

文章编号 2095-1531(2014)05-0837-07

基于波前像差的个性化人工晶体设计

王 杨*, 卢 嘉, 韩力英, 贺永洁
(河北工业大学 信息学院, 天津 300400)

摘要:在个性化人眼光学结构的基础上,运用 ZEMAX 软件的优化功能,设计了符合实际人眼光学特性的个性化人工晶体。该人工晶体不仅可以矫正离焦和像散,还引入了非球面可以矫正人眼的球差。文中将个性化人工晶体优化后得到的屈光度与经验公式计算得到的屈光度作了比较,在经验公式 0.25D 精确度的基础上有了提高,并直观地描述了个性化人工晶体植入前后人眼调制度和分辨率的变化情况。对样本人眼矫正后人眼分辨率最大变化由 28 L/mm 提高到 118 L/mm,调制度由 0.02 提高至 0.51。分析结果表明,个性化植入人工晶体的方法可以提高人眼矫正的精确度,不同人眼的波前特性不同,矫正效果也有相应的差异。

关键词:眼视光学;晶体眼人工晶体;波前像差;分辨率

中图分类号:O435.2 文献标识码:A doi:10.3788/CO.20140705.0837

Design of individual intraocular lens based on wavefront aberrations

WANG Yang*, LU Jia, HAN Li-ying, HE Yong-jie
(*Institute of Information, Hebei University of Technology, Tianjin 300400, China*)
* Corresponding author, E-mail:wangy@hebut.edu.cn

Abstract: In this article, the individual intraocular lens in accordance with human visual characteristics has been designed based on individual eye structure with optical design software ZEMAX, which can correct not only the defocus and astigmatism, but also the spherical aberrations by aspheric surface design. The power calculated from the individual intraocular lens is compared with that calculated from the experiential formula, showing an improvement of precision higher than 0.25D. The variation of the modulation and the resolution of human eye has been shown visually before and after the implantation of intraocular lens. The resolution has been improved from 28 L/mm to 118 L/mm, while the modulation has been improved from 0.02 to 0.51. The results show that the individual intraocular lens design has more accuracy, and the difference exists in correct effect because of the different optical properties of human eyes.

Key words: ophthalmic optics; phakic intraocular lens; wavefront aberrations; resolution

收稿日期:2014-05-16;修订日期:2014-07-19

基金项目:河北省青年科学基金资助项目(No. F2014202036);河北省高等学校科学研究资助项目(No. Z2014088)

1 引言

眼睛是人类获得外部信息的主要感官,人们越来越重视日常生活中视觉质量的提高。对于屈光不正的人眼来说,屈光手术是近年来的一种常用的矫正手段。而有晶体眼人工晶体(Phakic Intraocular Lens, PIOL)以其保留眼球的自动调节力、低损伤、术后并发症少、效果稳定、手术可逆等^[1]优点更多地被应用于高度近视的矫正,并越来越为人们所关注。

许多研究报道了利用人工晶体矫正高度近视的良好效果。由于人眼光学系统的特殊性,球差对人眼视觉功能的影响较为明显。目前,已有非球面人工晶体用于临床中的报道^[2-3],然而此类人工晶体对像散较大的人眼的矫正效果与普通球面人工晶体相比,并无明显提高。因而符合人眼波前特性和光学结构的个性化人工晶体的研究,具有应用价值。

本文以波前仪实际测量的人眼波前值、角膜地形仪测量的角膜地形值以及超声测厚仪测量的眼内轴向间距数据为基础,对晶状体结构进行优化,并进一步构建符合个体人眼光学结构的个性化人眼光学系统,在该人眼系统中植入非球面人工晶体,设计其眼内各部分结构。经过光学设计软件 ZEMAX 优化^[4]后,使其既可以矫正离焦、像散等低阶像差,又可以矫正高阶像差中的球差,以提高人眼的视觉质量。目前,PIOL 的度数多数是由经验公式计算得到的。本文设计的个性化人工晶体充分考虑了实际人眼的光学特性^[5-6],所以它

能够更为精确地矫正人眼的屈光不正。

本文也对这种个性化的人工晶体的植入度数进行了精确的计算,并对植入前后人眼的视功能进行了比较。

2 建立个性化的人工晶体

构建个性化人工晶体的关键是构建个性化人眼光学结构。对人眼光学系统来讲,全眼的波前像差对整个人眼光学特性的影响至关重要^[7-8]。Hartmann-Shack 波前传感器测量技术^[9]具有测量精度高、数值可靠性好、测量速度快的优势^[10-11]。本文选用了 Hartmann-Shack 波前传感器测量下的正常人眼为样本。采用临床 Orbscan II 型角膜地形仪测量每只人眼角膜的表面地形分布,然后运用 MATLAB 软件对角膜表面进行拟合。之后,将角膜面型采用数学最小二乘法分解成 Zernike 多项式的表达形式。角膜的厚度、角膜到晶状体的间距、晶状体的前后表面厚度及晶状体到视网膜的间距这些眼内的轴向间距数据来自精确度达 0.01 mm 的医用超声波测厚仪 BMF-200 A/B。运用 ZEMAX 软件对个性化人眼光学结构进行迭代优化^[12],将精确测量的全眼波前像差值作为评价函数,优化后即可得到实际人眼的晶状体形状。由此得到符合实际人眼特性的光学结构。

选取了 10 只眼睛作为样本进行建模分析,由于篇幅所限,这里只列出了 6 只眼睛的波前像差值和拟合后角膜前后表面的 Zernike 参数值,如表 1、表 2 所示。

表 1 6 只不同人眼的波前像差值

Tab. 1 Wavefront values of six different eyes

(μm)

眼别	Z3	Z4	Z5	Z6	Z7	Z8	Z9	Z10	Z11
1	0.105 634	-10.607 75	-0.496 675	0.787 408	-0.629 022	-0.352 587	0.553 319	-0.352 981	-0.448 785
2	0.549 564	-8.275 035	-0.742 891	0.222 039	0.214 339	-0.497 307	0.103 611	0.019 929	-0.023 259
3	0.110 415	-6.888 021	-0.245 890	0.068 754	-0.036 452	0.090 481	0.022 780	0.217 808	0.006 355
4	0.303 152	-9.484 658	-0.325 647	-0.226 912	0.393 988	-0.081 679	-0.234 712	-0.095 349	0.083 661
5	0.024 551	-7.156 809	0.231 298	0.091 589	0.228 493	0.136 553	-0.084 333	0.022 941	0.048 232
6	-0.019 33	-9.376 678	2.788 219	-0.119 250	-0.243 504	-0.063 317	-0.369 409	0.054 094	0.076 827

表 2 6 只人眼角膜前后表面 Zernike 拟合参数值

Tab.2 Zernike parameters of anterior corneal surface and posterior corneal surface of six eyes

眼睛编号		1	2	3	4	5	6
角膜前表面/ μm	Z3	-0.000 5	-0.003 6	-0.006 2	-0.001 9	-0.003 6	-0.002 5
	Z4	-0.000 7	-0.001 4	0.002 7	0.007 7	-0.001 3	-0.001 5
	Z5	0.003 2	0.001 8	-0.000 3	0.000 4	-0.000 3	-0.000 1
角膜后表面/ μm	Z3	-0.007 8	-0.020 0	-0.014 3	-0.003 9	-0.010 1	-0.004 1
	Z4	-0.009 3	-0.013 0	0.005 5	-0.002 9	0.000 5	0.000 3
	Z5	0.001 6	-0.000 7	-0.004 2	-0.003 1	0.002 2	0.000 8

表 1 给出了 6 只不同人眼的波前像差值,单位为 μm 。本文取用了人眼波前像差的前 35 项,这里只列出了其中的第 3 至第 11 项。6 只不同人眼的高阶波前像差的 RMS 值分别为 0.679, 0.487, 0.122, 0.112, 0.064, 0.143。

表 3 给出了不同人眼植入人工晶体之前的球差值,单位为 μm 。该球差值由 Hartmann-Shack 波前传感器测量得到,为 Zernike 多项式中第 12 项的系数值。每只人眼的球差值迭代优化后均

为 0。本次实验选择了常用的 poly metryl methacrylate 作为人工晶体的材料^[13]。它的折射率为 1.49。人工晶体的位置介于角膜和虹膜之间。人工晶体的后表面与晶状体前表面的间距设定为 0.5 mm。对于只需矫正离焦的眼睛,采用球面型人工晶体;而对于同时矫正离焦和像散的人眼,采用球柱-非球面结构来设计人工晶体。然后对人工晶体的曲率半径和非球面系数进行优化,使得眼睛的离焦项、像散项和球差项降为零。

表 3 6 只不同人眼植入人工晶体之前的球差值

Tab.3 Spherical aberrations of six eyes before PIOL implantation

(μm)

眼别	1	2	3	4	5	6
球差值	0.712 524	0.888 949	-0.316 042	-0.086 906	-0.129 984	0.071 309

3 人工晶体屈光度的计算

目前,人工晶体的屈光度常用经验公式计算得到。本文分别选择了 Van der Heijde 公式^[1]和个性化人工晶体的曲率计算方法来计算相同人眼的人工晶体的屈光度数,以作比较。

Van der Heijde 公式如下所示:

$$P_{\text{IOL}} = \frac{1.336}{\frac{1.336}{K + R_c} - ELP} - \frac{1.336}{\frac{1.336}{K} - ELP}, \quad (1)$$

$$R_c = \frac{S.E.}{1 - (V \times S.E.)}, \quad (2)$$

$$S.E. = R_D + R_A/2, \quad (3)$$

式中, K 为角膜曲率,单位为 D ; ELP 为人工晶体的有效位置,即前房深度减去人工晶体与虹膜的

间距值,单位为 m ; R_c 为 PIOL 在角膜顶点所在平面的屈光度,单位为 D ; 式(2)中, V 为镜点距,通常取值为 0.012 m ; $S.E.$ 为球面等值屈光度; 式(3)中, R_D 和 R_A 分别为临床验光得到的离焦与散光值,单位为度; 将角膜的横向曲率与纵向曲率分别带入理论式(1), 计算出人工晶体在横纵两个不同方向的屈光度, 两者的差值即 PIOL 的像散屈光度。横向屈光度即为 PIOL 的离焦屈光度。该公式计算 PIOL 屈光度时, 没有考虑实际人眼的波前特性参数, 因而有不完善之处。

表 2 为 6 只不同的正常人眼的角膜前、后表面拟合所得的 Zernike 参数值, 单位为 μm 。实验所用 Zernike 参数共 14 项, 这里只列举了其中的 3 项。

运用式(4)得到优化后的人工晶体度数。

$$P_{\text{IOL}} = (n - 1) \times \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} + t \frac{n - 1}{R_1 R_2 n} \right), \quad (4)$$

式中, n 表示 PIOL 材料的折射率; R_1 和 R_2 分别表示人工晶体的前后表面曲率, t 表示植入人工晶体的厚度。

4 结果分析

表 4 分别给出了由经验公式计算得到的 6 只不同人眼的人工晶体植入屈光度, 和由优化后的

表 4 两种不同方法得到的人工晶体植入屈光度

Tab.4 PIOL powers obtained from two different methods

眼睛编号	1	2	3	4	5	6
经验屈光度数	9.00/1.00	6.25/1.50	5.00/0.50	7.50/0.50	5.50	7.25/2.50
个性化屈光度	9.12/1.01	6.05/1.44	5.32/0.37	7.39/0.38	5.49	7.33/2.52

个性化人工晶体得到的屈光度数。表中每栏屈光度斜线左边为离焦屈光度, 右边为像散屈光度, 如 9.00/1.00, 单位为 D。根据经验公式计算的人工晶体度数的精确度为 0.25D, 而个性化人工晶体的植入得到的晶体度数的精确度更高, 这有助于更好地矫正人眼的视觉功能。从表 4 中可以看出, 离焦屈光度差别最大的是 3 号眼睛, 两者相差 0.3D。离焦屈光度差别最小的是 5 号眼睛, 相差 0.01D。像散差别最大的是 3 号眼睛, 差值为 0.13D。像散差别最小的是 1 号眼睛, 差值为 0.01D。两种方法所产生的屈光度差别是由两个可能的因素引起的, 一是两者精确度不同所造成的误差, 经验值的精确度只有 0.25D。二是个性化人工晶体充分考虑了眼内晶状体对人眼视功能的影响, 而经验值未涉及到晶状体的参数, 因而有一定的局限性。为了更加直观地描述植入个性化

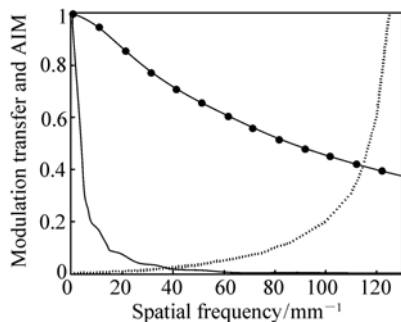


图 1 1 号人眼的调制传递函数和空间像调制度
Fig. 1 MTF and AIM of the first eye

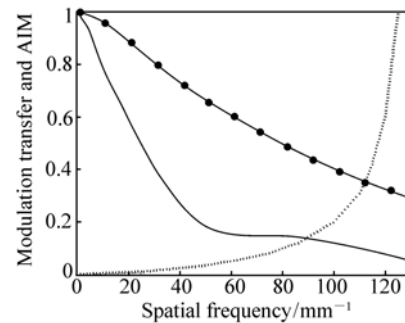


图 2 2 号人眼的调制传递函数和空间像调制度
Fig. 2 MTF and AIM of the second eye

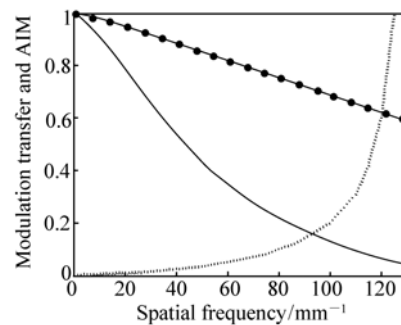


图 3 3 号人眼的调制传递函数和空间像调制度
Fig. 3 MTF and AIM of the third eye

人工晶体后人眼视功能的变化情况, 分别给出了 6 只眼睛调制传递函数 (MTF) 和空间像调制度 (AIM) 随着空间频率变化的曲线图。调制传递函数是一种有效的系统性能评价指标, 应用广泛^[15]。

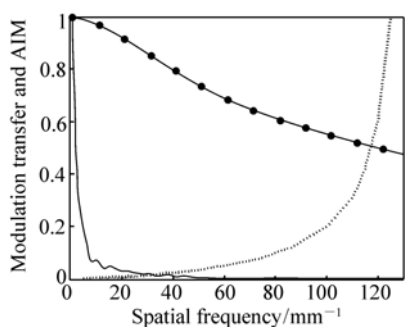


图4 4号人眼的调制传递函数和空间像调制度

Fig.4 MTF and AIM of the fourth eye

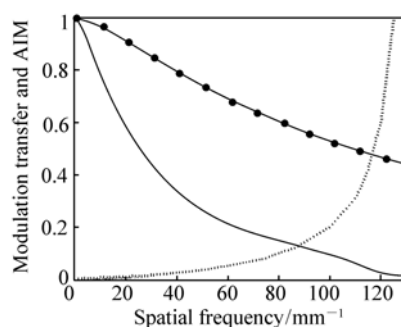


图5 5号人眼的调制传递函数和空间像调制度

Fig.5 MTF and AIM of the fifth eye

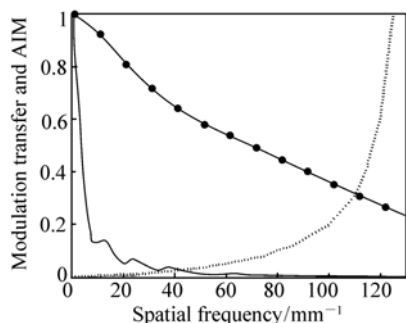


图6 6号人眼的调制传递函数和空间像调制度

Fig.6 MTF and AIM of the sixth eye

图中横坐标为空间频率值,单位为 L/mm。纵坐标为人眼的调制度值。实线表示未矫正之前由波前测量仪直接测得的波前像差值计算得来的调制传递函数值。点圈实线表示植入个性化人工晶体之后的人眼调制传递函数值。AIM 曲线用来表征人眼分辨图像所要求的图像调制度,它的值由

人眼视网膜上中央凹区域的圆锥细胞的结构与尺寸获得^[16]。空间像调制度曲线与调制传递函数曲线相交,其交点即为人眼所能达到的最大分辨率。以眼睛1为例,调制度为1的图像经过人眼之后,在 38 l/mm 的空间频率处衰减到 0.02,这时 AIM 曲线与调制传递函数曲线相交,即人眼最大所能达到的分辨能力仅为 38 l/mm。而对于高频图像而言,人眼所能分辨的调制度无法匹配视网膜所要求的调制度,因而不能再被分辨。而在 1 号人眼中植入个性化人工晶体之后,人眼的屈光能力得到了提高,眼睛的分辨率达到 116 l/mm,所对应的图像调制度提高至 0.42,人眼的视功能有了明显的改善。在个性化人工晶体针对个体实际人眼进行了优化之后,矫正了人眼的离焦、像散和球差,因而从图中可以看出,6 只眼睛的调制度曲线均有了不同程度的提高。表 5 给出了 6 只人眼在矫正前后的最大分辨率及调制度的变化情况。

表 5 人工晶体植入前后 6 只人眼的分辨率和调制度的变化表

Tab.5 Variation of resolution and modulation of six eyes before and after PIOL implantation

眼睛编号	1	2	3	4	5	6
PIOL 植入前分辨率/(1 · mm ⁻¹)	38	90	92	28	83	32
PIOL 植入后分辨率/(1 · mm ⁻¹)	116	113	119	118	117	109
PIOL 植入前调制度	0.02	0.14	0.18	0.02	0.11	0.02
PIOL 植入后调制度	0.42	0.38	0.61	0.51	0.5	0.33

由表 5 可以看出,在个性化人工晶体针对个体实际人眼进行了优化之后,6 只眼睛的最大分辨率和调制度均有了不同程度的提高。其中,变

化最大的为 4 号眼睛,分辨率和调制度分别提高了 90 l/mm 和 0.49。因为个体人眼的光学特性不同,因而调制度和分辨能力提高的程度不同,视

功能的改善程度也不同。

4 结 论

本文以 10 只人眼作为样本,因篇幅所限,这里给出了其中 6 只的详尽数据。10 只眼睛的模型建立方法、人工晶体的植入方式和优化方法与本文介绍方法一致,其中个性化植入方式和经验公式得到的人工晶体度数相差最大人眼与最小人眼已在本文列出。

本文在根据实际测量的人眼波前像差数据、角膜地形数据、眼内各部分轴向间距数据,构建个性化人眼光学结构的基础上,植入了非球面人工晶体。该人工晶体根据个体人眼光学特性的不

同,可以更精确地得到植入晶体的屈光度,其中,所有样本人眼的离焦屈光度两者差别最大值为 0.3D,像散屈光度两者差别的最大值为 0.13D。文中对差别产生的原因作了阐述。结果表明,个性化 PIOL 的植入可以根据个体人眼的实际波前特性更精确地给出晶体屈光度,有助于精确地加工制造,更有效地提高人眼的视觉质量。并且个性化人工晶体的设计方法可以直观地描述每只眼睛的视功能改善程度,其中,人工晶体植入前后分辨率的变化最大值为 90 l/mm,调制度的变化最大值为 0.49。以个体人眼的波前特性为基础设计和分析个性化人工晶体的思路,作为一种有效的手段,可以普遍地应用于视觉矫正领域。

参考文献:

- [1] 赵星,张美慧,方志良. 二次曲面前房型有晶体眼人工晶体的球差矫正特性分析[J]. 光子学报,2011,40(6):865-871.
ZHAO X,ZHANG M H,FANG ZH L. Analysis of the spherical aberration correction with conical anterior chamber phakic intraocular lens[J]. *Acta Photonica Sinica*,2011,40(6):865-871. (in Chinese)
- [2] ALESSANDRO F. Compromise between spherical and chromatic aberration and depth of focus in aspheric intraocular lenses[J]. *J. Cataract Refract Surg.*,2007,33(3):497-509.
- [3] 宋青山,陈子林,范慧雅. 非球面与球面人工晶体植入术后高阶像差及对比度视力的比较[J]. 国际眼科杂志,2013,13(7):1376-1378.
SONG Q SH,CHEN Z L,FAN H Y. The comparison of higher-order aberration and contrast visual after the aspheric and spherical intraocular lens implantation[J]. *Int. Eye Sci.*,2013,13(7):1376-1378. (in Chinese)
- [4] 靳羽华,赵艳,蒋毅坚. 基于 Zemax 软件的准分子激光模拟[J]. 中国激光,2013,40(9):0902010-1-0902010-6.
JIN Y H,ZHAO Y,JIANG Y J. Simulation of excimer laser based on zemax software[J]. *Chinese J. Lasers*,2013,40(9):0902010-1-0902010-6. (in Chinese)
- [5] PIERS P A,WEEBER H A,NORRBY S. Theoretical comparison of aberration correcting customized and aspheric intraocular lenses[J]. *J. Refract Surg.*,2007,23(4):374-384.
- [6] PACKER M,FINE I H,HOFFMAN R S. Wavefront technology in cataract surgery[J]. *Current Opinion in Ophthalmology*,2004,15(1):56-60.
- [7] LIANG J,WILLIAMS D R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*,1997,14(11):2873-2883.
- [8] 刘丽丽,黄涛,蔡敏,等. 大视场液晶自适应视网膜成像系统[J]. 光学精密工程,2013,21(2):301-307.
LIU L L,HUANG T,CAI M,*et al.*. Retinal imaging system with large field of view based on liquid crystal adaptive optics[J]. *Opt. Precision Eng.*,2013,21(2):301-307. (in Chinese)
- [9] 李秦川,杨亚培,刘爽,等. 相位共轭谐振腔改善激光器波前像差特性研究[J]. 光学与光电技术,2013,11(1):21-24.
LI Q CH,YANG Y P,LIU SH,*et al.*. Characteristics of phase conjugated resonator to improve the laser wavefront aberrations[J]. *Optics & Optoelectronic Technology*,2013,11(1):21-24. (in Chinese)
- [10] THIBOS L N,HONG X,BRADLEY A,*et al.*. Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations

- [J]. *J. Vision*, 2004, 4(4):329-351.
- [11] LIANG J, WILLIAMS D R, MILLER D T. Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, 14(11):2884-2892.
- [12] 饶丰. 大焦深人工晶体的设计[J]. *中国光学*, 2012, 5(5):485-492.
RAO F. Design of multi-focus intraocular lenses[J]. *Chinese Optics*, 2012, 5(5):485-492. (in Chinese)
- [13] BLECKMANN H, KEUCH R J. Implantation of spheric phakic posterior chamber intraocular lenses in astigmatic eyes [J]. *J. Cataract Refract Surg.*, 2002(28):805-809.
- [14] LIN ZH D, ZOU Y P. *Phakic Refractive Surgery*[M]. Science Press, 2003:49.
- [15] 程志峰, 李明, 程欣. 可见光变焦镜头结构优化设计[J]. *中国光学*, 2012, 5(2):154-160.
CHENG ZH F, LI M, CHENG X. Optimal structure design of visible zoom lens[J]. *Chinese Optics*, 2012, 5(2):154-160. (in Chinese)
- [16] MOUROULIS P. *Visual Instrumentation: Optical Design and Engineering Principles* [M]. New York: McGraw-Hill, 1999:278-280.
- [17] 梁春, 沈建新, 钮赛赛. 基于半盲解卷积复原的高分辨率视网膜成像系统[J]. *光学精密工程*, 2012, 20(6):1374-1381.
LIANG CH, SHEN J X, NIU S S. High resolution retinal imaging system based on semi-blind deconvolution restoration [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(6):1374-1381. (in Chinese)

作者简介:



王 杨(1979—),女,山东栖霞人,博士,副教授,2001年于烟台大学获得学士学位,2004年于中国海洋大学获得硕士学位,2007年于南开大学获得博士学位,主要从事光学信息处理,数字图像处理等方面的研究。E-mail: please1615@sohu.com



韩力英(1977—),女,河北唐山人,博士,讲师,2001年、2004年、2011年于河北工业大学分别获得学士、硕士、博士学位,主要从事数字信号处理、电子设计自动化、视觉图像等方面的研究。E-mail: lizhi_han@hebut.edu.cn



卢 嘉(1982—),女,河北秦皇岛人,博士,讲师,2005年于湖南科技大学获得学士学位,2011年于湖南大学获得博士学位,主要从事光通信方面的研究。E-mail: lujiia8299@163.com



贺永洁(1989—),女,河北邢台人,硕士研究生,2012年于河北工业大学获得学士学位,主要从事射频、微波器件与系统等方面的研究。E-mail: heyongjie1126@126.com.