

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)
A61B 1/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810085798.9

[43] 公开日 2008年9月24日

[11] 公开号 CN 101268953A

[22] 申请日 2008.3.24
[21] 申请号 200810085798.9
[30] 优先权
[32] 2007. 3. 23 [33] JP [31] 2007 - 077654
[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社
地址 日本东京都
[72] 发明人 五十岚诚 后野和弘 吉野真广

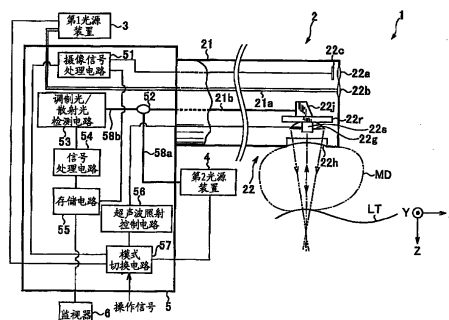
[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所
代理人 刘新宇 张会华

权利要求书 3 页 说明书 22 页 附图 9 页

[54] 发明名称
医疗器具

[57] 摘要

一种作为观察被检体的生物体组织内部存在的检查部位的内部状态的医疗器具。内窥镜包括超声波产生部、超声波照射方向变更部和超声波会聚部；上述超声波产生部产生照射检查部位的超声波；上述超声波照射方向变更部可在检查部位改变超声波的照射方向；上述超声波会聚部使改变了照射方向的、由超声波产生部产生的超声波会聚，以使该超声波在检查部位会聚。该内窥镜还包括光源装置和光收发部；上述光源装置发出可到达检查部位的光；上述光收发部向检查部位照射自该光源装置发出的光，并且，接受该照射来的光自检查部位中的超声波的会聚区域反射来的光。基于由该光收发部接受的反射光，获得表示检查部位的内部信息的信息。



1. 一种内窥镜，该内窥镜包括可插入被检体的插入部，其中，

该内窥镜还包括超声波产生部、超声波照射方向变更部、超声波会聚部和光收发部；上述超声波产生部设于上述插入部的前端部，且产生用于照射位于上述被检体的生物体组织内部的检查部位的超声波；上述超声波照射方向变更部设于上述前端部，且可在上述检查部位改变上述超声波产生部产生的上述超声波的照射方向；上述超声波会聚部设于上述插入部的前端部，且使被上述超声波照射方向变更部改变了上述照射方向的、由上述超声波产生部产生的上述超声波会聚，以使得该超声波在上述检查部位会聚；上述光收发部设于上述插入部的前端部，且向上述检查部位照射自光源装置发出的光，并对该照射来的光自上述检查部位中的上述超声波的会聚区域反射来的光进行接受。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜，其中，

上述超声波照射方向变更部通过使上述超声波产生部机械变形来改变上述超声波的上述照射方向。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜，其中，

该内窥镜包括光照射方向变更部，该光照射方向变更部设于上述前端部，且使自上述光收发部朝向上述检查部位照射的上述光的照射方向与上述超声波的上述照射方向一致。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜，其中，

上述光照射方向变更部与上述超声波照射方向变更部形成为一体。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜，其中，

上述超声波产生部向与上述插入部的长度方向正交的方向产生上述超声波；

上述光收发部向上述正交方向产生上述光。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜，其中，

该内窥镜包括保持器，该保持器固定保持上述光收发部，可移动地保持上述超声波照射方向变更部，并且，该保持器借助弹性构件固定保持上述超声波产生部；

上述超声波照射方向变更部可以使上述超声波产生部相对于上述保持器移动。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜，其中，

上述超声波照射方向变更部保持上述超声波产生部的边缘部。

8. 一种医疗器具，该医疗器具是观察位于被检体的生物体组织内部的检查部位的内部状态的器具，其中，

该医疗器具包括超声波产生部、超声波照射方向变更部、超声波会聚部、光源装置和光收发部；上述超声波产生部产生照射上述检查部位的超声波；上述超声波照射方向变更部可在上述检查部位改变上述超声波产生部产生的上述超声波的照射方向；上述超声波会聚部使被上述超声波照射方向变更部改变了上述照射方向的、由上述超声波产生部产生的上述超声波会聚，以使得该超声波在上述检查部位会聚；上述光源装置发出可到达上述检查部位的光；上述光收发部向上述检查部位照射自上述光源装置发出的光，并且，对该照射来的光自上述检查部位中的上述超声波的会聚区域反射来的光进行接受。

9. 根据权利要求8所述的医疗器具，其中，

上述超声波照射方向变更部通过使上述超声波产生部机械变形来改变上述超声波的上述照射方向。

10. 根据权利要求8所述的医疗器具，其中，

该医疗器具包括光照射方向变更部，该光照射方向变更部

使自上述光收发部朝向上述检查部位照射的上述光的照射方向与上述超声波的上述照射方向一致。

11. 根据权利要求10所述的医疗器具，其中，
上述光照射方向变更部与上述超声波照射方向变更部形成为一体。

12. 根据权利要求8所述的医疗器具，其中，
上述超声波产生部向与插入部的长度方向正交的方向产生上述超声波；

上述光收发部向上述正交方向产生上述光。

13. 根据权利要求12所述的医疗器具，其中，
该医疗器具包括保持器，该保持器固定保持上述光收发部，可移动地保持上述超声波照射方向变更部，并且，该保持器借助弹性构件固定保持上述超声波产生部；

上述超声波照射方向变更部可以使上述超声波产生部相对于上述保持器移动。

14. 根据权利要求13所述的医疗器具，其中，
上述超声波照射方向变更部保持上述超声波产生部的边缘部。

15. 根据权利要求8所述的医疗器具，其中，
该医疗器具包括视频信号生成部，该视频信号生成部抽取与上述检查部位中的上述反射光的调制及/或散射相关的信息、即特性信息，并且，基于上述特性信息生成视频信号。

16. 根据权利要求15所述的医疗器具，其中，
该医疗器具包括显示部，该显示部显示与上述视频信号相对应的上述检查部位的图像。

医疗器具

技术领域

本发明涉及一种观察被检体内部的医疗器具，特别是，涉及一种基于超声波及光的相互作用来获取显示生物体组织内部的检查部位的信息的医疗器具。

背景技术

内窥镜以往在医疗领域及工业领域等中广为使用。而且，例如在医疗领域中，对体腔内的生物体组织等进行观察及各种处理时使用内窥镜。

另外，近年来，作为用于利用光成像获得被检体断层图像的方法，例如提出了光CT、光相干断层影像法、光声法及超声波光调制法（ultrasound modulated optical tomography）等各种方法。特别是，在医疗领域中，该光成像法作为可简便地观察生物体内各种情况的技术而备受瞩目。另一方面，还公知有这样的系统，即，由于内窥镜具有向被检体的体腔插入的插入部，由此可将实施光成像法的装置与内窥镜组合在一起。

在上述的用于利用光成像获得被检体的断层图像的方法中的超声波光调制法中，对生物体内照射超声波及光，根据基于在使光通过该生物体内的存在超声波的局部区域时被调制（或散射）的光成分而获取的特性信息，从而可以得到生物体粘膜深层的断层图像。而且，作为用于利用这样的超声波光调制法获得生物体粘膜深层断层图像的装置，例如，公开有日本特开2000-88743号公报的光计测装置。

但是，该公报所述的光计测装置不具有用于一边改变超声波的会聚区域与光照射方向之间的位置关系、一边将它们向检

查部位存在的方向输出的构造。由此，在利用该光计测装置观察生物体粘膜深层的目标部位时，例如，有可能难以获取生成该目标部位的断层图像所必需的特性信息。

发明内容

本发明即是鉴于上述问题点而做成的，其目的在于提供与以往相比更加准确地获取生物体粘膜深层目标部位的特性信息的内窥镜及医疗器具。

为了达到上述目的，本发明的内窥镜的基本构造包括可插入被检体的、细长且具有挠性的插入部，该内窥镜还包括超声波产生部、超声波照射方向变更部、超声波会聚部和光收发部；上述超声波产生部设于上述插入部的前端部，且产生用于照射位于上述被检体的生物体组织内部的检查部位的超声波；上述超声波照射方向变更部设于上述前端部，且可在上述检查部位改变上述超声波产生部产生的上述超声波的照射方向；上述超声波会聚部设于上述插入部的前端部，且使被上述超声波照射方向变更部改变了上述照射方向的、由上述超声波产生部产生的上述超声波会聚，以使得该超声波在上述检查部位会聚；上述光收发部设于上述插入部的前端部，且向上述检查部位照射自光源装置发出的光，并对该照射来的光自上述检查部位中的上述超声波的会聚区域反射来的光进行接受。

另外，本发明的医疗器具是观察被检体的生物体组织内部存在的检查部位的内部状态的器具。作为其基本构造，该医疗器具包括超声波产生部、超声波照射方向变更部、超声波会聚部、光源装置和光收发部；上述超声波产生部产生照射上述检查部位的超声波；上述超声波照射方向变更部可在上述检查部位改变上述超声波产生部产生的上述超声波的照射方向；上述

超声波会聚部使被上述超声波照射方向变更部改变了上述照射方向的、由上述超声波产生部产生的上述超声波会聚，以使得该超声波在上述检查部位会聚；上述光源装置发出可到达上述检查部位的光；上述光收发部向上述检查部位照射自上述光源装置发出的光，并且，对该照射来的光自上述检查部位中的上述超声波的会聚区域反射来的光进行接受。

因此，由于包括超声波照射方向变更部、超声波会聚部及光收发部，因此，可以准确地获取生物体粘膜深层目标部位的特性信息。

附图说明

图1是表示使用本发明第1实施例的内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的图，其中一部分为框图。

图2A是表示沿X轴方向看内窥镜前端部时的一个例子的概略剖视图。

图2B及图2C是与图2A协作地说明振子保持器动作的图。

图3是表示图2的前端部的具体构造的立体图。

图4是表示图1所示的内窥镜前端部构造的一个变形例的概略剖视图。

图5是表示图4的前端部的具体构造的立体图。

图6是表示图1所示的内窥镜前端部构造的第2变形例的剖视图。

图7是表示图6的前端部的具体构造的立体图。

图8是表示使用本发明第2实施例的内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的图，其中一部分为框图。

图9是表示内窥镜的前端部的具体构造的立体图。

图10是表示设置于内窥镜前端部的各反射镜及分光器的

配置状态的图。

图11是表示使用本发明第3实施例的内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的图，其中一部分为框图。

图12是表示内窥镜前端部的具体构造的立体图。

具体实施方式

下面，参照附图说明本发明的实施方式。

第1实施例

如图1所示，本实施例的生物体观察系统1构成为医疗器具，其主要的构成要件包括内窥镜2、第1光源装置3、第2光源装置4、控制装置5及监视器6。其中，内窥镜2构成为，可插入到作为被检体的体腔内，从而可以观察该体腔内存在的生物体组织LT处的检查对象的部位（以下记作检查部位）。另外，第1光源装置3构成为，在后述的通常观察模式（the conventional observation mode）下射出用于照明检查部位的照明光。第2光源装置4构成为，在后述超声波光调制观察模式（an ultrasound modulated optical tomography mode）下射出用于观察该检查部位内部的光。控制装置5构成为，通过对自内窥镜2输出的电信号及光实施规定的处理，生成并输出基于该电信号及光的视频信号。监视器6构成为，显示基于自控制装置5输出的视频信号的图像。

如图1所示，内窥镜2包括可连接于控制装置5、且可插入到体腔内的细长且具有挠性的插入部21、和设置于插入部21前端的硬性圆筒状的前端部22。在本实施例中，内窥镜2的前端部22与生物体组织LT之间被例如水等超声波传导介质MD填满。前端部22也可以是直接接触于生物体组织LT的状态。

另外，如图1所示，为了便于说明，在本实施例中，将内

窥镜2的前端部22的长度方向(轴线方向)为为X轴地设定XYZ直角坐标系。

在插入部21的内部包括用于输出或输入电信号的各种信号线、第1光缆21a和第2光缆21b。其中,第1光缆21a在通常观察模式下向前端部22传送自第1光源装置3射出、且用于照明目标检查部位用的光(也称作照明光)。第2光缆21b在超声波光调制观察模式下向前端部22传送自第2光源装置4射出、且在目标检查部位被调制用的光(也称作照明光),并且,向控制装置5传送在前端部22中检测出的反射光。

前端部22包括物镜光学系统22a及照明光学系统22b、和配置于物镜光学系统22a的成像位置的摄像元件22c。物镜光学系统22a及照明光学系统22b以其光轴与内窥镜2的插入轴线方向(即长度方向,在插入部21笔直延伸的情况下为X轴方向)平行的方式设置。照明光学系统22b在通常观察模式下,朝向生物体组织LT照射自第1光源装置3射出、被光缆21a传送来的光。

摄像元件22c由CCD(电荷耦合元件)等构成。该摄像元件22c在通常观察模式下,利用自照明光学系统22b射出的光进行照明,并且,基于由物镜光学系统22a成像的生物体组织LT的图像生成摄像信号。该摄像信号被输出到控制装置5。

在上述构成要件的基础之上,前端部22还包括超声波振子22g、声透镜22h、光反射构件22j、板状的固定构件22r和可滑动地保持着超声波振子22g的多个振子保持器22s。在本实施例中,振子保持器22s沿Y轴方向并列设有2个。

超声波振子22g例如由压电元件构成,从而起到超声波产生部的作用。该超声波振子22g形成为,从其轴线方向看呈圆形,从侧面方向看呈凹面。该超声波振子22g还具有形成为向外部发出超声波的面(超声波输出面)、和与超声波输出面互为

表里的相反一侧的面。因此，可利用机械外力，在规定范围内改变该超声波振子22g的凹面形状的曲率。

超声波振子22g根据控制装置5的控制向生物体组织LT照射超声波。该超声波被传播至生物体组织LT。

声透镜22h设置于超声波振子22g的超声波输出面一侧。在自超声波振子22g输出的超声波通过该声透镜22h时，该通过了的超声波会聚而呈现在所期望的会聚区域。

光反射构件22j包括棱镜等，起到光收发部的作用。光反射构件22j反射被光缆21b沿与内窥镜2的插入轴线方向平行的方向（图1中的X轴方向）传送来的光，并向与内窥镜2的插入轴线方向垂直的方向（图1中的Z轴方向）射出该光。另外，光反射构件22j接受并反射自Z轴方向入射的光，将该光向光缆21b射出。

另外，固定构件22r设置于光反射构件22j与超声波振子22g之间。即，固定构件22r借助弹性构件EL（参照图2A~2C）设于超声波振子22g的与超声波输出面相反一侧的面。该弹性构件EL设置于超声波振子22g的与超声波输出面相反一侧的面。

固定构件22r在表面具有未图示的沟，从而使振子保持器22s可分别沿Y轴方向（参照图2A、2B、2C的箭头）滑动。另外，如图2A所示，该固定构件22r在中央部具有孔。由此，固定构件22r可以不遮挡自光反射构件22j射出的光、及向光反射构件22j入射的光而使其通过。

多个振子保持器22s起到超声波照射方向变更部的作用。该多个振子保持器22s分别抵接于超声波振子22g的边缘部地保持该超声波振子22g。另一方面，该振子保持器22s分别抵接于固定构件22r，并且，可以沿形成于固定构件22r的未图示的

沟、分别在固定构件22r的平面方向上滑动。

另外，可以根据控制装置5的指令来控制该滑动动作。为了可进行该滑动动作，多个振子保持器22s包括根据由控制装置5施加的驱动信号进行滑动动作的压电元件等的驱动器（未图示）。

随着该滑动动作，超声波振子22g获得由弹性构件EL的弹性变形产生的助力而发生机械变形，其凹面形状的曲率发生变化，可以改变其超声波输出面的形状。因此，也可以根据超声波振子22g的超声波输出面的形状来改变自该超声波振子22g射出的超声波的方向。

另外，超声波振子22g及声透镜22h为了不遮挡自光反射构件22j射出的光、及向光反射构件22j入射的光而使其通过，例如在这些构件22g、22h的中央部具有未图示的孔。并且，为了防止异物进入到内窥镜2的内部、并且不遮挡入射或射出的光，在设置于声透镜22h的未图示的孔中嵌入有由树脂等构成的透明构件（未图示）。

另外，在本实施例中，作为光收发部的光反射构件22j一体形成有沿Z轴方向射出来自光缆21b的光的光发送部、和向光缆21b射出自Z轴方向入射的光的光接受部，但也并不一定限于此。例如，光发送部及光接受部也可以形成为各自独立。

图3表示上述前端部22的立体图。但是，在该图3中，为了使说明易懂，省略了一部分电配线等。

由声透镜22h会聚的超声波作为周期性振动的疏密波在生物体组织LT的内部传播。在生物体组织LT内部传播的超声波中的、声压较密的区域如后述那样地起到光学反射镜的作用。

因此，自光反射构件22j射出的光在超声波的声压较密的区域中被反射，作为反射光返回到光反射构件22j。该反射光在其

与超声波的作用下受到频率调制。因此，反射光的频率与来自光反射构件22j的照射光的频率相比，相差频率 Δf 。可根据该频率的频移来获得显示生物体内部状态的特性的信息。

第1光源装置3是射出白色光的光源，例如，具有氙灯等而构成。该第1光源装置3在通常观察模式下基于控制装置5的控制，向光缆21a射出用于照明欲观察的部位的光（照明光）。

第2光源装置4是射出可到达生物体组织LT内部的检查部位的光的光源，例如，具有可射出会聚后的光的激光光源或者SLD（Super Luminescent Diode）等。该第2光源装置4在超声波光调制观察模式下基于控制装置5的控制，向配置于控制装置5内部的光缆58a射出用于照射检查部位的光束（照明光）。

控制装置5起到视频信号生成部的作用。如图1所示，该控制装置5包括摄像信号处理电路51、光耦合器52、调制光/散射光检测电路53、信号处理电路54、存储电路55、超声波照射控制电路56、模式切换电路57和光缆58a及58b。

摄像信号处理电路51基于模式切换电路57的控制，生成与自内窥镜2的摄像元件22c输出的摄像信号相对应的视频信号，并且，向存储电路55输出该视频信号。

光耦合器52分别连接于光缆21b及光缆58a、58b。该光耦合器52向光缆21b射出自第2光源装置4射出之后、被光缆58a传送来的光束（照射光）。另外，光耦合器52向调制光/散射光检测电路53射出被光缆21b传送来的反射光。即，光耦合器52起到光传播器的作用。

调制光/散射光检测电路53包括未图示的示波器或者频谱分析器等。该检测电路53对通过光反射构件22j、光缆21b、光耦合器52及光缆58b入射的反射光进行检测，将检测结果作为光调制信号向信号处理电路54输出。

信号处理电路54根据自调制光/散射光检测电路53输出的光调制信号,抽取出自光反射构件22j射出的照明光在生物体组织LT内部反射的部位附近的调制特性信息及/或散射特性信息(特性信息)。信号处理电路54基于抽取出的特性信息生成视频信号,向存储电路55输出该视频信号。

存储电路55暂时保持在通常观察模式下自摄像信号处理电路51输出的视频信号、或者在超声波光调制观察模式下自信号处理电路54输出的视频信号中的任一个视频信号,同时,向监视器6逐帧地依次输出该视频信号。

超声波照射控制电路56在超声波光调制观察模式下控制超声波振子22g的超声波照射状态。由此,可控制由超声波振子22g产生的超声波的照射状态。具体地讲,在超声光波调制观察模式下,超声波照射控制电路56响应操作人员对未图示的操作面板等进行的操作地,控制振子保持器22s的滑动动作。由此,如上所述,通过振子保持器22s相对于固定构件22r进行滑动动作,可以改变超声波振子22g的超声波输出面的形状。即,超声波照射控制电路56可以通过控制振子保持器22s来适当改变检查部位的扫描区域(位置)。该扫描区域(位置)是在生物体组织LT内部传播的超声波的声压较密、作为光学反射镜的区域。

模式切换电路57遵从由操作人员对未图示的操作面板进行的模式选择的指示。根据该指示,模式切换电路57将生物体观察系统1的观察模式变更为通常观察模式或超声波光调制观察模式中的任一个。

例如,在将观察模式切换为通常观察模式情况下,模式切换电路57在使第1光源装置3及摄像信号处理电路51工作,并使第2光源装置4、信号处理电路54及超声波照射控制电路56停止

工作。由此，在通常观察模式下，由自第1光源装置3射出的光照明生物体组织LT，从而利用摄像元件22c拍摄生物体组织LT。

另外，在将观察模式切换为超声波光调制观察模式的情况下，模式切换电路57在使第2光源装置4、信号处理电路54及超声波照射控制电路56工作，并使第1光源装置3及摄像信号处理电路51停止工作。由此，在超声波光调制观察模式下，向生物体组织LT并行照射自光反射构件22j射出来的光、和由声透镜22h会聚的超声波，并且，获取照射光反射的部位及其附近区域的调制/散射特性信息。

另外，在本实施例中，并不限定为如上所述地，自内窥镜2向生物体组织LT内部的检查部位照射的光被第2光源装置4预先会聚、并同时射出。例如，该照射光也可以是被设置于自第2光源装置4到光反射构件22j的路径中任一处的聚光透镜等会聚的光。

接着，对本实施例的生物体观察系统1的作用进行说明。

首先，操作人员在未图示的操作面板中选择观察模式。该选择信息被向控制装置5的模式切换电路57传送。此刻，在通过该操作将生物体观察系统1设定为通常观察模式时，模式切换电路57在使第1光源装置3及摄像信号处理电路51工作，并使第2光源装置4、信号处理电路54及超声波照射控制电路56停止工作。由此，自第1光源装置3射出的光通过光缆21a及照明光学系统22b，照明包括欲观察部位在内的生物体组织LT。

摄像元件22c在物镜光学系统22a的视场内拍摄由被照明光学系统22b照明的生物体组织LT，将拍摄的生物体组织LT的图像作为摄像信号输出。

摄像信号处理电路51生成与自摄像元件22c输出的摄像信

号相对应的视频信号，并且，向存储电路55输出该视频信号。

然后，存储电路55在暂时保持该视频信号的同时，将其向监视器6逐帧地依次输出该视频信号。由此，在监视器6中显示有与目测观察大致相同的生物体组织LT的图像。

相对于此，在通过操作人员的操作、将生物体观察系统1切换为超声波光调制观察模式时，模式切换电路57在使第2光源装置4、信号处理电路54及超声波照射控制电路56工作，并使第1光源装置3及摄像信号处理电路51停止工作。由此，自第2光源装置4射出的照明光通过光缆58a、光耦合器52、光缆21b及光反射构件22j，被向生物体组织LT照射。

超声波照射控制电路56通过控制超声波振子22g，使超声波向生物体组织LT照射。如图2A、2B、2C所示，在该照射控制的同时，超声波照射控制电路56根据来自操作人员的指示，控制沿Y轴方向设置的2个振子保持器22s的滑动动作，改变超声波振子22g的超声波输出面的形状。由此，超声波振子22g向与变化后的形状相对应的方向产生超声波。

这样地产生的超声波由声透镜22h在生物体组织LT的内部会聚。与该变化前的会聚区域相比，该会聚区域R1（也是会聚位置、扫描位置，参照图2A、2B、2C）的位置相应于超声波振子22g的超声波输出面的形状变化而发生变化。如上所述，该会聚区域声压变密，是作为光学反射镜的部分。

进一步地讲，在向声压较密的部分照射光时，在其折射率发生变化的部分发生镜面反射。即，声压较密的部分起到镜面反射入射光的至少一部分的反射镜的作用。

因此，沿Z轴方向被向生物体组织LT照射的光在生物体组织LT的超声波照射区域中反射，其反射光返回到光反射构件22j。

生物体组织LT内部的超声波会聚区域R1与超声波输出面的形状变化相呼应地自图2A的状态例如图2B及图2C所示那样沿Y轴方向移动。该超声波振子22g的超声波输出面的形状变化是随着上述2个振子保持器22s的滑动动作而发生变化的。

另外，在图2A、图2B及图2C中，用双点划线表示自超声波振子22g输出的超声波的照射方向（会聚方向），用点划线表示自光反射构件22j照射出的光的传播方向。如图2B及图2C所示，即使在使超声波照射方向例如沿横向变化来扫描超声波会聚区域的情况下，超声波会聚区域也具有一定程度的扩大。因此，即使在不改变光的照射方向的情况下，也可由在该扩大中声压变密的部分获得反射光。

返回到光反射构件22j的反射光通过光缆21b、光耦合器52及光缆58b，被向调制光 / 散射光检测电路53传送。

调制光 / 散射光检测电路53利用未图示的示波器或者频谱分析器等，对通过光反射构件22j、光缆21b、光耦合器52及光缆58b传播来的反射光进行检测。该检测后的光作为光调制信号被向信号处理电路54输出。

信号处理电路54对自调制光 / 散射光检测电路53输出的光调制信号，实施例如傅里叶变换等算术处理。由此，在生物体组织LT内部，检测出照射光反射的部位（超声波会聚区域）及其附近的调制 / 散射特性信息。并且，利用信号处理电路54，基于该调制 / 散射特性信息生成视频信号，将该视频信号向存储电路55输出。

利用存储电路55，在暂时保持自信号处理电路54输出的视频信号的同时，向监视器6逐帧依次输出该视频信号。由此，在监视器6中显示有与由信号处理电路54抽取出的调制 / 散射特性信息相对应的、生物体组织LT内部的超声波会聚区域附近

的断层图像。

变形例

另外，前端部22并限定为如图2A~2C所示地具有沿Y轴方向并列设置的2个振子保持器22s。例如，还可以具有沿X轴方向并列设置的2个振子保持器22s，从而具有共计4个振子保持器22s。即，前端部22也可以具有图4及图5所示的构造。（但是，在图5中，省略了一部分电配线等来予以表示）。

在前端部22具有图4及图5所示的构造的情况下，4个振子保持器22s的各对振子保持器22s可沿着形成于固定构件22r的未图示的沟沿各自轴线方向滑动。即，沿Y轴方向并列设置的2个振子保持器22s沿Y轴方向滑动，沿X轴方向并列设置的2个振子保持器22s与该滑动同时或独立地沿X轴方向滑动。

因此，通过由控制装置5的超声波照射控制电路56控制4个振子保持器22s，从而在生物体组织LT内沿X轴及Y轴方向2维地改变自超声波振子22g输出的超声波的照射方向及超声波会聚区域。因此，可以自生物体组织LT内部的更广阔范围的检查部位获取调制/散射特性信息。

对另一变形例进行说明。

另外，前端部22并限定为利用设置于超声波振子22g边缘部的多个振子保持器22s来改变超声波振子22g的超声波输出面的形状。例如，也可以通过推压及牵引设置于超声波振子22g的、与超声波输出面相反一侧的面的弹性构件，来改变超声波振子22g的超声波输出面的形状。该例子如图6、7所示。

在图6及图7所示的前端部22的情况下，自第1实施例中说明的前端部22（参照图2A~2C、3）删除振子保持器22s，并且，追加在超声波振子22g的与超声波输出面相反一侧的面与固定构件22r表面之间设置的弹性构件22t、和设置于固定构件

22r表面的多个弹性构件变形装置22u。

弹性构件22t由橡胶等形成，例如，利用粘接剂等粘接于超声波振子22g的与超声波输出面相反一侧的面。因此，随着弹性构件22t的变形，可以使超声波振子22g变形。

弹性构件变形装置22u起到超声波照射方向变更部的作用，该弹性构件变形装置22u分别固定设置于弹性构件22t，并且，可以沿着形成于固定构件22r的未图示的垂直方向的沟滑动。另外，弹性构件变形装置22u分别通过根据来自控制装置5的超声波照射控制电路56的控制进行滑动，来推压及牵引弹性构件22t。通过这样的构造，弹性构件变形装置22u可以借助弹性构件22t来改变超声波振子22g的超声波输出面的形状。

另外，弹性构件变形装置22u若为足够改变超声波输出面的形状的个数及配置状态，则不限于如图7所示地大致等间隔地配置8个。

采用该变形例，控制装置5通过控制8个弹性构件变形装置22u，可以在检查部位的区域内，细微改变自超声波振子22g输出的超声波的输出方向、及由于该超声波而在生物体组织LT内部声压变密的区域。因此，可以获取更高精度的调制/散射特性信息。

如上所述，上述第1实施例及其变形例的、利用内窥镜2的生物体观察系统1可以使超声波会聚区域与光的照射方向相关地进行变化(扫描)。由此，照射光即使不追随超声波会聚位置的变化，也可以高效率地收集检查部位的深度方向的信息。因此，与以往相比，生物体观察系统1可以准确地获取生物体粘膜深层目标部位的特性信息。

第2实施例

参照图8~图10说明本发明第2实施例的生物体观察系统。

图8是表示使用本发明第2实施例的内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的图。

另外，在本实施例及此后的变形例的说明中，对与第1实施例相同或基本相同的构成要件标注同一附图标记，简化或省略说明。

如图8所示，本实施例的生物体观察系统1A的主要部分包括除前端部的构造之外、其余与第1实施例的内窥镜2同样构造的内窥镜2A、第1光源装置3、第2光源装置4、控制装置5和监视器6。

如图8所示，内窥镜2A包括具有与第1实施例同样构造的插入部21、和设置于插入部21前端侧的前端部22A。与第1实施例相同，前端部22A包括物镜光学系统22a及照明光学系统22b、和配置于物镜光学系统22a的成像位置的摄像元件22c。

另外，与第1实施例相同，前端部22A还包括超声波振子22g、声透镜22h、固定构件22r、设置于超声波振子22g边缘部的多个振子保持器22s、和设置于超声波振子22g的与超声波输出面相反一侧的面与固定构件22r之间的分光器22v。

固定构件22r的表面形成有未图示的沟，从而使振子保持器22s可分别沿固定构件22r的水平方向（参照图9的箭头）滑动。另外，与第1实施例的固定构件22r不同，本实施例的固定构件22r不是在中央部具有孔的形状。

在超声波振子22g的边缘部、沿X轴方向（内窥镜2A的插入轴线方向，参照图8）互相相对的位置设有2个振子保持器22s（22s1、22s2）。另外，在沿图8的Y轴方向互相相对的位置设有2个振子保持器22s（22s3、22s4）。即，在本实施例中，在超声波振子22g的边缘部设有共计4个振子保持器22s。

这4个振子保持器22s起到超声波照射方向变更部及光收

发部的作用。这4个振子保持器22s中的、沿X轴方向设置的一个振子保持器22s1在内部具有光学连接于光缆21b的一个端面、且以相对于X轴方向及Z轴方向具有规定角度的方式配置的半透半反镜22w。另外，设置于与振子保持器22s1相相对的位置的另一个振子保持器22s2在内部具有以相对于X轴方向具有规定角度的方式配置的全反射镜22x。即，振子保持器22s2具有作为光照射方向变更部的功能。

为了不遮挡自外部入射的光，例如，利用由塑料等构成的透明构件分别形成振子保持器22s1及22s2。

并且，4个振子保持器22s中的、设置于沿Y轴方向互相相对的位置的2个振子保持器22s3及22s4分别在内部具有以相对于Y轴方向及Z轴方向具有规定角度的方式配置的全反射镜22x。即，振子保持器22s3（及22s4）起到光照射方向变更部的作用。

另外，为了不遮挡射出或入射的光而使其可通过，本实施例的超声波振子22g及声透镜22h分别在成为该光的路径的位置具有未图示的孔。并且，为了防止异物进入到内窥镜2的内部、且不遮挡入射或射出的光，在设置于声透镜22h的未图示的孔中嵌入有由树脂等构成的未图示的透明构件。

分光器22v在内部具有以相对于X轴方向及Z轴方向具有规定角度的方式配置的半透半反镜。

另外，图9表示以上所述的前端部22A的概略构造。但是，在图9中，为了简化说明，省略电配线等的一部分地将其表示。

另外，从固定构件22r侧沿Z轴方向看的情况下的、半透半反镜22w、全反射镜22x及分光器22v的配置状态例如图10所示。

控制装置5与第1实施例的构件相同。

接着，对本实施例的生物体观察系统1A的作用进行说明。

首先，在将生物体观察系统1A设定为通常观察模式时，模式切换电路57在使第1光源装置3及摄像信号处理电路51工作的同时，使第2光源装置4、信号处理电路54及超声波照射控制电路56停止工作。由此，与上述第1实施例相同地显示有拍摄生物体组织LT表面的图像。

相对于此，在将生物体观察系统1A切换为超声波光调制观察模式时，模式切换电路57在使第2光源装置4、信号处理电路54及超声波照射控制电路56工作的同时，使第1光源装置3及摄像信号处理电路51停止工作。由此，自第2光源装置4射出的光通过光缆58a、光耦合器52、光缆21b，向振子保持器22s1入射。

入射到振子保持器22s1的光透过半透半反镜22w，向分光器22v射出。分光器22v使入射的光分离为向振子保持器22s2的方向透过的光、和向振子保持器22s3方向反射的光地将它们射出。

入射到振子保持器22s2的照明光被内部的全反射镜22x沿Z轴方向射出。另外，入射到振子保持器22s3的光被内部的全反射镜22x沿Z轴方向射出，被向生物体组织LT照射。

超声波照射控制电路56通过控制超声波振子22g，使超声波向生物体组织LT照射。另外，超声波照射控制电路56根据未图示的操作面板等的操作，控制沿X轴方向及Y轴方向设置的振子保持器22s1~22s4，改变超声波振子22g的超声波输出面的形状。

由此，超声波振子22g向与其形状相对应的方向产生超声波。另外，自超声波振子22g产生的超声波在由声透镜22h会聚的同时、传播至生物体组织LT的内部。

并且，振子保持器22s1在内部具有半透半反镜22w，振子保持器22s2、22s4在内部分别具有全反射镜22x。由此，通过光缆21b入射到振子保持器22s1的光根据超声波振子22g的超声波输出面的形状变化、即追随来自超声波振子22g的超声波照射方向地被照射。

在由声透镜22h会聚的同时、向生物体组织LT传播的超声波在生物体组织LT内部的超声波会聚区域中声压变密，对光起到反射镜的作用。因此，照射来的光在超声波会聚区域中被反射，作为反射光，例如，向振子保持器22s1及振子保持器22s4返回。

返回到振子保持器22s1的反射光在被半透半反镜22w反射之后，向光缆21b射出。另外，返回到振子保持器22s4的反射光在被振子保持器22s4内部的全反射镜22x向分光器22v方向射出之后，透过分光器22v及半透半反镜22w而向光缆21b射出。然后，入射到光缆21b的反射光分别通过光耦合器52及光缆58b，被向调制光/散射光检测电路53传送。

该电路53及此后的电路动作与上述第1实施例相同。因此，在监视器6中显示有与由信号处理电路54抽取出的调制/散射特性信息相对应的、生物体组织LT内部的、在超声波会聚区域扫描的部分的断层图像。

如以上所述地采用本实施例的生物体观察系统1A，可以获得与上述第1实施例同样的作用效果。并且，可以使光的照射方向与超声波会聚区域同步变更。因此，生物体观察系统1A可以在更广阔的范围内高精度、准确地获取生物体粘膜深层的目标部位的特性信息。

第3实施例

参照图11及图12说明本发明第3实施例的生物体观察系

统。

如图11所示，作为主要部分，本实施例的生物体观察系统1B包括具有本实施例的特征的内窥镜2B、第1光源装置3、第2光源装置4、控制装置5A和监视器6；上述控制装置5A通过对自内窥镜2B输出的电信号及光实施处理，生成并输出基于电信号及光的视频信号。

如图11所示，内窥镜2B，包括可连接于控制装置5A插入部21、和设置于插入部21前端侧的前端部22B。

设置于前端部22B的物镜光学系统22a及照明光学系统22b、摄像元件22c与上述实施例相同。

另外，前端部22B还包括超声波振子22g、声透镜22h、固定构件22r、设置于超声波振子22g边缘部的多个振子保持器22s、和在内部设有扫描反射镜22y的反射镜保持构件22z。

在超声波振子22g的边缘部的、沿X轴方向（内窥镜2B的插入轴线方向，参照图11）互相面对的位置，借助未图示的弹性构件设有2个振子保持器22s，另外，在超声波振子22g的边缘部的、沿Y轴方向互相面对的位置，借助未图示的弹性构件设有2个振子保持器22s。即，在本实施例中，在超声波振子22g的边缘部设有共计4个振子保持器22s。

扫描反射镜22y起到光照射方向变更部的作用。该扫描反射镜22y通过信号线连接于控制装置5A，并且，以相对于X轴方向及Z轴方向具有角度的方式配置于反射镜保持构件22z的内部，扫描反射镜22y可以根据控制装置5A的控制改变其角度。

反射镜保持构件22z起到光收发部的作用。该反射镜保持构件22z利用扫描反射镜22y反射由光缆21b沿与内窥镜2B的插入轴线方向平行的方向（X轴方向）传送的光，将该光向与X轴方向垂直的方向（Z轴方向）射出。另外，反射镜保持构件

22z接受并反射自Z轴方向入射的光，将该光向光缆21b射出。另外，为了不遮挡向扫描反射镜22y入射或自扫描反射镜22y射出的光，反射镜保持构件22z由例如塑料等透明构件形成。

对于第1实施例中说明的控制装置5的构造，控制装置5A还包括会聚位置控制电路59和反射镜控制电路60。

会聚位置控制电路59与超声波照射控制电路56及模式切换电路57电连接。该电路59在超声波光调制观察模式下根据模式切换电路57的控制，对超声波照射控制电路56及反射镜控制电路60进行用于使超声波的照射方向与光的照射方向一致的控制。

超声波照射控制电路56根据会聚位置控制电路59的控制来分别控制多个振子保持器22s，从而使超声波振子22g产生的超声波的照射方向成为期望方向。

反射镜控制电路60根据会聚位置控制电路59的控制来驱动扫描反射镜22y，从而使自反射镜保持构件22z射出的光的方向与超声波的照射方向一致，且成为期望方向。

接着，对本实施例的生物体观察系统1B的作用进行说明。

首先，在将生物体观察系统1B设定为通常观察模式时，模式切换电路57在使第1光源装置3及摄像信号处理电路51工作的同时，使第2光源装置4、信号处理电路54及会聚位置控制电路59（以及超声波照射控制电路56及反射镜控制电路60）停止工作。由此，可以如上述那样地利用自第1光源装置3射出的光进行通常观察模式的图像观察。

相对于此，在将生物体观察系统1B切换为超声波光调制观察模式时，模式切换电路57在使第2光源装置4、信号处理电路54及会聚位置控制电路59工作的同时，使第1光源装置3及摄像信号处理电路51停止工作。由此，使自第2光源装置4射出的光

通过光缆58a、光耦合器52、光缆21b，向反射镜保持构件22z入射。另外，通过使会聚位置控制电路59开始工作，使连接于会聚位置控制电路59的超声波照射控制电路56及反射镜控制电路60也一并开始动作。

超声波照射控制电路56通过控制超声波振子22g，使超声波向生物体组织LT照射。另外，超声波照射控制电路56根据会聚位置控制电路59的控制，来分别控制多个振子保持器22s，由此，超声波振子22g的超声波输出面的形状改变。由此，超声波振子22g向与其形状变化相对应的方向产生超声波。另外，自超声波振子22g产生的超声波在由声透镜22h会聚的同时、传播至生物体组织LT的内部。

另一方面，反射镜控制电路60根据会聚位置控制电路59的控制来驱动扫描反射镜22y，从而使自反射镜保持构件22z射出的光的方向与来自超声波振子22g的超声波的产生方向一致。

由于在超声波照射控制电路56及反射镜控制电路60中进行上述那样的控制，因此，自反射镜保持构件22z射出的光、及在由声透镜22h会聚的同时放射的超声波互相合为一体，例如，向Z轴方向存在的生物体组织LT照射。

在由声透镜22h会聚的同时、向生物体组织LT传播的超声波在生物体组织LT内部的超声波会聚区域中声压变密。由此，与上述相同，照射光在超声波会聚区域中被反射，作为反射光向反射镜保持构件22z返回。

返回到反射镜保持构件22z的反射光在被扫描反射镜22y反射之后向光缆21b射出，然后，入射到光缆21b的反射光通过光耦合器52及光缆58b而被向调制光 / 散射光检测电路53传送。之后，对反射光进行与上述各实施例中说明的内容同样的处理。

由此，在监视器6中上图像显示有与由信号处理电路54抽取出的调制/散射特性信息相对应的、超声波光调制观察模式下的检查部位的断层图像。

因此，采用本实施例的生物体观察系统1B，也可以获得与利用上述第2实施例获得的效果同样的作用效果。即，通过使扫描反射镜与超声波振子的动作同步，使照射的光与照射的超声波的会聚位置一致，可以高效率且高精度地获取信息。

虽然以上说明包含许多特征，但是这些特征不应该被解释为限制本发明的范围，而是仅为了举例说明本发明的一些目前优选的实施例。从而，应该通过所附权利要求书确定本发明的范围。

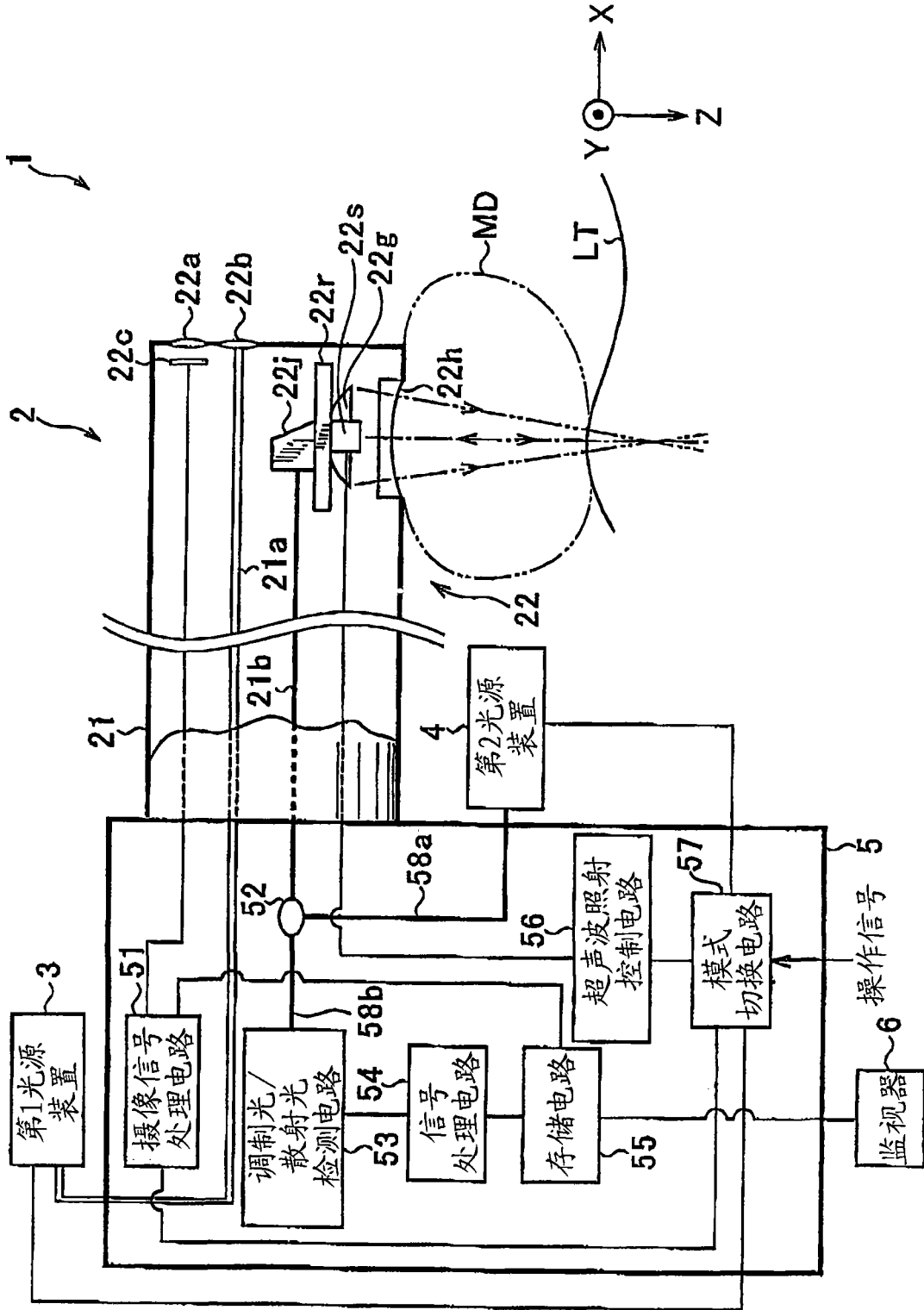


图 1

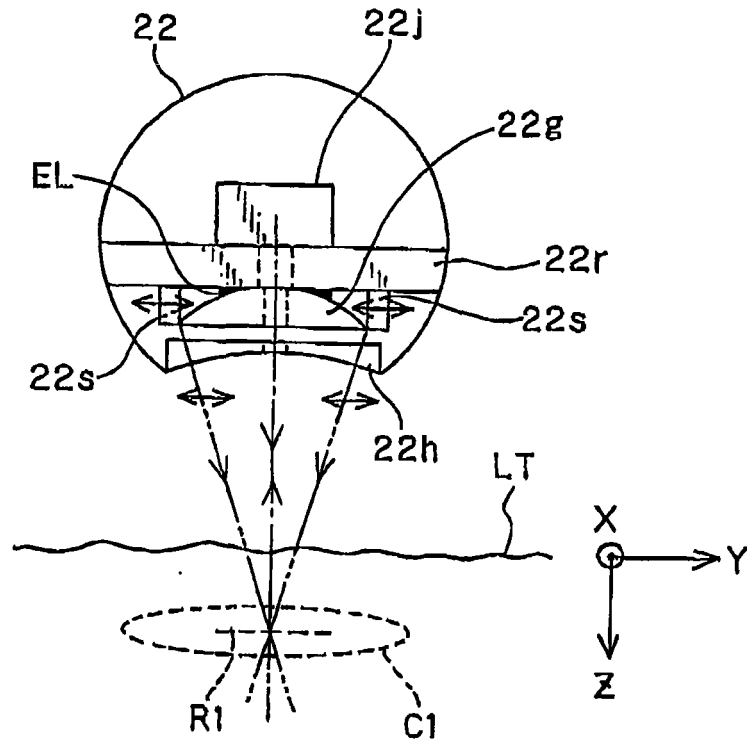


图 2A

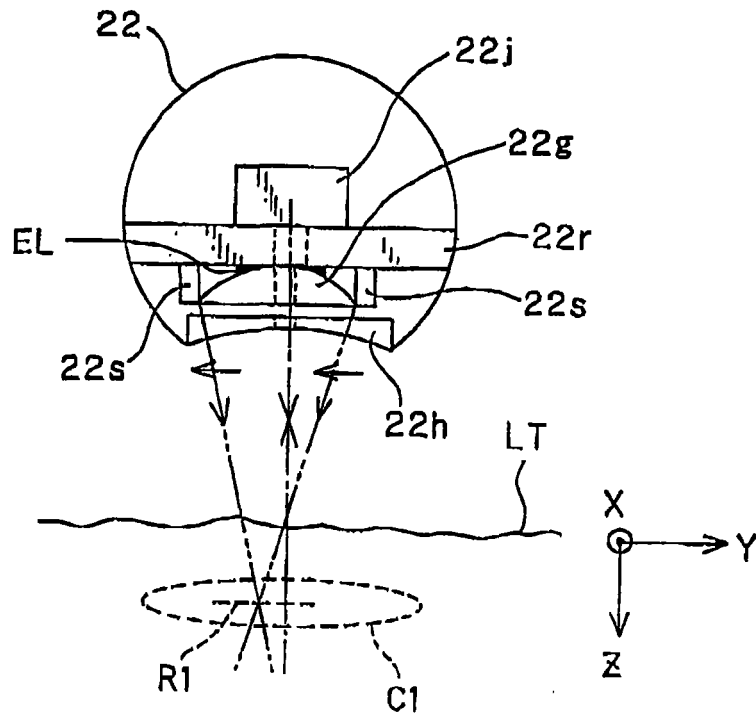


图 2B

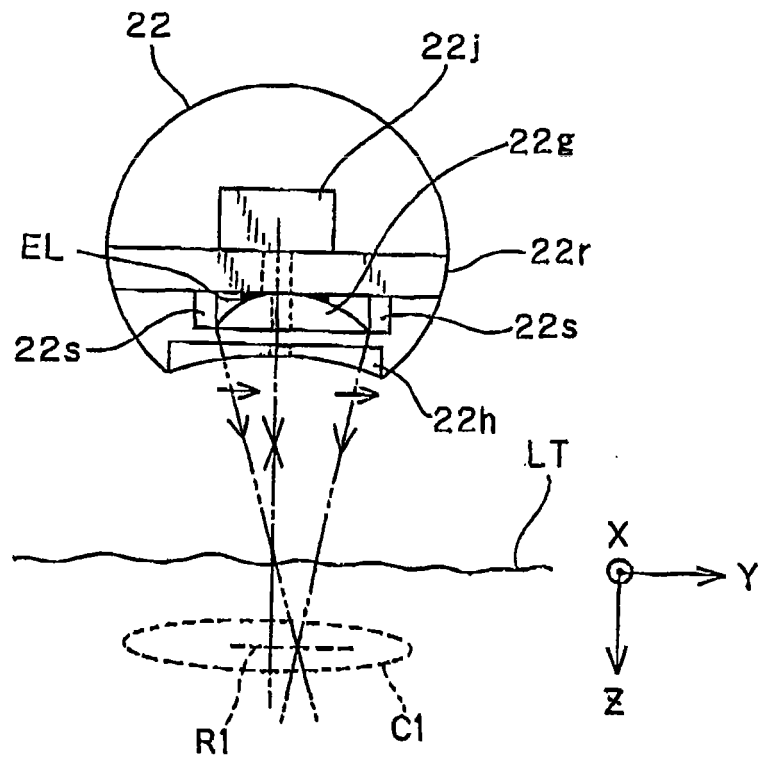


图 2C

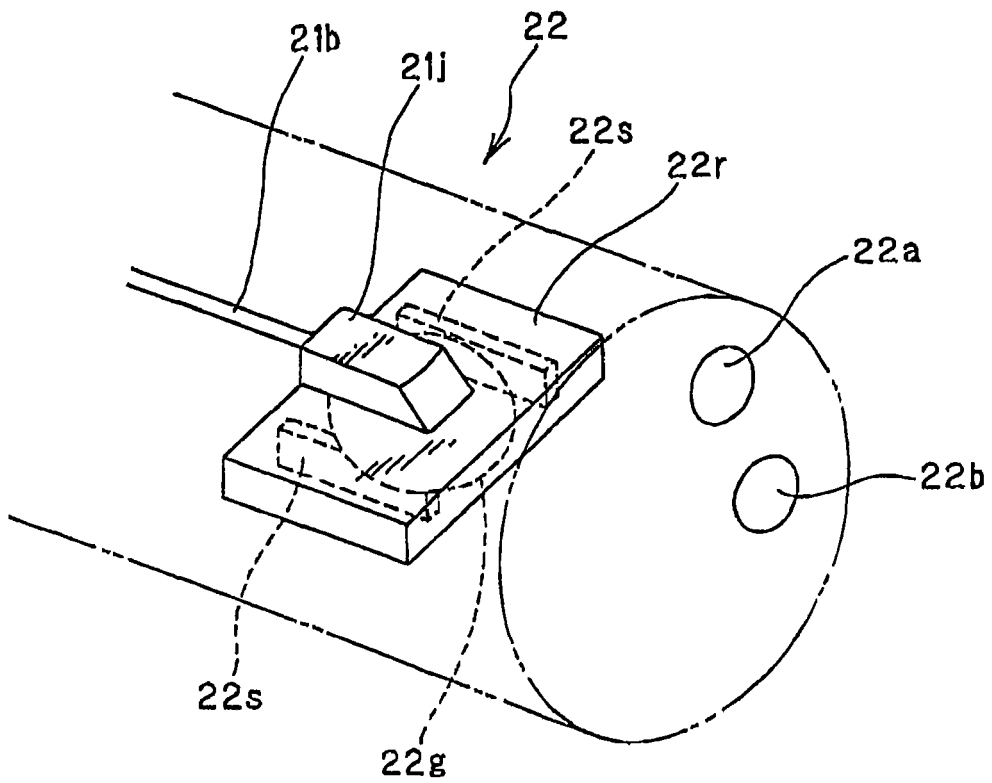


图 3

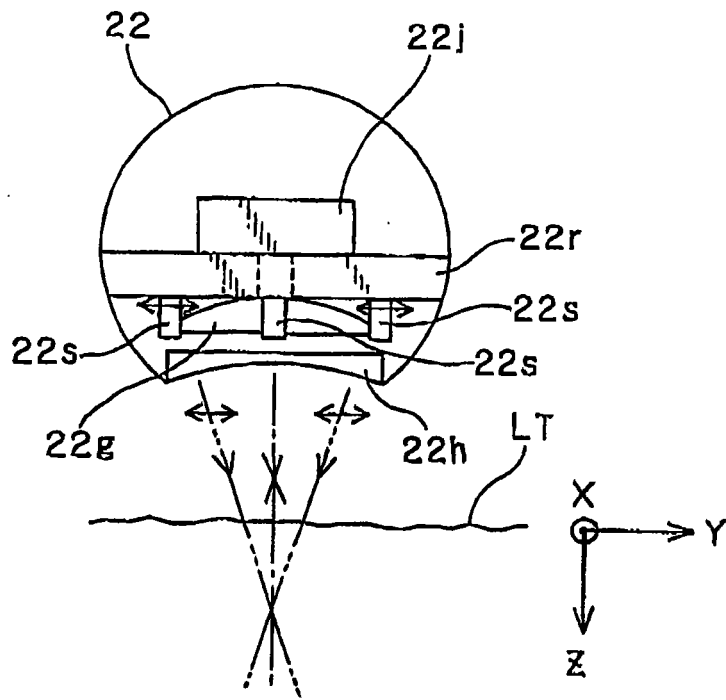


图 4

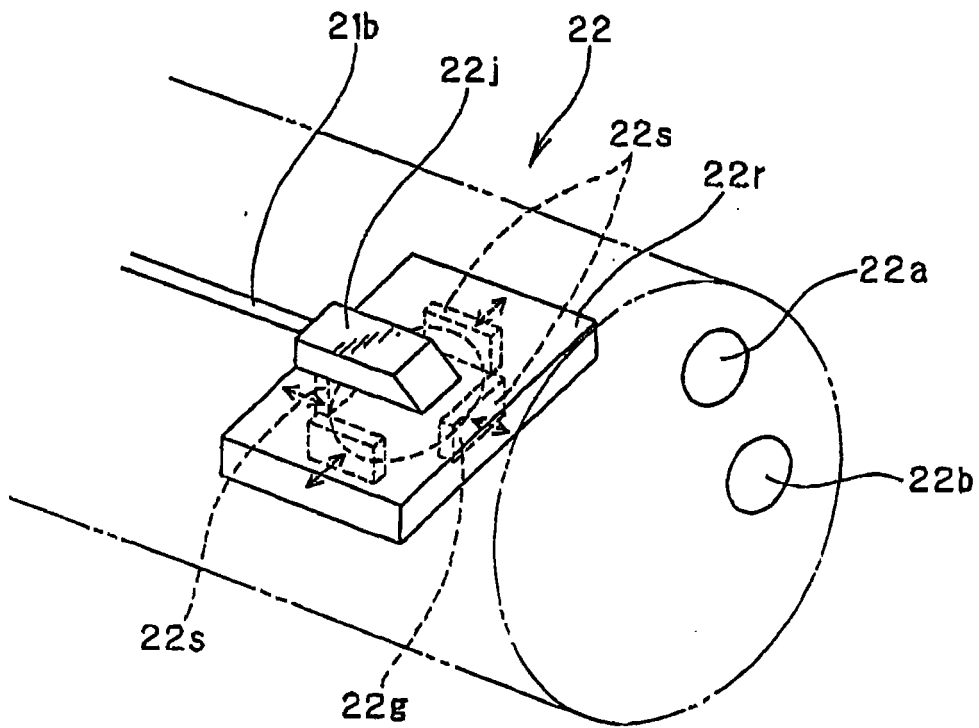


图 5

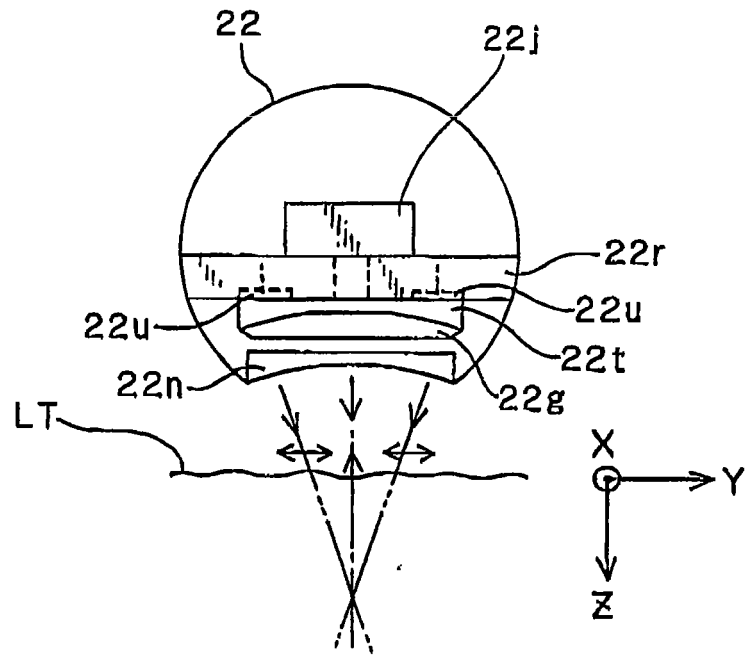


图 6

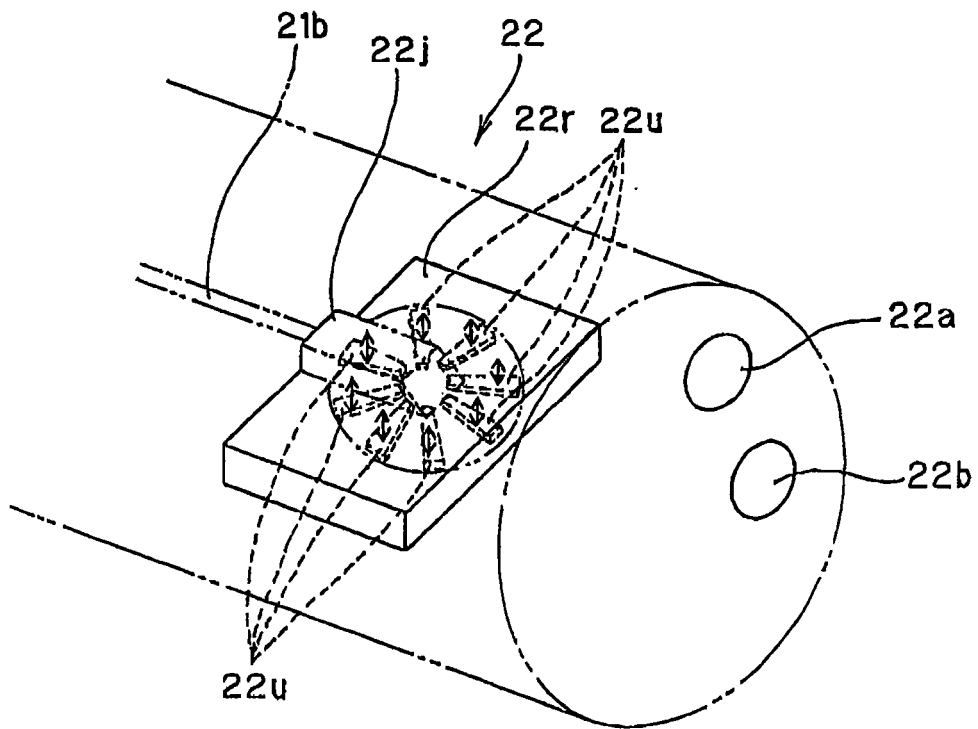


图 7

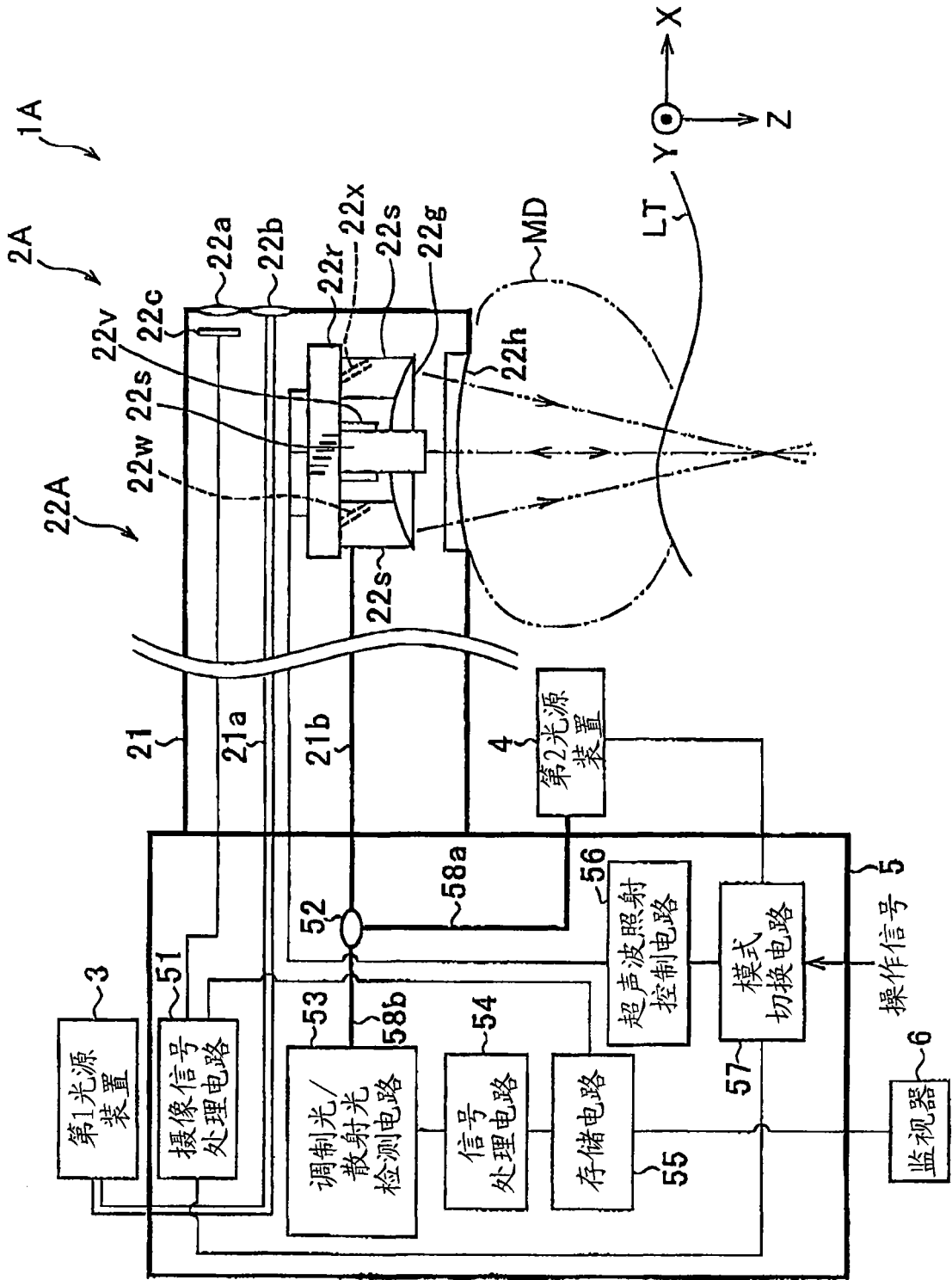


图 8

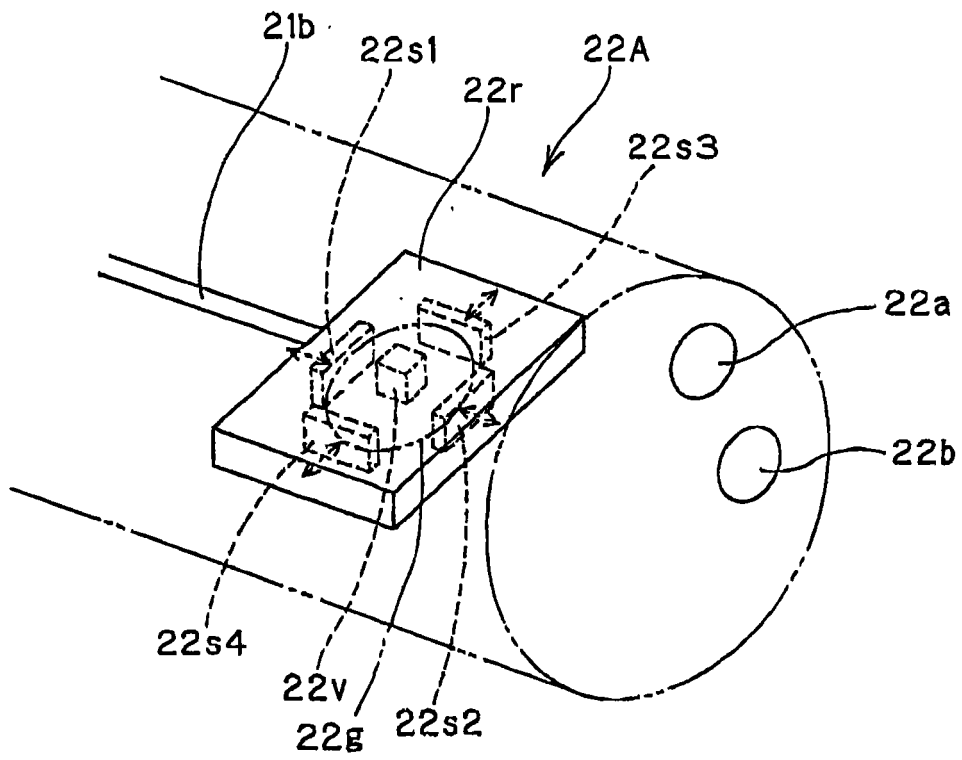


图 9

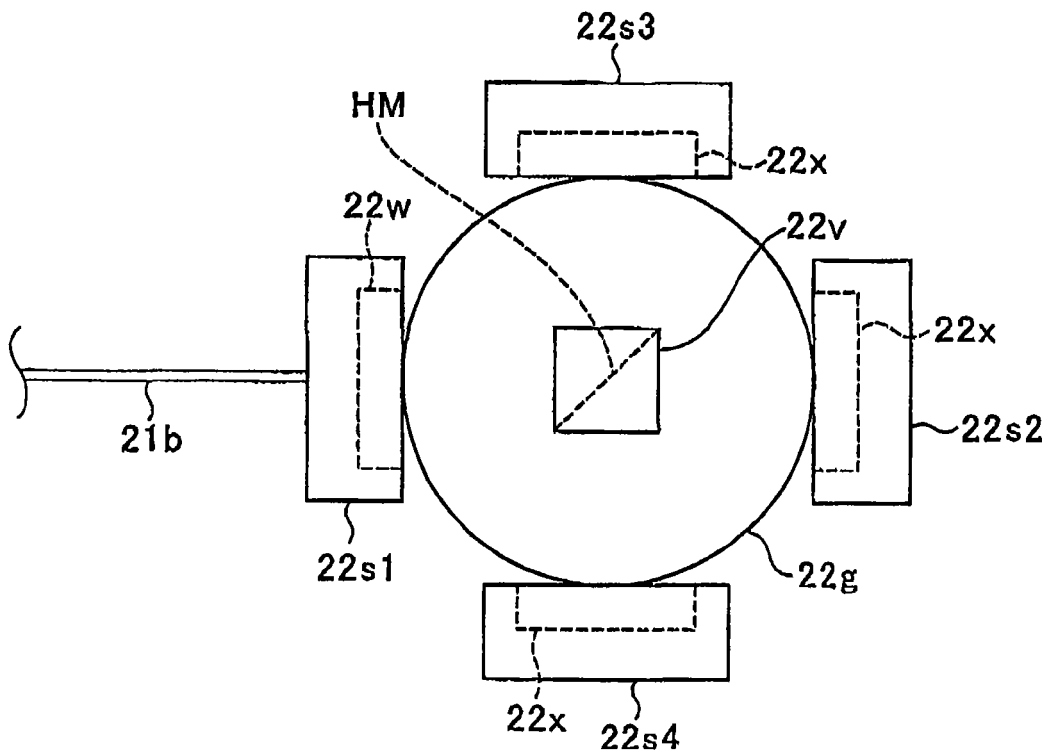


图 10

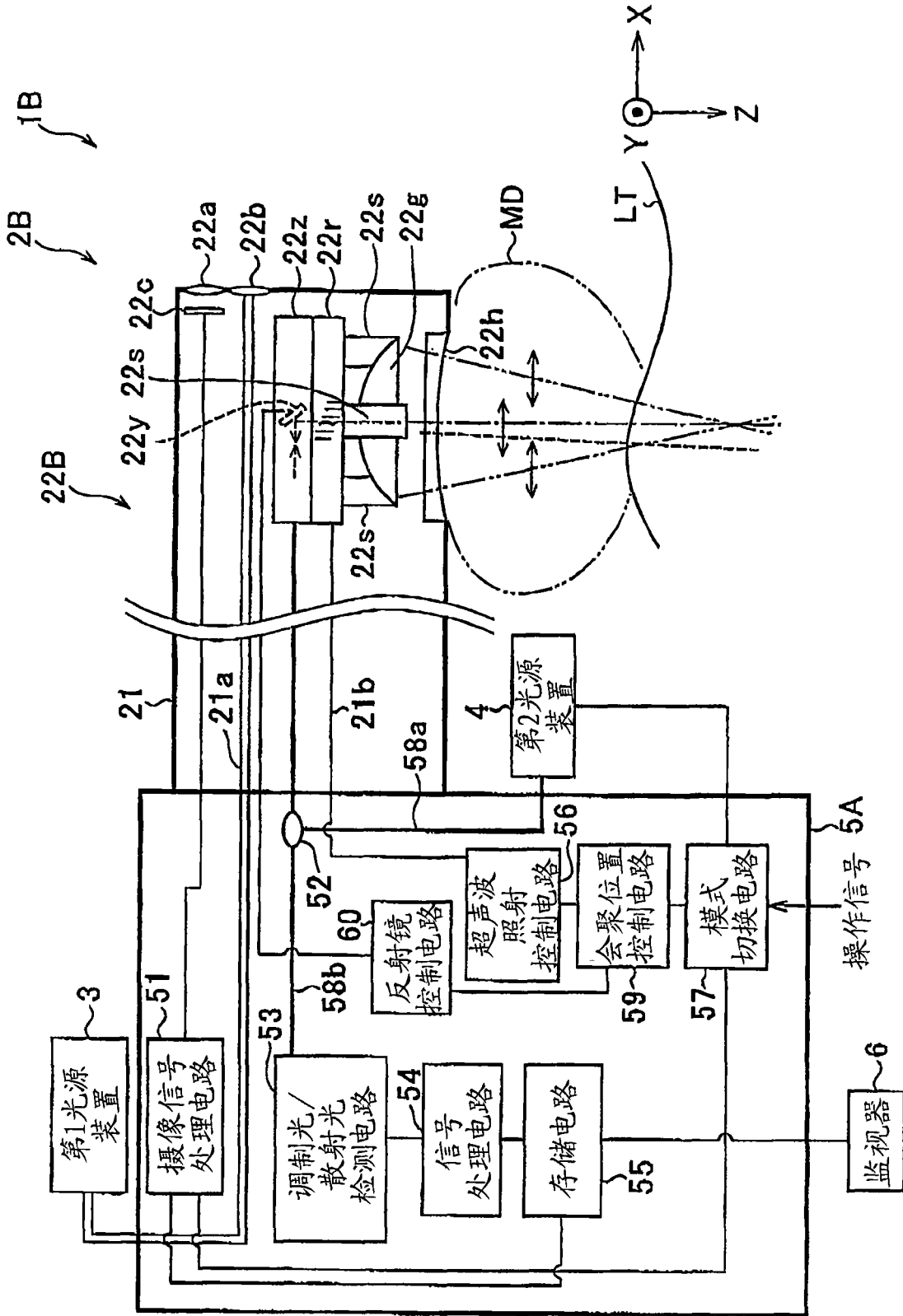


图 11

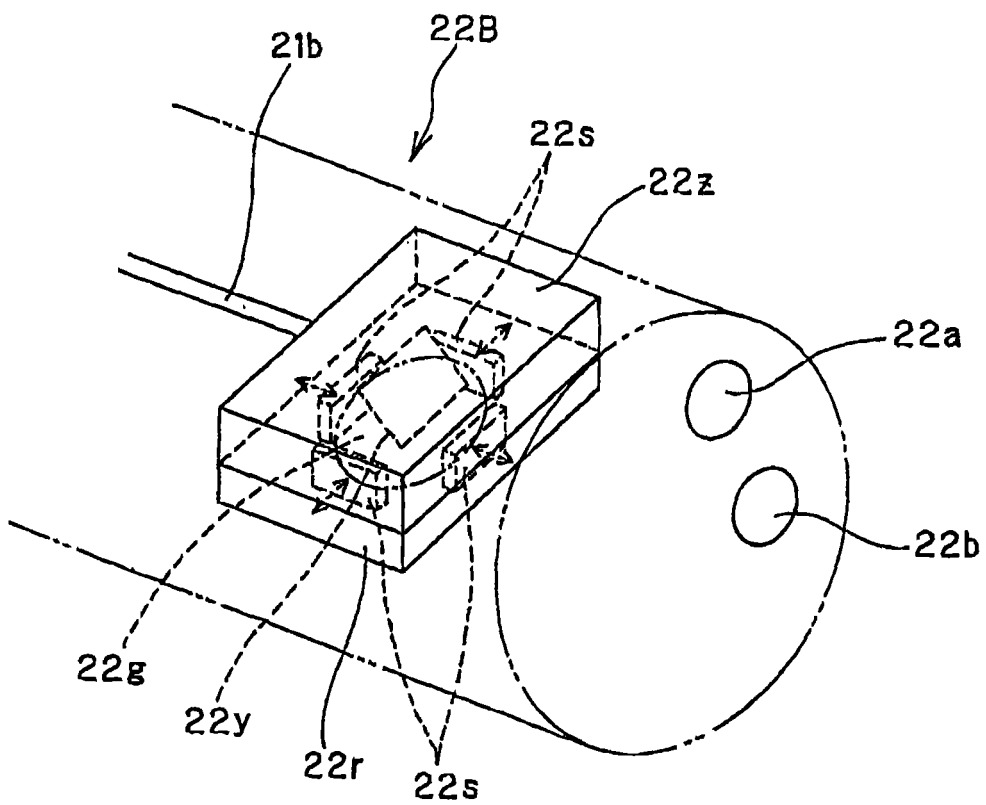


图 12

专利名称(译)	医疗器械		
公开(公告)号	CN101268953A	公开(公告)日	2008-09-24
申请号	CN200810085798.9	申请日	2008-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	五十岚诚 后野和弘 吉野真广		
发明人	五十岚诚 后野和弘 吉野真广		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/06		
CPC分类号	A61B8/445 A61B5/0084 G01S15/8968 A61B1/05 A61B5/0062 A61B8/12 A61B5/0073		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2007077654 2007-03-23 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种作为观察被检体的生物体组织内部存在的检查部位的内部状态的医疗器具。内窥镜包括超声波产生部、超声波照射方向变更部和超声波会聚部；上述超声波产生部产生照射检查部位的超声波；上述超声波照射方向变更部可在检查部位改变超声波的照射方向；上述超声波会聚部使改变了照射方向的、由超声波产生部产生的超声波会聚，以使该超声波在检查部位会聚。该内窥镜还包括光源装置和光收发部；上述光源装置发出可到达检查部位的光；上述光收发部向检查部位照射自该光源装置发出的光，并且，接受该照射来的光自检查部位中的超声波的会聚区域反射来的光。基于由该光收发部接受的反射光，获得表示检查部位的内部信息的信息。

