



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104586356 B

(45)授权公告日 2017. 10. 27

(21)申请号 201410602150.X

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2014.10.31

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104586356 A

审查员 熊狮

(43)申请公布日 2015.05.06

(30)优先权数据

61/898,035 2013.10.31 US

(73)专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 长永兼一 古川幸生 卓雅一

西原裕 R·A·克鲁格

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 罗银燕

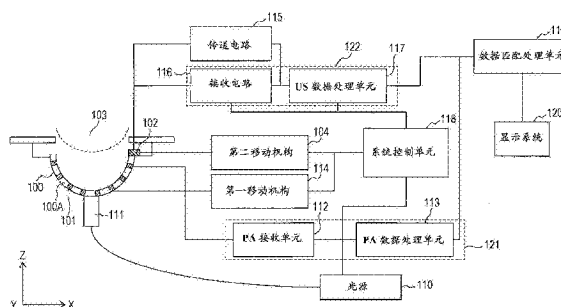
权利要求书3页 说明书15页 附图11页

(54)发明名称

被检体信息获取装置

(57)摘要

本发明公开了一种被检体信息获取装置。根据本发明的被检体信息获取装置包括接收光声波的多个第一转换元件。接收灵敏度最高的方向在第一部分第一转换元件和与第一部分第一转换元件不同的第二部分第一转换元件之间不同。该第一部分第一转换元件和第二部分第一转换元件均以接收灵敏度最高的方向分别面向预定区域的方式被设置在支撑部件上。还包括与第一转换元件不同并且向被检体传送声波和分别接收在被检体内反射的反射波的多个第二转换元件。



1. 一种被检体信息获取装置,包括:

光源,该光源被配置为产生光;

多个第一转换元件,该多个第一转换元件中的每一个接收通过被检体被光照射而在被检体内产生的光声波;

支撑部件,该支撑部件被配置为支撑多个第一转换元件,并且被进一步配置为保持声学传送材料;

多个第二转换元件,该多个第二转换元件与第一转换元件不同,并且该多个第二转换元件向被检体传送声波和分别接收在被检体内反射的反射波;

第一移动机构,该第一移动机构被配置为移动支撑部件,以改变多个第一转换元件与被检体之间的相对位置;以及

第二移动机构,该第二移动机构被配置为在二维平面上沿直线轨迹移动多个第二转换元件,

其中,接收灵敏度最高的方向在多个第一转换元件中的第一部分第一转换元件和第二部分第一转换元件之间不同,该第二部分第一转换元件与第一部分第一转换元件不同,该第一部分第一转换元件和第二部分第一转换元件均以接收灵敏度最高的方向按分别面向预定区域的方式被设置在支撑部件上,以及

其中,所述多个第二转换元件被排列为比所述多个第一转换元件更接近被检体,

其中第一移动机构沿具有二维螺旋形式的轨迹移动支撑部件。

2. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,

支撑部件包括具有球面的碗状部分;

并且其中,多个第一转换元件以三维螺旋形式排列在支撑部件上,其中第一转换元件的接收面沿着球面。

3. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,

第一移动机构以预定轴为中心旋转移动支撑部件。

4. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,

与第一转换元件相比,第二转换元件被设置在较接近被检体被放置的位置的位置处。

5. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中,

多个第二转换元件排列在平面上。

6. 根据权利要求2的被检体信息获取装置,其中,

多个第二转换元件排列在相对于碗状部分的开口部分的外周侧区域中。

7. 根据权利要求6的被检体信息获取装置,其中,

多个第二转换元件被分成至少包括第一组和第二组的多个组,其中第一组和第二组排列在所述外周侧区域中的不同位置处。

8. 根据权利要求1的被检体信息获取装置,还包括:

保持部件,该保持部件被配置为保持被检体;

其中,该保持部件被配置为使得从第二转换元件传送到保持部件的声波的入射角是比全反射角更接近垂直于保持部件的角度。

9. 根据权利要求2的被检体信息获取装置,其中,

多个第二转换元件以弧形排列,

并且其中,多个第二转换元件在球面的内侧空间中执行声波的传送和反射波的接收。

10.根据权利要求2的被检体信息获取装置,其中,

多个第二转换元件在球面上以三维螺旋排列。

11.根据权利要求1的被检体信息获取装置,

其中,第一移动机构通过移动支撑部件来一起移动多个第一转换元件和多个第二转换元件。

12.根据权利要求1的被检体信息获取装置,其中:

该第二移动机构被配置为能够与支撑部件的移动相独立地移动多个第二转换元件。

13.根据权利要求1的被检体信息获取装置,还包括:

控制单元,该控制单元被配置为控制光源、多个第一转换元件、多个第二转换元件以及第一移动机构中的每一者,

其中,该控制单元能够在相互不同的时段执行:

在轨迹上的多个位置处接收光声波的同时移动第一转换元件的模式,和

在轨迹上的多个位置处传送声波并接收反射波的同时移动第二转换元件的模式。

14.根据权利要求1的被检体信息获取装置,还包括:

控制单元,该控制单元被配置为控制光源、多个第一转换元件、多个第二转换元件以及第一移动机构中的每一者,

其中,控制单元能够执行:

在多个检测位置处交替执行通过第一转换元件接收光声波和通过第二转换元件传送声波并接收反射波中的每一个的同时移动支撑部件的模式。

15.根据权利要求14的被检体信息获取装置,

其中,多个第二转换元件配置沿预定方向排成行而排列的阵列,

并且其中,该阵列在支撑部件的移动时段期间关于支撑部件移动,使得该阵列的纵向与支撑部件的移动方向相交。

16.根据权利要求14的被检体信息获取装置,其中,

多个第二转换元件被分成多个组,

其中,该多个组中的每一个是多个第二转换元件沿预定方向排成行而排列的阵列,

并且其中,控制单元能够根据支撑部件的移动方向以组为单位选择第二转换元件以执行声波的传送和反射波的接收。

17.一种被检体信息获取装置,包括:

光源,该光源被配置为产生光;

多个第一转换元件,该多个第一转换元件中的每一个接收通过被检体被光照射而在被检体内产生的光声波;

支撑部件,该支撑部件被配置为支撑多个第一转换元件,并且被进一步配置为保持声学传送材料;以及

多个第二转换元件,该多个第二转换元件与第一转换元件不同,并且该多个第二转换元件向被检体传送声波和分别接收在被检体内反射的反射波;

第一移动机构,该第一移动机构被配置为移动支撑部件,以改变多个第一转换元件与被检体之间的相对位置;以及

第二移动机构,该第二移动机构被配置为在二维平面上沿直线轨迹移动多个第二转换元件,

其中,多个第一转换元件被设置在支撑部件上,使得多个第一转换元件的至少一部分中的每个第一转换元件的接收灵敏度最高的方向相交,以及

其中,所述多个第二转换元件被排列为比所述多个第一转换元件更接近被检体,

其中第一移动机构沿具有二维螺旋形式的轨迹移动支撑部件。

被检体信息获取装置

技术领域

[0001] 本发明涉及被检体信息获取装置。更特别地,本发明涉及从被检体接收声波并获取关于被检体内的信息的被检体信息获取装置。

背景技术

[0002] 诸如利用光声成像 (PAI) 的被检体内部的成像是当前的研究领域。光声成像通过被检体被脉冲光照射而工作,并且在吸收光能量的被检体内的组织处产生的光声波 (一般是超声波带声波) 被接收。接收的信号然后经受信号处理,并由此可获取被检体内的信息。

[0003] 通过光声波获取的信息根据照射被检体的光能量的波长而不同。例如,在使用被血红蛋白很好地吸收的近红外光的情况下,可获得被检体内的存在血液的部分的增强可视化。如果当通过使用以这种方式获得的图像进行诊断时可获得不仅指示血液存在何处而且指示组织的结构的信息,那么,由于增加的信息量,因此使得可以实现高度精确的诊断。

[0004] 在超声诊断装置中使用的超声回声方法可应用于对指示组织结构的信息的获取。因此,在获取被检体内的功能信息和结构信息二者时,赋予被检体信息获取装置接收光声波的功能和传送/接收诸如超声波的声波的功能可以认为是有用的。

[0005] 作为这种装置的示例,国际公开No.2010/030817公开了使用接收光声波的转换元件还传送/接收声波的装置。

[0006] 在国际公开No.2010/030817中,一个转换元件用来执行光声波的接收和声波的传送/接收二者。然而,特性会在光声波和在超声回声方法中传送/接收的超声波 (以下,也简称为“声波”) 之间不同。因此,对于有效的光声波的接收和声波的传送/接收存在需要。

[0007] 已发现,使得能够实现有效的光声波的接收和声波的传送/接收是希望的。

发明内容

[0008] 根据本发明的实施例的被检体信息获取装置包括:光源,该光源被配置为产生光;多个第一转换元件,该多个第一转换元件中的每一个接收通过被检体被光照射而在被检体内产生的光声波;支撑部件,该支撑部件被配置为支撑多个第一转换元件;以及多个第二转换元件,该多个第二转换元件与第一转换元件不同,并且该多个第二转换元件向被检体传送声波和分别接收在被检体内反射的反射波。接收灵敏度最高的方向在多个第一转换元件中的第一部分第一转换元件和第二部分第一转换元件之间不同,该第二部分第一转换元件与第一部分第一转换元件不同。该第一部分第一转换元件和第二部分第一转换元件均以接收灵敏度最高的方向分别面向预定区域的方式被设置在支撑部件上。

[0009] 本发明的其它特征从以下参照附图的示例性实施例的描述将变得清楚。

附图说明

[0010] 图1是示出根据实施例的被检体信息获取装置的示意图。

[0011] 图2是碗状部分的示意性平面图。

- [0012] 图3是示出支撑部件的轨迹的示意图。
- [0013] 图4是示出第二转换元件阵列的结构示意图。
- [0014] 图5A和图5B是示出第二转换元件阵列的结构示意图。
- [0015] 图6A和图6B是示意图,图6A示出支撑部件的轨迹,图6B示出第二转换元件阵列的变型示例。
- [0016] 图7A和图7B是示意图,图7A示出PA信号和US信号的获取定时,图7B示出第二转换元件阵列的放置与获取定时之间的关系。
- [0017] 图8A和图8B是示意图,图8A示出PA信号和US信号的获取定时,图8B示出第二转换元件阵列的放置与获取定时之间的关系。
- [0018] 图9A和图9B是示出第二转换元件阵列的轨迹的示意图。
- [0019] 图10A到10C是示出第二转换元件阵列的配置的示意图。
- [0020] 图11A到11C是示出保持部件与第二转换元件阵列的位置关系的示意图。

具体实施方式

[0021] 将参照附图描述本发明的实施例。作为一般规则,相同的组件由相同的附图标记表示,并且将省略其描述。

[0022] 注意,在本说明书中,通过光学吸收而在被检体内产生的声波将被称为“光声波”,并且从转换元件传送的声波将被称为“超声波”,以便于描述。

[0023] 根据本发明的被检体信息获取装置通过使用光声波的接收信号来获取指示与被检体内的多个位置中的每一个对应的特性值的特性信息。从光声波获取的特性信息反映光能量的吸收率。具体地,从光声波获取的特性信息包括反映产生的光声波的初始声压、从初始声压导出的光能量吸收密度、吸收因子、构成组织的物质的浓度等的特性信息。物质的浓度的示例包括氧饱和度、总血红蛋白浓度、氧合血红蛋白或脱氧血红蛋白的浓度等。多个位置处的特性信息可作为二维或三维特性分布被获取。特性分布可作为图像数据被产生。

[0024] 被检体信息获取装置还可接收作为从被检体内反射回的传送超声波的超声波(反射波)。从反射波的接收信号获取的特性信息反映被检体内的声阻抗的差异。从反射波获取的特性信息差异的特定示例包括反映被检体内的声阻抗的形态信息以及从声阻抗差异导出的指示组织的弹性和粘性的信息和诸如血流流速的运动信息等。多个位置处的特性信息可作为二维或三维特性分布被获取。特性分布可作为图像数据被产生。

[0025] 注意,根据以下实施例的被检体信息获取装置主要针对的是人和动物中的恶性肿瘤和血管疾病等的诊断、化疗期间的后续观察等。因此,预期的诊断目标是活体,尤其是人和动物乳腺(例如,乳房)等。

[0026] 第一实施例

[0027] 以下是根据第一实施例的被检体信息获取装置的配置及其处理流程的描述。

[0028] 总体装置配置

[0029] 图1是示出本实施例的系统配置的示意图。根据本实施例的被检体信息获取装置至少包括光源110、用于接收光声波的多个第一转换元件101、用于支撑多个第一转换元件101的支撑部件100、用于移动支撑部件100的第一移动机构114、以及多个第二转换元件102。

[0030] 经由光学传送系统111,被检体103被来自光源110的光照射。光声波被多个第一转换元件101中的每一个接收,并且时序接收信号(光声(PA)信号)从第一转换元件101输出。PA信号被输入到PA信号处理单元121,其中PA信号处理单元121基于PA信号创建PA数据。

[0031] 另一方面,第二转换元件102根据来自传送电路115的传送信号向被检体103传送超声波。反射波被第二转换元件102接收,并且时序接收信号(超声(US)信号)从第二转换元件102输出。US信号被输入到US信号处理单元122,其中US信号处理单元122创建US数据。多个第二转换元件102可通过第二移动机构104移动。注意,在图1中,多个第二转换元件102沿与图面垂直的方向排列。

[0032] 数据匹配处理单元119基于PA数据和US数据产生显示数据,该显示数据被输出到显示系统120。

[0033] 注意,本发明的一种形式的特征在于,第一转换元件101和第二转换元件102被分开设置(不被共用)。这是由于,第一转换元件101接收的光声波的特性和第二转换元件102传送/接收的超声波的特性可能不同。将在本实施例的组件的详细描述中描述特性的差异。

[0034] 与光声波的接收有关的处理流程

[0035] 将描述关于光声波的接收的处理流程。首先,第一移动机构114根据来自系统控制单元118的指令开始移动支撑部件100以便在预定的轨迹上移动。

[0036] 这里,注意,多个第一转换元件101如图2所示的那样以三维螺旋形式被设置在支撑部件100的碗状部分100A上,并且被配置为随着支撑部件100移动而移动。图3示出在二维螺旋轨迹上移动的支撑部件100的示例。图2示出碗状部分100A的平面图,图3示出支撑部件100移动使得当从上面观察碗状部分100A时碗状部分100A的中心跟踪二维螺旋的方式。

[0037] 光源110根据来自系统控制单元118的指令以预定的光发射间隔发射光。在支撑部件100移动的同时在某一定时从光源110发射的脉冲光穿过光学传送系统111,并且被检体103由此被照射。光传送速度足够快,因此,光源110的光发射时间可作为与光对被检体照射的时间相同的时间对待。

[0038] 通过被检体103传播的光能量的一部分被吸收预定波长的光的光吸收体(例如,包含大量的血红蛋白的血管)吸收,并且光吸收体的热膨胀产生光声波。对支撑部件100设置的多个第一转换元件101接收这些光声波并转换成时序接收信号(PA信号)。

[0039] 注意,超声波的传播速度(声速)比支撑部件100的移动速度快。因此,某个第一转换元件101(其将被称为第一转换元件101A)接收光声波的检测位置可作为是第一转换元件101A在被检体103被产生这些光声波的脉冲光照射的定时所存在的位置的相同位置对待。也就是说,从被检体103被脉冲光照射直至第一转换元件101接收光声波的支撑部件100的移动量可被视为是可忽略的,因此,照射脉冲光的定时和接收光声波的定时可作为是相同的对待。支撑部件100具有多个第一转换元件101,因此可通过识别支撑部件100的位置来识别多个第一转换元件101中的每一个的位置。

[0040] 光源110以预定的周期发射光,并且支撑部件100以预定的速度移动,因此,在与较早的光照射时间不同的光照射时间,第一转换元件101在与较早的光照射时间的检测位置不同的检测位置处接收光声波。

[0041] 在每个接收定时从多个第一转换元件101输出的PA信号被依次输入到PA信号处理单元121。PA接收电路112执行PA信号的放大和AD转换,并将数字化的PA信号传送到PA数据

处理单元113。PA数据处理单元113基于来自PA接收电路112的信号执行图像重构,以获取任选的区域(目标区域)的特性分布。目标区域的特性分布在获取三维信息的情况下可作为一组体素数据或者在获取二维信息的情况下可作为一组像素数据被获取。获取的特性分布作为PA数据被传送到数据匹配处理单元119。

[0042] 上述流程允许目标区域的PA数据被有效且精确地获得。注意,在获取任选的目标区域中的PA数据的情况下,PA数据处理单元113不必使用存储在PA数据处理单元113中的存储器中的所有PA信号。

[0043] 与超声波的传送/接收有关的处理流程

[0044] 下面,将描述与超声波的传送/接收有关的处理流程。这里,将描述对支撑部件100设置多个第二转换元件102的示例。具体地,如图1所示,多个第二转换元件102排列在相对于碗状部分100A的上端部(也就是说,开口侧的端部)的外周侧区域上。在图1中,多个第二转换元件102沿与图面垂直的方向排列。该配置使得多个第二转换元件102随着支撑部件100移动而移动。

[0045] 首先,第一移动机构114根据来自系统控制单元118的指令开始移动支撑部件100以便在预定的轨迹上移动。这里,将以与接收光声波的情况下的二维螺旋轨迹相同的方式,描述移动在二维螺旋轨迹上的示例。传送电路115将根据系统控制单元118的指令的传送信号传送到第二转换元件102。第二转换元件102基于输入的传送信号向被检体103传送超声脉冲。在被检体103内散射和反射的超声波作为反射波再次到达第二转换元件102。第二转换元件102接收反射波并转换成时序接收信号(US信号)。

[0046] 注意,超声波的传播速度比支撑部件100的移动速度快,因此,某个第二转换元件102(其将被称为例如第二转换元件102A)接收反射波的检测位置可作为是第二转换元件102A在超声波被传送的定时所存在的位置的相同位置对待。也就是说,从超声波被传送到第二转换元件102接收反射波的支撑部件100的移动量可被视为是可忽略的。

[0047] 多个第二转换元件102随着支撑部件100移动而执行在每个检测位置处获取预定范围的断层图像所需要的超声波的传送/接收。在每个检测位置处从多个第二转换元件102输出的US信号被依次输入到US信号处理单元122。US接收电路116执行US信号的放大和AD转换,并将数字化的US信号传送到US数据处理单元117。US数据处理单元117基于来自US接收电路116的信号执行接收束形成处理,并由此可获取与多个断层图像对应的特性分布。获取的特性分布作为US数据被传送到数据匹配处理单元119。数据匹配处理单元119基于输入的PA数据和US数据将显示数据输出到显示系统120。

[0048] 在以上描述中,在预定的轨迹上移动支撑部件100的同时接收光声波,然后,在相同轨迹上移动支撑部件100,同时在多个检测位置处执行超声波的传送/接收。也就是说,用于光声波的接收的移动和用于超声波的传送/接收的移动分开执行。然而,可在支撑部件100的同一移动期间执行光声波的接收和超声波的传送/接收。也就是说,可在交替地在每个检测位置处执行光声波的接收和超声波的传送/接收的同时移动支撑部件100。

[0049] 下面,将详细描述根据本实施例的被检体信息获取装置的组件。

[0050] 光源110

[0051] 光源110优选为能够发射纳秒到微秒量级的脉冲光的脉冲光源。具体地,使用约1~100纳秒的脉冲宽度以有效地产生光声波。波长优选为约600nm~1100nm。诸如Nd:YAG激

光器和紫翠宝石激光器的脉冲激光器是优选使用的激光器的特定的光源示例。也可使用使用Nd:YAG激光作为激励光的光学参量振荡器(OPO)或钛蓝宝石(Ti:sapphire)激光器等。除了这些之外,也可使用半导体激光器和光。光通过光学传送系统111从光源110传送到被检体103。光学传送系统111可使用诸如透镜、镜子、光纤等的光学元件。

[0052] 支撑部件100

[0053] 支撑部件100是固定和支撑多个第一转换元件101的部件。如图1和图2所示,支撑部件100具有碗状部分100A,该碗状部分100A具有球面。

[0054] 当检查被检体103时,被检体103从被检体支撑部件100的开口插入到支撑部件100内的空间中。诸如水的声学传送介质从位于碗状部分100A的底部的入口130被注入到支撑部件100的碗状部分100A中,以便在碗状部分100A与被检体103之间填充。并且,可以如国际公开No.2010/030817中所描述的那样设置保持被检体103的薄杯形保持部件(从视图省略)。在这种情况下,声学传送介质填充在碗状部分100A与保持部件之间以及保持部件与被检体103之间。并且,向碗状部分100A的底部设置光发射单元131,使得被检体103被通过光学传送系统111传送的来自光发射单元131的光照射。

[0055] 第一转换元件101

[0056] 只要能够接收声波并转换成电信号,就可对第一转换元件101使用任何类型的转换元件,包括诸如利用压电现象的压电元件的转换元件、利用光学共振的转换元件、诸如电容微加工超声换能器(CMUT)等的静电电容转换元件等。

[0057] 如图2所示,多个第一转换元件101排列在支撑部件100上,使得多个第一转换元件101以三维螺旋排列,其中该多个第一转换元件101的接收面沿着碗状部分100A的球面。排列以便沿着球面使得能够实现每个第一转换元件101的接收灵敏度高的方向面向预定区域的配置。

[0058] 一般地,转换元件的接收面(表面)的法线方向是接收灵敏度最高的方向。因此,诸如图2所示的沿着球面的阵列使得第一转换元件101中的每一个的接收灵敏度比预定水平高的方向能够指向半球形碗状部分100A的曲率中心附近(预定区域)。多个第一转换元件101特别优选地被排列使得灵敏度最高的方向在碗状部分100A的曲率中心附近相交。

[0059] 本实施例使得能够在第一转换元件101中的每一个的接收灵敏度比预定水平高的方向所指向的区域处实现更高的分辨率。在本说明书中,这种可以高的灵敏度执行接收的区域将被称为“高灵敏度区域”;因此,高灵敏度区域是高分辨率区域。注意,对于高分辨率区域的优选范围是从最高分辨率点到分辨率为最高分辨率的一半的点的范围。具体地,下式(1)中的直径r表示高分辨率区域的直径。

$$[0060] \quad r = \frac{r_0}{\Phi_d} \cdot \sqrt{(R^2 - R_H^2)} \quad \cdots (1)$$

[0061] 这里,R是允许分辨率,R_H是最高分辨率,r₀是要放置转换元件的球的直径,Φ_d是每个第一转换元件101的直径。

[0062] 本实施例中的多个第一转换元件101的阵列不限于诸如图2所示的示例;可形成预定的高灵敏度区域的阵列就足够了。可形成预定的高灵敏度区域的阵列是与第一转换元件101中的每一个的接收灵敏度最高的方向平行的情况相比可利用更高的灵敏度接收声波的阵列。由多个第一转换元件101的阵列确定的高灵敏度区域在执行检查时假定被检体103位

于的区域处形成。

[0063] 具体地,在多个第一转换元件101中,至少两个第一转换元件101被排列使得其最高接收灵敏度的方向优选面向预定区域。

[0064] 也就是说,在多个第一转换元件101中,优选第一转换元件101的一部分和与第一转换元件101的该部分不同的第一转换元件101具有各自的接收灵敏度最高的不同方向,并且各自的接收灵敏度最高的方向面向预定区域。更优选地,第一转换元件101被排列使得在第一转换元件101的至少一部分中各自的接收灵敏度最高的方向相交。

[0065] 因此,通过各自的接收灵敏度最高的方向面向预定区域,与第一转换元件101中的每一个的接收灵敏度最高的方向平行的情况相比,在预定区域处产生的光声波可利用更高的灵敏度接收。因此,与第一转换元件101中的每一个的接收灵敏度最高的方向平行的情况相比,可提高预定区域处的图像的分辨率。

[0066] 这种阵列也可以说成是多个第一转换元件101中的至少一部分第一转换元件101的指向轴(沿着最高灵敏度的方向的轴)会聚的阵列。

[0067] 这种阵列也可以说成是第一转换元件101的接收面面向支撑部件100的内侧的阵列。也就是说,在向具有诸如球面等的弯曲表面的支撑部件设置第一转换元件101的情况下,沿着其朝着曲率中心的表面排列第一转换元件101的接收面。并且,在向具有多个平面的组合(由所述平面形成的角优选为钝角)作为支撑部件的面的支撑部件设置第一转换元件101的情况下,沿着内表面(凹陷侧的表面)排列接收面。

[0068] 注意,在本说明书中,术语“球面”包括真球上的面以外的球面,并因此包括具有开口的球面,诸如半球形等。还包括在可被认为是“球面”的程度的表面上具有凸凹的面、椭球体(通过三维扩展椭圆形成的形状;表面是二次表面)上的面等。

[0069] 第一移动机构114

[0070] 第一移动机构114可通过移动支撑部件100改变多个第一转换元件101中的每一个关于被检体103的相对位置。具体地,第一移动机构114可沿诸如图3所示的二维螺旋轨迹或者直线轨迹(参见稍后描述的图6A)移动支撑部件100。

[0071] 沿二维螺旋轨迹或者直线轨迹移动使得由多个第一转换元件101的阵列确定的高灵敏度区域与被检体103之间的相对位置能够被改变。因此,可以减小单个图像内的分辨率的变化。也就是说,由于支撑部件100的运动,对于光声波的每个接收定时在不同的位置处存在高灵敏度区域,并且作为结果,可总体扩大高灵敏度区域。支撑部件100的移动可以是轨迹上的连续移动,或者可以是步进重复类型的移动,在该步进重复类型的移动中,支撑部件100在前往下一点之前在轨迹上的每个点(每个检测位置)暂时停止。

[0072] 移动不限于二维移动(在XY平面上),并且可包括三维移动(在XYZ空间中)。具体地,支撑部件100可垂直移动,使得高灵敏度区域沿被检体103的深度方向(Z方向)移动。

[0073] 并且,第一移动机构114可以以支撑部件100的预定轴(例如,球面的中心轴)为中心旋转移动(旋转)支撑部件100。即使当执行旋转移动时,在诸如图2所示的第一转换元件101的三维螺旋阵列的情况下分辨率也被提高。

[0074] 可通过使用诸如步进马达等的马达、具有引导件等的电动台架等配置第一移动机构114。在设置第二移动机构104的情况下,也可通过使用与第一移动机构114相同的部件配置第二移动机构104。

[0075] PA信号处理单元121

[0076] PA信号处理单元121处理从第一转换元件101输出的接收信号,由此产生反映光能量的吸收率的特性信息的分布作为PA数据。根据本实施例的PA信号处理单元121包括PA接收电路112和PA数据处理单元113。

[0077] PA接收电路112包括用于放大来自第一转换元件101的接收信号的放大器和用于数字化模拟接收信号的A/D转换器。

[0078] PA数据处理单元113通过使用从PA接收电路112输出的信号重构图像。诸如在美国专利No.5,713,356中描述的通用背投影(UBP)、滤波背投影(FBP)等的已知的重构技术可以用作图像重构技术。执行图像重构使得能够产生二维或三维坐标轴上的分布(与被检体内的空间对应的分布)。PA数据处理单元113包括存储器、运行中央处理单元(CPU)或图形处理单元(GPU)的工作站、场可编程门阵列(FPGA)芯片等。存储器一般被配置为包括诸如只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、硬盘等的计算机可读存储介质。存储单元不限于被配置为包括一个存储介质,并且可以被配置为包括多个存储介质。

[0079] 传送电路115

[0080] 传送电路115是根据来自系统控制单元118的控制信号产生具有与超声波的传送方向对应的延迟时间(相位)和幅度的波形的传送信号(脉冲信号)的信号产生电路。传送信号被输入到第二转换元件102,其中超声波作为脉冲波被从第二转换元件102传送。传送电路115包括复用器、开关等。

[0081] 第二转换元件102

[0082] 以与第一转换元件101相同的方式,只要能够接收声波并转换成电信号,就可对第二转换元件102使用任何类型的转换元件,包括诸如利用压电现象的压电元件的转换元件、利用光学共振的转换元件、诸如CMUT等的静电电容转换元件等。

[0083] 并且,在本实施例中,在执行一次超声波传送时不是所有的第二转换元件102必须被使用。也就是说,可以使用第二转换元件102的一部分(第二转换元件组)以执行一次超声波传送(即,传送束形成)。在这种情况下,优选执行电子扫描,在该电子扫描中,在依次切换在传送束形成中使用的第二转换元件102的同时重复超声波束的传送。

[0084] 在本实施例中,第一转换元件101和第二转换元件102不被共用,而是根据单独的用途被设置。特别地,根据本实施例的第二转换元件102被设置在与第一转换元件101不同的位置处。图1示出多个第二转换元件102被设置在相对于支撑部件100的碗状部分100A的开口的外周侧的区域处。然而,可在开口的端部处设置多个第二转换元件102。在本说明书中使用的术语“端部”不限于开口的边缘,而且包括边缘附近的区域。具体地,只要在第一转换元件101接收光声波时不阻碍光声波路径,它就包括内周侧的区域。

[0085] 多个第二转换元件102的阵列特别地为如图4所示的那样在平面上一维排列的1D阵列。在以下描述中,多个第二转换元件102被排列的配置将被称为“第二转换元件阵列1020”。

[0086] 注意,根据本实施例的第二转换元件阵列1020可被布置使得多个第二转换元件102如稍后参照图6B所描述的那样在平面上排列为弧状。阵列不限于1D阵列,并且可以是称为1.5D阵列、1.75D阵列或2D阵列的配置。

[0087] 每个第二转换元件102的接收面面向上部(Z方向)并且朝着位于上方的被检体传

送超声波。然而,注意,可以进行第二转换元件102的接收面面向的方向从Z方向倾斜预定角度(例如,10度或者更多但25度或者更少)以便面向碗状部分100A的球面的中心侧的布置。因此,可通过使第二转换元件102的灵敏度最高的方向(或者超声波束传送方向)从Z方向倾斜预定角度(例如,10度或者更多但25度或者更少)来执行有效的超声波传送。

[0088] 并且,虽然多个第二转换元件102被排列的方向(第二转换元件阵列1020的纵向)被描述为与图1中的图面垂直的方向(即,由碗状部分100A的开口部分形成的圆的切线方向),但纵向的方向不限于此。例如,可以进行沿由碗状部分100A的开口部分形成的圆的径向排列多个第二转换元件102的布置。特别地,在通过在二维螺旋轨迹上移动支撑部件100来移动第二转换元件阵列1020的情况下,第二转换元件阵列1020的纵向与由开口部分形成的圆的切线方向优选相交。因此,可在轨迹的中心附近有效地执行成像。

[0089] 在图1中,第二转换元件102被示为设置在第一转换元件101之上(朝着被检体侧)。该位置是优选的原因在于,第二转换元件102是传送超声波并接收反射波的转换元件。具体地,关于相同深度处的区域,第二转换元件102传送超声波并接收返回的反射波所花费的时间比第一转换元件101从光照射点接收光声波所花费的时间长。也就是说,为了在不与光声波的时间大大不同的接收时间接收相同深度处的被检体区域,第二转换元件阵列1020优选位于比多个第一转换元件101较接近被检体的位置。较接近被检体还使得获取断层图像的帧速率也能够被提升。

[0090] 并且,在碗状部分100A的开口侧的端部处或者在相对于开口部分的外侧的区域处设置第二转换元件102是优选的,原因是第一转换元件101接收的光声波的传播不被阻碍。

[0091] 并且,在执行传送束形成的情况下,超声波被传送使得超声波束在被检体的预定位置处会聚,并且在超声波束上的范围处被反射。在利用作为与排列在球面上的多个第一转换元件101的阵列相同的阵列的多个第二转换元件102的阵列执行传送束形成的情况下,获取的超声图像可能与通过一般的线性电子扫描获取的超声图像不同。因此,多个第二转换元件102优选分别排列在二维平面内,以避免给予作为用户的医师等关于超声图像的不协调感。

[0092] 存在许多的传送/接收超声波和光声波具有不同的频率特性的情况。具体地,存在光声波的中心频率比超声波的中心频率低的情况。因此,具有比第一转换元件101高的中心频率的转换元件优选被用作第二转换元件102。因此,其中心频率比第一转换元件101高的转换元件优选被用于第二转换元件102。使用具有高中心频率的转换元件使得超声波的传送/接收能够被有效地执行。具体地,对于第二转换元件102,具有7~15MHz的范围中的中心频率的转换元件是优选的,而对于第一转换元件101,具有1~10MHz的范围中的中心频率的转换元件是优选的。

[0093] 由于对于本发明来说第一转换元件101和第二转换元件102被分开设置就足够了,因此,第二转换元件102可与第一转换元件101分开地以三维螺旋设置,这在后面的实施例中描述。根据本实施例的第二转换元件102也可用作传感器以通过超声波的传送/接收来确认被检体是否位于预定位置。

[0094] US信号处理单元122

[0095] US信号处理单元122通过处理从第二转换元件102输出的接收信号来产生反映声阻抗的差别的特性信息的分布作为US数据。根据本实施例的US信号处理单元122包括US接

收电路116和US数据处理单元117。

[0096] US接收电路116包括开关、用于放大来自第二转换元件102的接收信号的放大器和用于数字化模拟接收信号的A/D转换器。注意,US接收电路116的通道数量可能未必与第二转换元件102的数量相同。一般地,US接收电路116的通道数量比第二转换元件102的数量少。例如,在以256个第二转换元件102中的32个第二转换元件102为单位(increment)执行束形成的情况下,32作为US接收电路116的通道数量就足够了。US接收电路116和PA接收电路112可被部分共用。

[0097] US数据处理单元117是执行接收束形成处理的处理单元,并且包括调相(phasing)块、包络检测处理块和执行各种类型的滤波处理的处理块。

[0098] 调相(延迟和求和)表示基于与从预定位置到每个第二转换元件102的反射波的延迟时间有关的信息使从US接收电路116输出的信号经受相位调整并随后执行其相加的处理。注意,相位调整包括从以时序存储每个通道的接收信号的存储器读取与延迟时间对应的地址的接收信号。

[0099] 调相之后的信号作为扫描线信号被输入到包络检测块。扫描线信号指示被传送的超声波束上的信号,并且指示来自存在于单个扫描线上的多个位置的反射波的强度的信号以时序被排列其上。在一般的超声诊断装置上显示的B模式图像与如存在多个扫描线那样多的这些扫描线信号的包络被排列的特性分布图像相当。

[0100] 除了上述接收束形成处理以外,作为特性分布的获取方法,可以执行适应性束形成处理。在适应性束形成中,诸如相位、加权等的参数根据接收信号适应性地改变,从目标方向或位置到达的希望波的接收信号被选择性地提取,并且其它不必要的波的接收信号被抑制。

[0101] 特别地,作为一种类型的适应性束形成处理的Capon方法是对多个输入信号执行处理以便在关于关注的方向或者关注的位置的灵敏度被固定的状态下使输出强度(电力强度)最小化的方法。这也被称为方向约束功率最小化(DCMP)或最小方差方法。

[0102] 这种类型的适应性束形成处理在提高空间分辨率上是有效的。“M.SASSO et al., Medical Ultrasound Imaging Using The Fully Adaptive Beamformer, Proc.Acoustics,Speech Signal Process volume 2,pp.489-492 (Mar.2005)”描述了提升与深度方向(扫描线方向)垂直的方向上的分辨率的技术。

[0103] 并且,可以组合频域干涉(FDI)方法和Capon方法。“Frequency Domain Interferometry (FDI) method.Hirofumi Taki,Kousuke Taki,Takuya Sakamoto,Makoto Yamakawa,Tsuyoshi Shiina and Toru Sato:Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.2010; 1:5298-5301”描述了通过对Capon方法应用FDI方法提高深度方向上的分辨率的技术。

[0104] 并且,作为US数据(US特性分布)获取方法,可以应用与PA数据处理单元113处的PA数据的图像重构相同的背投影方法。

[0105] US数据处理单元117包括存储器、运行CPU或GPU的工作站、FPGA芯片等。存储器一般被配置为包括诸如ROM、RAM、硬盘等的计算机可读存储介质。存储单元不限于被配置为包括一个存储介质,并且可以被配置为包括多个存储介质。US数据处理单元117和PA数据处理单元113也可以被部分共用。

[0106] 并且,系统控制单元118和数据匹配处理单元119也可由存储器、CPU、GPU等配置。

[0107] 数据匹配处理单元119通过使用PA数据和US数据产生用于在显示系统120上显示的显示数据。具体地,数据匹配处理单元119可组合光声特性分布和超声波特性分布的坐标轴,创建光声特性分布和超声波特性分布中的每一个的颜色图(color map)等。数据匹配处理单元119也可产生光声特性分布和超声波特性分布被叠加或者串列显示的图像的显示数据。当然,可以分开显示光声特性分布和超声波特性分布。

[0108] 显示系统120是基于从数据匹配处理单元119输出的显示数据显示图像的显示装置。可通过使用液晶显示器(LCD)、阴极射线管(CRT)、有机电致发光(EL)显示器等配置显示系统120。注意,显示系统120可以具有与被检体信息获取装置分开设置并且与其连接而不是包括在被检体信息获取装置中的配置。

[0109] 第二转换元件阵列的变型示例

[0110] 下面,将描述第二转换元件阵列1020的变型示例。图5A和图5B是示出第二转换元件阵列1020的放置变型示例的示意图。

[0111] 图5A所示的第二转换元件阵列1020可通过第二移动机构104与支撑部件100的移动相独立地移动。也就是说,第二移动机构104可使第二转换元件阵列1020以与第一转换元件101的移动不同的速度在不同的轨迹上移动。例如,第二移动机构104可沿关于第二转换元件102的阵列方向的垂直方向移动第二转换元件阵列1020,由此使第二转换元件阵列1020的成像区域(与超声图像的获取区域对应)最大化。

[0112] 因此,由于第二转换元件102可与第一转换元件101的移动相独立地移动,因此,可有效地获取超声图像。移动速度也可根据超声图像所需要的图像质量水平改变。

[0113] 下面,将参照图5B描述设置多个第二转换元件阵列1020的示例。图5B是示出多个第二转换元件102被分成两组(两个第二转换元件阵列1020)的配置的示意图。在相对于碗状部分100A的开口部分的外周侧区域处,用作第一组的第二转换元件阵列1020和用作第二组的第二转换元件阵列1020被设置在彼此不同的位置处(关于碗状部分100A的球面的中心轴对称)。

[0114] 如图5B所示,在多个第二转换元件102被分成多个组的情况下,可以少量的移动获取宽范围的超声图像。特别地,在通过移动支撑部件100来移动第二转换元件阵列1020的配置的情况下,如果仅设置一个第二转换元件阵列1020,那么为了获取直至被检体的端部的超声图像,支撑部件100自身必须在宽范围上移动。另一方面,通过在碗状部分100A的外周侧区域上设置多个第二转换元件阵列1020,可使支撑部件100的移动范围较小,可抑制装置的尺寸的增加,并且可减少检查时间。并且,与一个第二转换元件阵列1020在每个位置处执行超声波的传送/接收相比,可减少用于获取超声图像的时间。

[0115] 第二转换元件阵列1020的数量不限于两个,并且可以进行四个第二转换元件阵列1020以使得具有以轴为中心的90度的空间相位差的位置关系被设置在相对于碗状部分100A的开口部分的外周侧区域处的配置。可替代地,可以使得具有以轴为中心的90度的空间相位差的位置关系设置两个第二转换元件阵列1020。

[0116] 下面,将参照图6A描述第二转换元件阵列1020在其上移动的轨迹的示例。图6A是示出支撑部件100的移动轨迹的示意图。如图5B那样具有两个第二转换元件阵列1020的支撑部件100沿着图6A所示的箭头移动。第二转换元件阵列1020在沿轨迹的多个检测位置处执行超声波的传送/接收。

[0117] 随着支撑部件100移动,固定到碗状部分100A的多个第一转换元件101也移动。光的照射和第一转换元件101的光声波的接收在沿轨迹的多个检测位置处执行。

[0118] 现在,通过被检体内的光量分布以及第一转换元件101的接收指向性和排列,确定可获取光声图像的范围。例如,通过将被检体表面的光照射的直径设定为约6cm并且将第一转换元件101的高灵敏度区域设定为具有球面的中心附近约6cm的直径的区域,可对每个光照射获取直径约6cm的球状区域的光声图像。伴随支撑部件100的移动,图6A中的高灵敏度区域移动。

[0119] 另一方面,通过来自系统控制单元118的指令,传送/接收超声波的第二转换元件阵列1020根据轨迹上的检测位置在两个第二转换元件阵列1020之间切换。该操作通过右侧的第二转换元件阵列1020在右侧的观察区域107内的多个检测位置处执行超声波的传送/接收,并通过左侧的第二转换元件阵列1020在左侧的观察区域108内的多个检测位置处执行超声波的传送/接收。然后基于来自这些第二转换元件阵列1020的接收信号产生观察区域107和观察区域108的超声图像。

[0120] 因此,通过使用两个第二转换元件阵列1020,可对于等于或大于光声图像获取范围的区域获取超声图像。并且,可存在超声波的传送/接收切换不在两个第二转换元件阵列1020之间执行的时段。也就是说,两个第二转换元件阵列1020均可在观察区域107与观察区域108之间的边界附近执行超声波的传送/接收。边界附近的超声图像可通过使用来自两个第二转换元件阵列1020的接收信号来创建。例如,通过第二转换元件阵列1020中的每一个获取的图像数据可被合成以配置边界附近的超声图像,或者,通过第二转换元件阵列1020中的每一个获取的接收信号可被合成以配置边界附近的超声图像。

[0121] 下面,将参照图6B描述第二转换元件阵列1020的另一示例。图6B具有设置在碗状部分100A的边缘上的形成为弧状的第二转换元件阵列1020。该排列也允许多个第二转换元件102的观察区域与多个第一转换元件101的观察区域重叠。

[0122] 第二实施例

[0123] 下面,将描述第二实施例。交替执行PA信号和US信号的获取的示例将被描述。与在第一实施例中描述的组件相同的组件可用于根据本实施例的被检体信息获取装置。因此,与第一实施例相同的部分的描述将被省略。

[0124] 图7A是示出本实施例中的PA信号和US信号的获取定时的示意图,这里,时段301代表PA信号获取时段,时段302代表US信号获取时段。图7A示出被检体103以预定的周期(一般为10Hz或20Hz)被脉冲光间歇地照射,并且对于每个光脉冲从第一转换元件101输出PA信号。

[0125] 另一方面,在PA信号获取时段301之间的时段302中,通过第二转换元件102执行超声波的传送和反射波的接收,并且从第二转换元件102输出US信号。注意,如图7A所示,可在时段302中多次执行超声波的传送。这里,在移动轨迹上的多个检测位置中的每一个处执行一组与时段301对应的光声波的接收和与时段302对应的超声波的传送/接收。

[0126] 超声波的传送/接收定时和光声波的接收定时可通过执行这种定时控制的系统控制单元118防止重叠,由此可抑制由于信号之间的相互干涉而导致的图像的劣化。由于在光声波的接收之间执行超声波的传送/接收,因此可提高数据获取效率,因此,可防止总检查时间变长。

[0127] 下面,将描述在US信号获取定时第二转换元件阵列1020的排列的示例。图7B是示出第二转换元件阵列1020的排列与移动轨迹之间的关系示意图。在本示例中,第二转换元件阵列1020根据轨迹305上的碗状部分100A的位置在支撑部件100的移动时段期间相对于支撑部件100移动。具体地,第二转换元件阵列1020关于支撑部件100的角度在支撑部件100的移动期间改变,使得第二转换元件阵列1020的纵向与支撑部件100的移动方向相交(优选正交)。

[0128] 在对于第二转换元件阵列1020使用1D线性阵列的情况下,通过在某个检测位置处由第二转换元件阵列1020传送/接收超声波获取的断层图像是与1D线性阵列的纵向平行的断层图像。现在将考虑第二转换元件阵列1020的角度在支撑部件100上改变使得纵向与支撑部件100的移动方向垂直的情况和另外情况。

[0129] 首先,将考虑第二转换元件阵列1020的角度改变使得纵向与移动方向垂直(例如,在支撑部件100上旋转)的情况。在这种情况下,由于第二转换元件阵列1020向多个检测位置移动,因此每单位时间可获取的超声图像的三维区域增加。另一方面,在支撑部件100移动但支撑部件100上的第二转换元件阵列1020的位置不移动的情况下,每单位时间可获取的超声图像的三维区域的范围比前者的超声图像窄。例如,如果第二转换元件阵列1020的纵向关于支撑部件100的移动方向离开45度,则最终获取的超声图像的三维区域为 $1/\sqrt{2}$ 。

[0130] 因此,第二转换元件阵列1020优选随着关于支撑部件100的安装角度改变而移动,使得纵向与移动方向相交。第二转换元件阵列1020的移动可通过新设置的第三移动机构或者也执行这种任务的第二移动机构104执行。

[0131] 并且,本实施例不限于如上述示例那样改变支撑部件100上的第二转换元件阵列1020的安装角度的方法,并且可以使用其它方法以使移动方向与纵向相交。例如,可进行第二转换元件阵列1020的纵向与移动方向通过支撑部件100在移动的同时自身旋转来相交的配置。在该示例的情况下,第二转换元件阵列1020不需要相对于支撑部件100移动。

[0132] 如上所述,第二转换元件阵列1020的纵向与支撑部件100的移动方向相交(优选正交)的配置使得每单位时间的超声图像的获取范围能够被增加,并且效率提高。虽然对于轨迹305在图7B示出二维螺旋的示例,但是,不管轨迹如何,都可通过第二转换元件阵列1020的纵向与支撑部件100的移动方向相交来获取上述优点。

[0133] 然而,注意,第二转换元件阵列1020的纵向与移动方向相交的位置关系是优选的示例,并且本实施例不必限于支撑部件100或第二转换元件阵列1020移动以实现相交的位置关系。

[0134] 并且,在支撑部件100如图6A中的光栅扫描状轨迹那样直线移动的情况下,光栅扫描的主扫描(移动距离较长的方向上的移动)与第二转换元件阵列1020的纵向之间的角度不改变。这种类型的直线移动是优选的,原因是第二转换元件阵列1020不必相对于支撑部件100移动。

[0135] PA信号和US信号获取定时的变型示例

[0136] 下面,将描述PA信号和US信号获取定时的变型示例。图8A是示出根据本实施例的PA信号和US信号获取定时的示意图,图8B是示出第二转换元件阵列1020A和第二转换元件阵列1020B的放置与支撑部件100的移动轨迹405之间的关系示意图。在图8B中,两个第二转换元件阵列1020以90度空间相位差设置。

[0137] 时段401代表被检体103以预定的周期(一般为10Hz或20Hz)被脉冲光间歇地照射的PA信号获取时段,并且对于每个光脉冲从第一转换元件101输出PA信号。支撑部件100在轨迹405上移动,并且多个第一转换元件101在轨迹405上的多个检测位置中的每一个处接收光声波。

[0138] 另一方面,时段402和时段406代表图8B中的通过第二转换元件阵列1020A执行超声波的传送和反射波的接收以及从第二转换元件阵列1020A输出US信号的时段。时段403和时段407代表通过第二转换元件阵列1020B执行超声波的传送和反射波的接收以及从第二转换元件阵列1020B输出US信号的时段。也就是说,系统控制单元118根据轨迹405上的位置控制与第二转换元件阵列1020A和第二转换元件阵列1020B的传送/接收有关的驱动。

[0139] 图8B示出以螺旋轨迹405的中心作为基准被分别分成45度的空间。例如,在支撑部件100在通过角度范围4050的轨迹上移动的同时,通过移动方向与纵向之间的关系接近垂直的第二转换元件阵列1020A执行超声波的传送/接收,并且第二转换元件阵列1020B不被驱动。时段402指示该时段期间的US信号的获取。

[0140] 在支撑部件100在通过角度范围4051的轨迹上移动的同时,通过移动方向与纵向之间的关系接近垂直的第二转换元件阵列1020B执行超声波的传送/接收,并且第二转换元件阵列1020A不被驱动。时段403指示该时段期间的US信号的获取。

[0141] 并且,由于移动方向与纵向之间的角度大致相同,因此,在支撑部件100在通过角度范围4052的轨迹上移动的同时,通过第二转换元件阵列1020A和第二转换元件阵列1020B二者执行超声波的传送/接收。时段406和时段407指示该时段期间的US信号的获取。

[0142] 如上所述,在本示例中设置多个第二转换元件阵列1020,并且可根据轨迹上的位置选择用于执行超声波的传送/接收的第二转换元件阵列1020。也就是说,可以组为单位选择第二转换元件102。这种类型的控制提高效率,原因是在移动方向和第二转换元件阵列1020的纵向接近垂直的状态中执行超声波的传送/接收。

[0143] 第三实施例

[0144] 下面,将描述第三实施例。在本实施例中,将描述在通过第一转换元件101在轨迹上的多个检测位置处获取PA信号的同时执行移动的模式和在轨迹上的多个检测位置处获取US信号的同时执行移动的模式。与在第一实施例中描述的组件相同的组件可用于根据本实施例的被检体信息获取装置。因此,与第一实施例相同的部分的描述将被省略。

[0145] 图9A是示出根据本实施例的第二转换元件阵列1020的移动的示意图。在本示例中,在完成用于产生观察区域501内的光声图像的PA信号获取模式之后,在多个检测位置处获取US信号的同时,第二转换元件阵列1020沿箭头的方向在轨迹上移动。注意,图9A中的第二转换元件阵列1020的纵向上的长度比碗状部分100A的开口部分的直径长。第二转换元件阵列1020优选比被检体要位于的区域(例如,用作保持被检体的保持部件的杯子)的直径长。由此配置的第二转换元件阵列1020可仅通过沿箭头的方向移动一次来获取观察区域501(例如,与被检体的整个区域对应)的超声图像。

[0146] 图9B是示出本实施例的另一示例的示意图。在本示例中,在完成用于产生观察区域501内的光声图像的PA信号获取模式之后,执行在沿图9B中的箭头的方向移动支撑部件100的同时在轨迹上的多个检测位置处获取US信号的模式。在图9B的情况下,第二转换元件阵列1020的纵向与轨迹的主扫描方向相交,因此,可有效地获取超声图像。

[0147] 如上所述,根据本实施例,系统控制单元118可在不同的时段执行用于在轨迹上的多个检测位置处获取PA信号的同时移动的模式和用于获取US信号的模式。在这种情况下,可执行适于对光声波的接收和超声波的接收中的每一个的特性成像的移动,这是有利的。

[0148] 注意,在US信号获取模式中支撑部件100一起移动第二转换元件阵列1020使得能够共用移动机构,由此减小装置的尺寸。然而,注意,可与支撑部件100相独立地通过第二移动机构移动第二转换元件阵列1020。并且,可首先执行US信号获取模式,并然后执行PA信号获取模式。

[0149] 第四实施例

[0150] 下面,将描述第四实施例。在本实施例中,将描述关于对碗状部分100A或者在碗状部分100A的内侧的空间中设置第二转换元件阵列1020的示例的示例。具有与在第一到第三实施例中描述的被检体信息获取装置的配置相同的配置的部分的描述也将在本实施例中被省略。

[0151] 图10A和图10B是示出根据本实施例的第二转换元件阵列1020的配置的示意图。弧形的第二转换元件阵列1020被设置在多个第一转换元件101被设置的碗状部分100A的内侧。通过旋转轴603,第二转换元件阵列1020围绕图10B中的球的中心轴604旋转移动。在这种实施例的情况下,获得的光声图像和超声图像重叠的区域更大,因此使得能够实现有效的成像。

[0152] 图10C是示出本实施例的单独的示例的示意图。在本示例中,多个第二转换元件被设置在多个第一转换元件101被设置的支撑部件100的碗状部分100A上。在这种实施例的情况下,获得的光声图像和超声图像重叠的区域更大,因此使得能够实现有效的成像。

[0153] 注意,在本实施例中也使第一转换元件101的中心频率和第二转换元件102的中心频率不同。

[0154] 第五实施例

[0155] 下面,将描述第五实施例。在本实施例中,将描述关于第二转换元件阵列1020与保持被检体的保持部件之间的关系的示例。具有与在第一到第三实施例中描述的被检体信息获取装置的配置相同的配置的部分的描述也将在本实施例中被省略。

[0156] 图11A是示出本实施例中的保持被检体的杯形保持部件701与第二转换元件阵列1020之间的位置关系的示意图。被检体在检查期间位于保持部件701的内侧(图11A中的上侧)。第二转换元件阵列1020在XY平面上在预定轨迹上移动,并且在轨迹上的多个检测位置处执行超声波的传送/接收。

[0157] 图11B是图11A的Y方向横截面的示意图。在保持部件701的至少一部分具有曲率的情况下,随着第二转换元件阵列1020移动,第二转换元件阵列1020与保持部件701之间的相对角度改变。例如,在第二转换元件阵列1020处于位置702A处的情况下,沿关于第二转换元件阵列1020的接收面(在图11B中,由第二转换元件阵列1020的上边缘代表)的垂直方向(710)执行超声波的传送/接收。在这种情况下,传送的超声束以不与保持部件701垂直的角度输入到保持部件701。

[0158] 现在将进行关于超声束以不垂直的角度输入到保持部件701的情况的描述。保持部件701优选具有一定程度的机械强度,因此,存在可以使用比诸如活体的被检体硬的材料(也就是说,具有快的声波传播速度的材料)的可能性。因此,在超声波的入射方向和保持部

件701的表面处的垂线方向为一定的角度或更大(例如,40度或者更大的入射角)的情况下存在超声波的全反射的可能性。在存在超声波的全反射的情况下,超声波不到达被检体,并且不能观察被检体的内部。

[0159] 因此,在本实施例中,优选执行对保持部件701的输入,使得保持部件701的表面处的垂线与超声波的入射方向之间的角度小于全反射角度(也就是说,关于保持部件701比全反射角度较接近垂直的角度)。并且,在超声波以垂直以外的角度输入到保持部件701的情况下,存在会由于声速的变化而出现超声波的折射的可能性。从抑制由于该折射而导致的图像的畸变的方面来看,超声波优选以甚至更小的入射角(也就是说,较接近垂直于保持部件701的角度)输入到保持部件701。

[0160] 因此,在本实施例中,在第二转换元件阵列1020处于位置702A处的情况下,超声束沿处于较接近垂直于保持部件701的角度方向上的方向703A传送。并且,在第二转换元件阵列1020处于位置702B处的情况下,超声束沿方向703B传送。并且,在第二转换元件阵列1020处于位置702C处的情况下,超声束沿方向703C传送。执行这种传送控制使得有效的超声波传送/接收能够被执行。

[0161] 图11C是图11A的X方向横截面的示意图。在保持部件701的至少一部分具有曲率的情况下,第二转换元件阵列1020与保持部件701之间的相对角度以与Y方向横截面相同的方式改变。

[0162] 在第二转换元件阵列1020在图11C中处于位置704A处的情况下,通过改变第二转换元件阵列1020的姿势(关于支撑部件100的角度),超声波以较接近垂直的角度传送到保持部件701。以相同的方式,在第二转换元件阵列1020处于位置704B或位置704C处的情况下,通过改变第二转换元件阵列1020的姿势,超声波可相对于保持部件701的表面以较接近垂直的角度传送到保持部件701。该姿势改变通过从系统控制单元118接收指令的第二移动机构执行。

[0163] 因此,超声波可以比全反射角度大的角度传送到保持部件701,由此使得能够实现超声波的有效传送/接收。

[0164] 本实施例由此被描述为关于如图11B所示的在不改变第二转换元件阵列1020的姿势的情况下控制超声波的传送方向的技术和如图11C所示的控制第二转换元件阵列1020的姿势的技术。然而,可通过仅使用前者控制超声波的入射角,或者可通过仅使用后者控制超声波的入射角。并且,可通过使用以二维矩阵排列的2D阵列第二转换元件阵列1020控制超声波的传送方向,在这种情况下,可以省略用于执行超声探测器的姿势控制的机构,由此可抑制装置的成本。

[0165] 根据本发明的实施例,可有效地执行光声波的接收和声波的传送/接收。

[0166] 虽然已参照示例性实施例描述了本发明,但应理解,本发明不限于所公开的示例性实施例。随附权利要求的范围应被赋予最宽的解释以包含所有这样的修改以及等同的结构和功能。

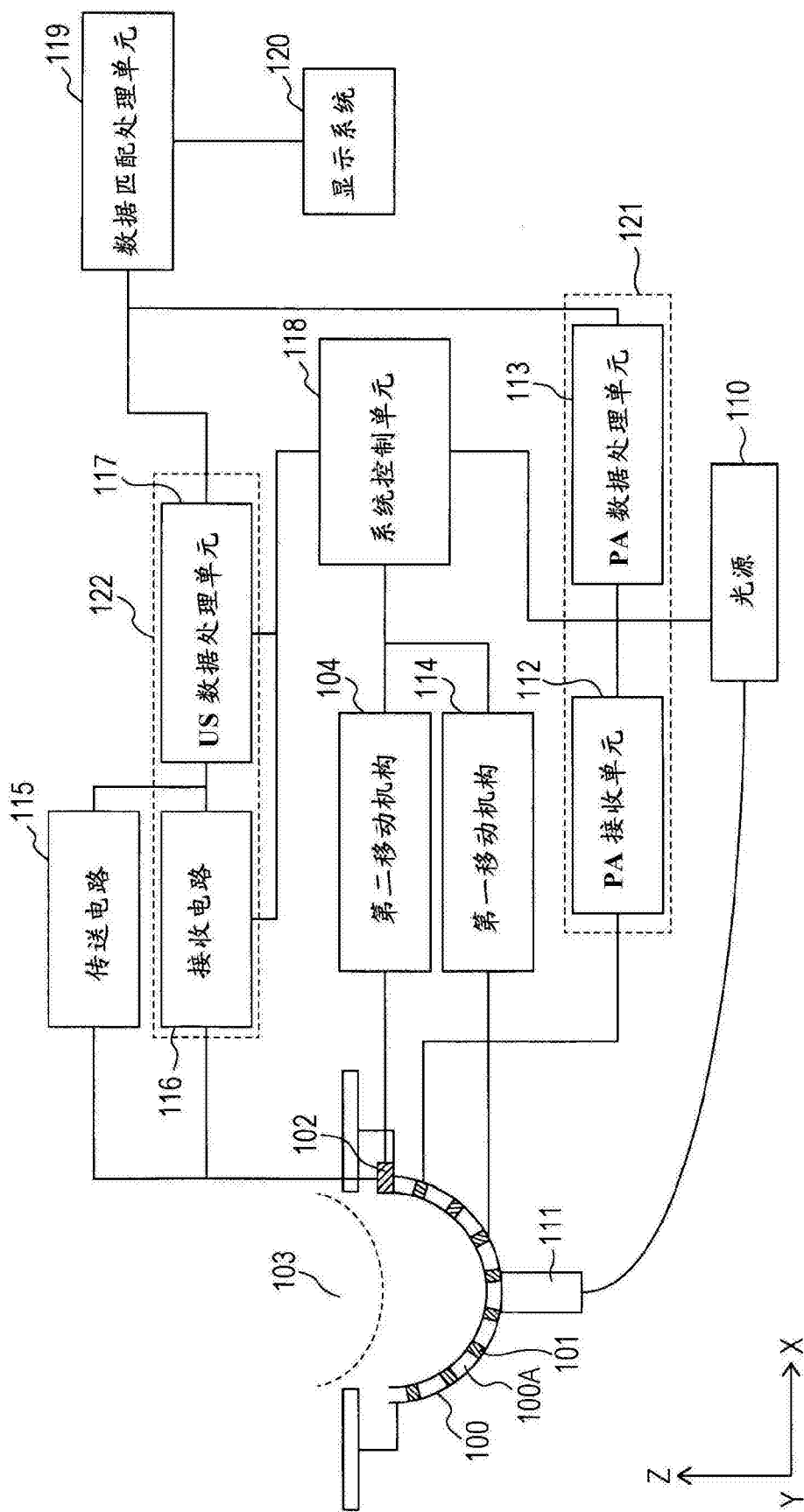


图1

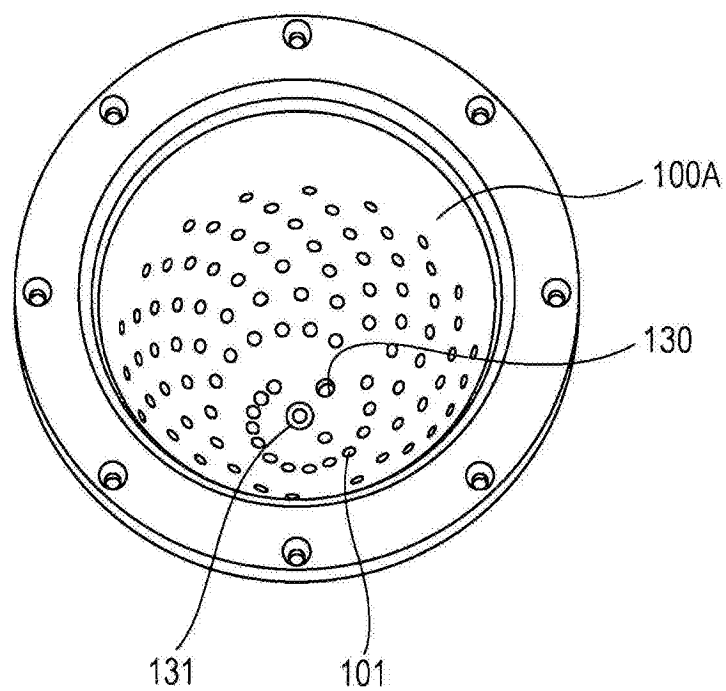


图2

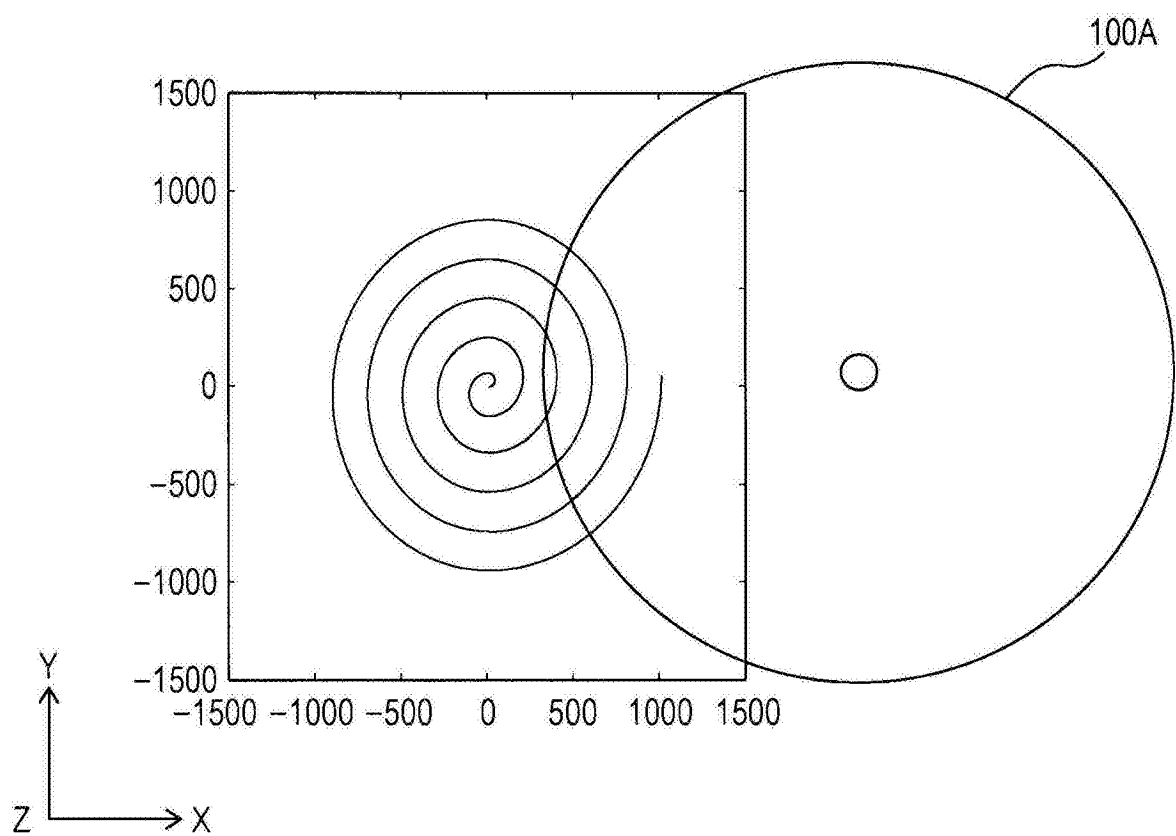


图3

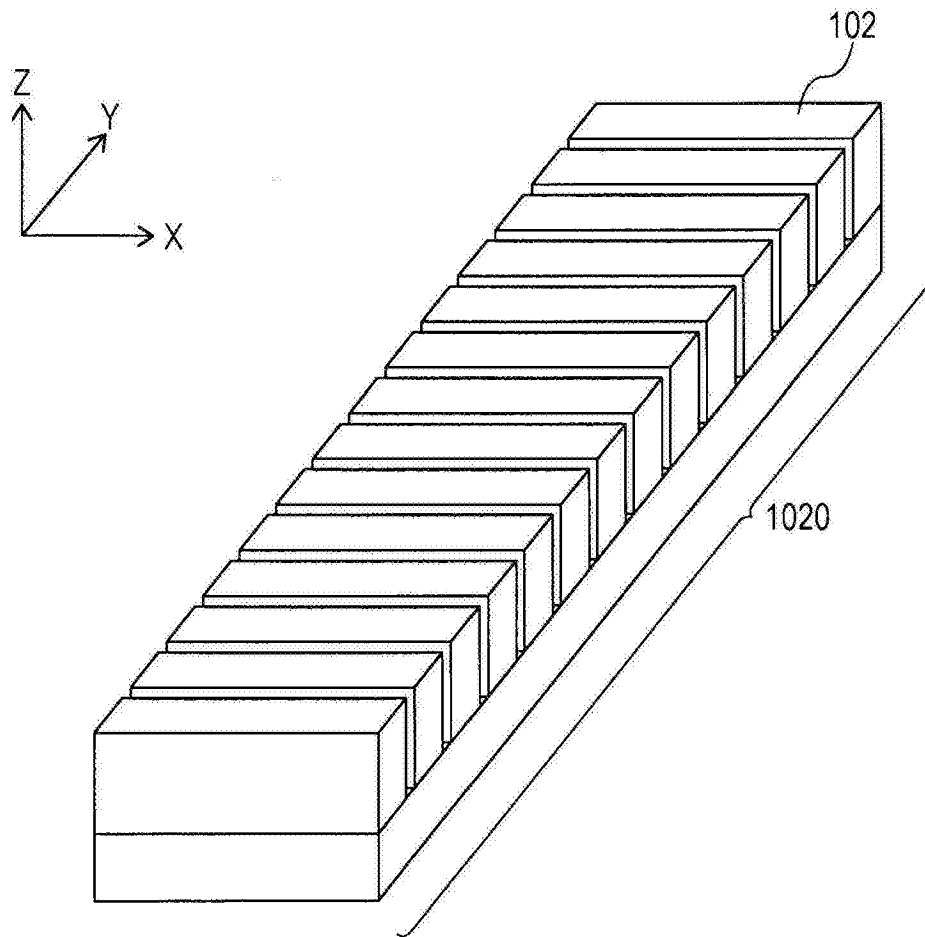


图4

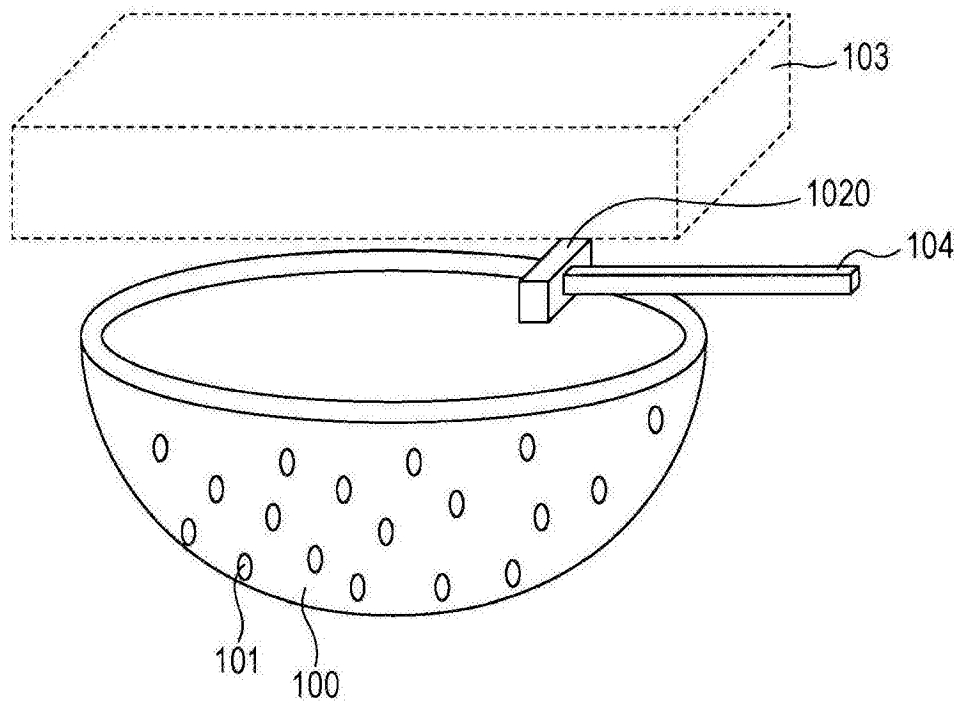


图5A

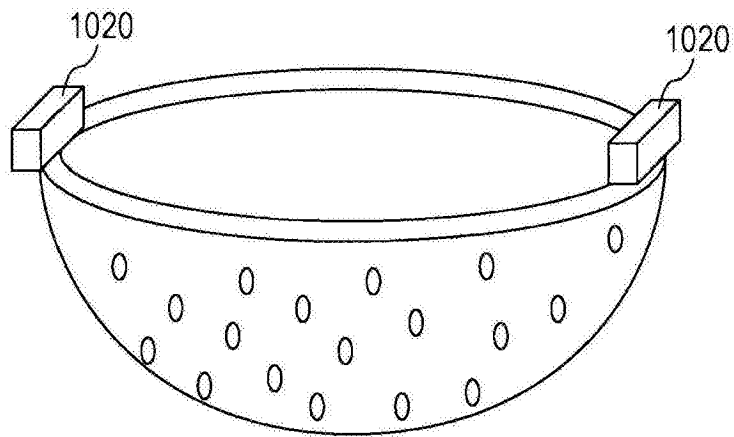


图5B

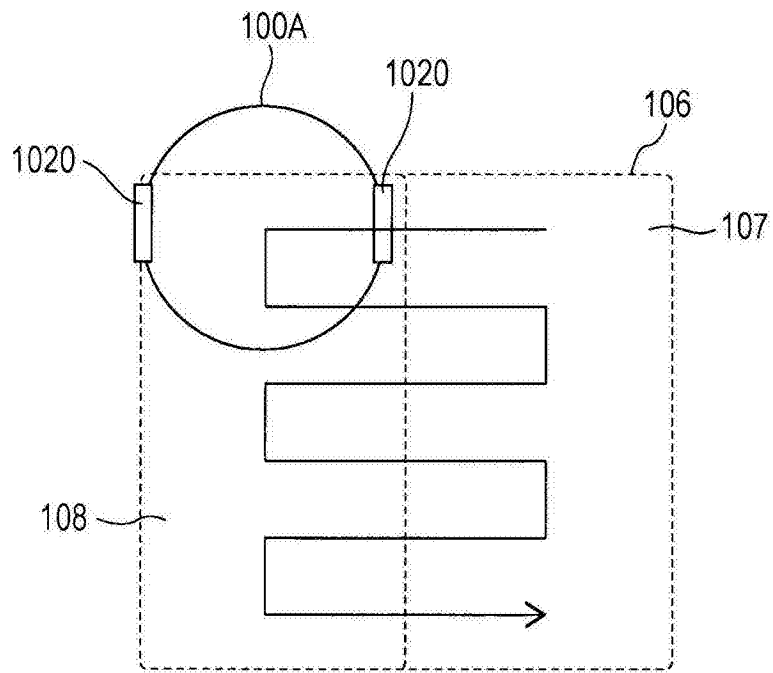


图6A

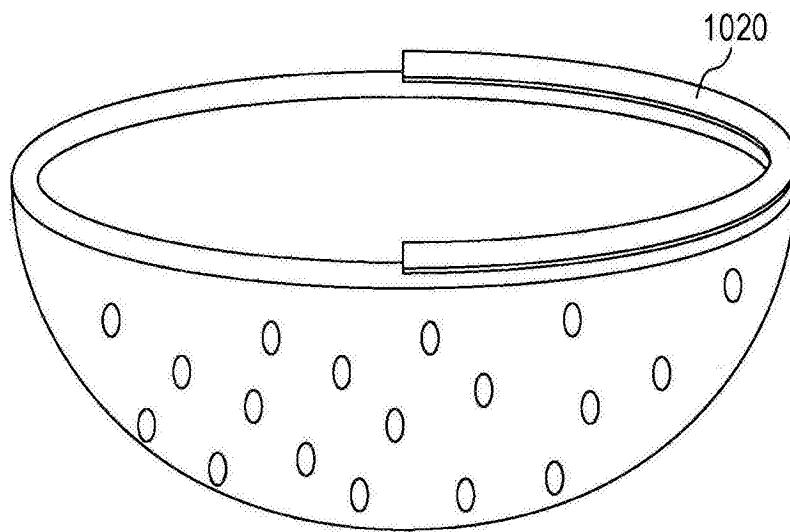


图6B

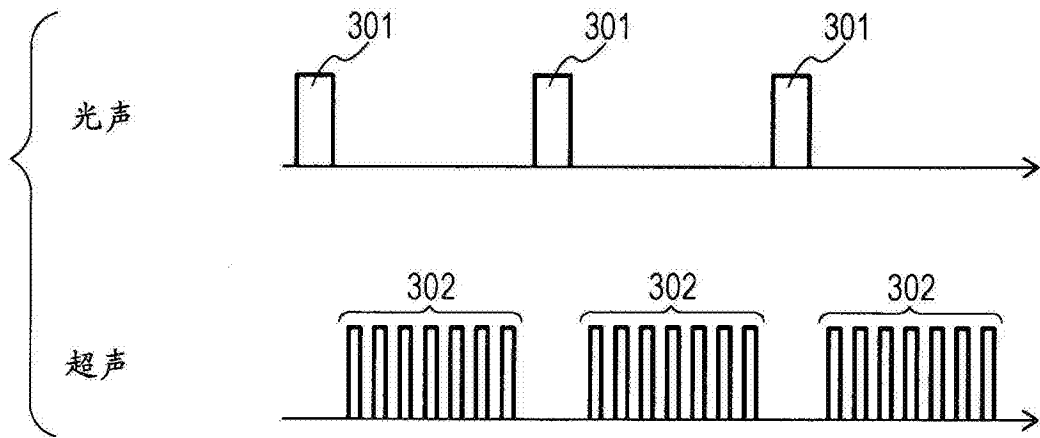


图7A

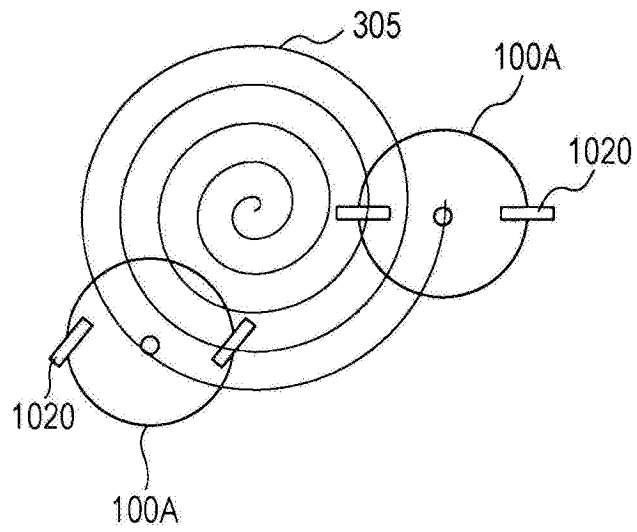


图7B

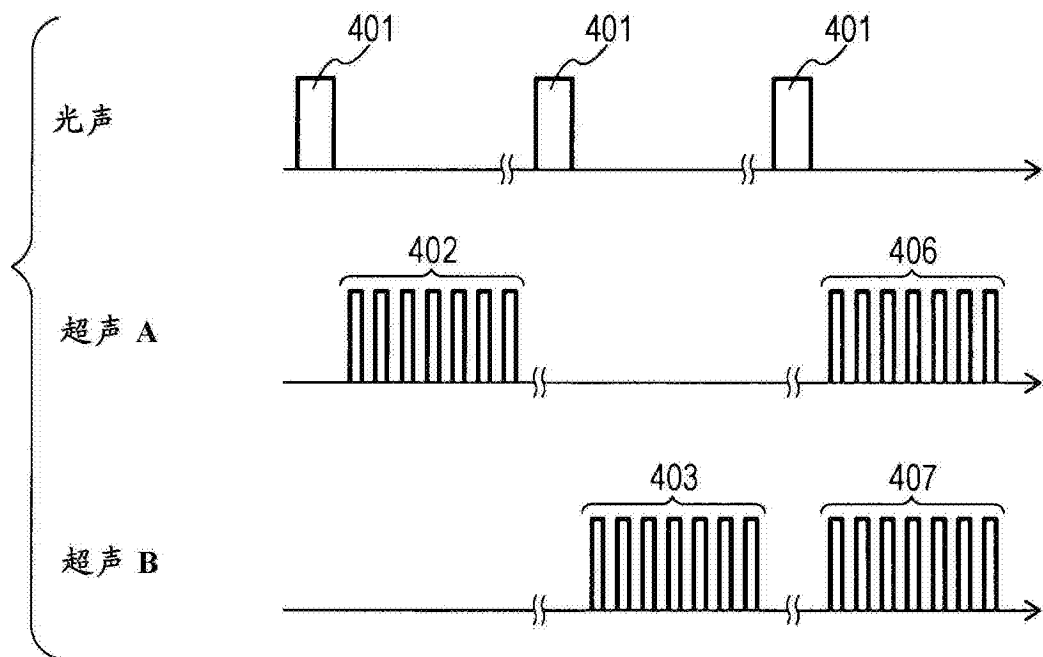


图8A

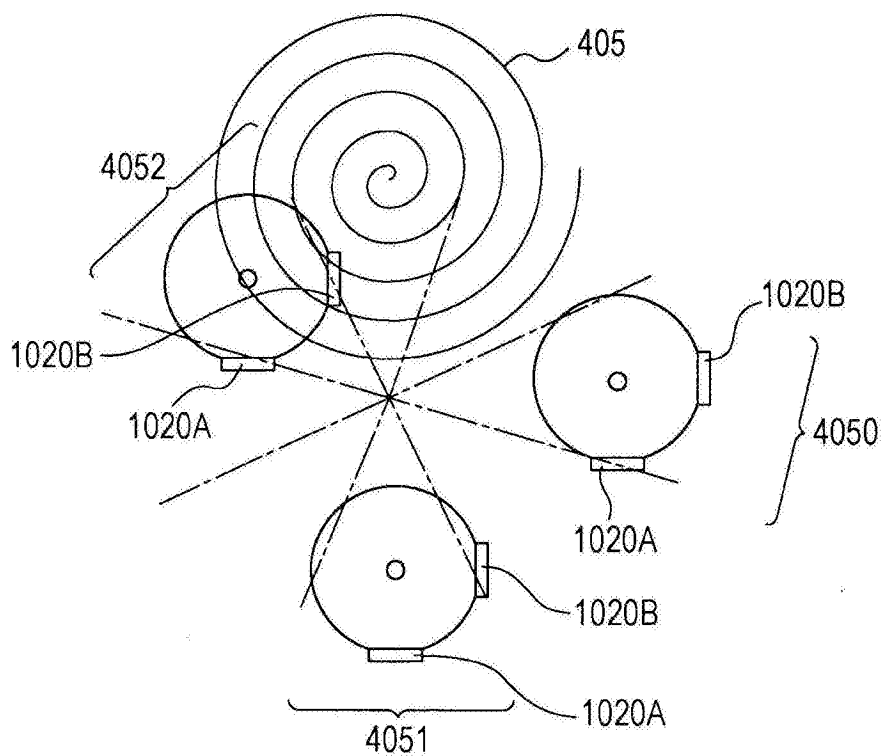


图8B

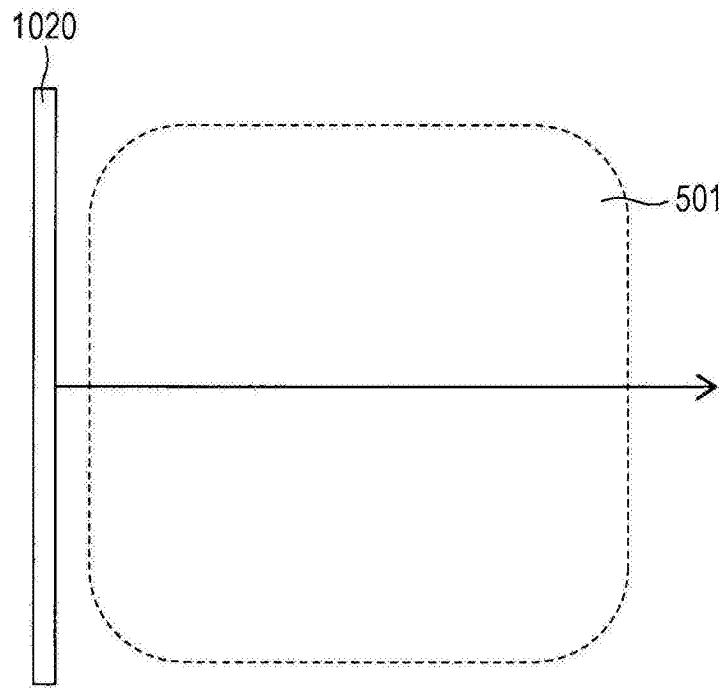


图9A

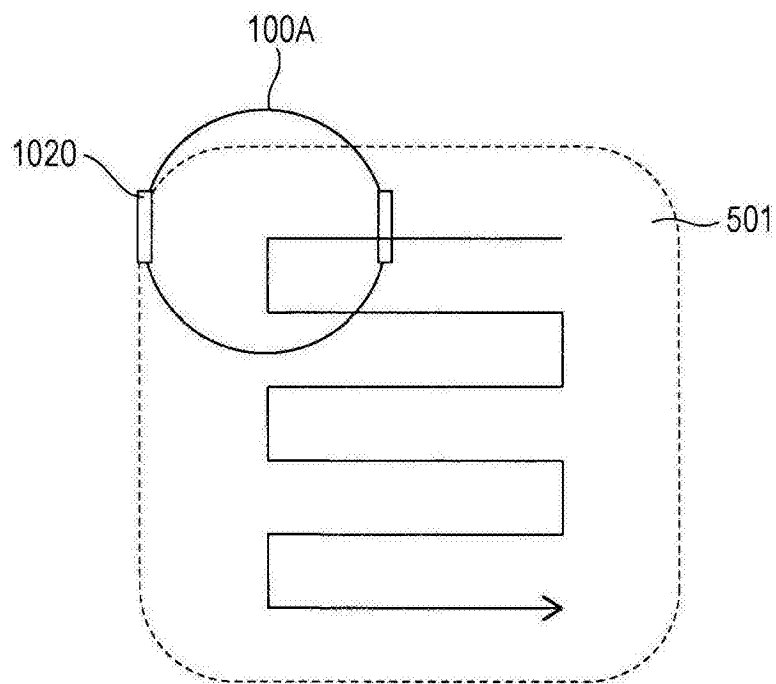


图9B

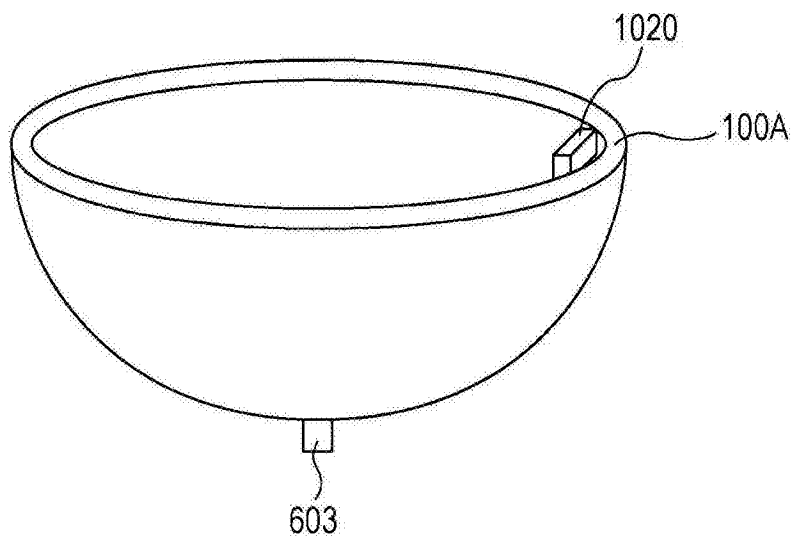


图10A

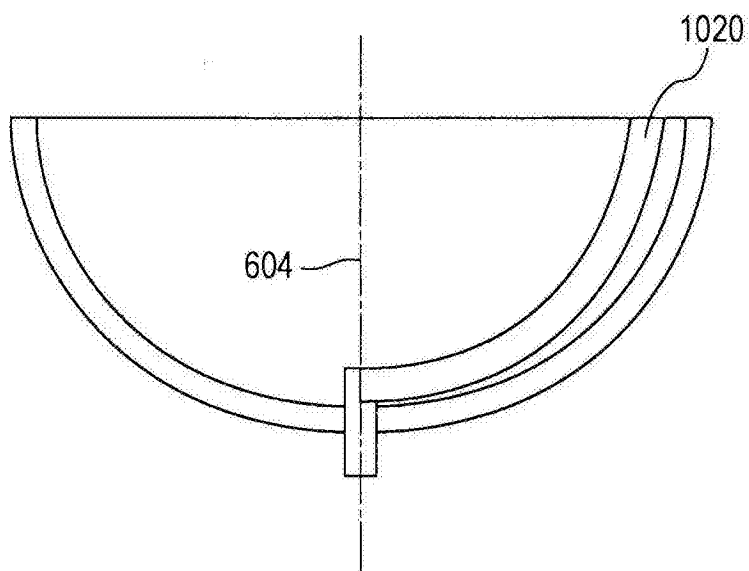


图10B

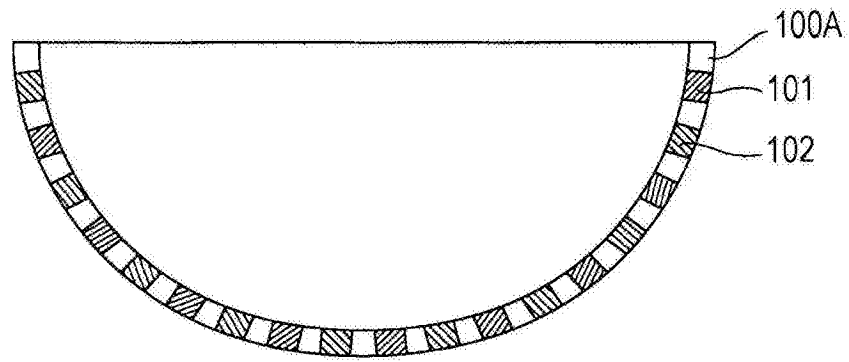


图10C

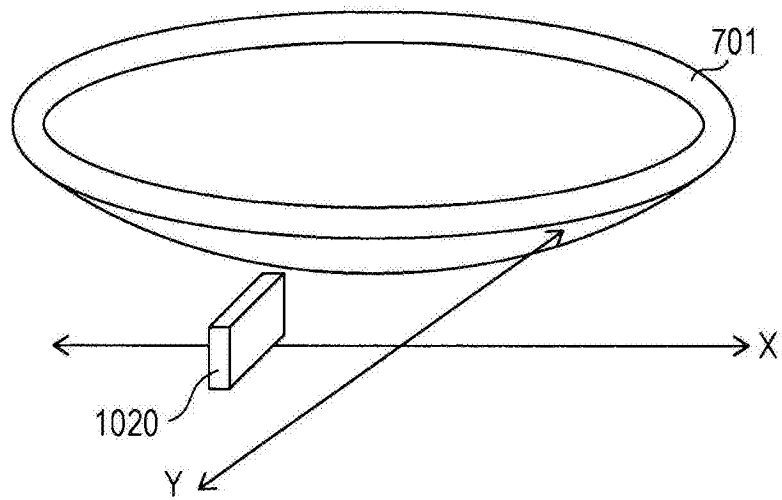


图11A

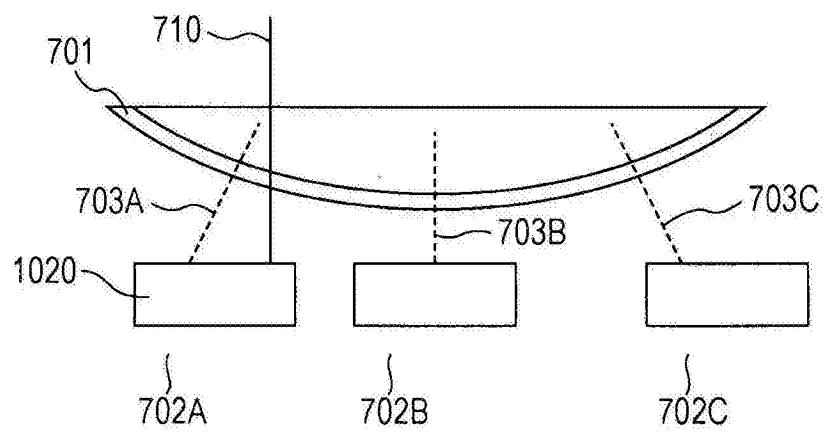


图11B

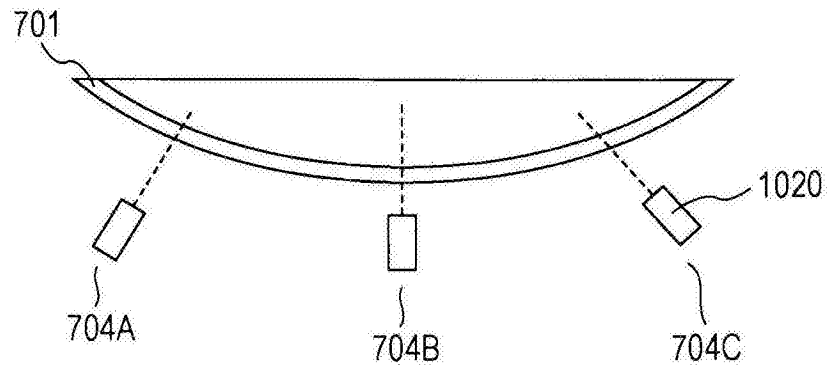


图11C