

基于均方根误差和相关系数评价人眼 像差对视网膜像质的影响

杨彦荣^{1,2,3}, 戴 云^{1,3}

¹中国科学院光电技术研究所, 四川 成都 610209;

²中国科学院大学, 北京 100049;

³中国科学院自适应光学重点实验室, 四川 成都 610209

摘要 视网膜成像质量的下降会减弱视力等视觉功能, 直接影响人们的日常生活。人眼像差是影响其像质的主要因素, 为了提高视网膜像质, 常用自适应光学矫正人眼像差, 以获得接近衍射极限的分辨力或理想像质。矫正波前像差的过程需要以分辨力或像质的评价作为依据。其评价方法大致分为基于瞳孔面和成像面两种, 这两种方法主要表征成像系统的分辨力, 但不能直观和定量地评价像质。而基于成像面的光学传递函数(OTF)法需要借助曲线面积等才能定量地评价像质, 且不同空间频率的像质不同。为此, 计算携带人眼像差的 OTF, 以此模拟人眼成像过程, 直观地表征了像质变化。并重新定义均方根误差和相关系数, 分析人眼像差对它们的影响, 量化地反映各项像差矫正前后的像质变化。

关键词 视觉光学; 自适应光学; 人眼像差; 视网膜像质; 分辨力

中图分类号 O435.2 **文献标识码** A

doi: 10.3788/AOS201737.0333001

Evaluation of the Effect on Eye Aberration on Retinal Imaging Quality Based on the Root Mean Square Error and Correlation Coefficient

Yang Yanrong^{1,2,3}, Dai Yun^{1,3}

¹*Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China;*

²*University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;*

³*Key Laboratory of Adaptive Optics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China*

Abstract The decline in the quality of retinal imaging will reduce the visual acuity and other visual function, which directly affects people's daily lives. Human eye aberration is the main factor affecting the image quality. In order to improve the retinal image quality, the adaptive optics is commonly used to correct the aberrations of the human eye. Thus, the resolution or ideal image quality which is close to the diffraction limit is obtained. But the process of correcting the wavefront aberration needs to evaluate the system resolution or the image quality as a basis. Mostly, the evaluation methods can be divided into two types which are based on the pupil plane and imaging plane. Although these two methods can mainly represent the resolving power of imaging system, they cannot directly and quantitatively evaluate the image quality. The optical transfer function (OTF) method based on the imaging plane needs the aid of the curve area to quantitatively evaluate the image quality. And the image quality of different spatial frequencies is different. Thus, the OTF of one eye aberration is calculated, which can simulate the process of human eye imaging. It is used to directly characterize the change of image quality. And the root mean square error and correlation coefficient are defined to analyze the influence of the aberration on them, which can quantitatively reflect the changes of the image quality before and after correcting each aberration.

Key words visual optics; adaptive optics; human eye aberration; retinal image quality; resolving power

收稿日期: 2016-09-05; **收到修改稿日期:** 2016-10-27

基金项目: 国家 863 计划(SQ2015AA0201627)

作者简介: 杨彦荣(1985—), 男, 博士研究生, 主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: yangyy0429@126.com

导师简介: 戴 云(1976—), 男, 博士, 研究员, 博士生导师, 主要从事自适应光学技术方面的研究。

E-mail: daiyunqq@163.com(通信联系人)

1 引言

外界物体经人眼首先成像于视网膜,而视网膜成像质量的清晰程度直接影响着人们的视觉性能,如近视、远视和各种视网膜病变等会造成视网膜成像质量的下降,以至于影响人们的认知活动和日常生活。影响视网膜成像质量的主要原因是器质性病变、人眼衍射极限和波前像差。其中,人眼波前像差可通过自适应光学实施矫正,同时还可利用波前技术引导屈光矫正术,是目前研究的热点^[1]。

波前像差反映了人眼成像系统的个体差异,与系统分辨力和成像质量相关。2002年,Thibos^[2]基于人眼波前像差的统计模型刻画成像系统的光学特性,并依据该光学特性,利用线性空间不变系统的理论评价波前像差对视网膜像质的影响。基于人眼波前像差,将人眼看作小像差系统,其光学特性评价方法有瑞利像差容限、Marechal 衍射极限、Strehl 比率、光学传递函数(OTF)^[3]等。

瑞利像差容限考虑波前像差与参考面的最大峰谷(PV)值,而 Marechal 衍射极限是以波前像差的均方误差为评判标准,它们忽略了局部像差对视网膜成像质量贡献的差异,只能评价系统的分辨力。Strehl 比率是以中央亮斑的能量集中度来评价分辨力,不能反映对不同空间频率细节的传递能力。所以,对于像质的评价,如果以衍射极限时为理想像,则这些方法都不能直观、量化地评价像质。

而 OTF 反映了不同空间频率成分经成像系统后的对比度和相位变化,是目前评价视网膜像质较好的方法。全薇等^[4]利用哈特曼-夏克传感器探测人眼波前像差,根据像差计算调制传递函数(MTF)曲线,并由此评估视网膜像质。但 MTF 曲线是基于系统的 OTF,其不能定量地表征像质,尤其对含不同空间频率成分的物体经人眼成像后的像质,无法给出定量的评价。Cheng 等^[5]较为全面地讨论了评估视网膜成像质量的两种方法,即与波前像差有关的瞳孔平面法、与点扩展函数和 OTF 有关的成像平面法。上述提到的像质评价方法都只与系统的分辨力或成像的对比调制度有关,而全面地评价视网膜像质需要多种评价方法的结合。

综上所述,目前的视网膜像质评价方法大多是基于光学系统接近衍射极限时的分辨力。而日常视物时,并不关注衍射极限时的分辨力,更多地关心像质的好坏。鉴于此,为了找到一种能直观、量化地反映视网膜像质的评价方法,本文从简化眼模型出发,结合人眼波前像差,计算携带像差的人眼 OTF,并以线性系统理论为依据,利用 OTF 对物函数的作用获得像函数,模拟人眼成像过程,可以直观地反映像质清晰程度。从而以衍射受限时的像为理想像,比较物体经人眼投射于视网膜的像与理想像之间的相关性和均方根误差(RMSE),并以此为评判标准,逐步矫正泽尼克各项像差,量化地评价人眼像差对视网膜像质的影响。

2 原理与方法

基于 Gullstrand 精密眼^[3],以其简化眼模型为出发点,人眼光学系统等效为一通光半径为 d 的理想透镜。该理想透镜的基点如图 1(a)所示, F, F' 为焦点, H 为主点, J 为节点;光瞳函数 $p(x, y)$ 为圆形区域,如图 1(b)所示,相应的数学表达式为

$$p(x, y) = \text{circ}\left(\frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{d}\right) = \begin{cases} 1, & \sqrt{x^2 + y^2} \leq d; \\ 0, & \text{else;} \end{cases} \quad (1)$$

在原光瞳函数的基础上,重新考虑人眼波前像差 $w(x, y)$ 后,其广义光瞳函数构造为 $\overline{p(x, y)} = p(x, y) \times \exp[jw(x, y)]$ 。

非相干照明时,成像系统的光强度分布满足线性系统,根据线性空间不变系统的理论^[6],物强度函数 g_i 经过成像系统所成的像强度函数 g_o ,可以表示为

$$g_o(x_2, y_2) = g_i(x_2, y_2) * |h(x_2, y_2)|^2 = g_i(x_2, y_2) * h_{\text{OTF}}(x_2, y_2), \quad (2)$$

式中“*”为卷积, $h(x_2, y_2)$ 和 $h_{\text{OTF}}(x_2, y_2)$ 分别为成像系统的点扩展函数和强度响应函数。 $h(x_2, y_2)$ 表征成像系统的光场分布,与广义光瞳函数之间存在直接的傅里叶变换^[7],对应的频谱域称为相干传递函数,即

$$H(f_x, f_y) = \mathcal{F}\left\{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \overline{P(x, y)} \times \exp\left[-j\frac{2\pi}{\lambda f}(x_2x + y_2y)\right] dx dy\right\} = (\lambda f) \overline{P(-\lambda f \cdot f_x, -\lambda f \cdot f_y)}, \quad (3)$$

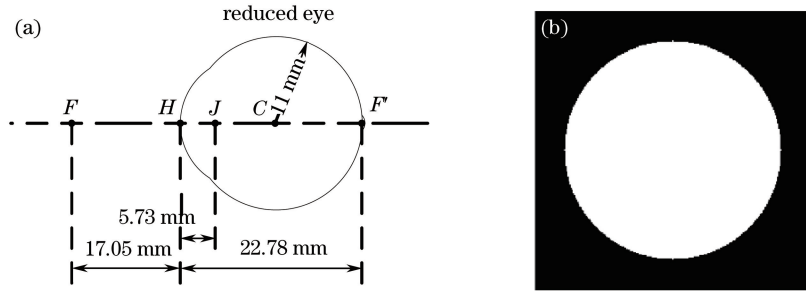


图 1 (a)简化眼结构;(b)光瞳函数

Fig. 1 (a) Structure of reduced eye; (b) pupil function

式中 \mathcal{F} 表示傅里叶变换, (f_x, f_y) 与 (x_2, y_2) 成傅里叶变换对。

而对于(2)式中的强度响应函数 $h_{\text{OTF}}(x_2, y_2)$, 在频谱域中, 以零频分量归一化的频谱函数表征了该成像系统对不同空间频率的对比度传递能力。所以, 定义 OTF 为

$$H_{\text{OTF}}(f_x, f_y) = \frac{\mathcal{F}[h_{\text{OTF}}(x_2, y_2)]}{\mathcal{F}[h_{\text{OTF}}(x_2, y_2)]|_{(0,0)}}, \quad (4)$$

将(3)式代入(4)式后得

$$H_{\text{OTF}}(f_x, f_y) = \frac{H(f_x, f_y) \otimes H(f_x, f_y)}{\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} |H(\xi, \eta)|^2 d\xi d\eta}, \quad (5)$$

式中 \otimes 为自相关符号。根据傅里叶变换的卷积定理, 将物函数和像之间的(2)式重新表示为

$$\frac{G_o(f_x, f_y)}{G_o(0,0)} = \frac{G_i(f_x, f_y)}{G_i(0,0)} \times H_{\text{OTF}}(f_x, f_y), \quad (6)$$

式中 $G_i(f_x, f_y)$ 对应物强度函数 g_i 的频谱, $G_o(f_x, f_y)$ 为像强度函数 g_o 的频谱, 表示实际成像中光学系统对物方频谱的调制, 所以, 根据(6)式可以方便地获得任一空间频率的物体(或包括多个空间频率的复杂物体)经人眼所成的模拟像。那么, 该模拟像与理想像(衍射极限时)之间光强分布的相关性和 RMSE 足以表征模拟像的像质, 从而量化地评价视网膜像质。

3 人眼波前像差对视网膜像质的影响

3.1 基于 OTF 的视网膜成像模拟

特定视场下, 波前像差 $w(x, y)$ 是人眼光学系统瞳孔坐标的函数, 常用泽尼克多项式展开^[3]。采用极坐标系, $x = \rho \cos \theta, y = \rho \sin \theta$, 则波前像差为

$$w(\rho, \theta) = \sum_n \sum_m c_n^m Z_n^m(\rho, \theta). \quad (7)$$

图 2(a) 为哈特曼-夏克波前传感器在 6 mm 瞳孔、 1° 视场下测得某被试者左眼波前像差 $w(x, y)$ 二维图。

与图 2(a) 相应的前 8 阶 44 项泽尼克系数分布如图 2(b) 所示, 第 1、2 项为倾斜项, 不影响像质, 故在图 2(a) 的二维波面中进行了归零处理; 而除第 3、5 项像散和第 4 项离焦外, 还存在着其他的高阶像差, 都能对像质产生影响。

以上述波前像差为基础, 构造其广义光瞳函数 $\overline{P(x, y)} = P(x, y) \times \exp[iw(x, y)]$ 。基于 Matlab 平台, 并根据(3)和(5)式计算 OTF, 具体的计算过程包含以下步骤: 1) 依据(3)式对 $\overline{P(x, y)}$ 连续实施两次离散傅里叶变换, 得到相干光传递函数 $H(f_x, f_y)$; 2) 由(5)式计算非相干成像的 OTF, 即 $H_{\text{OTF}}(f_x, f_y) = |H_{\text{OTF}}(f_x, f_y)| \times \exp[j\phi(f_x, f_y)]$ 。振幅 $|H_{\text{OTF}}(f_x, f_y)|$ 描述成像前后对比度信息的变化, 一般称为对比度或 MTF, 表征成像系统像质的清晰程度。图 3 为某被试者的 MTF 曲面和 $f_x = 0$ 处的 MTF 曲线。红色实线为衍射极限的 MTF, 蓝色实线为波前像差未矫正时对应的 MTF。可以看出, 波前像差的存在并没有改变 MTF 的截止频率, 但截止频率内的 MTF 快速下降, 始终低于衍射极限值, 直观地反映了像质锐减, 但还没直观到像质模糊或畸变到什么程度。而 $H_{\text{OTF}}(f_x, f_y)$ 的相位成分

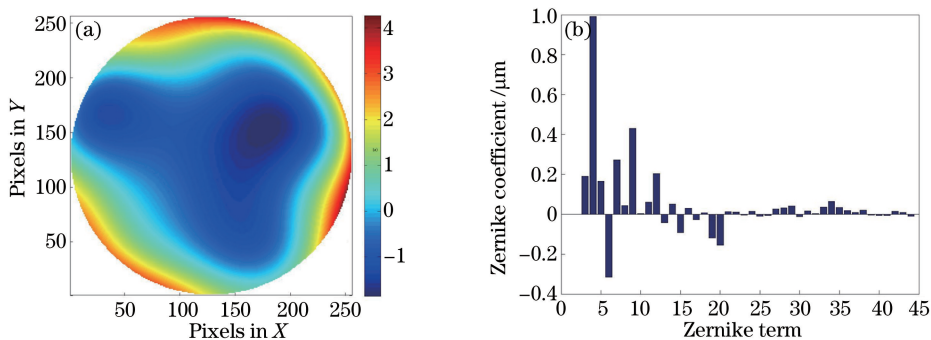


图 2 (a)前 8 阶 44 项泽尼克复原的波前像差;(b)波前像差中前 8 阶 44 项泽尼克系数分布
Fig. 2 (a) Recovered wavefront aberrations by 8-order 44 terms of Zernike; (b) Zernike coefficient distribution of 8-order 44 terms in the wavefront aberration

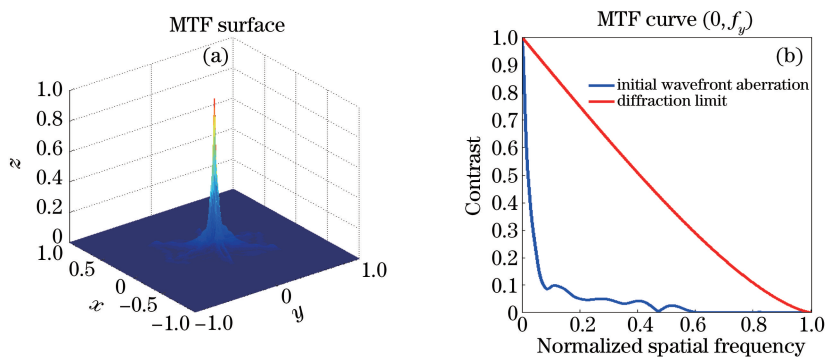


图 3 (a)被试者的 MTF 曲面;(b)相应零频处的 MTF 曲线
Fig. 3 (a) Curved surface of one subject's MTF; (b) corresponding MTF curve in zero frequency

$\phi(f_x, f_y)$, 即相位传递函数(PTF)^[3]只产生位相移动,一般不影响像的清晰程度。

(6)式中成像系统的 OTF 将像方频谱表示为物方强度频谱与 OTF 的乘积。所以,由人眼波前计算 OTF,从而模拟物体经存在波前像差的人眼后成像于视网膜处的像。图 4 为模拟过程的最终结果,图 4(a)为原始输入图像,图 4(b)为衍射受限时的理想像,图 4(c)为经人眼光学系统或 OTF 所成的像,如果不对该被试者的波前像差进行矫正,则视网膜图像严重模糊,该模糊程度更为直观地反映了像质。



图 4 模拟物体投射于视网膜。(a)输入图像;(b)衍射受限时的输出像;(c)模拟实际输出图像
Fig. 4 Simulate the process of objects projected onto the retina. (a) Input image; (b) output image when diffraction limited; (c) simulation real output image

3.2 人眼波前像差对视网膜像质的影响

3.2.1 基于 MTF 评价像质

为了评价视网膜像质,绘制 MTF 随像差矫正阶数的变化曲线。图 5 所示的 MTF 曲线是基于图 2 中被试者波前像差计算所得,其中横坐标为归一化空间频率,纵坐标为对比度变化。曲线反映了成像系统对截止空间频率内各成分的对比度传递能力。虚红线是衍射受限的 MTF,实蓝线为波前像差未矫正时的 MTF,波前像差使对比度大幅下降,可主观地判断像质变差。第一阶泽尼克系数为倾斜因子,不影响成像,不予考虑。矫正第二阶像差后,中间空间频率的对比度反而下降,则 MTF 曲线整体接近衍射极限的程度不明确,如图 5 中的实绿线。随着矫正泽尼克阶数越多,所对应的 MTF 整体越接近衍射极限,像质越接近理想像,但这种

接近是一种主观的描述。图 5 中,相应的波前像差只分解至第 8 阶,所以,矫正前 8 阶泽尼克系数后 MTF 曲线与衍射极限重合,如图 5 中实红线和虚黑线重合。

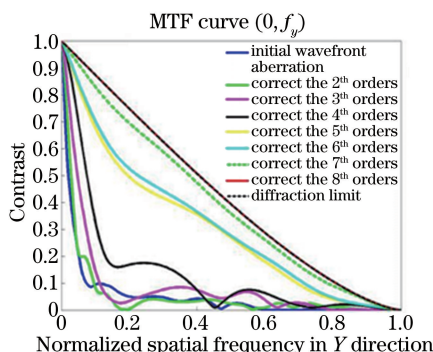


图 5 MTF 曲线随矫正泽尼克阶数的变化

Fig. 5 MTF curves versus correcting Zernike order

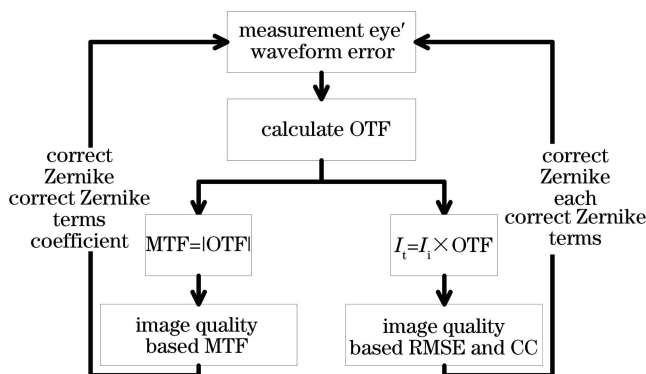


图 6 基于 OTF 视网膜像质评价方法及其相应流程对比

Fig. 6 Comparison of the evaluation method and corresponding procedure of retinal image quality based on OTF

所以,MTF 曲线趋于衍射极限水平,接近理想像的过程只是一种定性描述,且不够直观;图 5 中矫正前 5 阶像差后 MTF 曲线为实黄线,更接近理想像,只能说明像质有所变好。为了直观、定量地评价视网膜像质受波前像差的影响,首先计算经人眼像差后的模拟像,接着以衍射受限时的像为理想像,定义 RMSE 和相关系数(CC),其中 RMSE 反映了模拟像 $I_t(i, j)$ 与理想像 $I_i(i, j)$ 之间的差异,CC 反映了它们之间的相关性,分别为

$$E_{\text{RMS}} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^M [I_t(i, j) - I_i(i, j)]^2}{N \times M}}, \quad (8)$$

$$C_c = \text{corr}(I_t, I_i), \quad (9)$$

式中 M 、 N 分别为像高和像宽所含有的像素数,corr 为互相关运算符。

因此,区别于传统的 OTF 或 MTF 评价像质方法,提出基于 RMSE 和 CC 评价像质的方法,其流程如图 6 所示。

3.2.2 基于 RMSE 和 CC 评价像质

为此,针对图 2 中的被试者,模拟逐步矫正泽尼克像差后,研究 RMSE 和 CC 受人眼像差的影响,分别如图 7(a)和(b)所示,进而评价像质。模拟像 $I_t(i, j)$ 如图 4(c)所示,理想像 $I_i(i, j)$ 如图 4(b)所示。

图 7(a)中实红线对应衍射极限时的 RMSE 为 0;实黑线对应未矫正时的 RMSE 为 0.2205;实蓝线为逐步矫正各泽尼克项后的 RMSE 的变化趋势,可以看出,逐渐矫正图 2 中泽尼克项中系数较大的前 4,12,20,29,34,38 项后, RMSE 分别为 0.1616,0.0988,0.0402,0.0309,0.0127,0.0033。

图 7(b)中实红线对应衍射极限时的 CC 为 1;实黑线对应未矫正时的 CC 为 0.5565;实蓝线为逐步矫正各泽尼克项后的 CC 的变化趋势,可以看出,逐渐矫正泽尼克项中系数较大的前 4,12,20,29,34,38 项后,CC

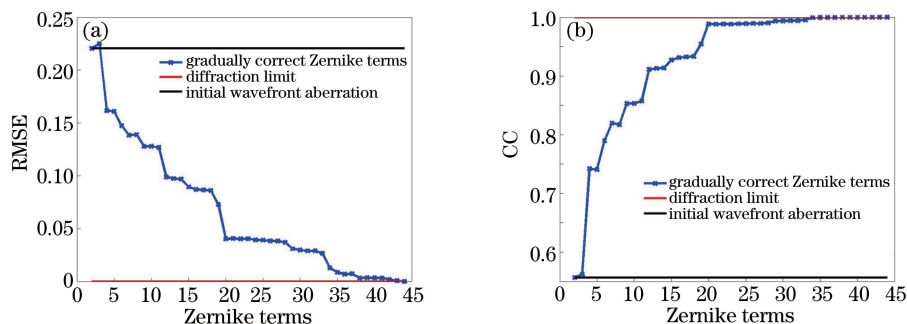


图 7 (a)逐渐矫正各泽尼克项对 RMSE 的影响;(b)逐渐矫正各泽尼克项对 CC 的影响
Fig. 7 (a) Effect of gradually correcting each Zernike term on RMSE; (b) effect of gradually correcting each Zernike term on CC

分别为 0.7419,0.9111,0.9885,0.9933,0.9992,0.9999。

人眼视网膜上所成像无法直接探测,其中模拟像是通过人眼 OTF 将物与像联系。模拟像直观地反映了人眼像差对像质的影响,而 RMSE 和 CC 分别为模拟像和理想像之间的 RMSE 和 CC,逐渐矫正波前像差中各项泽尼克系数后, RMSE 和 CC 分别趋向于 0 和 1,接近衍射极限,这种接近过程是以 RMSE 和 CC 来定量评价的。其中低阶像差尤其是离焦(第 4 项泽尼克系数)对 RMSE、CC 的影响较大;矫正前 20 项后 $E_{RMS} < 0.0403, C_C > 0.9880$,此时模拟像与理想像相关度高且 RMSE 小,说明模拟像质量高。此后继续矫正剩余高阶像差后,对像质产生的视觉收益较小,即剩余高阶像差对像质的影响小。

3.2.3 基于 RMSE、CC 和 MTF 评价像质的对比

基于 MTF 的像质评价,如图 5 所示。MTF 曲线随各阶泽尼克像差矫正后的变化趋势反映了单个空间频率处矫正前后的对比度传递,其中曲线接近衍射极限的过程定性描述了像质的变化。但各阶像差矫正后对低频、中频、高频空间频率的传递能力不一致,一般为了定量地评价像质,需要计算 MTF 曲线所围面积,以此面积的大小表征像质的高低。而基于 RMSE 和 CC 的方法,正是针对模拟像和理想像的直接对比,继而可直观、定量地表征像质的变化。

另外,Strehl 比率、瑞利像差容限、Marechal 衍射极限都表征了系统分辨力接近衍射极限的过程。接近时为理想像,像质高;但不接近时,像质好坏程度难以量化。图 8 为波前像差的均方根(RMS)值随所矫正泽尼克系数的变化曲线,当矫正泽尼克像差前 34 项后,残余项的 RMS 值小于 1/14 波长,满足 Marechal 衍射极限标准,相应地 RMSE 为 0.0127、CC 为 0.9992,此时对应像质的 RMSE 值小、CC 值高。而当矫正少于 34 项时,根据 Marechal 衍射极限标准,只能得出像质未达到理想像,不具有直观和量化的特点。

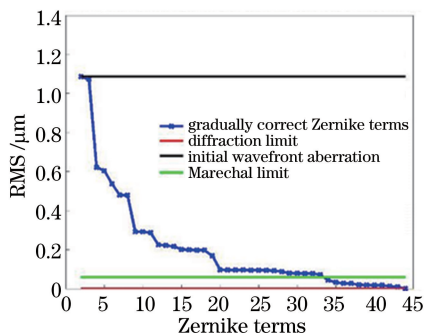


图 8 波前像差的 RMS 随所矫正泽尼克项数的变化曲线

Fig. 8 Changes about RMS in the wavefront aberration with correcting each Zernike term

表 1 为视网膜像质评价的常规方法和基于 RMSE、CC 方法的对比。

表 1 评价视网膜像质的常规方法对比

Table 1 Compared the conventional methods of evaluating the retinal image quality

Method	Standard	Diffraction limit	Quantitative evaluation of image quality	Involved in imaging	System feature
Strehl ratio	Energy	Resolution	No	Point	Spatial
Rayleigh	PV	Resolution	No	No	Aberration
Marechal	RMS	Resolution	No	No	Aberration
OTF	MTF	Image quality	Calculate a MTF curve area	Contrast function of different SP	Spatial & contrast
RMSE,CC	RMSE,CC	Image quality	Yes	Actual object	Calculate image quality

总之,从物理像差理论来说,人眼像差中所矫正的泽尼克阶数越多,则视网膜分辨力越接近于衍射极限或像质越接近理想像,基于 RMSE、CC 和 MTF 的方法都具有表征像质越接近理想像的特征,但 MTF 方法量化像质时需借助面积参数,而 RMSE 和 CC 为直接比较模拟像与理想像之间的像质差异。另一方面,就人眼日常视物来看,并非需要衍射极限时的视觉效果,或者矫正至某阶像差后视网膜像质的变化已不能被人眼所察觉,即视觉收益较小,此时基于 RMSE 和 CC 的方法就能给出这种视觉效果的评价。

4 结 论

物体通过人眼光学系统投射于视网膜处的像质,无法在像空间进行测量。而当 Strehl 比率和 Marechal 衍射极限等表征的系统分辨力接近衍射极限时,像质便趋于衍射受限时的理想像。但日常视物中并不是以理想像来成像,这就需要直观、定量地表征人眼像差矫正过程中像质的变化。为此,基于 OTF 计算人眼像差对应的模拟像,模拟像直观地反映了像质的好坏;与衍射受限时的理想像比较,通过 RMSE 和 CC 定量地评价视网膜像质。

不同个体波前像差的泽尼克系数差异较大^[7],矫正泽尼克各项像差后对 RMSE 和 CC 影响较为直观,整体地反映了视网膜像质。虽然 RMSE 和 CC 与像质之间并非线性关系,且不同个体间的 RMSE 和 CC 变化趋势各异,但是当 $C_C > 0.98$ 和 $E_{\text{RMS}} < 0.04$ 时,有理由认为像质已经满足人们日常视物需求,继而为波前像差的个性化矫正策略提供更方便的依据。

参 考 文 献

- [1] Roorda A. Adaptive optics for studying visual function: a comprehensive review[J]. *Journal of Vision*, 2011, 11(7): 74-76.
- [2] Thibos L N, Bradley A, Hong X. A statistical model of the aberration structure of normal, well-corrected eyes[J]. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2002, 22(5): 427-433.
- [3] Zhang Yimo. Appliedoptics[M]. 3 rd ed. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2008.
张以谟. 应用光学[M]. 3 版. 北京: 电子工业出版社, 2008.
- [4] Quan Wei, Ling Ning, Wang Zhaoqi, *et al*. Effect of high-order aberrations in human eye on retinal imaging quality and vision[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2007, 34(3): 5-9.
全 薇, 凌 宁, 王肇圻, 等. 高级像差对人眼成像质量和视觉的影响[J]. *光电工程*, 2007, 34(3): 5-9.
- [5] Cheng X, Thibos L N, Bradley A. Estimating visual quality from wavefront aberration measurements[J]. *Journal of Refractive Surgery*, 2003, 19(5): S579-S584.
- [6] Yang Guoguang, Song Feijun. Advanced physical optics [M]. 2 nd ed. Hefei: Press of University of Science and Technology of China, 2008: 133-136.
羊国光, 宋菲君. 高等物理光学[M]. 2 版. 合肥: 中国科学技术大学出版社, 2008: 133-136.
- [7] Xiao Fei, Dai Yun, Zhao Junlei, *et al*. Statistical analysis of monochromatic aberrations in Chinese eyes with glaucoma or diabetes retinopathy[J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(s1): s133001.
肖 飞, 戴 云, 赵军磊, 等. 患有青光眼或糖尿病的中国人眼像差特性统计分析[J]. *光学学报*, 2015, 35(s1): s133001.