

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局



(43) 国际公布日
2013 年 7 月 25 日 (25.07.2013)

WIPO | PCT



(10) 国际公布号

WO 2013/107288 A1

(51) 国际专利分类号:
A61F 2/16 (2006.01)

(21) 国际申请号:
PCT/CN2013/000057

(22) 国际申请日:
2013 年 1 月 18 日 (18.01.2013)

(25) 申请语言:
中文

(26) 公布语言:
中文

(30) 优先权:
201210017070.9 2012 年 1 月 19 日 (19.01.2012) CN
201210017055.4 2012 年 1 月 19 日 (19.01.2012) CN
201210335578.3 2012 年 9 月 12 日 (12.09.2012) CN

(71) 申请人: 爱博诺德(北京)医疗科技有限公司
(EYEBRIGHT MEDICAL TECHNOLOGY (BEIJING) CO., LTD.) [CN/CN]; 中国北京市昌平区超前路 37 号 6 号楼一层北区, Beijing 102299 (CN)。

(72) 发明人: 王曌 (WANG, Zhao); 中国北京市昌平区超前路 37 号 6 号楼一层北区, Beijing 102299 (CN)。

(74) 代理人: 中国专利代理(香港)有限公司 (CHINA PATENT AGENT (H.K.) LTD); 中国香港特别行政区湾仔港湾道 23 号鹰君中心 22 号楼, Hong Kong (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

- 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。
- 在修改权利要求的期限届满之前进行, 在收到该修改后将重新公布(细则 48.2(h))。

(54) Title: POSTERIOR CHAMBER-TYPE INTRAOULAR LENS

(54) 发明名称: 后房型人工晶体

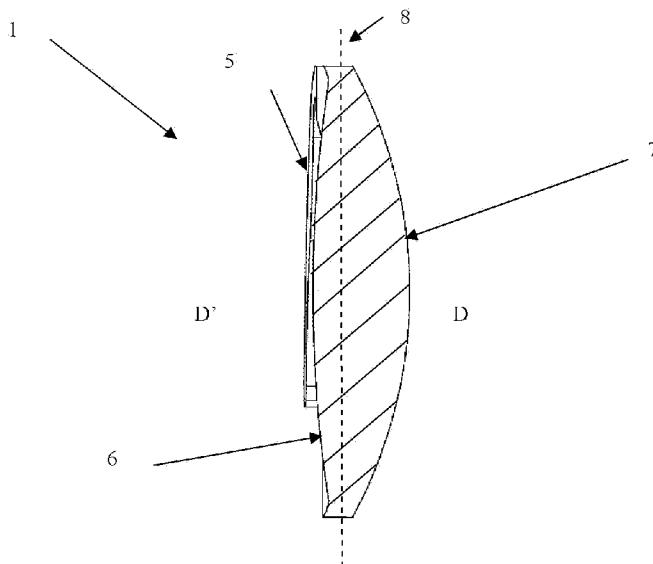


图 5 / Fig. 5

(57) 摘要:

(57) Abstract: A posterior chamber-type intraocular lens (IOL) (1) comprising: an optical body (2) consisting of an optical part (3) and an optical body edge (4); at least two haptics (5) connected to the optical body (2), the back surface (7) of the optical part (3) being convex-shaped, and the basic spherical curvature radius thereof being in the range of 6.6 millimeters - 80.0 millimeters. The back surface (7) of the posterior chamber-type IOL (1) has a design of a significant convex that decreases the distance between the back surface (7) of the optical part and the posterior capsule (9), and enhances the stability of the IOL (1) in the capsular bag (12), thereby being conducive to reducing the incidence rate of PCO after an IOL (1) is implemented. Additionally, as the front surface (6) of the optical part is slightly flat, the haptics (5) are not tightly pressed on the front surface (6) of the optical part when folded, thereby effectively preventing the adhesion between the haptics (5) and the optical part (3) when an IOL (1) unfolds after implantation into an eye, improving the imaging quality of the IOL (1), and enhancing patient vision quality.

[见续页]



一种后房型人工晶体（1），包括：由光学部（3）和光学部边缘（4）构成的光学部分（2）；至少两个与所述光学部分（2）相连接的襻（5），所述光学部（3）的后表面（7）为凸形且其基础球面的曲率半径在6.6毫米-80毫米的范围内。所述后房型人工晶体（1）采用后表面（7）明显凸起的设计，能够减小光学部后表面（7）与后囊（9）之间的距离，提高人工晶体（1）在囊袋（12）中的稳定性，并有利于降低人工晶体（1）植入后PCO的发病率；并且，由于光学部前表面（6）略平，使得所述襻（5）在折叠时不会被紧紧压迫在光学部前表面（6）上，从而有效避免人工晶体（1）在植入眼内后展开时发生襻（5）与光学部（3）之间的粘连，同时还能改进人工晶体（1）的成像质量，改善患者的视觉质量。

后房型人工晶体

技术领域

本发明主要涉及后房型人工晶体。具体而言，本发明涉及一种能够提高人工晶体在囊袋中空间位置的稳定性且有助于降低人工晶体植入后后囊混浊(PCO)的发病率的光学部后表面明显凸起(光学部后凸明显的)的后房型人工晶体。特别是，本发明涉及一种既能够提高人工晶体在囊袋中空间位置的稳定性且有助于降低人工晶体植入后二次白内障(PCO)的发病率，又能够改进人工晶体成像质量和/或改善散光患者的视觉质量的光学部后表面明显凸起的后房型人工晶体。

背景技术

人工晶体(IOL)是一种能植入眼内的人造透镜，用于取代因为白内障疾病而变混浊的人眼中的天然晶体，或者用于屈光手术以纠正人眼的视力。人工晶体的形态，通常是由一个圆形光学部分和设置在周边的支撑襻组成。人工晶体的光学部分与支撑襻直接相连。人工晶体的光学部分由光学部(在所属技术领域中，也可被叫作有效光学区或光学部主体，但是在本申请中被叫作光学部)和光学部边缘构成。由软材料制成的人工晶体，也经常被称作可折叠人工晶体，可以在折叠或卷曲缩小其面积后通过一个较小的切口(从小于2毫米到3毫米)植入眼内。这种折叠或卷曲后的人工晶体进入眼睛后能自动展开。

按光学部分和支撑襻的结合方式，软性可折叠人工晶体通常分为一件式和三件式。一件式的软性可折叠人工晶体，其光学部分和支撑襻是一个整体，是由同一块软性材料制成的。三件式的软性可折叠人工晶体，其光学部分和支撑襻先通过分体加工，然后再被组合连接成形。

目前用于制备可折叠人工晶体的软性材料主要分为硅胶、亲水性丙烯酸酯(水凝胶)、疏水性丙烯酸酯、和聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)等几类。疏水性丙烯酸酯是目前使用最广泛的人工晶体材料。它具有折光指数高和折叠后张开速度适中的优点。比如在美国专利4834750, 5290892 和 5814680 中给出了几种不同的疏水性丙烯酸酯人工晶体材料的制备方法。

后房型人工晶体 1 (下文中也可简称为“人工晶体”) 在被植入人眼中后通过支撑襻 5 和囊袋 12 之间的相互作用力维持在人眼后房囊袋 12 内的相对位置。囊袋的收缩和曲张作用在支撑襻上，与支撑襻相连的人工晶体受到挤压或拉伸，将沿着眼轴方向 D-D' 进行前后移动。人工晶体 1 的光学部分 2 与人眼的角膜 11 共同组成一个屈光系统，承担人眼约 30% 的屈光力，如图 1 所示。在这里说明一下，光线由一种物质射入到另一种光密度不同的物质时，其光线的传播方向产生偏折，这种现象称为屈光现象，屈光度表示这种屈光现象的大小 (屈光力)，单位是屈光度 (缩写为 “D”)。1D 屈光力相当于可将平行光线聚焦在 1 米焦距上。眼睛折射光线的作用叫屈光，用光焦度来表示屈光的能力，也叫做屈光度。屈光度是透镜对于光线的折射强度。屈光度是屈光力的大小单位，以 D 表示，既指平行光线经过该屈光物质，成焦点在 1M 时该屈光物质的屈光力为 1 屈光度或 1D。对于透镜而言，是指透镜焦度的单位如一透镜的焦距 1M 时，则此镜片的屈光力为 1D 屈光度与焦距成反比。透镜的屈光力 $F=1/f$ ，其中 f 为透镜的焦距，式中：屈光力的单位为屈光度，符号为 D，量纲为 L^{-1} ， $1D=1m^{-1}$ 。

对于所属领域的技术人员而言，人工晶体的成像质量是产品设计过程中必须要进行考虑的因素。

人工晶体除了提供屈光力补偿角膜的屈光力不足以外，还需要矫正角膜和其自身的各种高阶像差，以达到高品质的成像质量。

屈光不正是对成像质量影响明显的一种因素，其中散光是一种常见的人眼屈光不正现象，指眼球在不同经线上屈光力不一致，或同一经线的屈光度不等，以致进入眼内的平行光线不能在视网膜上形成焦点，而形成焦线的现象。散光在临幊上分为规则散光和不规则散光两种。屈光力差别最大的两条经线为主径线，两条主经线相互垂直，为规则散光；各子午线的散光弯曲度不一致，为不规则散光。其中规则散光可通过镜片矫正。

在正常人群中，角膜散光大于 1.5D 的占 15%-29%，严重影响人们的视觉质量。目前伴散光的白内障最新的治疗方法是过在眼内植入一个散光型人工晶体 (Toric IOL) 来达到正常屈光的同时矫正角膜散光的目的。

Toric IOL 自 1997 年开始推向市场，相继被美国 FDA、欧共体安

全认证（CE）批准。最初的 Toric IOL 是在人工晶体的后表面附加柱面达成（基础面形为前凸后平型，在后表面直接附加柱面）。目前比较成熟的 Toric IOL 采用复合环曲面的设计，将柱面屈光效果与球面、非球面相结合，典型的如美国 Alcon 公司的 Acrysof 散光人工晶体，晶体 5 后表面采用 Toric 设计，可矫正人眼角膜 1.03D-4.11D 的散光度；眼力健（AMO）公司的 TECNIS Toric 系列人工晶体，可对人眼角膜 0.69D-2.74D 的散光度进行矫正。同时采用改进型“L”襻或“C”襻，提高晶体在人眼中的稳定性。

此外，高阶像差也会对成像质量产生影响。高阶像差主要包括球 10 差和彗差。

在人眼屈光系统中，球差是除了屈光不正以外对成像质量影响最大的因素，尤其是人眼在昏暗条件大瞳孔状态下（瞳孔 4.5mm - 6.0mm），球差表现更为明显。通过计算可以获得人工晶体球差最小时的光学面的曲率半径，而计算所得的光学面曲率半径是跟人工晶体材 15 料的折射率有关的。表 1 给出了光学部为球面设计的两种不同折射率的人工晶体球差最小时的两面曲率半径。计算时采用的公式：

$$\frac{r_2}{r_1} = \frac{n(2n+1)}{2n^2 - n - 4} \quad (1)$$

$$\varphi = \varphi_1 + \varphi_2 = \frac{n - n'}{r_1} + \frac{n' - n}{r_2} = (n - n') \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (2)$$

20 r_1 、 r_2 分别为人工晶体的前后表面曲率半径， n 为人工晶体材料的折射率， n' 为玻璃体和房水折射率， φ_1 、 φ_2 为前后表面屈光度。（1）式由透镜球差表达式达到极值时推导得出：

$$\delta L_0' = -\frac{1}{2n'u'^2} h^4 A$$

25 其中：

$$\begin{aligned}
 A = & \frac{n+2}{n} \varphi \rho_1^2 - \left(\frac{2n+1}{n-1} \varphi^2 + \frac{4n+4}{n} \varphi \sigma_1 \right) \rho_1 + \frac{3n+1}{n-1} \varphi^2 \sigma_1 \\
 & + \frac{3n+2}{n} \varphi \sigma_1^2 + \frac{n^2}{(n-1)^2} \varphi^3
 \end{aligned} \quad (3)$$

表 1 两种不同折射率的人工晶体球差最小时的两面曲率半径

材料	折射率	曲率半径	30D	25D	20D	15D	10D	5D
硅胶/ 亲水性 丙烯酸酯	$n=1.46$	$r_1(\text{mm})$	5.64	6.56	8.21	10.85	16.26	31.97
		$r_2(\text{mm})$	26.90	31.40	39.49	51.83	78.35	154.89
疏水性 丙烯酸酯	$n=1.55$	$r_1(\text{mm})$	8.08	9.70	12.12	16.16	24.24	48.49
		$r_2(\text{mm})$	60.73	72.90	91.16	121.58	182.43	365.00

对于给定屈光力、给定折射率的人工晶体 1，其球面像差呈抛物线型变化，如图 2 所示。在如图 2 所示的曲线图中，横坐标 ρ_1 表示人工晶体光学部前表面的曲率半径的倒数（ ρ_1 越小，光学部前表面越平坦），不同大小的 ρ_1 大体上与具有不同面形设计的现有技术人工晶体相对应；纵坐标 δL_0 表示球差的大小。由图 2 和表 1 可见，人工晶体的光学部 3 的面形会显著地影响成像质量。为了将球差 (δL_0) 减至最小程度从而提高成像质量，现有技术球面人工晶体的面形一般为凸平（光学部前凸后平）或双凸（光学部前表面凸出明显，光学部后表面微后凸）型，符合光学设计中采用整体弯曲的方式来使初级球差最小化的面形设计原则。现有技术的人工晶体前后表面曲率半径类型与表 1 中的接近，后表面趋于平坦，前表面凸出明显，前表面曲率半径普遍小于后表面。临床植入结果也表明，球面人工晶体凸平或前凸明显的光学部结构成像质量更好。所以目前很多人工晶体选择采用这两种常见的面形设计。

对于光学部后表面曲率半径明显小于光学部前表面曲率半径的人工晶体而言，这种类型的光学部后凸明显的人工晶体在应用时会比前文中所提及的目前普遍使用的面形一般为平凸或微后凸的普通人工晶体产生更大的剩余球差。如图 2 中所示，人工晶体光学部后表面小曲

率半径的设计牺牲了一部分成像质量，由于光学部前表面和后表面的曲率半径不相同使得明显后凸型人工晶体本身存在较大剩余球差。剩余球差越大，成像质量越差。

另外，所属领域的技术人员还应该能够意识到：虽然现有技术人工晶体采用普通非球面（即单一非球面系数 Q 值）的面形设计能够补偿球差，但植入后房的人工晶体并不总处于完美的人眼后房中心位置，而是会表现为某种程度的倾斜和偏心，从而产生球差以外的其它高阶像差，主要表现为彗差。现有技术人工晶体的成像质量会因人工晶体在眼内所处的实际位置误差而降低，光学表现的优劣对实际临床情况异常敏感。

后囊混浊，也称作二次白内障，是人工晶体植入后一种常见的并发症。后囊混浊是由于白内障手术后残留的晶体上皮细胞增殖迁移到人工晶体的后表面和后囊之间造成的。在人工晶体的光学部采用尖锐直角边缘设计，如美国专利 6,162,249 和 6,468,306，已被证明是一种能有效降低后囊混浊的方法，因为这种设计能阻挡晶体上皮细胞迁移到人工晶体的后表面和后囊之间（参见 Buehl 等人的文章，Journal of Cataract and Refractive Surgery, 34 卷, 1976-1985 页）。这种尖锐直角边缘设计在三件式人工晶体上比较容易实现，因为支撑襻很细，而且是插入到光学部上的。在一件式人工晶体上实现尖锐直角边缘设计比较困难，因为其支撑襻和光学部是连为一体的，而且由于支撑襻是软材料制成的，需要做的较宽较厚。要在一件式人工晶体上实现尖锐直角边缘设计，光学部的边缘要厚，支撑襻要薄，或者直角边缘台阶落差要小。如果光学部的边缘太厚，会增加人工晶体的总体积，加大小切口手术的难度；如果支撑襻太薄，它与囊之间的作用力不够，人工晶体在囊中会不稳固；如果直角边缘台阶落差太小，对阻止晶体上皮细胞的迁移起不到作用。

在现有技术后房型人工晶体的光学设计中，为了降低球差，提高成像质量，球面的人工晶体一般设计为前表面凸出明显，后表面趋于平坦，前表面曲率半径普遍小于后表面。后续开发的用于矫正球差的非球面人工晶体和用于矫正散光的 Toric 人工晶体均沿用这种设计理念。由此，现有技术人工晶体由于光学部后凸不明显（甚至为平面形状），从而会导致植入人眼中后在人工晶体后表面与人眼后囊之间留

有较大空隙，既造成了人工晶体的定位不稳固，也使术后易发生后囊浑浊的现象。即便人工晶体边缘采用了直角边（方边）设计，当人眼的睫状肌在看远看近自动收缩曲张调节时，在玻璃体挤压下驱动后囊膜的前后移动，人工晶体的支撑襻的根部区域对后囊膜的挤压和不均匀的牵拉，通过房水的流动将 PCO 带入到人工晶体的光学部边缘以内。
5

目前，二次白内障已成为困扰白内障手术患者的一个亟待解决的问题。但是为了提高人工晶体在囊袋中空间位置的稳定性且有助于降低人工晶体植入后二次白内障的发病率，如果对现有技术人工晶体的光学部后表面采用小曲率半径设计的话，则将必定会以牺牲现有技术
10 人工晶体的一部分成像质量为代价。

对于所属领域的技术人员而言，一种好的人工晶体的设计，要综合地顾及和平衡以下各种因素：要保证人工晶体在囊中的稳定性，降低后囊混浊的几率，良好的成像质量、保证人工晶体在植入眼睛后能及时张开，不会发生支撑襻和光学部粘结在一起的现象。因此，所属
15 领域的技术人员需要一种能够改善现有技术后凸型人工晶体较差的成像质量的光学部后凸明显的后房型人工晶体。

发明内容

本发明鉴于上述问题而提出。本发明的首要目的在于提供一种能够提高人工晶体在囊袋中空间位置的稳定性且有助于降低人工晶体植
20 入后二次白内障（PCO）的发病率的光学部后表面明显凸起的后房型人工晶体；在此基础上，本发明的进一步的目的是提供一中同时又能够改进人工晶体成像质量和/或改善散光患者的视觉质量的光学部后表面明显凸起的后房型人工晶体。
25

术语定义

在本申请中使用的术语“光学部分”是由人工晶体的光学部和光学部边缘构成的。

在本申请中使用的术语“光学部”指的是位于人工晶体光学部分
30 中心的具有光学特性从而能够实现调节人工晶体屈光度的主要功能的部分。具体而言，本发明实施例中所使用的人工晶体的光学部分的直径为约 6 毫米，其中光学部指的是人工晶体口径 5.0 毫米以内的部分。

在本申请中使用的术语“光学部边缘”指的是设置在人工晶体光学部外围的不会影响人工晶体的光学特性的边缘区域。具体而言，本发明实施例中所使用的人工晶体的光学部分的直径为约6毫米，其中光学部边缘指的是距光学部中心2.5毫米（或人工晶体口径5.0毫米）⁵之外的光学部边缘部分，如图3中附图标号4所示。所属领域的技术人员易于理解：对于光学部直径为其它尺寸的人工晶体而言，光学部边缘距光学部中心的距离相应地可能会有所不同。

在本申请中使用的术语“光学部后表面”指的是在将人工晶体植入人眼中后与人眼后囊接触的光学部表面。

在本申请中使用的术语“光学部前表面”指的是在将人工晶体植入人眼中后与光学部后表面相对的更远离人眼后囊设置的光学部表面。¹⁰

在本申请中使用的术语“襻”或“支撑襻”指的是与人工晶体光学部分相连、既起到支撑光学部分的作用又起到将睫状肌的收缩与曲张所产生的收缩力传递到所述光学部分的作用的部分。¹⁵

在本申请中使用的术语“襻根部”指的是与光学部边缘或（过渡连接部，如果有的话）直接相连的人工晶体襻的那一端的径直延伸部段。

在本申请中使用的术语“襻型角”指的是在人工晶体处于未受力状态²⁰下，人工晶体的襻根部的纵向中心线相对于人工晶体光学部分的纵向中心线所呈的角度，用附图标记 α 来表示，在本申请中也可被称作“襻的设计角度”，如图22所示。

在本申请中使用的术语“过渡连接部倾角”指的是过渡连接部的纵向中心线相对于人工晶体光学部分的纵向中心线所呈的角度，用附²⁵图标记 β 来表示，如图22所示。

在本申请中所使用表示方位关系的术语例如“前”，“后”是相对于人眼后囊的远近而言的。例如，对于双光学面调节的可调焦人工晶体而言，“光学部后表面”是比“光学部前表面”距离人眼后囊更近的光学面。

在本申请中所使用表示形状的术语例如“凸”，“凹”是相对于人工晶体光学部分的纵向中心平面而言的。例如，“后凸形状的人工晶体”意味着该人工晶体的光学部后表面上距离该表面中心越近的点³⁰

与该人工晶体光学部分的纵向中心平面的距离越远。

在本申请中使用的术语“光学部后凸明显”或“光学部后表面明显凸起”是相对而言的。具体地说，人工晶体光学部后表面比人工晶体光学部前表面凸出得更为明显。换言之，人工晶体光学部的后表面的曲率半径小于人工晶体光学部的前表面的曲率半径。对于所属领域的技术人员而言，术语“光学部后凸明显”或“光学部后表面明显凸起”例如也可被称作“光学部高后凸”。
5

在本申请中使用的术语“基础球面”指的是与本发明人工晶体光学部前后表面所采用的各种面形所相对应的球面。在本申请中，为了
10 统一用语，将该球面统一称作“基础球面”。

由于在本申请中所述的具有高次非球面设计的后凸明显的后房型人工晶体的光学部前表面或人工晶体光学部后表面分别向前或向后凸出，因此在本申请中使用的术语“光学部表面顶点”指的是所述人工晶体凸出的光学部前表面或所述人工晶体凸出的光学部后表面上的中心点。
15 也可以说，光学部表面顶点指的是：所述人工晶体凸出的光学部前表面向前凸出而与该人工晶体光学部分的纵向中心平面之间的距离最远的点；或者所述人工晶体凸出的光学部后表面向后凸出而与该人工晶体光学部分的纵向中心平面之间的距离最远的点。

由于本申请中所述的后凸明显的Toric后房型人工晶体的光学部
20 前表面上具有凸形复合环曲面设计，且人工晶体的光学部前表面向前凸出，因此对于本申请中的Toric后房型人工晶体而言，本申请中使用的术语“光学部前表面顶点”指的是所述人工晶体凸出的光学部前表面上的中心点。
25 也可以说，光学部前表面顶点指的是：所述人工晶体凸出的光学部前表面向前凸出而与该人工晶体光学部分的纵向中心平面之间的距离最远的点。

按照本发明的一个方面，提供了一种后房型人工晶体，所述后房型人工晶体包括：由光学部和光学部边缘构成的光学部分；至少两个与所述光学部分相连接的襻，其特征在于，所述光学部的后表面为凸形球面且其曲率半径可在6.6毫米-80.0毫米的范围内。

30 在本发明的一个优选实施例中，所述光学部的前表面为凸形球面且其曲率半径可在7.1毫米-84.0毫米的范围内。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可由疏水

性丙烯酸酯制成，所述光学部的后表面的曲率半径可在 7.5 毫米 - 55.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径可在 8.0 毫米 - 74.0 毫米的范围内。优选地，所述光学部的后表面的曲率半径在 8.1 毫米 - 19.5 毫米的范围内。更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径 5 大约为 11.1 毫米。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可由疏水性丙烯酸酯制成，所述光学部的后表面的曲率半径可在 7.0 毫米 - 70.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径可在 17.0 毫米 - 73.0 毫米的范围内。优选地，所述光学部的后表面的曲率半径在 7.6 毫米 - 16.5 毫米的范围内。更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径 10 大约为 10.6 毫米。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可由硅胶或水凝胶制成，所述光学部的后表面的曲率半径可在 6.6 毫米 - 48.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径可在 7.1 毫米 - 48.6 毫米的范围内。优选地，所述光学部的后表面的曲率半径在 7.5 毫米 - 10.0 毫米的范围内。更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径 15 大约为 8.0 毫米。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可由疏水性丙烯酸酯制成，所述光学部的后表面的曲率半径可在 7.0 毫米 - 52.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径可在 7.8 毫米 - 59.0 毫米的范围内。优选地，所述光学部的后表面的曲率半径在 7.0 毫米 - 11.0 毫米的范围内。更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径 20 大约为 8.5 毫米。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可由聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 制成，所述光学部的后表面的曲率半径可在 6.8 毫米 - 59.5 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径可在 10.9 毫米 - 60.0 毫米的范围内。优选地，所述光学部的后表面的曲率半径在 7.0 毫米 - 13.1 毫米的范围内。更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径 25 大约为 9.0 毫米。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可由疏水性丙烯酸酯制成，所述光学部的后表面的曲率半径可在 7.0 毫米 - 66.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径可在 14.4 毫米 - 30

74.0 毫米的范围内。优选地，所述光学部的后表面的曲率半径在 7.2 毫米 - 15.3 毫米的范围内。更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径大约为 9.9 毫米。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可由疏水性丙烯酸酯制成，所述光学部的后表面的曲率半径可在 7.0 毫米 - 80.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径可在 30.8 毫米 - 84.0 毫米的范围内。优选地，所述光学部的后表面的曲率半径在 9.0 毫米 - 20.3 毫米的范围内。更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径大约为 12.7 毫米。

在本发明的另一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径可小于所述光学部的前表面的曲率半径。

优选地，所述光学部的后表面的曲率半径可为所述光学部的前表面的曲率半径的 17.8 % - 60.0 %。

更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径可为所述光学部的前表面的曲率半径的 20.0 % - 45.6 %。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可以是一件式人工晶体。

在本发明的又一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可以是三件式人工晶体。

在本发明的另一个优选实施例中，所述襻围绕所述光学部分周向对称地可与所述光学部边缘相连。

按照本发明的另一个方面，提供了一种后房型人工晶体，所述后房型人工晶体包括：

由光学部和光学部边缘构成的光学部分；

至少两个与所述光学部分相连接的襻，
其特征在于，

所述光学部的前表面为凸形球面且所述光学部的后表面为采用高次非球面设计的凸形非球面，所述凸形非球面由曲率半径在 6.6 毫米 - 80.0 毫米范围内的基础球面和相对于所述基础球面的偏移量叠加而成，

以所述后房型人工晶体中的采用高次非球面设计的光学部表面顶点为原点建立二维坐标系，所述坐标系的纵坐标轴 Y 与所述光学部表面相切且通过所述光学部表面顶点 O；所述坐标系的横坐标轴 Z 平行

于眼轴方向 D-D'、与纵坐标轴 Y 呈 90 度角且通过所述光学部表面顶点 O，所述凸形非球面在上述二维坐标系平面 YZ 上的曲线满足以下高次非球面设计表达式：

$$5 \quad Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - c^2 y^2}} + \sum_{i=m}^n A_{2i} \cdot y^{2i}$$

其中 Z(y) 为人工晶体光学部的非球面在 YZ 平面上的曲线的表达式，c 为光学部基础球面表面曲率半径的倒数，y 为所述曲线上任何一点距横坐标轴 Z 的垂直距离，A_{2i} 为非球面高次项系数，m、n 均为大于等于 1 的整数且 n ≥ m，

10 所述凸形非球面面形上的各点由所述曲线通过围绕横坐标轴 (Z) 进行旋转对称变化而得到。

在本发明的一个优选实施例中，所述光学部前表面的曲率半径在 7.1 毫米 - 84.0 毫米的范围内。

在本发明的另一个优选实施例中，m 为 2 且 n 为 5。

15 在本发明的另一个优选实施例中，A₄ = 2.431E-004、A₆ = 2.897E-004、A₈ = -5.417E-005、A₁₀ = 2.940E-006。

在本发明的又一个优选实施例中，所述后房型人工晶体由折射率为 1.48 的疏水性丙烯酸酯制成，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径在 7.5 毫米 - 55.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径在 8.0 毫米 - 74.0 毫米的范围内。
20

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径在 8.1 毫米 - 19.5 毫米的范围内。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径为 11.1 毫米。

25 在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径小于所述光学部的前表面的曲率半径。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径为所述光学部的前表面的曲率半径的 17.8 % - 60.0 %。

30 在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径为所述光学部的前表面的曲率半径的 20.0 % - 45.6 %。

按照本发明的另一个方面，提供了一种后房型人工晶体，所述后房型人工晶体包括：

由光学部和光学部边缘构成的光学部分；

至少两个与所述光学部分相连接的襻，

其特征在于，

所述光学部的后表面为凸形球面且所述光学部的前表面为采用高次非球面设计的凸形非球面，所述凸形非球面由曲率半径在 7.1 毫米 - 84.0 毫米范围内的基础球面和相对于所述基础球面的偏移量叠加而成，且所述光学部后表面的曲率半径在 6.6 毫米 - 80.0 毫米的范围内，

以所述后房型人工晶体中的采用高次非球面设计的光学部表面顶点为原点建立二维坐标系，所述坐标系的纵坐标轴 Y 与所述光学部表面相切且通过所述光学部表面顶点 O；所述坐标系的横坐标轴 Z 平行于眼轴方向 D-D'、与纵坐标轴 Y 呈 90 度角且通过所述光学部表面顶点 O，所述凸形非球面在上述二维坐标系平面 YZ 上的曲线满足以下高次非球面设计表达式：

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - c^2 y^2}} + \sum_{i=m}^n A_{2i} \cdot y^{2i}$$

其中 $Z(y)$ 为人工晶体光学部的非球面在 YZ 平面上的曲线的表达式，c 为光学部基础球面表面曲率半径的倒数，y 为所述曲线上任何一点距横坐标轴 Z 的垂直距离， A_{2i} 为非球面高次项系数，m、n 均为大于等于 1 的整数且 $n \geq m$ ，

所述凸形非球面面形上的各点由所述曲线通过围绕横坐标轴 Z 进行旋转对称变化而得到。

在本发明的另一个优选实施例中，m 为 2 且 n 为 5。

在本发明的另一个优选实施例中， $A_4 = -2.431E-004$ 、 $A_6 = -2.897E-004$ 、 $A_8 = 5.417E-005$ 、 $A_{10} = -2.940E-006$ 。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体由折射率为 1.48 的疏水性丙烯酸酯制成，所述光学部的后表面的曲率半径在 7.5 毫米 - 55.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的基础球面的曲率半径在 8.0 毫米 - 74.0 毫米的范围内。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径在 8.1 毫米 - 19.5 毫米的范围内。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径为 11.1 毫米。

5 在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径小于所述光学部的前表面的基础球面的曲率半径。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径为所述光学部的前表面的基础球面的曲率半径的 17.8 % - 60.0 %。

10 在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径为所述光学部的前表面的基础球面的曲率半径的 20.0 % - 45.6 %。

按照本发明的再一个方面，提供了一种后房型人工晶体，所述后房型人工晶体包括：

由光学部和光学部边缘构成的光学部分；

至少两个与所述光学部分相连接的襻，

其特征在于，

所述光学部的前表面为凸形复合环曲面，所述凸形复合环曲面由曲率半径在 7.1 毫米 - 84.0 毫米范围内的基础球面和相对于所述基础球面的偏移量叠加而成，且所述光学部的后表面的曲率半径在 6.6 毫米 - 80.0 毫米范围内，

20 以所述后房型人工晶体中的光学部前表面顶点为原点建立二维坐标系，所述坐标系的纵坐标轴 Y 与所述光学部前表面相切且通过所述光学部前表面顶点 O；所述坐标系的横坐标轴 Z 平行于眼轴方向 D-D'、与纵坐标轴 Y 呈 90 度角且通过所述光学部前表面顶点 O，所述凸形复合环曲面在上述二维坐标系平面 YZ 上的曲线满足以下表达式：

25

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2 y^2}} + \sum_{i=m}^n A_{2i} \cdot y^{2i}$$

其中 $Z(y)$ 为人工晶体光学部的所述凸形复合环曲面在 YZ 平面上的曲线的表达式，c 为光学部前表面的基础球面表面曲率半径的倒数，y 为所述曲线上任何一点距横坐标轴 Z 的垂直距离， A_{2i} 为非球面高次项系数，m、n 均为大于等于 1 的整数且 $n \geq m$ ，

所述凸形复合环曲面形上的各点由所述曲线通过围绕平行于纵坐标轴 Y 的直线以一定的前表面旋转半径 R 旋转一周而成。

在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体由折射率为 1.48 的疏水性丙烯酸酯制成，所述光学部的后表面的曲率半径在 7.5
5 毫米 - 55.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的基础球面的曲率半径在 8.0 毫米 - 74.0 毫米的范围内。

在本发明的另一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径在 8.1 毫米 - 19.5 毫米的范围内。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半
10 径为 11.1 毫米。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径小于所述光学部的前表面的基础球面的曲率半径。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径为所述光学部的前表面的基础球面的曲率半径的 17.8 % - 60.0 %。

15 在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部的后表面的曲率半径为所述光学部的前表面的基础球面的曲率半径的 20.0 % - 45.6 %。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径的大小在 8.0 毫米 - 74.0 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 0.5D - 5.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大
20 小在 6.23 毫米 - 46.09 毫米的范围内。

在本发明的又一个优选实施例中，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径在 10.69 毫米 - 55.7 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 1.0D - 4.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 8.2 毫米 - 39.95 毫米的范围内。

25 在本发明的另一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可以是一件式人工晶体。

在本发明的又一个优选实施例中，所述后房型人工晶体可以是三件式人工晶体。

在本发明的另一个优选实施例中，所述襻围绕所述光学部分周向
30 对称地可与所述光学部边缘相连。

按照本发明的又一个方面，提供了一种后房型人工晶体，所述后房型人工晶体包括：

由光学部和光学部边缘构成的光学部分；
 至少两个与所述光学部分相连接的襻，
 其特征在于，
 所述光学部的前表面为复合环曲面；
 5 所述光学部的后表面为非球面。

在本发明的另一个优选实施例中，所述复合环曲面为凸形复合环曲面，所述凸形复合环曲面由曲率半径在 5.5 毫米 - 84.0 毫米范围内的基础球面和相对于所述基础球面的偏移量叠加而成，

以所述后房型人工晶体中的光学部前表面顶点 (O) 为原点建立二
 10 维坐标系，所述坐标系的纵坐标轴 (Y) 与所述光学部前表面相切且通过所述光学部前表面顶点 (O)；所述坐标系的横坐标轴 (Z) 平行于眼轴方向 (D-D')、与纵坐标轴 (Y) 呈 90 度角且通过所述光学部前表面顶点 (O)，所述凸形复合环曲面在上述二维坐标系平面 (YZ)
 上的曲线满足以下表达式：

15

$$Z(y) = \frac{c^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k)c^2 y^2}} + \sum_{i=m}^n A_{2i} \cdot y^{2i}$$

其中 $Z(y)$ 为人工晶体光学部的所述凸形复合环曲面在 YZ 平面上的曲线的表达式， c 为光学部前表面的基础球面表面曲率半径的倒数， y 为所述曲线上任何一点距横坐标轴 (Z) 的垂直距离， A_{2i} 为非球面高次
 20 项系数， m 、 n 均为大于等于 1 的整数且 $n \geq m$ ，

所述凸形复合环曲面形上的各点由所述曲线通过围绕平行于纵坐标轴 (Y) 的直线 (d-d') 以一定的前表面旋转半径 (R) 旋转一周而成。

在本发明的又一个优选实施例中，所述非球面为凸形非球面，所
 25 述凸形非球面的基础球面的曲率半径在 8.0 毫米 - 74.0 毫米范围内。

在本发明的又一个优选实施例中，所述凸形非球面采用高次非球面设计，

以所述后房型人工晶体中的采用高次非球面设计的光学部后表面
 30 顶点为原点建立二维坐标系，所述坐标系的纵坐标轴 (Y) 与所述光学部后表面相切且通过所述光学部后表面顶点 (O')；所述坐标系的横

坐标轴 (Z) 平行于眼轴方向 (D-D') 、与纵坐标轴 (Y) 呈 90 度角且通过所述光学部后表面顶点 (O') ，所述凸形非球面在上述二维坐标系平面 (YZ) 上的曲线满足以下高次非球面设计表达式：

$$5 \quad Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - c^2 y^2}} + \sum_{i=m}^n A_{2i} \cdot y^{2i}$$

其中 $Z(y)$ 为人工晶体光学部的非球面在 YZ 平面上的曲线的表达式， c 为光学部基础球面后表面曲率半径的倒数， y 为所述曲线上任何一点距横坐标轴 (Z) 的垂直距离， A_{2i} 为非球面高次项系数， m 、 n 均为大于等于 1 的整数且 $n \geq m$ ，

10 所述凸形非球面面形上的各点由所述曲线通过围绕横坐标轴 (Z) 进行旋转对称变化而得到。

在本发明的又一个优选实施例中，所述凸形非球面的基础球面的曲率半径小于所述凸形复合环曲面的基础球面的曲率半径。

15 在本发明的又一个优选实施例中，所述后房型人工晶体由折射率为 1.48 的疏水性丙烯酸酯制成。

在本发明的又一个优选实施例中，所述襻为 L 形襻或 C 形襻，所述襻的襻型角为 1.5° 。

在本发明的又一个优选实施例中，所述襻为两个围绕所述光学部分周向对称地设置的襻。

20 具体而言，本发明涉及以下多个方面的内容：

1. 一种后房型人工晶体，所述后房型人工晶体包括：

由光学部和光学部边缘构成的光学部分；

至少两个与所述光学部分相连接的襻，

其特征在于，

25 所述光学部的后表面为凸形且其基础球面的曲率半径在 6.6 毫米 - 80.0 毫米的范围内。

2. 根据方面 1 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光学部的前表面为凸形且其基础球面的曲率半径在 7.1 毫米 - 84.0 毫米的范围内。

30 3. 根据方面 1 或 2 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光

学部的后表面的基础球面的曲率半径小于所述光学部的前表面的曲率半径。

4. 根据方面 3 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径为所述光学部的前表面的曲率半径的
5 17.8 % – 60.0 %。

5. 根据方面 4 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径为所述光学部的前表面的曲率半径的
20.0 % – 45.6 %。

6. 根据方面 3 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述襻的襻
10 根部与所述光学部分的所述光学部边缘直接相连。

7. 根据方面 6 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光学部边缘进一步包括锐利弯折部。

8. 根据方面 3 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述后房型
15 人工晶体进一步包括过渡连接部，所述襻的襻根部经由所述过渡连接部与所述光学部分的所述光学部边缘相连接。

9. 根据方面 8 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光学部边缘进一步包括锐利弯折部。

10. 根据方面 8 或 9 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述过
渡连接部的纵向中心线相对于所述光学部分的纵向中心线呈大小在
20 10 ° – 45 ° 范围内的过渡连接部倾角。

11. 根据前述方面 6-10 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征
在于，所述襻根部的纵向中心线相对于所述光学部分的纵向中心线呈
大小在 0 ° – 7 ° 范围内的襻型角。

12. 根据方面 1-11 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征在
25 于，所述光学部的后表面的面形为包括球面、非球面、复合环曲面、
多区折射设计的多焦面和多区衍射设计的多焦面的面形中的一种。

13. 根据前述方面 1-11 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征
在于，所述光学部的前表面的面形为包括球面、非球面、复合环曲面、
多区折射设计的多焦面和多区衍射设计的多焦面的面形中的一种。

30 14. 根据前述方面中任一项所述的后房型人工晶体，其特征在于，
所述后房型人工晶体由硅胶、水凝胶、疏水性丙烯酸酯、或聚甲基丙
烯酸甲酯制成。

15. 根据方面 14 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述后房型人工晶体的制备材料的折射率在 1.45 到 1.56 之间。

16. 根据方面 14 或 15 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述后房型人工晶体由折射率为 1.48 的疏水性丙烯酸酯制成，所述光学部 5 的后表面的基础球面的曲率半径在 7.5 毫米 - 55.0 毫米的范围内，并且所述光学部的前表面的曲率半径在 8.0 毫米 - 74.0 毫米的范围内。

17. 根据方面 16 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光学部的后表面的基础球面的曲率半径在 8.1 毫米 - 19.5 毫米的范围内。

18. 根据方面 17 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光学 10 部的后表面的基础球面的曲率半径为 11.1 毫米。

19. 根据方面 1 - 18 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述后房型人工晶体为一件式人工晶体。

20. 根据方面 1 - 18 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述后房型人工晶体为三件式人工晶体。

15 与目前现有技术中的后房型人工晶体相比，本发明的后房型人工晶体的光学部采用后表面明显凸起的设计且可选地附加采用非球面、高次非球面、复合环曲面、多区折射设计或衍射设计的多焦面等设计，既减小人工晶体光学部后表面与后囊之间的距离，提高人工晶体在囊袋中空间位置的稳定性，使人工晶体光学部边缘的方边效果的优势得 20 到更好地体现，并且降低人工晶体植入后 PCO 的发病率；又由于光学部前表面略平，使得人工晶体襻（尤其对于一件式后房型人工晶体的襻而言）在折叠时不会被紧紧压迫在光学部前表面上，更易于在植入眼内后展开而不会发生支撑襻和光学部相互粘连，同时还能够改进人工晶体成像质量和/或改善散光患者的视觉质量。

25

附图说明

根据以下的附图以及说明，本发明的特征、优点将变得更加明了，其中：

图 1 示意性地示出了人眼屈光系统的基本构成；

30 图 2 示意性地示出了具有不同面形结构的现有技术人工晶体的球差大小 (δL_0) 分布的曲线图；

图 3 是从人工晶体前表面上方观察到的根据本发明的一个实施例

的一件式后房型人工晶体的示意性透视图，其中襻展开且未被折叠到人工晶体光学部分的前表面上；

图 4 是从人工晶体后表面上方观察到的根据本发明的一个实施例的一件式后房型人工晶体的示意性透视图，其中襻展开且未被折叠到 5 人工晶体光学部分的前表面上；

图 5 是根据本发明的一个实施例的一件式后房型人工晶体的剖面图，其中襻已被折叠到人工晶体光学部分的前表面上；

图 6 是在囊袋处于收缩状态时植入人眼中的现有技术后房型人工晶体的光学部后表面与后囊膜之间的作用关系的示意图；

10 图 7 是在囊袋处于收缩状态时植入人眼中的本发明的一件式后房型人工晶体的光学部后表面与后囊膜之间的作用关系的示意图；

图 8 示意性地详细示出了如图 6 中的圆圈 G 内所示的现有技术后房型人工晶体的光学部后表面与后囊膜的相互间作用关系；

15 图 9 示意性地详细示出了如图 7 中的圆圈 H 内所示的本发明的一件式后房型人工晶体的光学部后表面与后囊膜的相互间作用关系；

图 10 以剖面图的形式示意性地示出了在植入人眼前，现有技术的一件式后房型人工晶体的襻翻折到光学部前表面上的情况；

图 11 以剖面图的形式示意性地示出了在植入人眼前，本发明的一件式后房型人工晶体的襻翻折到光学部前表面上的情况；

20 图 12 示意性地示出了根据本发明的一个实施例的采用高次非球面设计的人工晶体光学部表面与相应球形表面之间的区别；

图 13 示意性地示出了通过 ZEMAX 模拟得到的 5mm 通光孔径，20D 的三种不同后表面设计（即分别为后表面明显凸起球面、后表面平坦球面、后表面明显凸起非球面设计）的人工晶体在人眼模型中的 25 纵向像差曲线；

图 14A 为球面、单一 Q 值非球面与高次非球面人工晶体在中心位置情况下的像差分布图（瞳孔 5.0mm）；

图 14B 为球面、单一 Q 值非球面与高次非球面人工晶体在偏心 1mm 情况下的像差分布图（瞳孔 5.0mm）；

30 图 14C 为球面、单一 Q 值非球面与高次非球面人工晶体在倾斜 7° 情况下的像差分布图（瞳孔 5.0mm）；

图 15 为 5mm 瞳孔下球面、单一 Q 值非球面与后表面小曲率半径

的高次非球面人工晶体在中心位置时在带角膜像差的人眼模型中实测得到的调制传递函数(MTF)曲线图；

图 16 为 5mm 瞳孔下球面、单一 Q 值非球面与后表面小曲率半径的高次非球面人工晶体在 1mm 偏心时在带角膜像差的人眼模型中实测 5 得到的 MTF 曲线图。

图 17 为 5mm 瞳孔下球面、单一 Q 值非球面与后表面小曲率半径的高次非球面人工晶体在 0.5mm 偏心、 5° 倾斜时在带角膜像差的人眼模型中实测得到的 MTF 曲线图；

图 18 示意性地示出了复合环曲面形成原理；

图 19A 和图 19B 分别为采用 ZEMAX 仿真模拟得出的带有角膜散光的人眼在分别植入普通非球面人工晶体和本发明的 Toric 人工晶体后的点扩散函数对比图，其中该人眼模型带有 2.9D 的角膜散光；和

图 20A 和图 20B 分别为采用 ZEMAX 仿真模拟得出的带有角膜散光的人眼在分别植入普通非球面人工晶体和本发明的 Toric 人工晶体 15 后的 MTF 对比图，其中该人眼模型带有 2.9D 的角膜散光。

图 21 是根据本发明的另一个实施例的一件式后房型人工晶体的示意性透视图，其中襻展开且未被折叠到人工晶体光学部分的前表面上，该图中特别地包含经过光学部分与襻之间的过渡连接部的剖面；

图 22 具体地且示意性地示出了在图 21 所示剖面中的一件式后房 20 型人工晶体中光学部分与襻之间的过渡连接部；

图 23 示意性地示出了 Toric 型人工晶体在植入人眼时人工晶体轴向与人眼角膜最大屈光力方向之间的位置关系；

图 24 示意性地示出了非球面与复合环曲面分居于两侧的本发明人工晶体（优选实施例）和非球面与复合环曲面位于同一侧的现有技术 25 人工晶体（比较例）在 3.0mm 孔径带散光的人眼模型下空间频率 0-100lp/mm 的 MTF 对比图；

图 25 示意性地示出了本发明人工晶体面形设计在人眼模型中像面处的波前图（非球面与复合环曲面分居于两侧）；和

图 26 示意性地示出了现有技术非球面与复合环曲面结合在一面上 30 的面形设计在人眼模型中的波前图。

在本申请的附图中使用相同的附图标号表示相同或相似的元件。

附图标号说明

- 1 后房型人工晶体
 2 光学部分
 3 光学部
 5 4 光学部边缘
 5 镰
 6 光学部前表面
 7 光学部后表面
 8 人工晶体光学部分的纵向中心平面
 10 8'-8' 人工晶体光学部分的纵向中心线
 9 后囊（膜）
 10 空隙
 11 角膜
 12 囊袋
 15 13 翻折空隙
 14 锐利弯折部
 15 过渡连接部
 15'-15' 过渡连接部的纵向中心线
 16 镰根部
 20 16'-16' 镰根部的纵向中心线
 18 Toric 型人工晶体轴向标记
 A 人工晶体光学部分的纵向中心线与过渡连接部的纵向中心线
 的交点
 α 镰型角
 25 β 过渡连接部倾角
 D-D' 眼轴方向
 E-E' 人眼角膜最大屈光力方向
 d-d' 复合环曲面的旋转形成轴线
 O 光学部（前或后）表面顶点
 30 R 旋转半径
 r 曲率半径

具体实施方式

以下具体实施例只是用于进一步对本发明进行进一步地解释说明，但是本发明并不局限于以下的具体实施方案。任何在这些实施方案基础上的变化，只要符合本发明的原则精神和范围，都将落入本发明专利的涵盖范围内。

(I) 人工晶体光学部的后凸设计

进一步提高植入的人工晶体在人眼囊袋中的稳定性从而降低后囊混浊的几率是本发明的人工晶体光学部面形设计中首先要考虑的因素。

图 3 是从人工晶体前表面上方观察到的根据本发明的一个实施例的一件式后房型人工晶体 1 的示意性透视图。图 4 是从人工晶体后表面上方观察到的根据本发明的一个实施例的一件式后房型人工晶体的示意性透视图。如图 3 和图 4 中所示，后房型人工晶体 1 包括：由光学部 3 和光学部边缘 4 构成的光学部分 2 和两个与所述光学部分 2 一体成形的支撑襻 5。支撑襻 5 与光学部分 2 的光学部边缘 4 直接相连。当然，所属领域的技术人员可以理解：所述襻 5 的个数也可以多于两个，优选地少于六个。所述襻 5 围绕所述光学部分 2 周向对称地设置在光学部边缘 4 上且与所述光学部分的前表面相连。当然，所属领域的技术人员可以理解：襻 5 也可以围绕所述光学部分 2 周向对称地设置在光学部边缘 4 上且与所述光学部分的侧面一体相连。如图 3 和图 4 中所示，所述光学部 3 的后表面 7 为凸形的且所述光学部 3 的前表面 6 为凸形的。当然，所属领域的技术人员可以理解：所述光学部 3 的后表面 7 的面形可以是包括球面、非球面、复合环曲面、多区折射设计的多焦面和多区衍射设计的多焦面的面形中的一种；所述光学部 3 的前表面 6 可以是包括球面、非球面、复合环曲面、多区折射设计的多焦面和多区衍射设计的多焦面的面形中的一种。如图 3 和图 4 中所示，一件式后房型人工晶体 1 的襻 5 呈展开状态且未被折叠到人工晶体光学部分 2 的前表面上。

图 5 是根据本发明的一个实施例的一件式后房型人工晶体 1 的剖面图，其中襻 5 已被折叠到人工晶体光学部分 2 的前表面上。从该图中可以更加清楚的看到：后房型人工晶体 1 的光学部后表面 7 比后房型人工晶体 1 的光学部前表面 6 凸出得更加明显。特别是对于后房型

人工晶体 1 光学部后表面明显后凸的面形设计而言，本发明的 L 形襻或 C 形襻能够与本发明的后房型人工晶体 1 明显后凸的后表面形成三点稳固结构，从而有利于人工晶体在后囊中的位置稳定性，并且能够有效降低人工晶体植入后二次白内障（PCO）的发病率。

图 6 是在囊袋处于收缩状态时植入人眼中的现有技术的后房型人工晶体 1 的光学部后表面 7 与后囊膜 9 之间的作用关系的示意图。图 6 所示的现有技术的后房型人工晶体 1 的光学部面形为微凸面形（即光学部前表面为凸形且光学部后表面微凸）。在将图 6 所示的现有技术的后房型人工晶体 1 植入到人眼中后，现有技术后房型人工晶体 1 通过支撑襻 5 和囊袋 12 之间的相互作用力维持在人眼后房囊袋内的相对位置。囊袋的收缩和曲张作用在支撑襻 5 上，与支撑襻 5 相连的人工晶体 1 受到挤压或拉伸，将沿着眼轴方向 D-D' 发生前后移动。由于现有技术后房型人工晶体 1 的光学部后表面微凸（或是近乎平的），因此当植入人眼中的现有技术后房型人工晶体 1 在后房中受到挤压或拉伸作用时，现有技术后房型人工晶体 1 的光学部后表面与人眼后囊膜 9 之间或多或少地存在空隙 10，囊袋收缩时现有技术后房型人工晶体在收缩力 P 的作用下可移动的空间范围 S 较大，由此会造成现有技术的后房型人工晶体 1 的光学部后表面 7 与人眼后囊膜 9 之间的贴合接触不稳定，进而会使得白内障手术后残留的晶体上皮细胞增殖通过光学部后表面与人眼后囊膜 9 之间的空隙 10 易于迁移到技术后房型人工晶体的光学部后表面和后囊之间，由此，术后易发生后囊浑浊（PCO）的现象。

图 7 是在囊袋处于收缩状态时植入人眼中的本发明的后房型人工晶体 1 的光学部后表面 7 与后囊膜 9 之间的作用关系的示意图。与图 6 所示的现有技术的后房型人工晶体 1 的光学部后表面的凸度相比，图 7 所示的本发明的后房型人工晶体 1 的光学部后表面外凸更明显。在将图 7 所示的本发明的后房型人工晶体 1 植入到人眼中后，现有技术后房型人工晶体 1 通过支撑襻 5 和囊袋之间的相互作用力维持在人眼后房囊袋内的相对位置。囊袋的收缩和曲张作用在支撑襻 5 上，与支撑襻 5 相连的人工晶体 1 受到挤压或拉伸，将沿着眼轴方向 D-D' 发生前后移动。与常见的现有技术人工晶体相比，如图 7 所示的本发明的明显后凸面形的人工晶体光学部后表面与后囊之间的间隙更小，囊袋收

缩时在收缩力 P 的作用下人工晶体可移动的空间范围 S 相对较小，由此提高晶体在囊袋中位置的稳定性。具体而言，由于图 7 所示的本发明的人工晶体 1 的光学部后表面外凸相对明显，因此当植入人眼中的本发明的后房型人工晶体 1 在后房中受到挤压或拉伸作用时，本发明的后房型人工晶体 1 的光学部后表面与人眼后囊膜 9 之间的空隙 10 被减至最小程度，使得本发明的后房型人工晶体 1 的光学部后表面与人眼后囊膜 9 能够更好地贴合接触，由此会造成现有技术的后房型人工晶体 1 的光学部后表面 7 与人眼后囊膜 9 之间的贴合接触更加稳定，进而会阻碍白内障手术后残留的晶体上皮细胞增殖通过光学部后表面与人眼后囊膜 9 之间的空隙 10 迁移到技术后房型人工晶体的光学部后表面和后囊之间。由此可见，人工晶体光学部后表面明显凸起可减小后囊与光学部的间隙，降低上皮细胞迁移到人工晶体的后表面和后囊之间的机会，从而降低人工晶体植入后 PCO 的发病率。

图 8 示意性地详细示出了如图 6 中的圆圈 G 内所示的现有技术后房型人工晶体的光学部后表面与后囊膜的相互间作用关系。图 9 示意性地详细示出了如图 7 中的圆圈 H 内所示的本发明的一件式后房型人工晶体的光学部后表面与后囊膜的相互间作用关系。现有技术的人工晶体光学部边缘 4 所采用的方边设计阻止 PCO 的生长的前提条件是人工晶体边缘方边能够压紧后囊膜 9，由此才能更好地阻止晶体上皮细胞的迁移流动。通过比较图 8 与图 9 可以得出：相比于现有技术后房型人工晶体，由于本发明的后房型人工晶体的光学部后表面与后囊膜能够更紧密地接触，使得本发明的后房型人工晶体在后囊内更加稳固地定位，由此本发明的后房型人工晶体光学部的后表面明显凸起的面形设计能够使人工晶体光学部边缘的方边效果的优势得到更好地体现。

在进行人工晶体植入时，需要将人工晶体装入导入头进行手术，通常会进行翻襻的动作。图 10 以剖面图的形式示意性地示出了在植入人眼前，现有技术的一件式后房型人工晶体的襻翻折到光学部前表面上的情况。图 11 以剖面图的形式示意性地示出了在植入人眼前，本发明的一件式后房型人工晶体的襻翻折到光学部前表面上的情况。一件式人工晶体植入前一般需要将支撑襻翻折到人工晶体光学部分的前表面 6 上，从而避免植入器的顶针在推动人工晶体前进时损伤襻 5。通过对比图 10 和图 11 可以注意到：如果人工晶体光学部分的前表面过于

凸的话，翻襻时会造成襻紧贴人工晶体光学部分的前表面，使得翻折空隙 13 较小。在将人工晶体从导入头中推出时，襻 5 不容易展开。由于本发明的一件式后房型人工晶体 1 的光学部后表面 7 的明显凸起的面形设计，使得光学部分的前表面 6 相对而言可以较平，从而减小了 5 翻折后的襻与光学部分的前表面 6 之间的接触面积和作用力，使得翻折空隙 13 较大。因此本发明的一件式后房型人工晶体 1 的光学部后表面 7 的明显凸起的面形设计还会使得在将本发明的一件式后房型人工晶体 1 植入到人眼中后，折叠到本发明的一件式后房型人工晶体 1 的 10 光学部分的前表面 6 上的襻更容易展开，降低了支撑襻和人工晶体光学部相互粘连在一起而不能很顺利地自动打开的风险。

图 21 是根据本发明的另一个实施例的一件式后房型人工晶体的示意性透视图，其中襻展开且未被折叠到人工晶体的光学部前表面上，该图中特别地包含经过光学部分与襻之间的过渡连接部的剖面。图 22 15 具体地且示意性地示出了在图 21 所示剖面中的一件式后房型人工晶体中光学部分与襻之间的过渡连接部。如图 21 和图 22 中所示，根据本发明的另一个实施例的后房型人工晶体 1 包括：由光学部 3 和光学部边缘 4 构成的光学部分 2、两个与所述光学部分 2 一体成形的支撑襻 5、和光学部分 2 与支撑襻 5 之间的过渡连接部 15。支撑襻 5 与光学部分 2 的光学部边缘 4 经由所述过渡连接部 15 相连。所述过渡连接部 15 大致呈圆锥或圆柱形状且是在人工晶体制备过程中被机加工出的。可选地，所述光学部边缘 4 可进一步包括锐利弯折部 14 例如方边构型等。过渡连接部 15 的一端与光学部分 2 的光学部边缘 4 直接相连，过渡连接部 15 的另一端与支撑襻 5 的襻根部 16 直接相连。襻根部 16 位于与支撑襻 5 的自由端相对的一端且大致径直地进行延伸。襻根部 16 的纵向中心线 16'-16' 相对于后房型人工晶体 1 的光学部分 2 的纵向中心线 8'-8' 是倾斜的，呈大小在 $0^\circ - 7^\circ$ 范围内的襻型角 α 。过渡连接部 15 的纵向中心线 15'-15' 相对于后房型人工晶体 1 的光学部分 2 的纵向中心线 8'-8' 也是倾斜的，呈大小在 $10^\circ - 45^\circ$ 范围内的过渡连接部倾角 β 。过渡连接部倾角 β 大于襻型角 α 。锐利弯折部 14 利于在后囊膜 9 上 20 会形成机械性屏障，阻断上皮细胞的迁移流动，同时也会起到增强光学部分与襻的连接强度的作用。另外，在与支撑襻 5 相连的人工晶体 1 30 受到囊袋的收缩和曲张作用的挤压或拉伸时，由于襻型角 α （即襻的设

计角度) 的存在, 镯 5 受到的径向力可被分解为沿着眼轴线方向使光学面朝向后囊运动的分力和沿着垂直于眼轴线方向使光学部的面形产生变化的分力, 从而有利于确保光学部后表面 7 与后囊 9 始终紧密接触, 这种紧密接触式结构设计使 PCO 的发生机会大幅降低。包括襻型
5 角 α 、过渡连接部 15 和(可选的)锐利弯折部 14 的这一特征构型在与本发明的后房型人工晶体 1 的后凸明显的光学部后表面 7 相结合后, 有利于后凸明显的光学部后表面 7 与后囊膜 9 能够更紧密地接触, 从而使得本发明的后房型人工晶体 1 在后囊 9 内能够更加稳固地定位, 由此更好地阻止 PCO 的生长。当然, 所属领域的技术人员可以理解:
10 所述襻 5 的个数也可以多于两个, 优选地少于六个。所述襻 5 围绕所述光学部分 2 周向对称地设置在光学部边缘 4 上且与所述光学部分的前表面相连。当然, 所属领域的技术人员可以理解: 褥 5 也可以围绕所述光学部分 2 周向对称地设置在光学部边缘 4 上且与所述光学部分的侧面一体相连。
15

另外, 所属领域的技术人员还能够意识到: 本发明的光学部后表面明显凸起的后房型人工晶体既可以是如上面实施例中所述的一件式人工晶体, 也可以是三件式人工晶体。对于三件式人工晶体而言, 其光学部的面形设计特征与以上实施例中描述的一件式人工晶体的情况相类似, 在此就不再赘述。相比于现有技术后房型人工晶体, 本发明
20 的三件式后房型人工晶体光学部后表面明显凸起同样可减小植入后后囊与光学部之间的间隙, 降低上皮细胞迁移到三件式人工晶体的后表面和后囊之间的机会, 从而降低三件式后房型人工晶体植入后 PCO 的发病率。另外, 本发明的光学部后表面明显凸起的三件式后房型人工晶体的光学部后表面同样可以与后囊膜能够更紧密地接触, 使得其在
25 后囊内更加稳固地定位, 进而使人工晶体光学部边缘的方边效果的优势得到更好地体现。

(II) 人工晶体光学部的面形设计

下表 2 中列出了采用不同材料制成的本发明的后房型人工晶体的一个光学部面形设计实例。

当本发明的后房型人工晶体光学部表面都具有球面形状时, 可以使用人工晶体前后光学部表面的曲率半径来直接表示本发明的后房型人工晶体光学部表面的面形。
30

当本发明的后房型人工晶体光学部表面进一步采用高次非球面设计和/或复合环曲面设计时，这相当于在本发明在下表 2 所列出的采用不同材料制成的后房型人工晶体的光学部的基础球面上增加高次非球面设计和/或复合环曲面设计，这时下表 2 所列出的前表面曲率半径、
5 后表面曲率半径则分别为该后房型人工晶体的光学部前表面的基础球面的曲率半径和该后房型人工晶体的光学部后表面的基础球面的曲率半径。非球面设计是为了进一步改善基础球面的成像质量，复合环曲面设计（Toric）是为了额外矫正人眼的散光，改善散光患者的视觉质量。

10 为了表述的方便和一致，在下面对表 2 中数据的进一步解释和说明中，将上面两种情况的本发明的后房型人工晶体中所涉及的球面均称作“基础球面”。

本发明的后房型人工晶体所采用的下列这些材料实例的折射率均在 1.45 到 1.56 之间。对于所属领域的技术人员而言已公知的是，可根据需要采用常规制备方法使得制备出的材料能够达到在 1.45 到 1.56 之间的任意折射率的要求。另外，本发明的后房型人工晶体的光学部的中心厚度在 0.3 毫米 - 1.2 毫米的范围内且光学部边缘的厚度在 0.3 毫米 - 0.6 毫米的范围内。“光学部的中心厚度”指的是本发明的后房型人工晶体的光学部中间最厚处的厚度；而“光学部边缘的厚度”指的是在本发明的后房型人工晶体的光学部与光学部边缘过渡位置处所测得的厚度。对于所属领域的技术人员已公知的是：本发明的后房型人工晶体的光学部的中心厚度的大小和本发明的后房型人工晶体的光学部边缘的厚度的大小取决于所选用的材料和所达到的屈光度。本发明的具有表 2 所列的光学部表面的面形设计的这些人工晶体均能够达到
15 20 25 5.0D-36.0D 的屈光度。目前，在临幊上使用最多的是屈光度在 20D 附近的人工晶体。

表2 本发明的后房型人工晶体的光学部面形设计实例

实例	材料名称	折射率	屈光度(D)	前表面曲率半径(mm)	后表面曲率半径(mm)	后表面曲率半径/前表面曲率半径
1	硅胶或水凝胶	1.46	5.0	48.6	48.0	98.8%
			6.0	48.5	35.0	72.2%
			9.0	26.5	13.0	49.1%
			15.0	44.5	10.0	22.7%
			20.0	25.6	8.0	31.3%
			26.5	12.0	7.5	62.5%
			30.0	9.2	7.3	79.3%
			36.0	7.1	6.6	92.9%
2	疏水性丙烯酸酯	1.47	5.0	52.5	52.0	99.0%
			6.0	59.0	35.0	59.3%
			9.0	25.5	15.0	58.8%
			15.0	44.5	11.0	24.7%
			20.0	28.7	8.5	29.6%
			26.5	17.0	7.0	41.2%
			30.0	11.0	7.3	66.4%
			36.0	7.8	7.0	89.7%
3	疏水性丙烯酸酯	1.48	5.0	55.1	55.0	99.8%
			6.0	47.1	45.5	96.6%
			9.0	74.0	19.5	26.4%
			15.0	55.7	11.1	20.0%
			20.0	18.5	11.1	60.0%
			26.5	14.7	8.1	55.5%
			30.0	10.7	8.1	75.7%
			36.0	8.0	7.5	93.7%

4	聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)	1.49	5.0	60.0	59.5	99.2%
			6.0	56.0	45.5	81.2%
			9.0	30.0	17.0	56.7%
			15.0	44.5	13.1	29.4%
			20.0	44.7	9.0	20.1%
			26.5	29.5	7.0	23.7%
			30.0	17.2	7.0	40.7%
			36.0	10.9	6.8	62.4%
5	疏水性丙烯酸酯	1.51	5.0	67.0	66.0	98.5%
			6.0	74.0	45.5	61.5%
			9.0	65.5	14.9	22.7%
			15.0	44.5	15.3	33.6%
			20.0	55.5	9.9	17.8%
			26.5	53.5	7.2	13.5%
			30.0	27.5	7.0	25.5%
			36.0	14.4	7.0	48.6%
6	疏水性丙烯酸酯	1.52	5.0	71.0	70.0	98.6%
			6.0	73.0	50.0	68.5%
			9.0	55.0	16.6	30.2%
			15.0	44.5	16.5	37.1%
			20.0	55.5	10.6	19.1%
			26.5	55.5	7.6	13.7%
			30.0	37.0	7.0	18.9%
			36.0	17.0	7.0	41.2%
7	疏水性丙烯酸酯	1.55	5.0	81.0	80.0	98.8%
			6.0	84.0	57.0	67.9%
			9.0	58.0	20.0	34.5%
			15.0	44.5	20.3	45.6%
			20.0	55.0	12.7	23.1%
			26.5	55.5	9.0	16.4%
			30.0	53.0	7.8	14.7%
			36.0	30.8	7.0	22.7%

从表 2 中可以看到：本发明的后房型人工晶体光学部后表面的基础球面的曲率半径大致在 6.6 毫米 - 80.0 毫米的范围内。本发明的后房型人工晶体光学部前表面的基础球面的曲率半径大致在 7.1 毫米 - 84.0 毫米的范围内。

5 在实例 1 中，在本发明的另一个优选实施例中，后房型人工晶体由折射率为 1.46 的硅胶或水凝胶制成，例如该材料曾被用来制备美国眼力健(AMO)公司的 SI40NB 硅胶人工晶体和博士伦(bausch and Lomb)公司的 Akreos 水凝胶人工晶体。从表 2 中可以看到，该后房型人工晶体的光学部后表面的曲率半径在 6.6 毫米 - 48.0 毫米的范围内，并且该
10 后房型人工晶体的光学部前表面的曲率半径在 7.1 毫米 - 48.6 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部的后表面的曲率半径优选在 7.5 毫米 - 10.0 毫米的范围内。所述光学部的后表面的曲率半径更优选地大约为 8.0 毫米。

15 在实例 2 中，后房型人工晶体由折射率为 1.47 的疏水性丙烯酸酯制成，例如该材料曾被美国眼力健公司 (AMO) 用来制备 AR40e 型人工晶体。从表 2 中可以看到，该后房型人工晶体的光学部后表面的曲率半径在 7.0 毫米 - 52.0 毫米的范围内，并且该后房型人工晶体的光学部前表面的曲率半径在 7.8 毫米 - 59.0 毫米的范围内。从更好地实现本
20 发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部的后表面的曲率半径优选在 7.0 毫米 - 11.0 毫米的范围内。所述光学部的后表面的曲率半径更优选地大约为 8.5 毫米。

25 在实例 3 中，后房型人工晶体由疏水性丙烯酸酯制成且该材料由爱博诺德（北京）医疗科技有限公司获得。从表 2 中可以看到，该后房型人工晶体材料的折射率为 1.48。该后房型人工晶体的光学部后表面的曲率半径在 7.5 毫米 - 55.0 毫米的范围内，并且该后房型人工晶体的光学部前表面的曲率半径在 8.0 毫米 - 74.0 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部的后表面的曲率半径优选在 8.1 毫米 - 19.5 毫米的范围内。所述光学部的后表面的曲率半径更优选地大约为 11.1 毫米。

30 在实例 4 中，后房型人工晶体由聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 制成且该材料属于一种早期人工晶体的常用制备材料。从表 2 中可以看到，该后房型人工晶体材料的折射率为 1.49。该后房型人工晶体的光

学部后表面的曲率半径在 6.8 毫米 - 59.5 毫米的范围内，并且该后房型人工晶体的光学部前表面的曲率半径在 10.9 毫米 - 60.0 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部的后表面的曲率半径优选在 7.0 毫米 - 13.1 毫米的范围内。所述光学部的后表面的曲率半径更优选地大约为 9.0 毫米。

在实例 5 中，后房型人工晶体由折射率为 1.51 的疏水性丙烯酸酯制成，例如该材料曾被日本豪雅株式会社（HOYA）用来制备 AF-1 型人工晶体。从表 2 中可以看到，该后房型人工晶体的光学部后表面的曲率半径在 7.0 毫米 - 66.0 毫米的范围内，并且该后房型人工晶体的光 10 学部前表面的曲率半径在 14.4 毫米 - 74.0 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部的后表面的曲率半径优选在 7.2 毫米 - 15.3 毫米的范围内。所述光学部的后表面的曲率半径更优选地大约为 9.9 毫米。

在实例 6 中，后房型人工晶体由疏水性丙烯酸酯制成且该材料由 15 爱博诺德（北京）医疗科技有限公司获得。从表 2 中可以看到，该后房型人工晶体材料的折射率为 1.52。该后房型人工晶体的光学部后表面的曲率半径在 7.0 毫米 - 70.0 毫米的范围内，并且该后房型人工晶体的光学部前表面的曲率半径在 17.0 毫米 - 73.0 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部的后表面的 20 曲率半径优选在 7.6 毫米 - 16.5 毫米的范围内。所述光学部的后表面的曲率半径更优选地大约为 10.6 毫米。

在实例 7 中，后房型人工晶体由折射率为 1.55 的疏水性丙烯酸酯制成，例如该材料曾被美国爱尔康公司（ALCON）用来制备 Acrysof 系列人工晶体。从表 2 中可以看到，该后房型人工晶体的光学部后表 25 面的曲率半径在 7.0 毫米 - 80.0 毫米的范围内，并且该后房型人工晶体的光学部前表面的曲率半径在 30.8 毫米 - 84.0 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部的后表面的曲率半径优选在 9.0 毫米 - 20.3 毫米的范围内。所述光学部的后表面的曲率半径更优选地大约为 12.7 毫米。

30 另外，从表 2 中还可以看到：本发明的后房型人工晶体的光学部后表面的曲率半径小于所述光学部的前表面的曲率半径。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，优选地，所述光学部的后表

面的曲率半径为所述光学部的前表面的曲率半径的 17.8 % - 60.0 %；更优选地，所述光学部的后表面的曲率半径为所述光学部的前表面的曲率半径的 20.0 % - 45.6 %。

当然，所属领域的技术人员在阅读完表 2 后也可以意识到：本发明的后房型人工晶体的光学部后表面的曲率半径也可大致等于所述光学部的前表面的曲率半径。

(II.1) 人工晶体光学部的高次非球面设计

为了消除或减小现有技术人工晶体产品所具有的高阶像差（包括球差和慧差）从而提高成像质量，根据本发明的一种实施方式的后凸明显的后房型人工晶体的光学部后表面或光学部前表面采用了高次非球面设计，而没有采用常规的单一 Q 值的非球面设计（单一 Q 值的非球面设计只能补偿球差）。

本发明的后凸明显的后房型人工晶体光学部非球面的补偿原则是：非球面产生的额外球差与基础球面产生的球差正负相抵，非球面产生的额外慧差与基础球面产生的慧差正负相抵。

本申请中高次非球面的设计利用多元高次方程系数作为设计时的各种变量，所产生的非球面面形相对于其基础球面面形而言更为复杂。高次非球面的设计不仅能矫正球差，还能矫正其它类型的高阶像差，降低晶体对植入位置的敏感度。

为了能够更精确地描述本发明人工晶体光学部的面形，如图 12 中所示，以本发明的后凸明显的后房型人工晶体中的采用高次非球面设计的光学部表面顶点为原点建立二维坐标系。所述坐标系的纵坐标轴 Y 与所述光学部表面相切且通过所述光学部表面顶点 O；所述坐标系的横坐标轴 Z 平行于图 5 中所示的眼轴方向 D-D'、与纵坐标轴 Y 呈 90 度角且通过所述光学部表面顶点 O。由于本发明的后凸明显的后房型人工晶体中的采用高次非球面设计的光学部表面上的各点关于通过所述光学部表面顶点 O 的平行于图 5 中所示的眼轴方向 D-D' 的横坐标轴 Z 呈旋转对称关系，因此只要限定在由上述纵坐标轴 Y 与横坐标轴 Z 构成的平面上的本发明的后凸明显的后房型人工晶体中的采用高次非球面设计的光学部表面的坐标关系，通过旋转对称变换就可以复原出本发明的后凸明显的后房型人工晶体中的采用高次非球面设计的光学部表面的面形。在由上述纵坐标轴 Y 与横坐标轴 Z 构成的平面上的本

发明的后凸明显的后房型人工晶体中的采用高次非球面设计的光学部表面上的各点可表示为 (Z, y) 。如图 12 中所示, Z_{asph} 为非球面面形在二维坐标系平面 YZ 上的曲线上的任一点的 Z 值, Z_{sph} 为球面面形在二维坐标系平面 YZ 上的任一点的 Z 值。

5 结合图 10, 本发明的后凸明显的后房型人工晶体光学部表面的非球面在上述二维坐标系平面 YZ 上的曲线满足以下高次非球面设计表达式:

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - c^2 y^2}} + \sum_{i=m}^n A_{2i} \cdot y^{2i} \quad (4)$$

10 其中 $Z(y)$ 为人工晶体光学部的非球面在 YZ 平面上的曲线的表达式, c 为光学部基础球面表面曲率半径的倒数, y 为所述曲线上任何一点距横坐标轴 Z 的垂直距离, A_{2i} 为非球面高次项系数, m, n 均为大于等于 1 的整数且 $n \geq m$, 由这些项反映了非球面面形与基础球面面形的差距大小。由以上公式可见, 高次非球面可被视为基础球面项 $\frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - c^2 y^2}}$ 与偏

15 离量的叠加, 其中非球面高次项系数 $\sum_{i=m}^n A_{2i} \cdot y^{2i}$ 为叠加项。

所述凸形非球面面形上的各点由所述曲线通过围绕横坐标轴 Z 进行旋转对称变化而得到。

表 3 中列出了根据本发明的多个优选实施方式的在人工晶体的光学部后表面的表 2 所列的各种基础球面上增加高次非球面设计后公式 20 (4) 的叠加项中的各参数值 A_{2i} ($m=2$ 且 $n=5$)。表 2 中的高次项系数采用 ZEMAX 仿真模拟得出, 仿真采用的人眼模型为 Liou 模型眼, 设置该晶体在偏心 0.5mm、倾斜 5° 情况下具有较好的成像质量进行优化。

所属领域的技术人员应该理解: 若采用不同的人眼模型, 则得出 25 公式 (4) 的叠加项中的各高次项系数也会有所不同。

表 3 在人工晶体光学部后表面的各种基础球面上增加高次非球面设计后, 本发明的非球面面形表达式的叠加项中的参数值($m=2$ 且 $n=5$)

材料	折射率	A_4	A_6	A_8	A_{10}
硅胶或水凝胶	1.45	-3.249E-003	2.182E-003	-4.227E-004	3.113E-005
硅胶或水凝胶	1.46	-2.804E-003	1.860E-003	-3.201E-004	1.876E-005
疏水性丙烯酸酯	1.47	-1.776E-003	1.302E-003	-2.294E-004	1.590E-005
疏水性丙烯酸酯 (本发明)	1.48	2.431E-004	2.897E-004	-5.417E-005	2.940E-006
疏水性丙烯酸酯	1.48	-1.518E-003	1.140E-003	-2.503E-004	2.406E-005
聚甲基丙烯酸甲 酯 (PMMA)	1.49	-1.198E-003	8.292E-004	-9.372E-005	1.303E-006
疏水性丙烯酸酯	1.51	-4.661E-004	3.294E-004	2.288E-005	-8.575E-006
疏水性丙烯酸酯	1.52	-5.663E-004	3.534E-004	1.301E-005	-7.467E-006
疏水性丙烯酸酯	1.55	-1.566E-003	1.069E-003	-1.667E-004	8.009E-006
疏水性丙烯酸酯	1.56	1.128E-003	-6.244E-004	2.149E-004	-2.196E-005

5 另外, 所属领域的技术人员能够意识到: 如果将非球面设计加到人工晶体光学部前表面的基础球面上, 则其高次非球面系数与表 2 中所列出的相对应的高次非球面系数互为正负相反关系。所属领域的技术人员还能够意识到: 将非球面设计加到人工晶体光学部前表面和后表面中的任何一个基础球面上均不会影响成像质量。

10 与采用球面设计的现有技术人工晶体和采用单一 Q 值非球面设计的现有技术人工晶体相比, 根据本发明的优选实施方式的光学部采用非球面设计的后凸明显的后房型人工晶体, 从而进一步改善了人工晶体的成像质量, 如图 13-17 所示。

15 图 11 示出了 5mm 通光孔径, 20D 的三种不同后表面设计 (后表面明显凸起球面、后表面平坦球面、后表面明显凸起非球面设计) 的人工晶体在人眼模型中的纵向像差曲线。横坐标为不同孔径位置 (以孔径大小的百分比表示), 纵坐标为纵向像差大小。对于处于中心位置的人工晶体, 纵向像差主要为球差。后表面曲率半径较大的球面人工晶体后表面较平坦, 符合球差的最小化设计原则 (利用人工晶体两

面面形整体弯曲达到球差的最小化），球差较小（图示虚线）；后表面小曲率半径设计的球面人工晶体后表面明显凸起，球差与后表面平坦的球面人工晶体相比明显增大（细实线）。在人工晶体其中一面采用非球面设计，能够有效补偿面形引起的球差，球差明显降低（图示粗实线）。

图 14A、图 14B、图 14C 分别示出了球面、单一 Q 值非球面与高次非球面人工晶体在中心位置、偏心和倾斜情况下晶体的高阶像差分布图（瞳孔 5.0mm）。当上述人工晶体在人眼囊袋内处于中心位置时，球面人工晶体具有较大球差，单一 Q 值非球面可校正球差，不存在其它高阶像差（或高阶像差很小），高次非球面也可矫正球差，但比单一 Q 值非球面的剩余球差略大。当上述人工晶体在人眼囊袋内处于偏心和倾斜状态时，球面和非球面均具有球差和彗差，但单一 Q 值非球面产生的彗差最大。高次非球面产生的彗差比单一 Q 值小，总体上高阶像差比球面和单一 Q 值非球面都小。

在本技术领域中，不论大高阶像差系统还是小高阶像差系统而言，使用 MTF 曲线图是一种有效、客观而全面的像质评价方法。从实用意义上来说，MTF 值是光学图像的反差和明锐度的表现，以一个毫米的范围内能呈现出来多少条线来度量，单位为 1p/mm。

图 15 示出了 5mm 瞳孔下球面、单一 Q 值非球面与后表面小曲率半径的高次非球面人工晶体在人眼囊袋内处于中心位置时在带角膜像差的人眼模型中实测得到的 MTF 曲线图。由图中可见，处于中心位置的球面人工晶体具有较大球差，MTF 曲线低，单一 Q 值非球面与本发明的设计均能很好的校正球差。

图 16 示出了 5mm 瞳孔下球面、单一 Q 值非球面与后表面小曲率半径的高次非球面人工晶体在人眼囊袋内处于 1mm 偏心时在带角膜像差的人眼模型中实测得到的 MTF 曲线图。由图中可见，在人眼囊袋内处于 1mm 偏心时，本发明人工晶体在中低频段与其他几款人工晶体相比具有明显优势，尤其是 50lp/mm 以下（50lp/mm 具有 0.5 视力）。但在高频表现差异不大。整体而言，本发明的人工晶体仍比其余几款有相当大的优势。

图 17 示出了 5mm 瞳孔下球面、单一 Q 值非球面与后表面小曲率半径的高次非球面人工晶体在人眼囊袋内处于 0.5mm 偏心、5° 倾斜时

在带角膜像差的人眼模型中实测得到的 MTF 曲线图。由图中可见，在同时具有偏心和倾斜时，本发明的人工晶体优势更加明显，在 100lp/mm 全频段均具有优异的光学表现。

由此从以上附图中可以看到：根据本发明的优选实施方式的光学部采用非球面设计的后凸明显的后房型人工晶体解决了人工晶体后表面曲率半径小于前表面导致的晶体剩余球差比普通面形设计（前凸后平）剩余球差大的问题，并且解决了普通非球面（单一 Q 值非球面）人工晶体对植入未对准（手术中出现的偏心和倾斜）敏感度太高的问题。

综上，本发明属于人工晶体的光学部设计领域。针对后表面小曲率半径的人工晶体设计，本发明采用高次非球面设计校正晶体的球差和在大孔径、未对准情况下的其它高阶像差，提高人工晶体成像质量。

（II.2）人工晶体光学部的复合环曲面设计

为了在伴散光的白内障患者晶体摘除后矫正屈光力的同时矫正角膜散光从而进一步提高视觉质量，本发明的后凸明显的后房型人工晶体的光学部前表面或光学部后表面也可以采用复合环曲面设计。

散光眼的散光性质、度数和轴位是由角膜散光和晶状体散光共同决定的。对于白内障患者，摘除了天然水晶体之后，角膜的面形缺陷是造成散光的主要原因。散光是一种矢量，可以通过大小和角度共同表示。简单而言，带有散光的角膜可以理解为一个球镜与一个柱镜的屈光力之和，也可理解为在水平方向和垂直方向屈光度不一致的复合环曲面。

角膜散光形成的原因可视为角膜是一种 Toric 面，人工晶状体矫正角膜散光的方式是，将人工晶体设计为 Toric 面，最大屈光力轴与角膜的最小屈光力轴重合。

矫正单纯散光（不含屈光度）可使用柱镜，使柱镜的屈光力与角膜散光大小相等，方向相反。在白内障晶体植入术中，需要将晶体屈光度与散光的矫正相结合，使其既能达到屈光的目的，又能矫正角膜散光。

因此 Toric 人工晶体设计的要点：第一是进行基本屈光力设计，即满足人眼的屈光要求；第二是在基本屈光力设计的基础上，利用 Toric 面形在某一方向上附加柱镜度，使其与角膜的附加柱镜度大小相等，

方向相反。

本发明的 Toric 人工晶体的设计步骤包括：设计 Toric 人工晶体的基础面形，满足人眼总的屈光力的矫正要求。对于本发明而言，人工晶体在人眼中需要达到的屈光范围 5.0D - 36.0D。然后，建立伴散光的角膜、人眼模型。最后，在 Toric 人工晶体基础面形上附加柱镜度，矫正角膜散光。对于本发明来说，可以在光学部前表面或光学部后表面采用复合环曲面的面形来附加柱镜度。

Toric 型人工晶体的 Toric 面上具有轴向标记（表示人工晶体最小屈光力方向），手术中需将 Toric 型人工晶体的轴向标记与人眼角膜散光屈光力最大的方向重合。研究表明，当 Toric 型人工晶体的轴向与人眼角膜的轴向位置旋转超过 5° 时，Toric 型人工晶体将失去对散光的矫正作用。进一步提高植入的人工晶体的光学性能同时方便医生在植入过程中对人工晶体轴向位置的把握度是本发明的散光矫正型人工晶体光学部面形设计中需要考虑的因素。因此对于所属领域的技术人员而言，Toric 面及其轴向标记理想位置应位于人工晶体前表面（前房方向）。

大部分患有散光的白内障病人的散光柱镜度数集中在 0.5D - 2.5D 之间（数据来源：ALCON Toric IOL 产品介绍手册）。因此本发明的 Toric 人工晶体在设计时考虑矫正的柱镜度以 0.5D - 2.5D 为主。

结合图 18，根据本发明的另一种实施方式的后凸明显的后房型人工晶体的光学部前表面包括：由光学部和光学部边缘构成的光学部分；至少两个与所述光学部分相连接的襻。所述光学部的前表面为凸形复合环曲面，所述凸形复合环曲面由曲率半径在 7.1 毫米 - 84.0 毫米范围内的基础球面和相对于所述基础球面的偏移量叠加而成，且所述光学部的后表面的曲率半径在 6.6 毫米 - 80.0 毫米范围内，以所述后房型人工晶体中的光学部前表面顶点 O 为原点建立二维坐标系，所述坐标系的纵坐标轴 Y 与所述光学部前表面相切且通过所述光学部前表面顶点 O；所述坐标系的横坐标轴 Z 平行于眼轴方向 D-D'、与纵坐标轴 Y 呈 90 度角且通过所述光学部前表面顶点 O，所述凸形复合环曲面在上述 30 二维坐标系平面 YZ 上的曲线满足以下表达式：

$$Z(y) = \frac{cy^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2}y^2} + \sum_{i=m}^n A_{2i} \cdot y^{2i} \quad (5)$$

其中 $Z(y)$ 为人工晶体光学部的所述凸形复合环曲面在 YZ 平面上的曲线的表达式， c 为光学部前表面的基础球面表面曲率半径的倒数， y 为所述曲线上任何一点距横坐标轴 Z 的垂直距离， A_{2i} 为非球面高次项系数， m 、 n 均为大于等于 1 的整数且 $n \geq m$ ，

所述凸形复合环曲面面形上的各点由所述曲线通过围绕平行于纵坐标轴 Y 的直线 $d-d'$ 以一定的前表面旋转半径 R 旋转一周而成。

这种复合环曲面的特点是：在水平方向和垂直方向上的屈光力大小不同，垂直方向的屈光力由旋转曲线的曲率半径决定，水平方向的屈光力由曲线所绕的前表面旋转半径决定，在水平方向与垂直方向之间的屈光力则由曲线旋转所成面形决定。这种复合环曲面面形屈光力分布效果等同于基础球面和柱面的结合。

下表 4 列出了根据本发明的另一种实施方式的 Toric 人工晶体附加的柱镜度与可矫正的角膜柱镜度的对应关系。

15

表 4

晶体柱镜度	0.5D	1.00D	1.50D	2.25D	3.00D	4.00D	4.50D	5.0D
角膜柱镜度	0.39D	0.70D	1.02D	1.49D	1.97D	2.61D	2.93D	3.25D

表 5 列出了不同材料、不同度数的后凸型 Toric 人工晶体不同的柱镜度对应的前表面标准 YZ 曲线的曲率半径 r 和前表面旋转半径 R ，以及后表面曲率半径。

表 5

折射率和 材料属性	屈光度 (D)	前表面在 YZ 平面上的基 础上的基础 曲线的曲 率半径 r (mm)	后表面曲 率半径 (mm)	柱镜度 0.5D, 前 表面旋转 半径 R (mm)	柱镜度 1.0D, 前 表面旋转 半径 R (mm)	柱镜度 1.5D, 前 表面旋转 半径 R (mm)	柱镜度 2.25D, 前 表面旋转 半径 R (mm)	柱镜度 3.0D, 前 表面旋转 半径 R (mm)	柱镜度 4.0D, 前 表面旋转 半径 R (mm)	柱镜度 4.5D, 前 表面旋转 半径 R (mm)	柱镜度 5.0D, 前 表面 旋转半 径 R (mm)
1.46 硅胶或 水凝胶	5.0	48.600	48.00	40.64	34.92	30.61	25.83	22.34	18.93	17.59	16.42
	6.0	48.500	35.00	40.57	34.86	30.57	25.80	22.32	18.91	17.57	16.41
	9.0	26.500	13.00	23.94	21.83	20.07	17.90	16.15	14.29	13.51	12.81
	15.0	44.500	10.00	37.73	32.75	28.93	24.62	21.43	18.27	17.02	15.92
	20.0	25.600	8.00	23.20	21.22	19.55	17.48	15.81	14.02	13.27	12.60
	26.5	12.000	7.50	11.45	10.94	10.48	9.85	9.30	8.65	8.36	8.09
	30.0	9.200	7.30	8.87	8.56	8.28	7.88	7.53	7.09	6.90	6.71
	36.0	7.100	6.60	6.90	6.72	6.54	6.29	6.06	5.78	5.65	5.52
	5.0	52.500	52.00	43.90	37.72	33.07	27.90	24.13	20.45	19.00	17.74
	6.0	59.000	35.00	48.35	40.96	35.53	29.64	25.42	21.37	19.79	18.43
1.47 疏水性丙 烯酸酯	9.0	25.500	15.00	23.28	21.42	19.84	17.85	16.23	14.48	13.74	13.07
	15.0	45.500	11.00	38.90	33.97	30.15	25.79	22.54	19.29	18.00	16.87
	20.0	28.700	8.50	25.92	23.64	21.72	19.37	17.47	15.46	14.61	13.86
	26.5	17.000	7.00	15.99	15.09	14.28	13.22	12.31	11.28	10.82	10.40
	30.0	11.000	7.30	10.57	10.17	9.79	9.29	8.83	8.28	8.03	7.80
	36.0	7.800	7.00	7.58	7.37	7.17	6.90	6.64	6.33	6.18	6.04

	5.0	55.100	55.00	46.09	39.62	34.74	29.32	25.36	21.50	19.97	18.65
	6.0	47.138	45.50	40.39	35.33	31.39	26.90	23.53	20.17	18.82	17.64
	9.0	74.026	19.50	58.63	48.54	41.41	33.94	28.75	23.88	22.01	20.42
1.48	15.0	55.743	11.10	46.54	39.95	34.99	29.50	25.50	21.59	20.06	18.73
疏水性丙烯酸酯	20.0	18.459	11.10	17.32	16.32	15.43	14.26	13.25	12.11	11.62	11.16
	26.5	14.708	8.10	13.98	13.32	12.72	11.91	11.20	10.38	10.01	9.67
	30.0	10.688	8.10	10.30	9.94	9.60	9.13	8.71	8.20	7.97	7.75
	36.0	8.000	7.50	7.78	7.57	7.37	7.09	6.84	6.52	6.37	6.23
	5.0	60.000	59.50	50.22	43.18	37.87	31.97	27.66	23.45	21.79	20.35
	6.0	56.000	45.50	47.38	41.07	36.24	30.80	26.78	22.81	21.24	19.87
1.49	9.0	30.000	17.00	27.34	25.11	23.22	20.86	18.93	16.86	15.99	15.20
聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)	15.0	44.500	13.10	38.88	34.52	31.04	26.97	23.84	20.64	19.35	18.20
	20.0	44.700	9.00	39.03	34.64	31.14	27.04	23.89	20.68	19.38	18.24
	26.5	29.500	7.00	26.92	24.76	22.92	20.61	18.73	16.70	15.84	15.07
	30.0	17.200	7.00	16.29	15.47	14.73	13.75	12.88	11.89	11.45	11.04
	36.0	10.900	6.80	10.53	10.18	9.85	9.40	8.99	8.49	8.27	8.05
	5.0	67.000	66.00	56.18	48.37	42.47	35.90	31.09	26.38	24.52	22.90
	6.0	74.000	45.50	61.02	51.92	45.18	37.81	32.52	27.40	25.40	23.67
1.51	9.0	65.500	14.90	55.12	47.59	41.86	35.46	30.76	26.14	24.31	22.73
疏水性丙烯酸酯	15.0	44.500	15.30	39.45	35.44	32.16	28.25	25.18	22.00	20.69	19.53
	20.0	55.500	9.90	47.87	42.08	37.54	32.31	28.36	24.39	22.79	21.39
	26.5	53.500	7.20	46.37	40.92	36.61	31.62	27.83	23.99	22.44	21.08
	30.0	27.500	7.00	25.49	23.75	22.23	20.29	18.65	16.85	16.07	15.36
	36.0	14.400	70.00	13.83	13.30	12.81	12.14	11.54	10.82	10.49	10.19

	5.0	71.000	50.00	59.52	51.23	44.97	38.00	32.91	27.91	25.95	24.24
	6.0	73.000	16.60	60.92	52.26	45.76	38.57	33.33	28.22	26.21	24.47
	9.0	55.000	16.50	47.85	42.34	37.97	32.88	29.00	25.05	23.45	22.05
1.52	15.0	44.500	10.60	39.70	35.83	32.65	28.82	25.79	22.62	21.31	20.14
	20.0	55.500	7.60	48.23	42.64	38.21	33.06	29.14	25.15	23.54	22.13
	26.5	55.500	7.00	48.23	42.64	38.21	33.06	29.14	25.15	23.54	22.13
	30.0	37.000	7.00	33.62	30.81	28.43	25.47	23.08	20.51	19.42	18.45
	36.0	17.000	70.00	16.25	15.56	14.93	14.07	13.31	12.41	12.01	11.63
	5.0	81.000	80.00	68.11	58.76	51.67	43.75	37.93	37.93	29.96	28.00
	6.0	84.000	57.00	70.22	60.32	52.87	44.61	38.58	38.58	30.36	28.35
1.55	9.0	58.000	20.00	51.08	45.63	41.24	36.03	31.99	31.99	26.13	24.63
	15.0	44.500	20.30	40.31	36.84	33.92	30.32	27.40	27.40	22.99	21.82
	20.0	55.000	12.70	48.74	43.75	39.70	34.85	31.06	31.06	25.50	24.07
	26.5	55.500	9.00	49.13	44.07	39.96	35.05	31.21	31.21	25.61	24.16
	30.0	53.000	7.80	47.16	42.48	38.64	34.03	30.41	30.41	25.07	23.68
	36.0	30.800	7.00	28.73	26.92	25.33	23.27	21.51	21.51	18.69	17.91

从表 5 中的实例数据可以看到：

对于由折射率为 1.46 的硅胶或水凝胶制成的本发明的光学部前表面采用复合环形曲面设计的后凸明显的后房型人工晶体而言，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径的大小在 7.1 毫米 - 5 48.6 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 0.5D—5.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 5.52 毫米—40.64 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径优选在 9.2 毫米 - 44.5 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 1.0D—4.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 7.09 毫米—32.75 毫米的范围内。更优选地，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径大约为 12.0 毫米，当复合环形曲面附加柱镜度在 2.25D 时，前表面旋转半径的大小大约为 9.85 毫米。

对于由折射率为 1.47 的疏水性丙烯酸酯制成的本发明的光学部前表面采用复合环形曲面设计的后凸明显的后房型人工晶体而言，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径的大小在 7.8 毫米 - 15 59.0 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 0.5D—5.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 6.04 毫米—48.35 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径优选在 11.0 毫米 - 20 45.5 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 1.0D—4.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 8.28 毫米—33.97 毫米的范围内。更优选地，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径大约为 17.0 毫米，当复合环形曲面附加柱镜度在 2.25D 时，前表面旋转半径的大小大约为 25 13.22 毫米。

对于由折射率为 1.48 的疏水性丙烯酸酯制成的本发明的光学部前表面采用复合环形曲面设计的后凸明显的后房型人工晶体而言，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径的大小在 8.0 毫米 - 30 74.0 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 0.5D—5.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 6.23 毫米—58.63 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径优选在 10.69 毫米 - 55.74 毫米的范围

内，当复合环形曲面附加柱镜度在 1.0D—4.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 8.2 毫米—39.95 毫米的范围内。更优选地，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径大约为 14.71 毫米，当复合环形曲面附加柱镜度在 2.25D 时，前表面旋转半径的大小大约为 5 11.91 毫米。

对于由折射率为 1.49 的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 制成的本发明的光学部前表面采用复合环形曲面设计的后凸明显的后房型人工晶体而言，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径的大小在 10.9 毫米—60.0 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 10 0.5D—5.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 8.05 毫米—59.50 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径优选在 17.2 毫米—44.5 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 1.0D—4.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 11.89 毫米—34.64 毫米的范围内。15 更优选地，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径大约为 29.5 毫米，当复合环形曲面附加柱镜度在 2.25D 时，前表面旋转半径的大小大约为 20.61 毫米。

对于由折射率为 1.51 的疏水性丙烯酸酯制成的本发明的光学部前表面采用复合环形曲面设计的后凸明显的后房型人工晶体而言，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径的大小在 14.4 毫米—74.0 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 0.5D—5.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 10.19 毫米—61.02 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径优选在 27.5 毫米—55.5 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 1.0D—4.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 16.85 毫米—42.08 毫米的范围内。更优选地，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径大约为 53.5 毫米，当复合环形曲面附加柱镜度在 2.25D 时，前表面旋转半径的大小大约为 31.62 毫米。

30 对于由折射率为 1.52 的疏水性丙烯酸酯制成的本发明的光学部前表面采用复合环形曲面设计的后凸明显的后房型人工晶体而言，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径的大小在 17.0 毫米

- 73.0 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 0.5D—5.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 11.63 毫米—60.92 毫米的范围内。从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径优选在 37.0 毫米—44.5 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 1.0D—4.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 20.51 毫米—42.64 毫米的范围内。更优选地，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径大约为 55.5 毫米，当复合环形曲面附加柱镜度在 2.25D 时，前表面旋转半径的大小大约为 33.06 毫米。

对于由折射率为 1.55 的疏水性丙烯酸酯制成的本发明的光学部前表面采用复合环形曲面设计的后凸明显的后房型人工晶体而言，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径的大小在 30.8 毫米—84.0 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 0.5D—5.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 17.91 毫米—70.22 毫米的范围内。
从更好地实现本发明的上述有益效果这一角度考虑，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径优选在 44.5 毫米—55.5 毫米的范围内，当复合环形曲面附加柱镜度在 1.0D—4.0D 的范围内时，前表面旋转半径的大小在 30.41 毫米—44.07 毫米的范围内。更优选地，所述光学部前表面在 YZ 平面上的基础曲线的曲率半径大约为 55.5 毫米，当复合环形曲面附加柱镜度在 2.25D 时，前表面旋转半径的大小大约为 35.05 毫米。

当然，所属领域的技术人员可以理解：对于本发明的上述 Toric 人工晶体而言，其光学部后表面既可以采用球面设计，也可以在基础球面上附加高次非球面等其他设计。

与现有技术的普通非球面人工晶体相比，本发明的 Toric 人工晶体的光学部前表面采用复合环曲面设计，从而进一步改善了患有散光的白内障病人的视觉质量，如图 19A、图 19B、图 20A 和图 20B 所示。

图 19A 和图 19B 分别是采用 ZEMAX 仿真模拟得出的带有角膜散光的人眼在分别植入普通非球面人工晶体和本发明的 Toric 人工晶体后的点扩散函数对比图，其中该人眼模型带有 2.9D 的角膜散光。对比图 19A 和图 19B 后可以看到：植入普通非球面人工晶体的眼存在散光，点扩散函数成直线状，在一个方向上（纵向）成像情况良好，另

一个方向（横向）高阶像差极大。植入 Toric 人工晶体后，点扩散函数呈点状，虽仍存在部分散光，但已得到大幅度矫正。（注：两幅图尺寸不同）。

图 20A 和图 20B 分别是采用 ZEMAX 仿真模拟得出的带有角膜散光的人眼在分别植入普通非球面人工晶体和本发明的 Toric 人工晶体后的 MTF 对比图，其中该人眼模型带有 2.9D 的角膜散光。对比图 20A 和图 20B 后可以看到：植入普通非球面人工晶体，MTF 在一个方向上达到衍射极限，成像良好，而在另一个方向上 MTF 下降至极低。通过植入本发明的 Toric 人工晶体，两个方向上的 MTF 均达到接近衍射极限的水平。

由此从以上附图中可以看到：根据本发明的优选实施方式的光学部前表面采用复合环曲面设计的后凸明显的 Toric 人工晶体在矫正屈光力的同时还矫正了角膜散光，从而改善患有散光的白内障病人的视觉质量。

在又一种复合环曲面设计中，为了消除或减小现有技术人工晶体产品所具有的高阶像差（包括球差和慧差）从而提高成像质量，本发明的后房型人工晶体的光学部前表面采用了复合环曲面设计且本发明的后房型人工晶体的光学部后表面采用了高次非球面设计。

下表 6 列出了采用上述又一种复合环曲面设计的本发明的后房型人工晶体的一个优选实施例以及现有技术比较例的面形设计参数。该后房型人工晶体的优选实施例以及现有技术比较例均由疏水性丙烯酸酯制成且该材料由爱博诺德（北京）医疗科技有限公司获得。该后房型人工晶体材料的折射率为 1.48 (20°C)。该材料的折射率适中，能够有效地降低眩光、鬼影现象的发生率。本发明以下优选实施例的后房型人工晶体均能够达到 20.0D 的屈光度（附加柱镜度为 2.5D）。在表 6 中，Ra 为人工晶体前表面曲率半径（单位是毫米），Rp 为人工晶体后表面曲率半径（单位是毫米），曲率半径数值为正数表示该表面相对于人工晶体光学部分的纵向中心平面而言是外凸的，A4、A6、A8、A10 为人工晶体非球面的系数值（见上文）。

表 6

	Ra	Rp	A4	A6	A8	A10
优选实施例	18.46	11.1	6.46E-004	9.86E-005	-2.19E-005	1.12E-006
比较例	18.46	11.1	-1.85E-004	-2.14E-004	3.27E-005	-1.47E-006

由表 6 可以看到：本发明的后房型人工晶体的优选实施例和现有技术比较例均具有光学部后表面明显后凸的面形设计。

由表 6 还可以看到：在本发明的后房型人工晶体的优选实施例中，复合环曲面处于人工晶体光学部前表面上且非球面都处于人工晶体光学部后表面上；而在比较例中，复合环曲面与非球面都处于人工晶体光学部前表面上。

图 23 示意性地示出了 Toric 型人工晶体在植入人眼时人工晶体轴向与人眼角膜最大屈光力方向之间的位置关系。当在植入人眼时人工晶体轴向与人眼角膜 11 最大屈光力方向 E-E' 之间产生 5° 以上的差异时，患者视力将受到严重影响。因此，Toric 面上的方向标记易辨识、明晰是手术过程对 Toric 型人工晶体设计的客观要求。由此可见，在本发明的后房型人工晶体的优选实施例中，复合环曲面被设置在人工晶体光学部前表面上是非常有利的。

图 24 示意性地示出了非球面与复合环曲面分居于两侧的人工晶体（优选实施例）以及非球面与复合环曲面位于同一侧的人工晶体（比较例）在 3.0mm 孔径带散光的人眼模型下空间频率 0-100lp/mm 的 MTF 对比图。

在图 24 中，实线为非球面与 Toric 面分居于晶体两侧的人工晶体（优选实施例）在 3.0mm 孔径带散光的人眼模型下空间频率 0-100lp/mm 的 MTF；虚线为非球面与 Toric 面位于晶体同一侧的人工晶体（比较例）在 3.0mm 孔径带散光的人眼模型下空间频率 0-100lp/mm 的 MTF。从图中可以看出，非球面与 Toric 面分居在晶体两侧的人工晶体的 MTF 曲线高于非球面与 Toric 面位于晶体同一侧的人工晶体的 MTF，表明在相同条件下（处于同一散光人眼模型，非球面系数均经过最佳优化）非球面与 Toric 面分居在晶体两侧的人工晶体的光学性能要优于非球面与 Toric 面位于晶体同一侧的人工晶体。

图 25 示意性地示出了本发明的散光矫正型人工晶体面形设计在人眼模型中像面处的波前图（优选实施例，非球面与复合环曲面分居于人工晶体两侧）；图 26 示意性地示出了现有技术非球面与复合环曲面结合在一面上的面形设计（比较例）在同一人眼模型中的波前图。

5 对比图 25、图 26 中的波前像差可以看到，复合环曲面与非球面分离的人工晶体在散光眼中像面波前散光状起伏较小，波前像差 PV 值 0.1060λ ，RMS 值 0.0241λ ；而复合环曲面与非球面结合在一面上的设计像面存在明显的散光状起伏，波前像差 PV 值 0.3331λ ，RMS 值 0.0700λ 。由此证明复合环曲面与非球面分离的人工晶体对角膜的散光
10 矫正效果更好，矫正后波前像差更小。

综上所述，与现有技术的后房型人工晶体相比，本发明的后房型人工晶体的光学部采用后表面明显凸起（小曲率半径）的设计，且采用高次非球面的设计或附加采用复合环曲面的设计，既减小人工晶体光学部后表面与后囊之间的距离，提高人工晶体在囊袋中空间位置的
15 稳定性，使人工晶体光学部边缘的方边效果的优势得到更好地体现，并且降低人工晶体植入后 PCO 的发病率；又由于光学部前表面略平，使得人工晶体襻（尤其对于一件式后房型人工晶体的襻而言）在折叠时不会被紧紧压迫在光学部前表面上，更易于在植入眼内后展开而不会发生支撑襻和光学部相互粘连，同时还能够改进人工晶体成像质量和/
20 或改善散光患者的视觉质量。

前文中所描述的实施例仅为示例性的而非限制性的。因此，在不脱离本文所公开的发明构思的情况下，所属领域的技术人员可对上述实施例进行修改或改变。因此，本发明的保护范围仅由所附权利要求书的范围来限定。

权 利 要 求

1. 一种后房型人工晶体，所述后房型人工晶体包括：
由光学部和光学部边缘构成的光学部分；
5 至少两个与所述光学部分相连接的襻，
其特征在于，
所述光学部的后表面为凸形且其基础球面的曲率半径在 6.6 毫米
- 80.0 毫米的范围内。
- 10 2. 根据权利要求 1 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光
学部的前表面为凸形且其基础球面的曲率半径在 7.1 毫米 - 84.0 毫米的
范围内。
- 15 3. 根据权利要求 1 或 2 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所
述光学部的后表面的基础球面的曲率半径小于所述光学部的前表面的
曲率半径。
- 20 4. 根据权利要求 3 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光
学部的后表面的基础球面的曲率半径为所述光学部的前表面的曲率半
径的 17.8 % - 60.0 %。
- 25 5. 根据权利要求 4 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光
学部的后表面的基础球面的曲率半径为所述光学部的前表面的曲率半
径的 20.0 % - 45.6 %。
6. 根据权利要求 3 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述襻
的襻根部与所述光学部分的所述光学部边缘直接相连。
7. 根据权利要求 6 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光
学部边缘进一步包括锐利弯折部。
- 25 8. 根据权利要求 3 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述后
房型人工晶体进一步包括过渡连接部，所述襻的襻根部经由所述过渡
连接部与所述光学部分的所述光学部边缘相连接。
9. 根据权利要求 8 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光
学部边缘进一步包括锐利弯折部。
- 30 10. 根据权利要求 8 或 9 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所
述过渡连接部的纵向中心线相对于所述光学部分的纵向中心线呈大小
在 10° - 45° 范围内的过渡连接部倾角。

11. 根据前述权利要求 6-10 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述襻根部的纵向中心线相对于所述光学部分的纵向中心线呈大小在 0° - 7° 范围内的襻型角。

12. 根据权利要求 1-11 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征
5 在于，所述光学部的后表面的面形为包括球面、非球面、复合环曲面、
多区折射设计的多焦面和多区衍射设计的多焦面的面形中的一种。

13. 根据前述权利要求 1-11 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述光学部的前表面的面形为包括球面、非球面、复合环曲面、
10 多区折射设计的多焦面和多区衍射设计的多焦面的面形中的一
种。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述后房型人工晶体由硅胶、水凝胶、疏水性丙烯酸酯、或聚甲基丙烯酸甲酯制成。

15. 根据权利要求 14 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述
15 后房型人工晶体的制备材料的折射率在 1.45 到 1.56 之间。

16. 根据权利要求 14 或 15 所述的后房型人工晶体，其特征在于，
所述后房型人工晶体由折射率为 1.48 的疏水性丙烯酸酯制成，所述光
学部的后表面的基础球面的曲率半径在 7.5 毫米 - 55.0 毫米的范围内，
并且所述光学部的前表面的曲率半径在 8.0 毫米 - 74.0 毫米的范围内。
20

17. 根据权利要求 16 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述
光学部的后表面的基础球面的曲率半径在 8.1 毫米 - 19.5 毫米的范围
内。

18. 根据权利要求 17 所述的后房型人工晶体，其特征在于，所述
光学部的后表面的基础球面的曲率半径为 11.1 毫米。

25 19. 根据权利要求 1-18 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征
在于，所述后房型人工晶体为一件式人工晶体。

20. 根据权利要求 1-18 中任一项所述的后房型人工晶体，其特征
在于，所述后房型人工晶体为三件式人工晶体。

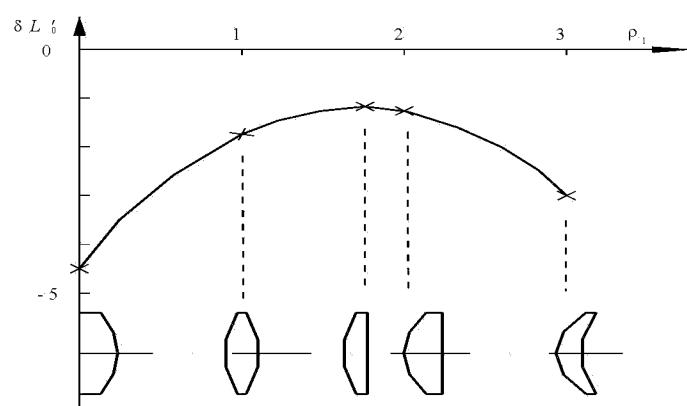
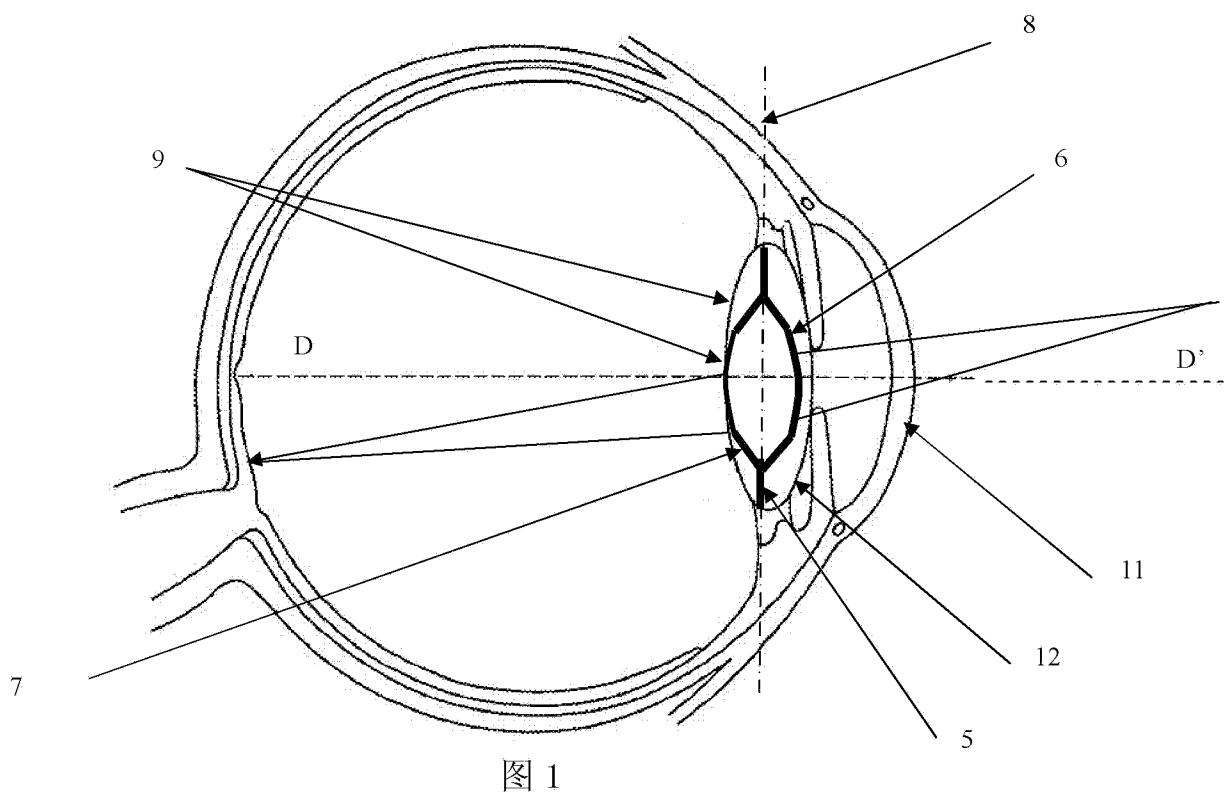


图 2

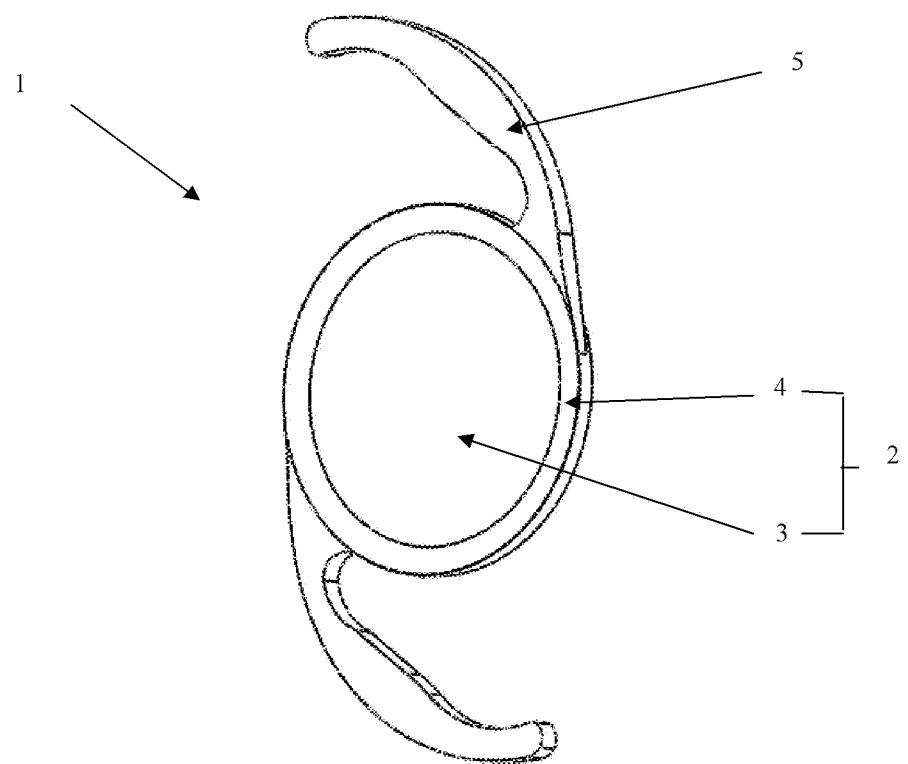


图 3

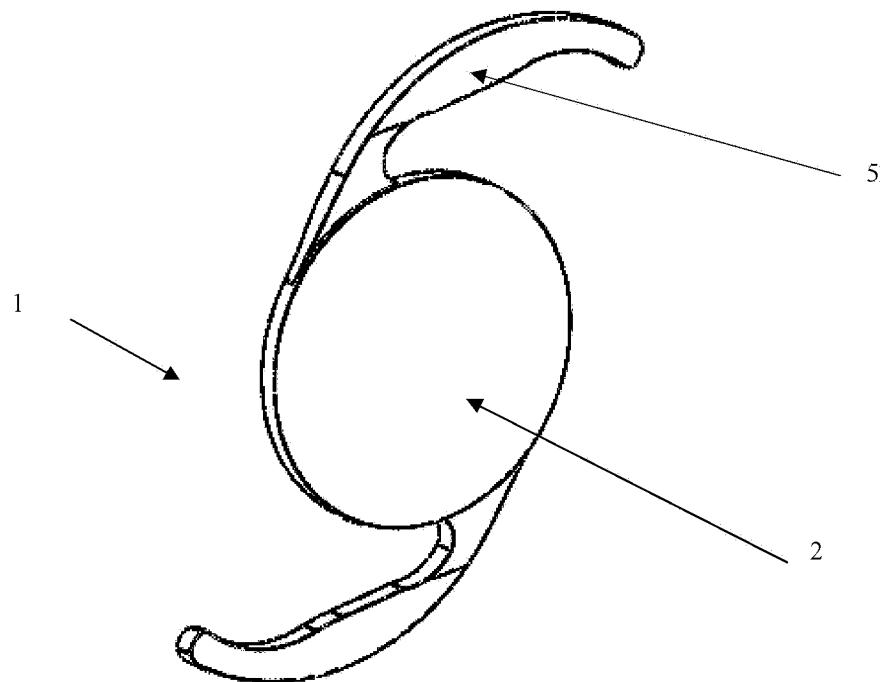


图 4

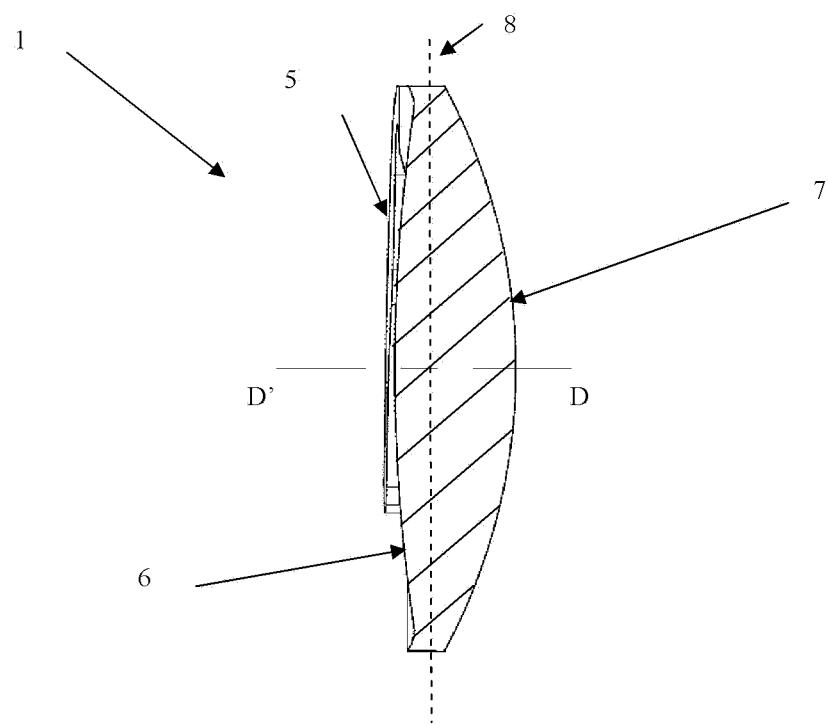


图 5

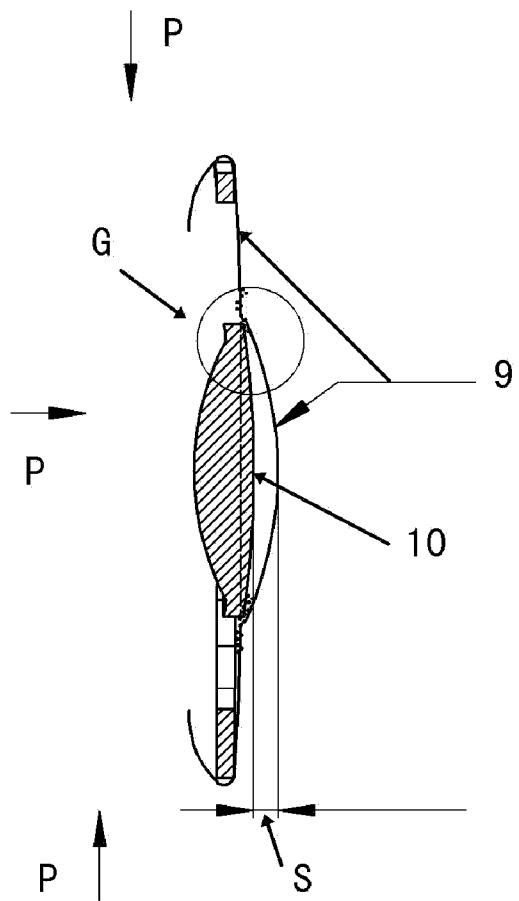


图 6

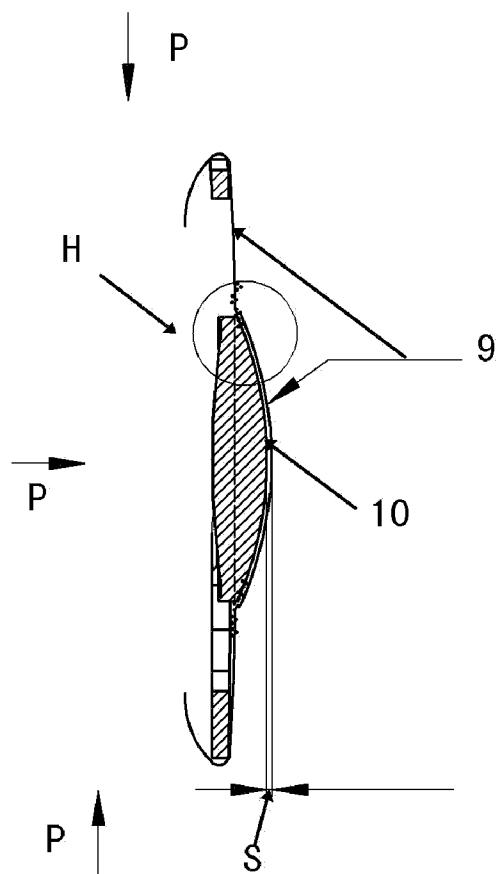


图 7

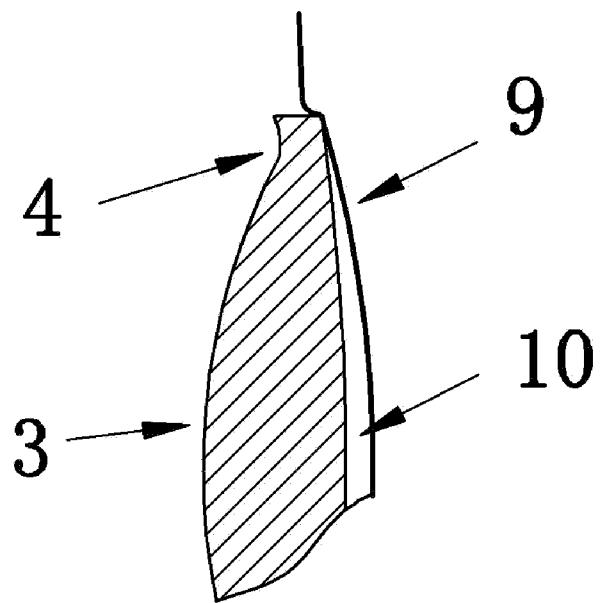


图 8

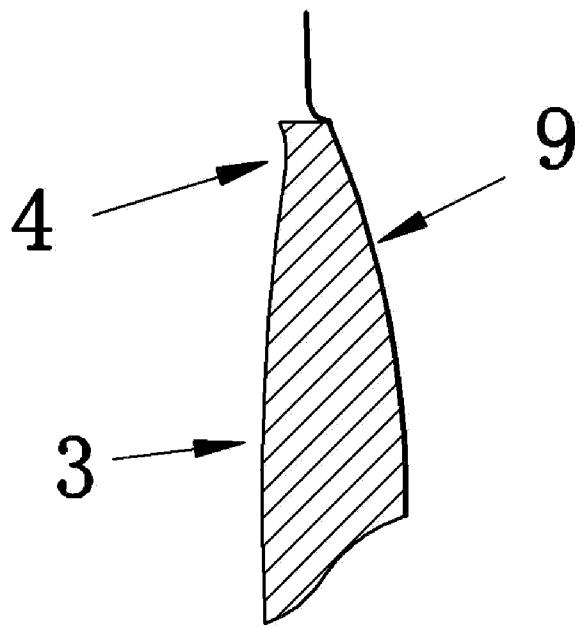


图 9

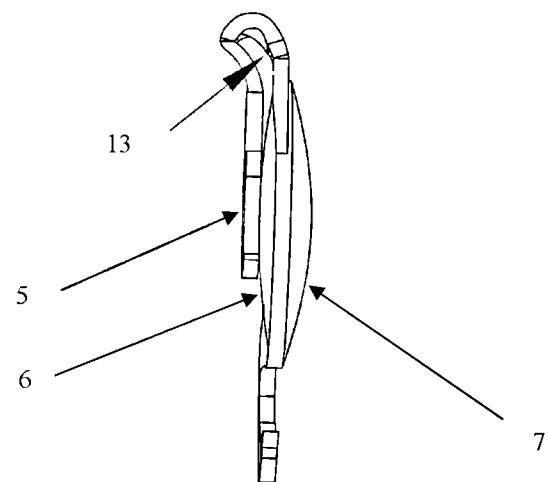


图 10

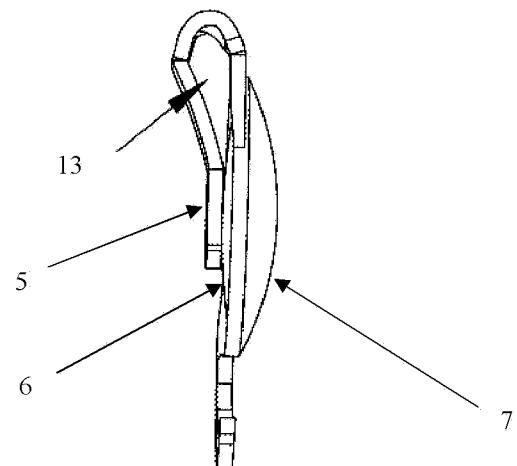


图 11

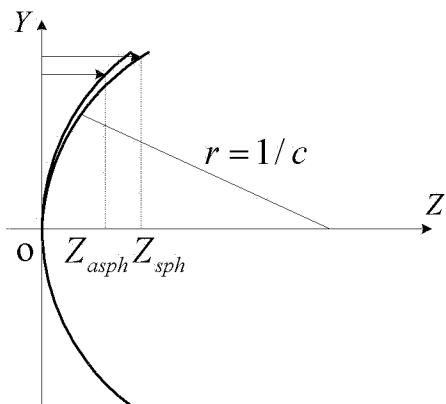


图 12

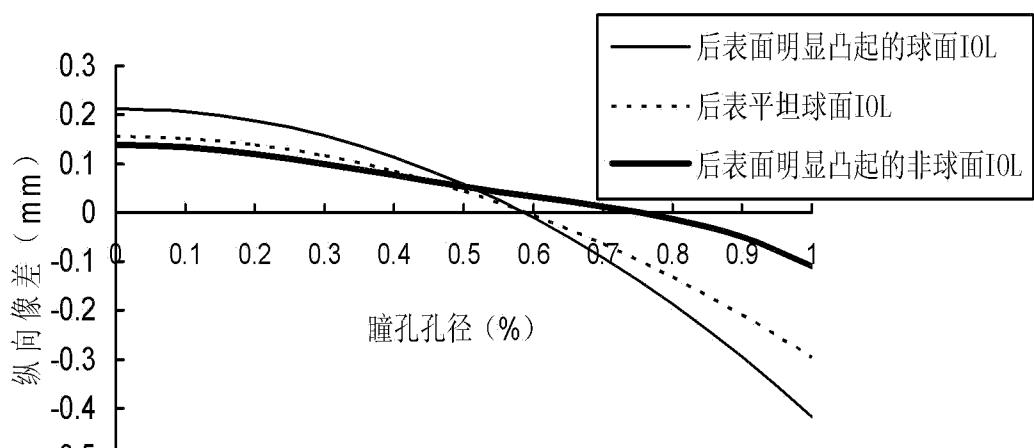


图 13

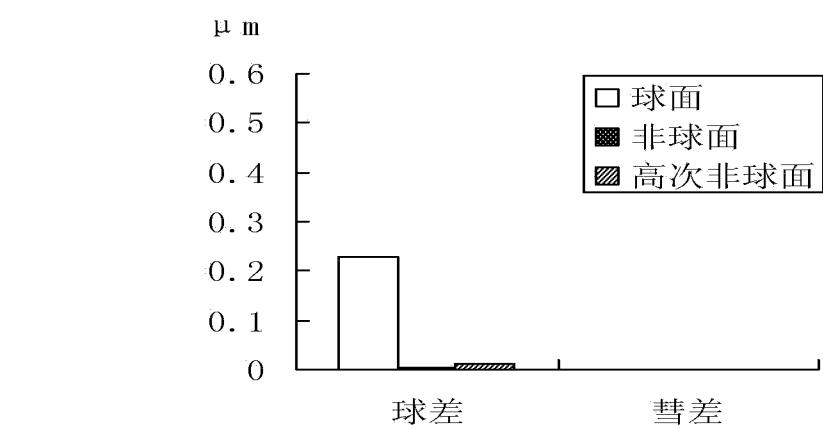


图 14A

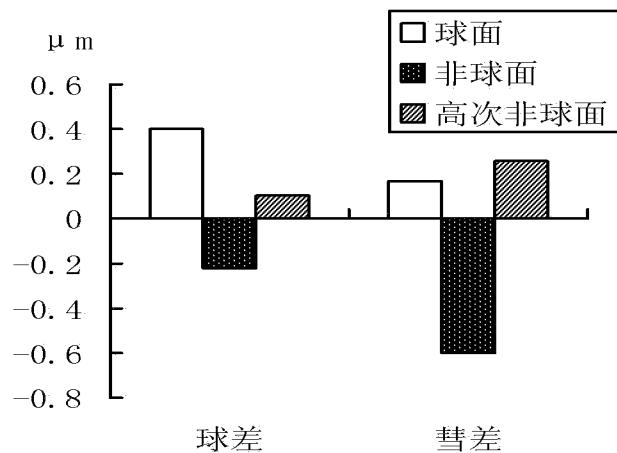


图 14B

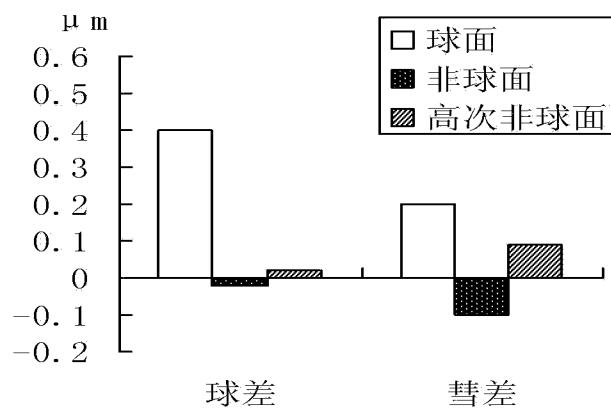


图 14C

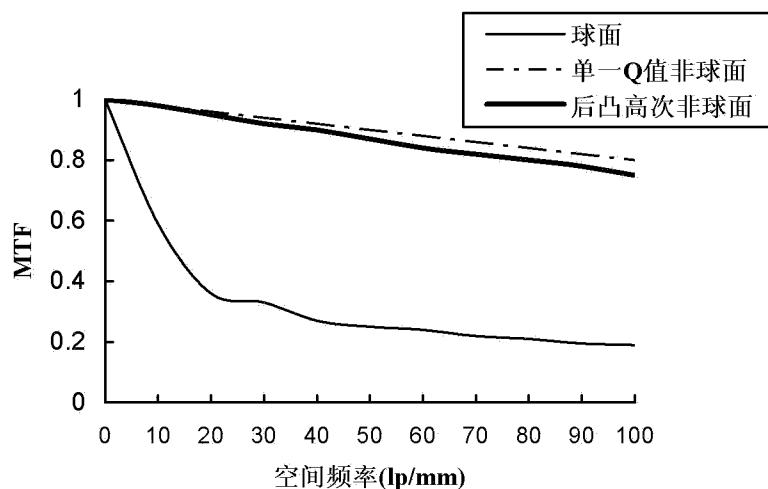


图 15

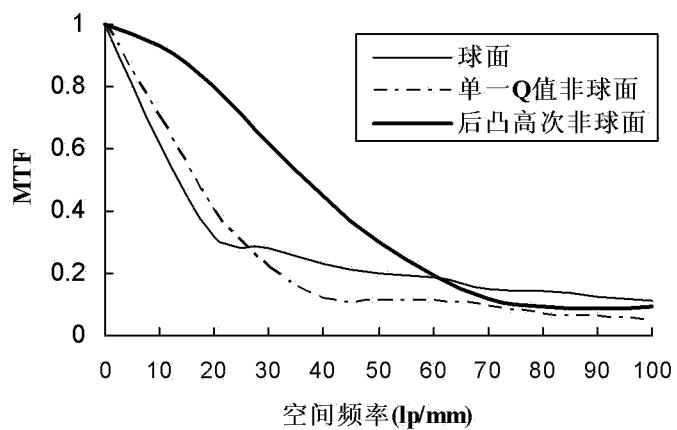


图 16

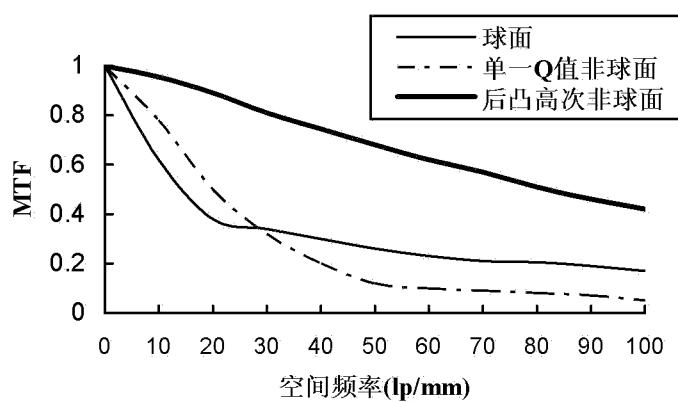


图 17

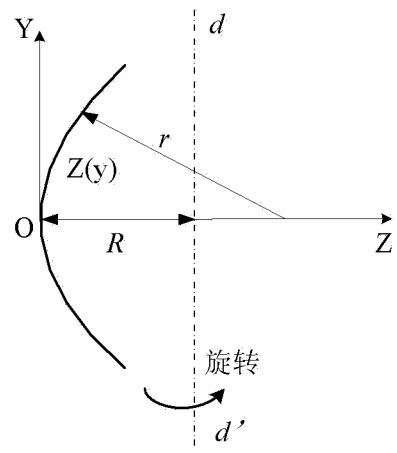


图 18

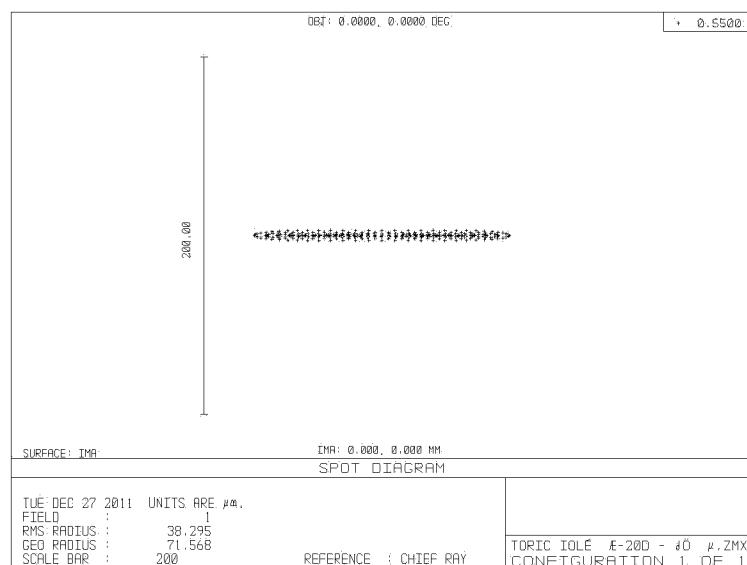


图 19A

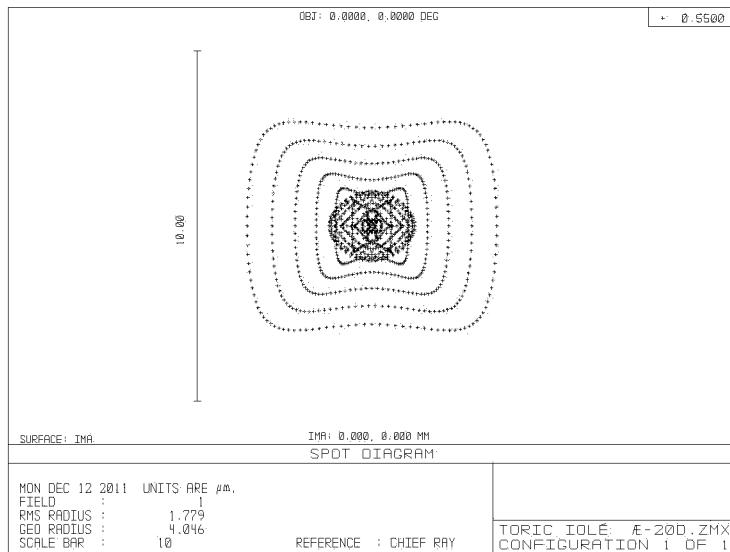


图 19B

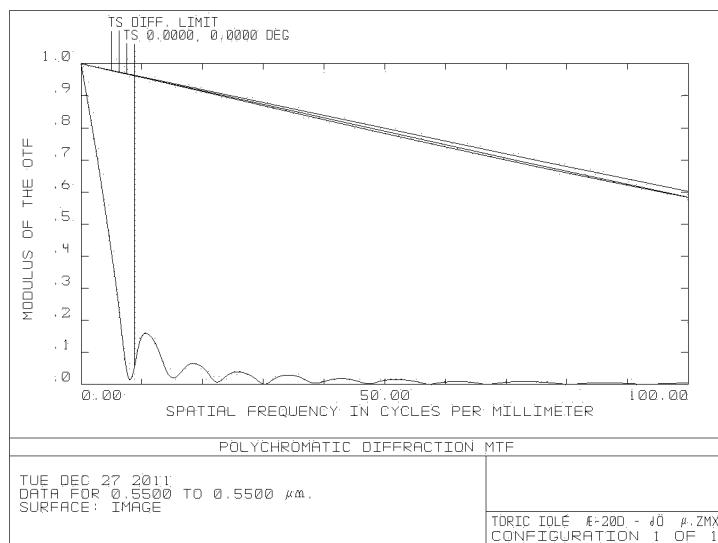


图 20A

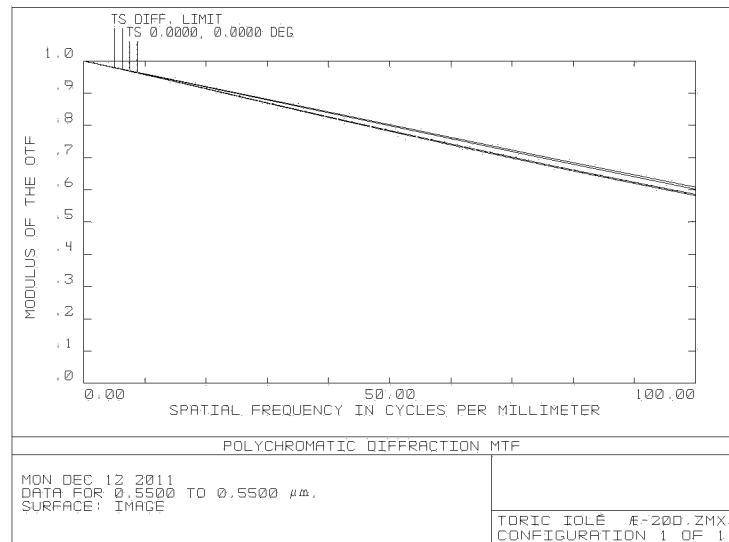


图 20B

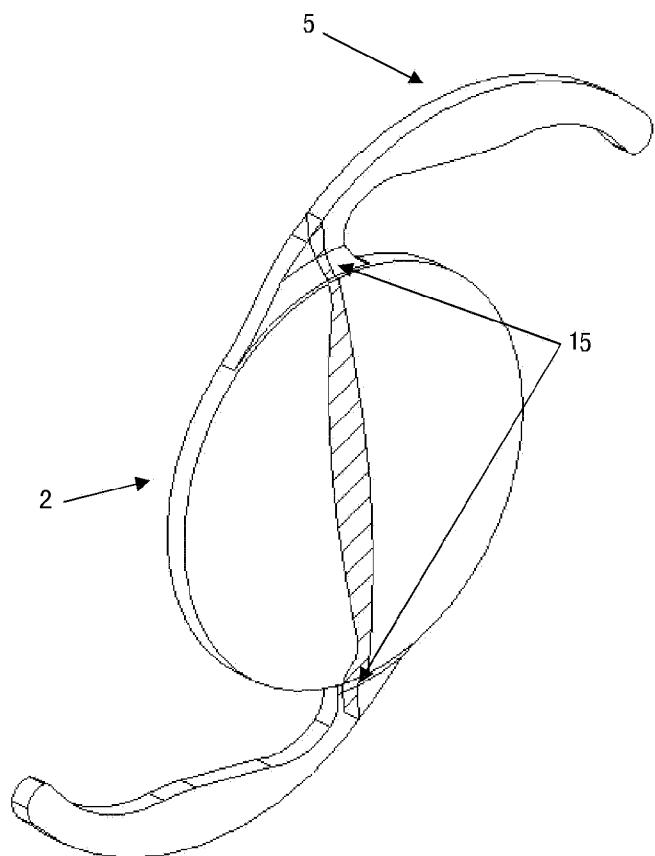


图 21

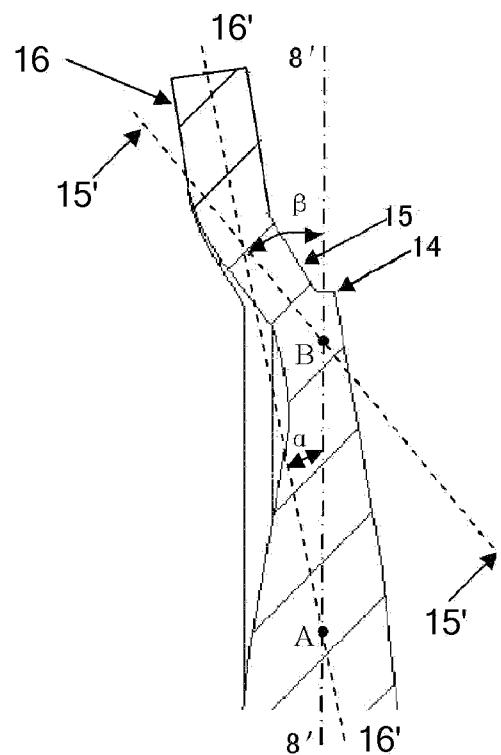


图 22

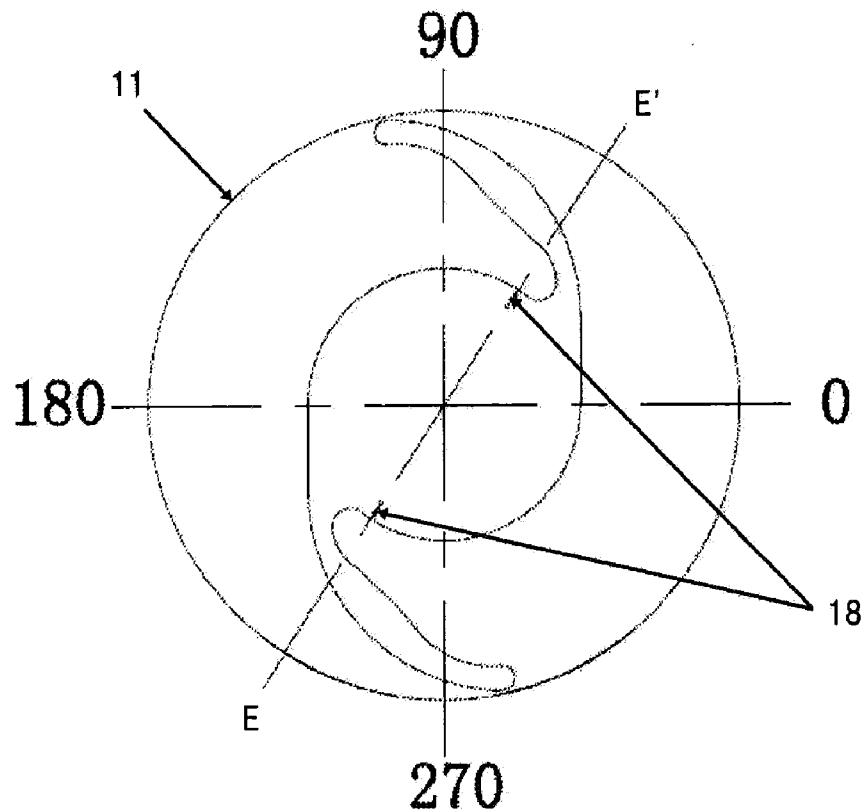


图 23

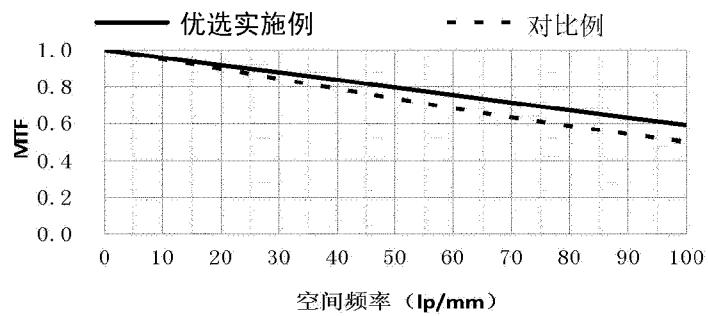


图 24

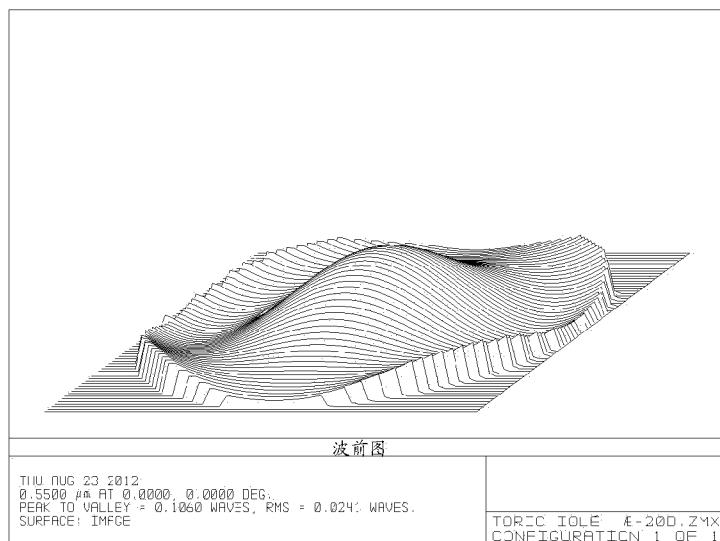


图 25

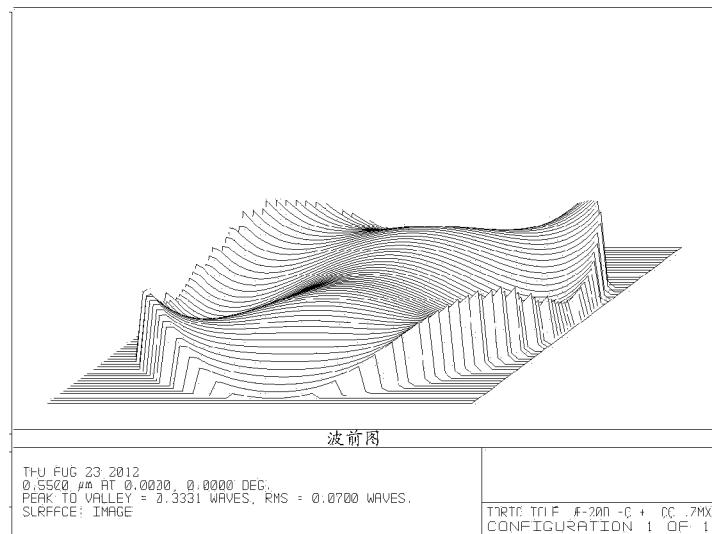


图 26

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/000057

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F 2/16 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61F 2

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

VEN, CNABS, CNTXT: EYEBRIGHT, curvature, radius, face, convex, milimeter, mm, front, compare, antenna, connect,, radius curvature, back, posterior, surface, haptic?, support+, secur+, loop?, inclin+, slant+, lean+ declin+, oblique

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 202446299 U (EYEBRIGHT (BEIJING) MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 26 September 2012 (26.09.2012), claims 1-10, description, paragraph [0089], and figures 1-11	1-6, 12-20
PX	CN 202446298 U (EYEBRIGHT (BEIJING) MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 26 September 2012 (26.09.2012), claims 1-28, and figures 1-11	1-6, 12-20
PY	CN 202223385 U (EYEBRIGHT (BEIJING) MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.), 23 May 2012 (23.05.2012), description, paragraphs [0081]-[0084], and figures 6-8	7-11
X	US 2002173845 A1 (BANDHAUER, M.H.), 21 November 2002 (21.11.2002), description, paragraphs [0022]-[0042], claims 1-11, and figures 1-11	1-6, 12-20
Y		7-11
X	US 2003018384 A1 (MEDENNIIUM INC.), 23 January 2003 (23.01.2003), description, paragraphs [0034]-[0036], and figures 1-14	1-6, 12-20

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

- * Special categories of cited documents:
- “A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- “E” earlier application or patent but published on or after the international filing date
- “L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- “O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- “P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- “T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- “X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- “Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- “&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
11 April 2013 (11.04.2013)

Date of mailing of the international search report
23 May 2013 (23.05.2013)

Name and mailing address of the ISA/CN:
State Intellectual Property Office of the P. R. China
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao
Haidian District, Beijing 100088, China
Facsimile No.: (86-10) 62019451

Authorized officer
ZHANG, Liping
Telephone No.: (86-10) 62085609

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/000057**C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 1933791 A (ROZAKIS, G.W. et al.), 21 March 2007 (21.03.2007), description, pages 3-6, and figures 1-10	1, 12-15, 19, 20
Y	CN 101090679 A (BAUSCH & LOMB INC.), 19 December 2007 (19.12.2007), figures 5 and 6	7-9
A	the whole document	1-6, 10-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2013/000057

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 202446299 U	26.09.2012	None	
CN 202446298 U	26.09.2012	None	
CN 202223385 U	23.05.2012	None	
US 2002173845 A1	21.11.2002	WO 02094131 A2 AU 2002303818 A1 US 2002173845 A1 AR 036021 A1	28.11.2002 03.12.2002 21.11.2002 04.08.2004
US 2003018384 A1	23.01.2003	AU 2002355113 A1 WO 03009051 A2 US 6884263 B2	03.03.2003 30.01.2003 26.04.2005
CN 1933791 A	21.03.2007	EP 1691725 A2 WO 2005048874 A2 BR 200416485 A US 2007162118 A1 AU 2004291078 A1 JP 2007511282 A US 2005131534 A1 IN 200603022 P1 CA 2545991 A1 KR 20060133998 A RU 2006119149 A	23.08.2006 02.06.2005 27.03.2007 12.07.2007 02.06.2005 10.05.2007 16.06.2005 03.08.2007 02.06.2005 27.12.2006 27.12.2007
CN 101090679 A	19.12.2007	US 7569073 B2 US 2006142855 A1 AU 2005322156 A1 AU 2005322156 B2 EP 1830746 A1 JP 2008525156 A JP 4838267 B2 TW 200624100 A WO 2006071713 A1 KR 20070092243 A CA 2594513 C CA 2594513 A1 US 2009265000 A1 US 7931686 B2 CN 101090679 B	04.08.2009 29.06.2006 06.07.2006 23.06.2011 12.09.2007 17.07.2008 14.12.2011 16.07.2006 06.07.2006 12.09.2007 02.08.2011 06.07.2006 22.10.2009 26.04.2011 19.12.2012

A. 主题的分类

A61F 2/16 (2006.01) i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: A61F2

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

VEN, CNABS, CNTXT, 爱博诺德, 曲率, 半径, 后, 面, 凸, 毫米, mm, 前, 面, 比, 较, 攀, 触觉, 触角, 环, 连接, 联接, 倾斜, 倾角, radius curvature, back, posterior, surface, haptic?, support+, secur+, loop?, inclin+, slant+, lean+, declin+, oblique

C. 相关文件

类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN202446299U (爱博诺德(北京)医疗科技有限公司) 26.9月2012 (26.09.2012) 权利要求 1-10, 说明书第[0089]段, 附图 1-11	1-6, 12-20
PX	CN202446298U (爱博诺德(北京)医疗科技有限公司) 26.9月2012 (26.09.2012) 权利要求 1-28, 附图 1-11	1-6, 12-20
PY	CN202223385U (爱博诺德(北京)医疗科技有限公司) 23.5月2012 (23.05.2012) 说明书第[0081]-[0084]段, 附图 6-8	7-11
X	US2002173845 A1 (Mark H. Bandhauer) 21.11月2002 (21.11.2002) 说明书第[0022]-[0042]段, 权利要求 1-11, 附图 1-11	1-6, 12-20
Y		7-11
X	US2003018384 A1 (MEDENNIUM INC) 23.1月2003 (23.01.2003) 说明书第[0034]-[0036]段, 附图 1-14	1-6, 12-20

 其余文件在 C 栏的续页中列出。 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

11.4月2013 (11.04.2013)

国际检索报告邮寄日期

23.5月2013 (23.05.2013)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:

中华人民共和国国家知识产权局
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号: (86-10)62019451

受权官员

张莉平

电话号码: (86-10) 62085609

C(续). 相关文件

类 型	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN1933791 A (乔治 W·罗扎基斯 等) 21.3 月 2007 (21.03.2007) 说明 书第 3-6 页, 附图 1-10	1, 12-15, 19, 20
Y	CN101090679 A (博士伦公司) 19.12 月 2007 (19.12.2007) 附图 5、6	7-9
A	全文	1-6, 10-20

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2013/000057

检索报告中引用的专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN202446299U	26.09.2012	无	
CN202446298U	26.09.2012	无	
CN202223385U	23.05.2012	无	
US2002173845 A1	21.11.2002	WO02094131 A2 AU2002303818 A1 US2002173845 A1 AR036021 A1	28.11.2002 03.12.2002 21.11.2002 04.08.2004
US2003018384 A1	23.01.2003	AU2002355113 A1 WO03009051 A2 US6884263 B2	03.03.2003 30.01.2003 26.04.2005
CN1933791 A	21.03.2007	EP1691725 A2 WO2005048874 A2 BR200416485 A US2007162118 A1 AU2004291078 A1 JP2007511282 A US2005131534 A1 IN200603022 P1 CA2545991 A1 KR20060133998 A RU2006119149 A	23.08.2006 02.06.2005 27.03.2007 12.07.2007 02.06.2005 10.05.2007 16.06.2005 03.08.2007 02.06.2005 27.12.2006 27.12.2007
CN101090679 A	19.12.2007	US7569073 B2 US2006142855 A1 AU2005322156 A1 AU2005322156 B2 EP1830746 A1 JP2008525156 A JP4838267 B2 TW200624100 A WO2006071713 A1 KR20070092243 A CA2594513 C CA2594513 A1 US2009265000 A1 US7931686 B2 CN101090679 B	04.08.2009 29.06.2006 06.07.2006 23.06.2011 12.09.2007 17.07.2008 14.12.2011 16.07.2006 06.07.2006 12.09.2007 02.08.2011 06.07.2006 22.10.2009 26.04.2011 19.12.2012