



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110859585 A

(43)申请公布日 2020.03.06

(21)申请号 201911095675.8

G02B 13/00(2006.01)

(22)申请日 2019.11.11

(71)申请人 深圳市中达瑞和科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区科技园
琼宇路5号科技园厂房51栋第六层

(72)发明人 赵辉 梁洪易 罗飞 梁朝阳

(74)专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理
有限公司 44414

代理人 曾文洪

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/05(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

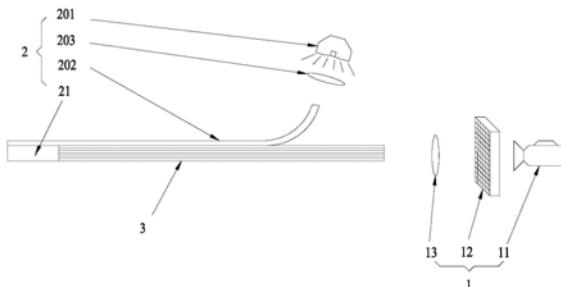
权利要求书1页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

一种高光谱内窥成像系统

(57)摘要

本发明适用于光学成像技术领域，提供了一种高光谱内窥成像系统，包括高光谱成像仪、内窥镜头和传像光纤束，内窥镜头包括光源和透镜组，透镜组用于对视场范围内的物体进行成像，高光谱成像仪包括成像相机和光学滤波器，成像相机用于对传像光纤束中传递的图像信息进行面阵成像，光学滤波器设置于光源的光路上。通过以面阵成像的方式直接获取二维图像的高光谱信息，使得整体设备更加简洁，体积重量小，提高了高光谱内窥成像系统的便携性，避免因光路复杂导致的加工过程复杂、实际使用中可靠性差等问题，由于不需要将扫描形成的线光信息转化为面光信息的过程，还具备控制程序简单、成像效率高且帧数更高等优点。



1. 一种高光谱内窥成像系统，其特征在于，包括高光谱成像仪、内窥镜头和传像光纤束，所述内窥镜头包括光源和设于所述光源的光路上的透镜组，所述透镜组用于对视场范围内的物体进行成像，所述传像光纤束用于将所述透镜组成像后的图像信息传递至所述高光谱成像仪，所述高光谱成像仪包括成像相机和光学滤波器，所述成像相机用于对所述传像光纤束中传递的图像信息进行面阵成像，所述光学滤波器设置于所述光源的光路上，用于调节所述成像相机接收的光线的波长。

2. 如权利要求1所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述光学滤波器采用液晶可调谐滤波器，所述液晶可调谐滤波器包括多个级联设置的利奥滤光器，每个所述利奥滤光器包括两个偏振片，以及设置于所述两个偏振片之间的石英片和可调谐的液晶延迟片，两个所述偏振片、所述石英片和所述液晶延迟片平行。

3. 如权利要求2所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述内窥镜头还包括导光光纤和耦合镜，所述耦合镜用于将所述光源发出的光耦合进入所述导光光纤，所述导光光纤沿和所述传像光纤束并列设置，用于将所述光源发出的光传递至所述透镜组的视场范围内。

4. 如权利要求3所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述高光谱成像仪还包括成像透镜，所述液晶可调谐滤波器设置于所述成像透镜和所述成像相机之间、所述传像光纤束和所述成像透镜之间，或者所述光源和所述耦合镜之间。

5. 如权利要求3所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述耦合镜采用反射式耦合镜、透镜式耦合镜或者耦合镜组。

6. 如权利要求3所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述光源采用卤素灯、LED光源、激光光源或者其组合。

7. 如权利要求6所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述光源、所述耦合镜和所述液晶可调谐滤波器共同作用以调谐所述成像相机接收到成像的光谱频率。

8. 如权利要求1所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述成像相机采用CCD相机、CMOS相机或者INGAAS焦平面阵列相机。

9. 如权利要求1-8任一项所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述透镜组包括同光轴设置且沿所述光轴从物方空间方向至所述传像光纤束的方向依次排列的物方透镜、第一会聚镜、第一凹透镜和第二会聚镜，所述物方透镜、第一会聚镜、第二会聚镜的焦距均为正值，所述第一凹透镜为双凹透镜，且所述第一凹透镜的折射率高于所述透镜组中的其他透镜，所述第一凹透镜的阿贝数低于所述透镜组中的其他透镜。

10. 如权利要求1-8任一项所述的高光谱内窥成像系统，其特征在于，所述透镜组包括同光轴设置且沿所述光轴从物方空间方向至所述传像光纤束的方向依次排列的物方透镜、第一消色差透镜组和第二消色差透镜组，所述第一消色差透镜组包括第一凹透镜和第一凸透镜，所述第二消色差透镜组包括第二凹透镜和第二凸透镜，所述第一凹透镜和所述第二凹透镜的折射率大于所述透镜组中的其他透镜，所述第一凹透镜和所述第二凹透镜的阿贝数低于所述透镜组中的其他透镜。

一种高光谱内窥成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及光学成像技术领域,特别涉及一种高光谱内窥成像系统。

背景技术

[0002] 现代医学中常常会用到内窥成像系统,用于对人体内部的重要器官与组织进行在体观察,通过人体内部黏膜或者组织器官的彩色图像信息,医生能够对患者进行疾病的初步诊断。随着医学科技的发展,研究人员发现高光谱数据可提供物质分子级别的光谱特征,这些分子级别的光谱特征包含了大量的细胞信息,在利用内窥镜观察人体内部组织的同时,对这些彩色照片的高光谱特征进行观察,有助于对患者的身体状况给出准确的医学诊断结果。

[0003] 传统的高光谱内窥成像系统需要设置振镜、光栅以及一些列复杂的透镜、面镜等进行扫描成像,设备复杂,导致体积重量大,且复杂的光学结构容易在加工制造或者使用的过程中产生偏差或者损坏,影响最终的成像质量。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种高光谱成像系统,旨在解决传统的高光谱内窥成像系统复杂,导致体积与重量过大且成像质量难以保证的技术问题。

[0005] 本发明是这样实现的,包括高光谱成像仪、内窥镜头和传像光纤束,所述内窥镜头包括光源和设于所述光源的光路上的透镜组,所述透镜组用于对视场范围内的物体进行成像,所述传像光纤束用于将所述透镜组成像后的图像信息传递至所述高光谱成像仪,所述高光谱成像仪包括成像相机和光学滤波器,所述成像相机用于对所述传像光纤束中传递的图像信息进行面阵成像,所述光学滤波器设置于所述光源的光路上,用于调节所述成像相机接收的光线的波长。

[0006] 在本发明的一个实施例中,所述光学滤波器采用液晶可调谐滤波器,所述液晶可调谐滤波器包括多个级联设置的利奥滤光器,每个所述利奥滤光器包括两个偏振片,以及设置于所述两个偏振片之间的石英片和可调谐的液晶延迟片,两个所述偏振片、所述石英片和所述液晶延迟片平行。

[0007] 在本发明的一个实施例中,所述内窥镜头还包括导光光纤和耦合镜,所述耦合镜用于将所述光源发出的光耦合进入所述导光光纤,所述导光光纤沿和所述传像光纤束并列设置,用于将所述光源发出的光传递至所述透镜组的视场范围内。

[0008] 在本发明的一个实施例中,所述高光谱成像仪还包括成像透镜,所述液晶可调谐滤波器设置于所述成像透镜和所述成像相机之间、所述传像光纤束和所述成像透镜之间,或者所述光源和所述耦合镜之间。

[0009] 在本发明的一个实施例中,所述耦合镜采用反射式耦合镜、透镜式耦合镜或者耦合镜组。

[0010] 在本发明的一个实施例中,所述光源采用卤素灯、LED光源、激光光源或者其组合。

[0011] 在本发明的一个实施例中，所述光源、所述耦合镜和所述液晶可调谐滤波器共同作用以调谐所述成像相机接收到成像的光谱频率。

[0012] 在本发明的一个实施例中，所述成像相机采用CCD相机、CMOS相机或者INGAAS焦平面阵列相机。

[0013] 在本发明的一个实施例中，所述透镜组包括同光轴设置且沿所述光轴从物方空间方向至所述传像光纤束的方向依次排列的物方透镜、第一会聚镜、第一凹透镜和第二会聚镜，所述物方透镜、第一会聚镜、第二会聚镜的焦距均为正值，所述第一凹透镜为双凹透镜，且所述第一凹透镜的折射率高于所述透镜组中的其他透镜，所述第一凹透镜的阿贝数低于所述透镜组中的其他透镜。

[0014] 在本发明的一个实施例中，所述透镜组包括同光轴设置且沿所述光轴从物方空间方向至所述传像光纤束的方向依次排列的物方透镜、第一消色差透镜组和第二消色差透镜组，所述第一消色差透镜组包括第一凹透镜和第一凸透镜，所述第二消色差透镜组包括第二凹透镜和第二凸透镜，所述第一凹透镜和所述第二凹透镜的折射率大于所述透镜组中的其他透镜，所述第一凹透镜和所述第二凹透镜的阿贝数低于所述透镜组中的其他透镜。

[0015] 实施本发明的一种高光谱内窥成像系统，至少具有以下有益效果：

[0016] 本发明提供的高光谱内窥成像系统，通过连续谱光源产生连续光谱对人体内部组织进行照明，经透镜组成像后的图像信息被传递至光纤的一端，图像信息被光纤另一端的高光谱成像仪接收，高光谱成像仪以面阵成像的方式进行成像，可以直接获取二维图像的高光谱信息，相较于传统的扫描式高光谱内窥成像系统，整体设备更加简洁，体积重量小，提高了高光谱内窥成像系统的便携性；不需要通过复杂的光学设备扫描成像，避免因光路复杂导致的加工过程复杂、实际使用中可靠性差等问题；此外由于不需要将扫描形成的线光信息转化为面光信息的过程，本发明提供的高光谱内窥成像系统还具备控制程序简单、成像效率高且帧数更高等优点。

附图说明

[0017] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案，下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，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。

[0018] 图1是本发明实施例提供的高光谱内窥成像系统的示意图；

[0019] 图2是本发明的实施例一提供的高光谱内窥成像系统的透镜组的示意图；

[0020] 图3是本发明的实施例一提供的高光谱内窥成像系统的透镜组的调制传递曲线图；

[0021] 图4是本发明的实施例一提供的高光谱内窥成像系统的透镜组的均方根直径曲线图；

[0022] 图5是本发明的实施例二提供的高光谱内窥成像系统的透镜组的示意图；

[0023] 图6是本发明的实施例二提供的高光谱内窥成像系统的透镜组的调制传递曲线图；

[0024] 图7是本发明的实施例二提供的高光谱内窥成像系统的透镜组的均方根直径曲线

图；

- [0025] 图8是本发明实施例提供的液晶可调谐滤波器滤波器的原理示意图；
- [0026] 图9是本发明实施例提供的液晶可调谐滤波器滤波器在一定工作电压下对各个波长的透过率的变化曲线图；
- [0027] 图10是本发明实施例提供的高光谱内窥成像系统的第二种布局方式的示意图；
- [0028] 图11是本发明实施例提供的高光谱内窥成像系统的第三种布局方式的示意图；
- [0029] 图12是本发明实施例提供的高光谱内窥成像系统的第四种布局方式的示意图。
- [0030] 上述附图所涉及的标号明细如下：
 - [0031] 1-高光谱成像仪；11-成像相机；12-液晶可调谐滤波器；121-偏振片；122-液晶延迟片；2-内窥镜头；201-光源；202-导光光纤；203-耦合镜；21-透镜组；211-物方透镜；212-第一凹透镜；213-像方透镜；221-第二透镜；222-第三透镜；223-第五透镜；224-第六透镜；231-第一凸透镜；232-第二凹透镜；233-第二凸透镜；3-传像光纤束。

具体实施方式

[0032] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0033] 需说明的是，当部件被称为“固定于”或“设置于”另一个部件，它可以直接或者间接位于该另一个部件上。当一个部件被称为“连接于”另一个部件，它可以是直接或者间接连接至该另一个部件上。术语“上”、“下”、“左”、“右”、“前”、“后”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示的方位或位置为基于附图所示的方位或位置，仅是为了便于描述，不能理解为对本技术方案的限制。术语“第一”、“第二”仅用于便于描述目的，而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明技术特征的数量。“多个”的含义是两个或两个以上，除非另有明确具体的限定。

[0034] 为了说明本发明所述的技术方案，以下结合具体附图及实施例进行详细说明。

[0035] 请参阅图1、图10至图12，本发明实施例提供了一种高光谱内窥成像系统，包括高光谱成像仪1、内窥镜头2和传像光纤束3，内窥镜头2包括光源201和设于光源201的光路上的透镜组21，光源201用于产生连续光谱进行照明，透镜组21用于对视场范围内的物体进行成像，传像光纤束3用于将透镜组21成像后的图像信息传递至高光谱成像仪1，高光谱成像仪1包括成像相机11和光学滤波器，成像相机11用于对传像光纤束3中传递的图像信息进行面阵成像，光学滤波器设置于光源201的光路上，用于调节成像相机11接收的光线的波长。

[0036] 本发明提供的高光谱内窥成像系统，通过光源201产生连续光谱对人体内部组织进行照明，经透镜组21成像后的图像信息被传递至传像光纤束3的一端，图像信息被传像光纤束3另一端的高光谱成像仪1接收，高光谱成像仪1以面阵成像的方式进行成像，可以直接获取二维图像的高光谱信息，相较于传统的扫描式高光谱内窥成像系统，整体设备更加简洁，体积重量小，提高了高光谱内窥成像系统的便携性；不需要通过复杂的光学设备扫描成像，避免因光路复杂导致的加工过程复杂、实际使用中可靠性差等问题；此外由于不需要将扫描形成的线光信息转化为面光信息的过程，本发明提供的高光谱内窥成像系统还具备控制程序简单、成像效率高且帧数更高等优点。

[0037] 作为本实施例的一个优选方案,光源201采用连续谱光源。

[0038] 请参阅图8,在本发明的一个实施例中,光学滤波器采用液晶可调谐滤波器12,所述液晶可调谐滤波器12包括多个级联设置的利奥滤光器,每个利奥滤光器包括两个偏振片121,以及设置于两个偏振片121之间的石英片和可调谐的液晶延迟片122,两个偏振片121、石英片和液晶延迟片122平行。

[0039] 具体的,本实施例中的液晶可调谐滤波器12的工作原理简介如下:

[0040] 液晶可调谐滤波器12即LCTF (Liquid Crystal Tunable Filters),是一种基于液晶分子的双折射效应和偏振光干涉原理设计的可调谐滤波器。LCTF由平行排列的若干利奥滤光器(Lyot滤光器)部件级联而成,每一级均包含有两个相互平行的偏振片121,中间的相位延迟片由不同厚度的石英片和可调谐的液晶延迟片122所组成。两个偏振片121分别是前偏振片和后偏振片,自然光经过前偏振片后成为线偏振光,线偏振光在透过石英片和液晶延迟片122时,由于液晶延迟片122的双折射效应,会产生平行于光轴偏振的非寻常光(e光),和垂直于光轴偏振的寻常光(o光),二者沿同一方向传播,但由于二者在延迟液晶延迟片122内部的传播速度不同,因而在出射时具有一定的光程差。最后在透过后偏振片时,由于其振动方向相同,因而会产生干涉作用,从而形成类似于正弦波的透过曲线。这样,通过对液晶延迟片122两面加上不同强度的电压,可以使液晶分子的长轴随着电场的方向发生偏转,改变o光和e光的光程差,即改变了二者干涉的相位差,从而可定量调整其透过率曲线,对透射曲线的波形进行调制。通过多组利奥滤光器的级联,可对透过波形的带宽进一步压缩,每个滤光片中的液晶分子都可以在外界电压信号变化的情况下改变液晶分子的排列方向,从而输出不同波长的光谱。多个滤光片中的液晶分子同时变化,使输出的光谱之间相互干涉,使得目标波长光谱信号增强,其它波长光谱信号削弱,最终能够连续获得不同波长的光谱。

[0041] 本实施例中采用液晶可调谐滤光器的技术效果在于,在可见光、近红外的一定的光谱范围内,通过调节液晶延迟片122模块的电压,便可实现快速且无振动地切换透过的中心波长。液晶可调谐滤波器12体积小,功耗低,响应快,整个液晶可调谐滤波器12不存在运动部件,不必设置复杂的机械结构与光路,设备可靠性高;请参阅图9,液晶可调谐滤波器12调谐范围宽,带宽窄,光谱分辨率高,可以精确地选择成像的波长而排除图像中其他波长的光,提高了高光谱成像仪1的通道数;此外,还可以通过控制液晶可调谐滤波器12使高光谱成像仪1对几个特定的波长进行成像,大大提高了实际使用过程中高光谱成像仪1工作的灵活性与效率。

[0042] 请参阅图1、图10至图12,在本发明的一个实施例中,内窥镜头2还包括导光光纤202,导光光纤202沿和传像光纤束3并列设置,用于将光源201发出的光传递至透镜组21的视场范围内,还包括耦合镜203,耦合镜203用于将光源201的。将光源设置于远离透镜组21的一端,并利用和传像光纤束3并列设置的导光光纤202将光源201发出的光传递至透镜组21的视场范围内,这样在对光源201进行选择时不必考虑体积、发热等因素,可以根据实际情况对光源201进行选择,比如,可以选用卤素灯、LED、激光器或者其结合,以提高光源201的亮度、可调节性以及光谱的连续性等性能,获得更适合用于成像的连续谱光。

[0043] 请参阅图1、图10至图12,在本发明的一个实施例中,光源201处设置有一个耦合镜203,耦合镜203可采用反射式耦合镜、透镜式耦合镜或者耦合镜组,用于将光源201发出的

光耦合进入导光光纤202。

[0044] 作为本实施例的一个具体方案,液晶可调谐滤波器12设置于传像光纤束3和成像相机11之间。应当理解的是,液晶可调谐滤波器12只需设置在整个高光谱内窥成像系统的光路上即可,比如如图11和图12所示,也可以将液晶可调谐滤波器12设置在光源201和耦合镜203之间,或者设置在耦合镜203和导光光纤202之间;或者在一些实施例中,成像相机11和传像光纤束3之间还设置有成像透镜13,如图1和图10,液晶可调谐滤波器12可以设置在成像透镜13和传像光纤束3之间,也可以设置在成像透镜13和成像相机11之间。

[0045] 在本发明的一个实施例中,成像相机11采用高光谱面阵CCD相机、CMOS相机或者INGAAS焦平面阵列相机,对光源201照射下的人体内部组织的图像信息进行面阵成像。

[0046] 在本发明的一个实施例中,透镜组21采用复消色差透镜组进行成像,这样可以避免不同波长的光在透镜组21的成像面上呈现不同的像,防止高光谱成像仪1处发生色散导致图形质量下降,拓宽了高光谱内窥成像系统能够适用的光谱频段。

[0047] 作为本实施例的一个优选方案,复消色差透镜组的工作带宽涵盖400-1000nm,通过采用覆盖可见光波段范围的复消色差透镜组,使得高光谱成像仪1可以减少甚至消除可见光波段范围内的光信息的失真,同时,复消色差透镜组覆盖部分红外波段范围,有助于对患者的体温等信息进行高精确度检测。

[0048] 作为本实施例的一个具体方案,传像光纤束3采用面阵传像光纤束。复消色差透镜组在其像空间的成像按照耦合调制传递函数被耦合进入面阵传像光纤束,经面阵传像光纤束的传递至高光谱成像仪1进行成像。

[0049] 作为本实施例的一个优选方案,复消色差透镜组在其像空间的数值孔径与面阵传像光纤束的数值孔径匹配,复消色差透镜组的像方光瞳在无限远处,这样透镜成像的光在耦合进入面阵传像光纤束时具有均一的耦合效率。

[0050] 请参阅图2,在本发明的一个实施例中,复消色差透镜组包括同光轴设置且沿光轴从物方空间方向至传像光纤束3的方向依次排列的物方透镜211、第一会聚镜、第一凹透镜212和第二会聚镜,物方透镜211、第一会聚镜、第二会聚镜的焦距均为正值,第一凹透镜212为双凹透镜,且第一凹透镜212的折射率高于复消色差透镜组中的其他透镜,第一凹透镜212的阿贝数低于复消色差透镜组中的其他透镜。

[0051] 本实施例的有益效果包括:通过在作为物方透镜211和传像光纤束3之间依次设置第一会聚镜、第一凹透镜212和第二会聚镜,其中第一凹透镜212焦距为负,这样,可以通过合理的选材与设计,很大程度上地消除镜头的色差,能够对宽光谱范围内的各个波段清晰成像;而且,通过控制第一会聚镜和第二会聚镜的折射能力与色散系数,可以在进一步增强镜头的消色差能力的同时,能够对物方透镜211和第一凹透镜212之间,以及第一凹透镜212和像方透镜213之间的光线进行会聚,有效减小了镜头的直径,方便镜头设置于传像光纤束3的端部伸入狭小的空间内。

[0052] 作为本实施例的一个可选方案,第一会聚镜和第二会聚镜分别包括多个折射率不同的透镜,比如,可以包括一个折射率高、阿贝数低的凹凸透镜和一个折射率低、阿贝数高的凸透镜,以提高复消色差透镜组的消色差能力,或者,可以包括两个长焦凸透镜,从而初步会聚物方透镜211折射后的光线,以控制光线沿靠近光轴的路径传播,减小镜头的直径。

[0053] 请参阅图5,在本发明的一个实施例中,复消色差透镜组包括同光轴设置且沿光轴

从物方空间方向至传像光纤束3的方向依次排列的物方透镜211、第一消色差透镜组和第二消色差透镜组，第一消色差透镜组包括第一凹透镜212和第一凸透镜231，第二消色差透镜组包括第二凹透镜232和第二凸透镜233，第一凹透镜212和第二凹透镜232的折射率大于消色差透镜组中的其他透镜，第一凹透镜212和第二凹透镜232的阿贝数低于消色差透镜组中的其他透镜。

[0054] 本实施例的有益效果包括：由于在作为物镜的物方透镜211和作为像方镜头的像方透镜213之间依次设置第一消色差透镜组和第二消色差透镜组，这样，成像过程中经过两次色差消除，可以通过合理的选材与设计，拓宽能够消除色差的光谱范围的同时，提高了成像的清晰度与质量；另外，通过控制第一消色差透镜组和第二消色差透镜组中各个透镜的折射能力与色散系数，使其总体的焦距为正，可以在进一步增强镜头的消色差能力的同时，能够对物方透镜211和像方透镜213之间的光线进行会聚，有效减小了镜头的直径，使镜头能够设置于成像传像光纤束3的端部伸入狭小的空间内，对物方空间进行高清晰度的高光谱成像。

[0055] 作为本实施例的一个优选方案，第一凹透镜212为凸凹透镜，第一凹透镜212的凹面正对第一凸透镜231，第二凹透镜232为凸凹透镜，第二凹透镜232的凹面正对第二凸透镜233月牙形的凹透镜和凸透镜的组合能够有效消除透镜组21成像的色差，光线经过第一凹透镜212和第一凸透镜231后，初步消除成像的色差，进一步地经过第二凹透镜232和第二凸透镜233后，再次对其色差进行消除。

[0056] 在本发明的一个实施例中，物方透镜211的折射率大于等于1.7，从而能够获得更高的数值孔径，将光束向光轴方向会聚。作为本实施例的一个具体方案，物方透镜211可以采用型号为N-LAF21火石玻璃材料，以确保物方透镜211有足够的折射率，能够将十分靠近物方透镜211的人体组织反射的光会聚向光轴附近。

[0057] 请参阅图2和图5，在本发明的一个实施例中，物方透镜211为凹凸透镜，物方透镜211正对物方空间的镜面为凹面。这样的设计可以使得物方透镜211能够适用于更为复杂的物方空间环境，焦点更加靠近物方透镜211的镜体，能够对十分靠近物方透镜211的物体成像，对于各种常见介质下的物方空间环境都能够在很宽的波长范围内清晰成像，方便对人体内部的组织进行高光谱观察；优选的，将第一表面设置为凹面，同时在凹面周围设计平面部，能够防止直接接触物方空间的第一表面受到剐蹭损伤。对于采用质地较软的火石玻璃制造物方透镜211的方案而言，保护物方透镜211的镜面尤其重要。

[0058] 在本发明的一个实施例中，第一凹透镜212和第二凹透镜232采用火石玻璃材料磨制，第一凸透镜231和所述第二凸透镜233采用冕牌玻璃磨制。火石玻璃折射率高，阿贝数低，而冕牌玻璃正好相反，火石玻璃凸凹透镜和设置于火石玻璃凹面一侧的冕牌玻璃凸透镜能够有效消除复消色差透镜组的色差。

[0059] 作为本实施例的一个优选方案，复消色差透镜组中所有透镜均为球面透镜，方便透镜的加工与磨制。

[0060] 下面列举两个具体的实施方式，对本发明提供的高光谱内窥成像系统的有益效果进行详细说明。

[0061] 实施例一

[0062] 本实施例提供一种高光谱内窥成像系统，包括高光谱成像仪1、内窥镜头2和连接

高光谱成像仪1和内窥镜头2的面阵传像光纤束3，高光谱成像仪1包括成像相机11，还包括设置于成像相机11和面阵传像光纤束3之间的液晶可调谐滤波器12，内窥镜头2处设置有光源201以及用于在面阵传像光纤束3的一端成像的复消色差透镜组。

[0063] 这样一来，光源201产生连续光谱对人体内部组织进行照明，经复消色差透镜组成像后的图像信息被耦合传递进入传像光纤束3的一端，图像信息被传像光纤束3另一端的成像相机11，大大简化了高光谱内窥成像系统的光学与机械结构，降低了其体积与重量，更加便携；不需要通过复杂的光学设备扫描成像，避免因光路复杂导致的加工过程复杂、实际使用中可靠性差等问题；由于不需要将扫描形成的线光信息转化为面光信息的过程，本发明提供的高光谱内窥成像系统还具备控制程序简单、成像效率高且帧数更高等优点；液晶可调谐滤波器12，提高了高光谱成像仪1的通道数，且能够赋予高光谱成像仪1对成像波长的选择性，可以通过控制液晶可调谐滤波器12使高光谱成像仪1对几个特定的波长进行成像，大大提高了实际使用过程中高光谱成像仪1工作的灵活性与效率。

[0064] 在本实施例中，复消色差透镜组包括同光轴设置，且沿光轴从物方空间方向至传像光纤束3的方向依次排列的物方透镜211、第二透镜221、第三透镜222、第一凹透镜212、第五透镜223、第六透镜224和像方透镜213，透镜之间的介质为空气或者真空，物方透镜211采用N-LASF31A玻璃制成，第二透镜221和第六透镜224采用N-PK52A玻璃制成，第三透镜222采用N-FK5HTI玻璃制成，第一凹透镜212采用N-SF66玻璃制成，第五透镜223采用N-PSK3玻璃制成，像方透镜213采用N-SF5玻璃制成。这样一来，物方透镜211和第一凹透镜212均采用火石玻璃制造，具有很高的折射率与较低的阿贝数，与相对折射率更低、阿贝数更高的第二透镜221、第三透镜222、第五透镜223、第六透镜224和像方透镜213形成复消色差透镜组，能够有效消除透镜的色差，同时具备较大的数值孔径，能够对与物方透镜211位置较为接近的物体清晰成像。

[0065] 在本实施例中，从物方透镜211接触物方空间的一面到像方透镜213接触像方空间的一面分别为第一镜面至第十四镜面，第一镜面至第十四镜面均为球面镜面，方便打磨加工，设各个镜面的球心在物方空间一侧的镜面的曲率半径为负值，各个镜面的曲率半径和间距分别如下设置（数据单位为毫米）：

- [0066] 第一镜面曲率半径-0.88，与下一镜面间距1.363；
- [0067] 第二镜面曲率半径-1.14，与下一镜面间距1；
- [0068] 第三镜面曲率半径-4518.99，与下一镜面间距2.861；
- [0069] 第四镜面曲率半径-3.93，与下一镜面间距1；
- [0070] 第五镜面曲率半径4.24，与下一镜面间距1.557；
- [0071] 第六镜面曲率半径-10.32，与下一镜面间距1；
- [0072] 第七镜面曲率半径-6.67，与下一镜面间距1；
- [0073] 第八镜面曲率半径4.22，与下一镜面间距1.102；
- [0074] 第九镜面曲率半径19.78，与下一镜面间距1.594；
- [0075] 第十镜面曲率半径-4.77，与下一镜面间距1；
- [0076] 第十一镜面曲率半径7.64，与下一镜面间距1.526；
- [0077] 第十二镜面曲率半径-19.28，与下一镜面间距4.862；
- [0078] 第十三镜面曲率半径3.42，与下一镜面间距1.314；

[0079] 第十四镜面曲率半径8.64。

[0080] 这样，

[0081] 这样设置的镜头，总长度不超过15mm，直径不超过4mm，物方视场大于等于270um，像方视场大于等于600um，设物方透镜211的焦距f1，第二透镜221的焦距f2，第三透镜222的焦距f3，第一凹透镜212的焦距f4，第五透镜223的焦距f5，第六透镜224的焦距f6，像方透镜213的焦距f7满足下列关系：

[0082] $3.0354\text{mm} \leq f_1 \leq 3.7099\text{mm}$ ；

[0083] $6.3807\text{mm} \leq f_2 \leq 7.7987\text{mm}$ ；

[0084] $5.5911\text{mm} \leq f_3 \leq 6.8336\text{mm}$ ；

[0085] $-2.8866\text{mm} \leq f_4 \leq -2.3618\text{mm}$ ；

[0086] $6.9676\text{mm} \leq f_5 \leq 8.5159\text{mm}$ ；

[0087] $8.7779\text{mm} \leq f_6 \leq 10.7286\text{mm}$ ；

[0088] $7.5707\text{mm} \leq f_7 \leq 9.2530\text{mm}$ 。

[0089] 请参阅图3和图4，在第十四镜面后的3mm处成像时，能够有效消除400–1000nm波段范围的色差，其在该波段范围内获得高于0.3的MTF (Modulation Transfer Function, 调制传递) 曲线，从视场位置–RMS (Root Mean Square均方根直径) 关系曲线图可以看出，该镜头在全视场范围内获得优于3.5微米的均方根直径，可以对细胞组织实现优质的高光谱成像。

[0090] 更为直观地、数据更为精确地，第一镜面至第十二镜面的参数如下表所示：

面序号	半径	间隔	材质	折射率 Nd	阿贝数 Vd	焦距
0	INFINITE	0.15	AIR			/
1	-0.88	1.363	N-LASF31A	1.883	40.74	3.3727
2	-1.14	1	AIR			
3	-4518.99	2.861	N-PK52A	1.497	81.58	7.0897
4	-3.93	1	AIR			
5	4.24	1.557	N-FK5HTI	1.48748	70.44	6.2123
6	-10.32	1	AIR			
7	-6.67	1	N-SF66	1.922861	20.87	-2.6242
8	4.22	1.102	AIR			
9	19.78	1.594	N-PSK3	1.552322	63.43	7.7417
10	-4.77	1	AIR			
11	7.64	1.526	N-PK52A	1.497	81.58	9.7532
12	-19.28	4.682	AIR			
13	3.42	1.314	N-SF5	1.672707	32.24	8.4118
14	8.64	3	AIR			
IMG	INFINITE					/

[0092] 半径、间隔、焦距的单位均为mm；

[0093] 表一中的玻璃材质来自肖特玻璃库，参考下表，本领域的技术人员可以根据玻璃更换原则替换现有系统所使用的玻璃材料，如下所示。

材料名称	折射率 Nd	阿贝数 Vd	玻璃库	材料名称	折射率 Nd	阿贝数 Vd	玻璃库
N-LASF31A	1.883	40.74	肖特玻 璃库	H-ZLAF68B	1.883004	40.79	成都光明 玻璃
N-PK52A	1.497	81.58	肖特玻 璃库	D-FK61	1.496999	81.58	成都光明 玻璃
N-FK5HTI	1.48748	70.44	肖特玻 璃库	H-QK3L	1.487491	70.39	成都光明 玻璃
N-SF66	1.922861	20.87	肖特玻 璃库	H-ZF62	1.922866	20.87	成都光明 玻璃
N-PSK3	1.552322	63.43	肖特玻 璃库	H-BAK4	1.552479	63.35	成都光明 玻璃
N-SF5	1.672707	32.24	肖特玻 璃库	H-ZF2	1.672702	32.17	成都光明 玻璃

[0095] 实施例二

[0096] 本实施例提供一种高光谱内窥成像系统,其结构、位置关系以及有益效果类似于实施例一中的高光谱内窥成像系统,这里不再赘述,不同之处在于,本实施例中的复消色差透镜组采用了另一种透镜结构,能够进一步减小复消色差透镜组的体积与直径。

[0097] 在本实施例中,复消色差透镜组包括同光轴设置,且沿光轴从物方空间方向至传像光纤束3的方向依次排列的物方透镜211、第一凹透镜212、第一凸透镜231、第二凹透镜232和第二凸透镜233,还包括一个像方透镜213,透镜之间的介质为空气或者真空,物方透镜211采用N-LAF21玻璃制成,第一凹透镜212和第二凹透镜232采用N-SF66玻璃制成,第一凸透镜231和第二凸透镜233采用N-FK5HTI玻璃制成,像方透镜213采用P-SK58A玻璃制成,物方透镜211、第一凹透镜212和第二凹透镜232均采用火石玻璃制造,具有很高的折射率与较低的阿贝数,与相对折射率更低、阿贝数更高的第一凸透镜231、第二凸透镜233和像方透镜213形成复消色差透镜组,能够有效消除透镜的色差,同时具备较大的数值孔径,能够对与物方透镜211位置较为接近的物体清晰成像。

[0098] 在本实施例中,从物方透镜211接触物方空间的一面到像方透镜213接触像方空间的一面分别为第一镜面至第十二镜面,设曲面的球心在物方空间一侧的镜面的曲率半径为负值,各个镜面的曲率半径和间距分别如下设置(数据单位为毫米) :

- [0099] 第一镜面曲率半径-0.903,与下一镜面间距1.372;
- [0100] 第二镜面曲率半径-1.125,与下一镜面间距2.084;
- [0101] 第三镜面曲率半径3.851,与下一镜面间距1;
- [0102] 第四镜面曲率半径2.084,与下一镜面间距1;
- [0103] 第五镜面曲率半径4.26,与下一镜面间距1.574;
- [0104] 第六镜面曲率半径-3.020,与下一镜面间距1;
- [0105] 第七镜面曲率半径6.991,与下一镜面间距1;
- [0106] 第八镜面曲率半径2.796,与下一镜面间距1.027;
- [0107] 第九镜面曲率半径6.608,与下一镜面间距1.557;
- [0108] 第十镜面曲率半径-3.795,与下一镜面间距1;
- [0109] 第十一镜面曲率半径3.850,与下一镜面间距2.397;

[0110] 第十二镜面曲率半径-29.815。

[0111] 请参阅图6和图7,这样设置的镜头,总长度不超过15mm,直径不超过3.5mm,物方视场大于等于720um,像方视场大于等于280um,在第十二镜面后的3mm处成像时,能够有效消除400-1000nm波段范围内的色差。设物方透镜211的焦距为f1,第一凹透镜212的焦距为f2,第一凸透镜231的焦距为f3,第二凹透镜232的焦距为f4,第二凸透镜233的焦距为f5,像方透镜213的焦距为f6,则各个透镜的焦距满足下列关系:

[0112] $3.0653\text{mm} \leq f_1 \leq 3.7465\text{mm}$;

[0113] $-7.5044\text{mm} \leq f_2 \leq -6.1400\text{mm}$;

[0114] $3.5215\text{mm} \leq f_3 \leq 4.3041\text{mm}$;

[0115] $-6.3477\text{mm} \leq f_4 \leq -5.1936\text{mm}$;

[0116] $4.6978\text{mm} \leq f_5 \leq 5.7417\text{mm}$;

[0117] $5.3747\text{mm} \leq f_6 \leq 6.5691\text{mm}$;

[0118] 且在该波段范围内能够获得高于0.38的MTF (Modulation Transfer Function, 调制传递) 曲线,根据该镜头的视场位置-RMS (Root Mean Square均方根直径) 关系曲线图,可以看出该镜头在全视场范围内获得优于1.8微米的均方根直径,可以对细胞组织实现高成像质量的高光谱成像。

[0119] 更为直观地、数据更为精确地,第一镜面至第十二镜面的参数如下表所示:

面序号	半径	间隔	材质	折射率 Nd	阿贝数 Vd	焦距
12	29.81505	2.39684	P-SK58A	1.58913	61.13	5.9719
11	-3.85026	1	AIR			
10	3.79459	1.5565	N-FK5HTI	1.48748	70.44	5.2198
9	-6.60751	1.02732	AIR			
8	-2.79659	1	N-SF66	1.922861	20.87	-5.7707
7	-6.99101	1	AIR			
6	3.01958	1.56355	N-FK5HTI	1.48748	70.44	3.9128
5	-4.25556	1	AIR			
4	-2.08352	1	N-SF66	1.922861	20.87	-6.8222
3	-3.85079	2.08372	AIR			
2	1.12507	1.37212	N-LAF21	1.788	47.47	3.4059
1	0.90319S	0.14909S	AIR			
IMG	INFINITE					/

[0121] 其中,各符号含义如下:

[0122] 半径、间隔、焦距的单位均为mm;

[0123] 表一中的玻璃材质来自肖特玻璃库,参考下表,本领域的技术人员可以根据玻璃更换原则替换现有系统所使用的玻璃材料,如下所示。

[0124]	替换前				替换后			
	材料名称	折射率 Nd	阿贝 数 Vd	玻璃库	材料名称	折射率 Nd	阿贝 数 Vd	玻璃库

[0125]	P-SK58A	1.58913	61.13	肖特玻 璃库	D-ZK3	1.589132	61.14	成都光明 玻璃
	N-FK5HTI	1.48748	70.44	肖特玻 璃库	H-QK3L	1.487491	70.39	成都光明 玻璃
	N-SF66	1.922861	20.87	肖特玻 璃库	H-ZF62	1.922866	20.87	成都光明 玻璃
	N-LAF21	1.788	47.47	肖特玻 璃库	H-LAF10LA	1.787998	47.5	成都光明 玻璃

[0126] 需要说明的是,上述实施例一和实施例二中,更换玻璃时,应该尽量选用阿贝数接近的玻璃,正透镜尽量选用高折射率的冕牌玻璃。为保证光焦度不变,玻璃更换后,还应微调透镜的半径,新的折射率n_{new}、新的曲率半径r_{new},和原来的折射率n、原来的曲率半径r,应满足以下关系:

$$[0127] r_{new} = r \cdot \frac{n_{new} - 1}{n - 1}$$

[0128] 除此之外也可用Ohara株式会社小原,Hoya株式会社,Corning,Sumita株式会社住田,Nikon株式会社尼康等厂商生产的玻璃进行替换,需要特别说明的是,可用不同厂商的玻璃材料进行替换,而不是仅仅局限于某一厂商。

[0129] 以上所述仅为本发明的可选实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

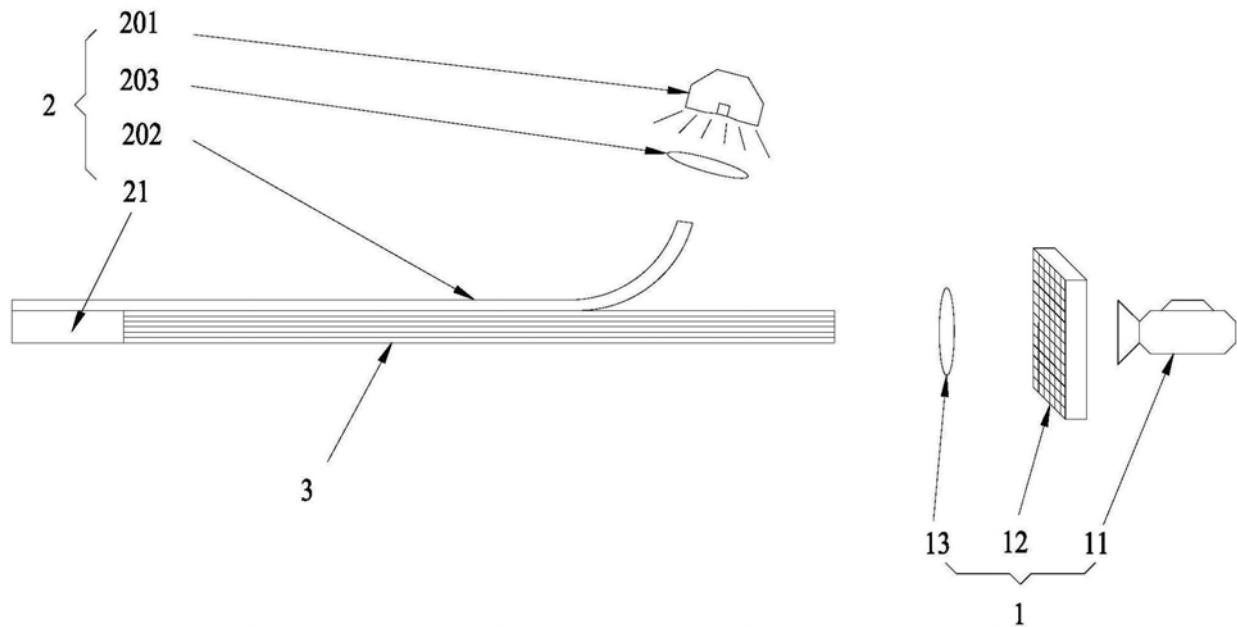


图1

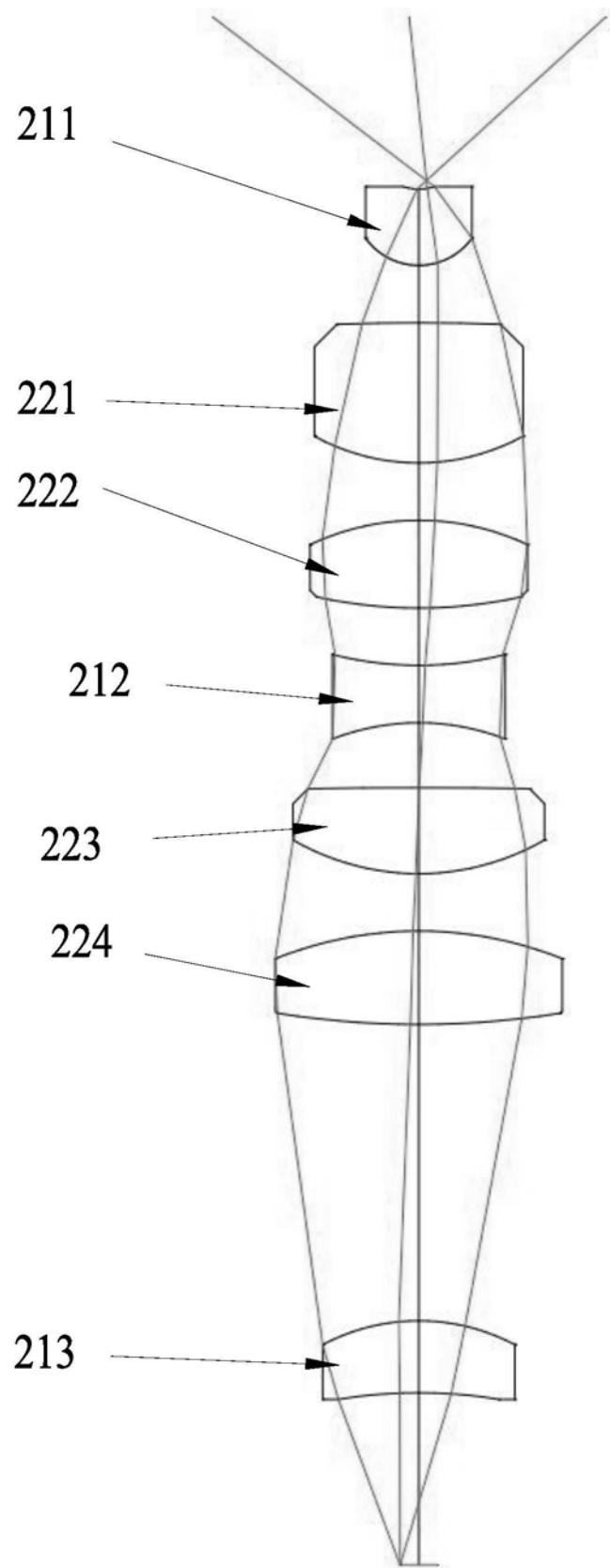


图2

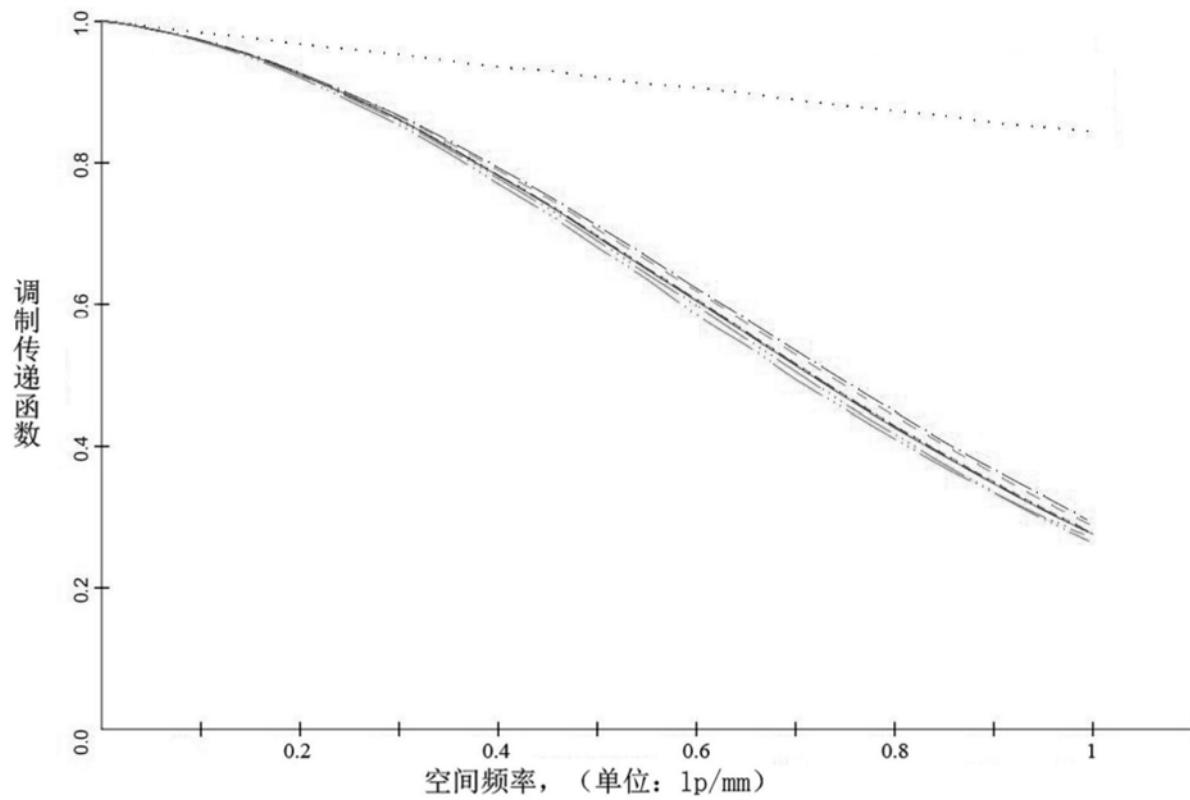


图3

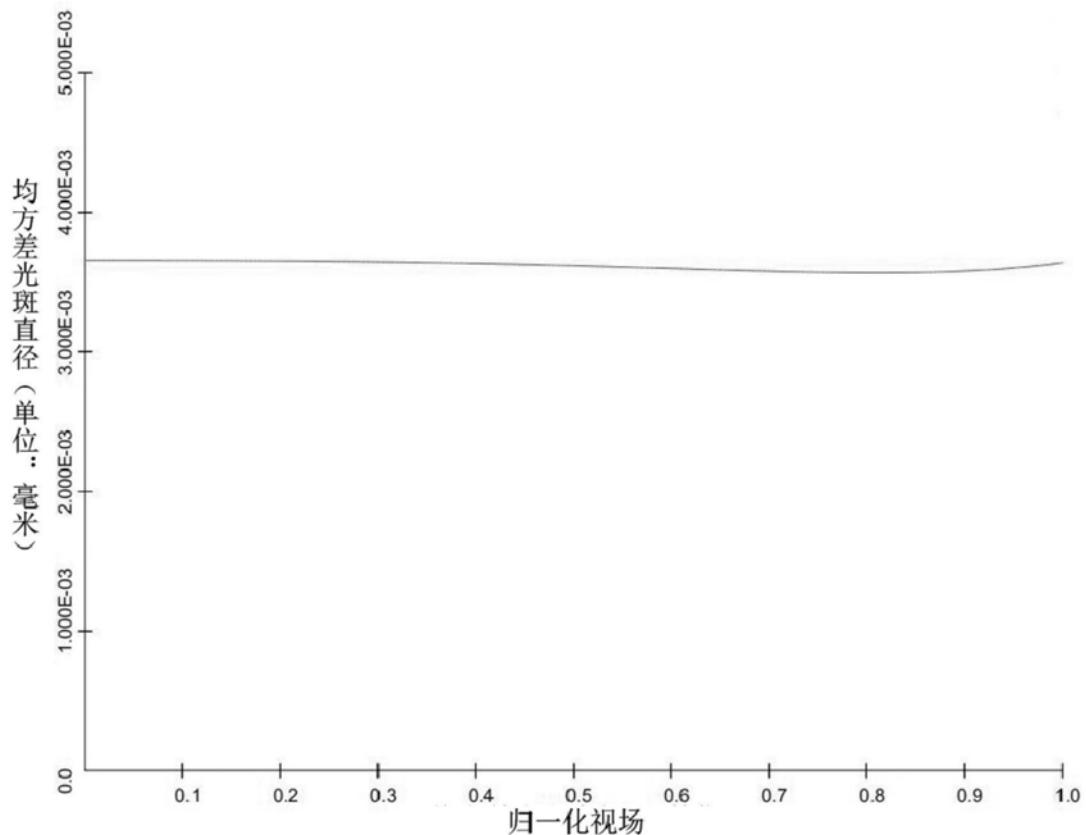


图4

211

212

231

232

233

213

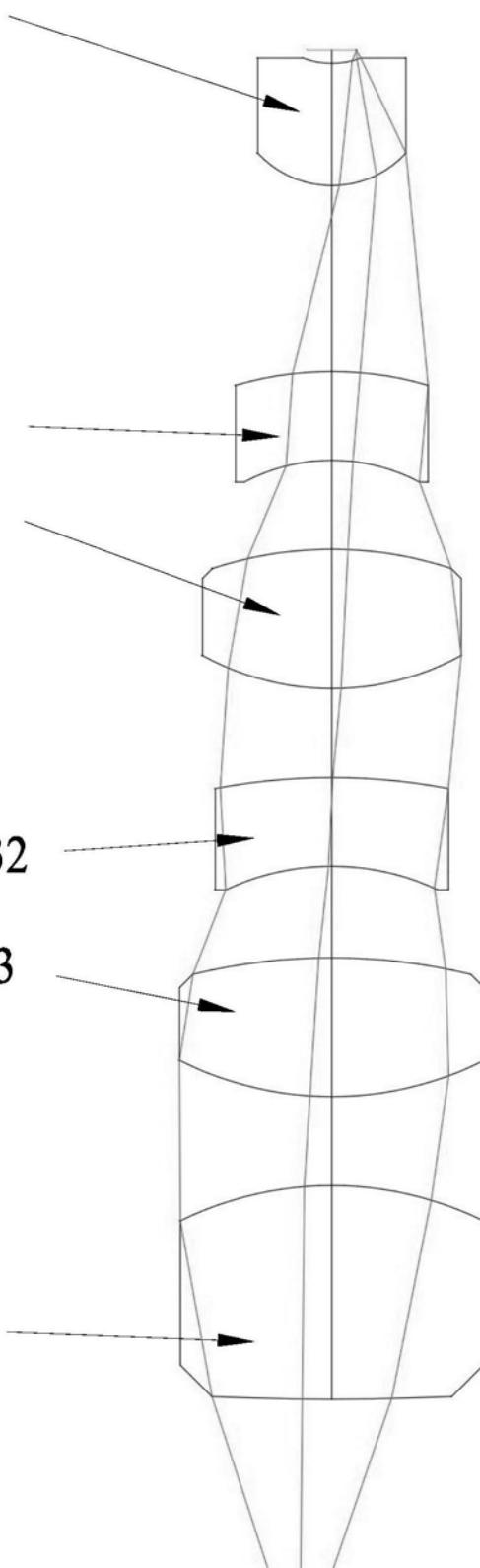
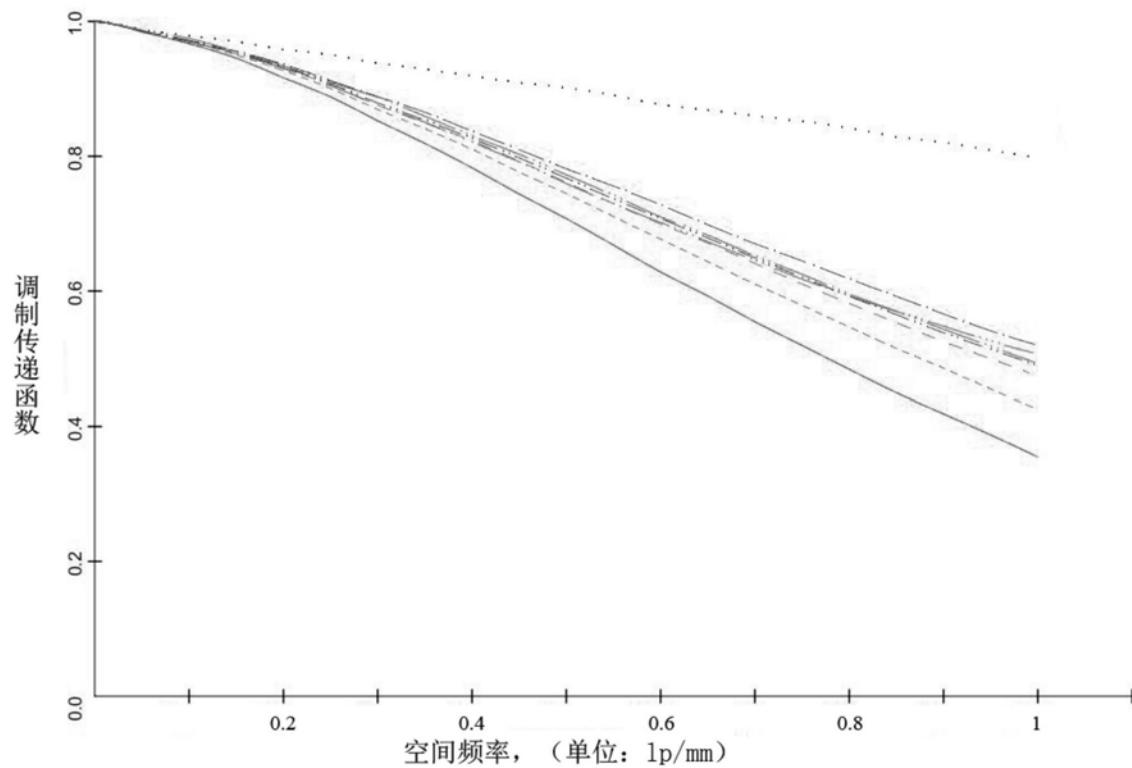


图5



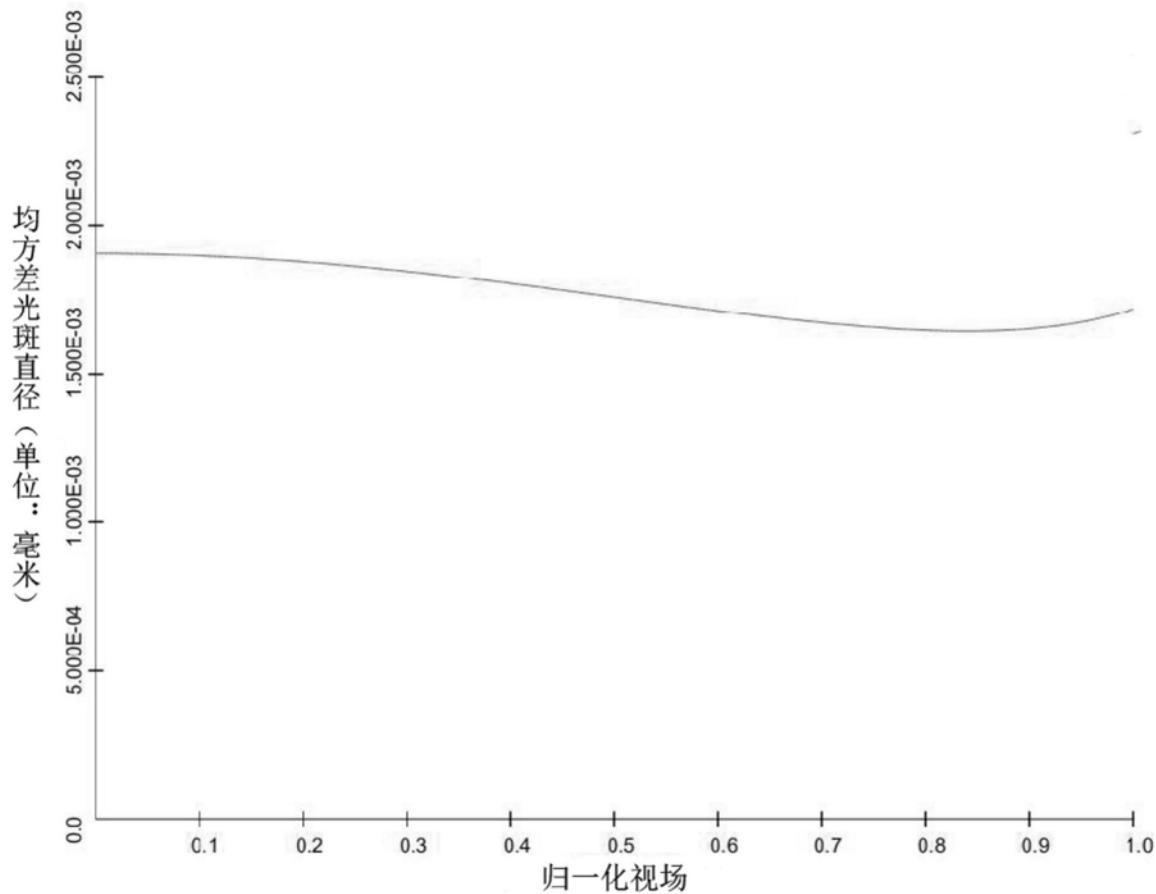


图7

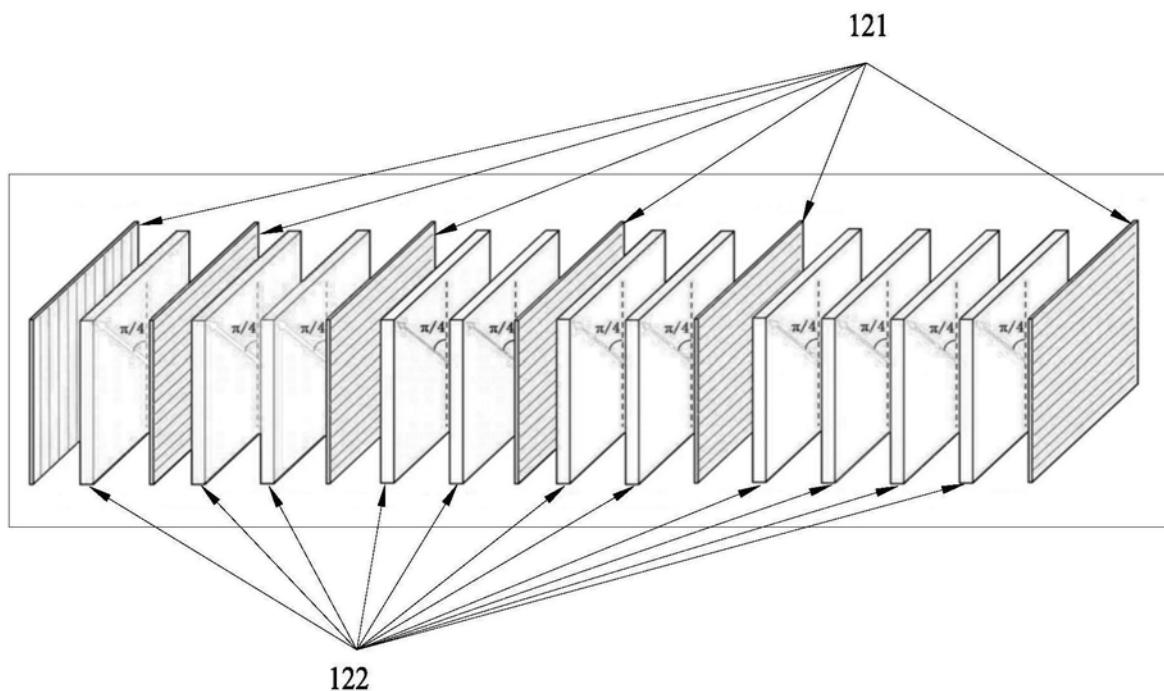


图8

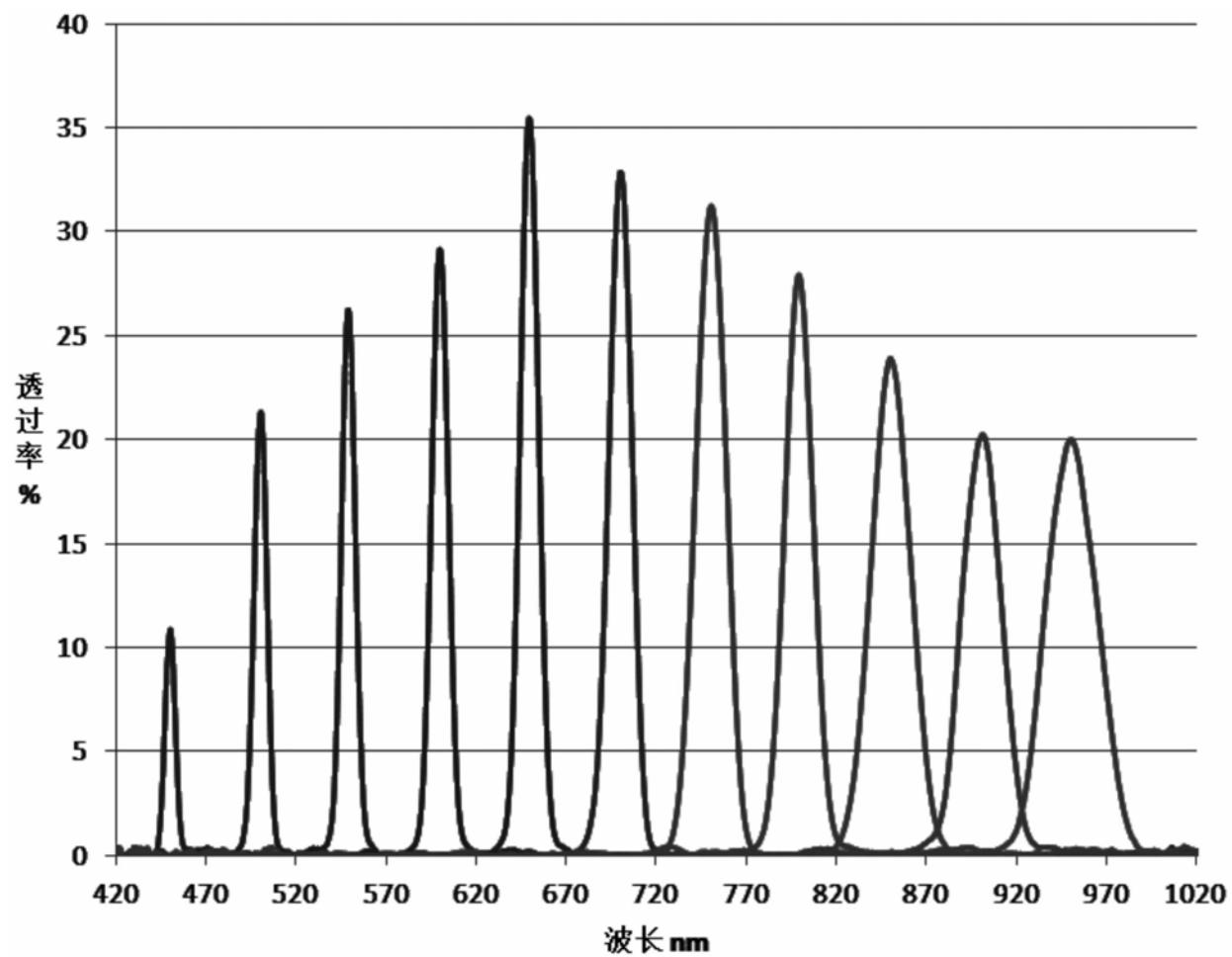


图9

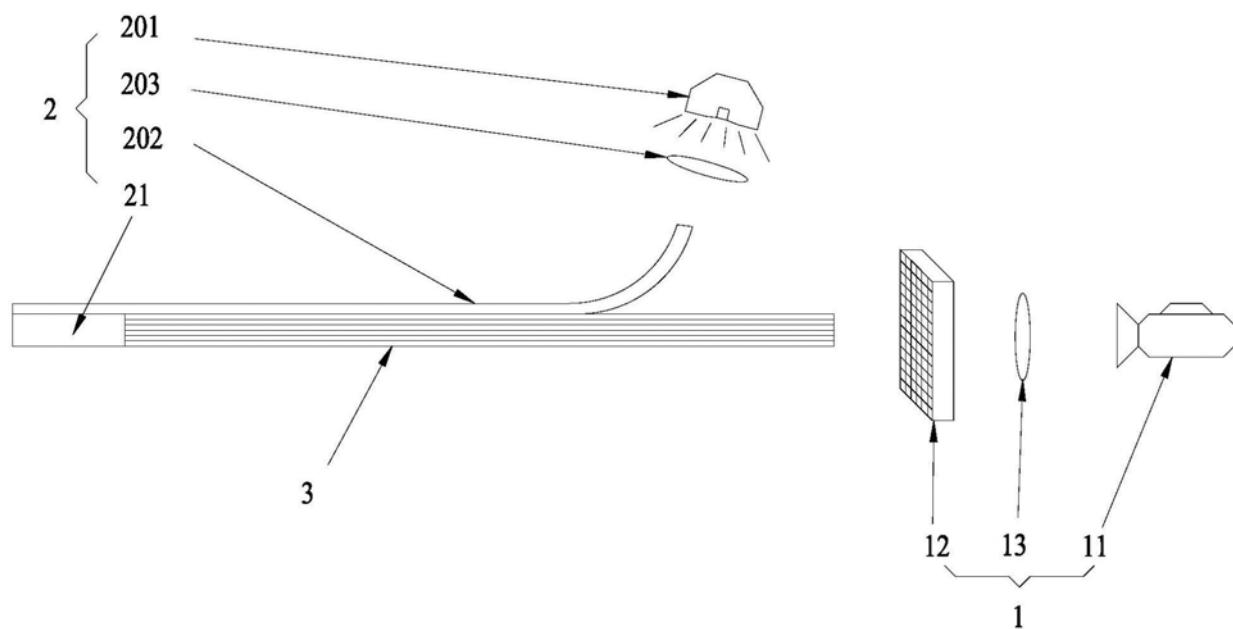


图10

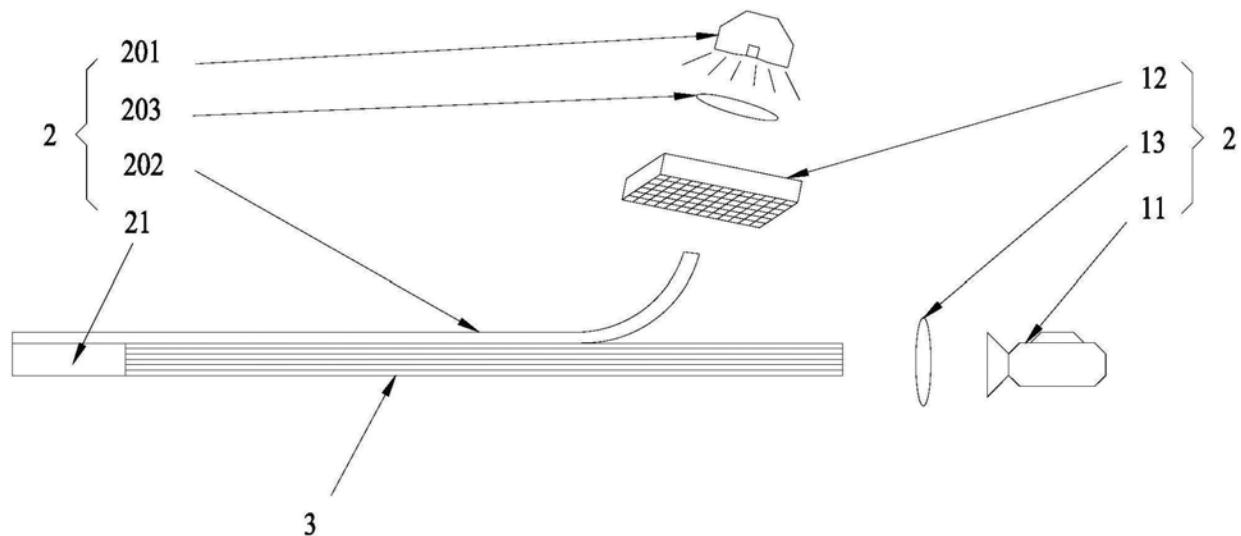


图11

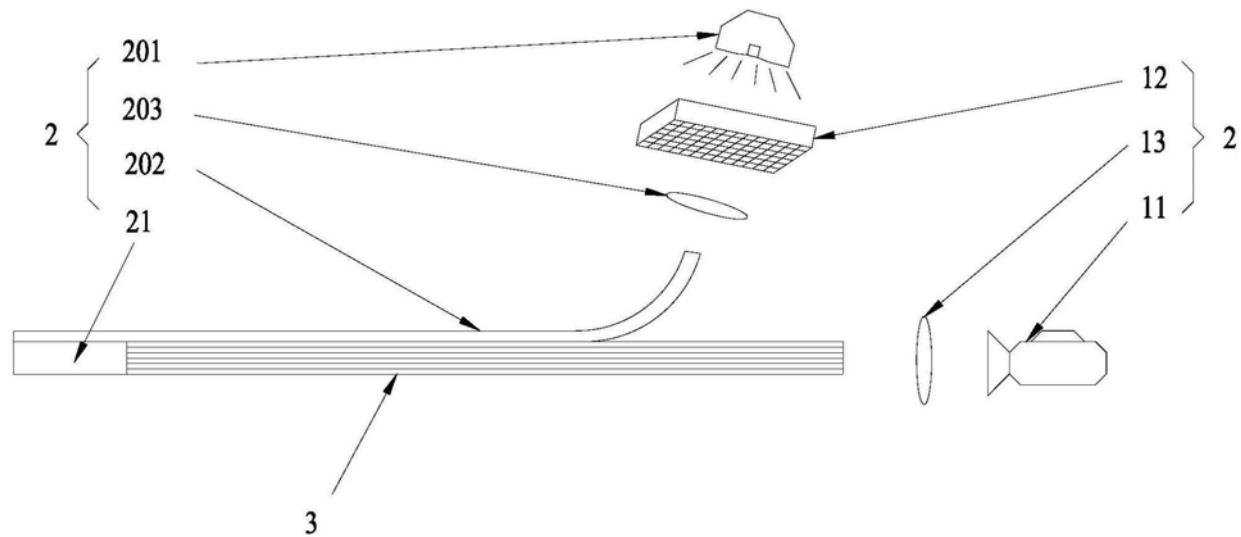


图12

专利名称(译)	一种高光谱内窥成像系统		
公开(公告)号	CN110859585A	公开(公告)日	2020-03-06
申请号	CN201911095675.8	申请日	2019-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市中达瑞和科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市中达瑞和科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市中达瑞和科技有限公司		
[标]发明人	赵辉 梁洪易 罗飞 梁朝阳		
发明人	赵辉 梁洪易 罗飞 梁朝阳		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/07 A61B5/00 G02B13/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00013 A61B1/00165 A61B1/00186 A61B1/05 A61B1/0661 A61B1/07 A61B5/0075 A61B5/0084 G02B13/00		
代理人(译)	曾文洪		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明适用于光学成像技术领域，提供了一种高光谱内窥成像系统，包括高光谱成像仪、内窥镜头和传像光纤束，内窥镜头包括光源和透镜组，透镜组用于对视场范围内的物体进行成像，高光谱成像仪包括成像相机和光学滤波器，成像相机用于对传像光纤束中传递的图像信息进行面阵成像，光学滤波器设置于光源的光路上。通过以面阵成像的方式直接获取二维图像的高光谱信息，使得整体设备更加简洁，体积重量小，提高了高光谱内窥成像系统的便携性，避免因光路复杂导致的加工过程复杂、实际使用中可靠性差等问题，由于不需要将扫描形成的线光信息转化为面光信息的过程，还具备控制程序简单、成像效率高且帧数更高等优点。

