



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109068945 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780020241.4

(22)申请日 2017.03.24

(30)优先权数据

2016-064853 2016.03.29 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/012038 2017.03.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/170233 JA 2017.10.05

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72)发明人 三岛崇弘

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 王亚爱

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

H04N 7/18(2006.01)

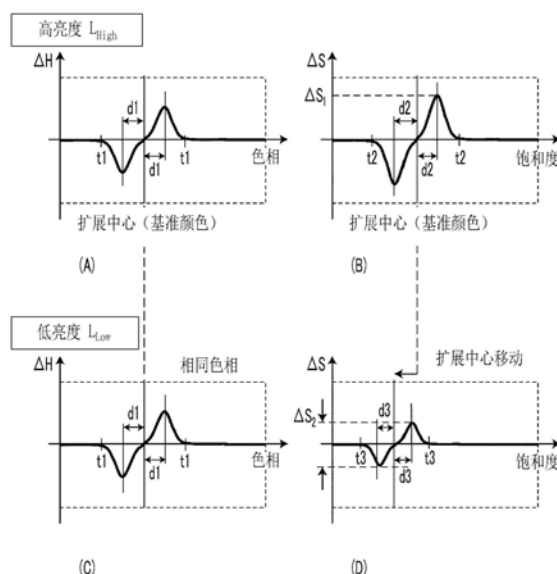
权利要求书5页 说明书14页 附图8页

## (54)发明名称

图像处理装置、图像处理装置的工作方法及图像处理程序

## (57)摘要

本发明提供一种用于强调在因萎缩性胃炎而胃萎缩时会引起的粘膜等的颜色变化的图像处理装置、图像处理装置的工作方法及图像处理程序。获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像，分别计算构成内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度，将各像素的色相 $H$ 变更为远离表示正常部的基准颜色的色相的色相 $H + \Delta H$ ，将各像素的彩度 $S$ 变更为远离根据内窥镜图像的各像素的亮度所确定的基准颜色的彩度的彩度 $S + \Delta S$ 。使用内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有经过转换的色相及彩度的颜色而输出。



1. 一种图像处理装置,其具备:

图像获取部,获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;

颜色信息计算部,分别计算构成所述内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;

第1色差扩展部,在表示正常部的基准颜色的色相与所述内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,将该像素的色相以所述基准颜色的色相为中心变更为所述色相的差异比原始色相大的色相,在所述各像素的色相与所述基准颜色的色相一致的情况及所述色相的差异超出所述第1范围的情况下,将该像素的色相设为原始色相;

第2色差扩展部,在根据所述内窥镜图像的各像素的亮度确定的所述基准颜色的彩度与该像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,将该像素的彩度以所述基准颜色的彩度为中心变更为所述彩度的差异比原始彩度大的彩度,在所述各像素的彩度与所述基准颜色的彩度一致的情况及所述彩度的差异超出所述第2范围的情况下,将该像素的彩度设为原始彩度;及

输出部,输出内窥镜图像,该内窥镜图像变更为所述内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在所述第1色差扩展部中得到的色相及在所述第2色差扩展部中得到的彩度的颜色。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其中,

所述第1色差扩展部在所述色相的差异比在所述第1范围内的第1差分值小的情况下,所述色相的差异变得越大,越增大用于将所述各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量,在所述色相的差异比所述第1差分值大的情况下,所述色相的差异变得越大,越减小用于将所述各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量。

3. 根据权利要求1或2所述的图像处理装置,其中,

所述第2色差扩展部在所述彩度的差异比在所述第2范围内的第2差分值小的情况下,所述彩度的差异变得越大,越增大用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量,在所述彩度的差异比所述第2差分值大的情况下,所述彩度的差异变得越大,越减小用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量。

4. 根据权利要求3所述的图像处理装置,其中,

所述各像素的亮度变得越高,所述基准颜色的彩度变得越高,随着所述各像素的亮度降低而所述基准颜色的彩度降低。

5. 根据权利要求4所述的图像处理装置,其中,

在所述第2色差扩展部中,在所述彩度的差异为所述第2差分值的情况下,用于将所述各像素的原始彩度变更为变更后的彩度的扩展量为峰值,所述基准颜色的彩度越高,越增大所述峰值,随着所述基准颜色的彩度降低而减小所述峰值。

6. 根据权利要求4或5所述的图像处理装置,其中,

在所述第2色差扩展部中,所述基准颜色的彩度越高,越增大所述第2范围,随着所述基准颜色的彩度降低而减小所述第2范围。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的图像处理装置,其中,

即使所述各像素的亮度值改变,所述基准颜色的色相也恒定。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的图像处理装置,其中,

所述各像素的亮度是将该像素作为中心而存在于该像素周围的规定范围内的像素的

亮度的平均值。

9. 根据权利要求1至7中任一项所述的图像处理装置, 其中,

所述各像素的亮度根据存在于所述内窥镜图像的低分辨率图像中的与所述各像素对应的位置上的像素的亮度求出。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的图像处理装置, 其中,

所述窄频带图像信号是拍摄被测体而得到的, 所述被测体通过相对于血液的光吸收比其他频带高的窄频带光而被照亮。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的图像处理装置, 其中,

所述窄频带图像信号为: 蓝色窄频带图像信号, 拍摄通过蓝色窄频带光而被照亮的被测体而得到, 所述蓝色窄频带光在蓝色频带中相对于血液的光吸收比其他频带高; 或绿色窄频带图像信号, 拍摄通过绿色窄频带光而被照亮的被测体而得到, 所述绿色窄频带光在绿色频带中相对于血液的光吸收比其他频带高。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的图像处理装置, 其中,

所述内窥镜图像是拍摄胃内壁而得的图像, 所述正常部为正常粘膜, 异常部为异常粘膜。

13. 根据权利要求1至11中任一项所述的图像处理装置, 其中,

所述第1色差扩展部根据确定了用于将原始色相变更为变更后的色相的值的色相-色相转换表来确定所述各像素的色相,

所述第2色差扩展部根据不同的亮度预先存储多个确定了用于将原始彩度变更为变更后的彩度的值的彩度-彩度转换表, 在所述多个彩度-彩度转换表中, 根据与所述各像素的亮度对应的彩度-彩度转换表来确定所述各像素的彩度。

14. 一种图像处理装置的工作方法, 其为具备图像获取部、颜色信息计算部、第1色差扩展部、第2色差扩展部及输出部的图像处理装置的工作方法, 所述图像处理装置的工作方法具备:

图像获取步骤, 所述图像获取部获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;

颜色信息计算步骤, 所述颜色信息计算部分别计算构成所述内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;

第1色差扩展步骤, 在表示正常部的基准颜色的色相与所述内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下, 所述第1色差扩展部将该像素的色相以所述基准颜色的色相为中心变更为所述色相的差异比原始色相大的色相, 在所述各像素的色相与所述基准颜色的色相一致的情况及所述色相的差异超出所述第1范围的情况下, 将该像素的色相设为原始色相;

第2色差扩展步骤, 在根据所述内窥镜图像的各像素的亮度确定的所述基准颜色的彩度与该像素的彩度的差异在第2范围内的情况下, 所述第2色差扩展部将该像素的彩度以所述基准颜色的彩度为中心变更为所述彩度的差异比原始彩度大的彩度, 在所述各像素的彩度与所述基准颜色的彩度一致的情况及所述彩度的差异超出所述第2范围的情况下, 将该像素的彩度设为原始彩度; 及

输出步骤, 所述输出部输出内窥镜图像, 该内窥镜图像变更为所述内窥镜图像的各像

素的亮度设为原始亮度、且具有在所述第1色差扩展部中得到的色相及在所述第2色差扩展部中得到的彩度的颜色。

15. 一种图像处理程序,其用于使计算机作为以下部分发挥功能:

图像获取部,获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;

颜色信息计算部,分别计算构成所述内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;

第1色差扩展部,在表示正常部的基准颜色的色相与所述内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,将该像素的色相以所述基准颜色的色相为中心变更为所述色相的差异比原始色相大的色相,在所述各像素的色相与所述基准颜色的色相一致的情况及所述色相的差异超出所述第1范围的情况下,将该像素的色相设为原始色相;

第2色差扩展部,在根据所述内窥镜图像的各像素的亮度确定的所述基准颜色的彩度与该像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,将该像素的彩度以所述基准颜色的彩度为中心变更为所述彩度的差异比原始彩度大的彩度,在所述各像素的彩度与所述基准颜色的彩度一致的情况及所述彩度的差异超出所述第2范围的情况下,将该像素的彩度设为原始彩度;及

输出部,输出内窥镜图像,该内窥镜图像变更为所述内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在所述第1色差扩展部中得到的色相及在所述第2色差扩展部中得到的彩度的颜色。

16. 一种图像处理装置,其具备:

图像获取部,获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;

颜色信息计算部,分别计算构成所述内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;

第1色差扩展部,(i)在表示正常部的基准颜色的色相与所述内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,将该像素的色相以所述基准颜色的色相为中心变更为所述色相的差异比原始色相大的色相,在所述各像素的色相与所述基准颜色的色相一致的情况及所述色相的差异超出所述第1范围的情况下,将该像素的色相设为原始色相,并且

(ii)在所述色相的差异比在所述第1范围内的作为异常部与所述正常部的色相的差异的第1差分值小的情况下,所述色相的差异变得越大,越增大用于将所述各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量,在所述色相的差异比所述第1差分值大的情况下,所述色相的差异变得越大,越减小用于将所述各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量;

第2色差扩展部,(i)在根据所述内窥镜图像的各像素的亮度确定的所述基准颜色的彩度与该像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,将该像素的彩度以所述基准颜色的彩度为中心变更为所述彩度的差异比原始彩度大的彩度,在所述各像素的彩度与所述基准颜色的彩度一致的情况及所述彩度的差异超出所述第2范围的情况下,将该像素的彩度设为原始彩度,并且

(ii)在所述彩度的差异比在所述第2范围内的作为所述异常部与所述正常部的彩度的差异的第2差分值小的情况下,所述彩度的差异变得越大,越增大用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量,在所述彩度的差异比所述第2差分值大的情况下,所述彩度的差异变得越大,越减小用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量;及

输出部,输出内窥镜图像,该内窥镜图像变更为所述内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在所述第1色差扩展部中得到的色相及在所述第2色差扩展部中得到的彩

度的颜色，

所述各像素的亮度变得越高，所述基准颜色的彩度变得越高，所述基准颜色的彩度随着所述各像素的亮度降低而降低，

在所述第2色差扩展部中，在所述彩度的差异为所述第2差分值的情况下，用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量为峰值，所述基准颜色的彩度越高，越增大所述峰值，随着所述基准颜色的彩度降低而减小所述峰值。

17. 一种图像处理装置的工作方法，其中，该图像处理装置具备图像获取部、颜色信息计算部、第1色差扩展部、第2色差扩展部及输出部，所述图像处理装置的工作方法具备：

图像获取步骤，所述图像获取部获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像；

颜色信息计算步骤，所述颜色信息计算部分别计算构成所述内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度；

第1色差扩展步骤，所述第1色差扩展部(i)在表示正常部的基准颜色的色相与所述内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下，将该像素的色相以所述基准颜色的色相为中心变更为所述色相的差异比原始色相大的色相，在所述各像素的色相与所述基准颜色的色相一致的情况及所述色相的差异超出所述第1范围的情况下，将该像素的色相设为原始色相，并且

(ii)在所述色相的差异比在所述第1范围内的作为异常部与所述正常部的色相的差异的第1差分值小的情况下，所述色相的差异变得越大，越增大用于将所述各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量，在所述色相的差异比所述第1差分值大的情况下，所述色相的差异变得越大，越减小用于将所述各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量；

第2色差扩展步骤，所述第2色差扩展部(i)在根据所述内窥镜图像的各像素的亮度确定的所述基准颜色的彩度与该像素的彩度的差异在第2范围内的情况下，将该像素的彩度以所述基准颜色的彩度为中心变更为所述彩度的差异比原始彩度大的彩度，在所述各像素的彩度与所述基准颜色的彩度一致的情况及所述彩度的差异超出所述第2范围的情况下，将该像素的彩度设为原始彩度，并且

(ii)在所述彩度的差异比在所述第2范围内的作为所述异常部与所述正常部的彩度的差异的第2差分值小的情况下，所述彩度的差异变得越大，越增大用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量，在所述彩度的差异比所述第2差分值大的情况下，所述彩度的差异变得越大，越减小用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量；及

输出步骤，所述输出部输出内窥镜图像，该内窥镜图像变更为所述内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在所述第1色差扩展部中得到的色相及在所述第2色差扩展部中得到的彩度的颜色，

所述图像处理装置的工作方法中，

所述各像素的亮度变得越高，所述基准颜色的彩度变得越高，所述基准颜色的彩度随着所述各像素的亮度降低而降低，

在所述第2色差扩展步骤中，在所述彩度的差异为所述第2差分值的情况下，用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量为峰值，所述基准颜色的彩度越高，越增大所述峰值，随着所述基准颜色的彩度降低而减小所述峰值。

18. 一种图像处理程序, 其使计算机作为以下部分发挥功能:

图像获取部, 获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;

颜色信息计算部, 分别计算构成所述内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;

第1色差扩展部, (i) 在表示正常部的基准颜色的色相与所述内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下, 将该像素的色相以所述基准颜色的色相为中心变更为所述色相的差异比原始色相大的色相, 在所述各像素的色相与所述基准颜色的色相一致的情况及所述色相的差异超出所述第1范围的情况下, 将该像素的色相设为原始色相, 并且

(ii) 在所述色相的差异比在所述第1范围内的作为异常部与所述正常部的色相的不同的第1差分值小的情况下, 所述色相的差异变得越大, 越增大用于将所述各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量, 在所述色相的差异比所述第1差分值大的情况下, 所述色相的差异变得越大, 越减小用于将所述各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量;

第2色差扩展部, (i) 在根据所述内窥镜图像的各像素的亮度确定的所述基准颜色的彩度与该像素的彩度的差异在第2范围内的情况下, 将该像素的彩度以所述基准颜色的彩度为中心变更为所述彩度的差异比原始彩度大的彩度, 在所述各像素的彩度与所述基准颜色的彩度一致的情况及所述彩度的差异超出所述第2范围的情况下, 将该像素的彩度设为原始彩度, 并且

(ii) 在所述彩度的差异比在所述第2范围内的作为所述异常部与所述正常部的彩度的不同的第2差分值小的情况下, 所述彩度的差异变得越大, 越增大用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量, 在所述彩度的差异比所述第2差分值大的情况下, 所述彩度的差异变得越大, 越减小用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量; 及

输出部, 输出内窥镜图像, 该内窥镜图像变更为所述内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在所述第1色差扩展部中得到的色相及在所述第2色差扩展部中得到的彩度的颜色,

所述图像处理程序中, 所述各像素的亮度变得越高, 所述基准颜色的彩度变得越高, 所述基准颜色的彩度随着所述各像素的亮度降低而降低,

在所述第2色差扩展部中, 在所述彩度的差异为所述第2差分值的情况下, 用于将所述各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量为峰值, 所述基准颜色的彩度越高, 越增大所述峰值, 随着所述基准颜色的彩度降低而减小所述峰值。

## 图像处理装置、图像处理装置的工作方法及图像处理程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种对诊断萎缩性胃炎时使用的图像等进行处理的数据处理装置、图像处理装置的工作方法及图像处理程序。

### 背景技术

[0002] 在医疗领域中,变得广泛地进行使用具备光源装置、电子内窥镜及处理器装置的内窥镜系统的诊断。尤其,在进行消化器官内窥镜检查的医院中进行内窥镜粘膜切除手术或内窥镜粘膜底层剥离手术等内窥镜治疗之前需要确诊,为了观察粘膜的变化状态,越来越需要观察强调变化的内窥镜图像。

[0003] 强调变化的观察方法中有光学方法、数字方法、光学数字方法及色素扩散法等,但为了观察或拾取表面结构的微小血管,使用作为数字方法的FICE(Flexible spectral Imaging Color Enhancement:可扩展电子分光色彩强调技术,注册商标)或作为光学数字方法的NBI(Narrow Band Imaging:窄带成像技术,注册商标)、作为色素扩散法的靛蓝胭脂红(indigo carmine)扩散或卢戈尔(Lugol)扩散等。内窥镜通常使用白色光进行摄影,但FICE通过进行信号处理而提取光谱图像,以便容易看见组织的特性或血管等。另一方面,NBI使用滤光器将白色光窄频带化并进行照射,由此获取活体的反射光谱信息并强调显示。

[0004] 近年来,通过提高彩色内窥镜装置的性能,也能够判别与正常组织稍微不同颜色的病变部。然而,内窥镜图像有集中在红色部分的倾向,由于正常的粘膜组织与病变部等的边界上的颜色变化是连续的,因此对经验少的执刀医来讲,有时也难以判别病变部与正常的粘膜组织的色差。于是,在专利文献1中,将内窥镜图像数据的颜色空间转换为以色相、彩度及亮度为基底的HSI颜色空间,或者以色相、彩度及明度为基底的HSV颜色空间,并根据色相和彩度来判定是否为病变部像素,通过变更判定为病变部像素的像素的颜色,使得容易识别病变部。

[0005] 并且,在使用了经窄频带化的光的内窥镜中,由于照射容易被血液中的血红蛋白吸收的波长的光进行观察,因此粘膜表层的毛细血管和粘膜微细图案成为被强调的内窥镜图像。在内窥镜图像的胃粘膜为正常的情况下,由于表面带有厚度,因此大部分的光在该粘膜层被吸收之后进行反射,正常的胃粘膜底层内的血管在内窥镜图像上几乎无法观察到。另一方面,在萎缩性胃炎已进行的胃粘膜的情况下,因胃腺细胞的减少而粘膜层变薄,因此伴随这种萎缩性胃炎进行的胃粘膜内部结构的变化在内窥镜图像上可透视接近于白色的粘膜肌层,从而萎缩粘膜部的颜色成为比正常部退色的颜色。进而,在萎缩粘膜部,伴随萎缩而粘膜层变薄,从而粘膜底层的血管变成可透视。于是,在根据萎缩性胃炎的胃病变部的诊断中,利用上述特征来进行萎缩的进行程度的判断或正常部与胃炎部的边界的判别。

[0006] 以往技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2014-018332号公报

## 发明内容

[0009] 发明要解决的技术课题

[0010] 然而,即使是使用了经窄频带化的内窥镜,在萎缩高度进行的情况(例如在ABC体检中包括在C组或D组中的萎缩的情况)下,在内窥镜图像上能够清晰地观察上述特征,但在萎缩未进行太多的情况(例如在ABC体检中包括在B组或C组中的萎缩的情况)下,内窥镜图像上的萎缩部与正常部的差异少,有时难以进行萎缩的进行程度的判断或正常部与胃炎部的边界的判别。从而,要求明确在内窥镜图像上基于上述特征差异,以便能够观察正常部与胃炎部的边界。

[0011] 并且,在摄影了管状结构物的情况下,位于近前的部位因接近于光源而成为亮图像,但位于管状结构物的里侧的部位因远离光源而成为暗图像。在暗图像中,正常粘膜与异常粘膜的色相及彩度的差异与亮图像不同,即使与亮图像同样地进行色相及彩度的校正,正常部与异常部的边界也未必变得清晰。

[0012] 本申请发明的目的在于提供一种能够强调因萎缩性胃炎而胃萎缩时会引起的粘膜等的颜色变化的图像处理装置、图像处理装置的工作方法及图像处理程序。

[0013] 用于解决技术课题的手段

[0014] 本申请发明的图像处理装置具备:图像获取部,获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;颜色信息计算部,分别计算构成内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;第1色差扩展部,在表示正常部的基准颜色的色相与内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,将像素的色相以基准颜色的色相为中心变更为色相的差异比原始色相大的色相,在各像素的色相与基准颜色的色相一致的情况及色相的差异超出第1范围的情况下,将像素的色相设为原始色相;第2色差扩展部,在根据内窥镜图像的各像素的亮度确定的基准颜色的彩度与像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,将像素的彩度以基准颜色的彩度为中心变更为彩度的差异比原始彩度大的彩度,在各像素的彩度与基准颜色的彩度一致的情况及彩度的差异超出第2范围的情况下,将像素的彩度设为原始彩度;及输出部,输出内窥镜图像,该内窥镜图像变更为内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在第1色差扩展部中得到的色相及在第2色差扩展部中得到的彩度的颜色。

[0015] 本申请发明的图像处理装置的工作方法,其为具备图像获取部、颜色信息计算部、第1色差扩展部、第2色差扩展部及显示部的图像处理装置的工作方法,所述图像处理装置的工作方法具备:图像获取步骤,图像获取部获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;颜色信息计算步骤,颜色信息计算部分别计算构成内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;第1色差扩展步骤,在表示正常部的基准颜色的色相与内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,第1色差扩展部将像素的色相以基准颜色的色相为中心变更为色相的差异比原始色相大的色相,在各像素的色相与基准颜色的色相一致的情况及色相的差异超出第1范围的情况下,将像素的色相设为原始色相;第2色差扩展步骤,在根据内窥镜图像的各像素的亮度确定的基准颜色的彩度与像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,第2色差扩展部将像素的彩度以基准颜色的彩度为中心变更为彩度的差异比原始彩度大的彩度,在各像素的彩度与基准颜色的彩度一致的情况及彩度的差异超出第2范围的情况下,将像素的彩度设为原始彩度;及输出步骤,显示部输出内窥镜图像,该内窥

镜图像变更为内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在第1色差扩展部中得到的色相及在第2色差扩展部中得到的彩度的颜色。

[0016] 本申请发明的图像处理程序,其使计算机作为以下部分发挥功能:图像获取部,获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;颜色信息计算部,分别计算构成内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;第1色差扩展部,在表示正常部的基准颜色的色相与内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,将像素的色相以基准颜色的色相为中心变更为色相的差异比原始色相大的色相,在各像素的色相与基准颜色的色相一致的情况及色相的差异超出第1范围的情况下,将像素的色相设为原始色相;第2色差扩展部,在根据内窥镜图像的各像素的亮度确定的基准颜色的彩度与像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,将像素的彩度以基准颜色的彩度为中心变更为彩度的差异比原始彩度大的彩度,在各像素的彩度与基准颜色的彩度一致的情况及彩度的差异超出第2范围的情况下,将像素的彩度设为原始彩度;及输出部,输出内窥镜图像,该内窥镜图像变更为内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在第1色差扩展部中得到的色相及在第2色差扩展部中得到的彩度的颜色。

[0017] “窄频带图像信号”是指拍摄照射了窄频带光的被测体而得到的图像信号,“包括窄频带图像信号的图像信号”是指拍摄照射了包括窄频带光的光的被测体而得到的图像信号。

[0018] “亮度”是指表示明亮程度的色度成分。与亮度同样地,明度也用作表示明亮程度的成分,颜色空间中存在具有由亮度表示的坐标轴的颜色空间和具有由明度表示的坐标轴的颜色空间,但在本说明书中,亮度及明度均作为表示明亮程度的成分而未作区别。

[0019] “将像素的色相以基准颜色的色相为中心变更为色相的差异比原始色相大的色相”是指,在像素的色相比基准颜色的色相大的值的情况下,像素的色相进而变更为比基准颜色的色相大,在像素的色相比基准颜色的色相小的值的情况下,像素的色相进而变更为比基准颜色的色相小。

[0020] “将像素的彩度以基准颜色的彩度为中心变更为彩度的差异比原始彩度大的彩度”是指,在像素的彩度为比基准颜色的彩度大的值的情况下,像素的彩度进而变更为比基准颜色的彩度大,在像素的彩度为比基准颜色的彩度小的值的情况下,像素的彩度进而变更为比基准颜色的彩度小。

[0021] “第1范围”是在内窥镜图像中具有在摄影了摄影对象时显现的颜色的像素的色相的范围,是指在超出该范围时能够判断为是与摄影对象的原来的颜色不同的颜色的范围,例如在摄影了胃内壁的图像的情况下,若为以胃内壁的颜色显现的颜色,则成为第1范围内的色相,与正常的胃内壁的颜色不同的颜色、且扩散到胃内部的色素或残渣的颜色成为超出第1范围的色相。

[0022] “第2范围”是在内窥镜图像中具有在摄影了摄影对象时显现的颜色的像素的彩度的范围,是指在超出该范围时能够判断为是与摄影对象的原来的颜色不同的颜色的范围,例如在摄影了胃内壁的图像的情况下,若为以胃内壁的颜色显现的颜色,则成为第2范围内的彩度,与正常的胃内壁的颜色不同的颜色、且扩散到胃内部的色素或残渣的颜色成为超出第2范围的彩度。

[0023] 并且,优选第1色差扩展部在色相的差异比在第1范围内的第1差分值小的情况下,色相的差异变得越大,越增大用于将各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量,在色相的差异比第1差分值大的情况下,色相的差异变得越大,越减小用于将各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量。

[0024] 并且,优选第2色差扩展部在彩度的差异比在第2范围内的第2差分值小的情况下,彩度的差异变得越大,越增大用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量,在彩度的差异比第2差分值大的情况下,彩度的差异变得越大,越减小用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量。

[0025] 并且,优选各像素的亮度变得越高,基准颜色的彩度变得越高,随着各像素的亮度降低而降低。

[0026] 并且,优选在第2色差扩展部中,在彩度的差异为第2差分值的情况下,用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量为峰值,基准颜色的彩度越高,越增大峰值,随着基准颜色的彩度降低而减小峰值。

[0027] 并且,优选在第2色差扩展部中,基准颜色的彩度越高,越增大第2范围,随着基准颜色的彩度降低而减小第2范围。

[0028] 并且,优选即使各像素的亮度值改变,基准颜色的色相也恒定。

[0029] 并且,各像素的亮度可以是将像素作为中心而存在于像素周围的规定范围内的像素的亮度的平均值。

[0030] 各像素的亮度可以根据存在于内窥镜图像的低分辨率图像中的与各像素对应的位置上的像素的亮度求出。

[0031] 并且,理想的是拍摄被测体而得到的窄频带图像信号,所述被测体通过相对于血液的光吸收比其他频带高的窄频带光而被照亮。

[0032] 并且,理想的是窄频带图像信号为:蓝色窄频带图像信号,拍摄通过蓝色窄频带光而被照亮的被测体而得到,所述蓝色窄频带光在蓝色频带中相对于血液的光吸收比其他频带高;或绿色窄频带图像信号,拍摄通过绿色窄频带光而被照亮的被测体而得到,所述绿色窄频带光在绿色频带中相对于血液的光吸收比其他频带高。

[0033] 而且,内窥镜图像可以是摄影了胃内壁的图像,正常部为正常粘膜,异常部为异常粘膜。

[0034] 第1色差扩展部也可以根据确定了用于将原始色相变更为变更后的色相的值的色相-色相转换表来确定各像素的色相,第2色差扩展部根据不同的亮度预先存储多个确定了用于将原始彩度变更为变更后的彩度的值的彩度-彩度转换表,在多个彩度-彩度转换表中,根据与各像素的亮度对应的彩度-彩度转换表来确定所述各像素的彩度。

[0035] 并且,本申请发明的其他图像处理装置具备:图像获取部,获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;颜色信息计算部,分别计算构成内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;第1色差扩展部,(i)在表示正常部的基准颜色的色相与内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,将像素的色相以基准颜色的色相为中心变更为色相的差异比原始色相大的色相,在各像素的色相与基准颜色的色相一致的情况及色相的差异超出第1范围的情况下,将像素的色相设为原始色相,并且(ii)在色相的差异比在第1范围内的作为异常部与正常部的色相的不同的第1差分值小的情况下,色相的差异变得越

大,越增大用于将各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量,在色相的差异比第1差分值大的情况下,色相的差异变得越大,越减小用于将各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量;第2色差扩展部,(i)在根据内窥镜图像的各像素的亮度确定的基准颜色的彩度与像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,将像素的彩度以基准颜色的彩度为中心变更为彩度的差异比原始彩度大的彩度,在各像素的彩度与基准颜色的彩度一致的情况及彩度的差异超出第2范围的情况下,将像素的彩度设为原始彩度,并且(ii)在彩度的差异比在第2范围内的作为异常部与正常部的彩度的差异的第2差分值小的情况下,彩度的差异变得越大,越增大用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量,在彩度的差异比第2差分值大的情况下,彩度的差异变得越大,越减小用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量;及输出部,输出内窥镜图像,该内窥镜图像变更为内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在第1色差扩展部中得到的色相及在第2色差扩展部中得到的彩度的颜色,各像素的亮度变得越高,基准颜色的彩度变得越高,基准颜色的彩度随着各像素的亮度降低而降低,在第2色差扩展部中,在彩度的差异为第2差分值的情况下,用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量为峰值,基准颜色的彩度越高,越增大峰值,随着基准颜色的彩度降低而减小峰值。

[0036] 并且,本申请发明的其他图像处理装置的工作方法为具备图像获取部、颜色信息计算部、第1色差扩展部、第2色差扩展部及输出部的图像处理装置的工作方法,所述图像处理装置的工作方法具备:图像获取步骤,图像获取部获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;颜色信息计算步骤,颜色信息计算部分别计算构成内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;第1色差扩展步骤,第1色差扩展部(i)在表示正常部的基准颜色的色相与内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,将像素的色相以基准颜色的色相为中心变更为色相的差异比原始色相大的色相,在各像素的色相与基准颜色的色相一致的情况及色相的差异超出第1范围的情况下,将像素的色相设为原始色相,并且(ii)在色相的差异比在第1范围内的作为异常部与正常部的色相的差异的第1差分值小的情况下,色相的差异变得越大,越增大用于将各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量,在色相的差异比第1差分值大的情况下,色相的差异变得越大,越减小用于将各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量;第2色差扩展步骤,第2色差扩展部(i)在根据内窥镜图像的各像素的亮度确定的基准颜色的彩度与像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,将像素的彩度以基准颜色的彩度为中心变更为彩度的差异比原始彩度大的彩度,在各像素的彩度与基准颜色的彩度一致的情况及彩度的差异超出第2范围的情况下,将像素的彩度设为原始彩度,并且(ii)在彩度的差异比在第2范围内的作为异常部与正常部的彩度的差异的第2差分值小的情况下,彩度的差异变得越大,越增大用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量,在彩度的差异比第2差分值大的情况下,彩度的差异变得越大,越减小用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量;及输出步骤,输出部输出内窥镜图像,该内窥镜图像变更为内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在第1色差扩展部中得到的色相及在第2色差扩展部中得到的彩度的颜色,所述图像处理装置的工作方法中,各像素的亮度变得越高,基准颜色的彩度变得越高,基准颜色的彩度随着各像素的亮度降低而降低,在第2色差扩展步骤中,在彩度的差异为第2差分值的情况下,用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量为峰值,基准颜色的彩度越高,越增大峰值,随着基

准颜色的彩度降低而减小峰值。

[0037] 并且,本申请发明的其他图像处理程序使计算机作为以下部分发挥功能:图像获取部,获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像;颜色信息计算部,分别计算构成内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度;第1色差扩展部,(i)在表示正常部的基准颜色的色相与内窥镜图像的各像素的色相的差异在第1范围内的情况下,将像素的色相以基准颜色的色相为中心变更为色相的差异比原始色相大的色相,在各像素的色相与基准颜色的色相一致的情况及色相的差异超出第1范围的情况下,将像素的色相设为原始色相,并且(ii)在色相的差异比在第1范围内的作为异常部与正常部的色相的变化的第1差分值小的情况下,色相的差异变得越大,越增大用于将各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量,在色相的差异比第1差分值大的情况下,色相的差异变得越大,越减小用于将各像素的原始色相设为变更后的色相的扩展量;第2色差扩展部,(i)在根据内窥镜图像的各像素的亮度确定的基准颜色的彩度与像素的彩度的差异在第2范围内的情况下,将像素的彩度以基准颜色的彩度为中心变更为彩度的差异比原始彩度大的彩度,在各像素的彩度与基准颜色的彩度一致的情况及彩度的差异超出第2范围的情况下,将像素的彩度设为原始彩度,并且(ii)在彩度的差异比在第2范围内的作为异常部与正常部的彩度的变化的第2差分值小的情况下,彩度的差异变得越大,越增大用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量,在彩度的差异比第2差分值大的情况下,彩度的差异变得越大,越减小用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量;及输出部,输出内窥镜图像,该内窥镜图像变更为内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有在第1色差扩展部中得到的色相及在第2色差扩展部中得到的彩度的颜色,所述图像处理程序中,各像素的亮度变得越高,基准颜色的彩度变得越高,基准颜色的彩度随着各像素的亮度降低而降低,在第2色差扩展部中,在彩度的差异为第2差分值的情况下,用于将各像素的原始彩度设为变更后的彩度的扩展量为峰值,基准颜色的彩度越高,越增大峰值,随着基准颜色的彩度降低而减小峰值。

[0038] “异常部的色相”及“异常部的彩度”是指在异常部显现的可能性高的颜色的色相及彩度,是指以异常部的颜色为代表的色相及彩度。例如可以是在异常部显现的频率最高的色相及彩度,也可以是将异常部的颜色进行了平均的颜色。并且,“异常部的彩度”根据亮度成为不同的彩度。

[0039] 发明效果

[0040] 根据本申请发明,分别计算由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度,以表示正常部的基准颜色的色相为中心将异常部的色相变更为远离基准颜色色相的色相,并且,以基准颜色的彩度为中心将异常部的彩度变更为远离基准颜色彩度的彩度,由此能够强调例如在因萎缩性胃炎而胃萎缩时会引起的粘膜等异常部的颜色与正常部的差异。而且,根据亮度改变基准颜色的彩度,由此如管状结构物那样,在管状结构物近前的部位以亮图像显现的结构物和在管状结构物的里侧以暗图像显现的结构物中的任何结构物也不会受损,而能够设为清晰的图像。

## 附图说明

[0041] 图1是内窥镜系统的外观图。

[0042] 图2是表示第1实施方式的内窥镜系统的功能的框图。

- [0043] 图3A是表示白色光的光谱强度的曲线图。
- [0044] 图3B是表示特殊光的光谱强度的曲线图。
- [0045] 图4是表示异常区域强调部的内部结构的框图。
- [0046] 图5是表示各像素的色相与色相的扩展量的关系及各像素的彩度与彩度的扩展量的关系的图。
- [0047] 图6是表示萎缩性胃炎的诊断流程的流程图。
- [0048] 图7是表示第2实施方式的内窥镜系统的功能的框图。
- [0049] 图8是表示光源的波长的曲线图。

## 具体实施方式

[0050] 如图1所示,第1实施方式的内窥镜系统10具有内窥镜12、通用塞绳13、光源装置14、处理器装置16、监视器(显示部)18及输入装置20。内窥镜12经由通用塞绳13而与光源装置14被光学连接,并且与处理器装置16电连接。内窥镜12具有插入被测体内的插入部21、设置在插入部的基端部分的操作部22、设置在插入部21的前端侧的弯曲部23及前端部24。弯曲部23通过操作部22的弯角钮22a而进行弯曲动作。前端部24伴随该弯曲动作而朝向所希望的方向。

[0051] 并且,在操作部22上,除了弯角钮22a以外,还设置有模式切换开关(模式切换SW)22b及变焦操作部22c。模式切换开关22b被使用于正常观察模式和特殊观察模式这两种模式之间的切换操作中。正常观察模式是在被测体内的照明中使用白色光的模式。特殊观察模式是在被测体内的照明中使用带蓝色的特殊光的模式,是强调透视因萎缩性胃炎而胃萎缩时会引起的粘膜颜色的变化或血管的模式。变焦操作部22c被使用于驱动内窥镜12内的变焦透镜47(参考图2)而使被测体放大的变焦操作中。

[0052] 处理器装置16与监视器18及输入装置20被连接。监视器18输出显示图像信息等。输入装置20作为接收功能设定等输入操作的用户界面而发挥功能。另外,在处理器装置16上可以连接用于记录图像信息等的外部记录部(省略图示)。

[0053] 如图2所示,光源装置14具备作为发光源的发出中心波长为445nm的蓝色激光的蓝色激光光源(445LD)34、发出中心波长为405nm的蓝紫色激光的蓝紫色激光光源(405LD)36。来自这些各光源34、36的半导体发光元件的发光通过光源控制部40被分别控制,由此蓝色激光光源34的射出光与蓝紫色激光光源36的射出光的光量比变更自如。光源控制部40在正常观察模式的情况下控制成如下,即,主要驱动蓝色激光光源34,以使稍微发出蓝紫色激光。另外,在该正常观察模式的情况下,也可以驱动蓝紫色激光光源36。然而,该情况下,优选将蓝紫色激光光源36的发光强度抑制为较低。

[0054] 相对于此,在特殊观察模式的情况下控制成如下,即,驱动蓝色激光光源34和蓝紫色激光光源36两者,并且使蓝色激光的发光比率比蓝紫色激光的发光比率大。另外,优选蓝色激光或蓝紫色激光的半值宽度为 $\pm 10\text{nm}$ 左右。并且,蓝色激光光源34及蓝紫色激光光源36能够利用大面积型InGaN类激光二极管,并且,也能够使用InGaAsN类激光二极管或GaAsN类激光二极管。并且,作为上述光源,也可以设为使用了发光二极管等发光体的结构。

[0055] 从这些各光源34、36射出的激光经由聚光透镜、光纤、合波器等光学部件(均未图示)而入射于光导管(L6)41中。光导管41内置于光源装置14、内窥镜12及通用塞绳(用于连

接内窥镜12和光源装置14的塞绳)13内。中心波长为445nm的蓝色激光或中心波长为405nm的蓝紫色激光经由光导管41而传播至内窥镜12的前端部24。另外,作为光导管41,能够使用多模光纤。作为一例,能够使用芯径105 $\mu$ m、包层直径125 $\mu$ m、包括成为外皮的保护层的直径为 $\phi$ 0.3~0.5mm的小直径的光纤电缆。

[0056] 基于这种蓝色激光及蓝紫色激光的蓝色窄频带光对粘膜内的吸光物质,具体而言,对消化器官中大量包含的血液(尤其血红蛋白)的吸收大,在特殊观察模式下进行了摄影时,正常的粘膜区域与萎缩粘膜区域的差异变大。

[0057] 内窥镜12的前端部24具有照明光学系统24a和成像光学系统24b。照明光学系统24a中设置有来自光导管41的中心波长为445nm的蓝色激光或中心波长为405nm的蓝紫色激光所入射的荧光体44和照明透镜45。蓝色激光照射于荧光体44,由此从荧光体44发出荧光。并且,一部分蓝色激光直接透射荧光体44。蓝紫色激光不会使荧光体44激发便进行透射。从荧光体44射出的光经由照明透镜45而照射到被测体内。

[0058] 在此,在正常观察模式中,蓝色激光主要入射于荧光体44,因此如图3A所示,将蓝色激光及通过蓝色激光而从荧光体44激发发光的荧光进行了合波的白色光照射到被测体内。另一方面,在特殊观察模式中,蓝紫色激光和蓝色激光这两者入射于荧光体44,因此如图3B所示,将蓝紫色激光、蓝色激光及通过蓝色激光而从荧光体44激发发光的荧光进行了合波的特殊光照射到被测体内。该特殊观察模式中,蓝色成分中包括有发光强度高的蓝色激光和蓝紫色激光,因此特殊光中包括大量的蓝色成分,并且,波长范围成为几乎达到所有可见光区域的宽频带光。

[0059] 另外,荧光体44优选使用包括吸收蓝色激光的一部分,并激发发光为绿色~黄色的多种荧光体(例如YAG(钇/铝/石榴石)类荧光体或BAM( $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ )等荧光体)而构成的荧光体。如该结构例那样,若将半导体发光元件用作荧光体44的激发光源,可得到高发光效率且高强度的白色光,在能够容易调整白色光的强度的基础上,能够将白色光的色温、色度的变化抑制得较小。

[0060] 如图2所示,内窥镜12的成像光学系统24b具有成像透镜46、变焦透镜47及摄像传感器48。来自被测体的反射光经由成像透镜46及变焦透镜47而入射于摄像传感器48。由此,被测体的反射图像成像于摄像传感器48。变焦透镜47通过操作变焦操作部22c而在长焦端与广角端之间移动。若变焦透镜47向广角端侧移动,则被测体的反射图像缩小,另一方面,向长焦端侧移动,由此被测体的反射图像放大。

[0061] 摄像传感器48为彩色图像传感器,拍摄被测体的反射图像而输出图像信号。另外,摄像传感器48优选为CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)图像传感器或CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor:互补型金属氧化物半导体)图像传感器等。本申请发明中使用的图像传感器为具有在摄像面设置有RGB滤色器的RGBch的RGB图像传感器,利用各ch进行光电转换,由此从设置有R(红色)滤色器的R像素输出R图像信号,从设置有G(绿色)滤色器的G像素输出G图像信号,从设置有B(蓝色)滤色器的B像素输出B图像信号。

[0062] 另外,作为摄像传感器48,可以是在摄像面具备C(青色)、M(品红色)、Y(黄色)及G(绿色)CMYG滤色器的图像传感器。在具备CMYG滤色器的图像传感器的情况下,从CMYG四种颜色的图像信号中通过色彩转换而能够获得RGB这三种颜色的图像信号。该情况下,需要在

内窥镜12、光源装置14或处理器装置16中的任一个中具备从CMYG这四种颜色的图像信号向RGB三种颜色的图像信号进行色彩转换的色彩转换机构。

[0063] 从摄像传感器48输出的图像信号被发送到CDS(correlated double sampling:相关双采样)/AGC(Automatic Gain Control:自动增益控制)电路50。CDS/AGC电路50对作为模拟信号的图像信号进行相关双采样(CDS)或自动增益控制(AGC)。经过CDS/AGC电路50的图像信号在伽马转换部51中被实施伽马转换。由此,可得到具有适合于监视器18等输出器件的灰度的图像信号。该伽马转换后的图像信号通过A/D转换器(A/D转换器)52而转换成数字图像信号。经A/D转换的数字图像信号输入到处理器装置16。

[0064] 处理器装置16具备接收部54、图像处理切换部60、普通光图像处理部62、特殊光图像处理部64及图像显示信号生成部66。接收部54接收来自内窥镜12的数字图像信号。该接收部54具备DSP(Digital Signal Processor:数字信号处理器)56和噪声去除部58。DSP56对数字图像信号进行伽马校正、色彩校正处理。噪声去除部58对通过DSP56而被实施伽马校正等的数字图像信号实施噪声去除处理(例如移动平均法、中值滤波法等),由此从数字图像信号去除噪声。噪声被去除的数字图像信号被发送到图像处理切换部60。

[0065] 图像处理切换部60通过模式切换开关22b而设定为正常观察模式的情况下,将数字图像信号发送到普通光图像处理部62,在设定为特殊观察模式的情况下,将数字图像信号发送到特殊光图像处理部64。

[0066] 普通光图像处理部62具有色彩转换部68、色彩强调部70及结构强调部72。色彩转换部68将所输入的RGB三信道的数字图像信号分别分配给R图像数据、G图像数据、B图像数据并转换为RGB图像数据。进而,RGB图像数据可以进行 $3 \times 3$ 矩阵处理、灰度转换处理或三维LUT处理等色彩扩展处理。

[0067] 色彩强调部70对RGB图像数据实施各种色彩强调处理。结构强调部72对RGB图像数据进行空间频率强调等结构强调处理。在结构强调部72中被实施结构强调处理的RGB图像数据作为普通光图像从普通光图像处理部62输入到图像显示信号生成部66。

[0068] 特殊光图像处理部64具有逆伽马转换部74、异常区域强调部77及结构强调部78。逆伽马转换部74以与色彩转换部68相同的方式转换为RGB图像数据。逆伽马转换部74对被输入的RGB三信道的数字图像信号实施逆伽马转换。该逆伽马转换后的RGB图像信号为相对于来自被测体的反射率为线性的反射率线性RGB信号,因此包括大量的被测体的各种活体信息(在本实施方式中为与胃萎缩有关的信息,例如伴随萎缩性胃炎的颜色变化等)。异常区域强调部77进行强调正常粘膜区域(正常部)与有可能包括萎缩粘膜部或胃癌等病变部的异常区域(异常部)的色差的色差扩展处理。关于该异常区域强调部77的详细内容将进行后述。结构强调部78对完成色差扩展处理的RGB图像数据进行空间频率强调等结构强调处理。在结构强调部78中被实施结构强调处理的RGB图像数据作为特殊光图像从特殊光图像处理部64输入到图像显示信号生成部66。另外,本申请发明的图像获取部由逆伽马转换部74构成。

[0069] 图像显示信号生成部66将从普通光图像处理部62或特殊光图像处理部64输入的普通光图像或特殊光图像转换为显示图像信号,该显示图像信号用于作为能够显示于监视器18上的图像而显示。根据该转换后的显示图像信号,监视器18显示普通光图像或特殊光图像。

[0070] 如图4所示,异常区域强调部77具备颜色信息计算部80、第1色差扩展部82、第2色差扩展部84、表存储部86及RGB转换部88。在内窥镜图像的胃内壁的胃粘膜为正常部的情况下,正常的胃粘膜底层内的血管几乎无法在内窥镜图像上进行观察,但是在如萎缩粘膜那样的异常部的情况下,因胃腺细胞的减少而粘膜层变薄,可以透视接近于白色的粘膜肌层,因此异常部的颜色成为比正常部退色的颜色。然而,摄影了胃壁的内窥镜图像有集中在红色部分、且集中在颜色空间内窄的范围的倾向,若不是熟练的观察人员,则难以通过肉眼而判别正常的胃粘膜与异常粘膜的色差。于是,将正常粘膜的颜色作为基准颜色,根据图像数据的各像素的颜色与基准颜色的差异实施用于扩展色差的色彩扩展处理。

[0071] 首先,颜色信息计算部80根据通过逆伽马转换部74而获取的RGB图像数据的各像素的R值、G值、B值分别计算亮度或明度、色相及彩度。作为具有色相的颜色空间的一例,存在由色相H/彩度S/亮度L的成分的轴构成的HSL颜色空间,但若为表示亮度、色相及彩度的成分的颜色空间,则可以转换为任意的颜色空间。并且,也可以将RGB图像数据转换为由亮度信号Y和色差信号Cb、Cr构成的YCbCr图像,从而可以使用利用YCbCr通过色相 $H = \arctan(Cr/Cb)$ 、彩度 $S = \sqrt{Cr^2 + Cb^2}$ 求出的亮度、色相、彩度。

[0072] 色彩扩展处理对色相和亮度分别进行不同的转换处理。在第1色差扩展部82中对色相进行转换处理,在第2色差扩展部84中对彩度进行转换处理。可以考虑到根据被照射的光的明亮度,粘膜的色泽在色相方向上未大幅改变,而在彩度方向上改变。于是,彩度根据各像素的亮度而改变转换处理。

[0073] 第1色差扩展部82将各像素的色相以基准颜色的色相为扩展中心而增大异常粘膜与正常粘膜的色相的差异。具体而言,以基准颜色的色相为中心将色相变更为比原始色相增大与基准颜色的色相的差异。然而,正常粘膜中的像素的色相成为与基准颜色的色相接近的色相,因此各像素的色相与基准颜色的色相一致的情况下,所述像素的色相不变更,而随着与在异常粘膜中显现的色相接近而增大远离原始色相的量。各像素的色相在比基准颜色(红色)更靠+方向(接近黄色的色相)时,进而使各像素的原始色相向+方向移动,各像素的色相在比基准颜色更靠-方向(接近品红的色相)时,进而使各像素的原始色相向-方向移动,并设为远离基准颜色的色相。然而,在色相的差异大且与正常的粘膜颜色明显不同的色相的情况下,优选不改变色相而维持原始色相。于是,在各像素的色相超出在异常粘膜中显现的色相的范围的情况下,与基准颜色的色相的差异变得越大,越减小从原始色相移动的量。

[0074] 图5(A)和图5(C)中示出各像素的色相H(Hue)与色相的扩展量 $\Delta H$ 的关系。第1差分值d1为在异常粘膜中显现的色相与基准颜色的色相的差分值。各像素的颜色与基准颜色的色相的差异小于第1差分值d1时,与基准颜色的色相的差异变得越大,越增大色相的扩展量 $\Delta H$ ,在色相的差异大于第1差分值d1时,与基准颜色的色相的差异变得越大,越减小色相的扩展量 $\Delta H$ 。并且,在各像素的颜色与基准颜色的色相的差异超出第1范围t1的情况下,判定为是色相的差异大且与正常的粘膜颜色不同的颜色,在各像素的颜色与基准颜色的色相的差异超出第1范围t1的情况下,色相不变更。图5(A)表示亮度高时的各像素的色相H与色相的扩展量 $\Delta H$ 的关系,图5(C)表示亮度低时的各像素的色相H与色相的扩展量 $\Delta H$ 的关系。根据亮度,基准颜色的色相为相同的色相,因此图5(A)和图5(C)中没有差异。在基准颜色的色相根据亮度而不同,即,在不同的亮度下基准颜色不存在于相同的色相的情况下,可以校正

为在各亮度下成为相同的色相。

[0075] 关于这种色相的转换,将确定了各像素的色相 $H$ 与色相的扩展量 $\Delta H$ 的关系的色相-色相转换表预先存储在表存储部86中,并提取与各像素的色相 $H$ 对应的扩展量 $\Delta H$ ,从而计算实施了色差扩展处理的色相 $H + \Delta H$ 。考虑到运算时间而使用了预先存储的表,但也可以判定各像素的色相与基准颜色的色相的关系,且每次计算各像素的色相的扩展量 $\Delta H$ 。

[0076] 第2色差扩展部84将各像素的彩度以基准颜色的彩度为扩展中心而增大异常粘膜与正常粘膜的彩度的差异。具体而言,以基准颜色的彩度为中心将彩度变更为比原始彩度增大与基准颜色的彩度的差异。然而,正常粘膜中的像素的彩度成为与基准颜色的彩度接近的彩度,因此各像素的彩度与基准颜色的彩度一致的情况下,所述像素的彩度不变更,而随着成为与在异常粘膜中显现的彩度接近而增大远离原始彩度的量。即,各像素的彩度高于基准颜色时设为进而提高的彩度,且各像素的彩度低于基准颜色时设为进而降低的彩度。然而,在彩度的差异大且与正常的粘膜颜色明显不同的彩度的情况下,优选不改变颜色而维持原始彩度。于是,在各像素的彩度超出在异常粘膜中显现的彩度的范围的情况下,与基准颜色的彩度的差异变得越大,越减小从原始色相移动的量。

[0077] 然而,在亮图像和暗图像中,关于基准颜色的彩度,亮度变得越高,彩度也变得越高,随着亮度降低而彩度也降低。并且,随着从亮图像成为暗图像,颜色区域也变小,因此异常粘膜的颜色与基准颜色的彩度的差异也变小。于是,基准颜色的彩度根据各像素的亮度来确定,且各像素的亮度变得越高,越提高基准颜色的彩度,随着各像素的亮度降低而降低基准颜色的彩度。进而,若在颜色区域小且低亮度的图像部分增大扩展量,则会产生不协调感,因此优选基准颜色的彩度越高时越增大扩展量的峰值,随着基准颜色的彩度降低而减小峰值。进而,优选根据各像素的亮度中的与正常的粘膜颜色为相同色相的最大彩度,最大彩度越高,越提高基准颜色的彩度,并增大彩度的扩展量的峰值,最大彩度越低,越降低基准颜色的彩度,并减小彩度的扩展量的峰值。

[0078] 图5(B)和图5(D)中示出各像素的彩度 $S$ (Saturation:饱和度)与彩度的扩展量 $\Delta S$ 的关系。第2差分 $d2$ 、 $d3$ 为在异常粘膜中显现的彩度与基准颜色的彩度的差分。各像素的颜色与基准颜色的彩度的差异小于第2差分 $d2$ 、 $d3$ 时,彩度的差异越大,越增大远离原始彩度的量,在彩度的差异大于第2差分 $d2$ 、 $d3$ 时,彩度的差异越大,越减小远离原始彩度的量。即,差分为 $d2$ 、 $d3$ 时,扩展量成为峰值。并且,在各像素的颜色与基准颜色的彩度的差异超出第2范围 $t2$ 、 $t3$ 的情况下,判定为是彩度的差异大且与正常的粘膜颜色不同的颜色,各像素的颜色与基准颜色的彩度的差异超出第2范围 $t2$ 、 $t3$ 时,彩度不变更。

[0079] 图5(B)表示亮度高时的各像素的彩度 $S$ 与彩度的扩展量 $\Delta S$ 的关系,图5(D)表示亮度低时的各像素的彩度 $S$ 与彩度的扩展量 $\Delta S$ 的关系。亮度高时,作为扩展中心的基准颜色的彩度也高,并且从原始彩度的最大变化量( $\Delta S_1$ )也设定为较大,亮度低时以扩展中心移动,以降低基准颜色的彩度,并且从原始彩度的最大变化量( $\Delta S_2$ )也设定为小于 $\Delta S_1$ 。并且,亮度高时在异常粘膜中显现的颜色的彩度与基准颜色的彩度的差分变大,因此增大第2差分 $d2$ ,亮度低时在异常粘膜中显现的颜色的彩度与基准颜色的彩度的差分有变小的倾向,因此减小第2差分 $d3$ 。关于扩展彩度的差异的范围(即,第2范围 $t2$ 、 $t3$ ),在亮度高时认为该范围也大,因此将第2范围 $t2$ 设定为较大,在亮度低时认为该范围也小,因此将第2范围 $t3$ 设定为较小。

[0080] 关于这种彩度的转换,根据不同的亮度预先存储有多个彩度-彩度转换表,求出与亮度对应的扩展量。例如在表存储部86中预先存储有确定了亮度为高值 $L_{High}$ 时的像素的彩度 $S$ 与彩度的扩展量 $\Delta S$ 的关系的彩度-彩度转换表、及确定了亮度为低值 $L_{Low}$ 时的像素的彩度 $S$ 与彩度的扩展量 $\Delta S$ 的关系的彩度-彩度转换表,从高亮度 $L_{High}$ 的彩度-彩度转换表中提取与像素的彩度 $S$ 对应的扩展量 $\Delta S_{High}$ ,从低亮度 $L_{Low}$ 的彩度-彩度转换表中提取与像素的彩度 $S$ 对应的扩展量 $\Delta S_{Low}$ ,使用根据所述像素的亮度值对扩展量 $\Delta S_{High}$ 和 $\Delta S_{Low}$ 进行了插值而得到的值来实施扩展处理。例如进行插值而求出的扩展量为 $(\alpha \Delta S_{High} + \beta \Delta S_{Low}) / (\alpha + \beta)$  (在此, $\alpha$ 、 $\beta$ 表示权重)的情况下,转换后的彩度成为 $S + (\alpha \Delta S_{High} + \beta \Delta S_{Low}) / (\alpha + \beta)$ 。或者,也可以准备多个与各种亮度对应的彩度-彩度转换表,并使用对应于与像素的亮度接近的亮度的彩度-彩度转换表来计算实施了扩展处理的彩度。

[0081] 并且,关于各像素的亮度,可以根据以所述像素为中心存在于像素周围的规定范围内的像素的亮度平均值来计算亮度。例如根据周边的 $3 \times 3$ 像素的平均值来确定位于中心的像素的亮度值,以计算与所述亮度对应的彩度。或者,可以根据内窥镜图像来制作低分辨率图像,将存在于与内窥镜图像的各像素对应的位置上的低分辨率图像中的像素的亮度设为内窥镜图像的各像素的亮度值。如此通过考虑周围的像素的亮度,能够减小在一部分像素中出现的噪声等的影响。

[0082] 在第1色差扩展部82中,即使各像素的亮度值改变,也不改变基准颜色的色相和色相-色相转换表,但在第2色差扩展部84中,根据亮度值而改变基准颜色的亮度和彩度-彩度转换表,由此即使颜色区域根据亮度而改变,也能够进行没有不协调感的转换。尤其,在摄影了管状结构物的情况下,位于近前的部位因靠近光源而成为亮图像,位于管状结构物的里侧的部位因远离光源而成为暗图像。暗图像小于颜色区域,因此若进行与亮图像相同的校正,则有时因结构物而引起微小的颜色变化或边缘的破损,从而难以辨认。于是,在亮度低的图像中,关于彩度如图5(D)所示,使彩度的扩展中心(基准颜色的彩度)根据亮度值降低,并且减小扩展量的峰值 $\Delta S_2$ ,且减小赋予到扩展量的范围(第2范围 $t_3$ ),由此在暗的部分也能够强调结构物。

[0083] 如上所述,在各像素的颜色与异常粘膜的颜色接近时,通过将扩展量设为峰值而扩展异常粘膜的颜色与正常粘膜的颜色(基准颜色)的色差,以免正常粘膜部分或正常的粘膜中颜色明显不同的颜色变更。由此,异常部容易进行识别,能够以原始颜色状态观察除了如正常粘膜那样的正常部或粘膜以外的被摄影部分的颜色。

[0084] 在RGB转换部88中,内窥镜图像的各像素的亮度维持原始亮度,并且根据在第1色差扩展部82中得到的色相及在第2色差扩展部84中得到的彩度转换为RGB值,并获取RGB的图像数据。进而,根据需要对RGB的图像数据实施伽马转换。由此,得到具有适合于监视器18等输出器件的灰度的完成色差强调的RGB图像数据。另外,本申请发明的输出部由RGB转换部88和图像显示信号生成部66构成。

[0085] 接着,按照图6的流程图对本实施方式中的一系列流程进行说明。首先,设定为正常观察模式(S1),将内窥镜12的插入部21插入被测体内。一边观察普通光图像,一边使前端部24进入被测体内(S2-N),若插入部21的前端部24到达胃部(S2-Y),则诊断是否引起萎缩性胃炎(S3)。在此,根据普通光图像能够读取粘膜褪色或树枝状深层血管的透视部位和未透视的部位的边界(称作内窥镜的腺体边界)的情况下(S3-Y),医生判断为因萎缩性胃炎而

产生胃癌等病变的病理所见(S11)。

[0086] 另一方面,根据普通光图像无法读取褪色的粘膜或内窥镜的腺体边界的存在的情况下(S3-N),为了进而可靠地进行诊断,操作模式切换开关22b而切换为特殊观察模式(S4)。通过该特殊观察模式的切换,包括蓝色激光及蓝紫色激光这两者的特殊光进行发光。根据该特殊光发光时所得到的RGB图像信号,在逆伽马转换部74获取RGB图像数据。

[0087] 首先,通过颜色信息计算部80根据RGB图像数据的各像素的R值、G值、B值分别计算亮度、色相及彩度(S5)。在第1色差扩展部82中,从存储在表存储部86中的色相用色相-色相转换表中提取与像素的色相H对应的色相的扩展量 $\Delta H$ ,并计算转换后的色相 $H + \Delta H$ (S6)。接着,在第2色差扩展部84中,使用存储在表存储部86中的高亮度 $L_{High}$ 用彩度-彩度转换表和低亮度 $L_{Low}$ 用彩度-彩度转换表,求出与各像素的亮度对应的基准颜色的彩度S和与亮度值对应的彩度的扩展量 $\Delta S$ ,从而计算转换后的彩度 $S + \Delta S$ (S7)。各像素的亮度不变更而保持原状。

[0088] 根据对所有图像进行了S5~S7的色彩转换的图像数据,在RGB转换部88中返回到RGB颜色空间,在监视器18上显示特殊光图像(S8)。

[0089] 在特殊光图像上完全没有胃萎缩的情况下,粘膜以正常的颜色而显示。该情况下(S9-N),医生判断为是没有因萎缩性胃炎而产生胃癌等病变部的正常所见(S10)。相对于此,在胃萎缩稍微进行的情况下,萎缩粘膜的颜色以褪色而显示(S9-Y)。由此,能够明显地显示内窥镜的腺体边界。从而,在实际的胃中,即使在萎缩粘膜的颜色未显示太多褪色的情况下,医生也能够判断为是因萎缩性胃炎而产生胃癌等病变的病理所见(S11)。

[0090] 另外,在上述实施方式中,关于使用包括对粘膜的吸收物质的光吸收性高的蓝色窄频带光(蓝色激光及蓝紫色激光)的特殊光的情况进行了说明,但也可以使用包括对粘膜的吸收物质的光吸收性高的绿色窄频带光(例如540~560nm的波长成分)的光。

[0091] 并且,在上述实施方式中,对根据具有反射率线性RGB信号的色相的颜色空间中的色彩扩展进行了说明,但也可以根据具有与人感知明亮度的比例接近的轴的CIE(国际照明委员会) $L^*a^*b^*$ 颜色空间的明度 $L^*$ 、色相 $\text{hue} = \arctan(b^*/a^*)$ 及彩度 $C^* = \sqrt{(a^*)^2 + (b^*)^2}$ 实施色彩扩展。另外,在上述实施方式中,彩度根据各像素的亮度而改变转换处理,但在 $L^*a^*b^*$ 颜色空间的情况下,明亮度不是通过亮度来表示,而是通过明度来表示,因此根据明度而改变转换处理。并且,在上述实施方式的HSI颜色空间,越成为高亮度,彩度的范围越增大,最大彩度成为高值,但在 $L^*a^*b^*$ 颜色空间中,在明度为特定的明度以上时,彩度的范围逐渐变窄,在最大明度( $L^* = 100$ )时成为彩度 $C^* = 0$ 。于是,优选在 $L^*a^*b^*$ 颜色空间的情况下,根据明度中的与正常的粘膜颜色为相同色相的最大彩度,最大彩度越高,越提高基准颜色的彩度,且越增大彩度的扩展量的峰值,最大彩度越低,越降低基准颜色的彩度,且越减小彩度的扩展量的峰值。

[0092] 在前述实施方式中,关于光源为半导体发光元件的情况进行了说明,但在第2实施方式中,关于使用LED作为光源的内窥镜,利用图7及图8进行说明。第2实施方式中除了内窥镜的光源装置14及前端部24的照明光学系统24c以外的结构与第1实施方式基本上相同,因此标注相同的符号,并省略详细的说明。并且,检查时内窥镜的操作及处理的流程与第1实施方式基本上相同,因此省略详细的说明。

[0093] 如图7所示,光源装置14可以通过光源控制部40而控制V-LED(Violet Light

Emitting Diode:紫色发光二极管) 42a、B-LED (Blue Light Emitting Diode:蓝色发光二极管) 42b、G-LED (Green Light Emitting Diode:绿色发光二极管) 42c、R-LED (Red Light Emitting Diode:红色发光二极管) 42d这些四种颜色的LED42a~42d的驱动。该结构中设置有将从四种颜色的LED42a~42d发出的四种颜色的光的光路进行耦合的光路耦合部43,通过光路耦合部43而被耦合的光经由插通于插入部21内的光导管 (LG) 41及照明透镜45而照射到被测体内。另外,也可以使用LD (Laser Diode:激光二极管) 来代替LED。

[0094] 如图8所示,V-LED42a发出中心波长为 $405 \pm 10\text{nm}$ 、波长范围为 $380 \sim 420\text{nm}$ 的紫色光Vi。B-LED42b发出中心波长为 $460 \pm 10\text{nm}$ 、波长范围为 $420 \sim 500\text{nm}$ 的蓝色光R1。G-LED42c发出波长范围达到 $480 \sim 600\text{nm}$ 的绿色光Gr。R-LED42d发出中心波长为 $620 \sim 630\text{nm}$ 、波长范围达到 $600 \sim 650\text{nm}$ 的红色光Re。

[0095] 光源控制部40在正常观察模式及特殊观察模式中的任一种观察模式中也点亮V-LED42a、B-LED42b、G-LED42c、R-LED42d。从而,紫色光Vi、蓝色光B1、绿色光Gr及红色光Re这四种颜色的光进行混色的光照射于观察对象。并且,光源控制部40在正常观察模式时控制各LED42a~42d,以使紫色光Vi、蓝色光R1、绿色光Gr、红色光Re之间的光量比成为 $V_{ic}:B_{lc}:G_{rc}:R_{ec}$ 。另一方面,光源控制部40在特殊观察模式时控制各LED42a~42d,以使紫色光Vi、蓝色光B1、绿色光Ge、红色光Re之间的光量比成为 $V_{is}:B_{ls}:G_{es}:R_{es}$ 。

[0096] 内窥镜12的前端部24设置有照明光学系统24c和成像光学系统24b。照明光学系统24c具有照明透镜45,来自光导管41的光经由该照明透镜45而照射于观察对象。成像光学系统24b的结构与第1实施方式基本上相同。

[0097] 在上述第1及第2实施方式中,关于在处理器装置16中进行异常区域强调部77的处理的情况进行了说明,但关于上述处理器装置16中的异常区域强调部77的处理,也可以在配置于外部的计算机中安装用于使其作为上述逆伽马转换部、颜色信息计算部、第1色差扩展部、第2色差扩展部及显示部发挥功能的图像处理程序,通过外部计算机使处理器装置16对记录在外部记录部等中的内窥镜图像执行异常区域强调部77的处理。

[0098] 符号说明

[0099] 10-内窥镜系统,12-内窥镜,13-通用塞绳,14-光源装置,16-处理器装置,18-监视器,20-输入装置,21-插入部,22-操作部,22a-弯角钮,22b-模式切换开关,22c-变焦操作部,23-弯曲部,24-前端部,24a-照明光学系统,24b-成像光学系统,34-蓝色激光光源,36-蓝紫色激光光源,40-光源控制部,41-光导管,44-荧光体,45-照明透镜,46-成像透镜,47-变焦透镜,48-摄像传感器,50-CDS/AGC电路,51-伽马转换部,52-A/D转换器,54-接收部,56-DSP,58-噪声去除部,60-图像处理切换部,62-普通光图像处理部,64-特殊光图像处理部,66-图像显示信号生成部,68-图像获取部,70-色彩强调部,72-结构强调部,74-逆伽马转换部,77-异常区域强调部,78-结构强调部,80-颜色信息计算部,82-第1色差扩展部,84-第2色差扩展部,86-表存储部,88-RGB转换部。

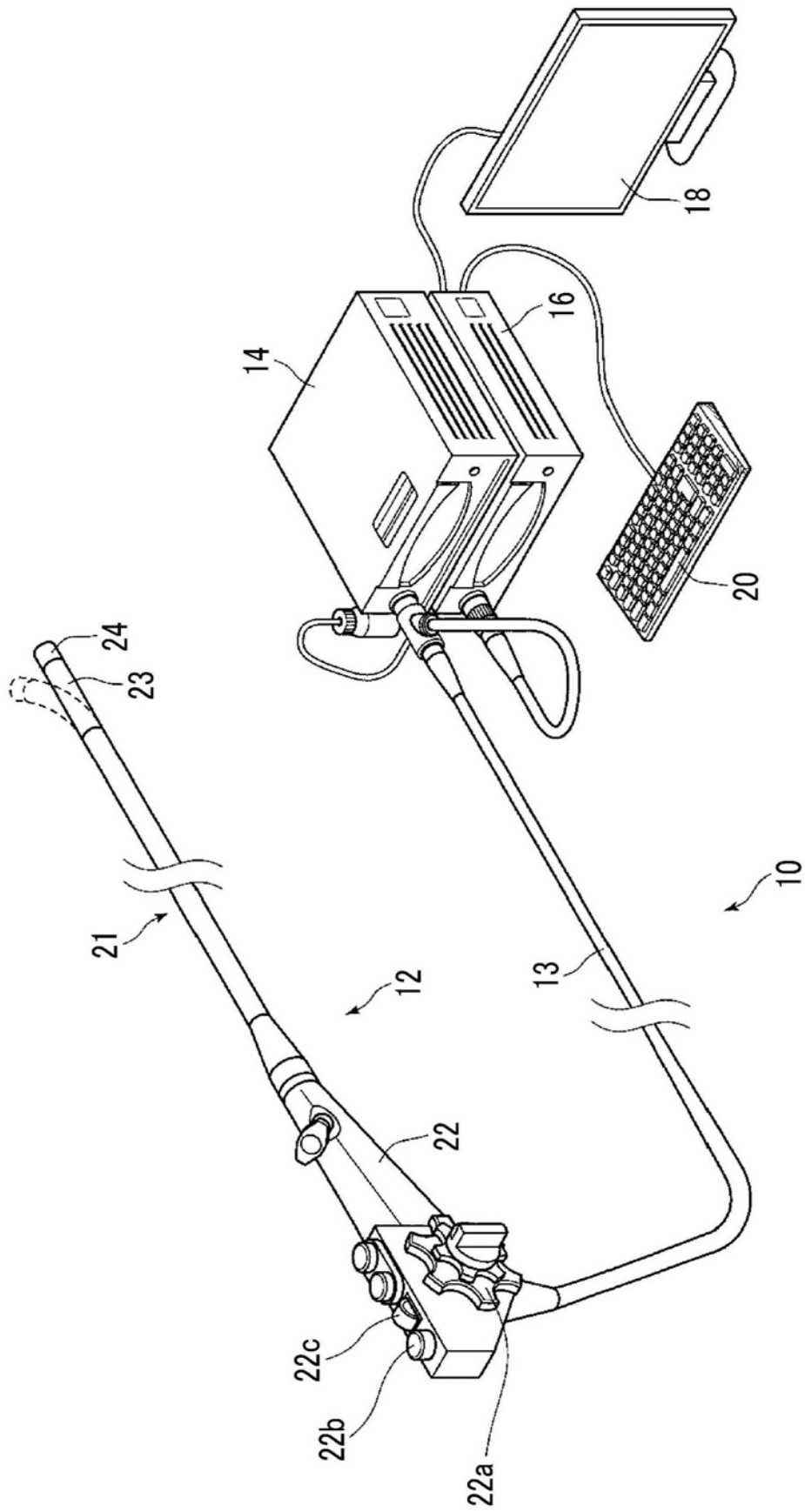


图1

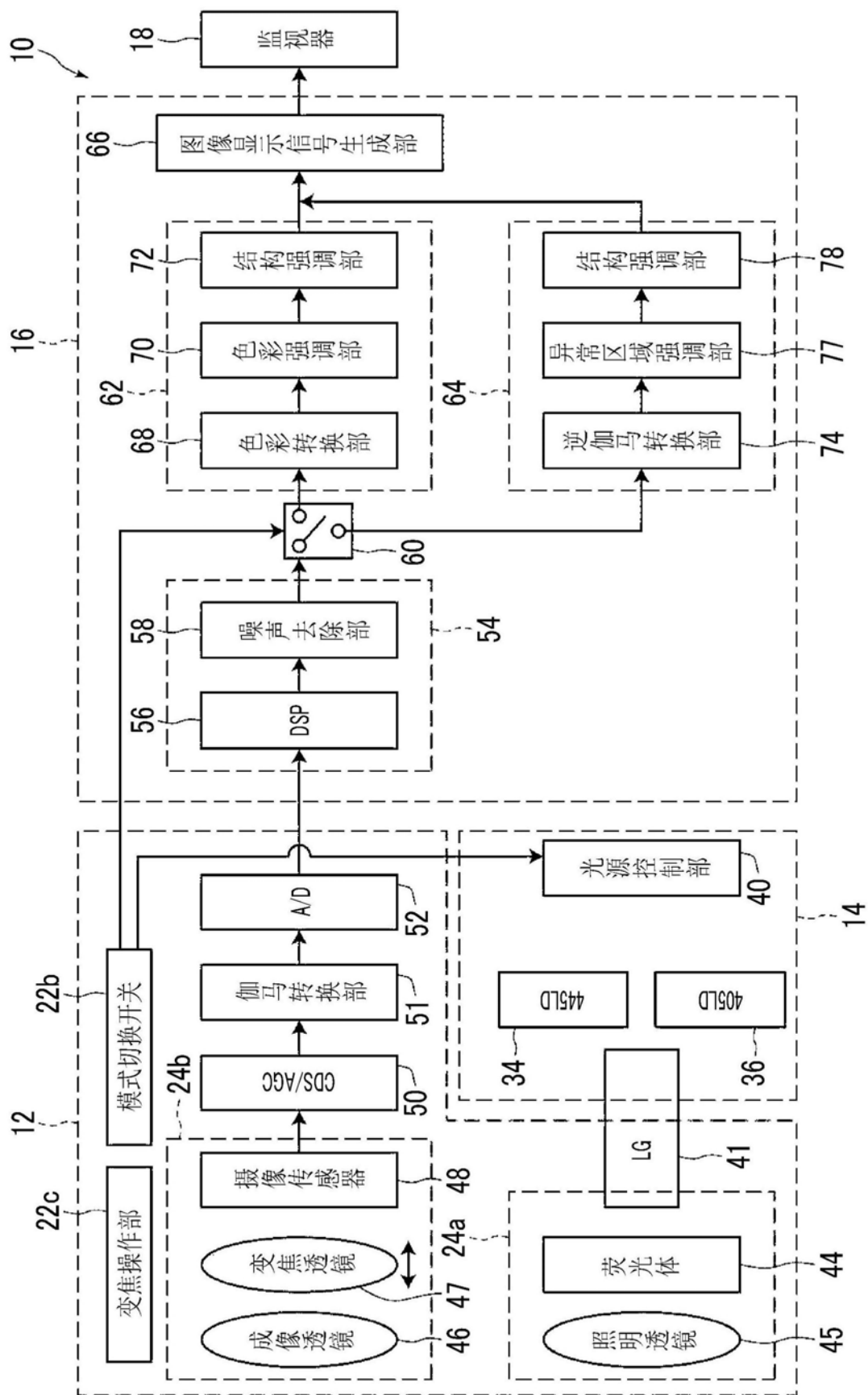


图2

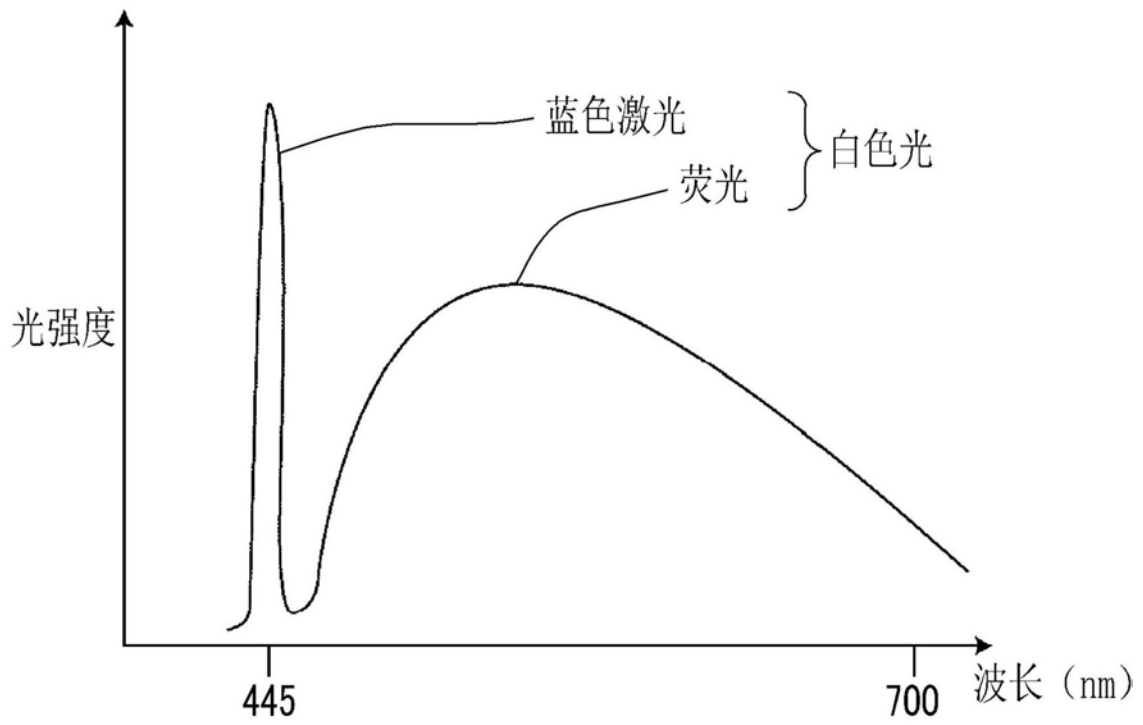


图3A

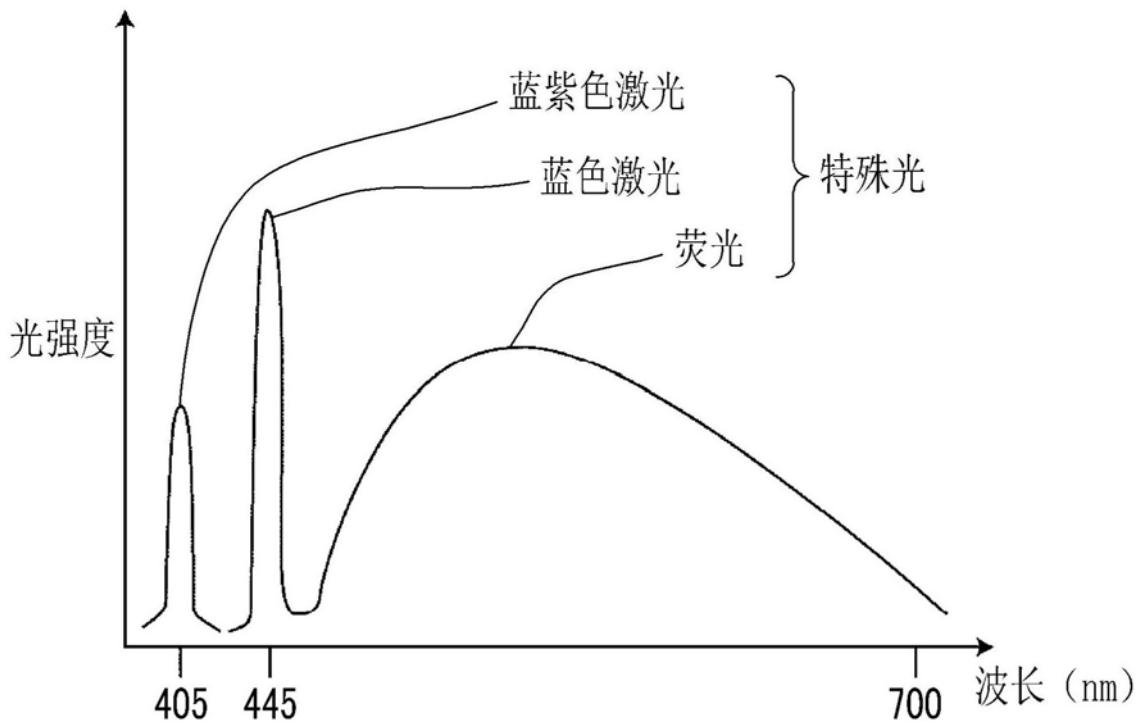


图3B

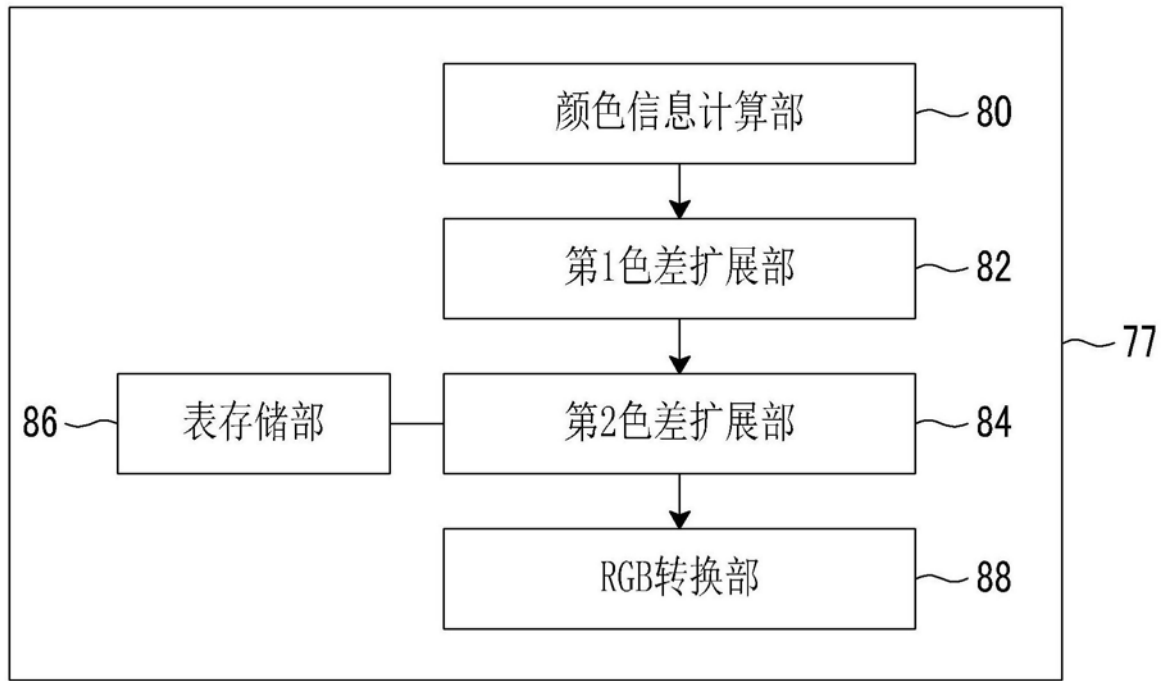


图4

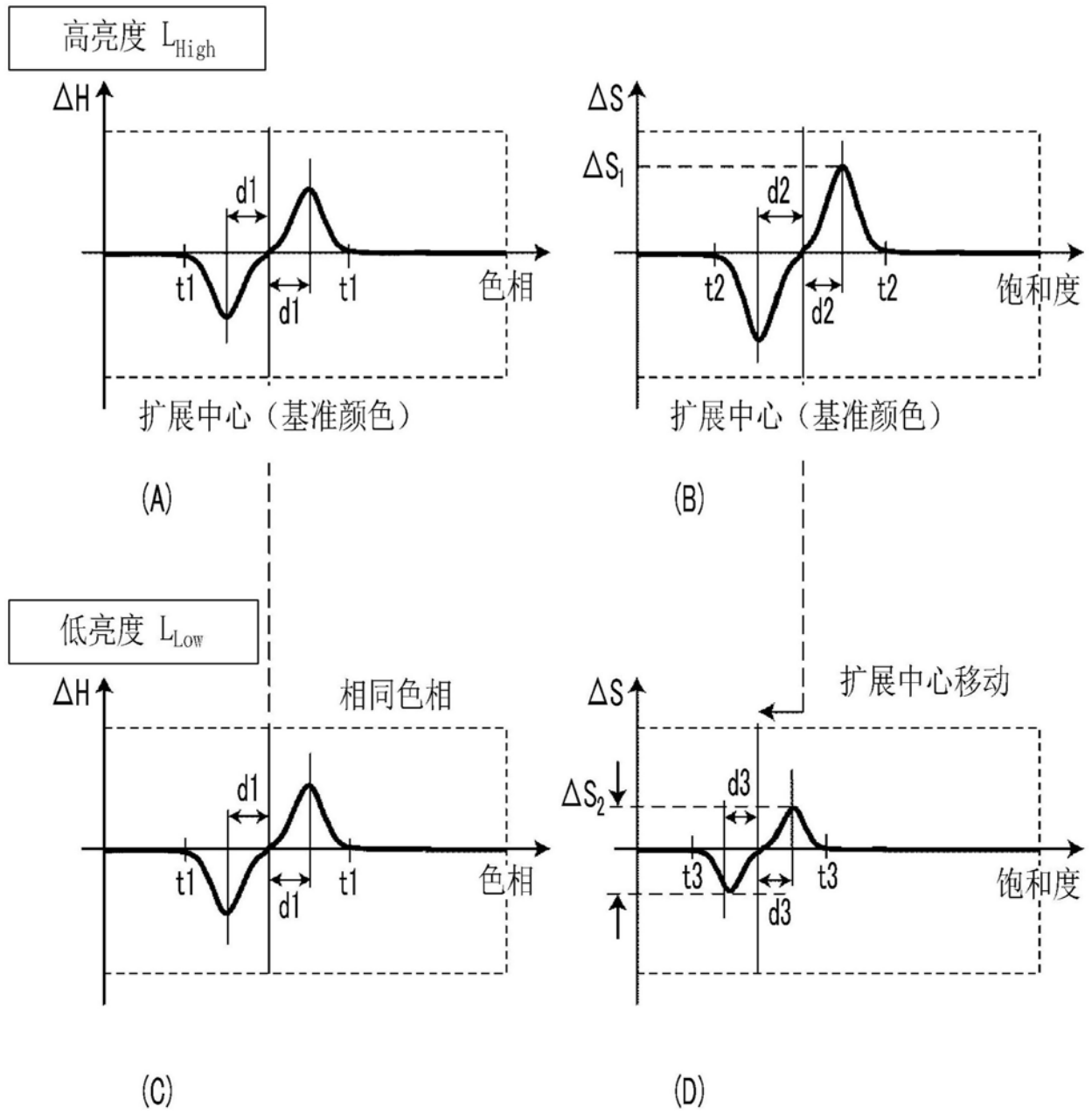


图5

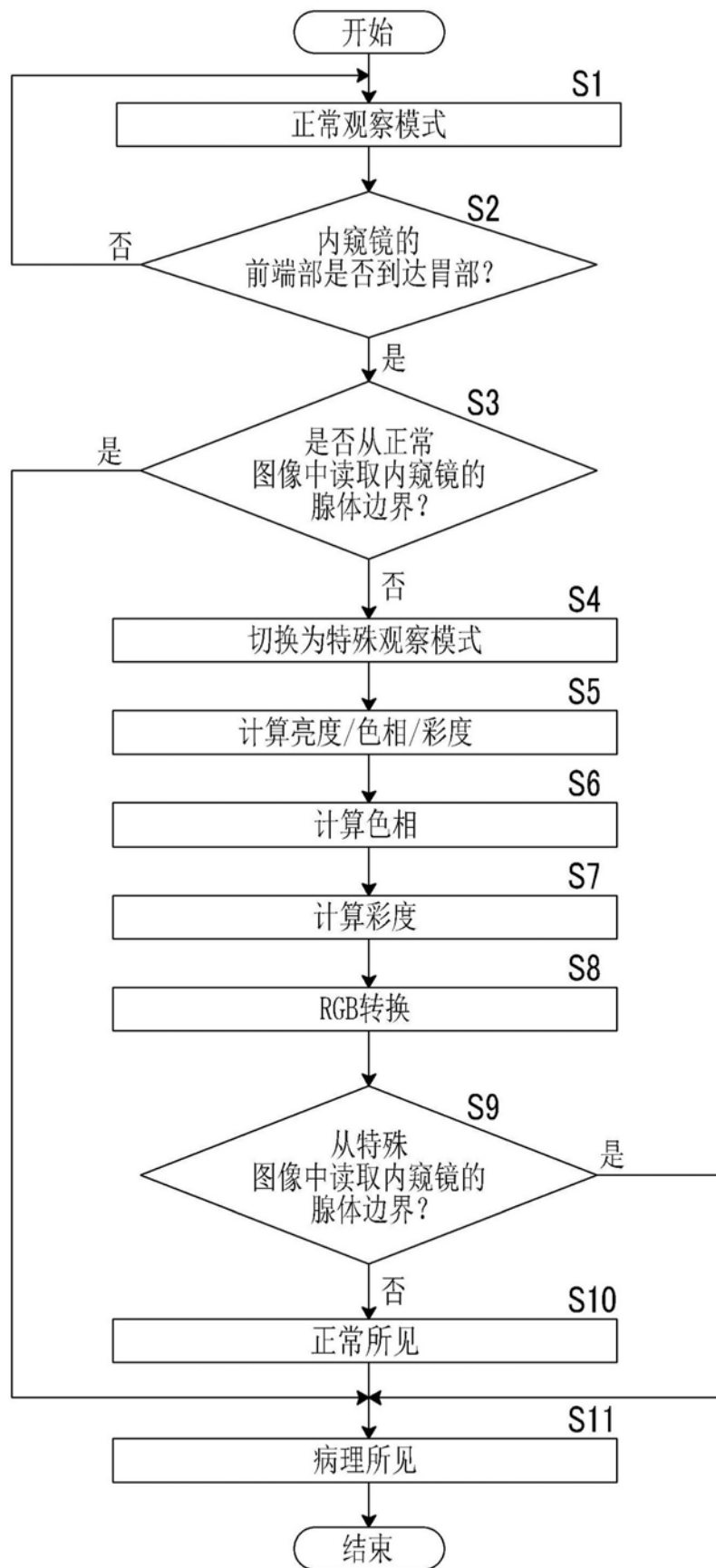


图6

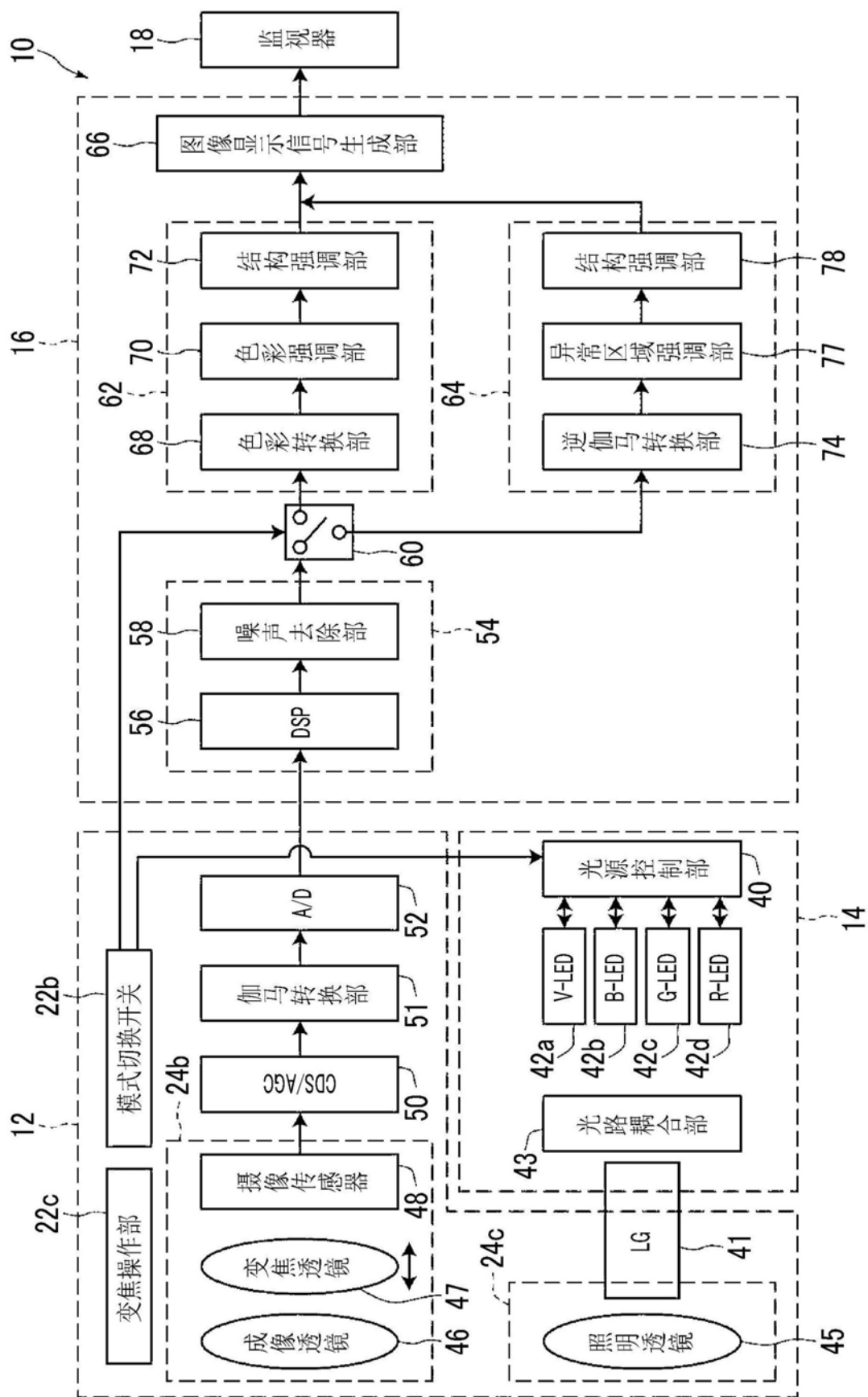


图7

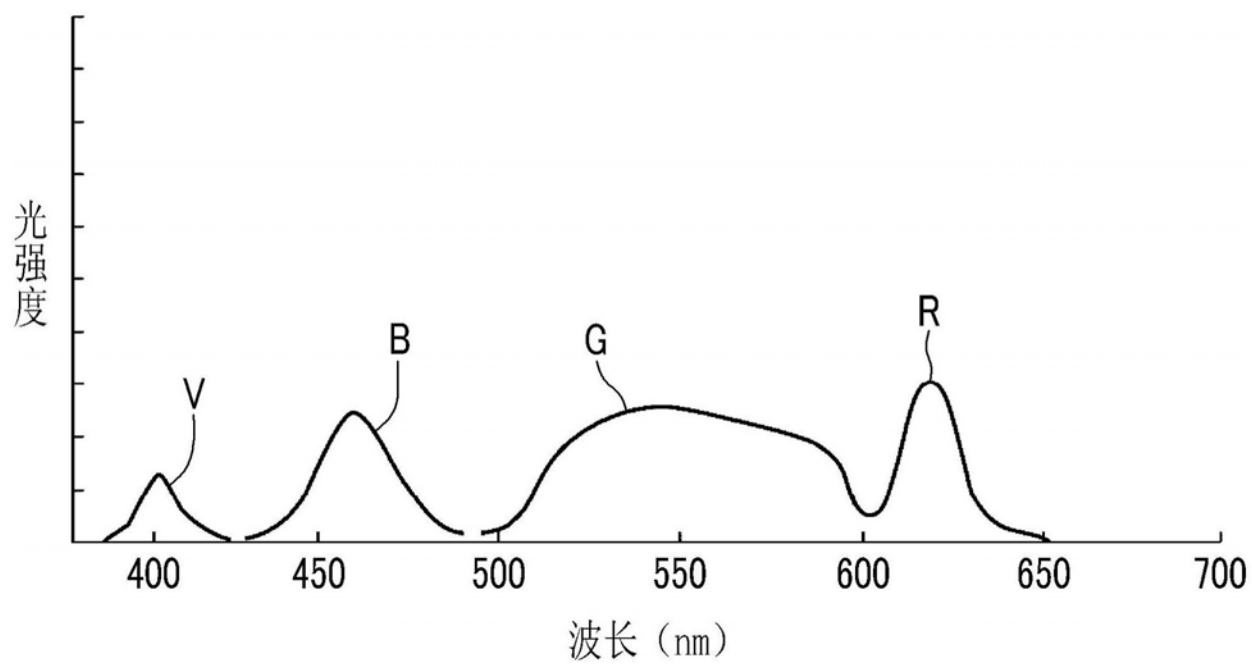


图8

|                |                                                                 |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 图像处理装置、图像处理装置的工作方法及图像处理程序                                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN109068945A</a>                                    | 公开(公告)日 | 2018-12-21 |
| 申请号            | CN201780020241.4                                                | 申请日     | 2017-03-24 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社                                                        |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 富士胶片株式会社                                                        |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 富士胶片株式会社                                                        |         |            |
| [标]发明人         | 三岛崇弘                                                            |         |            |
| 发明人            | 三岛崇弘                                                            |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/045 H04N7/18                                     |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00 A61B1/045 H04N7/18 A61B1/00009 A61B1/051 H04N2005/2255 |         |            |
| 优先权            | 2016064853 2016-03-29 JP                                        |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                  |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供一种用于强调在因萎缩性胃炎而胃萎缩时会引起的粘膜等的颜色变化的图像处理装置、图像处理装置的工作方法及图像处理程序。获取由包括窄频带图像信号的图像信号构成的内窥镜图像，分别计算构成内窥镜图像的各像素的亮度、色相及彩度，将各像素的色相H变更为远离表示正常部的基准颜色的色相的色相 $H+\Delta H$ ，将各像素的彩度S变更为远离根据内窥镜图像的各像素的亮度所确定的基准颜色的彩度的彩度 $S+\Delta S$ 。使用内窥镜图像的各像素的亮度设为原始亮度、且具有经过转换的色相及彩度的颜色而输出。

