



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102197982 A

(43) 申请公布日 2011.09.28

(21) 申请号 201110030988.2

(22) 申请日 2011.01.25

(30) 优先权数据

2010-066783 2010.03.23 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 齐藤孝明

(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 张成新

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

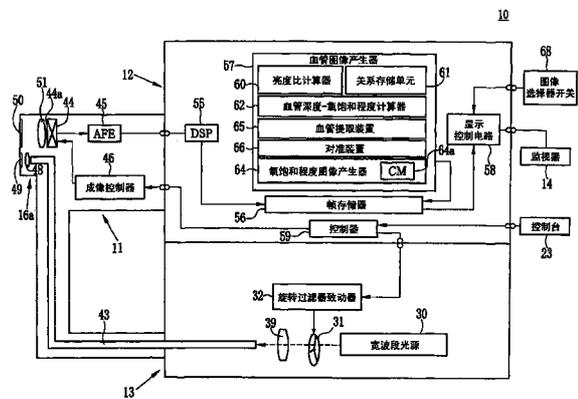
权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 11 页

(54) 发明名称

电子内视镜系统

(57) 摘要

本发明公开一种电子内视镜系统,包括:光源装置,所述光源装置顺序地发射具有不同波段的多种光;电子内视镜,所述电子内视镜用于把多种光顺序地照射到包含血管的对象组织,接收多种反射光,并输出与多种被接收的光对应的图像数据;血管提取装置,所述血管提取装置用于从对应于多种光的图像数据中的每个提取血管的位置;对准装置,所述对准装置基于所述位置,对准与图像数据对应的图像;图像产生装置,所述图像产生装置根据对准的图像的图像数据,来产生表示血管中的氧饱和程度的分布的氧饱和程度图像;和图像监视器,所述图像监视器以模拟颜色显示所述氧饱和程度图像。



1. 一种电子内视镜系统,包括:

光源装置,所述光源装置顺序地发射彼此具有不同波段的多种光;

电子内视镜,所述电子内视镜用于把从所述光源装置发射的多种光顺序地照射到体腔内部的包含血管的对象组织,顺序地接收从对象组织反射的被照射光的多种反射光,并顺序地输出与具有不同波段的多种被接收的光对应的图像数据;

血管提取装置,所述血管提取装置用于从与从所述电子内视镜输出的具有不同波段的多种光相对应的图像数据中的每个图像数据中提取具有规定直径的血管的位置;

对准装置,所述对准装置基于所述血管提取装置提取的血管的位置,使与使用具有不同波段的多种光所获得的图像数据相对应的图像对准;

图像产生装置,所述图像产生装置根据所述对准装置所对准的图像的图像数据,来产生表示血管中的氧饱和程度的分布的氧饱和程度图像;和

图像显示装置,所述图像显示装置以模拟颜色显示所述图像产生装置所产生的氧饱和程度图像。

2. 根据权利要求1所述的电子内视镜系统,

其中所述光源装置顺序地发射具有不同波段的三种光,并且

其中所述对准装置相对于使用三种具有不同波段的光中的具有中间波段的一种光所获得的图像数据的图像,对准使用三种光中的具有其它波段的两种光所获得的图像数据的其它图像。

3. 根据权利要求1所述的电子内视镜系统,

其中所述光源装置顺序地发射具有不同波段的三种光,

其中所述血管提取装置从与具有不同波段的三种光相对应的图像数据中的第一图像数据提取具有第一直径的第一血管的位置,从图像数据中的第二图像数据提取第一血管的位置和具有大于第一直径的第二直径的第二血管的位置,并且从图像数据中的第三图像数据提取第二血管的位置,

其中所述对准装置基于第一血管的位置对准第一和第二图像数据的两个图像,并且基于第二血管的位置对准第二和第三图像数据的两个图像。

4. 根据权利要求1所述的电子内视镜系统,

其中所述光源装置顺序地发射作为第一光的、具有不同波段的三种光,和作为第二光的、包含具有所述第一光的整个波段的光的宽波段光;并且

其中所述对准装置使使用第一光所获得的各个图像数据的每个图像与使用第二光所获得的图像数据的图像对准。

5. 根据权利要求1或2所述的电子内视镜系统,其中所述光源装置顺序地发射波长为 $540\pm 10\text{nm}$ 、 $560\pm 10\text{nm}$ 和 $580\pm 10\text{nm}$ 的三种光。

6. 根据权利要求1或2所述的电子内视镜系统,其中所述光源装置顺序地发射波长为 $405\pm 10\text{nm}$ 、 $440\pm 10\text{nm}$ 和 $470\pm 10\text{nm}$ 的三种光。

电子内视镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据电子内视镜获取的图像来获取血管的信息、并根据所获取的信息产生图像的电子内视镜系统。

背景技术

[0002] 近年来,在医疗领域,已经进行许多使用电子内视镜的诊断和治疗。典型的电子内视镜装备有插入对象体腔中的细长的插入部分。该插入部分中集成成像器,例如位于其顶端的 CCD。电子内视镜连接到光源装置,该光源装置从插入部分的顶端发射光线,以便照亮体腔的内部。由于体腔的内部被光线照亮,因此,体腔内部的对象组织被插入部分顶端处设置的成像器所成像。通过成像所获得的图像在被监视器显示之前通过处理器进行各种类型的处理,该处理器连接到电子内视镜。因此,电子内视镜允许实时观察显示对象体腔的内部的图像,并且因此能够确诊。

[0003] 光源装置使用白光源,例如,能够发射波长范围在蓝光区至红光区的白宽波段光的氙灯。使用白宽波段光照亮体腔的内部允许根据获得的图像来观察整个对象组织。然而,尽管用宽波段光照明获得的图像通常允许观察整个对象组织,但是有时这些图像不能清楚地观察一些对象组织,例如,微细血管、深层血管、麻点图案和由凹陷和凸起形成的不平的表面轮廓等。所公知的是,当用波长被限制到特定范围的窄波段光照射时,这些对象组织能够被清楚地观察。同样所公知的是,用窄波段光照射所获得的图像数据产生对象组织的各种信息,例如,血管中的氧饱和程度 (oxygen saturation level)。

[0004] 然而,用窄波段光照射所获得的图像是光帧序图像,其不容易比较或组合,因为随时间变化发生了位置移动。日本专利文献 JP03-21186A、JP2001-218217A 和 JP2002-85344A 提出了校正帧序图像 (frame sequential images) 之间的位置移动的方法。

[0005] 例如,日本专利文献 JP03-21186A 公开如下步骤:随着帧序地变换波长,通过获得的图像显示氧饱和程度图像;检测帧间颜色偏差;并且,当帧间颜色偏差超出允许时,增加是无效区的感兴趣的区的信息。

[0006] 日本专利文献 JP2001-218217A 公开如下步骤:比较单色图像;根据图像之间的位置移动来检测对象移动量;和变换其它颜色的图像。

[0007] 日本专利文献 JP2002-85344A 公开如下步骤:用轮廓定义对帧序图像二值化并计算二值化图像的重心坐标;根据两个单色帧序图像的重心来计算移动量,以便基于该移动量对帧序图像进行同步。

发明内容

[0008] 近年来,已经需要通过对准多个帧图像来产生氧饱和程度图像,前述多个帧图像是基于血管的位置使用具有不同波长的光帧序地获得的。然而,日本专利文献 JP03-21186A 中所公开的方法没有校正颜色偏差 (color deviaion),因此,不能准确地产生对准图像。

[0009] 日本专利文献 JP2001-218217A 和 JP2002-85344A 没有提及显示血管信息功能,例

如氧饱和程度。此外,其中公开的这些发明没有基于血管的位置的对准,因此,不能产生准确地对准的氧饱和程度图像。

[0010] 鉴于上述问题提出本发明,因此,本发明的目的是通过对准多个帧图像产生氧饱和程度图像来准确地获得血管的氧饱和程度,其在诊断中极其重要,前述多个帧图像是基于血管的位置使用具有不同波长的光帧序地获得的。

[0011] 为了实现上述目的,本发明提供一种电子内视镜系统,包括:光源装置,所述光源装置顺序地发射彼此具有不同波段的多种光;电子内视镜,所述电子内视镜用于把从所述光源装置发射的多种光顺序地照射到体腔内部的包含血管的对象组织,顺序地接收从对象组织反射的被照射光的多种反射光,并顺序地输出与具有不同波段的多种被接收的光对应的图像数据;血管提取装置,所述血管提取装置用于从与从所述电子内视镜输出的具有不同波段的多种光对应的图像数据中的每个提取具有规定直径的血管的位置;对准装置,所述对准装置基于所述血管提取装置提取的血管的位置,使与使用具有不同波段的多种光所获得的图像数据对应的图像对准;图像产生装置,所述图像产生装置根据所述对准装置所对准的图像的图像数据,来产生表示血管中的氧饱和程度的分布的氧饱和程度图像;和图像显示装置,所述图像显示装置以模拟颜色显示所述图像产生装置所产生的氧饱和程度图像。

[0012] 优选地,所述光源装置顺序地发射具有不同波段的三种光,并且所述对准装置相对于使用三种具有不同波段的光中的具有中间波段的一种光所获得的图像数据的图像,对准使用三种光中的具有其它波段的两种光所获得的图像数据的其它图像。

[0013] 优选地,所述光源装置顺序地发射具有不同波段的三种光,所述血管提取装置从与具有不同波段的三种光对应的图像数据中的第一图像数据提取具有第一直径的第一血管的位置,从图像数据中的第二图像数据提取第一血管的位置和具有大于第一直径的第二直径的第二血管的位置,和从图像数据中的第三图像数据提取第二血管的位置,并且所述对准装置基于第一血管的位置对准第一和第二图像数据的两个图像,并且基于第二血管的位置对准第二和第三图像数据的两个图像。

[0014] 优选地,所述光源装置顺序地发射作为第一光的、具有不同波段的三种光,和作为第二光的、包含具有所述第一光的整个波段的光的宽波段光;并且所述对准装置使使用第一光所获得的各个图像数据的每个图像与使用第二光所获得的图像数据的图像对准。

[0015] 优选地,所述光源装置顺序地发射波长为 $540 \pm 10\text{nm}$ 、 $560 \pm 10\text{nm}$ 和 $580 \pm 10\text{nm}$ 的三种光。

[0016] 优选地,所述光源装置顺序地发射波长为 $405 \pm 10\text{nm}$ 、 $440 \pm 10\text{nm}$ 和 $470 \pm 10\text{nm}$ 的三种光。

[0017] 本发明提供了基于血管位置的对准功能和氧饱和程度导出功能,本发明允许精确地获得血管的氧饱和程度,该氧饱和程度在诊断中特别重要。

附图说明

[0018] 图 1 是根据本发明的第一实施例的电子内视镜系统的外视图;

[0019] 图 2 是显示根据本发明的第一实施例的电子内视镜系统的电子构造的框图;

[0020] 图 3 是旋转过滤器的示意图;

- [0021] 图 4 是说明根据本发明的第一实施例的 CCD(图像传感器)的成像操作的视图;
- [0022] 图 5 是显示血红蛋白的吸收系数的曲线图;
- [0023] 图 6 是一方面显示第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 之间的关系以及另一方面显示血管深度和氧饱和程度之间的关系的曲线图;
- [0024] 图 7A 是用于说明如何根据第一和第二亮度比 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 来获得亮度坐标系中的坐标点 (X^*, Y^*) 的视图,图 7B 是用于说明如何获得对应于坐标点 (X^*, Y^*) 的血管信息坐标系中的坐标点 (U^*, V^*) 的视图;
- [0025] 图 8 是显示窄波段图像、宽波段图像或氧饱和程度图像的监视屏的视图;
- [0026] 图 9 是同时显示氧饱和程度图像和窄波段图像或宽波段图像的监视屏的视图;
- [0027] 图 10 是显示计算血管深度 - 氧饱和程度信息的过程和结合该信息产生氧饱和程度图像的过程的第一半个流程图;
- [0028] 图 11 是显示血管深度 - 氧饱和程度信息的过程和结合该信息产生氧饱和程度图像的过程之后的过程的第二半个流程图;
- [0029] 图 12 是显示根据本发明的第二实施例的电子内视镜系统的电子构造的框图;
- [0030] 图 13 是显示根据本发明的第二实施例的电子内视镜系统的电子构造的框图;和
- [0031] 图 14 是显示红色、绿色和蓝色过滤器的光谱透射率的曲线图。

具体实施方式

[0032] 如图 1 所示,根据本发明的第一实施例的电子内视镜系统 10 包括:用于对对象体腔的内部成像的电子内视镜 11;用于基于成像所获得的信号产生体腔内的对象组织的图像的处理装置 12;提供用于照射体腔的内部的光的光源装置 13;和用于显示体腔的内部的图像的监视器(图像显示装置)14。电子内视镜 11 包括:插入到体腔的柔性插入部分 16;设置在插入部分 16 的基部的操作部分 17;和用于把操作部分 17 连接到处理器 12 和光源装置 13 的通用塞绳(universal cord)18。

[0033] 插入部分 16 的顶端具有弯曲部分 19,弯曲部分 19 包括被连接的弯曲件。弯曲部分 19 响应于操作部分 17 的角度球形柄 21 的操作而上下、左右弯曲。弯曲部分 19 的顶端具有前端部分 16a,前端部分 16a 结合有用于对体腔的内部成像的光学系统或其它部件。前端部分 16a 根据弯曲部分 19 的弯曲操作能够在体腔中沿期望的方向被引导。

[0034] 通用塞绳 18 具有连接器 24,连接器 24 设置在通用塞绳 18 的指向处理器 12 和光源装置 13 的一侧上。连接器 24 是包括通信连接器和光源连接器的复合型连接器,并且通过该连接器 24 把电子内视镜 11 可拆除地连接到处理器 12 和光源装置 13。

[0035] 如图 2 所示,光源装置 13 包括宽波段光源 30、旋转过滤器 31、旋转过滤器致动器 32 和聚焦透镜 39。宽波段光源 30 是氙灯、白色 LED、Micro White(商标名)光源等,并且产生具有从蓝色区至红色区的波长范围(大约 470nm 至 700nm)的宽波段光 BB。从宽波段光源 30 发射的宽波段光 BB 进入旋转过滤器 31,以具有规定的波段宽的窄波段光离开旋转过滤器 31,并且在进入光导 43 之前被聚焦透镜 39 聚焦。

[0036] 旋转过滤器 31 设置在宽波段光源 30 和聚焦透镜 39 之间,并且接收宽波段光 BB,以便仅通过具有与旋转过滤器 31 的透过区(transmission region)对应的给定的波段宽的窄波段光。

[0037] 旋转过滤器致动器 32 连接到处理器中的控制器 59, 并且通过响应于来自控制器 59 的指令转动旋转过滤器 31, 来控制旋转过滤器 31 的透过区的位置。

[0038] 图 3 所示的旋转过滤器 31 包括: 用于通过宽波段光 BB 的波长限制为 $540\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 、优选为 540nm 的窄波段光的第一窄波段光透过区 131 (以下称为“第一窄波段光 N1”); 用于通过波长限制为 $560\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 、优选为 560nm 的窄波段光的第二窄波段光透过区 132 (以下称为“第二窄波段光 N2”); 和用于通过波长限制为 $580\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 、优选为 580nm 的窄波段光的第三窄波段光透过区 133 (以下称为“第三窄波段光 N3”)。

[0039] 为了从光源装置 13 产生第一窄波段光 N1 至第三窄波段光 N3 中的一个, 旋转过滤器 31 能够旋转, 它旋转以便把宽波段光透过区 131 至 133 中的、与待产生的窄波段光对应的一个定位在宽波段光源 30 的光路上。

[0040] 具体地, 响应于来自控制器 59 的指令, 旋转过滤器致动器 32 转动旋转过滤器 31, 使第一窄波段光透过区 131 定位在宽波段光源 30 的光路上。利用照射体腔内部的第一窄波段光 N1, 对象组织被成像。一旦完成成像, 控制器 59 给出指令, 用于转动过滤器, 使第二窄波段光透过区 132 代替第一窄波段光透过区 131 被设定在适当位置。一旦利用第二窄波段光 N2 照射体腔的内部完成成像, 同样地, 第三窄波段光透过区 133 代替第二窄波段光透过区 132 被设定在适当位置。一旦利用第三窄波段光 N3 照射体腔的内部完成成像, 第一窄波段光透过区 131 代替第三窄波段光透过区 133 被再次设定到适当位置。

[0041] 电子内视镜 11 包括光导 43、CCD44 (图像传感器)、模拟处理电路 (AFE: 模拟前端) 45 和成像控制器 46。光导 43 是大直径的光纤、束纤等, 具有插入光源装置的光接收端和面向设置在前端部分 16a 的照明透镜 (illumination lens) 48 的光发射端。光源装置 13 发射的光被光导 43 引导并射向照明透镜 48。导入照明透镜 48 中的光通过附接到前端部分 16a 的端面的照明窗口 49 进入体腔。被体腔内部反射的宽波段光 BB 和第一至第三窄波段光 N1 至 N3 通过附接到前端部分 16a 的端面的观察窗口 50 进入聚焦透镜 51。

[0042] CCD44 利用它的成像表面 44a 接收来自聚焦透镜 51 的光, 对被接收的光执行光电转换以便累加信号负载 (signal charge), 并读取累加的信号作为成像信号。读取的图像信号传输到 AFE45。根据本实施例, CCD44 可以是彩色 CCD 或单色 CCD。

[0043] AFE45 包括相关二次采样 (CDS)、自动增益控制电路 (AGC) 和模拟 - 数字转换器 (A/D) (它们没有显示)。CDS 对从 CCD 44 提供的成像信号执行相关二次采样, 以便去除启动 CCD44 所产生的噪声。AGC 对已通过 CDS 去除了噪声的成像信号进行放大。模拟 - 数字转换器把 AGC 放大的成像信号转换成具有给定位数 (number of bits) 的数字成像信号, 该数字成像信号应用于处理器 12。

[0044] 成像控制器 46 连接到处理器 12 中的控制器 59, 并且响应于控制器 59 给出的指令向 CCD44 发送驱动信号。CCD44 根据来自成像控制器 46 的驱动信号以给定的帧速率向 AFE45 输出成像信号。

[0045] 根据第一实施例, 如图 4 所示, 在一帧的获取周期中首先执行总共两个操作: 通过第一窄波段光 N1 的光电转换累加信号负载的步骤和读取累加的信号负载作为第一窄波段成像信号的步骤。一旦完成第一窄波段成像信号的读取, 就在一帧的获取周期中执行通过第二窄波段光 N2 的光电转换累加信号负载的步骤和读取累加的信号负载作为第二窄波段成像信号的步骤。一旦完成第二窄波段成像信号的读取, 就在一帧的获取周期中执行通过

第三窄波段光 N3 的光电转换累加信号负载的步骤和读取累加的信号负载作为第三窄波段成像信号的步骤。

[0046] 如图 2 所示,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 和显示控制电路 58,所有这些元件 55-58 受控制器 59 控制。DSP55 执行由电子内视镜的 AFE45 产生的第一至第三窄波段成像信号的颜色分离(color separation)、颜色插值(color interpolation)、白平衡调节(white balance adjustment)、灰度校正(gamma correction)等,以便产生第一至第三窄波段图像数据。帧存储器 56 存储由 DSP55 产生的第一至第三窄波段图像数据。

[0047] 血管图像产生器 57 包括亮度比计算器 60、关系存储单元 61、血管深度-氧饱和程度计算器 62、氧饱和程度图像产生器 64、血管提取装置 65 和对准装置 66。

[0048] 血管提取装置 65 在 CCD44 获得的第一至第三窄波段图像数据中执行血管提取。

[0049] 因为血红蛋白光吸收特性和消化道粘膜散射特性在根据本实施例的第一至第三窄波段中是相同的,因此,使用第一至第三窄波段光观察的血管的构造不会变化很大。更具体地,位于比粘膜的表面层(位于大约 $100\ \mu\text{m}$ 的深度)稍深的层(中间层)中的血管利用最高对比度被提取。因此,具有与位于中间层中的血管对应的频率分量和具有大约 $20\ \mu\text{m}$ 至 $50\ \mu\text{m}$ 的直径的信号被提取。

[0050] 例如,与位于中间层中的血管对应的频率信号能够使用规定的二维过滤器来提取。

[0051] 为了产生这种二维过滤器,首先通过估算内视镜的前端部分 16a 和对象之间的距离和放大比来获得与中间层中的血管的直径对应的图像中的频段(测量直径为 $20\ \mu\text{m}$ 至 $50\ \mu\text{m}$)。接下来,仅增强该频段的过滤器被在频率空间中设计,并适用于对应于通过傅里叶变换的实空间。在该情况中,二维过滤器特性需要在频率空间中调节,以便二维过滤器的尺寸能够包含在大约 5×5 的实际尺寸内。

[0052] 因此,产生的二维过滤器应用于第一至第三窄波段图像数据,以便提取与中间层中的血管对应的频率分量的数据。

[0053] 因此,二维过滤器的应用导致在第一至第三窄波段图像数据中提取与中间层中的血管对应的频率分量的数据。

[0054] 已经在第一至第三窄波段图像数据中提取与血管对应的分量的图像数据将被称作第一至第三增强的窄波段图像数据。第一至第三增强的窄波段图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0055] 通过血管提取处理,表示第一至第三窄波段图像数据中的中间层中的血管的像素的像素位置被确定为血管区,并与第一至第三窄波段图像数据一起存储在帧存储器 56 中。

[0056] 对准装置 66 读取存储在帧存储器 56 中的第一至第三增强的窄波段图像数据,以便基于增强的血管图像来实现第一至第三增强的窄波段图像数据的对准。

[0057] 根据该实施例,考虑到它们获得的次序,第一和第三增强的窄波段图像与第二增强的窄波段图像对准,因为然后待校正的位置移动(移动量)仅为一帧。

[0058] 对准可以使用日本专利文献 JP2001-218217A 中公开的方法来实现。

[0059] 首先,第一增强的窄波段图像被在上-下向和左-右向移动几个像素,以便获得与第二增强的窄波段图像的差。该过程重复多次,以便确定使像素之间的差信号

(differential signals) 的绝对值的和最小的移动量。然后,第一窄波段图像被移动与因此确定的移动量相同的移动量,以便获得第一移动的窄波段图像,该第一移动的窄波段图像的图像数据存储于帧存储器 56 中。

[0060] 对第三增强的窄波段图像和第三窄波段图像重复相同的过程,以便获得第三移动的窄波段图像,该第三移动的窄波段图像的图像数据存储于帧存储器 56 中。

[0061] 亮度比计算器 60 读取存储在帧存储器 56 中的第一和第三移动的窄波段图像数据和第二窄波段图像数据,并计算图像之间的亮度比。

[0062] 因为基于血管(直径大约为 $20\ \mu\text{m}$ 至 $50\ \mu\text{m}$) 通过对准装置 66 实现第一和第三移动的窄波段图像数据和第二窄波段图像数据的对准,因此,在这些图像数据中像素位置和血管位置重合。

[0063] 亮度比计算器 60 获得与血管区的相同位置处的像素对应的、第一和第三移动的窄波段图像数据之间的第一亮度比 $S1/S3$ 和第二窄波段图像数据和第三移动的窄波段图像数据之间的第二亮度比 $S2/S3$ 。 $S1$ 是第一移动的窄波段图像数据的像素的亮度, $S2$ 是第二窄波段图像数据的像素的亮度, $S3$ 是第三移动的窄波段图像数据的像素的亮度。

[0064] 关系存储单元 61 一方面存储第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 之间的关系,另一方面存储血管中的氧饱和程度和血管深度之间的关系。该关系是血管包含具有图 5 所示的光吸收系数的血红蛋白的一个关系,并且通过分析,例如,通过迄今进行的诊断累积的一些第一至第三窄波段图像数据来获得该关系。如图 5 所示,血管中的血红蛋白具有光吸收特性,其光吸收系数 μ_a 根据用于照明的光的波长变化。该光吸收系数 μ_a 表示血红蛋白的吸收率,即,光吸收度,并且是以显示照射血红蛋白的光的衰减的公式 $I_0\exp(-\mu_a \times x)$ 表示的系数。在该公式中, I_0 是从光源装置发射的照射对象组织的光的强度; $x(\text{cm})$ 是对象组织内的血管的深度。

[0065] 还原血红蛋白 70 和氧合血红蛋白 71 具有不同的光吸收特性,从而使得它们除了等吸光点外具有不同的吸收率,在等吸光点处还原血红蛋白 70 和氧合血红蛋白 71 两者具有相同的吸收率(图 5 中的血红蛋白 70 和 71 的光吸收特性曲线的交点)。由于吸收率的差,即使当相同的血管被具有相同强度和相同波长的光照射时,亮度也会变化。当照射光具有相同强度但波长变化时,亮度也变化,因为波长的差导致光吸收系数 μ_a 改变。

[0066] 鉴于上述的血红蛋白的光吸收特性和考虑到以下事实:波长在 445nm 和 504nm 的范围内吸收率根据氧饱和程度变化,和为了更正血管深度信息获得具有短波长并因此具有短到达深度的光。因此,第一至第三窄波段光 $N1$ 至 $N3$ 中的至少一个优选地具有中间波长为 450nm 或更小的波长范围。此外,对于相同的氧饱和程度,波长的差导致吸收系数的差和还导致到达粘膜的深度的差。因此,使用到达深度随波长变化的光的特性,允许获得亮度比和血管深度之间的关系。

[0067] 如图 6 所示,关系存储单元 61 存储表示第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 的亮度坐标系 66 中的坐标点和表示氧饱和程度和血管深度的血管信息坐标系 67 中的坐标点之间的对应关系。亮度坐标系 66 是 XY 坐标系,其中 X 轴显示第一亮度比 $S1/S3$,Y 轴显示第二亮度比 $S2/S3$ 。血管信息坐标系 67 是设置在亮度坐标系 66 上的 UV 坐标系,其中 U 轴显示血管深度,V 轴显示氧饱和程度。因为血管深度与亮度坐标系 66 之间具有正的关系,因此 U 轴具有正斜率。U 轴显示当 U 轴上的位置倾斜地朝右上移动时感兴趣的血管位于逐渐变小

的深度,和当 U 轴上的位置倾斜地朝左下移动时感兴趣的血管位于逐渐变大的深度。因为氧饱和程度与亮度坐标系 66 之间具有负的关系,因此,V 轴具有负斜率。V 轴显示当 V 轴上的位置倾斜地朝左上移动时氧饱和程度变低,和当 V 轴上的位置倾斜地朝右下移动时氧饱和程度变高。

[0068] 在血管信息坐标系 67 中,U 轴和 V 轴在交点 P 处彼此直角交叉。这是因为在第一窄波段光 N1 的照射和第二窄波段光 N2 的照射之间吸收率的幅度颠倒。更具体地,如图 5 所示,波长为 540nm \pm 10nm 的第一窄波段光 N1 的照射允许具有高氧饱和程度的氧合血红蛋白 71 的光吸收系数大于还原血红蛋白 70 的光吸收系数,但是,波长为 560nm \pm 10nm 的第二窄波段光 N2 的照射允许还原血红蛋白 70 的光吸收系数大于氧合血红蛋白 71 的光吸收系数,因此,导致吸收率的幅度颠倒。

[0069] 当使用允许没有吸收率颠倒的窄波段光代替第一至第三窄波段光 N1 至 N3 时,U 轴和 V 轴彼此不以直角交叉。

[0070] 血管深度-氧饱和程度计算器 62 基于存储在关系存储单元 61 中的关系确定与第一和第二亮度比 S1/S3 和 S2/S3 对应的氧饱和程度和血管深度,前述第一和第二亮度比 S1/S3 和 S2/S3 通过亮度比计算器 60 计算。现在,在亮度比计算器 60 计算的第一和第二亮度比 S1/S3 和 S2/S3 中,设定 S1*/S3* 和 S2*/S3* 为分别用于血管区中的给定像素的第一亮度比和第二亮度比。

[0071] 如图 7A 所示,血管深度-氧饱和程度计算器 62 确定与亮度坐标系 66 中的第一和第二亮度比 S1*/S3* 和 S2*/S3* 对应的坐标点 (X*, Y*)。一旦确定坐标点 (X*, Y*),血管深度-氧饱和程度计算器 62 确定与血管信息坐标系 67 中的坐标点 (X*, Y*) 对应的坐标点 (U*, V*),如图 7B 所示。因此,血管深度信息 U* 和氧饱和程度信息 V* 被获得,用于血区域中的给定像素。

[0072] 氧饱和程度图像产生器 64 具有颜色图 64a(CM),其中氧饱和程度被分配颜色信息。更具体地,颜色图 64a 允许通过颜色分配(模拟颜色分配)来容易地区分氧饱和程度,从而使得例如低的氧饱和程度被分配青色,中等的氧饱和程度被分配紫红色,高的氧饱和程度被分配黄色。与血管深度图像产生器相似,氧饱和程度图像产生器 64 根据颜色图 64a 确定与通过血管深度-氧饱和程度计算器计算的氧饱和程度信息 V* 对应的颜色信息。然后,氧饱和程度图像产生器 64 将该颜色信息结合到规定的窄波段图像数据或宽波段图像数据中,以便产生氧饱和程度图像数据,在该氧饱和程度图像数据中,使用模拟颜色、假色或伪彩色显示氧饱和程度。因此产生的氧饱和程度图像数据存储于帧存储器 56 中。

[0073] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 读取一个或更多个图像,并允许监视器 14 显示读取的一个图像或更多个图像。图像可以以各种模式显示。

[0074] 例如,如图 8 所示,氧饱和程度图像 73 可以简单地显示在监视器 14 上。在氧饱和程度图像 73 中,血管图像 75 以青色显示,表示较低的氧饱和程度,血管图像 76 以紫红色显示,表示中等的氧饱和程度,并且血管图像 77 以黄色显示,表示较高的氧饱和程度。

[0075] 如图 9 所示,氧饱和程度图像 73 和窄波段图像 72 或宽波段图像 74 两者可以以图 8 所示的显示模式同时显示。

[0076] 接下来,参见图 10 和图 11 所示的流程图,来说明获得第一至第三窄波段图像数据的过程,对准第一至第三窄波段图像的过程,计算血管深度-氧饱和程度信息的过程和结

合这些信息产生氧饱和程度图像的过程。首先,操作控制台 23,通过旋转过滤器致动器 32 来转动旋转过滤器 31,以便把第一窄波段光透过区 131 定位在宽波段光源 30 的光路上。然后,利用第一窄波段光 N1 照射体腔的内部,开始对象组织的成像。在该成像中观察到的第一窄波段图像存储在帧存储器 56 中,作为第一窄波段图像数据。

[0077] 类似地,如流程图所示,旋转过滤器致动器 32 转动旋转过滤器 31,使第二窄波段光透过区 132 和第三窄波段光透过区 133 设定在宽波段光源 30 的光路上,并且用第二窄波段光 N2 和第三窄波段光 N3 照射体腔的内部,以便对对象组织成像和把第二窄波段图像和第三窄波段图像存储在帧存储器 56 中,分别作为第二窄波段图像数据和第三窄波段图像数据。

[0078] 一旦第一至第三窄波段图像数据存储在帧存储器 56 中,血管提取装置 65 基于待提取的血管的直径产生血管提取过滤器。

[0079] 血管提取过滤器首先估计内视镜的前端部分 16a 和对象之间的距离和放大比,以便获得与中间层中的血管的直径对应的第一至第三窄波段图像的频段(测量直径为 $20\ \mu\text{m}$ 至 $50\ \mu\text{m}$)。接下来,仅增强这些频段的两维过滤器被在频率空间中设计,然后被形成为对应于通过傅里叶变换的实空间。在该情况中,过滤器特性需要在频率空间中调节,以便两维过滤器的尺寸能够包含在大约 5×5 的实际尺寸内。

[0080] 如此产生的两维过滤器应用于第一至第三窄波段图像数据,以便允许提取直径为大约 $20\ \mu\text{m}$ 至 $50\ \mu\text{m}$ 的血管。

[0081] 然后,血管已经被提取的第一至第三窄波段图像数据被存储在帧存储器 56 中,作为第一至第三增强的窄波段图像数据。

[0082] 接下来,对准装置 66 读取从帧存储器 56 读取第一至第三增强的窄波段图像数据,以便对准图像。

[0083] 考虑到它们获得的次序,通过使用第二增强的窄波段图像作为基准,来实现对准,从而使得第一和第三增强的窄波段图像与第二增强的窄波段图像对准。

[0084] 具体地,第一增强的窄波段图像首先被对准。第一增强的窄波段图像在上-下向和左-右向上移动几个像素,以便获得与第一窄波段图像的差。该过程重复多次,以便获得使像素之间的差信号的绝对值的和最小的移动量。

[0085] 然后,第一窄波段图像被从帧存储器 56 读出并被移动与上述移动量相同的移动量,以便获得第一移动的窄波段图像,并且该第一移动的窄波段图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0086] 第三窄波段图像也被对准,以便获得第三移动的窄波段图像,该第三移动的窄波段图像存储在帧存储器 56 中。

[0087] 第一和第三移动的窄波段图像数据和第二窄波段图像数据用于产生氧饱和程度图像。

[0088] 当第一至第三移动的窄波段图像数据和第二窄波段图像数据已经存储在帧存储器 56 中时,亮度比计算器 60 从三个图像数据确定包含血管的血管区。然后,亮度比计算器 60 计算与血管区中的相同位置处的像素对应的、第一和第三移动的窄波段图像数据之间的第一亮度比 $S1*/S3*$ 和第二窄波段图像数据和第三移动的窄波段图像数据之间的第二亮度比 $S2*/S3*$ 。

[0089] 接下来,血管深度-氧饱和度计算器 62 基于存储在关系存储单元 61 中的关系来确定与第一和第二亮度比 $S1*/S3*$ 和 $S2*/S3*$ 对应的、亮度坐标系中的坐标点 $(X*, Y*)$ 。另外,确定与坐标点 $(X*, Y*)$ 对应的血管信息坐标系中的坐标点 $(U*, V*)$,以便获得血管区中的给定像素的血管深度信息 $U*$ 和氧饱和度信息 $V*$ 。

[0090] 当已经获得血管深度信息 $U*$ 和氧饱和度信息 $V*$ 时,根据血管深度图像产生器中的 CM 63a 来确定与血管深度信息 $U*$ 对应的颜色信息,同时根据氧饱和度图像产生器中的 CM 64a 来确定与氧饱和度信息 $V*$ 对应的颜色信息。如此确定的颜色信息存储在处理器 12 的 RAM(未显示)中。

[0091] 一旦颜色信息存储在 RAM 中,继续上述过程,以便获得血管区中的所有像素的血管深度信息 $U*$ 和氧饱和度信息 $V*$ 和确定与血管深度信息 $U*$ 和氧饱和度信息 $V*$ 对应的颜色信息。

[0092] 当已经获得与血管区中的所有像素的血管深度信息和氧饱和度信息对应的颜色信息时,氧饱和度图像产生器 64 产生氧饱和度图像数据。氧饱和度图像产生器 64 将氧饱和度信息增加到用作对准基准的图像的图像数据(第二窄波段图像数据)。如此产生的氧饱和度图像数据再次存储在帧存储器 56 中。

[0093] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 读取包括氧饱和度图像数据的多个图像数据,并基于读取的图像数据在监视器 14 上显示氧饱和度图像 73 和窄波段图像 72 或宽波段图像 74,如图 8 或图 9 所示。

[0094] 如上所述,本发明提供基于血管位置的对准功能和氧饱和度导出功能(derivation function),并允许准确地获得血管的氧饱和度,该血管的氧饱和度在诊断中特别重要。

[0095] 我们已经描述了本发明的上述第一实施例。

[0096] 本发明的第二实施例设置有代替宽波段光源 30(例如氙光源)的、产生具有给定波长的窄波段光的窄波段光源。

[0097] 第二实施例与第一实施例的不同点在于:光源 13 的构造,血管提取装置 65 的血管提取过程和对准装置 66 的对准。第二实施例与第一实施例共享其它特征,并且因此下面不再重复它们的说明。

[0098] 如图 12 所示,光源装置 13 包括第四至第六窄波段光源 33 至 35、连接器 36 和光源选择器 37。

[0099] 第四至第六窄波段光源 33 至 35 是激光二极管或类似物。第四窄波段光源 33 产生波长限制为 $400\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 、优选为 405nm 的窄波段光(以下称为“第四窄波段光 N4”),第五窄波段光源 34 产生波长限制为 $440\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 、优选为 445nm 的窄波段光(以下称为“第五窄波段光 N5”),第六窄波段光源 35 产生波长限制为 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 、优选为 473nm 的窄波段光(以下称为“第六窄波段光 N6”)。第四至第六窄波段光源 33 至 35 分别连接到第四至第六窄波段光纤 33a 至 35a,允许第四至第六窄波段光 N4 至 N6 进入第四至第六窄波段光纤 33a 至 35a。

[0100] 连接器 36 把电子内视镜中的光导 43 连接到第四至第六窄波段光纤 33a 至 35a。第四至第六窄波段光 N4 至 N6 能够通过第四至第六窄波段光纤 33a 至 35a 进入光导 43。

[0101] 光源选择器 37 连接到处理器中的控制器 59,并根据控制器 59 的指令打开或关闭

第四至第六窄波段光源 33 至 35。根据第二实施例,第四至第六窄波段光源 33 至 35 顺序地打开以便允许使用第四至第六窄波段光 N4 至 N6 成像。

[0102] 具体地,光源选择器 37 首先打开第四窄波段光源 33。利用第四窄波段光 N4 照射体腔的内部,对象组织被成像。一旦完成成像,控制器 59 发出光源切换指令,以便关闭第四窄波段光源 33 并打开第五窄波段光源 34。类似地,一旦完成利用第五窄波段光 N5 照射体腔内部的成像,第五窄波段光源 34 被关闭,并且第六窄波段光源 35 被打开。一旦完成利用第六窄波段光 N6 照射体腔内部的成像,第六窄波段光源 35 被关闭。

[0103] 与第一实施例类似,第四窄波段光 N4 至第六窄波段光 N6 进入内视镜 11 的 CCD 44,以便产生第四窄波段成像信号至第六窄波段成像信号。

[0104] 如同在第一实施例中,根据第二实施例的 CCD 44 可以是彩色 CCD 或单色 CCD。

[0105] 因为在三个窄波段光 N4 至 N6 之中血红蛋白光吸收特性和消化道粘膜散射特性变化很大,因此,取决于所使用的波长,在三个波长之中观察到的血管的构造变化很大。

[0106] 具体地,第四窄波段光 N4 允许观察直径为 $20\ \mu\text{m}$ 至 $50\ \mu\text{m}$ 的表层血管;第五窄波段光 N5 允许观察表层血管和中间层血管(中间层血管的表面的深度比表层深 $100\ \mu\text{m}$ 并具有大约 $20\ \mu\text{m}$ 至 $50\ \mu\text{m}$ 的直径),利用较高对比度观察表层血管;和第六窄波段光 N6 仅允许以高对比度观察中间层血管。

[0107] 因此,因为第一和第二实施例之间的用于照明的窄波段光的波长和血管图像发生变化,因此根据第二实施例的血管提取过程也不同于根据第一实施例的血管提取过程。

[0108] 血管提取装置 65 在 CCD44 获得的第四至第六窄波段图像数据中执行血管提取。

[0109] 本实施例使用第四至第六窄波段光之间的血红蛋白光吸收特性和消化道粘膜散射特性的不同,来在第四窄波段图像中提取表层血管,在第五窄波段图像中提取表层血管和中间层血管,和在第六窄波段图像中提取中间层血管。

[0110] 为了提取分别对应于表层血管和中间层血管的频率分量的信号,产生两个不同的二维过滤器以便适合该目的。可以如第一实施例那样产生二维过滤器。

[0111] 如此产生的表层血管提取过滤器应用于第四和第五窄波段图像,同时如此产生的中间层血管提取过滤器应用于第五和第六窄波段图像,以便分别产生具有增强的表层血管和中间层血管的增强的窄波段图像。

[0112] 因此,产生四个不同的增强的窄波段图像:第四表层增强的窄波段图像;第五表层增强的窄波段图像;第五中间层增强的窄波段图像;和第六中间层增强的窄波段图像。

[0113] 一旦产生增强的窄波段图像,对准装置 66 根据增强的窄波段图像计算窄波段图像的移动量(待校正的位置移动),以便实现对准。

[0114] 根据本实施例,第四和第六窄波段图像与第五窄波段图像对准。该对准如同第一实施例那样实现。相对于通过用于表层血管的第五表层增强的窄波段图像所提供的基准,计算第四表层增强的窄波段图像的移动量,同时,相对于通过用于中间层血管的第五中间层增强的窄波段图像所提供的基准,计算第六中间层增强的窄波段图像的移动量,因此,第四窄波段图像和第六窄波段图像移动各自的移动量,以便获得第四移动的窄波段图像和第六移动的窄波段图像。

[0115] 本实施例与第一实施例共享之后的过程。

[0116] 本发明的第三实施例除了用在第二实施例中的三个窄波段光源,还包括宽波段光

源 90。

[0117] 如图 13 所示,光源装置 13 包括宽波段光源 90、第四至第六窄波段光源 33 至 35、连接器 36 和光源选择器 37。

[0118] 光源 90 使用例如波长为 445nm 的激光二极管 90a,作为激发光源,其应用于 Micro White(商标名)荧光体 90b,以便产生宽波段光 BB。宽波段光源 90 包括在其前侧上的聚焦透镜 39 和宽波段光纤 40,宽波段光纤 40 连接到连接器 36。

[0119] 光源选择器 37 连接到处理器中的控制器 59,并根据控制器 59 的指令打开或关闭宽波段光源 90 和第四至第六窄波段光源 33 至 35。根据第三实施例,宽波段光源 90 和第四至第六窄波段光源 33 至 35 顺序地打开以便使用宽波段光 BB 和第四至第六窄波段光 N4 至 N6 执行成像。

[0120] 与第一实施例类似,宽波段光 BB 和第四至第六窄波段光 N4 至 N6 进入内视镜 11 中 CCD 44,以便获得宽波段信号和第四窄波段成像信号至第六窄波段成像信号。

[0121] CCD 44 分别包括红色 (R) 过滤器、绿色 (G) 过滤器和蓝色 (B) 过滤器,这些过滤器具有光谱透射率 52、53 和 54,如图 14 所示。本实施例与第二实施例的不同点在于光源包括宽波段光。在进入聚焦透镜 51 的光中,宽波段光 BB 的波长在大约 470nm 至 700nm 的范围。因此,红色过滤器、绿色过滤器和蓝色过滤器分别通过与用于宽波段光 BB 的它们的光谱透射率 52、53、54 对应的波长范围。现在,设定成像信号 R 是经红色像素光电转换的信号,成像信号 G 是经绿色像素光电转换的信号,和成像信号 B 是经蓝色像素光电转换的信号。然后,进入 CCD 44 的宽波段光 BB 给出包括成像信号 R、成像信号 G 和成像信号 B 的宽波段成像信号。窄波段光 N4 至 N6 与第二实施例相同。

[0122] 例如,依次使用第四窄波段光 N4、第五窄波段光 N5 和第六窄波段光 N6 执行利用宽波段光和第四至第六窄波段光 N4 至 N6 的成像,以便把第四窄波段图像数据、第五窄波段图像数据和第六窄波段图像数据存储于帧存储器 56 中。

[0123] 第一和第二实施例之间的不同点在于:光源 13 的构造,血管提取装置 65 的血管提取过程和对准装置 66。第一和第二实施例共享其它特征,因此,下面不再重复它们的说明。

[0124] 当已经获得宽波段图像数据和第四至第六窄波段图像数据,血管提取装置 65 执行血管提取过程。

[0125] 在血管提取过程中,产生两个不同的二维过滤器,即,表层血管提取过滤器和中间层血管提取过滤器,以便提取分别与表层血管和中间层血管对应的频率,并应用到宽波段图像数据和第四至第六窄波段图像数据。

[0126] 如此产生的表层血管提取过滤器应用于宽波段图像和第四窄波段图像,同时,如此产生的中间层血管提取过滤器应用于宽波段图像和第五和第六窄波段图像,以便产生具有增强的表层血管和中间层血管的血管增强的窄波段图像。

[0127] 因此,产生五个不同的血管增强的图像:第四表层增强的窄波段图像;表层增强的宽波段图像;中间层增强的宽波段图像;第五中间层增强的窄波段图像;和第六中间层增强的窄波段图像。

[0128] 一旦产生五个不同的血管增强的窄波段图像,对准装置 66 根据血管增强的图像计算窄波段图像的移动量,以便实现对准。

[0129] 根据本实施例,第四至第六窄波段图像与宽波段图像对准。该对准如同第一实施

例那样实现。相对于用作基准的表层增强的宽波段图像,计算关于表层血管的第四表层增强的窄波段图像的移动量,同时,相对于用作基准的中间层增强的宽波段图像,计算关于中间层血管的第五和第六中间层增强的窄波段图像的移动量。因此,第四窄波段图像至第六窄波段图像移动它们各自的移动量,以便获得第四至第六移动的窄波段图像。

[0130] 本实施例与第一实施例共享之后的过程。

[0131] 本发明基本如上所描述。请注意,在不脱离本发明的精神的情况下,可以进行各种改进和变化。

[0132] 因此,根据本发明的内视镜系统自然不局限于第一至第三实施例,其可以应用于静止图像和移动图像。

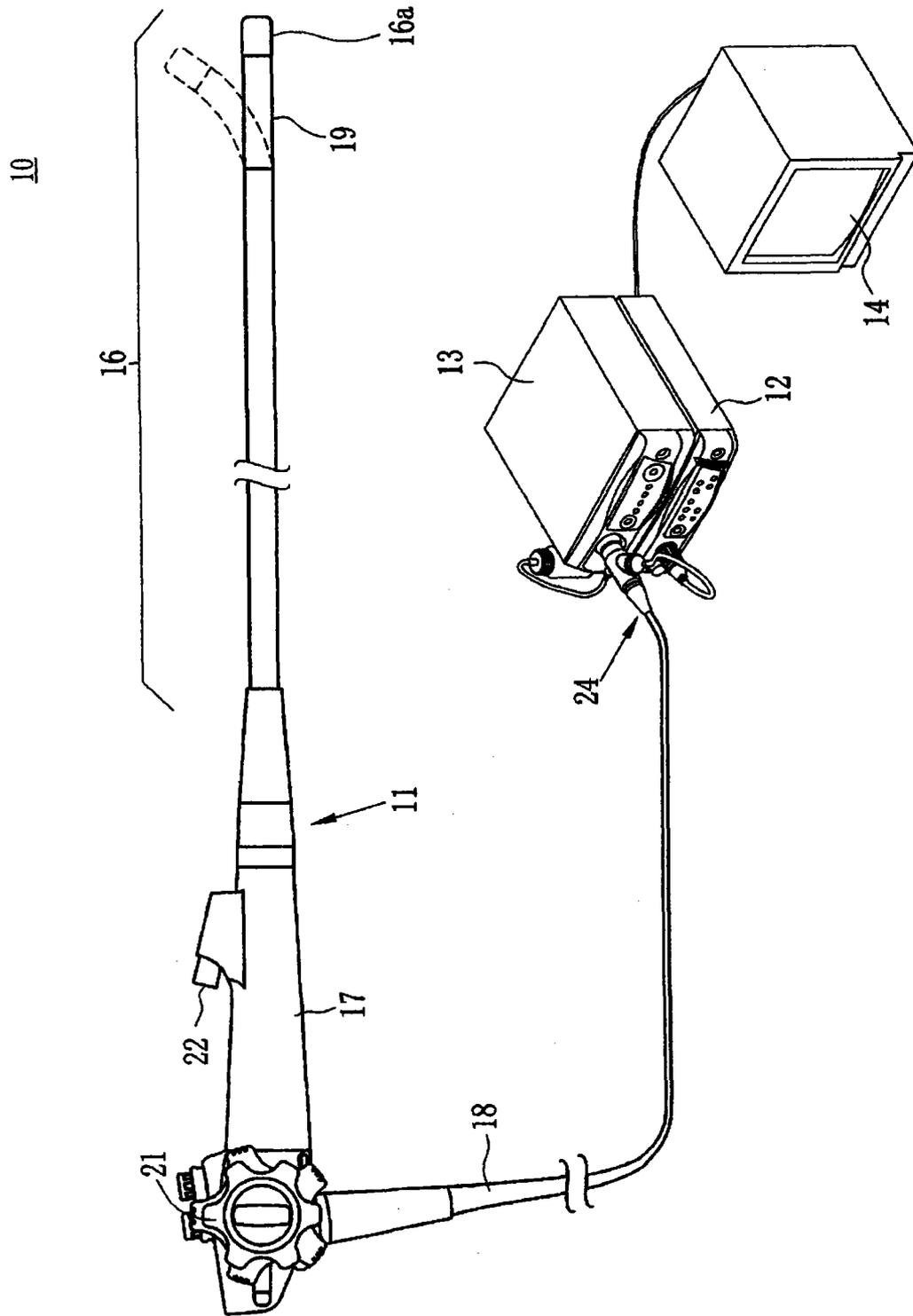


图 1

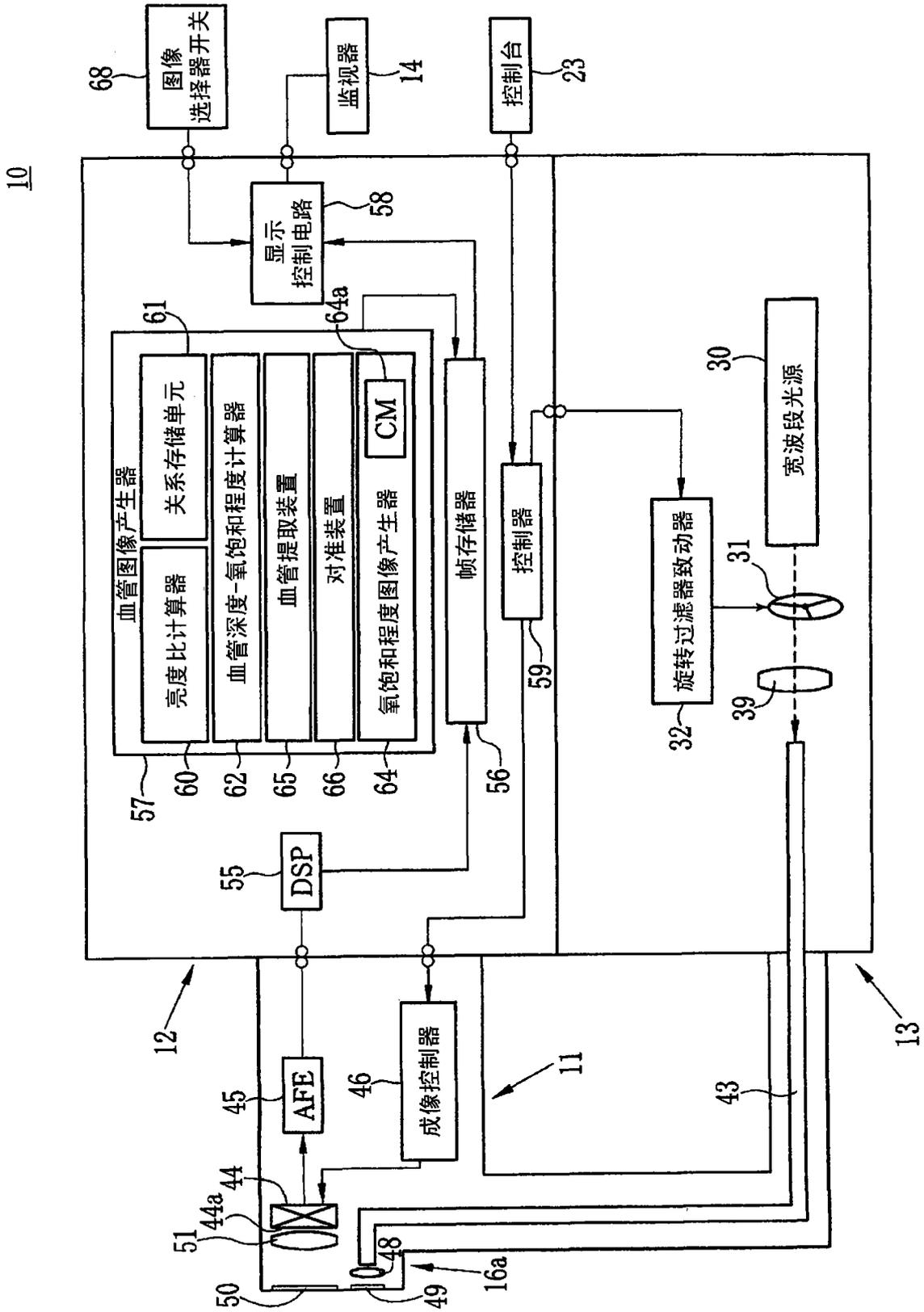


图 2

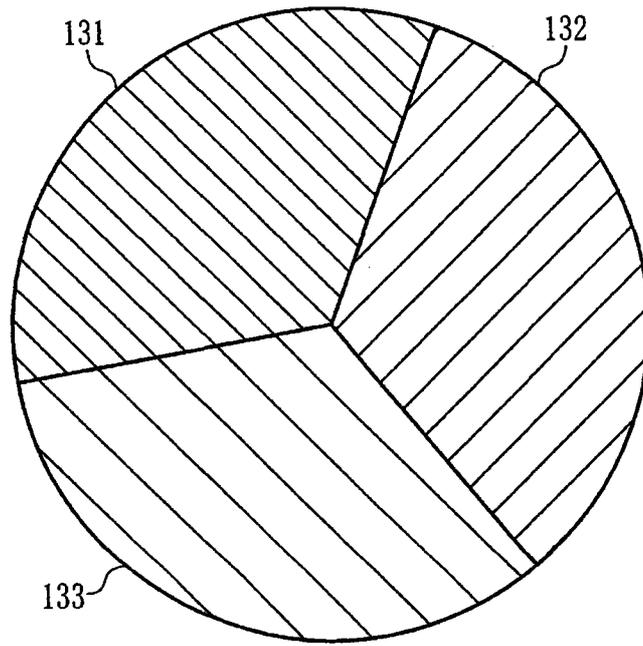


图 3

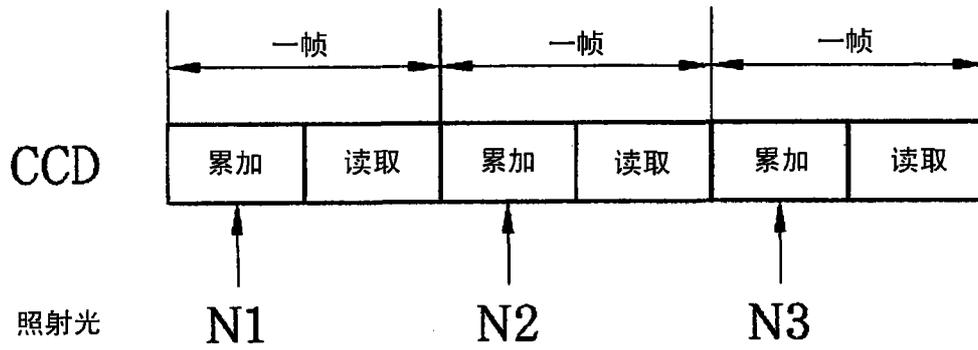


图 4

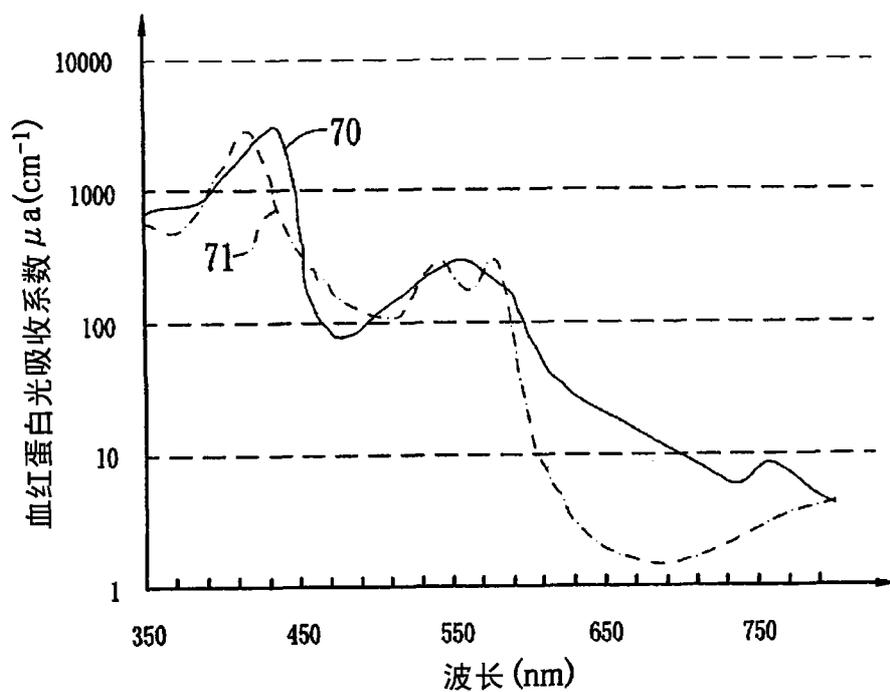


图 5

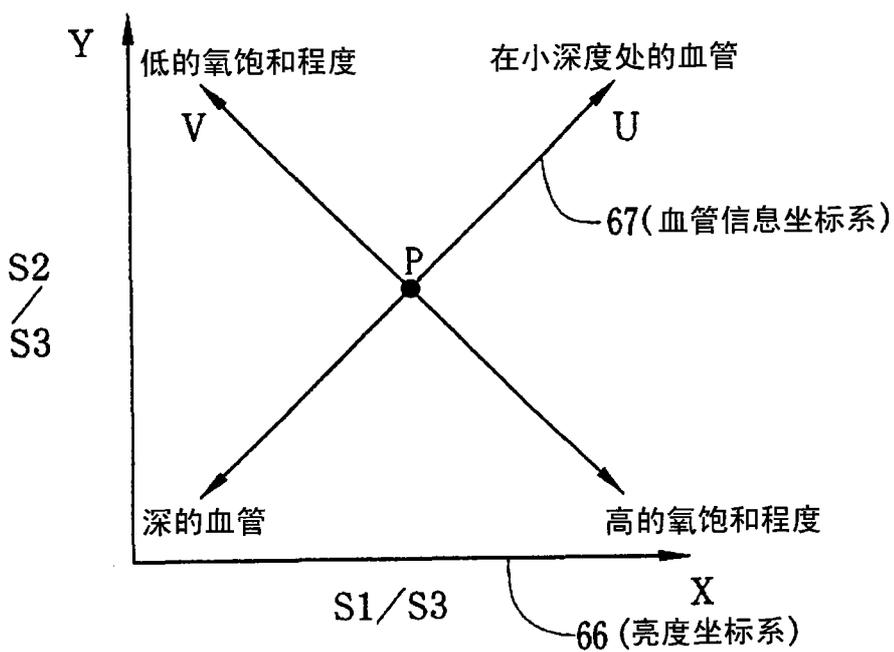


图 6

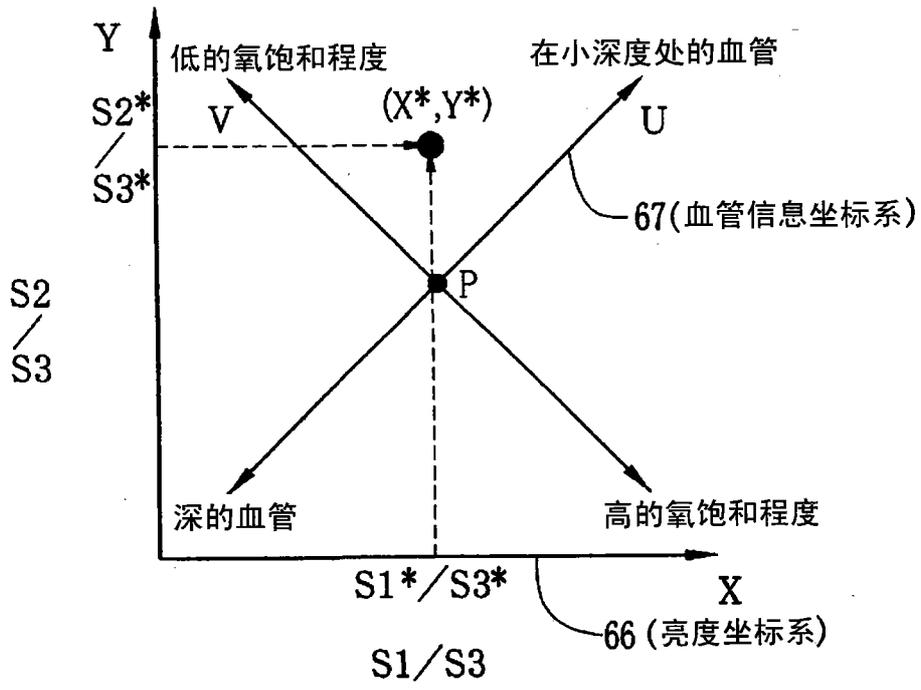


图 7A

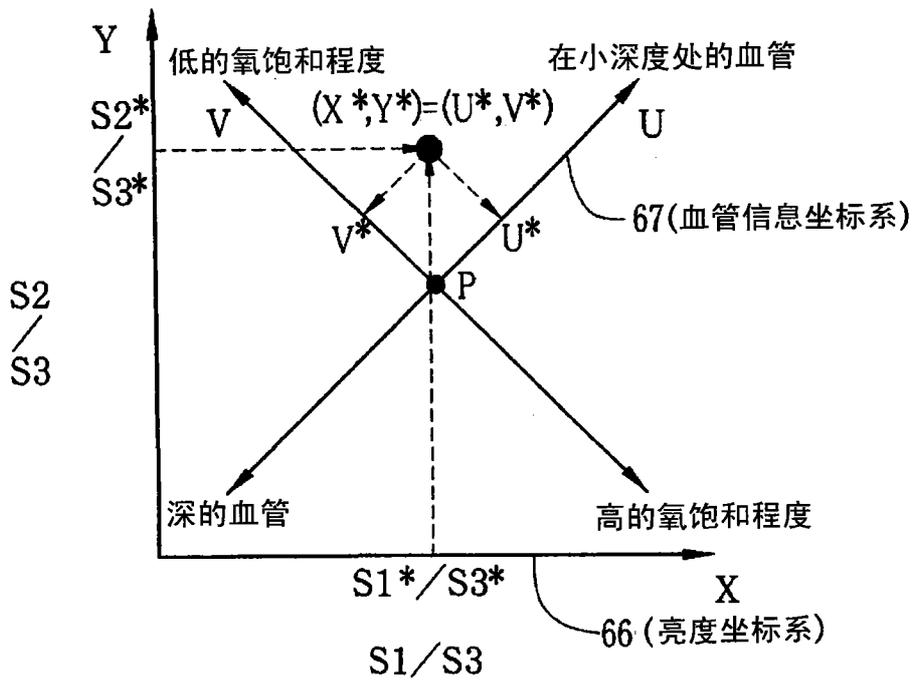


图 7B

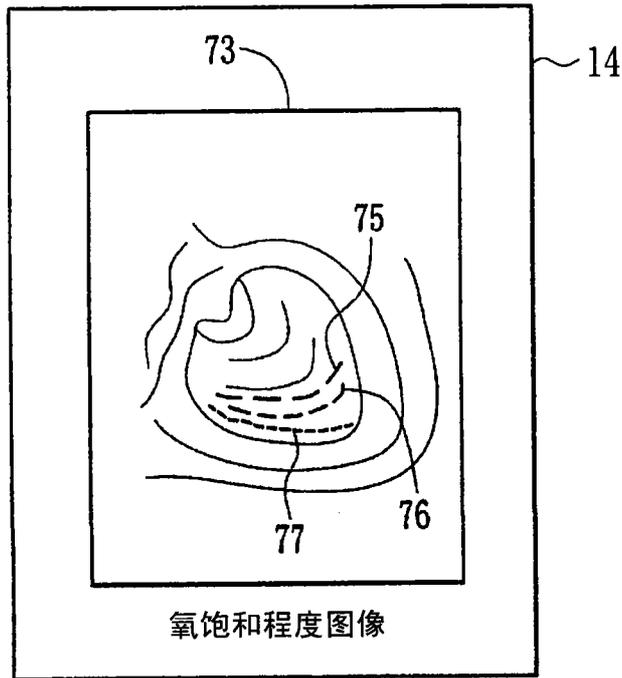


图 8

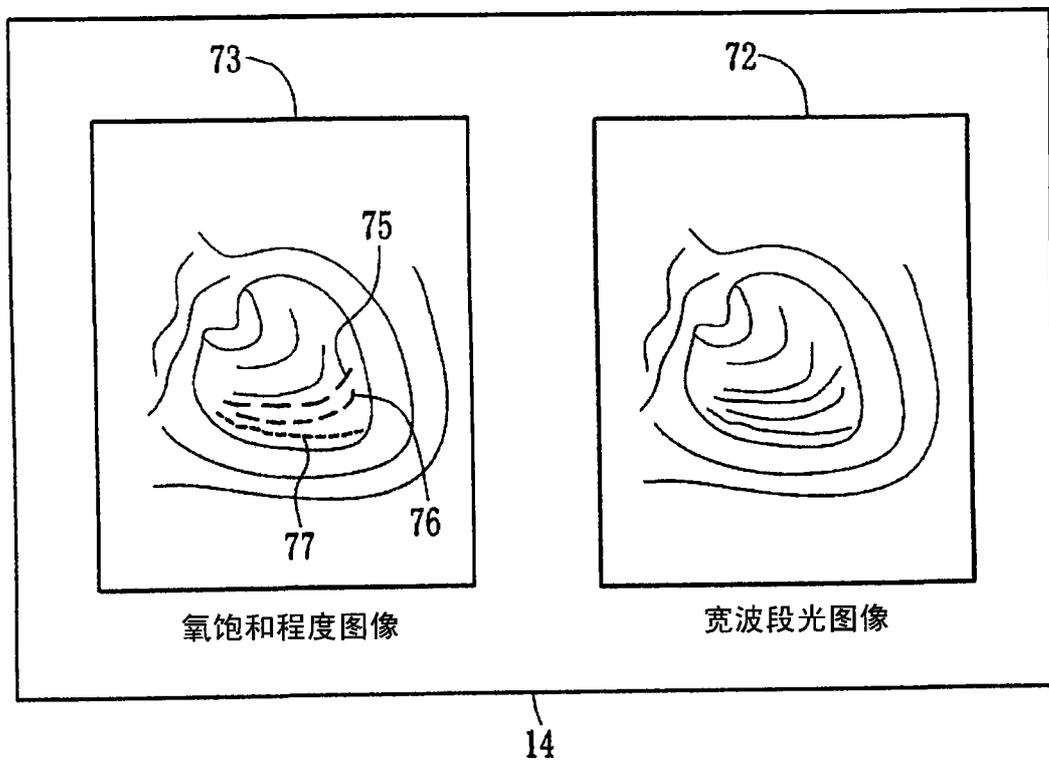


图 9

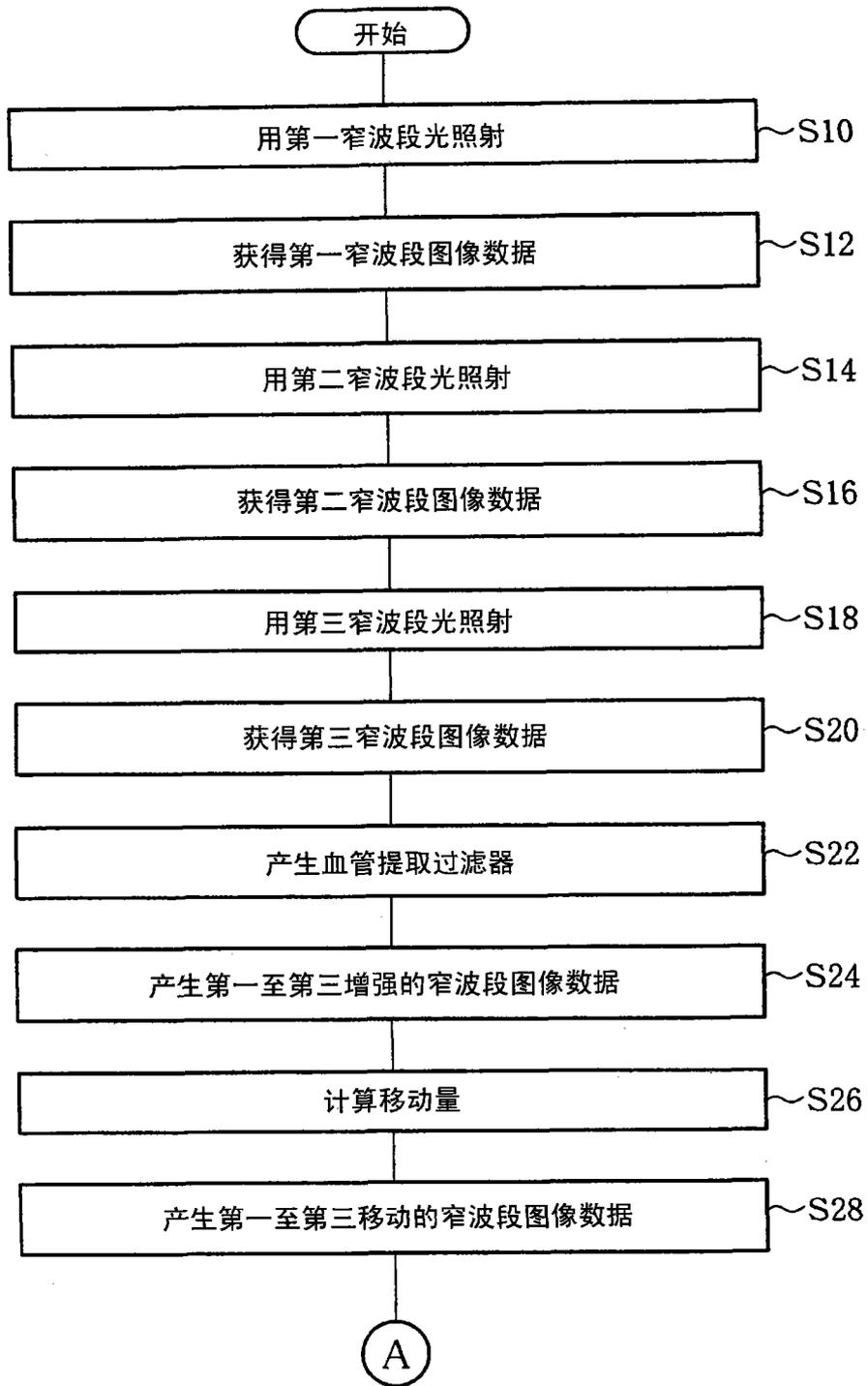


图 10

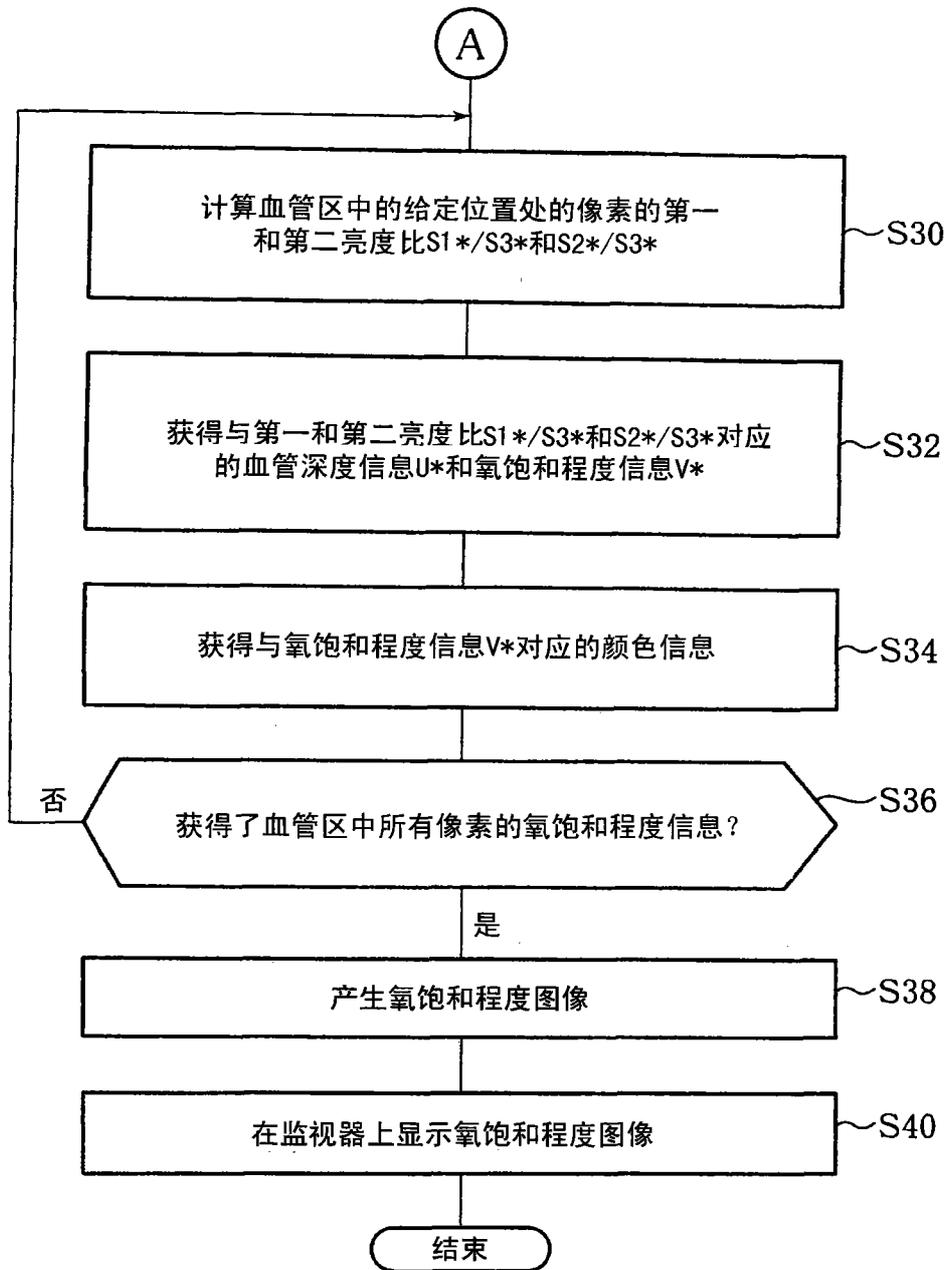


图 11

110

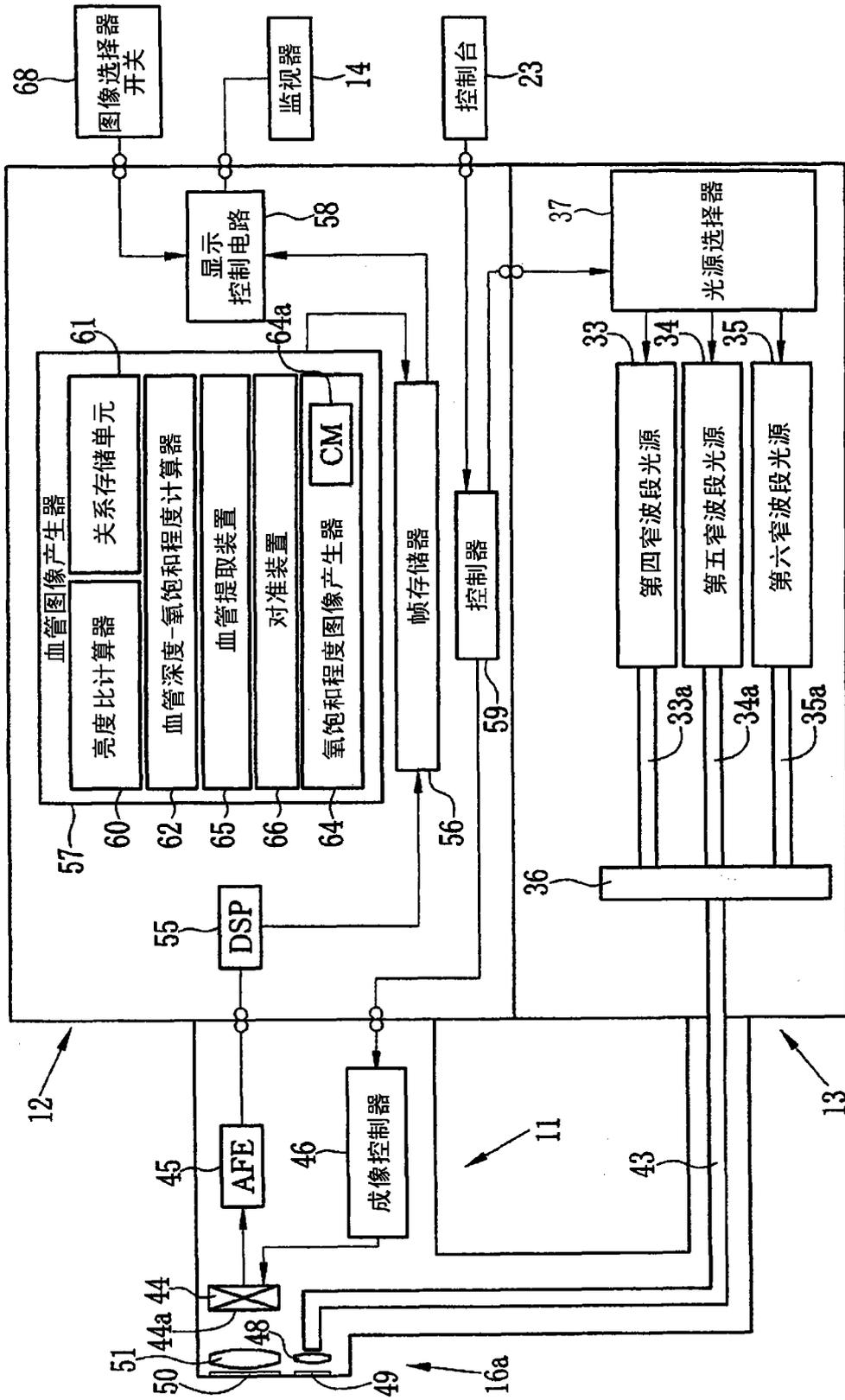


图 12

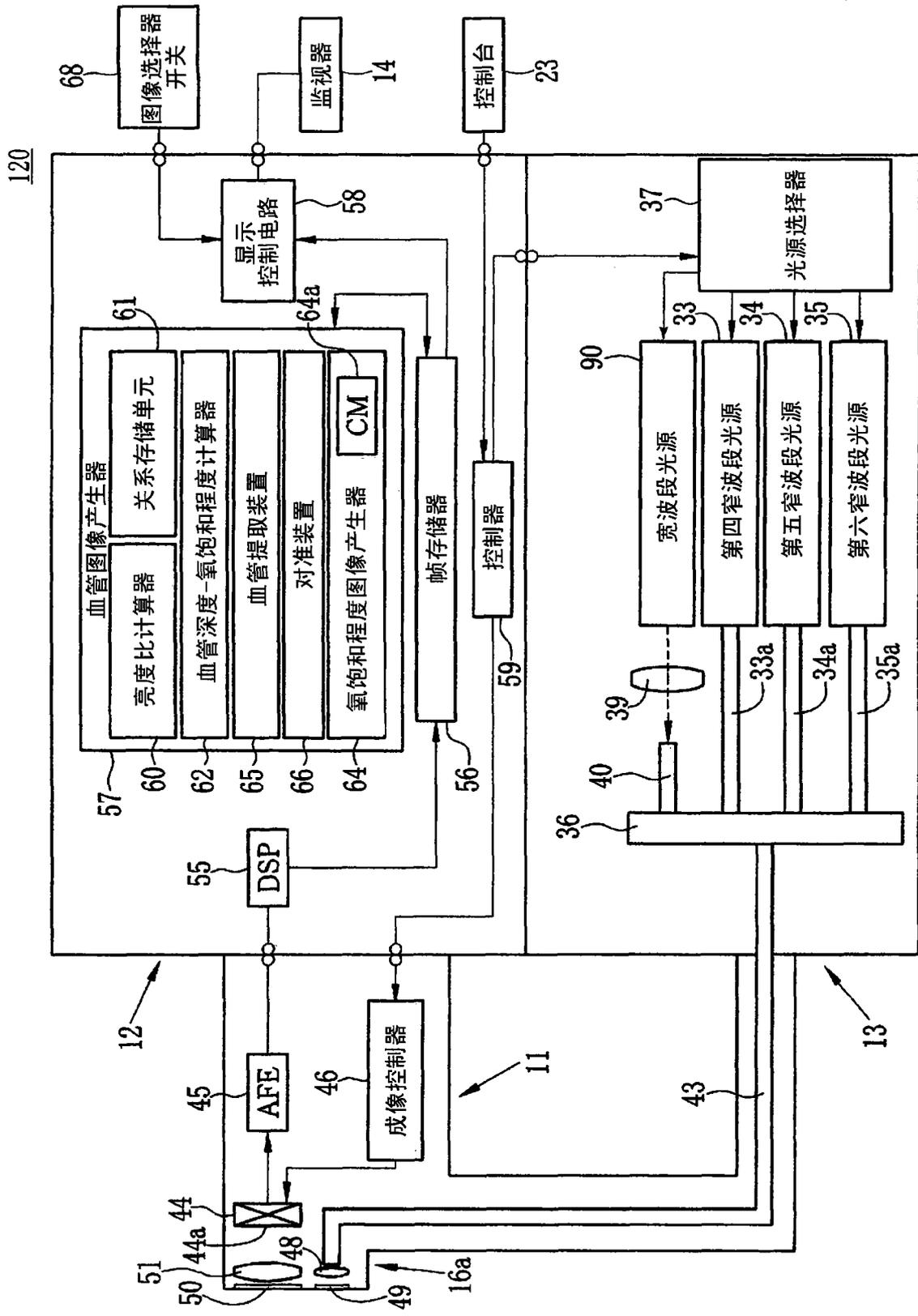


图 13

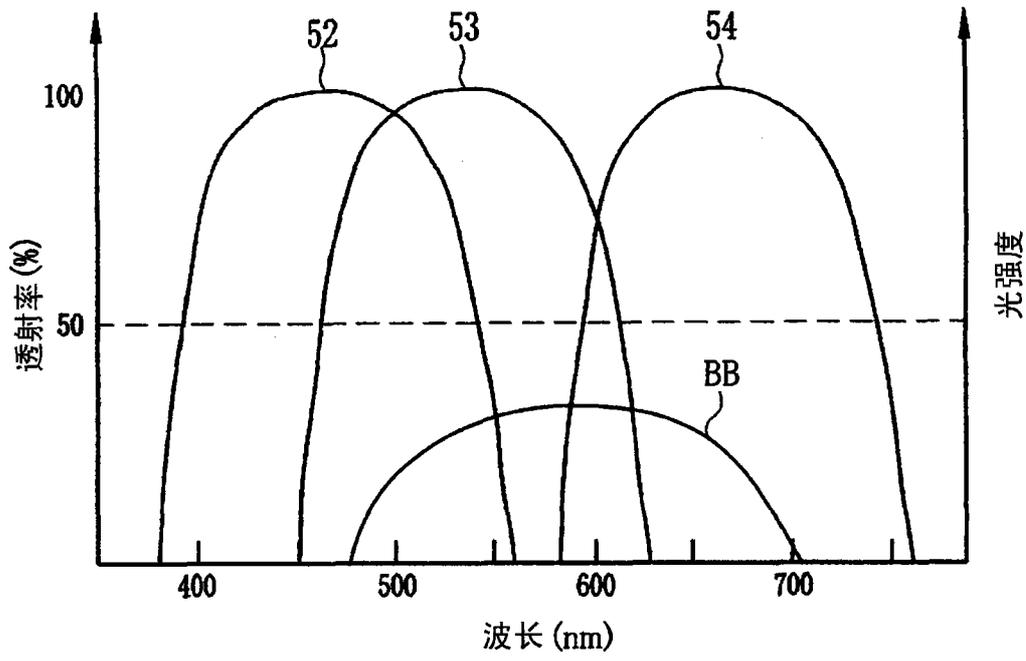


图 14

专利名称(译)	电子内视镜系统		
公开(公告)号	CN102197982A	公开(公告)日	2011-09-28
申请号	CN201110030988.2	申请日	2011-01-25
[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	齐藤孝明		
发明人	齐藤孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B1/00045 A61B5/489 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B5/14551 A61B1/0638 A61B1/063 A61B1/0646		
代理人(译)	张成新		
优先权	2010066783 2010-03-23 JP		
其他公开文献	CN102197982B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种电子内视镜系统，包括：光源装置，所述光源装置顺序地发射具有不同波段的多种光；电子内视镜，所述电子内视镜用于把多种光顺序地照射到包含血管的对象组织，接收多种反射光，并输出与多种被接收的光对应的图像数据；血管提取装置，所述血管提取装置用于从对应于多种光的图像数据中的每个提取血管的位置；对准装置，所述对准装置基于所述位置，对准与图像数据对应的图像；图像产生装置，所述图像产生装置根据对准的图像的图像数据，来产生表示血管中的氧饱和程度的分布的氧饱和程度图像；和图像监视器，所述图像监视器以模拟颜色显示所述氧饱和程度图像。

