



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107874830 A

(43)申请公布日 2018.04.06

(21)申请号 201711004802.X

(22)申请日 2017.10.25

(71)申请人 北京理工大学

地址 100081 北京市海淀区中关村南大街5号

(72)发明人 胡晓明 吕晓丹 李勤

(51)Int.Cl.

A61B 18/20(2006.01)

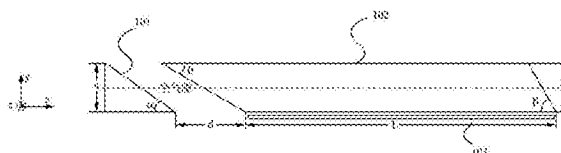
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种侧向条状分布光源的匀光装置

(57)摘要

本发明的目的是设计一种条形分布均匀光源,即将单束准直激光通过棱镜形成虚拟双路光源,继而将其调整为在条形区域内均匀分布的侧向出光光源。该光源既可用于激光热致止血刀,即将该条形分布的均匀光源照射金属条后利用光热转换作用进一步将温度均匀化,实现临床内窥镜环境下组织凝结、切割等操作,与高频电刀、超声止血刀等能量设备相比,激光止血刀兼具更低的漏电流和更快的凝结速度,从而具备更高的手术安全性和更高的止血、切割速度;也可用于其他对系统体积要求较严格且需要实现侧向均匀光照的照明系统中。



1. 一种匀光装置, 形成为侧向条状以均匀分布来自光源的能量, 包括光入射部和匀光部, 在光入射部与所述匀光部之间具有预定的间隔, 其中,

所述光入射部包括入光面和出光面, 从光入射面入射的光经光入射部内的至少一次反射以导向出光面, 所述匀光部包括受光面和匀光出射面, 所述匀光部的受光面与所述光入射部的出光面相对, 所述受光面接受所述光出射面射出的光, 并对其进行内反射完成分光, 以使光经匀光部多次反射后到达匀光出射面时具有均匀的光强度。

2. 如权利要求1所述的匀光装置, 其特征在于所述光入射部包括直角棱镜, 所述直角棱镜的主截面为直角三角形, 该直角棱镜的斜边所在的面(202)构成所述出光面, 直角边所在的面构成所述入光面(201)和光反射面(203), 所述光反射面(203)与出光面(202)具有 α 的夹角。

3. 如权利要求2所述的匀光装置, 其特征在于, 所述匀光部包括四棱镜, 所述四棱镜的主截面形成为梯形, 所述四棱镜的受光面构成为第一腰面(301), 所述匀光部的匀光出射面构成为第一平行面(303), 匀光出射部还包括与第一腰面相对的第二腰面(304), 以及与第一平行面平行的第二平行面(302), 所述第二平行面与第一腰面之间锐角夹角为 θ , 所述第一平行面与第二腰面的锐角夹角为 β , 且满足 $\theta + \beta = 90^\circ$ 。

4. 如权利要求3所述的匀光装置, 所述直角棱镜的光反射面镀有反射膜, 所述四棱镜的匀光出射面镀有预定比例的反射透射膜, 第二平行面和第二腰面镀反射膜。

5. 如权利要求4所述的匀光装置, 其中两个棱镜沿垂直于光轴方向具有一致的宽度 a , 所述预定间隔在沿光轴方向上的长度为 d , 当光入射部的出光面与所述匀光部的受光面平

行时, 所述 d 满足:
$$d = \frac{a \cdot \sqrt{1 - [n \cdot \sin(3\theta - \frac{\pi}{2})]^2} \cdot (\frac{1}{\sin \theta} - \frac{3}{2 \cdot \sin(3\theta)})}{\cos[\theta - \arcsin(n \cdot \sin(3\theta - \frac{\pi}{2}))]}$$

其中, n 为棱镜材料对光源波长折射率。

6. 如权利要求5所述的匀光装置, 其特征在于, 所述匀光出射面的透射光在出射面上形成条形分布的一系列光斑, 光斑个数与所述匀光部的匀光出射面沿光轴方向上的长度 L 成正比, 所述一系列光斑中相邻两个光斑之间沿 z 轴方向的周期距离 ΔL 满足 $\Delta L = 2a \cdot \cot(2\theta)$ 。

7. 如权利要求6所述的匀光装置, 所述光斑形成为半椭圆形, 所述半椭圆光斑的半短轴 b_1 和半长轴 b_2 满足:

$$\begin{cases} b_1 = \frac{\Phi}{2} \\ b_2 = \frac{\Phi}{2 \cdot \sin(2\theta)} \end{cases},$$

Φ 为所述入射光束的截面直径。

8. 如权利要求2-7任一所述的匀光装置, 所述棱镜的材质可选自石英玻璃、PMMA、PC任一的透光材料。

9. 一种实现匀光出射的方法, 经准直装置准直的光束入射至包括光入射部和匀光部的匀光装置, 在光入射部与所述匀光部之间具有预定的间隔, 从光入射面入射至光入射部的光经光入射部内的至少一次反射被导向出光面出射后进入匀光部, 所述匀光部的受光面平

行于出光面,所述受光面接受光进入匀光部,并在匀光部内进行内反射以完成分光,以使光经匀光部多次反射后到达匀光出射面时具有均匀的光强度而实现匀光出射。

10.一种激光止血刀,使用如权利要求1-8所述的匀光装置,其特征在于,还包括准直器和金属板,所述准直器被置于所述光入射部之前,以准直激光光源提供的激光并将准直后的激光导向所述光入射部;所述金属板,被置于靠近所述匀光出射部,以利用匀光出射部出射激光的能量进行光热转换。

一种侧向条状分布光源的匀光装置

技术领域

[0001] 本发明属于生物光学领域,通过导光元件以实现光照射均匀分布,均匀的条状光源进一步照射金属借助光热效应实现组织的凝结和切割操作;也可用于其他需要小体积内实现侧向均匀光照射治疗的装置。

背景技术

[0002] 传统的以高聚焦能力实现组织凝结和切割的激光手术刀,适用于可直接接触治疗目标的手术操作,被广泛应用在皮肤、眼科、口腔、开放性手术等领域。但是聚焦激光束或者光纤光束在聚焦点或者出光位置处由于高功率密度的照射易造成血管局部碳化、穿孔或不能有效闭合,作用点处能量密度不易控制,这使得聚焦式激光手术刀难以满足在内窥镜狭长环境下进行血管凝结、切割的需求。同时,在其他需要限制辐照度的光照射治疗领域中,通常借助扩束等方法实现低照度转换的方式只能实现光轴方向的辐照度降低,再通过45度反射镜实现侧向照明,使得系统体积庞大。

[0003] 内窥镜和腹腔镜等微创手术可大大减少患者治疗费用,降低手术对患者生活质量的影响,越来越受到临床医生的重视。由于腹腔镜通道直径小于10mm,为顺利通过其工作孔径,刀头直径应尽可能小;若考虑到人体大血管直径约为7mm,则需要止血刀的长度应达到10mm以上。同时,血管组织应均匀受热并尽快达到操作所需要温度以降低对周围组织的副作用。为满足内窥镜下血管微创手术止血的需求,止血装置必须具有较小的体积。与高频电刀、超声止血刀等能量设备相比,激光止血刀可具有更低的漏电流,从而具备更高的手术安全性。

发明内容

[0004] 本发明的目的是设计一种条形分布均匀光源,即将单束准直激光通过棱镜形成虚拟双路光源,继而将其调整为在条形区域内均匀分布的侧向出光光源。该光源既可用于激光热致止血刀,即将该条形分布的均匀光源照射金属条后利用光热转换作用进一步将温度均匀化,实现临床内窥镜环境下组织凝结、切割等操作;也可用于其他对系统体积要求较严格且需要实现侧向均匀光照的照明系统中。

[0005] 根据本发明的一种匀光装置,形成为侧向条状以均匀分布来自光源的能量,包括光入射部和匀光部,在光入射部与所述匀光部之间具有预定的间隔,其中,所述光入射部包括入光面和出光面,从光入射面入射的光经光入射部内的至少一次反射以导向出光面,所述匀光部包括受光面和匀光出射面,所述匀光部的受光面与所述光入射部的出光面相对,所述受光面接受所述光出射面射出的光,并对其进行内反射完成分光,以使光经匀光部多次反射后到达匀光出射面时具有均匀的光强度。

[0006] 在一种具体的实施方式中,所述光入射部包括直角棱镜,所述直角棱镜的主截面为直角三角形,该直角棱镜的斜边所在的面构成所述出光面,直角边所在的面构成所述入光面和光反射面,所述光反射面与出光面具有 α 的夹角。

[0007] 匀光部包括四棱镜,所述四棱镜的主截面形成为梯形,所述四棱镜的受光面构成第一腰面且与入射部的出光面平行,此时 $\alpha=0$,所述匀光部的匀光出射面构成第一平行面,匀光出射部还包括与第一腰面相对的第二腰面,以及与第一平行面平行的第二平行面,所述第二平行面与第一腰面之间锐角夹角为 θ ,所述第一平行面与第二腰面的锐角夹角为 β ,且满足 $\theta+\beta=90^\circ$ 。

[0008] 优选的,上述直角棱镜的光反射面镀有反射膜,四棱镜的匀光出射面镀有预定比例的反射透射膜,第二平行面和第二腰面镀反射膜。棱镜的具有折射率为 n 的材质,可选自石英玻璃、PMMA、PC任一透光材料。

[0009] 特别的,两个棱镜沿垂直于光轴方向具有一致的宽度 a ,所述预定间隔在沿光轴方

向上的长度为 d ,所述 d 满足:
$$d = \frac{a \cdot \sqrt{1 - [n \cdot \sin(3\theta - \frac{\pi}{2})]^2} \cdot (\frac{1}{\sin \theta} - \frac{3}{2 \cdot \sin(3\theta)})}{\cos[\theta - \arcsin(n \cdot \sin(3\theta - \frac{\pi}{2}))]}$$

[0010] 根据本发明的匀光装置,匀光出射面的透射光在出射面上形成条形分布的一系列光斑,光斑个数与所述匀光部的匀光出射面沿光轴方向上的长度 L 成正比,所述一系列光斑中相邻两个光斑之间沿 z 轴方向的周期距离 ΔL 满足 $\Delta L=2a \cdot \cot(2\theta)$ 。

[0011] 光斑形成为半椭圆形,所述半椭圆光斑的半短轴 b_1 和半长轴 b_2 满足:

[0012]
$$\begin{cases} b_1 = \frac{\Phi}{2} \\ b_2 = \frac{\Phi}{2 \cdot \sin(2\theta)} \end{cases}, \text{其中 } \Phi \text{ 为所述入射光束的截面直径。}$$

[0013] 本发明还提出一种实现匀光出射的方法,经准直装置准直的光束入射至包括光入射部和匀光部的匀光装置,在光入射部与所述匀光部之间具有预定的间隔,从光入射面入射至光入射部的经光入射部内的至少一次反射被导向出光面出射后进入匀光部,所述匀光部的受光面相对于出光面设置,所述受光面接受光进入匀光部,并在匀光部内进行内反射以完成分光,以使光经匀光部多次反射后到达匀光出射面时具有均匀的光强度而实现匀光出射。

[0014] 根据本发明的匀光装置构成的一种激光止血刀,还包括准直器和金属板,所述准直器被置于所述光入射部之前,以准直激光光源提供的激光并将准直后的激光导向所述光入射部;所述金属板,被置于靠近所述匀光出射部,以利用匀光出射部出射激光的能量进行光热转换。

[0015] 本发明的匀光装置,通过将单束准直激光通过棱镜形成虚拟双路光源,继而将其调整为在条形区域内均匀分布的侧向出光光源,添加金属片利用光热转换作用进一步将温度均匀化,可用于激光热致止血刀,实现临床内窥镜环境下组织凝结、切割等操作,也可用于其他对系统体积要求较严格且需要实现侧向均匀光照的照明系统中,具有良好的匀光性和稳定易控的结构,具备更高的安全性。

附图说明

[0016] 为了让本发明的上述目的、特征和优点更能明显易懂,下文特举实施例,并配合附图,详细说明如下:

- [0017] 图1为匀光光路系统结构示意图；
- [0018] 图2为直角棱镜结构示意图；
- [0019] 图3为四棱镜结构示意图；
- [0020] 图4为虚拟双光源光路第一实施例示意图；
- [0021] 图5为虚拟双光源光路第二实施例示意图；
- [0022] 图6为初始入射准直激光光束截面；
- [0023] 图7为第一实施例条形光源出射面的能量分布示意图；
- [0024] 图8为条形光源出射面能量强度叠加示意图；
- [0025] 图中：101-直角棱镜，102-四棱镜，103-金属片，201-初始光束入射面，202-直角棱镜底面，203-反射面，301-不做特殊处理面，302-反射面，303-反射透射面，304-反射面，401-边缘光线，402-中心光线，403-边缘光线，404-透射光，501-边缘光线，502-中心光线，503-边缘光线，504-透射光。

具体实施方式

[0026] 下面结合附图对本发明的技术方案作进一步的说明，但并不局限于此，凡是对本发明技术方案进行修改或者等同替换，而不脱离本发明技术方案的精神和范围，均应涵盖在本发明的保护范围中。

[0027] 根据本发明实施例的匀光装置，设计了一种通过分光实现的虚拟双路光源，以解决传统聚焦激光手术刀的匀光装置难以实现腔镜环境下实现能量在狭长区域内均匀分布的问题，也可用于需要小体积内实现侧向均匀光照射治疗的装置。

[0028] 具体的，虚拟双路光源系统主要通过两个棱镜将单束准直激光调整为在条形区域内均匀分布的侧向出光光源，如图1所示，包括直角棱镜101和四棱镜102，直角棱镜101为光入射部，其主截面为直角三角形，四棱镜102为匀光部，其主截面为梯形，在直角棱镜101和四棱镜102相对表面之间具有预定间隔，棱镜的材质可选但不限于石英玻璃、PMMA、PC等透明材料。如图2和4所示的，直角棱镜的面201是初始光束入射面，经准直扩束（未图示）的激光经面201进入直角棱镜，在直角棱镜的底面202进行一次全内反射后导向直角棱镜的反射面203，反射面203优选镀有反射膜以提高光反射效率，直角棱镜底面202可不做特殊处理；经直角棱镜反射面203反射的光再次经过面202时透射出直角棱镜101，经过预定的间隔射入四棱镜，底面202与反射面204的夹角为 α 。如图3和4所示，四棱镜的面301与直角棱镜的底面202相对，面302和面304优选镀有反射膜，面303镀有指定透反比率的反射透射膜。如图1示出的坐标系情况下，为光束入射和外形设计便利，优选两个棱镜沿y轴方向尺寸一致，在本实施例中，记此尺寸为a。光束进入四棱镜后，由于面301和面303的夹角作用，可视为被分配为两路传播。

[0029] 为保证光束进入匀光部后在其内部经入射面发生全反射，且分光后在匀光部内多次反射经出射面离开匀光部时达到良好的光均匀性，优选的，使四棱镜的角度 θ 满足：

$$[0030] \quad \frac{1}{2} \arccos\left(\frac{1}{n}\right) < \theta < \arccos\left(\frac{1}{n}\right),$$

$$[0031] \quad \theta < 45^\circ,$$

[0032] 考虑到大多数透光性较好的材料，例如PMMA等，折射率n多在1.5左右，因此 θ 的取

值范围优选被置于 $24^\circ < \theta < 45^\circ$ 。

[0033] 如第一实施例图4所示,进入四棱镜的边缘光线401在四棱镜102内部经面302和面301反射沿z轴方向传播,经面304反射到达面303远离入射光源的一端。边缘光线403在四棱镜102内部经面302反射到达面303靠近入射光源的一端。如此即相当于在面303两端各形成一个虚拟光源。

[0034] 或者,如第二实施例图5所示,边缘光线501在四棱镜102内部经面302和面301反射沿z轴方向传播,与第一实施例不同的是,由于面第二实施例中面304的角度影响,经面304反射到达面303的位置距远离入射光源的一端仍有一定长度。边缘光线503在四棱镜102内部经面302反射到达面303靠近入射光源的一端。如此实现在面303两端各形成一个虚拟光源。

[0035] 根据上述实施例,两个虚拟光源“发出”的光在四棱镜相互平行的两个表面之间往复折射与反射,每次入射到四棱镜的光出射面后,光束均会按照该面上所镀分光膜的透反比使一部分光透射离开四棱镜,其余光反射留在四棱镜内部继续在两平行工作面之间反射,如此周期反复地形成多次透射、反射。透射光在出射面上按照条形分布,形成一系列光斑。如果面303的反射率为R,透射率为T,考虑到光能利用率,反射率R优选为60%~80%之间。此时将两个虚拟光源的能量视为透射光和反射光两部分组成,即按照透射率T经面303“泄露”出去的部分为透射光404,与面303法线成一定夹角按照反射率R“发出”的部分为反射光,反射光经面302反射后可返回面303,如此周期反复地形成多次透射、反射。透射出去的光在面303上按照条形分布,形成侧向条形分布光源,该光源可照射靠近其附近的金属片103形成光热效应引起其温度升高,从而使金属片作为激光热能导致的切割刀进行组织切割、凝结;或者用于实现光治疗所需的侧向光均匀照射。

[0036] 对于两个棱镜沿垂直于光轴方向具有一致的宽度a,两平行面之间沿z轴方向的距

离为d,d满足:
$$d = \frac{a \cdot \sqrt{1 - [n \cdot \sin(3\theta - \frac{\pi}{2})]^2} \cdot (\frac{1}{\sin \theta} - \frac{3}{2 \cdot \sin(3\theta)})}{\cos[\theta - \arcsin(n \cdot \sin(3\theta - \frac{\pi}{2}))]}$$
,其中,n为棱镜材料对光源

波长折射率。

[0037] 匀光出射面的透射光在出射面上形成条形分布的一系列光斑,光斑个数与所述匀光部的匀光出射面沿光轴方向上的长度L成正比,一系列光斑中相邻两个光斑之间沿z轴方向的周期距离 ΔL 满足 $\Delta L = 2a \cdot \cot(2\theta)$ 。

[0038] 光斑形成为半椭圆形,半椭圆光斑的半短轴 b_1 和半长轴 b_2 满足:

[0039]
$$\begin{cases} b_1 = \frac{\Phi}{2} \\ b_2 = \frac{\Phi}{2 \cdot \sin(2\theta)} \end{cases}$$
,其中 Φ 为所述入射光束的截面直径。

[0040] 本领域的技术人员可以理解的,同时考虑匀光部光出射面的长度和能量分布均匀性两方面要求,同一系列中相邻光斑之间的距离不宜过小。若要求同一系列中相邻光斑之间不互相重叠,则满足 $b_2 < \Delta L$,对于光束直径充满入光面的情况 $\Phi = a$, θ 的最大取值优选的被设置为 $24^\circ < \theta < 37^\circ$ 。若考虑到初始入射光束截面直径应略小于本匀光装置在垂直于光轴方向尺寸, θ 取 30° 左右为宜。

[0041] 此时,四棱镜的面301与直角棱镜底面202平行且两者之间留有空气隙,此时直角棱镜底面202与面203之间夹角 $\alpha=\theta=30^\circ$,四棱镜中面304与面303之间所成锐角 $\beta=60^\circ$,在图1所示的坐标系下,四棱镜中反射透射膜面303沿z轴方向长度为L,在其他尺寸参数确定的情况下,L的大小可在一定范围内调整。

[0042] 为保证两个虚拟光源功率一致,所设计的光学系统需将光束平均分为两束,中心光线402或中心光线502入射到面301与面303的相交棱上,如图4和图5所示。两个棱镜之间相对位置关系满足:

$$[0043] \quad d = \frac{a}{\sqrt{3}}。$$

[0044] 进入直角棱镜101的入射光束截面为圆形,直径为 Φ ,如图6所示。则前述虚拟双光源最终在面303出射而形成一系列半椭圆光斑。边缘光线401对应的远离入射光源一端的虚拟光源形成系列光斑如图7(a)所示,边缘光线403对应的靠近入射光源一端的虚拟光源形成系列光斑如图7(b)所示。面303长度L越长,光斑个数越多。同一虚拟光源系列中相邻两个光斑之间沿z轴方向的周期距离 ΔL 满足:

$$[0045] \quad \Delta L = \frac{2a}{\sqrt{3}}。$$

[0046] 半椭圆光斑的半短轴 b_1 和半长轴 b_2 满足:

$$[0047] \quad \begin{cases} b_1 = \frac{\Phi}{2} \\ b_2 = \frac{\Phi}{\sqrt{3}} \end{cases}。$$

[0048] 各个光斑的功率会受到初始光束总功率和面303反射、透射的比例的影响。图7中光斑的灰度越深代表该光斑功率越强。图7(a)中各个光斑的功率沿z轴负方向逐渐指数衰减,图7(b)中光斑的功率沿z轴正方向逐渐指数衰减,两路虚拟的光源在反射透射膜面处线性叠加后可得到功率分布均匀的条形光源。

[0049] 在一种典型的示例性的医学使用场景中,使用波长为980nm的近红外激光,光束直径 Φ 达到充满90%的a时,如果选取石英玻璃材质形成匀光部,光出射面303的长度L为8a、光出射面303上反射透射膜的反射率为75%时,出射面303上的能量强度叠加示意图如图8所示。

[0050] 分配均衡的情况下,针对同一虚拟光源形成的在出射面上的光斑个数不宜过多或过少,为保证两侧的虚拟光源形成的光斑在光出射面303叠加之后的能量均匀性,优选地,使同一虚拟光源形成的光斑个数约为7个,但本结构对光斑个数是否为整数值并不敏感,不完整的光斑不影响能量最终分布的均匀性。

[0051] 当金属片贴近出射面303放置,由于光热效应和金属的导热性,金属片可以实现大致均匀的激光热量照射,从而将激光束的光能量转化为金属片的均匀热能,实现对组织的切割。

[0052] 上述实施例示出的典型光入射部和出射部呈现直角棱镜和四棱镜的状态,平行的面202和面301之间预定间隔不宜过宽且稳定固定,较易避免激光漏出而照射至其他位置,导致组织或者外壳的损害,可以确保角度和位置的精度可控,提高操作的稳定性和安全性。

[0053] 但本领域技术人员可以理解的,直角棱镜和四棱镜并不作为限定性的结构方式实现本发明,并且,即使在直角棱镜的面202与四棱镜面301不平行时,本发明的匀光装置同样可以实现,只是会增加光路的控制难度,此时,需要光自入射部的出光面进入匀光部受光面时光束方向和截面中心位置满足:

$$[0054] \quad \gamma = 90^\circ - \theta - \arcsin(n \cdot \cos(3\theta)),$$

$$[0055] \quad s = \frac{2 \cos(2\theta)}{\sin(3\theta)},$$

[0056] 其中 γ 为光束与面303的夹角, s 为光束截面中心到面301与面303相交棱的距离。

[0057] 进一步的,在如图1示出的坐标系情况下,直角棱镜101与四棱镜102沿y轴方向尺寸a与沿x轴方向尺寸b可以不完全一致,只需两个棱镜101与102在x轴方向尺寸b能够满足光束完全进入入射部即可,即 $b > \Phi$,除满足此条件外,b的取值不会对本发明的匀光的实现设计造成影响,给匀光装置整体的尺寸和扩展性带来了一定的自由度。

[0058] 不限于激光止血刀这样的应用,其他对系统体积要求较严格且需要实现侧向均匀光照的照明系统中同样可以使用本发明的上述装置,实现一种实现匀光出射的方法。根据本发明的匀光出射方法,经准直装置准直的光束入射至包括光入射部和匀光部的匀光装置,在光入射部与所述匀光部之间具有预定的间隔,从光入射面入射至光入射部的光经光入射部内的至少一次反射被导向出光面出射后进入匀光部,所述匀光部的受光面相对出光面设置,所述受光面接受光进入匀光部,并在匀光部内进行内反射以完成分光,以使光经匀光部多次反射后到达匀光出射面时具有均匀的光强度。

[0059] 根据本发明的条形分布均匀光源,通过将单束准直激光通过棱镜形成虚拟双路光源,继而将其调整为在条形区域内均匀分布的侧向出光光源,既可用于激光热致止血刀,即将该条形分布的均匀光源照射金属条后利用光热转换作用进一步将温度均匀化,实现临床内窥镜环境下组织凝结、切割等操作,与高频电刀、超声止血刀等能量设备相比,激光止血刀兼具更低的漏电流和更快的凝结速度,从而具备更高的手术安全性和更高的止血、切割速度;也可用于其他对系统体积要求较严格且需要实现侧向均匀光照的照明系统中,具有良好的匀光性和稳定易控的结构。

[0060] 以上所述,仅是本发明的实施例而已,并非对本发明的结构作任何形式上的限制。凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属于本发明的技术方案的范围。

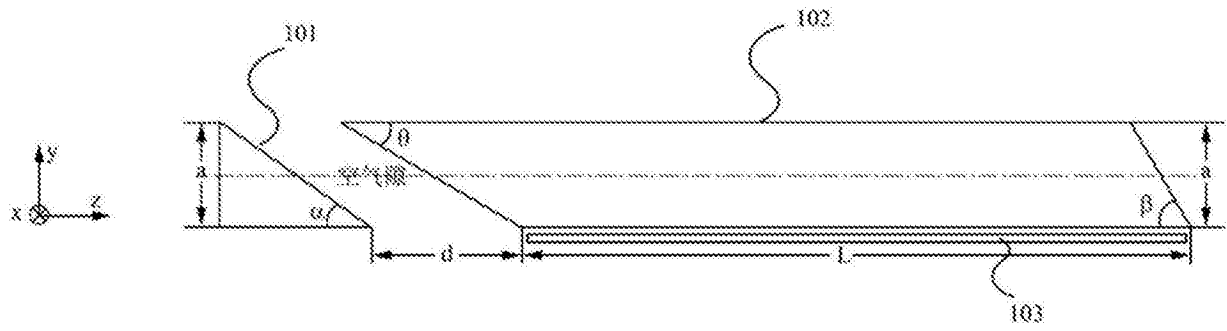


图1

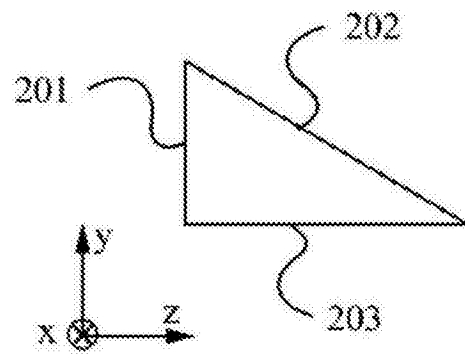


图2

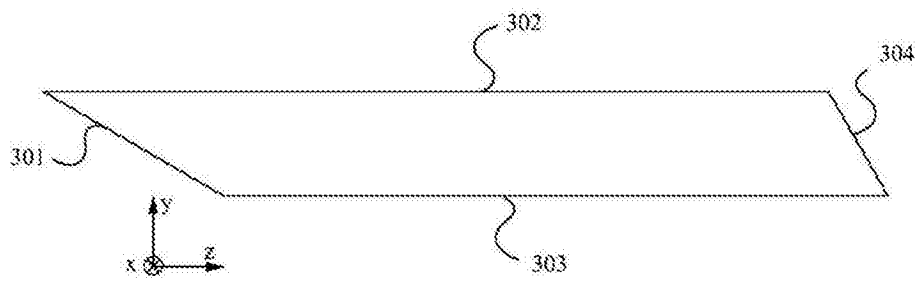


图3

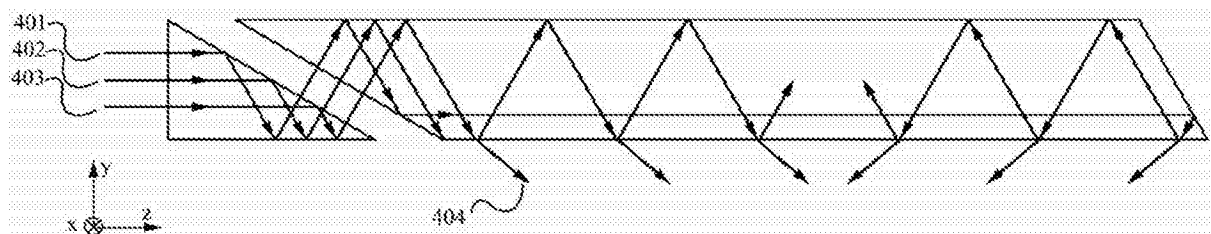


图4

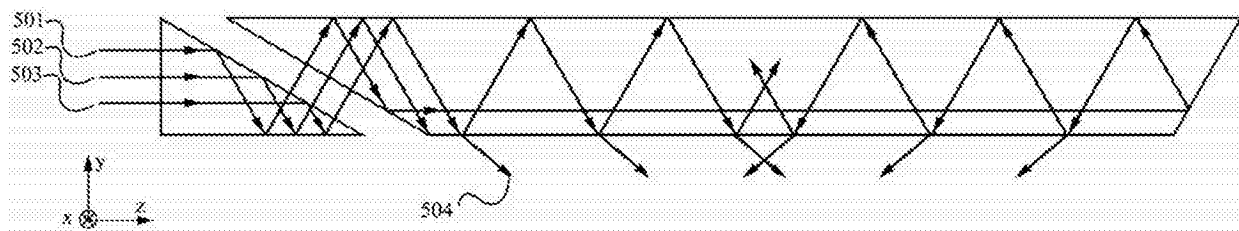


图5

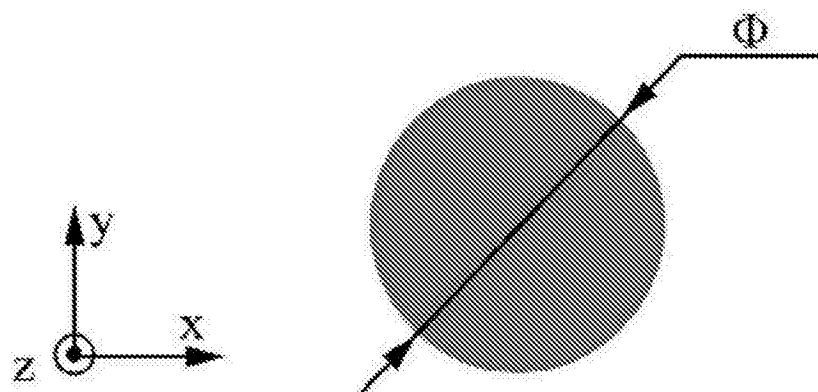


图6

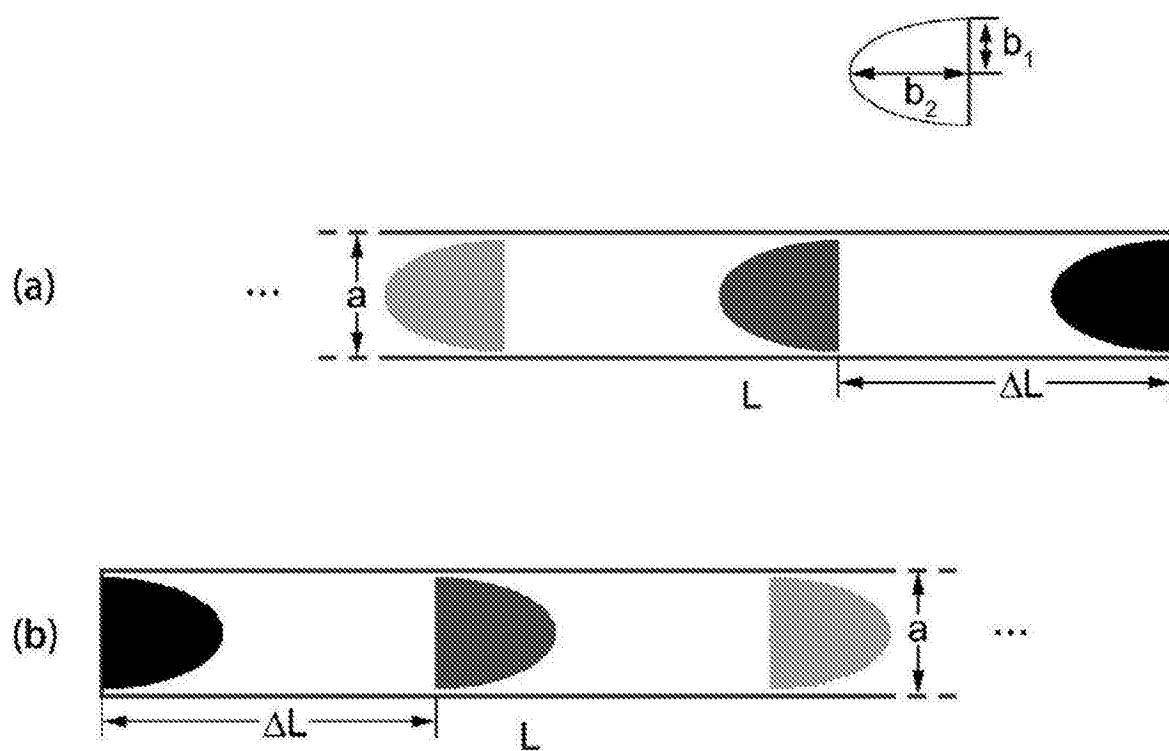


图7

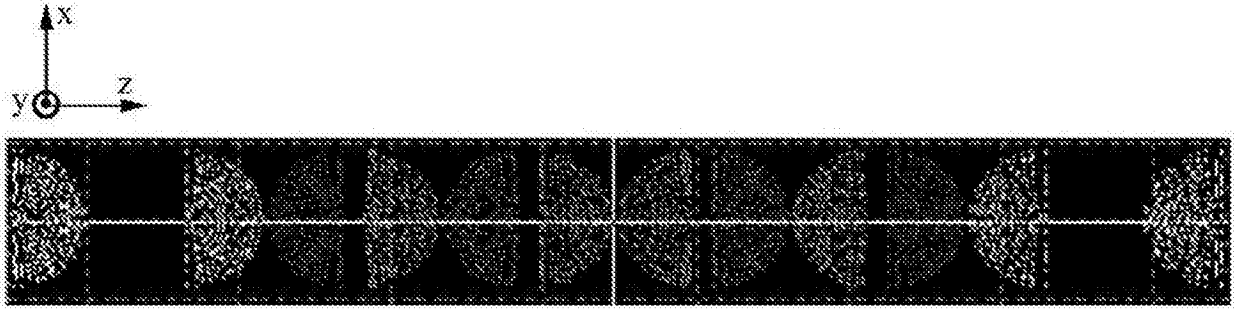


图8

专利名称(译)	一种侧向条状分布光源的匀光装置		
公开(公告)号	CN107874830A	公开(公告)日	2018-04-06
申请号	CN2017111004802.X	申请日	2017-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京理工大学		
[标]发明人	胡晓明 吕晓丹 李勤		
发明人	胡晓明 吕晓丹 李勤		
IPC分类号	A61B18/20		
CPC分类号	A61B18/20 A61B2018/00589 A61B2018/2035 A61B2018/208		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的是设计一种条形分布均匀光源，即将单束准直激光通过棱镜形成虚拟双路光源，继而将其调整为在条形区域内均匀分布的侧向出光光源。该光源既可用于激光热致止血刀，即将该条形分布的均匀光源照射金属条后利用光热转换作用进一步将温度均匀化，实现临床内窥镜环境下组织凝结、切割等操作，与高频电刀、超声止血刀等能量设备相比，激光止血刀兼具更低的漏电流和更快的凝结速度，从而具备更高的手术安全性和更高的止血、切割速度；也可用于其他对系统体积要求较严格且需要实现侧向均匀光照的照明系统中。

