



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104023618 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 03

(21) 申请号 201380004495. 9

(22) 申请日 2013. 01. 11

(30) 优先权数据

2012-013317 2012. 01. 25 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 06. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/050361 2013. 01. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/111623 JA 2013. 08. 01

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 加来俊彦 饭田孝之

(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 1/04 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

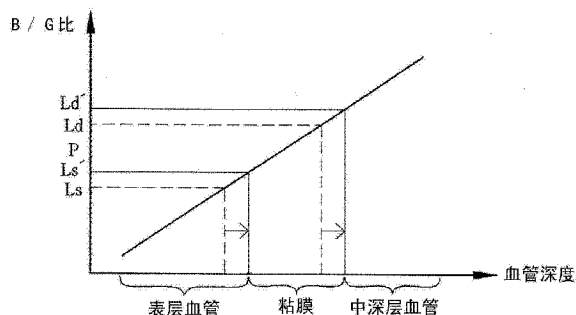
权利要求书3页 说明书12页 附图13页

### (54) 发明名称

内窥镜系统、内窥镜系统的处理器装置以及  
图像处理方法

### (57) 摘要

即使照明光的蓝色成分和绿色成分的比例发生了变化,也能确实地判别深度不同的多个种类的血管。使白色光 (BB) 和蓝色窄带光 (BN) 同时照射至被检体。白色光 (BB) 和蓝色窄带光 (BN) 的光量比由光量比设定部 (37a) 来设定。通过由彩色的 CCD(44) 对被检体进行摄像,由此获得蓝色信号 (B)、绿色信号 (G)、红色信号 (R)。根据这三种颜色的信号 (B、G、R) 来生成基底图像。生成由蓝色信号 (B) 与绿色信号 (G) 之间的信号比即 B/G 比构成的 B/G 图像。在 B/G 图像中,通过提取 B/G 比在粘膜和表层血管的边界值 ( $L_s$ ) 以下的像素,由此获得表层血管提取图像。通过提取 B/G 比在粘膜和中深层血管的边界值 ( $L_d$ ) 以上的像素,由此获得中深层血管提取图像。这些边界值 ( $L_s$ 、 $L_d$ ) 因光量比设定部 (37a) 所设定的光量比的不同而不同。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明部件,其具有:发出包含波段互不相同的第1照明光以及第2照明光在内的两种以上的照明光的发光部、和设定所述第1照明光以及第2照明光的光量比的光量比设定部,且该照明部件以所述光量比设定部所设定的光量比向被检体照射所述第1照明光以及第2照明光;

图像信号获取部件,其通过由摄像元件对来自所述被摄体的返回光进行受光并摄像,由此来获取具有互不相同的颜色信息的两种以上的颜色信号;

多色图像生成部件,其生成由运算值构成的多色图像,该运算值是使用所述两种以上的颜色信号针对每个像素进行规定的运算而得到的;和

血管提取图像生成部件,其通过对所述多色图像进行因所述光量比的不同而不同的血管提取处理,由此来生成第1层血管提取图像、或者第2层血管提取图像的至少任一方,该第1层血管提取图像是从所述多色图像之中提取处于特定深度的第1层血管而得到的,该第2层血管提取图像是从所述多色图像之中提取处于比所述第1层血管深的位置处的第2层血管而得到的。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述光量比设定部从预先规定的多种光量比之中设定任一种光量比,

所述血管提取图像生成部件具备:

多个运算值表,其按照所述多种光量比的每一种而设置,且存储了所述被检体的粘膜、所述第1层血管、以及所述第2层血管与运算值之间的相关关系;和

血管提取图像生成部,其通过进行使用了与所述光量比设定部所设定的光量比对应的运算值表的血管提取处理,由此来生成所述第1层血管提取图像、或者所述第2层血管提取图像的至少任一方。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

在各运算值表中,将表示所述粘膜和所述第1层血管的边界的运算值作为第1边界值来存储,将表示所述粘膜和所述第2层血管的边界的运算值作为所述第2边界值来存储,

所述第1边界值以及第2边界值按照每个运算值表而不同。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具备:血管强调/抑制图像生成部件,其使用所述第1层血管提取图像来生成所述第1层血管被进行了强调或抑制的第1层血管强调/抑制图像,或者使用所述第2层血管提取图像来生成所述第2层血管被进行了强调或抑制的第2层血管强调/抑制图像。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具备:显示部件,其显示所述第1层血管强调/抑制图像或者所述第2层血管强调/抑制图像的至少任一方。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述照明部件朝向所述被检体同时照射包含蓝色的激励光和由该蓝色的激励光被波长变换构件进行波长变换得到的荧光的第1照明光、以及在中心波长小于所述激励光的短波长侧具有波段的第2照明光,

所述图像信号获取部件通过彩色的摄像元件对同时照射了所述第1照明光以及第2照

明光的被检体进行摄像。

7. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其中,

所述波长变换构件被设置在与朝向被检体照射所述第 1 照明光以及第 2 照明光的内窥镜为不同体的光源装置的内部。

8. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其中,

所述波长变换构件被设置在朝向被检体照射所述第 1 照明光以及第 2 照明光的内窥镜的前端部。

9. 根据权利要求 6 至 8 中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述激励光的中心波长为 445nm,

所述第 2 照明光的中心波长为 405nm。

10. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述第 1 照明光是以 420nm 作为中心波长的照明光,

所述第 2 照明光是以 530nm 作为中心波长的照明光。

11. 根据权利要求 1 至 10 中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述颜色信号具有包含蓝色成分的信息的蓝色信号、和包含绿色成分的信息的绿色信号,

所述多色图像是由 B/G 比构成的 B/G 图像,该 B/G 比是针对每个像素将蓝色信号除以绿色信号而得到的。

12. 一种内窥镜系统的处理器装置,其特征在于,

所述内窥镜系统具备:

照明部件,其具有:发出包含波段互不相同的第 1 照明光以及第 2 照明光在内的两种以上的照明光的发光部、和设定所述第 1 照明光以及第 2 照明光的光量比的光量比设定部,且该照明部件以所述光量比设定部所设定的光量比向被检体照射所述第 1 照明光以及第 2 照明光;和

电子内窥镜,其通过由摄像元件对来自所述被摄体的返回光进行受光并摄像,由此来获取具有互不相同的颜色信息的两种以上的颜色信号,

所述内窥镜系统的处理器装置具备:

多色图像生成部件,其生成由运算值构成的多色图像,该运算值是使用所述两种以上的颜色信号针对每个像素进行规定的运算而得到的;和

血管提取图像生成部件,其通过对所述多色图像进行因所述光量比的不同而不同的血管提取处理,由此来生成第 1 层血管提取图像、或者第 2 层血管提取图像的至少任一方,该第 1 层血管提取图像是从所述多色图像之中提取处于特定深度的第 1 层血管而得到的,该第 2 层血管提取图像是从所述多色图像之中提取处于比所述第 1 层血管深的位置处的第 2 层血管而得到的。

13. 一种图像处理方法,其特征在于,是在内窥镜系统内被进行的图像处理方法,

所述内窥镜系统具备:

照明部件,其具有:发出包含波段互不相同的第 1 照明光以及第 2 照明光在内的两种以上的照明光的发光部、和设定所述第 1 照明光以及第 2 照明光的光量比的光量比设定部,且该照明部件以所述光量比设定部所设定的光量比向被检体照射所述第 1 照明光以及第 2 照

明光 ;和

电子内窥镜,其通过由摄像元件对来自所述被摄体的返回光进行受光并摄像,由此来获取具有互不相同的颜色信息的两种以上的颜色信号,

在所述图像处理方法中,

生成由运算值构成的多色图像,该运算值是使用所述两种以上的颜色信号针对每个像素进行规定的运算而得到的,

通过对所述多色图像进行因所述光量比的不同而不同的血管提取处理,由此来生成第 1 层血管提取图像、或者第 2 层血管提取图像的至少任一方,该第 1 层血管提取图像是从所述多色图像之中提取处于特定深度的第 1 层血管而得到的,该第 2 层血管提取图像是从所述多色图像之中提取处于比所述第 1 层血管深的位置处的第 2 层血管而得到的。

## 内窥镜系统、内窥镜系统的处理器装置以及图像处理方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及能够提取被检体内的表层血管、中深层血管等血管的内窥镜系统、内窥镜系统的处理器装置以及图像处理方法。

### 背景技术

[0002] 在近年的医疗中,利用了内窥镜装置的诊断等被广泛采用。作为基于内窥镜装置的被检体内观察,除了整体地观察被检体内的通常观察之外,还可进行使被检体上的特定部位等强调之后再观察的特殊观察。

[0003] 在该特殊观察中进行如下动作,即,根据被强调显示的血管的形状图案来辨别是否为癌症。作为血管的种类,主要有分布于活体组织表层的表层血管、和位于该表层血管的下方的中深层血管,有时按照诊断的目的而关注于任意一种血管来进行诊断。在此情况下,如果非关注的血管混在内窥镜图像上,则有可能妨碍到诊断,因此要求从图像上判别出表层血管、中深层血管的任意一种,并将仅提取关注一方的血管的图像显示于监视器。

[0004] 关于该血管的深度判别方法,在专利文献 1 中示出如下方法,即,在基于特定波段(415nm,540nm)的窄带光而生成的窄带图像的色调为 5 ~ 35 的情况下判别为表层血管,在色调 H 为 170 ~ 200 的情况下判别为中深层血管。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :日本特开 2011-135983 号公报

### 发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 近年,作为用于通常观察以及特殊观察的照明光源,逐步采用激光源等的半导体光源。例如,在通常观察中进行如下动作,即,除了中心波长为 405nm 的第 1 蓝色激光之外,还将中心波长为 445nm 的第 2 蓝色激光照射至荧光体而激励发光的荧光(绿色~红色),向被检体照明。此外,在特殊观察中也进行如下动作,即,通过调整第 1 蓝色激光以及第 2 蓝色激光的光量比而使照明光的各色的成分的比率发生变化。由于照明光向活体组织的侵入深度具有波长依赖性,因此能够变更清晰化的部位。例如,通过光量比的调整而使照明光的蓝色成分变得大于绿色成分的情况下,能够使表层血管清晰化,相反地,在使绿色成分变得大于蓝色成分的情况下,能够使中深层血管清晰化。

[0010] 这样根据光量比的调整能够使关注的血管清晰化,但即便是不关注的血管,虽然不显著,也被略微地显示。这样被略微地显示的血管会使得关注的血管的视觉辨认度降低。因此,如上述,需要仅判别并提取关注的血管。然而,在调整了光量比的情况下,图像上的色调却发生变化。因而,在如专利文献 1 那样的基于色调的血管判别方法中,无法确实地提取关注的血管。

[0011] 本发明正是鉴于上述背景而完成的,其目的在于提供一种即使向被检体照明的照

明光的蓝色成分和绿色成分的比例发生了变化,也能确实地提取深度不同的多个种类的血管的内窥镜系统、内窥镜系统的处理器装置、以及图像处理方法。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 为了实现上述目的,本发明的内窥镜系统,其特征在于,具备:

[0014] 照明部件,其具有:发出包含波段互不相同的第1照明光以及第2照明光在内的两种以上的照明光的发光部、和设定第1照明光以及第2照明光的光量比的光量比设定部,且该照明部件以光量比设定部所设定的光量比向被检体照射第1照明光以及第2照明光;图像信号获取部件,其通过由摄像元件对来自被摄体的返回光进行受光并摄像,由此来获取具有互不相同的颜色信息的两种以上的颜色信号;多色图像生成部件,其生成由运算值构成的多色图像,该运算值是使用两种以上的颜色信号针对每个像素进行规定的运算而得到的;和血管提取图像生成部件,其通过对多色图像进行因光量比的不同而不同的血管提取处理,由此来生成第1层血管提取图像、或者第2层血管提取图像的至少任一方,该第1层血管提取图像是从多色图像之中提取处于特定深度的第1层血管而得到的,该第2层血管提取图像是从多色图像之中提取处于比第1层血管深的位置处的第2层血管而得到的。

[0015] 优选的是,光量比设定部从预先规定的多种光量比之中设定任一种光量比,血管提取图像生成部件具备:多个运算值表,按照多种光量比的每一种而设置,且存储了被检体的粘膜、第1层血管、以及第2层血管与运算值之间的相关关系;和血管提取图像生成部,其通过进行使用了与光量比设定部所设定的光量比对应的运算值表的血管提取处理,由此来生成第1层血管提取图像、或者第2层血管提取图像的至少任一方。

[0016] 优选的是,在各运算值表中,将表示粘膜和第1层血管的边界的运算值作为第1边界值来存储,将表示粘膜和第2层血管的边界的运算值作为第2边界值来存储,第1边界值以及第2边界值按照每个运算值表而不同。

[0017] 优选的是,具备:血管强调/抑制图像生成部件,其使用第1层血管提取图像来生成第1层血管被进行了强调或抑制的第1层血管强调/抑制图像,或者使用第2层血管提取图像来生成第2层血管被进行了强调或抑制的第2层血管强调/抑制图像。优选的是,具备:显示部件,其显示第1层血管强调/抑制图像或者第2层血管强调/抑制图像的至少任一方。

[0018] 优选的是,照明部件朝向被检体同时照射第1照明光和第2照明光,该第1照明光包含蓝色的激励光、和由该蓝色的激励光被波长变换构件进行波长变换的荧光,该第2照明光在中心波长短于激励光的短波长侧具有波段,图像信号获取部件由彩色的摄像元件对同时照射了第1照明光以及第2照明光的被检体进行摄像。

[0019] 优选的是,波长变换构件被设置在与朝向被检体照射第1照明光以及第2照明光的内窥镜不同体的光源装置的内部。优选的是,波长变换构件被设置在朝向被检体照射第1照明光以及第2照明光的内窥镜的前端部。优选的是,激励光的中心波长为445nm,第2照明光的中心波长为405nm。优选的是,第1照明光是以420nm作为中心波长的照明光,第2照明光是以530nm作为中心波长的照明光。优选的是,颜色信号具有包含蓝色成分的信息的蓝色信号、和包含绿色成分的信息的绿色信号,多色图像是由B/G比构成的B/G图像,该B/G比是针对每个像素将蓝色信号除以绿色信号而得到的。另外,第1照明光的中心波长420nm包括中心波长为 $420\text{nm} \pm 5\text{nm}$ 的范围,第2照明光的中心波长530nm包含中心波长为

530nm $\pm$ 5nm 的范围。

[0020] 本发明的内窥镜系统的处理器装置,其特征在于,所述内窥镜系统具备:照明部件,其具有:发出包含波段互不相同的第1照明光以及第2照明光在内的两种以上的照明光的发光部、和设定第1照明光以及第2照明光的光量比的光量比设定部,且该照明部件以光量比设定部所设定的光量比向被检体照射第1照明光以及第2照明光;和电子内窥镜,其通过由摄像元件对来自被摄体的返回光进行受光并摄像,由此来获取具有互不相同的颜色信息的两种以上的颜色信号,所述内窥镜系统的处理器装置具备:

[0021] 多色图像生成部件,其生成由运算值构成的多色图像,该运算值是使用两种以上的颜色信号针对每个像素进行规定的运算而得到的;和血管提取图像生成部件,其通过对多色图像进行因光量比的不同而不同的血管提取处理,由此来生成第1层血管提取图像、或者第2层血管提取图像的至少任一方,该第1层血管提取图像是从多色图像之中提取处于特定深度的第1层血管而得到的,该第2层血管提取图像是从多色图像之中提取处于比第1层血管深的位置处的第2层血管而得到的。

[0022] 本发明的图像处理方法,其特征在于,是在内窥镜系统内被进行的图像处理方法,所述内窥镜系统具备:照明部件,其具有:发出包含波段互不相同的第1照明光以及第2照明光在内的两种以上的照明光的发光部、和设定第1照明光以及第2照明光的光量比的光量比设定部,且该照明部件以光量比设定部所设定的光量比向被检体照射第1照明光以及第2照明光;和电子内窥镜,其通过由摄像元件对来自被摄体的返回光进行受光并摄像,由此来获取具有互不相同的颜色信息的两种以上的颜色信号,在所述图像处理方法中,生成由运算值构成的多色图像,该运算值是使用两种以上的颜色信号针对每个像素进行规定的运算而得到的。通过对多色图像进行因光量比的不同而不同的血管提取处理,由此来生成第1层血管提取图像、或者第2层血管提取图像的至少任一方,该第1层血管提取图像是从多色图像之中提取处于特定深度的第1层血管而得到的,该第2层血管提取图像是从多色图像之中提取处于比第1层血管深的位置处的第2层血管而得到的。

[0023] 发明效果

[0024] 根据本发明,由于进行因向被检体照明的第1照明光以及第2照明光的光量比的不同而不同的血管提取处理,因此即使光量比发生了变化,也能够确实地提取深度不同的多个种类的血管。

## 附图说明

[0025] 图1是电子内窥镜系统的外观图。

[0026] 图2是表示电子内窥镜系统的电气构成的框图。

[0027] 图3是表示中心波长为445nm的激励光、通过将激励光照向荧光体而激励发光的激励发光光、以及中心波长为405nm的蓝色激光的发光光谱的图表。

[0028] 图4是表示R色、G色、B色的滤色器的分光透过率的图表。

[0029] 图5是表示存储在第1光量比用表中的血管深度与B/G比之间的关系的图表。

[0030] 图6是用于说明B成分和G成分的比例大致相同的照明光被照射至粘膜、表层血管、中深层血管之时的B/G比的图。

[0031] 图7是表示存储在第2光量比用表中的血管深度与B/G比之间的关系的图表。

[0032] 图 8 是用于说明 B 成分大于 G 成分的照明光被照射至粘膜、表层血管、中深层血管之时的 B/G 比的图。

[0033] 图 9 是表示存储在第 3 光量比用表中的血管深度与 B/G 比之间的关系的图表。

[0034] 图 10 是用于说明 G 成分大于 B 成分的照明光被照射至粘膜、表层血管、中深层血管之时的 B/G 比的图。

[0035] 图 11 是表示表层血管被强调、且中深层血管被抑制的图像的图。

[0036] 图 12 是表示表层血管被抑制、且中深层血管被强调的图像的图。

[0037] 图 13 是表示本发明的作用的流程图。

[0038] 图 14 是表示与图 2 不同的实施方式的电子内窥镜系统的电气构成的框图。

[0039] 图 15 是表示与图 2、图 14 不同的实施方式的内窥镜系统的电气构成的框图。

[0040] 图 16 是表示旋转滤光器的图。

[0041] 图 17 是表示蓝色窄带光的强度分布以及旋转滤光器的 B 滤光器、G 滤光器、R 滤光器的分光透过率的图表。

[0042] 图 18 是表示遮光板的图。

[0043] 图 19(A) 是用于说明通常观察模式时的摄像控制的图, 图 19(B) 是用于说明第 1 ~ 第 3 特殊观察模式时的摄像控制的图。

[0044] 图 20A 是表示存储在第 1 观察模式用的表中的血管深度与 B-G 差之间的关系的图表。

[0045] 图 20B 是表示存储在第 2 观察模式用的表中的血管深度与 B-G 差之间的关系的图表。

[0046] 图 20C 是表示存储在第 3 观察模式用的表中的血管深度与 B-G 差之间的关系的图表。

## 具体实施方式

[0047] 如图 1 所示, 电子内窥镜系统 10 具备: 电子内窥镜 11, 其对被检体内进行摄像; 处理器装置 12, 其基于通过摄像所得的信号来生成内窥镜图像; 光源装置 13, 其产生照明被检体的光; 和监视器 14, 其显示内窥镜图像。电子内窥镜 11 具备: 挠性的插入部 16, 其插入到体腔内; 操作部 17, 其设置在插入部 16 的基端部分; 和通用线 18, 其连结操作部 17 与处理器装置 12 以及光源装置 13 之间。

[0048] 该电子内窥镜系统 10 具备生成对被检体上的表层血管进行了强调 / 抑制的表层血管强调 / 抑制图像、和对中深层血管进行了强调 / 抑制的中深层血管强调 / 抑制图像的功能。生成哪种血管强调 / 抑制图像, 是通过表层 / 中深层选择 SW28 (参照图 2) 的操作来决定的。此外, 电子内窥镜系统 10 具备以蓝色成分和绿色成分大致相同的照明光来进行被检体内的观察的第 1 观察模式、以蓝色成分大于绿色成分的照明光来进行被检体内的观察的第 2 观察模式、以及以绿色成分大于蓝色成分的照明光来进行被检体内的观察的第 3 观察模式这三种观察模式。这些第 1 ~ 第 3 观察模式由观察模式选择 SW29 (参照图 2) 来切换。

[0049] 在插入部 16 的前端, 形成有连结多个弯曲件而成的弯曲部 19。通过对操作部的角度旋钮 21 进行操作, 弯曲部 19 能在上下左右方向上进行弯曲动作。在弯曲部 19 的前端,

设有内置了体腔内摄影用的光学系统等而成的前端部 16a。前端部 16a 通过弯曲部 19 的弯曲动作而朝向体腔内的所期望的方向。

[0050] 在通用线 18, 于处理器装置 12 以及光源装置 13 侧安装有连接器 24。连接器 24 是由通信用连接器和光源用连接器构成的复合型连接器, 电子内窥镜 11 经由该连接器 24 而与处理器装置 12 以及光源装置 13 装卸自如地连接。

[0051] 如图 2 所示, 光源装置 13 (照明部件的一形态) 具备宽带光源 30、蓝色窄带光源 33、耦合器 36、以及光源控制部 37。宽带光源 30 具备: 激励光光源 30a, 其发出中心波长为 445nm 的激励光; 和荧光体 30b, 其由来自该激励光光源 30a 的激励光来对绿色~红色的荧光进行激励发光。激励光光源 30a 由 LED (light Emitting Diode)、LD (Laser Diode) 等的半导体光源来构成。另外, 激励光光源 30a 能使用大面积型的 InGaN 系激光二极管, 且能够使用 InGaNaAs 系激光二极管、GaNaAs 系激光二极管等。

[0052] 荧光体 30b 构成为包含吸收激励光的一部分并激励发光为绿色~红色的多种荧光物质 (例如, YAG 系荧光物质、或 BAM (BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>) 等的荧光物质)。因此, 从荧光体 30b 发出的绿色~红色的激励发光光 (荧光)、和未被荧光体 30b 吸收而透过的激励光进行合波, 从而生成图 3 所示那样的具有发光光谱的白色光 BB (准白色光)。所生成的白色光 BB 入射至宽带用光纤 34。

[0053] 另外, 荧光体 30b 优选具有大致长方体形状。在此情况下, 荧光体 30b 也可使荧光物质用粘合剂凝固成大致长方体状来形成, 此外也可将在无机玻璃等的树脂中混合荧光物质后的物质形成为大致长方体状。该荧光体 30b, 作为商品名也可被称作 Micro White (MW) (注册商标) (マイクロホワイト)。

[0054] 蓝色窄带光源 33 为 LED (light Emitting Diode)、LD (Laser Diode) 等, 如图 3 所示, 产生波长被限制在 400±10nm (中心波长 405nm) 的蓝色窄带光 BN。从蓝色窄带光源 33 发出的蓝色窄带光 BN 入射至该窄带用光纤 35。

[0055] 耦合器 36 连结电子内窥镜 11 内的光导管 43、和宽带用光纤 34 以及窄带用光纤 35。由此, 白色光 BB 以及蓝色窄带 BN 双方同时入射至光导管 43。

[0056] 光源控制部 37 通过控制激励光光源 30a 以及蓝色窄带光源 33 的光量, 由此将白色光 BB 和蓝色窄带光 BN 的光量比保持在一定。光量比由光量比设定部 37a 来设定。在光量比设定部 37a 中, 针对第 1~第 3 观察模式的每一种观察模式来预先设定, 且设定成与观察模式选择 SW29 选择出的观察模式对应的光量比。第 1 观察模式时的第 1 光量比被设定成: 照射至被检体内的照明光之中蓝色成分和绿色成分大致相同。在以该第 1 光量比对被检体内进行了照明的情况下, 能够使被检体内在整体上变得明亮, 并且能够使分布于表层血管等表层的部位清晰化。

[0057] 第 2 观察模式时的第 2 光量比被设定成: 照明光之中蓝色成分大于绿色成分。在以该第 2 光量比对被检体内进行了照明的情况下, 能够使表层血管和中深层血管双方清晰化。此外, 第 3 观察模式时的第 3 光量比被设定成: 照明光之中绿色成分大于蓝色成分。在以该第 3 光量比对被检体内进行了照明的情况下, 能够使被检体内在整体上变得明亮。另外, 在设定成第 3 光量比的情况下, 优选使蓝色窄带光 BN 的光量设为最大光量的 10% 程度。

[0058] 电子内窥镜 11 具备: 光导管 43、CCD44、模拟处理电路 45 (AFE: Analog Front End)、以及摄像控制部 46。光导管 43 为大口径光纤、束状光纤等, 入射端插入到光源装置内的耦

合器 36,且出射端朝向设于前端部 16a 的照射透镜 48。在光导管 43 内被导出的白色光 BB 以及蓝色窄带光 BN,通过照射透镜 48 以及安装于前端部 16a 的端面的照明窗 49 而照射至被检体内。在被检体内反射出的白色光 BB 以及蓝色窄带光 BN,通过安装于前端部 16a 的端面的观察窗 50 而入射至聚光透镜 51。

[0059] CCD44 在摄像面 44a 对来自聚光透镜 51 的光进行受光,将受光的光进行光电变换来蓄积信号电荷,并将所蓄积的信号电荷作为摄像信号来读出。所读出的摄像信号被送至 AFE45。此外,CCD44 为彩色 CCD,在摄像面 44a 上排列着设有 B 色、G 色、R 色任意一种颜色的滤色器的 B 像素、G 像素、R 像素这三种颜色的像素。另外,优选 CCD44 成为 B 像素、G 像素、R 像素的比率为 1:2:1 的拜耳排列。另外,图像信号获取部件的一形态由聚光透镜 51、具有摄像面 44a 的 CCD44 以及 AFE45 构成。

[0060] B 色、G 色、R 色的滤色器具有图 4 所示那样的透过分布 52、53、54。在只有波长区域为约 400 ~ 700nm 的白色光 BB 入射至 CCD44 的情况下,B 色、G 色、R 色的滤色器使白色光 BB 之中与各自的透过分布 52、53、54 相应的波长的光透过。在此,将由 R 像素进行了光电变换的信号设为红色信号 R,将由 G 像素进行了光电变换的信号设为绿色信号 G,将由 B 像素进行了光电变换的信号设为蓝色信号 B。

[0061] AFE45 由相关双采样电路 (CDS)、自动增益控制电路 (AGC)、以及模拟 / 数字变换器 (A/D) (均省略图示) 构成。CDS 对来自 CCD44 的摄像信号实施相关双采样处理,以去除因 CCD44 的驱动而产生的噪声。AGC 对由 CDS 去除了噪声后的摄像信号进行放大。A/D 将由 AGC 放大后的摄像信号变换成规定比特数的数字摄像信号,并输入至处理器装置 12。

[0062] 摄像控制部 46 与处理器装置 12 内的控制器 59 连接,当被控制器 59 进行了指示时,向 CCD44 发送驱动信号。CCD44 基于来自摄像控制部 46 的驱动信号,将摄像信号以规定的帧速率输出至 AFE45。

[0063] 如图 2 所示,处理器装置 12 具备:基底图像生成部 55、帧存储器 56、图像处理部 57、和显示控制电路 58,且控制器 59 控制着各部。基底图像生成部 55 通过对从电子内窥镜的 AFE45 输出的蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R 实施各种信号处理,由此来作成基底图像。所作成的基底图像被暂时存储在帧存储器 56 中。此外,从 AFE45 输出的蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R 也被存储在帧存储器 56 中。另外,基底图像也可以是使氧饱和度等的血管功能信息进行了准彩色化的准彩色图像等。

[0064] 图像处理部 57 具备:B/G 图像生成部 61(多色图像生成部件的一形态)、血管提取图像生成部 63、和血管强调 / 抑制图像生成部 65(血管强调 / 抑制图像生成部件的一形态)。B/G 图像生成部 61 生成由蓝色信号 B 和绿色信号 G 间的亮度比 B/G(B/G 比)构成的 B/G 图像。在此,B/G 比是指,在蓝色信号 B 与绿色信号 G 之间处于相同位置的像素的亮度比。

[0065] 血管提取图像生成部 63 基于 B/G 图像来生成提取了表层血管的表层血管提取图像、或者提取了中深层血管的中深层血管提取图像。这些血管提取图像的生成方法根据被设定成第 1 ~ 第 3 观察模式的哪种观察模式而不同。在被设定成第 1 观察模式的情况下,使用适于该第 1 观察模式时的第 1 光量比的第 1 光量比用表 63a,来生成表层血管提取图像或者中深层血管提取图像。在第 1 光量比用表 63a 中,存储有图 5 所示那样的亮度比 B/G 与血管深度之间的相关关系。该相关关系成为血管深度越大则亮度比 B/G(B/G 比)也越

大的比例关系。另外,血管提取图像生成部件的一形态由血管提取图像生成部 63 和第 1 ~ 3 光量比用表 63a ~ 63c 构成。

[0066] 在第 1 观察模式下,照明光之中蓝色成分(B 成分)和绿色成分(G 成分)大致相同。因而,如图 6 所示,在照明光照射至无血管的粘膜的情况下,其返回光的 B 成分、G 成分的比率大致相同。其原因在于,在粘膜中没有吸收大量的光。如果将此时的平均 B/G 比设为 P,则粘膜所表示的 B/G 比收敛在  $L_s \sim P \sim L_d$  的一定范围内。在此, $L_s$  为第 1 观察模式下的粘膜的 B/G 比的下限值, $L_d$  为第 1 观察模式下的粘膜的 B/G 比的上限值。

[0067] 此外,在照明光照射至表层血管的情况下,照明光的 B 成分被表层血管大量吸收,而 G 成分几乎没被吸收。因而,B/G 比大体变为  $L_s$  以下。因此可知,在 B/G 比为  $L_s$  以下的像素中映出表层血管(即, $L_s$  为粘膜和表层血管的边界值)。另一方面,在照明光照射至中深层血管的情况下,照明光的 G 成分被中深层血管大量吸收,而 B 成分几乎没被吸收。因而,B/G 比大体变为  $L_d$  以上。因此可知,在 B/G 比为  $L_d$  以上的像素中映出中深层血管(即, $L_d$  为粘膜和中深层血管的边界值)。

[0068] 因此,在第 1 观察模式下,当生成表层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中执行仅提取 B/G 比为  $L_s$  以下的像素的像素值、且将除此之外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。另一方面,当生成中深层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中执行仅提取 B/G 比为  $L_d$  以上的像素的像素值、且将除此之外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。

[0069] 此外,在被设定成第 2 观察模式的情况下,使用适于该第 2 观察模式时的第 2 光量比的第 2 光量比用表 63b,来生成表层血管提取图像或者中深层血管提取图像。第 2 光量比用表 63b 与上述第 1 光量比用表 63a 同样地,如图 7 所示那样成为血管深度越大则亮度比 B/G(B/G 比)也越大的比例关系。在第 2 观察模式下,如图 8 所示,由于照明光之中蓝色波长成分(B 成分)大于绿色波长成分(G 成分),因此 B/G 比在整体上变高。伴随于此,粘膜和表层血管的边界值  $L_s'$  变得大于第 1 观察模式时的边界值  $L_s$ ,粘膜和中深层血管的边界值  $L_d'$  变得高于第 1 观察模式时的边界值  $L_d$ 。

[0070] 因此,在第 2 观察模式下,当生成表层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中执行仅提取 B/G 比为  $L_s'$  以下的像素的像素值、且将除此之外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。另一方面,当生成中深层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中执行仅提取 B/G 比为  $L_d'$  以上的像素的像素值、且将除此之外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。

[0071] 此外,在被设定成第 3 观察模式的情况下,使用适于该第 3 观察模式时的第 3 光量比的第 3 光量比用表 63c,来生成表层血管提取图像或者中深层血管提取图像。第 3 光量比用表 63c 与上述第 1 光量比用表 63a 同样地,如图 9 所示那样成为血管深度越大则亮度比 B/G(B/G 比)也越大的比例关系。在第 3 观察模式下,如图 10 所示,由于照明光之中绿色波长成分(G 成分)大于蓝色波长成分(B 成分),因此 B/G 比在整体上变低。伴随于此,粘膜和表层血管的边界值  $L_s''$  变得小于第 1 观察模式时的边界值  $L_s$ ,粘膜和中深层血管的边界值  $L_d''$  也变得小于第 1 观察模式时的边界值  $L_d$ 。

[0072] 因此,在第 3 观察模式下,当生成表层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中执行仅提取 B/G 比为  $L_s''$  以下的像素的像素值、且将除此之外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。另一方面,当生成中深层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中执行仅提取 B/G 比为  $L_d''$  以上的像素的像素值、且将除此之外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。

[0073] 血管强调 / 抑制图像生成部 65, 通过对表层血管提取图像和基底图像进行合成, 由此来生成表层血管被进行了强调 ( 或者抑制 ) 的表层血管强调 / 抑制图像, 且通过对中深层血管提取图像和基底图像进行合成, 由此来生成中深层血管被进行了强调 ( 或者抑制 ) 的中深层血管强调 / 抑制图像。在此, 在对血管进行强调的情况下, 使表层血管提取图像 ( 或者中深层血管提取图像 ) 中的各像素的像素值进行数倍增大后的值, 相加到底部图像的各像素的像素值上。此外, 在对血管进行抑制的情况下, 从基底图像的各像素的像素值之中减去表层血管提取图像 ( 或者中深层血管提取图像 ) 中的各像素的像素值进行数倍增大后的值。

[0074] 显示控制电路 58 将血管强调 / 抑制图像显示于监视器 14 ( 显示部件的一形态 )。例如, 如图 11 所示, 当从 B/G 图像提取出的表层血管 71 在血管强调 / 抑制图像上得以强调的情况下, 表层血管 71 比中深层血管 72 显眼, 因此可以实现仅关注于表层血管 71 的诊断。相反地, 如图 12 所示, 当从 B/G 图像提取出的中深层血管 72 在血管强调 / 抑制图像上得以强调的情况下, 中深层血管 72 比表层血管 71 显眼, 因此可以实现仅关注于中深层血管 72 的诊断。

[0075] 如以上, 通过从 B/G 图像之中仅提取所关注的血管的图像, 并使用该提取出的血管图像来生成血管强调 / 抑制图像, 从而不会消除血管以外的部分、例如观察部位的凹凸等的信息, 能够仅对所关注的血管部分进行确实地强调 / 抑制处理。由此, 能够将除了血管之外还有观察部位的凹凸等有助于诊断的大量信息提供给用户, 因此能够提高诊断能力。此外, 由于将血管划分成表层和中深层来分别提取, 并对各层单独地强调 / 抑制, 因此可以实现关注于表层血管的诊断、关注于中深层血管的诊断。

[0076] 其次, 使用图 13 所示的流程图来说明本发明的作用。首先, 从第 1 ~ 第 3 观察模式之中设定成规定的观察模式。由此, 设定与该规定的观察模式对应的光量比 ( 白色光 BB 和蓝色窄带光 BN 的光量比 )。从光源装置 13 发出的白色光 BB 以及蓝色窄带光 BN 被光量控制成 : 经由光导管 43 而被同时照射至被检体内的白色光 BB 以及蓝色窄带光 BN 成为所设定的光量比。来自被检体的反射光由彩色的 CCD44 来摄像。根据通过该摄像所得到的蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R 来生成基底图像。所生成的基底图像和蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R 被暂时存储在帧存储器 56 中。

[0077] 其次, 在 B/G 图像生成部 61 中, 生成由蓝色信号 B 和绿色信号 G 间的亮度比 B/G 构成的 B/G 图像。生成从该 B/G 图像之中提取了表层血管的表层血管提取图像, 且生成从 B/G 图像之中提取了中深层血管的中深层血管提取图像。对于这些血管提取, 用到了与所设定的光量比对应的光量比用表。一旦生成了血管提取图像, 则根据表层血管提取图像 ( 或者中深层血管提取图像 ) 和基底图像, 来生成使表层血管 ( 或者中深层血管 ) 被进行了强调 / 抑制的血管强调 / 抑制图像。所生成的血管强调 / 抑制图像由显示控制电路 58 变换成可进行监视器显示的信号之后, 如图 11 或者图 12 所示那样, 图像显示于监视器 14。

[0078] 另外, 在被设定成以蓝色成分大于绿色成分的照明光来进行被检体内的观察的第 2 观察模式的情况下, 当生成监视器显示用的图像之际, 通过摄像所得到的图像信号之中, 优选蓝色信号 B 分配给影像信号的 B 信道以及 G 信道, 绿色信号 G 分配给影像信号的 R 信道。在此情况下, 在监视器 14 中显示出表层血管和中深层血管用不同的颜色所表现出的准彩色图像。

[0079] 另外,在上述实施方式中,虽然从光源装置 13 内的宽带光源 30 发出了白色光 BB,但是也可以取而代之,如图 14 所示,在电子内窥镜 11 的前端部 16a 设置荧光体 100,通过使该荧光体 30b 用设置于光源装置 13 的激励光光源 101 的激励光来激励,由此发出荧光。在此情况下,荧光、和未被荧光体 100 吸收的激励光进行合波之后的光作为白色光 BB 而照射至被检体内。另外,荧光体 100 与上述实施方式的荧光体 30b 相同,激励光光源 101 与上述实施方式的激励光光源 30a 相同。

[0080] 另外,在上述实施方式中,虽然将来自荧光体的白色光照射至被检体内,但是也可以取而代之,将照明被检体内的多个照明光之中的一部分设为来自半导体光源的光,将其其他照明光设为从氙灯等的白色光之中进行了波长分离后的光。在此情况下,例如使用图 15 所示的电子内窥镜系统 100。

[0081] 电子内窥镜系统 100 与电子内窥镜系统 10 比较可知,光源装置 113 整体不同于光源装置 13,且电子内窥镜 111 的 CCD101 成为单色的 CCD。此外,电子内窥镜系统 100,作为观察模式而具备:以蓝色光、绿色光、红色光这三种颜色的照明光来观察被检体内的通常观察模式;和以蓝色窄带光以及绿色光这两种颜色的照明光来观察被检体内的第 1~第 3 特殊观察模式。

[0082] 第 1~第 3 特殊观察模式在蓝色窄带光以及绿色光的光量上有所不同,在第 1 特殊观察模式下,蓝色窄带光和绿色光的光量相同,在第 2 特殊观察模式下,蓝色窄带光的光量大于绿色光的光量,在第 3 特殊观察模式下,绿色光的光量大于蓝色窄带光的光量。即,第 1~第 3 特殊观察模式大致对应于上述实施方式的第 1~第 3 观察模式。因此,第 1~第 3 特殊观察模式下的血管提取方法与第 1~第 3 观察模式的情况同样地进行。另外,除此之外与上述实施方式大致相同,所以省略详细说明。

[0083] 光源装置 113 具备:白色光源单元 130、半导体光源单元 131、和对这些单元进行驱动控制的光源控制部 132。白色光源单元 130 具备:放射白色光 BB 的灯主体 130a、和设置在该灯主体 130 的光路上的光圈 130b。

[0084] 灯主体 130a 为氙灯、卤素灯、金属卤化物灯等,产生在从红色区域至蓝色区域(约 400~700nm)的宽波段中发光光谱连续的宽带光(白色光)BB。该灯主体 130a 在光源装置 113 的电源接通(ON)的期间常时点亮。光圈 130b 通过光源控制部 132 的驱动控制来调整开度。伴随着该开度的调整来调整白色光 BB 的光量。

[0085] 在白色光 BB 的光路上配置有旋转滤光器 134。如图 16 所示,旋转滤光器 134 呈圆板形状,在圆周方向上被 3 分割而成的中心角为 120° 的扇形区域中,分别设有使 B、G、R 的光透过的 B 滤光器部 134a、G 滤光器部 134b、R 滤光器部 134c 这三种颜色的彩色滤光器。

[0086] 这些 B 滤光器部 134a、G 滤光器部 134b、R 滤光器部 134c 具有图 17 所示那样的分光透过率。B 滤光器部 134a 使白色光 BB 之中的蓝色光(B 色光)透过,G 滤光器部 134b 使白色光 BB 之中的绿色光(G 色光)透过,R 滤光器部 134c 使白色光 BB 之中的红色光(R 色光)透过。在此,优选 G 滤光器部 134b 的透过波段设定成:G 色光的中心波长为 530nm。由于波长 530nm 附近是血红蛋白的吸光系数变高的区域,因此通过将该波长范围的光向血管照射,从而能够提高血管和除该血管之外部分之间的对比度。

[0087] 此外,旋转滤光器 134 被旋转自如地设置成:可选择性地将 B 滤光器部 134a、G 滤光器部 134b、R 滤光器部 134c 插入到白色光 BB 的光路。如果旋转滤光器 134 旋转,则 B 滤

光器部 134a、G 滤光器部 134b、R 滤光器部 134c 依次插入到白色光 BB 的光路。

[0088] 半导体光源单元 131 具有：由 LD(Laser Diode) 或者 LED(Light Emitting Diode) 构成的蓝色半导体光源 131a；和对该蓝色半导体光源 131a 进行驱动的驱动部 131b。蓝色半导体光源 131a 发出中心波长为 420nm 的蓝色窄带光 BN(参照图 17)。由于波长 420nm 附近是血红蛋白的吸光系数变高的区域，因此通过将该波长范围的光向血管照射，从而能够提高血管与除该血管之外部分之间的对比度。

[0089] 此外，驱动部 131b 与光源控制部 132 连接。光源控制部 132 通过控制驱动部 131b，由此来进行蓝色半导体光源 131a 的点亮以及熄灭、和光量调整。另外，作为用于蓝色半导体光源 131a 的激光二极管，能够使用大面积型的 InGaN 系、InGaAs 系、GaAs 系的激光二极管。

[0090] 来自旋转滤光器 134 的 B 色光、G 色光、R 色光、和来自蓝色半导体光源 131a 的蓝色窄带光 BN 通过光合流部 139 进行合流。光合流部 139 由分色镜构成，使 B 色光、G 色光、R 色光直接透过，并且使蓝色窄带光 BN 弯曲 90° 而在 B 色光、G 色光、R 色光的光路上合流。经过光合流部 139 之后的光，通过聚光透镜 136 而入射至光导管 43。

[0091] 如图 15 所示，在白色光源单元 130 与旋转滤光器 134 之间配置有遮光板 140。遮光板 40 在将蓝色窄带光 BN 提供给电子内窥镜 11 之时，对白色光 BB 进行遮光。如图 18 所示，遮光板 140 由针对白色光 BB 具有遮光性的构件构成，其平面形状呈将圆形的一部分切除后的形状。

[0092] 具体而言，遮光板 140 包括具有 240° 的中心角的遮光部 140a，其余 120° 的部分被切除而成为使白色光 BB 透过的透过部 140b。遮光板 140 被设置成可自如旋转，通过旋转而可交替地选择性地使遮光部 140a 和透过部 140b 插入到白色光 BB 的光路。

[0093] 遮光板 140 具有与旋转滤光器 134 大致相同的半径，且旋转轴一致。遮光板 140 的透过部 140b 的中心角与旋转滤光器 34 的 B、G、R 的各滤光器部 134a、134b、134c 的中心角大体一致。另外，在本例中，虽然通过切除来形成透过部 140b，但是也可用使白色光 BB 透过的透明板来构成透过部 140b。

[0094] 此外，遮光板 140 由光源控制部 132 来控制旋转。该旋转控制因各观察模式的不同而不同。在通常观察模式下，遮光板 140 在遮光部 140a 从白色光 BB 的光路退出、且透过部 140b 插入在光路的状态下停止。因此，白色光 BB 常时入射至旋转滤光器 134。伴随于此，从旋转滤光器 134 依次出射 B 色、G 色、R 色的三种颜色的光。另外，在通常观察模式时，蓝色半导体光源 13 常时熄灭。

[0095] 相对于此，在第 1～第 3 特殊观察模式下，遮光板 140 以与旋转滤光器 134 相同的速度旋转，以便透过部 140b 和 G 滤光器部 134b 的旋转相位一致。由此，当透过部 140b 插入到白色光 BB 的光路、且遮光部 140a 从光路退出的期间，白色光 BB 透过 G 滤光器部 34b 而生成 G 色光。G 色光通过聚光透镜 136 而提供给电子内窥镜 11。

[0096] 另一方面，当遮光部 140a 插入在白色光 BB 的光路、且透过部 140b 从光路退出的期间，白色光 BB 被遮光。在白色光 BB 被遮光的期间，蓝色半导体光源 131a 点亮，蓝色窄带光 BN 被提供给电子内窥镜 11。由于 CCD101 为单色的摄像元件，因此通过设置遮光板 140，从而可防止蓝色窄带光 BN 和白色光 BB 的混色。

[0097] 光源控制部 132 如上述那样控制白色光源单元 130 的光圈 130b 的开度、以及半导

体光源单元 131 的驱动部 131b。通过该控制,也能调整来自旋转滤光器 134 的 B 色光、G 色光、R 色光的光量、和蓝色窄带光 BN 的光量。在此,第 1~第 3 特殊观察模式时所使用的 G 色光和蓝色窄带光 BN 的光量比按照每个特殊观察模式而预先规定。光量比的设定与上述实施方式同样地,由光量比设定部 132a 来进行。该光量比设定部 132a 设定成与由观察模式选择 SW29 选择出的观察模式对应的光量比。

[0098] 在此,第 1 特殊观察模式时的第 1 光量比被设定成:G 色光和蓝色窄带光 BN 的光量相同。第 2 特殊观察模式时的第 2 光量比被设定成:蓝色窄带光 BN 的光量大于 G 色光。第 3 观察模式时的第 3 光量比被设定成:G 色光的光量大于蓝色窄带光 BN 的光量。

[0099] 在电子内窥镜系统 100 中,由于使用了单色的 CCD101 和旋转滤光器 134,因此 CCD101 的摄像控制方法和基于基底图像 55 的基底图像生成方法不同于上述实施方式的 CCD44 的情况。在通常观察模式时,如图 19(A) 所示,CCD101 在 1 帧的获取期间内,执行蓄积信号电荷的蓄积动作、和读出所蓄积的信号电荷的读出动作。在通常观察模式下,依次摄像 B、G、R 的三种颜色的像光,并依次输出蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R。而且,基于这三种颜色份的信号 B、G、R 来生成基底图像。以上的动作在被设定成通常观察模式的期间内,被反复执行。

[0100] 相对于此,在第 1~第 3 特殊观察模式下,如图 19(B) 所示,在蓝色窄带光 BN 被照射至被检体内的 2 帧的期间当中,仅在 1 帧的期间内摄像蓝色窄带光 BN 的像光,并依次输出蓝色信号 B。另一方面,在 G 色光被照射至被检体内的 1 帧的照射期间中,摄像 G 色光的像光,并依次输出绿色信号 B。而且,基于这两种颜色份的信号 B、G 来生成基底图像。以上的动作在被设定成第 1~第 3 特殊观察模式的期间内,被反复执行。另外,在第 1~第 3 特殊观察模式时,当生成基底图像之际,优选将蓝色信号 B 分配给监视器显示用的 B 信道、G 信道,将绿色信号 G 分配给监视器显示用的 R 信道。

[0101] 另外,在电子内窥镜系统 100 中,在第 1~第 3 特殊观察模式时,虽然关于蓝色光而使用半导体光源的光,关于绿色光而使用对白色光 BB 进行了波长分离得到的光,但是相反地,也可以关于绿色光而使用半导体光源的光,关于蓝色光而使用对白色光进行了波长分离得到的光。

[0102] 另外,在上述实施方式中,虽然使用 B/G 比而进行了表层血管和中深层血管的分离,但是也可以取而代之,利用 G/B 比、B-G 差、G-B 差、B/(B+G) 比、G/(B+G) 比、B/R 比、R/B 比、B-R 差、R-B 差、B/Y 比等、通过使用了具有互不相同的颜色信息的两种以上的颜色信号的运算而获得的运算值,也能够分离各个血管。

[0103] 该运算值与血管深度之间的关系与上述实施方式同样地,被存储在与第 1~第 3 观察模式(第 1~第 3 光量比)对应的多个表中,且表示粘膜和表层血管的边界的运算值的边界值、以及表示粘膜和中深层血管的边界的运算值的边界值按照每个表而不同。例如,即便是 B-G 差(从蓝色信号的像素值之中减去绿色信号的像素值后的值)的情况,也在第 1 观察模式时所使用的表中存储了图 20A 所示那样的 B-G 差与血管深度之间的关系。在此,Ls 示出表示粘膜和表层血管的边界的 B-G 差,Ld 示出表示粘膜和中深层血管的边界的 B-G 差。

[0104] 另一方面,在第 2 观察模式时所使用的表中存储了图 20B 所示那样的 B-G 差与血管深度之间的关系。在该表中被设定成:粘膜和表层血管的边界部分的 B-G 差  $Ls'$  大于

Ls,且粘膜和中深层血管的边界部分的 B-G 差  $Ld'$  也大于  $Ld$ 。此外,在第 2 观察模式时所使用的表中存储了图 20C 所示那样的 B-G 差与血管深度之间的关系。在该表中被设定成:粘膜和表层血管的边界部分的 B-G 差  $Ls''$  小于  $Ls$ ,且粘膜和中深层血管的边界部分的 B-G 差  $Ld''$  也小于  $Ld$ 。

[0105] 另外, G/B 比是绿色信号除以蓝色信号而得到的值, B-G 差是从蓝色信号之中减去绿色信号而得到的值, G-B 差是从绿色信号之中减去蓝色信号而得到的值,  $B/(B+G)$  比是蓝色信号除以蓝色信号和绿色信号的相加值而得到的值,  $G/(B+G)$  比是绿色信号除以蓝色信号和绿色信号的相加值而得到的值, B/R 比是蓝色信号除以红色信号而得到的值, R/B 比是红色信号除以蓝色信号而得到的值, B-R 差是从蓝色信号之中减去红色信号而得到的值, R-B 差是从红色信号之中减去蓝色信号而得到的值, B/Y 比是绿色信号除以黄色信号而得到的值(黄色信号为具有 500 ~ 700nm 的波长信息的信号)。

[0106] 符号说明

[0107] 10 电子内窥镜系统

[0108] 14 监视器

[0109] 30 宽带光源

[0110] 33 窄带光源

[0111] 57 图像处理部

[0112] 61B/G 图像生成部

[0113] 63 血管提取图像生成部

[0114] 63a 第 1 光量比用表

[0115] 63b 第 2 光量比用表

[0116] 63c 第 3 光量比用表

[0117] 65 血管强调 / 抑制图像生成部

[0118] 71 表层血管

[0119] 72 中深层血管

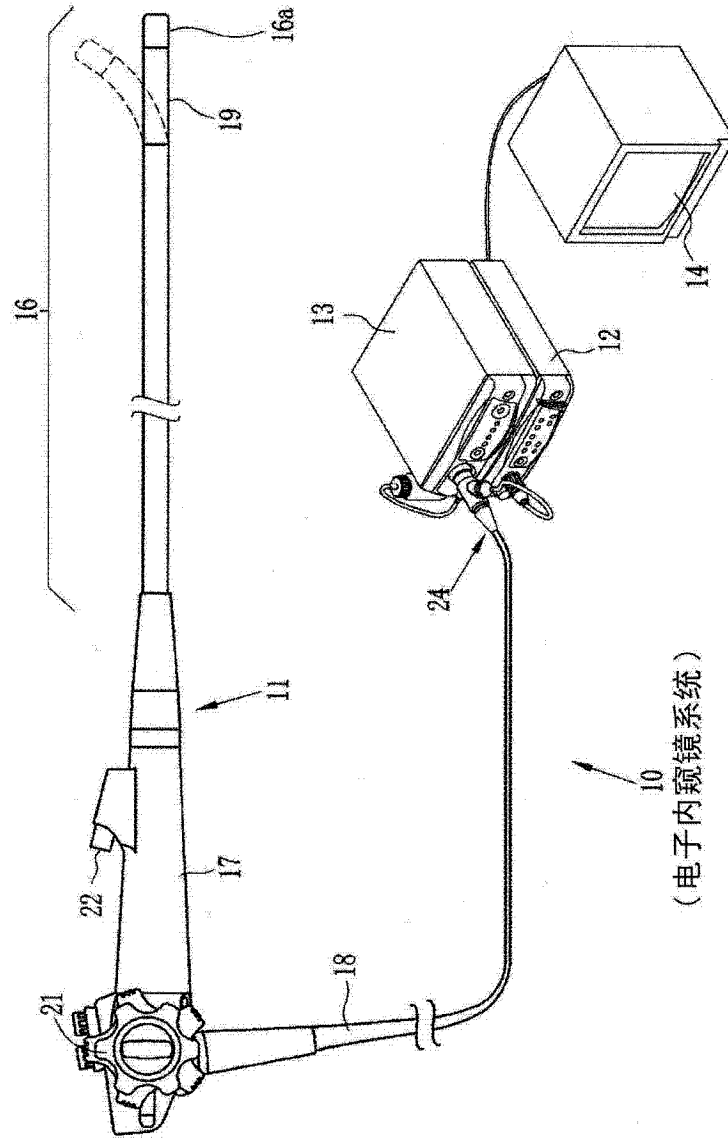


图 1

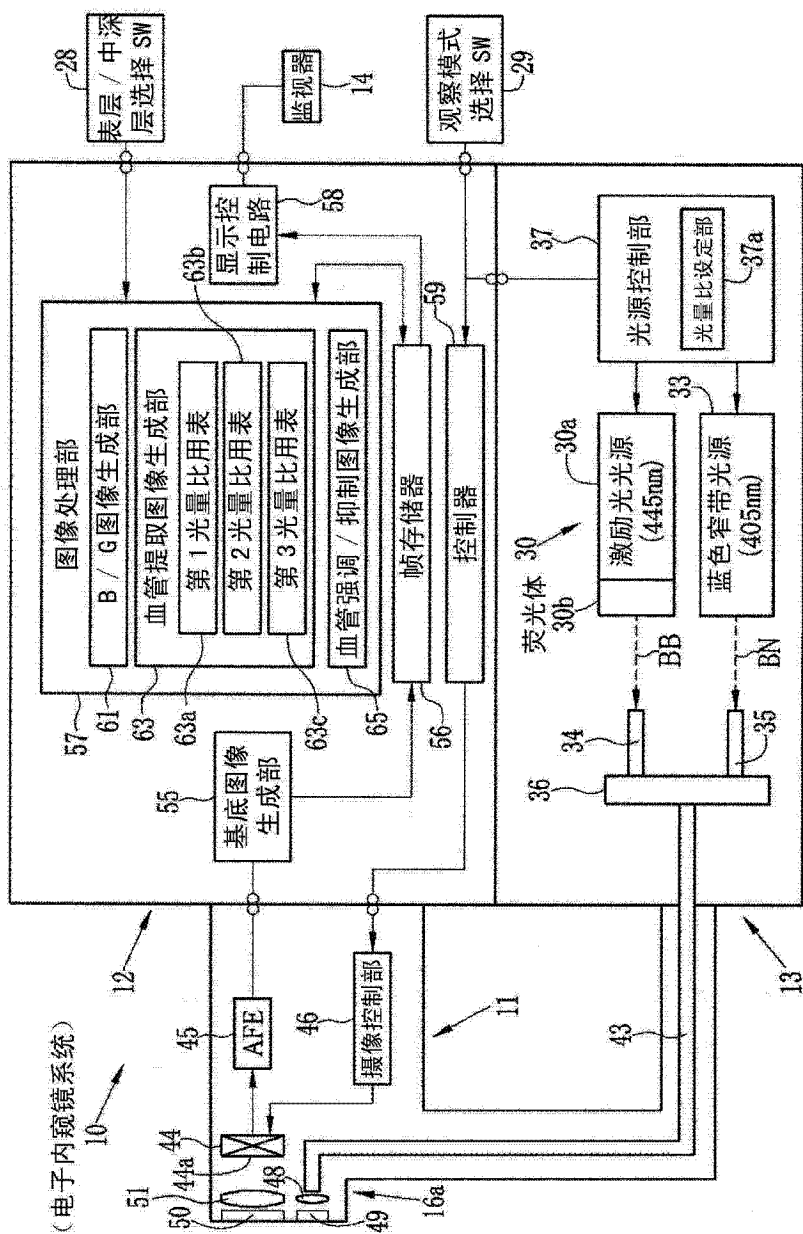


图 2

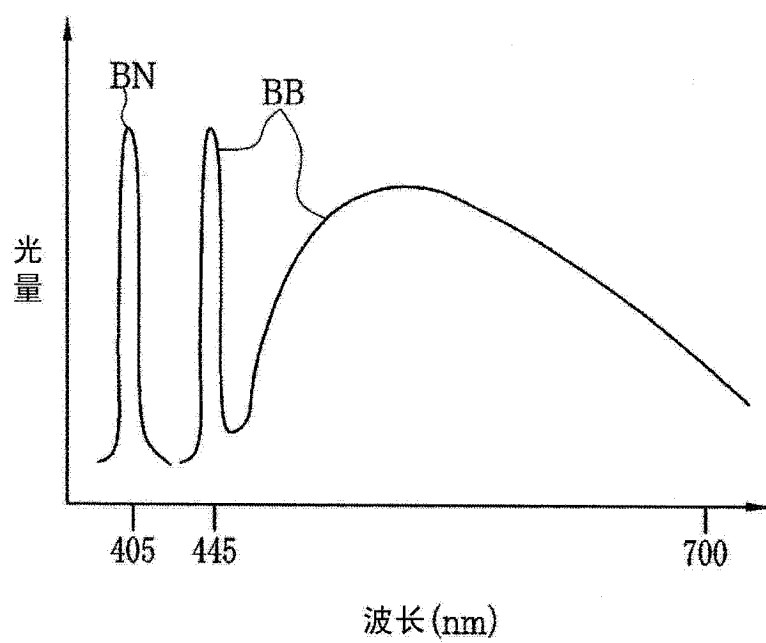


图 3

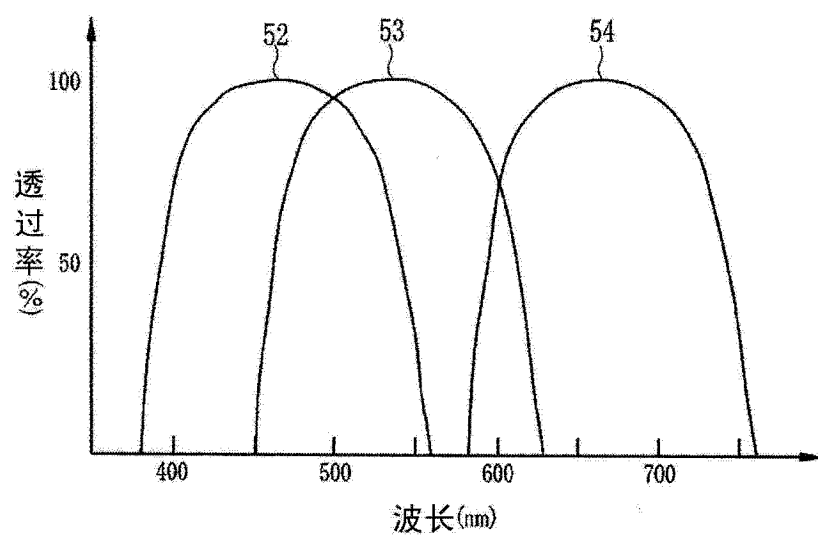


图 4

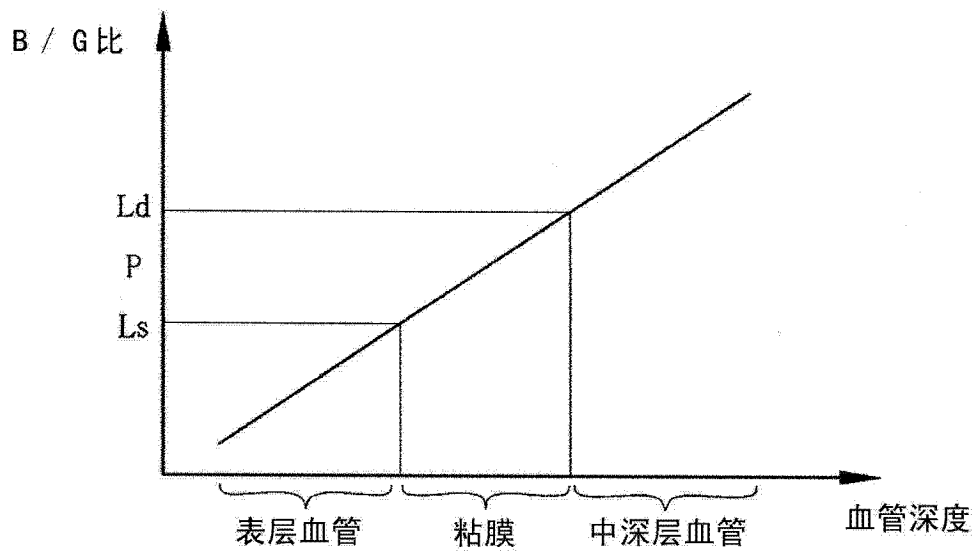


图 5

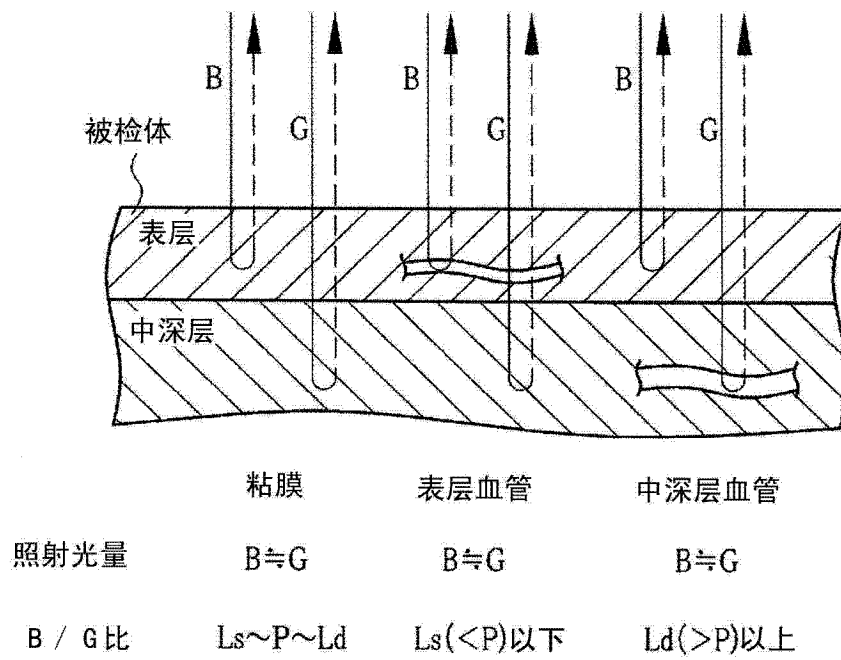


图 6

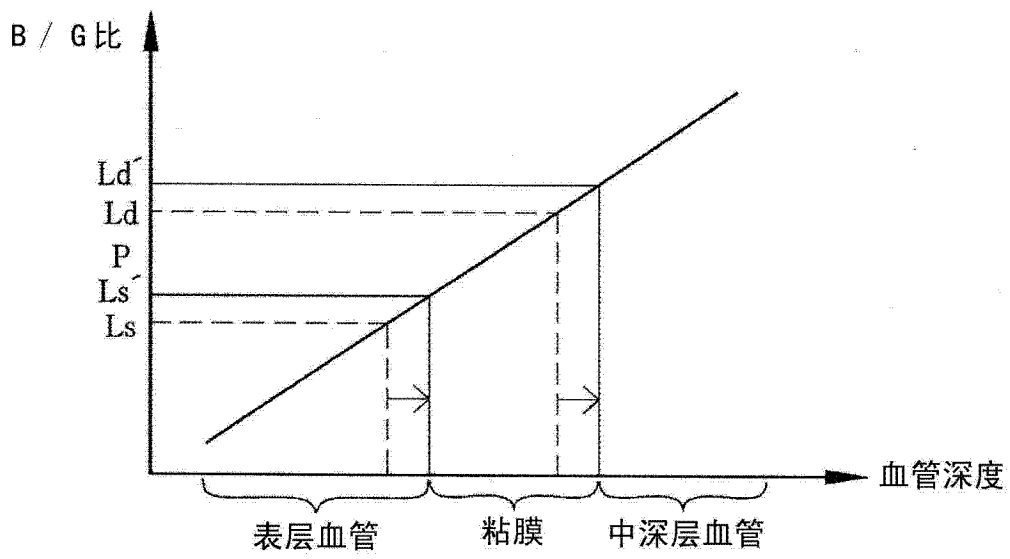


图 7

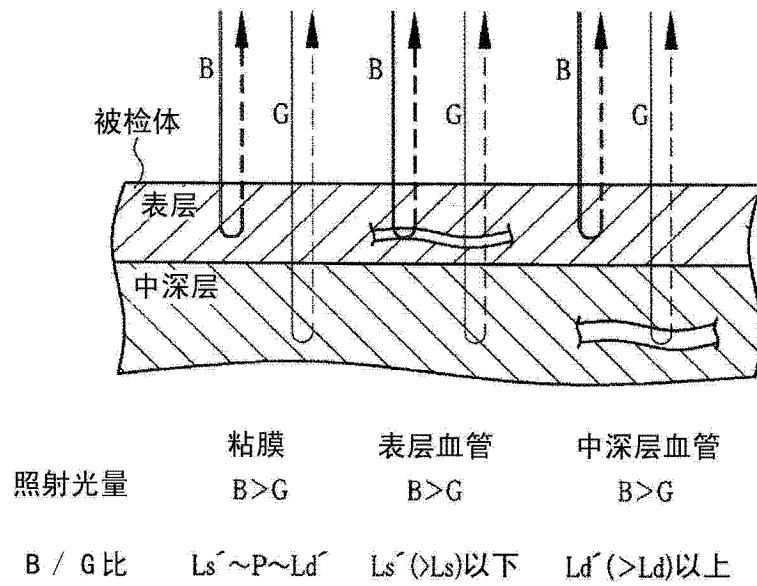


图 8

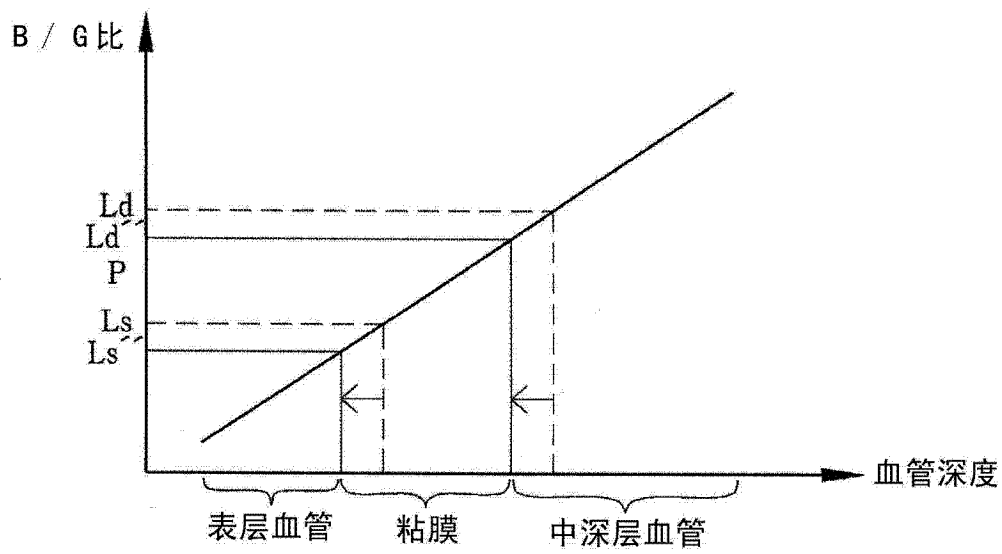


图 9

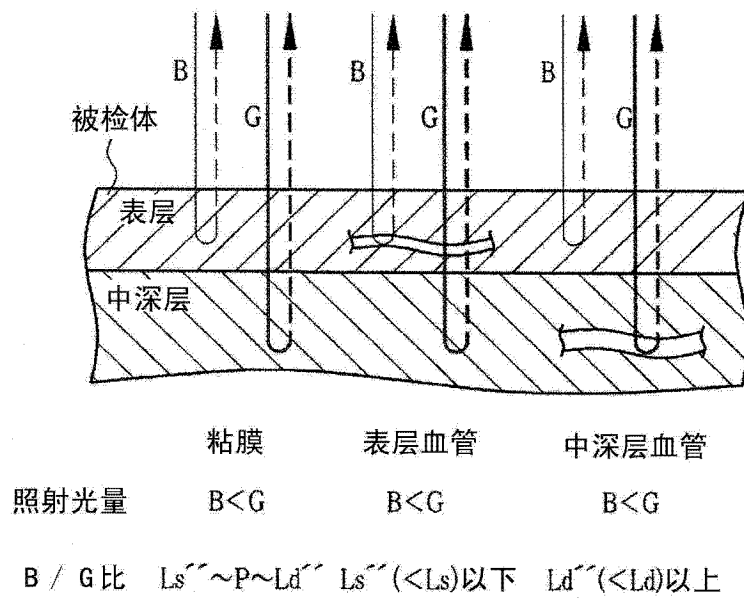


图 10

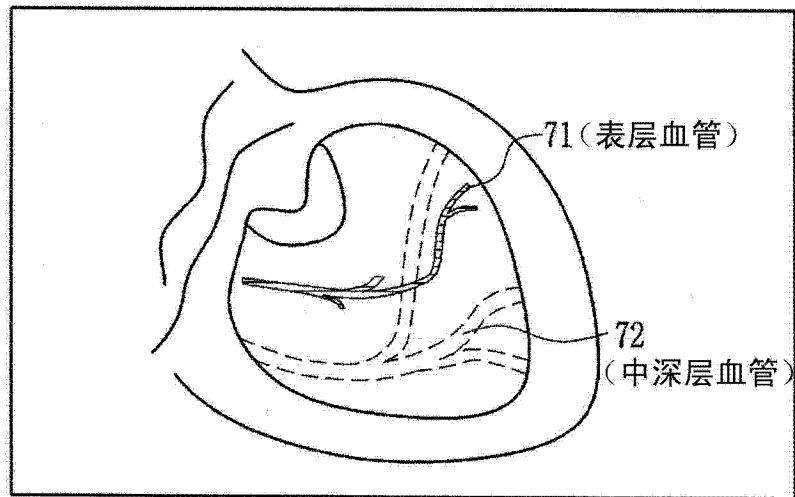


图 11

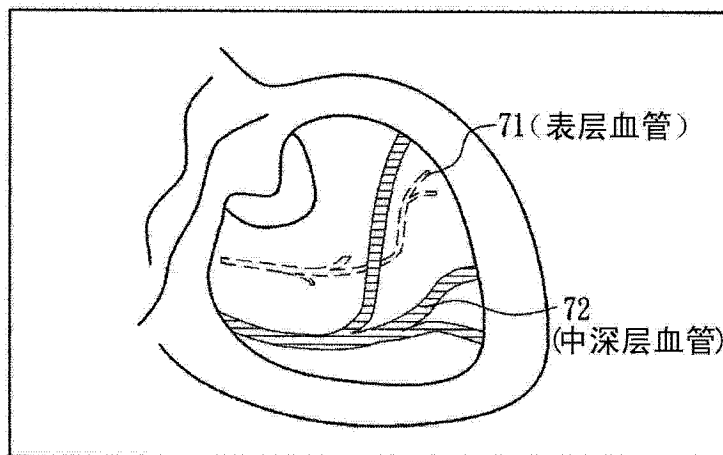


图 12

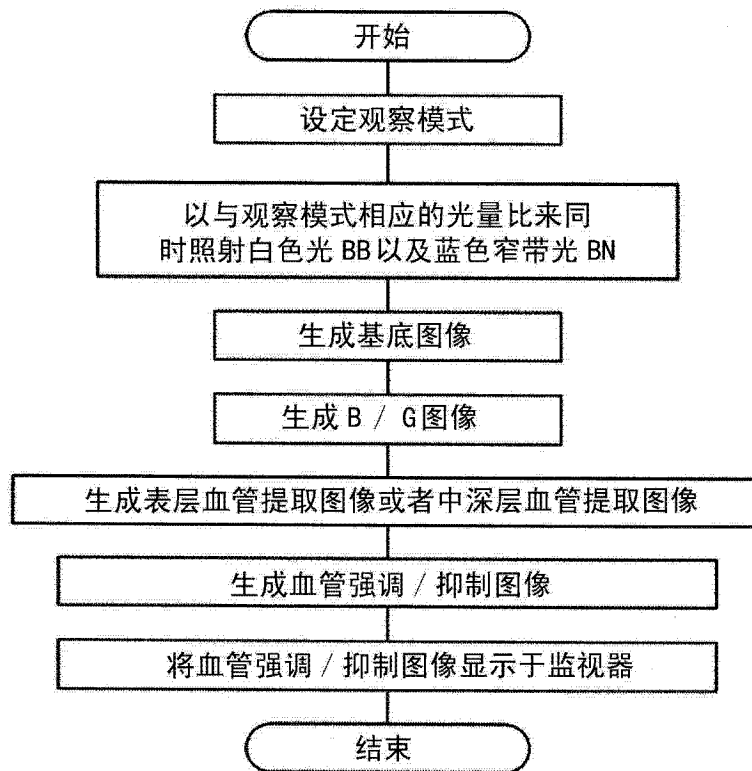


图 13

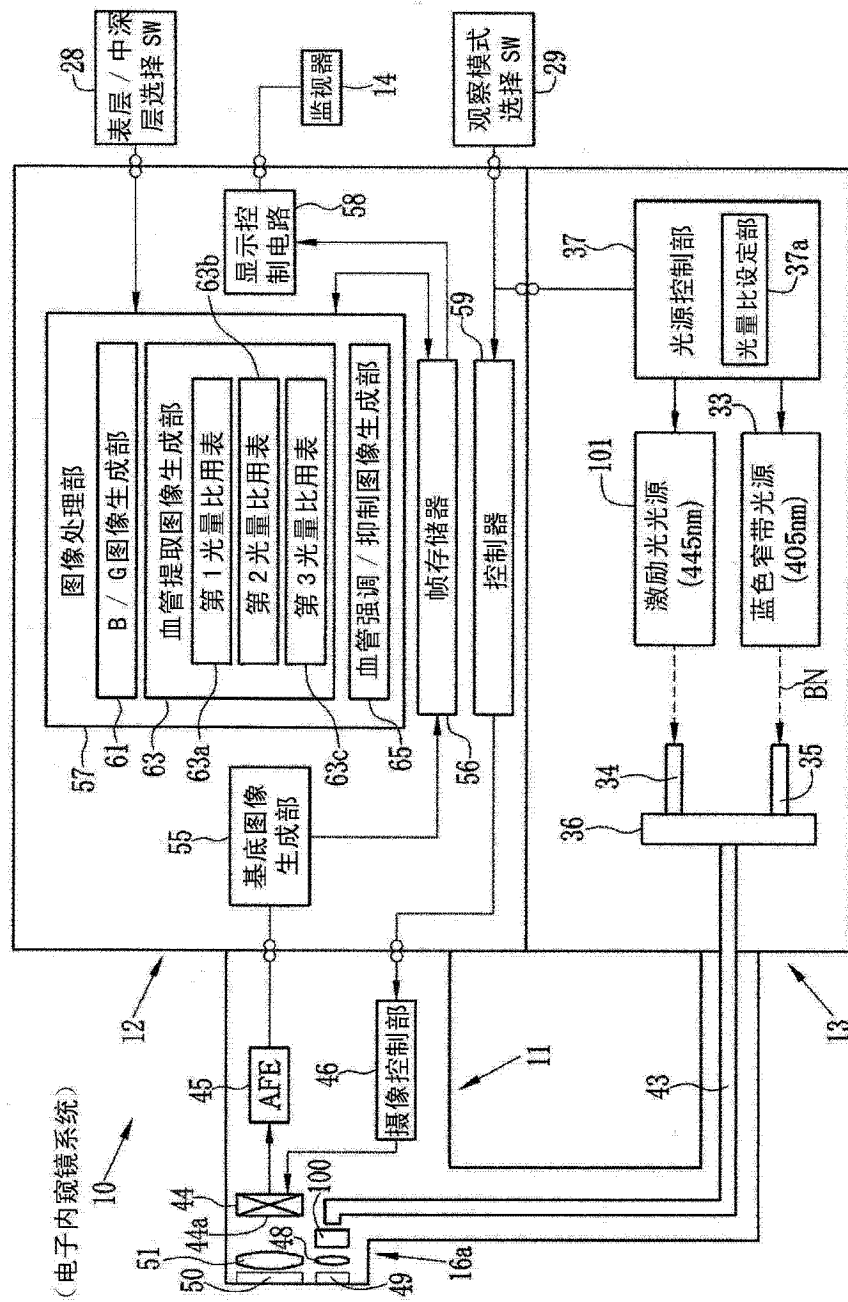


图 14

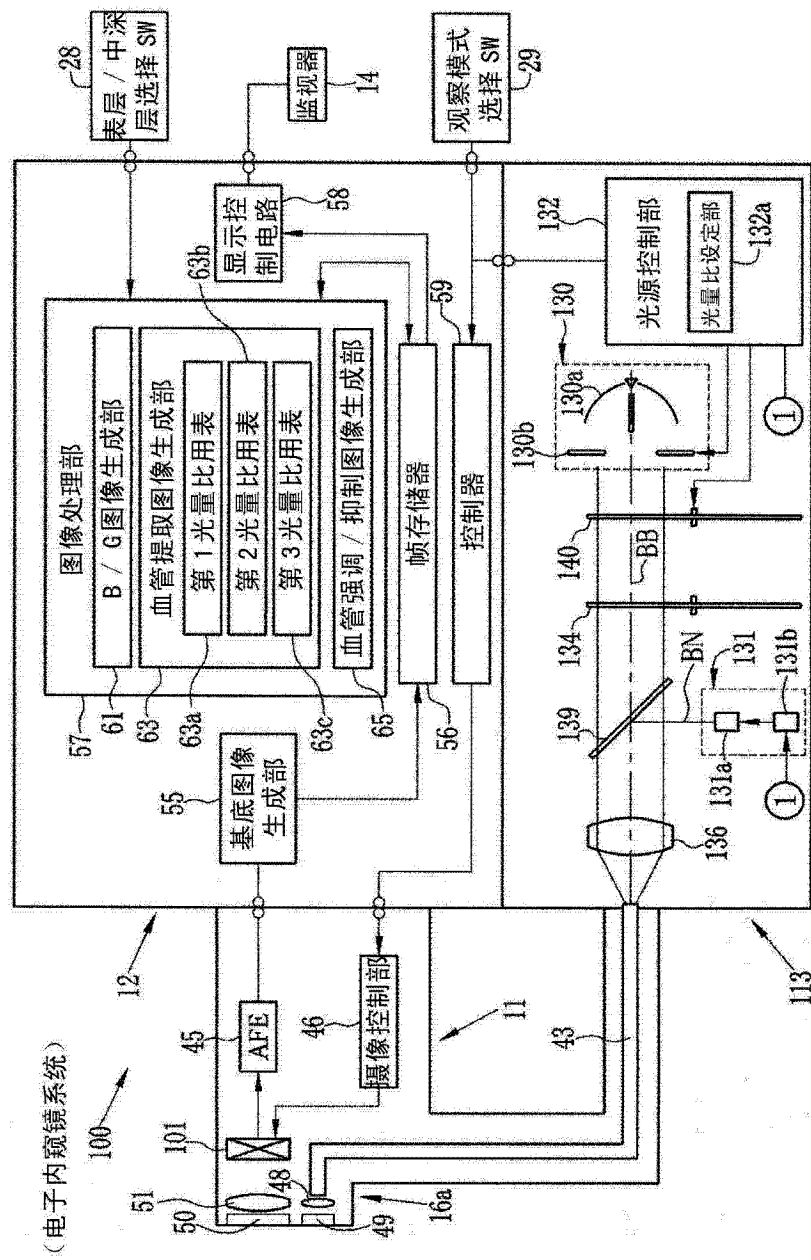


图 15

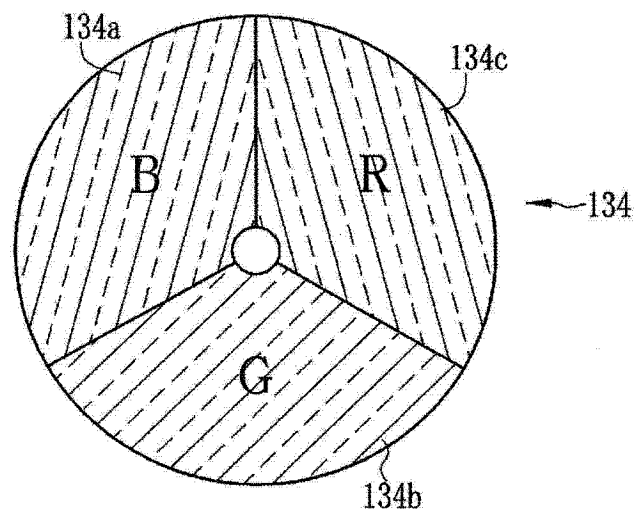


图 16

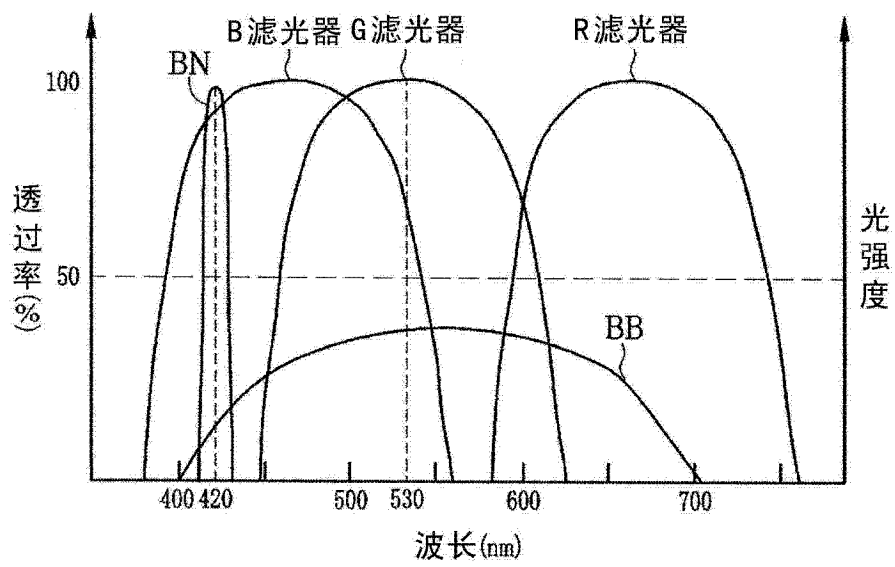


图 17

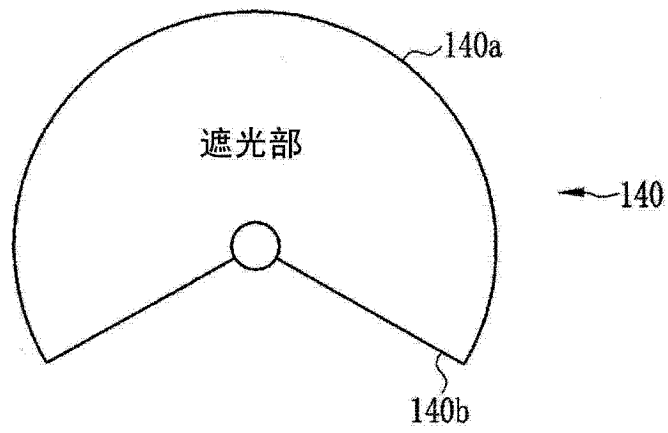


图 18

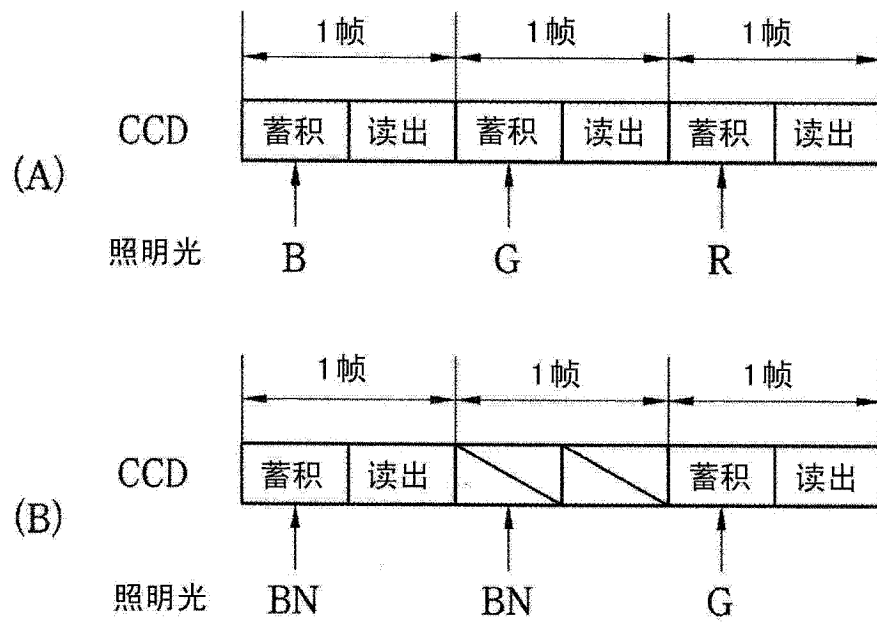


图 19

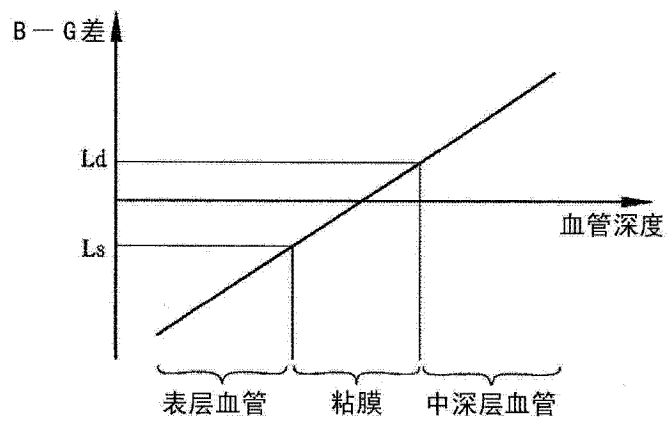


图 20A

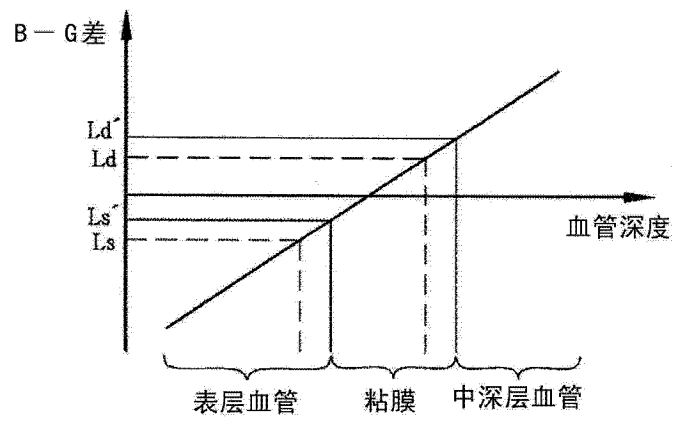


图 20B

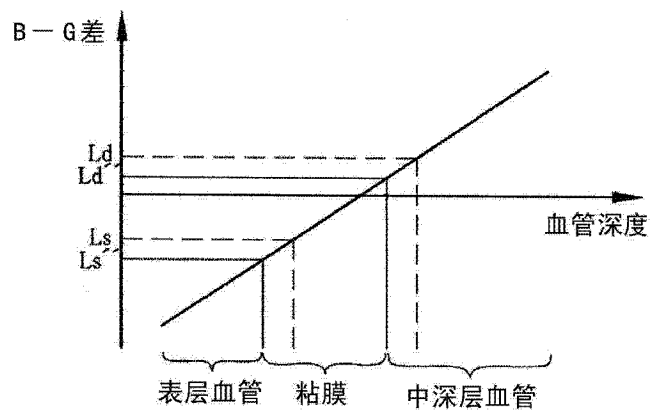


图 20C

专利名称(译)	内窥镜系统、内窥镜系统的处理器装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN104023618A</a>	公开(公告)日	2014-09-03
申请号	CN201380004495.9	申请日	2013-01-11
[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	加来俊彦 饭田孝之		
发明人	加来俊彦 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/063 G06K9/0014 A61B1/043 G06T11/001 A61B1/0653 G06T2207/10024 A61B1/0646 A61B1/0005 A61B1/0638 A61B5/02007 G06T7/0012 G06T7/408 A61B5/0084 G06T2207/10152 G06T2207/10068 A61B1/00009 G06T2207/30101 G06T7/90		
优先权	2012013317 2012-01-25 JP		
其他公开文献	CN104023618B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

## 摘要(译)

即使照明光的蓝色成分和绿色成分的比例发生了变化,也能确实地判别深度不同的多个种类的血管。使白色光(BB)和蓝色窄带光(BN)同时照射至被检体。白色光(BB)和蓝色窄带光(BN)的光量比由光量比设定部(37a)来设定。通过由彩色的CCD(44)对被检体进行摄像,由此获得蓝色信号(B)、绿色信号(G)、红色信号(R)。根据这三种颜色的信号(B、G、R)来生成基底图像。生成由蓝色信号(B)与绿色信号(G)之间的信号比即 $B/G$ 比构成的 $B/G$ 图像。在 $B/G$ 图像中,通过提取 $B/G$ 比在粘膜和表层血管的边界值( $L_s$ )以下的像素,由此获得表层血管提取图像。通过提取 $B/G$ 比在粘膜和中深层血管的边界值( $L_d$ )以上的像素,由此获得中深层血管提取图像。这些边界值( $L_s$ 、 $L_d$ )因光量比设定部(37a)所设定的光量比的不同而不同。

