

大焦深人工晶体的设计

饶 丰

(江苏检验检疫车辆灯具检测实验室,江苏 丹阳 212300)

摘要:运用 Zemax 光学设计软件构建 Liou-Brennan 眼模型,设计了增大焦深的非球面、折射型多焦点和衍射型多焦点人工晶体,并用点列图和视锐度分析了所设计的人工晶体的光学质量。对于非球面人工晶体,在 3 mm 瞳孔下,当人眼无球差时,最佳视锐度相当高,但焦深仅为 1.4 m^{-1} ;当人眼球差为 0.4λ 时,最佳视锐度可达 0.9,焦深达 2.2 m^{-1} ,同时在整个焦深范围内视觉质量均优越。对于衍射型和折射型多焦点人工晶体,在明视条件下,虽然视远和视近时视觉质量好,但是中间距离的视锐度 <0.5 。衍射型多焦点人工晶体只有 81% 的光能用于成像,远近焦点能量均分,且与瞳孔大小无关;折射型多焦点人工晶体的远近焦点能量与瞳孔大小相关。设计的人工晶体均能增大人眼的焦深,但各有优缺点,临床上应该酌情选用。

关键词:眼视光学;人工晶体;焦深;多焦点;眼模型

中图分类号: O435.2; R776 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/CO.20120505.0485

Design of multi-focus intraocular lenses

RAO Feng

(Vehicle Lamp Testing Laboratory of Jiangsu Inspection and Quarantine, Danyang 212300, China)

* Corresponding author, E-mail: jxsdrf@yahoo.com.cn

Abstract: The Liou-Brennan eye model is constructed using the optical design software ZEMAX. The Depth of Focus (DOF), extended Intraocular Lenses (IOL) that includes aspherical IOL, refractive multifocal IOL and diffractive multifocus IOL are included in the design. The optical performance of the pseudophakic eye for the designed IOLs is analyzed for both the spot diagram and visual acuity. For the pseudophakic eye with a 3 mm pupil, when the spherical aberration is fully corrected by the aspherical IOL, the best visual acuity reaches 1.2 with a DOF of only 1.4 m^{-1} . When the spherical aberration is 0.4λ , the best visual acuity is 0.9 with a DOF as high as 2.2 m^{-1} . With the implantation of refractive or diffractive multifocus IOLs, the pseudophakic eye has fairly good distant and near vision, while the intermediate vision is lower than 0.5. Diffractive multifocal IOL allows 81% input energy to image and the energy distribution is not affected by the pupil size. The energy distribution of the refractive multifocal IOL is dependent on the pupil diameter. The aspherical IOL, re-

收稿日期:2012-06-12;修订日期:2012-08-15

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 60438030, No. 60777011);江苏检验检疫基金资助项目(No. 2011KJ24)

fractive multifocal IOL and diffractive multifocal IOL can extend DOF after surgery. However, they all have advantages and disadvantages, which should be taken into consideration under clinical conditions.

Key words: ophthalmic optics; Intraocular Lenses (IOL); Depth of Focus (DOF); multi-focus; eye model

1 引言

人眼的自然晶体具有调节能力,能使不同物距的物体均聚焦在视网膜上。白内障手术后,自然晶体被摘除,植入的人工晶体(Intraocular Lens, IOL)曲率不变,因而失去了调节能力。为了补偿调节,各种增大大白内障术后眼焦深的人工晶体应运而生,其中,折射型双焦点人工晶体、衍射型多焦点人工晶体和非球面人工晶体因能为人眼提供长期有效的视觉质量,成为临床上 3 种重要的方法^[1-2]。

许多学者用实验方法或临床测量方法研究了单焦点 IOL 和多焦点 IOL 的光学特性。例如, Negish^[3] 和 Pieh^[4] 等人用水代替真实人眼中的房水和玻璃体,结合人造角膜和多焦点人工晶体构建实验眼,将 CCD 放在视网膜位置,测量像面的图像,进而分析多焦点人工晶体的光学质量。但是该方法并没有考虑到实际人眼的真实结构,特别是视网膜的同时知觉原理^[5]。临床上通过测量大量术后眼的视觉质量,统计分析多焦点人工晶体的视觉特性,虽然得到了一些具有普遍意义的结果^[6],但是该方法易受测量误差的影响,测量结果的精度不高。使用眼模型分析人眼的光学特性,既考虑了真实人眼的光学结构,又避免了测量误差的影响,因而在单焦点人工晶体的设计和

分析中应用广泛^[7-8]。最近, A. Zlotnik 用眼模型设计了一款衍射型双焦点角膜接触镜^[9]。然而,使用眼模型设计多焦点人工晶体并分析其特性,目前尚未见报道。

基于 Liou-Brennan 眼模型,本文利用 Zemax 光学设计软件设计了用于增大焦深的非球面 IOL,折射型双焦点 IOL 和衍射型双焦点 IOL,然后用点列图和视锐度分析了它们在白光下的光学性能,并讨论了 3 种人工晶体的优缺点。

2 大焦深人工晶体设计

Liou-Brennan 眼模型用非球面较好地描述了人眼的结构特性,表 1 给出了该模型的具体结构参数^[10]。设计大焦深人工晶体的主要思路是基于该模型,用人工晶体代替自然晶体,优化人工晶体面型,或引入折射多区面型和二元面,使得在较大的焦深范围内,人眼光学质量可以接受。本设计中, IOL 设计厚度为 1.2 mm,材料为聚甲基丙烯酸甲脂 (PMMA, 折射率为 1.49, 阿贝数为 57.5),光学区直径为 6 mm,设计波长为 555 nm。分析光学质量时,采用明视条件, ZEMAX 中用 470、510、555、610 和 650 nm 5 种光波长表示,中心波长 $\lambda = 555$ nm,不同波长的权重由明视光谱敏感度决定,此时,人眼的瞳孔直径为 3 mm^[2]。

表 1 Liou-Brennan 眼模型
Tab.1 Liou-Brennan eye model

	曲率/mm	二次项系数	厚度/mm	折射率	阿贝数
角膜前表面	7.77	-0.18	0.5	1.376	61.2
角膜后表面	6.4	-0.6	3.16	1.336	55.1
晶体前表面	12.4	-0.94	1.59	1.368 ~ 1.407	60.4 ~ 66.8
	∞	-	2.43	1.407 ~ 1.368	
晶体后表面	-8.1	+0.96	16.7	1.336	55.1
视网膜	-12.3	0	-	-	-

2.1 非球面人工晶体

根据几何光学,球差虽然降低了人眼的最佳视觉质量,但是增大了焦深。因此,本文设计了增大焦深的非球面人工晶体,在矫正离焦的同时优化全眼球差,平衡焦深和最佳视锐度的关系。该人工晶体的一个表面设计为非球面,另一个表面设计为球面。在 ZEMAX 中非球面表达式为:

$$z = \frac{x^2 + y^2}{R + \sqrt{R^2 - (1 + k)(x^2 + y^2)}} + \sum_{i=1}^8 \beta_i (x^2 + y^2)^i, \quad (1)$$

式中: R 是球面曲率半径,用来矫正离焦; k 是二次曲面系数; β_i 是高次非球面系数,通常用来优化球差,一般取前 2 项。若 k, β_i 都取零,则得到球面表达式。设计增大焦深非球差 IOL 的步骤如下:

- (1) 在 ZEMAX 软件中,构建 Liou-Brennan 眼模型,在眼模型中用前后表面均为球面且曲率相等的人工晶体替换自然晶体;
- (2) 设定球面曲率半径为变量,在优化函数 ZERN 中设定 Z_4 (即离焦)为零;
- (3) 优化,得到双球面人工晶体;
- (4) 将前表面改设为非球面,并设 β_1, β_2 为变量,在优化函数 ZERN 中增加 Z_9 (球差)为定值;
- (5) 优化,得到全眼球差为一定值的非球面 IOL;同时也构建了植入非球面 IOL 的人工晶体眼模型。

本研究共设计了 5 种非球面人工晶体,植入该人工晶体后,人眼球差分别是 $-0.4\lambda, -0.2\lambda, 0, 0.2\lambda$ 和 0.4λ (λ 为设计波长)。所设计的人工晶体曲率半径为 13.9 mm,其非球面参数 β_1, β_2

表 2 非球面人工晶体参数
Tab.2 Parameters of aspherical IOLs

	球差/ λ	β_1	β_2
1	-0.4	0.003 113	-0.001 22
2	-0.2	0.002 173	-0.001 00
3	0	0.001 234	-0.000 78
4	0.2	0.000 294	-0.000 56
5	0.4	-0.004 064	0.002 635

见表 2。图 1 是球差为 0.4λ ,物距为无穷远时的眼模型中的光线分布图,由此可见,中心光线汇聚在视网膜上,边沿光线汇聚在视网膜前,焦点被延展了。

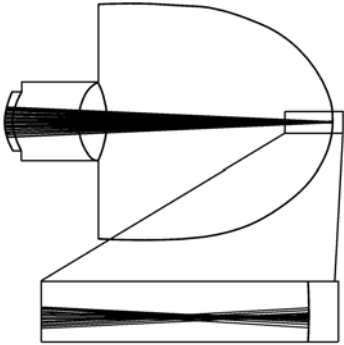


图 1 球差为 0.4λ 时的人眼光线分布图

Fig. 1 Light distribution diagram of the eye with spherical aberration of 0.4λ

2.2 折射型双焦点人工晶体结构

临床上常用的折射型多焦点人工晶体的前表面一般由 5 个同心环构成,如图 2 所示,后表面为光滑球面,多焦点人工晶体的不同光学区有不同的屈光度,能使光线经折射后形成远近不同的焦点。一般地,1,3,5 光学区主要用来视远,2,4 区主要用来视近,5 区以外部分一般为人工晶体的基底,也设计为视远。本文亦设计此结构的折射型多焦点人工晶体,步骤如下:

- (1) 运用 Liou-Brennan 眼模型,设计矫正离焦的双球面人工晶体。

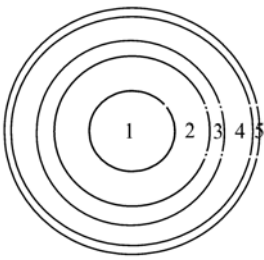


图 2 折射型双焦点人工晶体的前表面结构

Fig. 2 Front surface structure diagram of refractive multifocal IOL

- (2) 第一光学区设计为视远区。将物距设定为无穷远,选择 ZEMAX 中的多重结构功能,将人

工晶体的前表面的曲率(CRVT)设定为变量,选择最大半径(APMX)为1.05 mm,然后选择结构(conf)为1,优化函数为离焦(z_4)为零,优化后得到第一光学区的结构。

(3)第二光学区设计为视近区。将物距设定为阅读距离(333 mm,即 3 m^{-1}),在多重结构功能中,将人工晶体的前表面的曲率(CRVT)设定为变量,但选择最大半径(APMX)为1.7 mm,最小半径(APMN)为1.05 mm,然后选择结构(conf)为2,优化函数为离焦(z_4)为零,优化后得到第二光学区的结构。

(4)第三光学区设计为视远区。选择物距为无穷远,光学区最大半径(APMX)为1.95 mm,最小半径(APMN)为1.7 mm,然后选择结构(conf)为3,优化函数为离焦(z_4)为零,优化后得到第三光学区的结构。

(5)第四光学区设计为视近区。选择物距为333 mm,但最大半径(APMX)为2.3 mm,最小半径(APMN)为1.95 mm,然后选择结构(conf)为4,优化函数为离焦(z_4)为零,优化后得到第四光学区的结构。

(6)第五光学区,设计为视远区。选择物距为无穷远,最大半径(APMX)为2.35 mm,最小半径(APMN)为2.3 mm,然后选择结构(conf)为5,优化函数为离焦(z_4)为零,优化后得到第五光学区的结构。

优化完毕,植入所设计的人工晶体眼模型即构建成功。图3是所设计的人工晶体的屈光度沿着径向分布。其中,视近时为 24.2 m^{-1} ,视远时为 20.3 m^{-1} ,相差 3.9 m^{-1} ,与临床常用人工晶体

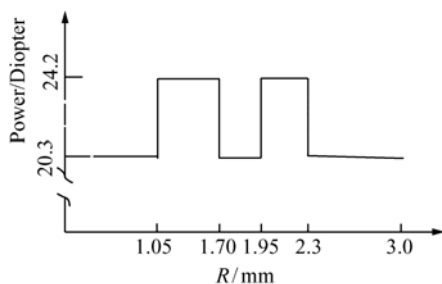


图3 折射型双焦点人工晶体屈光度分布

Fig. 3 Power distribution of the designed refractive multifocal IOL

的 4 m^{-1} 十分接近。图4是物距为无穷远时,植入折射型多焦点人工晶体后,眼模型中光线的分布图,通过放大,可以清晰地看出形成了远近两个焦点,其中1、3、5区的光聚集在远焦点,2、4区的光聚集在近焦点。

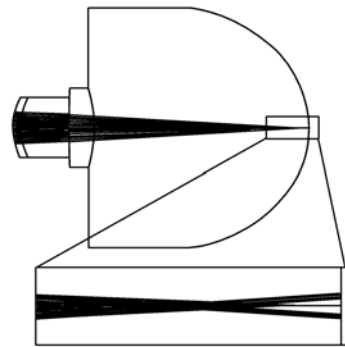


图4 折射型多焦点人工晶体的光线分布图

Fig. 4 Light distribution diagram of the designed refractive multifocal IOL

2.3 衍射型双焦点人工晶体结构

衍射型双焦点人工晶体一般是利用二元面的衍射原理,将光能分布在远近不同的各级衍射焦点上,若每波带刻蚀2个台阶,则光能主要分布在+1和-1级衍射上,每级的能量均占总能量的40.5%。这样,可以利用衍射级次的不同,形成远、近两个焦点。在ZEMAX光学设计软件中,二元面的相位表达式为:

$$\varphi(\rho) = A_1\rho^2 + A_2\rho^4 + A_3\rho^6 + \dots, \quad (2)$$

式中, $A_i(i=1,2,\dots)$ 为第*i*阶相位系数, ρ 是归一化半径。二元面的屈光度为:

$$\varphi(m) = -2mA_1 \cdot \left(\frac{\lambda}{2\pi r}\right), \quad (3)$$

式中: m 为衍射级次, λ 为设计波长(555 nm), r 是二元面的几何半径。由于 A_1 一般为负值,本研究中-1级衍射屈光度为负,+1级衍射屈光度为正,二者大小相等。人工晶体的总屈光度为二元面的屈光度和透镜的屈光度之和。因此,可以将透镜的屈光度设计得较大,给全眼带来的屈光度为 1.5 m^{-1} ,二元面的屈光度也为 1.5 m^{-1} ,这样,-1级衍射焦点处全眼总的屈光度为 0 m^{-1} ,为视远,+1级衍射焦点处全眼总的屈光度为 3 m^{-1} ,

用来阅读。其设计方法如下:

(1) 在 Liou-Brennan 眼模型中,选择物距为 666.7 mm(即 1.5 m^{-1}),并设计矫正离焦的双球面人工晶体。

(2) 将所设计的人工晶体前表面改为二元面(binary 2),物距设定为 333.3 mm(3.0 m^{-1}),选择多重结构,设定二元面的衍射阶次为 +1, A_1 为变量,然后选择结构(conf)为 1,离焦(z_4)为零,优化后得到人工晶体的光学结构。

表 3 衍射型多焦点人工晶体参量
Tab.3 Parameters of the designed diffractive multifocal IOL

曲率半径/mm	A_1	最小特征尺寸/ μm	坡环高度/ μm
16.6	-106.9	21.4	1.8

(3) 选择二元面的衍射阶次为 -1,即可得到视远时光学系统。

所设计的人工晶体的结构及加工尺寸如表 3 所示。可以看出,在现有的条件下完全可以加工。图 5 是物距为无穷远时,衍射型多焦点人工晶体光线分布,从放大图中很明显地看出远近两个焦点,同时,通过瞳孔的光对每一个焦点均有贡献。

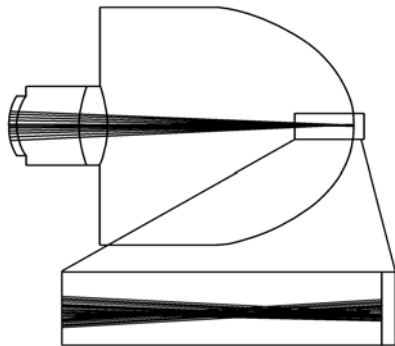


图 5 衍射型多焦点人工晶体光线分布图

Fig.5 Light distribution diagram of the designed diffractive multifocal IOL

3 结果与讨论

3.1 非球面人工晶体

运用植入非球面人工晶体的眼模型,改变物

距,就可以研究被观察物体在不同位置时人眼的视觉质量,Zemax 还可以直接给出白光 MTF。人眼视觉质量还与视网膜空间像调制度特性有关,人眼白光视网膜空间像调制度(Aerial Image Modulation, AIM)描述了以视网膜为起点的视网膜到大脑系统的视神经学功能。研究表明,对于无视神经疾病的人眼,AIM 随个体差异很小,具有统计意义上的确定性^[11]。同时,MTF 和 AIM 曲线的交点所对应的空间频率即为视锐度^[12]。图 6 是实际测量的白光 AIM 曲线^[9]和 Zemax 给出的球差为 0.2λ 、物距为 0.6 m^{-1} 时的白光 MTF

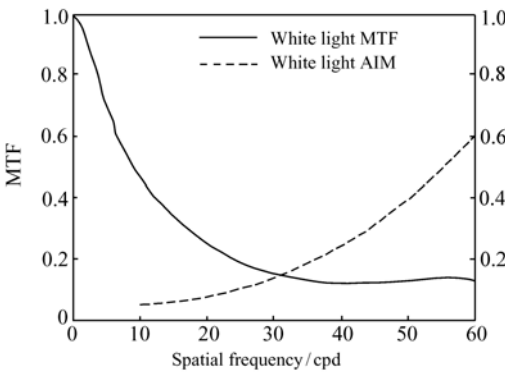


图 6 白光 MTF 和白光 AIM 曲线

Fig.6 Curves of white light MTF and white light AIM

曲线,其交点处的空间频率为 30 cpd,相当于视锐度 1.0。表 4 给出了通过 MTF 和 AIM 曲线计算得到的植入非球面人工晶体后不同物距下的视锐度。考虑到临床上常选择 1 m 为单焦点人工晶体设计物距^[13],表 4 将物距 1 m 处的 Object Vergence 设为 0 m^{-1} ,1 m 以内 Object Vergence 大于 0 m^{-1} ,1 m 以外 Object Vergence 小于 0 m^{-1} , -1 m^{-1} 时物距为无穷远,采用视锐度不小于 0.5 的屈光范围表示焦深^[14],可以看出,当球差为 0 时,最佳视锐度为 1.2,焦深仅为 1.4 m^{-1} 。而随着球差的增加,最佳视锐度逐渐减小,焦深逐渐增加。当球差达到 0.4λ 时,最佳视锐度为 0.9,但焦深可达 2.2 m^{-1} ,同时加入正球差,物距较近视觉质量好,负球差则物距较远视觉质量好,因此球差可以根据病人日常需要灵活选择。由于临床上白内障术后最佳视锐度一般要求大于 0.8,因此不能无限增大球差来增大焦深。

表 4 植入非球面人工晶体后的视锐度

Tab.4 Visual acuity(VA) of aspherical IOL in varied object vergence

Object vergence/m ⁻¹	VA(SA = -0.4λ)	VA(SA = -0.2λ)	VA(SA =0)	VA(SA =0.2λ)	VA(SA =0.4λ)
-1	0.4	0.3	0.4	0.5	0.8
-0.8	0.4	0.3	0.5	0.6	0.8
-0.6	0.5	0.4	0.6	0.8	0.9
-0.4	0.6	0.7	0.8	1	0.9
-0.2	0.7	0.9	1.1	1.1	0.8
0	0.7	1.1	1.2	1.1	0.7
0.2	0.8	1	1.1	0.9	0.6
0.4	0.9	0.9	0.8	0.6	0.6
0.6	0.9	0.8	0.5	0.4	0.5
0.8	0.8	0.7	0.4	0.4	0.4
1	0.8	0.6	0.4	0.3	0.3
1.2	0.7	0.5	0.3	0.2	0.3
1.4	0.6	0.4	0.2	0.2	0.2
1.6	0.5	-	-	-	-

SA:球差 λ = 555 nm.

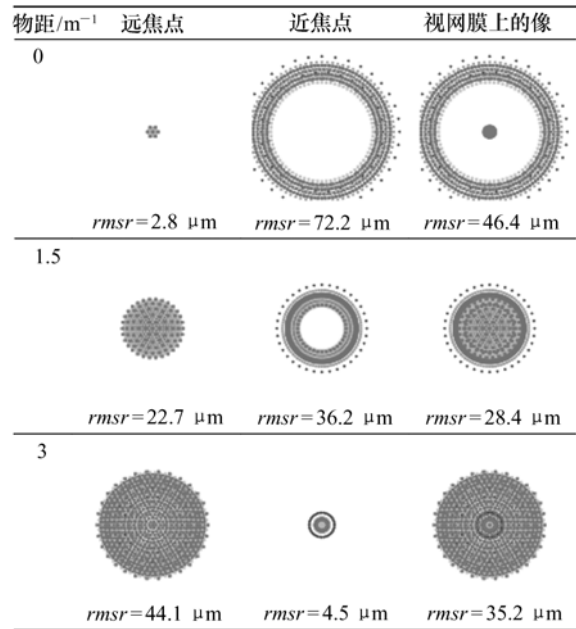
3.2 折射型多焦点人工晶体的光学特性

点列图可以用来描述点光源发出光线经人眼后在视网膜上成的像,该像一般为光斑,其密集程度可以用方均根半径 *rmsr* 来描述,一般地,*rmsr* 越小,人眼光学质量越好。在明视觉下,人眼瞳孔平均为 3 mm,植入折射型多焦点人工晶体后,仅有 1 区和 2 区的通光,且二区通过的能量各占一半。表 5 是由 Zemax 给出的 1 区,2 区及其视网膜真实成像的复色点列图,由图可见,当物距为 0 m⁻¹时,1 区在视网膜上成一半径为 2.8 μm 的小光点,而通过 2 区的光则形成一环形圆斑,其能量集中在 55 ~ 75 μm 间,方均根半径为 72.2 μm。此时,1 区成清晰的像,2 区则形成离焦 3 m⁻¹ 的模糊像。在视网膜上形成的是由 1 区成的清晰的像和 2 区的模糊像的叠加。由同时知觉原理^[5],大脑感知 1 区成的清晰的像,抑制 2 区的模糊像,1 区对视觉质量起主要作用。当物距为阅读距离 (33 cm,3 m⁻¹) 时,2 区成清晰的像,1 区则形成离焦 3 m⁻¹ 的模糊像。大脑主要感知 2 区成的清晰的像。当物距为 1.5 m⁻¹ 时,1,2 区均不能聚焦,共同在视网膜上形成一方均根半径为 28.4 μm 的圆光斑,两像没有屈光度差,同时知觉原理不起作用,此时视觉质量较差,临床测量此时视锐度不高于 0.4^[15]。这样在全焦深范围内,存

在一个较低的中间视力。而非球面人工晶体的焦深虽然只有 2.2 m⁻¹,但是在整个焦深范围内视力均大于 0.5。

表 5 折射型多焦点人工晶体复色点列图

Tab.5 White light spot diagrams of the designed refractive multifocal IOL












3.3 衍射型多焦点人工晶体的光学特性

表 6 是植入衍射型多焦点人工晶体后,点光

源位于在不同物距时,远焦点、近焦点和视网膜成像的复色点列图。与折射型多焦点人工晶体的结果相似,衍射型多焦点人工晶体在 0 m^{-1} 时,远焦点在视网膜上形成一光点,方均根半径 $rmsr$ 仅为 $7.2\text{ }\mu\text{m}$,不同的是近焦点则形成一方均根半径为 $59.9\text{ }\mu\text{m}$ 的实心光斑而不是光环,这时远焦点对视觉起主要作用,近焦点被抑制;当物距为 3 m^{-1} 时,情况相反,远焦点形成方均根半径 $rmsr$ 为

$53.9\text{ }\mu\text{m}$ 的发散光斑,其作用被抑制,而近焦点形成方均根半径为 $4.3\text{ }\mu\text{m}$ 的小光点,对视觉起主要作用;当物距为 1.5 m^{-1} 时,远近焦点同时形成光斑,对视觉均起作用,但此时视网膜上的光斑均方根半径为 $28.8\text{ }\mu\text{m}$,视觉质量较差。值得注意的是, $+1$ 和 -1 阶衍射效率均为 40.5% ,因此,有 19% 的光通过高阶衍射损失了,而损失的光增加了人眼重影、眩光等光学症状的发生率。

表 6 衍射型多焦点人工晶体复色点列图
Tab.6 White light spot diagrams of
the designed diffractive multifocal IOL

物距/ m^{-1}	远焦点	近焦点	视网膜上的像
0	 $rmsr=7.2\text{ }\mu\text{m}$	 $rmsr=59.9\text{ }\mu\text{m}$	 $rmsr=42.3\text{ }\mu\text{m}$
1.5	 $rmsr=26.3\text{ }\mu\text{m}$	 $rmsr=31.2\text{ }\mu\text{m}$	 $rmsr=28.8\text{ }\mu\text{m}$
3	 $rmsr=53.9\text{ }\mu\text{m}$	 $rmsr=4.3\text{ }\mu\text{m}$	 $rmsr=38.2\text{ }\mu\text{m}$

4 结 论

非球面人工晶体常用来矫正人眼角膜的球差,而本文设计非球面人工晶体,通过适当增大人眼球差以获得大焦深。研究表明:适当增加人眼的球差,获得临床接受的最佳视力的同时,能够获得较大的焦深,有助于白内障病人术后看清不同物距的物体。本文还基于 Liou-Brennan 眼模型设计了折射型和衍射型多焦点人工晶体,给出了具体的结构参数,并分析了它们的光学特性。研究表明:在明视觉条件下,折射型和衍射型多焦点人工晶体植入后,远近物距下的光学性能均优越,但中间视觉质量较差,而非球面人工晶体能提供焦深范围内均优越的视觉质量。植入多焦点人工晶体可以使患者获得较大的焦深,但能量被分别聚焦在两个焦点上,常常会造成对比敏感度下降,而植入非球面人工晶体就可以获得相对较好的对比敏感度,并能降低术后眩光、光晕等光学症状的发生率。

参考文献:

[1] DAVISON J A,SIMPSON M J. History and development of the apodized diffractive intraocular lens[J]. *J. Cataract Re-fract. Surg.* ,2006,32(5):849-858.

[2] 饶丰. 基于个性化眼模型的人工晶体设计及其特性研究[D]. 天津:南开大学光学研究所,2010.

RAO F. Study on the design and the performance of intraocular lenses based on individual eye models[D]. Tianjin:Insti-tute of Modern Optics,Nankai University,2010. (in Chinese)

[3] NEGISHI K,OHNUMA K,IKEDA T,*et al.* . Visual simulation of retinal images through a decentered monofocal and a re-fractive multifocal Intraocular Lens[J]. *Jpn. J. Ophthalmol.* ,2005,49(4):281-286.

[4] PIEH S,MARVAN P,LACKNER B,*et al.* . Quantitative performance of bifocal and multifocal intraocular lenses in a model eye:point spread function in multifocal intraocular lenses[J]. *Arch. Ophthalmol.* ,2002,120(1):23-28.

[5] 王幼生,廖瑞瑞,刘泉,等. 现代眼视光学[M]. 广州:广东科技出版社,2006.

WANG Y SH,LIAO R R,LIN Q,*et al.* . *Advanced Vision Optics*[M]. Guangzhou:Guangdong Science Press,2006. (in Chinese)

- [6] HARMAN F E, MALING S, KAMPOUGERIS G, *et al.*. Comparing the 1CU accommodative, multifocal, and monofocal intraocular lenses: a randomized trial[J]. *Ophthalmology*, 2008, 115(6): 993-1001.
- [7] EPPIG T, SCHOLZ K, LOFFLER A, *et al.*. Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye[J]. *J. Cataract Refract. Surg.*, 2009, 35(6): 1091-1100.
- [8] RAO F, WANG Z Q, WANG Y, *et al.*. Achromatic customized intraocular lens based on an individual pseudophakic eye model[J]. *Optik*, 2010, 121(4): 366-372.
- [9] ZLOTNIK A, YAISH S B, YEHEZKEL O. Extended depth of focus contact lenses for presbyopia[J]. *Opt. Lett.*, 2009, 34(14): 2219-2221.
- [10] LIOU H L, BRENNAN N A. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, 14(8): 1684-1695.
- [11] LIU T, WANG Z Q, WANG Y, *et al.*. The study of the effects of higher-order aberrations on human contrast sensitivity with white - light retinal aerial image modulation[J]. *Optik*, 2010, 121(12): 1116-1122.
- [12] WANG W, WANG Z, WANG Y. Measurements of AIM for visible wavelength based on individual eye model[J]. *Chin. Phys. Lett.*, 2006, 23(12): 3263-3266.
- [13] 徐广第. 眼科屈光学[M]. 第4版. 北京: 军事医学科学出版社, 2005: 129.
XU G D. *Ophthalmology Refraction*[M]. 4th ed. Beijing: Military Medical Science Press, 2005. (in Chinese)
- [14] PACKER R M, HOFFMAN R S, HOWARD F. *Refractive Lens Surgery*[M]. Berlin: Springer-Verlag, 2005.
- [15] 谭少健, 梁皓, 李霞, 等. 多焦点人工晶状体眼早期视觉质量的研究[J]. 眼科, 2005, 14(1): 17-22.
TAN SH J, LIANG H, LI X, *et al.*. Early postoperative visual function after multifocal intraocular lens implantation[J]. *Ophthalmol. Chin.*, 2005, 14(1): 17-22. (in Chinese)

作者简介: 饶 丰(1983—), 男, 江西湖口人, 博士, 主要从事光学设计、人眼波前像差和 LED 照明等方面的研究。

E-mail: jxsdrf@yahoo.com.cn