



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102197987 A

(43) 申请公布日 2011.09.28

(21) 申请号 201110036548.8

(22) 申请日 2011.01.31

### (30) 优先权数据

2010-070192 2010. 03. 25 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 松原兼太

(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 杨静

(51) Int. Cl.

*A61B 1/06* (2006.01)

*A61B 1/07* (2006.01)

*A61B 1/00* (2006.01)

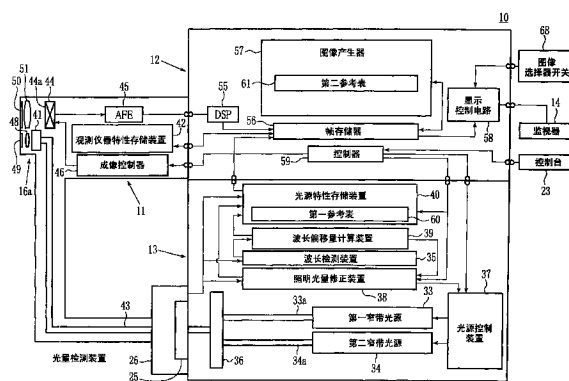
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 8 页

(54) 发明名称

# 包含校准装置的内窥镜系统及其校准方法

(57) 摘要

电子内窥镜系统包括：发射光的光源设备；电子内窥镜，所述电子内窥镜具有：荧光体和图像传感器，通过使光作为激励光照射所述荧光体，所述荧光体产生照亮体腔内的目标组织的白光，图像传感器输出通过对照亮目标组织的白光的反射光进行光电转换获得的图像的图像数据；波长检测器，其检测光的波长，计算器，其计算波长偏移量，所述波长偏移量为检测的波长和预设的参考波长之间的差，第一修正单元，其根据计算的波长偏移量修正光的光量，和第二修正单元，其修正图像传感器的光电转换中的增益。



1. 一种电子内窥镜系统,包含:

光源设备,发射具有给定波长范围的光,

电子内窥镜,包含荧光体和图像传感器,通过使从所述光源设备发射的光作为激励光照射所述荧光体,所述荧光体产生照亮体腔内的目标组织的白光,图像传感器输出通过对照亮目标组织的白光的反射光进行光电转换获取的图像的图像数据,

波长检测装置,检测从所述光源设备发射的光的波长,

波长偏移量计算装置,计算波长偏移量,所述波长偏移量是由所述波长检测装置检测的波长和预设的参考波长之间的差,和

第一修正装置,根据由所述波长偏移量计算装置计算的波长偏移量修正从光源设备发射的光的光量,和第二修正装置,修正在所述图像传感器的光电转换中的增益。

2. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述第一修正装置包含描述光的波长、所述图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射系数之间的关系的第一参考表,通过参考第一参考表获取与从所述光源设备发射的光的波长相对应的积分值,并根据获取的积分值改变光量修正量。

3. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述第一修正装置包含多个第一参考表,对于由所述电子内窥镜成像的每个部位或疾病,每一个第一参考表描述光的波长、所述图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射率之间的关系,根据将要由所述电子内窥镜成像的部位或疾病从多个第一参考表中选择一个第一参考表,参考所选择的一个第一参考表获取与从光源设备发射的光的波长相对应的积分值,并且根据获取的积分值改变光量修正量。

4. 根据权利要求1或2所述的电子内窥镜系统,

其中所述光源设备是发射激光的激光光源,和

其中所述波长偏移量计算装置通过进一步增加根据所述激光光源的工作电流值而变化的激光的波长偏移量,来计算波长偏移量。

5. 根据权利要求1或2所述的电子内窥镜系统,其中所述波长检测装置根据从所述光源设备发射的光的第一光量和从所述光源设备发射且经过斜率型二色滤光片传输的光的第二光量,获取第一光量与第二光量之间的比率作为透射率,其中对于具有给定波长的光,所述斜率型二色滤光片的透射率与光的波长成比例改变,所述波长检测装置根据获取的透射率,检测从所述光源设备发射的光的波长。

6. 根据权利要求1或2所述的电子内窥镜系统,其中所述第二修正装置包含第二参考表,所述第二参考表描述了波长偏移量和通过所述图像传感器的光电转换获取的图像数据中的像素值的变化量之间的关系,所述第二修正装置参考第二参考表以获取与由波长偏移量计算装置计算的波长偏移量相对应的在图像数据中的像素值的变化量,在对从所述光源设备发射的光进行光电转换的情况下,根据获取的图像数据中的像素值的变化量,修正图像数据中的像素值,和进一步修正所述图像传感器的光电转换的增益,从而使修正后的图像数据的像素值符合在对具有参考波长的光进行光电转换的情况下图像数据的像素值。

7. 一种校准电子内窥镜的方法,所述电子内窥镜具有发射具有给定波长范围的光的光源设备和图像传感器,所述图像传感器用通过使从光源设备发出的激励光照射到荧光体上而产生的白光来照亮体腔内的目标组织,并且输出对照亮目标组织的白光的反射光进行光

电转换而获取的图像数据,所述方法包含:

波长检测步骤,检测由光源设备发射的光的波长,

波长偏移量检测步骤,检测波长偏移量,波长偏移量是检测到的波长与预设的参考波长之间的差,

第一修正步骤,根据计算的波长偏移量修正从光源设备发射的光的光量,和

第二修正步骤,根据计算的波长偏移量修正图像传感器的光电转换中的增益。

8. 根据权利要求 7 所述的校准方法,其中所述第一修正步骤包含通过参考描述光的波长、所述图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射率之间的关系的第一参考表,获取与从所述光源设备发射的光的波长相对应的积分值,和根据获取的积分值改变光量修正量。

9. 根据权利要求 7 所述的校准方法,其中第一修正步骤包含对于每一个由所述电子内窥镜成像的部位或疾病,根据将要由所述电子内窥镜成像的部位或疾病,从每一个均描述光的波长、所述图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射率之间的关系的一个或多个第一参考表中选择一个第一参考表,通过参考所选择的第一参考表获取与从光源设备发射的光的波长相对应的积分值,并且根据获取的积分值改变光量修正量。

10. 根据权利要求 7 或 8 所述的校准方法,

其中所述光源设备是发射激光的激光光源,和

其中所述波长偏移量计算步骤通过进一步增加根据所述激光光源的工作电流值而变化的激光的波长偏移量,计算波长偏移量。

11. 根据权利要求 7 或 8 所述的校准方法,

进一步包含:检测步骤,检测从所述光源设备发射的光的第一光量,和从所述光源设备发射并经过斜率型二色滤光片传输的光的第二光量,其中对于具有给定波长的光,所述斜率型二色滤光片的透射率与光的波长成比例改变,

其中所述波长检测步骤包含根据获取的第一和第二光量,获取第一光量和第二光量之间的比率作为透射率,和根据获取的透射率检测从所述光源设备发射的光的波长。

12. 根据权利要求 7 或 8 所述的校准方法,

其中所述第二修正步骤包含:通过参考描述波长偏移量和通过所述图像传感器进行光电转换获取的图像数据中的像素值的变化量之间的关系的一个或多个第二参考表,获取与计算出的波长偏移量相对应的在图像数据中的像素值的变化量;在对从所述光源设备发射的光进行光电转换的情况下,根据获取的图像数据中的像素值的变化量,修正图像数据中的像素值;和进一步修正所述图像传感器的光电转换的增益,从而使修正后的图像数据的像素值符合在对具有参考波长的光进行光电转换的情况下图像数据的像素值。

13. 根据权利要求 7 或 8 所述的校准方法,

进一步包含:用具有参考波长的光照亮参考图的步骤,和在由所述图像传感器对从参考图反射的光进行光电转换之后,获取从所述图像传感器输出的图像数据的步骤,

其中所述第二修正步骤包含调整所述图像传感器的光电转换中的增益,从而使在对从参考图反射的光进行光电转换之后,由所述图像传感器输出的图像数据中的像素值符合与参考图相对应的参考值。

## 包含校准装置的内窥镜系统及其校准方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及包含内窥镜光源和包括校准装置的内窥镜的内窥镜系统及其校准方法。

### 背景技术

[0002] 近年来,在医疗领域,使用电子内窥镜进行了许多诊疗。典型的电子内窥镜装备了可插入目标体腔的伸长的插入部分。插入部分在其顶端集成了如 CCD 的成像仪。电子内窥镜连接到光源设备,所述光源设备从插入部分的顶端发光以照亮体腔的内部。在被光照亮的体腔内部,体腔内的目标组织由设置在插入部分顶端的成像仪成像。通过成像获得的图像在通过监视器显示之前,将经过与电子内窥镜相连的处理器多方面的各种处理。因此,电子内窥镜允许实时观察显示目标体腔内部情况的图像,因而能确保有把握的诊断。

[0003] 光源设备使用白色光源,例如氙气灯和白色 LED,能够发射白色宽带光,其波长范围从蓝色区域到红色区域。白色宽带光的使用照亮了体腔内部,允许从获得的对象组织的图像观察整个目标组织。

[0004] 在获得图像的观察中,生物体内的成像部位的实际色调和在图像监视器显示的获得图像的色调可能不同,其依赖于内窥镜的透射特性、磷的荧光特性、目标组织的反射特性和成像传感器的光谱灵敏度,并且这可能极大地影响对器官损伤的识别和诊断。

[0005] 在 JP 2008-36035A 和 JP 2008-93225A 中提出的方法是针对这个问题的已知的解决方法之一。

[0006] 例如 JP 2008-36035A,包含频带受限的普通照明产生装置,通过限制光的可见 RGB 波长频带到具有给定光量的频带来产生离散的频带受限的普通照明光,从而通过降低在使用普通照明光进行观察时由成像传感器的光谱灵敏度产生的影响,以获得给定色调的图像。

[0007] JP 2008-93225A,在第二照明装置基于由第一照明装置给出的特征信息来提供照明的情况下,执行在内窥镜的第一照明装置照明下所获取的生物体内部部位的图像的色彩重现,以能够在接近裸眼观察条件下检查和治疗,第二照明装置提供图像观察环境,成像装置获取图像,并且显示设备显示图像,该过程与目标生物体内的多个点处的光谱反射率有关,。

### 发明内容

[0008] 因此,当氙气灯或类似的用作白色光源时,使用激光作为激励光的紧凑白色荧光体也接近实际使用,以产生提供更高亮度的白色照明光。

[0009] 在使用激光器中遇到的问题是入射的波长和光量的个体变化、在制造工艺中产生的变化和随时间消逝产生的变化。其它的问题包括由入射光的变化和荧光体自身的特性的变化引起的在荧光特性上的变化。这些变化特别地影响了图像的色彩重现能力和分辨率。此外,激光器引起了波长通过工作电流产生偏移的特定现象。因此,对于系统来说需要允许

简单且高准确性的对在工厂和市场上造成的入射的波长和光量的变化信息的检测,并且允许将其反馈回系统。

[0010] 内窥镜系统典型地包含发射窄带光的激光光源和包括产生多色波长的荧光体的内窥镜。

[0011] 在市场上,  $n$  个光源设备与  $m$  个内窥镜一起使用,也就是说,一个特定的光源设备不一定要与一个特定的内窥镜一起使用。因此,光源设备和内窥镜可以以它们的任意组合使用。

[0012] 本发明的一个目的是提供内窥镜系统,利用紧凑且便宜的测量装置执行校准,其色彩重现能力和图像分辨率可以免于受光源设备和内窥镜的变化的影响,以及免受当多个光源设备和内窥镜以不同的组合使用时产生的影响。

[0013] 为了实现以上目的,本发明的第一方面提供了一种电子内窥镜系统,包含:光源设备,其发射具有给定波长范围的光;电子内窥镜,其包含荧光体和图像传感器,通过使从所述光源设备发射的光作为激励光照射所述荧光体,所述荧光体产生照亮体腔内的目标组织的白光,图像传感器输出通过对照亮目标组织的白光的反射光进行光电转换获取的图像的图像数据;波长检测装置,检测从所述光源设备发射的光的波长;波长偏移量计算装置,计算波长偏移量,所述波长偏移量是由所述波长检测装置检测的波长和预设的参考波长之间的差;和第一修正装置,根据由所述波长偏移量计算装置计算的波长偏移量修正从光源设备发射的光的光量,和第二修正装置,修正在所述图像传感器的光电转换中的增益。

[0014] 优选地,所述第一修正装置包含描述光的波长、所述图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射系数之间的关系的第一参考表,通过参考第一参考表获取与从所述光源设备发射的光的波长相对应的积分值,并根据获取的积分值改变光量修正量。

[0015] 优选地,所述第一修正装置包含多个第一参考表,对于由所述电子内窥镜成像的每个部位或疾病,每一个第一参考表描述光的波长、所述图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射率之间的关系,根据将要由所述电子内窥镜成像的部位或疾病从多个第一参考表中选择一个第一参考表,参考所选择的一个第一参考表获取与从光源设备发射的光的波长相对应的积分值,并且根据获取的积分值改变光量修正量。

[0016] 优选地,所述光源设备是发射激光的激光光源,所述波长偏移量计算装置通过进一步增加根据所述激光光源的工作电流值而变化的激光的波长偏移量,来计算波长偏移量。

[0017] 优选地,所述波长检测装置根据从所述光源设备发射的光的第一光量和从所述光源设备发射且经过斜率型二色滤光片传输的光的第二光量的第一光量和第二光量,获取第一光量与第二光量之间的比率作为透射率,其中对于具有给定波长的光,所述斜率型二色滤光片的透射率与光的波长成比例 (in proportion) 改变,所述波长检测装置根据获取的透射率,检测从所述光源设备发射的光的波长。

[0018] 优选地,所述第二修正装置包含第二参考表,所述第二参考表描述了波长偏移量和通过所述图像传感器的光电转换获取的图像数据中的像素值的变化量之间的关系,所述第二修正装置参考第二参考表以获取与由波长偏移量计算装置计算的波长偏移量相对应的在图像数据中的像素值的变化量,在对从所述光源设备发射的光进行光电转换的情况下,根据获取的图像数据中的像素值的变化量,修正图像数据中的像素值,和进一步修正所

述图像传感器的光电转换的增益,从而使修正后的图像数据的像素值符合在对具有参考波长的光进行光电转换的情况下图像数据的像素值。

[0019] 为了实现以上目的,本发明的第二方面提供了一种校准电子内窥镜的方法,所述电子内窥镜具有发射具有给定波长范围的光的光源设备和图像传感器,所述图像传感器用通过使从光源设备发出的激励光照射到荧光体上而产生的白光照亮体腔内的目标组织,并且输出对照亮目标组织的白光的反射光进行光电转换而获取的图像数据,所述方法包含:波长检测步骤,检测由光源设备发射的光的波长,波长偏移量检测步骤,检测波长偏移量,波长偏移量是检测到的波长与预设的参考波长之间的差,第一修正步骤,根据计算的波长偏移量修正从光源设备发射的光的光量,和第二修正步骤,根据计算的波长偏移量修正图像传感器的光电转换中的增益。

[0020] 优选地,所述第一修正步骤包含通过参考描述光的波长、所述图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射率之间的关系的第二参考表,获取与从所述光源设备发射的光的波长相对应的积分值,和根据获取的积分值改变光量修正量。

[0021] 优选地,第一修正步骤包含对于每一个由所述电子内窥镜成像的部位或疾病,根据将要由所述电子内窥镜成像的部位或疾病,从每一个均描述光的波长、所述图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射率之间的关系的多个第二参考表中选择一个第二参考表,通过参考所选择的一个第二参考表获取与从光源设备发射的光的波长相对应的积分值,并且根据获取的积分值改变光量修正量。

[0022] 优选地,所述光源设备是发射激光的激光光源,所述波长偏移量计算步骤通过进一步增加根据所述激光光源的工作电流值而变化的激光的波长偏移量,计算波长偏移量。

[0023] 优选地,该校准方法进一步包含:检测步骤,检测从所述光源设备发射的光的第一光量,和从所述光源设备发射并经过斜率型二色滤光片传输的光的第二光量,其中对于具有给定波长的光,所述斜率型二色滤光片的透射率与光的波长成比例改变,其中所述波长检测步骤包含根据获取的第一和第二光量,获取第一光量和第二光量之间的比率作为透射率,和根据获取的透射率检测从所述光源设备发射的光的波长。

[0024] 优选地,所述第二修正步骤包含:通过参考描述波长偏移量和通过所述图像传感器进行光电转换获取的图像数据中的像素值的变化量之间的关系的第三参考表,获取与计算出的波长偏移量相对应的在图像数据中的像素值的变化量;在对从所述光源设备发射的光进行光电转换的情况下,根据获取的图像数据中的像素值的变化量,修正图像数据中的像素值;和进一步修正所述图像传感器的光电转换的增益,从而使修正后的图像数据的像素值符合在对具有参考波长的光进行光电转换的情况下图像数据的像素值。

[0025] 优选地,该校准方法进一步包含:用具有参考波长的光照亮参考图的步骤,和在由所述图像传感器对从参考图反射的光进行光电转换之后,获取从所述图像传感器输出的图像数据的步骤,其中所述第二修正步骤包含调整所述图像传感器的光电转换中的增益,从而使在对从参考图反射的光进行光电转换之后,由所述图像传感器输出的图像数据中的像素值符合与参考图相对应的参考值。

[0026] 根据本发明,在使用激光作为光源的内窥镜系统中,即使当在入射的波长和光量、内窥镜的透射特性、荧光体的荧光特性、目标组织的反射特性和成像传感器的光谱灵敏度特性上存在变化时,在光源设备和内窥镜中,特别地,可以通过在光源设备和内窥镜之一

中,或在光源设备和内窥镜的每一个组合中,执行根据本发明的合适的校准,使得色彩重现能力和图像分辨率免于受这些变化的影响。

[0027] 色彩重现能力和图像分辨率也可以免于受由激光器的工作电流引起的波长偏移产生的影响,和当内窥镜系统在光源和内窥镜的任意组合下使用时产生的影响。

[0028] 此外,根据本发明,校准可以使用紧凑且便宜的测量装置执行,无须使用大型且昂贵的测量仪器例如常规情况下使用的光谱分析仪。

## 附图说明

[0029] 图 1 是根据本发明的实施例的电子内窥镜系统的外视图。

[0030] 图 2 是描述图 1 的电子内窥镜系统的电气配置的结构框图。

[0031] 图 3 是描述本发明的斜率 (slope) 型二色滤光片的透射率和第一窄带光 (入射光) 的波长之间关系的曲线。

[0032] 图 4 是描述本发明的斜率型二色滤光片的透射率和入射光 (第二窄带光) 的波长之间关系的曲线。

[0033] 图 5 是描述本发明的斜率型二色滤光片的实际滤波特性的曲线。

[0034] 图 6 是描述本发明的第一和第二窄带光的偏移量和生物体 (胃) 的反射率和成像传感器 (CCD) 的光谱灵敏度之间关系的曲线。

[0035] 图 7 是描述红色、绿色和蓝色滤光片的光谱透射率的曲线。

[0036] 图 8 是解释成像传感器 (CCD) 的成像操作的简图。

[0037] 图 9 是校准本发明的光源设备的方法的流程图。

[0038] 图 10 是校准本发明的内窥镜的方法的流程图。

[0039] 图 11 是校准在市场上执行的本发明的内窥镜系统的方法的流程图。

## 具体实施方式

[0040] 首先,将在下面描述根据本发明的实施例的电子内窥镜系统。

[0041] 如图 1 图示,电子内窥镜系统 10 包含对目标体腔内部成像的内窥镜 (内窥镜设备) 11,根据通过成像获取的信号产生体腔内的目标组织的图像的处理单元 12,提供照亮体腔内部的光的光源设备 13,和显示体腔内部的图像的监视器 14。内窥镜 11 包含可插入体腔的柔性插入部分 16,位于插入部分 16 的底部的操作部分 17,和连接操作部分 17 到处理器 12 和光源设备 13 的通用电线 18。

[0042] 插入部分 16 在它的顶部具有包含相连的弯曲片的弯曲部分 19。弯曲部分 19 响应操作部分 17 的角度旋钮 21 的操作而上下左右弯曲。弯曲部分 19 在其顶部具有结合了光学系统和用于对体腔内部成像的其它组件的前端部分 16a。前端部分 16a 可以根据弯曲部分 19 的弯曲操作在体腔内部被引导到需要的方向。

[0043] 通用电线 18 在其端部具有连接到处理器 12 和光源设备 13 的连接器 24。连接器 24 是包含通信连接器和光源连接器的复合型连接器,并且通过连接器 24 可拆卸地连接内窥镜 11 到处理器 12 和光源设备 13。

[0044] 如图 2 所图示,光源设备 13 包含第一和第二窄带光源 33 和 34、耦合器 36、光源控制装置 37、照明光量修正装置 38、波长检测装置 35、波长偏移量计算装置 39 和光源特性存

储装置 40。该图同时描述了斜率型二色滤光片 25,其用于由电子内窥镜系统 10 和光量检测装置 26 进行的校准。

[0045] 第一和第二窄带光源 33 和 34 是激光二极管或类似的器件。第一窄带光源 33 产生具有波长为  $400\text{nm} \pm 10\text{nm}$  的窄带光,优选的为  $405\text{nm}$  (下面提到时为第一窄带光 N1),第二窄带光源 34 产生具有波长为  $440\text{nm} \pm 10\text{nm}$  的窄带光,优选的为  $445\text{nm}$  (下面提到时为第二窄带光 N2)。第一和第二窄带光源 33 和 34 分别连接到第一和第二窄带光纤 33a 和 34a,其允许第一和第二窄带光 N1 和 N2 通过它们各自的光源发射进入第一和第二窄带光纤 33a 和 34a。

[0046] 第一窄带光 N1 通过荧光体 41,并且从荧光体原样发射出去。第二窄带光 N2 也担当激励光,在给定量第二窄带光 N2 从荧光体发射时导致荧光体 41 发射宽带光 BB(白光)。

[0047] 这里使用的荧光体 41,除了别的以外,例如可以是 Nichia 公司提供的 Micro White 牌。

[0048] 使得从光源设备 13 的第二光源设备 34 发射的第二窄带光 N2 照射荧光体 41 作为激励光,因此荧光体 41 产生具有波长范围从蓝色区域到红色区域(约  $470\text{nm}$  到  $700\text{nm}$ ) 的宽带光 BB。

[0049] 耦合器 36 连接内窥镜内的光导 43 到第一和第二窄带光纤 33a 和 34a。因此,第一和第二窄带光 N1 和 N2 可以通过第一和第二窄带光纤 33a 和 34a 进入光导 43。

[0050] 当执行电子内窥镜系统 10 的校准时,斜率型二色滤光片 25 设置为接近光源设备 13 的出口,从此出口光导 43 延伸以测量从第一和第二窄带光源 33 和 34 发出的光的波长。

[0051] 斜率型二色滤波片 25 对于具有给定波长范围的光与波长成比例地改变光的透射率。例如,当检测第一窄带光 N1 的波长(例如  $405\text{nm}$ ) 时,使用斜率型二色滤光片,对于具有  $395\text{nm}$  到  $415\text{nm}$  波长的光来说,如图 3 所图示,其透射率与  $395\text{nm}$  到  $415\text{nm}$  的波长成比例地从 0% 到 100% 变化。当检测第二窄带光 N2 的波长(例如  $445\text{nm}$ ) 时,使用斜率型二色滤光片,对于具有  $435\text{nm}$  到  $455\text{nm}$  波长的光来说,如图 4 所图示,其透射率与  $435\text{nm}$  到  $455\text{nm}$  的波长成比例地从 0% 到 100% 变化。

[0052] 因为斜率型二色滤光片 25 的透射率根据通过其的光的波长而变化,可以通过获取安装斜率型二色滤光片 25 的情况和其不安装的情况之间的光量比(即透射率),从安装的斜率型二色滤光片 25 的透射率特性来获得照明光的波长。

[0053] 斜率型二色滤光片 25 可以在它们之间切换,从而匹配第一和第二窄带光 N1 和 N2 的波长。

[0054] 图 3 和图 4 图示了斜率型二色滤光片 25 的理想特性;图 5 中的曲线图示了它们的实际特性。

[0055] 图 5 图示了对应图 4 中图示的具有  $435\text{nm}$  到  $455\text{nm}$  波长范围的光的斜率型二色滤光片 25 的实际特性。从图 5 可知,斜率型二色滤光片 25 在  $445\text{nm}$  附近表现了实质上线性的特性。

[0056] 同时,在斜率型二色滤光片 25 的线性特性区域之外的滤波器特性区域,通过事先测量斜率型二色滤光片 25 的初始特性,在光源特性存储装置 40 或类似的装置中存储初始特性数据,并且在测量波长时基于初始特性数据修正获得的测量数据,可以从透射率特性获得感兴趣的照明光的波长。



[0057] 当电子内窥镜系统 10 校准时,光量检测装置 26 安装在接近光源设备 13 的出口处,当安装斜率型二色滤光片 25 以测量通过的照明光的照明光量时,从此出口处光导 43 延伸或直接位于斜率型二色滤光片 25 的后面。

[0058] 测量的照明光量作为照明光量数据被送往照明光量修正装置 38 和波长检测装置 35。

[0059] 波长检测装置 35 基于光源设备 13 发射的光的光量(第一光量)和光源设备 13 发射的且通过斜率型二色滤光片 25 的光的光量(第二光量)的第一和第二光量(对于第一和第二窄带光 N1 和 N2,二者均由光量检测装置 26 检测)之间的比率获得透射率,即第一和第二光量之间的比率;并且根据获得的透射率,检测从光源设备 13 发射的光的波长。检测到的波长作为波长数据送往波长偏移量计算装置。

[0060] 波长偏移量计算装置 39 计算波长偏移量,所述偏移量是由波长检测装置 35 检测的波长和先前设置的参考波长(即对于第一窄带光 N1 为 405nm,对于第二窄带光 N2 为 445nm)之间的差。计算的波长偏移量作为波长偏移量数据送往照明光量修正装置 38。

[0061] 照明光量修正装置 38 根据由波长偏移量计算装置 39 计算的波长偏移量,修正从光源设备 13 发射的第一和第二窄带光 N1 和 N2 的光量,也就是说,从而抵消由波长偏移量带来的影响。

[0062] 图 6 是图示光的波长、CCD 44 的 B 色的光谱灵敏度和来自胃的反射光的反射率之间的关系的曲线图。在此图中的曲线图的水平轴表示 CCD 44 的 B 色的光谱灵敏度;垂直轴表示来自胃的反射光的反射率。如此图所图示,例如,CCD 44 的 B 色的光谱灵敏度(以虚线表示)的积分值(integrated value)(以粗线表示)和来自胃的反射光的反射率(以实线表示)随光的波长变化而变化。在图 6 中描述的示例中,第二窄带光 N2 的 445nm 波长的积分值比第一窄带光 N1 的 405nm 波长的大。也就是说,在通过 CCD 44 光电转换获得的图像数据中的像素值上产生的影响随来自光源设备发射的光的波长而改变。因此,即使同样的波长偏移量,在图像数据中的像素值上产生的影响随光的波长而改变,并且因此照明光量修正装置 38 优选改变修正量,以根据光的波长修正自光源设备 13 发射的光的光量。

[0063] 照明光量修正装置 38 包含第一参考表 60,其描述了如图 6 中以粗线表示的光的波长与 CCD 44 的灵敏度的积分值和目标组织的反射光的反射率之间的关系。照明光量修正装置 38 通过参考第一参考表 60 获得自光源设备 13 发射的光对应的积分值,并根据获得的积分值改变(设置)光量修正量。第一参考表 60 可选地可以存储在光量特性存储装置 40 中。

[0064] 除了第一参考表 60 之外,光源特性存储装置 40 具有先前存储在其中的用于光源校准的给定参考光量数据、斜率型二色滤光片 25 的透射特性数据、参考观测仪器(scope)的透射特性数据和参考荧光体的荧光特性数据,并且存储光源波长数据,和当安装参考观测仪器时,在光源校准中测量的第一和第二窄带光源 33 和 34 的光量数据。

[0065] 参考光量是为了调整在光源校准中来自光源的照明光量而提供的光量;参考观测仪器是具有参考透射特性和参考荧光体的理想内窥镜;并且参考荧光体是具有参考荧光特性(当被给定激励光照射时发射给定宽带光的特性)的理想荧光体。

[0066] 光源控制装置 37 连接到处理器中的控制器 59,并且可根据控制器 59 的指令打开或关闭第一和第二窄带光源 33 和 34。

[0067] 光源控制装置 37 还连接到照明光量修正装置 38, 以根据来自照明光量修正装置 38 的照明光量修正数据和来自控制器的指令, 修正自第一和第二窄带光源 33 和 34 发射的第一和第二窄带光 N1 和 N2 的照明光量。

[0068] 响应来自控制器 59 的指令, 执行照明光量的修正, 从而例如通过控制允许通过光源控制装置 37 流向第一和第二窄带光源 33 和 34 的电流值, 从第一和第二窄带光源 33 和 34 发射由照明光量修正装置 38 确定的修正照明光量。

[0069] 响应进入控制台 23 的成像指令, 控制台 23 将指令传送到控制光源控制装置 37 的控制器 59, 于是第一和第二窄带光源 33 和 34 发射第一和第二窄带光 N1 和 N2, 其通过第一和第二窄带光纤 33a 和 34a、耦合器 36 和光导 43, 并完成成像。

[0070] 如图 2 所图示, 内窥镜 11 包含光导 43、CCD 44、模拟处理电路 (AFE: 模拟前端) 45、成像控制器 46 和观测仪器特性存储装置 42。光导 43 是一根大直径光纤, 一束光纤或类似的具有插入到光源设备中的耦合器 36 中的光接收端的光纤, 同时, 其光发射端具有荧光体 41, 其指向位于前端部分 16a 的照明透镜 48。自光源设备 13 发射的第一和第二窄带光 N1 和 N2, 在进入在光发射端处提供的荧光体 41 之前, 被引导通过光导 43。

[0071] 一旦接收了第二窄带光 N2, 荧光体 41 产生白光, 其是宽带光 BB, 指向照明透镜 48。第一窄带光 N1 被原样射向照明透镜 48; 第二窄带光 N2 以给定的比率射向照明透镜 48。

[0072] 第一窄带光 N1 和能够通过照明透镜 48 的宽带光 BB 经由附着到前端部分 16a 的端面的照明窗口 49 传输以照亮体腔。由体腔内反射的第一窄带光 N1 和宽带光 BB 经由附着到前端部分 16a 的端面的观察窗口 50 传输进入聚光透镜 51。

[0073] CCD 44 以其成像表面 44a 接收来自聚光透镜 51 的光, 执行接收到的光的光电转换以积聚信号电荷, 并读出积聚的信号电荷作为成像信号。读出的成像信号传送到 AFE 45。CCD 44 是彩色 CCD, 其成像表面 44a 上面布置三种颜色的像素: 红色像素、绿色像素和蓝色像素, 每个像素具有红色滤光片、绿色滤光片和蓝色滤光片之一。

[0074] 如图 7 所图示, 红色滤光片、绿色滤光片和蓝色滤光片分别具有光谱透射率 52、53 和 54。进入聚光透镜 51 的宽带光 BB 具有波长范围为大约 470nm 到 700nm。因此, 红色滤光片、绿色滤光片和蓝色滤光片分别使具有与它们的光谱透射率 52、53 和 54 相对应的波长的宽带光 BB 通过。现在, 假设成像信号 R 是由红色像素光电转换的信号, 成像信号 G 是由绿色像素光电转换的信号, 成像信号 B 是由蓝色像素光电转换的信号。然后, 进入 CCD 44 的宽带光 BB 产生包含成像信号 R、成像信号 G 和成像信号 B 的宽带成像信号。

[0075] 第一和第二窄带光 N1 和 N2 经由蓝色滤光片传输, 经过蓝色像素的光电转换, 产生包含成像信号 B 的第一和第二窄带成像信号。

[0076] 在根据此实施例获得的成像信号 B 中, 宽带成像信号的成像信号 B 和第一和第二窄带成像信号是叠加的。

[0077] AFE 45 包含相关双采样电路 (CDS)、自动增益控制电路 (AGC) 和模数转换器 (A/D) (均未示出)。CDS 执行从 CCD 44 提供的图像信号的相关双采样, 以消除由 CCD 44 的冲激产生的噪声。AGC 放大被 CDS 消除噪之后的图像信号。模数转换器将由 AGC 放大后的成像信号转换为具有给定位数的数字成像信号, 其应用于处理器 12 上。

[0078] 成像控制器 46 连接到处理器 12 中的控制器 59, 并响应由控制器 59 给出的指令发送驱动信号到 CCD 44。CCD 44 根据来自成像控制器 46 的驱动信号以给定帧率输出成像信

号到 AFE 45。根据第一实施例,在如图 8 所图示的一帧的获取周期中,总共两个操作被执行:通过第一窄带光 N1、第二窄带光 N2 和宽带光 BB 的光电转换积聚信号电荷的步骤;和读出积聚的信号电荷作为成像信号的步骤。这些操作被重复执行。

[0079] 如图 2 所图示,处理器 12 包含数字信号处理器 55 (DSP)、帧存储器 56、图像生成器 57 和显示控制电路 58,所有这些组件均由控制器 59 控制。DSP 55 对从内窥镜的 AFE 45 产生的成像信号执行色分离、色插值、白平衡调节、伽马修正等操作以产生图像数据。帧存储器 56 存储由 DSP 55 产生的图像数据和从观测仪器特性存储装置 42 提供的观测仪器特性数据。图像数据是包含红色 (R)、绿色 (G) 和蓝色 (B) 色彩的彩色图像数据。

[0080] 图像生成器 57 包含第二参考表 61,其描述了波长偏移量和通过由 CCD 44 光电转换获得的图像数据中的像素值的变化量之间的关系。例如,可以通过按给定的宽度依次改变光源波长的方式发射光,以获得与波长偏移量相对应的在颜色 B、G 和 R 的图像数据中的像素值的变化量,从而产生第二参考表 61。第二参考表 61 可以存储在观测仪器特性存储装置 42 中。

[0081] 除了第二参考表 61 之外,观测仪器特性存储装置 42 还存储在观测仪器校准中获得的内窥镜 11 的观测仪器特性。

[0082] 图像生成器 57 通过查询第二参考表,获取与由波长偏移量计算装置计算的波长偏移量相对应的在图像数据中的像素值的变化量,并对于自光源设备 13 发射的光由 CCD 44 进行光电转换的情况,根据获取的图像数据中的像素值的变化量,修正图像数据中的像素值,即从而抵消像素值的变化量。更进一步,图像生成器 57 修正 CCD 44 光电转换的增益,从而使修正后的图像数据的像素值符合具有参考波长的光由 CCD 44 进行光电转换的情况下图像数据的像素值。

[0083] 接下来,参考图 9 中图示的流程图,将描述光源设备 13 的校准。

[0084] 控制台 23 或在光源设备 13 中提供的输入装置(未示出)被用来在去掉斜率型二色滤光片 25 以自窄带光源发射窄带光 M0 的情况下操作光源控制装置 37。

[0085] 利用第一和第二窄带光源 33 和 34,顺序执行窄带光的发射。类似的校准也利用第一和第二窄带光源 33 和 34 执行。

[0086] 下面将继续以第一窄带光源 33 作为示例进行描述。在发生窄带光 M01 时,光量检测装置 26 检测发射的窄带光 M01 的光量 L01,并且光量 L01 的信息被送往波长检测装置 35 和照明光量修正装置 38。

[0087] 照明光量修正装置 38 接收窄带光 M01 的照明光量 L01,并获取 M01 和参考照明光量 L11 之间的光量差,向光源控制装置 37 发送照明光量修正数据以使光量差为零。

[0088] 光源控制装置 37 修正窄带光源 33 的照明光量,从而使被光量检测装置 26 检测的照明光量等于参考照明光量 L11。

[0089] 因此,从窄带光源 33 发射的光的照明光量被调整为参考照明光量 L11。

[0090] 接下来,随着与第一窄带光 N1 相对应的斜率型二色滤光片 25 的安装,光源控制装置 37 被操作以使调整为参考光量 L11 的第一窄带光源 33 发射窄带光 M11。

[0091] 窄带光 M11 传输通过斜率型二色滤光片 25,据此光量检测装置 26 检测透射后的光量 L21,传送获得的信息到波长检测装置 35。

[0092] 波长检测装置 35 从光源特性存储装置 40 处获取斜率型二色滤光片 25 的透射特

性信息,并根据参考光量 L11 和透射的照明光量 L21 的比率和斜率型二色滤光片 25 的透射特性计算窄带光 M11 的波长 W11。

[0093] 然后,波长偏移量计算装置 39 计算波长偏移量,其为由波长检测装置 35 检测的波长和预先设定的参考波长 W01 之间的差值。计算的波长偏移量被作为波长偏移量数据送往照明光量修正装置 38。

[0094] 对于第二窄带光源 34,波长偏移量计算装置 39 通过增加荧光体的荧光特性,将波长偏移量转换为照明光量偏移量。

[0095] 如上所述,根据图 6 和其它附图,通过获取反射率和光谱灵敏度对波长偏移量的影响和修正照明光修正量以抵消该影响,实现了波长偏移量到照明光量偏移量的转换。

[0096] 照明光量修正装置 38 根据由波长偏移量计算装置 39 计算的波长偏移量修正从光源设备 13 发射的第一和第二窄带光 N1 和 N2 的光量,也就是说,以抵消由波长偏移量带来的影响。

[0097] 照明光量修正装置 38 也可以例如根据照明光量偏移量通过调整第一窄带光源(激光光源)33 的温度,来调整第一窄带光 N1 的波长到参考波长。

[0098] 参考波长 W01 和参考光量 L11,第一窄带光源的波长偏移量和照明光量偏移量,以及波长 W11 和照明光量 L31 存储在光源特性存储装置 40 中。

[0099] 因而,以和具有参考波长和参考光量的照明光被发射到包含参考荧光体的参考内窥镜相同的方式校准第一窄带光源 33。

[0100] 对于第二窄带光源 34,也执行类似的校准,并且第二窄带光源的参考波长 W02 和参考光量 L12,波长偏移量和照明光量偏移量,以及波长 W12 和照明光量 L32 也存储在光源特性存储装置 40 中。

[0101] 光源设备 13 的校准如上述描述执行。

[0102] 接下来,参考图 10 中图示的流程图,将描述内窥镜 11 的校准。

[0103] 首先,内窥镜 11 连接到参考光源,其发射具有参考波长且由参考光源发射的参考光提供的参考光量,于是,来自参考光源的光经由位于内窥镜的前端部分 16a 处的荧光体 41 传输以用宽带光和窄带光照亮参考图。

[0104] 参考光源是以给定光量发射具有给定波长的光的理想光源。

[0105] 参考图展现图像数据的所有像素的输出图案作为图像数据的像素值。

[0106] 照射参考图的光被参考图反射,并且反射光被 CCD 44 的成像表面 44a 接收,其中 CCD 44 即为位于内窥镜的前端部分 16a 处的图像传感器。

[0107] 被 CCD 44 接收的反射光被作为反射图像数据经由 AFE 45、DSP55 和帧存储器 56 送往图像生成器 57。

[0108] 在图像生成器 57 中,将反射图像数据与先前在图像生成器 57 中提供的参考图像数据(与参考图的像素值相对应的图像数据)相比较,以调整 CCD 44 的光电转换增益,从而使反射图像数据的 RGB 像素值与参考图像数据的 RGB 像素值一致。

[0109] 在像素增益调整后,改变参考光源的波长,以计算与参考光的波长变化相对应的反射图像数据的像素值变化率,从而产生第二参考表 61。

[0110] 参考图像数据、调整后的个体像素的增益数据和与波长变化相对应的像素值变化率数据,作为内窥镜 11 的观测仪器特性被记录在观测仪器特性存储装置 42 中。

[0111] 内窥镜 11 的校准如上述描述执行。

[0112] 假设光源设备 13 和内窥镜 11 已经互相校准,并且参考内窥镜已安装,如上所述,光源设备 13 可以在发射第一和第二窄带光 N1 和 N2 时,从参考内窥镜的前端部分 16a 发射给定的第一和第二窄带光 N1 和 N2 和给定的宽带光 BB,而被提供以参考光源的内窥镜 11 可以从内窥镜的前端部分 16a 发射给定的第一和第二窄带光 N1 和 N2 以及给定的宽带光 BB 以获得给定反射图像。

[0113] 只有在参考光源或参考内窥镜提供时可以应用上述方法。在市场上,因为光源设备 13 和内窥镜 11 的特性上的变化,即使连接的参考光源和参考内窥镜之前已经校准,也无法获得所需要的特性因此,有必要在安装后校准包含光源设备 13 和内窥镜 11 的内窥镜系统,以获得具有所需要特性的内窥镜系统 10。

[0114] 因此,参考图 11 中图示的流程图,我们将描述一种针对市场上内窥镜 11 与光源设备 13 相连的情况的校准方法。

[0115] 首先,具有存储在其中的观测仪器特性数据的内窥镜 11 连接到已校准的光源设备 13。

[0116] 一旦光源设备 13 和内窥镜 11 连接,在光源设备 13 的校准中计算出且存储在光源特性存储装置 40 中的光源的波长偏移量经由帧存储器被读出至图像生成器 57。

[0117] 图像生成器 57 从光源的波长偏移量和针对波长变化的像素值变化率数据,计算图像传感器的增益修正值,其中像素值变化率数据在内窥镜 11 的校准中计算并存储在观测仪器特性存储装置中。

[0118] 在图像传感器的增益中加入增益修正值,允许抵消从光源设备 13 发射的光的波长改变带来的影响。

[0119] 最后,在此配置下,对参考图成像以调整个体像素的像素增益,从而使从反射图像数据中获得的 RGB 像素值与参考像素数据的 RGB 像素值一致。

[0120] 进行照明光的光量调整。优选在光量调整的同时修正激光的波长偏移量,其根据激光光源的工作电流值而变化。

[0121] 如上所述实现内窥镜 10 的校准应。

[0122] 如上所述,在光源设备 13 和内窥镜 11 的校准之后,对彼此相连的光源设备 13 和内窥镜 11 的在市场上进行的校准确保了无论光源设备 13 的光源特性或内窥镜 11 的透射特性和荧光体 41 的荧光特性如何内窥镜系统 10 都能够利用连接的任意光源设备和任意内窥镜获取实质上相同的图像。

[0123] 如上所述实现本发明的内窥镜系统的校准。

[0124] 注意,对于照明光的波长偏移量,照明光的反射率和光谱灵敏度随将要成像的生物体部位和疾病而变化。

[0125] 照明光量修正装置 38 优选包含多个第一参考表 60,对于由电子内窥镜成像的个体部位和疾病,每个第一参考表 60 描述光的波长和图像传感器的灵敏度的积分值和反射光的反射率之间的关系。在此情况下,照明光量修正装置 38 根据将要由电子内窥镜成像的部位或疾病选择第一参考表 60,参考选择的第一参考表 60 获取与从光源设备发射的光的波长相对应的积分值,并且根据获得的积分值改变光量修正量。

[0126] 本发明基本如上所描述。本发明并不限于上述所描述的任何实施例,并允许在不

偏离本发明的主旨下进行各种修改。

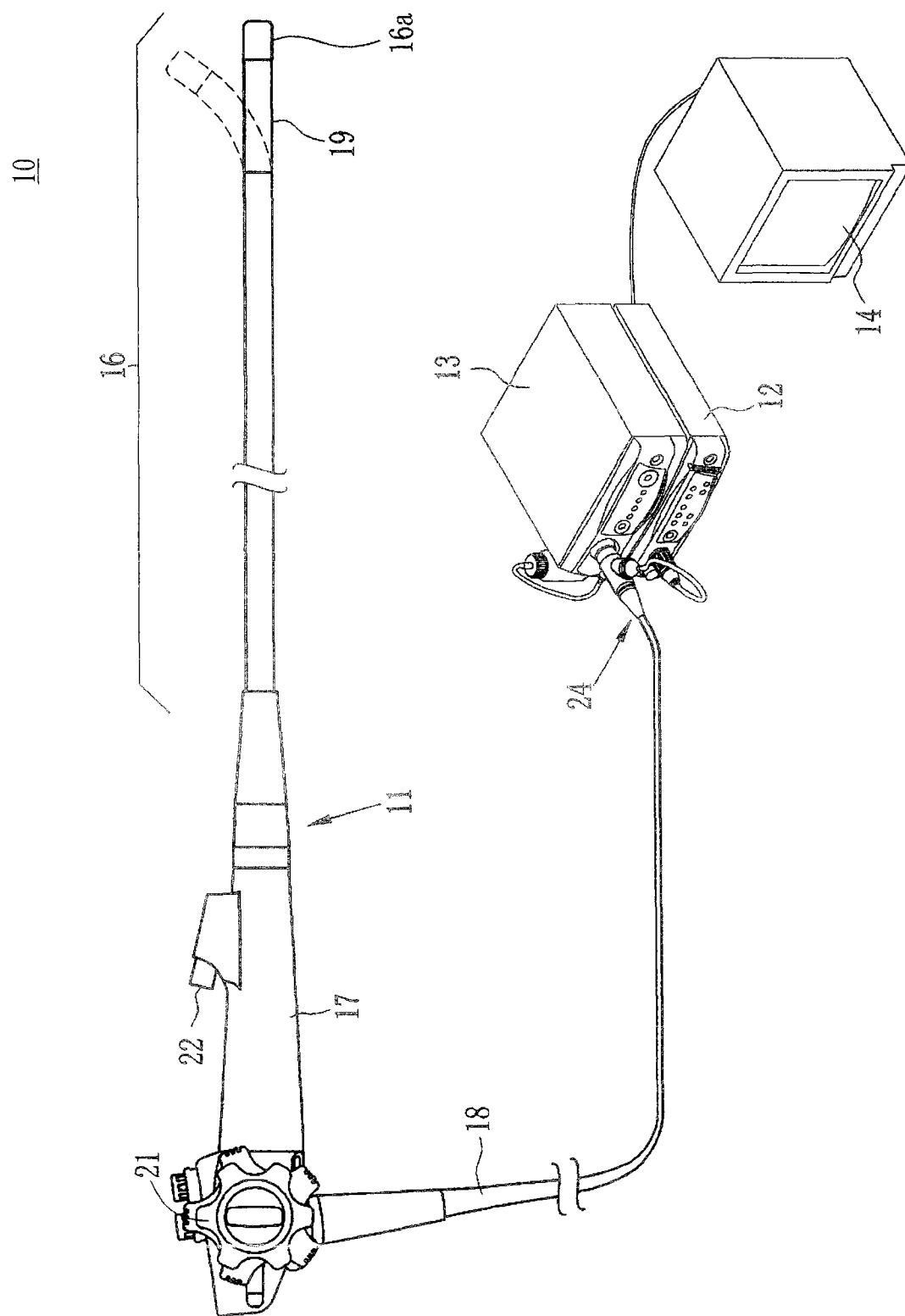


图 1

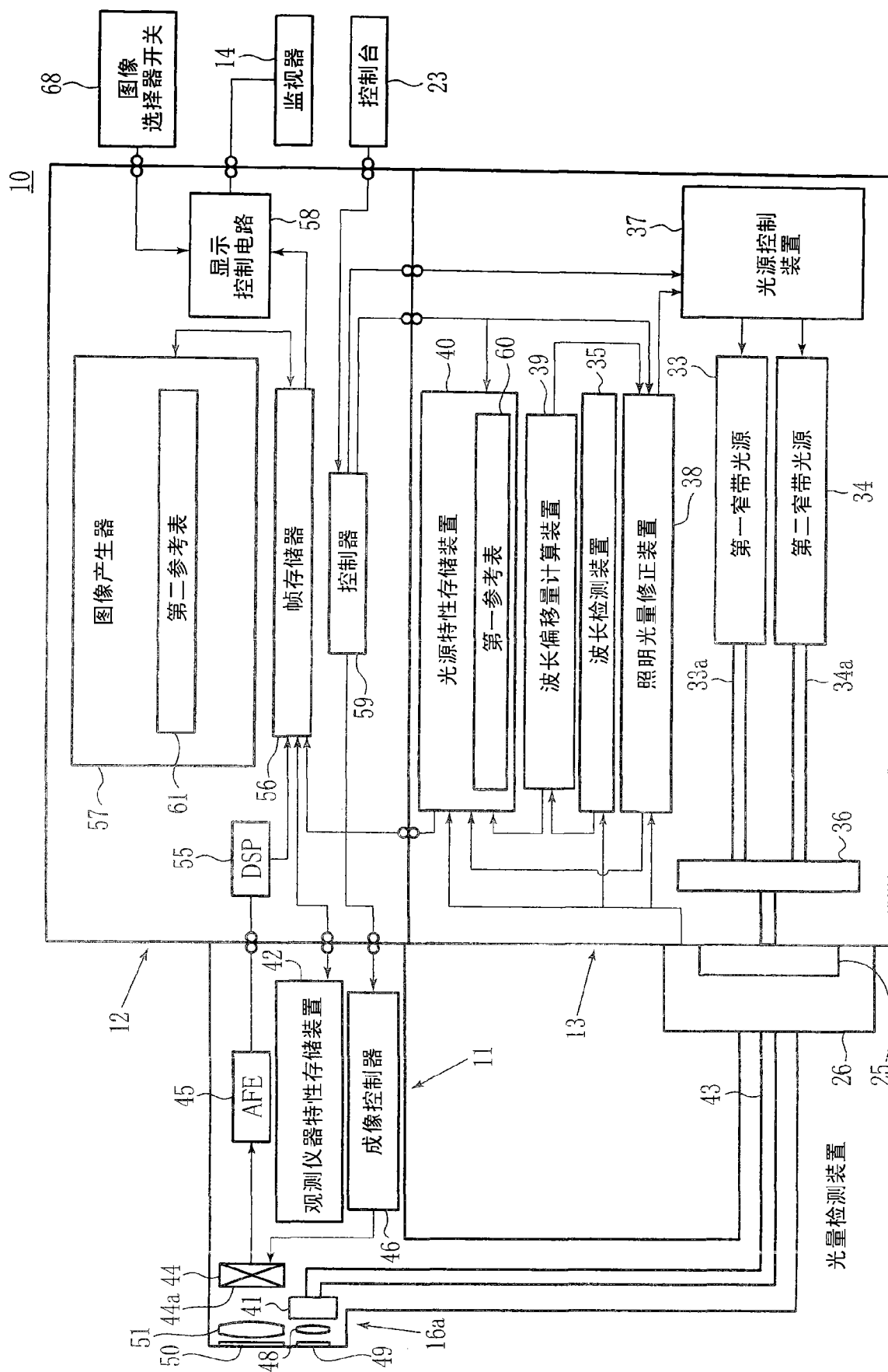


图 2



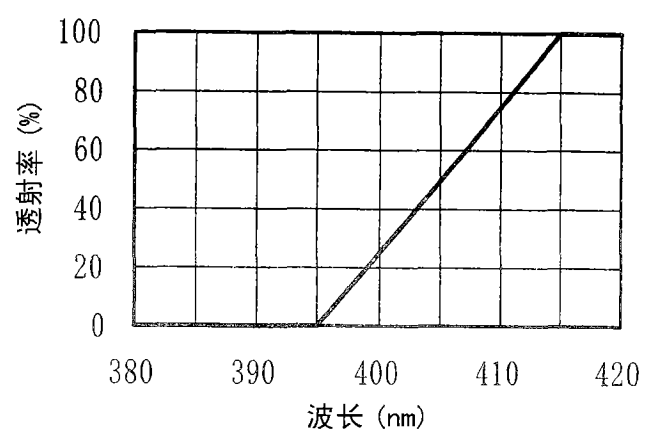


图 3

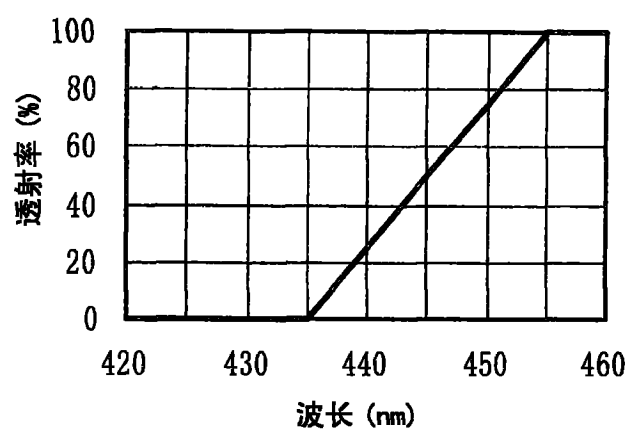


图 4

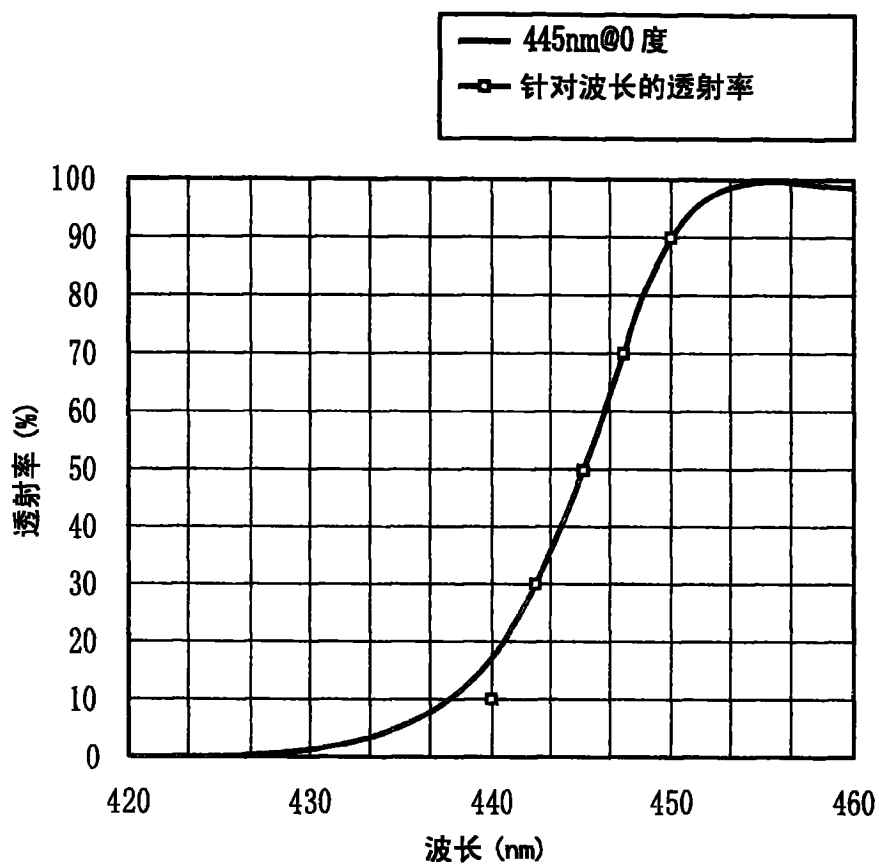


图 5

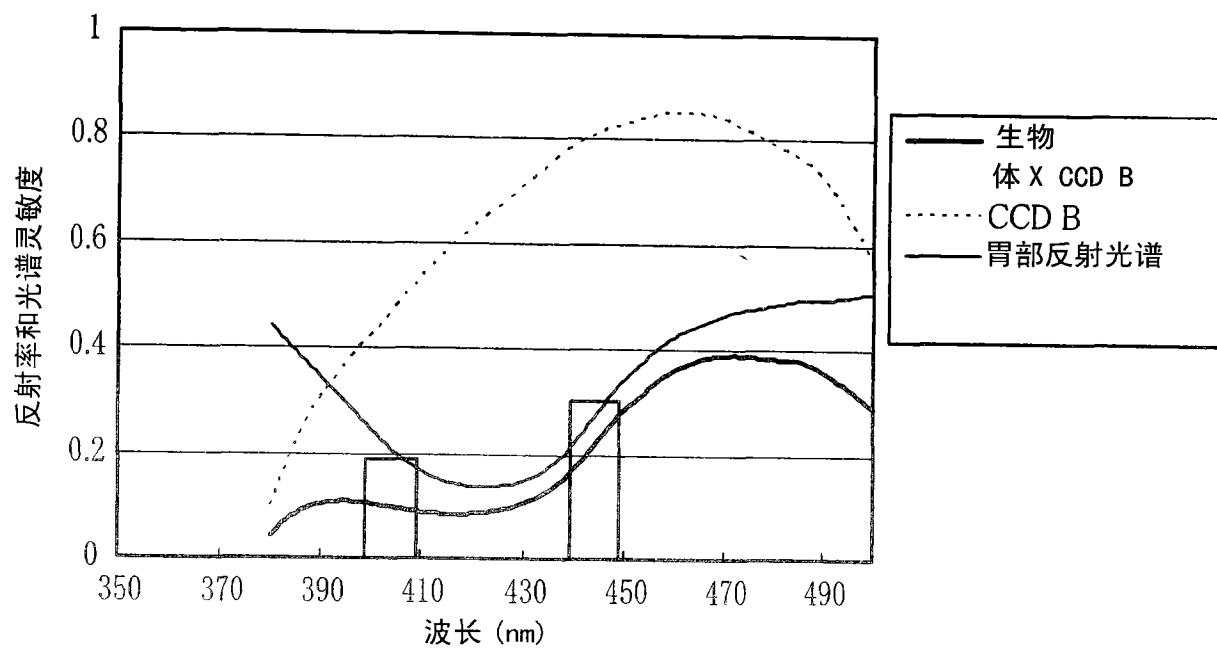


图 6

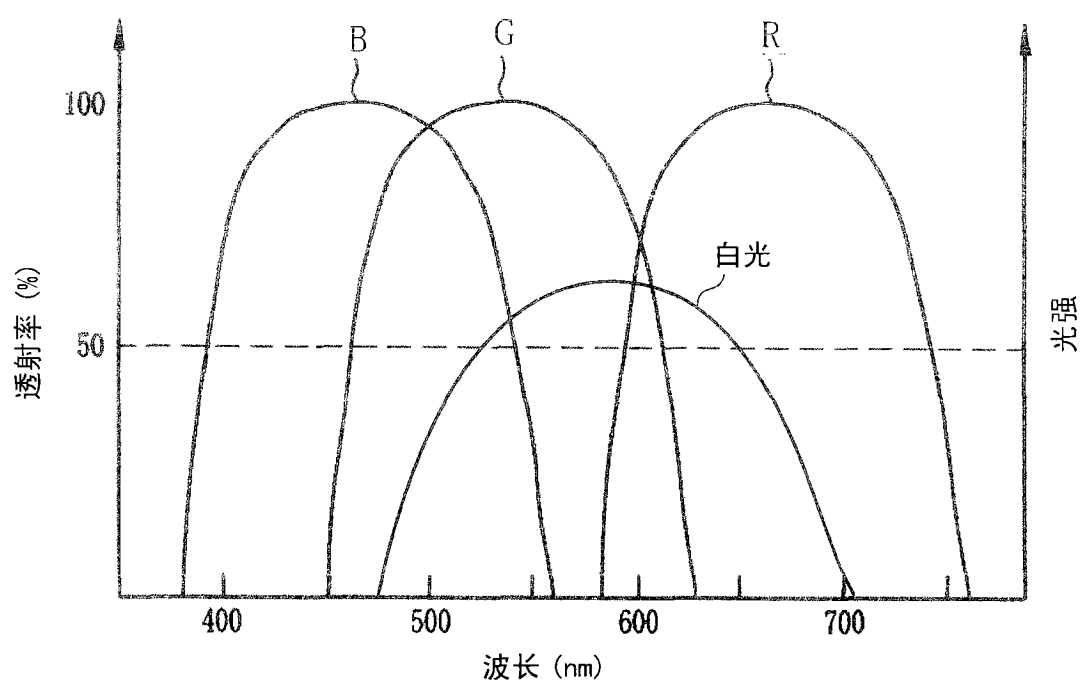


图 7

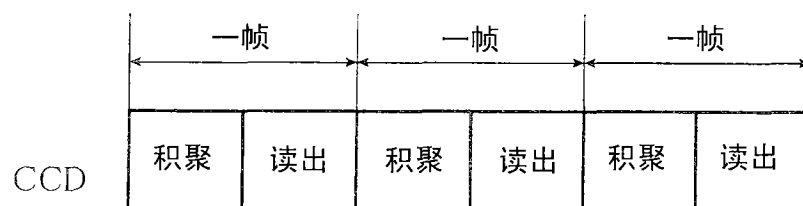


图 8

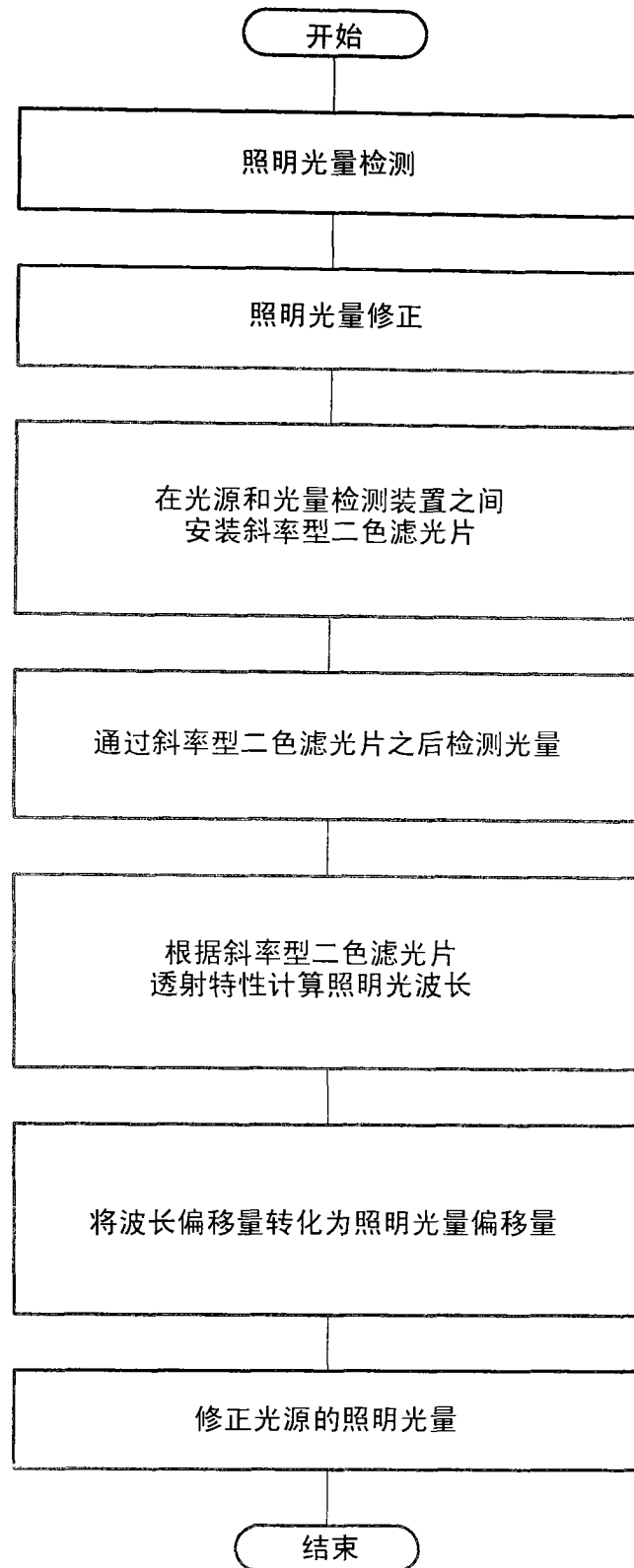


图 9

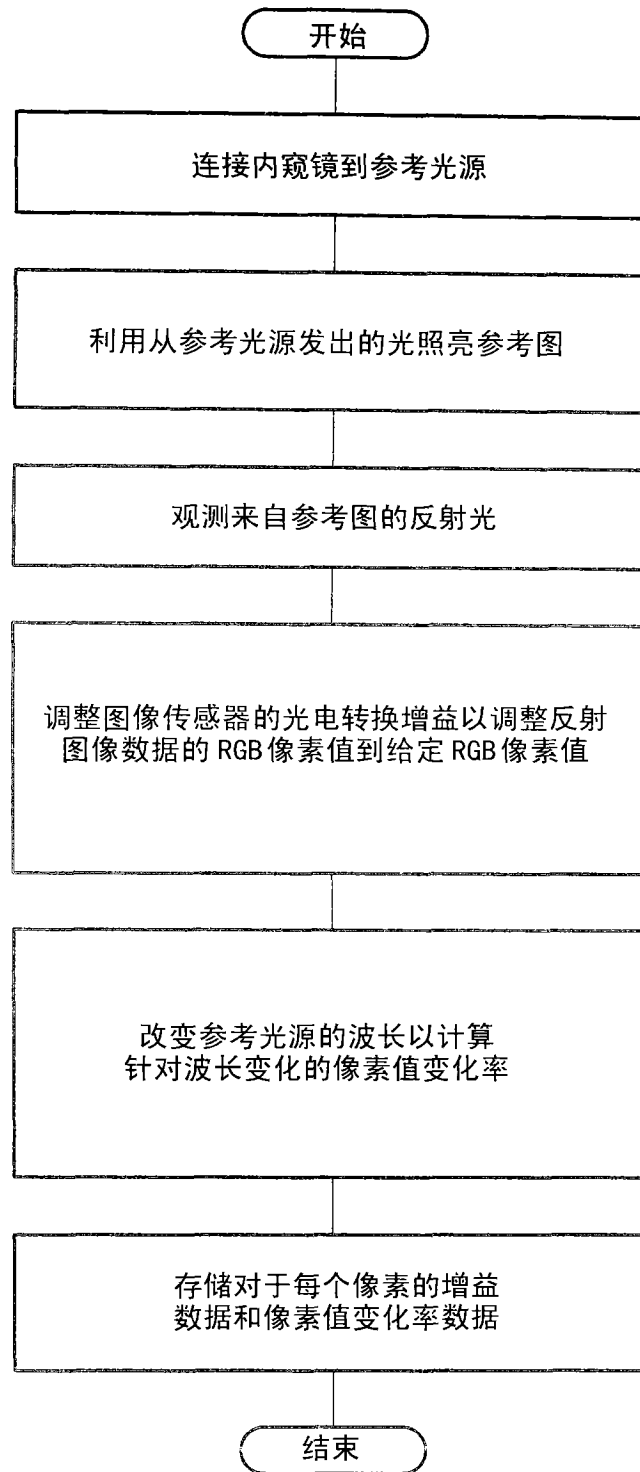


图 10

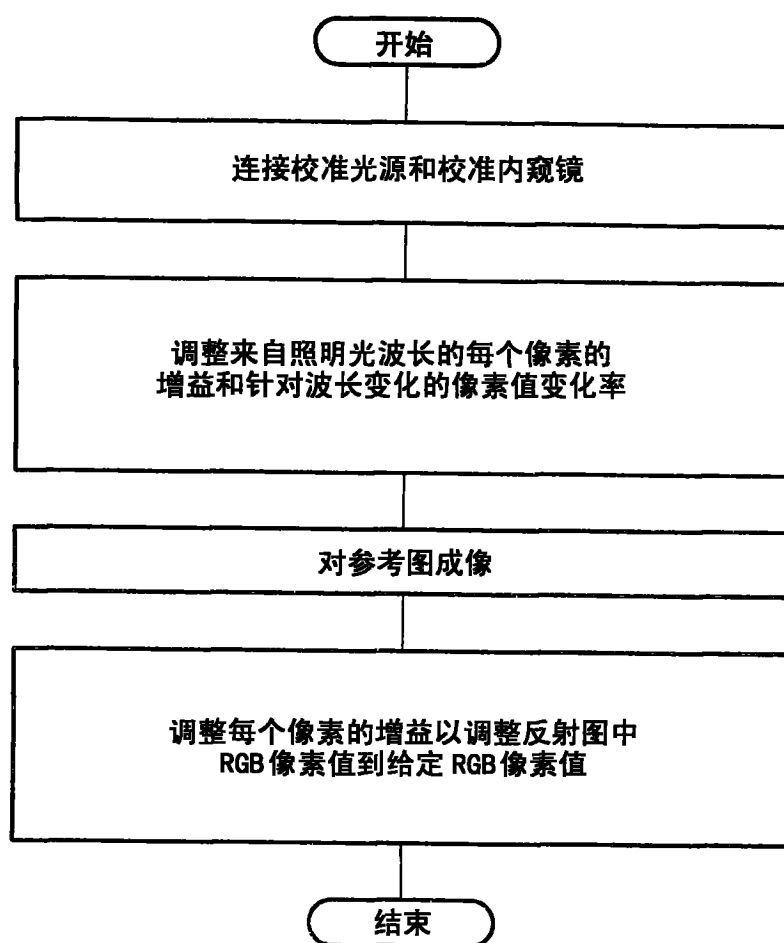


图 11

专利名称(译)	包含校准装置的内窥镜系统及其校准方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102197987A</a>	公开(公告)日	2011-09-28
申请号	CN201110036548.8	申请日	2011-01-31
[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	松原兼太		
发明人	松原兼太		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/07 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/0653 A61B1/0638 A61B1/063 A61B1/0646		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010070192 2010-03-25 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

电子内窥镜系统包括：发射光的光源设备；电子内窥镜，所述电子内窥镜具有：荧光体和图像传感器，通过使光作为激励光照射所述荧光体，所述荧光体产生照亮体腔内的目标组织的白光，图像传感器输出通过对照亮目标组织的白光的反射光进行光电转换获得的图像的图像数据；波长检测器，其检测光的波长，计算器，其计算波长偏移量，所述波长偏移量为检测的波长和预设的参考波长之间的差，第一修正单元，其根据计算的波长偏移量修正光的光量，和第二修正单元，其修正图像传感器的光电转换中的增益。

