

文章编号: 1004-7220(2024)04-0742-08

角膜塑形镜几何设计参数对角膜生物力学影响的有限元研究

吴丽敏¹, 赵改平¹, 张泽众¹, 项华中¹, 陈齐欧², 陈 焜²

(1. 上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 微创视神医疗科技(上海)有限公司, 上海 201318)

摘要:目的 探究角膜塑形镜(OK镜)不同几何设计参数对角膜生物力学影响的差异,揭示OK镜影响角膜塑形机制。方法 建立非球面OK镜和角膜耦合三维有限元模型,数值分析OK镜不同近视矫正度数对应几何设计参数改变对角膜前表面轮廓和曲率分布规律、角膜前表面和角膜基质层上表面 von Mises 应力(von Mises stress, VMS)和眼轴位移变化的影响。结果 角膜前表面的应力集中出现在中周区和周边区,而基质层上表面的应力集中仅出现在中周区。OK镜基弧的矢高随着近视矫正度数增加而减小,矫正度数为-2.0、-3.0、-4.0、-5.0、-6.0 D时,角膜最大VMS比-1.0 D增加0.81%、1.86%、2.84%、3.81%和7.04%,角膜中央区的曲率比未戴镜时平均减少2.59、3.78、4.51、4.99、5.33、6.41 D。结论 近视矫正度数增加使OK镜基弧的矢高减小,导致角膜中央曲率更加平坦。OK镜的基弧区对于近视矫正和控制起着十分重要的作用。

关键词:角膜生物力学;角膜塑形镜;近视矫正度数;角膜塑形;有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.026

Influence of Orthokeratology Lens Geometric Design Parameters on Corneal Biomechanics: A Finite Element Study

WU Limin¹, ZHAO Gaiping¹, ZHANG Zezhong¹, XIANG Huazhong¹, CHEN Qiou², CHEN Chi²

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. MicroPort Vision Power MedTech (Shanghai) Co., Ltd., Shanghai 201318, China)

Abstract: Objective To investigate corneal biomechanical differences in different geometric design parameters of orthokeratology lenses (OK lenses) and to further reveal the corneal shaping mechanism of OK lenses. **Methods**

A coupled finite element model of the aspheric OK lens corneosclera was established for various geometric design parameters of the OK lens, corresponding to different degrees of myopia correction. The distribution trends of the profile and curvature of the corneal anterior surface, as well as the von Mises stress (VMS) and eye axis displacement on both the corneal anterior surface and superior corneal stroma surface were analyzed numerically. **Results** The stress concentration of the corneal anterior surface was observed in the mid-peripheral and peripheral zones, whereas that of the superior corneal stroma surface appeared in the mid-peripheral zones. The sagittal height of the base curve of the OK lens decreased with increasing degree of myopia correction. At myopia correction degrees of -2.0, -3.0, -4.0, -5.0, and -6.0 D, the maximum corneal VMS increased by

收稿日期: 2023-12-16; 修回日期: 2024-02-01

基金项目: 国家自然科学基金项目(51735003), 广东省微创手术器械制造技术重点实验室(MISIMT20224), 上海市科委医学创新研究专项(21Y11911600)

通信作者: 赵改平, 副教授, E-mail: zgp_06@126.com

0.81%, 1.86%, 2.84%, 3.81%, and 7.04%, respectively, compared with that at -1.0 D; the curvature of the corneal central zone was reduced by an average of 2.59, 3.78, 4.51, 4.99, 5.33, and 6.41 D compared with that without OK lenses. **Conclusions** The sagittal height of the base curve of the OK lens decreased with increasing degree of myopia correction, resulting in a flatter central curvature of the cornea. The base curve of the OK lens plays a crucial role in both correction and control of myopia.

Key words: corneal biomechanics; orthokeratology lens; myopia correction degree; corneal shaping; finite element analysis

角膜塑形镜(OK镜)被广泛用于近视治疗,其在减缓近视进展的有效性比配戴框架眼镜或软性隐形眼镜增加32%~55%^[1]。OK镜塑形机制与角膜生物力学性能的变化紧密相关,角膜的应力重新分布使角膜的几何形状发生变化,从而改变角膜的屈光状态。通过角膜生物力学的离体试验可以获得角膜在不同压力下的应力-应变曲线、应力松弛和弹性模量等力学属性,通过在体试验可以测量与角膜黏滞性相关的参数和眼内压等参数^[2-3],但无法像经典的生物力学参数一样直接表示角膜的生物力学特性。临床主要通过比较配戴OK镜前后眼轴和角膜地形图的变化来判断是否达到治疗预期^[4]。然而,目前还鲜有关于戴镜时角膜生物力学在体测量的报道。

胡郡琦等^[5]建立角膜配戴球面OK镜的有限元模型,发现角膜形态及角膜和OK镜材料参数对角膜顶点位移的影响很大,但模型对角膜缘的限制与实际巩膜的支撑作用不同。Wu等^[6]建立球面OK镜和角膜耦合的有限元模型,比较发现角膜曲率、角膜厚度和近视矫正度数中,近视矫正度数对角膜最大 von Mises 应力(von Mises stress, VMS)的影响最大;但该研究使用了滚轮支撑边缘的简化角膜模型,通过工具测量OK镜的几何与真实的设计参数之间存在误差。因此,急需开发更符合人眼球结构的非球面OK镜和角膜耦合的有限元模型。有学者

提出使用有限元模型来筛选和优化镜片的设计,以提高配戴者的舒适性^[7-8];Abass等^[9]将有限元法和光学结合,用于指导隐形眼镜的设计。但结合OK镜几何设计分析戴镜后角膜生物力学的变化,并将有限元和光学结合用于预测近视治疗效果的研究,还鲜有报道。

本文基于微创视神医疗科技(上海)有限公司设计的四弧区VST的OK镜,建立非球面OK镜-角巩膜耦合三维有限元模型,研究配戴 -1.0 ~ -6.0 D(步长为 -1.0 D),适配于角膜曲率为43.0 D的OK镜时,角膜前表面的轮廓和曲率、角膜前表面和角膜基质层上表面VMS及沿眼轴位移的空间分布,揭示OK镜对角膜局部生物力学的影响,并结合OK镜的几何设计参数,探究其对角膜塑形的生物力学机制。

1 材料与方法

1.1 建立OK镜和角巩膜的三维有限元仿真模型

非球面OK镜的几何设计参数由微创视神医疗科技(上海)有限公司提供。OK镜是背面为四弧区的VST设计,包括中央为非球面设计的基弧(base curve, BC)、反几何设计的反转弧(reverse curve, RC)、用于定位的定位弧(alignment curve, AC)和周边弧(peripheral curve, PC),镜片的中央厚度为0.22 mm。镜片的几何参数见表1。

表1 OK镜的几何参数

Tab. 1 Geometric parameters of the OK lens

目标矫正度数/D	R_{BC}/mm	R_{RC}/mm	R_{AC}/mm	R_{PC}/mm	e_{BC}	BC矢高/mm
-1.0	8.11	6.85	7.70	9.69	1.545	0.497
-2.0	8.31	6.83	7.70	9.69	1.402	0.492
-3.0	8.52	6.81	7.70	9.69	1.228	0.487
-4.0	8.74	6.79	7.70	9.69	1.002	0.481
-5.0	8.98	6.77	7.70	9.69	0.658	0.475
-6.0	9.22	6.72	7.70	9.69	0.100	0.468

注: R_{BC} 、 R_{RC} 、 R_{AC} 、 R_{PC} 分别为基弧(BC)、反转弧(RC)、定位弧(AC)和周边弧(PC)的曲率半径; e_{BC} 为基弧的偏心率。

在 SolidWorks 2020 中建立角巩膜模型和目标矫正度数为 $-1.0 \sim -6.0$ D (步长为 -1.0 D), 压缩因子为 0.75 D, 适配于角膜曲率为 43.0 D 的 OK 镜。利用 SolidWorks 中“方程式驱动的曲线”功能, 输入 OK 镜各段弧的几何方程和径宽, 封装保存为 DXF 格式。角膜的前表面依据非球面公式所建, 偏心率 $e = 0.5$, 内表面是曲率半径为 6.8 mm 的圆弧^[10], 因此角膜从中央到边缘为

非均匀厚度, 角巩膜模型参数来源于文献[11] [见图 1(a)]。将 DXF 格式的 OK 镜模型导入 ABAQUS 2020 中, 使用其“倒角”功能对 OK 镜后表面的各段弧连接处进行圆滑处理, 并使用“旋转”功能生成 OK 镜的三维模型 [见图 1(b)]。通过对角巩膜模型进行几何拆分、布尔操作后, 生成新的 OK 镜-角巩膜耦合的三维物理模型 [见图 1(c)]。

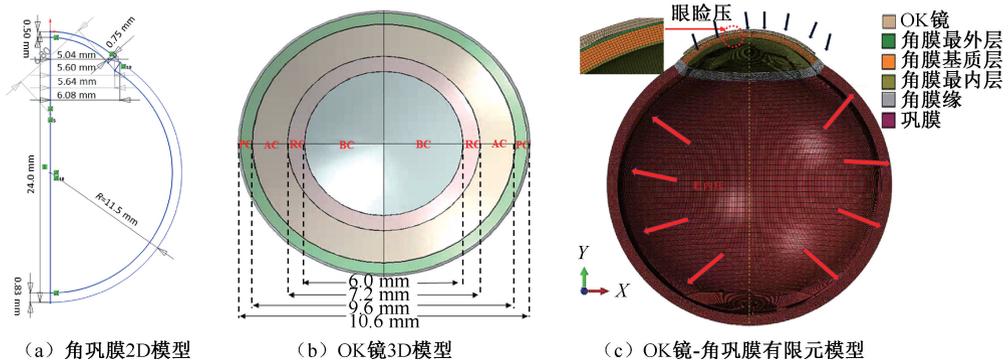


图 1 OK 镜和角巩膜模型

Fig. 1 OK lens and corneosclera models (a) 2D model of corneosclera, (b) 3D model of OK lens, (c) Finite element model of the OK lens-corneosclera

1.2 材料参数定义

OK 镜和角巩膜模型的网格类型均采用 C3D8RH。通过监测角膜顶点的位移, 进行模型的网格收敛性研究, 当 OK 镜和角膜的网格种子分别为 0.07 和 0.08 , 得到角膜顶点的位移误差小于 1% 。参考文献[12-13]的研究, 设定角巩膜模型的材料为一阶 Ogden 材料, 在加载 13 mmHg (1.729 kPa, 1 mmHg = 0.133 kPa) 眼内压下进行模型零应力的求解。迭代计算后, 零应力状态的模型与初始状态相比, 坐标最大相差与角膜中央厚度的比值小于 5% 、与角膜曲率半径的比值小于 0.3% , 且角膜顶点的位移相差小于 1% 。

OK 镜的材料为高透氧性材料 BOSTON XO₂, 其透氧系数为 141×10^{-11} (cm^2/s) [$\text{mLO}^2/(\text{mL} \cdot \text{mmHg})$], 材料参数由微创视神医疗科技(上海)有限公司提供。角膜生物力学试验证明, 施加生理范围的眼内压时, 角膜发生小变形, 角膜的生物力学行为近似于线弹性材料的行为^[14-15]。因此, 将角膜设置为线弹性材料。角膜由外到内分别为上皮细胞层、Bowman's 膜、基质层、Descemet's 膜和内皮

细胞层, 每层分别约占角膜厚度 1% 、 7% 、 90% 、 1% 和 1% ; 其中, 角膜基质层为角膜提供了近 90% 的生物力学性能^[14,16]。将角膜从外到内划分为角膜最外层、基质层和最内层, 最外层和最内层的刚度为基质层的 10% ^[17], 角膜缘的刚度与角膜相同, 巩膜的刚度为角膜的 3 倍^[18]。有限元模型的材料属性见表 2。

表 2 有限元模型材料属性

结构	ν	E/MPa
OK 镜	0.30	1 160
角膜最外层	0.49	0.127
角膜基质层	0.49	1.270
角膜最内层	0.49	0.127
角膜缘	0.49	1.270
巩膜	0.49	3.810

1.3 边界条件设定

将 OK 镜的后表面和角膜的内表面分别设置为相互接触的主面和从面, 摩擦因数为 0 , 以模拟泪液的润滑作用^[7]。夜间配戴的 OK 镜在眼轴方向可自由移动, 考虑巩膜的支撑作用将其设置为完全固

定。在 OK 镜上表面均匀施加 9 mmHg(1.197 kPa) 眼压,眼内压以流体腔的形式在眼组织内表面施加 13 mmHg(1.729 kPa) 载荷^[6]。流体腔考虑眼球发生变形时眼内压力的变化,近似模拟眼球和房水之间的流固耦合^[19]。

2 模型验证

患者角膜曲率为 43.0 D, 配戴矫正度数为 -1.0 D 的 OK 镜,1 个月后角膜地形图切线图和数值计算后角膜前表面的压力曲线如图 2 所示。角膜中心与 Conrad^[20] 使用软性隐形眼镜计算的结果类似,角膜中央存在的高压力区域使角膜中央变平。配戴 OK 镜后,角膜前表面在距离角膜中央 2.0~3.5 mm 范围存在 1 个负压力区,该负压力区与 OK 镜的 RC 区(3.0~3.6 mm)存在重叠,符合 OK 镜的反几何设计原理^[21],即位于 BC 和 AC 之间的 RC,其曲率半径比 BC 和 AC 更小,故存在与 BC 和 AC 形成正向压力的“负压力区”。

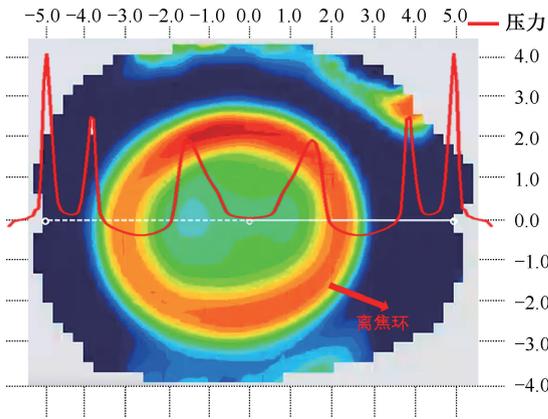


图 2 角膜地形图和压力曲线

Fig. 2 Corneal topography and pressure curves

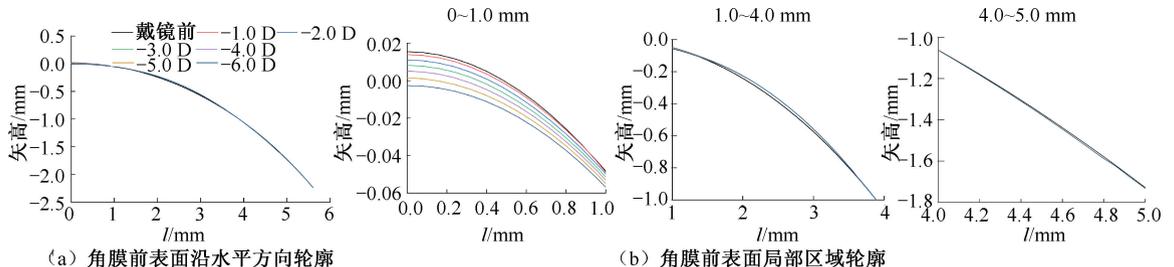


图 3 配戴 OK 镜前后角膜前表面沿着水平方向的轮廓

Fig. 3 Corneal anterior surface profile along the horizontal direction before and after wearing the lens (a) Corneal anterior surface profile along the horizontal direction, (b) Corneal anterior surface profile of a localized area

注: 横坐标 l 表示与角膜中央顶点的距离。

3 结果

3.1 角膜前表面轮廓的变化

配戴近视矫正度数为 -1.0~-6.0 D 的 OK 镜后,角膜中央区(角膜变平区域)、中周区(相连的变陡区域)和周边区(中周区到角膜边缘)的划分范围如表 3 所示。

表 3 角膜不同区域划分范围

Tab. 3 Ranges of different zone on the cornea

近视矫正度数/D	中央区/mm	中周区/mm	周边区/mm
-1.0	0.00~0.88	0.88~3.71	3.71~边缘
-2.0	0.00~1.04	1.04~3.78	3.78~边缘
-3.0	0.00~1.12	1.12~3.78	3.78~边缘
-4.0	0.00~1.20	1.20~3.78	3.78~边缘
-5.0	0.00~1.27	1.27~3.85	3.85~边缘
-6.0	0.00~1.35	1.35~3.85	3.85~边缘

结果显示,配戴近视度数为 -1.0、-2.0、-3.0、-4.0、-5.0 和 -6.0 D 的 OK 镜后,角膜中央区变平,最大挤压变形量分别为 1.57、4.41、7.30、10.35、13.94 和 17.98 μm ;中周区变陡,最大挤压变形量增加了 18.78、18.77、18.73、18.78、18.80 和 18.87 μm 。使用三点拟合圆和最小二乘法计算配戴 OK 镜后角膜前表面的曲率,角膜中央区的曲率平均减少了 2.59、3.78、4.51、4.99、5.33 和 6.41 D,即 OK 镜 BC 的矢高越小,角膜中央区的曲率变化越大;中周区曲率平均增加了 10.33、11.19、3.91、4.80、16.01 和 14.76 D,呈现出角膜中央变平、曲率减小,中周变陡、曲率增加的现象,与临床观察结果相同^[21-22],从而达到近视矫正和控制的目的(见图 3)。

3.2 角膜前表面和基质层上表面的应力分析

患者配戴近视矫正度数为 $-1.0\sim-6.0$ D的OK镜后,从角膜顶点到边缘,角膜前表面和基质层上表面的应力均呈现出显著的环状分布,在径向上有相似的应力分布特征。角膜前表面在中周区和周围区均出现应力集中,最大VMS分别为3 706.45、3 707.23、3 560.75、3 541.57、3 779.98和3 517.34 Pa;角膜基质层上表面仅在中周区出现应力集中,最大VMS分别为12.98、13.08、13.22、13.35、13.47和13.89 kPa。配戴同一几何设计参数的OK镜时,角膜基质层上表面最大VMS为角膜前表面的3~4倍。

患者配戴近视矫正度数为 $-1.0\sim-6.0$ D的OK镜后,角膜前表面和基质层上表面VMS在角膜顶点($X=0$ mm)至S1($X=1.3$ mm)区间存在着显著差异,矫正度数为 -1.0 、 -2.0 、 -3.0 、 -4.0 、 -5.0 、 -6.0 D

时,该区间的平均应力在角膜前表面分别为212.71、191.38、250.47、355.47、490.26和581.83 Pa,在基质层上表面分别为1 528.26、1 036.62、935.59、1 649.04、2 610.15和3 542.24 Pa。角膜前表面和基质层上表面VMS均在P1($X=2.5$ mm)、P2($X=3.6$ mm)和P3($X=4.8$ mm)出现峰值。P1的VMS随着近视矫正度数升高而增大,与BC曲率半径增大有关。矫正度数为 -6.0 D时,角膜前表面和基质层上表面分别比 -1.0 D增加了5.4%和4.6%。矫正度数一定时,角膜前表面VMS在周围区变化最大,而基质层上表面VMS在中周区变化最大。峰值P2和P3形成的低应力区对应于OK镜的AC,不同几何设计参数下,该低应力区域的面积和数值大小的变化均不大,反映这几组理论设计参数的OK镜与角膜的适配性良好(见图4)。

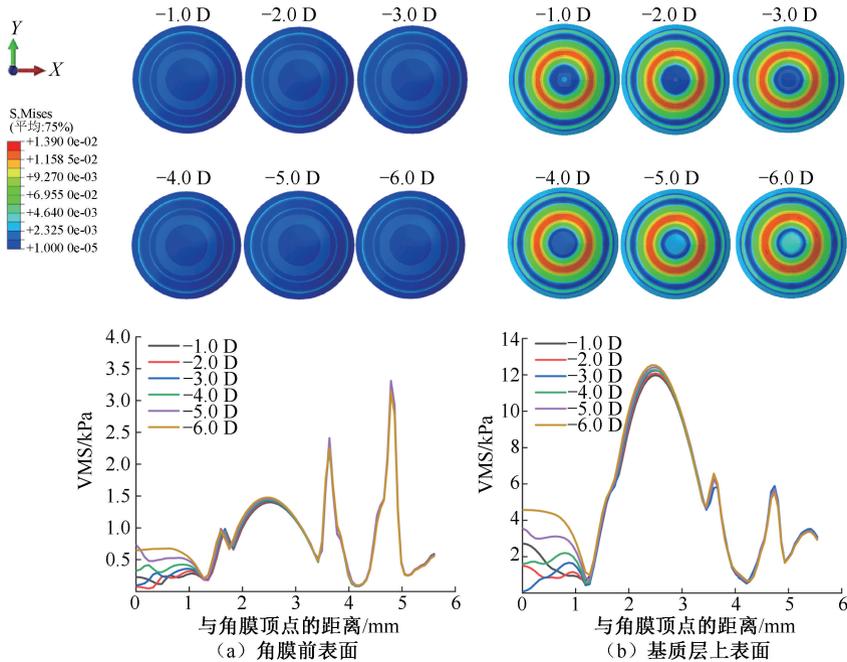


图4 不同近视矫正度数下角膜应力分布

Fig. 4 Stress distributions of the cornea at different myopia correction degrees

(a) Anterior surfaces of the cornea, (b) Superior surfaces of the stromal layer

3.3 角膜前表面和基质层上表面的位移分析

配戴近视矫正度数为 $-1.0\sim-6.0$ D的OK镜后,角膜前表面和基质层上表面沿眼轴方向最大位移(U_{max})分布在不同的经线方向上,从角膜顶点到角膜边缘的分布趋势十分相似,有着显著的“位移环”。角膜基质层上表面环状区域的位移分布比角

膜前表面更加均匀,角膜前表面 U_{max} 分布在 X 轴的 45° 、 135° 、 225° 、 315° 位置。矫正度数为 -1.0 、 -2.0 、 -3.0 、 -4.0 、 -5.0 、 -6.0 D时,角膜前表面 U_{max} 分别为35.23、35.24、35.32、35.33、35.33、35.43 μm ,角膜基质层上表面 U_{max} 分别为37.17、37.17、37.25、37.26、37.26、37.36 μm 。角膜前表面和基质层上

表面沿着水平正方向(图4中 X 轴正方向)位移均随着与角膜顶点的距离增大而快速增大,在 $X=2.4$ mm达到最大值,随后逐渐递减。矫正度数为 -1.0 、 -2.0 、 -3.0 、 -4.0 、 -5.0 、 -6.0 D时,BC的矢高逐渐减小,位移在角膜顶点($X=0$ mm)到 $X=1.3$ mm区间存在显著差异,平均位移逐渐减小,在角膜前表面分别为 15.34 、 13.11 、 10.91 、 8.65 、 6.06 和 3.36 μm ,在基质层上表面分别为 15.29 、 13.02 、

10.52 、 8.44 、 5.77 和 3.02 μm 。与 -1.0 D相比,矫正度数为 -2.0 、 -3.0 、 -4.0 、 -5.0 、 -6.0 D时,顶点的位移在角膜前表面分别减少了 20.50% 、 41.23% 、 63.14% 、 88.51% 和 118.10% ,在基质层上表面分别减少了 20.79% 、 44.14% 、 64.66% 、 91.56% 和 119.70% 。在 $S1$ ($X=3.6$ mm)和 $S2$ ($X=4.8$ mm),角膜前表面位移发生明显的波动,可能与这两个区域位于OK镜RC和AC、AC和PC的连接处有关。

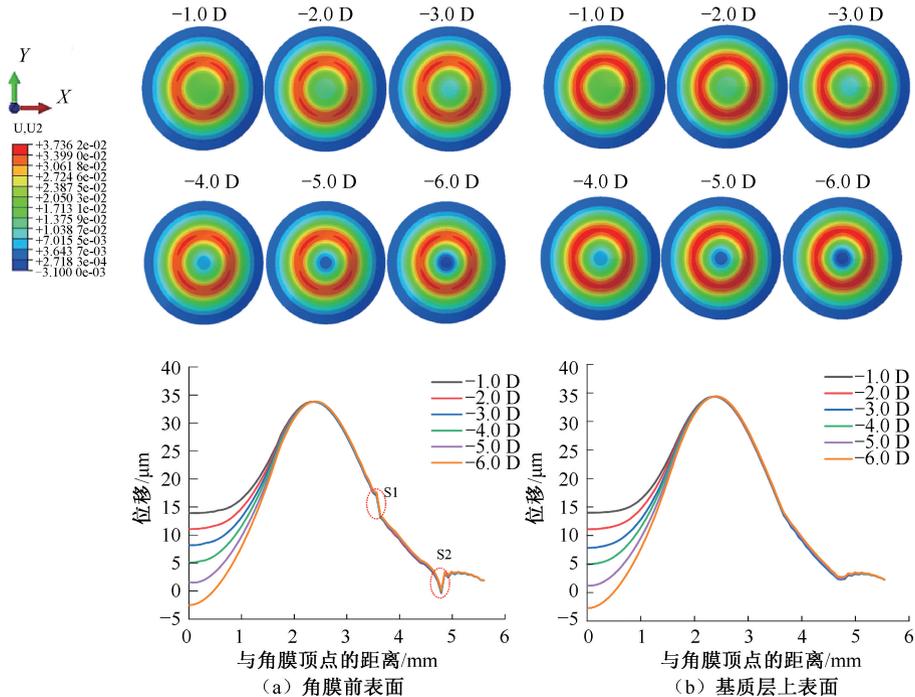


图5 不同近视矫正度数下角膜沿着眼轴的位移分布

Fig. 5 Displacement distribution of the cornea along the eye axis under different myopia correction degrees (a) Anterior surfaces of the cornea, (b) Anterior surfaces of the stromal layer

4 讨论

本文通过建立非球面OK镜-角巩膜耦合三维有限元模型,探究角膜与OK镜不同几何设计参数相互作用后的生物力学响应。角膜与OK镜相互作用后,角膜几何形状的变化趋势与临床的观察结果相同^[22-23],即角膜中央变平,曲率减小,角膜中周变陡,曲率增大。角膜中央曲率的变化随着近视矫正度数的增加而增大,符合OK镜在近视治疗和控制中的理论设计机制^[21]。

数值模拟计算结果不仅能揭示OK镜对角膜重塑的生物力学机制,还可以对配戴OK镜诱发的相

关疾病进行解释。矫正度数在 -1.0 ~ -6.0 D时,角膜中央区的几何形状和力学性质变化显著,角膜前表面的中央轮廓和曲率随着矫正度数增大变化幅度越大、角膜前表面和角膜基质层上表面VMS和位移在中央区发生显著差异,这些变化可能与BC的矢高随着近视矫正度数升高而减小,从而增加了对角膜中央的压迫有关。在其他区域,角膜的力学变化受近视度数的影响较小,推测与AC和PC的曲率半径保持不变有关。但角膜前表面在中周区的曲率变化受矫正度数的影响很大,不同矫正度数之间最大相差 12.10 D,推测是由OK镜各段弧之间的联动效应导致。此外,VMS和位移在角膜中央 2.6 mm

内变化较为显著,而 BC 和 RC 的半径宽度分别为 0~3.0 mm 和 3.0~3.6 mm,OK 镜中 BC 的曲率半径和 RC 的曲率半径分别与目标矫正度数呈负相关和正相关(见表 1)。本文推测,OK 镜的 BC 与角膜的中央变平和中周变陡均相关,即 BC 段几何设计参数既和近视矫正相关,又与 RC 共同调控着 OK 镜的近视控制效果。随着矫正度数的升高,角膜最大 VMS 和位移也越大,可能会增加角膜点染和角膜炎的发生概率^[24-25]。

本文发现,角膜最大 VMS 随着矫正度数的升高而增大,与 Wu 等^[6]研究结果相同,但 VMS 数值较低,在-4.0 D 时减少的幅度最大,为 9.22%,推测本文建立的角膜和 OK 镜均为非球面模型,更符合真实的角膜形态,OK 镜与角膜的适配性更好。角膜前表面和角膜基质层上表面在中央区的 VMS 与近视度数之间不是单调的线性关系,推测原因与镜片 BC 的非球面设计有关。应力曲线的峰值 P2 和 P3 与其分别位于 OK 镜的 RC 和 AC、AC 和 PC 的交界处相关,设计优化 OK 镜的连接区域可能会降低 P2 和 P3 的 VMS,提高配戴者的舒适性;还可能与设定角膜的偏心率从中央到边缘为 0.5 相关,因为通常情况下角膜边缘的偏心率比中央略大^[23]。

角膜基质层上表面 VMS 和位移分布趋势与临床上角膜地形图的切线图之间可能存在一定的联系。VMS 和位移的变化梯度有着类似的变化趋势,且 VMS 和位移最大值与角膜顶点的距离和离焦环在角膜上出现的位置相近,而离焦环与近视控制相关^[26]。因此,可以将角膜基质层上表面最大 VMS 和 U_{\max} 与角膜顶点的距离和离焦环在角膜上出现的位置建立联系,用于预测 OK 镜的近视控制效果。

本文的局限性如下:① 角膜为旋转对称结构,忽略了角膜的非旋转对称性;② 将巩膜视为均匀厚度的球体;③ 仅讨论了 VST 四弧区非球面设计的 OK 镜;④ 将角膜和巩膜视为单一的线弹性材料,而角膜的力学性能随着近视程度变化而变化^[27]。未来将结合角膜的非旋转对称性、全眼组织的几何形态及其本构关系,建立更精细的眼组织模型,分析多因素对配戴 OK 镜时角膜生物力学的影响,并将模型拓展应用到其他几何设计类型的 OK 镜的塑形机制探索研究中,从角膜生物力学角度完善 OK 镜对角膜的塑形机制。

5 结论

配戴 BC 矢高越小的非球面 OK 镜,角膜中央被塑形得更加平坦,角膜中央曲率变化越大。患者近视的控制效果与目标矫正度数相关,角膜中周的曲率由 OK 镜的多个弧区联动调控。OK 镜 BC 段的几何设计在近视矫正和控制中起着十分重要的作用。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:吴丽敏负责实施数值模拟操作与论文撰写;赵改平、项华中负责研究设计和论文指导;张泽众负责数据分析和资料收集;陈齐欧、陈焯负责论文审阅及指导。

参考文献:

- [1] CHO P, CHEUNG SW. Retardation of myopia in orthokeratology (ROMIO) study: A 2-year randomized clinical trial [J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2012, 53(11): 7077-7085.
- [2] 许雅利,邵雪丽,金婉卿,等. 角膜生物力学测量方法及临床应用 [J]. 国际眼科杂志, 2018, 18(6): 1055-1058.
- [3] 陈维毅. 眼生物力学专栏论著评述 [J]. 医用生物力学, 2022, 37(6): 990-992.
CHEN WY. A brief review on special column of ocular biomechanics [J]. J Med Biomech, 2022, 37(6): 990-992.
- [4] TANG T, LI X, CHEN S, et al. Long-term follow-up of changes in ocular biometric parameters in orthokeratology lens wearers with relatively large-scale axial length reduction [J]. Eye Vis, 2023, 10(1): 1-11.
- [5] 胡郡琦,王晓君,张立华,等. 角膜塑形镜矫正效果影响因素的数值模拟 [J]. 太原理工大学学报, 2024, 55(2): 376-383.
- [6] WU JF, FANG WX, XU HW, et al. The biomechanical response of the cornea in orthokeratology [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2021(9): 743745.
- [7] BRENT G. Finite element modelling as a predictor of soft contact lens performance on the eye [D]. Sydney: New South Wales, 2003.
- [8] CHANG CJ, YANG HH, CHANG CA, et al. The influence of orthokeratology on intraocular pressure measurements [J]. Semin Ophthalmol, 2013, 28(4): 210-215.
- [9] ABASS A, STUART S, LOPES BT, et al. Simulated optical performance of soft contact lenses on the eye [J]. PLoS One, 2019, 14(5): e0216484.
- [10] PANDOLFI A, MANGANIELLO F. A model for the human

- cornea: Constitutive formulation and numerical analysis [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2006, 5(4): 237-246.
- [11] VROON J, DE JONG J, ABOULATTA A, *et al.* Numerical study of the effect of head and eye movement on progression of retinal detachment [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2018, 17(4): 975-983.
- [12] ELSHEIKH A, WHITFORD C, HAMARASHID R, *et al.* Stress free configuration of the human eye [J]. *Med Eng Phys*, 2013, 35(2): 211-216.
- [13] DOLL T, MOORE J, SHIHAB AH, *et al.* Which feature influences on-eye power change of soft toric contact lenses: Design or corneal shape? [J]. *PLoS One*, 2020, 15(11): e0242243.
- [14] ELSHEIKH A. Finite element modeling of corneal biomechanical behavior [J]. *J Refract Surg*, 2010, 26(4): 289-300.
- [15] PITRE JJ, KIRBY MA, LI DS, *et al.* Nearly-incompressible transverse isotropy (NITI) of cornea elasticity: Model and experiments with acoustic micro-tapping OCE [J]. *Sci Rep*, 2020, 10(1): 12983.
- [16] PANDOLFI A, HOLZAPFEL GA. Three-dimensional modeling and computational analysis of the human cornea considering distributed collagen fibril orientations [J]. *J Biomech Eng*, 2008, 130(6): 061006.
- [17] ELSHEIKH A, ALHASSO D, RAMA P. Assessment of the epithelium's contribution to corneal biomechanics [J]. *Exp Eye Res*, 2008, 86(2): 445-451.
- [18] JIN T, FANG L. Finite element analysis of wave-front aberrations of medium and high myopia with different CCT after small incision lenticule extraction (SMILE) [J]. *J Phys Conf Ser*, 2022, 2383(1): 012104.
- [19] MAKLAD O, ELIASY A, CHEN KJ, *et al.* Simulation of air puff tonometry test using arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE) deforming mesh for corneal material characterisation [J]. *Int J Environ*, 2020, 17(1): 54.
- [20] CONRAD F. The biomechanical principles of soft contact lens orthokeratology [D]. Sydney: New South Wales, 2010.
- [21] NTI AN, BERNTSEN DA. Optical changes and visual performance with orthokeratology [J]. *Clin Exp Optom*, 2020, 103(1): 44-54.
- [22] ZHONG X, CHEN X, XIE RZ, *et al.* Differences between overnight and long-term wear of orthokeratology contact lenses in corneal contour, thickness, and cell density [J]. *Cornea*, 2009, 28(3): 271-279.
- [23] LEUNG TW, LAM AKC, KEE CS. Corneal shapes of Chinese emmetropes and myopic astigmats aged 10 to 45 years [J]. *Optometry Vision Sci*, 2013, 90(11): 1259-1266.
- [24] LYU T, WANG L, ZHOU L, *et al.* Regimen study of high myopia-partial reduction orthokeratology [J]. *Eye Contact Lens*, 2020, 46(3): 141-146.
- [25] LIU Y M, XIE P. The safety of orthokeratology—A systematic review [J]. *Eye Contact Lens*, 2016, 42(1): 35.
- [26] LI N, LIN W, ZHANG K, *et al.* The effect of back optic zone diameter on relative corneal refractive power distribution and corneal higher-order aberrations in orthokeratology [J]. *Cont Lens Anterior Eye*, 2023, 46(1): 101755.
- [27] 李晓娜, 陈维毅. 角巩膜生物力学 2021 年度研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2022, 37(6): 993-999.
- LI XN, CHEN WY. Progress of corneal and scleral biomechanics in 2021 [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(6): 993-999.