

角膜直接接触设备对角膜适配性的近轴 光学成像分析

岳炜^{1,2,3}, 杨秀彬^{1,3*}, 徐婷婷^{1,2,3}, 韩金良^{1,2,3}, 王绍恩^{1,2,3}

¹中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033;

²中国科学院大学, 北京 100039;

³中国科学院天基动态快速光学成像技术重点实验室, 吉林 长春 130033

摘要 为合理选择不同材质的角膜接触镜, 基于几何光学成像的原理, 建立了基于角膜接触镜的角膜成像模型, 分析了不同折射率的角膜接触镜对角膜成像质量的影响; 利用逆光学成像思维, 设计了一种用于检测成像质量变化的近轴光学系统, 分别将不同材料和厚度的角膜接触镜加入该光学系统, 定量分析不同材质的角膜接触镜对成像质量的影响。该光学系统的有效焦距为 18.36 mm, 筒长为 36.49 mm, 像高为 2.48 mm, 调制传递函数值接近极限衍射, 全视场的畸变量小于 0.1%。ZEMAX 仿真结果表明: 材料为硬性角膜接触镜 PMMA、厚度为 0.05 mm 的角膜接触镜可同时满足增强现实技术中接触式设备的成像和佩戴需求。

关键词 光学设计; 几何光学成像; 角膜曲率; 光学材料; 畸变

中图分类号 O439; R778.3

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202047.1207005

Paraxial Optical Imaging Analysis of Corneal Adaptation of Direct Contact Device

Yue Wei^{1,2,3}, Yang Xiubin^{1,3*}, Xu Tingting^{1,2,3}, Han Jinliang^{1,2,3}, Wang Shaoen^{1,2,3}

¹Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun, Jilin 130033, China;

²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039, China;

³Key Laboratory of Space-Based Dynamic & Rapid Optical Imaging Technology, Chinese Academy of Sciences, Changchun, Jilin 130033, China

Abstract In order to reasonably select corneal contact lenses of different materials, based on the principle of geometric optical imaging, a corneal imaging model based on contact lenses is established, and the influences of contact lenses with different refractive indexes on corneal imaging quality are analyzed. By using the idea of reverse optical imaging, a paraxial optical system for detecting imaging quality is designed, the corneal contact lenses of different materials and thicknesses are added respectively, and the influences of corneal contact lenses of different materials on the imaging quality are quantitatively analyzed. The effective focal length of the optical system is 18.36 mm, the total length is 36.49 mm, the image height is 2.48 mm, the modulation transfer function value is close to limit diffraction, and the distortion of the full field-of-view is less than 0.1%. ZEMAX simulation results show that the material of the contact lens is PMMA and the thickness is 0.05 mm, which can meet the imaging and wearing requirements of contact devices in augmented reality techniques.

Key words optical design; geometric optical imaging; corneal curvature; optical materials; distortion

OCIS codes 220.4610; 220.2740; 160.4670

收稿日期: 2020-06-22; 修回日期: 2020-07-14; 录用日期: 2020-07-27

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金(61705222)、国家重点研发计划(SQ2016YFB0501202)

* E-mail: yangxiubin@ciomp.ac.cn

1 引言

现实增强(AR)技术可结合真实世界进行增强显示并具有有效输出的特性,在精密仪器制造、军用飞机导航技术、安防实景指挥、远程机器人控制等领域具有广泛的应用。AR眼镜作为AR技术实现的关键成像部件,成为国内外研究人员的研究热点之一。但受限于AR设备狭窄的视场角(FOV)、光学显示设备系统质量大等因素,大多数AR眼镜不符合现有光学系统的轻薄发展趋势,且价格昂贵、功能单一、分散注意等不足也限制了AR技术在现实生活中的应用。

为有效扩大AR设备的成像区域、提高其成像分辨率的同时减小AR设备的质量,上海交通大学的Chen等^[1]提出了一种角膜直接接触设备(CLD)的设计方法,该设计包括一组准直发光二极管和一副角膜接触镜,成功解决了传统AR眼镜佩戴时易产生的3D眩晕、分辨率低、透光度低、对比度低等一系列问题;浙江工业大学的Chen等^[2-4]对角膜的反射成像进行了建模,提出了一种用角膜地形图仪分析角膜形态的方法,但未能直接对戴角膜接触镜的人眼进行分析。南京理工大学的Wang等^[5]建立了以聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)、聚乳酸(PLA)为材料的人眼数据晶体模型,但3D打印产生的晶体粗糙度较高,因此需要进一步改善加工工艺。南开大学的李蕊等^[6]提出一种在个体眼光学结构基础上根据波前数据设计波前眼镜的新方法,该方法可用于对佩戴波前眼镜后人眼的视觉质量的预先评估,需进一步借助其他面型消除像差的影响,并不能对佩戴角膜接触镜的人眼进行检测。上述学者虽然提出了基于个体人眼光学结构的检测方法,分析了人眼角膜的形态,但并未针对戴角膜接触镜的人眼进行成像分析。目前,国内对应用于AR设备的角膜接触镜对人眼成像产生的像差影响的研究仍处于空白。

本文基于几何光学球面镜成像原理^[7],通过光线追迹方法建立了佩戴角膜接触镜的角膜成像计算模型;利用反向设计思路设计了一种近轴光学成像系统,通过加入不同材质的硬性角膜接触镜,并运用光学设计软件对人眼视光系统进行了成像仿真,该研究为AR设备中角膜接触镜单元的选配提供了评估方案,具有重要的应用价值。

2 成像模型的建立

2.1 人眼成像机理

角膜接触式AR光学显示器没有得到大面积的

生产及应用的主要原因之一是其眼部上方进行构造成像时需要佩戴角膜接触镜的角膜成像进行分析^[8]。受人眼屈光度的影响,视网膜上所呈现的图像并不是一个不变量。只有在理想状态下(角膜形态正常、视力良好情况下)借助人眼聚焦成像,并进行虚拟与现实交互,图像才会呈现出虚拟世界的真实感。包含角膜接触镜的眼部光学结构组成如图1所示。

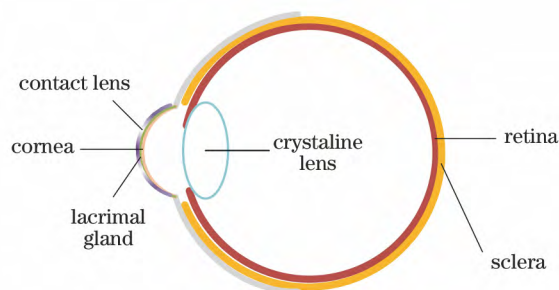


图1 眼部光学结构图

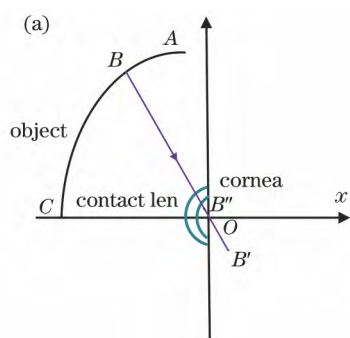
Fig. 1 Eye optical structure

角膜是眼睛最前面的透明部分,角膜约占眼睛总屈光度的2/3。人类角膜直径约为11.5 mm,中心厚度约为0.5~0.6 mm,角膜完全透明,约占纤维膜的1/6。成年男性角膜横径平均值为11.04 mm,成年女性为10.05 mm;成年男性角膜竖径平均值为10.13 mm,成年女性为10.08 mm。角膜覆盖瞳孔及其前房,为眼睛提供屈光力,加上晶状体的屈光力,光线便可准确地聚集在视网膜上。然而在实际对外界的成像过程中,眼睛为光学成像接收单元,若眼球相当于可自动调焦的彩色照相机,则屈光系统(角膜和角膜接触镜)相当于镜头,由晶状体来调节照相距离,视网膜则为彩色底片,接触镜、泪液和眼球本身的屈光系统组成一个完整的光学屈光系统^[9]。视网膜上有约600万个视锥细胞,分布于视网膜不同部位,主要用于感光作用,视锥细胞分布与视觉灵敏度相关^[10]。采用阵列LED的每个像素都能向晶状体的中心发射一束准直光束,角膜接触镜与眼球间几乎没有空气间隔,眼睛可以自由旋转而不丢失图像。

2.2 角膜接触镜成像分析

基于几何光学成像原理,建立了一种佩戴不同材料(不同材料的影响因素有很多,这里控制折射率为变量)的角膜接触镜的角膜成像计算模型^[11]。角膜形态从后面看为正圆形,从前面看为横椭圆形。选用椭圆形当作参考物进行角膜及角膜接触镜横截面建模。如图2(a)所示,弧ABC为

用于建模分析的椭圆形物体的一部分, B 为椭圆上一点。该成像模型包括两个成像过程: 1) 物面上 B 点经角膜接触镜的折射, 形成像点 B' ; 2) 像



点 B' 经角膜反射形成像点 B'' , 物点两次成像的完整光线追迹过程如图 2(b) 所示。下面根据成像原理具体分析成像过程。

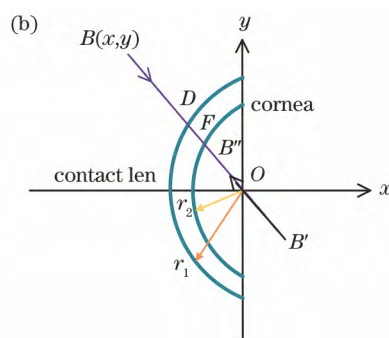


图 2 佩戴角膜接触镜的角膜成像计算模型。(a) 物像位置示意图; (b) 光线追迹进程

Fig. 2 Imaging calculation model of corneal wearing corneal contact lens. (a) Schematic diagram of object image position; (b) ray tracing process

1) 角膜接触镜对物点的成像过程

将角膜接触镜近似为薄球面镜, 根据几何光学球面镜成像原理, 物点坐标为 $B(x, y)$, 经折射后的像点坐标为 $B'(x_1, y_1)$, 且有

$$\frac{n_1}{l_1} - \frac{n_0}{l_0} = \frac{n_1 - n_0}{r_1}, \quad (1)$$

式中: r_1 为角膜接触镜(球面镜)的半径; n_0 为空气折射率; n_1 为角膜接触镜的折射率; l_0 为物距; l_1 为像距。 l_0 和 l_1 可分别表示为

$$l_0 = BD = \sqrt{x^2 + y^2} - r_1, \quad (2)$$

$$l_1 = B'D = \frac{n_1 \cdot l_0 \cdot r_1}{n_0 \cdot r_1 + (n_1 - n_0) \cdot l_0}. \quad (3)$$

物点 $B(x, y)$ 处于椭圆方程上, 满足椭圆方程:

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1, \quad (4)$$

式中: a 为椭圆的长轴; b 为椭圆的短轴。

折射后的像点坐标为 $B'(x_1, y_1)$, 可表示为

$$x_1 = (l_1 - r_1) \cdot \frac{-x}{\sqrt{x^2 + y^2}}, \quad (5)$$

$$y_1 = (l_1 - r_1) \cdot \frac{-y}{\sqrt{x^2 + y^2}}. \quad (6)$$

2) 角膜镜反射过程

根据几何光学球面镜反射成像原理, $B'(x_1, y_1)$ 经角膜反射后的像点坐标为 $B''(x_2, y_2)$, 且有

$$\frac{1}{l_2} + \frac{1}{l_3} = \frac{2}{r_2}, \quad (7)$$

式中: r_2 为角膜半径(近似为球面反射镜); l_2 为物距; l_3 为像距。 l_2 和 l_3 可分别表示为

$$l_2 = B'F = B'D - FD = l_1 - (r_1 - r_2), \quad (8)$$

$$l_3 = B''F = \frac{l_2 \cdot r_2}{2 \cdot l_2 - r_2}. \quad (9)$$

则像点坐标 $B''(x_2, y_2)$ 的计算式为

$$x_2 = (r_2 - l_3) \cdot \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}}, \quad (10)$$

$$y_2 = (r_2 - l_3) \cdot \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2}}. \quad (11)$$

根据上述成像计算模型, 椭圆物体上的每一个物点与像点存在一一对应关系。利用仿真软件求解佩戴不同折射率角膜接触镜的角膜虚像点 B'' 的分布, 如图 3 所示。可以看到, 当角膜接触镜和角膜均为理想的光学元件时, 根据理想光学系统的物点和像点的物像共轭关系, 椭圆形物体的像点也为完善像点。

图 3(a) 为整体物像分布图。如图 3(b) 所示, 角膜、角膜接触镜以及所呈现的像的位置有明显的不同。图 3(c) 为硬性角膜接触镜材料的折射率在 1.4917~1.5854 之间时角膜的虚像位置, 当折射率改变时, 物体在人眼虚像的位置不同, 对于人眼这类精密成像单元来说, 微小的变化也会影响成像效果, 物体的完善像将受到不同程度的影响^[12]。为避免硬性角膜接触镜在 AR 成像中产生离焦影像(当眼调节静止时, 平行光线经过眼屈光系统的折射后, 屈光系统各子午光线屈光力的不同会引起不同的聚散度)而破坏预期的成像质量, 提出了一种利用光学仿真分析的方法, 建立正常眼和添加角膜接触镜的两种近轴成像过程, 分析光学系统的性能和图像的成像质量。

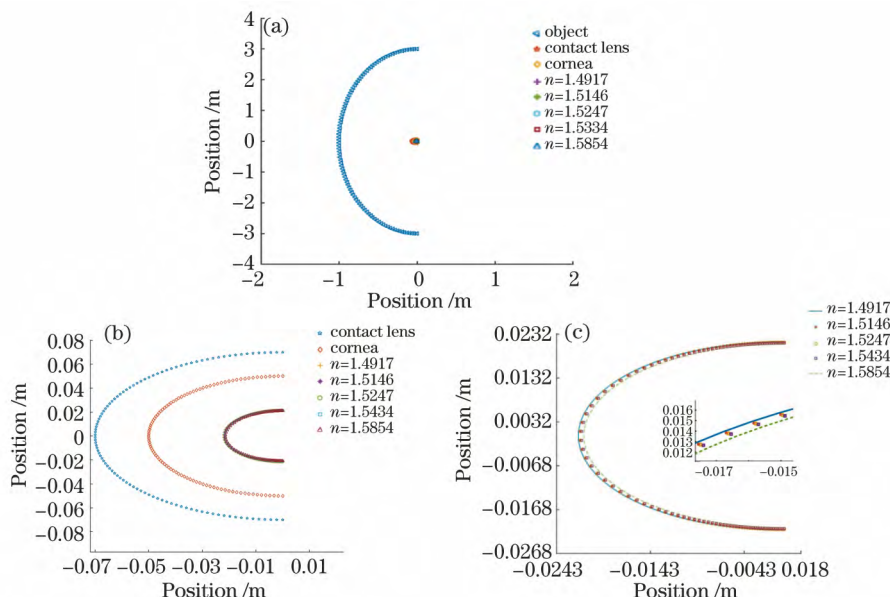


图 3 不同折射率角膜接触镜的虚像。(a)整体物像分布图;(b)角膜接触镜、角膜及虚像局部放大图;(c)在不同折射率下的虚像局部放大图

Fig. 3 Virtual images of corneal contact lenses with different refractive indexes. (a) Overall image distribution ; (b) local enlarged view of corneal contact lens, cornea, and virtual image ; (c) magnified view of virtual images with different refractive indexes

3 用于检测人眼的近轴成像光学系统设计

建立实际人眼屈光成像的物理模型,通过 Matlab 仿真分析像的位置,现拟对视网膜上接收的像进行定性分析,设计了一种人眼充当探测器的近轴光学检测系统,根据实际成像需求设置技术指标,建立理想的光学模型^[13],本光学成像系统摒弃了传统的计算光学方面的繁杂理论,依据技术指标和要求在数据库找出基础实例作为初始结构的部件(本文将不采用初级像差薄透镜公式法进行计算)。按照 Gullstrand 将正常人角膜前表面曲率半径测定为 7.8 mm,正常人眼角膜曲率测定为 6.8 mm,正常人眼角膜所需测量前表面所覆盖的范围为水平直径 9.3 mm 以内,因此对佩戴角膜接触镜的角膜进行成像时所需测量前表面的厚度为 10 mm 以内,采用近轴成像的方式,最大半视场为 0°、3.5°、5.0°时可以得到完整角膜接触镜的像。在较小的相对孔径、短焦距的情况下,选用对称式结构和双胶合光学透镜的构型,理想成像镜头的初始结构如表 1 所示。

通过光学设计的模型理论,把像差和结构之间的函数关系近似为线性方程式,即

$$F = F_0 + \frac{\partial f}{\partial x_1}(x_1 - x_{01}) + \dots + \frac{\partial f}{\partial x_n}(x_n - x_{0n}), \quad (12)$$

表 1 理想光学成像参数表

Table 1 Parameters of ideal optical imaging

Parameter	Value
Total length /mm	105
Focal length /mm	20
Diameter of entrance pupil /mm	8
Cut-off frequency /($lp \cdot mm^{-1}$)	67
Image height /mm	3

式中: F_0 为初始像差; $x_1 \sim x_n$ 为系统要求的结构参数; x_{01}, \dots, x_{0n} 为原始系统的结构参数; $\frac{\partial f}{\partial x_1}, \dots,$

$\frac{\partial f}{\partial x_n}$ 为像差对应各自变量的一阶导数。偏导数 ∂ 用差商 δ 来近似代替,则有像差和自变量之间的近似线性方程组为

$$F_m = F_{0m} + \frac{\partial f_m}{\partial x_1} \Delta x_m + \dots + \frac{\partial f_m}{\partial x_n} \Delta x_n, \quad (13)$$

$$\begin{cases} \Delta \mathbf{x} = \begin{bmatrix} \Delta x_1 \\ \vdots \\ \Delta x_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1 - x_{01} \\ \vdots \\ x_n - x_{0n} \end{bmatrix} \\ \Delta \mathbf{F} = \begin{bmatrix} \Delta F_1 \\ \vdots \\ \Delta F_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_1 - F_{01} \\ \vdots \\ F_n - F_{0n} \end{bmatrix} \end{cases}, \quad (14)$$

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} \frac{\delta f_1}{\delta x_1} & \dots & \frac{\delta f_1}{\delta x_n} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\delta f_m}{\delta x_1} & \dots & \frac{\delta f_m}{\delta x_n} \end{pmatrix}, \quad (15)$$

式中： F_1, \dots, F_m 为系统要求的像差值； F_{01}, \dots, F_{0m} 为原始系统的像差值；

由 $\mathbf{A}\Delta x = \Delta F$ 筛选出最小像差情形下的参数，如表 2 所示

在理想光学成像并不考虑高级像差、只考虑单色像差的情况下，采用准直发光二极管对人眼进行阵列排布式照明，其发光波段为 486, 587, 656 nm。为保证成像质量良好，利用 ZEMAX 软件进行成像系统的优化设计，设置玻璃对、曲率组合、合理的透镜厚度，并选择优化函数进行像差的校正。

表 2 光学系统初始结构参数表
Table 2 Parameters of initial structure of optical system

Structure	Radius /mm	Thickness /mm	Class
Primary mirror	18.885	2.042	LAKN12
Secondary mirror	10.394	2.563	LAKN12
Tertiary mirror	12.574	0.728	BASF5
Quartus mirror	6.302	1.421	SSK4A
Eventual mirror	-10.299	0.525	KZFS1

ZEMAX 成像系统的光学系统二维示意图如图 4 所示。该系统选用了双高斯照相物镜，孔径光阑在透镜组的对称中心（镜组 1、2、3 及镜组 4、5、6 构成对称形式），这样易校正垂轴像差。透镜 1 和 6 由厚弯月透镜演变而来，可有效校正场曲；中间两个复消色差双胶合的透镜结构可减小二级光谱，从而消除色差。利用薄透镜的弯曲特性校正球差，通过调整透镜间距离可以校正像散。

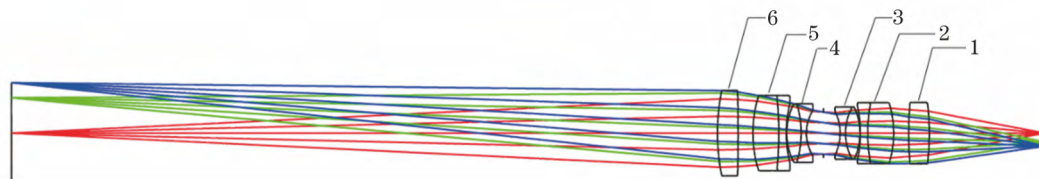


图 4 光学系统二维示意图
Fig. 4 2D diagram of optical system

调制传递函数(MTF)值表征系统像的解析能力，曲线越接近极限衍射，成像质量越好，图像对比度越高。角膜识别镜头时，在物体半高度为 5 mm 的情况下，需要使图像边缘具有较高的锐利度。利用中频位置表征图像层次传递的好坏。图 5 中 MTF 值在中频 33.5 lp·mm⁻¹ 处高于 0.8，在高频 67.0 lp·mm⁻¹ 处大于 0.6，接近衍射极限，满足了设计需求。各个透镜的单色像差和色差如图 6 所示，比光线图更加直观地表现出整体像差分布。

通过赛德尔像差图可以看出在 STO(光阑)处和 SUM(总和)处的整体像差较小，几乎可以忽略，

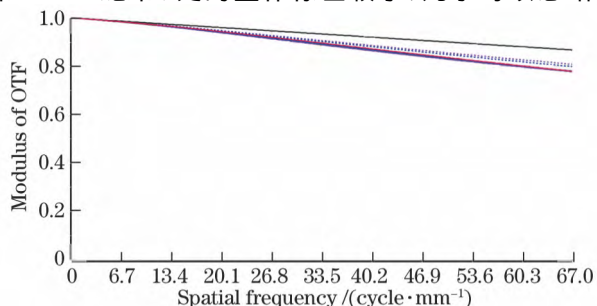


图 5 MTF 曲线图像
Fig. 5 MTF curve image

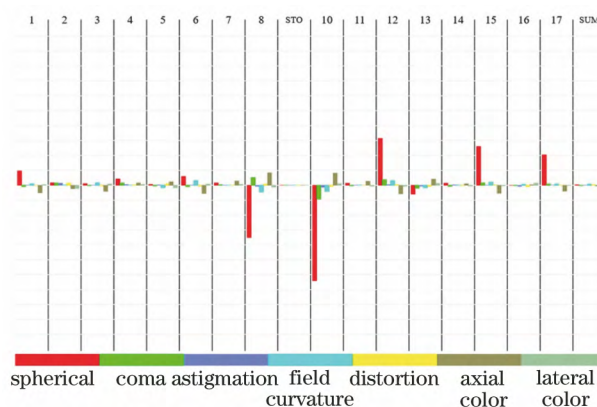


图 6 光学成像系统的赛德尔像差图
Fig. 6 Seidel aberration diagram of optical imaging system
该装置接近理想成像模型，当人眼处于像方接收位置时，视网膜上会呈现出清晰的像，因此该装置适用于后续加入角膜接触镜后的检测。

4 光学性能分析

为了兼容作为封装层的 LED 阵列、保证镜片的成形性，选用硬性角膜接触镜，其与软性镜片相比，易获得更好的光学效果、更好的湿润性和抗沉淀性^[14]。在成像过程中，除了考虑到硬性角膜接触镜与角膜直接接触成像的不舒适感的问题，还应考虑

到不同角膜的异同,且角膜自身曲率与屈光度和不同镜片材料、厚度、折射率等因素会影响成像效果。

目前主要以 PMMA 等光学材料作为硬性角膜接触镜的材料,其光学特性如表 3 所示。

表 3 常见光学材料的光学特性一览表

Table 3 Optical properties of common optical materials

Material	Nd	Vd	Luminousness /%	Birefringence
PMMA	1.4917	57.2	92	<20
PC	1.5854	29.9	88	<65
APL5014CL	1.5445	56.0	90	<20
ARTON-D4531F	1.5146	56.9	92	<40
ZEONEX480	1.5247	55.8	92	<25

总的来说,光学材料可从折射率(Nd)、色散系数(Vd)、光学透过率(Luminousness)、应力双折射(Birefringence)等几个方面来筛选,一般来说,当人眼处于敏感状态时,不能忽略阿贝数带来的视觉影响。当阿贝数过低时,透过镜片看物体会产生失真现象。双折射即材料的水平方向和竖直方向折射率的差值,双折射越大,越易造成图像畸变,从而降低了光学塑料的透光率,且材料的双折射可能导致光在与入眼相容的过程中发生眩光现象,因此应尽量降低材料的双折射。根据表 3 数据,PC 材料的角膜接触镜产生的双折射十分明显,难以保证较好的成像质量,从材料的物理性能

上分析可知,APL5014CL、PMMA 具有高透光率、低应力双折射、可塑性强等优势,适用于作为角膜接触镜材料的初步选择。人眼的敏感性不能对所选的角膜接触镜的材料进行适配,利用反向设计的方法,将对角膜接触镜作为光学透镜加入到理想的角膜光学系统,从而可将光线会聚到角膜并进行接收成像。考虑光电成像性能指标(如分辨率、传递函数、畸变等),针对不同材料的 CLD,筛选出最合适的角膜接触镜的材料和厚度的封装。图 7 所示为加入角膜接触镜的光学系统二维图,0 为角膜接触镜,1、2、3 及 4、5、6 为对称镜组,表 4 为角膜接触镜的参数。

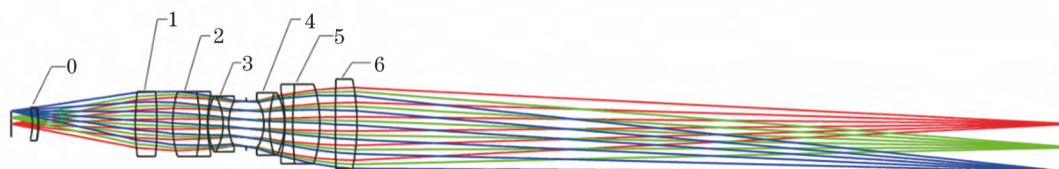


图 7 带角膜接触镜的光学系统二维图

Fig. 7 Two-dimensional diagram of optical system with contact lens

表 4 角膜接触镜参数

Table 4 Parameters of corneal contact lens

Structure	Radius /mm	Thickness /mm	Glass
Anterior cornea	-6.52	0.55	
Posterior contact lens	-7.76	0.04,0.05,0.06	PMMA/APL5014CL
Anterior contact lens	-8.13	9.16	PMMA/APL5014CL

根据表 3,选用了折射率差异较大的 APL5014CL 和 PMMA 两种光学材料的角膜接触镜进行对比,通过设置不同厚度的角膜接触镜对成像质量进行评价,从而筛选出最适用人眼的角膜接触镜。图 8(a)~(c)分别为厚度为 0.04, 0.05, 0.06 mm、材料为 PMMA 的 MTF 对比图。图 8(d)~(f)分别为厚度为 0.04, 0.05, 0.06 mm、材料为 APL5014CL 的 MTF 对比图。

图 9(a)~(c)分别为厚度为 0.04, 0.05, 0.06 mm、材料为 PMMA 的畸变和场曲对比图。图

9(d)~(f)分别为厚度为 0.04, 0.05, 0.06 mm、材料为 APL5014CL 的畸变和场曲对比图。图中 1, 2, 3 分别代表波长为 0.486, 0.587, 0.656 μm 的畸变和场曲的变化曲线。

通过图 8~9 的对比可以看出:PMMA 的畸变、场曲、MTF 曲线、像差优于 APL5014CL。当材料为 PMMA、角膜接触镜的厚度为 0.05 mm 时,成像质量相对较高,图像依次经过角膜接触镜、角膜、前房,最终投射到视网膜上。APL5014CL 不适用于作为 CLD 的选配材料。

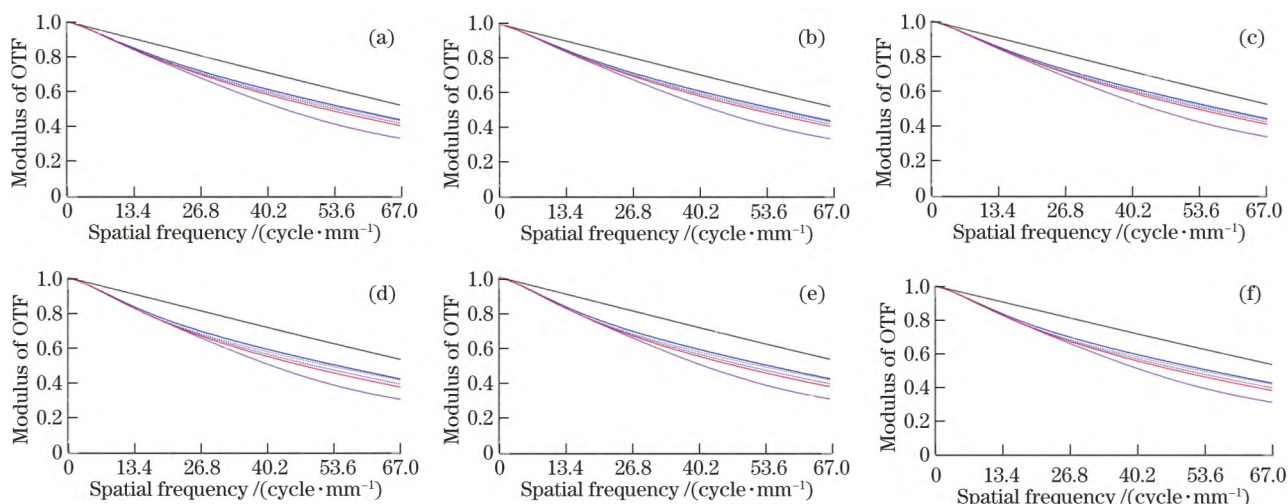


图 8 MTF 曲线对比图。(a) 0.04 mm(PMMA);(b) 0.05 mm(PMMA);(c) 0.06 mm(PMMA);
(d) 0.04 mm(APL5014CL);(e) 0.05 mm(APL5014CL);(f) 0.06 mm(APL5014CL)

Fig. 8 Comparison of MTF curves. (a) 0.04 mm (PMMA); (b) 0.05 mm (PMMA); (c) 0.06 mm (PMMA);
(d) 0.04 mm (APL5014CL); (e) 0.05 mm (APL5014CL); (f) 0.06 mm (APL5014CL)

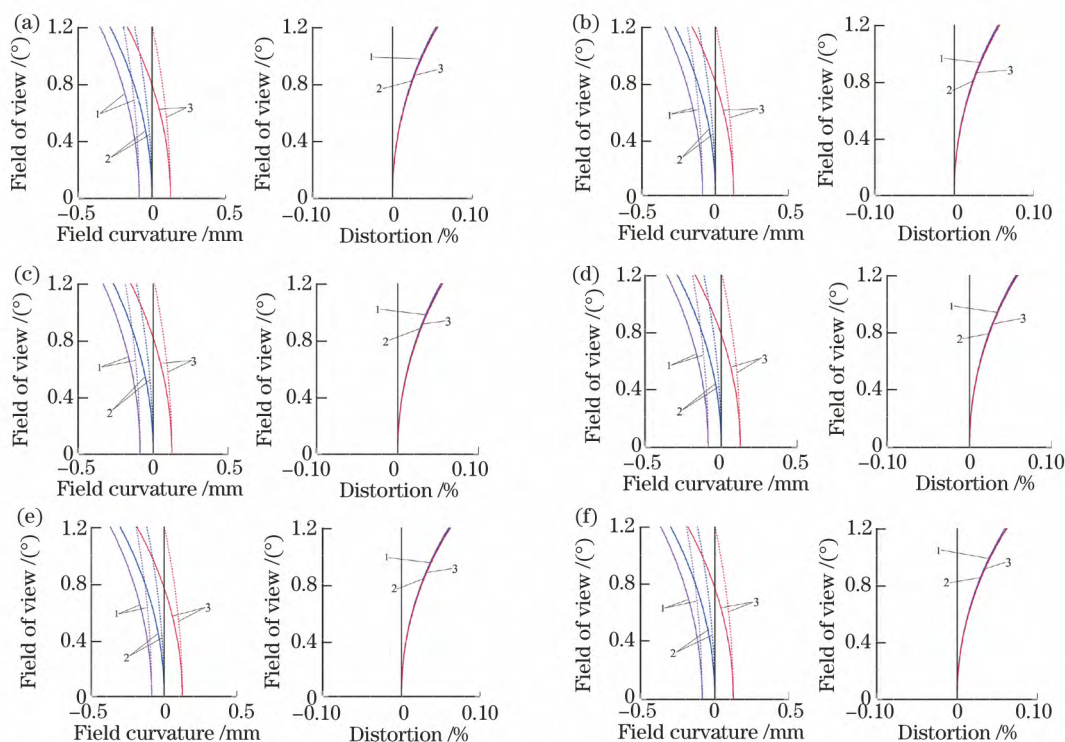


图 9 畸变和场曲对比图。(a) 0.04 mm (PMMA);(b) 0.05 mm (PMMA);(c) 0.06 mm (PMMA);
(d) 0.04 mm (APL5014CL);(e) 0.05 mm (APL5014CL);(f) 0.06 mm (APL5014CL)

Fig. 9 Comparison of distortion and field curvature. (a) 0.04 mm (PMMA); (b) 0.05 mm (PMMA);
(c) 0.06 mm (PMMA); (d) 0.04 mm (APL5014CL); (e) 0.05 mm (APL5014CL); (f) 0.06 mm (APL5014CL)

5 结 论

基于几何光学成像原理,建立了佩戴角膜接触镜的角膜成像计算模型,设计了一种近轴光学系统,分析了不同材质的角膜接触镜对成像质量

的影响。根据成像模型,并通过 MATLAB 仿真得到:物体经佩戴不同折射率的角膜接触镜的角膜成像后的像点分布不同于理想光学系统的完善像。根据角膜接触镜和角膜的特性,设计了一种用于检测角膜与角膜接触镜适配性的可见光光谱

范围内的近轴光学系统,利用逆光学成像设计在光学系统中加入角膜接触镜作为检验装置,通过更换角膜接触镜的参数(材料、厚度),仿真分析最佳角膜接触镜选配方案。ZEMAX 仿真结果表明,当选用 APL5014CL 材料时人眼角膜接收到的像有可能产生失真,导致出现图像不清晰、3D 眩晕等现象,PMMA 更适用于硬性角膜接触镜的加工,其与角膜的贴合程度更佳。所提出的近轴光学成像分析方法可为 CLD 设备中的角膜接触镜的合理选择提供成像理论依据。

参 考 文 献

- [1] Chen J, Mi L T, Chen C P, et al. Design of foveated contact lens display for augmented reality[J]. Optics Express, 2019, 27(26): 38204-38219.
- [2] Chen C P, Zhou L, Ge J H, et al. Design of retinal projection displays enabling vision correction [J]. Optics Express, 2017, 25(23): 28223-28235.
- [3] Tan G J, Lee Y H, Zhan T, et al. Foveated imaging for near-eye displays[J]. Optics Express, 2018, 26(19): 25076-25085.
- [4] Sui C H, Wo S J, Gao N, et al. Design and implementation of imaging system for corneal topography based on placido disk[J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(12): 1222001.
隋成华, 沃圣杰, 高楠, 等. 基于 Placido 盘的角膜地形图仪成像系统设计与实现[J]. 光学学报, 2016, 36(12): 1222001.
- [5] Wang D Q, Yuan Q, Yin C J, et al. Intraocular lens model and its three-dimensional printing technology based on human eye data in China [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(21): 213301.
王丹琦, 袁群, 殷长俊, 等. 基于我国人眼数据的人工晶体模型及其三维打印技术研究[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(21): 213301.
- [6] Li R, Wang Z Q, Liu Y J, et al. Design of corneal lens by wavefront technology [J]. Chinese Journal of Lasers, 2011, 38(s1): 116001.
李蕊, 王肇圻, 刘永基, 等. 波前角膜接触镜的设计[J]. 中国激光, 2011, 38(s1): 116001.
- [7] Li Q, Xiang Y, Gu J D, et al. Optical design of "cell factory" microscopic monitoring device[J]. Chinese Journal of Lasers, 2014, 41(10): 1016002.
李琦, 向阳, 谷俊达, 等. "细胞工厂"显微监测装置的光学设计[J]. 中国激光, 2014, 41(10): 1016002.
- [8] Gu J D, Liu Y J, Bian Y Y, et al. A dual-area aspheric diffractive intraocular lens for large corneal asphericity variation[J]. Acta Optica Sinica, 2020, 40(10): 1022001.
谷健达, 刘永基, 边亚燕, 等. 适用于大范围角膜非球面系数的双区域非球面衍射型人工晶体[J]. 光学学报, 2020, 40(10): 1022001.
- [9] Zhou L P, Gan J H, Xu L. Corneal contour measurement based on non-diffracting grating structure light projection [J]. Chinese Journal of Lasers, 2013, 40(3): 0308001.
周莉萍, 干江红, 徐龙. 基于无衍射栅型结构光投影的角膜轮廓测量[J]. 中国激光, 2013, 40(3): 0308001.
- [10] Ji Y, Gao Q, Yu Y S, et al. OLED-on-silicon microdisplay controller based on multi-scale pyramid [J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(12): 1223001.
季渊, 高钦, 余云森, 等. 基于多尺度金字塔的硅基 OLED 微显示控制器[J]. 光学学报, 2019, 39(12): 1223001.
- [11] Ding Y T, Gao Z Y, Peng X, et al. Banding suppression and relay optical path design for laser scanning head-mounted augmented reality system[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(13): 130801.
丁意桐, 高震宇, 彭旭, 等. 激光扫描头戴式增强现实系统中带斑抑制与中继光路设计[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(13): 130801.
- [12] Dou Y, Kang J H, Wang L P. Novel non-classical receptive field model combined with human eye fretting[J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(3): 0310002.
窦燕, 康锦华, 王丽盼. 结合人眼微动的新型非经典感受野模型[J]. 光学学报, 2019, 39(3): 0310002.
- [13] Zheng S L, Liu Y J, Wang Z Q, et al. Design of optical system for a novel imaging keratometer[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(5): 0522004.
郑少林, 刘永基, 王肇圻, 等. 新型成像角膜曲率仪的光学系统设计[J]. 光学学报, 2013, 33(5): 0522004.
- [14] Bian Y Y, Liu Y J, Liu B K, et al. Contact lens for controlling myopia progression and correcting myopia and astigmatism[J]. Acta Optica Sinica, 2020, 40(4): 0422001.
边亚燕, 刘永基, 刘宝凯, 等. 控制近视进展并矫正近视散光的隐形眼镜[J]. 光学学报, 2020, 40(4): 0422001.