



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102670246 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 19

(21) 申请号 201210048268. 3

(22) 申请日 2012. 02. 28

(30) 优先权数据

2011-052537 2011. 03. 10 JP

2011-067381 2011. 03. 25 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田边刚 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 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

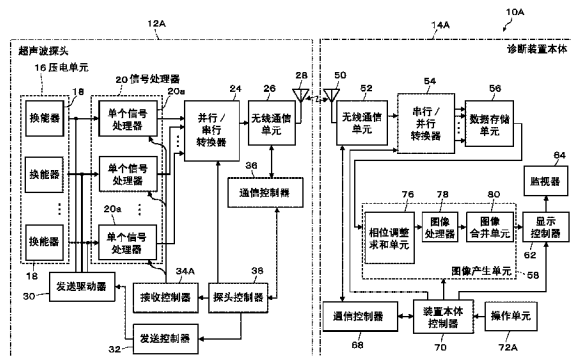
权利要求书 2 页 说明书 21 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供了一种超声波诊断装置,包括:超声波探头,沿不同方向执行超声波发送和接收;以及诊断装置本体将发送和接收方向不同的图像进行合并,以产生超声波图像。根据所设置的关注区域(ROI),将至少一个所要合并的超声波图像改变为深度与ROI相对应的图像。当安装了声学耦合器时,增加至少一个所要合并的超声波图像的深度。超声波诊断装置能够改进ROI的图像质量,并在安装了声学耦合器时获得高效的高清晰度的达到预定深度的超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,被配置为将超声波发送至对象内,并接收超声波从对象反射所产生的超声回波,所述超声波探头包括用于基于超声回波来处理接收信号的信号处理装置;以及

诊断装置本体,被配置为根据在所述超声波探头的信号处理装置中处理的接收信号,来产生超声波图像,并设置与所述超声波探头隔开的关注区域,

其中,所述超声波探头被配置为沿相互不同的超声波发送和接收方向执行多种超声波发送和接收,并且所述诊断装置本体被配置为基于多种超声波发送和接收中的每一种来对超声波图像进行合并,以及

其中,当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头被配置为:控制对所述信号处理装置的驱动,使得根据关注区域改变至少一个所要合并的所述超声波图像的深度。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头通过所述多种超声波发送和接收之一,执行用于获得主要图像的超声波发送和接收,所述主要图像是预设的预定输出区域中的超声波图像。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,当根据关注区域改变所要合并的所述超声波图像中至少一个图像的接收深度时,所述超声波探头不在具有改变后接收深度的所述至少一个图像的区域中执行超声波扫描,在该区域中,所述至少一个图像和所述主要图像彼此不相重叠。

4. 根据权利要求2或3所述的超声波诊断装置,其中,所述超声波诊断装置包括:温度测量装置,用于测量所述超声波探头内预定位置的温度,并且

其中,当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头改变超声波发送和接收的条件,以根据使用所述温度测量装置获得的温度测量结果,改变要与所述主要图像合并的超声波图像的图像质量。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,所述温度测量装置测量所述信号处理装置的温度。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的超声波诊断装置,其中,所述超声波探头针对时间上连续的合成超声波图像中一个合成超声波图像的最末超声波图像及其后续合成超声波图像的第一超声波图像,沿相同方向发送和接收超声波。

7. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,被配置为将超声波发送至对象内,并接收超声波从对象反射所产生的超声回波,所述超声波探头包括用于基于超声回波来处理接收信号的信号处理装置;以及

诊断装置本体,被配置为根据在所述超声波探头的信号处理装置中处理的接收信号,来产生超声波图像;

声学耦合器,可拆卸地安装在所述超声波探头上,以覆盖所述超声波探头的超声波发送和接收表面;以及

检测装置,布置在所述超声波探头和所述诊断装置本体的至少一个中,以检测所述声学耦合器安装在所述超声波探头上,

其中,所述超声波探头被配置为沿相互不同的超声波发送和接收方向执行多种超声波发送和接收,并且所述诊断装置本体被配置为基于多种超声波发送和接收中的每一种来对

超声波图像进行合并,以及

其中,当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头控制对所述信号处理装置的驱动,使得当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时改变至少一个所要合并的所述超声波图像的深度。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头增加至少一个所要合并的所述超声波图像的深度。

9. 根据权利要求7或8所述的超声波诊断装置,其中,当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头通过所述多种超声波发送和接收之一,执行用于获得主要图像的超声波发送和接收,所述主要图像是预设的预定输出区域中的超声波图像。

10. 根据权利要求7至9中任一项所述的超声波诊断装置,其中,当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头不在所述信号处理装置中针对至少一个所要合并的所述超声波图像中与声学耦合器相对应的深度区域,处理接收信号。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头不在所述信号处理装置中针对用于产生所述合成超声波图像的所有所述超声波图像中与所述声学耦合器相对应的深度区域,处理接收信号。

12. 根据权利要求10或11所述的超声波诊断装置,其中,当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头不在除所述主要图像以外的其他超声波图像的区域中执行超声波扫描,在该区域中,所述其他超声波图像与主要图像彼此不重叠。

13. 根据权利要求7至12中任一项所述的超声波诊断装置,包括:附近模式,用于将对象皮肤表面侧的预定深度区域中的所述超声波图像进行合并。

14. 根据权利要求13所述的超声波诊断装置,其中,当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头将至少一个所要合并的所述超声波图像的深度设置为比所述附近模式下的所述预定深度区域中更深的预定深度。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置。更具体地,本发明涉及一种超声波诊断装置,能够改进关注区域的图像质量并获得高清晰度的超声波图像,所述高清晰度的超声波图像高效地示出了对象皮肤表面的附近区域。

背景技术

[0002] 使用超声波图像的超声波诊断装置已被投入医疗领域中的实际使用。

[0003] 一般而言,超声波诊断装置包括超声波探头(以下称为“探头”)和诊断装置本体。在超声波诊断装置中,探头向对象发送超声波,并接收来自对象的超声回波。诊断装置本体对由探头接收并从探头输出的接收信号进行电处理,以产生超声波图像。

[0004] 探头执行超声波的发送和接收,并包括用于输出接收信号(电信号)的压电单元。

[0005] 近来,还可以为探头提供集成电路板,用于放大从压电单元输出的接收信号,执行A/D转换或其他处理,改变在压电单元中发送和接收超声波的定时,在没有使用任何线缆的情况下与诊断装置本体进行无线通信,并降低噪声。

[0006] 已知所谓“斑点”(斑点噪声/斑点图案)是可以使超声波诊断装置中的超声波图像质量恶化的因素。斑点是由多个散射源产生的散射波的相互干扰引起的白斑噪声,所述散射源存在于对象中且产生的散射波的波长比超声波波长更小。

[0007] 已知JP 2005-58321A和JP 2003-70786A中描述的空间复合是一种减小超声波诊断装置中的这种斑点的方法。

[0008] 如图9示意性示出的,空间复合技术涉及:在压电单元100和对象之间沿相互不同的方向(以相互不同的扫描角度)执行多种超声波发送和接收,并将通过多种超声波发送和接收所获得的超声波图像进行合并,以产生合成超声波图像。

[0009] 更具体地,在图9所示的示例中,执行三种超声波发送和接收,包括:常规超声波图像产生中的超声波发送和接收(常规发送和接收)、沿相对于常规发送和接收方向倾斜角度 θ 的方向的超声波发送和接收、以及沿相对于常规发送和接收方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的超声波发送和接收。

[0010] 将常规发送和接收所获得的超声波图像A(实线)、沿倾斜角度 θ 的方向进行超声波发送和接收所获得的超声波图像B(虚线)、以及沿倾斜角度 $-\theta$ 的方向进行超声波发送和接收所获得的超声波图像C(点划线)合并,以产生合成超声波图像,所述合成超声波图像覆盖实线所示的超声波图像A的区域。

[0011] 在超声波诊断装置中,由于音速障碍(sound speed disturbance)和多次折射的缘故,所谓的近场更可能使超声波图像的图像质量恶化。近场是探头附近的对象区域,即,超声波发送和接收方向上极浅的区域。

[0012] 为了解决该问题,JP 2006-95151A描述了一种超声波诊断装置,仅针对近场执行空间复合,以改进近场的图像质量。

发明内容

[0013] 根据 JP 2006-95151A 中描述的超声波诊断装置,可以通过使用空间复合来获得近场图像质量改进了的超声波图像。

[0014] 然而,在超声波诊断装置中,对诊断有重要意义的所要注意的关注区域 (ROI) 不限于近场。换言之,可以将不同深度的区域用作超声波诊断装置中的 ROI。

[0015] 本发明的目的是:解决前述现有技术问题,并提供一种超声波诊断装置,能够通过使用空间复合来改进任意 ROI 的图像质量,并能够减少无用的接收信号处理和超声波扫描(声线)。

[0016] 超声波诊断装置可以使用声学耦合器使超声波(超声波束)在对象的皮肤表面附近聚焦。声学耦合器由声学阻抗接近于活体声学阻抗的材料制成,并安装在探头的超声波发送和接收表面上。

[0017] 声学耦合器的安装使超声波发送和接收表面能够保持与对象的皮肤表面分开预定距离。因此,能够通过使用声学耦合器获得超声波图像,在所获得的超声波图像中,超声波在对象的皮肤表面附近聚焦。

[0018] 本发明的另一目的是:提供一种超声波诊断装置,即使在使用声学耦合器时,也能够利用空间复合,来高效地获得有效的超声波图像,所述超声波图像显示对象皮肤表面的附近区域。

[0019] 为了实现第一目的,本发明的第一方面提供了一种超声波诊断装置,包括:

[0020] 超声波探头,被配置为将超声波发送至对象内,并接收超声波从对象反射所产生的超声回波,所述超声波探头包括用于基于超声回波来处理接收信号的信号处理装置;以及

[0021] 诊断装置本体,被配置为根据在所述超声波探头的信号处理装置中处理的接收信号,来产生超声波图像,并设置与所述超声波探头隔开的关注区域,

[0022] 其中,所述超声波探头被配置为沿相互不同的超声波发送和接收方向执行多种超声波发送和接收,并且所述诊断装置本体被配置为基于多种超声波发送和接收中的每一种来对超声波图像进行合并,以及

[0023] 其中,当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头被配置为:控制对所述信号处理装置的驱动,使得根据关注区域改变至少一个所要合并的所述超声波图像的深度。

[0024] 在根据本发明第一方面的超声波诊断装置中,当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头优选地通过所述多种超声波发送和接收之一,执行用于获得主要图像的超声波发送和接收,所述主要图像是预设的预定输出区域中的超声波图像。

[0025] 当根据关注区域改变所要合并的所述超声波图像中至少一个图像的接收深度时,所述超声波探头优选地不在具有改变后接收深度的所述至少一个图像的区域中执行超声波扫描,在该区域中,所述至少一个图像和所述主要图像彼此不相重叠。

[0026] 优选地,所述超声波诊断装置包括:温度测量装置,用于测量所述超声波探头内预定位置的温度,并且当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头改变超声波发送和接收的条件,以根据使用所述温度测量装置获得的温度测量结果,改变要与所述主要图像合并的超声波图像的图像质量。

[0027] 所述温度测量装置优选地测量信号处理装置的温度。

[0028] 所述超声波探头优选地针对时间上连续的合成超声波图像中一个合成超声波图像的最末超声波图像及其后续合成超声波图像的第一超声波图像,沿相同方向发送和接收超声波。

[0029] 为了实现第二目的,本发明的第二方面提供了一种超声波诊断装置,包括:

[0030] 超声波探头,被配置为将超声波发送至对象内,并接收超声波从对象反射所产生的超声回波,所述超声波探头包括用于基于超声回波来处理接收信号的信号处理装置;以及

[0031] 诊断装置本体,被配置为根据在所述超声波探头的信号处理装置中处理的接收信号,来产生超声波图像;

[0032] 声学耦合器,可拆卸地安装在所述超声波探头上,以覆盖所述超声波探头的超声波发送和接收表面;以及

[0033] 检测装置,布置在所述超声波探头和所述诊断装置本体的至少一个中,以检测所述声学耦合器安装在所述超声波探头上,

[0034] 其中,所述超声波探头被配置为沿相互不同的超声波发送和接收方向执行多种超声波发送和接收,并且所述诊断装置本体被配置为基于多种超声波发送和接收中的每一种来对超声波图像进行合并,以及

[0035] 其中,当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头控制对所述信号处理装置的驱动,使得当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时改变至少一个所要合并的所述超声波图像的深度。

[0036] 在根据本发明第二方面的超声波诊断装置中,当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头优选地增加至少一个所要合并的所述超声波图像的深度。

[0037] 当在所述诊断装置本体中产生合成超声波图像时,所述超声波探头优选地通过所述多种超声波发送和接收之一,执行用于获得主要图像的超声波发送和接收,所述主要图像是预设的预定输出区域中的超声波图像。

[0038] 当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头优选地不在所述信号处理装置中针对至少一个所要合并的所述超声波图像中与声学耦合器相对应的深度区域,处理接收信号。

[0039] 当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头优选地不在所述信号处理装置中针对用于产生所述合成超声波图像的所有所述超声波图像中与所述声学耦合器相对应的深度区域,处理接收信号。

[0040] 当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头优选地不在除所述主要图像以外的其他超声波图像的区域中执行超声波扫描,在该区域中,所述其他超声波图像与主要图像彼此不相重叠。

[0041] 所述超声波诊断装置优选地包括:附近模式,用于将对象皮肤表面侧的预定深度区域中的所述超声波图像进行合并。

[0042] 当所述检测装置检测到声学耦合器安装在所述超声波探头上时,所述超声波探头优选地将至少一个所要合并的所述超声波图像的深度设置为比所述附近模式下的所述预

定深度区域中更深的预定深度。

[0043] 根据按上述配置的本发明第一方面的超声波诊断装置,使用涉及将超声波发送和接收方向不同的多个图像进行合并的空间复合,并将与压电单元隔开预定距离或更长距离的任意深度区域作为关注区域(ROI),从而能够改进 ROI 图像质量。因此,本发明的超声波诊断装置能够进行适当的诊断,同时以高清晰度显示超声波图像上所要注意的区域。

[0044] 控制对信号处理器的驱动,以产生分别具有与 ROI 相对应的深度的超声波图像,从而能够减少图像合成并未涉及的无用接收信号的处理,所述信号处理器用于处理从执行超声波发送和接收的压电单元输出的接收信号。

[0045] 根据按上述配置的本发明第二方面的超声波诊断装置,同样,在使用声学耦合器的情况下,能够通过利用空间复合高效地获得有效的高清晰度的超声波图像,所述声学耦合器用于使超声波在对象的皮肤表面附近聚焦,所述空间复合用于将超声波发送和接收方向不同的多个图像进行合并。

附图说明

[0046] 图 1 是示出了根据本发明第一方面的超声波诊断装置的示意框图。

[0047] 图 2 是示出了可以在图 1 所示的超声波诊断装置中执行的空间复合的示意图。

[0048] 图 3A、3B 和 3C 是示出了在根据本发明第一方面的超声波诊断装置中执行的空间复合的示例的示意图。

[0049] 图 4A 和 4B 是示出了在根据本发明第一方面的超声波诊断装置中执行的空间复合的另一示例的示意图。

[0050] 图 5 是示出了根据本发明第二方面的超声波诊断装置的示意框图。

[0051] 图 6A、6B、6C、6D 和 6E 是示出了在根据本发明第二方面的超声波诊断装置中执行的空间复合的示例的示意图。

[0052] 图 7A、7B 和 7C 是示出了在根据本发明第二方面的超声波诊断装置中执行的空间复合的另一示例的示意图。

[0053] 图 8 是示出了在根据本发明第二方面的超声波诊断装置中执行的空间复合的又一示例的示意图。

[0054] 图 9 是示出了空间复合的示意图。

具体实施方式

[0055] 下面,参照附图所示的优选实施例详细描述本发明的超声波诊断装置。

[0056] 图 1 是根据本发明第一方面的超声波诊断装置的实施例的示意框图。

[0057] 图 1 所示的超声波诊断装置 10A 包括超声波探头 12A 和诊断装置本体 14A。超声波探头 12A 以无线通信方式连接至诊断装置本体 14A。

[0058] 超声波探头 12A(以下称为“探头 12A”)向对象发送超声波,接收超声波在对象上反射所产生的超声回波,并根据接收到的超声回波输出超声波图像的接收信号。

[0059] 在本发明的实现中,可以将各种已知超声波探头用作探头 12A。因此,不存在对探头 12A 类型的特殊限制,并且可以使用各种类型(如凸面型、线性型和扇面型)的探头。探头可以是外部探头或用于超声波内窥镜的径向扫描型探头。此外,探头 12A 可以具有与谐

波成像兼容的超声波换能器,用于接收所发送的超声波的二次或更高次谐波。

[0060] 探头 12A 包括:压电单元 16、信号处理器 20、并/串转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发送驱动器 30、发送控制器 32、接收控制器 34A、通信控制器 36 以及探头控制器 38。

[0061] 压电单元 16 是发送和接收超声波的(超声波)换能器 18 的一维或二维阵列。压电单元 16 连接至信号处理器 20。

[0062] 信号处理器 20 包括与压电单元 16 的单个换能器 18 相对应的单个信号处理器 20a。单个信号处理器 20a 经由并/串转换器 24 连接至无线通信单元 26。无线通信单元 26 进一步连接至天线 28。

[0063] 每个换能器 18 经由发送驱动器 30 连接至发送控制器 32。单个信号处理器 20a 中的每一个连接至接收控制器 34A。无线通信单元 26 连接至通信控制器 36。

[0064] 并/串转换器 24、发送控制器 32、接收控制器 34A 和通信控制器 36 连接至探头控制器 38。

[0065] 探头 12A 包括:供应电能以驱动每个组件的内置电池。电池未示于图 1 中。

[0066] 压电单元 16 是已知类型的,包括:发送和接收超声波的换能器 18 的一维或二维阵列以及层叠在其上的衬背层、声学匹配层和声学透镜。

[0067] 每个换能器 18 是具有压电体和电极的超声波换能器,压电体由例如 PZT(锆钛酸铅)、PVDF(聚偏二氟乙烯)制成的,电极在压电体的两端提供。

[0068] 当对超声波换能器的电极施加脉冲电压或连续波电压时,压电体膨胀并收缩,以使换能器产生脉冲或连续波超声波。将由超声波换能器产生的超声波进行合并,以形成超声波束。

[0069] 当接收到传播中的超声波时,每个换能器膨胀并收缩以产生电信号,接着输出电信号作为超声波接收信号。

[0070] 换能器 18 根据从发送驱动器 30 供应的驱动信号来发送超声波。换能器 18 接收来自对象的超声回波,将接收到的超声回波转换为电信号(接收信号),并向单个信号处理器 20a 输出电信号。

[0071] 发送驱动器 30 包括:数字/模拟转换器、低通滤波器、放大器和脉冲器。发送驱动器 30 向每个换能器 18(超声波换能器的电极)供应脉冲驱动电压(发送脉冲),以使超声波换能器振荡,从而发送超声波。

[0072] 发送驱动器 30 基于发送控制器 32 选择的发送延迟模式,调整相应换能器 18 的驱动信号的延迟量,并向换能器 18 供应调整过的驱动信号,使得从换能器 18 发送的超声波形成超声波束。

[0073] 压电单元 16 的换能器 18 连接至信号处理器 20 的对应的单个信号处理器 20a。每个信号处理器 20a 分别具有:包括 LNA(低噪声放大器)的 AFE(模拟前端)、VCA(压控衰减器)、PGA(可编程增益放大器)、低通滤波器和模拟/数字转换器。在接收控制器 34A 的控制下,单个信号处理器 20a 在 AFE 中将从对应的换能器 18 输出的接收信号转换为数字接收信号。接着,单个信号处理器 20a 使在 AFE 中产生的数字接收信号经过正交检测或正交采样,以产生复基带信号。此外,单个信号处理器 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,并将所产生的采样数据供应至并/串转换器 24。

[0074] 并/串转换器 24 将多个通道中的单个信号处理器 20a 所产生的并行采样数据转

换为串行采样数据。

[0075] 超声波诊断装置 10A 具有空间复合功能,其中,将沿相互不同的方向进行超声波发送和接收(发送和接收超声波)所获得的超声波图像进行合并,以产生合成超声波图像。在所示意的情況下,例如,在空间复合中合并三个超声波图像。因此,当执行空间复合时,接收控制器 34A 和发送控制器 32 分别控制发送驱动器 30 和单个信号处理器 20a 的驱动,使得沿相互不同的三个发送和接收方向来执行三种超声波发送和接收。

[0076] 在空间复合时设置了关注区域(以下称为“ROI”)的情况下,接收控制器 34A 在超声波发送和接收中,根据所设置的 ROI 来调整要在信号处理器 20 中处理的接收信号的深度,以获得要与稍后描述的主要图像合并的超声波图像。稍后将对此进行详细描述。

[0077] 无线通信单元 26 基于串行采样数据执行载波调制,以产生发送信号。无线通信单元 26 向天线 28 供应所产生的发送信号,使得天线 28 发送无线电波,以实现串行采样数据的发送。

[0078] 此处可以使用的调制方法包括: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)。

[0079] 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,向诊断装置本体 14A 发送采样数据。无线通信单元 26 还从诊断装置本体 14A 接收各种控制信号(例如,将于稍后描述的 ROI),并向通信控制器 36 输出接收到的控制信号。

[0080] 通信控制器 36 控制无线通信单元 26,使得以探头控制器 38 所设置的发送无线电场强度来发送采样数据。通信控制器 36 向探头控制器 38 输出无线通信单元 26 接收到的各种控制信号。

[0081] 探头控制器 38 根据从诊断装置本体 14A 发送的各种控制信号,来控制探头 12A 的各种组件。

[0082] 如上所述,本发明的超声波诊断装置 10A 具有通过空间复合产生图像(合成超声波图像)的功能。

[0083] 众所周知,空间复合技术涉及:沿相互不同的超声波发送和接收方向(以相互不同的扫描角度或沿相互不同的扫描方向),相对于对象,执行多种超声波发送和接收,并将通过多种超声波发送和接收所获得的超声波图像进行合并,以产生合成超声波图像。这种空间复合使得能够减少超声波图像的斑点。

[0084] 当在所示意的超声波诊断装置 10A 中执行空间复合时,探头 12A 沿相互不同的方向执行三种的超声波发送和接收。如图 2 示意性示出的,例如,三种超声波发送和接收包括:用于获得主要图像的超声波发送和接收(以下将该情况称为“用于主要图像的发送和接收”),所述主要图像是与常规超声波图像具有相同区域的超声波图像;沿相对于用于主要图像的发送和接收方向倾斜角度 θ 的方向的超声波发送和接收(沿倾斜角度 θ 的方向的超声波发送和接收);以及沿相对于用于主要图像的发送和接收方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的超声波发送和接收(沿倾斜角度 $-\theta$ 的方向的超声波发送和接收)。

[0085] 为方便起见,还将用于主要图像的发送和接收称为“用于图像 A 的发送和接收”,将沿相对于用于图像 A 的发送和接收方向倾斜角度 θ 的方向的超声波发送和接收称为“用于图像 B 的发送和接收”,并将沿相对于用于图像 A 的发送和接收方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的超声波发送和接收称为“用于图像 C 的发送和接收”。

[0086] 换言之,当在所示意的示例中执行空间复合时,不改变帧率地重复执行三种超声波发送和接收,三种超声波发送和接收构成帧单元,用于获得合成超声波图像。

[0087] 因此,当执行空间复合时,探头 12A 的发送控制器 32 和接收控制器 34A 分别控制发送驱动器 30 和单个信号处理器 20a,使得重复执行三种超声波发送和接收。

[0088] 当执行空间复合时,诊断装置本体 14A(更具体地,图像合并单元 80)将包括超声波图像 A(实线)、超声波图像 B(虚线)和超声波图像 C(点划线)在内的三个超声波图像合并,以产生覆盖超声波图像 A 的区域的合成超声波图像,所述超声波图像 A 是通过用于图像 A 的发送和接收而获得的,所述超声波图像 B 是通过用于图像 B 的发送和接收而获得的,所述超声波图像 C 是通过用于图像 C 的发送和接收而获得的。

[0089] 因此,在所示意的示例中,要通过空间复合来合并的超声波图像的数目(预定数目)是 3。

[0090] 在本发明的实现中,要通过空间复合来合并的超声波图像的数目(预定数目)不限于 3,而可以是 2、4 或更多。

[0091] 沿不同方向的超声波发送和接收方法不限于图 2 示意性示出的、对超声波发送和接收加以延迟的方法。以 JP 2005-58321A 和 JP 2003-70786A 中描述的方法为例,可以使用各种沿不同方向进行超声波发送和接收的方法。

[0092] 此外,所示意的示例涉及线性型探头,但是如上所述本发明还适用于包括凸面型和扇型在内的各种类型的探头。

[0093] 当在本发明的超声波诊断装置 10A 中执行空间复合时,适当情况下,可以将深度方向上的任意区域设置为 ROI。在本发明的实现中,可以将与压电单元 16 隔开大于等于预定深度的距离的区域设置为 ROI。

[0094] 在例如将于稍后描述的诊断装置本体 14A 的操作单元 72A 中设置 ROI。

[0095] 在本发明的实现中,距压电单元 16 的深度(预定深度)不受特殊限制,而可以根据压电单元 16 的特性、所要测量的主要部位、发送焦点位置、声场特性(近场长度)等,适当地进行设置,可以针对 ROI 设置距压电单元 16 的深度。

[0096] 如果 ROI 与压电单元 16 隔开预定深度或更长的距离,ROI 可以具有可达到主要图像深度的较深端的深度。

[0097] 在所示意的示例中,当在操作单元 72A 中设置了 ROI 时,探头 12A 的接收控制器 34A 控制对单个信号处理器 20a(其 AFE)的驱动,以针对用于图像 B 和 C 的发送和接收,根据 ROI,处理接收信号。

[0098] 换言之,超声波诊断装置 10A 根据 ROI 的深度来开启/关闭单个信号处理器 20a,以调整要在其中处理接收信号的深度区域,从而产生 ROI 超声波图像 B 和 C,作为要与作为主要图像的超声波图像 A 合并的超声波图像。

[0099] 在空间复合时未设置 ROI 的情况下,超声波诊断装置 10A 产生如图 2 所示的常规深度的超声波图像 A 至 C(与主要图像具有相同深度或在深度方向上具有相同尺寸),并将超声波图像 A 至 C 进行合并,以产生合成超声波图像。

[0100] 例如,如图 3A 示意性示出的,用深度 L1 表示用于图像 A 的发送和接收的深度,所述用于图像 A 的发送和接收用于获得超声波图像 A 作为主要图像。

[0101] 在操作单元 72A 中,将从深度 L3 的较深端到深度 L2 的较深端的深度区域设置为

ROI。

[0102] 探头 12A 的接收控制器 34A 根据用于图像 A 的发送和接收的深度 L1 以及所设置的 ROI 的深度 L2 和 L3, 激活或去活 (开启 / 关闭) 对信号处理器 20 中单个信号处理器 20a 的驱动。

[0103] 更具体地, 在用于图像 A 的发送和接收中, 如图 3B 示意性示出的, 在激活对单个信号处理器 20a 的驱动的同时施加发送脉冲, 并在经过与深度 L1 相对应的时段后去活对单个信号处理器 20a 的驱动, 所述深度 L1 是与超声波图像 A (即, 主要图像) 相对应的深度。

[0104] 另一方面, 在用于图像 B 和 C 的发送和接收中, 如图 3C 中示意性示出的, 即使当施加发送脉冲时也不激活对单个信号处理器 20a 的驱动, 并且在经过与 ROI 的较浅侧深度 L3 相对应的时段后的时刻激活对单个信号处理器 20a 的驱动。接着, 在经过与 ROI 的较深侧深度 L2 相对应的时段后的时刻去活对单个信号处理器 20a 的驱动。

[0105] 因此, 在该情况下, 与在以上示例中一样, 作为主要图像的超声波图像 A 具有图 3A 中的实线所示的矩形区域。

[0106] 相反, 通过用于图像 B 的发送和接收获得平行四边形形式的超声波图像 Bi, 所述平行四边形如图 3A 中粗虚线所示, 与 ROI 的深度相对应。通过用于图像 C 的发送和接收获得平行四边形形式的超声波图像 Ci, 所述平行四边形如图 3A 中粗点划线所示, 与 ROI 的深度相对应。

[0107] 通过以上描述显而易见, 本发明的超声波诊断装置 10A 能够在与压电单元 16 隔开预定深度或更长距离的区域中设置任意 ROI, 并且能够通过空间复合改进任意设置的 ROI 的图像质量。

[0108] 对用于处理从换能器 18 输出的接收信号的单个信号处理器 20a 的驱动被控制为: 产生要与主要图像合并的 ROI 超声波图像。因此, 能够以高精度执行信号处理, 同时消除无用的接收信号处理。此外, 与执行直至常规深度的超声波发送和接收的情况相比, 还可以抑制单个信号处理器 20a 的发热。

[0109] 如上所述, 在空间复合时设置了 ROI 的情况下, 超声波诊断装置 10A 在用于主要图像以外的至少一个图像的超声波发送和接收中, 仅针对 ROI 处理接收信号, 从而产生超声波图像。

[0110] 如上所述, ROI 是与预定深度隔开预定深度或更长距离的区域。因此, 如图 4A 中示意性示出的, 在 ROI 图像的超声波图像 Bi 和 Ci 中, 出现超声波图像 Bi 和 Ci 与超声波图像 A 彼此不相重叠的区域, 所述 ROI 图像具有从深度 L3 的较深端到深度 L2 的较深端的深度。

[0111] 换言之, 对应于 ROI 的超声波图像 Bi 和 Ci 与作为主要图像的超声波图像 A 在图 4A 中斜线所示的区域中, 彼此不相重叠, 就与深度方向正交的方向上的距离而言, 所述区域对应于 “ $L3 \times \tan \theta$ ”。

[0112] 因此, 在用于图像 B 和 C 的发送和接收与用于图像 A 的发送和接收彼此不相重叠的区域中执行超声波发送和接收是无用的, 在用于图像 B 和 C 的发送和接收中, 仅针对 ROI 处理接收信号, 所述图像 A 对应于主要图像。

[0113] 因此, 在本发明的超声波诊断装置 10A 的优选实施例中, 针对用于获得要与主要图像合并的 ROI 超声波图像的超声波发送和接收, 在用于主要图像的超声波发送和接收与

用于 ROI 超声波图像的超声波发送和接收彼此不相重叠的区域中,不执行超声波扫描(声线产生)。换言之,在要与主要图像合并的超声波图像的、主要图像和要与主要图像合并超声波图像彼此不相重叠的区域中,不执行超声波发送和接收。

[0114] 例如,在图 4A 和 4B 所示的示例中,针对用于图像 B 和 C 的发送和接收,在斜线所示的阴影区域中,不执行超声波扫描,以获得图 4B 所示的不包括阴影区域的超声波图像 Bi-s 和 Ci-s。

[0115] 因而,当通过设置 ROI 执行空间复合时,能够减少要与主要图像合并的超声波图像的声线的总数,以消除无用的超声波发送和接收,并高效地处理接收信号。还能够更有利地抑制单个信号处理器 20a 的发热。

[0116] 取代不执行超声波扫描,还可以在要与主要图像合并的超声波图像的、超声波图像与主要图像彼此不相重叠的区域中,减少声线的数目。可选地,在要与主要图像合并的超声波图像的、超声波图像与主要图像彼此不相重叠的区域中,可以减少可用通道的数目,以取代不执行超声波扫描。可选地,在要与主要图像合并的超声波图像的、超声波图像与主要图像彼此不相重叠的区域中,可以减少声线的数目和可用通道的数目,以取代不执行超声波扫描。

[0117] 在上述示例中,当设置了 ROI 时,除作为主要图像的超声波图像 A 以外的图像都是 ROI 超声波图像。然而,这不是本发明的唯一情况。

[0118] 换言之,在本发明的实现中,如果根据所设置的 ROI 形成至少一个图像作为 ROI 超声波图像,根据要通过空间复合进行合并的超声波图像的数目(预定数目),一定数目的具有常规深度的超声波图像和一定数目的要与具有常规深度的超声波图像合并的 ROI 超声波图像之间的各种组合是可能的。

[0119] 例如,在图 2 和 3A-3C 所示的示例中,可以将具有常规深度的超声波图像 A 和 B 与 ROI 超声波图像 Ci 合并。可选地,可以将具有常规深度的超声波图像 A 和 C 与 ROI 超声波图像 Bi 组合。

[0120] 超声波图像 A 还可以被形成为具有 ROI 深度的图像,从而将均为 ROI 超声波图像的超声波图像合并在一起。

[0121] 此外,当设置了 ROI 时,可以仅将两个超声波图像合并在一起。例如,可以将具有常规深度的超声波图像 A 与 ROI 超声波图像 Bi 合并。可选地,可以将 ROI 超声波图像 Bi 与 ROI 超声波图像 Ci 合并。

[0122] 然而,优选地,不将超声波发送和接收方向与要常规输出的超声波图像中相同的图像用作 ROI 图像,而将其用作包括预定区域在内的具有常规深度的图像,作为要通过空间复合进行合并的主要图像。

[0123] 所示意的探头 12A 包括单个信号处理器 20a,分别具有用于处理从已接收到超声回波的相应换能器 18 输出的接收信号(电信号)的 AFE。

[0124] 众所周知,集成电路(如 AFE)处理信号会产生热量,这可能使操作不稳定。作为结果,在单个信号处理器 20a 中对接收信号的处理变得不稳定,使所获得的超声波图像的质量恶化。

[0125] 因此,可以在探头 12A 内提供温度传感器(温度测量装置),使得能够根据温度测量结果来调整声线的数目和/或可用通道的数目(针对超声波发送和接收所要操作的换能

器 18 的数目), 以降低要与主要图像合并的超声波图像的质量。

[0126] 温度传感器不受特殊限制, 而可以使用各种已知的温度传感器。温度传感器优选地测量具有单个信号处理器 20a 的信号处理器 20 的温度, 单个信号处理器 20a 是主要的发热源。

[0127] 例如, 设置温度阈值, 包括 $T1[^\circ\text{C}]$ 和温度高于 $T1$ 的 $T2[^\circ\text{C}]$ 。

[0128] 预备了常规图像质量、中等图像质量和低等图像质量, 以设置超声波图像质量。在常规图像质量等级, 声线数目为 256, 可用通道数目为 64。在中等图像质量等级, 声线数目为 128, 可用通道数目为 48。在低等图像质量等级, 声线数目为 96, 可用通道数目为 32。

[0129] 此外, 当使用温度传感器获得的温度测量结果小于 $T1$ 时, 在常规图像质量等级的条件下, 执行用于图像 A、B 和 C 的发送和接收。

[0130] 当使用温度传感器获得的温度测量结果大于等于 $T1$ 但小于 $T2$ 时, 在常规图像质量等级的条件下执行用于图像 A 的发送和接收, 而在中等图像质量等级的条件下执行用于图像 B 和 C 的发送和接收。

[0131] 当使用温度传感器获得的温度测量结果大于等于 $T2$ 时, 常规图像质量等级的条件下执行用于图像 A 的发送和接收, 而在低等图像质量等级的条件下执行用于图像 B 和 C 的发送和接收。

[0132] 因此, 能够迅速抑制由于探头 12A 内生热导致的温度升高。还能够抑制探头 12A 的生热, 以最小化图像质量的恶化。因此, 该图像质量调整方法使得能够通过空间复合一致地获得高清晰度的超声波图像。

[0133] 无论是否设置了 ROI, 都能以相同的方式根据探头 12A 的温度, 来调整超声波发送和接收的条件。

[0134] 当在本发明的超声波诊断装置 10A 中执行空间复合时, 超声波发送和接收的顺序不限于按图像 A、图像 B 和图像 C 的顺序进行发送和接收, 而可以按各种顺序执行发送和接收。

[0135] 例如, 可以分别按“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”和“图像 C → 图像 B → 图像 A”等顺序, 来执行第一帧、第二帧、第三帧和第四帧等的超声波发送和接收。

[0136] 即, 在本发明的实现中, 连续两帧 (即, 时间上连续的两个合成超声波图像) 中一个合成超声波图像的最末超声波图像与后续合成超声波图像中的第一超声波图像中的发送和接收方向可以是相同的。该发送和接收顺序使得能够沿相同方向继续进行发送和接收, 从而有助于控制发送驱动器 30 和单个信号处理器 20a。

[0137] 如上所述, 以无线通信方式向诊断装置本体 14A 供应从探头 12A 输出的接收信号。

[0138] 诊断装置本体 14A 包括: 天线 50、无线通信单元 52、串 / 并转换器 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 72A。

[0139] 用于向探头 12A 的天线 28 发送和从探头 12A 的天线 28 接收的天线 50 连接至无线通信单元 52。无线通信单元 52 经由串 / 并转换器 54 连接至数据存储单元 56。数据存储单元 56 连接至图像产生单元 58。图像产生单元 58 经由显示控制器 62 连接至监视器 64。

[0140] 无线通信单元 52 连接至通信控制器 68。串 / 并转换器 54、图像产生单元 58、显示

控制器 62 和通信控制器 68 连接至装置本体控制器 70。

[0141] 装置本体控制器 70 控制诊断装置本体 14A 中的组件。装置本体控制器 70 连接至操作单元 72A, 以执行各种输入操作, 包括: 关于是否要执行空间复合的输入操作。

[0142] 诊断装置本体 14A 包括: 供应电能以驱动每个组件的内置供电单元。供电单元未示于图 1 中。

[0143] 诊断装置本体 14A 可以包括: 再充电装置, 用于对探头 12A 的内置电池再充电。

[0144] 例如, 所示意的超声波诊断装置 10A 的操作单元 72A 充当用于设置 ROI 的装置。

[0145] 在本发明的超声波诊断装置 10A 中, 对设置 ROI 的方法不存在限制。因此, 以使用 GUI (图形用户界面) 的方法为例, 可以使用用于超声波诊断装置的各种已知的设置和输入位置和 / 或区域的方法, 来设置 ROI。

[0146] 本发明的超声波诊断装置 10A 在发出执行空间复合的指令后, 通过输入设置 ROI 的指令, 来设置 ROI。可选地, 可以通过根据所设置的 ROI 自动产生 ROI 超声波图像, 来执行用于合并超声波图像的空间复合, 而无需特别发出执行空间复合的指令。

[0147] 无线通信单元 52 通过与探头 12A 的无线通信, 向探头 12 发送各种控制信号。无线通信单元 52 对天线 50 所接收的信号进行解调, 以输出串行采样数据。

[0148] 通信控制器 68 控制无线通信单元 52, 使得以装置本体控制器 70 所设置的发送无线电场强度来发送各种控制信号。

[0149] 串 / 并转换器 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 包括存储器、硬盘等, 并存储至少一帧的由串 / 并转换器 54 转换的采样数据。

[0150] 图像产生单元 58 对从数据存储单元 56 读出的每个图像的采样数据执行接收定焦, 以产生表示超声波图像的图像信号。图像产生单元 58 包括: 相位调整求和单元 76、图像处理单元 78 和图像合并单元 80。

[0151] 相位调整求和单元 76 根据装置本体控制器 70 所设置的接收方向, 从多个先前存储的接收延迟模式中选择一种接收延迟模式; 并且基于所选择的接收延迟模式, 向采样数据所表示的复基带信号提供相应的延迟, 并对它们求和, 以执行接收定焦。该接收定焦产生对超声回波进行了良好定焦的基带信号 (声线信号)。

[0152] 图像处理单元 78 根据相位调整求和单元 76 所产生的声线信号, 产生超声波图像 (B- 模式图像) 的图像信号, 该图像信号是与对象内的组织有关的断层成像图像信息。

[0153] 图像处理单元 78 包括 STC (灵敏度时间控制) 部和 DSC (数字扫描转换器)。STC 部针对因距离引起的衰减, 对声线信号进行校正, 所述距离取决于超声波的反射深度。DSC 将 STC 所校正的声线信号转换为与电视信号的一般扫描方法兼容的图像信号 (光栅转换), 并执行所需的图像处理 (如渐变处理), 以产生超声波图像信号。

[0154] 当执行空间复合时, 图像合并单元 80 合并了在图像处理单元 78 中产生的超声波图像。

[0155] 如上所述, 当执行空间复合时, 探头 12A 执行用于三个图像的三种超声波发送和接收, 即, 用于图像 A 的发送和接收、用于图像 B 的发送和接收以及用于图像 C 的发送和接收。

[0156] 当执行空间复合时, 图像合并单元 80 相应地将通过用于图像 A 的发送和接收得到的超声波图像 A、通过用于图像 B 的发送和接收得到的超声波图像 B 以及通过用于图像 C 的

发送和接收得到的超声波图像 C 进行合并,以产生合成超声波图像的图像信号。

[0157] 如果在本发明的超声波诊断装置 10A 中的空间复合时设置了 ROI,所要合并的超声波图像中的至少一个是具有 ROI 深度的图像。

[0158] 例如,所示意的示例执行包括超声波图像 A(主要图像)以及超声波图像 B 和 C 在内的三个图像的空间复合。在空间复合时设置了 ROI 的情况下,如上所述,探头 12A 执行直至常规深度的用于图像 A 的发送和接收,并在用于图像 B 和图像 C 的发送和接收中,根据 ROI 改变超声回波的接收信号处理的深度,所述图像 A 对应于主要图像,所述图像 B 和 C 对应于要与主要图像合并的超声波图像。图像合并单元 80 相应地将作为主要图像的超声波图像 A 与作为具有 ROI 深度的图像的超声波图像 B_i 和 C_i 进行合并,所述主要图像的超声波图像 A 是通过用于图像 A 的发送和接收得到的。

[0159] 显示控制器 62 根据图像产生单元 58 所产生的图像信号,使监视器 64 显示超声波图像。

[0160] 监视器 64 包括显示设备(如 LCD),并且在显示控制器 62 的控制下显示超声波图像。

[0161] 以下描述图 1 所示的超声波诊断装置 10A 的操作。

[0162] 在超声波诊断装置 10A 中,在诊断期间,从诊断装置本体 14A 的操作单元 72A 输入的各种信息首先从诊断装置本体 14A 的无线通信单元 52(天线 50)发送至探头 12A 的无线通信单元 26(天线 28),然后被供应给探头控制器 38。接着,根据从探头 12A 的发送驱动器 30 施加的驱动电压,从换能器 18 发送超声波。

[0163] 从已接收到超声回波的换能器 18 输出的接收信号被供应至对应的单个信号处理器 20a,以产生采样数据,所述超声回波是超声波在对象上反射所产生的。

[0164] 该实施例涉及以下情形:使用操作单元 72A 发出空间复合指令,并且将如图 3 所示的从深度 L3 的较深端到深度 L2 的较深端的深度设置为 ROI。

[0165] 在探头 12A 中,ROI 设置信息从探头控制器 38 发送至接收控制器 34A 和发送控制器 32。

[0166] 在探头 12A 中,当接收到这种信息时,发送控制器 32 控制对压电单元 16(换能器 18)的驱动,以执行用于图像 A、B 和 C 的发送和接收。此外,接收控制器 34A 根据所设置的 ROI 控制信号处理器 20(单个信号处理器 20a)的操作,以处理直至深度 L1 的图像 A 的接收信号(如图 3B 所示),并处理仅仅 ROI 深度以内的图像 B 和 C 的接收信号,所述 ROI 深度从深度 L3 的较深端到深度 L2 的较深端(如图 3C 所示)。

[0167] 优选地,发送控制器 32 控制对换能器 18 的驱动,接收控制器 34A 控制单个信号处理器 20a 的操作,使得 ROI 超声波图像的、超声波图像和主要图像彼此不相重叠的区域不受到超声波扫描(如图 4B 所示)。

[0168] 单个信号处理器 20a 所产生的采样数据被发送至并/串转换器 24,在并/串转换器 24 中,将采样数据转换为串行数据。接着,将串行数据从无线通信单元 26(天线 28)无线地发送至诊断装置本体 14A。

[0169] 向无线通信单元 52 发送诊断装置本体 14A 的天线 50 所接收的采样数据。接着,采样数据从无线通信单元 52 发送至串/并转换器 54,并被转换为并行数据。将被转换为并行形式的采样数据存储于数据存储单元 56 中。

[0170] 此外,从数据存储单元 56 读出每个图像的采样数据,以在图像产生单元 58 中产生超声波图像的图像信号。显示控制器 62 基于图像信号,使监视器 64 显示超声波图像。

[0171] 当执行空间复合时,图像产生单元 58 的图像合并单元 80 合并超声波图像。

[0172] 更具体地,如上所述,当执行空间复合时,图像合并单元 80 将通过用于图像 A 的发送和接收得到的超声波图像 A(主要图像)、通过用于图像 B 的发送和接收得到的超声波图像 B 以及通过用于图像 C 的发送和接收得到的超声波图像 C 进行合并,并将图像信号输出至显示控制器 62。

[0173] 由于在该实施例中设置了 ROI,图像合并单元 80 将作为主要图像的超声波图像 A 与 ROI 超声波图像 Bi (Bi-s) 和 Ci (Ci-s) 合并,以产生合成超声波图像,并将图像信号输出至显示控制器 62。

[0174] 图 5 是示出了根据本发明第二方面的超声波诊断装置的实施例的示意框图。

[0175] 图 5 中所示的超声波诊断装置 10B 的许多组件与图 1 中所示的本发明第一方面的超声波诊断装置 10A 相同。因此,用相同的附图标记表示相似的组件,并且以下内容主要关注不同的特征。

[0176] 与在上述超声波诊断装置 10A 中一样,图 5 中所示的超声波诊断装置 10B 包括超声波探头 12B(以下称为“探头 12B”)和诊断装置本体 14B。与在以上实施例中一样,超声波探头 12B 以无线通信方式连接至诊断装置本体 14B。

[0177] 此外,超声波诊断装置 10B 包括声学耦合器 15,声学耦合器 15 可拆卸地安装在探头 12B 的超声波发送和接收表面上。

[0178] 声学耦合器 15 用于使超声波(超声波束)在对象的皮肤表面附近聚焦。声学耦合器 15 由声学阻抗接近于活体(对象)声学阻抗的材料制成,并可拆卸地安装在探头 12B 的表面上。

[0179] 在本发明的实现中,声学耦合器 15 属于用于超声波诊断装置的已知类型。用于本发明的超声波诊断装置 10B 的声学耦合器 15 不限于一种类型,而可以将厚度和形状不同的多种耦合器用于声学耦合器 15。

[0180] 与在探头 12A 中一样,探头 12B 向对象发送超声波,接收超声波在对象上反射所产生的超声回波,并根据接收到的超声回波输出超声波图像的接收信号。

[0181] 不存在对探头 12B 类型的限制,并且可以使用各种已知探头。

[0182] 与在探头 12A 中一样,探头 12B 还包括:压电单元 16、信号处理器 20、并/串转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发送驱动器 30、发送控制器 32、接收控制器 34B、通信控制器 36 和探头控制器 38。

[0183] 探头 12B 还包括:供应电能以驱动每个组件的内置电池(未示出)。

[0184] 压电单元 16、信号处理器 20、并/串转换器 24、无线通信单元 26、天线 28、发送驱动器 30、发送控制器 32、通信控制器 36 和探头控制器 38 与探头 12A 的基本相同。

[0185] 更具体地,压电单元 16 是发送和接收超声波的换能器 18 的一维或二维阵列。

[0186] 发送驱动器 30 向换能器 18 供应驱动电压,使得换能器发送超声波以形成超声波束。

[0187] 换能器 18 将超声回波的接收信号输出至信号处理器 20 的单个信号处理器 20a。单个信号处理器 20a 对接收信号进行处理以产生采样数据,并将所产生的采样数据供应至

并 / 串转换器 24。并 / 串转换器 24 将并行采样数据转换为串行采样数据。

[0188] 超声波诊断装置 10B 还具有空间复合功能,其中,将沿相互不同的方向进行超声波发送和接收所获得的超声波图像进行合并,以产生合成超声波图像。

[0189] 与在以上实施例中一样,当执行空间复合时,超声波诊断装置 10B 也合并三个超声波图像。因此,发送控制器 32 和接收控制器 34B 分别控制发送驱动器 30 和单个信号处理器 20a 的驱动,使得沿相互不同的发送和接收方向来执行三种超声波发送和接收。

[0190] 在要执行空间复合时声学耦合器 15 被安装上探头 12B 的情况下,接收控制器 34B 在至少一个要在空间复合中进行合并的超声波图像中,调整要在信号处理器 20 处理的接收信号的深度。

[0191] 此外,在超声波诊断装置 10B 中设置附近模式,在附近模式下,空间复合对接近于对象皮肤表面的预定深度区域中的图像进行合并。同样,在指示附近模式的情况下,在至少一个要通过空间复合进行合并的超声波图像中,调整要在信号处理器 20 中处理的接收信号的深度。

[0192] 稍后将对此进行详细描述。

[0193] 无线通信单元 26 由串行采样数据产生发送信号,并经由天线 28 将串行采样数据发送至诊断装置本体 14B。

[0194] 无线通信单元 26 从诊断装置本体 14B 接收各种控制信号(例如,关于将于稍后描述的声学耦合器的安装),并将接收到的控制信号输出至通信控制器 36。

[0195] 通信控制器 36 控制无线通信单元 26。通信控制器 36 将无线通信单元 26 所接收的各种控制信号输出至探头控制器 38。

[0196] 探头控制器 38 根据从诊断装置本体 14B 发送的各种控制信号,控制探头 12B 的各种组件。

[0197] 如上所述,本发明的超声波诊断装置 10B 具有通过空间复合产生图像(合成超声波图像)的功能。

[0198] 与在图 1 所示的超声波诊断装置 10A 中一样,在空间复合时,如图 2 示意性示出的那样,超声波诊断装置 10B 也沿相互不同的方向执行例如三种超声波发送和接收。更具体地,当选择了空间复合时,探头 12B 执行三种超声波发送和接收,包括:“用于图像 A 的发送和接收”,作为用于获得主要图像的发送和接收;沿相对于用于图像 A 的发送和接收方向倾斜角度 θ 的方向的“用于图像 B 的发送和接收”;以及沿相对于用于图像 A 的发送和接收方向倾斜角度 $-\theta$ 的方向的“用于图像 C 的发送和接收”。

[0199] 同样,在该实施例中,当执行空间复合时,探头 12B 不改变帧率地重复执行构成帧单元的三种超声波发送和接收。

[0200] 当执行空间复合时,探头 12B 的发送控制器 32 和接收控制器 34B 分别控制发送驱动器 30 和单个信号处理器 20a 的驱动,使得重复执行三种超声波发送和接收。

[0201] 另一方面,当执行空间复合时,诊断装置本体 14B(更具体地,图像合并单元 80)将包括作为主要图像的超声波图像 A(实线)、超声波图像 B(虚线)和超声波图像 C(点划线)在内的三个超声波图像合并,以产生覆盖超声波图像 A 的区域的合成超声波图像,所述作为主要图像的超声波图像 A 是通过用于图像 A 的发送和接收而获得的,所述超声波图像 B 是通过用于图像 B 的发送和接收而获得的,所述超声波图像 C 是通过用于图像 C 的发送和

接收而获得的。

[0202] 因此,要通过空间复合来合并的超声波图像的数目(预定数目)是3。然而,在以上实施例中,预定数目也可以是2、4或更多。

[0203] 此外,与在以上实施例中一样,可以使用各种已知方法沿不同方向发送和接收超声波。

[0204] 如上所述,在超声波诊断装置10B中设置附近模式,在附近模式下,空间复合对接近于对象皮肤表面的预定深度区域(超声波发送和接收方向上的预定区域)中的图像进行合并。

[0205] 同样,在指示了附近模式的情况下,在至少一个要通过空间复合进行合并的超声波图像中,调整要在信号处理器20中处理的接收信号的深度。

[0206] 在所示意的实施例中,常规空间复合中的深度L1(例如5cm)被设置为如图6A中示意性示出的那样。因此,在常规空间复合中,超声波图像A至C都是具有深度L1的图像。

[0207] 相反,当在附近模式下执行空间复合时,执行直至深度L1的用于图像A的发送和接收,并执行直至深度L2(例如2cm)的用于图像B和C的发送和接收,所述图像A对应于主要图像。更具体地,在附近模式下通过空间复合将具有深度L1的超声波图像A与具有深度L2的超声波图像B_n和C_n进行合并,以产生合成超声波图像,在所述合成超声波图像中,在对象皮肤表面的深度L2的区域中合并图像。

[0208] 在超声波诊断装置10B中,根据超声波图像的深度,控制对用于处理接收信号的单个信号处理器20a(其AFE)的驱动。

[0209] 更具体地,在超声波诊断装置10B中,接收控制器34B根据要通过空间复合合并的超声波图像的深度,激活或去活(开启/关闭)对信号处理器20中单个信号处理器20a的驱动,以调整要在其中处理接收信号的深度区域,从而获得每个超声波图像,具有预定深度的图像。

[0210] 更具体地,在通过将于稍后描述的操作单元72B中的操作选择并指示了附近模式下的空间复合的情况下,针对用于图像A的发送和接收,如图6C示意性示出的,在激活对单个信号处理器20a的驱动的同时施加发送脉冲,并在经过与深度L1相对应的时段后去活对单个信号处理器20a的驱动,所述深度L1是与超声波图像A(即,主要图像)相对应的深度。

[0211] 另一方面,针对附近模式下用于图像B和C的发送和接收,如图6D示意性示出的,在激活对单个信号处理器20a的驱动的同时施加发送脉冲,并且在经过与附近模式下深度L2相对应的时段后的时刻去活对单个信号处理器20a的驱动,所述深度L2短于深度L1。

[0212] 因此,可以产生具有深度L1的超声波图像A以及具有深度L2的超声波图像B_n和C_n。

[0213] 如上所述,所示意的超声波诊断装置10B包括声学耦合器15,使超声波在对象的皮肤表面附近聚焦。

[0214] 在超声波诊断装置10B中,通过输入操作检测到声学耦合器15安装在探头12B上,所述输入操作是利用将于稍后描述的诊断装置本体14B的操作单元72B做出的。换言之,在所示意的实施例中,操作单元72B充当检测器(检测装置),用于检测声学耦合器15的安装。

[0215] 一旦在超声波诊断装置10B中检测到声学耦合器15的安装,探头12B就根据附近

模式自动执行超声波发送和接收,即,根据附近模式产生超声波图像。

[0216] 换言之,一旦超声波诊断装置 10B 检测到声学耦合器 15 的安装,探头 12B 就自动发送和接收超声波,使得仅可以在对象的皮肤表面附近执行空间复合。

[0217] 可选地,响应于检测到声学耦合器 15 的安装,探头 12B 可以简单地将至少一个超声波图像的超声波发送和接收深度增加声学耦合器 15 的厚度。可选地,响应于当指示附近模式时检测到声学耦合器 15 的安装,探头 12B 可以将至少一个超声波图像的超声波发送和接收深度增加声学耦合器 15 的厚度。此外,可以提供这些操作模式,使得可以选择其中之一。

[0218] 例如,同样在安装了声学耦合器 15 的情况下,与如图 6B 示意性示出的以上实施例类似,执行直至深度 L1 的用于图像 A(超声波图像 A) 的发送和接收。

[0219] 相反,一旦安装了声学耦合器 15,执行直至深度 L3 的用于图像 B 和 C 的发送和接收,所述深度 L3 是通过将深度 t(例如 1cm) 与深度 L2 相加而获得的,所述深度 t 与声学耦合器 15 的厚度(在深度方向上或超声波发送和接收方向上的尺寸)相对应。换言之,在该情况下,如图 6B 所示,将具有深度 L1 的超声波图像 A 与具有深度 L3 的超声波图像 Bc 和 Cc 合并,所述超声波图像 A 是主要图像,所述深度 L3 是通过将深度 t 与附近模式下的深度 L2 相加而获得的,所述深度 t 与声学耦合器 15 的厚度相对应。

[0220] 因此,与在以上实施例中一样,针对用于图像 A 的发送和接收,在激活对单个信号处理器 20a 的驱动的同时施加发送脉冲,并在经过与深度 L1 相对应的时段后的时刻去活对单个信号处理器 20a 的驱动。

[0221] 另一方面,针对用于图像 B 和 C 的发送和接收,如图 6E 示意性示出的,在激活对单个信号处理器 20a 的驱动的同时施加发送脉冲,并且在经过与深度 L3 相对应的时段后的时刻去活对单个信号处理器 20a 的驱动,所述深度 L3 比深度 L2 长深度 t。

[0222] 因此,可以产生具有深度 L1 的超声波图像 A 以及具有深度 L3 的超声波图像 Bc 和 Cc。

[0223] 安装声学耦合器 15 来进行超声波诊断的情况即以下情况:对象皮肤表面附近的超声波图像是必要的,而深层区域中的超声波图像不是必要的。

[0224] 相反,根据本发明,一旦安装了声学耦合器 15,在至少一个要通过空间复合合并的超声波图像中,深度被减小为预定值或更小。因此,本发明能够高效地获得有效的超声波图像,而无需进行无用的信号处理和声线产生。

[0225] 在本发明中,优选地,设置与在附近模式下一样的、对象皮肤表面附近的空间复合操作。在本发明的实现中,可以在附近模式下产生具有考虑到声学耦合器厚度而设置的深度的超声波图像,从而产生在对象的皮肤表面附近具有足够深度的合成超声波图像。

[0226] 此外,控制对用于处理从换能器 18 输出的接收信号的单个信号处理器 20a 的驱动,以调整超声波图像的深度。因此,消除了无用的接收信号处理,实现了高效的信号处理,同时控制了对 AFE 的无用驱动,并抑制了单个信号处理器 20a 的发热。

[0227] 在安装了声学耦合器 15 的空间复合中,在安装了声学耦合器 15 的深度区域中,对接收信号的处理是无用的。换言之,在本发明的超声波诊断装置 10B 中,不必在与声学耦合器 15 相对应的深度 t 的区域中通过用于图像 B 和 C 的发送和接收产生超声波图像。

[0228] 相应地,如图 7A 示意性示出的,可以将作为主要图像的超声波图像 A 用作具有深

度 L1 的图像,将通过用于图像 B 和 C 的发送和接收获得的图像用作从深度 t 的较深端到深度 L2 的较深端的区域中的超声波图像 Bcx 和 Ccx,所述区域是通过将探头 12B 侧的深度 t 的区域从深度 L3 的区域中移除而获得的。

[0229] 因此,针对用于图像 A 的发送和接收,与在以上实施例中一样,在图 6C 所示的时刻驱动单个信号处理器 20a。

[0230] 另一方面,针对用于图像 B 和 C 的发送和接收,如图 7C 所示,即使当施加发送脉冲时也不激活对单个信号处理器 20a 的驱动,并且在经过与深度 t 相对应的时段后的时刻激活对单个信号处理器 20a 的驱动,所述深度 t 与声学耦合器 15 的厚度相对应。接着,在经过与深度 L3 相对应的时段后的时刻去活对单个信号处理器 20a 的驱动。

[0231] 因此,可以进一步消除无用的信号处理,以更高效地在对象皮肤表面附近执行空间复合。此外,能够进一步抑制信号处理器 20 的生热。

[0232] 如图 7B 所示,在超声波图像 Bcx 和 Ccx 中,出现了超声波图像 Bcx 和 Ccx 与作为图像的超声波图像 A 彼此不相重叠的区域,所述超声波图像 Bcx 和 Ccx 在与声学耦合器 15 的厚度相对应的深度 t 的区域中没有图像。

[0233] 换言之,超声波图像 Bcx 和 Ccx 与作为主要图像的超声波图像 A 在图 7B 中斜线所示的区域中彼此不相重叠,就与深度方向正交的方向上的距离而言,所述区域对应于“ $t \times \tan \theta$ ”。因此,在这些区域发送和接收超声波是无用的。

[0234] 因此,与超声波诊断装置 10A 类似,优选地,本发明的超声波诊断装置 10B 在要与主要图像合并的超声波图像的、主要图像和超声波图像彼此不相重叠的区域中,不执行超声波发送和接收。可选地,在要与主要图像合并的超声波图像的、主要图像与超声波图像彼此不相重叠的区域中,与以上实施例中一样,可以减少声线数目和 / 或可用通道的数目。

[0235] 例如,在图 7A 和 7B 所示的示例中,针对用于图像 B 和 C 的发送和接收,在图 7B 中的斜线所示的阴影区域中不执行超声波扫描,以获得不包括阴影区域的超声波图像 Bcx-s 和 Ccx-s。

[0236] 因此,当在安装了声学耦合器 15 的情况下执行空间复合时,能够减少要与主要图像合并的超声波图像的声线的总数,以消除无用的超声波发送和接收,并高效地处理接收信号,同时更有利地进一步抑制单个信号处理器 20a 的发热。

[0237] 同样,在主要图像中,与声学耦合器 15 相对应的深度 t 的区域是无用的。

[0238] 因此,在本发明的超声波诊断装置 10B 中,即使在用于作为主要图像的图像 A 的发送和接收中,单个信号处理器 20a 也可以不处理深度 t 的区域中的接收信号。换言之,可以将如图 8 中所示的超声波图像 Ax 用作主要图像,所述超声波图像 Ax 在与声学耦合器 15 相对应的深度 t 的区域中不具有图像。

[0239] 该方法消除了无用的信号处理,使得能够通过空间复合更高效地产生超声波图像,同时抑制信号处理器 20 的发热。

[0240] 所示意的探头 12B 包括:单个信号处理器 20a,分别具有用于处理从换能器 18 输出的接收信号(电信号)的 AFE。如上所述,集成电路(包括 AFE)通过信号处理生热。生热使处理不稳定,使所获得的超声波图像的质量恶化。

[0241] 因此,与图 1 中所示的探头 12A 类似,探头 12B 也还可以在其内部包括温度传感器,使得能够根据温度测量结果来调整超声波发送和接收中声线的数目和 / 或可用通道的

数目,以将要与主要图像合并的超声波图像的质量调整为例如上述常规、中等或低等。

[0242] 采用该方式,能够迅速抑制探头 12B 内的温度升高,同时最小化由于探头 12B 引起的图像质量恶化。

[0243] 同样,在本发明的超声波诊断装置 10B 中,当执行空间复合时,能够以各种顺序中的任一顺序来发送和接收超声波。

[0244] 换言之,与超声波诊断装置 10A 类似,同样,在超声波诊断装置 10B 中,连续两帧之一中的最末超声波图像与后续帧的第一超声波图像中的发送和接收方向可以是相同的。该发送和接收顺序使得能够沿相同方向继续进行发送和接收,从而有助于控制发送驱动器 30 和单个信号处理器 20a。

[0245] 如上所述,以无线通信方式向诊断装置本体 14B 供应从探头 12B 输出的接收信号。

[0246] 与图 1 所示的诊断装置本体 10A 类似,诊断装置本体 14B 包括:天线 50、无线通信单元 52、串/并转换器 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 72B。

[0247] 与在以上实施例中一样,诊断装置本体 14B 包括:供应电能以驱动每个组件的内置供电单元(未示出)。

[0248] 天线 50、无线通信单元 52、串/并转换器 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 基本与诊断装置本体 10A 的基本相同。

[0249] 更具体地,无线通信单元 52 经由天线 50 与探头 12B 执行无线通信,以向探头 12B 发送控制信号,并接收从探头 12B 发送的信号。无线通信单元 52 对接收到的信号进行解调,并将它们作为串行采样数据输出至串/并转换器 54。

[0250] 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 做出的设置,发送各种控制信号。

[0251] 串/并转换器 54 将串行采样数据转换为并行采样数据。数据存储单元 56 存储至少一帧的由串/并转换器 54 转换的采样数据。

[0252] 图像产生单元 58(相位调整求和单元 76、图像处理单元 78 和图像合并单元 80)对从数据存储单元 56 读出的每个图像的采样数据执行接收定焦,以产生表示超声波图像的图像信号。

[0253] 如上所述,当在超声波诊断装置 10B 中执行空间复合时,探头 12B 执行例如用于三个图像的超声波发送和接收,即,用于图像 A、B 和 C 的超声波发送和接收。

[0254] 当执行空间复合时,图像产生单元 58 的图像合并单元 80 相应地将通过用于图像 A 的发送和接收得到的超声波图像 A、通过用于图像 B 的发送和接收得到的超声波图像 B 以及通过用于图像 C 的发送和接收得到的超声波图像 C 进行合并,以产生合成超声波图像的图像信号。

[0255] 当在本发明的超声波诊断装置 10B 中执行空间复合时,一旦声学耦合器 15 安装在探头 12B 上,就调整(增加)至少一个所要合并的超声波图像的深度。

[0256] 在所示意的实施例中,执行 3 个图像的空间复合。可选地,当安装了声学耦合器 15 时,探头 12B 执行至常规深度 L1 的用于图像 A 的发送和接收,并将用于图像 B 和 C 的发送和接收的深度改变为深度 L3,所述图像 A 与主要图像相对应,所述图像 B 和 C 与要与主要图

像合并的超声波图像相对应。可选地,可以将超声波图像 Ax 用作主要图像,所述超声波图像 Ax 不具有与声学耦合器 15 相对应的深度 t 的区域。

[0257] 图像合并单元 80 相应地将超声波图像 A(Ax) 与超声波图像 Bc(Bcx、Bcx-s) 和 Cc(Ccx、Ccx-s) 进行合并,所述超声波图像 A(Ax) 作为主要图像,所述超声波图像 Bc(Bcx、Bcx-s) 和 Cc(Ccx、Ccx-s) 作为对象皮肤表面附近的超声波图像。

[0258] 显示控制器 62 根据图像产生单元 58 所产生的图像信号使监视器 64 显示超声波图像。

[0259] 在显示控制器 62 的控制下,监视器 64 显示超声波图像。装置本体控制器 70 控制诊断装置本体 14B 中的组件。装置本体控制器 70 连接至操作单元 72B,以执行各种输入操作,包括:关于是否要执行空间复合。

[0260] 如上所述,例如,在图 5 所示的超声波诊断装置 10B 的操作单元 72B 中设置用于向探头 12B 通知安装了声学耦合器 15 的装置。在超声波诊断装置 10B 中,通过操作单元 72B 中的操作检测到声学耦合器 15 的安装,并向探头 12B 通知所述检测。

[0261] 在超声波诊断装置 10B 中,对通知声学耦合器 15 的安装的输入方法不存在限制,并且以使用 GUI(图形用户界面)的方法和涉及提供专用开关来输入并通知声学耦合器 15 的安装的方法为例,可以使用用于各种诊断装置中的各种输入信息和指令的方法,来设置 ROI。

[0262] 在提供了厚度(即,在超声波发送和接收方向上的尺寸)不同的多种声学耦合器 15 的情况下,可以输入所使用的声学耦合器 15 的类型,使得能够检测其厚度(即,深度 t)。取代声学耦合器 15 的类型,可以输入所使用的声学耦合器 15 的厚度。

[0263] 检测声学耦合器 15 的安装的方法不限于向操作单元 72B 输入,而可以使用各种方法。

[0264] 例如,可以向探头 12B 提供用于检测声学耦合器 15 的装置,使得能够通过该检测装置来检测声学耦合器 15 安装在探头 12B 上。该检测方法不受特殊限制,而以使用根据是否安装了声学耦合器 15 而开启或关闭的开关的方法、磁方法、光学检测方法为例,可以使用各种已知的元件检测方法。

[0265] 此外,可以使用超声波来检测声学耦合器 15 的安装。例如,执行来自换能器 18 和换能器 18 中的超声波发送和接收,并且基于从开始发送到接收到反射波的时段来确定是否安装了声学耦合器 15。

[0266] 可以将诊断装置本体 14B 中提供的检测装置(如操作单元 72B)与在探头 12B 中提供的检测装置结合使用。

[0267] 在本发明的超声波诊断装置 10B 中,可以通过输入操作指示空间复合的执行和声学耦合器 15 的安装。

[0268] 可选地,即使不存在空间复合的输入指令,也可以在检测到声学耦合器 15 安装在探头 12B 上的时刻,自动执行涉及产生具有深度 L3 的超声波图像并将其与具有深度 L1 的主要图像合并的空间复合。

[0269] 以下描述图 5 所示的超声波诊断装置 10B 的操作。

[0270] 与超声波诊断装置 10A 类似,同样,在超声波诊断装置 10B 中,在诊断期间,输入至操作单元 72B 的各种信息首先通过无线通信方式发送至探头 12B,然后被供应给探头控制

器 38。

[0271] 接着,根据从探头 12B 的发送驱动器 30 施加的驱动电压,从换能器 18 发送超声波。

[0272] 从已接收到超声回波的换能器 18 输出的接收信号被供应至对应的单个信号处理器 20a,以产生采样数据,所述超声回波是超声波在对象上反射所产生的。

[0273] 该实施例涉及以下情形:声学耦合器 15 安装在探头 12B 上,使用操作单元 72B 发送空间复合指令,并且做出输入操作以通知声学耦合器 15 的安装。

[0274] 与是否要执行空间复合的信息和与是否安装了声学耦合器 15 的信息被发送至探头 12B,并进一步从探头控制器 38 发送至接收控制器 34B 和发送控制器 32。

[0275] 在接收到这种信息时,探头 12B 的发送控制器 32 控制对压电单元 16(换能器 18)的驱动,以执行用于图像 A、B 和 C 的发送和接收。此外,接收控制器 34B 根据声学耦合器 15 的安装,控制信号处理器 20(单个信号处理器 20a)的操作,以处理直至深度 L1 的图像 A 的接收信号(如图 6C 所示),并处理直至 L3 的图像 B 和 C 的接收信号(如图 6E 所示)。如上所述,可以从深度 t 的较深端到深度 L1 的较深端,处理图像 A 的接收信号,并且可以从深度 t 的较深端到深度 L3 的较深端,处理图像 B 和 C 的接收信号。

[0276] 优选地,发送控制器 32 对换能器 18 的驱动,接收控制器 34B 控制单个信号处理器 20a 的操作,使得 ROI 超声波图像的、超声波图像和主要图像彼此不相重叠的区域不受到超声波扫描(如图 7B 所示)。

[0277] 单个信号处理器 20a 所产生的采样数据被发送至并/串转换器 24,在并/串转换器 24 中,将采样数据转换为串行数据。接着,将串行数据从无线通信单元 26(天线 28)无线地发送至诊断装置本体 14B。

[0278] 在串/并转换器 54 中,将诊断装置本体 14B 的无线通信单元 52 所接收的采样数据转换为并行数据,并将其存储在数据存储单元 56 中。

[0279] 此外,从数据存储单元 56 读出每个图像的采样数据,以在图像产生单元 58 中产生超声波图像的图像信号。显示控制器 62 基于图像信号,使监视器 64 显示超声波图像。

[0280] 当执行空间复合时,图像产生单元 58 的图像合并单元 80 合并超声波图像。

[0281] 更具体地,当执行空间复合时,图像合并单元 80 将通过用于图像 A 的发送和接收得到的超声波图像 A(主要图像)、通过用于图像 B 的发送和接收得到的超声波图像 B 以及通过用于图像 C 的发送和接收得到的超声波图像 C 进行合并,并将图像信号输出至显示控制器 62。

[0282] 由于在该实施例中安装了声学耦合器 15,图像合并单元 80 将作为主要图像的超声波图像 A(Ax)与对象皮肤表面附近的超声波图像 Bc(Bcx、Bcx-s)和 Cc(Ccx、Ccx-s)进行合并,并将图像信号输出至显示控制器 62。

[0283] 在以上实施例中,图 1 所示的超声波诊断装置 10A 具有根据所设置的 ROI 进行空间复合的功能,图 5 所示的超声波诊断装置 10B 具有根据声学耦合器的安装进行空间复合的功能以及根据附近模式进行空间复合的功能。

[0284] 然而,本发明的超声波诊断装置不限于这些配置。更具体地,本发明的超声波诊断装置可以包括:根据所设置的 ROI 进行空间复合的功能以及根据声学耦合器的安装进行空间复合的功能。此外,本发明的超声波诊断装置可以包括:根据所设置的 ROI 进行空间复合

的功能、根据声学耦合器的安装进行空间复合的功能以及根据附近模式进行空间复合的功能。

[0285] 虽然以上详细描述了本发明的超声波诊断装置,但不发明绝不限于以上实施例,可以在不脱离本发明的范围和精神的条件下做出各种改进和修改。

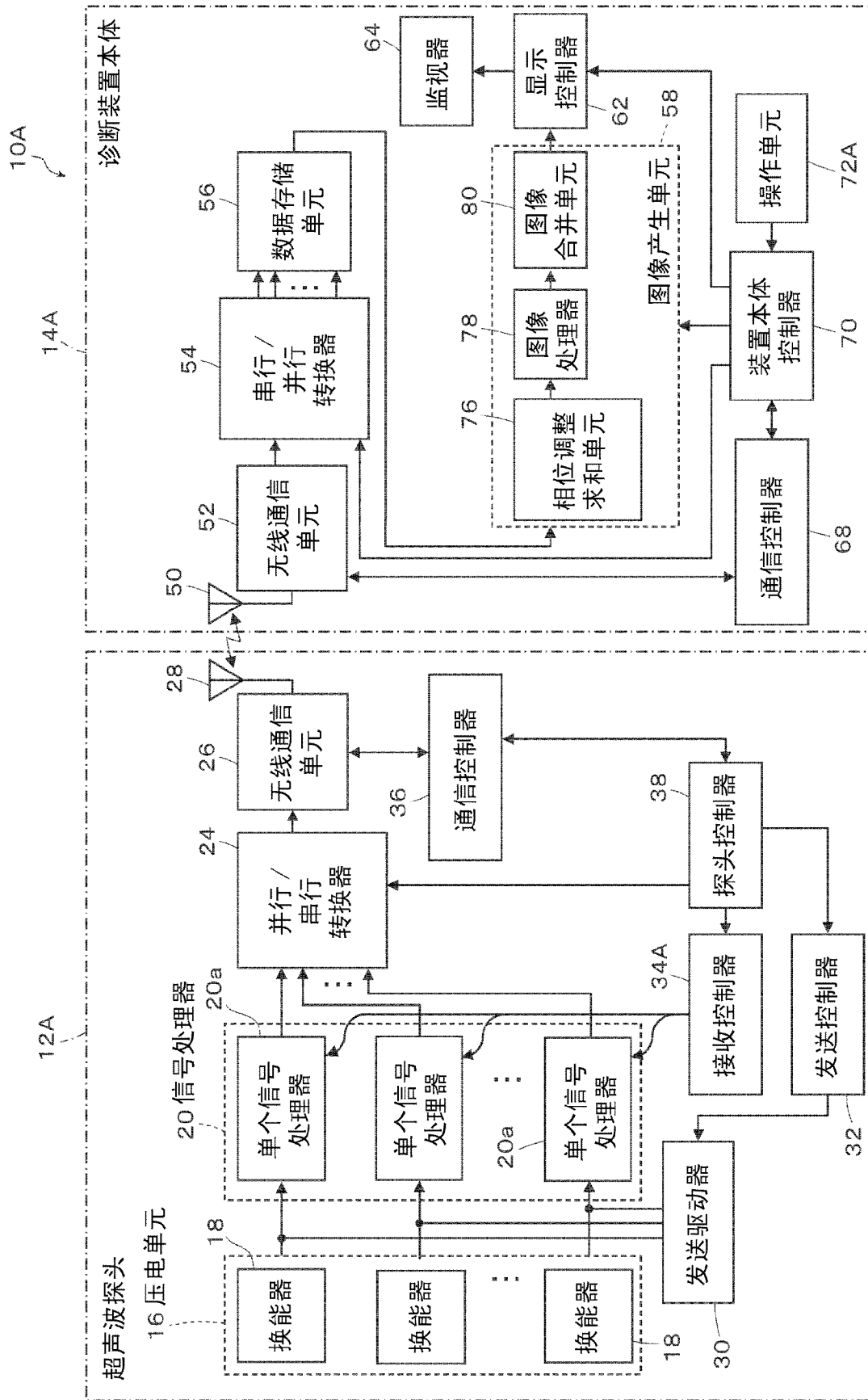


图 1

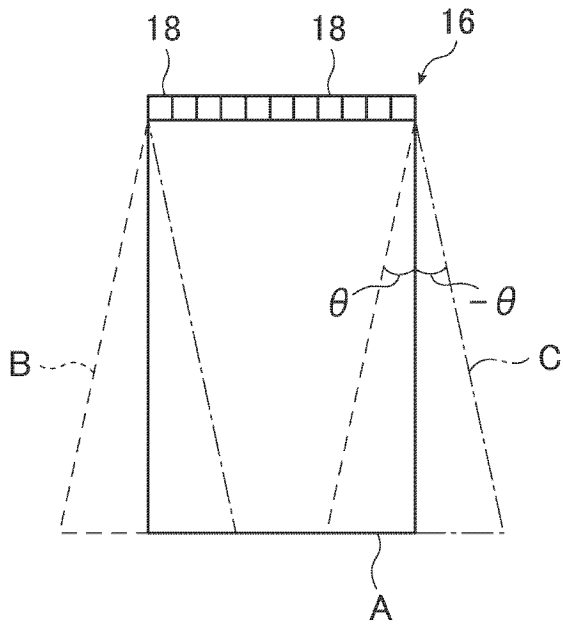


图 2

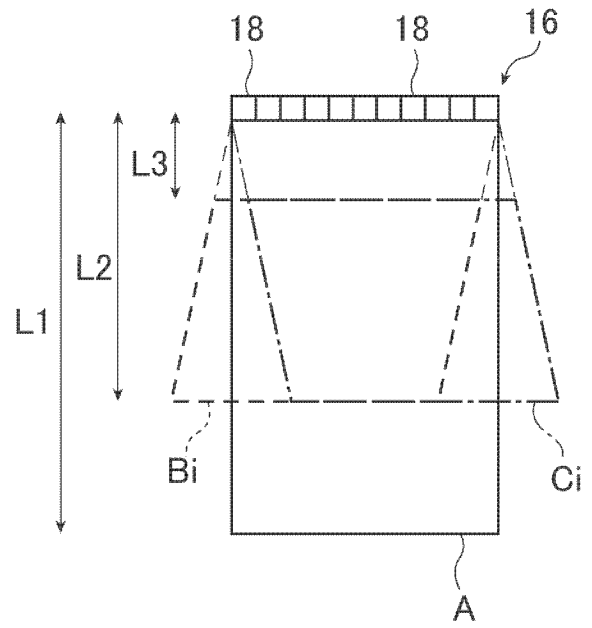


图 3A

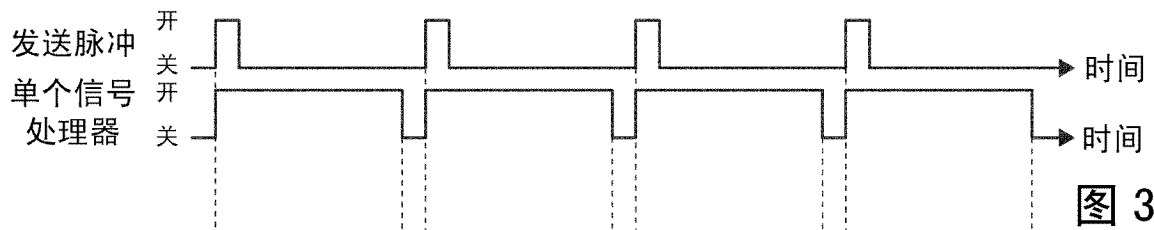


图 3B

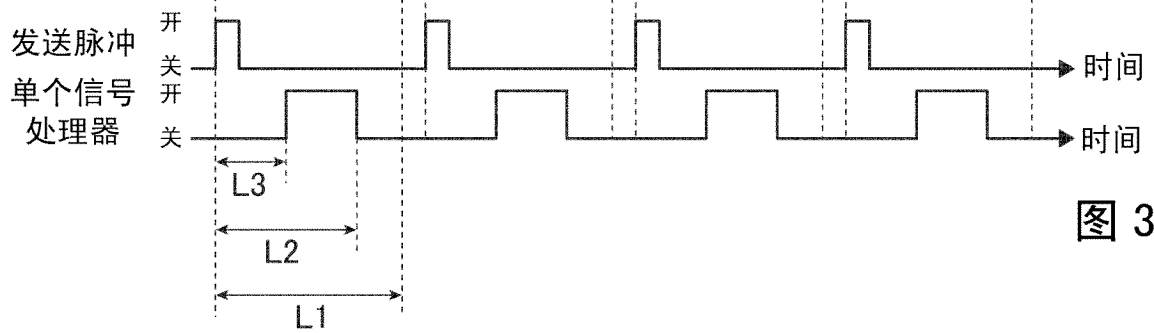


图 3C

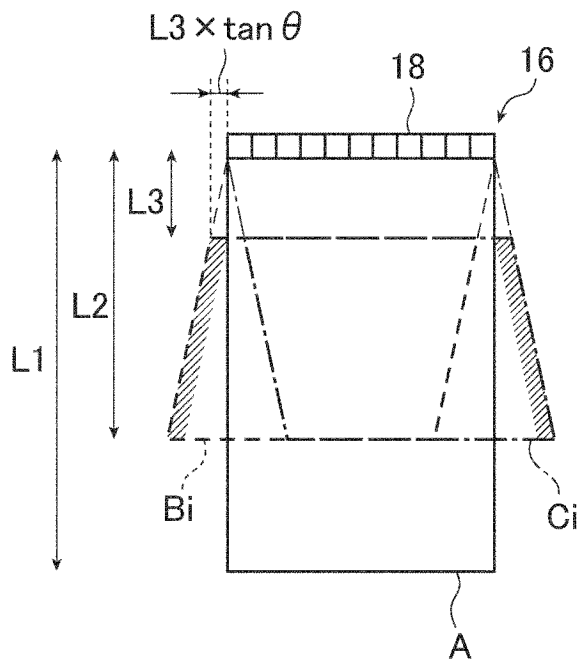


图 4A

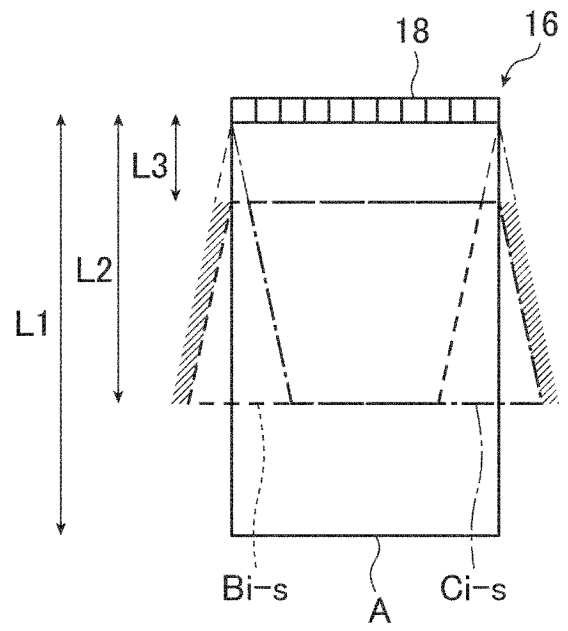


图 4B

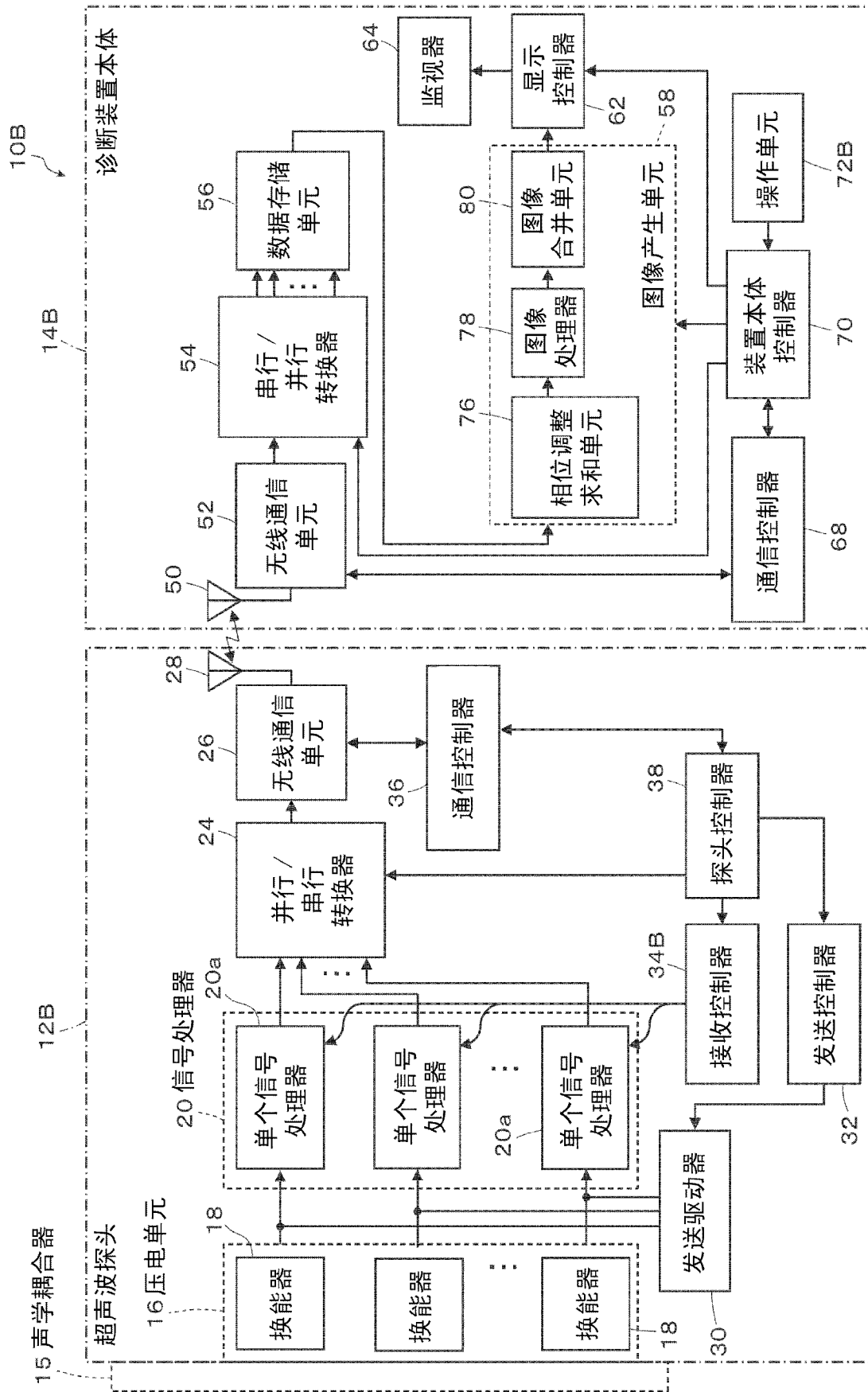


图 5

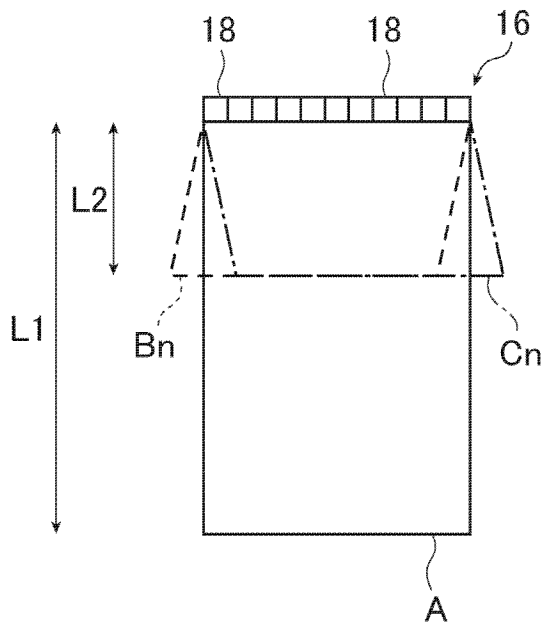


图 6A

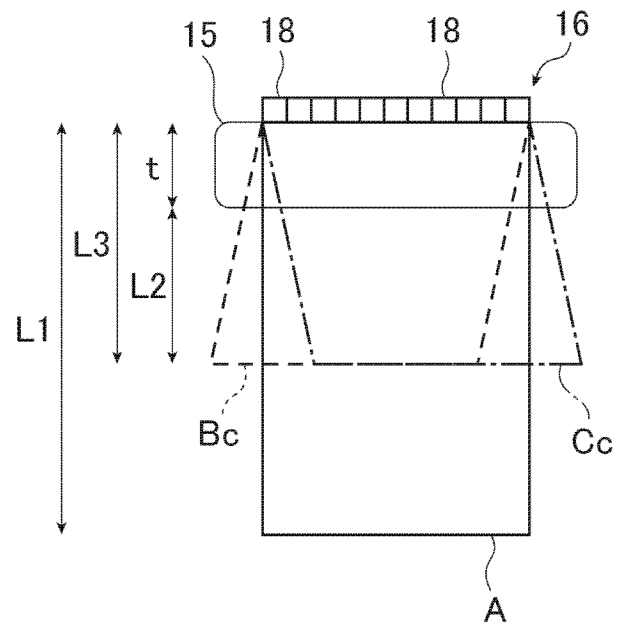


图 6B

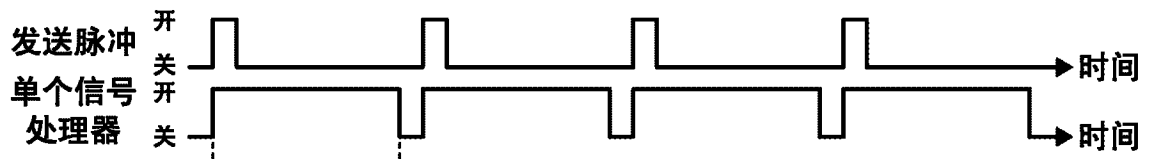


图 6C

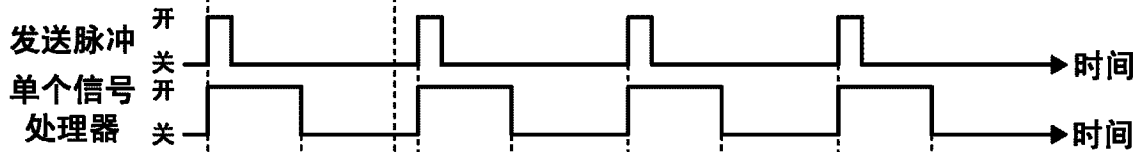


图 6D

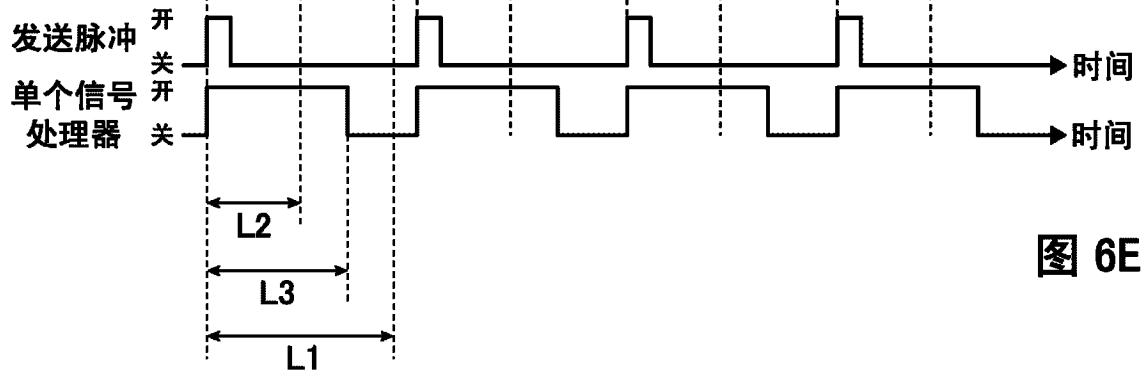


图 6E

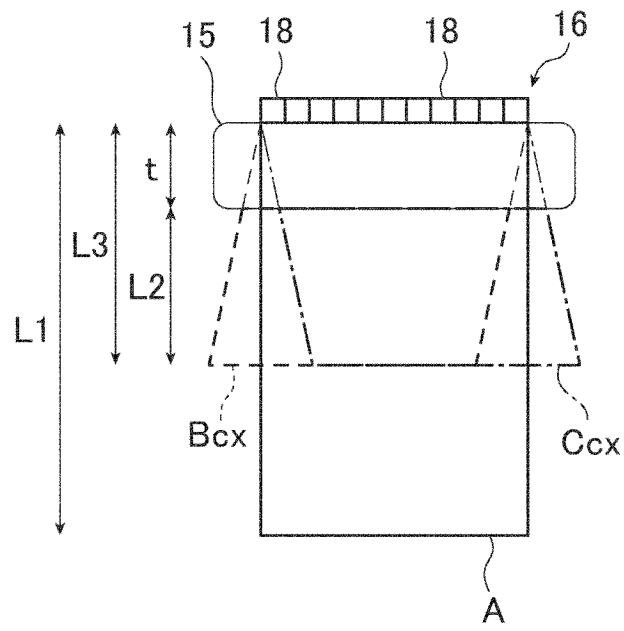


图 7A

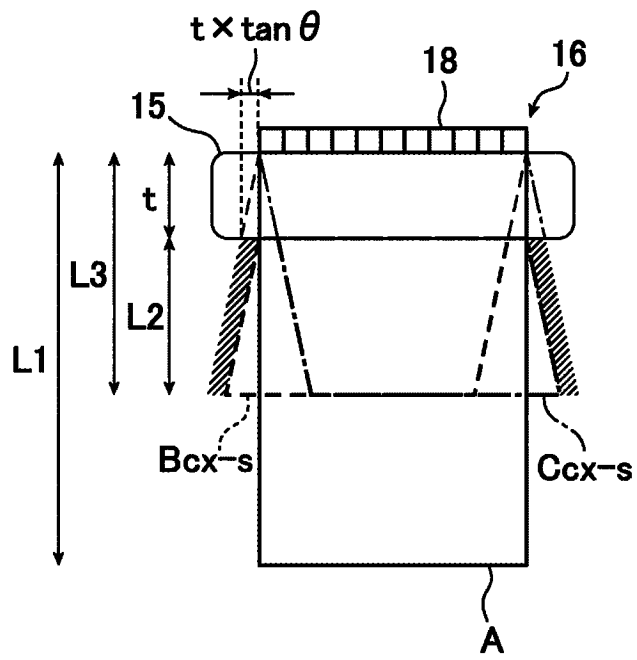


图 7B

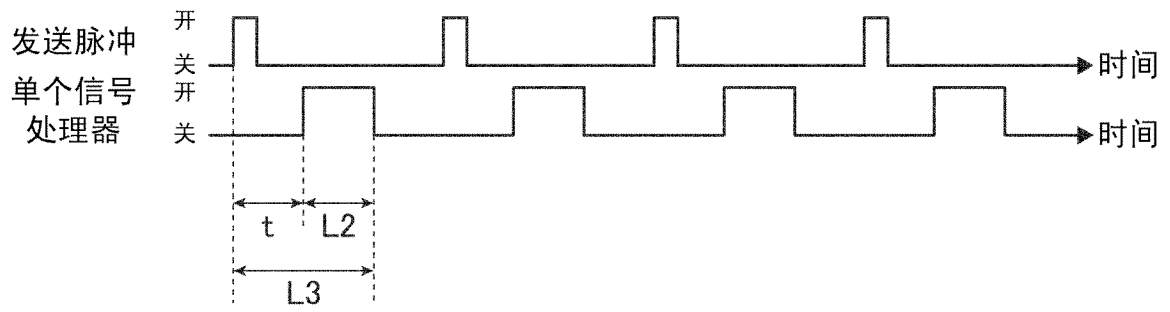


图 7C

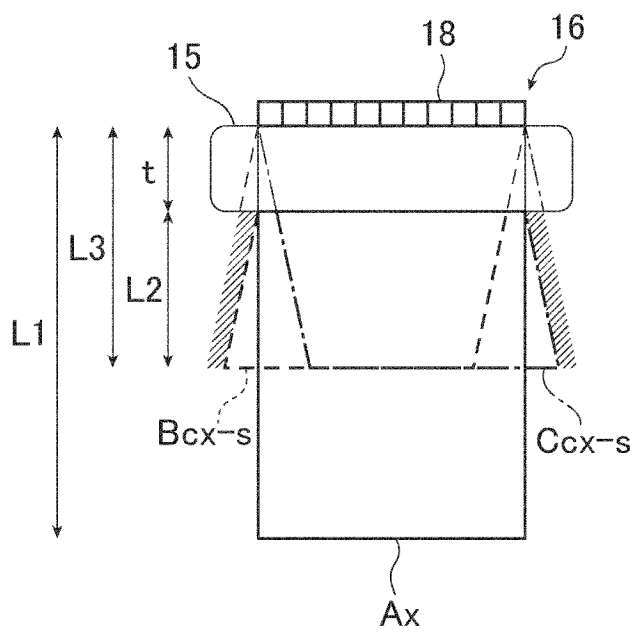


图 8

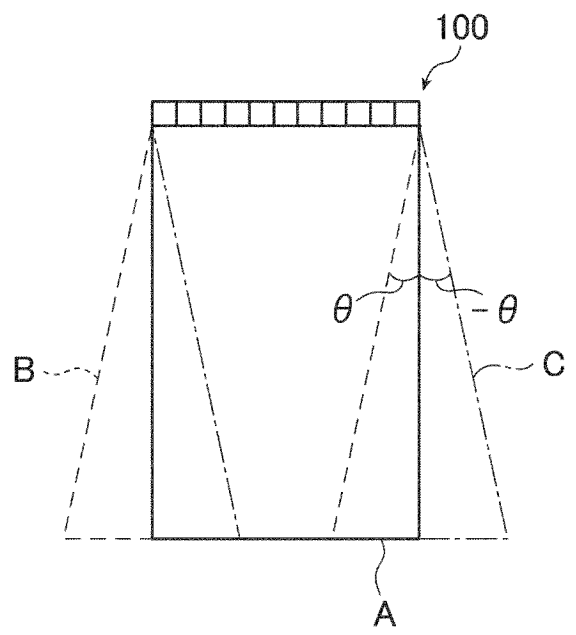


图 9

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN102670246A | 公开(公告)日 | 2012-09-19 |
| 申请号 | CN201210048268.3 | 申请日 | 2012-02-28 |
| [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 大岛雄二 | | |
| 发明人 | 田边刚 大岛雄二 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/4281 A61B8/56 A61B8/469 A61B8/5253 G01S7/52085 A61B8/4472 G01S15/8995 A61B8/546 | | |
| 代理人(译) | 杨静 | | |
| 优先权 | 2011067381 2011-03-25 JP 2011052537 2011-03-10 JP | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

提供了一种超声波诊断装置，包括：超声波探头，沿不同方向执行超声波发送和接收；以及诊断装置本体将发送和接收方向不同的图像进行合并，以产生超声波图像。根据所设置的关注区域(ROI)，将至少一个所要合并的超声波图像改变为深度与ROI相对应的图像。当安装了声学耦合器时，增加至少一个所要合并的超声波图像的深度。超声波诊断装置能够改进ROI的图像质量，并在安装了声学耦合器时获得高效的高清晰度的达到预定深度的超声波图像。

