号来产生超声图像,

[0027] 其中所述超声探针配置为沿相互不同的超声发射和接收方向,执行多个类型的超声发射和接收,所述诊断装置本体配置为基于所述多个类型的超声发射和接收中的每一个,组合超声图像,以及

[0028] 其中在所述诊断装置本体中产生复合超声图像时,所述超声探针配置为根据利用所述温度测量装置获得的温度测量结果来改变用于产生所述复合超声图像的超声发射和接收。

[0029] 在根据本发明第一方面的超声诊断装置中,在诊断装置本体中产生复合超声图像时,优选地,所述超声探针基于利用温度测量装置获得的温度测量结果,通过多个类型的超声发射和接收,或者通过从多个类型的超声发射和接收中减去一个或多个类型的超声发射和接收之后的至少一个类型的超声发射和接收,来执行用于产生复合超声图像的超声发射和接收。

[0030] 优选地,所述温度测量装置测量信号处理装置的温度。

[0031] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,优选地,所述超声探针通过所述多个类

型的超声发射和接收之一来执行超声发射和接收,来获得作为预设的预定输出区域中的超声图像的主图像。

[0032] 优选地,将温度 T1 和大于温度 T1 的温度 T2 设置为阈值,并且在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,所述超声探针在温度测量结果小于温度 T1 时执行多个类型的超声发射和接收,所述超声探针在温度测量结果等于或大于温度 T2 时执行设置的最小个数类型的超声发射和接收,并且所述超声探针在温度测量结果等于或大于温度 T1 但是小于温度 T2 时执行给定个数类型的超声发射和接收,其中给定个数小于多个类型的发射和接收的个数但是大于所述设置的最小个数类型的超声发射和接收的个数。

[0033] 优选地,将温度 T1 和大于温度 T1 的温度 T2 设置为阈值,并且在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,所述超声探针在温度测量结果小于温度 T1 时执行多个类型的超声发射和接收,并且在温度测量结果等于或大于温度 T1 时,在一个复合超声图像中执行在从所述多个类型的超声发射和接收中减去一个或多个类型的超声发射和接收之后的所述至少一个类型的超声发射和接收,并且在其时间上连续的复合超声图像中执行所述多个类型的超声发射和接收或者执行在从所述多个类型的超声发射和接收中减去一个或多个类型的超声发射和接收之后的所述至少一个类型的超声发射和接收,从所述多个类型的超声发射和接收的个数中减去的超声发射和接收类型的个数在包括所述一个复合超声图像及其时间上连续的复合超声图像的两个连续超声图像中是不同的。

[0034] 优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T1 但是小于温度 T2 时,所述超声探针通过在两个时间上连续的复合超声图像之一中从多个类型的超声发射和接收中减去一个或多个类型的超声发射和接收来执行所述超声发射和接收。

[0035] 优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T2 时,所述超声探针通过在两个时间上连续的复合超声图像两者中,从多个类型的超声发射和接收中减去一个或多个类型的超声发射和接收来执行所述超声发射和接收。

[0036] 优选地,对于一个复合超声图像中的最末超声图像及其时间上连续的复合超声图像中的最先超声图像,所述超声探针沿相同的方向发射和接收超声波。

[0037] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,优选地,,所述超声探针执行所述超声发射和接收,以在从多个类型的超声发射和接收中减去两个或多个类型的超声发射和接收时减少时间上连续的超声图像。

[0038] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,优选地,所述超声探针执行所述超声发射和接收,以在从所述多个类型的超声发射和接收中减去所述一个或多个类型的超声发射和接收时,减少复合超声图像中的最末超声图像及其时间上连续的复合超声图像中的最先超声图像。

[0039] 在根据本发明第一方面的超声诊断装置中,在诊断装置本体中产生复合超声图像时,优选地,所述超声探针根据利用温度测量装置获得的温度测量结果来调节超声发射和接收的条件,以改变要在诊断装置本体中组合的超声图像的图像质量。

[0040] 优选地,所述温度测量装置测量信号处理装置的温度。

[0041] 优选地,所述超声探针改变多个可用通道和多个声线中的至少一个以调节超声

发射和接收的条件。

[0042] 优选地,将温度 T3 和大于温度 T3 的温度 T4 设置为阈值,并且在用于获得超声图像以进行组合的超声发射和接收条件中,设置按照与预定图像质量的超声图像相对应的正常图像质量级别的超声发射和接收、按照与最低图像质量的超声图像相对应的低图像质量级别的超声发射和接收、以及按照具有小于正常图像质量级别但是大于低图像质量级别的图像质量的超声图像相对应的中等图像质量级别的超声发射和接收。

[0043] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果小于温度 T3 时,所述超声探针按照正常图像质量级别执行所有的多个类型的超声发射和接收。

[0044] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地当温度测量结果等于或大于温度 T3 但是小于温度 T4 时,所述超声探针按照中等图像质量级别执行多个类型的超声发射和接收中的至少两个,以及当温度测量结果等于或大于温度 T4 时,所述超声探针按照低图像质量级别执行多个类型的超声发射和接收中的至少两个。

[0045] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T3 但是小于温度 T4 时,所述超声探针按照中等图像质量级别执行多个类型的超声发射和接收中的至少两个,并且当温度测量结果等于或大于温度 T4 时,所述超声探针按照中等图像质量级别执多个类型的超声发射和接收中的至少一个、并且按照低图像质量级别执行除了所述多个类型的超声发射和接收中所述至少一个之外的一个或多个类型的超声发射和接收。

[0046] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T3 但是小于温度 T4 时,所述超声探针按照中等图像质量级别执行所述多个类型的超声发射和接收中的至少两个,并且当温度测量结果等于或大于温度 T4 时,所述超声探针按照低图像质量级别执行所述多个类型的超声发射和接收中的至少两个、并且按照中等图像质量级别执行除了所述多个类型的超声发射和接收中所述至少两个之外的所有一个或多个类型的超声发射和接收。

[0047] 优选地,在诊断装置本体中产生复合超声图像时,所述超声探针通过所述多个类型的超声发射和接收来执行超声发射和接收,用于获得主图像作为预设的预定输出区域中的超声图像,并且按照正常图像质量级别执行对所述主图像的超声发射和接收。

[0048] 优选地,对于一个复合超声图像中的最末超声图像及其时间上连续的复合超声图像中的最先超声图像,所述超声探针沿相同的方向发射和接收超声波。

[0049] 在根据本发明第一方面的超声诊断装置中,在诊断装置本体中产生复合超声图像时,优选地,所述超声探针根据利用温度测量装置获得的温度测量结果来调节要由信号处理装置处理的接收信号的深度,以改变要在诊断装置本体中组合的超声图像的深度。

[0050] 优选地,所述温度测量装置测量信号处理装置的温度。

[0051] 优选地,将温度 T5 和大于温度 T5 的温度 T6 设置为阈值,并且针对要由信号处理装置处理的接收信号的深度,设置正常深度、小深度和中等深度,根据正常深度将所述接收信号处理到预定的深度,根据小深度将所述接收信号处理到最浅的深度,并且根据中等深度将接收信号处理到小于正常深度但是大于小深度的深度。

[0052] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果小于温度 T5 时,所述超声探针执行多个类型的超声发射和接收中的所有接收信号处理直到正常深度为止。

[0053] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地当温度测量结果等于或大于温度 T5 但是小于温度 T6 时,所述超声探针在多个类型的超声发射和接收中的至少两个中的接收信号处理直到中等深度为止;并且当温度测量结果等于或大于温度 T6 时,所述超声探针在多个类型的超声发射和接收中的至少两个中执行接收信号处理,直到小深度为止。

[0054] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T5 但是小于温度 T6 时,所述超声探针对多个类型的超声发射和接收中的至少两个执行接收信号处理,直到中等深度为止,并且当温度测量结果等于或大于温度 T6 时,所述超声探针在时间上连续的复合超声图像中交替地重复:在多个类型的超声发射和接收中的至少两个中执行接收信号处理,直到小深度为止,以及在多个类型的超声发射和接收中的至少两个中执行接收信号处理,直到中等深度为止。

[0055] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T5 但是小于温度 T6 时,所述超声探针对多个类型的超声发射和接收中的至少一个执行接收信号处理,直到中等深度为止,并且当温度测量结果等于或大于温度 T6 时,所述超声探针对在多个类型的超声发射和接收中的至少一个执行接收信号处理直到中等深度为止,并且对除了多个类型的超声发射和接收中所述至少一个之外的一个或多个类型的超声发射和接收执行接收信号处理,直到小深度为止。

[0056] 优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T6 时,在时间上连续的复合超声图像中,进行接收信号处理直到中等深度为止的超声图像和进行接收信号处理直到小深度为止的超声图像的处理顺序不同。

[0057] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T5 但是小于温度 T6 时,所述超声探针对多个类型的超声发射和接收中的至少两个执行接收信号处理,直到中等深度为止,并且当温度测量结果等于或大于温度 T6 时,所述超声探针对多个类型的超声发射和接收中的至少两个执行接收信号处理,直到小深度为止,并且对除了多个类型的超声发射和接收中所述至少两个之外的所有一个或多个类型的超声发射和接收执行接收信号处理,直到中等深度为止。

[0058] 优选地,在诊断装置本体中产生复合超声图像时,所述超声探针通过多个类型的超声发射和接收之一来执行超声发射和接收,用于获得主图像作为在预设的预定输出区域中的超声图像,并且对通过超声发射和接收获得的用于主图像的接收信号进行处理,直到正常深度为止。

[0059] 优选地,所述超声探针针对一个复合超声图像中的最末超声图像及其时间上连续的复合超声图像中的最先超图像沿相同的方向发射和接收所述超声波。

[0060] 在根据本发明第一方面的超声诊断装置中,在诊断装置本体中产生复合超声图像

时,优选地,所述超声探针依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,对通过信号处理装置执行的接收信号处理进行调节,以在通过诊断装置本体组合的超声图像中超过预定深度的区域中减少声线的个数,并且在诊断装置本体中产生复合超声图像时,所述诊断装置本体利用周围的声线来内插超过预定深度而去除的声线以产生超声图像。

[0061] 优选地,所述温度测量装置测量信号处理装置的温度。

[0062] 优选地,将温度 T7 和大于温度 T7 的温度 T8 设置为阈值,并且针对超过而减少声线个数的预定深度,设置不减少声线个数的正常深度、最浅的小深度和小于正常深度但是大于小深度的中等深度。

[0063] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果小于温度 T7 时,所述超声探针对所有预定个数的超声图像进行处理,直到正常深度为止。

[0064] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T7 但是小于温度 T8 时,所述超声探针在预定个数的超声图像中的至少两个中,在超过中等深度处减少声线个数,并且当温度测量结果等于或大于温度 T8 时,所述超声探针在预定个数的超声图像中的至少两个,在超过小深度处减少声线个数。

[0065] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T7 但是小于温度 T8 时,所述超声探针在预定个数的超声图像的至少两个中,在超过中等深度处减少声线个数,并且当温度测量结果等于或大于温度 T8 时,所述超声探针在预定个数的超声图像的至少一个中超过中等深度处减少声线个数,以及在除了所述预定个数的超声图像的所述至少一个之外的一个或多个超声图像中超过小深度处减少声线个数。

[0066] 在诊断装置本体中产生复合超声图像时,依据利用温度测量装置获得的温度测量结果,优选地,当温度测量结果等于或大于温度 T7 但是小于温度 T8 时,所述超声探针在预定个数的超声图像的至少两个中超过中等深度处减少声线个数,并且当温度测量结果等于或大于温度 T8 时,所述超声探针在预定个数的超声图像的至少两个中超过小深度处减少声线个数,以及除了在预定个数的超声图像的所述至少两个之外的所有一个或多个超声图像中超过中等深度处减少声线个数。

[0067] 优选地,在诊断装置本体中产生复合超声图像时,所述超声探头通过多个类型的超声发射和接收之一来执行超声发射和接收,用于获得主图像作为预设的预定输出区域中的超声图像,并且通过超声发射和接收获得的用于主图像的超声图像具有正常深度。

[0068] 优选地,所述超声探针针对一个复合超声图像中的最末超声图像及其时间上连续的复合超声图像的最先超声图像沿相同的方向发射和接收超声波。

[0069] 本发明的第二方面提出了一种超声诊断装置,包括:超声探针,配置为向对象发射超声波,并接收由超声波在对象上的反射产生的超声回波;以及

[0070] 诊断装置本体,配置为根据在超声探针的信号处理器中处理的接收信号,产生超声图像,

[0071] 其中所述超声探针配置为沿相互不同的超声发射和接收方向,执行多个类型的超声发射和接收,所述诊断装置本体配置为基于所述多个类型的超声发射和接收中的每一

个,组合超声图像;以及

[0072] 其中,所述超声探针配置为执行所述多个类型的超声发射和接收,以在一个复合超声图像的最末超声图像及时间上连续的复合超声图像的最先超声图像中沿相同的方向发射和接收超声波。

[0073] 在根据本发明第二方面的超声诊断装置中,优选地,所述超声探针还包括:发射控制装置,用于控制来自压电单元的超声波的发射;以及信号处理装置,用于处理从压电单元输出的接收信号。

[0074] 优选地,所述诊断装置本体和所述超声探针中的至少一个包括选择装置,用于选择要组合以产生复合超声图像的超声图像的个数。

[0075] 优选地,预定个数的时间上连续的复合超声图像中的至少一个具有不同个数的要组合的超声图像。

[0076] 优选地,预定个数的时间上连续的复合超声图像中的至少一个在超声图像中具有不同组合类型的超声发射和接收。

[0077] 优选地,要组合的超声图像在时间上相邻的复合超声图像之间共享,使得一个复合超声图像中的最末超声图像及其后一个复合超声图像中的最先超声图像沿相同的方向发射和接收超声波。

[0078] 根据如上所述配置的本发明超声诊断装置的第一方面,在用于对沿不同超声发射和接收方向的多个图像进行组合的空间合成时,依据超声探针中的温度增加,改变超声发射和接收。更具体地,依据超声探针中的温度增加,减少要通过空间合成进行组合的图像的个数。替代地,依据超声探针中的温度增加,改变要通过空间合成组合的图像的图像质量。替代地,依据超声探针中的温度增加,改变要通过空间合成组合的图像的深度。替代地,依据超声探针的温度增加,在要通过空间合成组合的图像中超过预定深度处改变声线的个数,并且在组合时对不具有声线的区域进行内插。

[0079] 因此,根据本发明第一方面的超声诊断装置,可以依据超声探针的内部温度,降低安装到超声探针上的压电单元和诸如用于处理接收信号的 AFE 之类的集成电路的驱动频率、驱动时间和发射/接收处理频率。因此,当在超声探针内产生热时,可以抑制集成电路和压电单元中的温度增加。也可以抑制从超声探针产生的热以使得图像质量恶化最小化。

[0080] 因此,根据本发明第一方面的超声诊断装置能够通过空间合成一致地获得高分辨率超声图像。

[0081] 根据本发明第二方面的超声诊断装置,还可以在空间合成时减少超声发射和接收的方向的切换频率。

[0082] 因此,根据本发明第二方面的超声诊断装置能够在空间合成时简化超声发射和接收的控制。因此,例如可以在超声诊断装置中减少空间合成时超声探针的负担,其中在超声探针中合并了控制超声发射和接收的功能。

附图说明

[0083] 图 1 是示出了根据本发明第一方面的超声诊断装置的第一实施例的概念性方框图。

[0084] 图 2 是用于说明可以在本发明的超声诊断装置中执行的空间合成的概念图。

[0085] 图 3A、3B 和 3C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第一实施例中执行的空间合成示例的概念图。

[0086] 图 4A、4B 和 4C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第一实施例中执行的空间合成的另一个示例的概念图。

[0087] 图 5A 和 5B 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第一实施例中执行的空间合成的再一个示例的概念图。

[0088] 图 6 是示出了根据本发明第一方面的超声诊断装置的第二实施例的概念性方框图。

[0089] 图 7A、7B 和 7C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第二实施例中执行的空间合成示例的概念图。

[0090] 图 8A、8B 和 8C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第二实施例中执行的空间合成的另一个示例的概念图。

[0091] 图 9A、9B 和 9C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第二实施例中执行的空间合成的再一个示例的概念图。

[0092] 图 10A、10B 和 10C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第二实施例中执行的空间合成的又一个示例的概念图。

[0093] 图 11 是示出了根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例的概念性方框图。

[0094] 图 12 是用于说明在本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例中执行的通过空间合成的接收信号处理的概念图。

[0095] 图 13A、13B 和 13C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例中执行的通过空间合成的接收信号处理的概念图。

[0096] 图 14A、14B 和 14C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例中执行的空间合成的示例的概念图。

[0097] 图 15A、15B、15C、15D 和 15E 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例中执行的空间合成的另一个示例的概念图。

[0098] 图 16A、16B 和 16C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例中执行的空间合成的再一个示例的概念图。

[0099] 图 17A、17B、17C、17D 和 17E 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例中执行的空间合成的又一个示例的概念图。

[0100] 图 18A、18B 和 18C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例中执行的空间合成的另外一个示例的概念图。

[0101] 图 19A、19B 和 19C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例中执行的空间合成的仍然另一个示例的概念图。

[0102] 图 20 是示出了根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例的概念性方框图。

[0103] 图 21A、21B 和 21C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例中执行的通过空间合成的声线减少的概念图。

[0104] 图 22A、22B 和 22C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施

例中执行的通过空间合成的声线减少的概念图。

[0105] 图 23A、23B 和 23C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例中执行的空间合成的示例的概念图。

[0106] 图 24A、24B 和 24C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例中执行的空间合成的另一个示例的概念图。

[0107] 图 25A、25B 和 25C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例中执行的空间合成的再一个示例的概念图。

[0108] 图 26A、26B 和 26C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例中执行的空间合成的又一个示例的概念图。

[0109] 图 27A、27B 和 27C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例中执行的空间合成的另外一个示例的概念图。

[0110] 图 28A、28B 和 28C 是用于说明在根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例中执行的空间合成的仍然另一个示例的概念图。

[0111] 图 29 是示出了根据本发明第二方面的超声诊断装置的概念性方框图。

[0112] 图 30A 和 30B 是用于说明在根据本发明第二方面的超声诊断装置中执行的空间合成的示例的概念图。图 30C 是用于说明正常空间合成的概念图。

[0113] 图 31A 和 31B 是用于说明在根据本发明第二方面的超声诊断装置中执行的空间合成的另一个示例的概念图。

[0114] 图 32A 和 32B 是用于说明在根据本发明第二方面的超声诊断装置中执行的空间合成的再一个示例的概念图。

[0115] 图 33A 和 33B 是用于说明在根据本发明第二方面的超声诊断装置中执行的空间合成的又一个示例的概念图。

[0116] 图 34 是用于说明空间合成的概念图。

具体实施方式

[0117] 接下来,将参考附图所示的优选实施例详细描述本发明的超声诊断装置。

[0118] 图 1 是示出了根据本发明第一方面的超声诊断装置的第一实施例的概念性方框图。

[0119] 图 1 所示的超声诊断装置 10A 包括超声探针 12A 和诊断装置本体 14A。超声探针 12A 通过无线通信与诊断装置本体 14A 相连。

[0120] 超声探针 12A(下文中称作“探针 12A”)向对象发射超声波,接收通过超声波在对象上的反射产生超声回波,并且根据接收的超声回波输出超声图像的接收信号。

[0121] 在本发明的实践中,可以将各种已知超声探针用于探针 12A。因此,对于探针 12A 的类型没有具体的限制,并且可以使用诸如凸起型、线型和扇面型之类的各种类型。探针可以是外部探针,或者用于超声内诊镜的径向扫描型探针。此外,探针 12A 可以具有与谐波成像兼容的超声换能器,用于从发射的超声波接收二次或更高阶谐波。

[0122] 探针 12A 包括压电单元 16、信号处理器 20、并行 / 串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、发射控制器 32A、接收控制器 34A、通信控制器 36、探针控制器 38 和温度传感器 42。

[0123] 压电单元 16 是发射和接收超声波的（超声）换能器 18 的一维或二维阵列。压电单元 16 与信号处理器 20 相连。

[0124] 信号处理器 20 包括与压电单元 16 的各个单独的换能器 18 相对应的各个单独的信号处理器 20a。各个单独的信号处理器 20a 经由并行 / 串行转换器 24 与无线通信单元 26 相连。无线通信单元 26 还与天线 28 相连。

[0125] 换能器 18 的每一个均经由发射驱动器 30 与发射控制器 32A 相连。各个单独的信号处理器 20a 的每一个与接收控制器 34A 相连。无线通信单元 26 与通信控制器 36 相连。

[0126] 并行 / 串行转换器 24、发射控制器 32A、接收控制器 34A 和通信控制器 36 与探针控制器 38 相连。

[0127] 超声诊断装置 10A 的探针 12A 配置有温度传感器 42，用于测量信号处理器 20 的温度。将利用温度传感器 42 获得的温度测量结果提供给发射控制器 32A 和接收控制器 34A。

[0128] 探针 12A 包括内置电池，其提供电能来驱动每一个部件。图 1 中未示出电池。

[0129] 压电单元 16 是已知的类型，其包括发射和接收超声波的换能器 18 的一维或二维阵列，以及衬背层 (backing layer)、声学匹配层和层压在其上的声学透镜。

[0130] 每一个换能器 18 均是具有压电本体和设置在压电本体的两个末端上的电极的超声换能器，所述压电本体例如由 PZT（锆钛酸铅）或 PVDF（聚偏二氟乙烯）构成。

[0131] 当向超声换能器的电极施加脉冲电压或连续波电压时，压电本体扩张或收缩以引起换能器产生脉冲或连续超声波。对通过超声换能器产生的超声波进行组合以形成超声束。

[0132] 在接收到传播的超声波时，每一个超声换能器扩张和收缩以产生电信号，然后作为超声接收信号输出这些电信号。

[0133] 换能器 18 根据从发射驱动器 30 提供的驱动信号来发射超声波。换能器 18 接收来自对象的超声回波，将接收的超声回波转换为电信号（接收信号），并且向各个单独的信号处理器 20a 输出所述电信号。

[0134] 发射驱动器 30 包括数模转换器、低通滤波器、放大器和脉冲器。发射驱动器 30 向每一个换能器 18（超声换能器的电极）提供脉冲驱动电压（发射脉冲），以使超声换能器振荡从而发射超声波。

[0135] 发射驱动器 30 基于由发射控制器 31A 选择的发射延迟图案，针对各个换能器 18 调节驱动信号的延迟量，并且向换能器提供所调节的驱动信号，使得从换能器 18 发射的超声波形成超声束。

[0136] 压电单元 16 的换能器 18 与信号处理器 20 的相应的单独信号处理器 20a 相连。

[0137] 每一个单独的信号处理器 20a 具有 AFE（模拟前端），AFE 包括 LNA（低噪声放大器）、VCA（压控衰减器）、PGA（可编程增益放大器）、低通滤波器和模数转换器。在接收控制器 34A 的控制下，单独的信号处理器 20a 将从相应的换能器 18 输出的接收信号在 AFE 中转换为数字接收信号。然后，单独的信号处理器 20a 让在 AFE 中产生的数字接收信号经历正交 (quadrature) 检测或正交采样以产生复基带信号。此外，单独的信号处理器 20a 对所产生的复基带信号进行采样以产生包含组织区域信息的采样数据，并且将所产生的采样数据提供给并行 / 串行转换器 24。

[0138] 并行 / 串行转换器 24 在多个通道中将单独信号处理器 20a 产生的并行采样数据

转换为串行采样数据。

[0139] 探针 12A 配置有温度传感器 42, 用于测量信号处理器 20 (接收信号处理电路部分) 的温度。将利用温度传感器 42 获得的温度测量结果发送给发射控制器 32A 和接收控制器 34A。

[0140] 温度传感器 42 没有特别地限制, 可以使用已知的温度传感器。

[0141] 温度传感器 42 的使用不局限于信号处理器 20 的温度的测量, 也可以测量探针 12A 的内部温度。然而优选地, 温度传感器 42 测量信号处理器 20 的温度, 因为对从换能器 18 输出的接收信号进行处理的信号处理器 20 (具体地 AFE) 产生的热在探针 12A 中最大。

[0142] 超声诊断装置 10A 具有空间合成的功能, 其中对沿相互不同方向的超声发射和接收 (超声波的发射和接收) 获得的超声图像进行组合以产生复合超声图像。在所示的情况下, 例如在空间合成中对三个超声图像进行组合。因此, 当执行空间合成时, 发射控制器 32A 和接收控制器 34A 分别控制发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的驱动, 使得在三个相互不同的发射和接收方向上执行三个类型的超声发射和接收。

[0143] 在超声诊断装置 10A 中, 依据在探针 12A 内部的预定位置处的温度, 改变要通过空间合成进行组合的图像的个数。更具体地, 接收控制器 34A 和发射控制器 32A 依据温度传感器 42 测量的信号处理器 20 的温度, 改变超声发射和接收的类型的个数, 以改变要经历空间合成的超声图像的个数。随后将详细地描述这一点。

[0144] 无线通信单元 26 基于串行采样数据执行载波调制以产生发射信号。无线通信单元 26 向天线 28 提供所产生的发射信号, 使得天线 28 发射无线电波以实现串行采样数据的发射。

[0145] 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)。

[0146] 无线通信单元 26 使用天线 28 通过与诊断装置本体 14A 的无线通信来向诊断装置本体 14A 发射采样数据。此外, 无线通信单元 26 从诊断装置本体 14A 接收各种控制信号, 并且向通信控制器 36 输出接收到的控制信号。

[0147] 通信控制器 36 控制无线通信单元 26, 使得按照由探针控制器 38 设置的发射无线电场强来发射采样数据。通信控制器 36 向探针控制器 36 输出由无线通信单元 26 接收的各种控制信号。

[0148] 探针控制器 38 根据从诊断装置本体 14A 发射的各种控制信号来控制探针 12A 的各种部件。

[0149] 如上所述, 本发明的超声诊断装置本体 10 具有通过空间合成产生图像 (复合超声图像) 的功能。

[0150] 如众所周知的, 空间合成是这样一种技术, 包括: 沿超声发射和接收的相互不同的方向 (按照相互不同的扫描角度或沿相互不同的扫描方向) 执行相对于对象的多个类型的超声发射和接收, 以及将通过所述多个类型的超声发射和接收获得的超声图像进行组合以产生复合超声图像。这种空间合成使得能够减少超声图像的斑点。

[0151] 当在所示超声诊断装置 10A 中执行空间合成时, 探针 12A 沿相互不同的方向执行三个类型的超声发射和接收。如图 2 概念性地所示, 例如, 三个类型的发射和接收包括: 用于获得主图像 (覆盖用于作为复合超声图像输出的整个区域的超声图像) 的发射和接收,

所述主图像是具有与正常超声图像的区域相同区域的超声图像（下文中将这种情况称作“主图像的发射和接收”）；沿相对于超声主图像的发射和接收倾斜角度 θ 的方向的超声发射和接收（沿倾斜角度“ θ ”的方向的超声发射和接收）；以及沿相对于主图像的超声发射和接收倾斜角度 $-\theta$ 的方向的超声发射和接收。

[0152] 为了方便起见，将主图像的发射和接收也称作“图像 A 的发射和接收”，将沿相对于图像 A 的发射和接收倾斜角度 θ 的方向的超声发射和接收称作“图像 B 的发射和接收”，以及将沿相对于图像 A 的发射和接收倾斜角度 $-\theta$ 的方向的超声发射和接收称作“图像 C 的发射和接收”。

[0153] 当执行空间合成时，发射控制器 32A 和接收控制器 34A 分别控制发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的驱动，使得按照预定的顺序执行图像 A、B 和 C 的发射和接收。

[0154] 换句话说，当在所示示例中执行空间合成时，在不改变帧速率的情况下，逐帧地重复地执行构成用于获得复合超声图像的帧单元的三个类型的超声发射和接收。

[0155] 因此，当执行空间合成时，探针 12A 的发射控制器 32A 和接收控制器 34A 分别控制发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的驱动，使得重复地执行三个类型的超声发射和接收。

[0156] 当执行空间合成时，诊断装置本体 14A（更具体地，图像组合单元 80）对包括通过图像 A 的超声发射和接收而获得的超声图像 A（实线）、通过图像 B 的发射和接收而获得的超声图像 B（虚线）和通过图像 C 的发射和接收而获得的超声图像 C（点划线）在内的三个超声图像进行组合，以产生覆盖超声图像 A 的区域的复合超声图像。

[0157] 因此，在所示示例中，要通过空间合成进行组合的超声图像的个数（预定个数）是 3。

[0158] 在本发明的实践中，要通过空间合成进行组合的超声图像的预定个数不局限于 3，也可以是 2、4 或更多。

[0159] 沿不同方向的超声发射和接收的方法也不局限于如图 2 概念性的示出的其中对超声发射和接收进行延迟的方法。可以使用沿不同方向的超声发射和接收的各种已知方法，如在 JP2005-58321A 和 JP2003-70786A 所述方法示例的。

[0160] 此外，所示示例指的是线型的，但是如上所述，本发明可应用于包括凸起型和扇型的各种类型的探针。

[0161] 如上所述，探针 16 配置有温度传感器 42，用于测量信号处理器 20 的温度。将利用温度传感器 42 获得的温度测量结果提供给发射控制器 32A 和接收控制器 34A

[0162] 针对探针 12A（发射控制器 32A 和接收控制器 34A）设置了温度阈值，所述温度阈值包括第一温度 $T1$ [°C] 和大于 $T1$ 的第二温度 $T2$ [°C]。在超声诊断装置 10A 中，如果满足 $T1 < T2$ 的关系， $T1$ 和 $T2$ 可以是固定或者变化的。

[0163] 在进行空间合成时，当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 $T1$ 时，在一个帧中执行所有的三个类型的超声发射和接收（与三个超声图像相对应）。换句话说，当探针 12A（信号处理器 20）具有稳定的温度时，执行所有的三个类型的超声发射和接收。

[0164] 例如，发射控制器 32A 和接收控制器 34A 首先执行图像 A 的发射和接收，用于获得作为主图像的超声图像 A。

[0165] 然后，发射控制器 32A 和接收控制器 34A 沿相对于超声图像 A 的方向倾斜角度 θ

的方向执行图像 B 的发射和接收,用于获得超声图像 B。

[0166] 然后,发射控制器 32A 和接收控制器 34A 沿相对于超声图像 A 的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向执行图像 C 的发射和接收,用于获得超声图像 C。

[0167] 更具体地,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T_1 时,如图 3A 概念性地所示,探针 12A 在一个帧中执行所有的三个类型的超声发射和接收,包括“图像 A 的发射和接收”、“图像 B 的发射和接收”以及“图像 C 的发射和接收”。因此,针对三个图像执行超声发射和接收。诊断装置本体 14A 对在一个帧中获得的三个超声图像进行组合以产生复合超声图像。

[0168] 相反,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T_1 但是小于 T_2 时,探针 12A 在一个帧中将用于产生复合超声图像的超声发射和接收的次数减 1(与一个图像的形成相对应),从而执行针对两个图像而不是一个图像的超声发射和接收(提供不操作时间段)。换句话说,当温度等于或大于 T_1 但是小于 T_2 时,从三个类型的超声发射和接收中减去一个类型的超声发射和接收以执行两个类型的超声发射和接收。

[0169] 例如,当温度测量结果等于或大于 T_1 但是小于 T_2 时,探针 12A 首先在一个帧中执行针对图像 A 的发射和接收,然后执行针对图像 B 的发射和接收,但是不执行针对后续图像 C 的发射和接收。

[0170] 更具体地,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T_1 但是小于 T_2 时,如图 3B 示意性地所示,根据包括“针对图像 A 的发射和接收”、“针对图像 B 的发射和接收”以及“不操作(停止)”的一个帧的过程,逐帧地重复地执行超声发射和接收。诊断装置本体 14A 对在一个帧中获得的两个超声图像进行组合以产生复合超声图像。

[0171] 当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T_2 时,探针 12A 从用于产生复合超声图像的超声发射和接收的次数中减 2(与两个图像的形成相对应),从而执行针对一个图像而不是两个图像的超声发射和接收(延长了不操作时间段)。换句话说,当温度等于或大于 T_2 时,从三个类型的超声发射和接收中减去两个类型的超声发射和接收以只执行一个类型的超声发射和接收。

[0172] 例如,当温度测量结果等于或大于 T_2 时,探针 12A 首先在一个帧中执行针对图像 A 的发射和接收,而不执行针对图像 B 的发射和接收,也不执行针对后续图像 C 的发射和接收。

[0173] 更具体地,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T_2 时,如图 3C 概念性地所示,根据包括“针对图像 A 的发射和接收”、“不操作”和“不操作”的一个帧的过程,逐帧地重复地执行超声发射和接收。诊断装置本体 14A 使用在一个帧中获得的一个超声图像来产生复合超声图像。换句话说,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T_2 时,在超声诊断装置 10A 中不执行空间合成。

[0174] 根据以上描述清楚的是,在空间合成时探针 12A 的温度增加的情况下,超声诊断装置 10A 在不改变用于通过空间合成产生复合超声图像的帧速率的情况下减少信号处理器 20 等的驱动时间。换句话说,在探针 12A 的温度增加的情况下,依据温度停止信号处理器 20 和其他发热部分的驱动。

[0175] 因此根据本发明,甚至在空间合成时探针 12A 的温度增加时,也可以通过停止诸如信号处理器 20 之类的发热部分来立即降低探针 12A 的内部温度。即使探针 12A 的温度

增加,通过在抑制其中温度增加的同时立即降低探针 12A 内的温度,使得图像质量恶化最小化。

[0176] 在图 3A 至 3C 所示的示例中,一个帧的图像超声发射和接收的顺序对于所有的帧都是相同的,但是这并非是本发明的唯一情况。换句话说,在每一个帧中图像的超声发射和接收的顺序可以是不同的。此外,对于利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T1 但是小于 T2 的情况以及利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T2 的情况而言,一个帧中图像的超声发射和接收的顺序可以是不同的。

[0177] 这些处理的示例如图 4A-4C 和图 5A-5B 所示。

[0178] 例如,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T1 时,如图 4A 所示,可以分别按照“图像 A → 图像 B → 图像 C”、“图像 C → 图像 B → 图像 A”、“图像 A → 图像 B → 图像 C”等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧等的超声发射和接收。

[0179] 当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T1 但是小于 T2、并且不执行针对图像 C 的超声发射和接收时,如图 4B 所示,可以分别按照“图像 A → 图像 B → 不操作(停止)”、“图像 B → 图像 A → 不操作”、“图像 A → 图像 B → 不操作”等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧等的超声发射和接收。

[0180] 也就是说,在本发明的实践中,在两个连续帧(即两个时间上连续的复合超声图像)之一中的最末超声图像和后一个帧的最先超声图像中的超声发射和接收的方向可以是相同的。

[0181] 超声发射和接收的这种顺序使得能够沿相同的方向继续超声发射和接收,以方便对发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的控制。

[0182] 例如,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T1 但是小于 T2、并且不执行针对图像 C 的超声发射和接收时,如图 4C 所示,可以通过将在一个帧的最后部分中提供的不操作状态继续到后一个帧的最先部分为止,来增大不操作时间段,更具体地,通过分别按照“图像 A → 图像 B → 不操作(停止)”、“不操作 → 图像 B → 图像 A”、“图像 A → 图像 B → 不操作”等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧等的超声发射和接收。

[0183] 在以上示例中,通过温度测量结果确定的不操作状态的个数在所有的帧中都相同,但是这并非是本发明的唯一情况。也就是说,不操作状态的个数在连续的帧中可以是不同的。换句话说,在本发明的实践中,在探针 12A 的温度增加的情况下,可以在两个连续帧内的任意位置停止超声发射和接收。

[0184] 例如,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T1 但是小于 T2 时,如图 5A 所示,可以分别按照“图像 B → 图像 A → 图像 C”、“图像 C → 图像 A → 不操作(停止)”、“图像 A → 图像 B → 不操作”、“图像 B → 图像 A → 图像 C”等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧、第四帧等的超声发射和接收。

[0185] 当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T2 时,如图 5B 所示,可以分别按照“图像 B → 图像 A → 不操作”、“不操作 → 图像 A → 不操作”、“不操作 → 图像 A → 不操作”、“图像 A → 图像 B → 不操作”等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧、第四帧等的超声发射和接收。

[0186] 在图 5A 和 5B 所示的示例中,与图 4A 至 4C 所示的示例类似,超声发射和接收的方向在一个帧的最末超声图像及其后一个帧中的最先超声图像中是相同的。然而在图 5A 和

5B 所示的示例中,要组合的超声图像的个数在连续的帧中是不同的,这并非是本发明的唯一情况。也就是说,甚至在图 5A 和 5B 所示的示例中,要组合的超声图像的个数在连续的帧中是不同的,超声发射和接收的方向在一个帧中的最末超声图像及其后一个帧中的最先超声图像之间也可以是不同的,如图 3A 所示的示例。

[0187] 在以上示例中,当探针 12A 内部的温度增加时停止针对图像 B 的发射和接收和 / 或针对图像 C 的发射和接收,但是这并非是本发明的唯一情况。也就是说,作为温度增加的结果而停止针对图像 A 的发射和接收,并且根据针对图像 B 的发射和接收以及针对图像 C 的发射和接收来产生超声图像 A 的区域中的复合超声图像。

[0188] 然而,在诊断装置本体 14A 中产生的复合超声图像是具有用作主图像的超声图像 A 的区域的图像。因此,更加有利的是执行用作主图像的针对图像 A 的发射和接收(覆盖用于作为复合超声图像输出的整个区域的发射和接收),因为可以始终如一地获得正确的复合超声图像。在因为温度增加只针对一个图像执行超声发射和接收的情况下,执行作为正常超声发射和接收的针对图像 A 的发射和接收,以输出预定区域中的超声图像。

[0189] 此外在以上示例中,因为在空间合成时的预定个数(要组合的图像的最大个数)是 3,可以提供两个温度阈值,但是这并非是本发明的唯一情况。例如,在空间合成时的预定个数是 4 或以上时,可以提供三个或以上的阈值。

[0190] 即使预定的个数是 4 或以上和 / 或阈值的个数是 3 或以上,当然也可以应用图 4A-4C 所示的示例以及图 5A 和 5B 所示的示例,在图 4A-4C 所示的示例中图像的超声发射和接收的顺序在连续的帧中是不同的,在图 5A 和 5B 所示的示例中,在连续的帧中执行的超声发射和接收的次数是不同的。

[0191] 如上所述,将从探针 12A 输出的接收信号通过无线通信提供给诊断装置本体 14A。

[0192] 诊断装置本体 14A 包括天线 50、无线通信单元 52、串行 / 并行转换器 54、数据存储单元 56、图像产生单元 58、显示控制器 62、监视器 64、通信控制器 68、装置本体控制器 70 和操作单元 72。

[0193] 在针对探针 12A 的天线 28 的发射和接收中使用的天线 50 与无线通信单元 52 相连。无线通信单元 52 经由串行 / 并行转换器 54 与数据存储单元 56 相连。数据存储单元 56 与图像产生单元 58 相连。图像产生单元 58 经由显示控制器 62 与监视器 64 相连。

[0194] 无线通信单元 52 与通信控制器 68 相连。串行 / 并行转换器 54、图像产生单元 58、显示控制器 62 和通信控制器 68 与装置本体控制器 70 相连。

[0195] 装置本体控制器 70 控制诊断装置本体 14A 中的部件。装置本体控制器 70 与操作单元 72 相连,以执行各种输入操作,包括是否执行空间合成。

[0196] 诊断装置本体 14A 包括内置电源单元,所述内置电源单元向每一个部件提供驱动电能。在图 1 中未示出电源单元。

[0197] 诊断装置本体 14A 可以包括再充电装置,用于对探针 12A 的内置电池再充电。

[0198] 无线通信单元 52 通过与探针 12A 的无线通信向探针 12A 发射各种控制信号。无线通信单元 52 对由天线 50 接收的信号进行解调以输出串行采样数据。

[0199] 通信控制器 68 控制无线通信单元 52,使得按照由装置本体控制器 70 设置的发射无线电场强来发射各种控制信号。

[0200] 串行 / 并行转换器 54 将从无线通信单元 52 输出的串行采样数据转换为并行采样

数据。数据存储单元 56 由存储器、硬盘等组成,并且存储由串行 / 并行转换器 54 转换的至少一帧采样数据。

[0201] 图像产生单元 58 针对从数据存储单元 56 读出的每一个图像执行采样数据的接收聚焦,以产生表示超声图像的图像信号。图像产生单元 58 包括相位调整相加单元 76、图像处理单元 78 和图像组合单元 80。

[0202] 相位调整相加单元 76 根据由装置本体控制器 70 设置的接收方向,从先前存储的接收延迟图案中选择一个接收延迟图案,并且基于所选择的接收延迟图案,提供具有相应延迟的采样数据所表示的复基带信号,并且将所述复基带信号加起来以执行接收聚焦。这种接收聚焦产生了很好地聚焦了超声回波的基带信号(声线信号)。

[0203] 图像处理单元 78 根据相位调整相加单元 76 产生的声线,产生用于超声图像(B 模式图像)的图像信号,所述超声图像是与对象内部的组织有关的断层图像(tomographic image)信息。

[0204] 图像处理单元 78 包括 STC(灵敏度时间控制)部分和 DSC(数字扫描转换器)。STC 部分根据超声波反射的深度,针对由于距离导致的衰减,来校正声线信号。DSC 将由 STC 校正的声线信号转换为与电视信号的常用扫描方法兼容的图像信号(光栅转换),并且执行诸如梯度(gradation)处理之类的所需图像处理以产生超声图像信号。

[0205] 当执行空间合成时,图像组合单元 80 对超声图像进行组合。

[0206] 当执行空间合成时,超声诊断装置 10A 基本上对三个超声图像进行组合。

[0207] 在超声诊断装置 10A 中,如上所述,利用温度传感器 42 测量接收处理器 20 的温度,并且每当测量的温度超过设置的温度阈值之一时,在增加接收处理器 20 等的不操作时间段的同时适当地减少要通过空间合成进行组合的超声图像的个数。

[0208] 例如在空间合成时,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果示出了所述温度小于 T_1 时,探针 12A 执行如图 3A 所示的针对图像 A 的发射和接收、针对图像 B 的发射和接收以及针对图像 C 的发射和接收。

[0209] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T_1 但是小于 T_2 时,如图 3B 所示,探针 12A 只执行针对图像 A 的发射和接收以及针对图像 B 的发射和接收(不执行针对图像 C 的发射和接收)。

[0210] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T_2 时,如图 3C 所示,探针 12A 只执行针对图像 A 的发射和接收(不执行针对图像 B 和 C 的发射和接收)。

[0211] 当在各种情况下执行空间合成时,图像组合单元 80 对基于温度传感器 42 测量的接收处理器 20 的温度而执行超声发射和接收所得到的三个或两个超声图像进行组合,当形成一个超声图像时不存在图像组合。

[0212] 在图 3A 至 3C 所示的示例中,当利用温度传感器测量的温度小于 T_1 时,图像组合单元 80 对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,以产生用于复合超声图像的图像信号。

[0213] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T_1 但是小于 T_2 时,图像组合单元 80 对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A 以及从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 进行组合,以产生用于复合超声图像的图像信号。

[0214] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T_2 时,只提供从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A,并且因此图像组合单元 80 不执行图像组合,而是直接输出用于超声图像 A 的图像信号,如同正常超声图像产生中的一样。

[0215] 显示控制器 62 使监视器 64 根据由图像产生器 58 产生的图像信号来显示超声图像。

[0216] 监视器 64 包括诸如 LCD 之类的显示装置,并且在显示控制器 62 的控制下显示超声图像。

[0217] 下面描述图 1 所示的超声诊断装置 10A 的操作。

[0218] 在超声诊断装置 10A 中,在诊断期间,首先将从诊断装置本体 14A 的操作单元 72 输入的各种信息从诊断装置本体 14A 的无线通信单元 52(天线 50)发送至探针 12A 的无线通信单元 26(天线 28),然后将其提供给探针控制器 38。然后,根据从探针 12A 的发射驱动器 30 提供的驱动电压从换能器 18 发射超声波。

[0219] 将从已经接收到由超声波在对象上的反射产生的超声回波的换能器 18 输出的接收信号提供给相应的单独信号处理器 20a 以产生采样数据。

[0220] 在探针 12A 中,当执行空间合成时,将利用温度传感器 42 获得的信号处理器 20 的温度测量结果发送至发射控制器 32A 和接收控制器 34A。

[0221] 在超声诊断装置 10A 中,每当接收处理器 20 的温度超过设置的温度阈值之一时,基于温度测量结果来适当地减少由空间合成进行组合的超声图像的个数。因此在探针 12A 中,基于温度传感器 42 获得的信号处理器 20 的温度测量结果,在增加接收处理器 20 等的不操作时间段的同时适当地减少对其要执行超声发射和接收的超声图像的个数。

[0222] 例如,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T_1 时,发射控制器 32A 和接收控制器 34A 控制发射驱动器 30 和信号处理器 20(每一个单独的信号处理器 20a)的操作,使得如图 3A 所示地执行针对图像 A 的发射和接收、针对图像 B 的发射和接收以及针对图像 C 的发射和接收。

[0223] 当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T_1 但是小于 T_2 时,发射控制器 32A 和接收控制器 34A 控制发射驱动器 30 和信号处理器 20 的操作,使得执行针对图像 A 的发射和接收以及针对图像 B 的发射和接收,但是停止针对图像 C 的发射和接收,如图 3B 所示。

[0224] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T_2 时,发射控制器 32A 和接收控制器 34A 控制发射驱动器 30 和信号处理器 20 的操作,使得只执行针对图像 A 的发射和接收,并且停止针对图像 B 的发射和接收以及针对图像 C 的发射和接收,如图 3C 所示。

[0225] 将由各个单独的信号处理器 20a 产生的采样数据发送至并行/串行转换器 24,在并行/串行转换器 24 中将采样数据转换为串行数据。然后将串行数据从无线通信单元 26(天线 28)无线地发射至诊断装置本体 14A。

[0226] 将由诊断装置本体 14A 的天线 50 接收的采样数据发送至无线通信单元 52。然后将采样数据从无线通信单元 52 发送至串行/并行转换器 54,并且转换为并行数据。将转换为并行形式的采样数据存储于数据存储单元 56。

[0227] 另外,从数据存储单元 56 中读出针对每一个图像的采样数据,以在图像产生单元 58 中产生超声图像的图像信号。显示控制器 62 使监视器 64 基于所述图像信号产生超声图

像。

[0228] 当执行空间合成时,图像产生单元 58 的图像组合单元 80 对超声图像进行组合。

[0229] 在超声诊断装置 10A 中,如上所述,每当接收处理器 20 的温度超过设置的温度阈值之一时,适当地减少要通过空间合成进行组合的超声图像的个数。基于接收处理器 20 的温度,图像组合单元 80 对三个或两个图像进行组合,或者当形成一个超声图像时不执行图像组合。

[0230] 更具体地,在图 3A 至 3C 所示的示例中,当探针 12A 中的温度传感器 42 测量的温度小于 T_1 时,图像组合单元 80 对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B、从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,以产生用于复合超声图像的图像信号,并且向显示控制器 62 输出图像信号。

[0231] 当探针 12A 中的温度传感器测量的温度等于或大于 T_1 但是小于 T_2 时,图像组合单元 80 对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A 以及从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 进行组合,以产生用于复合超声图像的图像信号,并且向显示控制器 62 输出图像信号。

[0232] 当探针 12A 中的温度传感器测量的温度 T_2 等于或大于 T_2 时,图像组合单元 80 不执行图像组合,而是向显示器控制器 62 直接输出超声图像 A 的图像信号。

[0233] 图 6 是示出了根据本发明第一方面的超声诊断装置的第二实施例的概念性方框图。

[0234] 图 6 所示的超声诊断装置 10B 的许多部件与图 1 所示的超声诊断装置 10A 的部件相同。因此,将类似的部件用相同的参考数字表示,并且以下描述将主要关注于不同的特征。

[0235] 如在超声诊断装置 10A 第一实施例中那样,图 6 所示的超声诊断装置 10B 包括超声探针 12B(下文中称作“探针 12B”)和诊断装置本体 14B。如在以上实施例中那样,超声探针 12B 通过无线通信与诊断装置本体 14B 相连。

[0236] 与第一实施例中的探针 12A 类似,探针 12B 向对象发射超声波,接收由超声波在对象上的反射产生的超声回波,并且根据接收的超声回波输出超声图像接收信号。

[0237] 对于探针 12B 的类型没有限制,并且可以使用各种已知的超声探针。

[0238] 如同在探针 12A 中那样,探针 12B 也包括:压电单元 16、信号处理器 20、并行/串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、发射控制器 32B、接收控制器 34B、通信控制器 36、探针控制器 38 和温度传感器 42。

[0239] 探针 12B 也包括内置电池(未示出),所述内置电池向每一个部件提供驱动电能。

[0240] 压电单元 16、信号处理器 20、并行/串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、通信控制器 36、探针控制器 38 和温度传感器 42 与探针 12A 的那些基本相同。

[0241] 更具体地,压电单元 16 是发射和接收超声波的换能器 18 的一维或二维阵列。

[0242] 发射驱动器 30 向换能器 18 提供驱动电压,使得换能器发射超声波以便形成超声束。

[0243] 换能器 18 向信号处理器 20 的各个单独信号处理器 20a 输出超声回波的接收信号。如上所述,每一个单独的信号处理器 20a 具有 AFE,对接收信号进行处理以产生采样数据,并且将所产生的采样数据提供给并行/串行转换器 24。并行/串行转换器 24 将并行采

样数据转换为串行采样数据。

[0244] 超声诊断装置 10B 也具有空间合成的功能,其中对通过沿相互不同的方向的超声发射和接收而获得的超声图像进行组合以产生复合超声图像。

[0245] 与以上超声诊断装置 10A 类似,例如,超声诊断装置 10B 在空间合成时对三个超声图像进行组合。因此,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 分别控制发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 的驱动,使得沿相互不同的超声发射和接收方向执行三个类型的超声发射和接收。

[0246] 探针 12B 具有温度传感器 42,用于测量信号处理器 20 的温度。温度传感器 42 向发射控制器 32B 和接收控制器 34B 提供温度测量结果。

[0247] 在空间合成时,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 基于温度测量结果改变用于产生复合超声图像的超声图像的图像质量。更具体地,基于温度传感器 42 测量的信号处理器 20 的温度,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 分别控制发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 的驱动,以改变针对要进行空间合成的预定超声图像的超声发射和接收中的声线个数和 / 或可用通道的个数。

[0248] 下面将详细描述这一点。

[0249] 无线通信单元 26 根据串行采样数据产生发射信号,并且经由天线 28 将所述串行采样数据发射至诊断装置本体 14B。

[0250] 无线通信单元 26 从诊断装置本体 14B 接收各种控制信号,并且向通信控制器 36 输出接收到的控制信号。

[0251] 通信控制器 36 控制无线通信单元 26。通信控制器 36 向探针控制器 38 输出通过无线通信单元 26 接收的各种控制信号。

[0252] 探针控制器 38 根据从诊断装置本体 14B 发射的各种控制信号来控制探针 12B 的各种部件。

[0253] 如上所述,超声诊断装置 10B 具有通过空间合成产生图像(复合超声图像)的功能。

[0254] 如同在图 1 所示的超声诊断装置 10A 第一实施例那样,例如,如图 2 概念性地所示,在空间合成时超声诊断装置 10B 也执行沿相互不同方向的三个类型的超声发射和接收。更具体地,在空间合成时,探针 12B 执行三个类型的超声发射和接收,包括:“针对图像 A 的发射和接收”,作为用于获得主图像(包括通过空间合成形成的复合超声图像的区域在内的图像)的超声发射和接收;沿相对于图像 A 的发射和接收的方向倾斜角度 θ 的方向的“针对图像 B 的发射和接收”;以及沿相对于图像 A 的发射和接收的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的“针对图像 C 的发射和接收”。

[0255] 同样在该实施例中,当执行空间合成时,探针 12B 重复地执行构成了帧单元的三个类型的超声发射和接收,无需改变帧速率(参见图 7A 至 7C)。

[0256] 当执行空间合成时,探针 12B 的发射控制器 32B 和接收控制器 34B 分别控制发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 的驱动,使得重复地执行三个类型的超声发射和接收。

[0257] 另一方面,当执行空间合成时,诊断装置本体 14B(更具体地,图像组合单元 80)对包括通过针对图像 A 的发射和接收而获得的作为主图像的超声图像 A(实线)、通过针对图

像 B 的发射和接收而获得的超声图像 B(虚线)和通过针对图像 C 的发射和接收而获得的超声图像 C(点划线)的三个超声图像进行组合,以产生覆盖了超声图像 A 区域的复合超声图像。

[0258] 因此,在超声诊断装置 10B 中通过空间合成而进行组合的超声图像的个数(预定个数)是 3。然而,所述预定个数可以是如以上实施例中那样的 2 或 4 或以上。

[0259] 此外,各种已知的方法可以用于如同在以上实施例中那样沿不同的方向发射和接收超声波。

[0260] 如上所述,探针 12B 配置有温度传感器 42,用于测量信号处理器 20 的温度。将利用温度传感器 42 获得的温度测量结果提供给发射控制器 32B 和接收控制器 34B。

[0261] 针对探针 12B(发射控制器 32B 和接收控制器 34B)设置了包括第一温度 T3[°C]和高于 T3 的第二温度 T4[°C]的温度阈值。在超声诊断装置 10B 中,如果满足 $T3 < T4$ 的关系,T3 和 T4 可以是固定或可变的。

[0262] 如上所述,超声诊断装置 10B 基于温度传感器 42 获得的温度测量结果,改变用于获得要空间合成的超声图像的超声发射和接收的条件。

[0263] 在所示实施例中,在空间合成时用于超声发射和接收的探针 12B 中设置了三种超声发射和接收的条件,在所述三种条件下得到的超声图像的图像质量不同。

[0264] 第一种是“正常图像质量级别的发射和接收”,其是与通过空间合成进行组合的预定图像质量的超声图像相对应的条件。第二种是“低图像质量级别的发射和接收”,其是与通过空间合成进行组合的最低图像质量的超声图像相对应的条件。第三种是“中等图像质量级别的发射和接收”,其是与图像质量在正常图像质量级别的发射和接收和低图像质量级别的发射和接收之间的超声图像相对应的条件。

[0265] 在所示实施例中,通过可用通道的个数和/或声线的个数(扫描行的个数)来调节图像质量。可用通道的个数(同时可用的通道的个数)是在超声发射和接收时使用的换能器的个数。

[0266] 更具体地,通过将可用通道的个数和声线的个数设置为预定个数来执行正常图像质量级别的发射和接收。通过从正常图像质量级别的发射和接收中减少可用通道的个数和/或声线的个数来执行中等图像质量级别的发射和接收。通过从中等质量的发射和接收中减少可用通道的个数和/或声线的个数来执行低图像质量级别的发射和接收。

[0267] 在所示实施例中,在正常图像质量级别的发射和接收中,例如,声线的个数和可用通道的个数分别是 256 和 64。在中等图像质量级别的发射和接收中,例如,声线的个数和可用通道的个数分别是 128 和 48。在低图像质量级别的发射和接收中,例如,声线的个数和可用通道的个数分别是 96 和 32。

[0268] 在该实施例中,正常图像质量级别的发射和接收、中等图像质量级别的发射和接收以及低等图像质量级别的发射和接收分别使用不同个数的声线和可用通道,但是这并非是本发明的唯一情况。

[0269] 例如,可以通过只改变声线的个数或可用通道的个数来执行正常图像质量级别的发射和接收、中等图像质量级别的发射和接收以及低等图像质量级别的发射和接收。每一个类型的超声发射和接收可以具有不同的参数。例如,声线的个数可以只在正常图像质量级别的发射和接收以及中等图像质量级别的发射和接收之间是不同的,或者声线的个数以

及可用通道的个数可以在中等图像质量级别的发射和接收以及低图像质量级别的发射和接收之间是不同的。

[0270] 如上所述,在空间合成时,如图 2 和 7A 至 7C 概念性地所示,所示的超声诊断装置 10B 沿相互不同的超声发射和接收方向执行针对三个图像的三个类型的超声发射和接收。在超声诊断装置 10B 中,逐帧地重复地执行构成用于获得复合超声图像的帧单元的三个类型的超声发射和接收。

[0271] 例如,如图 7A 至 7C 所示,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 首先执行针对图像 A 的发射和接收,用于获得超声图像 A 作为主图像。

[0272] 然后,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 沿相对于超声图像 A 的方向倾斜角度 θ 的方向执行针对图像 B 的发射和接收,用于获得超声图像 B。

[0273] 然后,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 沿相对于超声图像 A 的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向执行针对图像 C 的发射和接收。

[0274] 在图 7A 至 7C 中,每一个在白背景上具有黑字母的区域与正常图像质量级别的发射和接收相对应。稀疏阴影线(阴影)区域与中等图像质量级别的发射和接收相对应。密集阴影线区域与低图像质量的发射和接收相对应。

[0275] 当执行空间合成时,如下所述,超声诊断装置 10B 中探针 12B 的发射控制器 32B 和接收控制器 34B 分别基于温度传感器 42 获得的温度测量结果控制发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 的驱动。

[0276] 也就是说,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T_3 时,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 分别控制发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 的驱动,使得按照如图 7A 所示的正常图像质量级别执行针对图像 A、B 和 C 的发射和接收。

[0277] 其中利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T_3 的情况指的是其中探针 12B(信号处理器 20)具有稳定温度的情况。

[0278] 当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T_3 但是小于 T_4 时,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 分别控制发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 的驱动,使得在一个帧中如图 7B 所示,按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收以及按照中等图像质量级别执行针对图像 B 和 C 的发射和接收。

[0279] 此外,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T_4 时,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 分别控制发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 的驱动,使得在每一个帧中如图 7C 所示,按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收以及按照低图像质量级别执行针对图像 B 和 C 的发射和接收。

[0280] 根据以上描述清楚的是,在空间合成时探针 12B 的温度增加的情况下,超声诊断装置 10B 减少在用于获得超声图像以组合成复合超声图像的超声发射和接收中的声线的个数和/或可用通道的个数,从而降低了超声图像的图像质量。更具体地,在本发明的超声诊断装置 10B 中,当探针 12B 的温度增加时,依据温度来减少驱动诸如各个单独信号处理器 20a 之类的发热区域的次数、或者在信号处理器 20 中处理接收信号的次数等等。

[0281] 因此,根据本发明,即使在空间合成时探针 12B 的温度增加,也通过停止诸如信号处理器 20 之类的发热区域可以立即降低探针 12B 的内部温度。即使探针 12B 的温度增加,通过在抑制温度增加的同时立即降低探针 12B 内部的温度,可以使图像质量恶化最小化。

[0282] 在图 7B 和 7C 所示的示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T3 但是小于 T4 时、或者等于或大于 T4 时,针对超声发射和接收的条件要从正常图像质量级别的发射和接收而改变的图像,在相同条件来执行超声发射和接收。然而,这并非是本发明的唯一情况。

[0283] 换句话说,可以在一个帧中执行中等图像质量级别的发射和接收以及低等图像质量级别的发射和接收,或者可以在一个帧中执行正常图像质量级别的发射和接收、中等图像质量级别的发射和接收以及低图像质量级别的发射和接收。

[0284] 在图 8A 至图 8C 中概念性地示出了超声发射和接收的示例。

[0285] 在该示例中,如图 7A 那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T3 时,按照如图 8A 所示的正常图像质量级别执行所有的针对图像 A、B 和 C 的发射和接收。如图 7B 那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T3 但是小于 T4 时,按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收,而按照如图 8B 所示的中等图像质量级别来执行针对图像 B 和 C 的发射和接收。

[0286] 相反在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T4 时,如图 8C 所示,按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收,按照中等图像质量级别执行针对图像 B 的发射和接收,以及按照低图像质量级别执行针对图像 C 的发射和接收。替代地,可以按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收,按照低图像质量级别执行针对图像 B 的发射和接收,以及按照中等图像质量级别执行针对图像 C 的发射和接收。

[0287] 与图 7A 至 7C 所示的示例相比较,这些方法减小了防止发热的效果,但是在复合超声图像的图像质量方面是有利的。

[0288] 在以上示例中,当探针 12B 中的温度增加时,针对图像 B 的发射和接收和 / 或针对图像 C 的发射和接收,超声发射和接收的条件从正常图像质量级别的发射和接收而改变,但是这并非是本发明的唯一情况。也就是说,可以通过依据温度增加从正常图像质量级别的发射和接收改变为中等或低图像质量级别的发射和接收,来执行针对图像 A 的发射和接收。

[0289] 然而,超声图像 A 是主图像。换句话说,通过空间合成在诊断装置本体 14B 中产生的复合超声图像是具有超声图像 A(针对图像 A 的发射和接收)的区域的图像。因此,当在一个帧中包括正常图像质量级别的发射和接收时,更有利的是按照正常图像质量级别执行针对用作主图像的图像 A 的发射和接收,因为可以一致地获得适当的复合超声图像。

[0290] 在以上示例中,在任意温度下都按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收,但是这并非是本发明的唯一情况。也就是说,可以基于温度传感器 42 获得的温度测量结果,按照中等或低图像质量级别来执行针对图像 A 的发射和接收。

[0291] 在图 9A 至 9C 中概念性地示出了超声发射和接收的示例。

[0292] 在该示例中,如图 7A 那样,如图 9A 所示,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T3 时,按照正常图像质量级别执行所有的针对图像 A、B 和 C 的发射和接收。如同图 7B 那样,如图 9B 所示,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T3 但是小于 T4 时,按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收,而按照中等图像质量级别执行针对图像 B 和 C 的发射和接收。

[0293] 相反在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T4 时,图

9C 所示,按照中等图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收,而按照低图像质量级别执行针对图像 B 和 C 的发射和接收。

[0294] 与图 7A-7C 和 8A-8C 所示的示例相比较,该方法在图像质量方面是不利的,但是提高了防止发热的效果。

[0295] 在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T3 时,通过从正常图像质量级别的发射和接收改变为其他来执行针对两个图像的超声发射和接收。然而,这并非是本发明的唯一情况。

[0296] 可以基于温度传感器 42 获得的温度测量结果,将只针对一个图像或三个图像或更多图像的超声发射和接收的条件从正常图像质量级别的发射和接收而改变。

[0297] 考虑到在使由于温度增加导致的图像质量恶化最小化的同时抑制探针 12B 内的温度增加的目的,当温度超过阈值之一时,优选地,通过依据温度将超声发射和接收的条件从正常图像质量级别的发射和接收而改变,来执行针对两个或更多个图像的超声发射和接收。此外,为了在防止图像质量恶化的同时抑制温度增加,当温度超过阈值之一时,优选地,通过依据温度将超声发射和接收的条件从正常图像质量级别的发射和接收而改变,来执行针对除了图像 A(主图像)之外的所有图像的发射和接收。

[0298] 此外,在以上示例中,因为空间合成时的预定个数是 3,提供了两个温度阈值。然而,这并非是本发明的唯一情况,并且在预定个数是 4 或以上的情况下,可以提供三个或以上的阈值。

[0299] 通过温度确定的超声发射和接收的条件的个数不局限于 3。例如,可以应用包括正常图像质量级别的发射和接收以及低等图像质量级别的发射和接收在内的两种条件。替代地,可以应用除了正常图像质量级别的发射和接收以及低等图像质量级别的发射和接收之外还包括多个类型的中等图像质量级别的发射和接收在内的四种或更多种条件。

[0300] 在图 7A 至 9C 所示的示例中,在一个帧中超声发射和接收的顺序对于所有的帧都相同,但是这并非是本发明的唯一情况,图像的超声发射和接收的顺序可以是逐帧不同的。

[0301] 例如,如图 10A 至 10C 所示,可以按照“图像 B → 图像 A → 图像 C”、“图像 C → 图像 A → 图像 B”、“图像 B → 图像 A → 图像 C”、“图像 C → 图像 A → 图像 B”等的顺序分别执行第一帧、第二帧、第三帧、第四帧等的超声发射和接收。

[0302] 也就是说,在超声诊断装置 10B 第二实施例中,如同第一实施例中那样,两个连续帧(即两个时间上连续的复合超声图像)中的前一个帧的最后一个超声图像和后一个帧中的第一个超声图像中的超声发射和接收的方向可以相同。

[0303] 这种超声发射和接收的顺序使得能够沿相同的方向继续超声发射和接收,以方便对发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 的控制。

[0304] 如上所述,通过无线通信将从探针 12B 输出的接收信号提供给诊断装置本体 14B。

[0305] 与图 1 所示的诊断装置本体 14A 的第一实施例类似,诊断装置本体 14B 包括天线 50、无线通信单元 52、串行/并行转换器 54、数据存储单元 56、图像产生单元 58、显示控制器 62、监视器 64、通信控制器 68、装置本体控制器 70 和操作单元 72。

[0306] 如同在以上实施例中那样,诊断装置本体 14B 包括内置电源单元(未示出),其向每一个部件提供用于驱动的电。

[0307] 天线 50、无线通信单元 52、串行/并行转换器 54、数据存储单元 56、图像产生单元

58、显示控制器 62、监视器 64、通信控制器 68 和装置本体控制器 70 与如图 1 所示的诊断装置本体 10A 的基本相同。

[0308] 更具体地,无线通信单元 52 经由天线 50 执行与探针 12B 的无线通信,以向探针 12B 发射控制信号,并且接收从探针 12B 发送的信号。无线通信单元 52 对接收到的信号解调,并且作为串行采样数据将其输出至串行 / 并行转换器 54。

[0309] 通信控制器 68 控制无线通信单元 52,使得根据装置本体控制器 70 进行的设置来发射各种控制信号。

[0310] 串行 / 并行转换器 54 将串行采样数据转换为并行采样数据。数据存储单元 56 对由串行 / 并行转换器 54 转换的采样数据的至少一个帧进行存储。

[0311] 图像产生单元 58(相位调整相加单元 76、图像处理单元 78 和图像组合单元 80)针对从数据存储单元 56 读出的每一个图像执行采样数据的接收聚焦,以产生表示超声图像的图像信号。

[0312] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10B 中执行空间合成时,探针 12B 执行例如针对三个图像的超声发射和接收,也就是说,针对图像 A、B 和 C 的发射和接收。

[0313] 当执行空间合成时,图像产生单元 58 的图像组合单元 80 相应地对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,以产生用于复合超声图像的图像信号。

[0314] 如上所述,当执行空间合成时,在超声诊断装置 10B 中,探针 12B 基于温度传感器 42 获得的温度测量结果,改变用于获得要组合的超声图像的超声发射和接收的条件。

[0315] 因此,在图像组合单元 80 中组合的超声图像具有相应改变的图像质量,例如正常图像质量、中等图像质量或低图像质量。

[0316] 显示控制器 62 使监视器 64 根据由图像产生单元 58 产生的图像信号来显示超声图像。

[0317] 在显示控制器 62 的控制下,监视器 64 显示超声图像。

[0318] 装置本体控制器 70 控制诊断装置本体 14B 中的部件。装置本体控制器 70 与操作单元 72B 相连以执行各种输入操作,例如是否执行空间合成。

[0319] 下面描述图 6 所示的超声诊断装置 10B 的操作。

[0320] 与超声诊断装置 10A 类似,在诊断期间,首先将输入至操作单元 72B 的各种信息通过无线通信发送至探针 12B,然后将其也提供给超声诊断装置 10B 中的探针控制器 38。

[0321] 然后,根据从探针 12B 的发射驱动器 30 提供的驱动电压从换能器 18 发射超声波。

[0322] 将已经接收了通过超声波在对象上的反射产生的超声回波的换能器 18 输出的接收信号提供给相应的单独信号处理器 20a,以产生采样数据。

[0323] 当在探针 12B 中执行空间合成时,将利用温度传感器 42 获得的信号处理器 20 的温度测量结果发送至发射控制器 32B 和接收控制器 34B。

[0324] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10B 中执行空间合成时,探针 12B 基于温度传感器 42 获得的接收处理器 20 的温度测量结果,调节要组合的超声图像的图像质量。更具体地,当执行空间合成时,探针 12B 基于接收处理器 20 的温度测量结果,从正常图像质量级别的发射和接收、中等图像质量级别的发射和接收以及低图像质量的发射和接收中选择用于获得要组合的超声图像的超声发射和接收的条件,使得每当接收处理器 20 的温度超过温

度阈值之一时就降低复合超声图像的图像质量。

[0325] 例如,当利用温度传感器 42 测量的温度小于 T_3 时,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 控制发射驱动器 30 和信号处理器 20 (每一个单独的信号处理器 20a) 的操作,使得如图 7A 所示,按照正常图像质量级别执行所有的针对图像 A、B 和 C 的发射和接收。

[0326] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T_3 但是小于 T_4 时,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 控制发射驱动器 30 和信号处理器 20 的操作,使得如图 7B 所示,按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收,并且按照中等图像质量级别执行针对图像 B 和 C 的发射和接收。

[0327] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T_4 时,发射控制器 32B 和接收控制器 34B 控制发射驱动器 30 和信号处理器 20 的操作,使得如图 7C 所示,按照按照正常图像质量级别执行针对图像 A 的发射和接收以及按照低图像质量执行针对图像 B 和 C 的发射和接收。

[0328] 将通过各个单独信号处理器 20a 产生的采样数据发送至并行 / 串行转换器 24, 在并行 / 串行转换器 24 中将采样数据转换为串行数据。然后将串行数据从无线通信单元 26 (天线 28) 无线地发射至诊断装置本体 14B。

[0329] 将通过诊断装置本体 14B 的无线通信单元 52 接收的采样数据在串行 / 并行转换器 54 中转换为并行数据,并且将其存储在数据存储单元 56 中。

[0330] 另外,从数据存储单元 56 读出针对每一个图像的采样数据以在图像产生单元 58 中产生超声图像的图像信号。显示控制器 62 使监视器 64 基于图像信号显示超声图像。

[0331] 当执行空间合成时,图像产生单元 58 的图像组合单元 80 对超声图像进行组合。

[0332] 更具体地,如上所述,当执行空间合成时,图像组合单元 80 对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,以产生针对复合超声图像的图像信号,并且向显示控制器 62 输出所述图像信号。

[0333] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10B 中执行空间合成时,探针 12B 基于接收处理器 20 的温度测量结果,从正常图像质量级别的发射和接收、中等图像质量级别的发射和接收以及低图像质量的发射和接收中选择超声发射和接收的条件,使得每当接收处理器 20 的温度超过温度阈值之一时降低复合超声图像的图像质量。

[0334] 因此,在图像组合单元 80 中组合的超声图像也是基于温度测量结果的、正常图像质量的图像、中等图像质量的图像和低图像质量的图像的各种组合。

[0335] 例如,在如图 7A 至 7C 所示的上述超声发射和接收中,当利用探针 12B 中的温度传感器 42 测量的温度小于 T_3 时,超声图像 A、B 和 C 都具有通过正常图像质量级别的发射和接收获得的正常图像质量。

[0336] 当利用探针 12B 中的温度传感器 42 测量的温度等于或大于 T_3 但是小于 T_4 时,超声图像 A 具有通过正常图像质量级别的发射和接收获得的正常图像质量,并且超声图像 B 和 C 具有通过中等图像质量级别的发射和接收获得的中等图像质量。

[0337] 当利用探针 12B 中的温度传感器 42 测量的温度等于或大于 T_4 时,超声图像 A 具有通过正常图像质量级别的发射和接收获得的正常图像质量,并且超声图像 B 和 C 具有通过低图像质量级别的发射和接收获得的低图像质量。

[0338] 图 11 是示出了根据本发明第一方面的超声诊断装置的第三实施例的概念性方框图。

[0339] 图 11 所示的超声诊断装置 10C 的许多部件与图 1 所示的超声诊断装置 10A 的部件相同。因此,将相似的部件用相同的参考数字表示,并且以下描述将主要关注不同的特征。

[0340] 如同在超声诊断装置 10A 的第一实施例中那样,图 11 所示的超声诊断装置 10C 包括超声探针 12C(下文中称作“探针 12C”)和诊断装置本体 14C。如同在以上实施例中那样,超声探针 12C 通过无线通信与诊断装置本体 14C 相连。

[0341] 与第一实施例中的探针 12A 类似,探针 12C 向对象发射超声波,接收通过超声波在对象上的反射产生的超声回波,并且根据接收的超声回波输出超声图像的接收信号。

[0342] 对于探针 12C 的类型没有限制,并且可以使用各种已知的超声探针。

[0343] 如同在探针 12A 中那样,探针 12C 也包括:压电单元 16、信号处理器 20、并行/串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、发射控制器 32C、接收控制器 34C、通信控制器 36、探针控制器 38 和温度传感器 42。

[0344] 探针 12C 也包括内置电池(未示出),所述内置电池向每一个部件提供驱动电能。

[0345] 压电单元 16、信号处理器 20、并行/串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、通信控制器 36、探针控制器 38 和温度传感器 42 与探针 12A 的那些基本相同。

[0346] 更具体地,压电单元 16 是发射和接收超声波的换能器 18 的一维或二维阵列。

[0347] 发射驱动器 30 向换能器 18 供应驱动电压,使得换能器发射超声波以便形成超声束。

[0348] 换能器 18 向信号处理器 20 的各个单独信号处理器 20a 输出超声回波的接收信号。如上所述,单独的信号处理器 20a 每一个均包括 AFE,对接收信号进行处理以产生采样数据,并且将所产生的采样数据供应给并行/串行转换器 24。并行/串行转换器 24 将并行采样数据转换为串行采样数据。

[0349] 超声诊断装置 10C 也具有空间合成的功能,其中对通过沿相互不同方向的超声发射和接收而获得的超声图像进行组合以产生复合超声图像

[0350] 与以上超声诊断装置 10A 类似,例如,超声诊断装置 10C 在空间合成时对三个超声图像进行组合。因此,发射控制器 32C 和接收控制器 34C 分别控制发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的驱动,使得沿相互不同的超声发射和接收方向执行三个类型的超声发射和接收。

[0351] 探针 12C 具有温度传感器 42,用于测量信号处理器 20 的温度。温度传感器 42 将温度测量结果提供给接收控制器 34C。

[0352] 在空间合成时,基于温度测量结果,接收控制器 34C 调节要在信号处理器 20 中处理的接收信号的深度,并且改变要通过空间合成进行组合的超声图像的深度。

[0353] 这一点将稍后详细描述。

[0354] 无线通信单元 26 根据串行采样数据产生发射信号,并且经由天线 28 将串行采样数据发送至诊断装置本体 14C。

[0355] 无线通信单元 26 从诊断装置本体 14C 接收各种控制信号,并且向通信控制器 36 输出接收到的控制信号。

[0356] 通信控制器 36 控制无线通信单元 26。通信控制器 36 向探针控制器 38 输出通过

无线通信单元 26 接收的各种控制信号。

[0357] 探针控制器 38 根据从诊断装置本体 14C 发射的控制信号来控制探针 12C 的各种部件。

[0358] 如上所述,本发明的超声诊断装置 10C 具有通过空间合成产生图像(复合超声图像)的功能。

[0359] 如同在图 1 所示的超声诊断装置 10A 中那样,例如,在如图 12(图 2)概念性地所示的空间合成时,超声诊断装置 10C 也执行沿相互不同方向的三个类型的超声发射和接收。更具体地,在空间合成时,探针 12C 执行三个类型的超声发射和接收,包括“针对图像 A 的发射和接收”作为用于获得主图像(包括了通过空间合成形成的复合超声图像的整个区域的图像)的发射和接收、沿相对于图像 A 的发射和接收方向倾斜角度 θ 的方向的“针对图像 B 的发射和接收”以及沿相对于图像 A 的发射和接收的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的“针对图像 C 的发射和接收”。

[0360] 同样在该实施例中,当执行空间合成时,探针 12C 重复地执行构成帧单元的三个类型的超声发射和接收(参见图 14A 至 14C)。

[0361] 当执行空间合成时,探针 12C 的发射控制器 32C 和接收控制器 34C 分别控制发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的驱动,使得重复地执行三个类型的超声发射和接收。

[0362] 另一方面,当执行空间合成时,诊断装置本体 14C(更具体地,图像组合单元 80)对三个超声图像进行组合,所述超声图像包括通过针对图像 A 的超声发射和接收获得作为主图像的超声图像 A(实线)、通过针对图像 B 的发射和接收获得的超声图像 B(虚线)以及通过针对图像 C 的发射和接收获得的超声图像 C(点划线),以产生覆盖超声图像 A 的区域的复合超声图像。

[0363] 因此,通过超声诊断装置 10C 中的空间合成进行组合的超声图像的个数(预定个数)是 3。然而如同在以上实施例中那样,所述预定个数可以是 2 或 4 或以上。

[0364] 此外如同在以上实施例中那样,各种已知的方法可以用于沿不同的方向发射和接收超声波。

[0365] 如上所述,探针 12C 配置有温度传感器 42,用于测量信号处理器 20 的温度。将利用温度传感器 42 获得的温度测量结果提供给接收控制器 34C。

[0366] 针对探针 12C(接收控制器 34C)设置了包括第一温度 $T5[^\circ\text{C}]$ 和大于 $T5$ 的第二温度 $T6[^\circ\text{C}]$ 的温度阈值。在超声诊断装置 10C 中,如果满足 $T5 < T6$ 的关系, $T5$ 和 $T6$ 可以是固定或可变的。

[0367] 如上所述,在超声诊断装置 10C 中,当执行空间合成时,基于温度表传感器 42 获得的温度测量结果,改变超声发射和接收中要在各个单独信号处理器 20a 中执行的接收信号处理的深度。

[0368] 在所示示例中,如图 12 概念性地所示,在用于获得要通过空间合成进行组合的超声图像的超声发射和接收中,对于在各个单独的信号处理器 20a 中的接收信号处理的深度(沿超声发射和接收方向的深度),在探针 12C(接收控制器 34C)中设置了三种深度。

[0369] 也就是说,将具有三种不同深度的超声图像设置为要通过空间合成进行组合的超声图像。换句话说,将沿深度方向大小不同的三个类型的超声图像设置为要通过空间合成

进行组合的超声图像。

[0370] 在第一类型中,执行接收信号处理直到“深度 L1”(正常深度)为止,所述正常深度与要通过空间合成产生的复合超声图像(即主图像)的深度相同,并且产生具有预定深度(沿深度方向的预定大小)的超声图像。

[0371] 在第二类型中,执行接收信号处理直到“深度 L3”(小深度)为止,所述小深度是在要通过空间合成进行组合的图像中最小的深度,并且产生具有最小深度(沿深度方向的最小大小)的超声图像。

[0372] 在第三类型中,执行接收信号处理直到“深度 L2”(中等深度)为止,所述中等深度是小于深度 L1 但是大于深度 L3 的深度,并且产生具有中等深度(沿深度方向的中等大小)的超声图像。

[0373] 在该实施例中的深度 L1、L2 和 L3 与随后所述的第四实施例中的那些深度相同或不同。

[0374] 在所示示例中,激活或去激活(开/关)信号处理器 20 的各个单独信号处理器 20a(更具体地,AFE)的驱动,以调节接收信号处理的深度(调节超声图像的深度)。

[0375] 更具体地,当单独信号处理器 20a 执行接收信号处理直到深度 L1 为止时,如图 13A 概念性地所示,在激活(开)单独信号处理器 20a 的驱动的同时施加发射脉冲,并且在与深度 L1(与复合超声图像相对应的深度)相对应的时间段已过去的时间点去激活(关)该单独信号处理器 20a 的驱动。

[0376] 当单独信号处理器 20a 执行接收信号处理直到深度 L2 为止时,如图 13B 概念性地所示,在激活该单独的信号处理器 20a 的驱动的同时施加发射脉冲,并且在与小于深度 L1 的深度 L2 相对应的时间段已过去的时间点去激活该单独信号处理器 20a 的驱动。

[0377] 此外,当单独信号处理器 20a 执行接收信号处理直到深度 L3 为止时,如图 13C 概念性地所示,在激活(开)该单独信号处理器 20a 的驱动的同时施加发射脉冲,并且在与小于深度 L2 的最小深度 L3 相对应的时间段已过去的时间点去激活(关)该单独信号处理器 20a 的驱动。

[0378] 如上所述,如图 12 和图 14A 至 14C 中概念性地所示,当在所示的超声诊断装置 10C 中执行空间合成时,逐帧重复地执行针对三个图像的三个类型的超声发射和接收,其中沿相互不同的超声发射和接收方向进行,并且构成了用于获得复合超声图像的帧单元。

[0379] 例如,如图 12 和 14A 至 14C 中所示,发射控制器 32C 和接收控制器 34C 首先执行针对图像 A 的发射和接收,用于获得作为主图像的超声图像 A。

[0380] 然后,发射控制器 32C 和接收控制器 34C 沿相对于超声图像 A 的方向倾斜角度 θ 的方向,执行针对图像 B 的发射和接收,用于获得超声图像 B。

[0381] 然后,发射控制器 32C 和接收控制器 34C 沿相对于超声图像 A 的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向,执行针对图像 C 的发射和接收,用于获得超声图像 C。

[0382] 在图 14A 至 14C 中,每一个在白背景上具有黑字母的区域与直到深度 L1(正常深度)为止的接收信号处理相对应;稀疏阴影线(阴影)区域与直到深度 L2(中等深度)的接收信号处理相对应;以及密集阴影线区域与直到深度 L3(小深度)为止的接收信号处理相对应。

[0383] 当在空间合成时利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T_5 时,超声诊断装

置 10C 的探针 12C 中的接收控制器 34C 控制各个单独的信号处理器 20a 的驱动,使得在一个帧中,如图 14A 所示,执行所有的针对图像 A、B 和 C 的发射和接收中的接收信号处理直到深度 L1 为止。

[0384] 其中利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T5 的情况指的是其中探针 12C(信号处理器 20) 具有稳定温度的情况。

[0385] 当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T5 但是小于 T6 时,接收控制器 34C 控制各个单独的信号处理器 20a 的驱动,使得在一个帧中,如图 14B 所示,执行针对图像 A 的发射和接收中的接收信号处理直到深度 L1 为止,并且使得执行针对图像 B 和 C 的发射和接收中的接收信号处理直到深度 L2 为止。

[0386] 也就是说,根据这种处理,在远离压电单元 16 的区域(超出深度 L2 的区域)中不执行空间合成,并且复合超声图像的较深区域仅由超声图像 A 构成。

[0387] 此外,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T6 时,接收控制器 34C 控制各个单独信号处理器 20a 的操作,使得在一个帧中,如图 14C 所示,执行针对图像 A 的发射和接收中的接收信号处理直到深度 L1 为止,并且执行针对图像 B 和 C 的发射和接收中的接收信号处理直到深度 L3 为止。

[0388] 也就是说,根据这种处理,只在压电单元 16 附近的区域中,通过空间合成对三个超声图像进行组合来获得高质量的图像。

[0389] 根据以上描述清楚的是,在空间合成时探针 12C 的温度增加的情况下,超声诊断装置 10C 从用于获得要组合成复合超声图像的超声图像的发射和接收的接收信号的处理中减少处理深度。也就是说,当探针 12C 的温度增加时,超声诊断装置 10C 依据温度来减少用于处理来自超声回波的接收信号的各个单独信号处理器 20a 的驱动时间。

[0390] 因此,根据本发明,即使在空间合成期间探针 12C 的温度增加,通过停止作为主要发热区域的信号处理器 20,可以迅速地减少探针 12C 的内部温度。即使探针 12C 的温度增加,通过在抑制温度增加的同时迅速地减少探针 12C 内部的温度,可以使图像质量恶化最小化。

[0391] 在图 14A 至 14C 所示的示例中,在构成复合超声图像的一个帧中,所有接收信号的处理深度是相同的。然而,这并非是本发明的唯一情况,并且在每一个帧(每一个复合超声图像)中的一个或多个超声图像的接收信号可以是不同的。

[0392] 在图 15A 至图 15C 中概念性地示出了接收信号处理的示例。

[0393] 在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T6 时,如图 15C 所示,针对所有帧执行针对图像 A 的发射和接收中的接收信号处理直到深度 L1 为止,但是执行针对其他图像的信号处理使得深度在奇数帧和偶数帧之间是不同的。更具体地,在奇数帧中执行针对图像 B 和 C 的接收处理直到深度 L3 为止,而在偶数帧中执行针对图像 B 和 C 的接收处理直到深度 L2 为止。

[0394] 示出了温度测量结果小于 T5 时情况的图 15A 和示出了温度测量结果等于或大于 T5 但是小于 T6 的情况的图 15B 分别与图 14A 和图 14B 类似。

[0395] 因此在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T6 时,对如图 15D 中所示的超声图像 A 至 C 进行组合以获得每一个奇数帧中的复合超声图像,而如图 15E 所示的超声图像 A 至 C 进行组合以获得每一个偶数帧中的复合超声图像。

[0396] 在该示例中,可以每隔一个帧增加通过空间合成进行组合的图像的深度,因此与其中将通过空间合成产生的图像看作连续图像的图 14A 至 14C 所示示例相比,可以减少从深度 L3 的较深末端到深度 L2 的较深末端的部分中的图像质量恶化。

[0397] 在图 14A 至 14C 中所示的示例中,当图 14B 所示情况中的温度等于或大于 T5 但是大于 T6 时,获得与图 15E 所示相同的超声图像,并且当图 14C 所示的情况中的温度等于或大于 T6 时,获得与图 15D 所示相同的超声图像。

[0398] 在以上示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T5 但是小于 T6 或者等于或大于 T6 时,接收信号处理的深度从深度 L1 发生改变的一个帧中的图像具有相同的深度。然而,这并非是本发明的唯一情况。

[0399] 换句话说,可以在一个帧中执行直到深度 L2 为止的接收信号处理以及直到深度 L3 为止的接收信号处理。可以在一个帧中执行直到深度 L1 为止的接收信号处理、直到深度 L2 为止的接收信号处理以及直到深度 L3 为止的接收信号处理。

[0400] 在图 16A 至 16C 中概念性地示出了接收信号处理的示例。

[0401] 在该示例中,如同图 14A 那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T5 时,如图 16A 所示,执行针对所有图像 A、B 和 C 的接收信号处理直到深度 L1 为止。如同图 14B 那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T5 但是小于 T6 时,如图 16B 所示,执行针对图像 A 的接收信号处理直到深度 L1 为止,并且执行针对图像 B 和 C 的接收信号处理直到深度 L2 为止。

[0402] 相反在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T6 时,如图 16C 所示,执行针对图像 A 的接收信号处理直到深度 L1 为止、执行针对图像 B 的接收信号处理直到深度 L2 为止以及执行针对图像 C 的接收信号处理直到深度 L3 为止。替代地,可以将图像 A、B 和 C 的深度分别设置为深度 L1、深度 L3 和深度 L2。

[0403] 与图 14A 至 14C 所示的示例相比较,这种方法减小了防止发热的效果,但是在复合超声图像的图像质量方面是有利的。

[0404] 在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T6 时,可以针对图像 B 和 C 交替地执行接收信号处理直到深度 L2 为止以及执行接收信号处理直到深度 L3。

[0405] 在图 17A 至 17E 中示出了示例。

[0406] 在图 17A 至 17E 中所示的示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T6 时,如图 17C 所示(如同图 16C 中那样),在奇数帧中,执行针对图像 A 的接收信号处理直到深度 L1 为止、执行针对图像 B 的接收信号处理直到深度 L2 为止以及执行针对图像 C 的接收信号处理直到深度 L3 为止。相反在偶数帧中,执行针对图像 A 的接收信号处理直到深度 L1 为止,但是分别执行针对图像 B 和 C 的接收信号处理直到深度 L3 和 L2 为止。

[0407] 同样在图 17A 和 17B 中,示出了温度测量结果小于 T5 的情况的图 17A 和示出了温度测量结果等于或大于 T5 但是小于 T6 的情况的图 17B 分别与图 16A 和图 16B 类似。

[0408] 因此在该示例中,当利用温度量传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T6 时,对具有如图 17D 所示的不同深度的超声图像 A 至 C 进行组合以获得每一个奇数帧中的复合超声图像,而对具有如图 17E 所示的三种不同深度的超声图像 A 至 C 进行组合以获得每一个偶数帧中的复合超声图像。

[0409] 在该示例中,每隔一个帧将图 17D 所示的复合超声图像和图 17E 所示的复合超声图像彼此代替。因此在由一个图像构成的通过图 17E 和 17E 中的斜线示出的区域中,在每两个帧中交替地使用一个图像合成和两个图像合成。因此,当将通过空间合成产生的图像看作连续图像时,可以消除具有连续且部分恶化图像质量的部分,以抑制复合超声图像的图像质量恶化。

[0410] 在以上示例中,当探针 12C 中的温度增加时,在针对图像 B 的发射和接收和 / 或针对图像 C 的发射和接收中将接收信号处理的深度改变为 L2 或 L3。但是这并非是本发明的唯一情况。也就是说,可以依据温度增加,将在针对图像 A 的发射和接收中的接收信号处理的深度改变为 L2 或 L3。

[0411] 然而,超声图像 A 是主图像。换句话说,通过空间合成在诊断装置本体 14C 中产生的复合超声图像是具有超声图像 A(针对图像 A 的发射和接收)的区域的图像。因此,当在一个帧中包括直到深度 L1 为止的接收信号处理时,更有利的是处理从用作主图像的图像 A 的发射和接收得出的接收信号直到深度 L1 为止,因为可以一致地获得正确的复合超声图像。

[0412] 在以上示例中,在任意温度均执行针对至少一个图像的处理(针对图像 A 的接收信号处理)直到深度 L1 为止。然而,这并非是本发明的唯一情况,并且依据温度可以执行针对所有图像的接收信号处理直到深度 L2 或 L3 为止。

[0413] 在图 18A 至 18C 中概念性地示出了超声发射和接收的示例。

[0414] 在该示例中,如同图 14A 那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T5 时,如图 18A 所示,执行所有针对图像 A、B 和 C 的接收信号处理直到深度 L1 为止。如同图 14B 那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T5 但是小于 T6 时,如图 18B 所示,执行针对图像 A 的接收信号处理直到深度 L1 为止,并且执行针对图像 B 和 C 的接收信号处理直到深度 L2 为止。

[0415] 相反在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T6 时,如图 18C 所示,执行针对图像 A 的接收信号处理直到深度 L2 为止,并且执行针对图像 B 和 C 的接收信号处理直到深度 L3 为止。

[0416] 根据该示例,减小了得到的复合超声图像的深度,但是增加了防止发热的效果。

[0417] 在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T5 时,针对两个图像的接收信号处理的深度从深度 L1 发生改变,但是这并非是本发明的唯一情况。也就是说,可以基于利用温度传感器 42 获得的温度测量结果,将仅针对一个图像或针对三个图像或多个图像的接收信号处理的深度从深度 L1 改变。

[0418] 考虑到在使得由于温度增加导致的图像质量恶化最小化的同时抑制探针 12C 内部温度增加的目的,当温度超过阈值之一时,优选地,将针对两个或多个图像的接收信号处理的深度从深度 L1 改变。此外,为了在防止图像质量恶化的同时抑制温度增加,当温度超过阈值之一时,优选地,依据温度将除了图像 A(主图像)之外的其他所有图像的接收信号处理的深度从深度 L1 改变。

[0419] 此外在以上示例中,因为在空间合成时的预定个数是 3,提供了两个温度阈值。然而,这并非是本发明的唯一情况,并且在预定的个数是 4 或以上的情况下,可以提供三个或多个阈值。

[0420] 依据温度针对接收信号处理设置的深度的个数也不局限于 3。例如,可以提供包括正常深度(L1)和小深度(L3)的两个深度。替代地,可以通过设置在正常深度 L1 和小深度 L3 之间的诸如深度 L2-1 和深度 L2-2 之类的多个中间深度来提供接收信号处理的四个或多个中间深度。

[0421] 在图 14A 至 18C 中所示的示例中,对于所有帧,在一个帧中超声发射和接收的顺序都是相同的。然而,这并非是本发明的唯一情况,并且每一个帧中图像的超声发射和接收的顺序可以是不同的。

[0422] 例如,如图 19A 至 19C 所示,可以分别按照“图像 B → 图像 A → 图像 C”、“图像 C → 图像 A → 图像 B”、“图像 B → 图像 A → 图像 C”、“图像 C → 图像 A → 图像 B”等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧、第四帧等的超声发射和接收。

[0423] 也就是说,同样在第三实施例超声诊断装置 10C 中,如同在第一实施例中那样,在两个连续帧(即两个时间上连续的复合超声图像)的前一个帧中的最后一个超声图像以及在后一帧中的第一个超声图像中的超声发射和接收的方向可以是相同的。

[0424] 超声发射和接收的这种顺序使得能够沿相同的方向继续超声发射和接收,以方便对发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的控制。

[0425] 如上所述,通过无线通信将从探针 12C 输出的接收信号提供给诊断装置本体 14C。

[0426] 与图 1 所示的诊断装置本体 10A 的第一实施例类似,诊断装置本体 14C 包括天线 50、无线通信单元 52、串行 / 并行转换器 54、数据存储单元 56、图像产生单元 58、显示控制器 62、监视器 64、通信控制器 68、装置本体控制器 70 和操作单元 72。

[0427] 如同在以上实施例中那样,诊断装置本体 14C 包括内置电源单元(未示出),所述内置电池单元向每一个部件提供驱动电能。

[0428] 天线 50、无线通信单元 52、串行 / 并行转换器 54、数据存储单元 56、图像产生单元 58、显示控制器 62、监视器 64、通信控制器 68 和装置本体控制器 70 与图 1 所示的诊断装置本体 10A 中的那些基本相同。

[0429] 更具体地,无线通信单元 52 经由天线 50 执行与探针 12C 的无线通信,以向探针 12C 发射控制信号,并且接收从探针 12C 发送的信号。无线通信单元 52 对接收的信号进行解调,并且作为串行采样数据向所述串行 / 并行转换器 54 输出所述信号。

[0430] 通信控制器 68 控制无线通信单元 52,使得根据由装置本体控制器 70 进行的设置来发射各种控制信号。

[0431] 串行 / 并行转换器 54 将串行采样数据转换为并行采样数据。数据存储单元 56 将通过串行 / 并行转换器 54 转换的采样数据的至少一个帧进行存储。

[0432] 图像产生单元 58(相位调整相加单元 76、图像处理单元 78 和图像组合器单元 80)针对从数据存储部分 56 读出的每一个图像执行采样数据的接收聚焦,以产生表示超声图像的图像信号。

[0433] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10C 中执行空间合成时,例如,探针 12C 执行针对三个图像的超声发射和接收,也就是说针对图像 A、B 和 C 的发射和接收。

[0434] 当执行空间合成时,图像产生单元 58 的图像组合单元 80 相应地对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,以产生用于复合超声图像的图像信号。

[0435] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10C 中执行空间合成时,探针 12C 基于利用温度传感器 42 获得的温度测量结果改变要受到接收信号处理的超声回波的深度,所述接收信号处理用于获得要组合的超声图像。因此,通过空间合成进行组合的超声图像相应地具有与深度 L1、L2 和 L3 相对应的深度(沿深度方向的大小)。

[0436] 显示控制器 62 引起监视器 64 根据图像产生单元 58 产生的图像信号来显示超声图像。

[0437] 在显示控制器 62 的控制下,监视器 64 显示所述超声图像。

[0438] 装置本体控制器 70 控制诊断装置本体 14C 中的部件。装置本体控制器 70 与操作单元 72 相连以执行各种输入操作,包括是否执行空间合成。

[0439] 下面描述图 11 中所示的超声诊断装置 10C 的操作。

[0440] 与超声诊断装置 10A 类似,在诊断期间,首先将输入到操作单元 72 的各种类型的信息通过无线通信发送至探针 12C,然后将其提供给也在超声诊断装置 10C 中的探针控制器 38。

[0441] 然后,根据从探针 12C 的发射驱动器 30 提供的驱动电压从换能器 18 发射超声波。

[0442] 将从已经接收到通过超声波在对象上的发射产生的超声回波的换能器 18 输出的接收信号提供给相应的单独的信号处理器 20a 以产生采样数据。

[0443] 在探针 12C 中,当执行空间合成时,将利用温度传感器 42 获得的信号处理器 20 的温度测量结果发送至接收控制器 34C。

[0444] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10C 中执行空间合成时,探针 12C 基于利用温度传感器 42 获得的接收处理器 20 的温度测量结果,调节用于获得要组合的超声图像的接收信号处理中的深度。更具体地,探针 12C 将用于要组合的超声图像的接收信号处理的深度设置为深度 L1、L2 和 L3 之一,使得每当温度超过阈值之一时,根据利用温度传感器 42 获得的温度测量结果来减少要组合的超声图像的任一个的深度,并且控制用于处理接收信号的单独信号处理器 20a 的驱动。

[0445] 例如,当利用温度传感器 42 测量的温度小于 T_5 时,如图 14A 所示,接收控制器 34C 控制信号处理器 20(单独的信号处理器 20a)的操作,以处理针对所有图像 A、B 和 C 的接收信号直到深度 L1 为止。

[0446] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T_5 但是小于 T_6 时,如图 14B 所示,接收控制器 34C 控制信号处理器 20 的操作,以处理针对图像 A 的接收信号直到深度 L1 为止,并且处理针对图像 B 和 C 的接收信号直到深度 L2 为止。

[0447] 此外,当利用温度传感器 42 测量的温度等于或大于 T_6 时,如图 14C 所示,接收控制器 34C 控制信号处理器 20 的操作,以处理针对图像 A 的接收信号直到深度 L1 为止,并且处理针对图像 B 和 C 的接收信号直到深度 L3 为止。

[0448] 将通过各个单独信号处理器 20a 产生的采样数据发送至并行/串行转换器 24,在所述并行/串行转换器 24 中将采样数据转换为串行数据。然后将所述串行数据从无线通信单元 26(天线 28)无线地发射至诊断装置本体 14C。

[0449] 将通过诊断装置本体 14C 的无线通信单元 52 接收的采样数据在串行/并行转换器 54 中转换为并行数据,并且将其存储在数据存储单元 56 中。

[0450] 另外,从数据存储单元 56 中读出针对每一个图像的采样数据,以在图像产生单元

58 中产生超声图像的图像信号。显示控制器 62 引起监视器 64 基于图像信号来产生超声图像。

[0451] 当执行空间合成时,图像产生单元 58 的图像组合单元 80 对超声图像进行组合。

[0452] 更具体地,如上所述,当执行空间合成时,图像组合单元 80 对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,以产生用于复合超声图像的图像信号,并且向显示控制器 62 输出所述图像信号。

[0453] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10C 中执行空间合成时,探针 12C 基于温度表 42 获得的温度测量结果控制各个单独信号处理器 20a 的驱动,使得每当温度超过温度阈值之一时减少要组合的超声图像中任一个的深度。因此,基于利用温度传感器 42 获得的温度测量结果,在图像组合单元 80 中要组合的超声图像也是正常深度图像、中等深度图像和小深度图像的各种组合。

[0454] 例如,在图 14A 至 14C 中所示的以上示例中,当利用探针 12C 中的温度传感器 42 测量的温度 12C 小于 T_5 时,在图像组合单元 80 中组合的超声图像 A、B 和 C 都具有正常深度。当利用探针 12C 中的温度传感器 42 测量的温度等于或大于 T_5 但是小于 T_6 时,在图像组合单元 80 中组合的超声图像包括具有正常深度的超声图像 A 以及具有中等深度的超声图像 B 和 C。此外,当利用探针 12C 中的温度传感器 42 测量的温度等于或大于 T_6 时,在图像组合单元 80 中组合的超声图像包括具有正常深度的超声图像 A 以及具有小深度的超声图像 B 和 C。

[0455] 图 20 是示出了根据本发明第一方面的超声诊断装置的第四实施例的概念性方框图。

[0456] 图 20 所示的超声诊断装置 10D 的许多部件与图 1 所示的超声诊断装置 10A 的部件相同。因此,将相似的部件用相同的参考数字表示,并且以下描述将主要关注不同的特征。

[0457] 如同在超声诊断装置 10A 的第一实施例中那样,图 20 所示的超声诊断装置 10D 包括超声探针 12D(下文中称作“探针 12D”)和诊断装置本体 14D。如同在以上实施例中那样,超声探针 12D 通过无线通信与诊断装置本体 14D 相连。

[0458] 与第一实施例中的探针 12A 类似,探针 12D 向对象发射超声波,接收通过超声波在对象上的反射产生的超声回波,并且根据接收的超声回波输出超声图像接收信号。

[0459] 对于探针 12D 的类型没有限制,并且可以使用各种已知的超声探针。

[0460] 如同在探针 12A 中那样,探针 12D 也包括:压电单元 16、信号处理器 20、并行/串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、发射控制器 32D、接收控制器 34D、通信控制器 36、探针控制器 38 和温度传感器 42。

[0461] 探针 12D 也包括内置电池(未示出),所述内置电池向每一个部件提供驱动电能。

[0462] 压电单元 16、信号处理器 20、并行/串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、通信控制器 36、探针控制器 38 和温度传感器 42 与探针 12A 的那些基本相同。

[0463] 更具体地,压电单元 16 是发射和接收超声波的换能器 18 的一维或二维阵列。

[0464] 发射驱动器 30 向换能器 18 提供驱动电压,使得换能器发射超声波以便形成超声束。

[0465] 换能器 18 向信号处理器 20 的各个单独的信号处理器 20a 输出超声回波的接收信

号。如上所述,每一个单独的信号处理器 20a 具有 AFE,处理接收信号以产生采样数据,并且将所产生的采样数据提供给并行 / 串行转换器 24。并行 / 串行转换器 24 将并行采样数据转换为串行采样数据。

[0466] 超声诊断装置 10D 也具有空间合成的功能,其中对通过沿相互不同方向的超声发射和接收获得的超声图像进行组合以产生复合超声图像

[0467] 与以上超声诊断装置 10A 类似,例如,超声诊断装置 10D 在空间合成时对三个超声图像进行组合。因此,发射控制器 32D 和接收控制器 34D 分别控制发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的驱动,使得沿超声发射和接收的相互不同的方向执行三个类型的超声发射和接收。

[0468] 探针 12D 具有温度传感器 42,用于测量信号处理器 20 的温度。温度传感器 42 将温度测量结果提供给接收控制器 34D。

[0469] 在空间合成时,基于温度测量结果,接收控制器 34D 调节在信号处理器 20 中处理的接收信号的深度,并且在要通过空间合成进行组合的超声图像中超过预定深度的区域中减少声线的个数。

[0470] 下面将详细描述这一点。

[0471] 无线通信单元 26 根据串行采样数据产生发射信号,并且经由天线 28 将串行采样数据发送至诊断装置本体 14D。

[0472] 无线通信单元 26 从诊断装置本体 14D 接收各种控制信号,并且向通信控制器 36 输出接收到的控制信号。

[0473] 通信控制器 36 控制无线通信单元 26。通信控制器 36 向探针控制器 38 输出通过无线通信单元 26 接收到的各种控制信号。

[0474] 探针控制器 38 根据从诊断装置本体 14D 发射的各种控制信号控制探针 12D 的各种部件。

[0475] 如上所述,本发明的超声诊断装置 10D 具有通过空间合成产生图像(复合超声图像)的功能。

[0476] 如同在图 1 所示的超声诊断装置 10A 那样,例如如图 21A(图 2)概念性地所示,超声诊断装置 10D 在空间合成时也执行沿相互不同方向的三个类型的超声发射和接收。更具体地,在空间合成时,探针 12D 执行三个类型的超声发射和接收,包括“针对图像 A 的发射和接收”作为用于获得主图像(包括通过空间合成形成的复合超声图像的整个区域的图像)的超声发射和接收、沿相对于图像 A 的发射和接收的方向倾斜角度 θ 的方向“针对图像 B 的发射和接收”、以及沿相对于针对图像 A 的发射和接收的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的“针对图像 C 的发射和接收”。

[0477] 同样在该实施例中,当执行空间合成时,探针 12D 重复地执行构成帧单元的三个类型的超声发射和接收(参见图 23A 至 23C)。

[0478] 当执行空间合成时,探针 12D 的发射控制器 32D 和接收控制器 34D 分别控制发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的驱动,使得重复地执行三个类型的超声发射和接收。

[0479] 另一方面,当执行空间合成时,诊断装置本体 14D(更具体地图像组合单元 80)对三个超声图像进行组合,以产生覆盖超声图像 A 的区域的复合超声图像,所述超声图像包括通过针对图像 A 的发射和接收获得的作为主图像的超声图像 A(实线)、通过针对图像 B

的发射和接收获得的超声图像 B(虚线)以及通过针对图像 C 的发射和接收获得的超声图像 C(点划线)。

[0480] 因此,通过空间合成进行组合的超声图像的个数(预定个数)是 3。然而如同在以上实施例中那样,所述预定个数可以是 2、或 4 或以上。

[0481] 此外如同在以上实施例中那样,可以将各种已知方法用于沿不同的方向发射和接收超声波。

[0482] 如上所述,探针 12D 配置有温度传感器 42,用于测量信号处理器 20 的温度。将利用温度传感器 42 获得的温度测量结果提供给接收控制器 34D。

[0483] 针对探针 12D(接收控制器 34D)设置了包括第一温度 $T7[^\circ\text{C}]$ 和大于 $T7$ 的第二温度 $T8[^\circ\text{C}]$ 的温度阈值。在超声诊断装置 10D 中,如果满足 $T7 < T8$ 的关系, $T7$ 和 $T8$ 可以是固定或可变的。

[0484] 在超声诊断装置 10D 中,当执行空间合成时,基于利用温度表 42 获得的温度测量结果在超过预定深度的区域中减少超声图像中的声线的个数。

[0485] 在所示示例中,如图 21A 概念性地所示,针对在空间合成时减少声线个数所超过的深度(沿超声发射和接收方向的深度),在探针 12D(接收控制器 34D)中设置三个深度。第一深度是在其范围内不减少声线个数的深度 $L1$ (正常深度),也就是说,所有的声线具有与通过空间合成产生的复合超声图像相同的深度。第二深度是最浅或最小的深度 $L3$ 。第三深度是作为深度 $L1$ 和深度 $L3$ 之间深度的深度 $L2$ (中等深度)

[0486] 例如,探针 12D 基于温度传感器 42 获得的温度测量结果,通过消除每两个声线之一来减少声线的个数。

[0487] 当超过深度 $L2$ 而减少声线的个数时,用于产生超声图像的声线如图 21B 概念性地所示(如超声图像 B 所示),其中通过细实线示出了声线,并且通过细虚线示出了消除的声线。当超过深度 $L3$ 而减少声线的个数时,用于产生超声图像的声线如图 21C 概念性地所示。

[0488] 随后通过在诊断装置本体 14D 的图像产生单元 58 中使用周围的声线进行内插,来产生与探针 12D 所消除的声线相对应的那些部分,即通过细虚线所示的部分。

[0489] 在该实施例中,通过在所示情况下消除每两个声线之一(将声线个数减半),在超过预定深度的区域中减少声线的个数。然而,这并非是本发明的唯一情况。因此,在该实施例中,可以通过消除每三个声线之一(将声线个数减少为三分之二)或者通过消除每四个声线之一(将声线个数减少为四分之三),在超过预定深度的区域中减少声线的个数。

[0490] 替代地,可以通过消除两个或更多的连续声线来减少超过预定深度的区域中的声线的个数。

[0491] 在所示示例中,激活或去激活(开/关)信号处理器 20 的各个单独信号处理器 20a(更具体地,AFE)的驱动,以减少超过预定深度的区域中的声线的个数。

[0492] 在深度 $L1$ 的情况下,也就是说当没有减少声线的个数时,如图 22A 概念性地所示,对于所有声线,在激活(开)各个单独信号处理器 20a 的驱动的同时施加发射脉冲,并且当与深度 $L1$ (与复合超声图像相对应的深度)相对应的时间段已过去时去激活(关)各个单独信号处理器 20a 的驱动。

[0493] 当超过深度 $L2$ 而减少声线的个数时,如图 22B 概念性地所示,在激活单独信号处理器 20a 的驱动的同时施加发射脉冲,并且在与小于深度 $L1$ 的深度 $L2$ 相对应的时间段已

过去时的时间点,在相应的声线中(超过预定深度而消除的声线)去激活单独信号处理器 20a 的驱动。

[0494] 也就是说,在消除了每两个声线之一的示例中,各个单独信号处理器 20a 以每两个声线为基础交替地执行图 22A 所示的驱动和图 22B 所示的驱动。

[0495] 当超过深度 L3 而减少声线的个数时,如图 22C 概念性地所示,在激活单独信号处理器 20a 的驱动的同时施加发射脉冲,并且在与小于深度 L2 的最小深度 L3 相对应的时间段已过去时的时间点,在相应的声线中去激活单独信号处理器 20a 的驱动。

[0496] 也就是说,在消除了每两个声线之一的示例中,各个单独信号处理器 20a 以每两个声线为基础交替地执行图 22A 所示的驱动和图 22C 所示的驱动。

[0497] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10D 中执行空间合成时,如图 21 和 23A 至 23C 概念性地所示,逐帧地重复地执行针对三个图像的三个类型的超声发射和接收,沿超声发射和接收的相互不同方向进行,并且构成了用于获得复合超声图像的帧单元。

[0498] 例如,如图 21A 和 23A 至 23C 所示,发射控制器 32D 和接收控制器 34D 首先执行针对图像 A 的发射和接收,用于获得超声图像 A 作为主图像。

[0499] 然后,发射控制器 32D 和接收控制器 34D 沿相对于超声图像 A 的方向倾斜角度 θ 的方向执行针对图像 B 的发射和接收,用于获得超声图像 B。

[0500] 然后,发射控制器 32D 和接收控制器 34D 沿相对于超声图像 A 的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向执行针对图像 C 的发射和接收,用于获得超声图像 C。

[0501] 在图 23A 至 23C 中,在白背景中具有黑字母的每一个区域与直到深度 L1(正常深度)为止的超声发射和接收(即,针对其中未减少声线个数的图像的超声发射和接收)相对应;稀疏阴影线(阴影)区域与针对其中超过深度 L2(中等深度)而减少了声线个数的图像的超声发射和接收相对应;以及密集阴影线区域与针对其中超过深度 L3(小深度)而减少声线个数的图像的超声发射和接收相对应。

[0502] 当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T7 时,在空间合成时,如图 23A 所示,超声诊断装置 10D 中的探针 12D 的接收控制器 34D 控制各个单独信号处理器 20a 的驱动,使得针对一个帧中的所有图像 A、B 和 C 的接收和发射中没有减少声线个数(执行接收信号处理直到深度 L1 为止)。

[0503] 利用温度表 42 获得的温度测量结果小于 T7 的情况指的是探针 12D(信号处理器)具有稳定温度的情况。

[0504] 当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T7 但是小于 T8 时,如图 23B 所示,接收控制器 34D 控制各个单独信号处理器 20a 的驱动,使得在一个帧中,在针对图像 A 的发射和接收中不减少声线的个数,而在超过深度 L2 的针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。

[0505] 也就是说,这种处理降低了在远离压电单元 16 的区域(超过深度 L2 的区域)中通过空间合成形成的图像的图像质量。

[0506] 此外,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T8 时,如图 23C 所示,接收控制器 34D 控制各个单独信号处理器 20a 的驱动,使得在一个帧中,在针对图像 A 的发射和接收中不减少声线的个数,但是在超过深度 L3 的针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。

[0507] 也就是说,这种处理降低了在远离压电单元 16 附近的区域(超过深度 L3 的区域)中通过空间合成形成的图像的图像质量。

[0508] 根据以上描述清楚的是,在空间合成时探针 12D 的温度增加的情况下,本发明的超声诊断装置 10D 通过对用于获得组合成复合超声图像的超声图像的发射和接收中的接收信号进行处理,减少超声图像的超过预定深度的区域中的声线的个数。也就是说,当探针 12D 的温度增加时,本发明的超声诊断装置 10D 依据温度来减少各个单独信号处理器 20a 的驱动时间,所述信号处理器用于处理来自超声回波的接收信号。

[0509] 因此,根据本发明,即使在空间合成期间探针 12D 的温度增加,通过停止作为主要发热区域的信号处理器 20,可以迅速地减少探针 12D 的内部温度。即使探针 12D 的温度增加,通过在抑制温度增加的同时迅速地减少探针 12D 内部的温度,可以使图像质量恶化最小化。

[0510] 在图 23A 至 23C 所示的示例中,所有接收信号的处理深度在构成复合超声图像的一个帧中是相同的。然而,这并非是本发明的唯一情况,并且每一个帧(每一个复合超声图像)中的一个或多个超声图像的接收信号处理深度可以是不同的。

[0511] 例如,在图 23A 至 23C 所示的示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T8 时,在所有帧中在针对图像 B 和 C 的发射和接收中超过深度 L3 时减少声线的个数。然而,这并非是本发明的唯一情况。

[0512] 例如,如同在以上情况那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T7 时,如图 2A 所示,在针对所有图像的超声发射和接收中没有减少声线的个数,而当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T7 但是小于 T8 时,如图 24B 所示,在针对图像 A 的发射和接收中没有减少声线的个数,但是在超过深度 L2 的针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。

[0513] 相反,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T8 时,例如如图 24C 所示,可以应用这样的过程:在所有帧中针对图像 A 的发射和接收中同样没有减少声线的个数,但是在针对图像 B 和 C 的发射和接收的每一个奇数帧中超过深度 L3 时减少声线的个数,并且在针对图像 B 和 C 的发射和接收中的每一个偶数帧中超过深度 L2 时减少声线的个数。

[0514] 该示例中,每两个帧之一可以具有增加的深度,超过所增加的深度时不提供声线。因此,当将通过空间合成产生的图像看作是连续图像时,与图 23A 至 23C 中所示的示例相比较,减少了从深度 L3 的较深末端到深度 L2 的较深末端的部分的中图像质量恶化。

[0515] 在以上示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T7 但是小于 T8、或者等于或大于 T8 时,其中减少声线个数的一个帧中的图像在超过相同的深度时不具有声线。然而,这并非是本发明的唯一情况。

[0516] 换句话说,超过深度 L2 的声线个数减少和超过深度 L3 的声线个数减少可以在一个帧中共存。替代地,声线个数无减少、超声深度 L2 的声线个数减少以及超过深度 L3 的声线个数减少可以在一个帧中共存。

[0517] 在图 25A 至 25C 中概念性地示出了接收信号处理的示例。

[0518] 在该示例中,如同以上示例中那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T7 时,如图 25A 所示,在针对所有图像 A、B 和 C 的发射和接收中没有减少声线的个数。

如同以上示例那样,如图 25B 所示,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T7 但是小于 T8 时,在针对图像 A 的发射和接收中没有减少声线的个数,但是在针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少了声线的个数。

[0519] 相反在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T8 时,如图 25C 所示,在针对图像 A 的发射和接收中没有减少声线的个数,但是在分别超过深度 L2 和 L3 的针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。替代地,可以将图像 A、B 和 C 的深度分别设置为 L1、L3 和 L2。

[0520] 与图 23A 至 23C 中所示的示例相比较,这一示例减小了防止发热的效果,但是在复合超声图像的图像质量方面是有利的。

[0521] 在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T8 时,可以针对图像 B 和 C 交替地执行超过深度 L2 的声线个数减少和超过深度 L3 的声线个数减少。

[0522] 例如,如同在以上示例中那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T7 时,如图 26A 所示,在针对所有图像的超声发射和接收中没有减少声线的个数,但是如图 26B 所示,在超过深度 L2 的针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。

[0523] 相反,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T8 时,例如,可以应用这样的过程:如图 26C 所示,在所有的帧中针对图像 A 的发射和接收中同样没有减少声线的个数,但是在针对图像 B 和 C 的发射和接收中的每一个奇数帧中分别超过深度 L2 和 L3 时减少声线的个数,在针对图像 B 和 C 的发射和接收中的每一个偶数帧中分别超过深度 L3 和 L2 时减少声线的个数。

[0524] 在该示例中,以每两个帧为基础,在通过空间合成进行组合的超声图像中重复其中减少声线个数的超过深度 L3 的区域。因此,可以从复合超声图像中消除图像质量连续恶化的任意区域,以在将通过空间合成产生的图像看作是连续图像时抑制图像质量恶化。

[0525] 在以上示例中,当探针 12D 中的温度增加时,通过在超过预定深度的区域中减少声线的个数来执行针对图像 B 的发射和接收和 / 或针对图像 C 的发射和接收,但是这并非是本发明的唯一情况。也就是说,可以依据温度增加,通过在超过预定深度的区域中减少声线的个数来执行针对图像 A 的发射和接收。

[0526] 然而,超声图像 A 是主图像。换句话说,通过空间合成在诊断装置本体 14D 中产生的复合超声图像是具有超声图像 A 的区域的(从针对图像 A 的发射和接收得出的)图像。因此,当在一个帧中包括没有包含声线个数减少的超声发射和接收时,更有利的是在不减少声线个数的同时执行针对用作主图像的图像 A 的发射和接收,因为可以一致地获得复合超声图像。

[0527] 在以上示例中,在任意温度下在至少一个图像中(针对图像 A 的发射和接收)直到深度 L1 为止不减少声线的个数。然而,这并非是本发明的唯一情况,可以依据温度在针对所有图像的超声发射和接收中超过深度 L2 或 L3 时执行声线个数的减少。

[0528] 在图 27A 至 27C 中示出了超声发射和接收的示例。

[0529] 在该示例中,如同在以上示例中那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果小于 T7 时,如图 27A 所示,在针对所有图像 A、B 和 C 的发射和接收中没有减少声线的个数。如同在以上示例中那样,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T7 但是小于 T8 时,如图 27B 所示,在针对图像 A 的发射和接收中没有减少声线的个数,但是在超过深

度 L2 的针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。

[0530] 相反在该示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T8 时,如图 27C 所示,在超过深度 L2 的针对图像 A 的发射和接收中以及在超过深度 L3 的针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。

[0531] 根据该示例,整体上减小了得到的复合超声图像的图像质量,但是增加了防止发热的效果。

[0532] 在以上示例中,当利用温度传感器 42 获得的温度测量结果等于或大于 T7 时,在一个帧中针对两个图像的超声发射和接收中比预定深度更深的区域中减少声线的个数,但是这并非是本发明的唯一情况。也就是说,基于温度传感器 42 获得的温度测量结果,在一个帧中只针对一个图像的超声发射和接收中超过预定深度时减少声线的个数,或者在一个帧中针对三个或以上图像的超声发射和接收中减少声线的个数。

[0533] 考虑到在使得由于温度增加导致的图像质量恶化最小化的同时抑制探针 12D 内部温度增加的目的,当温度超过阈值之一时,优选地,在一个帧的两个或以上图像中超过预定深度时减少声线的个数。此外,为了在防止图像质量恶化的同时抑制温度增加,当温度超过阈值之一时,优选地,依据温度在超过预定深度的区域中减少针对除了图像 A(主图像)之外的所有图像的声线个数。

[0534] 此外,在以上示例中,因为空间合成时的预定个数是 3,提供了两个温度阈值。然而,这并非是本发明的唯一情况,并且在预定个数是 4 或以上的情况下,可以提供三个或以上阈值。

[0535] 依据温度而针对接收信号处理设置的深度的个数也不局限于 3。例如,可以提供包括正常深度(L1)和小深度(L3)的两个深度。替代地,可以通过设置正常深度 L1 和小深度 L3 之间的诸如深度 L2-1 和深度 L2-2 之类的多个中等深度来提供接收信号处理的 4 个或以上深度。

[0536] 在图 23A 至 27C 所示的示例中,在一个帧中的超声发射和接收的顺序对于所有帧都是相同的。然而,这并非是本发明的唯一情况,并且每一个帧中图像的超声发射和接收的顺序可以是不同的。

[0537] 例如,如图 28A 至 28C 所示,可以按照“图像 B → 图像 A → 图像 C”、“图像 C → 图像 A → 图像 B”、“图像 B → 图像 A → 图像 C”和“图像 C → 图像 A → 图像 B”等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧、第四帧等的超声发射和接收。

[0538] 也就是说,同样在超声诊断装置 10D 的第四实施例中,如同第一实施例那样,两个连续帧(即两个时间上连续的复合超声图像)的前一个中的最后一个超声图像和后一个帧中的第一个超声图像中的超声发射和接收的方向可以相同。

[0539] 这种超声发射和接收的顺序使得超声发射和接收能够沿相同的方向继续,以方便对发射驱动器 30 和各个单独信号处理器 20a 的控制。

[0540] 如上所述,将从探针 12D 输出的接收信号通过无线通信提供给诊断装置本体 14D。

[0541] 与图 1 所示的诊断装置本体 1A 的第一实施例类似,诊断装置本体 14D 包括天线 50、无线通信单元 52、串行/并行转换器 54、数据存储单元 56、图像产生单元 58、显示控制器 62、监视器 64、通信控制器 68、装置本体控制器 70 和操作单元 72。

[0542] 如同在以上实施例中那样,诊断装置本体 14D 包括内置电源单元(未示出),所述

内置电源单元向每一个部件提供驱动电能。

[0543] 天线 50、无线通信单元 52、串行 / 并行转换器 54、数据存储单元 56、图像产生单元 58、显示控制器 62、监视器 64、通信控制器 68 和装置本体控制器 70 与图 1 所示的诊断装置本体 10A 中的那些基本相同。

[0544] 更具体地,无线通信单元 52 经由天线 50 执行与探针 12D 的无线通信,以向探针 12D 发射控制信号,并且接收从探针 12D 发送的信号。无线通信单元 52 对接收的信号进行解调,并且作为串行采样数据向所述串行 / 并行转换器 54 输出所述信号。

[0545] 通信控制器 68 控制无线通信单元 52,使得根据由装置本体控制器 70 进行的设置来发射各种控制信号。

[0546] 串行 / 并行转换器 54 将串行采样数据转换为并行采样数据。数据存储单元 56 将通过串行 / 并行转换器 54 转换的采样数据的至少一个帧进行存储。

[0547] 图像产生单元 58(相位调整相加单元 76D、图像处理单元 78 和图像组合单元 80) 针对从数据存储部分 56 读出的每一个图像执行采样数据的接收聚焦,以产生表示超声图像的图像信号。

[0548] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10D 中执行空间合成时,例如,探针 12D 执行针对三个图像的超声发射和接收,也就是说针对图像 A、B 和 C 的发射和接收。

[0549] 当执行空间合成时,图像产生单元 58 的图像组合单元 80 相应地对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,以产生用于复合超声图像的图像信号。

[0550] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10D 中执行空间合成时,探针 12D 基于利用温度传感器 42 获得的温度测量结果,减少就超声回波的接收而言超过预定深度的区域中的声线的个数。也就是说,基于利用温度传感器 42 测量的温度,在超声图像超过预定深度的区域中减少声线的个数。

[0551] 在空间合成时,相位调整相加单元 76D 对于其中在超过预定深度的区域中减少声线个数的超声图像,利用相邻的声线(周围声线)对所消除的声线进行内插,以产生与减少了声线个数的区域的声线相对应的声线,从而产生了针对整个超声图像的声线(声线信号)。

[0552] 内插方法没有特别地限制,可以使用在多个图像处理步骤中实现的任意已知内插方法。

[0553] 显示控制器 62 引起监视器 64 根据图像产生单元 58 产生的图像信号来显示超声图像。

[0554] 在显示控制器 62 的控制下,监视器 64 显示所述超声图像。

[0555] 装置本体控制器 70 控制诊断装置本体 14D 中的部件。装置本体控制器 70 与操作单元 72 相连以执行各种输入操作,包括是否执行空间合成。

[0556] 下面描述图 20 中所示的超声诊断装置 10D 的操作。

[0557] 与超声诊断装置 10A 类似,在诊断期间,首先将输入到操作单元 72 的各种类型的信息通过无线通信发送至探针 12D,然后将其提供给也在超声诊断装置 10D 中的探针控制器 38。

[0558] 然后,根据从探针 12D 的发射驱动器 30 提供的驱动电压从换能器 18 发射超声波。

[0559] 将从已经接收到通过超声波在对象上的发射产生的超声回波的换能器 18 输出的接收信号提供给相应的单独的信号处理器 20a 以产生采样数据。

[0560] 在探针 12D 中,当执行空间合成时,将利用温度传感器 42 获得的信号处理器 20 的温度测量结果发送至接收控制器 34D。

[0561] 如上所述,当在所示超声诊断装置 10D 中执行空间合成时,探针 12D 基于利用温度传感器 42 获得的接收处理器 20 的温度测量结果,减少超声图像的超过预定深度的区域中声线的个数。更具体地,探针 12D 控制对接收信号进行处理的各个单独信号处理器 20d 驱动,使得根据利用温度传感器 42 获得的温度测量结果,每当温度超过阈值之一时,按照“深度 L1 → 深度 L2 → 深度 L3”的顺序降低深度,超过该深度则在要组合的超声图像中减少声线个数。

[0562] 例如,当利用温度传感器 42 测量的温度小于 T7 时,如图 23A 所示,接收控制器 34D 控制信号处理器 20 (各个单独信号处理器 20a) 的操作,使得在针对所有图像 A、B 和 C 的发射和接收中不减少声线的个数。

[0563] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T7 但是小于 T8 时,如图 23B 所示,接收控制器 34D 控制信号处理器 20 的操作,使得在针对图像 A 的发射和接收中不减少声线的个数,但是在每两个帧之一中超过深度 L2 时在针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。

[0564] 当利用温度传感器测量的温度等于或大于 T8 时,如图 23C 所示,接收控制器 34D 控制信号处理器 20 的操作,使得在针对图像 A 的发射和接收中不减少声线的个数,但是在每两个帧之一中超过深度 L3 时在针对图像 B 和 C 的发射和接收中减少声线的个数。

[0565] 将由各个单独信号处理器 20a 产生的采样数据发送至并行 / 串行转换器 24,其中将采样数据转换为串行数据。然后将串行数据从无线通信单元 26 (天线 28) 无线地发射至诊断装置本体 14D。

[0566] 将由诊断装置本体 14D 的无线通信单元 52 接收的采样数据在串行 / 并行转换器 54 中转换为并行数据,并且存储在数据存储单元 56 中。

[0567] 另外,从数据存储单元 56 读出针对每一个图像的采样数据以在图像产生单元 58 中产生超声图像的图像信号。显示控制器 62 引起监视器 64 基于图像信号显示超声图像。

[0568] 在空间合成时,图像产生单元 58 的相位调整相加单元 76D 对由探针 12D 消除的声线进行内插,然后图像组合单元 80 对超声图像进行组合。

[0569] 如上所述,当在超声诊断装置 10D 中执行空间合成时,探针 12D 基于利用温度传感器 42 获得的接收处理器 20 的温度测量结果,减少要进行组合的超声图像中超过预定深度处的声线个数。更具体地,探针 12D 基于利用温度表 42 获得的温度测量结果,减少要进行组合的超声图像的任一个中超过深度 L2 或 L3 处的声线个数。

[0570] 例如,在图 23A 至 23C 所示的示例中,当温度小于小于 T7 时,在空间合成时,探针 12D 基于利用温度表 42 获得的温度测量结果,不减少超声发射和接收中的声线个数。当利用温度传感器 42 测量的温度等于或大于 T7 但是小于 T8 时,在每两个帧之一中超过深度 L2 的区域中减少声线的个数。此外,当利用温度传感器 42 测量的温度等于或大于 T8 时,在每两个帧之一中超过深度 L3 的区域中减少声线的个数。

[0571] 当执行空间合成时,相位调整相加单元 76D 针对在超声深度 L2 或 L3 的区域中减

少了声线个数的图像,利用周围的声线相应地内插已消除的声线(不具有声线的部分),从而产生与一个超声图像的整个区域相对应的声线,并且将所产生的声线发送至图像组合单元 80。

[0572] 当执行空间合成时,图像组合单元 80 对在相位调整相加单元 76D 中产生的从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,从而产生用于复合超声图像的图像信号,并且向显示控制器 62 输出所述图像信号。

[0573] 图 29 是示出了根据本发明第二方面的超声诊断装置的实施例的概念性方框图。

[0574] 图 29 中所示超声诊断装置 10E 的许多部件与图 1 中所示的超声诊断装置 10A 的相同,除了没有提供温度传感器 42 之外。因此,相同的部件用相同的参考数字表示,并且以下描述将主要关注于不同的特征。

[0575] 如同超声诊断装置 10A 的第一实施例中那样,图 29 所示的超声诊断装置 10E 包括超声探针 12E(下文中称作“探针 12E”)和诊断装置本体 14E。如同在以上实施例中那样,超声探针 12E 通过无线通信与诊断装置本体 14E 相连。

[0576] 如同在探针 12A 的第一实施例中那样,探针 12E 向对象发射超声波,接收通过超声波在对象上的反射产生超声回波,并且根据接收的超声回波输出超声图像的接收信号。

[0577] 对于探针 12E 的类型没有限制,并且可以使用各种已知的超声探针。

[0578] 如同在探针 12A 中那样,探针 12E 也包括压电单元 16、信号处理器 20、并行/串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、发射控制器 32E、接收控制器 34E、通信控制器 36 和探针控制器 38。如上所述,这一方面的探针 12E 不包括温度传感器。

[0579] 探针 12E 也包括内置电池(未示出),所述内置电池向每一个部件提供驱动电能。

[0580] 压电单元 16、信号处理器 20、并行/串行转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发射驱动器 30、通信控制器 36 和探针控制器 38 与探针 12A 的那些基本相同。

[0581] 更具体地,压电单元 16 是发射和接收超声波的换能器 18 的一维或二维阵列。

[0582] 发射驱动器 30 向换能器 18 提供驱动电压,使得所述换能器发射超声波以便形成超声束。

[0583] 换能器 18 向信号处理器 20 的单独信号处理器 20a 输出超声回波的接收信号。如上所述,每一个信号处理器 20a 具有 AFE,处理接收信号以产生采样数据,并且将所产生的采样数据提供给并行/串行转换器 24。并行/串行转换器 24 将并行采样数据转换为串行采样数据。

[0584] 超声诊断装置 10E 也具有空间合成的功能,其中对通过沿相互不同的方向的超声发射和接收获得的超声图像进行组合以产生复合超声图像。

[0585] 与以上超声诊断装置 10A 类似,例如,超声诊断装置 10E 在空间合成时对三个超声图像进行组合。因此,发射控制器 32E 和接收控制器 34E 分别控制发射驱动器 30 和单独的信号处理器 20a 的驱动,使得沿超声发射和接收的相互不同的方向执行三个类型的超声发射和接收。

[0586] 当执行空间合成时,探针 12E 的发射控制器 32E 和接收控制器 34E 分别控制发射驱动器 30 和单独的信号处理器 20a 的驱动,使得按照预定的顺序执行所述多个类型的超声发射和接收。

[0587] 当在根据这一方面的超声诊断装置 10E 中执行空间合成时, 探针 12E 使得在两个时间上连续的帧(复合超声图像)中的前一个帧中的最后一个超声图像中的超声发射和接收的方向与后一个帧中的第一个超声图像中的超声发射和接收的方向相一致。换句话说, 使得沿超声发射和接收的方向, 在两个时间上连续的复合超声图像的前一个中的最后一个超声图像与其后一个复合超声图像中的第一个超声图像相一致。

[0588] 随后将详细描述这一点。

[0589] 无线通信单元 26 根据串行采样数据产生发射信号, 并且经由天线 28 将串行采样数据发射至诊断装置本体 14E。

[0590] 无线通信单元 26 从诊断装置本体 14E 接收各种控制信号, 并且向通信控制器 36 输出接收到的控制信号。

[0591] 通信控制器 36 控制无线通信单元 26。通信控制器 36 向探针控制器 38 输出通过无线通信单元 26 接收到的各种控制信号。

[0592] 探针控制器 38 根据从诊断装置本体 14E 发射的各种控制信号来控制探针 12E 的各种部件。

[0593] 如上所述, 本发明的超声诊断装置 10E 具有通过空间合成产生图像(复合超声图像)的功能。

[0594] 如同图 1 所示的超声诊断装置 10A 那样, 例如, 在空间合成时如图 2 概念性地所示, 超声诊断装置 10E 也执行沿相互不同的方向的三个类型的超声发射和接收。更具体地, 在空间合成时, 探针 12E 执行三个类型的超声发射和接收, 包括“针对图像 A 的发射和接收”作为用于获得主图像(包括通过空间合成形成的复合超声图像的区域)的超声发射和接收、沿相对于图像 A 的发射和接收方向倾斜角度 θ 的方向的“针对图像 B 的发射和接收”以及沿相对于针对图像 A 的发射和接收的方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的“针对图像 C 的发射和接收”。

[0595] 诊断装置本体 14E(更具体地, 随后所述的图像组合单元 80) 根据在每一个帧中执行的超声发射和接收类型的个数, 对从通过针对图像 A 的发射和接收获得的作为主图像 A 的超声图像 A(实线)、通过针对图像 B 的发射和接收获得的超声图像 B(虚线)以及通过针对图像 C 的发射和接收获得的超声图像 C(点划线)中选择的 1 至 3 个超声图像进行组合, 从而产生覆盖超声图像 A 的区域的复合超声图像。

[0596] 当在超声诊断装置 10E 中执行空间合成时, 例如, 逐帧地重复执行预定个数的(即 1 至 3)类型的超声发射和接收, 该类型的超声发射和接收是从包括针对图像 A 的发射和接收、针对图像 B 的发射和接收以及针对图像 C 的发射和接收的三个类型中选择的, 并且构成了用于获得复合超声图像的帧单元。

[0597] 如随后将详细描述的, 在本发明的第二方面, 在空间合成时每一个帧中的超声发射和接收的类型的个数可以在所有帧中都相同, 或者可以包括超声发射和接收类型具有不同个数的帧。也就是说, 当在超声诊断装置 10E 中执行空间合成时, 要组合的超声图像的个数可以对于所有的复合超声图像都相同, 或者由不同个数的超声图像构成的复合超声图像可以共存。

[0598] 在本发明的实践中, 可以设置用于执行空间合成的超声发射和接收的类型的个数, 也就是说要组合的超声图像的最大个数不局限于 3。也就是说, 通过空间合成进行组合

的超声图像的最大个数可以是 2 或 4 或以上。

[0599] 此外,如同在以上实施例那样,各种已知方法可以用于沿不同的方向发射和接收超声波。

[0600] 如上所述,当执行空间合成时,逐帧重复地执行沿超声发射和接收的相互不同方向进行的并且构成帧的多个类型的超声发射和接收。

[0601] 在正常空间合成时,按照相同的顺序在每一个帧中执行超声发射和接收的方向不同的多个类型的超声发射和接收。更具体地,当如在所述示例中那样执行针对图像 A、B 和 C 的发射和接收时,如图 30C 概念性地所示,以帧为基础、按照构成一个帧的针对图像 A 的发射和接收、针对图像 B 的发射和接收以针对图像 C 的发射和接收的顺序,重复地执行超声发射和接收。因此,在正常空间合成时,每次执行针对每一个图像的发射和接收时均改变超声发射和接收的方向。

[0602] 相反,当在超声诊断装置 10E 中执行空间合成时,探针 12E 使得两个时间上连续的帧(复合超声图像)的前一个帧中的最后一个超声图像的超声发射和接收的方向与后一个帧中的第一个超声图像的超声发射和接收的方向相一致。换句话说,两个时间上连续的复合超声图像的前一个中的最后一个超声图像与后一个复合超声图像中的第一个超声图像沿超声发射和接收的方向相一致。

[0603] 例如,如图 30A 概念性地所示,分别按照“图像 B → 图像 A → 图像 C”、“图像 C → 图像 A → 图像 B”、“图像 B → 图像 A → 图像 C”(按照与第一帧相同的顺序)、“图像 C → 图像 A → 图像 B”、(按照与第二帧相同的顺序)等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧、第四帧等的超声发射和接收。换句话说,交替地重复按照“图像 B → 图像 A → 图像 C”的顺序和按照“图像 C → 图像 A → 图像 B”的顺序的超声发射和接收。

[0604] 替代地,如图 30B 概念性地所示,分别按照“图像 A → 图像 B → 图像 C”、“图像 C → 图像 B → 图像 A”、“图像 A → 图像 B → 图像 C”(按照与第一帧相同的顺序)、“图像 C → 图像 B → 图像 A”(按照与第二帧相同的顺序)等顺序执行第一帧、第二帧、第三帧、第四帧等的超声发射和接收。换句话说,交替地重复按照“图像 A → 图像 B → 图像 C”的顺序和按照“图像 C → 图像 B → 图像 A”的顺序的超声发射和接收。

[0605] 在这一方面,当这样执行空间合成时,使得两个时间上连续的帧的前一个中的最后一个图像与后一个帧中的第一个图像沿超声发射和接收的方向相一致。换句话说,通过沿相同方向的超声发射和接收获得要通过空间合成产生的两个时间上相邻的复合超声图像的前一个的最后一个超声图像及后一个复合超声图像中的第一个超声图像。

[0606] 因此,不必改变两个相邻帧之间的超声发射和接收的方向,这可以简化对发射驱动器 30 和各个单独的信号处理器 20a 中超声发射和接收的控制,例如当改变对用于改变超声发射和接收方向的延迟的控制时。因此,所示的超声诊断装置 10E 可以减少空间合成时探针 12E 的负担。

[0607] 在超声诊断装置 10E 中执行的空间合成不局限于在一个帧中执行所有设定类型的超声发射和接收的情况。也就是说在这一方面,如果超声发射和接收的类型的个数等于或小于适当设置的预定个数,可以通过任意个数类型的超声发射和接收来形成超声图像的一个帧。

[0608] 换句话说,这一方面并非局限于通过空间合成组合所设定的最大个数的超声图像

的情况。

[0609] 当在超声诊断装置 10E 中执行空间合成时,在一个帧中的超声发射和接收的类型的个数不局限于 3,如果在两个相邻帧之一的最后一个超声图像中的超声发射和接收的方向与其后一个帧中的第一个超声图像中的超声发射和接收的方向相一致,所述超声发射和接收的类型的个数可以是 2。也就是说,通过空间合成在一个帧中进行组合的超声图像的个数可以是 2。

[0610] 例如,可以将其中组合三个图像的高图像质量模式和其中组合两个图像的正常图像质量模式设置为空间合成模式,使得可以利用随后描述的操作单元 72E,通过诸如 GUI(图形用户界面)之类的任意已知方法,选择三个图像合成和两个图像合成。替代地,探针 12E 可以配置有诸如开关之类的选择装置。这些模式也可以应用于随后所述的图 32A 至 33B 所示的情况。

[0611] 例如,如图 31A 概念性地所示,没有执行针对图像 A(主图像)的发射和接收,可以分别按照“图像 B → 图像 C”、“图像 C → 图像 B”、“图像 B → 图像 C”(按照与第一帧相同的顺序)、“图像 C → 图像 B”(按照与第二帧相同的顺序)等执行第一帧、第二帧、第三帧、第四帧等的超声发射和接收。换句话说,可以交替地重复按照“图像 B → 图像 C”顺序的超声发射和接收以及按照“图像 C → 图像 B”顺序的超声发射和接收。

[0612] 当将两个超声图像用于在超声诊断装置 10E 中执行空间合成时,其中超声发射和接收的类型组合不同的帧可以共存。

[0613] 也就是说,当用于执行空间合成的超声发射和接收的类型的个数小于设定个数时,其中超声发射和接收的类型组合不同的帧可以共存。换句话说,当通过空间合成进行组合的超声图像的个数小于设定的最大个数时,通过对超声发射和接收的方向不同的超声图像进行组合而获得的复合超声图像可以共存。

[0614] 例如,如图 31B 概念性地所示,可以分别按照“图像 A → 图像 B”、“图像 B → 图像 A”、“图像 A → 图像 C”和“图像 C → 图像 A”的顺序执行第一帧、第二帧、第三帧和第四帧的超声发射和接收,并且重复地执行第一帧至第四帧的超声发射和接收。

[0615] 在本发明的实践中,当执行空间合成时,如果在时间上相邻的帧中超声发射和接收的方向彼此一致,超声发射和接收的类型的个数(要组合的超声图像的个数)不同的帧可以在预定个数的时间上连续的帧中共存。

[0616] 也就是说,在本发明的实践中,空间合成时帧速率不同的帧可以共存。

[0617] 例如,如图 32A 概念性地所示,可以分别按照“图像 B → 图像 A → 图像 C”和“图像 C → 图像 A → 图像 B”的顺序执行第一和第二帧的超声发射和接收,并且分别执行第三和第四帧的超声发射和接收以便形成诸如“图像 B → 图像 C”和“图像 C → 图像 B”之类的两个图像,并且重复地执行第一至第四帧的超声发射和接收。

[0618] 替代地,如图 32B 概念性地所示,可以分别按照“图像 A → 图像 B → 图像 C”和“图像 C → 图像 B → 图像 A”的顺序执行第一和第二帧的超声发射和接收,并且分别执行第三、第四和第五帧的超声发射和接收以便形成诸如“图像 A → 图像 C”、“图像 C → 图像 B”和“图像 B → 图像 A”之类的两个图像,执行第六和第七帧的超声发射和接收以便不执行图像合成或只形成一个图像,也就是说图像 A,并且重复地执行第一至第七帧的超声发射和接收。

[0619] 时间上连续的帧的预定个数不局限于以上情况中的 4 或 7,可以是 5、6、8 或以上。

优选地,针对其中只执行一个类型的超声发射和接收的帧,执行用作主图像的图像 A 的发射和接收。

[0620] 此外,在根据这一方面的超声诊断装置 10E 中,超声发射和接收可以在两个时间上连续的帧的前一个中的最后一个超声图像及其后一个中的第一个超声图像之间共享,使得最后一个超声图像中的超声发射和接收的方向与第一个超声图像中的超声发射和接收的方向相一致。

[0621] 换句话说,在两个时间上相邻的复合超声图像中,一个超声图像可以用作前一个复合超声图像中的最后一个图像和后一个复合超声图像中的第一个超声图像两者。

[0622] 例如当执行空间合成时,根据图 32A 所示的示例,如图 33A 概念性地所示,重复地执行“图像 B → 图像 A → 图像 C → 图像 A → 图像 B → 图像 C → 图像 B”的超声发射和接收图案。

[0623] 前三个图像“图像 B → 图像 A → 图像 C”用作第一帧。图像 C 在第一帧中的最后一个图像和第二帧中的第一个图像之间共享;从第三个图像 C 开始的三个图像“图像 C → 图像 A → 图像 B”用作第二帧。图像 B 在第二帧中的最后一个图像和第三帧中的第一个图像之间共享;以及从第五个图像 B 开始的两个图像“图像 B → 图像 C”用作第三帧。此外,图像 C 在第三帧中的最后一个图像和第四帧中的第一个图像之间共享,并且从第六个 C 图像开始的两个图像“图像 C → 图像 B”用作第四帧,并且重复地执行第一至第四帧的超声发射和接收。

[0624] 在这种情况下,图像 B 可以在第四帧中的最后一个图像和第一帧中的第一个图像之间共享。

[0625] 当执行空间合成时,根据图 32B 所示的示例,如图 33B 概念性地所示,重复地执行“图像 A → 图像 B → 图像 C → 图像 B → 图像 A → 图像 C → 图像 B → 图像 A → 图像 A → 图像 A”的超声发射和接收图案。

[0626] 前三个图像“图像 A → 图像 B → 图像 C”用作第一帧。图像 C 在第一帧中的最后一个图像和第二帧中的第一个图像之间共享;从第三个图像 C 开始的三个图像“图像 C → 图像 B → 图像 A”用作第二帧。图像 A 在第二帧中的最后一个图像和第三帧中的第一个图像之间共享;以及从第五个图像 A 开始的两个图像“图像 A → 图像 C”用作第三帧。图像 C 在第三帧中的最后一个图像和第四帧中的第一个图像之间共享,并且从第六个图像 C 开始的两个图像“图像 C → 图像 B”用作第四帧。图像 B 在第四帧中的最后一个图像和第五帧中的第一个图像之间共享,并且从第七个图像 B 开始的两个图像“图像 B → 图像 A”用作第五帧。此外,作为第九图像的图像 A 和作为第十图像的图像 A 分别用作第六帧和第七帧,并且重复地执行第一至第七帧的超声发射和接收。

[0627] 在这种情况下,图像 A 可以在第七帧中的图像和第一帧中的第一图像之间共享。

[0628] 通过在相邻帧之间共享超声发射和接收(用于合成的超声图像),可以按照更高地速度通过空间合成产生复合超声图像。

[0629] 如上所述,将从探针 12E 输出的接收信号通过无线通信提供给诊断装置本体 14E。

[0630] 与图 1 所示的诊断装置本体 10A 的第一实施例类似,诊断装置本体 14E 包括天线 50、无线通信单元 52、串行/并行转换器 54、数据存储单元 56、图像产生单元 58、显示控制器 62、监视器 64、通信控制器 68、装置本体控制器 70 和操作单元 72E。

[0631] 如同在以上实施例中那样,诊断装置本体 14E 包括内置电源单元(未示出),所述内置电源单元向每一个部件提供驱动电能。

[0632] 天线 50、无线通信单元 52、串行/并行转换器 54、数据存储单元 56,图像产生器 58、显示控制器 62,监视器 64、通信控制器 68 和装置本体控制器 70 与图 1 所示的诊断装置本体 10A 中的那些基本相同。

[0633] 更具体地,无线通信单元 52 经由天线 50 执行与探针 12E 的无线通信,以向探针 12E 发射控制信号,并且接收从探针 12E 发送的信号。无线通信单元 52 对接收到的信号解调,并且作为串行采样数据将其输出至串行/并行转换器 54。

[0634] 通信控制器 68 控制无线通信单元 52,使得根据装置本体控制器 70 进行的设置来发射各种控制信号。

[0635] 串行/并行转换器 54 将串行采样数据转换为并行采样数据。数据存储单元 56 对由串行/并行转换器 54 转换的采样数据的至少一个帧进行存储。

[0636] 图像产生单元 58(相位调整相加单元 76、图像处理器 78 和图像组合单元 80)针对从数据存储单元 56 读出的每一个图像执行采样数据的接收聚焦,以产生表示超声图像的图像信号。

[0637] 如上所述,当在超声诊断装置 10E 中执行空间合成时,例如,探针 12E 执行针对三个图像的超声发射和接收,也就是说针对图像 A、B 和 C 的发射和接收。

[0638] 当执行空间合成时,图像产生单元 58 的图像组合单元 80 相应地对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合以产生用于复合超声图像的图像信号。

[0639] 替代地,当如图 31A 和 31B 中所示在空间合成时使用两个类型的超声发射和接收时,图像组合单元 80 对两个超声图像进行组合。

[0640] 如图 32B 所示的示例中看出的,图像组合单元 80 在只执行一个类型的超声发射和接收的帧中不执行图像合成,并且将从图像处理器 78 发送的超声图像用作复合超声图像的图像信号。

[0641] 显示控制器 62 引起监视器 64 根据由图像产生单元 58 产生的图像信号来显示超声图像。

[0642] 在显示控制器 62 的控制下,监视器 64 显示所述超声图像。

[0643] 装置本体控制器 70 控制诊断装置本体 14E 中的部件。装置本体控制器 70 与操作单元 72E 相连以执行各种输入操作,用于选择要组合的图像的个数或者是否执行空间合成。

[0644] 下面描述图 29 所示的超声诊断装置 10E 的操作。

[0645] 与超声诊断装置 10A 类似,在诊断期间,首先将输入至操作单元 72E 的各种信息通过无线通信发送至探针 12E,然后将其也提供给超声诊断装置 10E 中的探针控制器 38。

[0646] 然后,根据从探针 12E 的发射驱动器 30 提供的驱动电压从换能器 18 发射超声波。

[0647] 将已经接收了通过超声波在对象上的反射产生的超声回波的换能器 18 输出的接收信号提供给相应的单独信号处理器 20a,以产生采样数据。

[0648] 如上所述,当在超声诊断装置 10E 中执行空间合成时,探针 12E 执行超声发射和接收,使得在两个时间上连续的帧(即复合超声图像)的前一个中的最后一个超声图像在超

声发射和接收的方向上与其后一个帧中的第一个超声图像相一致。

[0649] 例如,发射控制器 32E 和接收控制器 34E 控制发射驱动器 30 和信号处理器 20(各个单独信号处理器 20a)的操作,使得如图 30A 所示交替地重复针对“图像 B → 图像 A → 图像 C”的发射和接收、针对“图像 C → 图像 A → 图像 B”的发射和接收。

[0650] 替代地,如图 31A 和 32B 所示,可以在一个帧中使用两个类型的超声发射和接收,或者如图 32A 和 32B 所示,超声发射和接收类型的个数不同的帧可以共存。此外,如图 33A 和 33B 所示,可以在时间上相邻的帧的前一个帧中的最后一个图像和后一个帧的第一个图像之间共享超声发射和接收。

[0651] 将通过各个单独信号处理器 20a 产生的采样数据发送至并行 / 串行转换器 24,在并行 / 串行转换器 24 中将采样数据转换为串行数据。然后将串行数据从无线通信单元 26(天线 28)无线地发射至诊断装置本体 14E。

[0652] 将通过诊断装置本体 14E 的无线通信单元 52 的采样数据在串行 / 并行转换器 54 中转换为并行数据,并且将其存储在数据存储单元 56 中。

[0653] 另外,从数据存储单元 56 读出针对每一个图像的采样数据以在图像产生单元 58 中产生超声图像的图像信号。显示控制器 62 引起监视器 64 基于图像信号显示超声图像。

[0654] 当执行空间合成时,图像产生单元 58 的图像组合单元 80 对超声图像进行组合。

[0655] 更具体地,当在如图 30A 至 30C 所示的超声发射和接收中执行空间合成时,图像组合单元 80 对从针对图像 A 的发射和接收得出的超声图像 A、从针对图像 B 的发射和接收得出的超声图像 B 以及从针对图像 C 的发射和接收得出的超声图像 C 进行组合,以产生针对复合超声图像的图像,并且向显示控制器 62 输出所述图像信号。

[0656] 替代地,当如图 3A 和 31B 所示在空间合成时使用两个类型的超声发射和接收时,对两个超声图像进行组合以产生复合超声图像的图像信号。在其中如图 32B 所示只执行一个类型的超声发射和接收的帧中,不将从图像处理器 78 发送的超声图像与另一个进行组合,但是将其直接用作复合超声图像的图像信号。

[0657] 在上述实施例中,所示的超声诊断装置 10A 至 10E 每一个均配置为,探针具有用于控制超声发射和接收的装置以及用于对根据来自对象的超声回波获得的接收信号进行处理的装置,并且所述探针通过无线通信与诊断装置本体相连。然而,这并非是本发明的唯一情况。

[0658] 本发明也可应用于如下超声诊断装置:所述超声诊断装置配置为,在超声探针和诊断装置本体之间建立有线连接,超声探针只包括压电单元,并且诊断装置本体控制超声发射和接收。

[0659] 然而如上所述,本发明能够抑制在执行空间合成时来自探针的发热,同时简化对超声发射和接收的控制。

[0660] 因此当执行空间合成时,如其中探针与诊断装置本体无线连接的所示超声诊断装置示例的,通过在具有信号处理功能和在小探针中合并了控制超声发射和接收的机制的装置中使用本发明,可以减少要求执行大量操作控制和信号处理的探针所产生的热或负担。因此,本发明可以有利地用于超声诊断装置中,所述超声诊断装置配置为使得探针包括用于控制超声发射和接收的机制。

[0661] 所示的超声诊断装置 10A 至 10E 分别单独地包括在本发明第一方面的第一至第四

实施例中的空间合成功能以及在本发明的第二方面中的空间合成功能。

[0662] 换句话说,本发明的超声诊断装置具有从根据本发明第一方面中的第一至第四实施例的功能和根据本发明第二方面中的功能中选择的一个或多个功能,使得可以选择合适的模式来确定执行哪种空间合成功能。

[0663] 尽管上面已经详细地描述了本发明的超声诊断装置,本发明并非局限于以上实施例,并且在不脱离本发明的范围和精力的情况下可以进行各种改进和修改。

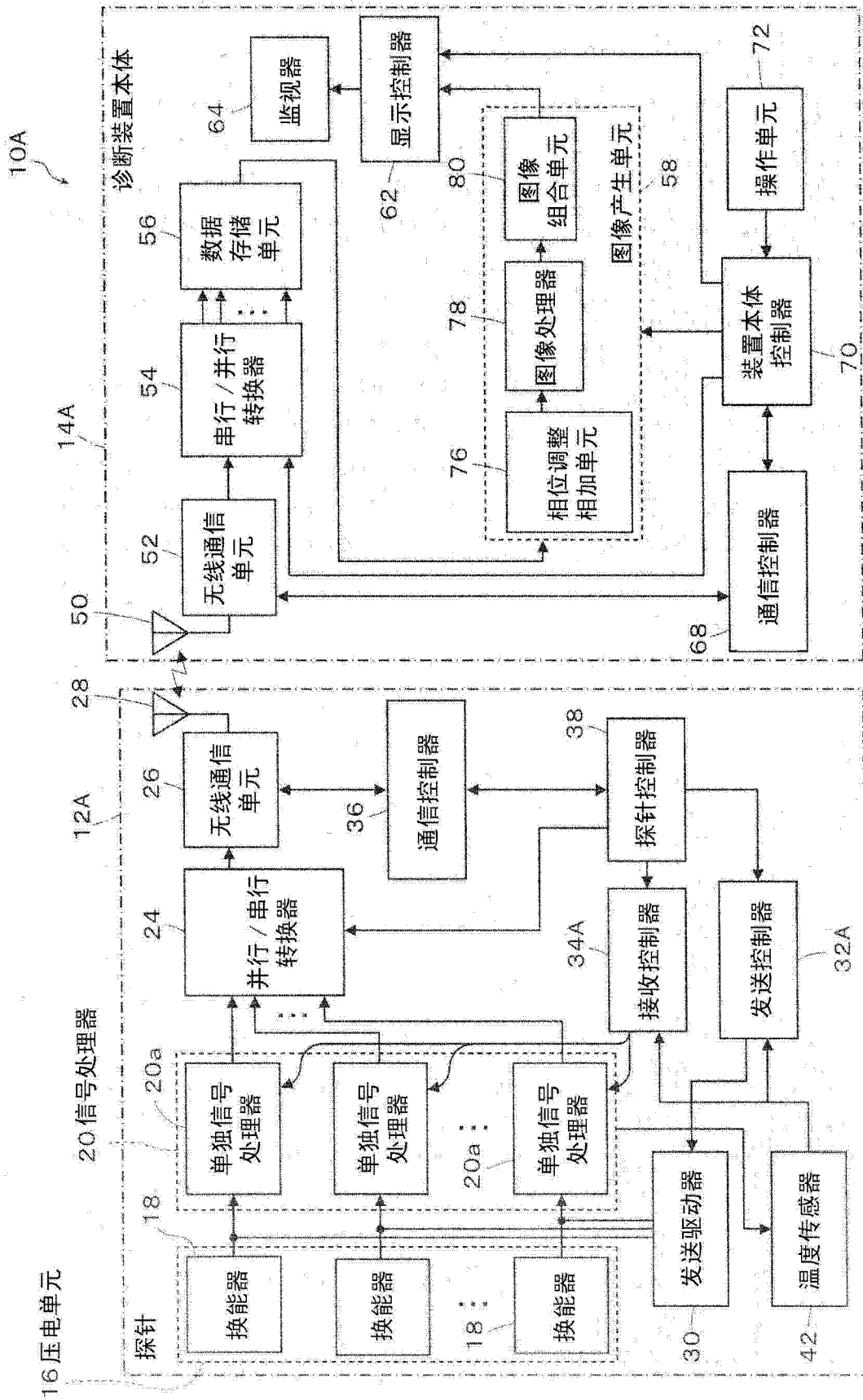


图 1

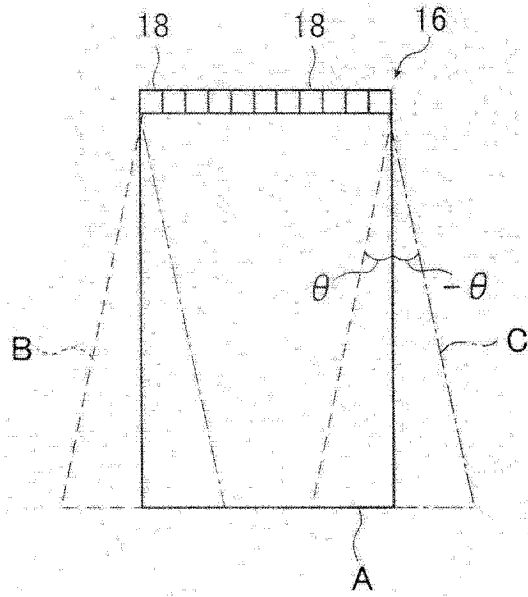


图 2

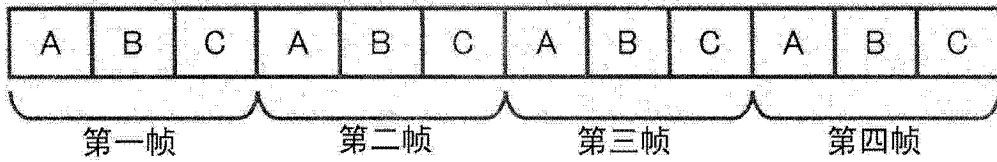


图 3A

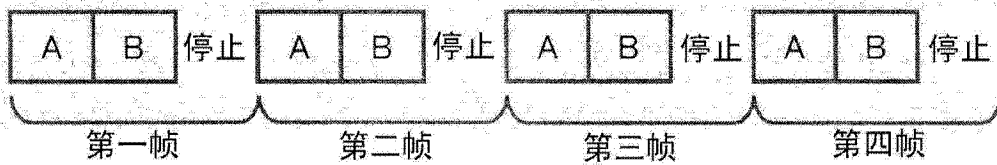


图 3B

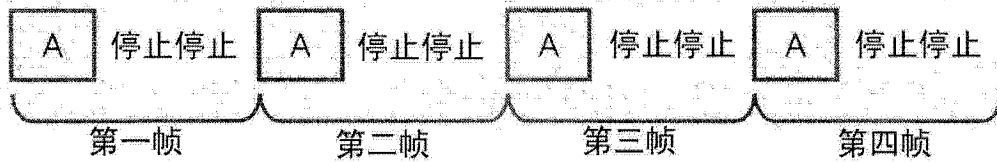


图 3C

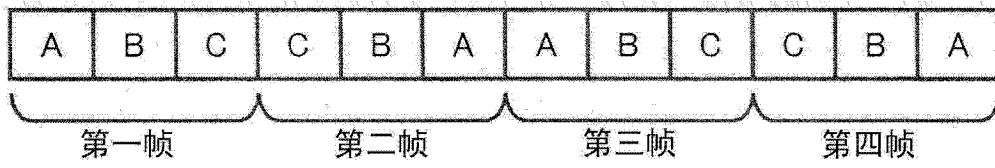


图 4A

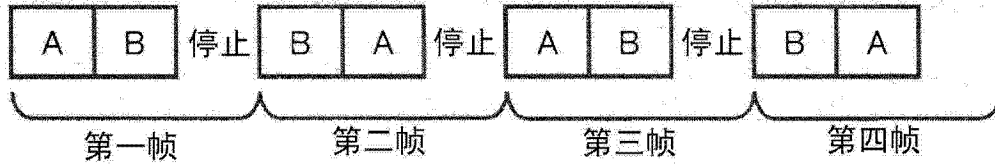


图 4B

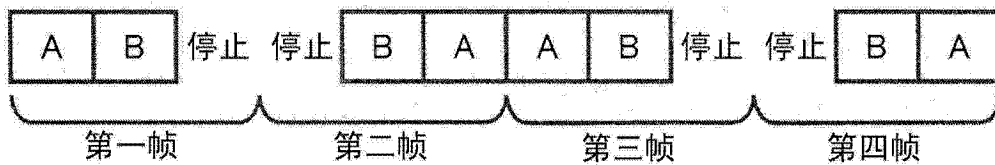


图 4C

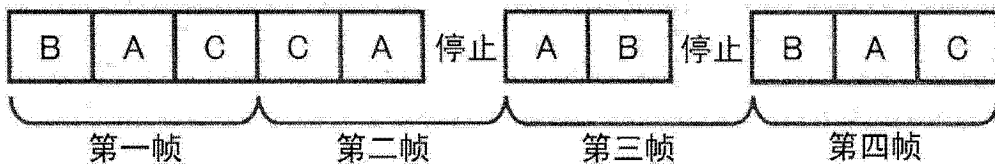


图 5A

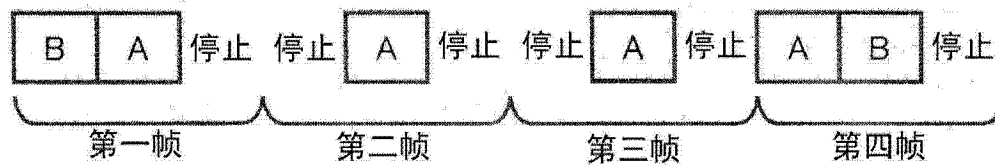


图 5B

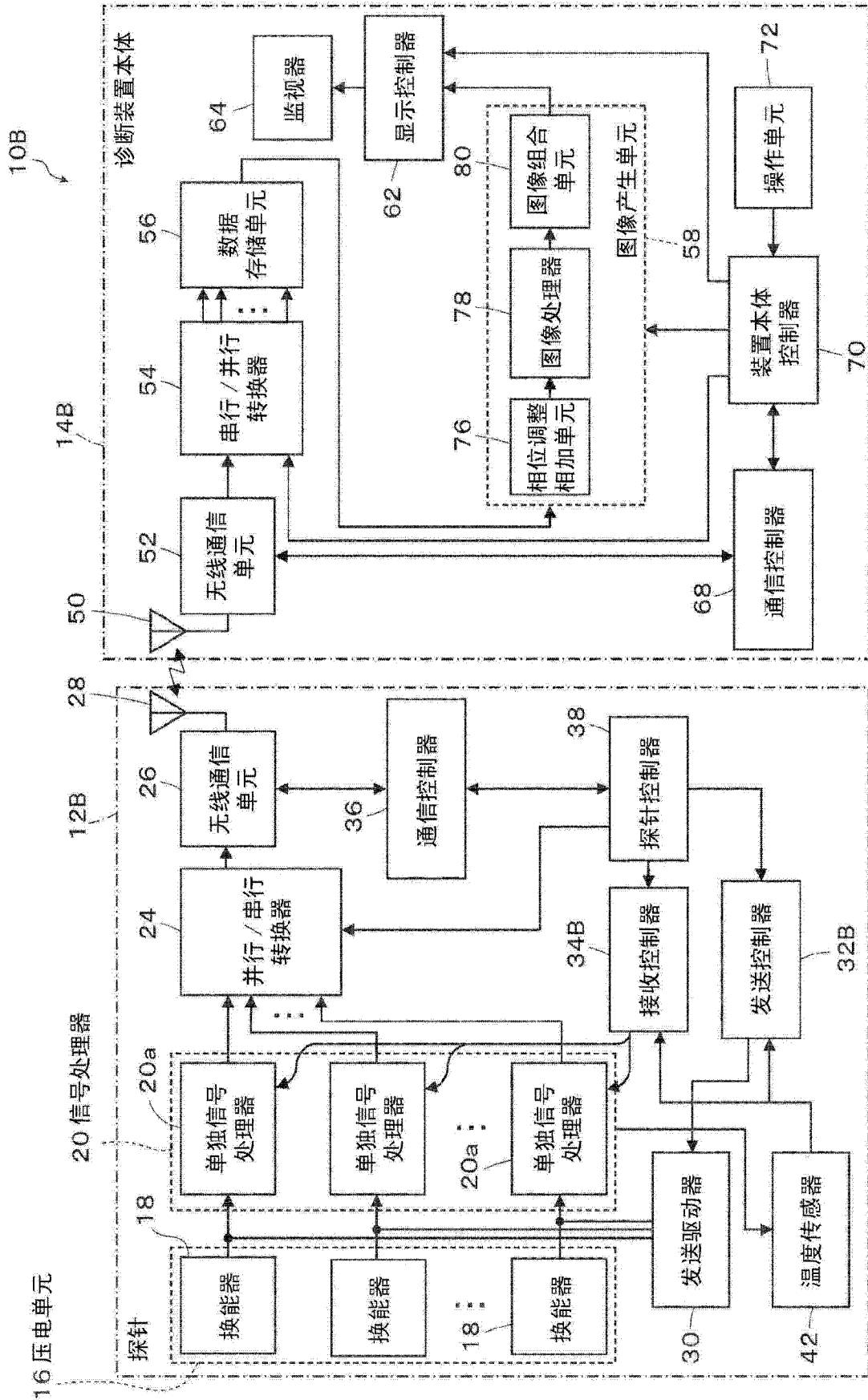


图 6

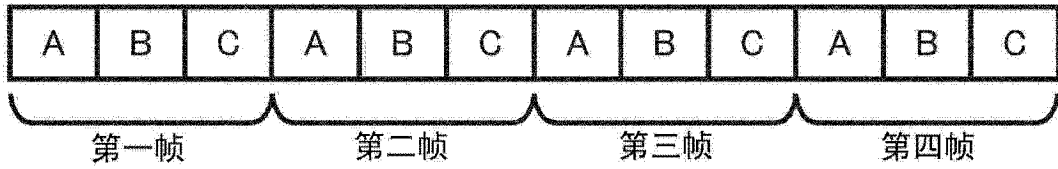


图 7A

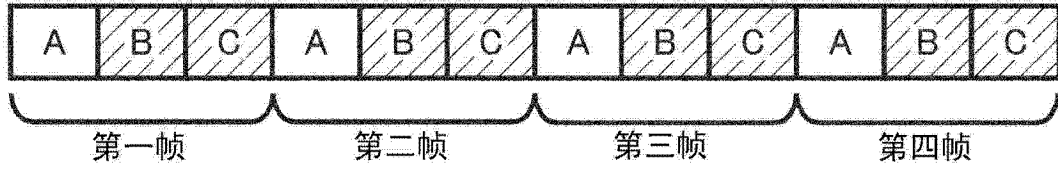


图 7B

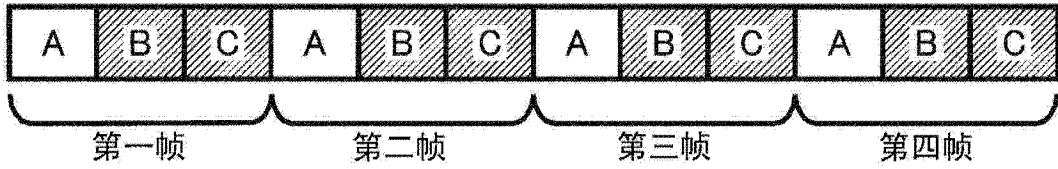


图 7C

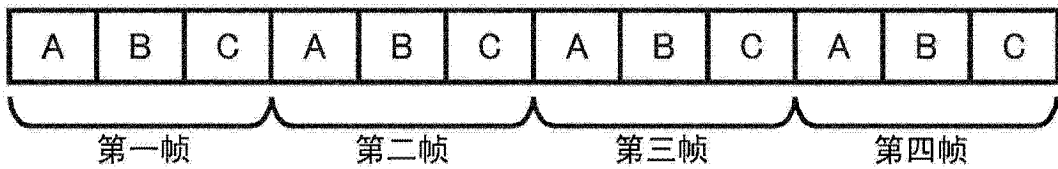


图 8A

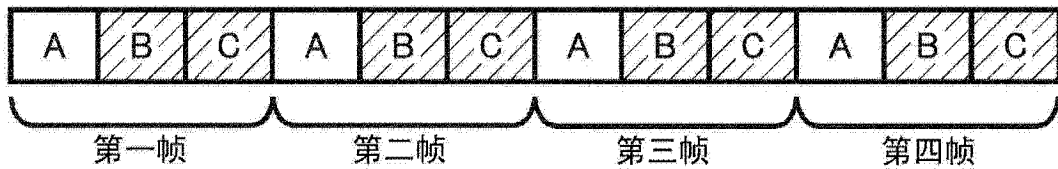


图 8B

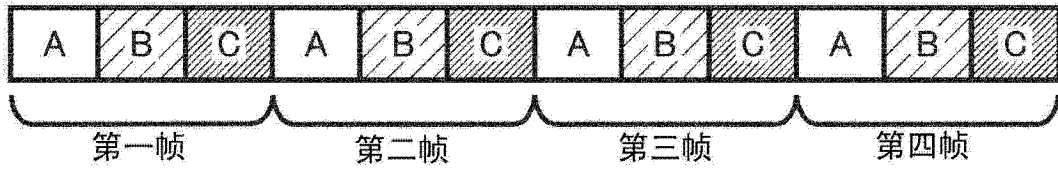


图 8C

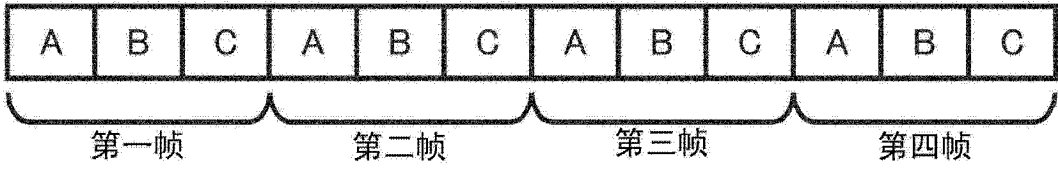


图 9A

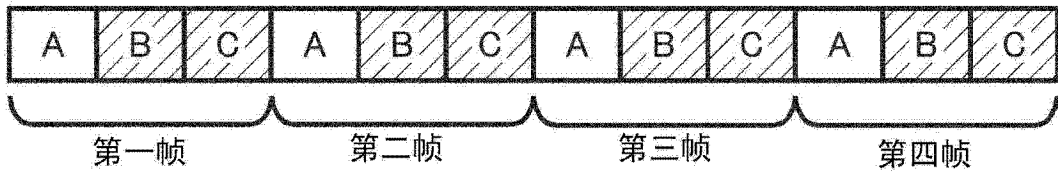


图 9B

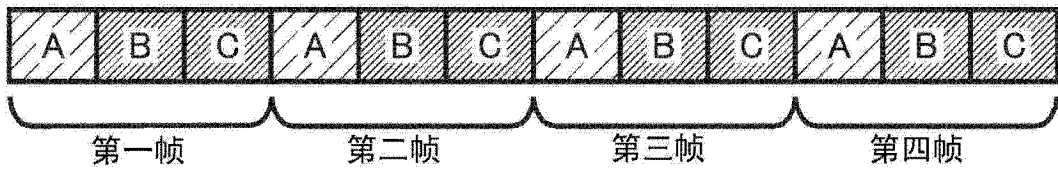


图 9C

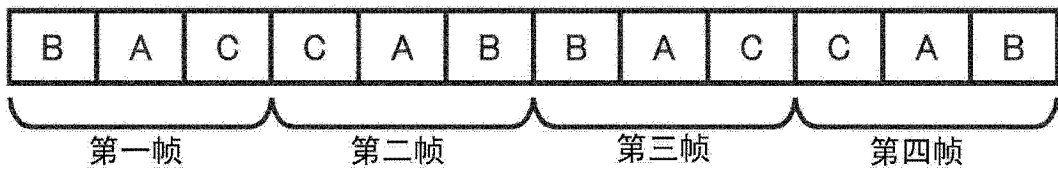


图 10A

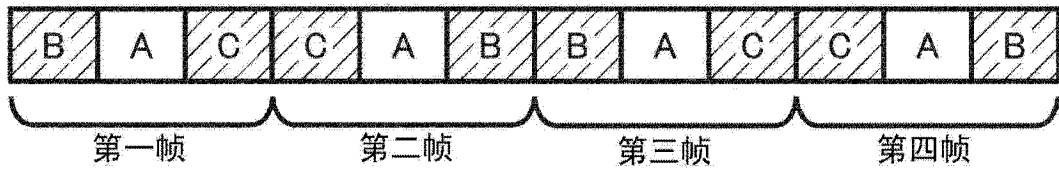


图 10B

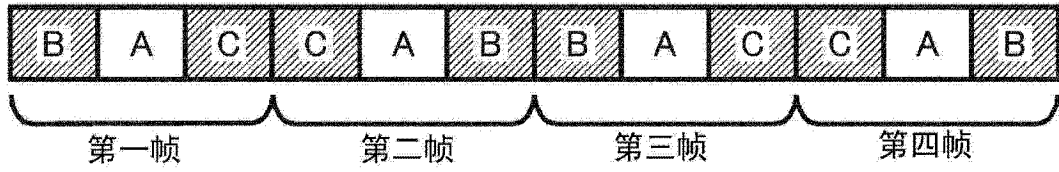


图 10C

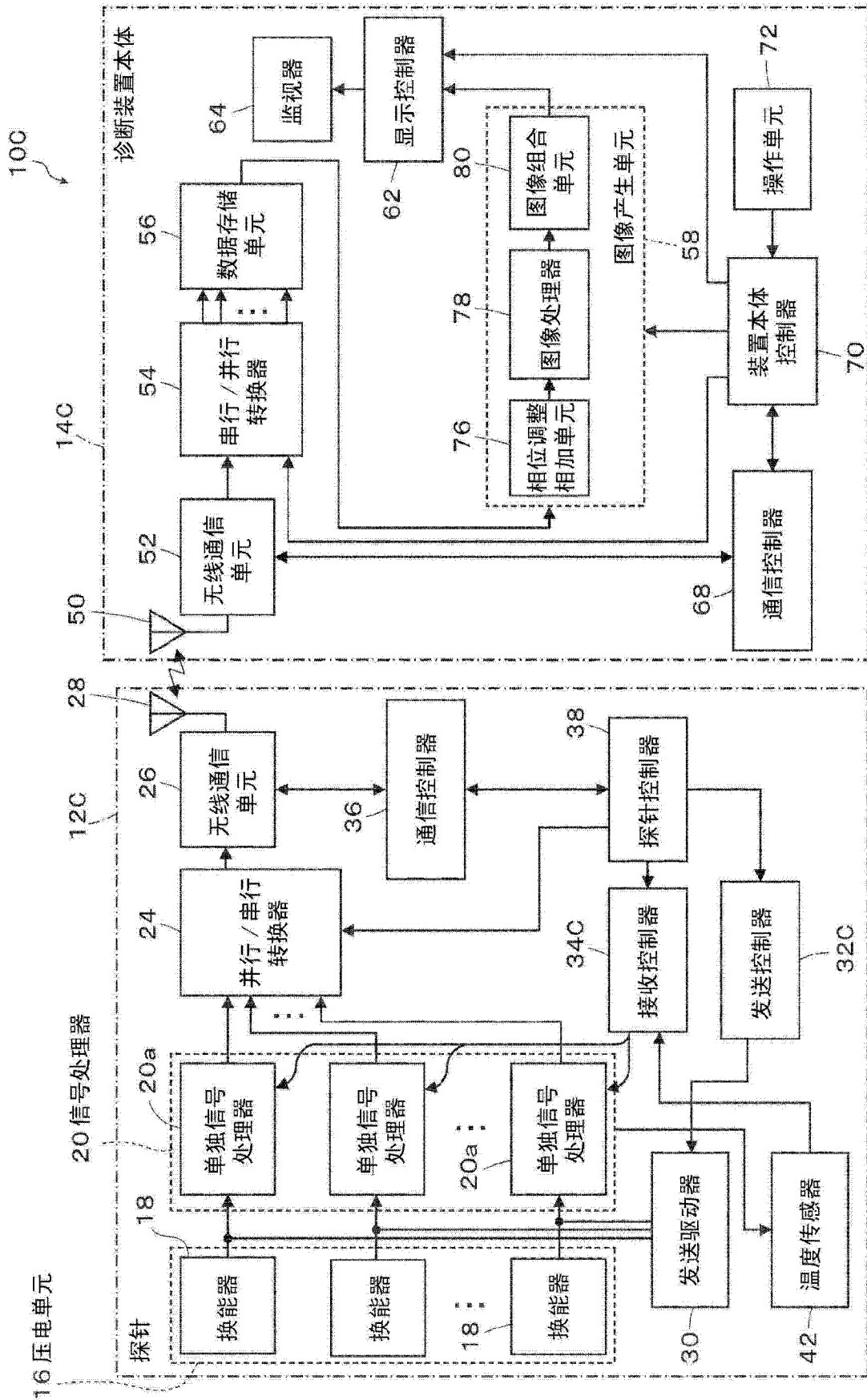


图 11

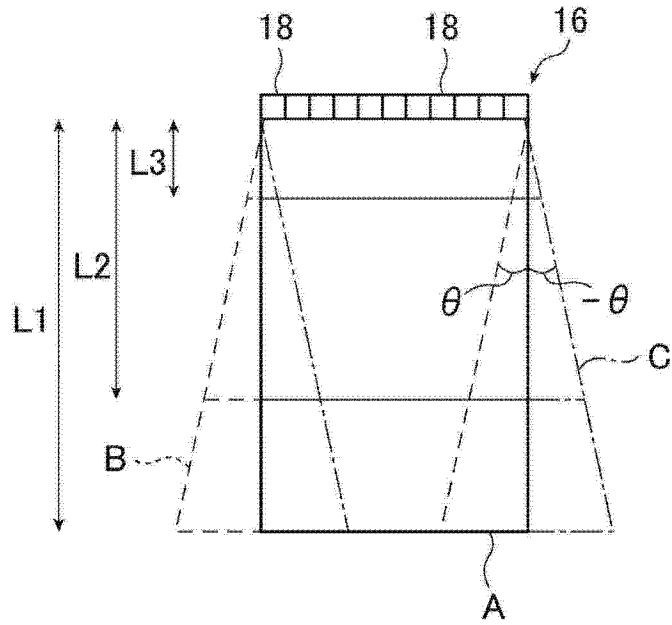


图 12

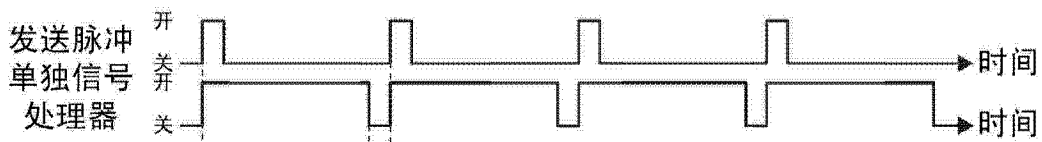


图 13A

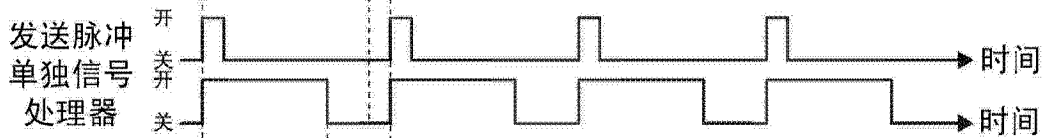


图 13B

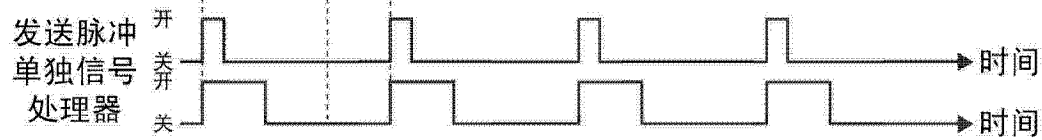


图 13C

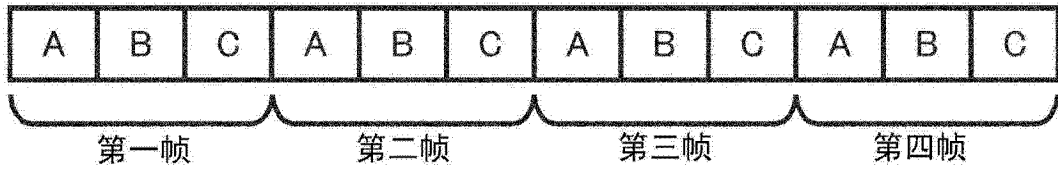


图 14A

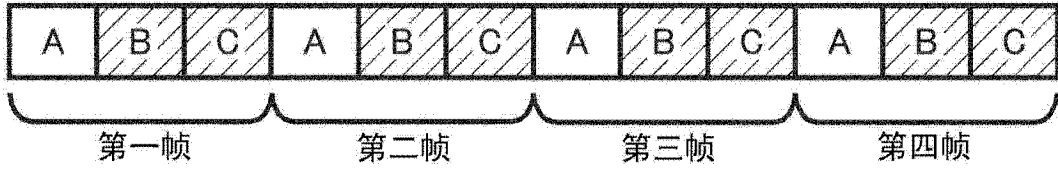


图 14B

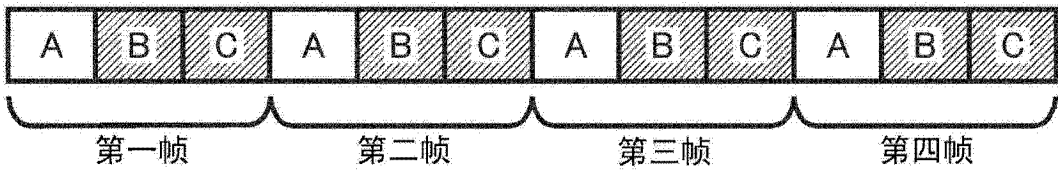


图 14C

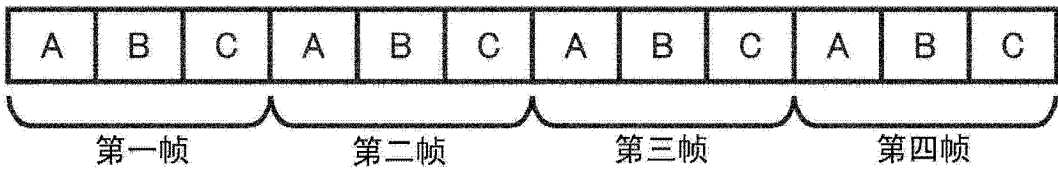


图 15A

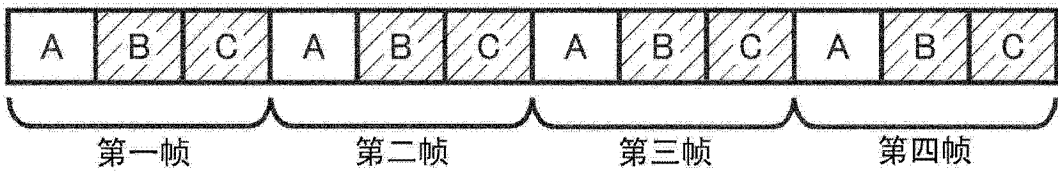


图 15B

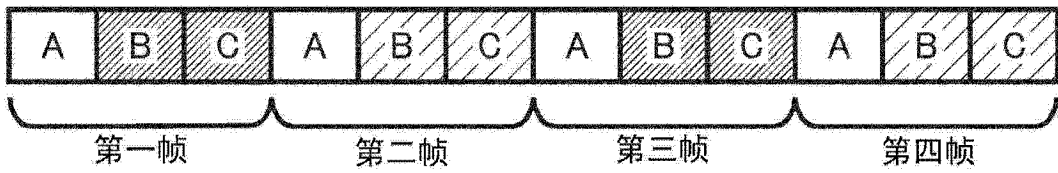


图 15C

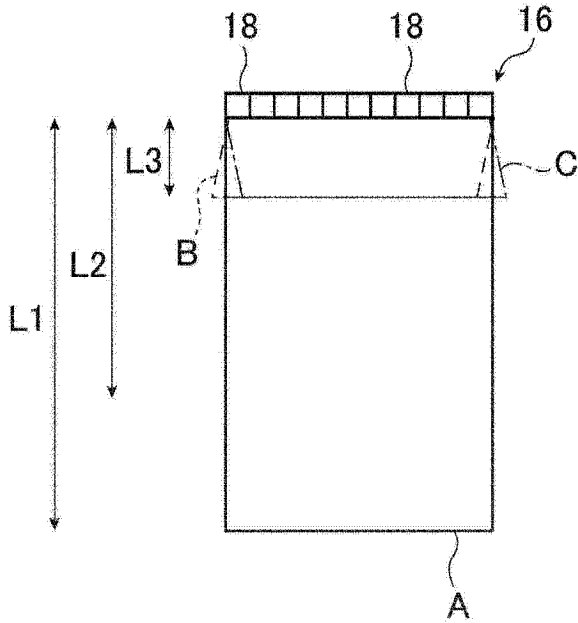


图 15D

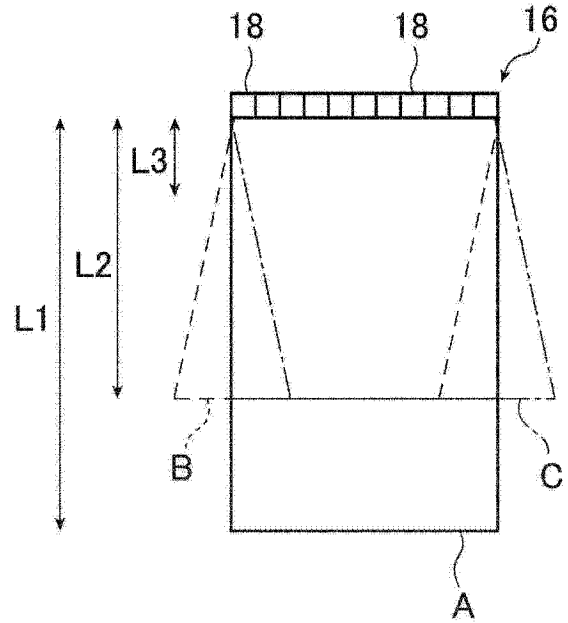


图 15E

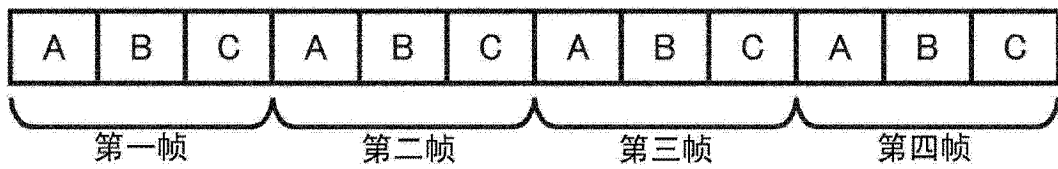


图 16A

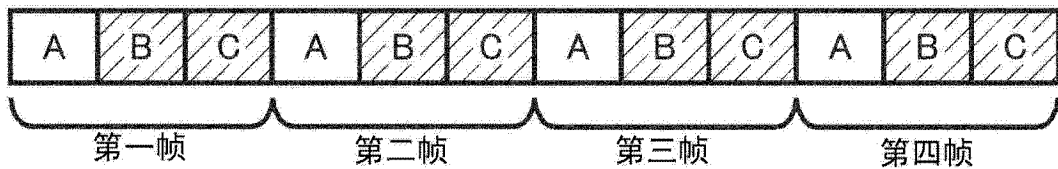


图 16B

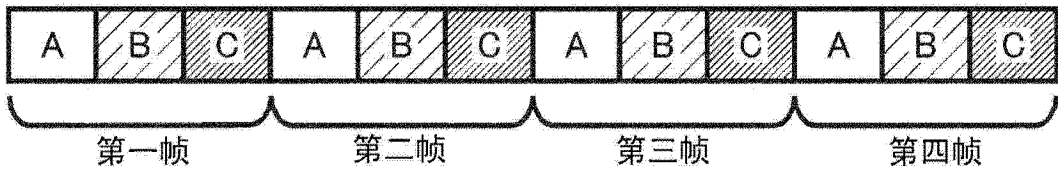


图 16C

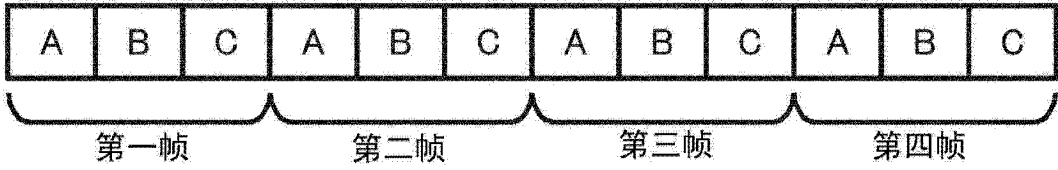


图 17A

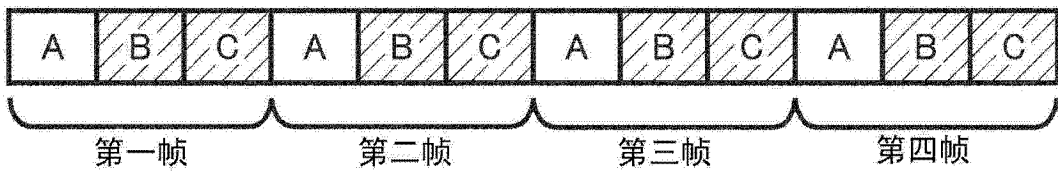


图 17B

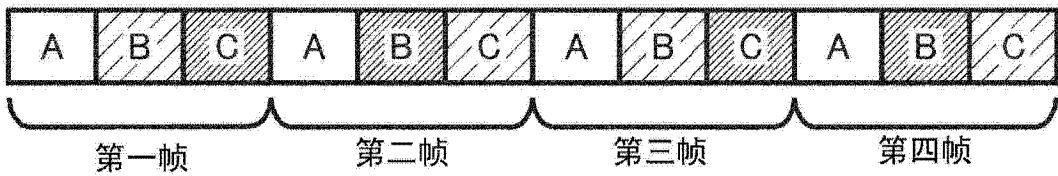


图 17C

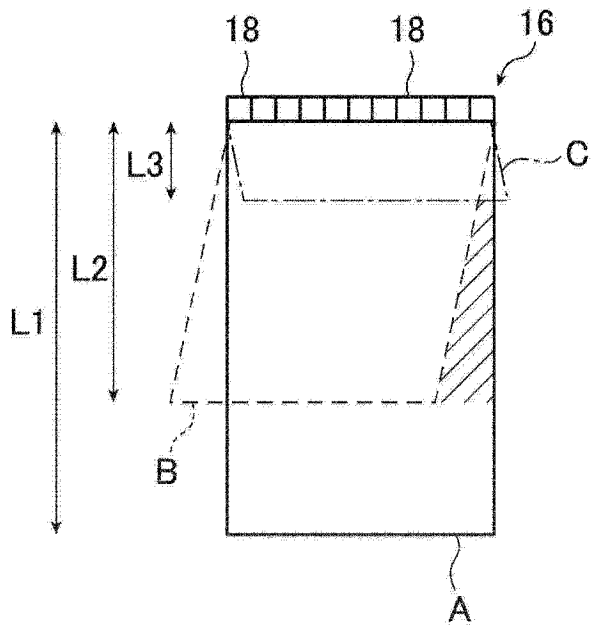


图 17D

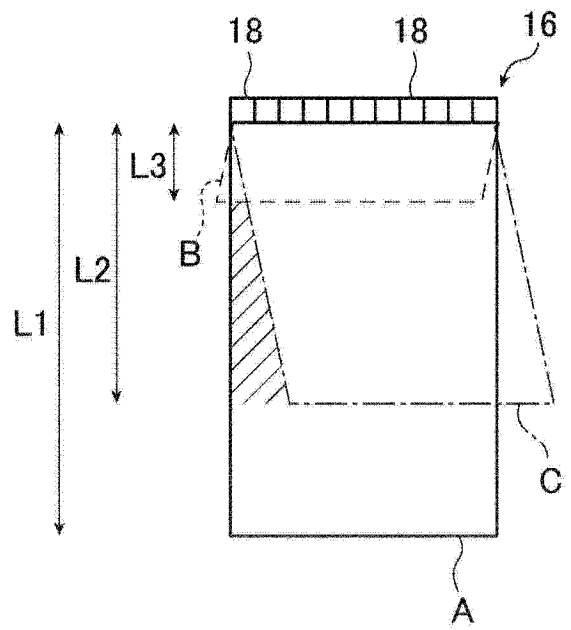


图 17E

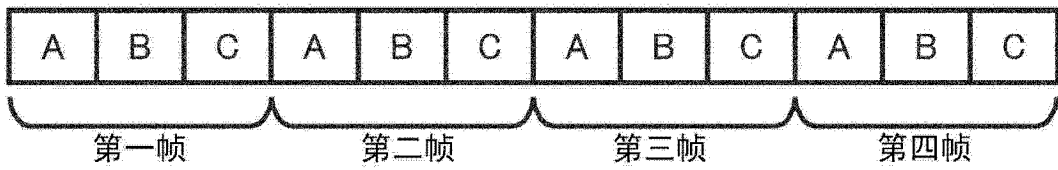


图 18A

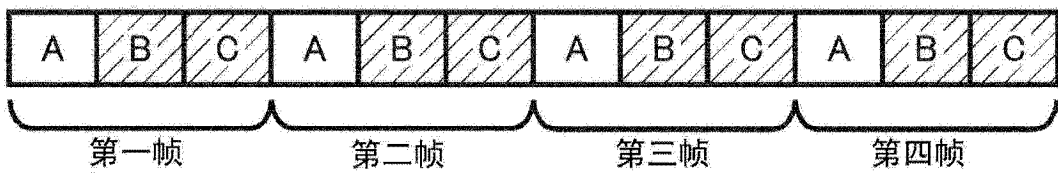


图 18B

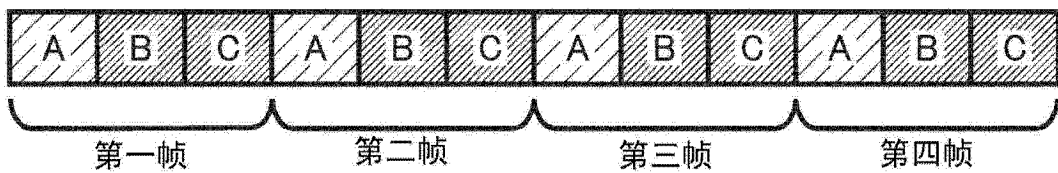


图 18C

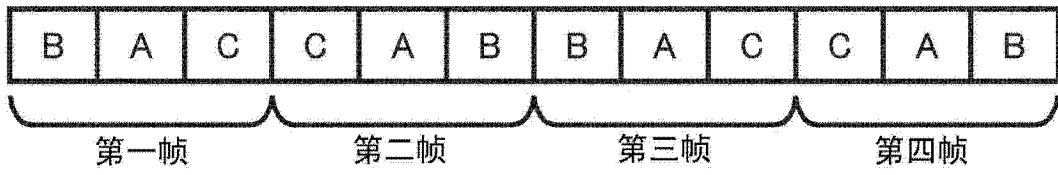


图 19A

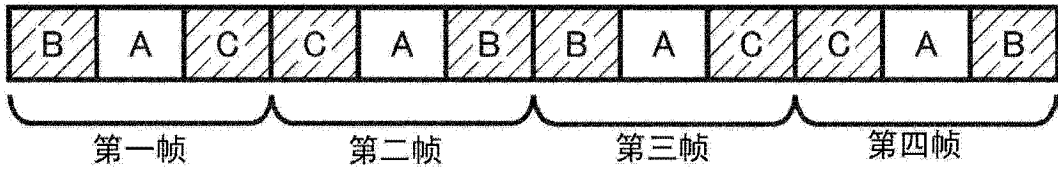


图 19B

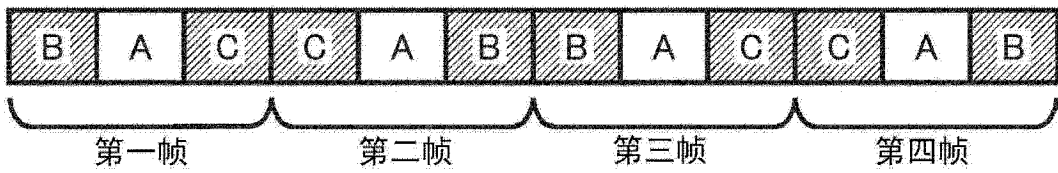


图 19C

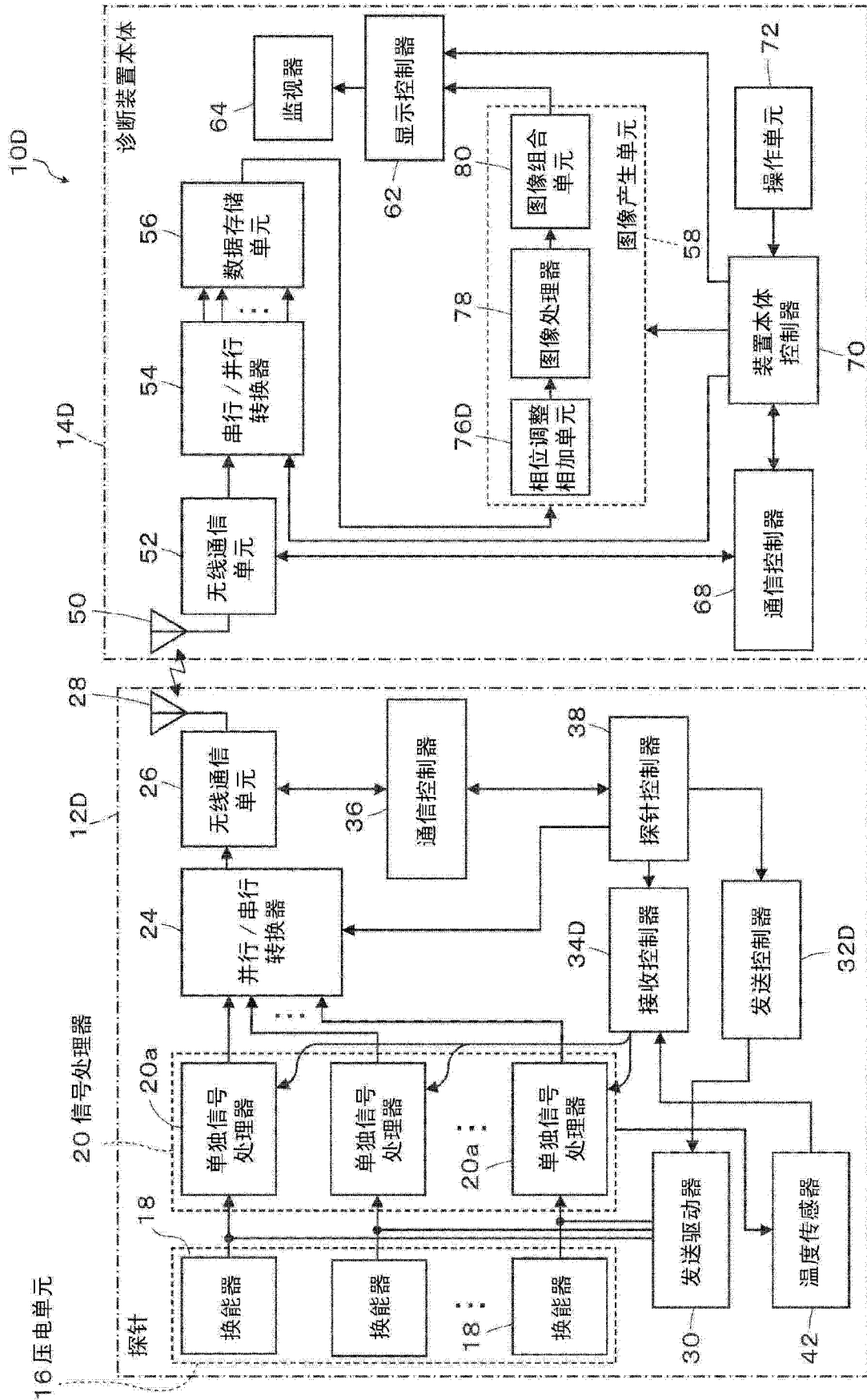


图 20

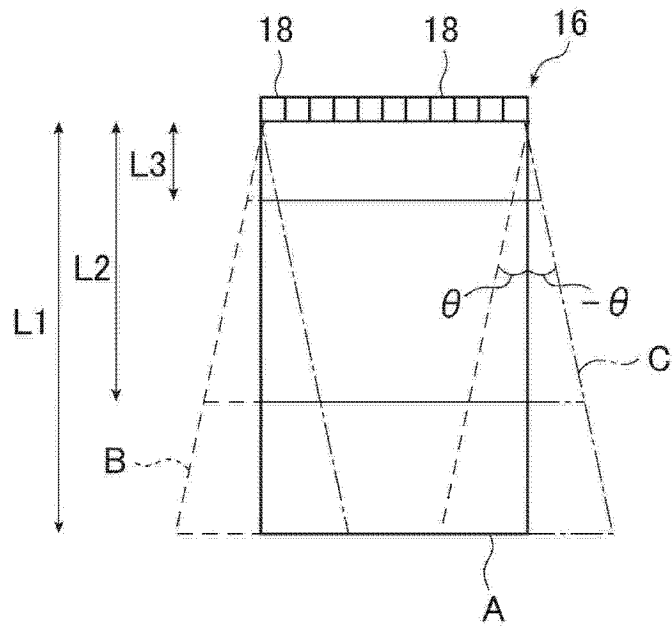


图 21A

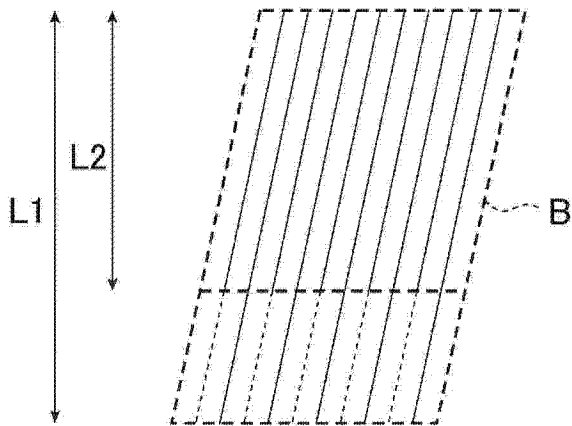


图 21B

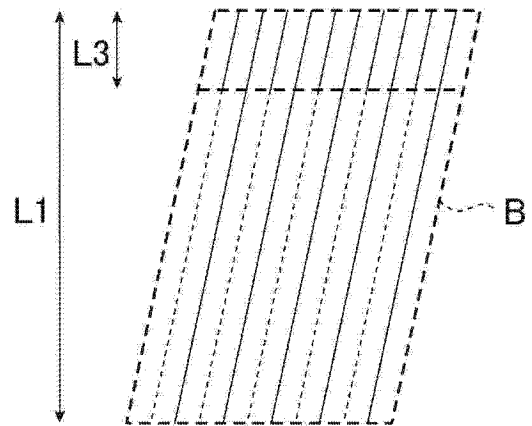
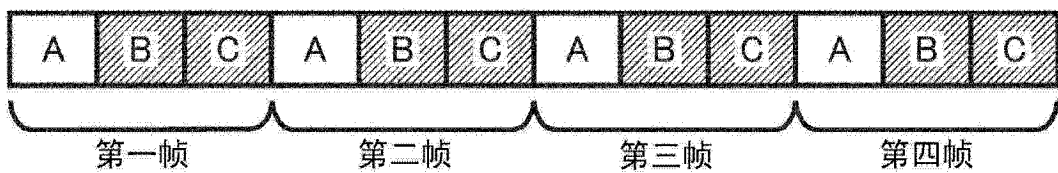
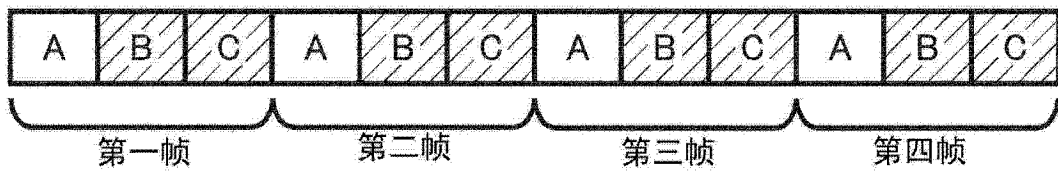
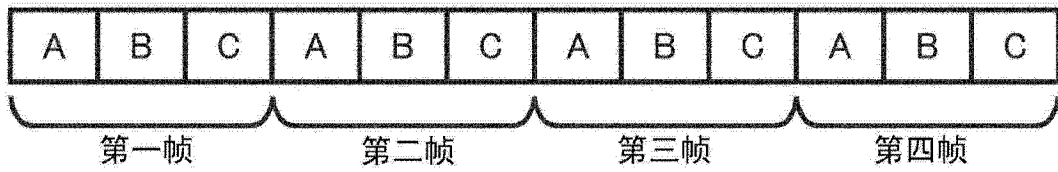
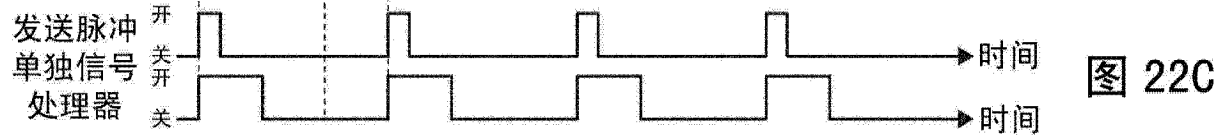
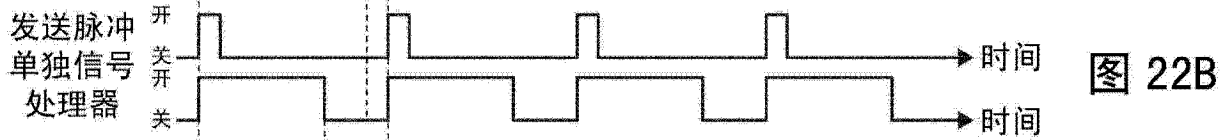
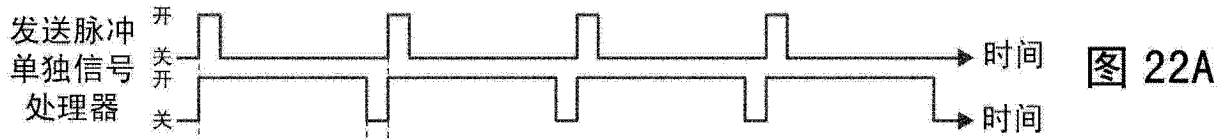


图 21C



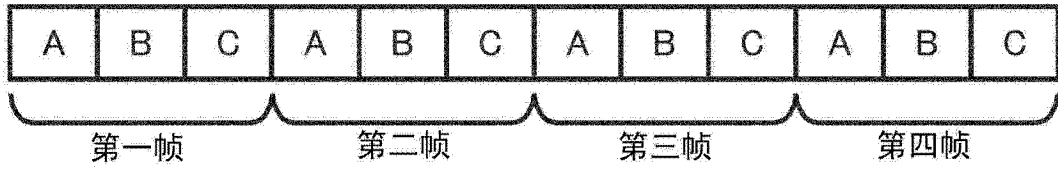


图 24A

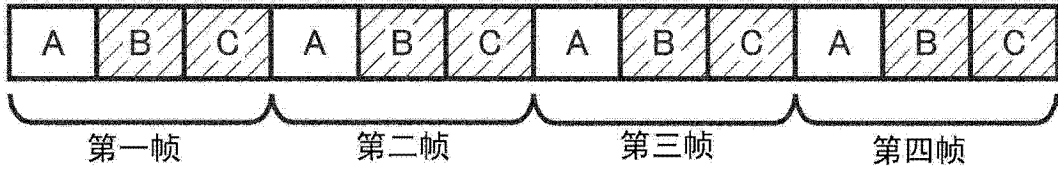


图 24B

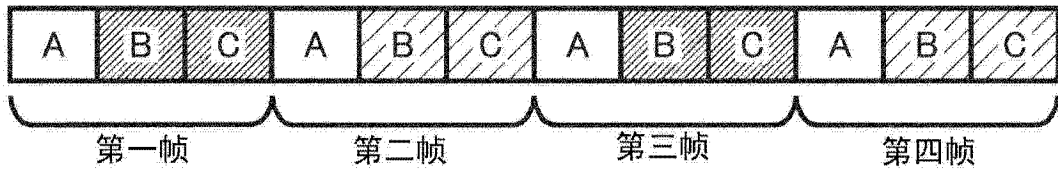


图 24C

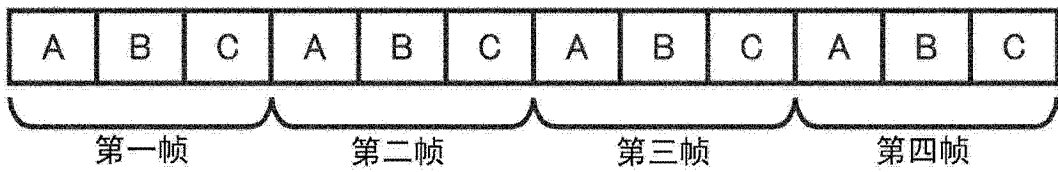


图 25A

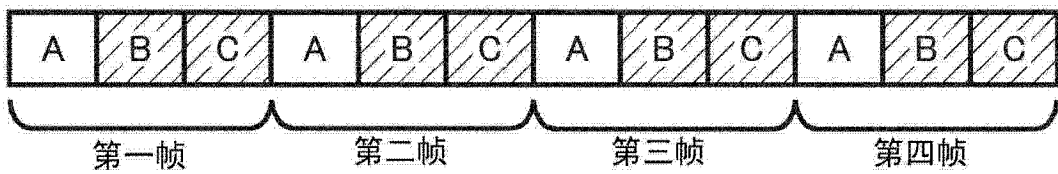


图 25B

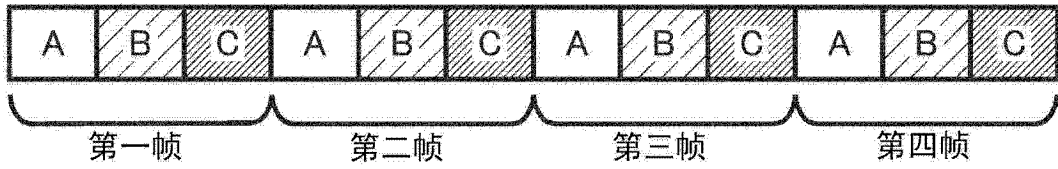


图 25C

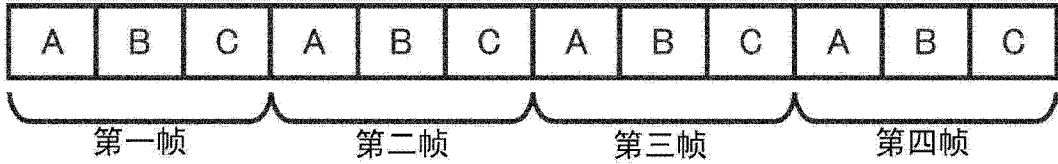


图 26A

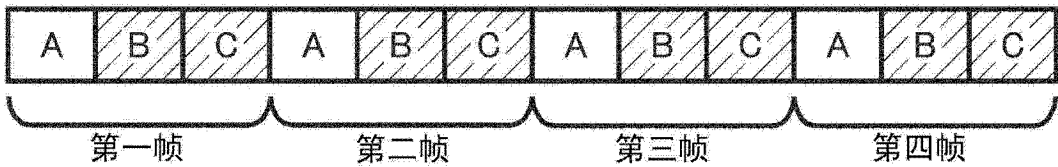


图 26B

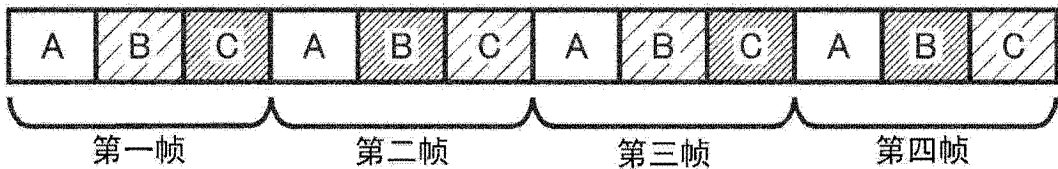


图 26C

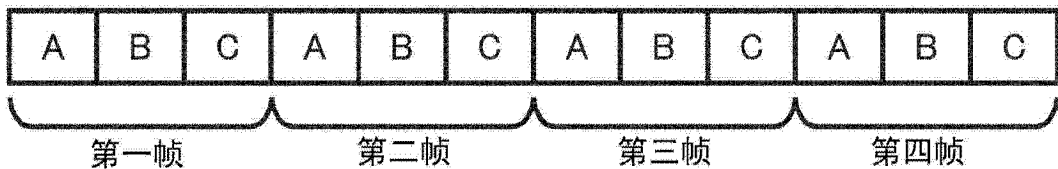


图 27A

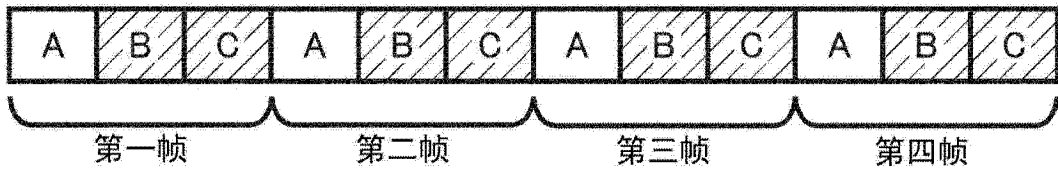


图 27B

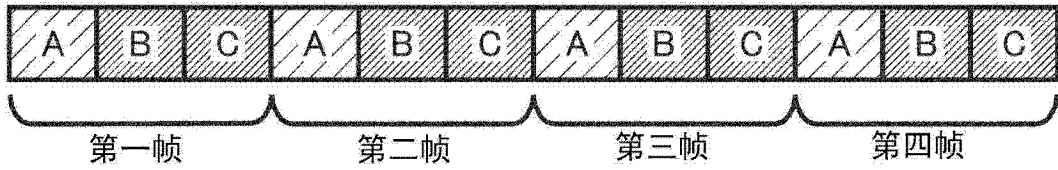


图 27C

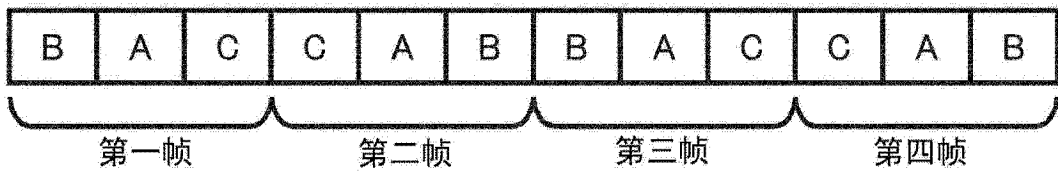


图 28A

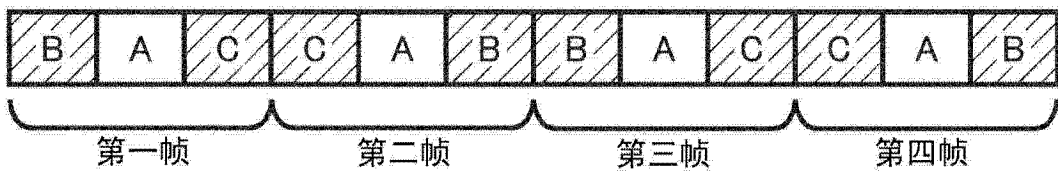


图 28B

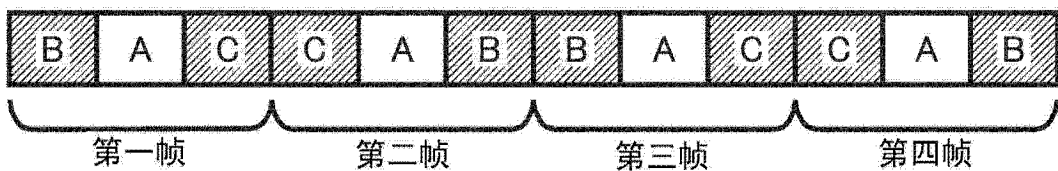


图 28C

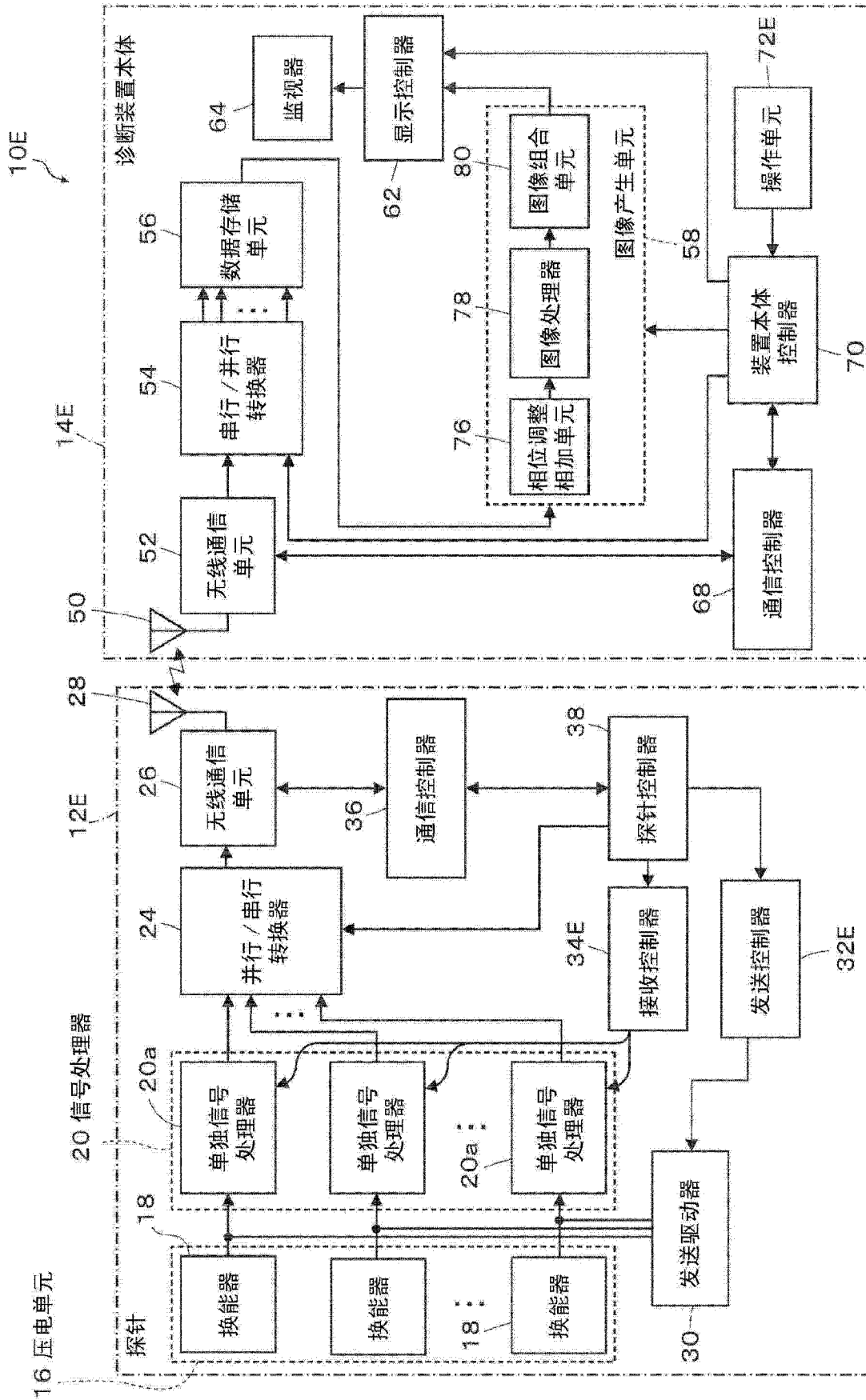


图 29

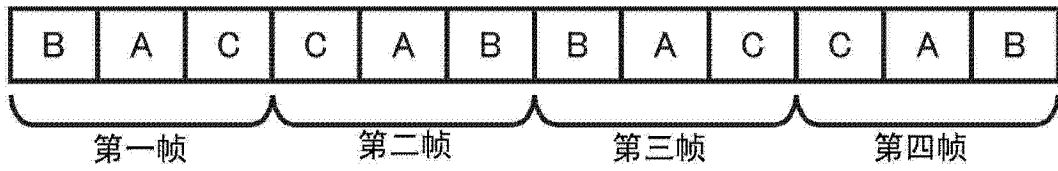


图 30A

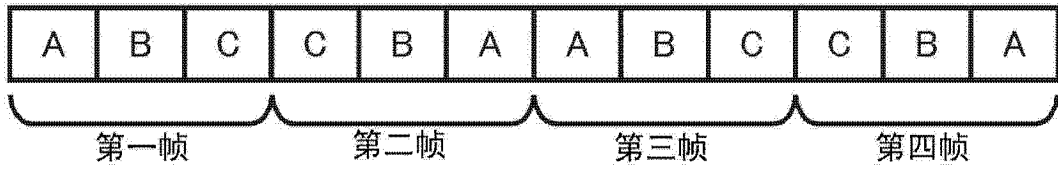


图 30B

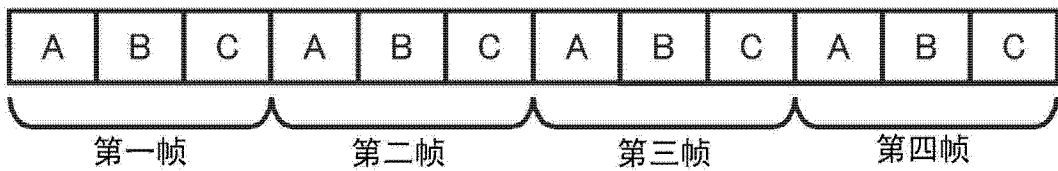


图 30C

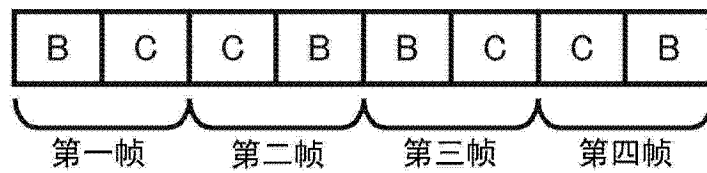


图 31A

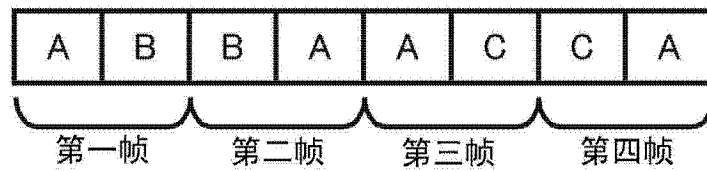


图 31B

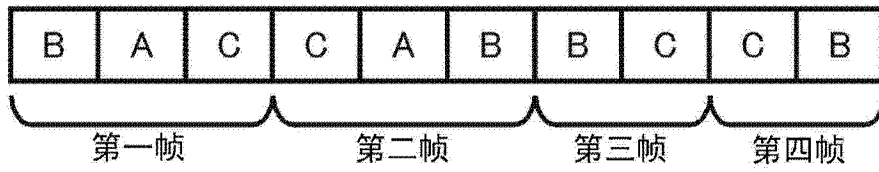


图 32A

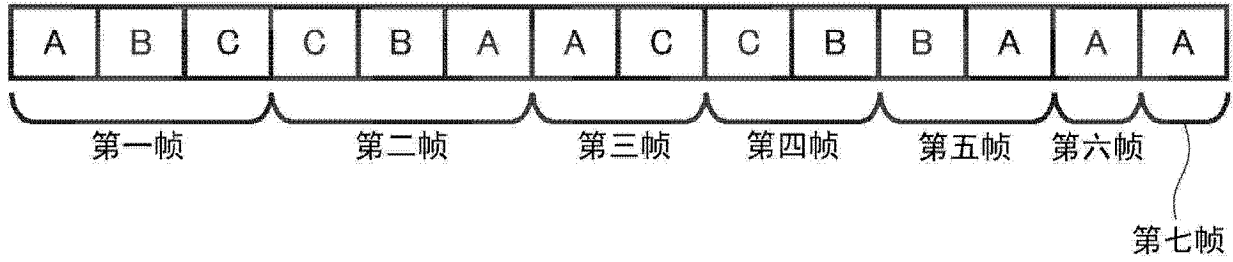


图 32B

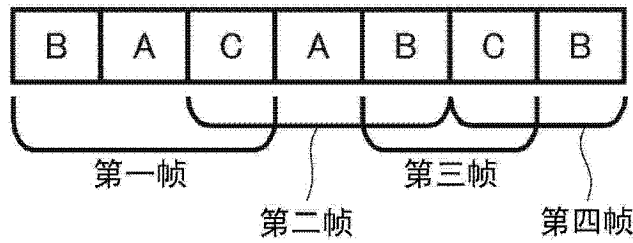


图 33A

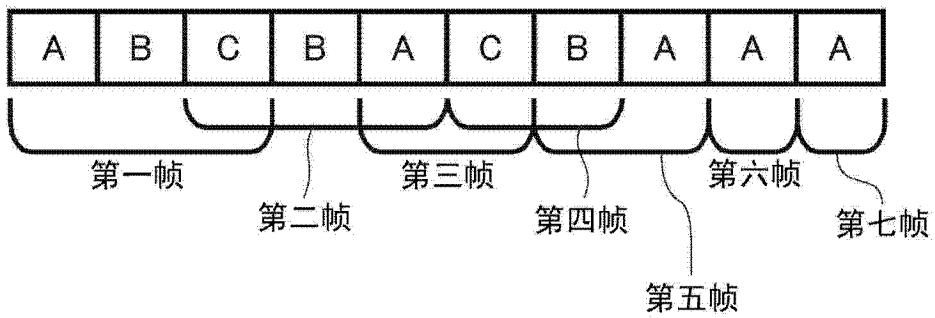


图 33B

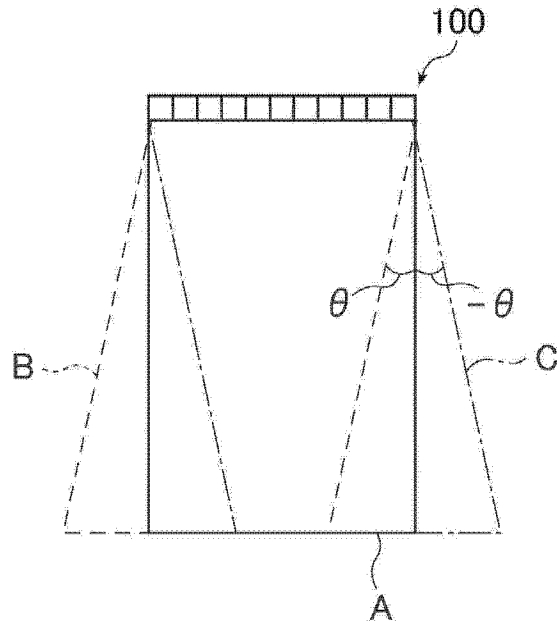


图 34

专利名称(译)	超声诊断装置		
公开(公告)号	CN104825188A	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201510163057.8	申请日	2012-02-24
[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	田边刚		
发明人	田边刚		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/5205 A61B8/145 A61B8/4444 G01S15/8915 A61B8/00 G01S7/52085 A61B8/56 A61B8/54 A61B8/546 A61B8/5253 A61B8/5207 G01S7/52079 G01S15/8995 A61B8/4472		
代理人(译)	李敬文		
优先权	2011051888 2011-03-09 JP 2011051900 2011-03-09 JP 2011051508 2011-03-09 JP 2011051727 2011-03-09 JP 2011070036 2011-03-28 JP		
其他公开文献	CN104825188B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声探针沿不同的方向发射和接收超声波，并且诊断装置本体对沿不同发射和接收方向捕获的多个图像进行组合以产生超声图像。在该过程中，超声诊断装置测量超声探针的温度以改变用于产生复合超声图像的超声发射和接收，或者使得在一个复合超声图像中的最末超声图像中的发射和接收的方向与其时间上相邻的复合超声图像中的最先超声图像中的发射和接收的方向相一致。超声诊断装置因此实现了对抗超声探针的集成电路板中产生的热的一致的超声诊断，同时简化了对超声发射和接收的控制。

