



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102652678 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201210048195. 8

JP 特開 2011-24886 A, 2011. 02. 10,

(22) 申请日 2012. 02. 28

US 6048312 A, 2000. 04. 11,

(30) 优先权数据

审查员 薛艳华

2011-046725 2011. 03. 03 JP

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田代理香 宫地幸哉 胜山公人

(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)

(56) 对比文件

US 2002173719 A1, 2002. 11. 21,

US 6692439 B1, 2004. 02. 17,

US 2008/0139937 A1, 2008. 06. 12,

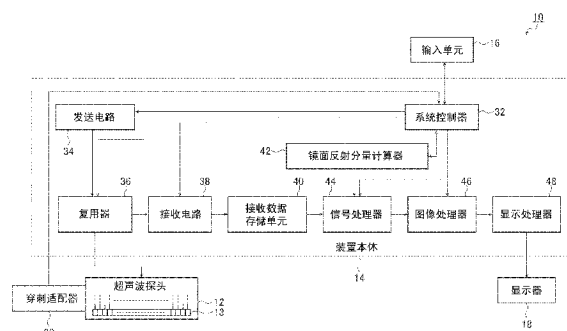
权利要求书2页 说明书15页 附图8页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

超声波诊断装置包括多个超声波换能器, 该多个超声波换能器执行对对象的包含穿刺针的目标部位的超声波发送和接收。发送和接收超声波的方法使用该超声波换能器。该装置和方法形成要从在超声波换能器上设置的发送开口发送的超声波束, 获取与穿刺针中的超声波束的镜面反射分量有关的信息; 基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息, 设置与在多个超声波换能器上设置的发送开口不同的第一接收开口, 以及处理多个超声波换能器使用第一接收开口接收到的超声回波信号。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

多个超声波换能器,执行对对象的包含穿刺针的目标部位的超声波发送和接收;

发送控制设备,用于形成要从在所述多个超声波换能器上设置的发送开口发送的超声波束;

获取设备,用于获取与穿刺针中的超声波束的镜面反射分量有关的信息;

接收控制设备,用于基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息,设置与在多个超声波换能器上设置的发送开口不同的接收开口;以及

接收信号处理设备,用于处理由多个超声波换能器使用所述接收开口接收到的超声回波信号,

其中,所述接收控制设备将接收来自所述穿刺针的超声波束的镜面反射分量的第一接收开口和接收来自对象组织的超声波束的点反射分量的第二接收开口设置为所述接收开口,所述第一接收开口不同于所述第二接收开口,以及

其中,所述接收信号处理设备根据所述发送开口的一次发送来合成通过所述第一接收开口接收的镜面反射分量的第一超声回波信号和通过所述第二接收开口接收的点反射分量的第二超声回波信号。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

其中,所述获取设备根据多个超声波换能器与穿刺针之间的位置关系,来获取与镜面反射分量有关的信息。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,

其中,所述获取设备根据插入对象中的穿刺针相对于多个超声波换能器的插入角度,来获取与镜面反射分量有关的信息。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,

其中,所述发送控制设备形成要被偏转的超声波束,以及

所述获取设备根据穿刺针的插入角度和超声波束的偏转角度,来获取与镜面反射分量有关的信息。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波诊断装置,

其中,所述接收信号处理设备执行第一加权处理,以增强所述镜面反射分量的第一超声回波信号。

6. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波诊断装置,

其中,所述接收信号处理设备还具有临时存储所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号的存储单元。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

其中,所述接收信号处理设备还具有临时存储所述第一超声回波信号和所述第二超声回波信号的存储单元,执行第二加权处理,以增强所述点反射分量的第二超声回波信号,以及将被这样执行了所述第二加权处理的所述第二超声回波信号与被执行了所述第一加权处理的所述镜面反射分量的第一超声回波信号进行合成。

8. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波诊断装置,

其中,所述接收控制设备设置第一接收开口,以包含位于与将穿刺针引入对象的插入位置相对于发送开口相对的一侧处的超声波换能器。

9. 一种超声波诊断装置,包括:

多个超声波换能器,执行对对象的包含穿刺针的目标部位的超声波发送和接收;

发送控制设备,用于形成要从在所述多个超声波换能器上设置的发送开口发送的超声波束;

获取设备,用于获取与穿刺针中的超声波束的镜面反射分量有关的信息;

接收控制设备,用于基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息,设置与在多个超声波换能器上设置的发送开口不同的接收开口;以及

接收信号处理设备,用于处理由多个超声波换能器使用所述接收开口接收到的超声回波信号,

其中,所述接收控制设备还将接收来自所述穿刺针的超声波束的镜面反射分量的第一接收开口和接收来自对象组织的超声波束的点反射分量的第二接收开口设置为所述接收开口,所述第一接收开口不同于所述第二接收开口;以及

所述接收信号处理设备根据发送开口的多次发送,来合成通过所述第一接收开口接收的镜面反射分量的第一超声回波信号和通过所述第二接收开口接收的点反射分量的第二超声回波信号。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

其中,所述接收控制设备设置在多个超声波换能器上不连续分隔的第一接收开口和第二接收开口;以及

在所述第一接收开口和所述第二接收开口之间存在至少一个不被用作接收开口的超声波换能器。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及使用具有多个超声波换能器的超声波探头来诊断对象（例如，人体）内部的超声波诊断装置；涉及发送和接收超声波的方法，该方法发送和接收从超声波探头至对象的超声波；涉及用于发送和接收超声波的程序，该程序使得计算机执行发送和接收超声波的方法的多个步骤，即，发送和接收超声波的多个步骤；以及涉及在其中记录了用于发送和接收超声波的程序的计算机可读记录介质。具体地，本发明涉及允许穿刺术（paracentesis）等的技术，在该技术中，在观看超声波图像时将穿刺针插入对象中。

### 背景技术

[0002] 通过集成多个超声波换能器（振动器）来形成在超声波诊断装置中使用的超声波振动器。在发送和接收超声波时，在多个超声波换能器中的每个超声波换能器上设置发送开口和接收开口，以及针对每个超声波换能器，适当地控制每个超声波换能器的发送开口的发送输出与接收开口的接收输出中每个的延迟时间（延迟量）。分别合成超声波发送波束和超声波接收波束，以获得超声波接收图像数据。

[0003] 超声波诊断装置是已知的，其具有以下结构（穿刺适配器）：可以将穿刺针安装到超声波探头，使得可以使用专用穿刺针来容易地执行在作为测量目标的对象中特定位置上的活组织检查（biopsy）。在该装置中，在显示器上显示插入穿刺针时的导向（guideline）。如果在根据导向将穿刺针插入对象时，使用超声波探头来操作超声波诊断装置，操作者可以同时确认对象中的图像和穿刺针在显示器上的运动，由此执行安全的穿刺术（活组织检查、引流等等）。

[0004] 然而，在相关技术的超声波诊断装置中，存在着以下问题：取决于穿刺针的进入角度，来自穿刺针的回波信号的强度较弱，并且在显示器上难以查看穿刺针的图像。作为解决该方法的问题，已知对穿刺针的尖端表面进行粗糙处理（粗糙化）的技术。然而，该技术具有以下问题：未充分加强来自穿刺针的除针头外部分的回波信号，并且未充分加强回波信号本身。

[0005] 为此，JP 9-28708A 描述了以下技术：当将穿刺针插入对象中时，将超声波扫描波束的发送波束方向调整为相对于穿刺针的进入路径实质成直角，以及控制每个超声波换能器的输出的延迟量，以使得每个扫描波束的发送波束焦点位置在穿刺针的位置附近。

### 发明内容

[0006] 另一方面，在 JP 9-28708A 中描述的技术中，使用超声波扫描波束的发送波束的方向和焦点控制，可以加强目标线路（例如，穿刺针进入对象的线路）的超声回波信号，然而存在的问题是使得发送和接收控制变得显著的复杂。

[0007] 在 JP 9-28708A 中描述的技术中，没有将超声波扫描波束的接收波束的方向性等充分考虑在内，并且存在的问题是提高来自穿刺针的回波信号的强度的效果不够。例如，在 JP 9-28708A 中描述的技术中，存在以下问题，如果穿刺针的插入角度增加，在接收时，发送

波束的镜面反射分量会在多个超声波换能器上设置的接收开口之外,以及不能充分接收到来自穿刺针的回波信号,由此导致回波信号的强度被削弱。

[0008] 此外,还存在以下问题:由于超声波扫描波束的发送是相对于对象表面而倾斜的转向发送(steer transmission),即使在可以提高穿刺针的可见度的情况下,除穿刺针之外的图像的质量会恶化。

[0009] 在 JP 9-28708A 中描述的技术中,由于没有直接存储来自穿刺针的超声回波信号,存在以下问题:在接收后进行图像处理时,可能未提高来自穿刺针的超声回波信号的强度,且从而未提高穿刺针的可见度。

[0010] 考虑到上述情况而完成了本发明,且本发明的目标是提供能够提高来自穿刺针的超声回波信号的强度并提高穿刺针的可见度的超声波诊断装置、发送和接收超声波的方法、用于发送和接收超声波的程序以及记录介质。

[0011] 为了实现以上目标,根据本发明的第一方面的一种超声波诊断装置被配置为包括:多个超声波换能器,执行对对象的包含穿刺针的目标部位的发送和接收超声波;发送控制设备,用于形成要从多个超声波换能器上设置的发送开口发送的超声波束;获取设备,用于获取与穿刺针中的超声波束的镜面反射分量有关的信息;接收控制设备,用于基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息,设置与在多个超声波换能器上设置的发送开口不同的第一接收开口;以及接收信号处理设备,用于处理由多个超声波换能器使用第一接收开口接收到的超声回波信号。

[0012] 优选地,获取设备根据多个超声波换能器与穿刺针之间的位置关系,来获取与镜面反射分量有关的信息。

[0013] 优选地,获取设备根据插入对象中的穿刺针相对于多个超声波换能器的插入角度,来获取与镜面反射分量有关的信息。

[0014] 优选地,发送控制设备形成要被偏转的超声波束,以及获取设备根据穿刺针的插入角度和超声波束的偏转角度,来获取与镜面反射分量有关的信息。

[0015] 优选地,接收信号处理设备对超声回波信号执行加权处理,以突出镜面反射分量。

[0016] 优选地,接收信号处理设备还包括临时存储超声回波信号的存储单元。

[0017] 优选地,接收信号处理设备还包括临时存储超声回波信号的存储单元,对超声回波信号执行用于增强对象组织分量的加权处理,以及将被执行了用于增强对象组织分量的加权处理的该超声回波信号与被执行了用于增强镜面反射分量的加权处理的超声回波信号进行合成。

[0018] 优选地,接收控制设备设置第一接收开口,以包含位于与将穿刺针引入对象的插入位置相对于发送开口相对的一侧处的超声波换能器。

[0019] 优选地,接收信号控制设备设置与第一接收开口不同的第二接收开口,以及接收信号控制设备根据发送开口的多次发送,将使用第一接收开口和第二接收开口获得的超声回波信号进行合成。

[0020] 优选地,接收控制设备设置在多个超声波换能器上不连续分隔开的多个分隔接收开口作为第一接收开口;在两个相邻的分隔接收开口之间存在至少一个不被用作接收开口的超声波换能器;以及针对发送开口的一次发送,接收信号处理设备对使用多个分隔接收开口获得的超声回波信号进行合成。

[0021] 为了实现以上目标,根据本发明的第二方面的一种发送和接收超声波的方法被配置为使用多个超声波换能器对对象的包含穿刺针的目标部位发送和接收超声波的方法,该方法包括以下步骤:形成要从在多个超声波换能器上设置的发送开口发送的超声波束;向对象的目标部位发送所形成的超声波束;获取与穿刺针中的超声波束的镜面反射分量有关的信息;基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息,在多个超声波换能器上设置与发送开口不同的第一接收开口;多个超声波换能器使用所设置的第一接收开口接收超声波束的超声回波信号;以及处理多个超声波换能器使用第一接收开口接收到的超声回波信号。

[0022] 为了实现以上目标,根据本发明的第三方面的一种用于发送和接收超声波的程序被配置为如下用于发送和接收超声波的程序:使计算机执行根据上述本发明第二方面的发送和接收超声波的单个步骤,作为使用多个超声波换能器向对象的包含穿刺针的目标部位发送和接收超声波的步骤。从而,该方面是用于发送和接收超声波的程序,该程序使计算机执行使用多个超声波换能器对对象的包含穿刺针的目标部位发送和接收超声波的多个步骤,其中,该多个步骤包括以下步骤:形成要从在多个超声波换能器上设置的发送开口发送的超声波束;向对象的目标部位发送所形成的超声波束;获取与穿刺针中的超声波束的镜面反射分量有关的信息;基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息,在多个超声波换能器上设置与发送开口不同的第一接收开口;以及多个超声波换能器使用所设置的第一接收开口接收超声波束的超声回波信号;以及处理多个超声波换能器使用第一接收开口接收到的超声回波信号。

[0023] 为了实现以上目标,根据本发明第四方面的一种记录介质被配置为计算机可读记录介质,在该计算机可读记录介质上记录了上述根据本发明第三方面的用于发送和接收超声波的程序。

[0024] 根据本发明,有可能提高来自穿刺针的回波信号的强度并提高穿刺针的可见度。

## 附图说明

[0025] 图1是示出了根据本发明的实施例1的超声波诊断装置的主配置的示例的立体图。

[0026] 图2是示出了图1所示的超声波诊断装置的主配置的框图。

[0027] 图3是示出了相关技术的超声波探头中所发送的超声波和反射的超声波之间的几何关系的示意图。

[0028] 图4是示出了本发明的实施例中发送和接收超声波的方法的基本概念的示意图。

[0029] 图5是示出了根据本发明的实施例的发送和接收超声波的方法的示例概要的示意图。

[0030] 图6是示出了在根据本发明的实施例的方法中的在显示器上显示的超声波探头、穿刺导向和来自穿刺针的镜面反射超声波的示例的示意图。

[0031] 图7A是示出了在相关技术的超声波诊断装置中发送和接收相关技术的超声波的方法的示意图,以及图7B是示出了在根据本发明的实施例的超声波诊断装置中发送和接收超声波的另一方法示例的概要的示意图。

[0032] 图8是示出了根据本发明的实施例的方法的另一示例的概要的示意图。

[0033] 图9是示出了根据本发明的实施例的方法的另一示例的概要的示意图。

- [0034] 图 10 是示出了根据本发明的实施例的方法的另一示例的概要的示意图。
- [0035] 图 11 是示出了根据本发明的实施例的方法的另一示例的概要的示意图。
- [0036] 图 12 是示出了根据本发明的实施例的发送和接收超声波的方法的示例的流程图。

## 具体实施方式

[0037] 下文中,将基于附图中示出的优选实施例来详细描述根据本发明的超声波诊断装置、发送和接收超声波的方法、用于发送和接收超声波的程序以及记录介质。

[0038] (实施例 1)

[0039] 图 1 是示出根据本发明的实施例的超声波诊断装置的主配置示例的立体图,该超声波诊断装置执行根据本发明的发送和接收超声波的方法。在这里将描述分别提供以下各项的情况:作为探头的超声波探头、执行超声波探头的控制和对所获得的超声回波信号的分析并合成超声波诊断图像的超声波诊断装置本体、以及显示所合成的图像的显示器。将穿刺适配器安装到超声波探头上。

[0040] 如图 1 所示,根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置 10 执行根据本发明发送和接收超声波的方法,并包括超声波探头(下文中简称为探头)12、超声波诊断装置本体(下文中简称为装置本体)14、输入单元 16 以及显示器 18。

[0041] 该实施例的超声波诊断装置 10 还包括穿刺适配器 20,穿刺适配器 20 在被安装到探头 12 的状态下使用。超声波诊断装置 10 被配置为易于由推车移动。

[0042] 探头 12 是这样的探头,在该探头中,由一维或二维换能器阵列的多个超声波换能器 13 来执行超声波的发送和接收,该探头还在以下状态下使用:其末端处的阵列部分紧靠在人体对象的表面,该末端上布置了多个超声波换能器 13。每个超声波换能器 13 基于所施加的激活信号向对象发送超声波,接收对象反射的超声回波并输出接收信号。

[0043] 每个超声波换能器 13 由振动器构成,在振动器中,在压电材料(压电体)的两端形成电极,压电材料是例如由 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷或者由 PVDF(聚偏二氟乙烯)为代表的压电聚合物。如果在振动器的电极上施加脉冲电压或连续波电压,压电体将膨胀和收缩。随着膨胀和收缩,从振动器产生脉冲或连续超声波,以及合成超声波以形成超声波束。当接收正在传播的超声波时,振动器膨胀和收缩以产生电信号。将电信号作为超声波接收信号输出。

[0044] 作为超声波探头 12 的类型,存在着各种的类型,例如,凸面类型、线性扫描类型、或者扇面扫描类型。

[0045] 通过线缆 24 将探头 12 连接到装置本体 14,其操作由装置本体 14 控制。

[0046] 将可拆卸和可替换的穿刺适配器 20 安装到探头 12。

[0047] 穿刺适配器 20 安装到探头 12,并作为允许穿刺针以特定的角度插入对象(例如,人体对象)的目标部位中的引导(guide)。具体地,穿刺针沿着在穿刺适配器 20 中提供的穿孔移动,以在事先设置的特定插入方向上移动,并且穿刺针的尖端插入到对象的目标部位中。在穿刺适配器 20 中,可用的穿刺针的尺寸、穿刺针插入人体对象的插入角度、调整范围、插入位置、插入路径等等根据类型而各不相同。替换穿刺适配器 20,从而改变了可用的穿刺针的尺寸、插入角度、范围、插入位置、插入路径等等。在实现定义了可用穿刺针的大小

和插入角度的适配器 20 的情况下,可以在适配器 20 中提供存储单元,以及可以事先将与可用穿刺针的大小和插入角度有关的信息存储在存储单元中,作为穿刺适配器信息。

[0048] 装置本体 14 具有对超声波诊断装置 10 的对应单元的操作执行整体控制的功能。在装置本体 14 中,探头 12 发送和接收超声波,由接收到的回波产生断层成像(tomographic)图像,并将其显示在显示器 18 上。装置本体 14 产生 B 模式图像或 M 模式图像来作为断层成像图像,并实时在显示器 18 上显示 B 模式图像或 M 模式图像。装置本体 14 的详细配置将在下面描述。

[0049] 输入单元 16 包括键盘、指向设备或者用于输入各种信息的各种按钮或拨盘。操作者(例如,医师或者技术员)使用输入单元 16 来操作超声波诊断装置 10。例如,操作者使用输入单元 16 来根据所观察的部位指派与超声波诊断装置 10 的操作模式有关的各种设置值,或者改变从探头 12 发送的超声波束的聚焦深度。操作者使用输入单元 16 来指派关注区域(ROI)。操作者使用输入单元 16 来输入穿刺适配器 20 的穿刺适配器信息(插入角度)。当事先将与可用穿刺针的尺寸和插入角度有关的信息存储在穿刺适配器 20 的存储单元中时,不需要在输入单元 16 中输入。

[0050] 显示器 18 例如是光栅扫描型的 LCD 等等,并基于从装置本体 14 输出的被模拟转换的图像信号,将超声波图像显示为移动图像或静止图像。

[0051] 在本实施例中,由推车 22 来支撑超声波诊断装置 10 的对应组件。即,将装置本体 14 放置在推车 22 上,并由推车 22 支撑。将输入单元 16 和显示器 18 安装到推车的上部。将探头 12 固定在探头固定器 26 中,探头固定器 26 是在安装了输入单元 16 的推车 22 的侧面上提供的。将连接探头 12 和装置本体 14 的线缆 24 放(hold)在钩子 28 上,钩子 28 是在安装了输入单元 16 的推车 22 的背面上提供的。

[0052] 推车 22 包括用于移动超声波诊断装置 10 的 4 个轮脚。

[0053] 虽然在本实施例中,提供了支撑超声波诊断装置 10 的对应组件的推车 22 以移动超声波诊断装置 10,本发明不限于此。

[0054] 图 2 是示出图 1 所示的超声波诊断装置的超声波诊断装置本体的主配置和外围设备的示例的框图。将不提供对已经在图 1 中示出并在以上描述了的功能的描述。

[0055] 装置本体 14 包括系统控制器 32、发送电路 34、复用器 36、接收电路 38、接收数据存储单元 40、镜面反射分量计算器 42、信号处理器 44、图像处理器 46 和显示处理器 48。

[0056] 系统控制器 32 控制整个超声波诊断装置 10,以执行适当操作。

[0057] 具体地,在维持探头 12 笔直的情况下,系统控制器 32 通过发送电路 34 和接收电路 38 顺序地设置超声波束的发送方向和超声回波的接收方向。系统控制器 32 具有根据所设置的发送方向来选择发送延迟模式的发送控制功能,以及根据所设置的接收方向来选择接收延迟模式的接收控制功能。

[0058] 发送延迟模式是以下延迟时间模式:将该延迟时间模式强加于每个超声波换能器 13 的激活信号,以使得可以由从多个超声波换能器 13 发送的超声波在所期望的方向上形成超声波束。接收延迟模式是以下延迟时间模式:将该延迟时间模式强加于接收信号,以使得可以由多个超声波换能器 13 从所期望的方向接收到的超声波提取超声回波。安装到系统控制器 32 上的存储装置存储彼此区分开的多个发送延迟模式和多个接收延迟模式,以及取决于所期望的发送方向和接收方向,选择性地使用多个发送延迟模式和多个接收延迟



模式。

[0059] 系统控制器 32 控制复用器 36, 复用器 36 设置由多个超声波换能器 13 构成的发送开口以用于发送, 以及设置多个超声波换能器 13 构成的接收开口以用于接收。根据该实施例, 对接收开口和发送开口进行设置, 以使其不同, 使得例如接收开口大于发送开口。

[0060] 系统控制器 32 向镜面反射分量计算器 42 输出从输入单元 16 或穿刺适配器 20 报告的穿刺适配器信息 (插入角度等等)。系统控制器 32 可以事先从穿刺适配器 20 的存储单元读出穿刺适配器信息, 以将穿刺适配器信息存储在系统控制器 32 的存储装置中, 并读出必须向镜面反射分量计算器 42 输出的穿刺适配器信息。

[0061] 系统控制器 32 向执行接收聚焦处理的信号处理器 44 输出接收延迟模式。

[0062] 发送电路 34 包括与发送开口的最大数目相对应的多个电路, 并产生分别施加到多个超声波换能器 13 的多个激活信号, 该多个超声波换能器 13 由系统控制器 32 通过复用器 36 设置为发送开口。此时, 可能基于系统控制器 32 选择的发送延迟模式向多个激活信号中的每一个给出延迟时间。发送电路 34 调整多个激活信号中每个的延迟量, 以使得从被设置为发送开口的多个超声波换能器 13 发送的超声波形成超声波束, 并将激活信号提供给探头 12。

[0063] 复用器 36 包括多个开关的组, 由系统控制器 32 进行控制, 对设置为发送开口或接收开口的多个超声波换能器进行切换。

[0064] 随着复用器 36 的切换, 从探头 12 的 N 个 (例如, 192 个) 超声波换能器 13 中选择要使用的超声波换能器组 (例如, 最大 96 个, 普通使用 64 个), 并将其设置为发送开口或接收开口, 以及执行从发送电路 34 向探头 12 传送发送信号, 从探头 12 向接收电路 38 传送接收信号。具体地, 复用器 36 通过 N 根信号线连接到探头 12 的 N 个超声波换能器。复用器 36 被用于电扫描, 并且将超声波换能器 13 适当地选择为发送开口或接收开口, 以确定扫描超声波束的位置的方向。

[0065] 接收电路 38 包括与接收开口的最大数目 (例如, 96 个) 相对应的多个电路。接收电路 38 接收从被设置为接收开口的多个超声波换能器 13 输出的多个模拟接收信号, 并将模拟接收信号转换为数字接收信号 (接收数据), 该接收开口是由系统控制器 32 通过复用器 36 设置的。

[0066] 将已进行数字转换的接收数据顺序地存储在接收数据存储单元 40 中, 数据存储单元 40 具有用于蓄积与针对多个帧的超声波图像相对应的接收信号数据的存储容量。

[0067] 接收数据存储单元 40 具有作为用于存储从接收电路 38 输出的接收数据 (原始数据) 的存储设备的功能, 并基于来自信号处理器 44 的读取指令向信号处理器适当地输出接收数据。

[0068] 镜面反射分量计算器 42 计算与超声波束中在穿刺针上的镜面反射分量有关的信息, 并向系统控制器 32 和信号处理器 44 提供结果 (计算出的与镜面反射分量有关的信息), 该超声波束是如下所述基于从系统控制器 32 提供的穿刺适配器信息从探头 12 发送的。

[0069] 信号处理器 44 执行接收聚焦处理, 基于系统控制器 32 选择的接收延迟模式, 向多条接收数据中的每条给出延迟时间, 并将这些条接收数据相加。通过该接收聚焦处理, 缩窄超声回波的焦点以形成接收数据 (声线数据)。

[0070] 接下来,信号处理器 44 执行对声线数据的检测处理,例如,包络检测处理或正交检测处理,然后取决于根据超声波的反射位置深度的距离,由 STC(敏感时间增益控制)来校正衰减。

[0071] 图像处理器 46 产生表示 B 模式图像的图像数据,并向显示处理器 48 输出图像数据。具体地,图像处理器 46 对从信号处理器 44 读出的声线数据进行预处理(例如,对数压缩或增益调整)以及用于基于普通电视信号扫描系统将声线数据转换为图像数据的扫描线转换处理,以产生 B 模式图像。

[0072] 显示处理器 48 产生用于在显示器 18 上显示屏幕的视频信号,并向显示器 18 输出该视频信号。

[0073] 显示器 18 显示包括从显示处理器 48 输出的超声波图像、测量结果等在内的屏幕,以向操作者提供各种信息。

[0074] 接下来,将描述本实施例的超声波诊断装置 10 的操作概要和原理,以及根据本发明的发送和接收超声波的方法。

[0075] 图 3 是示出了相关技术的超声波探头中超声波的发送波和反射波之间的几何关系的示意图。为了描述的简单,示出了在对象 B1 的物体表面没有折射的情况(对后续图也同样成立)。

[0076] 穿刺针由金属形成,并且在超声波阻抗方面与周围的对象组织明显不同。由于该原因,认为在超声波图像中明显地获得了穿刺针的图像。然而,实际上如果捕获到超声波图像,穿刺针没有形成与其他组织区分开的图像。相反,存在着很多间歇性地查看到穿刺针的情况。相应地,发明人进行了仔细的研究,并得到以下发现。

[0077] 即,如图 3 所示,如果从探头 12 的多个超声波换能器 13 向对象 B1 发送的超声波进入紧靠穿刺针 N1 的对象 B1,并由穿刺针 N1 进行了镜面反射,则存在反射波在探头 12 的接收范围之外的情况。例如,从 P1 发送的超声波以图 3 中的参考符号“a”所指示的入射波方向进入对象 B1,并在镜面反射中由穿刺针 N1 在图 3 中由参考符号“b”指示的方向上反射,而在 P1' 处接收到具有由图 3 中的参考符号“1”指示的强度分布的反射波。对象组织所反射的普通超声回波信号在由图 3 中的参考符号“c”指示的方向上行进,并在 P1 处接收到。

[0078] 然而,从 P2 发送的超声波被穿刺针 N1 所镜面反射,到达 P2',并因此在探头 12 的接收范围之外。据此将描述以下现象:如果反射波的部分或整体逃离并且没有到达探头 12,难以在超声波图像中查看到穿刺针 N1 的图像。

[0079] 一般而言,假设在将器官的组织假设为对象的超声波诊断技术中,接收到当超声波被器官的组织所反射时所获得的普通超声回波信号(例如,具有点反射分量),并由该超声回波信号形成图像。然而,一般而言,穿刺针是金属体,并且其表面是光滑的。在这种情况下,预见超声波在穿刺针表面的反射特性与器官的组织明显不同,并且镜面反射很突出。由于从超声波探头的多个超声波换能器发射的超声波在穿刺针的光滑表面上进行了镜面反射,在相关技术的超声波诊断装置中,当使用在作为对象的器官的物体表面布置的超声波探头接收在其中叠加了从器官组织反射的普通超声回波信号(也称为点反射分量)和穿刺针的表面镜面反射的镜面反射分量的信号,以同时收集与器官组织有关的信息和与穿刺针的尖端部分有关的信息时,难以将穿刺针的尖端部分作为在超声波图像数据上的图像稳定地观察到。

[0080] 相应地,关于可以捕捉到到达图 3 中 P2' 的反射波的超声波诊断装置,发明人获得了以下发现。首先,第一发现在于与相关技术相比具有长的接收范围的超声波探头,具体地,与相关技术相比,制造了以下超声波探头:其具有阵列部分,在阵列部分中布置了超声波换能器。然而,这是不够的。例如,虽然具有 256 个超声波换能器的超声波探头具有相对长的阵列部分,在发送和接收超声波的普通方法中,存在着很多如下情况:关于单个发送和接收,仅使用 64 个超声波换能器(对应于 256 的 1/4)来设置 64 个通道,或者可设置更短数目的通道。

[0081] 相应地,固有的问题不是指阵列部分的长度,而是指在超声波探头的多个超声波换能器上设置的接收开口是否覆盖了超声波被预测要到达的范围,该超声波从超声波探头的多个超声波换能器上设置的发送开口发送,并在穿刺针的表面镜面反射。相应地,发明人的第二发现在于预测镜面反射波要到达的范围,以及基于预测结果将超声波探头的接收开口设置为与发送开口不同,例如,大于发送开口,以使得超声波探头可以覆盖(接收)镜面反射波。发送开口和接收开口是在多个超声波换能器上设置的,并且意味着用于接收的超声波换能器的位置和超声波换能器的数目(通道数)。

[0082] 为了仅获得穿刺针的图像,仅考虑来自穿刺针的镜面反射波(也称为镜面反射分量)。首先,由于穿刺术是在存在穿刺术的目标(对象组织)的情况下将穿刺针向对象插入的动作,重要的是获得穿刺术的目标以及周围组织的图像。在这种情况下,对于超声波诊断装置来说,不仅覆盖穿刺针的镜面反射分量,而且充分接收从普通对象组织反射的普通超声回波信号,这都是必要的。

[0083] 图 4 是示出了根据本发明的实施例发送和接收超声波的方法的基本概念的示意图,该方法是由本实施例的超声波诊断装置执行的。

[0084] 图 4 示出了探头 12 的发送开口 T1 和接收开口 R1,以及与相关技术的超声波诊断装置类似,用于接收从对象组织等反射的普通超声回波信号(点反射分量)的接收开口 R2 与发送开口 T1 相一致。同时,在图 4 中,用于从穿刺针 N1 接收镜面反射分量的接收开口 R3 与发送开口 T1 不一致,并向右扩展。更具体地,设置 R3 以包括超声波换能器 13 中的以下超声波换能器:位于与将穿刺针 N1 插入对象 B1 的插入位置相对于发送开口 T1 的相对侧处,以使得接收开口 R3 被设置在位于适当位置中的两个或更多超声波换能器 13 上,以接收由穿刺针 N 反射的超声波束的镜面反射分量。

[0085] 在本实施例的发送和接收超声波的方法中,在其中组合了用于普通超声回波信号的接收开口 R2 和用于镜面反射分量的接收开口 R3 的合成开口是接收开口 R1。从而,与本领域中的已知类型相比,接收开口 R1 向着与穿刺针 N1 进入对象 B1 的插入位置相对于发送开口 T1 的相对侧扩展了更多。通过这种方式,装置本体 14 使用根据穿刺针的镜面反射分量来改变探头 12 的接收开口 R1 的位置和宽度(通道数目)的模式。

[0086] 虽然实质上只有普通超声回波信号到达用于普通超声回波信号的接收开口 R2,将显而易见的是,镜面反射分量和普通超声回波信号到达用于镜面反射分量的接收开口 R3。

[0087] 图 5 是示出了在本实施例中对在穿刺针上镜面反射的超声波到达的范围进行预测的方法示例的示意图。

[0088] 如果穿刺针 N1 进入对象 B1 的插入角度是  $\theta_1$ ,传输发送波束的中心位置是 P11,在中心位置 P11 处从对象 B1 的表面到穿刺针 N1 的深度是 D1,当在距离超声波发送波束的

中心位置 P11 的深度 D1 处,在穿刺针 N1 上发生镜面反射之后,超声波换能器接收到反射波的点是 P11',以及从超声波发送波束的中心位置 P11 到穿刺针的插入位置之间的距离是 W1,通过表达式 (1) 来计算反射波返回的点 P11' 与发送波束的中心点 P11 之间的距离 L1。

$$[0089] \quad L_1 = D_1 \tan 2\theta_1$$

$$[0090] \quad = W_1 \tan \theta_1 \tan 2\theta_1 \cdots (1)$$

[0091] 相应地,优选地考虑反射波返回的点 P11',以确定接收开口的宽度。例如,在不考虑穿刺针 N1 的普通发送和接收中,将发送开口 T1 和接收开口 R2(参见图 4) 设置在 64 个元素中,以及当基于穿刺针 N1 的反射波来接收回波信号时,向反射波的到达点 P11' 扩展接收开口 R1(参见图 4),以将接收开口的数目设置为例如最大数目,即 96 个元素。具体地,当在发送开口的最右端形成超声波发送波束时,超声波发送波束的反射超声波返回的最右端处的点是临界点,并且在最佳状态下,接收开口覆盖该点。

[0092] 当有必要考虑到对象 B1 的本体表面或对象 B1 内部的折射的影响时,优选根据 Snell 定律执行计算。

[0093] 在镜面反射分量计算器 42 中,产生确定接收开口的宽度所必需的信息(例如,在上述的示例中,反射波返回的点 P11' 的位置信息),以作为镜面反射分量信息。信号处理器 44 基于该信息确定对来自接收数据存储单元 40 的接收数据进行处理的方法,以及系统控制器 32 控制复用器 36 中的切换方法。

[0094] 从系统控制器 32 向镜面反射分量计算器 42 提供穿刺针 N1 进入超声波换能器阵列的插入角度  $\theta_1$ ,以作为穿刺适配器信息。如图 6 中所示,当穿刺适配器 20 安装到探头 12 时,可以在显示器 18 上显示用来引导穿刺针 N1 的穿刺导向 G,且对于技术员,可以将穿刺针 N1 的插入角度  $\theta_1$  作为穿刺导向 G 和对象 B1 的表面之间的角度。

[0095] 虽然未示出,可以向装置本体 14 单独提供穿刺针检测器,以使得基于穿刺针的位置信息来确定插入角度,穿刺针的位置信息由穿刺针检测器基于超声波图像自动识别,并从穿刺针检测器输出。

[0096] 如上所述,在根据本发明的实施例 1 的发送和接收超声波的超声波诊断装置和方法中,基于穿刺针和超声波探头之间的位置关系来确定接收开口的宽度(通道数目),以及针对在对应接收开口中获得的接收信号来执行波束成形。相应地,由于可能提高包括所插入的穿刺针在内的超声波图像的分辨率,穿刺针的可见度也提高了。对穿刺针和超声波探头之间的位置关系进行表示的信息中最重要的参数是所发送的超声波的行进方向与穿刺针之间的角度,以及,穿刺针的插入角度。

[0097] 在本实施例中描述了这样的模式:将接收开口相比于相关技术中的接收开口加以扩展,以接收镜面反射分量和普通的超声回波信号(点反射分量)。然而,例如在没有向普通的超声回波信号给出权重时,可以使用基于镜面反射分量信息来改变接收开口的位置的模式。

[0098] 虽然在本实施例中,已描述了改变接收开口的宽度的情况(例如,从 64 个元素到 96 个元素的改变),然而可以改变接收开口的位置,以使得将发送波束方向上的中心位置以及来自穿刺针的镜面反射分量的到达位置包含在接收开口中。可以分别设置用于从发送波束方向接收超声回波的接收开口以及针对于来自穿刺针的镜面反射分量的到达位置的接收开口。

[0099] (实施例 2)

[0100] 根据本发明的实施例 2 的超声波诊断装置具有接收变迹功能,该接收变迹(apodization)功能被添加到实施例 1 的超声波诊断装置 10 的装置本体 14 的信号处理器 44 中。除了接收变迹功能外,本实施例的超声波诊断装置的配置与图 1 和 2 中的超声波诊断装置 10 实质上相同,并因此将不提供与图相结合的描述。下文中,在本实施例的超声波诊断装置的详细描述中,以相同的引用标号来表示与图 2 中示出的超声波诊断装置 10 的组件相同的那些组件。

[0101] 接收变迹是在执行求和处理之前向多条接收数据给出加权因子的技术。具体地,针对来自超声波束中心处的超声波换能器的接收信号设置最大的权重,以及随着到中心的距离增加,对接收信号设置越小的权重。从而,有可能在对从所观察的目标直接到达的接收信号(其将在超声波束的中心处)加以突出的同时,执行接收处理,以使得接收到的超声波束可具有高精度。

[0102] 图 7A 是示出了发送和接收相关技术的超声波的方法的示意图,该方法由相关技术的超声波诊断装置执行。图 7B 是示出了本实施例的发送和接收超声波的方法示例的概要的示意图,该方法由本实施例的超声波诊断装置执行。图 7A 示出了相关技术的接收变迹的概要。通常将接收变迹的加权曲线 W21 的波峰与发送波束的中心位置 C21 设置为彼此一致。

[0103] 图 7B 示出了本实施例的接收变迹的概要。从图 7B 中将会理解,在本实施例中,接收变迹的加权曲线 W22 具有两个波峰。一个波峰被设置为与发送波束的中心位置 C22 一致,以及另一个波峰被设置在来自于穿刺针的镜面反射分量的中心位置 C23 处。根据表达式(1),将镜面反射分量的中心位置 C23 设置在与发送波束的中心位置 C22 相距  $D1 \tan 2\theta_1$  的位置处。在由图 2 所示的装置本体 14 的信号处理器 44 所进行的接收聚焦处理中的附加处理之前,执行接收变迹处理。

[0104] 通过这种方式,关于接收变迹的权重设置,设置了两个波峰,即,要突出接收信号的两个部位,由此获得具有高精度的对象组织的图像,并且还获得了高精度的穿刺针的图像。

[0105] 如上所述,根据本实施例的超声波诊断装置,在发送波段中心位置和穿刺针上的镜面反射分量的到达位置处执行接收变迹。因此,可能对这两个所观察的目标的接收信号执行突出处理,并且还提高了包括所插入的穿刺针在内的超声波图像的显示分辨率。

[0106] 虽然在本实施例中,已经描述了通过接收变迹,通过权重设置来设置两个波峰的模式,例如当没有向来自对象组织的普通超声回波信号(点反射分量)给出权重时,可以使用仅针对镜面反射分量设置波峰的模式。

[0107] 在图 7B 中,已经描述了两个波峰在接收变迹的加权曲线 W22 中画出相同的正态曲线的模式。然而,也考虑对象组织和穿刺针之间加权曲线不同的情况,并因此可以将适合针的加权曲线应用到镜面反射分量。

[0108] 虽然在图 7B 所示的实施例中使用了具有两个波峰的加权曲线 W22,以实现针对发送波束中心位置与来自穿刺针的镜面反射分量到达的位置的接收变迹,本发明不限于此;为了实现针对单个位置的接收变迹,可以针对这些位置中的每一个使用具有单个波峰的加权曲线。

[0109] 例如,图 8 中示出的实施例使用了具有单个波峰的加权曲线 W23,该单个波峰被设置为与发送波束中心位置 C22 一致,以实现发送波束中心位置的接收变迹,以及使用了具有单个波峰的加权曲线 W24,该单个波峰被设置为与穿刺针反射的镜面反射分量的中心位置 C23 一致,以实现针对穿刺针反射的镜面反射分量到达的位置的接收变迹。

[0110] 相应地,由于在本实施例中将包含来自对象组织的普通超声回波信号(下文中也称为对象组织分量)和来自穿刺针的镜面反射分量在内的接收信号存储在接收数据存储单元 40 中,信号处理器 44 针对所存储的相同接收数据实现了用于使用加权曲线 W23 来增强对象组织的接收变迹(对象组织增强处理),以及用于使用加权曲线 W24 增强来自穿刺针的镜面反射分量的接收变迹(镜面反射分量增强处理),并且图像处理器 46 合成单独增强的接收数据。可以在合成之前执行例如滤波处理的增强处理。从而,当重复使用存储在接收数据存储单元 40 中的相同接收数据时,使得用于对象组织分量和来自穿刺针的镜面反射分量的最优图像处理成为可能。

[0111] 用于接收变迹的加权曲线 W23 和 W24 是均具有展示出彼此类似的正态曲线的波峰的示例,然而本发明不限于此;如果所使用的加权曲线适于对象组织分量和来自穿刺针的镜面反射分量,波峰可以不同。

[0112] (实施例 3)

[0113] 根据本发明的实施例 3 的超声波诊断装置具有不同于增加到实施例 1 的超声波诊断装置 10 的装置本体 14 的实施例 1 的开口合成功能。除了开口合成功能不同外,本实施例的超声波诊断装置的配置与图 1 和 2 中的超声波诊断装置 10 的配置实质上相同,并因此将不提供与图相结合的描述。下文中,在本实施例的超声波诊断装置的详细描述中,以相同的引用标号来表示与图 2 中示出的超声波诊断装置 10 的组件相同的那些组件。

[0114] 在本实施例中使用的开口合成技术是共同转让的 JP 2010-29374A 中描述的技术。具体地,根据该技术,超声波束发送多次,通过多个不同的接收开口中的多个超声波换能器来接收所产生的超声回波信号,将接收信号临时存储在存储器中,对不同接收开口中获得的接收信号进行合成,并在所产生的接收信号上执行接收聚焦处理。

[0115] 图 9 是示出了本实施例的发送和接收超声波的方法示例的概要的示意图,该方法由本实施例的超声波诊断装置执行。在本实施例中,发送开口和接收开口 1 彼此一致,以及穿刺针 N1 对从发送开口发送的超声波束进行镜面反射。在图 9 的情况下,超声波束返回接收开口 2,而不是接收开口 1。为此,当确定应该在本实施例的超声波诊断装置中执行开口合成处理时,使用相同的发送开口将超声波束发送两次。在第一次接收中,在接收开口 1 中执行接收处理,以将接收数据临时存储在接收数据存储单元 40 中,以及在第二次接收中,复用器 36 切换超声波换能器 13,并在接收开口 2 中接收信号。下文中,对两次接收中获得的信号全部进行合成。

[0116] 在本实施例的超声波诊断装置中,由系统控制器 32 基于从镜面反射分量计算器 42 提供的镜面反射分量信息,进行对是否应该执行开口合成处理的确定。具体地,系统控制器 32 确定当满足表达式 (2) 时,将执行接收开口 1 和接收开口 2 的开口合成,以使得使用充分的接收开口宽度接收来自发送波束方向的普通超声回波信号(点反射分量)以及来自穿刺针 N1 的镜面反射分量。

[0117]  $D1 \tan 2 \theta_1 \geq (\text{接收开口宽度})/2 \dots (2)$

[0118] 在开口合成处理中,当系统控制器 32 控制复用器 36 和发送电路 34 时,实现多次的超声波束的发送处理。在开口合成处理中,当系统控制器 32 控制复用器 36、接收电路 38、接收数据存储单元 40 以及信号处理器 44 时,实现多个不同开口的接收处理。信号处理器 44 对从接收系统(例如,接收电路 38)发送的接收数据执行对应的接收聚焦处理,以获得开口合成接收数据。

[0119] 如上所述,根据本实施例的超声波诊断装置,将接收开口 1 的元素数据和接收开口 2 的元素数据经过开口合成,由此获得所观察的两个目标的接收信号,并且还进一步提高包括所插入的穿刺针在内的超声波图像的显示分辨率,其中,在接收开口 1 的元素数据中,来自对象组织 B1 的普通超声回波信号(点反射分量)占主导,在接收开口 2 的元素数据中,来自穿刺针 N1 的镜面反射分量占主导。

[0120] (实施例 4)

[0121] 根据本发明的实施例 4 的超声波诊断装置具有不同于增加到实施例 1 中描述的超声波诊断装置 10 的装置本体 14 的实施例 3 的开口合成功能。如上所述,与以上实施例 3 不同,根据本实施例的接收开口对应于以上实施例 1 的接收开口,针对一次发送,该接收开口被划分为:用于在发送波束方向上接收超声回波信号(点反射分量)的接收开口、以及用于由穿刺针反射的镜面反射分量到达的位置的接收开口。因此,将省略类似的描述,并主要描述区别。

[0122] 图 10 是示出了根据本实施例的发送和接收超声波的方法示例的概要的示意图,该方法由本实施例的超声波诊断装置执行。

[0123] 本实施例中设置的接收开口是以发送方向为中心的接收开口 A,以及以用于镜面反射分量的超声波换能器为中心的接收开口 B,通过至少一个没有被用作接收开口的超声波换能器 13,将接收开口 A 和 B 彼此分开,这些接收开口 A 和 B 均包括多个超声波换能器 13。

[0124] 根据本实施例,发送开口和接收开口 A 一致,以及从发送开口发送的超声波束被普通对象组织所反射,并作为普通超声回波信号(点反射分量)返回到接收开口 A,而镜面反射(镜像反射)中由穿刺针 N1 反射的镜面反射波(镜面反射分量)没有返回接收开口 A,而是返回接收开口 B。从而,在根据本实施例的超声波诊断装置中,接收开口 A 可以接收到普通超声回波信号,以及接收开口 B 可以接收到来自穿刺针 N1 的镜面反射分量。根据本实施例,发送开口和接收开口 A 没有必要一致。

[0125] 从而,根据本实施例,对两个接收开口 A 和 B 接收到的超声回波信号进行合成,即,执行对接收开口 A 和接收开口 B 的开口合成处理,以合成对象组织 B1 和穿刺针 N1 的图像。

[0126] 将没有被用作接收开口的超声波换能器 13 的至少一个元素放置在接收开口 A 和接收开口 B 之间的原因是:为了确保接收到紧挨着普通图像信号强的发送开口下方的信号以及来自穿刺针的镜面反射分量强的信号,即使使用在接收电路中仅具有少量元素的便携式低成本类型,也将一个接收开口与另一个接收开口明显地分隔开。

[0127] 根据本发明,由于可以通过两个分开的接收开口 A 和 B 来接收超声波束的一次发送中的普通超声回波信号和来自穿刺针 N1 的镜面反射分量,具有少量通道的装置也可以接收镜面反射分量。复用器 36 可以容易地进行在很多超声波换能器 13 上设置两个分开的接收开口 A 和 B。

[0128] 根据本实施例,通过将接收回波信号作为接收数据(单个超声波换能器 13 接收到的接收数据,下面可以将其简称为元素数据)临时存储在接收数据存储单元 40 中,在一次发送中根据元素数据在两个或更多方向(包括发送波束方向和穿刺针镜面反射方向)上执行接收波束成形,以及合成并显示这些超声回波信号数据的数据,可以在不降低帧速率的情况下提供具有增强的穿刺针可见度的图像,当插入穿刺针时,这是重要的。

[0129] 从而,根据以上实施例 3,执行了多次超声波束发送处理,并且针对每个所发送的超声波束执行开口合成处理,由此,普通的超声回波信号(点反射分量)和来自穿刺针 N1 的镜面反射分量被多个不同的开口所接收到并进行合成。根据本实施例,另一方面,接收开口 A 和接收开口 B 可以在一次发送中接收在发送波束方向上和穿刺针镜面反射方向上的回波信号,以使得与以上实施例 3 相比,不降低帧速率,其中,在多次发送中,接收开口 1 和接收开口 2 分别接收在发送波束方向上和穿刺针镜面反射方向上的回波信号,以及此外,没有必要如以上在实施例 3 中所要求的,通过复用器 36 在发送开口和接收开口 1 与发送开口和接收开口 2 之间切换,由此通过复用器 36 实现了从发送开口到两个接收开口 A 和 B 的容易且快速的切换。从而,可以消除在以上实施例 3 中很可能发生的诸如切换时间中的延迟之类的问题。

[0130] 此外,根据本实施例,由于在开口合成处理中合并了接收开口 A 的元素数据和接收开口 B 的元素数据,由此增加了具有所插入的穿刺针的超声波图像的显示分辨率,其中,在接收开口 A 的元素数据中,来自对象组织 B1 的普通超声回波信号(点反射分量)占主导,在接收开口 B 的元素数据中,来自穿刺针 N1 的镜面反射分量占主导。

[0131] (实施例 5)

[0132] 根据本发明的实施例 5 的超声波诊断装置与实施例 1 的超声波诊断装置 10 的不同之处在于,探头 12 具有发送具有偏转角度的超声波束,而不是在与超声波换能器 13 的阵列方向垂直的方向上发送超声波束的功能(参见图 11)。除此之外,本实施例的超声波诊断装置与图 1 和 2 中的超声波诊断装置 10 实质上相同,且因此将不提供与图相结合的描述。本实施例的超声波诊断装置的装置本体具有与该新颖功能相对应的配置。下文中,在本实施例的超声波诊断装置的详细描述中,以相同的引用标号来表示与图 2 中示出的超声波诊断装置 10 的组件相同的那些组件。

[0133] 图 11 是示出了预测范围的方法示例的示意图,在以偏转角发送的超声波束中,来自穿刺针的超声波的镜面反射波(镜面反射分量)在该范围中到达。

[0134] 如果穿刺针 N1 进入对象 B1 的插入角度是  $\theta_2$ ,当以倾角  $\phi_2$  从超声波的进入位置 P41 进入的超声波在穿刺针 N1 上导致在深度 D2 处的镜面反射之后,从对象 B1 发射反射波的点是 P41',以及从超声波的进入位置 P41 到穿刺针 N1 的插入位置之间的距离是 W2,反射波返回的点 P41' 与进入点 P41 之间的距离 L2 由表达式 (3) 来计算。

[0135] 相应地,在本实施例的超声波诊断装置中,优选考虑到反射波返回的点 P41' 来确定接收开口的宽度。

$$\begin{aligned}
 [0136] \quad L_2 &= D_2 \cdot \cos \phi_2 \{ \tan (2\theta_2 - \phi_2) - \tan \phi_2 \} \\
 [0137] \quad &= W_2 \cdot \frac{\tan \theta_2 \{ \tan (2\theta_2 - \phi_2) - \tan \phi_2 \}}{\tan \theta_2 \cdot \tan \phi_2 + 1} \quad \dots(3)
 \end{aligned}$$



$$[0138] \quad \left( W_2 = D_2 \cdot \frac{\cos \phi_2 \{ \tan \theta_2 \cdot \tan \phi_2 + 1 \}}{\tan \theta_2} \right)$$

[0139] 如上所述,根据本实施例的超声波诊断装置和装置本体,即使当以倾角从超声波探头发送超声波束时,也可能基于穿刺针和超声波探头之间的位置关系来确定接收开口的位置和宽度(通道数目)。因此,可能提高包括所插入的穿刺针在内的超声波图像的分辨率,由此提高穿刺针的可见度。

[0140] 接下来,将描述本发明的发送和接收超声波的方法,该方法由本发明的超声波诊断装置执行。

[0141] 图 12 是对根据本发明的发送和接收超声波的方法的示例进行示出的流程图。

[0142] 根据图 1 和 2 中示出的本发明的实施例,在超声波诊断装置 10 中执行图 12 所示的发送和接收超声波的方法。如图 4 至 6 中所示,使用探头 12 的多个超声波换能器来执行对对象 B1 的包含穿刺针 N1 的目标部位的超声波发送和接收。

[0143] 假设操作者对超声波诊断装置 10 的装置本体上电,并将探头 12 紧靠在对象 B1(例如,人体对象)的皮肤上。

[0144] 首先,在本发明的发送和接收超声波的方法中,在步骤 S10 中,形成从探头 12 的多个超声波换能器 13 上设置的发送开口发送的超声波束。

[0145] 接下来,在步骤 S12 中,向对象 B1 的目标部位发送所形成的用于发送的超声波束。

[0146] 在步骤 S14 中,获取与穿刺针 N1 中的超声波束的镜面反射分量有关的信息。

[0147] 在步骤 S16 中,基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息,在多个超声波换能器 13 上设置与发送开口不同的接收开口。

[0148] 在步骤 S18 中,多个超声波换能器 13 使用所设置的接收开口接收超声波束的超声回波信号。

[0149] 之后,在步骤 S20 中,处理多个超声波换能器 13 使用接收开口接收到的超声回波信号,以产生超声波图像。

[0150] 通过这种方式,在本发明的发送和接收超声波的方法中,有可能可靠地和彻底地从接收开口接收从发送开口发送以及在穿刺针上镜面反射的超声波束的分量。出于该原因,在本发明的方法中,可能提高来自穿刺针的回波信号的强度,并提高穿刺针的可见度。

[0151] 本发明的上述实施例仅是示出本发明,而不意在限制本发明的配置。根据本发明的发送和接收超声波的超声波诊断装置和方法不限于上述实施例,在不脱离本发明的目标的情况下可以进行各种修改。

[0152] 例如,虽然在实施例中已经描述了分别提供超声波诊断装置、显示器和输入单元的情况,也可以将超声波诊断装置、显示器和输入单元作为单个设备提供。

[0153] 虽然前述实施例是通过中央处理单元(CPU)和使得 CPU 执行各种处理的软件来配置的,其也能够通过硬件(例如,数字电路或模拟电路)来进行配置。软件被存储在内部存储器中(未示出)。

[0154] 用编程语言描述了根据本发明的发送和接收超声波的方法的算法,并根据需要对其进行编译。用于发送和接收超声波的程序存储在存储器(存储介质)中,并通过另一超声波诊断装置的信息处理设备来执行。因此,实现与根据本发明的超声波诊断装置的功能

相同的功能是可能的。

[0155] 即,根据本发明的用于发送和接收超声波的程序使计算机使用多个 超声波换能器来执行用于向对象的包含穿刺针的部位发送和接收超声波的多个步骤。该步骤包括以下步骤:形成要从多个超声波换能器上设置的发送开口发送的超声波束,向对象的目标部位发送所形成的超声波束,获取与穿刺针中的超声波束的镜面反射分量有关的信息,基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息,在多个超声波换能器上设置与发送开口不同的第一接收开口,多个超声波换能器使用所设置的第一接收开口接收超声波束的超声回波信号,以及处理多个超声波换能器使用第一接收开口接收到的超声回波信号。

[0156] 将显而易见的是,可以将本发明实现为在其上记录了用于发送和接收超声波的程序的计算机可读记录介质。

[0157] 可以将根据本发明的实施例的超声波诊断装置、发送和接收超声波的方法以及用于发送和接收超声波的程序用于例如穿刺术的目的,在穿刺术中,在查看超声波图像的同时将穿刺针插入对象中。

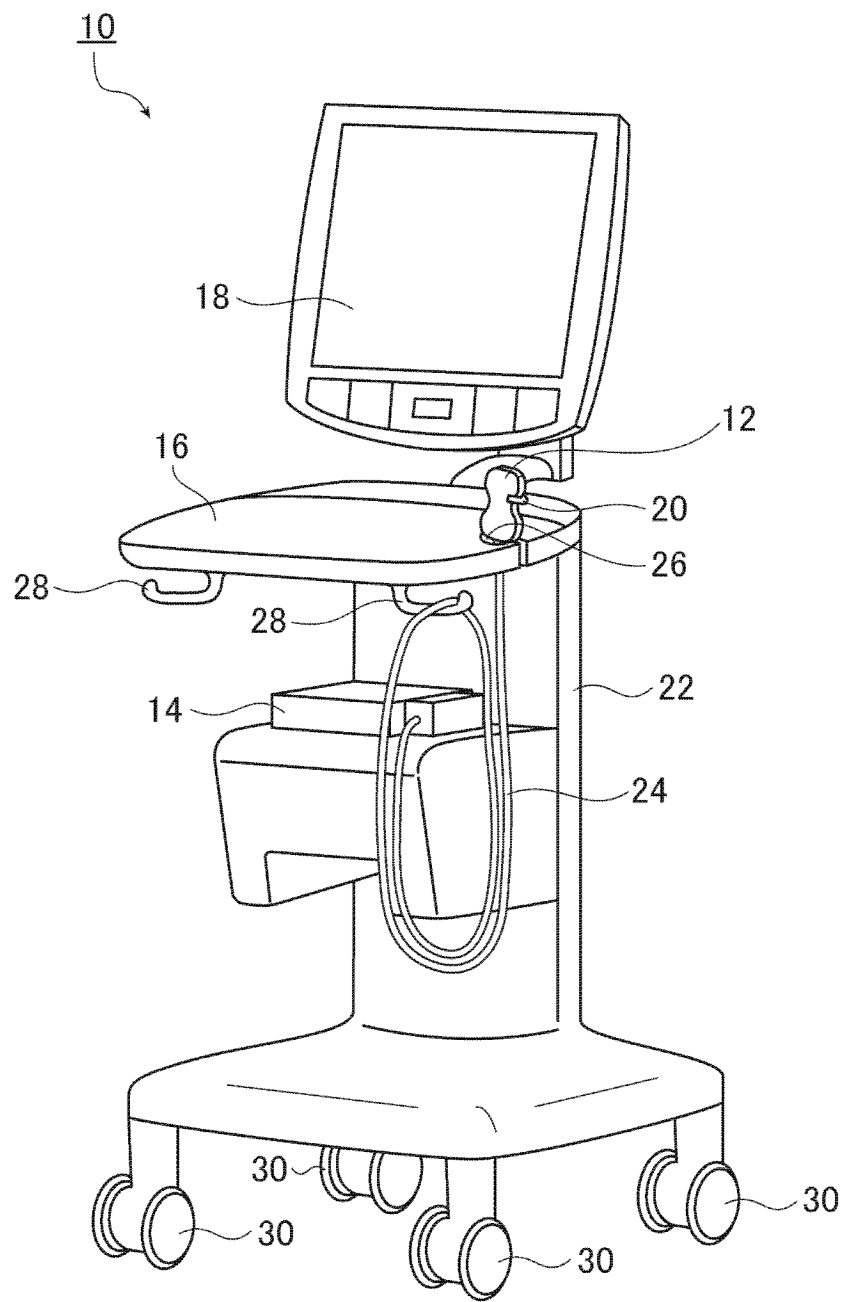


图 1

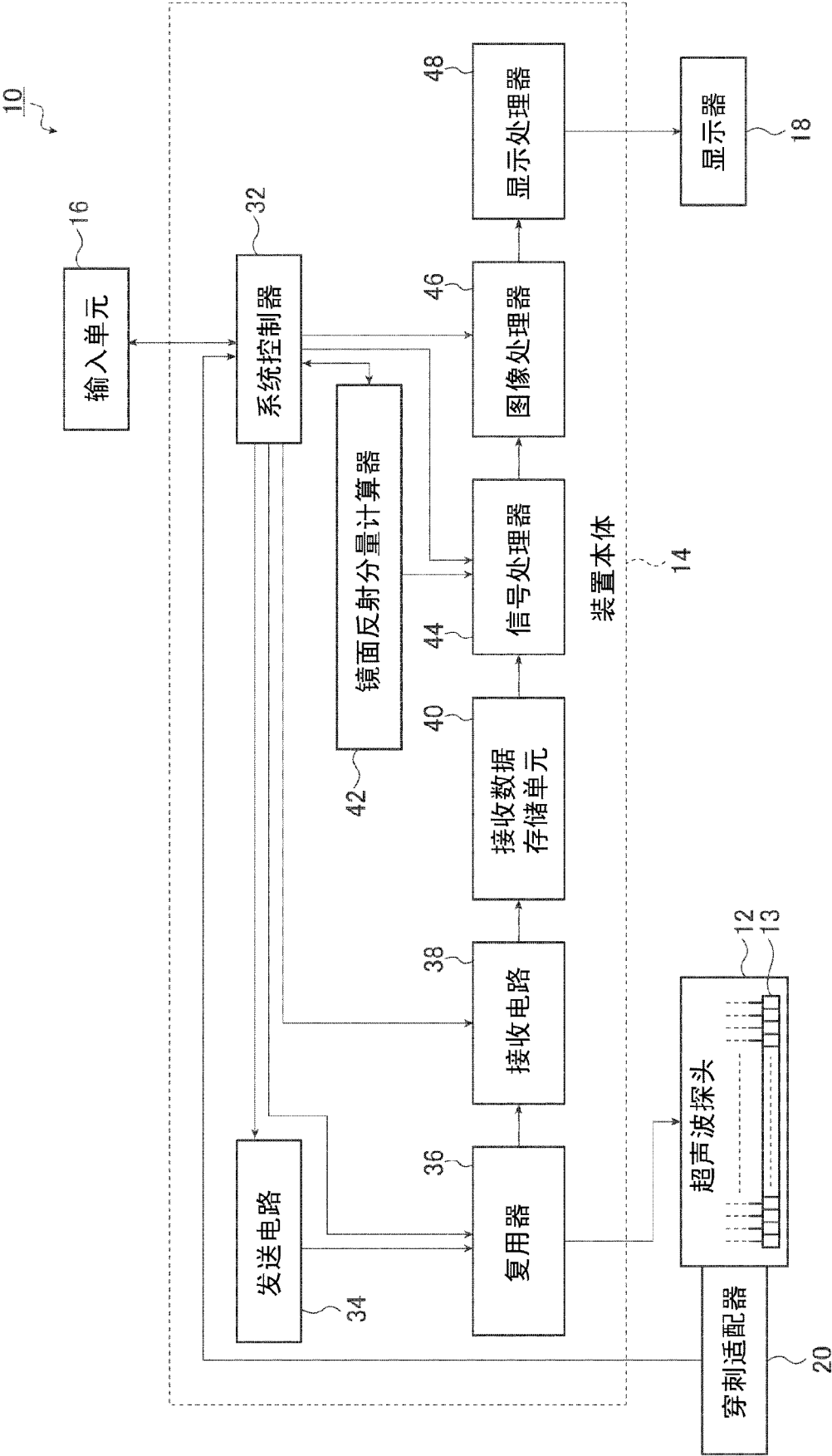


图 2

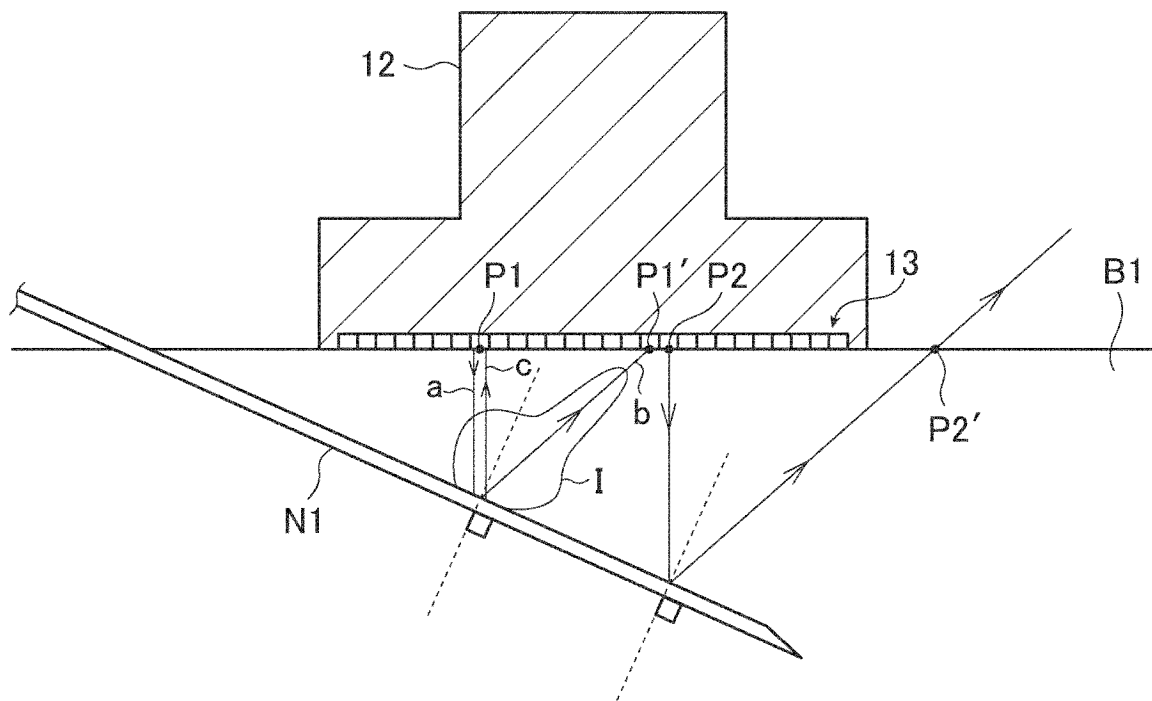


图 3

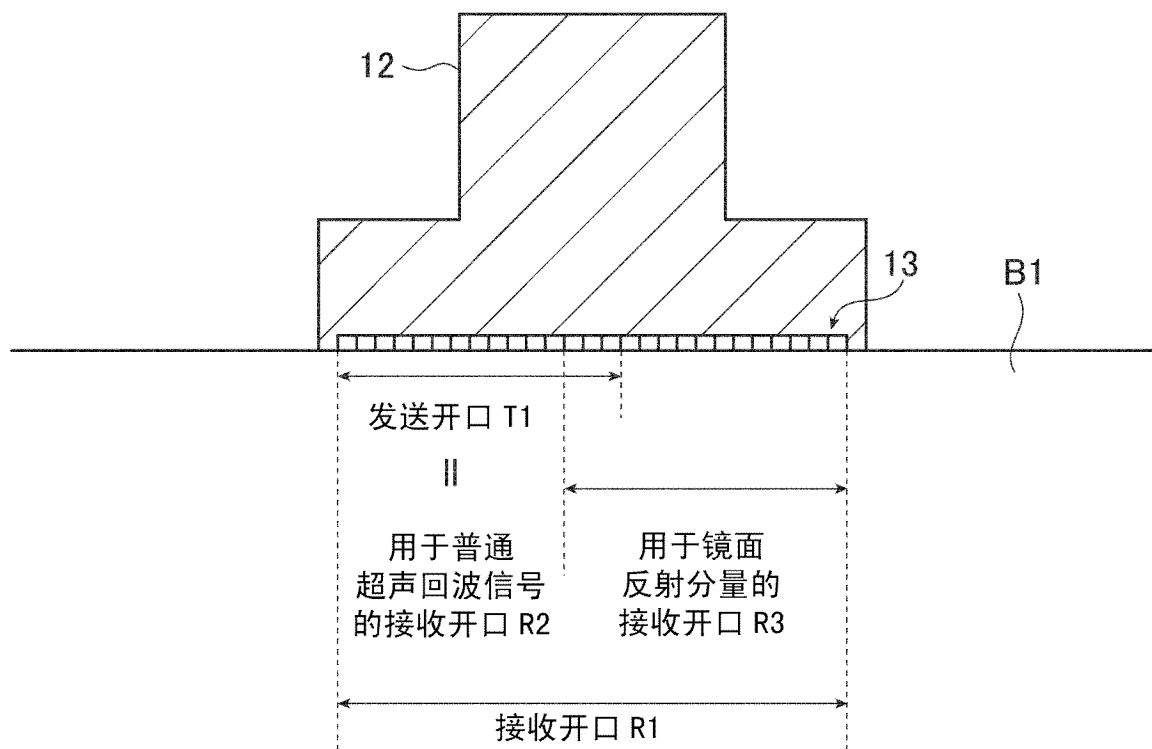


图 4

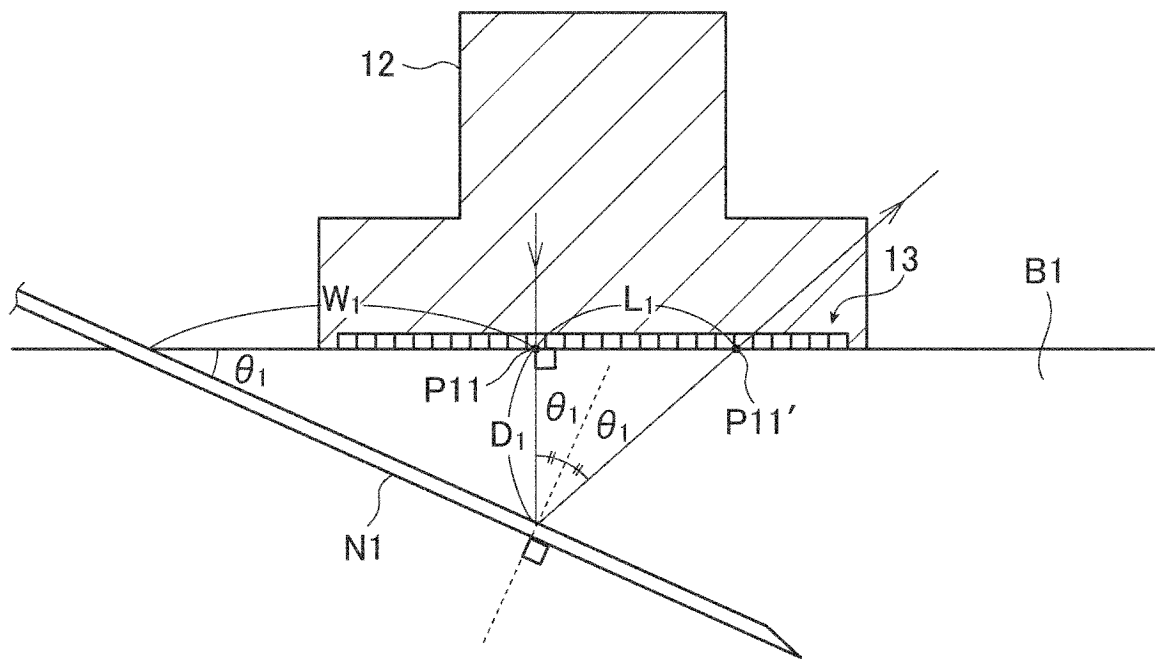


图 5

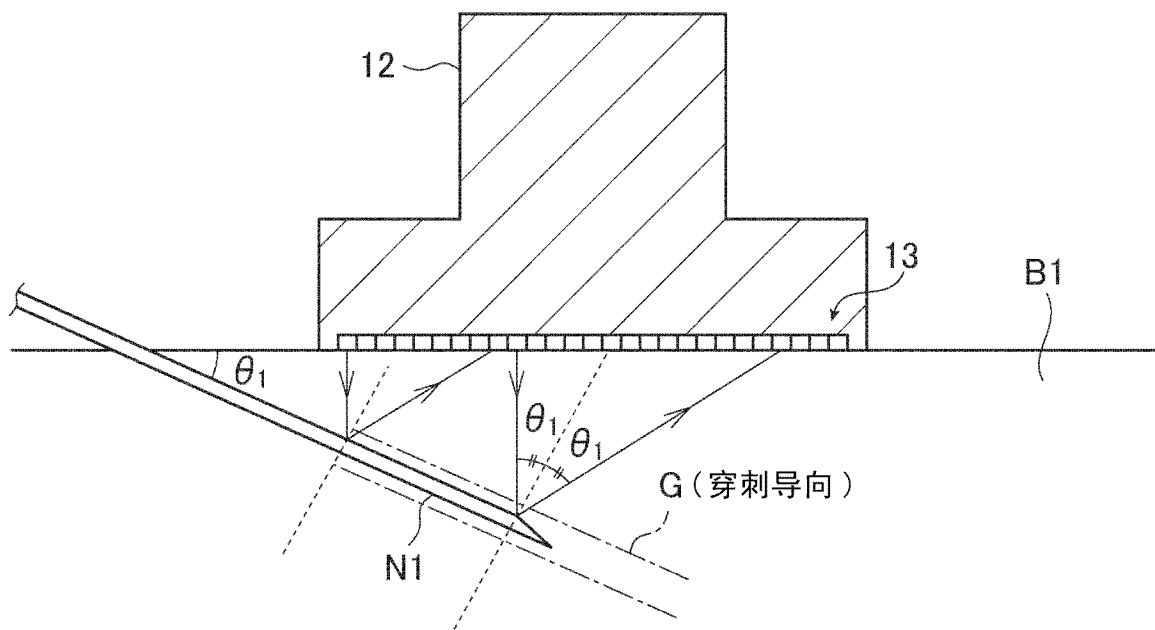


图 6

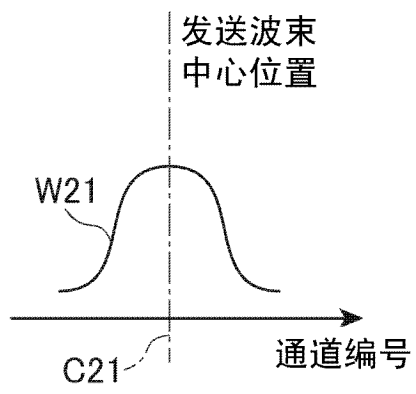


图 7A

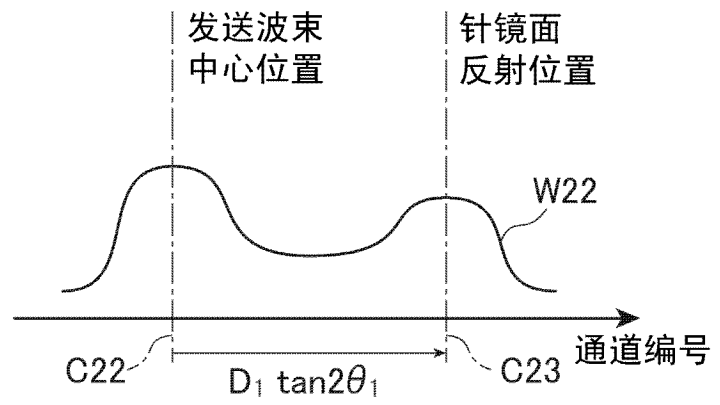


图 7B

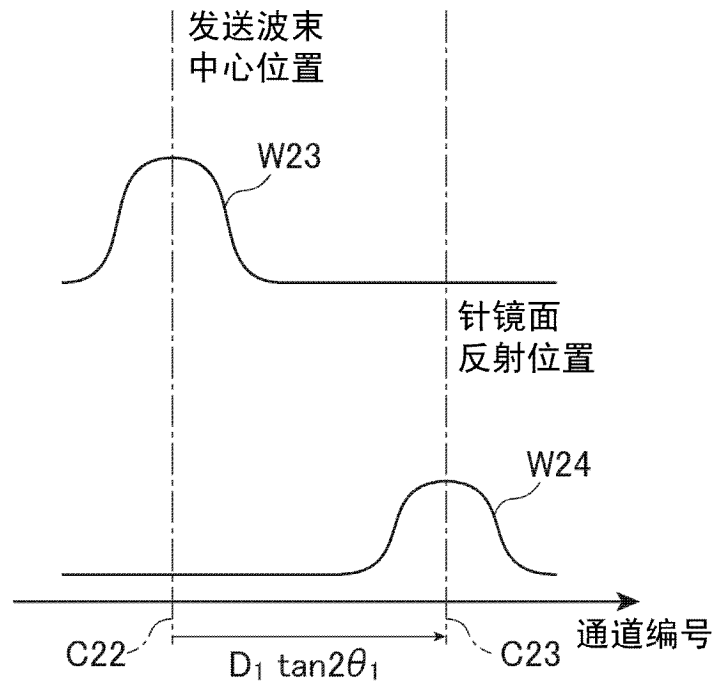


图 8

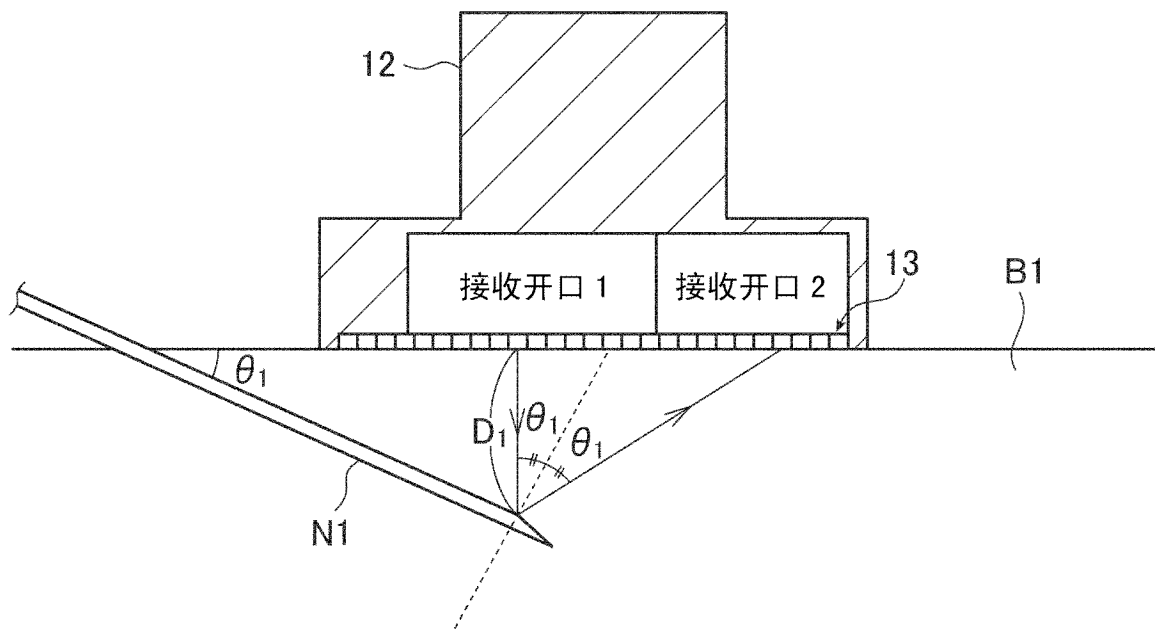


图 9

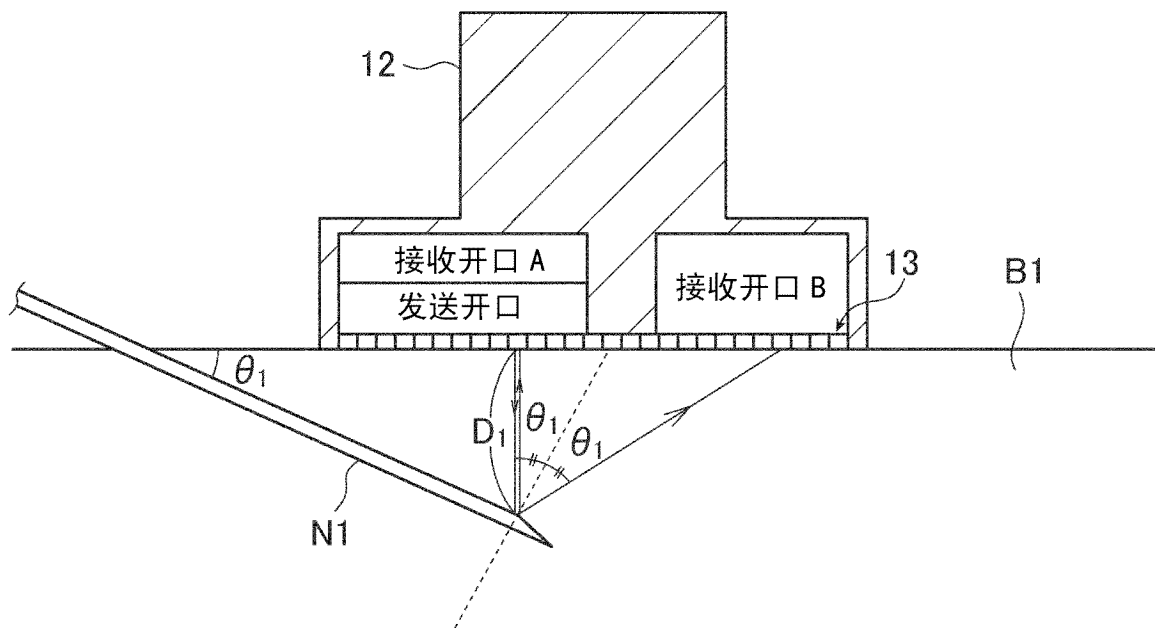


图 10



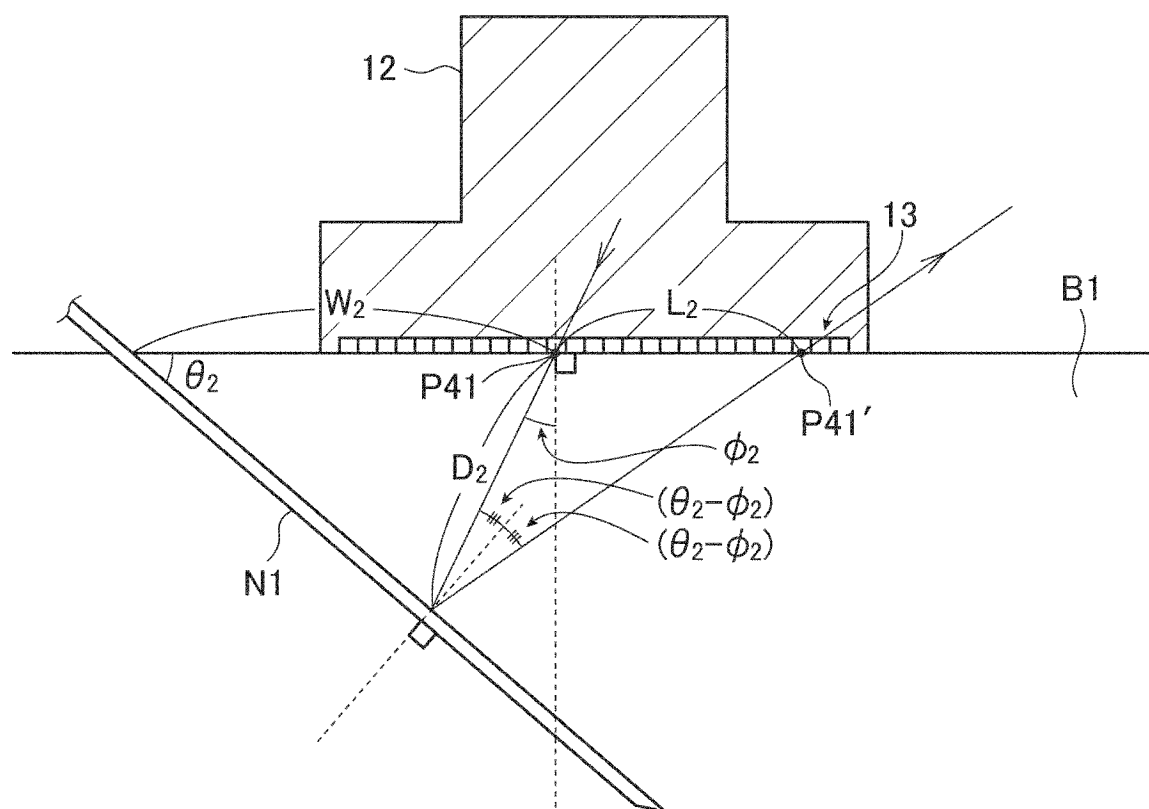


图 11

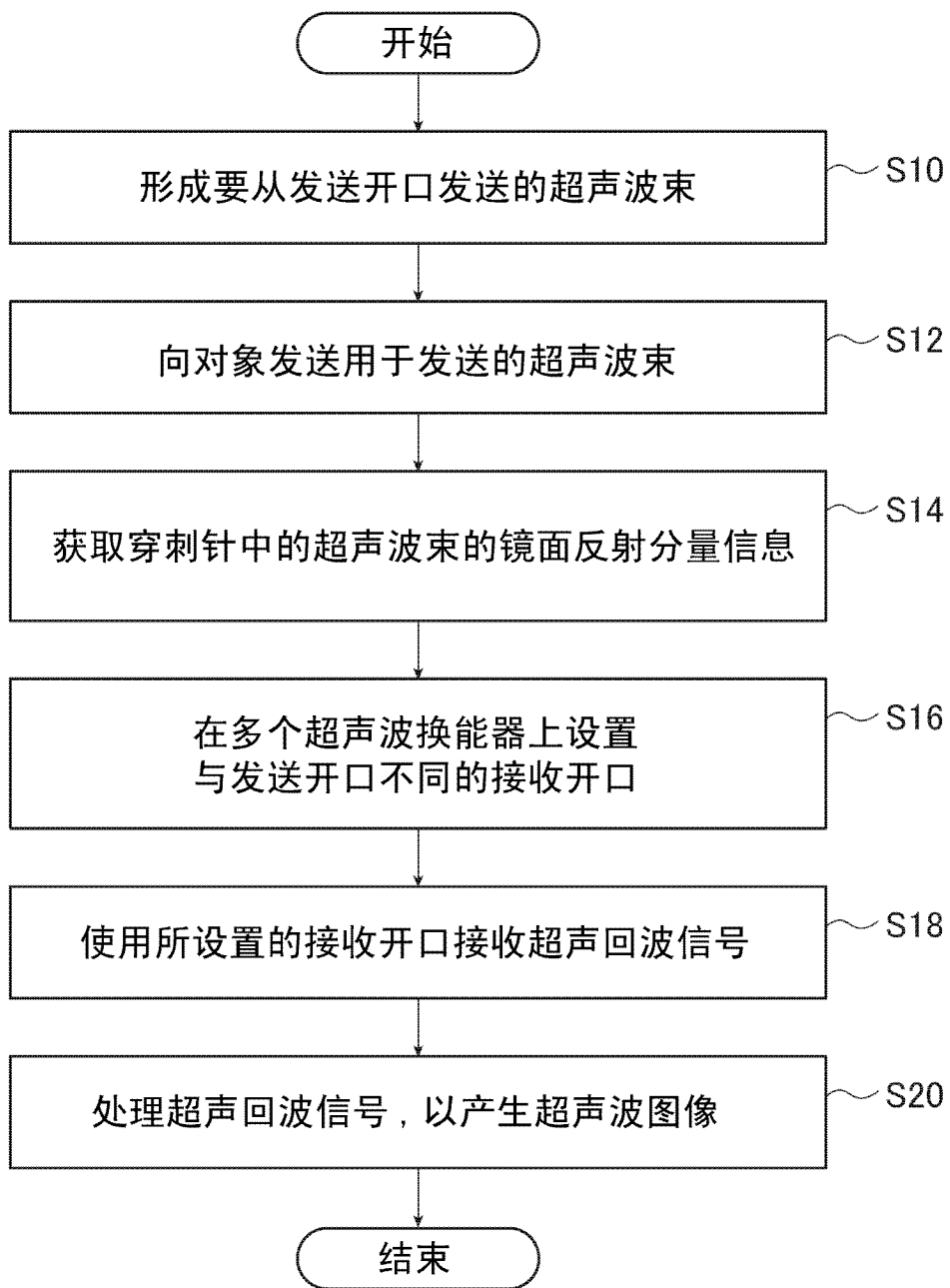


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102652678B</a>	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201210048195.8	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	田代理香 宫地幸哉 胜山公人		
发明人	田代理香 宫地幸哉 胜山公人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4461 A61B8/5253 G01S15/8927 G01S15/899		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011046725 2011-03-03 JP		
其他公开文献	CN102652678A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

超声波诊断装置包括多个超声波换能器，该多个超声波换能器执行对对象的包含穿刺针的目标部位的超声波发送和接收。发送和接收超声波的方法使用该超声波换能器。该装置和方法形成要从在超声波换能器上设置的发送开口发送的超声波束，获取与穿刺针中的超声波束的镜面反射分量有关的信息；基于与超声波束的镜面反射分量有关的信息，设置与在多个超声波换能器上设置的发送开口不同的第一接收开口，以及处理多个超声波换能器使用第一接收开口接收到的超声回波信号。

