



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102197985 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201110035036. X

(22) 申请日 2011. 01. 28

(30) 优先权数据

2010-067453 2010. 03. 24 JP

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 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 张成新

(51) Int. Cl.

A61B 1/04(2006. 01)

A61B 5/1459(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5956416 A, 1999. 09. 21,

CN 1725975 A, 2006. 01. 25,

US 4914512 A, 1990. 04. 03,

US 2010/0027863 A1, 2010. 02. 04,

US 5078150 A, 1992. 01. 07,

US 2009/0247881 A1, 2009. 10. 01,

审查员 万语

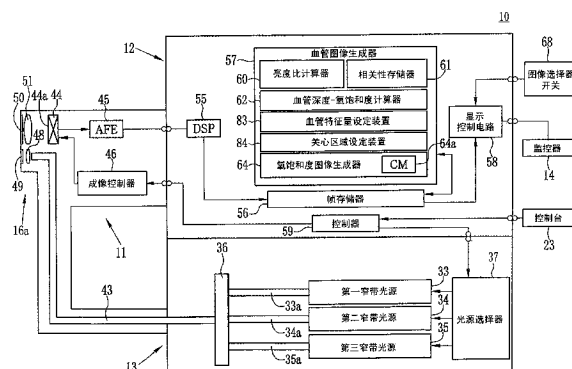
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

电子内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供一种电子内窥镜系统,包括:光源装置,所述光源装置用于依次发射具有相互不同的波段的多种光;电子内窥镜,所述电子内窥镜用于输出与依次对包括血管的目标组织进行照明的多种光相对应的获得的图像的图像数据;用于从所述图像数据设定血管特征量的设定装置;用于根据血管特征量设定获得的图像中的关心区域的设定装置;图像生成装置,所述图像生成装置用于从所述图像数据生成表示血管中的氧饱和度的分布的第一氧饱和度图像;以及图像显示装置,所述图像显示装置用于以模拟色彩的方式显示第二氧饱和度图像,其中关心区域内的氧饱和度被选择性地增强。



1. 一种电子内窥镜系统,包括:

光源装置,所述光源装置用于依次发射多种光,所述多种光具有相互不同的波段;

电子内窥镜,所述电子内窥镜用于依次将从所述光源装置发射的所述多种光照射到体腔内的包括血管的目标组织,依次从所述目标组织接收被照射的所述光的多种反射光,以及依次输出与具有不同波段的接收到的所述多种光相对应的获得的图像的图像数据;

血管特征量设定装置,所述血管特征量设定装置用于从由所述电子内窥镜输出的所述获得的图像中的至少一个的图像数据设定与血管相关的为血管直径的血管特征量;

关心区域设定装置,所述关心区域设定装置用于根据由所述血管特征量设定装置计算的所述血管特征量设定通过所述电子内窥镜获得的图像中的关心区域;

第一图像生成装置,所述第一图像生成装置用于从所述获得的图像的图像数据生成第一氧饱和度图像,所述第一氧饱和度图像以模拟色彩的方式表示所述血管中的氧饱和度的分布;

第二图像生成装置,所述第二图像生成装置用于生成第二氧饱和度图像,其中由所述关心区域设定装置设定的所述关心区域内的氧饱和度在由所述第一图像生成装置生成的所述第一氧饱和度图像中被选择性地增强;和

图像显示装置,所述图像显示装置用于以模拟色彩的方式显示由所述第一图像生成装置生成的所述第一氧饱和度图像和由所述第二图像生成装置生成的所述第二氧饱和度图像两者,

其中所述血管特征量设定装置将对应于血管直径的二维过滤器施加到获得的图像的图像数据以提取具有所述血管直径的血管;以及

其中所述关心区域设定装置将由所述血管特征量设定装置提取的血管的区域设定为关心区域。

2. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中,所述关心区域设定装置将具有给定直径的所述血管的区域设定为所述关心区域。

3. 根据权利要求2所述的电子内窥镜系统,其中,所述关心区域设定装置将具有10 μm 至20 μm 直径的微小血管的区域设定为所述关心区域。

4. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中,所述第二图像生成装置增加在所述关心区域内为所述模拟色彩形式的所述氧饱和度的色彩饱和度,以在所述第二氧饱和度图像中选择性地增强的所述关心区域内的氧饱和度。

5. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中,所述图像显示装置同时显示所述第一氧饱和度图像和所述第二氧饱和度图像。

6. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,

其中所述光源装置发射三种光作为具有不同波段的所述多种光,所述三种光包括两种第一光和一种第二光,所述两种第一光具有藉此在血管中基于氧饱和度吸光度的大小在氧合血红蛋白与还原血红蛋白之间相反的波段,所述一种第二光具有与吸光度一致的波段。

7. 根据权利要求6所述的电子内窥镜系统,

其中所述血管的直径通过使用所述两种第一光中的一种来确定;以及

其中所述血管中的氧饱和度的分布通过使用对应于所述两种第一光的两个获得的图像中的一个的图像数据的像素的亮度与对应于所述一种第二光的一个获得的图像的图像

数据的像素的亮度的比值来确定。

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,所述电子内窥镜系统用于从通过电子内窥镜获得的图像获取关于血管的信息并从所获取的信息生成图像。

背景技术

[0002] 近年来,在医疗领域中已经提出许多使用电子内窥镜的诊断和治疗。典型的电子内窥镜装配有插入目标体腔内的细长插入部分。插入部分中已经在其末端组装有成像器,例如 CCD。电子内窥镜连接到光源装置,所述光源装置从插入部分的末端发出光以对体腔的内部进行照明。通过由光照射体腔内部,体腔内的目标组织通过设置在插入部分的末端的成像器成像。通过成像获得图像在由监控器显示之前通过连接到电子内窥镜的处理器经过各种处理。因此,电子内窥镜允许对显示目标的体腔内部的图像进行实时观察并因此能够有把握的进行诊断。

[0003] 光源装置使用白光源,例如,能够发出白色宽带光的氙气灯,所述白色宽带光的波长范围从蓝色区至红色区。使用白色宽带光对体腔内部进行照明允许从获得的体腔内部图像观察整个目标组织。

[0004] 然而,尽管由宽带光照明获得的图像允许大致观察整个目标组织,但是还存在的情况为这种图像无法清楚地观察目标组织,例如,微血管、深层血管、麻点图像以及由凹部和凸起形成的不平的表面轮廓。

[0005] 众所周知,当通过具有限制到特定范围的波长的窄带光对这种目标组织进行照明时,可以清楚地观察这种目标组织。还公知的是,通过用窄带光进行照明获得的图像数据产生关于目标组织的各种信息,例如,血管中的氧饱和度。

[0006] 例如,JP 2660009B 包括过滤器,每一个过滤器专门分别对应于彩色图像(正常图像)、氧饱和度图像和利用 ICG 荧光生成的血管分布图像的各自波长范围,从而允许这种图像的选择性显示,并因此例如在含有血液信息的特定图像与正常可见波长图像之间进行比较。

发明内容

[0007] 近年来存在对允许下述诊断的系统的需求:不仅允许伴随同时观察正常可见波长图像和包含诸如氧饱和度的血液信息的特定图像进行诊断;而且还允许使观察者选择性地显示在进行诊断中观察者特别关心的特征血管部分的氧饱和度的诊断。然而,还从来没有提供观察者能够选择性地显示诊断关心部分的诊断。

[0008] 例如,包括专门对应于各自波长范围的滤光器的 JP 2648494B 通过在滤光器之间转换而允许分别获得利用 ICG 荧光生成的彩色图像、氧饱和度图像和血管分布图像,但不具有允许选择性地显示在进行诊断中观察者关心的特征血管部分的氧饱和度的结构。

[0009] 本发明的一个目的是提供一种电子内窥镜系统,所述电子内窥镜系统能够同时获得血管深度信息和氧饱和度信息,并且选择性地显示在进行诊断中观察者关心的特征血管

部分的氧饱和度。

[0010] 为了获得上述目的,本发明提供一种电子内窥镜系统,包括:光源装置,所述光源装置用于依次发射多种光,所述多种光具有相互不同的波段;电子内窥镜,所述电子内窥镜用于依次将从所述光源装置发射的多种光照射到体腔内的包括血管的目标组织,依次从目标组织接收照射光的多种反射光,以及依次输出与具有不同波段的接收到的多种光相对应的获得的图像的图像数据;血管特征量设定装置,所述血管特征量设定装置用于从由所述电子内窥镜输出的获得的图像中的至少一个的图像数据设置与血管相关的血管特征量,所述血管特征量包括血管直径、血管密度和血管分支点密度中的至少一个;关心区域设定装置,所述关心区域设定装置用于根据由所述血管特征量设定装置计算的血管特征量来设定通过所述电子内窥镜获得的图像中的关心区域;图像生成装置,所述图像生成装置用于从获得的图像的图像数据生成第一氧饱和度图像,所述第一氧饱和度图像以模拟色彩的方式表示血管中的氧饱和度的分布;以及图像显示装置,所述图像显示装置用于以模拟色彩的方式显示第二氧饱和度图像,其中所述关心区域设定装置设置的关心区域内的氧饱和度在由所述图像生成装置生成的第一氧饱和度图像中被选择性地增强。

[0011] 优选地,血管特征量设定装置将血管直径设定为血管特征量,并且关心区域设定装置将具有给定直径的血管的区域设定为关心区域。

[0012] 优选地,关心区域设定装置将具有 10nm 至 20nm 直径的微小血管的区域设定为关心区域。

[0013] 优选地,血管特征量设定装置将血管密度设定为血管特征量,并且关心区域设定装置将具有大于给定阈值的密度的血管的区域设定为关心区域。

[0014] 优选地,血管特征量设定装置将血管的分支点密度设定为血管特征量,并且关心区域设定装置将具有大于给定阈值的血管分支点密度的血管的区域设定为关心区域。

[0015] 优选地,电子内窥镜系统还包括第二图像生成装置,所述第二图像生成装置用于生成第二氧饱和度图像,其中关心区域内的氧饱和度被增强,并且图像显示装置以模拟色彩的方式显示由所述第二图像生成装置生成的第二氧饱和度图像。

[0016] 优选地,第二图像生成装置增加了关心区域内为模拟色彩形式的氧饱和度的色彩饱和度,以选择性地增强在第二氧饱和度图像中的关心区域内的氧饱和度。

[0017] 本发明设有血管特征量设定装置和氧饱和度设定装置,允许选择性地显示为诊断关心的特征血管部分的氧饱和度。

附图说明

[0018] 图 1 是根据本发明的第一实施例的电子内窥镜系统的外视图;

[0019] 图 2 是显示根据本发明的第二实施例的电子内窥镜系统的电结构的方框图;

[0020] 图 3 是用于说明根据本发明的 CCD 的成像操作的视图;

[0021] 图 4 是显示血红蛋白的吸收系数的曲线图;

[0022] 图 5 是一方面显示第一与第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 之间的相关性而另一方面显示血管深度与氧饱和度之间的相关性的曲线图;

[0023] 图 6A 是用于说明如何从第一和第二亮度比 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 获得亮度坐标系中的坐标点 (X^*, Y^*) 的视图;

[0024] 图 6B 是用于说明如何获得血管信息坐标系中与坐标点 (X^* , Y^*) 相对应的坐标点 (U^* , V^*) 的视图;

[0025] 图 7 是通过显示增强的氧饱和度图像以及第一窄带图像和氧饱和度图像中任意一个的监控器给出的屏幕的图像视图;

[0026] 图 8 是通过显示增强的氧饱和度图像、第一窄带图像和氧饱和度图像的监控器给出的屏幕的图像视图;

[0027] 图 9 是显示计算血管深度 - 氧饱和度信息的过程、指定关心区域的过程以及生成氧饱和度图像和包含该信息的增强的氧饱和度图像的过程的流程图的上半部分;以及

[0028] 图 10 是显示计算血管深度 - 氧饱和度信息的过程、指定关心区域的过程以及生成氧饱和度图像和包含该信息的增强的氧饱和度图像的过程的流程图的下半部分。

具体实施方式

[0029] 如图 1 中所示,根据本发明的第一实施例的电子内窥镜系统 10 包括:用于使目标体腔的内部进行成像的电子内窥镜 11;处理器 12,所述处理器用于根据通过成像获得的信号产生体腔中的目标组织的图像;光源装置 13,所述光源装置用于供应用于对体腔内部进行照明的光;以及用于显示体腔内部的图像的监控器(图像显示装置)14。电子内窥镜 11 包括插入到体腔中的柔性插入部分 16、设置在插入部分 16 的基部处的操作部分 17、以及用于将操作部分 17 连接到处理器 12 和光源装置 13 的通用软线 18。

[0030] 插入部分 16 在其末端具有弯曲部 19,所述弯曲部包括被连接的弯曲件。弯曲部 19 响应操作部分 17 的角形旋钮 21 的操作上下及左右弯曲。弯曲部 19 在其末端具有前端部 16a,所述前端部装有光学系统和用于使体腔内部成像的其它部件。前端部 16a 可以根据弯曲部 19 的弯曲操作在体腔中被引导沿着预期方向。

[0031] 通用软线 18 具有连接器 24,所述连接器设置在所述通用软线的通向处理器 12 和光源装置 13 的一侧。连接器 24 为组合式连接器,所述组合式连接器由通信连接器和光源连接器构成,并且通过连接器 24 将电子内窥镜 11 可移除地连接到处理器 12 和光源装置 13。

[0032] 如图 2 中所示,光源装置 13 包括第一至第三窄带光源 33-35、耦合器 36 和光源选择器 37。

[0033] 第一至第三窄带光源 33-35 为激光二极管或类似光源。第一窄带光源 33 产生具有限于 $440\text{nm} \pm 10\text{nm}$,优选为 445nm 的波长的窄带光(以下称为“第一窄带光 N1”),第二窄带光源 34 产生具有限于 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$,优选为 473nm 的波长的窄带光(以下称为“第二窄带光 N2”),第三窄带光源 35 产生具有限于 $400\text{nm} \pm 10\text{nm}$,优选为 405nm 的波长的窄带光(以下称为“第三窄带光 N3”)。第一至第三窄带光源 33-35 分别连接到第一至第三窄带光纤 33a-35a,从而使由各自的光源发出的第一至第三窄带光 N1-N3 进入第一至第三窄带光纤 33a-35a。

[0034] 耦合器 36 将电子内窥镜中的光导 43 连接到第一至第三窄带光纤 33a-35a。第一至第三窄带光 N1-N3 可以通过第一至第三窄带光纤 33a-35a 进入光导 43。

[0035] 光源选择器 37 连接到处理器中的控制器 59,并且根据控制器 59 的指令开启或关闭第一至第三窄带光源 33-35。根据第一实施例,第一至第三窄带光源 33-35 依次开启,以允许利用第一至第三窄带光 N1-N3 成像。

[0036] 具体地,光源选择器 37 首先开启第一窄带光源 33。接着,通过对体腔内部进行照明的第一窄带光 N1 开始目标组织的成像。当完成成像时,控制器 59 给出光源转换指令以关闭第一窄带光源 33 并开启第二窄带光源 34。同样地,当通过对体腔内部进行照明的第二窄带光 N2 完成成像时,第二窄带光源 34 关闭,而第三窄带光源 35 开启。当通过对体腔内部进行照明的第三窄带光 N3 完成成像时,第三窄带光源 35 关闭。

[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 为大直径光纤、束状光纤或者具有插入光源装置中的耦合器 36 内的光接收端的类似部件,而所述光导的发光端被引导朝向位于前端部 16a 中的照明透镜 48。光源装置 13 发射的光由光导 43 引导而朝着照明透镜 48 发射。照明透镜 48 中接纳的光通过连接到前端部 16a 的端面的照明窗 49 以进入体腔。被体腔内部反射的第一至第三窄带光 N1-N3 通过连接到前端部 16a 的端面的观察窗 50 以进入聚光透镜 51。

[0038] CCD 44 通过其成像面 44a 从聚光透镜 51 接收光,执行接收到的光的光电转换以积聚信号电荷,并且读出积聚的信号电荷作为成像信号。读出的成像信号被传送到 AFE 45。

[0039] 第一窄带光 N1 至第三窄带光 N3 进入 CCD 44 以产生第一窄带成像信号至第三窄带成像信号。

[0040] 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) (这些部分都没有显示)。CDS 执行对从 CCD44 供应的成像信号的相关双采样以去除通过 CCD 44 的动作产生的噪点。AGC 放大已经通过 CDS 去除的噪点的成像信号。模拟-数字转换器将通过 AGC 放大的成像信号转换成具有给定比特数的数字成像信号,所述数字成像信号被应用到处理器 12。

[0041] 成像控制器 46 连接到处理器 12 中的控制器 59,并且响应控制器 59 给出的指令将驱动信号发送到 CCD 44。CCD 44 根据来自成像控制器 46 的驱动信号以给定的帧率将成像信号输出到 AFE 45。

[0042] 如图 3 中所示,两个操作整体首先在一个帧的获得周期中执行: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积聚的信号电荷作为第一窄带成像信号的步骤。当完成第一窄带成像信号的读出时,在一个帧的获得周期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积聚的信号电荷作为第二窄带成像信号的步骤。当完成第二窄带成像信号的读出时,在一个帧的获得周期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积聚的信号电荷作为第三窄带成像信号的步骤。

[0043] 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 (图像生成装置) 和显示控制电路 58,所有这些部件都由控制器 59 控制。DSP 55 执行由电子内窥镜的 AFE 45 产生的第一至第三窄带成像信号的色彩分离、色彩差补 (color interpolation)、白平衡调节、伽马校正和类似操作,以产生第一至第三窄带图像数据。帧存储器 56 储存由 DSP 55 产生的第一至第三窄带图像数据。

[0044] 血管图像生成器 57 包括亮度比计算器 60、相关性存储器 61、血管深度-氧饱和度计算器 62、氧饱和度图像生成器 64、血管特征量设定装置 83 和关心区域设定装置 84。亮度比计算器 60 从帧存储器 56 中储存的第一至第三窄带图像数据确定包括血管的血管区。亮度比计算器 60 获得与血管区中相同位置处的像素相对应的第一与第三窄带图像数据之间的第一亮度比 S1/S3、以及第二与第三窄带图像数据之间的第二亮度比 S2/S3。S1 为第一窄

带图像数据的像素的亮度, S2 为第二窄带图像数据的像素的亮度, S3 为第三窄带图像数据的像素的亮度。可以通过例如一种方法确定血管区, 即, 由关心的血管的亮度与其它区域的亮度之间的亮度差获得血管区。

[0045] 相关性存储器 61 一方面储存第一与第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 之间的相关性, 而另一方面储存血管中的氧饱和度以及血管深度。该相关性为血管含有表现出光吸收系数的血红蛋白 (如图 4 中所示) 的情况下的相关性, 并且该相关性通过分析例如通过到目前为止进行的诊断积聚的大量第一至第三窄带图像数据而获得。如图 4 中所示, 血管中的血红蛋白具有光吸收特性, 所述光吸收特性具有根据用于照明的光的波长变化的光吸收系数 μ_a 。光吸收系数 μ_a 表示吸光度, 即, 血红蛋白的光吸收程度, 并且光吸收系数是为显示对血红蛋白进行照明的光的衰减的表达式 $I0\exp(-\mu_a \times x)$ 的系数。在该表达式中, $I0$ 为从光源装置发射以对目标组织进行照明的光的强度; $x(\text{cm})$ 为目标组织内的血管深度。

[0046] 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, 使得还原血红蛋白 70 和氧合血红蛋白 71 除了等吸收点之外具有不同的吸收度, 其中在所述等吸收点处, 还原血红蛋白 70 和氧合血红蛋白 71 表现出相同的吸光度 (图 4 中血红蛋白 70 和 71 的光吸收特征曲线的相交处)。由于吸光度的不同, 即使在由具有相同强度和相同波长的光对相同的血管进行照明时, 亮度也会不同。当照明光具有相同亮度但波长变化时, 由于波长的不同造成光吸收系数 μ_a 变化, 因此亮度也会改变。

[0047] 考虑到如上所述的血红蛋白的光吸收特性, 以及考虑到使吸光度根据 445nm 与 504nm 之间的范围内的氧饱和度变化的波长以及为了取回血管深度信息需要具有短波长并因此具有短到达深度的光, 第一至第三窄带光 N1-N3 中的至少一个优选具有中心波长为 450nm 或更短的波长范围。根据本发明的第一实施例, 第一和第二窄带光为上述的这种窄带光。此外, 由于相同的氧饱和度, 波长的不同将造成吸光系数不同, 并且还造成到达粘膜中的深度不同。因此, 利用到达深度随波长而变化的光特性能够获得亮度比与血管深度之间的相关性。

[0048] 如图 5 中所示, 相关性存储器 61 储存在照明坐标系 66 中表示第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 的亮度的坐标点与在血管信息坐标系 67 中表示氧饱和度和血管深度的血管信息的坐标点之间相应的相关性。亮度坐标系 66 为 XY 坐标系, 其中 X 轴线显示第一亮度比 $S1/S3$, Y 轴线显示第二亮度比 $S2/S3$ 。血管信息坐标系 67 为设置在亮度坐标系 66 上的 UV 坐标系, 其中 U 轴线显示血管深度, V 轴线显示氧饱和度。由于血管深度具有与亮度坐标系 66 的正相关性, U 轴线具有正斜率。U 轴线显示关心的血管随着 U 轴线上的位置倾斜向上及向右移动而位于逐渐减小的深度处, 以及关心的血管随着 U 轴线上的位置倾斜向下及向左移动而位于逐渐增大的深度处。另一方面, 由于氧饱和度具有与亮度坐标系 66 的负相关性, 因此 V 轴线具有负斜率。V 轴线显示氧饱和度随着 V 轴线上的位置倾斜向上及向左移动而降低, 以及氧饱和度随着 V 轴线上的位置倾斜向下及向右移动而变高。

[0049] 在血管信息坐标系 67 中, U 轴线和 V 轴线在相交点 P 处彼此以直角相交。这是因为吸光度的大小在第一窄带光 N1 的照明与第二窄带光 N2 的照明之间相反。更具体地, 如图 4 中所示, 具有 $440\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 波长的第一窄带光 N1 的照明允许还原血红蛋白 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, 而具有 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 波长的第二窄带光 N2 的照明允许氧合血红蛋白 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,因此导致吸光度的大小相反。

[0050] 当不允许吸光度相反的窄带光代替第一至第三窄带光 N1-N3 使用时,U 轴线和 V 轴线不会以直角彼此相交。采用由具有 400nm+/-10nm 波长的第三窄带光 N3 提供的照明,氧合血红蛋白和还原血红蛋白具有基本相同的光吸收系数。

[0051] 血管深度-氧饱和度计算器 62 根据相关性存储器 61 中储存的相关性确定由亮度比计算器 60 计算的与第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 相对应的氧饱和度和血管深度。在由亮度比计算器 60 计算的第一和第二亮度比 $S1/S3$ 和 $S2/S3$ 中,对于血管区中给定像素来说,令 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 分别为第一亮度比和第二亮度比。

[0052] 如图 6A 中所示,血管深度-氧饱和度计算器 62 确定亮度坐标系 66 中与第一和第二亮度比 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 相对应的坐标点 (X^*, Y^*) 。当确定坐标点 (X^*, Y^*) 时,确定血管信息坐标系 67 中与坐标点 (X^*, Y^*) 相对应的坐标点 (U^*, V^*) ,如图 6B 中所示。因此,对于血液区中给定的像素获得血管深度信息 U^* 和氧饱和度信息 V^* 。

[0053] 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色彩信息。更具体地,色彩图 64a 通过色彩分配(模拟色彩的分配(假色或伪色的分配))能够容易的辨别氧饱和度,使得例如低氧饱和度被分配青色,中间氧饱和度被分配品红色,以及高氧饱和度被分配黄色。氧饱和度图像生成器 64 从色彩图 64a 确定与通过血管深度-氧饱和度计算器计算的氧饱和度信息 V^* 相对应的色彩信息。接着,对血管区中的所有图像确定该色彩信息,并且通过例如对第一窄带图像数据的叠合,也就是说,通过将第一窄带图像与色彩信息的图像相结合来合并该色彩信息,以产生以模拟色彩表示氧饱和度的氧饱和度图像的图像数据。由此产生的氧饱和度图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0054] 根据本发明,氧饱和度图像生成器 64 对由此产生的氧饱和度图像数据增强了色彩信息,所述色彩信息对应于氧饱和度信息 V^* ,即,表示色彩饱和度的色彩的饱和度,例如,对于产生的氧饱和度图像数据,在由关心区域设定装置 84 设置的关心区域中青绿色表示低氧含量,例如,所述关心区域为包含大约为 10 μm 至 20 μm 的微小血管的区域,从而产生增强的氧饱和度图像的图像数据,其中微小血管中的氧饱和度被选择性地增强。由此产生的增强的氧饱和度图像数据储存在帧存储器 56 中。

[0055] 增强关心区域中的色彩信息的色彩饱和度的方法没有特别受到限制,但优选将色彩图 64a 的色彩信息以如下所述的方式设定:在将被设定的关心区域中增强与氧饱和度信息相对应的色彩信息的色彩饱和度;以及利用色彩图 64a 对氧饱和度图像数据增强已设定的关心区域中的色彩信息的色彩饱和度。

[0056] 当由关心区域设定装置 84 设定的关心区域产生作为表示例如二值化图像的关心区域设定图像数据时,氧饱和度图像生成器 64 可以进行这种设定,以便利用色彩图 64a 对氧饱和度图像数据和关心区域设定图像数据增强关心区域中的色彩信息的色彩饱和度,以产生增强的氧饱和度图像的图像数据,其中关心区域中的氧饱和度被选择性地增强。此外,代替使用氧饱和度图像数据,氧饱和度图像生成器 64 可以使用第一窄带图像数据,以合并与氧饱和度信息 V^* 相对应的色彩信息、具有与氧饱和度信息 V^* 相对应的色彩饱和度的色彩信息以及第一窄带图像数据中的色彩图 64a 中增强的设定区域信息,从而产生增强的氧饱和度图像的图像数据,其中关心区域中的氧饱和度被选择性地增强。

[0057] 此外,图像选择器开关 68 可以设有色彩显示改变装置,所述色彩显示改变装置在

使观察者在观察显示在监控器 14 上的增强的氧饱和度图像时能够设定与氧饱和度信息相对应的色彩信息和 / 或与设定区信息相对应的色彩信息的增强量。选择性地增强设定区域中的氧饱和度的方法不限于增强与氧饱和度信息相对应的色彩信息的色彩饱和度的所述方法,只要可以通过增强进行显示即可并因此不受到特别的限制,从而允许通过改变色调或发光度选择性地获得增强的方法。

[0058] 血管特征设定装置 83 将关于血管的特征量(血管特征量)设定成在第一至第三窄带图像数据中增强。根据该实施例,设定的第一窄带图像数据中的血管特征量为血管直径。

[0059] 如稍后所述,血管特征量可以代替血管直径而为血管密度、血管分支点密度或类似特征量。

[0060] 关心区域设定装置 84 根据由血管特征量设定装置 83 设定的血管特征量设定第一窄带图像中的关心区域。

[0061] 根据本实施例的关心区域为由电子内窥镜 11 获得的图像中的血管特征量增强的血管区。根据本实施例,包含微小血管的区域或相邻区域被设定为关心区域,其中所述微小血管的被设定为血管特征量的直径为大约 $10\ \mu\text{m}$ 至 $20\ \mu\text{m}$,从而表示诊断关心的特征血管部分。

[0062] 首先获得储存在帧存储器 56 中的第一窄带图像数据,接着在第一窄带图像数据中提取具有大约为 $10\ \mu\text{m}$ 至 $20\ \mu\text{m}$ 的直径的微小血管。通过获取和增强与该直径相对应的频率分量的信号而获得具有大约为 $10\ \mu\text{m}$ 至 $20\ \mu\text{m}$ 的直径的微小血管的提取。

[0063] 可以利用例如二维过滤器提取特定频率分量的信号。

[0064] 为了产生这种二维过滤器,首先,通过估算内窥镜的前端部 16a 与目标之间的距离和放大率获得与微小血管的直径(测量到直径为 $10\ \mu\text{m}$ 至 $20\ \mu\text{m}$)相对应的图像中的频带。接下来,仅增强所述频带的过滤器在频率空间中被设计,并接着通过傅立叶变换适于对应于实际间隔。在该情况下,过滤器特性在频率间隔中需要调节,使得过滤器的尺寸可以包括在假定大约 5×5 的实际尺寸的范围之内。

[0065] 由此产生的二维过滤器至第一窄带图像数据的应用使得允许提取具有大约 $10\ \mu\text{m}$ 至 $20\ \mu\text{m}$ 直径的微小血管。因此,关心区域设定装置 84 将提取的微小血管设定为关心区域。

[0066] 接着,关心区域设定装置 84 产生表示包含提取的微小血管的区域或位置的数据作为关心区域设定数据,并将所述数据储存在帧存储器 56 中。关心区域设定数据被储存而与第一窄带图像数据相关联。例如,关心区域设定数据可以为作为图像表示具有在提取的微小血管的第一窄带图像中设定的关心区域的关心区域设定数据。

[0067] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 读出一个或多个图像的图像数据并使监控器 14 显示读出的一个图像或多个图像。所述图像可以以各种模式显示。如图 7 中所示,例如,监控器 14 可以在一侧显示增强的氧饱和度图像 72,而在另一侧显示由图像选择器开关 68(参见图 2)选择的第一窄带图像 72 和氧饱和度图像 73 中的任意一个。在图 7 和图 8 中显示的氧饱和度图像 73 中,例如,血管图像 75 被显示为表示较低氧饱和度的青色;血管图像 76 被显示为表示中间氧饱和度的品红色;以及血管图像 77 被显示为表示较高氧饱和度的黄色。在图 7 和图 8 中显示的增强的氧饱和度图像 74 中,诸如微小血管区的关心区域中的氧饱和度的色彩饱和度被设定成高值;例如,血管图像 80 被显示为表示关心区域中的低氧饱

和度的增强青色；血管图像 81 被显示为表示关心区域中的中间氧饱和度的增强品红色；以及血管图像 82 被显示为表示关心区域中的高氧饱和度的增强黄色。

[0068] 与图 7 所示的显示模式相比，增强的氧饱和度图像 74 和氧饱和度图像 73 可以如图 8 中所示被同时显示。

[0069] 接下来，将参见图 9 中显示的流程图说明计算血管深度 - 氧饱和度信息的过程以及产生氧饱和度图像和包含这种氧饱和度信息的增强的氧饱和度图像的过程。

[0070] 首先，控制台 23 操作，使得光源选择器 37 开启第一窄带光源 33，以通过第一窄带光 N1 对体腔内部进行照明。当窄带光 N1 对体腔内部进行照明时，控制器 59 向成像控制器 46 发送成像指令。因此，通过用第一窄带光 N1 进行的照明进行成像，并且通过 AFE 45 将通过成像获得的第一窄带成像信号发送到 DSP 55。DSP 55 根据第一窄带成像信号产生第一窄带图像数据。由此产生的第一窄带图像数据存储在帧存储器 56 中。如以下所述，根据第一窄带图像数据产生氧饱和图像和增强的氧饱和图像。

[0071] 当第一窄带图像数据已经储存在帧存储器 56 中时，光源选择器 37 响应来自控制器 59 的光源转换指令，将用于对体腔内部进行照明的光从第一窄带光 N1 转换到第二窄带光 N2。接着，类似于使用第一窄带光 N1 的情况进行成像，以根据通过成像获得的第二窄带成像信号产生第二窄带图像数据。由此产生的第二窄带图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0072] 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 响应来自控制器 59 的光源转换指令，将用于对体腔内部进行照明的光从第二窄带光 N2 转换到第三窄带光 N3。接着，类似于使用第一和第二窄带光 N1 和 N2 的情况进行成像，以根据通过成像获得的第三窄带成像信号产生第三窄带图像数据。由此产生的第三窄带图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0073] 当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，确定包括血管的血管区。接着，亮度比计算器 60 计算与血管区中的相同位置的像素相对应的第一与第三窄带图像数据之间的第一亮度比 $S1^*/S3^*$ 以及第二与第三窄带图像数据之间的第二亮度比 $S2^*/S3^*$ 。

[0074] 接下来，血管深度 - 氧饱和度计算器 62 根据存储在相关性存储器 61 中的相关性确定亮度坐标系中与第一和第二亮度比 $S1^*/S3^*$ 和 $S2^*/S3^*$ 相对应的坐标点 (X^*, Y^*) 。另外，确定血管信息坐标系中与坐标点 (X^*, Y^*) 相对应的坐标点 (U^*, V^*) ，以便对于血管区中给定的像素获得血管深度信息 U^* 和氧饱和度信息 V^* 。

[0075] 当已经获得血管深度信息 U^* 和氧饱和度信息 V^* 时，从氧饱和度图像生成器 64 中的色彩图 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。

[0076] 当色彩信息存储在 RAM 中时，紧跟上述过程以对于血管区中的所有像素获得氧饱和度和信息 V^* ，确定对应于氧饱和度信息 V^* 的色彩信息，所述色彩信息接着储存在 RAM 中。

[0077] 接下来，血管特征量设定装置 83 响应来自控制台的指令设定血管特征量。

[0078] 当设定血管特征量时，关心区域设定装置 84 从存储器 56 读出第一窄带图像数据，并且根据第一窄带图像数据的血管特征量设定关心区域。

[0079] 关心区域设定装置 84 设定关心区域以产生用于显示第一窄带数据中增强的关心

区域的关心区域设定图像数据。由此产生的关心区域设定图像数据再次存储在帧存储器中。

[0080] 接着,当对于血管区中的所有像素已经获得并存储氧饱和度信息和与该信息相对应的色彩信息,以及已经产生并存储关心区域设定图像数据时,氧饱和度图像生成器 64 从帧存储器 56 读出第一窄带图像数据和关心区域设定图像数据,并且将存储在 RAM 中的色彩信息和增强的色彩饱和度信息结合到第一窄带图像数据和关心区域设定图像数据中,以产生氧饱和度图像数据和加强的氧饱和度图像数据。由此产生的氧饱和度图像数据和增强的氧饱和度图像数据再次存储在帧存储器 56 中。

[0081] 显示控制电路 58 从帧存储器 56 读出第一窄带图像数据、氧饱和度图像数据和增强的氧饱和度图像,并且根据读出的图像数据在监控器 14 上显示如图 7 或图 8 中所示的第一窄带图像 72、氧饱和度图像 73 和增强的氧饱和度图像 74。图 7 中显示的监控器 14 并列地同时显示增强的氧饱和度图像 74 以及第一窄带图像 72 和氧饱和度图像 73 中的一个;图 8 中显示的监控器 14 并列地同时显示三个图像,即,第一窄带图像 72、氧饱和度图像 73 和增强的氧饱和度图像 74。

[0082] 如上所述,包括血管特征量设定装置和氧饱和度设定装置的本发明允许显示为诊断关心的特征血管部分的选择性增强的氧饱和度。

[0083] 以上已经说明了本发明的第一实施例。

[0084] 根据本发明的第二实施例的电子内窥镜除了血管特征量设定装置 83 和关心区域设定装置 84 之外,类似于根据第一实施例的电子内窥镜系统 10。因此,下面将不提供其它特征的附图和说明。

[0085] 根据本发明的第二实施例,血管特征量设定装置 83 将血管密度设定为获得的图像中的血管特征量。

[0086] 根据该实施例,在血管密度被设定作为血管特征量的情况下,关心区域设定装置 84 根据血管密度设定关心区域。

[0087] 首先,关心区域设定装置 84 获取存储在帧存储器 56 中的第一窄带图像数据,并接着从第一窄带图像数据中提取具有大约 $10\mu\text{m}$ 至 $50\mu\text{m}$ 直径的微小血管。接着,具体地,关心区域设定装置 84 从包括由此提取的微小血管的血管区域提取具有高血管密度的部分。具有高血管密度的部分的提取通过对提取微小血管的第一窄带图像(血管提取图像)进行二值化来实现。血管提取图像通过将像素值 1 分配给该图像中的血管像素而将像素值 0 分配给其它像素来进行二值化。在分配 1 和 0 时使用的阈值可以例如为血管提取图像的像素值的平均值。

[0088] 关心区域设定装置 84 判断通过上述方法进行二值化的二值化图像中的各个像素是否属于高血管密度区。当以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,像素被判断为属于高血管密度区。优选地,给定阈值例如为大约 30%,方形尺寸例如为整个图像的千分之一。

[0089] 因此,可以从第一窄带图像数据中提取高血管密度区。

[0090] 接着,在其中已经被提取高血管密度区的图像数据作为关心区域设定图像数据存储在帧存储器 56 中。

[0091] 接下来的过程与根据第一实施例的电子内窥镜系统 10 相同。

[0092] 根据本发明的第三实施例的电子内窥镜系统除了血管特征量设定装置 83 和关心区域设定装置 84 之外与根据第一实施例的电子内窥镜系统 10 相似。因此,下面将不会提供其它特征的附图和说明。

[0093] 根据本发明的第三实施例,血管特征量设定装置 83 将血管分支点密度设定为获得的图像中的血管特征量。

[0094] 根据该实施例,在血管分支点密度被设定作为血管特征量的情况下,关心区域设定装置 84 根据血管分支点密度设定关心区域。

[0095] 首先,关心区域设定装置 84 获取存储在帧存储器 56 中的第一窄带图像数据,并接着从第一窄带图像数据中提取具有大约 $10\mu\text{m}$ 至 $50\mu\text{m}$ 直径的微小血管。接着,具体地,关心区域设定装置 84 从包括由此提取的微小血管的血管区提取具有高血管分支点密度的部分。可以如第二实施例中一样,通过对提取微小血管的第一窄带图像(血管提取图像)进行二值化,以通过模板匹配方法在二值化的血管提取图像中搜索分支点,实现具有高血管分支点密度的部分的提取。也就是说,产生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的阈值的点。

[0096] 由于血管在各种方向上并以各种角度形成分支,因此需要产生具有多个图案的基准图像。利用与第二实施例中相同的方法,从由此提取的分支点进一步提取其中分支点以高密度集中的区域,。

[0097] 因此,可以从第一窄带图像数据中提取高血管分支点密度区。

[0098] 接着,已经被提取高血管分支点密度区的图像数据存储在帧存储器 56 中作为关心区域设定图像数据。

[0099] 接下来的过程与根据第一实施例的电子内窥镜系统 10 相同。

[0100] 如上所述基本为本发明。本发明不限于上述的任何实施例,而在不偏离本发明精神的情况下允许进行各种修改。

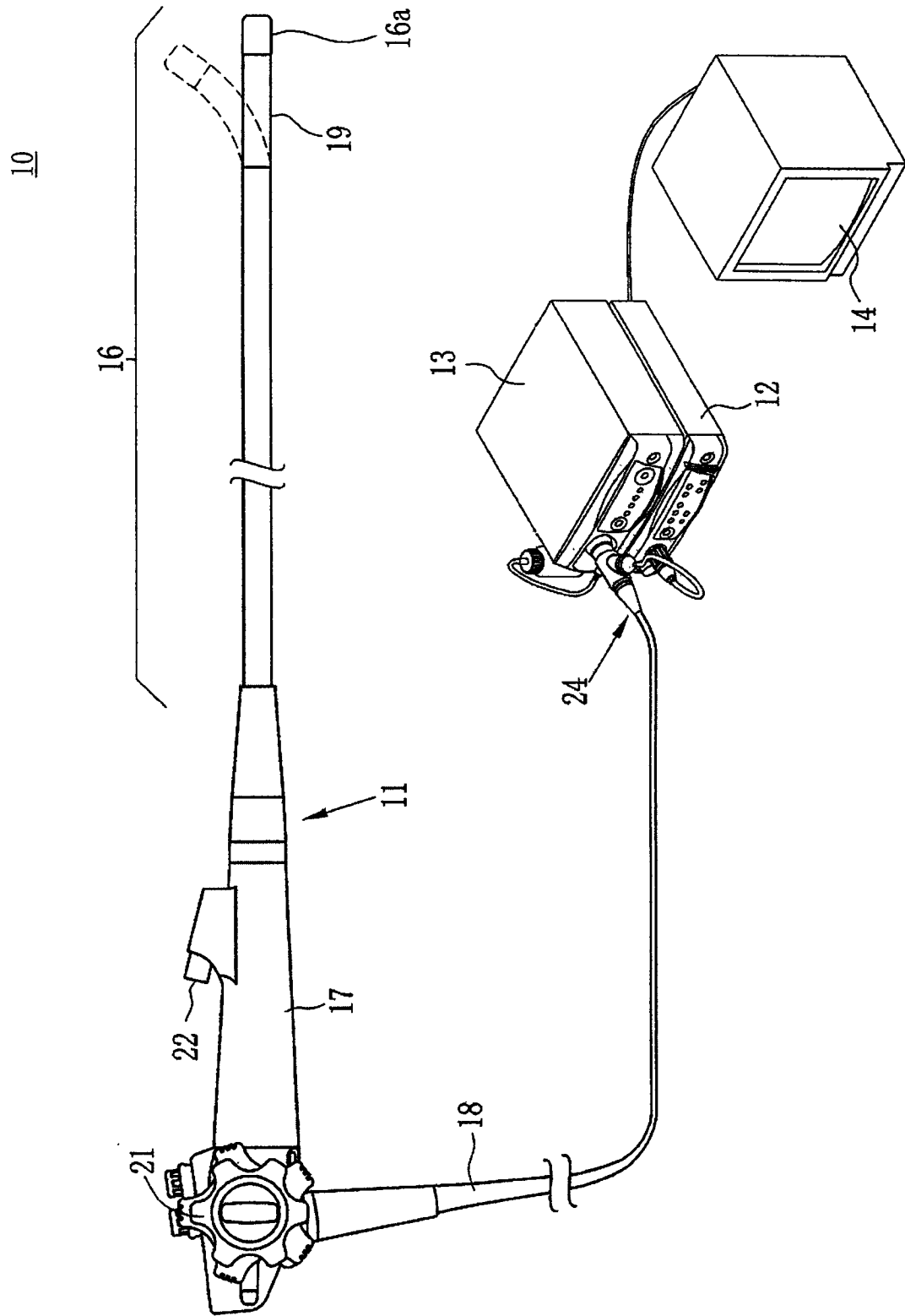


图 1

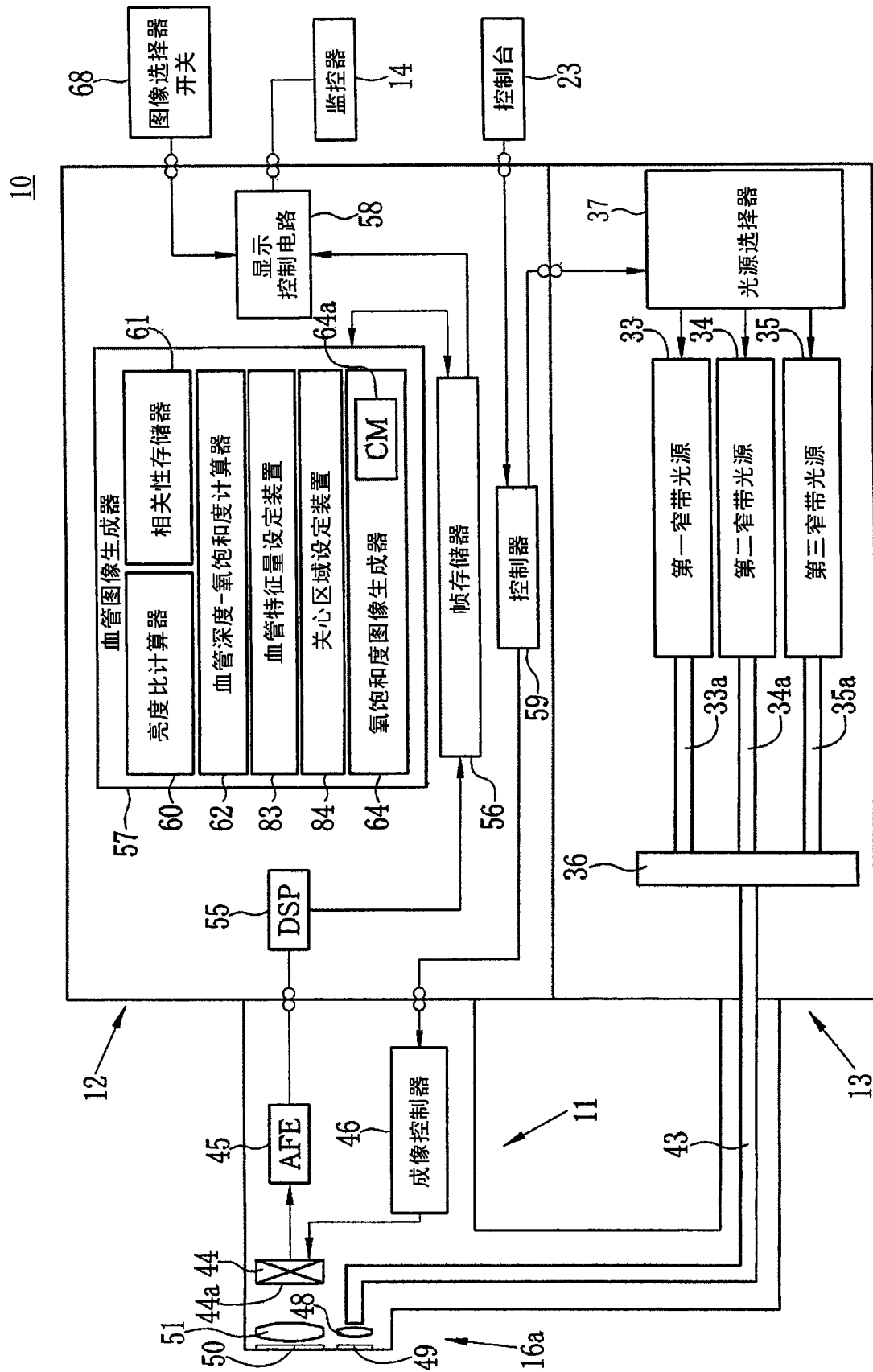


图 2

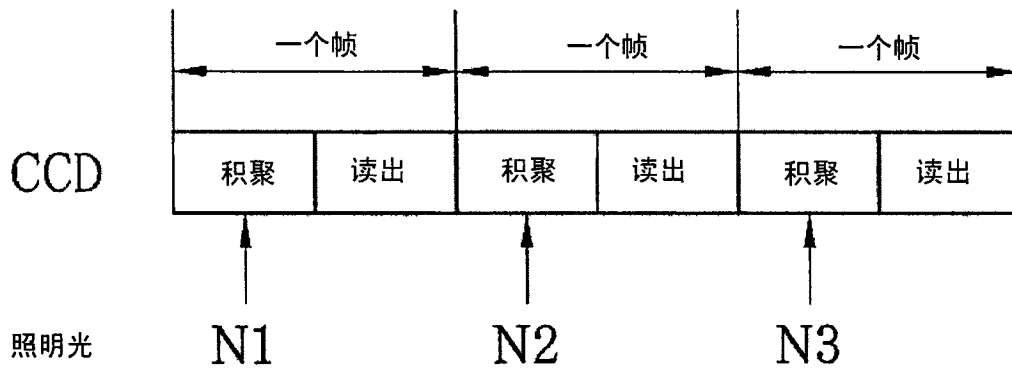


图 3

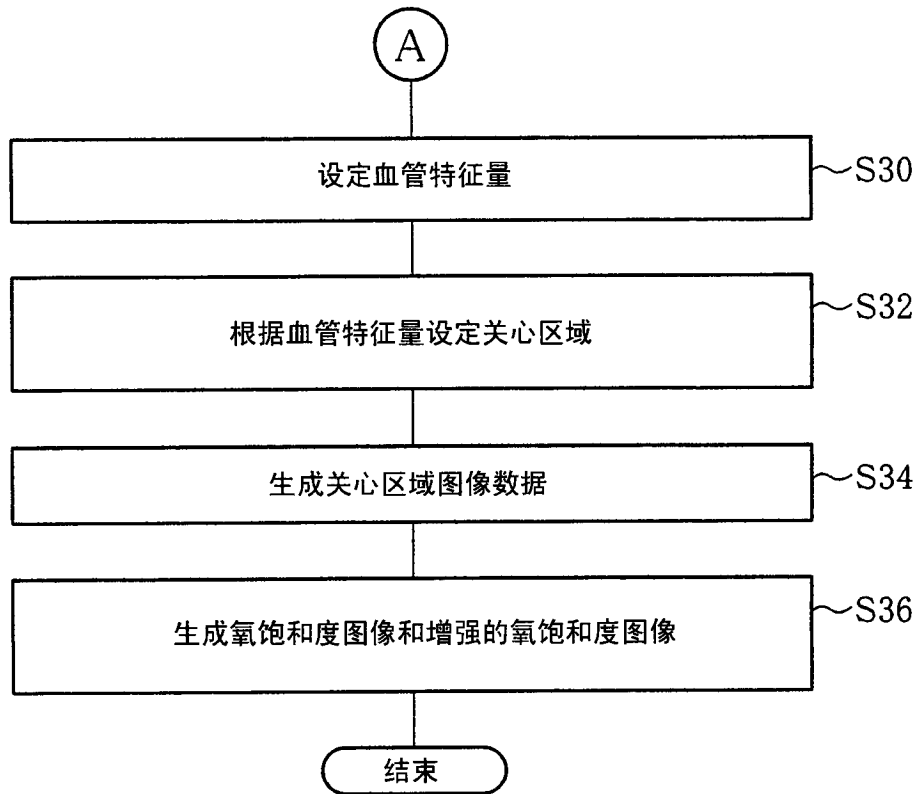


图 10

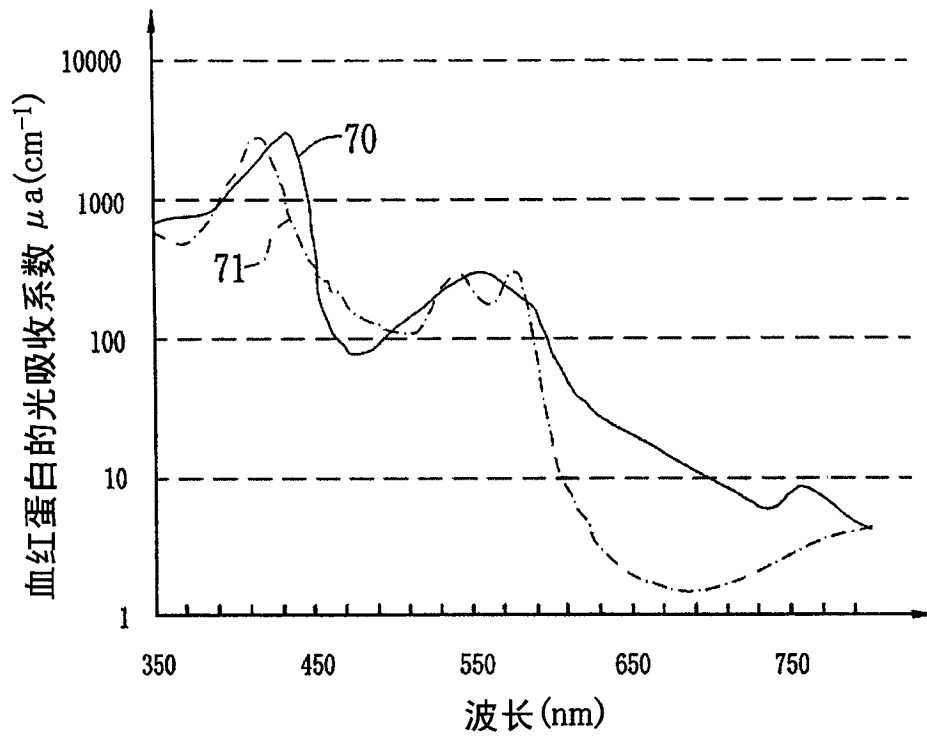


图 4

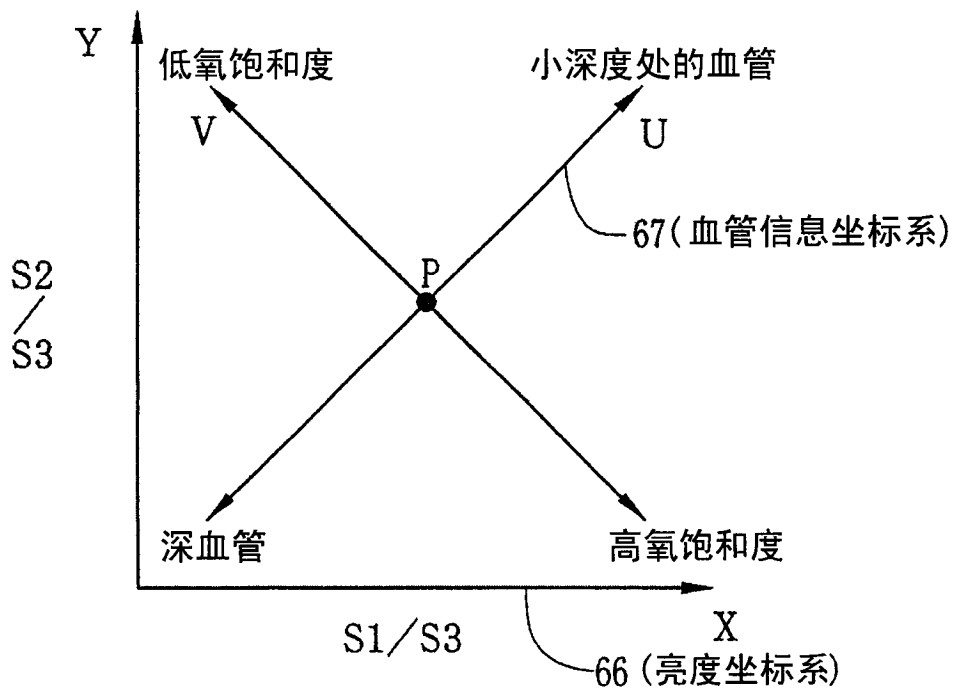


图 5

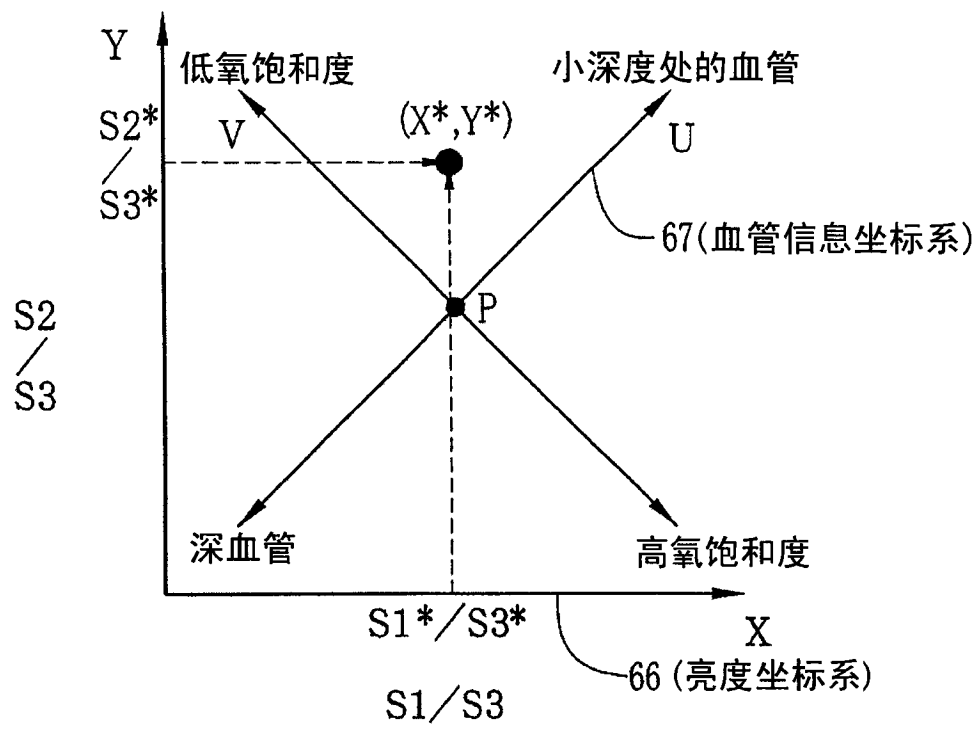


图 6A

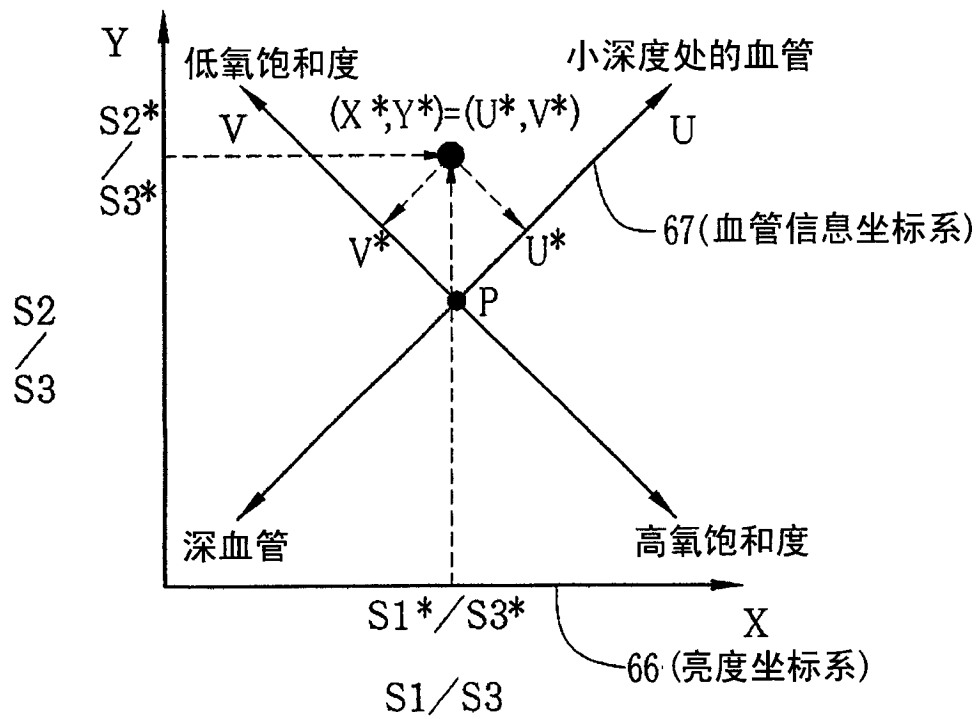


图 6B

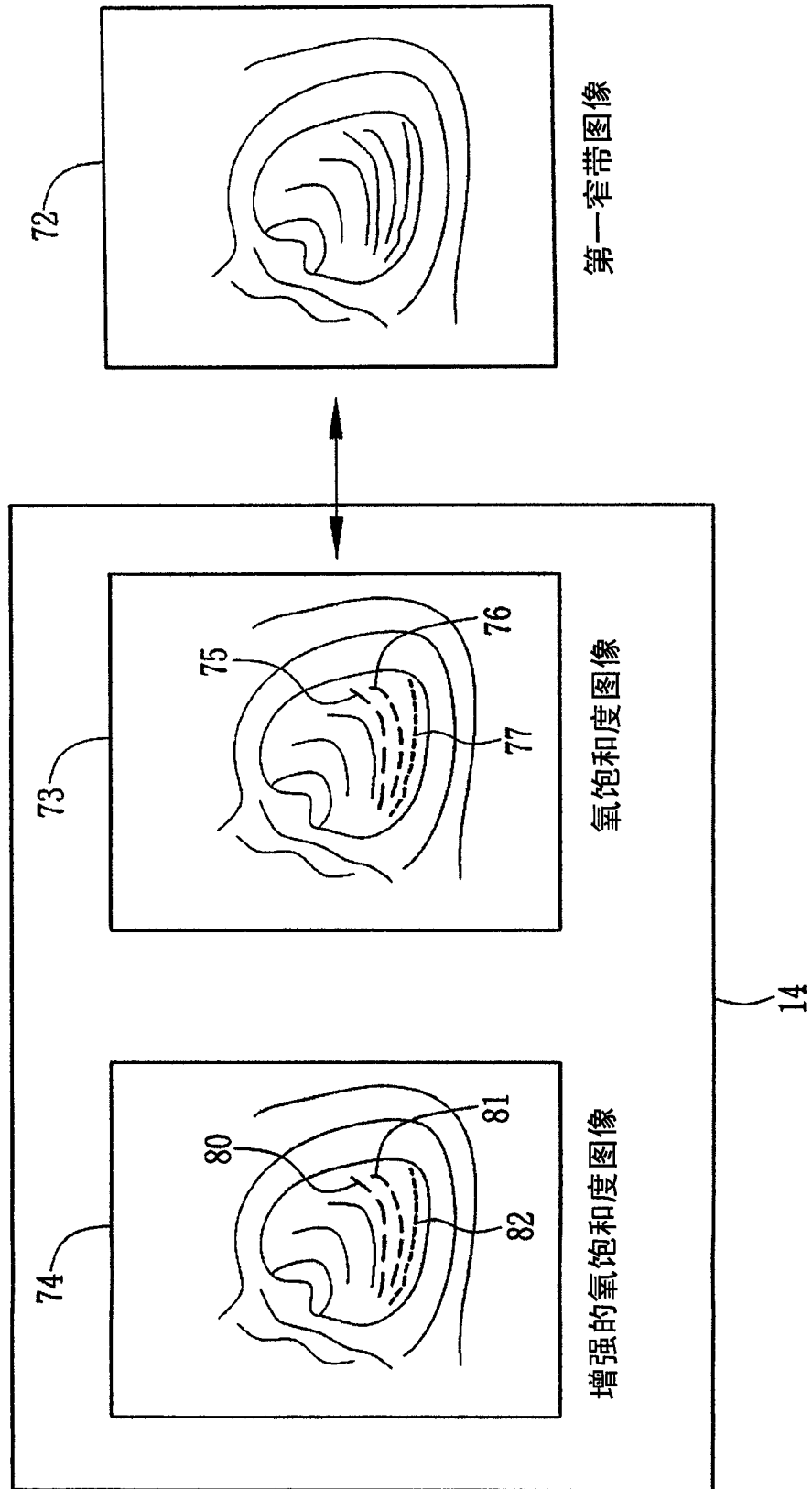


图 7

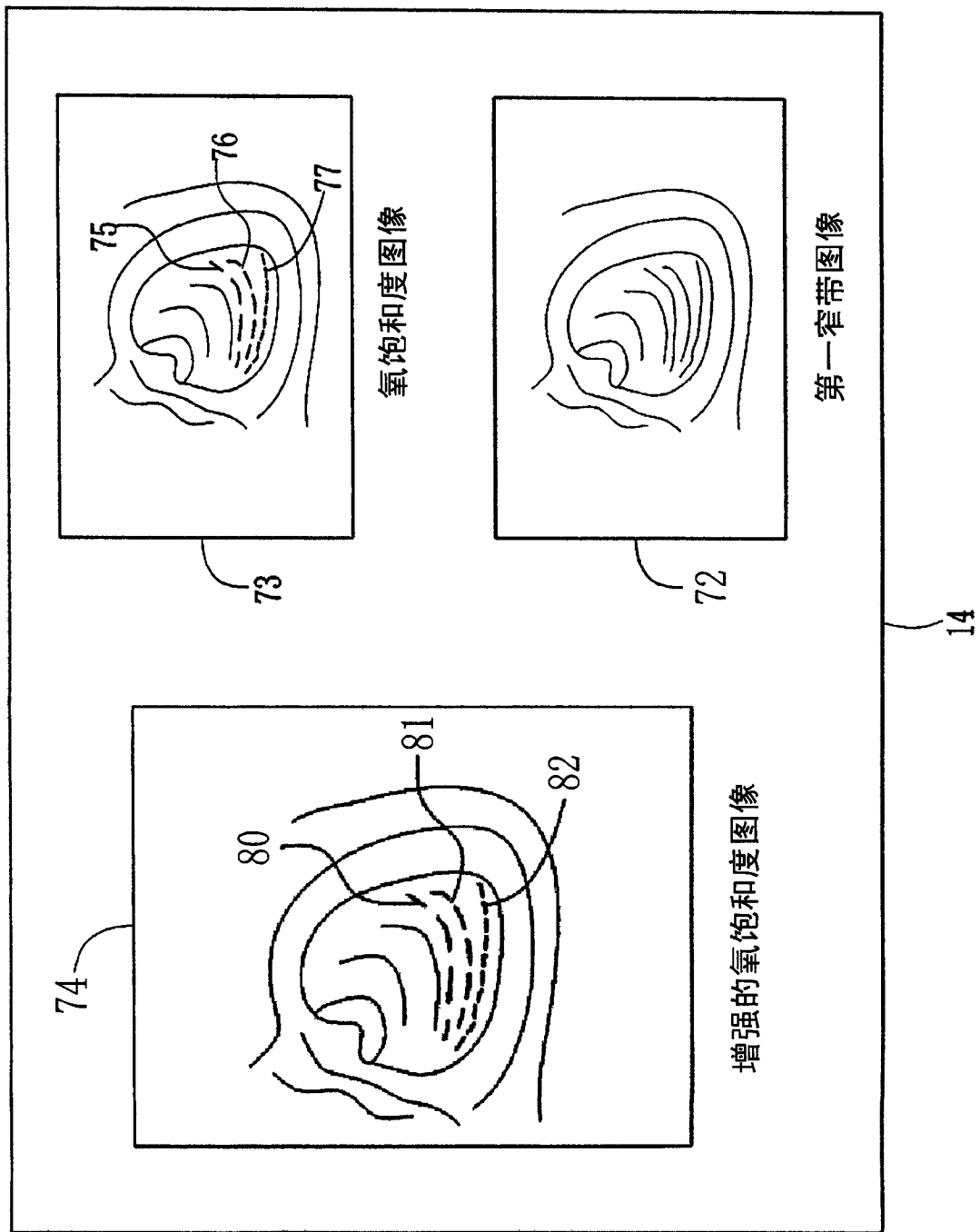


图 8

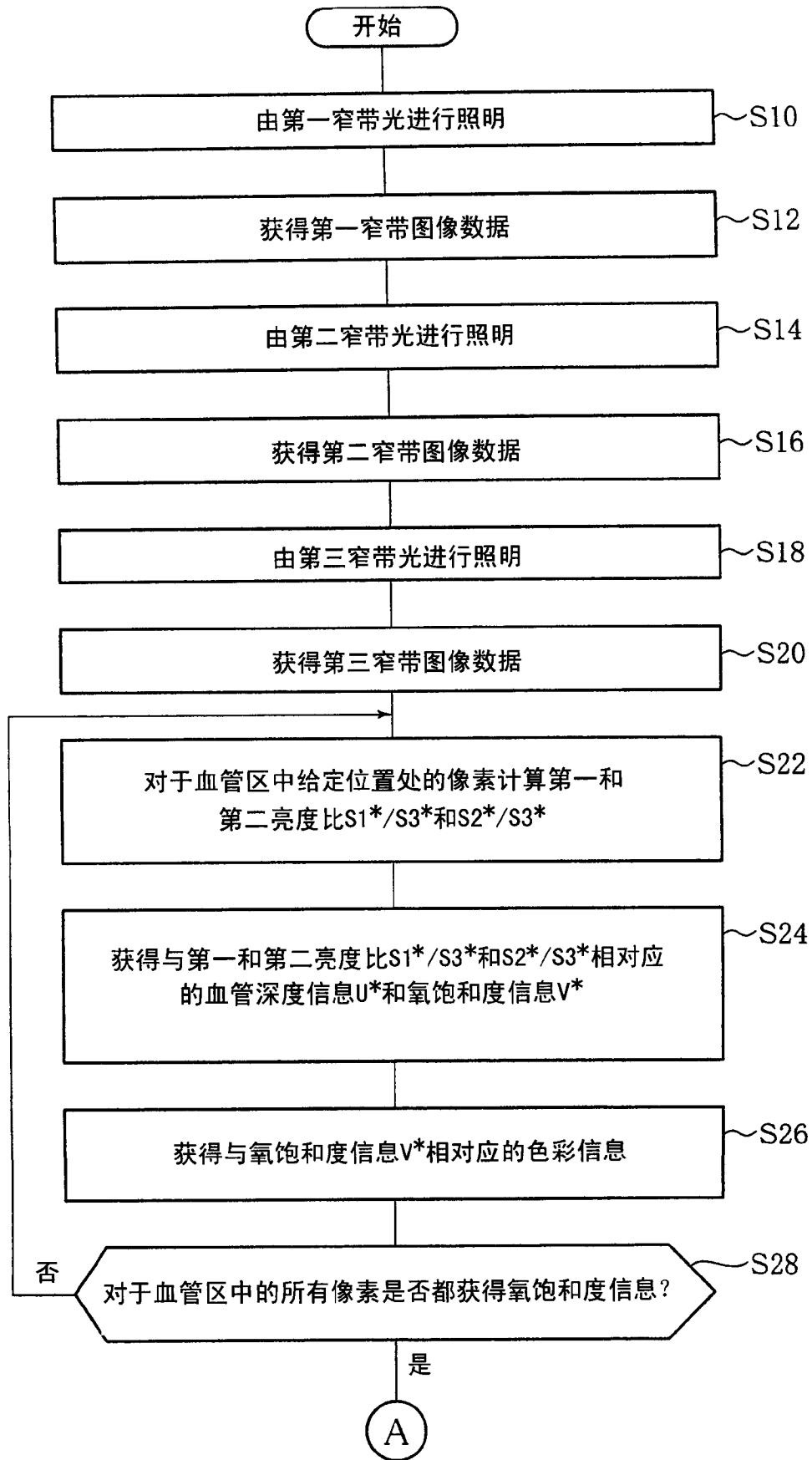


图 9

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102197985B	公开(公告)日	2015-03-04
申请号	CN201110035036.X	申请日	2011-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	斋藤孝明		
发明人	斋藤孝明		
IPC分类号	A61B1/04 A61B5/1459		
CPC分类号	A61B5/7485 G06T7/0012 A61B5/14551 A61B1/00009 A61B1/0005 G06T2207/10152 A61B5/1459 A61B5/02007 A61B1/00045 A61B5/489 H04N5/2256 G06T2207/10068 H04N2005/2255 G06T2207/30101 A61B1/063 A61B5/0084 A61B1/0638 A61B5/7425 A61B1/05 G06T2207/10024		
代理人(译)	张成新		
优先权	2010067453 2010-03-24 JP		
其他公开文献	CN102197985A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种电子内窥镜系统，包括：光源装置，所述光源装置用于依次发射具有相互不同的波段的多种光；电子内窥镜，所述电子内窥镜用于输出与依次对包括血管的目标组织进行照明的多种光相对应的获得的图像的图像数据；用于从所述图像数据设定血管特征量的设定装置；用于根据血管特征量设定获得的图像中的关心区域的设定装置；图像生成装置，所述图像生成装置用于从所述图像数据生成表示血管中的氧饱和度的分布的第一氧饱和度图像；以及图像显示装置，所述图像显示装置用于以模拟色彩的方式显示第二氧饱和度图像，其中关心区域内的氧饱和度被选择性地增强。

