



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107529957 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201780000889.5

(22)申请日 2017.02.03

(30)优先权数据

2016-040599 2016.03.03 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.08.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/003945 2017.02.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/150071 JA 2017.09.08

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京都新宿区西新宿6丁目10番1号

(72)发明人 池本洋祐 水口直志 小师敦

橘俊雄 人形洋一 太田纪子

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟 孙荀

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

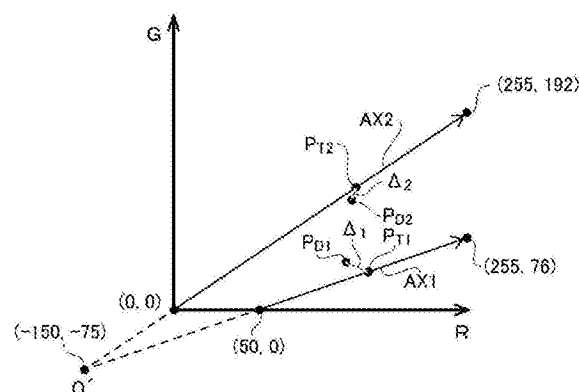
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

修正数据生成方法以及修正数据生成装置

(57)摘要

本发明提供一种修正数据生成方法,包含:取得步骤,取得拍摄图像数据,该拍摄图像数据通过拍摄关于规定的疾患的指标而得到;配置步骤,将与所取得的拍摄图像数据对应的实际的拍摄的数据点根据其颜色成分配置在与规定的疾患进行了关联的规定的颜色空间;计算步骤,基于规定的颜色空间内的数据点和规定的目标点的距离,算出将构成电子内窥镜的拍摄图像的各像素的值进行修正的修正值;存储步骤,存储所算出的修正值。



1. 一种修正数据生成方法,由计算机执行,其特征在于,包含:

取得步骤,取得拍摄图像数据,该拍摄图像数据通过拍摄关于规定的疾患的指标而得到;

配置步骤,将与所取得的拍摄图像数据对应的实际的拍摄的数据点根据其颜色成分配置在与所述疾患进行了关联的规定的颜色空间;

计算步骤,基于所述颜色空间内的所述数据点和规定的目标点的距离,算出将构成电子内窥镜的拍摄图像的各像素的值进行修正的修正值;

存储步骤,存储所算出的修正值。

2. 根据权利要求1所述的修正数据生成方法,其特征在于,

在所述取得步骤,取得第一拍摄图像数据和第二拍摄图像数据,

所述第一拍摄图像数据是对于所述疾患而言拍摄了具有症状级别为规定的第一级别时的生物体组织的颜色即第一颜色的第一指标的数据,所述第二拍摄图像数据是对于该疾患而言拍摄了具有症状级别为规定的第二级别时的生物体组织的颜色即第二颜色的第二指标的数据,

在所述配置步骤,

将与所取得的第一、第二拍摄图像数据对应的第一、第二所述数据点根据其颜色成分配置于所述颜色空间,

在所述计算步骤,

基于所述颜色空间内的所述第一数据点和规定的第一目标点的距离以及所述第二数据点和规定的第二目标点的距离,算出所述修正值。

3. 根据权利要求2所述的修正数据生成方法,其特征在于,包含:

接收用户进行的症状级别的指定操作的步骤;

将与接收到的症状级别对应的指标通知给用户的步骤。

4. 根据权利要求2或3所述的修正数据生成方法,其特征在于,

在所述计算步骤,

将使所述第一数据点和所述第一目标点的距离、与所述第二数据点和所述第二目标点的距离的合计值为最小的矩阵系数作为所述修正值进行计算。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的修正数据生成方法,其特征在于,

所述颜色空间是包含R成分的轴、和与该R成分的轴正交的G成分的轴的二维颜色空间。

6. 根据权利要求2、3~5中任一项所述的修正数据生成方法,其特征在于,

所述第一颜色是对于所述疾患而言症状级别最高时的生物体组织的颜色,

所述第一目标点是在所述颜色空间上位于与血红蛋白色素的相关性高的轴上的点。

7. 根据权利要求2、3~6中任一项所述的修正数据生成方法,其特征在于,

所述第二颜色是对于所述疾患而言为健康时的生物体组织的颜色,

所述第二目标点是在所述颜色空间中位于与体腔内的粘膜的色调的相关性高的轴上的点。

8. 一种修正数据生成装置,其特征在于,具备:

取得单元,取得拍摄图像数据,该拍摄图像数据通过拍摄关于规定的疾患的指标而得到;

配置单元,将与所取得的拍摄图像数据对应的实际的拍摄的数据点根据其颜色成分配置在与所述疾患进行了关联的规定的颜色空间;

计算单元,基于所述颜色空间内的所述数据点和规定的目标点的距离,算出将构成电子内窥镜的拍摄图像的各像素的值进行修正的修正值;

存储单元,存储所算出的修正值。

9. 根据权利要求8所述的修正数据生成装置,其特征在于,

所述取得单元,取得第一拍摄图像数据和第二拍摄图像数据,

所述第一拍摄图像数据是对于所述疾患而言拍摄了具有症状级别为规定的第一级别时的生物体组织的颜色即第一颜色的第一指标的数据,所述第二拍摄图像数据是对于该疾患而言拍摄了具有症状级别为规定的第二级别时的生物体组织的颜色即第二颜色的第二指标的数据,

所述配置单元将与所取得的第一、第二拍摄图像数据对应的第一、第二所述数据点根据其颜色成分配置于所述颜色空间,

所述计算单元基于所述颜色空间内的所述第一数据点和规定的第一目标点的距离以及所述第二数据点和规定的第二目标点的距离,算出所述修正值。

10. 根据权利要求9所述的修正数据生成装置,其特征在于,具备:

接收用户进行的症状级别的指定操作的单元;

将与接收到的症状级别对应的指标通知给用户的单元。

11. 根据权利要求9或10所述的修正数据生成装置,其特征在于,所述算出单元将使所述第一数据点和所述第一目标点的距离、与所述第二数据点和所述第二目标点的距离的合计值为最小的矩阵系数作为所述修正值进行计算。

12. 根据权利要求8~11中任一项所述的修正数据生成装置,其特征在于,

所述颜色空间是包含R成分的轴、和与该R成分的轴正交的G成分的轴的二维颜色空间。

13. 根据权利要求9、10~12中任一项所述的修正数据生成装置,其特征在于,

所述第一目标点是在所述颜色空间中位于与血红蛋白色素的相关性高的轴上的点。

14. 根据权利要求9、10~13中任一项所述的修正数据生成装置,其特征在于,

所述第二目标点是在所述颜色空间中位于与体腔内的粘膜的色调的相关性高的轴上的点。

修正数据生成方法以及修正数据生成装置

技术领域

[0001] 本发明涉及修正数据生成方法以及修正数据生成装置。

背景技术

[0002] 病变部通常呈与正常的粘膜组织不同的颜色。近年来,伴随彩色内窥镜装置的性能的提高,操作者有把握地诊断出颜色与正常组织稍有不同的病变部。但是,操作者为了能够根据电子内窥镜的拍摄图像上的轻微的颜色差异而正确并且有把握地从正常组织中诊断出病变部,需要在熟练者的指导下接受长期的训练。另外,即使是熟练的操作者,也不容易根据轻微的颜色差异而有把握地诊断出病变部,要求慎重的作业。

[0003] 因此,例如,特开2014-18332号公报(以下记为“专利文献1”)记载有为了辅助操作者进行的病变部的诊断而对映射于拍摄图像的病变部进行评分的装置。具体而言,专利文献1中记载的装置中,对于构成通过电子内窥镜得到的拍摄图像的各像素进行将非线性的增益赋予给像素值的色调增强处理,在扩大了判定为病变部的像素值的区域的边界附近的动态范围之后,将以RGB3原色定义的RGB空间的进行了色调增强的像素数据转换成HSI颜色空间、HSV颜色空间等规定的颜色空间,取得色相和饱和度的数据,基于所取得的色相和饱和度的数据判定是否是病变部的像素,且基于所判定的像素的数来计算评价值(病变指数)。

发明内容

[0004] 由电子内窥镜取得的像素数据在保持原样时,相对于白的被摄体,R/G/B的各值不为同值。因此,对像素数据进行白平衡调整。专利文献1所例示的装置中,由于基于从拍摄图像取得的颜色数据计算病变指数,因此认为伴随白平衡调整实现的拍摄图像的色再现性的提高,病变指数的计算精度提高。

[0005] 但是,当以不同的电子内窥镜系统拍摄同一病变部时,即使以目视下病变部相同的方式进行映射,有时病变指数等的评分值也会产生大的偏差。因此,本发明人等重复深入探讨的结果得到如下见解,主要是因电子内窥镜的光学零件(光学性能)的个体差,在白平衡调整中未去除干净的误差(偏差)残存于用于评分计算的颜色数据,其成为使评分计算的精度劣化的主要因素。

[0006] 本发明是鉴于上述情况而创立的,其目的在于,提供用于抑制在以不同的电子内窥镜系统拍摄同一病变部时的评分值的偏差的修正数据生成方法以及修正数据生成装置。

[0007] 本发明一实施方式的修正数据生成方法,由计算机执行,包含:取得步骤,取得拍摄图像数据,该拍摄图像数据通过拍摄关于规定的疾患的指标而得到;配置步骤,将与所取得的拍摄图像数据对应的实际的拍摄的数据点根据其颜色成分配置在与规定的疾患进行了关联的规定的颜色空间;计算步骤,基于规定的颜色空间内的数据点和规定的目标点的距离,算出将构成电子内窥镜的拍摄图像的各像素的值进行修正的修正值;存储步骤,存储所算出的修正值。

[0008] 另外,本发明一实施方式的修正数据生成方法中,也可以是,在取得步骤,取得第一拍摄图像数据和第二拍摄图像数据,第一拍摄图像数据是对于疾患而言拍摄了具有症状级别为规定的第一级别时的生物体组织的颜色即第一颜色的第一指标的数据,第二拍摄图像数据是对于该疾患而言拍摄了具有症状级别为规定的第二级别时的生物体组织的颜色即第二颜色的第二指标的数据,在配置步骤,将与所取得的第一、第二拍摄图像数据对应的第一、第二数据点根据其颜色成分配置于颜色空间,在计算步骤,基于规定的颜色空间内的第一数据点和规定的第一目标点的距离以及第二数据点和规定的第二目标点的距离,算出修正值。

[0009] 另外,本发明一实施方式的修正数据生成方法中,也可以是,包含:接收用户进行的症状级别的指定操作的步骤;将与接收到的症状级别对应的指标通知给用户的步骤。

[0010] 另外,本发明一实施方式的修正数据生成方法中,也可以是,在计算步骤,将使第一数据点和第一目标点的距离、与第二数据点和第二目标点的距离的合计值为最小的矩阵系数作为修正值进行计算。

[0011] 另外,本发明的一实施方式中,规定的颜色空间例如是包含R成分的轴、和与该R成分的轴正交的G成分的轴的二维颜色空间。

[0012] 另外,本发明的一实施方式中,第一颜色例如是对于疾患而言症状级别最高时的生物体组织的颜色。该情况下,第一目标点是在规定颜色空间中位于与血红蛋白色素的相关性高的轴上的点。

[0013] 另外,本发明的一实施方式中,第二颜色例如是对于疾患而言为健康时的生物体组织的颜色。该情况下,第二目标点是在颜色空间中位于与体腔内的粘膜的色调的相关性高的轴上的点。

[0014] 另外,本发明一实施方式的修正数据生成装置,具备:取得单元,取得拍摄图像数据,该拍摄图像数据通过拍摄关于规定的疾患的指标而得到;配置单元,将与所取得的拍摄图像数据对应的实际的拍摄的数据点根据其颜色成分配置在与规定的疾患进行了关联的规定的颜色空间;计算单元,基于规定的颜色空间内的数据点和规定的目标点的距离,算出将构成电子内窥镜的拍摄图像的各像素的值进行修正的修正值;存储单元,存储所算出的修正值。

[0015] 根据本发明的一实施方式,提供一种用于抑制在以不同的电子内窥镜系统拍摄同一病变部时的评分值的偏差的修正数据生成方法以及修正数据生成装置。

附图说明

[0016] 图1是表示本发明一实施方式的电子内窥镜系统的结构的框图。

[0017] 图2是表示在本发明的一实施方式中于特殊模式时执行的特殊图像生成处理的流程的图。

[0018] 图3是表示在本发明的一实施方式中标绘像素对应点的RG平面的图。

[0019] 图4是对在RG平面内设定的基准轴进行说明的图。

[0020] 图5是表示在本发明的一实施方式中于特殊模式时显示于监视器的显示画面的显示画面例的图。

[0021] 图6是表示在本发明的一实施方式中于校准模式时执行的校准处理的流程的图。

[0022] 图7是辅助图6的校准处理的说明的图。

具体实施方式

[0023] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。此外,以下,作为本发明的一实施方式,以电子内窥镜系统(计算机)为例进行说明。

[0024] [电子内窥镜系统1的结构]

[0025] 图1是表示本发明一实施方式的电子内窥镜系统1的结构的框图。如图1所示,电子内窥镜系统1是专用于医疗的系统,具备电子镜100、处理器200以及监视器300。

[0026] 处理器200具备系统控制器202以及时序控制器204。系统控制器202执行存储于存储器222的各种程序,总体地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218连接。系统控制器202根据操作者从操作面板218输入的指示,变更电子内窥镜系统1的各动作以及用于各动作的参数。作为操作者进行的输入指示,例如有电子内窥镜系统1的动作模式的切换指示。在本实施方式中,作为动作模式,有普通模式、特殊模式、校准模式。时序控制器204将调整各部的动作的时序的时钟脉冲输出到电子内窥镜系统1内的各电路。

[0027] 灯208在通过灯电源点火器206启动后,射出白色光L。灯208例如是氙气灯、卤素灯、汞灯、金属卤化灯等高亮度灯。从灯208射出的白色光L由聚光透镜210聚光,同时经由光圈212被限制在适当的光量。此外,灯208也可以置换为LD(Laser Diode,激光二极管)或LED(Light Emitting Diode,发光二极管)等半导体发光元件。关于半导体发光元件,与其它光源相比,具有低耗电量、发热量小等特征,因此,具有抑制耗电量以及发热量,同时能够取得明亮的图像的优点。能够取得明亮的图像关联着使后述的炎症评价值的精度提高。半导体发光元件不限于处理器200,也可以内置于电子镜100。作为一例,半导体发光元件也可以装备于电子镜100的前端部内。

[0028] 电机214经由省略图示的臂或齿轮等传递机构与光圈212机械连结。电机214例如是DC电机,在驱动器216的驱动控制下驱动。光圈212为了使监视器300的显示画面上显示的影像成为适当的明亮度而通过电机214进行动作,改变开度。从灯208照射的白色光L的光量根据光圈212的开度进行限制。成为适当的影像的明亮度的基准根据操作者进行的操作面板218的亮度调节操作来设定变更。此外,控制驱动器216而进行亮度调整的调光电路是众所周知的电路,在本说明书中省略。

[0029] 通过了光圈212的白色光L在LCB(Light Carrying Bundle,光导束)102的射入端面聚光,向LCB102内射入。从射入端面射入到LCB102内的白色光L在LCB102内传播。

[0030] 在LCB102内传播的白色光L从配置于电子镜100的前端的LCB102的射出端面射出,经由配光透镜104照射生物体组织。来自白色光L照射的生物体组织的返回光经由物镜106在固体拍摄元件108的受光面上结成光学像。

[0031] 固体拍摄元件108是搭载有互补彩色方格过滤器(補色市松フィルタ)的单板式彩色CCD(Charge Coupled Device,电荷耦合元件)图像传感器。固体拍摄元件108将由受光面上的各像素成像的光学像作为与光量对应的电荷蓄积,生成黄色Ye、青色Cy、绿色G、品红Mg的像素数据并输出。此外,固体拍摄元件108不限于CCD图像传感器,也可以置换为CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor,互补金属氧化物半导体)图像传感器或其它种类的拍摄装置。固体拍摄元件108还可以是搭载有原色系过滤器(拜尔阵列过滤器)的

元件。

[0032] 在电子镜100的连接部内具备驱动信号处理电路112。从固体拍摄元件108以帧周期向驱动信号处理电路112输入拍摄了由白色光L照射的生物体组织的各像素的像素数据。驱动信号处理电路112将从固体拍摄元件108输入的像素数据输出到处理器200的信号处理电路220。此外,在以后的说明中,“帧”也可以替换为“半帧”。在本实施方式中,帧周期、半帧周期分别为1/30秒、1/60秒。

[0033] 驱动信号处理电路112还访问存储器114,读出电子镜100的固有信息。记录于存储器114的电子镜100的固有信息中包含例如固体拍摄元件108的像素数或灵敏度、可动作的帧率、型号等。驱动信号处理电路112将从存储器114读出的固有信息输出到系统控制器202。

[0034] 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,以进行适于与处理器200连接的电子镜的处理的方式控制处理器200内的各种电路的动作或时序。

[0035] 时序控制器204根据系统控制器202的时序控制,向驱动信号处理电路112供给时钟脉冲。驱动信号处理电路112根据从时序控制器204供给的时钟脉冲,在与在处理器200侧处理的影像的帧率同步的时序驱动控制固体拍摄元件108。

[0036] [普通模式时的动作]

[0037] 对普通模式时的处理器200的信号处理动作进行说明。

[0038] 处理器200所具备的信号处理电路220具有预处理电路220A、处理电路220B、输出电路220C、修正电路220D、评分电路220E、映射电路220F。

[0039] 预处理电路220A对从驱动信号处理电路112以帧周期输入的RAW形式的像素数据实施去马赛克处理,将其转换成RGB形式的像素数据,实施彩色矩阵处理、白平衡调整、Hue增益调整等,并输出到处理电路220B。

[0040] 处理电路220B对从预处理电路220A输入的像素数据实施增强处理、伽玛修正等,生成普通的彩色图像数据,并输出到输出电路220C。

[0041] 输出电路220C对从处理电路220B输入的彩色图像数据进行Y/C分离、色差修正等处理,将其转换成规定的视频格式信号。经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普通的彩色图像。

[0042] [特殊模式时的动作]

[0043] 接着,对特殊模式时的处理器200的信号处理动作进行说明。图2表示在特殊模式时执行的特殊图像生成处理的流程。图2的特殊图像生成处理在将电子内窥镜系统1的动作模式切换为特殊模式的时间点开始。

[0044] [图2的S11(当前帧的像素数据的输入)]

[0045] 在本处理步骤S11中,将当前帧的各像素的像素数据输入预处理电路220A。各像素的像素数据在通过预处理电路220A进行了信号处理后,被输入处理电路220B以及修正电路220D。

[0046] [图2的S12(向RG平面的标绘)]

[0047] 图3是用于概念性说明修正电路220D的动作的图,表示由相互正交的R轴和G轴定义的RG平面(二维颜色空间)。此外,R轴是R成分(R的像素值)的轴,G轴是G成分(G的像素值)

的轴。

[0048] 在本处理步骤S12中,将以RGB3原色定义的RGB空间的各像素的像素数据(由3种颜色成分构成的三维的像素数据)转换成(正投影转换成)RG的像素数据(由2种颜色成分构成的二维的像素数据)。概念性而言,如图3所示,根据R、G的像素值,在RG平面内标绘RGB颜色空间的各像素的像素数据。以下,为了便于说明,将在RG平面内标绘的像素数据的点记为“像素对应点”。此外,图3中,为了便于了解附图,不显示所有的像素的像素对应点,而仅显示一部分像素的像素对应点。

[0049] 这样,在本处理步骤S12中,将RGB空间的像素数据(三维数据)正投影于RG平面,从与该像素数据对应的RGB空间内的点向RG平面垂下的垂线的垂足成为像素对应点(二维数据)。

[0050] [图2的S13(基准轴的设定)]

[0051] 在本处理步骤S13中,通过修正电路220D,设定用于计算胃炎等规定的疾患的炎症强度所需的RG平面内的基准轴。图4表示辅助基准轴的说明的图。

[0052] 成为拍摄对象的患者的体腔内因血红蛋白色素等的影响,R成分相对于其它成分(G成分以及B成分)是支配性的,典型而言,炎症越强,红色(R成分)相对于其它色调(G成分以及B成分)越强。但是,体腔内的拍摄图像根据影响明亮度的拍摄条件(例如白色光L的照射程度)而色调发生变化。示例性而言,白色光L未到达的阴影部分为黑(无彩色,例如R、G、B为零或接近零的值),白色光L较强地照射并正反射的部分为白(无彩色,例如R、G、B为255或接近255的值)。即,即使在拍摄到产生炎症的相同的异常部位的情况下,白色光L越强地照射,该异常部位图像的像素值越大。因此,根据白色光L的照射程度,有时像素值取与炎症的强度无相关性的值。

[0053] 通常,未产生炎症的体腔内的正常部位由充分的粘膜覆盖。与之相对,产生炎症的体腔内的异常部位未由充分的粘膜覆盖。在病变部等异常部位,炎症越强,粘膜越薄。粘膜基本上为白基调,但作为色调稍微偏黄,图像上反映的色调(黄色的色调)因其浓淡(粘膜的厚度)而变化。因此,可以认为粘膜的浓淡也成为评价炎症的强度的一个指标。

[0054] 因此,在本处理步骤S13中,如图4所示,在RG平面内,穿过(50,0)以及(255,76)的直线被设定为一个基准轴,并且,穿过(0,0)以及(255,192)的直线被设定为一个基准轴。为了便于说明,将前者的基准轴记为“血红蛋白变化轴AX1”,将后者的基准轴记为“粘膜变化轴AX2”。

[0055] 图4所示的标绘通过本发明者分析体腔内的多数的样品图像而得到。用于分析的样品图像中包含症状级别最高的炎症图像例(最重症的级别的炎症图像例)、或症状级别最低的炎症图像例(实质上看作是正常部位的图像例)等各阶段的炎症图像例。此外,在图4的例子中,为了便于了解附图,仅部分示出通过分析的结果获得的标绘。通过分析结果而实际获得的标绘远多于图4所示的标绘的数。

[0056] 如上述,越是炎症强的异常部位,R成分相对于其它成分(G成分以及B成分)越强。因此,标绘分布的区域和未分布的区域的边界线即比G轴更接近R轴的一方的边界线上的轴、图4的例子中为穿过(50,0)以及(255,76)的边界线上的轴被设定为与症状级别最高的病变部(症状级别最高的炎症(异常)部位)的相关性高的轴。该轴是血红蛋白变化轴AX1。在血红蛋白变化轴AX1上重叠与以各种拍摄条件(例如白色光L的照射程度)拍摄的症状级别

最高的炎症部位对应的标绘。

[0057] 另一方面,越是接近正常部位,G成分(或B成分)相对于R成分越强。因此,标绘分布的区域和未分布的区域的边界线即比R轴更接近G轴的一方的边界线上的轴、图4的例子中为穿过(0,0)以及(255,192)的边界线上的轴被设定为与症状级别最低的病变部(症状级别最低的炎症(异常)部位,即实质上被看作是正常(健康)部位)的相关性高的轴。该轴是粘膜变化轴AX2。在粘膜变化轴AX2上重叠与以各种拍摄条件(例如白色光L的照射程度)拍摄的症状级别最低的炎症部位(实质上被看作是正常部位)对应的标绘。

[0058] 如果进行补充,则症状级别最高的炎症部位伴随出血。另一方面,症状级别最低的炎症部位实质上是正常部位,因此,由充分的粘膜覆盖。因此,能够判断为图4所示的RG平面内的标绘在被与血液(血红蛋白色素)的相关性最高的轴、和与粘膜的色调的相关性最高的轴夹着的区域内分布。因此,标绘分布的区域和未分布的区域的边界线中的、接近R轴的(R成分强)的一方的边界线相当于表示症状级别最高的炎症部位的轴(血红蛋白变化轴AX1),接近G轴的(G成分强的)一方的边界线相当于表示症状级别最低的炎症部位的轴(粘膜变化轴AX2)。

[0059] [图2的S14(关注像素的选择)]

[0060] 在本处理步骤S14中,利用修正电路220D,从所有的像素中按照规定的顺序选择一个关注像素。

[0061] [图2的S15(像素数据的修正)]

[0062] 在修正电路220D中存储有进行后述的校准模式时算出的修正矩阵系数。在本处理步骤S15中,为了抑制由不同的电子内窥镜系统拍摄同一病变部时的评分值的偏差(换言之,电子镜的个体差),利用修正电路220D,使用修正矩阵系数来修正在处理步骤S14(关注像素的选择)中所选择的关注像素的像素数据(R,G)。此外,关于修正矩阵系数,在后述的[校准模式时的动作]中详细说明。

[0063] • 修正矩阵例

$$[0064] \begin{pmatrix} R_{\text{new}} \\ G_{\text{new}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \end{pmatrix}$$

[0065] R_{new} :修正后的关注像素的像素数据(R成分)

[0066] G_{new} :修正后的关注像素的像素数据(G成分)

[0067] $M_{11} \sim M_{22}$:修正矩阵系数

[0068] R:修正前的关注像素的像素数据(R成分)

[0069] G:修正前的关注像素的像素数据(G成分)

[0070] [图2的S16(角度的计算)]

[0071] 在修正电路220D中,当对当前帧的所有像素执行处理步骤S14(关注像素的选择)以及S15(像素数据的修正)时,利用评分电路220E,对在处理步骤S15(像素数据的修正)中修正的各像素的像素数据($R_{\text{new}}, G_{\text{new}}$),算出用于计算炎症强度的角度。具体而言,在本处理步骤S16中,关于各像素,计算连结血红蛋白变化轴AX1和粘膜变化轴AX2的交点(基准点) O' 与像素对应点($R_{\text{new}}, G_{\text{new}}$)的线段L、和血红蛋白变化轴AX1形成的角度 θ (参照图3)。此外,基准点 O' 位于坐标 $(-150, -75)$ 。

[0072] [图2的S17(标准化处理)]

[0073] 当体腔内的拍摄图像的明亮度根据白色光L的照射程度而变化时,拍摄图像的色调虽然存在个人差、拍摄部位、炎症的状态等的影响,但在RG平面内,大致在症状级别最高的炎症部位沿着血红蛋白变化轴AX1上发生变化,在症状级别最低的炎症部位沿着粘膜变化轴AX2上发生变化。另外,推定为中间的症状级别的炎症部位的拍摄图像的色调也以同样的倾向发生变化。即,当与炎症部位对应的像素对应点根据白色光L的照射程度发生变化时,沿以基准点O'为起点的方位角方向位移。换言之,当与炎症部位对应的像素对应点根据白色光L的照射程度而发生变化时,在角度 θ 为一定的状态下移动,与基准点O'的距离改变。这意味着角度 θ 是拍摄图像的明亮度的变化实质上未受到影响的参数。

[0074] 示出角度 θ 越小,R成分相对于G成分越强,炎症部位的症状级别越高。另外,示出角度 θ 越大,G成分相对于R成分越强,炎症部位的症状级别越低。

[0075] 因此,在本处理步骤S17中,通过评分电路220E,以在角度 θ 为零时成为值255,在角度 θ 为 θ_{MAX} 时成为值零的方式,对当前帧的所有像素将角度 θ 标准化。此外, θ_{MAX} 与血红蛋白变化轴AX1和粘膜变化轴AX2形成的角度相同。由此,获得纳入0~255的范围的炎症强度(8bit的信息)。

[0076] [图2的S18(炎症评价值的计算)]

[0077] 在本处理步骤S18中,通过评分电路220E,作为拍摄图像整体的炎症平均值,计算将当前帧的所有像素的炎症强度平均化了的平均值(或者所有像素的炎症强度的累计值),同时,生成计算出的炎症评价值的显示数据(显示数据例:评分:○○)。

[0078] [图2的S19(色彩表图像上的显示色的决定)]

[0079] 在本实施方式中,能够以与炎症强度对应的显示色显示将拍摄图像进行了马赛克化的色彩表图像。为了能够显示色彩表图像,将使炎症强度的值和规定的显示色对应得到的表存储于评分电路220E的规定的存储区域。在本表中,例如以值5刻度对应不同的显示色。示例而言,在炎症强度的值为0~5的范围对应黄色,该值每增加5,按照色相环中颜色的排列顺序对应不同的显示色,该值在250~255的范围对应红色。

[0080] 在本处理步骤S19中,通过映射电路220F,将当前帧的各像素的、色彩表图像上的显示色基于上述表决定为与通过处理步骤S17(标准化处理)而获得的炎症强度的值对应的颜色。

[0081] [图2的S20(色彩表图像数据的生成)]

[0082] 在本处理步骤S20中,通过映射电路220F,将当前帧的各像素的颜色数据转换成通过处理步骤S19(色彩表图像上的显示色的决定)所决定的显示色的数据,生成由以经转换的显示色显示的像素构成的色彩表图像数据。

[0083] [图2的S21(叠加处理)]

[0084] 在本处理步骤S21中,通过输出电路220C,以将从处理电路220B输入的基于普通的彩色图像数据的普通的彩色图像、和通过处理步骤S20(色彩表图像数据的生成)而生成的基于色彩表图像数据的色彩表图像叠加的比例作为系数,将前者的图像数据(普通的彩色图像数据)和后者的图像数据(色彩表图像数据)相加。

[0085] 此外,系数的设定可以通过用户操作适宜设定变更。例如,在要浓地显示普通的彩色图像的情况下,将色彩表图像数据的系数设定得高,在要浓地显示色彩表图像的情况下,将色彩表图像数据的系数设定得高。

[0086] [图2的S22(结束判定)]

[0087] 在本处理步骤S22中,判定电子内窥镜系统1的动作模式是否被切换为有别于特殊模式的另一模式。在判定为未切换为另一模式的情况下(S22:否),图2的特殊图像生成处理返回到处理步骤S11(当前帧的像素数据的输入)。另一方面,在判定为切换为另一模式的情况下(S22:是),图2的特殊图像生成处理结束。

[0088] [画面显示例]

[0089] 输出电路220C基于通过图2的处理步骤S21(叠加处理)进行了加法处理的图像数据,生成普通的彩色图像和色彩表图像的叠加图像的显示数据,同时,进行遮蔽监视器300的显示画面的周边区域(图像显示区域的周围)的遮蔽处理,进而,生成在通过遮蔽处理而生成的遮蔽区域重叠有炎症评价值的、监视器显示用的画面数据。输出电路220C将所生成的监视器显示用的画面数据转换成规定的视频格式信号,输出到监视器300。

[0090] 图5表示特殊模式时的画面显示例。如图5所例示,在监视器300的显示画面上,在中央区域显示体腔内的拍摄图像(将普通图像和色彩表图像叠加显示的叠加图像),同时,显示图像显示区域的周围被遮蔽的画面。另外,在遮蔽区域显示炎症评价值(评分)。

[0091] 此外,特殊模式时的拍摄图像的显示方式不限于将普通的彩色图像和色彩表图像叠加显示的方式。例如,可举出将普通的彩色图像和色彩表图像在一画面内排列显示、或者仅显示色彩表图像的显示方式。在前者的情况下,可以将普通的彩色图像和色彩表图像这两方以同一尺寸显示,也可以将普通的彩色图像和色彩表图像的一方作为主图像显示并同时另一方作为比主图像小的子图像显示。

[0092] 这样,根据本实施方式,不进行色调增强处理等非线性的计算处理或复杂的颜色空间转换处理等而仅进行简单的计算处理,即可求出炎症评价值(在此为与拍摄部位的血红蛋白色素的增减存在相关性的值)。即,炎症评价值的计算所需的硬件资源被大幅抑制。另外,因为炎症评价值实质上不会因对体腔内的拍摄图像的明亮度造成影响的拍摄条件(例如照射光的照射程度等)而变动,所以操作者对于炎症能够作出更加客观且正确的判断。

[0093] [校准模式时的动作]

[0094] 接着,对校准模式时的电子内窥镜系统1的动作进行说明。图6表示在校准模式时执行的校准处理的流程。另外,图7表示辅助图6的校准处理的说明的图。图6的校准处理例如在工厂发货时执行,在将电子内窥镜系统1的动作模式切换为校准模式的时间点开始。

[0095] 此外,在执行校准处理之前,进行作业者进行的准备作业。具体而言,作业者使用灰卡等调整电子内窥镜系统1的白平衡。

[0096] 作业者在白平衡的调整结束时,将电子内窥镜系统1置于校准用夹具,同时,在与处理器200连接的终端(PC)上启动校准用软件。

[0097] 作业者接着进行电子镜100进行的拍摄图像的亮度调整。示例性地,作业者以使拍摄亮度调整用的被摄体时的拍摄图像的亮度值纳入目标亮度值的方式手动调整光圈212的开度。此外,拍摄图像的亮度值能够在校准用软件上确认。

[0098] 作业者在拍摄图像的亮度调整结束时,将第一指标置于校准用夹具,由此,在电子镜100的像角内固定配置第一指标。在此,第一指标是对于规定的疾患而言具有症状级别最高时的生物体组织的颜色即第一颜色的指标。在本实施方式中,第一指标是涂布有与RG平

面内的血红蛋白变化轴AX1上的规定点(后述的第一目标点 P_{T1})对应的颜色的板状部件。

[0099] [图6的S31(第一指标的拍摄)]

[0100] 在本处理步骤S31中,根据作业者的操作输入,由电子镜100拍摄第一指标(涂布有第一颜色的面),将该拍摄图像数据(RAW形式或YUV形式等)输入PC。

[0101] [图6的S32(第二指标的拍摄)]

[0102] 作业者代替第一指标而将第二指标置于校准用夹具,由此在电子镜100的像角内固定配置第二指标。在此,第二指标是对于规定的疾患而言具有健康时的生物体组织的颜色即第二颜色的指标。在本实施方式中,第二指标是涂布有与RG平面内的粘膜变化轴AX2上的规定点(后述的第二目标点 P_{T2})对应的颜色的板状部件。

[0103] 在本处理步骤S32中,根据作业者进行的操作输入,由电子镜100拍摄第二指标(涂布有第二颜色的面),将该拍摄图像数据(RAW形式或YUV形式等)输入PC。作业者通过使用校准用夹具,能够在同一条件下拍摄第一指标和第二指标。通过执行处理步骤S31(第一指标的拍摄)以及本处理步骤S32,取得拍摄图像数据,该拍摄图像数据通过拍摄关于规定的疾患的指标而得到。

[0104] [图6的S33(第一实拍摄数据点 P_{D1} 的计算)]

[0105] 按照作业者进行的操作输入或者指定张数(在此为两张)的拍摄后,自动地开始执行本处理步骤S33。

[0106] 在本处理步骤S33中,利用校准用软件,根据在处理步骤S31(第一指标的拍摄)中拍摄到的第一指标的拍摄图像数据,作为第一指标的实测值算出第一实拍摄数据点 P_{D1} 。示例性地,将第一指标的图像内的中央区域的像素(例如 200×200 像素)的平均值作为第一实拍摄数据点 P_{D1} 进行计算。

[0107] [图6的S34(第二实拍摄数据点 P_{D2} 的计算)]

[0108] 在本处理步骤S34中,利用校准用软件,根据在处理步骤S32(第二指标的拍摄)中拍摄到的第二指标的拍摄图像数据,作为第二指标的实测值算出第二实拍摄数据点 P_{D2} 。示例性地,与第一实拍摄数据点相同,将第二指标的图像内的中央区域的像素(例如 200×200 像素)的平均值作为第二实拍摄数据点 P_{D2} 进行计算。

[0109] [图6的S35(实拍摄数据点向RG平面的配置)]

[0110] 在本处理步骤S35中,利用校准用软件,如图7所示,将第一实拍摄数据点 P_{D1} 以及第二实拍摄数据点 P_{D2} 配置于与此处的对象疾患(胃炎等)进行了关联的RG平面。通过执行本处理步骤S35,将各实拍摄数据点根据其颜色成分配置在与规定的疾患进行了关联的固定的颜色空间。

[0111] [图6的S36(修正矩阵系数的计算)]

[0112] 如图7所示,在血红蛋白变化轴AX1上设定与第一实拍摄数据点 P_{D1} 对应的第一目标点 P_{T1} ,在粘膜变化轴AX2上设定与第二实拍摄数据点 P_{D2} 对应的第二目标点 P_{T2} 。第一目标点 P_{T1} 与第一指标具有的第一颜色对应,第二目标点 P_{T2} 与第二指标具有的第二颜色对应。

[0113] 在本处理步骤S36中,利用校准用软件,使用最小二乘法等算出将第一实拍摄数据点 P_{D1} 和第一目标点 P_{T1} 的距离(第一距离 Δ_1)、与第二实拍摄数据点 P_{D2} 和第二目标点 P_{T2} 的距离(第二距离 Δ_2)的合计值设为最小的修正矩阵系数。通过执行本处理步骤S36,基于颜色空间内的实拍摄数据点和规定的目标点的距离,算出修正构成电子内窥镜的拍摄图像的各

像素的值的修正值。

[0114] 另外,修正矩阵系数也可以使用下式算出。

[0115] • 修正矩阵系数的计算例

$$[0116] \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} REF_{11} & REF_{12} \\ REF_{21} & REF_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} MEA_{11} & MEA_{12} \\ MEA_{21} & MEA_{22} \end{pmatrix}^{-1}$$

[0117] $M_{11} \sim M_{22}$:修正矩阵系数

[0118] REF_{11} 、 REF_{21} :第一目标点 P_{T1}

[0119] REF_{12} 、 REF_{22} :第二目标点 P_{T2}

[0120] MEA_{11} 、 MEA_{21} :第一实拍摄数据点 P_{D1}

[0121] MEA_{12} 、 MEA_{22} :第二实拍摄数据点 P_{D2}

[0122] 上述式如下所示,通过将在测量值(实拍摄数据点)上乘上修正矩阵而修正为修正目标(目标点)的式子变形而导出。

$$[0123] \begin{pmatrix} REF_{11} & REF_{12} \\ REF_{21} & REF_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} MEA_{11} & MEA_{12} \\ MEA_{21} & MEA_{22} \end{pmatrix}$$

$$[0124] \begin{pmatrix} REF_{11} & REF_{12} \\ REF_{21} & REF_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} MEA_{11} & MEA_{12} \\ MEA_{21} & MEA_{22} \end{pmatrix}^{-1} = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} MEA_{11} & MEA_{12} \\ MEA_{21} & MEA_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} MEA_{11} & MEA_{12} \\ MEA_{21} & MEA_{22} \end{pmatrix}^{-1}$$

$$[0125] \begin{pmatrix} REF_{11} & REF_{12} \\ REF_{21} & REF_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} MEA_{11} & MEA_{12} \\ MEA_{21} & MEA_{22} \end{pmatrix}^{-1} = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix}$$

[0126] [图6的S37(修正矩阵系数的保存)]

[0127] 在本处理步骤S37中,将在处理步骤S36(修正矩阵系数的计算)中算出的修正矩阵系数保存(存储)于处理器200的修正电路220D。由此,图6所示的校准处理结束。

[0128] 通过对各电子内窥镜系统执行校准处理,获得通过各电子内窥镜系统拍摄与对象疾患(胃炎等)关联的第一指标或第二指标时大致相同的值(无论哪一电子内窥镜系统都近似于第一目标点 P_{T1} 或第二目标点 P_{T2} 的值),因此,最终计算的炎症评价价值也成为大致相等的值。因此,判断出在通过各电子内窥镜系统实际拍摄对象疾患(胃炎等)的情况下,也能够抑制炎症评价价值的偏差。

[0129] 即,根据本实施方式,通过限定修正对象(具体而言,以与对象疾患关联的特定的颜色为修正对象),良好地除去用于对象疾患的评价价值计算的颜色数据中残存的误差(主要是电子镜100的光学零件的个体差所致的偏差)。由此,评价价值的计算精度提高。

[0130] 另外,本实施方式的电子内窥镜系统实现本技术领域中的如下效果以及课题的解决。

[0131] 第一,本实施方式的电子内窥镜系统是成为用于早期发现炎症性疾患的诊断辅助的系统。

[0132] 第二,根据本实施方式的结构,能够以操作者能够发现难以辨识的轻度炎症的方式将炎症程度进行画面显示、或者增强产生炎症的区域的图像。特别是,由于轻度炎症与正常部的判别较难,所以关于轻度炎症的评价,由本实施方式的结构实现的效果变得显著。

[0133] 第三,根据本实施方式的结构,能够为操作者提供客观的评价价值作为炎症度的评价,因此,能够降低操作者间的诊断差。特别是,对于经验少的操作者,能够提供本实施方式

的结构实现的客观的评价值的优点大。

[0134] 第四,根据本实施方式的结构,通过减轻图像处理的负荷,能够将炎症部作为图像实时显示。因此,能够提高诊断精度。

[0135] 第五,根据本实施方式的结构,因为减轻了评价值计算的处理负荷,所以能够没有滞后地将色彩表图像(表示炎症度的图像)和普通图像一并或合成显示。因此,能够在不伴随检查时间的延长的前提下显示色彩表图像,进而能够避免患者负担增加。

[0136] 本实施方式的观察的对象部位例如是呼吸器官等、消化器官等。呼吸器官等例如是肺、耳鼻咽喉。消化器官等例如是大肠、小肠、胃、十二指肠、子宫等。本实施方式的电子内窥镜系统被认为在观察对象是大肠的情况下,效果变得更显著。这具体而言取决于以下的理由。

[0137] 大肠有能够以炎症为基准进行评价的病,发现发炎的部位的优点与其它器官相比较较大。特别是,作为以溃疡性大肠炎为代表的炎症性肠疾患(IBD)的指标,本实施方式的炎症评价值是有效的。溃疡性大肠炎因为未建立治疗方法,所以通过使用本实施方式的结构电子内窥镜系统而早期发现并抑制进展的效果非常大。

[0138] 大肠是与胃等相比细长的器官,获得的图像存在进深,越深越暗。根据本实施方式的结构,能够抑制起因于图像内的明亮度的变化的评价值的变动。因此,如果将本实施方式的电子内窥镜系统适用于大肠的观察,则本实施方式实现的效果变得显著。即,本实施方式的电子内窥镜系统优选为呼吸器官用电子内窥镜系统或者消化器官用电子内窥镜系统,更优选为大肠用电子内窥镜系统。

[0139] 另外,轻度的炎症通常难以诊断,但根据本实施方式的结构,例如通过在画面上显示评价了炎症度的结果,能够避免操作者漏过轻度炎症。特别是,关于轻度的炎症,因为其判断基准不清晰,所以成为增大操作者间的个人差的主要因素。关于这一点,根据本实施方式的结构,能够为操作者提供客观的评价值,能够减轻个人差所致的诊断的偏差。

[0140] 此外,本实施方式的上述结构不仅适用于炎症度的计算,而且还能够适用于癌症、息肉等其它的伴有颜色变化的各种病变的评价值的计算,在这些情况下,也能够实现与上述同样的有利的效果。即,本实施方式的评价值优选为伴随颜色变化的病变的评价值,包含炎症度、癌症、息肉的至少任意一个的评价值。

[0141] 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限于上述说明的实施方式,在本发明的技术思想的范围内可以进行各种变形。例如,将说明书中示例性明示的实施方式等或显而易见的实施方式等适宜组合的内容也包含在本申请的实施方式中。

[0142] 在上述实施方式中,作为第一指标,作业者选择具有第一颜色(对于规定的疾患而言症状级别最高时的生物体组织的颜色)的指标,作为第二指标,作业者选择具有第二颜色(对于规定的疾患而言为健康时的生物体组织的颜色)的指标。因此,在上述的实施方式中,在颜色空间内越是接近第一颜色或第二颜色(即修正对象)的颜色,越以高的精度进行校准。换言之,在颜色空间内,越是远离修正对象的颜色(例如水色那种炎症中没有的颜色),校准的精度越低。

[0143] 因此,对于置于校准用夹具的指标,作业者可以选择与要使用电子内窥镜系统1以特别高的精度进行评分的症状级别对应的指标。例如,在要以高的精度对轻度炎症进行评分的情况下,操作者可以选择具有产生了轻度的炎症时的生物体组织的颜色的指标作为第

一指标。

[0144] 此外,越是将指标细分化准备,操作者越难以从其中选择适当的指标。因此,系统控制器202在经由连接的周边设备(键盘等)接收作业者指定症状级别的操作时,能够将与所指定的症状级别对应的指标显示于监视器300的显示画面上或通过声音再生进行通知(即,对用户发出警报)。由此,操作者能够从多个指标中可靠地选择适当的指标。

[0145] 另外,在上述的实施方式中,使用各像素中包含的R成分和G成分(RG的二维颜色空间)来计算炎症评价值,但在其它实施方式中,通过代替RG的二维颜色空间而使用RB的二维颜色空间或HSI、HSV、Lab等三维颜色空间,也能够计算与各颜色空间对应的、有关有别于上述实施方式的对象疾患(胃萎缩或大肠肿瘤等)的评价值。该情况下,使用与上述实施方式不同的指标以及目标点来算出修正矩阵系数。

[0146] 在处理器200的修正电路220D中也可以保存与各种对象疾患对应的多种修正矩阵系数。通过根据诊断对象的疾患切换修正矩阵系数,在各对象疾患中进行稳定的(个体差所致的偏差少的)评价值计算。

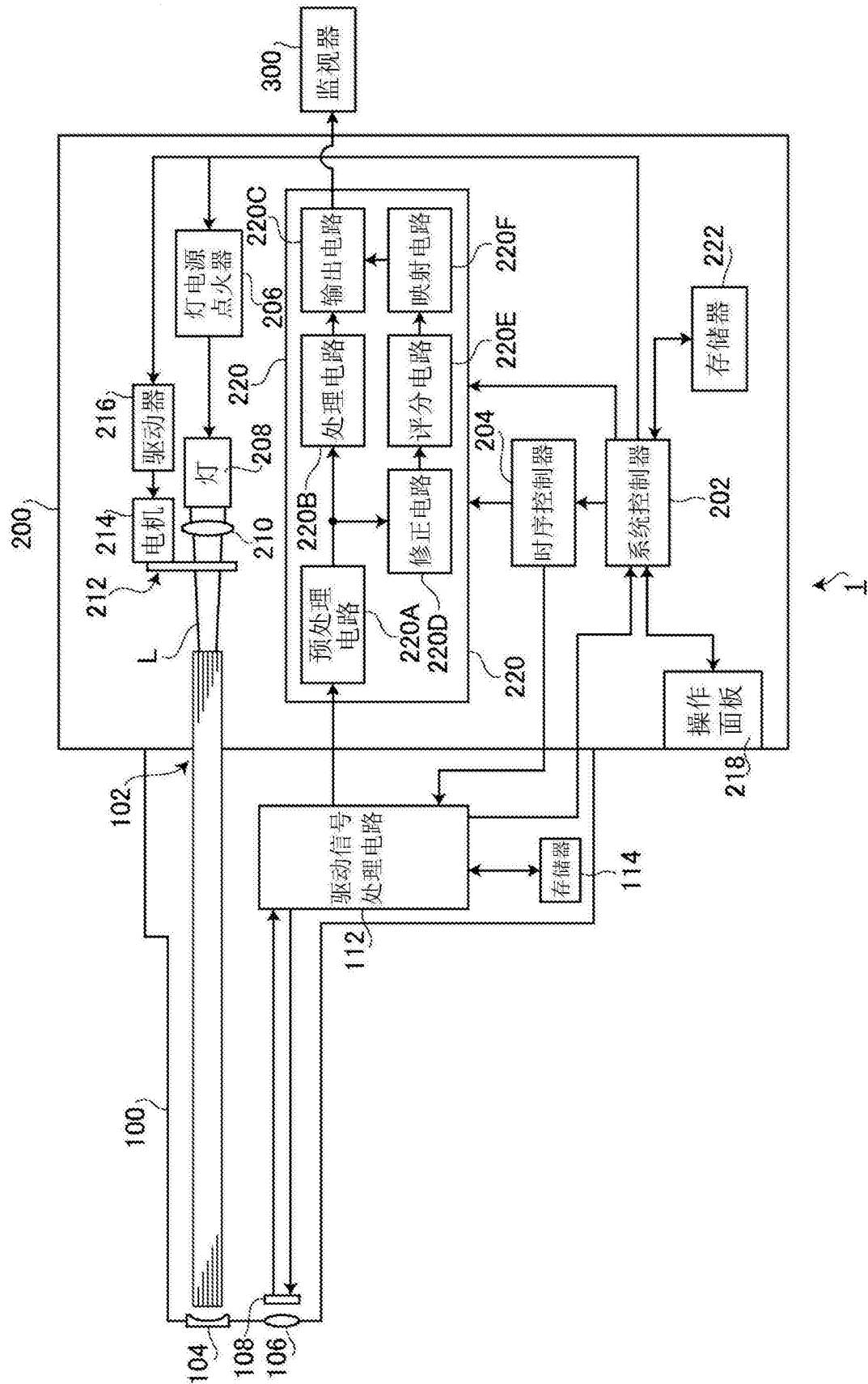


图 1

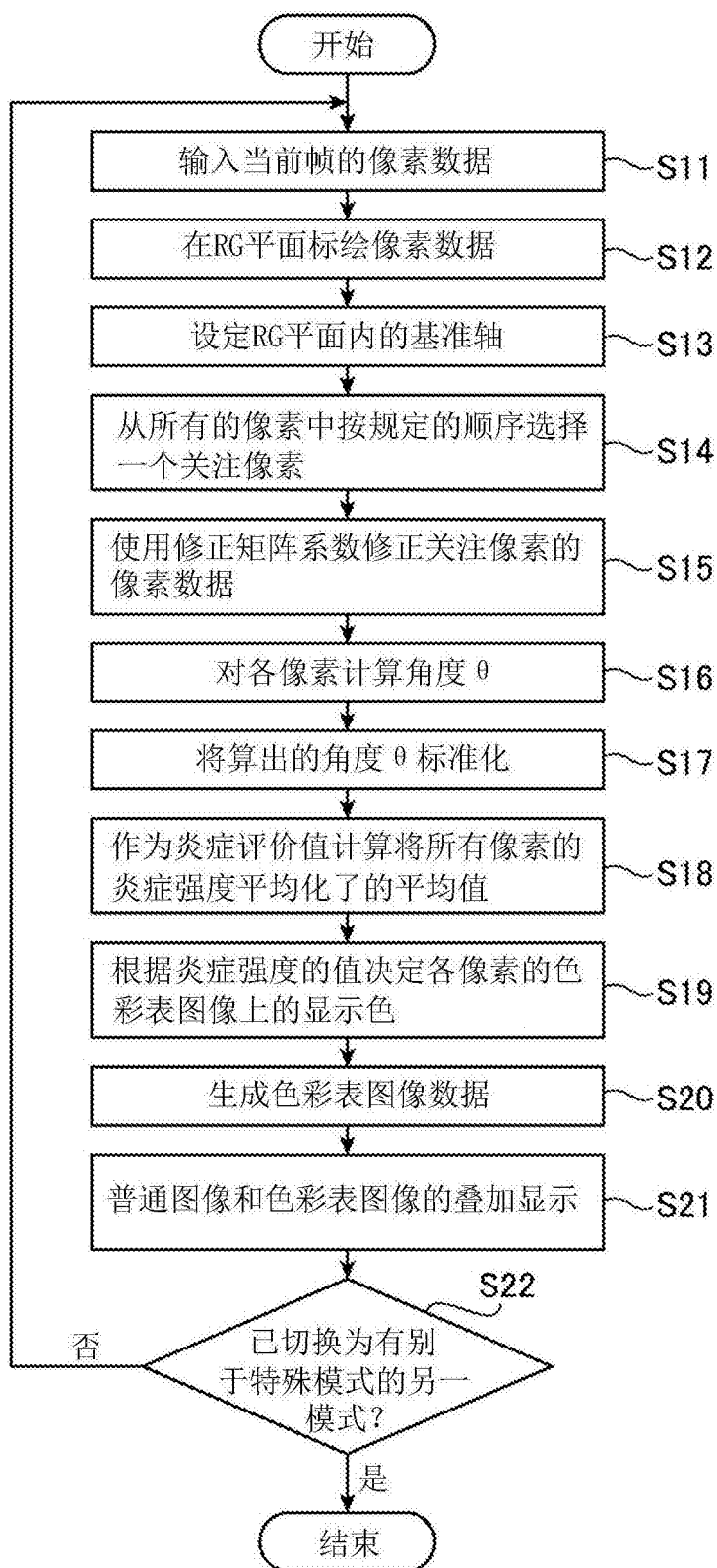


图2

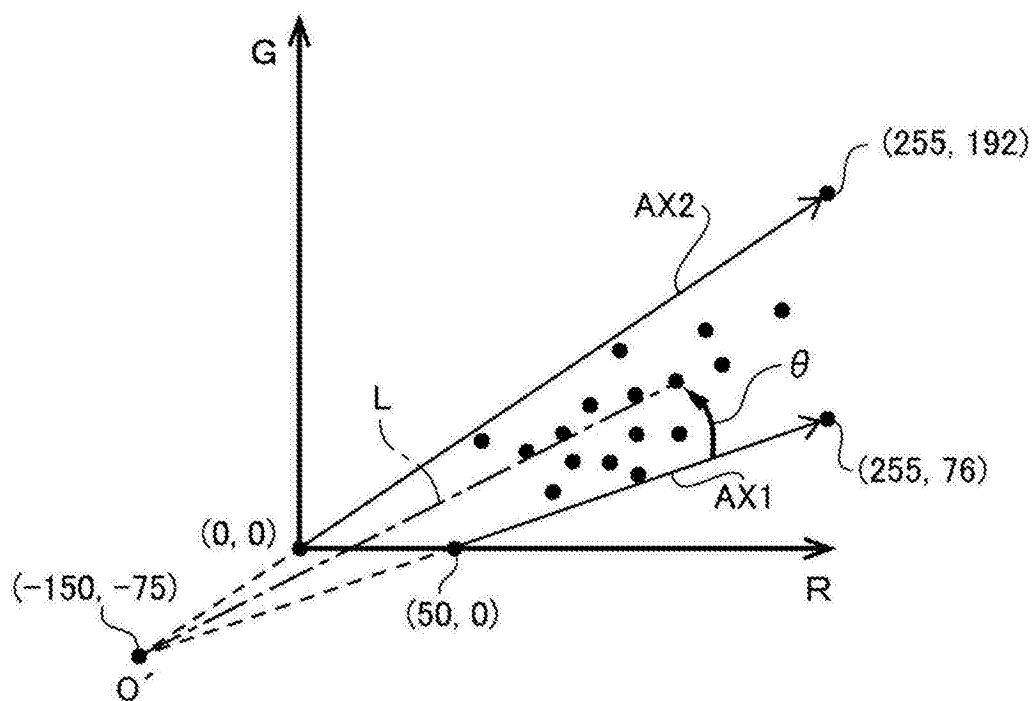


图3

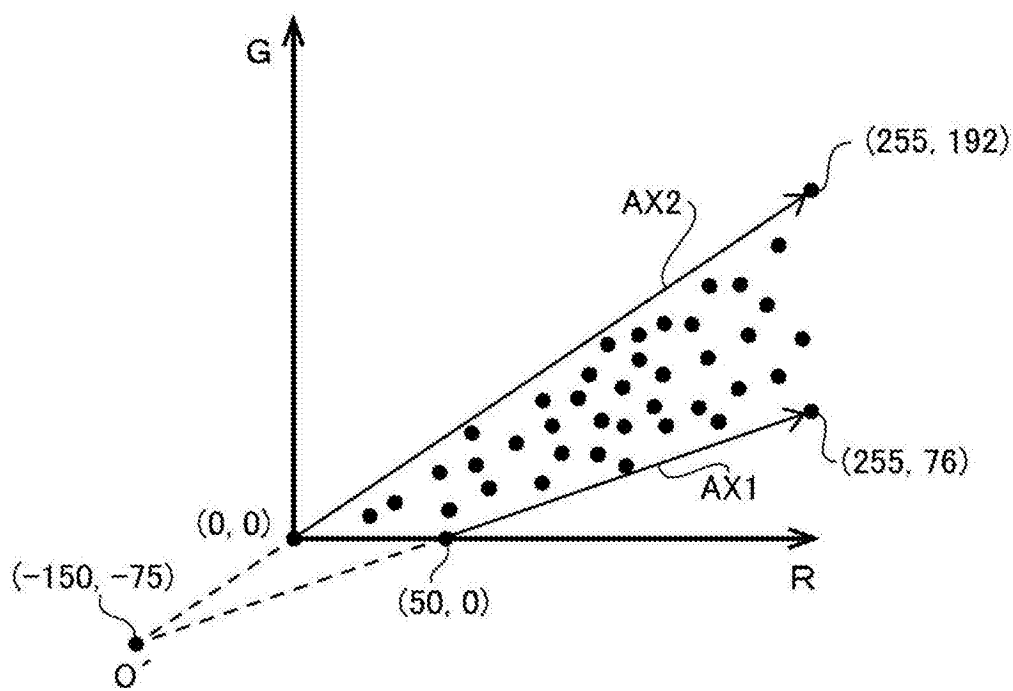


图4

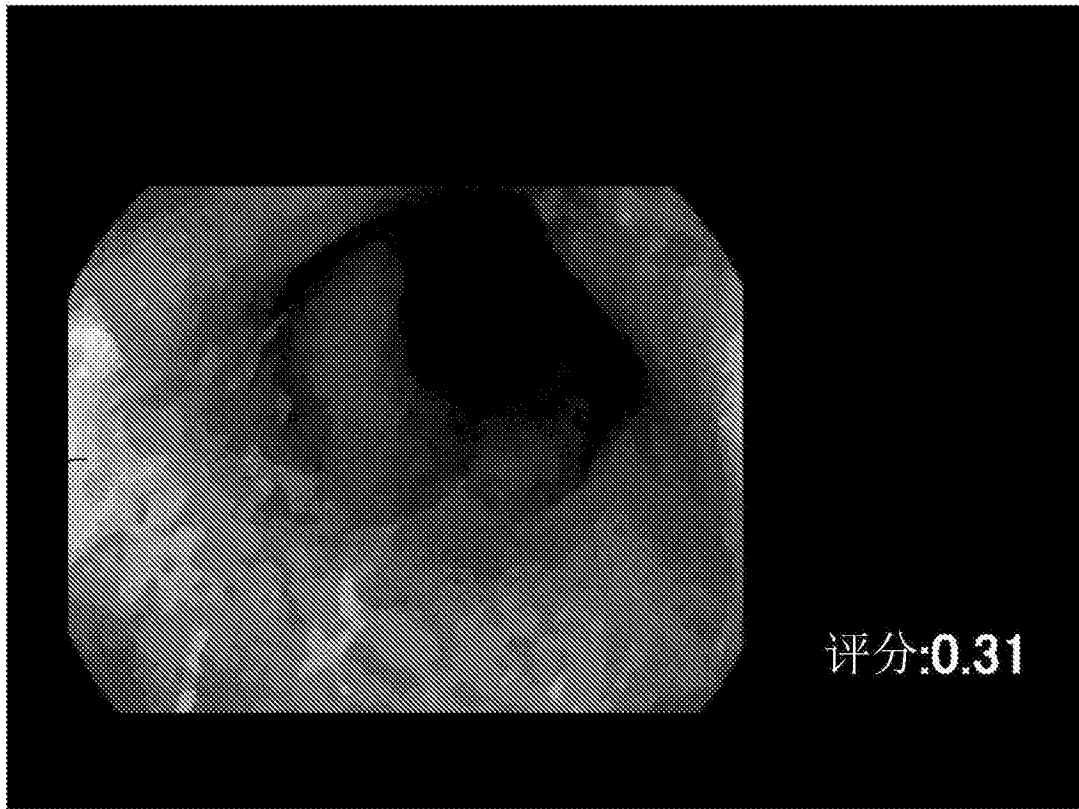


图5

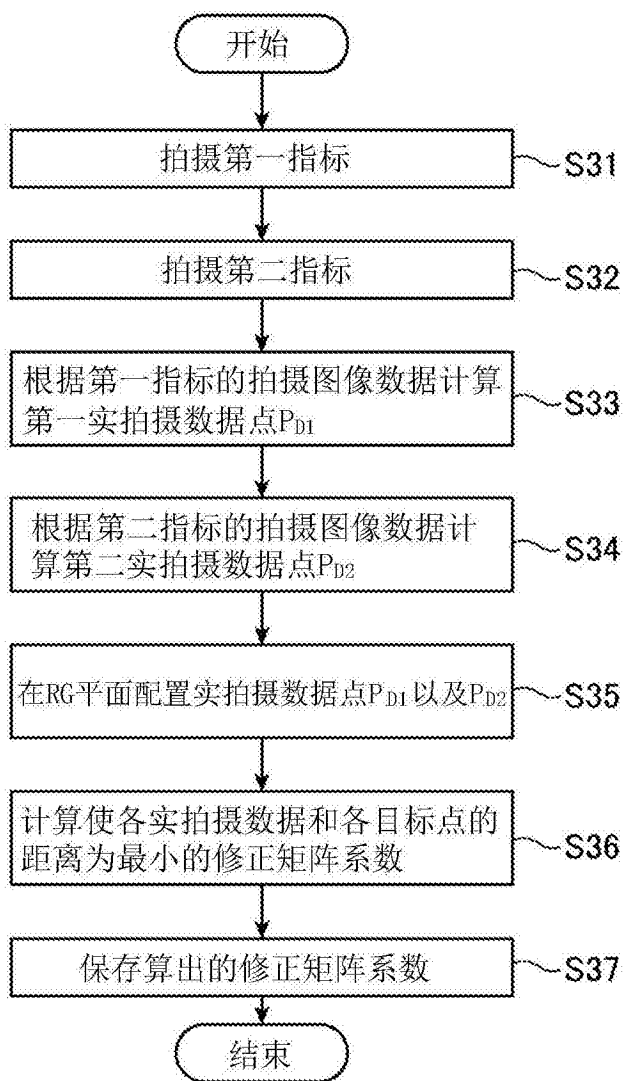


图6

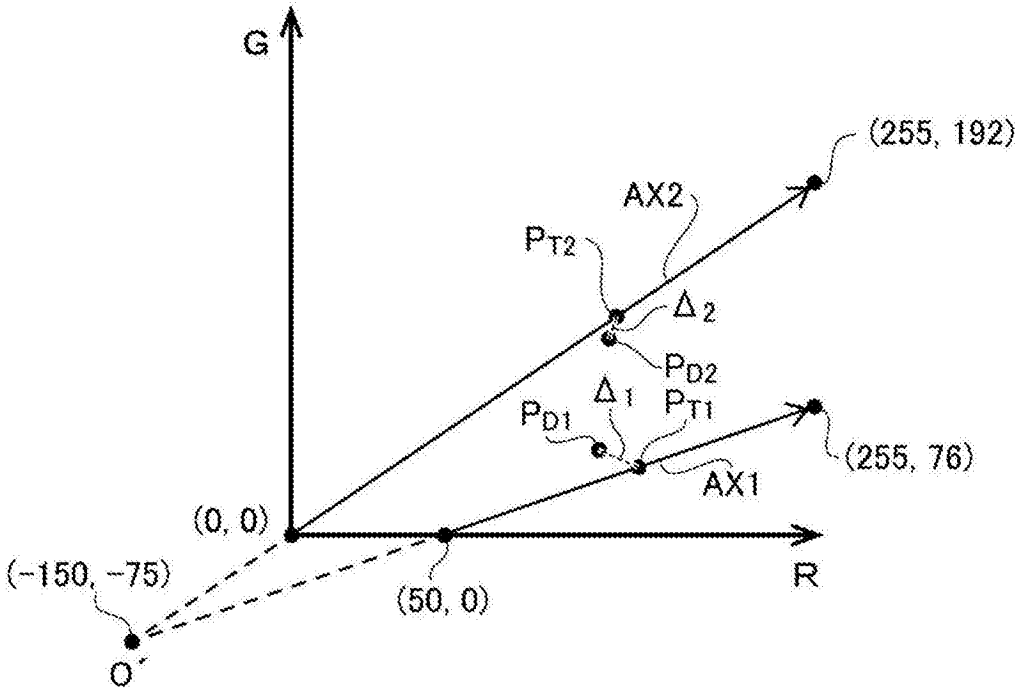


图7

专利名称(译)	修正数据生成方法以及修正数据生成装置		
公开(公告)号	CN107529957A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201780000889.5	申请日	2017-02-03
[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	池本洋祐 水口直志 小师敦 橘俊雄 人形洋一 太田纪子		
发明人	池本洋祐 水口直志 小师敦 橘俊雄 人形洋一 太田纪子		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/05 A61B1/0669 A61B1/07 A61B1/00055 A61B5/1032 A61B5/14546 A61B5/1459 A61B5/4842 A61B5/7203 G06T3/4015 H04N1/6005		
代理人(译)	程伟		
优先权	2016040599 2016-03-03 JP		
其他公开文献	CN107529957B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种修正数据生成方法，包含：取得步骤，取得拍摄图像数据，该拍摄图像数据通过拍摄关于规定的疾患的指标而得到；配置步骤，将与所取得的拍摄图像数据对应的实际的拍摄的数据点根据其颜色成分配置在与规定的疾患进行了关联的规定的颜色空间；计算步骤，基于规定的颜色空间内的数据点和规定的目标点的距离，算出将构成电子内窥镜的拍摄图像的各像素的值进行修正的修正值；存储步骤，存储所算出的修正值。

