



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109893078 A

(43)申请公布日 2019.06.18

(21)申请号 201711310849.9

(22)申请日 2017.12.11

(71)申请人 梅达布蒂奇股份有限公司

地址 美国田纳西州

(72)发明人 不公告发明人

(74)专利代理机构 北京柏杉松知识产权代理事

务所(普通合伙) 11413

代理人 马敬 项京

(51)Int.Cl.

A61B 1/313(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

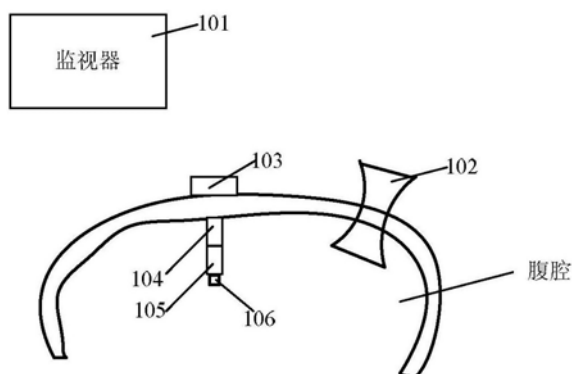
权利要求书2页 说明书17页 附图16页

(54)发明名称

一种腹腔镜

(57)摘要

本申请实施例提供了一种腹腔镜。该腹腔镜包括：监视器、套管针、抓握部件、锚定部件、照明设备、摄像模组；监视器用于显示摄像模组采集的图像，套管针置于腹腔壁的开口处，抓握部件置于腹腔外，锚定部件、照明设备和摄像模组均置于腹腔内；锚定部件通过与抓握部件之间的吸力固定在所述腹腔壁上，摄像模组通过照明设备与锚定部件连接，锚定部件、照明设备和摄像模组通过套管针进入腹腔内。应用本申请实施例提供的方案，无需在腹腔壁上再另开口，因此能够减少腹腔壁的开口数量，从而减少腹腔壁的组织损伤。



1. 一种腹腔镜,其特征在于,包括:监视器、套管针、抓握部件、锚定部件、照明设备、摄像模组;

所述监视器用于显示所述摄像模组采集的图像;所述套管针置于所述腹腔壁的开口处,所述抓握部件置于腹腔外,所述锚定部件、所述照明设备和所述摄像模组均置于所述腹腔内;所述锚定部件通过与所述抓握部件之间的吸力固定在所述腹腔壁上,所述摄像模组通过所述照明设备与所述锚定部件连接,所述锚定部件、所述照明设备和所述摄像模组通过所述套管针进入所述腹腔内。

2. 根据权利要求1所述的腹腔镜,其特征在于,所述照明设备包括:包括在空间上均匀排布的至少三个翼的翼部件,翼展开机构,位于每个翼上的发光部件和透镜部件,所述透镜部件罩在所述发光部件的外侧;

所述翼展开机构与所述翼部件连接,所述翼展开机构能够促使所述翼部件展开;所述翼部件以折叠状态进入所述腹腔内,当所述照明设备进入所述腹腔内之后并处于工作状态时,所述翼部件处于展开状态。

3. 根据权利要求2所述的腹腔镜,其特征在于,所述照明设备还包括:倾斜运动机构;所述倾斜运动机构能够促使所述照明设备倾斜。

4. 根据权利要求3所述的腹腔镜,其特征在于,所述摄像模组固定于所述翼部件的中间位置上;当所述翼部件处于展开状态时,所述摄像模组能够采集所述腹腔内的图像,当所述翼部件处于折叠状态时,所述摄像模组处于所述翼部件内部。

5. 根据权利要求4所述的腹腔镜,其特征在于,所述腹腔镜还包括:用户控制器;所述抓握部件包括:控制器电路板;

所述控制器电路板,用于接收所述用户控制器发送的第一控制命令,并根据所述第一控制命令控制所述照明设备执行第一操作;接收所述用户控制器发送的第二控制命令,并根据所述第二控制命令控制所述摄像模组执行第二操作;

其中,所述第一操作包括打开所述翼部件、关闭所述翼部件、移动所述照明设备、使所述照明设备倾斜、调节照明设备的光亮度;所述第二操作包括:开始采集图像和停止采集图像。

6. 根据权利要求4所述的腹腔镜,其特征在于,所述照明设备在所述腹腔内的目标照射区域的范围不小于所述摄像模组在所述腹腔内的图像采集区域的范围。

7. 根据权利要求2所述的腹腔镜,其特征在于,所述透镜部件使所述发光部件发出的光按照指定映射关系映射在目标照射区域;

所述指定映射关系为:使所述照明设备在所述腹腔内的目标照射区域的光照均匀度不小于预设均匀度阈值,以及光照强度不小于预设强度阈值的映射关系;所述指定映射关系为根据所述透镜部件的折射率、所述透镜部件的指定体积、所述发光部件的尺寸、所述发光部件的光强分布、所述发光部件与所述目标照射区域之间的相对位置确定。

8. 根据权利要求7所述的腹腔镜,其特征在于,所述指定映射关系为根据表面梯度 ∇u 得到,所述 ∇u 为以下方程的解:

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial\Omega_s \end{cases}$$

其中,所述 ϵ 为常系数,其中,所述 ϵ 为常系数, $E_s(\xi, \eta) = \frac{4I_0(1-\xi^2-\eta^2)}{(1+\xi^2+\eta^2)^3}$, $\zeta = \{(\xi, \eta) \mid \xi^2 + \eta^2 \leq 1\}$, 所述 Ω_s 为所述发光部件的光源域,所述 ξ 和 η 分别为所述发光部件所在投影平面的横坐标和纵坐标,所述 I_0 为所述发光部件中轴处的光强分布,所述BC为边界条件,所述 E_t 为预设的目标照射区域的照度分布函数,所述 E_t 为根据所述预设均匀度阈值和预设强度阈值确定。

9. 根据权利要求8所述的腹腔镜,其特征在于,所述表面梯度 ∇u 采用以下方式确定:

将第一初始值作为所述目标照射区域的照度分布函数 E_t ;

将所述 E_t 代入方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

得出求解结果 u^ϵ ;

根据所述 u^ϵ 确定所述目标照射区域的模拟照度分布函数 $\tilde{E}_t(x, y)$;

判断所述 $\tilde{E}_t(x, y)$ 与所述 E_t 之间的差距是否小于预设值;

如果是,则对所述 u^ϵ 求梯度,得到 ∇u ;

如果否,则计算修正照度分布函数 $E_t^M(x, y) = \frac{E_t(x, y)}{\tilde{E}_t(x, y)} E_t(x, y)$,将所述修正照度分布函数

数作为所述照度分布函数 E_t 的值,返回执行所述将所述 E_t 代入方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

的步骤。

10. 根据权利要求9所述的腹腔镜,其特征在于,采用以下方式获得方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

的求解结果 u^ϵ ;

将第二初始值和第三初始值分别作为所述 u^ϵ 和 ϵ 的值;

将所述 u^ϵ 和 ϵ 的值均代入所述方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s; \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases};$$

对代入值后的方程进行数值离散化,采用数值求解器确定数值离散化之后方程的解 u^ϵ ;

判断所述 ϵ 的值是否小于预设最小值,如果是,则将确定的解 u^ϵ 作为所述方程的求解结果;如果否,则更新 u^ϵ 和 ϵ 的值,返回执行所述将所述 u^ϵ 和 ϵ 的值均代入所述方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

的步骤。

一种腹腔镜

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗设备技术领域,特别是涉及一种腹腔镜。

背景技术

[0002] 通过小切口插入腹腔,并可为外科医生提供实时的视觉反馈的体内腹腔镜的发展,一直是改善微创手术(Minimally Invasive Surgery,MIS)临床可操作性的一个重要研究课题。

[0003] 传统的腹腔镜为刚性长杆腹腔镜,该腹腔镜包括套管针、细长的空心针、与空心针连接的监视器、空心针自由端的摄像头。摄像头包括图像传感器、镜头、照明光源。该空心针被配置为用于穿过腹腔壁的组织层,进入腹腔内,并可以通过套管针手动地将摄像头安装在空心针的自由端。这样,在使用时,摄像头可以在照明光源的照射下采集腹腔内的组织,并将采集的图像传输至腹腔外部的监视器。

[0004] 这种腹腔镜在使用时,通常需要至少在腹腔壁上开两个口,一个开口处放置套管针,手术器械通过套管针伸入腹腔内并对组织进行手术操作。另一个开口用于空心针伸入腹腔内,对腹腔内的组织提供照明并摄像。但是,两个以上的开口对腹腔壁的组织损伤较大。

发明内容

[0005] 本申请实施例的目的在于提供了一种腹腔镜,以减少腹腔壁的开口数量,从而减少腹腔壁的组织损伤。具体的技术方案如下。

[0006] 本申请实施例提供了一种腹腔镜,包括:监视器、套管针、抓握部件、锚定部件、照明设备、摄像模组;

[0007] 所述监视器用于显示所述摄像模组采集的图像;所述套管针置于所述腹腔壁的开口处,所述抓握部件置于腹腔外,所述锚定部件、所述照明设备和所述摄像模组均置于所述腹腔内;所述锚定部件通过与所述抓握部件之间的吸力固定在所述腹腔壁上,所述摄像模组通过所述照明设备与所述锚定部件连接,所述锚定部件、所述照明设备和所述摄像模组通过所述套管针进入所述腹腔内。

[0008] 可选的,所述照明设备包括:包括在空间上均匀排布的至少三个翼的翼部件,翼展开机构,位于每个翼上的发光部件和透镜部件,所述透镜部件罩在所述发光部件的外侧;

[0009] 所述翼展开机构与所述翼部件连接,所述翼展开机构能够促使所述翼部件展开;所述翼部件以折叠状态进入所述腹腔内,当所述照明设备进入所述腹腔内之后并处于工作状态时,所述翼部件处于展开状态。

[0010] 可选的,所述照明设备还包括:倾斜运动机构;所述倾斜运动机构能够促使所述照明设备倾斜。

[0011] 可选的,所述摄像模组固定于所述翼部件的中间位置上;当所述翼部件处于展开状态时,所述摄像模组能够采集所述腹腔内的图像,当所述翼部件处于折叠状态时,所述摄

像模组处于所述翼部件内部。

[0012] 可选的,所述腹腔镜还包括:用户控制器;所述抓握部件包括:控制器电路板;

[0013] 所述控制器电路板,用于接收所述用户控制器发送的第一控制命令,并根据所述第一控制命令控制所述照明设备执行第一操作;接收所述用户控制器发送的第二控制命令,并根据所述第二控制命令控制所述摄像模组执行第二操作;

[0014] 其中,所述第一操作包括打开所述翼部件、关闭所述翼部件、移动所述照明设备、使所述照明设备倾斜、调节照明设备的光亮度;所述第二操作包括:开始采集图像和停止采集图像。

[0015] 可选的,所述照明设备在所述腹腔内的目标照射区域的范围不小于所述摄像模组在所述腹腔内的图像采集区域的范围。

[0016] 可选的,所述透镜部件使所述发光部件发出的光按照指定映射关系映射在目标照射区域;

[0017] 所述指定映射关系为:使所述照明设备在所述腹腔内的目标照射区域的光照均匀度不小于预设均匀度阈值,以及光照强度不小于预设强度阈值的映射关系;所述指定映射关系为根据所述透镜部件的折射率、所述透镜部件的指定体积、所述发光部件的尺寸、所述发光部件的光强分布、所述发光部件与所述目标照射区域之间的相对位置确定。

[0018] 可选的,所述指定映射关系为根据表面梯度 ∇u 得到,所述 ∇u 为以下方程的解:

$$[0019] \quad \begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

[0020] 其中,所述 ϵ 为常系数,其中,所述 ϵ 为常系数, $E_s(\xi, \eta) = \frac{4I_0(1-\xi^2-\eta^2)}{(1+\xi^2+\eta^2)^3}$, $\zeta = \{(\xi, \eta) \mid \xi^2 + \eta^2 \leq 1\}$, 所述 Ω_s 为所述发光部件的光源域,所述 ξ 和 η 分别为所述发光部件所在投影平面的横坐标和纵坐标,所述 I_0 为所述发光部件中轴处的光强分布,所述BC为边界条件,所述 E_t 为预设的目标照射区域的照度分布函数,所述 E_t 为根据所述预设均匀度阈值和预设强度阈值确定。

[0021] 可选的,所述表面梯度 ∇u 采用以下方式确定:

[0022] 将第一初始值作为所述目标照射区域的照度分布函数 E_t ;

[0023] 将所述 E_t 代入方程

$$[0024] \quad \begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

[0025] 得出求解结果 u^ϵ ;

[0026] 根据所述 u^ϵ 确定所述目标照射区域的模拟照度分布函数 $\tilde{E}_t(x, y)$;

[0027] 判断所述 $\tilde{E}_t(x, y)$ 与所述 E_t 之间的差距是否小于预设值;

[0028] 如果是,则对所述 u^ϵ 求梯度,得到 ∇u ;

[0029] 如果否,则计算修正照度分布函数 $E_t^M(x, y) = \frac{E_t(x, y)}{\tilde{E}_t(x, y)} E_t(x, y)$, 将所述修正照度分布函数作为所述照度分布函数 E_t 的值,返回执行所述将所述 E_t 代入方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial\Omega_s \end{cases} \text{的步骤。}$$

[0030] 可选的,采用以下方式获得方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial\Omega_s \end{cases}$$

[0032] 的求解结果 u^ϵ :

[0033] 将第二初始值和第三初始值分别作为所述 u^ϵ 和 ϵ 的值;

[0034] 将所述 u^ϵ 和 ϵ 的值均代入所述方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s; \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial\Omega_s \end{cases}$$

[0036] 对代入值后的方程进行数值离散化,采用数值求解器确定数值离散化之后方程的解 u^ϵ ;

[0037] 判断所述 ϵ 的值是否小于预设最小值,如果是,则将确定的解 u^ϵ 作为所述方程的求解结果;如果否,则更新 u^ϵ 和 ϵ 的值,返回执行所述将所述 u^ϵ 和 ϵ 的值均代入所述方程

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial\Omega_s \end{cases}$$

的步骤。

[0038] 本申请实施例提供的腹腔镜,包括:监视器、套管针、抓握部件、锚定部件、照明设备、摄像模组。其中,抓握部件置于腹腔外,锚定部件、照明设备和摄像模组均置于腹腔内,锚定部件通过与抓握部件之间的吸力固定在腹腔壁上,摄像模组通过照明设备与锚定部件连接,以实现腹腔内组织的照明和图像采集。并且,锚定部件、照明设备和摄像模组通过套管针进入腹腔内,无需在腹腔壁上再另开口,因此能够减少腹腔壁的开口数量,从而减少腹腔壁的组织损伤。当然,实施本申请的任一产品或方法并不一定需要同时达到以上所述的所有优点。

附图说明

[0039] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0040] 图1为本申请实施例提供的腹腔镜的一种结构示意图;

[0041] 图2a为实际中腹腔镜的应用场景参考图;

[0042] 图2b为照明设备和摄像模组活动连接的一种结构示意图;

[0043] 图3a和图3b分别为本申请实施例提供的照明设备处于展开状态和折叠状态的一种结构示意图;

[0044] 图3c1为本申请实施例提供的照明设备和摄像模组的一种结构示意图;

- [0045] 图3c2为本申请实施例提供的照明设备和摄像模组的另一种结构示意图；
- [0046] 图3d为本申请实施例提供的照明设备的一种结构示意图；
- [0047] 图3e1和图3e2分别为与图3d对应的两种参考图；
- [0048] 图3f1为本申请实施例提供的腹腔镜的另一种结构示意图；
- [0049] 图3f2为与图3f1对应的一种参考图；
- [0050] 图3g1为本申请实施例提供的抓握部件的一种结构示意图；
- [0051] 图3g2为与图3g1对应的一种参考图；
- [0052] 图3h为本申请实施例提供的抓握部件控制照明设备倾斜的一种参考图；
- [0053] 图3I为本申请实施例提供的发光部件的光被重定向的示意图；
- [0054] 图4为本申请实施例提供的表面梯度的确定过程的一种流程示意图；
- [0055] 图5a~图5d均为本申请实施例提供的确定指定映射关系时的参考图；
- [0056] 图6~图13均为本申请实施例提供的对透镜光学设计的评价和测试参考图。

具体实施方式

[0057] 下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整的描述。显然,所描述的实施例仅仅是本申请的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范围。

[0058] 为了减少腹腔壁的开口数量,从而减少腹腔壁的组织损伤,本申请实施例提供了一种腹腔镜。下面通过具体实施例,对本申请进行详细说明。

[0059] 图1为本申请实施例提供的腹腔镜的一种结构示意图。图2a为本申请实施例提供的腹腔镜的一种应用场景参考图。该腹腔镜包括:监视器101、套管针102、抓握部件103、锚定部件104、照明设备105、摄像模组106。摄像模组106可以包括成像传感器、镜头等子部件。

[0060] 其中,监视器101用于显示摄像模组106采集的图像。具体的,监视器101可以直接与摄像模组106相连接,也可以通过抓握部件103与摄像模组106相连接。套管针102置于腹腔壁的开口处,抓握部件103置于腹腔外,锚定部件104、照明设备105和摄像模组106均置于腹腔内;锚定部件104通过与抓握部件103之间的吸力固定在腹腔壁上,摄像模组106通过照明设备105与锚定部件104连接,锚定部件104、照明设备105和摄像模组106通过套管针102进入腹腔内。

[0061] 在本实施例中,抓握部件103和锚定部件104可以均为磁性部件,抓握部件103和锚定部件104可以通过磁力吸附在腹腔壁的外侧和内侧。在实际应用中,锚定部件104、照明设备105、摄像模组106可以固定地连接在一起。当锚定部件104固定在腹腔壁内侧之后,与锚定部件104连接的照明设备105和摄像模组106也被锚定在腹腔内。

[0062] 在另一种实施方式中,照明设备105、摄像模组106可以固定地连接在一起,锚定部件104与照明设备105之间的连接可以是活动连接,也就是锚定部件104与照明设备105之间的夹角可调节,参见图2b。

[0063] 在为照明设备和摄像模组供电时,供电电源可以在照明设备内部或摄像模组内部,也可以通过专门的电源线为照明设备和摄像模组供电。

[0064] 在实际使用时,可以通过镊子将锚定部件104、照明设备105和摄像模组106通过套

管针102送进腹腔内。具体的,可以先将抓握部件103放置在腹腔壁外侧靠近套管针的位置,使用镊子将锚定部件104、照明设备105和摄像模组106从套管针102送进腹腔内,并在锚定部件104与抓握部件103吸住时松开镊子。这样即可将锚定部件104、照明设备105和摄像模组106固定在腹腔内。

[0065] 在需要调整照明设备105和摄像模组106在腹腔内的位置时,可以移动抓握部件103,从而使锚定部件104在抓握部件103的吸力作用下产生移动,并移动至目标位置。上述移动包括平移和转动。

[0066] 当锚定部件104与照明设备105之间的夹角可调节时,在将锚定部件104、照明设备105和摄像模组106送进腹腔内之前,可以调节好锚定部件104与照明设备105之间的夹角。

[0067] 在将锚定部件104、照明设备105和摄像模组106送进腹腔内并固定之后,可以将手术器械通过套管针伸入腹腔,在照明设备的光照下,对腹腔内的组织进行手术。摄像模组106可以将采集的腹腔内组织的图像发送至监视器101,监视器101在接收到摄像模组106发送的图像时可以显示图像,供手术人员查看。

[0068] 由上述内容可知,本实施例中的锚定部件通过与抓握部件之间的吸力固定在腹腔壁上,摄像模组通过照明设备与锚定部件连接,以实现腹腔内组织的照明和图像采集。锚定部件、照明设备和摄像模组通过套管针进入腹腔内,无需在腹腔壁上再另开口,因此能够减少腹腔壁的开口数量,从而减少腹腔壁的组织损伤。

[0069] 同时,由于抓握部件可以通过与锚定部件之间的吸力来移动锚定部件,从而移动照明设备和摄像模组,实现对照明设备和摄像模组位置的调整,改变体内照明区域和摄像区域的位置。

[0070] 在相关技术中,成像传感器和光源的同轴配置会导致输出的二维图像中缺少阴影深度线索,这将导致医生无法更准确地确定各个组织的深度、位置。其中,同轴配置为成像传感器的中轴和光源的中轴平行的配置方式。

[0071] 为了增加摄像模组采集的腹腔内图像的阴影深度信息,还可以进一步对图1所示实施例中的腹腔镜加以改进,将成像传感器和光源设置成非同轴配置。其中,非同轴配置为成像传感器的中轴和光源的中轴不平行的配置方式。

[0072] 在本申请的另一实施例中,在图1所示实施例的基础上,照明设备105可以包括:包括在空间上均匀排布的至少三个翼的翼部件51,翼展开机构52,位于每个翼上的发光部件53和透镜部件54,透镜部件54罩在发光部件53的外侧。

[0073] 其中,翼展开机构52与翼部件51连接,翼展开机构52能够促使翼部件51展开,翼部件51以折叠状态进入腹腔内,当照明设备105进入腹腔内之后并处于工作状态时,翼部件51处于展开状态。其中,翼展开机构52可以为电动机或其他能提供驱动力的装置。

[0074] 可选的,照明设备105还可以包括:倾斜运动机构55。该倾斜运动机构55能够促使照明设备105倾斜。其中,倾斜运动机构55可以为电动机或其他能提供驱动力的装置。

[0075] 图3a所示为本实施例中照明设备处于展开状态的一种结构示意图。图3b为本实施例中照明设备处于折叠状态的一种结构示意图。图3a和图3b中的照明设备105包括三个翼部件51、倾斜运动机构55、翼展开机构52和位于每个翼上的发光部件53和透镜部件54。

[0076] 在实际应用中,照明设备以折叠状态被传送到腹腔内。当锚定部件在腹腔壁上被锚定时,照明部件的结构将从折叠状态转换成展开状态。

[0077] 作为一种具体的实施方式,在折叠状态下,照明设备的外径可以为17mm,可以从直径为20mm的套管针中进入腹腔内。

[0078] 综上,在本实施例中,照明设备包括翼部件,该翼部件包括在空间上均匀排布的至少三个翼,发光部件和透镜部件均位于每个翼上。这样,不管摄像模组固定在照明设备的什么位置,都可以保证成像传感器与光源的不同轴配置,从而能够增加图像中的阴影深度信息,为手术人员提供更优质的视场。

[0079] 在本申请的另一实施例中,图3c1为本申请实施例提供的照明设备和摄像模组之间位置的一种结构示意图,图3c2为本申请实施例提供的照明设备和摄像设备一种角度的结构示意图。其中,摄像模组106可以固定于翼部件51的中间位置上。当翼部件51处于展开状态时,摄像模组106能够采集腹腔内的图像,当翼部件51处于折叠状态时,摄像模组106处于翼部件51内部。

[0080] 在本实施方式中,当摄像模组固定于翼部件的中间位置上时,可以便于翼部件的折叠和展开,并且该结构也更易于实施。

[0081] 在本申请的另一实施例中,图3d为本申请实施例提供的照明设备的一种内部结构示意图,图3e1和图3e2分别为与图3d对应的两种参考图。

[0082] 在图3d中,照明设备还包括两个蜗杆和齿轮组56,第一个蜗杆和齿轮组561用于连接倾斜运动机构55与锚定部件104,第二个蜗杆和齿轮组562用于连接翼展开机构52和翼部件51。当翼部件51包括三个翼时,蜗杆和齿轮组562可以包括一个蜗杆和三个齿轮,这三个齿轮分别与三个翼连接。

[0083] 具体的,第一个蜗杆和齿轮组561中的蜗杆可以与倾斜运动机构55相连接,第一个蜗杆和齿轮组561中的齿轮与锚定部件104相连接。在倾斜运动机构55的驱动下,第一个蜗杆和齿轮组561中的蜗杆带动齿轮转动,使照明设备105与锚定部件104之间呈现一定夹角。

[0084] 第二个蜗杆和齿轮组562中的蜗杆可以与翼展开机构52相连接,第二个蜗杆和齿轮组562中的齿轮与翼部件51相连接。在翼展开机构52的驱动下,第二个蜗杆和齿轮组562中的蜗杆带动齿轮转动,使翼部件51展开或折叠。

[0085] 在本申请的另一实施例中,图1所示的腹腔镜还可以包括:用户控制器107;抓握部件包括:控制器电路板。参见图3f1,图3f1为本申请实施例提供的腹腔镜的另一种结构示意图,图3f2为与图3f1对应的一种参考图。

[0086] 在图3f1所示实施例中,用户控制器107可以与抓握部件103进行通信。摄像模组106与抓握部件103连接,并将采集的图像发送至抓握部件103,抓握部件103将接收的摄像模组发送的图像发送至监控器。其中,摄像模组可以通过线缆与抓握部件连接。

[0087] 图3g1为抓握部件103的一种内部结构示意图,图3g2为与图3g1对应的一种参考图。该抓握部件103包括:控制器电路板31、齿轮32、永久磁体33、轴承34、直齿小齿轮35、电动机36。照明设备中的倾斜运动机构55和翼展开机构52可以均与控制器电路板31连接。永久磁铁33的轴分别与齿轮32的轴和轴承34连接。电动机36可以驱动直齿小齿轮35转动,直齿小齿轮35与齿轮32啮合。电动机36可以通过齿轮32和直齿小齿轮35驱动永久磁体33转动。

[0088] 其中,控制器电路板31,用于接收用户控制器107发送的第一控制命令,并根据第一控制命令控制照明设备105执行第一操作;接收用户控制器107发送的第二控制命令,并

根据第二控制命令控制摄像模组106执行第二操作。

[0089] 第一操作可以包括打开翼部件、关闭翼部件、移动照明设备、使照明设备倾斜、调节照明设备的光亮度中的至少一种；第二操作包括：开始采集图像和停止采集图像中的至少一种。移动照明设备包括转动照明设备和平移照明设备。

[0090] 具体的，当照明设备105中的翼展开机构52为电动机时，控制器电路板31可以通过控制翼展开机构52实现打开翼部件或关闭翼部件的操作。当照明设备105中的倾斜运动机构55均为电动机时，控制器电路板31可以通过控制倾斜运动机构55实现使照明设备倾斜操作。图3h为本申请实施例提供的抓握部件控制照明设备倾斜运动的一种参考图。

[0091] 控制器电路板31可以通过电动机36控制直齿小齿轮35转动，直齿小齿轮35通过啮合作用带动齿轮32转动，齿轮32带动永久磁体33转动。当永久磁体33转动时，可以通过永久磁体33与锚定部件104之间的磁力使锚定部件104转动，锚定部件104带动照明设备转动。

[0092] 当需要平移照明设备105时，可以平移抓握部件103，抓握部件103通过与锚定部件104之间的磁力使锚定部件104平移，锚定部件104带动照明设备平移。在实际应用中，可以通过人工平移抓握部件103。

[0093] 控制器电路板31可以控制输送至照明设备105中的发光部件53的电流，以调节照明设备105的光亮度。

[0094] 控制器电路板31可以向摄像模组106发送开始采集图像的指令，摄像模组106接收到该指令之后开始采集图像，并将采集的图像发送至控制器电路板31。控制器电路板31可以将摄像模组106发送的图像直接发送至监控器101，也可以对摄像模组106发送的图像进行处理。控制器电路板31可以向摄像模组106发送停止采集图像的指令，摄像模组106接收到该指令之后停止采集图像。

[0095] 在实际应用中，抓握部件可以为具有外部锚定和控制作用的单元 (External Anchoring and Control Unit, EACU)，锚定部件、照明部件、摄像模组可以共同称为机器人摄像机。在微创手术 (Minimally Invasive Surgery, MIS) 进行期间，处于折叠状态的机器人摄像机通过套管针插入腹腔。EACU将机器人摄像机通过磁力固定在腹腔壁的内侧。EACU和机器人摄像机之间的软电缆用于控制信号传输、成像数据采集、电源供应以及将机器人摄像机从腹腔内取出。

[0096] 手术人员可以通过用户控制器向EACU中的微控制器 (MCU) 发送控制信号。该MCU即为控制器电路板。该MCU控制机器人摄像机的翼部件打开或关闭，或者控制机器人摄像机执行平移、倾斜等操作，以调整机器人摄像机的姿态，或者调节机器人摄像机中照明设备中LED的亮度。该控制器还可以开启或关闭机器人摄像机中的成像系统。

[0097] EACU可以是整个腹腔镜的中央控制单元。从机器人摄像机中获取的手术视频在EACU中进行处理，并实时发送到监视器。MCU在接收到来自用户控制器的控制命令之后，可以向机器人摄像机中的摄像机发送开始采集图像和停止采集图像指令，也可以向机器人摄像机中的电动机发送控制指令，以控制机器人摄像机打开翼部件、关闭翼部件、转动、倾斜或调节光亮度等。

[0098] EACU内部有径向磁化的永久磁体 (EPM)。EPM与机器人摄像机内部的磁体IPM磁性耦合，为机器人摄像机对腹腔壁的固定提供锚定力，并为旋转运动控制提供旋转扭矩。机器人摄像机的倾斜运动由机器人摄像机的机载致动机构驱动。

[0099] 除了由EPM驱动的平移外,机器人摄像机的倾斜运动可以由带有蜗杆和齿轮组561的机载驱动器即倾斜运动机构55控制。平移和倾斜运动的组合使得机器人摄像机能够在视觉上覆盖整个手术区域。外壳中的翼展开机构52通过蜗杆和齿轮组562来控制翼的打开角度。机器人摄像机可以提供49°的俯仰运动范围和80°的翼运动范围(折叠状态时为0°)。

[0100] 在本实施例中,上述倾斜运动机构55和翼展开机构52可以为步进电动机,例如可以选择直径为4mm,长度为14.42mm,行星齿轮头为125:1(型号为ZWBMD004004-125)的步进电动机。步进电动机在连续运行时可以提供10mNm的扭矩。用于倾斜运动机构和翼展开机构的蜗杆和齿轮组可以分别具有12:1和20:1的减速比。

[0101] 在图1所示实施例中,发光部件53发出的光经过透镜部件54之后发生弯折,最终照射在目标照射区域上。在一种具体的实施方式中,照明设备105在腹腔内的目标照射区域的范围不小于摄像模组106在腹腔内的图像采集区域的范围。图3I为发光部件的光被重定向的示意图。其中,FOV(Field Of View)为摄像模组106的视场,以R为半径的圆形区域为目标照射区域。

[0102] 目前,全插入式腹腔镜还存在的主要问题之一,是它们的成像性能较差。照明设备在确定手术图像质量方面起着至关重要的作用。如果将发光二极管(LED)与反光镜相结合作为照明设备的光源,那么不受约束的光束会照亮FOV之外的区域,从而浪费大部分能量;或在成像传感器的成像平面产生明亮的中心和黑暗的边缘。

[0103] 为了提高图像质量,照明设备应满足以下要求:(1)照度均匀地分布在目标照射区域;(2)光效率高,这意味着需要最大限度地光线投射在摄像模组的视场内。

[0104] 为了达到上述要求,在本申请的另一实施例中,透镜部件54可以使发光部件52发出的光按照指定映射关系映射在目标照射区域。其中,映射也可以理解为投射或照射,即透镜部件54可以使发光部件52发出的光按照指定映射关系投射或照射在目标照射区域。

[0105] 其中,上述指定映射关系为:使照明设备105在腹腔内的目标照射区域的光照均匀度不小于预设均匀度阈值,以及光照强度不小于预设强度阈值的映射关系。指定映射关系为:根据透镜部件54的折射率、透镜部件54的指定体积、发光部件53的尺寸、发光部件53的光强分布、该发光部件与目标照射区域之间的相对位置确定。

[0106] 从发光部件发送的光经过透镜之后改变了光路,光按照指定映射关系照射在了目标照射区域,使目标照射区域具有一定的关照均匀度和光照强度,为微创手术提供了可靠而稳定的照明。

[0107] 上述指定映射关系可以理解为由透镜所确定的映射关系。上述指定映射关系可以为根据表面梯度 ∇u 得到。具体的,可以根据表面梯度 ∇u 构建透镜的表面形状函数,当发光部件发出的光经过该透镜时,从该透镜投射出的光与发光部件发出的光之间存在指定的映射关系。

[0108] 表面梯度 ∇u 可以理解为透镜的表面梯度。其中, ∇u 为以下方程的解:

$$[0109] \quad \begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

[0110] 其中, ϵ 为常系数,用于辅助计算上述方程的解。 $E_s(\xi, \eta) = \frac{4I_0(1-\xi^2-\eta^2)}{(1+\xi^2+\eta^2)^3}$, E_s 为发

光部件的照度分布函数, $\zeta = \{(\xi, \eta) \mid \xi^2 + \eta^2 \leq 1\}$, ζ 为发光部件照度的计算域。 Ω_s 为发光部件的光源域, ξ 和 η 分别为发光部件所在投影平面 ξ - η 的横坐标和纵坐标。 I_0 为发光部件中轴处的光强分布, 也就是发光部件极角为 0 度处的光强分布。 BC 为边界条件。 E_t 为预设的目标照射区域的照度分布函数, E_t 为根据预设均匀度阈值和预设强度阈值确定。

[0111] 上述表面梯度可以采用图 4 所示流程示意图的步骤确定:

[0112] 步骤 S401: 将第一初始值作为目标照射区域的照度分布函数 E_t ;

[0113] 步骤 S402: 将 E_t 代入方程

$$[0114] \quad \begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ BC: f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

[0115] 得出求解结果 u^ϵ ;

[0116] 步骤 S403: 根据 u^ϵ 确定目标照射区域的模拟照度分布函数 $\tilde{E}_t(x, y)$ 。

[0117] 本步骤中, 可以根据 u^ϵ 确定表面梯度, 根据确定的表面梯度确定透镜的表面形状函数, 根据已知的发光部件的照度分布函数, 确定光经过透镜的表面形状函数作用之后得到的照度分布函数, 作为目标照射区域的 $\tilde{E}_t(x, y)$ 。

[0118] 步骤 S404: 判断所述 $\tilde{E}_t(x, y)$ 与所述 E_t 之间的差距是否小于预设值, 如果是, 则执行步骤 S405, 否则, 执行步骤 S406。

[0119] 其中, $\tilde{E}_t(x, y)$ 与 E_t 之间的差距可以是 $\tilde{E}_t(x, y)$ 与 E_t 之间的差值, 也可以是 $\tilde{E}_t(x, y)$ 与 E_t 之间的方差。预设值为预先设定的值。

[0120] 步骤 S405: 对所述 u^ϵ 求梯度, 得到 ∇u ;

[0121] 步骤 S406: 计算修正照度分布函数 $E_t^M(x, y) = \frac{E_t(x, y)}{\tilde{E}_t(x, y)} E_t(x, y)$, 将所述修正照度分布函数作为所述照度分布函数 E_t 的值, 返回执行步骤 S402。

[0122] 在一种具体实施方式中, 步骤 S402 可以采用以下方式执行:

[0123] 步骤 1: 将第二初始值和第三初始值分别作为所述 u^ϵ 和 ϵ 的值。

[0124] 其中, 第二初始值为猜测的方程的解。 ϵ 可以在预设的逐渐减小的常数序列中取值, 例如可以在 $1, 10^{-1}, 10^{-2}$ 等中取值。

[0125] 步骤 2: 将所述 u^ϵ 和 ϵ 的值均代入所述方程

$$[0126] \quad \begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ BC: f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial \Omega_s \end{cases}$$

[0127] 步骤 3: 对代入值后的方程进行数值离散化, 采用数值求解器确定数值离散化之后的方程的解 u^ϵ 。

[0128] 其中, 对数值离散化和数值求解器为常见的求解方程的方法, 此处不再细述。

[0129] 步骤 4: 判断 ϵ 的值是否小于预设最小值, 如果是, 则将确定的解 u^ϵ 作为所述方程的求解结果; 否则, 更新 u^ϵ 和 ϵ 的值, 返回执行步骤 2。

[0130] 在更新 u^ϵ 时, 可以将步骤 3 确定的解 u^ϵ 作为更新后的 u^ϵ 。可以根据解出的 u^ϵ 与代入的 u^ϵ 的偏离方向, 确定 ϵ 在常数序列中的取值。

[0131] 下面具体说明上述公式的推导过程。

[0132] 令 $E_s(\xi, \eta)$ 和 $E_t(x, y)$ 分别表示发光部件即LED源辐照度分布和规定的目标辐射分布。如图5a所示,本申请的目标是找到射线映射函数 $\hat{x}=\phi(\zeta)$ 将辐照度 E_s 转变为 E_t ,其中 $\zeta=(\xi, \eta)$ 和 $\hat{x}=(x, y)$ 是源域 Ω_s 和目标域 Ω_t 约束的笛卡尔坐标。上述等式被认为是 L^2 Monge-Kantorovich问题的特殊情况。假设没有传输能量损失, ϕ 应满足

$$[0133] \quad \int_{\Omega_t} E_t(\hat{x})d\hat{x} = \int_{\Omega_s} E_s(\zeta)d\zeta \quad (1)$$

[0134] 根据映射 $\hat{x}=\phi(\zeta)$,式(1)应表示为

$$[0135] \quad E_t(\phi(\zeta)) \det(\nabla \phi(\zeta)) = E_s(\zeta) \quad (2)$$

[0136] Brenier定理指出 L^2 Monge-Kantorovich问题存在唯一解 $\phi=\tilde{\phi}$, L^2 Monge-Kantorovich问题可以被表征为凸面的梯度 $\tilde{\phi}=\nabla u$ 。代替式(2)中的 ∇u ,我们可以看到 u 是标准Monge-Ampere方程的解:

$$[0137] \quad E_t(\nabla u(\zeta)) \det \nabla^2 u(\zeta) = E_s(\zeta) \quad (3)$$

[0138] 观察到低阶非线性偏微分方程的弱解可以由高阶准线性偏微分方程的序列近似。为了近似作为二阶非线性偏微分方程的标准Monge-Ampere方程的解,带有四阶偏导数的双调和算子是一个很好的选择。

[0139] 式(3)的近似解因此可以从下式计算出:

$$[0140] \quad -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0 \quad (4)$$

[0141] 其中 $\epsilon > 0$,如果极限存在, $\lim_{\epsilon \rightarrow 0^+} u^\epsilon$ 是弱解。 Ω_s 的内部点应满足式(4)。 Ω_s 的边界 $\partial\Omega_s$ 上的点应映射到 Ω_t 的边界 $\partial\Omega_t$ 上。

[0142] 根据 $\hat{x}=\nabla u^\epsilon(\zeta)$,Neumann边界条件可以表达为

$$[0143] \quad f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0 \quad (5)$$

[0144] 其中, f 是 $\partial\Omega_t$ 的数学表达式。结合式(4)和式(5),用于设计自由透镜的射线映射可以从以下准线性PDE和Neumann边界条件计算

$$[0145] \quad \begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t(\nabla u^\epsilon(\zeta)) \det \nabla^2 u^\epsilon(\zeta) - E_s(\zeta) = 0, & \zeta \in \Omega_s \\ \text{BC: } f(\nabla u^\epsilon(\zeta)) = 0, & \zeta \in \partial\Omega_s \end{cases} \quad (6)$$

[0146] 从式(6)计算射线映射 ∇u^ϵ 需要有效的数值方法,在本节详细介绍。上述步骤1~步骤4给出了求解式(6)的计算步骤。所提出的数值方法的主要思想是通过在每个迭代中更新 ϵ 来迭代近似 u^ϵ 。具体而言,将 ϵ 设定为逐渐减小的常数值序列,例如 $1, 10^{-1}, 10^{-2}$ 等。在每次迭代中,初始 u^ϵ 首先由最后一次迭代的输出 u^ϵ 提供或手动给出(在第一次迭代中)。迭代次数取决于序列中 ϵ 的个数。我们可以用 $\epsilon=1$ 开始迭代,得到 u^ϵ 的初始近似,这就是式(3)的解。当 $\epsilon \rightarrow 0^+$,式(4)等于式(3)。但这并不意味着我们在迭代过程中将 ϵ 定为0时可以找到最佳近似解 u^ϵ 。

[0147] 误差 $\|u - u_h^\epsilon\|$ 由下式约束:

$$[0148] \quad ||u - u_h^\epsilon|| \leq ||u - u^\epsilon|| + ||u^\epsilon - u_h^\epsilon||, \quad (7)$$

[0149] 其中, u^ϵ 表示式 (6) 具有网格大小 h 的数值解。式 (6) 中 ϵ 的最终值与 h 有关, 用于实现优化的收敛速度和最小化误差。这一关系取决于使用的范数。根据本申请获得的实验数据可知, 当 $\epsilon = h, ||u - u_h^\epsilon||_{H^1}$ 时, 能够得到最小的全局误差。

[0150] 为了数值离散化式 (6), 准线性偏微分方程和边界条件 BC 被重新表示为:

$$\begin{cases} -\epsilon \Delta^2 u^\epsilon + E_t \left(\frac{\partial u^\epsilon}{\partial \xi}, \frac{\partial u^\epsilon}{\partial \eta} \right) \left(\frac{\partial^2 u^\epsilon}{\partial \xi^2} \frac{\partial^2 u^\epsilon}{\partial \eta^2} - \left(\frac{\partial^2 u^\epsilon}{\partial \xi \partial \eta} \right)^2 \right) - E_s(\xi, \eta) = 0, & (\xi, \eta) \in \Omega_s \\ BC: f \left(\frac{\partial u^\epsilon}{\partial \xi}, \frac{\partial u^\epsilon}{\partial \eta} \right) = 0, & (\xi, \eta) \in \partial \Omega_s \end{cases} \quad (8)$$

[0151] 式 (8) 中的一阶和二阶偏导数的离散化在 Ω_s 内部区域采用中心有限差分法, 对边界区域 $\partial \Omega_s$ 采用具有二阶校正误差的前向/后向有限差分方法。式 (8) 中的双调和项的离散化 $\Delta^2 u^\epsilon$ 可以由十三点模板表述

[0152]

$$\Delta^2 u^\epsilon = \frac{1}{h^4} (20u_{i,j}^\epsilon - 8(u_{i+1,j}^\epsilon + u_{i-1,j}^\epsilon + u_{i,j+1}^\epsilon + u_{i,j-1}^\epsilon) + 2(u_{i+1,j+1}^\epsilon + u_{i-1,j+1}^\epsilon + u_{i-1,j-1}^\epsilon + u_{i+1,j-1}^\epsilon) + (u_{i+2,j}^\epsilon + u_{i-2,j}^\epsilon + u_{i,j+2}^\epsilon + u_{i,j-2}^\epsilon)) \quad (9)$$

[0153] 其中, 将 (ξ_i, η_j) 简写为 (i, j) 。然而, 当通过使用式 (9) 中的十三点模板离散临界点时, 引入了未定义的点。图 5b 示出了位于临界区域中的十三点模板 $u_{i,j}^\epsilon$ 的中心的示例。在这种情况下, $u_{i-2,j}^\epsilon$ 和 $u_{i,j-2}^\epsilon$ 在源区域 Ω_s 之外。未定义的 $u_{i+2,j}^\epsilon, u_{i-2,j}^\epsilon, u_{i,j+2}^\epsilon$ 和 $u_{i,j-2}^\epsilon$ 的近似可以通过以下公式计算:

$$[0154] \quad \begin{cases} u_{i-2,j}^\epsilon &= u_{i,j}^\epsilon - 2h \left(\frac{\partial u^\epsilon}{\partial \xi} \right)_{i-1,j} + O(h^2) \\ u_{i,j-2}^\epsilon &= u_{i,j}^\epsilon - 2h \left(\frac{\partial u^\epsilon}{\partial \eta} \right)_{i,j-1} + O(h^2) \\ u_{i+2,j}^\epsilon &= u_{i,j}^\epsilon + 2h \left(\frac{\partial u^\epsilon}{\partial \eta} \right)_{i+1,j} + O(h^2) \\ u_{i,j+2}^\epsilon &= u_{i,j}^\epsilon + 2h \left(\frac{\partial u^\epsilon}{\partial \eta} \right)_{i,j+1} + O(h^2) \end{cases} \quad (10)$$

[0155] 其中, $u_{i,j}^\epsilon$ 表示的网格中临界值; h 是两个方向 ξ 和 η 的网格大小;

$$, (\partial u^\epsilon / \partial \xi)_{i-1,j}, (\partial u^\epsilon / \partial \eta)_{i,j-1}, (\partial u^\epsilon / \partial \xi)_{i+1,j}, (\partial u^\epsilon / \partial \eta)_{i,j+1}$$

是 Ω_s 上的一阶偏微分, 其可由式 (8) 中的边界条件确定。式 (8) 的数值离散化得到一组非线性方程, 可以表示为以下形式

$$[0156] \quad F(U^\epsilon) = 0 \quad (11)$$

[0157] 其中, U^ϵ 表示变量 u^ϵ 的向量。选择牛顿法作为数值求解器来计算输出 u^ϵ 。然后, 在当前迭代中将 ϵ 与 $\epsilon_{\min} = h$ 比较, 如果 $\epsilon > h$, 则将初始值 u^ϵ 和 ϵ 用计算出的 U^ϵ 和更小的 ϵ 更新。如果 $\epsilon \leq h$, 则将当前迭代中的数值解 U^ϵ 的梯度作为最终的表面梯度。

[0158] 上面提出的射线映射方法需要使用光源 LED 的辐照度分布 $E_s(\xi, \eta)$ 。然而, 通常被认为是朗伯光源的大功率 LED 由半球形空间中的发光强度分布由 $I = I_0 \cos \theta$ (lm sr⁻¹) 定义, 其中 θ 表示光线的极角, I_0 表示 $\theta = 0^\circ$ 时的发光强度。本实施例应用立体投影法将光源的光

强度转换为在平面上定义的辐照度分布。该方法的主要思想是将沿着发射方向 $SP = x_u, y_u, z_u$ 的光能量映射到 $\xi-\eta$ 平面上的投影坐标 $\zeta = (\xi, \eta)$ 处,如图5c所示。在 $\xi-\eta$ 平面上的辐照度 E_s 的最终形式为

$$[0159] \quad E_s(\xi, \eta) = \frac{4I_0(1-\xi^2-\eta^2)}{(1+\xi^2+\eta^2)^3} \quad (12)$$

[0160] 其中, $\xi^2+\eta^2 \leq 1$ 。对于网格点 $\xi^2+\eta^2 \geq 1$,我们定义 $E_s(\xi, \eta) = 0$ 。

[0161] 基于计算得到的射线映射,在 $\Sigma_L \{x_L, y_L, z_L\}$ 空间中的每一对坐标 (ξ_i, η_j) 都能映射到目标平面上 $\Sigma_G \{x_G, y_G, z_G\}$ 空间中的点 $T'_{i,j} = (x'_i, y'_j, z'(x_i, y_j))$,其中 i 和 j 表示光源的离散化指数。根据 Σ_G 和 Σ_L 之间的旋转矩阵 R 和平移矢量 T , $T'_{i,j}$ 能够由 Σ_L 中的 $T_{i,j}$ 表示,如图5d(2)所示。由 $I_{i,j} = (x_{u_{i,j}}, y_{u_{i,j}}, z_{u_{i,j}})$ 表示来自光源的单位入射光线矢量,其中 $x_{u_{i,j}}, y_{u_{i,j}}$ 和 $z_{u_{i,j}}$ 是 (ξ_i, η_j) 的函数。本实施例采用易于实施的表面构建方法设计光源的初始光学表面。该方法的主要思想是首先构建一个具有点 $p_{1,1}, \dots, p_{1,n}$ 的序列的曲线,如图5d(1)-①所示。然后生成的曲线用于计算沿图5d(1)-②中的方向的面点。

[0162] 如图5d(1)所示,定义 $O_{i,j}$ 作为来自光学表面的单位向外射线,并且将它用公式表示为:

$$[0163] \quad O_{i,j} = \frac{T_{i,j}-p_{i,j}}{|T_{i,j}-p_{i,j}|} \quad (13)$$

[0164] 其中, $p_{i,j}$ 表示要在表面上构建的点。在图5d(1)-①中,考虑到期望的透镜体积,可以根据需要的透镜体积手动选择初始点 $p_{1,1}$ 。因此, $O_{1,1}$ 是用式(13)计算得到的。在 $p_{i,j}$ 的法向量可以由Snell定律计算得到:

$$[0165] \quad N_{i,j} = \frac{n_0 O_{i,j} - n_1 I_{i,j}}{|n_0 O_{i,j} - n_1 I_{i,j}|} \quad (14)$$

[0166] 其中, n_0 表示围绕透镜的介质的折射率, n_1 表示透镜的折射率。曲线上下一个点 $p_{1,2}$ 的坐标被计算为光线 $I_{1,2}$ 与由 $p_{1,1}$ 和 $N_{1,2}$ 定义的平面之间的交点。在获得图5d(a)-①中第一条曲线上的点后,可以通过使用第一条曲线上的点作为初始点来计算方向②的曲线的点。

[0167] 在采用了上述方法构建了具有所需透镜体积的自由曲面之后,由于累积误差,它不能保证在 $p_{i,j}$ 处计算的法向量 $N_{i,j}$ 对于 $p_{i,j}$ 与其相邻点 $p_{i+1,j}, p_{i,j+1}$ 之间的向量是恒定的,如图5d(2)所示。为了解决这个问题并提高光照性能,本申请引入迭代优化技术来校正构建的初始曲面以更好地拟合法向量。理论上,如果表面网格足够小,表面点 $p_{i,j}$ 和该点处的法向量 $N_{i,j}$ 应满足以下约束:

$$[0168] \quad (p_{i+1,j} - p_{i,j}) \cdot N_{i,j} = 0 \quad (15)$$

$$[0169] \quad (p_{i,j+1} - p_{i,j}) \cdot N_{i,j} = 0 \quad (16)$$

[0170] 假设我们用 N 个点来表示平面。将式(15)和式(16)中的 $p_{i,j}$ 替换为 $\rho_{i,j} I_{i,j}$,得到 N 个约束 $F_1, \dots, F_N$:

$$[0171] \quad F_k(\rho) = ||(\rho_{i+1,j} I_{i+1,j} - \rho_{i,j} I_{i,j}) \cdot N_{i,j}|| + ||(\rho_{i,j+1} I_{i,j+1} - \rho_{i,j} I_{i,j}) \cdot N_{i,j}|| = 0, \quad (17)$$

[0172] 其中, $k=1, 2, \dots, N$, $\rho_{i,j}$ 表示 S 与表面点 $p_{i,j}$ 之间的距离。采用非线性最小二乘法最小化 $F_1(\rho)^2 + \dots + F_N(\rho)^2$,其中 $\rho_{i,j}$ 作为变量。更新的法向量 $N_{i,j}$ 根据式(14)通过使用当前迭代优化的 ρ 和射线映射计算得到。进行迭代以计算新的 ρ ,直到计算的表面点满足收敛条件||

$\rho_t - \rho_{t-1} || < \delta$, 其中 t 代表当前的迭代次数, δ 是停止条件。最后, 光学表面能够通过使用具有非齐次有理基样条 (Non-Uniform Rational Basis Spline, NURBS) 的自由表面点来表示。

[0173] 出于点光源假设, 使用扩展尺寸的LED, 照度均匀性会降低, 尤其是在设计小体积光学透镜的情况下。通过采用反馈修正方法可以减轻此问题。采用 $E_t(x, y)$ 表示目标照射区域所需的照度分布, $\tilde{E}_t(x, y)$ 表示应用自由透镜后照度分布的模拟结果。下一次迭代后被修正的照度分布 $E_t^M(x, y)$ 可以定义为

$$[0174] \quad E_t^M(x, y) = \frac{E_t(x, y)}{\tilde{E}_t(x, y)} E_t(x, y) \quad (18)$$

[0175] 在每一次迭代中会检测光照表现是否达到满意的照度均匀性。如果是, 自由光学镜头设计就完成了。否则, 将执行下一个迭代来修正自由透镜的表面。

[0176] 在本申请中, 申请人评估了腹腔镜中透镜设计方法的性能。图6(a)和(b)示出了轴上实验和离轴实验, 该实验分别进行了利用光学设计软件研究不同应用场景下光学设计方法的有效性。本申请采用折射率为1.49的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 为透镜材料, 采用具有118lm光通量的Nichia NCSWE17A型LED作为光源。为了验证本申请实施例提供的方法是灵活的, 能够设计用于不同图案的目标照射区域的自由光学透镜, 申请人在轴上照明测试中设置圆形图案和正方形图案的目标照射区域。详细规格见表1。

[0177] 表1自由曲面光学设计方法评定规范

[0178]	LED	1.7mm×1.7mm×0.3mm, 118lm	
	透镜	材质 PMMA	折射率 1.49
	目标照射区域	圆半径 R=80mm	正方向边长 2R=160mm
	光源与目标照射区域的距离	100mm	
	网格尺寸	81×81, $\xi \in [1, 1], \eta \in [1, 1], h=0.025$	

[0179] 光线映射的计算。首先, 将LED的光强分布 (图6(c)) 转换为归一化照度分布 (图6(d))。LED的 $\xi \in [-1, 1], \eta \in [-1, 1]$ 的计算领域由81×81的网格离散化。根据光线映射算法, 网格大小 $h=0.025$ 确定 ϵ 的最小值为0.025。本申请选择了 ϵ 取1, 0.5, 0.025的序列来近似光线映射的数值解。为了验证本实施例中光线映射关系生成方法的有效性, 演示了用 ϵ 取1, 0.5, 0.025计算的中间光线映射结果。采用 $\epsilon=0.025$ 计算的光线映射关系用于生成LED的自由光学透镜的初始表面。

[0180] 图6为评价自由光学设计方法的模拟装置。(a) 轴上测试: LED轴与目标照射区域的轴线重合, 在测试中目标照射区域为圆形和方形; (b) 离轴测试: 在LED的轴线和目标照射区域的轴线之间偏移 $\Delta d=5\text{mm}$ 、10mm和15mm。在该测试中, 只使用圆形目标照射区域; (3) 从LED数据表中获得LED光强分布; (d) 使用该方法转换LED照度分布。

[0181] 图7为对圆形和方形的目标照射区域分别计算的轴上光线映射关系, 其中 $\epsilon=1$,

0.5, 0.025, 采用 81×81 网格。为了达到清晰的可视化目的, 在本图中插入的是 61×61 的网格。

[0182] 图8显示了光线映射关系生成方法的收敛速度。收敛速度的特征采用公式(11)中 $\|F\|_2$ 的残值和迭代次数表示。公式(11)的剩余值 $\|F\|_2$ 单位为毫米。考虑到自由曲面光学透镜可以是在亚微米级(10^{-4}mm), 可以保守地将收敛阈值设置在纳米级(10^{-7}mm)。在所有的实验中, $\|F\|_2$ 可以在10次迭代之后达到 10^{-7} 的值。图8中(a)-(c)和(d)-(f)分别为 ϵ 取1, 0.5和0.025时, 圆形区域和方形区域情况下的收敛速度。

[0183] 自由曲面光学透镜设计的在轴测试。图8(a)显示了自由曲面光学透镜设计的轴向测试的模拟设置。采用半径R为80mm的圆形目标照射区域和边长2R为160mm的方形目标照射区域进行在轴测试。从LED到目标照射区域中心的照明距离被设定为 $D=100\text{mm}$ 。图9(a)和(b)展示了具有标记尺寸的设计透镜轮廓。图11(c)和(d)示出了目标照射区域上的模拟照度分布。在考虑菲涅耳损耗的情况下, 自由曲面透镜的光学效率分别为88.3%和90.5%。照度均匀度(Uniformity)可以通过式(19)计算

$$[0184] \quad \text{Uniformity} = \left(1 - \frac{\sigma}{\mu}\right) \times 100, \quad (19)$$

[0185] 其中 σ 和 μ 是收集的照度数据的标准偏差和平均值。表2详细列出了轴上测试的光学性能。

[0186] 表2在轴测试的光学性能

	目标照射区域	光学效率	平均照度	照度均匀性
[0187]	圆形区域	88.3%	5,682.73 lx	96.47%
	方形区域	91.2%	4,648.19 lx	94.23%

[0188] 图9为用于两种不同照明图案的轴上自由曲面透镜设计。(a)和(b)分别示出了圆形区域和正方形区域的透镜轮廓。(c)和(d)分别示出了(a)和(b)在目标平面上执行的照度均匀性。

[0189] 自由曲面光学透镜设计的离轴测试。图6(b)说明了离轴测试的模拟设置。照明区域被设置为半径R为80mm的圆形区域。LED到目标平面的距离设为 $D=100\text{mm}$ 。轴向偏移 $\Delta d=5\text{mm}$, 10mm 和 15mm 被引入以评估当LED5s轴线和目标照射区域S5s不一致时的最佳性能。为了在这种更一般化的情况下构建自由曲面光学曲面, 需要一个变换矩阵将射线图从全局坐标转换到LED的局部坐标。图10显示了每种情况下设计的透镜轮廓和模拟照度分布结果。由于轴偏移, 光学透镜不再是对称的。因此, 本申请实施例提供镜头的正面和侧面图, 如图10(a), (d)和(g)所示。图10(b), (e)和(h)显示了圆形目标照射区域的模拟照度分布。在考虑菲涅耳损耗的情况下, 自由曲面透镜的光学效率分别为88.06%, 87.74%和88.15%。图10(c), (f)和(i)示出照明区域中沿水平和垂直方向的照度均匀性。表3中为总结的离轴测试的光学性能。

[0190] 表3离轴测试的光学性能

[0191]	减少 Δd	光学效率	平均照度	照度的均匀性	
	5 mm	88.06%	5,582.38 lx	水平	95.48%
				垂直	95.19%
	10mm	87.74%	5,503.14 lx	水平	95.11%
				垂直	95.92%
	15mm	88.15%	5,598.47 lx	水平	95.63%
				垂直	95.79%

[0192] LED自由光学透镜的最终设计。参见图3I中提供的照明设备的配置，机翼上的镜头安装位置L被设定为20.5mm。对于扩展模式，机翼的张角设定为 $\beta=80^\circ$ 。在设计中，设置了最大径向长度 $p_{\max}$ 为5.4毫米的镜头体积，以确保三个镜头可以装入机器人摄像机。初始照明距离D被设定为100mm。目标圆形区域R的半径被设定为80mm。表4总结了腹腔镜照明设备的自由光学透镜设计的规格。

[0193] 表4照明设备设置的规格

[0194]	光源	NCSWE17A, 118lm
	透镜材料	PMMA, 折射率 1.49
	透镜最大径向长度($p_{\max}$)	5.4 mm
	透镜/LED 在翼上的位置 (L)	20.5 mm
	摄像头与目标照射区域的距离 (D)	100 mm
	翼的展开角度 (β)	80°
	圆形目标照射区域的半径 (R)	80 mm

[0195] 图11示出了腹腔镜照明设备的三维 (3D) 设计。图11 (a) 显示了自由曲面的三个视图。图11 (b) 示出了满足透镜体积限制的透镜的紧凑性。图11 (c) 示出了在一个机翼中集成了透镜和LED。图11 (d) 示出了组装的腹腔镜照明设备的3D结构。

[0196] 目标照射区域的照明性能。根据表4中的模拟设置评估开发的照明设备的性能。由于三个翼的对称布置，单个LED首先被激励，通过其自由形式的透镜发射光线。图12 (a) 示出了目标照射区域上的照度分布。考虑到菲涅耳损耗，设计的自由曲面透镜的光学效率为89.45%，这意味着总共118流明光通量中的每个105.55lm的光被成功地投影到期望的目标照射区域。单颗LED提供的平均照度为5473.81x。根据公式 (19)，水平和垂直照度均匀度分别为95.87%和94.78%，如图12 (b) 所示。

[0197] 图12 (c) 示出了当所有的LED都被加电时目标照射区域上的照度分布。在这种情况下，照明设备提供的总光通量为354流明，而落在目标照射区域的总光通量为316.58流明，光学效率为89.43%。目标照射区域的平均照度为12,441lx。图12 (d) 显示，水平和垂直方向的照度单位分别为96.33%和96.79%。图12 (e) 展示了具有3D轮廓的目标照射区域的照度分布。表6中总结了照明性能的评估结果。可以很明显看到，本申请实施例开发的腹腔镜照明设备满足表6中所有设计要求。

[0198] 表6腹腔镜照明设备的设计要求

	特征	值	单位
[0199]	照度(100 mm 处)	10,000	勒克斯 (lx)
	照明半径 (100 mm 处)	80	毫米 (mm)
	总光通量	200.96	流明 (lm)
	照明距离	50~100	毫米 (mm)

[0200] 聚焦光束。在MIS中,将体内腹腔镜系统插入腹腔内之后,摄像机与目标手术区域之间的距离D可能小于100mm。虽然照明设备的翼在角度 β 为80度时仍然可以在该区域提供良好的照明,照度均匀性会降低,并且在FOV之外浪费更多的能量。

[0201] 本申请实施例提出的体内腹腔镜照明设备具有重新聚焦功能,通过调节机翼的角度,可以在摄像模组到目标距离变化时均匀地照明目标照射区域,从而控制光束。图13(a)中,可以设置所需的目标照射区域D=60毫米。当机翼的角度 β 被设定为80°时,被照亮的区域被黄线覆盖。这个 β 值最适合D=100mm。为了在D=60mm时将目标照射区域的光线重新聚焦,将翼展角度从 β 减小到 $\beta-\Delta\beta$,可以通过使用绿色虚线箭头和黄色虚线箭头之间的夹角 θ 来确定 $\Delta\beta$ 的值。根据这个设置的几何结构, θ 被计算为6°。类似地,为了照亮D=80mm的目标照射区域,机翼的角度应该从初始角度 $\beta=80^\circ$ 降低 $\theta=3^\circ$ 。

[0202] 图13(b)-(e)示出了在D=60mm和D=80mm时通过重新聚焦目标平面的光束的照度分布。在图13(b)和(c)的情况下,设定为74°。半径R为48mm的圆形区域的平均照度计算为45823lx。在考虑菲涅耳损失的情况下,光学效率约为92%。水平和垂直方向的照度均匀度分别为98.29%和98.22%。而在图13(d)和(e)的情况下, β 被设定为77°以照射D=80mm的目标照射区域。半径R为64毫米的圆形区域的平均照度计算为24172lx。考虑到菲涅耳损耗,光学效率为90.9%。水平和垂直照度均匀度分别为95.37%和95.98%。表7中总结了重新聚焦的光束的照明性能。

[0203] 表7光重新聚焦测试的照明性能

	例 1	例 2
[0204]	镜头与目标照射区域的距离	60 mm
	圆形区域的半径 R	48 mm
	翼的角度 β	74°
	光效率	92%
	平均光照	45,823lx
	光照均匀度	水平 98.29% 垂直 98.22%
		水平 95.37% 垂直 95.98%

[0205] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0206] 本说明书中的各个实施例均采用相关的方式描述,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处。尤其,对于系统实

施例而言,由于其基本相似于方法实施例,所以描述得比较简单,相关之处参见方法实施例的部分说明即可。

[0207] 以上所述仅为本申请的较佳实施例而已,并非用于限定本申请的保护范围。凡在本申请的精神和原则之内所做的任何修改、等同替换、改进等,均包含在本申请的保护范围内。

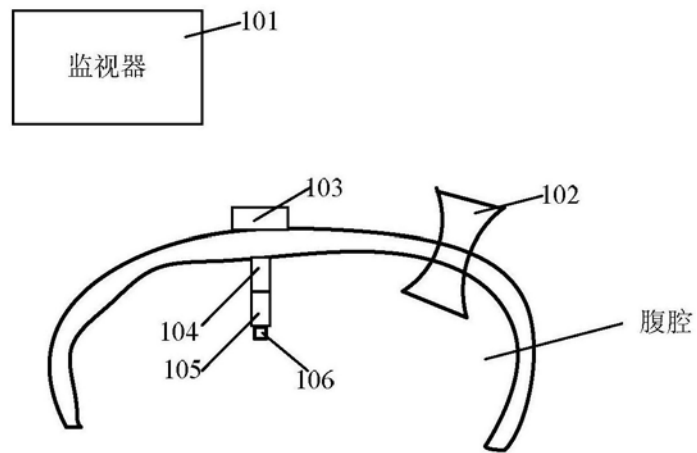


图1

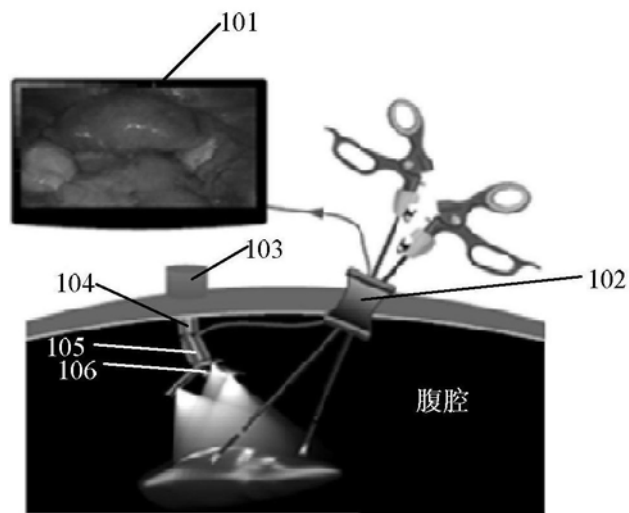


图2a

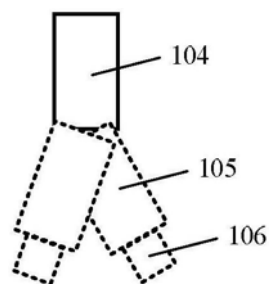


图2b

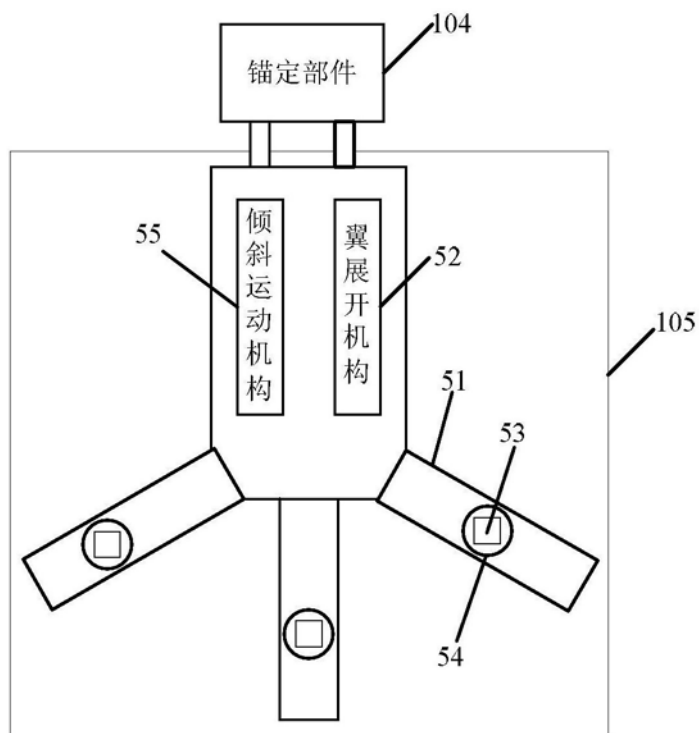


图3a

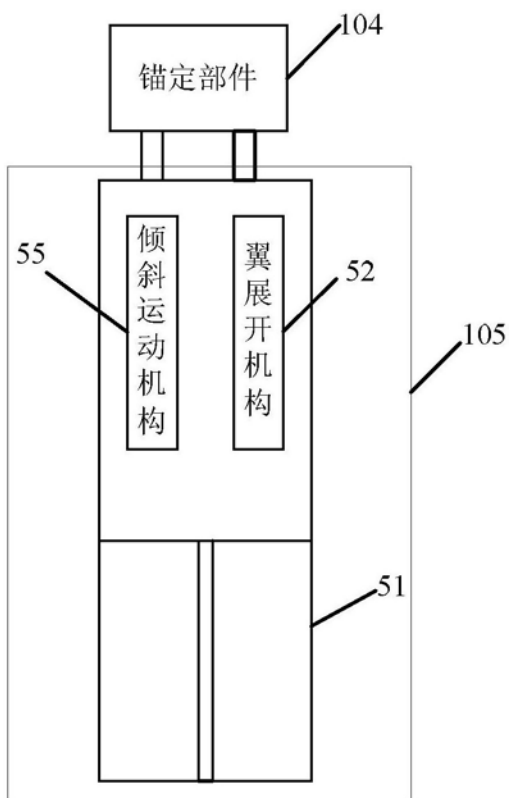


图3b

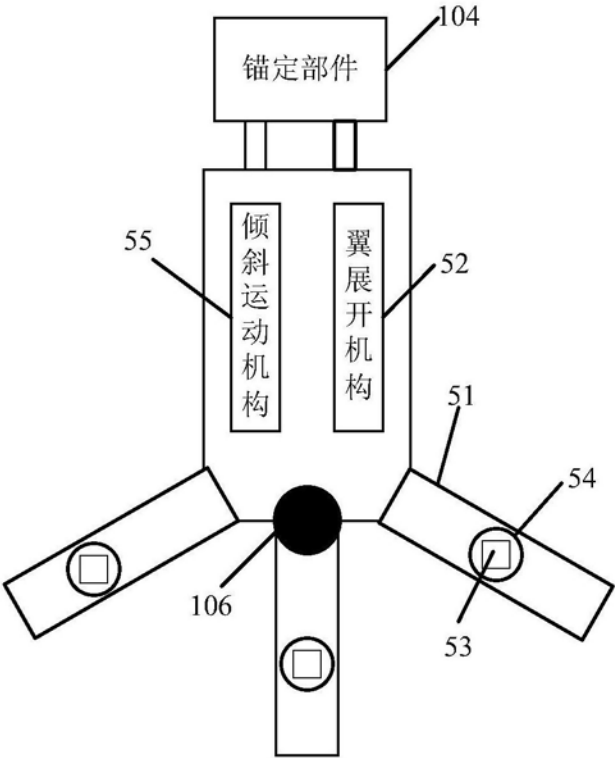


图3c1

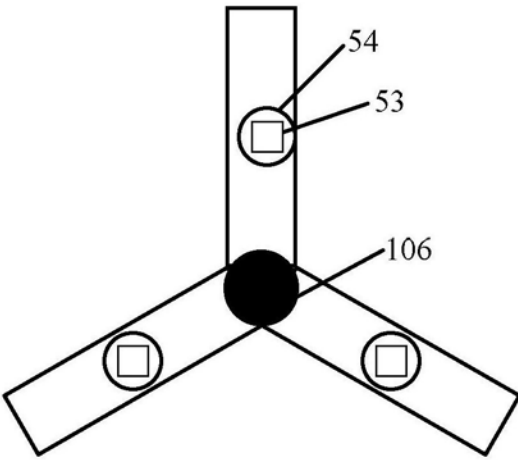


图3c2

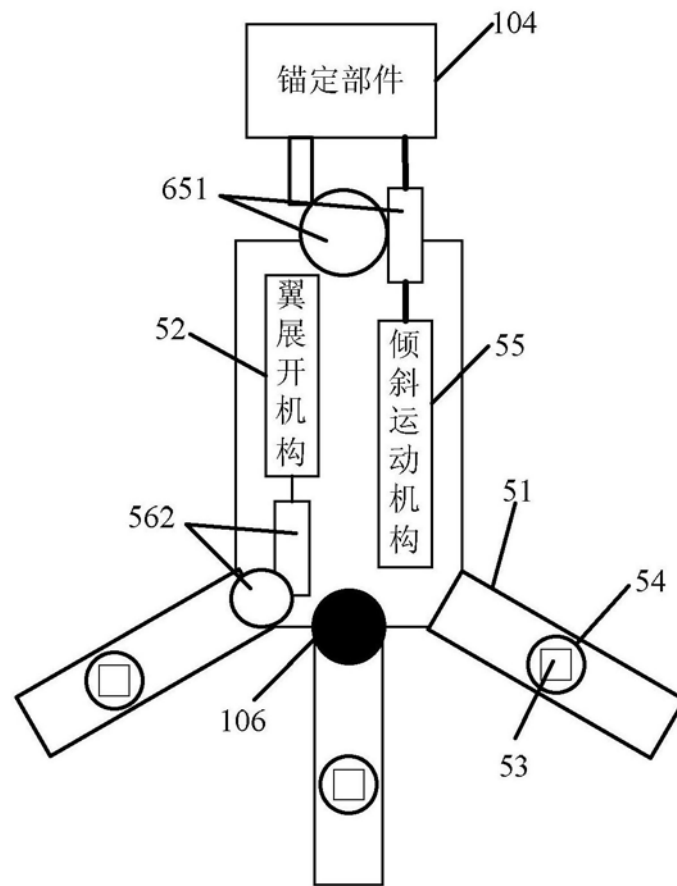


图3d

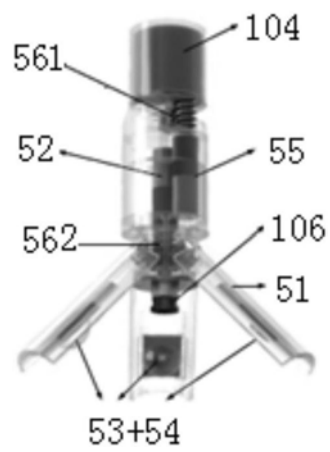


图3e1

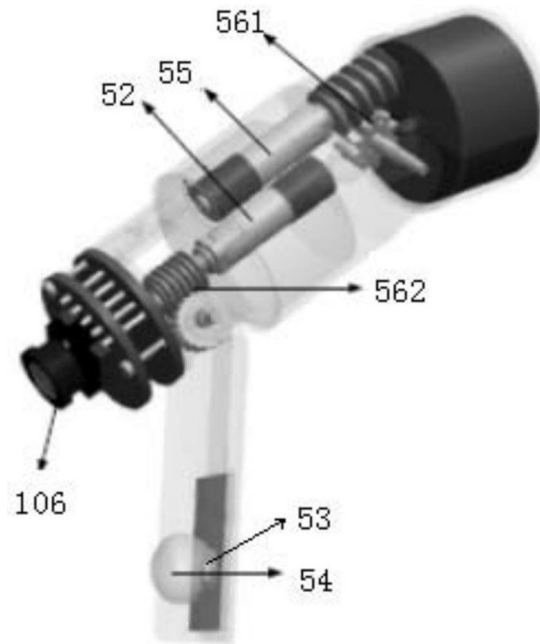


图3e2

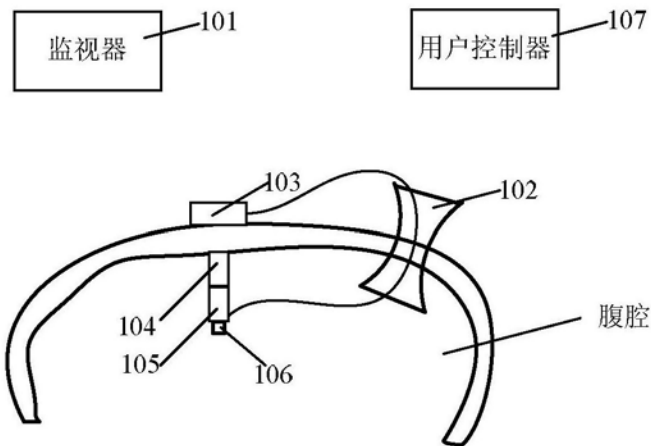


图3f1

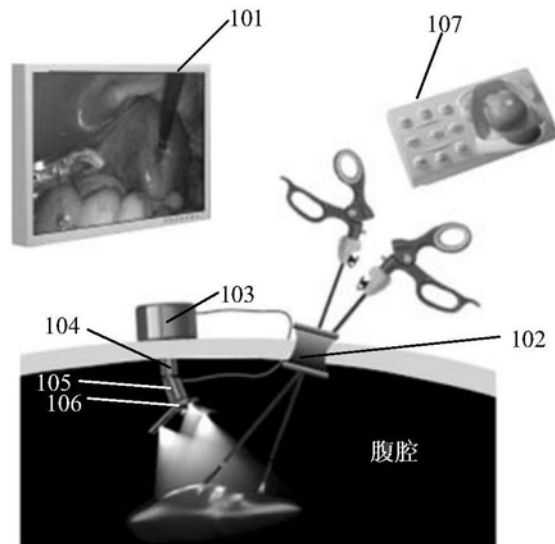


图3f2

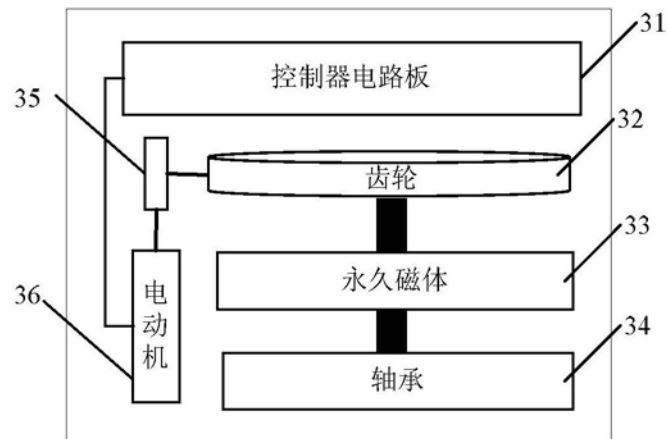


图3g1



图3g2

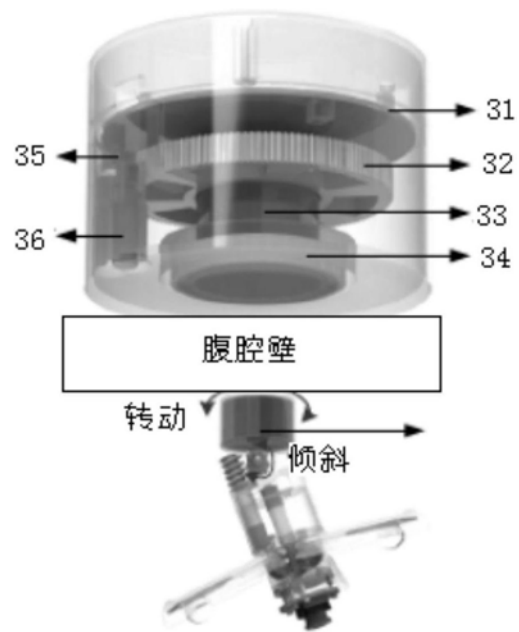


图3h

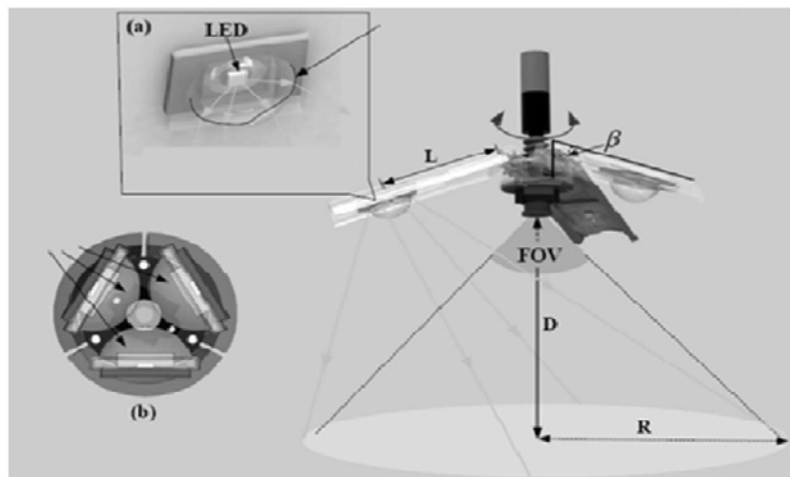


图3I

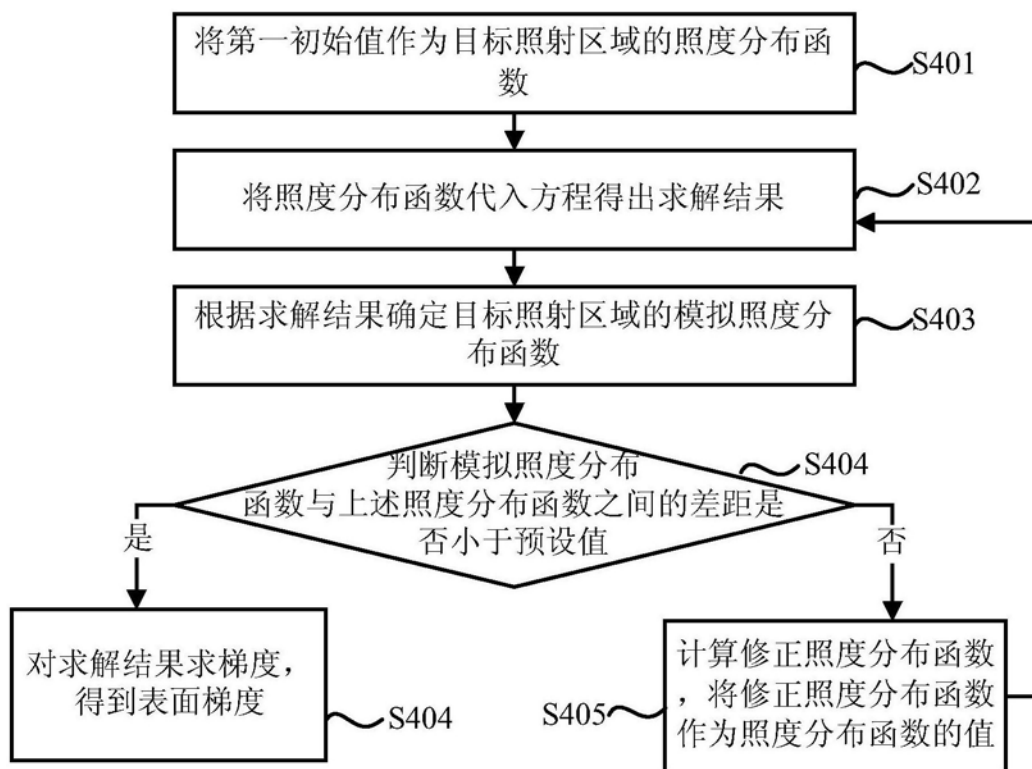


图4

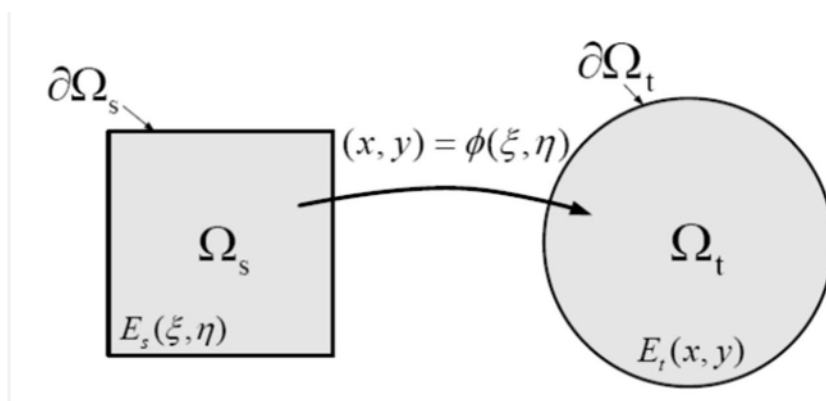


图5a

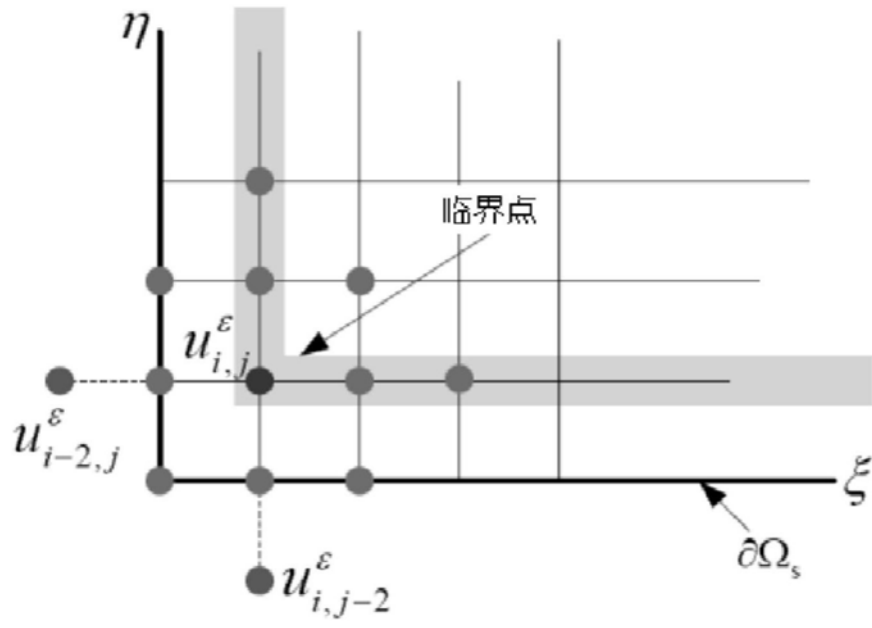


图5b

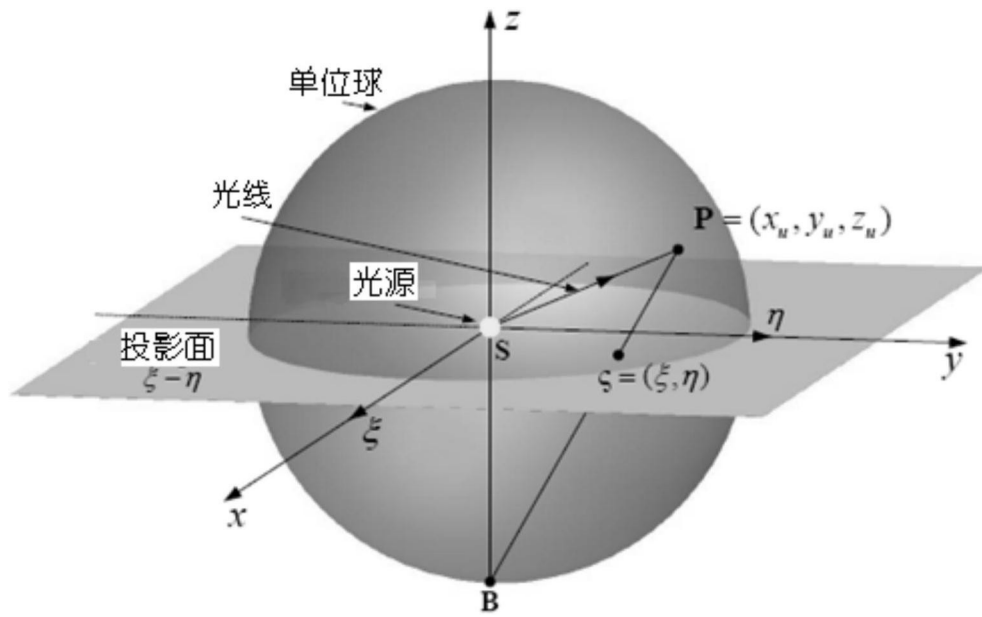


图5c

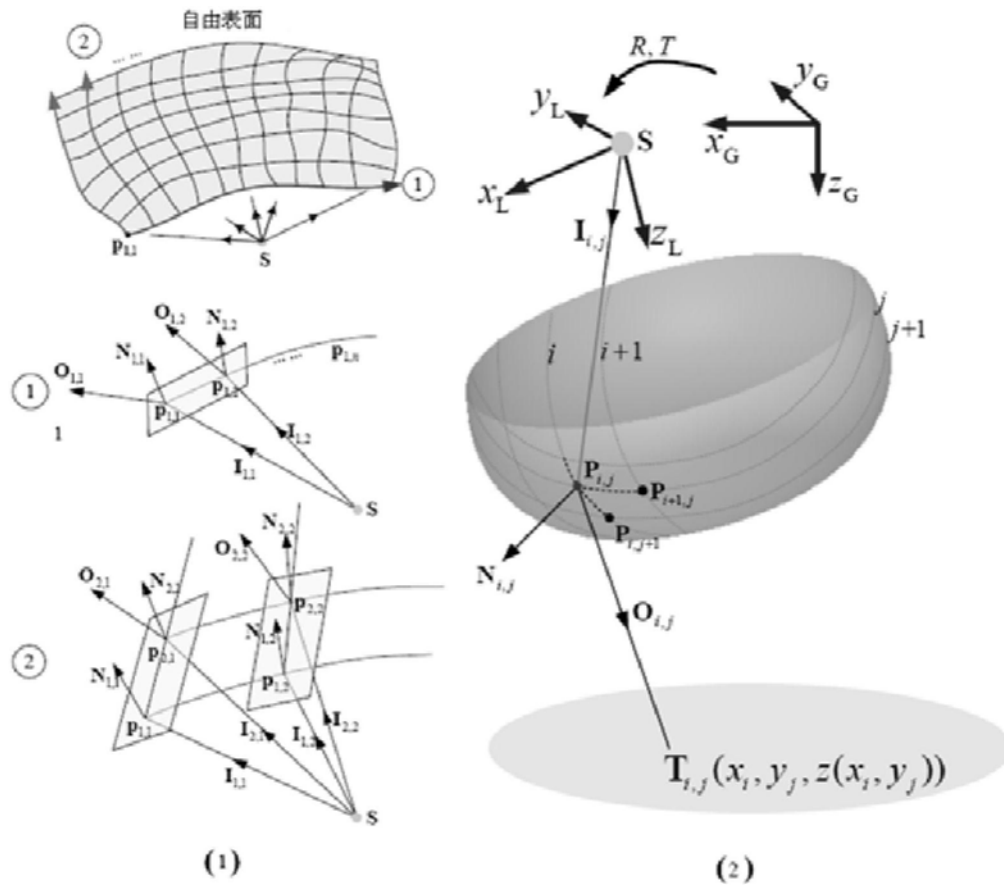


图5d

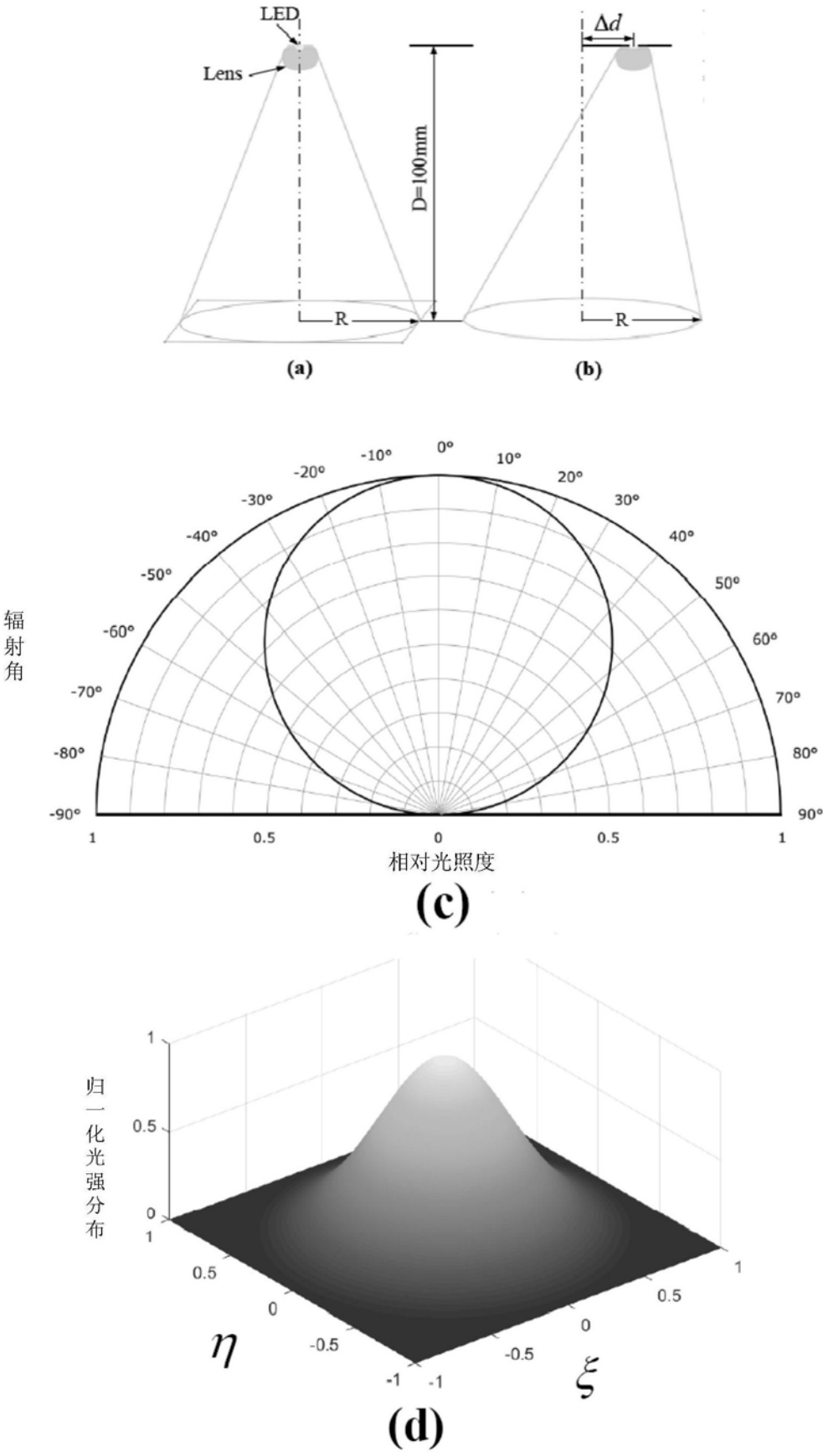


图6

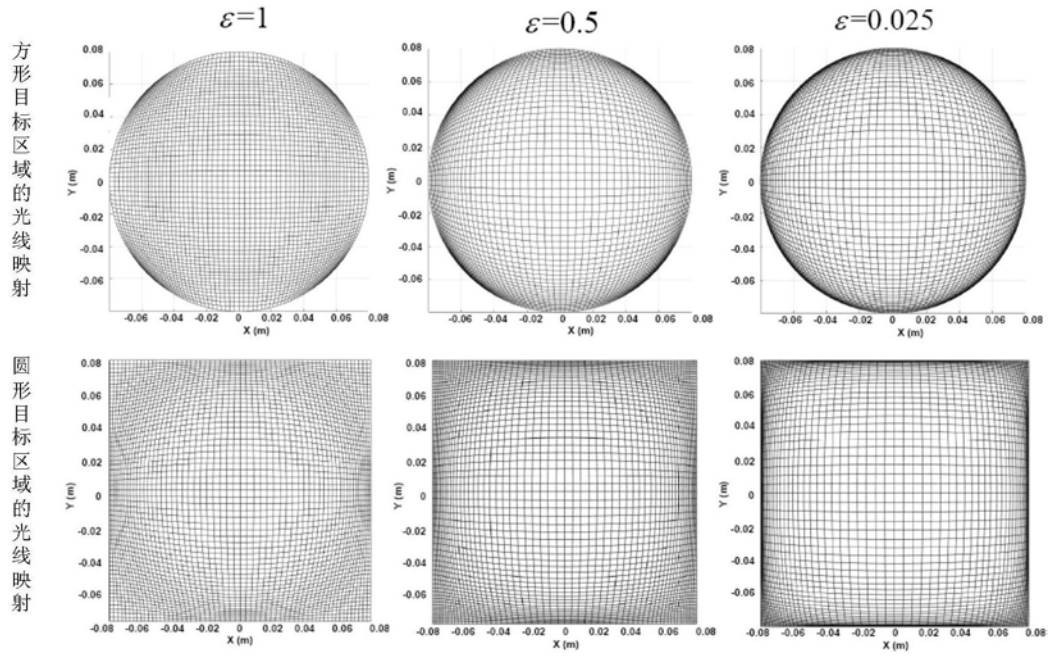


图7

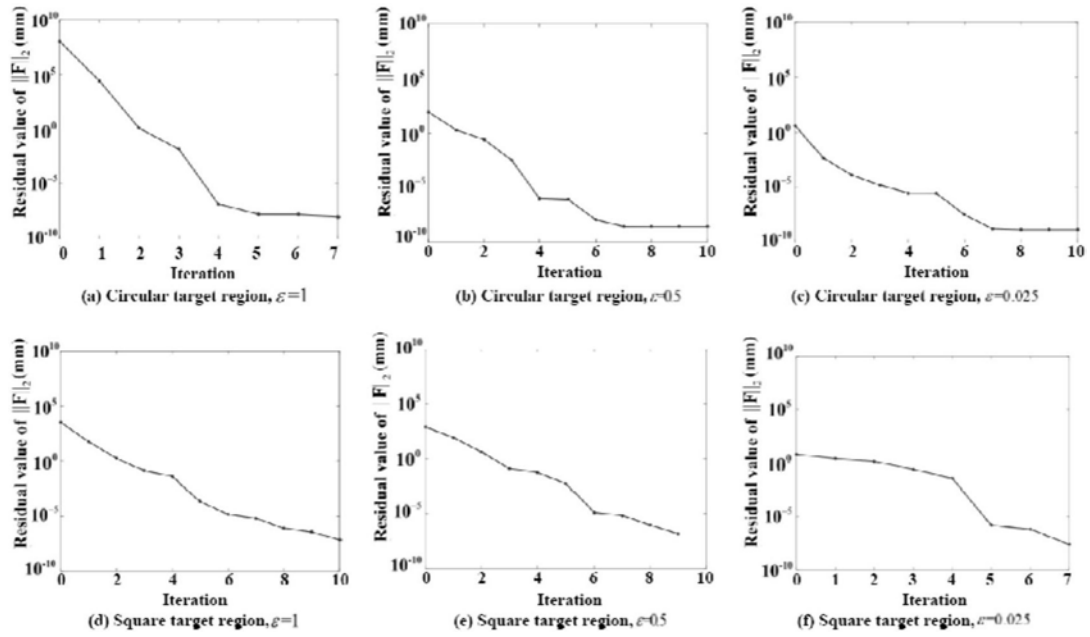


图8

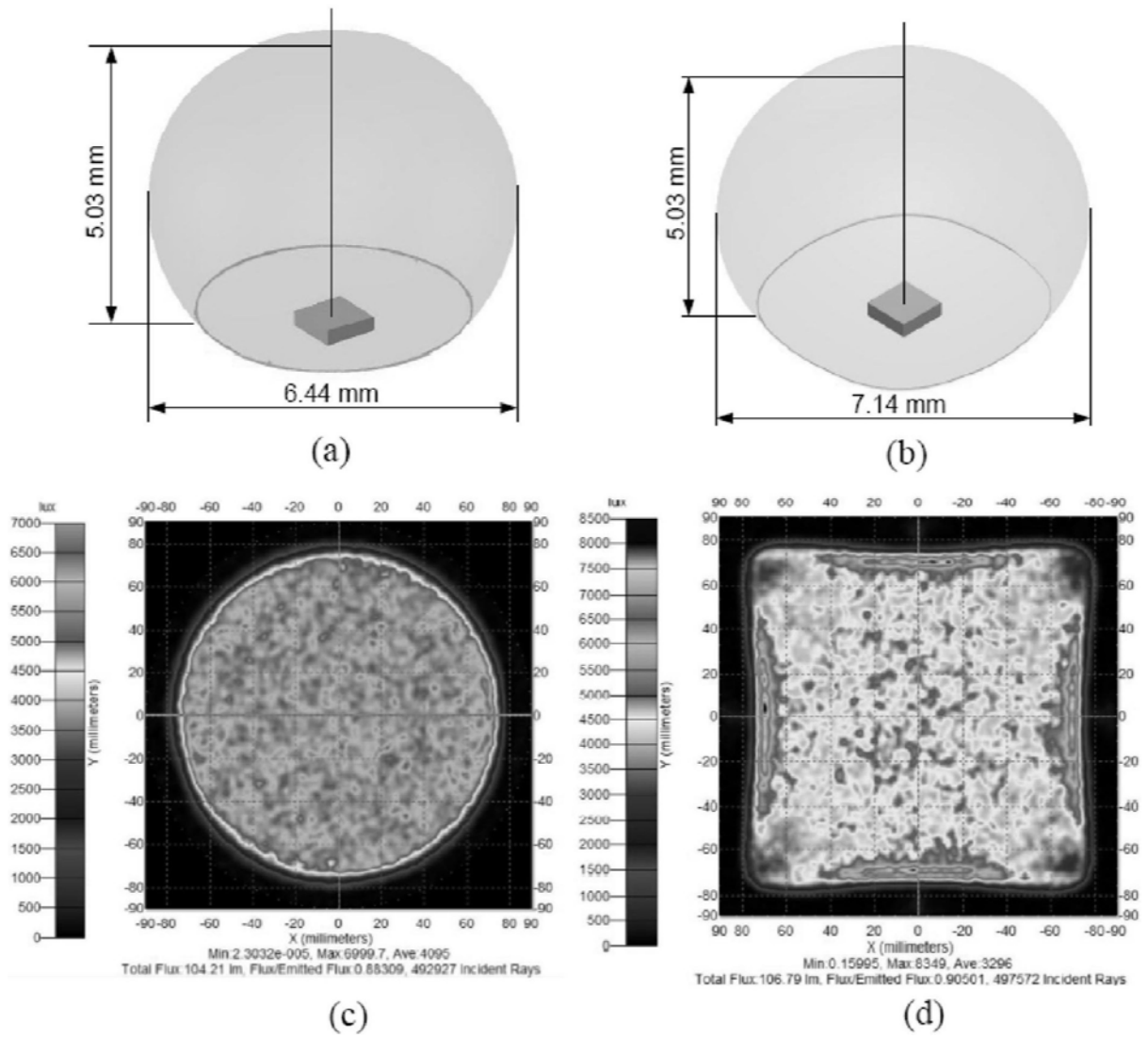


图9

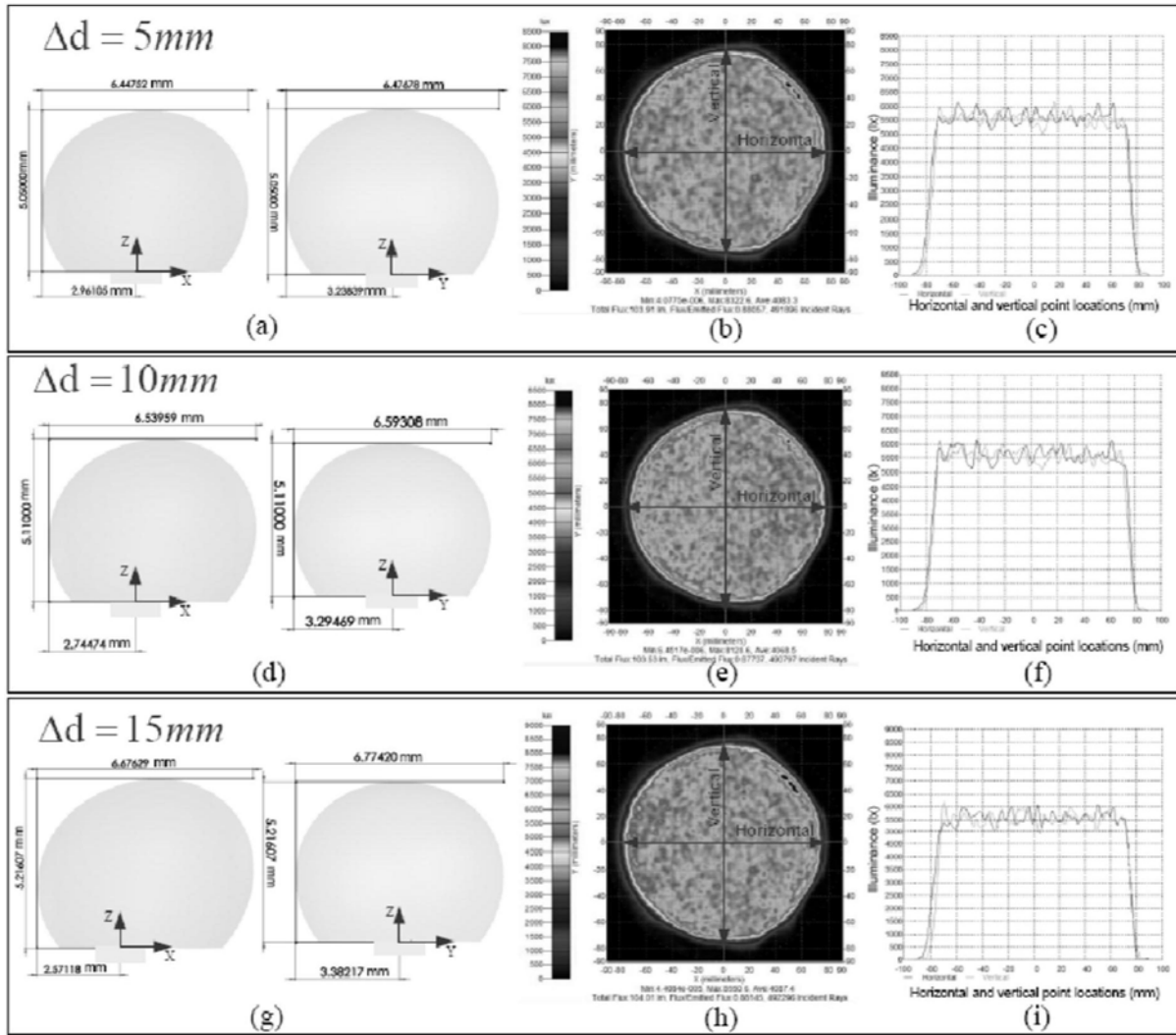


图10

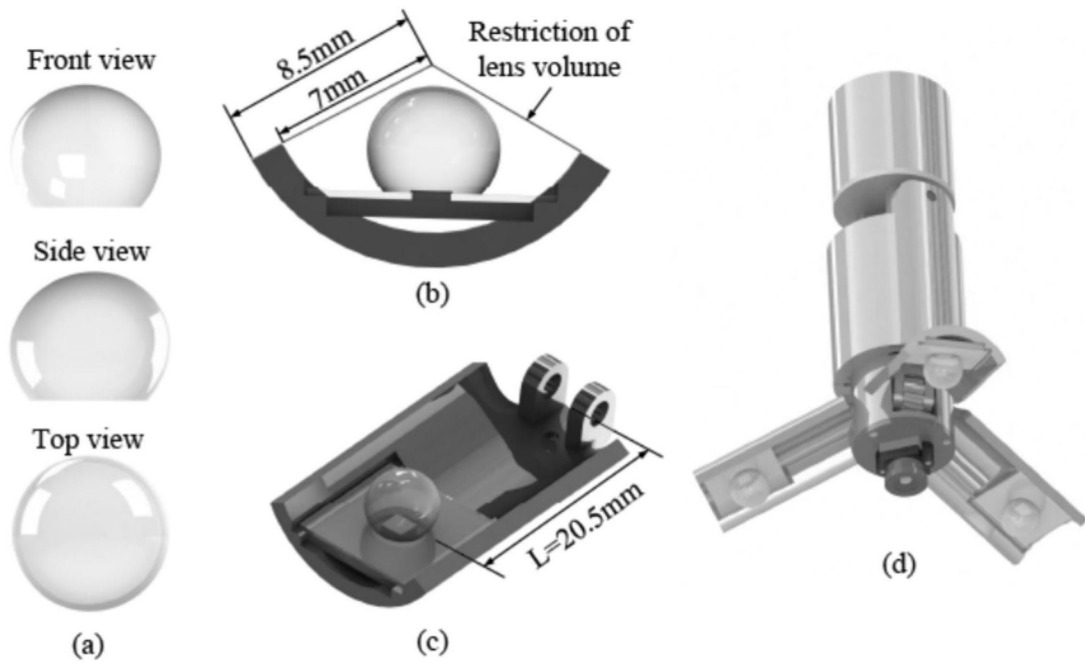


图11

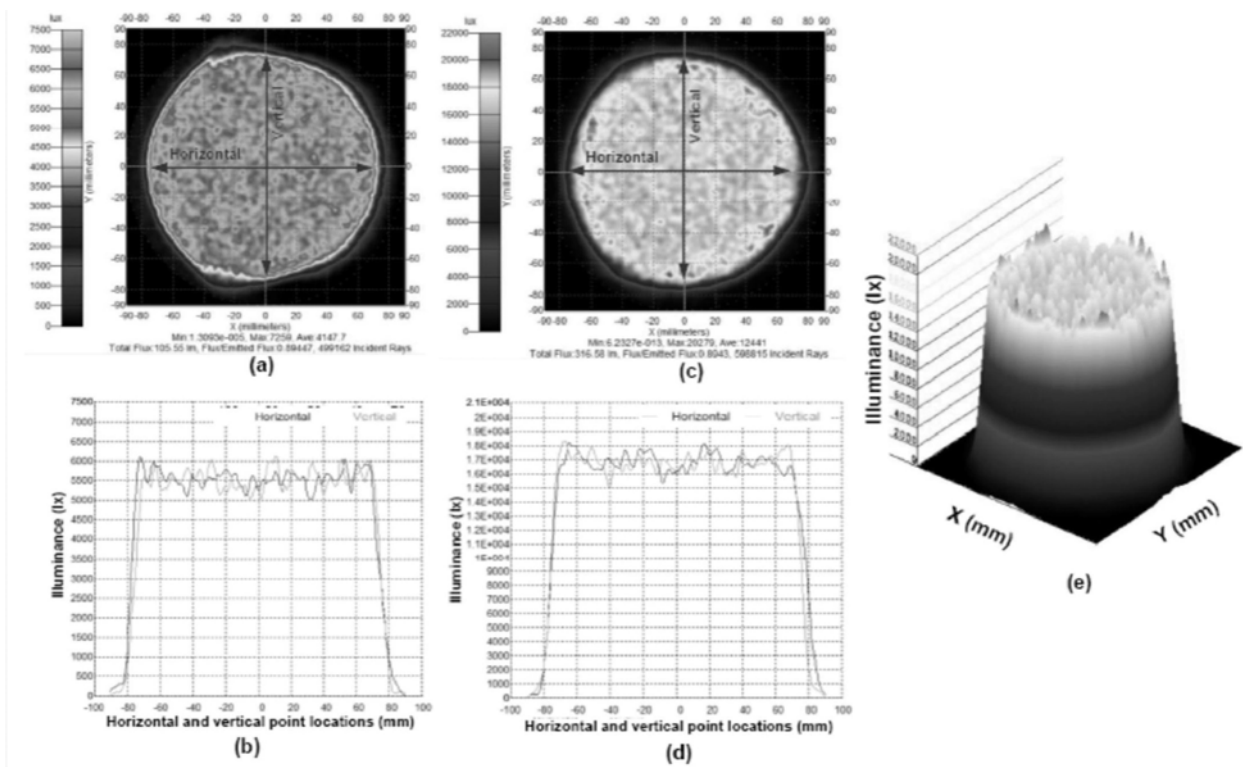


图12

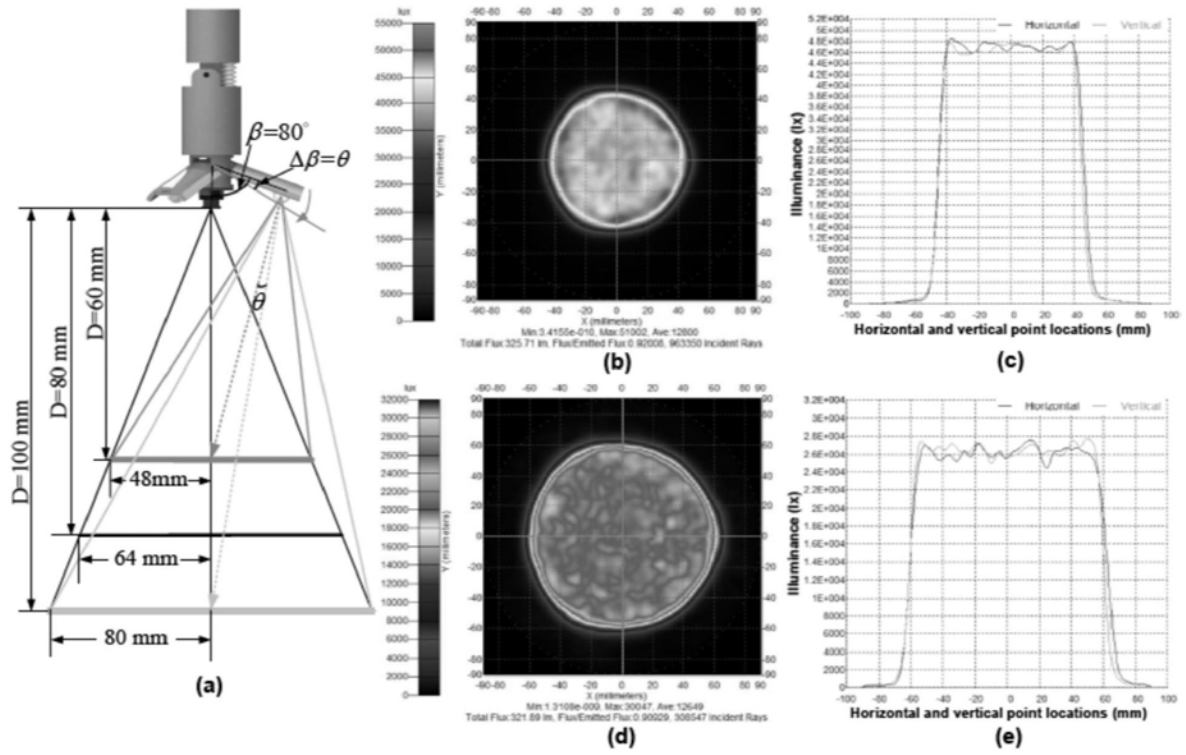


图13

专利名称(译)	一种腹腔镜		
公开(公告)号	CN109893078A	公开(公告)日	2019-06-18
申请号	CN2017111310849.9	申请日	2017-12-11
[标]发明人	不公告发明人		
发明人	不公告发明人		
IPC分类号	A61B1/313 A61B1/04 A61B1/06		
代理人(译)	马敬		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请实施例提供了一种腹腔镜。该腹腔镜包括：监视器、套管针、抓握部件、锚定部件、照明设备、摄像模组；监视器用于显示摄像模组采集的图像，套管针置于腹腔壁的开口处，抓握部件置于腹腔外，锚定部件、照明设备和摄像模组均置于腹腔内；锚定部件通过与抓握部件之间的吸力固定在所述腹腔壁上，摄像模组通过照明设备与锚定部件连接，锚定部件、照明设备和摄像模组通过套管针进入腹腔内。应用本申请实施例提供的方案，无需在腹腔壁上再另开口，因此能够减少腹腔壁的开口数量，从而减少腹腔壁的组织损伤。

