



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101923210 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201010194354. 6

(22) 申请日 2010. 06. 08

(30) 优先权数据

102009024942. 7 2009. 06. 09 DE

(73) 专利权人 卡尔·蔡司医疗有限公司

地址 德国上科亨市

(72) 发明人 克里斯蒂安·吕克

马库斯·鲍泽韦温 彼得·赖默尔

(74) 专利代理机构 北京中安信知识产权代理事

务所(普通合伙) 11248

代理人 张小娟 徐林

(51) Int. Cl.

G02B 21/06(2006. 01)

G02B 21/00(2006. 01)

A61B 3/13(2006. 01)

(56) 对比文件

DE 102006047724 A1, 2008. 02. 28, 全文.

US 2003/0112505 A1, 2003. 06. 19, 说明书第
3、15、33 段, 图 1A.

US 2003/0112505 A1, 2003. 06. 19, 说明书第
3、15、33 段, 图 1A.

US 2009/0059359 A1, 2009. 03. 05, 说明书第
14、20 段.

CN 1038352 A, 1989. 12. 27, 全文.

CN 1084285 A, 1994. 03. 23, 全文.

审查员 刘莎

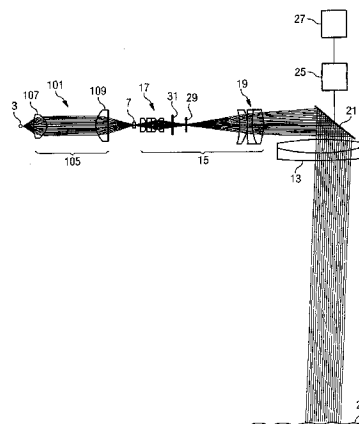
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

用于医用光学观察设备的照明装置的光源布
置

(57) 摘要

提供一种用于医用光学观察设备的照明装置
的光源布置 (101), 该照明装置具有照明光源 (7)
和利用来自照明光源 (7) 的照明光照明观察物体
(23) 的照明光学单元 (15)。光源布置 (101) 包括
作为光源的至少一个发光器 (3), 和成像光学单
元 (105), 其以确定的放大比例产生至少一个发
光器 (3) 的图像 (7), 该图像形成照明装置的照明
光源。



1. 一种用于医用光学观察设备的照明装置,包括:

一个照明光学单元,其带有一个集光单元(17,217)来形成入射端用于从照明光源接收光,一个聚光单元(19,219)来形成出射端用于利用来自照明光源的照明光照明观察物体(23),和一个位于集光单元(17,217)和聚光单元(19,219)之间的孔径光阑(29,229),和

一个光源布置(101,201)和一个发光器(3,203)、或一个光源布置(101,201)和两个发光器(3,203)、或两个光源布置(101,201)和两个发光器(3,203),和一个成像光学单元(5,105,205),

其中,光源布置(101,201)位于照明光学单元的集光单元(17,217)的前面,以便光源布置(101,201)的成像光学单元(5,105,205)在与孔径光阑(29,229)的一定距离上以已确定的放大比例在光源布置(101,201)的成像光学单元(5,105,205)和照明光学单元的集光单元(17,217)之间产生至少一个发光器(3,203)的图像(7,207),其中以已确定的放大比例的图像(7,207)形成用于照明光学单元的照明光源。

2. 根据权利要求1所述的照明装置,其特征在于:至少一个发光器(3,203)的图像(7,207)以在 $1.5\times$ 和 $2.5\times$ 之间的范围内的放大比例形成。

3. 根据权利要求1或权利要求2所述的照明装置,其特征在于:它具有作为成像光学单元的双集光器(105,205)。

4. 根据权利要求1所述的照明装置,其特征在于:成像光学单元(5,105,205)具有至少一个非球面透镜。

5. 根据权利要求1所述的照明装置,其特征在于:成像光学单元(5,105,205)包括消色差或复消色差透镜。

6. 根据权利要求1所述的照明装置,其特征在于:它包括发射宽波带光的发光器。

7. 根据权利要求1所述的照明装置,其特征在于:它包括发射窄波带光的发光器(3,203)。

8. 根据权利要求7所述的照明装置,其特征在于:它包括转换元件(111),其配有用于转换发光器(3)的至少部分窄波带光的转换荧光体,并被引入或能够被引入至少一个发光器(3)和至少一个发光器(3)的图像(7)之间的光源布置(101)中。

9. 根据权利要求8所述的照明装置,其特征在于:转换元件(111)被引入或能够被引入位于成像光学单元和至少一个发光器(3)的图像(7)之间的光源布置(101)中。

10. 根据权利要求8或权利要求9所述的照明装置,其特征在于:至少一个转换元件(111)具有用于从发光器(3)产生的光的进入面,该进入面面对发光器(3)并配有二向色层,该二向色层对于进入转换元件(111)并具有发光器(3)发射光的波长分布的光是可透过的,并且对于沿发光器(3)方向引导的转换光是高度反射的。

11. 根据权利要求1所述的照明装置,其特征在于:它具有至少两个照明光源(7A,7B),并且照明光源都由相同的光源布置(201)形成。

12. 根据权利要求10所述的照明装置,其特征在于:它具有至少两个照明光源(7A,7B),并且每个照明光源(7A,7B)都由专用的光源布置(201A,201B)形成。

13. 一种医用光学观察设备,包括根据权利要求1至12中任一权利要求所述的照明装置。

用于医用光学观察设备的照明装置的光源布置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于医用光学观察设备的照明装置的光源布置,该照明装置具有照明光源和用于利用来自照明光源的照明光照射观察物体的照明光学单元。本发明另外还涉及用于医用光学观察设备的照明装置,和这样的医用光学观察设备。

背景技术

[0002] 例如,在DE 10 2007 041 003 A1中描述了用于手术显微镜,具体为眼科手术显微镜的照明装置,其中手术显微镜中的照明系统通过叠接的光波导由卤素或氙光源提供。可是,这表明同轴照明和环绕照明的照明类型不能彼此独立地进行调节。在使用多个光波导的情况下,尽管单独的调节在原则上是可能的,但这增加了照明系统的复杂度。

[0003] DE 20 2004 019 849 U1 和 EP 0 661 020 A1 另外披露了提供用于红光反射照明和环绕照明的单独光源的照明装置。DE 20 2004 019 849 U1 又提及了发光二极管可用作光源。可是,没有给出发光二极管用作光源时关于照明装置的实际构造的进一步说明。

发明内容

[0004] 本发明的一个目的是提供一种用于医用光学观察设备的照明装置的有利的光源布置。本发明的另一目的是提供一种用于医用光学观察设备的有利的照明装置。最后,本发明的一个目的是提供一种有利的医用光学观察设备。

[0005] 借助根据权利要求 1 的光源布置实现第一目的,借助根据权利要求 11 的照明装置实现第二目的,并借助根据权利要求 14 的医用光学观察设备实现第三目的。

[0006] 本发明提供一种用于医用光学观察设备的照明装置的光源布置,具有照明光源的照明装置和用于利用来自照明光源的照明光照射观察物体的照明光学单元。光源布置包括作为用于照明装置的主光源的至少一个发光器。光源布置进一步包括成像光学单元,其以确定的放大比例产生至少一个发光器的图像,尤其是实像。图像构成照明装置的照明光源。在最简单的情况中,会聚透镜能够被用作成像光学单元。可是,更优选地,也可使用更复杂的光学单元。

[0007] 本发明基于下面的理解 (insight),在用于医用光学观察设备的照明装置中,在此使用的光源,如光纤的出射端,白炽灯或气体放电灯,不能由发光二极管所替换,而没有带来照明量的损失或使照明装置的照明光学单元适用于新光源。根据实例,在具有用作照明光源的光纤出射端的照明装置的情况下,如果照明光学单元不适用于新光源,那么由发光二极管替换出射端将会由于不同的发射特性而导致通过照明光学单元传输的照明光量显著减少。可是,因为发光二极管比光纤出射端具有明显更大的发射角,因此照明光学单元必须被构造为具有更大的数值进入孔径,这样在直径方面增大了光学元件。上述增大意味着更大的结构空间,可是,这使得照明装置更大。此外,更不可能在现有的照明装置中替换光学元件。因此,根据本发明,发光二极管本身不用作照明光源,而使用照明光源的图像,该图像借助成像光学单元以确定的放大比例产生。因此,至少一个发光器的图像能够最佳地适

用于照明装置的照明光学单元。

[0008] 在具有光纤的出射端和 LED 的上述实例中,存在以下条件:光纤的发射角大约是 $\pm 34^\circ$ 。相反,作为特别适合用作光源的发光器的发光二极管的发射角是 $\pm 60^\circ$,也就是说,几乎是光纤的两倍。可是,照明装置的照明光学单元适用于例如由光纤所提供 (offer) 的具有孔径角的照明光的传输。在根据本发明的光源布置中,随后,成像光学单元能够以发光二极管的图像的成像比例近似为 $2\times$ 的方式进行设计。结果,图像的发光 (luminous) 区域相比于原始的发光二极管增加为 2 倍,同时发射角减少为二分之一。因此,发射角近似为 $\pm 30^\circ$,其近似相应于光纤的发射角。在此情况中,发光二极管的发光区域可被选择使得放大为 2 倍的发光区域的图像近似相应于光纤出射端的发光区域。如果根据本发明的光源布置随后布置成与照明装置相关,使得放大为 2 倍的发光二极管的图像处于光纤出射端所处的位置,那么发光二极管的光,也就是说其图像的光与来自光纤自身的光一样能被耦合在适用于光纤的照明光学单元中。白炽灯或气体放电灯的发射特性的适应性还可以以类似的方式被影响。根据本发明的光源布置由此可与现有的照明装置一起使用,而不需要所述现有照明装置中必须进行的对新光源的适应性。

[0009] 双集光器可以有利地用作成像光学单元。上述双集光器提供在双集光器的两个透镜之间存在平行光路的可能性。这样,至少一个发光器的图像可被产生在离发光器的任一所需距离处。借助光引导元件,例如,反射镜或棱镜的使用,在至少一个发光器的定位方面产生较大的自由度。后者由此还可设置在距离照明装置更远距离处。此外,可以得到至少四个透镜表面,这能够以产生最佳成像质量的适当方式进行选择。

[0010] 在本发明的一个发展中,光源布置的成像光学单元具有至少一个非球面透镜,其在像差校正方面,尤其是在球面像差的校正方面是有利的。此外,成像光学单元可包括消色差透镜或复消色差透镜以使发光器的成像中的色差保持很小。特别地,如果使用发射宽波段光的发光器,诸如例如白光发光二极管,这是有利的。可是,取代发射宽波段光的发光器,例如如果倾向于影响窄光谱范围内的照明,还能够使用发射窄波段光的发光器。可是,如果倾向于影响利用宽波段光的观察物体的照明,则还能使用发射窄波段光的发光器。在这种情况下,光源布置包括转换元件,也就是说未集成在发光器中的独立部分,该转换元件配有用于转换发光器的至少部分窄波段光的转换荧光体。在该情况中,转换元件被引入或可以被引入至少一个发光器和至少一个发光器的图像之间,例如成像光学单元和至少一个发光器的图像之间的光源布置中。在上述光源布置的构造中,通过将上述转换元件交换成具有不同转换荧光体的转换元件,能够改变光源的图像的光谱特性,例如以便提供具有特定色温的光。

[0011] 转换元件可以具有用于从发光器产生的光的进入面,该进入面面对发光器并配有二向色层,该二向色层对于进入转换元件并具有发光器发射光的波长分布的光是可透过的。相反,所述二向色层对于沿发光器方向引导的转换光是高度反射的。这样,能够防止转换光沿发光器方向从转换元件产生并从而对于照明产生损耗。

[0012] 根据本发明用于医用光学观察设备的照明装置配有至少一个根据本发明的光源布置。根据本发明的具有发光器,例如 LED 作为主光源的光源布置的使用,相比于卤素灯和氙灯的使用,提供可观的价格优势以及另外提供更长的使用寿命。相比于光纤用作光源,发光二极管特别地提供更均匀光传播的优势。

[0013] 如果照明装置具有至少两个照明光源,那么后者尤其能够通过相同的光源布置予以形成。换句话说,光源布置随后包括至少两个发光器,其借助相同的成像光学单元被成像。可是,作为替换物,还存在将两个单独的光源布置用作照明光源的可能性。换句话说,能够使用分别具有专用发光器和专用成像光学单元的至少两个光源布置。

[0014] 根据本发明的医用光学观察设备,例如能够具体为内诊镜或特别是手术显微镜,配有根据本发明的照明装置。在此情况中获得的优点对于关于根据本发明的照明装置以及关于根据本发明的光源布置已经描述的优点是显而易见的。

附图说明

[0015] 本发明的其它特征、特性和优点将根据参照所附附图的示例性实施例的以下描述变得显而易见。

[0016] 图 1 示出了根据本发明的光源装置的第一示例性实施例。

[0017] 图 2 示出了根据本发明的光源装置的第二示例性实施例。

[0018] 图 3 示出了根据本发明的光源装置的第三示例性实施例。

[0019] 图 4 示出了包括根据本发明的照明装置的医用观察设备的第一示例性实施例。

[0020] 图 5 示出了包括根据本发明的照明装置的医用观察设备的第二示例性实施例。

[0021] 图 6 示出了包括根据本发明的照明装置的医用观察设备的第三示例性实施例。

具体实施方式

[0022] 以下参照图 1 描述根据本发明的光源布置的第一示例性实施例。该图示出了根据本发明的光源布置 1 的最简单构造,仅包括作为主光源的发光器,本示例性实施例中为发光二极管 3,和会聚透镜 5。会聚透镜 5 构成光源布置的成像光学单元,借助于该会聚透镜发光二极管 3 的实像 7 产生。会聚透镜 5 的光学参数,也就是说其折射率和透镜表面的曲率被选定使得图像 7 的放大比例相比于作为原始图像的发光二极管 3 而言处于 1.5 和 2.5 之间,尤其是在 2 和 2.5 之间。这具有以下效果,即图像 7 的发光区域是发光二极管 3 的发光区域的 1.5 倍至 2.5 倍大,尤其是 2 倍至 2.5 倍大。在本示例性实施例中,放大比例是 2,也就是说,发光二极管 3 发出的辐射束的孔径角 α 是图像 7 发出的辐射束的孔径角 α' 的两倍大。另外,图像 7 的发光区域是发光二极管 3 的发光区域的两倍大。

[0023] 如果假定发光二极管以 $\pm 60^\circ$ 左右的孔径角发射,则发光二极管的图像 7 发射的孔径角 α' 是 $\pm 30^\circ$,其近似地相应于光纤出射端的发射角。因此,在具有放大比例近似为 2 的光源布置中,发光二极管 3 的图像 7 可以取代光纤出射端而被设置在用于医用光学观察设备的照明装置中。

[0024] 在图 2 中说明了根据本发明的光源布置的第二示例性实施例。与第一示例性实施例相同的元件采用与图 1 中相同的附图标记表示并不再予以解释。

[0025] 根据图 2 中说明的第二示例性实施例的光源布置与图 1 中所说明的光源布置不同之处在于成像光学单元 105 具体为具有两个会聚透镜 107、109 的双集光器形式。成像光学单元 105 以近似 2 的成像比例产生发光二极管 3 的图像 7。可是,其它图像比例,尤其是 1.5 和 2.5 之间的成像比例,以及尤其是 2 和 2.5 之间的成像比例也是可能的。

[0026] 双集光器 105 的透镜,仅在图 2 中示意性说明,可以是具有球面和 / 或非球面透镜

表面的双凸和 / 或平凸透镜。位于发光二极管侧的双集光器的透镜 107 被构造使得其朝向无限远对发光二极管 3 成像,也就是说,产生平行辐射束。后者又借助位于图像侧的透镜 109 聚焦,以便产生发光二极管 3 的图像 7。

[0027] 由于平行辐射束存在于双集光器的两个透镜 107,109 之间,因此两个透镜 107,109 之间的距离可改变,并且远焦光学元件,例如用于使辐射束偏转的反射镜或棱镜,能够另外地设置在两透镜之间。以这样的方式能够获得用作发光器的发光二极管 3 的布置与发光二极管 3 的图像 7 之间的较大自由度。

[0028] 在第一示例性实施例和第二示例性实施例中,白光发光二极管用作宽波带发光器。可是,还存在使用窄波带发光器,如蓝光或红光发光二极管,取代宽波带发光器的可能性。根据倾向于使用光源布置的医用光学设备,还能够使用在非可见光谱范围内发光的发光器,例如在紫外或红外光谱范围内发光的发光二极管。例如,如果荧光倾向于借助光源布置在观察物体内部被激发,那么这是有利的。

[0029] 可是,即使观察物体倾向于由白光照明光所照射,也能够使用窄波带发光器,例如蓝光发光二极管或在紫外光谱范围内发光的发光二极管。然而,为了能够提供宽波带照明光,尤其是白光照明光,光源布置随后配有转换元件,其将发光二极管发出的至少部分的光转换成具有较长波长的光。

[0030] 在图 3 中说明了包含转换元件的光源布置。图 3 中说明的光源布置的基本构造相应于图 2 中说明的光源布置的基本构造。仅在双集光器 105 的两个会聚透镜 107,109 之间设置有转换元件 111。可是,原则上,转换元件 111 还能够被设置在发光二极管 3 和发光二极管侧的透镜 107 之间,或者在图像侧的透镜 109 和图像 7 之间,如图 3 中附图标记 111' 和 111'' 所示。特别是在最后提及的情况中,即使在没有消色差或复消色差透镜的情况下,由于成像光学单元 105 仅透过窄波长分布,因此能够避免色差。

[0031] 转换元件 111 配有转换荧光体,其将来自发光二极管 3 的至少部分的窄波带光转换成具有较长波长的光。如果发光二极管 3 例如发射蓝光,则可以选定转换荧光体使其将部分的蓝光转换成黄光,以便黄光和剩余蓝光的叠加 (superimposition) 产生白光。相反,如果例如使用发射 UV 辐射的发光二极管,那么借助转换荧光体能够将 UV 辐射完全转换成可见光谱范围内的光。另外,通过使用多个转换元件,其被引入或可以接连地引入在光源布置中并具有不同转换荧光体,或借助包含转换荧光体混合物的一个转换元件,能够将 UV 辐射完全转换成具有至少两个波长分布的光,所述波长分布整个地产生宽波带或白光。可是,设置在光源布置中或可以接连地被引入在光源布置中的转换元件的使用,或者设置在光源布置中或可以被引入在光源布置中的具有荧光体混合物的一个转换元件的使用是可能的,原则上,不仅包含在 UV 范围内发光的 LED 使用,而且包含在可见光谱范围内发光的 LED 的使用。

[0032] 特别地,如果光源布置的一个或多个转换元件以可交换的方式进行构造,那么图像 7 发出的光的光谱波长分布可被设定在宽的范围内,例如,为了能够实现具有不同色温的光和 / 或具有白光和非白光波长分布的光。

[0033] 为了增加转换元件 z 的效率,后者在面对发光二极管的表面处可配有二向色层,所述二向色层对于来自发光二极管的光是可透射的,但对于转换的光是高度反射的。

[0034] 在图 4 中以示意性侧视图说明了作为医用光学观察设备的手术显微镜,医用光学

观察设备具有包含根据本发明的光源布置的照明装置。除根据本发明的光源布置 101 外,该光源布置的构造基本相应于图 2 中描述的光源布置的构造,该图示出了手术显微镜的主物镜 13 以及照明光学单元 15,照明光学单元包括集光单元 17 和聚光单元 19。在本示例性实施例中,集光单元 17 和聚光单元 19 由透镜组构成,以便尽可能地减少照明光路上的像差。借助分束器,例如部分透射反射镜 21,照明光路被耦合进入主物镜 13 并经由主物镜被送至观察物体 23。

[0035] 在图 4 中,光源装置 101 包括非球面透镜表面以便最小化发光二极管 3 的图像 7 中的成像像差。

[0036] 除包括集光器 17,聚光器 19,分束器 21 和主物镜 13 的光学元件的照明光路外,手术显微镜具有观察光路。从观察物体 23 行进的观察光路通过主物镜 13 和分束器 21,其中与照明光路相对的观察光路不会被分束器 21 进行偏转。在观察光路中,分束器 21 后面是放大设定元件 25,借助该元件能够设定观察光路中影响放大情况的放大因数。放大设定元件 25 特别地具体化为包含至少三个透镜或透镜组的变焦系统,其中两个透镜或透镜组可沿光轴进行移动,以便能够以连续可变方式设定放大因数。作为可替换的,还能够将放大设定元件 25 构造成分级放大改变器。后一类型的元件包含多个透镜组,其中透镜组的透镜关于彼此处于固定预定的布置。在上述分级放大改变器中,放大因数通过该类型的不同透镜组进行改变,该透镜组可替换地被引入在观察光路中。

[0037] 放大设定单元 25 已经具体为双通道光学单元,也就是说,其具有左和右立体的单独光路,其中每个单独光路具有其自己的光学元件。可是,作为可替换的,放大设定单元还可具体为俗称的“太光学单元”,也就是说,其光学元件足够大使得立体单独光路能够同时都穿过光学元件。

[0038] 放大设定单元 25 后面是纯光学和 / 或光 / 电双目镜筒 27。在纯光学双目镜筒 27 中,物镜筒和目镜设置在每个立体单独光路中。借助物镜筒,中间图像分别产生在立体单独光路中,所述中间图像借助目镜光学单元朝无限远成像,使得观察者能够以放松的眼睛观察中间图像。在组合的光学和电双目镜筒 27 中,每个立体单独光路包含成像光学单元,其将观察物体 23 成像在两个电子图像传感器上。

[0039] 在本示例性实施例中,手术显微镜的照明装置具体为俗称的 **Köhler** 照明。在上述照明中,光源,也就是说发光二极管 3 的图像 7,被成像在中间像平面内,通常在中间像平面内存在孔径光阑 29,借助该孔径光阑,照明的亮度能够以目标方式进行设定。此外,存在发光的视场光阑 31,其处于相对于观察物体 23 物平面的共轭面中的观察光路内。上述共轭面内设置的物体清晰地 (sharply) 成像在物平面内。因此,借助发光的视场光阑 31,能够实现物体中发光区域的清晰划界。总的说来,利用 **Köhler** 光学单元,能够在物体 23 中产生清晰划界的均匀发光区域。图 4 中说明的照明光学单元基本相应于 DE 10 2006 013 761 A1 中描述的照明光学单元,区别在于,取代在此描述的光纤出射端,发光二极管 3 的图像 7 用作光源。

[0040] 图 5 以平面图示出了图 4 中说明的手术显微镜的变型。图 5 中说明的示例性实施例在光源布置 201 和照明光学单元 215 两个方面与图 1 中说明的示例性实施例不同之处在于它具体化为实现共轴照明。在上述共轴照明中,照明包括两个单独的照明光路,其借助与立体单独观察光路共轴的分束器 221 被送至物体。

[0041] 在图 5 中说明的示例性实施例中,用于产生共轴照明的光源布置 201 包括两个发光器,即两个发光二极管 203A,203B,和双集光器 205,其具有具体为大透镜的两个会聚透镜 207,209,也就是说,透镜被发光二极管 203A 发出的光和发光二极管 203B 发出的光都穿过,以便产生发光二极管的图像 207A,207B。透镜表面是非球面的,以便能够产生具有最小可能成像像差的两个图像。两个图像 207A,207B 之间的距离以成像光学单元的放大比例被扩大,如同发光区域和发射角一样,使得通过两个发光二极管 203A,203B 之间距离的适当设定能够实现两个图像 207A,207B 之间的适当距离。

[0042] 照明光学单元 215 同样具体为大的光学单元,也就是说,普通集光单元 217 和普通聚光单元 219 在每个情况下对于从图像 207A 产生的光路和从图像 207B 产生的光路都是存在的。仅处于照明光学单元 215 的中间图像平面中的孔径光阑 229 和处于关于物平面的共轭平面中的发光视场光阑 231 被配置成双光阑,也就是说,它们分别具有用于照明的每个单独光路的光阑开口。

[0043] 借助分束器 221,观察光学单元的两个单独光路随后通过主物镜 213 沿观察物体的方向被偏转。这种共轴照明经常用于眼科手术显微镜,例如为了产生红光反射照明的目的。

[0044] 在图 6 中以平面图说明了共轴照明的可替换实现方式。照明装置 215 以及分束器 221 和主物镜 213 与图 5 中的相应元件相同并由此由与图 5 中相同的参考标记表示。

[0045] 图 6 中所示的变型与图 5 中说明的手术显微镜区别在于,取代包含两个发光器 203A,203B 的光源布置 201,能够使用两个光源布置 201A,201B,分别包括以发光二极管形式的单个发光器 203A,203B。每个发光器 203A,203B 被分配给专用的成像光学单元 205A,205B,其在每个情况中相应于图 4 中所示的成像光学单元 105。

[0046] 在所示的示例性实施例中,两个光源布置 201A,201B 关于照明光学单元 215 的光轴以 90° 角彼此相对地进行设置,也就是说两个光源布置 201A,201B 的双集光器 205A,205B 的光轴关于照明光学单元 215 的光轴为 90° 角。借助三角反射镜 233,光源布置的两个辐射光束被偏转 90° ,以便发光二极管 203A,203B 的图像 207A,207B 被耦合在照明光学单元 215 中。

[0047] 尽管图 6 中光源布置 201A,201B 的光轴关于照明光学单元 215 的光轴为 90° 角,但是光源布置 201A,201B 还可被设置在关于照明光学单元 215 的光轴的不同角度处。三角反射镜 233 的角度随后应当被相应调整。

[0048] 虽然图 5 中所说明的具有包含两个发光二极管的单独光源布置的变型提供的优势在于仅必须存在单个双集光器,但是图 6 中所说明的变型提供在每个光源布置 201A,201B 中使用标准发光二极管的可能性。在图 5 中所说明的变型中,相反地,在一定情况下,两个 LED 203A,203B 的特殊生产是必要的,以便使它们的发光区域彼此足够接近,使得图像 207A,208B 之间的距离对于所需应用不会变得过大。

[0049] 为了解释的目的,基于特定示例性实施例已经描述了本发明。可是,能够脱离这些示例性实施例。因此,反射镜或棱镜能够存在于双集光器的两个透镜之间,例如,为了折叠光路。光源布置的结构长度由此能被缩短。

[0050] 根据本发明的光源布置能够使用发光器,例如,特别是发光二极管,以及有机发光二极管或荧光薄膜,只要它们的强度足够高,取代白炽灯或气体放电灯作为主光源。通过成

像光学单元的适当选择,能够产生发光器的图像,发光器随后能够用作医用光学观察设备中照明光学单元的照明光源。通过比较白炽灯或气体放电灯的使用,这产生价格优势以及更长的使用寿命。根据本发明的光源布置相比于作为照明光源的光纤输出端提供更均匀的光传播。

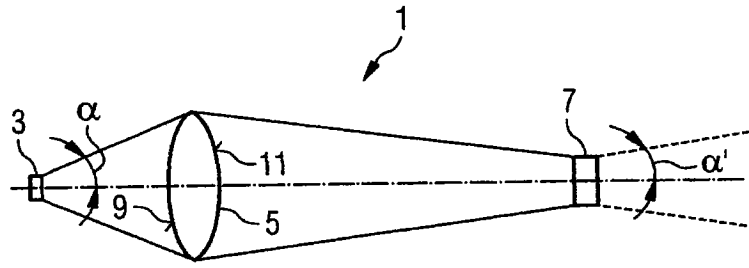


图 1

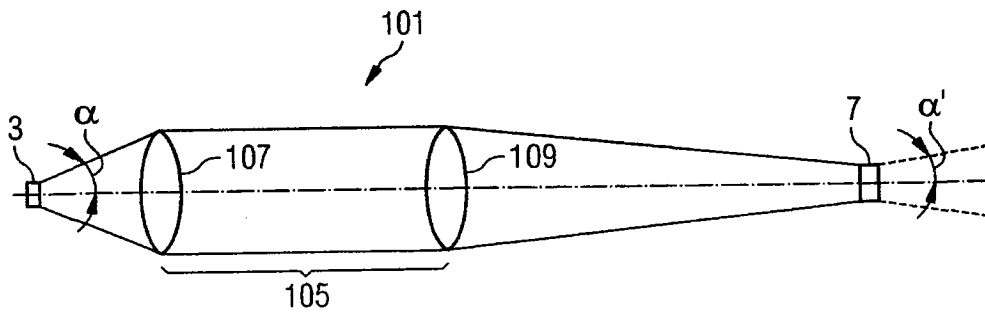


图 2

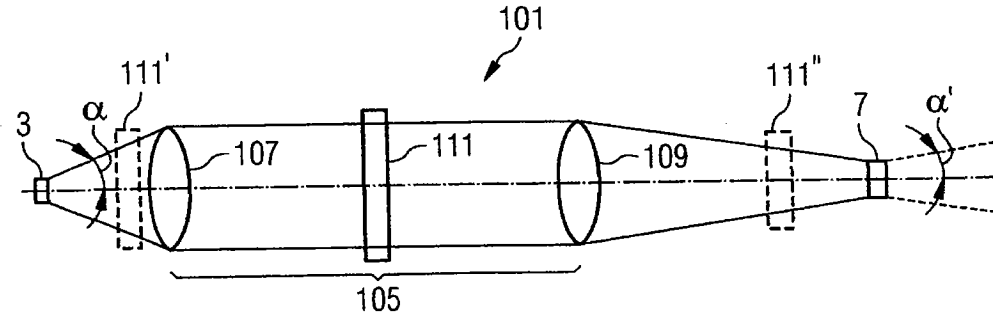


图 3

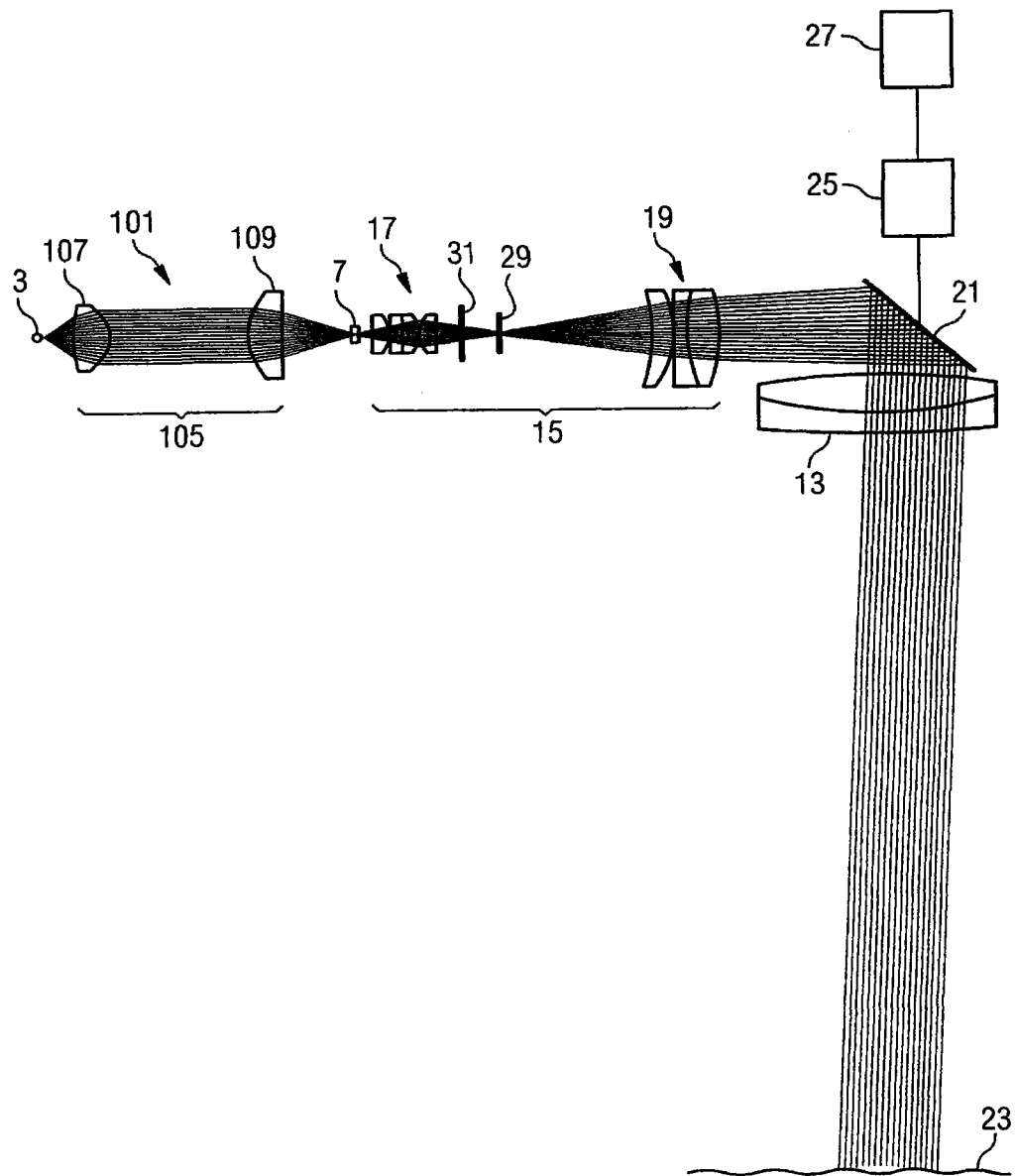


图 4

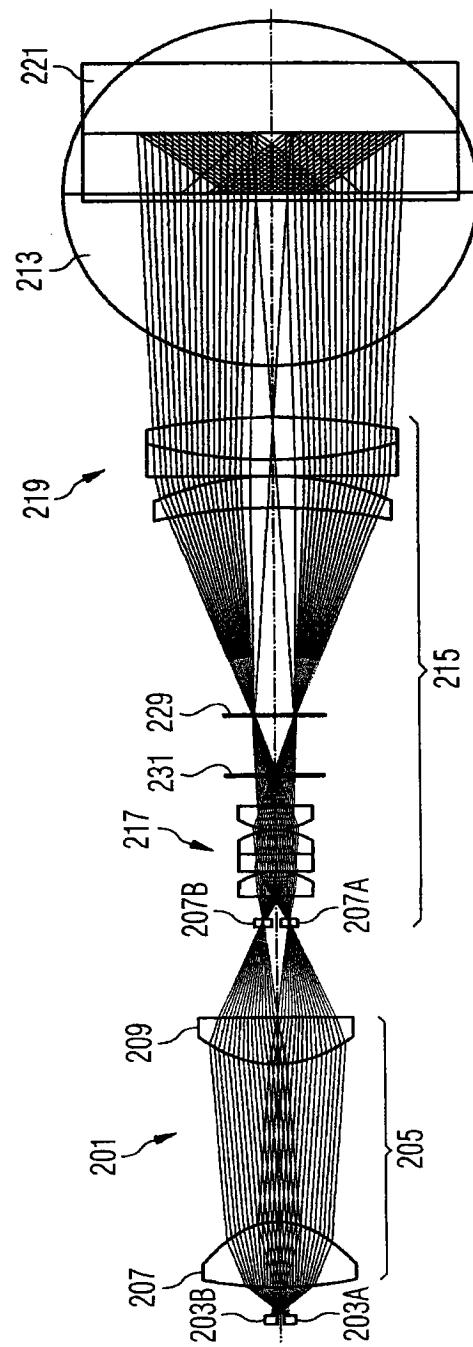


图 5

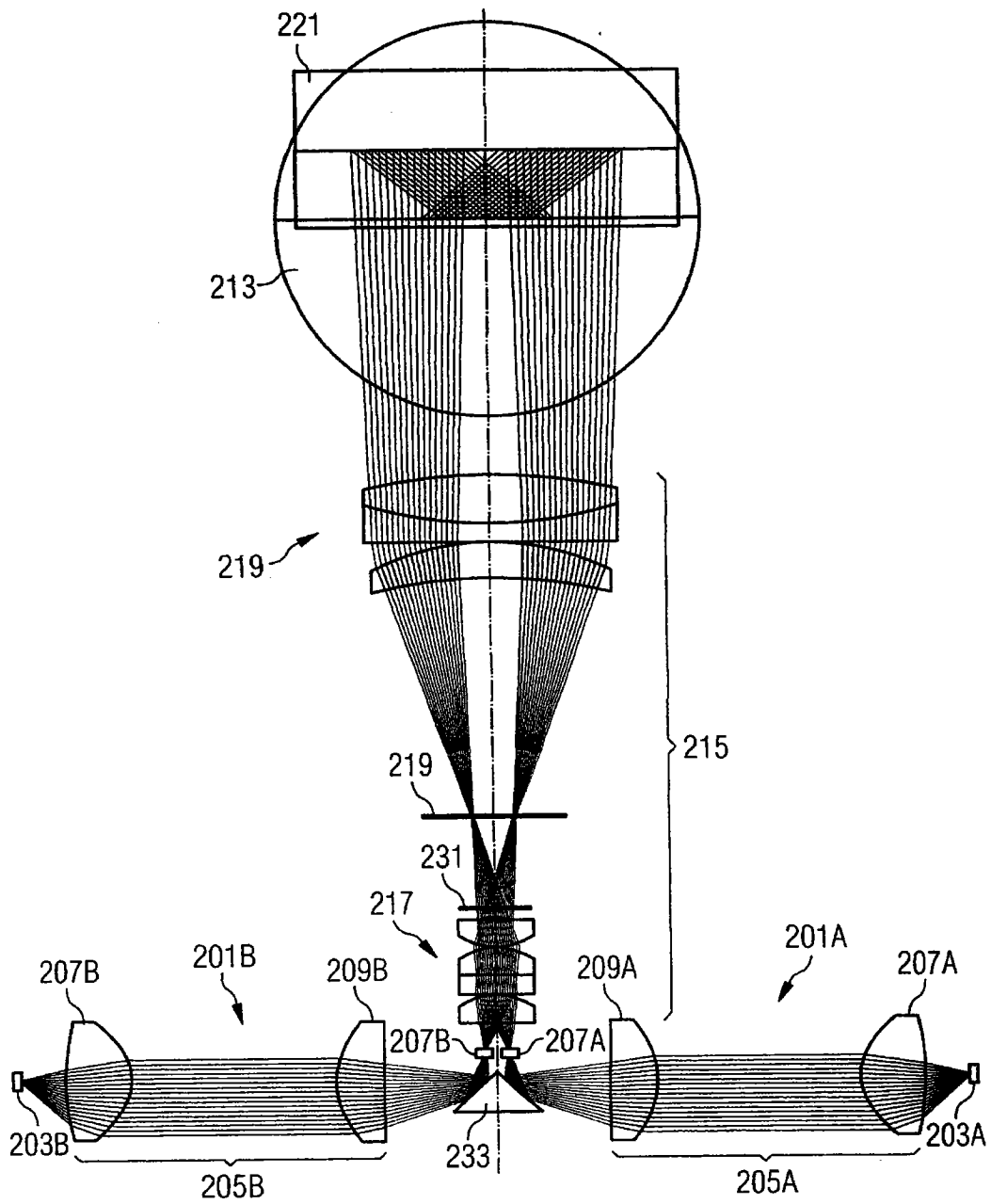


图 6