



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104027062 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201410072131.0

(22)申请日 2014.02.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104027062 A

(43)申请公布日 2014.09.10

(30)优先权数据
2013-044046 2013.03.06 JP

(73)专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本国东京都

(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)

(56)对比文件

JP 特开2009-66147 A, 2009.04.02,
US 2005/0100208 A1, 2005.05.12,
JP 特开2002-34908 A, 2002.02.05,
JP 特开2002-165757 A, 2002.06.11,
JP 特开2006-325974 A, 2006.12.07,

审查员 涂燕君

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。



导管结构 S

毛细血管 V

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,所述第一图像包括比粘膜亮的第一结构和比所述粘膜暗的第二结构;

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,

其中

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;或者

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。

2. 根据权利要求1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。

3. 根据权利要求1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。

4. 根据权利要求1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。

5. 根据权利要求4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。

6. 根据权利要求4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。

7. 根据权利要求1、4至6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。

8. 根据权利要求1至6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。

9. 根据权利要求1至6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。

10. 根据权利要求1至6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。

11. 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,所述第一图像包括比粘膜亮的第一结构和比所述粘膜暗的第二结构;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,

其中

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;或者

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。

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

[0051] [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SW22b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、InGaNs激光二极管、或GaNs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 μm 芯直径和125 μm 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 Φ 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 γ 校正和色彩校正处理。噪声去除器58对已经在DSP56中接受 γ 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中,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中,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中,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 3×3 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Bch(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消失的情况中,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中,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中,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,可以对存储在內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。

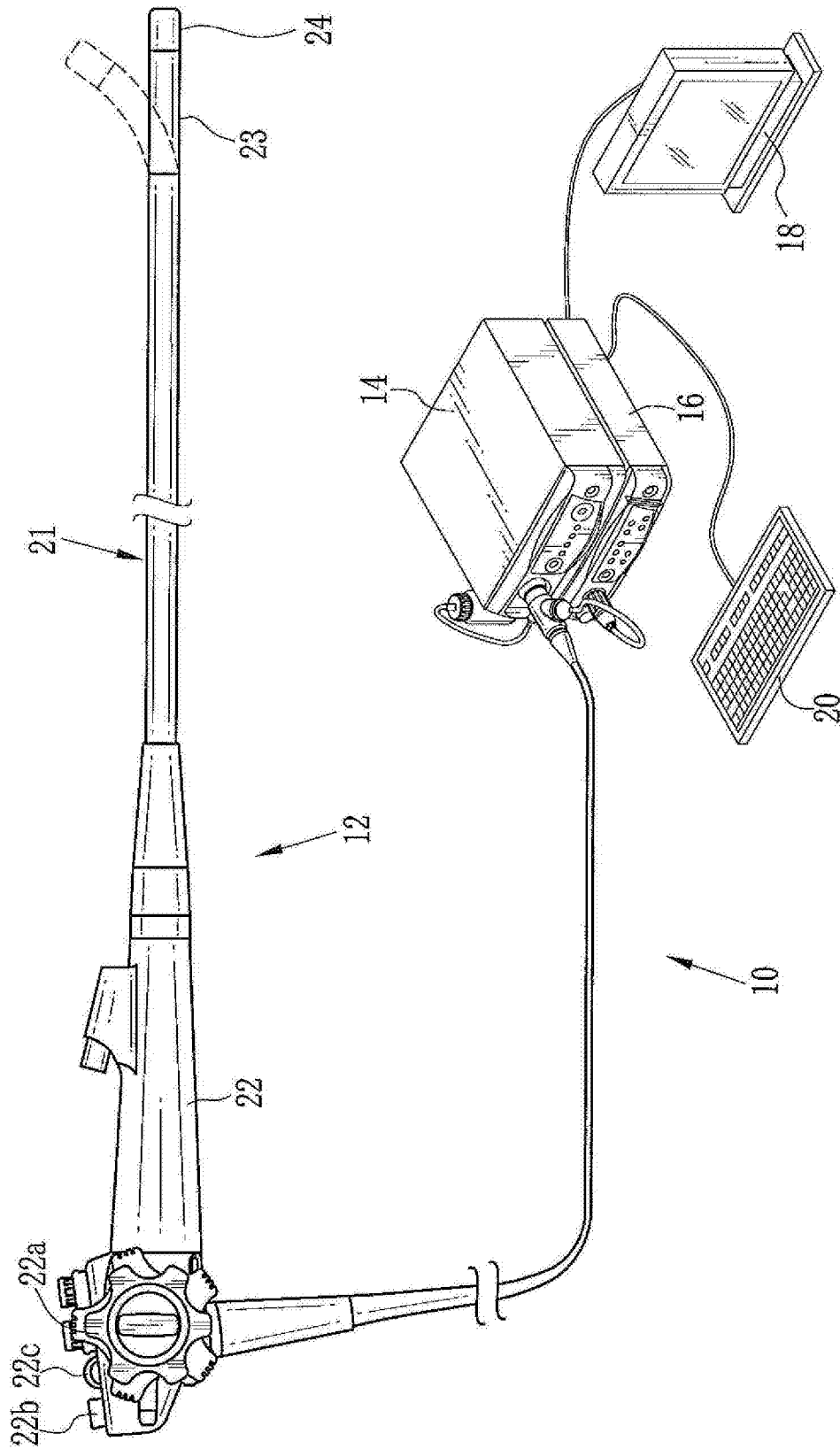


图1

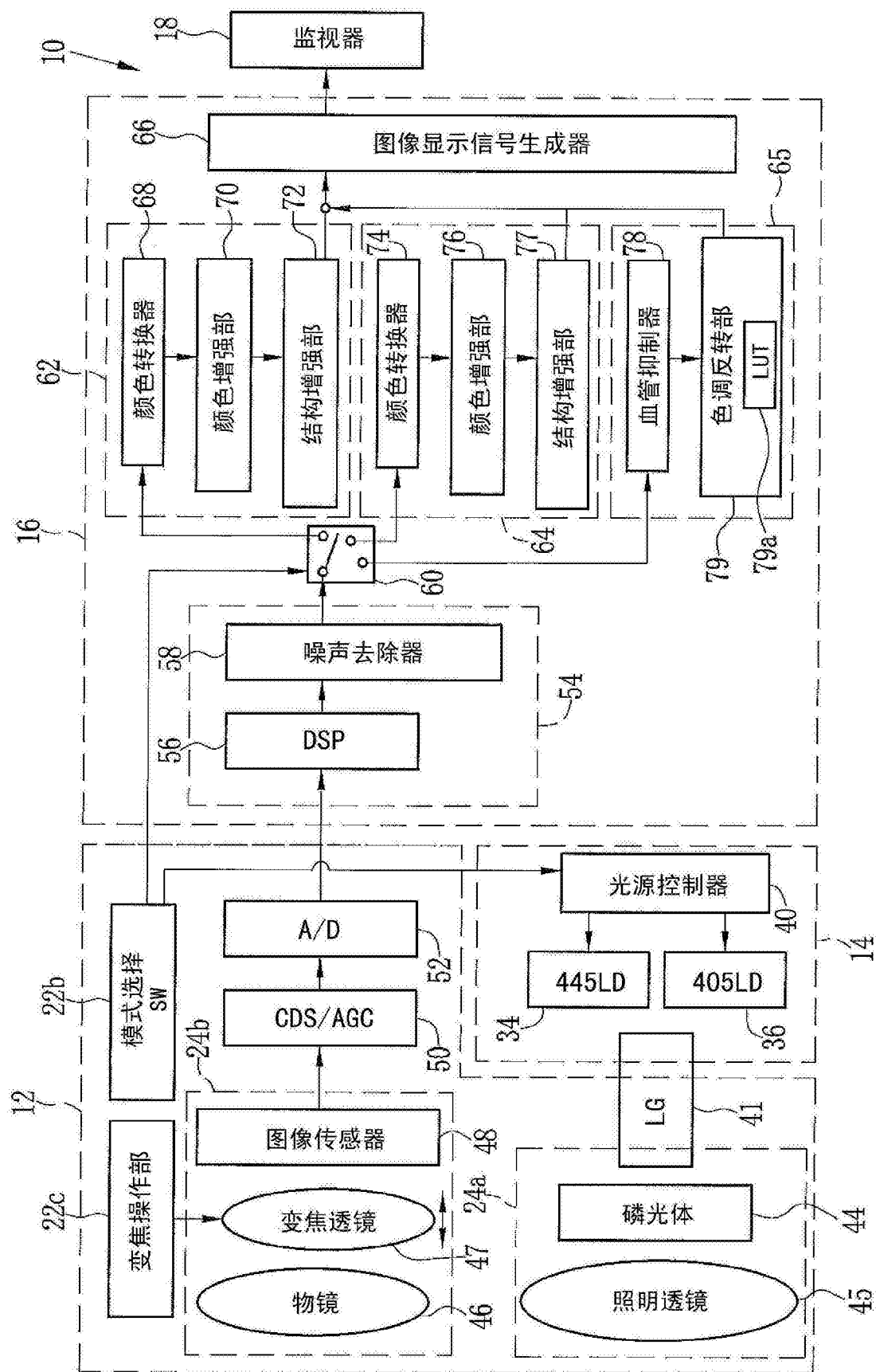


图2

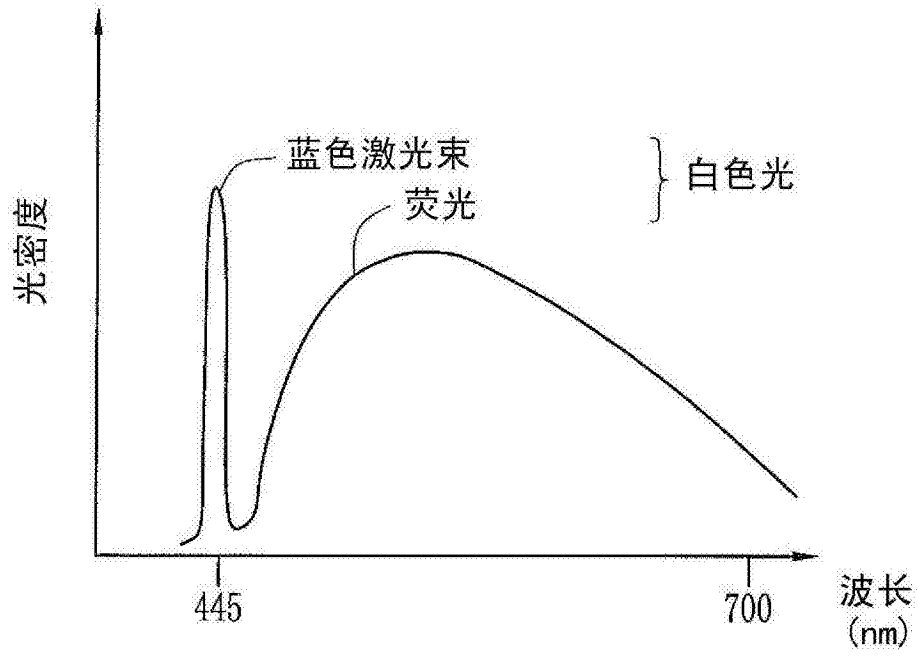


图3A

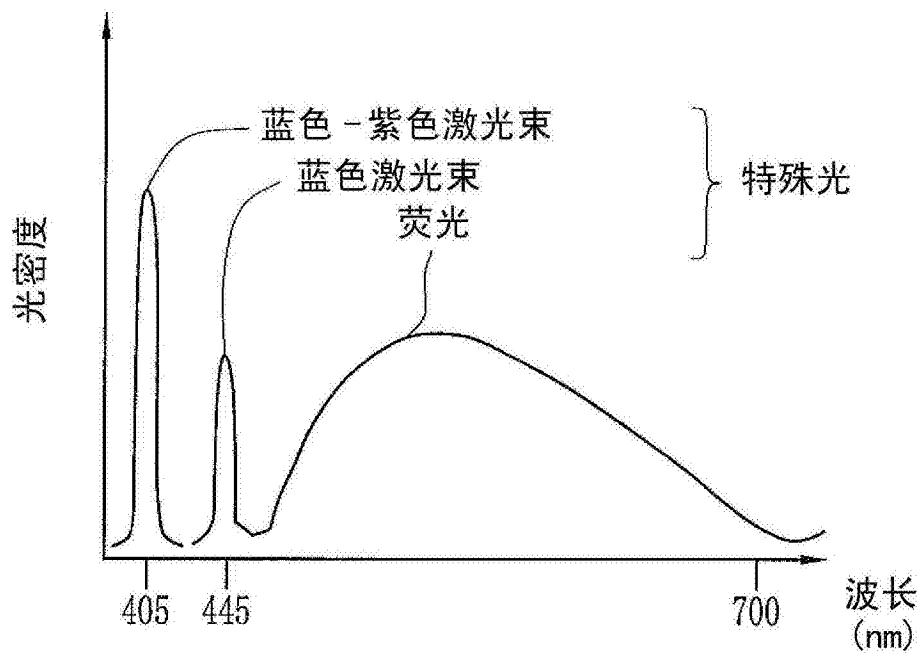


图3B

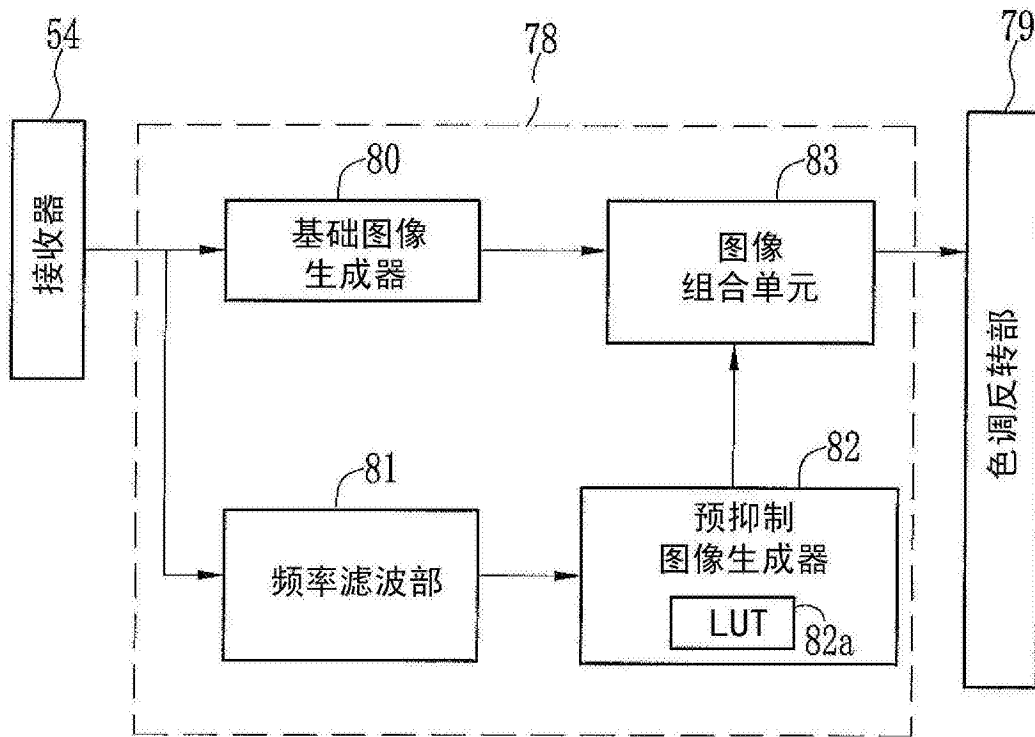


图4

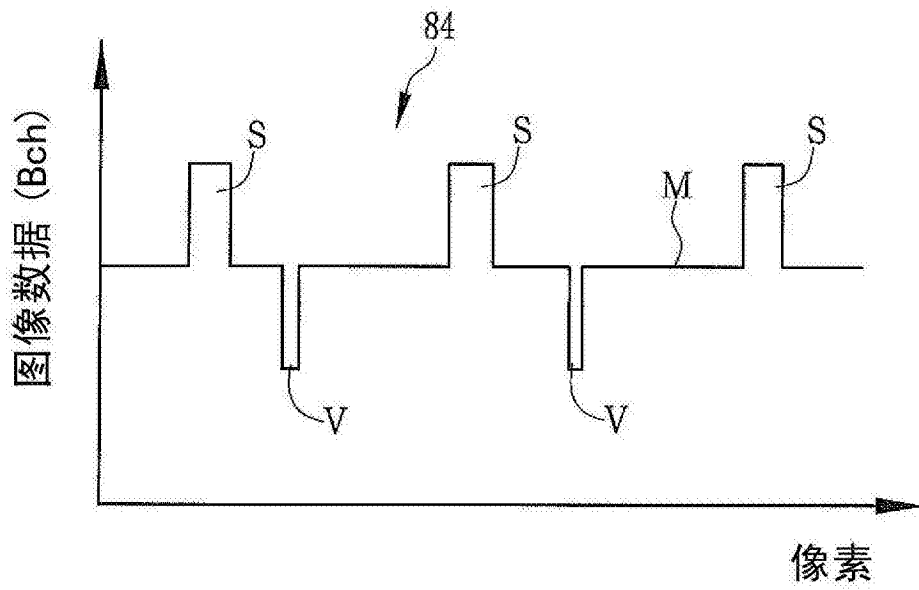


图5

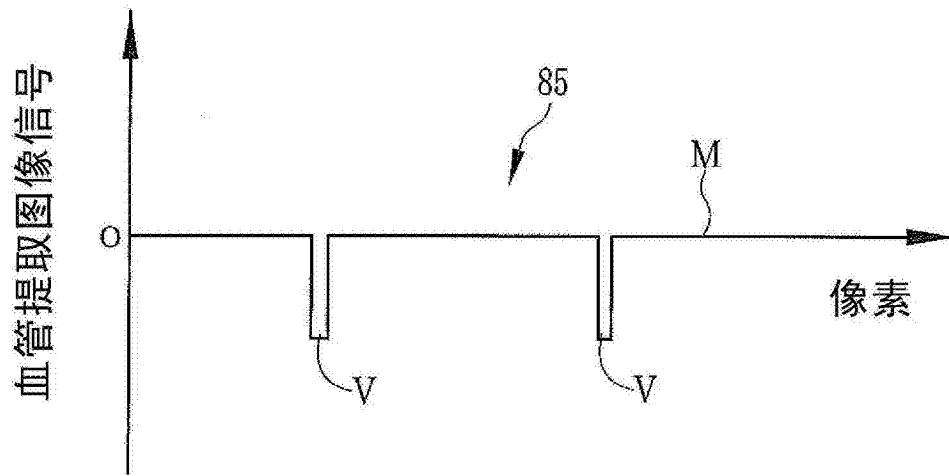


图6

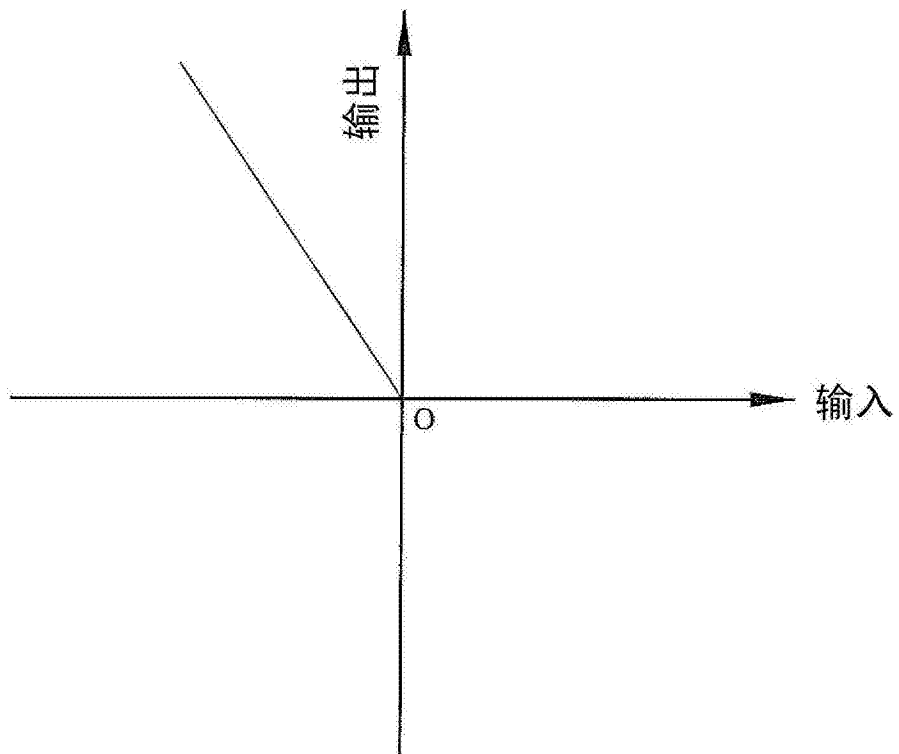


图7

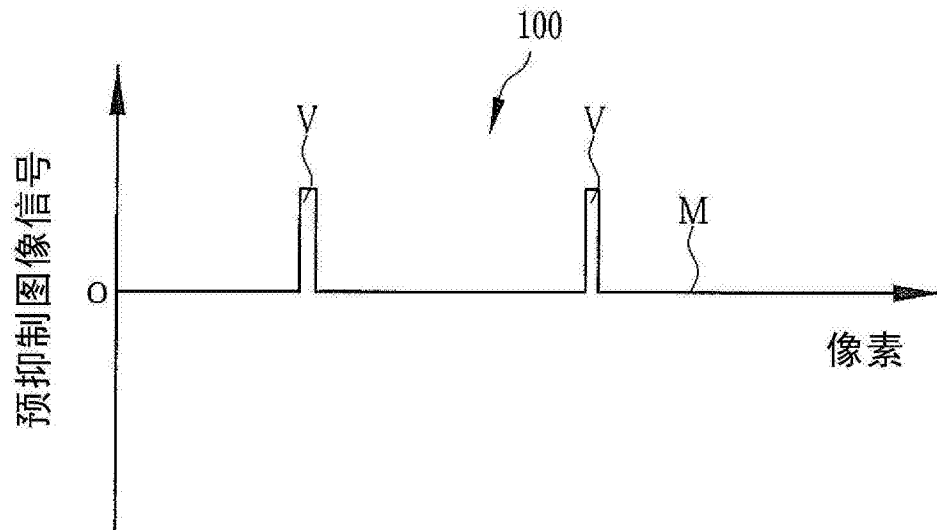


图8

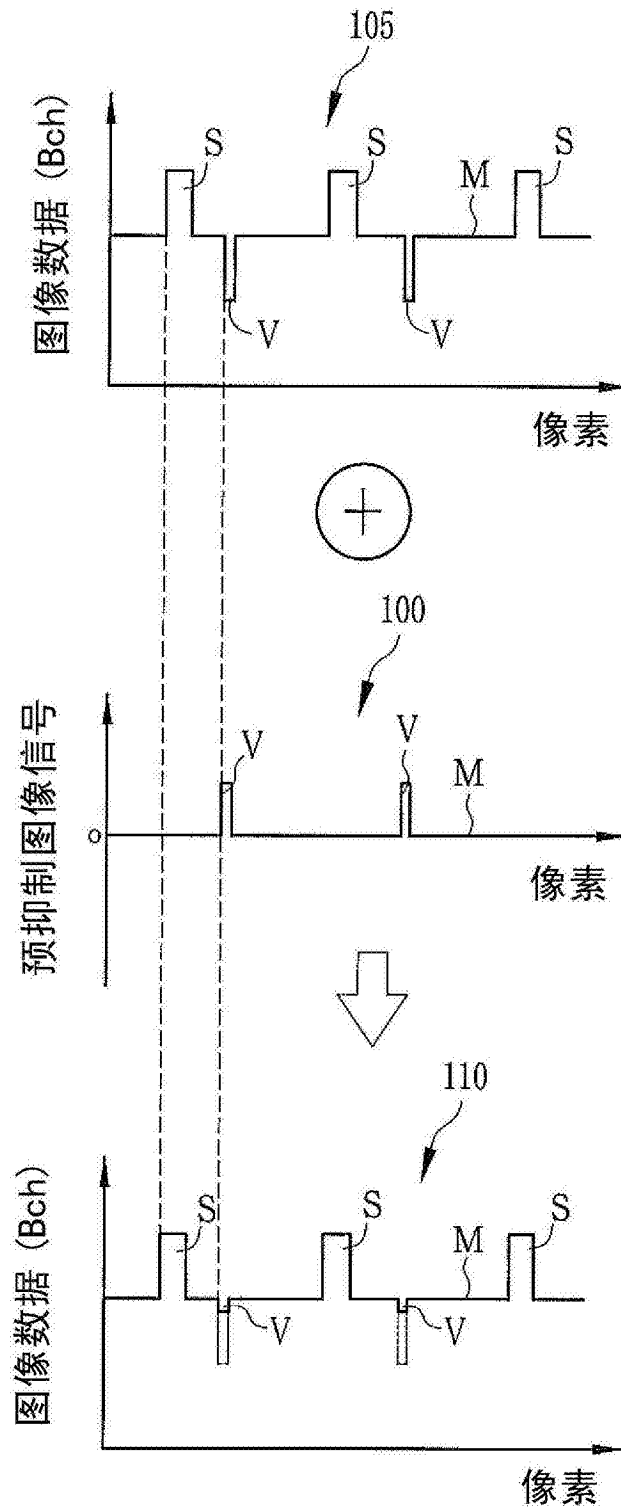


图9

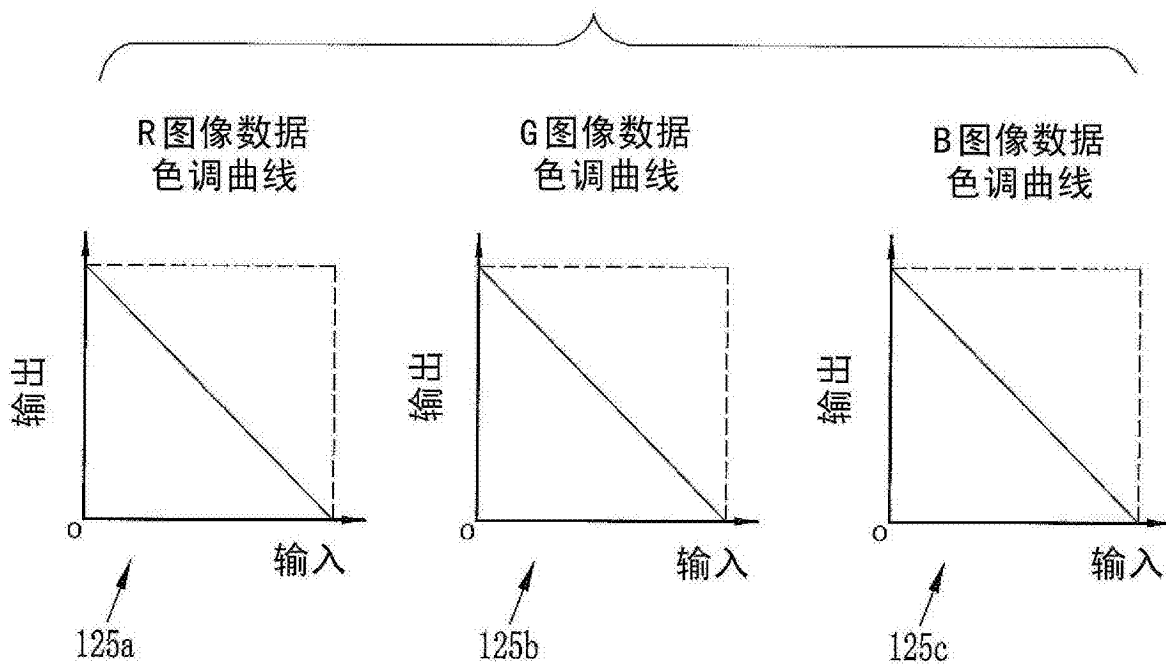


图10

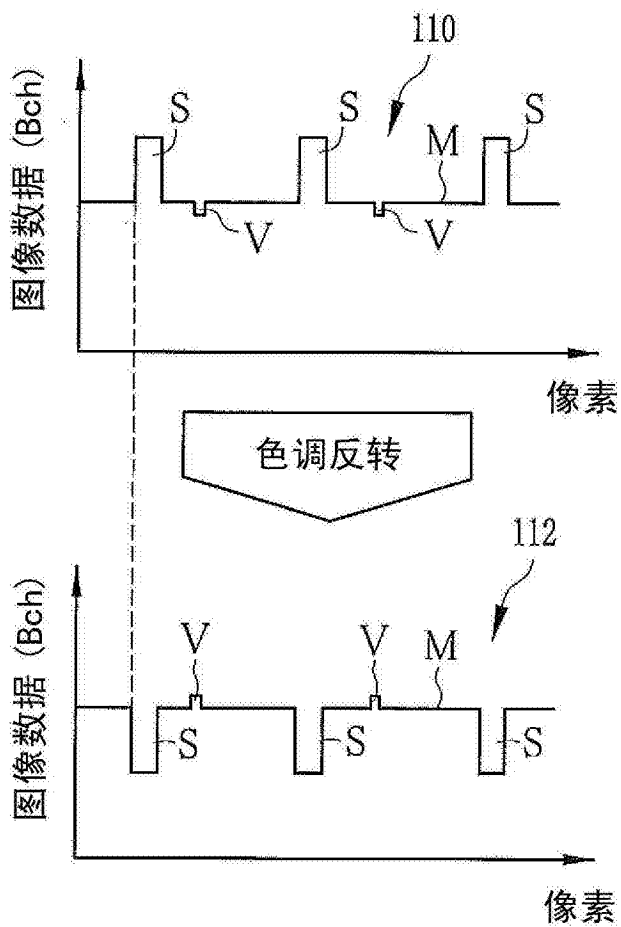


图11

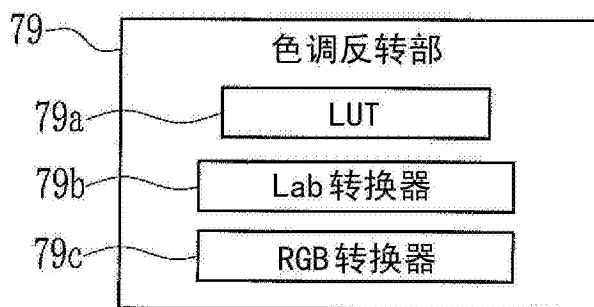


图12A

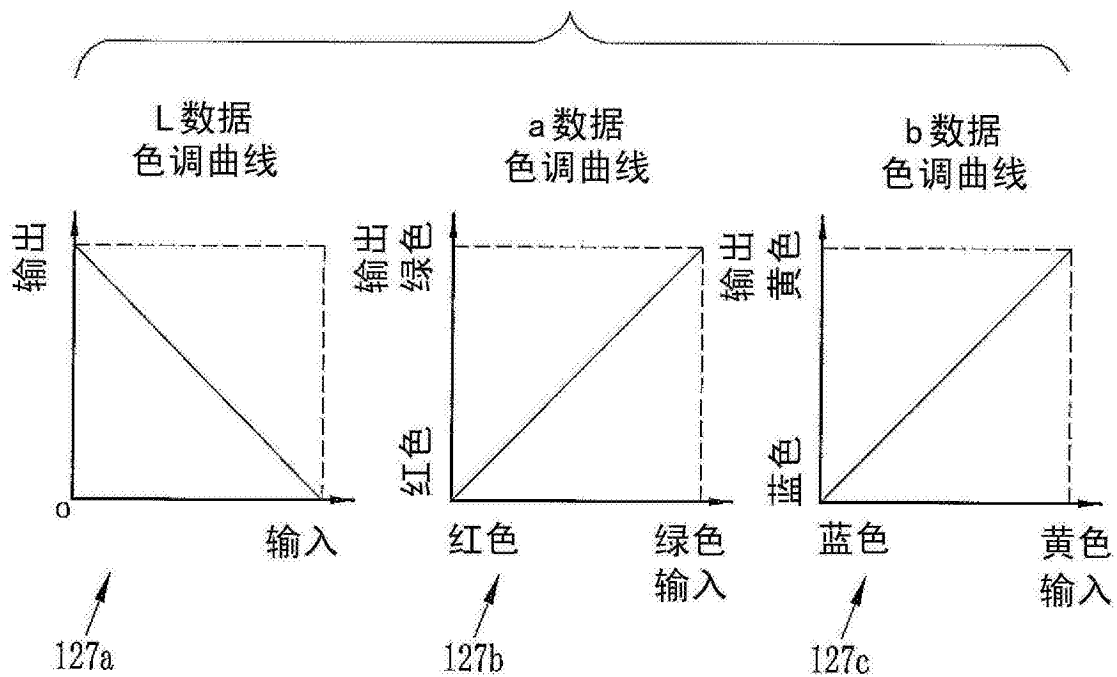


图12B

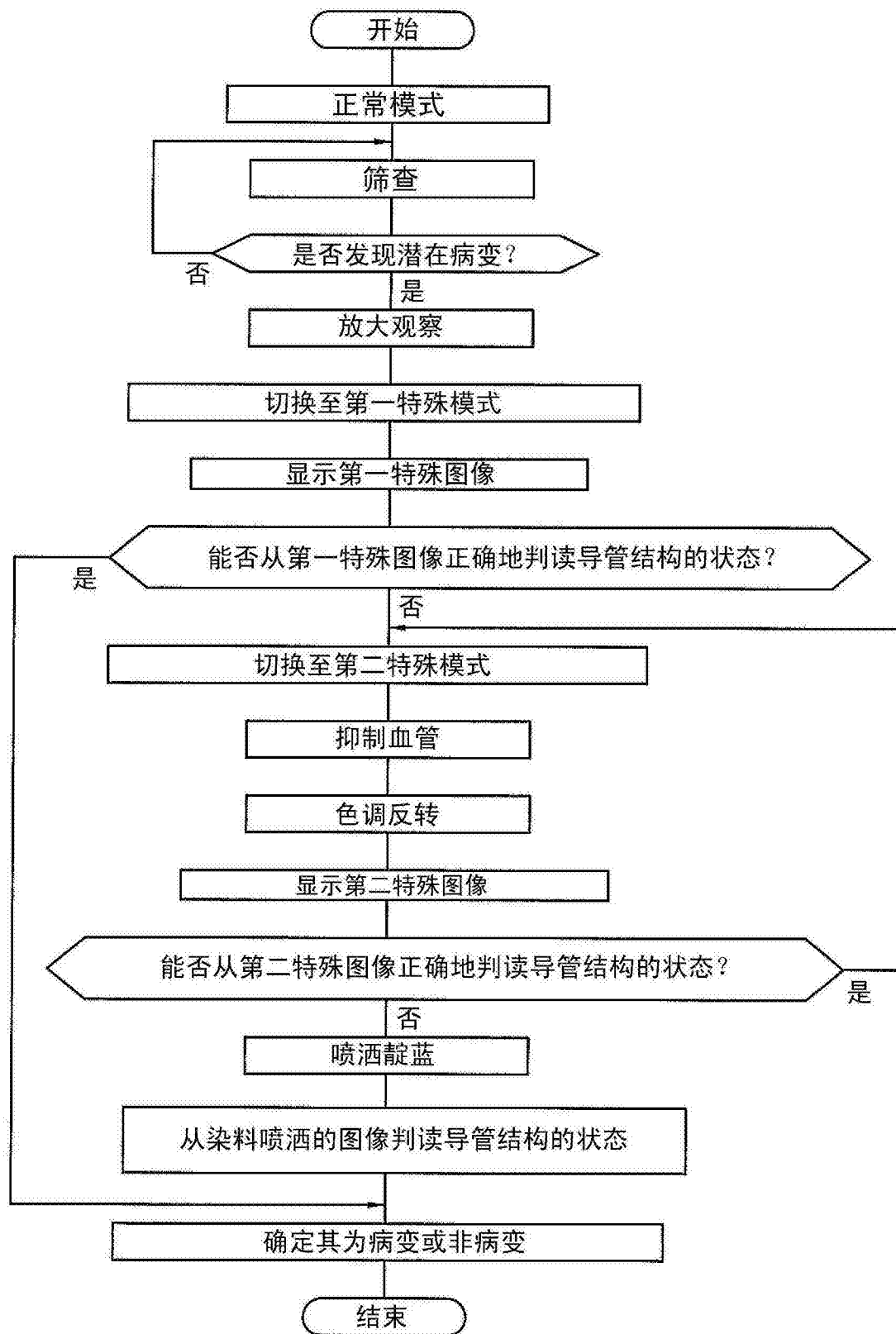


图13

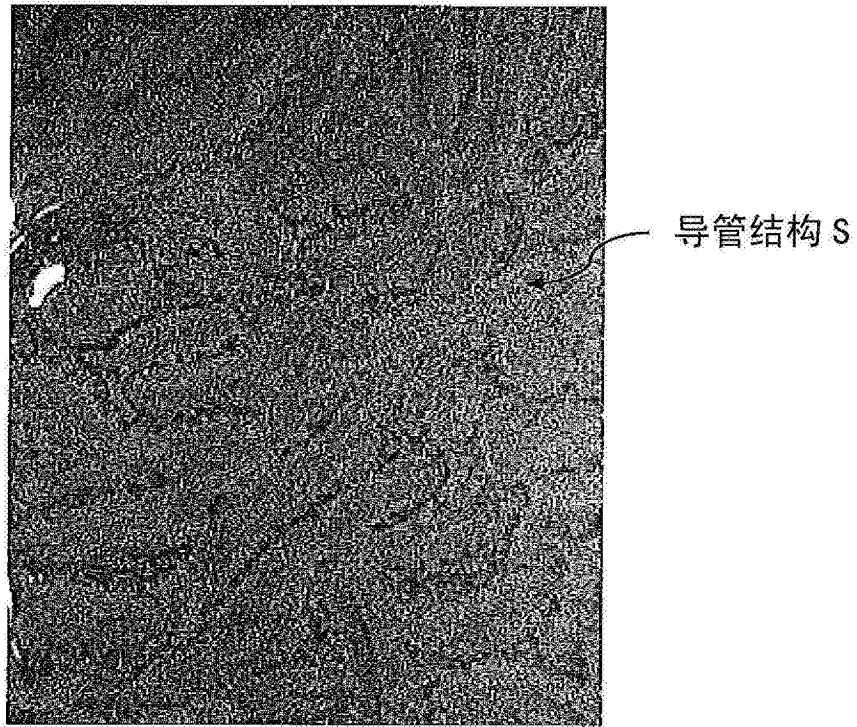


图14A

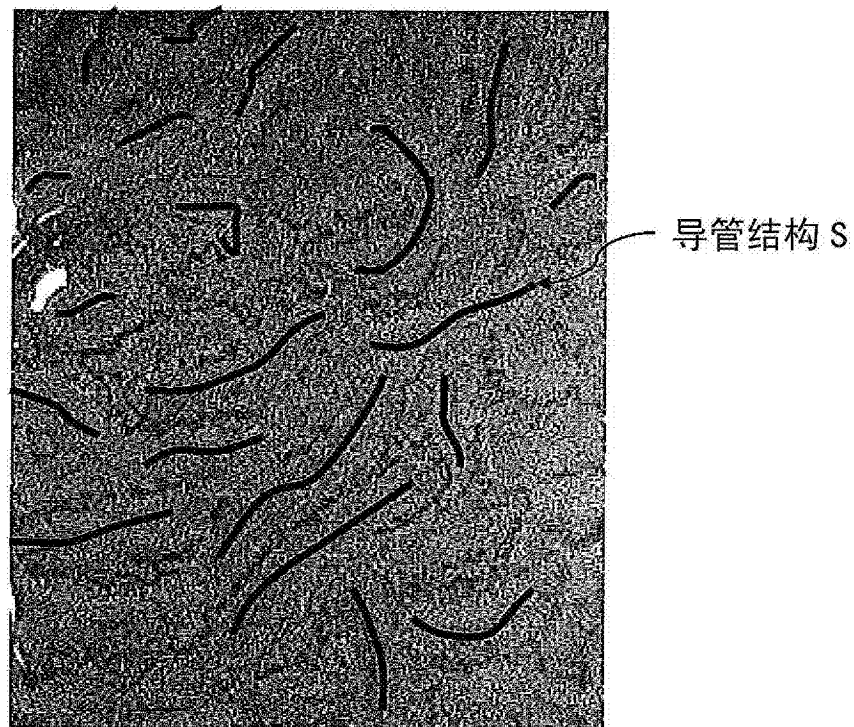


图14B

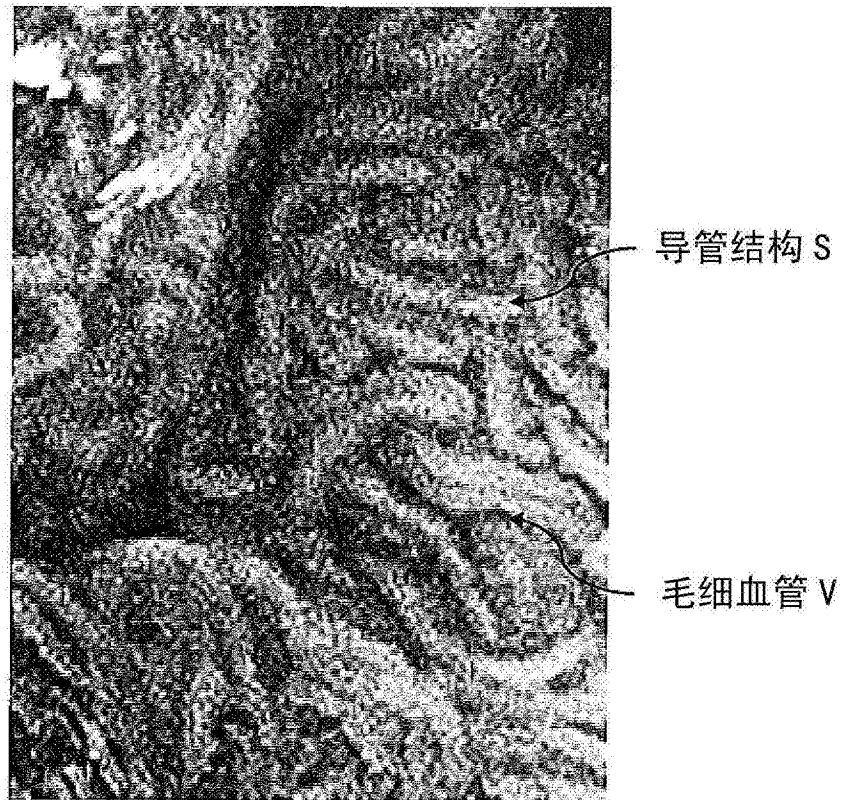


图15A

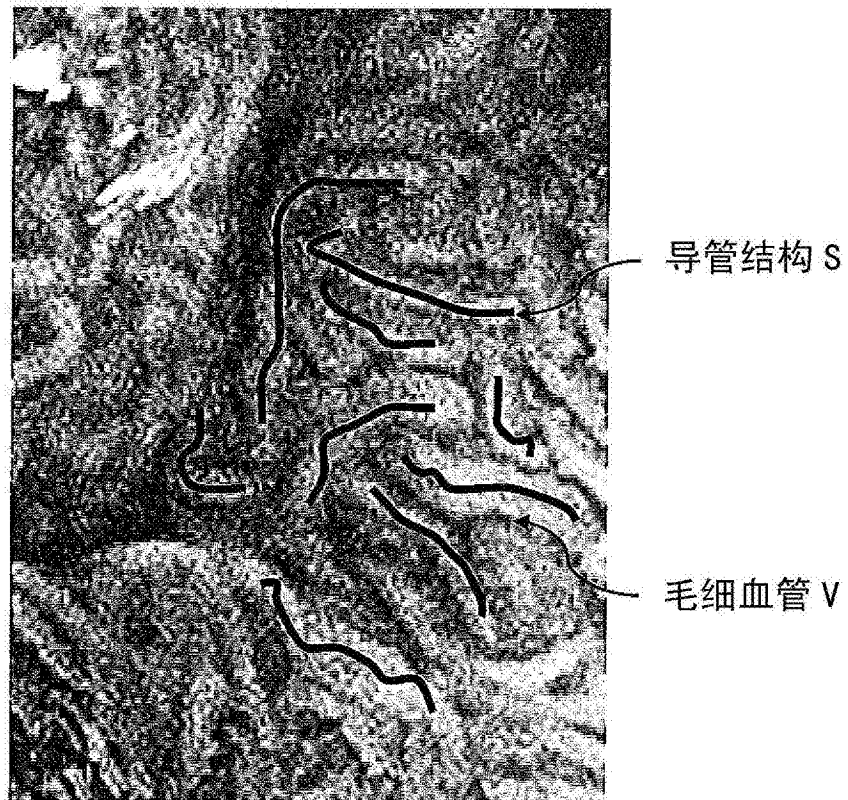


图15B

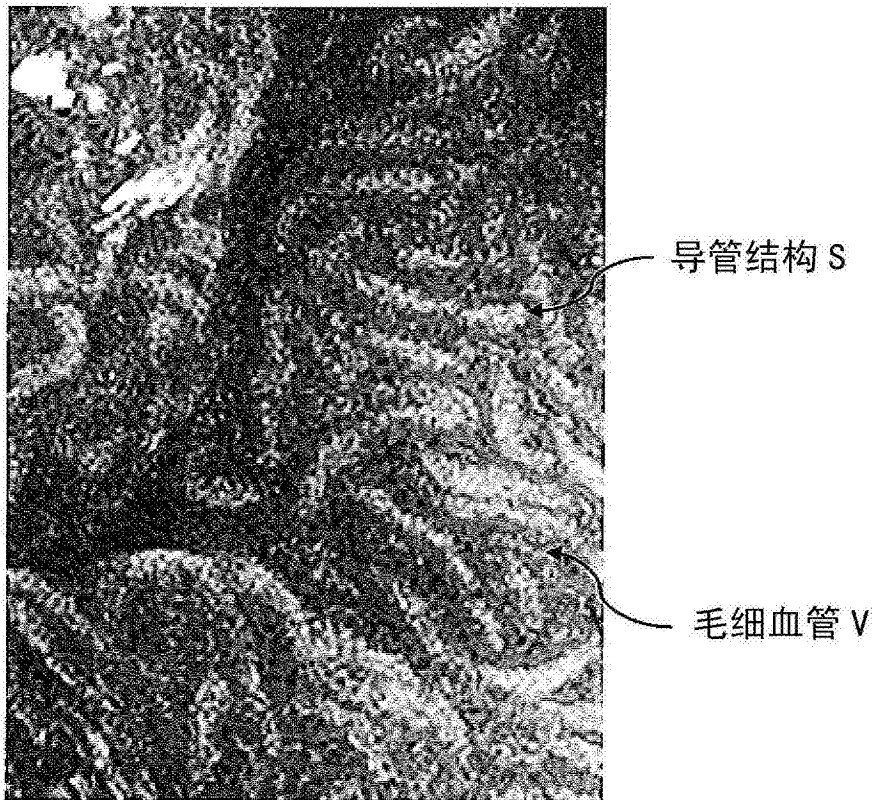


图16A

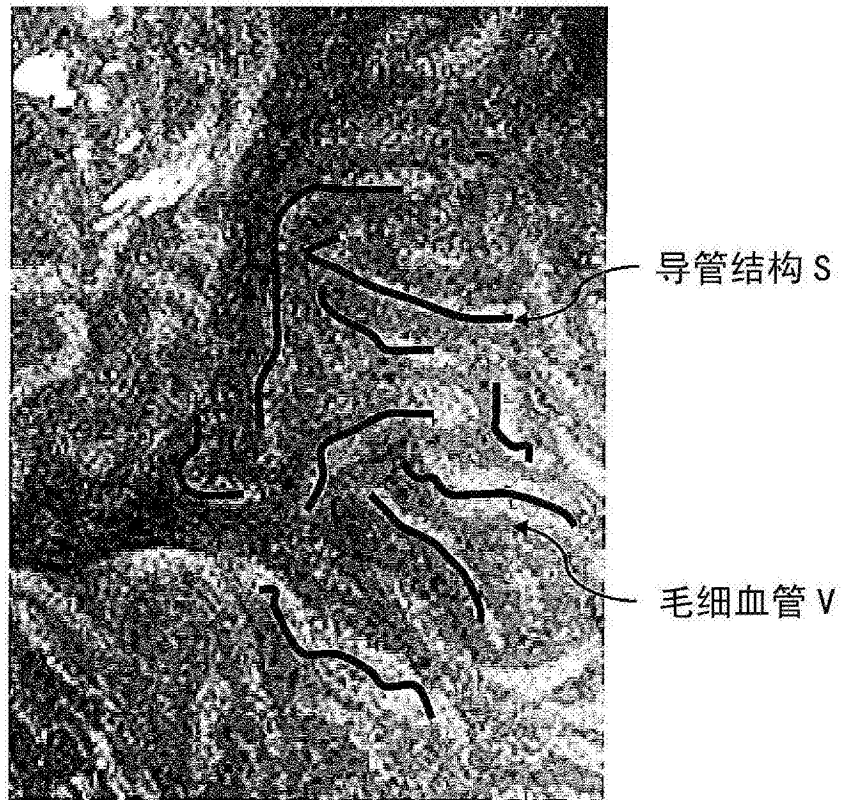


图16B

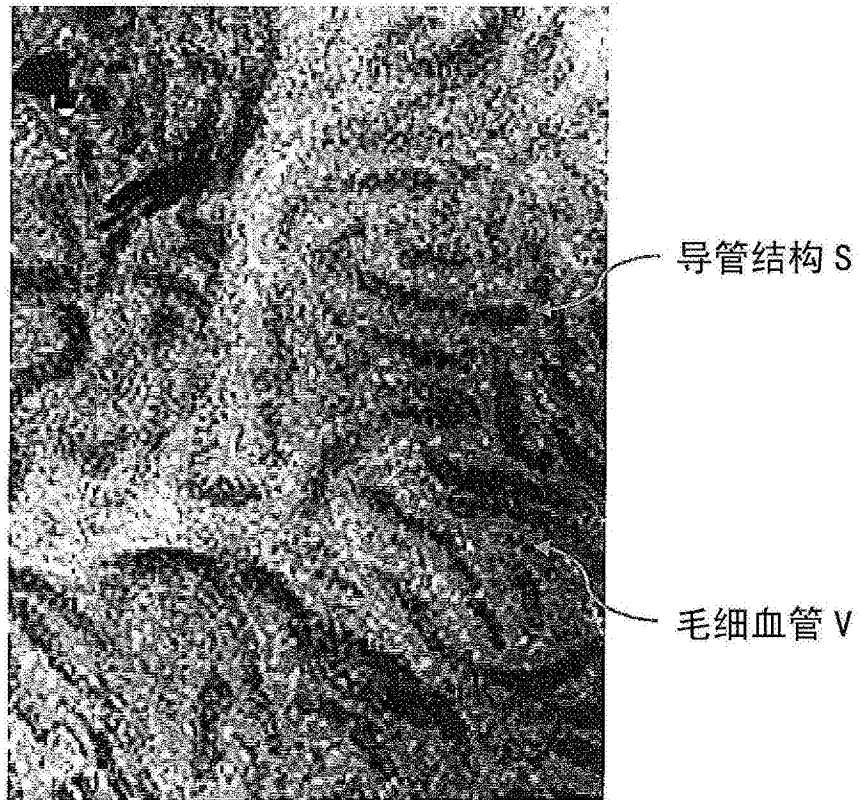


图17A

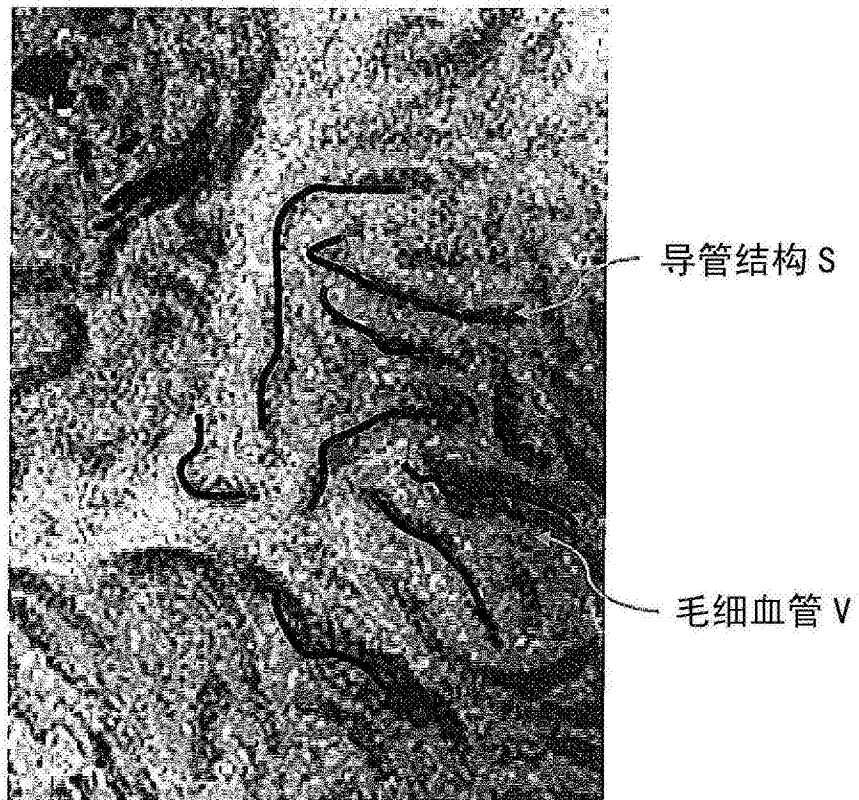


图17B

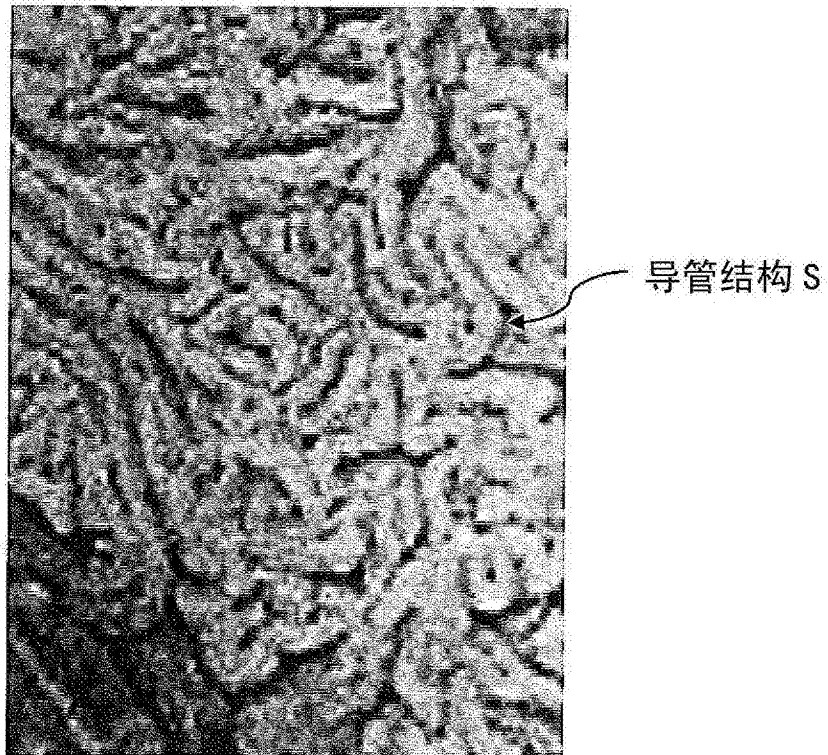


图18A

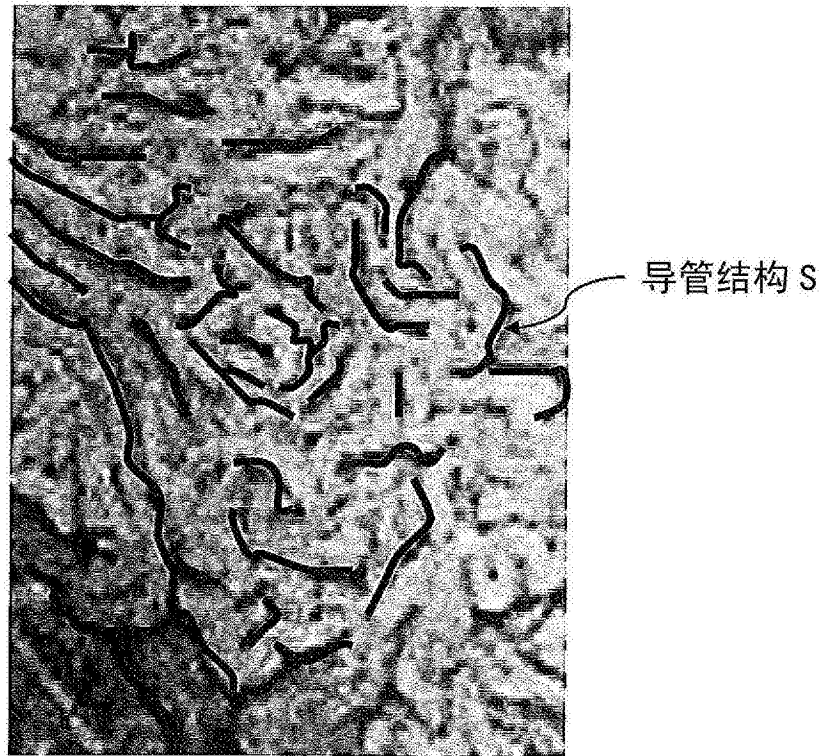


图18B

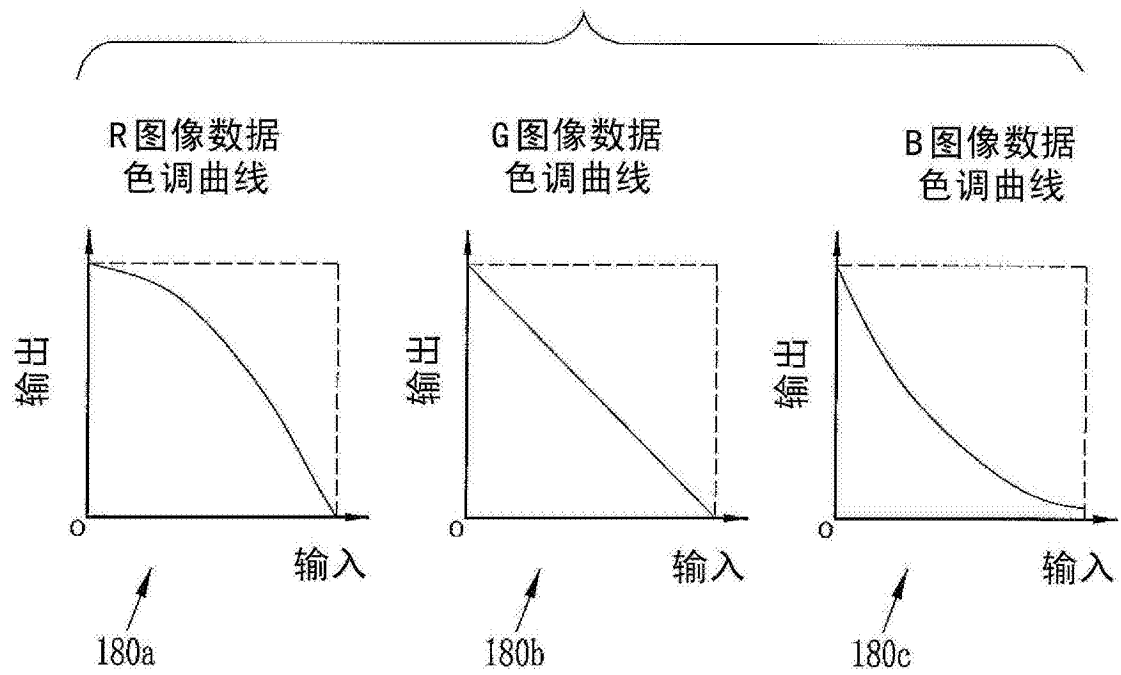


图19

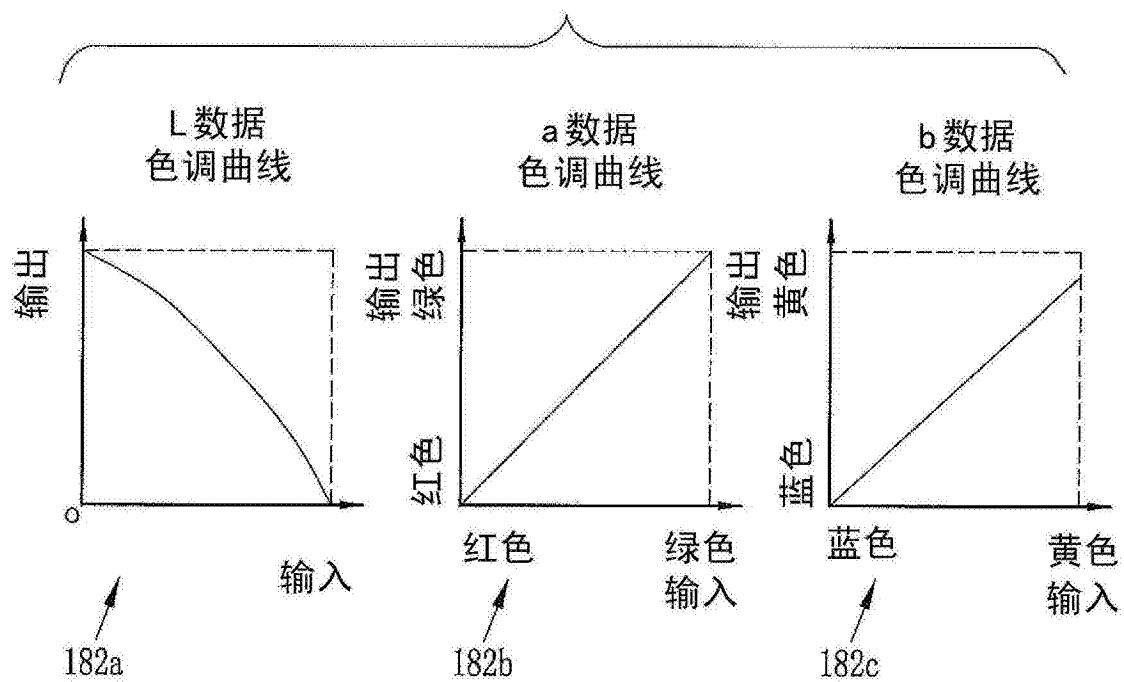


图20

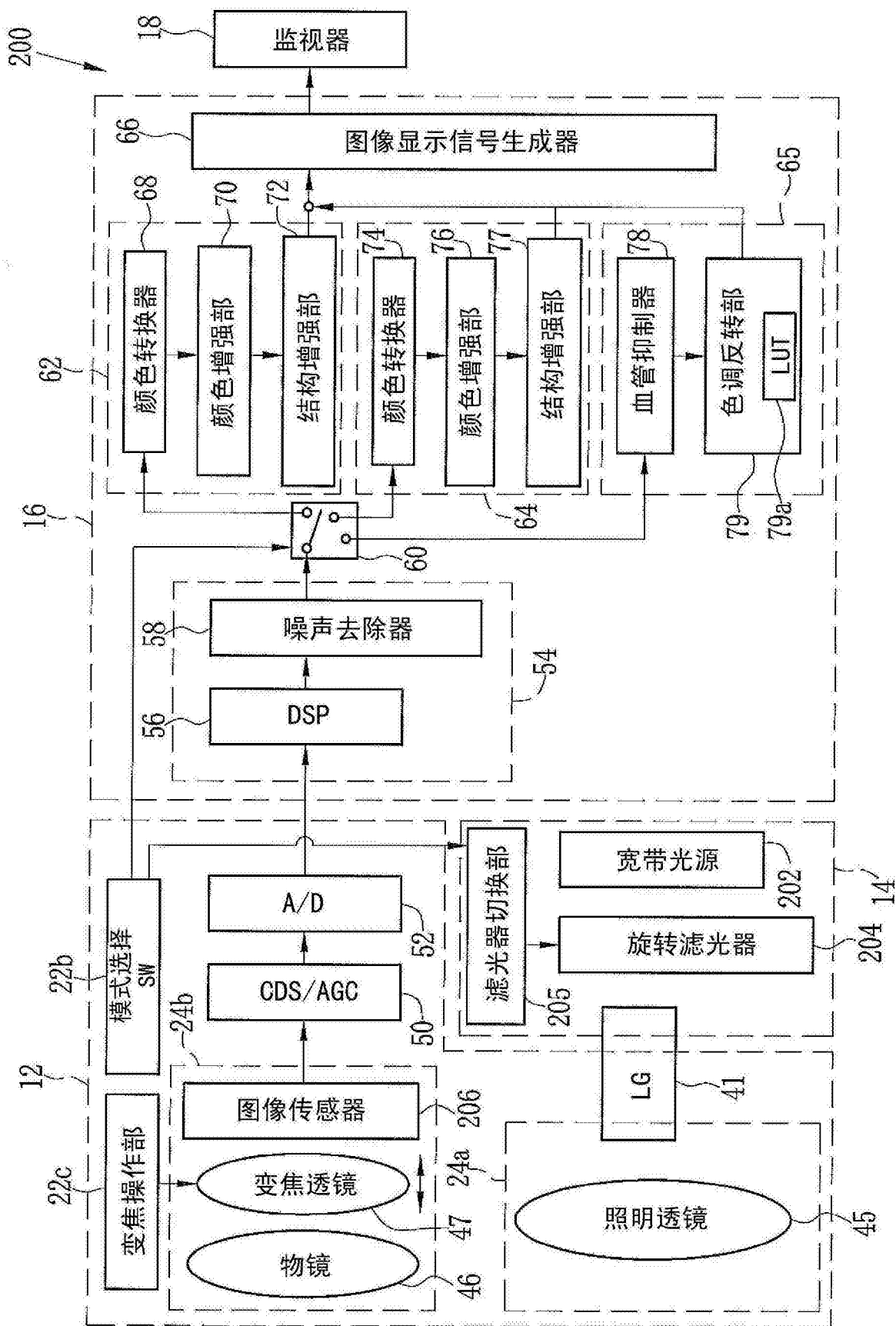


图21

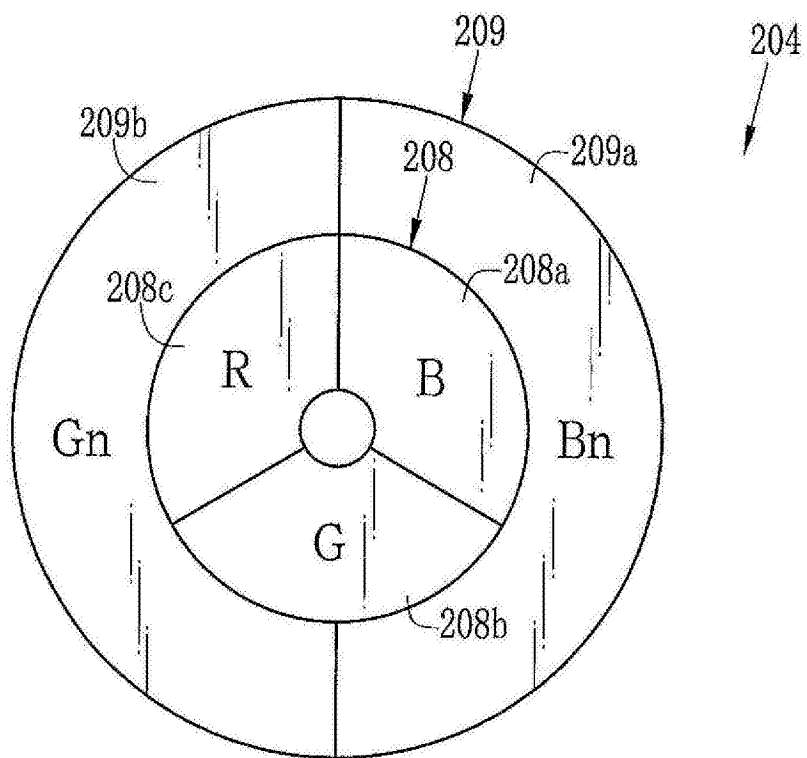


图22

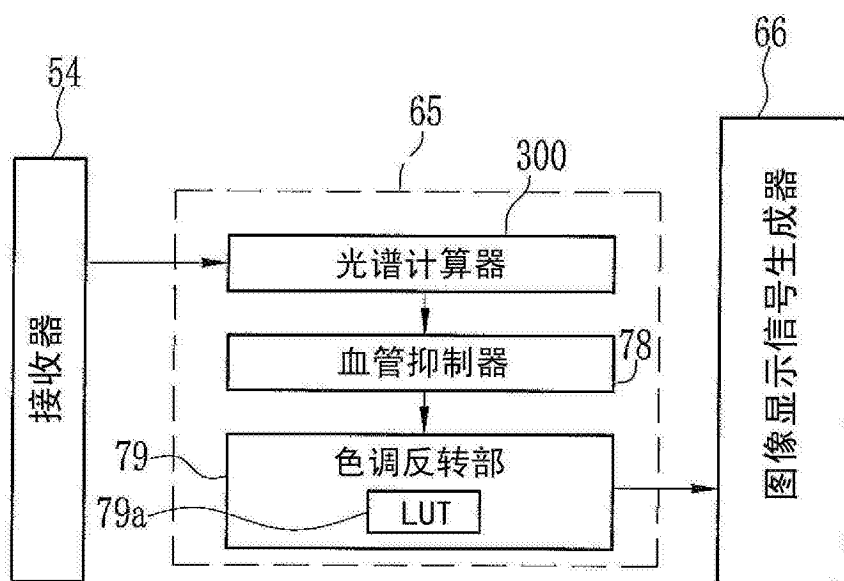


图23

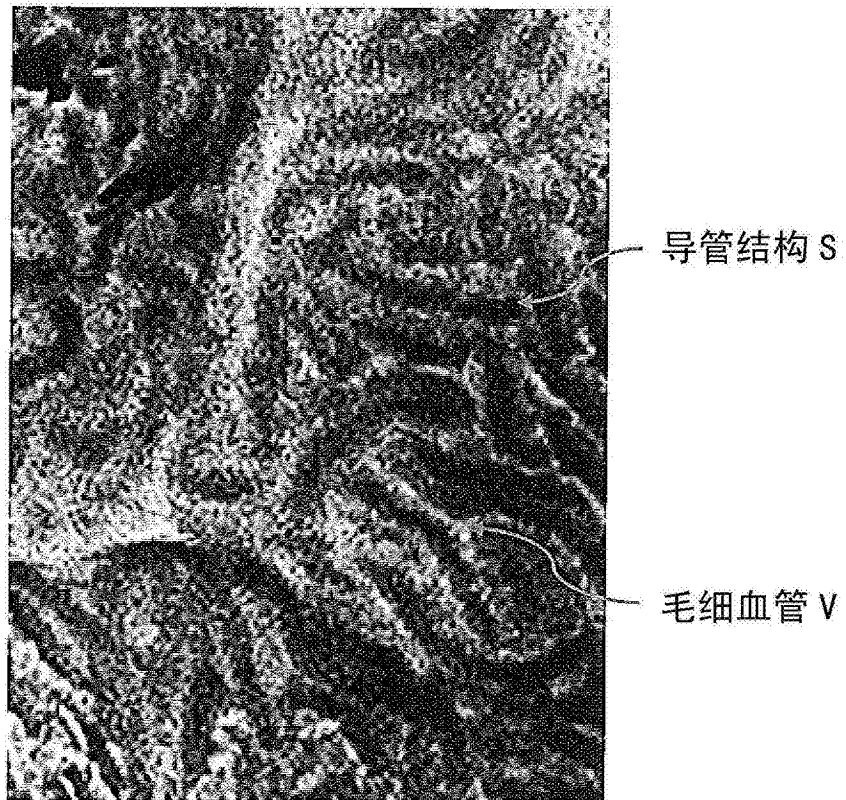


图24A

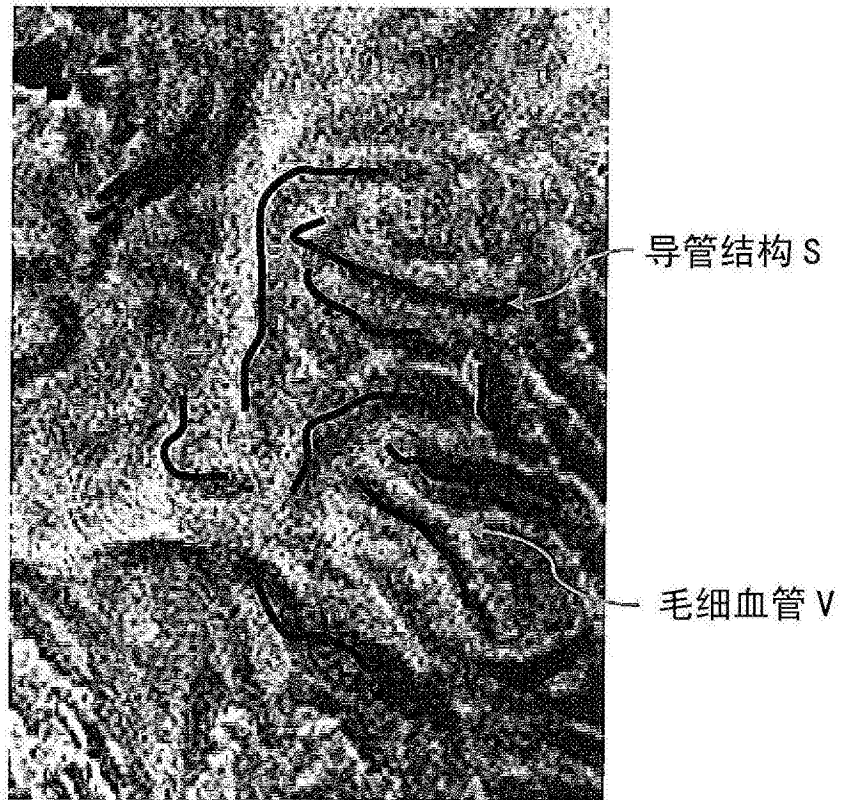


图24B

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	CN104027062B	公开(公告)日	2017-02-22
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	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B2576/00 G02B23/2461 G06T5/007 G06T7/0012 G06T11/001 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30101 G16H30/40 H04N5/2256 G06T2207/30004		
代理人(译)	纪晓峰		
优先权	2013044046 2013-03-06 JP		
其他公开文献	CN104027062A		
外部链接	Espacenet SIPO		

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。

