



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101744611 B

(45) 授权公告日 2012. 12. 26

(21) 申请号 200910224526. 7

(22) 申请日 2009. 11. 17

(30) 优先权数据

10-2008-0124970 2008. 12. 10 KR

(73) 专利权人 韩国电气研究院

地址 韩国庆尚南道

(72) 发明人 姜旭 G·V·帕帕彦

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038

代理人 张阳

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61N 5/06(2006. 01)

A61N 5/067(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1415267 A, 2003. 05. 07,
JP 特开 2008-132321 A, 2008. 06. 12,
US 2008/0269576 A1, 2008. 10. 30,
CN 1415267 A, 2003. 05. 07,
WO 2007/111408 A1, 2007. 10. 04,

审查员 马楠

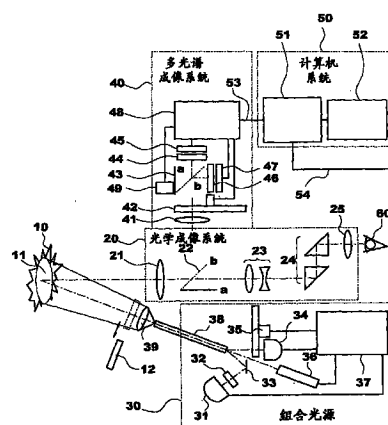
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 8 页

(54) 发明名称

用于光动力治疗和摄影检测的装置

(57) 摘要

本发明提供了一种用于光动力治疗和荧光检测的装置,该装置以各种波长的光提供照明并且提供多光谱图像,该装置包括:产生对象组织的图像并且将图像传输到肉眼或成像设备的光学成像系统;组合光源,包括多个相干和非相干光源以及引导从光源发出的入射光的光导;包括至少一个图像传感器的多光谱成像系统;和向外部输出对象组织的图像的计算机系统。因此,借助于能够向对象组织照射具有各种光谱分量的光的组合光源以及能够同时为这些各种光谱范围从若干光谱部分获得图像的多光谱成像系统,本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置可以有效地执行光动力治疗和摄影检测,由此提高诊断准确性和光动力治疗的效率。



1. 一种用于光动力治疗和摄影检测的装置,该装置以各种波长的光提供照明,并且提供多光谱图像,该装置包括:

产生对象组织的图像并且将所述图像传输到肉眼或成像设备的光学成像系统;

组合光源,包括发出非相干光的第一光源、发出另一非相干光的第二光源、发出相干光的第三光源以及引导从每一个光源发出的入射光的光导,其中从所述第一光源、所述第二光源和所述第三光源发出的光彼此组合;

包括至少一个传感器的多光谱成像系统;和

向外部输出对象组织的图像的计算机系统,

其中所述第一光源、所述第二光源和所述第三光源各自提供有单独的光程,并且所述第一光源、所述第二光源和所述第三光源被配置为同时向所述光导提供光。

2. 如权利要求1所述的装置,其中第一光源是水银灯,第二光源是卤素灯,而第三光源是激光器。

3. 如权利要求2所述的装置,还包括第一滤波器,用于控制从作为第一光源的水银灯发出的并被引入所述光导的光。

4. 如权利要求3所述的装置,其中第一滤波器位于所述水银灯和所述光导之间,并且布置在所述水银灯的光程上,从而不干扰所述水银灯之外的光源的光程。

5. 如权利要求4所述的装置,其中以滤光轮的形式提供第一滤波器,以在所述滤光轮的旋转表面上的分开的区域内包括多个光学元件。

6. 如权利要求5所述的装置,其中所述多个光学元件包括从短通滤波器、带通滤波器和偏振器组成的组中选择的至少两个光学元件。

7. 如权利要求2所述的装置,还包括第一镜,被配置为将从作为第二光源的卤素灯发出光的光程改变为引入所述光导。

8. 如权利要求7所述的装置,其中第一镜是基于波长选择性地传输光的分色镜。

9. 如权利要求7所述的装置,还包括布置在所述卤素灯和第一镜之间用以阻挡红外辐射的第二滤波器。

10. 如权利要求2所述的装置,其中由作为第三光源的激光器生成的激光束被直接引入所述光导。

11. 如权利要求2所述的装置,其中第三光源包括多个激光器,并且多个第二镜位于由所述多个激光器生成的多个激光束的光程上,使得所述多个激光束经由第二镜被引入所述光导。

12. 如权利要求11所述的装置,其中所述多个第二镜是分色镜。

13. 如权利要求2和6中任一项所述的装置,其中所述水银灯和所述激光器作为用于同时分别激励NADH和黄素的激励光源,其中所述水银灯是具有327到353nm带通滤波器的水银灯,所述激光器是405nm的激光器。

14. 如权利要求2和6中任一项所述的装置,其中所述水银灯和所述激光器作为用于同时分别激励黄素和卟啉的激励光源,其中所述水银灯是具有440到470nm带通滤波器的水银灯,所述激光器是635nm的激光器。

15. 如权利要求3到6中任一项所述的装置,还包括位于第一光源的光程上的第一衰减器,用以控制来自所述水银灯的光的量。

16. 如权利要求 1 到 3、7 和 11 中任一项所述的装置,还包括布置在所述光导入口处的第二衰减器,用以控制引入光导的光的总量。

17. 如权利要求 1 到 3、7 和 11 中任一项所述的装置,还包括布置在所述光导出口处的准直光学元件,用以给视野提供均匀的照明。

18. 如权利要求 17 所述的装置,还包括设置在所述准直光学元件内的附加光导模块,用以给较小区域提供照明。

19. 如权利要求 1 到 3、7 和 11 中任一项所述的装置,其中所述光导是液体光导。

20. 如权利要求 1 所述的装置,其中所述光学成像系统是从由内窥镜、手术立体显微镜和阴道镜组成的组中选择的一种。

21. 如权利要求 20 所述的装置,其中当所述光学成像系统是内窥镜时,所述多光谱成像系统借助于适配器被固定到所述光学成像系统的目镜上。

22. 如权利要求 20 所述的装置,其中当所述光学成像系统是手术立体显微镜时,所述光学成像系统包括物镜和一对可变放大率光学系统,并且所述多光谱成像系统定位在所述物镜和所述可变放大率光学系统之间。

23. 如权利要求 22 所述的装置,其中所述多光谱成像系统通过布置在光学成像系统的物镜和可变放大率光学系统之间的可移动折叠镜进入光程。

24. 如权利要求 1 所述的装置,其中所述多光谱成像系统包括两个图像传感器。

25. 如权利要求 24 所述的装置,其中所述两个图像传感器包括彩色图像传感器和单色图像传感器。

26. 如权利要求 25 所述的装置,其中所述多光谱成像系统还包括光程分裂器,用于将入射光分裂为具有用于所述彩色图像传感器和所述单色图像传感器的两个光程。

27. 如权利要求 26 所述的装置,其中所述多光谱成像系统的物镜定位在所述光程分裂器之前,以同时将图像投影到所述彩色图像传感器和所述单色图像传感器的两个光程。

28. 如权利要求 26 所述的装置,其中所述光程分裂器是可移动折叠镜。

29. 如权利要求 28 所述的装置,其中所述可移动折叠镜是分色镜。

30. 如权利要求 27 所述的装置,其中所述多光谱成像系统的物镜包括孔径光阑,用以控制光量和景深。

31. 如权利要求 27 所述的装置,其中所述多光谱成像系统的物镜包括用于对象组织细调焦的聚焦元件。

32. 如权利要求 27 所述的装置,其中 NADH 和黄素的荧光检测由所述彩色图像传感器的 B 通道和 G 通道同时执行。

33. 如权利要求 27 所述的装置,其中滤光轮形式的可移动检测滤波器定位在所述多光谱成像系统的物镜之前或之后,并且所述可移动检测滤波器包括从由长通滤波器、带通滤波器、陷波滤波器、分析器、和偏振器组成的组中选择的至少两个。

34. 如权利要求 27 所述的装置,其中红外阻挡滤波器定位在所述多光谱成像系统的彩色图像传感器之前,并且远红外 / 近红外滤波器定位在所述单色图像传感器之前。

35. 如权利要求 33 所述的装置,其中所述可移动检测滤波器包括 500nm 阻挡滤波器和 635nm 陷波滤波器,使得由所述单色图像传感器通过边缘 640nm 的分色镜经由远红外 / 近红外滤波器检测卟啉的荧光,同时由所述彩色图像传感器的 G 通道检测黄素的荧光。

36. 如权利要求 25 所述的装置,还包括用于控制所述彩色图像传感器和所述单色图像传感器的图像处理控制单元。

用于光动力治疗和摄影检测的装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求提交于 2008 年 12 月 10 日的韩国专利申请 No. 10-2008-0124970 的权益,通过引用将其整个公开结合在此。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于光动力治疗 (photodynamic therapy) 和摄影检测 (photodetection) 的装置,尤其涉及用于光动力治疗和荧光检测的装置,其中提供组合光源以便照亮对象体,并且提供多光谱荧光反射图像,以便再现对象组织的各种光谱图像以及复合光谱图像,从而对体外和体内的各种疾病执行有效的光动力治疗。

背景技术

[0004] 当前,使用光的诊断和治疗方法被广泛地用于对诸如痤疮、黄褐斑、黑斑、色斑、疤痕、皱纹、恶性瘤等的各种皮肤病的治疗。

[0005] 用于医疗目的的光疗设备通常包括治疗光源以及使用光纤将治疗光源生成的光束传递到病人的治疗区域的光缆。

[0006] 在该情况下,可以使用诸如卤素灯、氙灯、金属卤化物灯、水银灯之类的各种灯作为光源。已经开发了基于这些灯的各类光纤光源装置。另外,已经开发了可以使用这些光源提供可见或近红外光谱区的诊断图像的各类装置。

[0007] 美国专利 No. 6, 766, 184 公开了用于产生组织的多光谱图像的方法和装置。该装置包括配置为照亮组织的照明源,配置为检测来自组织的辐射的检测器;和配置为生成组织的多个多光谱图像的分析单元。对于诸如宫颈癌检测和诊断的情况,使用多光谱图像作为诊断工具。然而,在该项技术中,使用单色 CCD 照相机作为检测器,该照相机只能在三个光谱通道接收包含在可见光谱范围内的多光谱图像,并且该装置中不包括用于产生近红外图像的传感器。另外,作为非相干光源,仅使用单个光源(脉冲氙气闪光灯)。以不带准直光学器件的两个不同光导执行灯和激光源的辐射。

[0008] 上述美国专利 No. 6, 766, 184 于是具有这样的问题,即不能同时由位于可见和近红外光谱范围内的四个光谱通道(R, G, B 和 NIR)获得多光谱图像,并且还不能控制白光照明中非相干光源的光谱配置。

[0009] 另外,在该装置被用作内窥镜的情况下,还存在这样的问题,即当照明由两个不同光导执行时,这两个光导中的一个应该使用内窥镜的通路以便传递两个光束,这使得操作难以执行并且会给视野提供不同的照明。另外,由于不采用准直光学器件,会给阴道镜的视野带来不均匀的照明。

[0010] 同时,美国专利申请 No. 20080051664 公开了用于膀胱癌的体内实时成像和肿瘤边界确定的光学成像方法和装置。该技术被设计为使用内窥镜进行体内检查。作为检测器,使用片上电荷放大 CCD 照相机,这是一种配置为检测近红外图像的单色照相机。因此,为了同时接收各种光谱范围内的两个图像,使用传感器的其它组件。因此,存在这样的问题,即

无法在白光照明中提供用于监视对象组织的彩色视频,并且无法在可见和近红外光谱范围内获得多光谱图像。另外,该装置配置为借助于其它光导从灯和激光源照亮对象组织。因此,当该装置被用作内窥镜时,内窥镜的仪器通道应被用于通过两个不同光导的光源照明,而这会使得内窥镜操作难以执行,并会给视野提供不均匀的照明。

[0011] 美国专利公开 No. 20020035330 公开了一种荧光内窥镜视频系统,包括产生针对彩色和荧光成像模式的光的多模光源。然而,该系统不包括可以同时产生具有由用户确定的两个或多个差值以及具有宽光谱范围和用于光动力疗法和 / 或多光谱荧光和反射光检测的单色光谱的波长的组合光源。因此,不能以最佳波长组合激发两种不同的荧光材料。另外,该系统不包括用于以多光谱成像系统的两个传感器上的附加光学透镜进行立体观察和投影的光学成像系统,因此无法同时在白光和荧光下记录图像。另外,由于该系统不包括具有分色镜的可移动分束器,因此分色镜不能被移出光程。因此,在仅使用彩色图像传感器的操作情况下会发生光损失。另外,没有办法执行光动力治疗。

[0012] 同时,美国专利 No. 5, 571, 108 公开了一种双目立体显微镜,包括能通过 TV 照相机对对象进行直接或光学观察的观察光学系统。然而,由于照相机布置在可变放大率光学系统之后的一个立体路径内,因此仅有少部分显微镜物镜检测到的照明光到达照相机。因此,美国专利 No. 5, 571, 108 中公开的立体显微镜存在从物镜显现的光学信号发生明显损失的问题。

发明内容

[0013] 做出本发明以努力解决与现有技术相关的上述问题。因此,本发明提供了一种用于光动力治疗和摄影检测的装置,包括可以向对象组织照射具有各种光谱分量的光的组合光源、可以提供肉眼可见的对象组织的直接和三维图像的光学成像系统,以及可以同时为这些各个光谱范围从若干光谱部分获得图像的多光谱成像系统,由此执行有效的摄影检测和光动力治疗。

[0014] 在一个方面,本发明提供了一种用于光动力治疗和摄影检测的装置,该装置以各种波长的光提供照明,并且提供多光谱图像,该装置包括:产生对象组织的图像并且将所述图像传输到肉眼或成像设备的光学成像系统;组合光源,包括多个相干和非相干光源以及引导从所述光源发出的入射光的光导;包括至少一个传感器的多光谱成像系统;和向外部输出对象组织的图像的计算机系统。

[0015] 所述组合光源可以包括第一光源、第二光源和第三光源。

[0016] 第一光源可以是水银灯。

[0017] 第二光源可以是卤素灯。

[0018] 第三光源可以是激光器。

[0019] 该装置还可以包括第一滤波器,第一滤波器用于控制从作为第一光源的水银灯发出的并被引入光导的光。

[0020] 第一滤波器可以位于水银灯和光导之间,并且可布置在水银灯的光程上,从而不干扰水银灯之外的光源的光程。

[0021] 可以滤光轮的形式提供第一滤波器,以在滤光轮的旋转表面上的分开的区域内包括多个光源元件。

[0022] 所述多个光学元件可以包括从短通滤波器、带通滤波器和偏振器组成的组中选择的至少两个光学元件。

[0023] 该装置还包括第一镜,被配置将从作为第二光源的卤素灯发出光的光程改变为引入所述光导。

[0024] 第一镜可以是用于基于波长选择性地传输光的分色镜。

[0025] 该装置还可以包括布置在所述卤素灯和第一镜之间用以阻挡红外辐射的第二滤波器。

[0026] 由作为第三光源的激光器生成的激光束可被直接引入光导。

[0027] 第三光源可以包括多个激光器,并且第二镜可以位于由所述多个激光器生成的多个激光束的光程上,使得所述多个激光束可经由第二镜引入所述光导。

[0028] 第二镜可以是分色镜。

[0029] 所述水银灯和激光器可以是作为用于同时激励 NADH 和黄素的激励光源的具有带通滤波器的水银灯 (327 到 353nm) 和激光器 (405nm)。

[0030] 所述水银灯和激光器可以是作为用于同时激励黄素和卟啉的激励光源的具有带通滤波器的水银灯 (440 到 470nm) 和激光器 (635nm)。

[0031] 该装置还可以包括位于第一光源的光程上的第一衰减器,用以控制来自水银灯的光的量。

[0032] 该装置还可以包括布置在所述光导入口处的第二衰减器,用以控制引入光导的光的总量。

[0033] 该装置还可以包括布置在所述光导出口处的准直光学元件,用以给视野提供均匀的照明。

[0034] 该装置还可以包括设置在所述准直光学元件内的附加光导模块,用以给较小区域提供照明。

[0035] 所述光导可以是液体光导。

[0036] 所述光学成像系统可以是从小于内窥镜、手术立体显微镜和阴道镜组成的组中选择的一种。

[0037] 当所述光学成像系统是内窥镜时,所述多光谱成像系统可借助于适配器固定到所述光学成像系统的目镜上。

[0038] 当所述光学成像系统是手术立体显微镜时,所述光学成像系统可以包括物镜和一对可变放大率光学系统,并且所述多光谱成像系统可以定位在所述物镜和所述可变放大率光学系统之间。

[0039] 所述多光谱成像系统可以通过布置在光学成像系统的物镜和可变放大率光学系统之间的可移动折叠镜进入光程。

[0040] 所述多光谱成像系统可以包括两个图像传感器。

[0041] 所述两个图像传感器可以是彩色图像传感器和单色图像传感器。

[0042] 所述多光谱成像系统还可以包括光程分裂器,用于将入射光分裂为具有用于所述彩色图像传感器和所述单色图像传感器的两个光程。

[0043] 所述多光谱成像系统的物镜可以定位在所述光程分裂器之前,以同时将图像投影到彩色图像传感器和单色图像传感器的两个光程。

- [0044] 所述光程分裂器可以是可移动折叠镜。
- [0045] 所述可移动折叠镜可以是分色镜。
- [0046] 所述物镜可以包括孔径光阑,用以控制光量和景深。
- [0047] 所述物镜可以包括用于对象组织细调焦的聚焦元件。
- [0048] 可由所述彩色图像传感器的 B 和 G 通道同时执行对 NADH 和黄素的荧光检测。
- [0049] 滤光轮形式的可移动检测滤波器可被定位在多光谱成像系统的物镜之前或之后,并且所述可移动检测滤波器可以包括从长通滤波器、带通滤波器、陷波滤波器、分析器、和偏振器组成的组中选择的至少两个。
- [0050] 所述红外阻挡滤波器可被定位在所述多光谱成像系统的彩色图像传感器之前,并且远红外 / 近红外滤波器可被定位在所述单色图像传感器之前。
- [0051] 所述可移动检测滤波器可以包括阻挡滤波器 (500nm) 和陷波滤波器 (635nm),使得可由单色图像传感器通过分色镜 (边缘 640nm) 经由远红外 / 近红外滤波器检测卟啉的荧光,同时可由彩色图像传感器 (G 通道) 检测黄素的荧光。
- [0052] 该装置还可以包括用于控制所述彩色图像传感器和所述单色图像传感器的图像处理控制单元。
- [0053] 该装置还可以包括用于从所述多光谱成像系统向外部输出图像的计算机系统。

附图说明

- [0054] 将参考其中例示了某些示例性实施例的附图描述本发明的上述和其它特征,在附图中:
- [0055] 图 1 是根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置的配置图;
- [0056] 图 2 是根据本发明的组合光源的配置图;
- [0057] 图 3 示出了根据本发明的组合光源中的规格化可见区上的光谱曲线;
- [0058] 图 4 示出了根据本发明的组合光源中的作为荧光材料的 NADH 和黄素的吸收光谱曲线,以及具有带通滤波器的水银灯 ($340 \pm 13\text{nm}$) 和激光器 (405nm) 的激励光谱曲线;
- [0059] 图 5 示出了根据本发明的组合光源中的黄素和 PpIX 的吸收光谱曲线,以及具有带通滤波器的水银灯 ($455 \pm 15\text{nm}$) 和激光器 (635nm) 的光谱曲线;
- [0060] 图 6 示出了根据本发明的多光谱成像系统的各个通道的光谱曲线;
- [0061] 图 7 示出了根据本发明的 NADH 和黄素的荧光发射光谱曲线和多光谱成像系统中的 B 通道和 G 通道的光谱灵敏性曲线;
- [0062] 图 8 示出了根据本发明的黄素和 PpIX 的荧光发射光谱曲线和多光谱成像系统中的 G 通道和远红外 / 近红外 (FR/NIR) 通道的传输光谱曲线;
- [0063] 图 9 示出了根据本发明的多光谱成像系统中的以蓝光进行的黄素和 ALA 诱导 PpIX 荧光检测和光动力治疗的光谱曲线,和
- [0064] 图 10 示出了根据本发明的多光谱成像系统中的吲哚花青绿 (ICG) 荧光血管造影术的光谱曲线。

具体实施方式

- [0065] 下文将参考附图详细描述本发明的优选实施例。

[0066] 本发明提供了用于光动力治疗和摄影检测的装置,该装置包括可以向对象组织照射具有各种光谱分量的光的组合光源,提供肉眼可见的对象组织的直接和三维图像的光学成像系统,以及可以同时为这些各个光谱范围从若干光谱部分获得图像的多光谱成像系统,从而执行有效的摄影检测和光动力治疗。

[0067] 图 1 是示出了根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置配置的示意图。

[0068] 如图 1 所示,根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置一般包括光学成像系统 20、组合光源 30、多光谱成像系统 40 和计算机系统 50,并且该装置具有照亮身体的对象组织 10,将对象组织 10 的光学图像转换为电信号,分析光学图像,并在监视器上显示光学图像的功能。

[0069] 光学成像系统 20 与组合光源 30 一起在各种照明下产生肉眼可见或通过多光谱数字视频系统观看的对象组织 10 的图像。光学成像系统 20 可被配置为内窥镜、手术显微镜、阴道镜、或任意其他医疗检查装置。

[0070] 在结合光学成像系统 20 的配置使用内窥镜的情况下,多光谱成像系统 40 可在适配器的帮助下固定到目镜上,并且不使用准直光学器件 39 而将光导 38 连接到光学通道。另外,在使用立体显微镜的情况下,可使用布置在物镜 21 和一对可变放大率光学系统 23 之间的可移动镜 22 将多光谱成像系统 40 插入光程。这些设备对于增加到达传感器的光量以获得荧光图像扮演重要角色。当可移动镜 22 位于‘a’时,形成对象组织的立体观察,于是可以在使用工具(例如,活检钳)控制操作时使用。当可移动镜 22 位于“b”时,可以执行其它状态下的操作。

[0071] 即,由于在本发明中可移动镜 22 布置在物镜 21 和可变放大率光学系统 23 之间,因此输入多光谱成像系统 40 的光学信号(荧光和反射光)并不通过可变放大率光学系统 23,于是可以减少光损失。

[0072] 在根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置中,组合光源 30 配置为向对象组织照射具有各种光谱分量(波长)的光,使得图像通过荧光和反射光产生,由此允许执行光动力治疗。

[0073] 照明光的光谱分量分布在紫外、可见、以及近红外光谱范围内,并且具有各种光谱分量的照明光可被同时施加到对象组织上。

[0074] 图 1 和图 2 详细示出了组合光源 30 的配置,并且组合光源 30 包括卤素灯 31、红外线阻挡滤波器 32、镜 33、水银灯 34、照明滤光轮 (Ex1)35、至少一个激光器 (Ex2)36、照明器电源/控制单元 37、光导 38、准直光学器件 39、第一衰减器(衰减器 1)61、和第二衰减器(衰减器 2)62。

[0075] 根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置中的组合光源 30 被配置为包括作为长波光源的卤素灯 31 和作为短波光源的水银灯 34。另外,红外线阻挡滤波器 32 减少对对象组织和光源元件的热负荷,并且排除可能被带入检测器红外通道的从卤素灯 31 发出的辐射光谱分量。可以使用诸如热镜的干涉滤波器进行这种操作。

[0076] 镜 33 将从卤素灯 31 发出的光的方向改变为引入光导 38,并且优选地,镜 33 可被配置为分色镜。

[0077] 由激光器 36 生成的激光束被直接或通过镜 63 引入光导 38。在另一方面,当镜 63 被配置为分色镜时,该分色镜可以会聚由若干激光器生成的激光束。另外,激光器 36 包括

用于向光导 38 的端面照射激光束的光学元件。

[0078] 光导 38 是具有高数字光圈、在紫外线 (UV)、可见光 (VIS) 和近红外线 (NIR) 区域中具有高透射率、且在高温热负荷下具有高稳定性的液体光导。

[0079] 照明滤光轮 35 布置在水银灯 34 的光程内,并且以滤光轮的形式操作(滤光轮 1)。诸如短通滤波器、带通滤波器和偏振器的各种光学元件可被布置在组成照明滤光轮 35 的滤光轮的各个扇区内,并且被配置为以光谱和偏振状态控制灯的照明。照明滤光轮 35 布置在水银灯 34 和光导 38 之间,并且被配置为不干扰卤素灯 31 和激光器 36 的光程。在该情况下,如图 2 所示,提供用于控制从水银灯 34 生成的光量的第一衰减器 61 和用于控制引入光导 38 的光量的第二衰减器 62。

[0080] 照明器电源/控制单元 37 给所有光源和照明滤光轮 35 供电,并且控制所有光源和照明滤光轮 35。

[0081] 在光导 38 的出口处提供的准直光学器件 39 给视野提供均匀照明(即,图 1 所示的照明区域 11)。在该情况下,可以安装附加光导模块(包括未示出的光导和准直光学器件),以便给比该视野小的区域提供照明(例如,对局部区域进行光动力治疗),由此激光束可以通过光导进行照射。

[0082] 由于根据本发明的组合光源 30 的发射光谱范围覆盖从 300nm 到 850nm 的宽光谱范围,因此可以按照实际应用的要求选择光源的光谱分量,并且通过给设置在组合光源 30 中的各光源提供电能,并且在水银灯 34 的光程中插入预定的滤波器来确定光谱分量。同时,偏振器 12 可以布置在光导 38 和对象组织 10 之间以通过偏振执行观察。

[0083] 接下来将参考以下例子描述对根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置中的组合光源的使用示例。

[0084] [例 1-1]

[0085] 本发明的组合光源 30 采用卤素灯 31 和水银灯 34 向对象组织照射白光,观察反射光,并且定义具有 400 到 700(或 750)nm 的光谱范围的宽带滤波器作为照明滤光轮 35。可以通过使用第一衰减器和卤素灯 31 以各种比例混合从水银灯 34 发出的光,灵活地改变照射到对象组织的光的光谱分量。在该情况下,相关色温在 3,000 到 6,000K 的范围内变化。图 3 示出了由此获得的光谱曲线。如图 3 所示,当两灯的光量适当地彼此互补时,光谱被示出为是缓和且连续的曲线。

[0086] 卤素灯 31 被广泛地用作阴道镜光源,并且可以使用金属卤化物和 LED 灯作为光源。同时,组合光源 30 使用卤素灯 31 和水银灯 34 的原因通常是为了在适当位置设置每个光源的固有色温。可以通过改变从这些灯发出的光量之间的相互关系,改变照明光的光谱分量,以适合对象组织的特性和所希望的反射光的操作。特别地,改变照明光的光谱分量,以适合受各个光谱特性影响的视觉感觉,或适合电视记录的特性。于是,根据本发明的组合光源 30 允许最佳地执行反射光的多光谱分析。

[0087] [例 1-2] NADH 和黄素的固有荧光激励

[0088] 为了最佳地激励这些荧光材料,激励光之一应当位于紫外线区内,并且另一个应位于可见光谱区的短波侧。作为激励光源,照明滤光轮 35 中的具有带通滤波器的水银灯 34 (Ex1 :340±13nm) 和激光器 36 (Ex2 :405nm) 满足上述条件。这两种荧光材料的吸收波段彼此明显不同,并且激励光源的激励波长分别落在这些吸收波长光谱范围内(图 4)。在该

情况下,这两种荧光材料的荧光发射光谱彼此不同(图7),并且可由单色检测器记录这两种荧光材料的荧光(参考以下描述的例2-1)。

[0089] [例1-3] 黄素和 PpIX 的固有荧光激励

[0090] 由于上述荧光材料的光吸收波长范围在 400nm 附近重叠,因此可以用相同的波长激励这些荧光材料。然而,在该情况下,激励光的穿透深度不那么大。如果在原卟啉 IX(PpIX) 的光吸收谱的长波侧激励这些荧光材料,激励光的穿透深度增加,这在寻找位于组织深处的肿瘤时非常重要。

[0091] 图5示出了上述荧光材料的吸收谱和两激励光源的光谱。关于黄素和 PpIX 荧光检测的激励情况,实验中使用的激励光源是具有带通滤波器的水银灯 34(Ex1:455±15nm)和激光器 36(Ex2:635nm)。由于可以独立控制这两个光源的输出,可以适当地控制从两种荧光材料生成的信号的强度。

[0092] 同时,根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置包括多光谱成像系统 40,以便同时产生可见和红外线光谱范围的若干光谱区内的数字视频图像。多光谱成像系统 40 包括物镜 41、可移动检测滤波器 (Em1) 42、可移动光程分裂器 43、红外阻挡滤波器 44、彩色图像传感器 45、远红外/近红外 (FR/NIR) 滤波器 (Em2) 46、单色图像传感器 47、图像处理控制单元 48 和驱动单元 49。

[0093] 多光谱成像系统 40 包括第一光程和第二光程,以使得由诸如分色镜的可移动光程分裂器 43 定向到检测器的入射光被分为两束。可移动光程分裂器 43 可以通过驱动单元 49 的转换位于诸如“a”或“b”的两个不连续位置中的一个位置上。

[0094] 物镜 41 位于可移动光程分裂器 43 之前,以便同时向彩色图像传感器 45 和单色图像传感器 47 的两个光程投射图像。另外,物镜 41 可以包括控制光量和景深的孔径光阑,以及用于对象组织上细调焦的聚焦元件。

[0095] 多光谱成像系统 40 的视频系统包括具有相同电学和几何参数的两个芯片(彩色图像传感器 45 和单色图像传感器 47)。这两个芯片可以使用 CCD、EMCCD 或 CMOS 技术成形,并且可以在逐行或隔行扫描模式下操作。

[0096] 具有基于 RGB 模式的彩色码的光学滤波器掩膜放置在彩色图像传感器 45 的光敏表面上。当应用另一个彩色模式即 CMYK 时,计算机系统 50 将 CMYK 彩色模型转换为 RGB 彩色码。在两个光程中的第一光程内形成三个彩色通道 EmR、EmG 和 EmB,并且由 RGB 掩膜滤波器、可移动检测滤波器 (Em1) 42、和红外阻挡滤波器 44(在具体系统中可以排除红外阻挡滤波器 44)的共同作用确定这些彩色通道的光谱特性。由 FR/NIR(Em2) 46、可移动检测滤波器 (Em1) 42、和放置在单色图像传感器 47 之前并且选择光谱的作为可移动光程分裂器 43 的分色镜确定第四通道 [Em(FR/NIR)] 的光谱灵敏性。在大多数情况下,分色镜的边缘位于约 700nm 波长的可见和近红外区的边界处,并且其可被移向长波侧或短波侧。由此,多光谱成像系统 40 可以与图 6 所示同时从第四光谱区获得图像。当光谱通道 EmR 和 Em(FR/NIR)彼此交叉时,相应的光学信号被同时输入两个通道。这两个通道的每个电信号值取决于两个通道中各传感器的灵敏度差异以及该光学信号的值。为了减少这种串扰,必须从分色镜 43、红外阻挡滤波器 44 和 FR/NIR 滤波器 (Em2) 46 中选择具有适当光谱特性的元件。

[0097] 以多光谱成像系统 40 中的滤光轮(滤光轮_2)的形式配置可移动检测滤波器 (Em1) 42,并且可以在形状分离的各个扇区中布置各种阻挡滤波器(长通、陷波)、分析器、

和偏振器。可移动检测滤波器 (Em1) 42 可以位于物镜 41 之前或之后。由于可移动检测滤波器 (Em1) 42 是为两个光程的所有光学通道选择的元件, 并且位于远离检测传感器表面的位置, 由此滤波器的转换操作在技术上并不困难。可移动检测滤波器 (Em1) 42 和照明滤光轮 (Ex1) 35 的特性改变有效地改变整个装置的操作状态。可移动检测滤波器 (Em1) 42 的操作功能如下:

[0098] (a) 在荧光诊断和光动力治疗中, 在具有长通滤波器的激光器或水银灯的带通滤波器的操作期间, 它使用陷波滤波器阻挡激励光和紫外线 (光化射线);

[0099] (b) 在反射偏振中, 它使用分析器阻挡偏振光分量;

[0100] (c) 它将反射光分裂为其光谱分量, 在反射彩色光的情况下, 这是从白光获得的图像的亮度改进所必须的 (例如, 绿光滤波器)。

[0101] 图像处理控制单元 48 控制单色图像传感器 47 和彩色图像传感器 45、驱动单元 49、和滤光轮 (滤光轮 _2), 并且将这两个传感器生成的模拟视频信号转换为单个数字信号。该数字信号通过双向高速串行总线 53 输入计算机系统 50 中的处理器 51。此外, 通过该通道输入和输出控制信号。双向高速串行总线 53 可以经由火线、USB、Wi-Fi 等操作。

[0102] 计算机系统 50 包括处理器 51 和与监视器 52 相关的软件, 它们是收集、存储、处理和分析从多光谱成像系统 40 输入的视频数据, 并且通过监视器 52 显示视频图像所需的。分析包括基于多光谱信息自动检测异常组织的功能。另外, 计算机系统 50 被配置为通过双向高速串行总线 53 和低速串行总线 54 接收视频信号, 并且控制该装置的所有模块。

[0103] 作为具有上述配置的本发明的示例, 可以在诸如立体模式 (具有立体显微镜)、反射模式、偏振反射模式、荧光检测模式、光动力治疗-荧光检测模式、和荧光-反射检测模式的各种操作模式中使用用于摄影诊断和光动力治疗的数字多光谱视频阴道镜。

[0104] 于是通过使用根据本发明示例的阴道镜, 就能够使用各种操作模式实现用于诊断和治疗的多种方法。某些模式是本领域公知的, 并且被应用于其它装置。

[0105] 然而, 与仅可以在有限条件下执行某些模式的其它装置不同, 根据本发明示例的阴道镜被配置为使用具有各种波长的若干光源照明对象组织, 并且与此同时, 检测具有若干光谱通道的发射光, 以满足特定操作模式的条件。

[0106] 下面, 将详细描述实现特定模式所需的特定要求和方法。

[0107] 1. 立体观察

[0108] 阴道镜立体观察是用于视觉观察的现有方法, 并且被用作诊断目的和各种操作的控制方法。上皮颜色中包括组织诊断中的重要信息, 并且当使用诸如乙酸溶液、复方 (Lugol) 碘溶液 (Schiller 实验) 等的特定药物或诸如苏木素、亚甲紫等的染料溶液处理组织使其扩展时, 可以实现阴道镜中的立体观察。

[0109] 通过立体观察允许阴道镜的三维位置控制, 并且立体观察对于对象组织上的精确动作是重要的 (例如, 组织活检)。

[0110] 立体观察可以在使用立体显微镜作为光学成像系统 20 的情况下进行, 并且通过双目显微镜视觉地执行。在该情况下, 可移动镜 22 位于“a”。另外, 在组合光源 30 中使用两个灯 (卤素灯和水银灯)。关于照明滤光轮 (Ex1) 35, 400 到 700nm 总辐射的光谱分量取决于从各灯发出的光量之间的相互关系, 这可以通过使用第一衰减器 1 在 0 到 100% 的范围内调整从水银灯发出的光量来加以控制。

[0111] 对于立体观察,通过调整从水银灯和卤素灯发出的光量之间的相互关系,将对象组织上的照明的光谱分量优化为近似于日光的视知觉,并且选择一种颜色以适合操作者的视知觉特性。因此,对照明的细心选择减少操作过程中的眼疲劳,并且允许操作者观看身体组织颜色的最小改变。

[0112] 2. 白光反射

[0113] 白光反射类似于立体观察,但是差别在于在监视器上以自然色显示对象组织而没有立体效果。因此,可以通过任意光学成像系统观察白光反射。

[0114] 在该情况下,可移动镜 22 位于“b”,并且光源被配置为处于与立体观察相同的状态。因此,在白光反射模式中,照明的最佳光谱分量与视知觉的光谱分量有显著不同,并且可以通过改变光源的光谱分量调整发光光谱以适合彩色传感器的特性。

[0115] 3. 偏振反射

[0116] 在偏振反射中,镜反射的光分量由交叉偏振器阻挡,并且以漫反射光获得图像。

[0117] 因此,偏振反射和白光反射之间存在不同。偏振器 12 布置在光纤和对象组织之间,并且在可移动检测滤波器 42 中与偏振器 12 一起使用交叉分析器。使用卤素灯、水银灯、激光器或其组合作为光源。照明的光谱特性取决于选择的发射光源、照明滤光轮 (Ex1) 35 以及可移动检测滤波器 (Em1) 42。

[0118] 偏振反射的最显著特性在于可以同时记录可见和近红外光谱范围内的图像。通过使用多光谱成像系统可以在偏振反射期间同时记录可见和近红外光谱范围内的图像,其与美国专利 No. 6, 766, 184 中公开的彩色照相机 (可见光线) 和美国专利公开 No. 2008051664 中公开的黑白照相机 (近红外) 相比,提高了通过偏振进行诊断的可能性。作为一个例子,在两图像的记录期间,在 650 到 700nm 的第一范围和 800nm 的第二范围附近的检查中,可以测量身体组织每个区中的氧饱和度 (RED/NIR 区中的组织氧合检测)。

[0119] 4. 荧光检测

[0120] 荧光检测被配置为以从至少一个波长获得的荧光图像执行诊断。因此,可以通过向身体组织照射具有一个或两个波长的激励光实现荧光 (水银灯 Ex1 或激光器 Ex2)。另外,可以记录一个或两个光学通道中的发射 (彩色图像传感器 Em1 或单色图像传感器 Em2)。

[0121] 因此,通过同时执行以发射具有各种波长的光进行的荧光激励和若干光谱通道中的荧光检测,可以在每种荧光材料的最佳激励状态下实时地观察和测量若干荧光材料的分量。

[0122] [例 2-1] NADH 和黄素的自身荧光检测

[0123] 已知在身体组织恶性化期间,作为呼吸色素的 NADH 和黄素的荧光特性发生改变。根据按照本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置,可以在最佳激励状态下同时记录 NADH 和黄素荧光。在该情况下, NADH 和黄素的激励状态与例 1-2 中提出的相同 (Ex1 : 340nm, Ex2 : 405nm); 然而,如图 7 所示,可由彩色图像传感器的 B 通道和 G 通道检测荧光。即,如图 7 所示,由于 B 通道和 G 通道的光谱曲线与荧光材料的荧光发射光谱类似,因此可以在 B 通道中记录 NADH 的荧光,并且可以在 G 通道中记录黄素的荧光 (B 通道 : 470nm 中心, G 通道 : 550nm 中心)。此时,使用屏障滤波器 (415nm) 作为可移动检测滤波器,以降低从对象组织反射的激励光。与顺序记录相比,同时记录从 NADH 和黄素发射的荧光可以防止由于在曝光和加速测量处理期间的对象移动而引起的模糊图像。

[0124] [例 2-2] 卟啉和非卟啉的自身荧光检测

[0125] 内生卟啉在身体组织的生物学过程中扮演重要角色,并且其浓度可以根据功能状态和病理过程中的变化显著改变。通过使用氨基乙酰丙酸(ALA)诱发卟啉代谢紊乱。ALA以卟啉的形式参与血红素合成,由此原卟啉 IX(PpIX)的浓度反复增加。结果,可以容易地记录从其发出的荧光。使用ALA的荧光诊断是揭示包括各区内恶性肿瘤在内的一系列疾病的公知方法。卟啉的吸收波长在400nm附近。当这个波长的光照射到身体组织时,与卟啉一起生成固有荧光(非卟啉自身荧光),这是由位于卟啉的光吸收波长附近的荧光材料尤其是黄素产生的。由于在非卟啉的固有荧光的明亮背景上可能看不到内生卟啉的弱固有荧光(自身荧光),因此限制了观察病理过程初始步骤中的失调的可能性,并且需要增加生成荧光(ALA诱发的原卟啉 IX 荧光)的卟啉量。在给身体施与ALA的情况下,确诊疾病需要相当长的时间,这给诸如癌症的疾病诊断的筛选操作带有了严重的局限。

[0126] 因此,应当考虑下面的问题,以在不施与ALA的情况下执行诊断:

[0127] (a) 卟啉在光不被黄素吸收的光谱区中的荧光激励;

[0128] (b) 黄素和卟啉的荧光光谱彼此最少重叠的位置中的卟啉荧光检测;

[0129] (c) 独立改变多光谱成像系统中检测器的灵敏度以允许来自各荧光材料的信号大体彼此相等的可能性;和

[0130] (d) 改变卟啉和非卟啉尤其是黄素的荧光激励光的强度以允许来自各荧光材料的信号大体彼此相等的可能性。

[0131] 例 1-3 中已经描述了问题(a)的解决方案。在滤波器EX1中使用具有455nm波长的水银灯来激励黄素,并且在激光器Ex2中使用具有635nm波长的激光光源来激励卟啉(参考图5)。当以第一衰减器61控制Ex1的水银灯的激励光输出时,可以解决问题(d)。通过借助于多光谱成像系统检测和记录荧光材料的荧光,可以解决问题(b)和(c)。图8示出了用于荧光记录的光谱条件。

[0132] 当从身体组织反射的发射被阻挡时,滤波器Ex1和Ex2与屏障滤波器(500nm)和陷波滤波器(635nm)一起操作,并且这两个滤波器执行可移动检测滤波器42的功能。在该情况下,分色镜43的边缘值应当略微超出635nm(在这个例子中640nm)。由分色镜将PpIX荧光和黄素荧光分开。在PpIX发射荧光中,以布置在远红外/近红外(FR/NIR)通道中的检测滤波器(Em2)46选择附加波长(700nm中心)。这个带通滤波器将PpIX生成的荧光传输到单色图像传感器47,并且与陷波滤波器(635nm)一起衰减激励激光束(在荧光通道中使用附加的带通滤波器,以便排除残留激励光)。

[0133] 黄素在G彩色图像传感器的光谱通道中产生的图像具有比单色图像传感器高的信噪比。由于黄素存在于所有细胞中,因此由黄素产生的“绿图像”看上去比由PpIX产生的“红图像”更均匀。因此,“绿图像”可起参考作用,其可用于针对距对象组织的距离的影响校正PpIX荧光信号值,并且在PpIX的位置提供解剖标识。

[0134] 由此进行激励条件和荧光记录的优化,于是可以在单色图像传感器而不是G彩色图像传感器的通道中容易地观察到小量的内生卟啉。相反,在常规装置中,身体组织各处出现的较强的固有荧光会干扰对PpIX的弱荧光信号的检测。由于内在生成的PpIX的弱荧光可被显示为图像,因此可以无需从外部使用ALA而执行非ALA荧光诊断,由此执行针对疾病诊断的筛选实验。

[0135] 5. 光动力治疗和荧光检测

[0136] 这个处理与光动力治疗 (PDT) 有关, 在 PDT 中向身体组织施与发出预定波长的光敏剂 (PS), 并在随后照亮身体组织。因为荧光发射由光敏剂经照明生成, 所以可以使用荧光检测优化和监视光动力治疗。可以使用荧光检测追踪光敏剂的运动积累, 识别积累光敏剂的局部位置, 并且评估光动力治疗的效果。

[0137] 根据本发明, 可以改变照明区域, 并且通过在光动力治疗期间直接检测荧光来确定结束照明的时间点。在该情况下, 确定停止照明的时间点的功能 (剂量测定法) 使用光敏剂的光致褪色。由于光敏剂的荧光具有局部特性, 因此必须提供可以覆盖整个对象组织的基准图像用于荧光观察。并且该基准图像可用于根据测量期间距对象组织的距离的改变来校正数据。

[0138] 可以用各种方法执行身体组织表面上的照明和其图像产生。在例 2-2 中描述了其中一种方法, 该方法对应于由彼此的光源和彼此的检测器产生主荧光图像和基准荧光图像的情况。第二种方法会在例 3-1 中描述, 其中由一个光源和一个检测器产生图像。同样地, 不同于第一和第二种方法的第三个方法将在例 4-1 中描述, 该方法使用反射图像作为基准图像。上述方法允许操作者在照明过程中观看对象组织, 并且实时测量由光敏剂引起的荧光的亮度。计算示出一次发射中亮度分布的柱状图, 由此测得的荧光亮度不取决于该次发射中光敏剂所占的面积, 并且基于相同的柱状图测量最亮区。

[0139] 照明处理被保持在预定状态下, 并且如果必要则校正照明区域。另外, 当光致褪色到达预定程度时, 停止照明, 由此增强光动力治疗的效果。

[0140] [例 3-1] 以 ALA 诱发的 PpIX 进行荧光诊断和光动力治疗

[0141] 由于氨基乙酰丙酸 (ALA) 变为身体组织中的原卟啉 (PpIX), 照明和荧光检测光学器件大体与例 2-2 相同。在这个例子中, 将描述以卟啉 Soret 带周围的短波 (大约 400nm) 进行照明。在这个情况下, 可由水银灯执行照明, 并且当身体组织表面受到损伤时, 使用短波照明。当使用 ALA 时, 身体组织中 PpIX 的浓度大幅超出体内生成的 PpIX 的浓度, 这就能够进行具有比单色图像传感器低的灵敏度的彩色图像传感器中的荧光记录。图 9 示出了用于荧光记录的最佳照明光谱和条件。

[0142] 光源 Ex1 (406nm) 同时执行若干功能, 诸如执行光动力治疗、生成固有荧光发射以及通过照明 ALA 诱发的 PpIX 来激发荧光。在彩色图像传感器的 G 通道中记录固有荧光, 并且在彩色图像传感器的 R 通道中记录 ALA 诱发的 PpIX 的荧光。在照明期间改变 R 通道中的荧光亮度, 并且当荧光亮度从初始值减至预定值时停止照明。当疾病的存在能够通过 ALA 诱发 PpIX 的红荧光增加来确定时, 就可以在 ALA 荧光诊断中使用类似的照明和记录状态。

[0143] 6. 荧光 / 反射检测

[0144] 执行该处理以便同时获得反射图和荧光图。可以出于诊断目的与荧光图一起使用反射图, 并且将反射图作为基准图。荧光激励的光谱区和反射光的光谱区可以彼此相同或不同。在近红外光谱范围内的荧光血管造影的例子中可以示出使用该装置同时观察荧光和反射光的可能。

[0145] [例 4-1] 使用吲哚花青绿的荧光血管造影

[0146] 荧光血管造影是眼科中用于检测病人眼睛内的血管的公知方法, 并且广泛应用于诸如整形外科的各种领域。使用荧光素和 ICG 作为进入血液循环系统以便追踪血流的荧光

造影剂。ICG 的特性是在近红外线区发出荧光,并且可以在明亮房间内进行检查。

[0147] 同时,Novadaq Technologies 公司 (<http://www.novadaq.com>) 制造了使用 ICG 造影剂的用于荧光血管造影目的的 SPY 成像系统。这种系统仅可以提供 ICG 荧光视频图像。在该情况下,不能在反射白光中同时进行视频观察记录和荧光记录,由此难以将两个图像组合为一个图像。

[0148] 根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置可以执行获得组合图像的操作。图 10 示出了用于该操作的照明和光谱状态。在该情况下,同时以若干发射光源照明对象组织。作为白光源的水银灯和卤素灯 (Ex1 :400 到 750nm) 用于在反射光中获得一般图像,并且为 ICG 的荧光激励准备激光器 (Ex2 :780nm)。另外,在具有大于 790nm 的长波的近红外激励发射中,手术室外科手术灯作为白光源。用于检测反射白光的彩色图像传感器以 R、G 和 B 通道产生高等级彩色图像,并且吡啶花青绿 ICG 荧光以单色图像传感器的近红外通道 (Ex2 :815nm) 产生单色图像。在这个例子中,不使用检测滤波器 (Em1)。以在近红外通道中具有 790nm 边缘的分色镜和检测滤波器 (Ex2 :815±15nm) 阻挡从身体组织反射的滤波器 Ex1 和滤波器 Ex2 的发射光。在这些状态下,同时产生反射白光图像和 ICG 血管荧光图像。这些图像彼此重叠,并且以单色图像显示在监视器屏幕上。由白光产生的图像作为基准图像。按照图像确定身体组织的形态成分的血管位置,并且执行自动聚焦。给出的条件可应用于使用 NIR 光敏剂的光动力治疗以及荧光血管造影。

[0149] 如上所述,根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置具有如下效果。

[0150] 首先,使用本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置,可以通过产生组织的多光谱图像执行摄影诊断,并且通过照明组织进行光动力治疗。

[0151] 其次,根据本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置可以执行下面的操作:

[0152] (1) 多光谱成像系统位于物镜和可变放大率光学系统之间,以便使用穿过物镜的光圈的发射光,使得更大量的光可被引入检测器,由此可以有效地记录弱荧光图像;

[0153] (2) 使用折叠镜,可以将成像系统包括在光程中或排除出光程,以便三维地观察对象组织,由此可以容易地相对于身体组织控制医疗工具;

[0154] (3) 在混合从水银灯和卤素灯发出的光的照明光源中,衰减器位于水银灯之前,由此可以通过根据选择的操作(白光中的视觉观察、TV 观察、氧合测量)控制衰减器,灵活地改变照明光源的颜色;

[0155] (4) 由于两个光源诸如水银灯和激光器的光彼此混合,可以同时以紫外、可见光,和近红外光谱范围内的两种不同波长执行对象组织上的荧光激励的照明,由此可以提供对两种不同荧光材料的最佳激励,并且同时以两种荧光材料(光敏剂)和身体组织的内生材料来执行对象组织的观察和光动力治疗;

[0156] (5) 从激光器和灯光源发出的光被引入相同的光导,由此在相同的照明条件下以不同的波长给视野提供均匀照明;

[0157] (6) 照明滤光轮仅布置在水银灯的光程上,由此可以同时发射其它宽带和单色光源中的光辐射至光导而没有光衰减;

[0158] (7) 由于多光谱成像系统包括彩色图像传感器和单色图像传感器,因此可以同时布置在可见和近红外光谱范围内的四个光谱通道中获得图像,并且同时在白光和荧光中观察对象组织。另外,由此获得的图像与单个传感器中的每个部分都被用于同时获得不同

光谱范围的图像的情况相比,具有高分辨率;

[0159] (8) 使用能够避开彩色图像传感器的光程的可移动光程分裂器,在仅有彩色图像传感器操作的状态下没有光损失;和

[0160] (9) 位于可移动光程分裂器之前的可移动检测滤波器影响发射到两个传感器的光的光谱分量,由此可以远程改变检测状态而不用手工更换传感器前的滤波器。

[0161] 第三,本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置被配置为对各种光谱分量执行同时操作,由此具有如下效果:

[0162] (1) 可以使用宽带照明源观察和记录身体组织的图像(例如,可以通过改变发射光的色温改变白光照明的光谱分量),由此可以根据检测器的特性、身体组织的属性和研究目的选择最佳光谱分量;

[0163] (2) 可以在反射光中观察和记录身体组织的图像,并且同时观察可见和近红外区中的荧光和反射光;

[0164] (3) 可以通过发射各种波长激励荧光,并且在若干光谱通道中同时检测荧光,由此可以给若干荧光材料中的每一种提供最佳激励状态,并且实时观察和测量荧光;

[0165] (4) 因为可以同时执行光动力治疗和荧光诊断,所以可以追踪光敏剂的运动积累,标识光敏剂积累的局部区域,评估光动力治疗的效果,并且在光动力治疗期间直接观察荧光图像。结果,可以校正照明区域,并且使用光敏剂的光致退色效果确定停止照明的时间点;和

[0166] (5) 因为可以同时执行荧光和反射检测,所以可以实时产生合成图像,由此可以同时提供用于提供关于身体部分的生化或物理特性的信息的荧光图像和示出形态学方面的反射光图像。

[0167] 如上所述,已经描述和例示了本发明的优选实施例,然而,本发明不限于此,而是应当理解本领域技术人员可以做出对本发明的各种修改和变型,而不脱离所附权利要求定义的本发明的精神和技术范围。

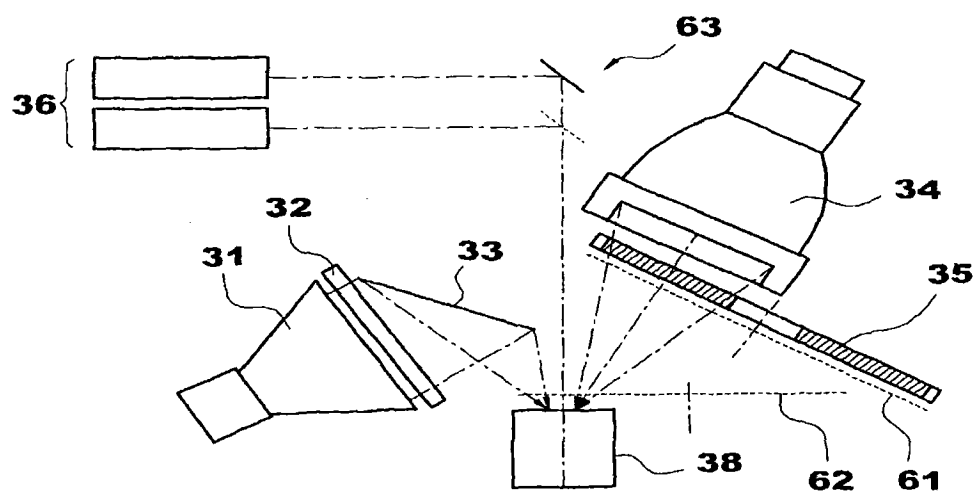


图 2

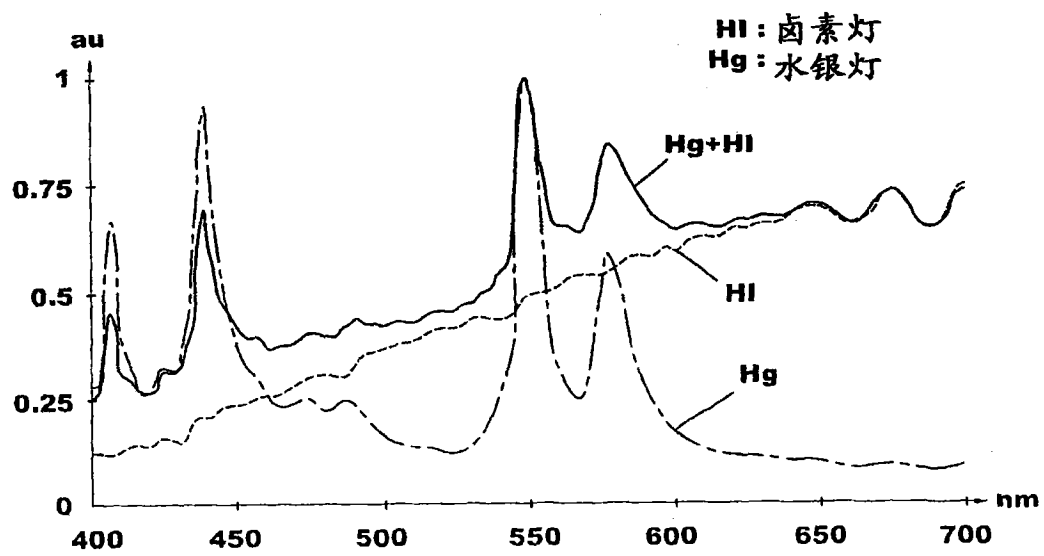


图 3

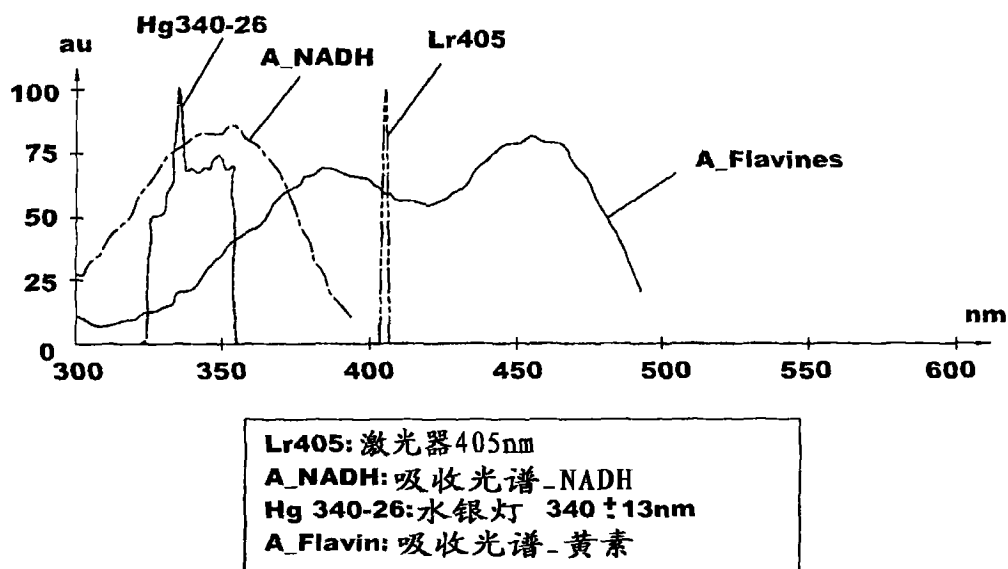
FIG. 4

图 4

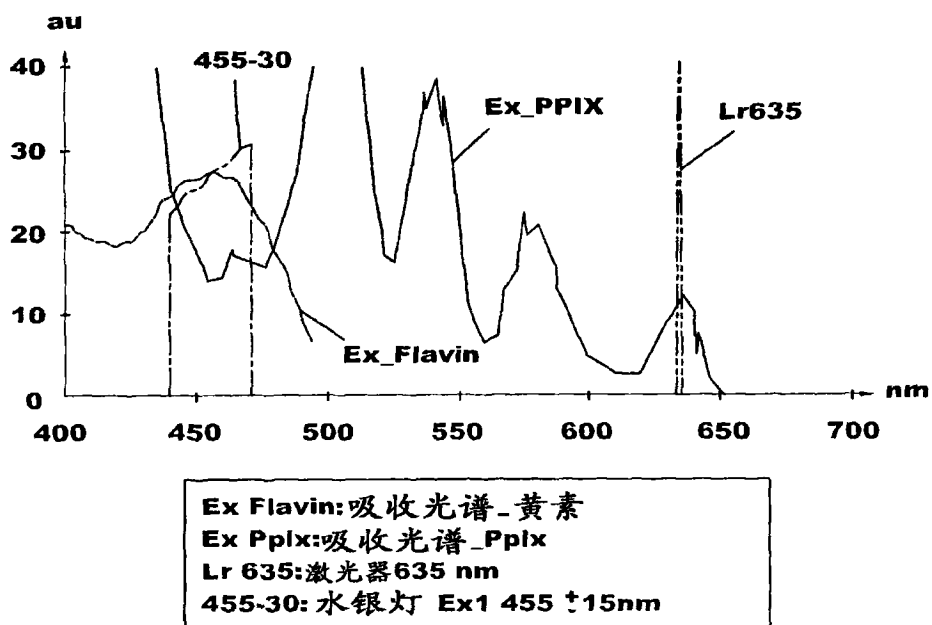
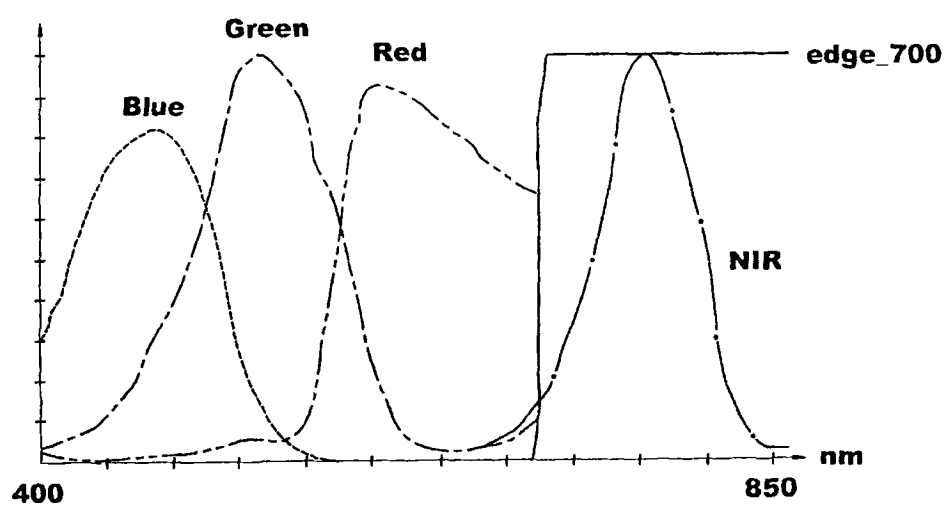
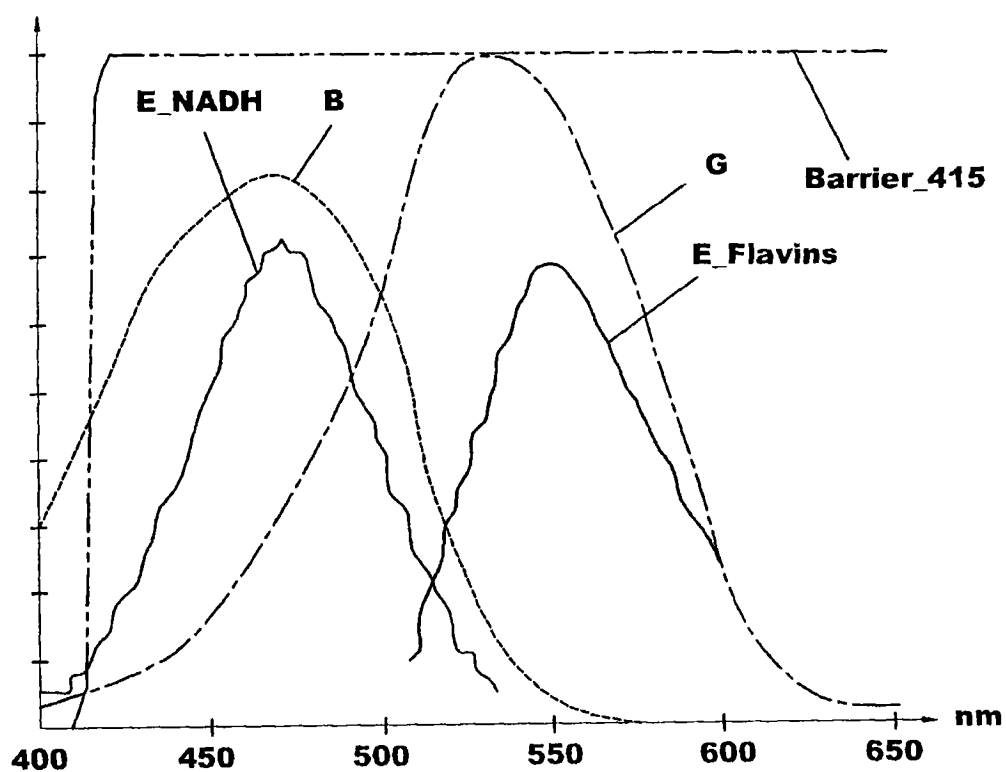


图 5



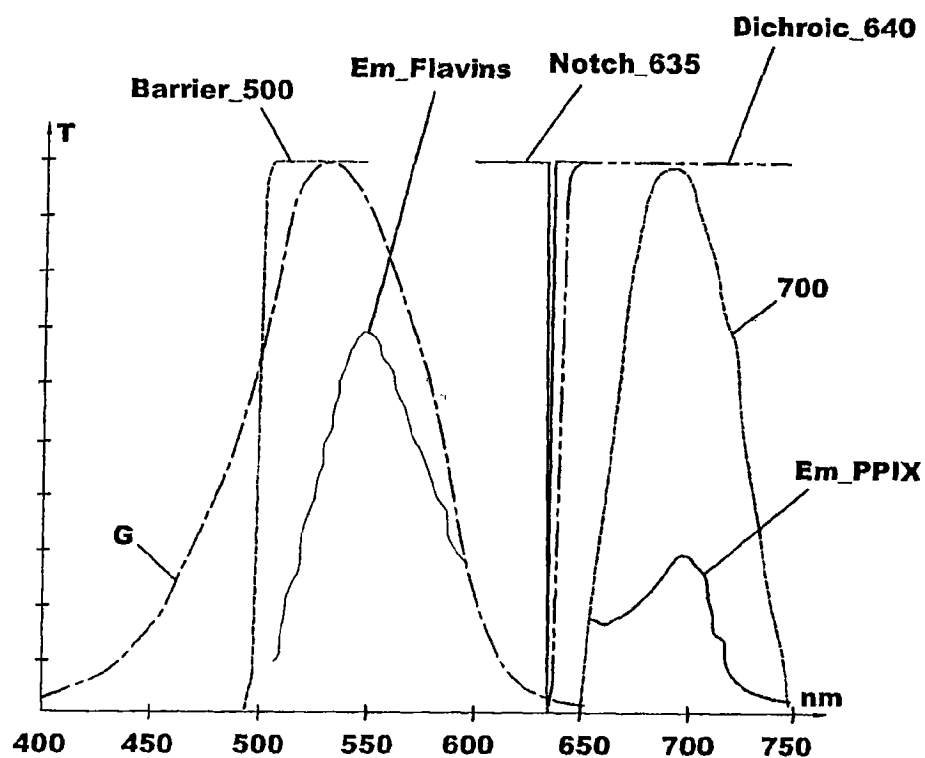
Blue:Em B,B 通道
Green:Em G,G 通道
Red:Em R,R 通道
Edge_700:分色镜的波长边界点700nm
NIR:Em(FR-NIR),FR-NIR通道

图 6



E_NADH:发射NADH, NADH荧光信号
E_Flavin:发射黄素, 黄素荧光信号
Blue:Em B, B通道
Green:Em G, G通道
Barrier415:屏障滤波器边缘415nm

图 7



Em Flavin:发射黄素，黄素荧光信号

Green:Em G, G 通道

Em_PPIX:发射 Pplx, Pplx 荧光信号

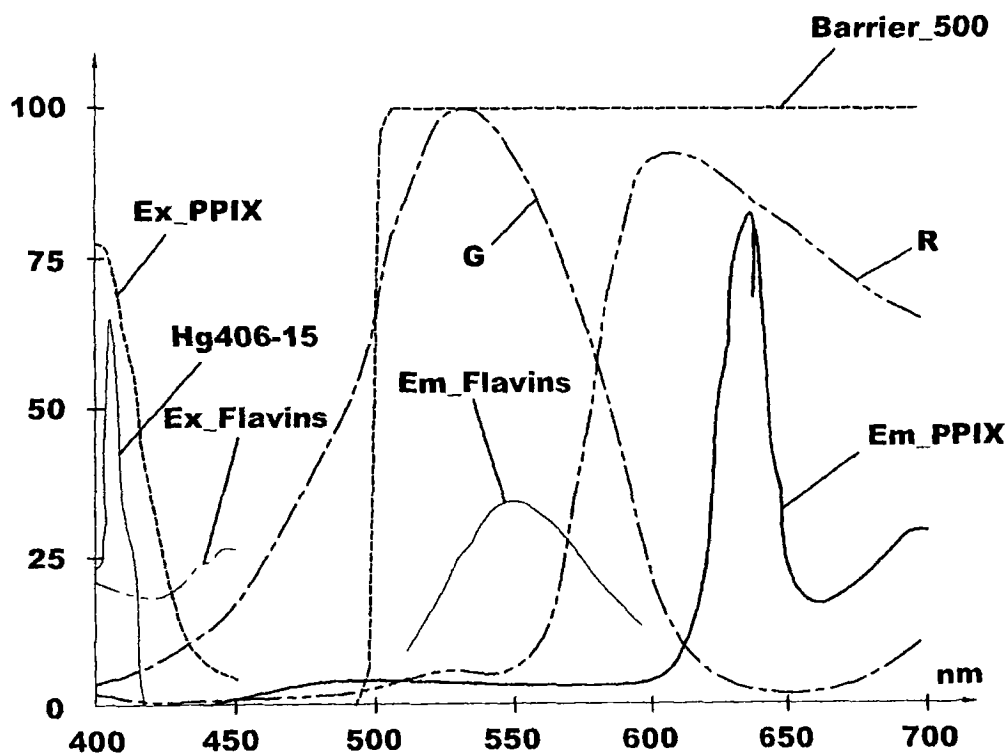
700:带通滤波器 700nm

Notch_635:陷波滤波器 635 nm

Dichroic 640:分色镜的波长边界点 640nm

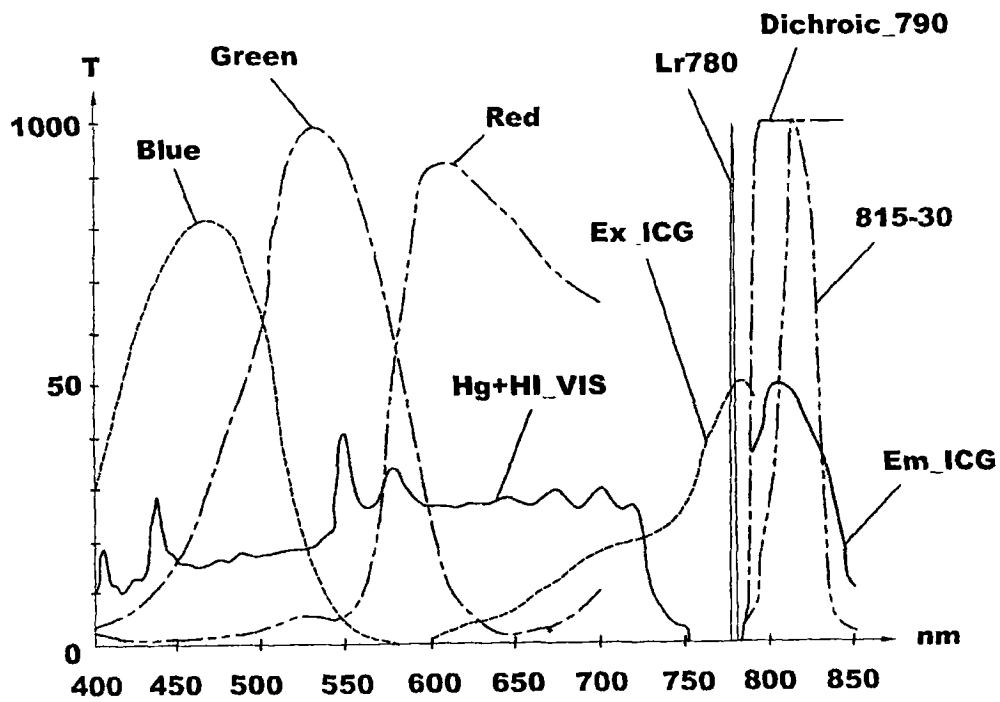
Barrier 500:屏障滤波器边缘 500nm

图 8



Ex Pplx: 吸收光谱_Pplx
Ex Flavin: 吸收光谱-黄素
Hg406-15: 水银灯 406 $\pm$ 7nm
Green: Em G, G 通道
Red: Em R, R 通道
Em_PPIXL 发射 Pplx, Pplx 荧光信号
Em Flavin: 发射黄素, 黄素荧光信号
Barrier 500: 屏障滤波器边缘 500nm

图 9



Blue: Em B, B 通道
 Green: Em G, G 通道
 Red: Em R, R 通道
 Em ICG: 吸收光谱-ICG
 Ex ICG: ICG 荧光信号
 815-30: Em 815 $\pm$ 15 nm
 Dichroic 790: 分色镜的波长边界点 790 nm
 Lr780: 激光器 780 nm (Ex2)
 Hg+HI_VIS: 水银灯+卤素灯-可见光 (Ex1) 400~750 nm

图 10

专利名称(译)	用于光动力治疗和摄影检测的装置		
公开(公告)号	CN101744611B	公开(公告)日	2012-12-26
申请号	CN200910224526.7	申请日	2009-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	韩国电气研究院		
申请(专利权)人(译)	韩国电气研究院		
当前申请(专利权)人(译)	韩国电气研究院		
[标]发明人	姜旭 GV帕帕彦		
发明人	姜旭 G· V· 帕帕彦		
IPC分类号	A61B5/00 A61N5/06 A61N5/067		
CPC分类号	G01N21/31 G01N21/6486 G01N21/6456 G01N21/255 G01N2201/0618 A61N5/0601 G01J3/021 G01J3/4406 A61B5/0059 G01J3/0248 A61N5/062 G01J3/12 G01J3/10 G01J3/36 G01J3/02 G01N21/4738 G01N21/29		
代理人(译)	张阳		
审查员(译)	马楠		
优先权	1020080124970 2008-12-10 KR		
其他公开文献	CN101744611A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于光动力治疗和荧光检测的装置，该装置以各种波长的光提供照明并且提供多光谱图像，该装置包括：产生对象组织的图像并且将图像传输到肉眼或成像设备的光学成像系统；组合光源，包括多个相干和非相干光源以及引导从光源发出的入射光的光导；包括至少一个图像传感器的多光谱成像系统；和向外部输出对象组织的图像的计算机系统。因此，借助于能够向对象组织照射具有各种光谱分量的光的组合光源以及能够同时为这些各种光谱范围从若干光谱部分获得图像的多光谱成像系统，本发明的用于光动力治疗和摄影检测的装置可以有效地执行光动力治疗和摄影检测，由此提高诊断准确性和光动力治疗的效率。

