



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103997946 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 20

(21) 申请号 201380004234. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 01. 11

A61B 1/04 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006. 01)

2012-013316 2012. 01. 25 JP

A61B 1/06 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 06. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/050359 2013. 01. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/111622 JA 2013. 08. 01

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(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

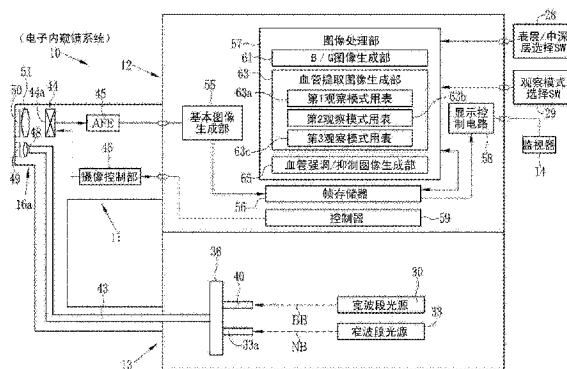
权利要求书2页 说明书9页 附图9页

### (54) 发明名称

内窥镜系统、内窥镜系统的处理器装置以及  
图像处理办法

### (57) 摘要

对被检体同时照射宽波段光 (BB) 和窄波段光 (NB)。通过彩色 CCD (33) 对该被检体进行摄像而得到蓝色信号 (B)、绿色信号 (G)、红色信号 (R)。根据这 3 个颜色的信号 (B、G、R) 生成基本图像。生成由蓝色信号 (B) 和绿色信号 (G) 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 比为粘膜与表层血管的边界值 (Ls) 以下的像素, 得到表层血管提取图像。通过提取 B/G 比为粘膜与中深层血管的边界值 (Ld) 以上的像素, 得到中深层血管提取图像。这些边界值 (Ls、Ld) 按照观察模式而不同。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于具有:

照明单元,其对被检体照射包含蓝色成分和绿色成分的照明光;

图像信号取得单元,其通过摄像元件接收来自所述被摄体的返回光并进行摄像,由此取得具有彼此不同的颜色信息的2个以上的颜色信号;

多色图像生成单元,其生成由通过使用所述2个以上的颜色信号按照每个像素进行规定的运算而得到的运算值构成的多色图像;以及

血管提取图像生成单元,其针对所述多色图像,进行按照多个观察模式的每个观察模式而不同的血管提取处理,由此生成第1层血管提取图像或第2层血管提取图像中的至少任意一方,其中,所述第1层血管提取图像是从所述多色图像中提取出位于特定深度的第1层血管而得到的,所述第2层血管提取图像是从所述多色图像中提取出位于比所述第1层血管深的位置的第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,

所述血管提取图像生成单元具有:

多个运算值表,其存储有所述被检体的粘膜、所述第1层血管和所述第2层血管与所述运算值之间的相关关系;以及

血管提取图像生成部,其通过进行使用了与所设定的观察模式对应的运算值表的血管提取处理,来生成所述第1层血管提取图像或所述第2层血管提取图像中的至少任意一方,所述运算值表是按照所述多个观察模式的每个观察模式而设置的。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

在各所述运算值表中,存储有表示所述粘膜与所述第1层血管的边界的运算值作为第1边界值,存储有表示所述粘膜与所述第2层血管的边界的运算值作为所述第2边界值,所述第1边界值和第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中的任意一项所述的内窥镜系统,其中,

所述多个观察模式是用于提高所述被检体的规定部位处的血管的可视性的模式,各观察模式是按照每个所述规定部位而设定的。

5. 根据权利要求1至4中的任意一项所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具有血管强调/抑制图像生成单元,该血管强调/抑制图像生成单元使用所述第1层血管提取图像来生成对所述第1层血管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对所述第2层血管进行了强调或抑制的第2层血管强调/抑制图像。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具有显示单元,该显示单元显示所述第1层血管强调/抑制图像或所述第2层血管强调/抑制图像中的至少任意一方。

7. 根据权利要求1至6中的任意一项所述的内窥镜系统,其中,

所述照明单元将蓝色窄波段光和通过波长转换部件由该蓝色窄波段光进行波长转换后的荧光作为所述照明光,同时朝向所述被检体进行照射,

所述图像信号取得单元通过彩色摄像元件对被同时照射了所述蓝色窄波段光和荧光的被检体进行摄像。

8. 根据权利要求1至6中的任意一项所述的内窥镜系统,其中,

所述照明单元将蓝色窄波段光和绿色窄波段光作为所述照明光依次朝向所述被检体进行照射，

所述图像信号取得单元在每次依次照射所述蓝色窄波段光和所述绿色窄波段光时，通过单色摄像元件依次对被检体进行摄像。

9. 根据权利要求 1 至 8 中的任意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，

所述多色图像是由通过按照每个像素用蓝色信号除以绿色信号而得到的 B/G 比构成的 B/G 图像。

10. 一种内窥镜系统的处理器装置，其特征在于，所述内窥镜系统具有电子内窥镜，该电子内窥镜对被检体照射包含蓝色成分和绿色成分的照明光，通过摄像元件接收来自所述被摄体的返回光并进行摄像，由此取得具有彼此不同的颜色信息的 2 个以上的颜色信号，所述内窥镜系统的处理器装置具有：

多色图像生成单元，其生成由通过使用所述 2 个以上的颜色信号按照每个像素进行规定的运算而得到的运算值构成的多色图像；以及

血管提取图像生成单元，其针对所述多色图像，进行按照多个观察模式的每个观察模式而不同的血管提取处理，由此生成第 1 层血管提取图像或第 2 层血管提取图像中的至少任意一方，其中，所述第 1 层血管提取图像是从所述多色图像中提取位于特定深度的第 1 层血管而得到的，所述第 2 层血管提取图像是从所述多色图像中提取位于比所述第 1 层血管深的位置的第 2 层血管而得到的。

11. 一种在具有电子内窥镜的内窥镜系统内进行的图像处理方法，其特征在于，该电子内窥镜对被检体照射包含蓝色成分和绿色成分的照明光，通过摄像元件接收来自所述被摄体的返回光并进行摄像，由此取得具有彼此不同的颜色信息的 2 个以上的颜色信号，在所述图像处理方法中：

生成由通过使用所述 2 个以上的颜色信号按照每个像素进行规定的运算而得到的运算值构成的多色图像；以及

针对所述多色图像，进行按照多个观察模式的每个观察模式而不同的血管提取处理，由此生成第 1 层血管提取图像或第 2 层血管提取图像中的至少任意一方，其中，所述第 1 层血管提取图像是从所述多色图像中提取位于特定深度的第 1 层血管而得到的，所述第 2 层血管提取图像是从所述多色图像中提取位于比所述第 1 层血管深的位置的第 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] 本发明涉及能够对被检体内的表层血管、中深层血管等血管进行提取的内窥镜系统、内窥镜系统的处理器装置以及图像处理方法。

### 背景技术

[0002] 在近年来的医疗中,广泛进行使用内窥镜装置的诊断等。作为使用内窥镜装置进行的被检体内的观察,除了使用宽波段光的白色光作为照明光进行的通常光观察以外,还使用将波长窄带化的窄波段光进行使被检体内的血管强调显示的血管强调观察。

[0003] 在该血管强调观察中,根据血管的形状图案来鉴别是否是癌。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其下方的中深层血管,有时根据诊断的目的,关注任意一个血管进行诊断。该情况下,如果不关注的血管混于内窥镜图像上,则可能会妨碍诊断,因此,要求从图像上对表层血管、中深层血管中的任意一方进行判别,并将仅提取出要关注的血管的图像显示在监视器中。

[0004] 关于该血管的深度判别方法,在专利文献 1 中公开了如下方法:在根据特定波段(415nm,540nm)的窄波段光而生成的窄带图像的色相为 5~35 的情况下,判别为表层血管,在色相 H 为 170~200 的情况下判别为中深层血管。

[0005] 现有技术文献

[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] 发明要解决的问题

[0009] 在利用内窥镜进行体腔内的观察时,有时根据部位的不同,例如在食道和胃中,即使分别照射相同光量的光,来自被检体的返回光的光量也不同。即,有时根据部位的不同,血管的外形和色调不同。这样,在血管的色调变化的情况下,如上述专利文献 1 那样,在基于色相的血管判别方法中,难以可靠地区分表层血管和中深层血管。

[0010] 本发明正是鉴于上述背景而完成的,其目的在于,提供一种内窥镜系统、内窥镜系统的处理器装置以及图像处理方法,即使要观察的部位发生了变化也能够可靠地提取深度不同的多个种类的血管。

[0011] 用于解决问题的手段

[0012] 为了达成上述目的,本发明的内窥镜系统的特征在于,其具有:照明单元,其对被检体照射变化蓝色成分和绿色成分的照明光;图像信号取得单元,其通过摄像元件接收来自被摄体的返回光并进行摄像,由此取得具有彼此不同的颜色信息的 2 个以上的颜色信号;多色图像生成单元,其生成由通过使用 2 个以上的颜色信号按照每个像素进行规定的运算而得到的运算值构成的多色图像;以及血管提取图像生成单元,其针对多色图像,进行按照多个观察模式的每个观察模式而不同的血管提取处理,由此生成第 1 层血管提取图像

或第 2 层血管提取图像中的至少任意一方,其中,所述第 1 层血管提取图像是从多色图像中提取出位于特定深度的第 1 层血管而得到的,所述第 2 层血管提取图像是从多色图像中提取出位于比第 1 层血管深的位置的第 2 层血管而得到的。

[0013] 优选的是,血管提取图像生成单元具有:按照多个观察模式的每个观察模式而设置的多个运算值表,其存储有被检体的粘膜、第 1 层血管和第 2 层血管与运算值之间的相关关系;以及血管提取图像生成部,其通过使用与所设定的观察模式对应的运算值表进行血管提取处理,来生成第 1 层血管提取图像或第 2 层血管提取图像中的至少任意一方。

[0014] 优选的是,在各运算值表中,存储有表示粘膜与第 1 层血管的边界的运算值作为第 1 边界值,存储有表示粘膜与第 2 层血管的边界的运算值作为第 2 边界值,第 1 边界值和第 2 边界值按照各运算值表而不同。优选的是,多个观察模式是用于提高被检体的规定的部位的血管的可视性的模式,各观察模式是按照部位而设定的。

[0015] 优选的是,具有血管强调/抑制图像生成单元,该血管强调/抑制图像生成单元使用第 1 层血管提取图像来生成对第 1 层血管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对第 2 层血管进行了强调或抑制的第 2 层血管强调/抑制图像。优选的是,具有显示单元,该显示单元显示第 1 层血管强调/抑制图像或第 2 层血管强调/抑制图像中的至少任意一方。

[0016] 优选的是,照明单元将蓝色窄波段光和通过波长转换部件由该蓝色窄波段光进行波长转换后的荧光作为照明光,同时朝向被检体进行照射,图像信号取得单元通过彩色摄像元件对被同时照射了蓝色窄波段光和荧光的被检体进行摄像。此外,优选的是,作为另外的实现手段,照明单元将蓝色窄波段光和绿色窄波段光作为照明光依次朝向被检体照射,图像信号取得单元在每次依次照射蓝色窄波段光和绿色窄波段光时,通过单色摄像元件依次对被检体进行摄像。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,多色图像是由通过按照像素用蓝色信号除以绿色信号而得到的 B/G 比构成的 B/G 图像。

[0017] 本发明的内窥镜系统的处理器装置,其特征在于,所述内窥镜系统具有电子内窥镜,该电子内窥镜对被检体照射包含蓝色成分和绿色成分的照明光,通过摄像元件接收来自被摄体的返回光并进行摄像,由此取得具有彼此不同的颜色信息的 2 个以上的颜色信号,该内窥镜系统的处理器装置具有:多色图像生成单元,其生成由通过使用 2 个以上的颜色信号按照像素进行规定的运算而得到的运算值构成的多色图像;以及血管提取图像生成单元,其针对多色图像,进行按照多个观察模式的每个观察模式而不同的血管提取处理,由此生成第 1 层血管提取图像或第 2 层血管提取图像中的至少任意一方,其中,所述第 1 层血管提取图像是从多色图像中提取位于特定深度的第 1 层血管而得到的,所述第 2 层血管提取图像是从多色图像中提取位于比第 1 层血管深的位置的第 2 层血管而得到的。

[0018] 本发明的在具有电子内窥镜的内窥镜系统内进行的图像处理方法,其特征在于,该电子内窥镜对被检体照射包含蓝色成分和绿色成分的照明光,通过摄像元件接收来自被摄体的返回光并进行摄像,由此取得具有彼此不同的颜色信息的 2 个以上的颜色信号,在该图像处理方法中:生成由通过使用 2 个以上的颜色信号按照像素进行规定的运算而得到的运算值构成的多色图像;针对多色图像,进行按照多个观察模式的每个观察模式而不同的血管提取处理,由此生成第 1 层血管提取图像或第 2 层血管提取图像中的至少任意一方,

其中,所述第1层血管提取图像是从多色图像中提取位于特定深度的第1层血管而得到的,所述第2层血管提取图像是从多色图像中提取位于比第1层血管深的位置的第2层血管而得到的。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,由于进行按照多个观察模式的每个观察模式而不同的血管提取处理,因此,即使要观察的部位发生了变化,通过切换成与该部位对应的观察模式,也能够可靠地提取深度不同的多个种类的血管。

## 附图说明

[0021] 图1是内窥镜系统的外观图。

[0022] 图2是示出第1实施方式的内窥镜系统的电气结构的框图。

[0023] 图3是示出宽波段光和窄波段光的发光光谱的曲线图。

[0024] 图4是示出蓝色激光和通过将该蓝色激光照射到荧光体而激发发出的激发光的发光光谱的曲线图。

[0025] 图5是示出R色、G色、B色的滤色器的光谱透射率的曲线图。

[0026] 图6是示出存储于第1观察模式用表中的血管深度与B/G比之间的关系的曲线图。

[0027] 图7是用于说明接收到B成分和G成分的比例大致相同的返回光时的粘膜、表层血管、中深层血管的B/G比的图。

[0028] 图8是示出存储于第2观察模式用表中的血管深度与B/G比之间的关系的曲线图。

[0029] 图9是用于说明接收到B成分大于G成分的返回光时的粘膜、表层血管、中深层血管的B/G比的图。

[0030] 图10是示出存储于第3观察模式用表中的血管深度与B/G比之间的关系的曲线图。

[0031] 图11是接收到G成分大于B成分的返回光时的粘膜、表层血管、中深层血管的B/G比的图。

[0032] 图12是示出强调了表层血管并抑制了中深层血管的图像的图像图。

[0033] 图13是示出抑制了表层血管并强调了中深层血管的图像的图像图。

[0034] 图14是示出本发明的作用的流程图。

[0035] 图15是示出第2实施方式的内窥镜系统的电气结构的框图。

[0036] 图16是旋转滤波器的概略图。

[0037] 图17A是示出存储于第1观察模式用的表中的血管深度与B-G差之间的关系的曲线图。

[0038] 图17B是示出存储于第2观察模式用的表中的血管深度与B-G差之间的关系的曲线图。

[0039] 图17C是示出存储于第3观察模式用的表中的血管深度与B-G差之间的关系的曲线图。

## 具体实施方式

[0040] 如图 1 所示,第 1 实施方式的电子内窥镜系统 10 具有对被检体内进行摄像的电子内窥镜 11、根据由摄像得到的信号生成内窥镜图像的处理器装置 12、产生对被检体进行照明的光的光源装置 13(照明单元的一个方式)、以及显示内窥镜图像的监视器 14。电子内窥镜 11 具有用于插入体腔内的具有挠性的插入部 16、设于插入部 16 的基端部分处的操作部 17、以及连结操作部 17 与处理器装置 12 和光源装置 13 之间的通用软线 18。

[0041] 该电子内窥镜系统 10 具有生成强调 / 抑制了被检体的表层血管而得到的表层血管强调 / 抑制图像和强调 / 抑制了中深层血管而得到的中深层血管强调 / 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)的操作而决定的。此外,在内窥镜观察中,由于根据胃、大肠、食道等各部位的不同血管的外形不同,因此还具有对其进行校正的功能。血管的外形根据从被检体返回的返回光(反射光等)的蓝色成分(B成分)与绿色成分(G成分)的比例 P 而变化。这里,将假定 B 成分与 G 成分大致相同的部位的观察模式设为第 1 观察模式,将假定 B 成分大于 G 成分的部位的观察模式设为第 2 观察模式,将假定 G 成分大于 B 成分的部位的观察模式设为第 3 观察模式。操作者能够根据要观察的对象的部位,通过操作观察模式选择 SW29(参照图 2)来切换这些第 1 ~ 第 3 观察模式。

[0042] 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 进行操作能够使弯曲部 19 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的前端部 16a。通过弯曲部 19 的弯曲动作使前端部 16a 朝向体腔内的期望的方向。

[0043] 在通用软线 18 上,在处理器装置 12 和光源装置 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 而装卸自如地与处理器装置 12 和光源装置 13 连接。

[0044] 如图 2 所示,光源装置 13 具有宽波段光源 30、窄波段光源 33、耦合器 36。如图 3 所示,宽波段光源 30 产生波长在从蓝色区域到红色区域(约 400 ~ 700nm)的范围内的宽波段光 BB。宽波段光源 30 在电子内窥镜 11 的使用中始终点亮。从宽波段光源 30 发出的宽波段光 BB 入射到宽波段用光纤 40。另外,作为宽波段光 BB,除了氙灯等的白色光以外,还可以使用将中心波长 445nm 的激光和通过该激光从荧光体激发出的 460nm ~ 700nm 的激发光合波而得到的白色光(发光光谱参照图 4)。

[0045] 窄波段光源 33 是 LED(light Emitting Diode:发光二极管)或 LD(Laser Diode:激光二极管)等,如图 3 所示,产生将波长限制为  $400 \pm 10\text{nm}$ (中心波长 405nm)的窄波段光 NB。从窄波段光源 33 发出的窄波段光 NB 入射到该窄带用光纤 33a。另外,窄波段光 NB 的波长不限于  $400 \pm 10\text{nm}$ (中心波长 405nm),例如也可以是  $440 \pm 10\text{nm}$ (中心波长 445nm)的窄波段光。

[0046] 耦合器 36 连结电子内窥镜 11 内的光导 43 与宽波段用光纤 40 和窄带用光纤 33a。由此,宽波段光 BB 和窄波段光 NB 双方同时入射到光导 43。

[0047] 电子内窥镜 11 具有光导 43、CCD44、模拟处理电路 45(AFE:Analog Front End,模拟前端)、摄像控制部 46。光导 43 是大口径光纤、光纤束等,入射端插入到光源装置内的耦合器 36 中,出射端朝向设于前端部 16a 的照射透镜 48。在光导 43 内被引导的宽波段光 BB

和窄波段光 NB 穿过照射透镜 48 和安装于前端部 16a 的端面的照明窗 49, 照射到被检体内。在被检体内反射的宽波段光 BB 和窄波段光 NB 穿过安装于前端部 16a 的端面的观察窗 50 并入射到聚光透镜 51。

[0048] CCD44 在摄像面 44a 接收来自聚光透镜 51 的光, 对接收到的光进行光电转换并蓄积信号电荷, 读出蓄积的信号电荷作为摄像信号。将读出的摄像信号发送到 AFE45。此外, CCD44 是彩色 CCD, 在摄像面 44a 上排列有设置了 B 色、G 色、R 色中的任意一种颜色的滤色器的 B 像素、G 像素、R 像素这 3 色的像素。另外, 作为图像信号取得单元的一个方式, 包括聚光透镜 51、具有摄像面 44a 的 CCD44 以及 AFE45。

[0049] B 色、G 色、R 色的滤色器具有如图 5 所示的透射分布 52、53、54。在仅波长区域为约 400 ~ 700nm 的宽波段光 BB 入射到 CCD44 的情况下, B 色、G 色、R 色的滤色器分别透射宽波段光 BB 中的与透射分布 52、53、54 对应的波长的光。这里, 将在 R 像素中被光电转换后的信号设为红色信号 R, 将在 G 像素中被光电转换后的信号设为绿色信号 G, 将在 B 像素中被光电转换后的信号设为蓝色信号 B。

[0050] AFE45 由相关双采样电路 (CDS)、自动增益控制电路 (AGC) 以及模拟 / 数字转换器 (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, 除去由于 CCD44 的驱动而产生的噪声。AGC 对由 CDS 除去噪声后的摄像信号进行放大。A/D 将被 AGC 放大后的摄像信号转换为规定的比特数的数字摄像信号并将其输入到处理器装置 12。

[0051] 摄像控制部 46 与处理器装置 12 内的控制器 59 连接, 当由控制器 59 进行了指示时, 对 CCD44 发送驱动信号。CCD44 根据来自摄像控制部 46 的驱动信号, 以规定的帧率将摄像信号输出到 AFE45。

[0052] 如图 2 所示, 处理器装置 12 具有基本图像生成部 55、帧存储器 56、图像处理部 57、显示控制电路 58, 控制器 59 对各部进行控制。基本图像生成部 55 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, 从而生成基本图像。将所生成的基本图像暂时存储在帧存储器 56 中。此外, 将从 AFE45 输出的蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R 也存储在帧存储器 56 中。另外, 基本图像也可以是不是用窄波段光 NB 而仅使用宽波段光 BB 而得到的通常观察图像、或者将氧饱和度等血管功能信息进行伪彩色化后得到的伪彩色图像等。

[0053] 图像处理部 57 具有 B/G 图像生成部 61 (多色图像生成单元的一个方式)、血管提取图像生成部 63、血管强调 / 抑制图像生成部 65 (血管强调 / 抑制图像生成单元的一个方式)。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。这里, B/G 比表示在蓝色信号 B 与绿色信号 G 之间位于相同的位置的像素的亮度比。

[0054] 血管提取图像生成部 63 根据 B/G 图像生成提取了表层血管而得到的表层血管提取图像或提取了中深层血管而得到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设置了第 1 ~ 第 3 观察模式中的哪种观察模式而不同。在设定了第 1 观察模式的情况下, 使用第 1 观察模式用表 63a 生成表层血管提取图像或中深层血管提取图像。在第 1 观察模式用表 63a 中, 存储有如图 6 所示的亮度比 B/G 与血管深度之间的相关关系。该相关关系为血管深度越大, 亮度比 B/G (B/G 比) 也越大的比例关系。另外, 作为血管提取图像生成单元的一个方式, 由血管提取图像生成部 63 和第 1 ~ 3 观察模式用表 63a ~ 63c 构成。



[0055] 在第 1 观察模式中,在来自被检体的返回光中,蓝色波长成分(B成分)和绿色波长成分(G成分)大致相同。因此,如图 7 所示,在对无血管的粘膜照射了照明光的情况下,其返回光的 B 成分、G 成分的比率大致相同。这是因为在粘膜中不存储大的光的吸收。当将此时的平均的 B/G 比设为 P 时,粘膜所示出的 B/G 比收敛于  $L_s \sim P \sim L_d$  的一定范围内。这里,  $L_s$  是第 1 观察模式中的粘膜的 B/G 比的下限值,  $L_d$  是第 1 观察模式中的粘膜的 B/G 比的上限值。

[0056] 此外,在将照明光照射到表层血管的情况下,照明光的 B 成分被表层血管大幅吸收,另一方面,G 成分基本不被吸收。因此,B/G 比基本成为  $L_s$  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  $L_s$  为粘膜与表层血管的边界值)。另一方面,在将照明光照射到中深层血管的情况下,照明光的 G 成分被中深层血管大幅吸收,另一方面, B 成分基本不被吸收。因此,B/G 比基本成为  $L_d$  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  $L_d$  为粘膜与中深层血管的边界值)。

[0057] 因此,在第 1 观察模式中,在要生成表层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中进行仅提取 B/G 比为  $L_s$  以下的像素的像素值,并将其以外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。另一方面,在要提取中深层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中进行仅提取 B/G 比为  $L_d$  以上的像素的像素值并将其以外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。

[0058] 此外,在设定为第 2 观察模式的情况下,使用第 2 观察模式用表 63b,生成表层血管提取图像或中深层血管提取图像。如图 8 所示,第 2 观察模式用表 63b 与上述第 1 观察模式用表 63a 同样,为血管深度越大亮度比 B/G(B/G 比)也越大的比例关系。在第 2 观察模式中,如图 9 所示,在来自被检体的返回光中,蓝色波长成分(B成分)大于绿色波长成分(G成分),因此 B/G 比整体上提高。与此相伴,粘膜与表层血管的边界值  $L_s'$  大于第 1 观察模式时的边界值  $L_s$ ,粘膜与中深层血管的边界值  $L_d'$  高于第 1 观察模式时的边界值  $L_d$ 。

[0059] 因此,在第 2 观察模式中,在要生成表层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中,进行仅提取 B/G 比为  $L_s'$  以下的像素的像素值并将其以外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。另一方面,在要提取中深层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中,进行仅提取 B/G 比为  $L_d'$  以上的像素的像素值并将其以外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。

[0060] 此外,在设定为第 3 观察模式的情况下,使用第 3 观察模式用表 63c,生成表层血管提取图像或中深层血管提取图像。如图 10 所示,第 3 观察模式用表 63c 与上述第 1 观察模式用表 63a 同样,为血管深度越大亮度比 B/G(B/G 比)也越大的比例关系。在第 3 观察模式中,如图 11 所示,在来自被检体的返回光中,绿色波长成分(G成分)大于蓝色波长成分(B成分),因此 B/G 比整体上降低。与此相伴,粘膜与表层血管的边界值  $L_s''$  小于第 1 观察模式时的边界值  $L_s$ ,粘膜与中深层血管的边界值  $L_d''$  小于第 1 观察模式时的边界值  $L_d$ 。

[0061] 因此,在第 3 观察模式中,在要生成表层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中,进行仅提取 B/G 比为  $L_s''$  以下的像素的像素值并将其以外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。另一方面,在要生成中深层血管提取图像的情况下,在 B/G 图像中,进行仅提取 B/G 比为  $L_d''$  以上的像素的像素值并将其以外的像素的像素值设为 0 的二值化处理。

[0062] 另外,根据目前为止的诊断等可知,食道、大肠、胃的各部位的平均的 B/G 比的关系为,食道的 B/G 比 > 大肠的 B/G 比 > 胃的 B/G 比。因此,虽然还考虑作为诊断的目的其他观察条件,但是优选在观察大肠时设定为第 1 观察模式,在观察食道时设定为第 2 观察模

式,在观察胃时设定第 3 观察模式。

[0063] 血管强调/抑制图像生成部 65 通过合成表层血管提取图像和基本图像,生成强调(或抑制)了表层血管的表层血管强调/抑制图像,此外,通过合成中深层血管提取图像和基本图像,生成强调(或抑制)了中深层血管的中深层血管强调/抑制图像。这里,在要强调血管的情况下,将使表层血管提取图像(或中深层血管提取图像)中的各像素的像素值增加几倍后得到的像素值与基本图像的各像素的像素值相加。此外,在要抑制血管的情况下,从基本图像的各像素的像素值中减去使表层血管提取图像(或中深层血管提取图像)中的各像素的像素值增加几倍增加后的像素值。

[0064] 显示控制电路 58 将血管强调/抑制图像显示在监视器 14(显示单元的一个方式)中。例如,如图 12 所示,在血管强调/抑制图像上强调了从 B/G 图像提取到的表层血管 71 的情况下,由于表层血管 71 比中深层血管 72 醒目,因此能够实现仅关注表层血管 71 的诊断。相反,如图 13 所示,在血管强调/抑制图像上强调了从 B/G 图像提取到的中深层血管 72 的情况下,由于中深层血管 72 比表层血管 71 醒目,因此,能够实现仅关注中深层血管 72 的诊断。

[0065] 如以上那样,通过从 B/G 图像中仅提取要关注的血管的图像并使用该提取到的血管图像生成血管强调/抑制图像,能够消除血管以外的部分、例如观察部位的凹凸等的信息并可靠地仅对要关注的血管部分进行强调/抑制处理。由此,除了血管以外,还能够向用户提供对观察部位的凹凸等诊断有用的大量信息,因此能够提高诊断能力。此外,由于将血管分为表层和中深层而分别进行提取并单独对它们进行强调/抑制,因此,能够实行关注了表层血管的诊断和关注了中深层血管的诊断。

[0066] 接着,使用图 14 所示的流程图来说明本发明的作用。首先,从第 1~第 3 观察模式中设定与部位对应的观察模式。从光源装置 13 发出的宽波段光 BB 和窄波段光 NB 经由光导 43 同时照射到被检体内。提供彩色 CCD44 对来自被检体的反射光进行摄像。根据通过该摄像而得到的蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R 来生成基本图像。将所生成的基本图像和蓝色信号 B、绿色信号 G、红色信号 R 暂时存储在帧存储器 56 中。

[0067] 接着,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 图像中提取出表层血管而得到的表层血管提取图像,此外,生成从 B/G 图像中提取出中深层血管而得到的中深层血管提取图像。在这些血管提取中使用与所设定的观察模式对应的观察模式用表。在生成了血管提取图像后,根据表层血管提取图像(或中深层血管提取图像)和基本图像,生成对表层血管(或中深层血管)进行了强调/抑制的血管强调/抑制图像。对所生成的血管强调/抑制图像在通过显示控制电路 58 转换为监视器能够显示的信号后,如图 12 或图 13 所示,在监视器 14 进行图像显示。

[0068] 另外,在上述第 1 实施方式中,从光源装置 13 内的宽波段光源 30 发出了宽波段光 BB,但是,也可以是,并非如此,而是在电子内窥镜 11 的前端部 16a 设置荧光体,通过在光源装置 13 上设置的激发光光源的激发光对该荧光体进行激发,从发出荧光。该情况下,将荧光和未被荧光吸收的激发光进行合波后的光作为宽波段光 BB 照射到被检体内。

[0069] 与同时照射对被检体进行照明的 2 种照明光的第 1 实施方式不同,本发明的第 2 实施方式分别依次照射 2 种照明光。这里,作为 2 种照明光,依次照射中心波长 415nm 的蓝色窄波段光 GN 和中心波长 540nm 的绿色窄波段光 BN。因此,在第 2 实施方式的电子内窥

镜系统 100 中,如图 15 所示,使用旋转滤波器 101 和是其以一定速度旋转的电动机 102,以依次照射蓝色窄波段光 BN 和绿色窄波段光 GN。此外,在进行被检体内的摄像时,取代彩色 CCD44 而使用未设置滤色器的单色 CCD101。

[0070] 如图 16 所示,旋转滤波器 101 沿着周向设置有使来自宽波段光源 30 的宽波段光 BB 中的中心波长 415nm 的蓝色窄波段光 BN(波段 380 ~ 430nm)透射的蓝色滤波器 101a 和使宽波段光中的中心波长 540nm 的绿色窄波段光 GN(波段 520 ~ 560nm)透射的绿色滤波器 101b。因此,通过使旋转滤波器 101 旋转,将蓝色窄波段光 BN 和绿色窄波段光 GN 分别依次朝向光导 43 进行照射。

[0071] 这样,通过依次照射蓝色窄波段光 BN 和绿色窄波段光 GN,基本图像的生成方法和 B/G 图像的生成方法与同时照射方式的第 1 实施方式不同。除此以外,第 2 实施方式与第 1 实施方式相同。在生成基本图像时,将对蓝色窄波段光 BN 进行照射和摄像时得到的蓝色窄带信号分配到监视器显示用的 B 通道和 G 通道,将对绿色窄波段光 GN 进行照射和摄像时得到的绿色窄带信号分配到监视器显示用的 R 通道,由此生成基本图像。此外,在生成 B/G 图像时,根据蓝色窄带信号和绿色窄带信号间的亮度比生成 B/G 图像。

[0072] 另外,在上述实施方式中,使用 B/G 比进行了表层血管与中深层血管的分离,但是,取而代之,通过 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 比等由使用具有彼此不同的颜色信息的 2 个以上的颜色信号的运算而得到的运算值,也能够对各个血管进行分离。

[0073] 与上述实施方式同样,该运算值与血管深度之间的关系存储在与第 1 ~ 第 3 观察模式对应的多个表中,此外,表示粘膜与表层血管的边界的运算值的边界值和表示粘膜与中深层血管的边界的运算值的边界值按照表而不同。例如,如果是在 B-G 差(从蓝色信号的像素值减去绿色信号的像素值而得到的值)的情况下,在第 1 观察模式时使用的表中,存储有如图 17A 所示的 B-G 差与血管深度之间的关系。这里,  $L_s$  表示示出粘膜与表层血管的边界的 B-G 差,  $L_d$  表示示出粘膜与中深层血管的边界的 B-G 差。

[0074] 另一方面,在第 2 观察模式时使用的表中,存储有如图 17B 所示的 B-G 差与血管深度之间的关系。在该表中设定为,粘膜与表层血管的边界部分的 B-G 差  $L_s'$  大于  $L_s$ ,此外,粘膜与中深层血管的边界部分的 B-G 差  $L_d'$  大于  $L_d$ 。此外,在第 2 观察模式时使用的表中,存储有如图 17C 所示的 B-G 差与血管深度之间的关系。在该表中设定为,粘膜与表层血管的边界部分的 B-G 差  $L_s''$  小于  $L_s$ ,此外,粘膜与中深层血管的边界部分的 B-G 差  $L_d''$  小于  $L_d$ 。

[0075] 另外, G/B 比是用绿色信号除以蓝色信号而得到的值, G-B 差是从绿色信号中减去蓝色信号而得到的值, B/(B+G) 比是用蓝色信号除以蓝色信号与绿色信号的相加值而得到的值, G/(B+G) 比是用绿色信号除以蓝色信号与绿色信号的相加值而得到的值, B/R 比是用蓝色信号除以红色信号而得到的值, R/B 比是用红色信号除以蓝色信号而得到的值, B-R 差是从蓝色信号中减去红色信号而得到的值, R-B 差是从红色信号中减去蓝色信号而得到的值, B/Y 比是用绿色信号除以黄色信号而得到的值(黄色信号是具有 500 ~ 700nm 的波长信息的信号)。

[0076] 符号说明

[0077] 10、100 :电子内窥镜系统

- [0078] 14 :监视器
- [0079] 30 :宽波段光源
- [0080] 33 :窄波段光源
- [0081] 57 :图像处理部
- [0082] 61 :B/G 图像生成部
- [0083] 63 :血管提取图像生成部
- [0084] 63a :第 1 观察模式用表
- [0085] 63b :第 2 观察模式用表
- [0086] 63c :第 3 观察模式用表
- [0087] 65 :血管强调 / 抑制图像生成部
- [0088] 71 :表层血管
- [0089] 72 :中深层血管

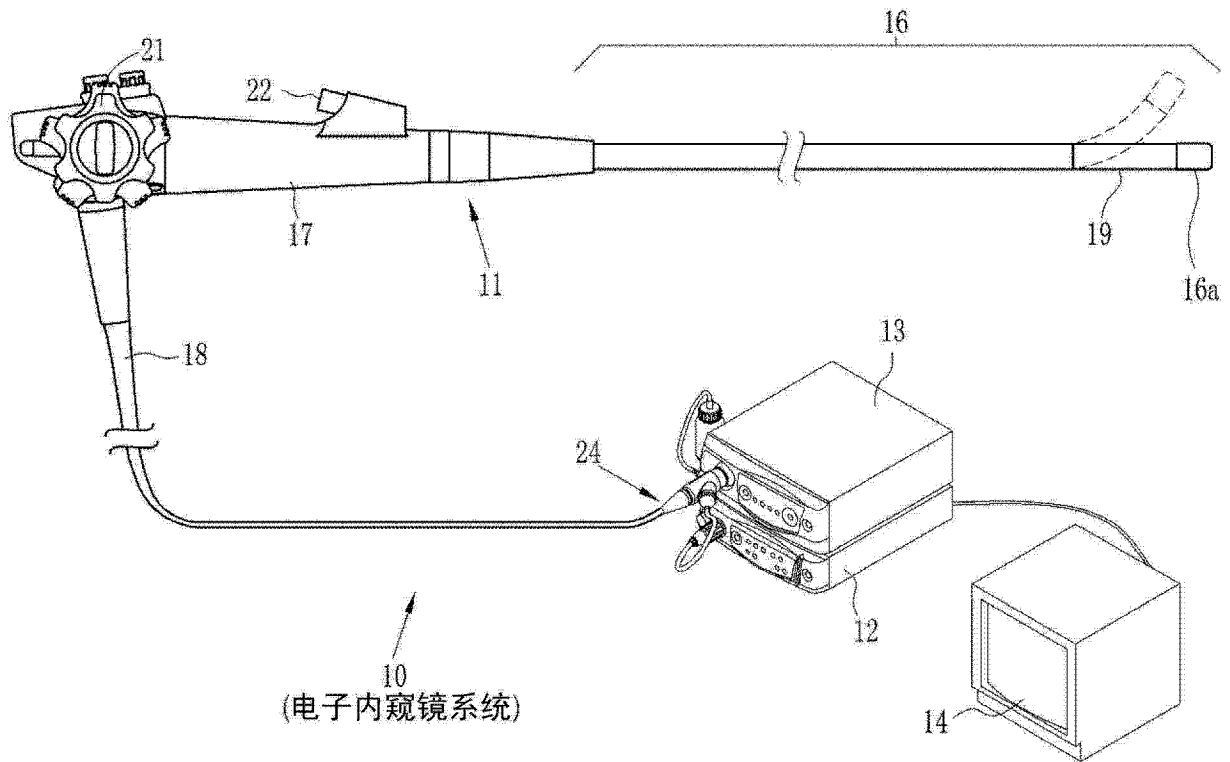


图 1

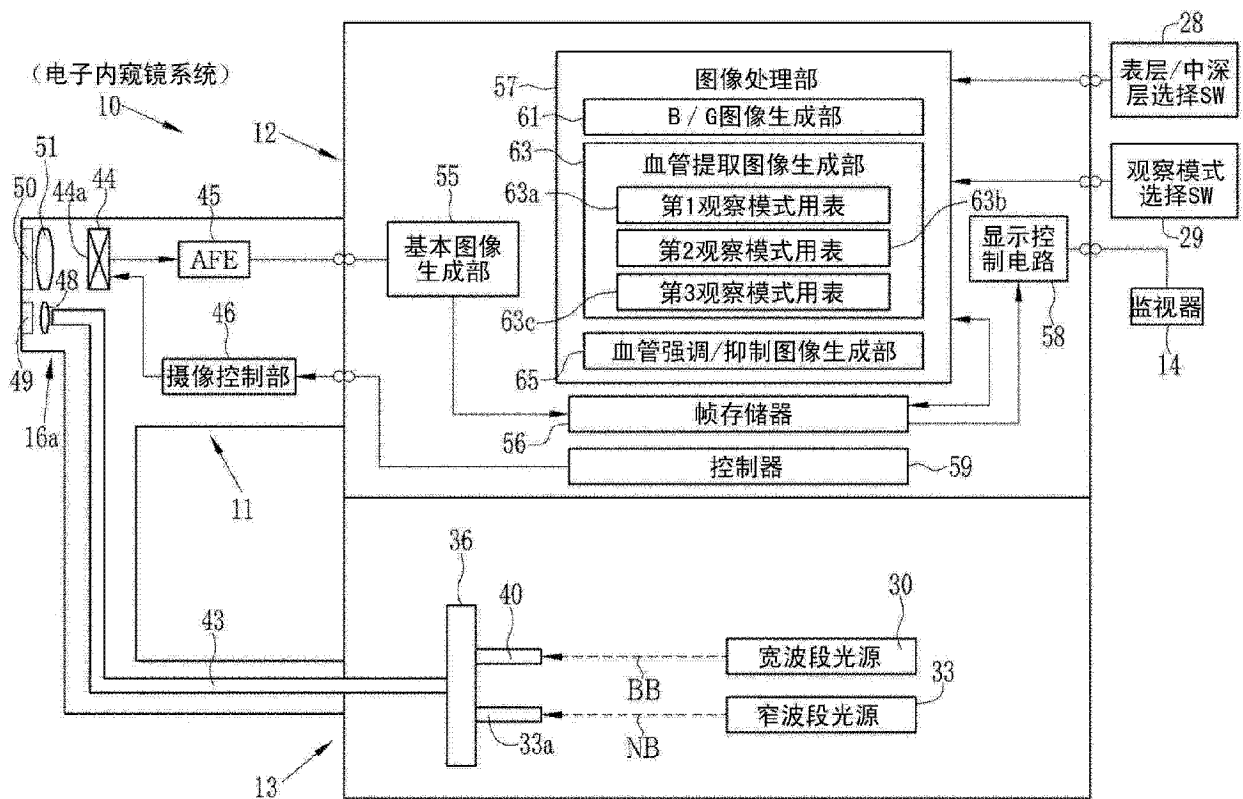


图 2

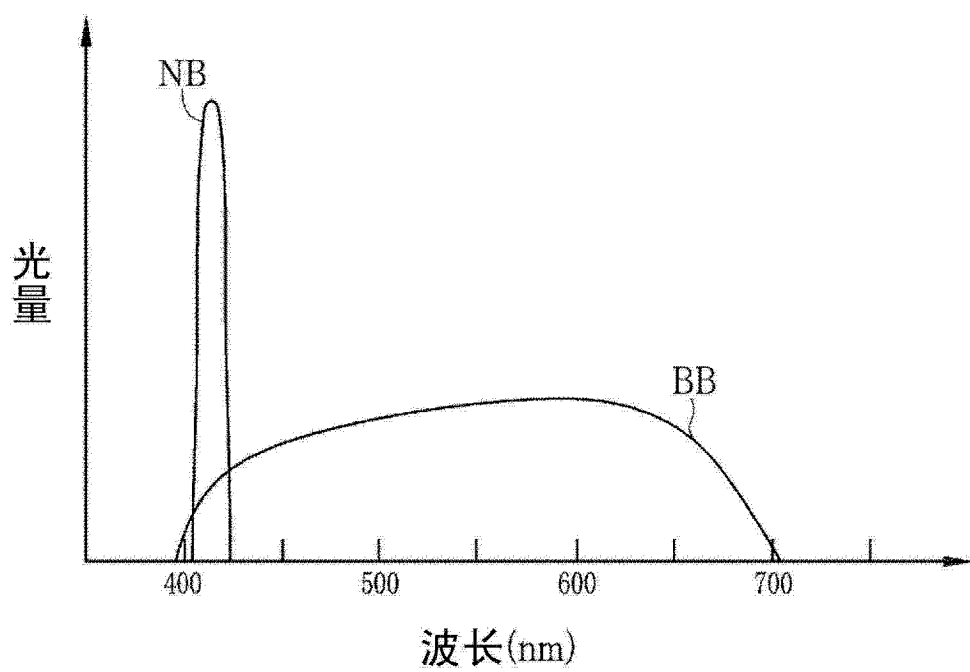


图 3

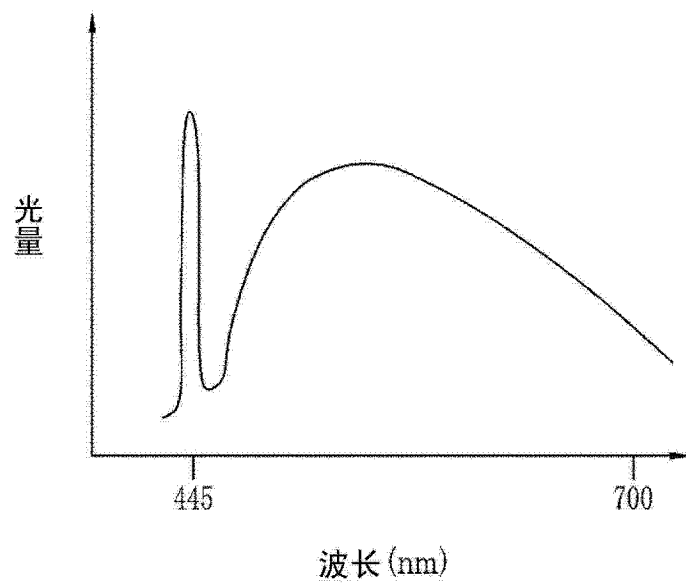


图 4

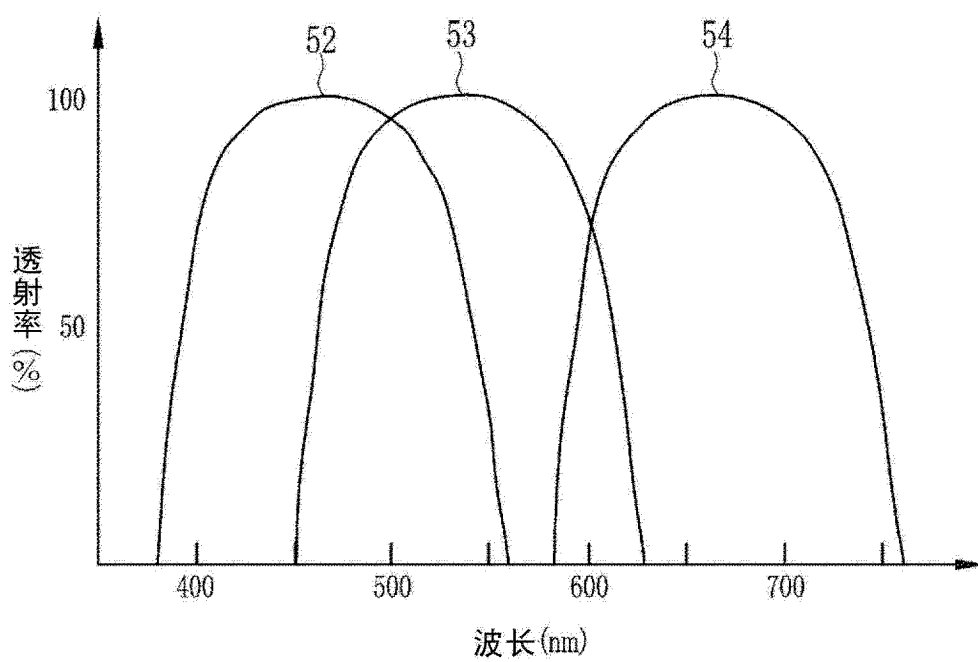


图 5

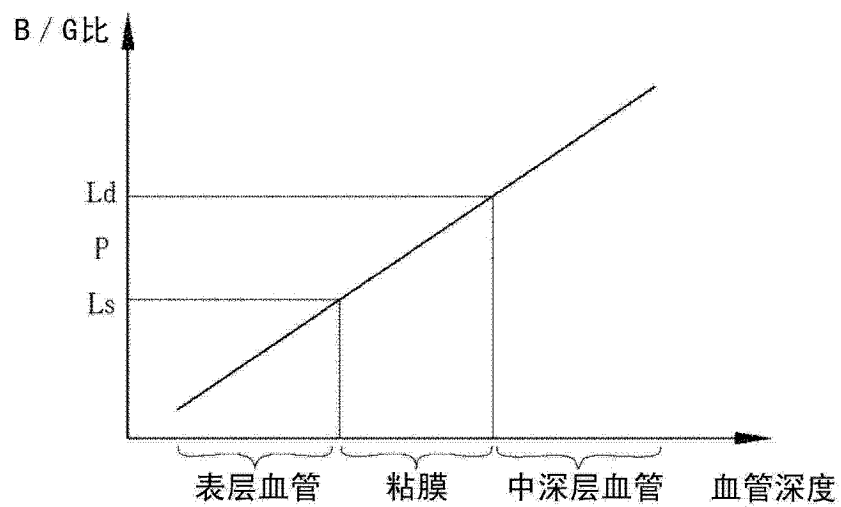


图 6

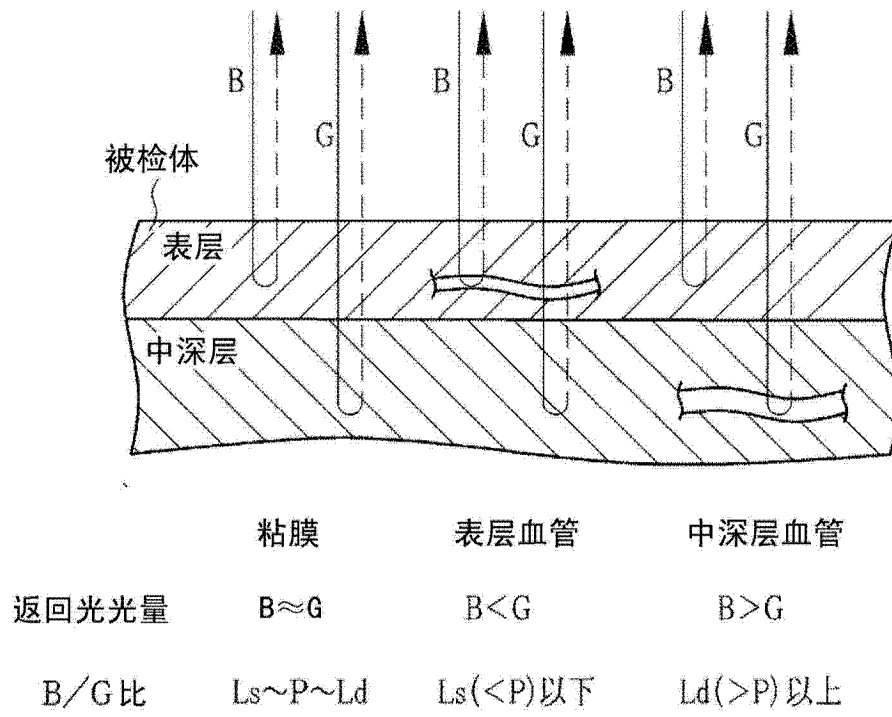


图 7

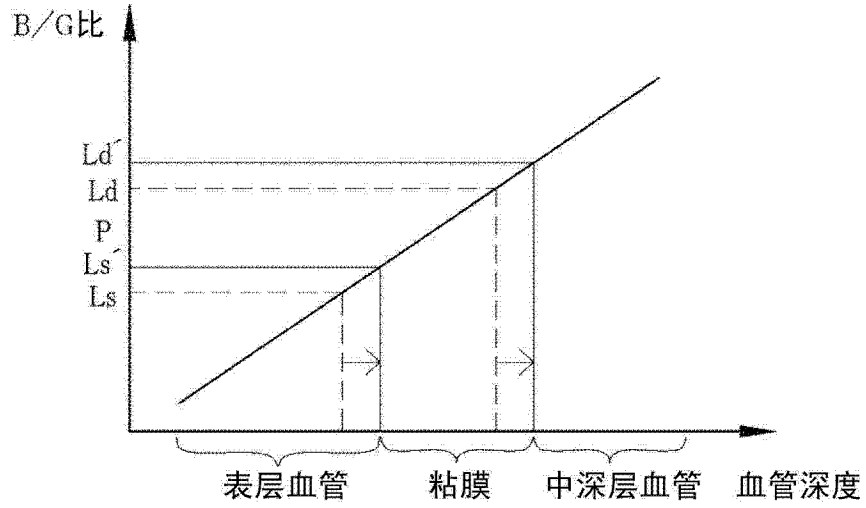


图 8



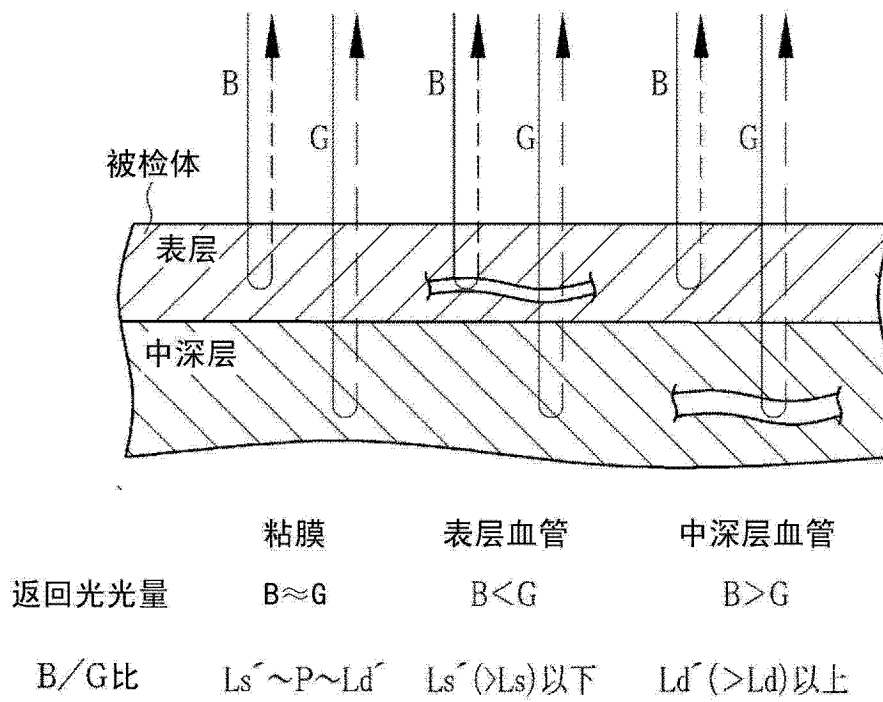


图 9

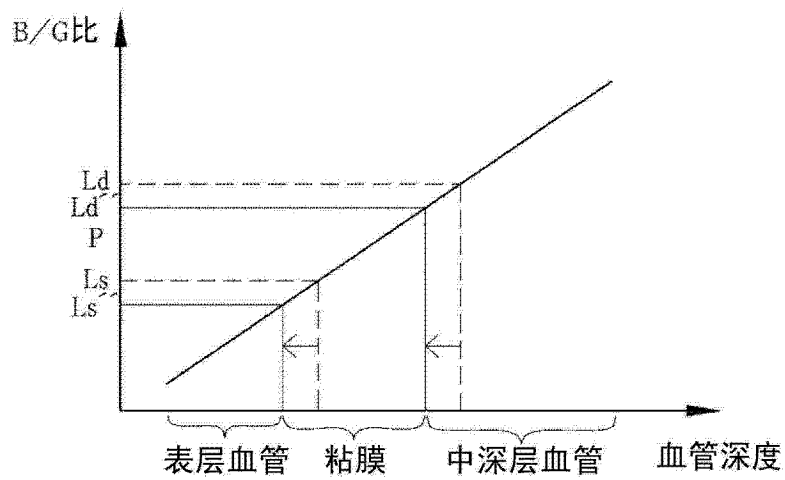


图 10

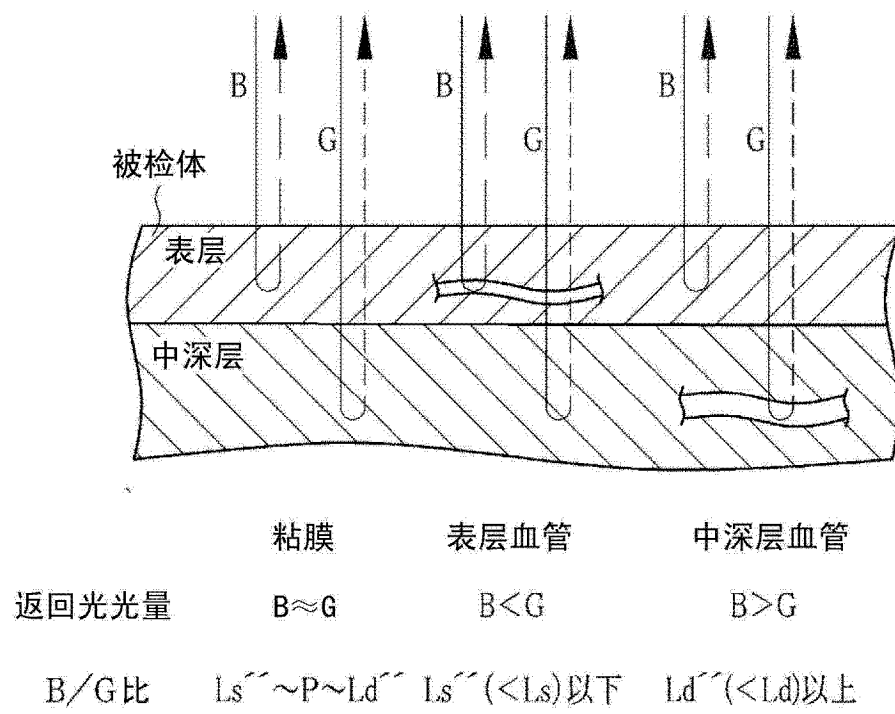


图 11

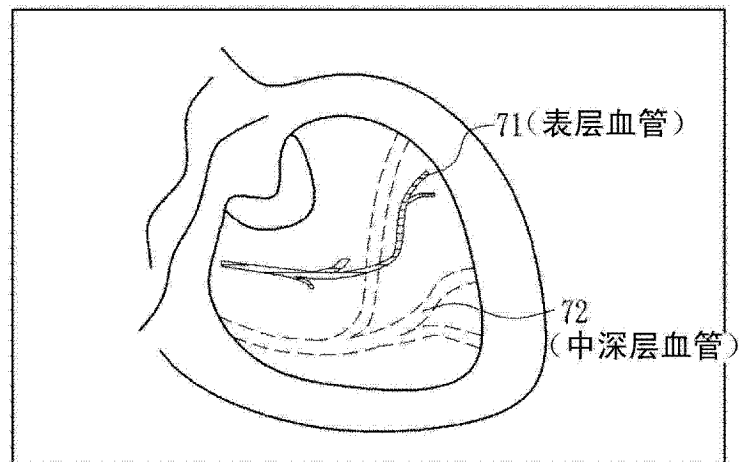


图 12

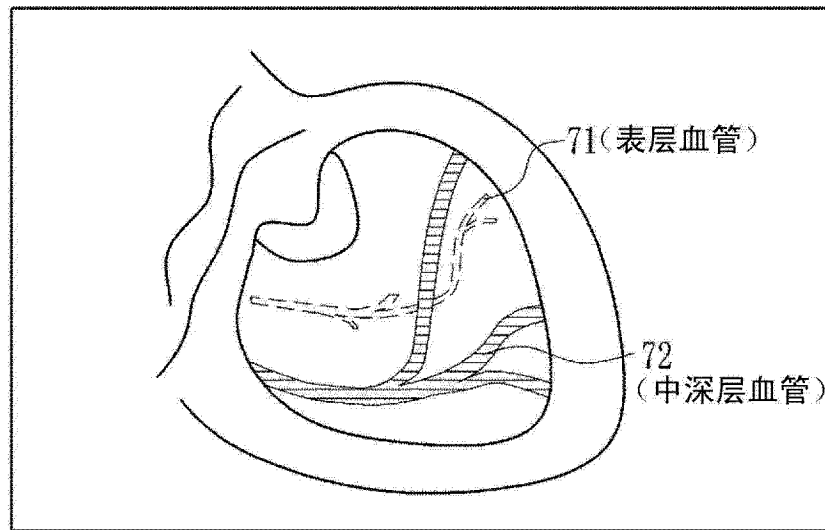


图 13

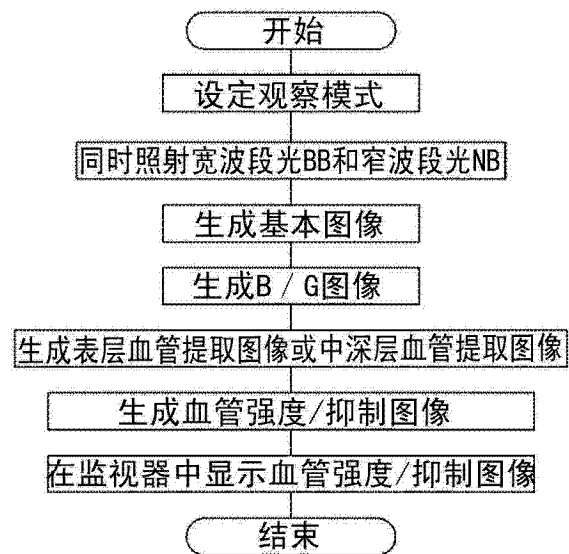


图 14

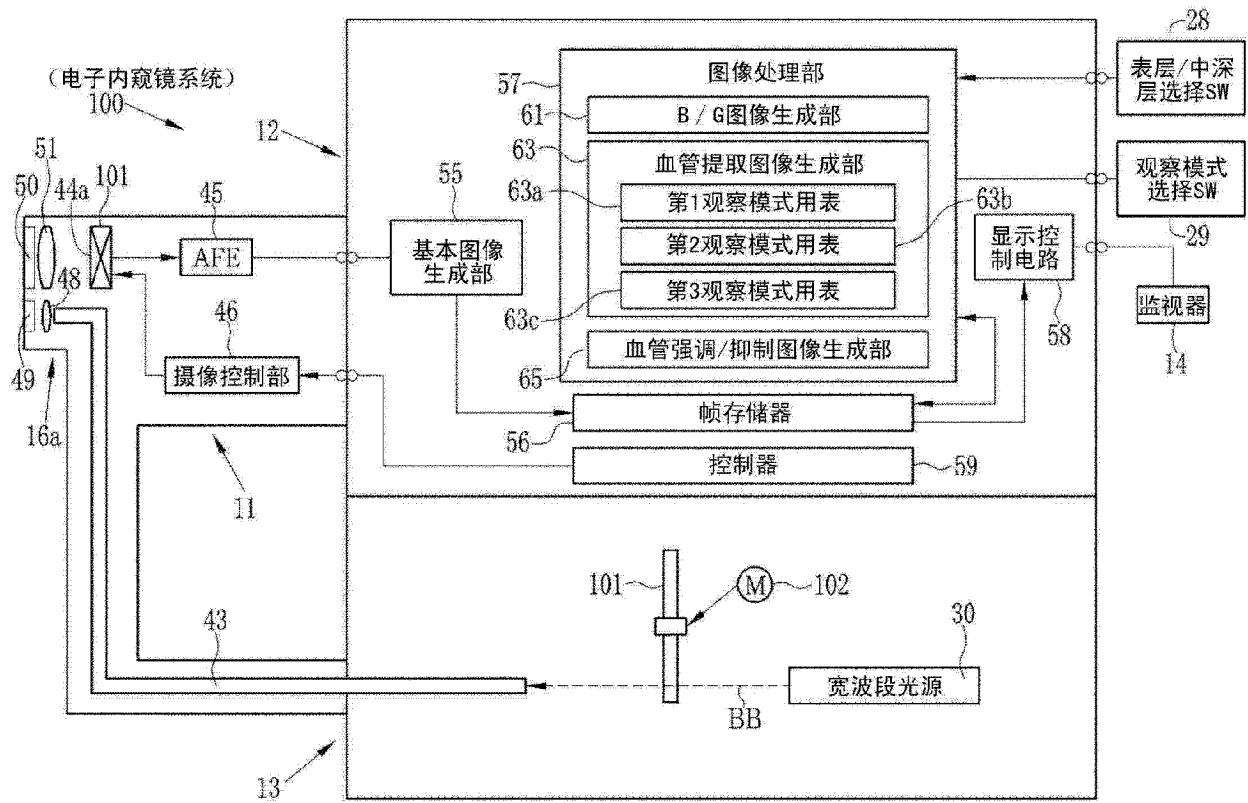


图 15

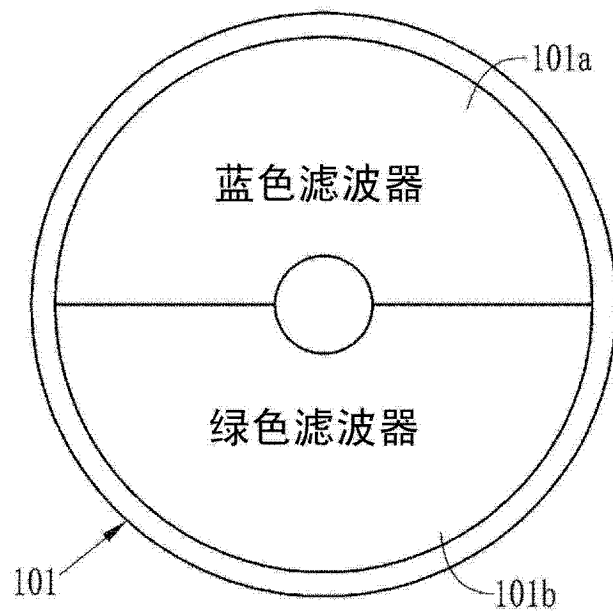


图 16

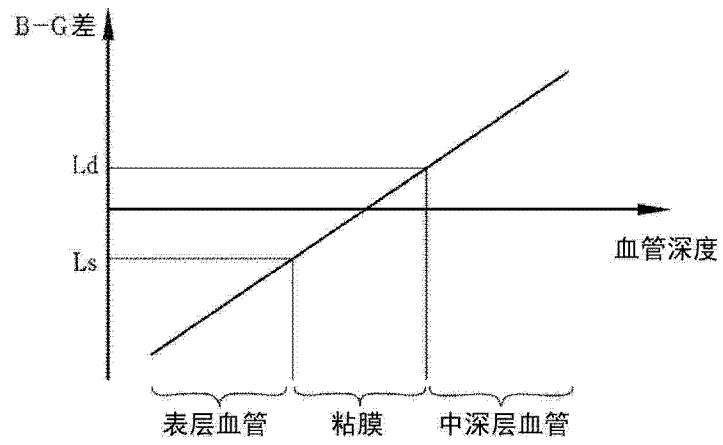


图 17A

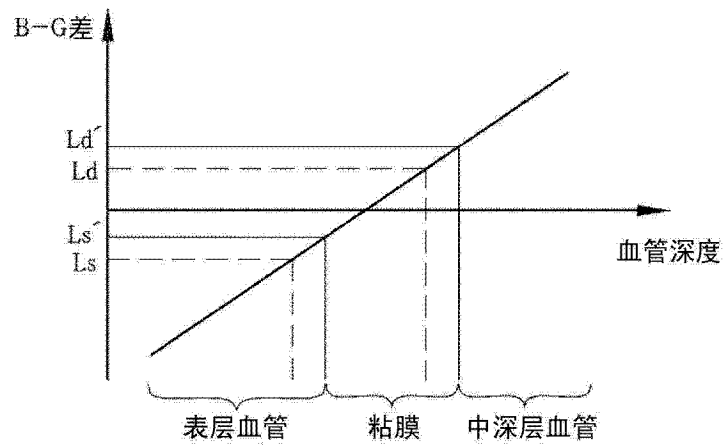


图 17B

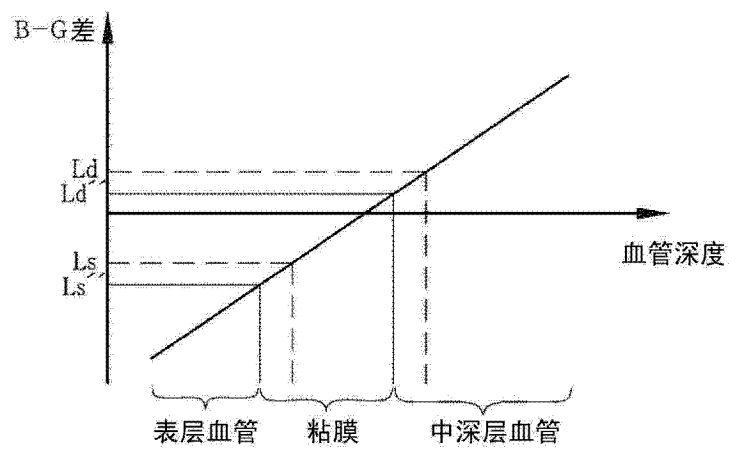


图 17C

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="#">CN103997946A</a>	公开(公告)日	2014-08-20
申请号	CN201380004234.7	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 G06T2207/20212 G06T5/50 G06T2207/10024 A61B1/0646 A61B1/0638 G06T2207/30004 G06T2207/10068 A61B1/00009 G06T2207/30101 A61B1/0653		
优先权	2012013316 2012-01-25 JP		
其他公开文献	CN103997946B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

对被检体同时照射宽波段光(BB)和窄波段光(NB)。通过彩色CCD(33)对该被检体进行摄像而得到蓝色信号(B)、绿色信号(G)、红色信号(R)。根据这3个颜色的信号(B、G、R)生成基本图像。生成由蓝色信号(B)和绿色信号(G)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比为粘膜与表层血管的边界值(Ls)以下的像素,得到表层血管提取图像。通过提取B/G比为粘膜与中深层血管的边界值(Ld)以上的像素,得到中深层血管提取图像。这些边界值(Ls、Ld)按照观察模式而不同。

