



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102197984 A

(43) 申请公布日 2011.09.28

(21) 申请号 201110036531.2

(22) 申请日 2011.01.31

(30) 优先权数据

2010-072065 2010.03.26 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 山口博司

(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 张成新

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

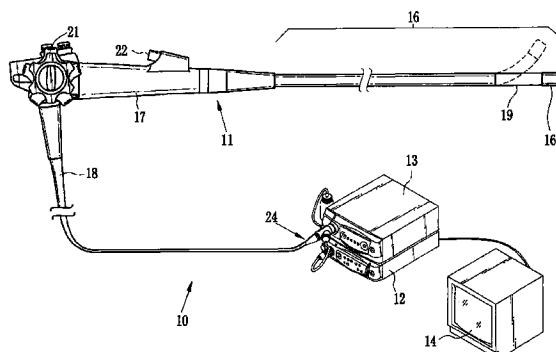
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 14 页

(54) 发明名称

电子内视镜系统及其处理器单元、和获得血管信息的方法

(57) 摘要

本发明公开一种电子内视镜系统。在一种特定光模式中，在第一至第四特定光下拍摄第一至第四特定图像，第一至第四特定光是窄波段光。亮度比计算器从每个特定图像提取包含血管的血管区域。亮度比计算器根据特定图像计算血管区域内的每个像素上的第一至第四亮度比。深度和血红蛋白指数计算器基于预先存储的血管深度和血红蛋白指数之间的关系，来计算与第一和第二亮度比对应的血管深度和血红蛋白指数。深度和氧饱和度计算器基于预先存储的血管深度和氧饱和程度之间的关系，来计算与第三和第四亮度比对应的氧饱和程度。



1. 一种电子内视镜系统,包括 :

光应用部分,所述光应用部分用于将用作照射光的、波长在400nm至600nm内的至少三种类型的窄波段光应用到包含血管的体内部分,来自三种类型的照射光中的两种类型的照射光是窄的蓝波段光和窄的绿波段光;

图像传感器,所述图像传感器用于拍摄利用照射光照射的体内部分的图像;和

血管信息获取部分,所述血管信息获取部分基于与三种类型的窄波段光相对应的窄波段信号来获取血管信息,所述血管信息包括血管深度和血红蛋白指数。

2. 根据权利要求1所述的电子内视镜系统,其中

三种类型的照射光包括第一窄的蓝波段光、第二窄的蓝波段光和第三窄的绿波段光;并且

与三种类型的窄波段光对应的窄波段信号包括第一窄的蓝波段信号、第二窄的蓝波段信号和第三窄的绿波段信号。

3. 根据权利要求2所述的电子内视镜系统,还包括:

亮度比计算部分,所述亮度比计算部分用于计算第一窄的蓝波段信号和第二窄的蓝波段信号之间的第一亮度比、和第三窄的绿波段信号和第二窄的蓝波段信号之间的第二亮度比;和

存储器,所述存储器用于预先存储相对于第一和第二亮度比的血管深度和血红蛋白指数之间的关系,

其中,所述血管信息获取部分基于存储器中存储的关系从第一和第二亮度比获取血管深度和血红蛋白指数。

4. 根据权利要求3所述的电子内视镜系统,其中

所述存储器预先存储表示第一和第二亮度比的亮度坐标系和表示血管深度和血红蛋白指数的血管信息坐标系之间的关系;并且

所述血管信息获取部分在亮度坐标系上标绘出第一和第二亮度比的坐标,然后从血管信息坐标系读取与所标绘的坐标相对应的血管深度和血红蛋白指数的坐标,以便识别血管深度和血红蛋白指数的数值。

5. 根据权利要求2所述的电子内视镜系统,其中所述第一窄的蓝波段光具有 $405\pm10\text{nm}$ 的波长,所述第二窄的蓝波段光具有 $470\pm10\text{nm}$ 的波长,并且所述第三窄的绿波段光具有 $560\pm10\text{nm}$ 的波长。

6. 根据权利要求2所述的电子内视镜系统,其中

所述光应用部分选择性地发射第一窄的蓝波段光、第二窄的蓝波段光和第三窄的绿波段光;并且

所述图像传感器在第一窄的蓝波段光下拍摄图像以便获得一帧中的第一窄的蓝波段信号,在第二窄的蓝波段光下拍摄图像以便获得一帧中的第二窄的蓝波段信号,和在第三窄的绿波段光下拍摄图像以便获得一帧中的第三窄的绿波段信号。

7. 根据权利要求1所述的电子内视镜系统,其中所述光应用部分包括:

白光源,所述白光源用于发射白宽波段光;和

波段限制部分,所述波段限制部分设置在白光源和图像传感器之间,所述波段限制部分从宽波段光选择性地提取三种类型的窄波段光。

8. 根据权利要求 7 所述的电子内视镜系统, 其中所述波段限制部分是声学 - 光学可调过滤器。

9. 根据权利要求 7 所述的电子内视镜系统, 其中所述波段限制部分是旋转过滤器, 所述旋转过滤器具有用于选择性地让三种类型的窄波段光通过的多个过滤器。

10. 根据权利要求 2 所述的电子内视镜系统, 其中所述照射光还包括第四窄的蓝波段光, 所述第四窄的蓝波段光具有  $440 \pm 10\text{nm}$  的波长, 并且从与第四窄的蓝波段光相对应的第四窄的蓝波段信号获取血管中的氧饱和程度, 作为血管信息。

11. 一种连接到电子内视镜的处理器单元, 包括 :

接收部分, 所述接收部分用于接收来自电子内视镜的图像信号, 所述图像信号由用于拍摄包含血管的体内部分的图像的图像传感器获取, 同时利用至少三种类型的窄波段光作为照射光来照射体内部分, 来自三种类型的照射光中的两种类型的照射光是窄的蓝波段光和窄的绿波段光 ; 和

血管信息获取部分, 所述血管信息获取部分基于与三种类型的窄波段光对应的窄波段信号来获取血管信息, 所述血管信息包括血管深度和血红蛋白指数。

12. 一种用于获取血管信息的方法, 包括如下步骤 :

将作为照射光的、波长在  $400\text{nm}$  至  $600\text{nm}$  内的至少三种类型的窄波段光应用到包含血管的体内部分, 来自三种类型的照射光中的两种类型的照射光是窄的蓝波段光和窄的绿波段光 ;

拍摄利用照射光照射的体内部分的图像 ; 和

基于与三种类型的窄波段光相对应的窄波段信号来获取血管信息, 所述血管信息包括血管深度和血红蛋白指数。

## 电子内视镜系统及其处理器单元、和获得血管信息的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对血管的信息成像的电子内视镜系统，一种用于电子内视镜的处理器单元，和一种用于获得血管信息的方法。

### 背景技术

[0002] 在医疗领域中，近年来，使用电子内视镜进行的诊断和治疗被广泛实现。电子内视镜设置有插入人体腔中的细长插入部分。该插入部分包含图像传感器，例如位于其远端的CCD。电子内视镜连接到光源单元。来自光源单元的光被引导通过电子内视镜，并从插入部分的远端发射去照亮体腔的内部。在用光照亮体腔的内部时，图像传感器拍摄待检查的体内部分的图像。拍摄的图像在连接到电子内视镜的处理器单元中进行各种类型的处理，然后显示在监视器上。电子内视镜能够对人体腔的内部实时地成像，便于精确诊断和有效治疗。

[0003] 在该光源单元中，白光源，例如氙灯，用于发射白光（普通光），即，具有从蓝色区域到红色区域的波长的宽波段光。在白光下拍摄的图像显示体内部分的整个图像，但是不能清楚地显示内壁中的浅和深的血管、麻点图案和表面组织中的不规则情况（例如凹陷和凸起）。为了清楚该结构细节，已知的是，应用具有特定波段内的波长的窄波段光（特定光）是有效的。还已知的是，在窄波段光下拍摄的图像提供了活组织的各种类型的信息，例如，血管中的氧饱和程度（oxygen saturation level）。

[0004] 例如，在根据美国专利申请公开公报 No. 2003/0176768 的内视镜系统中，每当采用红 (R)、绿 (G) 和蓝 (B) 的三种主要颜色中的每种的光作为窄波段光时，图像被拍摄。波长越长，光到达内壁中的点就越深。因此，在蓝 (B) 光下拍摄的图像中改善了浅处的或表面的血管。在绿 (G) 光下拍摄的图像中改善了中间血管，并且在红 (R) 光下拍摄的图像中改善了深处的血管。此外，对每种颜色的图像数据进行彩色图像处理，为了产生用不同颜色区分浅处的、中间的和深处的血管的图像。

[0005] 在该内视镜系统中，每种颜色的光的波段被严格限制成光的波段不能彼此重叠。此外，在拍摄图像之后，考虑到血红蛋白指数 (hemoglobin index)，对图像信号进行图像处理和空间频率滤波处理。这允许分离出在浅的深度处（即靠近活组织的表面）的图像数据，并防止深处的血管的图像和浅处的和中间的血管的图像混合。

[0006] 在日本专利 No. 2648494 中，具有近红外区域内的波长的特定光 IR1、IR2 和 IR3 用作窄波段光。血管对该特定光 IR1 或 IR3 的吸收率取决于氧饱和程度，同时血管对该特定光 IR2 的吸收率不取决于氧饱和程度。分别应用特定光 IR1、IR2 和 IR3 来拍摄三种类型的特定图像。然后，计算这些图像之间的亮度差，并且用单色或模拟彩色将计算的亮度差反映在图像中。该图像显示血管中的氧饱和程度的信息。

[0007] 在内视镜诊断中，为了提高诊断精度，不仅期望利用具有改善的血管的图像，而且期望利用包括从图像获得的血红蛋白指数和氧饱和程度的数字化血管信息。

[0008] 然而，美国专利公开公报 No. 2003/0176768 尽管公开了血管的深度，但没有公开

确定血管的血红蛋白指数和氧饱和程度。日本专利 No. 2648494 公开了确定氧饱和程度，但是氧饱和程度的计算没有考虑血管的深度。因此，根据血管的深度，确定的氧饱和程度可能不正确。

## 发明内容

[0009] 本发明的一个目的是精确地确定包括考虑到血管深度的血红蛋白指数和氧饱和程度的血管信息。

[0010] 为了实现本发明的上述和其它目的，根据本发明的电子内视镜系统包括光应用部分、图像传感器和血管信息获取部分。所述光应用部分将用作照射光的、波长在 400nm 至 600nm 内的至少三种类型的窄波段光应用到包含血管的体内部分。来自三种类型的照射光中的两种类型的照射光是窄的蓝波段光和窄的绿波段光。所述图像传感器拍摄利用照射光照射的体内部分的图像。所述血管信息获取部分基于与三种类型的窄波段光对应的窄波段信号来获取血管信息。所述血管信息包括血管深度和血红蛋白指数。

[0011] 三种类型的照射光可以包括第一窄的蓝波段光、第二窄的蓝波段光和第三窄的绿波段光。与三种类型的窄波段光对应的窄波段信号包括第一窄的蓝波段信号、第二窄的蓝波段信号和第三窄的绿波段信号。

[0012] 所述电子内视镜系统还可以包括亮度比计算部分和存储器。所述亮度比计算部分计算第一窄的蓝波段信号和第二窄的蓝波段信号之间的第一亮度比、和第三窄的绿波段信号和第二窄的蓝波段信号之间的第二亮度比。所述存储器预先存储相对于第一和第二亮度比的血管深度和血红蛋白指数之间的关系。所述血管信息获取部分基于存储器中存储的关系从第一和第二亮度比获取血管深度和血红蛋白指数。

[0013] 所述存储器可以预先存储表示第一和第二亮度比的亮度坐标系和表示血管深度和血红蛋白指数的血管信息坐标系之间的关系。所述血管信息获取部分在亮度坐标系上标绘出第一和第二亮度比的坐标，然后从血管信息坐标系读取与所标绘的坐标对应的血管深度和血红蛋白指数的坐标，以便识别血管深度和血红蛋白指数的数值。

[0014] 优选地，所述第一窄的蓝波段光具有  $405 \pm 10\text{nm}$  的波长，所述第二窄的蓝波段光具有  $470 \pm 10\text{nm}$  的波长，并且所述第三窄的绿波段光具有  $560 \pm 10\text{nm}$  的波长。

[0015] 所述光应用部分可以选择性地发射第一窄的蓝波段光、第二窄的蓝波段光和第三窄的绿波段光。所述图像传感器在第一窄的蓝波段光下拍摄图像以便获得一帧第一窄的蓝波段信号，在第二窄的蓝波段光下拍摄图像以便获得一帧第二窄的蓝波段信号，和在第三窄的绿波段光下拍摄图像以便获得一帧第三窄的绿波段信号。

[0016] 所述光应用部分可以包括白光源和波段限制部分。所述白光源用于发射白宽波段光。所述波段限制部分设置在白光源和图像传感器之间。所述波段限制部分从宽波段光选择性地提取三种类型的窄波段光。

[0017] 所述波段限制部分可以是声学 - 光学可调过滤器。然而，所述波段限制部分可以是旋转过滤器，所述旋转过滤器具有用于选择性地让三种类型的窄波段光通过的多个过滤器。

[0018] 所述照射光还可以包括第四窄的蓝波段光，所述第四窄的蓝波段光具有  $440 \pm 10\text{nm}$  的波长，并且从与第四窄的蓝波段光对应的第四窄的蓝波段信号获取血管中的

氧饱和程度,作为血管信息。

[0019] 根据本发明的一种处理器单元,包括:用于接收来自电子内视镜的图像信号的接收部分和血管信息获取部分。所述图像信号由用于拍摄包含血管的体内部分的图像的图像传感器获取,同时利用至少三种类型的窄波段光作为照射光来照射体内部分。来自三种类型的照射光中的两种类型的照射光是窄的蓝波段光和窄的绿波段光。所述血管信息获取部分基于与三种类型的窄波段光对应的窄波段信号来获取血管信息。所述血管信息包括血管深度和血红蛋白指数。

[0020] 根据本发明的一种用于获取血管信息的方法,包括如下步骤:应用波长在400nm至600nm内的至少三种类型的窄波段光作为照射包含血管的体内部分的照射光;拍摄利用照射光照射的体内部分的图像;和基于与三种类型的窄波段光对应的窄波段信号来获取血管信息。

[0021] 根据本发明,三种类型的窄波段光具有在400nm至600nm内的彼此不同的波段,并且包括至少一种类型的蓝波段照射光和至少一种类型的绿波段照射光。三种类型的窄波段光应用到体腔内的包含血管的活组织。在应用照射光期间,拍摄活组织的图像,以便获得与各个不同波段的窄波段光对应的多个窄波段信号。基于获得的多个窄波段信号,获得包括血管深度和血红蛋白指数的血管信息。因此,能够精确地获得血管信息,例如,考虑了血管深度的血红蛋白指数和氧饱和程度。

[0022] 根据本发明,利用第一和第二窄的蓝波段光获得浅处的或表面的血管的信息,并且利用第三窄的绿波段光获得深处的血管的信息。因此,能够精确地获得位于浅的深度至相对深(最多500nm)的深度的血管的血红蛋白指数,这是诊断所关心的。

## 附图说明

- [0023] 为了更充分地理解本发明和它的优点,将结合附图进行以下说明,附图为:
- [0024] 图1是根据第一实施例的电子内视镜系统的立体图;
- [0025] 图2是根据第一实施例的电子内视镜系统的框图;
- [0026] 图3A是处于正常光照模式的CCD的成像操作的说明图;
- [0027] 图3B是处于特定光照模式的CCD的成像操作的说明图;
- [0028] 图4是显示第一和第二亮度比R1和R2、血管深度、和血红蛋白指数之间的对应关系的图表;
- [0029] 图5是显示血红蛋白的吸收系数的图表;
- [0030] 图6是显示第三和第四亮度比R3和R4、血管深度、和氧饱和程度之间的对应关系的图表;
- [0031] 图7A是其中第一和第二亮度比的坐标(R1\*, R2\*)标绘在亮度坐标系上的图表;
- [0032] 图7B是说明如何在血管信息坐标系上获取与坐标(R1\*, R2\*)对应的坐标(K\*, L\*)的图表;
- [0033] 图8A是其中第三和第四亮度比的坐标(R3\*, R4\*)标绘在亮度坐标系上的图表;
- [0034] 图8B是说明如何在血管信息坐标系上获取与坐标(R3\*, R4\*)对应的坐标(U\*, V\*)的图表;
- [0035] 图9是监视器的平面视图,其中仅血管深度图像、血红蛋白指数图像和氧饱和度

图像中的一个显示在监视器上；

[0036] 图 10 是监视器的平面视图, 其中血管深度图像、血红蛋白指数图像和氧饱和度图像中的所有都同时显示在监视器上；

[0037] 图 11 是监视器的平面视图, 其中包括深度数据、血红蛋白指数数据和氧饱和度数据的血管信息以文字形式显示在监视器上；

[0038] 图 12 是电子内视镜系统的流程图；

[0039] 图 13 是根据第二实施例的电子内视镜系统的框图；

[0040] 图 14 是特定光照模式的 CCD 的成像操作的说明图；

[0041] 图 15 是显示红色、绿色和蓝色过滤器中的每个的光谱透射率和正常光和第一、第二、第三和第四特定光的光谱强度；

[0042] 图 16 是根据第三实施例的电子内视镜系统的框图；

[0043] 图 17 是具有正常光透射区域和第一至第四特定光透射区域的旋转过滤器的示意平面视图；

[0044] 图 18 是具有蓝色、绿色和红色过滤器的旋转过滤器的示意平面视图；和

[0045] 图 19 是具有蓝色、绿色和红色过滤器和第一至第四特定光透射区域的旋转过滤器的示意平面视图。

## 具体实施方式

[0046] 第一实施例

[0047] 如图 1 所示, 根据第一实施例的电子内视镜系统 10 包括 : 用于对人体腔的内部成像的电子内视镜 11 ; 根据电子内视镜 11 获得的图像信号产生内视镜图像的处理器单元 12 ; 给电子内视镜 11 提供用于照亮体腔的内部的光的光源单元 13 ; 和用于显示内视镜图像的监视器。电子内视镜 11 设置有 : 将被引导到人体腔中的柔性插入部分 16 ; 设置在插入部分 16 的近端的操作部分 17 ; 和用于将操作部分 17 连接到处理器单元 12 和光源单元 13 的通用塞绳 (universal cord) 18。

[0048] 插入部分 16 具有在其远端的弯曲部分 19。弯曲部分 19 包括一串连接件。弯曲部分 19 响应于角度球形柄 21 的操作上下或从一侧到一侧地弯曲, 角度球形柄 21 设置在操作部分 17 上。弯曲部分 19 设置有远端部分 16a, 远端部分 16a 具有成像的功能。通过柔性地弯曲弯曲部分 19, 远端部分 16a 在期望的方向上瞄准体腔的内部。

[0049] 连接器 24 连接到通用塞绳 18 的末端。连接器 24 是复合连接器, 该复合连接器具有将连接到处理器单元 12 的通信连接器和将连接到光源单元 13 的光照明连接器 (lighting connector)。电子内视镜 11 经连接器 24 可拆卸地连接到处理器单元 12 和光源单元 13。

[0050] 如图 2 所示, 光源单元 13 设置有正常光源 (宽波段光源) 30、光闸 (shutter) 31、光闸驱动器 32、第一至第四特定光源 (第一至第四窄波段光源) 33 至 35 和 38、耦合器 (coupler) 36、和光源切换开关 (light sourceswitch) 37。正常光源 30 是氙灯、白色 LED、Micro White 光源等, 并且发射宽波段光, 即, 正常光 (白光) NL, 该正常光 NL 的波长在从红色区域到蓝色区域的宽波段内 (大约 470nm 至 700nm)。在使用电子内视镜 11 期间正常光源 30 总是打开。从正常光源 30 发射的正常光 NL 通过聚焦透镜 39 被会聚, 并且进入正常

光透射过滤器 40。

[0051] 光闸 31 设置在正常光源 30 和聚焦透镜 39 之间。光闸 31 可在插入位置和缩回位置之间移动。在插入位置处,光闸 31 设置在正常光 NL 的光路上以便阻挡正常光 NL。在缩回位置处,光闸 31 离开光路以便允许正常光 NL 行进到聚焦透镜 39。光闸驱动器 32 连接到处理器单元 12 的控制器 59,并基于控制器 59 的命令来控制光闸 31 的操作。

[0052] 第一至第四特定光源 33 至 35 和 38 中的每个是激光二极管、LED 等,并发射特定窄波段光,即,特定光。第一特定光源 33 发射窄的蓝波段内的第一特定光 L1,具有  $400 \pm 10\text{nm}$  的波长,优选地具有 405nm 的波长。第二特定光源 34 发射窄的蓝波段内的第二特定光 L2,具有  $470 \pm 10\text{nm}$  的波长,优选地具有 473nm 的波长。第三特定光源 35 发射窄的绿波段内的第三特定光 L3,具有  $560 \pm 10\text{nm}$  的波长,优选地具有 560nm 的波长。第四特定光源 38 发射窄的蓝波段内的第四特定光 L4,具有  $440 \pm 10\text{nm}$  的波长,优选地具有 445nm 的波长。第一至第四特定光源 33 至 35 和 38 连接到特定光透射过滤器 33a 至 35a 和 38a,使得从每个光源发射的第一至第四特定光 L1 至 L4 分别进入第一至第四特定光透射过滤器 33a 至 35a 和 38a。

[0053] 耦合器 36 将正常光透射过滤器 40 和第一至第四特定光透射过滤器 33a 至 35a 和 38a 连接到光导 43,光导 43 按照路线通过电子内视镜 11。因此,正常光 NL 通过正常光透射过滤器 40 进入光导 43。第一至第四特定光 L1 至 L4 分别通过第一至第四特定光透射过滤器 33a 至 35a 和 38a 进入光导 43。

[0054] 光源切换开关 37 连接到处理器单元 12 的控制器 59,并且基于来自控制器 59 的命令打开或关闭第一至第四特定光源 33 至 35 和 38 中的每个。在第一实施例中,如果电子内视镜系统 10 进入正常光模式,正常光 NL 应用到体内部分以便拍摄正常图像,同时第一至第四特定光源 33 至 35 和 38 被关闭。另一方面,如果电子内视镜系统 10 进入特定光模式,第一至第四特定光源 33 至 35 和 38 依次打开以便拍摄特定图像,同时停止正常光 NL 的应用。

[0055] 更具体地,第一特定光源 33 一开始被光源切换开关 37 打开。同时第一特定光 L1 应用到体内部分,图像被拍摄。一旦完成图像的拍摄,控制器 59 命令切换光源。因此,第一特定光源 33 被关闭,并且第二特定光源 34 被打开。同时第二特定光 L2 应用到体内部分,图像被拍摄。一旦完成图像的拍摄,以类似的方式,第二特定光源 34 被关闭,并且第三特定光源 35 被打开。同时第三特定光 L3 应用到体内部分,图像被拍摄。一旦完成图像的拍摄,第三特定光源 35 被关闭,并且第四特定光源 38 被打开。同时第四特定光 L4 应用到体内部分,图像被拍摄。一旦完成图像的拍摄,第四特定光源 38 被关闭。

[0056] 电子内视镜 11 设置有光导 43、CCD44、拟前端处理器 (AFE) 45、和成像控制器 46。光导 43 是大直径光学过滤器、一串过滤器等。光导 43 的光进入端插入光源单元 13 的耦合器 36 中,并且光导 43 的光离开端瞄准照明透镜 48。来自光源单元 13 的正常光 NL 或特定光 L1、L2、L3 或 L4 通过光导 43 被引导,并且入射在照明透镜 48 上。入射在照明透镜 48 上的光应用到体内部分以便通过照明窗口 49 检查,照明窗口 49 连接到远端部分 16a 的端面。然后,正常光 NL 或特定光 L1、L2、L3 或 L4 从体内部分反射,并通过成像窗口 50 入射在聚焦透镜 51 上,成像窗口 50 连接到远端部分 16a 的端面。

[0057] CCD44 是对包括正常光 NL 和特定光 L1 至 L4 的可见光敏感的单色 CCD。CCD44 在成像表面 44a 处接收来自聚焦透镜 51 的光,并且将接收的光光电转换成信号负载 (signal

charges), 并累加该信号负载。然后, 该累加的信号负载被读取, 作为图像信号。读取的图像信号被传送到 AFE45。利用正常光 NL 进入 CCD44 所获得的图像信号被称作正常图像信号。利用第一至第四特定光 L1 至 L4 进入 CCD44 所获得的图像信号被分别称作第一至第四图像信号。

[0058] AFE45 包括相关双采样电路 (correlated double sampling circuit, CDS)、自动增益控制器 (AGC)、和模拟 - 数字转换器 (A/D) (它们一个也没有图示)。CDS 对从 CCD44 输出的图像信号应用相关双采样处理 (correlated double sampling processing), 以便去除由于 CCD44 的工作引起的噪声。在 CDS 去除噪声之后, AGC 放大图像信号。A/D 将 AGC 放大的图像信号转换成预定位数的数字图像信号, 并且将该数字图像信号输入到处理器单元 12。

[0059] 成像控制器 46 连接到处理器单元 12 的控制器 59, 并且响应于来自控制器 59 的命令将驱动信号传送到 CCD44。响应于来自成像控制器 46 的驱动信号, CCD44 以预定的帧速率将图像信号输出到 AFE45。在正常光模式中, 如图 3A 所示, 在单个帧中执行两步操作, 该两步操作包括: 对正常光 NL 进行光电转换和累加信号负载的步骤; 和读取累加的信号负载作为正常图像信号的步骤。在正常光模式期间重复该两个步骤操作。

[0060] 另一方面, 在特定光模式中, 如图 3B 所示, 在第一帧中执行的两步操作包括: 对第一特定光 L1 进行光电转换并累加信号负载的步骤; 和读取累加的信号负载作为第一特定图像信号的步骤。在完成第一特定图像信号的读取之后, 在第二帧中执行对第二特定光 L2 进行光电转换并累加信号负载的步骤和读取累加的信号负载作为第二特定图像信号的步骤。在完成第二特定图像信号的读取之后, 在第三帧中执行对第三特定光 L3 进行光电转换并累加信号负载的步骤和读取累加的信号负载作为第三特定图像信号的步骤。在完成第三特定图像信号的读取之后, 在第四帧中执行对第四特定光 L4 进行光电转换并累加信号负载的步骤和读取累加的信号负载作为第四特定图像信号的步骤。这些第一至第四帧重复进行。

[0061] 如图 2 所示, 处理器单元 12 包括数字信号处理器 (DSP) 55、帧存储器 56、血管图像产生器 57、和显示控制电路 58, 并且控制器 59 控制每个部件的操作。DSP55 对从电子内视镜 11 的 AFE45 输出的正常图像信号和第一至第四特定图像信号应用颜色分离处理、颜色插值处理、白平衡调节处理、灰度校正处理等, 以便产生正常图像和第一至第四特定图像。DSP55 产生的正常图像和第一至第四特定图像写入帧存储器 56。

[0062] 血管图像产生器 57 包括亮度比计算器 60、深度 - 血红蛋白指数关系存储器 61、深度 - 氧饱和度关系存储器 65、深度和血红蛋白指数计算器 62、深度和氧饱和度计算器 69、深度图像产生器 63、血红蛋白指数图像产生器 64 和氧饱和度图像产生器 78。亮度比计算器 60 从存储在帧存储器 56 上的第一至第四特定图像中的每个提取包括血管的血管区域。例如, 血管区域可以基于血管部分和其它部分之间的亮度差来提取。

[0063] 亮度比计算器 60 计算位于第一至第三特定图像之中的血管区域内的相同位置处的像素上的第一亮度比 R1, 即第一特定图像和第二特定图像之间的亮度比的对数 ( $\log(B1/B2)$ ), 和第二亮度比 R2, 即第三特定图像和第二特定图像之间的亮度比的对数 ( $\log(G/B2)$ )。其中, B1 表示第一特定图像中的像素的亮度值。B2 表示第二特定图像中的像素的亮度值, 并且 G 表示第三特定图像中的像素的亮度值。亮度比计算器 60 还计算第四

特定图像和第一特定图像 (B4/B1) 之间的亮度比 (第三亮度比) R3, 和第二特定图像和第一特定图像 (B2/B1) 之间的亮度比 (第四亮度比) R4。其中, B4 表示第四特定图像中的像素的亮度值。

[0064] 深度 - 血红蛋白指数关系存储器 61 存储第一和第二亮度比 R1 和 R2、血红蛋白指数、和血管深度之间的关系。通过分析以往诊断中积累的若干第一至第三特定图像, 来获得该关系。

[0065] 更具体地, 深度 - 血红蛋白指数关系存储器 61 存储表示第一和第二亮度比 R1 和 R2 的亮度坐标系 79 和表示血红蛋白指数和血管深度的血管信息坐标系 83 之间的关系, 如图 4 所示。血管信息坐标系 83 是在亮度坐标系 79 中建立的 KL 坐标系。在血管信息坐标系 83 中, K 轴线表示血管深度, L 轴线表示血红蛋白指数。因为血管深度随第一和第二亮度比 R1 和 R2 的增加而增加, 因此 K 轴线对于亮度坐标系 79 具有正梯度。关于 K 轴线, 越朝左边血管变得越浅, 越朝右边血管变得越深。因为血红蛋白指数随第一和第二亮度比 R1 和 R2 增加而增加, 因此 L 轴线对于亮度坐标系 79 具有正梯度。关于 L 轴线, 越朝左边血红蛋白指数变得越高, 越朝右边血红蛋白指数变得越低。

[0066] 深度 - 氧饱和度关系存储器 65 存储第三和第四亮度比 R3 和 R4、氧饱和程度、和血管深度之间的关系。如图 5 所示, 如果血管中的血红蛋白的吸收系数  $\mu_a$  取决于波长, 则该关系保持, 并且通过分析在以往诊断中积累的若干第一、第二和第四特定图像来获得。在图 5 中, 吸收系数  $\mu_a$  表示吸收率, 该吸收率是血红蛋白对光的吸收度, 并且吸收系数  $\mu_a$  是  $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$  表示的系数, 其表示应用到血红蛋白的光的衰减。其中,  $I_0$  表示从光源单元应用到活组织的光的强度,  $x$  (cm) 表示活组织中的血管深度。

[0067] 没有与氧组合的还原血红蛋白 70 和与氧组合的氧化血红蛋白 71 彼此具有不同的吸收特性。因此, 还原血红蛋白 70 和氧化血红蛋白 71 在吸收率上表现出差异, 除了表示相同吸收率 (吸收系数  $\mu_a$ ) 的相等吸收点 (图 5 中的还原血红蛋白 70 和氧化血红蛋白 71 的交点) 例外。即使具有相同强度和相同波长的光应用到相同的血管, 这种吸收率的差也会导致亮度值的差。此外, 在应用具有相同强度和不同波长的两种类型的光的情况下, 因为吸收系数  $\mu_a$  取决于光的波长, 因此, 亮度值会随光的类型而变化。

[0068] 考虑到如上所述的血红蛋白的吸收特性, 优选的, 第一、第二和第四特定光 L1、L2 和 L4 中的至少一个具有中点在 450nm 或更小的波段, 因为在 445nm 和 405nm 的波长处吸收率随氧饱和程度变化, 具有到达深距离的短波长的光需要去提取血管深度的信息。波长的差导致吸收系数的差和在粘膜中到达的深度的差, 而不管相同的氧饱和程度。因此, 通过利用光的到达深度取决于波长的光的特性, 能够获得亮度比和血管深度之间的关系。

[0069] 深度 - 氧饱和度关系存储器 65 存储表示第三和第四亮度比 R3 和 R4 的亮度坐标系 66 和表示氧饱和程度和血管深度的血管信息坐标系 67 之间的关系, 如图 6 所示。血管信息坐标系 67 是在亮度坐标系 66 上建立的 UV 坐标系。U 轴线表示血管深度, 并且 V 轴线表示氧饱和程度。因为血管深度随第三和第四亮度比 R3 和 R4 增加而增加, 因此 U 轴线对于亮度坐标系 66 具有正梯度。关于 U 轴线, 越朝右上血管变得越浅, 越朝左下血管变得越深。因为氧饱和程度随第三和第四亮度比 R3 和 R4 的增加而降低, 因此 V 轴线对于亮度坐标系 66 具有负梯度。关于 V 轴线, 越朝左上氧饱和程度变得越低, 越朝右下氧饱和程度变得越高。

[0070] 在血管信息坐标系 67 中, U 轴线和 V 轴线在交叉点 P 处彼此以直角相交。这是因为在应用的第四特定光 L4 和应用的第二特定光 L2 之间吸收率的数值关系 (magnitude relation) 被颠倒。换言之, 如图 5 所示, 在具有  $440 \pm 10\text{nm}$  的波长的第四特定光 L4 的应用中, 还原血红蛋白 70 的吸收系数大于具有更高的氧饱和程度的氧化血红蛋白 71 的吸收系数。另一方面, 在具有  $470 \pm 10\text{nm}$  的波长的第二特定光 L2 的应用中, 氧化血红蛋白 71 的吸收系数大于还原血红蛋白 70 的吸收系数。如果吸收率的数值关系没有被颠倒的其它类型的具体光被应用来代替第一、第二和第四特定光 L1、L2 和 L4, 那么 U 和 V 轴线不会以直角相交。在具有  $400 \pm 10\text{nm}$  的波长的第一特定光 L1 的应用中, 氧化血红蛋白 71 的吸收系数基本等于还原血红蛋白 70 的吸收系数。

[0071] 如图 7A 所示, 深度和血红蛋白指数计算器 62 在亮度坐标系 79 中标绘出与第一和第二亮度比 R1\* 和 R2\* 对应的是测量值的坐标 (R1\*, R2\*)。在标绘出坐标 (R1\*, R2\*) 之后, 如图 7B 所示, 在血管信息坐标系 83 中识别与坐标 (R1\*, R2\*) 对应的坐标 (L\*, L\*)。因此, 获得关于血管区域中的预定位置的像素的深度数据 K\* 和血红蛋白指数数据 L\*。

[0072] 如图 8A 所示, 深度和氧饱和度计算器 69 在亮度坐标系 66 中标绘出与第三和第四亮度比 R3\* 和 R4\* 对应的是测量值的坐标 (R3\*, R4\*)。在标绘出坐标 (R3\*, R4\*) 之后, 如图 8B 所示, 在血管信息坐标系 67 中识别与坐标 (R3\*, R4\*) 对应的坐标 (U\*, V\*)。因此, 获得关于血管区域中的预定位置的像素的深度数据 U\* 和氧饱和度数据 V\*。

[0073] 深度图像产生器 63 具有颜色图 (CM) 63a, 以便根据血管深度给血管区域内的每个像素分配颜色数据。颜色图 63a 描述颜色分配, 以便清晰地区别血管深度, 例如, 以该方式, 将蓝色分配给浅处的血管, 将绿色分配给中间的血管, 并且将红色分配给深处的血管。深度图像产生器 63 基于颜色图 63a 限定与通过深度和血红蛋白指数计算器 62 获得的深度数据 K\* 对应的颜色数据。该颜色数据可以根据通过深度和氧饱和度计算器 69 获得的深度数据 U\* 限定。

[0074] 在血管区域内的每个像素上限定颜色数据之后, 深度图像产生器 63 从帧存储器 56 读取正常图像, 并且将该颜色数据结合到读取的正常图像中。因此, 利用结合的血管深度, 产生血管深度图像。产生的血管深度图像写入帧存储器 56。颜色数据可以结合到第一至第三特定图像中的任一个或根据第一至第三特定图像产生的组合图像中, 而不是正常图像中。

[0075] 血红蛋白指数图像产生器 64 具有颜色图 (CM) 64a, 以便根据血红蛋白指数的度给血管区域内的每个像素分配颜色数据。颜色图 64a 描述颜色分配, 以便清晰地区别血红蛋白指数的度, 例如, 以该方式, 将红色分配给低血红蛋白指数, 将灰色分配给中间血红蛋白指数, 并且将青色分配给高血红蛋白指数。血红蛋白指数图像产生器 64 基于颜色图 64a 限定与通过深度和血红蛋白指数计算器 62 获得的血红蛋白指数数据 L\* 对应的颜色数据。该颜色数据结合到正常图像中, 以便利用模拟颜色产生血红蛋白指数图像。产生的血红蛋白指数图像写入帧存储器 56 中, 就随血管深度图像一起。

[0076] 氧饱和度图像产生器 78 具有颜色图 (CM) 78a, 以便根据氧饱和程度给血管区域内的每个像素分配颜色数据。颜色图 78a 描述颜色分配, 以便清晰地区别氧饱和程度, 例如, 以该方式, 将青色分配给低氧饱和程度, 将紫红色分配给中间氧饱和程度, 并将黄色分配给高氧饱和程度。氧饱和度图像产生器 78 基于颜色图 78a 限定与通过深度和氧饱和度计算

器 69 获得的氧饱和度数据 V\* 对应的颜色数据。该颜色数据结合到正常图像中,以便产生氧饱和度图像。产生的氧饱和度图像写入帧存储器 56,就随血管深度图像一起。

[0077] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 读取一个或多个图像,并且在监视器 14 上显示该一个图像或多个图像。存在各种图案的显示。例如,如图 9 所示,正常图像 72 显示在监视器 14 的一半上,通过图像切换按钮 68(见图 2)选择的血管深度图像 73、血红蛋白指数图像 84 和氧饱和度图像 74 中的一个可以显示在监视器 14 的剩余的一半上。在图 8 的血管深度图像 73 中,血管图像 75 被着成蓝色用于表示浅处的血管,血管图像 76 被着成绿色用于表示中间的血管,并且血管图像 77 被着成红色用于表示深处的血管。在血红蛋白指数图像 84 中,血管图像 86 被着成红色用于表示低血红蛋白指数,并且血管图像 87 被着成灰色用于表示中间血红蛋白指数,并且血管图像 88 被着成青色用于表示高血红蛋白指数。在氧饱和度图像 74 中,血管图像 80 被着成青色用于表示低氧饱和程度,并且血管图像 81 被着成紫红色用于表示中间氧饱和程度,并且血管图像 82 被着成黄色用于表示高氧饱和程度。

[0078] 血管深度图像 73、血红蛋白指数图像 84 和氧饱和度图像 74 的所有三种图像可以同时显示,如图 10 所示。否则,如图 11 所示,一旦通过鼠标(未图示)等点击监视器 14 上显示的正常图像 72 而选择了任意的血管 85 时,血管 85 的深度(D)、氧饱和程度(SaO<sub>2</sub>)和血红蛋白指数(HbI)可以以文字显示。在图 11 的显示图案中,血管深度图像 73、血红蛋白指数图像 84 和氧饱和度图像 74 没有被显示。

[0079] 下面将参照图 12 来说明电子内视镜系统 10 的操作。通过控制台 23 上的操作,电子内视镜系统 10 被从正常光模式切换到特定光模式(S1)。一旦切换到特定光模式,在切换时拍摄的正常图像写入帧存储器 56(S2)用于产生血管深度图像、血红蛋白指数图像和氧饱和度图像。在控制台 23 的操作之前拍摄的正常图像而可以用于产生血管深度图像等。

[0080] 然后,当控制器 59 对光闸驱动器 32 发送正常光应用停止命令时,光闸驱动器 32 将光闸 31 从缩回位置移动到插入位置,以便停止将正常光 NL 应用到待检查的体内部分。一旦停止应用正常光 NL,就从控制器 59 向光源切换开关 37 发送特定光应用开始命令。因此,光源切换开关 37 打开第一特定光源 33,将第一特定光 L1 应用到体内部分(S3)。一旦应用了第一特定光 L1,控制器 59 给成像控制器 46 发送图像拍摄命令。因此,在第一特定光 L1 下拍摄图像(S4),并且获得的第一特定图像信号通过 AFE45 发送到 DSP55。在 DSP55 中,第一特定图像根据第一特定图像信号产生。产生的第一特定图像写入帧存储器 56。

[0081] 在第一特定图像写入帧存储器 56 之后,响应于来自控制器 59 的光源切换命令,光源切换开关 37 将应用的光从第一特定光 L1 切换到第二特定光 L2(S5)。然后,在第二特定光 L2 下拍摄图像(S6),如上所述,并且根据第二特定图像信号产生第二特定图像。产生的第二特定图像写入帧存储器 56。

[0082] 在第二特定图像写入帧存储器 56 之后,响应于来自控制器 59 的光源切换命令,光源切换开关 37 将应用的光从第二特定光 L2 切换到第三特定光 L3(S7)。然后,在第三特定光 L3 下拍摄图像(S8),并且根据第三特定图像信号产生第三特定图像。产生的第三特定图像写入帧存储器 56。

[0083] 在第三特定图像写入帧存储器 56 之后,响应于来自控制器 59 的光源切换命令,光源切换开关 37 将应用的光从第三特定光 L3 切换到第四特定光 L4(S9)。然后,在第四特定光 L4 下拍摄图像(S10),并且根据第四特定图像信号产生第四特定图像。产生的第四特定

图像写入帧存储器 56。

[0084] 在正常图像和第一至第四特定图像写入帧存储器 56 之后,亮度比计算器 60 从第一至第四特定图像的每个中提取包含血管的血管区域。然后,亮度比计算器 60 计算位于血管区域内的相同位置的像素上的根据第一和第二特定图像的第一亮度比 R1\*、根据第三和第二特定图像的第二亮度比 R2\*、根据第四和第一特定图像的第三亮度比 R3\*、和根据第二和第一特定图像的第四亮度比 R4\*(S11)。

[0085] 接下来,深度和血红蛋白指数计算器 62 基于深度 - 血红蛋白指数关系存储器 61 中存储的关系,在血管信息坐标系 83 中识别与第一和第二亮度比 R1\* 和 R2\* 对应的是测量值的坐标 (K\*, L\*)。因此,获得血管区域内的预定像素上的深度数据 K\* 和血红蛋白指数数据 L\*(S12)。

[0086] 一旦获得深度数据 K\* 和血红蛋白指数数据 L\*,就根据深度图像产生器 63 的 CM 63a 来限定与深度数据 K\* 对应的颜色数据。根据血红蛋白指数图像产生器 64 的 CM 64a 来限定与血红蛋白指数数据 L\* 对应的颜色数据 (S13)。限定的颜色数据写入处理器单元 12 中的 RAM(未图示)。

[0087] 接下来,深度和氧饱和度计算器 69 基于存储在深度 - 氧饱和度关系存储器 65 中的关系,在血管信息坐标系 67 中识别与第三和第四亮度比 R3\* 和 R4\* 对应的是测量值的坐标 (U\*, V\*)。因此,获得了血管区域内的预定像素上的深度数据 U\* 和氧饱和度数据 V\*(S14)。在该实施例中不使用深度数据 U\*,因为它与上述的深度数据 K\* 相同。

[0088] 然后,根据氧饱和度图像产生器 78 的 CM 78a 来限定与氧饱和度数据 V\* 对应的颜色数据。限定的颜色数据写入处理器单元 12 的 RAM(未图示)。

[0089] 通过重复上述步骤 S11 至 S15 直至步骤 S16 变成“是”,就获得了血管区域内的每个像素上的深度数据 K\*、血红蛋白指数数据 L\* 和氧饱和度数据 V\*。此外,限定与深度数据 K\*、血红蛋白指数数据 L\* 和氧饱和度数据 V\* 中的每个对应的颜色数据。

[0090] 在获得了血管区域内的每个像素上的深度数据、血红蛋白指数数据、氧饱和度数据、和与它们对应的颜色数据 (S16 中的“是”) 之后,深度图像产生器 63 从帧存储器 56 读取正常图像。深度图像产生器 63 将写入 RAM 的颜色数据结合到正常图像中,以便产生血管深度图像。血红蛋白指数图像产生器 64 以与血管深度图像相似的方式产生血红蛋白指数图像。氧饱和度图像产生器 78 还以相似方式产生氧饱和度图像 (S17)。产生的血管深度图像,血红蛋白指数图像和氧饱和度图像写入帧存储器 56。

[0091] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 读取每个图像,并且在监视器 14 上显示正常图像 72、血管深度图像 73、血红蛋白指数图像 84 和氧饱和度图像 74(S18),如图 9 或图 10 所示。在图 9 中,血管深度图像 73、血红蛋白指数图像 84 和氧饱和度图像 72 中的一个与正常图像 72 一起显示在监视器 14 上。在图 10 中,四个图像,正常图像 72、血管深度图像 73、血红蛋白指数图像 84 和氧饱和度图像 74 同时显示在监视器 14。

[0092] 第二实施例

[0093] 在根据第二实施例的电子内视镜系统 100 中,如图 13 所示,CCD90 是具有 R、G、和 B 像素的彩色 CCD。此外,在特定光模式中,正常光 NL 应用到待检查的体内部分,而不是第三特定光 L3,如图 14 所示。利用在应用正常光 NL 中从 CCD 90 的 G 像素获得的图像信号来计算第二亮度比 R2。根据第二实施例的电子内视镜系统 100 不使用第三特定光 L3,因此不

具有第三特定光源。因为根据第二实施例的电子内视镜系统 100 的其它部件与第一实施例基本相似,因此省略它们的说明。

[0094] CCD 90 的 R、G 和 B 像素分别具有 R、G 和 B 颜色过滤器。参照图 15,R、G 和 B 颜色过滤器分别具有光谱透射率 54、53 和 52。因为正常光 NL 具有大约 470nm 至 700nm 的波长,因此所有的 R、G 和 B 像素对正常光 NL 敏感。另一方面,第一特定光 L1 具有  $405 \pm 10\text{nm}$  的波长,仅 B 像素对第一特定光 L1 敏感。因为第二特定光 L2 具有  $470 \pm 10\text{nm}$  的波长,因此 B 和 G 像素对第二特定光 L2 敏感,同时 R 像素对它不敏感。因为第四特定光 L4 具有  $440 \pm 10\text{nm}$  的波长,仅 B 像素对第四特定光 L4 敏感。

[0095] 如上所述,在 CCD 90 中,敏感的像素取决于应用的光的类型。因此,用于计算第一至第四亮度比 R1 至 R4 的方法不同于第一实施例。在第二实施例中,基于在第一特定光 L1 下 CCD 90 的 B 像素获得的亮度值 B1 和在第二特定光 L2 下 B 像素获得的亮度值 B2,通过  $\text{Log}(B1/B2)$  计算第一亮度比 R1。基于在第二特定光 L2 下 B 像素获得的亮度值 B2 和在正常光 NL 下 G 像素获得的亮度值 Broad\_G,通过  $\text{Log}(\text{Broad}_G/B2)$  计算第二亮度比 R2。

[0096] 基于在第一特定光 L1 下 CCD 90 的 B 像素获得的亮度值 B1 和在第四特定光 L4 下 B 像素获得的亮度值 B4,通过  $B4/B1$  计算第三亮度比 R3。此外,基于在第二特定光 L2 下 CCD 90 的 B 像素获得的亮度值 B2 和在第一特定光 L1 下 B 像素获得的亮度值 B1,通过  $B2/B1$  计算第四亮度比 R4。

### [0097] 第三实施例

[0098] 在第三实施例中,没有提供第一至第四特定光源中。替代地,声学 - 光学可调过滤器将正常光 NL 的反射光分离成第一至第四特定光 L1 至 L4。如图 16 所示,根据第三实施例的电子内视镜系统 110 与第一实施例的电子内视镜系统 10 相同,除了在电子内视镜 11 中设置声学 - 光学可调过滤器 111 和去除了第一至第四特定光源 33 至 35 和 38 之外。

[0099] 根据第三实施例的电子内视镜 110 设置有声学 - 光学可调过滤器 111,该声学 - 光学可调过滤器 111 设置在成像窗口 50 和聚焦透镜 51 之间。在正常光模式中,声学 - 光学可调过滤器 111 不被致动,使得从待检查的体内部分反射的正常光 NL 入射在 CCD 44 上。在特定光模式中,在从体内部分反射的正常光 NL 之中,声学 - 光学可调过滤器 111 仅让特定波长的光通过并阻挡其它波长的光通过,以便产生第一至第四特定光 L1 至 L4。声学 - 光学可调过滤器 111 一开始选择性地让第一特定光 L1 通过,然后选择性地依次让第二特定光 L2、第三特定光 L3 和第四特定光 L4 通过,但是该次序是可以改变的。声学 - 光学可调过滤器 111 连接到成像控制器 46,并且每当执行分光时就发送分光信号 (spectroscopic signal) 给成像控制器 46。基于分光信号,成像控制器 46 发送图像拍摄命令给 CCD 44。因此,每当执行分光时,CCD 44 拍摄图像,并且因此输出第一至第四分光图像信号,如同第一实施例的情况。

[0100] 在第三实施例中,在成像窗口 50 和聚焦透镜 51 之间可以使用特定 CCD,而不是提供声学 - 光学可调过滤器 111。该特定 CCD 具有:设置有仅让正常光 NL 中的第一特定光 L1 通过的过滤器的第一像素;设置有仅让第二特定光 L2 通过的过滤器的第二像素;设置有仅让第三特定光 L3 通过的过滤器的第三像素;和设置有仅让第四特定光 L4 通过的过滤器的第四像素。

[0101] 在第一实施例中,第一至第四特定光源用于产生第一至第四特定光 L1 至 L4。然

而,去除了提供的第一至第四特定光源,可以设置如图 17 所示的旋转过滤器 130 去提取第一至第四特定光 L1 至 L4,而不是图 2 的光闸 31。旋转过滤器 130 包括:正常光透射区域 131,其用于让从正常光源 30 发射的正常光 NL 的整个分量通过;第一特定光透射区域 132,其用于让来自正常光 NL 的第一特定光 L1 的分量通过;第二特定光透射区域 133,其用于让第二特定光 L2 的分量通过;第三特定光透射区域 134,其用于让第三特定光 L3 的分量通过;和第四特定光透射区域 135,其用于让第四特定光 L4 的分量通过。旋转过滤器 130 是可旋转的,使得区域(过滤器)131 至 135 根据应用的光被设置在正常光源 30 的光路中。如果去除正常光透射区域 131,在应用正常光 NL 到体内部分中,旋转过滤器 130 可以从正常光源 30 的光路退出。

[0102] 在第一实施例中,通过每当应用第一至第四特定光 L1 至 L4 中的每个时拍摄图像,在特定光模式中拍摄了四帧的图像。然而,第一至第四特定光 L1 至 L4 可以同时应用到体内部分,以便将待拍摄的帧的数量减少到一个。为了从同时应用光所获得的单个图像信号中取得第一至第四特定图像信号,上述特定 CCD 是有用的。

[0103] 在第一实施例中,在从正常光源发射的正常光 NL 直接应用到体内部分时,单色 CCD 拍摄图像,并且根据该单色 CCD 所获得的正常图像信号产生正常图像。然而,用于产生正常图像的方法不局限于此。

[0104] 例如,正常图像可以通过帧序方法产生。在帧序方法中,旋转过滤器 143 具有 B、G 和 R 三种颜色过滤器 140 至 142,如图 18 所示,该旋转过滤器 143 设置在正常光源的前方。在产生正常图像中,旋转过滤器 143 旋转,使得 B 颜色过滤器 140、G 颜色过滤器 141 和 R 颜色过滤器 142 依次地设置在正常光 NL 的光路中。通过旋转过滤器 143 的这种旋转,蓝色、绿色和红色光依次地应用到体内部分。

[0105] 每当应用每种颜色的光时,单色 CCD 拍摄图像,从而获得三种颜色的图像信号,即,蓝色、绿色和红色图像信号。根据三种颜色的图像信号产生彩色正常图像。在帧序方法中,在三种颜色的图像信号之中存在时滞,因为每当应用每种颜色的光时就拍摄图像。因此,如果在切换将被应用的颜色的光期间电子内视镜的体内部分或插入部分移动,那么产生的正常图像就会模糊。在帧序方法中,如图 19 所示,旋转过滤器 150 可以设置有与图 18 相似的 B、G 和 R 三种颜色过滤器 151 至 153 和与图 17 相似的第一至第四特定光透射区域 154 至 157。这就不需要在光源单元 13 中提供第一至第四特定光源 33 至 35 和 38。

[0106] 可以使用同步方法产生正常图像,而不是帧序方法。该同步方法使用具有敏感性取决于波长的 B、G 和 R 像素的彩色 CCD。为了产生正常图像,正常光 NL 直接应用到体内部分,并且从人体部分反射的正常光 NL 被彩色 CCD 接收。因此,蓝色、绿色和红色图像信号分别同时从 B、G 和 R 像素输出。根据这些三种颜色的图像信号产生正常图像。在同步方法中,如上所述,时滞不会发生,因为三种颜色的图像信号同时输出。因此,即使电子内视镜的体内部分或插入部分移动,正常图像也不会模糊。作为彩色 CCD,可以使用具有互补的三种颜色 C(青色)、M(紫红色) 和 Y(黄色) 的过滤器的补色 CCD,而不是具有主色 R、G 和 B 的过滤器的主色 CCD。

[0107] 本发明不仅可以应用于具有插入部分的可插入的电子内视镜等,而且可以应用于密封囊内视镜(capsule endoscope),在该密封囊内视镜中,图像传感器(例如 CCD)包含在密封囊中。

[0108] 尽管已经通过参照附图的优选实施例全面地说明了本发明，但是对于本领域的熟练技术人员而言，各种变化和修改是显然的。因此，在不脱离本发明的保护范围的情况下，这些变化和修改应当被认为落入本发明的保护范围中。

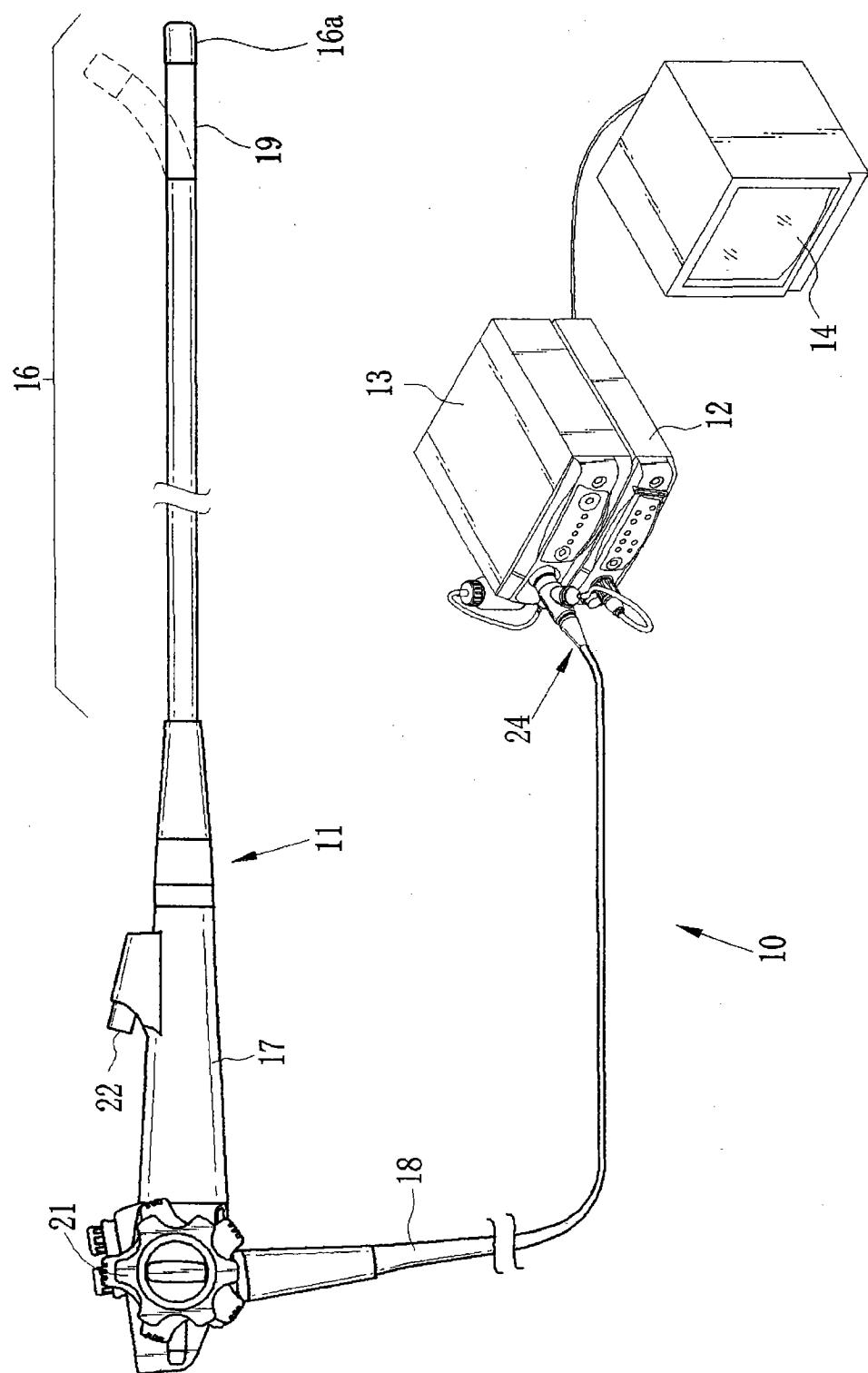


图 1

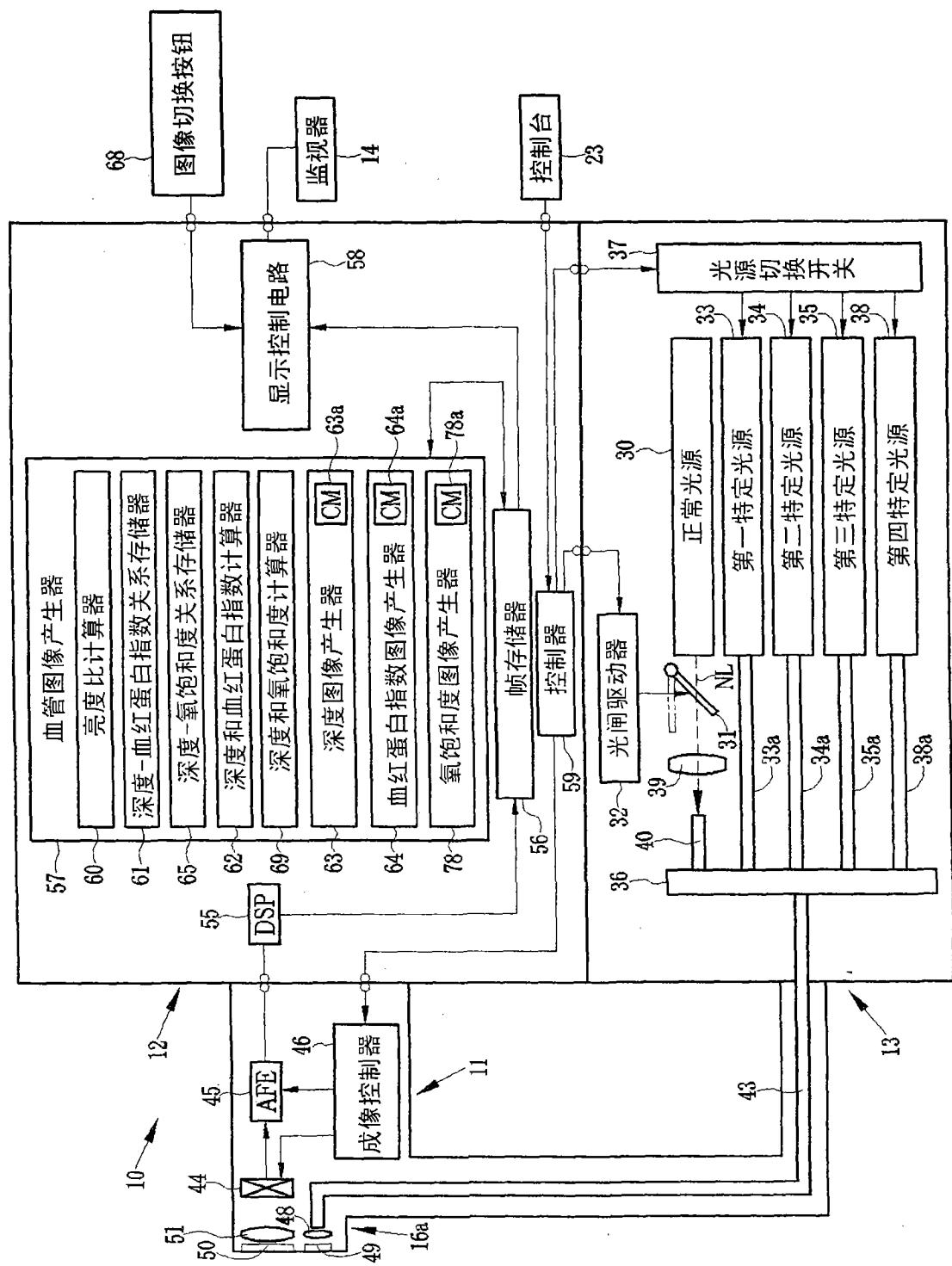


图 2

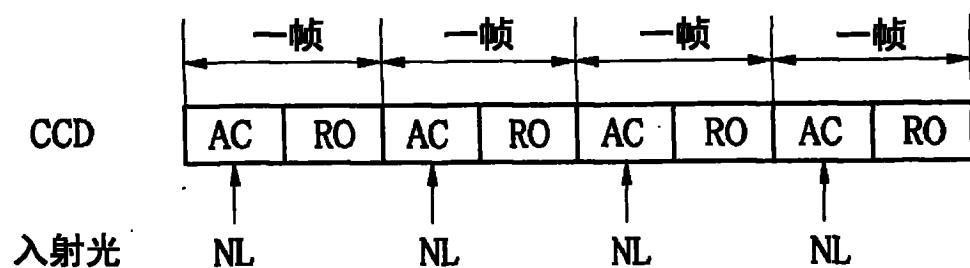


图 3A

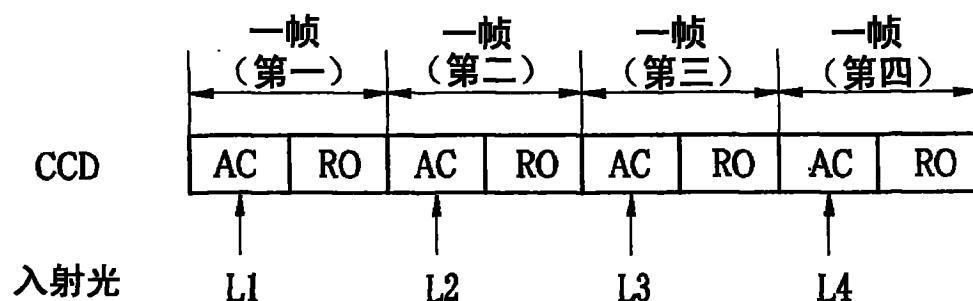


图 3B

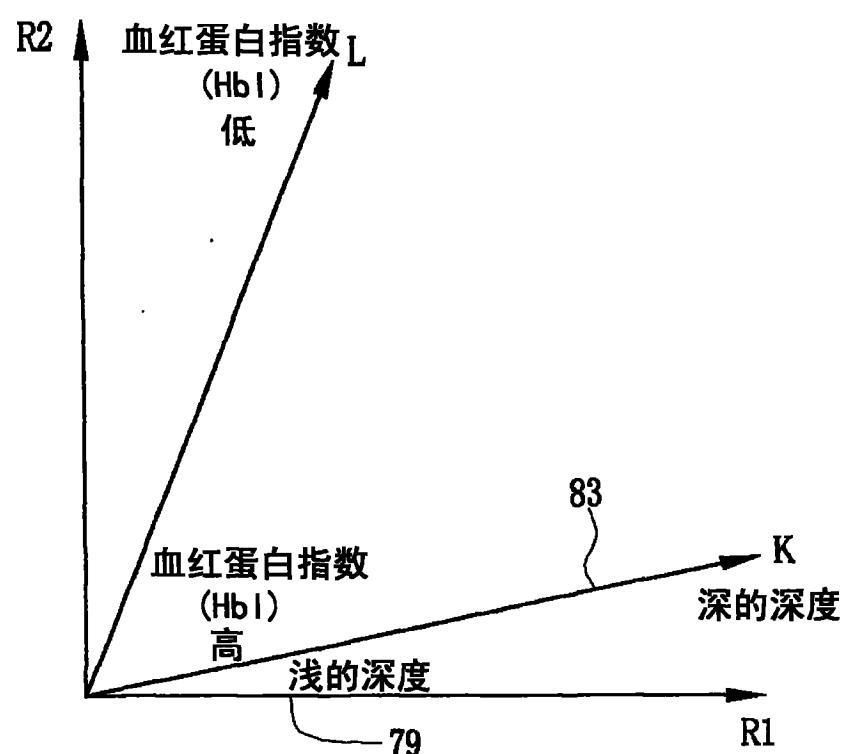


图 4

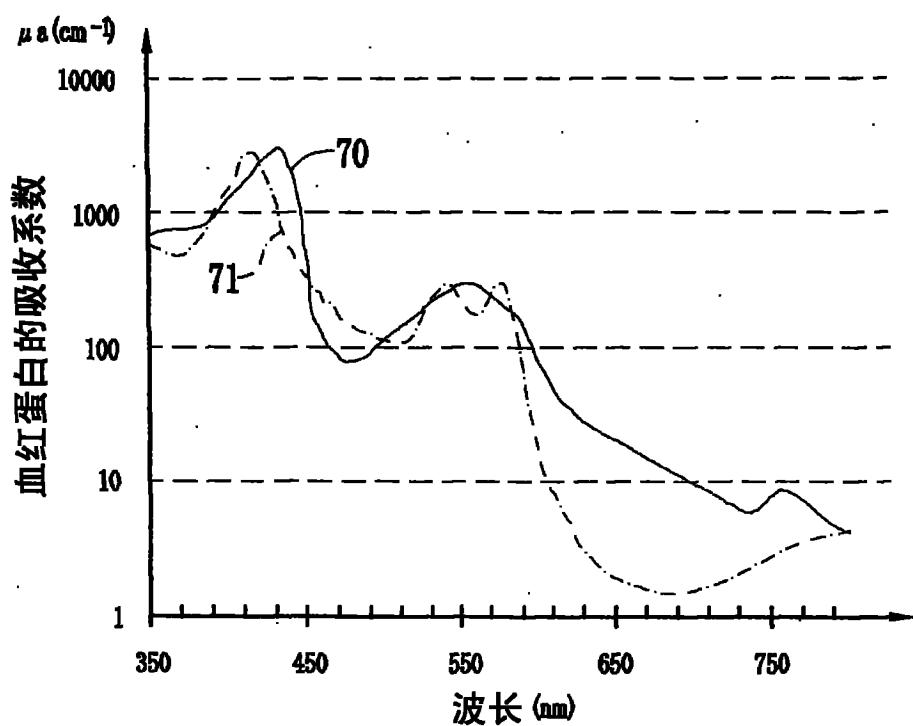


图 5

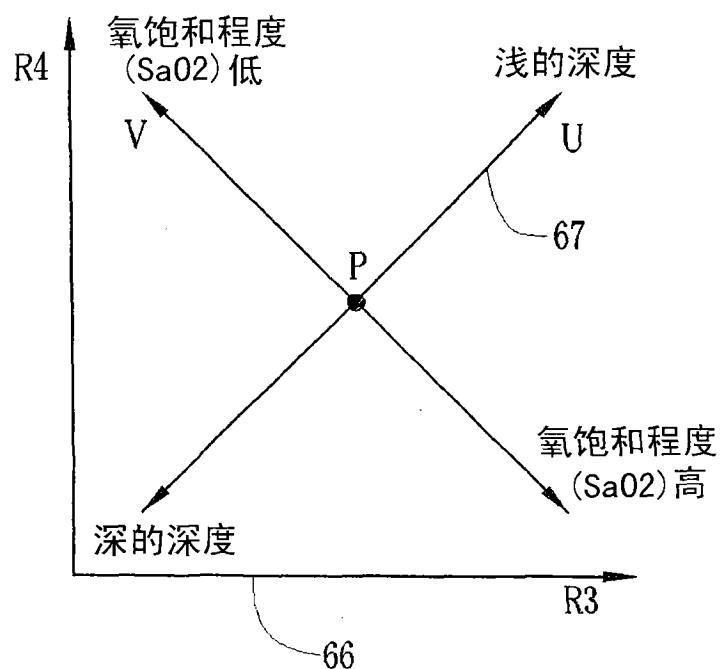


图 6

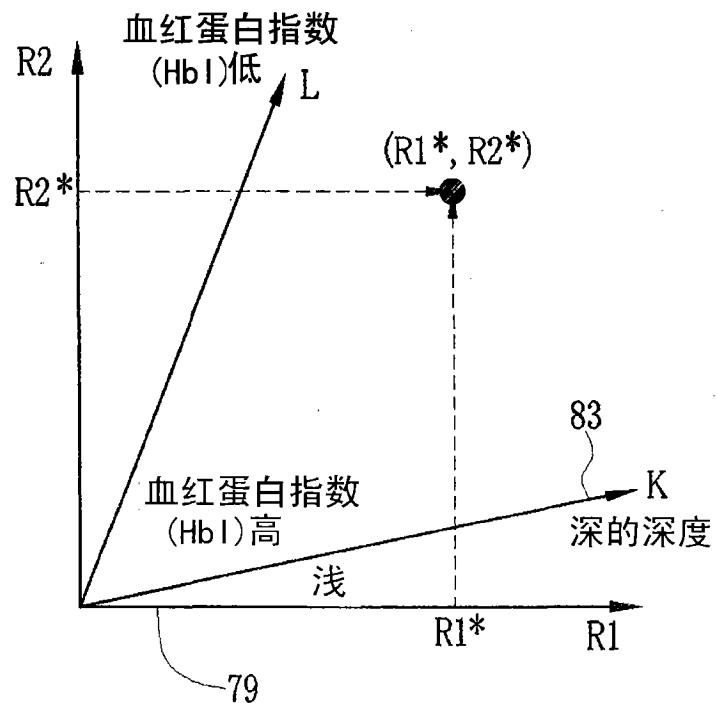


图 7A

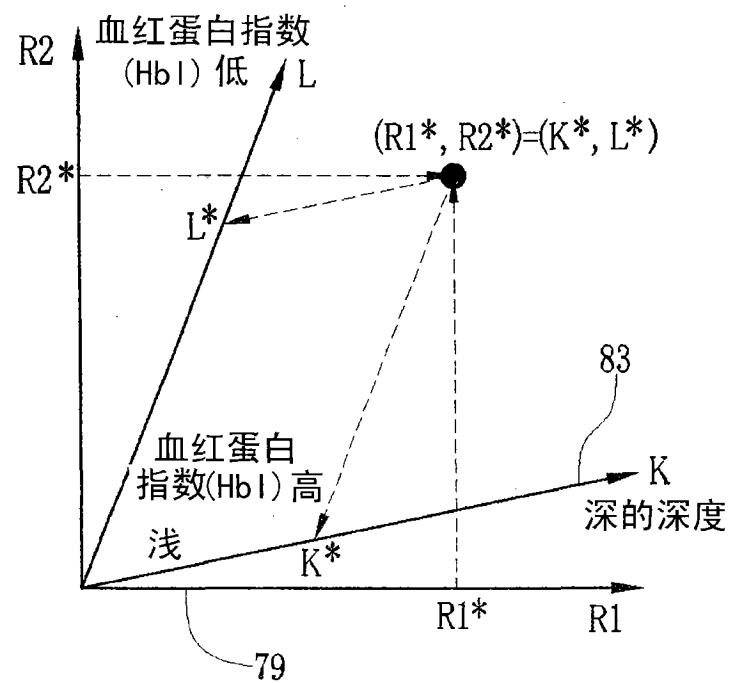


图 7B

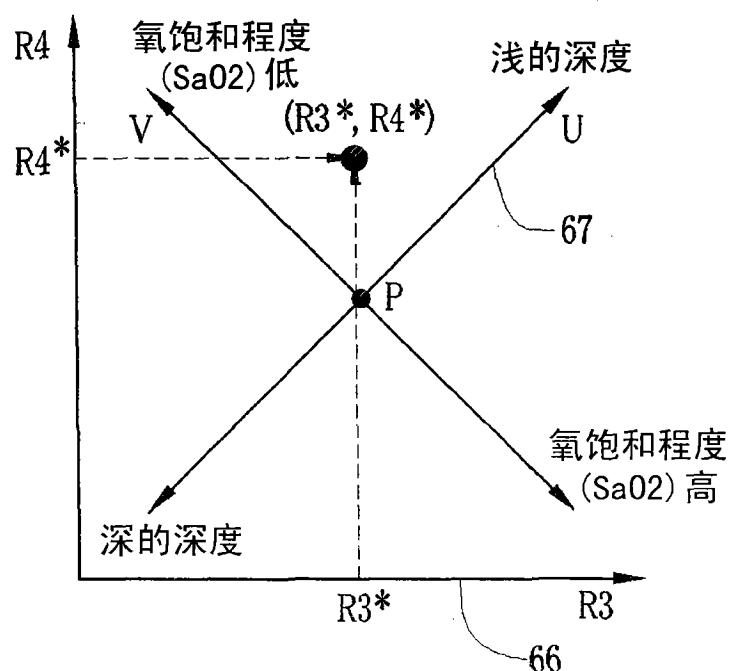


图 8A

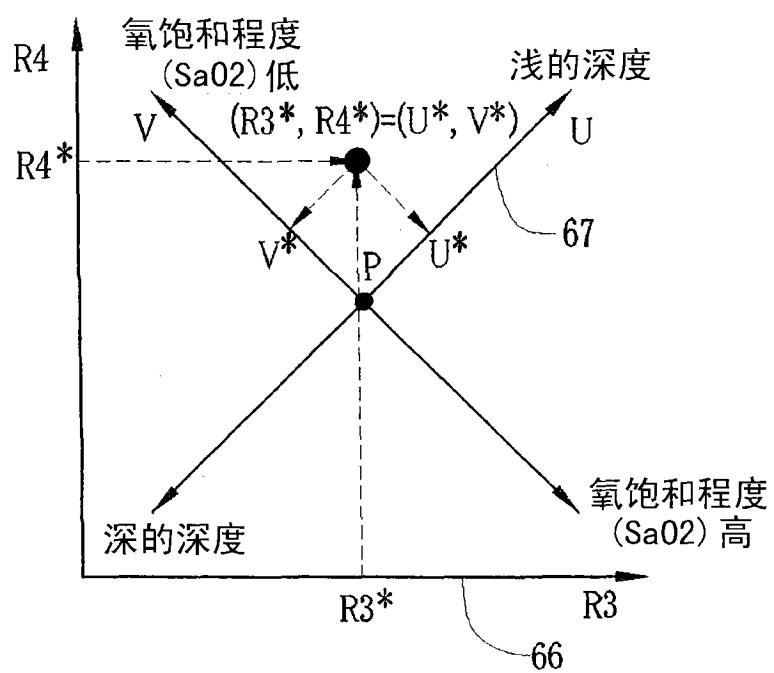


图 8B

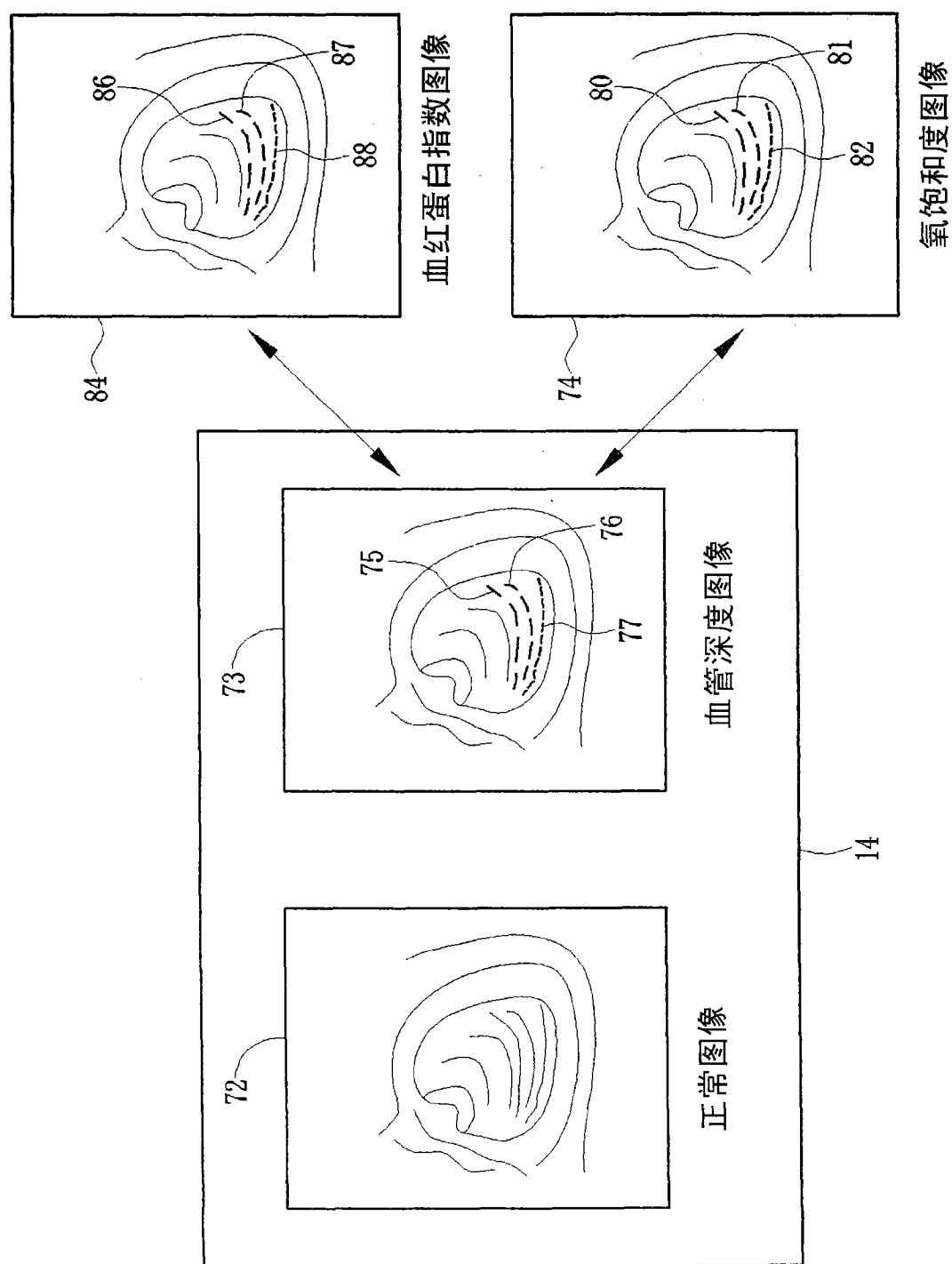


图 9

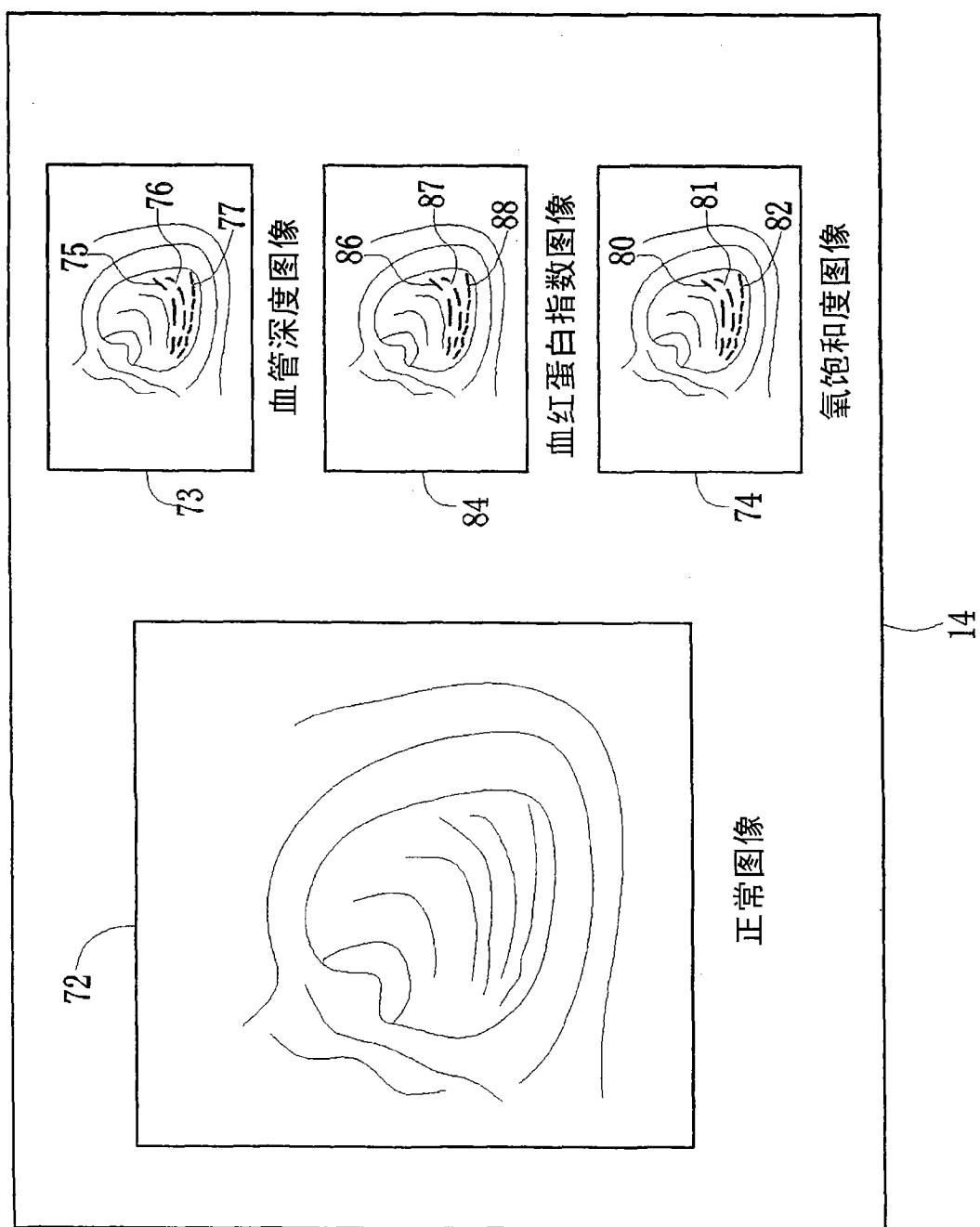


图 10

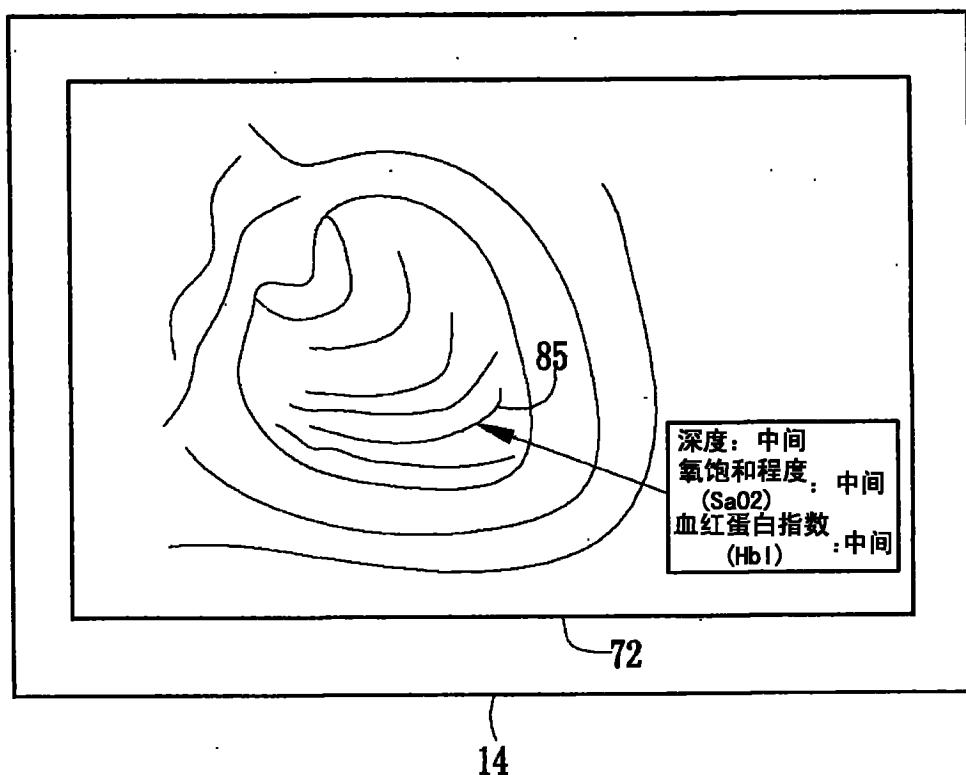


图 11

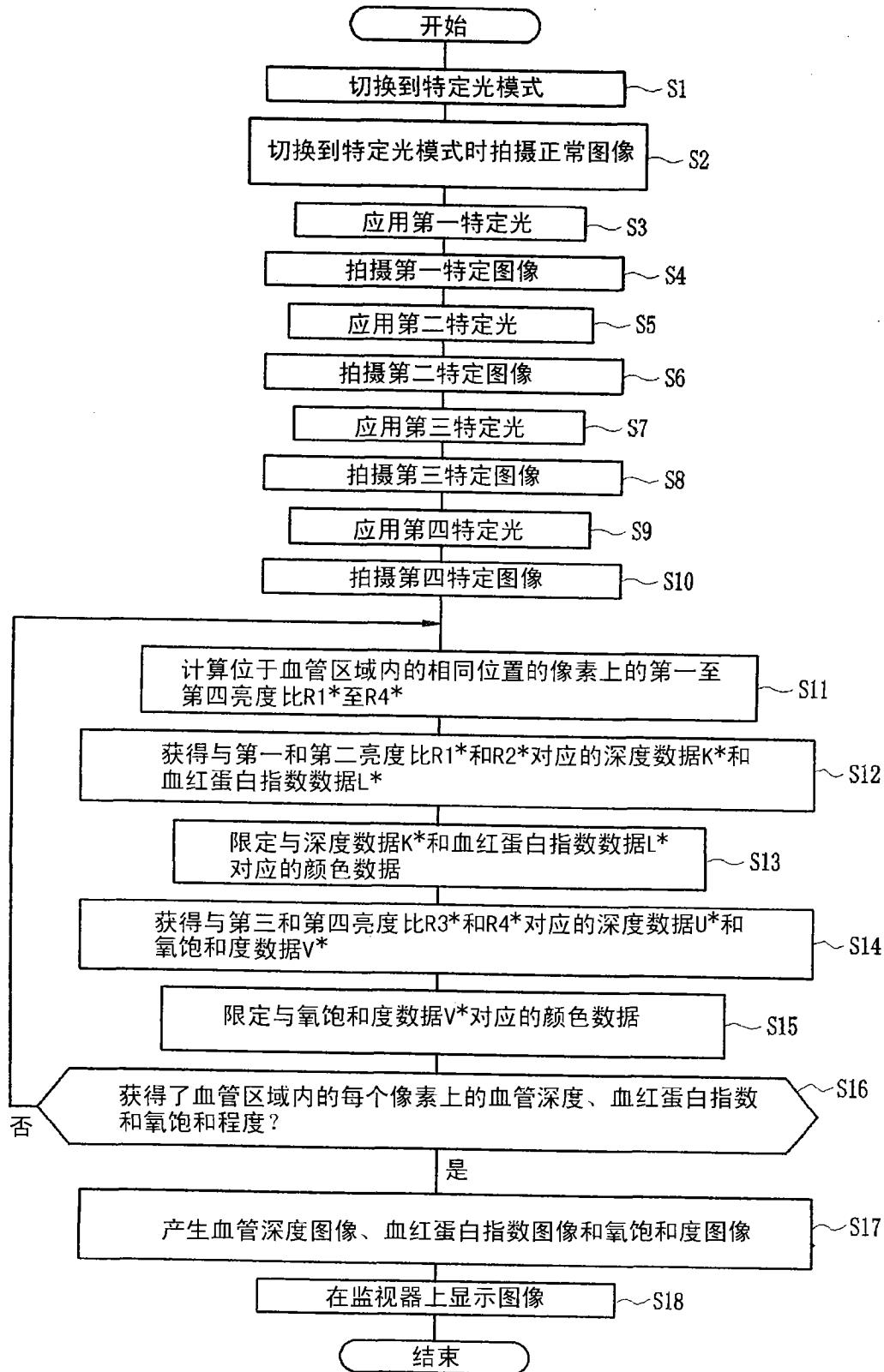


图 12

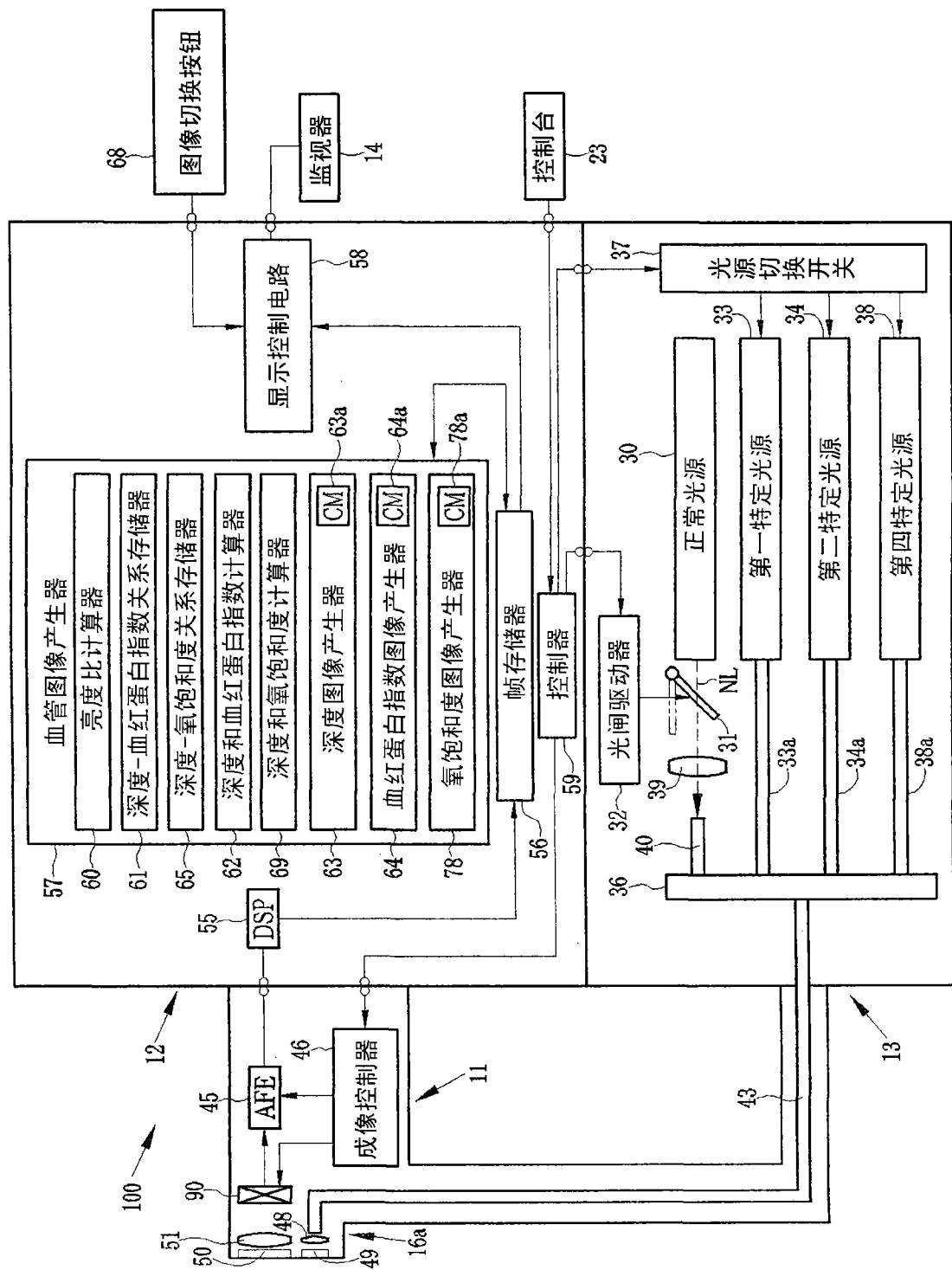


图 13

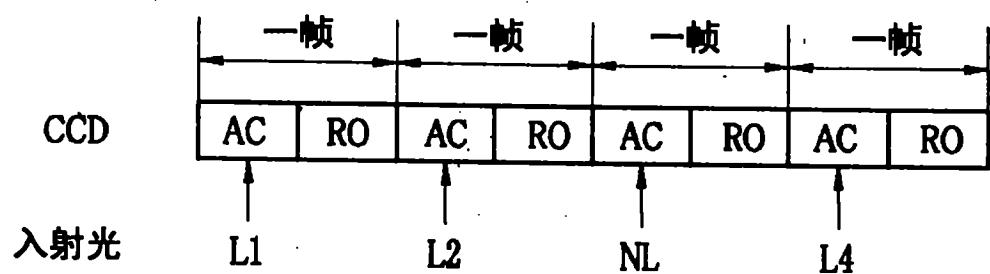


图 14

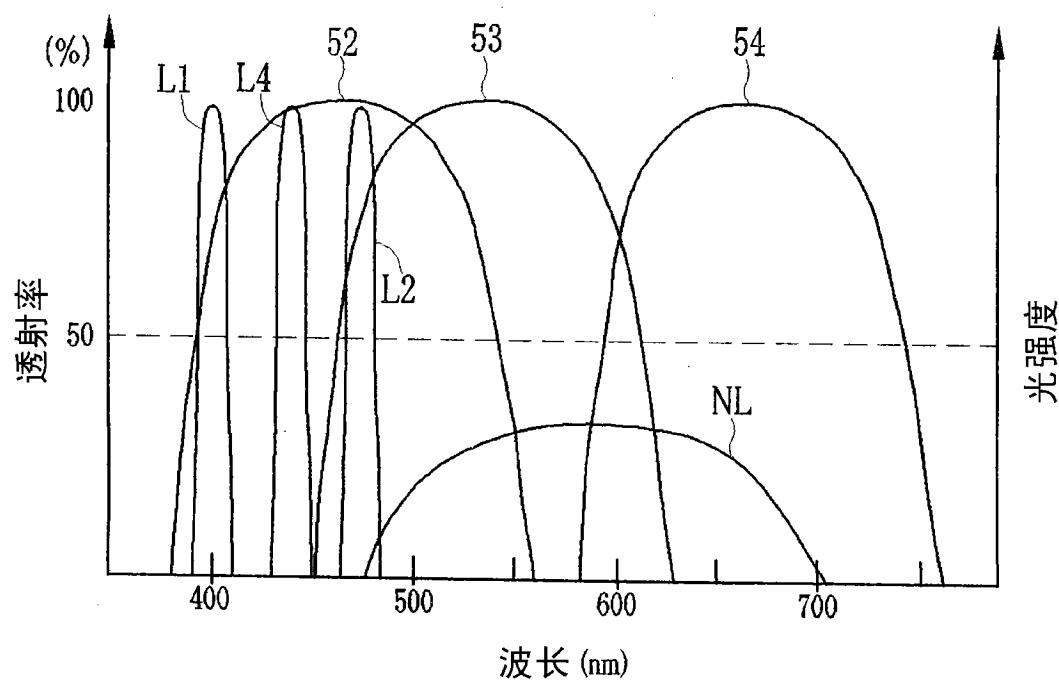


图 15

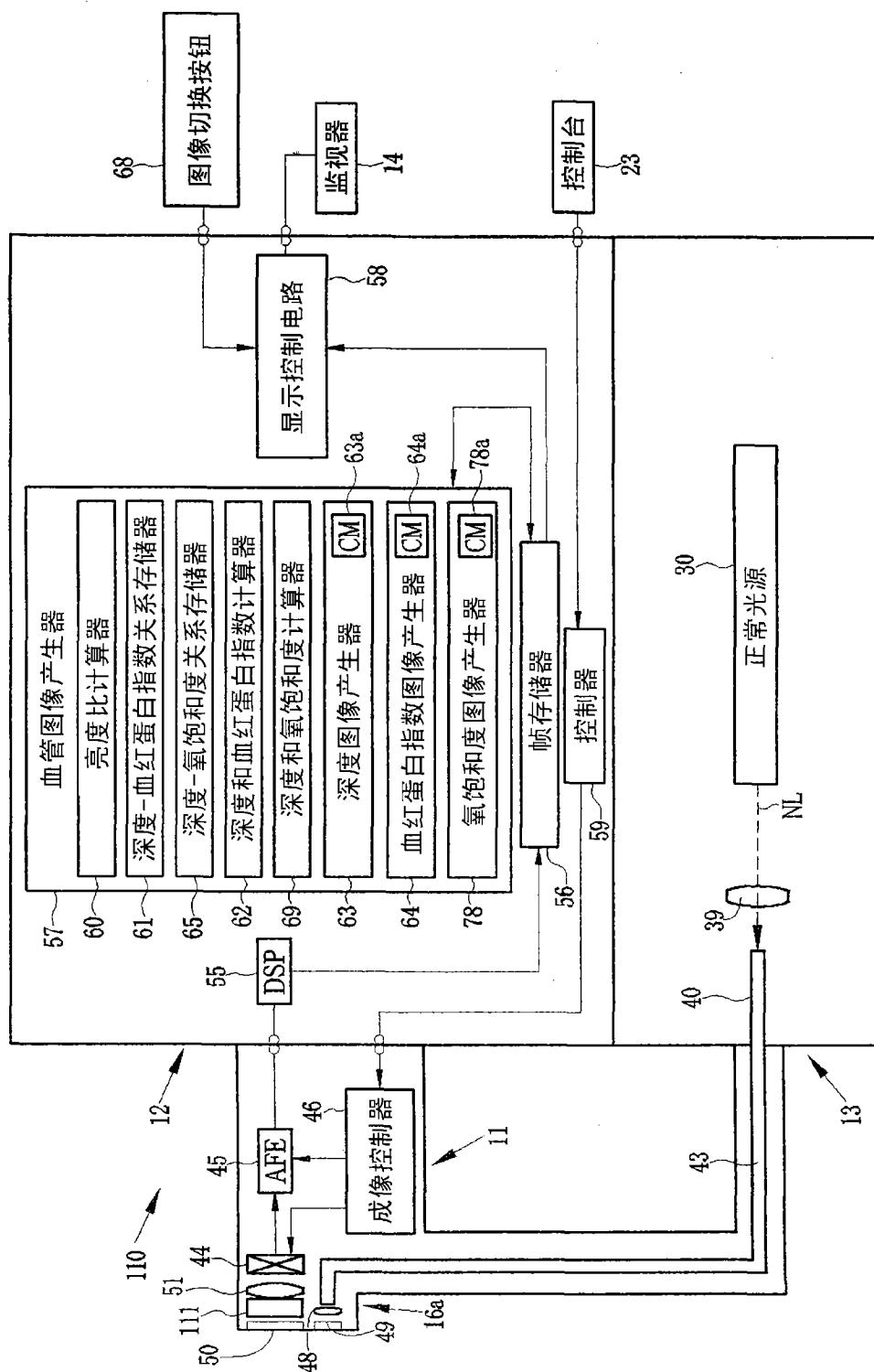


图 16

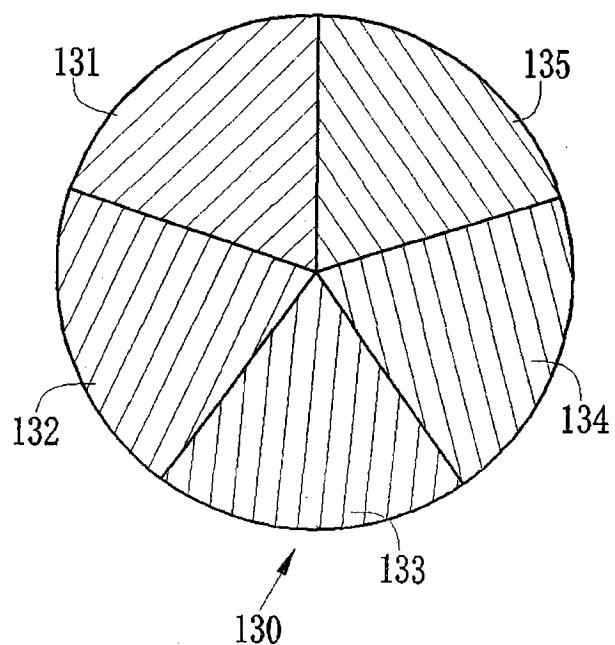


图 17

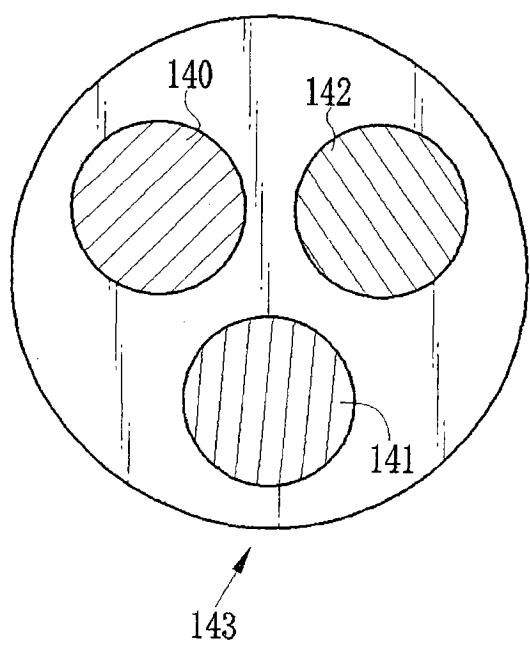


图 18

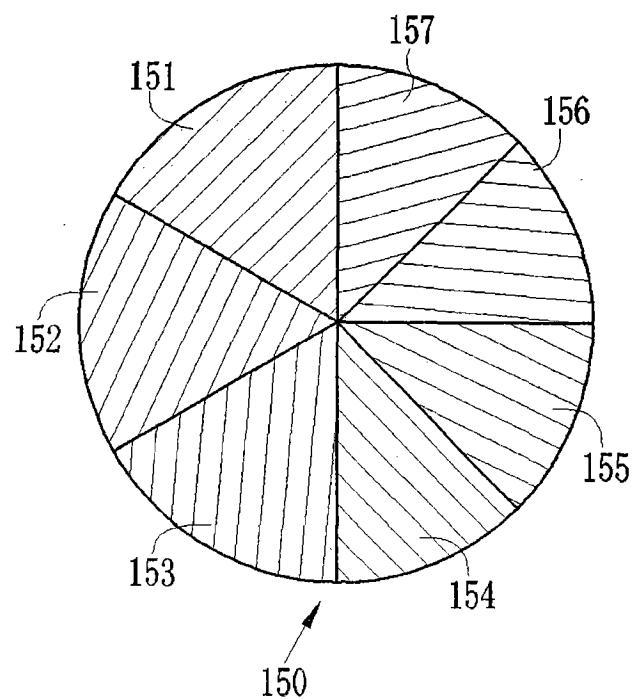


图 19

专利名称(译)	电子内视镜系统及其处理器单元、和获得血管信息的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102197984A</a>	公开(公告)日	2011-09-28
申请号	CN201110036531.2	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	山口博司		
发明人	山口博司		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/07 G06T2207/20224 G06T7/0012 A61B5/14551 A61B1/0005 A61B5/14503 A61B1/0669 A61B1/0646 A61B1/00009 A61B5/1459 A61B1/0051 A61B1/00186 G06T2207/20221 G06T2207/10068 G06T5/50 A61B5/1076 G06T2207/30101 A61B1/0638 A61B5/0084 A61B1/063 A61B1/05		
代理人(译)	张成新		
优先权	2010072065 2010-03-26 JP		
其他公开文献	<a href="#">CN102197984B</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明公开一种电子内视镜系统。在一种特定光模式中，在第一至第四特定光下拍摄第一至第四特定图像，第一至第四特定光是窄波段光。亮度比计算器从每个特定图像提取包含血管的血管区域。亮度比计算器根据特定图像计算血管区域内的每个像素上的第一至第四亮度比。深度和血红蛋白指数计算器基于预先存储的血管深度和血红蛋白指数之间的关系，来计算与第一和第二亮度比对应的血管深度和血红蛋白指数。深度和氧饱和度计算器基于预先存储的血管深度和氧饱和程度之间的关系，来计算与第三和第四亮度比对应的氧饱和程度。

