

基于眼波前像差的视觉矫正及超视觉 的光学研究

母国光 王肇圻* 刘永基 全薇 王杨 王伟

(南开大学现代光学研究所, 天津 300071)

摘要 结合眼波前像差和角膜面形的实际测量、视功能检测和激光角膜手术的临床、光学系统像差的矫正和优化, 给出了在基于眼波前像差的视觉光学矫正和超视觉领域所取得的研究成果, 其中包括不同孔径、不同视场、不同物距和瞬态调节下眼波前像差的特点, 可见光复光波段对超视觉的局限, 以及现行激光角膜手术对眼波前像差的影响等. 研究表明, 人眼的波前像差是一个动态、多元的像差的综合, 需找到最优化的切削数据, 才能从激光手术中获得趋于超视觉的效果, 即使如此也涉及到动态自由面形光学; 准分子激光角膜原位磨镶术虽能矫正一定程度的近视, 却对暗视场情况下的视力起负面作用.

关键词 眼波前像差 视觉矫正 激光角膜手术

20 世纪末在视光学和眼科领域中的一个重大进展是人眼波前像差的测量和用准分子激光切削角膜的新视觉光学矫正. 20 世纪 90 年代中期 Josef F. Bille 博士和梁俊忠博士用 Hartmann-Shack^[1]波前传感器测量了人眼的波前像差, 并把人眼的波前像差以 Zernike 项的形式较详细地表达出来. 他们揭示了人眼高阶像差对视力的影响, 并用自适应光学技术率先获得了活体视网膜高分辨率成像^[2]和提出通过高阶像差的矫正实现超视觉的概念. 自此, 波前技术的新视觉工程得到极大的关注, 人们从眼波前像差的特点和影响因素^[3]、眼波前像差的来源^[4]、眼波前像差和视功能检测^[2]、激光角膜手术前后的眼波前像差的变化^[5,6]、基于眼波前像差的包括角膜手术和内置透镜在内的个性化视觉矫正技术^[7]等各个方面开展了大量的实验和临床研究.

人眼波前像差测量一方面给出更为精确和丰富的眼光学系统的信息, 另一方面它所针对的环境与人眼处理的实际外部环境有相当的差别. 波前技术从衍射光学的角度研究人眼光学系统缺陷和视功能信息, 从波阵面的最佳补偿来研究视觉矫正, 即把所处理的对象简化为一个相干光学系统. 然而通常人眼所处理的是在空间和时间上均是完全非相干的自然光的外部世界, 临床上眼光学系统的诸如屈光缺陷和视功能缺陷也是针对一个自然光的外部世界. 因

收稿日期: 2007-01-30; 接受日期: 2007-03-16

国家自然科学基金重点项目(批准号: 60438030)和天津市科技攻关项目(033183711)资助

* 联系人, E-mail: wangzq@nankai.edu.cn

此新的视觉矫正和超视觉的研究也应该是以非相干的光学系统为基础。另外,人眼的波前像差是与孔径、视场角、眼的瞬态调焦、所观察物体的距离相关的,即眼波前像差具有在空间和时间上随多个参量变化的特点。在某一特定状态下测定的眼波前像差数据,当用于视觉矫正时需要认真考虑这些因素的影响。

自从眼波前像差的测量取得成功之后,人们十分关注新视觉矫正的潜能,即基于波前像差数据的个性化视觉矫正能走多远。图 1 给出了各种局限对视觉矫正的影响,它给出了基于衍射光学和尼奎斯特(Nyquist)极限的新视觉矫正的潜能分析。图 1 中虚曲线表示衍射极限下视锐度和瞳孔直径的关系,水平实线表示视网膜尼奎斯特极限对视锐度的限制,实曲线表示传统视觉矫正(离焦和像散的矫正)所能获得的视锐度和瞳孔直径的关系,即正常视觉。人们认为,图 1 中正常视觉之所以远低于由衍射极限和视网膜极限所给出的视锐度,正是由于眼的高级像差的影响,而通过高级像差的矫正,可以获得尼奎斯特极限频率大于 2.0 的视锐度,即超视觉。

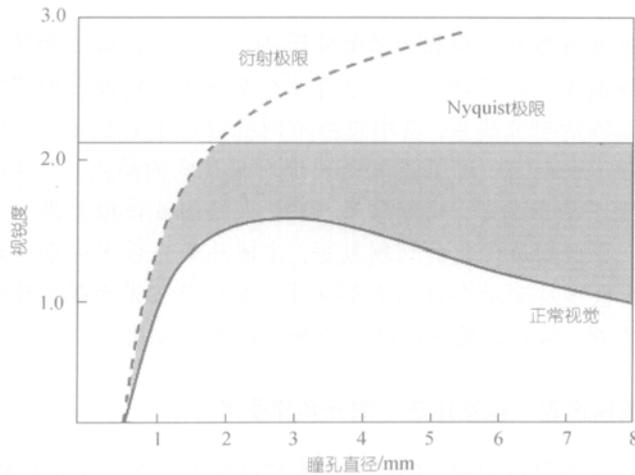


图 1 各种局限对视觉矫正潜能的影响

我们在国家自然科学基金和天津市科委的资助下,开展国际合作,构建了基于 Hartmann-Shack 技术的眼波前像差测量系统,该系统的性能指标为:瞳孔测量范围: >2 mm; 采样点间距: 0.25 mm; 采样点数: >500 ; 泽尼克多项式阶数(项数): 12 阶 90 项; 屈光范围: 球面 ± 10 D, 柱面 ± 6 D; 屈光精度: 0.1D; Zernike 像差精度: 0.1 μm ; 测量时间: <0.2 s。图 2 示出了该系统的硬件和软件界面。

利用该系统对不同状态和不同条件下的人眼进行了波前像差测量,根据所获得的大量数据和眼视光学临床的其他测量技术,进而对视觉矫正和超视觉进行了光学分析,主要研究工作包括:不同孔径、不同视场^[8]、不同物距^[9]和瞬态调节下眼波前像差的特点¹⁾,可见光复光波段对超视觉的局限,以及现行激光角膜手术对波前像差的影响^[10]等。

1 不同孔径、视场、物距、波长和动态下的眼波前像差的变化

测量了 20 只眼睛 3 mm 小瞳孔和 7 mm 大瞳孔时的波前像差,取其 RMS 值的平均值,标示在图 3 中。正方形符号的曲线表示 3 mm 小瞳孔的情况,三角符的曲线表示 7 mm 大瞳孔的

1) Wang Y, Wang Z Q, Guo H Q, et al. Wavefront aberrations in the accommodated human eye based on individual eye model. Optik (in press)

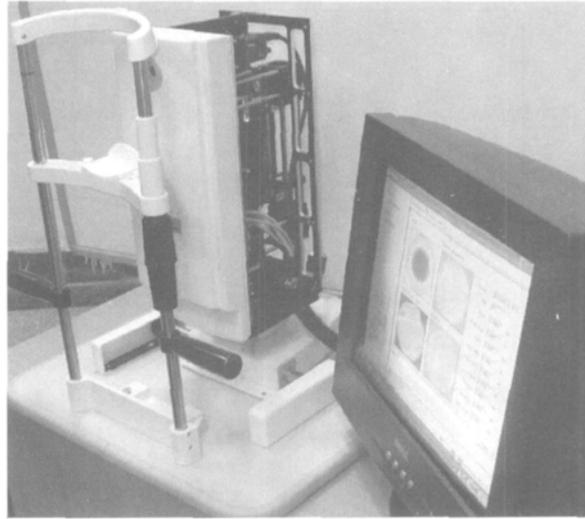


图 2 基于 Hartmann-Shack 技术的眼波前像差测量系统

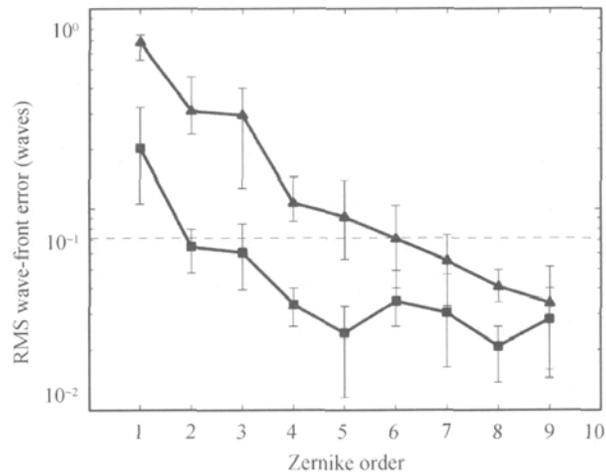


图 3 不同瞳孔下的眼波前像差的特点

情况. 误差棒是 20 只眼睛的偏差, 虚线是 Maréchal 衍射极限($\lambda/14$). 从图 3 中可以看出, 7 mm 大瞳孔波前像差比 3 mm 小瞳孔大 2 到 5 倍. 对于 3 mm 小瞳孔, 只有第 2 阶 Zernike 波前像差大于衍射极限, 其余各阶均小于衍射极限; 然而对于 7 mm 大瞳孔, 第 2 阶到第 7 阶的 Zernike 波前像差均大于衍射极限. 可见, 人眼波前像差随着瞳孔尺寸的增加而显著增大.

测量了 12 只眼睛向鼻子和颞侧两个水平方向 50° 视场角的波前像差, 瞳孔尺寸为 5.2 mm, 取其 RMS 值的平均值, 标示在图 4 中. 图中纵坐标是以波长为单位表示的波前像差的 RMS 值, 横坐标表示视场角, 向鼻子一侧为负, 向颞侧为正, 角度间隔为 10° . 曲线自上到下分别表示第 3 阶到第 10 阶的 Zernike 波前像差, 虚线是 Maréchal 衍射极限. 可以看出, 随着视场角的增加, 波前像差随着增大. 在 0° 视场角时, 只有前 4 阶 Zernike 波前像差大于衍射极限, 在 $\pm 10^\circ$ 视场角时, 前 5 阶 Zernike 波前像差已大于衍射极限, 而在 $\pm 50^\circ$ 视场角时, 前 6 阶 Zernike 波前像差均大于衍射极限. 还可以看出, 视场角从 0° 增大到 $\pm 50^\circ$ 时, 3 阶像差增大 2 倍, 4 阶像差增

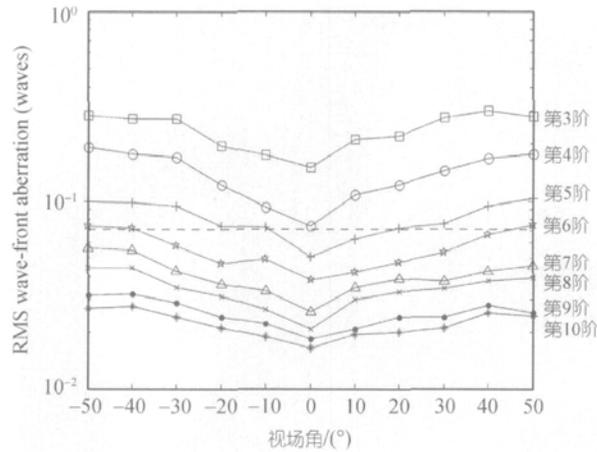


图 4 不同视场角下的眼波前像差的特点

大 1.8 倍, 5 阶到 9 阶像差增大 1.7 到 1.3 倍. 虽然我们研究了直到 $\pm 50^\circ$ 视场角的眼波前像差的变化情况, 但是由于眼睛在视物时的注视特点, 在波前像差的应用中, 仅考虑 $\pm 10^\circ$ 视场角的变化情况就可以了.

测量了 12 只眼在 5 s 内 Zernike 波前像差 RMS 的涨落曲线, 采样频率为每秒 20 次, 瞳孔为 6 mm. 图 5 给出了其中一只眼的 RMS 涨落曲线. 图中自上而下的曲线分别代表总的波前像差、离焦、除去离焦和像散后的高阶波前像差、第 3 阶 Zernike、人造眼、第 4 阶 Zernike、第 5 阶 Zernike、第 6 阶 Zernike、第 7 阶 Zernike 波前像差的 RMS 的涨落曲线. 可以看出, 人造眼波前像差的涨落幅度很小, 说明实验中波前像差的涨落不是眼波前像差仪的光子噪声和读取噪声所引起的. 总的波前像差涨落幅度的平均值为 $0.1 \mu\text{m}$, 除去离焦和像散后的高阶波前像差涨落幅度的平均值为 $0.06 \mu\text{m}$, 均大于衍射极限(Maréchal 衍射极限 $0.056 \mu\text{m}$). 因此, 对于

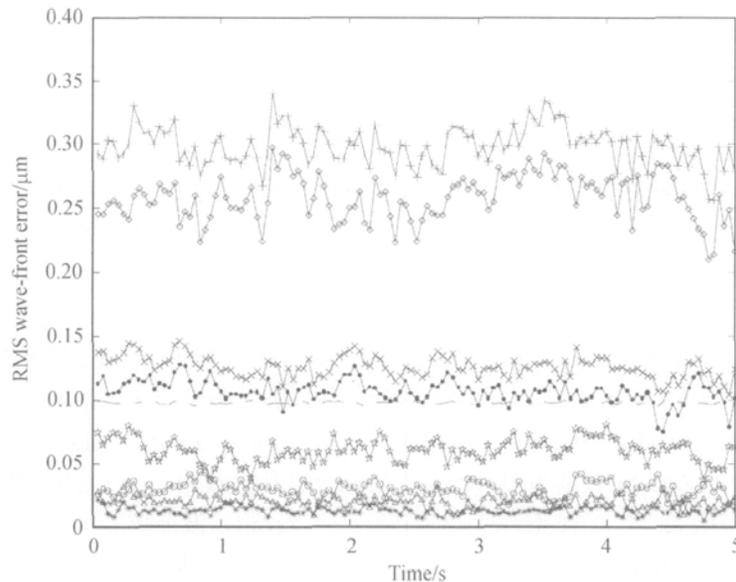


图 5 眼波前像差随眼随机调节(accommodation)的涨落

人眼波前像差的矫正, 波前像差的动态涨落是不可忽视的. 我们还可以看出, 总的 Zernike 波前像差、去掉离焦和像散后的高阶波前像差 RMS 的涨落曲线与离焦 RMS 的涨落变化趋势相似, 这表明人眼调节的涨落是造成眼波前像差涨落的主要因素.

为研究眼波前像差随物距的变化, 首先构建个体眼的光学系统, 其构建包括如下步骤: () 用 Hartmann-Shack 波前传感器测量人眼的波前像差, 把个体人眼的像差数据加入到光学设计软件 Zemax 的优化函数中, 以此来定义人眼的实际波前像差; () 用角膜地形仪 Orbscan 测量角膜曲率以及角膜前后表面相对于参考球面的高度值, 将角膜表面沿矢径方向的高度差转化为沿垂直方向的高度差, 用高次非球面函数拟合出角膜的非球面表面; () 用医用 BMF-200 A 型超声测厚仪来测量眼轴的各部分间距, 包括角膜前后表面间距、眼前房深度、晶状体厚度及玻璃体的厚度; () 眼内光学系统包括角膜、房水、晶状体及玻璃体的介质折射率数据采用 Gullstrand 眼模型的数值; () 运用 ZEMAX 软件的优化功能, 优化晶状体的前后表面, 使得全眼的波前像差与用眼波前像差仪测量得到的实际波前像差相等. 此时个体眼光学系统构建完成.

个体眼光学结构建立之后, 可以很容易地改变物距, 从而研究被观察物体在不同位置时波前像差的变化. 我们构建了 10 只正常人眼的光学结构, 瞳孔大小为 5.4 mm, 计算了物距为 500 mm (-2D) 和 250 mm (-4D) 调焦状态时的波前像差变化, 其结果如图 6 所示. 图中横坐标表示不同的眼睛. 纵坐标表示全眼高阶像差的 RMS 值, 单位为波长 ($\lambda = 833 \text{ nm}$), 其中离焦和像散已经被矫正. 曲线表示物在无限远 (0D) 状态下波前像差的 RMS 值, 并且按 RMS 值由小到大的顺序排列. 可以看出, 当被观察物体处在有限距离时, 高阶像差一般变大, 并且有些眼的变化相当大. 例如第 2 只眼, 当物体在无限远时, 其像差是 0.42λ , 但是当物体在 500 mm 和 250 mm 时, 其像差分别为 0.8λ 和 0.5λ . 这就为高阶像差的矫正带来问题: 通过对物体在无限远时的像差数据的矫正, 当物体在有限距离时仍然存在不同程度的高阶像差.

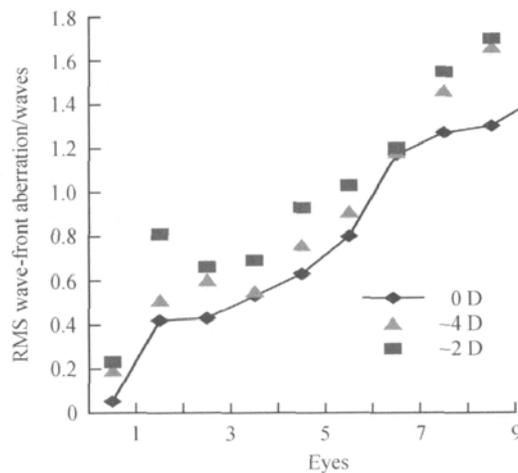


图 6 离焦和像散矫正后, 眼的高阶像差随物距的变化

个体眼光学结构建立之后, 可以很容易地改变系统的工作波长和重新调焦来研究在自然光条件下, 个性化视觉矫正的效果. 我们构建了 8 只正常人眼的光学结构, 瞳孔大小为 5.4 mm. 然后对所构建的个体眼光学系统进行离焦、像散和高阶像差的矫正. 其做法是, 在角膜前表面

加入一球-柱透镜, 即一面为球面一面为柱面的透镜, 通过优化其曲率实现离焦和像散的矫正; 然后在球面上加上高次非球面, 再进行优化, 达到高阶像差的矫正. 图 7 给出了其中一只眼经过上述个性化矫正后光学系统的调制传递函数(modulation transfer function, MTF)曲线, 其中虚线表示在可见光中心波长下衍射极限的 MTF; 十字符号表示矫正了离焦、像散和所有高阶像差后在单色光(中心波长)下的 MTF; 实心圆符号表示小瞳孔时仅矫正了离焦和像散后在可见光波段下的 MTF, 它也是传统的视觉矫正所能获得的结果; 空心圆符号表示大瞳孔时矫正了离焦、像散和所有高阶像差后在可见光波段下的 MTF, 它是个性化视觉矫正所能获得的结果; 另外一条实线表示视网膜空间像调制度曲线(aerial image modulation, AIM), 它代表大脑可认知的视网膜上所必需的像调制度, 它和 MTF 曲线的交点所对应的空间频率即是视力.

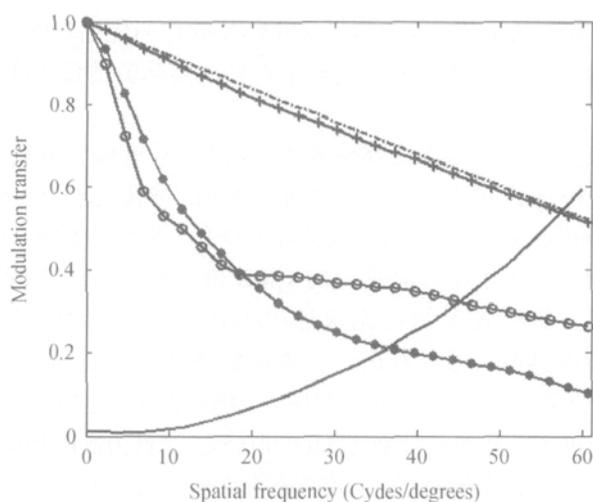


图 7 眼光学系统在不同照明光下的 MTF 特性

可以看出, 在单色光下, 矫正了离焦、像散和高阶像差后的 MTF 已经很接近衍射极限; 然而在可见光波段下 MTF 下降很多, 甚至于在低频处不如小瞳孔下仅矫正了离焦和像散时的 MTF. 从 MTF 曲线和 AIM 曲线的交点, 可求出不同情况下视觉矫正所能获得的最高空间频率和所对应的视力. 他们的对应关系是: 空间频率为 30 Cycles/degrees 时对应于临床上的 1.0 视力. 可以看出: 在单色光下, 个性化矫正可以获得 1.9 的视力, 然而在可见光下仅能获得 1.5 的视力. 对于传统的视觉矫正, 也能获得 1.2 的视力. 可见, 个性化矫正所能获得的视觉改善一般是很有限制的. 当然, 对于特殊的高阶像差非常大的眼(临床上极少数), 个性化矫正能够体现出它的优势, 然而大多数情况下, 通过传统的视觉矫正, 都能获得大于 1.2 的视力.

综上所述, 人眼是一个多元的动态的像差系统, 相当于一个动态变焦的光学系统, 其像差的矫正必须考虑多个变数才能满足个性化矫正的要求. 这就提出了一个如何给出正确的个性化视觉矫正的工程数据的工程问题.

2 准分子激光角膜原位磨镶术手术后人眼波前像差的实验研究

在进行本项研究的过程中, 我们注意到英国国家临床评价机构发布的一个指南, 其中提到“NICE(国家临床评价机构 National Institute for Clinic Excellence)发布了关于治疗屈光不正

(近视和远视)的准分子激光原位角膜磨镶术(LASIK, Laser in-situ keratomileusis)的指南, 来决定其在国家卫生署内作为常规手术是否足够安全, 足够有效”。“介入性疗法顾问委员会主席 Bruce Campbell 教授称, LASIK 手术能够改善中度近视和远视. 这类屈光不正的问题, 可以很容易地通过佩戴框架眼镜或借助隐形眼镜的方法来得到矫正. 因而, LASIK 手术给眼睛带来的任何损伤就值得认真地关注了”¹⁾. 因此, 我们对 LASIK 的研究, 实际就是对广泛流行市场的激光眼部手术的正负面的评价.

为此我们选择了接受双眼 LASIK 手术的 42 个患者的 84 只眼, 其中 20 人(48%)为男性, 22 人(52%)为女性. 患者的平均年龄是 22 岁(20~38 岁之间), 术前的平均屈光不正为 -5.92D (-2.75D~-10.5D 之间). 所有数据均是患者接受 LASIK 手术后 1~4 个月后获得的. 所有的患者健康状况良好, 并且进行了全面的眼科检查, 包括裂隙灯检查、视力检查、对比敏感度检查和波前像差的检查. 根据患者的主诉, 将患者分为以下几组: 眩光组即 starburst 组(8 只)、单眼复视组即 doublevision 组(8 只眼)、视物雾状模糊组即 moisture 组(14 只眼), 这三组统称为不良视觉症状组. 将术后没有症状的一组人眼作为参考组, 即 reference 组(54 只眼).

图 8(a)~(d)给出了各组 Zernike 像差系数的绝对值分布. 图中的横坐标表示 1~35 项(共 7 阶)Zernike 项, 图中的纵坐标表示 Zernike 系数的绝对值. 每幅图中的误差棒表示相应各组的

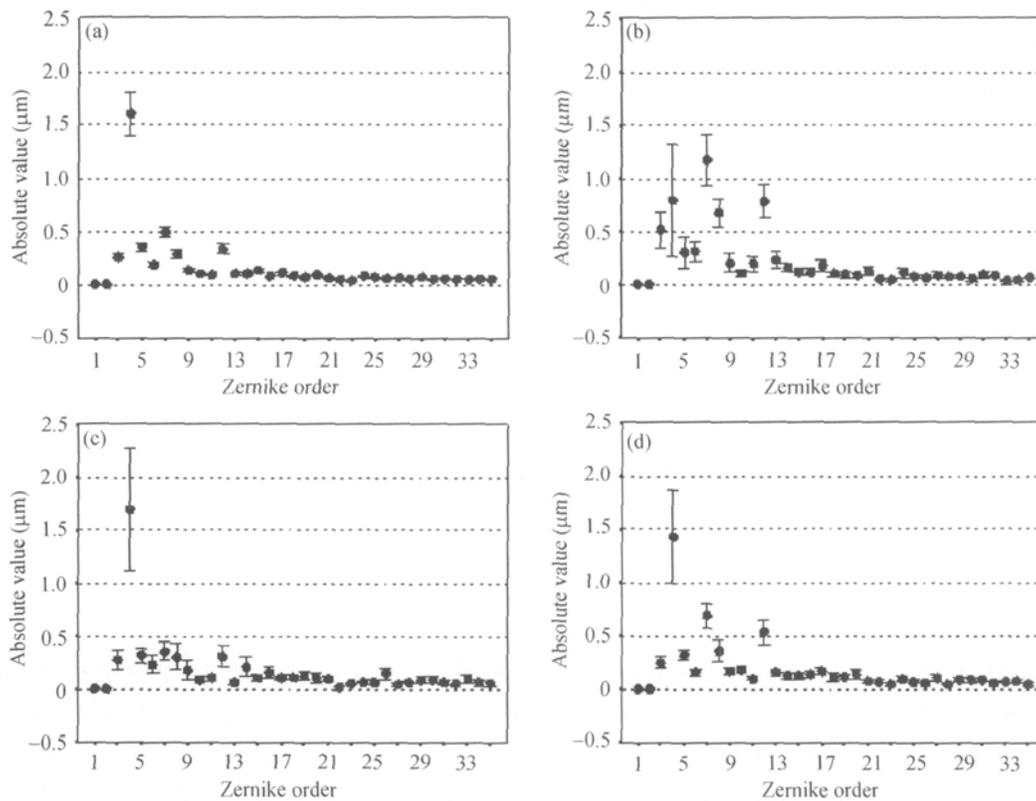


图 8 不同组人眼的 Zernike 系数绝对值分布

(a) 参考组人眼; (b) 眩光组人眼; (c) 复视组人眼; (d) 雾视组人眼

1) National Institute for Clinical Excellence. NICE issues guidance on laser eye surgery(LASIK) for treating refractive errors. 2004

偏差. 从图 8 可以看出, LASIK 手术后, 人眼仍有少量离焦存在, 在术后人眼的全部像差中, 离焦仍然是比较主要的像差. 但是相对于手术前的离焦量而言, 离焦量已明显下降, 而离焦是影响视力的最主要原因, 所以术后患者的视力得到了提高, 达到了 1.0 以上. Zernike 彗差(Z_7, Z_8)、Zernike 球差(Z_{12})、Zernike 像散(Z_3, Z_5)成为除离焦外对波前像差贡献较大的 Zernike 分量, 即 LASIK 手术后人眼的 Zernike 彗差和 Zernike 球差增大. 彗差是由于手术过程引入的不对称性引起的. 另外, 水平 Zernike 彗差(Z_7)、竖直 Zernike 彗差(Z_8)和 Zernike 球差(Z_{12})均比 Zernike 像散(Z_3, Z_5)大.

从图 8(a)~(d)各图的比较中可以看出, 参考组 Zernike 系数的绝对值分布在 4 组中是最平滑的. 特别是从 Z_{13} 开始, 参考组 Zernike 系数绝对值的分布起伏不大. 眩光组 Zernike 系数绝对值分布的起伏在各组中是最大的. 与参考组相比, 有症状组人眼的 Zernike 系数绝对值分布的起伏比较明显, 特别是在高阶像差部分, 这种起伏尤为明显. 可见, 有症状人眼的高阶像差比无症状人眼的高阶像差大, 人眼不良视觉症状的出现与高阶像差有关.

图 9 给出了手术前人眼 Zernike 像差系数的绝对值分布. 图中的横坐标表示 1~35 项(共 7 阶)Zernike 项, 图中的纵坐标表示 Zernike 系数的绝对值. 由图中可以看出, 术前人眼的离焦很大, 而其他 Zernike 像差都比较小, 整体分布相对术后的 Zernike 系数分布要平滑得多. 通过手术前后 Zernike 数据的比较可知, LASIK 手术后, 无论人眼是否有不良的视觉症状, 眼睛的高阶像差都有所增大. 这主要是由于在用激光切削角膜表面后, 角膜表面变得粗糙, 使得人眼的高阶像差增大.

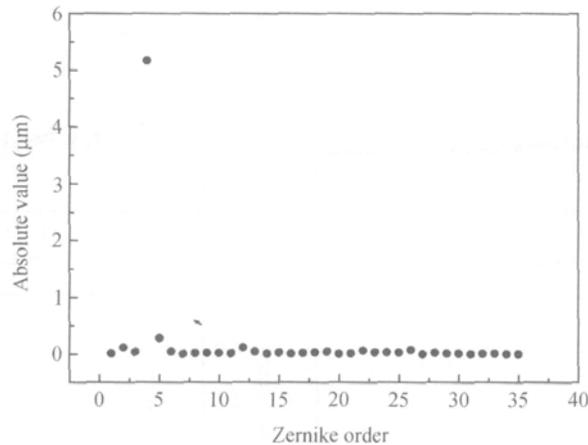


图 9 未接受手术人眼的 Zernike 系数的绝对值分布

我们计算了各组人眼各阶 Zernike 像差的 RMS 分布, 结果如图 10 所示. 图中的横坐标表示 Zernike 阶数, 纵坐标表示以微米为单位的 RMS 值, 虚线表示像差容限所对应的 RMS 值. 从图 10 可以看出, 所有组的 RMS 曲线分布都高于像差容限所要求的 RMS 值, 这表明手术后的人眼离理想的成像系统还偏离得较远. 另外, 从图中还可以看出, 参考组的 RMS 曲线基本上低于其他有症状组的 RMS 曲线. 具有眩光症状人眼的第 3 阶像差的 RMS 值约是参考组第 3 阶像差的 RMS 值的两倍; 具有眩光症状人眼的第 4 阶像差的 RMS 值约是参考组相应的 RMS 值的 3 倍. 除 2 阶像差外, 雾视组各阶的 RMS 值均高于参考组. 雾视组的第 3 阶和第 4 阶的 RMS 值也比参考组相应的 RMS 大. 从图中可以看出, 单眼复视组的 RMS 曲线与参考组

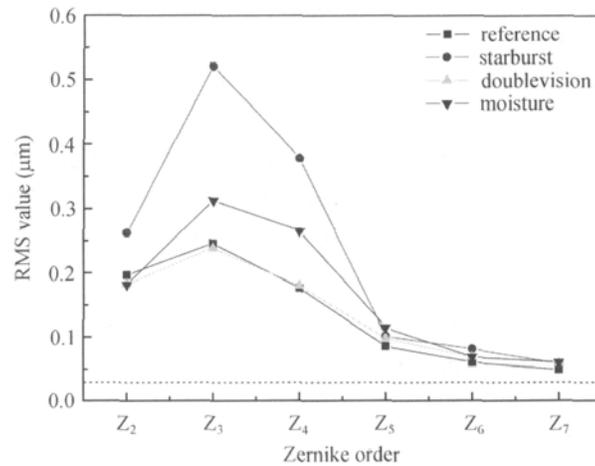


图 10 各组各 Zernike 阶像差的 RMS 值

的曲线差别不大, 只是略高于参考组的 RMS 值. 通过以上对 RMS 的分析, 我们看出了有症状组与无症状组确实存在着明显的差别.

MTF 曲线能够全面反映光学系统的成像质量, 因此我们进一步对各组的 MTF 曲线进行了分析. 为了研究高阶像差对人眼 MTF 曲线的影响, 下面的讨论中, 计算 MTF 的波前像差数据中均不包含 2 阶 Zernike 像差即离焦和 Zernike 像散. 各组的 MTF 曲线是其相应组中所有眼睛的 MTF 的平均值.

图 11(a)和(b)给出了在 3 mm 瞳孔和 5.8 mm 瞳孔下各组的 MTF 曲线, 其中横坐标表示空间频率, 纵坐标表示 MTF 值的对数坐标. 由图 11(a)和(b)可以看出, 参考组的 MTF 曲线明显高于有症状各组的 MTF 曲线, 也就是说, 参考组眼睛的成像质量高于其他有症状组的眼睛. 眩光组的 MTF 曲线最低, 这是由于其 3 阶 Zernike 像差偏大造成的. 将图 11(a)和(b)相比较可以看出, 在小瞳孔下, 各组 MTF 曲线差别较小, 而在大瞳孔, 各组 MTF 曲线的差别变得十分明显. 这也就表明, 在暗视场时, 有症状组的成像质量远低于参考组的成像质量, 从而带来了夜间视力障碍.

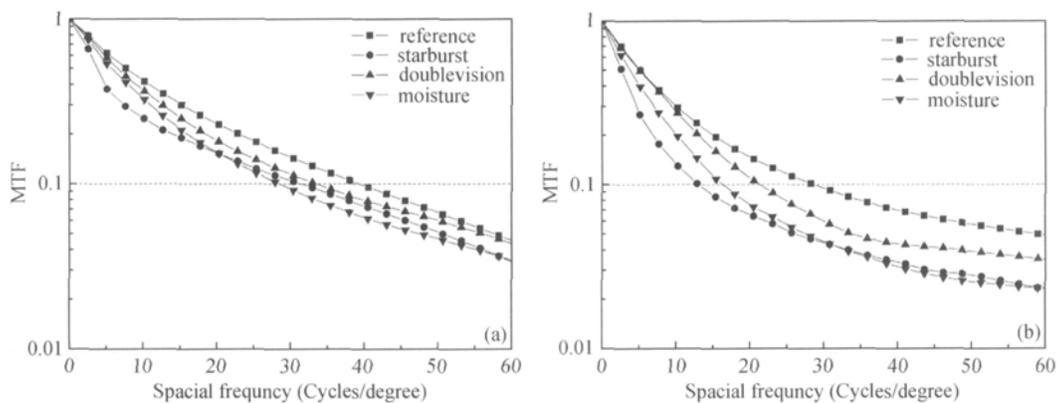


图 11 不同瞳孔直径时, 无症状人眼与各种症状人眼 MTF 曲线之比较
(a) 瞳孔直径为 3 mm; (b) 瞳孔直径为 5.8mm

3 结论

上述研究表明:人眼波前像差是一个动态、多元的像差的综合,如同一般光学系统一样,人眼波前像差受孔径、视场、物距、波长的影响,同时眼波前像差又具有动态的特性,需找到最优化的切削数据,才能从激光手术中获得趋近超视觉的效果.因此,从理论上讲,要实现趋近超视觉并非不可能,但从眼波前像差的实测结果及矫正像差对光学系统结构的要求来看,为矫正或补偿上述个性化的人眼波前像差,所需的角膜形状十分复杂,它实质上提出了角膜表面应具有动态自由面型的问题.

准分子激光角膜原位磨镶术虽能矫正一定程度的近视,但该技术本身同时使眼睛的高阶像差明显增加,对暗视场情况下的视力起负面作用.

致谢 感谢天津眼科医院的合作与支持.

参 考 文 献

- 1 Liang J Z, Grimm B, Goelz S, et al. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am A*, 1994, 11(7): 1949—1957
- 2 Liang J Z, David R W. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A*, 1997, 14(11): 2873—2883
- 3 Yoon G Y, Williams D R. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am A*, 2002, 19(2): 266—275
- 4 He J C, Gwiazda J, Thorn F, et al. Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and the whole eye. *J Opt Soc Am A*, 2003, 20(7): 1155—1163
- 5 Mierdel P, Kaemmerer M, Krinke H E, et al. Effects of photorefractive keratectomy and cataract surgery on ocular optical errors of higher order. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 1999, 237: 725—729
- 6 Guirao A, Gonzalez C, Redondo M, et al. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Invest Ophthalmol Visual Sci*, 1999, 40: 203—213
- 7 Bellucci R, Morselli S, Pucci V. Spherical aberration and coma with an aspherical and a spherical intraocular lens in normal age-matched eyes. *J Cataract Refract Surg*, 2007, 33(2): 203—209
- 8 王杨, 王肇圻, 刘铭, 等. 基于个性化人眼模型的大视场波像差特性的研究. *光学学报*, 2006, 26(11): 1727—1733
- 9 王杨, 王肇圻. 基于个性化眼模型的人眼调焦特性的研究. *仪器仪表学报*, 2006, 27(6): 1049—1051
- 10 Liu Y J, Mu G G, Wang Z Q, et al. Correlation between post-lasik starburst symptom and ocular wavefront aberrations. *Chin Phys Lett*, 2006, 23(6): 1498—1500