



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103648353 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 30

(21) 申请号 201280033244. 9

A61B 5/1455(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 06. 12

H04N 7/18(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-149994 2011. 07. 06 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 01. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/064974 2012. 06. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/005533 JA 2013. 01. 10

(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 山口博司 饭田孝之

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 纪晓峰

(56) 对比文件

EP 2305094 A1, 2011. 04. 06,

EP 2305094 A1, 2011. 04. 06,

JP 特开 2010-279454 A, 2010. 12. 16,

US 5408998 A, 1995. 04. 25,

US 6775565 B1, 2004. 08. 10,

CN 102197983 A, 2011. 09. 28,

CN 101489471 A, 2009. 07. 22,

审查员 孙颖

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)

A61B 1/06(2006. 01)

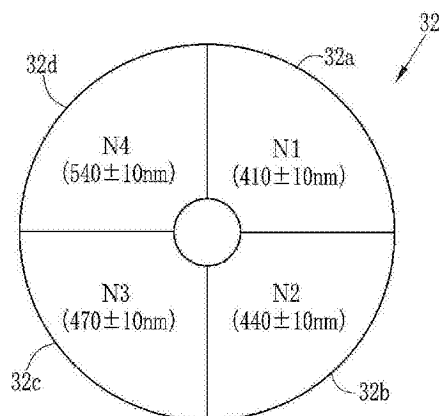
权利要求书2页 说明书8页 附图9页

(54) 发明名称

内窥镜系统、其处理器装置和图像显示方法

(57) 摘要

通过旋转设定在宽带光源 (30) 的光路中的、用于特殊观察的旋转滤光器 (32) 将第一至第四窄带光 N1 至 N4 相继施加到观察对象。基于第一和第四窄带光 N1 和 N4 的反射图像产生其中表层血管以及中层至深层血管被增强的血管增强图像。基于第二至第四窄带光 N2 至 N4 的反射图像产生对血液中血红蛋白的图像氧饱和度水平进行成像的氧饱和度图像。产生的血管增强图像和氧饱和度图像并排地显示在监视器 (14) 上。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于包括:

照明部,所述照明部用于向观察对象相继施加在穿透到活体组织中的特定层的深度的波长带中的光中的处于具有高的血红蛋白吸光系数的波长带中的第一照明光,和处于不同于所述第一照明光的所述波长带并且其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白具有不同的吸光系数的波长带中的第二照明光;

图像信号获取部,所述图像信号获取部用于通过在用所述第一照明光照射下对所述观察对象进行成像获得第一图像信号和通过在用所述第二照明光照射下对所述观察对象进行成像获得第二图像信号;

图像生成部,所述图像生成部用于仅基于所述第一图像信号产生第一对象图像,和用于基于所述第二图像信号产生第二对象图像;和

显示部,所述显示部用于显示所述第一和第二对象图像,

其中所述图像信号获取部包括定位单元,所述定位单元用于在所述第一和第二图像信号之间进行对象图像的定位,并且

所述图像信号获取部还包括结构增强单元,所述结构增强单元用于向所述第一和第二图像信号施加结构增强处理以增强所述观察对象的结构;并且

在进行所述结构增强处理之后,所述定位单元在所述第一和第二图像信号之间进行所述对象图像的定位。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于所述观察对象的所述结构包括血管结构。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于所述照明部包括:

宽带光源,所述宽带光源用于发射处于宽波长带中的宽带光;和

旋转滤光器,所述旋转滤光器用于相继透射所述宽带光中的所述第一和第二照明光。

4. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于所述照明部包括用于发射所述第一和第二照明光的多个半导体光源。

5. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其特征在于

所述第一照明光至少包含具有处于蓝色区中的波长带的蓝色窄带光和具有处于绿色区中的波长带的绿色窄带光,并且所述第二照明光至少包含具有两个非等吸收度波长的窄带光,在所述两个非等吸收度波长处所述氧合血红蛋白和所述去氧血红蛋白之间的吸光系数的大小关系彼此不同;

所述第一图像信号包括蓝色窄带信号和绿色窄带信号,所述蓝色窄带信号通过在用所述蓝色窄带光照射下对所述观察对象进行成像获得,所述绿色窄带信号通过在用所述绿色窄带光照射下对所述观察对象进行成像获得;

所述第二图像信号包括第一非等吸收度波长窄带信号和第二非等吸收度波长窄带信号,所述第一非等吸收度波长窄带信号通过在用具有所述两个非等吸收度波长的所述窄带光中的一个的照射下对所述观察对象进行成像获得,所述第二非等吸收度波长窄带信号通过在用所述窄带光中的另一个的照射下对所述观察对象进行成像获得;

所述第一对象图像是仅基于所述蓝色窄带信号和所述绿色窄带信号产生的血管增强图像;并且

所述第二对象图像是基于所述第一非等吸收度波长窄带信号和所述第二非等吸收度

波长窄带信号产生的氧饱和度图像。

6. 根据权利要求 5 所述的内窥镜系统,其特征在于

所述蓝色窄带光处于 $410 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中;

所述绿色窄带光处于 $540 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中;并且

具有所述两个非等吸收度波长的所述窄带光处于 $440 \pm 10\text{nm}$ 和 $470 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中。

7. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其特征在于所述第二照明光还包括处于 $650 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中的窄带光和处于 $910 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中的窄带光,作为具有所述非等吸收度波长的所述窄带光。

8. 一种内窥镜系统的处理器装置,其特征在于包括:

图像信号获取部,所述图像信号获取部用于获得第一图像信号和第二图像信号,所述第一图像信号通过在用在穿透到活体组织中的特定层的深度的光中的处于具有高的血红蛋白吸光系数的波长带中的第一照明光照射下通过内窥镜设备对观察对象进行成像获得,所述第二图像信号通过在用处于不同于所述第一照明光的所述波长带并且其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白具有不同的吸光系数的波长带中的第二照明光照射下通过所述内窥镜设备对所述观察对象进行成像获得;和

图像生成部,所述图像生成部用于接收所述第一和第二图像信号并且仅基于所述第一图像信号产生第一对象图像,和基于所述第二图像信号产生第二对象图像,

其中所述图像信号获取部包括定位单元,所述定位单元用于在所述第一和第二图像信号之间进行对象图像的定位,并且

所述图像信号获取部还包括结构增强单元,所述结构增强单元用于向所述第一和第二图像信号施加结构增强处理以增强所述观察对象的结构;并且

在进行所述结构增强处理之后,所述定位单元在所述第一和第二图像信号之间进行所述对象图像的定位。

9. 一种图像显示方法,其特征在于包括:

图像信号获取步骤,所述图像信号获取步骤用于获得第一图像信号和第二图像信号,所述第一图像信号通过在用在穿透到活体组织中的特定层的深度的光中的处于具有高的血红蛋白吸光系数的波长带中的第一照明光照射下通过内窥镜设备对观察对象进行成像获得,所述第二图像信号通过在用处于不同于所述第一照明光的所述波长带并且其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白具有不同的吸光系数的波长带中的第二照明光照射下通过所述内窥镜设备对所述观察对象进行成像获得;

图像生成步骤,所述图像生成步骤用于由接收所述第一和第二图像信号的图像生成部仅基于所述第一图像信号产生第一对象图像,和基于所述第二图像信号产生第二对象图像;和

显示步骤,所述显示步骤用于在显示部上显示所述第一和第二对象图像,

其中所述图像信号获取步骤还包括向所述第一和第二图像信号施加结构增强处理以增强所述观察对象的结构,并且在进行所述结构增强处理之后,在所述第一和第二图像信号之间进行所述对象图像的定位。

内窥镜系统、其处理器装置和图像显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及利用具有特定波长的特殊光观察体腔内部的内窥镜系统,所述内窥镜系统的处理器装置,和图像显示方法。

背景技术

[0002] 在目前的医学领域中,广泛地进行使用内窥镜的癌症诊断。在此内窥镜癌症诊断中,内窥镜的插入部被引入到人体腔中。在将具有预定波长的照明光从所述插入部的远端部分施加到观察对象的同时,通过设置在远端部分处的成像设备对观察对象进行成像以获得其中反映呈现在观察对象中的多种类型的生物学信息的图像。例如,根据日本专利号 3559755,通过使用具有特定波长的窄带光作为照明光获得其中在宽带照明光如白光下不明显的表层血管和表层微细结构被强调显示的图像。使用清楚显示表层血管和表层微细结构的该图像进行诊断,使得不仅可能辨别癌症而且还可能评估癌症的分期。

[0003] 此外,根据日本专利号 2648494,通过使用具有其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白间的吸光系数不同的波长带的光作为照明光对血液中血红蛋白的氧饱和度水平进行成像。例如,特定程度的癌症在其中心显示低氧状态,同时在其外周显示含氧量高的状态。因此,使用如上所述的氧饱和度水平的图像有助于直观地了解癌症的状况。

[0004] 发明概述

[0005] 本发明要解决的问题

[0006] 在基于强调显示的表层微细血管等进行癌症诊断的情况中,如在日本专利号 3559755 中所述,需要预先了解对癌症特异性的血管图案等。此外,为了由血管图案评估癌症的分期,需要相当多的知识和经验。另一方面,在使用氧饱和度水平的图像进行癌症诊断的情况中,如在日本专利号 2648494 中所述,癌症可以容易被辨别。然而,至于癌症分期等的详细癌症诊断,除了氧饱和度水平的信息以外还需要包括表层微细血管的图案在内的血管形状的信息。

[0007] 本发明的目的在于提供能够获取表层微细血管等的血管形状信息和血液中血红蛋白的氧饱和度水平两者、用于诊断病变如癌症的内窥镜系统,内窥镜系统的处理器装置,以及图像显示方法。

[0008] 解决问题的手段

[0009] 为实现以上目的,根据本发明的内窥镜系统包括照明部,图像信号获取部,图像生成部,和显示部。照明部向观察对象相继施加在穿透到活体组织中的特定层的深度的波长带中的光中的处于具有高的血红蛋白吸光系数的波长带中的第一照明光,和处于其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白具有不同的吸光系数的波长带中的第二照明光。图像信号获取部通过在用所述第一照明光照射下对观察对象进行成像获得第一图像信号并且通过在用所述第二照明光照射下对观察对象进行成像获得第二图像信号。图像生成部仅基于第一图像信号产生第一对象图像,并且基于第二图像信号产生第二对象图像。显示部显示第一和第二对象图像。

[0010] 图像信号获取部优选地包括定位单元,所述定位单元用于在所述第一和第二图像信号之间进行对象图像的定位。

[0011] 优选的是,图像信号获取部还包括结构增强单元,所述结构增强单元用于向所述第一和第二图像信号施加结构增强处理以增强所述观察对象的结构;并且在进行所述结构增强处理之后,所述定位单元在所述第一和第二图像信号之间进行对象图像的定位。观察对象的结构优选地包括血管结构。

[0012] 照明部可以包括用于发射处于宽波长带中的宽带光的宽带光源和用于相继透射所述宽带光中的第一和第二照明光的旋转滤光器。照明部可以包括用于发射第一和第二照明光的多个半导体光源。

[0013] 第一照明光至少包含具有处于蓝色区中的波长带的蓝色窄带光和具有处于绿色区中的波长带的绿色窄带光。第二照明光至少包含具有两个非等吸收度波长的窄带光和具有等吸收度波长的窄带光,在所述两个非等吸收度波长处氧合血红蛋白和去氧血红蛋白之间的吸光系数的大小关系彼此不同,而在所述等吸收度波长处氧合血红蛋白和去氧血红蛋白具有相同的吸光系数。第一对象图像是其中表层血管以及中层至深层血管被增强的血管增强图像。第二对象图像是对血液中血红蛋白的氧饱和度水平进行成像的氧饱和度图像。

[0014] 优选的是,蓝色窄带光处于 $410 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中,具有两个非等吸收度波长的窄带光处于 $440 \pm 10\text{nm}$ 和 $470 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中,且绿色窄带光和等吸收度波长的窄带光处于 $540 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中。

[0015] 优选的是,第二照明光还包括处于 $650 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中的窄带光和处于 $910 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中的窄带光,作为具有非等吸收度波长的窄带光。

[0016] 根据本发明的内窥镜系统的处理器装置包括图像信号获取部和图像生成部。图像信号获取部获得第一图像信号和第二图像信号,所述第一图像信号通过在用在穿透到活体组织中的特定层的深度的光中的处于具有高的血红蛋白吸光系数的波长带中的第一照明光照射下通过内窥镜设备对观察对象进行成像获得,所述第二图像信号通过在用处于其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白具有不同的吸光系数的波长带中的第二照明光照射下通过所述内窥镜设备对所述观察对象进行成像获得。图像生成部接收第一和第二图像信号,并且仅基于第一图像信号产生第一对象图像,和基于第二图像信号产生第二对象图像。

[0017] 根据本发明的图像显示方法包括图像信号获取步骤,图像生成步骤,和显示步骤。在图像信号获取步骤中,第一图像信号通过在用在穿透到活体组织中的特定层的深度的光中的处于具有高的血红蛋白吸光系数的波长带中的第一照明光照射下通过内窥镜设备对观察对象进行成像获得,第二图像信号通过在用处于其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白具有不同的吸光系数的波长带中的第二照明光照射下通过所述内窥镜设备对所述观察对象进行成像获得。在图像生成步骤中,由接收所述第一和第二图像信号的图像生成部仅基于第一图像信号产生第一对象图像,和基于第二图像信号产生第二对象图像。在显示步骤中,第一和第二对象图像被显示在显示部上。

[0018] 发明效果

[0019] 根据本发明,获得第一对象图像和第二对象图像。第一对象图像通过用在处于穿透到活体组织中的特定深度的波长带中的光中的处于具有高的血红蛋白吸光系数的波长带中的第一照明光照射产生。第二对象图像通过用处于其中氧合血红蛋白和去氧血红蛋白

具有不同的吸光系数的波长带中的第二照明光照射产生。通过将第一和第二对象图像显示在显示部上,能够从第一对象图像获取关于包括表层毛细血管等的血管形状的信息,并且从第二对象图像获取血液中血红蛋白的氧饱和度水平。

[0020] 在相继施加至少第一照明光和第二照明光的情况中,对象图像的定位在第一图像信号和第二图像信号之间进行,所述第一图像信号通过用第一照明光照射下对观察对象进行成像获得,所述第二图像信号在用第二照明光照射下对观察对象进行成像获得。因此,能够获得高质量的第一和第二对象图像,而不出现伪像等。

[0021] 附图简述

[0022] 图 1 是内窥镜系统的立体图;

[0023] 图 2 是示意图,其显示根据第一实施方案的内窥镜系统的内部结构;

[0024] 图 3 是用于正常观察的旋转滤光器的平面图;

[0025] 图 4 是用于特殊观察的旋转滤光器的平面图;

[0026] 图 5 是这样的图表,其用于说明正常观察模式下的 CCD 的操作;

[0027] 图 6 是这样的图表,其用于说明特殊观察模式下的 CCD 的操作;

[0028] 图 7 是这样的图表,其用于说明在增强的第一至第四窄带图像之间的定位;

[0029] 图 8 是这样的图表,其中血管增强图像和氧饱和度图像并排显示在监视器上;

[0030] 图 9 是这样的图,其显示血红蛋白的吸光系数和第一和第四窄带光的光量分布;

[0031] 图 10 是这样的图,其显示氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的吸光系数;

[0032] 图 11 是流程图,其用于说明特殊观察模式下的操作流程;

[0033] 图 12 是平面图,其显示不同于图 4 的用于特殊观察的旋转滤光器;和

[0034] 图 13 是示意图,其显示根据第二实施方案的内窥镜系统的内部结构。

[0035] 发明描述

[0036] 如在图 1 中所示,根据第一实施方案的内窥镜系统 10 由以下组成:电子内窥镜 11,电子内窥镜 11 用于对人体腔的内部成像;处理器装置 12,处理器装置 12 用于基于通过成像获得的信号产生图像;光源装置 13,光源装置 13 用于提供用于对体腔内部照明的光;和监视器 14,监视器 14 用于显示由处理器装置 12 产生的图像。

[0037] 该内窥镜系统 10 可在使用具有从蓝色延伸到红色的波长带的光作为观察对象的照明光的正常观察模式和使用具有限制在特定谱带内的波长的窄带光作为照明光的特殊观察模式之间进行切换。这些模式之间的切换利用设置在电子内窥镜 11 上的模式切换器 SW20 进行。

[0038] 电子内窥镜 11 包括要被引入到体腔中的柔性插入部 16,设置在插入部 16 的近端部分上的操作部 17,以及用于将操作部 17 与处理器装置 12 和光源装置 13 相连的通用电缆 18。

[0039] 插入部 16 在其远端具有由一系列接合件构成的弯曲部 19。弯曲部 19 响应于对设置在操作部 17 上的角度旋钮 21 的操作上下左右地灵活地弯曲。弯曲部 19 设置有远端部分 16a,远端部分 16a 包含用于对体腔内部成像的光学系统等。通过对弯曲部 19 的弯曲操作,远端部部分 16a 瞄准所需方向。

[0040] 在处理器装置 12 和光源装置 13 的侧面,连接器 24 与通用电缆 18 相连。连接器 24 是复合型连接器,其包括通信连接器和光源连接器。电子内窥镜 11 通过该连接器 24 可

拆卸地与处理器装置 12 和光源装置 13 相连。

[0041] 如在图 2 中所示,光源装置 13 设置有宽带光源 30,用于正常观察的旋转滤光器 31,用于特殊观察的旋转滤光器 32,滤光器切换器 34,和聚光透镜 39。宽带光源 30 是氙灯,白色 LED,微型白光光源等。宽带光源 30 发射具有从蓝色区延伸到红区(400 至 700 μm)的波长的宽带光(白光)BB。

[0042] 在正常观察模式下,用于正常观察的旋转滤光器 31 通过滤光器切换器 34 设置在宽带光源 30 的光路中。如在图 3 中所示,用于正常观察的旋转滤光器 31 由蓝光透射区 31b、绿光透射区 31g 和红光透射区 31r 组成,蓝光透射区 31b 用于透射来自宽带光源 30 的宽带光 BB 中的蓝色区中的蓝光 B,绿光透射区 31g 用于透射宽带光 BB 中的绿色区中的绿光 G,红光透射区 31r 用于透射宽带光 BB 中的红区中的红光 R,蓝光透射区 31b、绿光透射区 31g 和红光透射区 31r 沿周向布置。因此,通过旋转用于正常观察的旋转滤光器 31,以相继的方式从宽带光 BB 中获取蓝光 B、绿光 G 和红光 R。这三种颜色的光通过聚光透镜 39 入射到光导 43 上。

[0043] 在特殊观察模式下,用于特殊观察的旋转滤光器 32 通过滤光器切换器 34 设置在宽带光源 30 的光路中。如在图 4 中所示,用于特殊观察的旋转滤光器 32 由第一窄带光透射区 32a、第二窄带光透射区 32b、第三窄带光透射区 32c 和第四窄带光透射区 32d 组成,第一窄带光透射区 32a 用于透射来自宽带光源 30 的宽带光 BB 中的处于 $410 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中的第一窄带光 N1,第二窄带光透射区 32b 用于透射宽带光 BB 中的处于 $440 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中的第二窄带光 N2,第三窄带光透射区 32c 用于透射宽带光 BB 中的处于 $470 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中的第三窄带光 N3,第四窄带光透射区 32d 用于透射宽带光 BB 中的处于 $540 \pm 10\text{nm}$ 的波长带中的第四窄带光 N4,第一窄带光透射区 32a、第二窄带光透射区 32b、第三窄带光透射区 32c 和第四窄带光透射区 32d 沿周向布置。因此,通过旋转用于特殊观察的旋转滤光器 32,以相继的方式从宽带光 BB 中获取第一至第四窄带光 N1 至 N4。第一至第四窄带光 N1 至 N4 通过聚光透镜 39 入射到光导 43 上。

[0044] 如在图 2 中所示,电子内窥镜 11 设置有光导 43、CCD44、模拟前端电路(AFE)45 和成像控制器 46。光导 43 由大直径光纤、光纤束等组成。由用于正常观察的旋转滤光器 31 或用于特殊观察的旋转滤光器 32 提取的光入射到光导 43 的入射端上。另一方面,光导 43 的出射端指向包含在远端部分 16a 中的照明透镜 48,这样通过光导 43 的光被施加于观察对象。反射自观察对象的光通过包含在远端部分 16a 中的成像窗 50 和聚光透镜 51 入射到 CCD44 上。注意,可以使用 CMOS 成像设备等代替 CCD。

[0045] CCD44 在其成像表面 44a 处接收来自聚光透镜 51 的入射光,并且累积通过对所接收的光的光电变换获得的信号电荷。读取累积的信号电荷作为成像信号。将读取的成像信号传输到 AFE45。AFE45 包括用于将相关双采样处理施加于来自 CCD44 的成像信号的相关双采样电路(CDS),用于在通过 CDS 的降噪后放大成像信号的自动增益控制电路(AGC),和用于将由 AGC 放大的成像信号转换为具有预定位数的数字成像信号和用于将数字成像信号输入到处理器装置 12(都没有显示在附图中)的模拟-数字转换器(A/D)。注意,不具有分色滤光片(例如,RGB 滤光片)的单色 CCD 被用作 CCD44。

[0046] 成像控制器 46 与处理器装置 12 的控制器 59 连接,并且根据来自控制器 59 的命令传输驱动信号至 CCD44。CCD44 基于来自成像控制器 46 的驱动信号以预定的帧率将成像

信号输出到 AFE45。

[0047] 成像控制器 46 在正常观察模式和特殊观察模式下执行不同的控制操作。在正常观察模式下,如在图 5 中所示,在一个帧周期中执行两个步骤,即累积由蓝光 B 的光电变换产生的信号电荷的步骤和读取累积的信号电荷作为蓝色成像信号的步骤。在下一个帧周期中,执行两个步骤,即累积由绿光 G 的光电变换产生的信号电荷的步骤和读取累积的信号电荷作为绿色成像信号的步骤。在再下一个帧周期中,执行两个步骤,即累积由红光 R 的光电变换产生的信号电荷的步骤和读取累积的信号电荷作为红色成像信号的步骤。通过三个帧周期中的步骤读取的蓝色成像信号、绿色成像信号和红色成像信号被传输到处理器装置 12。

[0048] 另一方面,在特殊观察模式下,如在图 6 中所示,在一个帧周期中执行两个步骤,即累积由第一窄带光 N1 的光电变换产生的信号电荷的步骤和读取累积的信号电荷作为第一窄带成像信号的步骤。在下一个帧周期中执行两个步骤,即累积由第二窄带光 N2 的光电变换产生的信号电荷的步骤和读取累积的信号电荷作为第二窄带成像信号的步骤。在再下一个帧周期中执行两个步骤,即累积由第三窄带光 N3 的光电变换产生的信号电荷的步骤和读取累积的信号电荷作为第三窄带成像信号的步骤。在再下一个帧周期中执行两个步骤,即累积由第四窄带光 N4 的光电变换产生的信号电荷的步骤和读取累积的信号电荷作为第四窄带成像信号的步骤。通过四个帧周期中的步骤读取的第一至第四窄带成像信号被传输到处理器装置 12。

[0049] 如在图 2 中所示,处理器装置 12 设置有数字信号处理器 (DSP) 55,帧存储器 56,观察图像生成器 57,和显示控制电路 58,并且控制器 59 控制这些部件。DSP55 向从电子内窥镜 11 传输的成像信号施加色分离,颜色插值,白平衡调节, γ 校正等,并且产生对应于每个成像信号的图像。在正常观察模式下,产生对应于蓝色成像信号的蓝色图像,对应于绿色成像信号的绿色图像,对应于红色成像信号的红色图像。在特殊观察模式下,分别产生对应于第一至第四窄带成像信号的第一至第四窄带图像。由 DSP55 产生的这些图像被存储至帧存储器 56。

[0050] 观察图像生成器 57 包括正常图像生成器 60 和特殊图像生成器 61。正常图像生成器 60 产生正常图像,其中蓝色图像被分配给显示器的 B 通道,绿色图像被分配给 G 通道,红色图像被分配给红色通道。显示控制电路 58 将产生的正常图像显示在监视器 14 上。

[0051] 特殊图像生成器 61 包括血管增强单元 62,定位单元 63,血管增强图像生成单元 64,和氧饱和度图像生成单元 65。血管增强单元 62 通过频率滤波处理增强第一至第四窄带图像中的血管部分。考虑到在用于获得第一至第四窄带图像的第一至第四窄带光之间消化道粘膜的血红蛋白光吸收性质和光散射性质的差异,在增强血管部分中,表层血管在第一和第二窄带图像中被增强,表层血管和中层血管在第三窄带图像中被增强,并且中层血管在第四窄带图像中被增强。这些其中预定的血管被增强的增强的第一至第四窄带图像被存储至帧存储器 56。

[0052] 注意,例如,预定的二维滤子被用于每层的血管增强。为了产生二维滤子,首先基于电子内窥镜 11 的远端部分 16a 和观察区之间的距离及其放大率的假设获得对应于图像中每层的血管的频率。接下来,在频率间隔中设计仅增强该频带的滤子,并且对滤子进行傅里叶变换从而对应于实空间。在此,需要调节频率间隔中二维滤子的性质以致二维滤子的

大小被设定在例如约 5×5 的真实大小。

[0053] 定位单元 63 基于增强的第一至第四窄带图像在增强的第一至第四窄带图像之间进行定位。如在图 7 中所示,在其中表层血管被增强的增强的第一至第三窄带图像(表层血管增强组)之间进行定位,并且在其中中层血管被增强的增强的第三和第四窄带图像(中层血管增强组)之间进行定位。因为在根据被增强的血管的类型分组的图像之间进行定位,所以可以提高定位的精确度。定位后增强的第一至第四窄带图像被存储至帧存储器 56。

[0054] 作为用于在增强的第一至第三窄带图像之间进行定位的方法,将增强的第一窄带图像上下左右地移动几个像素,并且获得与增强的第二窄带图像的差。通过多次重复该步骤,获得使每个像素的差分信号的绝对值的总和最小化的位移量。然后,将增强的第一窄带图像移动此位移量。因此,完成增强的第一窄带图像的定位。同样,对于增强的第三窄带图像,执行与用于增强的第一窄带图像的处理相同的处理。注意,以相似方式进行增强的第三窄带图像和增强的第四窄带图像之间的定位。

[0055] 血管增强图像生成单元 64 通过以下方式产生血管增强图像:将已增强且已定位的第一窄带图像分配给 B 和 G 通道进行显示,并且将已增强且已定位的第四窄带图像分配给 R 通道进行显示。氧饱和度图像生成单元 65 通过以下方式产生氧饱和度图像:将已增强且已定位的第三窄带图像分配给 B 通道进行显示,并且将已增强且已定位的第四窄带图像分配给 G 通道进行显示,并且将已增强且已定位的第二窄带图像分配给 R 通道进行显示。显示控制电路 58 将产生的血管增强图像和氧饱和度图像并排地显示在监视器 14 上,如在图 8 中所示。如上所述并排地显示血管增强图像和氧饱和度图像有助于容易地辨别是否存在癌症和进行详细的癌症诊断如癌症的分期。

[0056] 在显示在监视器 14 上的血管增强图像中,表层血管被穿透到表层血管的深度的第一窄带光 N1 增强,中层血管被穿透到中层血管的深度的第四窄带光 N4 增强。这是因为,如在图 9 中所示,血液中的血红蛋白的吸光性质在蓝色区中的用于产生增强的第一窄带图像的第一窄带光 N1 的波长带处具有峰,并且在绿色区中的用于产生增强的第四窄带图像的第四窄带光 N4 的波长带处具有峰。

[0057] 在显示在监视器 14 上的氧饱和度图像中,具有高氧饱和度水平的部分被着色为红色而不是蓝色,而具有低氧饱和度水平的部分被着色为蓝色而不是红色。这是因为,如在图 10 中所示,氧合血红蛋白 HbO₂ 和去氧血红蛋白 Hb 的吸光系数的大小关系在用于产生增强的第二窄带图像的第二窄带光 N2 和用于产生增强的第三窄带图像的第三窄带光 N3 之间是反向的,并且用于产生增强的第四窄带图像的第四窄带光 N4 在氧合血红蛋白 HbO₂ 和去氧血红蛋白 Hb 的吸光系数方面是相等的。

[0058] 本发明的操作将根据图 11 的流程图来描述。首先,操作模式切换器 SW20 以建立特殊观察模式。因此,用于特殊观察的旋转滤光器 32 被设定在宽带光源 30 的光路中。旋转用于特殊观察的旋转滤光器 32 相继地将第一至第四窄带光 N1 至 N4 施加到观察对象。

[0059] 设置在电子内窥镜 11 中的 CCD44 对用第一窄带光 N1 照射的观察对象进行成像,并且输出第一窄带成像信号。以同样的方式,CCD44 对用第二窄带光 N2 照射的观察对象进行成像,并且输出第二窄带成像信号。CCD44 对用第三窄带光 N3 照射的观察对象进行成像,并且输出第三窄带成像信号。CCD44 对用第四窄带光 N4 照射的观察对象进行成像,并且输出第四窄带成像信号。

[0060] 设置在处理器装置 12 中的 DSP55 向已获得的第一至第四窄带成像信号施加多种类型的处理。经处理的第一至第四窄带成像信号被存储至帧存储器 56 作为第一至第四窄带图像。之后,血管增强单元 62 向第一至第四窄带图像施加血管增强处理。因为使用穿透到表层血管的深度的蓝色区中的第一至第三窄带光 N1 至 N3 产生第一至第三窄带图像,向其施加频率滤波处理以增强表层血管。另一方面,因为使用穿透到中层血管的深度的蓝色-绿色区中的第三和第四窄带光 N3 和 N4 产生第三和第四窄带图像,所以向其施加滤波处理以增强中层血管。因此,获得增强的第一至第四窄带图像。

[0061] 接下来,定位单元 63 在增强的第一至第四窄带图像之间进行对象图像的定位。定位单元 63 使要定位的窄带图像上下左右移动数个像素,并且计算与作为基准的窄带图像的差。通过将该步骤重复多次,获得使该差的绝对值最小化的位移量。然后,将要定位的窄带图像移动该位移量。因此,完成窄带图像的定位。在定位后增强的第一至第四窄带图像被再次存储至帧存储器 56。

[0062] 然后,基于已增强且已定位的第一至第四窄带图像产生血管增强图像,并且基于已增强且已定位的第二至第四窄带图像产生氧饱和度图像。产生的血管增强图像和氧饱和度图像并排地显示在监视器 14 上。在特殊观察模式期间重复上述操作流程。

[0063] 注意,在以上第一实施方案中使用的是相继透射第一至第四窄带光 N1 至 N4 的用于特殊观察的旋转滤光器 32。代替该旋转滤光器,如在图 12 中所示,可以使用用于特殊观察的旋转滤光器 80,其设置有类似于用于特殊观察的旋转滤光器 32 的第一至第四窄带光透射区 32a 至 32d 的第一至第四窄带光透射区 80a 至 80d,用于透射宽带光 BB 中的具有 $650 \pm 10\text{nm}$ 的波长带的第五窄带光 N5 的第五窄带光透射区 80e,和用于透射宽带光 BB 中的具有 $910 \pm 10\text{nm}$ 的波长带的第六窄带光 N6 的第六窄带光透射区 80f。像这样地使用第五和第六窄带光 N5 和 N6 允许以高精度对中层血管的氧饱和度水平成像。

[0064] 血管增强单元 62 将血管增强处理施加于使用第五和第六窄带光 N5 和 N6 获得的第五和第六窄带图像,如同其他图像一样,以产生第五和第六窄带图像。因为第五和第六窄带光 N5 和 N6 穿透到深层血管的深度,所以优选对第五和第六窄带图像进行深层血管增强处理。除此之外,优选对第五和第六窄带图像进行中层血管增强处理以有助于利用第四窄带图像的定位。之后,在增强的第五和第六窄带图像与另一个增强的第一至第四窄带图像之间进行定位。定位方法与以上第一实施方案的定位方法是相同的。

[0065] 为了产生氧饱和度图像,如同以上第一实施方案一样,基于第二至第四窄带光 N2 至 N4 产生第一氧饱和度图像,并且基于第四至第六窄带光 N4 至 N6 产生第二氧饱和度图像。以与以上第一实施方案相同的方式,将第一氧饱和度图像分配给 RGB 通道以进行显示。另一方面,至于第二氧饱和度图像,已增强且已定位的第六窄带图像被分配给 B 通道以进行显示,已增强且已定位的第四窄带图像被分配给 G 通道以进行显示,并且已增强且已定位的第五窄带图像被分配给 R 通道以进行显示。

[0066] 产生的血管增强图像、第一氧饱和度图像和第二氧饱和度图像并排显示在监视器 14 上。表层血管的氧饱和度水平的分布准确地反映在第一氧饱和度图像中。中层至深层血管的氧饱和度水平的分布准确地反映在第二氧饱和度图像中。因此,使用第一和第二氧饱和度图像使得能够观察活体组织的深度方向上的氧饱和度状态。

[0067] 如在图 13 中所示,根据第二实施方案的内窥镜系统 100 采用在光源装置 101 中使

用可在开启 (ON) 和关闭 (OFF) 之间高速切换的半导体光源的方法,而不是如在第一实施方案中所述的旋转滤光器方法。作为半导体光源,可以使用激光器、LED(发光二极管)等。注意,除光源装置以外的部件与第一实施方案中的那些相同,所以省略了对它们的描述。

[0068] 除了与第一实施方案相同的宽带光源 30 以外,光源装置 101 还设置有用于发射具有 $410 \pm 10\text{nm}$ 的波长带的第一窄带光 N1 的第一半导体光源 102,用于发射具有 $440 \pm 10\text{nm}$ 的波长带的第二窄带光 N2 的第二半导体光源 103,用于发射具有 $470 \pm 10\text{nm}$ 的波长带的第三窄带光 N3 的第三半导体光源 104,和用于发射具有 $540 \pm 10\text{nm}$ 的波长带的第四窄带光 N4 的第四半导体光源 105,和用于控制第一至第四半导体光源 102 至 105 的操作的光源控制器 106。

[0069] 来自宽带光源 30 的宽带光 BB 通过聚光透镜 39 入射到光纤 30a 上。另一方面,来自第一至第四半导体光源 102 至 105 的第一至第四窄带光 N1 至 N4 分别入射到光纤 102a 至 105a 上。这些光纤 30a 以及 102a 至 105a 经由耦合器 110 连接到光导 43。因此,被引导通过光纤 30a 以及 102a 至 105a 中的每一个的光通过耦合器 110 进入光导 43。光源装置 101 具有快门 112,快门 112 可在插入到宽带光源 30 的光路中以阻止宽带光 BB 进入光纤 30a 的位置和从光路退回以允许宽带光 BB 进入光纤 30a 的位置之间移动。注意,如果宽带光源 30 使用可以在 ON 和 OFF 之间瞬时切换的光源如白光 LED,则不需要设置快门 112。

[0070] 在第二实施方案中,在正常观察模式下,快门 112 被设定在退回的位置。此时,第一至第四半导体光源 102 至 105 总是关闭的。因此,仅宽带光 BB 被施加到观察对象,并且基于宽带光 BB 产生正常图像。另一方面,在特殊观察模式下,在快门 112 被设定在插入的位置的同时,第一至第四半导体光源 102 至 105 被相继开启。因此,第一至第四窄带光 N1 至 N4 相继被施加到观察对象,而宽带光 BB 被阻断。

[0071] 注意,在以上第一和第二实施方案中对氧饱和度水平成像,但是代替其或除此之外还可以计算通过“血液体积(氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的总和) $\times$ 氧饱和度水平(%)”计算的氧合血红蛋白指数或通过“血液体积 $\times$ (100- 氧饱和度水平)(%)”计算的去氧血红蛋白指数。

[0072] 注意,在以上第一和第二实施方案中,施加血管增强处理以提高在图像之间定位血管的精确度。然而,如果基于不同于血管的观察对象如粘膜边缘的不同类型的结构、轮廓等进行定位,则增强处理可以被施加于多种类型的结构和轮廓。

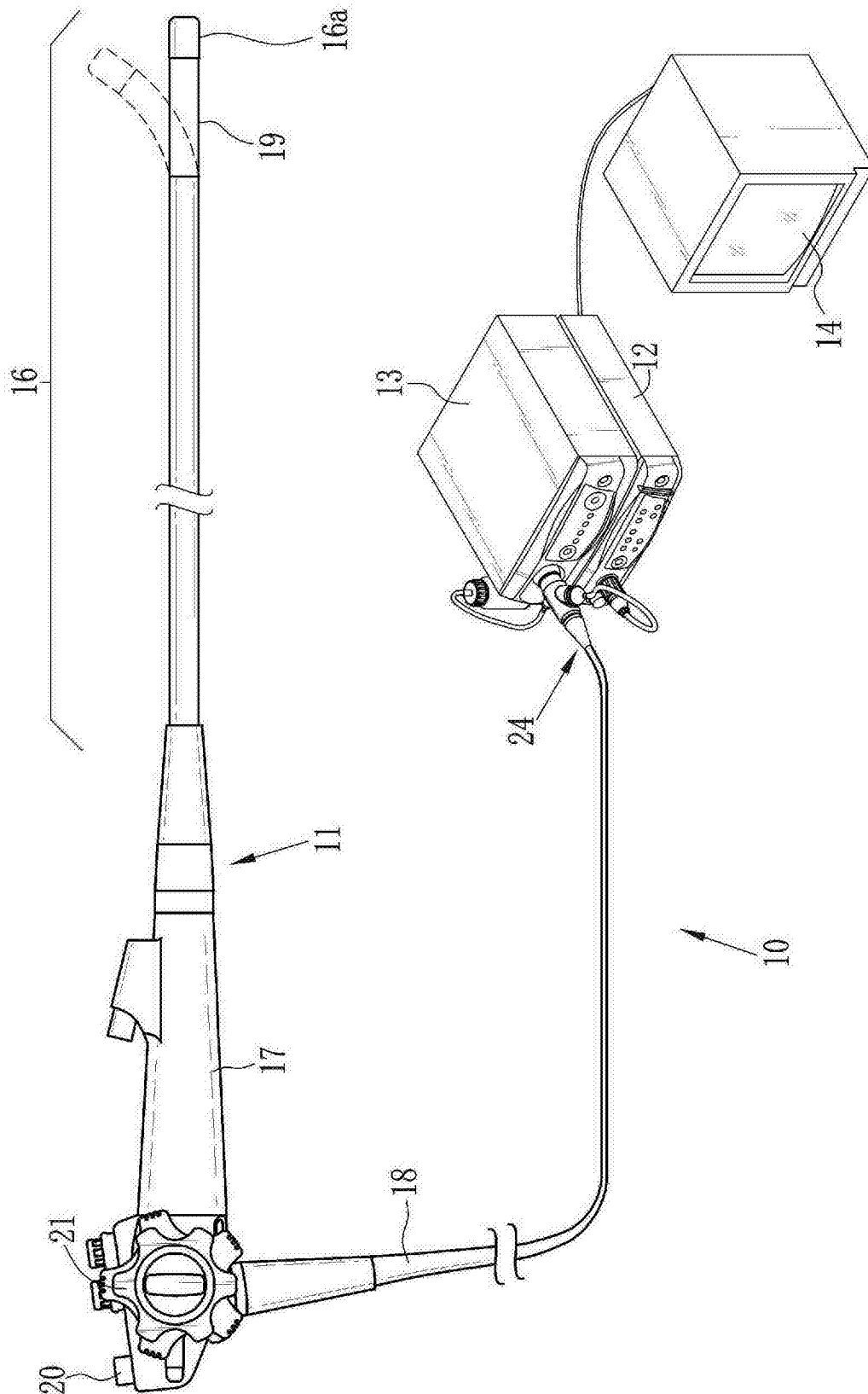


图 1

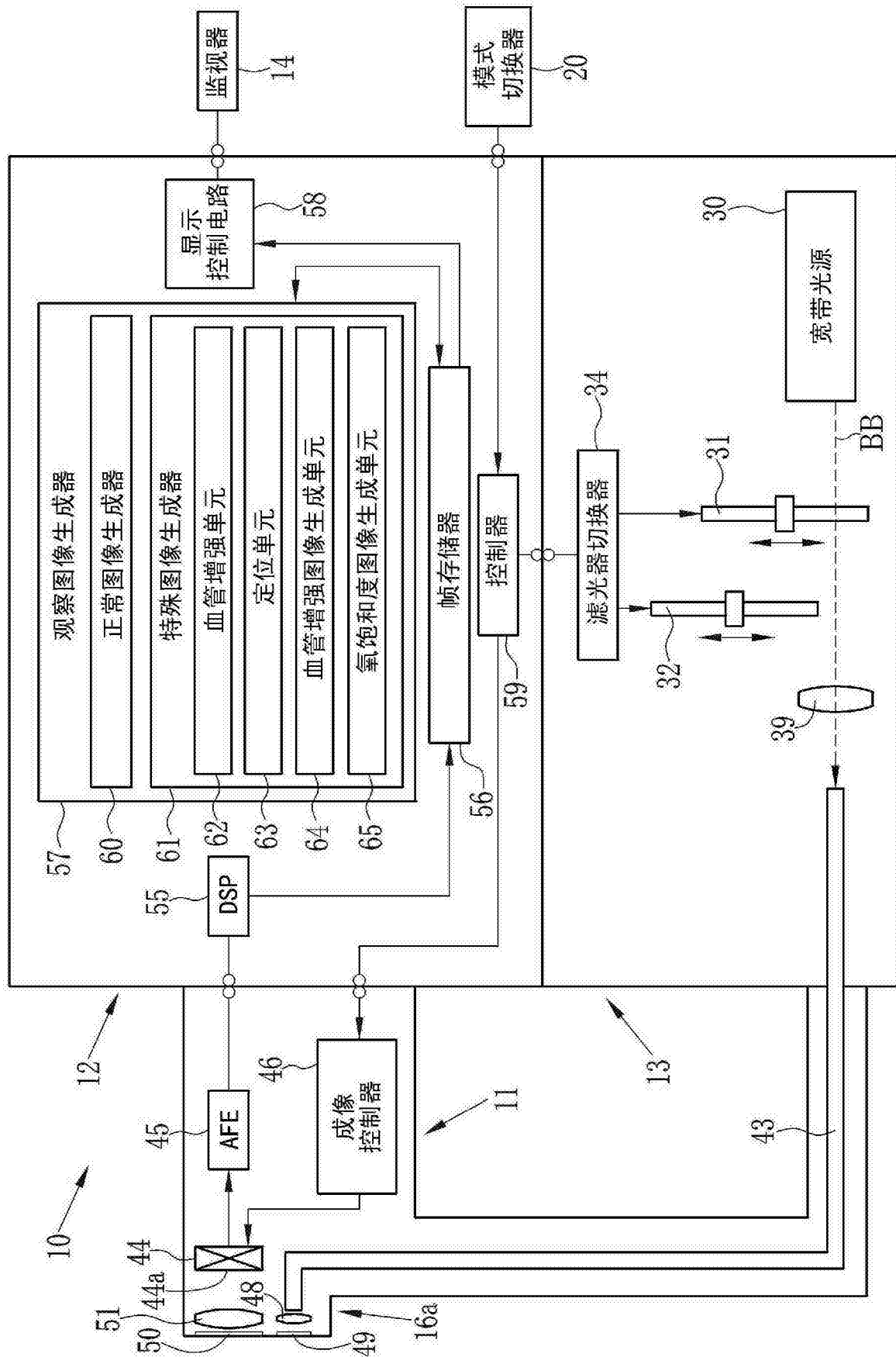


图 2

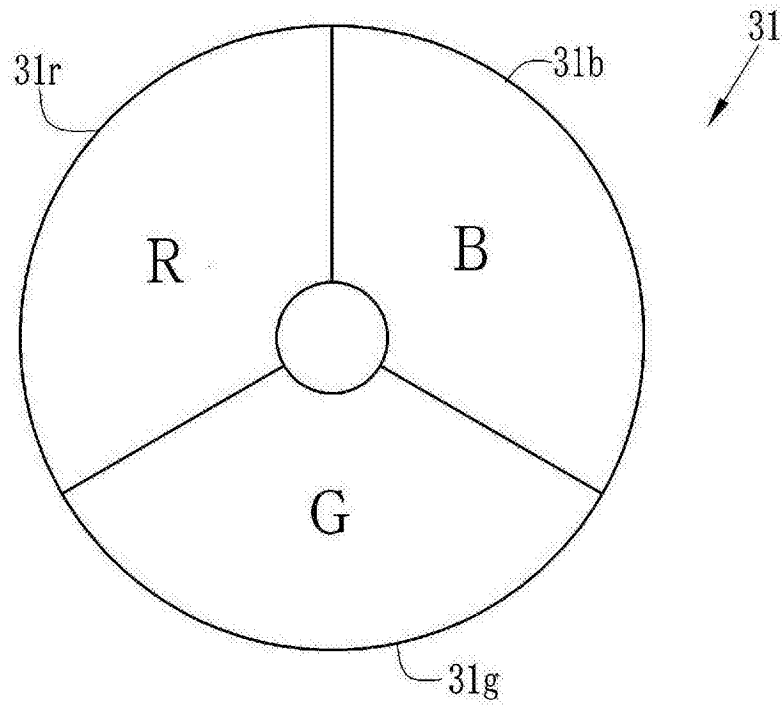


图 3

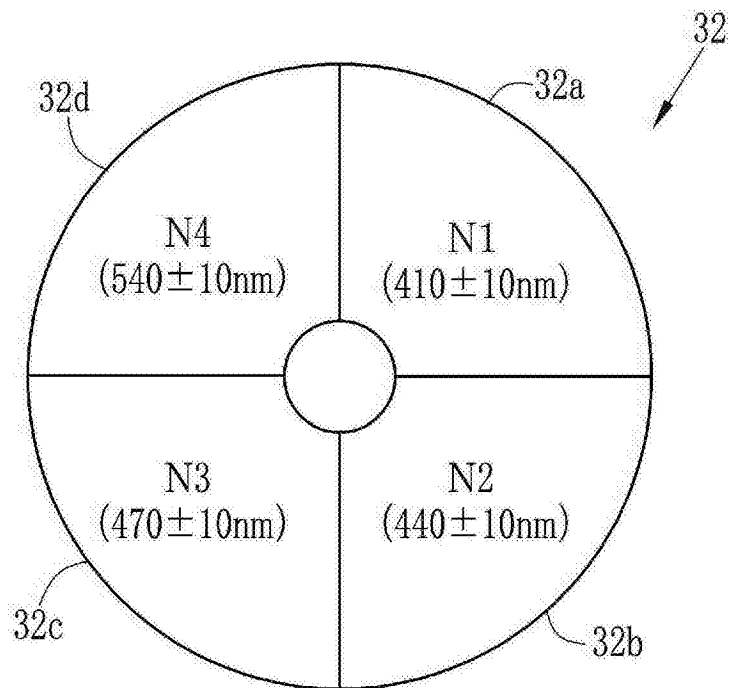


图 4

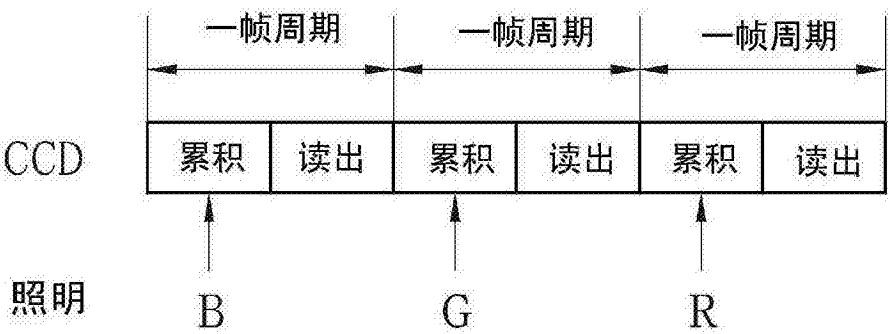


图 5

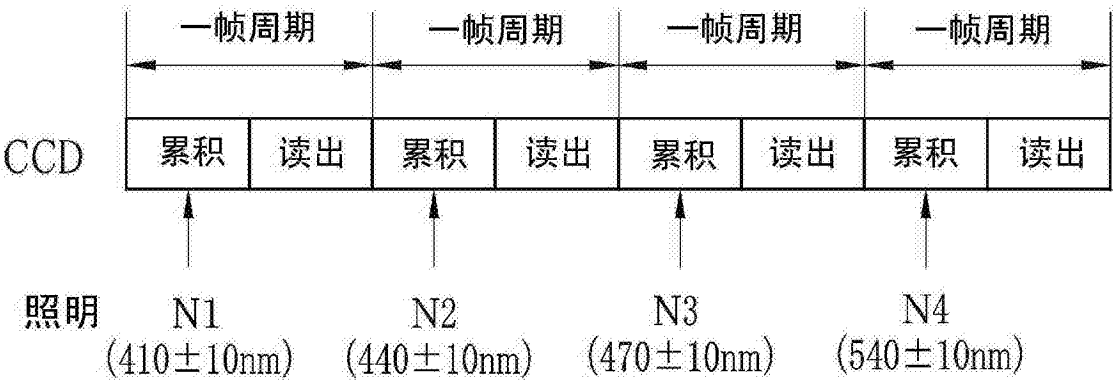


图 6

表层血管增强组

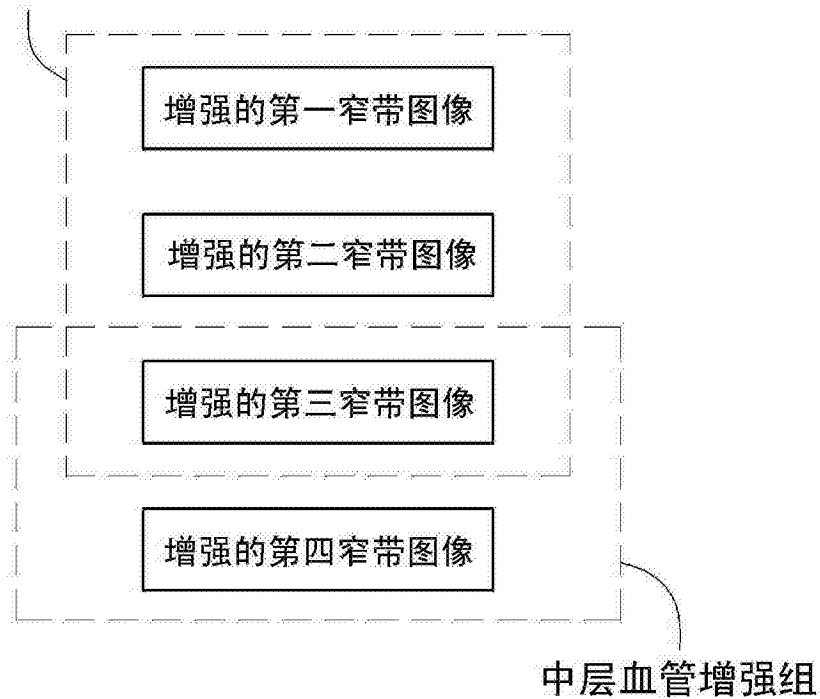


图 7

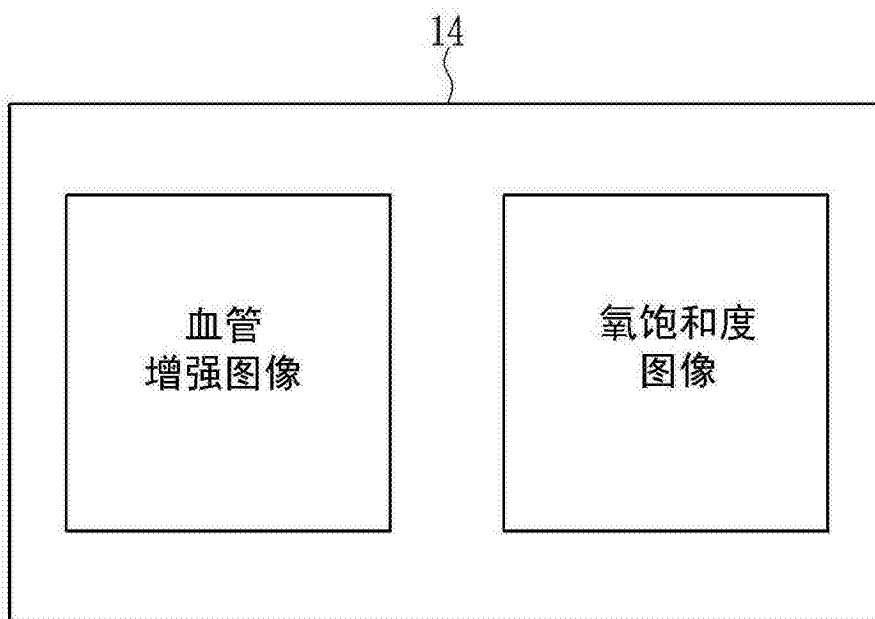


图 8

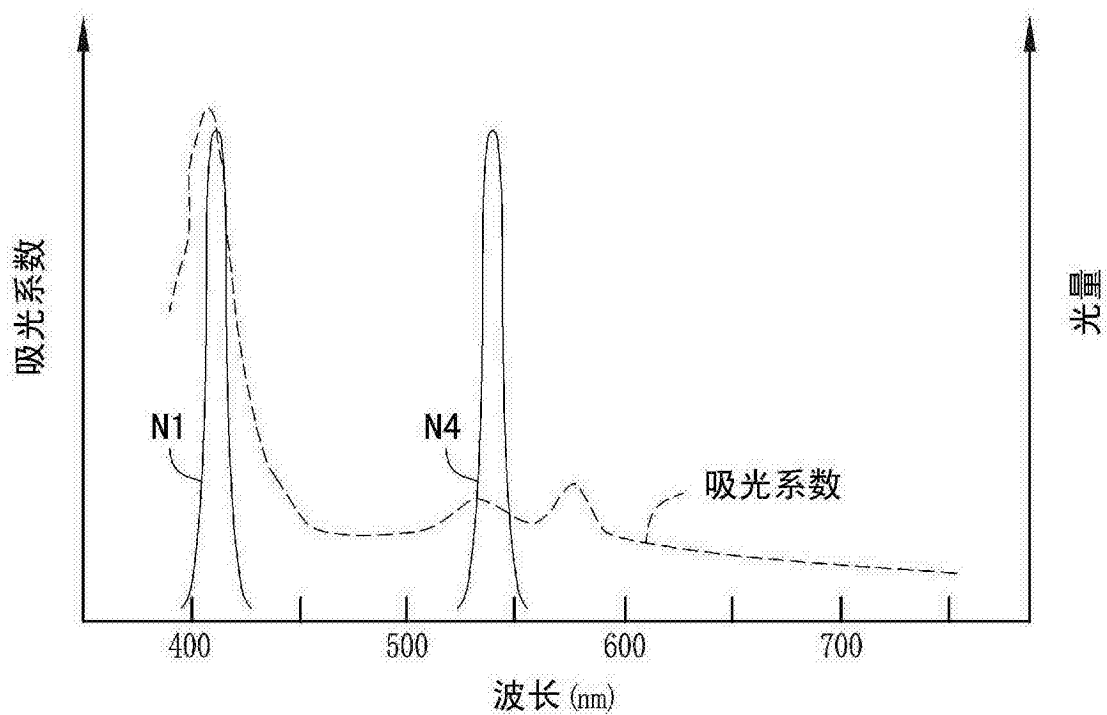


图 9

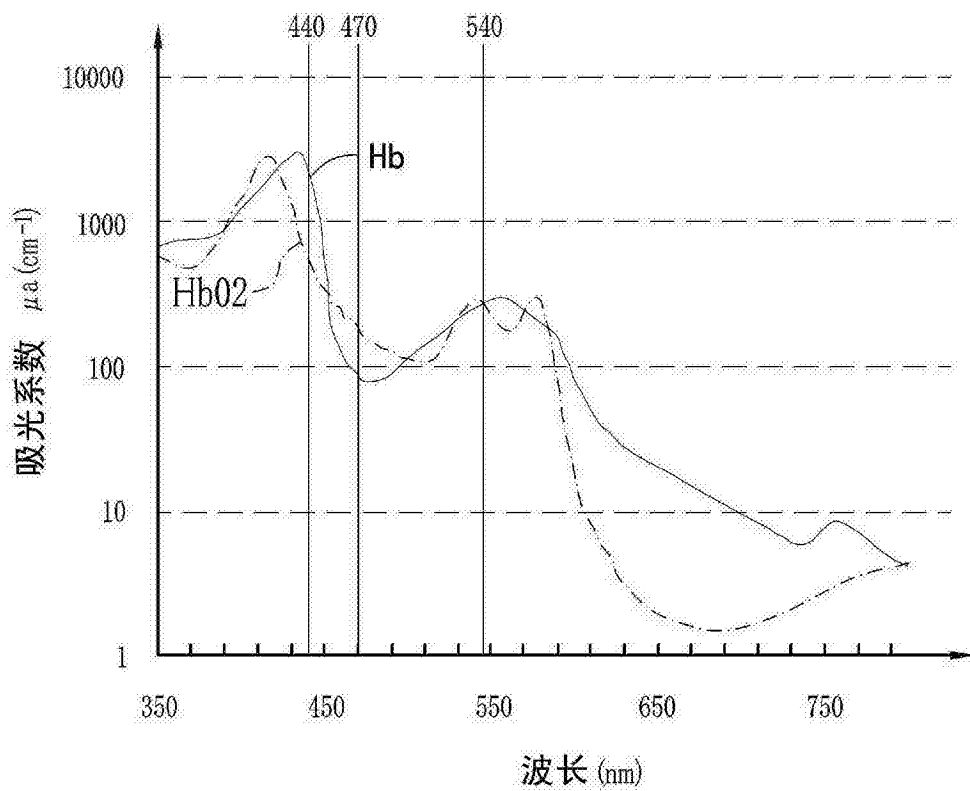


图 10

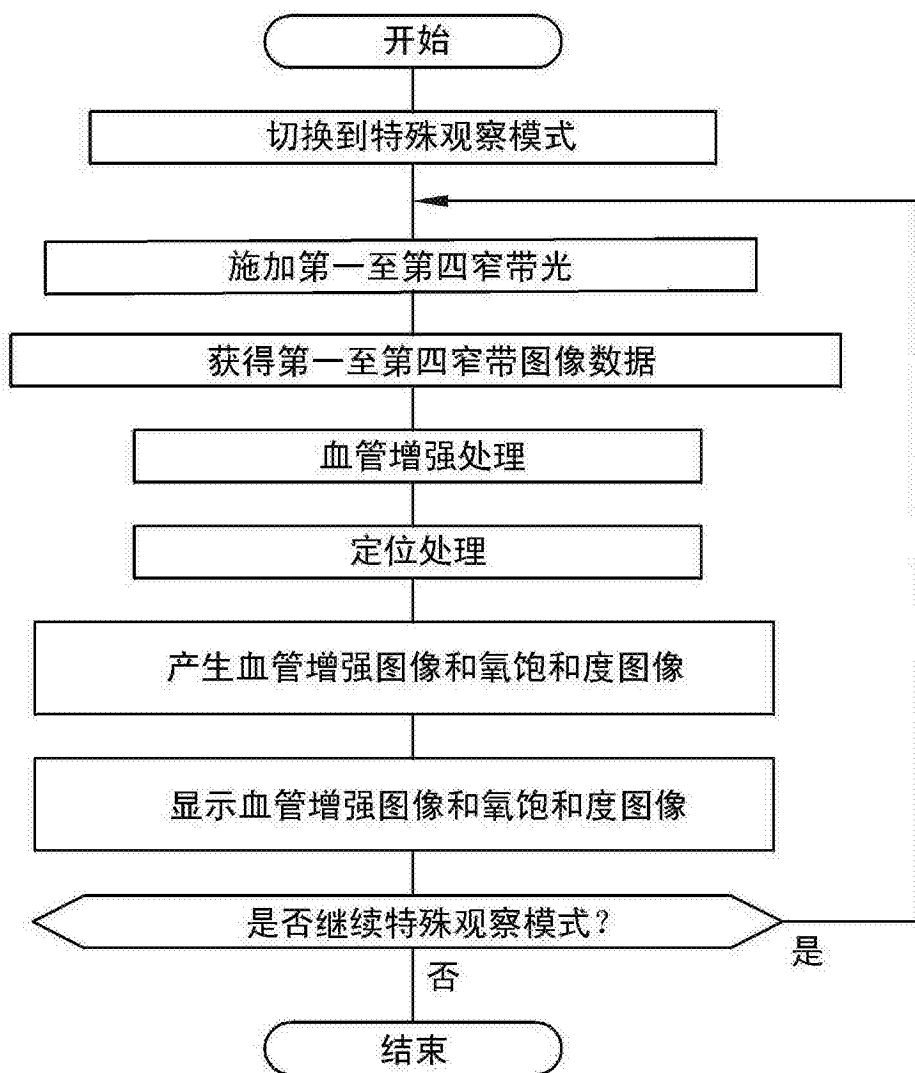


图 11

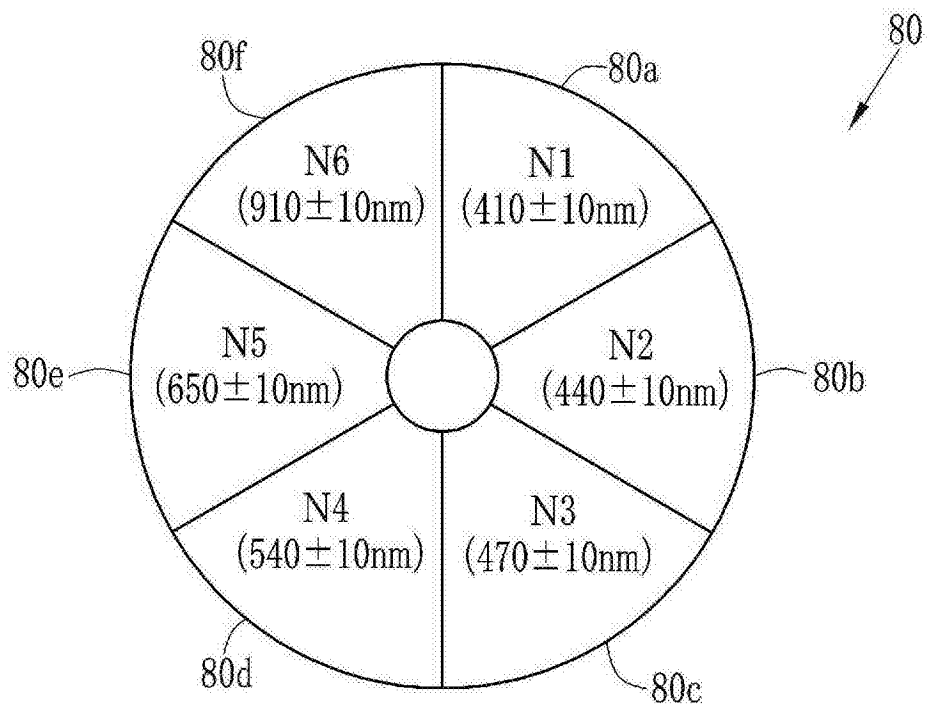


图 12

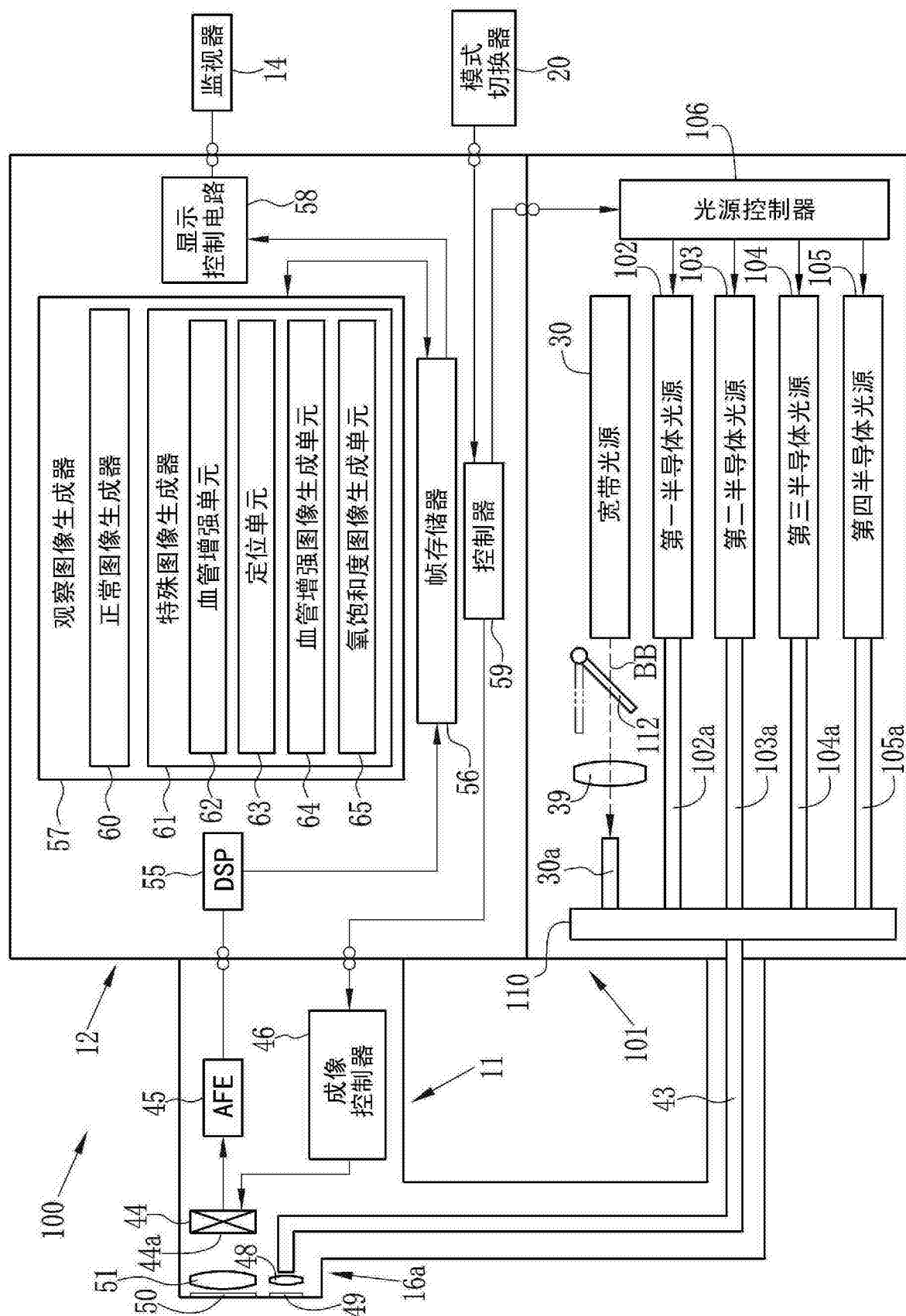


图 13

专利名称(译)	内窥镜系统、其处理器装置和图像显示方法		
公开(公告)号	CN103648353B	公开(公告)日	2016-03-30
申请号	CN201280033244.9	申请日	2012-06-12
[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 山口博司 饭田孝之		
发明人	斋藤孝明 山口博司 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/1455 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B5/0084 A61B5/14503 A61B5/14546 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/7425		
代理人(译)	纪晓峰		
审查员(译)	孙颖		
优先权	2011149994 2011-07-06 JP		
其他公开文献	CN103648353A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

通过旋转设定在宽带光源(30)的光路中的、用于特殊观察的旋转滤光器(32)将第一至第四窄带光N1至N4相继施加到观察对象。基于第一和第四窄带光N1和N4的反射图像产生其中表层血管以及中层至深层血管被增强的血管增强图像。基于第二至第四窄带光N2至N4的反射图像产生对血液中血红蛋白的图像氧饱和度水平进行成像的氧饱和度图像。产生的血管增强图像和氧饱和度图像并排地显示在监视器(14)上。

