



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102727217 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201210093252. 4

(22) 申请日 2012. 03. 31

(30) 优先权数据

2011-081755 2011. 04. 01 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 山口博司 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 陈平

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

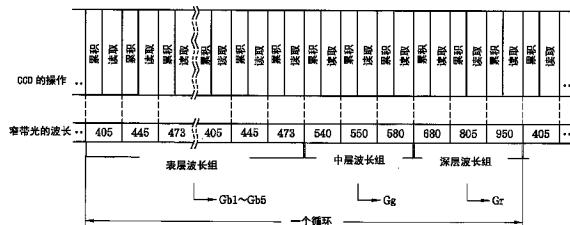
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 12 页

(54) 发明名称

血液信息测量方法和设备

(57) 摘要

在特殊模式中，相继选择表层波长组、中层波长组和深层波长组。各个波长组由被相继施加到体内部分的 3 种不同类型的窄带光组成。波长组表指定各个波长组的重复次数。控制器控制波长带切换元件从而施加各个波长组的每种类型的窄带光，并且以由波长组表指定的重复次数施加各个波长组。CCD 在相应波长组的窄带光的照射下捕获所述体内部分的图像。血液信息计算部基于图像信号分别计算在表层、中层和深层中的血管中的血红蛋白的氧饱和度水平。这提供有关癌症进展的信息。



1. 一种血液信息测量设备,所述设备包括:

 照明部,所述照明部用于将照明光施加到包括血管的体内部分;

 成像部,所述成像部用于接收来自用所述照明光照射的体内部分的反射光,并且输出图像信号;

 波长带切换部,所述波长带切换部用于在将被施加到所述体内部分的照明光的波长带或将在所述成像部上入射的反射光的波长带中进行切换以使构成指定的波长组的两种或更多种类型的窄带光相继地被施加或接收,所述两种或更多种类型的窄带光穿透到所述体内部分中的相似深度;

 波长带切换控制器,所述波长带切换控制器用于控制所述波长带切换部从而自动和相继地在所述波长组中切换被指定的波长组,以使各个所述波长组的所述照明光的施加或所述反射光的接收以给定的重复次数进行;以及

 血液信息计算部,所述血液信息计算部用于基于所述图像信号计算所述血管中血液的血液信息。

2. 权利要求 1 所述的血液信息测量设备,所述设备还包括用于显示使用各个所述波长组测量到的所述血液信息的监视器。

3. 权利要求 2 所述的血液信息测量设备,其中所述照明部包括照明窗,并且所述照明窗和所述成像部被设置在电子内窥镜上。

4. 权利要求 3 所述的血液信息测量设备,其中所述血液信息是基于吸光度计算的血红蛋白的氧饱和度水平。

5. 权利要求 4 所述的血液信息测量设备,其中所述波长组的至少一种类型的窄带光导致氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白之间吸收系数的差异,并且所述波长组的一种类型的窄带光不导致氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白之间吸收系数的差异。

6. 权利要求 4 所述的血液信息测量设备,其中所述波长组中的一个表层波长组,所述表层波长组具有选自 400nm 至 500nm 的蓝色波长带内的多种类型的窄带光,并且对所述表层波长组进行两次或更多次的重复施加。

7. 权利要求 4 所述的血液信息测量设备,所述设备还包括用于检测所述体内部分的位置的位置检测部,其中基于检测到的位置确定各个所述波长组的重复施加次数。

8. 权利要求 7 所述的血液信息测量设备,其中所述位置检测部对所述体内部分的图像进行图像处理从而检测所述体内部分的位置。

9. 权利要求 7 所述的血液信息测量设备,其中所述波长组包括表层波长组,所述表层波长组具有选自 400nm 至 500nm 的蓝色波长带内的多种类型的窄带光;以及中层波长组,所述中层波长组具有选自 500nm 至 600nm 的绿色波长带内的多种类型的窄带光,并且当所述位置检测部检测到所述体内部分在食道或大肠中时,所述表层波长组的重复次数被设定为两次或更多次,并且当所述位置检测部检测到所述体内部分在胃中时,所述中层波长组的重复次数被设定为两次或更多次。

10. 权利要求 6 所述的血液信息测量设备,所述设备还包括用于改变所述重复次数的设定的操作输入部。

11. 权利要求 4 所述的血液信息测量设备,其中所述照明部将宽波长带的白光作为所述照明光施加到所述体内部分,并且所述波长带切换部被布置在所述照明部中以使所述窄

带光与所述白光分离或者被布置在所述成像部中以使所述窄带光与所述反射光分离。

12. 权利要求 4 所述的血液信息测量设备, 其中所述监视器显示使用所述各个波长组获得的氧饱和度水平的计算结果中的一个, 或者并排地显示所述计算结果中的两个或更多个。

13. 权利要求 9 所述的血液信息测量设备, 其中所述波长组包括深层波长组, 所述深层波长组具有选自 600nm 至 1000nm 的红色波长带内的多种类型的窄带光。

14. 权利要求 4 所述的血液信息测量设备, 所述设备还包括用于在正常模式和特殊模式之间切换的模式选择器, 其中在所述正常模式中, 观察图像由在宽波长带的白光照射下获得的所述图像信号生成并且显示在所述监视器上, 而在所述特殊模式中, 施加所述波长组以计算所述氧饱和度水平并且将所述氧饱和度水平显示在所述监视器上。

15. 一种血液信息测量方法, 所述方法包括以下步骤 :

将照明光施加到包括血管的体内部分 ;

接收来自用所述照明光照射的体内部分的反射光, 并且输出图像信号 ;

在将被施加到所述体内部分的所述照明光的波长带或所述反射光的波长带中进行切换以使构成指定波长组的两种或更多种类型的窄带光相继地被施加或接收, 所述两种或更多种类型的窄带光穿透到所述体内部分中的相似深度 ;

在所述波长组中自动和相继地切换所述指定的波长组, 以使各个所述波长组的所述照明光的施加或所述反射光的接收以给定的重复次数进行 ; 并且

基于所述图像信号计算所述血管中血液的血液信息。

16. 权利要求 15 所述的血液信息测量方法, 所述方法还包括显示在施加各个所述波长组的情况下测量到的所述血液信息的步骤。

17. 权利要求 16 所述的血液信息测量方法, 其中所述血液信息是基于吸光度计算的血红蛋白的氧饱和度水平。

血液信息测量方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于基于血管的图像信号测量血液信息的方法和设备。

背景技术

[0002] 内窥镜被广泛地用于观察受试者中的病变。内窥镜设置有将被插入到受试者中的插入部, 以及用于操纵插入部的操作部。插入部的远端构造有照明窗和成像窗。体内部分在照射下成像。将获得的观察图像显示在监视器上。

[0003] 通常, 白色光源如如疝气灯或金属卤化物灯被用作内窥镜的光源。目前, 使用有利于发现病变的窄带照明光已经变得流行(参见对应于日本专利号 3583731 的美国专利申请公布号 2008/0281154)。

[0004] 用于测量血液信息例如血管中血液的氧饱和度水平或血液流速的方法已经得到研究(参见未审查的日本专利公布号 06-315477)。在此方法中, 从在窄带光的照射下捕获的内窥镜图像中抽取血管。基于血管的图像信号测量血液信息。该方法使用 300 至 400nm, 400nm 附近、400 至 500nm、500 至 600nm 和 450 至 850nm 的波长带中的照明光。例如, 根据体内部分选择最适于测量血红蛋白氧饱和度水平的以上五个波长带中的一个。在被选择的波长带中, 两种不同类型的窄带光被用作一个波长组。两种类型中的一种是测量窄带光, 所述测量窄带光具有吸光度随氧饱和度水平变化很大的波长。另一种是参比窄带光, 所述参比窄带光具有吸光度不受影响的波长。将两种类型的窄带光相继施加到体内部分。使用从参比窄带光获得的图像信号校正从测量窄带光获得的图像信号。由此, 获得血管中的血液的氧饱和度水平。

[0005] 光穿透到人组织中的深度取决于光的波长带而不同。切换照明光的波长组从而测量在从黏膜层到深层的各个层中的血管中血液的氧饱和度水平。由此, 癌症病变的侵袭深度得到检测。

[0006] 未审查的日本专利公开公布号 06-315477 没有具体地公开波长组的切换时间。当手动切换波长组时, 需要复杂的操作, 这是耗时的。在切换操作期间体内部分可能发生移动。另一方面, 当自动切换波长组时, 可能在对正常组织的观察期间发生切换。这导致对氧饱和度不必要的计算。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供用于容易地并且适当地测量血液信息的方法和设备。

[0008] 为实现本发明的以上和其他目的, 血液信息测量设备包括照明部、成像部、波长带切换部、波长带切换控制器以及血液信息计算部。照明部将照明光施加到包括血管的体内部分。成像部接收来自用所述照明光照射的体内部分的反射光, 并且输出图像信号。波长带切换部在将被施加到所述体内部分的照明光的波长带或将在所述成像部上入射的反射光的波长带中进行切换以使构成指定的波长组的两种或更多种类型的窄带光相继地被施加或接收。所述两种或更多种类型的窄带光穿透到所述体内部分中的相似深度。波长带切

换控制器控制控制所述波长带切换部从而自动和相继地在所述波长组中切换被指定的波长组,以使各个所述波长组的所述照明光的施加或所述反射光的接收以给定的重复次数进行。血液信息计算部基于图像信号计算血管中血液的血液信息。

[0009] 优选的是血液信息测量设备还包括用于显示使用各个所述波长组测量到的所述血液信息的监视器。

[0010] 优选的是照明部包括照明窗,并且照明窗和成像部被设置在电子内窥镜上。

[0011] 优选的是血液信息是基于吸光度计算的血红蛋白的氧饱和度水平。

[0012] 优选的是所述波长组的至少一种类型的窄带光导致氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白之间吸收系数的差异。优选的是所述波长组的一种类型的窄带光不导致氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白之间吸收系数的差异。

[0013] 优选的是所述波长组中的一个表层波长组,所述表层波长组具有选自400nm至500nm的蓝色波长带内的多种类型的窄带光。在此情况下,优选的是对所述表层波长组进行两次或更多次的重复施加。

[0014] 优选的是血液信息测量设备还包括用于检测体内部分的位置的位置检测部。优选的是基于检测到的位置确定波长组的重复施加次数。

[0015] 优选的是所述位置检测部对所述体内部分的图像进行图像处理从而检测所述体内部分的位置。

[0016] 优选的是所述波长组包括表层波长组,所述表层波长组具有选自400nm至500nm的蓝色波长带内的多种类型的窄带光;以及中层波长组,所述中层波长组具有选自500nm至600nm的绿色波长带内的多种类型的窄带光。优选的是当所述位置检测部检测到所述体内部分是食道或大肠时,所述表层波长组的重复次数被设定为两次或更多次。优选的是当所述位置检测部检测到所述体内部分是胃时,所述中层波长组的重复次数被设定为两次或更多次。

[0017] 优选的是血液信息测量设备还包括用于改变所述施加的重复次数的设定的操作输入部。

[0018] 优选的是所述照明部将宽波长带的白光作为所述照明光施加到所述体内部分。优选的是所述波长带切换部被布置在所述照明部中以使所述窄带光与所述白光分离或者被布置在所述成像部中以使所述窄带光与所述反射光分离。

[0019] 优选的是所述监视器显示使用各个波长组获得的氧饱和度水平的计算结果中的一个,或者并排地显示所述计算结果中的两个或更多个。

[0020] 优选的是所述波长组包括深层波长组,所述深层波长组具有选自600nm至1000nm的红色波长带内的多种类型的窄带光。

[0021] 优选的是血液信息测量设备还包括用于在正常模式和特殊模式之间切换的模式选择器。在正常模式中,观察图像由在宽波长带的白光照射下获得的所述图像信号生成并且显示在所述监视器上。在特殊模式中,施加波长组以计算氧饱和度水平并且将所述氧饱和度水平显示在监视器上。

[0022] 血液信息测量方法包括照明步骤、输出步骤、波长带切换步骤、波长组切换步骤和计算步骤。在照明步骤中,照明光被施加到包括血管的体内部分。在输出步骤中,接收来自用照明光照射的体内部分的反射光,并且输出图像信号。在波长带切换步骤中,在将被施加

到体内部分的照明光或反射光的波长带中进行切换以使构成指定的波长组的两种或更多种类型的窄带光被相继地施加或接收。所述两种或更多种类型的窄带光穿透到体内部分中的相似深度。在波长组切换步骤中,在波长组中自动和相继地切换指定的波长组以使各个波长组的照明光的施加或反射光的接收以给定的重复次数进行。在计算步骤中,基于图像信号计算血管中血液的血液信息。

[0023] 优选的是所述血液信息测量方法还包括显示使用各个波长组测量到的血液信息的步骤。

[0024] 优选的是血液信息是基于吸光度计算的血红蛋白的氧饱和度水平。

[0025] 根据本发明,在各个波长组以根据将被观察的体内部分而指定的重复次数被施加后,相继地切换所述波长组。由此,容易地和适当地进行波长组间的切换。这有助于测量组织的深度方向上的血液信息。

附图说明

[0026] 当结合附图阅读时,从以下对优选实施方案的详细描述,本发明的以上和其他目标和优势将更加明显,在附图中,在若干视图之间,同样的参考数字指定同样或对应的部分,并且其中:

- [0027] 图 1 是血液信息测量设备的外视图;
- [0028] 图 2 是血液信息测量设备的框图;
- [0029] 图 3 是具有 Bayer 排列的滤色片的示意性视图;
- [0030] 图 4 是显示 CCD 的 R、G 和 B 像素中的每种像素的光谱灵敏度特征的图;
- [0031] 图 5 是图像处理器的框图;
- [0032] 图 6 是显示氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的吸收特征的图;
- [0033] 图 7 是参比数据的实例图;
- [0034] 图 8 是处理器装置的 CPU 的框图;
- [0035] 图 9 是波长组表的实例;
- [0036] 图 10 是各个波长组的照明光的穿透深度的示意图;
- [0037] 图 11 是显示在波长组间切换的时间图;
- [0038] 图 12A 是显示使用各个波长组捕获的早期癌症的氧饱和度图像的实例的示意性视图;
- [0039] 图 12B 是显示使用波长组捕获的晚期癌症的氧饱和度图像的实例的示意性视图;
- [0040] 图 13 是显示特殊模式中的程序的流程图;
- [0041] 图 14 是第二实施方案的图像处理器的框图;并且
- [0042] 图 15 是显示在监视器屏幕上的设定窗的实例。

具体实施方式

[0043] 在图 1 中,血液信息测量设备 2 由电子内窥镜 10、处理器装置 11、光源装置 12 等组成。如已知的那样,电子内窥镜 10 具有将被插入到受试者(患者)中的柔性插入部 13、与插入部 13 的基部连接的操作部 14、连接到处理器装置 11 和光源装置 12 中的每个的连接器 15、以及将操作部 14 连接到连接器 15 的通用塞绳 16。需注意,除了处理器装置 11 的图

像处理器和 CPU 具有测量血液信息的额外功能以外, 血液信息测量设备 2 与已知的电子内窥镜系统相似。

[0044] 操作部 14 设置有操作构件, 例如, 用于在水平和垂直方向上弯曲插入部 13 的远侧部分 17 的弯角钮 (angle knob), 用于从空气 / 水喷嘴喷射空气和 / 或水的空气 / 水按钮, 以及用于捕获静止观察图像 (内窥镜图像) 的释放按钮。

[0045] 手术钳入口设置在操作部 14 的远侧上。医疗器械如电动手术刀被插入到手术钳入口中。手术钳入口经由插入部 13 中的手术钳通道与设置在远侧部分 17 上的手术钳出口相连。

[0046] 处理器装置 11 经由线缆与光源装置 12 电连接, 并且控制整个血液信息测量设备 2 的操作。处理器装置 11 通过途经通用塞绳 (universal cord) 16 和插入部 13 的传输电缆向电子内窥镜 10 供电。处理器装置 11 控制在远侧部分 17 中的 CCD (见图 2) 的操作。处理器装置 11 经由传输电缆接收从 CCD33 输出的图像信号。处理器装置 11 对图像信号进行多种图像处理步骤从而产生图像数据。图像数据被发送到监视器 18, 并且作为观察图像显示在与处理器装置 11 电缆相连的监视器 18 上。

[0047] 血液信息测量设备 2 设置有正常模式和特殊模式。在正常模式中, 在白光的照射下观察受试者的体内部分。在特殊模式中, 将窄带光施加到体内部分从而计算血液信息。操作部 14 上的模式开关 19 被用于在模式间切换。当开启时, 通过来自处理器装置 11 的指令, 血液信息测量设备 2 被自动设置为正常模式。

[0048] 在图 2 中, 成像窗 30、照明窗 31 等设置在远侧部分 17 的远端表面上。由透镜组和棱镜组成的物镜光学系统 32 被布置在成像窗 30 的后面。CCD33 被布置在物镜光系统 32 的后面。将来自光源装置 12 的照明光从照明窗 31 经由光导 34 和照明透镜 35 施加到体内部分。

[0049] 来自体内部分的反射光经由成像窗 30 和物镜光学系统 32 入射到 CCD33 上。CCD33 将反射光光电变换为图像信号, 并且输出该图像信号。滤色片例如由多个色段 (color segment) 组成的原色滤光片 36 被构造在 CCD33 的成像表面上。原色滤光片 36 具有例如, 如在图 3 中所示的 Bayer 排列 (R: 红, G: 绿, 以及 B: 蓝)。图 4 显示由原色滤光片 36 的光谱透射率和像素自身的光谱灵敏度确定的 CCD33 的 R、G 和 B 像素中的每种像素的光谱灵敏度特征。R 像素在 600nm 附近具有灵敏度峰。G 像素在 530nm 附近具有灵敏度峰。B 像素在 460nm 附近具有灵敏度峰。R 像素具有宽的光谱灵敏度范围, 并且检测甚至包括在 1000nm 附近的红外区的光。

[0050] 如已知的那样, 模拟前端 (AFE) 37 由相关双采样电路 (CDS)、自动增益控制器 (AGC) 和模拟数字转换器 (A/D) 组成。CDS 对从 CCD33 输出的图像信号进行相关双采样, 从而除去 CCD33 中出现的复位噪声和放大噪声。然后 AGC 以由处理器装置 11 指定的增益放大图像信号。之后, A/D 将图像信号转换成预定位数的数字图像信号。数字图像信号经由传输电缆输入到处理器装置 11 的图像处理器 49。

[0051] CCD 驱动器 38 产生 CCD33 的驱动脉冲 (垂直 / 水平扫描脉冲、电子快门脉冲、读出脉冲 (readout pulse)、复位脉冲等) 以及 AFE 37 的同步脉冲。响应于来自 CCD 驱动器 38 的驱动脉冲, CCD33 执行成像操作从而输出图像信号。AFE 37 的各个部件响应于来自 CCD 驱动器 38 的同步脉冲运行。

[0052] 在电子内窥镜 10 与处理器装置 11 连接后, CPU39 响应于来自处理器装置 11 的 CPU45 的操作开始指令驱动 CCD 驱动器 38。CPU39 通过 CCD 驱动器 38 调节 AFE 37 中的 AGC 的增益。

[0053] CPU45 控制整个处理器装置 11 的操作。CPU45 经由数据总线、地址总线和控制线 (都未显示) 与每个部件相连。ROM46 存储用于控制处理器装置 11 的运行的多种程序 (OS、应用程序等) 和数据 (图形数据等)。CPU45 从 ROM46 读出必要的程序和数据并且将它们加载到作为工作存储器的 RAM47, 并且依次运行程序。CPU45 从处理器装置 11 的操作面板或经由网络, 例如 LAN (局域网) 获得因检查而不同的信息, 如包含检查日期和时间、患者姓名和医生姓名的文本数据, 并且将所述信息写入 RAM47。

[0054] 操作单元 48 是已知的输入装置设备, 其如设置在处理器装置 11 的机壳上的操作面板、鼠标或键盘。CPU45 响应于来自操作单元 48 或来自设置在电子内窥镜 10 的操作部 14 上的释放按钮或模式开关 19 的操作信号来操纵各个部件。

[0055] 图像处理器 49 对从电子内窥镜 10 输入的图像信号进行多种图像处理步骤如色彩插值、白平衡调节、γ 校正、图像增强、图像降噪和颜色转换。图像处理器 49 计算血液信息, 这将在之后描述。

[0056] 显示控制器 50 通过 CPU45 从 ROM46 和 RAM47 接收图形数据。图形数据包括显示掩码 (display mask)、文本数据和图形用户界面 (GUI)。显示掩码覆盖观察图像的无效像素区从而只显示有效像素区。文本数据包括检查日期和时间、患者姓名、医生姓名以及当前选择的模式。显示控制器 50 对从图像处理器 49 发送来的图像执行多种显示控制处理步骤。显示控制处理步骤包括在图像上叠加显示掩码、文本数据和 GUI, 并且将图像显示在监视器 18 的屏幕上的绘制过程。

[0057] 显示控制器 50 具有用于临时存储来自图像处理器 49 的图像的帧存储器 (未显示)。显示控制器 50 从帧存储器读取图像, 并且然后将图像转换为与监视器 18 的显示格式兼容的视频信号 (分量信号、复合信号等)。由此, 观察图像显示在监视器 18 上。

[0058] 此外, 处理器装置 11 设置有压缩电路、介质 I/F、网络 I/F 等 (都未显示)。压缩电路以预定的压缩格式 (例如, JPEG 格式) 压缩图像。介质 I/F 将压缩的图像写入可移动介质如 CF 卡、磁光盘 (MO) 或 CD-R。网络 I/F 控制多种类型的数据到及从网络如 LAN 的传输。压缩电路、介质 I/F、网络 I/F 等经由数据总线等连接到 CPU45。

[0059] 光源装置 12 具有第一光源 55 和第二光源 56。第一和第二光源 55 和 56 具有相同的结构。第一和第二光源 55 和 56 中的每个是发射例如 400nm (蓝色区域) 至 1000nm (红色区域) 的宽波长带的白光的疝气灯、卤素灯或白色 LED (发光二极管)。备选地, 第一和第二光源 55 和 56 中的每个可以是发射白光的另一种光源。例如, 白光通过以下方式产生: 将从半导体激光发射出的蓝色或紫外激发光与通过激发从磷发出的颜色范围为绿色到黄色到红色的荧光混合。

[0060] 第一和第二光源 55 和 56 分别由光源驱动器 57 和 58 驱动。聚光透镜 59 和 60 分别使来自第一和第二光源 55 和 56 的光汇聚, 从而允许所述光入射到光导 34a 和 34b 上。光导 34a 和 34b 分别被布置在第一和第二光源 55 和 56 的出口端侧。光导 34a 和 34b 经由耦合器 61 与单个光导 34 相连。可变孔径光阑 62 被布置在聚光透镜 59 和光导 34a 之间。可变孔径光阑 63 被布置在聚光透镜 60 和光导 34b 之间。可变孔径光阑 62 和 63 分别控制入

射到光导 34a 和 34b 上的光的光量。第一和第二光源 55 和 56 可以设置有将光分别传送到照明窗 31 的它们各自的光导以代替耦合器 61。

[0061] 波长带切换元件 64 被布置在第二光源 56 和聚光透镜 60 之间。波长带切换元件 64 由元件驱动器 65 驱动。波长带切换元件 64 在将经由其传送的光的波长带间进行切换。波长带切换元件 64 的实例包括标准具和液晶可调滤光器。标准具具有两个高反射滤光片。激励器如压电元件被用于改变两个滤光片之间的间距从而控制将被传输的光的波长带。液晶可调滤光器具有夹在偏振滤光片之间的双折射滤光片和向列相液晶单元。改变施加到液晶单元的电压从而控制传输光的波长带。备选地,为干涉滤光器(带通滤光器)的组合的旋转式滤光器可以用作波长带切换元件 64。

[0062] 光源装置 12 的 CPU66 与处理器装置 11 的 CPU45 通信。CPU66 分别执行通过光源驱动器 57 的对第一光源 55 的开启 / 关闭控制以及通过光源驱动器 58 的对第二光源 56 的开启 / 关闭控制。CPU66 分别执行通过可变孔径光阑 62 的光量控制和通过可变孔径光阑 63 的光量控制。CPU66 通过元件驱动器 65 控制波长带切换元件 64。

[0063] 当选择正常模式时, CPU45 通过 CPU66 控制光源驱动器 57 从而只打开第一光源 55, 即, 只将白光施加到体内部分。当选择特殊模式时, CPU45 允许光源驱动器 57 关闭第一光源 55 并且打开第二光源 56, 即, 只有通过波长带切换元件 64 分离的窄带光被施加到体内部分。

[0064] 在图 5 中, 图像处理器 49 设置有血管区确定部 71、血液信息计算部 70 和血液信息图像生成部 73。血管区确定部 71 分析从 AFE 37 输入的图像。例如, 血管区确定部 71 获得或参考血管区或非血管区之间亮度值的差异从而在图像中确定(抽取)血管区。血液信息计算部 70 从确定的血管区的图像信号计算血液信息。血液信息的实例包括血红蛋白的氧饱和度水平、血液流速和血管深度。在此实施方案中, 通过实例描述了对血红蛋白氧饱和度水平的测量。

[0065] 如在图 6 中所示, 血红蛋白的吸收系数 μ_a 随照明光的波长而变。吸收系数 μ_a 是指由血红蛋白吸收的光的大小(吸光度)。该吸收系数是表达式 $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ 的系数, 该表达式表示施加到血红蛋白的光的衰减。需注意, “ I_0 ”指照明光的强度, 而“ x ”(单位: cm)指血管距体内部分的表面的深度。

[0066] 在光吸收性质方面, 不结合氧的脱氧血红蛋白 Hb 与结合氧的氧合血红蛋白 HbO 不同。除了在等吸光点以外, 脱氧血红蛋白的吸收系数 μ_a 与氧合血红蛋白的吸收系数 μ_a 不同。等吸光点是脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白的吸收系数 μ_a 的交点, 在该点脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白的吸收系数 μ_a 具有相同的值。

[0067] 当在脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白之间存在吸收系数 μ_a 的差异时, 即使将具有恒定波长和恒定强度的光施加到血管, 来自血管的反射光的强度也会变化。当将具有不同波长和恒定强度的光施加到血管时, 反射光的强度仍然变化, 原因在于吸收系数 μ_a 随波长变化。因此, 从在两个或更多个波长带的窄带光的照射下捕获的图像获得或确定血管中氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的比率, 即, 氧饱和度水平的信息。

[0068] 血液信息计算部 70 具有帧储存器(未显示), 所述帧储存器用于临时存储用各个波长带的窄带光捕获的图像。血液信息计算部 70 从所述帧储存器读出每个图像。血液信息计算部 70 使用通过血管区确定部 71 确定的每个图像中血管区的图像信号来进行多种计

算。例如,血液信息计算部 70 计算在帧之间相同颜色的图像信号(像素值)之间的比率或差值以获得图像参数,例如吸光度。更具体地,例如,当使用在相应的第一至第三类型的窄带光的照射下捕获的第一至第三帧 G1 至 G3 计算氧饱和度水平时,血液信息计算部 70 计算“G1/G3”和“G2/G3”作为图像参数。在此实施方案中,第一至第三类型的窄带光的组合被称为波长组。第一至第三类型的窄带光穿透到相似的深度。基于它们各自穿透到体内部分中的深度来使用两个或更多个波长组。通常,波长越长穿透深度越深。

[0069] 如在图 7 中所示,参比数据 72 在单个波长组的基础上以函数或数据表的形式显示图像参数和氧饱和度水平之间的关系。通过实验等,图像参数和氧饱和度水平之间的关系得到预先确定。血液信息计算部 70 从参比数据 72 获得对应于图像参数的氧饱和度水平。例如,血液信息计算部 70 将图像参数代入函数以计算对应于该图像参数的氧饱和度水平,或者从数据表检索对应于该图像参数的氧饱和度水平。氧饱和度水平的计算结果被输出到血液信息图像生成部 73 和 CPU45 中的每个。

[0070] 基于色图,血液信息图像生成部 73 生成反映或表示血液信息计算部 70 的计算结果的氧饱和度图像。色图被用于以伪彩色显示计算结果。通过血液信息计算部 70 并且使用参比数据 72 获得的氧饱和度水平的数值作为文本数据显示在氧饱和度图像上。例如,色图将青色分配给较低的氧饱和度水平,将品红(magenta)分配给中等氧饱和度水平,并且将黄色分配给高的氧饱和度水平。

[0071] 如在图 8 中所示,在 ROM46 中运行程序允许 CPU45 起波长带切换控制器 80 的作用。波长带切换控制器 80 从存储在 ROM46 中的波长组表 81(显示在图 9 中)选择或指定窄带光的波长组。波长组表 81 具有用于计算在相应的表层、中层和深层中的血管的氧饱和度水平的最佳波长组,以及各个波长组的重复施加次数。波长组表 81 中的数据预先存储。各个波长组包括,例如,使脱氧血红蛋白的吸收系数 μ_a 与氧合血红蛋白的吸收系数 μ_a 不同的波长带,以及使脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白具有相同的吸收系数 μ_a 的波长带(对于等吸光点)。这些波长带的窄带光穿透到相似或基本相同的深度。用于表层的波长组(下文中被称为表层波长组)包括选自 400nm 至 500nm 的波长带内的对应于等吸光点的 405nm、445nm 和 473nm。用于深层的波长组(下文中被称为深层波长组)包括选自 600nm 至 1000nm 的波长带内的 680nm、对应于等吸光点的 805nm、和 950nm(近红外光)。用于中层的波长组(下文中被称为中层波长组)包括选自 500nm 至 600nm 的波长带内的 540nm、550nm 和 580nm。这些波长是窄带光的发射峰。如在图 10 中所示,表层波长组的光到达距粘膜层的表面数十 μm 的深度。中层波长组的光到达数十至数百 μm 的深度,这比表层波长组的光到达的深度深。深层波长组的光到达粘膜肌层至粘膜下层。需注意,在此实施方案中,举例来说,各个波长组包括 3 个波长。各个波长组可以包括 2 个或多于 3 个波长。

[0072] 波长组表 81 指定每个循环需要的各个波长组的重复施加次数。在每个循环中,表层波长组、中层波长组和深层波长组中的每个以指定的重复次数被施加到体内部分,从而计算相应的氧饱和度水平。在此实施方案中,所需的表层波长组的重复施加次数是“5”。所需的中层波长组的重复施加次数是“1”(表示中层波长组只被施加一次),而所需的深层波长组的重复施加次数是“1”(表示深层波长组只被施加一次)。波长带切换控制器 80 向光源装置 12 的 CPU66 输出信号从而允许光源装置 12 以指定的重复次数施加各个波长组。

[0073] 如在图 11 中所示,当使用模式开关 19 选择特殊模式时,波长带切换控制器 80 最

初选择表层波长组。光源装置 12 的 CPU66 控制波长带切换元件 64 以使表层波长组的各个波长的光在 CCD33 的单位累积周期内被逐个施加到体内部分。如由波长组表 81 指定的那样,对表层波长组的施加进行 5 次连续的重复。之后,波长带切换控制器 80 向 CPU66 输出信号以从表层波长组切换到中层波长组并且之后从中层波长组切换到深层波长组。CPU66 控制波长带切换元件 64 从而在 CCD33 的单位累积周期内将中层波长组的每个波长的窄带光逐个施加到体内部分。然后,深层波长组的每个波长的窄带光在 CCD33 的单位累积周期内被逐个施加到体内部分。由此,一个循环得以进行,即,每个波长组被施加一次。在深层波长组的施加后,进行表层波长组的施加。

[0074] 中层波长组和深层波长组的次序可以互换。可以在表层波长组的重复之间的某次施加中层和深层波长组来代替表层波长组的 5 次连续重复。例如,在表层波长组的 2 次连续重复后,施加一次中层波长组,然后进行对表层波长组的 2 次连续重复。之后,深层波长组被施加一次,然后最后将表层波长组施加一次。波长组的次序可以自由互换,只要由波长组表 81 指定的每个波长组的重复次数得到进行即可。当进行对表层波长组的 5 次连续重复时,在表层波长组的首次施加与中层和深层波长组的施加中的每次施加之间存在时滞。另一方面,当在表层波长组的重复间的某次施加中层和深层波长组时,确保了基于相应的波长组的氧饱和度水平的计算中的同时性 (concurrency)。

[0075] 氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5、Gg 和 Gr 中的每个携带有关于厚度 (深度) 方向上氧饱和度水平的信息。氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5 从表层波长组的 5 次重复的各次施加获得。氧饱和度图像 Gg 从中层波长组的单次施加获得。氧饱和度图像 Gr 从深层波长组的单次施加获得。显示控制器 50 显示氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5、Gg 和 Gr 中的一个,或者并排地显示所述氧饱和度图像中的两个或更多个。可以在单个图像和多个图像之间对显示定期进行手动切换或者自动切换。这有助于氧饱和度图像之间的比较并且因此不费力地进行诊断。

[0076] CPU45 响应于对释放按钮的操作将在一个循环中获得的氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5、Gg 和 Gr 写入到 ROM46 或可移动介质。氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5、Gg 和 Gr 彼此相关。

[0077] 如已知的那样,在癌症的进展 (包括转移和侵袭) 中,癌组织产生生长因子 (血管内皮生长因子, VEGF) 以代偿氧 (血流) 的不足。生长因子促进新生血管 (新血管) 从已有血管的血管发生或生长。由此,形成新的血管网络从而增加到病变的血流以使缺氧症状减轻。新生血管从癌组织的外周部分向下生长,从而与粘膜下层中较粗的血管相连。尽管癌组织自身处于相对低的氧饱和度水平,但是围绕癌组织的具有新生血管的部分处于相对高的氧饱和度水平。

[0078] 如在图 12A 中所示,当癌处于其早期阶段 (早期癌症) 时,即,当癌组织留在粘膜肌层以上的粘膜层内时,新生血管从粘膜层生长到中层以包围癌组织。氧饱和度图像 Gb 显示具有低氧饱和度水平的中央区 (低氧饱和度区) 和具有高氧饱和度水平的环状区 (高氧饱和度区)。低氧饱和度区对应于癌组织。高氧饱和度区对应于新生血管。另一方面,通过施加中层波长组捕获的氧饱和度图像 Gg 仅具有对应于新生血管的环状高氧饱和度区而不具有对应于癌组织的低氧饱和度区。通过施加深层波长组捕获的氧饱和度图像 Gr 不显示氧饱和度水平的差异。

[0079] 另一方面,如在图 12B 中所示,当癌组织是经过粘膜肌层到达粘膜下层的晚期癌症时,氧饱和度图像 Gb 大部分是对应于癌组织的低氧饱和度区。另一方面,氧饱和度图像

Gg 与图 12A 中的氧饱和度图像 Gb 相似, 其显示对应于癌组织的中央低氧饱和度区和对应于新生血管的环状高氧饱和度区。氧饱和度 Gr 仅显示对应于新生血管的环状高氧饱和度区。
[0080] 因此, 显示在氧饱和度图像 Gb、Gg 和 Gr 中的氧饱和度水平根据癌症的进展程度而有所不同。通过分析在氧饱和度图像 Gb、Gg 和 Gr 中的每个图像中高和低的氧饱和度水平的谱型, 癌症分期 (癌症深度) 得到确定。

[0081] 接下来, 参考图 13, 血液信息测量设备 2 的操作得到描述。输入患者信息并且使用操作单元 48 命令开始检查。然后将电子内窥镜 10 的插入部 13 插入到受试者中。在来自光源装置 12 的照明光的照射下, 用 CCD33 捕获体内部分的观察图像。观察图像显示在监视器 18 上。

[0082] 更具体地, 在 AFE 37 的每个部分中对从 CCD33 输出的图像信号进行各种处理步骤。然后将图像信号输入到图像处理器 49 中。图像处理器 49 对图像信号进行多种图像处理步骤, 从而产生体内部分的图像。将图像输入到显示控制器 50。显示控制器 50 根据图形数据执行多种显示控制处理步骤。由此, 观察图像显示在监视器 18 上。

[0083] 在将电子内窥镜 10 的插入部 13 插入到受试者中的过程中, 选择正常模式从而用白光照射体内部分。由此, 在插入插入部 13 时保证宽的视野。当发现需要仔细观察的病变并且有必要获得它的氧饱和度水平时, 选择特殊模式。在特殊模式下, 在适于病变的波长的窄带光的照射下获得并观察氧饱和度图像。当需要时, 通过操作被设置在电子内窥镜 10 上的释放按钮来捕获病变的静止图像。当需要治疗时, 将医疗器械插入到电子内窥镜 10 的手术钳通道中从而去除病变或向病变给药。

[0084] 在正常模式中, CPU66 响应于 CPU45 的指令打开第一光源 55 从而将白光经由照明窗 31 施加到体内部分。

[0085] 另一方面, 如在图 13 的 S10 中所示, 当使用模式开关 19 选择特殊模式时, 波长带切换控制器 80 选择表层波长组。CPU66 关闭第一光源 55 并且打开第二光源 56。CPU66 控制波长带切换元件 64 以使表层波长组的各个波长的窄带光在 CCD33 的单位累积周期内被相继施加到体内部分。对表层波长组进行 5 次连续的重复施加。CCD33 捕获每次重复施加表层波长组的反射光。然后, 波长带切换控制器 80 向 CPU66 输出信号从而从表层波长组切换到中层波长组, 然后从中层波长组切换到深层波长组。CPU66 控制波长带切换元件 64 从而允许中层波长组施加一次并且之后允许深层波长组施加一次。中层波长组的各个波长的窄带光在 CCD33 的单位累积周期内被相继施加到体内部分。然后, 深层波长组的各个波长的窄带光在 CCD33 的单位累积周期内被相继施加到体内部分。CCD33 依次捕获每次施加中层和深层波长组的反射光 (S11)。

[0086] 在图像处理器 49 中, 首先, 血管区确定部 71 确定血管区。然后, 基于参比数据 72, 血液信息计算部 70 计算血管中的血红蛋白的氧饱和度水平 (S12)。之后, 血液信息图像生成部 73 生成使用表层波长组捕获的氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5, 使用中层波长组捕获的氧饱和度图像 Gg, 和使用深层波长组捕获的氧饱和度图像 Gr。一个或多个氧饱和度图像同时显示在监视器 18 上 (S13)。氧饱和度图像可以并排显示。当操作释放按钮时, 一个循环的氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5、Gg 和 Gr 彼此相关联并且被写入 ROM46 或可移动介质。在施加深层波长组的窄带光后, 进行表层波长组的窄带光的施加 (回到 S11)。重复上述步骤直到特殊模式结束 (S14 中的是), 例如, 当使用模式开关 19 选择正常模式时。

[0087] 如上所述,在本发明中,当进行由波长组表 81 指定的重复次数的施加时,表层、中层和深层波长组相继地自动切换。将各个波长组的窄带光施加到体内部分以计算氧饱和度水平。因此,容易地获得在从粘膜层的表面到深层的深度方向上的血液信息(氧饱和度水平),所述血液信息在确定癌症分期中是有用的。

[0088] 在表层波长组的窄带光的照射下观察近粘膜层表面的毛细血管。毛细血管的尺寸非常小,例如,10 μm 级别。当与使用中层波长组获得的中层血管(50 μm 级别)的氧饱和度水平和使用深层波长组获得的深层血管(100 μm 级别)的氧饱和度水平相比时,这降低了使用表层波长组获得的毛细血管的氧饱和度水平的可靠性。为此,在此实施方案中,表层波长组的重复次数被设置为“5”从而获得氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5。由此,通过在氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5 之间进行比较来核对氧饱和度水平计算结果的可重复性。换言之,当所有氧饱和度图像 Gb1 至 Gb5 表现为基本相同时,可重复性得到保证。需注意,当计算结果与其余的计算结果的差值超过预定值时,该计算结果被确定为是不可靠的。可以排除这样的计算结果以致不将该图像显示在监视器 18 上并且不将该图像写入 ROM46。

[0089] 在对一个患者的多次检查之间氧饱和度图像 Gb、Gg 和 Gr 的按时间顺序的变化显示癌症进展的速度。这在辨别转移后快速生长的未分化癌中是有用的。

[0090] 已经建立了用于诊断癌组织的方法,该方法使用在窄带光的照射下捕获的表层中的毛细血管的图像。因此,对表层中毛细血管的氧饱和度水平的计算尤其引人注意。为满足对更精确计算的需要,在此实施方案中表层波长组的重复次数大于中层和深层波长组的重复次数。当将被观察的体内部分在食道或大肠中时,优选的是如在此实施方案中那样增加表层波长组的重复次数。

[0091] 相反地,可以增加中层波长组的重复次数。尽管可以使用表层波长组检测粘膜层中的缺氧区(癌组织),但是难于发现胃硬癌,原因在于其病变表面被正常组织覆盖或者在病变中残留有正常组织。另一方面,中层波长组适合于计算在粘膜中层中相对粗的血管中的血红蛋白的氧饱和度水平。因此,增加的中层波长组的重复次数确保发现粘膜层中不明显的具有缺氧区的胃硬癌。

[0092] 可以根据将被观察的体内部分来使重复次数变化而不是固定各个波长组的重复次数。例如,当使用上消化道内窥镜时,增加表层波长组的重复次数以观察食道。另一方面,在对胃部的观察中,增加中层波长组的重复次数从而以高的可靠性发现胃硬癌。为改变波长组的重复次数,例如,电子内窥镜 10 的操作部 14 可以设置有用于手动改变设置的操作构件。备选地,如在图 14 中所示,图像处理器 49 可以包括位置检测部 90。位置检测部 90 使用已知图像识别技术来检测或识别被观察的体内部分是否在例如食道或胃中。波长组的重复次数可以基于识别结果自动改变。

[0093] 图像识别技术包括使用位置检测部 90 的图形识别方法,例如,对作为在食道和胃之间具有独特形状的连接的贲门的图形识别。在另一种方法中,将图像中的暗区与阈值进行比较,原因在于尽管胃部图像中的暗区大,但是在内窥镜穿过贲门前食道图像中的暗区小。可以采用任何方法只要被观察的体内部分得到识别或鉴定即可。例如,可以使用 CT 扫描来捕获被检查的患者的图像以检测电子内窥镜 10 的远侧部分 17 在患者体内的位置。备选地,远侧部分 17 可以设置有 pH 传感器从而基于 pH 差异识别被观察的体内部分。

[0094] 例如,在以上实施方案中,当中层波长组的重复次数增加到“5”时,表层波长组的

重复次数可以变为“1”。备选地，例如，中层波长组的重复次数变为“5”而表层波长组的重复次数不变（在以上实施方案中是“5”）。

[0095] 氧饱和度水平计算结果的可靠性随波长组重复次数的增加而增加。然而，过多的重复延长每个循环所需的总成像时间。这产生在捕获氧饱和度图像 Gb、Gg 和 Gr 过程中的时滞，导致同时性的损失。优选的是基于氧饱和度水平计算结果的可靠性和同时性之间的平衡来确定每个循环各个波长组的重复次数。

[0096] 需注意，显示在图 15 中的设定窗 95 可以显示在监视器 18 上以使用操作单元 48 改变各个波长组的重复施加次数。设定窗 95 具有文本框 96。选择文本框 96 并且向其输入重复次数。通过选择确定按钮来改变重复次数。可以设置用于返回默认设置的操作按钮。这允许以随将被观察的体内部分而变化的重复次数来计算氧饱和度水平。

[0097] 当使用具有放大功能的电子内窥镜 10 来进行未放大观察时，或者当远侧部分 17 和体内部分之间的距离超过预定距离时，氧饱和度水平计算结果的可靠性可能由于毛细血管图像的分辨率不足而下降。在这些情况中，可以将表层波长组的重复次数设为“2”以上以增加氧饱和度水平计算结果的可靠性。

[0098] 图 9 中的波长组表 81 中的波长组作为实例显示。代替地或另外地，可以使用具有不同波长组合的波长组。例如，可以使用适合于粘膜层的各个区段（表面的、中部的和深部的区段或层）的波长组。

[0099] 可以将各个波长组的施加进行一次。可以不重复施加的循环。每个波长组的施加可以仅进行一个循环。

[0100] 特殊模式可以包括多种模式，例如，使用相应波长（450nm、550nm、780nm 等）的窄带光获得表层、中层和深层的血管图像（血管中血流的可见图像）的模式；向活体组织中注射荧光物质并且观察通过激发从体内部分产生的荧光的模式；以及用于观察活体组织固有荧光的模式。

[0101] 在以上实施方案中，波长带切换元件 64 被布置第二光源 56 和光导 34b 之间。波长带切换元件 64 可以被布置在光导 34 的出口端侧上。波长带切换元件 64 可以设置在用于获取体内部分的图像的物镜光学系统上，例如，在成像窗 30 的后面或在 CCD33 的成像表面上。可以提供用于发射具有相应不同波长带的窄带光的光源以代替波长带切换元件。

[0102] 在以上实施方案中，从吸光度或作为吸光度对数的浓度获得血红蛋白的氧饱和度水平。备选地，血液流速可以作为血液信息由吸光度等获得。计算氧饱和度的区域的尺寸可以是微观的样点而不是与 CCD 成像区对应的尺寸。

[0103] 在以上实施方案中使用电子内窥镜。可以改为使用不同类型的内窥镜，例如，带有映像导体的纤维内窥镜，或在其末端结合有图像传感器和超声换能器的超声内窥镜。本发明也可适用于不使用内窥镜的系统。在此情况中，将窄带光施加到患者身体表面以获得邻近身体表面的血管的血液信息。在此系统中插入部是不必要的。

[0104] 本发明可以具有多种改变和改型并且可以被理解为它们包括在本发明的范围内。

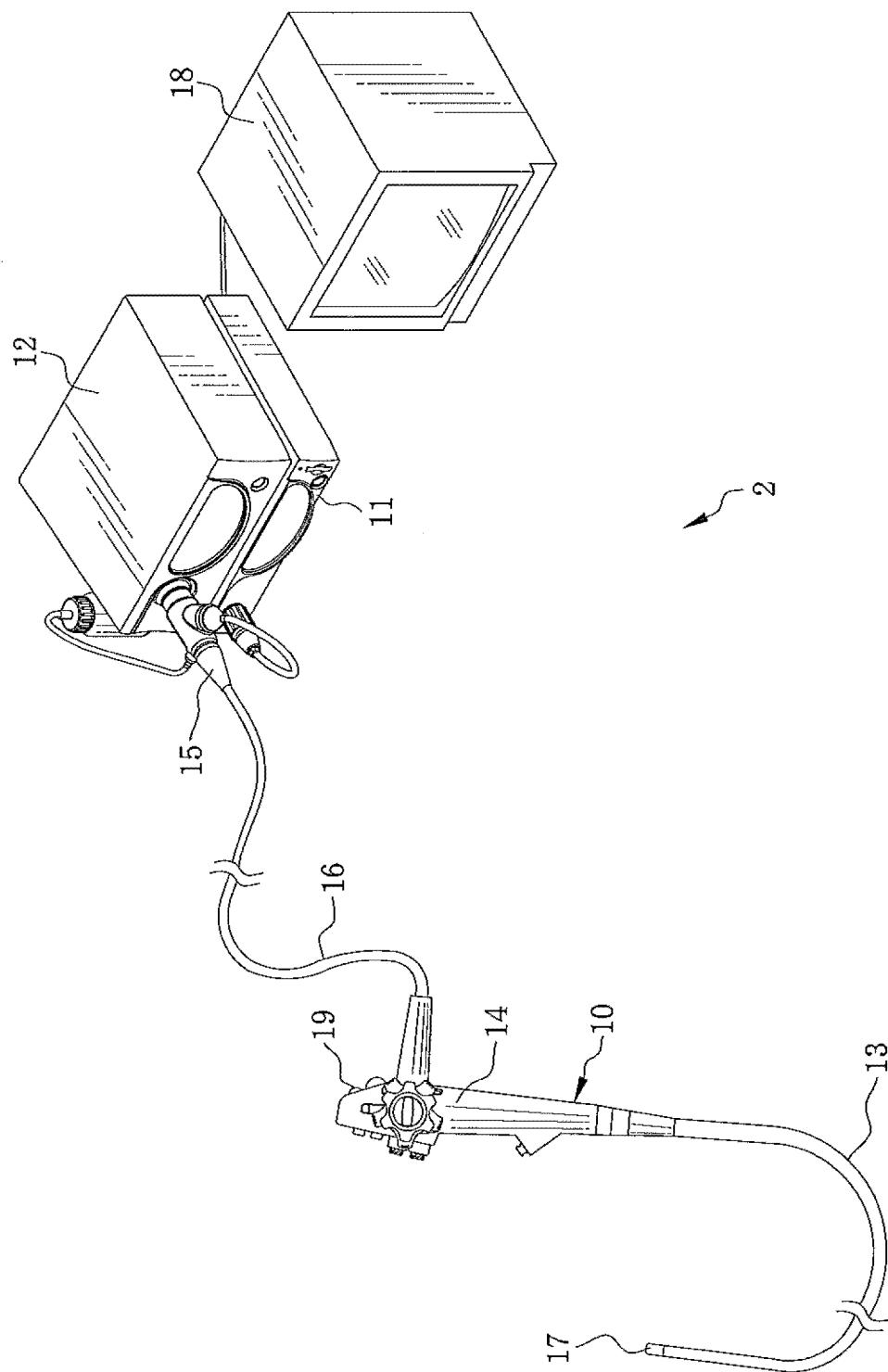


图 1

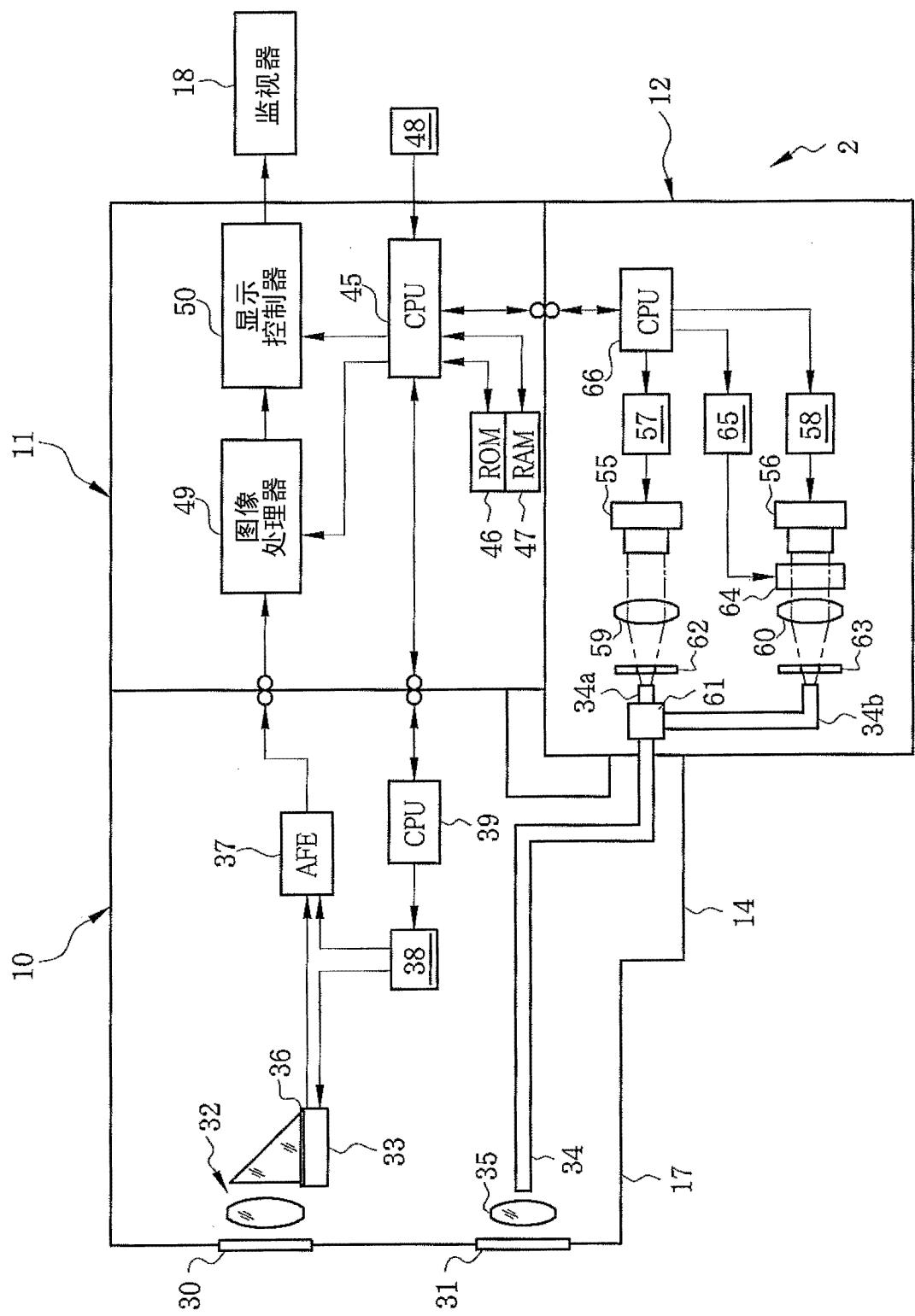


图 2

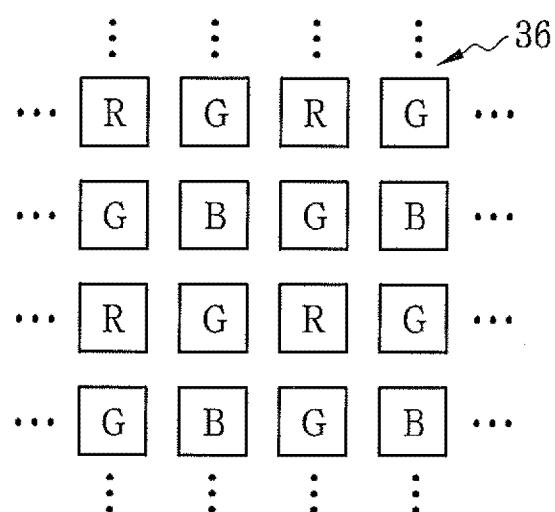


图 3

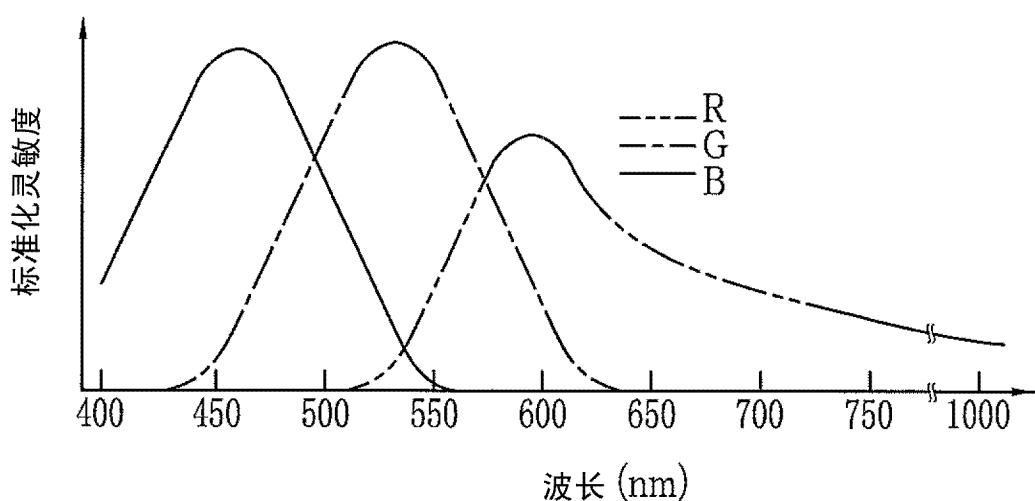


图 4

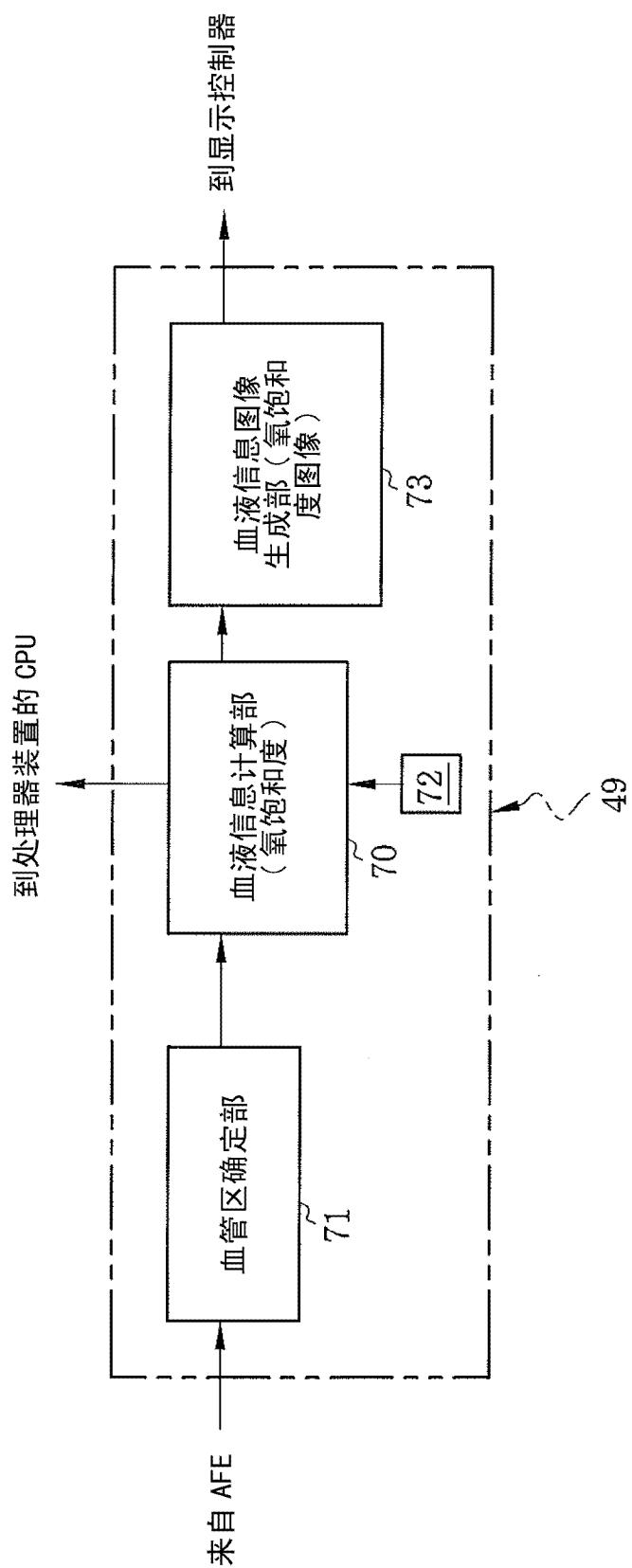


图 5

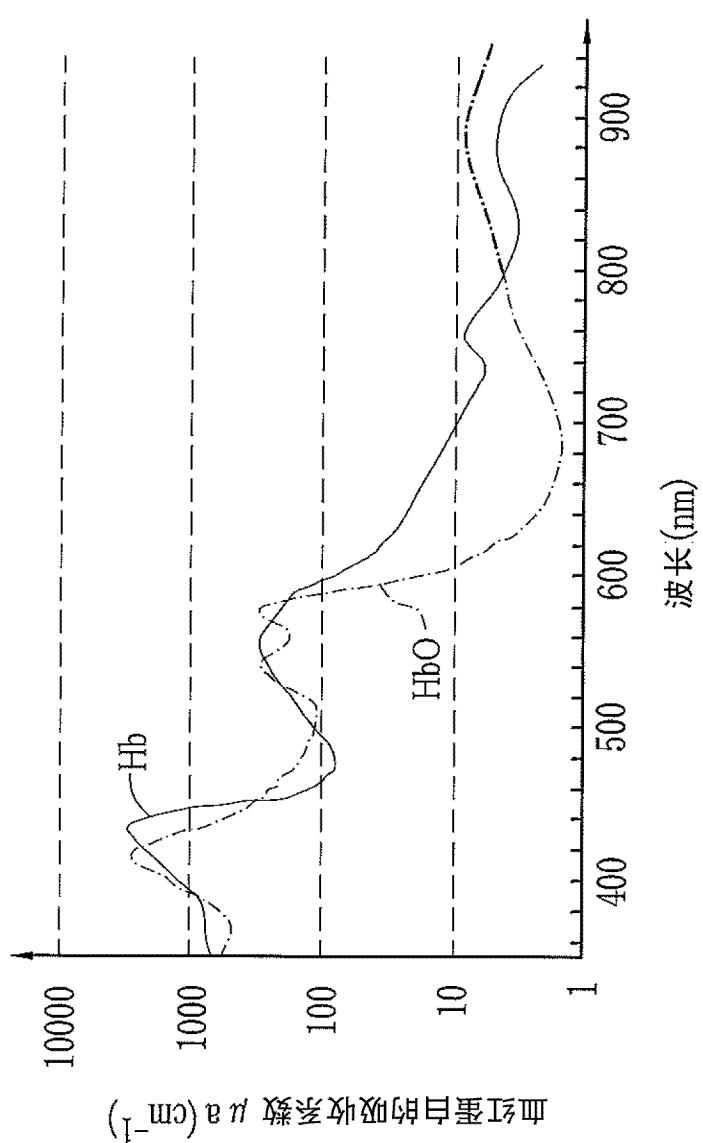


图 6

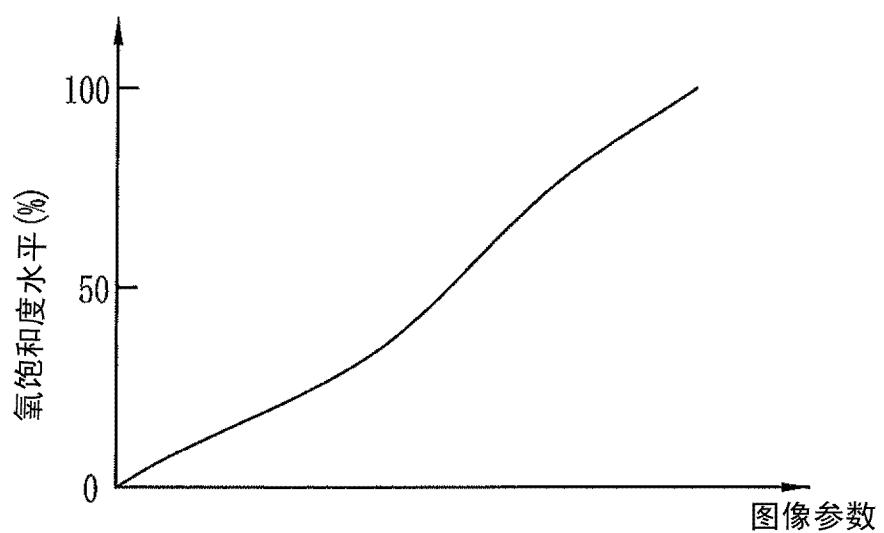


图 7

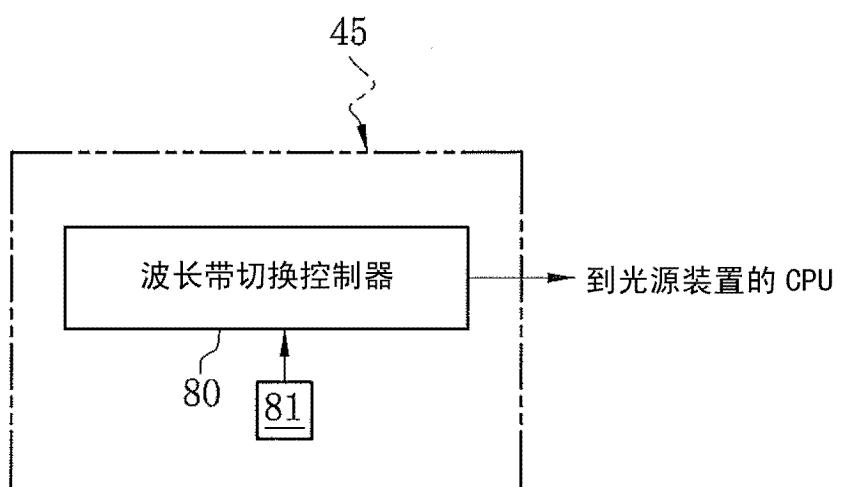


图 8

81

深度	波长组 (nm)	每个循环的重复次数
表层	405、445、473	5
中层	540、550、580	1
深层	680、805、950	1

图 9

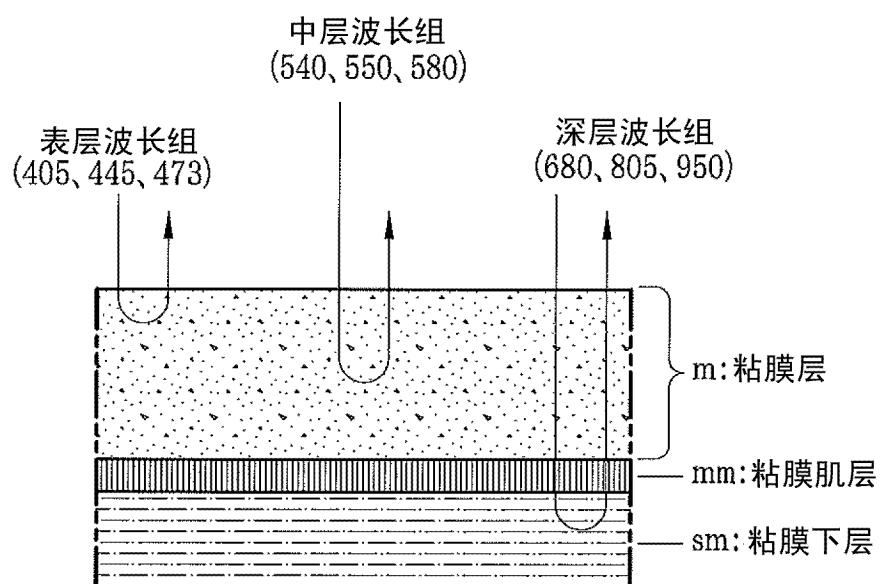


图 10

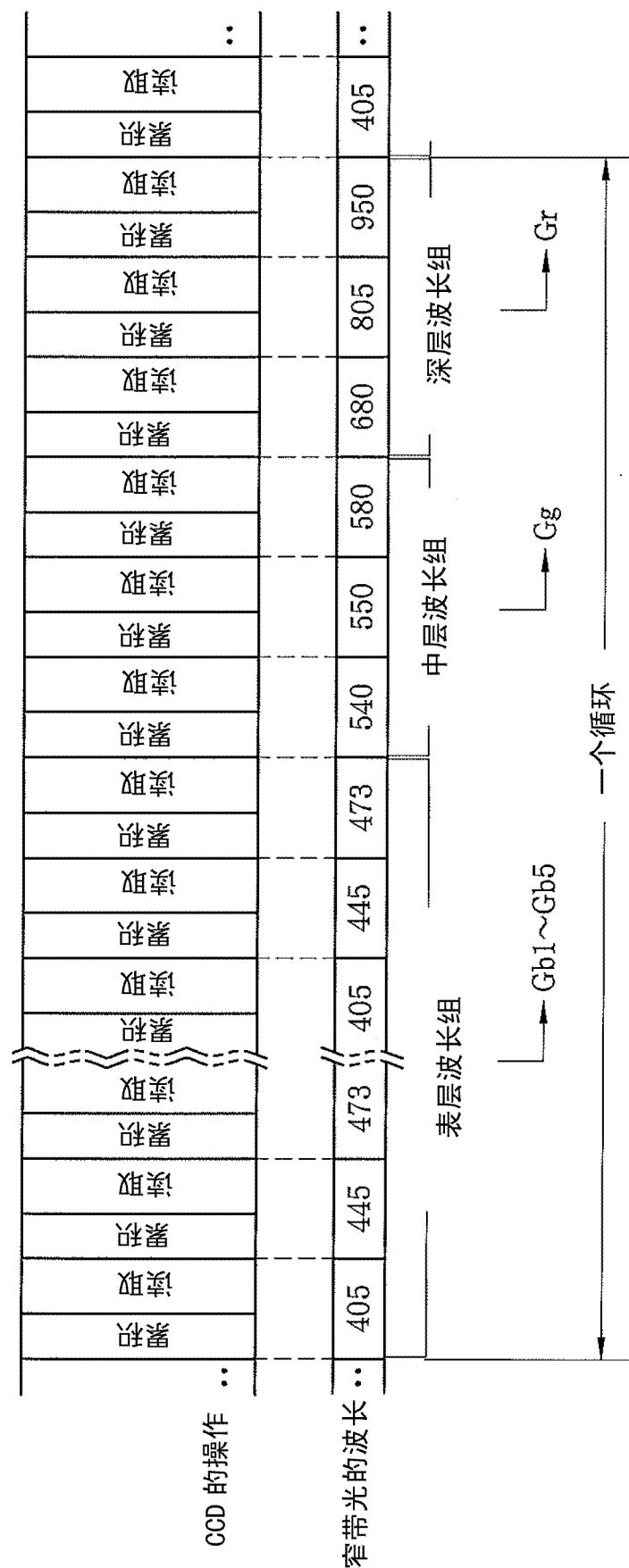


图 11

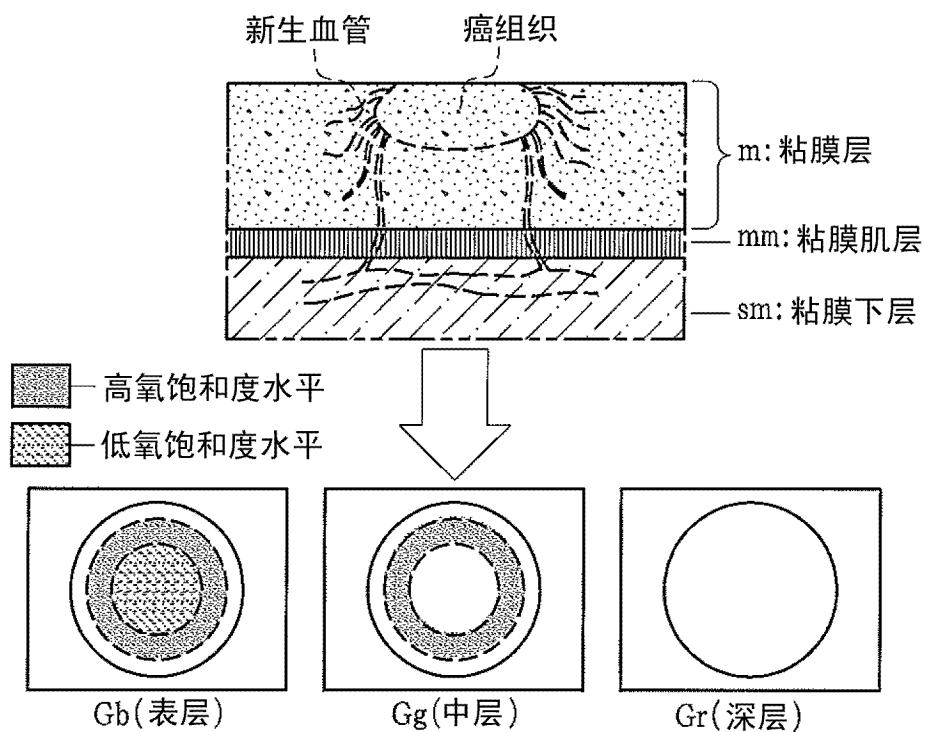


图 12A

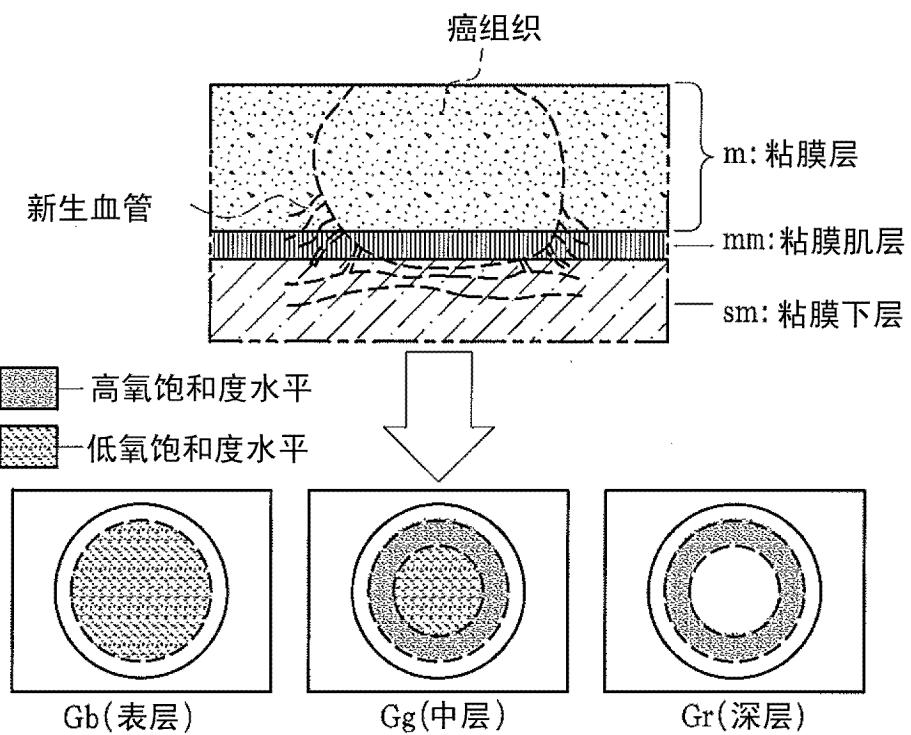


图 12B

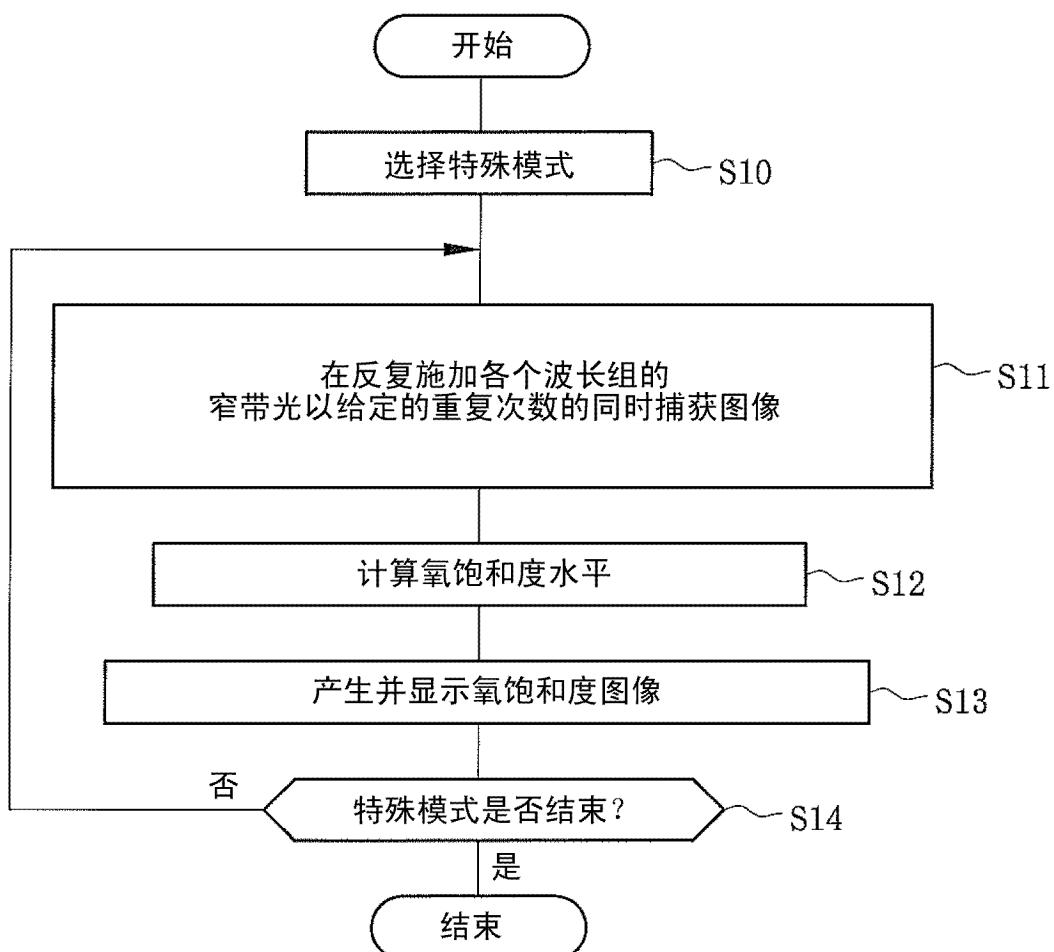


图 13

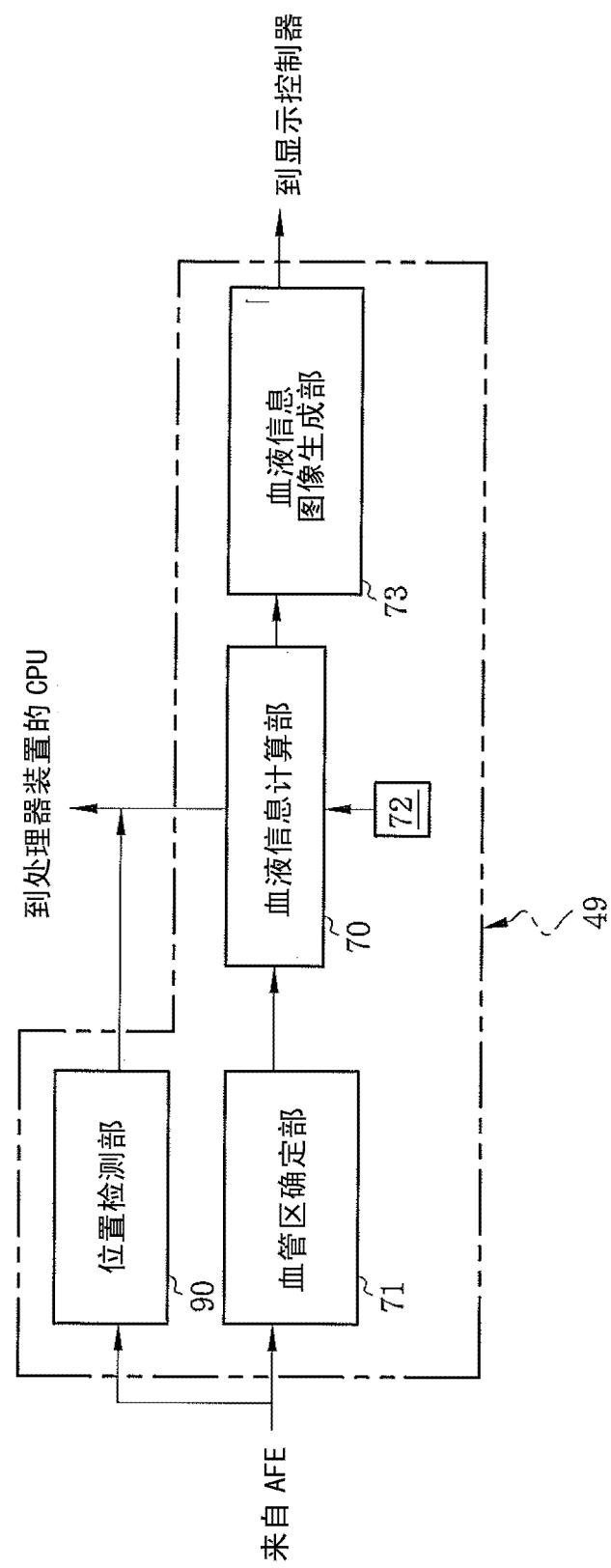


图 14

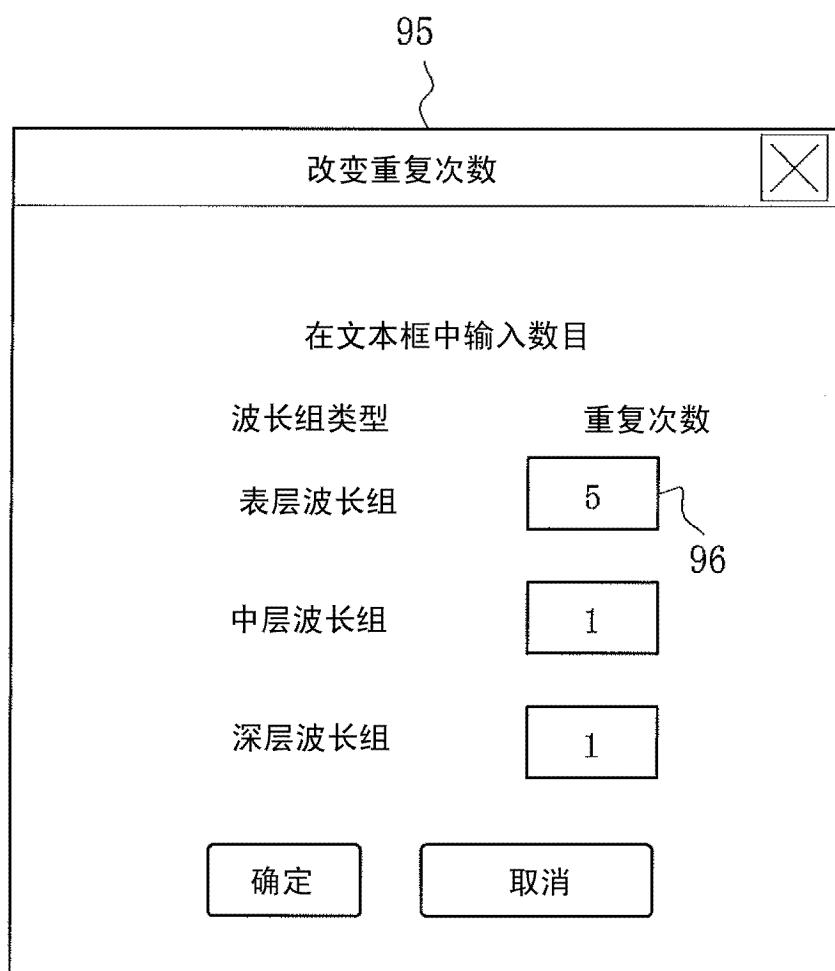


图 15

专利名称(译)	血液信息测量方法和设备		
公开(公告)号	CN102727217A	公开(公告)日	2012-10-17
申请号	CN201210093252.4	申请日	2012-03-31
[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	山口博司 斋藤孝明		
发明人	山口博司 斋藤孝明		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/065 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B1/0638 A61B1/0646		
代理人(译)	陈平		
优先权	2011081755 2011-04-01 JP		
其他公开文献	CN102727217B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

在特殊模式中，相继选择表层波长组、中层波长组和深层波长组。各个波长组由被相继施加到体内部分的3种不同类型的窄带光组成。波长组表指定各个波长组的重复次数。控制器控制波长带切换元件从而施加各个波长组的每种类型的窄带光，并且以由波长组表指定的重复次数施加各个波长组。CCD在相应波长组的窄带光的照射下捕获所述体内部分的图像。血液信息计算部基于图像信号分别计算在表层、中层和深层中的血管中的血红蛋白的氧饱和度水平。这提供有关癌症进展的信息。

