



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109526202 A

(43)申请公布日 2019.03.26

(21)申请号 201780000875.3

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2017.07.18

A61B 1/045(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.08.24

G02B 23/24(2006.01)

H04N 7/18(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2017/054320 2017.07.18

(87)PCT国际申请的公布数据
W02017/208215 JA 2017.12.07

(71)申请人 HOYA株式会社
地址 日本东京

(72)发明人 牧野贵雄

(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 吴孟秋

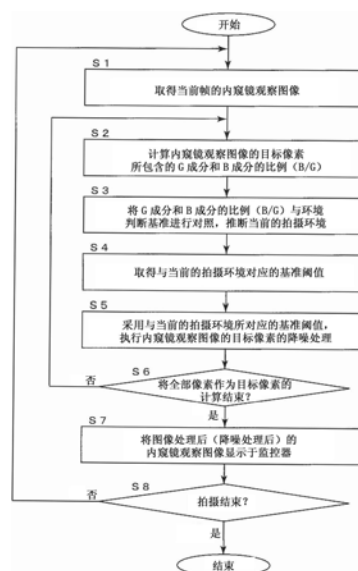
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

图像处理装置以及电子内窥镜系统

(57)摘要

提供一种即便是在拍摄环境产生了变动的情况下也能进行充分的降噪处理来获得高品质的内窥镜观察图像的图像处理装置以及电子内窥镜系统。降噪处理部(24a)从构成内窥镜观察图像的多个像素中设定目标像素和周边像素,并根据目标像素和周边像素的像素值的差分与基准阈值的大小关系来执行目标像素的降噪处理。基准阈值变动处理部(24b)基于目标像素所包含的至少两种颜色成分的比例,使在降噪处理中使用的基准阈值变动。



1. 一种图像处理装置,其特征在于,具有:

降噪处理部,从构成内窥镜观察图像的多个像素中设定目标像素和周边像素,并根据所述目标像素和所述周边像素的像素值的差分与基准阈值的大小关系来执行所述目标像素的降噪处理;以及

基准阈值变动处理部,基于所述目标像素所包含的至少两种颜色成分的比例,使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述基准阈值变动处理部基于所述目标像素所包含的G(绿色)成分与B(蓝色)成分的比例,使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

3. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其特征在于,

所述基准阈值变动处理部用通过原点的倾斜直线将使G成分和B成分为正交的两轴而成的GB平面分割为多个区域,并与所述目标像素所包含的G成分与B成分的比例属于所述GB平面的所述多个区域中的哪一个区域相应地使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,

所述降噪处理部和所述基准阈值变动处理部对所述多个像素中的各像素执行使所述基准阈值发生了变动的所述降噪处理。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,

所述降噪处理部和所述基准阈值变动处理部对所述多个像素整体或将所述多个像素分割而得的多个像素组中的各像素组执行使所述基准阈值发生了变动的所述降噪处理。

6. 一种电子内窥镜系统,具有电子内窥镜和图像处理装置,所述电子内窥镜取得内窥镜观察图像,所述图像处理装置对所述内窥镜观察图像实施图像处理,所述电子内窥镜系统其特征在于,

所述图像处理装置具有:

降噪处理部,从构成所述内窥镜观察图像的多个像素中设定目标像素和周边像素,并根据所述目标像素和所述周边像素的像素值的差分与基准阈值的大小关系来执行所述目标像素的降噪处理;以及

基准阈值变动处理部,基于所述目标像素所包含的至少两种颜色成分的比例,使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

7. 根据权利要求6所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述基准阈值变动处理部基于所述目标像素所包含的G(绿色)成分与B(蓝色)成分的比例,使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

8. 根据权利要求7所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述基准阈值变动处理部用通过原点的倾斜直线将使G成分和B成分为正交的两轴而成的GB平面分割为多个区域,并与所述目标像素所包含的G成分与B成分的比例属于所述GB平面的所述多个区域中的哪一个区域相应地使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

9. 根据权利要求6至8中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述降噪处理部和所述基准阈值变动处理部对所述多个像素中的各像素执行使所述基准阈值发生了变动的所述降噪处理。

10. 根据权利要求6至8中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述降噪处理部和所述基准阈值变动处理部对所述多个像素整体或将所述多个像素分割而得的多个像素组中的各像素组执行使所述基准阈值发生了变动的所述降噪处理。

图像处理装置以及电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理装置以及电子内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在专利文献1中公开了取得通过普通光拍摄到的普通观察图像以及通过比普通光窄带的窄带光拍摄到的窄带观察图像作为内窥镜观察图像并对它们进行显示的电子内窥镜系统。

[0003] 在专利文献2中公开了利用被称为 ϵ 滤波器的技术来执行图像的降噪处理的图像处理装置以及图像处理方法。 ϵ 滤波器从构成图像的多个像素中设定目标像素和周边像素，并仅将目标像素和周边像素的像素值的差分为基准阈值以下的部分用于平均化，从而留下目标像素和周边像素的像素值的差分超过基准阈值的高频成分来执行目标像素的降噪处理。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1：特开2015-223249号公报

[0007] 专利文献2：特开2008-124976号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的技术问题

[0009] 但是，在内窥镜观察中，会频繁地发生从利用普通光的普通光观察切换为利用窄带光的窄带光观察的、撒靛蓝胭脂红、碘等药品这样的拍摄环境发生大的变动的情况。在将具有可预先设定的阈值的现有的 ϵ 滤波器直接应用于内窥镜的图像处理时，存在受拍摄环境的变动的影响而使降噪处理不充分、导致内窥镜观察图像的品质变差的担忧。

[0010] 本发明是基于以上的问题认知而做出的，其目的之一在于，提供一种即便是在拍摄环境产生了变动的情况下也可以进行充分的降噪处理来获得高品质的内窥镜观察图像的图像处理装置以及电子内窥镜系统。

[0011] 用于解决技术问题的方案

[0012] 本发明的一方面的图像处理装置其特征在于，具有：降噪处理部，从构成内窥镜观察图像的多个像素中设定目标像素和周边像素，并根据所述目标像素和所述周边像素的像素值的差分与基准阈值的大小关系来执行所述目标像素的降噪处理；以及基准阈值变动处理部，基于所述目标像素所包含的至少两种颜色成分的比例，使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

[0013] 本发明的一方面的电子内窥镜系统具有电子内窥镜和图像处理装置，所述电子内窥镜取得内窥镜观察图像，所述图像处理装置对所述内窥镜观察图像实施图像处理，所述电子内窥镜系统其特征在于，所述图像处理装置具有：降噪处理部，从构成所述内窥镜观察图像的多个像素中设定目标像素和周边像素，并根据所述目标像素和所述周边像素的像素

值的差分与基准阈值的大小关系来执行所述目标像素的降噪处理;以及基准阈值变动处理部,基于所述目标像素所包含的至少两种颜色成分的比例,使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

[0014] 所述基准阈值变动处理部可基于所述目标像素所包含的G(绿色)成分与B(蓝色)成分的比例,使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

[0015] 所述基准阈值变动处理部可以用通过原点的倾斜直线将使G成分和B成分为正交的两轴而成的GB平面分割为多个区域,并与所述目标像素所包含的G成分与B成分的比例属于所述GB平面的所述多个区域中的哪一个区域相应地使用于所述降噪处理的所述基准阈值变动。

[0016] 所述降噪处理部和所述基准阈值变动处理部可对所述多个像素中的各像素执行使所述基准阈值发生了变动的所述降噪处理。

[0017] 所述降噪处理部和所述基准阈值变动处理部可对所述多个像素整体或将所述多个像素分割而得的多个像素组中的各像素组执行使所述基准阈值发生了变动的所述降噪处理。

[0018] 发明效果

[0019] 根据本发明,可以提供一种即便是在拍摄环境产生了变动的情况下也能进行充分的降噪处理来获得高品质的内窥镜观察图像的图像处理装置以及电子内窥镜系统。

附图说明

[0020] 图1是示出根据本实施方式的电子内窥镜系统的构成的框图。

[0021] 图2是示出 ϵ 滤波器处理部的降噪处理的概念图。

[0022] 图3是示出基准阈值变动处理部的基准阈值变动处理的概念图。

[0023] 图4是将构成普通观察图像的各像素标示于GB平面的图。

[0024] 图5是示出从普通观察状态转变为了窄带观察状态或药品散布状态(靛蓝胭脂红散布状态)时的各像素的标示的变动的图。

[0025] 图6是示出根据本实施方式的图像处理的流程图。

具体实施方式

[0026] 参照图1~图6对根据本实施方式的电子内窥镜系统1进行说明。如图1所示,电子内窥镜系统1具有电子内窥镜10、处理器(图像处理装置、光源装置)20以及监控器30。

[0027] 虽然在图1中省略了详细形状,但电子内窥镜10具有供操作者把持的把持操作部、从把持操作部延伸出的具有可挠性的插入部、从把持操作部向插入部的相反侧延伸的通用管、以及设置于通用管的前端部的连接器部。

[0028] 在电子内窥镜10中内置有光导纤维11。光导纤维11通过电子内窥镜10的插入部、把持操作部和通用管而延伸至连接器部的内部。如果电子内窥镜10的连接器部与处理器20的连接器部连接,则电子内窥镜10和处理器20光学地连接。于是,从内置于处理器20的带滤波器的光源部21发出的照明光(后述的普通光或窄带光)在光导纤维11的内部传导,通过设置于电子内窥镜10的插入部的前端部的照明透镜12以规定的光分布向外侧射出。

[0029] 带滤波器的光源部21具有发射包括R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)各波段的白色光的

高亮度灯(例如氙灯、卤素灯、水银灯、金属卤化灯等)。此外,带滤波器的光源部21具有位于高亮度灯发出的白色光的光路上的滤波器单元。滤波器单元在旋转式滤波器转台上设置有白色用滤波器和窄带(狭带域)滤波器,白色用滤波器使高亮度灯发出的白色光通过而使其为普通光,窄带滤波器缩窄高亮度灯发出的白色光的波段而使其为窄带光。窄带滤波器在RGB的各波段具有半高宽窄的光谱透射率。通过旋转驱动滤波器单元的旋转式滤波器转台,高亮度灯发出的白色光交替地通过白色用滤波器和窄带滤波器,从带滤波器的光源部21交替发出普通光和比该普通光窄带的窄带光。窄带光的波段在比普通光的波段窄的限定下是自由设定的,例如,可以使其为与血红蛋白的光谱特性相符的波段。带滤波器的光源部21例如是上述专利文献2所公开的公知技术,故省略进一步的详细说明。

[0030] 在电子内窥镜10的插入部的前端部设置有摄像单元13。摄像单元13是通过环氧树脂等树脂材料将包括物镜13a和对透过了物镜13a的被拍摄体像进行摄像的CCD13b的多个构成部分一体化后的单元。CCD13b交替取得基于从带滤波器的光源部21通过光导纤维11和照明透镜12交替射出的普通光和窄带光的普通观察图像信号和窄带观察图像信号。该普通观察图像信号和窄带观察图像信号经由信号传输缆线14被传输至处理器20。

[0031] 处理器20具有控制部22、观察图像输入部(图像输入处理部)23、图像处理部(运算部)24、图像存储器25以及显示处理部26。控制部22总体控制处理器20的所有构成部分。

[0032] 观察图像输入部23对经由电子内窥镜10的信号传输缆线14传输来的普通观察图像信号和窄带观察图像信号实施输入处理,将其作为普通观察图像和窄带观察图像输入。输入到观察图像输入部23的普通观察图像和窄带观察图像是“内窥镜观察图像”。

[0033] 图像处理部24对输入到了观察图像输入部23的内窥镜观察图像实施图像处理。图像处理部24具有 ϵ 滤波器处理部(降噪处理部)24a和基准阈值变动处理部(阈值计算部)24b。

[0034] ϵ 滤波器处理部24a从构成内窥镜观察图像的多个像素中设定目标像素(关注像素)和周边像素,并根据目标像素和周边像素的像素值的差分与基准阈值的大小关系来执行目标像素的降噪处理。

[0035] 图2是示出 ϵ 滤波器处理部24a的降噪处理的概念图。在该图的例子中,将构成内窥镜观察图像的多个像素设为 3×3 的9像素(P11、P12、P13、P21、P22、P23、P31、P32、P33),并将位于这多个像素的中心的像素P22设为目标像素,将与该目标像素P22相邻的八个像素P11、P12、P13、P21、P23、P31、P32、P33设为周边像素。需要注意的是,目标像素和周边像素的关系并不限定于这里例示的内容,可自由进行设定。例如,既可以仅将与目标像素相邻的像素中的一部分作为周边像素,也可以将不与目标像素相邻而是包围其的像素(例如,跳过1像素)作为周边像素。

[0036] ϵ 滤波器处理部24a计算目标像素P22与周边像素P11、P12、P13、P21、P23、P31、P32、P33的差分,并判断该差分是否是基准阈值以上。在图2的例子中,以绿色的背景示出目标像素P22以及上述差分为基准阈值以上的周边像素P23、P32、P33,并以涂白的背景示出上述差分小于基准阈值的周边像素P11、P12、P13、P21、P31。然后, ϵ 滤波器处理部24a通过取目标像素P22和上述差分小于基准阈值的周边像素P11、P12、P13、P21、P31的平均值,从而求得降低了噪声的新的目标像素(校正后的目标像素)P22'。上述差分为基准阈值以上的周边像素P23、P32、P33例如有边缘部分等的可能性,如果将其用于平均化,则可能成为内窥镜观察图

像模糊的原因。于是,通过舍去上述差分为基准阈值以上的周边像素P23、P32、P33,从而可以实现高精度的降噪处理。用于求得P22'的具体的计算式如下所示。

[0037] $P22' = (P11+P12+P13+P21+P31+P22) / 6$

[0038] 基准阈值变动处理部24b基于目标像素(上述例子中为P22)所包含的R(红色)成分、G(绿色)成分和B(蓝色)成分中的G成分与B成分的比例,使用于ε滤波器处理部24a的降噪处理的基准阈值变动。

[0039] 图3是示出基准阈值变动处理部24b的基准阈值变动处理的概念图。如该图所示,基准阈值变动处理部24b用通过原点的三条倾斜直线将使G成分和B成分为正交的两轴而成的GB平面分割为四个区域,并与目标像素所包含的G成分与B成分的比例属于GB平面的四个区域中的哪一个相应地使用于ε滤波器处理部24a的降噪处理的基准阈值变动。

[0040] 这里,在B成分取一定的值的情况下,将斜率最小的直线(G成分的比例最大的直线)作为倾斜直线1,将斜率第二小的直线(G成分的比例第二大的直线)作为倾斜直线2,将斜率最大的直线(G成分的比例最小的直线)作为倾斜直线3。

[0041] 本发明的发明人基于各种取样等的经验,对于观察环境(拍摄环境),发现了倾斜直线1的下侧区域是“碘散布观察状态”、倾斜直线1和倾斜直线2之间的区域是“窄带光观察状态”、倾斜直线2和倾斜直线3之间的区域是“普通光观察状态”、倾斜直线3的上侧区域是“靛蓝胭脂红散布观察状态”。

[0042] 例如,基准阈值变动处理部24b在观察环境是“碘散布观察状态”时将基准阈值设定为最大,在观察环境是“窄带光观察状态”时将基准阈值设定为最小,在观察环境是“普通光观察状态”时将基准阈值设定为第二大,在观察环境为“靛蓝胭脂红散布观察状态”时将基准阈值设定为第三大。这是因为,在窄带光观察状态、靛蓝胭脂红散布观察状态下,强调细微的特征,因此,优选不将基准阈值设定得过大(如果基准阈值过大,则细微的特征也会模糊),另一方面,在碘散布观察状态下,不捕捉细微的特征、且比普通光观察状态看起来更暗(噪声多),因此,优选将基准阈值设定得大。

[0043] 需要说明的是,在图3中,通过原点的倾斜直线的条数和由倾斜直线分隔出的区域的数量具有自由度,可进行各种设计变更。例如,既可以通过一条倾斜直线将GB平面分割为两个区域,也可以通过两条倾斜直线将GB平面分割为三个区域。即、可以通过n条倾斜直线将GB平面分割为n+1个区域(n为正整数)。此外,作为辨别对象的观察环境(拍摄环境)并不限于图3所示(碘散布、窄带光、普通观察、靛蓝胭脂红散布),可进行各种设计变更。

[0044] 这样,图像处理部24的ε滤波器处理部24a和基准阈值变动处理部24b对于构成内窥镜观察图像的多个像素的各像素执行使基准阈值变动的降噪处理。

[0045] 图4是将构成普通观察图像的各像素标示于GB平面后的图。图5是示出从普通观察状态转变为了窄带观察状态或药品散布状态(靛蓝胭脂红散布状态)时的各像素的标示(プロット)的变动的图。

[0046] 在内窥镜观察图像中,R成分是支配性的,因此,G成分和B成分的值以大致相同的比例变动,GB平面的标示呈大致一直线的形状。可以将该直线的斜率(B/G)视为用于判断观察环境(拍摄环境)的特征量。

[0047] 如图4所示,在普通观察图像的情况下,G成分和B成分的比例为大致1:1的关系,直线的斜率接近1。与此相对地,如图5所示,如果从普通观察状态转变为了窄带观察状态或药

品散布状态(靛蓝胭脂红散布状态)时,G成分和B成分的平衡被打破,直线的斜率变为小于1或大于1。此时,根据直线的斜率为什么样的值来推断当前的观察环境(拍摄环境),通过设定为了用于各观察环境所准备的基准阈值,可以获得最优的降噪效果(参照图3)。

[0048] 上述的直线的斜率(B/G)可以按各个像素单独地计算。或者,也可以求出图像整体的斜率的平均值,将其作为应用于整个图像(代表图像)的斜率来求出对应的基准阈值,并将该基准阈值一概地应用于整个图像。即、图3中的倾斜直线的设定方法具有自由度,可进行各种设计变更。

[0049] 图像存储器25存储经图像处理部24实施了图像处理的内窥镜观察图像。显示处理部26使图像存储器25中存储的内窥镜观察图像在监控器30上显示。

[0050] 参照图6的流程图,对本实施方式的电子内窥镜系统1以及处理器20的图像处理进行说明。

[0051] 在步骤S1中,图像处理部24取得当前帧的内窥镜观察图像。

[0052] 在步骤S2中,图像处理部24的基准阈值变动处理部24b计算在步骤S1中取得的内窥镜观察图像的目标像素所包含的G成分和B成分的比例(B/G)。

[0053] 在步骤S3中,图像处理部24的基准阈值变动处理部24b将在步骤S2中计算出的G成分和B成分的比例(B/G)与环境判断基准进行对照,推断当前的拍摄环境。例如,图像处理部24的基准阈值变动处理部24b根据由在步骤S2中计算出的G成分和B成分的比例(B/G)所限定的标示属于GB平面的哪一个区域来推断当前的拍摄环境是上述的碘散布、窄带光、普通观察、靛蓝胭脂红散布中的哪一种。

[0054] 在步骤S4中,图像处理部24的基准阈值变动处理部24b取得(设定)与在步骤S3中推断的当前的拍摄环境对应的基准阈值。

[0055] 在步骤S5中,图像处理部24的 ϵ 滤波器处理部24a采用在步骤S4中取得的基准阈值,执行内窥镜观察图像的目标像素的降噪处理。

[0056] 在步骤S6中,图像处理部24判断将内窥镜观察图像的全部像素作为目标像素的计算是否结束。在判断为将内窥镜观察图像的全部像素作为目标像素的计算已经结束时(步骤S6:是),进入步骤S7。当判断为将内窥镜观察图像的全部像素作为目标像素的计算未结束时(步骤S6:否),在使内窥镜观察图像的目标像素移位(シフト)后,重复步骤S2~步骤S5的处理循环。

[0057] 在步骤S7中,显示处理部26使图像处理部24的图像处理(后)(ϵ 滤波器处理部24a和基准阈值变动处理部24b的降噪处理后)的内窥镜观察图像在监控器30上显示。

[0058] 在步骤S8中,判断电子内窥镜系统1的拍摄是否结束。在判断为电子内窥镜系统1的拍摄已经结束时(步骤S8:是),则结束处理。在判断为电子内窥镜系统1的拍摄未结束时(仍在继续)(步骤S8:否),则重复步骤S1~步骤S7的处理循环。

[0059] 这样,根据本实施方式的电子内窥镜系统1以及处理器20, ϵ 滤波器处理部(降噪处理部)24a从构成内窥镜观察图像的多个像素中设定目标像素和周边像素,并根据目标像素和周边像素的像素值的差分与基准阈值的大小关系来执行目标像素的降噪处理,基准阈值变动处理部24b基于目标像素所包含的至少两种颜色成分的比例,使用于降噪处理的基准阈值变动。由此,即使是在观察环境(拍摄环境)产生了变动的情况下也可以进行充分的降噪处理来获得高品质的内窥镜观察图像。

[0060] 更具体地说,在本实施方式的电子内窥镜系统1以及处理器20中,在采用了窄带光观察、药品散布时,自动地对其进行识别、且自动地进行基准阈值的校正,从而无需用户的操作即可获得最优的降噪效果。也就是说,在本实施方式中,根据观察环境(拍摄环境)的变化,动态地(实时地)设定最优的基准阈值。

[0061] 在以上的实施方式中,举例示出了基准阈值变动处理部24b基于目标像素所包含的G成分和B成分的比例来使用于降噪处理的基准阈值变动的情况进行了说明。但是,用于使基准阈值变动的指标并不限于于此,可以进行各种设计变更。例如,基准阈值变动处理部24b也可以基于目标像素所包含的G成分和R成分的比例(G/R)、B成分和R成分的比例(B/R)来使用于降噪处理的基准阈值变动。进而,基准阈值变动处理部24b也可以在将RGB转换为YCbCr等别的颜色空间之后再使用它们的比例。即、基准阈值变动处理部24b只要基于目标像素所包含的至少两种颜色成分的比例使在降噪处理中使用的基准阈值变动即可。

[0062] 在以上的实施方式中,举例示出了图像处理部24的 ϵ 滤波器处理部24a和基准阈值变动处理部24b对构成内窥镜观察图像的多个像素中的各像素执行使基准阈值发生了变动的降噪处理的情况进行了说明。但是,图像处理部24的 ϵ 滤波器处理部24a和基准阈值变动处理部24b也可以对构成内窥镜观察图像的多个像素整体(全体)或将该多个像素分割而得的多个像素组中的各像素组执行使基准阈值发生了变动的降噪处理。

[0063] 在以上的实施方式中,举例示出了采用基于图像处理部24的 ϵ 滤波器处理部24a的 ϵ 滤波器技术的降噪处理进行了说明,但用于降噪处理的算法并不限于 ϵ 滤波器。即、只要是同目标像素和周边像素的像素值的差分与基准阈值的大小关系相应地来执行目标像素的降噪处理即可。例如,除了 ϵ 滤波器之外,还可以将本发明应用于使用目标像素和周边像素的像素值的差分的数字滤波器、例如双边滤波器等。

[0064] 在以上的实施方式中,举例示出了对所谓的去马赛克后的RGB图像实施降噪处理的情况进行了说明,但也可以对所谓的去马赛克前的RAW图像实施降噪处理。在对去马赛克前的RAW图像实施降噪处理时,为了计算B成分和G成分的比例(B/G),从邻近像素、前1帧的RGB图像取得所需的信息。

[0065] 工业实用性

[0066] 本发明的图像处理装置以及电子内窥镜系统例如适宜搭载于医疗用的内窥镜领域的图像处理装置以及电子内窥镜系统中。

[0067] 附图标记说明

[0068] 1 电子内窥镜系统

[0069] 10 电子内窥镜

[0070] 11 光导纤维

[0071] 12 照明透镜

[0072] 13 摄像单元

[0073] 13a 物镜

[0074] 13b CCD

[0075] 14 信号传输缆线

[0076] 20 处理器(图像处理装置、光源装置)

[0077] 21 带滤波器的光源部

[0078]	22	控制部
[0079]	23	观察图像输入部 (图像输入处理部)
[0080]	24	图像处理部 (运算部)
[0081]	24a	ϵ 滤波器处理部 (降噪处理部)
[0082]	24b	基准阈值变动处理部 (阈值计算部)
[0083]	25	图像存储器
[0084]	26	显示处理部
[0085]	30	监控器

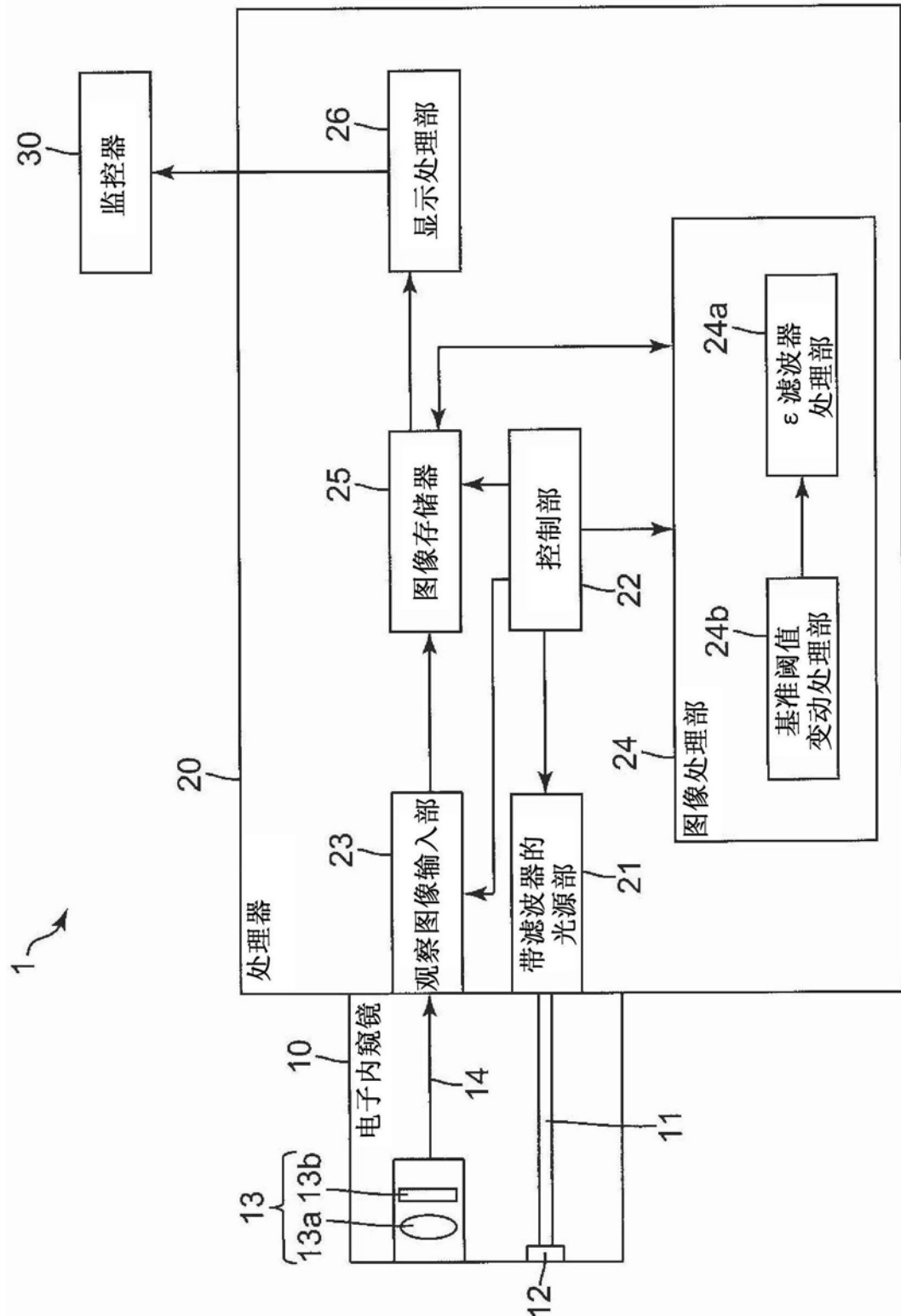


图1

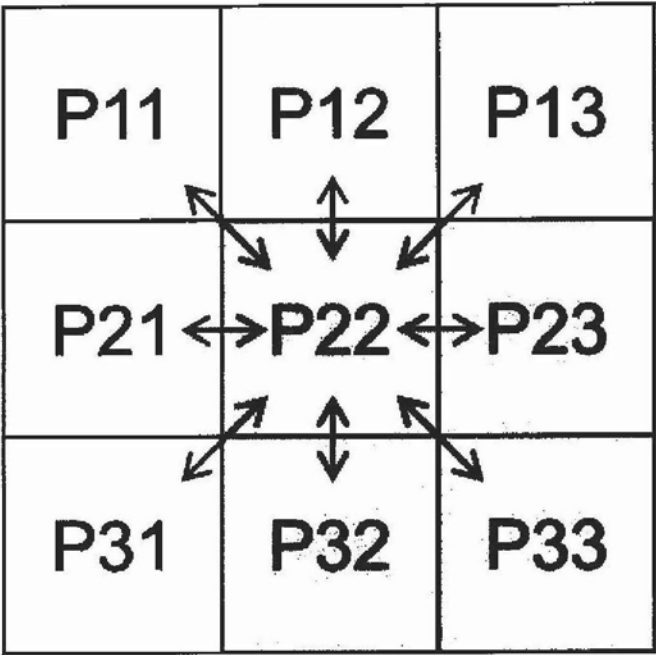


图2

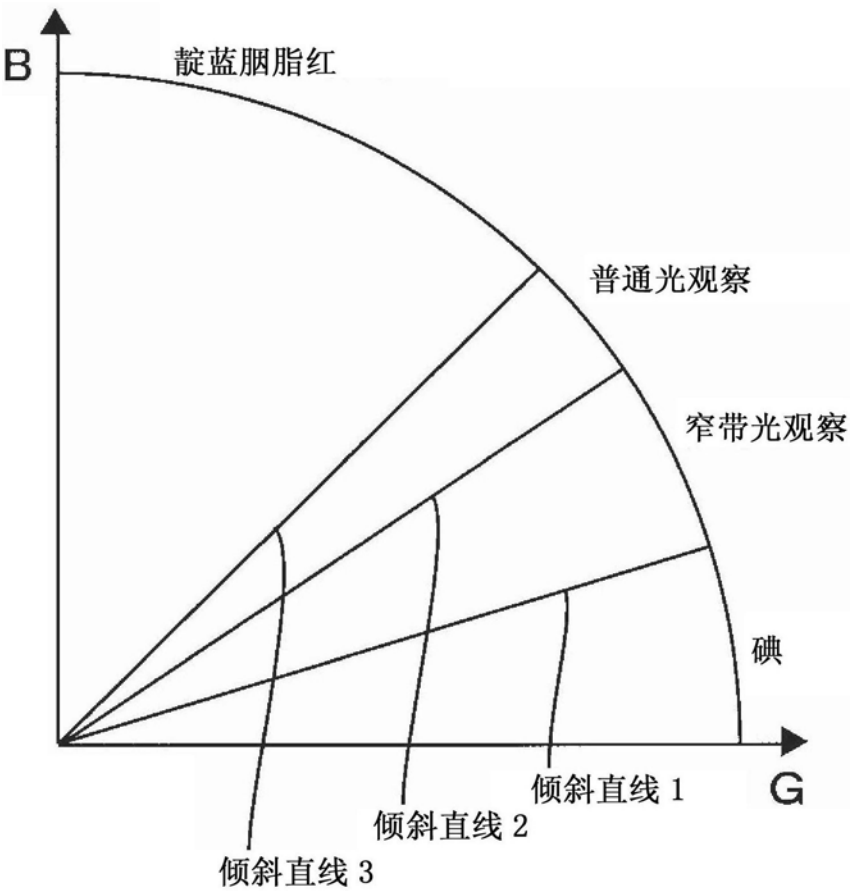


图3

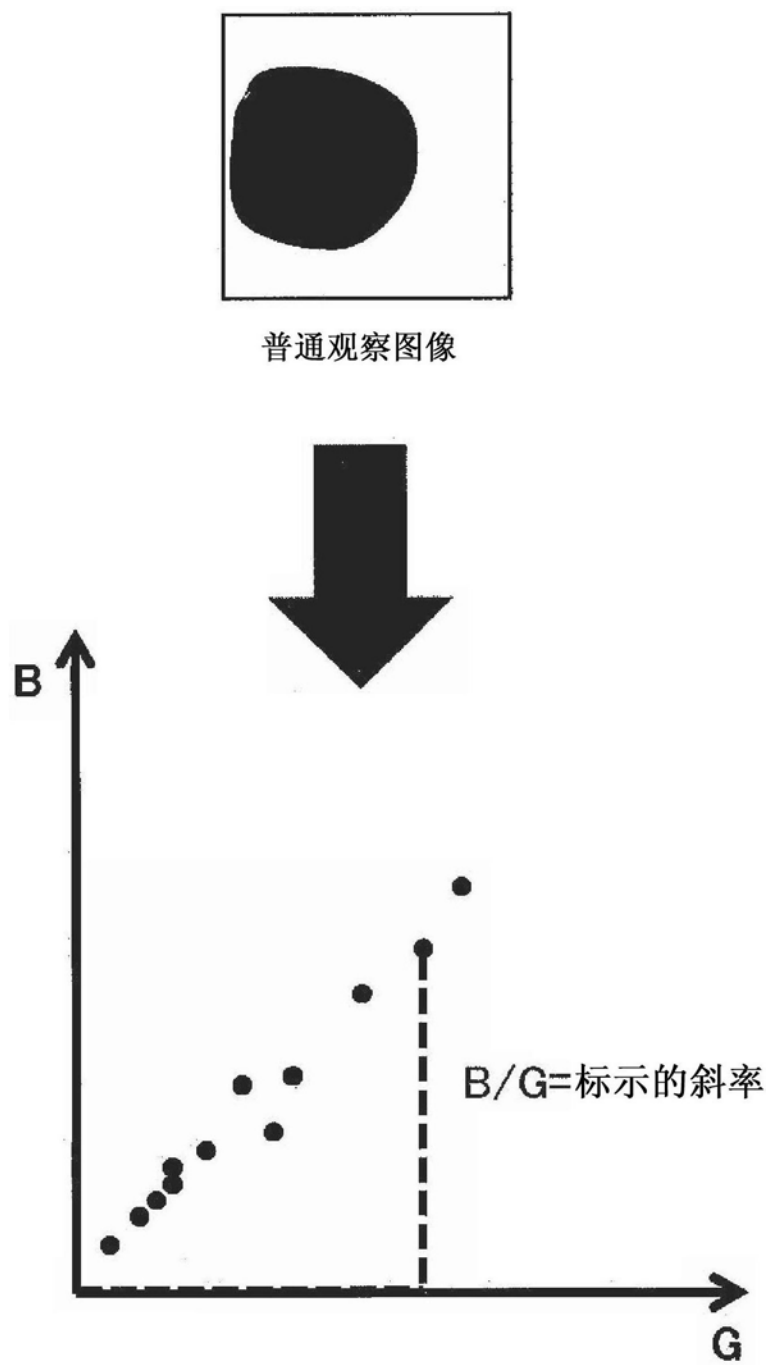


图4

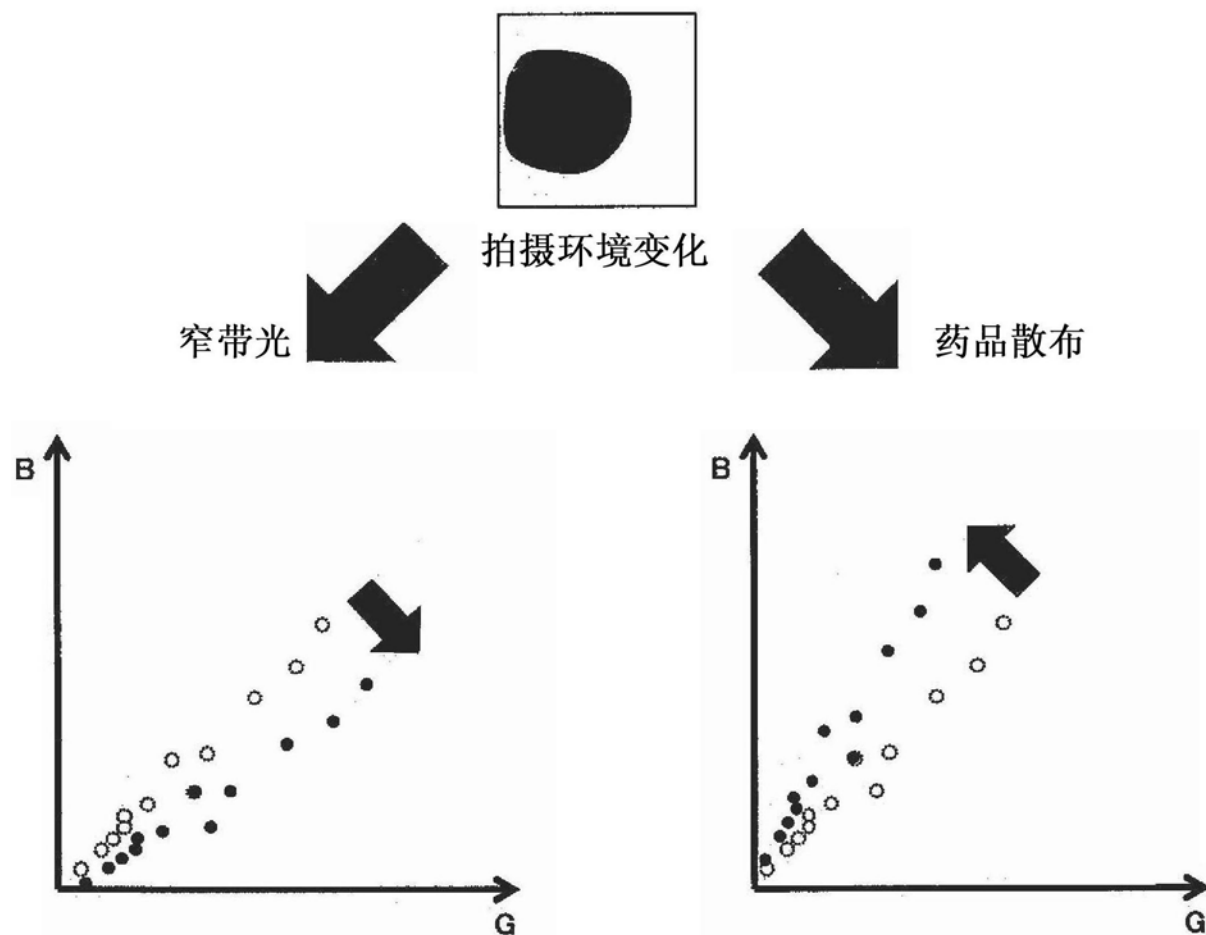


图5

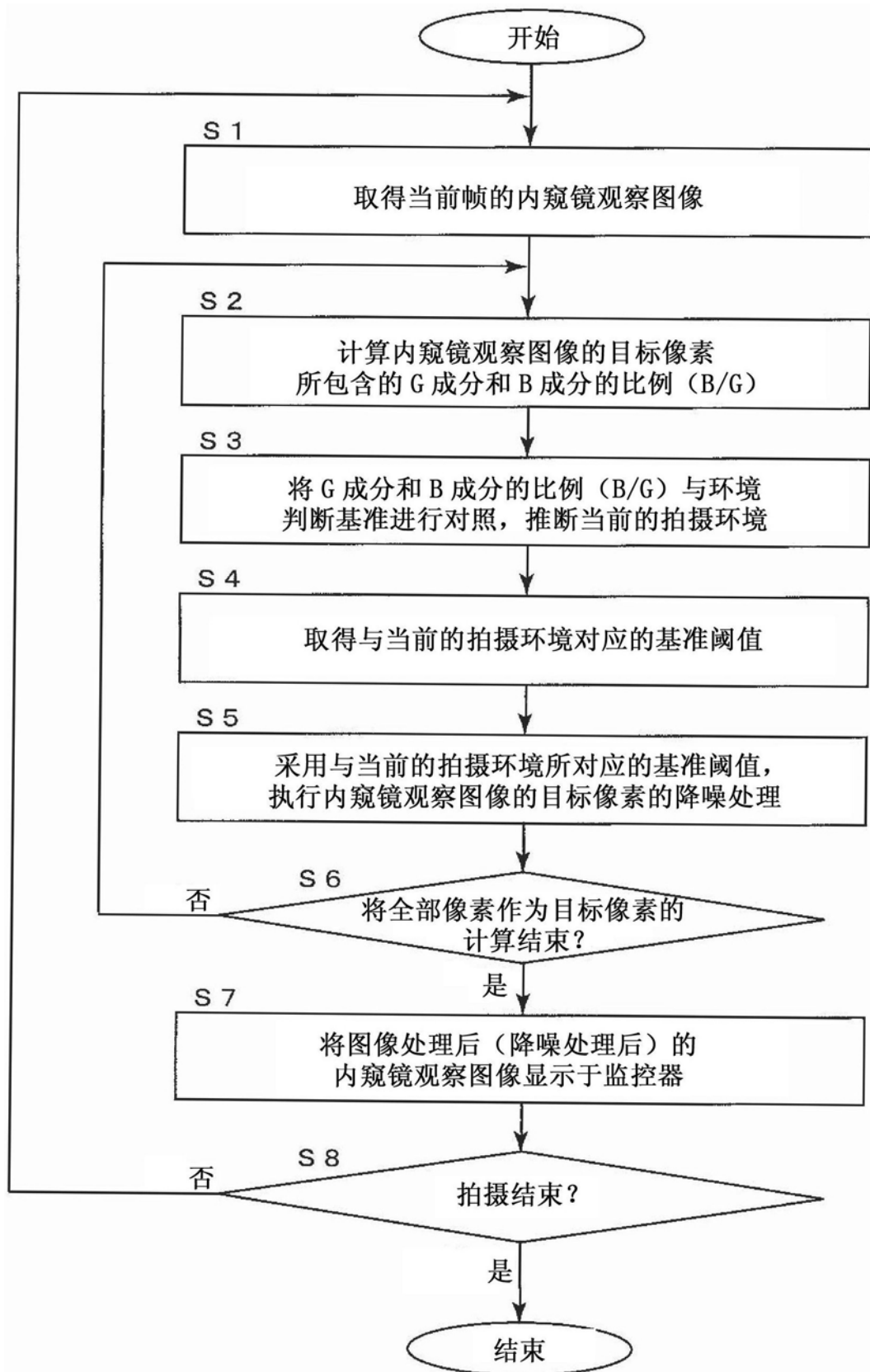


图6

专利名称(译)	图像处理装置以及电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN109526202A	公开(公告)日	2019-03-26
申请号	CN201780000875.3	申请日	2017-07-18
[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	A61B1/045 G02B23/24 H04N7/18		
优先权	2016110887 2016-06-02 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种即便是在拍摄环境产生了变动的情况下也能进行充分的降噪处理来获得高品质的内窥镜观察图像的图像处理装置以及电子内窥镜系统。降噪处理部(24a)从构成内窥镜观察图像的多个像素中设定目标像素和周边像素，并根据目标像素和周边像素的像素值的差分与基准阈值的大小关系来执行目标像素的降噪处理。基准阈值变动处理部(24b)基于目标像素所包含的至少两种颜色成分的比例，使在降噪处理中使用的基准阈值变动。

