

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410096094.3

[45] 授权公告日 2008 年 1 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 100364482C

[22] 申请日 2001.4.27

[21] 申请号 200410096094.3

分案原申请号 01115477.2

[30] 优先权

[32] 2000.5.2 [33] JP [31] 133085/2000

[32] 2001.2.2 [33] JP [31] 026293/2001

[73] 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都港区西麻布二丁目 26 番 30 号

[72] 发明人 小川英二

[56] 参考文献

US5732046A 1998.3.24

US5532981A 1996.7.2

US5648863A 1997.7.15

Fiber – optic multilayer hydrophone for ultrasonic measurement. V. Wilkens, Ch. Koch. Ultrasonics, Vol. 37. 1999

High Frequency Ultrasound Imaging Using an Active Optical Detector. James D. Hamilton, Cameron J. Brooks, Gerald L. Vossler, Matthew O'Donnell. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 45 No. 3. 1998

审查员 冷玉珊

[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 曹洪进

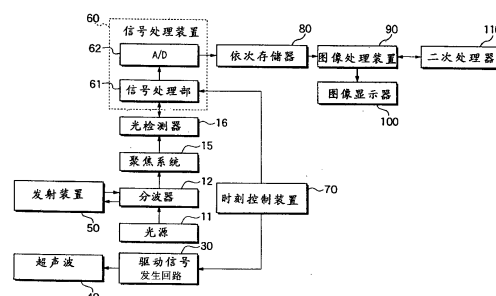
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 19 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明公开了一种超声波诊断装置，它包括：产生发射超声波信号用的驱动信号的驱动信号发生回路；根据来自所述驱动信号发生回路的驱动信号而向所拍物体发射超声波的超声波发射部；包括根据所加超声波而调制光的多个超声波检测元件的超声波检测部；检测来自所述超声波检测部的光地产生检测信号的光检测器；处理来自所述光检测器的检测信号的信号处理装置；控制所述驱动信号发生回路的发射时刻及所述信号处理装置的接收时刻的控制装置。本发明是可以实现制作简单且 SN 比良好的超声波诊断装置。



1、一种超声波诊断装置，它包括：产生发射超声波信号用的驱动信号的驱动信号发生回路；根据来自所述驱动信号发生回路的驱动信号而向所拍物体发射超声波的超声波发射部；包括根据所加超声波而调制光的多个超声波检测元件的超声波检测部，所述多个超声波检测元件分别具有布拉格光栅结构；检测来自所述超声波检测部的光而产生检测信号的光检测器；处理来自所述光检测器的检测信号的信号处理装置；控制所述驱动信号发生回路的发射时刻及所述信号处理装置的接收时刻的控制装置；发射出经过放大的自然光的 ASE 光源；用与所述多个超声波检测元件的布拉格光栅结构相同的材料构成的布拉格光栅结构并缩窄来自所述 ASE 光源的光的窄带化滤光器，所述窄带化滤光器的布拉格光栅结构与所述多个超声波检测元件的布拉格光栅结构热耦合在一起。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述超声波检测部具有包括从第一端部射入光的多个光传送通道的光传送阵列和成型于所述多个光传送通道的第二端部上的多个超声波检测元件，所述超声波检测部根据所拍物体所反射的超声波来调制经各自的光传送通道射入的光。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述超声波检测部具有布置成二维形状的多个超声波检测元件并且它根据所拍物体所反射的超声波来调制光。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，它包括将来自光源的光经过放大射入所述多个超声波检测元件中的光放大器。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，它具有将来自所述多个超声波检测元件的光经过放大射入所述光检测器中的光放大器。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述超声波发射部与所述超声波检测部组合在一起构成了超声波收发部。

超声波诊断装置

本申请是申请号为 01115477.2 申请案的分案申请,原申请的申请日为“2001 年 4 月 27 日”,申请号为“01115477.2”,发明创造名称为“超声波探头、超声波接收装置及超声波诊断装置”。

技术领域

本发明涉及使用超声波探头和超声波接收装置来接收超声波地进行医疗诊断的超声波诊断装置。

背景技术

过去,在利用超声波获得三维图象的时候,获得在深度方向的截面内的多个二维图象,再将这些二维图象合成三维图象。该二维图象是通过使带位置传感器的一维传感器列扫描而获得并且通过合成先后获得的多个二维图象而获得了三维图象。

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。

为了实时获得三维图象,必须使用不使传感器阵列扫描就能获得二维图象的二维传感器阵列,人们希望开发出这样的传感器阵列。

在超声波诊断装置中,一般作为超声波收发元件(振动体或探头)地使用了以 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,探讨采用上述 PZT 和 PVDF 来制作二维传感器阵列的方法。而在采用上述 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。

例如,在超声波成像 20, 1-15(1998)中记载了由杜克大学的 E. D. 赖特等人撰写的以“Progress in Two-Dimensional Arrays for Real-time Volumetric Imaging”为题的论文。在该论文中,揭示了具有 PZT 超声波传感器的二维阵列的探头。而同时描述了以下内容,即“为了获得质量相同的图象,二维阵列的元件数必须等于 $128 \times 128 = 16384$ 。而制作这样多的 RF 槽既复杂且成本很高,而这在不久的将来是不大可能的。此外,相当多的元件紧密连成线是很困难的(第 2 页第 14-18 行)”。

另一方面,利用光纤的传感器也被用作不使用象 PZT 这样的超声波传感器。作为这样的光纤超声波传感器,知道了利用布拉格光栅(简称 FBG)的传感器(国防大学的 TAKAHASHI 撰写的“Underwater Acoustic Senson with Fiber Bragg Grating”,《光学评论》第 4 卷,第六版,1997,参见 691-694) 以及使用法布里-珀罗特谐振器(简称 FPR)结构的传感器(东工大学的 UNO 撰写的“Fabrication and Performance of a Fiber Oprotic Micro-Probe for Megahertz Ultrasonic Field Measurements”, T. IEE, Japan, 第 118-E 卷,第 11 版,参见'98)。这些传感器都是单体传感器并且未披露传感器阵列的结构。

另外,在上述 TAKAHASHI 撰写的论文中,记载了获得针对 20kHz 较低频率带的超声波的灵敏度,而没有记载实际超声波诊断时所用的兆赫级频率带的超声波。因此,为了使这些传感器实用化,在进行针对处于比记载例高的频率带内的超声波的动作确认的同时,如果必要的话,还不得不求出在这样的频带内获得良好灵敏度的条件。

发明内容

本发明的目的是提供一种可以实现制作简单且 SN 比良好的超声波诊断装置。

为解决上述问题,本发明的超声波诊断装置包括:产生发射超声波信号用的驱动信号的驱动信号发生回路;根据来自所述驱动信号发生回路的驱动信号而向所拍物体发射超声波的超声波发射部;包括根据所加超声波而调制光的多个超声波检测元件的超声波检测部,所述多个超声波检测元件分别具有布拉格光栅结构;检测来自所述超声波检测部的光而产生检测信号的光检测器;处理来自所述光检测器的检测信号的信号处理装置;控制所述驱动信号发生回路的发射时刻及所述信号处理装置的接收时刻的控制装置;发射出经过放大的自然光的 ASE 光源;用与所述多个超声波检测元件的布拉格光栅结构相同的材料构成的布拉格光栅结构并缩窄来自所述 ASE 光源的光的窄带化滤光器,所述窄带化滤光器的布拉格光栅结构与所述多个超声波检测元件的布拉格光栅结构热耦合在一起。

本发明的有益效果:在利用光来检测超声波的情况下,不必给多个微细元件进行电气配线并且没有引起串音和电抗增大。因此,可以实现制作简单且 SN 比良好的超声波诊断装置。

附图说明

下面结合附图对本发明作详细说明:

图 1 是原理性地表示本发明第一实施例的超声波接收装置的视图

图 2 是原理性地表示本发明第二实施例的超声波接收装置的视图

图 3 是表示本发明第二实施例的超声波接收装置的超声波检测元件的反射特

特性例子的视图

图 4 是原理性地表示本发明第三实施例的超声波接收装置的局部的视图

图 5 是原理性地表示本发明第四实施例的超声波接收装置的视图

图 6 是原理性地表示本发明第五实施例的超声波接收装置的视图

图 7 是表示图 6 所示超声波检测部的结构的视图

图 8 是表示图 6 所示分波器的结构的视图

图 9 是原理性地表示本发明第六实施例的超声波接收装置的视图

图 10 是原理性地表示本发明第六实施例所用的 ASE 光源的视图

图 11 是表示图 10 的 ASE 光源所发自然光的光谱的视图

图 12 是表示在本发明第六实施例所用的窄带化滤光器的输出光的光谱的视图

图 13 是表示本发明第六实施例的超声波检测元件的入射光与反射特性之间关系（初期状态）的视图

图 14 是表示本发明第六实施例的超声波检测元件的入射光与反射特性之间关系（温度上升后）的视图

图 15 是原理性地表示本发明第七实施例的超声波接收装置的局部的视图

图 16A-16C 是表示本发明超声波接收装置所含超声波探头的结构的视图

图 17 是表示本发明超声波接收装置所含超声波探头的结构的视图

图 18 是本发明第一实施例的超声波诊断装置的框图

图 19 是说明在尖向束状态下收缩地发射超声波的场合下的检测方法的视图

图 20 是说明在平面状态下收缩地发送超声波的场合中的检测方法的视图

图 21 是说明作为平面波地发送超声波的场合中的检测方法的视图

图 22 是表示本发明的第二实施例的超声波诊断装置的框图

具体实施方式

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且省略了对它的说明。

图 1 是原理性地表示本发明第一实施例的超声波接收装置的视图。

该超声波接收装置具有用于最好具有 500-1600nm 单波长的单模激光器法发光的光源 11。来自光源 11 的光射入用半透明反射镜或环行器或偏光分光镜等构成的分波器 12 中。分波器 12 在使来自第一方向的入射光经过第二方向的同时，使从第二方向返回的反射光经过不同于第一方向的第三方向。在本实施例中，半透明反射镜被用作分波器 12。半透明反射镜透过入射光并且将由与入射方向相

对的方向返回的反射光反射向大致与入射方向成 90 度的方向。

来自光源 11 并经过分波器 12 的光射入光纤阵列 13 中。光纤阵列 13 是按二维形状地设置微细光纤 13a、13b…而形成的。这些光纤最好是单模光纤。为多个光纤设置一个光源也是可行的，而设置对应于多个光纤的多个光源也行。另外，对多个光纤来说，最好使一个光源所发出的光先后扫描地射入。

在光纤 13 的前端上设置了超声波检测元件 14。超声波检测元件 14 是由分别成型于光纤 13a、13b…前端上的法布里-珀罗特谐振器（简称 FPR）14a、14b…构成的。

在各 FPR 一端（图右侧）上形成半透明反射镜，在另一端上形成了全反射镜，通过这些镜子来反射射入超声波检测元件 14 的光。该全反射面通过加在超声波检测元件 14 上的超声波而接收几何学变位，从而反射光因此接收调制并接着射入分波器 12 中。射入分波器 12 的反射光在改变进路的情况下射入了由 CCD 和光电二极管（PD）阵列等构成的光检测器 16 中。在这里，反射光也可以直接或通过光纤地射入光检测器 16 中。在分波器 12 的后段上设置了透镜等成像系 15，所述反射光通过成像系 15 而在光检测器 16 上成像。

接着，详细说明构成超声波检测元件 14 的法布里-珀罗特谐振器的工作。法布里-珀罗特谐振器是这样的，即通过在单模光纤上进行金属蒸镀地形成了半透明反射镜，在其前方地设置了由聚酯树脂等构成的孔腔，并又在其前方地通过金属蒸镀等形成了全反射镜。形成孔腔的部件通过施加超声波而接收几何学变位。

法布里-珀罗特谐振器上，从半透明反射镜侧射入波长为 λ 的检测光并从全反射镜侧施加超声波。设孔腔的长度为 L 、折射率为 n ，用公式（1）表示法布里-珀罗特谐振器的反射特性 G_R ：

$$G_R = \frac{(\sqrt{R} - G_S)^2 + 4\sqrt{R}G_S \sin^2(2\pi nL/\lambda)}{(1 - \sqrt{R}G_S)^2 + 4\sqrt{R}G_S \sin^2(2\pi nL/\lambda)} \quad \dots (1)$$

在这里， R 是半透明反射镜的反射率， G_S 是单道增益。根据这个公式，当孔腔的光路长度 L 因超声波声压变化而变化时，法布里-珀罗特谐振器的反射光强度也变化了。

在法布里-珀罗特谐振器反射特性中，发射率最大的波长与发射率最小的波长之间存在着反射率变大的倾斜区域，当一边使具有这个倾斜区域的波长的光射入法布里-珀罗特谐振器并一边施加超声波时，能够观测到对应于超声波强度的反射光的强度变化。能够通过光强度变化的换算计算出超声波强度。所述法布里

-珀罗特谐振器具有因传感器长度短而在传感器轴向上的分辨能力高的特征。

接着,说明本发明的第二实施例。图2是原理性地表示本发明第二实施例的超声波接收装置的视图。

该超声波接收装置在图1所示的第一实施例超声波接收装置的基础上附加了光放大器1和光放大器2中的至少一个。光放大器1设置在光源11与分波器12之间,来自光源11的入射光经过放大地射出到分波器12中。另一方面,光放大器2设置在分波器12与透镜等成像系15之间,来自分波器12的入射光经过放大地射出到成像系15中。在不使用成像系15的场合中,光放大器2设置在分波器12与光检测器16之间,来自分波器12的入射光经过放大地射出到光检测器16中。

例如,涂铒的光纤放大器EDFA被用作光放大器。该EDFA能够使光强度从1位上升到2位。

当这样的光放大器设置在光源11与光纤阵列13之间时,射入超声波检测元件14的入射光强度增大。另外,当光放大器设置在光纤阵列13与光检测器16之间时,射入超声波检测元件14中的入射光强度不变化,而射入光检测器15中的反射光强度增大。在这种情况下,通过所接收的超声波而得到调制的反射光的强度变化也增大。

无论怎样,由于通过根据光的状态而增大强度地增加了射入光检测器16中的反射光的光量,所以光检测器16的电噪音的影响降低了,超声波接收装置的SN比能够提高。另外,在同时使用两者的情况下,可以实现进一步的SN比的提高。

另外,根据本实施例的结构,由于超声波接收装置的SN比的提高,其提高程度能够被用于缓和超声波检测元件14的滤光特性的状态。例如,如图3所示,可以使超声波检测元件14的反射特性的斜率变平稳。在这种情况下,超声波检测元件14的制作变容易了。另外,反射特性的线形区域扩大,因而,即使入射光的波长 λ 多多少少因温度有些变动,也能正确地检测出超声波。

接着,说明本发明第三实施例的超声波接收装置。图4是原理性地表示本发明第三实施例的超声波接收装置的局部的视图。该超声波接收装置在第一实施例的法布里-珀罗特谐振器的基础上还使用了光纤布拉格光栅(简称FBG)。即在第三实施例中,与图1所示的相同地在光纤阵列13的前端上设置了具有BG结构的超声波检测元件17。超声波检测元件16是由分别成型于光纤13a、13b...前端上的布拉格光栅部17a、17b...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4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（2）表示布拉格反射条件。不过， m 是任意的整数。

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

在这里， θ 是从入射面测量的入射角，当 $\theta = \pi/2$ 时，公式（2）变为公式（3）。

$$2d = m \lambda \quad \cdots (3)$$

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并且透过具有其它波长的光。

当在布拉格光栅部上传播超声波时，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，即超声波波长 = （布拉格光栅部的音速） / （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，由于在超声波传到布拉格光栅部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 并最好小于一半。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，传到布拉格光栅部的超声波的波长 λ_s 是根据以下公式计算出来的：

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

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：

$$1571 \times (3/4) = 1178.5 \text{ (}\mu\text{m)}$$

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

接着,说明本发明第四实施例的超声波接收装置。本实施例将具有布拉格光栅结构的光波导用作超声波检测元件。图5原理性地表示本实施例的超声波接收装置结构。如图5所示,在基板55上形成多个光波导51a、51b...,而且分别在其芯的前端上形成了布拉格光栅部52a、52b...。来自光源11的光通过分波器12地射入各光波导51a、51b...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而改变了结构,从而对光进行调制。在各布拉格光栅部上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51a、51b...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光波导上传播的超声波的强度。而在本实施例中,与第三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 $3/4$ 。

接着,参见图6-图8来说明本发明的第五实施例。该实施例将具有布拉格光栅结构的光波导用作超声波检测元件。图6是原理性地表示本发明第五实施例的超声波接收装置的视图,图7是表示图6所示超声波检测部的结构的视图,图8是表示图6所示分波器41的结构的视图。

如图6所示,该超声波接收装置具有光源8、光波导环形器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41、检测所分光的光强度的光检测器16a、16b...、相互连接这些装置(元件)的光纤56、57、58、59a、59b...。在本实施例中,产生宽频带光的宽频带光源8被用作光源,而对应于其入射方向地切换光前进方向的光波导环形器113被用作分波器。

在图6中,光源8射出的光通过光纤57射入光波导环形器113并又通过光纤56射入超声波检测器50。

在这里,参见图7,超声波检测器50包括成型于基板55上的、波导长度不同的且成倒L形的多个光波导53a、53b...。这些光波导53a、53b...被配置成其各自截面成一行。另外,在各光波导53a、53b...的前端上形成了布拉格光栅52a、52b...。

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(3)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52a的各层的周期结构的间距 d 按照公式(3)是如此决定的,即布拉

格波长为 λ_1 。而构成布拉格光栅 52b 的各层的周期结构的间距 d 按照公式 (3) 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 52c、52d... 也是一样的。因此, 布拉格光栅 52a、52b... 的反射波长特性彼此不同。多个布拉格光栅 52a、52b... 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 52a、52b... 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 52a、52b... 中的光根据所加超声波而受到调制。在本实施例中, 与第三实施例的场合一样地, 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 52a 的末端部与光纤 56 相连。另外, 在光波导 53a 的末端与光波导 53b 的末端之间形成了间隙 54a。所述间隙 54a 起到了分光镜的作用。同样地, 在光波导 53b 的末端与光波导 53c 的末端之间, 形成了起分光镜作用的间隙 54b。在其余光波导 53c、53d... 中, 情况也是如此。在本实施例中, 通过这样连接多个光波导 53a、53b..., 实现了平坦光波回路 (PLC)。

在这里, 说明图 7 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 54a、54b... 而进行分波处理。射入光波导 53a 的光 L_1 (波长 λ_1) 通过布拉格光栅 52a 而被反射向光波导 53a 并且根据施加在布拉格光栅 52a 上的超声波而被调制成光 L_1' 。而射入光波导 53b 的光 L_2 (波长 λ_2) 通过布拉格光栅 52b 而向着光波导 53b 反射并且根据施加在布拉格光栅 52b 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 52a、52b... 的出射光 L_1' 、 L_2' ... 在对应间隙 54a、54b... 中依次耦合并且射入光纤 56 中。

接着, 参见图 6, 射入光纤 56 的光通过光波导环形器 113 而改变了行进方向并通过光纤 58 而射入分波器 41 中。分波器 41 将来自光纤 58 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 41 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 59a、59b... 相连。这些光检测器 16a、16b... 通过检测来自对应的光纤 59a、59b... 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 52a、52b... 上的超声波的强度。

在这里参见图 8, 在本实施例中, 将具有是平坦光波回路中一种的阵列波长光栅 (AWG: Arrayed-Wavelength Grating) 的分波回路用作分波器 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。

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。

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。

尽管宽频带光源在本实施例中被用作光源，但除此之外也可以使用波长不同的多个激光振荡器，也可以使用射出的激光经过耦合而多重化的光。在这种情况下，能够将图 8 所示的分波器用做光波耦合器。

接着，说明本发明第六实施例的超声波接收装置。图 9 是原理性地表示本实施例的超声波接收装置的视图。本实施例的超声波接收装置改变了第一实施例-第五实施例的光源，它通过窄带化滤光器而使来自宽频带光源的光变窄。在本实施例中，说明适用于本发明第三实施例的超声波接收装置的例子。

作为宽频带光源地例如使用了发射出经过放大的自然光的 ASE（放大自发射）光源 9。ASE 光源 9 能够产生经过放大的自然光地改变了宽频带光放大器的结构。至于宽频带放大器的细节，例如参见大越春喜氏的“宽频带光放大器”（电子情报通信学会记录第 82 卷，第 7 号，P718-724，1999.7）。

如图 10 所示，ASE 光源 9 包括光放大用的光纤 94。光纤 94 的一个端部上安装了透镜 91，在另一端部上形成了激励光反射用 FBG92。在透镜 91 的图左侧上，作为激励光源地安装了激光振荡器 93。在激光振荡器 93 中产生的光通过透镜 91 而射入光纤 94 中地被放大，经过放大的光的一部分作为自然光地透过 FBG92。ASE 光源 9 所发出的自然光如图 11 所示地具有宽光谱。而代替 ASE 光源 9 地，也可以将宽频带光纤光源用作宽频带光源。

再参见图9，ASE光源9所发出的光射入用半透明反射镜、环行器或偏光分波器等构成的分波器10中。分波器10在使来自第一方向的入射光通过第二方向的同时，它还使由第二方向返回的反射光通过不同于第一方向的第三方向。在本实施例中，半透明反射镜被用作分波器10。

ASE光源9所发出的且经过分波器10的光射入光纤阵列20中。光纤阵列20是按二维形状设置微细光纤而形成的。为多个光纤设置一个光源也是可行的，设置对应于多个光纤的多个光源也行。另外，对多个光纤来说，最好使一个光源所发出的光先后扫描地射入。

在光纤阵列20的前端上，设置了由FBG构成的窄带化滤光器19。射入光纤阵列20中的光通过窄带化滤光器19被反射并且又射入分波器10中。来自ASE光源9的自然光通过经过窄带化滤光器19而成为图12所示的光谱并且以波长 λ_0 为中心地被窄带化。

由窄带化滤光器19反射的光又射入分波器10中。射入分波器10的光改变了进路地射入分波器12中，通过分波器12的光射入光纤阵列13中。在光纤阵列13的前端上设置了超声波检测元件17。超声波检测元件17由分别成型于多个光纤前端上的FBG构成。射入光纤阵列13的光通过超声波检测元件17被反射。所述FBG通过加在超声波检测元件17上的超声波而接收几何学变位，反射光因此而接收调制并又射入分波器12中。

射入分波器12的反射光改变进路地射入光检测器16中。反射光也可以直接或通过光纤等地射入光检测器16中，在分波器12的后段上设置了透镜等的成像系15，反射光可以通过成像系15而在光检测器16中成像。另外，也可以与第二实施例一样地设置配置在分波器12与透镜等的光检测器16（或成像系15）之间的且放大来自分波器12的光地使其射出到光检测器16（或成像系15）的光放大器。

在这里，FBG随温度变化而按照 $0.01\text{nm}/^\circ\text{C}$ 比例改变反射光的中心波长。因此，当采用产生单波长激光的光源时，存在着由FBG构成的超声波检测元件17的灵敏度随温度变化而变化很大的问题。

不过，在本实施例中，来自ASE光源9的自然光通过窄带化滤光器19被缩窄，从而在确保了接近单波长激光的频带的同时，还降低了因温度变化引起的超声波接收装置灵敏度的变化。

即，在本实施例中，窄带化滤光器19与超声波检测元件17是用相同材料制成的并实现了窄带化滤光器19与超声波检测元件17之间的热耦合。这种热耦合

例如是用导热率高的材料结合窄带化滤光器 19 与超声波检测元件 17 并且使窄带化滤光器 19 与超声波检测元件 17 在物理特性方面彼此接近而实现的。或者，在窄带化滤光器 19 与超声波检测元件 17 之间的周围配置了加热管，从而能够实现热耦合。在使用加热管的情况下，对流传热的流体被封入加热管中。

由此一来，窄带化滤光器 19 的 FBG 与超声波检测元件 17 的 FBG 几乎处于同一温度下，即使超声波检测元件 17 的反射特性因温度而变化，射入超声波检测元件 17 的光的波长也同样变化，从而能够降低超声波接收装置的灵敏度变化。

例如，在初期状态下，如图 13 所示，窄带化滤光器 19 的输出光即射入超声波检测元件的入射光的中心波长为 λ_0 。超声波检测元件 17 的反射特性处于适于检测中心波长 λ_0 的波长变化的状态（中心波长 λ_1 ）。随着时间推移，超声波检测元件 17 的温度上升，即使超声波检测元件 17 的反射特性如图 14 所示地转变到中心波长 λ_1' 的状态，入射光的中心波长也变为 λ_0' ，从而能够保持最适于检测入射光波长变化的状态。在这里，超声波检测元件 17 的中心波长变化量（ $\lambda_1' - \lambda_1$ ）约等于窄带化滤光器 19 的输出光的波长变化量（ $\lambda_0' - \lambda_0$ ）。

接着，说明本发明第七实施例的超声波接收装置。图 15 是原理性地表示第七实施例的超声波接收装置局部的视图。图 15 所示的超声波检测元件 18 同时包括第一实施例的法布里-珀罗特谐振器（FPR）14 和第三实施例的光纤布拉格光栅（FBG）17。即，在光纤 13 的前端上形成了 FBG17，而在其前端形成了 FPR14。由此一来，通过 FBG17 反射的光能够通过 FPR14 被反射。在本实施例中，与第一实施例不同地，它也适用于采用多波长或宽频带激光的情况。

参见图 16A-16C、17 来说明在上述几个实施例中的描述的超声波接收装置所包括的超声波探头的结构。如图 16A 所示，在外壳 21 中容放着设有超声波检测元件 14、17 或 18 的光纤阵列 13。为抑制旁瓣，最好将超声波检测元件 14、17 或 18 之间的间隔减少到所接收超声波的波长的一半以下。另外，超声波检测元件 14、17 或 18 的排列如图 16B 所示地位于连续正方形的顶点位置上，或者为提高超声波检测元件密度，如图 16C 所示地隔行或隔列地交错分布。

在超声波检测元件 14、17 或 18 与外壳 21 之间，最好为整合音阻设置声象整合层 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 填充相邻光纤以降低超声波串音。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。

如图 17 所示, 为了将包括具有布拉格光栅结构的光波导的超声波检测元件布置成二维形状, 最好并排固定形成该光波导的多个基板 55。此时, 也可以通过吸音材料 24 等来布置各基板。

接着, 参见图 18 来说明本发明第一实施例的超声波诊断装置。在该超声波诊断装置中, 将上述超声波接收装置用作超声波检测部(探头)并且通过其它方式设置了超声波发射部。

如图 18 所示, 该超声波诊断装置包括驱动信号发生回路 30、根据该驱动信号发射超声波的超声波发射部 40。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或探头(一维阵列)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。

另外, 该超声波诊断装置包括上述光源 11、分波器 12、成像系 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。

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。在这里, 至于驱动信号发生回路 30 及超声波发射部 40 的超声波发射方法, 考虑了以下三种类型。与之对应地, 信号处理部 61 的数据获取时刻与数据内容也改变了。

(1) 在尖向束状态下收缩地发射超声波的场合

如图 19 所示, 通过超声波发射部 40 在空间成尖向束形状地使发射波收缩并且在所拍物体所在平面内成二维形状地进行扫描, 在发射超声波后经过一定时间后, 将接收的超声波回波检测信号输入探测器 50 中, 从而能够获得该平面各点的数据。如果这个动作是在从探测器 50 起有一定深度的截面内进行的, 则能够获得一定深度的截面数据。如果在各尖向束位置上改变获取时刻地反复进行这个

过程,则能够获得不同深度的多个截面图象。这样获得的抽样数据是在收发超声波时焦点适合的数据,它成为仍旧作为三维数据显示的数据。

(2) 收缩成平面状地发射超声波の場合

如图 20 所示,来自超声波发射部 40 的超声波通过声象透镜材料地被收缩成平面状,如果在发射超声波后经过一段时间地将接收的超声波回波检测信号输入探测器 50 中,则能够掌握某个深度的一维的线数据。不过,在各点数据中,在施加超声波区域以外的点的数据也混在其中,根据获取时刻错开的检测信号进行波面合成(所谓的孔径合成),必须通过重新构成焦点适合的数据来获得显示图象。

(3) 成平面波形式地发射超声波の場合

如图 21 所示,通过超声波发射部 40 而作为平面波地发射超声波,如果在发射超声波后经过一段时间地将接收的超声波回波检测信号输入探测器 50 中,则能够掌握某个深度的一维的线数据。如果改变获取时间地反复进行这个过程,则能够获得深度不同的多个截面图象。但是,在各点数据中,为施加超声波的区域的点的数据也混入其中,所以在获取时刻错开的检测信号的基础上进行波面合成(所谓的孔径合成),必须通过重新构成焦点适合的数据来获得显示图象。

接着,参见图 22 来说明本发明第二实施例的超声波诊断装置。在本实施例中,由上述超声波接收装置构成的超声波检测部与超声波发射部 40 组合地被用作超声波收发部 120。其它方面与第一实施例的超声波诊断装置一样。

如上所述,根据本发明,在超声波的一维或二维检测中使用光的情况下,不必对多个微细元件进行电气配线的,不引起串音与电抗增大。因此,可以实现制作容易且 SN 比良好的超声波探头和超声波接收装置及使用它们的超声波诊断装置。

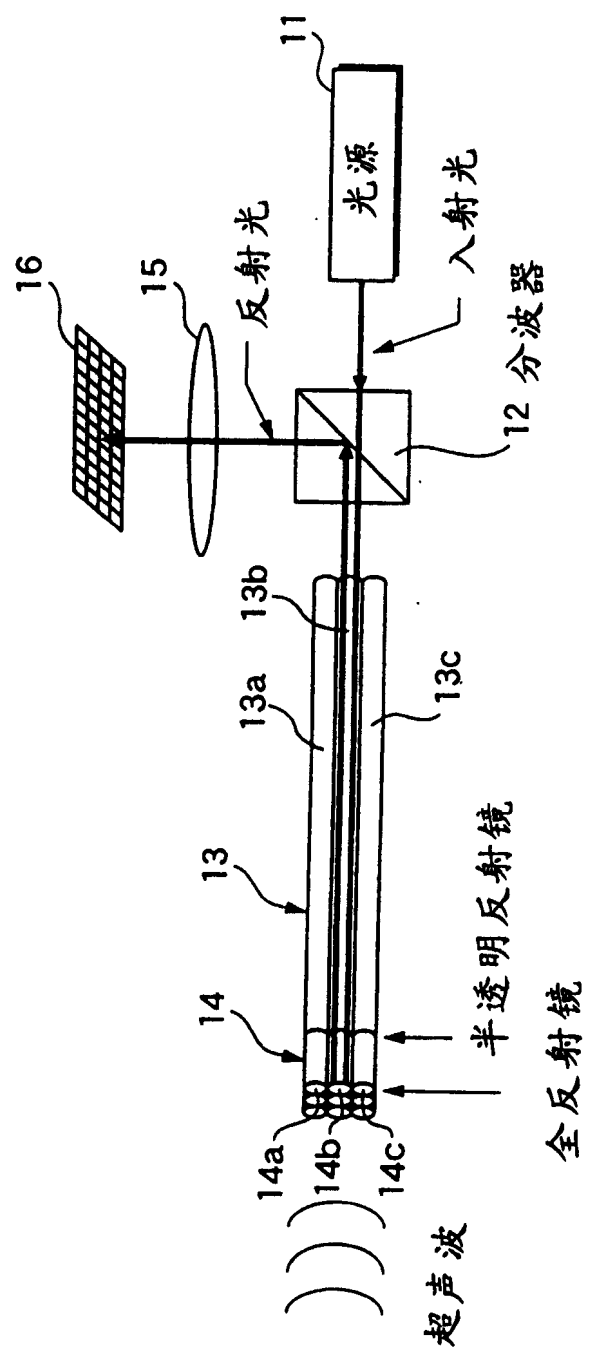


图 1

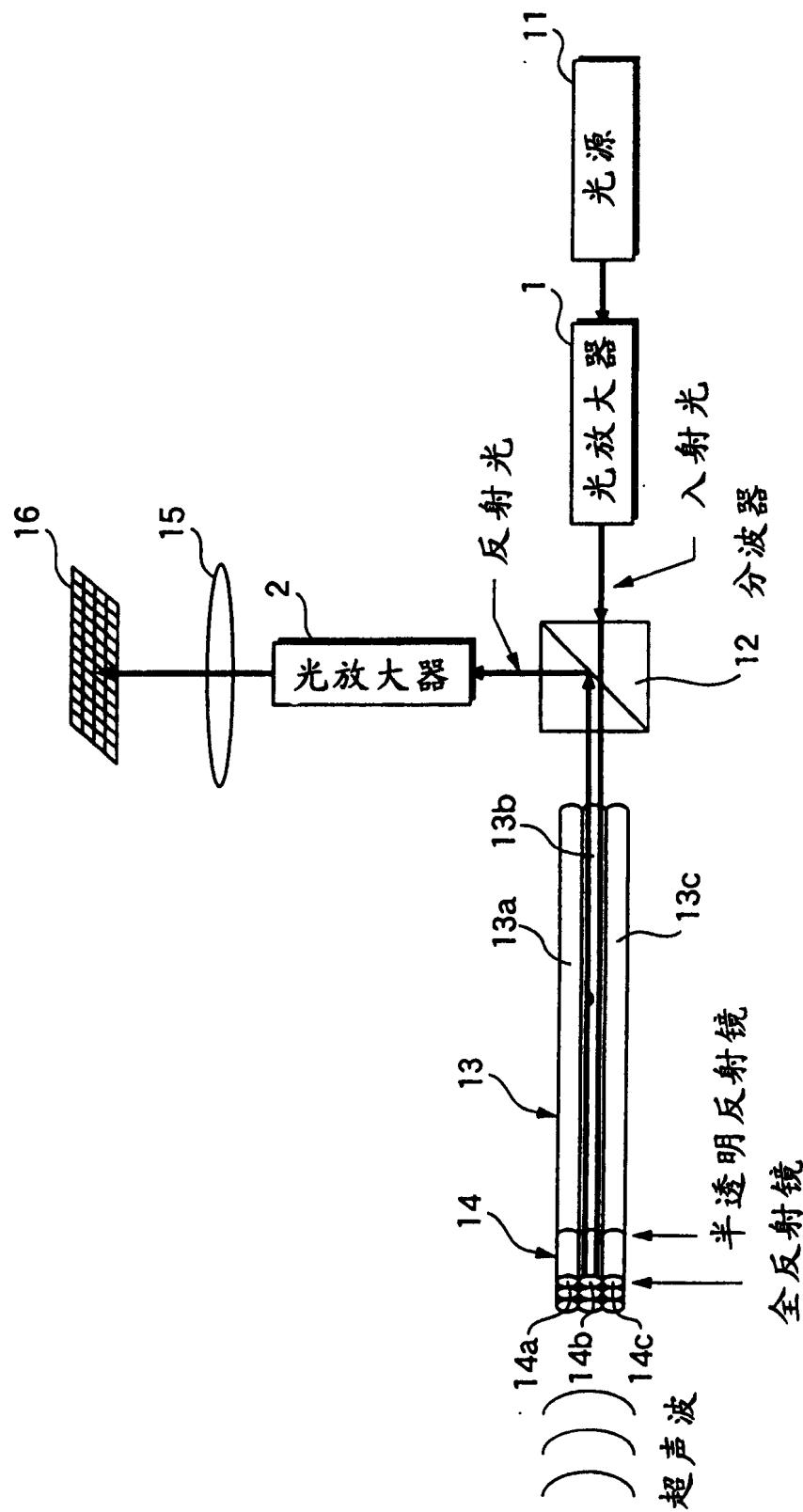


图 2

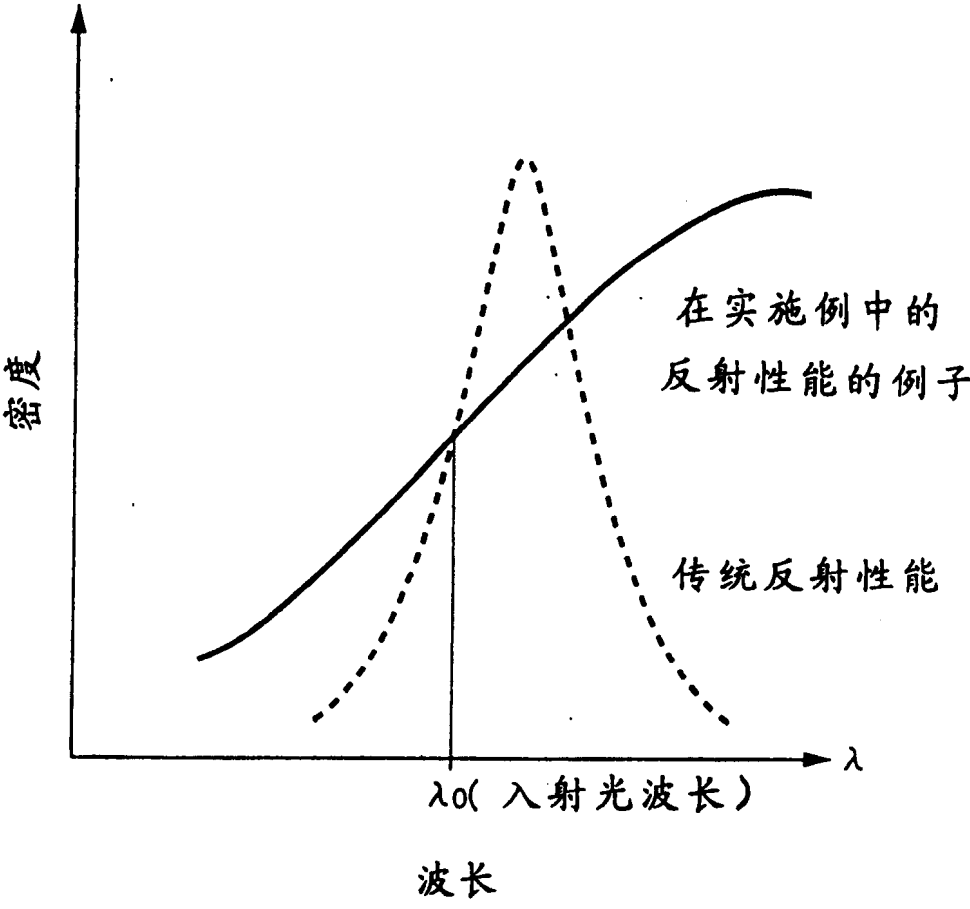


图 3

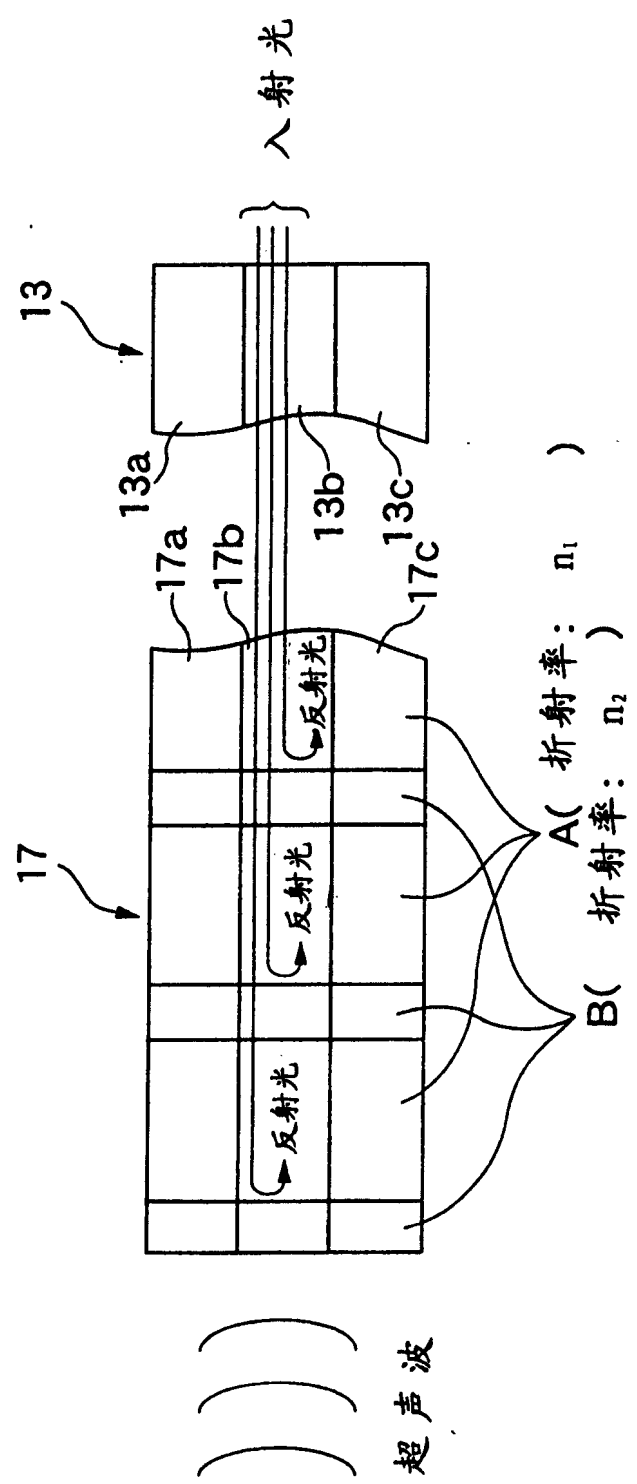


图 4

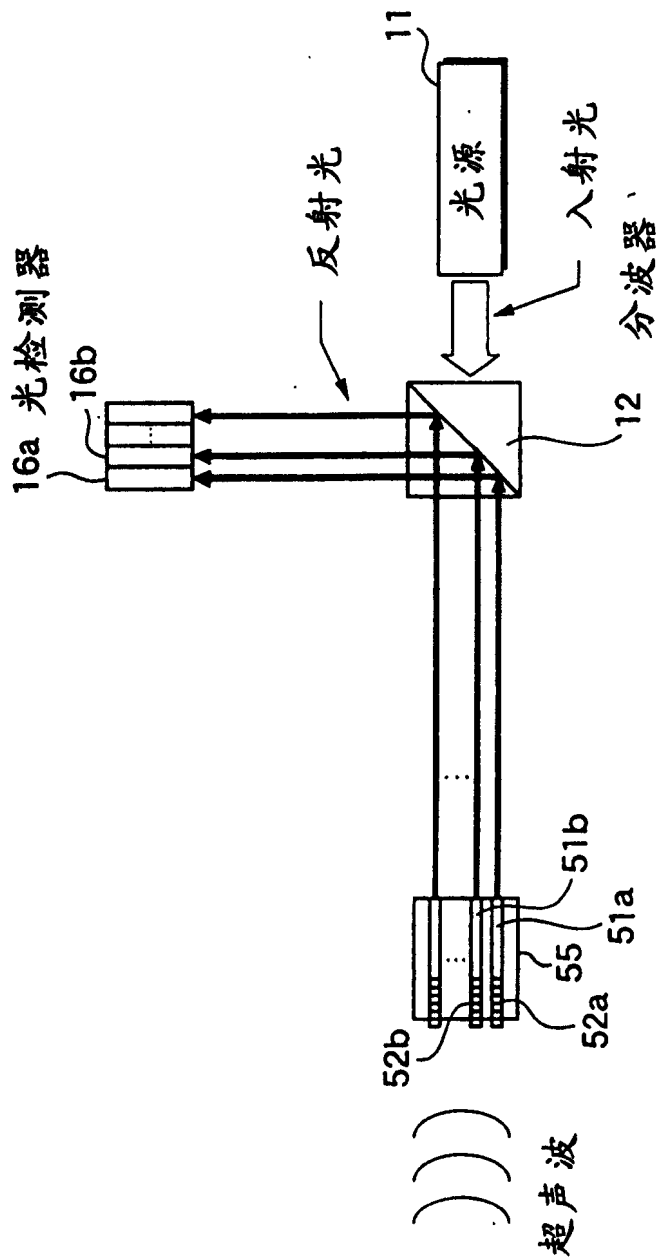


图 5

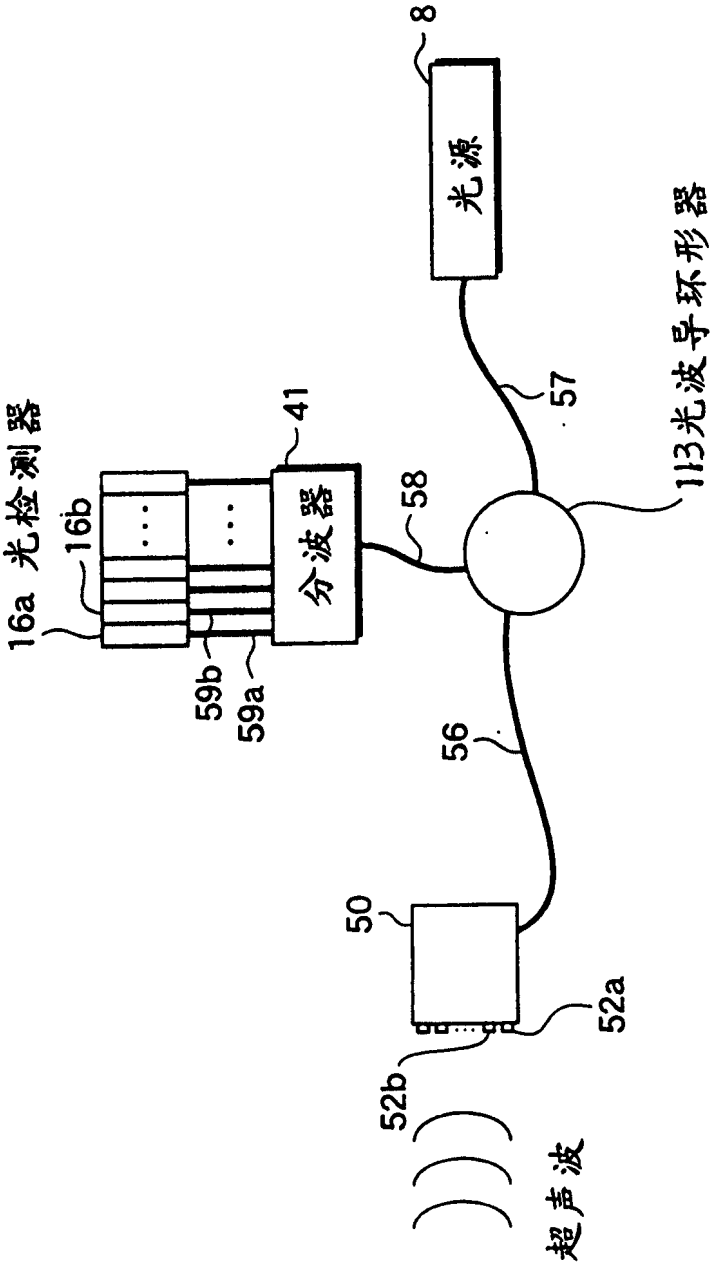


图 6

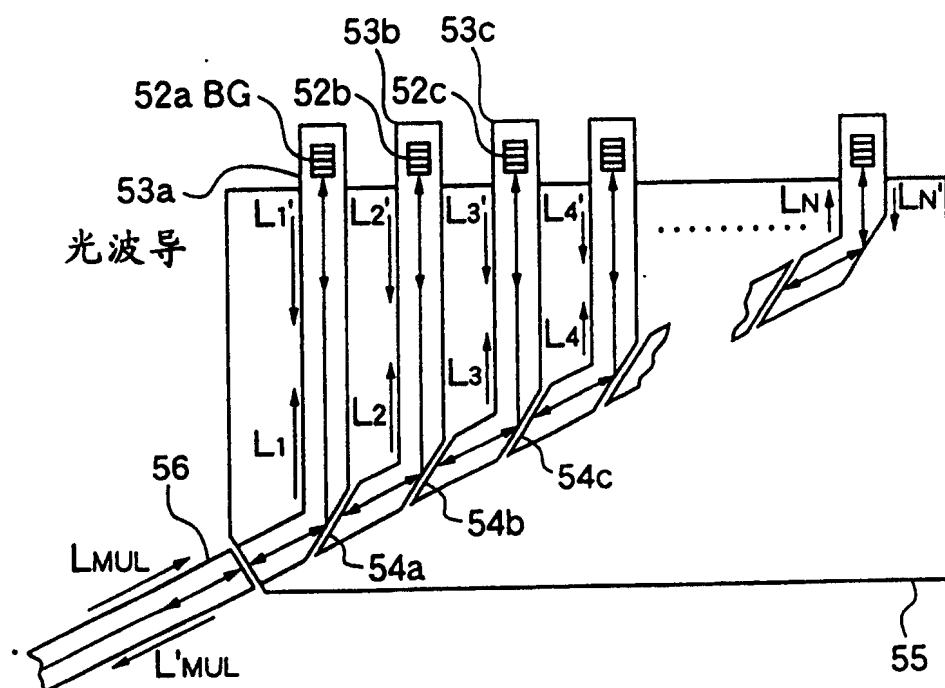


图 7

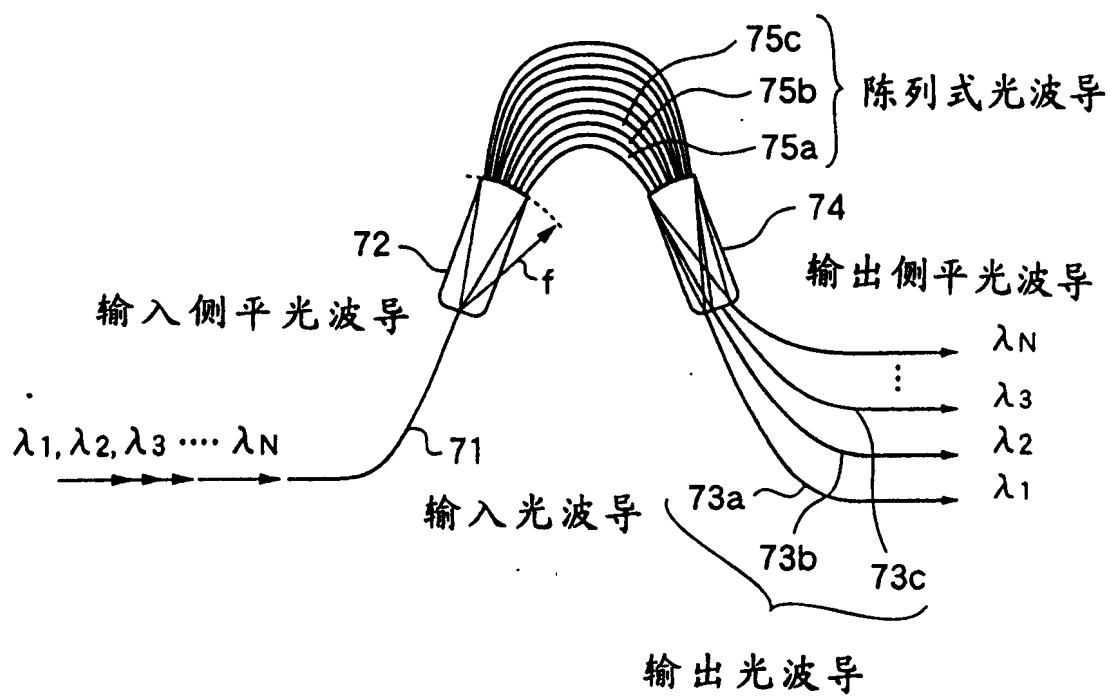


图 8

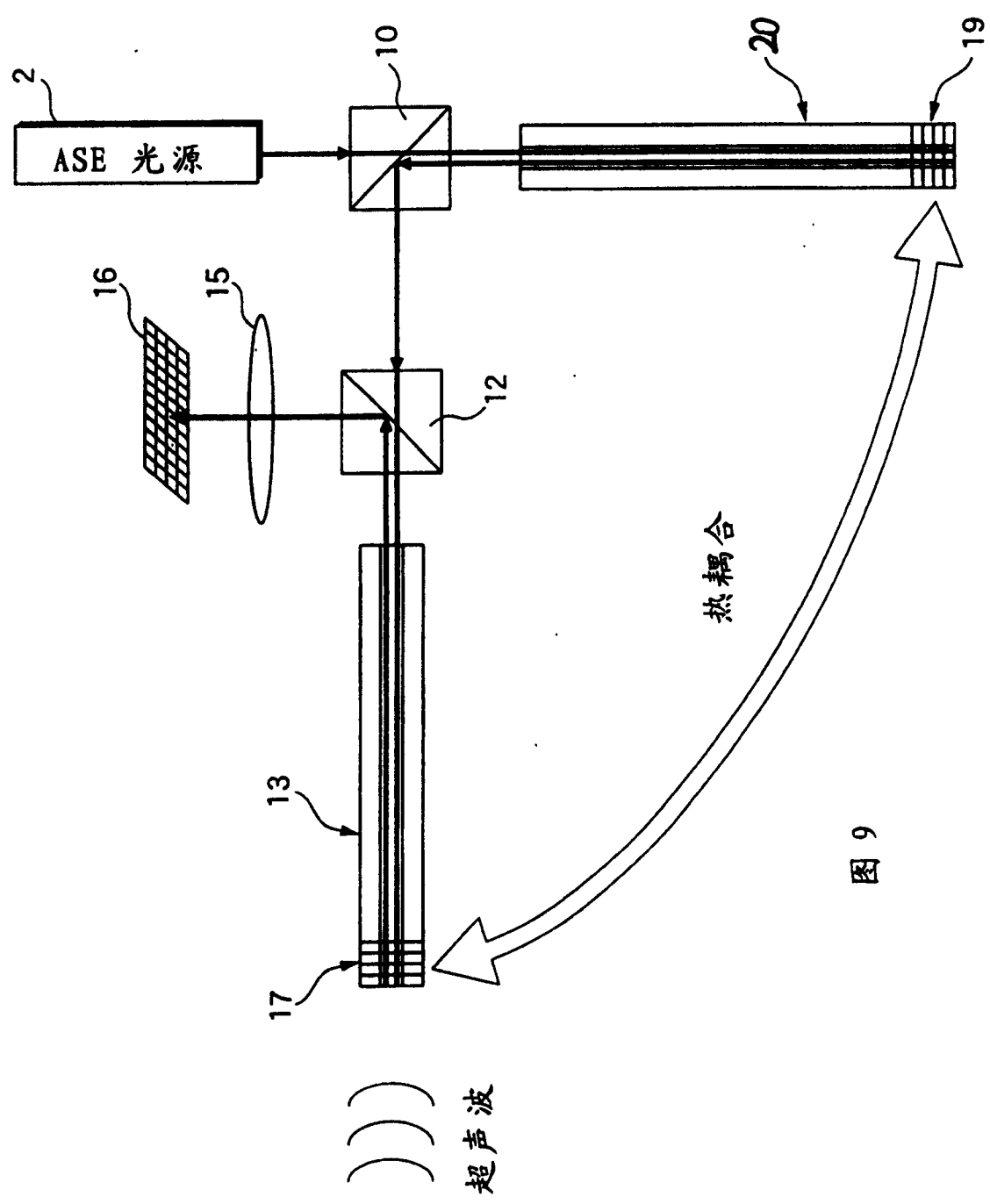


图 9

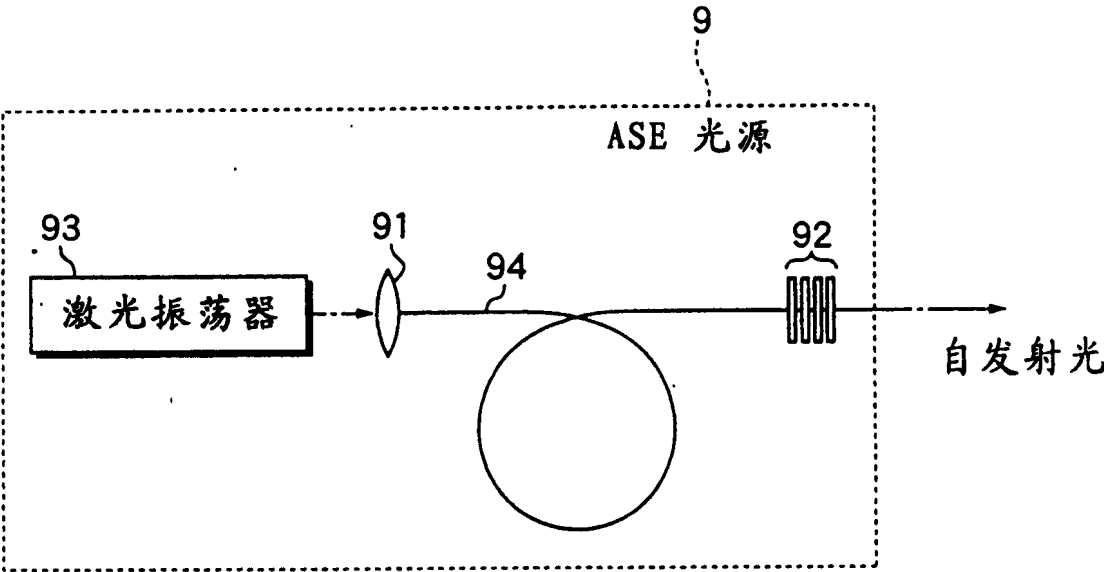


图 10

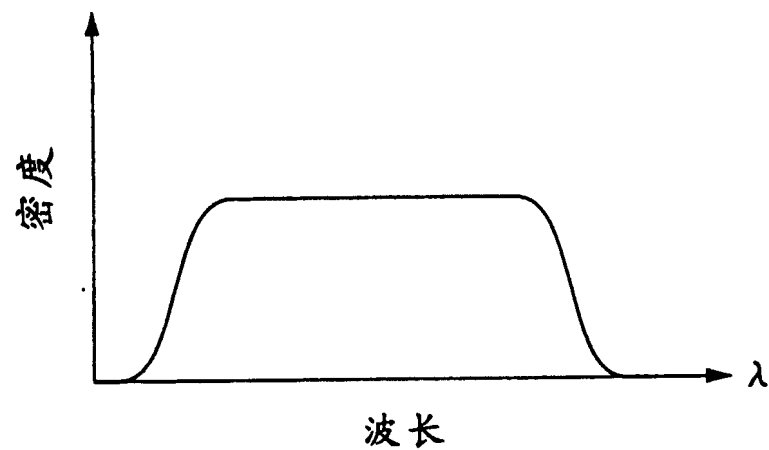


图 11

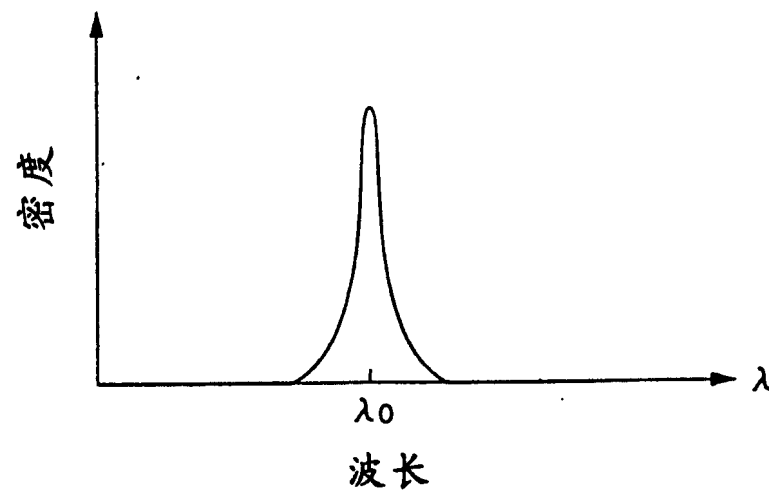


图 12

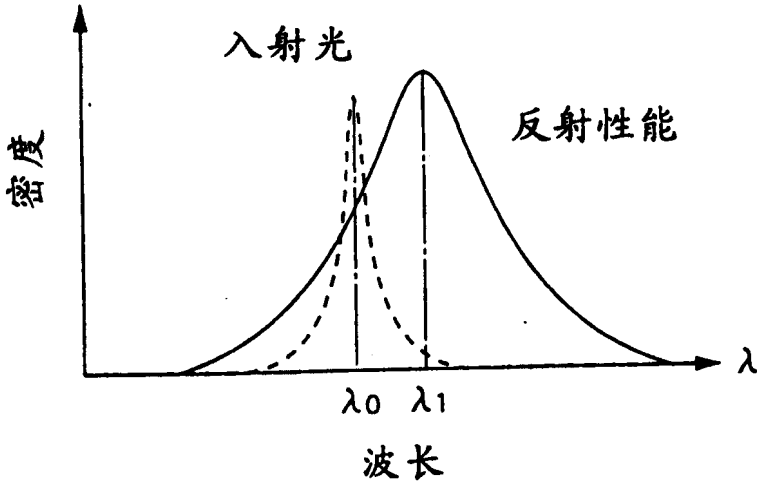


图 13

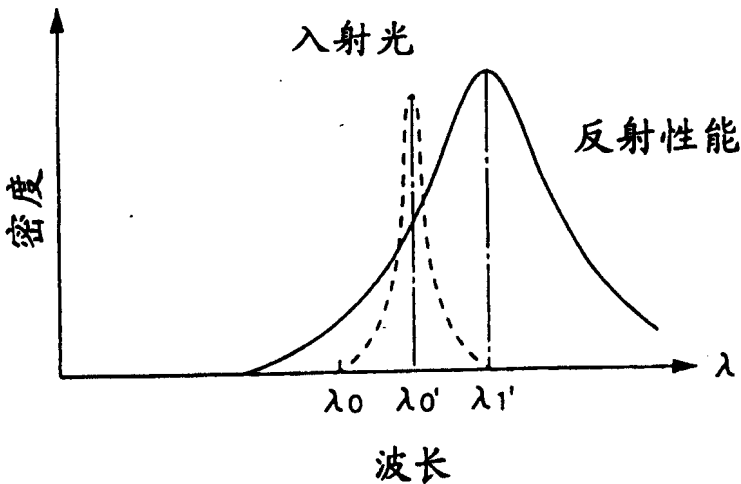


图 14

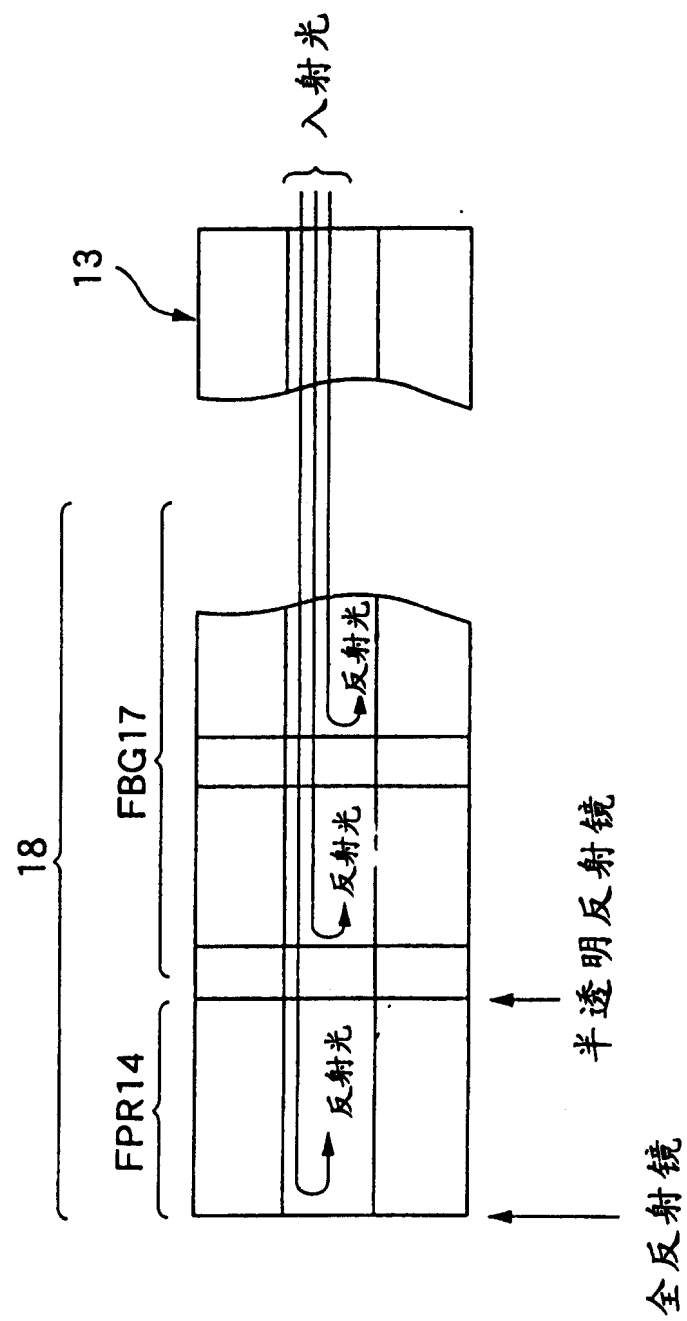


图 15

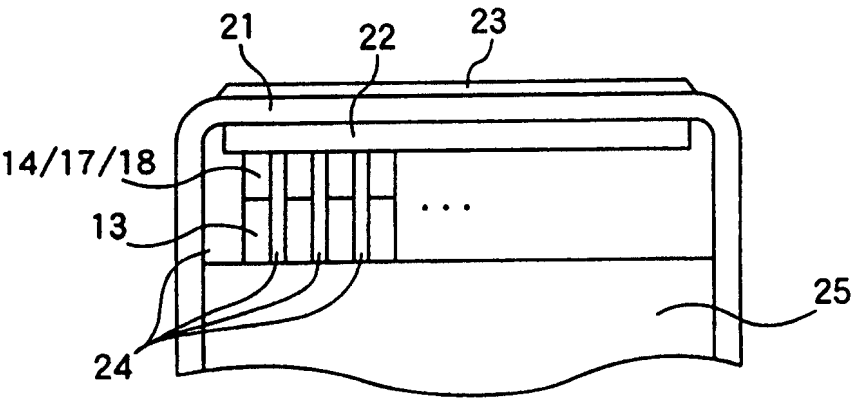


图 16A

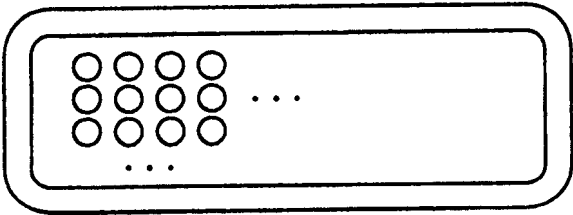


图 16B

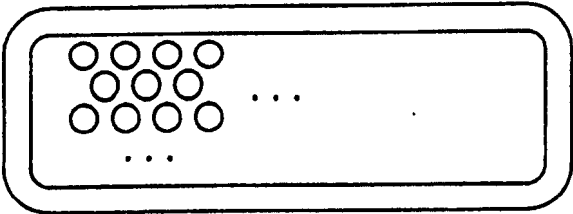


图 16C

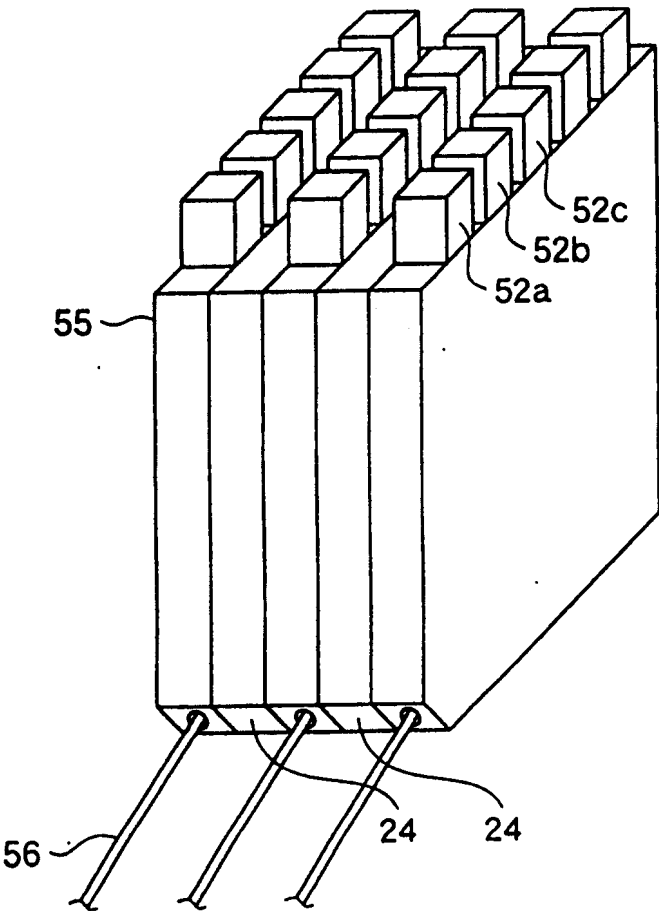


图 17

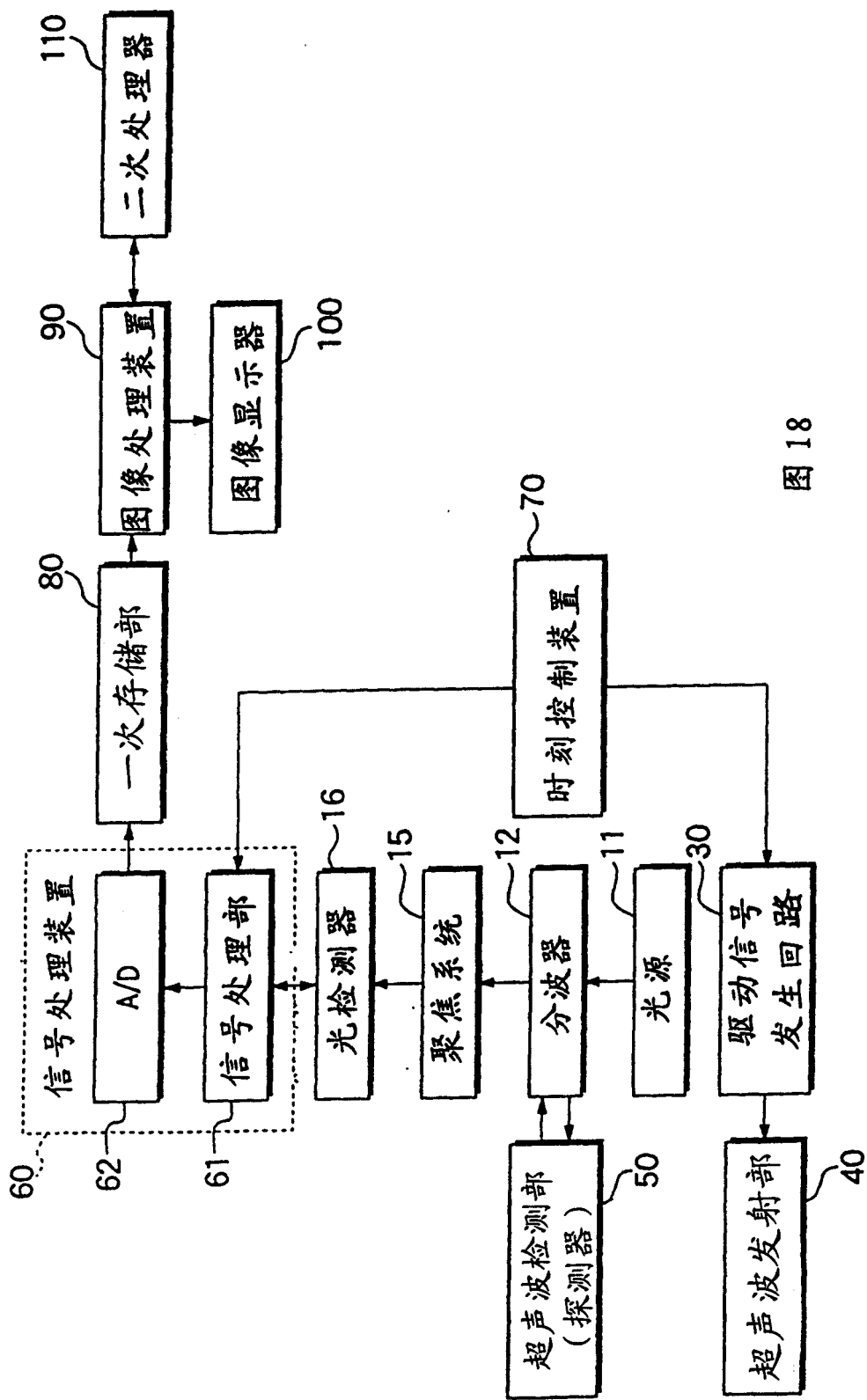


图 18

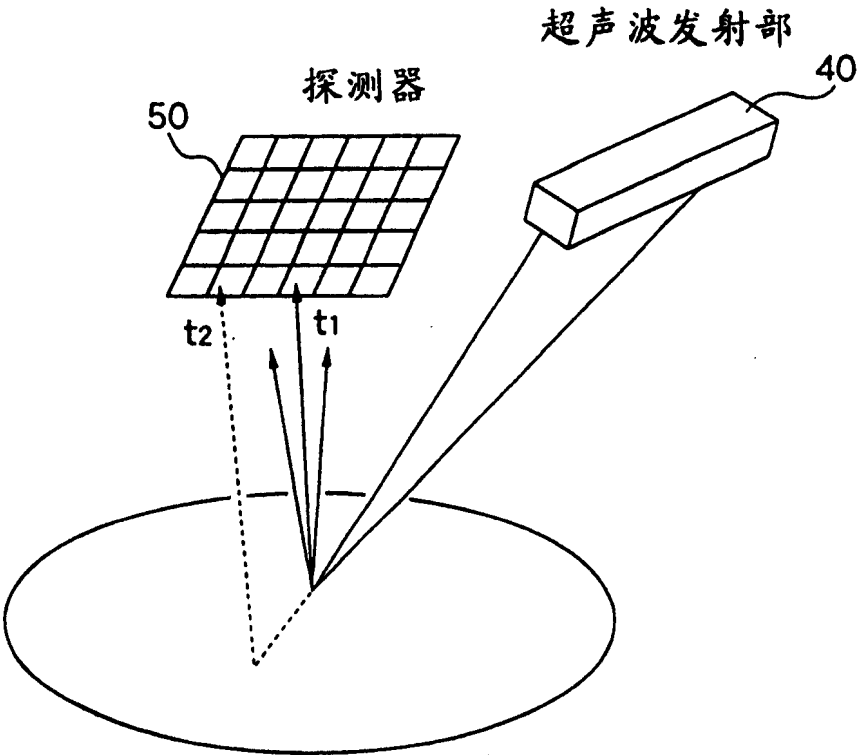


图 19

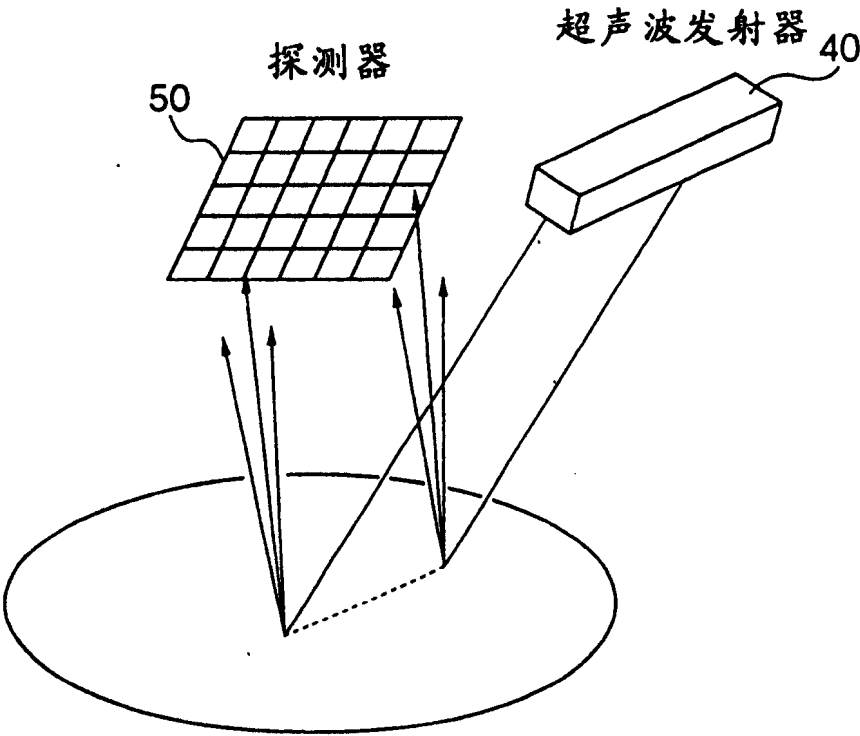


图 20

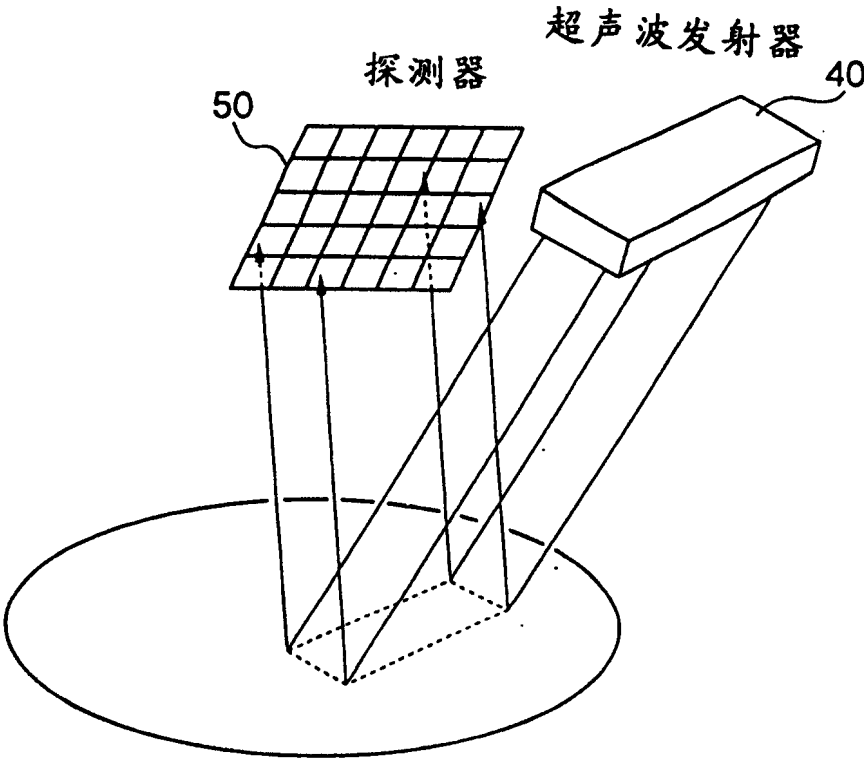


图 21

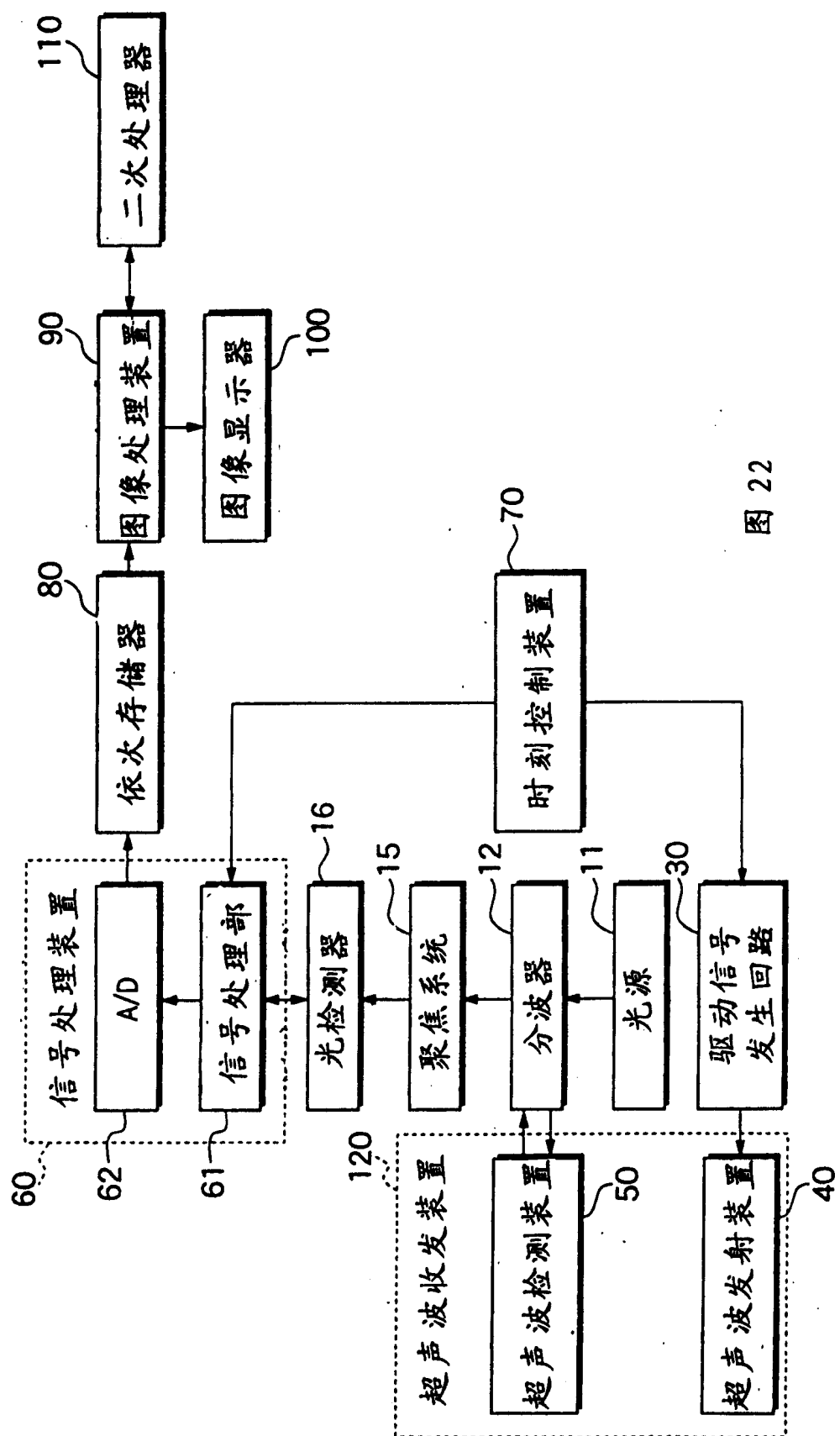


图 22

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN100364482C	公开(公告)日	2008-01-30
申请号	CN200410096094.3	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	A61B8/00 G01N29/00 G01H9/00 G01N21/45 G01N29/24		
CPC分类号	G01N29/2462 G01N21/45 G01N29/449 G01N2291/106 G01H9/004 B82Y15/00 G01N29/2418		
优先权	2000133085 2000-05-02 JP 2001026293 2001-02-02 JP		
其他公开文献	CN1606967A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波诊断装置，它包括：产生发射超声波信号用的驱动信号的驱动信号发生回路；根据来自所述驱动信号发生回路的驱动信号而向所拍物体发射超声波的超声波发射部；包括根据所加超声波而调制光的多个超声波检测元件的超声波检测部；检测来自所述超声波检测部的光地产生检测信号的光检测器；处理来自所述光检测器的检测信号的信号处理装置；控制所述驱动信号发生回路的发射时刻及所述信号处理装置的接收时刻的控制装置。本发明是可以实现制作简单且SN比良好的超声波诊断装置。

