

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101193583 B

(45) 授权公告日 2011.05.18

(21) 申请号 200680020102.3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2006.04.26

A61B 1/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

179724/2005 2005.06.20 JP

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.12.06

JP 特开平 5-297288 A, 1993.11.12, 全文 .

CN 1626027 A, 2005.06.15, 全文 .

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/308736 2006.04.26

JP 特开 2005-13484 A, 2005.01.20, 说明书

【0043】-【0044】、附图 2, 6-7.

JP 特开平 6-154155 A, 1994.06.03, 说明书

【0020】-【0022】、附图 1, 5.

(87) PCT申请的公布数据

W02006/137217 JA 2006.12.28

审查员 陈俊

(73) 专利权人 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（普通合伙） 11277

代理人 刘新宇 张会华

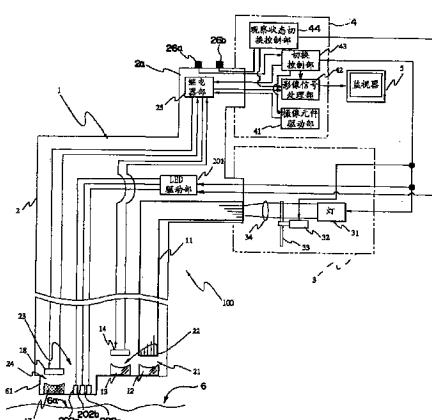
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 2 页

(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自上述插入部的前端面突出的突出部，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高倍率观察用摄像光学系统和对上述关心部位分别照射高倍率观察用照明光的、包含在高倍率观察用照明光学系统内的多个照明部，

上述多个照明部在上述突出部的前端面分别被配置在距上述高倍率观察用摄像光学系统所具有的光轴的距离相互不同的位置，且该位置是能够向上述关心部位的互不相同的深度层照射上述高倍率观察用照明光的位置。

2. 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。

3. 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。

4. 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。

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。

内窥镜

技术领域

[0001] 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

[0002] 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。

[0003] 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。

[0004] 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。

[0005] 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。

[0006] 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。

[0007] 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。

[0008] 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。

[0009] 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。

[0010] 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自上述插入部的前端面突出的突出部,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高倍率观察用摄像光学系统和对上述关心部位分别照射高倍率观察用照明光的、包含在高倍率观察用照明光学系统内的多个照明部,上述多个照明部在上述突出部的前端面分别被配置在距上述高倍率观察用摄像光学系统所具有的光轴的距离相互不同的位置,且该位置是能够向上述关心部位的互不相同的深度层照射上述高倍率

观察用照明光的位置。

[0011] 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。

[0012] 本发明的第 3 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。

[0013] 本发明的第 4 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。

[0014] 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。

[0015] 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。

[0016] 附图说明

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 具体实施方式

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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关心部位 6a 的图像作为放大观察图像予以显示。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 将 LED202a、LED202b 及 LED202c 分别配置在突出部 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。

[0058] 将被配置在插入部 2 前端面的处理器具突出口 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。

[0059] 下面,对内窥镜装置 100 的作用进行说明。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 物镜 17 对由从 LED 202b 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 LED 202b 的配置位置的距离相应的规定距离。

[0068] 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。

[0069] 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 LED 202c 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 LED

202c 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 LED 202c 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。

[0070] 物镜 17 对由从 LED 202c 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 另外,LED202a、ELD202b 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。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 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。

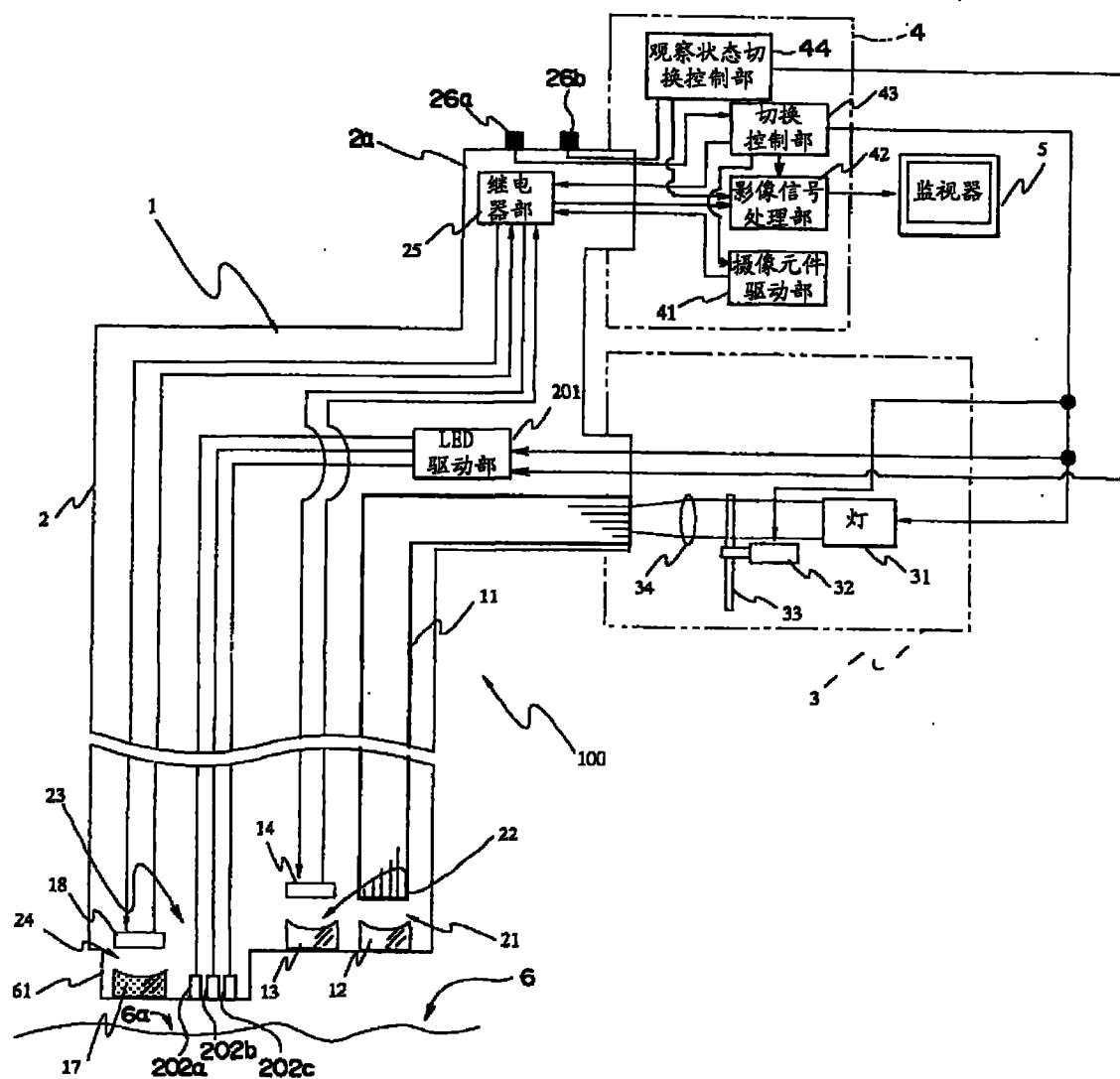


图 1

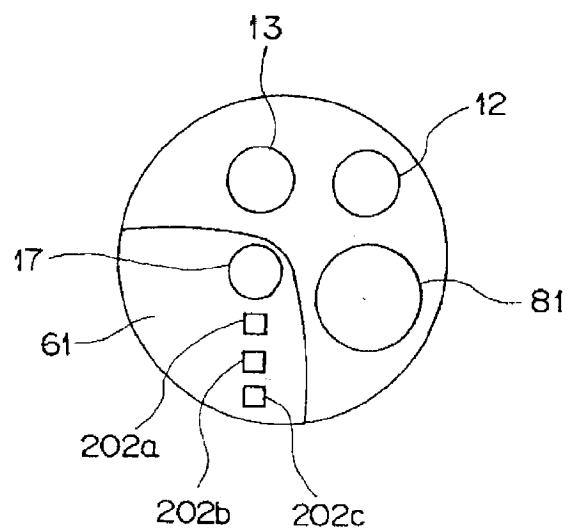


图 2

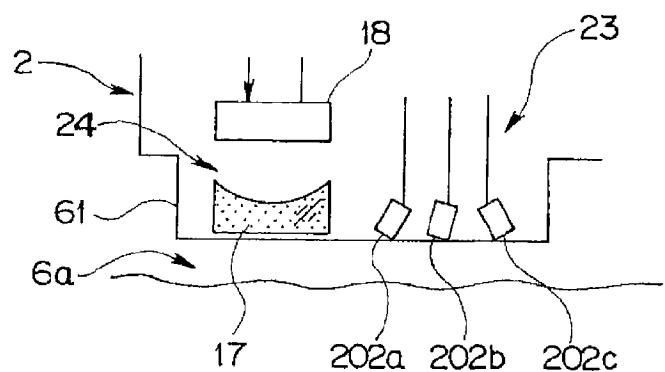


图 3

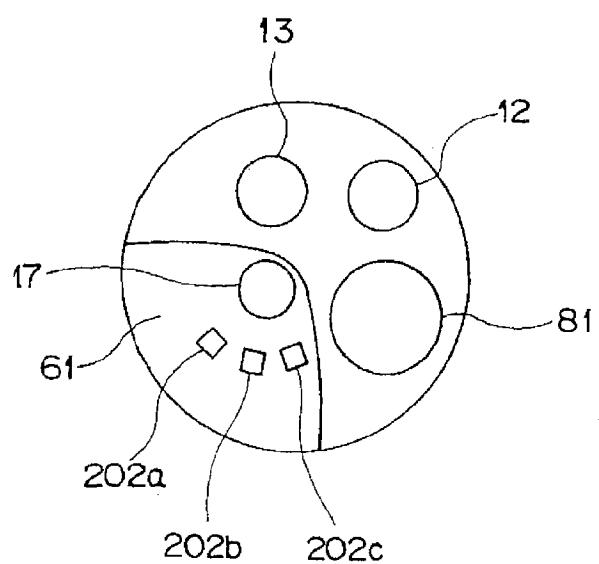


图 4

专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	CN101193583B	公开(公告)日	2011-05-18
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	A61B1/0669 A61B1/0676 A61B1/06 A61B1/0684 A61B1/0646 A61B1/00096 A61B1/0638		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	陈俊		
优先权	2005179724 2005-06-20 JP		
其他公开文献	CN101193583A		
外部链接	Espacenet Sipo		

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。

