



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680020102.3

[43] 公开日 2008年6月4日

[11] 公开号 CN 101193583A

[22] 申请日 2006.4.26  
 [21] 申请号 200680020102.3  
 [30] 优先权  
     [32] 2005. 6. 20 [33] JP [31] 179724/2005  
 [86] 国际申请 PCT/JP2006/308736 2006. 4. 26  
 [87] 国际公布 WO2006/137217 日 2006. 12. 28  
 [85] 进入国家阶段日期 2007. 12. 6  
 [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 道口信行 一村博信

[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

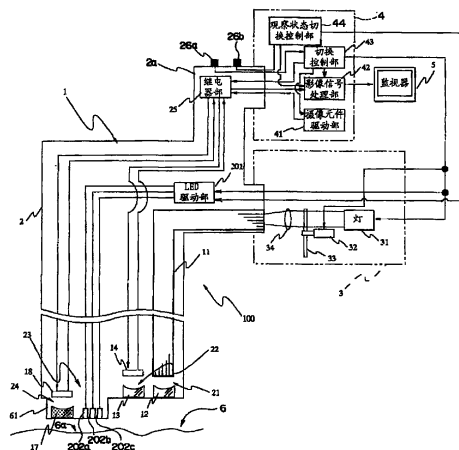
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 2 页

## [54] 发明名称

内窥镜

## [57] 摘要

本发明提供一种与以往相比用简单的结构就可以对存在于深度方向上的所期望的部位的细胞进行观察的内窥镜，本发明的内窥镜的特征在于，具有插入部、低倍率观察系统与高倍率观察系统，该插入部用于插入生物体内，该低倍率观察系统被设置在上述插入部，用于对上述生物体内的观察部位进行低倍率观察，该高倍率观察系统被设置在上述插入部，用于对作为上述观察部位的局部部位的关心部位进行高倍率观察，上述高倍率观察系统具有对上述关心部位分别照射高倍率观察用照明光的多个照明部，上述多个照明部在上述插入部的前端面分别被配置在规定位置上。



1. 一种内窥镜，  
具有：插入部、低倍率观察系统以及高倍率观察系统，  
该插入部用于插入生物体内，  
该低倍率观察系统被设置在上述插入部，用于对上述生物体内的观察部位进行低倍率观察，  
该高倍率观察系统被设置在上述插入部，用于对作为上述观察部位的局部部位的关心部位进行高倍率观察，其特征在于，  
上述高倍率观察系统具有对上述关心部位分别照射高倍率观察用照明光的多个照明部，  
上述多个照明部在上述插入部的前端面分别被配置在规定位置上。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，  
上述高倍率观察系统具有高倍率观察用照明光学系统和高倍率观察用摄像光学系统，  
上述规定位置是指与上述高倍率观察用摄像光学系统所具有的光轴的距离不同的位置。
3. 根据权利要求2所述的内窥镜，其特征在于，  
上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互不同的波长频带。
4. 根据权利要求2所述的内窥镜，其特征在于，  
上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互大致相同的波长频带。
5. 根据权利要求2所述的内窥镜，其特征在于，上述照明部由LED构成。
6. 根据权利要求3所述的内窥镜，其特征在于，上述照明部由LED构成。
7. 根据权利要求4所述的内窥镜，其特征在于，上述照明

部由LED构成。

8. 根据权利要求1所述内窥镜，其特征在于，

上述高倍率观察系统具有高倍率观察用照明光学系统和高倍率观察用摄像光学系统，

上述规定位置是指与上述高倍率观察用摄像光学系统所具有的光轴的距离大致相同的位置。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜，其特征在于，

上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互不同的波长频带。

10. 根据权利要求8所述的内窥镜，其特征在于，上述照明部由LED构成。

11. 根据权利要求9所述的内窥镜，其特征在于，上述照明部由LED构成。

12. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互不同的波长频带。

13. 根据权利要求12所述的内窥镜，其特征在于，上述照明部由LED构成。

14. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互大致相同的波长频带。

15. 根据权利要求14所述的内窥镜，其特征在于，上述照明部由LED构成。

16. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，上述照明部由LED构成。

## 内窥镜

### 技术领域

本发明涉及内窥镜，特别是涉及可以在生物体内进行组织学方面的观察的内窥镜。

### 背景技术

近年来，对生物体的细胞进行组织学方面的观察作为在对癌症的早期发现或者早期诊断中的重要技术手段而引起了人们的关注。

而且，作为可以对生物体内的细胞进行组织学方面的观察的装置，例如，提出了通过使用共焦点图像可以对在深度方向存在的所期望部位进行观察的内窥镜等装置。

另外，作为可以对生物体内的细胞进行组织学方面的观察的装置，例如，提出了除了进行通常倍率的观察之外、还可以进行一般显微镜的20倍~100倍的放大观察的内窥镜等装置。

在日本专利特开2004—159924号公报中公开的内窥镜，在可以穿过被检体体内的插入部的前端内部具有显微观察光学系统与调焦机构，该显微观察光学系统用于进行上述放大观察，该调焦机构使该显微光学系统的被摄体侧焦点位置移动。因此，上述内窥镜由于具有上述的结构，因此可以生成用于对在深度方向上存在的所期望的部位上的细胞进行观察的共焦点像。

另一方面，在日本专利特开2004—166913号公报中所公开的光学观察探头及内窥镜观察装置具有通常倍率的摄像机构和高倍率摄像机构作为其构成。因此，上述光学观察探头及上述内窥镜观察装置由于具有上述的构成、可以对在生物体组织表层上存在的所期望部位上的细胞进行通常倍率的观察和组织学

方面的观察、即放大观察。

但是，日本专利特开2004—159924号公报中所公开的内窥镜由于用于生成共焦点像的结构复杂，因此存在制造成本变高的问题。

另外，日本专利特开2004—1669213号公报中所公开的光学观察探头及内窥镜观察装置，由于在组织学方面的观察中对在深度方向上存在的所期望部位的细胞进行观察存在结构上的困难，因此存在可以观察的区域被限定在生物体组织表层的细胞的问题。

## 发明内容

本发明是鉴于上述问题而做成的，其目的在于提供一种内窥镜，该内窥镜与以往相比，用简单的结构就可以对在深度方向上存在的所期望部位的细胞进行观察。

本发明的第1技术方案的内窥镜，其特征在于，具有插入部、低倍率观察系统与高倍率观察系统，该插入部被插入到生物体内，该低倍率观察系统被设置在上述插入部，用于对上述生物体内的观察部位进行低倍率观察，该高倍率观察系统被设置在上述插入部，用于对作为上述观察部位的局部部位的关心部位进行高倍率观察，上述高倍率观察系统具有对上述关心部位分别照射高倍率观察用照明光的多个照明部，上述多个照明部在上述插入部的前端面分别被配置在规定位置上。

本发明的第2技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第1技术方案的内窥镜中，上述高倍率观察系统具有高倍率观察用照明光学系统和高倍率观察用摄像光学系统，上述规定位置是指与上述高倍率观察用摄像光学系统所具有的光轴的距离不同的位置。

本发明的第3技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第2技术方案中，上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互不同的波长频带。

本发明的第4技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第2技术方案的内窥镜中，上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互大致相同的波长频带。

本发明的第5技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第2技术方案的内窥镜中，上述照明部由LED构成。

本发明的第6技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第3技术方案的内窥镜中，上述照明部由LED构成。

本发明的第7技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第4技术方案的内窥镜中，上述照明部由LED构成。

本发明的第8技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第1技术方案的内窥镜中，上述高倍率观察系统具有高倍率观察用照明光学系统和高倍率观察用摄像光学系统，上述规定位置是指与上述高倍率观察用摄像光学系统所具有的光轴的距离大致相同的位置。

本发明的第9技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第8技术方案的内窥镜中，上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互不同的波长频带。

本发明的第10技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第8技术方案的内窥镜中，上述照明部由LED构成。

本发明的第11技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第9技术方案的内窥镜中，上述照明部由LED构成。

本发明的第12技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第1技术方案的内窥镜中，上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互不同的波长频带。

本发明的第13技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第12技术方案的内窥镜中，上述照明部由LED构成。

本发明的第14技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第1技术方案的内窥镜中，上述多个照明部的各照明部照射的上述高倍率观察用照明光具有相互大致相同的波长频带。

本发明的第15技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第14技术方案的内窥镜中，上述照明部由LED构成。

本发明的第16技术方案的内窥镜，其特征在于，在上述第1技术方案的内窥镜中，上述照明部由LED构成。

## 附图说明

图1是表示使用本实施方式的内窥镜的内窥镜装置的结构的一例子的图。

图2是表示本实施方式的内窥镜的前端面的结构的一例子的图。

图3是表示本实施方式的内窥镜的突出部的结构与图1中所示不同的一例子的图。

图4是表示本实施方式的内窥镜的前端面的结构与图2中所示不同的一例子的图。

## 具体实施方式

下面参照附图说明本发明的实施方式。图1是表示使用本实施方式的内窥镜的内窥镜装置的结构的一例子的图。图2是表示本实施方式的内窥镜的前端面的结构的一例子的图。图3是表示本实施方式的内窥镜的突出部的结构与图1中所示不同的一例子的图。图4是表示本实施方式的内窥镜的前端面的结构与图2中所示不同的一例子的图。

如图1所示，内窥镜装置100具有内窥镜1、光源装置3、处理器4与监视器5作为其主要部分，该内窥镜1的一部分被插入到作为被检体的生物体内，该光源装置3向内窥镜1供给通常观察用照明光，用于作为低倍率观察的通常观察；该处理器4对从内窥镜1输出的摄像信号进行处理；该监视器5基于从处理器4输出的影像信号显示内窥镜图像等。另外，内窥镜1具有挠性，具有插入生物体内的插入部2和设置在插入部2后端侧的操作部2a。

插入部2在内部具有通常观察用照明光学系统21与通常观察用摄像光学系统22；该通常观察用照明光学系统21传送从光源装置3射出的通常观察用照明光，使该照明光照射在插入部2的前端侧前方，该通常观察用摄像光学系统22对由通常观察用照明光学系统21照射的作为生物体组织等的观察部位6进行摄像。

另外，插入部2设有放大观察用照明光学系统23与放大观察用摄像光学系统24，该放大观察用照明光学系统23将作为高倍率观察用照明光的放大观察用照明光照射插入部2的前端侧前方，该放大观察用摄像光学系统24对由放大观察用照明光学系统23照射的关心部位6a进行摄像。另外，关心部位6a是指观察部位6之中的进行作为高倍率观察的放大观察的生物体组织等的局部部位。

作为低倍率观察用照明光学系统的通常观察用照明光学系统21具有光导件11与照明透镜12，该光导件11传送通常观察用照明光，该照明透镜12将由光导件11传送来的通常观察用照明光照射在插入部2的前端侧前方、对观察部位6进行照明。

另外，作为低倍率观察用摄像光学系统的通常观察用摄像光学系统22具有物镜13与摄像元件14，该物镜13对由通常观察

用照明光照明的观察部位6的像进行成像；该摄像元件14是例如CCD等、被设置在物镜13的成像位置上，拍摄观察部位6的像并将其作为摄像信号输出。

从而，本实施方式的低倍率观察系统由上述通常观察用照明光学系统21及通常观察用摄像光学系统22构成。

另一方面，作为高倍率观察用照明光学系统的放大观察用照明光学系统23构成为具有用于将放大观察用照明光照射在插入部2的前端侧前方的例如多个LED。另外，虽然在本实施方式中的放大观察用照明光学系统23构成为具有作为照明部的LED202a、作为照明部的LED202b及作为照明部的LED202c这3个LED，对于该结构将在后面进行说明，但放大观察用照明光学系统23并不局限于该结构，例如，也可以构成为具有2个LED或者4个以上的LED。

LED202a、LED202b及LED202c根据从后述的LED驱动部201输出的LED驱动控制信号分别进行驱动及发光，例如，将具有相互大致相同的规定的波长频带的照明光作为放大观察用照明光分别照射在插入部2的前端侧前方。另外，由LED202a、LED202b及LED202c照射的放大观察用照明光，例如，具有将与散布在关心部位6a处的色素及血液中的血红蛋白所具有的光学特性相对应的波长频带作为上述规定的波长频带就可以。

另外，作为高倍率观察用摄像光学系统的放大观察用摄像光学系统24由作为对物光学系统的物镜17和摄像元件18构成，该物镜17对由放大观察用照明光照明的关心部位6a的像进行成像，该摄像元件18是例如CCD等、被设置在该物镜17的成像位置，拍摄关心部位6a的像并将关心部位6a的像作为摄像信号输出。

从而，本实施方式的高倍率观察系统构成为具有上述的放大观察用照明光学系统23及放大观察用摄像光学系统24。

光源装置3具有灯31、马达32、RGB滤光器部33和透镜34，该灯31作为发出白色光的通常观察用的光源、例如由氙灯构成，该RGB滤光器部33由马达32旋转驱动，该透镜34将由灯31发出后经RGB滤光器部33出射的作为照明光的通常观察用照明光集中到光导件11的入射端。

RGB滤光器部33具有在被马达32驱动而旋转时、透过R、G及B的波长频带的光的各个滤光器被依次连续地插入在灯31的光轴上那样的结构。

另外，使通常观察用照明光学系统21、通常观察用摄像光学系统22、灯31、RGB滤光器部33、透镜34是分别具有最适合于作为低倍率观察的通常观察的结构的光学系统。另外，使被设置在RGB滤光器部33上的未图示的透过R、G及B的波长频带的光的各个滤光器具有最适合于作为低倍率观察的通常观察的透过率。

另外，使放大观察用照明光学系统23和放大观察用摄像光学系统24是分别具有最适合于高倍率的组织学方面的观察、即放大观察的结构的光学系统。

内窥镜1的操作部2a在内部具有继电器部25和LED驱动部201，另外，在外壳表面上具有观察切换开关26a和观察状态切换开关26b。

观察切换开关26a是用于切换通常观察和放大观察的开关，当做手术者等操作观察切换开关26a时，对处理器4输出观察切换指示信号。将从观察切换开关26a输出的观察切换指示信号输入到处理器4。处理器4根据从观察切换开关26a输出的观察切换指示信号向继电器部25、LED驱动部201与光源装置3

输出控制信号。

由继电器电路等构成的继电器部25根据从处理器4输出的控制信号切换摄像元件14及摄像元件18的驱动状态与摄像状态。

另外，LED驱动部201根据从处理器4输出的控制信号进行控制，使LED202a、LED202b及LED202c之中的任何一个或者多个LED发光或熄灭。

另外，光源装置3根据从处理器4输出的控制信号，通过对灯31及马达32进行控制，改变通常观察用照明光的照射状态。

观察状态切换开关26b构成为下述这样的开关：在进行放大观察时可以选择放大观察用照明光学系统23所具有的多个LED之中的使其发光的一个或多个LED，并且，在由从该一个或多个LED照射的放大观察用照明光照明关心部位6a时，可以选择处理器4中实施的信号处理方法。而且，若做手术者等操作观察状态切换开关26b，则向处理器4输出观察状态切换指示信号。对处理器4输入从观察状态切换开关26b输出的观察状态切换指示信号。处理器4根据从观察状态切换开关26b输出的状态切换指示信号对LED驱动部201输出控制信号，并且将通过由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法处理的摄像信号作为影像信号输出到监视器5。

LED驱动部201根据从处理器4输出的控制信号，进行控制，使LED202a、LED202b及LED202c之中由观察状态切换开关26b的操作所选择的一个或多个LED发光或熄灭。

处理器4构成为具有摄像元件驱动部41、影像信号处理部42、切换控制部43与观察状态切换控制部44，该摄像元件驱动部41产生用于驱动摄像元件14或摄像元件18的任何一个的CCD驱动信号。

影像信号处理部42对从摄像元件14或者摄像元件18经继电器部25输出的摄像信号进行信号处理，进行使内窥镜图像或者放大观察图像显示在监视器5上那样的信号处理。

另外，影像信号处理部42在进行放大观察时，即在检测到从摄像元件18输出的摄像信号时，根据从观察状态切换控制部44输出的控制信号，使用由观察状态的切换开关26b的操作所选择的信号处理方法，进行对该摄像信号的调光等信号处理。然后，影像信号处理部42将上述信号处理后的摄像信号作为影像信号输出到监视器5。

切换控制部43根据从观察切换开关26a输出的观察切换指示信号，对继电器部25、灯31、马达32、摄像元件驱动部41、影像信号处理部42输出用于切换通常观察和放大观察的控制信号。

例如，通过做手术者等的操作，在从观察切换开关26a输出了第1指示信号时，切换控制部43对继电器部25输出用于进行控制的控制信号，从而切断摄像元件18和处理器4的联系，并且将来自摄像元件驱动部41的驱动信号输出到摄像元件14，再使来自摄像元件14的摄像信号输出到影像信号处理部42。

另外，在从观察切换开关26a对切换控制部43输出了第1指示信号时，切换控制部43对摄像元件驱动部41及影像信号处理部42输出控制信号，使之进行作为与摄像元件14对应的处理的通常观察相对应的信号处理。由此，监视器5根据从影像信号处理部42输出的影像信号，将作为通常观察的图像的观察部位6的像作为内窥镜图像来显示。

另外，在从观察切换开关26a对切换控制部43输出了第1指示信号时，切换控制部43点亮灯31，并且输出控制信号使马达32开始旋转驱动。

另外，例如，通过做手术者等的操作，在从观察切换开关26a对切换控制部43输出了第2指示信号时，切换控制部43对继电器25输出用于控制的控制信号，从而切断摄像元件14和处理器4的联系，并且向摄像元件18输出来自摄像元件驱动部41的驱动信号，使来自摄像元件18的摄像信号输出到影像信号处理部42。

然后，在从观察切换开关26a对切换控制部43输出了第2指示信号时，切换控制部43对摄像元件驱动部41及影像信号处理部42输出控制信号，进行使之作为与摄像元件18对应的处理的放大观察相对应的信号处理。另外，在本实施方式中，影像信号处理部42通过检测从切换控制部43根据第2指示信号输出的上述控制信号、检测从摄像元件18输出的摄像信号的情况。另外，在本实施方式中，影像信号处理部42根据上述检测结果，进行作为与放大观察对应的信号处理的上述那样的、根据从观察状态切换控制部44输出的控制信号，使用由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法的信号处理。这样，监视器5根据从影像信号处理部42输出的影像信号，将作为放大观察图像的有关部位6a的图像作为放大观察图像予以显示。

另外，在从观察切换开关26a对切换控制部43输出了第2指示信号时，切换控制部43输出控制信号，使灯31熄灭，同时使马达32的旋转驱动停止。

观察状态切换控制部44根据从观察状态切换开关26b输出的观察状态切换指示信号，输出用于对影像信号处理部42进行控制的控制信号，使之使用由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法进行信号处理。另外，观察状态切换控制部44根据从观察状态切换开关26b输出的观察状态切换指示信号，输出用于对LED驱动部201进行控制的控制信号，使由观

察状态切换开关26b的操作所选择的一个或多个LED发光或者熄灭。

另外，在内窥镜1中的从插入部2的前端面突出的突出部61上设有放大观察用照明光学系统23所具有的多个LED即LED202a、LED202b及LED202c和放大观察用摄像光学系统24的物镜17。

另外，将插入部2所具有的各部分别配置在插入部2及突出部61的前端面上，例如，在图2所示的位置上。

将LED202a、LED202b及LED202c分别配置在在突出部61的前端面上的距离物镜17所具有的光轴不同距离的位置上，例如，在本实施方式中，如图2所示，将LED202a配置在距离物镜17所具有的光轴最近的位置，将LED202c配置在距离物镜17所具有的光轴最远的位置上，将LED202b配置在距离物镜17所具有的光轴比LED202a远、但比LED202c近的位置上。

将被配置在插入部2前端的处理器具突出口81与设置成穿过插入部2的未图示的处理器具的插入通路连通。

下面，对内窥镜装置100的作用进行说明。

首先，做手术者等连接内窥镜装置100的各部，接通各部的电源。其后，做手术者等通过操作观察切换开关26a，使观察切换开关26a输出第1指示信号，将内窥镜装置100的各部设定为通常观察用的状态。然后，做手术者等一边观看在监视器5上显示的内窥镜图像、一边向生物体内插入内窥镜1的插入部2。

然后，做手术者等在插入部2到达了包含关心部位6a的所期望的观察部位6时进行操作，使插入部2的突出部61的前端面与关心部位6a抵接。其后，做手术者等通过操作观察切换开关26a，从观察切换开关26a输出第2指示信号，将内窥镜装置100

的各部设定为放大观察用的状态。

然后，做手术者等在内窥镜装置100的各部成为放大观察用的状态时，通过操作观察状态切换开关26b，选择LED202a、LED202b及LED202c之中使之发光的LED，并且选择该LED发光时在处理器4中进行的信号处理方法。

例如，通过做手术者等对观察状态切换开关26b的操作，使LED202a发光，并且输出观察状态切换指示信号，该观察状态切换指示信号用于在处理器4中实施在LED202a发光时的信号处理方法。处理器4根据从观察状态切换开关26b输出的观察状态切换指示信号，对LED驱动部201进行控制，使LED202a发光，同时使用由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法进行信号处理。

物镜17对由从LED202a照射的放大观察用照明光之中的在关心部位6a的表层附近反射的反射光产生的像进行成像。这样，摄像元件18拍摄物镜17的视场区域中的关心部位6a的表层附近的像，将该表层附近的像作为摄像信号输出。

从摄像元件18输出的摄像信号经继电器部25输入到影像信号处理部42。影像信号处理部42使用由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法，进行对该摄像信号的调光等信号处理，将该处理后的摄像信号作为影像信号对监视器5进行输出。这样，在监视器5上显示作为放大观察图像的关心部位6a的表层附近的图像。

另外，例如，通过做手术者等的观察状态切换开关26b的操作，使LED202b发光，同时输出观察状态切换信号，该观察状态切换指示信号用于在处理器4中实施在LED202b发光时的信号处理方法。处理器4根据从观察状态切换开关26b输出的观察状态切换指示信号，对LED驱动部201进行控制，使

LED202b发光，同时使用由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法进行信号处理。

物镜17对由从LED202b照射的放大观察用照明光之中的在关心部位6a的第1层上反射的反射光所产生的像进行成像，该关心部位6a的第1层在深度方向上距离关心部位6a的表层为第1距离。由此，摄像元件18拍摄物镜17的视场区域中的关心部位6a的第1层的像，将该第1层的像作为摄像信号输出。另外，上述第1距离是与物镜17所具有的光轴与LED202b的配置位置的距离相应的规定距离。

将从摄像元件18输出的摄像信号经继电器部25输入到影像信号处理部42。影像信号处理部42使用由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法，进行对该摄像信号的调光等信号处理，将该处理后的摄像信号作为影像信号输出到监视器5。这样，在监视器5上显示作为放大观察图像的关心部位6a的第1层的图像，该关心部位6a的第1层是在深度方向上距离关心部位6a的表层为第1距离的层。

然后，例如，通过做手术者等对观察状态切换开关26b的操作，使LED202c发光，同时输出观察状态切换指示信号，该观察状态切换指示信号用于在处理器4中实施LED202c发光时的信号处理方法。处理器4根据从观察状态切换开关26b输出的状态切换指示信号，对LED驱动部201进行控制，使LED202c发光，并且使用由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法进行信号处理。

物镜17对由从LED202b照射的放大观察用照明光之中的在关心部位6a的第2层上反射的反射光产生的像进行成像，该关心部位6a的第2层存在于比第1层更深部、在深度方向上距离关心部位6a的表层为第2距离。这样，摄像元件18拍摄物镜17

的视场区域中的关心部位6a的第2层的像，将该第2层的像作为摄像信号输出。上述第2距离是与物镜17所具有的光轴与LED202c的配置位置的距离相应的规定距离。

将从摄像元件18输出的摄像信号经继电器部25输入到影像信号处理部42。影像信号处理部42使用由观察状态切换开关26b的操作所选择的信号处理方法进行对该摄像信号的调光等信号处理，将该处理后的摄像信号作为影像信号输出到监视器5。这样，在监视器5上作为放大观察图像以图像显示关心部位6a的第2层的像，该关心部位6a的第2层是在深度方向距离关心部位6a的表层为第2距离的层。

另外，LED202a、LED202b及LED202c也可以是使多个LED同时发光的物体。此时，在监视器5上在图像重叠的状态下以图像显示关心部位6a的表层附近的像、关心部位6a的第1层的像及关心部位6a的第2层的像之中与发光的多个LED相对应地被摄像了的多个像。

另外，LED202a、LED202b及LED202c不局限于照射具有相互大致相同的波长频带的放大观察用照明光。LED202a、LED202b及LED202c，也可以具有照射具有相互不同的波长频带的放大观察用照明光那样的结构，例如，LED202a照射具有最短的波长频带的放大观察用照明光，LED202c照射具有最长的波长频带的观察用照明光，LED202b照射具有与LED202a及LED202c不同的波长频带的放大观察用照明光。由于LED202a、LED202b及LED202c具有上述的结构，因此摄像元件18例如在从LED202c照射放大观察用照明光时、可以拍摄关心部位6a的第3层的像，该关心部位6a的第3层存在于比关心部位6a的第2层还深的深部、在深度方向上距离关心部位6a的表层为第3距离。

另外，LED202a、LED202b及LED202c不局限于具有在将放大观察用照明光向相互大致相同的照射方向照射、即插入部2的前端侧前方那样的结构。例如如图3所示，也可以通过将LED202a、LED202b及LED202c配置成相对于插入部2的前端侧前方方向相互具有不同的角度，使LED202a、LED202b及LED202c具有在插入部2的前端侧前方向相互不同的照射方向照射放大观察用照明光那样的结构。

另外，作为具有与上述的作用大致相同作用的结构，也可以将LED202a、LED202b及LED202c分别配置在突出部61的前端面上的、例如图4所示的位置上。

具体来说，如图4所示，将LED202a、LED202b及LED202c分别配置在突出部61的前端面上的与物镜17所具有的光轴的距离大致相同的位置上。另外，除了上述那样的配置状态而外，LED202a、LED202b及LED202c具有照射具有相互不同的波长频带的放大观察用照明光那样的结构，LED202a具有照射具有最短的波长频带的放大观察用照明光那样的结构，LED202c具有照射具有最长的波长频带的放大观察用照明光那样的结构。

由于LED202a、LED202b及LED202c具有上述那样的配置状态及结构，因此摄像元件18例如在从LED202a照射放大观察用照明光时，可以拍摄关心部位6a的表层附近的图像，在从LED202b照射放大观察用照明光时，可以拍摄关心部位6a的第1层的图像，另外，在从LED202c照射放大观察用照明光时，可以拍摄关心部位6a的第2层的图像。

另外，本实施方式的内窥镜装置100构成为具有内窥镜1，该内窥镜1将通常观察用照明光学系统与摄像光学系统、和放大观察用照明光学系统与摄像光学系统一体化，但并不局限于

此，本实施方式的内窥镜装置100只要是具有与上述作用大致相同的作用的结构就可以，例如，也可以是将内窥镜和探头作为主要部分的结构，该内窥镜具有通常观察用的照明光学系统及摄像光学系统，该探头可以穿过该内窥镜的处理器具插入通路、在顶端部设置了放大观察用的照明光学系统及摄像光学系统。

如上所述，本实施方式的内窥镜装置100，例如，没有用于使观察光学系统的被摄体侧焦点位置移动的结构那样的复杂的结构，与以往相比可以用简单的结构就可以对存在于深度方向上的所期望部位的细胞进行观察。其结果是，本实施方式的内窥镜装置100可以提高做手术者等对生物体内的细胞进行组织学方面的观察时的诊断能力。

再有，本发明不局限于上述实施方式，不用说，在不脱离发明主旨的范围内可以有各种的变化和应用。

本申请是以2005年6月20日在日本提出的专利申请特愿2005-179724号作为主张优先权的基础而提出的申请，在本说明书、权利要求书及附图中引用了上述专利申请特愿2005-179724号所记载的内容。

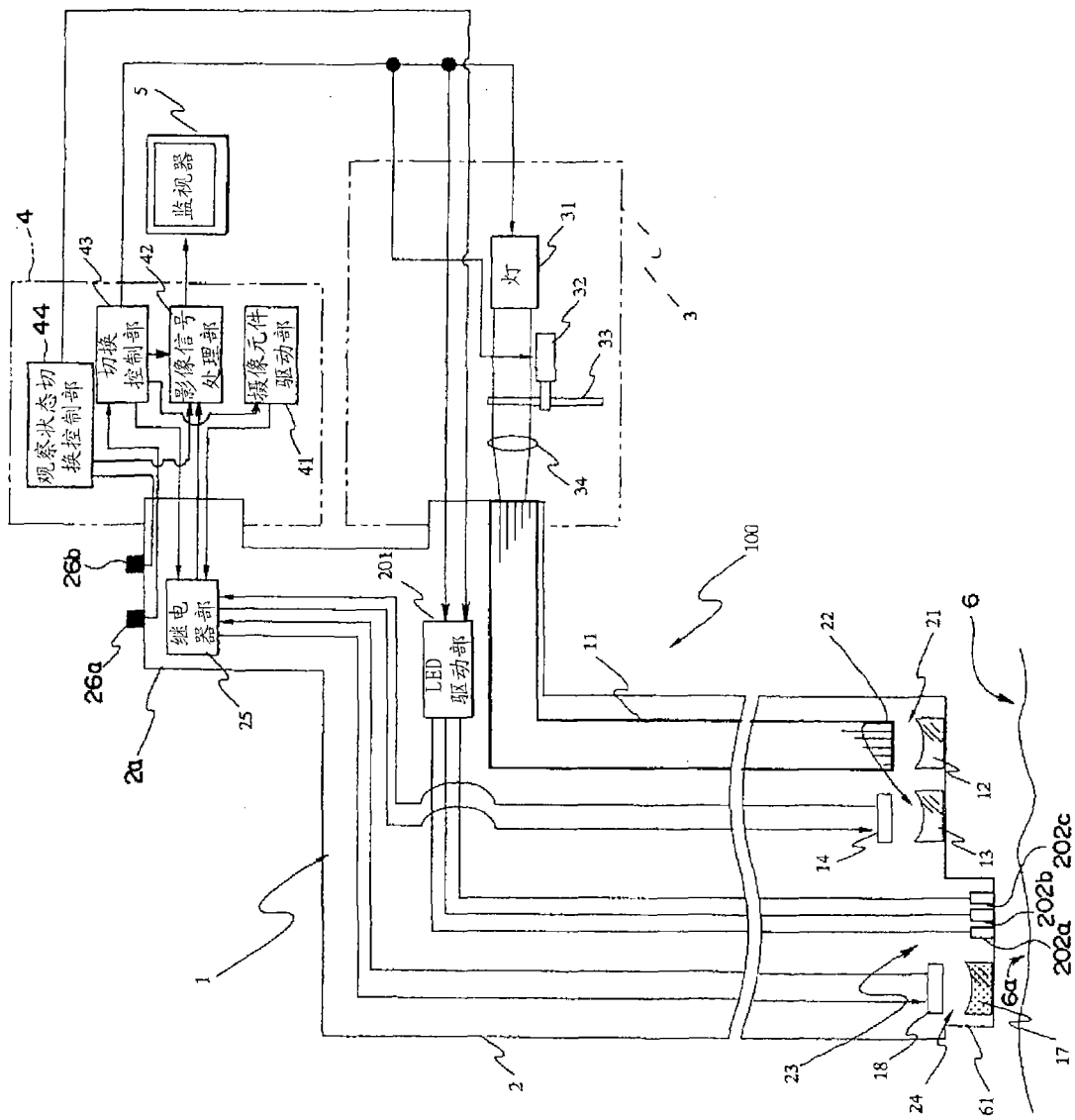


图 1

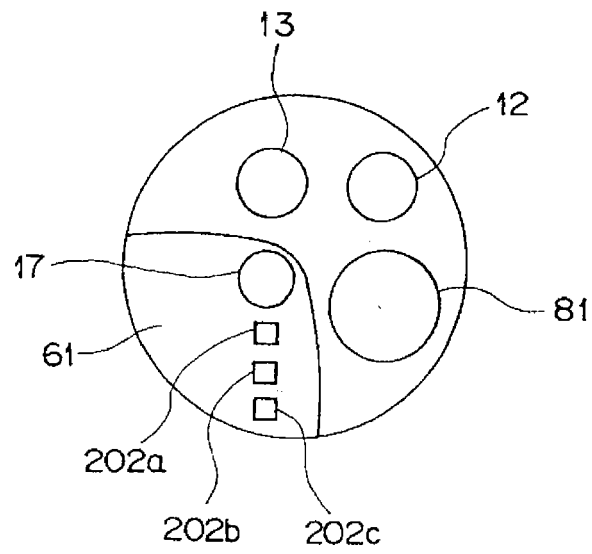


图 2

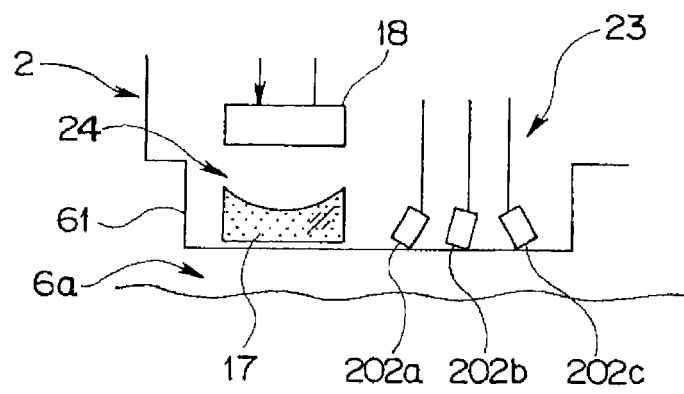


图 3

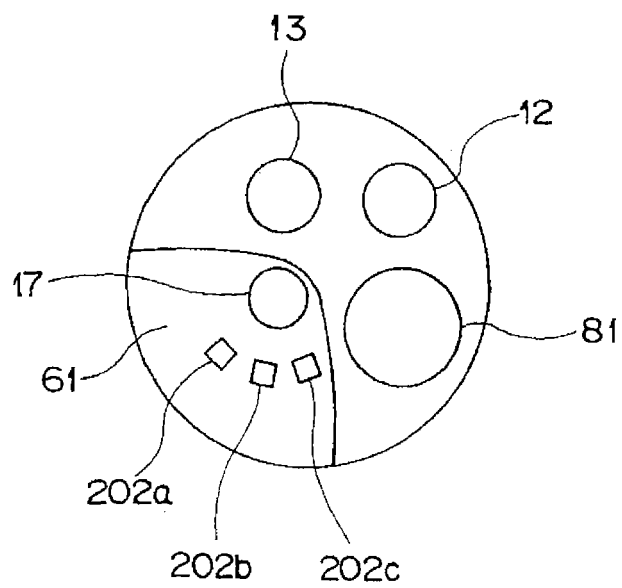


图 4

专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">CN101193583A</a>	公开(公告)日	2008-06-04
申请号	CN200680020102.3	申请日	2006-04-26
[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	道口信行 一村博信		
发明人	道口信行 一村博信		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/0669 A61B1/0638 A61B1/06 A61B1/0676 A61B1/0646 A61B1/0684		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2005179724 2005-06-20 JP		
其他公开文献	CN101193583B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种与以往相比用简单的结构就可以对存在于深度方向上的所期望的部位的细胞进行观察的内窥镜，本发明的内窥镜的特征在于，具有插入部、低倍率观察系统与高倍率观察系统，该插入部用于插入生物体内，该低倍率观察系统被设置在上述插入部，用于对上述生物体内的观察部位进行低倍率观察，该高倍率观察系统被设置在上述插入部，用于对作为上述观察部位的局部部位的关心部位进行高倍率观察，上述高倍率观察系统具有对上述关心部位分别照射高倍率观察用照明光的多个照明部，上述多个照明部在上述插入部的前端面分别被配置在规定位置上。

