



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102247115 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 23

(21) 申请号 201110087577. 7

(22) 申请日 2011. 04. 06

(30) 优先权数据

2010-087061 2010. 04. 05 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 峰苦靖浩

(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 陈平

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 5/1455 (2006. 01)

A61B 5/107 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

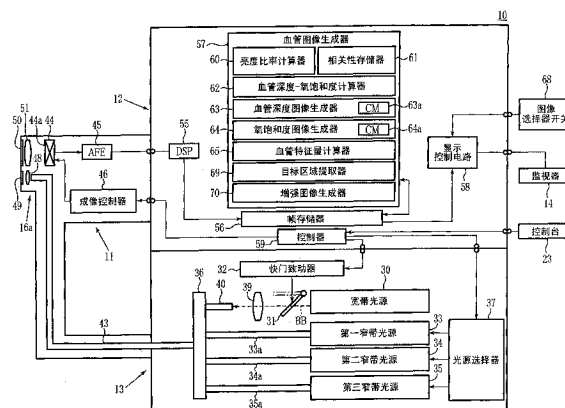
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 9 页

(54) 发明名称

电子内窥镜系统

(57) 摘要

一种能够选择性增强和减弱目标区域的电子内窥镜系统包括：光源，其用于相继地发射具有不同波段的光；电子内窥镜，其用于相继地输出相应的图像数据；血管特征量计算器，其包含来自相应图像数据的血管深度、血管直径、血管密度、血管分支点密度、和荧光药物分布中的至少一种；氧饱和度计算器，其用于计算关于血管中氧饱和度的信息；基准图像生成器；目标区域提取器，其用于从所述基准图像中提取包含血管特征量和氧饱和度的目标区域，所述目标区域对应于关于血管特征量和氧饱和度的指定信息；增强图像生成器，其用于生成其中目标区域被增强的增强图像；和显示器，其用于显示增强图像。



1. 一种电子内窥镜系统,包括:

光源装置,其用于相继地发射具有不同波段的光;

电子内窥镜,其用于使用从所述光源装置相继发射的所述光相继地照射体腔内包含血管的对象组织,接收来自所述对象组织的所述光的反射光,并且相继地输出具有与所述接收的反射光的不同波段对应的所述对象组织的波段的图像数据;

血管特征量计算设备,其用于从所述波段的所述图像数据计算在所述对象组织中的血管特征量,所述血管特征量包含血管深度、血管直径、血管密度、血管分支点密度和荧光剂分布中的至少一个;

氧饱和度计算设备,其用于从所述波段的所述图像数据计算所述对象组织的所述血管中的氧饱和度;

图像生成设备,其用于从所述波段的所述图像数据生成所述对象的基准图像;

目标区域提取设备,其用于从所述基准图像中提取包含预定的血管特征量和预定的氧饱和度的目标区域,所述预定的血管特征量和预定的氧饱和度由基于在所述对象组织中计算的血管特征量和在所述对象组织的所述血管中计算的氧饱和度的指定信息设定;

增强图像生成设备,其用于生成其中所述基准图像中的所述目标区域被增强的增强图像;和

图像显示设备,其用于显示所述增强图像。

2. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述血管特征量计算设备将所述血管深度计算为所述血管特征量。

3. 根据权利要求2所述的电子内窥镜系统,其中所述指定信息指定所述血管深度为 $100\text{ }\mu\text{m}$ 以下且所述氧饱和度为 20% 以下。

4. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述血管特征量计算设备将所述血管直径计算为所述血管特征量。

5. 根据权利要求4所述的电子内窥镜系统,其中所述指定信息指定所述血管直径为 $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下且所述氧饱和度为 20% 以下。

6. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述血管特征量计算设备将所述血管密度计算为所述血管特征量。

7. 根据权利要求6所述的电子内窥镜系统,其中所述指定信息指定具有 $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下的直径的血管以 $2/(100\text{ }\mu\text{m})$ 以上的血管密度存在并且所述氧饱和度为 20% 以下。

8. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述血管特征量计算设备将所述血管分支点密度计算为所述血管特征量。

9. 根据权利要求8所述的电子内窥镜系统,其中所述指定信息指定所述血管分支点密度为 $1/(50 \times 50(\text{ }\mu\text{m})^2)$ 以上且所述氧饱和度为 20% 以下。

10. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述血管特征量计算设备将以下计算为所述荧光剂分布:所述波段的所述图像数据中与第一波段对应的第一像素数据和与不同于所述第一波段的第二波段对应的第二像素数据的亮度比率的分布。

11. 根据权利要求10所述的电子内窥镜系统,其中所述指定信息指定用作所述荧光剂分布的所述亮度比率的大小在所述亮度比率的所述分布的顶部 20% 的范围内并且所述氧饱和度为 20% 以下。

12. 根据权利要求 1-11 中任一项所述的电子内窥镜系统,其中所述指定信息通过输入设备设定。

13. 根据权利要求 12 所述的电子内窥镜系统,其中预先设定所述血管特征量和所述氧饱和度的组合,并且所述指定信息根据通过所述输入设备选择的组合进行设定。

电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及电子内窥镜系统,其用于从由电子内窥镜获取的图像获取关于血管的信息并且由所获取的信息生成图像。

背景技术

[0002] 近年来,医学领域已经使用电子内窥镜进行许多诊断和治疗。典型的电子内窥镜安装有细长的插入部件,所述插入部件插入至对象的体腔中。所述插入部件在内部在其尖端处整合了成像器,诸如 CCD。电子内窥镜连接至光源装置,所述光源装置从所述插入部件的尖端发射光以照射体腔的内部。在体腔的内部被光照亮的情形下,体腔内部的对象组织被设置在插入部件尖端处的成像器成像。通过成像获取的图像通过处理器进行各种类型的处理,然后由监视器显示,所述处理器与电子内窥镜连接。因此,电子内窥镜容许实时观察显示对象体腔内部的图像,并且因此能够确保诊断。

[0003] 光源装置使用白光源,诸如能够发射白色宽带光的氙灯,所述白色宽带光的波长范围从蓝光区至红光区。使用白色宽带光来照射体腔内部容许从其获取的图像来对整个对象组织进行观察。然而,尽管通过宽带光照射获取的图像通常容许观察整个对象组织,但存在着一些情况,在这些情况下这样的图像不能够使得清晰地观察对象组织,诸如微血管、深层血管、腺口构造 (pit patterns)、和由凹陷和隆起形成的不平坦的表面轮廓。如已知的那样,当由具有限于特定范围的波长的窄带光照射时,这样的对象组织可以被清晰地观察到。还已知,通过用窄带光照射获得的图像数据产生关于对象组织的各种信息,诸如血管中的氧饱和度。

[0004] 根据 JP 6-285050A,例如,其中所述的系统获取包含氧饱和度信息的可视图像(正常图像),并且具有分离设备用于将第一和第二波长分开以获取包含氧饱和度信息的可视区的图像从而显示其中氧饱和度的变化结合至所述可视图像的图像。

发明内容

[0005] 近年来,存在着对允许伴随同时观察血管深度和氧饱和度的诊断的系统的需求。然而,由于多种原因(包括血管中的血红蛋白的吸光度显著变化)(参见图 5),同时获取血管深度信息和氧饱和度信息不是一件容易的工作。

[0006] 根据 JP 6-285050A,例如,尽管提供了用于分离第一和第二波长的分离设备使得能够获取关于血红蛋白的氧饱和度的信息,但可视图像仅依照氧饱和度的变化而变化,并且没有结合关于血管特征量的信息。

[0007] 本发明的一个目的是提供一种电子内窥镜系统,所述系统包括血管特征量计算设备和氧饱和度计算设备两者,并且因此,使用血管特征量和氧饱和度信息的组合,能够选择性地增强和减弱目标区域,所述目标区域是在进行诊断时感兴趣的区域。

[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:光源装置,其用于相继地发射具有不同波段的光;电子内窥镜,其用于使用从所述光源装置相继发射的所述

光相继地照射体腔内包含血管的对象组织,接收来自所述对象组织的所述光的反射光,并且相继地输出具有与所述接收的反射光的不同波段对应的所述对象组织的波段的图像数据;血管特征量计算设备,其用于从所述波段的所述图像数据计算所述对象组织中的血管特征量,所述血管特征量包含血管深度、血管直径、血管密度、血管分支点密度和荧光剂分布中的至少一个;氧饱和度计算设备,其用于从所述波段的所述图像数据计算所述对象组织的所述血管中的氧饱和度;图像生成设备,其用于从所述波段的所述图像数据生成所述对象的基准图像;目标区域提取设备,其用于从所述基准图像中提取包含预定的血管特征量和预定的氧饱和度的目标区域,所述预定的血管特征量和预定的氧饱和度由基于所述对象组织中计算的血管特征量和所述对象组织的所述血管中计算的氧饱和度的指定信息设定;增强图像生成设备,其用于生成其中所述基准图像中所述目标区域被增强的增强图像;和图像显示设备,其用于显示所述增强图像。

[0009] 优选地,所述血管特征量计算设备将所述血管深度计算为所述血管特征量,并且所述指定信息指定所述血管深度为 $100\ \mu\text{m}$ 以下且所述氧饱和度为 20% 以下。

[0010] 优选地,所述血管特征量计算设备将所述血管直径计算为所述血管特征量,并且所述指定信息指定所述血管直径为 $20\ \mu\text{m}$ 以下且所述氧饱和度为 20% 以下。

[0011] 优选地,所述血管特征量计算设备将所述血管密度计算为所述血管特征量,并且所述指定信息指定具有 $20\ \mu\text{m}$ 以下的直径的血管以 $2/(100\ \mu\text{m})$ 以上的血管密度存在并且所述氧饱和度为 20% 以下。

[0012] 优选地,所述血管特征量计算设备将所述血管分支点密度计算为所述血管特征量,并且所述指定信息指定所述血管分支点密度为 $1/(50 \times 50(\mu\text{m})^2)$ 以上且所述氧饱和度为 20% 以下。

[0013] 优选地,所述血管特征量计算设备将以下计算为所述荧光剂分布:所述波段的所述图像数据中与第一波段对应的第一像素数据和与不同于所述第一波段的第二波段对应的第二像素数据的亮度比率分布,并且所述指定信息指定用作所述荧光剂分布的所述亮度比率的大小在所述亮度比率的所述分布的顶部 20% 的范围内并且所述氧饱和度为 20% 以下。

[0014] 优选地,所述指定信息通过输入设备设定,并且预先设定所述血管特征量和所述氧饱和度的组合,和所述指定信息根据通过所述输入设备选择的组合进行设定。

[0015] 根据本发明,获取与第一和第二窄带光(两者中至少一个具有 450nm 以下的中心波长)对应的第一和第二窄带信号,包含关于血管深度的血管深度信息和关于氧饱和度的氧饱和度信息两者的血管信息是基于其第一和第二窄带信号获取的,并且这些信息选择性地或同时地显示在显示设备上,从而能够同时获取关于血管深度的信息和关于氧饱和度的信息两者和同时显示两种信息。

附图说明

[0016] 图 1 是根据本发明的一个实施方案的电子内窥镜系统的外视图。

[0017] 图 2 是图示根据本发明的所述实施方案的电子内窥镜系统的电配置的框图。

[0018] 图 3 是图示红色、绿色和蓝色滤光器的光谱透射比的图。

[0019] 图 4A 是解释在正常光图像模式下 CCD 的操作的视图;图 4B 是解释在特殊光图像

模式下 CCD 的操作的视图。

[0020] 图 5 是图示血红蛋白的吸收系数的图。

[0021] 图 6 是图示在一方面第一和第二亮度比率 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 之间和另一方面血管深度和氧饱和度之间的关系关系的图。

[0022] 图 7A 是解释如何从第一和第二亮度比率 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 获得在亮度坐标系中的坐标点 (X^*, Y^*) 的视图;图 7B 是解释如何获得与坐标点 (X^*, Y^*) 对应的血管信息坐标系中的坐标点 (U^*, V^*) 的视图。

[0023] 图 8 图示由显示血管深度图像和氧饱和度图像之一以及增强宽带图像的监视器给出的屏幕的图像视图。

[0024] 图 9 图示由同时显示宽带图像、血管深度图像和氧饱和度图像的监视器给出的屏幕的图像视图。

[0025] 图 10 是图示计算血管深度 - 氧饱和度信息和基于血管特征量和氧饱和度信息提取目标区域以产生增强图像的方法的前半部分的流程图。

[0026] 图 11 是图示计算血管深度 - 氧饱和度信息和基于血管特征量和氧饱和度信息提取目标区域以产生增强图像的方法的后半部分的流程图。

具体实施方式

[0027] 如图 1 所示,电子内窥镜系统 10 包括用于对对象的体腔内部成像的电子内窥镜 11,用于根据通过成像获取的信号生成所述体腔中对象组织的图像的处理单元 12,用于供应光以照射所述体腔内部的光源装置 13,和用于显示所述体腔内部的图像的监视器 14。电子内窥镜 11 包括插入至体腔内的柔韧的插入部件 16,设置在插入部件 16 的基部处的操作部件 17,和用于将操作部件 17 与处理器 12 和光源装置 13 连接的通用线缆 (universal cord) 18。

[0028] 插入部件 16 在其尖端处具有弯曲部 19,所述弯曲部 19 包括连接的弯曲件。弯曲部 19 响应于操作部件 17 的角度旋钮 21 的操作而上下、左右弯曲。弯曲部 19 在其尖端处具有前端部 16a,其整合了光学系统和用于将体腔内部成像的其它元件。前端部 16a 可以根据弯曲部 19 的弯曲操作而在体腔内指向所需的方向。

[0029] 通用线缆 18 具有设置在其侧面上的通向处理器 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组合式连接器,并且可拆卸地通过连接器 24 将电子内窥镜 11 连接到处理器 12 和光源装置 13。

[0030] 如图 2 中所示,光源装置 13 包括宽带光源 30、快门 31、快门致动器 32、第一至第三窄带光源 33 至 35、耦合器 36 和光源选择器 37。宽带光源 30 是氙灯、白光 LED、微型白光 (micro-white) 光源等,并且产生波长范围为从蓝光区至红光区 (约 470nm 至 700nm) 的宽带光 BB。当电子内窥镜 11 处于运转时,宽带光源 30 在所有时间均保持发光。从宽带光源 30 发射的宽带光 BB 在进入宽带光纤 40 之前通过聚光透镜 39 聚焦。

[0031] 快门 31 设置在宽带光源 30 和聚光透镜 39 之间,以便可以在其中快门 31 位于宽带光 BB 的光路上以遮住宽带光 BB 的插入位置和其中快门 31 从所述插入位置缩回从而允许宽带光 BB 朝向聚光透镜 39 行进的缩回位置之间移动。快门致动器 32 连接至处理器中的控制器 59,从而根据来自控制器 59 的指令控制快门 31 的动作。

[0032] 第一至第三窄带光源 33 至 35 是激光二极管等。第一窄带光源 33 产生波长限于 $440\text{nm} \pm 10\text{nm}$, 优选 445nm 的窄带光 (下面称为“第一窄带光 N1”), 第二窄带光源 34 产生波长限于 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$, 优选 473nm 的窄带光 (下面称为“第二窄带光 N2”), 且第三窄带光源 35 产生波长限于 $400\text{nm} \pm 10\text{nm}$, 优选 405nm 的窄带光 (下面称为“第三窄带光 N3”). 第一至第三窄带光源 33 至 35 分别连接至第一至第三窄带光纤 33a 至 35a, 允许由它们各自的光源发射的第一至第三窄带光 N1 至 N3 进入第一至第三窄带光纤 33a 至 35a。

[0033] 耦合器 36 将电子内窥镜中的光导 43 连接至宽带光纤 40 和第一至第三窄带光纤 33a 至 35a。因此, 宽带光 BB 可以通过宽带光纤 40 进入光导 43。

[0034] 第一至第三窄带光 N1 至 N3 可以通过第一至第三窄带光纤 33a 至 35a 进入光导 43。

[0035] 光源选择器 37 连接至处理器中的控制器 59, 并且根据控制器 59 的指令打开或关闭第一至第三窄带光源 33 至 35。根据第一实施方案, 当该系统处于使用宽带光 BB 的正常光图像模式时, 由宽带光 BB 照射体腔内部以获取正常光图像, 同时关闭第一至第三窄带光源 33 至 35。在使用第一至第三窄带光 N1 至 N3 的特殊光图像模式下, 由宽带光 BB 对体腔内部的照射被终止, 同时第一至第三窄带光源 33 至 35 被相继开启以获取特殊光图像。

[0036] 具体地, 光源选择器 37 首先开启第一窄带光源 33。然后, 使用第一窄带光 N1 照射体腔内部, 开始对对象组织进行成像。在成像结束后, 控制器 59 发出光源切换指令, 以关闭第一窄带光源 33 并打开第二窄带光源 34。同样, 在使用第二窄带光 N2 照射体腔内部成像结束后, 关闭第二窄带光源 34, 并开启第三窄带光源 35。在使用第三窄带光 N3 照射体腔内部成像结束后, 关闭第三窄带光源 35。

[0037] 电子内窥镜 11 包括光导 43、CCD 44、模拟处理电路 (AFE: 模拟前端) 45 和成像控制器 46。光导 43 是大直径光纤、束纤等, 其光接收端插入在光源装置中的耦合器 36 中, 而其发光端指向位于前端部 16a 中的照射透镜 48。由光源装置 13 发射的光由光导 43 导引, 并朝向照射透镜 48 发射。进入照射透镜 48 中的光通过连接在前端部 16a 的端面上的照射窗 49, 从而进入体腔。由体腔内部反射的宽带光 BB 和第一至第三窄带光 N1 至 N3 通过连接在前端部 16a 的端面上的观察窗 50, 从而进入聚光透镜 51。

[0038] CCD 44 以其成像表面 44a 接收来自聚光透镜 51 的光, 进行接收光的光电变换以蓄积信号电荷, 并且将蓄积的信号电荷读出为成像信号。

[0039] 读出的成像信号传输至 AFE 45。CCD 44 是一种彩色 CCD, 其成像表面 44a 中布置有三种颜色的像素, 红色像素、绿色像素和蓝色像素, 每一个均设置有红色滤光器、绿色滤光器和蓝色滤光器之一。

[0040] 如图 3 所示, 红色滤光器、绿色滤光器和蓝色滤光器分别具有光谱透射比 52, 53 和 54。在进入聚光透镜 51 的光中, 宽带光 BB 的波长范围为约 470nm 至 700nm 。红色滤光器、绿色滤光器和蓝色滤光器通过分别对应于它们的光谱透射比的宽带光 BB 的波长范围。现在, 使成像信号 R 成为由红色像素光电变换的信号, 成像信号 G 成为由绿色像素光电变换的信号, 且成像信号 B 成为由蓝色像素光电变换的信号。然后, 进入 CCD 44 的宽带光 BB 产生由成像信号 R、成像信号 G 和成像信号 B 构成的宽带成像信号。

[0041] 在进入聚光透镜 51 的光中, 第一窄带光 N1 具有 $440\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的波长, 并且因此仅通过蓝色滤光器。因此, 进入 CCD 44 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 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的波长,并且因此通过蓝色和绿色滤光器两者。因此,进入 CCD 44 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 $400\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的波长,并且因此仅通过蓝色滤光器。因此,进入 CCD 44 的第一窄带光 N3 产生由成像信号 B 构成的第三窄带成像信号。

[0042] AFE 45 包括相关双采样电路 (CDS)、自动增益控制电路 (AGC) 和模拟数字转换器 (A/D) (这些均未显示)。CDS 进行由 CCD 44 供给的成像信号的相关双采样,以去除由 CCD 44 的启动所产生的噪声。AGC 放大已经由 CDS 去除噪声的成像信号。模拟数字转换器将由 AGC 放大的成像信号转换成具有指定位数的数字成像信号,所述数字成像信号应用于处理器 12。

[0043] 成像控制器 46 连接至处理器 12 中的控制器 59,并且响应于控制器 59 给予的指令而向 CCD 44 发送驱动信号。CCD 44 根据来自成像控制器 46 的驱动信号,以指定的帧率将成像信号输出至 AFE 45。根据第一实施方案,当该系统处于正常光图像模式时,如图 4A 中所示在一帧获取周期内执行总计两个操作:通过宽带光 BB 的光电变换蓄积信号电荷的步骤;和将蓄积的信号电荷读出为宽带成像信号的步骤。在整个正常光图像模式期间反复进行这些操作。

[0044] 相比之下,当模式从正常光图像模式切换为特殊光图像模式时,如图 4B 中所示,在一帧获取周期内首先执行总计两个操作:通过第一窄带光 N1 的光电变换蓄积信号电荷的步骤;和将蓄积的信号电荷读出为第一窄带成像信号的步骤。在第一窄带成像信号的读出结束后,在一帧获取周期中执行通过第二窄带光 N2 的光电变换蓄积信号电荷的步骤;和将蓄积的信号电荷读出为第二窄带成像信号的步骤。在第二窄带成像信号的读出结束后,在一帧获取周期中执行通过第三窄带光 N3 的光电变换蓄积信号电荷的步骤;和将蓄积的信号电荷读出为第三窄带成像信号的步骤。

[0045] 如图 2 中所示,处理器 12 包括数字信号处理器 55 (DSP)、帧存储器 56、血管图像生成器 57 和显示控制电路 58,所有这些元件均由控制器 59 控制。DSP 55 执行从电子内窥镜的 AFE 45 中输出的宽带成像信号和第一至第三窄带成像信号的色彩分离、色彩插值、白平衡调节、 γ 校正等,以产生宽带图像数据和第一至第三窄带图像数据。帧存储器 56 存储由 DSP 55 生成的宽带图像数据和第一至第三窄带图像数据。宽带图像数据是含有红色、绿色和蓝色的彩色图像数据。

[0046] 血管图像生成器 57 包括亮度比率计算器 60、相关性存储器 61、血管深度-氧饱和度计算器 62、血管深度图像生成器 63、氧饱和度图像生成器 64、血管特征量计算器、目标区域提取器和增强图像生成器。亮度比率计算器 60 从在帧存储器 56 中存储的第一至第三窄带图像数据中确定含有血管的血管区域。亮度比率计算器 60 获得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率 $S1/S3$ 以及第二和第三窄带图像数据之间的第二亮度比率 $S2/S3$ 。 $S1$ 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,且 $S3$ 为第三窄带图像数据的像素的亮度。血管区域可以通过例如下面的方法来确定,其中从目标血管的亮度和其它区域的亮度之间的差异获得血管区域。

[0047] 相关性存储器 61 存储在一方面第一和第二亮度比率 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 之间以及另一方面血管中的氧饱和度和血管深度之间的相关性。该相关性是以下相关性,其中血管含

有显示如图 5 中所示的吸光系数的血红蛋白,并且例如通过分析经过迄今为止进行的诊断等蓄积的许多第一至第三窄带图像数据而获得的相关性。如图 5 中所示,血管中的血红蛋白具有这样的光吸收特性,其具有根据用于照射的光的波长而变化的吸光系数 μ_a 。吸光系数 μ_a 表示吸光度,或血红蛋白的光吸收程度,并且其是以表达式 $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ 表示的系数,其显示照射血红蛋白的光的衰减。在此表达式中, I_0 是从光源装置发出以照射对象组织的光的强度; x (cm) 是对象组织内部的血管深度。

[0048] 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,以致于它们除了两者显示相同吸光度的等吸光点 (isosbestic point) (图 5 中血红蛋白 70 和 71 的光吸收特性曲线的交叉点) 以外具有不同的吸光度。由于具有吸光度的差异,所以即使当用具有相同强度和相同波长的光照射同一血管时亮度也会发生变化。当照射光具有相同强度但波长不同时亮度也会发生变化,因为波长差异导致吸光系数 μ_a 改变。

[0049] 鉴于如上所述的血红蛋白的光吸收特性并考虑这样的事实:即,吸光度根据氧饱和度和变化的波长处于 445nm 和 504nm 的范围内,并且需要具有短波长且因此具有短的到达深度的光以便获取血管深度信息,第一至第三窄带光 N1 至 N3 中的至少一种优选具有其中心波长为 450nm 以下的波长范围。根据本发明的第一实施方案,第一和第二窄带光是这样的窄带光。此外,在氧饱和度相同的条件下,波长差异导致吸收系数的差异,并且还导致至粘膜中的到达深度的差异。因此,使用其到达深度随波长变化的光的性质,容许获得亮度比率和血管深度之间的相关性。

[0050] 如图 6 中所示,相关性存储器 61 存储代表第一和第二亮度比率 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 的亮度坐标系 66 中的坐标点和代表氧饱和度和血管深度的血管信息坐标系 67 中的坐标点之间相对应的相关性。亮度坐标系 66 是 XY 坐标系,其中 X 轴显示第一亮度比率 $S1/S3$ 且 Y 轴显示第二亮度比率 $S2/S3$ 。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 轴显示血管深度且 V 轴显示氧饱和度。因为血管深度与亮度坐标系 66 具有正相关性,因此 U 轴具有正斜率。U 轴显示当 U 轴上的位置斜向右上方移动时目标血管位于逐渐变小的深度处,并且当 U 轴上的位置斜向左下方移动时目标血管位于逐渐增加的深度处。另一方面,由于氧饱和度与亮度坐标系 66 负相关,因此 V 轴具有负斜率。V 轴显示当 V 轴上的位置斜向左上方移动时氧饱和度较低,且当 V 轴上的位置斜向右下方移动时氧饱和度较高。

[0051] 在血管信息坐标系 67 中,U 轴和 V 轴在交叉点 P 处以直角彼此交叉。这是因为吸光度的大小在第一窄带光 N1 产生的照射和第二窄带光 N2 产生的照射之间发生反转。更具体地,如图 5 中所示,由具有 440nm $\pm$ 10nm 的波长的第一窄带光 N1 产生的照射使还原血红蛋白 70 的吸光系数大于具有高氧饱和度的氧合血红蛋白 71 的吸光系数,而由具有 470nm $\pm$ 10nm 的波长的第二窄带光 N2 产生的照射使氧合血红蛋白 71 的吸光系数大于具有高氧饱和度的还原血红蛋白 70 的吸光系数,由此导致吸光度的大小反转。

[0052] 当使用不容许吸光度反转的窄带光代替第一至第三窄带光 N1 至 N3 时,U 轴和 V 轴不以直角彼此交叉。使用具有 400nm $\pm$ 10nm 的波长的第三窄带光 N3 提供的照射,氧合血红蛋白和还原血红蛋白具有基本上相等的吸光系数。

[0053] 血管深度-氧饱和度计算器 62 基于相关性存储器 61 中存储的相关性,确定对应于由亮度比率计算器 60 计算的第一和第二亮度比率 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 的氧饱和度和血管深度。现在,在由亮度比率计算器 60 计算的第一和第二亮度比率 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 中,使 $S1^*/$

$S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 分别为关于血管区域中的给定像素的第一亮度比率和第二亮度比率。

[0054] 如图 7A 中所示, 血管深度 - 氧饱和度计算器 62 确定在亮度坐标系 66 中对应于第一和第二亮度比率 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 的坐标点 (X^*, Y^*) 。在确定坐标点 (X^*, Y^*) 后, 血管深度 - 氧饱和度计算器 62 确定如图 7B 中所示的血管信息坐标系 67 中对应于坐标点 (X^*, Y^*) 的坐标点 (U^*, V^*) 。因此, 对血液区域中的给定像素获得血管深度信息 U^* 和氧饱和度信息 V^* 。

[0055] 血管深度图像生成器 63 具有色彩图 63a(CM), 其中血管深度被各自分配色彩信息。更具体地, 色彩图 63a 通过色彩分配能够容易地区分血管深度, 使得例如浅层血管被分配蓝色, 中间层血管被分配绿色, 以及深层血管被分配红色。从色彩图 63a, 血管深度图像生成器 63 确定与通过血管深度 - 氧饱和度计算器 62 计算的血管深度信息 U^* 相对应的色彩信息。

[0056] 当血管区域中的所有像素均已被分配以色彩信息时, 血管深度图像生成器 63 从帧存储器 56 读出宽带图像数据, 并且在读出的宽带图像数据中加入色彩信息。因此, 产生加入了血管深度信息的血管深度图像数据。由此产生的血管深度图像数据再次存储在帧存储器 56 中。色彩信息可以加入至第一至第三窄带图像数据之一中或加入至通过这些数据合并获得的合成图像来代替宽带图像数据。

[0057] 氧饱和度图像生成器 64 具有色彩图 64a(CM), 其中氧饱和度被分配以色彩信息。更具体地, 色彩图 64a 通过色彩分配能够容易地区分氧饱和度, 使得例如, 低氧饱和度被指定为青色, 中等氧饱和度被指定为品红色, 和高氧饱和度被指定为黄色。与血管深度图像生成器类似, 氧饱和度图像生成器 64 从色彩图 64a 确定与由血管深度 - 氧饱和度计算器计算的氧饱和度信息 V^* 对应的色彩信息。然后, 此色彩信息加入至宽带图像数据中以产生氧饱和度和图像数据。类似于血管深度图像数据, 由此产生的氧饱和度图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0058] 血管特征量计算器 65 从通过未显示的输入设备输入的指定信息计算血管特征量, 所述血管特征量包含血管深度 (从对象组织表面的血管深度), 血管直径, 血管密度, 血管分支点密度, 和荧光剂分布中的至少一个。根据第一实施方案, 在血管特征量计算器 65 将血管深度计算为血管特征量的同时, 如后所述, 由血管深度 - 氧饱和度计算器 62 计算血管深度信息 U^* 。因此, 根据第一实施方案, 血管特征量计算器 65 对应于产生血管深度信息 U^* 的血管深度 - 氧饱和度计算器 62。

[0059] 目标区域提取器 69 基于血管特征量和氧饱和度信息 V^* 从对应于宽带图像数据的宽带图像中提取与关于血管特征量和氧饱和度的指定信息对应的包含血管特征量和氧饱和度的目标区域。

[0060] 指定信息指定在由增强图像生成器 70 生成的增强图像中在显示时要增强的区域 (即, 目标区域) 中的关于血管特征量和氧饱和度的信息。所述指定信息由内窥镜操作者等通过输入设备 (未显示) 输入。根据第一实施方案, 例如当所述指定信息指定血管深度为 $100\ \mu\text{m}$ 以下和氧饱和度为 20% 以下时, 目标区域提取器 69 从宽带图像中提取其中血管深度为 $100\ \mu\text{m}$ 以下且氧饱和度为 20% 以下的区域作为目标区域。

[0061] 已知位于 $100\ \mu\text{m}$ 以下的深度处的血管具有约 $20\ \mu\text{m}$ 的直径。从经验上已知, 通过用具有 405nm 波长的第三窄带光 N3 照射获得的第三窄带图像数据以高对比度 (高亮度值)

显示与位于离对象组织表面约 $100\ \mu\text{m}$ 的深度处的直径为约 $10\ \mu\text{m}$ – $20\ \mu\text{m}$ 的血管对应的像素。因此,增强图像生成器 70 能够通过从第三窄带图像数据提取具有高于给定阈值的亮度值的图像数据,根据频带提取与 $100\ \mu\text{m}$ 以下的深度和 $20\ \mu\text{m}$ 的直径相对应的血管。

[0062] 不以任何方式限制目标区域提取器提取对应于指定信息的目标区域的方法。

[0063] 增强图像生成器 70 生成其中在宽带图像中目标区域被增强的增强图像。因此,对应于该增强图像的增强图像数据存储在帧存储器 56 中。根据第一实施方案,增强图像生成器 69 生成这样的图像,其中血管深度为 $100\ \mu\text{m}$ 以下和氧饱和度为 20% 以下的区域被增强(其中与频带中约 $20\ \mu\text{m}$ 的直径相对应的血管被增强的图像)。

[0064] 不以任何方式限制通过增强图像生成器 70 实现增强显示的方法。例如,可以增加或减小亮度值;可以进行锐度边缘处理(边缘增强)。

[0065] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 读出由增强图像生成器 70 生成的至少一个增强图像并且使监视器 14 显示读出的图像。所述图像可以以多种模式显示。例如,如图 8 中所示,监视器 14 可以在一侧显示增强宽带图像 72 和在另一侧显示由图像选择器开关 68(见图 2)选择的血管深度图像 73 或氧饱和度图像 74。在图 8 中图示的血管深度图像 73 中,血管图像 75 以指示浅层血管的蓝色显示,血管图像 76 以指示中层血管的绿色显示,血管图像 77 以指示深层血管的红色显示。在氧饱和度图像 74 中,血管图像 80 以指示低氧饱和度的青色显示,血管图像 81 以指示中氧饱和度的品红色显示,并且血管图像 82 以指示高氧饱和度的黄色显示。

[0066] 与图 8 中显示的显示模式相反,增强宽带图像 72,血管深度图像 73,和氧饱和度图像 74 可以如图 9 中所示同时显示。

[0067] 以下,将参考图 10 中图示的流程图来描述电子内窥镜系统 10。

[0068] 首先,操作控制台 23 使正常光图像模式切换为特殊光图像模式。当模式切换至特殊光图像模式时,在选择特殊光图像模式时的宽带图像数据存储在帧存储器 56 中作为用于生成血管深度图像或氧饱和度图像的图像数据。用于生成血管深度图像等的宽带图像数据可以是操作控制台时的宽带图像数据。

[0069] 在从控制器 59 接收到照射停止信号后,快门致动器 32 将快门 31 从缩回位置移动至插入位置,使宽带光 BB 停止照射体腔的内部。当停止宽带光 BB 的照射时,控制器 59 向光源选择器 37 发送照射启动指令。之后,光源选择器 37 开启第一窄带光源 33,从而用第一窄带光 N1 照射体腔的内部。在窄带光 N1 照射体腔内部后,控制器 59 向成像控制器 46 发送成像指令。因此,通过使用第一窄带光 N1 照射完成成像,并且通过成像获得的第一窄带成像信号通过 AFE 45 发送至 DSP 55。DSP 55 基于第一窄带成像信号生成第一窄带图像数据。由此生成的第一窄带图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0070] 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 的光源切换指令,将用于照射体腔内部的光从第一窄带光 N1 切换至第二窄带光 N2。然后,类似于使用第一窄带光 N1 的情况完成成像,从而基于通过成像获得的第二窄带成像信号生成第二窄带图像数据。由此生成的第二窄带图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0071] 当第二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 的光源切换指令,将用于照射体腔内部的光从第二窄带光 N2 切换至第三窄带光 N3。然后,类似于使用第一和第二窄带光 N1 和 N2 的情况完成成像,从而基于通过成像获得的第

三窄带成像信号生成第三窄带图像数据。由此生成的第三窄带图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0072] 当宽带图像数据和第一至第三窄带图像数据已经存储在帧存储器 56 中时,亮度比率计算器 60 从三个图像数据,即第一窄带图像数据、第二窄带图像数据和第三窄带图像数据确定含有血管的血管区域。然后,亮度比率计算器 60 计算对应于血管区域中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率 $S1^*/S3^*$ 以及第二和第三窄带图像数据之间的第二亮度比率 $S2^*/S3^*$ 。

[0073] 下一步,血管深度-氧饱和度计算器 62 基于存储在相关性存储器 61 中的相关性,确定亮度坐标系中对应于第一和第二亮度比率 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 的坐标点 (X^*, Y^*) 。此外,确定血管信息坐标系中对应于坐标点 (X^*, Y^*) 的坐标点 (U^*, V^*) 以获得关于血管区域中给定像素的血管深度信息 U^* 和氧饱和度信息 V^* 。

[0074] 当已经获得血管深度信息 U^* 和氧饱和度信息 V^* 时,从血管深度图像生成器中的 CM 63a 确定对应于血管深度信息 U^* 的色彩信息,同时从氧饱和度图像生成器中的 CM 64a 确定对应于氧饱和度信息 V^* 的色彩信息。由此确定的色彩信息存储在处理器 12 中的 RAM(未显示)中。

[0075] 在色彩信息存储在 RAM 后,接着上述步骤对血管区域中所有像素获得血管深度信息 U^* 和氧饱和度信息 V^* ,并确定对应于血管深度信息 U^* 和氧饱和度信息 V^* 的色彩信息。

[0076] 然后,当对于血管区域中所有像素已经获得血管深度信息,氧饱和度信息和相应的色彩信息时,血管深度图像生成器 63 从帧存储器 56 中读出宽带图像数据,并且将存储在 RAM 中的色彩信息加入至宽带图像数据中以生成血管深度图像数据。如血管深度图像一样,氧饱和度图像生成器 64 生成氧饱和度图像数据。由此生成的血管深度图像数据和氧饱和度图像数据再次存储在帧存储器 56 中。

[0077] 下一步,血管特征量计算器 65 基于使用未显示的输入设备输入的指定信息来计算血管特征量。所述血管特征量的实例为如前面所提到的血管深度,血管直径,血管密度,血管分支点密度,和荧光剂。

[0078] 根据此实施方案,当血管深度被设定为血管特征量时,血管特征量计算器 65 基于关于血管深度的指定信息计算血管深度。

[0079] 指定信息包括计算如前面所提到的血管特征量所需要的信息,且其实例为关于给定血管深度,给定血管直径,给定血管密度,给定血管分支点密度,和给定荧光剂分布的信息。根据此实施方案,血管深度信息作为关于血管特征量的指定信息输入。同样,关于给定氧饱和度的信息也作为指定信息输入。这是因为血管特征量和氧饱和度信息两者均需要提取目标区域。

[0080] 假设现在给定的指定信息是,作为血管特征量的血管深度为 $100\mu m$ 以下且氧饱和度为 20% 以下。目标区域提取器 69 基于血管特征量和氧饱和度信息 V^* ,从与宽带图像数据对应的宽带图像中提取包含与所述指定信息对应的血管特征量(在此实施方案中为血管深度)和氧饱和度的目标区域。可以根据需要选择被指定为阈值的给定血管深度和氧饱和度,而限于上面的实施例。在选择目标区域后,生成目标区域提取图像数据并发送至增强图像生成器 70。

[0081] 增强图像生成器 70 将目标区域提取图像数据加权以生成增强图像数据。带有为

便于观察而提取和增强的目标区域的增强图像数据,使得目标区域在监视器 14 等上显示时能够进行高灵敏度的观察。增强图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0082] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 中读出血管深度图像数据,氧饱和度图像数据,和增强图像数据,并且基于读出的图像数据将如图 8 或 9 中所示的增强宽带图像 72,血管深度图像 73,和氧饱和度图像显示在监视器 14 上。在图 8 中图示的监视器 14 同时并列地显示血管深度图像 73 和氧饱和度图像 74 之一以及增强宽带图像 72;图 9 中图示的监视器 14 同时并列地显示三个图像,即,增强宽带图像 72,血管深度图像 73,和氧饱和度图像 74。监视器 14 上显示的增强宽带图像 72 是这样的宽带图像,其中氧饱和度为 20%以下且血管深度为 $100\text{ }\mu\text{m}$ 以下的区域被增强,所述区域对应于指定信息。

[0083] 本发明的第一实施方案如上所述。第一实施方案通过将血管深度作为血管特征量计算,使得其中血管位于给定的血管深度且具有给定的氧饱和度的区域能够被增强地显示。

[0084] 在产生增强显示时使用的图像(基准图像)不限于宽带图像;其可以,例如是对应于氧饱和度图像数据的氧饱和度图像,对应于血管深度图像数据的血管深度图像。

[0085] 下一步,将描述本发明的第二实施方案。

[0086] 除血管特征量计算器 65 和目标区域提取器 69 以外,根据本发明的第二实施方案的电子内窥镜系统类似于根据第一实施方案的电子内窥镜系统 10。因此,下面将不提供其它特征的附图和描述。本发明的第二实施方案与第一实施方案的不同之处在于使用血管直径作为血管特征量。

[0087] 根据其中血管直径设定为血管特征量的此实施方案,血管特征量计算器 65 计算含有具有给定直径的血管的区域。计算血管特征量,具体地计算血管直径区域的实例包括使用提取具有给定直径的血管的二维滤波器的计算。

[0088] 这样的二维滤波器可以通过估算内窥镜的前端部 16a 和对象之间的距离和放大比率,并且获得图像中与血管直径对应的频率来生成。该血管直径可以是,例如,对于浅层血管为 $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下。下一步,仅增强该频带的滤波器设计在频率空间中,然后通过傅立叶变换而适于与实空间(real space)相对应。在这种情况下,滤波器特性需要在频率空间中调整使得滤波器的尺寸可以包含在假定约 5×5 的实际尺寸之内。

[0089] 由此生成的二维滤波器在宽带图像数据上的应用容许提取具有给定血管直径的血管。

[0090] 假定现在给定的指定信息是作为血管特征量的血管直径为 $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下且氧饱和度为 20%以下。

[0091] 血管特征量计算器 65 使用二维滤波器提取与指定信息对应的血管,以计算含有具有由所述指定信息指定的直径的血管的区域。可以根据需要选择被指定为阈值的给定血管直径和氧饱和度,而限于上述实施例。

[0092] 目标区域提取器 69 从与宽带图像数据对应的宽带图像中提取与指定信息对应的其中血管直径在 $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下的范围内且氧饱和度在 20%以下的范围内的区域作为目标区域。图像数据不限于宽带图像数据且可以是血管深度图像数据和氧饱和度图像数据中的任意一个。此实施方案随后的步骤与第一实施方案相同。具体地,显示在监视器 14 上的增强宽带图像 72 表示,例如,其中血管密度在 $20\text{ }\mu\text{m}$ 以下的范围内且氧饱和度在 20%以下的范

围内的区域。

[0093] 基于血管直径提取目标区域的方法不限于上述方法,并且可以是各种已知方法中的任一种。

[0094] 下一步,将描述本发明的第三实施方案。除血管特征量计算器 65 和目标区域设定设备 69 以外,根据本发明的第三实施方案的电子内窥镜系统类似于根据第一实施方案的电子内窥镜系统 10。因此,下面将不提供其它特征的附图和描述。本发明的第三实施方案与第一实施方案的不同之处在于使用血管密度作为血管特征量。根据其中血管密度设定为血管特征量的此实施方案,血管特征量计算器 65 基于关于血管密度的指定信息来计算血管密度。

[0095] 血管特征量计算器 65 获取存储在帧存储器 56 中的第一至第三窄带图像数据之一。因为此实施方案使用浅表血管密度作为基准,因此例如,从第一窄带图像数据中提取具有高血管密度的部分。对具有高血管密度的部分的提取可以通过对第一窄带图像数据进行二值化来实现。通过对血管的像素赋以 1 的像素值和对该图像数据中的其它像素赋以 0 的像素值来对第一窄带图像数据进行二值化。对 1 和 0 的赋值中使用的阈值可以是例如第一窄带图像数据的像素值的平均值。

[0096] 目标区域提取器 69 判断通过上述方法二值化的二值化图像数据中的每个像素是否是具有对应于指定信息的血管密度的区域。当以血管密度区域中该具体像素为中心的给定方形区域中的白色像素的比例大于给定的阈值时,该像素被判断为对应于指定信息的血管密度区域。优选地,给定阈值为例如大约 30%,且方形尺寸为例如大约整个图像的千分之一。

[0097] 假定现在给定的指定信息是作为血管特征量的血管密度为 $2/(100\ \mu\text{m})$ 以上且氧饱和度为 20% 以下。

[0098] 血管特征量计算器 69 使用由指定信息指定作为阈值的血管密度,判断每个像素是否具有对应于指定信息的血管密度。可以根据需要选择被指定为阈值的给定的血管密度和氧饱和度,而限于上述实施例。

[0099] 具体地,目标区域提取器 69 从与宽带图像数据对应的宽带图像中提取与指定信息对应的其中血管密度在 $2/(100\ \mu\text{m})$ 以上的范围内且氧饱和度在 20% 以下的范围内的区域作为目标区域。图像数据不限于宽带图像数据且可以是血管深度图像数据和氧饱和度图像数据中的任意一个。此实施方案随后的步骤与第一实施方案相同。具体地,显示在监视器 14 上的增强宽带图像表示,例如,其中血管密度在 $2/(100\ \mu\text{m})$ 以上的范围内且氧饱和度在 20% 以下的范围内的区域。

[0100] 设定血管密度的方法不限于上述方法,并且可以是各种已知方法中的任一种。

[0101] 通过用含有密度为 $2/(100\ \mu\text{m})$ 以上的、具有 $20\ \mu\text{m}$ 以下的直径的血管的区域的基准代替上述实施例中使用的基准,可以关于设定为对应于指定信息的血管特征做出判断。

[0102] 下一步,将描述本发明的第四实施方案。

[0103] 本发明的第四实施方案与第一实施方案相同,不同之处在于使用血管分支点密度作为血管特征量。

[0104] 除血管特征量计算器 65 和目标区域提取器 69 以外,根据本发明的第四实施方案的电子内窥镜系统类似于根据第一实施方案的电子内窥镜系统 10。因此,下面将不提供其

它特征的附图和描述。

[0105] 根据本发明的第四实施方案,血管特征量计算器 65 在获取的图像数据中将血管分支点密度设定为血管特征量。

[0106] 根据其中血管分支点密度被设定为血管特征量的此实施方案,血管特征量计算器 65 基于关于血管分支点密度的指定信息来计算血管分支点密度,其中目标区域提取器 69 提取与对应于指定信息的血管分支点密度区域相对应的目标区域。

[0107] 首先,血管特征量计算器 65 获取存储在帧存储器 56 中的第一至第三窄带图像数据之一。因为此实施方案使用浅层中的血管分支点密度作为基准,因此从第一窄带图像数据中提取具有高血管分支点密度的部分。可以如第三实施方案中那样,通过对第一窄带图像数据进行二值化以通过模板匹配法在二值化的第一窄带图像数据中搜索分支点来实现对具有高血管分支点密度的部分的提取。即,生成表示血管分支点的小 V 形基准二值化图像,以搜索与该基准图像的差值不大于给定阈值的点。

[0108] 由于血管在各个方向上和以各种角度形成分叉,因此需要生成具有多种图案的基准图像。目标区域提取器 69 利用与第三实施方案中所使用的相同方法,判断每个像素是否具有对应于指定信息的血管分支点密度,并进行提取。

[0109] 假定现在给定的指定信息是作为血管特征量的血管分支点密度为 $1/(50 \times 50 (\mu m)^2)$ 以上。

[0110] 血管特征量计算器 69 使用由指定信息指定作为阈值的血管分支点密度判断每个区域是否具有对应于指定信息的血管分支点密度。可以根据需要选择被指定为阈值的给定的血管分支点密度和氧饱和度,而不限于上述实施例。

[0111] 具体地,目标区域提取器 69 从与宽带图像数据对应的宽带图像中提取与指定信息对应的其中血管分支点密度在 $1/(50 \times 50 (\mu m)^2)$ 以上的范围内且氧饱和度在 20% 以下的范围内的区域作为目标区域。图像数据不限于宽带图像数据且可以是血管深度图像数据和氧饱和度图像数据中的任意一个。此实施方案随后的步骤与第一实施方案相同。具体地,显示在监视器 14 上的增强宽带图像 72 表示,例如,其中血管分支点密度在 $1/(50 \times 50 (\mu m)^2)$ 以上的范围内且氧饱和度在 20% 以下的范围内的区域。

[0112] 设定血管分支点密度的方法不限于上述方法,并且可以是各种已知方法中的任何一种。

[0113] 根据本发明的第五实施方案,血管特征量计算器 65 在获取的图像数据中将荧光剂分布设定为血管特征量。上面提及的荧光剂,可以是例如,ICG(吲哚菁绿(indocyanine green)),其在获取图像前通过静脉注射而分布在血管中。当使用 ICG 时荧光剂分布计算为当使用近红外光(例如,约 730nm)成像时像素的亮度。

[0114] 因此,此实施方案包括用于发射近红外光 13 的第四窄带光源。在荧光剂分布于血管中后,使用第四窄带光 N4 获取第四窄带图像(近红外光图像)。作为近红外光的第四窄带光通过红色滤光器,并且通过 CCD 44 的红色像素进行光电变换,使得第四窄带图像数据作为成像信号 R 存储在帧存储器 56 中。

[0115] 第四窄带光源为,例如,诸如激光二极管的光源,其容许通过光强度调制、脉冲宽度调制等容易地进行光量变化,并且类似于第一至第三窄带光源 33 至 35 进行配置和操作。

[0116] 根据其中荧光剂分布被设定为血管特征量的此实施方案,基于关于第三和第四窄

带图像数据之间的第三亮度比率 $S4/S3$ 的指定信息, 计算其中荧光剂分布为下列范围内的区域: 亮度比率在第三亮度比率 $S4/S3$ 的分布的给定上限范围内。S3 是第三窄带图像数据的像素的亮度; S4 是第四窄带图像数据的像素的数据。根据此实施方案, 在通过亮度比率计算器 60 计算第三亮度比率 $S4/S3$ 的同时, 血管特征量计算器 65 将第三亮度比率 $S4/S3$ 的分布计算为荧光剂分布。因此, 根据本发明的第五实施方案, 血管特征量计算器 65 的一部分对应于计算第三亮度比率 $S4/S3$ 的亮度比率计算器 60。窄带图像数据不限于第三窄带图像数据并且可以是第一窄带图像数据或第二窄带图像数据, 条件是能够与第四窄带图像数据进行比较。

[0117] 如上所述, 根据此实施方案, 血管特征量计算器 65 也执行亮度比率计算器 60 的功能。首先亮度比率计算器 60, 即, 根据此实施方案的血管特征量计算器 65, 获得第三亮度比率 $S4/S3$, 该第三亮度比率 $S4/S3$ 是血管区域中相同位置中的像素的第三和第四窄带图像数据之间的亮度比率。根据此实施方案, 血管特征量计算器 65 通过对血管中所有像素的亮度比率的出现率进行统计学处理来计算第三亮度比率 $S4/S3$ 的分布 (直方图)。

[0118] 假设现在给定的指定信息是, 作为荧光剂分布 (为血管特征量), 亮度比率在第三亮度比率 $S4/S3$ 的分布的顶部 20% 范围内, 且氧饱和度为 20% 以下。

[0119] 目标区域提取器 69 使用由指定信息指定作为阈值的亮度比率来判断每个像素是否处于对应于指定信息的荧光剂分布中。可以根据需要选择被指定为阈值的给定的亮度比率和氧饱和度, 而限于上述实施例。

[0120] 因此, 根据指定信息, 目标区域提取器 69 从与宽带图像数据对应的宽带图像中提取以下区域作为目标区域: 其中作为荧光剂分布, 亮度比率在第三亮度比率 $S4/S3$ 的分布的顶部 20% 范围内且其中氧饱和度在 20% 以下的范围内的区域。图像数据不限于宽带图像数据且可以是血管深度图像数据或氧饱和度图像数据。此实施方案随后的步骤与第一实施方案相同。具体地, 显示在监视器 14 上的增强宽带图像 72 表示, 例如, 其中作为荧光剂分布、亮度比率在第三亮度比率 $S4/S3$ 的分布的顶部 20% 范围内且其中氧饱和度在 20% 以下的范围内的区域。

[0121] 设定血管分支点密度的方法不限于上述方法, 并且可以是各种已知方法中的任何一种。

[0122] 下一步, 将描述本发明的第六实施方案。第六实施方案与第一实施方案的不同之处在于预先设定了多个血管特征量和氧饱和度信息的组合, 并且根据通过输入设备选择的组合设定指定信息。

[0123] 所述组合以表的形式存储在例如血管图像生成器 57 中, 并且通过选择器开关 (未显示) 选择。

[0124] 表 1

[0125] 组合表

[0126]

组合	氧饱和度	血管特征量	增强区域	增强水平
A	20%以下	深度100 μm 以下	直径为约20 μm	1
B	20%以下	直径20 μm 以下	—	4
C	20%以下	密度2/(100 μm)以上	—	3
D	20%以下	分支点密度1/(50 x 50 (μm) ²)以上	—	2
E	20%以下	荧光剂分布(亮度比率)在顶部20%以内	—	5
F	—	—	—	—

[0127] 组合表的一个实例显示在表 1 中。观察者可以使用未显示的输入设备选择 A 至 F 的组合。增强水平指示目标区域中的加权水平。

[0128] 在从上述组合中选择一个后,计算血管特征量,基于与从表 1 中给出的组合表中选择的上述组合对应的血管特征量、氧饱和度信息等,在宽带图像数据、血管深度图像数据和氧饱和度图像数据的任一个中提取与指定信息对应的目标区域并且将其增强,增强的图像数据存储在帧存储器 56 中,并且当需要时作为增强宽带图像 72 显示在监视器 14 等上。显示在监视器 14 上的增强宽带图像 72 是其中对应于表 1 中 A 至 E 的组合中所述的血管特征量和氧饱和度的区域被增强的宽带图像。表 1 中 A 至 E 的组合对应于第一至第五实施方案。

[0129] 随后的步骤与根据第一和其它实施方案的电子内窥镜系统 10 相同。

[0130] 组合不限于表 1 中给出的那些,并且可以根据需要来确定。

[0131] 如上所述基本地描述了本发明。本发明不限于上述的任一个实施方案,并且在不背离本发明的实质的前提下容许各种改动。

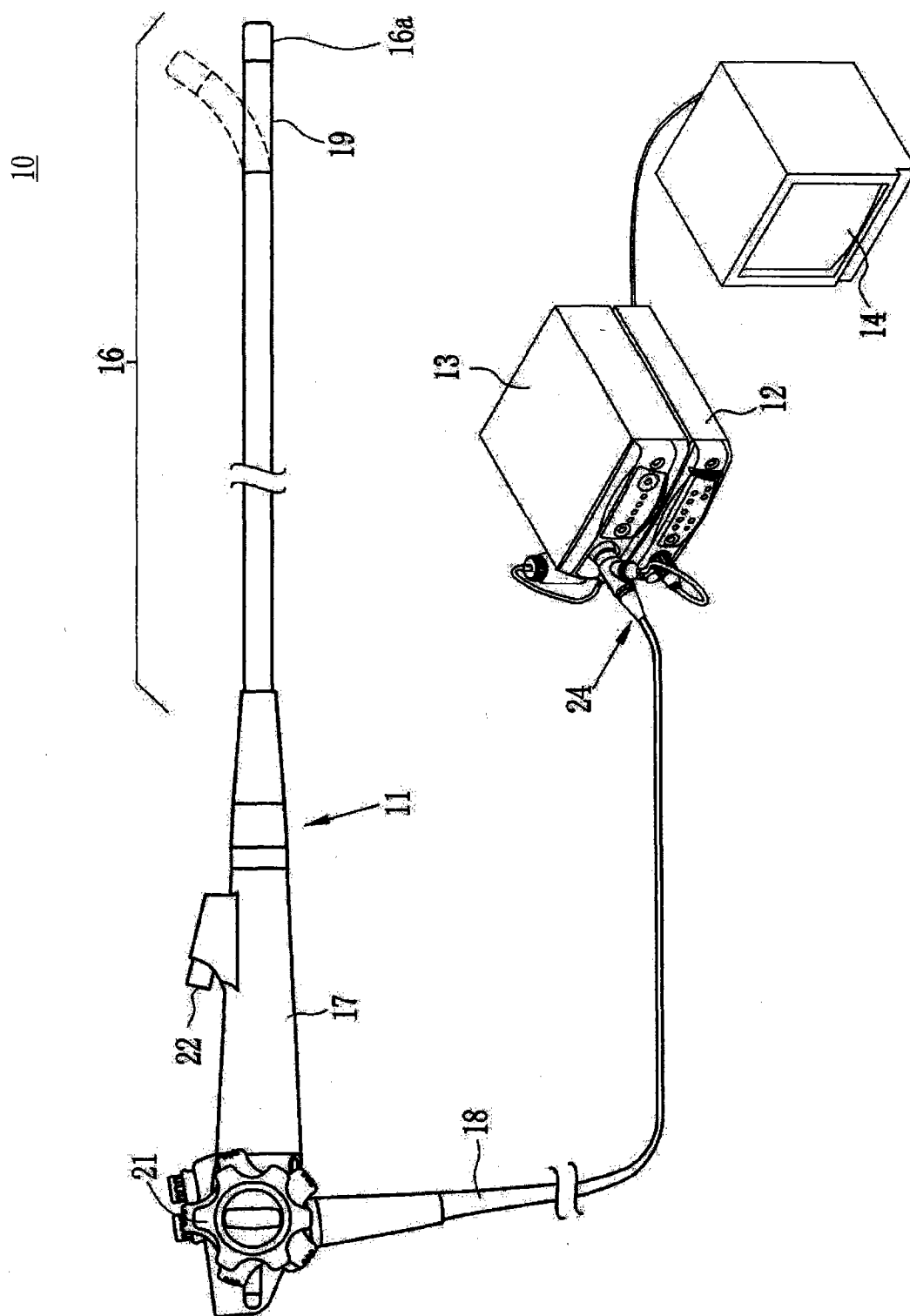


图 1

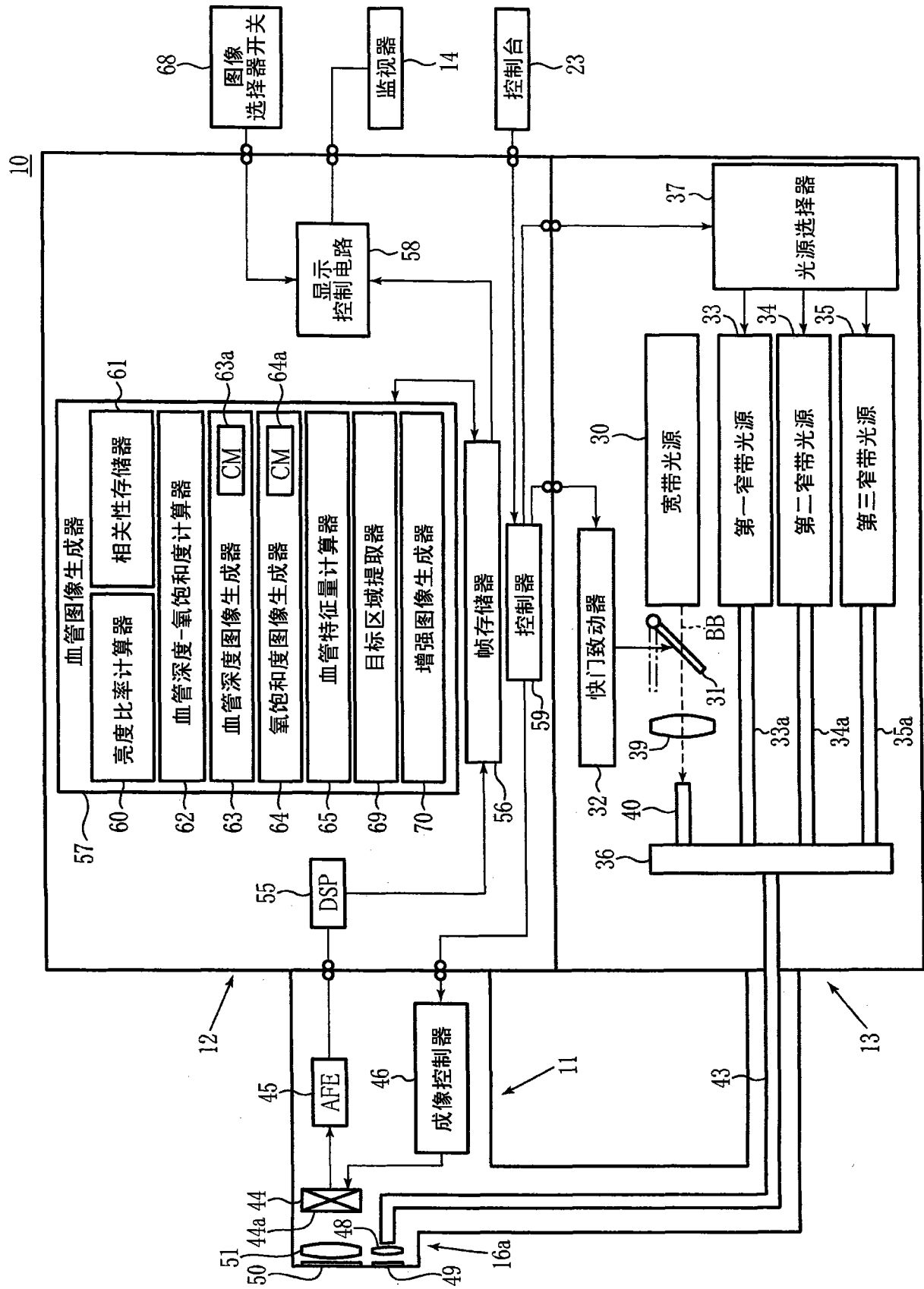


图 2

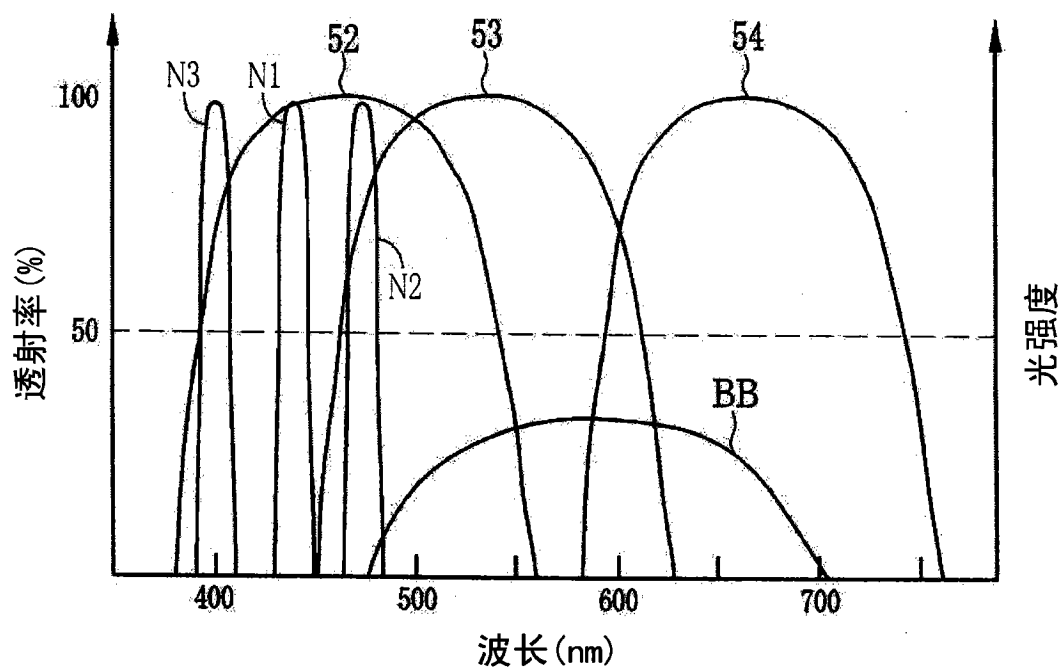


图 3

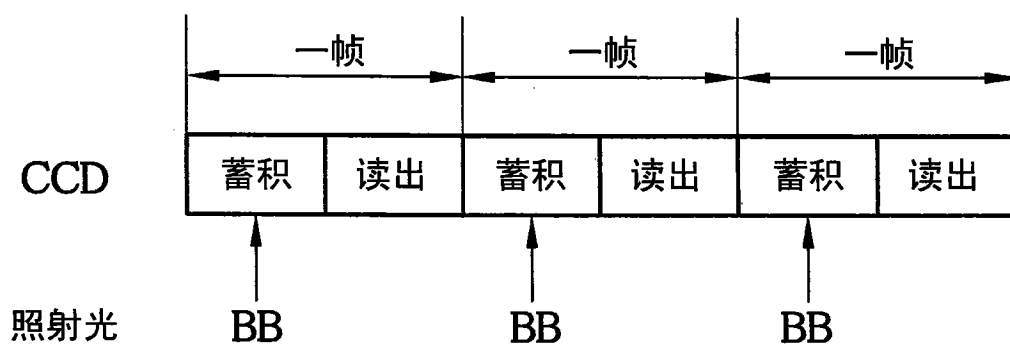


图 4A

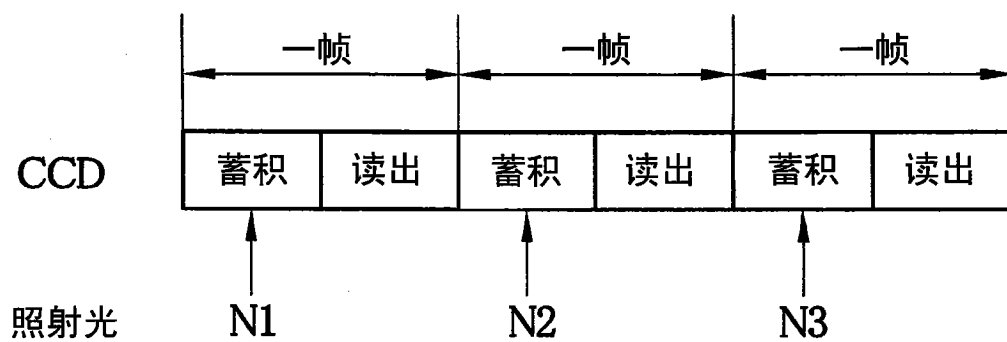


图 4B

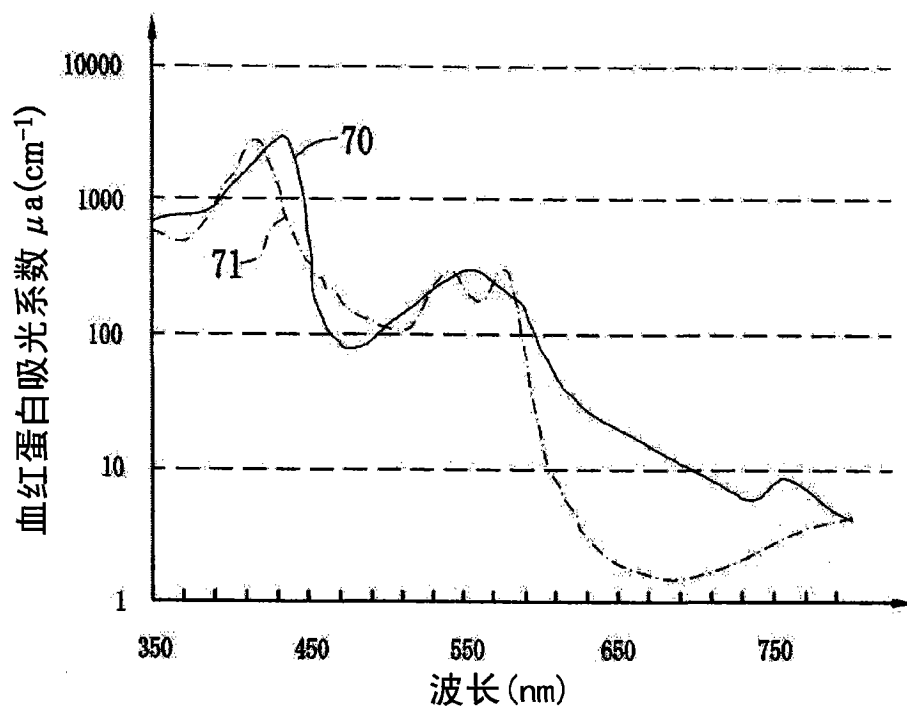


图 5

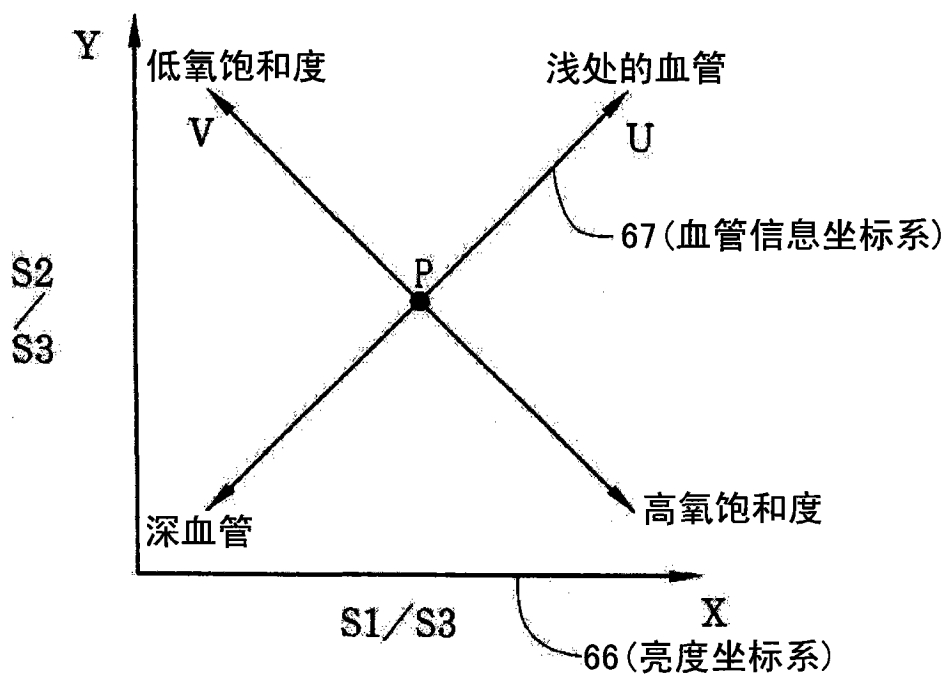


图 6

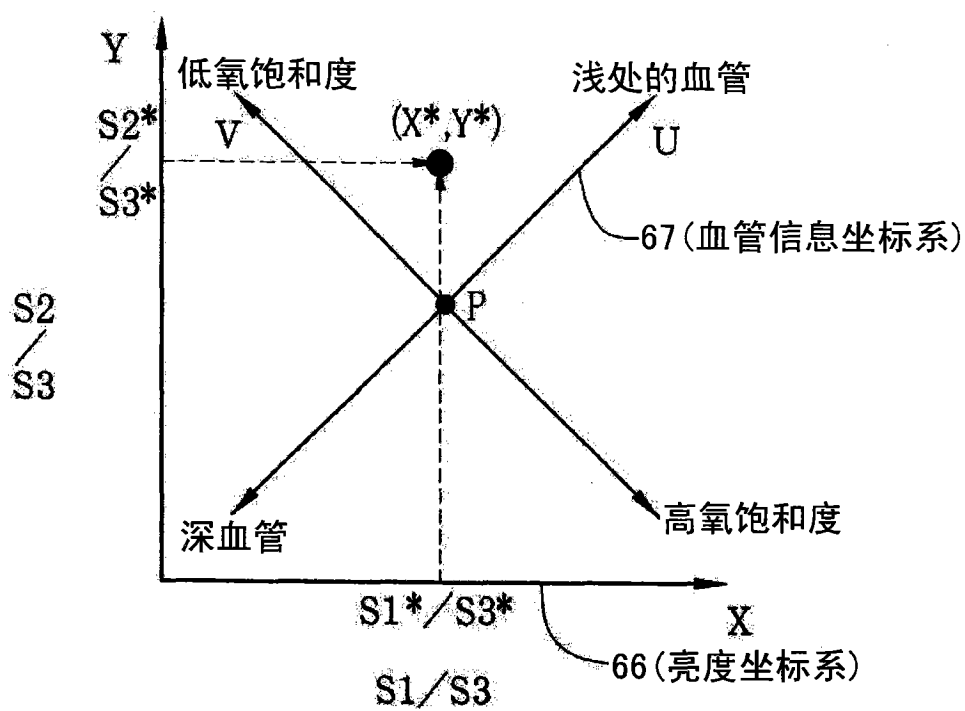


图 7A

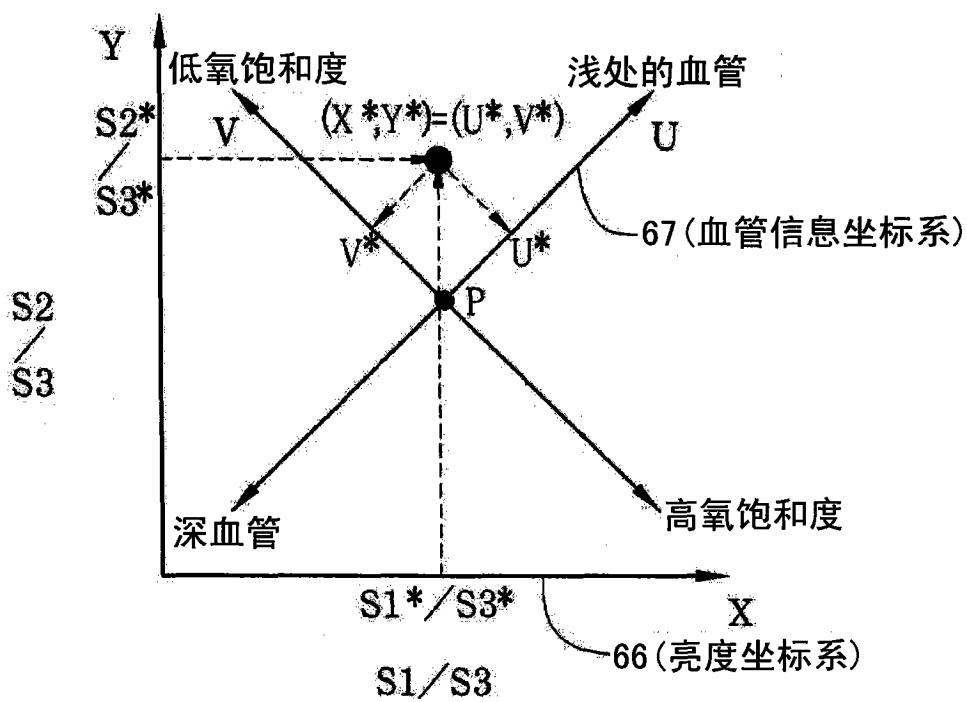


图 7B

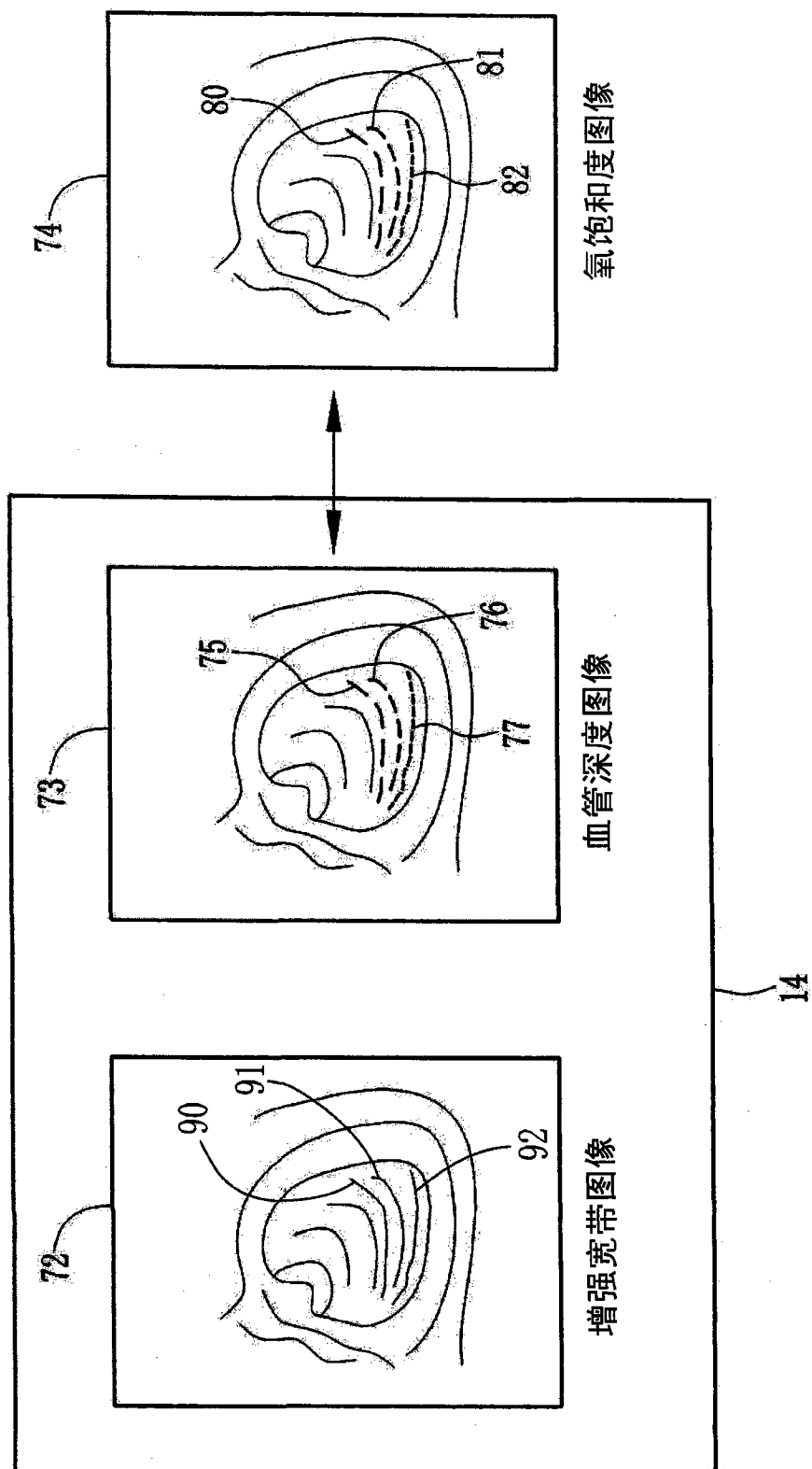


图 8

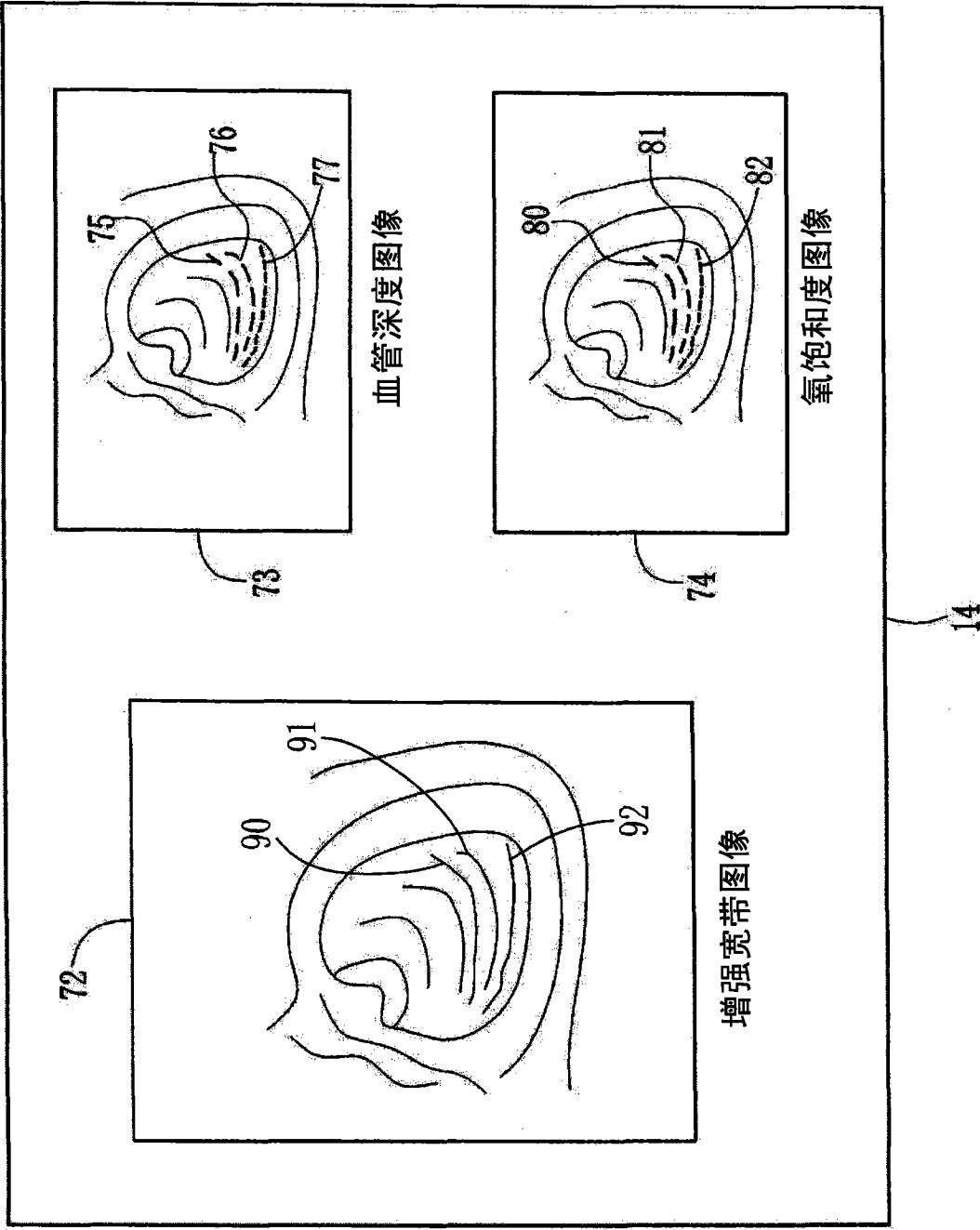


图 9

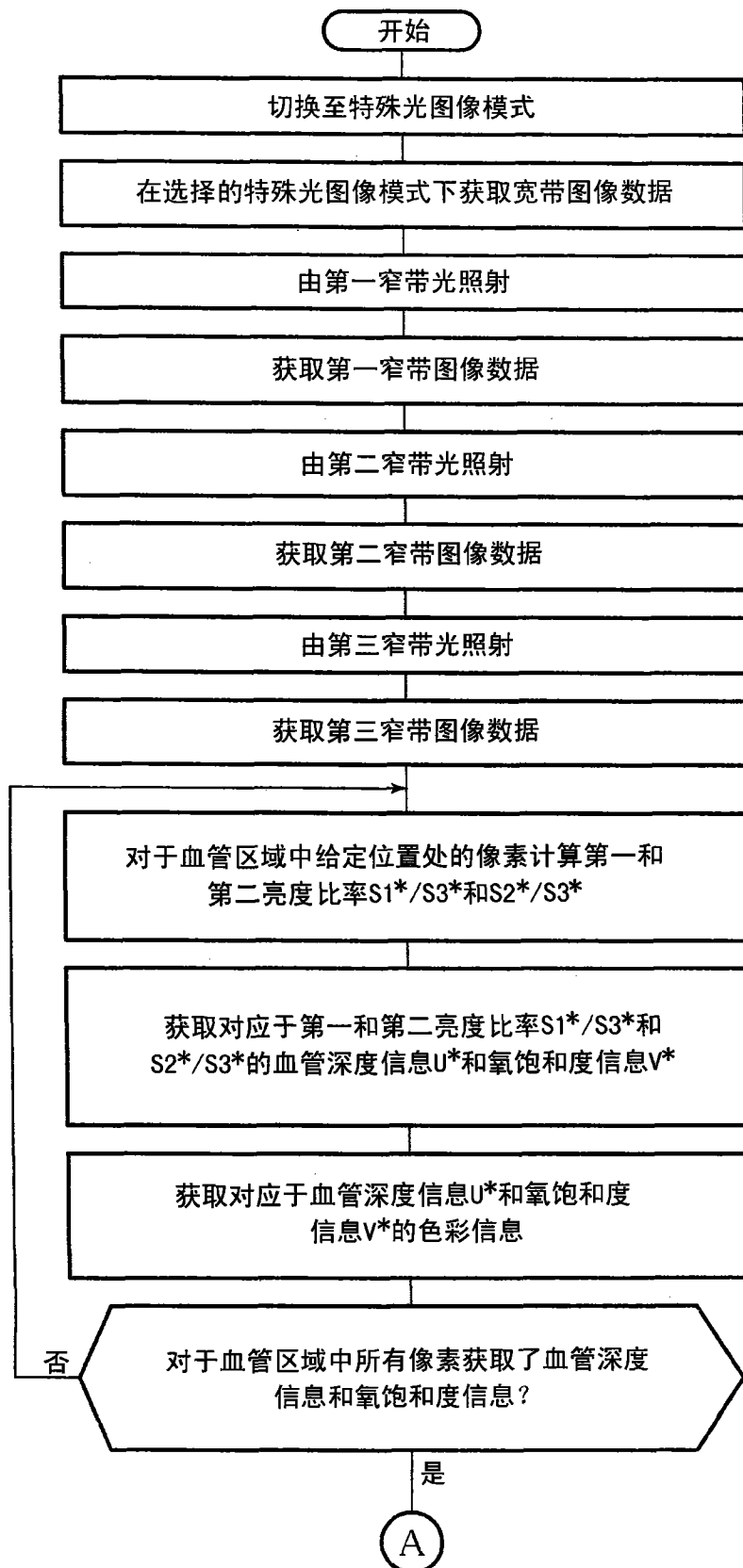


图 10

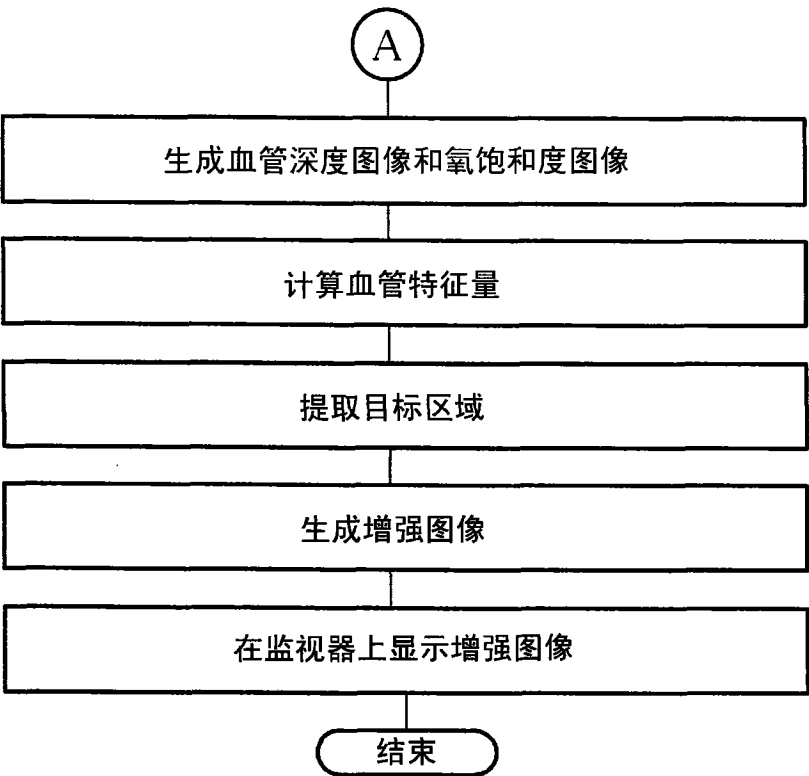


图 11

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102247115A	公开(公告)日	2011-11-23
申请号	CN201110087577.7	申请日	2011-04-06
[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	峰苔靖浩		
发明人	峰苔靖浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/1455 A61B5/107 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/0086 G06T2207/30101 A61B5/0084 A61B1/063 A61B1/00186 G06T7/0012 A61B5/1459 A61B1/3137 A61B5/14503 A61B1/043 G06T5/00 G06T2207/10152 G06T2207/30004 A61B1/0638 G06T2207/10068		
代理人(译)	陈平		
优先权	2010087061 2010-04-05 JP		
其他公开文献	CN102247115B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种能够选择性增强和减弱目标区域的电子内窥镜系统包括：光源，其用于相继地发射具有不同波段的光；电子内窥镜，其用于相继地输出相应的图像数据；血管特征量计算器，其包含来自相应图像数据的血管深度、血管直径、血管密度、血管分支点密度、和荧光药物分布中的至少一种；氧饱和度计算器，其用于计算关于血管中氧饱和度的信息；基准图像生成器；目标区域提取器，其用于从所述基准图像中提取包含血管特征量和氧饱和度的目标区域，所述目标区域对应于关于血管特征量和氧饱和度的指定信息；增强图像生成器，其用于生成其中目标区域被增强的增强图像；和显示器，其用于显示增强图像。

