



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102197983 A

(43) 申请公布日 2011. 09. 28

(21) 申请号 201110036469. 7

(22) 申请日 2011. 01. 31

(30) 优先权数据

2010-071913 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 千敏景

(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)

A61B 5/145 (2006. 01)

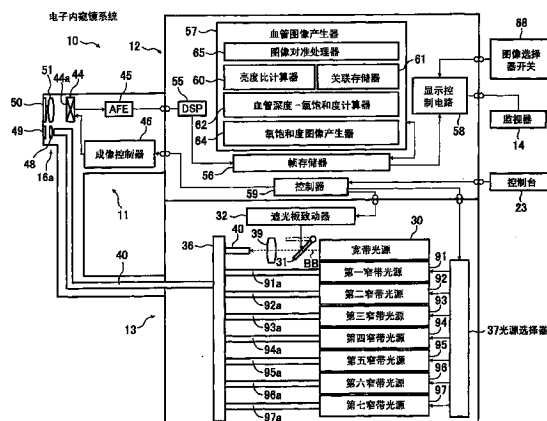
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 9 页

(54) 发明名称

电子内窥镜系统

(57) 摘要

一种电子内窥镜系统,包括:用于顺序地发射具有不同波长带的光的光源装置,用于接收从光源装置发射的光的反射光并顺序地照明体腔内部包括血管的受验组织并顺序地输出与所接收的光的波长带对应的成像信号的电子内窥镜,用于对准与从电子内窥镜输出的具有不同波长带的光的成像信号对应的图像的对准装置,用于从通过对准装置对准的图像的成像信号产生的表示给定深度中的血管中的氧饱和度的分布的氧饱和度图像的图像产生装置,以及用于显示通过图像产生装置产生的氧饱和度图像的图像显示装置。



1. 一种电子内窥镜系统,包括:

光源装置,用于顺序地发射具有不同波长带的多种光,

电子内窥镜,用于接收从光源装置发射的光的反射光,并顺序地照明体腔内部包括血管的受验组织,且顺序地输出与所接收的光的波长带对应的成像信号,

对准装置,用于对准与从电子内窥镜输出的具有不同波长带的光的成像信号对应的图像,

图像产生装置,用于从通过对准装置对准的图像的成像信号产生表示给定深度中的血管中的氧饱和度的分布的氧饱和度图像,和

图像显示装置,用于显示通过图像产生装置产生的氧饱和度图像。

2. 如权利要求 1 所述的电子内窥镜系统,其中:

光源装置发射作为具有不同的波长带的所述多种光的至少两个第一种光和至少一个第二种光,所述至少两个第一种光具有使得光吸收度的量级根据氧饱和度在血管中的氧化血红蛋白和还原血红蛋白之间变换的波长带,至少一个窄带光具有使得吸光率一致的波长带。

3. 如权利要求 2 所述的电子内窥镜系统,其中:

所述光源装置发射作为第一种光和第二种光的具有 $\pm 10\text{nm}$ 的中心波长的窄带光。

4. 如权利要求 3 所述的电子内窥镜系统,其中:

所述电子内窥镜包括彩色图像传感器,所述彩色图像传感器通过光电转换将所接收的光转化为成像信号,并且

其中所述光源装置同时发射具有与图像传感器的各个色彩信道的光谱灵敏性对应的中心波长的窄带光。

5. 如权利要求 3 所述的电子内窥镜系统,其中:

电子内窥镜包括单色图像传感器,所述单色图像传感器通过光电转换将所接收的光转化为成像信号,并且

其中所述光源装置通过以下这种发射顺序发射具有第一中心波长的窄带光:具有第一中心波长的窄带光在具有第二和第三中心波长的窄带光之间发射,具有第二和第三中心波长的窄带光允许比具有第一中心波长的窄带光更容易获取受验组织的特性信息。

6. 如权利要求 3 所述的电子内窥镜系统,其中:

所述光源装置发射作为第一和第二种光的具有 470nm 至 700nm 的波长带的宽带光,并且

其中所述图像产生装置根据窄带光的成像信号和已经通过对准装置对准的宽带光的至少一个色彩信道的成像信号产生氧饱和度图像。

7. 如权利要求 1 或 2 所述的电子内窥镜系统,其中:

所述图像产生装置产生表示位于不同深度的多个血管中的氧饱和度分布的氧饱和度图像;并且

其中所述图像显示装置同时显示位于不同深度的所述多个血管的氧饱和度图像。

8. 如权利要求 7 所述的电子内窥镜系统,其中:

所述图像显示装置将位于不同深度的所述多个血管的氧饱和度图像同时显示为多个分离的二维图像。

9. 如权利要求 7 所述的电子内窥镜系统,其中:

所述图像显示装置将位于不同深度的所述多个血管的氧饱和度图像同时显示为一个三维图像。

电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电子内窥镜系统,用于从电子内窥镜所获取的图像中获取血管信息并显示所获取的信息。

背景技术

[0002] 近年来,在医学领域已经实施了许多采用电子内窥镜的诊断和治疗。典型的电子内窥镜配置有狭长的插入部分,其插入受验对象的体腔。插入部分在其中在其顶端处结合有诸如 CCD 的成像器。电子内窥镜与光源装置连接,光源装置从插入部分的顶端发射光以照亮体腔的内部。随着通过光照明体腔内部,体腔内部的受验组织通过设置在插入部分顶端的成像器成像。成像所获得的图像在被监视器显示之前经历由与电子内窥镜连接的处理器进行的各种处理。因此,电子内窥镜允许实时观察显示受验对象体腔内部的图像并因此实现确诊。

[0003] 光源装置使用白光源,诸如能够发射白色宽带光的氙气灯,其波长范围是从蓝光区域到红光区域。使用白色宽带光以照明体腔内部允许从其所获得的图像观察整个受验组织。然而,虽然由宽带光照明所获得的图像通常允许观察整个受验组织,但是有些情况下这种图像不能清楚观察诸如微细血管 (micro-blood vessel)、深层血管 (deep vessel)、腺管开口分型 (pitpattern)、以及由凹陷部和隆起部形成的不匀表面轮廓等之类的受验组织。据信,当由具有限定在特定范围内的窄带光照明时,这种受验组织能够清楚地观察到。也据信,由窄带光照明所获得的图像数据产生受验组织的诸如血管中的氧饱和度的各类信息,所获取的信息转化为图像。

[0004] 例如,JP 2648494B 描述使用窄带光获取氧饱和度图像的方法,并给出了两个实例:三个窄带光 IR1, IR2 和 IR3,每个在近红外线范围内具有不同的波长;和三个窄带光 G1, G2 和 G3,每个在可见光范围内具有不同的波长。两个组合,包括具有血红蛋白根据其氧饱和度展示光吸收度(吸光率)的变化的波长带 (wavelength band) 的窄带光,和具有这种变化不被观察的波长带 (wavelength band) 的窄带光。JP 2648494B 描述选择对应于三个具有不同波长的窄带光的三个信号中的两个并检测它们之间的不同从而以单色或模拟色显示氧饱和度图像。

[0005] JP 3583731B 描述通过诸如氙气灯的放电灯产生的白光通过滤光片分成三种具有不同波长的颜色,红色、绿色、和蓝色,并且照明受验对象以从受验对象表面获取关于位于期望深度的组织的信息。

发明内容

[0006] 近年来,需要一种允许伴随着同时观察血管深度和氧饱和度的诊断的系统。因为光的可达深度基本上随着波长变化,波长的结合适于凭借待观察的血管深度感应血红蛋白变化改变。然而,根据 JP 2648494B 中所描述的方法,能够测量氧饱和度的深度必须保持一致,当深度改变时,单个装置不可能测量氧饱和度。JP 3583731A 中描述的方法允许获得期

望深度的构造信息,但是不能获得血管中血红蛋白的氧饱和度的信息。

[0007] 本发明的一个目的在于提供一种能够同时获取血管深度和氧饱和度信息并同时显示与位于不同深度的血管的氧饱和度关联的图像的电子内窥镜系统。

[0008] 为了实现上述目的,本发明提供了一种电子内窥镜系统,包括:

[0009] 光源装置,用于顺序地发射具有不同波长带的多种光,

[0010] 电子内窥镜,用于接收从光源装置发射的光的反射光并顺序地照明体腔内部包括血管的受验组织并顺序地输出与所接收的光的波长带对应的成像信号,

[0011] 对准装置,用于对准与从电子内窥镜输出的具有不同波长带的光的成像信号对应的图像,

[0012] 图像产生装置,用于从通过对准装置对准的图像的成像信号产生的表示给定深度中的血管中的氧饱和度的分布的氧饱和度图像,和

[0013] 图像显示装置,用于显示通过图像产生装置产生的氧饱和度图像。

[0014] 优选地,光源装置发射作为具有不同的波长带的多种光的至少两个第一种光和至少一个第二种光,所述至少两个第一种光具有使得光吸收度的量级根据氧饱和度在血管中的氧化血红蛋白和还原血红蛋白之间变换的波长带,至少一个窄带光具有使得吸光率一致的波长带。

[0015] 优选地,所述光源装置发射作为第一种光和第二种光的具有 $\pm 10\text{nm}$ 的中心波长的窄带光。

[0016] 优选地,所述电子内窥镜包括彩色图像传感器,所述彩色图像传感器通过光电转换将所接收的光转化为成像信号,以及,所述光源装置同时发射具有与图像传感器的各个色彩信道的光谱灵敏性对应的中心波长的窄带光。

[0017] 优选地,电子内窥镜包括单色图像传感器,所述单色图像传感器通过光电转换将所接收的光转化为成像信号,并且所述光源装置通过以下这种发射顺序发射具有第一中心波长的窄带光:具有第一中心波长的窄带光在具有第二和第三中心波长的窄带光之间发射,具有第二和第三中心波长的窄带光允许比具有第一中心波长的窄带光更容易获取受验组织的特性信息。

[0018] 优选地,所述光源装置发射作为第一和第二光的具有 470nm 至 700nm 波长带的宽带光,并且所述图像产生装置根据窄带光的成像信号和已经通过对准装置对准的宽带光的至少一个色彩信道的成像信号产生氧饱和度图像。

[0019] 优选地,所述图像产生装置产生表示位于不同深度的多个血管中的氧饱和度分布的氧饱和度图像,并且所述图像显示装置同时显示位于不同深度的所述多个血管的氧饱和度图像。

[0020] 优选地,所述图像显示装置将位于不同深度的所述多个血管的氧饱和度图像同时显示为多个分离的二维图像。

[0021] 优选地,所述图像显示装置将位于不同深度的所述多个血管的氧饱和度图像同时显示为一个三维图像。

[0022] 本发明通过在用于照明受验对象的照明光的波长之间切换而允许同时获取血管深度和氧饱和度信息,并显示与位于给定深度的血管的氧饱和度关联的图像。

附图说明

- [0023] 图 1 是根据本发明的一个具体实施例的电子内窥镜系统的外视图。
- [0024] 图 2 是说明图 1 的电子内窥镜系统的电构造的方框图。
- [0025] 图 3 是说明红、绿、蓝滤光片的光谱透射系数的图像。
- [0026] 图 4 是说明采用彩色 CCD 成像的情况的方案视图,其中同时发射与信道 B、G、和 R 的光谱灵敏性对应的多个窄带光。
- [0027] 图 5A 是解释 CCD 在正常光图像模式下的运行的视图;图 5B 是解释 CCD 在特别光图像模式下的运行的视图。
- [0028] 图 6 是其中顺序地发射七种窄带光的采用单色 CCD 成像的情况顺序的方案视图。
- [0029] 图 7 是说明血红蛋白的吸收系数的图像。
- [0030] 图 8 是说明一方面的第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 和另一方面的血管深度和氧饱和度之间的关联性的图像。
- [0031] 图 9A 是用于解释如何从第一和第二亮度比 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 中获得亮度坐标系中的坐标 (X^*, Y^*) 的视图;图 9B 是用于解释如何获得血管信息坐标系中与坐标 (X^*, Y^*) 相对应的坐标 (U^*, V^*) 的视图。
- [0032] 图 10 是说明血密度和氧饱和度之间的关联性的图像。
- [0033] 图 11 是说明氧饱和度图像产生器内部的特定构造的方框图。
- [0034] 图 12 是说明与氧饱和度对应的双色色谱圈的图像。
- [0035] 图 13A 是说明与血管深度对应的阴影的图像,图 13B 是说明与血管深度对应的双色等级的图像。
- [0036] 图 14 是同时显示表层血管、中层血管、以及深层血管的氧饱和度的监视器的屏幕视图。
- [0037] 图 15 是以模拟三维显示方式显示表层血管、中层血管、以及深层血管的氧饱和度的监视器的屏幕视图。
- [0038] 图 16 是用于成像表层血管、中层血管、以及深层血管的氧饱和度的电子内窥镜系统运行的流程图。

具体实施方式

- [0039] 根据本发明的电子内窥镜系统将基于附图中说明的优选实施例进行详细描述。
- [0040] 根据本发明的电子内窥镜系统通过根据如从受验组织的表面所测量的待成像血管的深度在用于成像的照明波长之间切换而同时获得不同深度血管中的血红蛋白的氧饱和度,以及同时显示不同深度的多个氧饱和度图像。
- [0041] 以下描述的实施例使用作为光源的具有不同中心波长 (405、445、473、532、560、650 和 800nm) 的七种窄带光,用于获取血管不同深度的氧饱和度的分布。由于光的基本特性,即通过从光源发射的光获得的如从受检组织的表面测量的可达深度随着波长增加,随着其深度增加,具有愈加更长波长的光用于待成像的血管。
- [0042] 特别地,对于表层血管 (深度约为 $10\ \mu\text{m}$ 至 $100\ \mu\text{m}$)、中层血管 (深度约为 $100\ \mu\text{m}$ 至 $500\ \mu\text{m}$)、以及深层血管 (深度约为 $500\ \mu\text{m}$ 至 $2000\ \mu\text{m}$),使用如下所述的具有三种不同波长的窄带光的组合:

[0043] 表层血管 : 中心波长 405nm, 445nm, 和 473nm

[0044] 中层血管 : 中心波长 473nm, 532nm, 和 560nm

[0045] 深层血管 : 中心波长 560nm, 650nm, 和 800nm。

[0046] 任何组合使用具有使得光吸收度 (吸光率) 的量级根据血红蛋白的氧饱和度在氧化血红蛋白和还原血红蛋白之间变换的波长带的两个窄带光, 和具有使得吸光率相同的波长带的一个窄带光。

[0047] 如图 1 所示, 本发明的电子内窥镜系统 10 包括用于成像受验对象体腔内部的电子内窥镜 11, 用于根据成像所获取的信号产生包括血管区域的体腔中的受验组织的图像的处理部 12, 用于提供用于照明体腔内部的光的光源装置 13, 以及用于显示体腔内部图像的监视器 14。电子内窥镜 11 包括插入体腔中的柔性插入部 16, 设置在插入部分 16 的基部的操作部 17, 以及用于将操作部 17 连接至处理器 12 和光源装置 13 的通用绳 18。

[0048] 插入部 16 具有在其顶端的弯曲部 19, 包括已连接的弯曲片。弯曲部 19 响应于操作部 17 的角度球形柄 (angle knob) 21 的操作而上下、左右弯曲。弯曲部 19 具有在其顶端的结合有光学系统和用于成像体腔内部的其它元件的前端部 16a。前端部 16a 能够根据弯曲部 19 的弯曲操作在体腔内部指向所需方向。操作部 17 具有插入开口 22, 治疗工具或类似物插入其中。

[0049] 通用绳 18 具有设置在其一侧的导向处理器 12 和光源装置 13 的连接器 24。连接器 24 是由通信连接器和光源连接器构成的复合型连接器。电子内窥镜 11 通过连接器 24 可拆除地连接至处理器 12 和光源装置 13。

[0050] 光源装置 13 发射具有多个不同波长带的光, 如图 2 所示, 包括宽带光源 30, 遮光板 31, 遮光板致动器 32, 第一至第七窄带光源 91-97, 耦合器 36, 以及光源选择器 37。

[0051] 宽带光源 30 为氙气灯、白色 LED、Micro White (商标) 光源、或类似物, 并产生具有范围从蓝光区域至红光区域 (大约 470nm 至 700nm) 的波长的宽带光 BB。当电子内窥镜 11 运行时, 宽带光源 30 始终保持发光。从宽带光源 30 发射出的宽带光 BB 在进入宽带光学纤维 40 之前通过聚光透镜 39 聚焦。

[0052] 遮光板 31 设置在宽带光源 30 和聚光透镜 39 之间, 从而能够在它的其中遮光板 31 定位在宽带光 BB 的光学路径上以阻碍宽带光 BB 的插入位置和它的其中遮光板 31 从插入位置撤回以允许宽带光 BB 朝向聚光透镜 39 行进的撤回位置之间移动。遮光板致动器 32 连接到处理器中的控制器 59 以根据控制器 59 的指示控制遮光板 31 的致动。

[0053] 根据本实施例, 与宽带光相关的构件, 诸如宽带光源 30、遮光板 31、聚光透镜 39、以及宽带光学纤维 40 都不是基本元件。宽带光用来在稍后描述的正常光图像模式下成像。

[0054] 第一至第七窄带光源 91 至 97 是激光二极管或类似物。第一窄带光源 91 产生波长限于 $445\text{nm} \pm 10\text{nm}$ (优选 445nm) 的窄带光 (以下称为“第一窄带光 N1”), 第二窄带光源 92 产生波长限于 $473\text{nm} \pm 10\text{nm}$ (优选 473nm) 的窄带光 (以下称为“第二窄带光 N2”), 第三窄带光源 93 产生波长限于 $405\text{nm} \pm 10\text{nm}$ (优选 405nm) 的窄带光 (以下称为“第三窄带光 N3”), 第四窄带光源 94 产生波长限于 $532\text{nm} \pm 10\text{nm}$ (优选 532nm) 的窄带光 (以下称为“第四窄带光 N4”), 第五窄带光源 95 产生波长限于 $560\text{nm} \pm 10\text{nm}$ (优选 560nm) 的窄带光 (以下称为“第五窄带光 N5”), 第六窄带光源 96 产生波长限于 $650\text{nm} \pm 10\text{nm}$ (优选 650nm) 的窄带光 (以下称为“第六窄带光 N6”), 以及, 第七窄带光源 97 产生波长限于 $800\text{nm} \pm 10\text{nm}$ (优

选 800nm) 的窄带光 (以下称为“第七窄带光 N7”)。第一至第七窄带光源 91 至 97 分别连接至第一至第七窄带光学纤维 91a 至 97a, 如此由第一至第七窄带光源 91 至 97 发射的第一至第七窄带光 N1 至 N7 进入第一至第七窄带光学纤维 91a 至 97a。

[0055] 耦合器 36 将电子内窥镜 11 中的光导 43 连接至宽带光学纤维 40 和第一至第七窄带光学纤维 91a 至 97a。因此, 宽带光 BB 能够通过宽带光学纤维 40 进入光导 43。第一至第七窄带光 N1 至 N7 能够通过第一至第七窄带光学纤维 91a 至 97a 进入光导 43。

[0056] 光源选择器 37 连接至处理器中的控制器 59 并根据控制器 59 给出的指示开启或者关闭第一至第七窄带光源 91 至 97。根据这个实施例, 在使用宽带光 BB 的正常光图像模式下, 宽带光源 30 打开 (其中遮光板 31 在其撤回位置) 以获取正常光图像, 而第一至第七窄带光源 91 至 97 关闭。相反地, 在使用第一至第七窄带光 N1 至 N7 的特别光图像模式下, 宽带光源 30 关闭 (其中遮光板 31 在其插入位置), 而第一至第七窄带光源 91 至 97 顺序地打开以获取特别光图像。

[0057] 特别地, 光源选择器 37 首先打开第一窄带光源 91。接着, 受验组织的成像以第一窄带光 N1 照明体腔内部开始。随着成像的完成, 控制器 59 给出光源切换指示, 以关闭第一窄带光源 91 并打开第二窄带光源 92。此后, 类似地, 第一至第七窄带光源 91 至 97 顺序地打开以执行成像。随着第七窄带光 N7 照明体腔内部的成像的完成, 第七窄带光源 97 关闭。

[0058] 根据这个实施例, 由于七种具有不同中心波长的窄带光 (第一至第七窄带光 N1 至 N7) 在它们每一帧时间之间顺序地切换, 它们照明受验对象以获取与它们各自的波长对应的 7 帧图像 (七个静止图像), 7 帧时间构成一组。

[0059] 优选地, 测量 (图像的获取) 在短时间周期内完成, 从而最小化通过生物体 (受验对象) 或类似物的运动造成的单个帧中所获取的图像之间的位置偏移 (像素偏移)。稍后提它, 当使用如图 3 所说明的具有光谱灵敏性的彩色 CCD 时, 通过用多个分别对应信道 B、G 和 R 的光谱灵敏性的窄带光同时照明测量三个时间 (三帧时间) 产生与七种窄带光对应的测量结果。

[0060] 例如, 如图 4 所示, 在第一个一帧时间 t 中用具有中心波长为 405nm 的第三窄带光 N3、具有中心波长为 532nm 的第四窄带光 N4、以及具有中心波长为 650nm 的第六窄带光 N6 同时照明, 从而允许获得由 B 信道中的成像信号 B 构成的第三窄带信号、由 G 信道中的成像信号 G 构成的第四窄带信号、以及由 R 信道中的成像信号 R 构成的第六窄带信号。接着, 在接下来的一帧时间 $t+1$ 中用具有中心波长为 445nm 的第一窄带光 N1、具有中心波长为 560nm 的第四窄带光 N5、以及具有中心波长为 800nm 的第七窄带光 N7 同时照明, 从而允许获得由 B 信道中的成像信号 B 构成的第一窄带信号、由 G 信道中的成像信号 G 构成的第五窄带信号、以及由 R 信道中的成像信号 R 构成的第七窄带信号。在接下来的一帧时间 $t+2$ 中用具有中心波长为 473nm 的第二窄带光 N2 照明, 从而允许获得由 B 信道中的成像信号 B 构成的第二窄带信号。

[0061] 随后, 电子内窥镜 11 接收顺序照明包括血管的体腔中的受验组织的光的反射光, 并输出与所接收的光的波长带对应的成像信号; 电子内窥镜 11 包括光导 43, CCD44, 模拟处理电路 45 (AFE: 模拟前端) 45, 以及成像控制器 46。

[0062] 光导 43 为大直径光学纤维、纤维束、或者其光接收端插入光源装置的耦合器 36 中而其光发射端朝向位于前端部 16a 中的照明透镜 48 的类似物。由光源装置 13 发射的光由

光导 43 导向并朝向照明透镜 48 发射。照明透镜 48 接纳的光穿透连接至前端部 16a 的端面的照明窗口 49 以进入体腔。由体腔内部反射的宽带光 BB 和第一至第七窄带光 N1 至 N7 穿透连接至前端部 16a 的端面以进入聚光透镜 51。

[0063] CCD(图像传感器)44 用其成像表面 44a 接收来自聚光透镜 51 的光,执行所接收的光的光电转换以积聚信号电荷,并将所积聚的信号电荷以成像信号读出。根据这个实施例的 CCD44 是一个彩色 CCD,其成像表面 44a 具有布置在其中的三个颜色的像素,红色(R)像素(R信道),绿色(G)像素(G信道),以及,蓝色(B)像素(B信道),每个设置有红色滤光片、绿色滤光片、以及蓝色滤光片。CCD44 可以是单色 CCD。

[0064] 如图 3 所示,红色滤光片、绿色滤光片、以及蓝色滤光片分别具有光谱透射系数 52、53 和 54。在进入聚光透镜 51 的光之间,宽带光 BB 具有范围从大约 470nm 至 700nm 的波长。因此,红色滤光片、绿色滤光片、以及蓝色滤光片传递分别对应于它们的用于宽带光 BB 的光谱透射系数 52、53 和 54 的波长范围。现在,假设成像信号 R 为由红色像素光电转换的信号,成像信号 G 为由绿色像素光电转换的信号,成像信号 B 为由蓝色像素光电转换的信号。接着,进入 CCD44 的宽带光 BB 给出由成像信号 R、成像信号 G、以及成像信号 B 构成的宽带成像信号。

[0065] 在进入聚光透镜 51 的光之中,第一窄带光 N1,例如,具有 440nm \pm 10nm 的波长,并且因此仅穿透蓝色过滤片。因此,进入 CCD44 的第一窄带光 N1 产生由成像信号 B 构成的第一窄带成像信号。第二窄带光 N2 具有 470nm \pm 10nm 的波长,并且因此穿透蓝色和红色过滤片。因此,进入 CCD44 的第二窄带光 N2 产生由成像信号 B 和成像信号 G 构成的第二窄带成像信号。第三窄带光 N3 具有 400nm \pm 10nm 的波长,并且因此仅穿透蓝色过滤片。因此,进入 CCD44 的第三窄带光 N3 产生由成像信号 B 构成的第三窄带成像信号。其后,第四至第七窄带光 N4 至 N7 类似地穿透与它们各自的波长相应的彩色过滤片以产生第四至第七窄带光,每个窄带光由相应的成像信号构成。

[0066] AFE45 包括相关双采样电路(CDS)、自动增益控制电路(AGC),以及模拟-数字转换器(A/D)(皆未显示)。CDS 执行由 CCD44 供给的成像信号的相关双采样以去除由 CCD44 的激励所产生的噪音。AGC 增幅已被 CDS 去除噪音的成像信号。模拟-数字转换器将由 AGC 增幅的成像信号转换为具有给定位数的数字成像信号,其应用到处理器 12。

[0067] 成像控制器 46 连接至处理器 12 中的控制器 59 并响应于由控制器 59 给出的指示将驱动信号发送至 CCD44。CCD44 根据来自成像控制器 46 的驱动信号以给定的帧频将成像信号输出至 AFE45。根据这个实施例,在处于正常光图像模式下时,在如图 5A 所示的一帧时间的获得期间内执行总共两个操作:通过宽带光 BB 的光电转换积聚信号电荷的步骤,以及,读出作为宽带成像信号的所积聚的信号电荷的步骤。这些操作在正常光图像模式下重复。

[0068] 相比而言,当模式从正常光图像模式转换成特别光图像模式时,在如图 5B 所示的一帧时间的获得期间内首先执行总共两个操作:通过第一窄带光 N1 的光电转换积聚信号电荷的步骤,以及,读出作为第一窄带成像信号的所积聚的信号电荷的步骤。随着第一窄带成像信号读取的完成,在随后的一帧时间的获取期间中,执行通过第二窄带光 N2 的光电转换积聚信号电荷的步骤,以及,读出作为第二窄带成像信号的所积聚的信号电荷的步骤。随着第二窄带成像信号读取的完成,在随后的一帧时间的获取期间中,执行通过第三窄带光

N3 的光电转换积聚信号电荷的步骤,以及,读出作为第三窄带成像信号的所积聚的信号电荷的步骤。其后,对于一组七帧时间,在每一帧时间内对第一至第七窄带光 N1 至 N7 采用积聚和读取步骤。这些操作在特别光图像模式下重复。

[0069] 如图 2 所示的,处理器 12 包括数字信号处理器 55 (DSP), 帧存储器 56, 血管图像产生器 57, 以及显示控制电路 58, 所有这些元件通过控制器 59 控制。DSP55 执行从电子内窥镜的 AFE45 输出的宽带成像信号以及第一至第七窄带成像信号的色分离 (color separation)、色插值 (color interpolation)、白平衡调整 (white balance adjustment)、灰度校正 (gamma correction) 等以产生宽带图像数据和第一至第七窄带图像数据。帧存储器 56 存储由 DSP55 产生的宽带图像数据和第一至第七窄带图像数据。宽带图像数据为包括红色、绿色和蓝色的彩色图像数据, 第一至第七窄带图像数据是每个仅包括一个相应颜色的彩色图像数据。

[0070] 血管图像产生器 57 包括图像对准处理器 65、亮度比计算器 60、关联存储器 (correlation storage) 61、血管深度 - 氧饱和度计算器 62、以及氧饱和度图像产生器 64。

[0071] 图像对准处理器 65 对准与在特别光图像模式下从由七帧时间构成的一组中获得的第一至第七窄带图像数据对应的图像, 从而修正由体组织 (受验对象) 和电子内窥镜的运动造成的在单个帧中获取的图像之间的位置偏移。经历对准处理的第一至第七窄带图像数据存储在帧存储器 56 中。对准可以通过包括公知技术的适当的任何各种方法实现。使用一种方法, 例如, 从而检测在不同时间获得的血管图像共用的信息, 并且产生用于修正位置偏移的转换矩阵, 而转换矩阵用来修正在单个帧中获取的图像之间的位置偏移。

[0072] 然而, 这也带来一个问题, 即, 适合于对准的特性信息随着测量波长 (照明光在成像时的波长) 的增加而减少。利用图 3 所示的采用具有光谱灵敏性的彩色 CCD 的构造, 通过, 例如, 从容易获取特性的 405nm、445nm 和 473nm 处的 B 信道信息 (由蓝色像素获取的成像信号的图像数据) 获得变换矩阵, 并将从与 G 信道和 R 信道同时测得的 B 信道信息获得的变换矩阵应用至 G 信道和 R 信道, 可以解决这个问题。

[0073] 当使用单色 CCD 时, 采用测量波长的顺序优选要考虑的是增加对准在单个帧中获取的图像的精确性。更具体地, 如图所示, 窄带光用来照明的顺序优选以如下方式确定: 中心波长在获取特性信息有困难的范围内的窄带光在每个的中心波长在容易获取特性信息的范围内的窄带光之间发射, 以允许通过互补获得仅具有少量特性信息的帧的变换矩阵。根据这个实施例, 800nm 和 473nm 的窄带光优选在 405nm 和 445nm 的窄带光之间发射, 650nm 和 532nm 的窄带光优选在 445nm 和 560nm 的窄带光之间发射, 如图 6 所示。

[0074] 接着, 亮度比计算器 60 使用存储在帧存储器 56 中的已经经历过对准处理的第一至第七窄带图像数据, 根据例如血管部分和其它部分之间的亮度差确定包括血管的血管区域。亮度比计算器 60 获得, 例如, 对应于血管区域的相同位置处的像素的第一和第三窄带图像数据之间的第一亮度比 $S1/S3$ 以及第二和第三窄带图像数据之间的第二亮度比 $S2/S3$ 。S1 是第一窄带图像数据的像素的亮度, S2 是第二窄带图像数据的像素的亮度, 而 S3 是第三窄带图像数据的像素的亮度。

[0075] 关联存储器 61, 例如, 存储一方面的第一亮度比 $S1/S3$ 和第二亮度比 $S2/S3$ 与另一方面的血管中的氧饱和度和血管深度之间的关联性。该关联性是其中血管包括展示如图 7 所示的光吸收系数的血红蛋白的那种, 并且是通过分析例如经至今已做的诊断所积累的多

个第一至第七窄带图像数据而获得的。如图 7 所示,血管中的血红蛋白具有包括根据用来照明的光的波长改变的光吸收系数 μ_a 的光吸收特性。光吸收系数 μ_a 指示血红蛋白的吸光度或光吸收的程度,并且是阐述照亮血红蛋白的光的衰减的表达式 $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ 中的系数。在这个表达式中, I_0 是从光源装置发射以照明受验组织的光的强度, $x(\text{cm})$ 是受验组织内部的血管的深度。

[0076] 还原血红蛋白 70 和氧化血红蛋白 71 具有不同的光吸收特性,如此它们具有不同的吸光度,在两者展示相同吸光度处的等吸光点(图 7 中血红蛋白 70 和 71 的光吸收特性曲线的交叉点)除外。由于吸光度的不同,即使在相同的血管由具有相同强度和相同波长的光亮度时,亮度也会变化。当照明光具有相同强度而波长变化时,亮度也变化,原因在于,波长的不同造成光吸收系数 μ_a 变化。此外,关于相同的氧饱和度,波长的不同造成光吸收系数的不同以及进入粘膜的可达深度的不同。因此,利用可达深度可随着波长改变的光的特性,允许在亮度比和血管深度之间获得关联性。

[0077] 如图 8 所示,关联存储器 61 存储在亮度坐标系统 66 中表示第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 的坐标和在血管信息坐标系统 67 中表示氧饱和度和血管深度的坐标之间相关的关联性。亮度坐标系统 66 是一个 XY 坐标系统,其中,X 轴显示第一亮度比 $S1/S3$ 而 Y 轴显示第二亮度比 $S2/S3$ 。血管信息坐标系统 67 是一个设置在亮度坐标系统 66 上的 UV 坐标系统,其中,U 轴显示血管深度而 V 轴显示氧饱和度。因为血管深度与亮度坐标系统 66 正关联,所以 U 轴具有正的斜率。U 轴显示,随着 U 轴上的位置倾斜地向右上方移动,相应的血管定位在愈加变小的深度,而随着 U 轴上的位置倾斜地向左下方移动,相应的血管定位在愈加变大的深度。另一方面,因为氧饱和度与亮度坐标系统 66 负关联,所以 V 轴为具有负的斜率。V 轴显示,随着 V 轴上的位置倾斜地向左上方移动,氧饱和度变低,而随着 V 轴上的位置倾斜地向右下方移动,氧饱和度变高。

[0078] 在血管信息坐标系统 67 中,U 轴和 V 轴在交叉点 P 处以直角形式彼此交叉。这是因为吸光率的量级在第一窄带光 $N1$ 的照明和第二窄带光 $N2$ 的照明之间转变。更具体地,如图 7 所示,具有 $440\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的波长的第一窄带光 $N1$ 的照明,例如,允许还原血红蛋白 70 的光吸收系数大于具有高氧饱和度的氧化血红蛋白 71 的光吸收系数,而具有 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的波长的第二窄带光 $N2$ 的照明,允许氧化血红蛋白 71 的光吸收系数大于具有高氧饱和度的还原血红蛋白 70 的光吸收系数,从而造成吸光率的量级的转变。当允许没有吸光率转变的窄带光代替第一至第三窄带光 $N1$ 至 $N3$ 时,U 轴和 V 轴不再以直角形式彼此交叉。采用由具有 $400\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的波长的第一窄带光 $N1$ 提供的照明,氧化血红蛋白和还原血红蛋白具有基本相同的光吸收系数。

[0079] 血管深度-氧饱和度计算器 62 确定对应于由亮度比计算器 60 基于存储在关联存储器 61 中的关联性计算出的第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 的氧饱和度和血管深度。现在,在由亮度比计算器 60 计算出的第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 中,假设 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 分别为用于血管区域中给定像素的第一亮度比和第二亮度比。

[0080] 如图 9A 所示,血管深度-氧饱和度计算器 62 决定亮度坐标系统 66 中的与第一和第二亮度比 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 相应的坐标 (X^*, Y^*) 。随着坐标 (X^*, Y^*) 的确定,血管深度-氧饱和度计算器 62 决定血管信息坐标系统 67 中的与坐标 (X^*, Y^*) 相应的坐标 (U^*, V^*) ,如图 9B 所示。因此,获得用于血管区域中给定像素的血管深度 U^* 和氧饱和度 V^* 。血

管深度由数字信息表示,以便数值随着血管深度的减少而减少,而随着血管深度的增加而增加。氧饱和度也可以和血管深度一样用数字信息表示。

[0081] 如上所述,例如,采用与中心波长为 445nm、473nm、以及 405nm 的第一至第三窄带光 N1 至 N3 对应的第一至第三窄带图像数据,能够获得血管深度 U^* 和氧饱和度 V^* 。上述实例适合于获得表层血管的氧饱和度,这些波长带中的窄带光以高分辨率为所述表层血管产生血管深度的信息。另一方面,采用 473nm 或更长的波长,血管深度的分辨率低于采用更短波长的,如果采用表层血管情况相同的方法,很难获得其它层中血管的氧饱和度。现在,我们将描述适于窄带光的 473nm 或更长的波长的组合的计算对应于中层血管和深层血管的氧饱和度的方法。

[0082] 现在,假设 L1 为产生具有使得吸光率不能随着血红蛋白的氧饱和度变化的波长的窄带光源, L2 为产生具有使得吸光率随着氧饱和度增加而增加的波长的窄带光源,而 L3 为产生具有使得吸光率随着氧饱和度增加而减少的波长的窄带光源。

[0083] 在中层血管的情况下, L1 对应于波长为 532nm 的第四窄带光源 94, L2 对应于波长为 473nm 的第二窄带光源 92,而 L3 对应于波长为 560nm 的第五窄带光源 95。假设 M1 至 M3 为通过来自窄带光源 L1 至 L3 的光照明受验对象而获得的被反射信号(窄带图像数据中像素的亮度)。接着,亮度 M1 对应于受验组织中的血管密度,而 M2 和 M3 之间的亮度比 $M2/M3$ 对应于氧饱和度的量级。因此,亮度 M1 和亮度比 $M2/M3$ 之间的关联性展现如图 10 中所示的分布。这个分布在中层血管中产生氧饱和度 V^* 。

[0084] 在这种情况下,亮度比计算器 60 获得血管区域中相同位置的像素的第四窄带图像数据的亮度 M1 以及第二和第五窄带图像数据的亮度比 $M2/M3$ 。关联存储器 61 存储亮度 M1 和亮度比 $M2/M3$ 与中层血管的氧饱和度 V^* 之间的关联性。血管深度-氧饱和度计算器 62 确定对应于由亮度比计算器 60 基于存储在关联存储器 61 中的图 10 所示的关联性计算出的亮度 M1 与亮度比 $M2/M3$ 的氧饱和度 V^* 。如在中层血管的情况一样,同样可以获得深层血管的氧饱和度。

[0085] 通常,图 10 所示的分布根据受验对象的部位变成非线性线(non-linear line),因此,需要通过测量实际体组织或者进行光传播模拟或类似方法预先获得。基本不需要获得中层血管和深层血管的氧饱和度 V^* 。

[0086] 如图 11 所示,氧饱和度图像产生器 64 包括胃色表 64a、十二指肠色表 64b、小肠色表 64c,其中氧饱和度根据其量级被赋予颜色信息。色表 64a 至 64c 能够通过控制台 23 上的切换操作在它们之间进行切换以选择适于待观察的特定部位的色表。胃色表 64a 包括适合于胃中的氧饱和度的颜色信息,十二指肠色表 64b 包括适合于十二指肠中的氧饱和度的颜色信息,而小肠色表 64c 包括适合于小肠中的氧饱和度的颜色信息。氧饱和度图像产生器 64 使用由控制台 23 选择的色表 64a 至 64c 中的一个以确定与基于血管深度-氧饱和度计算器 62 计算所得的血管深度 U^* 确定的表层血管、中层血管和深层血管中的氧饱和度 V^* 相应的颜色信息。

[0087] 虽然这个实施例使用用于胃、十二指肠、以及小肠的三种色表,但色表的种类不受限制,例如,色表可以进一步包括与另一个受验组织的部位对应的一个色表。

[0088] 氧饱和度图像产生器 64 中的色表 64a 至 64c 中的每一个都由图 12 所示的从青色(Cy)变为红色(R)的双色色环(color circle)表示。在图 12 中,颜色信息表示氧饱和度,

当其很小时为青色,当氧饱和度增加时依从蓝色(B)到绛红色(M)再到红色(R)的顺序转变。

[0089] 这个实施例中由色环表示的颜色信息可以由图 13 中所示的彩色或无彩色(诸如黑色和白色)的阴影或发光度表示,如图 13 所述的。在图 13A 中,当氧饱和度小时,氧饱和度由更深的阴影(低发光度),而当氧饱和度增加时,由更浅的阴影(高发光度)表示。如图 13B 所示的,氧饱和度可替换地由从 R 变成到 Cy 的双色浓淡层次(two-color gradation)表示。图 13B 中所示的颜色信息由两个互补的颜色 R 和 Cy 表示。R 和 Cy 之间的发光度根据氧饱和度改变,这样氧饱和度小时由 R 表示,而当氧饱和度增加时,颜色信息接近 Cy。因为双色浓淡层次包括作为中间值的灰色,所以当颜色信息在互补的颜色之间改变时经过灰色。我们进行的可见度测试显示,双色浓淡层次提供很好的可见度。

[0090] 当血管区域中的所有像素已经被指定颜色信息时,氧饱和度图像产生器 64 从帧存储器 56 读出宽带图像数据并整合被读出宽带图像数据中的颜色信息。因此产生的是整合有表层血管、中层血管、以及深层血管的氧饱和度的氧饱和度图像数据(即,用模拟颜色表示这些氧饱和度)。因此产生的氧饱和度图像数据再次被存储在帧存储器 56 中。颜色信息可以整合在第一至第七窄带图像数据中的一个中或者整合在通过结合这些窄带图像数据获得的代替宽带图像数据的合成图像中。可替换地,宽带图像数据可以转化为单色图像,而颜色信息可以整合到单色图像中。当整合到第一至第七窄带图像数据或单色图像中时,颜色信息的可见度增加。

[0091] 在这个实施例的情况下,显示控制电路 58 基于存储在帧存储器 56 中的氧饱和度图像数据在监视器中同时显示表层血管、中层血管、和深层血管的氧饱和度。各个层中的血管的氧饱和度图像以模拟色的形式,以青色(Cy)表示低氧饱和度区域(像素),紫红色(M)表示中氧饱和度区域(像素),以及,以红色(R)表示更高氧饱和度区域(像素)。如图 14 所示,显示控制电路 58 可以显示,例如,各个层中的血管的三种氧饱和度图像(二维图像)。这种显示的模式优势在于允许方便地观察氧饱和度的二维分布。此外,如图 15 所示,显示控制电路 58 也可以以模拟三维图像的形式显示各个层中血管的氧饱和度图像。这种显示的模式优势在于允许根据血管深度方便地观察氧饱和度的变化。各个层中血管的氧饱和度图像的显示模式不限于任何形式,图像选择器开关 68 允许选择在监视器 14 上待显示的多个图像(一个或更多)、同时待显示图像的种类、显示位置等。

[0092] 参见图 16 的流程图,我们现在描述用于成像表层血管、中层血管、以及深层血管的氧饱和度的电子内窥镜系统 10 的操作。

[0093] 首先,控制台 23 被操作以从正常光图像模式切换到特别光图像模式(步骤 S01)。当模式被切换至特别光图像模式时,自特别光图像模式开始,宽带图像数据被存储在帧存储器 56 中,作为用来产生各个层中血管的氧饱和度图像的图像数据(步骤 S02)。控制台 23 还被操作以指定当前待观察的部位,诸如,胃、十二指肠、和小肠。接着,氧饱和度图像产生器 64 根据待观察的部位选择色表 64a 至 64c 中的一个。用来产生氧饱和度图像的宽带图像数据可以是操作控制台之前获得的宽带图像数据。

[0094] 一旦从控制器 59 接收到至遮光板致动器 32 的照明停止信号,遮光板致动器 32 将遮光板 31 从撤回位置移动到插入位置,造成宽带光 BB 停止照明体腔内部。当宽带光 BB 的照明停止时,控制器 59 向光源选择器 37 发送照明启动指示。于是,光源选择器 37 打开第

一窄带光源 91 以用第一窄带光 N1 照明体腔内部（步骤 S03）。随着窄带光 N1 照明体腔内部，控制器 59 向成像控制器 46 发送成像指示。因此，通过用第一窄带光 N1 照明完成成像，并且通过成像获得的第一窄带成像信号经 AFE 45 发送至 DSP 55。DSP 55 基于第一窄带成像信号产生第一窄带图像数据。因此产生的第一窄带图像数据存储在帧存储器 56 中（步骤 S04）。

[0095] 当第一窄带图像数据已经存储在帧存储器 56 中时，光源选择器 37 响应于来自控制器 59 的光源切换指示将用于照明体腔内部的光从第一窄带光 N1 切换至第二窄带光 N2。因此，类似地，顺序地选择用于照明体腔内部的光以执行成像，这样与第一至第七窄带光 N1 至 N7 对应的第一至第七窄带图像数据顺序地产生并被存储到帧存储器 56 中。

[0096] 当第一至第七窄带图像数据已经被存储到帧存储器 56 中时，图像对准处理器 65 对准与第一至第七窄带图像数据对应的图像以修正由体组织等的运动造成的单个帧中所获得的图像之间的位置偏移。经历对准处理的第一至第七窄带图像数据存储在帧存储器 56 中（步骤 S06）。

[0097] 接着，亮度比计算器 60 首先根据经过对准处理的第一至第七窄带图像数据确定包括血管的血管区域（步骤 S07）。

[0098] 接着，亮度比计算器 60 计算与血管区域中相同位置处的像素对应的第一和第三窄带图像数据之间的第一亮度比 $S1^*/S3^*$ 以及第二和第三窄带图像数据之间的第二亮度比 $S2^*/S3^*$ （步骤 S08）。接着，血管深度 - 氧饱和度计算器 62 基于关联存储器 61 中的关联性获得与第一亮度比 $S1^*/S3^*$ 和第二亮度比 $S2^*/S3^*$ 对应的表层血管的血管深度 U^* 和氧饱和度 V^* （步骤 S09）。

[0099] 亮度比计算器 60 计算血管区域的相同位置处的像素的第四窄带图像数据的亮度 $M1$ 和第二与第五窄带图像数据的亮度比 $M2/M3$ （步骤 S10）。随后，血管深度 - 氧饱和度计算器 62 基于关联存储器 61 中的关联性确定中层血管的与亮度 $M1$ 和亮度比 $M2/M3$ 对应的氧饱和度 V^* （步骤 S11）。

[0100] 此外，如在中层血管的情况中一样，获得深层血管的氧饱和度 V^* （步骤 S12）。

[0101] 当获得表层血管、中层血管、以及深层血管的氧饱和度时，根据控制台 23 所选择的色表 64a 至 64c 中的一个，氧饱和度图像产生器 64 确定与基于血管深度 U^* 所确定的表层血管、中层血管和深层血管的各层的氧饱和度 V^* 对应的颜色信息。所确定的颜色信息因此存储在处理器 12 的 RAM 中（未示出）（步骤 13）。

[0102] 随着将颜色信息存储到 RAM 中，跟随上述程序的是获取血管区域中所有像素的血管深度 U^* 和氧饱和度 V^* ，并确定与各个层中的血管的氧饱和度 V^* 对应的颜色信息（步骤 S14）。

[0103] 接着，当获得血管区域中所有像素的氧饱和度和相应的颜色信息时，氧饱和度图像产生器 64 从帧存储器 56 读取宽带图像数据，并将存储在 RAM 中的颜色信息结合到宽带图像数据中，以产生各个层中血管的氧饱和度图像数据。因此产生的各个层中的血管的相对值氧饱和度图像数据再次被存储在帧存储器 56 中（步骤 S15）。

[0104] 接着，显示控制电路 58 从帧存储器 56 中读取各个层中血管的氧饱和度图像数据，并且基于这些读取的图像数据在如图 14 所述的监视器 14 上同时显示顺序并列的表层血管、中层血管、以及深层血管的氧饱和度图像。可替换地，显示控制电路 58 可以使用图像选

择器开关 68 以如图 15 所示的模拟三维图像方式选择性地显示各个层中血管的氧饱和度图像。

[0105] 根据这个实施例,各个层中血管的氧饱和度图像以模拟颜色表示:青色(Cy)表示低氧饱和度区域(像素),紫红色(M)表示中氧饱和度区域(像素),而红色(R)表示更高氧饱和度区域(像素)。

[0106] 如上所述,电子内窥镜系统 10 允许通过在照明受验对象的照明光的波长之间切换而同时获取血管深度和氧饱和度的信息,并同时显示位于不同深度的血管的氧饱和度图像。

[0107] 尽管上述实施例使用仅包括与表层血管、中层血管、以及深层血管对应的窄带光的组合以获取氧饱和度的信息,但本发明不限于此,并且除了窄带光之外还可以使用宽带光的颜色的一部分的信道信息。以下给出的组合的实例分别用于表层血管和下面的深层血管。

[0108] 表层血管:中心波长为 445nm 和 473nm 窄带光和宽带光的 G 信道。

[0109] 深层血管:中心波长为 800nm 窄带光和宽带光的 R 信道。

[0110] 具体地,对于表层血管,通过用 445nm 和 473nm 的窄带光照明受验对象而获得的反射光的亮度比对应于氧饱和度的量级,并且通过宽带光照明受验对象而获得的 G 信道的反射光的亮度比对应于受验组织中的血管密度的信息。对于深层血管,通过用宽带光照明受验对象而获得的 R 信道的反射光的亮度比对应于氧饱和度的量级,并且照明受验对象的 800nm 的窄带光的反射光的亮度比对应于受验组织中的血管密度的信息。这些特性用来从类似图 10 所示那样的分布中获取氧饱和度。

[0111] 本发明不仅允许同时获取、成像和显示表层血管、中层血管和深层血管、而且允许同时获取、成像和显示位于不同深度和任何给定深度的多个血管的氧饱和度的分布。此外,用来获取位于不同深度的多个血管的氧饱和度信息的窄带光的数量不限于上述实施例中提到的七个。

[0112] 更进一步地,本发明不仅能应用到如上所述的包括插入部的插入型电子内窥镜中,还可以应用到包括结合到胶囊中的图像传感器以及类似物(CCD)的胶囊型电子内窥镜中。

[0113] 本发明基本上如上所述。

[0114] 虽然上文已经详细描述了本发明,但本发明决不限于上述实施例,并且在不偏离本发明的精神的情况下,当然可以给出各种改进和修改。

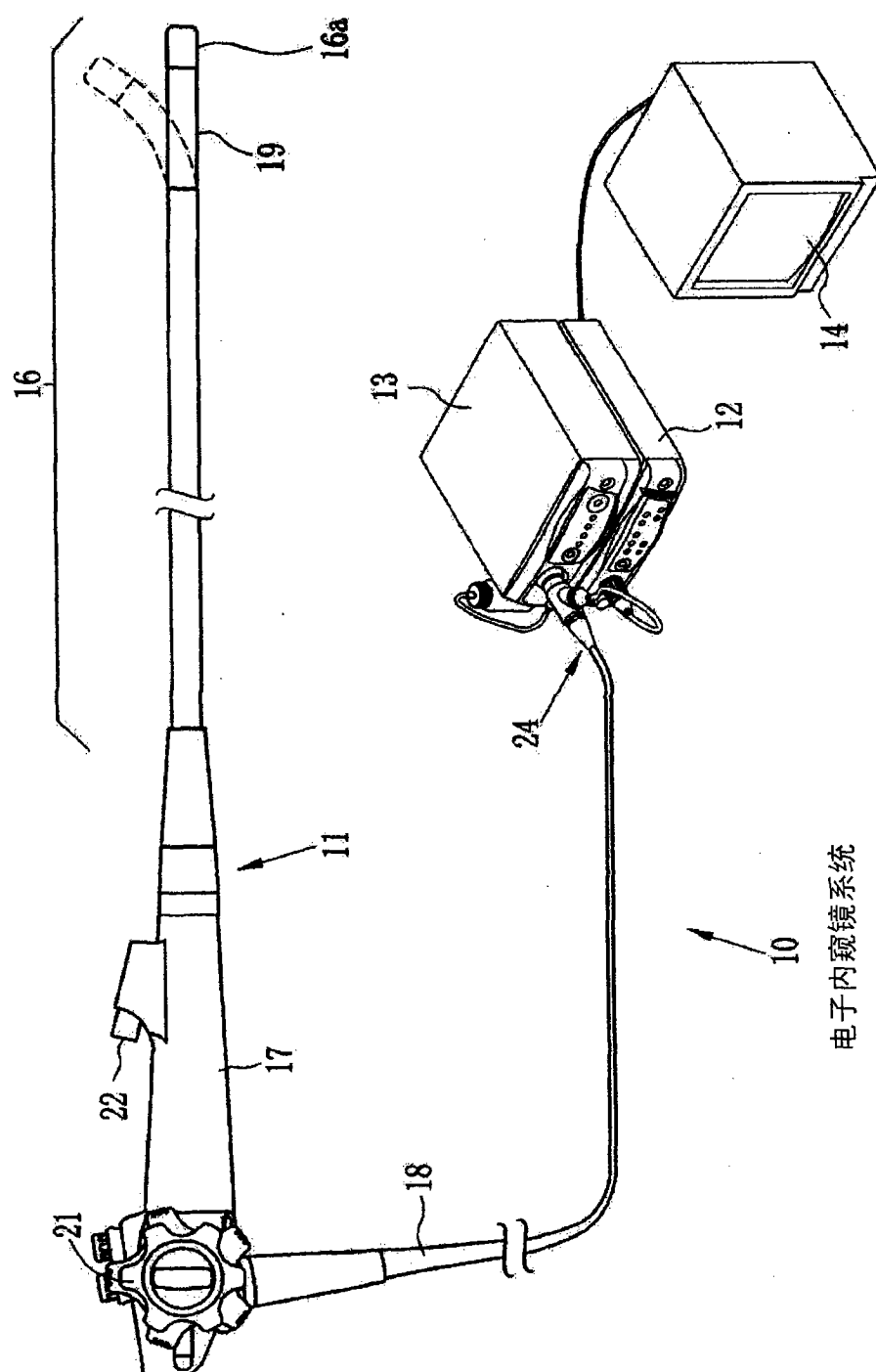


图 1

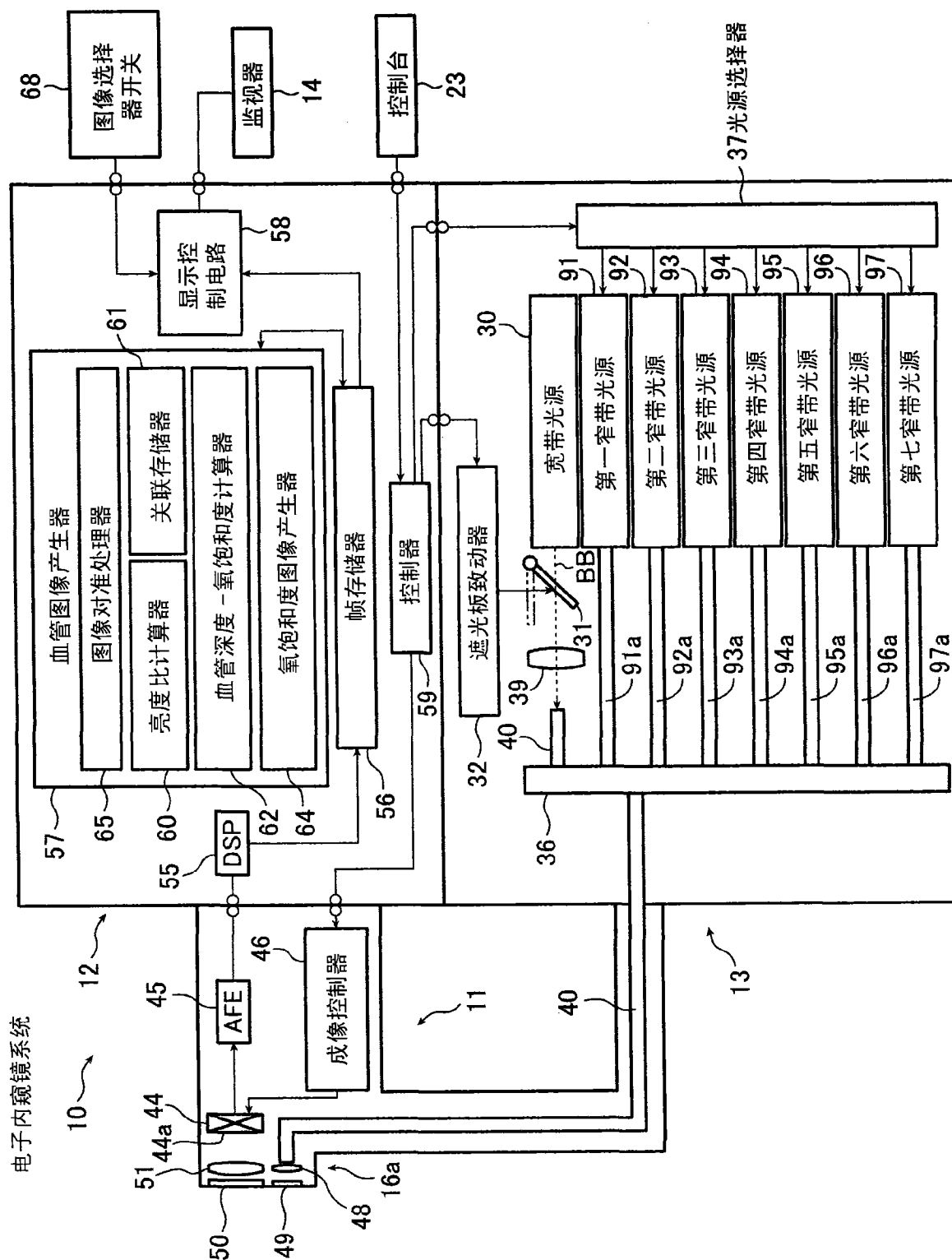


图 2

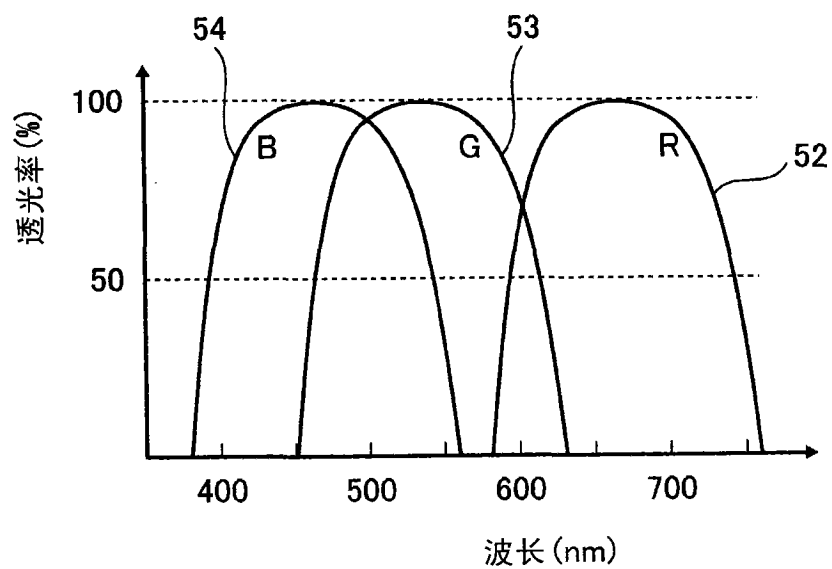


图 3

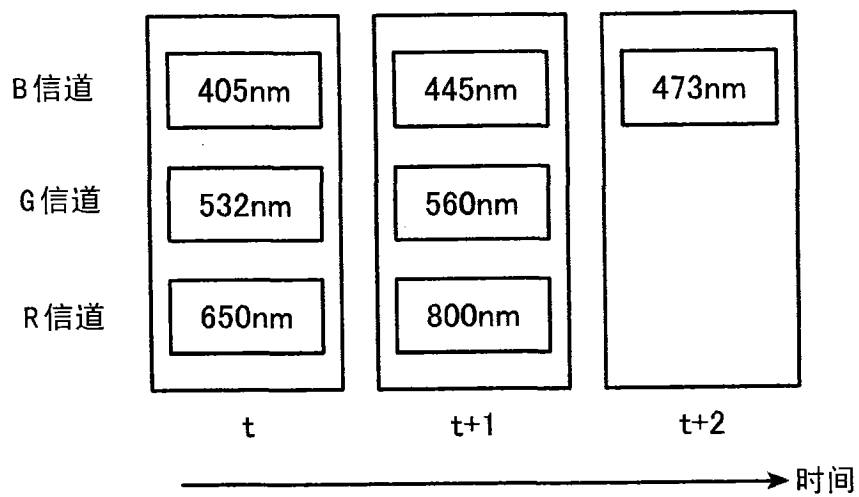


图 4

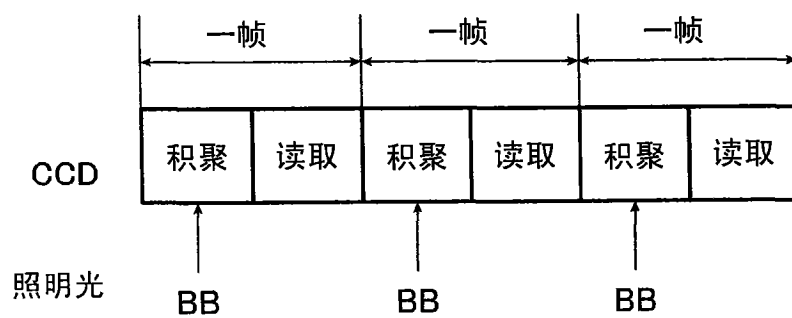


图 5A

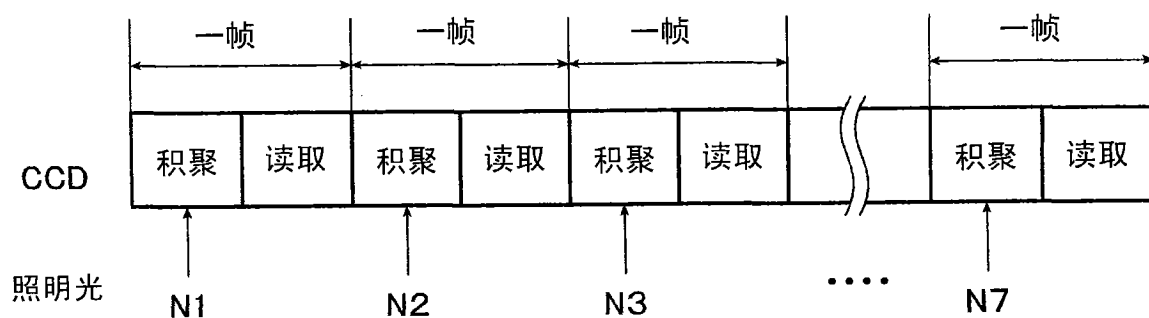


图 5B

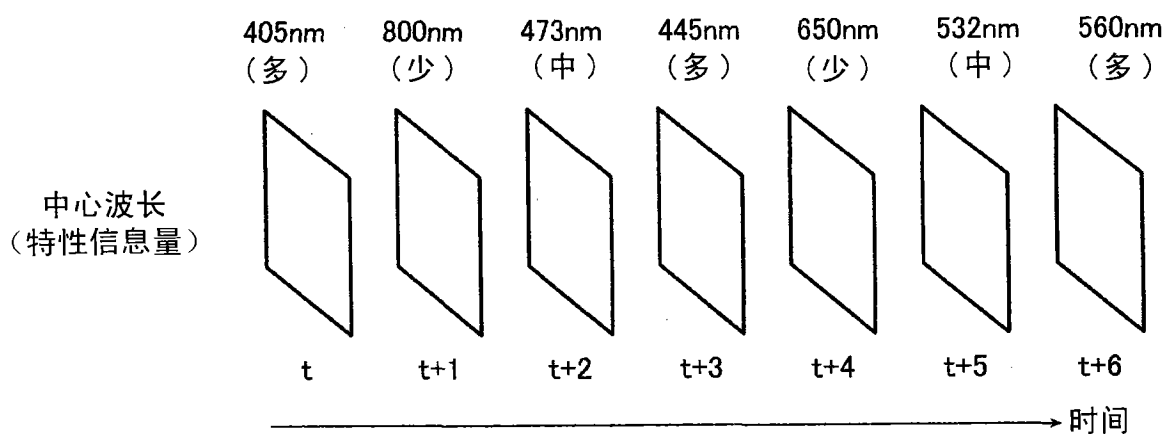


图 6

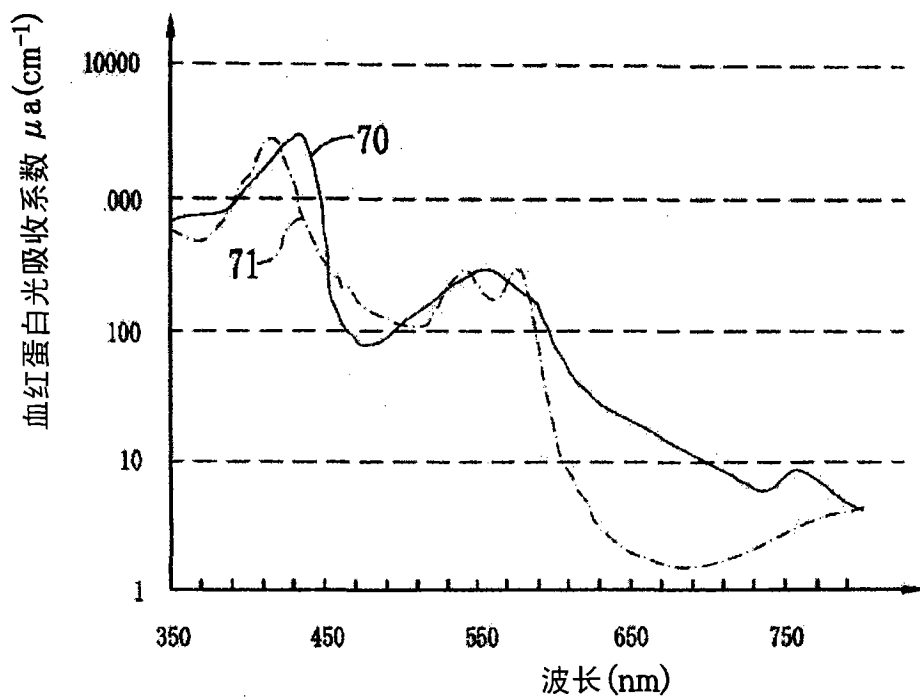


图 7

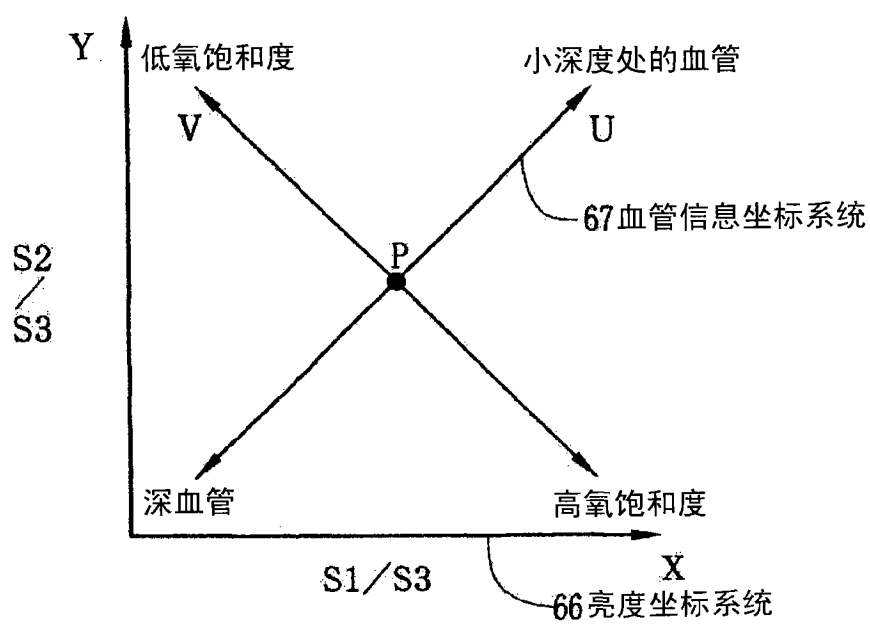


图 8

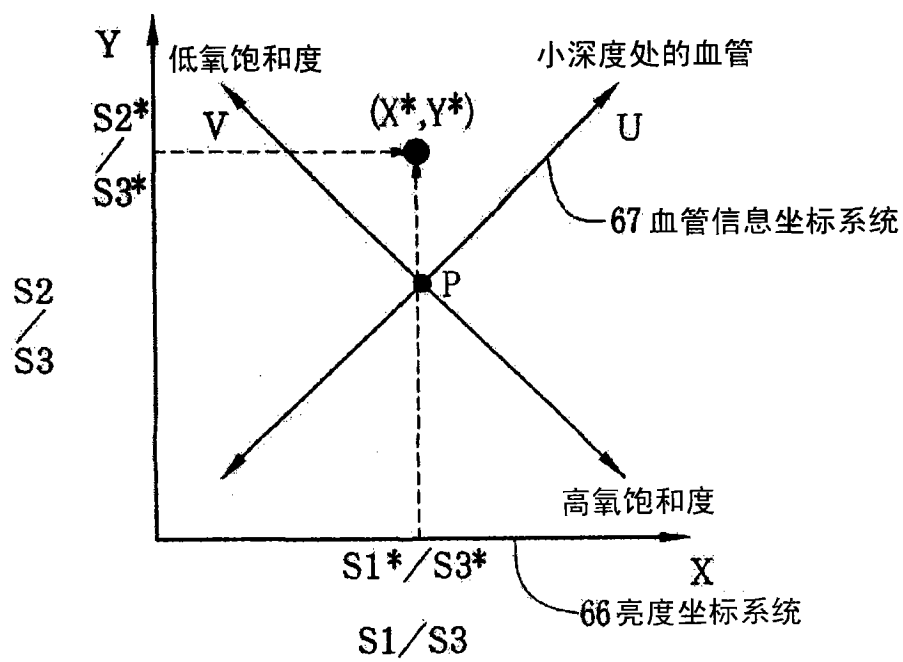


图 9A

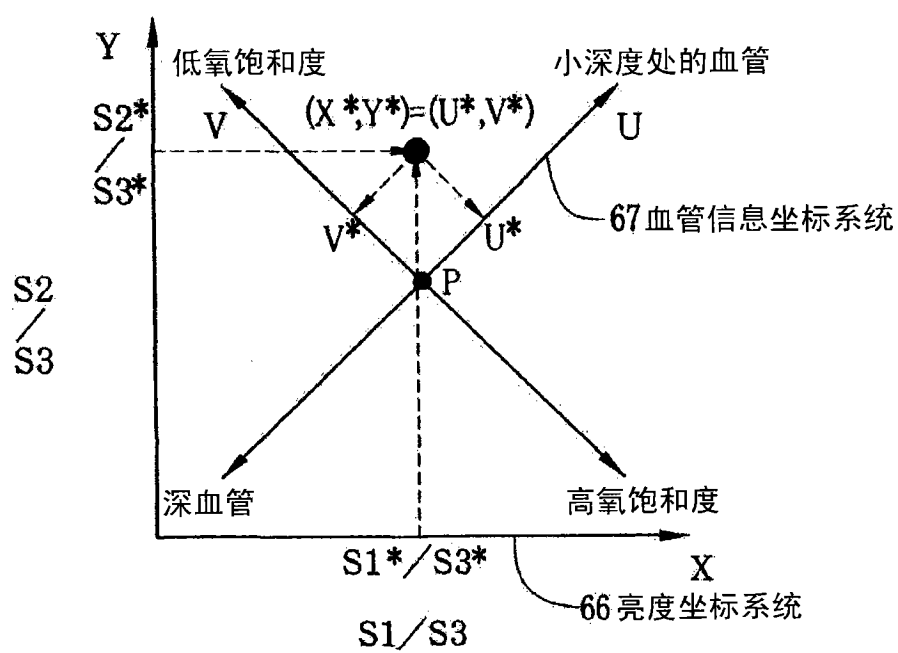


图 9B

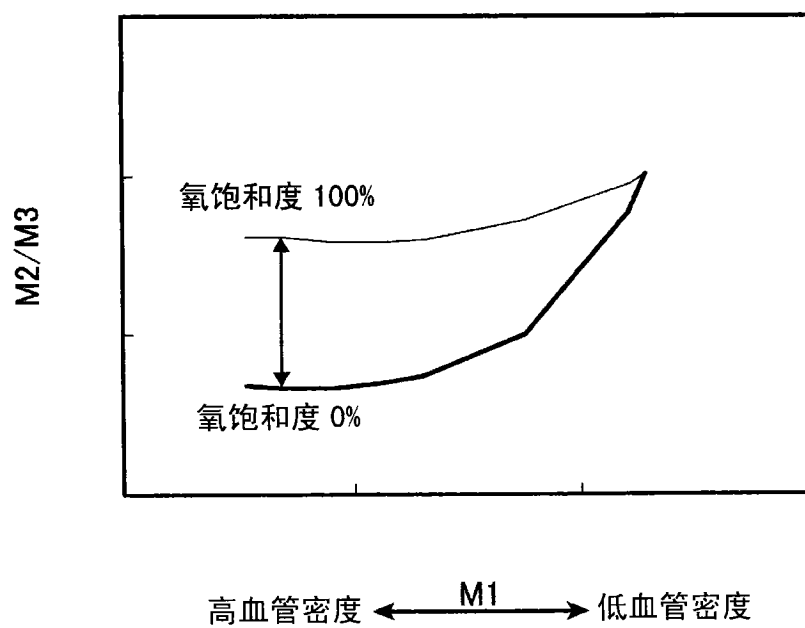


图 10

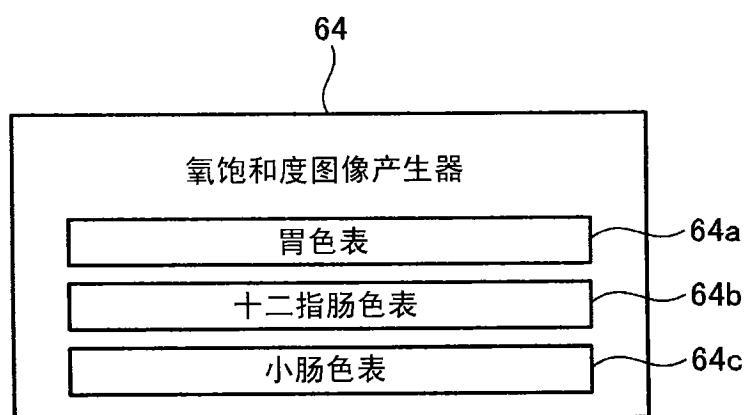


图 11

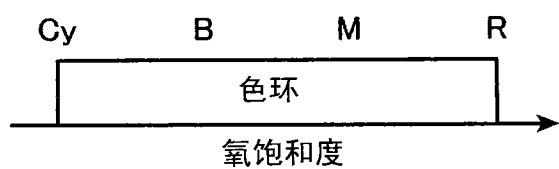


图 12

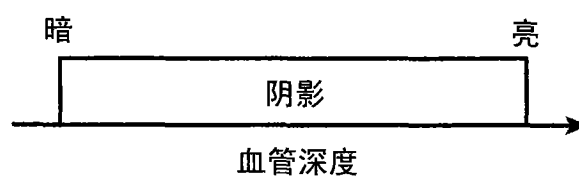


图 13A

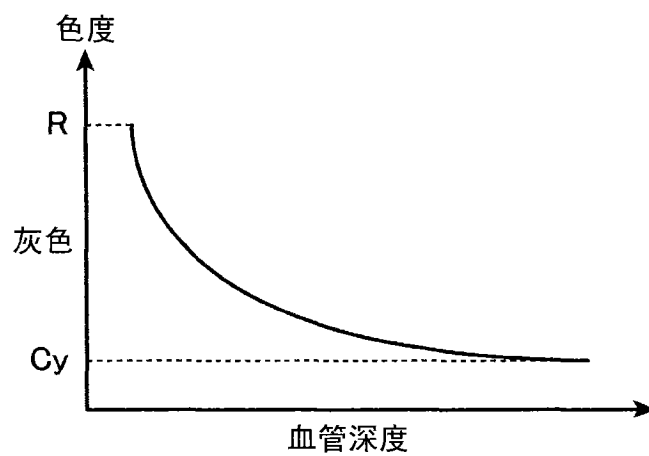


图 13B

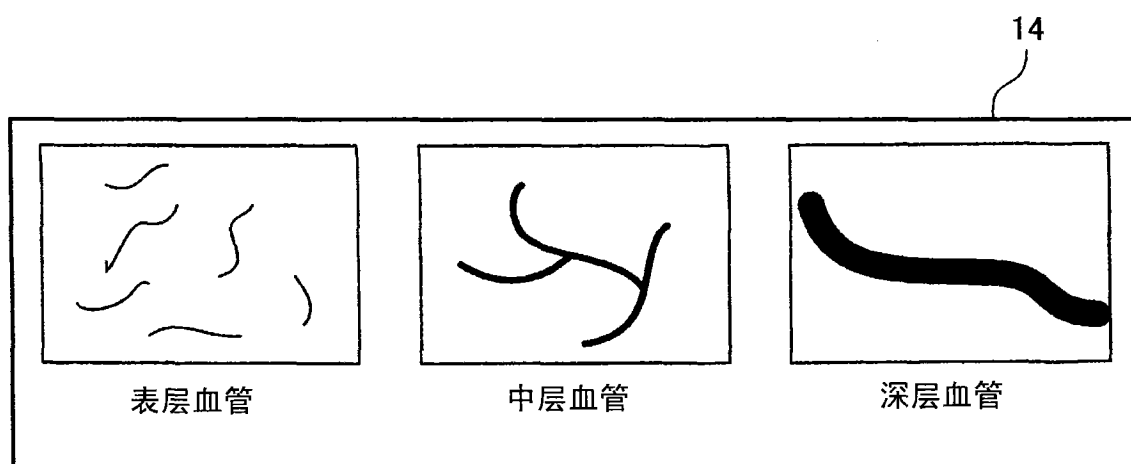


图 14

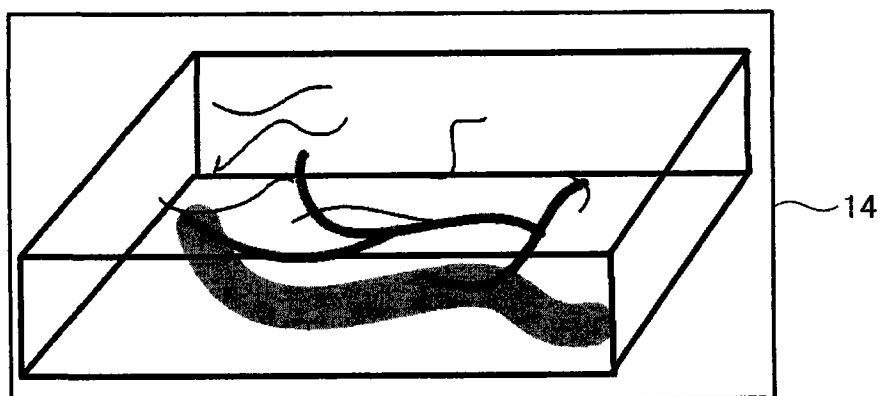


图 15

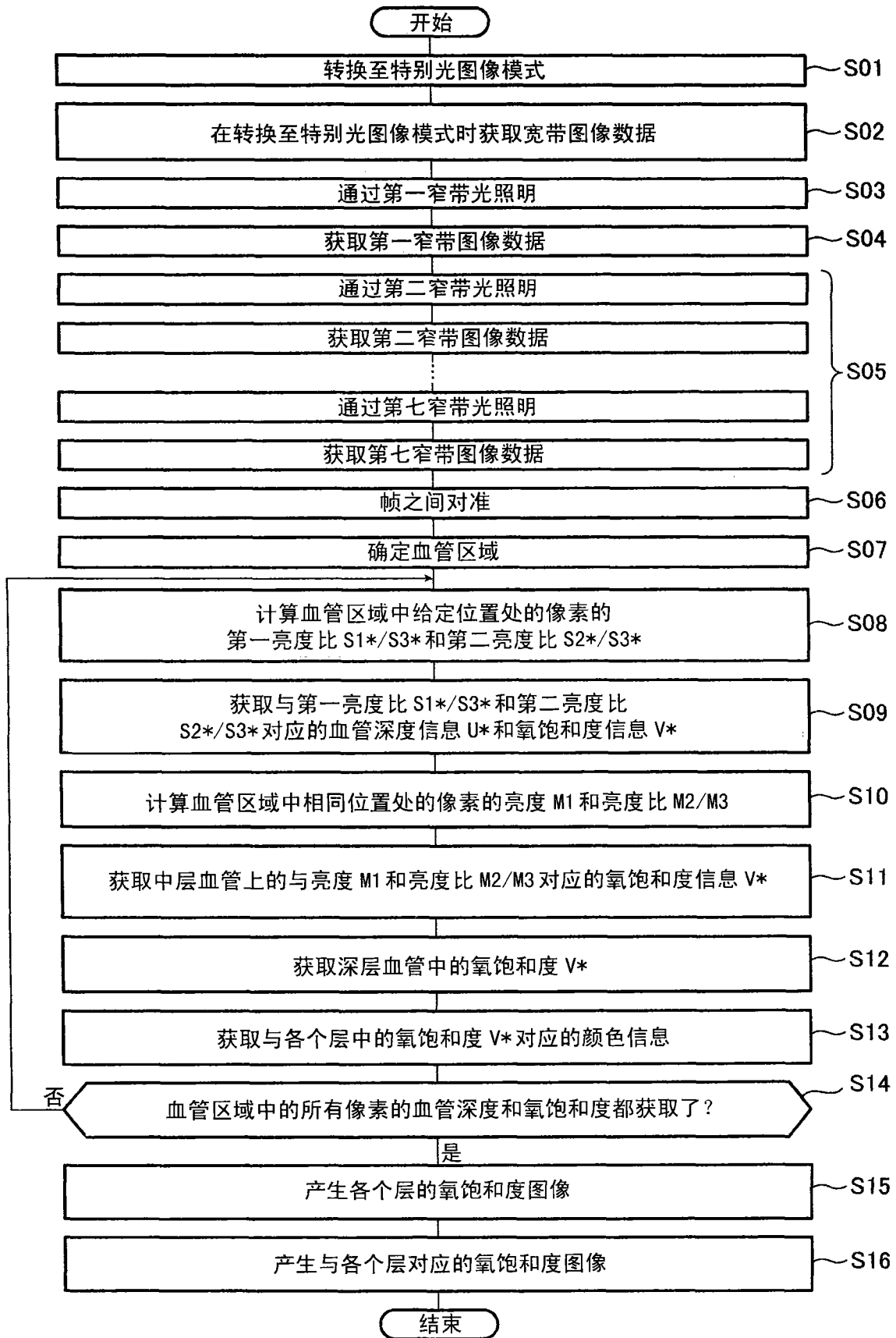


图 16

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102197983A	公开(公告)日	2011-09-28
申请号	CN201110036469.7	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	千敏景		
发明人	千敏景		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/1459 A61B5/489 A61B1/00156 A61B5/14551 A61B1/0638 A61B1/063 A61B1/0646		
代理人(译)	张成新		
优先权	2010071913 2010-03-26 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种电子内窥镜系统，包括：用于顺序地发射具有不同波长带的光的光源装置，用于接收从光源装置发射的光的反射光并顺序地照明体腔内部包括血管的受验组织并顺序地输出与所接收的光的波长带对应的成像信号的电子内窥镜，用于对准与从电子内窥镜输出的具有不同波长带的光的成像信号对应的图像的对准装置，用于从通过对准装置对准的图像的成像信号产生的表示给定深度中的血管中的氧饱和度的分布的氧饱和度图像的图像产生装置，以及用于显示通过图像产生装置产生的氧饱和度图像的图像显示装置。

