(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102065748 B
(45)授权公告日 2013.02.27

(21)申请号 200980122052.3

(22)申请日 2009.06.17

(30)优先权数据
2008-159314 2008.06.18 JP
2009-136365 2009.06.05 JP

(85)PCT申请进入国家阶段日
2010.12.14

(86)PCT申请的申请数据
PCT/JP2009/061434 2009.06.17

(87)PCT申请的公布数据
WO2009/154298 EN 2009.12.23

(73)专利权人 佳能株式会社
地址 日本东京

(72)发明人 染田恭宏 齐藤惠志 浅尾恭史
中川克己 市原滋

(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

(51)Int.Cl.
*A61B 5/00*(2006.01)
*A61B 8/14*(2006.01)

(56)对比文件
US 2005/0004458 A1,2005.01.06,
US 4831601 ,1989.05.16,
CN 1650794 A,2005.08.10,
WO 2007/148239 A2,2007.12.27,
Frenz M et al.Combined ultrasound and optoacoustic system for real-time high-contrast vascular imaging in vivo.《IEEE transactions on medical imaging》.2005, 第24卷(第4期),436-440.

审查员 杨星

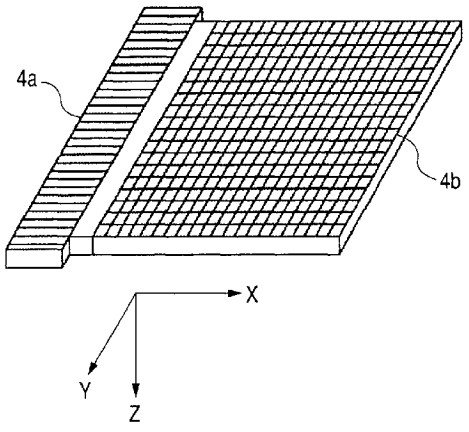
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 5 页

(54)发明名称

超声探测器以及包含超声探测器的光声-超声系统和检查对象成像装置

(57)摘要

提供了一种超声探测器和包含超声探测器的检查对象成像装置,所述超声探测器即使在超声波检查法中使用的超声波的频带和光声波的频带相互分开时,也能够形成图像而没有劣化。超声探测器包含能够发送和接收超声波的第一阵列器件;以及能够接收光声波的第二阵列器件。第一阵列器件包含沿与扫描方向垂直的方向布置的多个机电变换器,第二阵列器件包含以二维方式布置的多个机电变换器,并且,第一阵列器件和第二阵列器件在同一平面上且沿扫描方向被设置。




CN 102065748 B

1. 一种超声探测器，包含：

能够发送超声波和接收所述超声波的超声回声波的第一阵列器件；以及

能够接收光声波的第二阵列器件，

其中，第一阵列器件包含沿第一方向布置的多个机电变换器；第二阵列器件包含以二维方式布置的多个机电变换器；以及

第一阵列器件和第二阵列器件在同一平面上且沿与第一方向垂直的第二方向被设置；以及

第一阵列器件沿第一方向的长度比第二阵列器件沿第一方向的长度长。

2. 根据权利要求 1 的超声探测器，其中，第一阵列器件和第二阵列器件沿第二方向相互分开与第一阵列器件沿第二方向的长度的 20％或更大对应的距离。

3. 根据权利要求 1 的超声探测器，其中，第一阵列器件和第二阵列器件沿第二方向相互分开与第二阵列器件沿第二方向的长度的 50％对应的距离。

4. 根据权利要求 1 的超声探测器，其中，第二方向与扫描第一阵列器件和第二阵列器件的扫描方向对应。

5. 根据权利要求 1 的超声探测器，其中，第二阵列器件包含静电电容型的超声变换器。

6. 一种光声－超声系统，包含：

用于将从光源发射的光引入检查对象中的光学系统；以及

根据权利要求 1 至 5 中任一项的超声探测器，

其中，所述光学系统被设置在第一阵列器件和第二阵列器件之间的空隙中。

7. 根据权利要求 6 的光声－超声系统，其中，所述光学系统被设置，使得沿与所述平面垂直的方向在包含第一阵列器件的第一探测器和包含第二阵列器件的第二探测器之间引导的光从第一阵列器件和第二阵列器件之间的空隙向着第二阵列器件之下被发射。

8. 根据权利要求 7 的光声－超声系统，其中，所述光学系统被设置，使得光从第二探测器的两侧被引导。

9. 一种检查对象成像装置，包括：

用于产生脉冲光的光源；

根据权利要求 1 至 5 中任一项的超声探测器；以及

用于控制所述光源和所述超声探测器以形成图像的系统控制单元，

其中，所述系统控制单元通过使用第一阵列器件来形成基于检查对象的内部的形态信息的图像，并且通过使用所述光源和第二阵列器件来形成基于所述检查对象的内部的功能信息的图像。

10. 根据权利要求 9 的检查对象成像装置，其中，第一阵列器件发送和接收具有比由第二阵列器件接收的光声波的频率高的频率的超声波。

11. 根据权利要求 9 的检查对象成像装置，

其中，第一阵列器件发送和接收具有 7 至 12MHz 的频率的超声波；以及

其中，第二阵列器件接收具有 1 至 4MHz 的频率的光声波。

# 超声探测器以及包含超声探测器的光声 - 超声系统和检查对象成像装置

## 技术领域

[0001] 本发明涉及用于发送和接收超声波并用于接收光声波 (photoacoustic wave) 的超声探测器 (probe)，并且涉及包含超声探测器的光声 - 超声系统和检查对象成像装置。

## 背景技术

[0002] 使用超声波获得层析 (tomographic) 图像的常规层析成像装置包括 :用于向试样发送超声波并且接收反射的超声波的探测器 ;用于给探测器供给超声信号的发送部分 ;用于接收反射波的接收部分 ;和用于将接收的反射波信号转换成亮度信号以用于可视化的单元。当使用由该装置获取的时序层析图像时，可以观察试样的内部。在根据一种模式的该装置中，用于执行探测器的扫描的单元用超声波二维地扫描试样，以获得三维图像。

[0003] 同时，在对检查对象进行检查方面，近年来已进展性地开发了不仅显示形态 (morphologic) 图像而且显示功能图像的装置。作为如上所述的这样的装置之一，存在利用光声光谱法的装置。在光声光谱法中，各具有预定波长的可见光、近红外光或中红外光被施加到检查对象。然后，检查对象内的特定物质吸收所施加的光的能量，并且，作为吸收的结果，产生并检测到弹性波 ( 光声波 )。以这种方式，特定物质的浓度被定量测量。检查对象内的特定物质例如为包含于血液中的葡萄糖或血红蛋白。在例如日本专利申请公开 No. 2001-507952 中公开了通过光声光谱法获取光声图像的技术。该技术被称为光声层析摄影术 (PAT)。

[0004] 另外，日本专利申请公开 No. 2005-021380 公开了 :使用对于光声图像和通常的超声回声图像两者而言共同的一维布置的机电变换器来重建这两种图像的方法 ;以及，在一维布置的机电变换器之间设置使用玻璃纤维的照明系统的结构。根据日本专利申请公开 No. 2005-021380，同时获取超声回声图像和光声图像，由此显示形态图像和功能图像。在这种情况下，使用共用的探测器，以发送和接收用于形成超声回声图像的超声波、并接收用于形成光声图像的光声波。

[0005] 这里应当注意，由光声光谱法 ( 光声成像方法 ) 产生的弹性波被称为光声波，并且，在通常的脉冲回声方法中发送和接收的声波被称为超声波。

[0006] 光声光谱法中使用的光声波的频带一般比超声波检查法 (ultrasonography) 中使用的超声波的频带低。例如，光声波的频带被分布于 200KHz 至 2MHz 的范围内，以 1MHz 为中心频率。光声波的频带的分布比超声波检查法中使用的超声波的 3.5MHz 的中心频率低。根据日本专利申请公开 No. 2005-021380，使用共用的探测器来接收光声波和超声波检查法中使用的超声波。

[0007] 但是，如在日本专利申请公开 No. 2005-021380 中描述的那样，当使用共用的探测器来接收具有相互不同的频带的光声波和超声波时，出现空间分辨率在超声图像中劣化的问题。为了解决上述的问题，在日本专利申请公开 No. 2005-021380 中使用谐波 (harmonic) 成像方法。但是，包含于谐波分量中的信号比包含于基波分量中的信号衰减得多，由此存在

灵敏度可被降低的担心。

[0008] 在光声波的频带和超声波的频带相互明显分开（例如，光声波的中心频带约为 1MHz 并且超声波的中心频带约为 10MHz）的情况下，当如在日本专利申请公开 No. 2005-021380 中描述的那样使用共用的探测器来接收波时，上述的问题变得更加明显。

[0009] 并且，关于包含超声探测器和光学系统的光声－超声系统，出现以下的问题。具体而言，根据日本专利申请公开No. 2005-021380，为了产生光声波，使用光纤引入激光。但是，为了产生光声波，需要极强的激光，这可对纤维造成不利的影响。特别地，当试样是厚的以使得光大程度地衰减时，上述的问题变得更加严重。

[0010] 根据由本发明的发明人使用假（dummy）检查对象进行的实验，发现了：为了产生强到足以检测具有超过“cm”的量级的厚度的试样的光声波，引入光纤中的激光的强度超过几十 $kJ/cm^2$，这增大了对于光纤的负担。因此，不可选择光纤作为用于检测具有一定体积的试样的光学系统。

## 发明内容

[0011] 本发明的目的是提供一种超声探测器和包含超声探测器的检查对象成像装置，所述超声探测器即使在超声波检查法中使用的超声波的频带和光声波的频带相互分开时，也能够形成图像而没有劣化。

[0012] 本发明的另一目的是提供一种包含超声探测器和光学系统的光声－超声系统，其能够施加具有用于检测足够的光声波的强的光强度的脉冲光。

[0013] 鉴于上述的目的，本发明提供一种超声探测器，该超声探测器包含：能够发送和接收超声波的第一阵列器件；以及能够接收光声波的第二阵列器件，其中，第一阵列器件包含沿第一方向布置的多个机电变换器；第二阵列器件包含二维地布置的多个机电变换器；并且，第一阵列器件和第二阵列器件在同一平面上且沿与第一方向垂直的第二方向被设置。

[0014] 本发明还提供一种光声－超声系统，该光声－超声系统包含：用于将从光源发射的光引入检查对象中的光学系统；以及超声探测器，其中，光学系统被设置在第一阵列器件和第二阵列器件之间的空隙中。

[0015] 本发明还提供一种检查对象成像装置，该检查对象成像装置包括：用于产生脉冲光的光源；超声探测器；以及用于控制光源和超声探测器以形成图像的系统控制单元。系统控制单元通过使用第一阵列器件形成基于检查对象内部的形态信息的图像，并且通过使用光源和第二阵列器件形成基于检查对象内部的功能信息的图像。

[0016] 根据本发明，可以提供一种超声探测器和包含超声探测器的检查对象成像装置，所述超声探测器即使在超声波检查法中使用的超声波的频带和光声波的频带相互分开时，也能够形成图像而没有劣化。

[0017] 从结合附图进行的以下描述，本发明的其它特征和优点将是明显的，在附图中，相似的附图标记在其各图中始终表示相同或类似的部分。

## 附图说明

[0018] 图 1A 是示出根据本发明实施例的超声探测器的视图；

[0019] 图 1B 是示出形成用于根据本发明实施例的超声探测器中的变换器的超声变换器

和光声变换器的布置的视图；

[0020] 图 2 是示出根据本发明实施例的包含超声探测器的检查对象成像装置的配置的示图；

[0021] 图 3 是用于描述根据本发明实施例的使用超声探测器的信号收集方法的示图；

[0022] 图 4 是示出根据本发明的超声变换器的束形状的示图；

[0023] 图 5 是示出根据本发明的超声变换器沿其高度方向的束形状的示图；

[0024] 图 6 是示出根据本发明的超声探测器与超声变换器沿高度方向的束厚度之间的关系的曲线图；

[0025] 图 7A 是示出根据本发明另一实施例的包含超声探测器和光学系统的光声 - 超声系统的透视图；以及

[0026] 图 7B 是示出光的入射的光声 - 超声系统的截面图。

## 具体实施方式

[0027] 现在根据附图详细描述本发明的优选实施例。

[0028] 以下，参照附图更详细地描述本发明。应当注意，相同的部件一般由相同的附图标记表示，并且，其描述被省略。

[0029] 第一实施例：超声探测器和检查对象成像装置

[0030] 根据本实施例的超声探测器包含：能够发送和接收超声波的第一阵列器件；和能够接收光声波的第二阵列器件。第一阵列器件包含沿第一方向布置的多个机电变换器。第二阵列器件包含二维地布置的多个机电变换器。第一阵列器件和第二阵列器件在同一平面上且沿第二方向被设置。在本发明中，“同一平面”不必要求是严格的同一平面，只要平面可被视为基本上为同一平面即可。在“基本上为同一平面”的定义中，其上设置阵列器件的平面包含处理精度的范围内的凸凹 (irregularities) 并且包含倾斜或水平差异是可接受的，只要检查对象和阵列器件之间的接触状况不被不利地影响即可。即使当为了减小与检查对象的接触阻力在平面的表面上有意设置凸凹等时，与上述的情况类似，所述凸凹等是可接受的，只要检查对象和阵列器件之间的接触状况不被不利地影响即可。

[0031] 在根据本实施例的超声探测器和包含超声探测器的检查对象成像装置中，第二方向典型地是扫描方向，并且，第一方向典型地是与扫描方向垂直的方向。

[0032] 即使在不扫描第一阵列器件和第二阵列器件的静止状态 (rest state) 中，根据本实施例的超声探测器和包含超声探测器的检查对象成像装置也可获取检查对象的图像。

[0033] 以下，参照附图具体地进行描述。图 1A 和图 1B 是根据本发明的超声探测器的结构图。图 1A 是示意图，图 1B 是示出变换器部分的放大图。超声探测器包含探测器外壳 30、线缆 (cable)31 和变换器 4。变换器 4 包含：能够发送和接收超声波的作为第一阵列器件的超声变换器 4a；以及能够接收光声波的作为第二阵列器件的光声变换器 4b。对于超声变换器 4a 采用一维 ( 线状 (linear)) 阵列，而对于光声变换器 4b 采用二维阵列。

[0034] 超声变换器 4a 被用于揭示检查对象的内部的形态信息，并因此是能够发送和接收频率比由获取功能信息的光声变换器 4b 接收的光声波高的超声波的变换器。这里，作为典型的值，超声变换器 4a 的频带为 7 至 12MHz。“形态信息”是基于检查对象的内部的形态、并通过通常的脉冲回声方法获得的信息。

[0035] 另一方面，光声变换器 4b 被用于揭示检查对象的内部的功能信息，并因此是能够接收频率比由获取形态信息的超声变换器 4a 发送和接收的超声波低的超声波（光声波）的变换器。这里，作为典型的值，光声变换器 4b 的频带为 1 至 4MHz。“功能信息”是通过光声光谱法（光声成像方法）获得、并且涉及检查对象内部的特定物质（诸如包含于血液中的葡萄糖或血红蛋白）的浓度的信息。

[0036] 对于超声变换器 4a 采用一维阵列的原因如下。超声变换器 4a 发送和接收具有相对高的频率的超声波，由此，需要使得其器件密度高。例如，即使在一维阵列中，变换器阵列的数量也如 128 至 256 那样大。因此，当对于超声变换器 4a 采用二维阵列时，就成本而言是不合适的。

[0037] 对于光声变换器 4b 采用二维阵列的主要原因是，光利用效率被视为是重要的。具体而言，当通过二维布置的器件接收由激光的一次照射产生的光声波时，与一维布置器件的情况相比，可以接收较多数量的光声波。光声波的频率一般比超声回声低，由此，器件密度可被抑制为小的。因此，二维阵列对于成本具有小的影响。一条线中的变换器阵列的数量约为 10 至 50。

[0038] 超声变换器 4a 包含多个机电变换器。机电变换器是在电信号和机械振动（超声波）之间进行相互转换的器件，并且，例如，对于其使用压电器件。沿与扫描方向垂直的方向（第一方向）布置所述多个机电变换器。

[0039] 光声变换器 4b 是二维地布置机电变换器的器件。机电变换器的例子包含利用压电现象的变换器、利用光学共振的变换器和利用电容变化的变换器。可以采用任何的检测器作为机电变换器，只要该检测器可检测声波即可。在检测目标的尺寸大大改变的情况下，产生的光声波的波带也变宽，由此所需要的变换器有利地具有宽的检测波带。考虑到上述的方面，近年来已得到积极研究的静电电容型超声变换器是对于本发明的目的最合适的变换器之一。作为替代方案，当采用具有不同检测波带的多个变换器被组合的器件时，可预计得到相同的效果。

[0040] 以下面的方式制造根据本实施例的超声探测器。首先，通过与常规方法类似的方法制造超声变换器 4a（一维阵列变换器）和光声变换器 4b（二维阵列变换器）。该方法包括：切出压电变换器；将变换器固定于背衬 (backing) 材料；对变换器进行划片 (dicing)；接合声匹配层；以及引出布线部分。另外，声透镜被附接于超声变换器。

[0041] 超声变换器和光声变换器被布置为在其间具有间隔，并然后通过模制 (molding) 将它们固定。之后，超声变换器和光声变换器被装配到壳体中，由此完成超声探测器。

[0042] 声匹配层、背衬和布线被设置在变换器中的每一个的上表面和下表面上，并且，声透镜被设置在超声变换器的上表面上。这些部件在图 1A 和图 1B 中被省略。

[0043] 超声变换器 4a 和光声变换器 4b 具有如下的位置关系：其中，与二维排列的光声变换器 4b 的四条边中的任一条平行地设置超声变换器 4a。在本实施例中，两个阵列器件被容纳于一个探测器外壳 30 中。作为替代方案，容纳超声变换器 4a 的探测器外壳和容纳光声变换器 4b 的探测器外壳可被设置为整体形成一个探测器。在这种情况下，两个阵列器件仅被要求处于同一平面上，并可被定位为在其间具有一定的间隔。

[0044] 图 2 是示出根据本实施例的使用超声探测器的检查对象成像装置的框图。为了从超声变换器 4a 发送超声波，通过系统控制单元 1、发送束形成器 2 和发送放大器 3 产生超声

信号，并然后给超声变换器 4a 施加电压。发送的超声波在检查对象 14 上被反射并被超声变换器 4a 接收。接收的超声信号（超声探测器中的各自器件的信号中的每一个）通过接收放大器 5 和接收束形成器 6 经受定相相加 (phasing addition)。接收束形成器 6 执行模拟 - 数字转换、延迟和加权控制。然后，超声信号被超声信号处理单元 10 检测并转换成亮度信号，并且在图像处理单元 11 内的图像存储器中被积累。

[0045] 另一方面，以下面的方式检测光声波。光源 13 用脉冲激光照射检查对象 14。通过从系统控制单元 1 向光源 13 发送驱动信号来发射脉冲激光。当用脉冲激光照射检查对象 14 时，检查对象 14 内部的检测目标（诸如血红蛋白）吸收激光的能量。检测目标的温度根据所吸收的能量的量而上升。作为温度上升的结果，检测目标瞬时 (momentarily) 膨胀以产生弹性波（光声波）。所产生的光声波被光声变换器 4b 接收，通过接收放大器 7 和模拟 - 数字转换器 8，并然后通过光声信号处理单元 9 经受图像重建处理。所重建的光声信号在图像处理单元 11 内的图像存储器中作为亮度信号被积累。

[0046] 然后，图像处理单元 11 在积累的光声信号上叠加积累的超声信号，然后通过图像显示单元 12 进行图像显示。

[0047] 接下来，描述通过使用根据本实施例的超声探测器来获取超声信号和光声信号的三维信号的方法。如上所述，对于超声变换器采用一维阵列，并且，对于光声变换器采用二维阵列，由此，为了通过使用根据本实施例的超声探测器来获取体数据 (volume data)，用超声探测器执行扫描。

[0048] 图 3 是用根据本实施例的超声探测器执行的扫描的概念图，并且示出扫描区域 20a、20b 和 20c。在扫描中，沿布置超声变换器 4a 和光声变换器 4b 的第二方向（图 3 的 X 方向）移动超声探测器。当完成扫描区域 20a 的扫描时，超声探测器沿纵向（图 3 的 Y 方向）移动扫描区域的条带宽度，并然后沿相反的方向在扫描区域 20b 之上移动。上述的扫描被重复执行，由此，获取整个检查区域的信号。

[0049] 对于扫描，可以设想以下的三种模式的方法 :(a) 在台架 (stage) 暂停期间中获取光声信号并在台架移动期间中获取超声信号的方法 ;(b) 在台架暂停期间中获取光声信号和超声信号两者的方法 ;以及 (c) 在台架移动期间中获取光声信号和超声信号两者的方法。可通过上述方法中的任一种来获取相同的信号。

[0050] 首先，在方法 (a)（其中在台架暂停期间中获取光声信号并在台架移动期间中获取超声信号）中，在台架暂停期间中照射脉冲激光以获取光声信号。之后，在台架移动期间中连续发送和接收超声信号，并且，重复获取各位置处的切片图像 (slice image) 的过程。在这种情况下，例如，光声变换器 4b 沿扫描方向 (X 方向）的长度被取作一个步进宽度 (step width)，并且，一组的脉冲激光照射、光声信号检测和移动一个步进宽度被重复。当变换器 4 移动一个步进宽度时，使用超声变换器 4a 获取超声波。可基于光声变换器 4b 可检测光声波的范围来确定变换器 4 的步进宽度。换句话说，在光声变换器 4b 可检测光声波的 X 方向上的范围窄的情况下，使得变换器 4 的步进宽度窄。

[0051] 接下来，在方法 (b)（其中在台架暂停期间中获取光声信号和超声信号两者）中，首先在台架暂停期间中照射脉冲激光以获取光声信号。之后，超声信号被发送和接收，并且，获取切片图像。可以以相反的次序执行这些过程。在台架移动之后，重复相同的过程。在该方法中，一次台架移动的量与可从通过超声信号产生的切片图像生成体数据的这种程

度的量（即，与切片图像的分辨率相同的量级的量）对应。在该方法中，当只能通过获取一个位置处的图像信息来获得关于检查对象的信息时，可以在台架暂停而不被移动的同时获得图像。

[0052] 在方法(c)（其中在台架移动期间中获取光声信号和超声信号两者）中，在台架移动期间中执行脉冲激光照射、光声信号获取、以及超声信号的发送和接收。在这种情况下，以十到几十赫兹的操作频率来发射脉冲激光，并且，以千赫的量级的操作频率来执行超声信号的发送和接收。因此，以约 100 的其间的占空比 (duty ratio) 获取各数据。

[0053] 如上所述，变换器 4 的扫描的条带宽度（沿 Y 方向的长度）等于作为光声探测器的光声变换器 4b（二维阵列）的宽度。这是由于，当从光声信号重建图像时，基于所有位置处的光声信号来计算体区域内的亮度信号。具体而言，在条带宽度比光声变换器 4b 的宽度厚的情况下，存在不被检查的部分。相反，在光声变换器 4b 的宽度比条带宽度厚的情况下，存在不被使用的器件。因此，对于各宽度的最佳条件是，使得条带宽度和光声变换器 4b 的宽度彼此相等。

[0054] 另一方面，当作为超声探测器的超声变换器 4a 获取条带中的超声信号时，需要使得超声变换器 4a 的一维阵列的长度比条带宽度长。

[0055] 参照图 4，描述超声变换器 4a 的超声束线状扫描。图 4 是示出从变换器 4 的扫描方向 (X 方向）观看的超声变换器 4a 的示图。一般地，通过多个器件执行超声束 21 的一次发送和一次接收。因此，沿图 4 的 Z 方向的束中心 22 不可避免地相对于探测器的端面位于内部。因此，沿束扫描方向 23(Y 方向）通过超声变换器 4a 获得的超声图像比超声变换器 4a 的阵列宽度窄用于束发送和接收的孔阑 (aperture) 宽度。因此，当使用具有与条带宽度相同的宽度的线状探测器执行扫描时，在条带之间存在没有获取信号的部分。

[0056] 当使得用于束发送和接收的孔阑较小或者当使用诸如转向 (steering) 的特定方法时，在探测器的端面上成像也是可能的。但是，在使用这些方法的情况下，在探测器的中心及其端面之间形成束的方法是不同的，这导致分辨率和图像质量的不均一。

[0057] 因此，在本实施例中，使得超声变换器 4a 的阵列长度比条带宽度长，由此，可以避免条带之间的超声信号的损失。

[0058] 鉴于以上情况，在根据本实施例的变换器 4 中，超声变换器 4a 的沿与扫描方向垂直的方向的长度可被设为比光声变换器 4b 的沿与扫描方向垂直的方向的长度长。可使得超声变换器 4a 的沿与扫描方向垂直的方向的长度在其各自纵向端部处增长用于发送和接收超声波的器件的长度（孔阑宽度）的一半。结果，当增加了各自纵向端部的被增加的长度时，超声变换器 4a 的总长度变长了等于孔阑宽度的长度。一般地，超声束的孔阑由几十个器件形成，由此，超声变换器 4a 的阵列长度可被设为比条带宽度长与几十个器件对应的长度。

[0059] 图 5 示出沿检查对象的深度方向聚焦由超声变换器 4a 产生的束的状态。用于发送和接收超声信号的超声变换器 4a 在其整个表面上包含声透镜 25，以便还沿其高度方向 (Z 方向）对束进行聚焦。与上述的横向束类似，在遵循图 5 的轨迹 24 的同时超声束被聚焦。但是，获取超声信号的范围距紧接探测器之下具有一定的距离，由此，难以防止超声束扩展。这种情况下的超声束的扩展依赖于聚焦条件和透镜条件，并且可基本上等于探测器的高度或者可比探测器的高度宽。

[0060] 图6示出由超声变换器4a产生的束的形式。如图6所示，由超声变换器4a产生的束的宽度在沿检查对象的深度方向的较浅部分和较深部分中超过超声变换器4a的宽度。

[0061] 同时，根据本发明，在接近超声变换器4a的部分中设置光声变换器4b。因此，存在可产生在来自超声变换器4a的超声波和由光声变换器4b检测的光声波之间的干涉（串扰）的担心。因此，在本发明的该实施例中，在超声变换器4a和光声变换器4b之间设置空隙，由此，可以防止串扰。空隙的尺寸依赖于超声变换器4a的宽度、聚焦条件等。例如，计算揭示：当超声变换器4a和光声变换器4b沿扫描方向相互分开与超声变换器4a的沿扫描方向的长度的20％或更大对应的距离时，不存在问题。

[0062] 利用上述的超声探测器，可以在扫描范围内获取所有的超声信号和光声信号。在上述的模式中，采用一维阵列探测器用于获取超声信号，但是，本发明不限于此。可以采用沿与阵列方向正交的方向进一步分割器件的一般称为1.25维阵列探测器、1.5维阵列探测器和1.75维阵列探测器的探测器。

[0063] 1.25维阵列探测器（其中，沿与阵列方向正交的方向将器件分割成奇数的部分）通过对中心器件以外的其它器件进行开关而具有孔阑控制功能。1.5维阵列探测器（其中，如1.25维阵列探测器的情况那样，沿与阵列方向正交的方向分割器件）能够独立地控制中心器件和对称的器件。1.75维阵列探测器（其中，如1.25维阵列探测器的情况那样，沿与阵列方向正交的方向分割器件）能够沿与阵列方向正交的方向独立地控制所有的器件。为了沿与阵列方向正交的方向改善聚焦和转向功能，安装1.25维阵列探测器、1.5维阵列探测器和1.75维阵列探测器中的每一种，并且，可通过上述的阵列探测器获得与采用一维阵列探测器的情况相同的效果。

[0064] 在上述的模式中，采用一维阵列探测器用于获取超声信号，并且，采用二维阵列探测器用于获取光声信号。但是，可采用一维阵列探测器用于获取超声信号和光声信号两者。在这种情况下，对于探测器的阵列长度的关系，与上述的模式类似，用于获取超声信号的阵列探测器的阵列长度被设为比用于获取光声信号的阵列探测器的阵列长度长，由此获得相同的效果。

[0065] 第二实施例：光声－超声系统

[0066] 接下来，描述光学系统与超声探测器相组合的光声－超声系统。图7A是示出根据本实施例的包含超声探测器和光学系统的光声－超声系统的透视图。

[0067] 用于发送和接收超声波的第一探测器包含探测器外壳30a、线缆31a和变换器4a。用于接收光声波的第二探测器包含探测器外壳30b、线缆31b和变换器4b。变换器4a是能够发送和接收超声波的第一阵列器件。变换器4b是能够接收光声波的第二阵列器件。采用一维（线状）阵列用于超声变换器4a，而采用二维阵列用于光声变换器4b。

[0068] 在超声变换器4a和光声变换器4b之间的空隙中设置光学棱镜32a。光学棱镜32a用作用于将从光源发射的脉冲光引入检查对象中的光学系统。可在第二探测器的与光学棱镜32a相对的一侧类似地设置光学棱镜32b，以从光声－超声系统的两侧引导光。这是因为，由于产生的光声波的强度大大依赖于激光的照射强度的事实，因此可能需要尽可能均匀地照射目标区域。

[0069] 图7B是根据本实施例的光声－超声系统的截面图，其示出光的入射。光如图7B的虚线所示的那样进入试样。来自光源（未示出）的光首先沿与其上设置两个阵列器件4a

和 4b 的平面垂直的方向被引导。引导光的行进方向被光学棱镜 32a 和 32b 改变，由此，向第二阵列器件 4b 之下发射光。

[0070] 光学棱镜 32a 以这种方式被设置在两个探测器之间。因此，即使在使用二维阵列器件 4b 的情况下，也可有效地给检测光声波的光声变换器 4b 施加光。另外，两个阵列器件 4a 和 4b 自然需要相互分开，并由此可以防止在第一实施例中描述的串扰。

[0071] 描述两个阵列器件 4a 和 4b 之间的间隔。可被理解，为了实现如上所述的均匀照射，不管激光的照射角度如何，光路的厚度对于每一侧需要为光声变换器 4b 的宽度的一半或更大。因此，需要在超声变换器 4a 和光声变换器 4b 之间设置具有等于光声变换器 4b 的宽度的至少一半的尺寸的空隙。换句话说，两个阵列器件 4a 和 4b 可沿第二方向相互分开与第二阵列器件的沿第二方向的长度的 50％或更大对应的距离。

[0072] 根据本实施例的光声 - 超声系统的制造方法与第一实施例的相同，并由此省略其描述。

[0073] 在上述的模式中，在第二探测器的两侧设置光学棱镜。但是，当光学棱镜被设置为围绕探测器时，可以获得更有利的照射量分布。

[0074] 例子

[0075] 以下，在本例子中，具体描述根据本发明的探测器用于乳房检查的情况。在乳房检查中，获取直至 4cm 的深度的超声信号和光声信号就足够了。在这种情况下使用的探测器是在以上的描述中使用的图 1A 和图 1B 的探测器。

[0076] 可允许给人体施加的激光强度为 100mJ/cm$^2$，由此，可获取足够的光声信号的范围是深度为 4cm 并且宽度为 4cm。因此，光声探测器的一个边被设为 4cm。因此，光声探测器的一个边被设为 4cm。考虑到探测器灵敏度和要使用的 1MHz 的频率，器件节距 (pitch) 被设为 2mm，由此形成包含 400 个器件的二维阵列探测器。由于要求二维阵列探测器检测具有各种尺寸的目标，因此使用具有 130％的带宽的静电电容型超声变换器作为二维阵列探测器。

[0077] 另一方面，关于超声探测器，为了充分地使束会聚，用 32 器件孔阑执行束形成。因此，在左侧和右侧中的每一侧，超声探测器都比光声探测器长 16 个器件。器件的总数被设为 192，器件节距被设为 0.25mm，中心频率被设为 10MHz，并且，阵列长度被设为 48mm。并且，在超声探测器的表面上形成的声透镜具有 R8 的半径。在上述的条件下形成的束在超声探测器的附近以及在 4cm 的深度的附近扩展到 7mm，由此，超声探测器和光声探测器之间的空隙被设为 1mm。

[0078] 考虑使用上述的探测器来扫描乳房，由于扫描区域为 20cm×20cm 并且条带宽度为 4cm，因此形成各具有 4cm×20cm 的尺寸的五个条带。以步进重复 (step-and-repeat) 的方式执行探测器的扫描。在暂停探测器的同时施加激光，并且，通过二维阵列探测器获取光声信号。然后，在探测器移动的同时，通过一维阵列探测器获取超声信号，并且，产生各切片表面的超声图像，并在其经受插值 (interpolation) 处理之后将其存储为体数据。

[0079] 在完成整个目标表面的扫描之后，使用光声信号来重建图像。由重建产生的光声图像作为体数据被积累并且被叠加于超声图像上。在屏幕上显示得到的图像。可通过上述的方法相互叠加光声信号和超声信号，结果是可给用户提供包含形态图像和功能图像的信息。

[0080] 在本例子中，采用用于超声束的32器件孔阑。当根据所要求的束分辨率或所要求的束形成方法改变孔阑的尺寸时，也可获得相同的效果。

[0081] 也可使用图7A和图7B所示的光声-超声系统用于乳房检查。在这种情况下，超声探测器和光声探测器之间的空隙需要至少为1.4mm。另一方面，考虑到45度的入射角度和作为4cm的光声探测器的一个边的长度的一半的2cm，需要的棱镜的厚度为2.83cm，由此，探测器之间的间隔被设为2.83cm。

[0082] 本发明不限于以上的实施例，并且，可以在本发明的精神和范围之内进行各种的改变和修改。因此，为了向公众告知本发明的范围，提出所附的权利要求。

[0083] 本申请要求2008年6月18日提交的日本专利申请No.2008-159314和2009年6月5日提交的日本专利申请No.2009-136365的权益，在此通过引用而并入它们的全部内容。

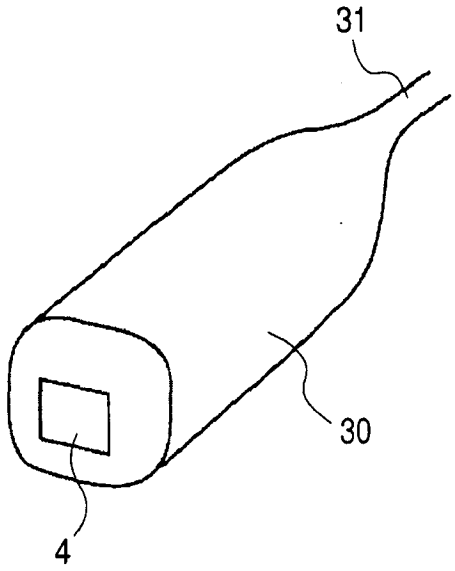



图 1A

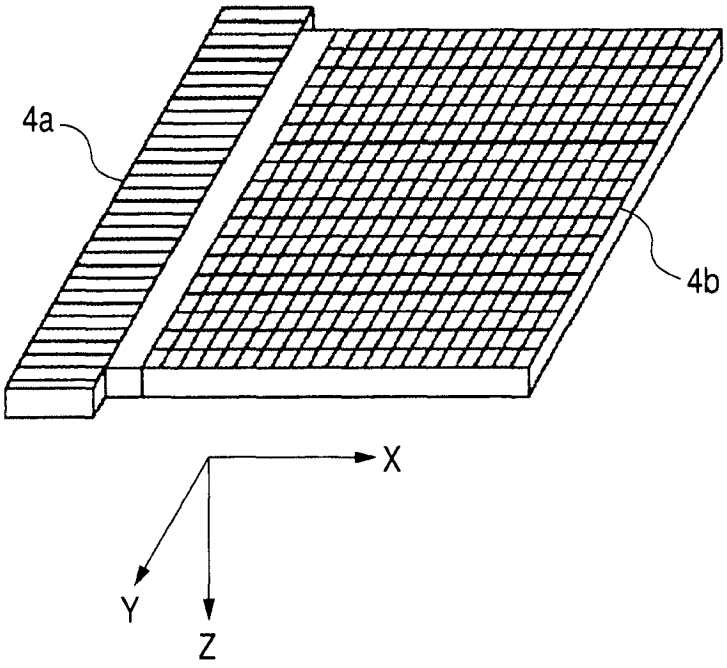



图 1B

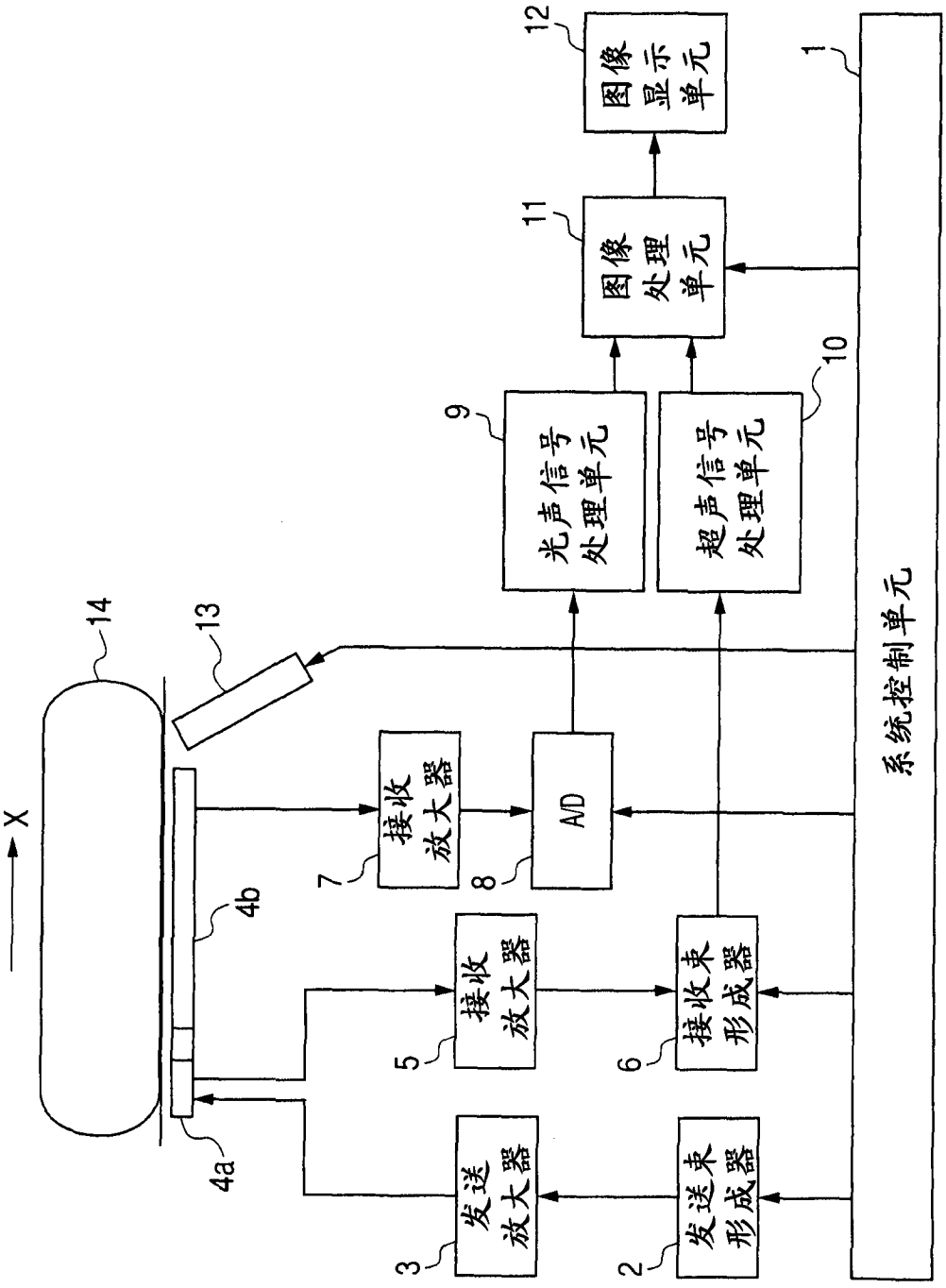

X
14
13
4a
4b
3
发送放大器
2
发送束形成器
5
接收放大器
6
接收束形成器
7
接收放大器
8
A/D
9
光声信号处理单元
10
超声信号处理单元
11
图像处理单元
12
图像显示单元
1
系统控制单元

图 2

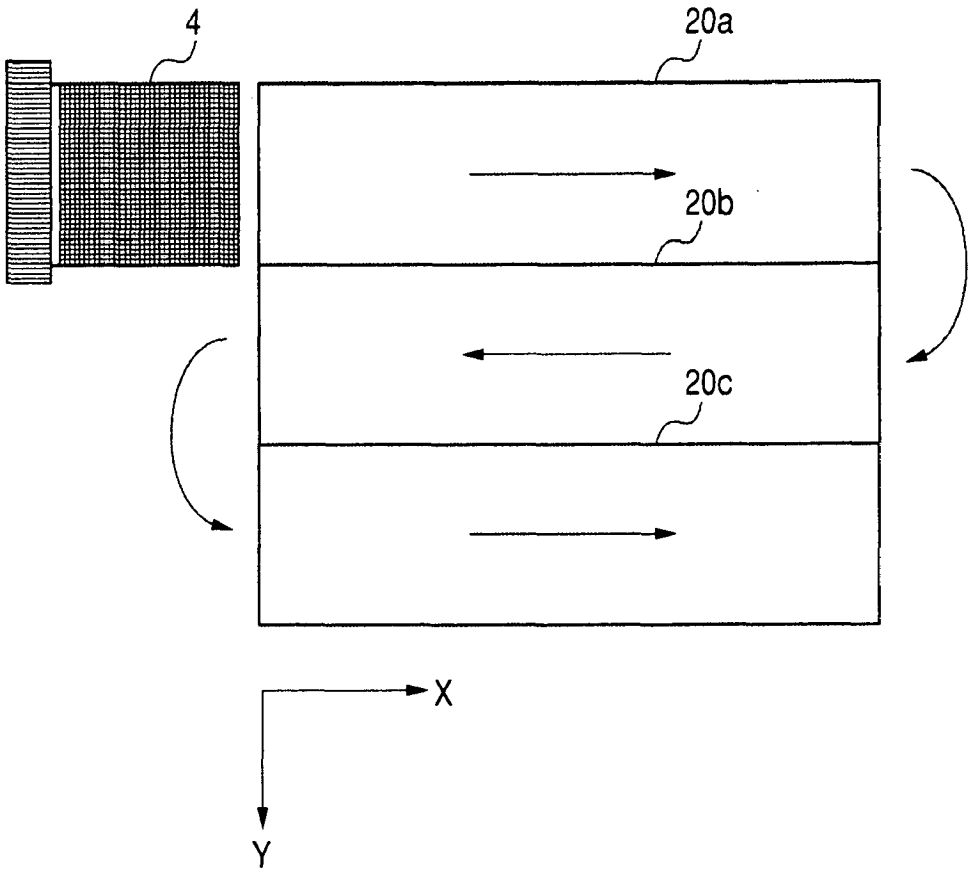



图 3

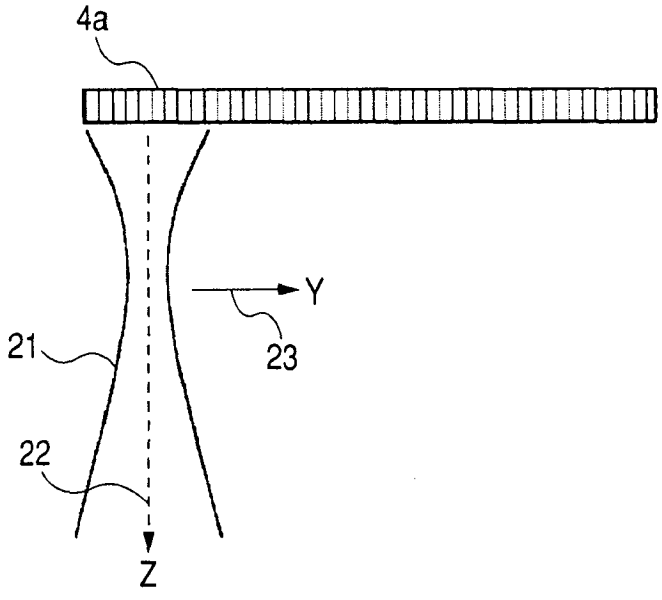



图 4

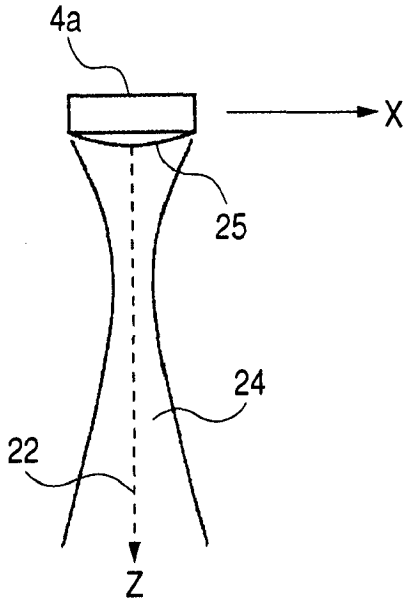



图 5

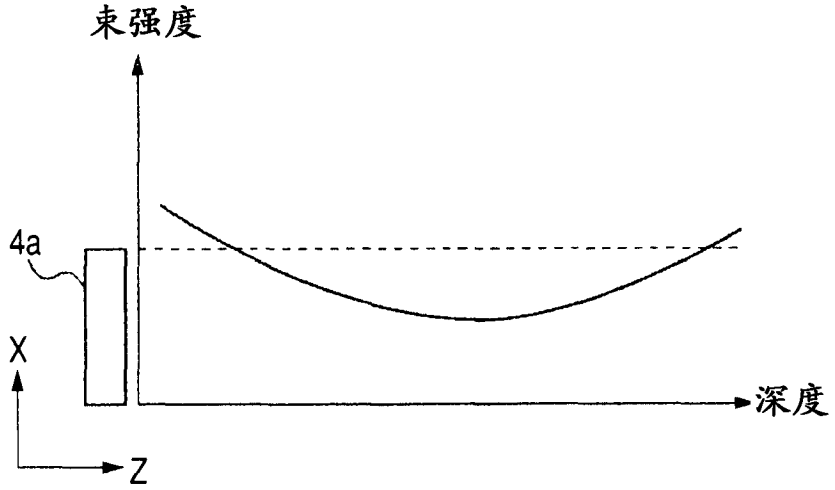



图 6

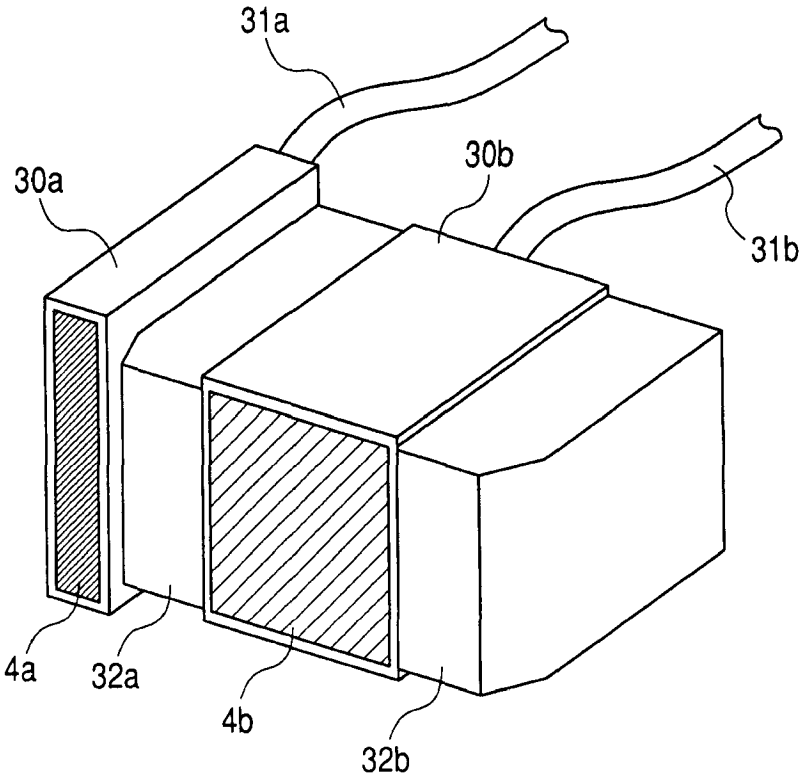



图 7A

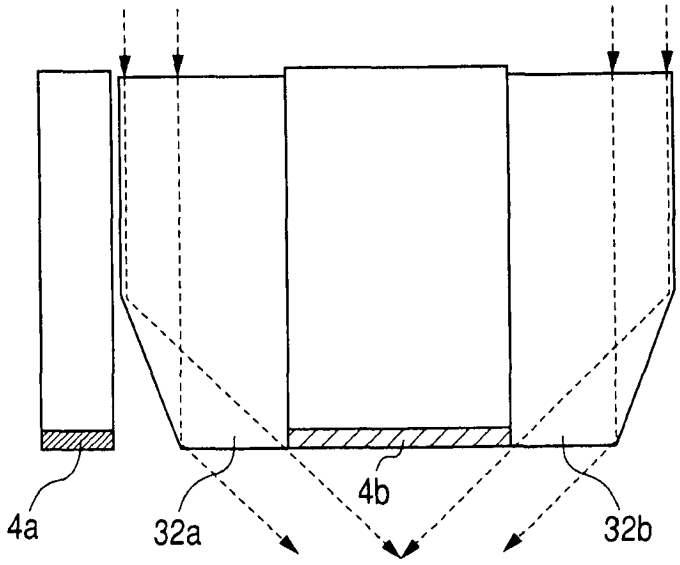
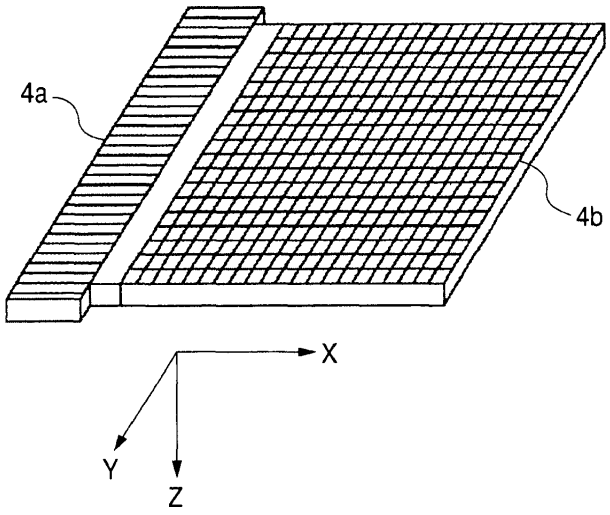



图 7B

| | | | |
|---|---|---|---|
| 专利名称(译) | 超声探测器以及包含超声探测器的光声-超声系统和检查对象成像装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN102065748B | 公开(公告)日 | 2013-02-27 |
| 申请号 | CN200980122052.3 | 申请日 | 2009-06-17 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 佳能株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 佳能株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 佳能株式会社 | | |
| [标]发明人 | 染田恭宏<br>齐藤惠志<br>浅尾恭史<br>中川克己<br>市原滋 | | |
| 发明人 | 染田恭宏<br>齐藤惠志<br>浅尾恭史<br>中川克己<br>市原滋 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 A61B8/14 | | |
| CPC分类号 | A61B8/0825 A61B5/0095 A61B8/5238 A61B8/14 A61B5/0035 A61B8/483 A61B8/145 A61B8/4416 A61B8/4444 A61B8/4494 | | |
| 审查员(译) | 杨星 | | |
| 优先权 | 2008159314 2008-06-18 JP<br>2009136365 2009-06-05 JP | | |
| 其他公开文献 | CN102065748A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |


摘要(译)

提供了一种超声探测器和包含超声探测器的检查对象成像装置，所述超声探测器即使在超声波检查法中使用的超声波的频带和光声波的频带相互分开时，也能够形成图像而没有劣化。超声探测器包含能够发送和接收超声波的第一阵列器件；以及能够接收光声波的第二阵列器件。第一阵列器件包含沿与扫描方向垂直的方向布置的多个机电变换器，第二阵列器件包含以二维方式布置的多个机电变换器，并且，第一阵列器件和第二阵列器件在同一平面上且沿扫描方向被设置。