



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072509 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201680002634.8

(22)申请日 2016.09.30

(30)优先权数据

2015-192431 2015.09.30 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/079024 2016.09.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/057680 JA 2017.04.06

(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 牧野贵雄

(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 1/04(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

G06T 1/00(2006.01)

H04N 7/18(2006.01)

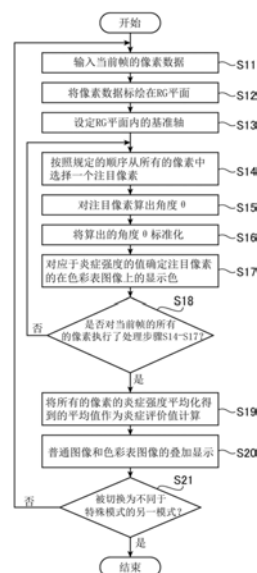
权利要求书2页 说明书13页 附图4页

(54)发明名称

内窥镜系统以及评价值计算装置

(57)摘要

本发明提供一种内窥镜系统以及评价值计算装置,其中,所述内窥镜系统被构成为具备:光源装置,朝向被摄体照射照明光;图像取得部,通过拍摄元件拍摄来自被摄体的反射光,取得包含至少三种以上的色彩成分的彩色图像;评价部,在由至少三种以上的色彩成分中的至少两种色彩成分定义的色彩平面内,基于连结色彩平面内设定的规定的基准点以及构成由图像取得部取得的彩色图像的各像素的色彩平面内的像素对应点的线段和与对象疾病具有相关性的基准轴所形成的角度,求得各像素的与所述对象疾病有关的评价结果;基准轴以穿过规定的基准点的方式设定。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

光源装置,朝向被摄体照射照明光;

图像取得部,通过拍摄元件拍摄来自所述被摄体的反射光,取得包含至少三种以上的色彩成分的彩色图像;

评价部,在由所述至少三种以上的色彩成分中的至少两种色彩成分定义的色彩平面内,基于连结所述色彩平面内设定的规定的基准点以及构成由所述图像取得部取得的彩色图像的各像素的所述色彩平面内的像素对应点的线段和与所述对象疾病具有相关性的基准轴所形成的角度,求得所述各像素的与所述对象疾病有关的评价结果;

所述基准轴以穿过所述规定的基准点的方式设定。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述基准轴为所述色彩平面内与重症度为规定值以下的所述对象疾病具有相关性的轴以及与重症度为规定值以上的所述对象疾病具有相关性的轴的至少一方。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述基准轴至少包括第一轴和第二轴,所述第一轴在所述色彩平面内与所述对象疾病中重症度为规定以上的高重症度疾病具有相关性,所述第二轴在所述色彩平面内与重症度低于所述高重症度疾病并且重症度为规定以下的低重症度疾病具有相关性,

所述评价部基于所述第一轴以及第二轴的至少一方和所述线段所形成的角度求得所述评价结果。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述基准点为所述第一轴和所述第二轴的交点。

5. 根据权利要求3或4所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述评价部以当所述线段和所述第一轴所形成的角度为零时取最大值并且所述线段和所述第一轴所形成的角度与所述第一轴和所述第二轴之间的角度相等时取最小值的方式,将所述线段和所述第一轴所形成的角度标准化,并且基于经标准化的对应于各像素的角度求得与所述对象疾病有关的评价结果。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

进一步具备显示部,所述显示部将所述评价结果与由所述图像取得部取得的普通图像重叠显示。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述评价结果为关于炎症的重症度的评价结果。

8. 根据权利要求3至5、引用权利要求3的权利要求6、引用权利要求3的权利要求7中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一轴为与血红蛋白色素相关性高的轴。

9. 根据权利要求3至5、引用权利要求3的权利要求6、引用权利要求3的权利要求7、权利要求8中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第二轴为与体腔内的粘膜的颜色相关性高的轴。

10. 根据权利要求1至6中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

进一步具备显示部,所述显示部将所述评价结果与由所述图像取得部取得的普通图像重叠显示,

所述评价部分别求得与多个对象疾病有关的评价结果，
所述色彩平面、所述基准点和所述基准轴对所述多个对象疾病的每一个进行设定，
所述显示部将所述多个评价结果能够识别地与所述普通图像重叠显示。

11. 一种评价值计算装置，其特征在于，具备：

配置单元，将与构成具有R(红)、G(绿)、B(蓝)的各色彩成分的彩色图像的各像素对应的像素对应点按照其色彩成分配置在包括R成分的轴即第一轴和与该第一轴正交的G成分或者B成分的轴即第二轴的平面内；

角度算出单元，在所述平面内设定与重症度最高的病变部相关性高的第三轴，对于各像素，算出连结位于该第三轴上的规定的基准点和所述像素对应点的线段和该第三轴所形成的角度；

评价值计算单元，基于算出的与各像素对应的角度，计算对于所述彩色图像的规定的评价值。

12. 根据权利要求11所述的评价值计算装置，其特征在于，

所述角度算出单元在所述平面内设定与重症度最低的病变部相关性高的第四轴，将该第四轴和所述第三轴的交点作为所述基准点，算出与所述各像素对应的角度。

13. 根据权利要求12所述的评价值计算装置，其特征在于，

所述第三轴为与血红蛋白色素相关性高的轴，

所述第四轴为与体腔内的粘膜的颜色相关性高的轴。

内窥镜系统以及评价价值计算装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种计算规定的评价值的内窥镜系统以及评价价值计算装置。

背景技术

[0002] 一般而言,病变部会显示出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性能的提升,手术者已经能够有把握地诊断出颜色上与正常组织存在细微不同的病变部。然而,手术者为了能够基于内窥镜的拍摄图像上的颜色的细微差别而正确并且有把握地从正常组织中诊断出病变部,需要在熟练技术人员的指导下接受长期的训练。并且,即使对于熟练的手术者来说,也不能轻易地基于颜色上的细微差别而有把握地诊断出病变部,要求谨慎的作业。

[0003] 因此,例如在日本特开2014-18332号公报(以下,记为“专利文献1”)中记载有一种装置,为了辅助手术者进行病变部的诊断,对拍摄图像上显示的病变部进行评分。具体而言,在专利文献1所记载的装置中,对构成内窥镜的拍摄图像的各像素,进行对于像素值赋予非线性的增益的色调增强处理,扩大被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,将由RGB三原色定义的RGB空间的经色调增强的像素数据转换于HSI色彩空间、HSV色彩空间等规定的色彩空间,取得色相和饱和度的信息,基于所取得的色相和饱和度的信息来判定是否为病变部的像素,并且基于被判定的像素的数量来计算评价价值(病变指数)。

发明内容

[0004] 但是,由于色调增强处理等非线性的计算处理和色彩空间的转换处理负荷重,因此,存在为了执行处理而需要多量的硬件资源这样的问题。另外,也存在如下问题:进行色调增强处理的结果是,拍摄图像的评价价值取决于对图像的明亮度产生影响的拍摄条件(例如照射光的照射情况等)而产生变动。

[0005] 本发明是鉴于上述的问题而完成的,其目的在于提供一种内窥镜系统以及评价价值计算装置,能够抑制由于图像的明亮度而导致的评价价值的变动,同时,能够抑制评价价值计算的处理负荷。

[0006] 由本发明的一实施方式提供的内窥镜系统,具备:光源装置,朝向被摄体照射照明光;图像取得部,通过拍摄元件拍摄来自被摄体的反射光,取得包含至少三种以上的色彩成分的彩色图像;评价部,在由至少三种以上的色彩成分中的至少两种色彩成分定义的色彩平面内,基于连结色彩平面内设定的规定的基准点以及构成由图像取得部取得的彩色图像的各像素的色彩平面内的像素对应点的线段和与对象疾病具有相关性的基准轴所形成的角度,求得各像素的与对象疾病有关的评价结果;基准轴以穿过规定的基准点的方式设定。

[0007] 根据上述构成,能够抑制由于图像的明亮度所导致的评价价值的变动,同时,能够抑制评价价值计算的处理负荷。

[0008] 基准轴为在色彩平面内与重症度为规定值以下的对象疾病具有相关性的轴以及

与重症度为规定值以上的对象疾病具有相关性的轴的至少一方。

[0009] 基准轴可以至少包括第一轴和第二轴,所述第一轴在色彩平面内与对象疾病中重症度为规定以上的高重度症疾病具有相关性,所述第二轴在色彩平面内与重症度低于高重度疾病并且重症度为规定以下的低重度症疾病具有相关性。在这种情况下,评价部基于第一轴以及第二轴的至少一方和上述线段所形成的角度求得评价结果。

[0010] 作为一例,基准点可以为第一轴和第二轴的交点。

[0011] 评价部可以上述线段和第一轴所形成的角度为零时取最大值并且上述线段和第一轴所形成的角度与第一轴和第二轴之间的角度相等时取最小值的方式,将上述线段和第一轴所形成的角度标准化,并且基于经标准化的对应于各像素的角度求得与对象疾病有关的评价结果。

[0012] 内窥镜系统还可以进一步具备显示部,所述显示部将评价结果与由图像取得部取得的普通图像重叠显示。

[0013] 作为一例,评价结果可以是关于炎症的重症度的评价结果。

[0014] 作为一例,第一轴可以是与体腔内的其他的构成物质相比较与血红蛋白色素相关性高的轴。

[0015] 作为一例,第二轴可以是与体腔内的其他的构成物质相比较与体腔内的粘膜的颜色相关性高的轴。

[0016] 内窥镜系统可以进一步具备显示部,所述显示部将所述评价结果与由图像取得部取得的普通图像重叠显示。在这种情况下,评价部分别求得与多个对象疾病有关的评价结果,色彩平面、基准点和基准轴对多个对象疾病的每个进行设定。另外,在这种情况下,显示部将多个评价结果能够识别地与普通图像重叠显示。

[0017] 色彩成分可以除去色相以及饱和度。换言之,色彩成分也可以不包括色相以及饱和度和。

[0018] 本发明的一实施方式所涉及的评价值计算装置具备:配置单元,将与构成具有R(红)、G(绿)、B(蓝)的各色彩成分的彩色图像的各像素对应的像素对应点按照其色彩成分配置在包括R成分的轴即第一轴和与该第一轴正交的G成分或者B成分的轴即第二轴的平面内;角度算出单元,在平面内设定与重症度最高的病变部相关性高的第三轴,对于各像素,算出连结位于该第三轴上的规定的基准点和像素对应点的线段和该第三轴所形成的角度;评价值计算单元,基于算出的与各像素对应的角度,计算对于彩色图像的规定的评价值。

[0019] 另外,在本发明的一实施方式中,也可以为如下构成:角度算出单元在平面内设定与重症度最低的病变部相关性高的第四轴,将该第四轴和第三轴的交点作为基准点,算出与各像素对应的角度。

[0020] 另外,在本发明的一实施方式中,可以为如下构成:评价值计算单元以当通过角度算出单元算出的角度为零时取最大值并且当该角度与第三轴和第四轴之间的角度相等时取最小值的方式,将通过该角度算出单元算出的角度标准化,并且基于经标准化的对应于各像素的角度计算对于彩色图像的规定的评价值。

[0021] 另外,在本发明的一实施方式中,第三轴为例如与体腔内的其他的构成物质相比较血红蛋白色素相关性高的值。

[0022] 另外,在本发明的一实施方式中,第四轴为例如与体腔内的其他的构成物质相比

较与粘膜的颜色相关性高的轴。

[0023] 另外,在本发明的一实施方式中,规定的评价值为例如将体腔内的异常部数值化表示的值。

[0024] 另外,本发明的一实施方式所涉及的评价值计算装置可以为组装于电子内窥镜系统的构成。

[0025] 另外,本发明的一实施方式所涉及的评价值计算装置具备:配置单元,将与构成具有R、G、B的各色彩成分的彩色图像的各像素对应的像素对应点按照其色彩成分配置在包括R成分的轴即第一轴和与该第一轴正交的G成分或者B成分的轴即第二轴的平面内;角度算出单元,在平面内设定与重症度最低的病变部相关性高的第三轴,对于各像素,算出连结位于该第三轴上的规定的基准点和像素对应点的线段和该第三轴所形成的角度;评价值计算单元,基于算出的与各像素对应的角度,计算对于彩色图像的规定的评价值。

[0026] 根据本发明的一实施方式,提供一种内窥镜系统以及评价值计算装置,能够抑制由于图像的明亮度所导致的评价中的变动,同时,能够抑制评价值计算的处理负荷。

附图说明

[0027] 图1为示出本发明的一实施方式所涉及的内窥镜系统的构成的框图。

[0028] 图2为示出利用本发明的一实施方式所涉及的处理器的特殊图像处理电路进行的特殊图像生成处理的流程的图。

[0029] 图3为示出在发明的一实施方式中标绘有像素对应点的RG平面的图。

[0030] 图4为对RG平面内设定的基准轴进行说明的图。

[0031] 图5为示出在本发明的一实施方式中当特殊模式时监视器的显示画面上显示的显示画面例子的图。

[0032] 符号说明

[0033] 1 电子内窥镜系统

[0034] 100 电子镜

[0035] 102 LCB

[0036] 104 配光透镜

[0037] 106 物镜

[0038] 108 固体拍摄元件

[0039] 112 驱动器信号处理电路

[0040] 114 存储器

[0041] 200 处理器

[0042] 202 系统控制器

[0043] 204 时序控制器

[0044] 206 灯电源点火器

[0045] 208 灯

[0046] 210 聚光透镜

[0047] 212 光圈

[0048] 214 电机

- [0049] 216 驱动器
- [0050] 218 操作面板
- [0051] 220 前级信号处理电路
- [0052] 222 存储器
- [0053] 230 特殊图像处理电路
- [0054] 240 后级信号处理电路。

具体实施方式

[0055] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。另外,在以下的说明中,作为本发明的一实施方式,以电子内窥镜系统为例进行说明。

[0056] [电子内窥镜系统1的构成]

[0057] 图1为示出本发明的一实施方式所涉及的电子内窥镜系统1的构成的框图。如图1所示,电子内窥镜系统1为专门用于医疗的系统,包括电子镜100、处理器200以及监视器300。电子镜100具有插入部,插入部具有前端部以及弯曲部。在插入部内延设有LCB(光导纤维束,Light Carrying Bundle)102,另外,在前端部配置有配光透镜104、物镜106、固体拍摄元件108等。监视器300为本实施方式的电子内窥镜系统所具备的显示部的一例。此外,以下列举图1所示的电子内窥镜系统进行了说明,但是本发明的电子内窥镜系统并不限于图1所示的电子内窥镜系统。另外,以下列举了炎症作为求得评价值的对象疾病进行说明,但是,对象疾病并不限于炎症,只要是能够通过色彩成分进行评价的疾病,都能够应用本发明。

[0058] 处理器200具备系统控制器202和时序控制器204。系统控制器202执行存储在存储器222中的各种程序,并且统一控制电子内窥镜系统1整体。另外,系统控制器202连接于操作面板218。系统控制器202根据从操作面板218输入的来自手术者的指示而变更电子内窥镜系统1的各动作以及用于各动作的参数。在手术者的输入指示中存在例如电子内窥镜系统1的动作模式的切换指示。在本实施方式中,作为动作模式,有普通模式和特殊模式。时序控制器204将调整各部分的动作的时刻的时钟脉冲输出至电子内窥镜系统1内的各电路。

[0059] 电子内窥镜系统1具备光源装置。作为光源装置,例如能够应用灯208、半导体发光元件等,但是其种类并无特别限定。图1所示的灯208在利用灯电源点火器206开始动作后射出白色光L。灯208例如为氙灯、卤素灯、汞灯、金属卤化物灯等高亮度灯。从灯208射出的白色光L被聚光透镜210聚光并且经由光圈212被限制为适当的光量。此外,灯208可以调换为LD(激光二极管,Laser Diode)或者LED(发光二极管,Light Emitting Diode)等半导体发光元件。此外,关于半导体发光元件,与其他的光源相比较,由于具有低消耗电力、发热量小等特征,因此,具有能够抑制消耗电力和发热量并且取得明亮的图像的优点。能够取得明亮的图像与提高后述的炎症评价值的精度相关。半导体发光元件并不限于内置于处理器200,也可以内置于电子镜100。作为一例,半导体发光元件可以位于电子镜100的前端部内。

[0060] 电机214经由省略图示的臂部或者齿轮等传递机构而机械连接于光圈212。电机214为例如DC电机,在驱动器216的驱动控制下进行驱动。就光圈212而言,为了使显示在监视器300的显示画面的影像为适当的亮度,通过电机214进行动作而改变开度。从灯208照射的白色光L的光量根据光圈212的开度而被限制。适当的影像的明亮度的基准根据手术者对

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公知的电路,在本说明书中省略其说明。

[0061] 通过光圈212的白色光L汇聚在LCB(光导纤维束,Light Carrying Bundle)102的入射端面并射入LCB102内。从入射端面入射至LCB102内的白色光L在LCB102内传播。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。来自被白色光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的受光面上形成光学图像。

[0062] 固体拍摄元件108为例如具有拜耳型像素配置的单板式彩色CCD(电荷耦合装置,Charge Coupled Device)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图像作为对应于光量的电荷进行蓄积,生成R(Red,红色)、G(Green,绿色)、B(Blue,蓝色)的图像信号并输出。以下,将由固体拍摄元件108依次输出的各像素(各像素地址)的图像信号记为“像素信号”。此外,固体拍摄元件108并不限于CCD图像传感器,也可以调换为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拍摄装置。固定拍摄元件108可以搭载原色系(RGB)滤光器,或者也可以搭载补色系滤光器。作为补色系滤光器的一例,可举出CMY(青色、品红色、黄色、绿色)滤光器。

[0063] 原色系(RGB)滤光器与补色系滤光器相比较,显色性好。因此,如果将由搭载原色系滤光器的拍摄元件拍摄的RGB图像信号用于算出评价价值的话,则能够提高评价精度。另外,通过使用原色系滤光器,在后述的评价价值计算的处理中无需进行信号的转换。因此,能够抑制评价价值计算的处理负荷。

[0064] 在电子镜100的连接部内具备驱动器信号处理电路112。以帧周期通过固体拍摄元件108向驱动器信号处理电路112输入被白色光L照射的生物体组织的像素信号。驱动器信号处理电路112将由固体拍摄元件108输入的像素信号向处理器200的前级信号处理电路220输出。此外,在以后的说明中,“帧”也可以调换为“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。

[0065] 驱动器信号处理电路112还访问存储器114并读取电子镜100的固有信息。存储器114中所记录的电子镜100的固有信息包括例如固体拍摄器件108的像素数或敏感度、可操作的帧速率、型号等。驱动器信号处理电路112将从存储器114读出的固有信息输出至系统控制器202。

[0066] 系统控制器202基于电子镜100的固有信息进行各种运算,并生成控制信号。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和时序,从而进行适合与处理器200连接的电子镜的处理。

[0067] 时序控制器204根据系统控制器202的时序控制向驱动器信号处理电路112供应时钟脉冲。驱动器信号处理电路112根据从时序控制器204供应的时钟脉冲,按照与在处理器200侧所处理的影像的帧速率同步的时序来驱动控制固体拍摄元件108。

[0068] [普通模式时的动作]

[0069] 对普通模式时的处理器200进行的信号处理动作进行说明。

[0070] 前级信号处理电路220对以帧周期通过驱动器信号处理电路112输入的R、G、B的各像素信号实施去马赛克处理。具体而言,对R的各像素信号实施利用G、B的周边像素的插值处理,对G的各像素信号实施利用R、B的周边像素的插值处理,对B的各像素信号实施利用R、

G的周边像素的插值处理。由此,仅具有一个色彩成分的信息的像素信号全部被转换为具有R、G、B三个色彩成分的信息的像素数据。此外,在本实施方式中,对于去马赛克后的像素数据,R、G、B的每个色彩成分具有8位(0~255)的信息。

[0071] 前级信号处理电路220对去马赛克处理后的像素数据实施矩阵运算、白平衡调整处理、灰度矫正处理等规定的信号处理,并向特殊图像处理电路230输出。

[0072] 特殊图像处理电路230将通过前级信号处理电路220输入的像素数据向后级信号处理电路240直通输出。

[0073] 后级信号处理电路240对通过特殊图像处理电路230输入的像素数据实施规定的信号处理,从而生成监视器显示用的画面数据,并且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。被转换的视频格式信号被输出至监视器300。由此,生物体组织的彩色图像显示在监视器300的显示画面上。此外,所谓的上述生物体组织的彩色图像为普通图像。另外,生物体组织的彩色图像至少包含三种以上的色彩成分。

[0074] 通过固体拍摄元件108拍摄被摄体并且取得被摄体的彩色图像的上述动作通过图像取得部进行。

[0075] [特殊模式时的动作]

[0076] 接着,对特殊模式时的处理器200进行的信号处理动作进行说明。

[0077] 在本实施方式中,在由生物体组织的彩色图像所包含的色彩成分中的至少两种色彩成分定义的色彩平面内,基于连结色彩平面内设定的规定的基准点以及构成通过图像取得部取得的彩色图像的各像素的色彩平面内的像素对应点的线段和与对象疾病具有相关性的基准轴所形成的角度,求得各像素的与对象疾病有关的评价结果。以下,列举R成分和G成分作为定义色彩平面的色彩成分,并且列举与炎症疾病具有相关性的轴作为基准轴进行说明,但是本发明并不限于该实施方式。

[0078] 前级信号处理电路220对以帧周期通过驱动器信号处理电路112输入的像素信号实施去马赛克处理、矩阵运算、白平衡调整处理、灰度矫正处理等规定的信号处理,并向特殊图像处理电路230输出。

[0079] [特殊图像生成处理]

[0080] 图2为示出利用特殊图像处理电路230进行的特殊图像生成处理的流程的例子。在图2的特殊图像生成处理中,在电子内窥镜系统1的动作模式切换为特殊模式的时刻开始。

[0081] [图2的S11(当前帧的像素数据的输入)]

[0082] 在本处理步骤S11中,通过前级信号处理电路220输入当前帧的各像素的像素数据。

[0083] [图2的S12(向RG平面的标绘)]

[0084] 在图3中示出由彼此正交的R轴和G轴定义的RG平面(更详细而言,由R轴、G轴两个轴规定的RG平面内的区划)。此外,R轴为R成分(R的像素值)的轴,G轴为G成分(G的像素值)的轴。在本处理步骤S12中,将由RGB三原色定义的RGB空间的各像素的像素数据(三维数据)转换为RG的二维数据,如图3所示,对应R、G的像素值而标绘(正投影)在RG平面内。以下,为了便于说明,将标绘在RG平面内的像素数据的点记为“像素对应点”。此外,在图3中,为了便于使附图明了化,未示出所有的像素的像素对应点,而仅示出一部分的像素的像素对应点。

[0085] 这样,在本处理步骤S12中,将色彩空间的像素数据(三维数据)正投影在色彩平面

上,从对应于该像素数据的色彩空间内的点朝向色彩平面的垂线的点为像素对应点(二维数据)。

[0086] [图2的S13(基准轴的设定)]

[0087] 在本处理步骤S13中,设定计算炎症强度所需的RG平面内的基准轴。图4中示出辅助基准轴的说明的图。

[0088] 在成为拍摄对象的患者的体腔内,由于血红蛋白色素等的影响,R成分相对于其他的成分(G成分以及B成分)是支配性的,典型特点是,炎症越强,红色(R成分)相对于其他的颜色(G成分以及B成分)就越深。但是,对于体腔内的拍摄图像,根据影响明亮度的拍摄条件(例如白色光L的照射情况),颜色产生变化。举例说明,白色光L没有照射到的阴影部分变黑(无彩色,例如R、G、B为零或者为接近零的值),白色光L强烈照射并进行正反射的部分变白(无彩色,例如R、G、B为255或者为接近255的值)。也就是说,即使在拍摄产生炎症的相同的异常部位的情况下,白色光L照射的越强,该异常部位图像的像素值越大。因此,根据白色光L的照射情况,有时像素值会取得与炎症的强度不相关的值。

[0089] 通常来说,未产生炎症的体腔内的正常部位被足够的粘膜覆盖。与之相对,产生炎症的体腔内的异常部位未被足够的粘膜覆盖。在病变部等异常部位,炎症越强则粘膜越薄。粘膜基本上为白色调,颜色略偏黄,显示在图像上的颜色(黄色的颜色)因其浓淡(粘膜的厚度)而产生变化。因此,认为粘膜的浓淡也是评价炎症的强度的指标之一。

[0090] 因此,在本处理步骤S13中,如图4所示,例如在RG平面内,将穿过(50,0)以及(255,76)的直线设定为基准轴之一,同时,将穿过(0,0)以及(255,192)的直线设定为基准轴之一。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”。也可以将所述血红蛋白变化轴AX1以及粘膜变化轴AX2的设定数据预先存储于存储器222等存储介质。另外,作为基准轴穿过的点,列举了(50,0)以及(255,76)、(0,0)以及(255,192),但是并不限于此。上述点能够适当变更。

[0091] 图4所示的标绘是本发明人对体腔内的多个样本图像进行分析得到的结果。用于分析的样本图像中包括重症度最高的炎症图像例和重症度最低的炎症图像例(实际上被视为正常部位的图像例)等各阶段的炎症图像例。此外,在图4的例中,为了便于使附图明了化,得到的分析结果的标绘仅示出一部分。实际所得到分析结果的标绘远远多于图4所示的标绘的数量。

[0092] 如上所述,炎症越强的异常部位,R成分相对于其他的成分(G成分以及B成分)越强。因此,将分布有标绘的区域和未分布标绘的区域的边界线并且与G轴相比接近R轴的边界线上的轴,即在图4的例子中穿过(50,0)以及(255,76)的边界线上的轴,设定为与炎症的重症度最高的病变部(重症度最高的炎症(异常)部分)相关性高的轴。该轴为血红蛋白变化轴AX1。在血红蛋白变化轴AX1上,重叠有与在各种拍摄条件(例如白色光L的照射情况)下拍摄的重症度最高的炎症部位相对应的标绘。

[0093] 另一方面,越接近正常部位,G成分(或者B成分)相对于R成分越强。因此,将分布有标绘的区域和未分布的区域的边界线并且与R轴相比接近G轴的边界线上的轴,即在图4的例子中穿过(0,0)以及(255,192)的边界线上的轴,设定为与重症度最低的病变部(重症度最低的炎症(异常)部位即实际上被视为正常部位的部位)相关性高的轴。该轴为粘膜变化轴AX2。在粘膜变化轴AX2上,重叠有与在各种拍摄条件(例如白色光L的照射情况)下拍摄的

重症度最低的炎症部位相对应的标绘。

[0094] 补足说明,重症度最高的炎症部位有时伴有出血。另一方面,重症度最低的炎症部位由于为实际正常部位,因此被足够的粘膜覆盖。因此,当图4所示的RG平面内的标绘分布在被与血液(血红蛋白色素)相关性最高的轴和与粘膜的颜色相关性最高的轴所夹的区域内时能够捕捉。因此,分布有标绘的区域和未分布标绘的区域的边界线中接近R轴(R成分强的)一方的边界线相当于表示重症度最高的炎症部位的轴(血红蛋白变化轴AX1),接近G轴(G成分强的)一方的边界线相当于表示重症度最低的炎症部位的轴(粘膜变化轴AX2)。

[0095] 此外,在上述内容中,举出了设定表示重症度最高的炎症部位的轴和表示重症度最低的炎症部位的轴作为基准轴的例子进行说明,但是本发明并不限于该方式。

[0096] 基准轴只要是至少与成为评价对象的炎症具有相关性的轴即可。例如,可以将色彩平面内与表示炎症的重症度为规定值以下的部位的像素具有相关性的轴和与表示炎症的重症度为规定值以上的部位的像素具有相关性的轴中的至少一方设定为基准轴。

[0097] 另外,在使炎症的重症度为规定值以上的部位为高重症度炎症,并且使炎症的重症度为规定值以下且重症度低于高重症度炎症的部位为低重症度炎症的情况下,可以将基准轴设定为表示高重症度炎症的部位的轴和表示低重症度炎症的部位的轴。

[0098] 另外,在设定多个基准轴的情况下,优选的是,该多个基准轴彼此之间所形成的角小于定义色彩平面的色彩成分所示的轴彼此之间所形成的角。基准轴彼此之间所形成的角越小,分辨率越高,从而能够得到精度高的评价结果。基准轴彼此之间所形成的角优选为不到90度,更优选为60度以下。

[0099] [图2的S14(注目像素的选择)]

[0100] 在本处理步骤S14中,按照规定的顺序从所有的像素中选择一个注目像素。

[0101] [图2的S15(角度的算出)]

[0102] 在本处理步骤S15中,算出用于对在处理步骤S14(注目像素的选择)中选择的注目像素计算炎症强度的角度。具体而言,在本处理步骤S15中,算出连结血红蛋白变化轴AX1与粘膜变化轴AX2的交点(基准点)O'和注目像素的像素对应点的线段L和血红蛋白变化轴AX1所形成的角度 θ (参照图3)。此外,基准点O'位于坐标(-150,-75)。

[0103] 另外,虽然列举了将基准点O'设为坐标(-150,-75),但是并不限于此。上述基准点O'能够适当变更。

[0104] 作为基准点,合适的坐标位置为例如能够减小明亮度的变动所导致的评价结果的误差的位置。具体而言,优选的是,通过预先求得使在暗部(亮度不到规定值)的评价结果和在非暗部(亮度在规定的规定值以上)的评价结果的误差为最小的点来设定基准点。

[0105] 另外,例如,当将基准点O'设定在坐标(-10,-10)至(10,10)之间时,与将坐标(-150,-75)等设定为基准点O'的情况相比较,像素对应点产生变化的情况下的角度 θ 的变化量变大,因此,分辨率提高,从而能够得到精度高的评价结果。

[0106] 另一方面,通过将基准点O'设定在坐标(-50,-50)至(-200,-200)之间,能够减小通过评价部求得的评价结果的干扰的影响。

[0107] [图2的S16(标准化处理)]

[0108] 当体腔内的拍摄图像的明亮度根据白色光L的照射情况产生变化时,虽然拍摄图像的颜色存在个人差异、拍摄部位、炎症的状态等的影响,但在RG平面内,基本上,在重症度

最高的炎症部位,沿着血红蛋白变化轴AX1上变化,在重症度最低的炎症部位,沿着粘膜变化轴AX2上变化。另外,能够推定中间的重症度的炎症部位的拍摄图像的颜色也以相同的倾向产生变化。也就是说,当对应于炎症部位的像素对应点根据白色光L的照射情况变化时,在以基准点0'为起点的方位角方向上产生位移。换言之,当对应于炎症部位的像素对应点根据白色光L的照射情况变化时,在角度 θ 保持固定的情况下移动,与基准点0'的距离改变。这意味着角度 θ 是实际上不受拍摄图像的明亮度的变化影响的参数。

[0109] 角度 θ 越小,R成分相对于G成分越强,表示炎症部位的重症度高。另外,角度 θ 越大,G成分相对于R成分越强,表示炎症部位的重症度低。因此,在本处理步骤S16中对角度 θ 进行标准化,以使得角度 θ 为零时值为255,角度 θ 为 θ_{MAX} 时值为零。此外, θ_{MAX} 与血红蛋白变化轴AX1和粘膜变化轴AX2所形成的角度相等。由此,对于注目像素,得到在0~255的范围内的炎症强度(8位的信息)。

[0110] [图2的S17(色彩表图像上的显示色的确定)]

[0111] 在本实施方式中,能够通过对应于炎症强度的显示色来显示将拍摄图像马赛克化得到的色彩表图像。为了能够显示色彩表图像,将炎症强度的值和规定的显示色对应得到的表被存储于存储器222等的存储区域。在本表中,例如,以值5刻度对应不同的显示色。举例说明,在炎症强度的值为0~5的范围内对应黄色,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的范围内对应红色。

[0112] 在本处理步骤S17中,在处理步骤S14(注目像素的选择)中选择的注目像素的、在色彩表图像上的显示色基于上述表被确定为对应于在处理步骤S16(标准化处理)中得到的注目像素的炎症强度的值的颜色。

[0113] [图2的S18(对全像素的处理的执行完成判定)]

[0114] 在本处理步骤S18中,判定是否对当前帧的所有的像素执行了处理步骤S14~S17。

[0115] 在残留未执行处理步骤S14~S17的像素的情况下(S18:否),图2的特殊图像生成处理为了对下一个注目像素执行处理步骤S14~S17而返回到处理步骤S14(注目像素的选择)。

[0116] [图2的S19(炎症评价值的计算)]

[0117] 在判定为于处理步骤S18(对全像素的处理的执行完成判定)中对当前帧的所有的像素执行了处理步骤S14~S17的情况下(S18:是),执行本处理步骤S19。在本处理步骤S19中,将当前帧的所有的像素的炎症强度平均化得到的平均值作为拍摄图像整体的炎症评价计算,生成计算出的炎症评价值的显示数据(显示数据例:评分:○○)。求得作为对象疾病的评价结果的上述的炎症评价值的动作通过评价部进行。

[0118] [图2的S20(叠加处理)]

[0119] 在本处理步骤S20中,将基于由前级信号处理电路220输入的像素数据(即,具有RGB三个色彩成分的像素数据)的普通图像、和基于在处理步骤S17(色彩表图像上的显示色的确定)中确定为规定的显示色的像素数据的色彩表图像叠加的比例作为系数,将前者的像素数据(普通的像素数据)和后者的像素数据(色彩表用的像素数据)相加。系数的设定能够通过用户操作进行适当设定变更。在想要较浓地显示普通图像的情况下,较高地设定普通的像素数据的系数,在想要较浓地显示色彩表图像的情况下,较高地设定色彩表用的像素数据的系数。

[0120] [图2的S21(结束判定)]

[0121] 在本处理步骤S21中,判定电子内窥镜系统1的动作模式是否被切换为不同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(S21: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(S21:是),图2的特殊图像生成处理结束。

[0122] [画面显示例]

[0123] 后级信号处理电路240基于在图2的处理步骤S20(叠加处理)中进行加法处理得到的像素数据,在生成普通图像和色彩表图像的叠加图像的显示数据的同时进行将监视器300的显示画面的周边区域(图像显示区域的周围)掩蔽的掩蔽处理,进一步,在通过掩蔽处理生成的掩蔽区域生成重叠了炎症评价值的、监视器显示用的画面数据。后级信号处理电路240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,并向监视器300输出。

[0124] 图5中示出特殊模式时的画面显示例。如图5例示,在监视器300的显示画面中,在其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掩蔽的画面。另外,在掩蔽区域显示炎症评价值(评分)。

[0125] 这样,根据本实施方式,无需进行色调增强处理等非线性的计算处理和复杂的色彩空间转换处理等而仅进行单纯的计算处理,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)。也就是说,大幅度地抑制了炎症评价值的计算所需的硬件资源。另外,由于炎症评价值并未因影响体腔内的拍摄图像的明亮度的拍摄条件(例如照射光的照射情况等)而产生实质上的变动,因此,手术者对炎症能够更加客观地做出正确的判断。

[0126] 另外,本实施方式所涉及的电子内窥镜系统带来该技术领域中的如下效果以及问题的解决。

[0127] 第一,本实施方式所涉及的电子内窥镜系统为用于早期发现炎症性疾病的诊断辅助。

[0128] 第二,根据本实施方式的构成,能够画面显示炎症程度或者增强发生炎症的区域的图像,以使得手术者能够发现难以肉眼识别的轻度炎症。特别地,由于轻度炎症与正常部的判别较难,因此,关于轻度炎症的评价,本实施方式的构成所带来的效果显著。

[0129] 第三,根据本实施方式的构成,作为炎症度的评价能够为手术者提供客观的评价值,因此,能够降低手术者之间的诊断差。特别地,对于经验尚浅的手术者,根据本实施方式的构成能够提供客观的评价值的优势较大。

[0130] 第四,根据本实施方式的构成,通过减轻图像处理的负荷,能够将炎症部作为图像而实时显示。因此,能够提高诊断精度。

[0131] 第五,根据本实施方式的构成,与上述的背景技术相比较,减轻了评价值计算的处理负荷,因此,能够没有延迟地排列或者合成显示色彩表图像(示出炎症度的图像)和普通图像。因此,能够在不延长检查时间的情况下显示色彩表图像,进而,能够避免增加患者负担。

[0132] 本实施方式中的观察的对象部位为例如呼吸器官等、消化器官等。呼吸器官等为例如肺、耳鼻咽喉。消化器官等为例如大肠、小肠、胃、十二指肠、子宫等。考虑在观察对象为

大肠的情况下,本实施方式所涉及的电子内窥镜系统的效果更加显著。关于这一点,具体而言有如下理由。

[0133] 大肠存在能够将炎症作为基准进行评价的病,发现发炎部位的优势与其他的器官相比较更大。特别地,作为以溃疡性大肠炎为代表的炎症性肠疾病(IBD)的指标,根据本实施方式的炎症评价值是有效的。由于溃疡性大肠炎并未确立治疗法,因此,通过本实施方式的构成的电子内窥镜系统的使用而早期发现并抑制其发展的效果非常大。

[0134] 大肠与胃等相比为细长的器官,所得到的图像有纵深,并且越深越暗。根据本实施方式的构成,能够控制因图像内的明亮度的变化而导致的评价值的变动。因此,当将本实施方式所涉及的电子内窥镜系统应用于大肠的观察时,根据本实施方式的效果显著。也就是说,本实施方式所涉及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,更加优选为大肠用电子内窥镜系统。

[0135] 另外,虽然轻度的炎症通常难以诊断,但是根据本实施方式的构成,例如,通过将评价了炎症度的结果显示在画面上,能够避免手术者漏诊轻度炎症。特别地,关于轻度的炎症,由于其判断基准并不明了,因此,成为加大手术者之间的个人差异的主要原因。关于这一点,根据本实施方式的构成,由于能够为手术者提供客观的评价值,因此,能够降低因个人差异而导致的诊断的偏差。

[0136] 此外,本实施方式的上述构成不仅适用于炎症度,也能够适用于癌症、息肉等其他伴有颜色变化的各种病变的评价值的算出,在上述情况下,也能够带来与上述同样的有利的效果。即,优选的是本实施方式的评价值为伴有颜色变化的病变的评价值,包含炎症度、癌症、息肉的至少任一个的评价值。

[0137] 以上为本发明的例示性的实施方式的说明。本发明的实施方式并不限于上述所说明的方式,在本发明的技术思想的范围内能够进行各种各样的变形。例如,将说明书中例示性明示的实施方式等或者显而易见的实施方式等进行适当组合而得到的内容也包含在本发明的实施方式中。

[0138] 在上述的实施方式中,使用各像素所包括的R成分和G成分来计算炎症评价值,而在另一实施方式中,代替R成分和G成分而使用R成分和B成分,也能够计算有别于上述的实施方式的与被检对象有关的评价值。此外,在这种情况下,例如样本图像的标绘的分布与图4所示的例子不同,因此,在图2的处理步骤S13(基准轴的设定)中设定的基准轴也与上述的实施方式不同。

[0139] 在上述的实施方式中,使用R、G、B的原色成分算出炎症等的评价值,然而本发明的用于评价值算出的构成并不限于R、G、B的原色成分的使用。也可以使用例如C、M、Y、G(青色、品红色、黄色、绿色)的补色系成分代替R、G、B原色成分,并且通过与上述的实施方式同样的手法算出炎症等的评价值。

[0140] 在上述的实施方式中,将RGB色彩空间的像素数据转换为RG平面像素数据,使用经转换的像素数据所包括的R成分和G成分计算炎症评价值,然而在另一实施方式中,代替RGB色彩空间,通过使用将CIE 1976L*a*b色彩空间、CIE LCh色彩空间、CIE 1976L*u*v*色彩空间、HSB色彩空间、sRGB色彩空间、CMK色彩空间、CMYK色彩空间、CMYG色彩空间等其他色彩空间(由 n ($n \geq 3$)种色彩成分定义的色彩空间)的像素数据转换成比其层次低的色彩空间(由 m ($n > m \geq 2$)种色彩成分定义的色彩空间)的像素数据得到的成分,能够计算对应于各个

色彩空间的、有别于上述的实施方式的与对象疾病(胃的萎缩或大肠肿瘤等)有关的评价值。

[0141] 此外,优选的是,基准轴根据使用的色彩空间、色彩平面、成为评价对象的疾病的种类等而选择设定适当的轴。另外,也可以将基准轴设定为穿过色彩平面的(0,0)的轴。由此,具有能够使安装简单化的效果。

[0142] 在上述的实施方式中,将包括灯电源点火器206、灯208、聚光透镜210、光圈212、电机214等的光源部与处理器一体地设置,但是光源部也可以作为与处理器分开的装置设置。

[0143] 如上述的实施方式中所说明,可以使用CMOS图像传感器来代替CCD图像传感器作为固体拍摄元件108。通常,CMOS图像传感器与CCD图像传感器相比较,存在图像整体地变暗的倾向。因此,根据上述的实施方式的构成的、能够抑制由于图像的明亮度而导致的评价值的变动这样的有利的效果,在使用CMOS图像传感器作为固体拍摄元件的状况下表现的更加显著。

[0144] 优选的是,为了高精度地进行诊断而得到高精度的图像。因此,在进一步提高诊断的精度观点中,图像的分辨率优选为100万像素以上,更加优选为200万像素,进一步优选为800万像素以上。图像的分辨率越高,用于对全像素进行上述的评价值计算的处理负荷越重。但是,根据上述的实施方式的构成,由于能够抑制评价值计算的处理负荷,因此,在处理高精度的图像的状况下,利用本实施方式的构成的有利的效果显著地表现出来。

[0145] 在上述的实施方式中的特殊图像生成处理中,将图像中的所有像素作为处理的对象,但也可以将例如极高亮度的像素以及极低亮度的像素等从处理的对象中除去。具体而言,例如,仅将被判定为具有预先设定的基准亮度范围的亮度的像素作为评价值算出的对象,由此,能够提高评价值的精度。

[0146] 如在上述的实施方式的说明中所述,作为电子内窥镜系统1中使用的光源,能够使用各种类型的光源。另一方面,根据电子内窥镜系统1的观察目的等也可以将光源的类型进行限定(例如,作为光源的类型除去激光等)。

[0147] 另外,关于使用于评价值算出的色彩成分,也有排除使用色相和饱和度算出评价值的方法的方式。

[0148] 另外,在上述实施方式中,算出连结基准轴 O' 和注目像素的像素对应点的线段L和血红蛋白变化轴AX1所形成的角度 θ ,并且基于所算出的角度 θ 计算炎症评价值,但是本发明并不限于此。例如,也可以算出线段L和粘膜变化轴AX2所形成的角度,并且基于所算出的角度计算炎症评价值。在这种情况下,算出角度越小,G成分相对于R成分越强,表示炎症部位的重症度越低,算出角度越大,R成分相对于G成分越强,表示炎症部位的重症度越高。因此,在图2的处理步骤S16(标准化处理)中对算出角度进行标准化,以使得算出角度为零时值为0,算出角度为 θ_{MAX} 时值为255。

[0149] 即,基准轴可以为在色彩平面内与重症度为规定值以下的对象疾病具有相关性的轴以及与重症度为规定值以上的对象疾病具有相关性的轴的至少一方。更具体而言,基准轴可以至少包括第一轴和第二轴。所述第一轴在色彩平面内与对象疾病中重症度为规定值以上的高重症度疾病具有相关性,所述第二轴在色彩平面内与重症度低于高重症度疾病并且重症度为规定值以下的低重症度疾病具有相关性。在这种情况下,求得评价结果的评价部为基于第一轴以及第二轴的至少一方和上述的线段(在由生物体组织的彩色图像所包括

的色彩成分中至少两种色彩成分定义的色彩平面内,连结色彩平面内设定的规定的基准点以及构成由图像取得部取得的彩色图像的各像素的色彩平面内的像素对应点的线段)所形成的角度求得评价结果的构成。

[0150] 另外,在上述的实施方式中,为了尽力抑制拍摄图像的明亮度所导致的对炎症评价价值的影响,将血红蛋白变化轴AX1和粘膜变化轴AX2的交点设定为基准点 O' ,但是本发明并不限于此。例如,也可以将位于粘膜变化轴AX2上的RG平面的原点(0,0)设定为基准点 O' 。在这种情况下,最低限度需要的基准轴为一个轴(粘膜变化轴AX2)足以,因此,图2的特殊图像生成处理的负荷变轻,处理速度提高。

[0151] 评价部也可以构成为分别求得与多个对象疾病有关的评价结果。在这种情况下,色彩平面、基准点和基准轴对多个对象疾患的每一个进行设定。另外,在这种情况下,多个评价结果也可以能够识别地与普通图像重叠显示在构成显示部的监视器上。根据这样的构成,手术者能够在不切换设定等的情况下通过一个画面识别存在多个疾病的可能性的部位。其结果是,能够在不增加患者的负担的情况下辅助手术者的诊断。

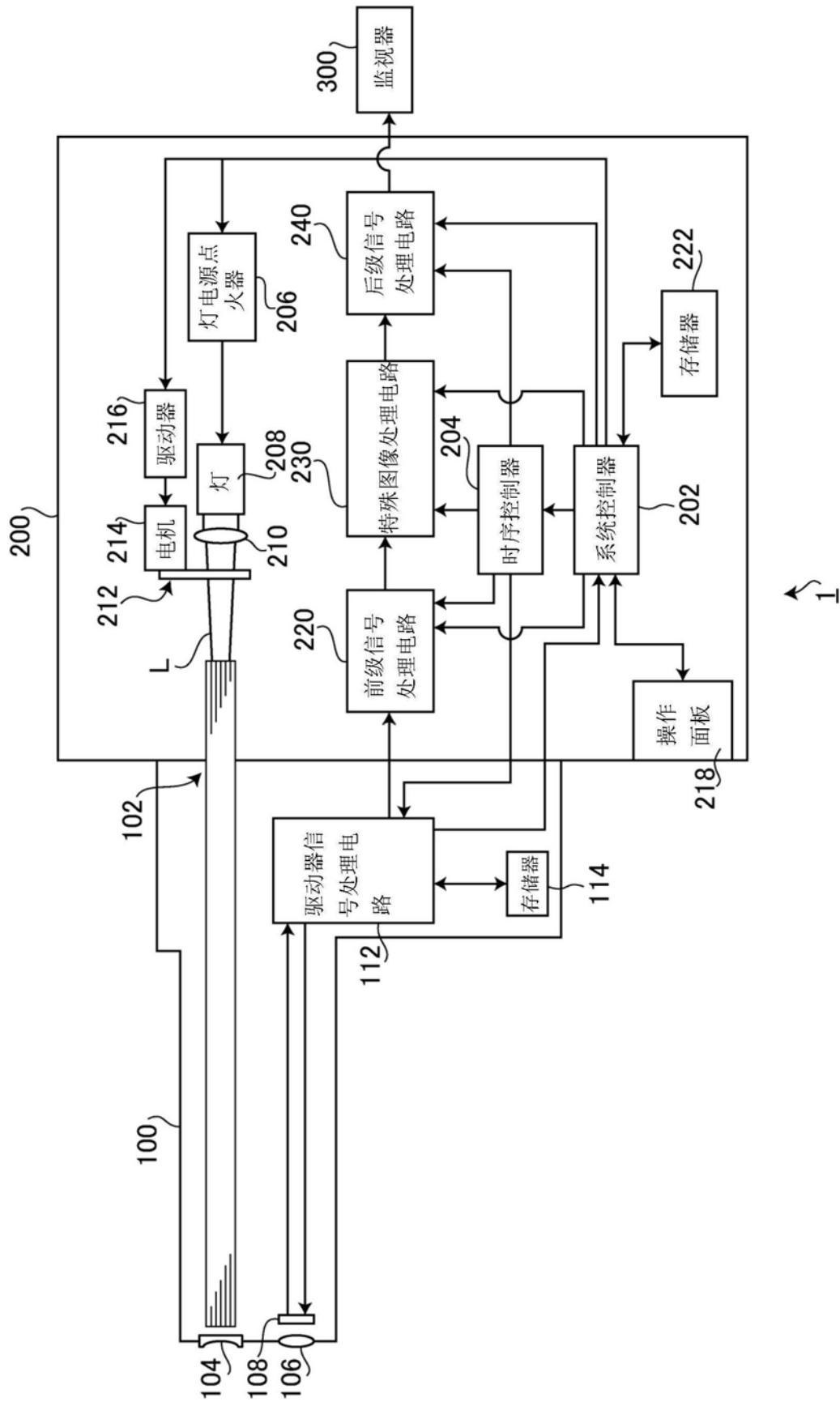


图1

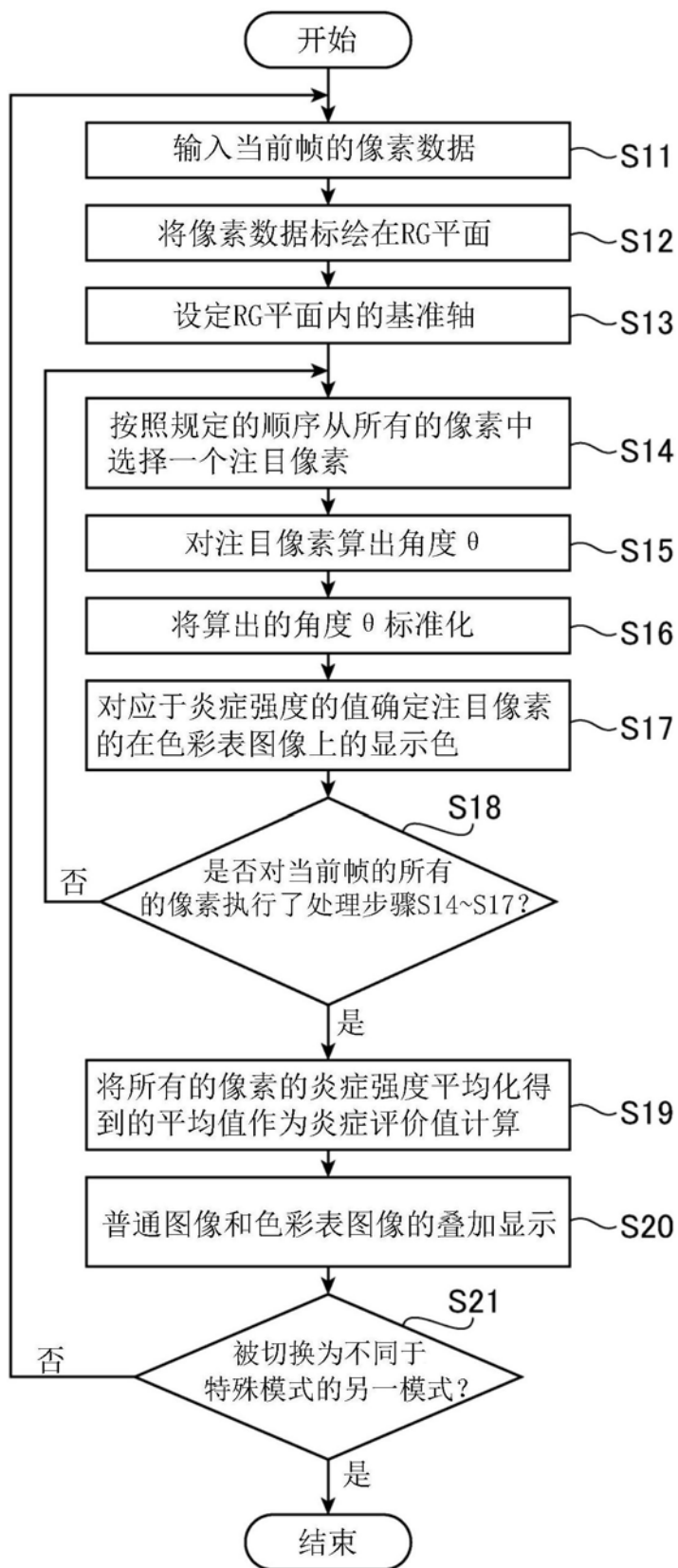


图2

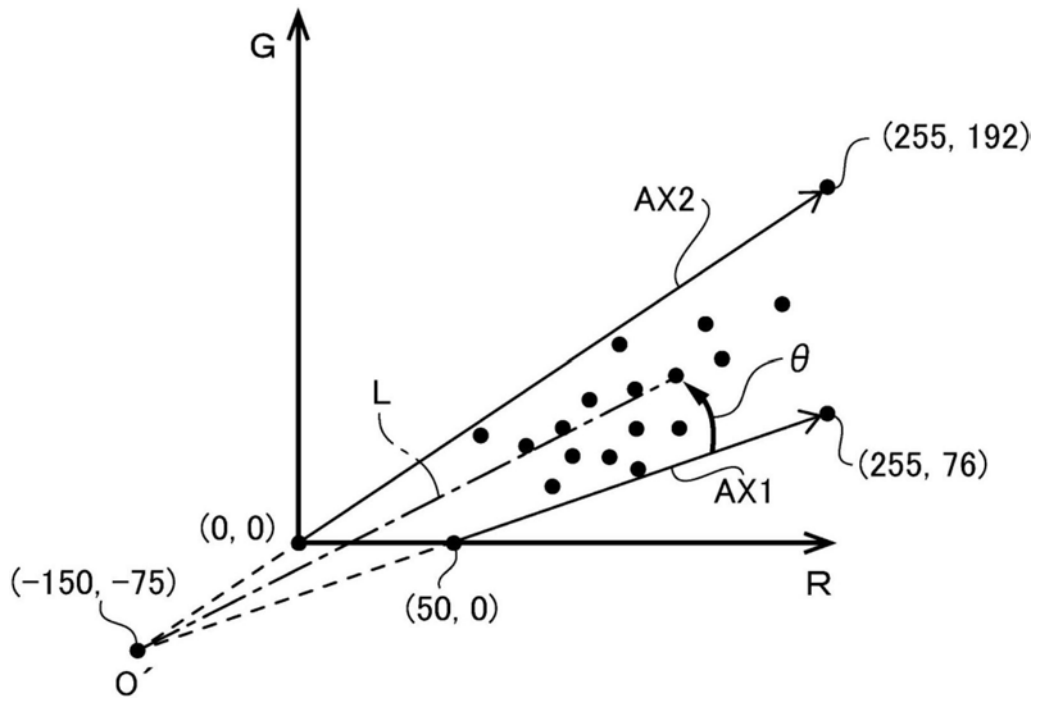


图3

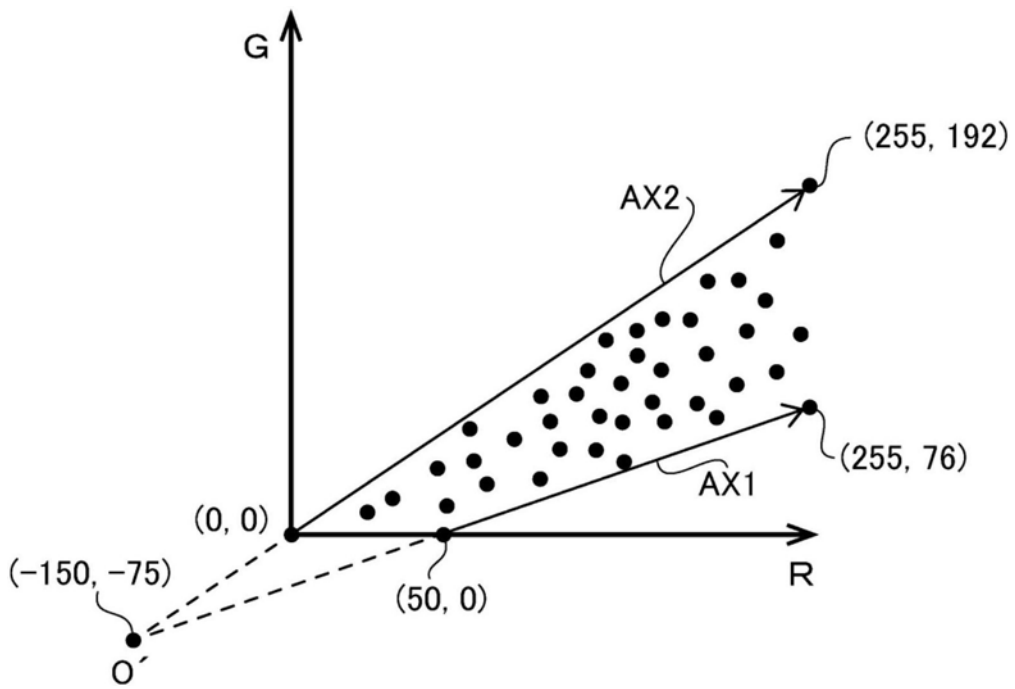


图4

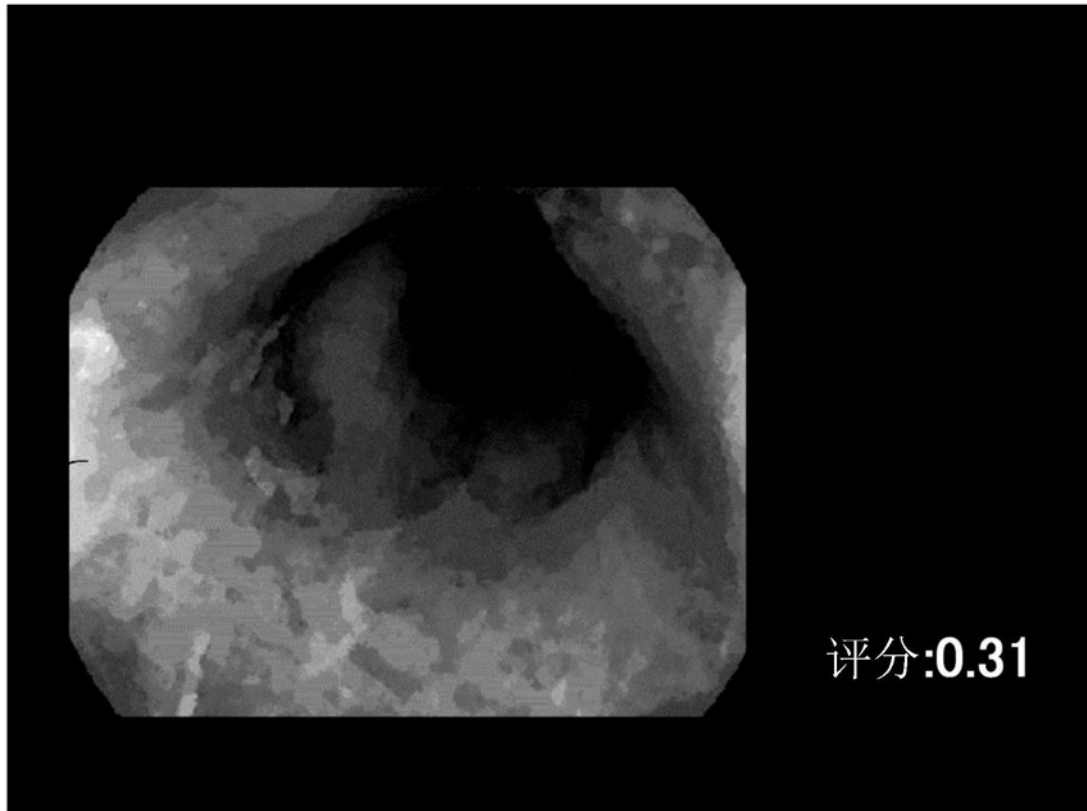


图5

专利名称(译)	内窥镜系统以及评价价值计算装置		
公开(公告)号	CN107072509A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201680002634.8	申请日	2016-09-30
[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	牧野贵雄		
发明人	牧野贵雄		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G06T1/00 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0684 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00186 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/07 G02B23/2469 G06T7/0012 G06T7/80 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30096 H04N7/183		
代理人(译)	程伟		
优先权	2015192431 2015-09-30 JP		
其他公开文献	CN107072509B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统以及评价价值计算装置，其中，所述内窥镜系统被构成为具备：光源装置，朝向被摄体照射照明光；图像取得部，通过拍摄元件拍摄来自被摄体的反射光，取得包含至少三种以上的色彩成分的彩色图像；评价部，在由至少三种以上的色彩成分中的至少两种色彩成分定义的彩色平面内，基于连结色彩平面内设定的规定的基准点以及构成由图像取得部取得的彩色图像的各像素的色彩平面内的像素对应点的线段和与对象疾病具有相关性的基准轴所形成的角度，求得各像素的与所述对象疾病有关的评价结果；基准轴以穿过规定的基准点的方式设定。

