



(43)申请公布日 2018.05.11

权利要求书2页 说明书20页 附图6页

1. 一种内窥镜装置,其特征在于,包括:
用于向被摄体投射照明光的第一光源部;
用于向所述被摄体投射治疗光的第二光源部;
用于利用所述被摄体的反射光线拍摄所述被摄体的像的摄像部;
设置于所述被摄体和所述摄像部之间,对所述治疗光的透射率大于零且小于预先基于避免图像过曝的原则确定的透射率上限阈值的光截止滤波器。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,所述第二光源部,包括:
用于向所述被摄体投射中心波长位于610nm至690nm之间的红色激光的激光光源;
或,用于向所述被摄体投射中心波长位于610nm至690nm之间的红色窄带LED光的LED光源。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,所述第一光源部,包括:
用于向所述被摄体投射白光的白光光源;
用于向所述被摄体投射特殊光的特殊光光源;
其中,所述白光为可见光波长范围内的光,所述特殊光为血红蛋白吸收峰对应的波长范围内的光。
4. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,还包括:
设置在内窥镜上的观察模式切换开关;
用于根据用户通过所述观察模式切换开关选定的光源工作模式,对所述第一光源部和所述第二光源部进行相应控制的光源控制组件;
其中,所述光源工作模式包括白光观察模式、特殊光观察模式、白光观察协同光动力治疗模式或特殊光观察协同光动力治疗模式。
5. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,还包括:
用于在所述第一光源部向所述被摄体投射所述白光时,对所述摄像部采集到的图像以预设的色彩校正矩阵进行色彩校正处理的图像色彩校正部;
其中,所述色彩校正矩阵为通过比较第一色彩表现结果和第二色彩表现结果之间的差异,并利用最小二乘法计算得到的矩阵,所述第一色彩表现结果为利用所述白光透过所述光截止滤波器后的光线拍摄所述被摄体的像后得到的图像的色彩表现结果;所述第二色彩表现结果为直接利用所述白光拍摄所述被摄体的像后得到的图像的色彩表现结果。
6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,还包括:
确定当前所述摄像部采集到的图像的亮度值,并根据该亮度值与预设亮度值之间的差异,对所述第一光源部的光源参数进行调整的调光电路和/或对所述摄像部的摄像参数进行调整的摄像控制器。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,还包括:
设置于所述第二光源部和所述被摄体之间,用于专门传输所述治疗光的专用导光光纤。
8. 根据权利要求7所述的内窥镜装置,其特征在于,所述专用导光光纤贯穿所述内窥镜装置的手术器械通道,并伸出所述内窥镜装置的插入部的前端面。
9. 根据权利要求7所述的内窥镜装置,其特征在于,所述第二光源部,还包括:
验证光光源,用于产生用来验证所述专用导光光纤是否能够正常传光的并且波长不同

于所述治疗光的验证光。

10. 根据权利要求1至9任一项所述的内窥镜装置, 其特征在于, 所述光截止滤波器为对所述治疗光的透射率大于或等于0.1%, 并且小于或等于1%的滤波器。

一种内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜技术领域,特别涉及一种内窥镜装置。

背景技术

[0002] 光动力疗法(Photodynamic Therapy,PDT)已被证明是一种治疗恶性肿瘤和癌前病变的有效手段。PDT的临床操作包含以下两个主要步骤:(1)向病患静脉注射光敏剂,待其在人体内经过数小时或数十小时的代谢后,富集于病灶组织;(2)根据光敏剂的光谱吸收特点,向病灶组织照射特定波段和相应剂量的治疗光。

[0003] PDT治疗肿瘤的原理如下:富集在病灶组织的光敏剂分子吸收光子后,能量状态由稳态转为高能状态,并将能量传递给生物组织中的氧分子(三态氧 3O_2),使其被激活形成单态氧(1O_2)和超氧阴离子自由基(O_2^-),后两者对肿瘤细胞中多种生物大分子有很强的破坏作用,从而使肿瘤发生坏死、凋亡,肿瘤组织微血管内皮受损并形成微血栓,最终达到破坏肿瘤组织的目的。

[0004] PDT使用的治疗光可通过导光纤,伸入体腔内部对腔内肿瘤组织实施照射。并且,PDT还可与内窥镜结合,实时监测腔内肿瘤的治疗过程。与内窥镜结合时,PDT的治疗光可通过导光纤,经由内窥镜的手术器械通道伸入体腔对肿瘤组织实施照射,或与内窥镜冷光源整合,使普通观察光与PDT治疗光经由同一束内窥镜的导光光纤传导至内窥镜头端实施腔内照射。

[0005] PDT的治疗光功率通常可达到1~2W,近距离照射病灶区域时光功率密度通常可达到 $0.1W/cm^2 \sim 1W/cm^2$ 量级,因此PDT在与内窥镜配合实施腔内肿瘤治疗时,往往存在以下问题,即被图像传感器接收的由被摄体反射的治疗光的强度远远超过图像传感器的线性响应范围,导致图像过曝,进而造成无法利用内窥镜实时监测PDT治疗过程的不利影响。

[0006] 为了消除由于治疗光引起的图像过曝问题,现有技术中有人提出了在被摄体与内窥镜摄像部之间设置光截止滤波器,通过该光截止滤波器可将治疗光截止,也即在由被摄体反射的反射光中,进入摄像部图像传感器的治疗光的光的强度为0,这样虽然能够达到消除图像过曝问题,但也因此导致人们无法通过由被摄体反射的反射光图像来观察治疗光斑照射区域,进而可能带来因PDT治疗光斑未完全覆盖病变区域导致PDT治疗难以达到预期效果的问题。

发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种内窥镜装置,一方面能够避免出现由于治疗光引起的图像过曝问题,保证了光动力治疗过程的可视化,另一方面能够让部分治疗光透过光截止滤波器到达摄像部,从而可以保证摄像部采集到的图像中包含有治疗光的光斑照射区域,从而有助于医务人员根据上述治疗光的光斑照射区域及时地调整治疗光的光斑大小和位置,使其准确覆盖被摄体的病变区域,保证了光动力疗法的临床效果。其具体方案如下:

- [0008] 本发明公开了一种内窥镜装置,包括:
- [0009] 用于向被摄体投射照明光的第一光源部;
- [0010] 用于向所述被摄体投射治疗光的第二光源部;
- [0011] 用于利用所述被摄体的反射光线拍摄所述被摄体的像的摄像部;
- [0012] 设置于所述被摄体和所述摄像部之间,对所述治疗光的透射率大于零且小于预先基于避免图像过曝的原则确定的透射率上限阈值的光截止滤波器。
- [0013] 可选的,所述第二光源部,包括:
- [0014] 用于向所述被摄体投射中心波长位于610nm至690nm之间的红色激光的激光光源;
- [0015] 或,用于向所述被摄体投射中心波长位于610nm至690nm之间的红色窄带LED光的LED光源。
- [0016] 可选的,所述第一光源部,包括:
- [0017] 用于向所述被摄体投射白光的白光光源;
- [0018] 用于向所述被摄体投射特殊光的特殊光光源;
- [0019] 其中,所述白光为可见光波长范围内的光,所述特殊光为血红蛋白吸收峰对应的波长范围内的光。
- [0020] 可选的,所述内窥镜装置,还包括:
- [0021] 设置在内窥镜上的观察模式切换开关;
- [0022] 用于根据用户通过所述观察模式切换开关选定的光源工作模式,对所述第一光源部和所述第二光源部进行相应控制的光源控制组件;
- [0023] 其中,所述光源工作模式包括白光观察模式、特殊光观察模式、白光观察协同光动力治疗模式或特殊光观察协同光动力治疗模式。
- [0024] 可选的,所述内窥镜装置,还包括:
- [0025] 用于在所述第一光源部向所述被摄体投射所述白光时,对所述摄像部采集到的图像以预设的色彩校正矩阵进行色彩校正处理的图像色彩校正部;
- [0026] 其中,所述色彩校正矩阵为通过比较第一色彩表现结果和第二色彩表现结果之间的差异,并利用最小二乘法计算得到的矩阵,所述第一色彩表现结果为利用所述白光透过所述光截止滤波器后的光线拍摄所述被摄体的像后得到的图像的色彩表现结果;所述第二色彩表现结果为直接利用所述白光拍摄所述被摄体的像后得到的图像的色彩表现结果。
- [0027] 可选的,所述内窥镜装置,还包括:
- [0028] 确定当前所述摄像部采集到的图像的亮度值,并根据该亮度值与预设亮度值之间的差异,对所述第一光源部的光源参数进行调整的调光电路和/或对所述摄像部的摄像参数进行调整的摄像控制器。
- [0029] 可选的,所述内窥镜装置,还包括:
- [0030] 设置于所述第二光源部和所述被摄体之间,用于专门传输所述治疗光的专用导光光纤。
- [0031] 可选的,所述专用导光光纤贯穿所述内窥镜装置的手术器械通道,并伸出所述内窥镜装置的插入部的前端面。
- [0032] 可选的,所述第二光源部,还包括:
- [0033] 验证光光源,用于产生用来验证所述专用导光光纤是否能够正常传光的并且波长

不同于所述治疗光的验证光。

[0034] 可选的,所述光截止滤波器为对所述治疗光的透射率大于或等于0.1%,并且小于或等于1%的滤波器。

[0035] 可见,本发明在被摄体和摄像部之间设有光截止滤波器,并且,上述光截止滤波器对治疗光的透射率大于零并且小于预先基于避免图像过曝的原则确定的透射率上限阈值,这样,一方面能够避免出现由于治疗光引起的图像过曝问题,保证了光动力治疗过程的可视化,另一方面能够让部分治疗光透过光截止滤波器到达摄像部,从而可以保证摄像部采集到的图像中包含有治疗光的光斑照射区域,从而有助于医务人员根据上述治疗光的光斑照射区域及时地调整治疗光的光斑大小和位置,使其准确覆盖被摄体的病变区域,保证了光动力疗法的临床效果。

附图说明

[0036] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0037] 图1是本发明的一种内窥镜装置结构示意图;

[0038] 图2是本发明的一种具体的内窥镜装置结构示意图;

[0039] 图3是本发明所涉及的内窥镜装置的要部结构的一例的图;

[0040] 图4是图3的旋转滤波器的具体结构的一例的图;

[0041] 图5是图4的白光照明用滤波器所具有的透过特性的一例的图;

[0042] 图6是图4的特殊光照明用滤波器所具有的透过特性的一例的图;

[0043] 图7是图3的治疗光光源所发出的治疗光的波长谱带的一例的图;

[0044] 图8是图3的治疗光截止滤波器的透过特性的一例的图;

[0045] 图9是图3的治疗光截止滤波器的透过特性与图8不同的一例的图;

[0046] 图10是本发明所涉及的内窥镜装置的要部结构的一例的图;

[0047] 图11是图10的照明装置的要部结构的一例的图。

具体实施方式

[0048] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0049] 本发明实施例公开了一种内窥镜装置,参见图1所示,包括:

[0050] 用于向被摄体投射照明光的第一光源部001;

[0051] 用于向所述被摄体投射治疗光的第二光源部002;

[0052] 用于利用所述被摄体的反射光线拍摄所述被摄体的像的摄像部003;

[0053] 设置于所述被摄体和所述摄像部003之间,对所述治疗光的透射率大于零且小于预先基于避免图像过曝的原则确定的透射率上限阈值的光截止滤波器004。

[0054] 可见,本发明实施例在被摄体和摄像部之间设有光截止滤波器,并且,上述光截止滤波器对治疗光的透射率大于零并且小于预先基于避免图像过曝的原则确定的透射率上限阈值,这样,一方面能够避免出现由于治疗光引起的图像过曝问题,保证了光动力治疗过程的可视化,另一方面能够让部分治疗光透过光截止滤波器到达摄像部,从而可以保证摄像部采集到的图像中包含有治疗光的光斑照射区域,从而有助于医务人员根据上述治疗光的光斑照射区域及时地调整治疗光的光斑大小和位置,使其准确覆盖被摄体的病变区域,保证了光动力疗法的临床效果。

[0055] 在一种具体实施方式中,所述第二光源部002,具体可以为用于向所述被摄体投射中心波长位于610nm至690nm之间的红色激光的激光光源。

[0056] 在另一种具体实施方式中,所述第二光源部002,具体也可以为用于向所述被摄体投射中心波长位于610nm至690nm之间的红色窄带LED光的LED光源。

[0057] 也即,本实施例中的治疗光的中心波长位于610nm~690nm波段范围内,该治疗光可以是激光,也可以是窄带LED光,该治疗光能够使被摄体内部富集了光敏剂的病变部位产生光毒性物质,进而使病变部位的细胞死亡。

[0058] 进一步的,本实施例中,所述第一光源部001,具体可以包括:

[0059] 用于向所述被摄体投射白光的白光光源;

[0060] 用于向所述被摄体投射特殊光的特殊光光源;

[0061] 其中,所述白光为可见光波长范围内的光,所述特殊光为血红蛋白吸收峰对应的波长范围内的光。

[0062] 具体的,上述特殊光光源投射的特殊光具体可以是包含415nm附近及540nm附近这两个对应于血红蛋白吸收峰的波长频带,并且不包含600nm以上波长频带的的光。

[0063] 本实施例中,通过对第一光源部001和第二光源部002的工作状态进行不同的控制,可以使得内窥镜装置运行在不同的工作模式。本实施例中,将只有白光光源工作时对应的工作模式称为白光观察模式,将只有特殊光光源工作时对应的工作模型称为特殊光观察模式,将白光光源和第二光源部002同时工作时对应的工作模式称为白光观察协同光动力治疗模式,将特殊光光源和第二光源部002同时工作时对应的工作模式称为特殊光观察协同光动力治疗模式。

[0064] 参见图2所示,为了方便用户对内窥镜装置的工作模式进行灵活切换,本实施例中的内窥镜装置,还可以进一步包括:

[0065] 设置在内窥镜上的观察模式切换开关005;以及用于根据用户通过所述观察模式切换开关005选定的光源工作模式,对所述第一光源部001和所述第二光源部002进行相应控制的光源控制组件006;其中,所述光源工作模式包括白光观察模式、特殊光观察模式、白光观察协同光动力治疗模式或特殊光观察协同光动力治疗模式。

[0066] 为了校正由于光截止滤波器004滤除了作为白光观察用的部分红光波段的光而引起的图像颜色偏差,本实施例中的内窥镜装置,还可以进一步包括:

[0067] 用于在所述第一光源部001向所述被摄体投射所述白光时,对所述摄像部采集到的图像以预设的色彩校正矩阵进行色彩校正处理的图像色彩校正部007;

[0068] 其中,所述色彩校正矩阵为通过比较第一色彩表现结果和第二色彩表现结果之间的差异,并利用最小二乘法计算得到的矩阵,所述第一色彩表现结果为利用所述白光透过

所述光截止滤波器004后的光线拍摄所述被摄体的像后得到的图像的色彩表现结果;所述第二色彩表现结果为直接利用所述白光拍摄所述被摄体的像后得到的图像的色彩表现结果。

[0069] 由于本实施例的内窥镜装置包含多种光源,同时具有多种工作模式,为了避免摄像部003采集到的图像出现亮度忽明忽暗的情况,本实施例中的内窥镜装置,还可以进一步包括:

[0070] 确定当前所述摄像部采集到的图像的亮度值,并根据该亮度值与预设亮度值之间的差异,对所述第一光源部001的光源参数进行调整的调光电路和/或对所述摄像部003的摄像参数进行调整的摄像控制器008。本实施例中,上述调光电路具体可以是位于上述光源控制组件006中的一个子电路。

[0071] 进一步的,本实施例中的内窥镜装置,还可以包括:

[0072] 设置于所述第二光源部002和所述被摄体之间,用于专门传输所述治疗光的专用导光光纤。

[0073] 其中,所述专用导光光纤贯穿所述内窥镜装置的手术器械通道,并伸出所述内窥镜装置的插入部的前端面。

[0074] 进一步的,本实施例中的所述第二光源部002,还可以包括:

[0075] 验证光光源,用于产生用来验证所述专用导光光纤是否能够正常传光的并且波长不同于所述治疗光的验证光。

[0076] 具体的,上述验证光光源产生的验证光的波长小于治疗光的波长。另外,上述验证光光源具体可以是激光光源或窄带LED光源。

[0077] 优选的,本实施例中所述光截止滤波器004为对所述治疗光的透射率大于或等于0.1%,并且小于或等于1%的滤波器。

[0078] 在前述实施例的基础上,本发明实施例公开了一种具体的内窥镜装置。本发明实施例中的技术方案涉及图3至图9。图3是表示本发明的第一实施方式所涉及的内窥镜装置的要部结构的一例的图。图4是表示图3的旋转滤波器的具体结构的一例的图。图5是表示图4的白光照明用滤波器所具有的透过特性的一例的图。图6是表示图4的特殊光照明用滤波器所具有的透过特性的一例的图。图7是表示图3的治疗光光源所发出的治疗光的波长谱带的一例的图。图8是表示图3的治疗光截止滤波器的透过特性的一例的图。图9是表示图3的治疗光截止滤波器的透过特性与图8不同的一例的图。

[0079] 如图3所示,本实施方式所涉及的内窥镜装置1具有以下部分构成要部:内窥镜2,其能插入到体腔内,并对体腔内的观察对象30进行拍摄,并向处理器4输出摄像信号;光源装置3,其发出用于观察的照明光,以及用于治疗的治疗光;处理器4,其对从内窥镜2输出的摄像信号实施信号处理;监视器5,其显示从处理器4输出的图像信号;以及工作站6,其对从处理器4输出的图像数据进行数据归档处理。

[0080] 内窥镜2具有插入到体腔内的插入部2a,以及被设置在该插入部2a的后端的操作部2b。另外,插入部2a的内部贯穿有传送照明光的光导纤维15,其向该插入部2a的前端部2c传输由光源装置3发出的照明光。并且,在所述光导纤维15的后端设置有未图示的光导纤维连接器,使其能够拆装自如地连接光源装置3。根据上述结构,从光源装置3发出的照明光经过光导纤维15传输后,经过被设置在插入部2a的前端部2c的照明透镜18之后,以一定的发

散角对体腔内的观察对象30进行照射。

[0081] 光源装置3具有:照明光源7,其发射作为照明用的白光,照明光源7可以由例如氙灯等构成;照明光驱动电路8,其以恒定的驱动电流驱动照明光源7;光圈11,其被设置在照明光源7的出射光路上,根据处理器4的控制来调整照明光源7所发出的白光的光量;旋转滤波器12,在马达13的驱动下根据内窥镜装置1相应的工作模式,使安装在旋转滤波器12上的后述的白光照明用滤波器12a与特殊光照明用滤波器12b其中的一个滤波器进入照明光源7的出射光路;马达13,其根据处理器4的控制相应地使旋转滤波器12旋转;聚光透镜14,其对通过了旋转滤波器12的照明光进行汇聚,并使汇聚后的照明光照射被连接到光源装置3上的导光纤15的入射端面。

[0082] 另外,光源装置3还具有:治疗光源9,其选择性地发射中心波长位于610nm~690nm波段范围内的一个波长的窄带光作为治疗光,其可以是激光,也可以是窄带LED光,该治疗光能够使观察对象30内部富集了光敏剂的病变部位产生光毒性物质,进而使病变部位的细胞死亡;治疗光驱动电路10,其根据处理器4的控制使治疗光源9开启或关闭;贯穿插入部2a的器械通道17并伸出插入部2a的前端部2c的光纤16,其入射端面传输由治疗光源9发出的治疗光,其伸出插入部2a的前端部2c的部分具有能够使来自治疗光源9的治疗光以特定的方向照射观察对象30的光发射端面。并且,在所述光纤16的入射端面设置有未图示的光导纤维连接器,使其能够拆装自如地连接治疗光源9。此外,治疗光驱动电路10还能够根据未图示的治疗光控制电路的控制,调整治疗光源9所发出的治疗光的光量。

[0083] 旋转滤波器12如图4所示那样,是以中心为旋转轴的圆盘状结构,在旋转滤波器12上设置有白光照明用滤波器12a和特殊光照明用滤波器12b。此外,在旋转滤波器12的上述两个滤波器以外的部分由遮蔽光的部件构成。可以理解的是,本实施例中白光照明用滤波器12a和特殊光照明用滤波器12b各自的中心与旋转滤波器12的中心之间的距离均相等,另外,白光照明用滤波器12a的中心指向旋转滤波器12的中心的中心和特殊光照明用滤波器12b的中心指向旋转滤波器12的中心的中心的方向之间的夹角可以是 180° ,也即,本实施例中的白光照明用滤波器12a和特殊光照明用滤波器12b可以对称地设置在旋转滤波器12的中心的两侧,当然上述夹角的大小也可以是其他数值,例如 90° 。

[0084] 白光照明用滤波器12a具有如下的透过特性:作为可见光波长范围内的光,例如如图5所示那样,主要使380nm~700nm的光透过,并使波长大于700nm的光截止。

[0085] 特殊光照明用滤波器12b具有如下的透过特性:作为血红蛋白吸收较高的波段范围内的光(血红蛋白第一吸收峰和第二吸收峰分别位于400nm~425nm和540nm~580nm波段范围内),例如如图6所示那样,主要使380nm~600nm波段范围内的光透过,而使血红蛋白吸收极低的波长大于600nm的光截止。

[0086] 此外,在插入部2a的前端部2c上设置有照明透镜18、治疗光截止滤波器19、物镜20以及CMOS(互补金属氧化物半导体器件)图像传感器21,该照明透镜18使经过导光纤15传输的照明光以特定的角度照射观察对象30,该物镜20使经过了治疗光截止滤波器19的观察对象30的像成像,该CMOS图像传感器21例如是由拜尔滤光片矩阵构成的彩色图像传感器,被设置在物镜20的成像位置上。

[0087] 治疗光截止滤波器19被配置在物镜20的光入射侧,其对来自观察对象30反射的治疗光的透射率被设置为0.1%到1%的范围内,由此使治疗光的强度减弱但并未完全被截

止,进而保证在CMOS图像传感器21拍摄到的观察对象30的像的图像信号经过处理器4处理后的图像信号中,能够观察到来自光纤16的光发射端面发出的治疗光,并且该治疗光的强度不会造成所述图像信号饱和。图8示出本实施方式中的治疗光截止滤波器19的透过特性的一例的图。图9示出本实施方式中的治疗光截止滤波器19的透过特性与图8不同的一例的图。

[0088] CMOS图像传感器21根据处理器4输出的控制信号,拍摄经过治疗光截止滤波器19以及物镜20后的观察对象30的像,并将所拍摄的该观察对象30的像作为摄像信号输出到处理器4。另外,在内窥镜2的操作部2b中设置有存储器31和模式切换开关32,该存储器31保存例如内窥镜2的型号、序列号、白平衡校正用参数等信息,该模式切换开关32能够根据用户的操作相应地输出用于将内窥镜装置1的工作模式切换为如下几个模式中的一个的指示信号:白光观察模式、特殊光观察模式、白光观察协同光动力治疗模式、特殊光观察协同光动力治疗模式。

[0089] 处理器4具有前处理电路33、白平衡校正电路34、图像色彩校正电路35、图像后处理电路36、CPU 37、模式切换电路38、马达控制电路39、调光电路40,以及CMOS控制器41。

[0090] 前处理电路33对来自CMOS图像传感器21的摄像信号实施信号放大、图像去马赛克处理等的前处理并输出RGB图像。

[0091] 白平衡校正电路34根据CPU 37的控制,读取存储在存储器31中的白平衡校正用参数,并将该白平衡校正用参数应用于来自前处理电路33的RGB图像,对该RGB图像实施白平衡校正处理并输出。

[0092] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制,对从白平衡校正电路34输出的RGB图像实施与内窥镜装置1的工作模式相对应的图像变换处理。

[0093] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制,对从图像色彩校正电路35输出的RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理并输出。

[0094] CPU 37读取存储在存储器31中的信息,并根据所读入的信息对处理器4的各部分进行相应的控制。

[0095] 模式切换电路38根据来自模式切换开关32的指示信号和CPU 37的控制,进行用于将处理器4的工作模式切换为如下几个模式中的一个的控制:白光观察模式、特殊光观察模式、白光观察协同光动力治疗模式、特殊光观察协同光动力治疗模式。

[0096] 马达控制电路39根据模式切换电路38的控制来控制马达13,将旋转滤波器12上的白光照明用滤波器12a或特殊光照明用滤波器12b与内窥镜装置1的工作模式相对地被配置在照明光源7的出射光路上。由此,光源装置3射出与内窥镜装置1的工作模式相应的照明光。

[0097] 另外,治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制,与内窥镜装置1的工作模式相应地控制治疗光源9开启或关闭。具体而言,治疗光源9根据治疗光驱动电路10的控制,在白光观察模式、特殊光观察模式下处于关闭状态,在白光观察协同光动力治疗模式、特殊光观察协同光动力治疗模式下处于开启状态。治疗光源9出射的治疗光照射光纤16的入射端面。光纤16贯穿插入部2a的器械通道17,其光发射端面伸出插入部2a的前端部2c,使来自治疗光源9的治疗光以特定的方向照射观察对象30。

[0098] 调光电路40根据模式切换电路38的控制,对来自经过图像色彩校正电路35处理后

的RGB图像信号进行与内窥镜装置1的工作模式相对应的亮度值计算,并计算该亮度值与目标亮度值的差值,根据该差值控制光圈11的遮光量,使得光源装置3以适当的光量发射照明光。

[0099] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制,对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。

[0100] 监视器5对经过处理器4处理后的图像进行显示。

[0101] 工作站对从处理器4输出的图像数据进行数据归档处理。

[0102] 以下说明本实施方式的内窥镜装置1的作用。

[0103] 首先,接通内窥镜装置1的各部分(即内窥镜2、光源装置3、处理器4、监视器5以及工作站6)的电源。将内窥镜装置1的各部分设置为起动状态,设内窥镜装置工作模式为白光观察模式。

[0104] 在白光观察模式的情况下,模式切换电路38根据CPU 37的控制和模式切换开关32的指示信号对处理器4的各部分进行控制,使处理器4的各部分进行与白光观察模式相应的动作。

[0105] 马达控制电路39根据观察模式切换电路38的控制来控制马达13,马达13带动旋转滤波器12进行相应的旋转,将白光照明用滤波器12a配置在照明光源7的出射光路上。经过白光照明用滤波器12a滤波后的照明光被聚光透镜14汇聚后照射在光导纤维15的入射端面上,经过光导纤维15传输和照明透镜18扩散后,以特定的照射角度照射观察对象30。

[0106] 另外,治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制,使治疗光源9关闭。

[0107] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制,对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。CMOS图像传感器21根据CMOS控制器41的控制信号进行相应的动作,将每个电子快门时间内拍摄的对象30的像作为摄像信号输出至前处理电路33。

[0108] 从CMOS图像传感器21输出的摄像信号在通过前处理电路33实施信号放大和图像去马赛克等前处理、通过白平衡校正电路34实施白平衡校正后,被输入到图像色彩校正电路35。

[0109] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制,使用预设的图像颜色校正矩阵对从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号进行基于矩阵变换的图像颜色校正处理,并输出与白光观察模式相对应的RGB图像。上述图像色彩校正处理用于校正由于治疗光截止滤波器19滤除了作为白光观察用的部分红光波段的光而造成的从白平衡校正电路34输出的RGB图像的颜色偏差。

[0110] 在此,说明所述预设的图像颜色校正矩阵的计算方法的具体例。

[0111] 以从内窥镜装置1中去除治疗光截止滤光片19,并且其他要部结构与内窥镜装置1相同的内窥镜装置101(未图示)作为用于图像颜色校正的参考装置。该未图示的内窥镜装置101由以下要部结构组成:从内窥镜2中去除了治疗光截止滤光片19的内窥镜2R,以及与内窥镜装置1的要部构件及功能相同的光源装置3、处理器4、监视器5、工作站6。

[0112] 首先,从内窥镜装置101的光源装置3出射的白色照明光通过光导纤维15和照明透镜18后,照射标准色卡的色块i;使内窥镜2R的前端面2c与色块i保持平行,并保持前端面2c与色块i为固定距离,由内窥镜2R的CMOS图像传感器21拍摄该色块i的像的图像的均值,记

为 $v_i = [R_i, G_i, B_i]^T$, 其中“T”表示矩阵转置。在与拍摄上述色块i的所有拍摄条件均相同的条件下, 拍摄标准色卡的下一个色块, 直至完成m个色块的像的图像的拍摄。

[0113] 其次, 在与使用内窥镜装置101拍摄上述m个色块的像的图像的拍摄条件完全相同的条件下, 使内窥镜装置1的内窥镜2的CMOS图像传感器21拍摄上述m各色块的像的图像, 其中色块i的像的图像的均值记为 $v'_i = [R'_i, G'_i, B'_i]^T$ 。

[0114] v_i 与 v'_i 通过以下公式(1)建立联系:

$$v_i = A_{3 \times 3}^T \cdot v'_i, i \in [1, m] \quad (1)$$

[0116] 其中 $A_{3 \times 3}^T$ 为维数为 3×3 的矩阵, 进一步地, 推广到m个色卡, 建立如公式(2)的关系式:

$$[v_1 \ v_2 \ \cdots \ v_m] = A_{3 \times 3}^T \cdot [v'_1 \ v'_2 \ \cdots \ v'_m] \quad (2)$$

[0118] 矩阵 $A_{3 \times 3}^T$ 由公式(3)计算得到:

$$A = (I_{in} \cdot I_{in}^T)^{-1} \cdot (I_{in} \cdot I_{out}^T) \quad (3)$$

[0120] 上述公式(3)中, $I_{in} = [v'_1 \ v'_2 \ \cdots \ v'_m]$, $I_{out} = [v_1 \ v_2 \ \cdots \ v_m]$ 。将上述公式(3)计算得到的 $A_{3 \times 3}^T$ 作为预设的矩阵参数存入处理器4的图像色彩校正电路35中, 并利用上述公式(1)对从白平衡校正电路输出的RGB图像信号进行色彩校正处理, 即可对因内窥镜2配置了治疗光截止滤波器19而导致从CMOS图像传感器21向处理器4输出的图像信号为偏色的图像信号的情况进行改善。

[0121] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制, 对从图像色彩校正电路35输出的RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理, 并将处理结果输出至监视器5和工作站6。

[0122] 调光电路40根据从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号和模式切换电路38的控制来相应地控制光圈11的遮光量, 使得从光源装置3出射的照明光为适于白光观察模式下进行内窥镜观察的光量。

[0123] 下面说明调光电路40如何控制光圈11的光圈量。在内窥镜装置1工作在白光观察模式的情况下, 调光电路40按照下述公式(4)计算来自图像色彩校正电路35的RGB图像信号的亮度值Y:

$$Y = 0.2126 \langle R \rangle + 0.7154 \langle G \rangle + 0.072 \langle B \rangle \quad (4)$$

[0125] 其中, $\langle R \rangle$ 、 $\langle G \rangle$ 、 $\langle B \rangle$ 分别为RGB图像中的亮度测量区域内的R颜色通道、G颜色通道、B颜色通道的均值。

[0126] 另外, 调光电路40计算上述亮度值Y与目标亮度值 Y_0 的差值D, 记为 $D = Y - Y_0$, 当该差值D大于0时, 调光电路40控制光圈11以与该差值D相对应的预设的调节量减小光圈量, 当该差值D小于0时, 调光电路40控制光圈11以与该差值D相对应的预设的调节量增大光圈量, 由此使得光源装置3以适当的光量发射白色照明光。

[0127] 然后, 通过在处理器4中进行如上所述的处理等, 在监视器5上对再现了内窥镜2不具有治疗光截止滤波器19的情况下的色调的观察对象30的像进行图像显示。

[0128] 另外, 用户通过操作模式切换开关32将内窥镜装置1的观察模式从白光观察模式切换为特殊光观察模式。

[0129] 在处理器4被设定为特殊光观察模式的情况下, 模式切换电路38根据从模式切换开关32输出的指示信号对处理器4的各部分进行控制, 使得处理器4的各部分进行与特殊光

观察模式相应的动作。

[0130] 马达控制电路39根据模式切换电路38的控制来控制马达13,马达13带动旋转滤波器12进行相应的旋转,将特殊光照明用滤波器12b配置在照明光源7的出射光路上。经过特殊光照明用滤波器12b滤波后的照明光被聚光透镜14汇聚后照射在光导纤维15的入射端面上,经过光导纤维15传输和照明透镜18扩散后,以特定的照射角度照射观察对象30。

[0131] 另外,治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制,使治疗光源9关闭。

[0132] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制,对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。CMOS图像传感器21根据CMOS控制器41的控制信号进行相应的动作,将每个电子快门时间内拍摄的观察对象30的像作为摄像信号输出至前处理电路33。

[0133] 从CMOS图像传感器21输出的摄像信号在通过前处理电路33实施信号放大和图像去马赛克等前处理、通过白平衡校正电路34实施白平衡校正后,被输入到图像色彩校正电路35。

[0134] 此外,在特殊光观察模式下,内窥镜装置1的白平衡校正功能被设置为不受用户控制的锁定状态,白平衡校正电路34的白平衡校正参数被配置成与白光观察模式下的白平衡校正参数相同的参数。

[0135] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制,使用预设的图像颜色变换矩阵对从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号进行基于矩阵变换的图像颜色变换处理,并输出与特殊光观察模式相对应的RGB图像。所述预设的图像颜色变换矩阵例如使从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号中的G颜色通道和B颜色通道按照特定的权重组合成为新的RGB图像信号输出。在图像色彩校正电路35对从白平衡校正电路34输入的RGB图像通过上述的图像颜色变换的情况下,从图像色彩校正电路35输出的新的RGB图像不再含有原来从白平衡校正电路34输入的RGB图像信号的R颜色通道的成分。在此情况下,由于治疗光截止滤光片19仅使波长位于610nm~690nm红光波段范围内的治疗光的强度大幅衰减,而对来自观察对象30反射的特殊光中的绿光和蓝光的光几乎无影响,因此在特殊光观察模式下,图像色彩校正电路35对来自白平衡校正电路34的RGB图像信号只进行如上所述的图像颜色变换处理,而无需像在白光观察模式下那样进行图像色彩校正处理。

[0136] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制,对从图像色彩校正电路35输出的RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理,并将处理结果输出至监视器5和 workstation 6。

[0137] 调光电路40根据从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号和模式切换电路38的控制,对光圈11的遮光量实施例如在白光观察模式下那样的控制,使得从光源装置3出射的照明光为适于特殊光观察模式下进行内窥镜观察的光量。

[0138] 然后,通过在处理器4中进行如上所述的处理等,在监视器5上对特殊光观察模式下的观察对象30的像进行图像显示。

[0139] 另外,用户通过操作模式切换开关32将内窥镜装置1的观察模式从特殊光观察模式切换为白光观察协同光动力治疗模式。

[0140] 在处理器4被设定为白光观察协同光动力治疗模式的情况下,模式切换电路38根据从模式切换开关32输出的指示信号对处理器4的各部分进行控制,使得处理器4的各部分

进行与白光观察协同光动力治疗模式相应的动作。

[0141] 马达控制电路39根据模式切换电路38的控制来控制马达13,马达13带动旋转滤波器12进行相应的旋转,将白光照明用滤波器12a配置在照明光源7的出射光路上。经过白光照明用滤波器12a滤波后的照明光被聚光透镜14汇聚后照射在光导纤维15的入射端面上,经过光导纤维15传输和照明透镜18扩散后,以特定的照射角度照射观察对象30。

[0142] 另外,治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制,使治疗光源9开启。治疗光源9出射的治疗光照射光纤16的入射端面。光纤16贯穿插入部2a的器械通道17,其光发射端面伸出插入部2a的前端部2c,使来自治疗光源9的治疗光以特定的方向(例如沿光纤19的侧方或前方)照射观察对象30。

[0143] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制,对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。CMOS图像传感器21根据CMOS控制器41的控制信号进行相应的动作,将每个电子快门时间内拍摄的观察对象30的像作为摄像信号输出至前处理电路33。

[0144] 从CMOS图像传感器21输出的摄像信号在通过前处理电路33实施信号放大和图像去马赛克等前处理、通过白平衡校正电路34实施白平衡校正后,被输入到图像色彩校正电路35。

[0145] 此外,在白光观察协同光动力治疗模式下,内窥镜装置1的白平衡校正功能被设置为不受用户控制的锁定状态,存储器31中保存的白平衡校正电路34的白平衡校正参数被配置成与白光观察模式下的白平衡校正参数相同的参数。

[0146] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制,使用与在白光观察模式下的预设的图像颜色校正矩阵相同的矩阵对从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号进行基于矩阵变换的图像颜色校正处理,并输出与白光观察协同光动力治疗模式相对应的RGB图像。上述图像色彩校正处理用于校正由于治疗光截止滤波器19滤除了由观察对象30反射的从光源装置3出射的白色照明光中的部分红光波段的光而造成的从白平衡校正电路34输出的RGB图像的颜色偏差。

[0147] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制,对从图像色彩校正电路35输出的RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理,并将处理结果输出至监视器5和 workstation 6。

[0148] 调光电路40根据从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号和模式切换电路38的控制来相应地控制光圈11的遮光量,使得从光源装置3出射的照明光为适于白光观察协同光动力治疗模式下进行内窥镜观察的光量。

[0149] 另外,在内窥镜装置1的工作模式处于白光观察协同光动力治疗模式的情况下,治疗光源9处于开启状态。但是,治疗光源9出射的治疗光的强度不受处理器4的控制,因此当观察对象30与内窥镜2的插入部2a的前端面2c的距离发生变化时,在CMOS图像传感器21拍摄到的观察对象30的像的图像中,来自观察对象30反射的治疗光的强度发生改变。在内窥镜装置1工作在白光观察协同光动力治疗模式的情况下,调光电路40若按照与白光观察模式下的调光方法相同的方法进行调光,将造成图像闪烁的不利影响。

[0150] 鉴于上述的点,在内窥镜装置1工作在白光观察协同光动力治疗模式的情况下,调光电路40以从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号的例如G通道或B通道作为该RGB图

像信号的亮度值 Y 。计算该亮度值 Y 与目标亮度值 Y_0 的差值 D ，记为 $D=Y-Y_0$ ，当该差值 D 大于0时，调光电路40控制光圈11以与该差值 D 相对应的预设的调节量减小光圈量，当该差值 D 小于0时，调光电路40控制光圈11以与该差值 D 相对应的预设的调节量增大光圈量，由此使得光源装置3以适当的光量发射白色照明光。

[0151] 然后，通过在处理器4中进行如上所述的处理等，在监视器5上对白光观察协同光动力治疗模式下的观察对象30的像进行图像显示。

[0152] 另外，用户通过操作模式切换开关32将内窥镜装置1的观察模式从白光观察协同光动力治疗模式切换为特殊光观察协同光动力治疗模式。

[0153] 在处理器4被设定为特殊光观察协同光动力治疗模式的情况下，模式切换电路38根据从模式切换开关32输出的指示信号对处理器4的各部分进行控制，使得处理器4的各部分进行与特殊光观察协同光动力治疗模式相应的动作。

[0154] 马达控制电路39根据模式切换电路38的控制来控制马达13，马达13带动旋转滤波器12进行相应的旋转，将特殊光照明用滤波器12b配置在照明光源7的出射光路上。经过特殊光照明用滤波器12a滤波后的照明光被聚光透镜14汇聚后照射在光导纤维15的入射端面上，经过光导纤维15传输和照明透镜18扩散后，以特定的照射角度照射观察对象30。

[0155] 另外，治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制，使治疗光源9开启。治疗光源9出射的治疗光照射光纤16的入射端面。光纤16贯穿插入部2a的器械通道17，其光发射端面伸出插入部2a的前端部2c，使来自治疗光源9的治疗光以特定的方向（例如沿光纤19的侧方或前方）照射观察对象30。

[0156] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制，对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。CMOS图像传感器21根据CMOS控制器41的控制信号进行相应的动作，将每个电子快门时间内拍摄的观察对象30的像作为摄像信号输出至前处理电路33。

[0157] 从CMOS图像传感器21输出的摄像信号在通过前处理电路33实施信号放大和图像去马赛克等前处理、通过白平衡校正电路34实施白平衡校正后，被输入到图像色彩校正电路35。

[0158] 此外，在特殊光观察协同光动力治疗模式下，内窥镜装置1的白平衡校正功能被设置为不受用户控制的锁定状态，白平衡校正电路34的白平衡校正参数被配置成与白光观察模式下的白平衡校正参数相同的参数。

[0159] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制，使用与在特殊光观察模式下的预设的图像颜色变换矩阵相同的预设的图像颜色变换矩阵对从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号进行基于矩阵变换的图像颜色变换处理，并输出与特殊光观察协同光动力治疗模式相对应的RGB图像。

[0160] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制，对从图像色彩校正电路35输出的RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理，并将处理结果输出至监视器5和 workstation 6。

[0161] 调光电路40根据从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号和模式切换电路38的控制来相应地控制光圈11的遮光量，使得从光源装置3出射的照明光为适于特殊光观察协同光动力治疗模式下进行内窥镜观察的光量。

[0162] 在内窥镜装置1工作在特殊光观察协同光动力治疗模式的情况下,调光电路40按照上述公式(4)计算从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号亮度值Y,计算该亮度值Y与目标亮度值 Y_0 的差值D,记为 $D=Y-Y_0$,当该差值D大于0时,调光电路40控制光圈11以与该差值D相对应的预设的调节量减小光圈量,当该差值D小于0时,调光电路40控制光圈11以与该差值D相对应的预设的调节量增大光圈量,由此使得光源装置3以适当的光量发射特殊光观察用照明光。

[0163] 另外,当内窥镜装置1工作在特殊光观察协同光动力治疗模式的条件下时,在图像色彩校正电路35对从白平衡校正电路34输入的RGB图像通过上述的图像颜色变换的情况下,从图像色彩校正电路35输出的新的RGB图像不再含有原来从白平衡校正电路34输入的RGB图像信号的R颜色通道的成分。因此,按照上述公式(4)那样计算从图像色彩校正电路35输出的图像信号亮度值Y并进行如上所述的调光时,不会发生因观察对象30与内窥镜2的插入部2a的前端面2c的距离发生变化而造成图像闪烁。

[0164] 然后,通过在处理器4中进行如上所述的处理等,在监视器5上对特殊光观察协同光动力治疗模式下的观察对象30的像进行图像显示。

[0165] 在前述实施例的基础上,本发明实施例公开了另一种具体的内窥镜装置。本发明实施例的技术方案涉及图10和图11。图10是表示本发明的第二实施方式所涉及的内窥镜装置的要部结构的一例的图。图11是表示图10的光源装置的具体结构的一例的图。

[0166] 此外,关于具有与上述的各实施方式相同的结构的部分,省略详细说明。另外,本实施方式的内窥镜装置的结构与上述的各实施方式的内窥镜装置的结构大致相同。因此,以后主要说明具有与上述各实施方式的内窥镜装置都不同的结构或作用的部分。

[0167] 如图10所示,本实施方式所涉及的内窥镜装置1A具有以下部分构成要部:内窥镜2;光源装置3A,其设置有由两个或两个以上的波长频带的光源组合形成的照明光,以及用于治疗的治疗光;处理器4A,其具有从处理器4中去除马达控制电路39的特点;监视器5;以及工作站6。

[0168] 光源装置3A具有:照明光源7A,其发射由两个或两个以上波长频带的光源组合形成的照明光,照明光源7A例如可以像图11所示的那样由白色LED7A1与波长频带位于400nm~430nm的紫色LED 7A2通过反射镜7A4和二向色镜7A3进行光束合光组合构成;照明光驱动电路8A,其根据处理器4A的控制来控制照明光源7A的各波长频带的光的光量;聚光透镜14,其对从照明光源7A出射的照明光进行汇聚,并使汇聚后的照明光照射被连接到光源装置3上的导光纤维15的入射端面;并且,光源装置3A具有从光源装置3中去除光圈11、旋转滤波器12、马达13的特点。

[0169] 另外,光源装置3A还具有:治疗光源9,其选择性地发射中心波长位于610nm~690nm波段范围内的一个波长的窄带光作为治疗光,其可以是激光,也可以是窄带LED光,该治疗光能够使观察对象30内部富集了光敏剂的病变部位产生光毒性物质,进而使病变部位的细胞死亡;治疗光驱动电路10,其根据处理器4的控制使治疗光源9开启或关闭;贯穿插入部2a的器械通道17并伸出插入部2a的前端部2c的光纤16,其入射端面传输由治疗光源9发出的治疗光,其伸出插入部2a的前端部2c的部分具有能够使来自治疗光源9的治疗光以特定的方向照射观察对象30的光发射端面。并且,在所述光纤16的入射端面设置有未图示的光导纤维连接器,使其能够拆装自如地连接治疗光源9。此外,治疗光驱动电路10还能够根

据未图示的治疗光控制电路的控制,调整治疗光源9所发出的治疗光的光量。

[0170] 处理器4A具有前处理电路33、白平衡校正电路34、图像色彩校正电路35、图像后处理电路36、CPU 37、模式切换电路38、调光电路40,以及CMOS控制器41。

[0171] 模式切换电路38根据来自模式切换开关32的指示信号和CPU 37的控制来控制照明光驱动电路8A和治疗光驱动电路10,由此来将处理器4的工作模式切换为如下几个模式中的一个:白光观察模式、特殊光观察模式、白光观察协同光动力治疗模式、特殊光观察协同光动力治疗模式。

[0172] 调光电路40根据模式切换电路38的控制,对来自经过图像色彩校正电路35处理后的RGB图像信号进行与内窥镜装置1A的工作模式相对应的亮度值计算,并计算该亮度值与目标亮度值的差值,根据该差值控制照明光驱动电路8A的驱动电流,使照明光源7A以适当的光量发射与内窥镜装置1A的工作模式相对应的照明光。

[0173] 以下说明本实施方式的内窥镜装置1A的作用。

[0174] 首先,接通内窥镜装置1A的各部分(即内窥镜2、光源装置3A、处理器4A、监视器5以及工作站6)的电源。将内窥镜装置1的各部分设置为起动状态,设内窥镜装置工作模式为白光观察模式。

[0175] 在白光观察模式的情况下,模式切换电路38根据CPU 37的控制和模式切换开关32的指示信号对处理器4A的各部分进行控制,使处理器4A的各部分进行与白光观察模式相应的动作。

[0176] 照明光驱动电路8A根据模式切换电路38的控制,使照明光源7A的各波长频带的光按照与白光观察模式相对应的出射光功率比值发射照明光,例如使图11所示的白色LED 7A1出射的光量与紫色LED 7A2出射的光量按照与白光观察模式相对应的出射光功率比值发射照明光。照明光源7A出射的照明光被聚光透镜14汇聚后照射在光导纤维15的入射端面上,经过光导纤维15传输和照明透镜18扩散后,以特定的照射角度照射观察对象30。

[0177] 另外,治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制,使治疗光源9关闭。

[0178] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制,对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。CMOS图像传感器21根据CMOS控制器41的控制信号进行相应的动作,将每个电子快门时间内拍摄的观察对象30的像作为摄像信号输出至前处理电路33。

[0179] 从CMOS图像传感器21输出的摄像信号在通过前处理电路33实施信号放大和图像去马赛克等前处理、通过白平衡校正电路34实施白平衡校正后,被输入到图像色彩校正电路35。

[0180] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制,使用预设的图像颜色校正矩阵对从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号进行基于矩阵变换的图像颜色校正处理,并输出与白光观察模式相对应的RGB图像。上述图像色彩校正处理用于校正由于治疗光截止滤波器19滤除了作为白光观察用的部分红光波段的光而造成的从白平衡校正电路34输出的RGB图像的颜色偏差。

[0181] 在此,说明所述预设的图像颜色校正矩阵的计算方法的具体例。

[0182] 以从内窥镜装置1A中去除治疗光截止滤光片19,并且其他要部结构与内窥镜装置1A相同的内窥镜装置102(未图示)作为用于图像颜色校正的参考装置。该未图示的内窥镜

装置102由以下要部结构组成：从内窥镜2中去除了治疗光截止滤光片19的内窥镜2R，以及
与内窥镜装置1A的要部构件及功能相同的光源装置3、处理器4、监视器5、工作站6。

[0183] 首先，从内窥镜装置102的光源装置3A出射的白色照明光通过光导纤维15和照明
透镜18后，照射标准色卡的色块i；使内窥镜2R的前端面2c与色块i保持平行，并保持前端面
2c与色块i为固定距离，由内窥镜2R的CMOS图像传感器21拍摄该色块i的像的图像的均值，
记为 $v_i = [R_i, G_i, B_i]^T$ ，其中“T”表示矩阵转置。在与拍摄上述色块i的所有拍摄条件均相同的
条件下，拍摄标准色卡的下一个色块，直至完成m个色块的像的图像的拍摄。

[0184] 其次，在与使用内窥镜装置102拍摄上述m个色块的像的图像的拍摄条件完全相同
的条件下，使内窥镜装置1A的内窥镜2的CMOS图像传感器21拍摄上述m各色块的像的图像，
其中色块i的像的图像的均值记为 $v'_i = [R'_i, G'_i, B'_i]^T$ 。

[0185] v_i 与 v'_i 通过以下公式(5)建立联系：

$$[0186] \quad v_i = A_{3 \times 3}^T \cdot v'_i, i \in [1, m] \quad (5)$$

[0187] 其中 $A_{3 \times 3}^T$ 为维数为 3×3 的矩阵，进一步地，推广到m个色卡，建立如公式(6)的关系
式：

$$[0188] \quad [v_1 \ v_2 \ \cdots \ v_m] = A_{3 \times 3}^T \cdot [v'_1 \ v'_2 \ \cdots \ v'_m] \quad (6)$$

[0189] 矩阵 $A_{3 \times 3}^T$ 由公式(7)计算得到：

$$[0190] \quad A = (I_{in} \cdot I_{in}^T)^{-1} \cdot (I_{in} \cdot I_{out}^T) \quad (7)$$

[0191] 上述公式(7)中， $I_{in} = [v'_1 \ v'_2 \ \cdots \ v'_m]$ ， $I_{out} = [v_1 \ v_2 \ \cdots \ v_m]$ 。将上述公式(7)计算
得到的 $A_{3 \times 3}^T$ 作为预设的矩阵参数存入处理器4的图像色彩校正电路35中，并利用上述公式
(5)对从白平衡校正电路输出的RGB图像信号进行色彩校正处理，即可对因内窥镜2配置了
治疗光截止滤波器19而导致从CMOS图像传感器21向处理器4输出的图像信号为偏色的图像
信号的情况进行改善。

[0192] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制，对从图像色彩校正电路35输出的
RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理，并将处理结果输出至监视器5和工作站
6。

[0193] 调光电路40根据从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号和模式切换电路38的
控制来相应地控制照明光驱动电路8A，由此控制从照明光源7A出射的光量，使得从光源装
置3A出射的照明光为适于白光观察模式下进行内窥镜观察的光量。

[0194] 下面说明调光电路40如何控制光源装置3A出射的照明光的光量。在内窥镜装置1A
工作在白光观察模式的情况下，调光电路按照上一实施例中的公式(4)计算来自图像色彩
校正电路35的RGB图像信号的亮度值Y，并计算上述亮度值Y与目标亮度值 Y_0 的差值D，记为
 $D = Y - Y_0$ ，当该差值D大于0时，调光电路40控制照明光驱动电路8A以预设的调节量减小向照
明光源7A的各波长频带的光提供的驱动电流，由此减小照明光源7A出射的光量，当该差值D
小于0时，调光电路40控制照明光驱动电路8A以与该差值D相对应的预设的调节量增大向照
明光源7A的各波长频带的光提供的驱动电流，由此增大照明光源7A出射的光量。根据上述
的光量调节方式，使得光源装置3A在调光电路40的控制下以适当的光量发射白色照明光。

[0195] 然后，通过在处理器4A中进行如上所述的处理等，在监视器5上对再现了内窥镜2
不具有治疗光截止滤波器19的情况下的色调的观察对象30的像进行图像显示。

[0196] 另外，用户通过操作模式切换开关32将内窥镜装置1A的观察模式从白光观察模式

切换为特殊光观察模式。

[0197] 在处理器4A被设定为特殊光观察模式的情况下,模式切换电路38根据从模式切换开关32输出的指示信号对处理器4A的各部分进行控制,使得处理器4的各部分进行与特殊光观察模式相应的动作。

[0198] 照明光驱动电路8A根据模式切换电路38的控制,使照明光源7A的各波长频带的光按照与特殊光观察模式相对应的出射光功率比值发射照明光,例如使图11所示的白色LED 7A1出射的光量与紫色LED 7A2出射的光量按照与特殊光观察模式相对应的出射光功率比值发射照明光。照明光源7A出射的照明光被聚光透镜14汇聚后照射在光导纤维15的入射端面上,经过光导纤维15传输和照明透镜18扩散后,以特定的照射角度照射观察对象30。

[0199] 另外,治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制,使治疗光源9关闭。

[0200] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制,对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。CMOS图像传感器21根据CMOS控制器41的控制信号进行相应的动作,将每个电子快门时间内拍摄的观察对象30的像作为摄像信号输出至前处理电路33。

[0201] 从CMOS图像传感器21输出的摄像信号在通过前处理电路33实施信号放大和图像去马赛克等前处理、通过白平衡校正电路34实施白平衡校正后,被输入到图像色彩校正电路35。

[0202] 此外,在特殊光观察模式下,内窥镜装置1A的白平衡校正功能被设置为不受用户控制的锁定状态,白平衡校正电路34的白平衡校正参数被配置成与白光观察模式下的白平衡校正参数相同的参数。

[0203] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制,使用预设的图像颜色变换矩阵对从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号进行基于矩阵变换的图像颜色变换处理,并输出与特殊光观察模式相对应的RGB图像。所述预设的图像颜色变换矩阵例如使从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号中的G颜色通道和B颜色通道按照特定的权重组合成为新的RGB图像信号输出。在图像色彩校正电路35对从白平衡校正电路34输入的RGB图像通过上述的图像颜色变换的情况下,从图像色彩校正电路35输出的新的RGB图像不再含有原来从白平衡校正电路34输入的RGB图像信号的R颜色通道的成分。在此情况下,由于治疗光截止滤光片19仅使波长位于610nm~690nm红光波段范围内的治疗光的强度大幅衰减,而对来自观察对象30反射的特殊光中的绿光和蓝光的光几乎无影响,因此在特殊光观察模式下,图像色彩校正电路35对来自白平衡校正电路34的RGB图像信号只进行如上所述的图像颜色变换处理,而无需像在白光观察模式下那样进行图像色彩校正处理。

[0204] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制,对从图像色彩校正电路35输出的RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理,并将处理结果输出至监视器5和工作站6。

[0205] 调光电路40根据从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号和模式切换电路38的控制,对照明装置3A出射的光量实施例如在白光观察模式下那样的控制,使得从光源装置3出射的照明光为适于特殊光观察模式下进行内窥镜观察的光量。

[0206] 然后,通过在处理器4A中进行如上所述的处理等,在监视器5上对特殊光观察模式下的观察对象30的像进行图像显示。

[0207] 另外,用户通过操作模式切换开关32将内窥镜装置1A的观察模式从特殊光观察模式切换为白光观察协同光动力治疗模式。

[0208] 在处理器4A被设定为白光观察协同光动力治疗模式的情况下,模式切换电路38根据从模式切换开关32输出的指示信号对处理器4A的各部分进行控制,使得处理器4A的各部分进行与白光观察协同光动力治疗模式相应的动作。

[0209] 照明光驱动电路8A根据模式切换电路38的控制,使照明光源7A的各波长频带的光按照与白光观察协同光动力治疗模式相对应的出射光功率比值发射照明光,例如使图11所示的白色LED 7A1出射的光量与紫色LED 7A2出射的光量按照与白光观察协同光动力治疗模式相对应的出射光功率比值发射照明光。照明光源7A出射的照明光被聚光透镜14汇聚后照射在光导纤维15的入射端面上,经过光导纤维15传输和照明透镜18扩散后,以特定的照射角度照射观察对象30。

[0210] 另外,治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制,使治疗光源9开启。治疗光源9出射的治疗光照射光纤16的入射端面。光纤16贯穿插入部2a的器械通道17,其光发射端面伸出插入部2a的前端部2c,使来自治疗光源9的治疗光以特定的方向(例如沿光纤19的侧方或前方)照射观察对象30。

[0211] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制,对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。CMOS图像传感器21根据CMOS控制器41的控制信号进行相应的动作,将每个电子快门时间内拍摄的观察对象30的像作为摄像信号输出至前处理电路33。

[0212] 从CMOS图像传感器21输出的摄像信号在通过前处理电路33实施信号放大和图像去马赛克等前处理、通过白平衡校正电路34实施白平衡校正后,被输入到图像色彩校正电路35。

[0213] 此外,在白光观察协同光动力治疗模式下,内窥镜装置1A的白平衡校正功能被设置为不受用户控制的锁定状态,白平衡校正电路34的白平衡校正参数被配置成与白光观察模式下的白平衡校正参数相同的参数。

[0214] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制,使用与在白光观察模式下的预设的图像颜色校正矩阵相同的矩阵对从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号进行基于矩阵变换的图像颜色校正处理,并输出与白光观察协同光动力治疗模式相对应的RGB图像。上述图像色彩校正处理用于校正由于治疗光截止滤波器19滤除了由观察对象30反射的从光源装置3出射的白色照明光中的部分红光波段的光而造成的从白平衡校正电路34输出的RGB图像的颜色偏差。

[0215] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制,对从图像色彩校正电路35输出的RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理,并将处理结果输出至监视器5和工作站6。

[0216] 调光电路40根据从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号和模式切换电路38的控制来相应地控制照明光驱动电路8A,由此控制从照明光源7A出射的光量,使得从光源装置3A出射的照明光为适于白光观察协同光动力治疗模式下进行内窥镜观察的光量。

[0217] 另外,在内窥镜装置1A的工作模式处于白光观察协同光动力治疗模式的情况下,治疗光源9处于开启状态。但是,治疗光源9出射的治疗光的强度不受处理器4A的控制,因此

当观察对象30与内窥镜2的插入部2a的前端面2c的距离发生变化时,在CMOS图像传感器21拍摄到的观察对象30的像的图像中,来自观察对象30反射的治疗光的强度发生改变。在内窥镜装置1A工作在白光观察协同光动力治疗模式的情况下,调光电路40若按照与白光观察模式下的调光方法相同的方法进行调光,将造成图像闪烁的不利影响。

[0218] 鉴于上述的点,在内窥镜装置1A工作在白光观察协同光动力治疗模式的情况下,调光电路40以从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号的例如G通道或B通道作为该RGB图像信号的亮度值Y。计算该亮度值Y与目标亮度值 Y_0 的差值D,记为 $D=Y-Y_0$,当该差值D大于0时,调光电路40控制照明光驱动电路8A以预设的调节量减小向照明光源7A的各波长频带的光提供的驱动电流,由此减小照明光源7A出射的光量,当该差值D小于0时,调光电路40控制照明光驱动电路8A以与该差值D相对应的预设的调节量增大向照明光源7A的各波长频带的光提供的驱动电流,由此增大照明光源7A出射的光量。根据上述的光量调节方式,使得光源装置3A在调光电路40的控制下以适当的光量发射白色照明光。

[0219] 然后,通过在处理器4A中进行如上所述的处理等,在监视器5上对白光观察协同光动力治疗模式下的观察对象30的像进行图像显示。

[0220] 另外,用户通过操作模式切换开关32将内窥镜装置1A的观察模式从白光观察协同光动力治疗模式切换为特殊光观察协同光动力治疗模式。

[0221] 在处理器4A被设定为特殊光观察协同光动力治疗模式的情况下,模式切换电路38根据从模式切换开关32输出的指示信号对处理器4A的各部分进行控制,使得处理器4A的各部分进行与特殊光观察协同光动力治疗模式相应的动作。

[0222] 照明光驱动电路8A根据模式切换电路38的控制,使照明光源7A的各波长频带的光按照与特殊光观察模式相对应的出射光功率比值发射照明光,例如使图11所示的白色LED 7A1出射的光量与紫色LED 7A2出射的光量按照与特殊光观察协同光动力治疗模式相对应的出射光功率比值发射照明光。照明光源7A出射的照明光被聚光透镜14汇聚后照射在光导纤维15的入射端面上,经过光导纤维15传输和照明透镜18扩散后,以特定的照射角度照射观察对象30。

[0223] 另外,治疗光驱动电路10根据模式切换电路38的控制,使治疗光源9开启。治疗光源9出射的治疗光照射光纤16的入射端面。光纤16贯穿插入部2a的器械通道17,其光发射端面伸出插入部2a的前端面2c,使来自治疗光源9的治疗光以特定的方向(例如沿光纤19的侧方或前方)照射观察对象30。

[0224] CMOS控制器41根据CPU 37和模式切换电路38的控制,对CMOS图像传感器21的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。CMOS图像传感器21根据CMOS控制器41的控制信号进行相应的动作,将每个电子快门时间内拍摄到的观察对象30的像作为摄像信号输出至前处理电路33。

[0225] 从CMOS图像传感器21输出的摄像信号在通过前处理电路33实施信号放大和图像去马赛克等前处理、通过白平衡校正电路34实施白平衡校正后,被输入到图像色彩校正电路35。

[0226] 此外,在特殊光观察协同光动力治疗模式下,内窥镜装置1的白平衡校正功能被设置为不受用户控制的锁定状态,白平衡校正电路34的白平衡校正参数被配置成与白光观察模式下的白平衡校正参数相同的参数。

[0227] 图像色彩校正电路35根据模式切换电路38的控制,使用与在特殊光观察模式下的预设的图像颜色变换矩阵相同的预设的图像颜色变换矩阵对从白平衡校正电路34输出的RGB图像信号进行基于矩阵变换的图像颜色变换处理,并输出与特殊光观察协同光动力治疗模式相对应的RGB图像。

[0228] 图像后处理电路36根据模式切换电路38的控制,对从图像色彩校正电路35输出的RGB图像实施例如图像对比度增强处理等图像处理,并将处理结果输出至监视器5和 workstation 6。

[0229] 调光电路40根据从图像色彩校正电路35输出的RGB图像信号和模式切换电路38的控制,对照明装置3A出射的光量实施例如在白光观察模式下那样的控制,使得从光源装置3出射的照明光为适于特殊光观察协同光动力治疗模式下进行内窥镜观察的光量。

[0230] 然后,通过在处理器4A中进行如上所述的处理等,在监视器5上对特殊光观察协同光动力治疗模式下的观察对象30的像进行图像显示。

[0231] 此外,本发明并不限定于上述实施方式,在不脱离发明要旨的范围内能够进行各种变更、应用。例如图10所示的光源装置3A中,照明光源7A还可以是由红、绿、蓝、紫等四种颜色的激光光源或LED光源组成,还可以是不同波长的激光光源与LED光源混合组成。此外,治疗光源9也可以通过与照明光源7或照明光源7A进行组合,通过导光纤维15传输并经过扩散透镜18对光束发散后照射观察对象30。

[0232] 基于前述实施例公开的技术方案,本发明具有如下有益效果:

[0233] 第一,本发明在被摄体与内窥镜摄像部之间设置治疗光截止滤光片,该治疗光截止滤光片对治疗光的透射率为0.1%到1%的范围内,一方面避免了图像过曝,进而保证了光动力治疗过程的实时可视化,另一方面由于光截止滤光片的光学滤波特性,使适当光量的PDT治疗光透过光截止滤光片被内窥镜摄像部的图像传感器接收,保证医务人员能够从监视器显示的图像画面中观察到从PDT治疗专用导光光纤的光发射端面出射的治疗光,以便确定在PDT过程中,PDT治疗专用导光光纤工作正常(未折断,且治疗光正常耦合进入该导光光纤);

[0234] 第二,本发明的技术方案能够保证PDT治疗光连续不间断照射,无需改变PDT治疗光的临床照射时间与照射强度,相比采用信号时序控制的技术方案,一方面避免了治疗时间延长,保证了治疗效果,另一方面能够保证以适当的电子快门速度进行光信号采集,保证了图像亮度与信噪比;

[0235] 第三,本发明提出了一种具备多种工作模式的内窥镜装置,使用户能够根据需求进行白光观察、特殊光观察、白光观察协同光动力治疗、特殊光观察协同光动力治疗等操作;

[0236] 第四,针对治疗光截止滤光片滤除治疗光波段的光(610nm~690nm波长范围内的一个波长或全部波长)进而造成图像颜色与正常白光观察下的图像颜色存在偏差的问题,提出了在白光照明下的图像色彩校正方法,使本发明提出的内窥镜装置在白光照明下的图像颜色以与利用普通内窥镜装置获得的白光照明下的图像颜色近似的颜色进行显示,使观察者不会因为图像颜色上的偏差产生不适;

[0237] 第五,针对本发明提出的内窥镜装置的不同工作模式,提出了对应的光源出射光量控制方法,进而有利于对不同工作模式下的图像亮度进行量化控制,避免了图像过曝、过

暗或图像闪烁;

[0238] 第六,本发明优选PDT治疗光通过PDT治疗专用导光光纤由内窥镜手术器械通道进入体腔进行照射的方式,使得医务人员可根据肿瘤组织部位、形状、分布范围选择相应的PDT治疗专用导光光纤,相比PDT治疗光与普通照明光共用内窥镜光导纤维、由内窥镜头端的照明窗口以特定角度发散进行照射的方式,适用性更好、疗效易于保证,并且可避免镜体头端过热导致生物组织被灼伤的风险。

[0239] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其它实施例的不同之处,各个实施例之间相同或相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0240] 专业人员还可以进一步意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、计算机软件或者二者的结合来实现,为了清楚地说明硬件和软件的可互换性,在上述说明中已经按照功能一般性地描述了各示例的组成及步骤。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0241] 结合本文中所公开的实施例描述的方法或算法的步骤可以直接用硬件、处理器执行的软件模块,或者二者的结合来实施。软件模块可以置于随机存储器(RAM)、内存、只读存储器(ROM)、电可编程ROM、电可擦除可编程ROM、寄存器、硬盘、可移动磁盘、CD-ROM、或技术领域内所公知的任意其它形式的存储介质中。

[0242] 最后,还需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0243] 以上对本发明所提供的一种内窥镜装置进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

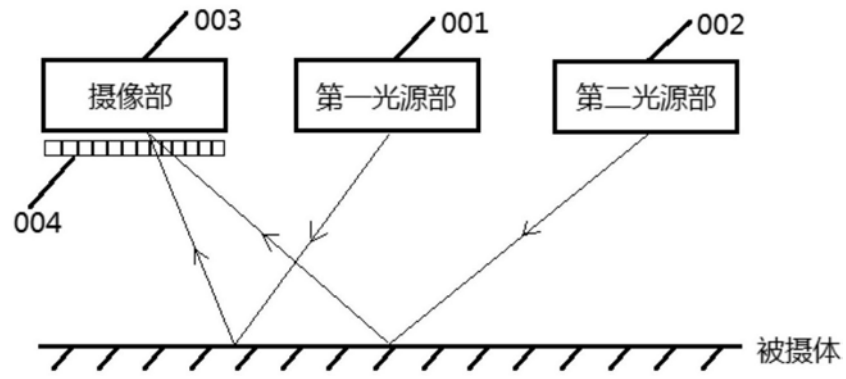


图1

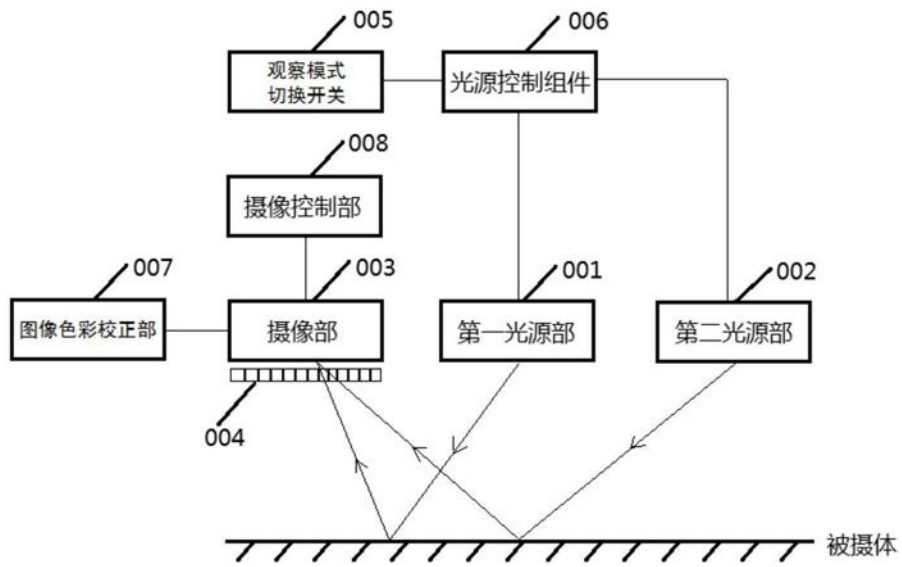


图2

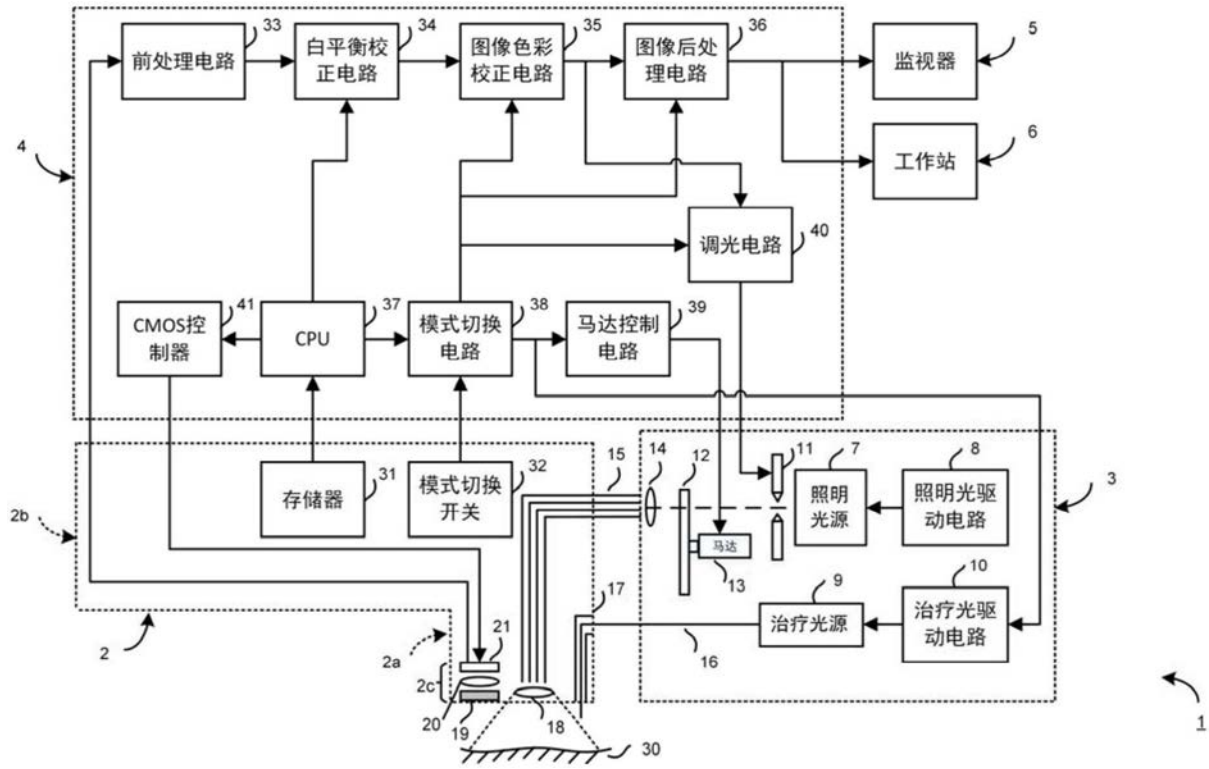


图3

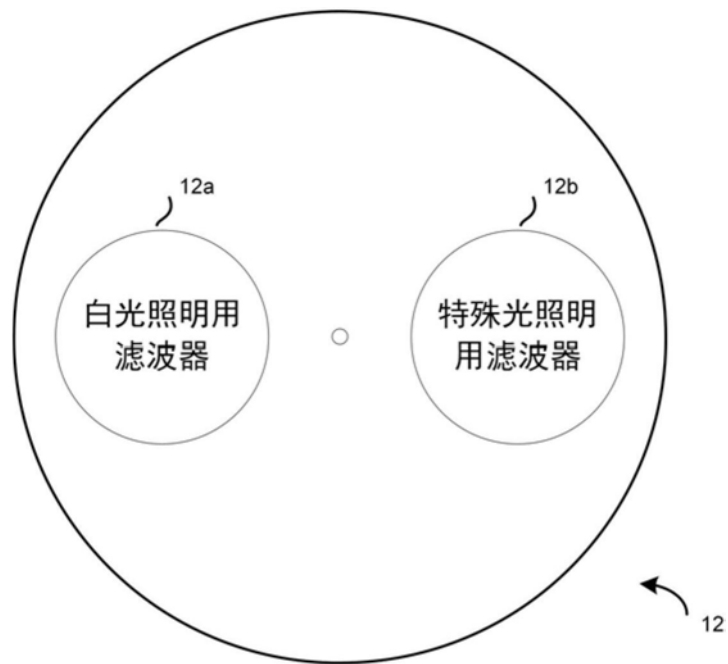


图4

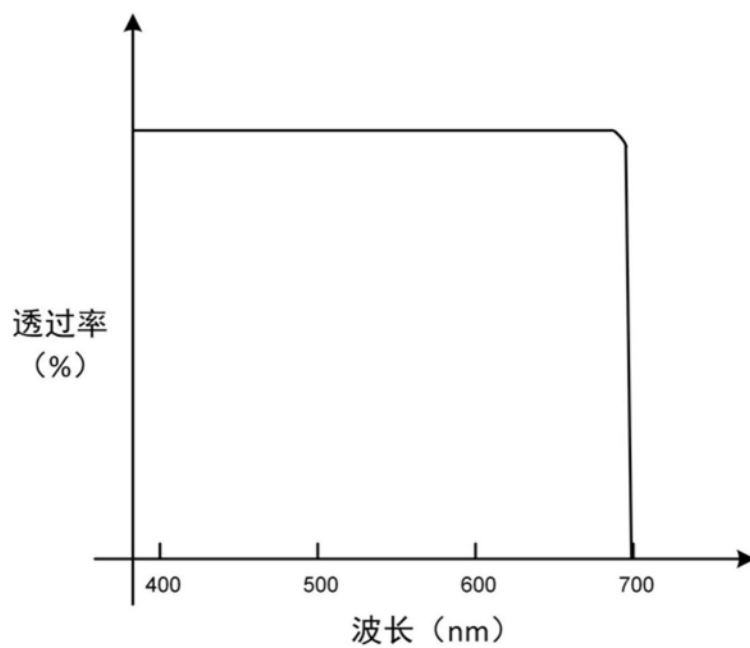


图5

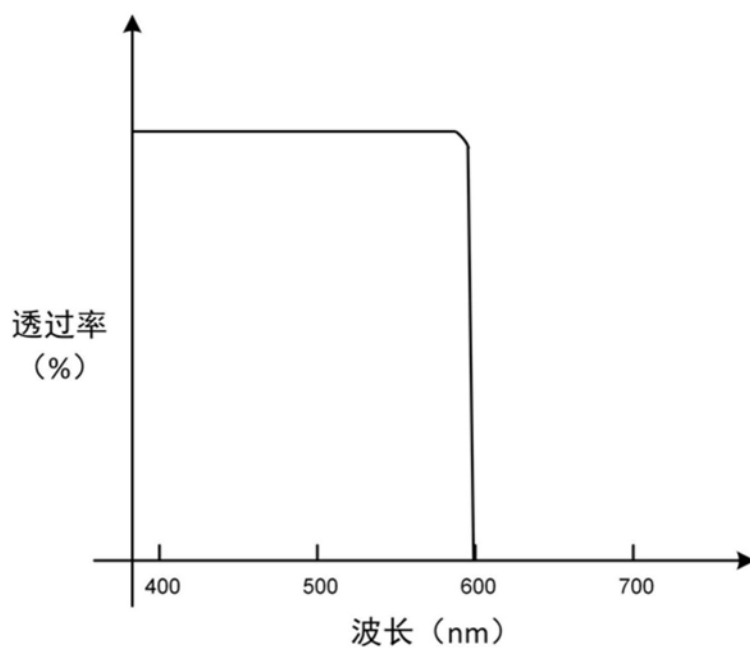


图6

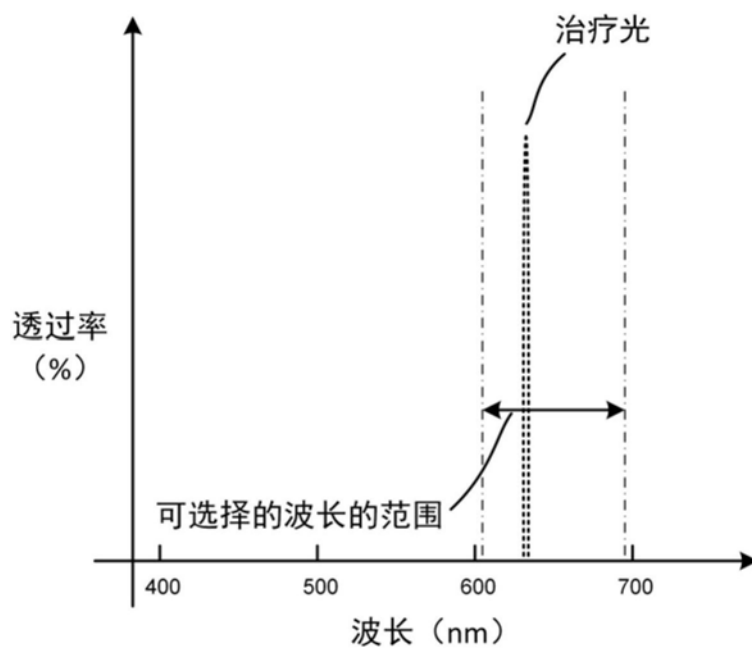


图7

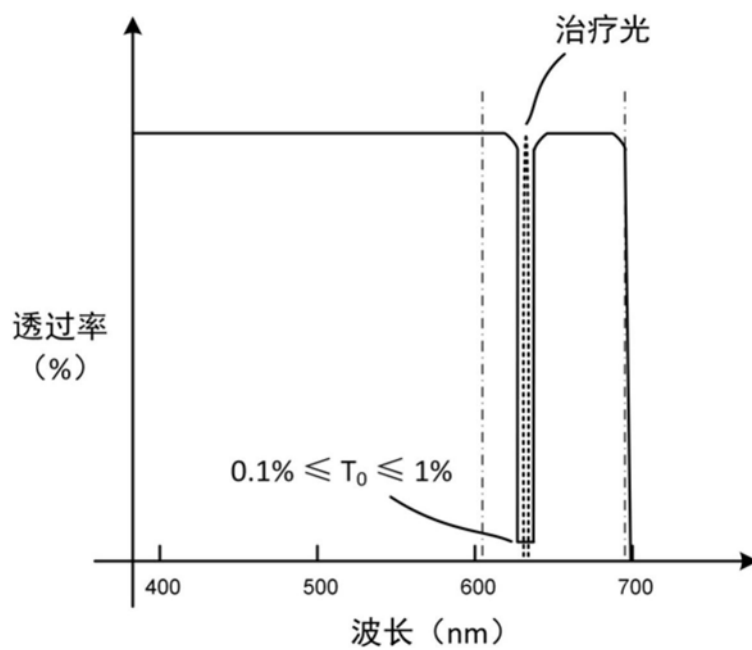


图8

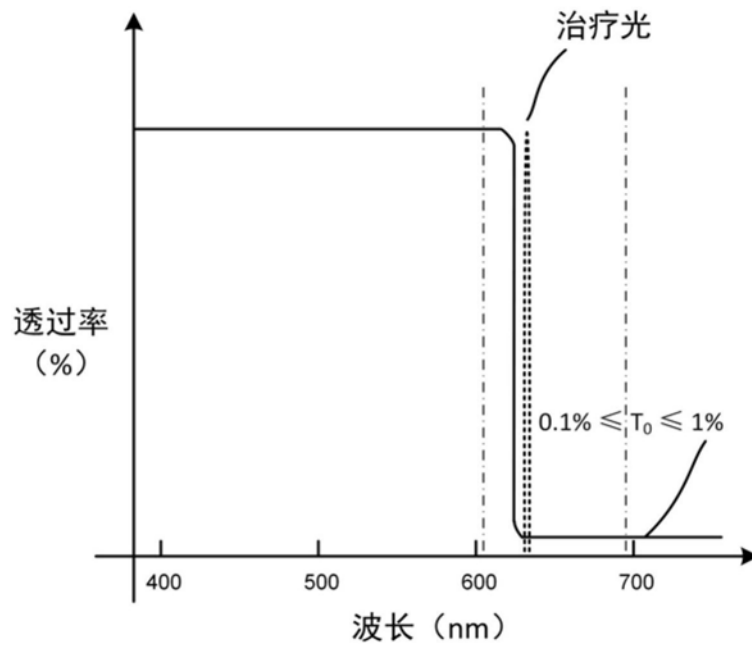


图9

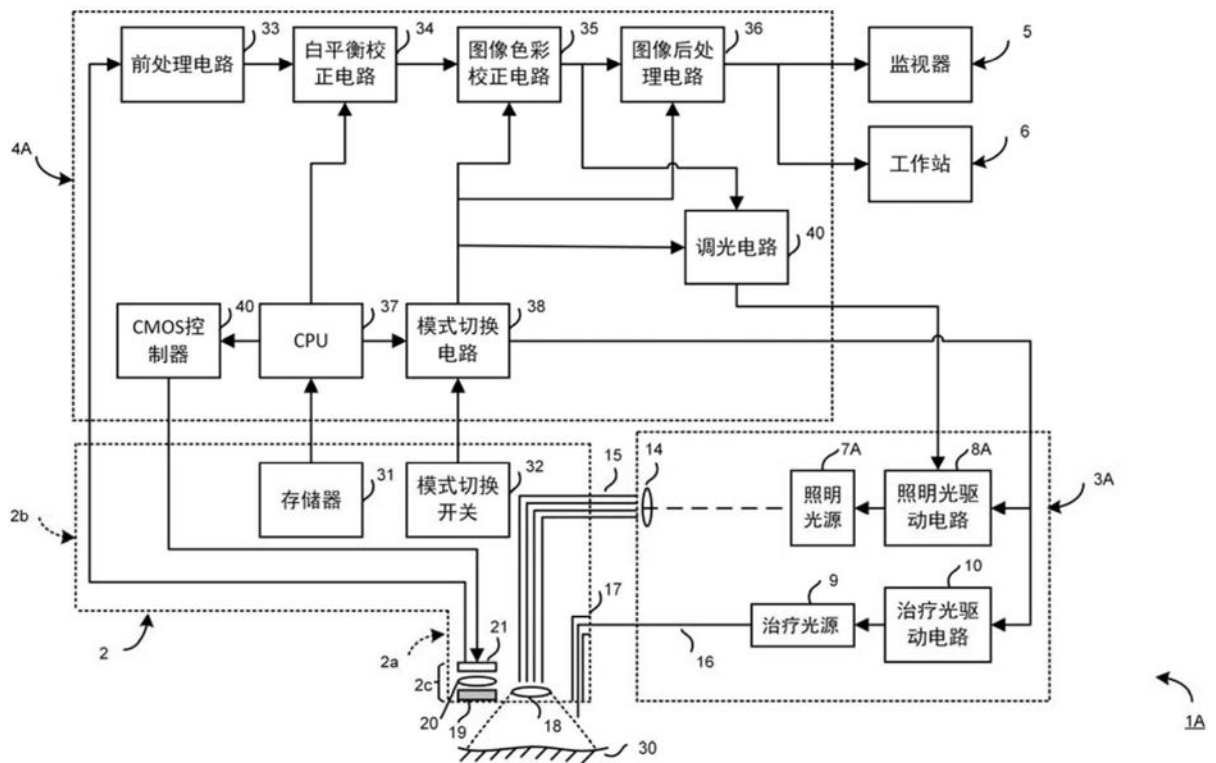


图10

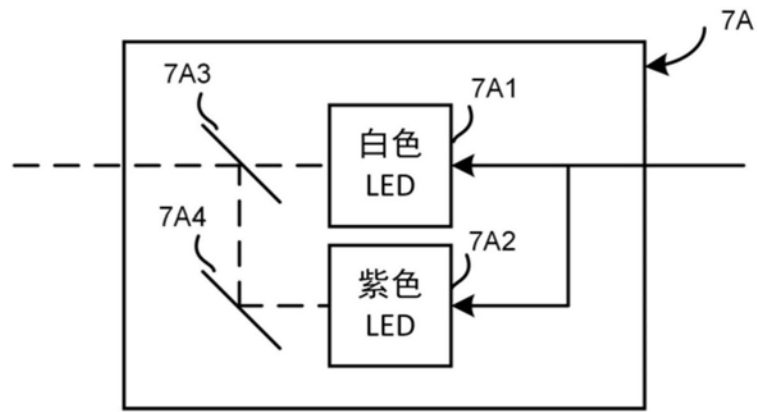


图11

专利名称(译)	一种内窥镜装置		
公开(公告)号	CN108014424A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN2017111478368.9	申请日	2017-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	邱建军 陈云亮 冯能云 董二伟		
发明人	邱建军 陈云亮 冯能云 董二伟		
IPC分类号	A61N5/06 A61N5/067 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61N5/06 A61N2005/0626 A61N2005/063 A61N2005/0643 A61N2005/0658 A61N2005/0663 A61N2005/0667 A61N2005/067		
代理人(译)	王仲凯		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种内窥镜装置，包括：用于向被摄体投射照明光的第一光源部；用于向被摄体投射治疗光的第二光源部；利用被摄体的反射光线拍摄被摄体的像的摄像部；设置于被摄体和所述摄像部之间，对治疗光的透射率大于零且小于预先基于避免图像过曝的原则确定的透射率上限阈值的光截止滤波器。本申请一方面能够避免出现由于治疗光引起的图像过曝问题，保证了光动力治疗过程的可视化，另一方面能让部分治疗光透过光截止滤波器到达摄像部，从而可以保证摄像部采集到的图像中包含有治疗光的光斑照射区域，有助于医务人员根据上述治疗光的光斑照射区域及时地调整治疗光的光斑大小和位置，使其准确覆盖被摄体的病变区域，保证了光动力疗法的临床效果。

