



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103732116 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201280038419. 5

A61B 1/04(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 09. 04

A61B 1/06(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-193184 2011. 09. 05 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 01. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/072462 2012. 09. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/035694 JA 2013. 03. 14

(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 斋藤孝明

(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 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 平 4-17076 A, 1992. 01. 21,

US 5512940 A, 1996. 04. 30,

US 2011/0077462 A1, 2011. 03. 31,

JP 特开 2006-181387 A, 2006. 07. 13,

JP 平 2-279131 A, 1990. 11. 15,

JP 特开平 6-315477 A, 1994. 11. 15,

JP 平 3-80834 A, 1991. 04. 05,

CN 101019758 A, 2007. 08. 22,

审查员 张雯

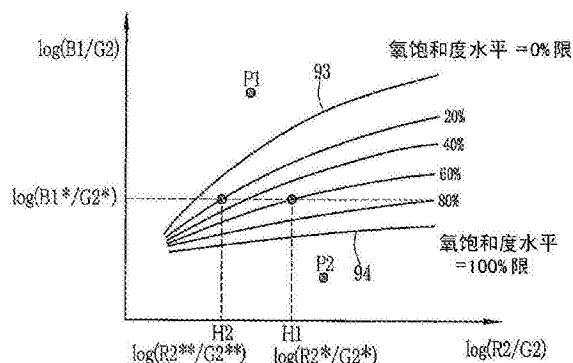
权利要求书2页 说明书13页 附图18页

(54) 发明名称

内窥镜系统、处理器设备和操作内窥镜系统的方法

(57) 摘要

显示其中血液中的血红蛋白的氧饱和度水平被精确地可视化的高度可靠的图像。彩色图像传感器 (60) 捕获窄带光的反射图像, 所述窄带光具有这样的波长范围, 其中消光系数随血液中血红蛋白的氧饱和度水平变化而改变。由此获得蓝色信号 (B1)、绿色信号 (G1) 和红色信号 (R1)。彩色图像传感器捕获白光的反射图像。由此获得蓝色信号 (B2)、绿色信号 (G2) 和红色信号 (R2)。在包括血液量和氧饱和度水平在内的两种以上类型的生物功能信息中, 基于所述蓝色信号 (B1)、绿色信号 (G2) 和红色信号 (R2) 仅获得氧饱和度水平。使氧饱和度水平可视化以产生氧饱和度图像。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于包括:

照明部,所述照明部用于照明对象;

图像信号获取部,所述图像信号获取部用于接收并成像来自由所述照明部照射的对象的反射光,从而获得第一图像信号、第二图像信号和第三图像信号,所述第一图像信号对应于包括蓝色区内的第一波长范围的第一反射光,在所述第一波长范围中消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平变化,所述第二图像信号对应于包括红色区内的第二波长范围的第二反射光,在所述第二波长范围中消光系数根据血液量变化,所述第三图像信号用于标准化所述第一和所述第二图像信号,所述第三图像信号对应于包括绿色区内的第三波长范围的第三反射光,所述第三波长范围不同于所述第一和所述第二波长范围;

图像生成器,所述图像生成器用于基于所述第一至所述第三图像信号产生氧饱和度图像,在所述氧饱和度图像中所述氧饱和度水平被可视化;

标准化信号获取部,所述标准化信号获取部用于获取第一标准化信号和第二标准化信号,所述第一标准化信号通过用所述第三图像信号标准化所述第一图像信号获得,所述第二标准化信号通过用所述第三图像信号标准化所述第二图像信号获得;和

显示部,所述显示部用于显示所述氧饱和度图像,

其中所述图像生成器使用第一颜色信息与所述第一和第二标准化信号的组合之间的相关性来产生所述氧饱和度图像。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于所述图像生成器具有氧饱和度计算器和氧饱和度图像生成器,所述氧饱和度计算器用于基于所述第一至所述第三图像信号获取不依赖于所述血液量的所述氧饱和度水平,所述氧饱和度图像生成器用于基于通过所述氧饱和度计算器获得的所述氧饱和度水平产生所述氧饱和度图像。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于所述图像信号获取部利用彩色图像传感器成像用蓝色窄带光照射的所述对象,从而获得所述第一图像信号,并且所述图像信号获取部利用所述彩色图像传感器成像用白光照射的所述对象从而获得所述第二和所述第三图像信号。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其特征在于所述白光是通过将预定波长的激发光施加于波长转换器产生的伪白光。

5. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于所述照明部向所述对象相继施加第一照明光、第二照明光和第三照明光,并且所述第一照明光具有所述第一波长范围,并且所述第二照明光具有所述第二波长范围,并且所述第三照明光具有所述第三波长范围,

并且所述图像信号获取部利用单色图像传感器接收和成像所述相继施加的第一至第三照明光的反射光,从而相继获得所述第一至所述第三图像信号。

6. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于所述照明部向所述对象同时施加第一照明光和第四照明光,并且所述第一照明光具有所述第一波长范围,并且所述第四照明光具有所述第二和所述第三波长范围,并且

所述图像信号获取部利用彩色图像传感器接收和成像所述同时施加的第一和第四照明光的反射光,从而获得所述第一至所述第三图像信号。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于所述第一波长范围或所述第二波长范围在460至700nm的范围内。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于所述第一波长范围为460至480nm,并且所述第二波长范围为590至700nm,并且所述第三波长范围为540至580nm。

9. 一种内窥镜系统,其特征在于包括:

照明部,所述照明部用于照明对象;

图像信号获取部,所述图像信号获取部用于接收并成像来自由所述照明部照射的对象的反射光,从而获得第一图像信号、第二图像信号和第三图像信号,所述第一图像信号对应于包括蓝色区内的第一波长范围的第一反射光,在所述第一波长范围中消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平变化,所述第二图像信号对应于包括红色区内的第二波长范围的第二反射光,在所述第二波长范围中消光系数根据血液量变化,所述第三图像信号用于标准化所述第一和所述第二图像信号,所述第三图像信号对应于包括绿色区内的第三波长范围的第三反射光,所述第三波长范围不同于所述第一波长范围和所述第二波长范围;

标准化信号获取部,所述标准化信号获取部用于获取第一标准化信号和第二标准化信号,所述第一标准化信号通过用所述第三图像信号标准化所述第一图像信号获得,所述第二标准化信号通过用所述第三图像信号标准化所述第二图像信号获得;

图像生成器,所述图像生成器利用所述第一标准化信号和所述第二标准化信号的组合与第一颜色信息之间的第一相关性产生氧饱和度图像,并且利用所述第二标准化信号和第二颜色信息之间的第二相关性产生血液量图像,在所述氧饱和度图像中所述氧饱和度水平被可视化,在所述血液量图像中所述血液量被可视化;和

显示部,所述显示部用于显示所述氧饱和度图像和血液量图像。

10. 与内窥镜设备一起使用的处理器设备,所述内窥镜设备用于接收并成像来自用照明部照射的对象的反射光,从而获得第一至第三图像信号,所述第一图像信号对应于包括蓝色区内的第一波长范围的第一反射光,在所述第一波长范围中消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平变化,所述第二图像信号对应于包括红色区内的第二波长范围的第二反射光,在所述第二波长范围中消光系数根据血液量变化,所述第三图像信号用于标准化所述第一和所述第二图像信号,所述第三图像信号对应于包括绿色区内的第三波长范围的第三反射光,所述第三波长范围不同于所述第一和所述第二波长范围;所述处理器设备的特征在于包括:

接收器,所述接收器用于接收来自所述内窥镜设备的所述第一至所述第三图像信号;

图像生成器,所述图像生成器用于基于所述第一至所述第三图像信号产生氧饱和度图像,在所述氧饱和度图像中所述氧饱和度水平被可视化;和

标准化信号获取部,所述标准化信号获取部用于获取第一标准化信号和第二标准化信号,所述第一标准化信号通过用所述第三图像信号标准化所述第一图像信号获得,所述第二标准化信号通过用所述第三图像信号标准化所述第二图像信号获得;

其中所述图像生成器使用第一颜色信息与所述第一和第二标准化信号的组合之间的相关性来产生所述氧饱和度图像。

内窥镜系统、处理器设备和操作内窥镜系统的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于将与血液中血红蛋白的氧饱和度水平相关的信息可视化为氧饱和度图像的内窥镜系统、处理器设备和操作内窥镜系统的方法。

背景技术

[0002] 目前,包括光源设备、内窥镜设备和处理器设备的内窥镜系统已被广泛用于医疗中。除了使用宽带白光作为照明光的正常光观察以外,血管增强观察已经进入实践。在血管增强观察中,使用具有窄带波长的窄带光来在显示中增强观察对象中的血管。

[0003] 除了血管增强观察以外,血管的吸收性质以及活组织的光散射性质被用于从获得自内窥镜设备的图像信号提取与血管相关的生物功能信息。与血管相关的生物功能信息包括血液中血红蛋白的氧饱和度水平和血管的深度。提取的生物功能信息被可视化。例如,在专利文献1中,根据氧饱和度水平分配不同颜色。基于分配的颜色产生伪彩色氧饱和度图像。例如,使用这样的氧饱和度图像有助于发现导致氧饱和度水平格外低的癌症。由此改善诊断性能。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本专利号2648494

[0007] 发明概述

[0008] 本发明要解决的问题

[0009] 通常,活组织中光的反射率依赖于以下三个因素而变化:血液中血红蛋白的氧饱和度水平,血管的深度,和血液量(其对应于血管的尺寸或血管的密度)。虽然专利文献1能够将氧饱和度水平的分布可视化为图像并且显示该图像,但是没有考虑到血管深度和血液量变化对氧饱和度水平的影响。因此,在专利文献1的情况中,可能显示的是其中血液中血红蛋白的氧饱和度水平被不准确地可视化的较不可靠的图像。

[0010] 本发明的目的是提供能够显示其中血液中血红蛋白的氧饱和度水平被精确可视化的高度可靠的图像的内窥镜系统、处理器设备和操作内窥镜系统的方法。

[0011] 解决问题的方式

[0012] 为了实现以上和其他目的,本发明的内窥镜系统包括照明部,图像信号获取部,图像生成器,和显示部。照明部照明对象。图像信号获取部接收和成像来自由所述照明部照射的对象的反射光并且由此获得第一图像信号、第二图像信号和第三图像信号。第一图像信号对应于包括蓝色区内的第一波长范围的第一反射光。在第一波长范围中消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化。第二图像信号对应于包括红色区内的第二波长范围的第二反射光。在第二波长范围中消光系数根据血液量而变化。第三图像信号用于标准化第一和第二信号并且对应于包括绿色区内的第三波长范围的第三反射光。第三波长范围不同于第一和第二波长范围。图像生成器基于第一至第三图像信号产生氧饱和度图像。在氧饱和度图像中氧饱和度水平被可视化。显示部显示氧饱和度图像。

[0013] 优选的是,所述内窥镜系统还包括标准化信号获取部,所述标准化信号获取部用于获取第一标准化信号和第二标准化信号。第一标准化信号通过用第三图像信号标准化第一图像信号获得。第二标准化信号通过用第三图像信号标准化第二图像信号获得。图像生成器使用第一颜色信息与第一和第二标准化信号的组合之间的相关性来产生氧饱和度图像。

[0014] 优选的是,图像生成器具有氧饱和度计算器和氧饱和度图像生成器。氧饱和度计算器基于第一至第三图像信号获取不依赖于血液量的氧饱和度水平。氧饱和度图像生成器基于通过氧饱和度计算器获得的氧饱和度水平产生氧饱和度图像。

[0015] 优选的是,图像信号获取部利用彩色图像传感器成像用蓝色窄带光照射的对象,从而获得第一图像信号。优选的是,图像信号获取部利用所述彩色图像传感器成像用白光照射的对象从而获得第二和第三图像信号。优选的是,所述白光是通过将预定波长的激发光施加于波长转换器产生的伪白光。

[0016] 优选的是,照明部向所述对象相继施加第一照明光、第二照明光和第三照明光。第一照明光具有第一波长范围。第二照明光具有第二波长范围。第三照明光具有第三波长范围。在此情况中,图像信号获取部利用单色图像传感器接收和成像相继施加的第一至第三照明光的反射光,从而相继获得第一至第三图像信号。

[0017] 优选的是,照明部向所述对象同时施加第一照明光和第四照明光。第一照明光具有第一波长范围。第四照明光具有第二和第三波长范围。在此情况中,图像信号获取部利用彩色图像传感器接收和成像同时施加的第一和第四照明光的反射光,从而获得第一至第三图像信号。

[0018] 优选的是,第一波长范围或第二波长范围在460至700nm的范围内。优选的是,第一波长范围为460至480nm,并且第二波长范围为590至700nm,并且第三波长范围为540至580nm。

[0019] 本发明的内窥镜系统包括照明部、图像信号获取部、图像生成器和显示部。照明部照明对象。图像信号获取部接收并成像来自用所述照明部照射的对象的反射光,从而获得第一图像信号、第二图像信号和第三图像信号。第一图像信号对应于包括绿色区内的第一波长范围的第一反射光。在第一波长范围中,消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化。第二图像信号对应于包括红色区内的第二波长范围的第二反射光。在第二波长范围中消光系数根据血液量而变化。第三图像信号用于标准化第一和第二图像信号。第三图像信号对应于包括绿色区内的第三波长范围的第三反射光。第三波长范围不同于第一和第二波长范围。图像生成器基于第一至第三图像信号产生氧饱和度图像。在氧饱和度图像中氧饱和度水平被可视化。显示部显示氧饱和度图像。

[0020] 优选的是,所述第一波长范围为530至550nm,并且所述第二波长范围为590至700nm,并且所述第三波长范围为555至565nm。

[0021] 本发明的内窥镜系统包括照明部,图像信号获取部,标准化信号获取部,图像生成器,和显示部。照明部照明对象。图像信号获取部接收并成像来自用照明部照射的对象的反射光,从而获得第一图像信号、第二图像信号和第三图像信号。第一图像信号对应于包括蓝色区内的第一波长范围的第一反射光。在所述第一波长范围中,消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化。第二图像信号对应于包括红色区内的第二波长范围的第二反

射光。在第二波长范围中消光系数根据血液量而变化。第三图像信号用于标准化第一和第二图像信号。第三图像信号对应于包括绿色区内的第三波长范围的第三反射光。第三波长范围不同于第一和第二波长范围。标准化信号获取部获得第一标准化信号和第二标准化信号。第一标准化信号通过用第三图像信号标准化第一图像信号获得。第二标准化信号通过用第三图像信号标准化第二图像信号获得。图像生成器利用第一标准化信号和第一颜色信息之间的第一相关性产生氧饱和度图像。图像生成器利用第二标准化信号和第二颜色信息之间的第二相关性产生血液量图像。在氧饱和度图像中氧饱和度水平被可视化。在血液量图像中血液量被可视化。显示部显示氧饱和度图像和血液量图像。

[0022] 本发明的处理器设备包括接收器和图像生成器。接收器从内窥镜设备接收第一至第三图像信号。图像生成器基于第一至第三图像信号产生氧饱和度图像。在氧饱和度图像中氧饱和度水平被可视化。处理器与内窥镜设备一起使用。所述内窥镜设备用于接收并成像来自用照明部照射的对象的反射光，从而获得第一至第三图像信号。第一图像信号对应于包括蓝色区内的第一波长范围的第一反射光。在第一波长范围中，消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平变化。第二图像信号对应于包括红色区内的第二波长范围的第二反射光。在第二波长范围中消光系数根据血液量而变化。第三图像信号用于标准化第一和第二图像信号。第三图像信号对应于包括绿色区内的第三波长范围的第三反射光。第三波长范围不同于第一和第二波长范围。

[0023] 本发明的操作内窥镜系统的方法包括用于施加来自照明部的照明光的照明步骤，图像信号获取步骤，图像产生步骤，和显示步骤。在图像信号获取步骤中，图像信号获取部接收并成像来自对象的反射光，从而获得第一图像信号、第二图像信号和第三图像信号。第一图像信号对应于包括蓝色区内的第一波长范围的第一反射光。在第一波长范围中，消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化。第二图像信号对应于包括红色区内的第二波长范围的第二反射光。在第二波长范围中消光系数根据血液量而变化。第三图像信号用于标准化第一和第二图像信号并且对应于包括绿色区内的第三波长范围的第三反射光。第三波长范围不同于第一和第二波长范围。在图像产生步骤中，基于第一至第三图像信号利用氧饱和度图像生成器产生氧饱和度图像。在氧饱和度图像中氧饱和度水平被可视化。在显示步骤中，氧饱和度图像被显示在显示部上。

[0024] 发明效果

[0025] 基于第一、第二和第三图像信号产生其中氧饱和度水平被可视化的氧饱和度图像。第一图像信号对应于包括第一波长范围的第一反射光，其中消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化。与第一波长范围不同，第二图像信号对应于包括第二波长范围的第二反射光，其中消光系数根据血液量而变化。血液量指示血液中血红蛋白的量。第三图像信号用于标准化第一和第二图像信号，并且对应于包括不同于第一和第二波长范围的第三波长范围的第三反射光。基于产生的氧饱和度图像显示屏幕。由此显示其中血液中血红蛋白的氧饱和度水平被精确可视化的高度可靠的图像。

[0026] 附图简述

[0027] 图1是第一实施方案的内窥镜系统的外视图。

[0028] 图2是内窥镜系统的示意图。

[0029] 图3是镜远侧部的正视图。

- [0030] 图4是这样的图,其显示氧饱和度测量光束和白光的发射光谱。
- [0031] 图5是这样的图,其显示R、G和B滤色器的光谱透射率。
- [0032] 图6A是说明性视图,其显示在正常光观察模式中图像传感器的成像控制。
- [0033] 图6B是说明性视图,其显示在生物功能信息观察模式中图像传感器的成像控制。
- [0034] 图7是这样的图,其显示血液量和信号比 $R2/G2$ 之间的相关性。
- [0035] 图8是这样的图,其显示氧饱和度水平与信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 之间的相关性。
- [0036] 图9是这样的图,其显示血红蛋白的消光系数。
- [0037] 图10A是说明性视图,其显示利用图7中的图从信号比获取血液量的方法。
- [0038] 图10B是说明性视图,其显示利用图8中的图从信号比获取氧饱和度水平的方法。
- [0039] 图11是这样的图,其显示血液量和色差信号之间的关系。
- [0040] 图12是这样的图,其显示氧饱和度水平和色差信号之间的关系。
- [0041] 图13是并排显示血液量图像和氧饱和度图像的显示设备的屏幕的示意图。
- [0042] 图14是显示血液量图像和氧饱和度图像中的一个的显示设备的屏幕的示意图。
- [0043] 图15是流程图,其显示本发明的操作。
- [0044] 图16是框图,其显示用于产生血液量图像和氧饱和度图像的步骤。
- [0045] 图17是框图,其显示第二实施方案的内窥镜系统的略图。
- [0046] 图18是框图,其显示第三实施方案的内窥镜系统的略图。
- [0047] 图19是这样的图,其表示白光的发射光谱。
- [0048] 图20是旋转滤光器的正视图。
- [0049] 图21是旋转滤光器的正视图,所述旋转滤光器的透射特性与图20的旋转滤光器的透射特性不同。
- [0050] 图22是旋转滤光器的正视图,所述旋转滤光器的透射特性与图20和21的旋转滤光器的透射特性不同。
- [0051] 图23是框图,其显示第四实施方案的内窥镜系统的配置。
- [0052] 图24是色表,其显示信号比 $B1/G2$ 和色差信号之间的关系。
- [0053] 图25A是色表,其显示在信号比 $R2/G2$ 大于或等于预定值的情况中信号比 $B1/G2$ 和色差信号之间的关系。
- [0054] 图25B是色表,其显示在信号比 $R2/G2$ 小于预定值的情况中信号比 $B1/G2$ 和色差信号之间的关系。
- [0055] 实施发明的方式
- [0056] 如在图1中所示,第一实施方案的内窥镜系统10包括光源设备11,内窥镜设备12,处理器设备13,显示设备14,和输入设备15。光源设备11产生用于照明对象内部的光。内窥镜设备12引导来自光源设备11的光并且将所述光作为照明光施加到对象的观察区域并且对观察区域进行成像。处理器设备13对利用内窥镜设备12捕获的内窥镜图像进行图像处理。显示设备14显示通过图像处理产生的内窥镜图像等。输入设备15由键盘等组成。
- [0057] 内窥镜系统10设置有正常光观察模式和生物功能信息观察模式。在正常光观察模式中,正常光图像显示在显示设备14上。正常光图像是蓝色至红色的波长范围内的可见光的对象图像。在生物功能信息观察模式中,氧饱和度图像和血液量图像显示在显示设备14上。氧饱和度图像以伪彩色表示关于对象的血液中血红蛋白的氧饱和度水平的信息。血液

量图像以伪彩色表示关于对象中血液量的信息。在需要时,基于从内窥镜设备的选择开关17或输入设备15输入的命令切换观察模式。

[0058] 镜32从操作部35侧其以下面的顺序设置有柔性部38,弯曲部39,和镜远侧部40。柔性部38是柔性的,以致当插入镜32时,柔性部38在对象内部弯曲。通过旋转设置在操作部35中的角度旋钮35a来弯曲弯曲部39。弯曲部39可以在垂直和水平方向上以任意角度弯曲从而将镜远侧部40指引到所需的观察部位。

[0059] 如在图2中所示,光源设备11包括两种类型的激光光源LD1和LD2,光源控制器20,组合器21,和耦合器22。激光光源LD1产生用于测量氧饱和度水平的窄带光束(氧饱和度测量光束)。激光光源LD2产生用于使得荧光体50产生白光(伪白光)的激发光束。荧光体50被布置在内窥镜设备的远侧部。来自激光光源LD1的光束通过聚光透镜(未显示)入射到光纤24上。来自激光光源LD2的光束通过聚光透镜(未显示)入射到光纤25上。注意,对于激光光源LD1和LD2中的每个,可以使用宽区InGaN激光二极管,InGaAs激光二极管,GaAs激光二极管等。

[0060] 光源控制器20控制激光光源LD1和LD2以调节激光光源LD1和LD2中每个的发射定时以及激光光源LD1和LD2之间的光量比。在该实施方案中,在正常光观察模式中,激光光源LD1关闭和激光光源LD2打开。另一方面,在生物功能信息观察模式中,以预定的时间间隔交替打开激光光源LD1和LD2。

[0061] 组合器21组合来自光纤24的光束和来自光纤25的光束。作为分光器的耦合器22将组合的光束分成四路光束。在四路光束中,耦合器22允许来自激光光源LD1的光束透射通过光导26和27。耦合器22允许来自激光光源LD2的光束透射通过光导28和29。光导26至29中的每一个由光纤束组成,所述光纤束是束在一起的多根光纤。注意,来自激光光源LD1和LD2的光束可以直接入射到光导26至29上而不使用组合器21和耦合器22。

[0062] 内窥镜设备12是电子内窥镜并且包括镜32(见图1),照明部33,成像部34,操作部35,和连接器部36。照明部33施加通过各个光导26至29透射的四路光束。单个成像部34对观察区域进行成像。操作部35用于弯曲镜32的弯曲部并且用于执行观察操作。连接器部36以可拆卸的方式连接镜32,光源设备11,和处理器设备13。

[0063] 镜远侧部40设置有照明部33和成像部34。成像部34设置有基本上位于镜远侧部40的中心处的捕获窗42。来自对象区域的反射光入射到捕获窗42上。照明部33包括设置在成像部34的各侧上的两个照明窗43和44。照明窗43和44中的每个将氧饱和度测量光束和白光其中之一投射到观察区域。

[0064] 两个投射单元46和47容纳在照明窗43后。投射单元46将来自光导26的氧饱和度测量光束通过透镜48投射到观察区域。投射单元47将来自光导28的激发光束施加到荧光体50以投射白光。白光通过透镜51施加到观察区域。注意,两个投射单元53和54容纳在照明窗44后。投射单元53类似于投射单元46。投射单元54类似于投射单元47。

[0065] 光学系统如物镜单元被设置在捕获窗42之后。物镜单元摄入来自对象的观察区域的图像光。图像传感器60被设置在物镜单元后。图像传感器60是CCD(电荷耦合元件),CMOS(互补金属氧化物半导体)等。图像传感器60接收来自观察区域的图像光以对观察区域进行成像。

[0066] 图像传感器60的光接收表面(成像表面)接收来自物镜单元的光。图像传感器60将

接收到的光光电变换以输出成像信号(模拟信号)。成像控制器70控制图像传感器60的成像。自图像传感器60输出的成像信号(模拟信号)通过镜缆67输入到A/D转换器68。A/D转换器68将成像信号转换为对应于成像信号的电压水平的图像信号(数字信号)。在转换后,图像信号通过连接器部36输入到处理设备13的图像处理器73。

[0067] 处理设备13包括控制器72,图像处理器73,和存储器74。显示设备14和输入设备15连接于控制器72。控制器72基于指定观察模式的命令等控制图像处理器73、光源设备11的光源控制器20、内窥镜设备12的成像控制器70、和显示设备14的操作。所述命令输出自内窥镜设备12的选择开关17或输入设备15。

[0068] 如在图3中所示,在镜远侧部40中,捕获窗42被布置在照明窗43和44之间。四个投射单元46、47、53和54以交错的配置布置,其中投射单元47和54的输出表面之间的直线L1以及投射单元46和53的输出表面之间的直线L2在捕获窗42的中心部分处彼此相交。此布置防止照明中的不均匀性。投射单元47和54中的每个设置有荧光体50。投射单元46和53不设置荧光体50。

[0069] 荧光体50包括若干种类型的荧光物质,例如,YAG荧光物质或BAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)。这些荧光物质吸收来自激光光源LD2的激发光束的一部分以发出绿色至红色光。当将激发光施加到荧光体50时,从被激发的荧光体50发出的绿色至红色光(荧光)和通过荧光体50而未被吸收的激发光被组合以产生白光(伪白光)。注意,该荧光体可以被称为Micro White(注册商标)或MW。

[0070] 因此,如在图4中所示,从各自包含荧光体50的投射单元47和54发射的白光具有的发射光谱包括中心波长为445nm的激发光的波长范围,和其中由激发光产生的荧光的发射强度增加的大致从450nm至700nm的波长范围。另一方面,从都不具有荧光体50的投射单元46和53中的每个发射的氧饱和度测量光束具有的发射光谱在473nm的中心波长附近的波长范围内。

[0071] 注意,本发明的白光不一定包括可见光的所有波长分量。白光可以仅包括在特定波长范围内的光,例如,原色R(红)、G(绿)或B(蓝)的光,如上述伪白光。换言之,本发明的白光可以例如包含具有从绿色到红色的波长分量的光或具有从蓝色到绿色的波长分量的光。

[0072] 图像传感器60是彩色CCD。在图像传感器60的光接收表面上,各自设置有R滤色器的多个R像素,各自设置有G滤色器的多个G像素,和各自设置有B滤色器的多个B像素以R、G和B像素的组按矩阵排列。如在图5中所示,B滤色器具有由曲线63表示的光谱透射率。G滤色器具有由曲线64表示的光谱透射率。R滤色器具有由曲线65表示的光谱透射率。因此,反射自观察区域的反射光的白光通过所有R、G和B滤色器。由此,输出自图像传感器60的R、G和B像素中的每种信号包括关于白光的反射图像的信息。另一方面,关于氧饱和度测量光束的反射图像的信息主要包含在输出自B或G像素的信号中,因为氧饱和度测量光束的中心波长为473nm。

[0073] 成像控制器70根据观察模式不同地控制图像传感器60的成像。如在图6A中所示,在正常光观察模式中,在单帧周期内进行两步,蓄积通过白光(445nm+荧光体(在该实施方案中因此指示白光,因为白光是通过将445nm的激发光施加至荧光体50产生的))的光电变换获得的电荷的步骤以及读出蓄积的电荷的步骤。在正常光观察模式中重复这两个步骤。

[0074] 另一方面,在生物功能信息观察模式中,如在图6B中所示,在单帧周期(第一帧)内

进行两步,蓄积通过氧饱和度测量光束(473nm的窄带光)的光电变换获得的电荷的步骤和读出蓄积的电荷的步骤。然后,在单帧周期(第二帧)内进行两步,蓄积通过白光(445nm+MW)的光电变换获得的电荷的步骤和读出蓄积的电荷的步骤。在生物功能信息观察模式中重复两帧的成像控制。

[0075] 注意,第一帧的图像信号由输出自图像传感器60的B像素的蓝色信号B1,输出自图像传感器60的G像素的绿色信号G1,和输出自图像传感器60的R像素的红色信号R1组成。第二帧的图像信号与在正常光观察模式中获得的图像信号相同。第二帧的图像信号由输出自B像素的蓝色信号B2,输出自G像素的绿色信号G2,和输出自R像素的红色信号R2组成。

[0076] 注意,多个通道(未显示)被设置在内窥镜设备12的操作部35和镜32的内部。通道包括钳子通道(样品采集装置等通过所述钳子通道插入)和气/水通道。

[0077] 如在图2中所示,图像处理器73包括正常光图像处理部80和功能图像处理部82。图像处理器73对来自内窥镜设备12的图像信号执行预定图像处理。正常光图像处理部80对在正常光观察模式中获得的图像信号进行预定图像处理从而产生正常光图像。

[0078] 功能图像处理部82基于从内窥镜设备输入的图像信号计算关于对象血液量的信息和关于对象血液中血红蛋白的氧饱和度水平的信息。功能图像处理部82产生其中计算的血液量以伪彩色被可视化的血液量图像,和其中计算的氧饱和度水平以伪彩色被可视化的氧饱和度图像。功能图像处理部82包括信号比计算器84,相关性存储器85,血液量和氧饱和度计算器86,血液量图像生成器87,和氧饱和度图像生成器88。

[0079] 在生物功能信息观察模式中获得的图像信号之中,信号比计算器84计算第一帧的蓝色信号B1和第二帧的绿色信号G2之间的信号比 $B1/G2$,和第二帧的绿色信号G2和第二帧的红色信号R2之间的信号比 $R2/G2$ 。由此,蓝色信号B1和红色信号R2被绿色信号G2标准化。计算图像信号的每个像素的信号比。注意,可以仅计算图像信号的血管部分的像素的信号比。在此情况中,基于血管部分的图像信号和除血管部分之外的其他部分的图像信号之间的差异来确定血管部分。

[0080] 相关性存储器85存储信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 、血液量和氧饱和度水平之间的相关性。如在图7中所示,信号比和血液量之间的相关性被存储在一维表中,所述一维表被定义为使得血液量随信号比 $R2/G2$ 增加。注意,信号比 $R2/G2$ 由对数分度表示。

[0081] 信号比和氧饱和度水平之间的相关性存储在图8所示的二维表中。二维表定义在二维空间上的氧饱和度水平的等高线。等高线的位置和形状通过光散射的物理模拟获得,并且根据血液量而变化。例如,等高线之间的间隔随血液量的变化而增加或减小。注意,信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 以对数分度表示。

[0082] 上述相关性与图9中显示的氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的光吸收性质和光散射性质紧密相关。在图9中,曲线90表示氧合血红蛋白的消光系数。曲线91表示去氧血红蛋白的消光系数。如在图9中所示,容易获得关于在波长例如473nm(在此处消光系数之间的差异大)处的氧饱和度水平的信息。然而,包含对应于473nm的光的信号蓝色信号高度依赖于氧饱和度水平和血液量两者。因此,信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 被用于精确地获得血液量和氧饱和度水平。信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 获得自蓝色信号B1以及红色信号R2和绿色信号G2。红色信号R2对应于主要依赖于血液量而变化的光。绿色信号G2用于标准化蓝色信号B1和红色信号R2。

[0083] 以下三种观察获得自血液中血红蛋白的消光系数的波长依赖性。

[0084] (1)在接近470nm的波长范围中(例如,在中心波长为470nm±10nm的蓝色波长范围中),消光系数根据氧饱和度水平的变化而显著变化。

[0085] (2)当在540nm至580nm的绿色波长范围中取平均时,消光系数可能不受氧饱和度水平影响。

[0086] (3)在590nm至700nm的红色波长范围中,消光系数表现为根据氧饱和度水平显著变化。然而,实际上,消光系数可能不受氧饱和度水平影响,因为消光系数的值非常小。

[0087] 470至700nm的波长范围中的光具有这样的特性,即粘膜组织中的散射系数小并且波长依赖性小。通过使用此波长范围中的光作为照明光,获得血液信息同时减小血液深度的影响。血液信息包括关于血液量的信息和关于氧饱和度水平的信息。

[0088] 血液量和氧饱和度计算器86利用存储在相关性存储器85中的相关性和由信号比计算器84获得的信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 计算每个像素中的血液量和氧饱和度水平两者。此处,描述了在例1和例2中的每一个中用于计算血液量和氧饱和度水平的方法。在例1中,获得信号比 $B1^*/G2^*$ 和 $R2^*/G2^*$ 。在例2中,获得信号比 $B1^*/G2^*$ (其与在例1中获得的相同)和信号比 $R2^{**}/G2^{**}$ (其不同于例1中的信号比)。

[0089] 首先,描述例1($B1^*/G2^*, R2^*/G2^*$)。对应于信号比 $R2^*/G2^*$ 的血液量 $H1$ 获得自图10A中显示的相关性。然后,从图10B中显示的相关性,在由信号比 $B1^*/G2^*$ 指示的氧饱和度水平(0%至约80%)之中,获得对应于血液量 $H1$ 的氧饱和度水平。获得的氧饱和度水平为60%。

[0090] 接下来,描述例2($B1^*/G2^*, R2^{**}/G2^{**}$)。获得对应于信号比 $R2^{**}/G2^{**}$ 的血液量 $H2$,如图10A中所示。血液量 $H2$ 小于例1的血液量 $H1$ 。然后,以与例1类似的方式,从图10B中显示的相关性,在由信号比 $B1^*/G2^*$ 指示的氧饱和度水平(0%至约80%)之中,获得对应于血液量 $H2$ 的氧饱和度水平。获得的氧饱和度水平为20%,其远小于例1的氧饱和度水平。

[0091] 如上所述,信号比 $B1^*/G2^*$ 包括这样的波长分量,其中氧合血红蛋白的消光系数不同于去氧血红蛋白的消光系数。信号比 $B1^*/G2^*$ 包含相当大量的涉及氧饱和度水平的信息。然而,信号比 $B1^*/G2^*$ 还依赖于血液量。因此,信号比 $B1^*/G2^*$ 在0%至80%的范围中显著波动。例如,虽然例1和2具有相同的信号比 $B1^*/G2^*$,由于血液量的差异导致氧饱和度水平的差异达到40%。即,由信号比 $B1^*/G2^*$ 指示的氧饱和度水平的值是不精确的,因为信号比 $B1^*/G2^*$ 包括关于血液量和氧饱和度水平两者的信息。在本发明中,首先,从信号比 $R2/G2$ 获得血液量。然后,在由信号比 $B1/G2$ 指示的氧饱和度水平中,获得对应于血液量的氧饱和度水平。由此计算不依赖于血液量的氧饱和度水平。

[0092] 注意,如在图10B中所示,在对应于信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 的点 $P1$ 位于下限线93上方的情况中,氧饱和度水平为0%。在点 $P2$ 位于上限线94下方的情况中,氧饱和度水平为100%。注意,如果点不位于下限线93和上限线94之间,则像素的氧饱和度水平可能不被显示。

[0093] 血液量图像生成器87产生血液量图像,所述血液量图像以伪彩色显示由血液量和氧饱和度计算器86计算的血液量。血液量图像由包含亮度 Y 以及色差信号 Cb 和 Cr 的视频信号组成。绿色信号 $G2$ 被分配给亮度 Y 。绿色信号 $G2$ 对应于在其中血红蛋白的光吸收相对高的波长范围中的反射光。因此,基于绿色信号 $G2$ 产生的图像允许可视地观察粘膜、血管等的表

面不平。因此,伪彩色图像的总亮度通过将绿色信号G2分配给亮度来定义。

[0094] 根据色表87a,对应于血液量的信号值被分配给色差信号Cb和Cr。如在图11中所示,在色表87a中,色差信号Cb的信号值被定义为随血液量增加而减小。色差信号Cr的信号值被定义为随血液量增加而增加。因此,血液量图像的颜色随血液量增加而增加。当血液量减小时,红色的色度减小并且变得接近单色。注意,色表87a还显示信号比R2/G2与色差信号Cb和Cr之间的关系,以致血液量图像可以基于信号比R2/G2产生,而不用计算血液量。

[0095] 氧饱和度图像生成器88产生氧饱和度图像,所述氧饱和度图像以伪彩色显示由血液量和氧饱和度计算器86获得的氧饱和度水平。以与血液量图像相似的方式,氧饱和度图像由包含亮度Y以及色差信号Cb和Cr的视频信号组成。绿色信号G2被分配给亮度Y。根据色表88a,对应于氧饱和度水平的信号值被分别分配给色差信号Cb和Cr。

[0096] 如在图12中所示,在氧饱和度水平高的情况中,在色表88a中,色差信号Cr的信号值被定义为正,而色差信号Cb的信号值被定义为负。另一方面,在氧饱和度水平低的情况中,色差信号Cr的信号值被定义为负,而色差信号Cb的信号值被定义为正。在氧饱和度水平处于中间水平的情况中,这样定义信号值以致色差信号Cr的信号值和色差信号Cb的信号值之间的大小关系颠倒。因此,随着氧饱和度水平增加,氧饱和度图像的颜色从蓝色变为浅蓝色,变为绿色,变为黄色,变为橙色,变为红色。

[0097] 因此产生的血液量图像和氧饱和度图像被显示在显示设备14上。如在图13中所示,氧饱和度图像和血液量图像的尺寸可以缩小并且缩小的图像可以同时并排显示。备选地,如在图14中所示,使用者可以操作设置在输入设备15中的图像选择装置以选择氧饱和度图像和血液量图像中的一个。所选的图像被显示在显示设备14上。因此,使用血液量图像和氧饱和度图像两者来进行内窥镜诊断。因此,提高诊断病变、如由氧饱和度水平和血液量两者表征的未分化的早期胃癌的能力。

[0098] 接下来,参照图15中的流程图和图16中的框图来描述本发明的操作。注意,在正常光观察模式中,镜32被插入到体腔例如消化道中。通过操作角度旋钮35a,将镜远侧部40设置到所需的观察区域。由此进行正常光观察。在正常光观察中,用白光照射的观察区域的彩色正常光图像被显示在显示设备14上。

[0099] 在假设观察区域为病变的情况中,操作内窥镜设备的选择开关17以将观察模式切换为生物功能信息观察模式。当观察模式切换为生物功能信息观察模式时,作为中心波长为473nm的窄带光束的氧饱和度测量光束被从镜远侧部40施加到对象内部。来自观察区域等的反射光由图像传感器60捕获。图像传感器60是由B像素、G像素和R像素构成的彩色CCD。由此,获得第一帧的图像信号。第一帧的图像信号由蓝色信号B1、绿色信号G1和红色信号R1组成。

[0100] 在获得第一帧的图像信号后,将利用中心波长为445nm的激发光产生的白光通过镜远侧部40施加到对象的内部。来自对象的反射光由图像传感器60捕获。由此,获得第二帧的图像信号(正常光图像信号)。第二帧的图像信号由蓝色信号B2、绿色信号G2和红色信号R2组成。

[0101] 在获得第二帧的图像信号后,信号比计算器84获得信号比B1/G2和R2/G2。在获得信号比后,血液量和氧饱和度计算器86基于存储在相关性存储器85中的相关性获得血液量和氧饱和度水平。血液量对应于由信号比计算器84获得的信号比R2/G2。氧饱和度水平对应

于由信号比计算器84获得的信号比 $B1/G2$ 和 $R2/G2$ 。获得每个像素的血液量和氧饱和度水平。

[0102] 在获得每个像素的血液量和氧饱和度水平后,参照血液量图像生成器87中的色表87a。由此,获得对应于血液量的色差信号Cb和Cr。基于获得的色差信号Cb和Cr以及被分配以绿色信号G2的亮度Y产生血液量图像。血液量图像以伪彩色显示血液量。以类似方式使用色表88a产生氧饱和度图像。氧饱和度图像以伪彩色显示氧饱和度水平。产生的血液量图像和产生的氧饱和度图像被显示在显示设备14上。

[0103] 注意,在第一实施方案中,使用两帧图像信号来计算血液量和氧饱和度水平。第一帧的图像信号通过施加中心波长为473nm的窄带光获得。第二帧的图像信号通过施加白光来获得。白光发射自被中心波长为445nm的激发光激发的荧光体。备选地,如将在图17中显示的第二实施方案中所述,血液量和氧饱和度水平可以获得自单帧的图像信号。单帧的图像信号通过捕获用白光照射的对象内部的图像而获得。白光发射自被来自激光光源LD1的、中心波长为473nm的激发光激发的荧光体50。注意,与施加来自四个相应的投射单元46、47、53和54的四路光束的内窥镜系统10不同,内窥镜系统100施加来自两个相应的投射单元47和54的两路光束。

[0104] 在图像信号中,蓝色信号B包括对应于中心波长为473nm的激发光的信号和对应于来自被激发的荧光体的光中的少量光的信号。绿色信号G包括对应于来自被激发的荧光体的光中的、主要在540nm至580nm的波长范围中的光谱照度的信号。红色信号R包括对应于少量激发光的信号和对应于来自被激发的荧光体的光中的、在590nm至700nm的波长范围中的光谱照度的信号。

[0105] 因此,用于计算血液量的信号比是 R/G 。用于计算氧饱和度水平的信号比是 B/G 和 R/G 。信号比 R/G 对应于上述信号比 $R2/G2$ 。信号比 B/G 对应于上述信号比 $B1/G2$ 。用于计算血液量和氧饱和度水平的方法与以上相似,所以省略了对其的描述。注意,绿色信号G被分配给亮度从而产生伪彩色血液量图像和伪彩色氧饱和度图像。

[0106] 如在图18中所示,第三实施方案的内窥镜系统120采用旋转滤光器类型的光源设备11。因此,内窥镜系统120设置有宽带光源121,旋转滤光器122,光纤123,和旋转控制器124,而不是第一和第二实施方案中所用的激光光源LD1和LD2,光源控制器20,和组合器21。宽带光源121(例如,氙灯等)发出具有图19中所示的光谱强度的白光。旋转滤光器122透射白光中的氧饱和度测量光的波长分量或全部白光。透射通过旋转滤光器122的光入射到光纤123上。旋转控制器124控制旋转滤光器122的旋转。

[0107] 入射到光纤123上的光由耦合器22分成两路光。两路光中的一路通过光导26从投射单元46施加到对象内部。另一路光通过光导27从投射单元53施加到对象内部。注意,除了上述以外,内窥镜系统120的其他部件具有与图2中所示的内窥镜系统10类似的配置,所以省略了对其的描述。

[0108] 如在图20中所示,旋转滤光器122由带通滤光器125和开口126组成。带通滤光器125透射白光中的、460nm至480nm的波长范围中的氧饱和度测量光(见图4)。开口126允许全部白光穿过其通过。通过旋转旋转滤光器122,氧饱和度测量光和白光被交替施加到对象内部。类似于第一实施方案,通过施加氧饱和度测量光获得第一帧的图像信号 $B1$ 、 $G1$ 、 $R1$ 。通过施加白光获得第二帧的图像信号 $B2$ 、 $G2$ 和 $R2$ 。以与第一实施方案类似的方式,从获得的两帧

图像信号产生氧饱和度图像。

[0109] 在第三实施方案中,在第一帧中,蓝色信号B1包括对应于460nm至480nm的波长范围的光的信号。在第二帧中,蓝色信号B2包括对应于400nm至530nm的波长范围的光的信号。绿色信号G2包括对应于540nm至580nm的波长范围的光的信号。红色信号R2包括对应于590nm至700nm的波长范围的光的信号。注意,用于计算血液量和氧饱和度水平的方法与第一实施方案的方法类似,所以省略了对其的描述。

[0110] 注意,在第三实施方案中,可以使用图21中显示的旋转滤光器130而不是图20中显示的旋转滤光器122。旋转滤光器130的第一透射部分131透射来自宽带光源121的白光中的处于460nm至480nm的波长范围的第一透射光。第二透射部分132透射白光中的处于540至580nm的波长范围的第二透射光。第三透射部分133透射白光中的处于590nm至700nm的波长范围的第三透射光。当旋转滤光器130旋转时,第一至第三透射光被相继施加到对象。

[0111] 在使用旋转滤光器130的情况中,每次施加一种透射光时,单色图像传感器127捕获一张图像。因此,通过施加第一至第三透射光分别获得三帧的图像信号。通过施加第一透射光获得的图像信号是蓝色信号B。通过施加第二透射光获得的图像信号是绿色信号G。通过施加第三透射光获得的图像信号是红色信号R。

[0112] 因此,用于计算血液量的信号比是 R/G 。用于计算氧饱和度水平的信号比为 B/G 和 R/G 。信号比 R/G 对应于第一实施方案的信号比 $R2/G2$ 。信号比 B/G 对应于第一实施方案的信号比 $B1/G2$ 。用于计算血液量和氧饱和度水平的方法类似于第一实施方案的方法,所以省略了对其的描述。注意,绿色信号G被分配给亮度从而产生伪彩色血液量图像和伪彩色氧饱和度图像。

[0113] 在第三实施方案中,注意,可以使用图22中显示的旋转滤光器150而不是图21中显示的旋转滤光器130。旋转滤光器150的每个透射部分的透射率与旋转滤光器130不同。旋转滤光器150的第一透射部分透射处于530nm至550nm的波长范围的第一透射光。第二透射部分透射处于555nm至565nm的波长范围的第二透射光。第三透射部分透射处于590nm至700nm的波长范围的第三透射光。当旋转滤光器150旋转时,第一至第三透射光被相继施加到对象。

[0114] 在使用旋转滤光器150的情况中,每次施加一种透射光时,单色图像传感器127捕获一张图像。图像传感器60的G像素主要对第一和第二透射光敏感,以致当施加第一和第二透射光时获得绿色信号Ga和Gb作为图像信号。图像传感器60的R像素主要对第三透射光敏感,以致获得红色信号Rc作为图像信号。此处,Ga和Rc是这样的图像信号,其对应于两个相应的波长范围的反射光,在所述两个波长范围中的每个中,消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度水平而变化。Gb是这样的图像信号,其对应于单一波长范围的反射光,在所述单一波长范围中,消光系数不变化。因此,Ga/Gb依赖于氧饱和度水平和血液量而变化。Rc/Gb主要依赖于血液量而变化。

[0115] 因此,信号比 Rc/Gb 用于计算血液量。信号比 Ga/Gb 和 Rc/Gb 用于计算氧饱和度水平。信号比 Rc/Gb 对应于第一实施方案的信号比 $R2/G2$ 。信号比 Ga/Gb 对应于第一实施方案的信号比 $B1/G2$ 。用于计算血液量和氧饱和度水平的方法相似于第一实施方案中的方法,所以省略了对其的描述。注意,绿色信号Ga或Gb被分配给亮度从而产生伪彩色血液量图像和伪彩色氧饱和度图像。

[0116] 如在图23中所示,第四实施方案的内窥镜系统200使用半反射镜201,反射镜202,和窄带滤光器203和204而不是第三实施方案中显示的旋转滤光器122来产生用于计算血液量和氧饱和度水平的光。彩色图像传感器60用于对对象内部进行成像。内窥镜系统200的其他部件的配置相似于第三实施方案的内窥镜系统120。

[0117] 在光源设备11中,半反射镜201将发射自宽带光源121的白光分成两路白光。两路白光中的一路入射到窄带滤光器203上。另一路白光被反射镜202反射并且然后入射到窄带滤光器204上。窄带滤光器203透射白光中的处于460nm至480nm的波长范围的光。窄带滤光器204透射白光中的处于540nm至700nm的波长范围的光。通过窄带滤光器203的光通过透镜203a和光导26被施加到对象内部。通过窄带滤光器204的光通过透镜204a和光导27被施加到对象内部。通过窄带滤光器203和204的光被同时施加到对象内部。

[0118] 因此,在通过图像捕获获得的图像信号中,对应于460至480nm的光的信号包含在蓝色信号B中。对应于540至580nm的光的信号包含在绿色信号G中。对应于590至700nm的光的信号包含在红色信号R中。

[0119] 因此,信号比 R/G 用于计算血液量。信号比 B/G 和 R/G 用于计算氧饱和度水平。信号比 R/G 对应于第一实施方案的信号比 R_2/G_2 。信号比 B/G 对应于第一实施方案的信号比 B_1/G_2 。用于计算血液量和氧饱和度水平的方法类似于第一实施方案的方法,所以省略了对其的描述。注意,绿色信号G被分配给亮度从而产生伪彩色血液量图像和伪彩色氧饱和度图像。

[0120] 在以上实施方案中,以伪彩色可视化与血液量相关的信息从而产生血液量图像。以伪彩色可视化与氧饱和度水平相关的信息从而产生氧饱和度图像。注意,备选地,与血液量和氧饱和度水平相关的信息可以被可视化为单色图像(利用单色中的黑与白之间的渐变)。

[0121] 在以上实施方案中,将蓝色信号 B_1 和红色信号 R_2 中的每个都除以绿色信号 G_2 以标准化蓝色信号 B_1 和红色信号 R_2 。蓝色信号 B_1 包含其中消光系数根据血液中血红蛋白的氧饱和度和水平而变化的波长分量。红色信号 R_2 包含其中消光系数根据表示血液中的血红蛋白的量的血液量而变化的波长分量。注意,蓝色信号 B_1 和红色信号 R_2 的标准化不限于以上。

[0122] 在以上实施方案中,利用存储在相关性存储器85中的相关性,自信号比 B_1/G_2 和 R_2/G_2 计算氧饱和度水平。基于计算的氧饱和度水平产生氧饱和度图像。注意,可以基于信号比 B_1/G_2 来产生氧饱和度图像,而不计算氧饱和度水平。在此情况中,使用色表300来产生氧饱和度图像,在色表300中,信号比 B_1/G_2 与色差信号 C_r 和 C_b 相关联,如在图24中所示(以与以上实施方案相似的方式将 G_2 分配给亮度信号 Y)。

[0123] 此处,信号比 B_1/G_2 的“ B_1 ”具有这样的波长分量(所述波长分量对应于中心波长473nm),其中氧合血红蛋白的消光系数大于去氧血红蛋白的消光系数。因此,“ B_1 ”的信号值随氧饱和度水平下降而增加。另一方面,“ G_2 ”具有这样的波长分量(所述波长分量对应于540至580nm),其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的系数之间的大小关系频繁地颠倒。因此,“ G_2 ”的信号值不随氧饱和度水平的变化而变化。

[0124] 因此,信号比 B_1/G_2 (即,“ B_1 ”除以“ G_2 ”)的信号值随氧饱和度水平下降而增加。在图24所示的色表300中,为了在氧饱和度水平下降时使氧饱和度图像上的血管的颜色从“红色变为橙色变为黄色变为绿色变为浅蓝色变为蓝色”,在信号比 B_1/G_2 小(高氧饱和度水平)

的情况中,色差信号Cr的信号值被定义为正,并且色差信号Cb的信号值被定义为负。在信号比B1/G2处于中间水平(中间氧饱和度水平)的情况中,色差信号Cr和Cb的信号值之间的大小关系颠倒。在信号比B1/G2大(低氧饱和度水平)的情况中,色差信号Cr的信号值被定义为负并且色差信号Cb的信号值被定义为正。

[0125] 可以基于信号比B1/G2和R2/G2产生氧饱和度图像,而不用计算氧饱和度水平(以与以上实施方案相似的方式将G2分配给亮度信号Y)。在此情况中,使用色表302和303,在色表302和303中的每个中,信号比B1/G2和R2/G2与色差信号Cr和Cb相关联,如在图25A和25B中所示。在信号比R2/G2的信号值大于或等于预定值的情况中使用色表302。在信号比R2/G2的信号值小于预定值的情况中使用色表303。

[0126] 考虑活组织内部的光散射性质以及氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的光吸收性质,在信号比R2/G2大于或等于预定值的情况中(在血液量大的情况中)信号比B1/G2的信号值变化的范围大于在信号比R2/G2小于预定值的情况中(在血液量小的情况中)信号比B1/G2的信号值变化的范围。因此,色表302中信号比B1/G2的范围Ra(最小值La-最大值Ma)大于色表303中信号比B1/G2的范围Rb(最小值Lb-最大值Mb)。注意,通过使用色表302或303所致的血管颜色的改变与通过使用色表300所致的那些相似。

[0127] 在以上实施方案中,氧饱和度水平被可视化。代替地或另外地,氧合血红蛋白指数或去氧血红蛋白指数可以被可视化。氧合血红蛋白指数通过“血液量(氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的总和)×氧饱和度水平(%)”获得。去氧血红蛋白指数通过“血液量×(100-氧饱和度水平)(%)”获得。

[0128] 附图标记描述

[0129] 10、100、120、200 内窥镜系统

[0130] 11 光源设备

[0131] 12 内窥镜设备

[0132] 13 处理器设备

[0133] 14 显示设备

[0134] 32 镜

[0135] 33 照明部

[0136] 34 成像部

[0137] 50 荧光体

[0138] 60 图像传感器

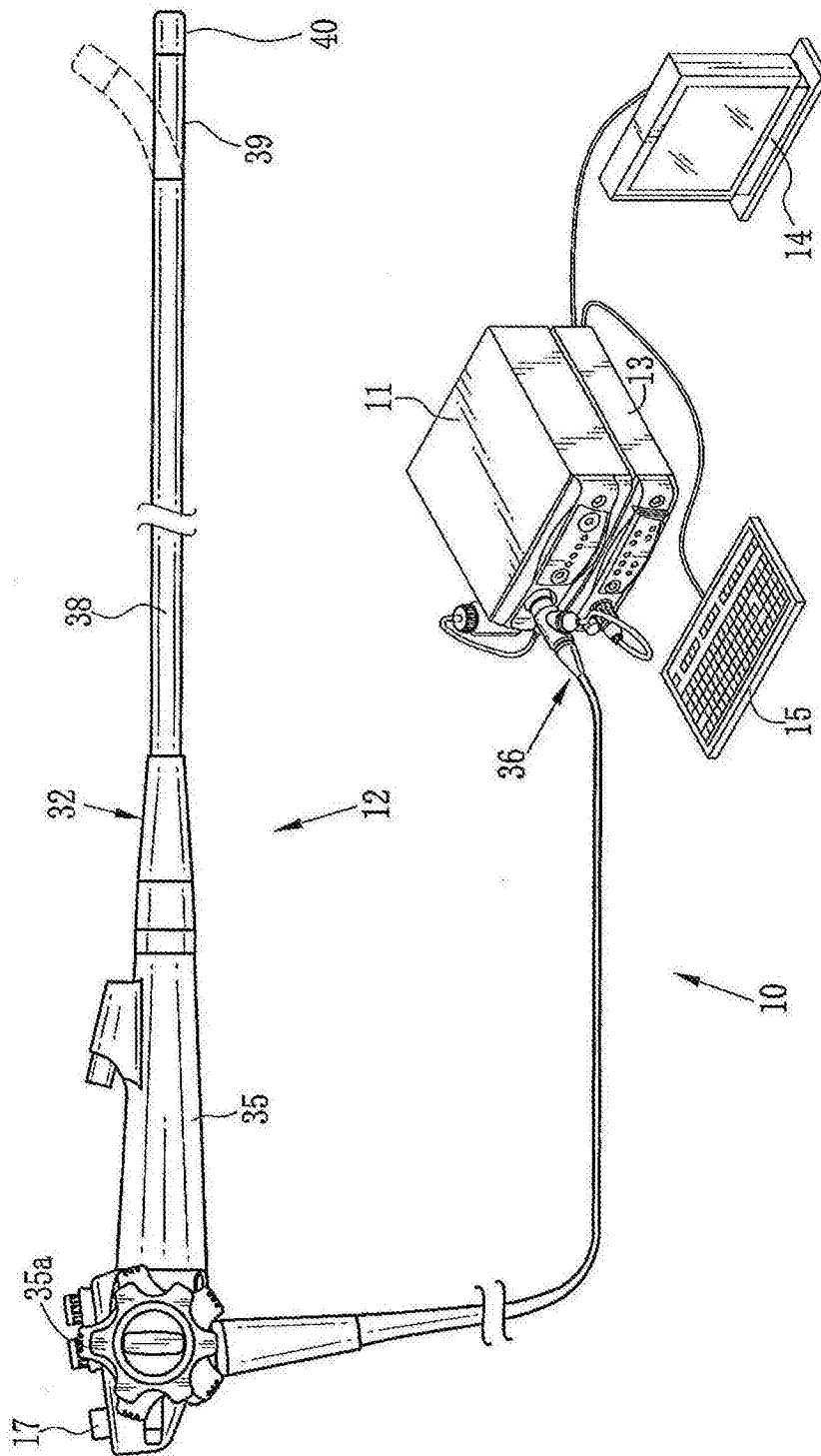


图1

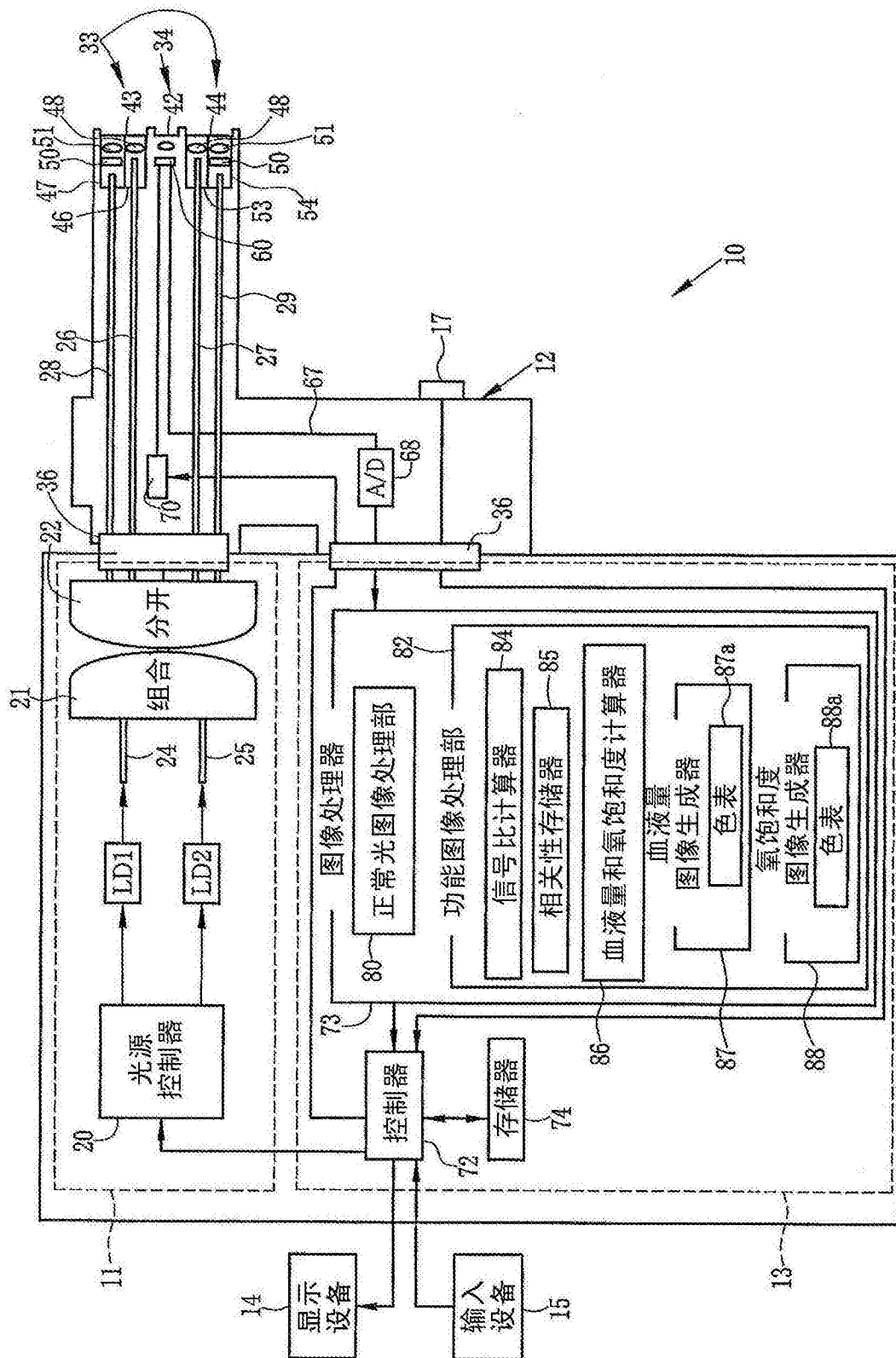


图2

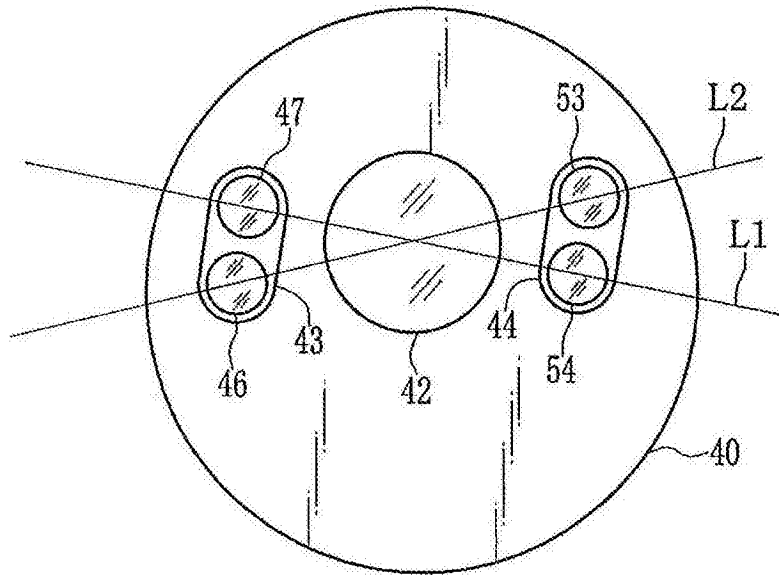


图3

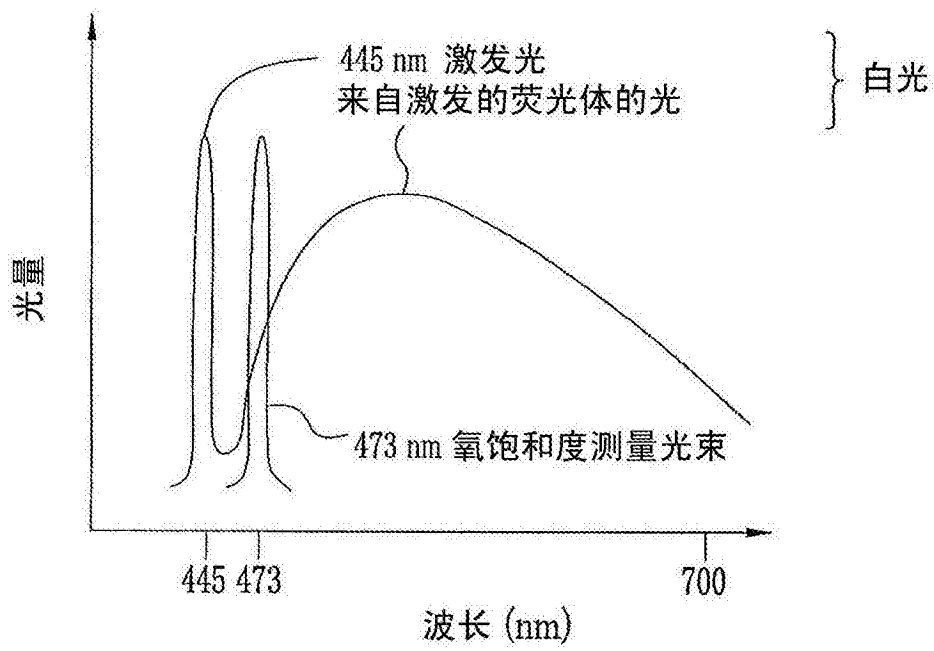


图4

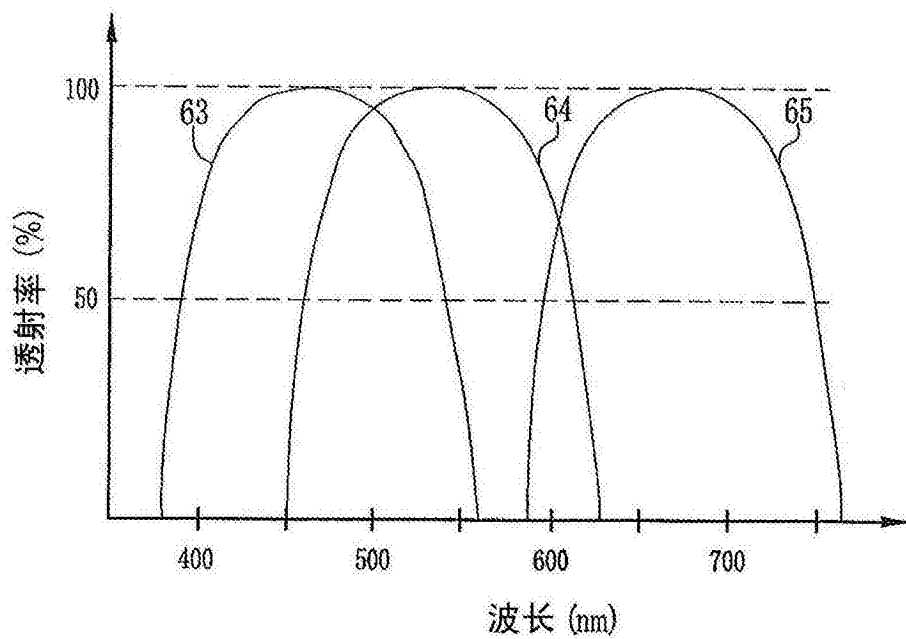


图5

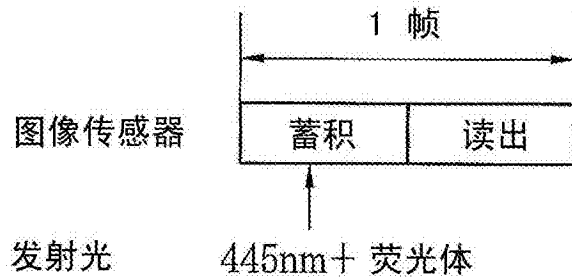


图6A

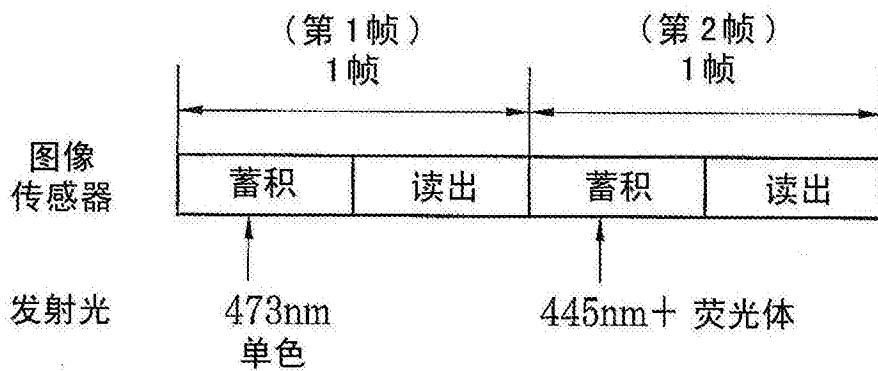


图6B



图7

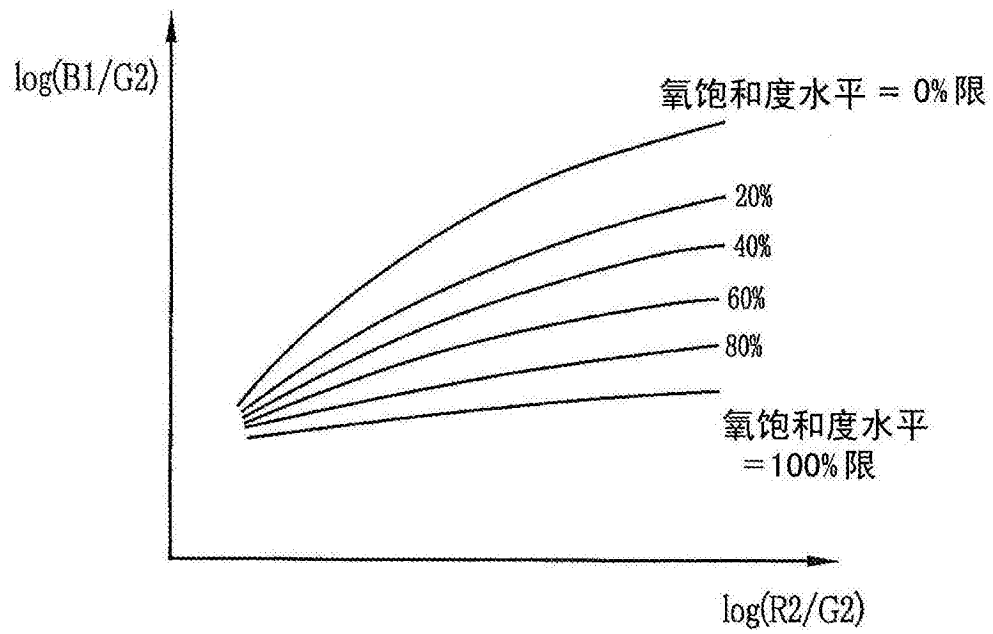


图8

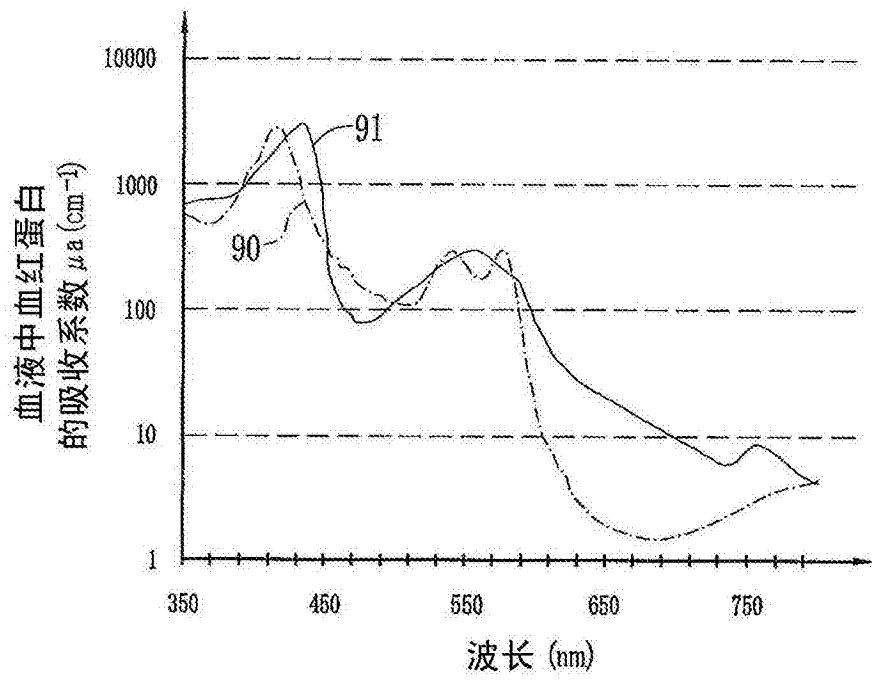


图9

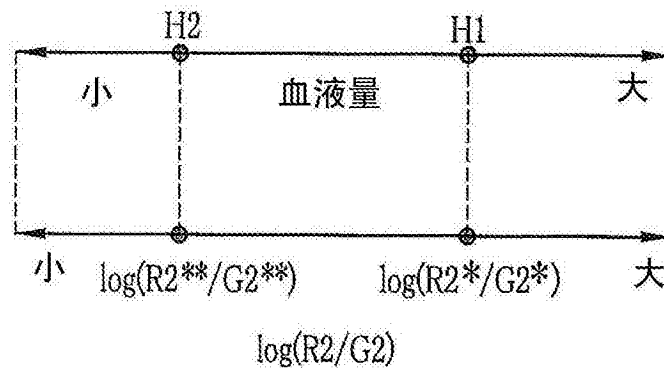


图10A

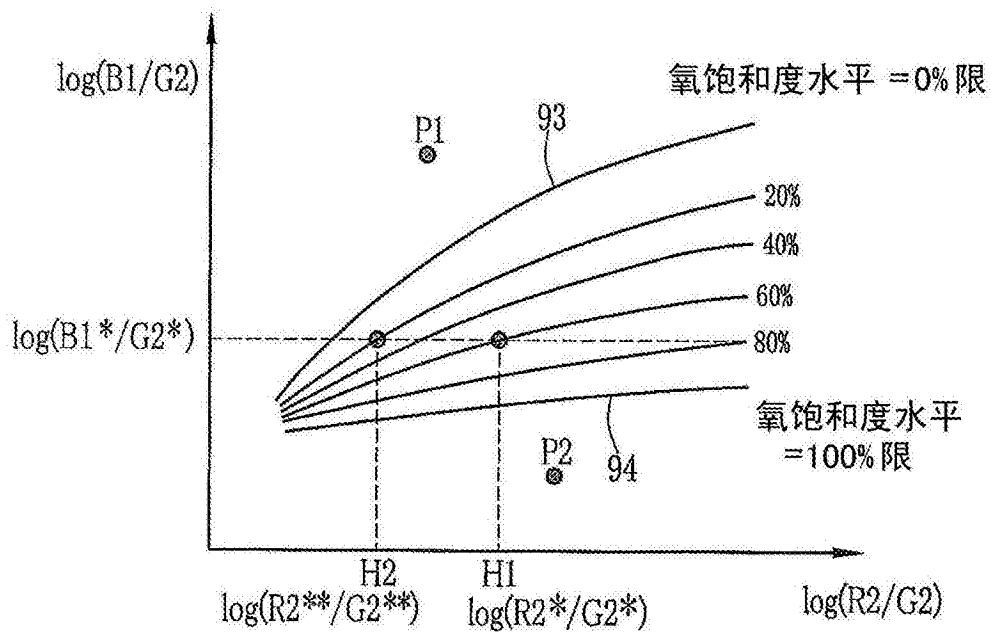


图10B

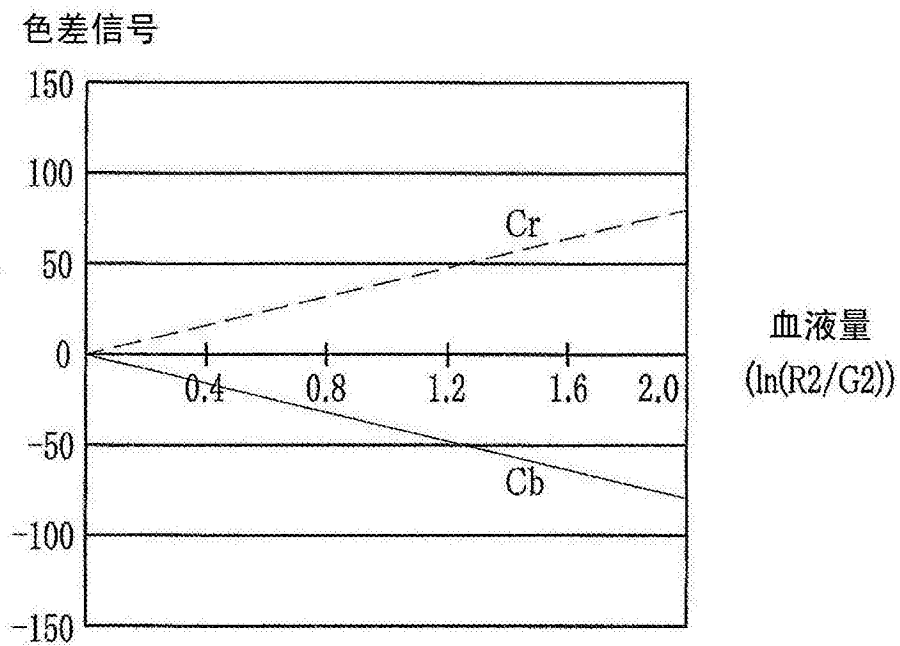


图11

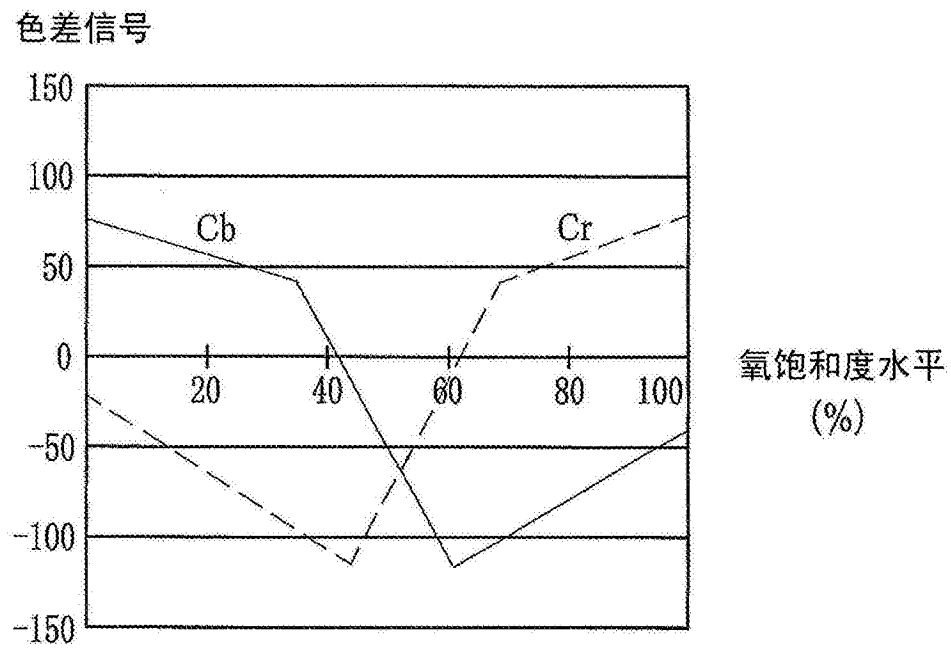


图12

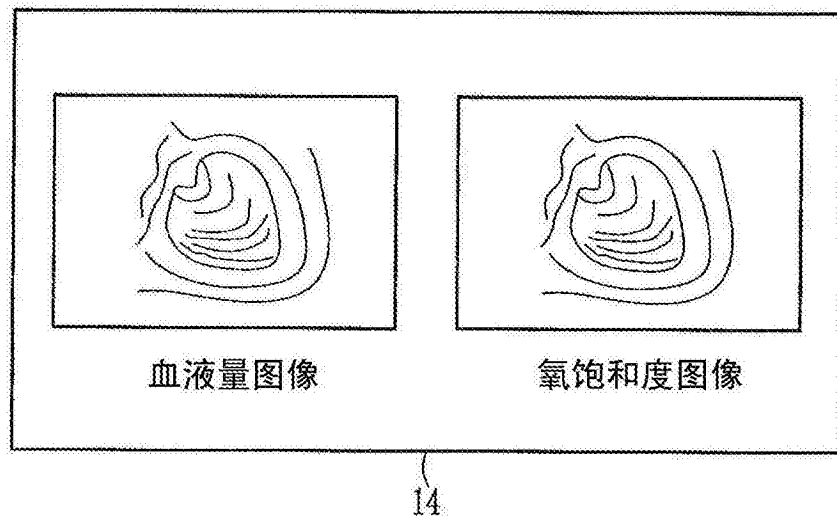


图13

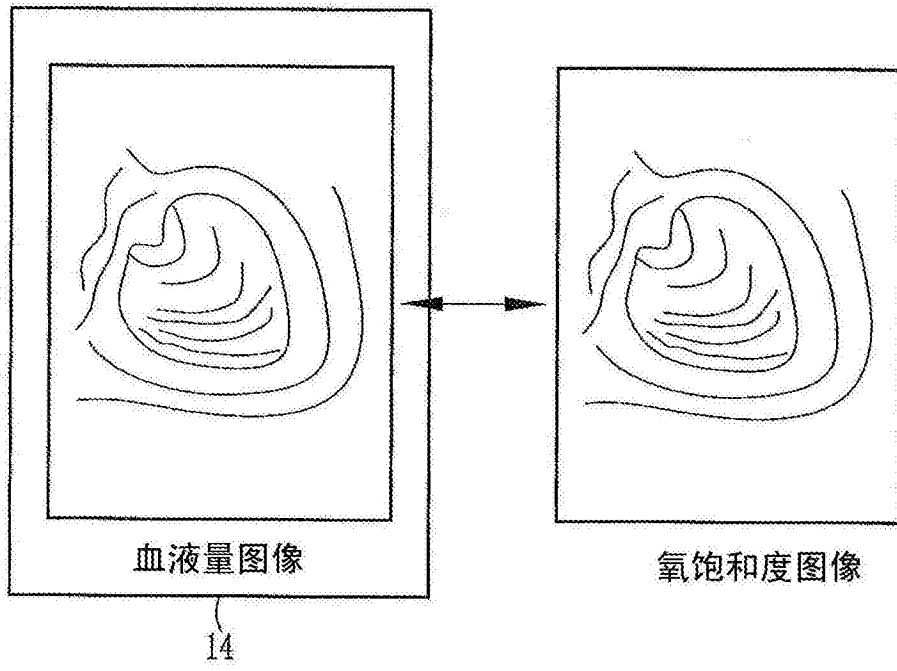


图14

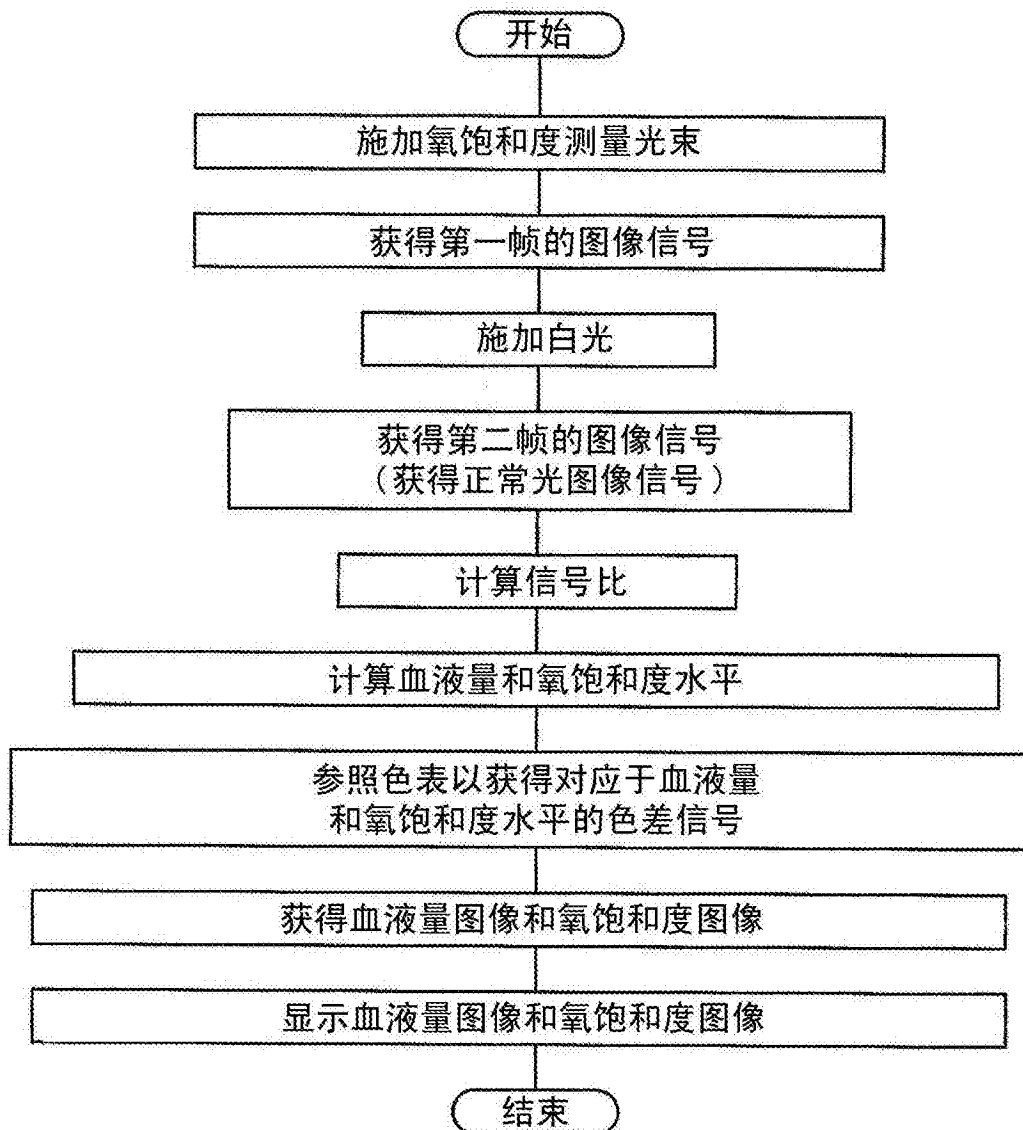


图15

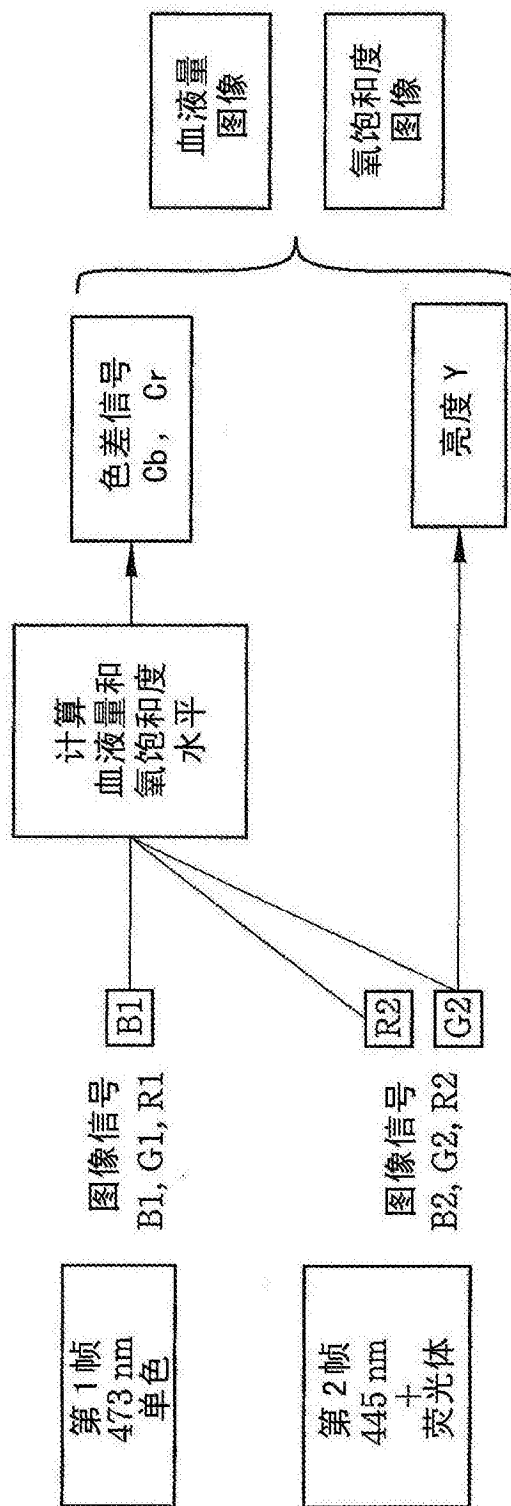


图16

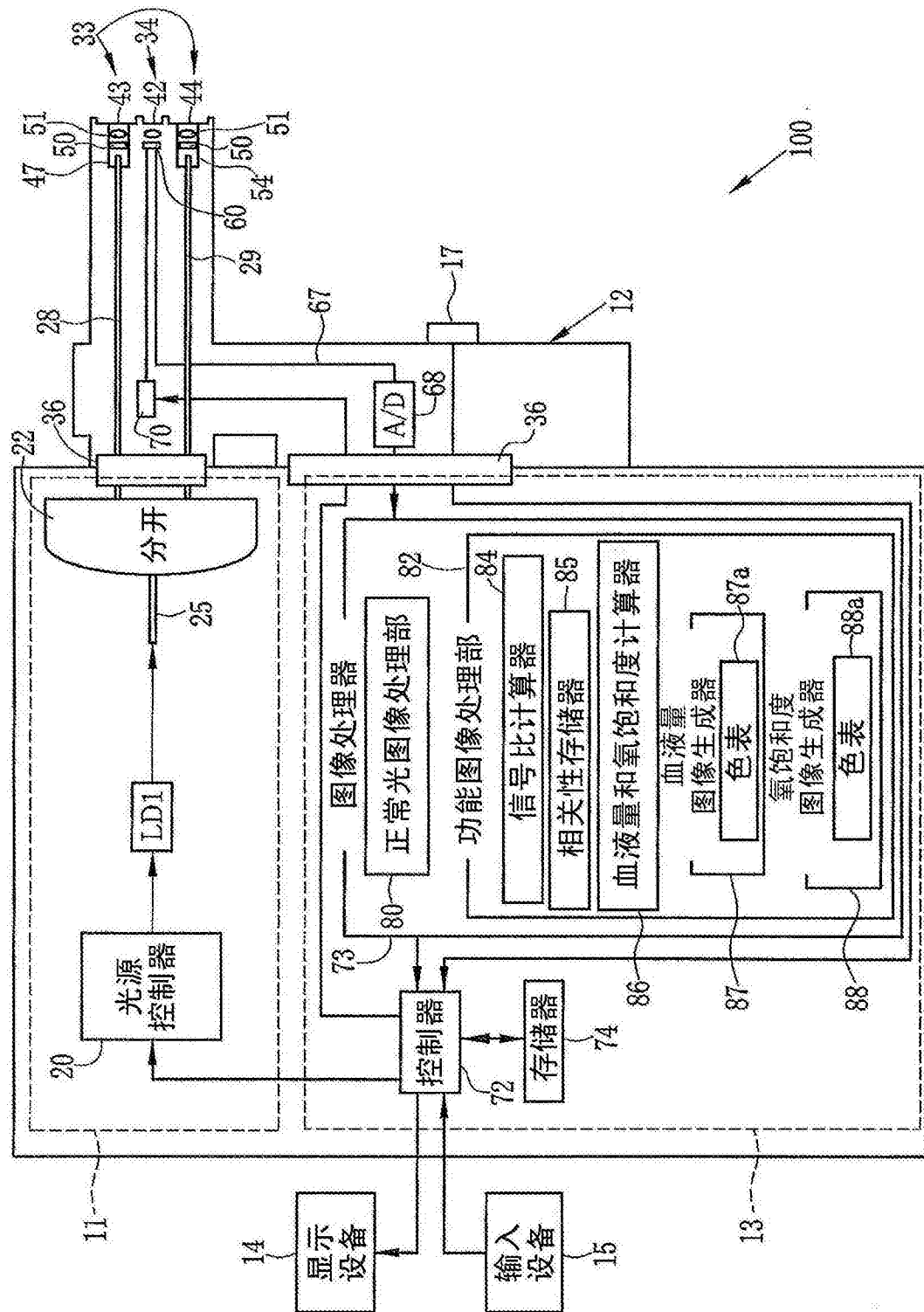


图17

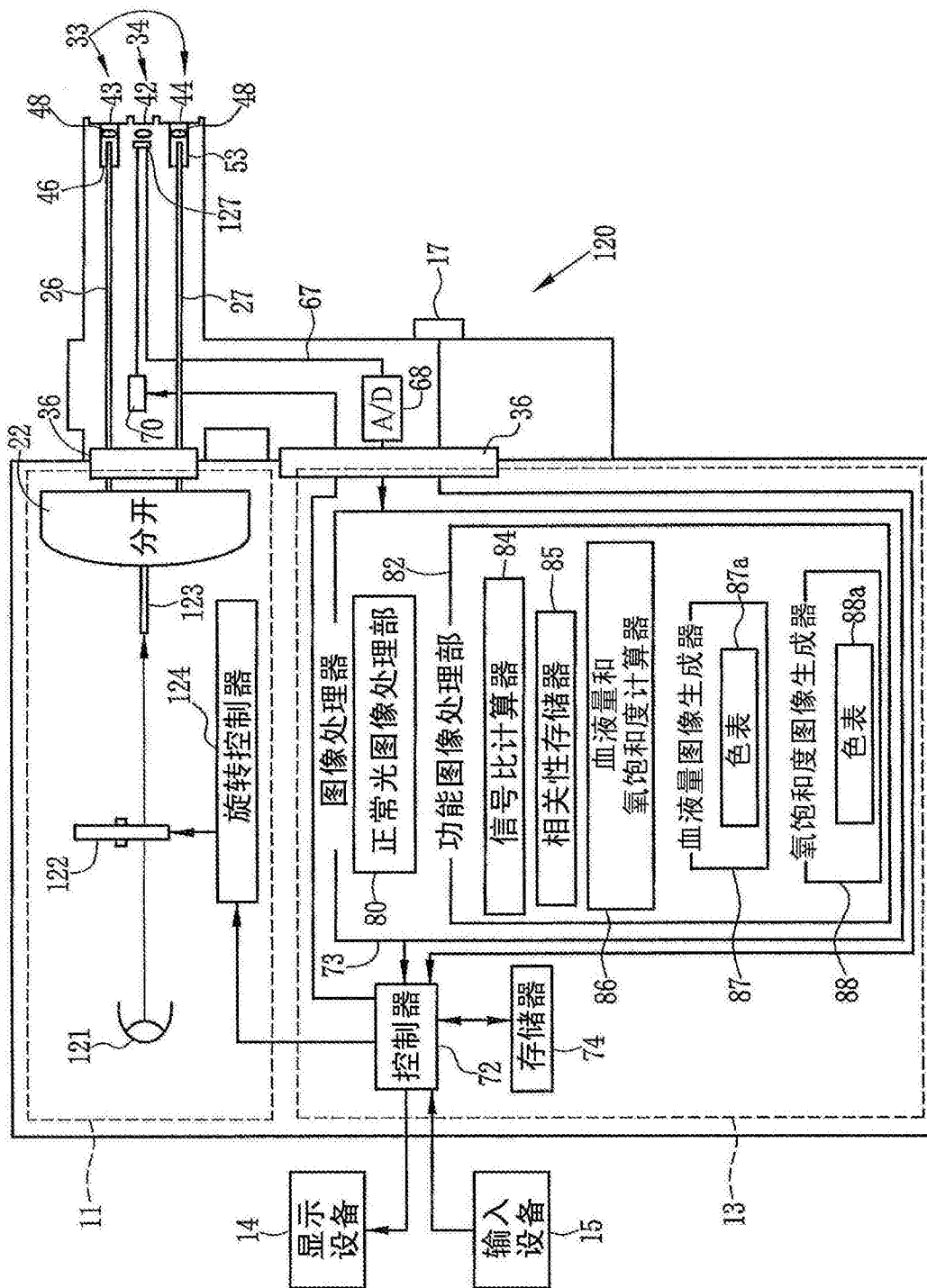


图18

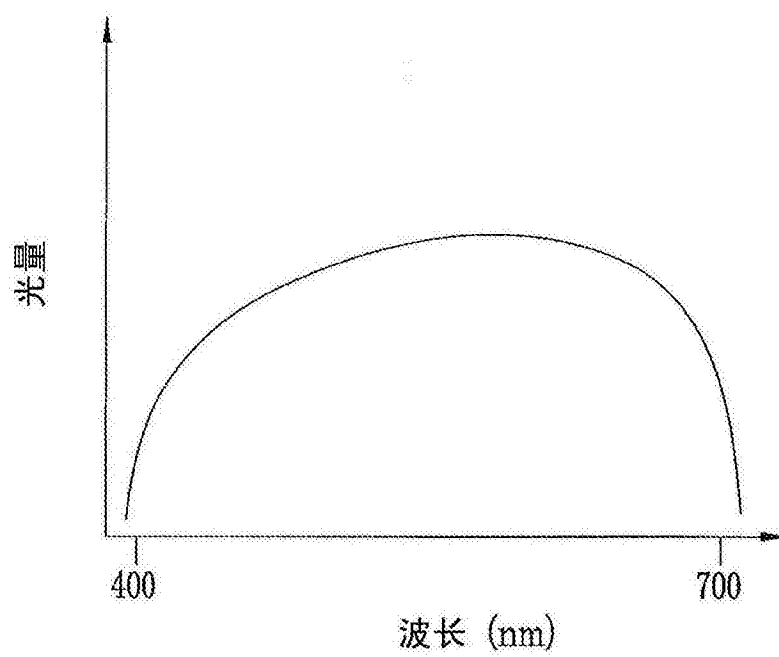


图19

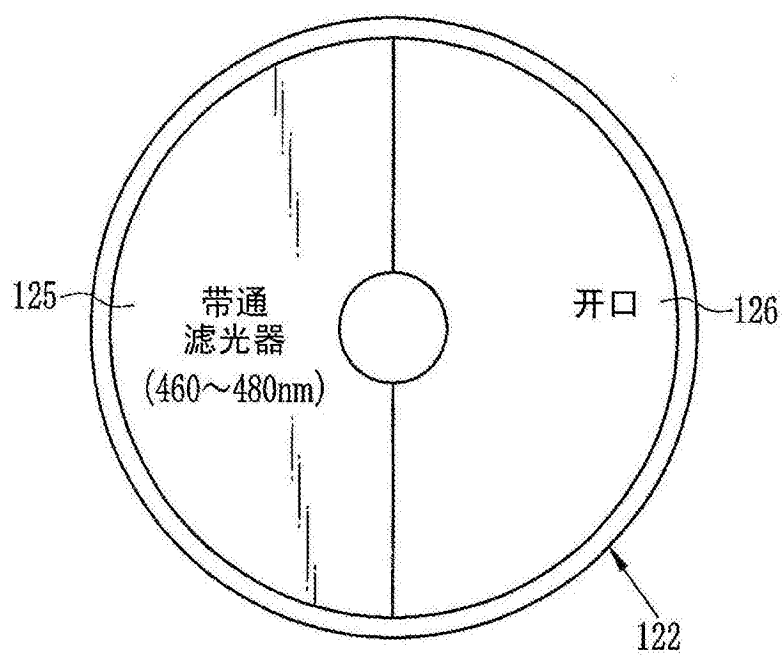


图20

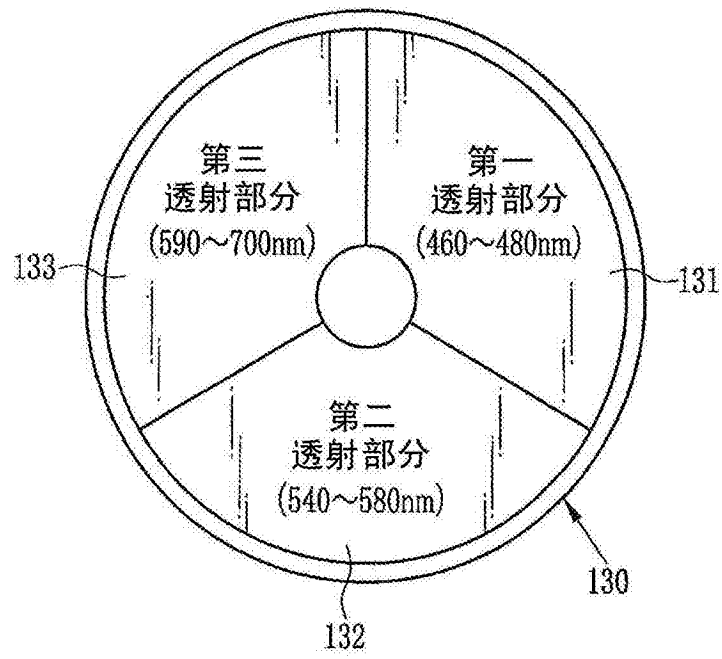


图21

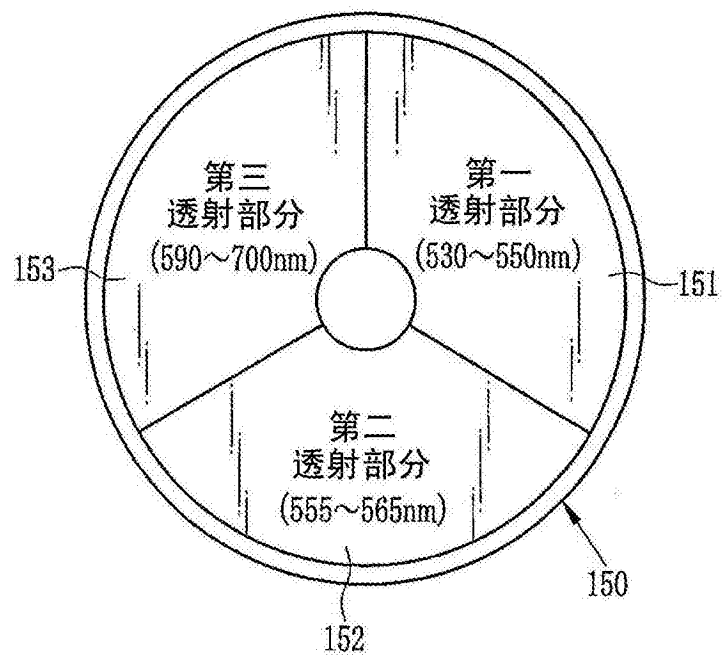


图22

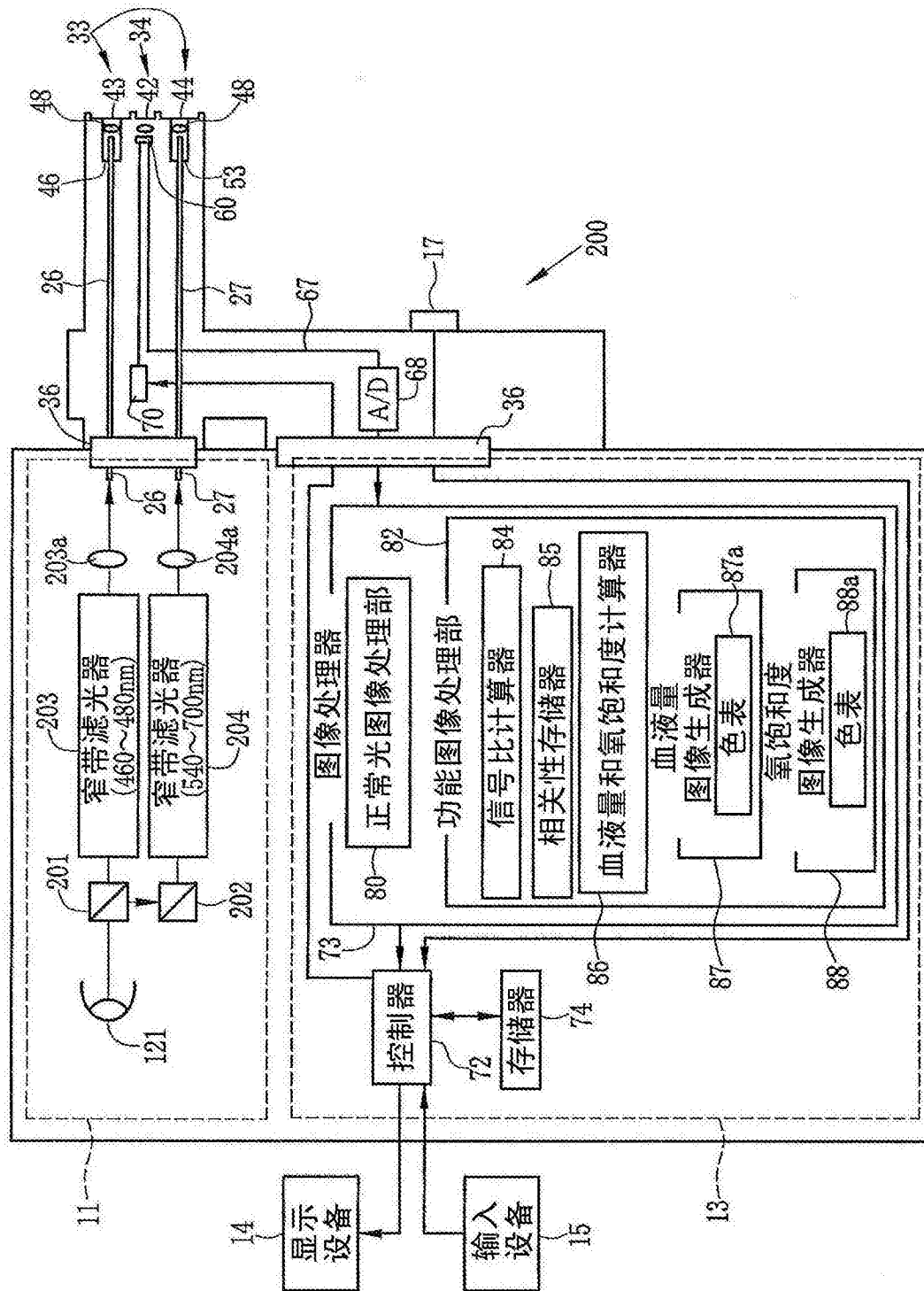


图23

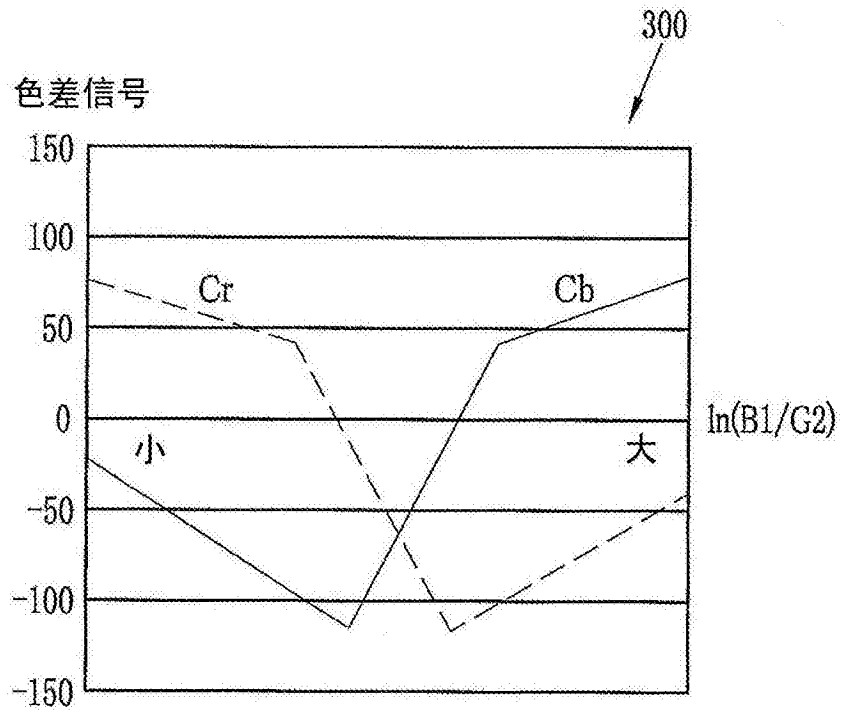


图24

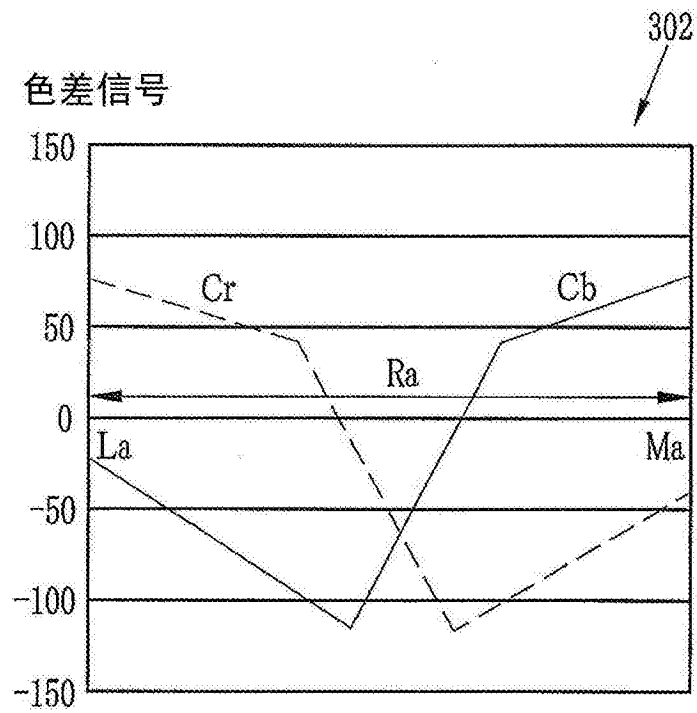


图25A

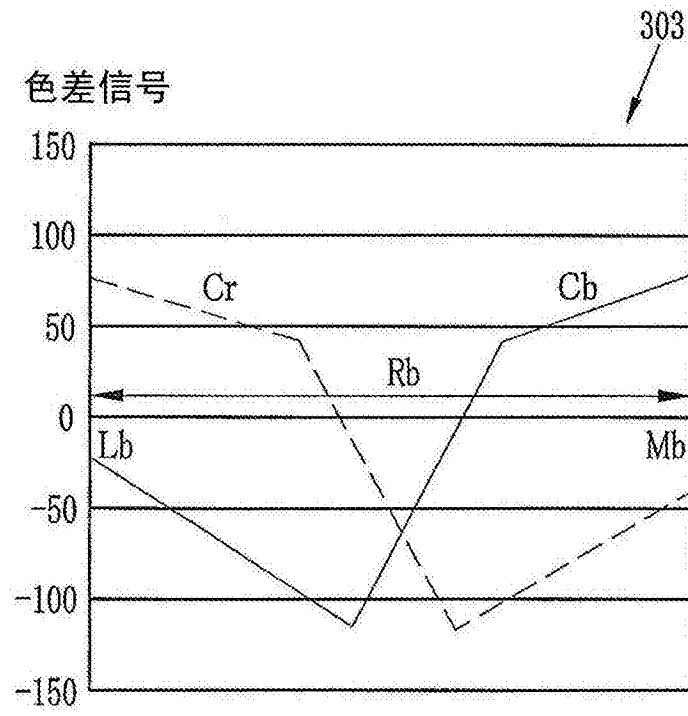


图25B

专利名称(译)	内窥镜系统、处理器设备和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	CN103732116B	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	CN201280038419.5	申请日	2012-09-04
[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	斋藤孝明		
发明人	斋藤孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B5/14542 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B5/1459 A61B5/7425 G06T7/0012 G06T11/001 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30101		
代理人(译)	纪晓峰		
审查员(译)	张雯		
优先权	2011193184 2011-09-05 JP		
其他公开文献	CN103732116A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

显示其中血液中的血红蛋白的氧饱和度水平被精确地可视化的高度可靠的图像。彩色图像传感器(60)捕获窄带光的反射图像，所述窄带光具有这样的波长范围，其中消光系数随血液中血红蛋白的氧饱和度水平变化而改变。由此获得蓝色信号(B1)、绿色信号(G1)和红色信号(R1)。彩色图像传感器捕获白光的反射图像。由此获得蓝色信号(B2)、绿色信号(G2)和红色信号(R2)。在包括血液量和氧饱和度水平在内的两种以上类型的生物功能信息中，基于所述蓝色信号(B1)、绿色信号(G2)和红色信号(R2)仅获得氧饱和度水平。使氧饱和度水平可视化以产生氧饱和度图像。

