



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106714651 B

(45)授权公告日 2019.06.28

(21)申请号 201680002618.9

(22)申请日 2016.08.12

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106714651 A

(43)申请公布日 2017.05.24

(30)优先权数据
2015-159908 2015.08.13 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/JP2016/073717 2016.08.12

(87)PCT国际申请的公布数据
W02017/026539 JA 2017.02.16

(73)专利权人 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 1/00(2006.01)
A61B 1/04(2006.01)

(56)对比文件
CN 102170817 A, 2011.08.31, 权利要求1-15, 说明书第63-156段, 图1-8.

CN 102595996 A, 2012.07.18, 全文.
US 2010074508 A1, 2010.03.25, 全文.
JP H01101960 A, 1989.04.19, 全文.
WO 2014013778 A1, 2014.01.23, 全文.

审查员 任晓帅

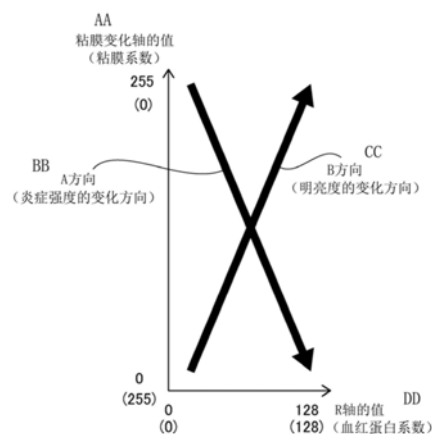
权利要求书2页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

评价价值计算装置以及电子内窥镜系统

(57)摘要

本发明提供一种评价价值计算装置以及电子内窥镜系统,其中,所述电子内窥镜系统被构成为具备:配置单元,将与具有多个色彩成分并构成体腔内的彩色图像的各像素对应的像素对应点按照该像素对应点的色彩成分配置在与规定的色彩空间的原点交叉的对象平面内;轴设定单元,基于配置在对象平面内的各像素对应点,在该对象平面内设定基准轴;评价价值计算单元,基于基准轴和各像素对应点的位置关系,计算对于拍摄图像的规定的评价值。



AA 粘膜变化轴的值 (粘膜系数)
BB A方向 (炎症强度的变化方向)
CC B方向 (明亮度的变化方向)
DD R轴的值 (血红蛋白系数)

1. 一种电子内窥镜系统,其特征在于,具备:

配置单元,将与具有多个色彩成分并构成体腔内的拍摄图像的各像素对应的像素对应点按照该像素对应点的色彩成分配置在与规定的色彩空间的原点交叉的对象平面内;

轴设定单元,基于配置在所述对象平面内的各像素对应点,在该对象平面内设定基准轴;

评价价值计算单元,基于所述基准轴和所述各像素对应点的位置关系,计算对于所述拍摄图像的规定的评价价值;

所述基准轴为沿着所述对象平面内分布有所述像素对应点的区域和未分布有像素对应点的区域的边界线的轴。

2. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述对象平面为包括R成分的轴的平面。

3. 根据权利要求2所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述对象平面为还包括G成分的轴的平面。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述配置单元在所述对象平面的规定的区划内配置所述像素对应点,

所述区划由穿过所述原点的第一轴以及第二轴规定,

当将所述原点定义为第一轴以及第二轴的起点并且将该第一轴、该第二轴各轴的另一端定义为该各轴的终点时,

所述轴设定单元检测位于从所述第二轴的终点朝向所述第一轴的终点连结的线段上的像素对应点中最接近该第二轴的终点的像素对应点,将连结检测出的像素对应点和所述起点的轴设定为所述基准轴。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述轴设定单元通过所述基准轴将所述对象平面划分为第一区域和第二区域,

所述评价价值计算单元使用配置在所述第一区域的像素对应点计算所述规定的评价价值,

所述轴设定单元设定所述基准轴,以使得配置在所述第二区域内的像素对应点的数量在规定的范围内。

6. 根据权利要求1至3中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述轴设定单元在每次通过拍摄单元拍摄所述拍摄图像时或者仅在规定的时刻设定所述基准轴。

7. 根据权利要求1至3中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述轴设定单元在每个规定的时刻运算暂定的所述基准轴,并且基于在各时刻运算得到的暂定的多个基准轴设定该基准轴。

8. 根据权利要求1至3中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述基准轴为与体腔内的粘膜的颜色相关度高的轴。

9. 根据权利要求1至3中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述规定的评价价值为将体腔内的异常部数值化示出的值。

10. 一种评价价值计算装置,其特征在于,具备:

配置单元,将与具有多个色彩成分并构成体腔内的拍摄图像的各像素对应的像素对应点按照该像素对应点的色彩成分配置在与规定的色彩空间的原点交叉的对象平面内;

轴设定单元,基于配置在所述对象平面内的各像素对应点,在该对象平面内设定基准轴;

评价值计算单元,基于所述基准轴和所述各像素对应点的位置关系,计算对于所述拍摄图像的规定的评价值;

所述基准轴为沿着所述对象平面内分布有所述像素对应点的区域和未分布有像素对应点的区域的边界线的轴。

11. 一种评价值计算装置,其特征在于,具备:

拍摄单元,拍摄具有R、G、B的各色彩成分的拍摄图像;

配置单元,将与构成所述拍摄单元所拍摄的拍摄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成分的轴即第二轴的对象平面内;

轴设定单元,基于配置在所述对象平面内的各像素对应点,在该对象平面内设定穿过所述第一轴和所述第二轴的交点并且相对于该第一轴、该第二轴的任一方非平行的基准轴;

评价值计算单元,基于所述基准轴和所述各像素对应点的位置关系,计算对于所述拍摄图像的规定的评价值;

所述基准轴为沿着所述对象平面内分布有所述像素对应点的区域和未分布有像素对应点的区域的边界线的轴。

12. 根据权利要求11所述的评价值计算装置,其特征在于,

所述第一轴和所述第二轴的起点位于同一位置,

所述轴设定单元检测位于从所述第二轴的终点朝向所述第一轴的终点连结的线段上的像素对应点中最接近该第二轴的终点的像素对应点,将连结检测出的像素对应点和所述起点的轴设定为所述基准轴。

13. 根据权利要求11或12所述的评价值计算装置,其特征在于,

所述轴设定单元在每次通过拍摄单元拍摄所述拍摄图像时或者仅在规定的时刻设定所述基准轴。

14. 根据权利要求11或12所述的评价值计算装置,其特征在于,

所述轴设定单元在每个规定的时刻运算暂定的所述基准轴,并且基于在各时刻运算得到的暂定的多个基准轴设定该基准轴。

15. 根据权利要求11或12所述的评价值计算装置,其特征在于,

所述基准轴为与体腔内的粘膜的颜色相关度高的轴。

16. 根据权利要求11或12所述的评价值计算装置,其特征在于,

所述规定的评价值为将体腔内的异常部数值化示出的值。

17. 根据权利要求11或12所述的评价值计算装置,其特征在于,

其组装于电子内窥镜系统。

评价价值计算装置以及电子内窥镜系统

技术领域

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

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,对于构成内窥镜的拍摄图像的各像素,进行对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为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] 在以专利文献1例示的装置为代表的进行评价价值的计算的评价价值计算装置中,即使在拍摄相同的被摄体的情况下,由于电子镜的机种差异和老化等原因,计算的结果所得到的评价价值也会发生改变。作为对策,可考虑通过进行校准来抑制由于电子镜的机种差异和老化等所导致的评价价值的变化。

[0005] 但是,为了进行校准,通常情况下,需要制作校准用专用夹具,并且需要使用专用夹具事先进行校准用的拍摄等费时费力的作业。

[0006] 本发明是鉴于上述的问题而完成的,其目的在于提供一种当进行校准时既不需要专用夹具也不需要费时费力的作业的评价价值计算装置以及电子内窥镜系统。

[0007] 本发明的一实施方式所涉及的电子内窥镜系统具备:配置单元,将与具有多个色彩成分并且构成体腔内的彩色图像的各像素对应的像素对应点按照该像素对应点的色彩成分配置在与规定的色彩空间的原点交叉的对象平面内;轴设定单元,基于配置在对象平面内的各像素对应点,在该对象平面内设定基准轴;评价价值计算单元,基于基准轴和各像素对应点的位置关系,计算对于拍摄图像的规定的评价值。

[0008] 另外,在本发明的一实施方式中,对象平面例如为包括R成分的轴的平面。

[0009] 另外,在本发明的一实施方式中,对象平面例如为还包括G成分的轴的平面。

[0010] 另外,在本发明的一实施方式中,基准轴例如为沿着对象平面内分布有像素对应

点的区域和未分布有像素对应点的区域的边界线的轴。

[0011] 另外,在本发明的一实施方式中,配置单元可以构成为,在对象平面的规定的区划内配置像素对应点。区划例如由穿过上述的原点的第一轴以及第二轴规定。也可以构成为,当将上述的原点定义为第一轴以及第二轴的起点并且将该第一轴、该第二轴各轴的另一端定义为该各轴的终点时,轴设定单元检测位于从第二轴的终点朝向第一轴的终点连接的线段上的像素对应点中最接近该第二轴的终点的像素对应点,将连结检测出的像素对应点和起点的轴设定为基准轴。

[0012] 另外,在本发明的一实施方式中,可以构成为,轴设定单元通过基准轴将对象平面划分为第一区域和第二区域。在这种情况下,评价价值计算单元使用配置在第一区域的像素对应点计算规定的评价价值。另外,轴设定单元设定基准轴,以使得配置在第二区域内的像素对应点的数量在规定的范围内。

[0013] 另外,在本发明的一实施方式中,可以构成为,轴设定单元在每次通过拍摄单元拍摄彩色图像时或者仅在规定的时刻设定基准轴。

[0014] 另外,在本发明的一实施方式中,可以构成为,轴设定单元在每个规定的时刻运算暂定的基准轴,并且基于在各时刻运算得到的暂定的多个基准轴设定该基准轴。

[0015] 另外,在本发明的一实施方式中,基准轴例如为与体腔内的粘膜的颜色相关度高的轴。

[0016] 另外,在本发明的一实施方式中,规定的评价价值例如为将体腔内的异常部数值化示出的值。

[0017] 另外,本发明的一实施方式所涉及的评价价值计算装置具备:配置单元,将与具有多个色彩成分并构成体腔内的彩色图像的各像素对应的像素对应点按照该像素对应点的色彩成分配置在与规定的色彩空间的原点交叉的对象平面内;轴设定单元,基于配置在对象平面内的各像素对应点,在该对象平面内设定基准轴;评价价值计算单元,基于基准轴和各像素对应点的位置关系,计算对于拍摄图像的规定的评价值。

[0018] 另外,本发明的一实施方式所涉及的评价价值计算装置,其特征在于,具备:拍摄单元,拍摄具有R(红)、G(绿)、B(蓝)的各色彩成分的彩色图像;配置单元,将与构成拍摄单元所拍摄的拍摄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成分的轴即第二轴的对象平面内;轴设定单元,基于配置在平面内的各像素对应点,在该平面内设定穿过第一轴和第二轴的交点并且相对于该第一轴、该第二轴的任一方非平行的基准轴;评价价值计算单元,基于基准轴和各像素对应点的位置关系,计算对于拍摄图像的规定的评价值。

[0019] 另外,在本发明的一实施方式中,例如,所述第一轴和所述第二轴的起点位于同一位置。在这种情况下,可以构成为,轴设定单元检测位于从第二轴的终点朝向第一轴的终点连结的线段上的像素对应点中最接近该第二轴的终点的像素对应点,将连结检测出的像素对应点和起点的轴设定为基准轴。

[0020] 另外,在本发明的一实施方式中,可以构成为,轴设定单元在每次通过拍摄单元拍摄拍摄图像时或者仅在规定的时刻设定基准轴。

[0021] 另外,在本发明的一实施方式中,可以构成为,轴设定单元在每个规定的时刻运算暂定的基准轴,并且基于在各时刻运算得到的暂定的多个基准轴设定该基准轴。

[0022] 另外,在本发明的一实施方式中,基准轴例如为与体腔内的粘膜的颜色相关度高的轴。

[0023] 另外,在本发明的一实施方式中,规定的评价值例如为将体腔内的异常部数值化示出的值。

[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组装于电子内窥镜系统。

[0025] 另外,在本发明的一实施方式中,基准轴为沿着对象平面内分布有像素对应点的区域和未分布有像素对应点的区域的边界线的轴。

[0026] 根据本发明的一实施方式,提供一种评价值计算装置以及电子内窥镜系统,当进行校准时,既不需要专用夹具也不需要费时费力的作业。

附图说明

[0027] 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所具备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为辅助图2的处理步骤S12中的基准轴AX的设定方法的说明的图。

[0030] 图4为辅助图2的处理步骤S14中的炎症强度的计算处理的说明的图。

[0031] 图5为辅助图2的处理步骤S14中的炎症强度的计算处理的说明的图。

[0032] 图6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。

[0033] 图7为示出在本发明的一实施方式的变形例中执行的粘膜变化轴(基准轴AX)的设定处理的流程的图。

[0034] 图8为辅助图7的变形例所涉及的设定处理的说明的图。

[0035] 图9为示出本发明的另一实施方式所涉及的炎症评价值计算处理的流程的图。

具体实施方式

[0036] 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。

[0037] [电子内窥镜系统1的构成]

[0038] 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包括电子镜100、处理器200以及监视器300。

[0039] 处理器200包括系统控制器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。

[0040] 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(Laser Diode,激光二极管)或者LED(Light Emitting Diode,发光二极管)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。

[0041] 电机214经由省略图示的臂部或者齿轮等传递机构而机械联结于光圈212。电机214例如为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。

[0042] 通过光圈212的白色光L汇聚在LCB(Light Carrying Bundle,光导纤维束)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而照射生物体组织。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。

[0043] 固体拍摄元件108为具有拜耳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还可以搭载补色系滤光器。作为补色系滤光器的一例,可举出CMYG(青色、品红色、黄色、绿色)滤光器。

[0044] 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图像信号用于算出炎症评价值的话,则能够提高评价精度。另外,通过使用原色系滤光器,在后述的炎症评价值计算的处理中无需进行信号的转换。因此,能够抑制炎症评价值计算的处理负荷。

[0045] 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输入由白色光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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] [普通模式时的动作]

[0050] 对普通模式时的处理器200进行的信号处理动作进行说明。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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的信号。被转换的视频格式的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。

[0055] [特殊模式时的动作]

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] [特殊图像生成处理]

[0059] 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。在图2的特殊图像生成处理中,例如,将电子内窥镜系统1的动作模式设定为特殊模式,并且,在按下电子镜100的冻结按钮的时候(进行静止画面的截屏操作的时候)开始。

[0060] [图2的S11(当前帧的像素数据的输入)]

[0061] 在本处理步骤S11中,通过前级信号处理电路220输入当前帧(截屏操作时)的各像素的像素数据。

[0062] [图2的S12(基准轴AX的设定)]

[0063] 在本处理步骤S12中,设定用于目标疾病的炎症强度的计算的基准轴AX。图3为辅助基准轴AX的设定方法的说明的图,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轴这两个轴规定的RG平面内的区划)。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。

[0064] 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,在本处理步骤S12中执行的将像素数据配置在RG平面内的动作通过配置单元进行。另外,在RG平面内设定基准轴AX的动作通过轴设定单元进行。

[0065] 这样,在本处理步骤S12中,将RGB空间的注目像素数据(三维数据)正投影在RG平面上,从对应于该注目像素数据的RGB空间内的点朝向RG平面的垂线的点为注目像素对应点(二维数据)。

[0066] 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,炎症越强就越偏红(即R成分)。因此,可以认为像素对应点的R轴的值基本上与炎症的强度成比例关系。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(无色彩),白色光L强烈照射并进行正反射的部分变白(无色彩)。也就是说,根据白色光L的照射情况,像素对应点的R轴的值也会取得与炎症的强度不相关的值。因此,难以仅通过R成分来精确地评价炎症的强度。

[0067] 通常来说,未引起炎症的体腔内的正常部位被足够的粘膜覆盖。与之相对,引起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。粘膜基本上为白基调,颜色略微偏黄,显示在图像上的颜色(黄色的颜色)因其浓淡(粘膜的厚度)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。

[0068] 因此,在本处理步骤S12中,如图3所示,在RG平面内,设定通过R轴和G轴的交点(原点)并且相对于R轴、G轴的任一轴非平行的基准轴AX。具体而言,检测出位于从起点彼此相同(任一起点均为原点(0,0))的G轴的终点朝向R轴的终点连结的线段上的像素对应点中最接近于G轴的终点的对应点(在图3的例子中,被标注了符号 α 的像素对应点)。接着,将连结检测出的像素对应点 α 和R轴以及G轴的起点(即原点(0,0))的轴设定为基准轴AX。

[0069] 基准轴AX为混合有R成分和G成分的色彩成分即黄成分为支配性的颜色的变化轴,与粘膜的浓淡(粘膜的颜色)相关度高。本发明的发明人对体腔内的样品图像进行了多次分析,其结果是,如图3所例示,在RG平面内,如果将位于从G轴的终点朝向R轴的终点连结的线段上的像素对应点中最接近G轴的终点的像素对应点 α 与和R轴以及G轴的起点连结的话,则能够判定,出现了以其(基准轴AX)为边界而分布有像素对应点的区域和未分布有像素对应点的区域。以下,为了便于说明,将与粘膜的颜色的变化相关度高的基准轴AX记为“粘膜变化轴”。

[0070] 补足说明,可以认为RG平面内的像素对应点分布在被表示血液和粘膜的轴所夹持的区域内。因此,分布有像素对应点的区域和未分布有像素对应点的区域的边界线相当于表示粘膜的轴(粘膜变化轴)。由于符号 α 的点为位于该边界线上的点,因此,将连结符号 α 的点和原点的基准轴AX定义为粘膜变化轴。

[0071] 另外,分布有像素对应点的区域为表示在对象疾病的拍摄时所能够拍摄到的颜色的RG平面内的区域。另外,未分布有像素对应点的区域为表示在对象疾病的拍摄时未能拍摄到的颜色的RG平面内的区域。

[0072] 这样,在本实施方式中,在图2所示的特殊图像生成处理的执行过程中,利用实际的体腔内的拍摄图像自动地执行校准(由于电子镜100的机种差异或老化等而变化的基准轴AX的设定)。由此,不需要以往为了校准而需要的专用夹具或费时费力的作业。

[0073] [图2的S13(注目像素的选择)]

[0074] 在本处理步骤S13中,按照规定的顺序从所有的像素中选择一个注目像素。此外,为了便于说明,将在RG平面内(以及后述的[R-粘膜]平面)标绘的注目像素的像素对应点记为“注目像素对应点”。

[0075] [图2的S14(炎症强度的计算)]

[0076] 在本处理步骤S14中,对在处理步骤S13(注目像素的选择)中选择的注目像素计算炎症强度。在图4以及图5中示出辅助炎症强度的计算处理的说明的图。

[0077] 在本处理步骤S14中,如图4所示,定义R轴和粘膜变化轴正交的平面(以下,为了便于说明,记为“[R-粘膜]平面”)。将标绘于RG平面的注目像素数据(注目像素对应点)投影转换(正投影转换)在[R-粘膜]平面上。此外,本发明的发明人对体腔内的粘膜的样本图像进行了多次分析,其结果是,判定被投影转换在[R-粘膜]平面上的像素对应点的R轴的值即使是最大也未达到128的程度。因此,在[R-粘膜]平面中,为了减轻计算处理负荷,将R轴压缩为7位。另外,粘膜变化轴为8位。

[0078] 接着,将炎症越强值越高的两个系数(血红蛋白系数以及粘膜系数)应用于注目像素对应点,将应用的血红蛋白系数和粘膜系数相乘。

[0079] 血红蛋白系数为与R轴的值成比例地变高的系数,与炎症的强度相关。在本实施方式中,血红蛋白系数与R轴的值一致。举例说明,在注目像素对应点的R轴的值10的情况下,对该注目像素对应点应用“10”作为血红蛋白系数,在注目像素对应点的R轴的值250的情况下,对该注目像素对应点应用“250”作为血红蛋白系数。

[0080] 粘膜系数为随着粘膜变化轴的值变高而变低的系数,在本实施方式中,从值255减去粘膜变化轴的值而得到。在另一观点中,粘膜系数为随着粘膜变化轴的值变低而变高的系数,粘膜越薄(炎症越强)其越高。举例说明,在注目像素对应点的粘膜变化轴的值10的情况下,对该注目像素对应点应用“245(=255-10)”作为粘膜系数,在注目像素对应点的粘膜变化轴的值250的情况下,对该注目像素对应点应用“5(=255-250)”作为粘膜系数。

[0081] 将血红蛋白系数和粘膜系数相乘得到的值除以血红蛋白系数的最大值即128。由此,关于注目像素,计算0~255的范围内的炎症强度。

[0082] 这样,在本处理步骤S14中,当计算炎症强度时,除法仅存在能够以移位运算的方式进行的运算。因此,不需要浮动小数点运算,炎症强度的计算的处理负荷小。

[0083] 图5为说明在本处理步骤S14中计算的炎症强度和体腔内的拍摄图像的明亮度的关系的图。

[0084] 在图5中,炎症强度如同位于箭头A所指的方向的像素对应点的像素那样变高。换言之,在图5中,炎症强度如同位于血红蛋白系数、粘膜系数都低的左上区域的像素对应点的像素那样变低,并且如同血红蛋白系数、粘膜系数都高的右下区域的像素对应点的像素那样变高。

[0085] 另一方面,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,可以认为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,但基本上以在各色彩成分上相同的方式产生变化。根据该想法,在图5中,体腔内的拍摄图像如同位于箭头B所指的方向的像素对应点的像素那样变亮。换言之,在图5中,体腔内的拍摄图像如同位于R轴、粘膜变化轴的值都低的左下区域的像素对应点的像素那样变暗,并且如同位于R轴、

粘膜变化轴的值都高的右上区域的像素对应点的像素那样变亮。

[0086] 如图5所示,在[R-粘膜]平面内,与炎症强度的变化相关度高的方向(箭头A方向)和与拍摄图像的明亮度的变化相关度高的方向(箭头B方向)大致正交。由此可以判断,在本处理步骤S14中计算的炎症强度为实际上不受拍摄图像的明亮度的变化影响的值。

[0087] [图2的S15(色彩表图像上的显示色的确定)]

[0088] 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。

[0089] 在本处理步骤S15中,在处理步骤S13(注目像素的选择)选择的注目像素的、在色彩表图像上的显示色基于上述样本被确定为对应于在处理步骤S14(炎症强度的计算)中计算得到的注目像素的炎症强度的值的颜色。

[0090] [图2的S16(对全像素的处理的执行完成判定)]

[0091] 在本处理步骤S16中,判定是否对当前帧的所有的像素执行了处理步骤S13~S15。

[0092] 在残留未执行处理步骤S13~S15的像素的情况下(S16: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S13~S15而返回到处理步骤S13(注目像素的选择)。

[0093] [图2的S17(炎症评价值的计算)]

[0094] 在判定为于处理步骤S16(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S13~S15的情况下(S16:是),执行本处理步骤S17。在本处理步骤S17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,生成计算得到的炎症评价值的显示数据(显示数据例:评分:○○)。此外,在本处理步骤S17中执行的计算作为相对于彩色图像的规定的评价值的炎症评价值的动作,通过评价计算单元进行。

[0095] [图2的S18(叠加处理)]

[0096] 在本处理步骤S18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S15(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(色彩表图像用的像素数据)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,较高地设定色彩表图像用的像素数据的系数。

[0097] [图2的S19(结束判定)]

[0098] 在本处理步骤S19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(S19: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(S19:是),图2的特殊图像生成处理结束。

[0099] [画面显示例]

[0100] 后级信号处理电路240基于在图2的处理步骤S18(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,生成在通过掩蔽处理生成的掩蔽区域重叠炎症评价值得到的、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。

[0101] 图6中示出特殊模式时的画面显示例。如图6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)。

[0102] 这样,根据本实施方式,不进行色调强调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,由此求出炎症评价值(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。

[0103] 另外,在本实施方式中,在计算炎症强度的过程中,在处理器200内自动执行校准,因此,不需要以往为了校准而必须的专用夹具或费时费力的作业。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 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分的判别较难,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。

[0107] 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。

[0108] 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。

[0109] 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。

[0110] 本实施方式中的观察的对象部位例如为呼吸器官等、消化器官等。呼吸器官等例如为肺、耳鼻咽喉。消化器官例如为大肠、小肠、胃、十二指肠、子宫等。认为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佳显著。关于这一点,具体而言有如下理由。

[0111] 大肠存在能够将炎症作为基准进行评价的病,发现炎症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。

[0112] 大肠与胃等相比较为细长的器官,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。

[0113] 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,能够避免手术者看漏轻度炎症。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。

[0114] 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。

[0115] 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。

[0116] 在上述的实施方式中,仅在按下电子镜100的冻结按钮的时刻(即,静止画面的截屏时)执行校准(基准轴AX的设定),但是本发明并不限于此。例如,也可以在动画拍摄中执行一次(例如电源接入后经过规定时间时)校准或者总是(每次拍摄帧图像)执行校准。

[0117] 在上述的实施方式中,基于一帧的拍摄图像所包含的信息执行校准(基准轴AX的设定),但是本发明并不限于此。例如,体腔内的生物体组织被粘膜覆盖而有光泽。因此,如果照射光正反射而入射至拍摄元件的受光面的话,则位于正反射区域的生物体组织变白而成为高光的状态,无法得到正常的观察图像。因此,在另一实施方式中,例如当按下电子镜100的冻结按钮时,每次拍摄帧图像就会运算暂定的基准轴AX。接着,当运算对应于n(n是2以上的自然数)帧的各拍摄图像的暂定的基准轴AX时,基于运算得到的暂定的n个基准轴AX来设定基准轴AX(确定值)。基准轴AX(确定值)例如为暂定的n个基准轴AX的中位数或者平均值。

[0118] 在上述的实施方式中,使用各像素所包含的R成分和G成分(RG的二维色彩空间)计算炎症评价值,而在另一实施方式中,代替RG的二维色彩空间而使用RB等其他的二维色彩空间或者HSI、HSV、Lab等三维色彩空间,由此,也能够计算与该色彩空间对应的有别于上述的实施方式的与对象疾病有关的评价值。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 如上述的实施方式中所说明,可以使用CMOS图像传感器代替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。

[0122] 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。

[0123] 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。

[0124] 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)。

[0125] 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。

[0126] 在上述的实施方式中,在图2的处理步骤S12(基准轴AX的设定)中,将连结像素对应点 α 和原点(0,0)的轴设定为基准轴AX(粘膜变化轴),但是基准轴AX的设定方法并不限于此。

[0127] 图7示出在上述的实施方式的变形例中执行的基准轴AX的设定处理的流程的图。另外,在图8(a)~图8(c)中示出辅助本变形例所涉及的设定处理的说明的图。本变形例所涉及的特殊图像生成处理在除了通过执行图7所示的设定处理来设定基准轴AX这一点以外与上述的实施方式所涉及的特殊图像生成处理实质相同。

[0128] [图7的S51(像素对应点的配置)]

[0129] 在本处理步骤S51中,将当前帧的各像素对应点配置在RG平面内。

[0130] [图7的S52(基准轴AX的初始设定)]

[0131] 在本处理步骤S52中,如图8(a)所示,对RG平面初始设定基准轴AX。基准轴AX的初始设定数据被预先存储在例如存储器222等规定的存储介质中。此外,在以后的内容中,将基准轴AX和R轴所形成的角度记为 θ 。

[0132] [图7的S53(注目像素的选择)]

[0133] 在本处理步骤S53中,按照规定的顺序从所有的像素中选择一个注目像素(注目像素对应点)。

[0134] [图7的S54(位置的判定)]

[0135] 在本变形例中,在图2的S14(炎症强度的计算)中,将位于基准轴AX和R轴之间的区

域(第一区域)的注目像素对应点用于炎症强度的计算,未将位于基准轴AX和G轴之间的区域(第二区域)的注目像素对应点用于炎症强度的计算。在本处理步骤S54中,判定在处理步骤S53(注目像素的选择)中选择的注目像素对应点是否位于第二区域。

[0136] [图7的S55(计数处理)]

[0137] 在于处理步骤S54(位置的判定)中判定注目像素对应点位于第二区域的情况下(S54:是)执行本处理步骤S55。在本处理步骤S55中,使特殊图像处理电路230内的计数器的计数值C增加1。此外,例如,在开始执行图7所示的设定处理的时刻暂时将计数值C重置为零。

[0138] [图7的S56(对全像素的处理的执行完成判定)]

[0139] 在本处理步骤S56中,判定是否对在处理步骤S51(像素对应点的配置)中配置的所有的像素对应点执行了处理步骤S53~S54。

[0140] 在残留未执行处理步骤S53~S54的像素对应点的情况下(S56:否),为了对下一个注目像素对应点执行处理,图7所示的设定处理返回到处理步骤S53(注目像素的选择)。

[0141] [图7的S57(计数值C的判定)]

[0142] 在于处理步骤S56(对全像素的处理的执行完成判定)中判定对所有的像素对应点执行了处理步骤S53~S54的情况下(S56:是),执行本处理步骤S57。在本处理步骤S57中,判定计数值C是否大于规定的上限阈值。

[0143] [图7的S58(角度 θ 的增加)]

[0144] 在于处理步骤S57(计数值C的判定)中判定计数值C大于规定的上限阈值的情况下(S57:是),执行本处理步骤S58。在这种情况下,位于第二区域的注目像素对应点(换言之,未用于炎症强度的计算的注目像素)过多,从而难以高精度计算炎症评价值。因此,在本处理步骤S58中,为了将位于第二区域的注目像素对应点减少为适当数量,如图8(b)所示,增大角度 θ 。

[0145] 此外,角度 θ 的增加量可以是固定值,也可以根据计数值C的大小进行适当设定。在后者的情况下,例如,计数值C越大,角度 θ 的增加量设定得越大。

[0146] 执行本处理步骤S58之后,将计数值C重置为零,同时,将图7所示的设定处理返回到处理步骤S53(注目像素的选择)。并且,有关角度 θ 增加后的基准轴AX,执行处理步骤S53~S56(即,对位于角度 θ 增加后的第二区域的注目像素对应点的数量进行计数),并执行处理步骤S57(计数值C的判定)。循环处理步骤S53~S58直至计数值C为规定的上限阈值以下。

[0147] [图7的S59(计数值C的判定)]

[0148] 在于处理步骤S57(计数值C的判定)中判定计数值C为规定的上限阈值以下的情况下(S57:否),执行本处理步骤S59。在本处理步骤S59中,判定计数值C是否小于规定的下限阈值。

[0149] [图7的S60(角度 θ 的减小)]

[0150] 在于处理步骤S59(计数值C的判定)中判定计数值C小于规定的下限阈值的情况下(S59:是),执行本处理步骤S60。在这种情况下,位于第二区域的注目像素对应点(换言之,未用于炎症强度的计算的注目像素)过少,从而存在不能适当地设定基准轴AX(例如,基准轴AX位于大大远离于注目像素对应点稠密分布的区域等)的可能性。因此,在本处理步骤S60中,为了使位于第二区域的注目像素对应点增加至适当数量,如图8(c)所示,减小角度

0。

[0151] 此外,角度 θ 的减小量可以是固定值,另外,也可以根据计数值C的大小进行适当设定。在后者的情况下,例如,计数值C越小,角度 θ 的减小量设定得越大。

[0152] 执行本处理步骤S60之后,将计数值C重置为零,同时,将图7所示的设定处理返回到处理步骤S53(注目像素的选择)。并且,关于角度 θ 减小后的基准轴AX,执行处理步骤S53~S56(即,对位于角度 θ 减小后的第二区域的注目像素对应点的数量进行计数),执行处理步骤S57(计数值C的判定),之后执行处理步骤S59(计数值C的判定)。循环处理步骤S53~S60直至计数值C为规定的下限阈值以上。

[0153] 通过重复角度 θ 的增加/减小,使位于第二区域的注目像素对应点的数量处在适当范围内(下限阈值至上限阈值之间)(S60:否)。由此,实现高精度的校准(由于电子镜100的机种差异和老化等而变化的基准轴AX的设定)。

[0154] 在图2以及图7所示的特殊图像生成处理中,对截屏图像计算炎症评价值,然而在另一实施方式中,也可以对动画图像(即,遍及多帧)计算炎症评价值。

[0155] 在图9中示出另一实施方式所涉及的炎症评价值的计算处理的流程。在例如将电子内窥镜系统1的动作模式设定为特殊模式的时刻开始图9所示的炎症评价值计算处理。此外,在另一实施方式中,如后记载,显示在监视器300的显示画面中的内容仅限于炎症评价值,然而在另一实施方式中,与上述的实施方式同样地,炎症评价值可以与叠加图像等内窥镜图像一起显示在监视器300的显示画面中。

[0156] [图9的S111(基准轴AX的初始设定)]

[0157] 在本处理步骤S111中,使用存储于存储器222等的初始设定数据对RG平面初始设定基准轴AX。

[0158] [图9的S112(当前帧的像素数据的输入)]

[0159] 在本处理步骤S112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。

[0160] [图9的S113(像素对应点的配置)]

[0161] 在本处理步骤S113中,将当前帧的各像素对应点配置在RG平面内。

[0162] [图9的S114(注目像素的选择)]

[0163] 在本处理步骤S114中,按照规定的顺序从所有的像素中选择一个注目像素(注目像素对应点)。

[0164] [图9的S115(位置的判定)]

[0165] 在本处理步骤S115中,判定在处理步骤S114(注目像素的选择)中选择的注目像素对应点是否位于第二区域。

[0166] [图9的S116(计数处理)]

[0167] 在于处理步骤S115(位置的判定)中判定注目像素对应点位于第二区域的情况下(S115:是),执行本处理步骤S116。在本处理步骤S116中,计数值C增加1。此外,计数值C例如在每帧(例如,当每次对对象帧执行处理步骤S112(当前帧的像素数据的输入))被重置为零。

[0168] [图9的S117(炎症强度的计算)]

[0169] 在于处理步骤S115(位置的判定)中判定注目像素对应点不位于第二区域(换言之

之,位于第一区域)的情况下(S115:否),执行本处理步骤S117。在本处理步骤S117中,对在处理步骤S114(注目像素的选择)中选择的注目像素计算炎症强度。

[0170] [图9的S118(对全像素的处理的执行完成判定)]

[0171] 在本处理步骤S118中,判定是否对当前帧的所有的像素执行了处理步骤S114~S115。

[0172] 在残留未执行处理步骤S114~S115的像素的情况下(S118:否),为了对下一个注目像素执行处理步骤S114~S115,图9的炎症评价计算处理返回到处理步骤S114(注目像素的选择)。

[0173] [图9的S119(炎症评价值的计算)]

[0174] 在于处理步骤S118(对全像素的处理的执行完成判定)中判定对当前帧的所有的像素执行了处理步骤S114~S115的情况下(S118:是),执行本处理步骤S119。在本处理步骤S119中,将在处理步骤S117(炎症强度的计算)中计算得到的各像素(换言之,仅位于第一区域的像素)的炎症强度平均化得到平均值计算为拍摄图像整体的炎症评价值,并将其显示在监视器300的显示画面中。

[0175] [图9的S120(计数值C的判定)]

[0176] 在本处理步骤S120中,判定计数值C是否大于规定的上限阈值。

[0177] [图9的S121(角度 θ 的增加)]

[0178] 在于处理步骤S120(计数值C的判定)中判定计数值C大于规定的上限阈值的情况下(S120:是),执行本处理步骤S121。在这种情况下,位于第二区域的注目像素对应点过多,从而难以高精度地计算炎症评价值。因此,在本处理步骤S120中,为了将位于第二区域的注目像素对应点减少为适当数量,增大角度 θ 。

[0179] [图9的S122(计数值C的判定)]

[0180] 在于处理步骤S120(计数值C的判定)中判定计数值C为规定的上限阈值以下的情况下(S120:否),执行本处理步骤S122。在本处理步骤S122中,判定计数值C是否小于规定的下限阈值。

[0181] [图9的S123(角度 θ 的减小)]

[0182] 在于处理步骤S122(计数值C的判定)中判定计数值C小于规定的下限阈值的情况下(S112:是),执行本处理步骤S123。在这种情况下,位于第二区域的注目像素对应点过少,从而存在不能适当地设定基准轴AX的可能性。因此,在本处理步骤S123中,为了使位于第二区域的注目像素对应点增加至适当数量,减小角度 θ 。

[0183] [图9的S124(炎症评价计算处理的结束判定)]

[0184] 在本处理步骤S124中,例如判定是否由手术者从特殊模式切换为普通模式等其他模式。在未切换为其他的模式的情况下(S124:否),为了对下一帧进行炎症评价值的计算以及显示,图9的炎症评价计算处理返回到处理步骤S122(当前帧的像素数据的输入)。在切换为其他的模式的情况下(S124:是),图9的炎症评价计算处理结束。

[0185] 根据另一实施方式,当进行拍摄条件或拍摄区域逐次变化的动画拍摄时,逐次调整基准轴AX(即,每帧进行再设定。但是,当位于第二区域的注目像素对应点的数量在适当范围(下限阈值至上限阈值之间)内时维持基准轴AX)。因此,即使在拍摄条件或拍摄区域逐次变化的状况下,也能够高精度地逐次计算炎症评价值。

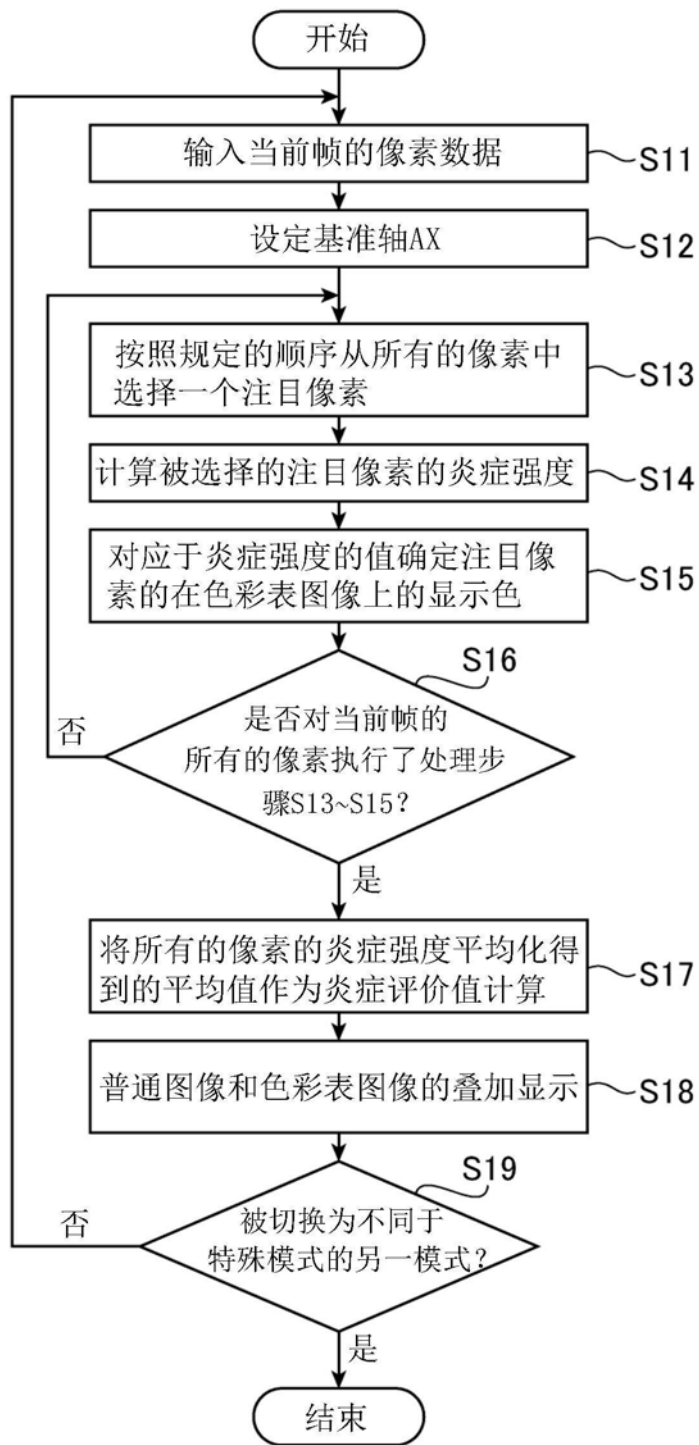


图2

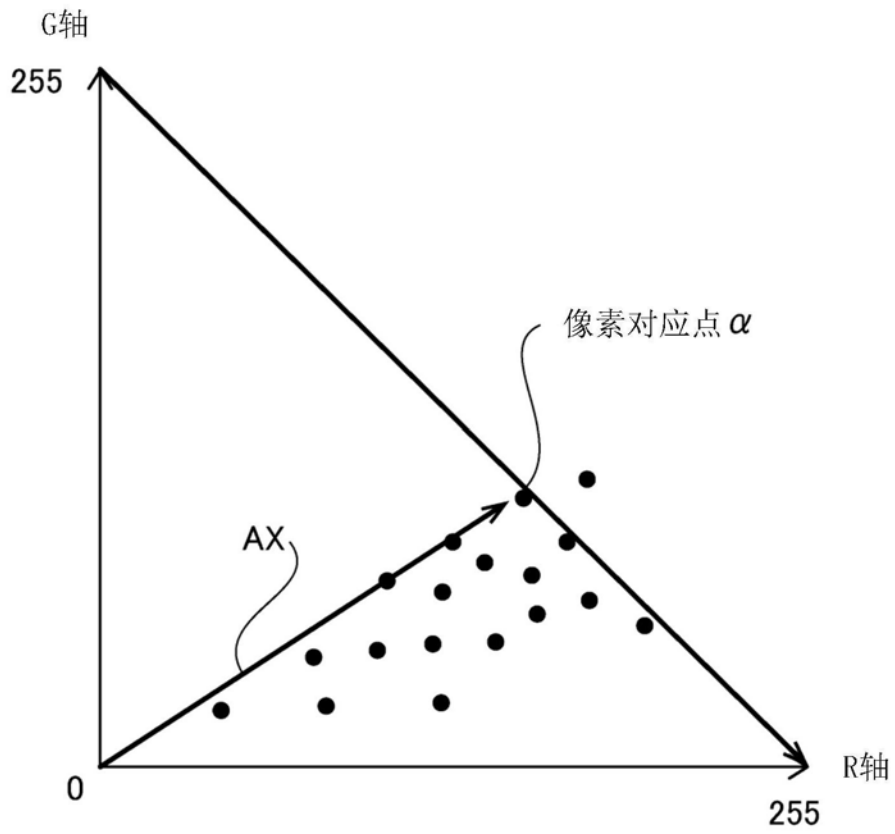


图3

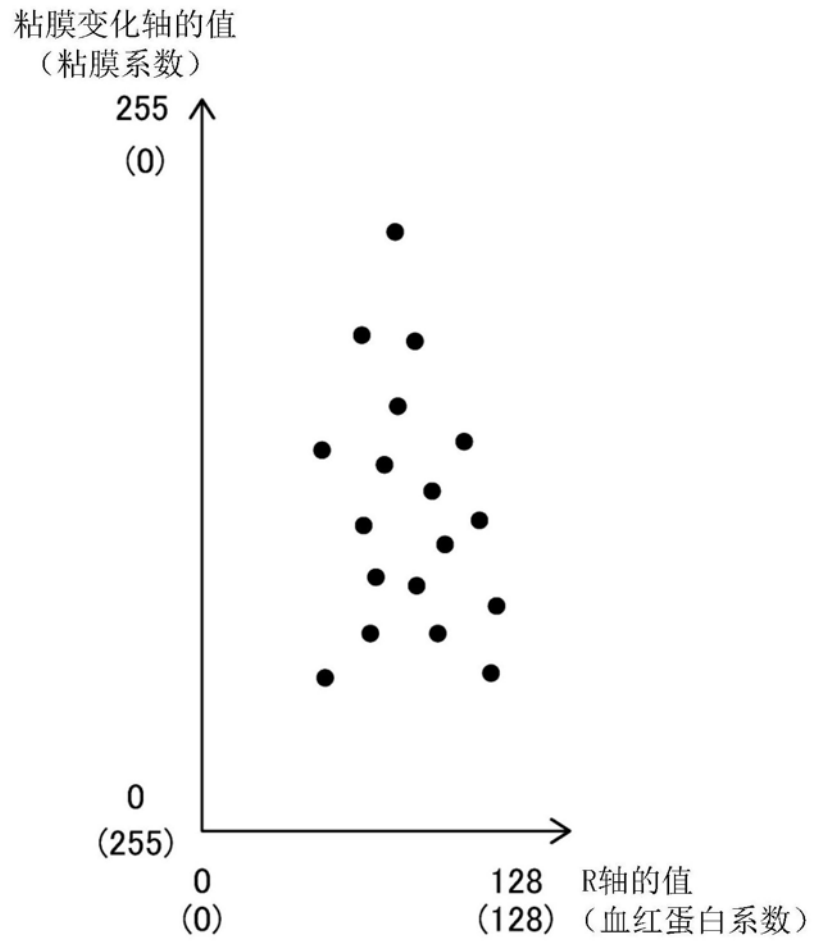


图4

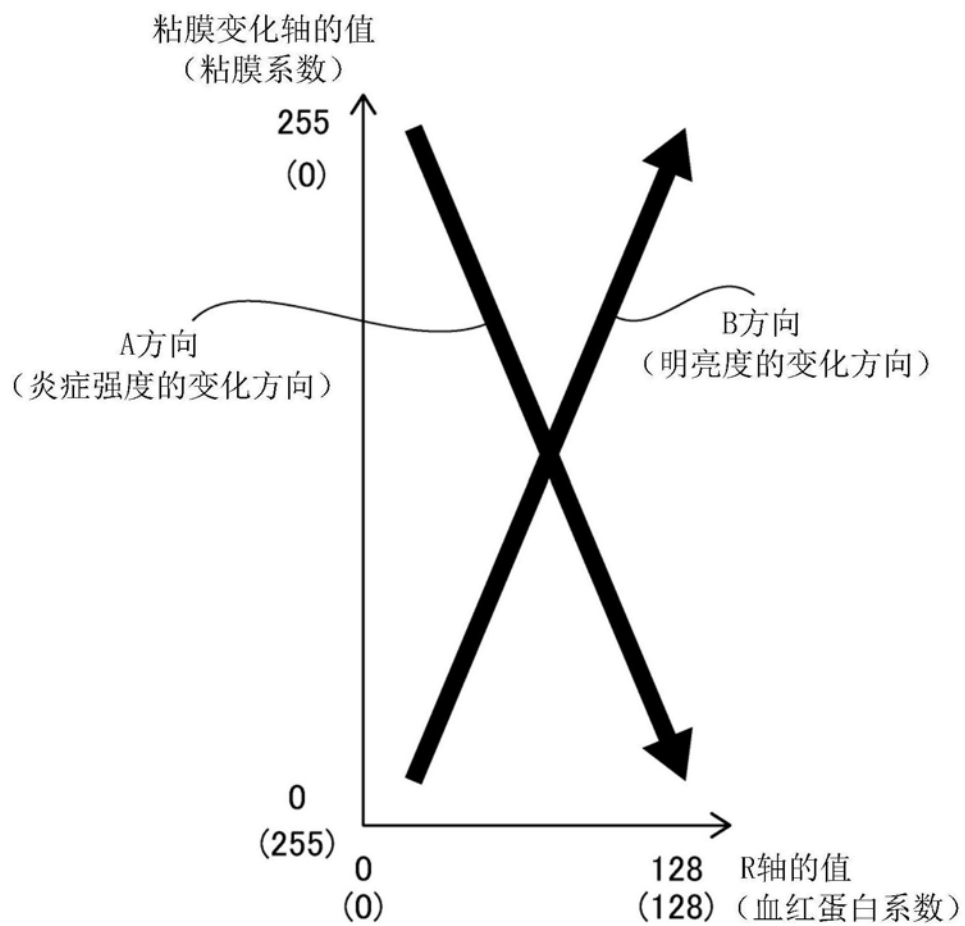


图5

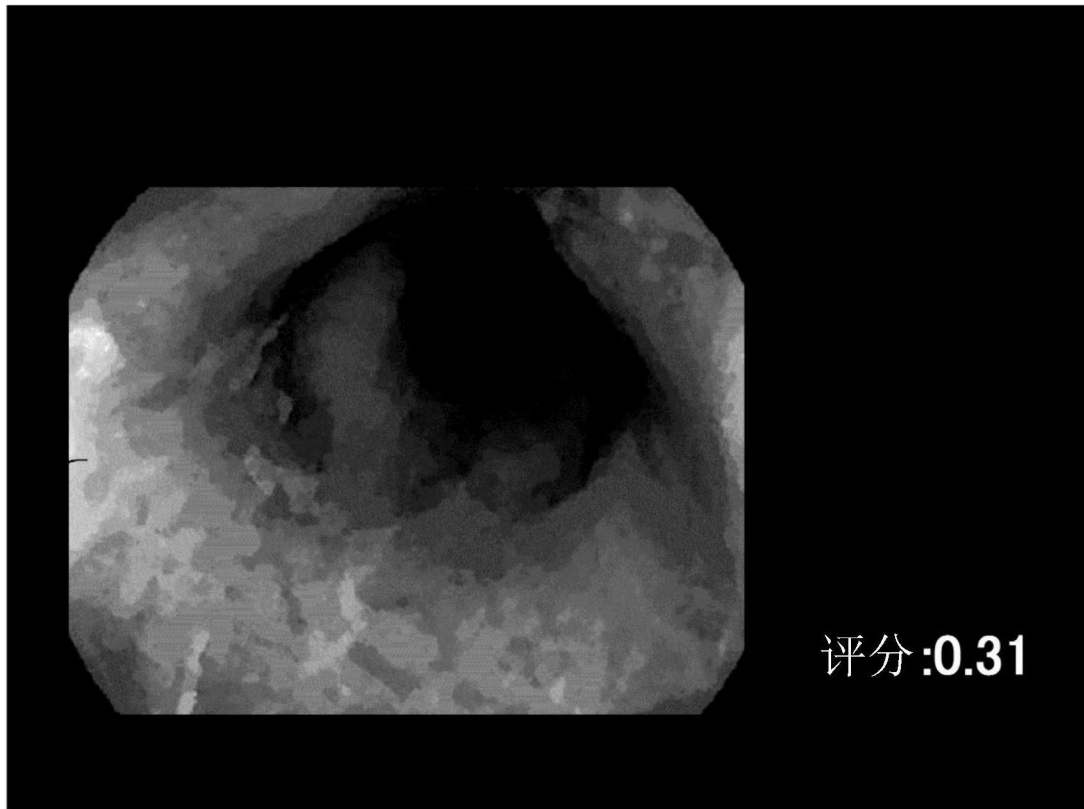


图6

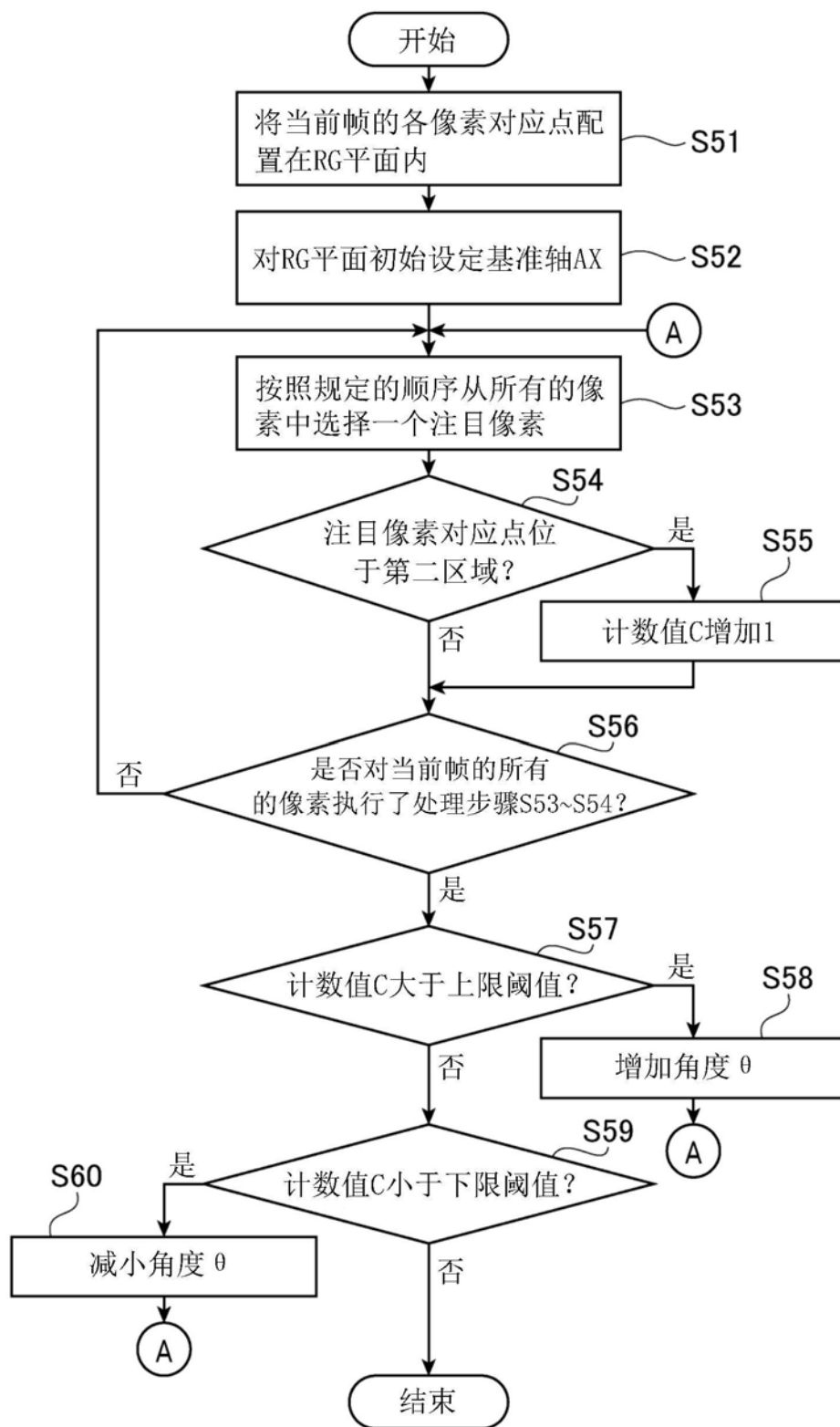


图7

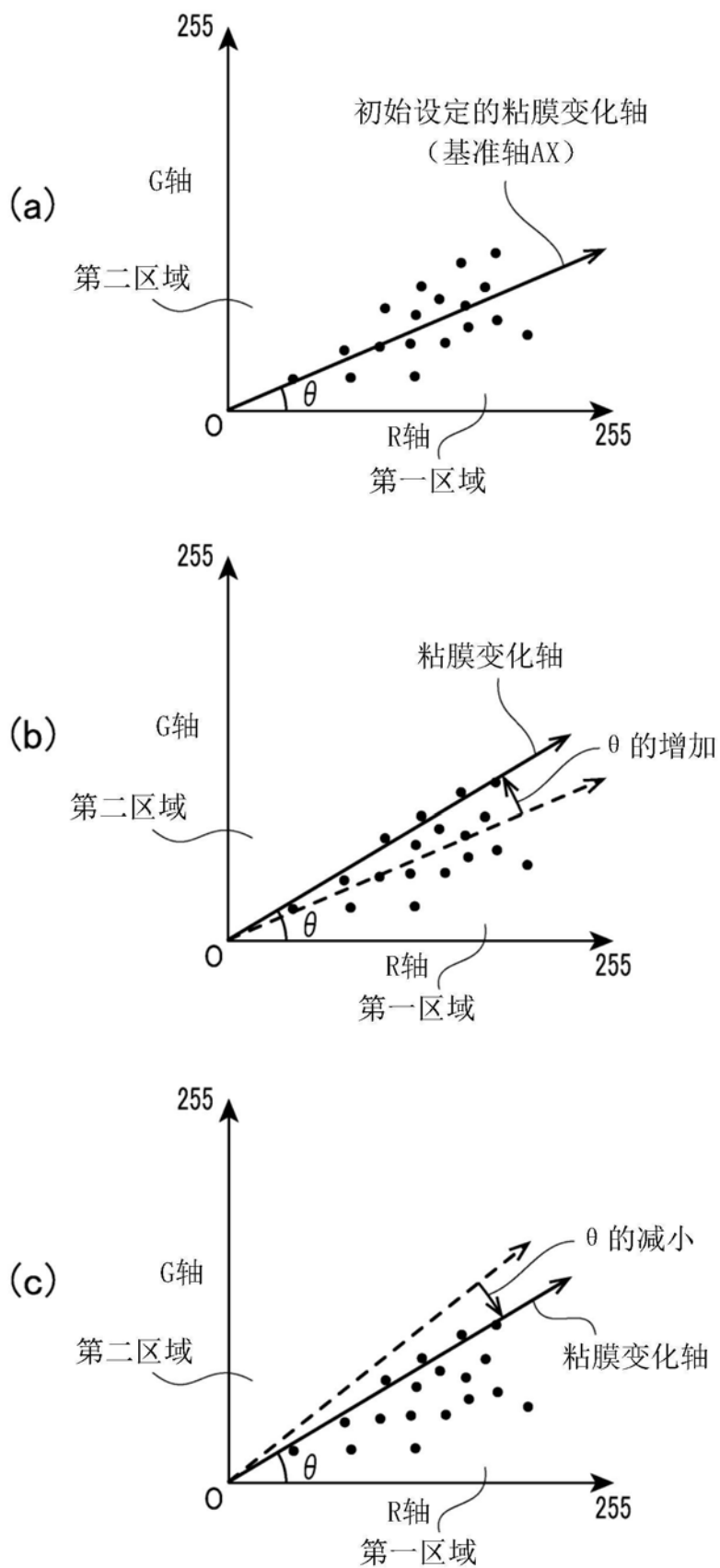


图8

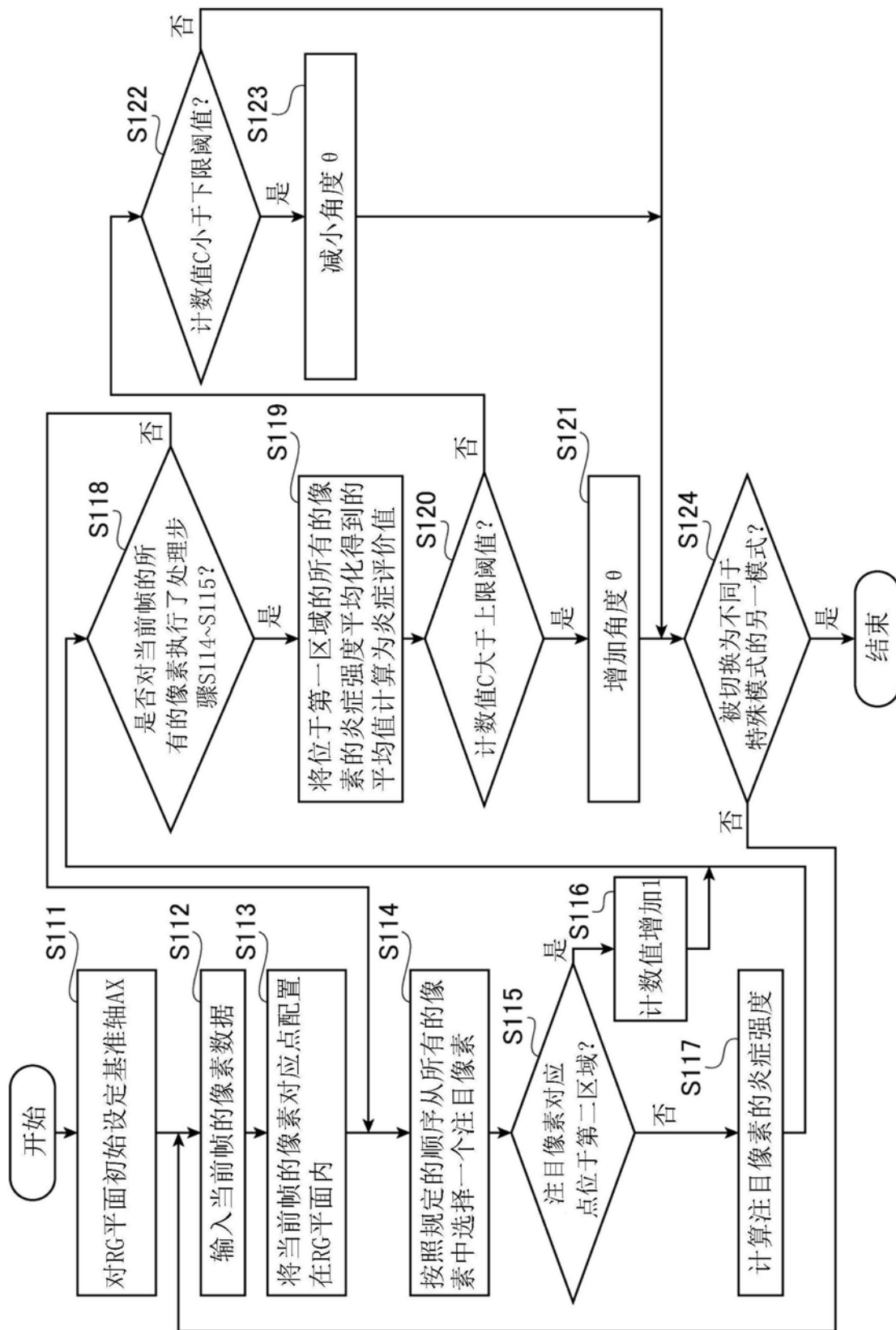


图9

专利名称(译)	评价值计算装置以及电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN106714651B	公开(公告)日	2019-06-28
申请号	CN201680002618.9	申请日	2016-08-12
[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	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/04 A61B5/0084 A61B2576/02 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30028 G06T2207/30096 G16H30/40 A61B1/00048 G06T5/001 G06T7/207		
代理人(译)	程伟		
审查员(译)	任晓帅		
优先权	2015159908 2015-08-13 JP		
其他公开文献	CN106714651A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种评价值计算装置以及电子内窥镜系统，其中，所述电子内窥镜系统被构成为具备：配置单元，将与具有多个色彩成分并构成体腔内的彩色图像的各像素对应的像素对应点按照该像素对应点的色彩成分配置在与规定的色彩空间的原点交叉的对象平面内；轴设定单元，基于配置在对象平面内的各像素对应点，在该对象平面内设定基准轴；评价值计算单元，基于基准轴和各像素对应点的位置关系，计算对于拍摄图像的规定的评价值。

