

[51] Int. Cl.

G01N 29/00 (2006.01)

G01N 29/24 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

G01H 9/00 (2006.01)



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 01115468.3

[45] 授权公告日 2006 年 4 月 19 日

[11] 授权公告号 CN 1252468C

[22] 申请日 2001.4.27 [21] 申请号 01115468.3

[30] 优先权

[32] 2000. 5. 2 [33] JP [31] 2000 – 133084

[71] 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国神奈川県南足柄市中沼 210
番地

[72] 发明人 小川英二

审查员 刘 杰

[74] 专利代理机构 北京北新智诚知识产权代理有限公司

代理人 王 初

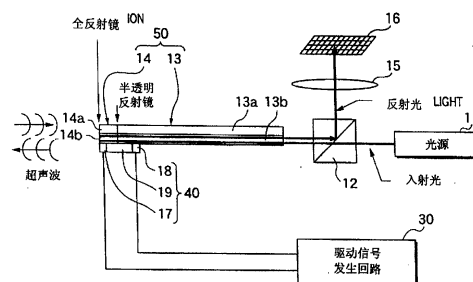
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 13 页

[54] 发明名称

超声波探头及使用其的超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明要提供一种不必给多个微细元件配线、不引起串音与电抗增大的且具有超声波发射功能的超声波二维探头。所述探头具有包括来自光源的光所入射的光纤的光纤阵列、分别成型于各光纤的一端上的且根据所施加的超声波调制通过所述光纤入射的光的多个超声波检测元件、由压电元件构成的超声波发射元件。



1. 一种超声波探头，其特征在于它具有：

从所述超声波探头向被测物体发射超声波信号的发射装置；

5 接收从被测物体反射的超声波信号的接收装置；

所述接收装置具有超声波感应部，所述超声波感应部的光反射率根据接收到的超声波信号的变化而变化，根据从所述超声波感应部反射的光线强度变化而获得的光反射率变化情况进行检测。

2. 如权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

10 所述发射装置是基于所加电压而产生超声波的压电方式的发射装置。

3. 如权利要求 1 所述的超声波探头，其特征在于：

所述接收装置是具有将超声波信号转换成光信号的功能的元件。

4. 如权利要求 3 所述的超声波探头，其特征在于：

15 所述接收装置包括设有用于检测超声波的超声波感应部的光纤阵列。

5. 如权利要求 3 所述的超声波探头，其特征在于：

所述接收装置包括设有用于检测超声波的超声波感应部的多个光波导。

20 6. 如权利要求 3 所述的超声波探头，其特征在于：

所述接收装置包括具有法布里—珀罗特谐振器结构的探测器。

7. 如权利要求 3 所述的超声波探头，其特征在于：

所述接收装置包括具有布拉格光栅结构的探测器。

8. 如权利要求 7 所述的超声波探头，其特征在于：

25 所述具有布拉格光栅结构的探测器的超声波感应部的长度小于传播该超声波感应部的超声波波长的 $3/4$ 。

9. 如权利要求 3 所述的超声波探头，其特征在于：

所述接收装置包括通过在光反射面附近的损耗场的物体接收超声波的振动并利用改变所述光反射面的反射光或透射光的光量来检测超
30 声波的探测器。

10. 一种超声波诊断装置，其特征在于它具有：

从所述装置向被测物体发射超声波信号的发射装置；

为发射超声波信号而产生施加在所述发射装置上的驱动信号的驱动信号发生回路；

接收从被测物体反射的超声波信号的接收装置，所述接收装置具有其光反射率随接收到的超声波信号的变化而变化的超声波感应部；

通过检测从所述接收装置中的超声波感应部反射的光线强度变化而获得光反射率变化情况，由此产生检测信号的检测器；

处理来自所述检测器的检测信号的信号处理装置；

控制所述驱动信号的发射时刻及所述接收信号的输入时刻的控制装置；

由所述信号处理装置的输出信号构成图像数据的图像处理部；

根据所述图像数据来表示图像的图像显示部。

11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述发射装置是基于所加电压而产生超声波的压电方式的发射装置。

12. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述接收装置是具有将超声波信号转换成光信号的功能的元件。

13. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述接收装置包括设有用于检测超声波的超声波感应部的光纤阵列。

14. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述接收装置包括设有用于检测超声波的超声波感应部的多个光波导。

15. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述接收装置包括具有法布里—珀罗特谐振器结构的探测器。

16. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述接收装置包括具有布拉格光栅结构的探测器。

17. 如权利要求 16 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述具有布拉格光栅结构的探测器的超声波感应部的长度小于传播该超声波感应部的超声波波长的 $3/4$ 。

18. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述接收装置具有接收超声波而改变发光频率并且使所发光线射

入具有光路差长度的光外差干涉光学系中的激光谐振器。

19. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述接收装置包括通过在光反射面附近的损耗场的物体接收超声波的振动并利用改变所述光反射面的反射光或透射光的光量来检测超声波的探测器。

超声波探头及使用其的超声波诊断装置

技术领域

- 5 本发明涉及收发超声波的探头以及通过使用这样的探头收发超声波来进行医疗诊断的超声波诊断装置。

背景技术

- 过去，在超声波诊断方法中，当在超声波发射装置和接收装置中采用相同的方式时，一般作为超声波收发元件（振动件）地采用了以PZT（钛酸锆酸铅）为代表的压电陶瓷、PVDF（高分子压电元件）等压电元件的一维传感器阵列。此外，通过使这样的一维传感器阵列进行扫描地获得两维图象并合成多个两维图象而获得了三维图象。

- 10 不过，根据这种方法，由于在一维传感器阵列的扫描方向上有时间滞后，所以合成图象因合成不同时刻的截面图象而成为不清楚的图象。因此，象利用超声波诊断装置进行超声波回声检查等的场合是不适用于以生物体为对象的所拍物体的。

- 15 这样，为利用超声波获得高品质的三维图象，必需使用不使传感器阵列进行扫描就能获得两维图象的二维传感器阵列。为此，探讨采用上述PZT和PVDF来制作二维传感器阵列的方法。在采用上述PZT和PVDF的场合中，必须进行元件的精密加工并为多个精密元件配线，而目前的精密化和元件集成很困难。此外，即使解决了那些问题，但元件间的串音增大，SN通过由精密配线引起的电抗上升而变差，所以存在着精密元件的电极部容易损坏的问题，因而，很难实现采用PZT和PVDF的二维传感器阵列。

因此，人们希望将采用光纤的二维传感器阵列用作不使用压电材料的超声波探测器。不过，采用光纤的探测器因没有超声波发射功能而必须配备发射功能。

发明内容

- 25 鉴于这样的问题而制定了本发明。本发明的第一目的是要提供一种不必给多个微细元件配线、不引起串音与电抗增大的且具有超声波发射功能的超声波二维探头。另外，本发明的第二发明目的提供一种配备有这种超声波的二维探头的超声波诊断装置。

- 30 为解决上述问题，本发明的超声波探头包括发出超声波信号的发射装置；接收超声波信号但采用了与所述发射装置不同的方式的接收装置。

此外，本发明的超声波诊断装置包括：发出超声波信号的发射装置；为发射超声波而产生施加在所述发射装置上的驱动的驱动信号的驱动信号发生回路；接

收超声波信号的且采用与所述发射装置不同的方式的接收装置；检测来自所述接收装置的接收信号地产生检测信号的检测器；处理来自所述检测器的检测信号的信号处理装置；控制所述驱动信号的发射时刻及所述接收信号的输入时刻的控制装置；由所述信号处理装置的输出信号构成图象数据的图象处理部；根据所述图

5 象数据来表示图象的图象显示部。

根据本发明，能够实现一种不必给多个微细元件配线、不引起串音与电抗增大的且具有超声波发射功能的超声波二维探头。另外，根据本发明，能够实现一种配备有这种超声波的二维探头的超声波诊断装置。

附图说明

以下，参见图来详细说明本发明的实施例。同一构件用相同参考标记表示并
10 且省略了对其的说明。

图1是表示采用本发明第一实施例的超声波探头的超声波诊断装置的框图。

图2是表示本发明第一实施例的超声波探头的结构与动作的视图。

图3是表示本发明第一实施例的超声波探头的局部结构的视图。

图4A-4D是表示本发明第一实施例的超声波探头的局部结构的视图。

15 图5是表示本发明第二实施例的超声波探头的局部结构的视图。

图6是表示本发明第三实施例的超声波探头的结构与动作的视图。

图7是表示本发明第四实施例的超声波探头的结构与动作的视图。

图8是表示本发明第五实施例的超声波探头的结构与动作的视图。

图9是表示本发明第五实施例的超声波探头的局部结构的视图。

20 图10A-10D是表示本发明第五实施例的超声波探头的局部结构的视图。

图11是表示本发明第六实施例的超声波探头的结构与动作的视图。

图12是表示图11的超声波检测部的结构的视图。

图13是表示图11的分波器的结构的视图。

具体实施方式

图1是表示采用本发明第一实施例的超声波探头的超声波诊断装置的框图。

25 如图1所示，该超声波诊断装置包括由超声波发射部40和超声波检测部（探测器）50构成的超声波探头120。超声波发射部40根据由驱动信号发生回路30发出的驱动信号来发射超声波。超声波发射部40是由采用PZT和PVDF等的压电元件的振动体构成的。向诊断对象发出的超声波被诊断对象反射回来地被超声波检测部（探测器）50接收到。探测器50包括光纤阵列及超声波检测元件等。

30 另外，该超声波诊断装置包括光源11、分波器12、聚焦系统15、光检测器16。来自光检测器16的检测信号被输入到信号处理器所包括的信号处理部61中并接着在A/D转换器62中被转换成数字信号。

一次存储部80与A/D转换器62相连，所获得的多个平面数据被存储在一次存储部80中。根据那些数据，图象处理部90重新构成了二维数据或三维数据。重新构成的数据进行插补、响应调制处理、音频处理等处理并且在图象显示部100中显示出来。接着，在二次存储器110中存储在图象处理部90中经过处理的数据。

- 5 时刻控制部70如此控制信号处理部61，即通过在预定时刻产生驱动信号地控制驱动信号发生回路30的同时，从发射时刻起经过预定时间后输入来自光检测器16的检测信号。由此一来，通过控制驱动信号及检测信号，限定了读取时间段并且能够检测出来自所拍物体的特定深度的超声波反射。

- 10 接着，参见图2来说明图1所示超声波探头的结构和动作。如图2所示，该超声波探头具有包括超声波发射元件（PZT等）19和电极17、18的超声波发射部40、包括超声波检测元件14及光纤阵列13的超声波检测部50。光纤阵列13是通过使微细光纤13a、13b...成二维矩阵而形成的。

- 15 作为超声波发射元件19地采用了以PZT（钛酸锆酸铅）为代表的压电陶瓷以及PVDF等（高分子压电件）有压电性的材料（压电件）。当对设置在超声波元件19的两端的电极17、18施加电压时，在压电元件上产生了微弱的机械振动，所述微弱振动传给了与压电元件相邻的传播介质。因此，当脉冲状电信号或连续波电信号传送给驱动信号发生回路电极17、18时，给压电元件施加电压，产生了超声波脉冲或连续波超声波并作为超声波束地传到传播介质中。

- 20 设置在前端上的超声波检测元件14是通过作为超声波感应部地分别成型于各光纤前端上的法布里-珀罗特谐振器（简称FPR）14a、14b...构成的。来自光源11的光通过分波器12而射入光纤阵列13。射入各光纤的光通过成型于FPR两端上的半透明反射镜（图右侧）及全反射镜（图左侧）被反射。该全反射面通过由压电元件发出的并由所拍物体反射的且施加在超声波检测元件14上的超声波接收几何学变位，反射光由此经过调制并接着射入分波器12中。射入分波器12的反射光直接或通过光纤地或通过透镜等聚焦系统15成像于CCD和光电二极管阵列等构成的光检测器16上。

- 30 参见图3、4具体说明上述超声波探头的结构。如图3所示，在外壳21中容放着包括超声波发射元件19及电极17、18的超声波发射部40、包括超声波检测元件14及光纤阵列13的超声波检测部50。为抑制旁瓣，最好将光纤间隔减少到所接收超声波的波长的一半以下。

在超声波检测元件14及超声波发射元件19与外壳21之间，为整合音阻而设置了声象整合层22。声象整合层22能够通过易于传播超声波的硼硅酸耐热玻璃和含

金属粉的环氧树脂等构成。此外，在外壳21的表面上，最好兼负起保护超声波检测元件与超声波发射元件作用地设置了硅胶等声象透镜材料23。另外，最好用吸音材料24填充相邻光纤及超声波发射元件之间以便降低超声波串音。含金属粉的环氧树脂、带铁粉的胶等适用作吸音材料24。除了设置超声波检测元件的那部分附近以外，光纤阵列13通过树脂25被固定住。

在这里，如图4所示地，就设置超声波检测元件14的光纤13以及超声波发射元件19的配置来说，考虑了以下4点。

(1) 在光纤阵列中心设置1个发射元件的例子

图4A是表示在由光纤13a、13b...构成的光纤阵列中心设置1个发射元件19的例子10的截面图。当这样配置时，发射波是无方向性的。

(2) 在多个光纤之间配置多个接收元件的例子

图4B是表示在构成光纤阵列的光纤13a、13b...之间交替设置发射元件19a、19b...的例子15的截面图。当这样配置时，发射元件是按照二维的方式设置的，从而可以进行二维的光束扫描发射。

(3) 在光纤阵列中心配置1个一维接收阵列的例子

图4C是表示在构成光纤阵列的光纤13a、13b...之间设置1个按照一维方式排列多个接收元件而形成的一维接收阵列20的例子20的截面图。当这样配置时，可以进行一维的光束扫描发射。

(4) 在多个光纤之间设置多个一维发射阵列的例子

图4D是表示在构成光纤阵列的光纤13a、13b...之间交替设置多个按照一维方式排列多个接收元件而形成的一维发射阵列20a、20b的例子20的截面图。当这样配置时，可以进行二维的光束扫描发射。

接着，参见图5来说明本发明第二实施例的超声波探头。图5原理性地表示本发明第二实施例的超声波探头局部。超声波探头代替了第一实施例的法布里-珀罗特谐振器地采用了光纤布拉格光栅。即，在第二实施例中，在图1所示的同一光纤阵列13的前端上，作为超声波感应部地设置了具有布拉格光栅结构的布拉格光栅部122。超声波检测元件122是通过分别成型于光纤13a、13b...前端上的布拉格光栅部122a、122b...而构成的。

布拉格光栅部是将折射率不同的两种材料（光传播介质）按照满足布拉格发射条件的间距重叠成数千层而成的，它具有比单层的法布里-珀罗特谐振器高的发射率以及陡急的波长依赖性。在图5中画出了具有折射率 n_1 的材料层A与具有折射率 n_2 的材料层B。当设这些层的周期结构的间距（间隔）为 d 且入射光波长为 λ

时，用公式（1）表示布拉格反射条件。不过， m 是任意的整数。

$$2d \cdot \sin \theta = m \lambda \quad * (1)$$

在这里， θ 是从入射面测量的入射角，当 $\theta = \pi/2$ 时，公式（1）变为公式（2）。

$$5 \quad 2d = m \lambda \quad * (2)$$

布拉格光栅有选择地发射满足布拉格反射条件的具有特定波长的光 且透过具有其它波长的光。

当使超声波在布拉格光栅部上传播时，布拉格光栅部变形地造成上述周期结构的间距 d 改变，从而有选择反射的光的波长 λ 改变了。在布拉格光栅的反射特性中，在反射率最高的（透光率最低）中心波长前后存在着反射率变化的倾斜带，在这个倾斜带范围内，使具有中心波长的检测光射入布拉格光栅部地施加超声波。这样一来，能够观察到对应于超声波强度的反射光（或透射光）的强度变化。通过换算这种光强度变化，能够测算出超声波强度。

在这里，布拉格光栅一般可以使用灵敏度高而容易制作的民用制品。不过，象超声波诊断这样的场合，作为高灵敏度的探测器地就不能使用这样的产品了。例如，当使用普通市场所用的布拉格光栅时，结果，在比20kHz更高的频带区内，对轴向射入的超声波灵敏度降低了。另外，超声波感应部的长度（布拉格光栅部）大于用下式表示的布拉格光栅部的超声波波长的约3/4时，所检测的波形与实际接收的超声波波形相比偏向低频侧，探测器的灵敏度降低，即

$$20 \quad \text{超声波波长} = (\text{布拉格光栅部的音速}) / (\text{超声波频率})$$

原因是，在布拉格光栅部的长度大于布拉格光栅部的超声波波长一半时，由于在超声波在布拉格光栅部上传播的过程中在布拉格光栅部内产生了伸缩相位反转部分，这些部分的变位相互抵消。

为避免这样的现象，布拉格光栅部的长度小于布拉格光栅部的超声波波长的约3/4 最好小于一半。例如，当在是检测对象的且超声波频率为3.5MHz的布拉格光栅部材料中的音速为5500米/秒时，在布拉格光栅部上传播的超声波的波长 λ_s 是根据以下公式计算出来的：

$$\lambda_s = 5500 / (3.5 \times 10^6) = 1571.4 (\mu m)$$

因此，布拉格光栅部长度的上限是根据以下公式算出来的，即：

$$30 \quad 1571 \times (3/4) = 1178.5 (\mu m)$$

因此，如果布拉格光栅部长度小于1178.5 μm ，则防止了在布拉格光栅部内的伸缩相位反转 且能够获得无需超声波检测的灵敏度。

接着,参见图6来说明本发明第三实施例的超声波探头。如图6所示,超声波探头150包括超声波发射部40、采用了使接收超声波而改变频率的发射光射入具有光路差长度的外差干涉光学系中的激光谐振器的超声波发射部130。时刻控制部70如此控制着积分处理器153,即在控制驱动信号发生回路30以便在预定时刻产生驱动信号的同时,在从发射时刻算起地经过一定时间后,输入由光检测器16通过放大器151和解调器152输出的检测信号。

在接收到驱动信号发生回路30所输出的驱动信号的情况下,由PZT等压电元件构成的超声波发射部40发出超声波。当由超声波发射部40发出的且被所拍物体反射的超声波射入入射面(全反射镜131的左侧)时,构成超声波检出部130的激光谐振器的全反射镜131变位,全反射镜与透镜133之间的间距改变了。此时,产生于设置在激光活性物质132两旁的两面镜子之间的稳态波即谐振频率改变,激光器的震动频率也偏移。当激光射入干涉光学系140中时,它透过分波器141并在部分反射镜142与分波器141上反射,而通过透镜145射入光检测器16中的光束 L_2 透过部分反射镜142并在分波器141上反射,在通过透镜145进入光检测器16的光束 L_3 之间产生了光路差。

在这里,当振动频率在时间上有偏移的光束射入具有光路差长度的光外差干涉光学系中时,以原光外差干涉信号的频率为中心地产生了其频率偏移了相应于时间滞后程度的振动频率变化量的脉动信号。经过频率调制的脉动信号在放大器151中增幅并且通过解调器152解调,所获得的解调信号在积分处理器153中进行积分处理,从而能够重现出频率变化即超声波波形。这种波形显示在波形显示部154上并且同时被存储在波形存储部155内。基于这种波形,能够构成所拍物体的图象数据。

此外,参见图7来说明本发明第四实施例的超声波探头。如图7所示,超声波探头170包括了通过在位于反射界面附近的损耗场内的物体接收超声波而振动地利用耗损光的光量变化的超声波换能器。

作为接收装置的超声波换能器由棱镜171、间隙173、光学平玻璃174、用于形成间隙的垫块172并作为接收装置地由通过吸音层177而设置在光学平玻璃174上的PZT等的压电元件175及声象透镜材料176构成。

来自自由激光谐振器161与光束放大器162构成的光源160的且被放大的激光照射棱镜底面,通过由PD阵列或CCD摄像机构成的光检测器读出其全反射光强度分布。另一方面,当压电元件175所发出的超声波在所拍物体上反射地通过射入光学平玻璃174下面射入时,间隙173的空气层厚度变化了,在棱镜171下面的损耗

场内漏出的光即耗损光的光量随之改变。光检测器16所读出的全反射光的光量用下式表示，即，

$$\text{全发射光光量} = (\text{入射光光量}) - (\text{耗损光的光量})$$

从而全反射光的强度分布表现了耗损场的空气层压力变化即超声波的声压分布。

5 通过光检测器16读出的检测信号被输出到信号处理部中。

在时刻控制部70中，在控制驱动信号发生回路30以便在预定时刻产生驱动信号的同时，控制射入光检测器16的光（检测光）的时刻。至于射入光检测器16的光的时刻的控制方法，考虑采用一边脉动驱动激光器一边在光路中设置光闸等地遮盖检测光的方法等。在这里，例如使用控制棱镜171底面的反射光射入光检测器16的控制方法。即，通过时刻控制部70控制光闸驱动回路182地使光闸181工作。这样一来，通过设定依赖于超声波强度的全反射光射入光检测器的时间带，能够光检出来自所拍物体特定深度的超声波反射。在这种情况下，光闸开闭等在超声波发出后延迟一段适于收集所拍物体的任意深度的信息的时间地进行。根据这样获得的检测信号，能够形成所拍物体的图象数据。

15 接着，参见图8来说明本发明第五实施例的超声波接收装置。在本实施例中，作为超声波检测元件地采用了具有布拉格光栅结构的光波导。如图8所示，在基板125上形成了按照一维排列的多个光波导121a、121b...，而且分别在其芯的前端上形成了布拉格光栅部122a、122b...。布拉格光栅部的结构与本发明第二实施例的超声波接收装置一样。

20 来自光源11的光通过分波器12地射入各光波导121a、121b...中。在各光波导中，成型于其前端上的布拉格光栅部通过超声波传送而改变了结构，从而对光进行调制。在各自的光波导中，布拉格光栅部所反射的光在分波器12中改变了进路地射入对应于各光波导121a、121b...的光检测器16a、16b...中。这样一来，在光检测器16a、16b...中检测出光强度变化，从而能够测定出在对应的光波导上传播的超声波的强度。而在本实施例中，与第二实施例的场合一样地，成型于光波导中的布拉格光栅部的长度也最好小于传给布拉格光栅部的超声波的波长的3/4。

图9表示具有形成布拉格光栅部的光波导的二维超声波探头的结构。如图9所示，在外壳21中容放有包括按照一维方式配置于基板125上的多个光波导121a、121b...的超声波检测部50、包括超声波发射元件19的超声波发射部40。在超声波检测部50中，分别在多个光波导121a、121b...上形成了布拉格光栅部122a、122b...。另外，在光纤分别与多个光波导相连的同时，通过布拉格光栅部而受到调制的光通过包括多个光纤的光纤阵列43而送向分波器12。另一方面，在超声波

接收部40中，超声波接收元件19通过吸音材料24被保持住。另外，为了赋予超声波发射元件19以电压，在超声波发射元件19上设置了与导线42相连的电极17、18。

5 包括布拉格光栅部122的光波导121及超声波发射元件19与外壳21之间，为了音抗整合而设置了声象整合层22。在外壳21的表面上设置了声象透镜材料23。至于设置这些声象整合层22、声象透镜材料23、吸音材料等的理由及其材料，与本发明第一实施例的情况一样。

在这里，至于其多个光波导121a、121b...按照一维方式配置的超声波检测部（一维光波导阵列）50及超声波发射元件19的排列，如图10所示地考虑了以下4
10 种方式。

（1）在光波导阵列的中心设置1个发射元件的例子

图10A是表示在配置了多个一维光波导阵列的二维光波导阵列的中心设置1个发射元件19的例子的截面图。当这样配置时，发射波是无方向性的。

（2）在多个光波导之间配置多个发射元件的例子

15 图10B是表示在包括一维光波导阵列的多个光波导之间交替设置发射元件19的例子的截面图。当这样配置时，接收元件是按照二维的方式设置的，从而可以进行二维的光束扫描发射。

（3）在光波导阵列中心配置1个一维接收阵列的例子

图10C是表示在多个一维光波导阵列之间设置1个按照一维方式排列多个接收
20 元件而形成的一维接收阵列20的例子的截面图。当这样配置时，可以进行一维的光束扫描发射。

（4）在多个一维光波导阵列之间设置多个一维发射阵列的例子

图10D是表示在多个一维光波导之间交替设置多个按照一维方式排列多个接收
25 元件而形成的一维发射阵列20a的例子的截面图。当这样配置时，可以进行二维的光束扫描发射。

接着，参见图11到图13来说明本发明的第六实施例。本实施例与本发明第五实施例一样地将具有布拉格光栅结构的光波导123a、123b...用作超声波检测元件而且其中作为检测光地多样化地采用了多种波长不同的光。图11原理性地表示本实施例的超声波接收装置的结构，图12表示图11所示超声波检测部50的结构，图
30 13表示图11所示分波器112的结构。

如图11所示，超声波接收装置具有光源111、光学环行器113、包括具有布拉格光栅结构的光波导的超声波检测部50、对由超声波检测部50射入的检测光进行

分波的分波器112、检测所分光的强度的光检测器16a、16b...、相互连接这些装置（元件）的光纤126、127、128、129a、129b...。在本实施例中，产生宽频带光的宽频带光源被用作光源，而对应于其入射方向地切换光前进方向的光学环形器被用作分波器12。

5 在图11中，光源111射出的光通过光纤127射入光学环形器113并又通过光纤126射入超声波检测器50。

在这里，参见图12，超声波检测器50包括成型于基板125上的波导长度不同的且成倒L形的多个光波导123a、123b...。这些光波导123a、123b...被配置成各自的截面排成一行。另外，在各光波导123a、123b...的前端上形成了布拉格光栅

10 122a、122b...。

在本实施例中，构成各布拉格光栅的各层的周期结构的间距是根据公式（2）而如此决定的，即反射波长特性相对特定波长而言增大。就是说，构成布拉格光栅122a的各层的周期结构的间距d按照公式（2）地是如此决定的，即布拉格波长为 λ_1 。而构成布拉格光栅122b的各层的周期结构的间距d按照公式（2）地是如此决定的，即布拉格波长为 λ_2 （ λ_1 不等于 λ_2 ）。其余的布拉格光栅122c、122d...也是一样的。因此，布拉格光栅122a、122b...的反射波长特性彼此不同。多个布拉格光栅122a、122b...在施加超声波时在超声波声压方向上伸缩。由此一来，构成各布拉格光栅122a、122b...的各层的周期结构的间距d改变了，各布拉格波长改变了。因此，在接收超声波时射入各布拉格光栅122a、122b...中的光根据所加超声波而受到调制。在本实施例中，成型于各光波导的前端上的布拉格光栅部的长度最好小于传给光波导的超声波的波长的3/4。

光波导123a的末端部与光纤126相连。另外，在光波导123a的末端与光波导123b的末端之间形成了间隙124a。所述间隙124a起到了分光镜的作用。同样地，在光波导123b的末端与光波导123c的末端之间，形成了起分光镜作用的间隙124b。在其余光波导123c、123d...中，情况也是如此。在本实施例中，通过这样连接多个光波导123a、123b...，实现了平坦光波回路（PLC）。

在这里，说明图12所示的超声波检测部50的工作。含有多个波长成分（ λ_1 、 λ_2 ... λ_n ）的光 L_{mul} 被送往超声波检测部50并且通过经过多个间隙124a、124b...而进行分波处理。射入光波导123a的光 L_1 （波长 λ_1 ）通过布拉格光栅122a而向着光波导123a反射并且根据施加在布拉格光栅122a上的超声波而被调制成光 L_1' 。而射入光波导123b的光 L_2 （波长 λ_2 ）通过布拉格光栅122b而向着光波导123b反射并且根据施加在布拉格光栅122b上的超声波而被调制成光 L_2' 。至于光 L_{mul} 所

含的其余光 L_3 (波长 λ_3)、 L_4 (波长 λ_4) ..., 情况也是这样。各布拉格光栅122a、122b...的出射光 L_1' 、 L_2' ...在对应间隙124a、124b...中依次耦合并且射入光纤126中。

接着, 参见图11, 射入光纤126的光通过分光器12而改变了行进方向并通过
5 光纤128而射入分波器112中。分波器112将来自光纤128的入射光 L_{mul}' 分成除预定波长成分外的多个光 L_1' 、 L_2' ...。在分波器112中, 与所检测的波长带不同的多个光检测器16a、16b...通过对应的光纤129a、129b...相连。这些光检测器16a、16b...通过检测来自对应的光纤129a、129b...的入射光 L_1' 、 L_2' ...而能够检测出施加在超声波检测部50所含的各布拉格光栅122a、122b...上的超声波的强度。

10 在这里参见图13, 在本实施例中, 将具有平坦光波回路中一种的阵列波长光栅的分波回路 (AWG: Arrayed-Wavelength Grating) 用作分波器12。该分波回路是通过用具有一定波导差的多个阵列波导75a、75b...使与一个与输入波导相连的输入侧平波导72和与多个输出波导73a、73b...相连的输出侧平波导74之间相连地构成的。

15 输入侧平波导72成以输入波导71的端部为曲率中心的扇形, 输出侧平波导74成以多个输出波导73a、73b...的端部为中心的扇形。多个阵列波导75a、75b...如此设置成放射状, 即各自的光轴经过了输入侧平波导72及输出侧平波导74双方的曲率中心。由此一来, 输入侧平波导72及输出侧平波导74实现了与透镜相同的动作。

20 当包含多个波长成分 (λ_1 、 λ_2 ... λ_n) 的光 L_{mul}' 射入输入波导71中时, 它们在输入侧平波导72中因衍射而扩宽并且同相位地励振多个阵列波导75a、75b...。各励振光在经过对应的阵列波导75a、75b...时被赋予了对应于波导长度差的相位差并到达输出侧平波导74。射入输出侧平波导74中的多个光通过透镜作用而彼此干涉耦合并且聚集在设置多个输出侧波导73a、73b...那侧的一点上, 并且在同相
25 条件成立的方向上衍射。通过转换图8所示的分波回路的输入侧与输出侧, 它能被用作光波耦合器。

在本实施形态中, 作为光源, 在使用广带域光源时, 使用波长不同的复数激光发振器, 射出的激光被藕合成多重化的光来使用也可以, 在这种场合, 图13所示的分波器可以被作为光波耦合器来使用。

30 如上所述, 根据本发明, 能够提供一种不必给多个微细元件配线、不引起串音与电抗增大的且具有超声波发射功能的超声波二维探头。另外, 根据本发明, 能够实现能使用这样的超声波二维探头而获得更高品质的三维图象的超声波诊断装置。

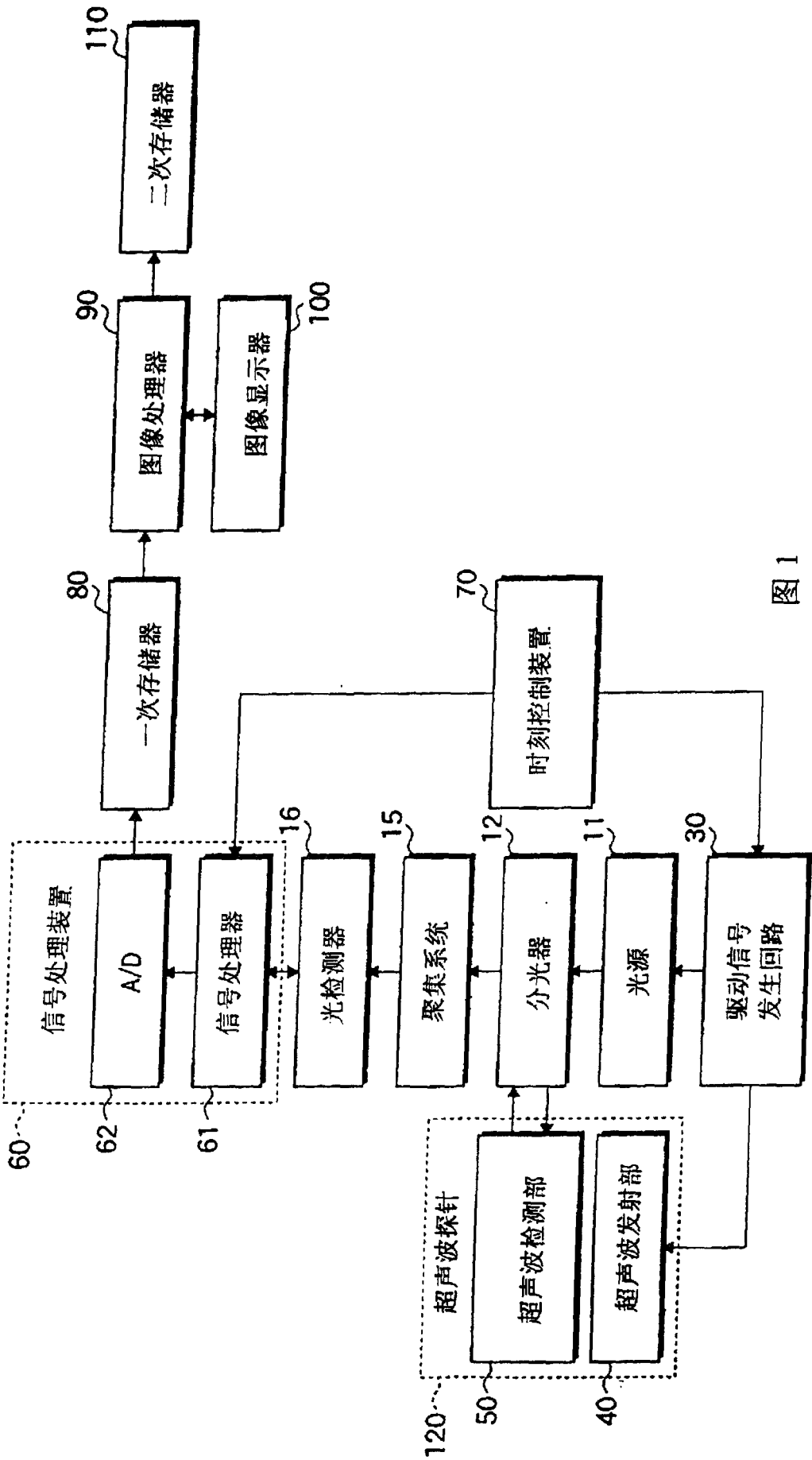


图 1

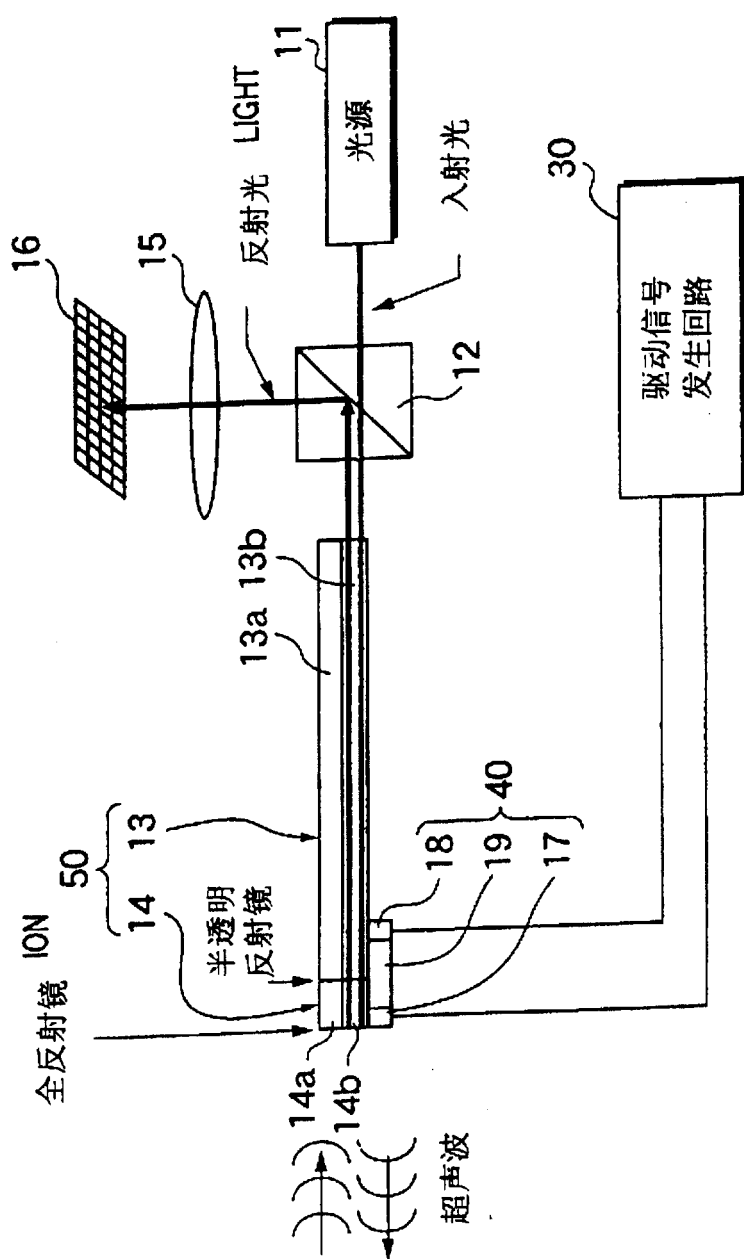


图2

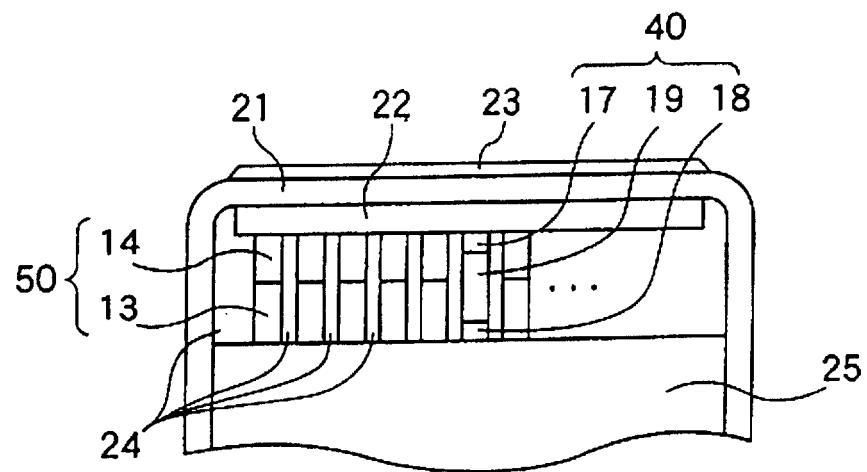


图 3

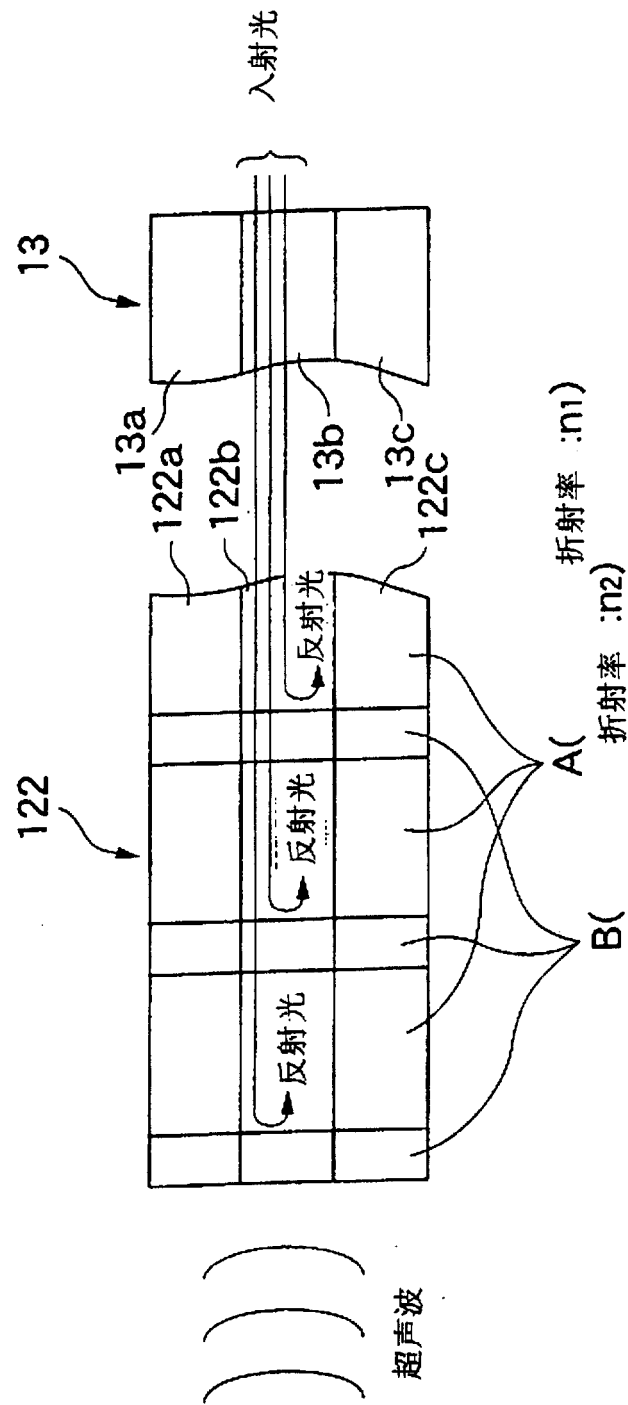
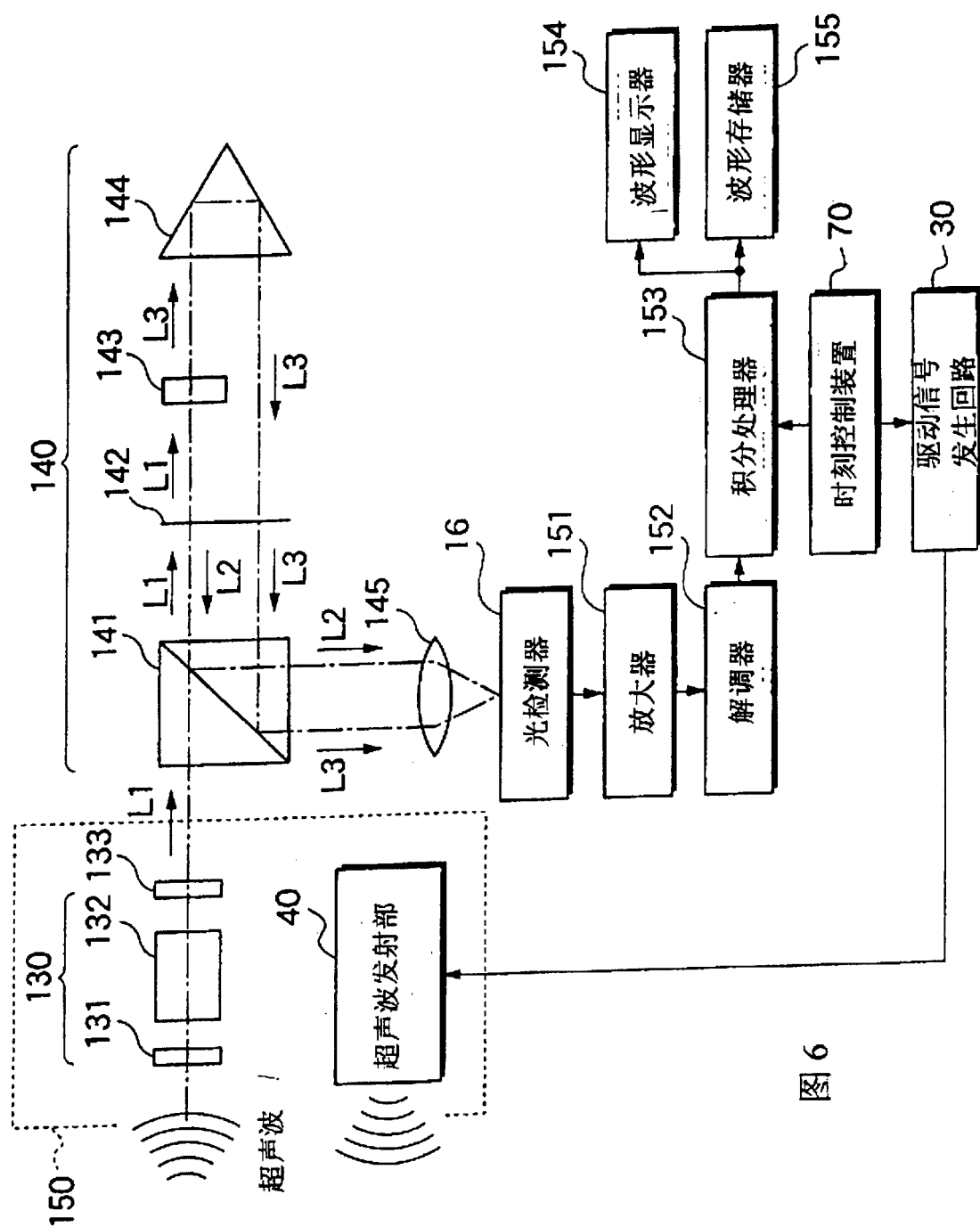


图 5



6
图

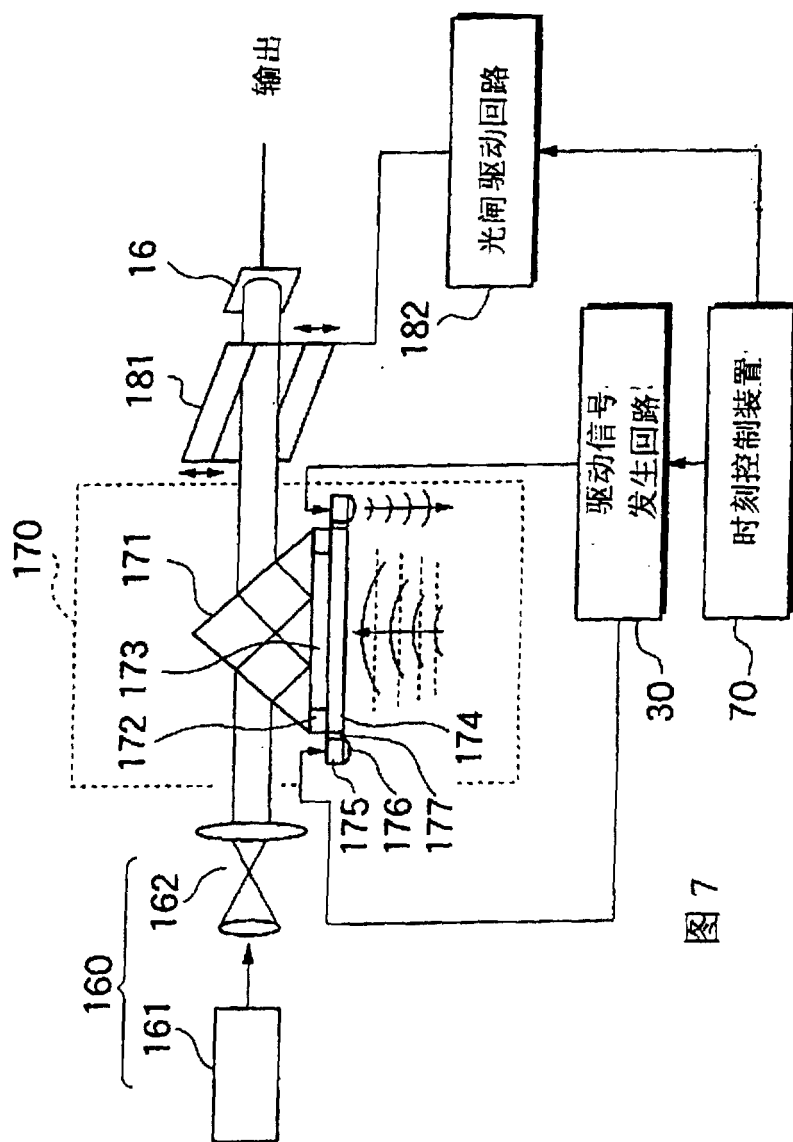


图 7

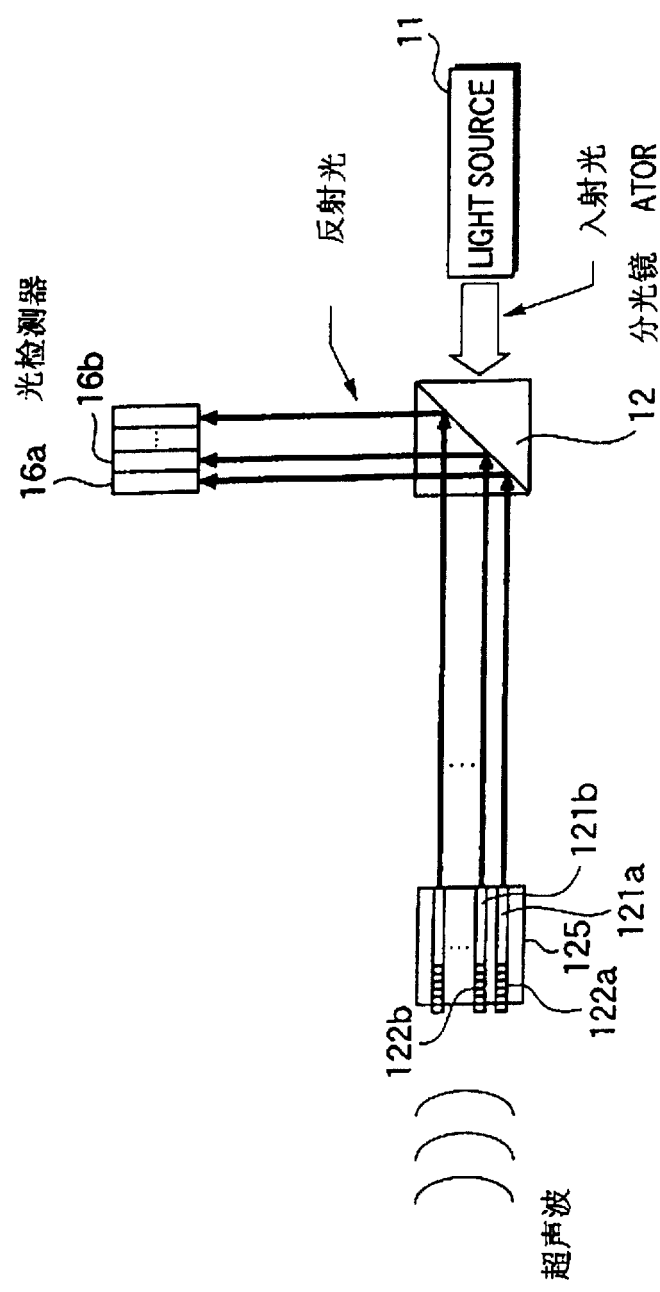
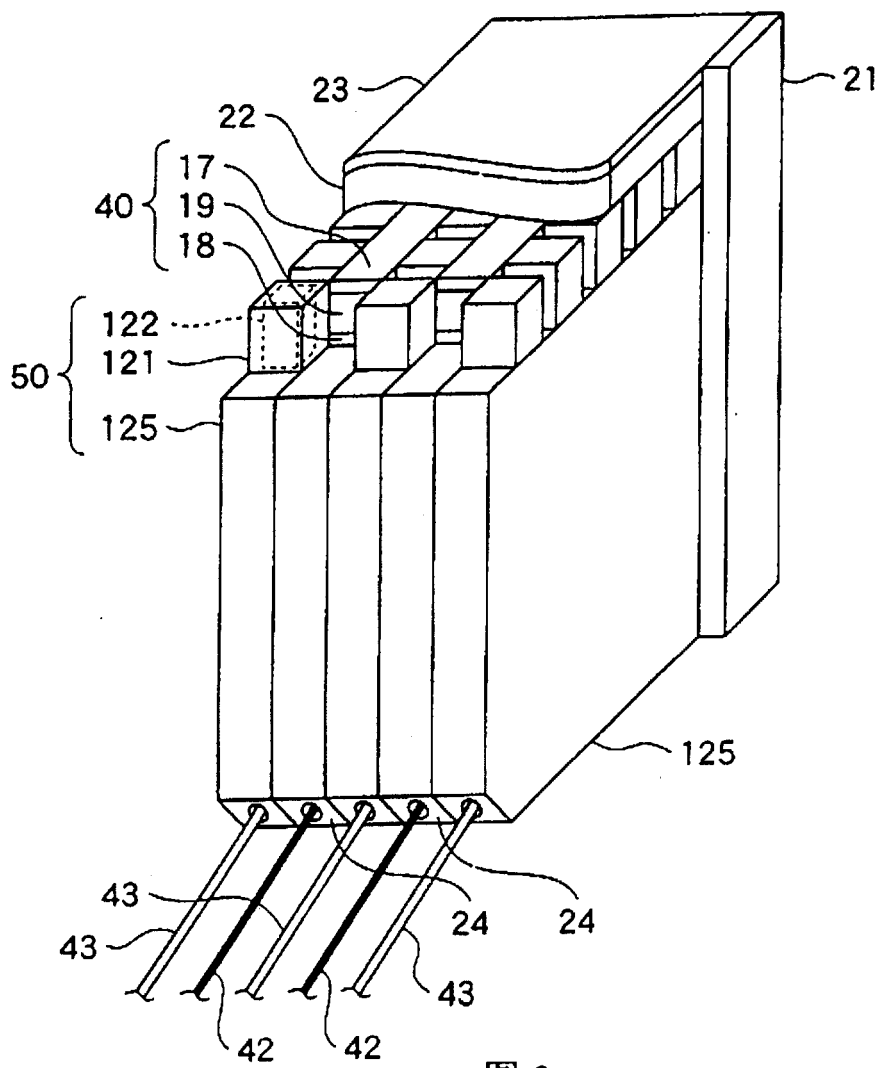
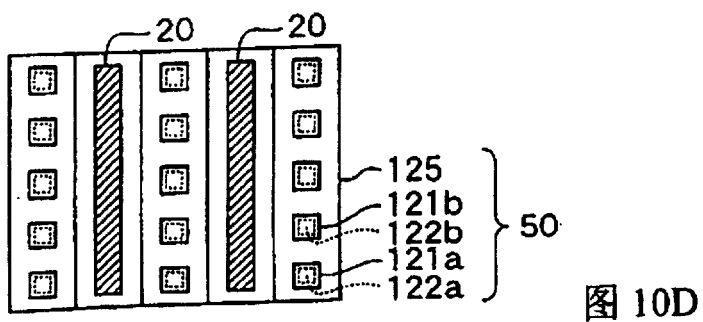
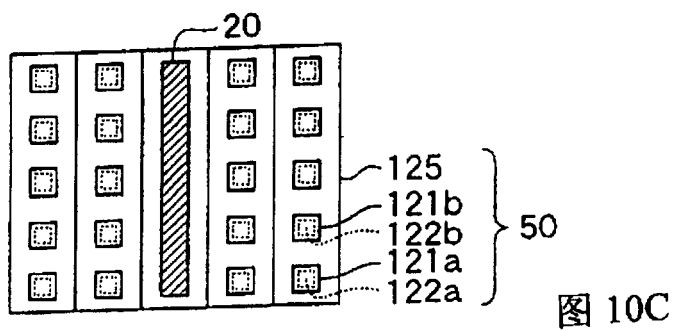
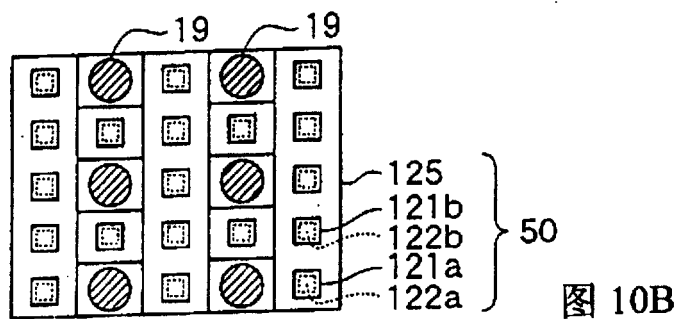
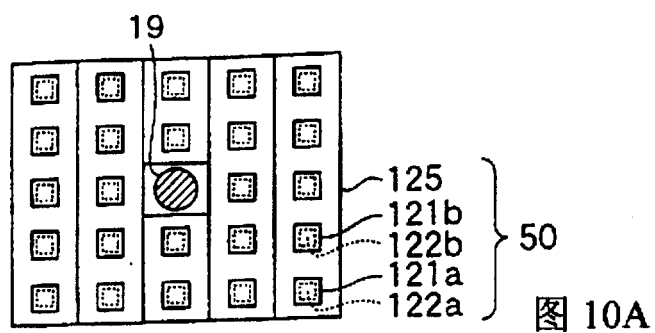


图 8





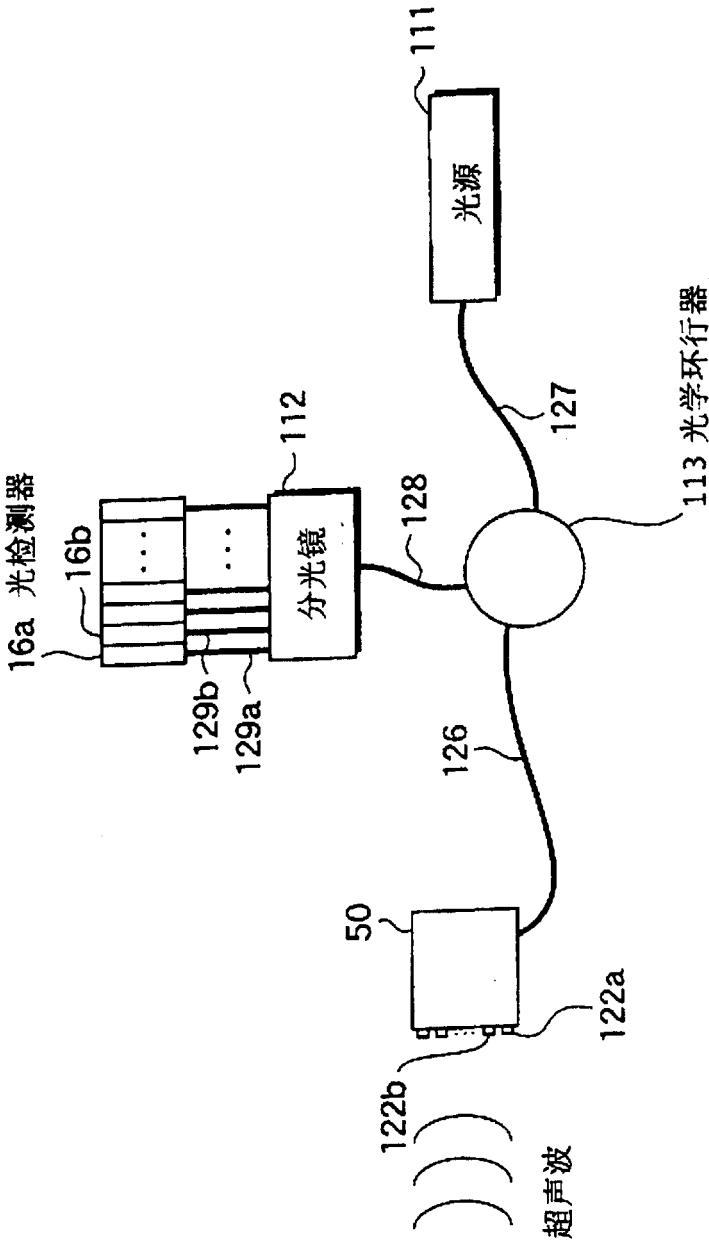


图 11

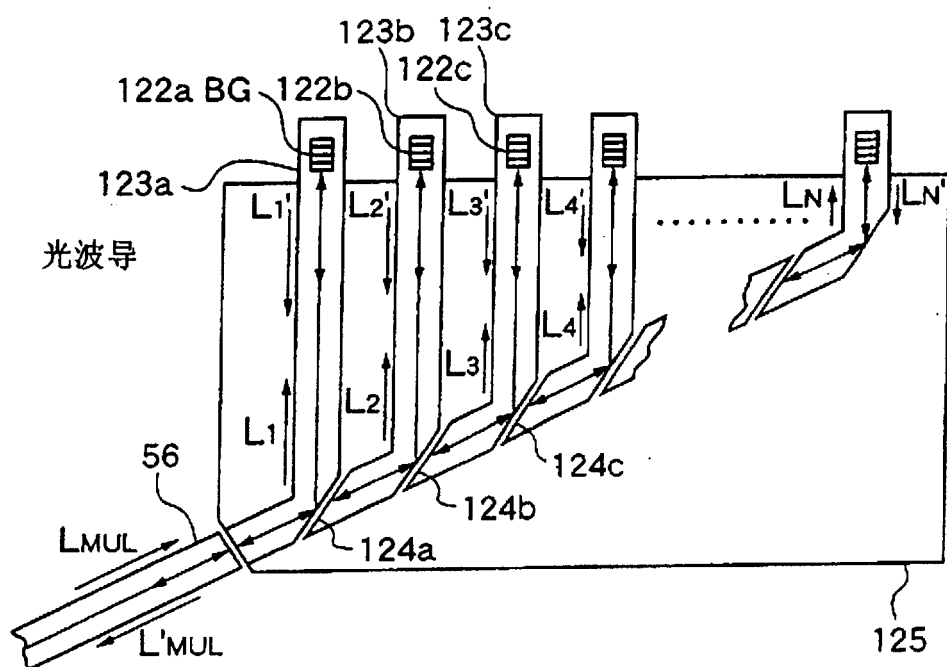


图 12

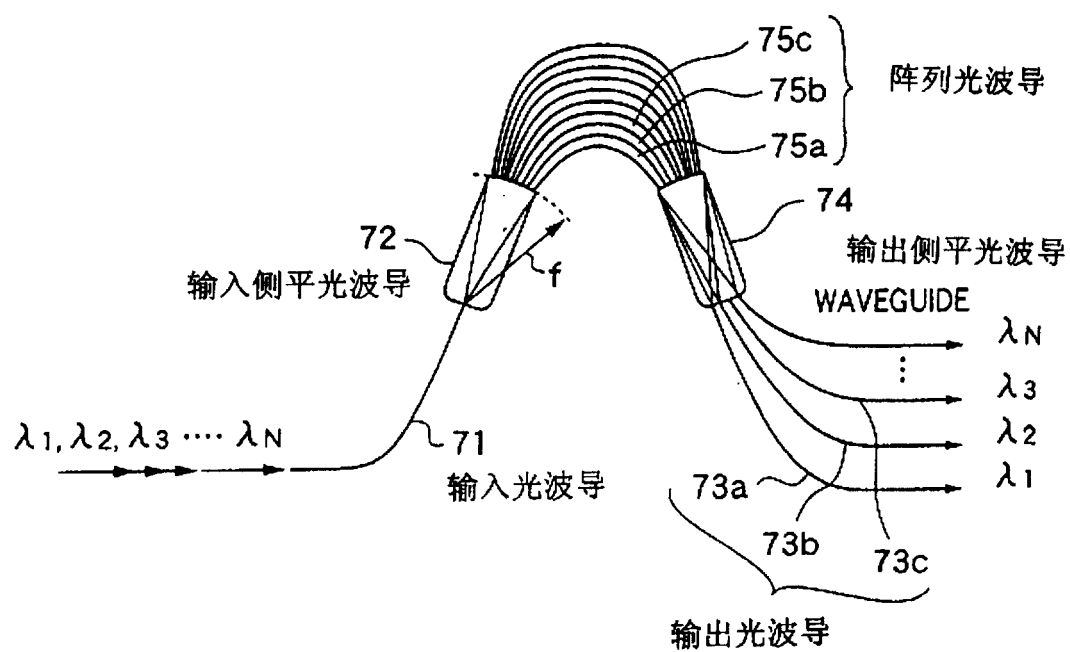


图 13

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波探头及使用其的超声波诊断装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN1252468C | 公开(公告)日 | 2006-04-19 |
| 申请号 | CN01115468.3 | 申请日 | 2001-04-27 |
| [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 | 小川英二 | | |
| 发明人 | 小川英二 | | |
| IPC分类号 | G01N29/00 G01N29/24 A61B8/00 G01H9/00 B06B1/06 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0097 G01H9/002 G01N29/2418 G01N29/449 G01N2291/044 A61B8/00 G01N2291/102 G01H9/004 B06B1/06 A61B8/4483 | | |
| 优先权 | 2000133084 2000-05-02 JP | | |
| 其他公开文献 | CN1321888A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明要提供一种不必给多个微细元件配线、不引起串音与电抗增大的且具有超声波发射功能的超声波二维探头。所述探头具有包括来自光源的光所入射的光纤的光纤阵列、分别成型于各光纤的一端上的且根据所施加的超声波调制通过所述光纤入射的光的多个超声波检测元件、由压电元件构成的超声波发射元件。

