

## 鼻黏膜纤毛显微内窥镜光学系统设计

王鑫<sup>1</sup>, 向阳<sup>1\*</sup>, 冯大伟<sup>1</sup>, 杨凯明<sup>1</sup>, 逢川<sup>2,3</sup>, 陈雷<sup>2,3</sup><sup>1</sup>长春理工大学光电工程学院, 吉林 长春 130022;<sup>2</sup>中国人民解放军总医院耳鼻咽喉头颈外科医学部, 北京 100039;<sup>3</sup>国家耳鼻咽喉疾病临床医学研究中心, 北京 100039

**摘要** 为了实现从前鼻孔进镜对鼻黏膜表面进行直接显微成像,从而进行无创性观察和测量在体鼻纤毛运动,设计了一种能够分辨鼻纤毛,并且带有30°视向角的变倍硬性显微内窥镜。所设计的硬性内窥镜系统物方数值孔径为0.15,分辨率为272 lp/mm,工作距离为3.00 mm,视向角为30°,物面高度为0.40 mm,系统总长度为205.62 mm,物方口径为4.65 mm,放大倍率为6×~10×。此鼻黏膜纤毛显微内窥镜将可以避免取材造成的纤毛功能损害和受试者痛苦,极大地提高纤毛相关疾病的临床诊断能力,成为助益纤毛领域科研和临床工作的重要突破。

**关键词** 医用光学; 鼻黏膜纤毛; 硬性内窥镜; 视向角; 变倍; 高分辨率

中图分类号 TH785

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS221613

## 1 引言

运动纤毛广泛分布在人体呼吸道黏膜表面,通过规律地朝特定方向摆动,实现清除黏膜表面黏液和病原微粒的防御功能,是呼吸道黏液纤毛清除功能(MCC)的动力来源<sup>[1]</sup>。当纤毛出现结构缺陷和功能障碍,将引起反复发作的呼吸道感染、鼻窦炎、中耳炎、肺炎和支气管扩张等一系列病理表现,严重影响患者健康和生活质量。

国内外许多学者曾致力于实现在体纤毛运动的观察和测量,但至今尚无行之有效的准确方法。2020年,Pang等<sup>[2]</sup>首次成功拍摄并报道了活体鼠鼻黏膜表面的大范围纤毛运动波影像,该研究直接在活体实验动物鼻黏膜上拍摄到大范围的纤毛运动影像,避免了取材过程和离体状态对纤毛运动的影响,是目前报道的最接近实际生理状态的在体鼻纤毛观察,并证实在体纤毛运动在摆动频率、时间稳定性以及对环境刺激的反应方面均不同于离体标本。但是该研究方法将实验动物麻醉后切除鼻腔外侧壁,并运用显微镜观察显露的鼻黏膜,其有创性也限制了该方法在人体的应用。

硬性内窥镜在微创手术中应用极为广泛,已经成为所有临床科室进行微创手术的不可缺少的手术器械<sup>[3]</sup>。相比于其他形式,内窥镜系统更多,且各个系统均能对像差进行校正,可实现更好的像质和更高的分辨率<sup>[4]</sup>。近年来光学工作者们不断对硬性内窥镜进行深入研究:2007年,向阳等<sup>[5]</sup>阐述了硬性内窥镜物镜、

转像系统以及目镜的一般结构,结合放大率公式,计算出内窥镜的外形尺寸并进行内窥镜设计;2010年,陈冲<sup>[6]</sup>设计了一种新式转像透镜和新式30°视向角棱镜,该系统的物方工作距离为50 mm,分辨率为12 lp/mm,全视场角为90°,光学系统有效孔径达5.8 mm;2013年,禹璐等<sup>[7]</sup>设计了一种大景深高清成像内窥镜,其物方工作距离为20 mm,分辨率优于21 lp/mm,全视场角为70°,无视向角,系统有效口径为2.7 mm;2018年,张树青等<sup>[8]</sup>设计了一种30°视向角的硬性内窥镜,视向棱镜采用全反射模式,物方工作距离为25 mm,分辨率为12 lp/mm,全视场角为80°,系统有效口径小于6 mm。

基于对鼻黏膜纤毛运动的研究以及传统硬性内窥镜设计,本文拟通过前鼻孔进镜对鼻黏膜表面进行直接显微成像,从而实现无创性观察和测量在体鼻纤毛运动。设计出一种带有30°视向角的变倍硬性显微内窥镜,与传统硬性内窥镜相比,所设计的内窥镜在小口径的前提下能实现更高的分辨率;采用目镜与变倍适配器一体化设计,可简化结构,校正像差。在设计过程中采用Zemax软件对镜头进行仿真,设计出的内窥镜系统物方分辨率可达272 lp/mm,最终调制传递函数(MTF)可达到衍射极限。

## 2 硬性显微内窥镜光学系统设计

所提出的硬性内窥镜带有30°视向角,具有高分辨率、可变倍等特点,可用于直接观察鼻黏膜纤毛的结构

收稿日期: 2022-08-15; 修回日期: 2022-09-17; 录用日期: 2022-09-22; 网络首发日期: 2022-10-08

通信作者: \*xycom@163.com

和运动状态。系统整体结构与其承担的放大倍率如下:物镜系统,承担的放大倍率为 $2\times$ ;中继系统,承担的放大倍率为 $1\times$ ;目镜系统与变倍适配器系统相结合,承担的放大倍率为 $3\times\sim 5\times$ ,可根据实际需要调节放大倍数。本设计的难点一在于在限制口径的前提下,内窥镜分辨率与工作距离有直接关系,分辨率越高,工作距离越小,而分辨率越低,工作距离越大,因此设计过程中要对工作距离和分辨率进行综合考量,最终保证在令分辨率尽可能高的同时工作距离又在可接受范围之内;难点二在于带有 $30^\circ$ 视向棱镜的内窥镜口径比 $0^\circ$ 视向角的内窥镜口径要大得多,因此设计过程中要尽量控制入射棱镜及出射棱镜光线的口径及角度,使棱镜外接圆口径最小化;难点三在于本设计中内窥镜具有的放大作用增加了系统场曲,单独设计目镜

与适配器连接,不能达到场曲最小化,因此提出目镜与适配器一体化设计,从而最大化校正场曲及其他像差。

### 2.1 $30^\circ$ 视向角硬性内窥镜物镜设计

为了最大限度地减少患者的痛苦,设计物镜时,在保证物方分辨率的前提下,减小内窥镜光学系统的口径是重要需求。给口径增加巨大负担的视向棱镜,主要分为折射式棱镜和反射式棱镜,其中折射式棱镜易引入各种像差,且光线偏折角度小,不适用于大视向角内窥镜。本设计中引入反射式棱镜来实现内窥镜物镜 $30^\circ$ 转向,图1(a)为所设计棱镜的正视图。线AB与线CD所在表面镀反射膜,入射光线与出射光线成 $30^\circ$ 角。图1(b)为视向棱镜右视图,其外接圆直径为4.65 mm,使得包含该内窥镜物镜组的整体结构能顺利作用于直径为6 mm的活检通道。

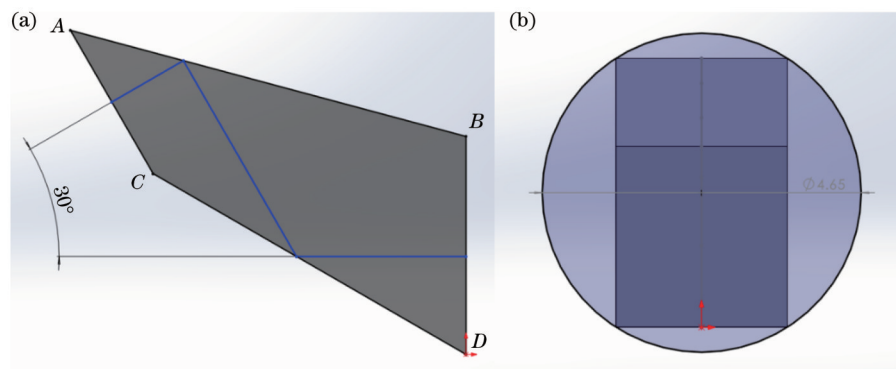


图1 视向棱镜结构图。(a)视向棱镜正视图;(b)视向棱镜右视图

Fig. 1 Structure diagrams of the prism viewing direction. (a) Front view of the prism viewing direction; (b) right view of the prism viewing direction

显微镜的分辨率用能够分辨出的相邻两个物点的最小距离表示,式(1)为两个自发光点的分辨率表达式。Helmholtz和Abbe研究不发光的点(即被照明的点)后,给出了相应的分辨率计算公式<sup>[9]</sup>——式(2)。本设计中采用环形光纤直接照明方式,被观察物体并不发光,因此采用式(2)计算此显微内窥镜物方分辨率。

$$\sigma_1 = \frac{0.61\lambda}{NA}, \quad (1)$$

$$\sigma_2 = \lambda/NA, \quad (2)$$

式中: $\sigma_1$ 为自发光点物方分辨距离; $\sigma_2$ 为不发光点物方分辨距离; $\lambda$ 为工作波长; $NA$ 为物方数值孔径。

纤毛长为 $5\sim 10\ \mu\text{m}$ <sup>[10]</sup>,纤毛细胞根据其细胞极性在整个呼吸道中协调排列,每个纤毛细胞表面约有 $200\sim 300$ 根纤毛<sup>[11]</sup>,将平均最小长度 $5\ \mu\text{m}$ 、 $\lambda$ 取中间波长 $0.55\ \mu\text{m}$ 代入式(2)得到 $NA$ 为0.11。由式(2)可知, $NA$ 数值越大,可分辨的距离越小,分辨率越高,最终给定的物方数值孔径 $NA$ 为0.15,避免实际加工过程中必然会存在的加工误差,给足余量。利用Zemax软件进行仿真分析,对各项指标进行综合考虑, $30^\circ$ 视向角硬性内窥镜物镜的最终设计要求如表1所示。

表1 硬性内窥镜物镜的设计要求

Table 1 Design requirements of rigid endoscope objective

System parameter	Value
Angle of view $\theta / (^\circ)$	30
Field of view $2y / \text{mm}$	0.40
Square numerical aperture $NA$	0.15
Lens diameter $C / \text{mm}$	$< 5.00$
Working distance $d / \text{mm}$	3.00
Wavelength $\lambda / \text{nm}$	486-656
Magnification	$2\times$

采用式(2)计算得到此显微内窥镜物方最小分辨距离为 $3.67\ \mu\text{m}$ ,分辨率达 $272\ \text{lp}/\text{mm}$ ,足以分辨 $5\ \mu\text{m}$ 距离以外的鼻黏膜纤毛。内窥镜整体放大倍率为 $6\times\sim 10\times$ ,为减轻内窥镜目镜与适配器部分的变倍压力,给定内窥镜物镜放大倍率为 $2\times$ 。

物镜采用由4片透镜组成,入瞳直径为 $0.56\ \text{mm}$ , $F$ 数为3.86的初始结构。由于内窥镜物镜第一片镜片裸露在外部,为保护第一片镜片不受磨损,从而保证内窥镜有长期稳定的成像性能,将第一片镜片改为耐磨性能较好的蓝宝石玻璃<sup>[11]</sup>。内窥镜物镜系统需要与

中继系统结合,且在结合过程中,必须遵循光瞳匹配原则,即物镜系统出瞳和中继系统入瞳相互重合,以降低光在各光组中传递时的光能损失。通常情况下,将内窥镜中继系统设计为双远心光路,入瞳位于物方无穷远处;根据光瞳匹配原则,物镜出瞳应位于像方无穷远处,其设计光路为像方远心光路。因此在物镜设计过程中,要着重控制像方远心度,本设计中以 $0^\circ$ 为目标值进行优化。在物镜设计之初,并不是将其直接插入棱镜进行优化,而是使用平行平板代替棱镜,使用REAY操作数控制各光线入射以及出射平行平板高度,使得经过平行平板光线接近平行且口径缩小后能够插入棱镜。4片透镜不足以使得成像质量达到最佳,因此在原来基础上添加5片透镜以满足需求,并利用Zemax软件对各个参数进行调整和优化后, $30^\circ$ 视向角硬性内窥镜物镜的光学结构如图2所示。系统物面高度为0.40 mm,像面高度为0.80 mm,最大口径为4.65 mm,总长度为15.03 mm,像方远心度趋于0,成

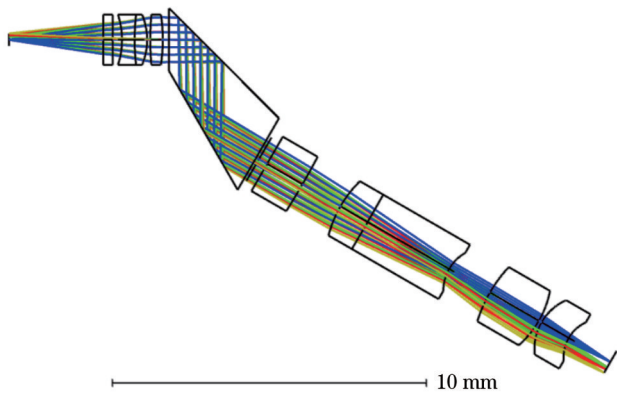


图2 内窥镜物镜光学结构

Fig. 2 Optical structure of endoscope objective lens

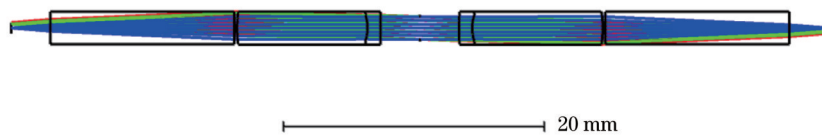


图3 单组棒状镜光学结构

Fig. 3 Optical structure of a single set of rod mirrors

### 2.3 硬性内窥镜目镜与变倍适配器系统一体化设计

传统硬性内窥镜通常只由物镜系统、中继系统和目镜系统三部分组成,如有照相或录像需求,会将另外匹配相应的适配器系统连接到图像传感器,进而成像到显示器,此时,内窥镜与适配器系统是两个分离的部分。本设计无目视需求,并想要成像于显示器,因此提出目镜与变倍适配器系统一体化设计方法。首先,单独设计目镜系统和变倍适配器系统,使得各部分调制传递函数达到最佳;然后,把两个系统连接起来进行整体优化,此过程重点优化畸变及场曲,使之最小化。此方法既简化了结构,降低了加工成本,又能在一体化设

计过程中更好地校正像差。

### 2.2 硬性内窥镜中继系统设计

中继系统一般采用HOPKINS透镜,且为双远心结构<sup>[6]</sup>,其优点在于:HOPKINS棒状镜长度远大于内窥镜口径,有利于安装和固定;其完全对称式结构,可以实现等比例传像;每组棒状镜左右两侧的垂轴像差大小相等,符号相反,可自动消减。缺点为轴向像差在此过程中进行倍增,如球差、轴向色差、像散和场曲等<sup>[12]</sup>。

场曲过大,使得像面上各点不能同时清晰成像,即中间清晰、边缘模糊,或边缘清晰、中间模糊。为了解决场曲过大问题,本设计把三胶合中的一片负透镜与整体分离,使之变为厚透镜并进行优化。此方法不仅可以减小场曲,也能使单组棒状镜增长,从而减少整体镜片数量,降低成本及安装误差。单组棒状镜的放大倍率为 $-1\times$ ,对于有目视需求的硬性内窥镜来说,通常使用奇数组棒状镜,可在目镜后得到正像。本设计无目视需求,且多组棒状镜会使得场曲叠加,内窥镜又不能过短,因此选用两组棒状镜组合为中继系统。中继系统设计要根据物镜系统来确定,工作波长仍为可见光;中继系统物方线视场为物镜系统像高,即0.8 mm;中继系统物方NA值为物镜系统像方NA'值,由物像方NA关系——式(3)可计算出物镜系统像方NA'为0.075。在使用Zemax软件设计的过程中,要留出余量,给定中继系统物方全线视场为0.84 mm,物方NA为0.08。单组棒状镜经调整和优化后,光学结构如图3所示。系统像面高度为0.84 mm,最大口径为2.52 mm,总长度为59.64 mm,双远心结构,成像质量达衍射极限。

$$NA = \beta \cdot NA', \quad (3)$$

式中: $\beta$ 为放大倍率。

计过程中更好地校正像差。

#### 2.3.1 目镜系统设计

采用反向光路设计方法单独设计目镜,即光线平行入射,经透镜会聚成像。此时反向目镜参数要与中继系统的成像参数对应,像高同样给出余量,设为0.82 mm。传统目镜的出射光束直接进入人眼的瞳孔,人眼瞳孔的直径一般在2~4 mm内变化,此系统无需目视,入瞳直径给定2 mm即可。目镜焦距的常用范围为15~30 mm,为缩短系统长度,焦距给定10 mm。根据光瞳匹配原则,本设计使用像方远心光路,同样以 $0^\circ$ 像方远心度为目标进行优化设计。采用

由 3 片透镜组成的目镜作为初始结构,经过对各参数的调整和优化,最终的目镜系统结构如图 4 所示,其最

大口径为 3 mm,总长度为 21.48 mm,成像质量达衍射极限。

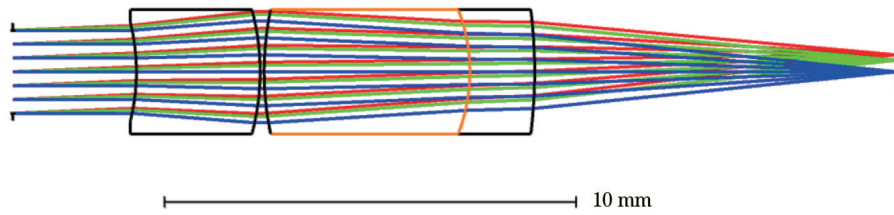


图 4 目镜系统光学结构

Fig. 4 Optical structure of eyepiece system

### 2.3.2 变倍适配器系统设计

单独设计变倍适配器时,光线平行入射,焦距在一定范围内连续变化,经透镜会聚成像,像面位置保持不变,通常以改变透镜组之间的距离来实现焦距的连续变化。此时变倍适配器系统参数要与目镜系统参数对应,入瞳直径及视场角给出余量,给定入瞳直径为 2.1 mm,全视场角为 6°,内窥镜整体放大倍率为 6×~10×,内窥镜的物镜放大倍率为 2×,那么目镜与适配器系统放大倍率为 3×~5×。使用三档变焦结构,短焦、中焦、长焦放大倍率依次为 3×、4×、5×。根据式(4)可计算得到短中长焦三组结构的焦距依次为 30、40、50 mm。

$$f' = -\beta f, \quad (4)$$

式中: $f'$ 为适配器焦距; $f$ 为目镜焦距。

采用由 12 片透镜组成的变焦镜头作为初始结构,原结构中镜片太多,为节约成本,决定减少部分镜片;由于适配器后方要连接图像传感器,设计过程中要给出合适的装配距离,最后一片镜面到像面的距离给定为 12.5 mm。经过对各参数的调整和优化,最终的变倍适配器系统结构如图 5 所示,其中第一、第二透镜组成前固定组,第三、第四透镜组成变倍组,第五透镜组成中固定组,第六、第七透镜组成补偿组,第八透镜组成后固定组。变倍组主要用于改变光学系统的焦距,补偿组用于保持像平面位置固定,它们不同形式的组合影响光学系统总倍率的变化<sup>[13]</sup>。变倍适配器的最大口径为 4.82 mm,总长度为 47.12 mm,三组结构成像质量均达衍射极限。

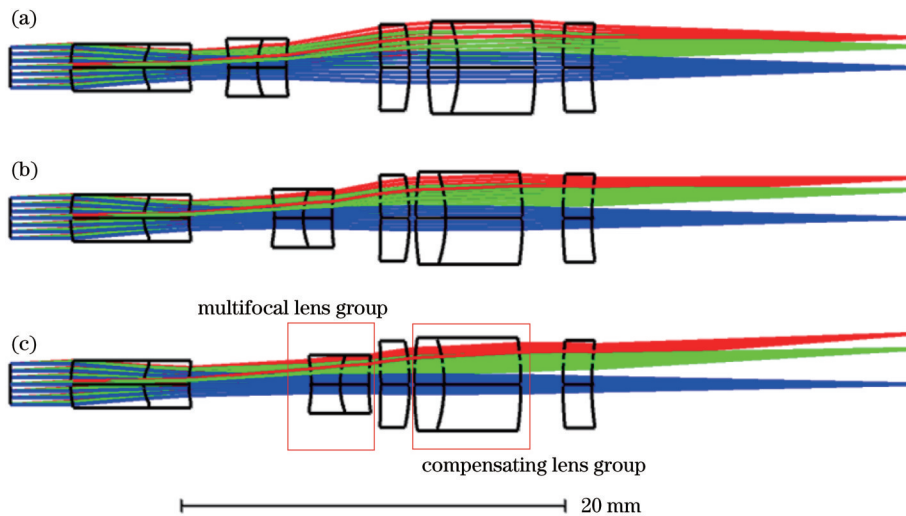


图 5 变倍适配器系统光学结构。(a)短焦;(b)中焦;(c)长焦

Fig. 5 Optical structure of multiplication adapter system. (a) Short focal; (b) medium focal; (c) long focal

### 2.3.3 目镜与变倍适配器系统一体化设计

目镜与变倍适配器系统一体化设计,需把设计好的目镜翻转,再与适配器系统连接,此结构可等效为显微镜,其原理如图 6 所示。

此时,目镜像高作为等效显微镜物方线视场,即 0.82 mm,物方数值孔径对应中继系统像方数值孔径,根据式(3)得出等效显微镜物方数值孔径为 0.08,

通过式(5)可算出 3 种倍率下等效显微镜的像高,分别为 2.46、3.28、4.10 mm。优化过程中可用像高操作数控制倍率,以进一步优化场曲和畸变,经过对各参数的调整和优化,等效显微镜的最终结构如图 7 所示,成像质量可达衍射极限。

$$y' = \beta y, \quad (5)$$

式中: $y'$ 为等效显微镜像高; $y$ 为等效显微镜物高。

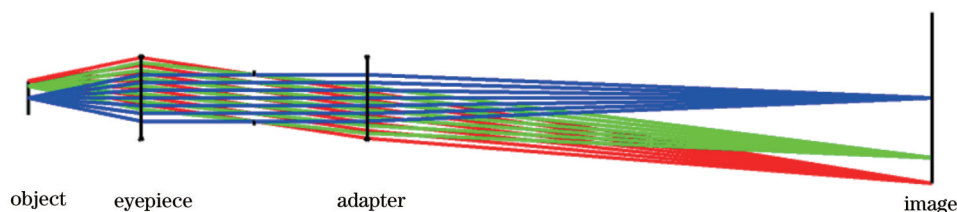


图 6 显微物镜原理图

Fig. 6 Schematic of microscopic objective

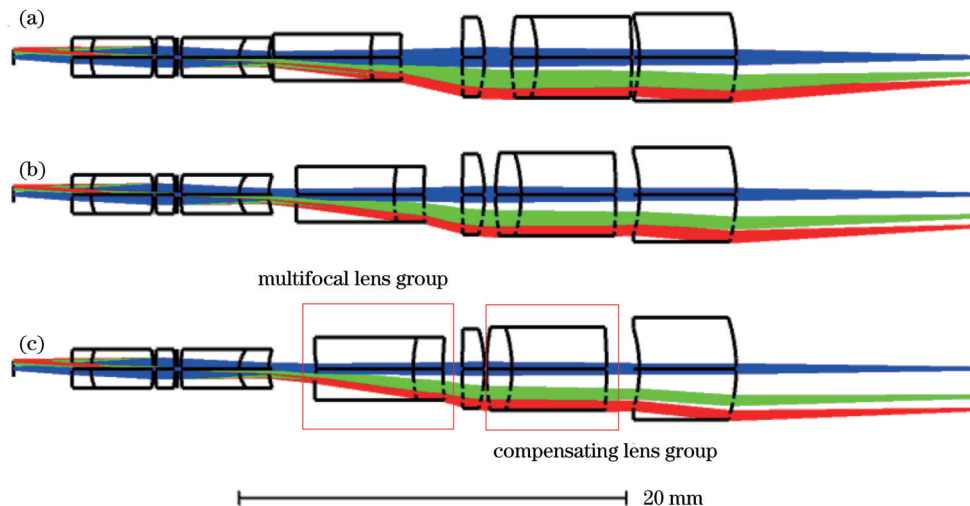


图 7 等效显微物镜结构图。(a)短焦；(b)中焦；(c)长焦

Fig. 7 Structure diagrams of equivalent microscopic objective. (a) Short focal; (b) medium focal; (c) long focal

### 2.4 硬性内窥镜整体优化设计

要想获得完整的硬性内窥镜光学系统,必须把各部分结构连接起来。虽然在单独优化过程中各部分均达到衍射极限,但结合起来后,整体像质会严重下降,尤其是轴向像差,由于叠加作用,下降更为明显。因此在连接过程中,也要进行多次优化,此过程主要分为以下几个阶段。首先,各部分按照物镜系统、中继系统、目镜系统、适配器系统顺序进行一一对应连接,连接过程中进行简单优化,保证各像面位置处于空气中,且为了避免光能损失,各像面仍然使用操作数 RAID 控制远心度,连接后内窥镜采用像面高度控制系统放大倍率,短焦、中焦、长焦像高分别为 2.4、3.2、4.0 mm;然后,对连接好的光学系统进行深度优化,使用 FCGS、DIMX 操作数减小场曲和畸变;最后,使用 MNCG、MNEG、MNCA、MNEA、TTHI 等操作数调节玻璃厚度和空气间隔,控制变倍组与补偿组两侧空气间隔,使之大于 3 mm,因此为机械制图留出足够空间,使之达到可加工及装配水平,最终得到良好的设计结果。

## 3 设计结果与评价

### 3.1 设计结果

整体优化设计后,结构如图 8 所示,其中图 8(a)为物镜系统与中继系统组合,图 8(b)~(d)分别为后接短

焦、中焦、长焦结构,图 8(a)与图 8(b)组合为 6× 显微内窥镜,图 8(a)与图 8(c)组合为 8× 显微内窥镜,图 8(a)与图 8(d)组合为 10× 显微内窥镜。物方数值孔径为 0.15,工作距离为 3 mm,物面高度为 0.4 mm,视向角为 30°,工作波长为可见光波段,透镜表面为标准球面,系统总长 205.62 mm,物方口径为 4.65 mm,总体口径小于 7.40 mm,后截距为 12.50 mm,放大倍率为 6×~10×。

### 3.2 像质分析

本设计选用 MTF 曲线、点列图、场曲畸变图作为系统的像质评价标准,从而判定优化后的成像质量。

系统物方工作距离为 3 mm,可分辨 3.67 μm 线对距离,放大倍率 6×、8×、10× 时,系统像方可分辨 22.02、29.36、36.70 μm 线对距离,此时 MTF 在分辨率为 45、34、27 lp/mm 时大于 0.2 即可。整体优化后 MTF 曲线如图 9 所示,其中 T 表示子午方向,S 表示弧矢方向。图 9(a)展示了放大倍率为 6× 时的 MTF 曲线,45 lp/mm 分辨率对应的 MTF 为 0.351,高于 0.2;图 9(b)展示了放大倍率为 8× 时的 MTF 曲线,34 lp/mm 分辨率对应的 MTF 为 0.347,高于 0.2;图 9(c)展示了放大倍率为 10× 时的 MTF 曲线,27 lp/mm 分辨率对应的 MTF 为 0.352,高于 0.2。可见,3 种放大倍率下 MTF 曲线均达到衍射极限。

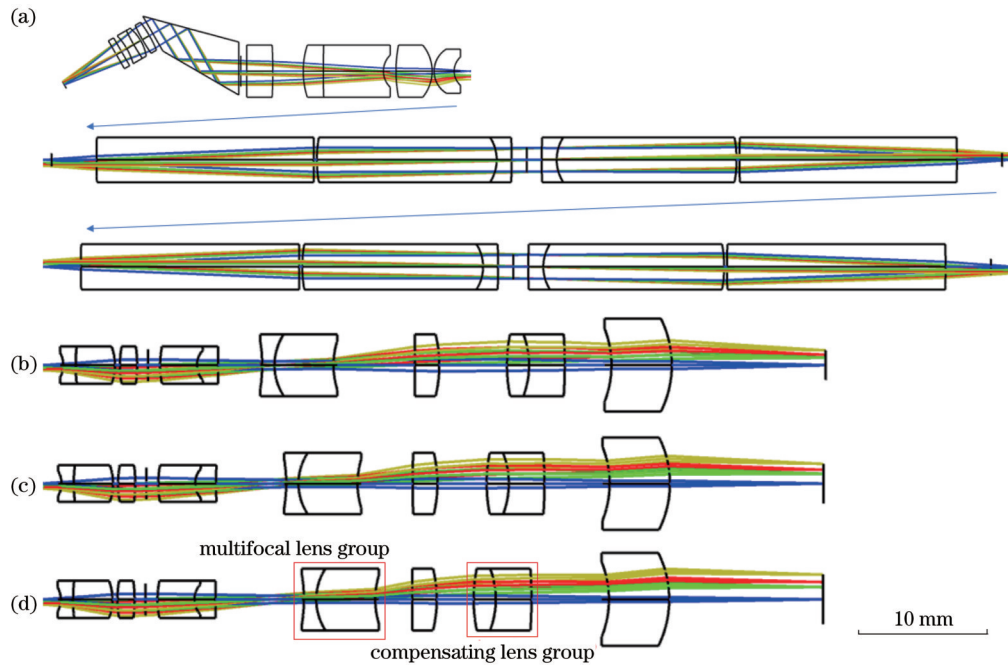


图 8 整体优化结构图。(a)物镜系统与中继系统结合;(b)后接短焦结构;(c)后接中焦结构;(d)后接长焦结构

Fig. 8 Overall optimization structure diagrams. (a) Combination of objective lens system and relay system; (b) rear short focal structure; (c) rear medium focal structure; (d) rear long focal structure

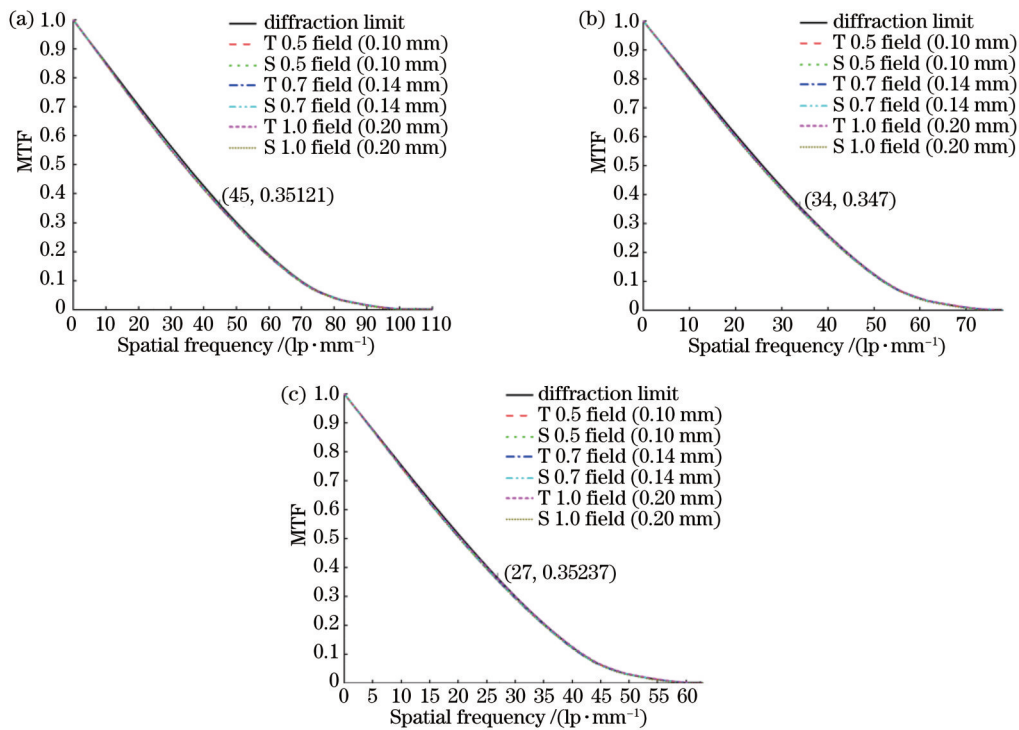


图 9 MTF 曲线。(a)短焦 MTF;(b)中焦 MTF;(c)长焦 MTF

Fig. 9 MTF curves. (a) Short focal MTF; (b) medium focal MTF; (c) long focal MTF

系统点列图如图 10 所示。图 10(a)为短焦点列图,艾里斑半径为  $14.37 \mu\text{m}$ ,各视场方均根(RMS)半径小于  $2.79 \mu\text{m}$ ;图 10(b)为中焦点列图,艾里斑半径为  $19.21 \mu\text{m}$ ,各视场 RMS 半径小于  $3.61 \mu\text{m}$ ;图 10(c)为长焦点列图,艾里斑半径为  $23.97 \mu\text{m}$ ,各视场 RMS 半径小于  $4.41 \mu\text{m}$ 。三组态各视场 RMS 半径均远小

于艾里斑半径,进一步证明成像质量达衍射极限。

系统场曲畸变图如图 11 所示。图 11(a)为短焦场曲畸变图,最大场曲为  $0.34 \text{ mm}$ ,小于焦深  $0.88 \text{ mm}$ ;图 11(b)为中焦场曲畸变图,最大场曲为  $0.55 \text{ mm}$ ,小于焦深  $1.60 \text{ mm}$ ;图 11(c)为长焦场曲畸变图,最大场曲为  $0.89 \text{ mm}$ ,小于焦深  $2.40 \text{ mm}$ 。三组态畸变均小

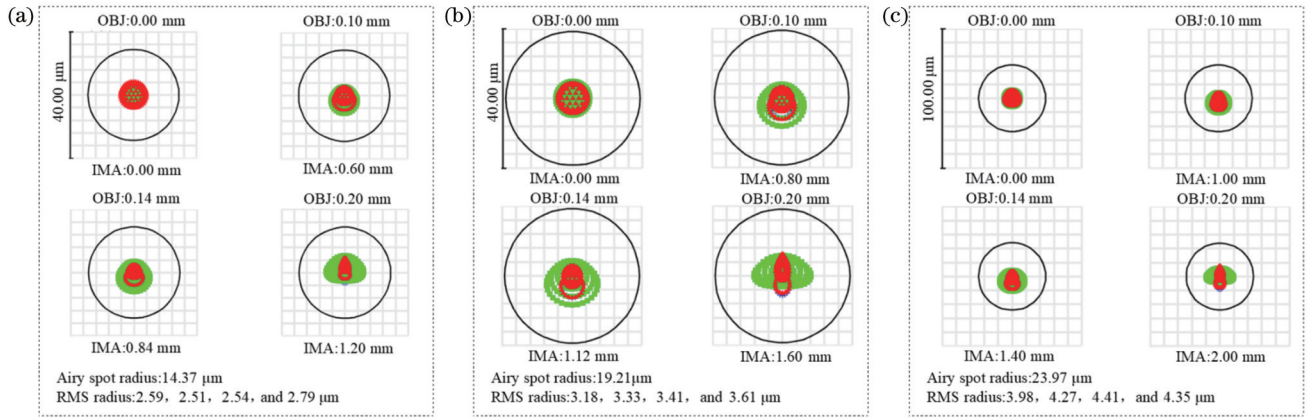


图 10 点列图。(a)短焦点列图;(b)中焦点列图;(c)长焦点列图

Fig. 10 Spot diagrams. (a) Short focal spot diagram; (b) medium focal spot diagram; (c) long focal spot diagram

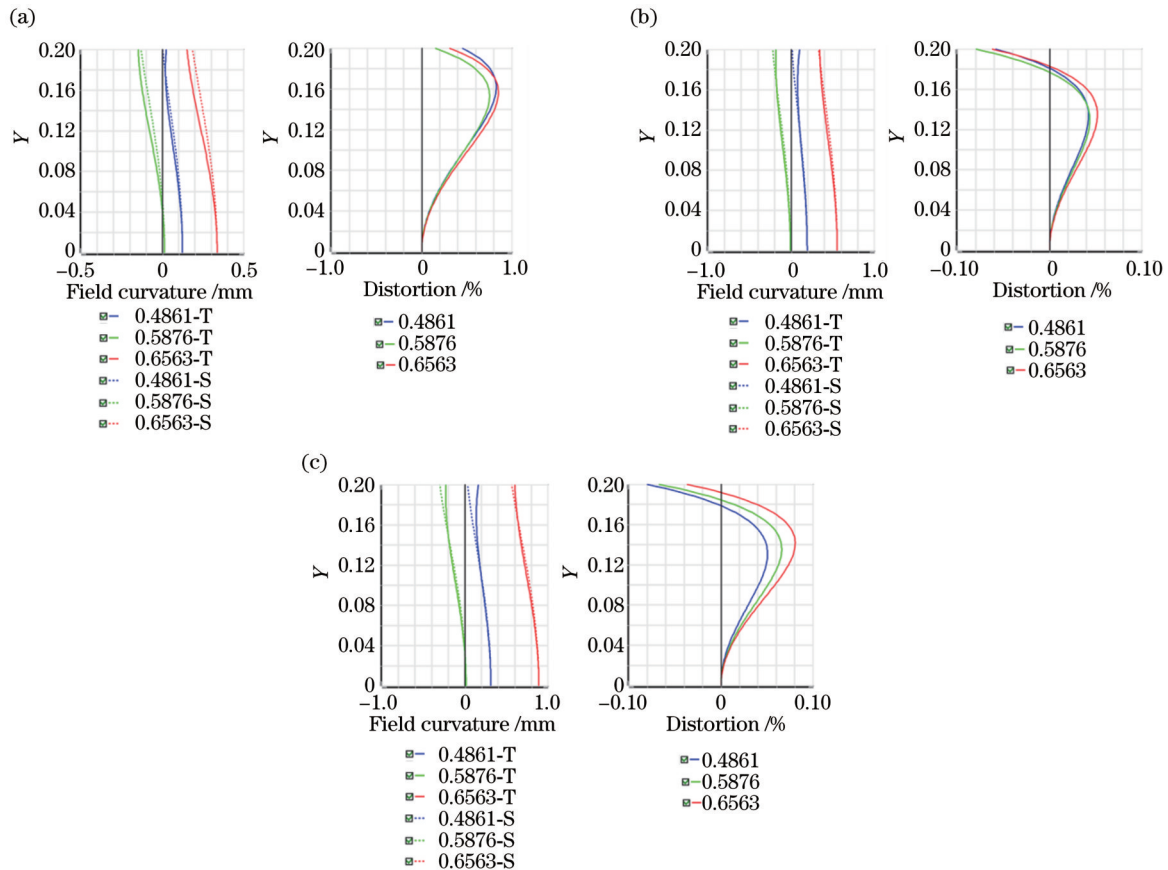


图 11 场曲畸变图。(a)短焦场曲畸变图;(b)中焦场曲畸变图;(c)长焦场曲畸变图

Fig. 11 Field curvature and distortion diagrams. (a) Short focal field curvature and distortion diagram; (b) medium focal field curvature and distortion diagram; (c) long focal field curvature and distortion diagram

于 0.10%，对成像影响极其微小。

### 3.3 公差分析

公差分析在光学设计过程中极其重要，主要是通过确定透镜各参量允许误差，以满足性能要求与达到生产成本最小化<sup>[14]</sup>。公差分析参数一般包括光学元件的光圈、厚度、偏心、倾斜、折射率、阿贝误差、不规则度等，结合以往经验以及目前能达到的加工水平，给定的

公差容限值如表 2 所示。

根据以上公差容限值对光学系统进行蒙特卡罗公差分析，短焦、中焦、长焦公差分析结果见表 3。短焦 MTF 在 45.41 lp/mm 时有 90% 超过 0.2411，中焦 MTF 在 34.06 lp/mm 时有 90% 超过 0.2494，长焦 MTF 在 27.25 lp/mm 时有 90% 超过 0.2555，均可在公差要求范围内进行加工和使用。

表 2 公差容限值  
Table 2 Tolerance value

Tolerance	Range
Radius	2 rings
Thickness	0.0375
X direction surface parallel eccentricity	0.01
Y direction surface parallel eccentricity	0.01
X direction element parallel eccentricity	0.01
Y direction element parallel eccentricity	0.01
X direction surface tilt eccentricity	0.016°
Y direction surface tilt eccentricity	0.016°
X direction element tilt eccentricity	0.016°
Y direction element tilt eccentricity	0.016°
Refractive index	0.001
Abbe number	0.1
Degree of irregularity	0.5

表 3 公差分析结果  
Table 3 Tolerance analysis results

Probability / %	Short focal MTF threshold	Medium focal MTF threshold	Long focal MTF threshold
90	$\geq 0.24112795$	$\geq 0.24939491$	$\geq 0.25553497$
80	$\geq 0.26500962$	$\geq 0.27334284$	$\geq 0.27568140$
50	$\geq 0.31212522$	$\geq 0.31387543$	$\geq 0.31762968$
20	$\geq 0.34402264$	$\geq 0.34406522$	$\geq 0.34734586$
10	$\geq 0.35464655$	$\geq 0.36532988$	$\geq 0.36915205$

## 4 结 论

针对现有鼻黏膜纤毛运动评估方法的有创性且不准确,提出一种经前鼻孔进镜对鼻黏膜表面进行直接显微成像的观察方法,从而实现无创性观察和测量在体鼻纤毛运动。采用一体化设计方法设计了一种带有 30° 视向角、高分辨率、变倍硬性显微内窥镜系统。该系统通过在视向棱镜进行二次反射,达到 30° 视向角的目的,工作波长为可见光波段,系统工作距离为 3 mm,分辨率为 272 lp/mm,物面高度为 0.4 mm,物方口径为 4.65 mm,放大倍率为  $6\times\sim 10\times$ 。对像质进行评价,3 种结构弥散斑均小于艾里斑,MTF 曲线达到衍射极限。对公差进行分析,结果表明符合加工条件。所设计内窥镜系统对于鼻黏膜纤毛的无创性在体观察和研究具有重要意义。

### 参 考 文 献

- [1] Tilley A E, Walters M S, Shaykhiev R, et al. Cilia dysfunction in lung disease[J]. Annual Review of Physiology, 2015, 77: 379-406.
- [2] Pang C, An F W, Yang S M, et al. *In vivo* and *in vitro* observation of nasal ciliary motion in a guinea pig model[J]. Experimental Biology and Medicine, 2020, 245(12): 1039-1048.
- [3] 石国华. 内窥镜技术发展简述[J]. 医疗保健器具, 2005, 12(S1): 53.  
Shi G H. Brief introduction of endoscopic technology development[J]. Medical Devices and Health Care, 2005, 12(S1): 53.
- [4] Tomkinson T H, Bentley J L, Crawford M K, et al. Rigid endoscopic relay systems: a comparative study[J]. Applied Optics, 1996, 35(34): 6674-6683.
- [5] 向阳, 姜会林, 胡家升. 直视医用硬性内窥镜光学系统初始结构设计[J]. 长春理工大学学报(自然科学版), 2007, 30(3): 4-6.  
Xiang Y, Jiang H L, Hu J S. Design on rigid medical endoscope optical system structure[J]. Journal of Changchun University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2007, 30(3): 4-6.
- [6] 陈冲. 医用硬性内窥镜光学系统设计[D]. 长春: 长春理工大学, 2010.  
Chen C. Medical rigid endoscope optical system design[D]. Changchun: Changchun University of Science and Technology, 2010.
- [7] 禹璐, 程德文, 周伟, 等. 大景深高清硬性内窥镜光学系统的优化设计[J]. 光学学报, 2013, 33(11): 1122003.  
Yu L, Cheng D W, Zhou W, et al. Optimization design of rigid endoscope with high definition and large depth of field[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(11): 1122003.
- [8] 张树青, 王庆晨, 智喜洋, 等. 30° 视向角硬质内窥镜光学设计[J]. 光学学报, 2018, 38(2): 0222002.  
Zhang S Q, Wang Q C, Zhi X Y, et al. Optical design of rigid endoscope with 30° viewing angle[J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(2): 0222002.
- [9] 张以谟. 应用光学[M]. 4 版. 北京: 电子工业出版社, 2015: 199-203.  
Zhang Y M. Applied optics[M]. 4th ed. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2015: 199-203.
- [10] Fahy J V, Dickey B F. Airway mucus function and dysfunction[J]. The New England Journal of Medicine, 2010, 363(23):



- 2233-2247.
- [11] 张伟, 牛春阳, 游兴海, 等. 高倍率大视场细胞内镜成像系统研究[J]. 光学学报, 2021, 41(17): 1717001.  
Zhang W, Niu C Y, You X H, et al. Endocytoscopic imaging system with high magnification and large field of view[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(17): 1717001.
- [12] 李林. 现代光学设计方法[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 2009: 133-135.  
Li L. Modern optical design method[M]. Beijing: Beijing Institute of Technology Press, 2009: 133-135.
- [13] 陈腾飞. 双侧平行光路连续变倍数码显微镜设计[D]. 杭州: 浙江大学, 2021.  
Chen T F. Design of a zoom digital microscope with double-end parallel optical paths[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2021.
- [14] 谈进. 耳内窥镜系统的设计[D]. 福州: 福建师范大学, 2015.  
Tan J. The design of oto-endoscope system[D]. Fuzhou: Fujian Normal University, 2015.

## Design of Optical System for Nasal Mucociliary Microendoscope

Wang Xin<sup>1</sup>, Xiang Yang<sup>1\*</sup>, Feng Dawei<sup>1</sup>, Yang Kaiming<sup>1</sup>, Pang Chuan<sup>2,3</sup>, Chen Lei<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>School of Optoelectronic Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, Jilin, China;

<sup>2</sup>Department of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100039, China;

<sup>3</sup>National Clinical Medical Research Center for Otorhinolaryngology, Beijing 100039, China

### Abstract

**Objective** Motile cilia of nasal mucosa are widely distributed on the mucosal surface of the human respiratory tract. The defense function of removing mucus and pathogenic particles from the mucosal surface can be realized by swinging regularly in a specific direction. The normal operation of this function is important for maintaining respiratory tract health and human health. The dysfunction of cilia will lead to a series of pathological manifestations, which will seriously affect the health and quality of life of patients. The traditional ciliary motion assessment methods are invasive and cannot reflect the actual motion state of the body. In order to perform direct microscopic imaging of the nasal mucosal surface through the anterior nostril for non-invasive observation and measurement of nasal ciliary movement *in vivo*, we design a variable-magnification rigid microendoscope with a viewing angle of 30°. The nasal mucosal ciliary microendoscope will avoid the damage to ciliary function and the pain of subjects caused by material extraction, which thus greatly improves the clinical diagnosis ability of cilia-related diseases and becomes an important breakthrough in the scientific research and clinical work in the field of cilia.

**Methods** The design of the optical system of the nasal mucociliary microendoscope is mainly divided into three aspects: optical system design, image quality analysis, and tolerance analysis. The optical system mainly includes an objective lens system, relay system, eyepiece system, and variational adapter system. Firstly, a prism structure is determined so that it has a viewing angle of 30°. On the premise of ensuring the object resolution, we reduce the circumscribed circle diameter of the prism as much as possible and then reduce the object diameter of the entire endoscope. According to the structure of the cilia, we determine the numerical aperture of the objective lens system to provide a sufficient margin to avoid machining errors in the actual processing. According to the principle of pupil matching, the object image side, the object image side of the relay system, and the object side of the eyepiece all adopt a telecentric optical path. The relay system adopts the HOPKINS lens whose fully symmetrical structure can realize equal-proportion image transmission, and the vertical axis aberration can be automatically reduced. A piece of the negative lens can be separated to make it a thick lens, so as to solve the problem of excessive field curvature. The whole endoscope system has no visual requirement. An integrated design method of eyepiece and variable-magnification adapter systems is proposed, which can simplify the structure, reduce the cost, and better correct the aberration. In order to obtain a complete rigid endoscope optical system, it is necessary to connect all parts of the structure. Each part is connected in the order of objective lens system, relay system, eyepiece system, and variable-magnification adapter system. During the connection process, we make a simple optimization to ensure that the positions of each image plane are in the air. In addition, in order to avoid the loss of light energy, operands are still used to control the telecentricity of each image plane, and the system magnification of the connected endoscope is controlled by the image plane height. Finally, we further optimize the connected optical system and use operands to reduce field curvature and distortion, control glass thickness and air spacing, and make it machinable and assembling. MTF curve, spot diagram, and field curve distortion diagram are selected as the image quality evaluation criteria of the system to

determine the optimized image quality. Tolerance analysis is carried out according to the given tolerance value to meet the performance requirements and minimize the production cost.

**Results and Discussions** In this paper, we propose a method for direct observation of nasal mucosa cilia by a rigid microendoscope, which can avoid the damage of cilia functions and the pain of subjects caused by sampling and greatly improve the clinical diagnostic ability of cilia-related diseases. The numerical aperture of the system is 0.15, which greatly improves the resolution ability of the system. The relay system changes the HOPKINS structure to make a negative lens separated into a thick lens to effectively correct the field curvature. The system is designed as a variable-magnification structure, which can magnify objects as required. In this paper, the integrated design of the eyepiece system and the variable-magnification adapter system, as well as that of the whole system are proposed to simplify the structure, correct the aberration to the maximum extent, and achieve the imaging quality to the diffraction limit.

**Conclusions** Aiming at the invasiveness and inaccuracy of the existing methods for evaluating nasal ciliary motion, we propose a method of direct microscopic imaging of the nasal mucosal surface through the anterior nostril for non-invasive observation and measurement of nasal ciliary movement *in vivo*. We use an integrated design method to design a microendoscope system with a viewing angle of  $30^\circ$ , high resolution, and variable magnification. The system achieves the goal of a viewing angle of  $30^\circ$  by secondary reflection on the viewing prism. The working wavelength is the visible light band. The working distance of the system is 3 mm, and the resolution is 272 lp/mm. The object's surface height is 0.4 mm, and the object's square aperture is 4.65 mm. In addition, the magnification is  $6\times-10\times$ . We evaluate the image quality and find that the defocused spots of the three structures are smaller than the Airy disk, and the MTF curve reaches the diffraction limit. We analyze the tolerance, and the results show that it meets the processing conditions. The endoscope system is of great significance for non-invasive observation and study of nasal mucosal cilia *in vivo*.

**Key words** medical optics; nasal mucosa cilia; rigid endoscope; viewing angle; zoom; high resolution