



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654687 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310384660. X

(22) 申请日 2013. 08. 29

(30) 优先权数据

2012-208312 2012. 09. 21 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 加来俊彦

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 王亚爱

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

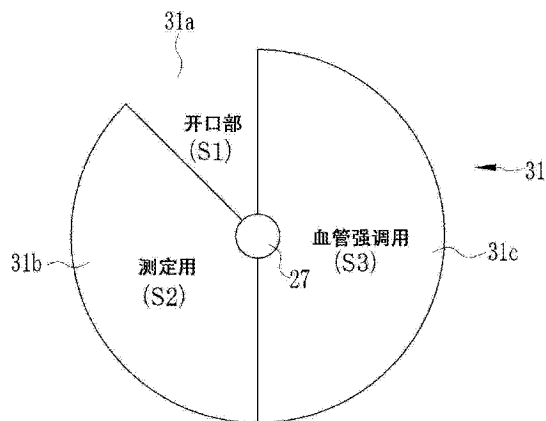
权利要求书2页 说明书12页 附图13页

(54) 发明名称

内窥镜系统、内窥镜用光源装置及内窥镜图像的制成方法

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜系统、内窥镜用光源装置及内窥镜图像的制成方法,能够以较少的帧数获取高画质的通常图像、血管强调图像及氧饱和度图像。旋转滤波器具备:开口部,使宽带光原样透过;测定用滤波器部,使宽带光之中450~500nm的氧饱和度测定光透过;和血管强调用滤波器部,使宽带光之中405~425nm、及530~550nm的血管强调用照明光透过。测定用滤波器部的面积及血管强调用滤波器部的面积大于开口部的面积。由此,氧饱和度测定光的照射时间及血管强调用照明光的照射时间变得比宽带光的照射时间长。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

宽带光源,产生宽带光;

旋转滤波器,具有第1透过区域、第2透过区域及第3透过区域,所述第1透过区域使所述宽带光之中第1波段的光透过,所述第2透过区域使所述宽带光之中氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的第2波段的光透过,所述第3透过区域使所述宽带光之中血红蛋白的吸光系数高的第3波段的光透过,所述第1至第3透过区域的面积根据所述第1至第3波段的带宽来决定;

内窥镜装置,向检体依次照射透过了所述旋转滤波器的第1至第3波段的光,并且由彩色的摄像元件对所述检体依次进行摄像从而获取第1至第3图像信息;

通常图像制成部件,根据所述第1图像信息来制成通常图像;

氧饱和度图像制成部件,根据所述第2图像信息来制成将血中血红蛋白的氧饱和度图像化而得到的氧饱和度图像;和

窄带图像制成部件,根据所述第3图像信息来制成窄带图像。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1波段具有比所述第2及第3波段宽的带宽,

所述第2及第3透过区域的面积大于所述第1透过区域的面积。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1透过区域是使所述宽带光原样透过的开口区域。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述氧饱和度图像制成部件基于将所述第2图像信息之中具有所述氧饱和度的信息的特定图像信息利用所述第1至第3图像信息之中所述特定图像信息以外的图像信息进行标准化而得到的标准化图像信息,来制成所述氧饱和度图像。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述宽带光源能够将光量设定为第1光量值、和比该第1光量值大的第2光量值,

所述旋转滤波器除了所述第1至第3透过区域之外还具有第4透过区域,所述第4透过区域使所述宽带光之中带宽不变而仅使光量降低后的光量降低光透过,

所述内窥镜装置,在将所述宽带光的光量设定为所述第2光量值时,取代所述第1图像信息而获取第4图像信息,所述第4图像信息是对利用所述光量降低光被照明后的所述检体进行摄像而获得的,

所述通常图像制成部件,在将所述宽带光的光量设定为所述第2光量值时,取代所述第1图像信息而基于所述第4图像信息来制成所述通常图像。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第4波段具有比所述第2及第3波段宽的带宽,

所述第2及第3透过区域的面积大于所述第4透过区域的面积。

7. 根据权利要求5或6所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述氧饱和度图像制成部件基于将所述第2图像信息之中具有所述氧饱和度的信息的特定图像信息利用所述第2至第4图像信息之中所述特定图像信息以外的图像信息进行标准化而得到的标准化图像信息,来制成所述氧饱和度图像。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第 2 波段为 450 ~ 500nm, 所述第 3 波段为 405 ~ 425nm、及 530 ~ 550nm。

9. 一种内窥镜用光源装置, 其特征在于, 具备:

宽带光源, 产生宽带光; 和

旋转滤波器, 具有第 1 透过区域、第 2 透过区域及第 3 透过区域, 所述第 1 透过区域使所述宽带光之中第 1 波段的光透过, 所述第 2 透过区域使所述宽带光之中氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的第 2 波段的光透过, 所述第 3 透过区域使所述宽带光之中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波段的光透过, 所述第 1 至第 3 透过区域的面积根据所述第 1 至第 3 波段的带宽来决定,

将透过了所述旋转滤波器的第 1 至第 3 波段的光供应给内窥镜装置。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥镜用光源装置, 其特征在于,

所述第 1 波段具有宽带的带宽, 所述第 2 及第 3 波段具有窄带的带宽,

所述第 2 及第 3 透过区域的面积大于所述第 1 透过区域的面积。

11. 根据权利要求 9 所述的内窥镜用光源装置, 其特征在于,

所述旋转滤波器除了所述第 1 至第 3 透过区域之外还具有第 4 透过区域, 所述第 4 透过区域使所述宽带光之中带宽不变而仅使光量降低后的光量降低光透过。

12. 一种内窥镜图像的制成方法, 其特征在于,

由宽带光源产生宽带光;

使所述宽带光入射至旋转滤波器, 所述旋转滤波器具有第 1 透过区域、第 2 透过区域及第 3 透过区域, 所述第 1 透过区域使所述宽带光之中第 1 波段的光透过, 所述第 2 透过区域使所述宽带光之中氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的第 2 波段的光透过, 所述第 3 透过区域使所述宽带光之中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波段的光透过, 所述第 1 至第 3 透过区域的面积根据所述第 1 至第 3 波段的带宽来决定;

向检体依次照射透过了所述旋转滤波器的第 1 至第 3 波段的光, 并且由彩色的摄像元件对所述检体依次进行摄像从而获取第 1 至第 3 图像信息;

根据所述第 1 图像信息来制成通常图像;

根据所述第 2 图像信息来制成将血中血红蛋白的氧饱和度图像化而得到的氧饱和度图像;

根据所述第 3 图像信息来制成窄带图像。

内窥镜系统、内窥镜用光源装置及内窥镜图像的制成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及同时获取通常图像、氧饱和度图像及血管强调图像的内窥镜系统、内窥镜用光源装置及内窥镜图像的制成方法。

背景技术

[0002] 在近年的医疗领域中,具备光源装置、内窥镜装置和处理器装置的内窥镜系统被广泛应用。在利用了该内窥镜系统的诊断中,将内窥镜的插入部插入检体内,利用规定波长的照明光从其前端部向检体进行照明,同时利用前端部的摄像元件对检体内的观察区域进行摄像,由此获取反映出在观察区域上呈现出的各种活体信息的内窥镜图像。

[0003] 作为内窥镜图像,除了拍摄利用白色光被照明后的观察区域的可见光像而获得的通常图像之外,还在使用通过向观察区域照明血红蛋白的吸光系数高的波段的窄带光而使表层血管、中深层血管的对比度提高了的血管强调图像、以及通过利用氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段的窄带光照明检体而使血管的氧状态可视化了的氧饱和度图像。由于这 3 个内窥镜图像各有长短,因此通过同时在监视器显示 3 个内窥镜图像而不仅仅是显示 1 个图像,从而能够实现从各种观点出发的诊断。

[0004] 在使用黑白的摄像元件来依次获取这些的通常图像、血管强调图像及氧饱和度图像这 3 个内窥镜图像的情况下,关于通常图像而言,需要 RGB 光的 3 帧的量的照明,关于血管强调图像而言,需要中心波长为 415nm 的蓝色窄带光和中心波长为 540nm 的绿色窄带光的 2 帧的量的照明光,关于氧饱和度图像而言,需要包括基于不同吸收波段的照明光的照明在内的 1 ~ 3 帧的量的照明。即,为了几乎同时获得 1 帧的通常图像、血管强调图像及氧饱和度图像(因为视作同时,所以以下简称作同时。),合计需要与 6 ~ 8 帧相应的照明。因此,如果要同时获得这 3 个图像,则 1 周期成为 6 ~ 8 帧,所以图像的帧速率(时间分辨率)会变低。

[0005] 相对于此,在日本特公平 6-6104 号公报中记载了如下方法,即:通过使用彩色的摄像元件来进行检体内的照明及摄像,由此不会降低帧速率,能同时获取通常图像和氧饱和度图像这 2 个图像。如该日本特公平 6-6104 号公报那样,在使用彩色的摄像元件来获取通常图像、血管强调图像及氧饱和度图像这 3 个图像的情况下,关于通常图像而言,仅利用 1 帧的量的白色光便能获取,关于血管强调图像而言,仅照射将 415nm、540nm 的光混色后的 1 帧的量的窄带光便能获取。因此,较之使用了黑白的摄像元件的情况,能够减少至少 3 帧的量的照明及摄像。

[0006] 如上述,在使用彩色的摄像元件的情况下,虽然能够减少 1 周期的帧数,但是较之使用了黑白的摄像元件的情况,有可能会降低图像整体的明亮度等画质。因此,在获取通常图像、血管强调图像及氧饱和度图像这 3 个图像之际,被要求每 1 周期的帧数少、且高画质地获取各图像。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种以较少的帧数获取高画质的通常图像、血管强调图像及氧饱和度图像的内窥镜系统、内窥镜用光源装置及内窥镜图像的制成方法。

[0008] 为了达成上述目的,本发明的内窥镜系统的特征在于具备:宽带光源,产生宽带光;旋转滤波器,具有第1透过区域、第2透过区域及第3透过区域,所述第1透过区域使宽带光之中第1波段的光透过,所述第2透过区域使宽带光之中氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的第2波段的光透过,所述第3透过区域使宽带光之中血红蛋白的吸光系数高的第3波段的光透过,第1至第3透过区域的面积根据第1至第3波段的带宽来决定;内窥镜装置,向检体依次照射透过了旋转滤波器的第1至第3波段的光,并且由彩色的摄像元件依次摄像检体来获取第1至第3图像信息;通常图像制成部件,根据第1图像信息来制成通常图像;氧饱和度图像制成部件,根据第2图像信息来制成将血中血红蛋白的氧饱和度图像化后的氧饱和度图像;和窄带图像制成部件,根据第3图像信息来制成窄带图像。

[0009] 优选第1波段具有比第2及第3波段还宽的带宽,第2及第3透过区域的面积大于第1透过区域的面积。优选第1透过区域是使宽带光原样透过的开口区域。优选氧饱和度图像制成部件基于将第2图像信息之中具有氧饱和度的信息的特定图像信息利用第1至第3图像信息之中特定图像信息以外的图像信息进行标准化后的标准化图像信息,来制成氧饱和度图像。

[0010] 优选宽带光源能够将光量设定为第1光量值、和比该第1光量值还大的第2光量值,旋转滤波器除了第1至第3透过区域之外还具有第4透过区域,所述第4透过区域使宽带光之中带宽不变而仅降低光量后的光量降低光透过,在将宽带光的光量设定为第2光量值时,内窥镜装置取代第1图像信息而获取第4图像信息,所述第4图像信息是摄像利用光量降低光被照明后的所述检体而获得的,在将宽带光的光量设定为所述第2光量值时,通常图像制成部件取代第1图像信息而基于第4图像信息来制成通常图像。优选第4波段具有比第2及第3波段还宽的带宽,第2及第3透过区域的面积大于第4透过区域的面积。优选氧饱和度图像制成部件基于将第2图像信息之中具有氧饱和度的信息的特定图像信息利用第2至第4图像信息之中特定图像信息以外的图像信息进行标准化后的标准化图像信息,来制成氧饱和度图像。

[0011] 优选第2波段为450~500nm,第3波段为405~425nm、及530~550nm。

[0012] 本发明的内窥镜用光源装置的特征在于具备:宽带光源,产生宽带光;和旋转滤波器,具有第1透过区域、第2透过区域及第3透过区域,所述第1透过区域使宽带光之中第1波段的光透过,所述第2透过区域使宽带光之中氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的第2波段的光透过,所述第3透过区域使宽带光之中血红蛋白的吸光系数高的第3波段的光透过,第1至第3透过区域的面积根据第1至第3波段的带宽来决定,将透过了旋转滤波器的第1至第3波段的光供应给内窥镜装置。

[0013] 优选第1波段具有宽带的带宽,第2及第3波段具有窄带的带宽,第2及第3透过区域的面积大于第1透过区域的面积。优选旋转滤波器除了第1至第3透过区域之外还具有第4透过区域,所述第4透过区域使宽带光之中带宽不变而仅降低光量后的光量降低光透过。

[0014] 本发明的内窥镜图像的制成方法的特征在于,由宽带光源产生宽带光;使宽带光

入射至旋转滤波器,所述旋转滤波器具有第 1 透过区域、第 2 透过区域及第 3 透过区域,所述第 1 透过区域使宽带光之中第 1 波段的光透过,所述第 2 透过区域使宽带光之中氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的第 2 波段的光透过,所述第 3 透过区域使宽带光之中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波段的光透过,第 1 至第 3 透过区域的面积根据第 1 至第 3 波段的带宽来决定;向检体依次照射透过了旋转滤波器的第 1 至第 3 波段的光,并且由彩色的摄像元件依次摄像检体来获取第 1 至第 3 图像信息;根据第 1 图像信息来制成通常图像;根据第 2 图像信息来制成将血中血红蛋白的氧饱和度图像化后的氧饱和度图像;根据所述第 3 图像信息来制成窄带图像。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明,旋转滤波器的第 1 至第 3 透过区域的面积根据第 1 至第 3 波段的带宽来决定。因此,关于使窄带光透过的窄带的透过区域而言,通过将面积设定得大于其他宽带的透过区域,从而能够延长该窄带光的照射时间。由此,即便在向检体内照射窄带光的情况下也不会导致光量不足,因此基于窄带光所制成的氧饱和度图像、窄带图像的明亮度能够得以充分维持。此外,由于使用了彩色摄像元件,因此能够在 1 周期的帧数少的状态下获取通常图像、窄带图像及氧饱和度图像。由此,本发明不会降低帧速率便能获取高画质的图像。

附图说明

[0017] 图 1 是表示内窥镜系统的外观的简略图。

[0018] 图 2 是表示内窥镜系统的内部构成的框图。

[0019] 图 3 是表示第 1 实施方式的旋转滤波器的俯视图。

[0020] 图 4A 是表示测定用滤波器部的分光透过率的曲线图。

[0021] 图 4B 是表示血管强调用滤波器部的分光透过率的曲线图。

[0022] 图 5 是表示氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸光系数的曲线图。

[0023] 图 6 是表示血红蛋白的吸光系数的曲线图。

[0024] 图 7A 是表示在原色系的彩色摄像元件上被排列的 B 像素、G 像素及 R 像素的说明图。

[0025] 图 7B 是表示 B 色、G 色及 R 色的滤色器的分光透过率的曲线图。

[0026] 图 8A 是表现通常显示模式中的摄像元件的动作的说明图。

[0027] 图 8B 是表现第 1 实施方式的特殊显示模式中的摄像元件的动作的说明图。

[0028] 图 9 是表示图像处理部的功能的框图。

[0029] 图 10 是表示强度比 B/G、R/G 与氧饱和度的相关关系的曲线图。

[0030] 图 11 是表示采用图 10 的相关关系的氧饱和度的计算方法的说明图。

[0031] 图 12 是表示氧饱和度与增益之间的关系的曲线图。

[0032] 图 13 是表示特殊显示模式的一连串流程的流程图。

[0033] 图 14 是表示在显示装置被同时显示的通常图像、窄带图像及氧饱和度图像的图像图。

[0034] 图 15 是表示第 2 实施方式的旋转滤波器的俯视图。

[0035] 图 16 是表示第 2 实施方式的特殊显示模式中的摄像元件的动作的说明图。

[0036] 图 17 是表示 C 色、M 色、Y 色及 G 色的滤色器的分光透过率的曲线图。

具体实施方式

[0037] 如图 1 所示,第 1 实施方式的内窥镜系统 10 具备:光源装置 11,产生对检体内的观察区域进行照明的光;内窥镜装置 12,利用来自光源装置 11 的光而对照明中的观察区域进行摄像;处理器装置 13,对通过内窥镜装置 12 的摄像而获得的图像数据进行图像处理;显示装置 14,对通过图像处理而获得的内窥镜图像等进行显示;和输入装置 15,由键盘等构成。

[0038] 在内窥镜装置 12 中,白操作部 16 侧起依次设有软性部 17、弯曲部 18 及观测器(scope)前端部 19。由于软性部 17 具有挠性,因此能够自如地弯曲。弯曲部 18 被构成为通过被配置于操作部 16 的角度旋钮 16a 的转动操作而自如地弯曲。由于该弯曲部 18 能够根据检体的部位等而弯曲成任意的方向、任意的角度,因此能够使观测器前端部 19 朝向所期望的观察部位。

[0039] 内窥镜系统 10 具备:通常显示模式,将利用波长范围从蓝色至红色的可见光所表现出的通常图像显示于显示装置 14;和特殊显示模式,将通常图像、使血中血红蛋白的氧饱和度图像化后的氧饱和度图像、以及使表层血管及中深层血管强调显示的窄带图像这 3 个图像同时显示于显示装置 14。这 2 个模式能够通过被设于内窥镜装置 12 的切换开关 21、输入装置 15 进行切换。

[0040] 如图 2 所示,光源装置 11 具备:白色光源 30;旋转滤波器 31,其将来自该白色光源 30 的宽带光 BB 波长分离为规定波长的光;电动机 32,其与旋转滤波器 31 的旋转轴 27,并以一定的旋转速度使旋转滤波器 31 旋转;旋转控制部 34,其对旋转滤波器 31 的动作进行控制;聚光透镜 35,其对透过了旋转滤波器 31 的光进行聚光;光纤 36,其入射来自聚光透镜 35 的光;和分支部 37,其使入射至光纤 36 的光分支成 2 系统的光。

[0041] 白色光源 30 具备光源主体 30a 和光圈 30b。光源主体 30a 由氙灯、卤素灯、卤化金属灯、白色 LED 等宽带用的光源构成,发出宽带光 BB。宽带光 BB 具有蓝色波段至红色波段的可见光的波长范围、例如 400nm~700nm 的波长范围。光圈 30b 通过调整其开度,来调整从白色光源 30 射出并入射至旋转滤波器 31 的宽带光 BB 的光量。

[0042] 内窥镜装置 12 为电子内窥镜,具备:光导设备 28、29,其对由光源装置 11 的分支部 37 分支出的 2 系统的光进行导光;照明部 40,其使由光导设备 28、29 导出的 2 系统(2 灯)的光朝向观察区域进行照射;摄像部 41,其进行观察区域的摄像;和连接器部 42,其装卸自如地连接内窥镜装置 12 和光源装置 11 及处理器装置 13。

[0043] 照明部 40 具备被设于摄像部 41 的两侧的 2 个照明窗 43、44,并在各照明窗 43、44 的里侧分别收纳有投光单元 47、54。各投光单元 47、54 将来自光导设备 28、29 的照明光通过照明透镜 51 而照射至观察区域。摄像部 41 在观测器前端部 19 的大致中心位置具备入射来自观察区域的反射光的 1 个观察窗 42。

[0044] 在观察窗 42 的里侧设有用于取入来自检体的观察区域的光的物镜单元 45,进而,在该物镜单元 45 的里侧设有拍摄观察区域的 CCD(Charge Coupled Device)等摄像元件 60。该摄像元件 60 为彩色的摄像元件,在受光面(摄像面)接受来自物镜单元 45 的光,将接受到的光进行光电变换并输出摄像信号(模拟信号)。另外,作为摄像元件 60,虽然使用

IT(行间转移)型的CCD,但是除此之外还可以使用具有全局快门的CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)。

[0045] 从摄像元件60输出的摄像信号通过观测器电缆67而被输入至A/D变换器68。A/D变换器68将摄像信号变换成与其电压电平对应的图像数据(数字信号)。变换后的图像数据经由连接器部42而被输入至处理器装置13。摄像控制部70进行摄像元件60的摄像控制。该摄像控制因每个模式而不同。

[0046] 处理器装置13具备控制部71、图像处理部72和存储部74,控制部71连接着显示装置14及输入装置15。控制部71控制处理器装置13内的各部,并且基于内窥镜装置12的切换开关21、从输入装置15输入的输入信息来控制内窥镜装置12的摄像控制部70及显示装置14的动作。

[0047] 如图3所示,在被设于光源装置11的旋转滤波器31中,沿着圆周方向设有:开口部31a,其使来自白色光源30的宽带光BB原样透过;测定用滤波器部31b(在图3中标记为“测定用”),其使宽带光BB之中用于测定氧饱和度的氧饱和度测定光(氧饱和度测定用照明光)透过;和血管强调用滤波器部31c(在图3中标记为“血管强调用”),其使宽带光BB之中用于对检体的表层血管及中深层血管进行强调的血管强调用照明光透过。在该旋转滤波器31中,开口部31a的面积S1最小,测定用滤波器部31b的面积S2大于开口部31a的面积S1且小于血管强调用滤波器部31c的面积S3,血管强调用滤波器部31c的面积S3最大($S1 < S2 < S3$)。

[0048] 如图4A所示,测定用滤波器部31b使宽带光BB之中氧合血红蛋白HbO₂的吸光系数和还原血红蛋白Hb的吸光系数(参照图5)不同的波长范围450~500nm的氧饱和度测定光透过。将该氧饱和度测定光照射至低氧状态的血管时的吸光特性不同于照射至高氧状态的血管时的吸光特性。通过利用因该血管的氧状态的差异而引起的吸光特性的差,能够测定血中血红蛋白的氧饱和度。另外,优选氧饱和度测定光将中心波长设为473nm。

[0049] 如图4B所示,血管强调用滤波器部31c使宽带光BB之中将具有中心波长为415nm且波长范围为405~425nm的蓝色窄带光、和具有中心波长为540nm且波长范围为530~550nm的绿色窄带光进行混色后的血管强调用照明光透过。如图6所示,该血管强调用照明光的蓝色窄带光及绿色窄带光的波长范围是在蓝色波段及绿色波段中血中血红蛋白的吸光系数高的波段。因此,通过向检体照射该血管强调用照明光,从而吸收蓝色窄带光的表层血管与不吸收蓝色窄带光的粘膜之间的对比度变高,因此表层血管能够强调显示。此外,由于吸收绿色窄带光的中深层血管与不吸收绿色窄带光的粘膜之间的对比度变高,因此中深层血管也能够强调显示。

[0050] 旋转滤波器31的动作因每个模式而不同。在被设定为通常显示模式时,将旋转滤波器31的开口部31a置于宽带光BB的光路上的位置。在该状态下旋转滤波器31停止。因此,在通常显示模式时,宽带光BB被原样照射至检体内。

[0051] 另一方面,在被设定为特殊显示模式时,旋转滤波器31以一定的旋转速度旋转。由此,宽带光BB在不同的时刻向旋转滤波器31的开口部31a、测定用滤波器部31b及血管强调用滤波器部31c入射。因此,在特殊显示模式时,宽带光、氧饱和度测定光及血管强调用照明光被依次照射至检体内。在此,由于旋转滤波器31的开口部31a、测定用滤波器部31b及血管强调用滤波器部31c的面积S1、S2、S3存在 $S1 < S2 < S3$ 的关系,因此宽带光

BB 的照射时间 T1 最短,第二长的是氧饱和度测定光的照射时间 T2,血管强调用照明光的照射时间 T3 最长 ($T1 < T2 < T3$)。

[0052] 如以上,将血管强调用照明光的照射时间 T3 设得比宽带光 BB 的照射时间 T1 长的理由如下所述。由于血管强调用照明光是使宽带光 BB 的波长窄带化而获得的光,因此与宽带光 BB 相比,光量小。因而,在假定宽带光 BB 的照射时间 T1 和血管强调用照明光的照射时间 T3 大致相同的情况下,基于血管强调用照明光而制成的窄带图像会变得比基于宽带光 BB 而制成的通常图像暗。故此,通过将照射时间 T3 设得比照射时间 T1 长,来延长摄像元件 60 的电荷积蓄时间,由此能够使通常图像和窄带图像的明亮度大致均匀化。

[0053] 此外,将氧饱和度测定光的照射时间 T2 设得比宽带光 BB 的照射时间 T1 长的理由如下所述。由于氧饱和度测定光与血管强调用照明光同样是使宽带光 BB 的波长窄带化而获得的光,因此与宽带光 BB 相比,光量小。这样,在氧饱和度测定光的光量降低的状况下,无法获得充分的 S/N,因此有时无法正确地计算氧饱和度。故此,通过将氧饱和度测定光的照射时间 T2 设得比宽带光 BB 的照射时间 T1 长,来延长摄像元件 60 的电荷积蓄时间,由此能够获得充分的 S/N。

[0054] 如图 7A 所示,接受来自检体的宽带光、氧饱和度测定光及血管强调用照明光的反射光的摄像元件 60 具备多个像素群组,像素群组是将设有 B 色的滤色器的 B 像素 60b、设有 G 色的滤色器的 G 像素 60g、及设有 R 色的滤色器的 R 像素 60r 设为 1 组。由于 B 色、G 色、R 色的滤色器分别具有图 7B 的曲线 63、64、65 所示的透过率,因此 B 色的滤色器使蓝色波段的光透过, G 色的滤色器使绿色波段的光透过, R 色的滤色器使红色波段的光透过。

[0055] 摄像元件 60 所进行的检体内的摄像因每个模式而不同。如图 8A 所示,在通常显示模式中,利用摄像元件 60 对宽带光 BB 的像光进行光电变换,并从 B 像素 60b、G 像素 60g、R 图像 60r 依次输出蓝色信号 Bc、绿色信号 Gc、红色信号 Rc。这样,摄像元件 60 在 1 个帧区间内进行电荷积蓄和电荷读出,生成 1 个通常图像。在被设定为通常显示模式的期间内,反复进行一连串动作。而且,通过对这些蓝色信号 Bc、绿色信号 Gc、红色信号 Rc 进行 A/D 变换而获得蓝色图像数据 Bc、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc。

[0056] 如图 8B 所示,在特殊显示模式中,在宽带光 BB 以照射时间 T1 进行照射的期间内,利用摄像元件 60 对宽带光 BB 进行光电变换,并从 B 像素 60b、G 像素 60g、R 图像 60r 依次输出蓝色信号 Bc、绿色信号 Gc、红色信号 Rc。在宽带光 BB 的照射结束,氧饱和度测定光的照射开始时,在氧饱和度测定光以照射时间 T2 进行照射的期间内,利用摄像元件 60 对氧饱和度测定光进行光电变换,并从 B 像素 60b、G 像素 60g、R 图像 60r 依次输出蓝色信号 Bm、绿色信号 Gm、红色信号 Rm。在氧饱和度测定光的照射结束,血管强调用照明光的照射开始时,在血管强调用照明光以照射时间 T3 进行照射的期间内,利用摄像元件 60 对血管强调用照明光进行光电变换,并从 B 像素 60b、G 像素 60g、R 图像 60r 依次输出蓝色信号 Bv、绿色信号 Gv、红色信号 Rv。

[0057] 这样,在 3 个帧区间内构成 1 个周期,生成 3 个种类的图像。在被设定为特殊显示模式的期间内重复该 1 个周期。另外,在照射宽带光 BB 时获得的蓝色信号 Bc、绿色信号 Gc、红色信号 Rc 通过 A/D 变换而被变换成蓝色图像数据 Bc、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc。此外,在照射氧饱和度测定光时获得的蓝色信号 Bm、绿色信号 Gm、红色信号 Rm 通过 A/D 变换而被变换成蓝色图像数据 Bm、绿色图像数据 Gm、红色图像数据 Rm。此外,在照射血

管强调用照明光时获得的蓝色信号 Bv、绿色信号 Gv、红色信号 Rv 通过 A/D 变换而被变换成蓝色图像数据 Bv、绿色图像数据 Gv、红色图像数据 Rv。

[0058] 如上述,由于获得因每个模式而不同的图像数据,因此其图像处理也分别不同。如图 9 所示,图像处理部 72 具备:通常显示模式用图像处理部 80,其基于在通常显示模式时获取到的图像数据来进行图像处理;和特殊显示模式用图像处理部 81,其基于在特殊显示模式时获取到的图像数据来进行图像处理。

[0059] 通常显示模式用图像处理部 80 基于在通常显示模式时获得的蓝色图像数据 Bc、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc 来制成由蓝色图像、绿色图像、红色图像构成的全彩色的通常图像。被制成的通常图像之中蓝色图像被分配给显示装置 14 的 B 通道,绿色图像被分配给显示装置 14 的 G 通道,红色图像被分配给显示装置 14 的 R 通道。

[0060] 特殊显示模式用图像处理部 81 具备通常图像制成部 84、氧饱和度图像制成部 86、和窄带图像制成部 87。通常图像制成部 84 基于在特殊显示模式时获得的蓝色图像数据 Bc、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc 来制成由蓝色图像、绿色图像、红色图像构成的全彩色的通常图像。被制成的通常图像的蓝色图像、绿色图像、红色图像分别被分配给显示装置的 B、G、R 通道。

[0061] 氧饱和度图像处理部 86 具备强度比计算部 86a、相关关系存储部 86b、氧饱和度计算部 86c、和图像生成部 86d,基于在特殊显示模式时获得的图像数据之中在照射宽带光 BB 时获得的蓝色图像数据 Bc、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc、和在照射氧饱和度测定光时获得的蓝色图像数据 Bm 来制成氧饱和度图像。

[0062] 强度比计算部 86a 求出蓝色图像数据 Bm 与绿色图像数据 Gc 之间的强度比 B/G、和红色图像数据 Rc 与绿色图像数据 Gc 之间的强度比 R/G。在强度比计算部 86a 中,计算在图像数据之间处于相同位置的像素间的强度比,且针对图像数据的全部像素来计算强度比。这些强度比 B/G、R/G 被用于不依赖于血液量的氧饱和度的计算中。此外,也可只利用图像数据之中血管部分的像素来求出强度比。在该情况下,血管部分是基于血管部分的图像数据与除此之外的部分的图像数据之差而确定的。

[0063] 如以上,使用绿色图像数据 Gc 而将蓝色图像数据 Bm 及红色图像数据 Rc 标准化的理由如下所述。蓝色图像数据 Bm 的像素值根据氧饱和度测定光的反射光的光量而变化,但是该氧饱和度测定光的反射光的光量不仅受到血管的氧状态的差异的影响,还受到表示观测器前端部 19 与被摄体组织之间的距离的观察距离的变化等的影响。因此,难以单独利用蓝色图像数据 Bm 来正确地计算氧饱和度。

[0064] 因此,在计算氧饱和度之际,除了蓝色图像数据 Bm 之外还使用绿色图像数据 Gc 作为用于对因观察距离的变化等而引起的体腔内的明亮度的变化进行参考的图像数据。关于这 2 个蓝色图像数据 Bm 及绿色图像数据 Gc,在体腔内变暗时像素值均降低,相反地在体腔内变亮时像素值均增加。因此,蓝色图像数据 Bm 除以绿色图像数据 Gc 进行标准化后的强度比 B/G 的比率纵使在体腔内的明亮度发生了变化的情况下也不会变化。即,能够根据强度比 B/G 来正确地计算氧饱和度。

[0065] 此外,由于强度比 B/G 不会受到体腔内的明亮度的影响,因此纵使在远景观察时等氧饱和度测定光的光量稍有不足,也能正确地计算氧饱和度。因此,如上述,由于氧饱和度测定光的照射时间 T2 比血管强调用照明光的照射时间 T3 短(参照图 3、图 8B),因而虽

然氧饱和度测定光的光量容易不足,但是通过基于强度比 B/G 来计算氧饱和度能够将计算精度确保为一定。

[0066] 另外,红色图像数据 R_c 具有血液量的信息,通过与蓝色图像数据 B_m 组合来计算不依赖于血液量的氧饱和度。该红色图像数据 R_c 也不仅受到血液量的影响,还受到因观察距离的变化等而引起的体腔内的明亮度的变化的影响,因此与蓝色图像数据 B_m 同样地,为了去除体腔内的明亮度的影响而利用绿色图像数据 G_c 进行标准化。

[0067] 相关关系存储部 86b 存储了强度比 B/G 及 R/G 与氧饱和度之间的相关关系。该相关关系如图 10 所示那样以在二维空间上定义了氧饱和度的等高线的二维表来进行存储。该等高线的位置、形状被定义成根据光散射的物理上的模拟而获得,根据血液量而变化。另外,强度比 B/G 、 R/G 利用 $\log$ 标度进行表示。

[0068] 上述相关关系与图 5 所示那样的氧合血红蛋白 HbO_2 、还原血红蛋白 Hb 的吸光特性、光散射特性密切地相关联。例如,在如 473nm 那样吸光系数的差较大的波长中易于获取氧饱和度的信息。然而,包括与 473nm 的光对应的信号在内的蓝色图像数据 B_m 不仅依赖于氧饱和度,依赖于血液量的程度也高。因此,除了蓝色图像数据 B_m 之外,还通过使用根据主要依赖于血液量变化的红色图像数据 R_c 、成为蓝色图像数据 B_m 和红色图像数据 R_c 的参考图像(标准化用图像数据)的绿色图像数据 G_c 而获得的强度比 B/G 及 R/G ,从而不依赖于血液量,能正确地求出氧饱和度。

[0069] 此外,470 ~ 700nm 的波长范围的光具有粘膜组织内的散射系数小、且波长依赖性小的性质。因而,通过将该波长范围的光用作照明光,从而能够获取减少了血管的深度的影响同时包括血液量及氧饱和度的信息在内的血液信息。

[0070] 另外,也可在相关关系存储部 86b 中还存储强度比 R/G 与血液量之间的相关关系。该相关关系作为被定义成强度比 R/G 越大则血液量也变得越大的一维表进行存储。该强度比 R/G 与血液量之间的相关关系被用于血液量的计算时。

[0071] 氧饱和度计算部 86c 使用在相关关系存储部 86b 中存储的相关关系、和由强度比计算部 86a 求出的强度比 B/G 、 R/G ,来求出各像素中的氧饱和度。另外,在以下的说明中,将在氧饱和度的计算中所使用的蓝色图像数据 B_m 、绿色图像数据 G_c 、红色图像数据 R_c 的规定像素的亮度值分别设为 B^* 、 G^* 、 R^* 。伴随于此,各像素中的强度比成为 B^*/G^* 、 R^*/G^* 。

[0072] 如图 11 所示,氧饱和度计算部 86c 根据在相关关系存储部 86b 中存储的相关关系来确定与强度比 B^*/G^* 、 R^*/G^* 对应的对应点 P 。而且,在对应点 P 处于氧饱和度 = 0% 界限的等高线 88 与氧饱和度 = 100% 界限的等高线 89 之间的情况下,将该对应点 P 所表示的百分数值设为氧饱和度。例如,如果是图 11 的情况,由于对应点 P 位于 60% 的等高线上,因此氧饱和度成为 60%。

[0073] 另一方面,在对应点偏离等高线 88 与等高线 89 之间的情况下,当对应点较之等高线 88 而位于上方时将氧饱和度设为 0%,当对应点较之等高线 89 而位于下方时将氧饱和度设为 100%。另外,也可在对应点偏离等高线 88 与等高线 89 之间的情况下,降低该像素中的氧饱和度的可靠度而不显示在显示装置 14 上。

[0074] 图像生成部 86d 使用由氧饱和度计算部 86c 计算出的氧饱和度、和由通常图像制成部 84 制成的通常图像,来生成使氧饱和度图像化后的氧饱和度图像。在该图像生成部 86d 中,对通常图像中的蓝色图像的像素值 b 、绿色图像的像素值 g 、红色图像的像素值 r 施

加与氧饱和度相应的增益。

[0075] 如图 12 所示,在氧饱和度为 60%以上的高氧状态的情况下,对像素值 b 、 g 、 r 均施加相同的增益“1”。相对于此,在氧饱和度低于 60%的低氧状态的情况下,对像素值 r 施加低于“1”的增益,而对像素值 b 、 g 施加超过“1”的增益。对该通常图像施加与氧饱和度相应的增益后的图像成为氧饱和度图像。将该氧饱和度图像之中像素值 b 分配给显示装置 14 的 B 通道,将像素值 g 分配给显示装置 14 的 G 通道,将像素值 r 分配给显示装置 14 的 R 通道。由此,关于氧饱和度图像,在高氧状态时以与通常图像相同的色彩来显示包括血管的检体整体,而在低氧状态时以蓝绿色色调的伪彩色来显示血管部分。

[0076] 窄带图像制成部 87 通过对在照射血管强调用照明光时获得的蓝色图像数据 B_v 和绿色图像数据 G_v 进行合成处理,来制成表层血管及中深层血管被强调显示后的窄带图像。将该窄带图像之中蓝色图像数据 B_v 分配给显示装置 14 的 B、G 通道,将绿色图像数据 G_v 分配给显示装置 14 的 R 通道。由此,在窄带图像中,表层血管以“茶色”色调进行显示,中深层血管以“蓝绿色”色调进行显示。

[0077] 其次,沿着图 13 的流程图来说明本实施方式中的一连串流程,尤其是关于特殊显示模式的一连串流程。在置于通常显示模式的状态下,将内窥镜装置 12 插入体内、例如消化道内。通过角度旋钮 16a 的操作而使观测器前端部 19 与所期望的观察区域相匹配地进行体内的观察。在该通常显示模式时的观察中,旋转滤波器 31 在开口部 31a 置于宽带光 BB 的光路上的状态下停止。因而,宽带光 BB 被原样照射至检体内。之后,利用彩色的摄像元件 60 对检体内进行摄像,将通过该摄像而获得的全彩色的通常图像显示于显示装置 14。

[0078] 而且,在观察区域被推测为病变部的情况下,通过内窥镜装置 12 的切换开关 21 而切换为特殊显示模式。通过该模式切换而开始旋转滤波器 31 的旋转。通过该旋转滤波器 31 的旋转而使宽带光 BB 按旋转滤波器 31 的开口部 31a、测定用滤波器部 31b、血管强调用滤波器部 31c 的顺序依次透过。由此,在不同的时刻射出宽带光 BB、氧饱和度测定光、血管强调用照明光。宽带光 BB 的照射时间 T_1 最短,第二长的是氧饱和度测定光的照射时间 T_2 ,最长的是血管强调用照明光的照射时间 T_3 ($T_1 < T_2 < T_3$)。所射出的光被依次照射至检体,由彩色的摄像元件 60 依次对该检体进行摄像。

[0079] 然后,基于通过摄像而获得的图像数据之中蓝色图像数据 B_c 、绿色图像数据 G_c 、红色图像数据 R_c 来制成通常图像。此外,计算将蓝色图像数据 B_m 利用绿色图像数据 G_c 进行标准化后的强度比 B/G ,并且计算将红色图像数据 R_c 利用绿色图像数据 G_c 进行标准化后的强度比 R/G 。由于强度比 B/G 、 R/G 是利用绿色图像数据 G_c 进行标准化而得到的,因此不会受到因观察距离的变化等而引起的检体内的明亮度的变化的影响。而且,基于强度比 B/G 、 R/G 与图 10 的相关关系来制成使血管的氧状态图像化后的氧饱和度图像。此外,基于蓝色图像数据 B_v 和绿色图像数据 G_v 来制成对表层血管及中深层血管进行强调后的窄带图像。这些通常图像、氧饱和度图像、窄带图像的 3 个图像如图 14 所示那样被横向排列地同时显示。只要持续第 1 特殊显示模式,就反复进行以上的一连串动作。另外,除了通常图像、窄带图像、氧饱和度图像如图 14 那样同时显示之外,还可以每隔一定时间各显示 1 个图像。

[0080] 在上述第 1 实施方式中,通过将测定用滤波器部 31b 及血管强调用滤波器部 31c 的面积 S_2 、 S_3 设得大于开口部 31a 的面积 S_1 ,并且将包括氧饱和度的信息在内的蓝色图像数据 B_m 利用绿色图像数据 G_c 进行标准化,由此高画质地获取了通常图像、氧饱和度图像、

窄带图像,但是在第2实施方式中,除了上述情况之外,还通过在特殊显示模式时将光圈30b的开口度设得大于通常显示模式时以使照射至检体内的光的光量增加,由此来获取更亮且高画质的图像。

[0081] 在第2实施方式中,使用图15所示的旋转滤波器100来取代旋转滤波器31。在旋转滤波器100中沿着圆周方向设有与旋转滤波器31同样的测定用滤波器部31b及血管强调用滤波器部31c,在除此之外的部分设有开口部100a和ND滤波器部100b(在图15中标记为“ND”)。开口部100a使宽带光BB原样透过,ND滤波器部100b使宽带光BB的光量降低。另外,因为除此之外与第1实施方式相同,所以对与第1实施方式不同的部分进行以下说明。

[0082] 在通常显示模式时,在将开口部100a置于宽带光BB的光路上的状态下,使旋转滤波器100停止。该通常显示模式时的观察区域内的摄像与第1实施方式同样(参照图SA)。另一方面,在特殊显示模式时,将光圈30b的开口度设得大于通常显示模式时。由此,光量已增加的高光量的宽带光BB入射至旋转滤波器100。之后,通过使旋转滤波器100旋转,由此从开口部100a射出高光量的宽带光BB,从ND滤波器部100b射出高光量的宽带光BB的光量减少后的通常光量的宽带光BB(光量与通常显示模式时相同的宽带光BB),从测定用滤波器部31b射出氧饱和度测定光,从血管强调用滤波器部31c射出血管强调用照明光。由此,4个种类的光被依次照射至观察区域。

[0083] 在此,开口部100a的面积S10及ND滤波器部100b的面积S11最小(S10和S11大致相同),第二大的是测定用滤波器部31b的面积S2,最大的是血管强调用滤波器部31c的面积S3($S10 \approx S11 < S2 < S3$),因此高光量的宽带光的照射时间T10及通常光量的宽带光BB的照射时间T11最短,第二长的是氧饱和度测定光的照射时间T2,最长的是血管强调用照明光的照射时间T3($T10 \approx T11 < T2 < T3$)。

[0084] 而且,按照图16所示的次序来进行体腔内的摄像。在照射高光量的宽带光BB的过程中,不进行高光量的宽带光BB的光电变换。之后,在高光量的宽带光BB的照射结束,通常光量的宽带光BB的照射开始时,在通常光量的宽带光BB的照射时间T11内,对通常光量的宽带光BB进行光电变换,从B像素60b、G像素60g、R像素60r输出蓝色信号Bc、绿色信号Gc、红色信号Rc。基于这些蓝色信号Bc、绿色信号Gc、红色信号Rc来制成通常图像。之后,在通常光量的宽带光BB的照射结束时,开始氧饱和度测定光的照射。氧饱和度测定光的照射时间T2及其后的血管强调用照明光的照射时间T3内的检体的摄像与第1实施方式同样(参照图8B),此外,氧饱和度图像及窄带图像的制成也与第1实施方式同样。

[0085] 如以上,由于不是基于高光量的宽带光BB来制成通常图像,而是基于由ND滤波器100b减光后的通常光量的宽带光BB来制成通常图像,因此在接受到高光量的反射光时所发生的光晕(像素值变得极高的现象)的产生能够得以抑制。另一方面,由于高光量的宽带光BB入射至测定用滤波器部31b,因此氧饱和度测定光的光量变大。这样,通过使用光量变大后的氧饱和度测定光,由此S/N进一步提高,因此氧饱和度的计算精度得以提升。此外,由于高光量的宽带光BB也入射至血管强调用滤波器部31c,因此血管强调用照明光的光量也变大。这样,基于光量变大后的血管强调用照明光而制成的窄带图像在整体上变得明亮。

[0086] 另外,在上述实施方式中,作为彩色摄像元件的滤色器,虽然使用B、G、R的原色系的滤波器,但是除了具有图17所示的分光透过率的、Y(黄色)、M(品红色)、C(蓝绿色)的

补色系的滤色器之外,还可以使用设有 G(绿色)的滤色器的彩色的摄像元件(CMYG 的彩色摄像元件)。在利用该 CMYG 的彩色摄像元件进行摄像的情况下,从设有 Y 色的滤色器的 Y 像素输出的 Y 信号、从设有 M 色的滤色器的 M 像素输出的 M 信号、从设有 C 色的滤色器的 C 像素输出的 C 信号通过 RGB 变换而被变换成原色的 R 信号、G 信号、B 信号。之后,基于 RGB 变换后的信号之中 R 信号和 B 信号、以及从设有 G 色的滤色器的 G 像素输出的 G 信号,来进行通常图像、氧饱和度图像、窄带图像的制成。

[0087] 另外,在上述实施方式中,将蓝色图像数据 Bm 除以绿色图像数据 Gc 进行标准化(或者将红色图像数据 Rc 除以绿色图像数据 Gc 进行标准化)的、用于标准化的图像数据也可以是绿色图像数据 Gc 以外的数据。例如,除了在向检体内照射宽带光 BB 时获得的蓝色图像数据 Bc、红色图像数据 Rc 之外,还可以将在照射血管强调用照明光时获得的蓝色图像数据 Bv、绿色图像数据 Gv、红色图像数据 Rv 用于标准化中。

[0088] 另外,在上述实施方式中,虽然血管强调用滤波器部 31c 的面积 S3 大于测定用滤波器部 31b 的面积 S2,但是这 2 个面积 S3、S2 也可大致相同。此外,也可通过将测定用滤波器部 31b 的面积 S2 设得大于开口部的面积 S1(或者 ND 滤波器 100b 的面积 S11),由此在氧饱和度测定光的光量达到为了测定血管的氧状态所需的充足光量的情况下,不利用绿色图像数据 Gc 进行标准化便可执行氧饱和度图像的制成。在该情况下,不进行氧饱和度的计算而进行图像制成。例如,通过将蓝色图像数据 Bm 分配给显示装置 14 的 B、G 通道,将绿色图像数据 Gc 分配给显示装置 14 的 R 通道,从而伴随氧饱和度的降低而表层血管的颜色自“茶色”色调起逐渐变化的氧饱和度图像被显示于显示装置 14。

[0089] 另外,在上述实施方式中,在氧饱和度图像之中仅对低氧状态的血管进行伪彩色显示,但是也可对包括低氧状态的血管在内的检体整体进行伪彩色显示。在该情况下,优选根据血管的氧状态来预先决定伪彩色的颜色(例如,用“红色”显示高氧的血管,与氧饱和度的降低相应地将血管的颜色逐渐偏于“淡蓝色”,用“蓝色”显示氧饱和度低于 60% 这样的低氧的血管)。

[0090] 另外,在上述实施方式中,虽然基于根据与 3 波长相应的图像数据(蓝色图像数据 Bm、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc)而获得的强度比 B/G、R/G 来进行氧饱和度的计算,但是取而代之也可仅利用根据与 2 波长相应的图像数据(蓝色图像数据 Bm、绿色图像数据 Gc)而获得的强度比 B/G 来进行氧饱和度的计算。

[0091] 另外,在上述实施方式中,虽然根据旋转滤波器的各透过区域中的透过波段的带宽来决定滤波器的面积(将带宽最宽的开口部、ND 滤波器部的面积设得小于带宽比其窄的测定用滤波器部及血管强调用滤波器部的面积),但是取而代之也可进行与各透过区域中的透过波段的带宽相应的 AE(自动曝光控制)。

[0092] 例如,在宽带光 BB 入射至透过波段的带宽较宽的开口部、或 ND 滤波器上时,减小光圈的开口度,并缩短摄像元件的电荷积蓄时间。另一方面,在宽带光 BB 入射至透过波段的带宽窄的测定用滤波器部及血管强调用滤波器部上时,增大光圈的开口度,并延长摄像元件的电荷积蓄时间。如以上,通过进行与透过波段的带宽相应的 AE,从而能够将摄像元件所接受的宽带光、氧饱和度测定光、血管强调用照明光的受光量调整为大致均匀。由此,通常图像、氧饱和度图像、窄带图像的明亮度变得大致相同。

[0093] 另外,在上述实施方式中,虽然使用血液量(氧合血红蛋白与还原血红蛋白之和)

之中氧合血红蛋白所占的比例即氧饱和度来生成氧饱和度图像,但是也可取而代之或者在此基础上使用根据“血液量 $\times$ 氧饱和度(%)”求出的氧合血红蛋白指数、根据“血液量 $\times$ (100- 氧饱和度)(%)”求出的还原血红蛋白指数。

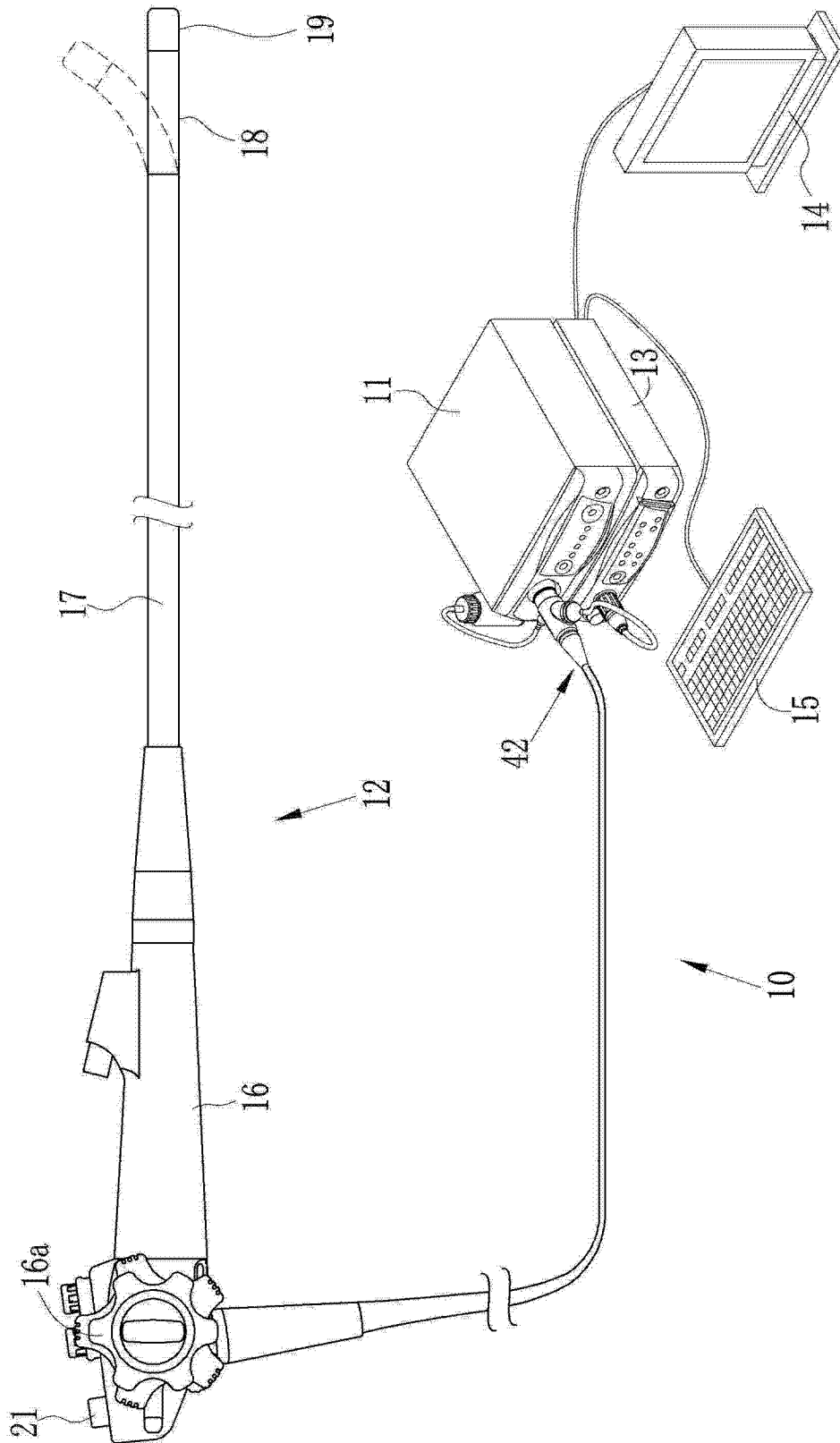


图 1

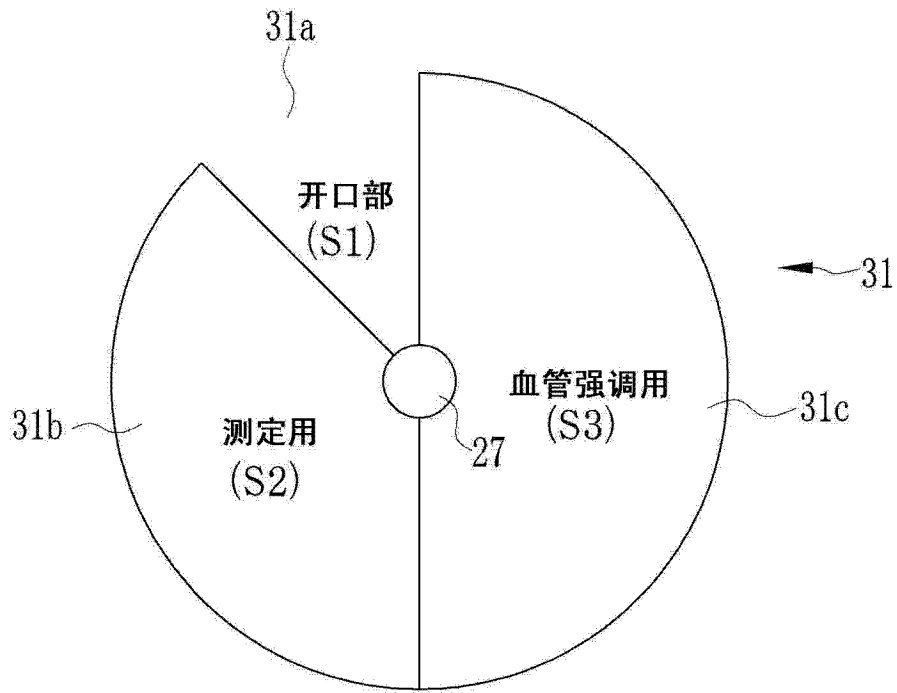


图 3

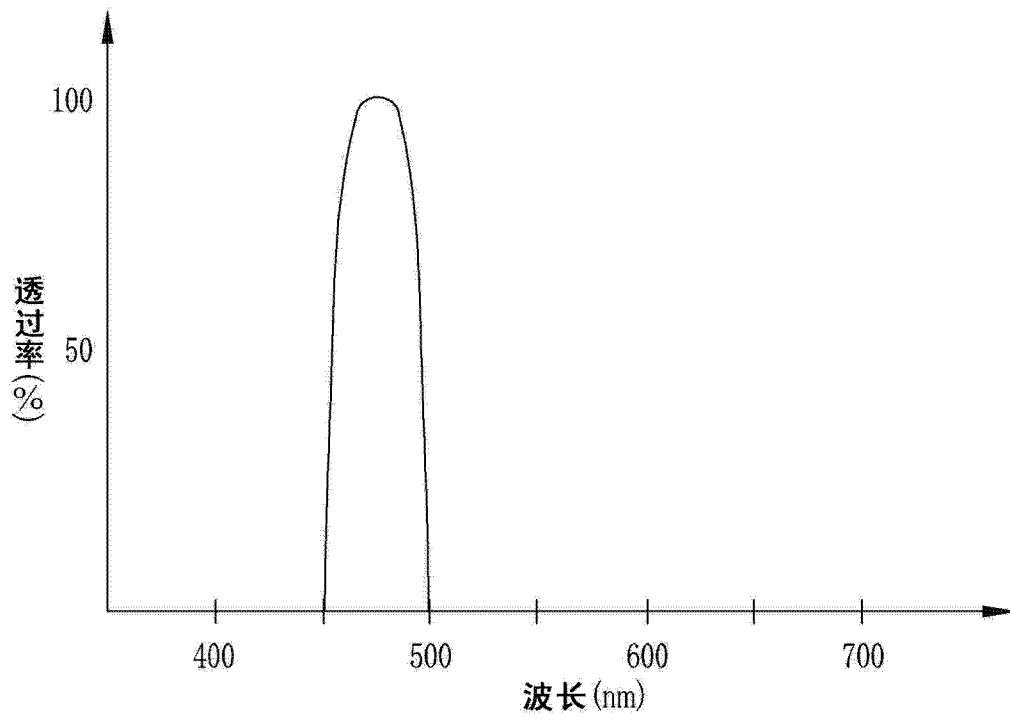


图 4A

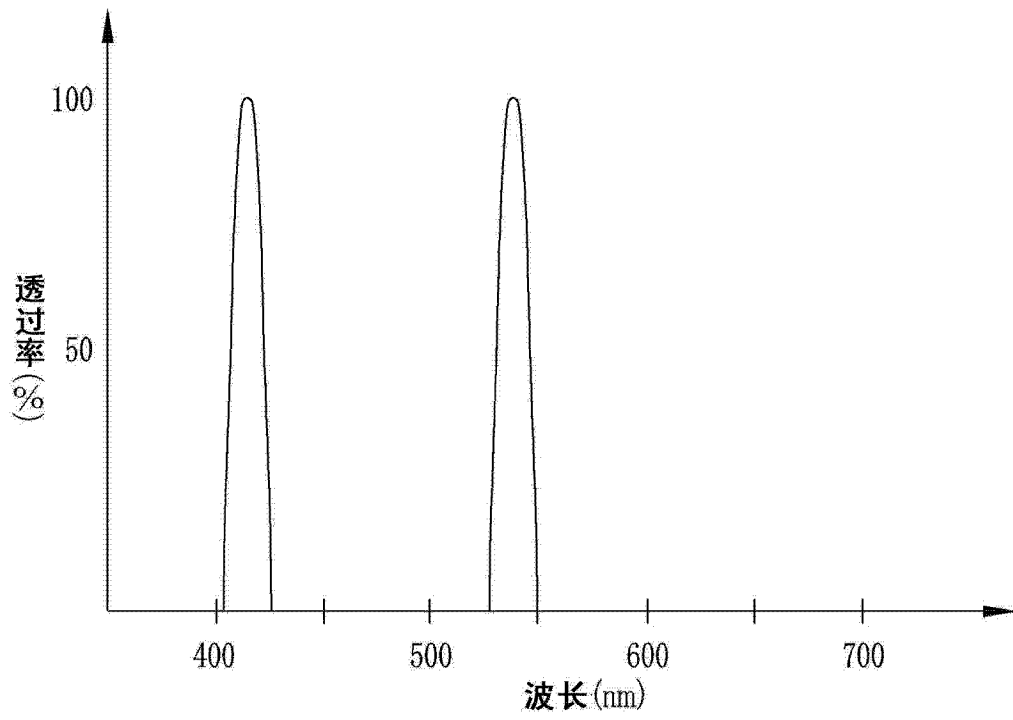


图 4B

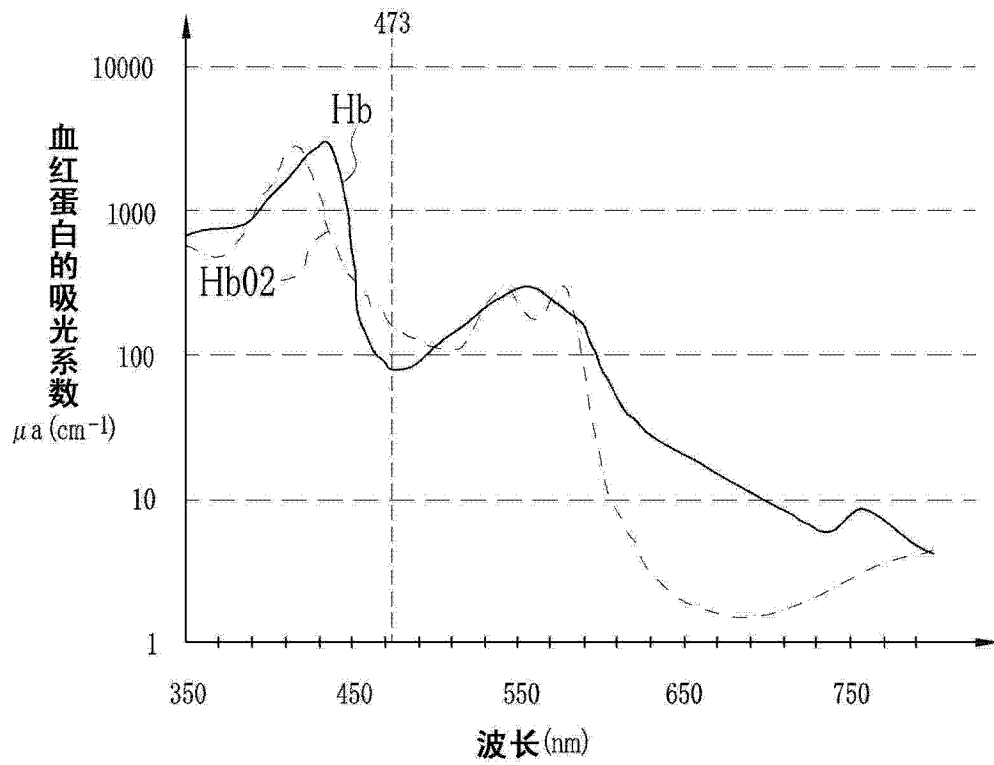


图 5

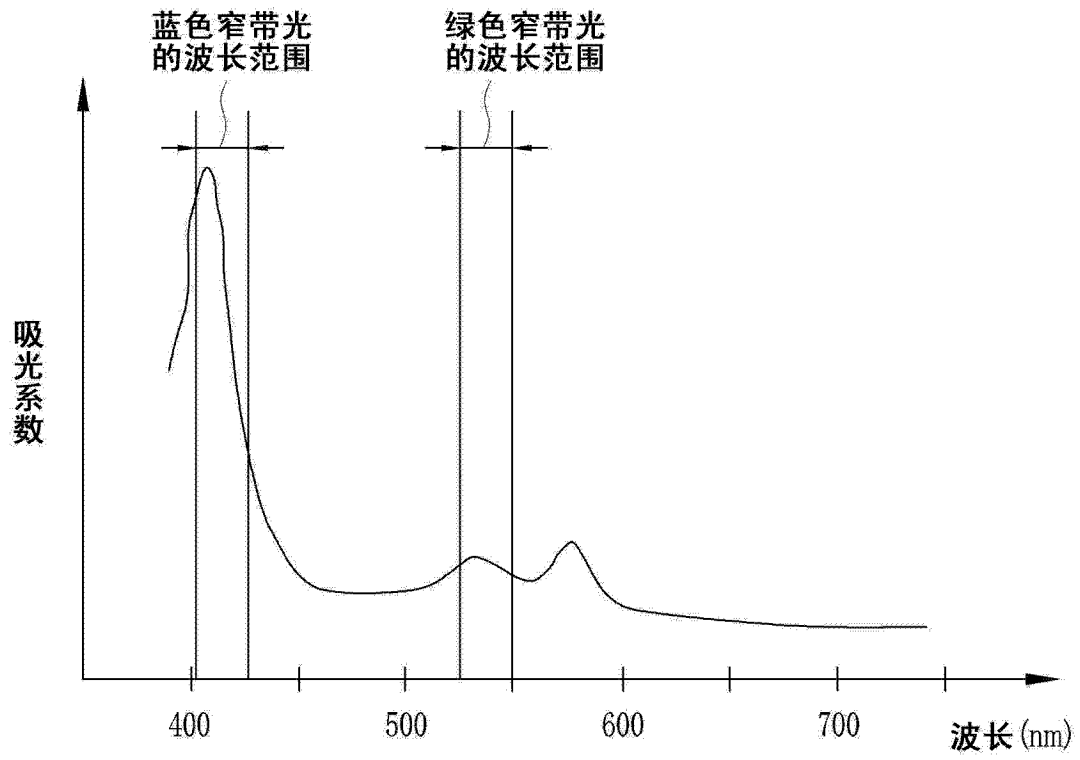


图 6

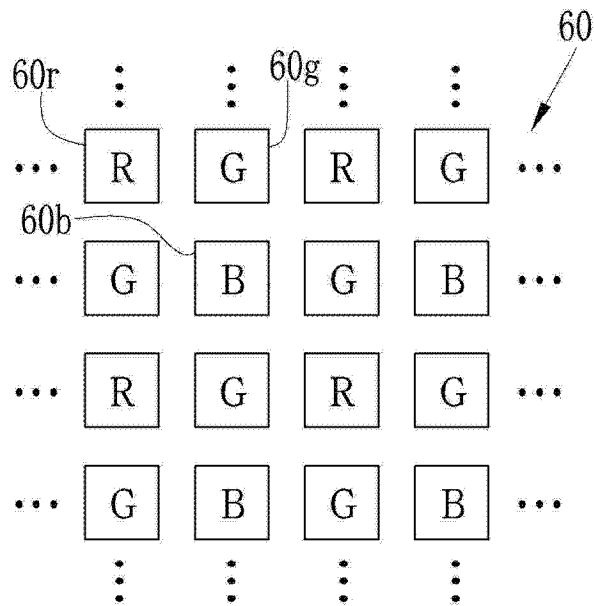


图 7A

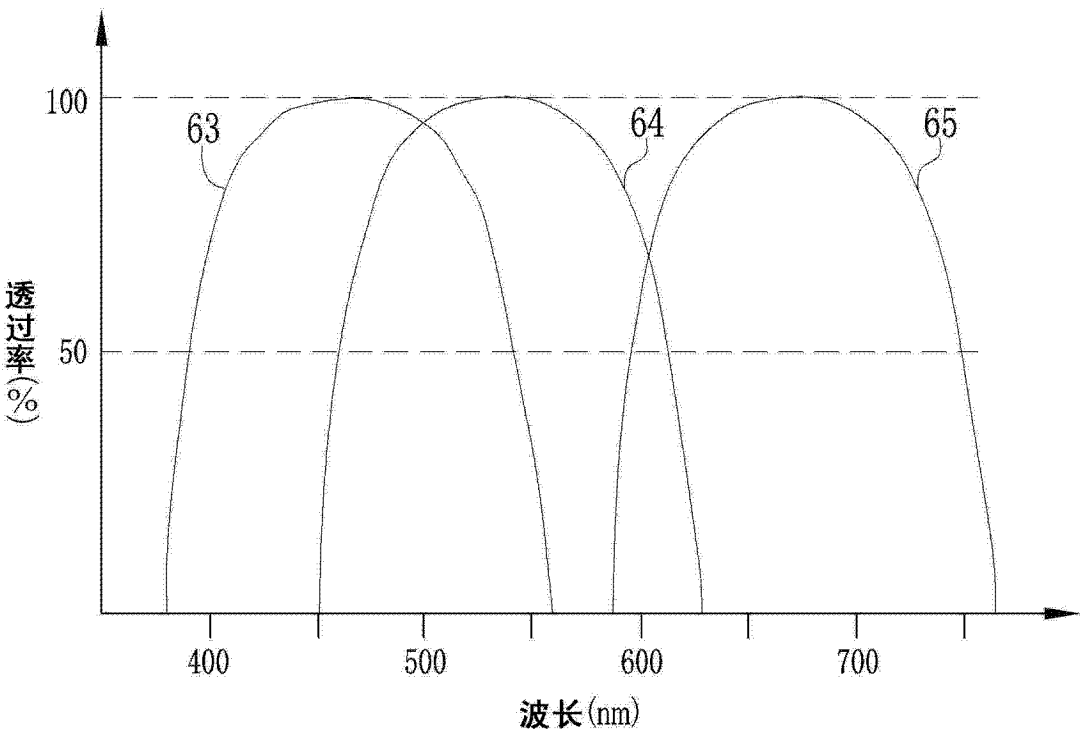


图 7B

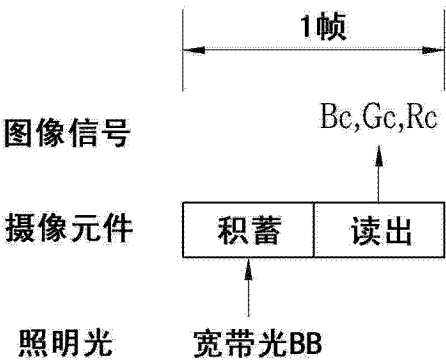


图 8A

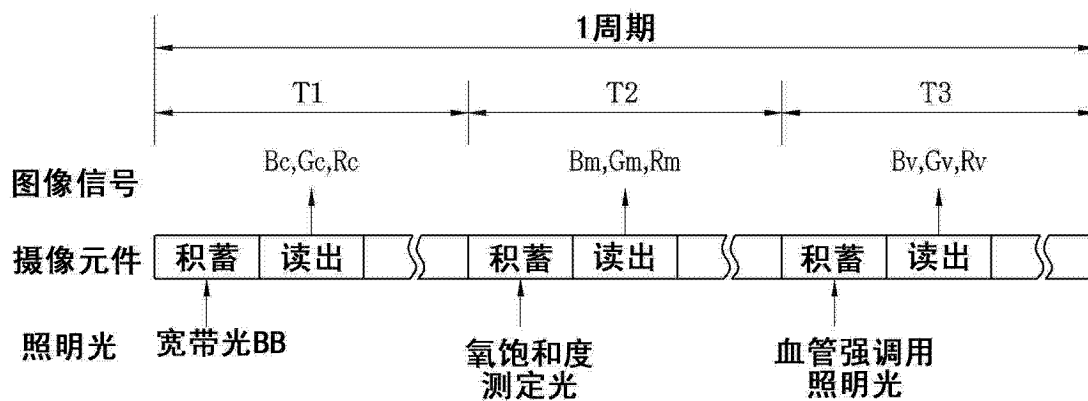


图 8B

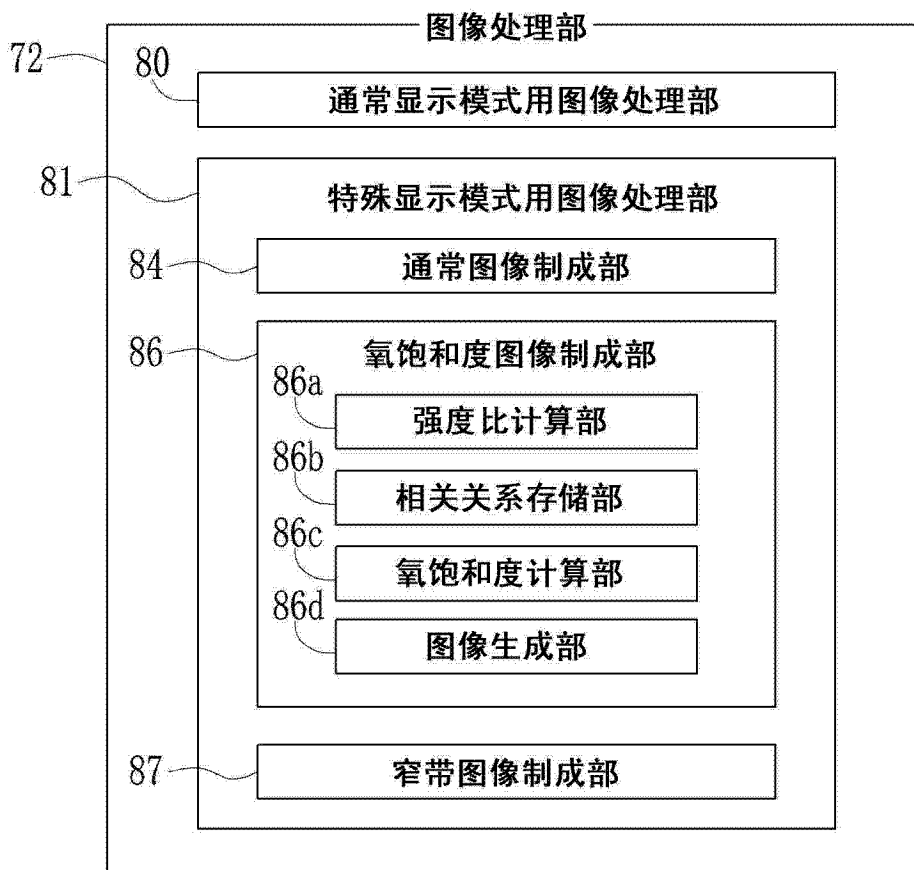


图 9

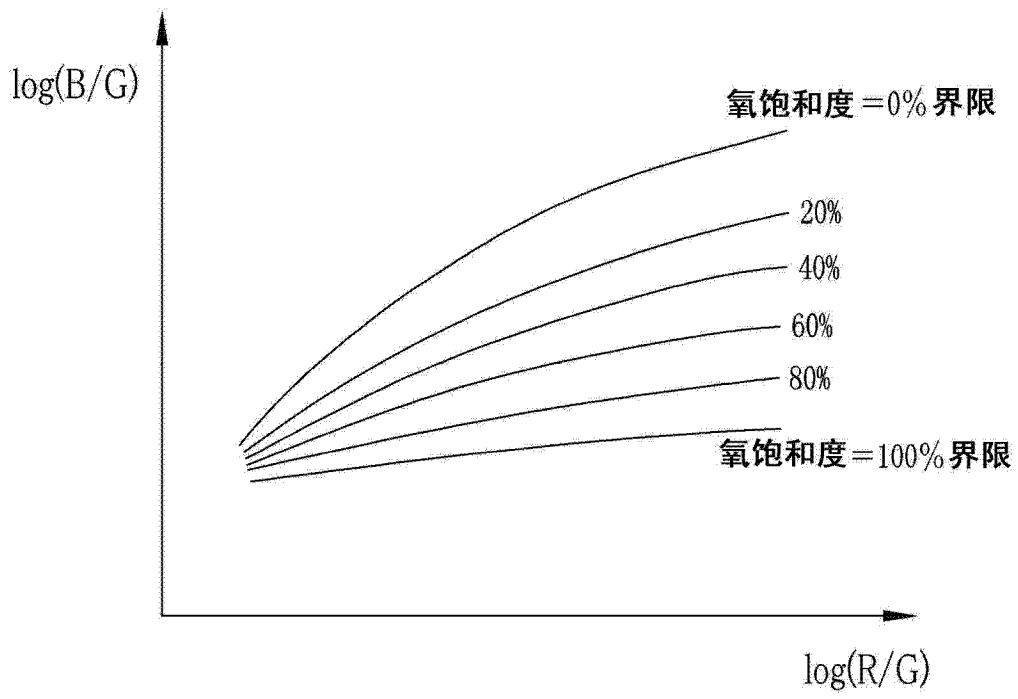


图 10

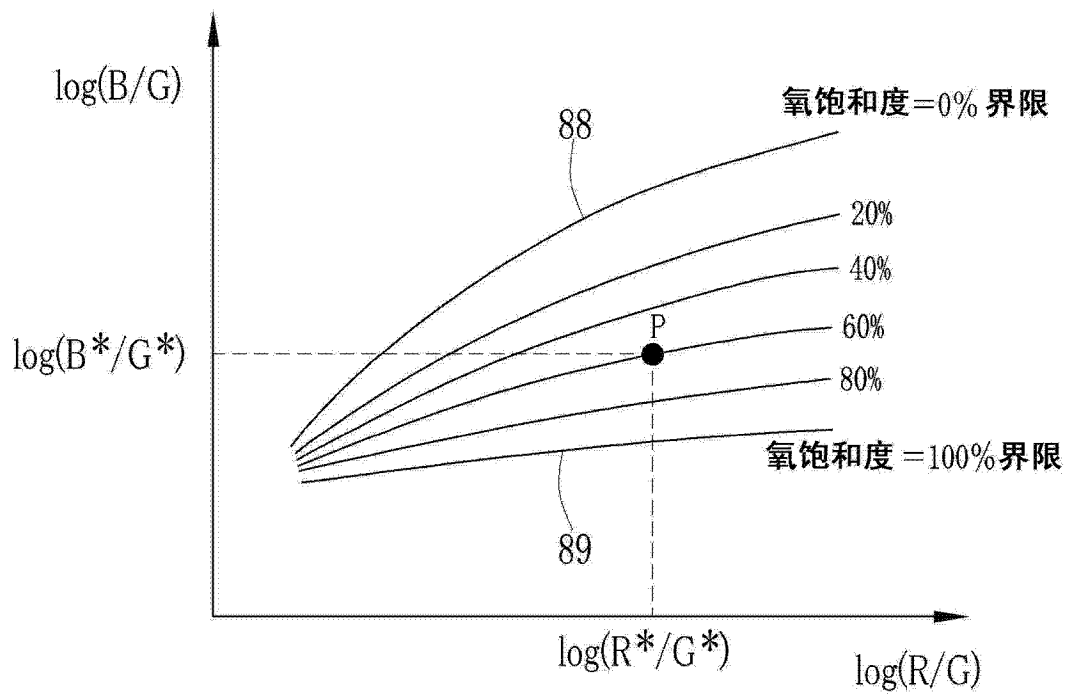


图 11

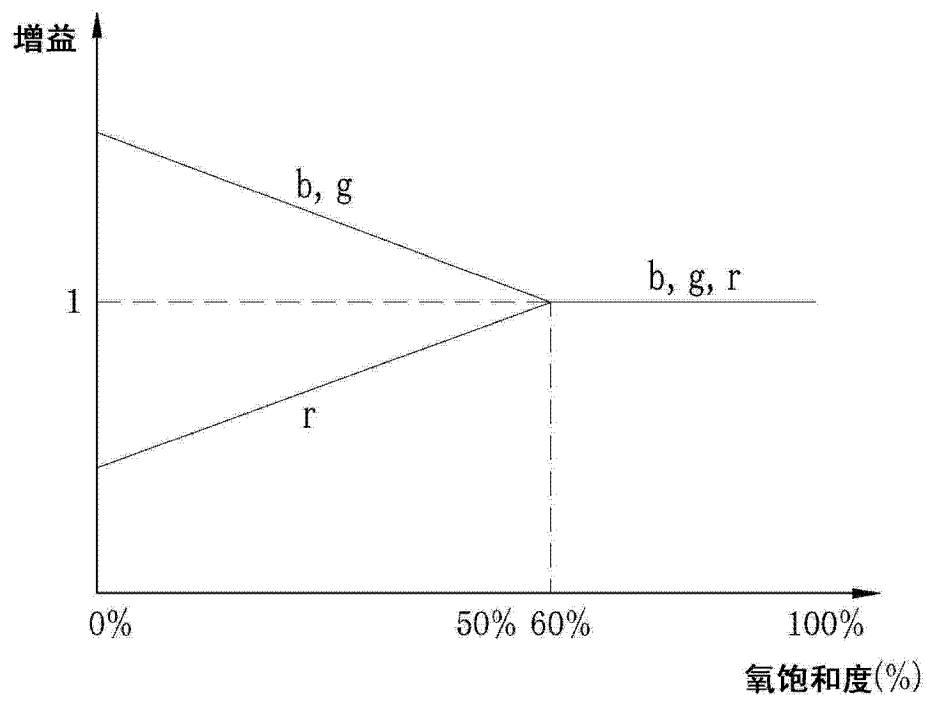


图 12

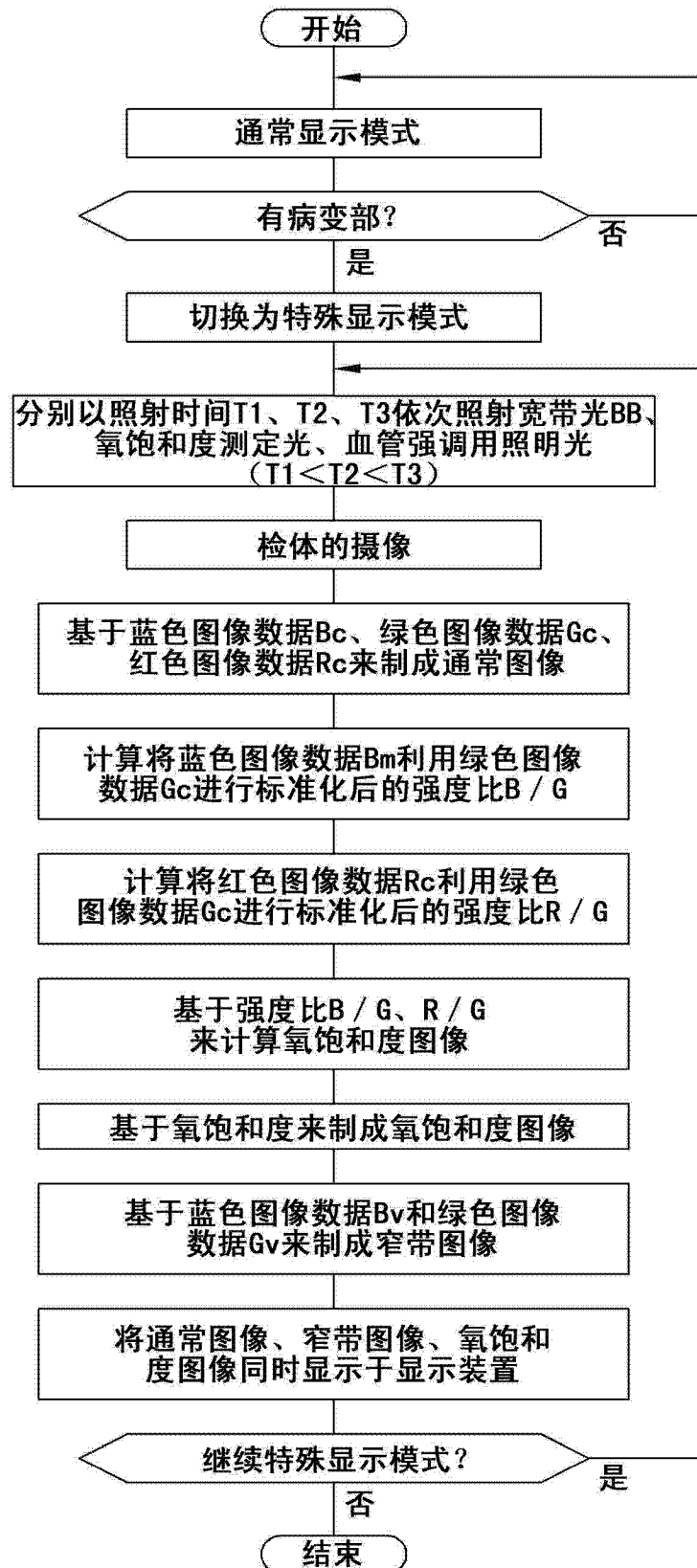


图 13

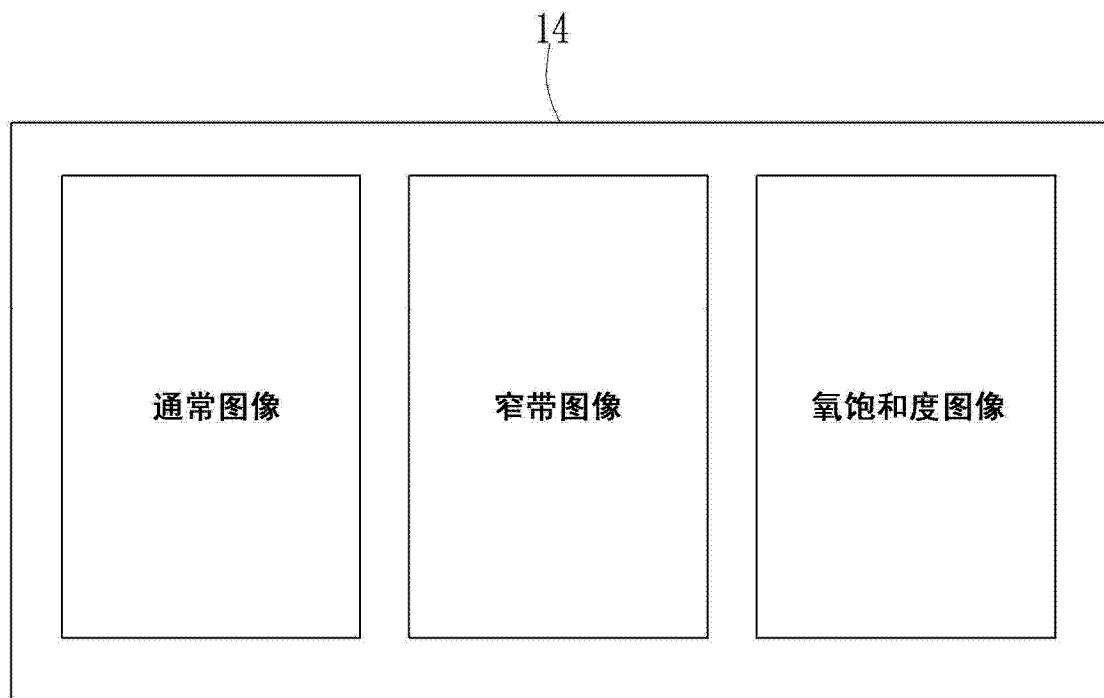


图 14

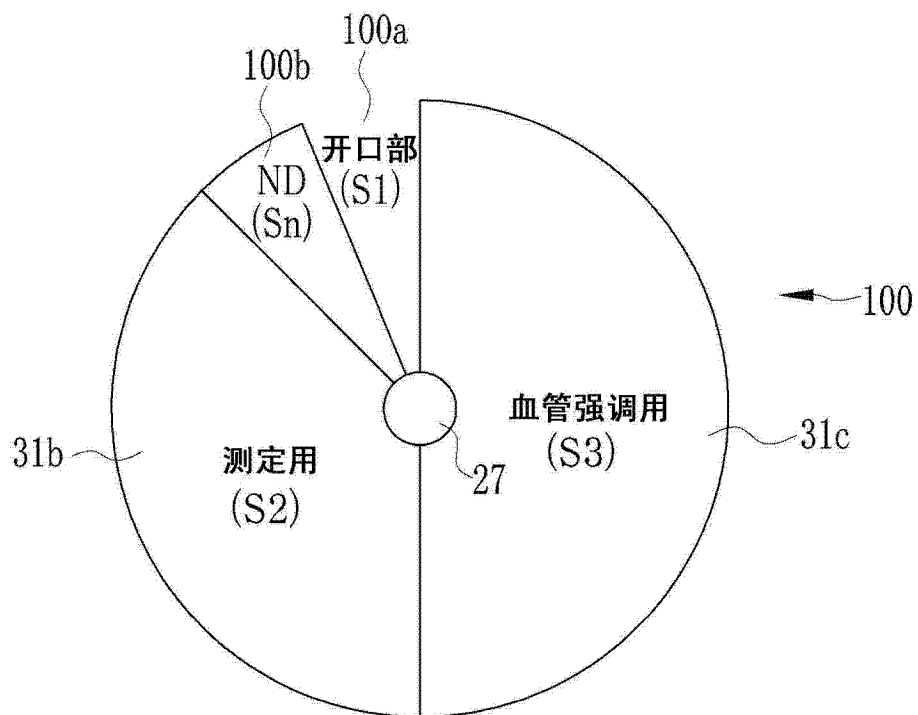


图 15

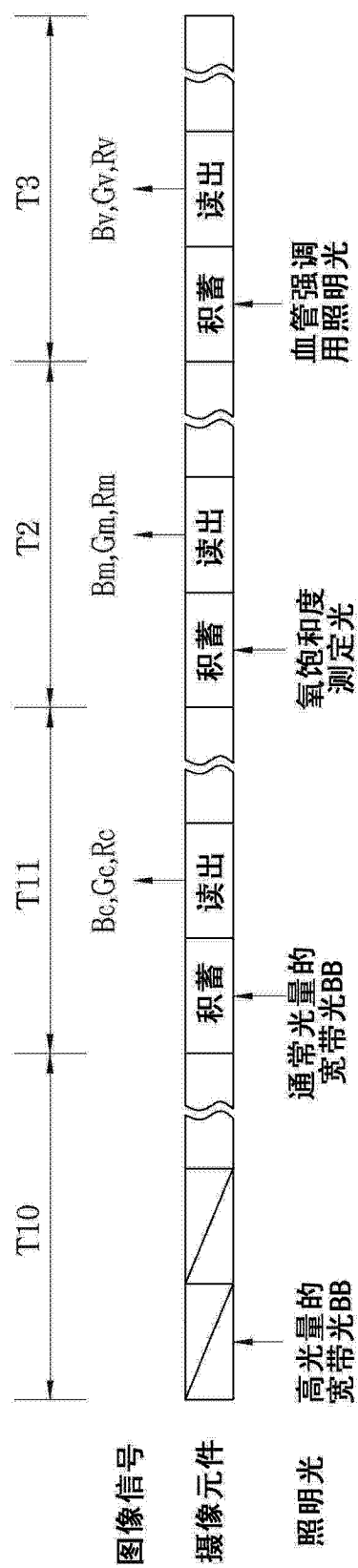


图 16

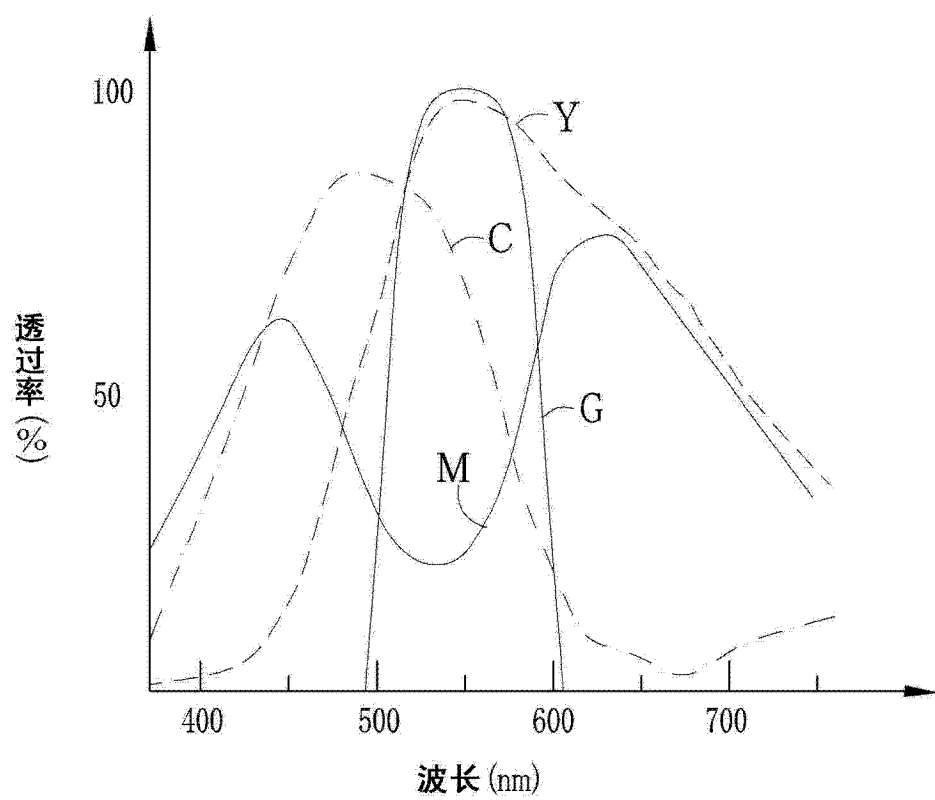


图 17

专利名称(译)	内窥镜系统、内窥镜用光源装置及内窥镜图像的制成方法		
公开(公告)号	CN103654687A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201310384660.X	申请日	2013-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	加来俊彦		
发明人	加来俊彦		
IPC分类号	A61B1/00		
优先权	2012208312 2012-09-21 JP		
其他公开文献	CN103654687B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统、内窥镜用光源装置及内窥镜图像的制成方法，能够以较少的帧数获取高画质的通常图像、血管强调图像及氧饱和度图像。旋转滤波器具备：开口部，使宽带光原样透过；测定用滤波器部，使宽带光之中450～500nm的氧饱和度测定光透过；和血管强调用滤波器部，使宽带光之中405～425nm、及530～550nm的血管强调用照明光透过。测定用滤波器部的面积及血管强调用滤波器部的面积大于开口部的面积。由此，氧饱和度测定光的照射时间及血管强调用照明光的照射时间变得比宽带光的照射时间长。

