



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475281 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780042871.1

(22)申请日 2017.09.01

(30)优先权数据

2016-171586 2016.09.02 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/031669 2017.09.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/043723 JA 2018.03.08

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 福田雅明

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 玉昌峰 纪秀凤

(51)Int.Cl.

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

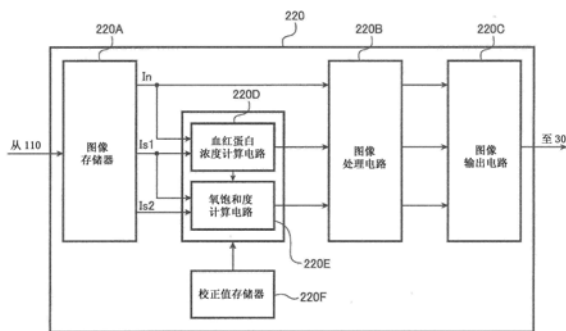
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

电子内窥镜系统

(57)摘要

一种电子内窥镜系统,具备:照射单元,对被摄体依次照射光谱不同的多种照射光;图像信号生成单元,依次拍摄被依次照射有多种照射光的被摄体,并生成通过各照射光照射的被摄体的各系统的图像信号;存储单元,预先存储有规定的校正值;以及分光图像生成单元,基于通过图像信号生成单元生成的各系统的图像信号中的至少两个系统的图像信号来生成分光图像。分光图像生成单元在基于至少两个系统的图像信号来生成分光图像时,基于预先存储在存储单元中的校正值来校正该至少两个系统的图像信号中的至少一个系统的图像信号。



1. 一种电子内窥镜系统,其特征在于,具备:

照射单元,所述照射单元对被摄体依次照射光谱不同的多种照射光;

图像信号生成单元,所述图像信号生成单元依次拍摄被依次照射有所述多种照射光的被摄体,并生成分别通过所述照射光照射的被摄体的图像信号作为各系统的图像信号;

存储单元,所述存储单元预先存储有规定的校正值;以及

分光图像生成单元,所述分光图像生成单元生成表示基于所述各系统的图像信号中的至少两个系统的图像信号而决定的被摄体的特征量分布的分光图像,

所述分光图像生成单元在基于所述至少两个系统的图像信号来生成所述分光图像时,基于预先存储在所述存储单元中的校正值来校正该至少两个系统的图像信号中的至少一个系统的图像信号。

2. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述校正值是基于所述至少两个系统的图像信号中的特定的对的图像信号的亮度值的比而预先计算出的值,

所述分光图像生成单元在基于所述至少两个系统的图像信号来生成分光图像时,基于所述校正值来校正所述特定的对的图像信号中的一方的图像信号。

3. 根据权利要求2所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述校正值是以使在拍摄用所述多种照射光照射的基准被摄体时得到的所述特定的对的图像信号中的亮度值的比成为预定的目标比的方式而设定的校正值。

4. 根据权利要求1或2所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述照射单元具有:

光源,所述光源射出光;

旋转部件,所述旋转部件在圆周方向上并列配置有通过范围不同的多个光通过区域;

为了从所述光中依次提取出所述光谱不同的多种照射光,使所述旋转部件进行旋转动作,从而将所述多个光通过区域依次插入所述光的光路中的单元;以及

将依次提取出的所述多种照射光向所述被摄体依次照射的单元。

5. 根据权利要求3所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述多个光通过区域是配置于所述旋转部件的光学滤波器,并包括:

第一滤波器,所述第一滤波器在520~590nm的波长范围内具有第一透过范围;

第二滤波器,所述第二滤波器存在于520~590nm的波长范围内,并具有比所述第一透过范围窄的第二透过范围;以及

使白色光通过的滤波器。

6. 根据权利要求5所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述校正值包括第一校正值,

所述第一校正值是用于将构成通过所述白色光照射的基准被摄体的图像信号的一部分成分的图像信号的亮度值与通过用所述第一滤波器滤波后的光照射的基准被摄体的图像信号的亮度值的比较校正为规定的第一比的值,

所述分光图像生成单元执行以下操作:

基于所述第一校正值来校正构成通过所述白色光照射的被摄体的图像信号的一部分成分的图像信号A;

通过将通过用所述第一滤波器滤波后的光照射的被摄体的图像信号B除以用所述第一校正值校正后的图像信号A,取得该被摄体的血红蛋白浓度的信息;以及

基于所取得的血红蛋白浓度的信息来生成表示血红蛋白浓度的分光图像。

7. 根据权利要求6所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述校正值包括第二校正值,

所述第二校正值是用于将通过用所述第一滤波器滤波后的光照射的基准被摄体的图像信号的亮度值与通过用所述第二滤波器滤波后的光照射的基准被摄体的图像信号的亮度值的比较为规定的第二比的值,

所述分光图像生成单元执行以下操作:

基于所述第一校正值来校正构成通过所述白色光照射的被摄体的图像信号的一部分成分的图像信号A,并且基于所述第二校正值来校正通过用所述第二滤波器滤波后的光照射的被摄体的图像信号C;

通过将通过用所述第一滤波器滤波后的光照射的被摄体的图像信号B减去用所述第二校正值校正后的图像信号C,然后将相减后的值除以用所述第一校正值校正后的图像信号A,取得所述被摄体的氧饱和度的信息;

基于所取得的氧饱和度的信息来生成表示氧饱和度的分光图像。

8. 一种电子内窥镜系统,其特征在于,具备:

照射单元,所述照射单元对被摄体依次照射光谱不同的多种照射光;

图像信号生成单元,所述图像信号生成单元依次拍摄被依次照射有所述多种照射光的被摄体,生成分别通过所述照射光照射的被摄体的图像信号作为各系统的图像信号;以及

分光图像生成单元,所述分光图像生成单元生成表示基于所述各系统的图像信号中的至少两个系统的图像信号而决定的被摄体上的特征量分布的分光图像,

所述分光图像生成单元通过基于规定的校正值来校正所述至少两个系统的图像信号之一,从而计算所述特征量,

所述规定的校正值是以使在拍摄用所述照射光照射的基准被摄体时得到的所述至少两个系统的基准图像信号的亮度值的比成为预定的目标比率的方式而设定的校正值。

9. 根据权利要求8所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述特征量是基于所述至少两个系统的图像信号的亮度值的比而决定的量。

10. 根据权利要求1~9中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述照射光中的一个照射光的波长范围相对于所述照射光中的另一个照射光的波长范围,将氧化血红蛋白的吸光度的光谱波形与还原血红蛋白的吸光度的光谱波形电平调换的等吸收点为边界进行划分。

11. 根据权利要求10所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述照射光中的一个照射光的波长范围,处于在氧化血红蛋白的吸光度的光谱波形与还原血红蛋白的吸光度的光谱波形电平调换的多个等吸收点中、在波长方向上相邻的等吸收点间的波长范围内。

电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电子内窥镜系统。

背景技术

[0002] 已知有能够拍摄特殊图像的内窥镜系统。例如在专利文献1中记载了这种内窥镜系统的具体构成。

[0003] 专利文献1所记载的内窥镜系统具有光源装置。在专利文献1所记载的光源装置中搭载有旋转滤波器。在该旋转滤波器中,在圆周方向上并列配置有三个光学带通滤波器(两个使550nm范围的光选择性透过的光学带通滤波器,一个使650nm范围的光选择性透过的光学带通滤波器)和使白色光透过的通常观察用滤波器。控制器以恒定的旋转周期使旋转滤波器旋转驱动,将各滤波器依次插入到白色光的光路中,依次进行基于透过各滤波器的照射光的生物体组织的拍摄。控制器基于使用各光学带通滤波器拍摄的图像的数据来生成表示生物体组织中的生物体分子的分布的图像(例如表示血红蛋白的氧饱和度的分布的图像),将所生成的分布图像与使用通常观察用滤波器拍摄的通常观察图像并列显示在显示画面内。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:国际公开第2014/192781号小册子。

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 在专利文献1中,当在电子内窥镜系统中存在个体差异(例如,光学带通滤波器的分光特性、固体摄像元件的灵敏度等有个体差异)时,基于摄影图像数据的氧饱和度等的计算结果中包含误差。在这种个体差异较大的情况下,存在难以生成高精度的分光图像的问题。

[0009] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种适于抑制由系统个体差异引起的生成分光图像所需的氧饱和度等信息的计算精度劣化的电子内窥镜系统。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 本发明的一个实施方式涉及的电子内窥镜系统,具备:照射单元,对被摄体依次照射光谱不同的多种照射光;图像信号生成单元,依次拍摄被依次照射有多种照射光的被摄体,并生成通过各照射光照射的被摄体的图像信号作为各系统的图像信号;存储单元,预先存储有规定的校正值;分光图像生成单元,基于通过图像信号生成单元生成的各系统的图像信号中的至少两个系统的图像信号来生成分光图像。分光图像生成单元在生成基于至少两个系统的图像信号而决定的被摄体的特征量的分光图像时,基于预先存储在存储单元中的校正值来校正该至少两个系统的图像信号中的至少一个系统的图像信号。

[0012] 另外,根据本发明的一个实施方式,校正值是基于至少两个系统的图像信号中的

特定的对的图像信号的亮度值的比而预先计算出的值。在该情况下,优选为,分光图像生成单元在基于至少两个系统的图像信号来生成分光图像时,基于校正值来校正特定的对的图像信号中的一方的图像信号。

[0013] 另外,根据本发明的一个实施方式,优选为,所述校正值是以使在拍摄用所述多种照射光照射的基准被摄体时得到的所述特定的对的图像信号中的亮度值的比成为预定的目标比的方式而设定的校正值。

[0014] 另外,根据本发明的一个实施方式,优选为,照射单元具有:射出光的光源;在圆周方向上并列配置有通过范围不同的多个光通过区域的旋转部件;为了从光源射出的光中依次提取出光谱不同的多种照射光,使旋转部件进行旋转动作,从而将多个光通过区域依次插入光的光路中的单元;以及将依次提取出的多种照射光向被摄体依次照射的单元。

[0015] 另外,根据本发明的一个实施方式,优选为,多个光通过区域是配置于旋转部件的光学滤波器,包括:在520~590的波长范围内具有第一透过范围的第一滤波器;在520~590的波长范围内,具有比第一透过范围窄的第二透过范围的第二滤波器;使白色光通过的滤波器。

[0016] 另外,根据本发明的一个实施方式,预先存储在存储单元中的校正值包括第一校正值。优选为,第一校正值是用于将构成通过白色光照射的基准被摄体的图像信号的一部分成分的图像信号的亮度值与通过用第一滤波器滤波后的光照射的基准被摄体的图像信号的亮度值的比较正为规定的第一比的值。在该情况下,优选为,分光图像生成单元执行以下操作:基于第一校正值来校正构成通过白色光照射的被摄体的图像信号的一部分成分的图像信号A;通过将通过用第一滤波器滤波后的光照射的被摄体的图像信号B除以用第一校正值校正后的图像信号A,取得该被摄体的血红蛋白浓度的信息;基于所取得的血红蛋白浓度的信息来生成表示血红蛋白浓度的分光图像。

[0017] 另外,根据本发明的一个实施方式,预先存储在存储单元中的校正值包括第二校正值。举例来说,优选为,第二校正值是用于将通过用第一滤波器滤波后的光照射的基准被摄体的图像信号的亮度值与通过用第二滤波器滤波后的光照射的基准被摄体的图像信号的亮度值的比较正为规定的第二比的值。在该情况下,优选为,分光图像生成单元执行以下操作:基于第一校正值来校正构成通过白色光照射的被摄体的图像信号的一部分成分的图像信号A,并且基于第二校正值来校正通过用第二滤波器滤波后的光照射的被摄体的图像信号C;通过将通过用第一滤波器滤波后的光照射的被摄体的图像信号B减去用第二校正值校正后的图像信号C,然后将相减后的值除以用第一校正值校正后的图像信号A,取得被摄体的氧饱和度的信息,基于所取得的氧饱和度的信息来生成表示氧饱和度的分光图像。

[0018] 本发明的另一个实施方式涉及的电子内窥镜系统,具备:照射单元,对被摄体依次照射光谱不同的多种照射光;图像信号生成单元,依次拍摄被依次照射有所述多种照射光的被摄体,生成分别通过所述照射光照射的被摄体的图像信号作为各系统的图像信号;以及分光图像生成单元,生成表示基于所述各系统的图像信号中的至少两个系统的图像信号而决定的被摄体上的特征量分布的分光图像。

[0019] 所述分光图像生成单元通过基于规定的校正值来校正所述至少两个系统的图像信号之一,从而计算所述特征量,所述规定的校正值是以使在拍摄用所述照射光照射的基准被摄体时得到的所述至少两个系统的基准图像信号的亮度值的比成为预定的目标比率

的方式而设定的校正值。

[0020] 另外,根据本发明的一个实施方式,优选为,所述特征量是基于所述至少两个系统的图像信号的亮度值的比而决定的量。

[0021] 另外,根据本发明的一个实施方式,优选为,所述照射光中的一个照射光的波长范围相对于所述照射光中的另一个照射光的波长范围,将氧化血红蛋白的吸光度的光谱波形与还原血红蛋白的吸光度的光谱波形电平调换的等吸收点为边界进行划分。

[0022] 根据本发明的一个实施方式,优选为,所述照射光中的一个照射光的波长范围,处于在氧化血红蛋白的吸光度的光谱波形与还原血红蛋白的吸光度的光谱波形电平调换的多个等吸收点中、在波长方向上相邻的等吸收点间的波长范围内。

[0023] 需要说明的是,根据后述的图1所示的实施方式,优选为,上述的照射单元包括具有灯208、旋转滤波器部260、聚光透镜210的光源装置。另外,还优选为,喷镀单元具有射出多种照射光的多个发光二极管,并采用依次射出多种光的构成。

[0024] 根据后述的图1所示的实施方式,优选为,上述的图像信号生成单元包括驱动器信号处理电路110。

[0025] 根据后述的图4所示的实施方式,优选为,上述的存储单元包括校正值存储器220F。

[0026] 根据后述的图4所示的实施方式,优选为,上述分光图像生成单元包括血红蛋白浓度计算电路220D、氧饱和度计算电路220E以及图像处理电路220B。

[0027] 根据后述的图1所示的实施方式,优选为,将上述的光通过区域依次插入光的光路中的单元包括DC电机262以及旋转式转台261。

[0028] 发明的效果

[0029] 根据上述的内窥镜系统,能够抑制由系统个体差异引起的生成分光图像所需的氧饱和度和等特征量的信息的计算精度劣化。

附图说明

[0030] 图1是示出本发明的一个实施方式涉及的电子内窥镜系统的构成的框图。

[0031] 图2是从聚光透镜侧观察本发明的一个实施方式涉及的处理器所具备的旋转滤波器部的正视图。

[0032] 图3是将550nm附近放大示出的血红蛋白的吸收光谱图。

[0033] 图4是示出本发明的一个实施方式涉及的处理器所具备的信号处理电路的构成的框图。

具体实施方式

[0034] 下面参照附图对本发明的实施方式进行说明。需要说明的是,在下面,以电子内窥镜系统为例作为本发明的一个实施方式进行说明。本实施方式涉及的电子内窥镜系统是能够基于用光谱不同的光拍摄的多个图像,对生物体组织的特征量,例如生物体信息(例如氧饱和度、血红蛋白浓度)定量地进行分析并进行图像化的系统。

[0035] 图1是示出本发明的一个实施方式涉及的电子内窥镜系统1的构成的框图。如图1所示,本实施方式涉及的电子内窥镜系统1具备电子镜100、处理器200以及监视器300。

[0036] 处理器200具备系统控制器202以及定时控制器204。系统控制器202执行存储在存储器212中的各种程序,统一控制电子内窥镜系统1整体。另外,系统控制器202与操作面板214连接。系统控制器202根据由操作面板214输入的来自手术者的指示,变更电子内窥镜系统1的各动作以及用于各动作的参数。定时控制器204将调整各部分的动作的定时的时钟脉冲输出到电子内窥镜系统1内的各电路。

[0037] 灯208在由灯电源点火器206起动后,射出照射光L。灯208例如是氙灯、卤素灯、汞灯、金属卤化物灯等高亮度灯或LED(Light Emitting Diode:发光二极管)。照射光L主要是具有从可见光区域向不可见的红外光区域扩展的光谱的光(或至少包括可见光区域的白光)。

[0038] 由灯208射出的照射光L入射到旋转滤波器部260。图2是从聚光透镜210侧观察旋转滤波器部260的正视图。如图1及图2所示,旋转滤波器部260具备旋转式转台261、DC电机262、驱动器263以及光斩波器264。

[0039] 如图2所示,在旋转式转台261上配置有三个光学滤波器。具体而言,在旋转式转台261上,在圆周方向上依次并列配置有通常观察用(白光用)滤波器 F_n 、第一特殊观察用滤波器 F_{s1} 、第二特殊观察用滤波器 F_{s2} 。各光学滤波器具有在大致相同的角度范围内扩展的扇形状,以 120° 的角度节距配置。

[0040] 旋转式转台261的各光学滤波器均是电介质多层膜滤波器,但也可以是其他方式的光学滤波器(例如,将电介质多层膜作为反射膜使用的标准具滤波器等)。

[0041] 在此,对血红蛋白的分光特性进行说明。

[0042] 图3示出550nm附近的血红蛋白的吸收光谱。血红蛋白在550nm附近具有来源于卟啉的被称为Q带的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱根据氧饱和度(在全部血红蛋白中氧化血红蛋白所占的比例)而变化。图3中的实线的波形表示氧饱和度为100%的情况下的(即,氧化血红蛋白HbO₂的)吸收光谱,长虚线的波形表示氧饱和度为0%的情况下的(即,还原血红蛋白Hb的)吸收光谱。另外,短虚线表示其中间的氧饱和度(10、20、30、……90%)中的血红蛋白(氧化血红蛋白与还原血红蛋白的混合物)的吸收光谱。

[0043] 如图3所示,在Q带中,氧化血红蛋白与还原血红蛋白具有互不相同的峰值波长。具体而言,氧化血红蛋白在波长542nm附近具有吸收峰P1,在波长578nm附近具有吸收峰P3。另一方面,还原血红蛋白在558nm附近具有吸收峰P2。图3是各成分(氧化血红蛋白、还原血红蛋白)的浓度之和恒定的二成分系的吸收光谱,因此与各成分的浓度(即氧饱和度)无关,出现吸收恒定的等吸收点E1、E2、E3、E4。在以下的说明中,将夹在等吸收点E1与E2之间的波长区域记为“波长域R1”,将夹在等吸收点E2与E3之间的波长区域记为“波长域R2”,将夹在等吸收点E3与E4之间的波长区域记为“波长域R3”。另外,将夹在等吸收点E1与E4之间的波长区域(即将波长域R1、R2以及R3合起来的区域)记为“波长域R0”。

[0044] 如图3所示,在相邻的等吸收点间,吸收相对于氧饱和度单调地增加或减少。另外,在相邻的等吸收点间,血红蛋白的吸收相对于氧饱和度大致线性地变化。

[0045] 具体而言,波长域R1、R3中的血红蛋白的吸收 AR_1 、 AR_3 相对于氧化血红蛋白的浓度(氧饱和度)线性地单调增加,波长域R2中的血红蛋白的吸收 AR_2 相对于还原血红蛋白的浓度(1-氧饱和度)线性地单调增加。

[0046] 第一特殊观察用滤波器 F_{s1} 是使550nm范围的光选择性透过的光学带通滤波器(换

言之,是在550nm附近具有第一透过范围的带通滤波器)。第一透过范围例如在520~590nm的波长范围内,为526~586nm。

[0047] 如图3所示,第一特殊观察用滤波器Fs1具有使从等吸收点E1到E4的波长域(即,波长域R0)的光以低损耗透过,并遮蔽除此以外的波长区域的光的分光特性。

[0048] 第二特殊观察用滤波器Fs2也是使550nm范围的光选择性透过的光学带通滤波器(换言之,是在550nm附近具有比第一透过范围窄的第二透过范围的带通滤波器)。第二透过范围例如在520~590nm的波长范围内,为546~570nm。如图3所示,第二特殊观察用滤波器Fs2具有使从等吸收点E2到E3的波长域(即,波长域R2)的光以低损耗透过,并遮蔽除此以外的波长区域的光的分光特性。

[0049] 通常观察用滤波器Fn是紫外线截止滤波器。通常观察用滤波器Fn也可以替换为单纯的开口(无光学滤波器)或兼具光阑功能的狭缝(无光学滤波器)。

[0050] 驱动器263在由系统控制器202进行的控制下驱动DC电机262。当由驱动器263供给驱动电流时,DC电机262使旋转式转台261以恒定速度旋转。

[0051] 在旋转滤波器部260中,旋转式转台261通过DC电机262进行旋转动作,将通常观察用滤波器Fn、第一特殊观察用滤波器Fs1、第二特殊观察用滤波器Fs2的各光学滤波器在与摄像周期(帧周期)同步的定时依次插入照射光L的光路中。由此,从由灯208入射的照射光L中,在与帧周期同步的定时依次提取出光谱不同的照射光。需要说明的是,在以后的说明中,“帧”也可以替换为“场”。在本实施方式中,帧周期、场周期分别为1/30秒、1/60秒。

[0052] 在此,为了便于说明,将透过第一特殊观察用滤波器Fs1后的照射光L记为“第一特殊观察光Ls1”,将透过第二特殊观察用滤波器Fs2后的照射光L记为“第二特殊观察光Ls2”,将透过通常观察用滤波器Fn后的照射光L记为“通常光Ln”。

[0053] 旋转式转台261在旋转动作中,循环地由通常观察用滤波器Fn提取出通常光Ln,由第一特殊观察用滤波器Fs1提取出第一特殊观察光Ls1,由第二特殊观察用滤波器Fs2提取出第二特殊观察光Ls2。

[0054] 需要说明的是,旋转式转台261的旋转位置或旋转的相位通过由光斩波器264检测在旋转式转台261的外周附近形成的开口(图中没有示出)来控制。

[0055] 系统控制器202根据由操作面板214输入的来自手术者的指示,切换电子内窥镜系统1的观察模式。在本实施方式中能够切换设定的观察模式例如是通常观察模式和特殊观察模式。

[0056] [通常观察模式]

[0057] 对通常观察模式时的电子内窥镜系统1的动作进行说明。

[0058] 在通常观察模式中,系统控制器202通过控制驱动器263,使旋转式转台261在通常观察用滤波器Fn插入光路的位置停止。因此,照射光L通过通常观察用滤波器Fn被滤波为通常光Ln。通常光Ln经由叶片光阑(图中没有示出)被限制为适当的光量,通过聚光透镜210聚光于LCB(Light Carrying Bundle:光导束)102的入射端面,并入射到LCB102内。需要说明的是,在通常观察模式中,系统控制器202也可以代替使旋转式转台261在通常观察用滤波器Fn插入光路的位置停止,而使旋转式转台261退避到从光路中拔出的位置。

[0059] 入射到LCB102内的通常光Ln在LCB102内传播。在LCB102内传播的通常光Ln由配置于电子镜100的前端的LCB102的射出端面射出,经由配光透镜104照射到生物体组织。由从

配光透镜104发出的通常光 L_n 照射的生物体组织所返回的返回光,经由物镜106在固体摄像元件108的受光面上形成光学图像。

[0060] 固体摄像元件108是具有拜尔型像素配置的单板式彩色CCD (Charge Coupled Device:电荷耦合器件) 图像传感器。固体摄像元件108将在受光面上的各像素成像的光学图像作为与光量对应的电荷蓄积,生成R (Red:红)、G (Green:绿)、B (Blue:蓝)的图像信号并输出。需要说明的是,固体摄像元件108并不局限于CCD图像传感器,也可以替换为CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体) 图像传感器或其他种类的摄像装置。固体摄像元件108还可以有搭载补色系滤波器。

[0061] 在电子镜100的连接部内具有驱动器信号处理电路110。在驱动器信号处理电路110中,由从配光透镜104发出的光照射的生物体组织的图像信号以帧周期由固体摄像元件108输入。驱动器信号处理电路110对由固体摄像元件108输入的图像信号实施规定的处理,并输出到处理器200的信号处理电路220。

[0062] 驱动器信号处理电路110还访问存储器112并读出电子镜100的固有信息。记录在存储器112中的电子镜100的固有信息例如包括固体摄像元件108的像素数或灵敏度、能够动作的帧速率、型号等。驱动器信号处理电路110将由存储器112读出的固有信息输出到系统控制器202。

[0063] 系统控制器202基于电子镜100的固有信息进行各种运算,生成控制信号。系统控制器202使用所生成的控制信号,控制处理器200内的各种电路的动作或定时,以进行与处理器200连接的电子镜相适应的处理。

[0064] 定时控制器204根据由系统控制器202进行的定时控制,向驱动器信号处理电路110供给时钟脉冲。驱动器信号处理电路110根据从定时控制器204供给的时钟脉冲,在与在处理器200侧处理的影像的帧速率同步的定时对固体摄像元件108进行驱动控制。

[0065] 图4是示出信号处理电路220的构成的框图。如图4所示,信号处理电路220具有图像存储器220A、图像处理电路220B、图像输出电路220C、血红蛋白浓度计算电路220D、氧饱和度计算电路220E以及校正存储器220F。

[0066] 图像存储器220A对由驱动器信号处理电路110以一帧周期输入的图像信号进行缓冲,并根据由定时控制器204进行的定时控制,将图像信号输出到图像处理电路220B。

[0067] 图像处理电路220B对由图像存储器220A输入的图像信号实施去马赛克处理、矩阵运算、Y/C分离等规定的信号处理,并输出到图像输出电路220C。

[0068] 图像输出电路220C处理由图像处理电路220B输入的图像信号并生成监视器显示用的画面数据,然后将所生成的监视器显示用的画面数据转换为规定的视频格式信号。所转换的视频格式信号被输出到监视器300。由此,在监视器300的显示画面上显示生物体组织的通常的彩色图像。

[0069] [特殊观察模式]

[0070] 对特殊观察模式时的电子内窥镜系统1的动作进行说明。

[0071] 在特殊观察模式中,系统控制器202通过控制驱动器263,对旋转式转台261以恒定速度进行旋转控制,将通常观察用滤波器 F_n 、第一特殊观察用滤波器 F_{s1} 、第二特殊观察用滤波器 F_{s2} 的各光学滤波器在与摄像周期(帧周期)同步的定时依次插入照射光 L 的光路中。由此,在旋转式转台261的旋转动作中,从由灯208入射的照射光 L 中,由通常观察用滤波器

Fn提取出通常光Ln,由第一特殊观察用滤波器Fs1提取出第一特殊观察光Ls1,由第二特殊观察用滤波器Fs2提取出第二特殊观察光Ls2。因此,在生物体组织中,在与帧周期同步的定时依次照射通常光Ln、第一特殊观察光Ls1、第二特殊观察光Ls2的各照射光。

[0072] 固体摄像元件108对由各照射光(通常光Ln、第一特殊观察光Ls1、第二特殊观察光Ls2)依次照射的生物体组织进行拍摄,并将该图像信号输出到驱动器信号处理电路110。以下,为了便于说明,将在通常光Ln的照射期间中拍摄的生物体组织的图像信号记为“通常图像信号In”,将在第一特殊观察光Ls1的照射期间中拍摄的生物体组织的图像信号记为“第一特殊图像信号Is1”,将在第二特殊观察光Ls2的照射期间中拍摄的生物体组织的图像信号记为“第二特殊图像信号Is2”。

[0073] 图像存储器220A缓存依次输入的通常图像信号In、第一特殊图像信号Is1、第二特殊图像信号Is2,并根据由定时控制器204进行的定时控制,输出到图像处理电路220B、血红蛋白浓度计算电路220D、氧饱和度计算电路220E的各电路。

[0074] 更详细而言,图像存储器220A将通常图像信号In(R、G、B的全部信号)输出到图像处理电路220B,将通常图像信号In(仅R信号)以及第一特殊图像信号Is1输出到血红蛋白浓度计算电路220D,将第一特殊图像信号Is1以及第二特殊图像信号Is2输出到氧饱和度计算电路220E。

[0075] 输入到图像处理电路220B的通常图像信号In与通常观察模式时同样地实施规定的信号处理,并输出到图像输出电路220C。

[0076] 当在电子内窥镜系统1中存在个体差异(例如,第一特殊观察用滤波器Fs1的分光特性、固体摄像元件108的灵敏度等有个体差异)时,在由血红蛋白浓度计算电路220D进行的血红蛋白浓度的计算结果中包含误差。血红蛋白浓度的计算误差主要受到检测生物体组织的血红蛋白量的检测光(第一特殊观察光Ls1)的分光特性的影响。

[0077] 因此,在本实施方式中,在工厂出厂时等定时,通过对灰色卡或白板等反射率均匀的基准被摄体进行拍摄,取得成为基准的第一特殊图像信号Is1以及通常图像信号In(仅R信号)。将该成为基准的第一特殊图像信号Is1以及通常图像信号In(仅R信号)设为Is1₀、In₀。接着,求出将所取得的第一特殊图像信号Is1与通常图像信号In(仅R信号)的亮度信号比即比Is1₀/In₀(这些图像信号的亮度值的比 α_0)校正为设计上的(即适当的)比 α 的校正值 $\gamma (= \alpha / \alpha_0)$ (第一校正值),并存储在校正值存储器220F中。即,校正值 γ 能够表示为 $\gamma = \alpha / \alpha_0 = \alpha / (Is1_0 / In_0)$ 。

[0078] 需要说明的是,作为基准的第一特殊图像信号Is1以及通常图像信号In(仅R信号)也可以利用在白平衡的设定时使用灰色卡等所取得的信号。在该情况下,在刚刚设定白平衡之后求出第一校正值 γ ,并存储在校正值存储器220F中。

[0079] 血红蛋白浓度计算电路220D从校正值存储器220F读出第一校正值 γ ,用所读出的第一校正值 γ 校正通常图像信号In(仅R信号)。例如,将In校正为In/ γ 。血红蛋白浓度计算电路220D通过将第一特殊图像信号Is1除以校正后的通常图像信号In(仅R信号),例如通过计算Is1/(In/ γ)=Is1/In $\cdot \gamma (= Is1/In \cdot (\alpha \cdot (In_0/Is1_0)))$,从而得到校正了由电子内窥镜系统1的个体差异引起的误差的血红蛋白浓度的信息。

[0080] 此外,在本实施方式中,通过将第一特殊图像信号Is1除以生物体组织内的血红蛋白的吸收较低的波长域的通常图像信号In(仅R信号),能够得到校正由生物体组织的表面

状态或向生物体组织的照射光的入射角的差异引起的反射率变动后的血红蛋白浓度的信息。这样,通过基于第一特殊图像信号 I_{s1} 与通常图像信号 I_n (仅R信号)的比来取得血红蛋白浓度的信息,能够得到抑制由电子内窥镜系统1的个体差异以及生物体组织的表面状态或向生物体组织的照射光的入射角的差异引起的反射率变动后的血红蛋白浓度的信息。

[0081] 血红蛋白浓度计算电路220D将计算出的血红蛋白浓度的信息输出到图像处理电路220B。图像处理电路220B基于由血红蛋白浓度计算电路220D输入的血红蛋白浓度的信息,生成校正了由电子内窥镜系统1的个体差异引起的误差的彩色映射图像(分光图像)。举例来说,图像处理电路220B保持将血红蛋白浓度的值与规定的显示色对应的参照表,通过将血红蛋白浓度对应的显示色分配到各像素,从而生成彩色映射用的图像信号(以下,为了便于说明,记为“血红蛋白浓度图像信号”)。图像处理电路220B将生成的血红蛋白浓度图像信号输出到图像输出电路220C。

[0082] 另外,当在电子内窥镜系统1中存在个体差异(例如,第一特殊图像信号 I_{s1} 以及第二特殊图像信号 I_{s2} 的分光特性、固体摄像元件108的灵敏度等有个体差异)时,由氧饱和度计算电路220E进行的氧饱和度的计算结果也包含误差。氧饱和度的计算误差主要受到检测生物体组织的氧饱和度的检测光(第一特殊图像信号 I_{s1} 以及第二特殊图像信号 I_{s2})的分光特性的影响。

[0083] 因此,在本实施方式中,在工厂出厂时等定时,通过对灰色卡或白板等反射率均匀的基准被摄体进行拍摄,不仅取得第一特殊图像信号 I_{s1} 以及通常图像信号 I_n (仅R信号),还取得成为基准的第二特殊图像信号 I_{s2} 。将该成为基准的第一特殊图像信号 I_{s1} 以及第二特殊图像信号 I_{s2} 设为 I_{s10} 、 I_{s20} 。接着,求出将所取得的第一特殊图像信号 I_{s1} 与第二特殊图像信号 I_{s2} 的亮度信号比即比 I_{s10}/I_{s20} (这些图像信号的亮度值的比 β_0)校正为设计上的(即适当的)比 β 的校正值得 δ (=正计上 β) (第二校正值得),并存储在校正值存储器220F中。即,校正值得 δ 能够表示为 $\delta = \beta/\beta_0 = \beta/(I_{s10}/I_{s20})$ 。

[0084] 需要说明的是,作为基准的第二特殊图像信号 I_{s2} 也可以利用在白平衡的设定时使用灰色卡等所取得的信号。在该情况下,在刚刚设定白平衡之后求出第二校正值得,并存储在校正值存储器220F中。

[0085] 氧饱和度计算电路220E从校正值得存储器220F读出第一校正值得 γ ,用所读出的第一校正值得 γ 校正通常图像信号 I_n (仅R信号),即计算 I_n/γ ,并且从校正值得存储器220F读出第二校正值得 δ ,以所读出的第二校正值得 δ 校正第二特殊图像信号 I_{s2} ,即,计算 I_{s2}/δ 。氧饱和度计算电路220E将第一特殊图像信号 I_{s1} 减去校正后的第二特殊图像信号 I_{s2} (= I_{s2}/δ),将相减后的值除以校正后的通常图像信号 I_n (仅R信号)(= I_n/γ)。由此,能够得到校正了由电子内窥镜系统1的个体差异引起的误差的氧饱和度的信息。

[0086] 此外,在本实施方式中,通过将上述的差值除以生物体组织内的血红蛋白的吸收较低的波长域的通常图像信号 I_n (仅R信号),能够得到校正由生物体组织的表面状态或向生物体组织的照射光的入射角的差异引起的反射率变动后的氧饱和度的信息。这样,通过基于第一特殊图像信号 I_{s1} 与第二特殊图像信号 I_{s2} 的比来取得氧饱和度的信息,能够得到不仅抑制由电子内窥镜系统1的个体差异引起的反射率变动、而且抑制由生物体组织的表面状态或向生物体组织的照射光的入射角的差异引起的反射率变动后的氧饱和度的信息。

[0087] 氧饱和度计算电路220E将计算出的氧饱和度的信息输出到图像处理电路220B。图

像处理电路220B基于由氧饱和度计算电路220E输入的氧饱和度的信息,生成校正了由电子内窥镜系统1的个体差异引起的误差的彩色映射图像(分光图像)。举例来说,图像处理电路220B保持将氧饱和度的值与规定的显示色对应的参照表,通过将氧饱和度对应的显示色分配到各像素,从而生成彩色映射用的图像信号(以下,为了便于说明,记为“氧饱和度图像信号”)。图像处理电路220B将生成的氧饱和度图像信号输出到图像输出电路220C。

[0088] 图像输出电路220C处理由图像处理电路220B输入的通常图像信号 I_n ,生成生物体组织的通常的彩色图像,并且处理由血红蛋白浓度计算电路220D输入的血红蛋白浓度图像信号,生成血红蛋白浓度的彩色映射图像,而且处理由氧饱和度计算电路220E输入的氧饱和度图像信号,生成氧饱和度的彩色映射图像。

[0089] 手术者通过操作操作面板214,能够设定特殊观察模式时的观察图像的显示方式。图像输出电路220C使用生成的各图像,生成与设定中的显示方式对应的监视器显示用的画面数据,并将所生成的监视器显示用的画面数据转换为规定的视频格式信号。所转换的视频格式信号被输出到监视器300。由此,显示与设定中的显示方式对应的图像。

[0090] 作为能够在特殊观察模式时设定的观察图像的显示方式,可以示例性地列举出以下的(1)~(5)。

[0091] (1) 显示三个系统的图像(生物体组织的通常的彩色图像、血红蛋白浓度的彩色映射图像、氧饱和度的彩色映射图像)中的一个系统的图像的方式

[0092] (2) 将三个系统的图像或三个系统中的两个系统的图像以相同尺寸并列显示在一个画面中的方式

[0093] (3) 在大画面中显示一个系统的图像,并且在画面中显示剩余的两个系统的图像或两个系统中的一个系统的图像的方式

[0094] (4) 使三个系统中的两个系统的图像层叠显示的方式

[0095] (5) 使三个系统的图像全部层叠显示的方式

[0096] 如上所述,校正 γ 、 δ 是以使在拍摄用多种照射光照射的基准被摄体时得到的特定的对、例如通常图像信号 I_n 、第一特殊图像信号 I_{s1} 、第二特殊图像信号 I_{s2} 中的亮度值的比 α_0 、 β_0 成为预定的目标比 α 、 β 的方式而设定的值,因此在使用至少两个系统不同的图像信号的比来计算血红蛋白浓度的信息以及氧饱和度的信息时,在能够进行不依赖于通常图像信号 I_n 、第一特殊图像信号 I_{s1} 、第二特殊图像信号 I_{s2} 的信号的大小的校正的方面,本实施方式中进行的校正是有用的。

[0097] 另外,由于用于计算校正值的特定系统的基准被摄体的图像信号是亮度值,所以即使是波长范围不同、光强度也不同的多个照射光,也能够进行高精度的校正。

[0098] 另外,在上述的实施方式中使用的滤波器,具备在520~590nm的波长范围内具有第一透过范围的第一特殊观察用滤波器 F_{s1} ,和具有存在于520~590nm的波长范围内且比第一透过范围窄的第二透过范围的第二滤波器 F_{s2} ,因此能够射出包括血红蛋白的强吸收带作为波长范围的照射光。因此,能够高精度地求出血红蛋白浓度以及氧饱和度。

[0099] 另外,在上述的实施方式中,使用以使在拍摄用通常光 L_n 、第一特殊观察光 L_{s1} 、第二特殊观察光 L_{s2} 等各种照射光照射的基准被摄体时得到的至少两个系统的基准图像信号的亮度值的比 α_0 、 β_0 成为预定的目标比 α 、 β 的方式而设定的校正 γ 、 δ 来校正被摄体的图像信号,因此能够抑制使用图像信号的比率计算出的血红蛋白浓度或氧饱和度等特征量的信

息由系统个体差异引起的精度劣化(偏差)。因此,优选为,计算出的特征量是基于至少两个系统的图像信号的亮度值的比而决定的量。

[0100] 需要说明的是,从高精度地取得氧饱和度的信息的方面考虑,优选为,多种照射光中的一个照射光的波长范围相对于其他的照射光的波长范围,将氧化血红蛋白的吸光度的光谱波形与还原血红蛋白的吸光度的光谱波形电平调换的等吸收点为边界进行划分。在图3所示的例子中,第二特殊观察光Ls2的波长范围相对于第一特殊观察光Ls1的波长范围,将等吸收点E2、E3为边界进行划分。

[0101] 另外,从高精度地取得氧饱和度的信息的方面考虑,优选为,照射光中的一个照射光的波长范围,处于在氧化血红蛋白的吸光度的光谱波形与还原血红蛋白的吸光度的光谱波形电平调换的多个等吸收点中、在波长方向上相邻的等吸收点间的波长范围内。在图3所示的例子中,第二特殊观察光Ls2处于等吸收点E2、E3间的波长范围内。

[0102] 这种照射光的波长范围不局限于图3所示的500~600nm的范围。例如,也能够适用于吸光度根据血红蛋白的氧饱和度在等吸收点的周围变化的波长范围。例如,也能够将400~500nm的波长范围中的任一个等吸收点的长波长侧或短波长侧的恒定的波长范围作为照射光的波长范围。

[0103] 以上是本发明的示例性的实施方式的说明。本发明的实施方式不局限于上述说明,在本发明的技术思想的范围内能够进行各种变形。例如,将说明书中示例性地明示的实施方式等或显而易见的实施方式等适当组合后的内容也包含在本申请的实施方式中。

[0104] 在上述的实施方式中,将光源装置内置于处理器200,但在其他的实施方式中,也可以采用将处理器200与光源装置分离的构成。在该情况下,在处理器200与光源装置之间设置有用于收发定时信号的有线或无线的通信单元。

[0105] 另外,在上述的实施方式中,通常观察用滤波器Fn、第一特殊观察用滤波器Fs1、第二特殊观察用滤波器Fs2配置于旋转式转台261,但在其他的实施方式中,也可以将红外光观察用滤波器或荧光观察用滤波器等其他具有分光特性的光学滤波器配置于旋转式转台261。

[0106] 另外,在上述的实施方式中,采用了将旋转滤波器部260设置在灯208侧,对照射光L进行滤波的构成,但本发明并不局限于该构成。例如,也可以采用将旋转滤波器部260设置于固体摄像元件108侧,对从被摄体返回的返回光进行滤波的构成。

[0107] [附图标记说明]

[0108] 1...电子内窥镜系统,100...电子镜,102...LCB,104...配光透镜,106...物镜,108...固体摄像元件,110...驱动器信号处理电路,112...存储器,200...处理器,202...系统控制器,204...定时控制器,206...灯电源点火器,208...灯,210...聚光透镜,212...存储器,214...操作面板,220...信号处理电路,220A...图像存储器,220B...图像处理电路,220C...图像输出电路,220D...血红蛋白浓度计算电路,220E...氧饱和度计算电路,220F...校正正值存储器,260...旋转滤波器部,261...旋转式转台,Fn...通常观察用滤波器,Fs1...第一特殊观察用滤波器,Fs2...第二特殊观察用滤波器,262...DC电机,263...驱动器,264...光斩波器。

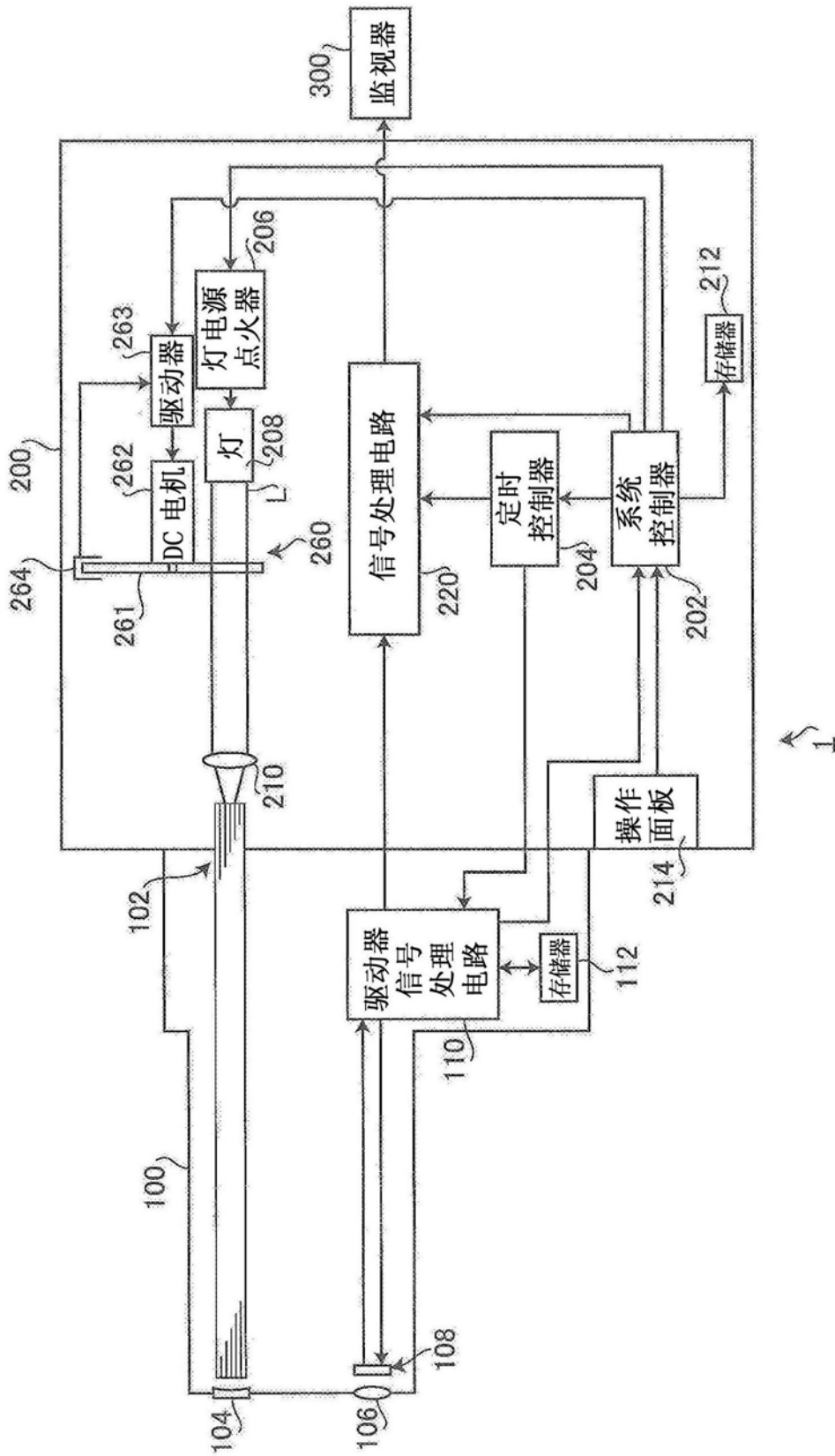


图1

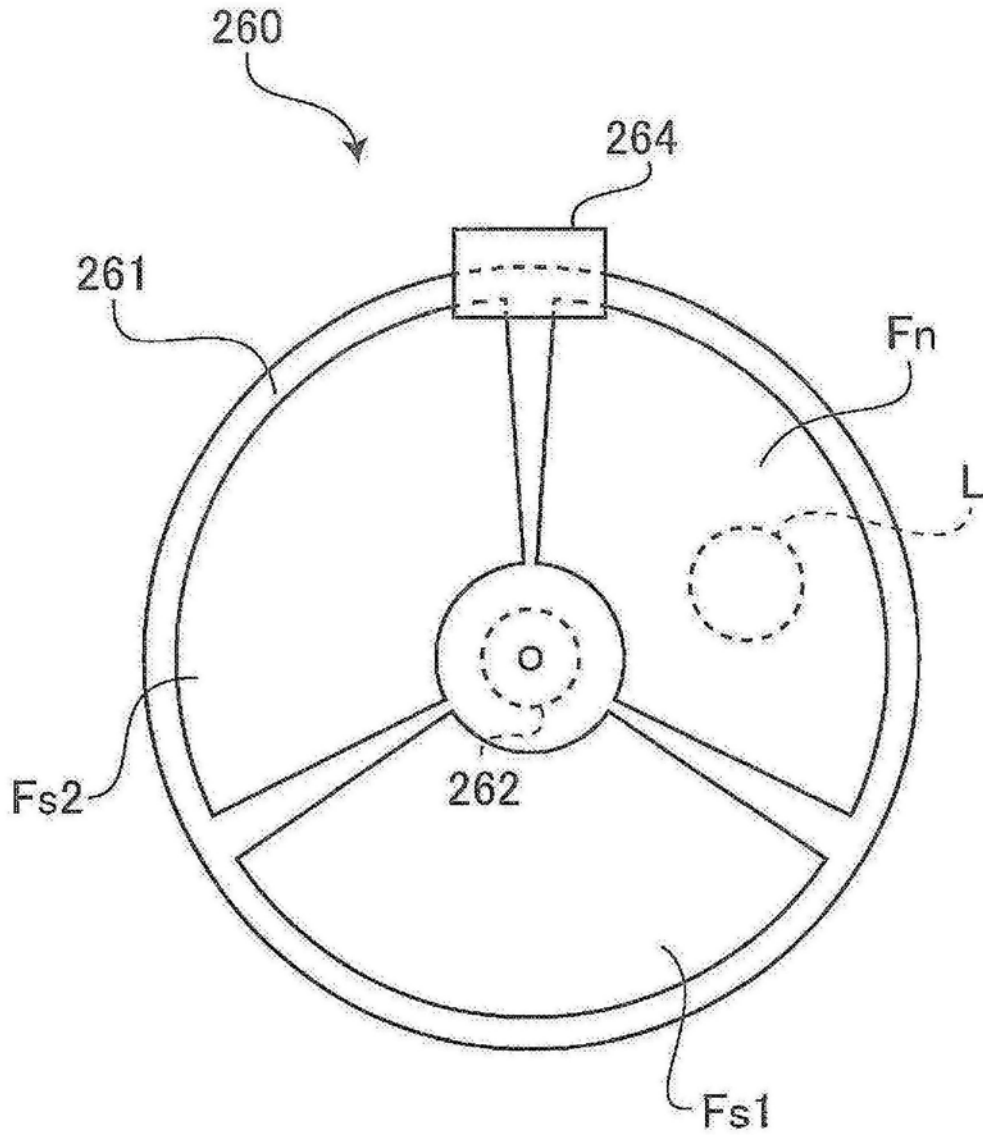


图2

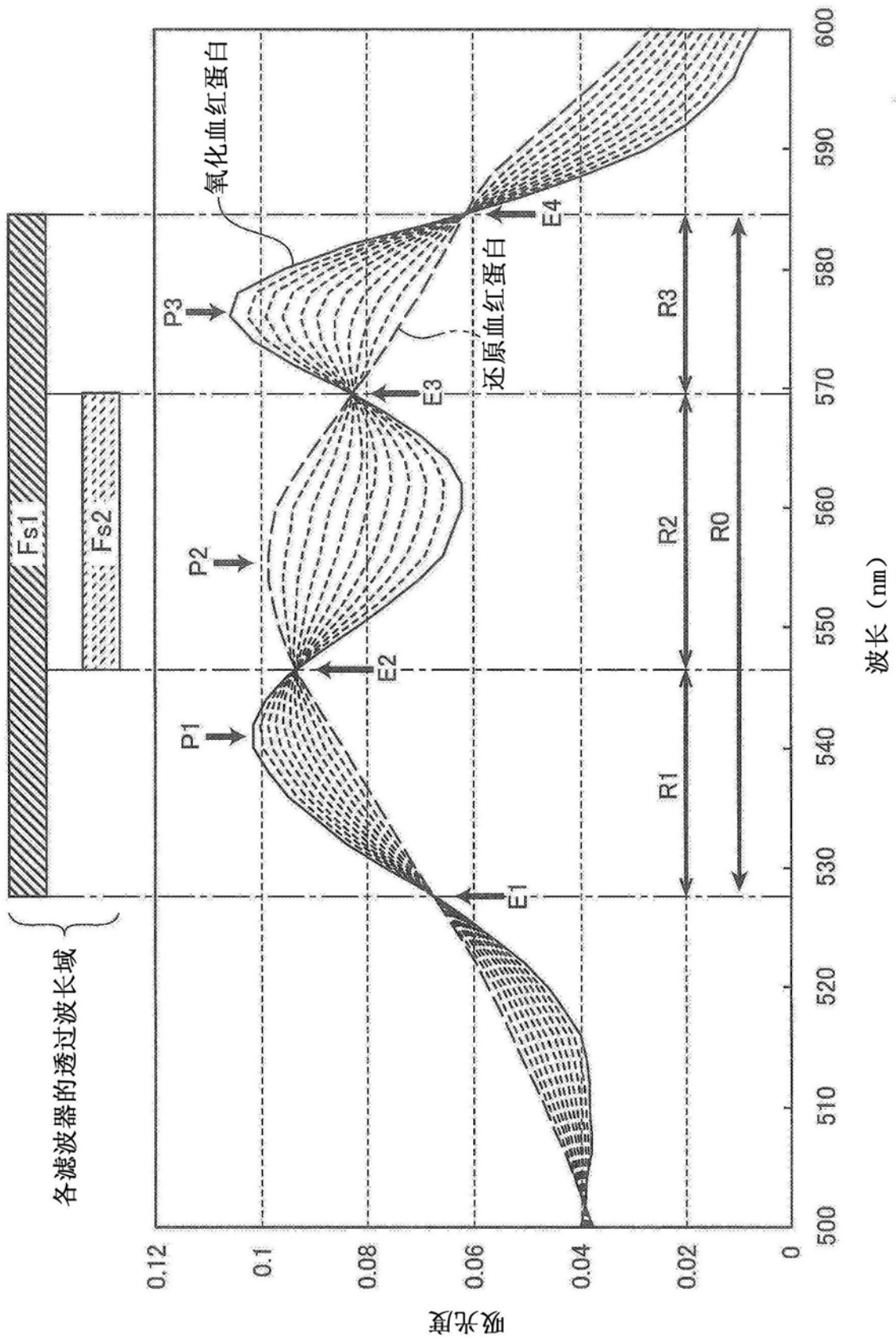


图3

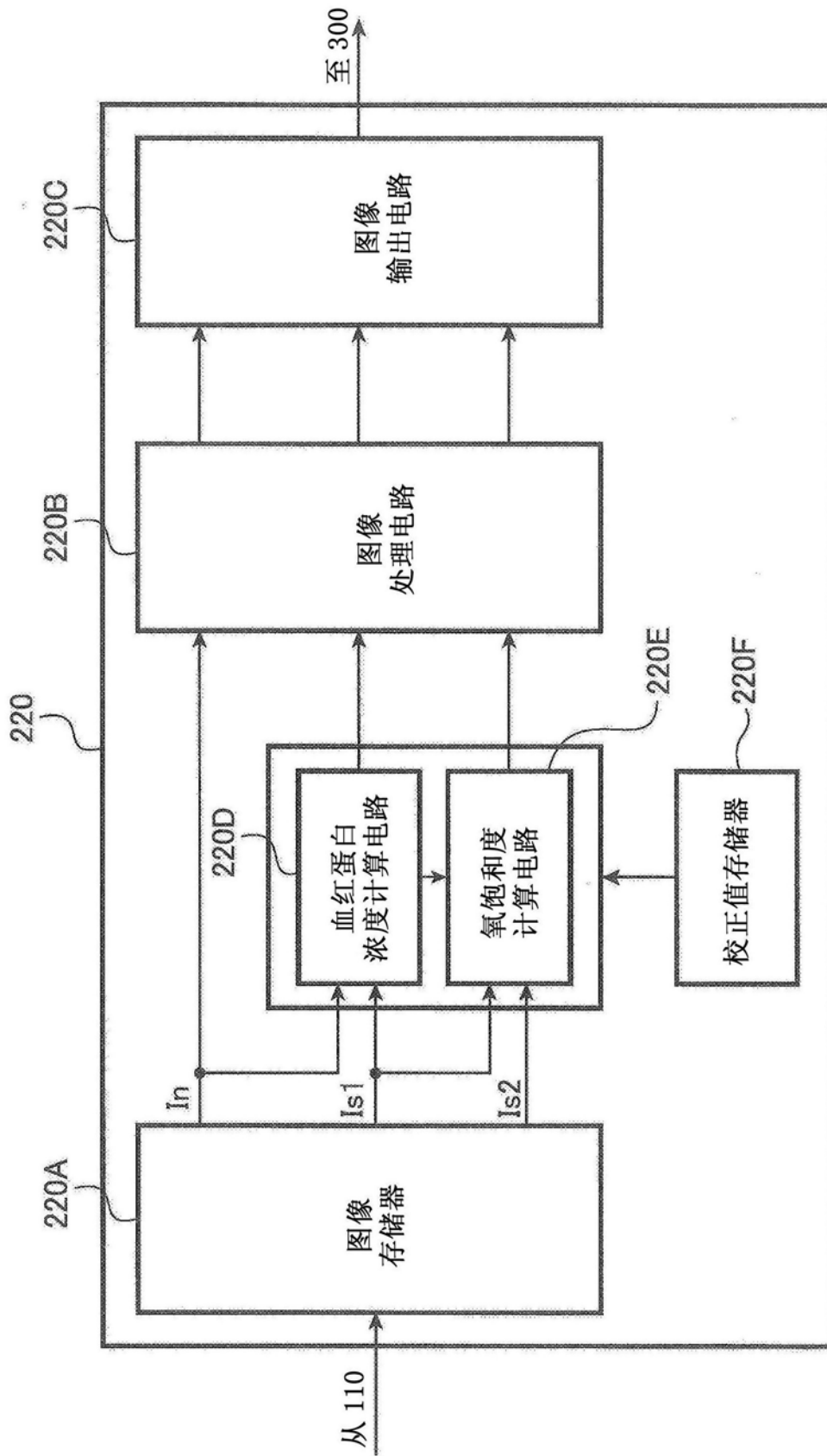


图4

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN109475281A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780042871.1	申请日	2017-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	福田雅明		
发明人	福田雅明		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/045 A61B1/07 A61B5/1459 G06T2207/10068		
代理人(译)	纪秀凤		
优先权	2016171586 2016-09-02 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种电子内窥镜系统，具备：照射单元，对被摄体依次照射光谱不同的多种照射光；图像信号生成单元，依次拍摄被依次照射有多种照射光的被摄体，并生成通过各照射光照射的被摄体的各系统的图像信号；存储单元，预先存储有规定的校正值；以及分光图像生成单元，基于通过图像信号生成单元生成的各系统的图像信号中的至少两个系统的图像信号来生成分光图像。分光图像生成单元在基于至少两个系统的图像信号来生成分光图像时，基于预先存储在存储单元中的校正值来校正该至少两个系统的图像信号中的至少一个系统的图像信号。

