



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103220959 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 06

(21) 申请号 201180055517. 5  
 (22) 申请日 2011. 12. 19  
 (30) 优先权数据  
 2011-007220 2011. 01. 17 JP  
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日  
 2013. 05. 17  
 (86) PCT国际申请的申请数据  
 PCT/JP2011/079343 2011. 12. 19  
 (87) PCT国际申请的公布数据  
 W02012/098798 JA 2012. 07. 26  
 (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 越川丰  
 (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

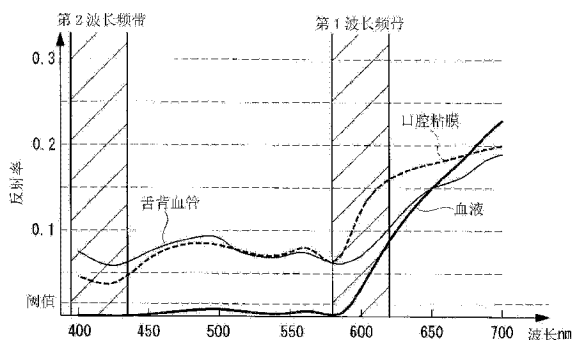
(51) Int. Cl.  
*A61B 1/00* (2006. 01)  
*A61B 1/06* (2006. 01)  
 (56) 对比文件  
 CN 1489446 A, 2004. 04. 14, 全文.  
 JP 2006141711 A, 2006. 06. 08, 全文.  
 JP 2007202589 A, 2007. 08. 16, 全文.  
 JP 2010075513 A, 2010. 04. 08, 全文.  
 JP 2009066147 A, 2009. 04. 02, 全文.  
 审查员 王洋

权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称  
 生物体内观察装置及胶囊型内窥镜装置

(57) 摘要

连小肠中的细微的出血也高灵敏度地找到, 容易地发现不明原因出血的患者是否出血。提供一种生物体内观察装置(1), 包括: 照明部(2), 其产生波长频带不同的两种照明光; 以及摄像部(3), 其分别对来自该照明部(2) 的两种照明光的波长频带具有灵敏度; 对于来自照明部(2) 的第1波长频带的照明光, 血液和背景组织具有比规定的阈值高的反射率, 对于第2波长频带的照明光, 血液具有比阈值低的反射率, 该生物体内观察装置(1) 满足条件  $(R1b/R1a) > (R2b/R2a)$ 。在此, R1a 是背景组织针对第1波长频带的照明光的反射率, R1b 是血液针对第1波长频带的照明光的反射率, R2a 是背景组织针对第2波长频带的照明光的反射率, R2b 是血液针对第2波长频带的照明光的反射率。



1. 一种生物体内观察装置,包括:

照明部,其产生中心波长约为 600nm 的第 1 波长频带的照明光和中心波长约为 415nm 的第 2 波长频带的照明光;

摄像部,其包括摄像元件和摄像光学系统,该摄像元件分别对上述的两个波长频带的光具有灵敏度;

存储部,其存储由该摄像部拍摄的图像;以及

控制部,其控制上述照明部,以使该照明部分时地交替射出上述的两个波长频带的照明光,且该控制部控制上述摄像部,以使该摄像部将在分别射出上述的两个波长频带的照明光时获得的图像输出至上述存储部;

在 R 区域的短波长侧和 G 区域的长波长侧,与各个实质的灵敏度宽度、亦即灵敏度相对于各个区域中的灵敏度峰值为 25% 以上的波长的宽度交叉而得到的宽度相比,上述第 1 波长频带的频带宽度较宽,通过由对上述 R 区域具有灵敏度的上述摄像元件的像素获得单独存在于上述第 1 波长频带中的长波长侧、且是上述 R 区域的亮度信息,由对上述 G 区域具有灵敏度的上述摄像元件的像素获得单独存在于上述第 1 波长频带中的短波长侧、且是上述 G 区域的亮度信息,由此,从上述第 1 频带区域的照明光和上述第 2 频带区域的照明光获得单独存在于 RGB 各个区域中的亮度信息来生成白色图像,

对于来自上述照明部的上述第 1 波长频带的照明光,血液和背景组织具有比规定的阈值高的反射率,对于上述第 2 波长频带的照明光,血液具有比上述阈值低的反射率,该生物体内观察装置满足以下条件:

$$(R1b/R1a) > (R2b/R2a)$$

在此,R1a 是背景组织针对上述第 1 波长频带的照明光的反射率,R1b 是血液针对上述第 1 波长频带的照明光的反射率,R2a 是背景组织针对上述第 2 波长频带的照明光的反射率,R2b 是血液针对上述第 2 波长频带的照明光的反射率,

上述摄像元件分别对上述 R 区域、上述 G 区域和上述 B 区域具有灵敏度,上述第 1 波长频带包含于上述摄像元件的上述 G 区域和上述 R 区域,上述第 2 波长频带包含于上述摄像元件的上述 B 区域。

2. 一种胶囊型内窥镜装置,包括:

胶囊状的壳体;以及

权利要求 1 所述的生物体内观察装置,其以密封状态配置在该壳体内。

## 生物体内观察装置及胶囊型内窥镜装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及生物体内观察装置及胶囊型内窥镜装置。

### 背景技术

[0002] 以往,公知有一种具有照明部件的摄像装置,该照明部件用于照射针对血液的吸收强度不同的两个波长的光(例如,参照专利文献 1、2。)

[0003] 根据该摄像装置,通过照射血红蛋白的吸收波长亦即窄频光,能够分别获得采集到血管形状的图像和照射除此以外的波长频带的窄频光而获得的图像,不用染色就能够观察粘膜等组织内的毛细血管的集聚等。

[0004] 专利文献 1:日本特开 2009—66147 号公报

[0005] 专利文献 2:日本特开 2009—153621 号公报

[0006] 但是,小肠内窥镜、小肠用的胶囊内窥镜大多针对不明原因出血的患者而使用,在用于发现小肠部位有无出血的筛查中使用。因此,期望连细微的出血也高灵敏度地找到。

### 发明内容

[0007] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种连小肠中的细微出血也高灵敏度地找到且能够容易地发现不明原因出血的患者是否出血的生物体内观察装置及胶囊型内窥镜装置。

[0008] 为了达到上述目的,本发明提供以下技术方案。

[0009] 本发明的第 1 技术方案涉及一种生物体内观察装置,包括:照明部,其产生波长频带不同的两种照明光;以及摄像部,其分别对来自该照明部的两种照明光的波长频带具有灵敏度;对于来自上述照明部的第 1 波长频带的照明光,血液和背景组织具有比规定的阈值高的反射率,对于第 2 波长频带的照明光,血液具有比上述阈值低的反射率,该生物体内观察装置满足以下条件:

[0010]  $(R1b/R1a) > (R2b/R2a)$

[0011] 在此,R1a 是背景组织针对第 1 波长频带的照明光的反射率,R1b 是血液针对第 1 波长频带的照明光的反射率,R2a 是背景组织针对第 2 波长频带的照明光的反射率,R2b 是血液针对第 2 波长频带的照明光的反射率。

[0012] 根据本发明的第 1 技术方案,若向生物体组织照射从照明部发出的两种照明光,则第 1 波长频带的照明光在血液和背景组织中反射,由对该第 1 波长频带具有灵敏度的摄像元件进行摄像。另一方面,第 2 波长频带的照明光更多地被血液吸收,其反射光被对第 2 波长频带具有灵敏度的摄像元件拍摄。由于两种照明光的波长频带以满足上述条件的方式选择,因此在第 2 波长频带的反射光图像较暗的情况下,能够通过第 1 波长频带的反射光图像的明暗容易地判断是因为从照明部到生物体组织之间的距离较远还是因为出血,细微的出血也被清晰地找到,能够容易地发现出血。

[0013] 在上述第 1 技术方案的基础上,也可以是,上述摄像部包括摄像光学系统与摄像

元件,该摄像元件具备分别对 R 区域、G 区域及 B 区域具有灵敏度的像素,上述第 1 波长频带包含于上述摄像元件的 G 区域和 R 区域这两者,上述第 2 波长频带包含于上述摄像元件的 B 区域。

[0014] 通过如此设置,作为照明部,能够采用摄像元件的 G 区域和 R 区域这两者所包含的波长的单色 LED 以及摄像元件的 B 区域所包含的波长的单色 LED 这两种单色 LED。通过采用该发光效率较好的单色 LED,与一般的白色 LED 相比抑制电力消耗,能够实现寿命增长、电池的小型化。

[0015] 另外,在选择小肠作为所观察的生物体组织的情况下,由于与胃、大肠相比生物体的构造变化较少,因此观察画面稳定,即便是基于两种单色 LED 的照明光也容易进行光谱估算处理。而且,能够从基于两种单色 LED 的照明光获得 R 区域、G 区域及 B 区域的三种图像,能够对白色光图像进行估算处理。

[0016] 另外,本发明的第 2 技术方案涉及一种胶囊型内窥镜装置,包括:胶囊状的壳体;以及上述生物体内观察装置,其以密封状态配置在该壳体内。

[0017] 根据本发明的第 2 技术方案,在将上述生物体内观察装置以密封状态配置于胶囊型的壳体内的胶囊型内窥镜装置中,通过使用两种单色 LED,与使用发光效率较差的白色 LED 的情况相比,能够在减少能量消耗的同时获得白色光图像。即,能够抑制电池消耗,能够延长不从外部供电的胶囊型内窥镜装置的摄像时间,或者能够实现电池的小型化所带来的壳体的小型化。

[0018] 根据本发明,发挥了连小肠中的细微出血也高灵敏度地找到且能够容易地发现不明原因出血的患者是否出血的效果。

## 附图说明

[0019] 图 1 是表示本发明的一个实施方式的生物体内观察装置的框图。

[0020] 图 2 是表示图 1 的生物体内观察装置的照明部和摄像部的波长特性的图表。

[0021] 图 3 是表示生物体的反射率特性的一例的图表。

[0022] 图 4 是表示在壳体内容纳有图 1 的生物体内观察装置的胶囊型内窥镜装置的框图。

## 具体实施方式

[0023] 以下,参照附图说明本发明的一个实施方式的生物体内观察装置 1。

[0024] 如图 1 所示,本实施方式的生物体内观察装置 1 包括用于向生物体产生照明光的照明部 2、对来自生物体的反射光进行拍摄的摄像部 3、存储由该摄像部 3 获得的图像的存储部 4 以及控制上述构件的控制部 5。摄像部 3 包括摄像光学系统与摄像元件。

[0025] 照明部 2 产生两个不同波长频带的照明光。如图 2 所示,第 1 波长频带具有约 600nm 的中心波长,并具有例如 40nm 左右的频带宽度。第 2 波长频带具有约 415nm 的中心波长,并具有例如 40nm 左右的频带宽度。在此,所谓频带宽度是指强度相对于峰值波长的强度为 25% 以上的波长的宽度。

[0026] 摄像部 3 的光谱灵敏度是摄像元件的光谱灵敏度与摄像光学系统(如果装有颜色校正滤光器,则也包含该颜色校正滤光器)的光谱透过特性的总和,在本实施方式中,如图

2 所示,摄像部 3 对约 380nm ~ 520nm 的 B 区域、约 460nm ~ 610nm 的 G 区域、约 590nm ~ 740nm 的 R 区域具有灵敏度。灵敏度宽度是灵敏度相对于灵敏度峰值(在本实施方式中约为 550nm 的灵敏度)为 25% 以上的波长的宽度。另外,在图 2 中,附图标记  $R_r$  是在第 1 波长频带中形成单独存在于 R 区域的亮度信息的波长频带, $R_g$  是在第 1 波长频带中形成单独存在于 G 区域的亮度信息的波长频带。

[0027] 图 3 中示出了猪的血液、舌背血管及口腔粘膜的反射率特性。在该反射率特性中,针对上述第 1 波长频带的照明光,口腔粘膜(背景组织)、舌背血管(背景组织)及血液具有比规定的阈值高的反射率。另外,针对第 2 波长频带的照明光,血液具有比阈值低的反射率。

[0028] 而且,若将背景组织针对第 1 波长频带的照明光的反射率设为  $R_{1a}$ ,将血液针对第 1 波长频带的照明光的反射率设为  $R_{1b}$ ,将背景组织针对第 2 波长频带的照明光的反射率设为  $R_{2a}$ ,将血液针对第 2 波长频带的照明光的反射率设为  $R_{2b}$ ,则以下条件式成立。

[0029]  $(R_{1b}/R_{1a}) > (R_{2b}/R_{2a})$

[0030] 控制部 5 通过控制照明部 2 而分时地使第 1 波长频带的照明光与第 2 波长频带的照明光交替射出。

[0031] 另外,控制部 5 通过控制摄像部 3 而使在第 1 波长频带的照明光与第 2 波长频带的照明光分别射出时获得的图像输出至存储部 4。

[0032] 以下,说明如此构成的本实施方式的生物体内观察装置 1 的作用。

[0033] 根据本实施方式的生物体内观察装置 1,在控制部 5 使照明部 2 工作并以交替切换第 1 波长频带的照明光与第 2 波长频带的照明光的方式朝向生物体照射时,在生物体中反射并返回的反射光分别被摄像部 3 拍摄,从而获得反射光图像。

[0034] 对于第 2 波长频带的照明光,虽然背景组织的反射率比阈值高,但是血液的反射率比阈值低,因此在照射第 2 波长频带的照明光时获得的图像中的暗区域可能存在出血。另一方面,位于远离照明部 2 的位置的生物体在图像中也成为暗区域。因而,难以仅利用照射该第 2 波长频带的照明光时获得的图像来判断图像中的暗区域的成因是出血还是远离照明部 2。

[0035] 另一方面,由于血液和背景组织这两者针对第 1 波长频带的照明光具有比阈值高的反射率,因此,位于靠近照明部 2 的位置的出血区域在图像中没有成为暗区域,能够获得在某种程度上较亮的图像。

[0036] 即,若在照射第 1 波长频带的照明光时获得的图像中较亮,则能够判断为怀疑照射第 2 波长频带的照明光时获得的图像中较暗的区域存在出血。

[0037] 另外,若在照射第 1 波长频带的照明光时获得的图像和照射第 2 波长频带的照明光时获得的图像这两者中存在相同的较暗的区域,由于照明部 2 与生物体之间的距离较远,因此能够判断为照明光没有到达。

[0038] 根据本实施方式的生物体内观察装置 1,能够从所获得的图像简单地选取怀疑存在出血的图像,能够大幅缩短用于在获得图像后分析庞大数量的图像的时间(读取放映时间)。另外,相反地,如果根据所获得的图像实时选取怀疑存在出血的图像,则能够减少存储的图像数量。

[0039] 另外,在本实施方式中,由于选择由彩色 CCD 构成的摄像元件的 G 区域和 R 区域这两者所包含的波长频带作为第 1 波长频带,因此,对所获得的两张图像进行光谱估算处理

而获得 R 区域、G 区域及 B 区域的三种图像,从而能够通过图像估算处理生成白色光图像。

[0040] 而且,为了获得良好的白色图像,在本实施方式中具有以下特征。在 R 区域的短波侧与 G 区域的长波侧,第 1 波长频带的频带宽度比各个实质的灵敏度宽度(灵敏度相对于各个区域中的灵敏度峰值为 25% 以上的波长的宽度)交错而得到的宽度宽。通过采用这种结构,能够获得单独存在于第 1 波长频带中的短波长侧、实质上是 G 区域的亮度信息,能够获得单独存在于长波长侧、实质上是 R 区域的亮度信息。由此,能够获得单独存在于 RGB 各个区域中的亮度信息,能够通过进行光谱估算等颜色再现处理而获得良好的白色图像。

[0041] 另外,由于如图 3 所示,生物体的红色区域的反射率较高,因此对于照明来说,将重心置于 G 区域的做法能够以更平衡的强度比获得在 R 区域与 G 区域中获得的亮度信息。即,与 R 区域的短波侧的实质的灵敏度极限波长(相对于灵敏度峰值 25% 的波长)相比,将第 1 波长频带的短波侧波长(相对于峰值波长的强度 25% 的波长)设为短波侧,由此能够获得更好的白色图像。

[0042] 特别是在选择小肠作为所观察的生物体组织的情况下,由于与胃、大肠相比生物体的构造变化较少,因此观察画面稳定,即使利用两个窄波长频带的照明光也能够充分地估算出白色光图像。

[0043] 另外,在本实施方式的生物体内观察装置 1 中,虽然将用于确认存在出血区域的图像预先存储于存储部 4,但是取代此,也可以设置从所获得的图像判断有无出血区域的判定部(省略图示),仅将利用该判定部判断为怀疑存在出血区域的图像预先存储于存储部 4。

[0044] 另外,如图 4 所示,也可以构成在透明的胶囊状的壳体 6 内容纳有本实施方式的生物体内观察装置 1 的胶囊型内窥镜装置 10。在图 4 中示出代替具有存储部 4 而具有朝向体外发送所获得的图像的发送部 7 的胶囊型内窥镜装置。

[0045] 在胶囊型内窥镜装置 10 的情况下,由于利用未图示的电池进行驱动,因此,能够如本实施方式的生物体内观察装置 1 那样,使用两种单色 LED 作为照射两个窄波长频带的照明光的照明部 2,具有能够减少电池消耗的效果。即,仅利用来自两种单色 LED 的照明,也能够通过图像估算获得白色光图像。与使用发光效率较低白色 LED 的情况相比,能够减少电池消耗。

[0046] 另外,在电池容量足够的情况下,能够减少容量,在该情况下,具有能够实现壳体 6 小型化、装置整体小型轻量化的优点。

[0047] 另外,也能够在反馈有无出血区域的判断结果并对怀疑出血的区域再次进行拍摄时,利用所减少的电池消耗增大照明光的强度。

[0048] 附图标记说明

[0049] 1 生物体内观察装置; 2 照明部; 3 摄像部; 6 壳体; 10 胶囊型内窥镜装置。

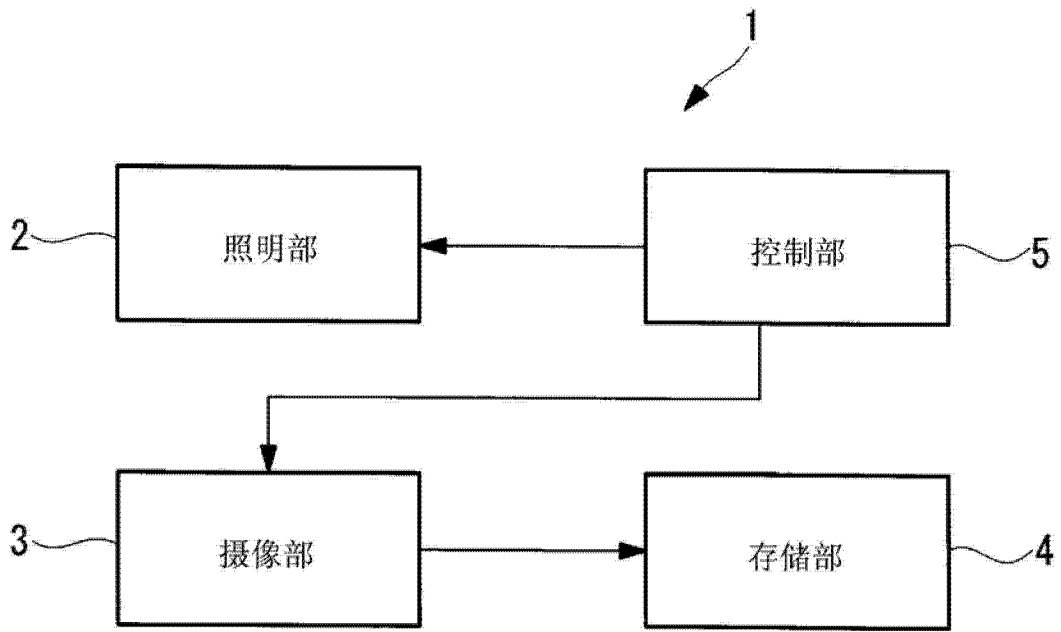


图 1

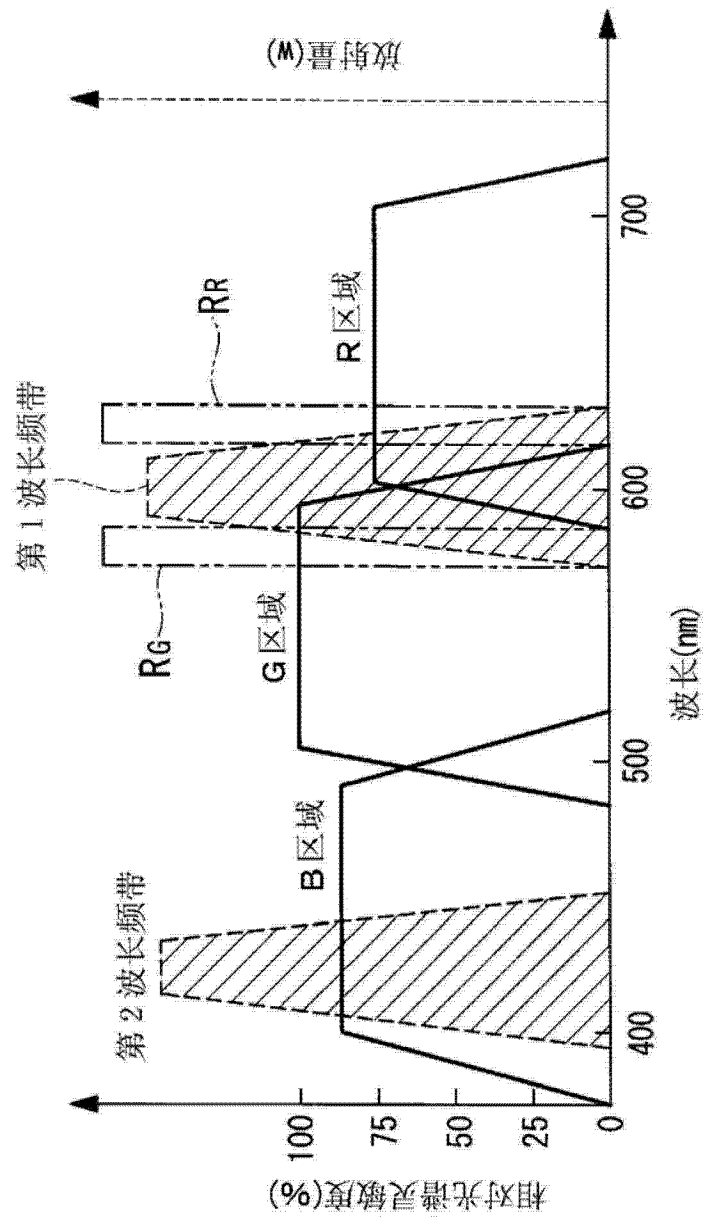


图 2

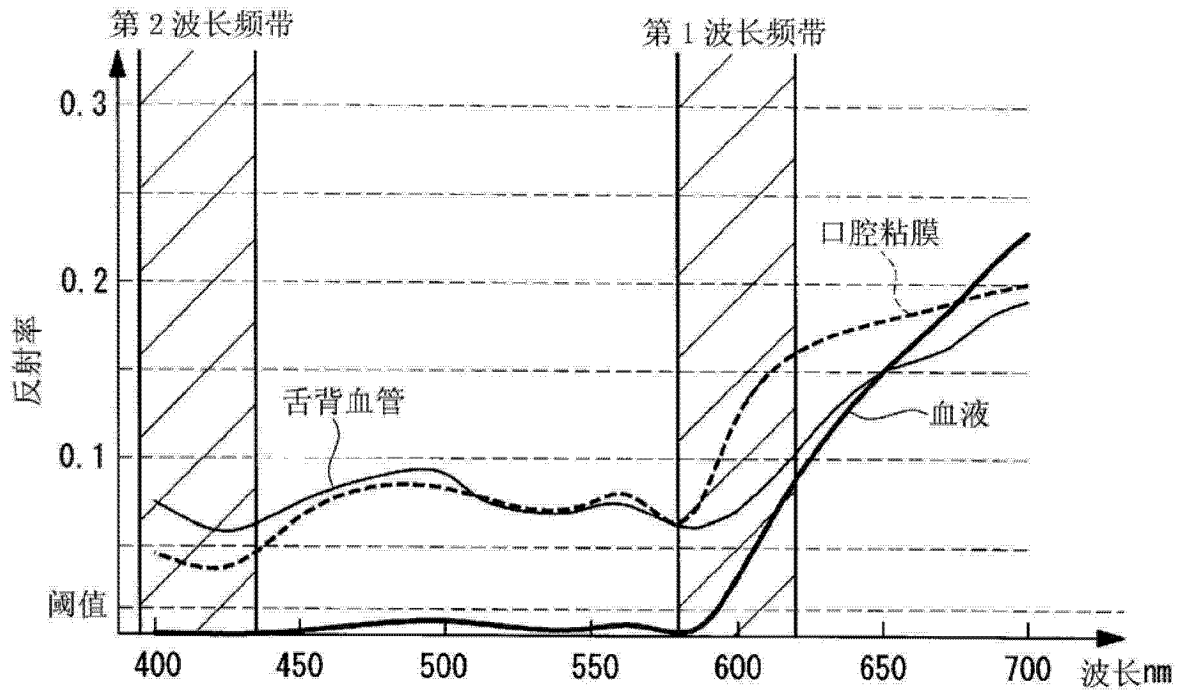


图 3

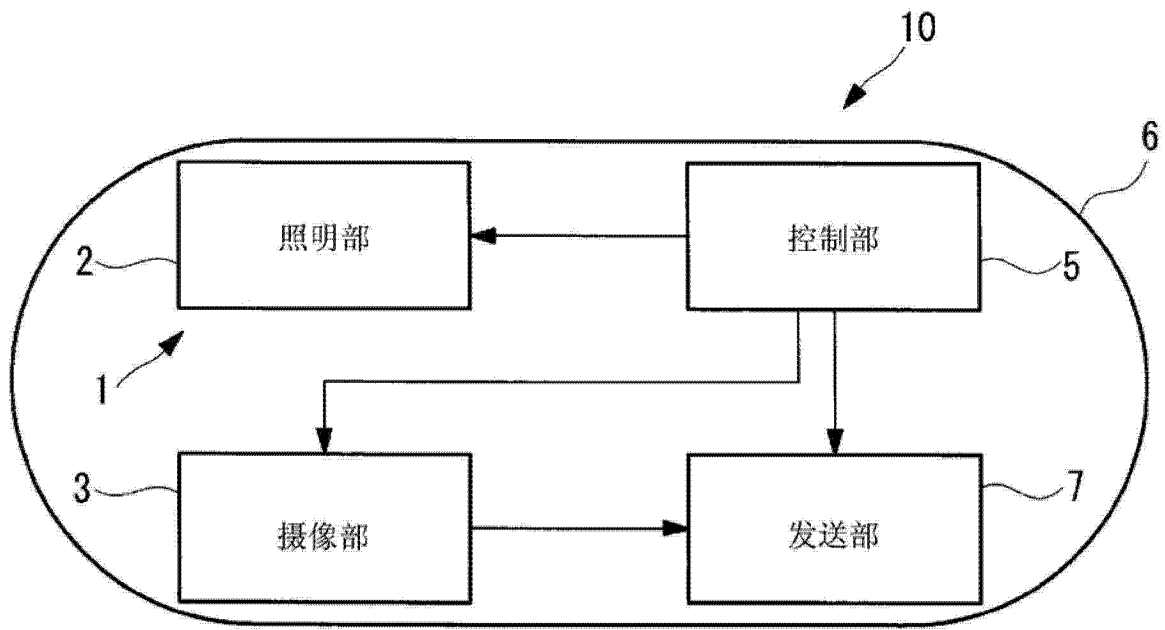


图 4

专利名称(译)	生物体内观察装置及胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN103220959B</a>	公开(公告)日	2014-08-06
申请号	CN201180055517.5	申请日	2011-12-19
[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	越川丰		
发明人	越川丰		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0684 A61B1/0638 A61B1/041 A61B5/0059 A61B2562/162		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	王洋		
优先权	2011007220 2011-01-17 JP		
其他公开文献	CN103220959A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

连小肠中的细微的出血也高灵敏度地找到，容易地发现不明原因出血的患者是否出血。提供一种生物体内观察装置(1)，包括：照明部(2)，其产生波长频带不同的两种照明光；以及摄像部(3)，其分别对来自该照明部(2)的两种照明光的波长频带具有灵敏度；对于来自照明部(2)的第1波长频带的照明光，血液和背景组织具有比规定的阈值高的反射率，对于第2波长频带的照明光，血液具有比阈值低的反射率，该生物体内观察装置(1)满足条件  $(R1b/R1a) > (R2b/R2a)$ 。在此，R1a是背景组织针对第1波长频带的照明光的反射率，R1b是血液针对第1波长频带的照明光的反射率，R2a是背景组织针对第2波长频带的照明光的反射率，R2b是血液针对第2波长频带的照明光的反射率。

