

[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 200810085797.4

[43] 公开日 2008 年 9 月 24 日

[11] 公开号 CN 101268952A

[22] 申请日 2008.3.24

[21] 申请号 200810085797.4

[30] 优先权

[32] 2007. 3.23 [33] JP [31] 2007-077653

[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 五十嵐誠 后野和弘

[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

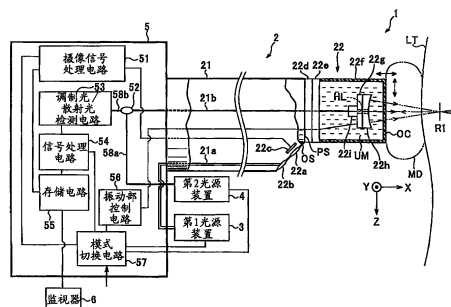
权利要求书 6 页 说明书 22 页 附图 7 页

[54] 发明名称

医疗器具

[57] 摘要

本发明提供医疗器具。该医疗器具搭载有内窥镜，利用光与超声波的相互作用来获取生物体内部的信息。在内窥镜中包括超声波产生部(22g、22P)、光收发部(22i、21b、22j、22P、22l、22m、22g)及移动部件(22e、22e1、59a、22e2、8)。超声波产生部向被检体的检查部位照射超声波。光收发部向上述检查部位照射由光源发出的光，并且，接收该光自上述检查部位的上述超声波区域反射来的反射光。移动部件使上述超声波产生部与上述光收发部一体地进行空间移动。



1. 一种内窥镜，其中，

该内窥镜包括超声波产生部（22g、22P）、光收发部（22i、21b、22j、22P、22l、22m）和移动部件（22e、22e1、59a、22e2、8）；上述超声波产生部（22g、22P）向被检体的检查部位照射超声波；上述光收发部（22i、21b、22j、22P、22l、22m）向上述检查部位照射由光源发出的光，并且，接收该光自上述检查部位的上述超声波区域反射来的反射光；上述移动部件（22e、22e1、59a、22e2、8）使上述超声波产生部与上述光收发部一体地进行空间移动。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜，其中，

该内窥镜包括使上述光向上述检查部位存在的方向会聚的光会聚部（22n、22o）。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜，其中，

该内窥镜包括使上述超声波向上述检查部位存在的方向会聚的超声波会聚部（22h）。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜，其中，

该内窥镜包括以相对于上述内窥镜插入部的前端部装卸自由的方式安装于该内窥镜插入部的前端部上的转接器（22f）；

上述超声波产生部、上述超声波会聚部及上述光收发部设置于上述转接器的内部。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜，其中，

上述移动部件是使上述超声波产生部与上述光收发部一体地进行空间振动的振动部（22e、22e1、22e2、8）。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜，其中，

上述移动部件是使上述超声波产生部与上述光收发部一体地在空间内旋转的旋转部件（59a）。

7. 一种医疗器具，其中，

该医疗器具包括超声波产生部(22g、22P)、光源装置(4)、光收发部(22i、21b、22j、22P、22l、22m)和移动部件(22e、22e1、59a、22e2、8);上述超声波产生部(22g、22P)向被检体的检查部位照射超声波;上述光源装置(4)发出到达上述检查部位的光;上述光收发部(22i、21b、22j、22P、22l、22m)向上述检查部位照射由上述光源装置发出的光,并且,接收该光在上述检查部位的上述超声波区域反射来的反射光;上述移动部件(22e、22e1、59a、22e2、8)使上述超声波产生部与上述光收发部一体地在空间内移动。

8. 根据权利要求7所述的医疗器具, 其中,

该医疗器具包括使上述照明光向上述检查部位存在的方向会聚的光会聚部(22n、22o)。

9. 根据权利要求7所述的医疗器具, 其中,

该医疗器具包括使上述超声波向上述检查部位存在的方向会聚的超声波会聚部(22h)。

10. 根据权利要求7所述的医疗器具, 其中,

该医疗器具包括影像生成部(5、5A), 该影像生成部(5、5A)抽取与上述检查部位处的上述反射光的调制及/或散射相关的信息, 并且, 基于上述信息生成影像。

11. 根据权利要求7所述的医疗器具, 其中,

上述超声波产生部、上述光收发部及上述移动部件设置于内窥镜的插入部。

12. 根据权利要求11所述的医疗器具, 其中,

至少上述超声波产生部及上述光收发部内装于上述内窥镜的上述插入部的前端部。

13. 根据权利要求12所述的医疗器具, 其中,

上述移动部件是使上述超声波产生部与上述光收发部一体

地、且使来自上述超声波产生部的上述超声波的照射方向与来自上述光收发部的上述光的照射方向一致地进行空间旋转的旋转部件(59a)。

14. 根据权利要求13所述的医疗器具, 其中,

上述超声波产生部及上述光收发部互相一体化, 以使来自该超声波产生部的上述超声波的照射方向、与来自该光收发部的上述光的照射方向均与上述内窥镜的插入部的长度方向正交。

15. 根据权利要求11所述的医疗器具, 其中,

上述超声波产生部、上述光收发部及上述移动部件设置于上述内窥镜的上述插入部的前端部。

16. 根据权利要求15所述的医疗器具, 其中,

上述移动部件是使上述超声波产生部与上述光收发部一体地、且使来自上述超声波产生部的上述超声波的照射方向与来自上述光收发部的上述光的照射方向一致地进行空间振动的振动部(22e、22e1、22e2、8)。

17. 根据权利要求16所述的医疗器具, 其中,

上述超声波产生部及上述光收发部互相一体化, 以使来自该超声波产生部的上述超声波的照射方向、与来自该光收发部的上述光的照射方向均成为上述内窥镜的插入部的长度方向。

18. 根据权利要求16所述的医疗器具, 其中,

上述超声波产生部及上述光收发部互相一体化, 以使来自该超声波产生部的上述超声波的照射方向、与来自该光收发部的上述光的照射方向均与上述内窥镜的插入部的长度方向正交。

19. 根据权利要求16所述的医疗器具, 其中,

上述超声波产生部、上述光收发部及上述振动部内装于上

述内窥镜的上述插入部的前端部。

20. 根据权利要求16所述的医疗器具，其中，

上述振动部设置于上述内窥镜的上述插入部的前端部外侧。

21. 一种医疗器具，其中，

该医疗器具包括超声波产生部(22g、22P)、光源装置(4)、光收发部(22i、21b、22j、22P、22l、22m)和移动部件(22e、22e1、59a、22e2、8)；上述超声波产生部(22g、22P)向被检体的检查部位照射超声波；上述光源装置(4)发出到达上述检查部位的光；上述光收发部(22i、21b、22j、22P、22l、22m)向上述检查部位照射由上述光源装置发出的光，并且，接收该光在上述检查部位的上述超声波区域反射来的反射光；上述移动部件(22e、22e1、59a、22e2、8)使上述超声波产生部进行空间移动。

22. 根据权利要求21所述的医疗器具，其中，

该医疗器具包括使上述照明光向上述检查部位存在的方向会聚的光会聚部(22n、22o)。

23. 根据权利要求21所述的医疗器具，其中，

该医疗器具包括使上述超声波向上述检查部位存在的方向会聚的超声波会聚部(22h)。

24. 根据权利要求21所述的医疗器具，其中，

该医疗器具包括影像生成部(5、5A)，该影像生成部(5、5A)抽取出与上述检查部位处的上述反射光的调制及/或散射相关的信息，并且，基于上述信息生成影像。

25. 根据权利要求21所述的医疗器具，其中，

上述超声波产生部、上述光收发部及上述移动部件设置于内窥镜的插入部。

26. 根据权利要求25所述的医疗器具，其中，

至少上述超声波产生部及上述光收发部内装于上述内窥镜的上述插入部的前端部。

27. 根据权利要求26所述的医疗器具，其中，

上述移动部件是使上述超声波产生部与上述光收发部一体地、且使来自上述超声波产生部的上述超声波的照射方向与来自上述光收发部的上述光的照射方向一致地进行空间旋转的旋转部件（59a）。

28. 根据权利要求27所述的医疗器具，其中，

上述超声波产生部及上述光收发部互相一体化，以使来自该超声波产生部的上述超声波的照射方向、与来自该光收发部的上述光的照射方向均与上述内窥镜插入部的长度方向正交。

29. 根据权利要求25所述的医疗器具，其中，

上述超声波产生部、上述光收发部及上述移动部件设置于上述内窥镜的上述插入部的前端部。

30. 根据权利要求29所述的医疗器具，其中，

上述移动部件是使上述超声波产生部与上述光收发部一体地、且使来自上述超声波产生部的上述超声波的照射方向与来自上述光收发部的上述光的照射方向一致地进行空间振动的振动部（22e、22e1、22e2、8）。

31. 根据权利要求30所述的医疗器具，其中，

上述超声波产生部及上述光收发部互相一体化，以使来自该超声波产生部的上述超声波的照射方向、与来自该光收发部的上述光的照射方向均成为上述内窥镜的插入部的长度方向。

32. 根据权利要求30所述的医疗器具，其中，

上述超声波产生部及上述光收发部互相一体化，以使来自该超声波产生部的上述超声波的照射方向、与来自该光收发部

的上述光的照射方向均与上述内窥镜插入部的长度方向正交。

33. 根据权利要求30所述的医疗器具，其中，

上述超声波产生部、上述光收发部及上述振动部内装于上述内窥镜的上述插入部的前端部。

34. 根据权利要求30所述的医疗器具，其中，

上述振动部设置于上述内窥镜的上述插入部的前端部外侧。

医疗器具

技术领域

本发明涉及观察被检体内部的医疗器具 (medical apparatus), 特别是, 涉及基于超声波及光的相互作用来获取生物体组织内部的检查部位处信息的医疗器具。

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号公报的光测定装置。

但是, 该公报所述的光测定装置不具有用于一边使超声波的会聚区域与光照射方向的位置关系与检查部位存在的方向一

致、一边照射超声波与光的构造。由此，在利用该光测定装置观察生物体深层的目标部位时，有可能无法充分地扫描该目标部位，从而无法获取必要的特性信息。

发明内容

本发明即是鉴于上述问题点而做成的，其目的在于提供可以可靠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，本发明的内窥镜包括超声波产生部（22g、22P）、光收发部（22i、21b、22j、22P、22l、22m）和移动部件（22e、22e1、59a、22e2、8）；上述超声波产生部（22g、22P）向被检体的检查部位照射超声波；上述光收发部（22i、21b、22j、22P、22l、22m）向上述检查部位照射由光源发出的光，并且，接收该光自上述检查部位的上述超声波区域反射来的反射光；上述移动部件（22e、22e1、59a、22e2、8）使上述超声波产生部与上述光收发部一体地进行空间移动。

另外，本发明的生物体观察系统包括超声波产生部（22g、22P）、光源装置（4）、光收发部（22i、21b、22j、22P、22l、22m、22g）和移动部件（22e、22e1、59a、22e2、8）；上述超声波产生部（22g、22P）向被检体的检查部位照射超声波；上述光源装置（4）发出到达上述检查部位的光；上述光收发部（22i、21b、22j、22P、22l、22m、22g）向上述检查部位照射由上述光源装置发出的光，并且，接收该光在上述检查部位的上述超声波区域反射来的反射光；上述移动部件（22e、22e1、59a、22e2、8）使上述超声波产生部与上述光收发部一体地进行空间移动。

优选是，上述超声波产生部、上述光收发部及上述移动部

件设置于内窥镜的插入部。

移动部件使上述超声波产生部与上述光收发部一体进行空间旋转或振动。因此，可以一边使超声波的会聚区域与光照射方向的位置关系与检查部位存在的方向一致、一边照射超声波与光。因此，可以在生物体粘膜深层的目标部位可靠地获取基于超声波与光的相互作用的特性信息。

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。

图2是表示图1的内窥镜的前端部的变形例的图。

图3是表示图1的生物体观察系统的变形例的图。

图4是表示图3的内窥镜所具有的前端部的具体构造的一个例子的图。

图5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。

图6是表示图5的内窥镜所具有的前端部的具体构造的一个例子的图。

图7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。

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

图1～图4是本发明第1实施例。

本实施例的生物体观察系统1构成为医疗器具，如图1所示，其主要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，生成并输出根据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前端的硬性的圆筒状的帽部（cap device）22。另外，帽部22也可以相对于插入部21的前端装卸自由地安装在插入部21前端上。

在本实施例中，内窥镜2的帽部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（或者，也可以是帽部22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，将内窥镜2的帽部22的长度方向（轴线方向）设为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帽部22传送自第1光源装置3射出、且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帽部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

在帽部22中检测出的反射光。

如图1所示,插入部21的前端侧的面具有与X轴方向垂直的面(垂直面)PS、和自该垂直面PS的下侧连续且相对于X轴倾斜的斜面OS。该插入部21在斜面OS及其附近包括物镜光学系统22a、照明光学系统22b及摄像元件22c。物镜光学系统22a及照明光学系统22b以其光轴相对于插入部21的插入轴线方向(即长度方向,在插入部21笔直延伸的情况下其为X轴方向)倾斜的方式设置于上述斜面OS。另外,摄像元件22c配置于物镜光学系统22a的成像位置。

照明光学系统22b在通常观察模式下接受自第1光源装置3射出、被第1光缆21a传送来的光,利用该光对生物体组织LT照明。摄像元件22c包括CCD(电荷耦合元件)等作为摄像部件。该摄像元件22c在通常观察模式下拍摄生物体组织LT。摄像元件22c生成基于生物体组织LT图像的电信号,向控制装置5输出该电信号。该生物体组织LT图像是由物镜光学系统22a成像的。

帽部22还包括设置于垂直面PS的振动缓冲构件22d、与振动缓冲构件22d抵接地设置、且机械振动(微动)的振动部22e、和与振动部22e抵接地设置的超声波光收发器22f。另外,超声波光收发器22f可以作为帽部22的一部分而与该帽部22设置成一体,另外,也可以构成为相对于振动部22e装卸自由的另外的转接器。

振动缓冲构件22d例如由橡胶等形成。该振动缓冲构件22d挡住或缓冲自振动部22e向物镜光学系统22a、照明光学系统22b及摄像元件22c传递的振动。振动部22e例如包括被分割为多个、且以平面状并列设置的多个压电元件,各个压电元件构成为可整体驱动或者有选择地驱动。因此,振动部22e可以根

据由控制装置5施加的驱动信号（电信号），在X轴方向、Y轴方向及Z轴方向的任一方向、即3维机械振动（微动）。

超声波光收发器22f包括在其内部提供空间的圆筒状的外套OC，如后述那样，在该外套OC的内部空间中包括用于收发超声波及光的机构。外套OC由可使光透过的、例如塑料等光学透明构件形成。另外，为了传递由振动部22e产生的振动，在外套OC的内部空间中填充有例如水等传递超声波的传导介质UM。

外套OC的内部所包括的超声波及光的收发用的机构包括作为超声波产生部的超声波振子22g、作为超声波会聚部的声透镜22h、和收发光部22i。超声波振子22g例如由压电元件构成，根据被施加的电量的驱动信号进行机械振动（微动）来产生超声波。声透镜22h设置成与超声波振子22g一体的构件，会聚自超声波振子22g输出的超声波。因此，自超声波振子22g射出的超声波通过传导介质UM、外套OC及传导介质MD，照射到生物体组织LT。收发光部22i也与超声波振子22g形成为一体，且与延伸至超声波光收发器22f内部地配置的第2光缆21b的一端面光学结合。因此，收发光部22i向生物体组织LT内部的检查部位射出由第2光缆21b传送来的光，并且，可以接受在该检查部位被反射的光。另外，为了不挡住自收发光部22i射出的光及向收发光部22i入射的光而使光通过，在超声波振子22g及声透镜22h两者的YZ面中央部分别形成有规定直径的孔HL。

因此，于是由于超声波光收发器22f具有上述构造，因此，自收发光部22i照射来的光、与由声透镜22h会聚的超声波可被一起向同一方向（图1中的X轴方向）照射。

如上述那样地照射来的超声波具有可在生物体内传播的频率，且为周期性振动的疏密波，因此，该超声波在生物体组织

LT的内部传播。在生物体组织LT内部传播的超声波中的、声压较密的区域起到声反射镜的作用。因此，自收发光部22i照射来的光在声压较密的区域中被反射，作为反射光向收发光部22i入射。在这种情况下，反射光与超声波的相互作用而受到频率的调制。因此，返回来的反射光的频率与自收发光部22i照射来的光的频率相比，相差相当于受到调制的量的频率 Δf 。

第1光源装置3是射出白色光的光源，例如，具有氙灯等。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，向第1光缆21a射出用于照明检查部位的照明光。

第2光源装置4（相当于本发明的光源部）是射出可到达生物体组织LT内部的检查部位的光（光束）的光源。该第2光源装置4具有例如，激光光源或者SLD（Super Luminescent Diode）等。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，向光缆58a射出用于照射检查部位的光（照明光）。该照明光经后述的光缆58a通过控制装置5，被传送到第2光缆21b。

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、振动部控制电路56、模式切换电路57、及光缆58a、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分别光学连接于配置在第2光缆21b及控制装置5内部的光缆58a、58b。该光耦合器52向第2光缆21b中送入自第2光源装置4射出之后、被光缆58a传送来的光。另外，被第2光缆21b传送来的反射光通过光耦合器52、及光缆58b，被

向调制光 / 散射光检测电路53传送。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。该调制光 / 散射光检测电路53对通过收发光部22i、第2光缆21b、光耦合器52及光缆58b入射的反射光（被调制光）进行检测，向信号处理电路54输出与该反射光相对应的电量的被调制信号。

信号处理电路54根据自调制光 / 散射光检测电路53输出的被调制信号，抽取出生物体组织LT内部的、包括反射了自收发光部22i射出的光的部位以及其附近的光的调制特性信息及 / 或散射特性信息（以下，略记作调制 / 散射特性信息）。然后，信号处理电路54在生成了基于抽取出的调制 / 散射特性信息的视频信号之后，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。

振动部控制电路56通过控制振动部22e的振动状态，可以2维地适当变更在生物体组织LT内部传播的超声波中的声压较密的区域、即生物体组织LT内部的扫描位置。

控制装置5响应在未图示的操作面板等处的操作，该操作面板可由操作人员手动地进行动作指示等。模式切换电路57响应该操作而将生物体观察系统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。

具体地讲，在通过操作人员的指示、例如将观察模式切换为通常观察模式的情况下，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工作的同时，使第2光源装置4、信号处

理电路54及振动部控制电路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，在通过操作人员的指示、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及振动部控制电路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，在超声波光调制观察模式下，向生物体组织LT一起照射自收发光部22i照射来的光（光束）、和由声透镜22h会聚的超声波。

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，如上所述，在将生物体观察系统1设定为通常观察模式时，模式切换电路57使第1光源装置3及摄像信号处理电路51工作。由此，自第1光源装置3射出的光通过第1光缆21a及照明光学系统22b，被向生物体组织LT照射。

摄像元件22c在物镜光学系统22a的视场内拍摄被照明光学系统22b照明的生物体组织LT，将拍摄的图像作为摄像信号输出。摄像信号处理电路51根据模式切换电路57的工作指示开始工作，生成与自摄像元件22c输送来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。

存储电路55在暂时保持自摄像信号处理电路51输出的视频信号的同时，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。

另一方面，在将生物体观察系统1切换为超声波光调制观察模式时，这次，模式切换电路57使第2光源装置4、信号处理电路54及振动部控制电路56工作。由此，自第2光源装置4输出的光通过光缆58a、光耦合器52、第2光缆21b及收发光部22i，

被向生物体组织LT照射。

振动部控制电路56根据模式切换电路57的工作指示开始动作，由此，例如，使振动部22e在图1所示的X轴方向及Z轴方向上2维振动（微动）。

振动部22e进行空间振动时，产生超声波的超声波振子22g也同步地一起振动。因此，超声波被声透镜22h会聚的位置、即超声波会聚区域在生物体组织LT中在X轴方向上移动。该移动在与振动部22e在X轴及Z轴方向上的振动宽度相对应的范围内进行。

在本实施方式的内窥镜2中，超声波振子22g、声透镜22h与收发光部22i一体地设置于超声波光收发器22f的内部。由此，可使向生物体组织LT照射的光的照射方向与超声波的会聚区域（声压较密的区域）位置一致。因此，可在生物体组织LT内部中的、与振动部22e的振动宽度相对应的X轴方向及Z轴方向的2维范围内进行超声波及光的扫描。

在图1中，向在X轴方向上存在的生物体组织LT输出的超声波，例如如图1的双点划线所示地会聚，并且，在区域R1中声压变密。由此，该区域R1起到光学反射镜的作用。另外，被第2光缆21b传送之后、向生物体组织LT射出的光，例如以图1的点划线所示的路径传播。该光相应于其与超声波的相互作用而受到调制，并且，被作为光学反射镜的声压较密的区域R1反射，作为反射光（被调制光）返回到收发光部22i返回。

返回到收发光部22i的光通过第2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如上述那样地检测被送来的反射光，将检测后的反射光作为光调制信号向信号处理电路54输出。

信号处理电路54通过对光调制信号，例如实施傅里叶变换等算术处理，抽取出生物体组织LT内部的反射了反射光的部位（区域R1）附近的调制/散射特性信息。该信号处理电路54基于抽取出的调制/散射特性信息生成视频信号。该视频信号被向存储电路55传送。

被传送到存储电路55的视频信号在被暂时保持的同时，向监视器6逐帧依次输出该视频信号。由此，在监视器6中图像显示出与被抽取出的调制/散射特性信息相对应的、生物体组织LT内部的区域R1附近的2维的断层图像。

这样地采用本实施例，利用内窥镜2的生物体观察系统1构造比较简单，并且可以在使超声波的会聚区域与光的照射方向的位置关系始终一致的状态下照射超声波及光。因此，与以往相比，可以在更广阔的范围内、更加可靠地获取生物体粘膜深层的目标部位的特性信息。

变形例

对上述第1实施例的各种变形例进行说明。另外，在以下变形例的说明中，对与上述实施例相同或基本相同的构成要件标注同一附图标记，省略或简化说明。

第1变形例

参照图2说明第1变形例。

该变形例涉及在超声波光调制观察模式下照射的光及超声波的照射方向。

在上述第1实施例中，内窥镜2的帽部22具有可沿与插入部21的插入轴线平行的方向（X轴方向）照射超声波光调制观察模式下的光及会聚的超声波的构造，但并不一定限定于这样的构造。例如，内窥镜2的帽部22也可以具有可沿与插入部21的插入轴线垂直的方向（Z轴方向）照射超声波光调制观察模

式下的照明光及会聚的超声波的构造。图2示出实现该构造的帽部22A。

如图2所示，该帽部22A替代上述超声波光收发器22f而具有超声波光收发器22f1。

超声波光收发器22f1包括振动部22e1、超声波振子22g和声透镜22h，该振动部22e1例如为长方体状，在内部包括由棱镜构成的光反射构件22j，且具有压电元件。

光反射构件22j起到收发光部的作用，以与振动部22e1的Z轴方向下表面（朝向照射方向的面）面对齐的方式埋设于振动部22e1中。因此，向光反射构件22j入射的光可不被振动部22e1挡住地沿Z轴方向反射。因此，光反射构件22j接受被第2光缆21b沿与内窥镜2的插入轴线方向平行的方向（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（Z轴方向）反射该光。

在振动部22e1振动时，产生超声波的超声波振子22g也一起振动。

声透镜22h将自超声波振子22g沿Z轴方向照射来的超声波会聚。由此，由声透镜22h会聚的超声波可向与振动部22e1的振动宽度相对应的检查部位的区域内照射。

由于超声波光收发器22f1具有以上的构造，因此，通过光反射构件22j的反射而照射来的光、与由声透镜22h会聚的超声波可被一起向规定的同一方向（图2中的Z轴方向）照射。

被照射来的超声波例如如图2的双点划线所示地会聚，并且，在区域R2中声压变密。由此，生物体组织LT的内部区域R2起到反射镜的作用。另外，由第2光缆21b传送、沿Z轴方向照射来的光（光束）例如通过图2的点划线所示的路径之后，在作为反射镜的区域R2中被反射，作为反射光返回到光反射构

件22j。返回来的反射光被光反射构件22j沿X轴方向反射，通过第2光缆21b而被向控制装置5传送。

在这样地照射超声波时，可同时实施光的照射及其反射光的检测。在使振动部22e1沿规定方向（例如，X轴、Y轴及Z轴中的至少任2个方向）振动（微动）的同时，以恒定的时间间隔进行该照射及检测。由此，可由超声波及光扫描生物体组织LT内部的、与振动部22e1在各方向的振动宽度相对应的区域。

控制装置5对接受的反射光实施与上述实施例相同的处理。

因此，由于内窥镜2具有该帽部22A，可以获得物镜光学系统22a的视场内存在的生物体组织LT的调制/散射特性信息。

因此，采用本实施例，可以获得与上述第1实施例相同的作用效果。另外，可以更加细致地观察生物体组织LT。

另外，具有上述构造的超声波光收发器22f1可以与该帽部22A一体设置，另外，也可以形成为相对于帽部22A装卸自由的转接器。

第2变形例

参照图3、4说明第2变形例。

该变形例涉及在超声波光调制观察模式下照射的光及超声波的照射方向。

本发明的生物体观察系统并不限于可以观察内窥镜的插入轴线方向上存在的生物体组织的断层图像。也可以做成，通过具有可变更超声波及光的照射方向的构造，例如，可以观察大肠等管状组织的周向上存在的生物体组织的断层图像。

图3说明该生物体观察系统1A的构造。生物体观察系统1A包括内窥镜2A、第1光源装置3、第2光源装置4、控制装置5A及监视器6。内窥镜2A具有帽部22B，该帽部22B替代图1所示

的超声波光收发器22f而具有超声波光收发器22f2。控制装置5A在图1所示的控制装置5中添加了电动机59而构成。

另外，电动机59及超声波光收发器22f2通过与内窥镜2A的插入轴线方向平行地配置的挠性杆59a互相连接。第2光缆21b的一部分（或全部）配置于挠性杆59a的内部。

也如图4所示，帽部22B包括超声波光收发器22f2。如图3所示，超声波光收发器22f2包括作为一体化了的1个单元的超声波振子22g、声透镜22h及光反射构件22j。另外，挠性杆59a的一端结合于该单元、即超声波振子22g、声透镜22h及光反射构件22j。

电动机59根据模式切换电路57的控制进行动作。在超声波光调制观察模式下，该电动机59使挠性杆59a旋转。由此，在超声波光收发器22f2的内部，单元（超声波振子22g、声透镜22h及光反射构件22j）以挠性杆59a为中心旋转。因此，被光反射构件22j反射来的照射用的光、与由声透镜22h会聚的超声波在挠性杆59a的旋转期间里，一起被沿自内窥镜2的插入轴线沿以放射状延伸的径向照射。

在照射光及超声波与上述照射相呼应地沿图3的Z轴方向照射的情况下，照射光沿着点划线所示的轨迹前进，而超声波如双点划线所示地会聚，并且，在生物体组织LT的内部例如区域R3中声压变密。由此，区域R3对照明光起到反射镜的作用。光通过超声波的特别是会聚区域，从而，光受到调制。该被调制光在区域R3中被反射，作为反射光返回到光反射构件22j。该返回的光被光反射构件22j沿X轴方向反射，通过第2光缆21b而被向控制装置5传送。该控制装置5的动作与上述内容相同。

一边使挠性杆59a旋转、一边在使该挠性杆59a绕X轴沿周向旋转每一规定角度时执行以上处理。即，在旋转每一规定角

度时执行径向的光 / 超声波扫描, 获得调制 / 散射特性信息。

因此, 采用本实施例, 除了可以获得与上述第1实施例相同的作用效果之外, 可以根据调制 / 散射特性信息来观察大肠等管状组织的周向上存在的生物体组织的断层图像。特别是, 观察者不改变内窥镜2A的位置就可以观察更大范围的断层图像。

另外, 超声波收发器22f2可以与帽部22B一体设置, 另外, 也可以形成为相对于帽部22B装卸自由的转接器。

第2实施例

参照图5及图6说明本发明第2实施例的生物体观察系统。

另外, 在本实施例及此后的变形例的说明中, 对与上述第1实施例及其变形例相同或基本相同的构成要件标注同一附图标记, 省略或简化说明。

图5表示本第2实施例的生物体观察系统1B的概要。如图5所示, 生物体观察系统1B的主要部分包括内窥镜2B、第1光源装置3、第2光源装置4、控制装置5和监视器6, 该内窥镜2B可插入到被检体的体腔内, 并且, 可以观察该体腔内存在的生物体组织LT的检查部位 (或者被摄体)。

如图5所示, 内窥镜2B包括插入部21和设置于插入部21前端的前端部22C。如图所示, 在该前端部22C中包括收发部22Q (transmitting / receiving device)。

前端部22C具有与该插入部21的长度方向 (X轴方向) 正交的前端面PS。在该垂直面PS中包括以其光轴与插入部21的长度方向平行的方式设置的物镜光学系统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, 物镜光学系统22a、照明光学系统22b及摄像元件22c的构造与第1实施例相同。

另外，收发部22Q包括以振动缓冲构件22d、振动部22e、保持构件22k的顺序将它们叠加一体化而成的构件、和粘贴设置于保持构件22k的超声波振子22g。并且，在插入部21的外周面上、即与超声波振子22g的超声波输出面相面对的位置设有声透镜22h。图6表示收发部22Q的立体图。

保持构件22k是起到收发光部的作用的构件，例如，由透明的树脂等形成，在内部保持有半透半反镜22l及全反射镜22m。另外，保持构件22k在其入射面包括作为使入射的光会聚的光会聚部的聚光透镜22n、22o。

半透半反镜22l对由第2光缆21b传送来的照射用的光中的一部分光进行反射而向聚光透镜22n射出，并且，使另一部分光透过向全反射镜22m射出。另外，全反射镜22m反射经过半透半反镜22l透过来的光而向聚光透镜22o射出。

另外，保持构件22k及声透镜22h不会挡住自外部分别向聚光透镜22n及22o入射的光、和分别自聚光透镜22n及22o向外部射出的光，而可使它们通过。作为一个例子，在保持构件22k及声透镜22h中的光通过的路径上形成有未图示的孔。并且，为了防止异物进入到内窥镜2的内部，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，半透半反镜22l、全反射镜22m、聚光透镜22n、聚光透镜22o及声透镜22h被定位成，使得照射来的光通过超声波的会聚区域、即超声波的会聚区域及照明用的光的照射方向为同一方向。

另外，在本实施例中，聚光透镜22n及22o可以由树脂或玻璃等构成的固体透镜，也可以是根据未图示的电压施加部施加的电压来改变折射率的液体透镜。

包括控制装置5在内的其他构造与上述实施例相同或基本

相同。

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，生物体观察系统1B在被设定为通常观察模式时，在控制装置5的控制及处理下，起到与上述第1实施例中说明的构造相同的功能。因此，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的表面图像。

另一方面，在将生物体观察系统1B切换为超声波光调制观察模式时，如上所述，在控制装置5中，模式切换电路57使第2光源装置4、信号处理电路54及振动部控制电路56工作。由此，自第2光源装置4射出的照射用的光（光束）通过光缆58a、光耦合器52及第2光缆21b，到达保持构件22k。向保持构件22k传播来的光在半透半反镜22l、全反射镜22m、以及聚光透镜22n及22o的作用下聚光（会聚），被向生物体组织LT照射。该照射光被传播至生物体组织LT的内部。

另一方面，振动部控制电路56，例如，使振动部22e在图5所示的X轴方向及Z轴方向上振动（微动）。由此，振动部22e进行2维振动。

在振动部22e进行2维振动时，产生超声波的超声波振子22g也一起振动。因此，自超声波振子22g照射来、且被声透镜22h会聚的超声波沿Z轴方向在生物体组织LT内部传播，并且，该超声波在生物体内部的会聚位置发生2维变化。

因此，与第1实施例相同，也是通过该收发部22C，根据振动部22e的振动幅度，由超声波对生物体组织LT内部的检查部位进行例如2维扫描。

在图5所示例子的情况下，朝向生物体组织LT沿Z轴方向照射来的超声波例如如双点划线所示地会聚，并且，在区域R4中声压变密。与上述相同，该区域R4起到光学反射镜的作用。另

一方面，由聚光透镜22n及22o会聚的光在通过例如图5的点划线所示的路径之后，在区域R4中反射，作为利用该光与超声波的相互作用而受到调制的光、即反射光返回到聚光透镜22n及22o。

返回到聚光透镜22n的反射光在被半透半反镜22l反射之后，向第2光缆21b射出。另外，返回到聚光透镜22o的反射光在被全反射镜22m反射而透过半透半反镜22l之后，向第2光缆21b射出。然后，向第2光缆21b入射的反射光通过光耦合器52及光缆58b，被向调制光 / 散射光检测电路53传送。

在控制装置5中，对被向调制光 / 散射光检测电路53传送来的反射光实施与上述第1实施例的处理基本相同的处理。因此，根据自生物体组织LT内部的区域R4及其附近区域（检查部位）获取的调制 / 散射特性信息，在监视器6中显示有该检查部位的断层图像为2维图像。

这样地采用本实施例的生物体观察系统1B，也可以获得与上述第1实施例同样的作用效果。除此之外，由第2光缆21b传送来的光在被半透半反镜22l及全反射镜22m分为2部分之后，分别由聚光透镜22n及22o会聚而自收发部22C射出。由此，用于配置聚光元件的设计自由度提高。因此，与第1实施例相比，本实施例的生物体观察系统1B可以在更大范围内检测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7说明本发明第3实施例的生物体观察系统。

图7表示本实施例的生物体观察系统1C的构造。如同图所示，该生物体观察系统1C包括内窥镜2C、第1光源装置3、控制装置5A、监视器6、振动部控制装置7和外鞘8；上述内窥镜2C可插入到作为被检体的体腔内，并且，可以观察作为存在于

体腔内的检查部位的生物体组织LT;上述控制装置5A主要承担整个系统的控制及图像生成。其中,振动部控制装置7具有与第1实施例中使用的振动部控制电路56相同的构造。

如图7所示,内窥镜2C可以与控制装置5A电连接且光连接,包括插入部21和设置于插入部21前端的前端部22D。另外,在超声波光调制观察模式下进行观察时,在内窥镜2C的前端部22D与生物体组织LT之间介入有例如水等超声波传导介质MD。另外,也可以在前端部22D直接接触于生物体组织LT的状态下进行观察。

与上述第2实施例相同,前端部22D的前端面PS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,在前端部22D中内装有收发装置22P。

虽未图示,但收发装置22P包括由半导体激光器等构成的光源、由光电二极管等构成的受光元件、超声波振子和声透镜。超声波振子的构造与上述超声波振子22g基本相同,另外,声透镜的构造与上述声透镜22h基本相同。收发装置22P根据模式切换电路57的工作指示,在超声波光调制观察模式下,朝向生物体组织LT放射自未图示的光源发出的光(光束),并且,利用未图示的受光元件接受自生物体组织LT内部反射来的光。另外,该收发装置22P进一步向第2光缆21b射出所接受的反射光。另外,在图7所示的例子的情况下,收发装置22P沿图7所示的X轴方向放射光。

另外,在超声波光调制观察模式下,收发装置22P利用声透镜会聚自超声波振子发出的超声波,并将该超声波向生物体组织LT输出。

控制装置5A与第1实施例的控制装置5类似,但拆除了光耦

合器52和振动部控制电路56。

外鞘8能以相对于内窥镜2C的、包括前端部22D在内的插入部21向外侧装卸自由的方式包覆在该插入部21外侧上。因此，外鞘8例如形成为细长的圆筒形状，从而可以包覆包括前端部22D在内的插入部21。另外，外鞘8在其内侧、且与前端部22D相面对的位置包括振动缓冲构件22d1和振动部22e2。振动缓冲构件22d1与上述的振动缓冲构件22d大致同样地构成。振动部22e2具有与上述振动部22e大致相同的构造，可以根据自振动部控制装置7供给的驱动信号进行3维（在图1所示的X轴方向、Y轴方向及Z轴方向上均可）振动。另外，两构件22d1、22e2具有沿前端部22D的外周弯曲的形状。

接着，对本实施例的生物体观察系统1C的作用进行说明。

首先，操作人员进行生物体观察系统1C的观察之前，沿着内窥镜2C的、包括前端部22D在内的插入部21的外周将外鞘8盖在该插入部21外周上，使得振动缓冲构件22d1配置于物镜光学系统22a、照明光学系统22b及摄像元件22c侧，且振动部22e2配置于收发装置22P侧。

之后，在将生物体观察系统1C设定为通常观察模式时，模式切换电路57使第1光源装置3及摄像信号处理电路51工作，并使收发装置22P、信号处理电路54及振动部控制装置7停止工作。由此，自第1光源装置3射出的光通过第1光缆21a及照明光学系统22b，被向生物体组织LT照射。

摄像元件22c在物镜光学系统22a的视场内拍摄被照明光学系统22b照明的生物体组织LT，将拍摄的该生物体组织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。存储电路55在暂时保持供给来的视频信号

的同时，向监视器6逐帧地依次输出该视频信号。由此，在监视器6中显示有生物体组织LT的表面图像。

在将生物体观察系统1C切换为超声波光调制观察模式时，模式切换电路57使收发装置22P、信号处理电路54及振动部控制装置7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，使自收发装置22P射出的光向生物体组织LT照射。

在该超声波光调制观察模式下，振动部控制装置7例如使振动部22e2在图7所示的X轴方向及Z轴方向上进行2维振动（微动）。

在振动部22e2进行振动（微动）时，产生超声波的、设置于收发装置22P的未图示的超声波振子也一起振动。另外，由设置于收发装置22P的未图示的声透镜会聚的超声波被向生物体组织LT（向图7中的X轴方向）放射。由此，自收发装置22P发出的超声波经过与振动部22e2的振动幅度相对应的、生物体组织LT的检查部位区域而被放射。

自收发装置22P发出的、被向X轴方向放射的超声波向生物体组织LT内部传播，形成声压较密的区域。另外，自收发装置22P向X轴方向照射的光被该声压较密的区域反射，作为包括调制后的成分在内的反射光向收发装置22P返回。

通过在每隔恒定时间执行上述振动及反射光检测，可以对生物体组织LT的检查部位中的、与振动部22e2的振动幅度相对应的区域进行扫描。

返回到收发装置22P（被检测后）的反射光被第2光缆21b向控制装置5A传送，向调制光/散射光检测电路53射出。该调制光/散射光检测电路53、以及在其后级连续的信号处理电路54、存储电路55及监视器6与第1实施例同样地进行工作。

由此，在监视器6中显示有与被信号处理电路54抽取出的

调制 / 散射特性信息相对应的、生物体组织LT内部的断层图像等图像。

这样，采用本实施例的生物体观察系统1C，由于可以如上述那样地显示基于调制 / 散射特性信息的图像，因此，通过适当地调整外鞘8的位置地进行包覆，可以获得与上述各实施例同样的作用效果。除此之外，在外鞘8中设置有振动源（振动部22e2）。即，通过使插入部21的前端部22D自其外部振动（微动），对检查部位进行2维或3维扫描。因此，不必在前端部22D的内部设置振动源，因此，即可相应地简化前端部22D的构造。

另外，为了收发装置22P可以对图7的Z轴方向照射光，并且，振动部22e2可以使该光通过，在上述的生物体观察系统1C中也可以包括未图示的孔。

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。

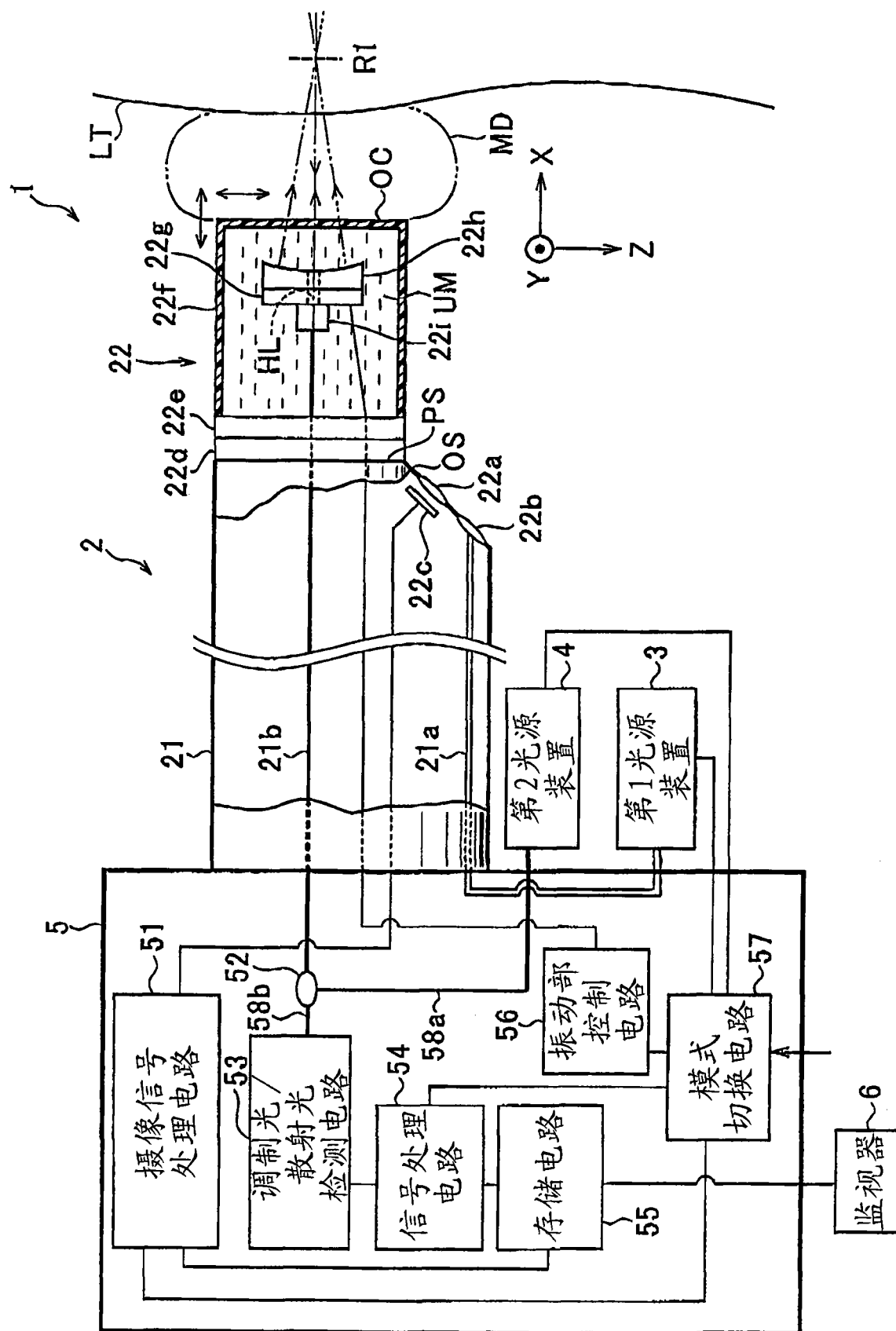


图 1

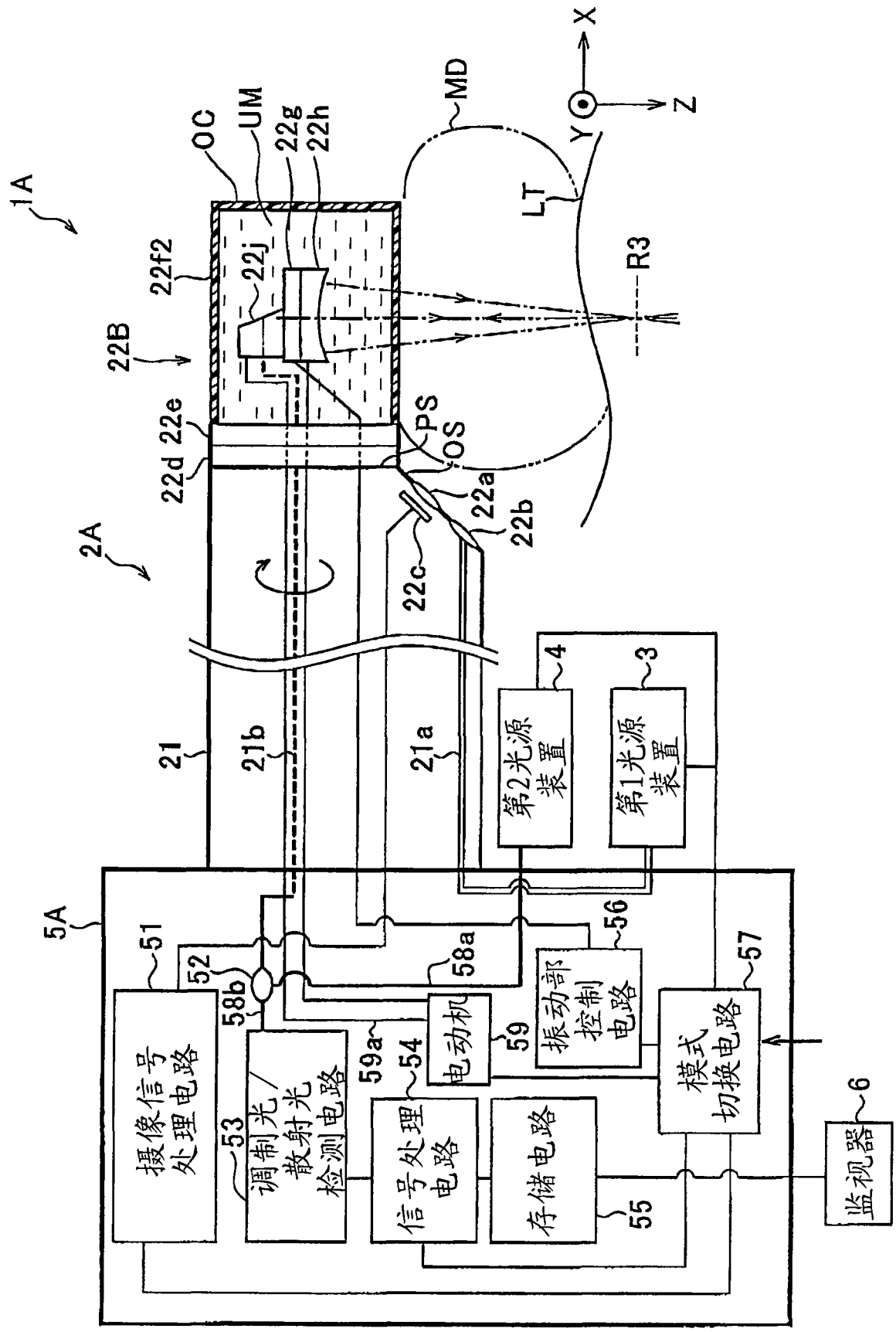


图 3

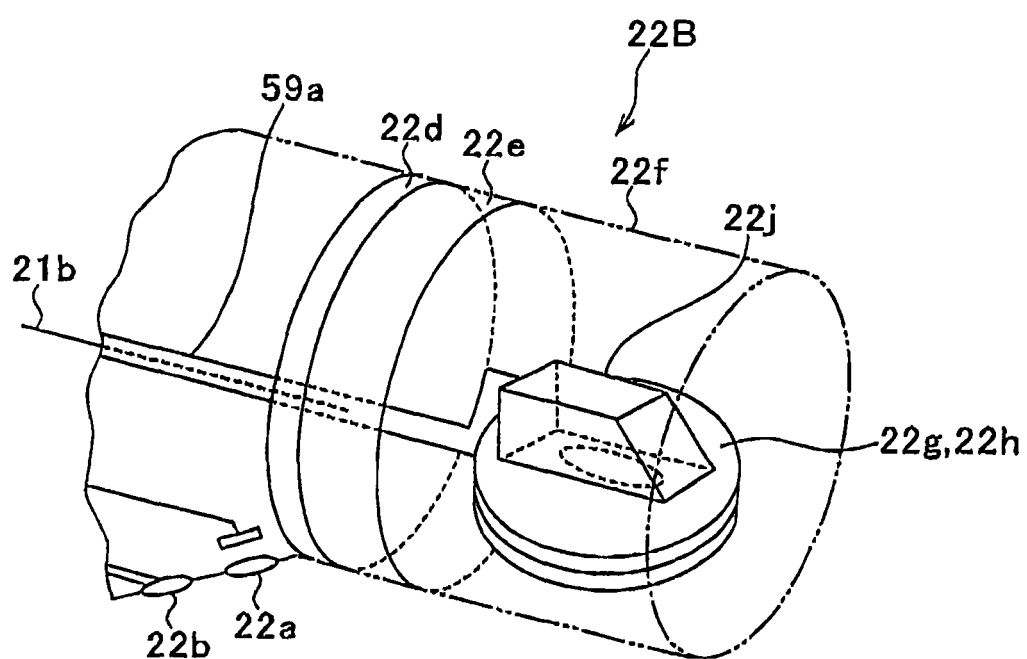


图 4

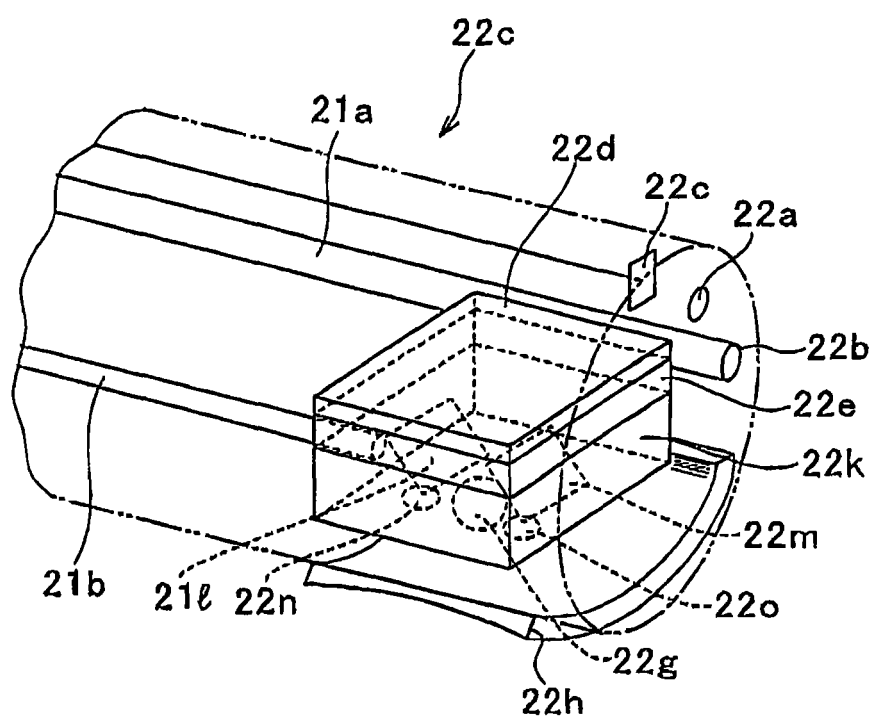


图 6

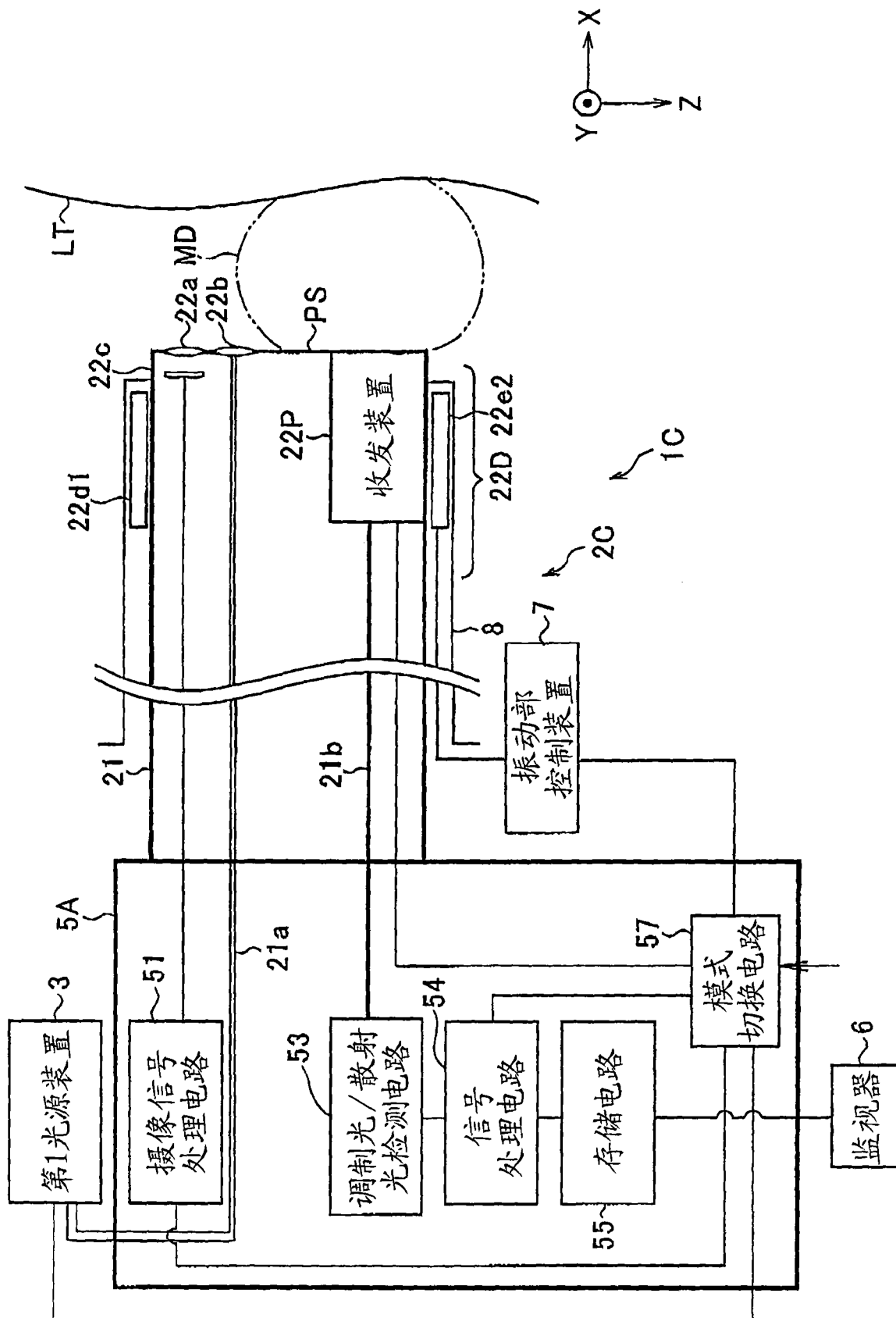


图 7

专利名称(译)	医疗器具		
公开(公告)号	CN101268952A	公开(公告)日	2008-09-24
申请号	CN200810085797.4	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		
发明人	五十岚诚 后野和弘		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/06		
CPC分类号	A61B5/0084 G01S15/8968 A61B1/05 A61B8/445 A61B5/0062 A61B8/12 A61B5/0073		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2007077653 2007-03-23 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供医疗器具。该医疗器具搭载有内窥镜，利用光与超声波的相互作用来获取生物体内部的信息。在内窥镜中包括超声波产生部(22g、22P)、光收发部(22i、21b、22j、22P、22l、22m、22g)及移动部件(22e、22e1、59a、22e2、8)。超声波产生部向被检体的检查部位照射超声波。光收发部向上述检查部位照射由光源发出的光，并且，接收该光自上述检查部位的上述超声波区域反射来的反射光。移动部件使上述超声波产生部与上述光收发部一体地进行空间移动。

