

[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 200810007765.2

[43] 公开日 2008 年 9 月 10 日

[11] 公开号 CN 101259025A

[22] 申请日 2008.3.7

[21] 申请号 200810007765.2

[30] 优先权

[32] 2007. 3. 8 [33] JP [31] 2007 - 059103

[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

[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

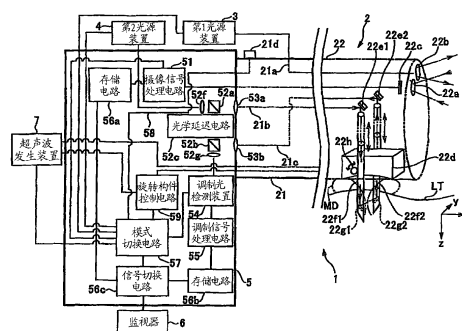
权利要求书 3 页 说明书 26 页 附图 10 页

[54] 发明名称

医疗器具

[57] 摘要

本发明提供一种医疗器具。该医疗器具获取与声波及光在被检体检查部位的相互作用相对应的该光的调制成分，基于该调制成分获取表示检查部位内部状态的信息。该医疗器具包括光照射部件和检测部件；上述光照射部件具有向被检体检查部位照射光的光照射部；上述检测部件具有检测由该光照射部照射、且透过检查部位的光的光检测部。在该医疗装置中，利用保持部件，以使光照射部及光检测部隔着被检体检查部位互相面对的方式保持该光照射部与该光检测部。并且，该医疗器具具有声波照射部件，该声波照射部件具有声波照射部，该声波照射部自与光的照射方向不同的方向对检查部位照射声波，来调制该照射光，该光是由光照射部照射的光。



1. 一种医疗器具,该医疗器具基于与在被检体检查部位的声波及光的相互作用相对应的该光的调制成分,来获取表示该检查部位的内部状态的信息,其中,

该医疗器具包括光照射部件(4、52f、52a、53a、21b、22e1)、检测部件(22g2、22e2、21c、53b)、保持部件(22h、59、22f1、22f2)和声波照射部件(22d、7);上述光照射部件(4、52f、52a、53a、21b、22e1)具有向上述被检体的上述检查部位照射上述光的光照射部(22g1);上述检测部件(22g2、22e2、21c、53b)具有光检测部(22g2),该光检测部(22g2)检测由上述光照射部照射、且透过上述被检体检查部位的上述光;上述保持部件(22h、59、22f1、22f2)以使上述光照射部及上述光检测部隔着上述检查部位互相面对的方式保持该光照射部与该光检测部;上述声波照射部件(22d、7)具有声波照射部(22d),该声波照射部(22d)自与上述光的照射方向不同的方向对上述被检体的检查部位照射上述声波,来调制该照射光,该上述光是由上述光照射部照射的光。

2. 根据权利要求1所述的医疗器具,其中,

上述保持部件包括第1针状构件(22g1)和第2针状构件(22g2);上述第1针状构件(22g1)具有上述光照射部、且可插入上述被检体的上述检查部位;上述第2针状构件(22g2)具有上述光检测部、且可插入上述被检体的上述检查部位。

3. 根据权利要求2所述的医疗器具,其中,

上述保持部件包括突出量调整部件(22h、59),该突出量调整部件(22h、59)在使上述第1针状构件和上述第2针状构件连动的同时、可改变上述第1针状构件和上述第2针状构件自上述医疗器具突出的突出量。

4. 根据权利要求2或3所述的医疗器具,其中,

上述医疗器具设有多个上述第1针状构件和上述第2针状构件。

5. 根据权利要求1所述的医疗器具，其中，

上述保持部件包括把持部、第1钳口和第2钳口；上述把持部把持上述检查部位；上述第1钳口构成上述把持部的一部分、且具有上述光照射部；上述第2钳口构成上述把持部的一部分、且具有上述光检测部。

6. 根据权利要求1所述的医疗器具，其中，

该医疗器具包括内窥镜，该内窥镜具有可插入到上述被检体内的插入部；

在上述插入部安装有上述光照射部、上述光检测部及上述声波照射部。

7. 根据权利要求6所述的医疗器具，其中，

上述声波照射部件包括使由上述声波照射部照射的声波在上述检查部位会聚、且在空间内扫描该会聚位置的部件；

上述保持部件包括位置控制部件，该位置控制部件控制上述光照射部及上述光检测部的位置，以使由上述光照射部照射的光通过上述声波的会聚位置。

8. 根据权利要求7所述的医疗器具，其中，

上述保持部件是进入上述被检体的检查部位地保持上述光照射部及上述光检测部的部件。

9. 根据权利要求8所述的医疗器具，其中，

上述保持部件包括第1针状构件（22g1）和第2针状构件（22g2）；上述第1针状构件（22g1）具有上述光照射部、且可插入上述被检体的上述检查部位；上述第2针状构件（22g2）具有上述光检测部、且可插入上述被检体的上述检查部位。

10. 根据权利要求9所述的医疗器具，其中，

上述第1及第2针状构件配置为，可在与上述插入部的长度方向交叉的方向上自该插入部向外方突出；

上述第1及第2针状构件可在使上述光照射部及上述光检测部互相面对的状态下插入上述检查部位。

11. 根据权利要求10所述的医疗器具，其中，

该医疗器具包括多对上述第1针状构件和第2针状构件。

12. 根据权利要求7所述的医疗器具，其中，

该医疗器具包括根据由上述检测部件检测、且受到上述调制的光，来获取上述检查部位的截面图像的部件。

13. 根据权利要求7所述的医疗器具，其中，

该医疗器具包括内窥镜和盖；上述内窥镜具有可插入到上述被检体内的插入部；上述盖安装于上述插入部的前端，具有将上述检查部位包于内部的空间；

在上述盖安装有上述光照射部、上述光检测部及上述声波照射部。

14. 根据权利要求1所述的医疗器具，其中，

在可插入到上述被检体内的处理器具中安装有上述光照射部、上述光检测部及上述声波照射部。

15. 根据权利要求14所述的医疗器具，其中，

上述处理器具具有上述保持部件；

上述保持部件包括把持部、第1钳口和第2钳口；上述把持部把持上述检查部位；上述第1钳口构成上述把持部的一部分、且具有上述光照射部；上述第2钳口构成上述把持部的一部分、且具有上述光检测部。

医疗器具

技术领域

本发明涉及一种医疗器具，特别是，涉及一种检测与被检体内部的声波及光的相互作用相对应的该光的调制成分，基于该光的调制成分来获取显示该被检体内部状态的信息的医疗器具。

背景技术

对于医疗用形式的器具，公知有各种类型的器具。在该形式的器具中，存在以往使用的内窥镜、近年来受瞩目的实施光成像的装置。

其中，内窥镜以往在医疗领域及工业领域等中广为使用。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该内窥镜。

另一方面，近年来，也公知有一种利用光成像获得被检体的断层图像的形式的器具。作为该光成像法，提出了光CT、光相干断层影像法、及超声波光调制层析X射线照相术等各种方法。在医疗领域中，该光成像作为可安全且简便地观察生物体内各种情况的技术而备受瞩目。并且，也公知有一种将实施光成像的装置与内窥镜组合在一起的系统。

上述光成像法中的超声波光调制层析X射线照相术是利用超声波及光的相互作用的装置。该超声波光调制层析X射线照相术中，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局部存在超声波的区域时被调制（或散射）的光成分而获取的特性信息，从而可以得到该生物体深层的断层图像。作为用于利用这样的超声波光调制层析X射线照相术获得生物

体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，上述公报所述的光测定装置未公开用于一边沿检查部位存在的方向固定超声波的会聚区域与光照射方向的位置关系、一边输出该位置关系的构造。因此，在利用上述公报所述的光测定装置观察生物体深层的目标部位的情况下，有可能获取该目标部位特性信息的精度降低。在导致了这样的事态时，目标部位的断层图像的可靠性降低。

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进一步提高获取生物体深层目标部位的特性信息的获取精度的超声波光调制层析X射线照相术用医疗器具。

本发明提供一种医疗器具，基于与被检体检查部位的声波及光的相互作用相对应的该光的调制成分，来获取表示该检查部位内部状态的信息。该医疗器具包括光照射部件（4、52f、52a、53a、21b、22e1）和检测部件（22g2、22e2、21c、53b）；上述光照射部件（4、52f、52a、53a、21b、22e1）具有向上述被检体的上述检查部位照射上述光的光照射部（22g1）；上述检测部件（22g2、22e2、21c、53b）具有检测由上述光照射部照射、且透过上述被检体的检查部位而来的上述光的光检测部（22g2）。该医疗装置还包括保持部件（22h、59、22f1、22f2），该保持部件（22h、59、22f1、22f2）以使上述光照射部及上述光检测部隔着上述检查部位互相面对的方式保持该光照射部与该光检测部。因此，该医疗器具所具有的、具有声波照射部（22d）的声波照射部件（22d、7）有效地发挥作用，该声波照射部（22d）自与上述光的照射方向不同的方向对上

述被检体的检查部位照射上述声波，来调制该照射光，该上述光是由上述光照射部照射的光。

因此，采用本发明的医疗器具，可以与以往相比进一步提高获取生物体深层目标部位的特性信息的获取精度。

附图说明

图1是表示使用本发明第1实施例的、作为医疗器具的内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的一个例子的图。

图2是表示沿x轴方向看内窥镜所具有的前端部的情况下的一个例子的剖视图。

图3是表示内窥镜所具有的前端部的具体构造的立体图。

图4是表示第1实施例的变形例的、使用内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的图。

图5是表示第1实施例的另一变形例的、使用内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的图。

图6是表示第1实施例的另一变形例的、使用内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的图。

图7是表示第1实施例的又一变形例的、具有与内窥镜不同构造的内窥镜的生物体观察系统的主要部分构造的一个例子的图。

图8是在设有多对内窥镜所具有的针的情况下表示本发明第2实施例的生物体观察系统的构造图。

图9是以内窥镜用外鞘的构造为中心地表示作为本发明第3实施例的生物体观察系统的医疗器具。

图10是表示在图9所示的内窥镜用外鞘的盖部内改变超声波的输出方向（会聚方向）的情况下的状态的图。

图11是表示作为本发明第4实施例的医疗器具的处理器具

的构造的一个例子的图。

图12是表示图11所示的处理器具中的前端部的具体构造的图。

图13是表示在图11所示的处理器具中操作了杆时的状态的一个例子的图。

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

参照图1～图3，说明作为本发明第1实施例的医疗器具的、使用内窥镜的生物体观察系统。

图1表示该生物体观察系统1的概要构造。如图1所示，作为主要的构成要件，该生物体观察系统1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、监视器6及超声波发生装置7。

其中，内窥镜2可插入到作为被检体的体腔内，并且，可观察该体腔内存在的生物体组织LT的检查部位。第1光源装置3构成为，在后述的通常观察模式下输出用于照明该检查部位的照明光。第2光源装置4构成为，在后述的超声波光调制模式下照射用于观察该检查部位的光。控制装置5构成为，通过实施与自内窥镜2输出的电信号及光对应的处理，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。超声波发生装置7构成为，根据控制装置5的控制自内窥镜2输出超声波。

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前端侧的前端部22。在本实施例中，在使用生物体观察系统1的

情况下，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。另外，为了便于说明，在图1中，在设定以插入部21的长度方向为x轴的直角坐标系来表示方向的情况下，根据需要，使用该x轴、y轴及z轴进行说明。

在插入部21的内部贯穿有电缆及光缆。这些缆线包括用于输出或输入电信号的各种信号线、向前端部22传送自第1光源装置3输出的照明光的光缆21a、向前端部22传送自第2光源装置4输出的照明光的光缆21b、和向控制装置5传送自前端部22输出的反射光的光缆21c。

另外，在插入部21的x轴方向基端侧（图1的左侧）的外装面，设有可通过使用者的操作来切换通常观察模式和超声波光调制模式的开关、即模式切换开关21d。另外，模式切换开关21d并限定为设定于内窥镜2中，例如，也可以设置于控制装置5所具有的未图示的操作面板中。

前端部22包括物镜光学系统22a及照明光学系统22b和摄像元件22c。物镜光学系统22a及照明光学系统22b设置成具有与内窥镜2的插入轴线方向（长度方向）平行的光轴。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是在通常观察模式下起作用的光学系统。该照明光学系统22b向生物体组织LT输出自第1光源装置3输出之后、被光缆21a传送来的照明光。由此，生物体组织LT被该照明光照明。

摄像元件22c由CCD（电荷耦合元件）等构成，在通常观察模式下起作用。该摄像元件22c根据由物镜光学系统22a成像的生物体组织LT的图像生成摄像信号，并且，向控制装置5输出该摄像信号。

并且，除根据超声波发生装置7的控制输出超声波的超声

波输出部22d之外，前端部22还包括各种光学镜及驱动机构。该光学镜及驱动机构包括配置于光缆21b的光输出侧的端面附近的全反射镜22e1、配置于光缆21c的光输入侧的端面附近的全反射镜22e2、针22f1及22f2、和旋转构件22h。旋转构件22h可相应于控制装置5的控制，使针22f1及22f2分别沿z轴方向移动。

超声波输出部22d可以对输出的超声波进行电子扫描。图1中虽未图示，该超声波输出部22d例如具有将背衬材料、超声波振子、调整层与声透镜重叠成层状的构造；上述超声波振子相应于超声波发生装置7的控制发出超声波；上述声透镜例如可沿与内窥镜2的插入方向垂直的方向、即x轴方向会聚该超声波。另外，超声波输出部22d可以相应于超声波发生装置7的延迟控制，改变自上述超声波振子发出的超声波的照射方向及会聚位置，从而在空间内沿着检查部位的目标截面进行电子扫描。

全反射镜22e1接受由光缆21b传送来的照射光，向z轴方向反射该光。

一个针22f1具有圆筒状的内部空间，起到在该内部空间中具有光照射部的细长的针状构件的作用。针22f1具有其前端部可刺入生物体组织LT的尺寸及形状。另外，针22f1在其内部空间中具有全反射镜22g1。该全反射镜22g1可进一步向y轴方向反射在针22f1的内部空间传播并由全反射镜22e1反射来的照射光。另外，该全反射镜22g1配置于针22f1的规定位置，从而可以那样地向y轴方向反射。

另一个针22f2具有圆筒状的内部空间，起到在该内部空间中具有光检测部的细长的针状构件的作用。该针22f2具有其前端部可刺入生物体组织LT的尺寸及形状。该针22f2在其内部空间中具有全反射镜22g2。该全反射镜22g2处于与上述全反射镜

22g1相同的面yz面上，并被定位于z轴方向上的与全反射镜22g1相同的位置。即，镜22g1、22g2定位于在3维空间中互相对面的位置。因此，全反射镜22g2接受自对方的全反射镜22g1传播过来的光，且向z轴方向的上侧反射该光。该反射光通过针22f2的内部空间，向上侧的全反射镜22e2传播。

以上所述的前端部22的构造也如图2及图3所示的那样（但是，在图2及图3中，为了将图简化，省略了一部分电配线等）。

另外，在内窥镜2的前端部22中，两个针22f1及22f2分别配置为，使自一个全反射镜22g1向另一个全反射镜22g2传播的光的光轴沿y轴大致平行。

第1光源装置3是输出白色光的光源。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输出用于照明被摄体的照明光。

第2光源装置4例如，具有激光光源或者SLD（Super Luminescent Diode）等而构成。该第2光源装置4在超声波调制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58输出用于照射检查部位的照明光。

如图1所示，控制装置5包括摄像信号处理电路51、光束分离器52a及52b、光学延迟电路52c、透镜52f及52g、聚光透镜53a及53b、调制光检测装置54、调制信号处理装置55、存储电路56a及56b、模式切换电路57、光缆58和旋转构件控制电路59。

其中，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56a输出该视频信号。

光束分离器52a使通过透镜52f输入的照射光向聚光透镜53a的方向及光学延迟电路52c的方向这2个方向分离而输出照

射光。另外，光束分离器52b在使自光学延迟电路52c的方向与自聚光透镜53b的方向这2个方向输入的照射光相互干涉的同时，通过透镜52a向调制光检测装置54输出该干涉光。

此时，光学延迟电路52c使经光束分离器52a输入的照射光被向光束分离器52b输出的时刻、与经聚光透镜53b向光束分离器52b输入光的时刻一致，因此，在使该照射光光学延迟的同时、输出该照射光。由此，自光学延迟电路52c输出的照射光与自聚光透镜53b输出的光被同一时刻输入到光束分离器52b。

聚光透镜53a会聚自光束分离器52a输出的照射光，将其向光缆21b的光输入侧的端面输出。另外，聚光透镜53b会聚由光缆21c传送来的光，将其向光束分离器52b输出。

调制光检测装置54基于模式切换电路57的控制进行动作，基于利用光束分离器52b相干涉了的2束光，检测表示在针22f2中检测出的光与自第2光源装置4输出的照射光相比是否受到何种程度的调制、即检测作为该照射光的调制成分的调制特性信息，并且，将该调制特性信息作为调制信号向调制信号处理装置55输出。

调制信号处理装置55生成与自调制光检测装置54输出的调制信号相对应的视频信号，并且，将该视频信号向存储电路56b输出。

存储电路56a在通常观察模式下，暂时保持自摄像信号处理电路51输出的视频信号，并向信号切换电路56c逐画面地依次输出画面。另外，存储电路56b在超声波光调制模式下，暂时保持自调制信号处理装置55输出的视频信号，并向信号切换电路56c逐画面地依次输出画面。

信号切换电路56c基于模式切换电路57的控制进行动作，在通常观察模式下向监视器6依次输出来自存储电路56a的视

频信号，并且，在超声波光调制模式下，向监视器6依次输出来自存储电路56b的视频信号。

模式切换电路57根据设置于内窥镜2中的模式切换开关21d的操作，将生物体观察系统1从观察模式切换为通常观察模式或超声波光调制模式。

具体地讲，通过操作模式切换开关21d，例如，将观察模式切换为通常观察模式。在这种情况下，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动作的同时，使第2光源装置4、调制光检测装置54、旋转构件控制电路59及超声波发生装置7停止动作。由此，在通常观察模式下，由自第1光源装置3输出的照明光照明生物体组织LT，从而利用摄像元件22c拍摄生物体组织LT。并且，在通常观察模式下，模式切换电路57控制信号切换电路56c，以将来自存储电路56a的视频信号输出到监视器6。

另外，通过操作模式切换开关21d，将观察模式切换为超声波光调制模式。在这种情况下，模式切换电路57在使第2光源装置4、调制光检测装置54、旋转构件控制电路59及超声波发生装置7动作的同时，使第1光源装置3及摄像信号处理电路51停止动作。由此，在超声波光调制模式下，自针22f1输出照明光，并且，自超声波输出部22d输出超声波。另外，在该超声波光调制模式下，获取与刺入到生物体组织LT内部的针22f2接受的光相对应的调制特性信息。而且，模式切换电路57在超声波光调制模式下控制信号切换电路56c，从而向监视器6输出来自存储电路56b的视频信号。

旋转构件控制电路59根据模式切换电路57的控制进行动作，进行使旋转构件22h旋转的控制，从而改变针22f1及22f2在z轴方向上的位置（在z轴方向上自前端部22突出的突出量）。

另外，在本实施例中，旋转构件控制电路59借助旋转构件22h使针22f1及22f2连动（沿z轴方向的移动动作同步），从而进行控制，使各针在z轴方向上的突出量大致相同。

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，通过操作模式切换开关21d，将生物体观察系统1设定为通常观察模式。响应于此，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动作的同时，使第2光源装置4、调制光检测装置54、旋转构件控制电路59及超声波发生装置7停止动作。由此，自第1光源装置3输出的照明光通过光缆21a及照明光学系统22b，被向生物体组织LT传播。

另一方面，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的图像，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的动作指示开始动作，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56a输出该视频信号。

存储电路56a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，向信号切换电路56c逐帧地依次输出。信号切换电路56c根据模式切换电路57的控制，向监视器6输出自存储电路56a输出的视频信号。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，通过操作模式切换开关21d，将生物体观察系统1设定为超声波光调制模式。在这种情况下，模式切换电路57在使第2光源装置4、调制光检测装置54、旋转构件控制电路59及超声波发生装置7动作的同时，使第1光源装置3及摄像信号处理电路51停止动作。由此，自第2光源装置4输出的照明光通过光束分离器52a、透镜53a、光缆21b、全反射镜22e1及针

22f1(全反射镜22g1),被向生物体组织LT传播。另外,自第2光源装置4输出的照射光被光束分离器52a分离,从而也被向光学延迟电路52c输出。

旋转构件控制电路59根据模式切换电路57的动作指示开始动作,响应设置于控制装置5中的未图示的操作面板等的使用者操作。旋转构件22h相应于来自该控制电路59的旋转驱动信号被驱动而进行旋转。该旋转驱动利用与针22f1、22f2的协动来转换该针22f1、22f2沿z轴方向的进退运动。因此,通过针22f1、22f2的前进,使该针22f1及22f2自前端部22突出。结果,针22f1及22f2刺入到生物体组织LT内部的检查部位。由此,可以使生物体组织LT内部的检查部位部分位于两个针22f1及22f2相互之间。

并且,超声波发生装置7根据模式切换电路57的动作指示开始动作,在自超声波输出部22d输出超声波的同时,控制超声波输出部22d而使其延迟,从而在从针22f1(沿着图1的y轴方向)向生物体组织LT传播的照射光的光路上产生该超声波的会聚区域。由此,自针22f1输出的照射光在通过生物体组织LT的期间里、在超声波会聚区域中被调制,作为调制光被向针22f2传导。

超声波发生装置7通过对超声波输出部22d改变延迟时间,使超声波会聚区域沿着y轴方向,例如,从针22f1附近到针22f2附近依次变化。如上述那样地检测该会聚区域中的各调制光。

利用上述的那样的作用,使针22f1、22f2插入到检查对象所处的生物体组织LT中,从而,分别固定照射光的针22f1的位置、及检测调制光的针22f2的位置。在该固定状态下,在沿着y轴方向的、连结全反射镜22g1与全反射镜22g2的1条线上,进行检测该线上各点(超声波各会聚区域)的调制光的动作(超

声波扫描)。

另外，旋转构件控制电路59监视超声波发生装置7的动作状态，在检测到上述1条y轴方向线上的超声波扫描已完成时，改变检测部位内的z轴方向的超声波扫描位置。为此，通过使旋转构件22h旋转，由此改变针22f1及22f2自前端部22突出的突出量。随着上述那样的旋转构件控制电路59的动作，照射光的针22f1的位置、及检测调制光的针22f2的位置沿着z轴方向(即，生物体LT的深度方向)变化。由此，自针22f1沿着与上述1条线不同的另1条线照射光，通过超声波输出部22d依次改变超声波会聚区域在该照射光的光路上的位置。因此，可以由针22f2依次检测光路上的各会聚区域中的调制光。

由针22f2检测出的调制光通过全反射镜22g2、全反射镜22e2、光缆21c及聚光透镜53b，被输入到光束分离器52b。另外，在与将上述调制光输入到光束分离器52b相同的时刻，被光学延迟电路52c延迟了的照射光被输入到光束分离器52b。

利用光束分离器52b，使通过光学延迟电路52c输入的照射光与通过聚光透镜53b输入的调制光互相干涉，向调制光检测装置54输出受到该干涉的照射光。

利用调制光检测装置54，在参照通过光束分离器52b输入的上述照射光的同时、检测调制特性信息，该调制特性信息表示上述调制光受到何种程度的调制。即，利用调制光检测装置54，基于通过光束分离器52b形成干涉的2束光，检测上述照射光的频率被自超声波输出部22d输出的超声波调制的程度(上述照射光的调频量)，作为上述调制特性信息。之后，将该调制特性信息作为调制信号向调制信号处理装置55输出。另外，在上述处理过程中，调制光检测装置54在获取调制光的调频量的基础之上，例如，还可以同时获取该调制光的光吸收量(作为

调制特性信息)。

利用调制信号处理装置55,生成与自调制光检测装置54输出的调制信号相对应的视频信号,并且,将该视频信号向存储电路56b输出。

在存储电路56a中暂时保持自调制信号处理装置55输出的视频信号的同时,向信号切换电路56c逐帧依次输出。

利用信号切换电路56c,向监视器6输出自存储电路56a输出的视频信号。由此,在监视器6中以图像显示有与由调制光检测装置54检测出的调制特性信息相对应的、生物体组织LT内部的断层图像。

另外,本实施例的内窥镜2并限定为将向检查部位照射光的针22f1、及检测来自检查部位的调制光的针22f2分别独立地设置于前端部22。例如,也可以在前端部22设置可照射光、且可检查调制光的1根针。

变形例1

使用图4说明上述实施例的生物体观察系统1的变形例。另外,在该变形例中,对与上述实施例相同或同样的构成要件使用同一附图标记,省略或简化说明。此后的变形例也同样。

上述实施例的生物体观察系统1所具有的控制装置5,也可以使用于获取调频量等的调制特性信息的构造发生变形。该例子如图4所示。另外,在下面的变形例中,对与上述实施例相同或同样的构成要件使用同一附图标记,省略或简化说明。

具体地说,如图4所示,除上述的内窥镜2、第1光源装置3、第2光源装置4、监视器6及超声波发生装置7之外,生物体观察系统1A还包括控制装置5A。另外,如图4所示,控制装置5A具有这样的构造,即,从图1所示的控制装置5的构造中去掉了光束分离器52a、光束分离器52b及光学延迟电路52c,并且,追

加了设置于聚光透镜53b的光输出侧的分光装置52d。

因此，在控制装置5A中，自第2光源装置4输出的照射光在被控制装置5A内部的光缆58传送来之后，通过聚光透镜53a向光缆21b输出。

另外，在控制装置5A中，被光缆21c传送来的调制光通过聚光透镜53b，向分光装置52d输出。

分光装置52d具有衍射光栅、声光元件或液晶可调滤波器中的任一个而构成。因此，分光装置52d对通过聚光透镜53b输入的调制光实施频率分解，向调制光检测装置54输出该频率分解后的调制光。调制光检测装置54检测被分光装置52d实施了频率分解后的调制光来作为调制特性信息。

在该检测后，进行与上述控制装置5相同的处理。因此，在生物体观察系统1A的监视器6中显示有与在控制装置5A的调制光检测装置54中检测出的调制特性信息相对应的、生物体组织LT的断层图像。

变形例2

使用图5说明另一变形例。在上述实施例的生物体观察系统1中获取的调制特性信息中所含有的信息，并不限定为检测多普勒频移频率 Δf 等调频量的构造。例如，也可以是检测相位的调制状态的构造。实施该变形例的系统为图5所示的生物体观察系统1B。

具体地讲，如图5所示，除上述的内窥镜2、第1光源装置3、第2光源装置4、监视器6及超声波发生装置7之外，生物体观察系统1B还包括控制装置5B。另外，如图5所示，在图1所示的控制装置5的构造的基础之上，控制装置5B还在光束分离器52a与光学延迟电路52c之间具有光调制器52e。

光调制器52e在对自光束分离器52a输入的光实施了调频

之后，向光学延迟电路52c输出该调频后的照明光。

另一方面，在光束分离器52b中，使被光调制器52e调制后通过光学延迟电路52c输入的照射光、与在针22f2中受光后通过光缆21c及聚光透镜53b输入的调制光这2束光干涉，并向调制光检测装置54输出该干涉光。调制光检测装置54在超声波光调制模式下，基于通过光束分离器52b形成干涉的2束光，检测调制光的相位调制状态来作为调制特性信息。

之后，进行与上述控制装置5相同的处理。因此，生物体观察系统1B的监视器6显示与在控制装置5B的调制光检测装置54中检测出的调制特性信息相对应的、生物体组织LT的断层图像。

另外，为了提高 S/N ，控制装置5B也可以在光束分离器52b与聚光透镜53b之间还具有1个光调制器52e。

变形例3

另外，使用图6说明调制特性信息的另一获取例。该调制特性信息也可以取代多普勒频移频率 Δf 等调频量，而例如是光吸收量。进行该信息获取的例子如图6所示。

具体地讲，如图6所示，除上述的内窥镜2、第1光源装置3、第2光源装置4、监视器6及超声波发生装置7之外，生物体观察系统1C还包括控制装置5C。另外，如图6所示，控制装置5C具有这样的构造，即，从图1所示的控制装置5的构造中去掉了光束分离器52a、光束分离器52b及光学延迟电路52c。

在控制装置5C中，自第2光源装置4输出的照射光在被控制装置5C内部的光缆58传送。传送来的照射光通过聚光透镜53a被向光缆21b输出。

另外，在控制装置5C中，被光缆21c传送来的调制光通过聚光透镜53b，向调制光检测装置54输出。

调制光检测装置54基于通过聚光透镜53b输入的调制光，检测调制光的光吸收量来作为调制特性信息。

之后，进行与上述控制装置5相同的处理。因此，在生物体观察系统1C的监视器6中显示有与由调制光检测装置54检测出的调制特性信息相对应的、生物体组织LT的断层图像。

另外，调制特性信息也可以是多普勒频移频率 Δf 等调频量和光吸收量。

变形例4

使用图7进一步说明另一变形例。图7表示该变形例的生物体观察系统1D。该系统1D包括控制装置5D，可检测针22f1及22f2沿图7的z轴方向移动的量、即针移动量。

具体地讲，如图7所示，除第1光源装置3、第2光源装置4、监视器6及超声波发生装置7之外，生物体观察系统1D还包括内窥镜2D和控制装置5D。内窥镜2D除了具有图6等所示的内视镜的构造之外，还具有校准开关21e。另外，如图7所示，在图6所示的控制装置5C的构造基础之上，控制装置5D还具有旋转量检测电路59a和移动量检测电路59b。

设置于内窥镜2D中的校准开关21e利用来自旋转量检测电路59a的信号如后述那样检测在校准开关21e自身（因使用者按下等）被操作的时刻的针22f1及22f2的前端部位置，向移动量检测电路59b输出表示该位置的指示信号。由此，例如，在针22f1及22f2与生物体组织LT的表面接触的状态下操作校准开关21e时，可以检测各针刺入到生物体组织LT中的量来作为针移动量。

旋转量检测电路59a基于旋转构件控制电路59对旋转构件22h进行控制的内容，计算该旋转构件22h的旋转量。另外，旋转量检测电路59a向移动量检测电路59b输出与该旋转量计算

结果相对应的旋转量信息信号。

移动量检测电路59b基于来自校准开关21e的指示信号，将输入该指示信号的时刻下的针移动量设定为0（零）。另外，移动量检测电路59b基于自旋转量检测电路59a输出的旋转量信息信号，适当地计算上述时刻之后的针移动量，并且，向监视器6输出与该计算结果相对应的移动量信息信号。

由此，在监视器6中显示有针22f1及22f2的移动量（例如，作为数值）。另外，例如，在针22f1及22f2的至少前端部与生物体组织LT表面接触的状态下，操作校准开关21e时，在监视器6中显示有各针刺入到生物体组织LT中的量。

第2实施例

参照图8说明本发明第2实施例的生物体观察系统。

第2实施例的生物体观察系统涉及另外一种用于向被检体的检查部位照射光、并检测来自该检查部位的调制光的构造。

在上述第1实施例及其变形例的生物体观察系统1、1A～1D中，内窥镜2的前端部22仅具有1对光照射用的针22f1及调制光检测用的针22f2。但是，本发明并不一定限定为那样的构造。例如图8所示，第2实施例的生物体观察系统1E的前端部22A具有多对由1根针22f1及1根针22f2构成的针对。（但是，在图8中，为了将图简化，省略了一部分电配线等）。

具体地讲，如图8所示，前端部22A沿y轴方向具有4组光照射用的针22f1、调制光检测用的针22f2、光缆束22i、半透半反镜22j和全反射镜22k，该光缆束22i在内部具有用于向针22f1传送自第2光源装置4输出的照射光的第1光缆（与上述光缆21b相同）、和用于向控制装置5传送在针22f2中接受的调制光的第2光缆（与上述光缆21c相同）。前端部22A还具有上述超声波输出部22d、沿y轴方向连接有4根针22f1的旋转构件22h1、和沿

y轴方向连接有4根针22f2的旋转构件22h2。

另外，分别相对于前端部22A的4组针22f1、针22f2、光缆束22i、半透半反镜22j及全反射镜22k传送、接受光的光学系统构造相同。因此，以下仅对1组光的传送、接受进行说明。

由光缆束22i所具有的第1光缆沿图8的x轴方向传送来的照射光在半透半反镜22j处反射后，被沿z轴方向输出。

前端部22A的针22f1利用设置于其内部的（图8中未图示的）全反射镜反射自半透半反镜22j输出的照射光，并将其输出。另外，前端部22A的针22f1所具有的上述全反射镜配置为，可以沿x轴方向输出自半透半反镜22j输出的照射光。

前端部22A的针22f2利用设置于其内部的全反射镜接受并反射入射的调制光，将其向全反射镜22k输出。另外，前端部22A的针22f2所具有的上述全反射镜配置为，可以接受并反射被沿x轴方向输入的调制光，将其向全反射镜22k输出。

全反射镜22k配置为，可以反射自前端部22A的针22f2输出的调制光，将其向光缆束22i所具有的第2光缆输出。

被全反射镜22k反射来的调制光在透过半透半反镜22j之后，被输入到光缆束22i。该调制光被该光缆束22i所具有的第2光缆进一步向控制装置5传送。

旋转构件22h1及22h2各自通过信号线（图8中未图示）连接于控制装置5的旋转构件控制电路59。利用这样的构造，连接于旋转构件22h1的4根针22f1在分别连动（同步）的同时、沿z轴方向移动。另外，连接于旋转构件22h2的4根针22f2在分别连动（同步）的同时、沿z轴方向移动。

如上所述，本实施例的内窥镜具有这样的构造，即，在沿生物体组织内部中的检查部位所处的方向固定超声波的会聚区域与光的照射区域的位置关系的同时、可将其输出。于是，由

于具有这样的构造，因此，与以往相比，本实施例的内窥镜可以提高获取在生物体深层目标部位处的特性信息的精度。

另外，在前端部22A的各针22f2中检测出的调制光并不限定为通过光缆束22i所具有的第2光缆向控制装置5传送。即，在采用上述各种实施例的情况下，也可以将该调制光向上述控制装置5A、5B、5C及5D中的任一个传送，获取其他种类的调制特性信息。

另外，前端部22A所具有的各对针22f1及22f2并不限定为具有这样的构造，即，可沿x轴方向照射光，且可检测自x轴方向输入的调制光。例如，也可以是可沿y轴方向照射光，且可检测自y轴方向输入的调制光。

另外，为了不移动内窥镜的前端部地扩大可进行超声波扫描的区域，设置于各对针22f1及22f2中的全反射镜例如，也可以构成微镜，该微镜可利用设置于控制装置5中的未图示的微镜驱动电路，适当改变光的照射方向及调制光的接收（检测）方向。

第3实施例

参照图9及图10说明本发明第3实施例的生物体观察系统。

第3实施例的生物体观察系统1F涉及另外一种用于向被检体的检查部位照射超声波、向该检查部位照射光、并检测来自该检查部位的调制光的构造，将这些用于进行照射及检查的机构设置在内窥镜的外部。即，这些机构并不限定于上述实施例及其变形例。

具体地讲，如图9所示，上述各构造设置于可包覆内窥镜所具有的细长的插入部及前端部的圆筒状内窥镜用外鞘8上。

内窥镜用外鞘8具有外鞘部81和盖部82；上述外鞘部81成为大致圆筒形状，从而可以包覆内窥镜所具有的细长的插入

部及前端部；上述盖部82形成为大致圆筒形状，以可在外鞘部81的前端侧装卸的方式设置于外鞘部81的前端侧。

在外鞘部81的内部设有多个光缆81a，该光缆81a用于向盖部82传送自第2光源装置4通过控制装置5输出的照射光。另外，在外鞘部81的内部设有多个光缆81b，该光缆81b用于向控制装置5传送在盖部82中检测出（接收）的光。

盖部82具有多个光照射部82a、多个光检测部82b和超声波输出部82c；上述光照射部82a向盖部82内侧径向输出由光缆81a传送来的光；上述光检测部82b接收（检测）来自盖部82内侧径向的光，将其向光缆81b输出；上述超声波输出部82c基于超声波发生装置7的控制，向盖部82内侧径向输出超声波。多个光照射部82a沿盖部82的圆周方向以规定间隔配设在盖部82的内周面，并且，多个光检测部82b沿盖部82的圆周方向以规定间隔配设在盖部82的内周面。另外，多个光照射部82a与多个光检测部82b隔着盖部82的内侧空间的径向截面中心相互相对。

光照射部82a具有全反射镜82d。该全反射镜82d配置为，可将由光缆81a传送来的光向盖部82的内侧的、配置有光检测部82b的方向输出。另外，为了不遮挡自全反射镜82d输出的照射光，光照射部82a的沿着盖部82内周面的面例如由塑料等透明构件形成。

光检测部82b具有全反射镜82e。该全反射镜82e配置为，可将自盖部82内侧输入的光向光缆81b输出。另外，为了不遮挡自盖部82内侧输入的光，光检测部82b的沿着盖部82内周面的面例如由塑料等透明构件形成。

另外，如图9及图10所示，盖部82并不限定为具有根据多个光检测部82b配置的、与光检测部82b相同数量的光照射部

82a而构成。例如，也可以具有由1个微镜构成的光照射部82a，该微镜可利用设置于控制装置5中的未图示的微镜驱动电路、将照射光的输出方向依次改变为配置有各光检测部82b的方向。

作为可利用超声波进行电子扫描的构造，将超声波输出部82c的背衬材料（未图示）、根据超声波发生装置7的控制发出超声波的超声波振子、调整层与可在盖部82的内侧会聚该超声波的声透镜以层状重叠。另外，超声波输出部82c可以根据超声波发生装置7的延迟时间控制，改变自上述超声波振子发出的超声波的照射方向（会聚方向）及会聚位置。具体地讲，例如如图10所示，超声波输出部82c在连结一个光照射部82a与一个光检测部82b的一条光路上的点P1、P2及P3，均可以改变超声波的照射方向及其会聚位置。

接着，阐述将上述内窥镜用外鞘8应用于上述内窥镜的情况下的作用。

内窥镜用外鞘8以这样的状态使用，例如，光缆81a分别连接于第2光源装置4，光缆81b分别连接于控制装置5，自超声波输出部82c伸出的信号线连接于超声波发生装置7，并且，外鞘部81包覆内窥镜的插入部及前端部的状态。

在超声波光调制模式下，操作人员将上述包覆状态下的内窥镜的插入部插入到体腔内，使该内窥镜的前端部移动至目标检查部位附近。然后，例如，操作者通过进行强力推入内窥镜用外鞘8的操作，将处于检查部位的生物体组织压入到盖部82的内部空间中。

超声波输出部82c根据超声波发生装置7的控制，向被压入到盖部82内部空间中的生物体组织输出超声波。另外，通过光照射部82a，向被压入到盖部82内部空间中的生物体组织输出

由光缆81a传送来的照射光。之后，在自超声波输出部82c输出的超声波的会聚区域中调制该照射光，将其作为调制光输入到光检测部82b。

在通过光缆81b向控制装置5传送被输入到光检测部82b的调制光之后，在控制装置5中对其实施与上述相同的处理。由此，将调制光转换为视频信号而将其向监视器6输出。在监视器6中显示有被压入（被推入）到盖部82内部空间中的生物体组织的断层图像。

另外，被输入到光检测部82b的调制光并无限定为向控制装置5传送，也可以向上述变形例中的控制装置5A、5B、5C及5D中的任一个控制装置传送。

第4实施例

参照图11～图13，说明本发明的第4实施例。

在本实施例中，可向检查部位输出超声波的构造、可在超声波光调制模式下向检查部位照射光的构造、及可检测该检查部位的调制光的构造，设置于进行内窥镜观察时所采用的处理器具中。

具体地说，设置图11所示的处理器具2001。该处理器具2001在手边侧具有杆2002，在前端侧具有处理器具前端部2003。通过手动操作杆2002，可以由处理器具前端部2003把持生物体组织LT。

该处理器具2001例如，可插入到通常的内窥镜的处理器具通道内，且具有细长的形状，从而可以使处理器具前端部2003自内窥镜的前端部突出。

如图12所示，在该处理器具前端部2003中配置有光缆2003a及2003b的一个端部。另外，在该处理器具前端部2003的内部具有超声波输出部2003e。另外，如图12及图13所示，

该处理器具前端部2003具有光照射部2003c及光检测部2003d, 这些光照射部及光检测部可以与对杆2002进行的手动操作相呼应地各自向内(靠近处理器具2001长度方向侧的中心轴线的方向)倾斜移动。

光缆2003a可插入到处理器具2001的内部, 其一个端部配置于处理器具前端部2003的光照射部2003c侧, 向光照射部2003c传送自第2光源装置4输出的光。另外, 光缆2003b可插入到处理器具2001的内部, 其一个端部配置于处理器具前端部2003的光检测部2003d侧, 向控制装置5传送在光检测部2003d中接收的光。

光照射部2003c具有镜保持构件2003f和可动构件2003g, 该可动构件2003g通过未图示的操作线等连接于杆2002, 且与对杆2002进行的手动操作相连动地使镜保持构件2003f向内移动。另外, 光照射部2003c为处理器具2001的把持部的一部分, 起到钳口的作用。

如图12所示, 镜保持构件2003f配置为, 将由光缆2003a传送来的照射光的一部分向处理器具2001长度方向侧的中心轴线方向输出。另外, 该镜保持构件2003f在内部具有半透半反镜2003j和全反射镜2003k; 上述半透半反镜2003j为多个, 使该照射光的另一部分透过; 上述全反射镜2003k配置为, 将透过配置于处理器具前端部2003中的最前端的半透半反镜2003j的照射光向处理器具2001长度方向侧的中心轴线方向输出。另外, 为了不遮挡自各半透半反镜2003j及全反射镜2003k输出的照射光, 镜保持构件2003f的内侧面例如由塑料等透明构件形成。

可动构件2003g在内部具有全反射镜2003p, 该全反射镜2003p配置为, 可以将由光缆2003a传送来的照射光向镜保持构

件2003f输出。具体地讲，例如图12及图13所示，全反射镜2003p配置于这样的位置，即，在镜保持构件2003f处于与处理器具2001长度方向侧的中心轴线平行的状态的情况下，不反射由光缆2003a传送来的照射光，且在镜保持构件2003f与处理器具2001长度方向侧的中心轴线形成角度的情况下，可沿与该角度对应的方向反射照射光。

光检测部2003d具有镜保持构件2003h和可动构件2003i，该可动构件2003i通过未图示的操作线等连接于杆2002，且与对杆2002进行的操作相连动地使镜保持构件2003h主要向内移动。另外，光检测部2003d为处理器具2001的把持部的一部分，起到钳口的作用。

如图12所示，镜保持构件2003h在内部具有全反射镜2003m和半透半反镜2003n；上述全反射镜2003m将被向镜保持构件2003h输入的光向光缆2003b的端部输出；上述半透半反镜2003n为多个，反射被输入到镜保持构件2003h的光，并且，使自全反射镜2003m侧输入的光透过，将其向光缆2003b的端部输出。另外，为了不遮挡被向全反射镜2003m及各半透半反镜2003n输入的光，镜保持构件2003h的内侧面例如由塑料等透明构件形成。

可动构件2003i在内部具有全反射镜2003q，该全反射镜2003q配置为，可以将被向全反射镜2003m及各半透半反镜2003n输入的光向光缆2003b输出。

具体地讲，例如图12及图13所示，全反射镜2003q配置于这样的位置，即，在镜保持构件2003h处于与处理器具2001长度方向侧的中心轴线平行的状态的情况下，不反射被向全反射镜2003m及各半透半反镜2003n输入的光，且在镜保持构件2003h与处理器具2001长度方向侧的中心轴线形成角度的情况

下，可沿与该角度对应的方向反射照射光。

另外，镜保持构件2003f并限定为图12所示的构造，即，具有根据镜保持构件2003h所具有的各半透半反镜及全反射镜配置的、与镜保持构件2003h相同数量的半透半反镜及全反射镜而构成。例如，镜保持构件2003h也可以具有1个微镜而构成，该微镜可利用设置于控制装置5中的未图示的微镜驱动电路、将照射光的输出方向依次改变为配置有镜保持构件2003h所具有的各半透半反镜及全反射镜的方向。

作为可利用超声波进行电子扫描的构造，超声波输出部2003e具有这样的构造，即，将背衬材料、根据超声波发生装置7的控制发出超声波的超声波振子、调整层与可在被镜保持构件2003f及2003h夹持的区域内会聚该超声波的声透镜以层状重叠。另外，超声波输出部2003e可以根据超声波发生装置7的延迟控制，改变自超声波振子发出的超声波的照射方向（会聚方向）及照射位置（会聚位置）。

接着，阐述将处理器具2001应用于通常的内窥镜的情况下的作用效果。

处理器具2001以这样的状态使用，例如，光缆2003a连接于第2光源装置4，光缆2003b连接于控制装置5，自超声波输出部2003e伸出的信号线连接于超声波发生装置7的状态。

在超声波光调制模式下，操作人员将内窥镜的插入部插入到体腔内，使该插入部的前端部移动至目标检查部位附近。另外，操作人员将处理器具2001贯穿入内窥镜的处理器具贯穿通道中，使处理器具前端部2003自内窥镜的前端部突出。并且，操作人员在手动操作杆2002的同时，利用光照射部2003c及光检测部2003d夹住检查部位所处的生物体组织LT，并将其把持。结果，例如图12所示，光照射部2003c、光检测部2003d及超声

波输出部2003e分别相对于检查部位所处的生物体组织LT地配置。

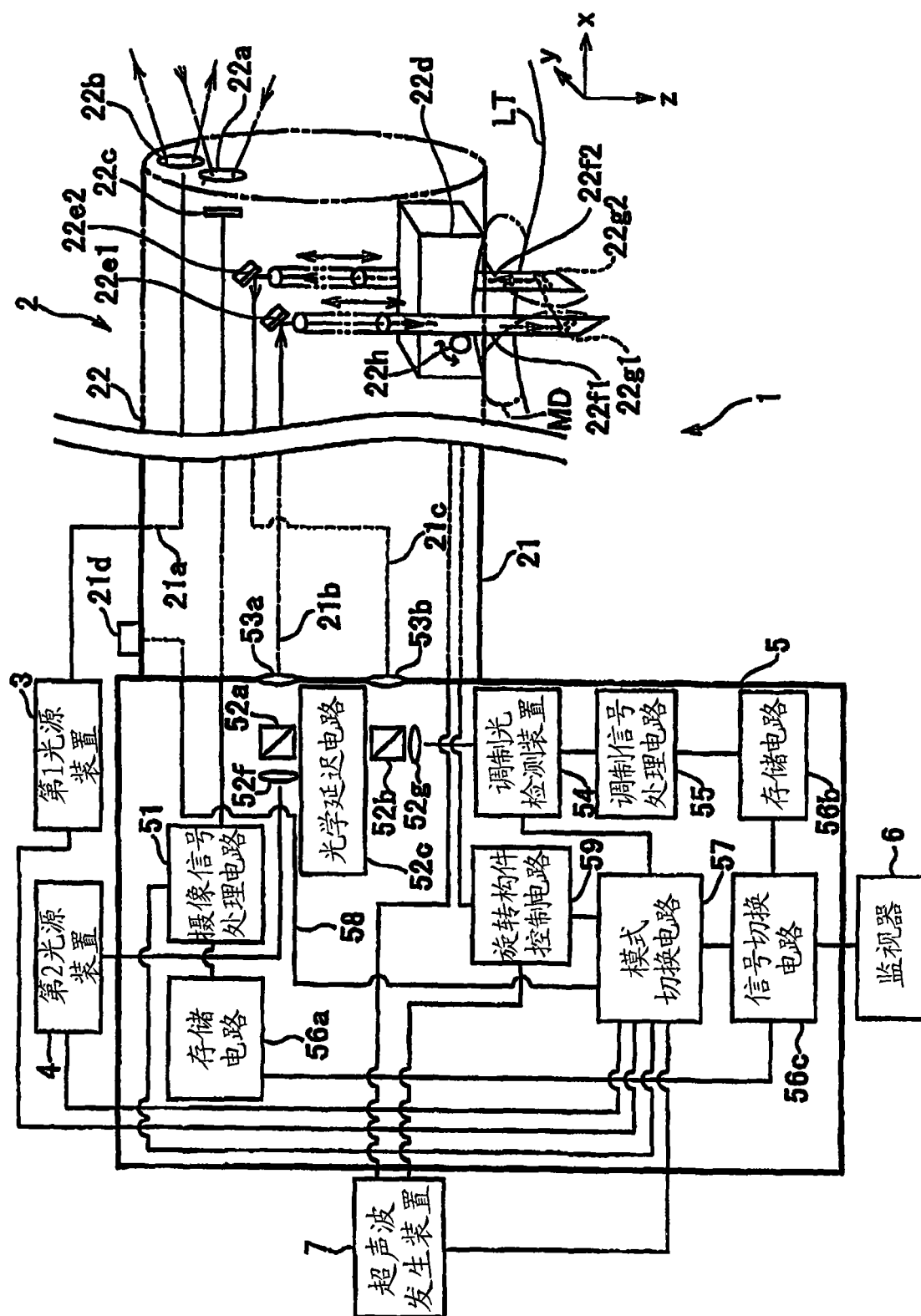
超声波输出部2003e根据由超声波发生装置7进行的延迟时间控制，沿与处理器具2001长度方向侧的中心轴线平行的方向、对被光照射部2003c及光检测部2003d夹持的状态的生物体组织LT输出超声波。此时，超声波输出部2003e分别相对于与自光照射部2003c输出的照射光相对应的多个光路，改变超声波的照射方向及其照射位置，以在不同的时刻进行超声波扫描。

另外，通过光照射部2003c，向被光照射部2003c及光检测部2003d夹持的生物体组织LT输出由光缆2003a传送来的光。之后，在自超声波输出部2003e输出的超声波的会聚区域中调制该照射光，将其作为调制光向光检测部2003d输出。

通过光缆2003b向控制装置5被传送到光检测部2003d接受的调制光。之后，在控制装置5中对调制光实施与上述各处理等，并且，将调制光转换为视频信号而将其向监视器6输出。由此，在监视器6中显示有被光照射部2003c及光检测部2003d夹持的生物体组织LT的断层图像。

因此，在本实施例构造中，也可以获得与上述实施例、变形例相同的作用效果。并且，可以有效利用了处理器具的机动性的超声波光调制层析X射线照相术。

另外，不言而喻，本发明并不限于上述各实施例，可以在不脱离本发明主旨的范围内进行各种变更、应用。



一
[X]

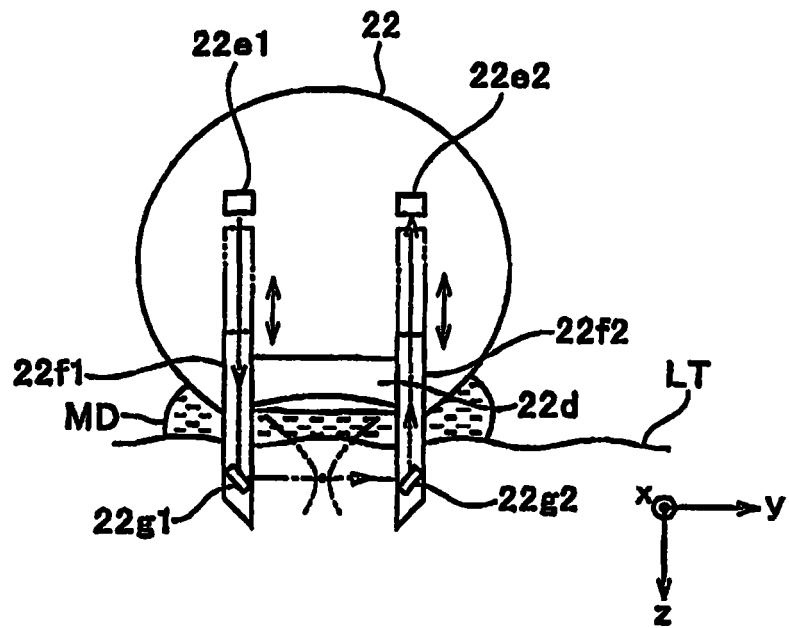


图 2

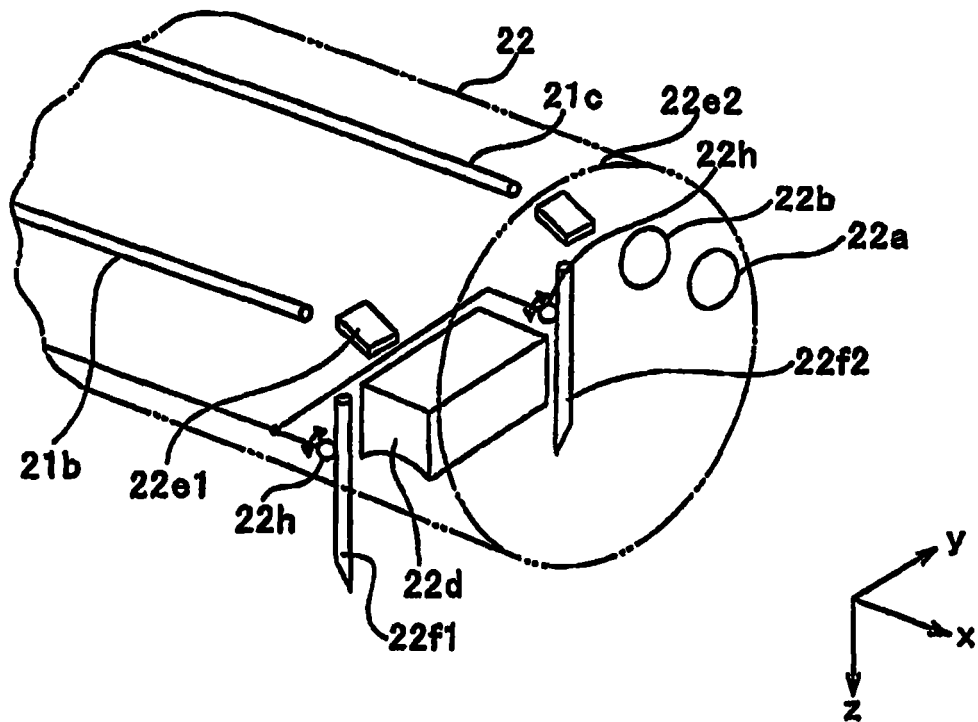


图 3

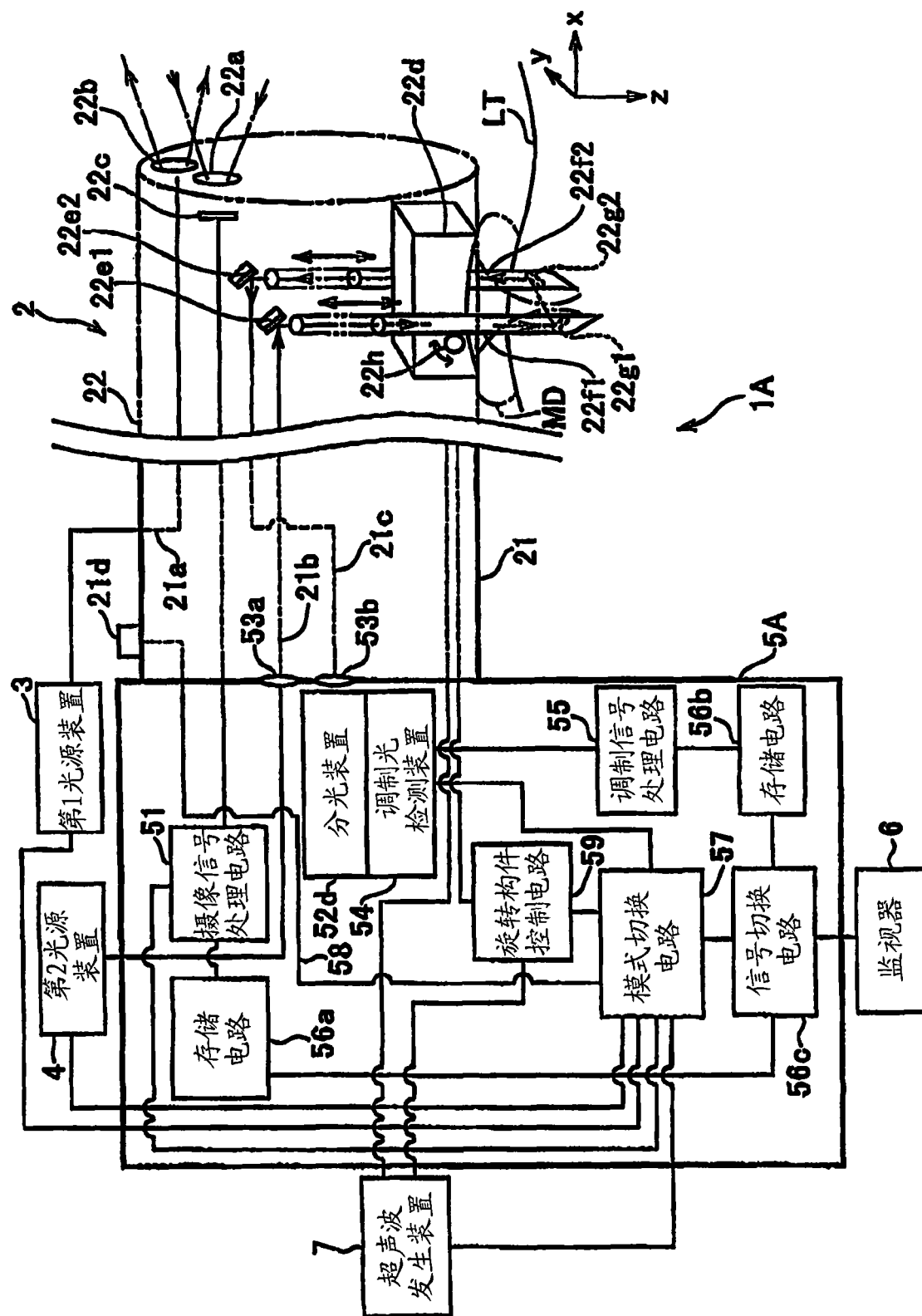
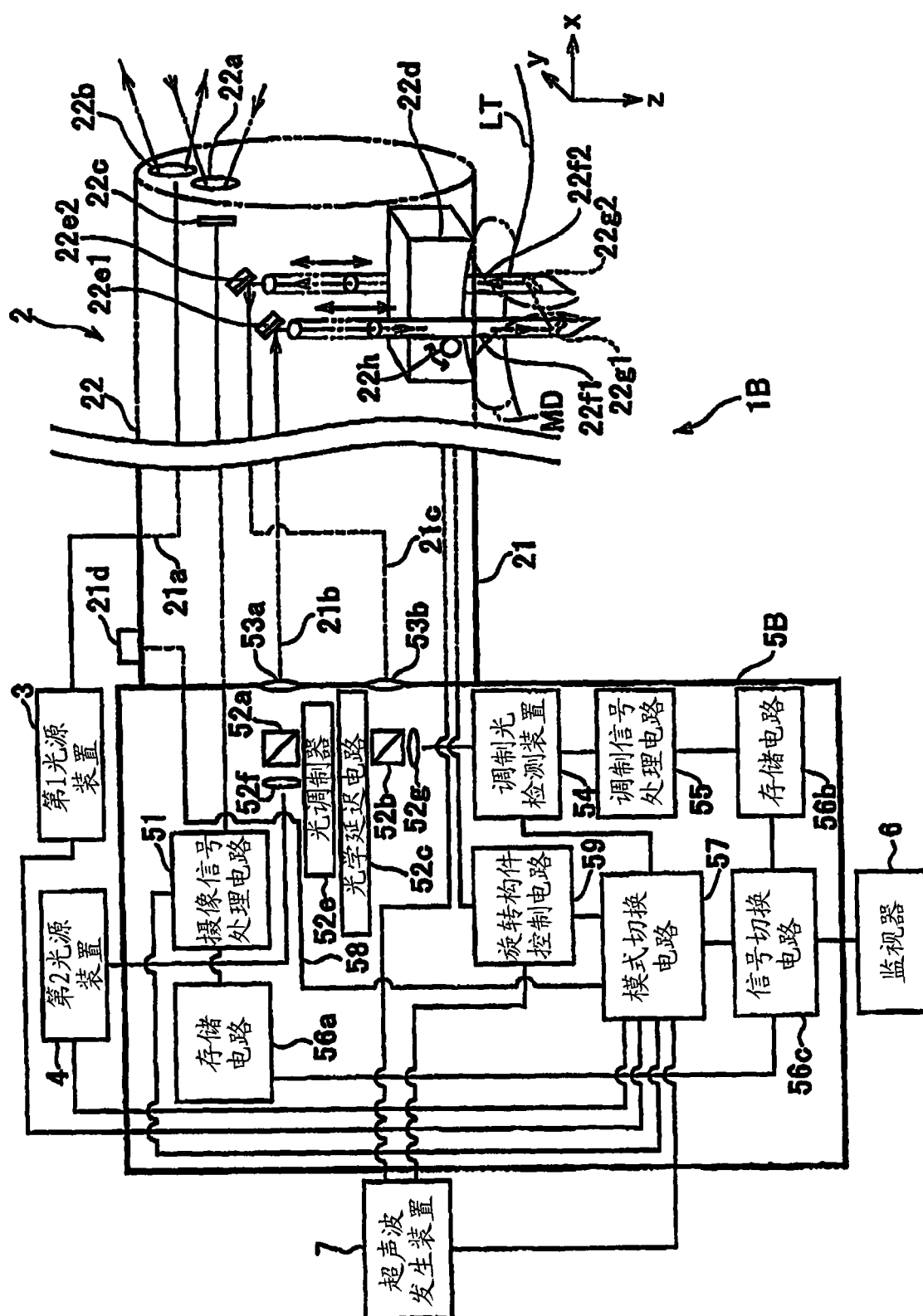


图 4



5

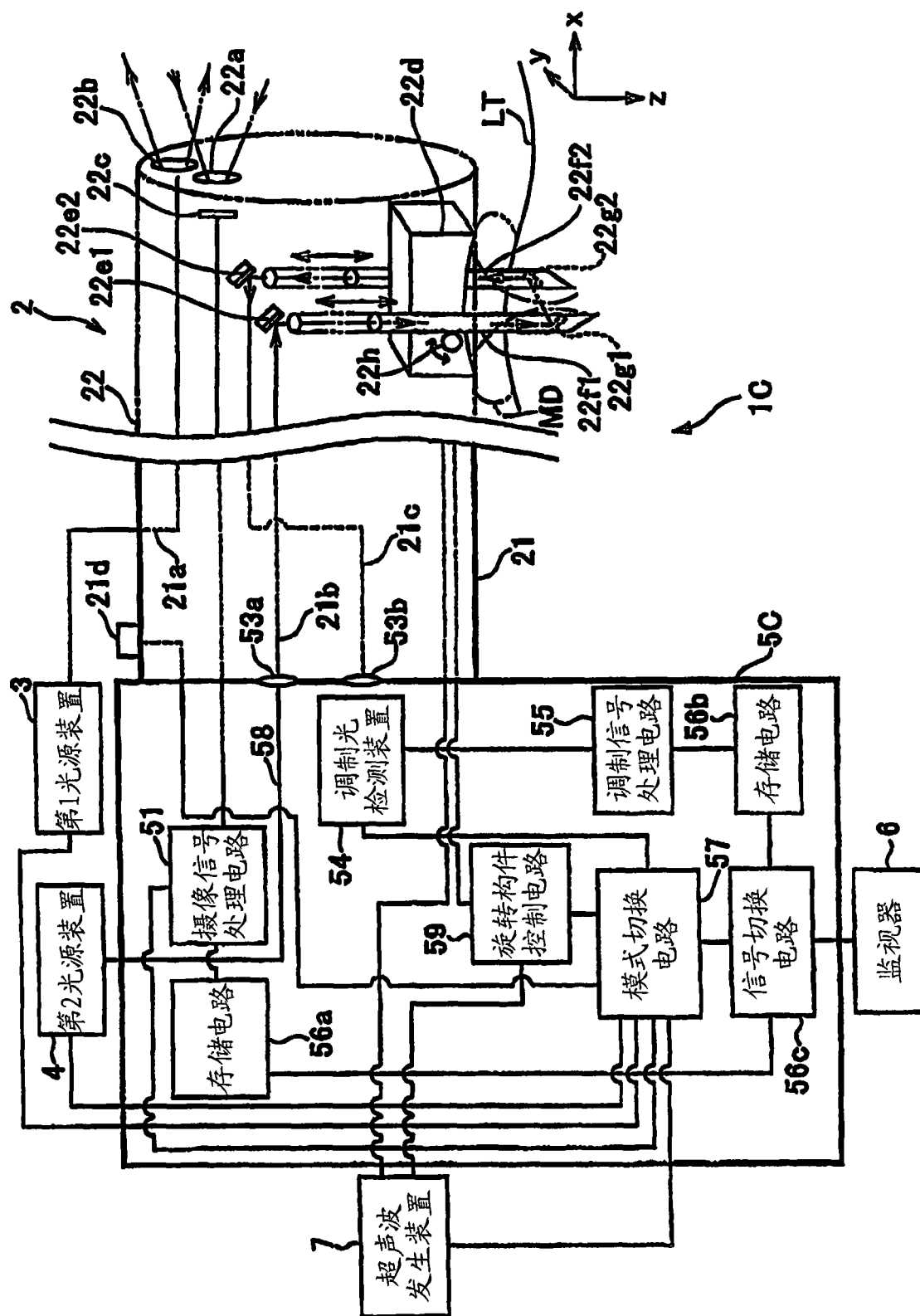


图 6

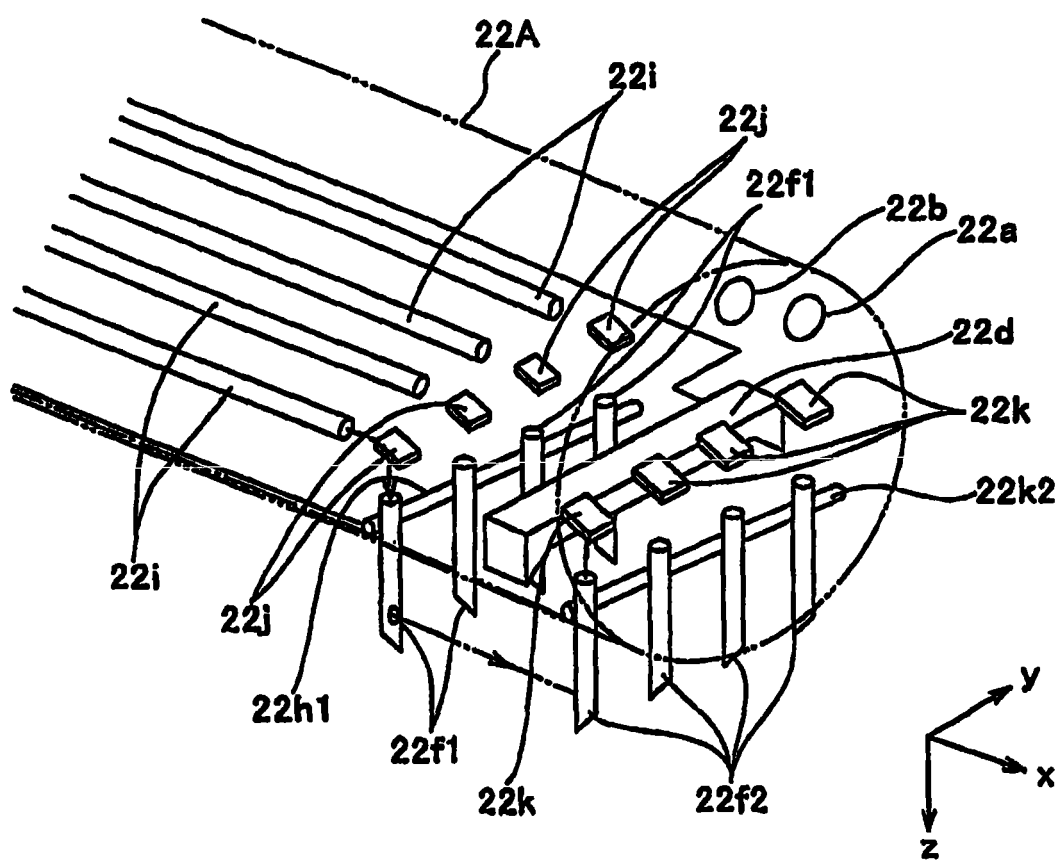


图 8

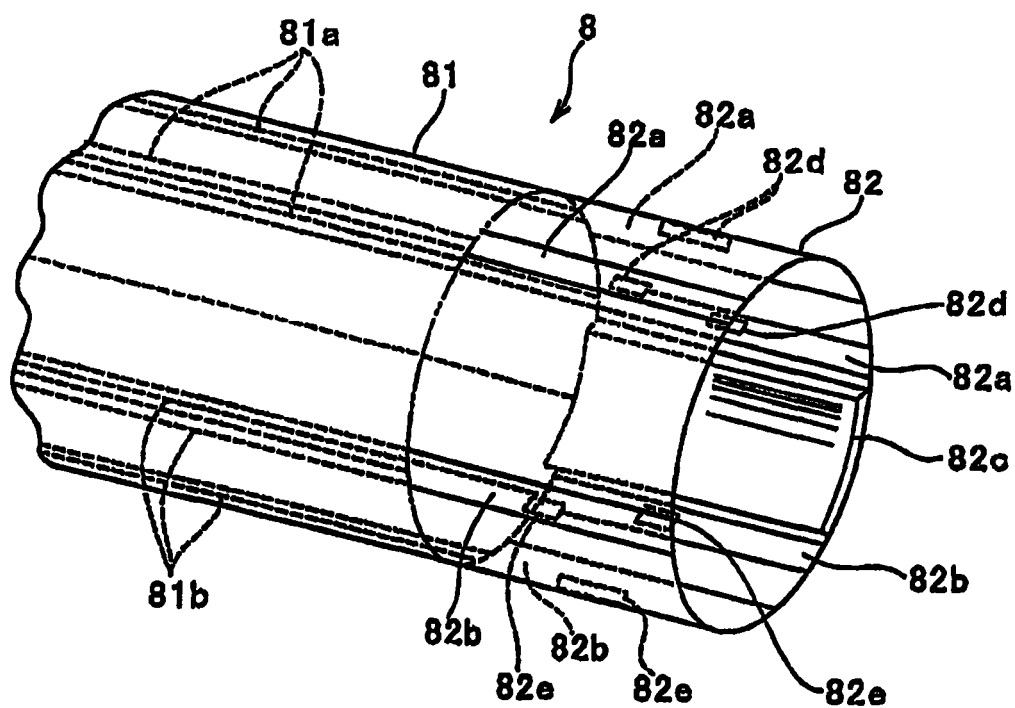


图 9

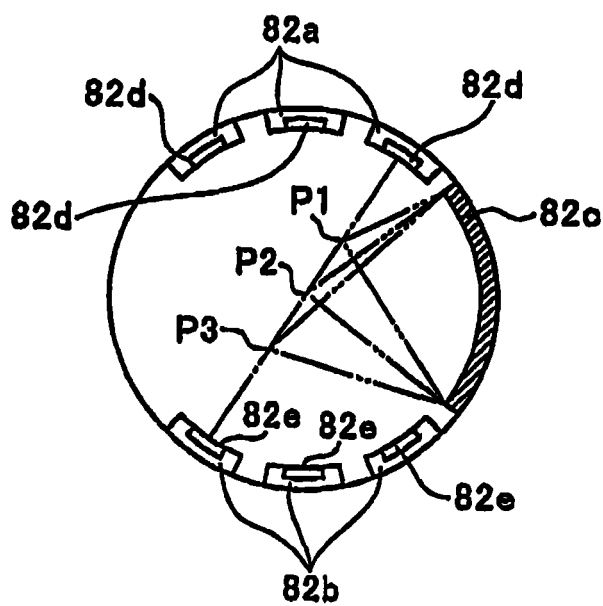


图 10

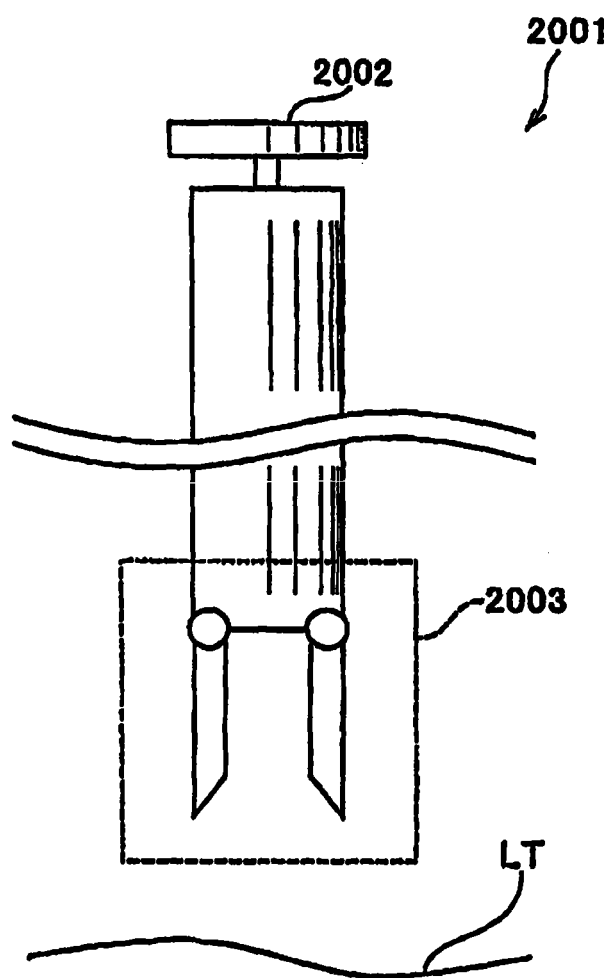


图 11

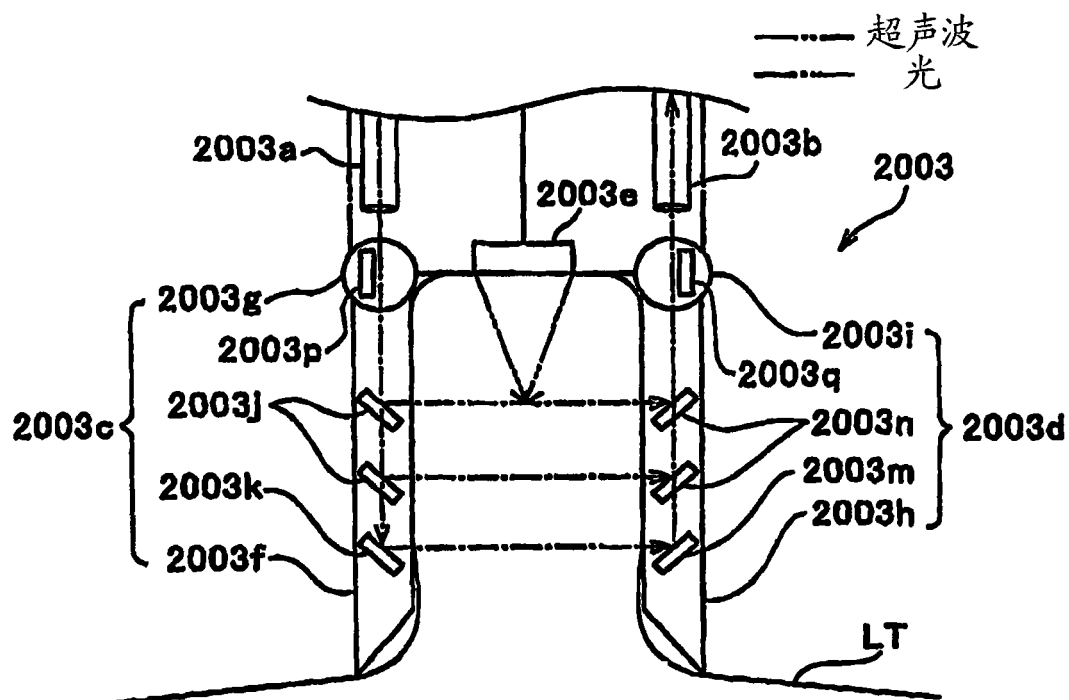


图 12

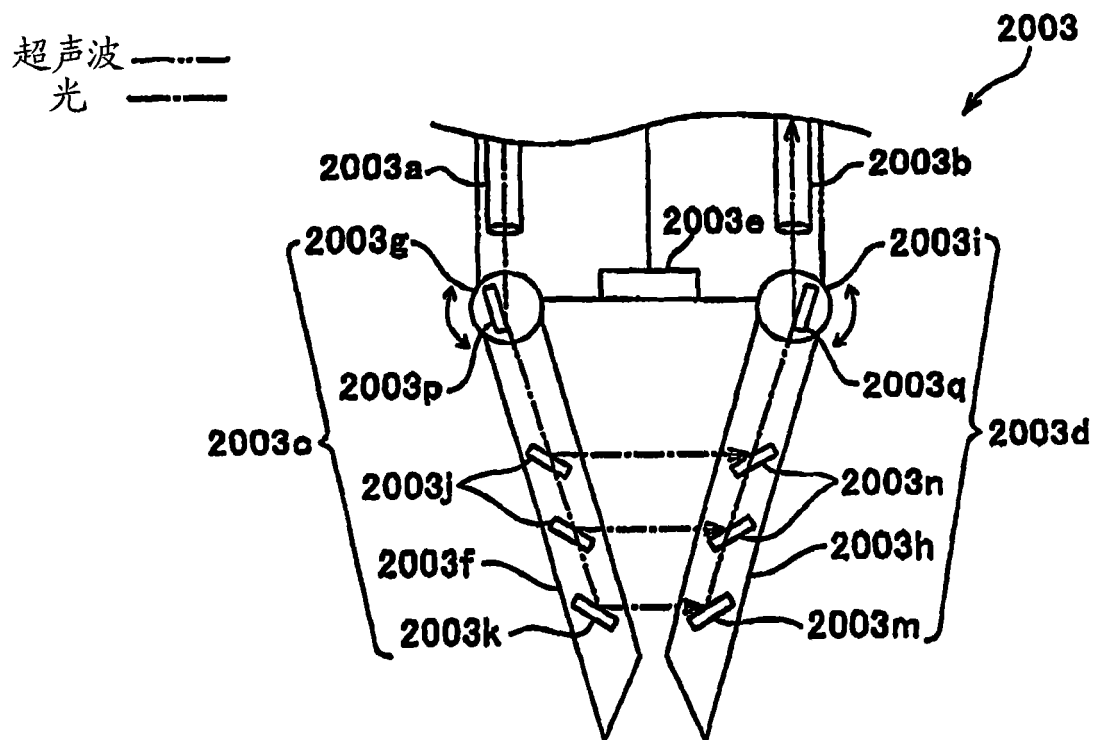


图 13

专利名称(译)	医疗器具		
公开(公告)号	CN101259025A	公开(公告)日	2008-09-10
申请号	CN200810007765.2	申请日	2008-03-07
[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	A61B1/05 A61B1/0051 A61B1/00165 A61B5/0062 G01N33/4833 A61B5/0084 A61B5/0075 A61B5/6848 G01S15/8968		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2007059103 2007-03-08 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种医疗器具。该医疗器具获取与声波及光在被检体检查部位的相互作用相对应的该光的调制成分，基于该调制成分获取表示检查部位内部状态的信息。该医疗器具包括光照射部件和检测部件；上述光照射部件具有向被检体检查部位照射光的光照射部；上述检测部件具有检测由该光照射部照射、且透过检查部位的光的光检测部。在该医疗装置中，利用保持部件，以使光照射部及光检测部隔着被检体检查部位互相面对的方式保持该光照射部与该光检测部。并且，该医疗器具具有声波照射部件，该声波照射部件具有声波照射部，该声波照射部自与光的照射方向不同的方向对检查部位照射声波，来调制该照射光，该光是由光照射部照射的光。

