



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104027062 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 10

(21) 申请号 201410072131. 0

(22) 申请日 2014. 02. 28

(30) 优先权数据

2013-044046 2013. 03. 06 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 久保雅裕

(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 纪晓峰

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006. 01)

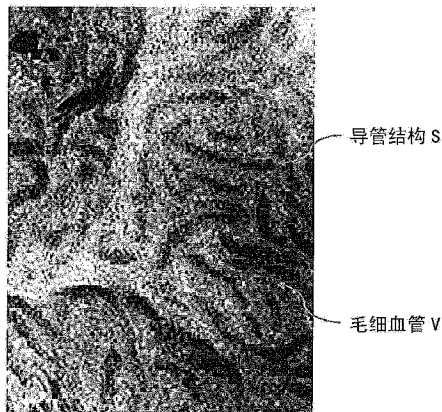
权利要求书2页 说明书12页 附图23页

### (54) 发明名称

图像处理装置和用于操作内窥镜系统的方法

### (57) 摘要

提供了一种图像处理装置和一种用于操作内窥镜系统的方法,其用于增强显示中的导管结构。对 RGB 图像数据进行血管抑制处理。毛细血管的显示被所述血管抑制处理所抑制。在所述血管抑制处理后,所述 RGB 图像数据的色调被反转。由此,产生经抑制与反转的图像。甚至在色调反转后,在所述经抑制与反转的图像中所述毛细血管不干扰导管结构的观察,因为所述毛细血管的显示是被抑制的。在所述经抑制与反转的图像中,由于色调反转,所述导管结构比粘膜暗,因此所述导管结构的颜色接近靛蓝的颜色。



1. 一种图像处理装置,所述图像处理装置包括:

图像输入部,所述图像输入部用于输入第一图像,所述第一图像包括第一结构和比所述第一结构暗的第二结构;

抑制与反转部,所述抑制与反转部用于对所述第一图像进行抑制处理和色调反转处理以产生第二图像,所述第二结构的显示在所述抑制处理中被抑制,在所述第二图像中所述第一结构比所述第二结构暗。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其中

在所述第一图像中所述第一结构比粘膜亮并且所述第二结构比所述粘膜暗,

并且所述抑制与反转部包括抑制部和第一色调反转部,并且所述抑制部对所述第一图像进行所述抑制处理,并且所述第一色调反转部对经抑制处理的第一图像进行所述色调反转处理以使所述第一结构比所述粘膜暗。

3. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其中所述第一图像由RGB图像数据表示,并且所述第一色调反转部将经抑制处理的RGB图像数据反转。

4. 根据权利要求2所述的图像处理装置,进一步包括用于将所述经抑制处理的第一图像分为亮度数据和颜色数据的分离器,所述亮度数据具有亮度信息,所述颜色数据具有颜色信息,并且

其中所述第一色调反转部将所述亮度数据的色调反转。

5. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其中在所述第一图像中所述第一结构比粘膜亮并且所述第二结构比所述粘膜暗,

并且所述抑制与反转部包括抑制部和第二色调反转部,并且所述抑制部对所述第一图像进行所述抑制处理,并且所述第二色调反转部对经抑制处理的第一图像进行所述色调反转处理以使所述第一结构比所述粘膜暗并且使所述第一结构的颜色接近浅蓝色染料的颜色。

6. 根据权利要求5所述的图像处理装置,其中所述第二色调反转部的所述色调反转处理使所述粘膜的颜色接近于用白光照射的粘膜的颜色。

7. 根据权利要求6所述的图像处理装置,其中

所述第一图像由RGB图像数据表示,并且

所述第二色调反转部将经抑制处理的R图像数据的色调反转以便使所述经抑制处理的R图像数据的中间值变亮,并且将经抑制处理的B图像数据的色调反转以便使所述经抑制处理的B图像数据的中间值变暗,并且在所述色调反转处理后将所述色调反转使得暗部分变亮。

8. 根据权利要求6所述的图像处理装置,进一步包括用于将所述经抑制处理的第一图像分为亮度数据和颜色数据的分离器,所述亮度数据具有亮度信息,所述颜色数据具有颜色信息,并且

其中所述第二色调反转部将所述亮度数据的色调反转以便使所述亮度数据的中间值变亮,并且改变所述颜色数据以便使浅黄色的颜色接近于蓝色。

9. 根据权利要求5至8中任一项所述的图像处理装置,其中所述浅蓝色染料是靛蓝。

10. 根据权利要求1至8中任一项所述的图像处理装置,其中所述第一图像具有蓝色窄带图像并且所述蓝色窄带图像包括所述第一和所述第二结构。

11. 根据权利要求1至8中任一项所述的图像处理装置,进一步包括用于放大所述第一和所述第二结构的图像放大部,并且

其中所述第一图像在使用所述图像放大部的放大观察中获得。

12. 根据权利要求1至8中任一项所述的图像处理装置,其中所述第一结构是导管结构并且所述第二结构是毛细血管。

13. 一种用于操作内窥镜系统的方法,所述方法包括以下步骤:

输入来自图像输入部的第一图像,所述第一图像包括第一结构和比所述第一结构暗的第二结构;以及

通过抑制与反转部对所述第一图像进行抑制处理和色调反转处理以产生第二图像,所述第二结构的显示在所述抑制处理中被抑制,在所述第二图像中所述第一结构比所述第二结构暗。

## 图像处理装置和用于操作内窥镜系统的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种图像处理装置和一种用于操作内窥镜系统的方法,用于基于对人体中导管结构等的观察进行诊断。

### 背景技术

[0002] 使用内窥镜系统的诊断在当前医疗护理中是广泛进行的。内窥镜系统包括光源装置、电子内窥镜、和处理器装置。对人体腔的观察是使用内窥镜系统进行的。此类观察包括筛查观察和放大观察。在筛查观察中,由远视野检测出潜在病变(成为病变的高可能性的部位)如浅棕色区域或发红。在检测出潜在病变的情况下,进行放大观察。在放大观察中,内窥镜把镜头移近潜在病变。由此放大并且检查潜在病变。基于对导管结构的观察进行诊断。

[0003] 在导管结构的放大观察中,在正常图像(利用白光的照射捕获的图像)中导管结构 S 的对比度是低的。导管结构 S 的状态是难以判读的。在这种情况下,喷洒染料如靛蓝。染料沉积在导管结构 S 的凹坑上。由此提高导管结构 S 的对比度。被喷洒的染料使导管结构 S 变得明显,允许对导管结构 S 的状态进行判读。

[0004] 通过利用在蓝色区中的窄带波长的蓝色窄带光照射导管结构 S,在被显示的图像中用白颜色增强导管结构 S。这是由于窄带光倾向于在粘膜的表层周围被反射的事实所导致的。在利用蓝色窄带光的照射捕获的蓝色窄带图像中导管结构 S 的对比度提高,允许对导管结构 S 的状态进行判读(参见日本专利号 3607857)。

[0005] 在使用蓝色窄带光的窄带光观察中,导管结构 S 的结构在没有喷洒染料的情况下增强。染料的洗涤是不必要的,这降低了医生的负担。在窄带光观察中,导管结构 S 以略带白色的颜色显示。染料喷洒的导管结构 S 以浅蓝色的颜色显示。当显示时,在窄带光观察中所述导管结构 S 的颜色与染料喷洒的导管结构 S 的颜色完全不同。习惯染料观察的医生在观察以与染料(如靛蓝)的颜色不同的颜色显示的导管结构 S 时具有诸多困难。

[0006] 因为此原因,希望的是以与染料(如靛蓝)的颜色接近的颜色显示导管结构 S,甚至在窄带光观察中。例如,在日本专利号 3607857 中,将蓝色窄带图像分配给监视器的 RGB 通道(ch)。使 B ch 的加权因子大于 G ch 和 R ch 的加权因子。由此以与染料喷洒的导管结构 S 的颜色类似的颜色显示所述导管结构 S。然而,在这种情况下,不仅导管结构 S 而且毛细血管都以靛蓝颜色显示。在导管结构 S 与毛细血管之间的差异并不明显而且不会被增强。

[0007] 通过在日本专利公开号 2009-066147 号以及日本专利号 4451460、3572304、和 3559755 中公开的色调反转处理,可以将以白颜色明亮显示的导管结构部分地变暗。由此以类似于靛蓝喷洒的方式使导管结构变得明显。然而,色调反转处理应用于在图像中的每个像素。除了导管结构的色调外,将血管结构的色调也反转。

[0008] 例如,如由图 24A 中所示的反转窄带图像所显示的,当对在窄带光观察中产生的窄带图像(一种在其中由于施加蓝色窄带光而导致导管结构 S 和毛细血管 V 二者均在显示中被增强的图像)进行色调反转处理时,毛细血管 V 被高亮显示并且与导管结构 S 一样明显。在图 24B 中,黑色粗线被加入至在监视器上显示的图 24A 的图像中,以指示导管结构 S。

明显的血管削弱了对导管结构 S 的视觉识别性并使得难以精确地判读导管结构 S 的状态。因此,必须在不使血管明显的情况下增强导管结构的显示。

[0009] 需注意,日本专利号 3572304 公开了,通过色调反转处理清楚地显示血管。然而,包括日本专利号 3572304 在内的以上所提到的文件均没有提及在窄带光观察中以高清晰度显示导管结构和在不使血管明显的情况下增强显示中的导管结构。

## 发明内容

[0010] 本发明的目的是提供一种图像处理装置和一种用于操作内窥镜系统的方法,能够在不使血管明显的情况下增强导管结构的显示。

[0011] 本发明的图像处理装置包括图像输入部和抑制与反转部。所述图像输入部输入第一图像。所述第一图像包括第一结构和比所述第一结构暗的第二结构。所述抑制与反转部对所述第一图像进行抑制处理和色调反转处理以产生第二图像。在所述抑制处理中所述第二结构的显示被抑制。在所述第二图像中所述第一结构比所述第二结构暗。

[0012] 优选的是,在所述第一图像中所述第一结构比粘膜亮并且所述第二结构比所述粘膜暗,并且所述抑制与反转部包括抑制部和第一色调反转部。所述抑制部对所述第一图像进行所述抑制处理。所述第一色调反转部对经抑制处理的第一图像进行所述色调反转处理以使所述第一结构比所述粘膜暗。优选的是,所述第一图像由 RGB 图像数据表示,并且所述第一色调反转部将经抑制处理的 RGB 图像数据反转。优选的是,所述图像处理装置进一步包括用于将所述经抑制处理的第一图像分为亮度数据和颜色数据的分离器。所述亮度数据具有亮度信息。所述颜色数据具有颜色信息。优选的是,所述第一色调反转部将所述亮度数据的色调反转。

[0013] 在所述第一图像中,所述第一结构比粘膜亮并且所述第二结构比所述粘膜暗。优选的是,所述抑制与反转部包括抑制部和第二色调反转部。所述抑制部对所述第一图像进行所述抑制处理。所述第二色调反转部对经抑制处理的第一图像进行所述色调反转处理以使所述第一结构比所述粘膜暗并且使所述第一结构的颜色接近于浅蓝色染料的颜色。优选的是,所述第二色调反转部的所述色调反转处理使所述粘膜的颜色接近于用白光照射的粘膜的颜色。

[0014] 优选的是,所述第一图像由 RGB 图像数据表示,并且所述第二色调反转部将经抑制处理的 R 图像数据的色调反转以便使所述经抑制处理的 R 图像数据的中间值变亮,并且将经抑制处理的 B 图像数据的色调反转以便使所述经抑制处理的 B 图像数据的中间值变暗,并且在所述色调反转处理后将所述色调反转使得暗部分变亮。优选的是,所述图像处理装置进一步包括用于将所述经抑制处理的第一图像分为亮度数据和颜色数据的分离器。所述亮度数据具有亮度信息。所述颜色数据具有颜色信息。优选的是,所述第二色调反转部将所述亮度数据的色调反转以便使所述亮度数据的中间值变亮,并且改变颜色数据以便使浅黄色的颜色接近于蓝色。优选的是,所述浅蓝色染料是靛蓝。

[0015] 优选的是,所述第一图像具有包括所述第一和所述第二结构的蓝色窄带图像。优选的是,所述图像处理装置进一步包括用于放大所述第一和所述第二结构的图像放大部。优选的是,所述第一图像在使用所述图像放大部的放大观察中获得。优选的是,所述第一结构是导管结构并且所述第二结构是毛细血管。

[0016] 一种用于操作本发明的内窥镜系统的方法包括输入处理和产生处理。在所述输入处理中,从图像输入部输入第一图像。所述第一图像包括第一结构和比所述第一结构暗的第二结构。在所述产生步骤中,抑制与反转部对所述第一图像进行抑制处理和色调反转处理以产生第二图像。在所述抑制处理中所述第二结构的显示被抑制。在所述第二图像中所述第一结构比所述第二结构暗。

[0017] 根据本发明,在显示中导管结构被增强而血管变得不明显。

## 附图说明

[0018] 本发明的以上及其它目的和优点当结合附图获悉时从对优选实施方案的以下详细描述变得更加明显,其中整个视图中相同的附图标记表示相同或相应的部件,其中:

[0019] 图 1 是内窥镜系统的外视图;

[0020] 图 2 是一张框图,其显示第一实施方案的内窥镜的配置;

[0021] 图 3A 是一张图表,其显示白光的发射光谱;

[0022] 图 3B 是一张图表,其显示特殊光的发射光谱;

[0023] 图 4 是一张框图,其显示血管抑制器中的各个部;

[0024] 图 5 是一张图表,其显示在 B 图像信号中沿着预定线的亮度分布;

[0025] 图 6 是一张图表,其显示在血管提取图像中沿着预定线的亮度分布;

[0026] 图 7 是一张图表,其显示在预抑制图像生成器中的 LUT 的输入-输出关系;

[0027] 图 8 是一张图表,其显示在预抑制图像中沿着预定线的亮度分布;

[0028] 图 9 是一张图表,其显示在经血管抑制的图像(其通过合并基础图像和预抑制图像产生)中沿着预定线的亮度分布;

[0029] 图 10 显示 RGB 图像数据的色调曲线的图表,它们用于第一实施方案的色调反转处理;

[0030] 图 11 是一张说明性视图,其显示色调反转处理;

[0031] 图 12A 是一张框图,其显示具有 Lab 转换器和 RGB 转换器的色调反转部;

[0032] 图 12B 显示 Lab 数据的色调曲线的图表,它们用于第一实施方案的色调反转处理;

[0033] 图 13 是一张流程图,其显示第一实施方案中的处理;

[0034] 图 14A 显示在放大观察中捕获的正常图像的实例;

[0035] 图 14B 是一张说明性图像视图,其中黑色粗线表示图 14A 的导管结构;

[0036] 图 15A 显示在放大观察中捕获的第一特殊图像(窄带图像)的实例;

[0037] 图 15B 是一张说明性图像视图,其中黑色粗线表示图 15A 的导管结构;

[0038] 图 16A 显示在放大观察中捕获的经血管抑制的图像的实例;

[0039] 图 16B 是一张说明性图像视图,其中黑色粗线表示图 16A 的导管结构;

[0040] 图 17A 显示在放大观察中捕获的经抑制与反转的图像;

[0041] 图 17B 是一张说明性图像视图,其中黑色粗线表示图 17A 的导管结构;

[0042] 图 18A 显示在放大观察中捕获的染料喷洒的图像的实例;

[0043] 图 18B 是一张说明性图像视图,其中黑色粗线表示图 18A 的导管结构;

[0044] 图 19 显示 RGB 图像数据的色调曲线的图表,它们用于第二实施方案的色调反转处

理；

- [0045] 图 20 显示 Lab 数据的色调曲线的图表,它们用于第二实施方案的色调反转处理；
- [0046] 图 21 是一张框图,其显示帧顺序法中的内窥镜系统的构造；
- [0047] 图 22 是旋转滤光器的平面图；
- [0048] 图 23 是具有光谱计算器的第二特殊图像处理器的框图；
- [0049] 图 24A 显示在放大观察中捕获的常规反转窄带图像的实例；以及
- [0050] 图 24B 是一张说明性图像视图,其中黑色粗线表示图 24A 的导管结构。

## 具体实施方式

### [ 第一实施方案 ]

[0052] 如在图 1 中所示,根据第一实施方案的内窥镜系统 10 具有内窥镜 12、光源装置 14、处理器装置 16、监视器 18、和控制台 20。内窥镜 12 与光源装置 14 光学连接。内窥镜 12 与处理器装置 16 电连接。内窥镜 12 具有插入部 21、操作部 22、弯曲部 23、和远侧部 24。插入部 21 插入在体腔中。操作部 22 设置在插入部 21 的近侧部中。弯曲部 23 和远侧部 24 设置在插入部 21 的远侧。通过操作操作部 22 的角度旋钮 22a 将弯曲部 23 弯曲。将弯曲部 23 弯曲以将远侧部 24 指引至希望的方向。

[0053] 除了角度旋钮 22a 之外,操作部 22 设置有模式选择 SW (开关) 22b 和变焦操作部 22c。模式选择 SW 22b 用于在三种模式之间切换:正常模式、第一特殊模式、和第二特殊模式。在正常模式中使用白光。在第一和第二特殊模式中使用浅蓝色特殊光。在第一特殊模式中,导管结构和毛细血管二者被清楚地显示。在第二特殊模式中,导管结构被清楚地显示而与此同时血管的显示被抑制。变焦操作部 22c 驱动设置在内窥镜 12 内的变焦透镜 47 (参见图 2) 以执行用于放大观察对象的变焦操作。

[0054] 处理器装置 16 与监视器 18 和控制台 20 电连接。监视器 18 输出和显示图像信息等。控制台 20 发挥作为 UI (用户界面) 的功能,用于接受输入操作如设置功能。注意,外部存储器(未示出)可以与处理器装置 16 连接。图像信息等记录在外部存储器中。

[0055] 如在图 2 中所示,光源装置 14 包括蓝色激光器(445LD) 34 和蓝色-紫色激光器(405LD) 36 作为光源。蓝色激光器 34 发射具有 445nm 中心波长的蓝色激光束。蓝色-紫色激光器 36 发射具有 405nm 中心波长的蓝色-紫色激光束。光源控制器 40 独立地控制来自各个激光器 34 和 36 的半导体发光元件的光发射。按照需要改变来自蓝色激光器 34 的发射光束与来自蓝色-紫色激光器 36 的发射光束之间的光量比。在正常模式中,光源控制器 40 主要驱动蓝色激光器 34,使得发射微量的蓝色-紫色激光束。在第一和第二特殊模式中,光源控制器 40 驱动蓝色激光器 34 和蓝色-紫色激光器 36 二者,使得蓝色-紫色激光束的光量大于蓝色激光束的光量。

[0056] 注意,优选的是,蓝色激光束或蓝色-紫色激光束的半高全宽为大约  $\pm 10\text{nm}$ 。在正常模式中,可以关闭蓝色-紫色激光器 36。蓝色激光器 34 和蓝色-紫色激光器 36 可以是大面积 (broad-area) InGaN 激光二极管、InGaNaS 激光二极管、或 GaNaS 激光二极管。可以使用发光器如发光二极管作为上述光源。

[0057] 从激光器 34 或 36 发射的激光束通过光学元件如聚光透镜、光纤、和组合器(均未示出)入射在光导(LG)41 上。光导 41 在与光源装置 14 和内窥镜 12 连接的通用线缆(未示

出)中结合。具有 445nm 中心波长的蓝色激光束或具有 405nm 中心波长的蓝色-紫色激光束通过光导 41 传播至内窥镜 12 的远侧部 24。注意,可以使用多模纤维作为光导 41。例如,可以使用具有 105  $\mu\text{m}$  芯直径和 125  $\mu\text{m}$  覆层直径的小直径纤维光缆。总直径  $\Phi=0.3\text{--}0.5\text{mm}$ 。纤维光缆的总直径  $\Phi$  包括作为外护套的保护层。

[0058] 内窥镜 12 的远侧部 24 具有照明光学系统 24a 和成像系统 24b。照明光学系统 24a 设置有磷光体 44 和照明透镜 45。具有 445nm 中心波长的蓝色激光束或具有 405nm 中心波长的蓝色-紫色激光从光导 41 入射在磷光体 44 上。通过施加蓝色激光束,从磷光体 44 中发射出荧光。蓝色激光束的一部分通过磷光体 44。蓝色-紫色激光束通过磷光体 44 而不激发磷光体 44。来自磷光体 44 的光通过照明透镜 45 被施加到观察对象。

[0059] 在正常模式中,蓝色激光束主要入射在磷光体 44 上。由此,如在图 3A 中所示,白光被施加到观察对象。白光是通过混合蓝色激光束和荧光而产生的。荧光从被蓝色激光束激发的磷光体 44 发射。在第一和第二特殊模式中,蓝色-紫色激光束和蓝色激光束二者入射在磷光体 44 上。因此,如在图 3B 中所示,特殊光被施加到观察对象。特殊光是通过混合蓝色-紫色激光束、蓝色激光束、和从被蓝色激光束激发的磷光体 44 发射的荧光而产生的。在第一和第二特殊模式中,蓝色-紫色激光束的光量大于蓝色激光束的光量。因此,特殊光含有高比例的蓝色分量,并且特殊光的波长范围基本上覆盖整个可见光区。

[0060] 注意,优选的是使用由两种或更多种吸收一部分蓝色激光束的荧光物质(例如, YAG 荧光物质或 BAM( $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ ))组成的磷光体 44 来发射绿色至黄色的光。如在此实施方案中所描述的,通过使用半导体发光元件作为用于磷光体 44 的激发光源,以高发光效率发射出具有高强度的白光。白光的强度容易调节。白光的色温和色度的波动被抑制到小的程度。

[0061] 如在图 2 中所示,内窥镜 12 的成像系统 24b 具有物镜 46、变焦透镜 47、和作为图像输入部的图像传感器 48。从观察对象反射的光通过物镜 46 和变焦透镜 47 入射在图像传感器 48 上。由此在图像传感器 48 上形成观察对象的图像。通过操作变焦操作部 22c 使变焦透镜 47 在远摄端与广角端之间移动。当将变焦透镜 47 移动至广角端侧时,观察对象的反射图像被放大。当将变焦透镜 47 移动至远摄端侧时,观察对象的反射图像变小。使用变焦透镜 47 作为图像放大部以光学改变图像的放大率。备选地,可以电改变图像放大率。

[0062] 图像传感器 48 是彩色图像传感器。图像传感器 48 捕获观察对象的反射图像并输出图像信号。注意,图像传感器 48 优选为 CCD(电荷耦合器件)图像传感器、CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器等。在本发明中使用的图像传感器可以是 RGB 图像传感器或互补图像传感器。RGB 图像传感器具有在其成像表面上的 RGB 镶嵌滤光器(mosaic filter)以获得三种颜色 R(红色)、G(绿色)、和 B(蓝色)的图像信号。互补彩色图像传感器的成像表面设置有 C(青色)、M(品红色)、Y(黄色)、和 G(绿色)的互补彩色镶嵌滤光器。即使使用互补彩色图像传感器,分别代表三种颜色(RGB)的亮度值的图像信号也是通过四种颜色(CMYG)的图像信号的颜色转换而获得的。在这种情况下,必要的是,内窥镜 12、光源装置 14、和处理器装置 16 中的一个包括用于将四种颜色(CMYG)的图像信号转换为三种颜色(RGB)的图像信号的颜色转换器。

[0063] 从图像传感器 48 输出的图像信号被传输至 CDS/AGC 电路 50。CDS/AGC 电路 50 对图像信号(模拟信号)进行相关双采样(CDS)和自动增益控制(AGC)。A/D 转换器 52 将通过

CDS/AGC 电路 50 的图像信号转换为数字图像信号。经 A/D 转换的数字图像信号被输入至处理器装置 16。

[0064] 处理器装置 16 包括接收器 54、图像处理器选择器 60、正常图像处理器 62、第一特殊图像处理器 64、第二特殊图像处理器 65、和图像显示信号生成器 66。接收器 54 接收来自内窥镜 12 的数字图像信号。接收器 54 包括 DSP (数字信号处理器) 56 和噪声去除器 58。DSP56 对数字图像信号进行  $\gamma$  校正和色彩校正处理。噪声去除器 58 对已经在 DSP56 中接受  $\gamma$  校正等的数字图像信号进行噪声去除处理(例如,移动平均法、中值滤波法等)。由此将噪声从数字图像信号中去除。已经将噪声从其中去除的数字图像信号被传输至图像处理器选择器 60。

[0065] 在利用模式选择 SW22b 将内窥镜系统 10 设置为正常模式的情况下,图像处理器选择器 60 将数字图像信号传输至正常图像处理器 62。在将内窥镜系统 10 设置为第一特殊模式的情况下,图像处理器选择器 60 将数字图像信号传输至第一特殊图像处理器 64。在将内窥镜系统 10 设置为第二特殊模式的情况下,图像处理器选择器 60 将数字图像信号传输至第二特殊图像处理器 65。

[0066] 正常图像处理器 62 具有颜色转换器 68、颜色增强部 70、和结构增强部 72。颜色转换器 68 将输入的三个通道(R、G、和 B)的数字图像信号分别分配给 R 图像数据、G 图像数据、和 B 图像数据。对 RGB 图像数据进行颜色转换处理如  $3 \times 3$  的矩阵处理、色调反转处理、和三维 LUT 处理。由此将 RGB 图像数据转换为经颜色转换的 RGB 图像数据。

[0067] 颜色增强部 70 对经颜色转换的 RGB 图像数据进行各种颜色增强处理。结构增强部 72 对经颜色增强的 RGB 图像数据进行用于增强锐度、边缘等的结构增强处理。已经在结构增强部 72 中接受了结构增强处理的 RGB 图像数据作为正常图像被输入至图像显示信号生成器 66。

[0068] 第一特殊图像处理器 64 具有颜色转换器 74、颜色增强部 76、和结构增强部 77。在三个 RGB 通道(ch)的数字图像信号中,颜色转换器 74 将 G 图像信号分配给 R 图像数据并且将 B 图像信号分配给 G 图像数据和 B 图像数据。在这里, B 图像信号被分配给 B 图像数据。B 图像信号,而非 G 图像信号,被分配给 G 图像数据。G 图像信号,而非 R 图像信号,被分配给 R 图像数据。因此,基于 RGB 图像数据,将伪彩色图像显示在监视器 18 上。注意,颜色转换器 74 可以将 RGB 图像信号分别分配给 RGB 图像数据,从而以与颜色转换器 68 类似的方式产生基于白光的图像。

[0069] 与颜色增强部 70 类似,颜色增强部 76 对经颜色转换的 RGB 图像数据进行各种颜色增强处理。与结构增强部 72 类似,结构增强部 77 对经颜色增强的 RGB 图像数据进行用于增强锐度、边缘等的结构增强处理。已经在结构增强部 77 中接受了结构增强处理的 RGB 图像数据作为第一特殊图像被输入至图像显示信号生成器 66。

[0070] 第二特殊图像处理器 65 具有血管抑制器 78 和色调反转部 79。血管抑制器 78 对输入的三个 RGB 通道的数字图像信号进行用于抑制血管的显示的血管抑制处理,从而产生经血管抑制的图像。色调反转部 79 进行用于反转经血管抑制的图像的色调的色调反转处理,从而产生经抑制与反转的图像。在经抑制与反转的图像中,导管结构的显示被增强而与此同时血管的显示被抑制。

[0071] 如在图 4 中所示,血管抑制器 78 包括基础图像生成器 80、频率滤波部 81、预抑制

图像生成器 82、和图像组合单元 83。在三个 RGB 通道的数字图像信号中,基础图像生成器 80 以与颜色转换器 74 类似的方式将 G 图像信号分配给 R 图像数据并且将 B 图像信号分配给 G 图像数据和 B 图像数据。因此,RGB 图像数据形成基础图像。基础图像,作为第一特殊图像,以伪彩色显示在监视器 18 上。注意,基础图像生成器 80 可以将 R、G、和 B 图像信号分配给各自的 RGB 图像数据以产生基于白光的图像,而非伪彩色图像。

[0072] 基础图像的 B 图像数据包含高比例的在蓝色区中的反射分量如蓝色-紫色激光束和蓝色激光束,其对导管结构和毛细血管产生结构增强效应。因此,如在图 5 中所示,在基础图像的 B 图像数据 84 中,由于光的蓝色分量如蓝色-紫色激光束和蓝色激光束导致的高亮度值,导管结构 S 被显示得比粘膜 M 更亮。光的蓝色分量可能会在导管结构 S 所在的粘膜的表层周围被反射掉,而得到高亮度。不同于从宽带光如氙光分离的蓝色窄带光,蓝色-紫色激光束和蓝色激光束高度直线的,因此光束到达导管结构中凹坑的底部。由此,所述导管结构 S 被显示得比由蓝色窄带光照明的导管结构 S 更亮。毛细血管 V 良好地吸收特殊光中的蓝色分量如蓝色-紫色激光束和蓝色激光束,在其中血红蛋白的消光系数是高的。因此,毛细血管 V 被显示得比粘膜 M 暗。

[0073] 频率滤波部 81 对三个 RGB 通道的数字图像信号中的 B 图像信号进行频率滤波处理,从而产生血管提取图像信号。在频率滤波处理中,提取与在粘膜的表层中的毛细血管相对应的频带分量。如在图 6 中所示,在血管提取图像信号 85 中,与包括在通过频率滤波处理提取的频带分量中的毛细血管 V 相对应的像素,具有“负”信号值(显示为负沿)。在通过频率滤波处理提取的频带分量中不包括导管结构 S,因此与导管结构 S 相对应的像素的信号值大约为“0”。基本上不存在粘膜 M 的亮度值的变化,因此与粘膜 M 相对应的像素的信号值大约为“0”。注意,为了增强导管结构,提取频带分量以便包括与导管结构相对应的频带和与毛细血管相对应的频带二者。在这种情况下,血管提取图像信号包括具有“正”信号值(显示为正沿)的与导管结构相对应的像素。

[0074] 预抑制图像生成器 82 产生来自血管提取图像信号的预抑制图像。预抑制图像用于抑制毛细血管的显示。预抑制图像生成器 82 包括 LUT82a。血管提取图像信号被输入至 LUT82a。LUT82a 输出预抑制图像信号。如由图 7 中的输入与输出关系所示,在输入具有负值的血管提取图像信号的情况下,LUT82a 输出正值。由此,如在图 8 中所示,获得具有与毛细血管 V 相对应的“正”像素值的预抑制图像信号。将预抑制图像信号加入至基础图像。由此毛细血管的亮度与粘膜的亮度接近。因此,粘膜与毛细血管之间的对比度降低或者它们之间可以基本上不存在差异。

[0075] 注意,如由图 7 中的输入与输出关系所示,在输入具有正值(正沿)的血管提取图像信号的情况下,LUT82a 输出“0”的预抑制图像信号。LUT82a 可以输出“正”值而非“0”以增强导管结构。在这种情况下,“正”值优选根据增强的程度而增加。可以按照需要通过控制台 20 调整图 7 中所示的输入与输出关系。优选的是,调整输入与输出关系使得在将预抑制图像信号加入至基础图像的图像数据中与毛细血管相对应的像素值变为几乎等于与粘膜相对应的像素值。

[0076] 图像组合单元 83 将由预抑制图像信号产生的预抑制图像与基础图像合并。由此,产生经血管抑制的图像,在经血管抑制的图像中毛细血管的显示被抑制。图像组合单元 83 将预抑制图像的像素值与基础图像的 B 图像数据的各个像素值(B ch)相加。预抑制图像

的像素值可以与 G 图像数据或 R 图像数据的各个像素相加。注意,毛细血管优选被抑制为不能在图像中将毛细血管与粘膜分辨的程度,换句话说,作为将预抑制图像与基础图像合并的结果,毛细血管在图像中消失。

[0077] 例如,如在图 9 中所示,通过将经血管抑制的图像 100 (参见图 8)与基础图像 105 的 B ch (B 图像数据的各个像素)合并,毛细血管 V 与周围的粘膜 M 之间的对比度降低。由此,产生经血管抑制的图像 110,在经血管抑制的图像 110 中毛细血管 V 的显示被抑制。对于毛细血管 V 来说虚线表示在图像组成前的亮度值。注意,图 9 显示在图像中一条线的图像组成。

[0078] 色调反转部 79 对向其输入的经血管抑制的图像的 RGB 图像数据进行色调反转处理。基于在图 10 中所示的 RGB 图像数据的色调曲线 125a 至 125c,色调反转部 79 将输入的经血管抑制的图像的 RGB 图像数据的色调反转。由此色调反转部 79 输出经抑制与反转的图像的色调反转的 RGB 图像数据。由于色调反转处理,将具有中间值的部分的亮度维持原样,而与此同时亮部分变暗并且暗部分变亮。在色调反转处理后,将经抑制与反转的图像的 RGB 图像数据作为第二特殊图像传输至图像显示信号生成器 66。注意,将与色调曲线 125a 至 125c 有关的数据存储在色调反转部 79 中的 LUT79a 中。

[0079] 例如,在图 11 中所示的经抑制与反转的图像 112 的 B 图像数据是通过对经血管抑制的图像 110 (参见图 9)的 B 图像数据进行色调反转处理而产生的。在经抑制与反转的图像 112 的 B 图像数据中,导管结构 S 比粘膜 M 暗。因此,通过使在经抑制与反转的图像 112 中导管结构 S 的颜色比粘膜 M 的颜色暗,导管结构 S 变得明显,如同已经将靛蓝喷洒在导管结构 S 上一样。另一方面,在原始图像中毛细血管 V 的亮度比较接近于粘膜的亮度。甚至在色调反转处理后,在经抑制与反转的图像 112 中色调反转的毛细血管 V 比粘膜 M 稍亮或者与粘膜 M 一样亮。因此,在经抑制与反转的图像 112 中血管不干扰对导管结构的视觉识别。习惯染料观察的医生能够容易地判读导管结构的状态。

[0080] 注意,不用对代表经血管抑制的图像的 RGB 图像数据进行色调反转处理,色调反转部 79 可以将经血管抑制的图像的 RGB 图像数据分为亮度数据和颜色数据而且可以仅对亮度数据进行色调反转处理。在色调反转后,对颜色数据和色调反转的亮度数据进行 RGB 转换。由此产生经抑制与反转的图像的 RGB 图像数据。

[0081] 例如,如在图 12A 中所示,色调反转部 79 包括 Lab 转换器 79b 和 RGB 转换器 79c,以进行代表经血管抑制的图像的 RGB 图像数据的 Lab 转换。首先,Lab 转换器 79b,作为一种分离器,对经血管抑制的图像的 RGB 图像数据进行 Lab 转换,以将 RGB 图像数据分为具有亮度信息的 L 数据、具有与红至绿颜色相关的颜色信息的“a”数据、和具有与蓝至黄颜色相关的颜色信息的“b”数据。如在图 12B 中所示,基于色调曲线 127a 反转 L 数据的色调。基于色调曲线 127b 和 127c 维持“a”数据的色调和“b”数据的颜色。由此导管结构 S 的颜色似乎与比粘膜的颜色暗的靛蓝的颜色接近,而没有颜色的变化。

[0082] RGB 转换器 79c 对 L 数据、“a”数据和“b”数据进行 RGB 转换。由此 RGB 转换器 79c 将 L 数据、“a”数据和“b”数据转换为经抑制与反转的图像的 RGB 图像数据。注意,可以通过 YCbCr 转换代替 Lab 转换来分离亮度数据和颜色数据。将与色调曲线 127a 至 127c 有关的数据存储在色调反转部 79 中的 LUT79a 中。

[0083] 图像显示信号生成器 66 将从正常图像处理器 62 输入的正常图像、从第一特殊图

像处理器 64 输入的第一特殊图像、和从第二特殊图像处理器 65 输入的第二特殊图像中的每一个转换为显示图像信号。由此,正常图像以及第一和第二特殊图像可显示在监视器 18 上。监视器 18 基于各自的显示图像信号显示正常图像、第一特殊图像、和 / 或第二特殊图像。

[0084] 接下来,利用在图 13 中所示的流程图来描述该实施方案的操作。首先,在正常模式中,在远视野中进行观察对象的筛查。在检测出作为具有潜在恶性病变的部位的潜在病变(如浅棕色区域或发红)的情况下,操作变焦操作部 22c 以将镜头移近该潜在病变。由此进行放大观察,在放大观察中该潜在病变被放大。在放大观察中,在监视器 18 上显示具有如在图 14A 中所示放大的导管结构 S 的正常图像。在精确判读正常图像中的导管结构 S 的状态的情况下,基于正常图像确定所述潜在病变为病变或非病变。注意,在图 14B 中,描绘黑色粗线以明确地表示导管结构 S。

[0085] 如从图 14A 和 14B 之间的比较显而易见的,因为导管结构 S 的对比度低,一般来说难以精确地从图 14A 中所示的正常图像判读导管结构 S 的状态。在大多数情况中,操作模式选择 SW22b 以将模式切换至第一特殊模式。由此,如在图 15A 中所示,在监视器 18 上显示第一特殊图像,在第一特殊图像中增强了导管结构 S 和毛细血管 V。注意,在图 15B 中,黑色粗线明确地表示导管结构 S。

[0086] 在精确判读第一特殊图像中的导管结构 S 的状态的情况下,医生基于第一特殊图像确定所述潜在病变为病变或非病变。因为在第一特殊图像中增强了导管结构 S,在判读导管结构 S 的状态中,在图 15A 中所示的第一特殊图像比在图 14A 中所示的正常图像更有用。然而,第一特殊图像同时增强了导管结构 S 和毛细血管 V。在一部分导管结构 S 消失的情况下,毛细血管 V 可能会干扰对导管结构 S 的视觉识别。在这种情况下,可能不会精确地判读导管结构 S 的状态。

[0087] 在这种情况下,操作模式选择 SW22b 以从第一特殊模式切换至第二特殊模式。在第二特殊模式中,首先,血管抑制器 78 对通过对观察对象的图像捕获而获得的 RGB 图像信号进行用于抑制血管的显示的处理。由此,如在图 16A 中所示,获得经血管抑制的图像,在经血管抑制的图像中毛细血管 V 的显示被抑制。在经血管抑制的图像中,与在图 15A 中所示的第一特殊图像相比,毛细血管 V 不干扰对导管结构 S 的视觉识别。因此,易于判读导管结构 S 的状态。注意,在图 16B 中,黑色粗线明确地表示导管结构 S。

[0088] 色调反转部 79 对经血管抑制的图像进行色调反转处理。由此获得如在图 17A 中所示的经抑制与反转的图像。在经抑制与反转的图像中,通过使导管结构 S 变暗来提高对比度而与此同时毛细血管 V 的显示被抑制。将经抑制与反转的图像作为第二特殊图像显示在监视器 18 上。在第二特殊图像中,因为毛细血管 V 的显示已经被抑制,毛细血管 V 不干扰对导管结构 S 的视觉识别。此外,使导管结构 S 变暗,因此导管结构 S 的颜色与靛蓝的颜色接近。因此,第二特殊图像与通过靛蓝喷洒获得的图像基本上相同。习惯染料观察的医生能够毫无困难地精确判读导管结构的状态。注意,在图 17B 中,黑色粗线明确地表示导管结构 S。

[0089] 在医生能够精确判读第二特殊图像中的导管结构 S 的状态的情况下,他 / 她基于第二特殊图像确定所述潜在病变为病变或非病变。在不能精确判读第二特殊图像中的导管结构 S 的状态的情况下,喷洒染料如靛蓝作为最后手段。由此染料沉积在导管结构 S 的凹

坑部上。由此,如在图 18A 中所示,在监视器 18 上显示在其中导管结构 S 被增强的染料喷洒的图像。注意,在图 18B 中,黑色粗线表示用于比较的导管结构 S。

[0090] 医生判读显示在监视器 18 上的染料喷洒的图像中的导管结构 S 的状态,以确定所述潜在病变为病变或非病变。注意,在染料喷洒的图像的观察后必须将喷洒的染料洗涤掉。对染料喷洒的图像的观察是在导管结构 S 不足够清楚以判读第二特殊图像的情况中使用的最后手段。

[0091] [第二实施方案]

[0092] 在第一实施方案中,色调反转处理使导管结构变得明显,如同已经将靛蓝喷洒在其上一样。此外,第二实施方案的色调反转处理使粘膜的颜色接近于使用白光通过图像捕获而获得的颜色,并且使导管结构的颜色比在第一实施方案中更接近靛蓝的颜色。在第二实施方案中,基于在图 19 中所示的 RGB 图像数据的色调曲线 180a 至 180c,输入经血管抑制的图像的 RGB 图像数据并反转色调。由此输出经抑制与反转的图像的 RGB 图像数据。

[0093] R 图像数据的色调曲线 180a 是凸形的,因此在中间值方面,输出的 R 图像数据稍大于输入的 R 图像数据。B 图像数据的色调曲线 180c 是凹形的,因此在中间值方面,输出的 B 图像数据稍小于输入的 B 图像数据。G 图像数据的色调曲线 180b 是直线形的,因此基本上维持中间值的输入与输出之间的平衡。因此,在经抑制与反转的图像(在其中合并了色调反转的 RGB 图像数据)中,粘膜的颜色(大多处于中间值)是浅红色的。在经抑制与反转的图像中的粘膜的浅红颜色与使用白光捕获的图像的颜色基本上相同。

[0094] 在将输入的 B 图像数据的高亮显示部分(即导管结构 S)在色调反转后作为阴影输出的情况中,限定 B 图像数据的色调曲线 180c 以使阴影比其预想的稍亮。由此,在经抑制与反转的图像中导管结构的颜色变成浅蓝色且与靛蓝的颜色接近。

[0095] 注意,在图 20 中所示的色调曲线 182a 至 182c 用于通过 Lab 转换反转经血管抑制的图像的 RGB 图像数据的色调。L 数据的色调曲线 182a 是凸形的,因此在中间值方面,输出的 L 数据稍大于输入的 L 数据。“a”数据的色调曲线 182b 和“b”数据的色调曲线 182c 是直线形的,因此维持中间值的输入与输出之间的平衡。限定“b”数据的色调曲线 182c,使得输入的“b”数据的浅黄颜色变得与蓝色接近。因此,在经抑制与反转的图像中,在 L 数据、“a”数据、和“b”数据的 RGB 转换后,粘膜的颜色(大多处于中间值)与利用白光捕获的粘膜的颜色接近,并且导管结构的颜色与靛蓝的颜色接近。

[0096] 在第一和第二实施方案中,采用同时法,其中利用彩色图像传感器同时获得每个模式所必需的彩色图像信号。备选地,可以采用帧顺序法以执行本发明。在帧顺序法中,利用单色图像传感器相继获得每个模式所必需的图像信号。

[0097] 如在图 21 中所示,帧顺序法中的内窥镜系统 200 的光源装置 14 包括宽带光源 202、旋转滤光器 204、和滤光器切换部 205,而非蓝色激光器 34、蓝色-紫色激光器 36、和光源控制器 40。内窥镜 12 的照明光学系统 24a 不设置有磷光体 44。成像系统 24b 包括不具有滤色器的单色图像传感器 206,而非彩色图像传感器 48。除了那些外,内窥镜系统 200 与第一实施方案的内窥镜系统 10 类似。

[0098] 宽带光源 202 是氙灯、白光 LED 等并且发射在蓝色至红色波长范围内的白光。旋转滤光器 204 包括在内测上的正常模式滤光器 208 和在外侧上的特殊模式滤光器 209 (参见图 22)。滤光器切换部 205 使旋转滤光器 204 沿径向方向移动。在利用模式选择 SW22b

将模式设置为正常模式的情况下,滤光器切换部 205 将旋转滤光器 204 的正常模式滤光器 208 插入至白光的光路上。在利用模式选择 SW22b 将模式设置为第一或第二特殊模式的情况下,滤光器切换部 205 将旋转滤光器 204 的特殊模式滤光器 209 插入至白光的光路上。

[0099] 如在图 22 中所示,正常模式滤光器 208 包括沿周向布置的 B 滤光器 208a、G 滤光器 208b、和 R 滤光器 208c。B 滤光器 208a 发射白光中的蓝色光。G 滤光器 208b 发射白光中的绿色光。R 滤光器 208c 发射白光中的红色光。因此,在正常模式中,在旋转滤光器 204 旋转时,蓝色光、绿色光、和红色光被相继施加至观察对象。

[0100] 特殊模式滤光器 209 包括沿周向布置的 Bn 滤光器 209a 和 Gn 滤光器 209b。Bn 滤光器 209a 传输白光中的具有 415nm 中心波长的蓝色窄带光。Gn 滤光器 209a 传输白光中的具有 540nm 中心波长的绿色窄带光。因此,在特殊模式中,在旋转滤光器 204 旋转时,蓝色窄带光和绿色窄带光被交替地施加至观察对象。

[0101] 在正常模式中,每当蓝色光、绿色光、或红色光被施加至观察对象时,帧顺序法中的内窥镜系统 200 的单色图像传感器 206 捕获观察对象的图像。由此获得三种颜色的 RGB 图像信号。以与第一实施方案类似的方式,基于 RGB 图像信号产生正常图像。

[0102] 在第一和第二特殊模式中,每当蓝色窄带光或绿色窄带光被施加至观察对象时,单色图像传感器 206 捕获观察对象的图像。由此获得 Bn 图像信号和 Gn 图像信号。基于 Bn 图像信号和 Gn 图像信号,产生第一和第二特殊图像。注意,不同于第一和第二实施方案,Bn 图像信号被分配给 B 图像数据和 G 图像数据,而 Gn 图像信号被分配给 R 图像数据。由此产生第一特殊图像。除此以外,第一特殊图像是以与第一和第二实施方案类似的方式产生的。

[0103] 在产生第二特殊图像中,不同于第一和第二实施方案,Bn 图像信号被分配给 B 图像数据和 G 图像数据,而 Gn 图像信号被分配给 R 图像数据。由此产生基础图像。Bn 图像信号,而非 B 图像信号,用于产生预抑制图像。除此之外,第二特殊图像是以与第一和第二实施方案类似的方式产生的。

[0104] 注意,在以上实施方案中,对经血管抑制的图像进行色调反转处理,在经血管抑制的图像中血管的显示被抑制。由此,产生经抑制与反转的图像。相反地,可以对色调反转的图像(在其中色调被反转)进行用于抑制血管的显示的处理,以产生经抑制与反转的图像。

[0105] 注意,在以上实施方案中,通过对 B 图像信号进行频率滤波处理来提取毛细血管。用于提取毛细血管的方法并不限于此。例如,可以从由 B 图像信号和 G 图像信号之间的亮度比 B/G 组成的 B/G 图像中提取毛细血管。在这种情况下,提取具有小于预定值的亮度比 B/G 的像素作为与来自 B/G 图像的一个或多个毛细血管相对应的像素。这是因为,在与粘膜相对应的像素中 B 图像信号和 G 图像信号之间的平衡是不变的,而与此同时与一个或多个毛细血管相对应的像素的亮度比 B/G 比与粘膜相对应的像素的亮度比 B/G 低。由于血红蛋白吸收蓝色分量,B 图像信号的值降低。

[0106] 注意,在第一实施方案中磷光体 44 设置在内窥镜 12 的远侧部 24。代替地,磷光体 44 可以设置在光源装置 14 中。在这种情况下,磷光体 44 优选设置在光导 41 与蓝色激光器 34 之间。

[0107] 注意,上述同时法中的内窥镜系统 10 使用 B 图像信号以产生经抑制与反转的图像。B 图像信号是在其中包括蓝色激光束和蓝色-紫色激光束的窄带波长的信息的窄带信

号。上述帧顺序法中的内窥镜系统 200 使用 Bn 图像信号以产生经抑制与反转的图像。Bn 图像信号是在其中包括蓝色窄带光的窄带波长的信息的窄带信号。代替地,通过基于宽带图像如白光图像的光谱计算,可以生成蓝色窄带图像信号,以产生经抑制与反转的图像。蓝色窄带图像信号具有相当大量的与导管结构有关的信息。

[0108] 在这种情况下,在第二特殊模式中,同时法中的内窥镜系统 10 施加白光而非特殊光。如在图 23 中所示,光谱计算器 300 设置在接收器 54 和血管抑制器 78 之间。基于通过利用白光的照射的图像捕获而获得的 RGB 图像信号,光谱计算器 300 进行光谱计算处理。由此生成蓝色窄带图像信号。蓝色窄带图像信号(例如,具有 415nm 波长的信息的蓝色窄带图像信号)具有相当大量的与导管结构 S 有关的信息。使用在日本专利公开第 2003-093336 号中公开的一种光谱计算的方法。以与以上实施方案中的那些类似的步骤,基于由光谱计算器 300 产生的蓝色窄带图像信号、以及 G 和 R 图像信号产生经抑制与反转的图像。注意,白光可以利用磷光体 44 生成或者从宽带光源如氙灯发射。

[0109] 注意,在以上实施方案中,在使用内窥镜的观察期间进行本发明的图像处理。在使用内窥镜观察后,可以对存储在内窥镜系统的存储部中的内窥镜图像进行图像处理。在这种情况下,内窥镜系统需要包括用于将图像从存储部输入至处理器装置的图像输入部。

[0110] 在本发明中可以进行各种改变和修改,并且所述改变和修改可以被理解为在本发明的范围内。

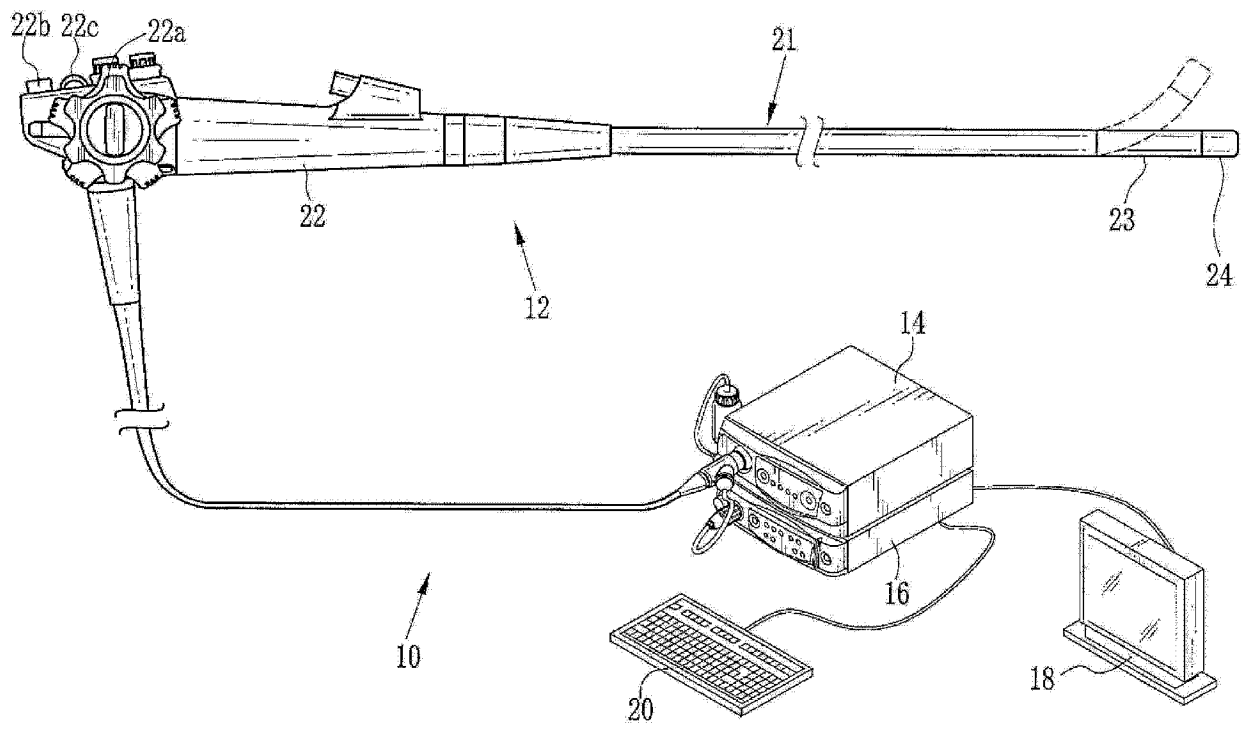


图 1

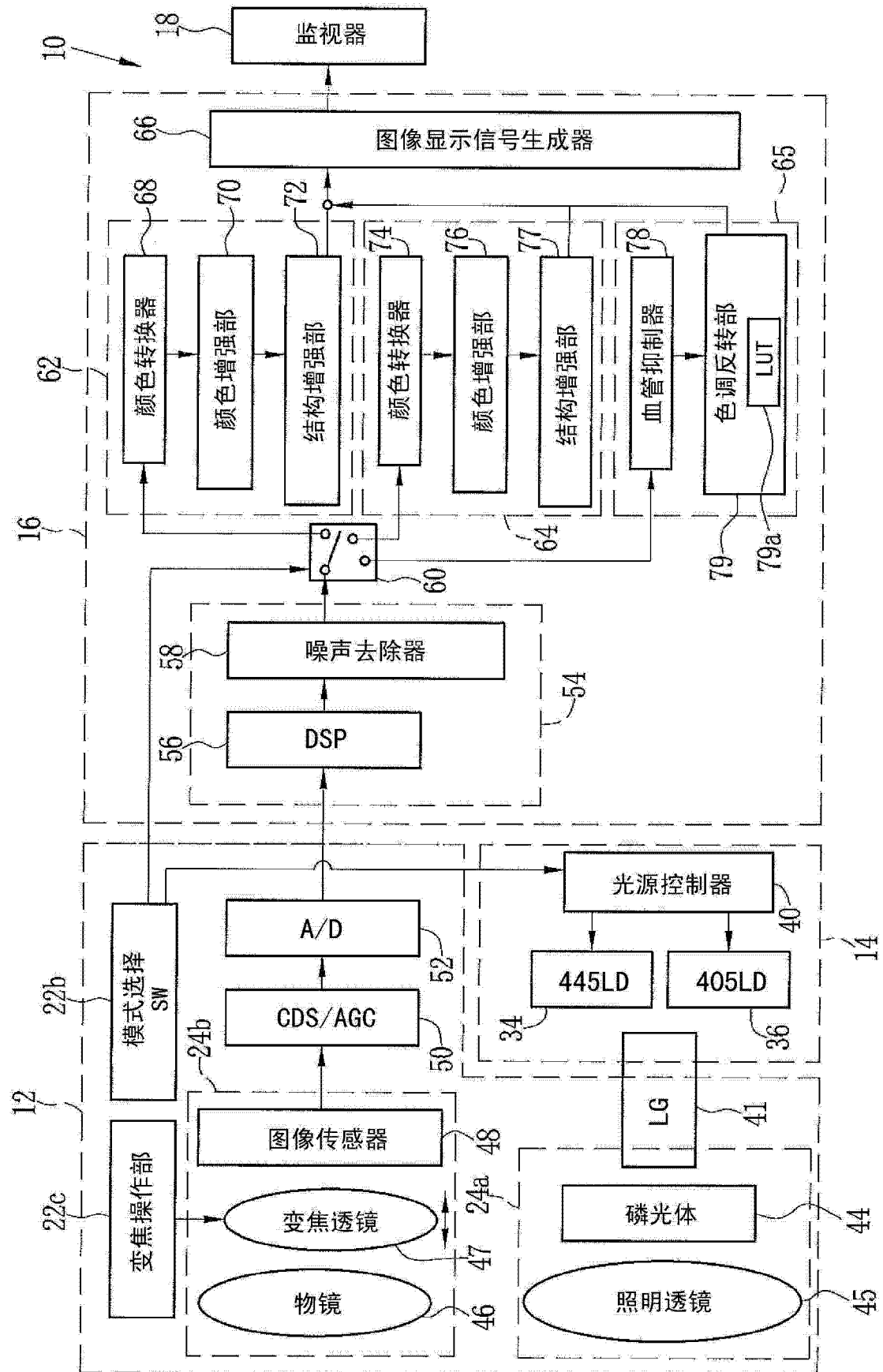


图 2

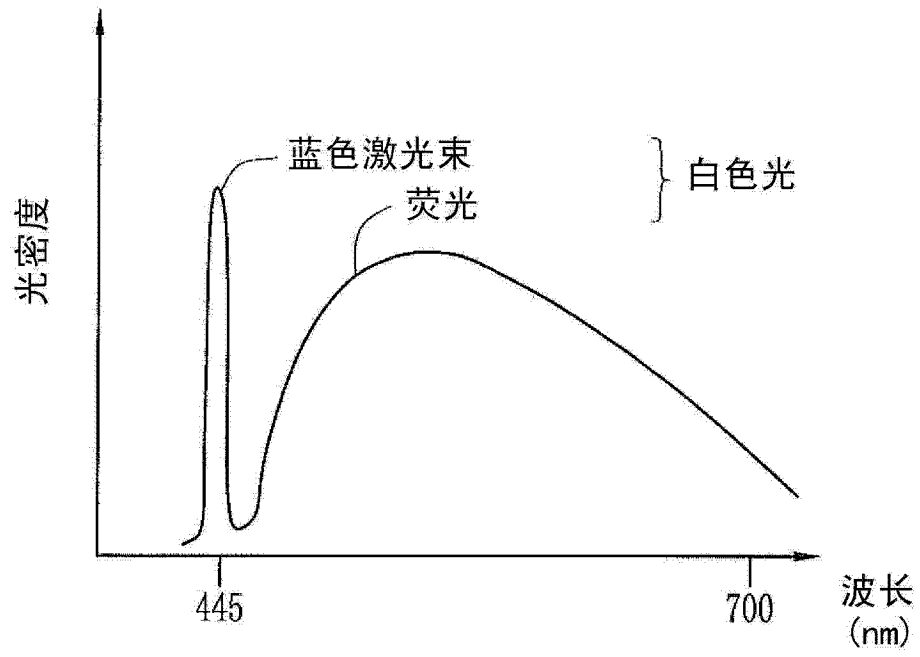


图 3A

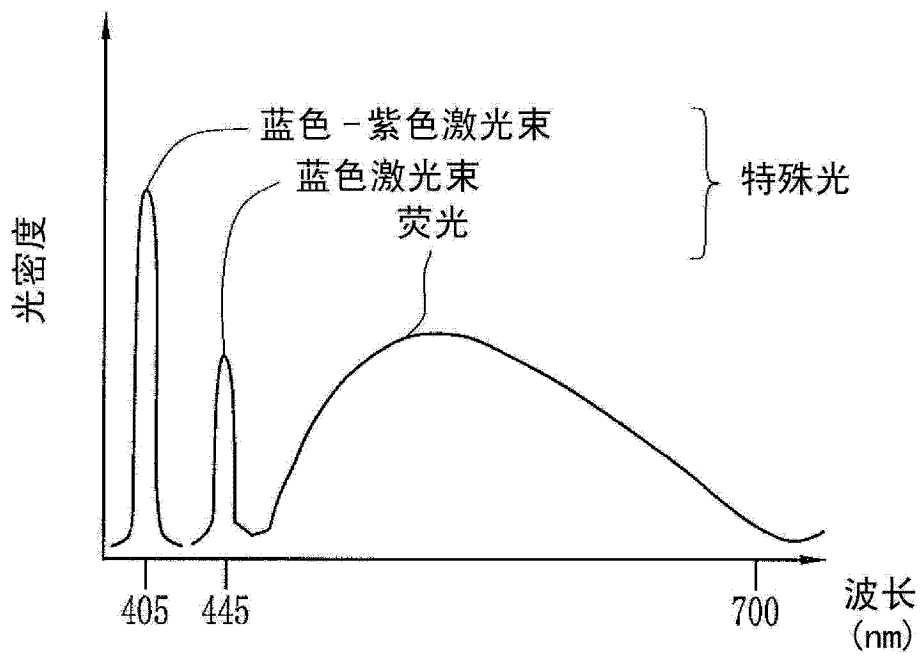


图 3B

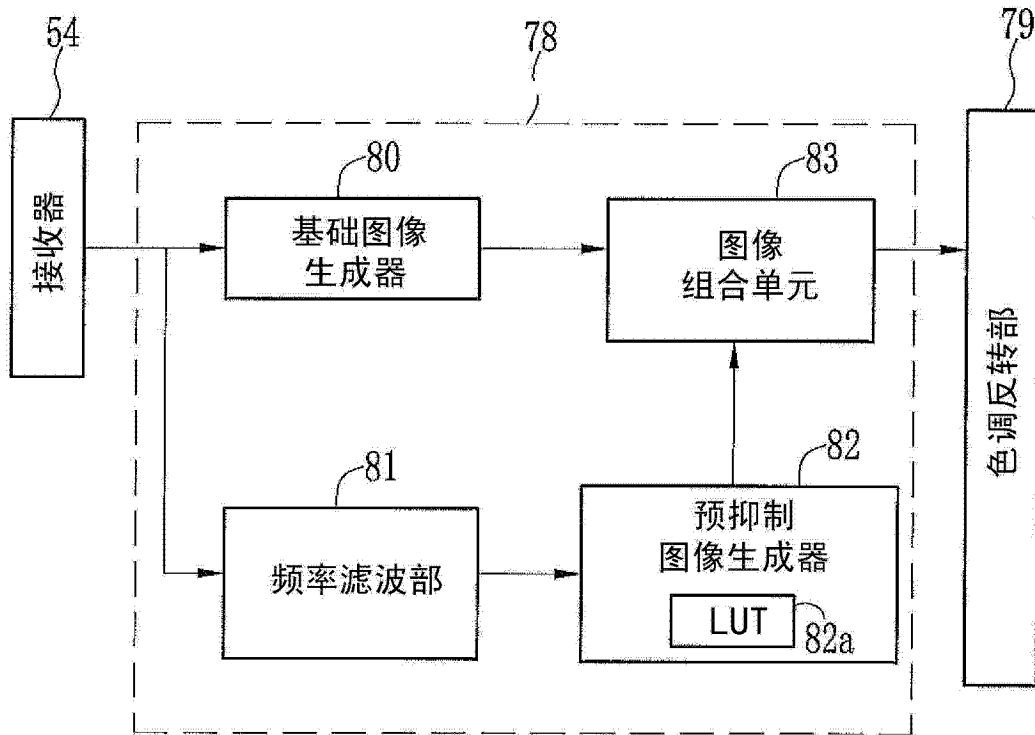


图 4

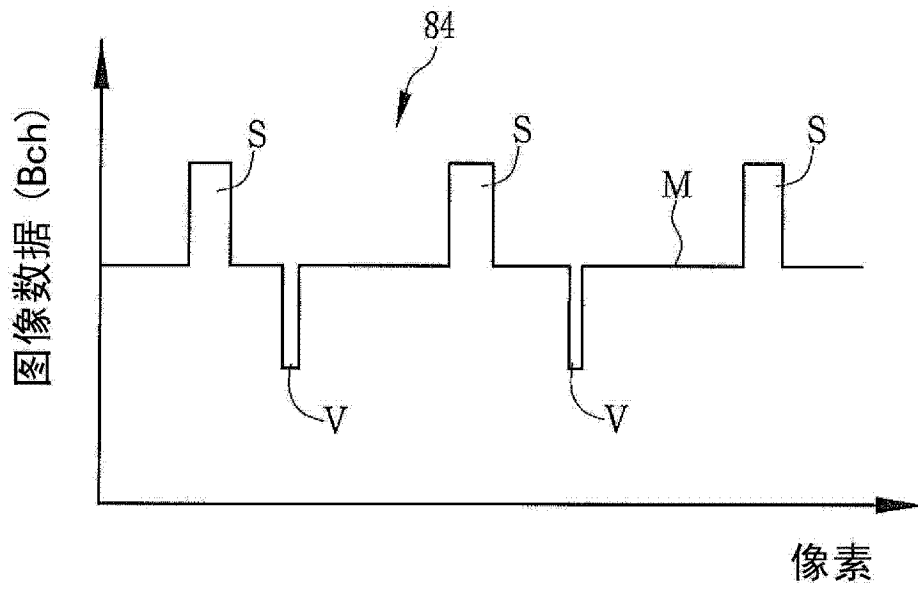


图 5

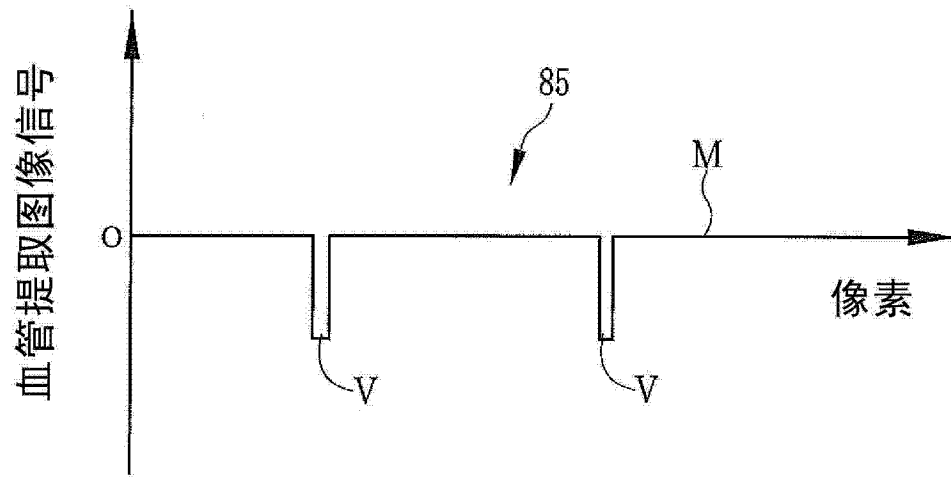


图 6

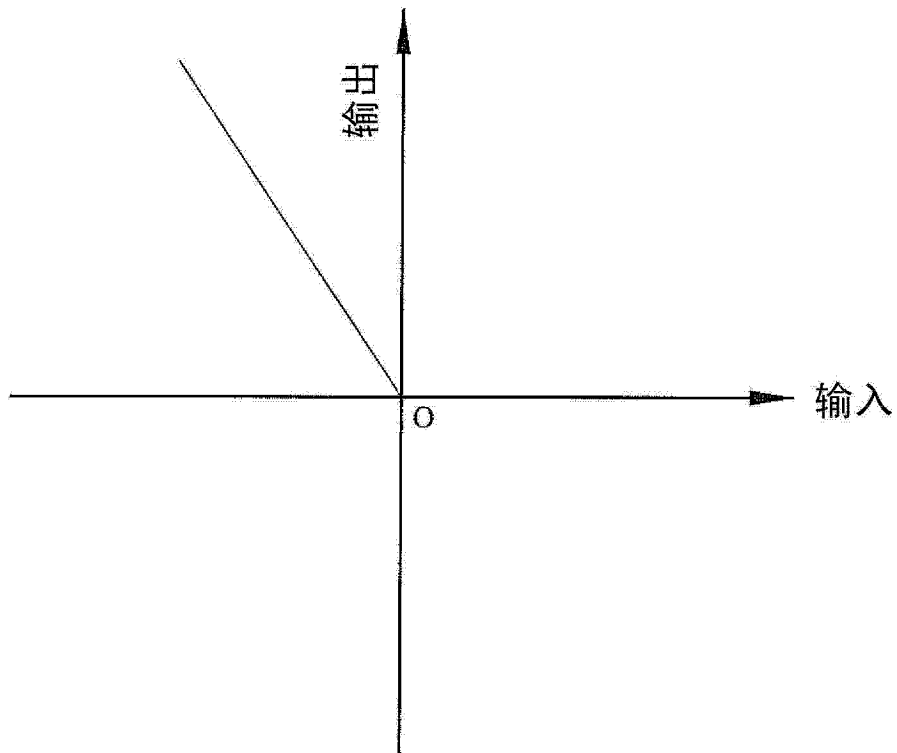


图 7

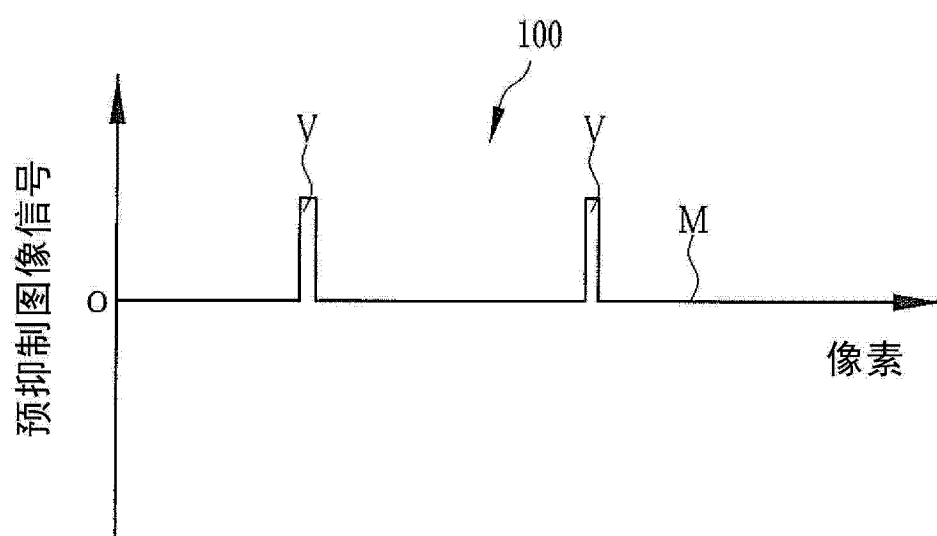


图 8

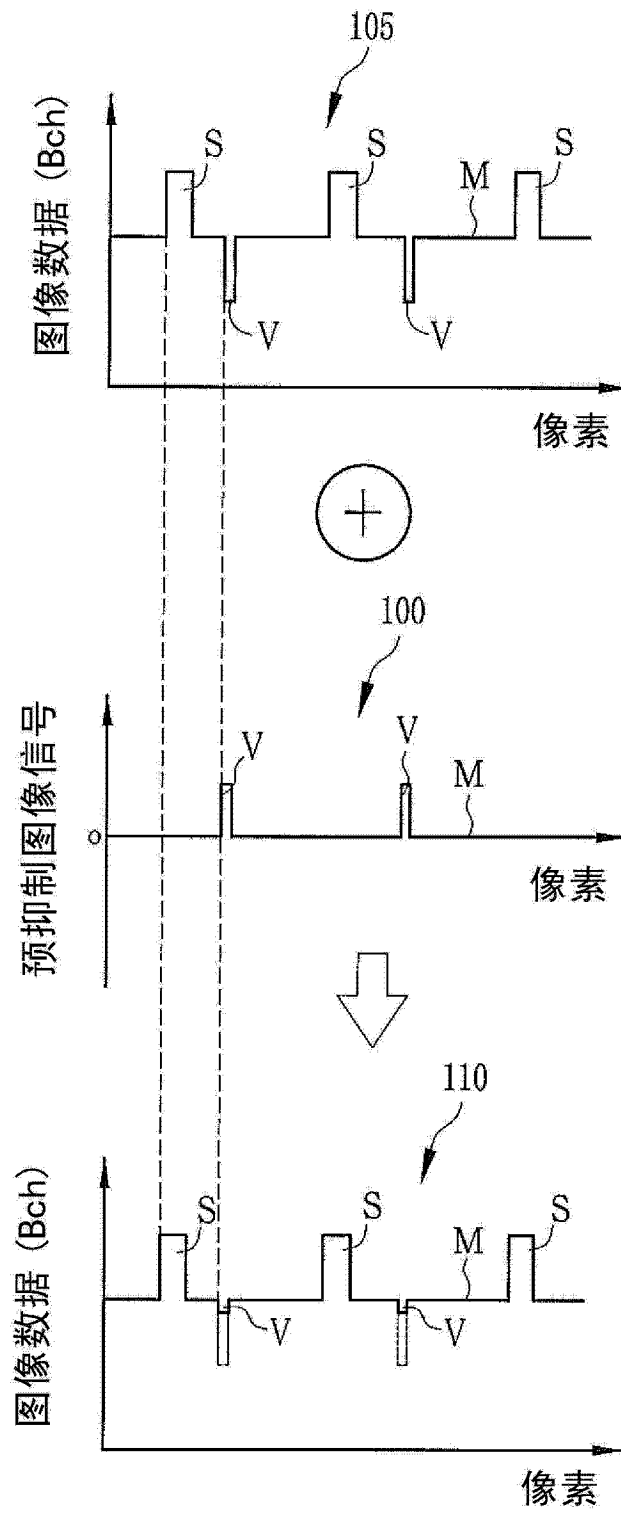


图 9

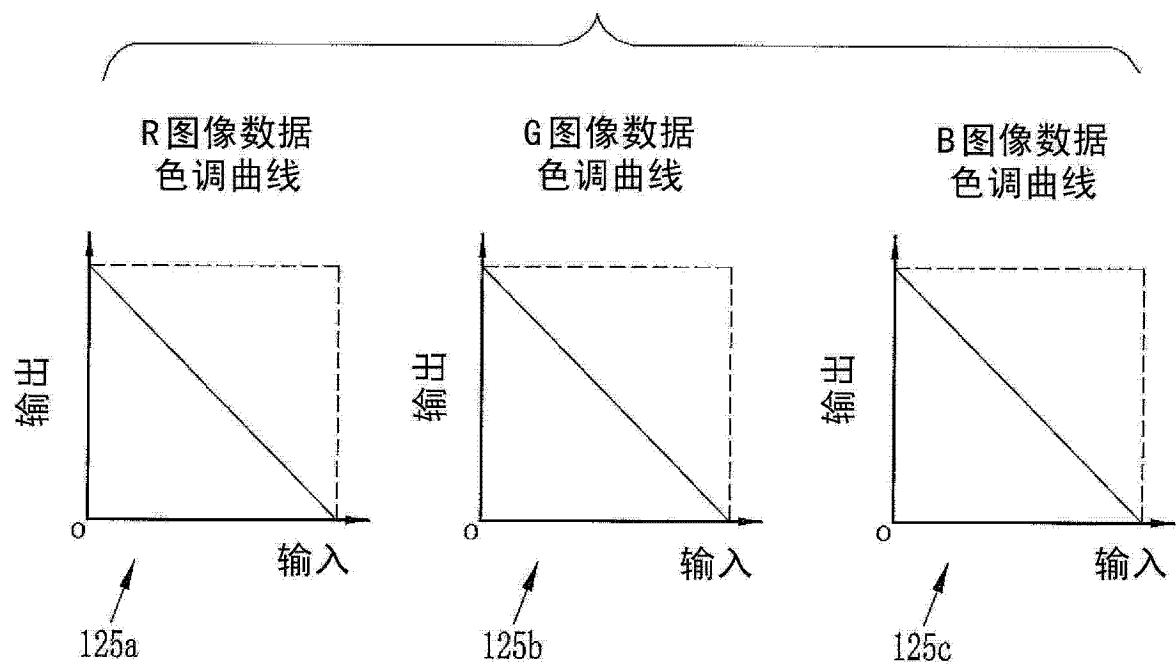


图 10

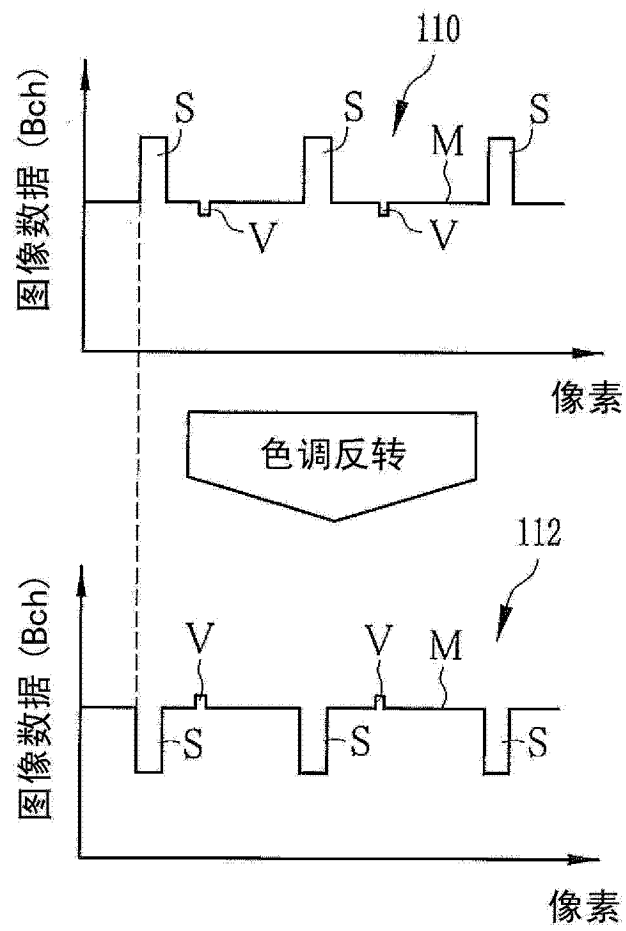


图 11

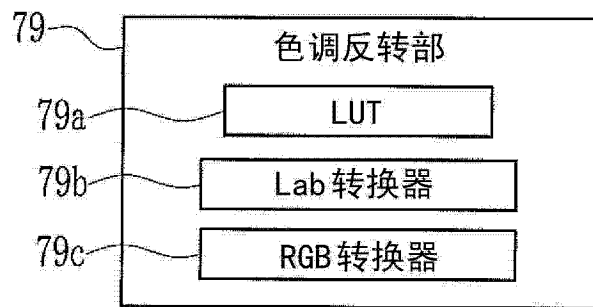


图 12A

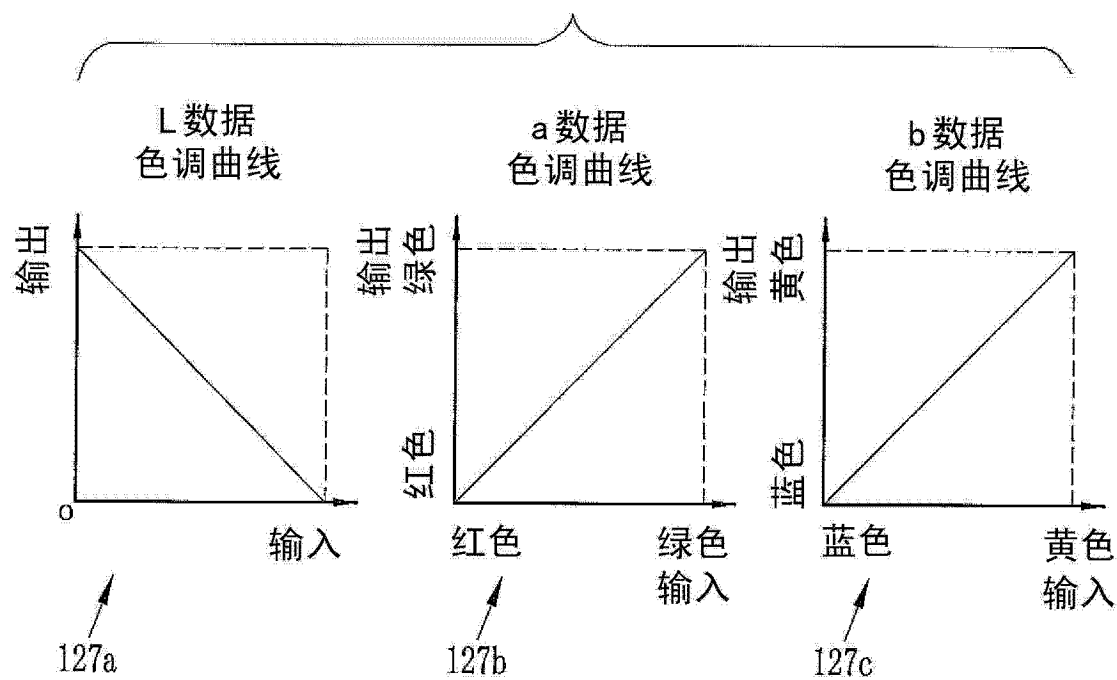


图 12B

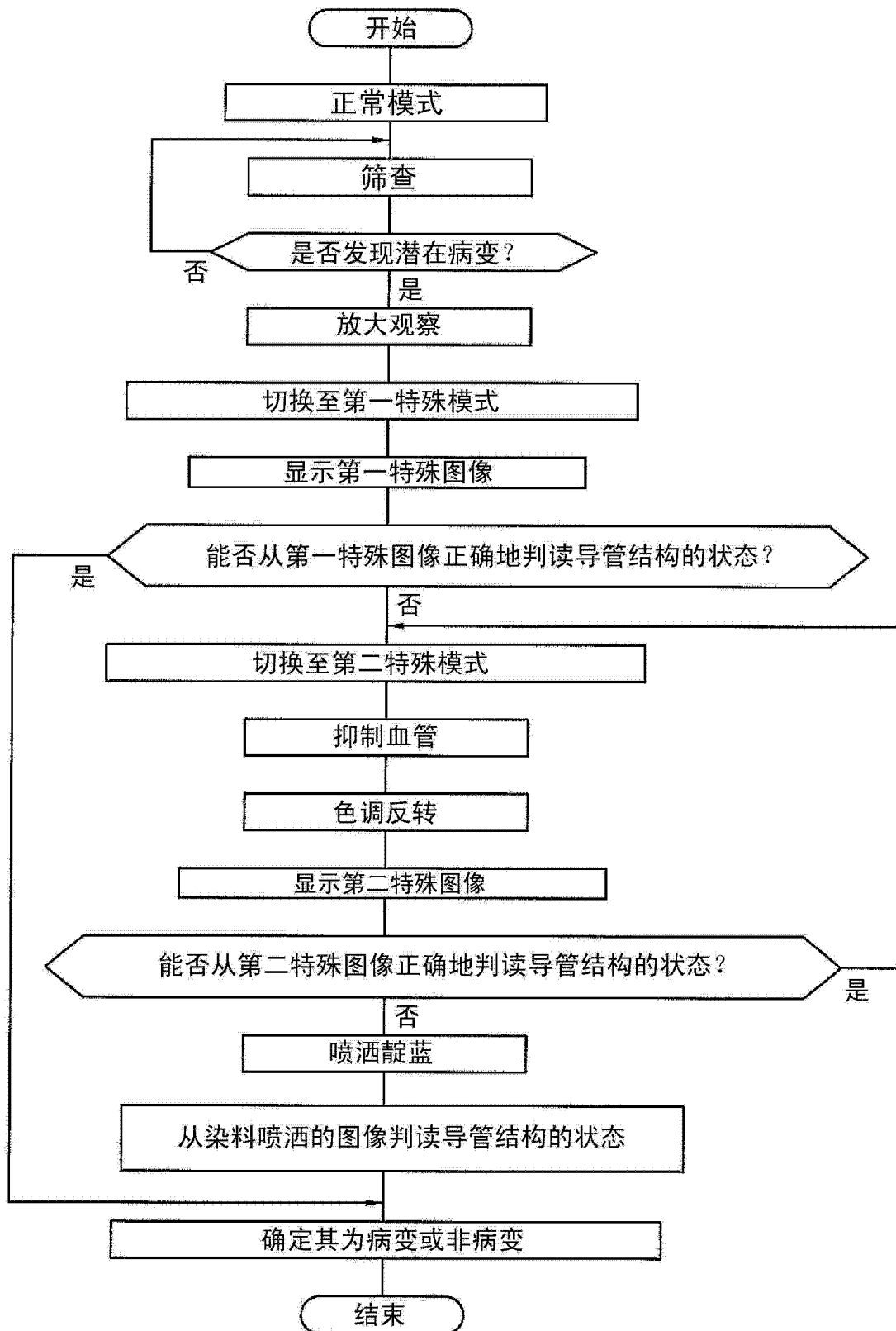
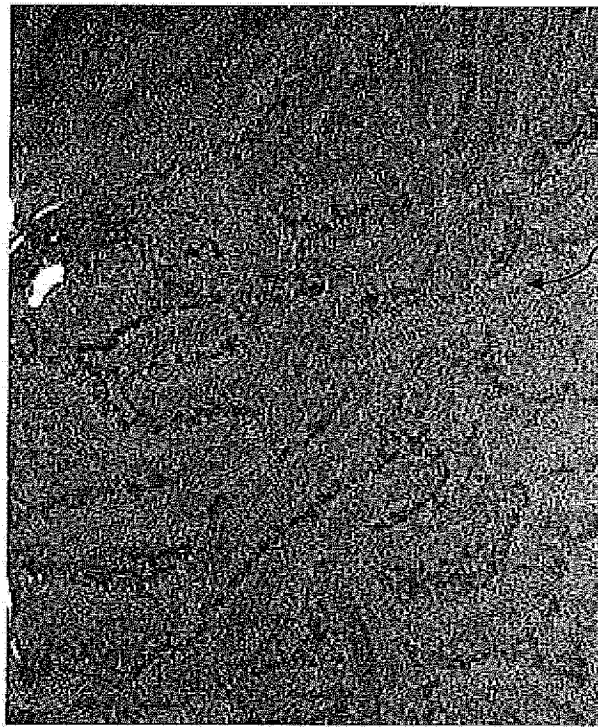


图 13



导管结构 S

图 14A



导管结构 S

图 14B

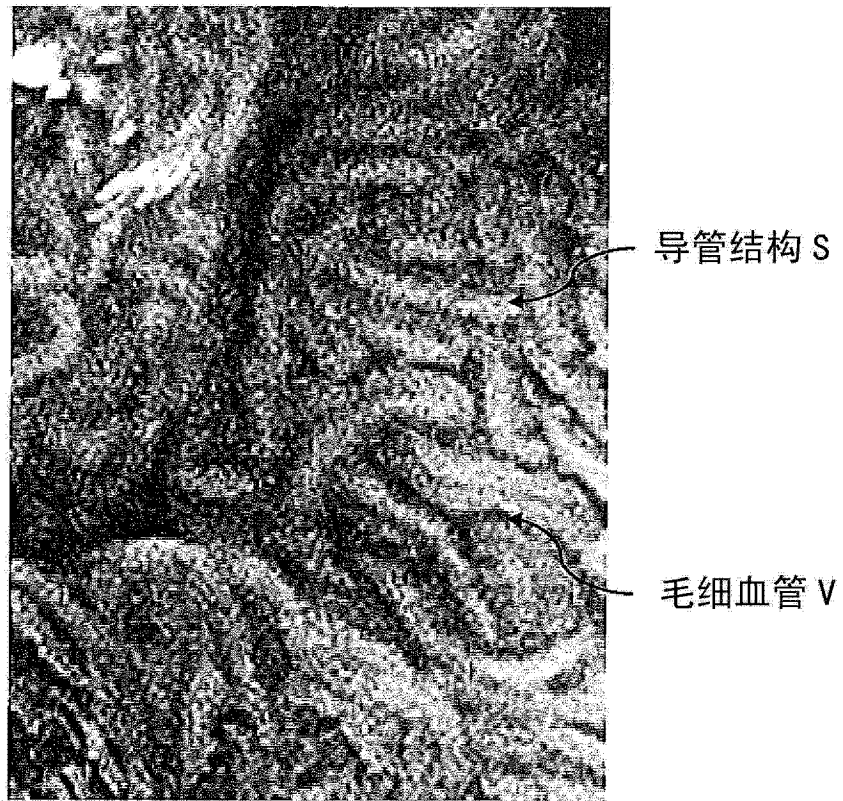


图 15A

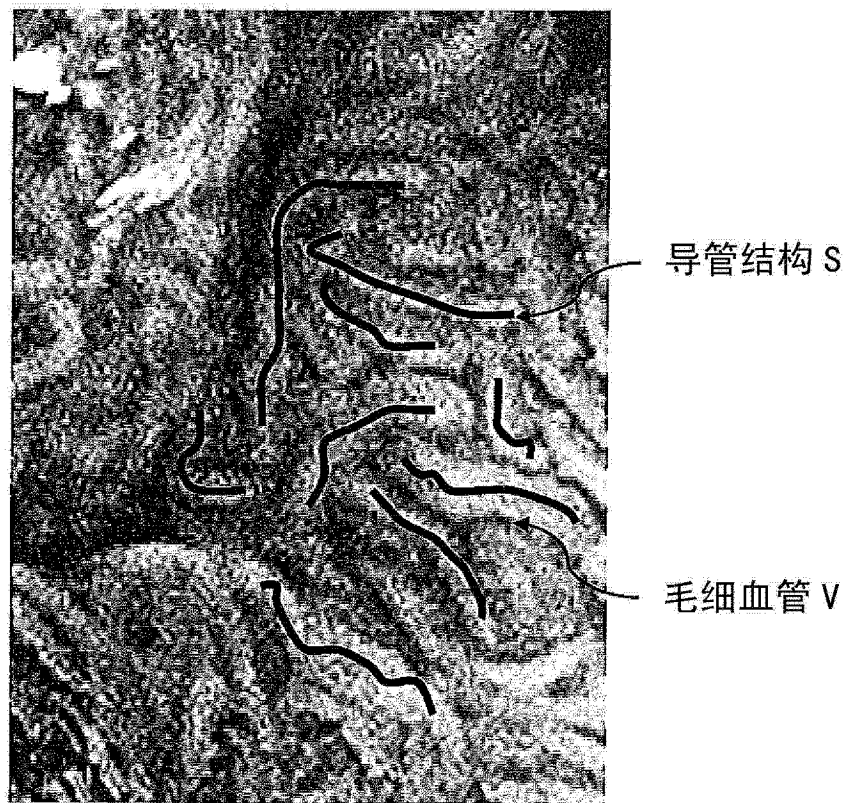


图 15B

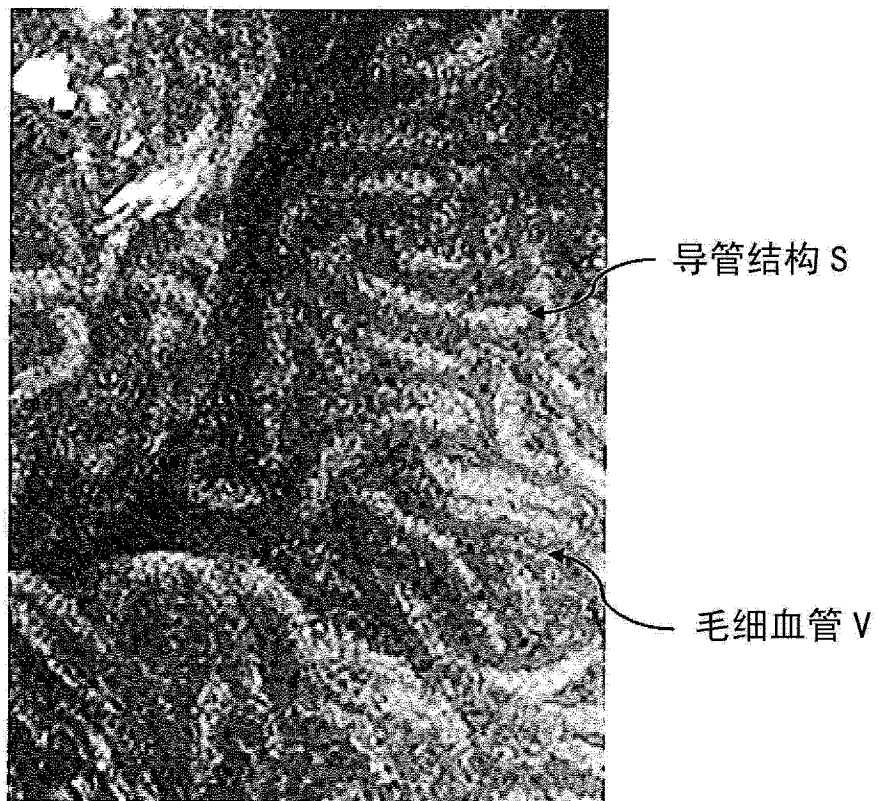


图 16A

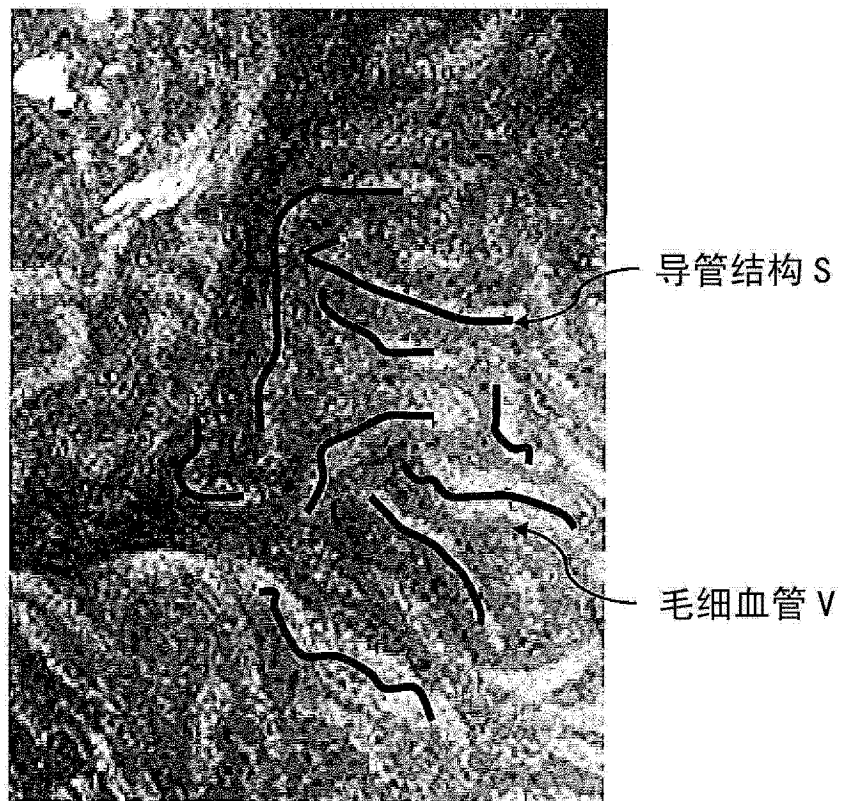


图 16B

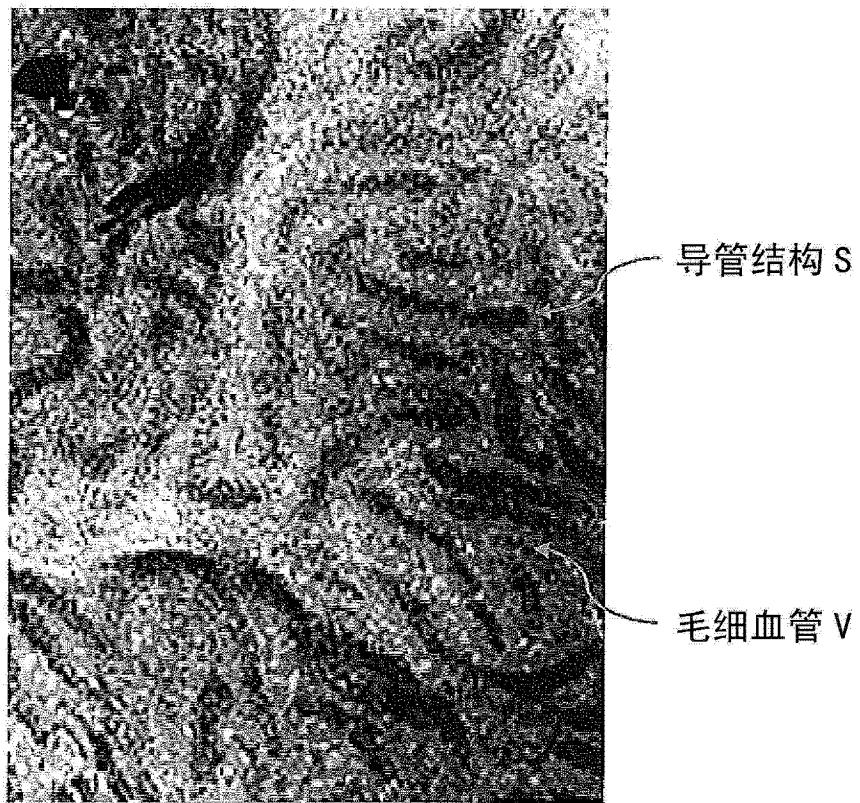


图 17A

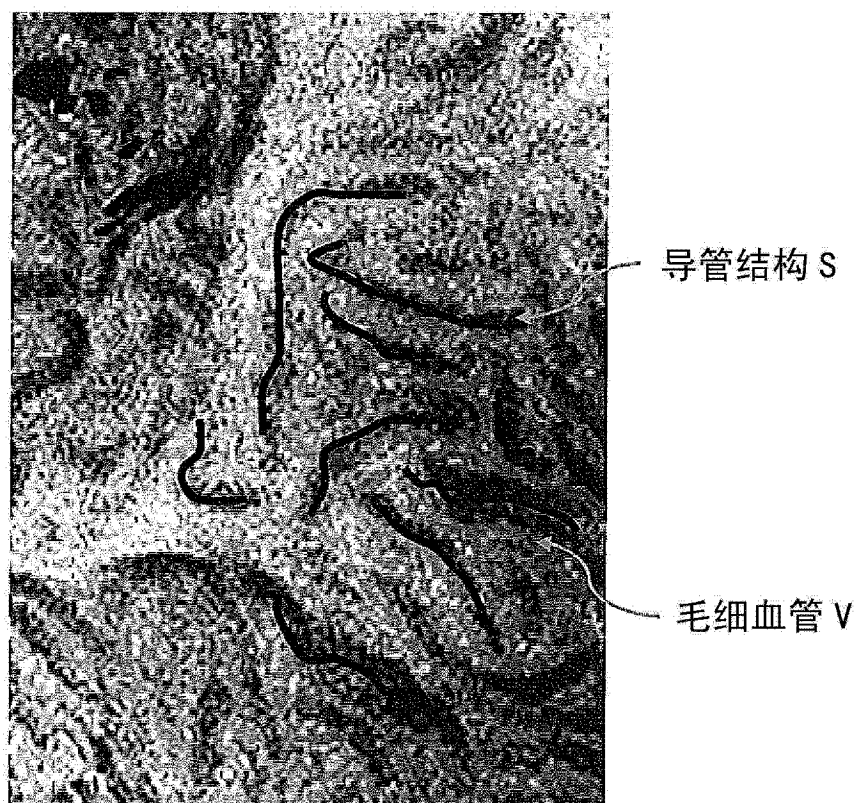


图 17B

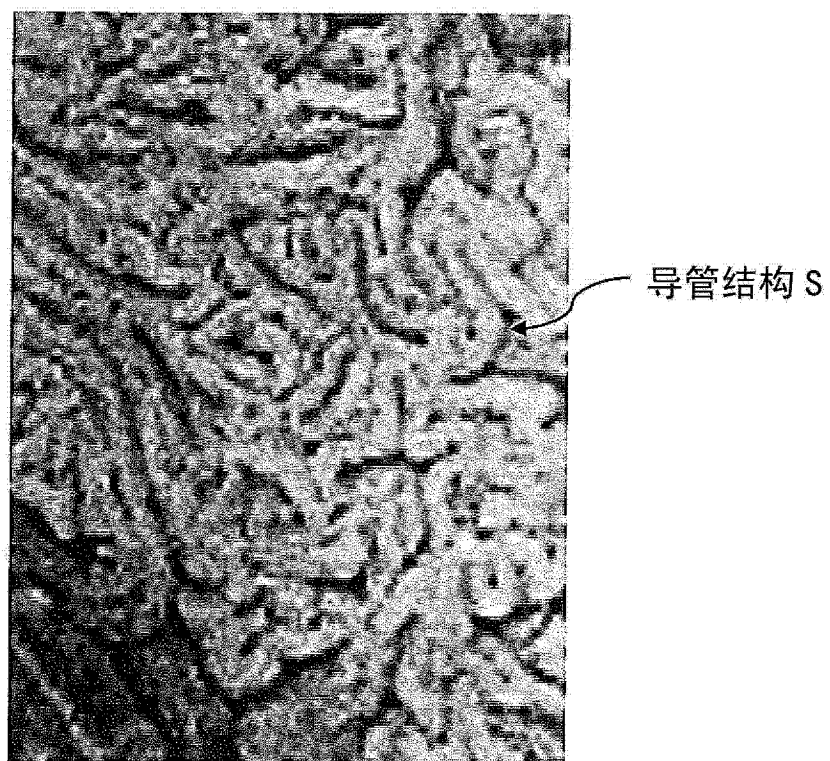


图 18A

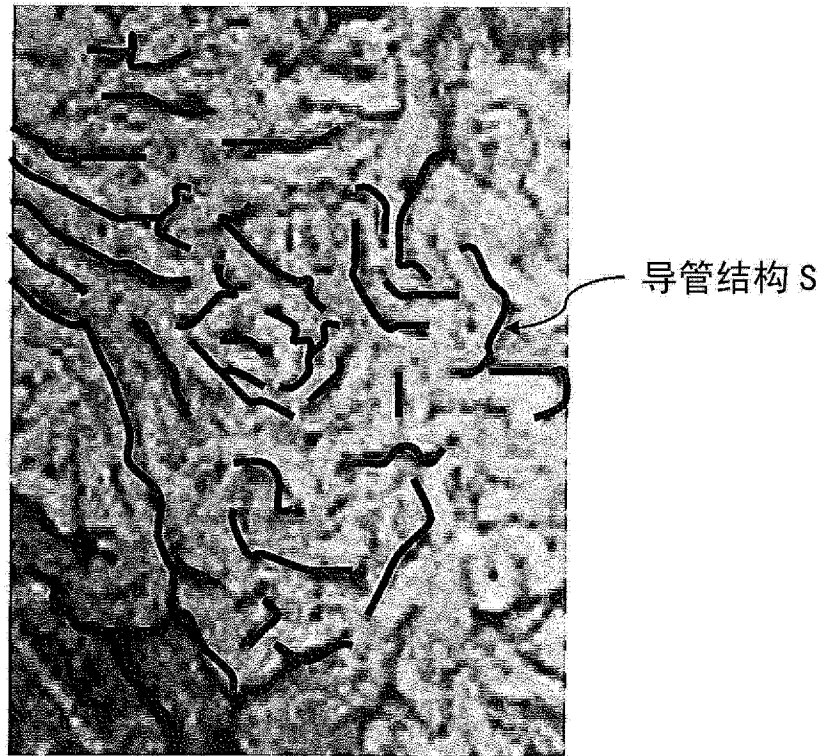


图 18B

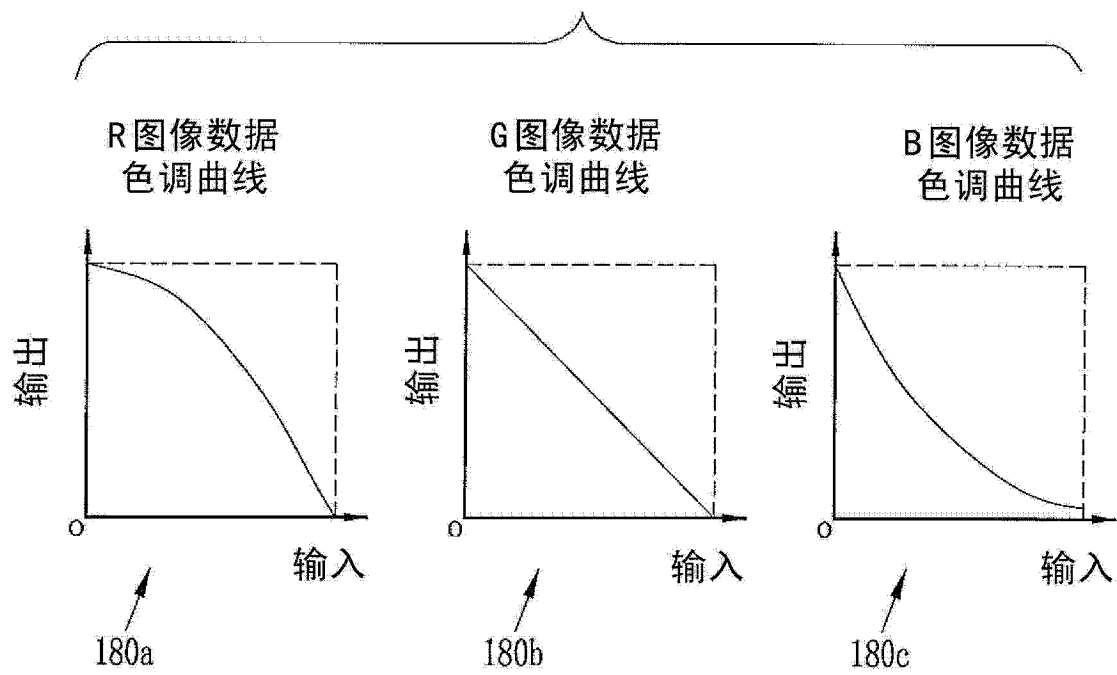


图 19

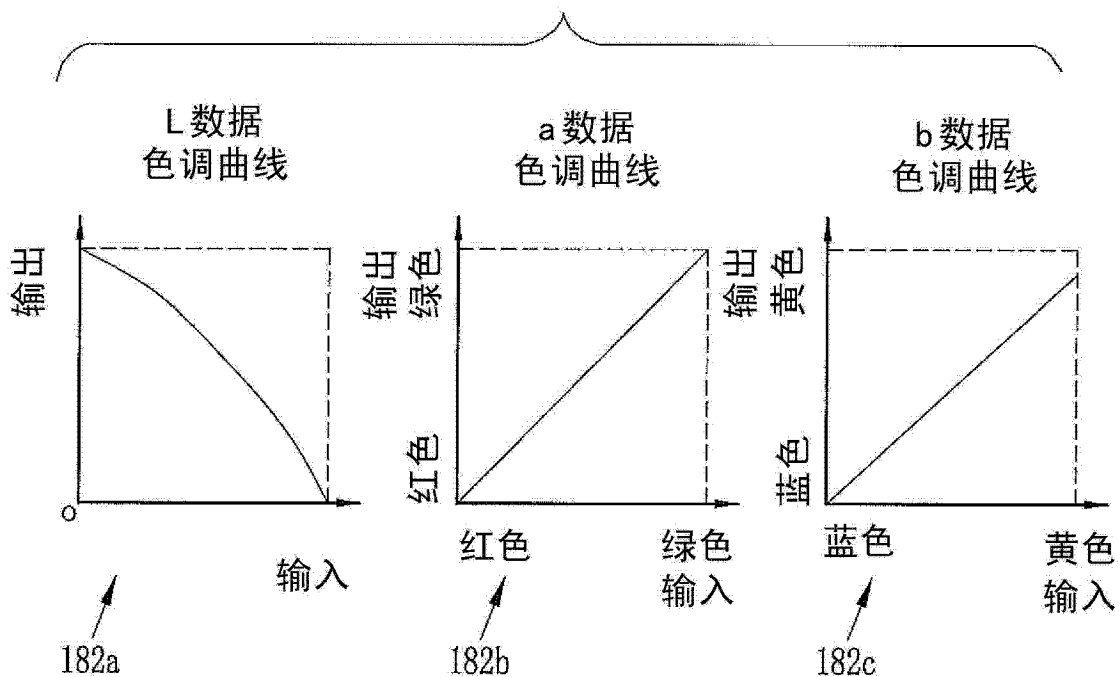


图 20

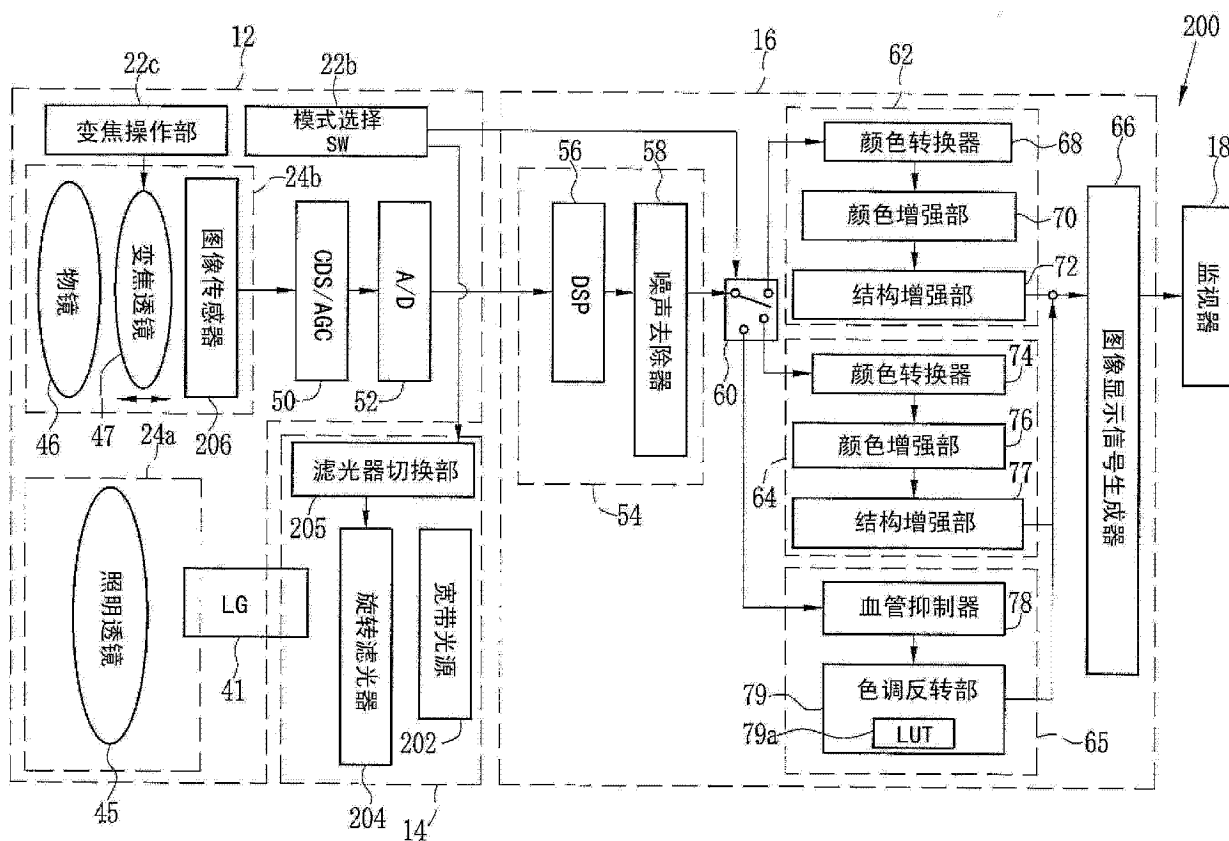


图 21

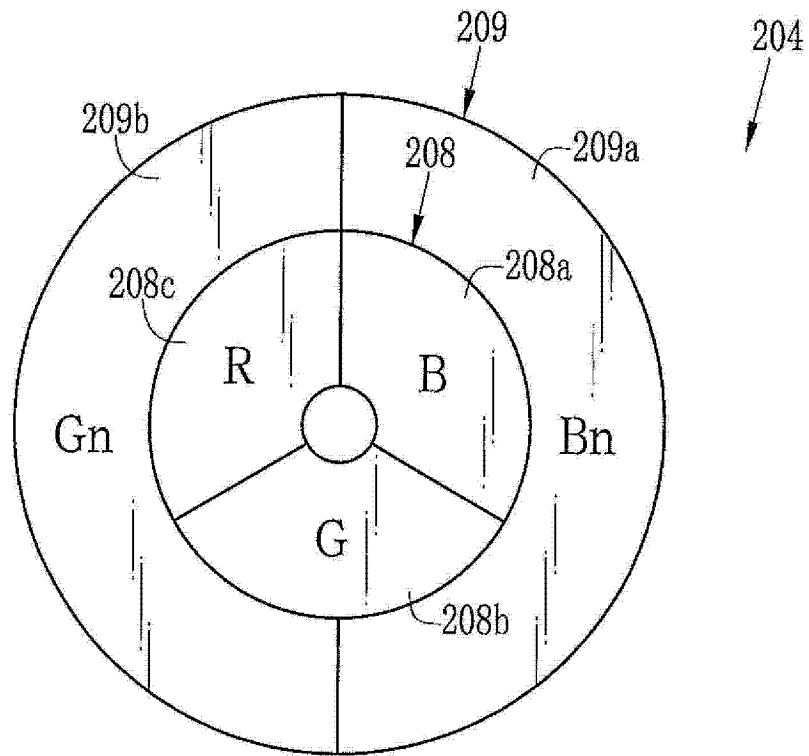


图 22

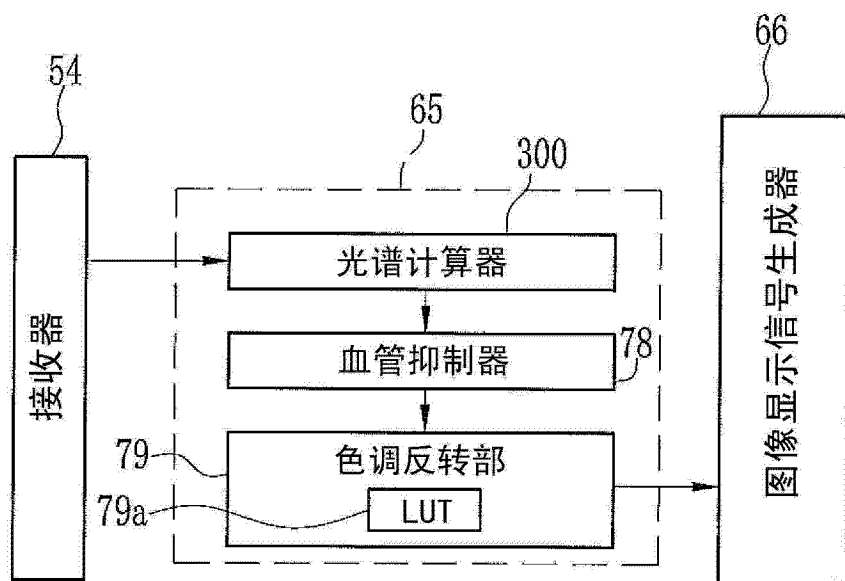


图 23

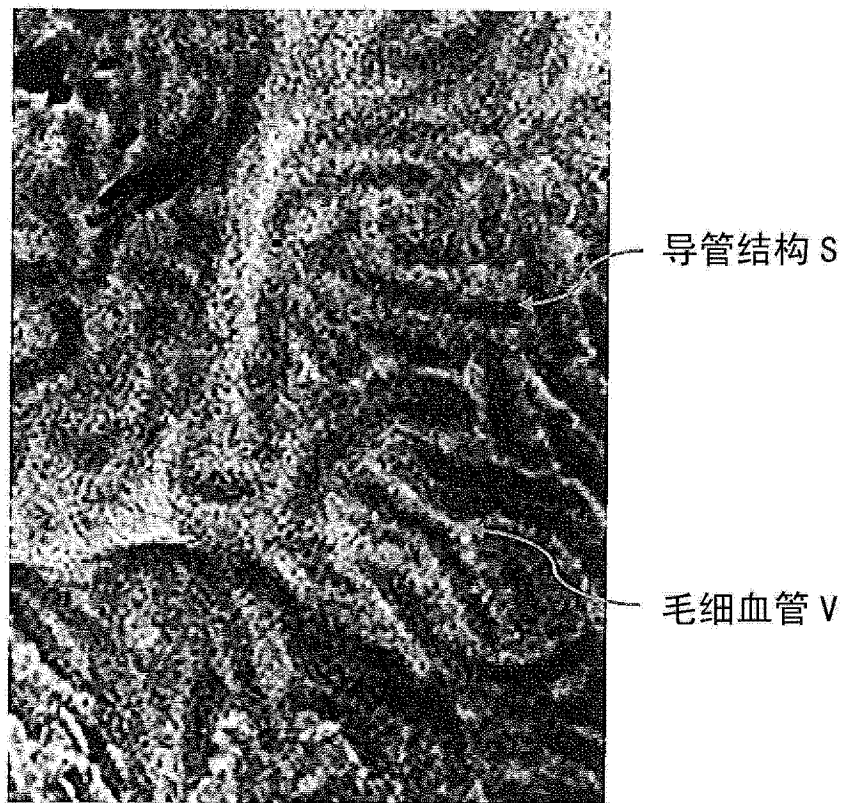


图 24A

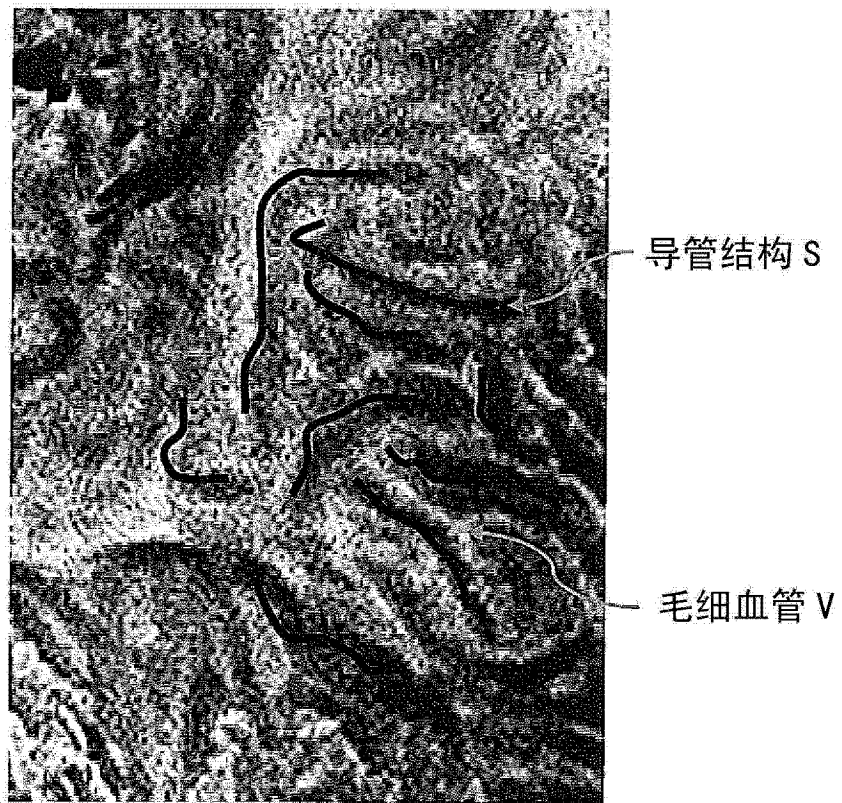


图 24B

|                |                                                                                                                                                                           |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 图像处理装置和用于操作内窥镜系统的方法                                                                                                                                                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN104027062A</a>                                                                                                                                              | 公开(公告)日 | 2014-09-10 |
| 申请号            | CN201410072131.0                                                                                                                                                          | 申请日     | 2014-02-28 |
| [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         | 久保雅裕                                                                                                                                                                      |         |            |
| 发明人            | 久保雅裕                                                                                                                                                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04                                                                                                                                                                  |         |            |
| CPC分类号         | G06T2207/30004 G06T2207/10068 G06T5/007 G06T11/001 G06T2207/10024 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B2576/00 G02B23/2461 G06T7/0012 G06T2207/30101 G16H30/40 H04N5/2256 |         |            |
| 代理人(译)         | 纪晓峰                                                                                                                                                                       |         |            |
| 优先权            | 2013044046 2013-03-06 JP                                                                                                                                                  |         |            |
| 其他公开文献         | CN104027062B                                                                                                                                                              |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                            |         |            |

# 摘要(译)

提供了一种图像处理装置和一种用于操作内窥镜系统的方法，其用于增强显示中的导管结构。对RGB图像数据进行血管抑制处理。毛细血管的显示被所述血管抑制处理所抑制。在所述血管抑制处理后，所述RGB图像数据的色调被反转。由此，产生经抑制与反转的图像。甚至在色调反转后，在所述经抑制与反转的图像中所述毛细血管不干扰导管结构的观察，因为所述毛细血管的显示是被抑制的。在所述经抑制与反转的图像中，由于色调反转，所述导管结构比粘膜暗，因此所述导管结构的颜色接近靛蓝的颜色。

