

人工晶状体的展望

李 诺¹, 黄丽娜²

作者单位:¹(430000) 中国湖北省武汉市, 湖北中医药大学;
²(518000) 中国广东省深圳市眼科医院

作者简介: 李诺, 在读博士研究生, 研究方向: 青光眼、白内障。

通讯作者: 黄丽娜, 主任医师, 博士研究生导师, 研究方向: 青光眼、白内障。 linuo0419@163.com

收稿日期: 2012-10-12 修回日期: 2013-01-13

Artificial lens outlook

Nuo Li¹, Li-Na Huang²

¹Hubei University of Traditional Chinese Medicine, Wuhan 430000, Hubei Province, China; ²Shenzhen Eye Hospital, Shenzhen 518000, Guangdong Province, China

Correspondence to: Li - Na Huang. Shenzhen Eye Hospital, Shenzhen 518000, Guangdong Province, China. linuo0419@163.com

Received: 2012-10-12 Accepted: 2013-01-13

Abstract

• Artificial lens implantation technology maturity and the perfect combination of cataract surgery make artificial lens performance to more and more close to ideal natural lens direction. To solve pure 'target vision' (distant vision or near vision) for the purpose of artificial lens implantation, has been unable to meet the requirements of high quality vision. It is urgent that there be the advent of artificial lens suitable for all kinds of special requirements to meet the needs of the patient and make cataract surgery really become a refractive surgery. In this paper the research progress of artificial crystal were reviewed briefly.

• **KEYWORDS:** cataract; artificial lens; looking

Citation: Li N, Huang LN. Artificial lens outlook. *Guoji Yanke Zazhi (Int Eye Sci)* 2013;13(2):283-288

摘要

随着人工晶状体植入技术的成熟, 以及与白内障手术的完美结合, 使得人工晶状体性能越来越向接近理想的自然晶状体方向发展。以单纯解决“目标视力”(远视力或近视力)为目的的人工晶状体植入, 已经不能满足人们对高质量视力的要求, 迫切希望有适合各种特殊要求的人工晶状体问世, 来满足患者的需要, 使白内障手术真正成为一种屈光手术。本文对人工晶状体的研究进展作简要综述。

关键词: 白内障; 人工晶状体; 展望

DOI:10.3980/j.issn.1672-5123.2013.02.18

引用: 李诺, 黄丽娜. 人工晶状体的展望. 国际眼科杂志 2013; 13(2):283-288

0 引言

人类认识世界所需信息的 70% 以上来自视觉, 失明是对人类生活质量影响最为严重的一种残疾! 据有关资料显示全世界约有 4500 万盲人, 我国的盲患病率在 0.43% ~ 0.56%。估计全国至少有 670 万盲人, 其中 40% ~ 70% 因白内障而致盲。白内障是人类致盲的首位疾患。50 多年来白内障手术经历了针拨术、白内障囊内摘除术、白内障囊外摘除术、小切口白内障囊外摘除术, 发展到今天广泛应用的白内障超声乳化吸除术, 离不开人工晶状体的研发和应用。特别是 1990 年代以后, 超声乳化和显微手术技术的不断发展和完善, 折叠式人工晶状体的植入加快了视力恢复和伤口愈合, 提高了手术质量, 所以白内障人工晶状体手术已被广大医务工作者和患者所接受。随着人工晶状体植入技术的成熟, 以及与白内障手术的完美结合, 使得人工晶状体性能越来越向接近理想的自然晶状体方向发展。以单纯解决“目标视力”(远视力或近视力)为目的的人工晶状体植入, 已经不能满足人们对高质量视力的要求, 迫切希望有适合各种特殊要求的人工晶状体问世。实现调节、消除球差和其他错误、最小化切口尺寸, 这 3 个目标代表了人工晶状体发展的最伟大梦想^[1], 以下是几种新型的人工晶状体设计。

1 人工晶状体的边缘和表面形态设计

近年来对后发性白内障的研究肯定了方形边缘设计的人工晶状体能抑制晶状体上皮细胞由周边囊膜向视轴中心生长, 从而抑制后发性白内障, 故人工晶状体的方形锐缘有屏障作用。最近研究发现方形边缘设计、相对于扁平的前表面、高折光指数是加重术后眩光等不良光学现象的主要原因。为解决方形边缘在光学上的缺陷, 各公司推出各种新型材料设计的人工晶状体。博士伦公司的 Akreos 采用低折光指数的新水性丙烯酸酯结合等凸的表面设计, 希望使方形边缘带来的眩光现象减少。AMO 公司的 Sanser 型人工晶状体在后光学边缘直角边设计的基础上, 将前光学边缘设计为圆钝形, 从而起到减少眩光的作用^[2]。这些晶状体的最终效果如何, 仍待临床观察。

2 可矫正散光的折叠型人工晶状体

白内障患者手术前后的角膜散光一直是困扰医生及患者的一大难题, 它直接影响了白内障术后的视觉效果, 由此也被越来越多的医生所重视, 并设计出多种方法对角膜散光加以矫正, 而目前国际最流行的是用散光人工晶状体矫正术前角膜的散光, 并取得了良好的临床效果。1992 年 Misawa 首先介绍了散光人工晶状体的概念^[3], 即在人工晶状体的光学球面上附加一柱镜。至 1994 年 Schimizu 等设计出了第一代 Toric IOL, 为三片式聚甲基

丙烯酸酯 (PMMA) 材料, 光学部 6.5mm×5.5mm, 附加 2.00D 和 3.00D 的散光度, 人工晶状体上的两个定位孔即是散光的轴向。经过临床观察, 术后散光轴位偏移 $\geq 30^\circ$ 占 20%, 加之手术切口要达到 5.75mm, 切口本身也可产生散光, 所以矫正散光的效果较差, 此人工晶状体未能推广。但人们从中吸取经验, 总结出一个理想的散光人工晶状体所应具备的性能: (1) 具有可折叠性, 一则适应白内障手术微小切口的发展趋势, 二则可减少手术本身对散光的影响。 (2) 良好的稳定性, 在囊袋内不发生转位。 (3) 具有充足的可选的散光度数, 可适用于矫正任何度数的角膜散光。直到 1997 年新一代的折叠式散光人工晶状体才推向市场。目前在市面上可以见到的后房型散光型人工晶状体为美国 Staar[®] 和德国 HumanOptics[®] 公司生产的 Toric IOL。Staar[®] Toric IOL 1998 年经 FDA (U. S. Food and Drug Administration) 批准正式应用于临床, 它是由硅胶材料制成的一片式的板式人工晶状体 (Plate-haptic lens), 光学直径 6.0mm, 总长度 10.8mm 和 11.2mm, 晶状体的球镜度数在 +10.00 ~ +28.00D, 柱镜仅有 2 个度数即 2.00D 和 3.50D, 柱镜面在人工晶状体的前表面。值得注意的是 Staar[®] Toric IOL 2.00D 的散光只能矫正 1.50D 的角膜散光, 3.50D 的矫正 2.00D 的散光。HumanOptics[®] Toric IOL 是 1999 年经欧共体安全认证 (CE) 投放市场的, 它的光学面是由硅胶材料制成, 直径 6.0mm, 柱镜附加在人工晶状体后表面, 襻为 PMMA 材料, “Z” 型设计, 总长度 11.6mm。晶状体的球面度数在 -3.00 ~ +31.00D 范围内, 柱镜度数为 2.00 ~ 12.00D (间隔 0.50D), 特殊要求可达 30.00D, 使人工晶状体有了较大的范围的选择。以上两种晶状体光学面标记的轴位是晶状体最小屈光力的轴位。Toric IOL 只适应于角膜规则性散光。手术前做眼的生物测量, 做角膜曲率和角膜地形图检查, 精确判定眼的散光大小和方向, 眼的最大屈光力的轴即为散光轴, 术中与人工晶状体标记的轴相重合。Toric IOL 的计算一般是由厂家提供计算公式, 原则是用角膜的最大屈光力和最小屈光力分别计算出两个度数, 其低的度数即为球镜值, 两者之差即为散光值。术前行裂隙灯下角膜缘处用标记笔预先对角膜的散光轴进行做标记, 也可只在 6:00 位做标记。做颞侧透明角膜切口的白内障超声乳化术, 5.5mm 的环形撕囊, 将人工晶状体植入完整的囊袋内, 调整人工晶状体的轴位至标记的位置, 或将带圆周度的角膜定位环的 270° 位置与角膜缘的 6:00 位标记相重合, 测量并转动 Toric IOL 至预定的轴位。术后检查主客观验光, 用裂隙灯检查人工晶状体的轴位, 6wk 后做角膜曲率和角膜地形图复查。术后以主观验光的散光值做统计对象, 2.00D 散光度的 Staar[®] Toric IOL 实际中和的角膜散光度数在 0.68 ~ 1.50D, 3.50D 的为 1.57 ~ 2.00D^[3]。HumanOptics[®] Toric IOL 由于其散光度数较齐全, 能选择合适的晶状体, 所以术后余留的散光度数较少。后房型散光人工晶状体最常见的问题是术后人工晶状体轴的偏位, 即在囊袋内的稳定性, 它是影响其推广的最大障碍。FDA 发布的数据显示, Staar[®] Toric IOL 术后有 76% 的人工晶状体轴位偏离预定方向 10° 以内, 5% 的晶状体轴位偏离超过 30°; 也有文献报道, 术后可有高达 24% 的 Toric IOL 偏位超过 30°^[4,5]。HumanOptics[®] Toric IOL 术后第 1d 有 7.1% 的眼人工晶状体轴向比预定方向偏差 15° 以上, 随访中有

7.8% 的眼偏离在 15° 以上。研究证明^[5], 散光人工晶状体的轴位在预定的位置, 则角膜的散光度能完全矫正, 偏离 10° 则只能矫正预计散光度的 2/3, 偏离 30° 则完全不起作用, 超过 30° 反而增加原有的散光度数。如果 Toric IOL 的轴向偏位超过 30°, 则会出现复视、眩光和视力降低等症, 这部分患者不得不再手术调整位置或取出人工晶状体, 是患者投诉的主要原因。造成 Toric IOL 术后位置偏移的因素很多, 首先是人工晶状体本身设计的缺陷, Toric IOL 的总长度为 10.8 ~ 11.6mm, 正常晶状体囊袋的直径为 9mm, 行白内障囊外摘除后, 由于囊袋失去了正常的充填物, 厚度降低, 直径会略大一点, 这就为 Toric IOL 在囊袋内的转动创造了条件; 在襻的设计上 HumanOptics[®] 的带螺纹的 Z 形要优于 Staar[®] 晶状体的板式设计, 术后的结果也显示前者的偏位率和偏位幅度明显的低于后者。二是手术的因素, 术中襻未充分舒展开, 转动人工晶状体时只是光学面勉强到位, 而襻未随之到位, 造成术中的假性正位, 而术后随着人工晶状体襻的自然舒展, 光学面也随之偏位; 将人工晶状体植入充满黏弹剂的囊袋内, 当吸出黏弹剂时, 有时会带动人工晶状体的移动, 造成位置的偏移。预防办法是在手术结束时再次用测量环矫正人工晶状体的轴位, 必要时重新调整。三是术前标记的准确性, 术前行裂隙灯下角膜缘上做标记, 它容易受到医生的判断力和患者眼位或头位的影响, 而它的精确性直接关系到术后人工晶状体的位置。此外, 植入散光人工晶状体的术后效果还与术前角膜散光度数和方向的精确测定有关, 术前行角膜曲率和角膜地形图的双重检查, 切记不要只凭电脑验光的数据做出判断, 因为术前无论是主观或客观验光所得出的散光数值是角膜和晶状体散光的总和, 在行白内障手术后, 晶状体的因素已解除, 所以我们术前预计矫正的只是角膜的散光。术前检查越精确, 术后效果越好。随着眼内接触镜植入手术的发展, 开发带散光的有晶状体眼人工晶状体便纳入人们的视线。2000 年 Ophtech 公司推出了 Artisan 有晶状体眼散光人工晶状体 (Phakic Toric IOL 简称 PTIOL), 为一片式 PMMA 晶状体, 襻具有类似“蟹爪”的夹持功能, 使晶状体固定于虹膜面上; 光学直径 5mm, 总长度 8.5mm, 它的散光面在晶状体的后表面, 为适应不同医生的手术习惯如上方切口和颞侧切口, 其散光轴可以与襻的方向相平行, 也可相垂直, 医生植入时一定要确认人工晶状体的轴位。该人工晶状体主要适用于伴有近视或远视的有晶状体眼的散光, 其矫正散光值在 2.00 ~ 7.00D 的范围内, 但不同范围的球镜度数结合的散光度数也不同。在植入 PTIOL 时应注意以下几点: (1) 患者年龄在 20 岁以上, 屈光不正近 2a 处于稳定状态。 (2) 患者的瞳孔直径不能大于 4mm。术中晶状体的光学中心要与瞳孔的中心点相吻合。 (3) 手术切口为 5.2mm, 需缝合。 (4) 术前最好用 YAG 或 Argon 激光在虹膜上做散光轴的标记。 (5) 需要特殊的植入器械。 (6) 术中要做虹膜周边切除。在 2001 年 PTIOL 完成了多中心的研究, 有 70 眼植入了 PTIOL, 并随访 6mo, 结果术前散光 2.00 ~ 7.50 (平均 3.70)D, 术后为 0 ~ 2.00 (平均 0.70)D, 显示了较好的效果^[6,7]。前房型的 Toric IOL 只要术中固定良好, 术后一般不会偏位, 具有较好的稳定性。但因为它是晶状体眼的手术, 所以具有眼内接触镜所共有的并发症, 如接触性白内障、瞳孔阻滞、眼压升高等。再者该晶状体为硬性

人工晶状体,其切口为5.2mm,切口本身就形成一定量的散光,所以在计算散光度数时应考虑在内。它的另一不足之处为,当手术眼再行其他内眼手术时此IOL要取出,造成了不必要的浪费和痛苦。基于以上问题,大多数医生仅把PTIOL用于不适合LASIK手术的患者,不作为常规手术推广。植入散光人工晶状体矫正术前角膜的散光是一项新技术,无论是对医生还是对患者都有着很强的诱惑性,但目前它还有诸多不足之处,价格也比较昂贵,一旦术后发生人工晶状体的移位,不但影响了效果,同时也为纠纷提供了机会,所以眼科医生要本着为患者着想的态度,认真慎重的来开展这项技术,相信通过生产厂家和眼科医生的共同努力,很快能使之成为一项成熟的矫正角膜散光的手术,进一步完善白内障手术所发挥的屈光矫正作用。

3 有晶状体眼人工晶状体即眼内接触镜式人工晶状体

此类晶状体适合于有晶状体眼人工晶状体植入术(phakic refractive implant, PRI),保留眼内原有的透明具有一定调节力的晶状体,在其表面放入一枚人工晶状体,达到矫正屈光不正的目的,对于12.00D以上的高度屈光不正,激光角膜屈光手术(如LASIK)的精确性明显降低,患者主诉不适和并发症明显增多。相比之下,屈光晶状体有许多独有的优势。现主要在高度近视眼内用此晶状体。眼内接触镜式人工晶状体分为3型:(1)前房型,特点是操作简单、方便,效果可靠。前房型人工晶状体植入的主要问题在于术中角膜内皮损伤和术后眼压升高;(2)后房型,特点为手术后屈光不正的矫正效果满意。后房型人工晶状体放在正常晶状体的前表面和虹膜后表面之间潜在的后房空间里,它可借助于本身和正常晶状体之间的一层房水而存于眼内,存在的问题是前囊及前囊下易出现混浊,4.2%~5.6%发生白内障,需手术治疗^[8];(3)虹膜固定型(如Verisyse),其硬质襻的末端有一裂隙夹,将晶状体放入前房,稍许虹膜组织嵌入夹内加以固定,操作技术有一定难度,需要培训。该晶状体临床应用时间短,效果和并发症有待总结。虹膜固定型人工晶状体植入后主要并发症是术后人工晶状体脱位或偏位。与目前临床开展的其他屈光不正矫治手术比较,PRI的最大优点是具有可预测性和手术操作的可逆性;同时,术后视力恢复的速度和保留有效调节功能等方面具有一定优势。但PRI的安全性尚需经过长期临床观察加以证实。

4 专为小切口白内障手术设计的人工晶状体

目前有UltraChoice1.0(Thinoptx)和Acri Smart(Acri Tec. Germany)。UltraChoice1.0为亲水性的acrylic材料的人工晶状体,可通过1.0mm的切口植入。这种人工晶状体能够最大程度的减少三种像差:球面像差、彗差、视野扭曲,减少眩光。适合微切口的人工晶状体,微切口的白内障手术是指切口小于2mm的白内障超声乳化术,目前专为微切口白内障摘除手术设计应用的人工晶状体有2种:(1)Acri Smart人工晶状体,材料为疏水型丙烯酸酯,一片式设计,可通过1.4mm切口,植入后其在囊袋里稳定性好,并具用一定的假性调节力。(2)Thin OptX人工晶状体,为亲水型丙烯酸酯材料,其光学部超薄,卷曲折叠,可能用于最小为1.0mm切口,可获得类似于传统折叠型人工晶状体的远、近视力^[9]。

5 可调节人工晶状体

1856年德国著名生理学家Helmholtz提出眼的调节

机制:睫状肌收缩,悬韧带张力下降,睫状体与晶状体赤道部间距增宽,晶状体囊袋赤道部向外方向的张力下降,在囊袋弹性作用下,晶状体前后径增长,赤道部直径缩短,屈光力增强。当调节作用停止,睫状肌松弛,晶状体赤道部悬韧带张力增加,牵拉囊袋,晶状体变扁,屈光力降低。调节晶状体产生调节力的生理基础是睫状肌收缩使人工晶状体的光学部在视轴方向产生前移从而焦点向前漂移,这是一种单焦晶状体,严格说是一种假调节,所以其调节的范围是有限的,一般在2.50D以下,包括:(1)BioComFold晶状体;(2)AT-45晶状体(Crystalens);(3)ICU晶状体。人眼调节时主要是晶状体形态的改变。调节发生时睫状肌收缩,晶状体小带松弛,晶状体增厚,主要是晶状体的前表面的中央区向前房突出,晶状体的屈折力因而增加,使眼睛能看清楚近处的物体^[10]。大量研究表明:白内障术后睫状肌依然具有调节能力。现代白内障手术主要关注的是老年患者和已摘除白内障并植入人工晶状体的老年白内障患者的看近聚焦功能的恢复。理论上白内障摘除术后植入传统的单焦点人工晶状体时一般保留-0.50~-1.50D的屈光度,以使得患者术后取得较好远视力的同时满足一定的视近需求,但结果并不理想,单焦人工晶状体没有调节功能,有时其光学部还可能在睫状肌收缩时向后移动^[11]。植入多焦点人工晶状体是兼顾白内障患者术后看近和看远的一种选择,但是它会带来对比敏感度的下降、眩光和晕轮等并发症^[1]。可调节人工晶状体为自身具有一定调节力的人工晶状体,它的设计目的是提供有效的不戴眼镜的近视力,同时保持最佳的远视力,其调节力依靠的是睫状肌的自然生理功能和白内障摘除后晶状体囊袋解剖的完整性。ICU调节性人工晶状体是由德国Human Optics公司生产的一种新颖人工晶状体,它具有5.5mm较柔软的亲水性丙烯酸材料制成的光学部以及较宽大的相对较厚的丙烯酸材料制成四襻,通过特殊方式与光学部连接,总长9.8mm。ICU可调节人工晶状体自身具有一定的调节力,它具有独特的可调节四襻设计,可将悬韧带和睫状肌的力量通过囊袋均匀地传递到四个襻,再传递到光学部,以达到均匀调节的目的,使人工晶状体在囊袋内前后移动,其调节范围为1.50~2.50D。刘新泉等^[12]证实了通过点20g/L毛果芸香碱使手术眼睫状肌收缩,导致人工晶状体光学部前移使前房变浅而产生调节作用,即ICU可调节人工晶状体可以把睫状肌的收缩力转化为使人工晶状体光学部向前的运动,以达到假晶状体眼的调节,其光学部每移动1mm可发生1.6~1.9的调节^[13]。ICU调节性人工晶状体目前仍存在诸多不足,如价格昂贵、对手术医生要求较高等问题,但与普通晶状体比较存在一定优势,正因为这1.50D左右的调节力,在某些方面方便了人们的生活。若今后在人工晶状体调节力方面进一步改进,相信白内障手术将会更完美。对于可调节人工晶状体有必要进行进一步的研究:(1)对ICU患者的长期随访,以观察ICU位置是否变化,视力及屈光状态的稳定性如何;(2)还需要进行随机、双盲、多中心实验研究从而证实ICU人工晶状体与传统人工晶状体相比的优缺点。可调节折叠式人工晶状体是通过晶状体光学部的前后移位改变屈光状况,其调节能力有限,临床观察术后的平均调节力仅有1.60D。当囊袋完整,睫状肌功能正常时,囊袋使植入的人工晶状体襻屈伸,光学面随襻的屈伸

而前后移动,达到调节的目的^[14]。可调节人工晶状体4个襻的中间有菲薄可屈伸的关节,当4个襻与完整囊袋壁接触时,睫状肌的舒缩力通过该关节可有效传至光学部。当看近时,睫状体收缩,悬韧带放松,囊袋变小,晶状体光学部前移远离接点。看远时,睫状体松弛,悬韧带拉紧,囊袋变大,晶状体光学部后移靠近接点。也有椭圆形、硅凝胶和双光学面可调节折叠式人工晶状体,设计为3个襻,前光学部为正的双凸镜,后光学部为负的双凹镜,光学部的前后移动而产生调节作用。Visiogen公司的Synchrony人工晶状体是一种双光学面设计的人工晶状体,前光学面为正球镜,后光学面为负球镜,两者构成正视觉镜片组合。在不同调节与松弛状态下,通过悬韧带、晶状体囊袋的舒缩作用,使其前光学面前后位移,改变两个光学部分之间的距离,达到调节作用^[15]。

6 可矫正球面像差的人工晶状体即非球面人工晶状体

近几年人工晶状体的高阶像差(彗差和球差)又成为白内障手术的一热点,非球面人工晶状体可以减轻球面像差和提高视觉对比度,改善视力,特别能提高夜间视力^[16]。其设计原理是根据年轻人角膜正像差和晶状体的负像差相互抵消,视力很好,随着年龄的增大,晶状体形状发生变化,角膜变化很小,它们之间的像差平衡失调,视力下降^[17]。人工晶状体光学面的非球面设计使人工晶状体成为负球面差,抵消角膜的正球面差,从而减少总球面差,达到提高视力的目的。非球面人工晶状体主要有两种设计方法:一种采用Z-sharp光学技术,使晶状体前表面从中央向周边逐渐形成扁平状,成为非球面。另一种采取减少人工晶状体后表面的突度,使晶状体的厚度明显变薄,人工晶状体的后表面成为非球面。使视网膜上的物象对比敏感度提高。AMO公司生产的Tecnis Z-9000人工晶状体是第一个运用波前像差技术改善球面像差带来的视觉缺陷的人工晶状体,用新一代硅凝胶(聚硅氧烷)材料制成的可折叠晶状体,折射率1.46,光学区薄6mm,有良好的居中性和生物相容性,是一种新型的可矫正球面像差的人工晶状体,将Z-sharp技术与911型人工晶状体相结合,在低照明度下能够增加对比敏感度,改善高空间频率的分辨率。使用材料为硅凝胶,前表面经过特殊的修饰,为扁长而非传统的球面设计。Mester等^[18]和Packer等^[19]比较了Tecnis Z-9000型IOL和SI-40NB型IOL对术后的影响。结果显示,术后3mo的最佳矫正视力、暗光下对比敏感度, Tecnis Z-9000型IOL组均优于SI-40NB型IOL组。术后的视力和对比敏感度更佳。另有报道, Tecnis Z-9000型IOL组裸眼视力术后1mo即明显优于传统硅凝胶和丙烯酸酯IOL,提示Tecnis Z-9000型IOL在白内障术后减少像差,改善视功能方面有明显优势^[20]。球面像差是植入球面人工晶状体后,影响白内障术后患者功能性视觉的主要原因,各种非球面人工晶状体设计目的均是为了消除人眼的球差,以提高光学质量,获得良好的视网膜图像。博士伦非球面人工晶状体本身采用双面非球面零像差设计,有均一的屈光力,因此成像质量受人工晶状体位置影响小,同时角膜的形状及瞳孔的大小对该种人工晶状体眼的像差影响也较小。

7 多焦点人工晶状体

自1987年Keates等首次报道多焦点人工晶状体(Multifocal intraocular lens, MIOL)的植入以来,MIOL在

白内障手术日趋完美的同时,其设计及制造工艺也得到改进,两者的进步提高了白内障手术效果及患者的生活质量。根据光学面成像原理MIOL可分为双焦点人工晶状体、折射型多焦点人工晶状体(Refractive multifocal intraocular lens, RMIOL),衍射型多焦点人工晶状体(Diffractive multifocal intraocular lens, DMIOL)。早期的双焦点人工晶状体将光学部简单地分为几个环形区,中央区域提供远视力,周边区域提供近视力,或者是中央区域提供近视力,周边区域提供远视力。这些晶状体都是PMMA,双凸型,受瞳孔大小的影响比较大,轻度的人工晶状体偏位也会严重影响患者的视功能,现在已被淘汰。随后根据光的折射和衍射原理设计出了RMIOL和DMIOL。DMIOL使用的材料是PMMA,为一片式或三片式凹凸型非折叠人工晶状体。最具代表性的DMIOL是美国3M公司的3M815LE型DMIOL。这种晶状体主要产生远、近两个焦点,总光量的各41%分配给这两个焦点,剩下的18%光量形成高阶衍射。当平行光线进入眼内时,视远屈光力(折射原理)将其聚焦到视网膜上形成清晰的像,视近屈光力(衍射原理)聚焦在玻璃体,在视网膜上叠加成一个模糊的像。近处的散射光进入眼内时,视远屈光力聚焦在视网膜后形成模糊的背景照明,视近屈光力聚焦在视网膜上形成清晰的像。无论是视远还是视近,两种焦点都使用到,故受到瞳孔大小的影响很小,两种物像的重叠会使对比敏感度下降,高阶衍射又产生视物时的眩光等光学干扰现象。Slagvold对DMIOL植入的患者进行了8a的随访观察,发现DMIOL的后表面呈凹面型,晶状体上皮型细胞容易长入增殖,ELschning珍珠型后囊混浊的发生的频率比纤维化型后囊混浊的频率高,发生时间较别后凸型人工晶状体的早,这也加重了术后眩光的发生。Restor衍射型多焦点人工晶状体具有独特的阶梯渐进式衍射型光学面设计,赋予患者由远到近全距离范围清晰视物的能力,其光学面的设计特点是由中央3.6mm范围的12个衍射区带和外围2.4mm范围的折射区组成。中央的衍射结构将光能向远近焦点输送,并产生+4.00D的近附加度数,相当于镜片平面的+3.20D。在正常的日光下,正常瞳孔大小约2~3mm。当光线入射到人工晶状体表面时,经过衍射区域在其后形成远、近两个焦点,通过大脑皮层选择只保留了视网膜上清晰的像。从而使患者达到视远或视近的目的。独特的“阶梯渐进式”设计包括阶梯宽度逐渐变窄和高度逐渐降低,改变区带的大小可改变光线的方向,区带越窄,光线弯折程度越大,从而提高了近距离成像的质量。改变阶梯高度能够改变投向每个焦点的光能量,越向周边,阶梯越小,投向近距离焦点的光线越少。在夜间或昏暗光线的条件下,瞳孔较大,此时近距离视物不是至关重要的“阶梯渐进式”衍射结构与周边负责远距离成像的折射区相融合,光能分布逐渐偏重于远距离视觉,能将夜间视觉干扰减至最小^[21]。Alcon公司的Rester IOL是使用较多的衍射型多焦点人工晶状体,其中心直径3.5mm的区域为衍射环区,在光线充足小瞳孔条件下有视远和视近的能力,在夜间瞳孔放大时,更多的光线进入瞳孔用来视远,这样可减少夜间眩光。TecnisZM100衍射型人工晶状体采用了非球面设计,较球面人工晶状体有更高的对比敏感度。RMIOL中环带状渐进性多焦点人工晶状体(Array MIOL)是最新的MIOL,也是唯一获得美国FDA

认证的 MIOL,其光学部材料是第二代硅凝胶,屈光指数 1.46,可折叠。襻的材料是 PMMA,为改良 c 襻。晶状体全长 13mm,光学面直径 6mm,有效直径 4.7mm。光学面设计时圆形双凸的五个同心圆的非球面折射区,折射区之间的过渡较平缓。中央直径 2.1mm 的环形区提供远视力,第二个环形区 2.1~3.4mm 主要提供近视力,第三个环形区 3.4~3.9mm 提供远视力,第四个环形区直径 3.9~4.6mm 提供近视力,直径 4.6~4.7mm 的第五个环形区提供远视力。由于折射区前表面为非球面,所以焦距的变化是连续的。视近较视远增加 3.50D,理论上 RMIOL 将进入眼内的功能的 50%~60% 分配给远视力,22%~28% 分配给近视力,其余的功能分配给中间视力,这保证了患者可以拥有全程视力。

8 四点固定型折叠人工晶状体(Akreos)

白内障超声乳化摘除技术的进步也促使人工晶状体不断发展、更新,以最小的损伤获得更高质量的视觉效果已成为当今白内障的发展趋势,而临床上许多与人工晶状体有关的并发症如后发性白内障、人工晶状体偏心、后囊膜皱褶^[22]等直接影响了术后的视觉质量。Akreos 是美国博士伦公司生产的由甲基丙烯酸羟乙酯(HEMA)和甲基丙烯酸甲酯(MMA)共聚物制成的新型晶状体。采用方形直角边缘设计,其光学部边缘造成囊袋弯曲,并凭借其四触角设计,使人工晶状体表面和囊袋间的接触面积达到最大,防止前囊膜于光学部重叠,可以阻止晶状体上皮细胞的迁移防止后发性白内障。Nishi 等经过研究后证实,植入矩形锐利直角光学边缘的人工晶状体,能显著降低后囊膜混浊的发生。它通过 4 个襻与囊袋赤道部充分接触,保证在每一例手术中实现更可靠的向心居中性,也使后囊膜对襻的挤压受力分布更加均匀,减少了后囊膜皱褶的发生,改善了视觉质量^[2]。襻的形状设计最大限度地充满囊袋内空间以适应囊袋的收缩力,从而保证长期稳定的屈光效果。临床研究结果已经证明,它不仅对光学计算能力来说具有可信赖的 A 常数,而且还在眼中具有极好的位置稳定性^[24]。甚至在发生晶状体后囊膜破裂并发症时,凭借其四点定位,也能牢牢地固定住人工晶状体。其优点:首先是植入方便,单用手推注器通过 3.2mm 透明角膜切口即可将晶状体的 2~3 个襻直接注入囊袋,其余襻用黏弹剂注射针头轻压根部即可滑入囊袋;其次,因其为一体式亲水性丙烯酸酯材料制成,有很好的柔性表面,因此在折叠状态植入过程中,晶状体表面不会改变和损伤^[25],可防止折痕、断襻和镊子损伤等情况的发生,植入后展开缓慢,可减少对囊膜的冲击力,尤其是在连续环形撕囊失败及后囊膜破损时更为安全;另外,晶状体襻为 0°角,无需注意因正反面颠倒引起的操作失误。不足之处是:其方形推注器口进入 3.2mm 角膜切口略显吃力;如环形撕囊口偏小,有时晶状体后囊袋内残存的黏弹剂不易完全吸出。

9 蓝光滤过性人工晶状体

人眼的晶状体从出生后一直在改变,黄色人工晶状体更接近老年人的晶状体的光谱,老年性白内障术后安装黄色人工晶状体,术后视物很自然,不会像安装白色人工晶状体术后那样光亮刺眼。黄色人工晶状体不但能吸收紫外线,还能吸收可见光中 61% 的蓝色光谱段,减少了视网膜色素上皮对有害蓝色光的吸收,减轻视网膜组织的损害。目前的人工晶状体均加入紫外吸收剂阻挡紫

外光,但普通人工晶状体不能阻挡蓝光。研究显示蓝光与黄斑变性的发生相关^[26],黄色人工晶状体设计目的在于阻挡蓝光,减少对黄斑的光损伤。Acrysof Natural 通过共价键结合的方式在材质上增加了黄色载色基团,可以同时滤过紫外线和蓝光。该人工晶状体减少了有害蓝光进入眼内,比标准的 UV-阻断性人工晶状体对视网膜多一重保护,临床实践证明,与透明人工晶状体组相比,术后视力两组间无差异,而蓝光滤过性人工晶状体可以减轻白内障患者术后畏光、视物发白等症状,对预防老年性黄斑变性可能起重要作用。

10 光调节人工晶状体(LAL)及可植入式微型望远镜式人工晶状体(IMT-IOL)

LAL 是由一个独特的包含许多感光性硅酮大分裂球的硅质片构成的。以一种独特的方式光照晶状体,可在原位诱导局部的硅酮大分裂球互相聚合,以达到调节屈光度数的目的。由交叉排列的硅凝胶聚合体基质和均匀分布的光敏小体组成,当用近紫外线照射晶状体光学部位时,可使光敏小体聚合和迁移,从而改变晶状体的厚度,进行原位近视、远视和散光的精细调节,是最有前途、满足个性化需求的人工晶状体,其特点是在白内障术后,使用非侵入性光调整人工晶状体度数。在手术后 2~4wk,将术眼暴露于冷光源下,使用低强度光行远视、近视、散光的调整。该种人工晶状体耐受性好,术后人工晶状体度数的精确调整,可避免因人工晶状体度数错误而需要人工晶状体置换。此类晶状体目前尚处于动物实验阶段,研究结果揭示屈光度数在 5.00D 范围内可以进行精确的、可重复性调节,并且采用激光干涉测量法证明 LAL 光学区的屈光特性仍保持良好,动物实验也证明了其良好的生物相容性及在光照过程中的安全性^[27]。长期以来,人们一直在研究可注入式人工晶状体,并在尸体人眼、兔眼、猫眼、猪眼和猴眼做超声乳化,清除核和皮质,保留囊膜,囊内注入各种不同填充剂;也有在囊内放入气囊,再往气囊内注入填充剂,还有其它的一些办法,如囊内聚合法晶状体充盈试验等,获得一定成功。生理状态下眼具有调节功能,调节幅度大约为 10.00D,而一般 3.00~4.00D 即可满足视近和视远不同屈光状态的需要。调节作用由两个因素构成,即晶状体的可塑性和睫状肌的收缩力量。当睫状肌收缩,悬韧带放松,晶状体囊膜依靠自身弹性回缩,前后曲率半径减小,屈光度增大,适应近距离视物的需要。传统的白内障摘除方法由于破坏了囊膜的完整性,不能建立调节功能。所以注入式人工晶状体植入的基本原则是尽量保留囊膜完整,将混浊的晶状体从囊袋内去除,注入透明的替代物,依照囊袋的形态固化成有弹性的晶状体形态,术后依靠囊膜对人工晶状体的塑形作用,通过睫状肌、晶状体悬韧带和囊膜的协调变化达到调节的目的。目前主要的并发症是术后囊膜混浊发生率高,直接影响注入式人工晶状体的临床应用,有效地抑制晶状体上皮细胞的增殖是今后研究的重点,尤其是非创伤性的方法,对于注入式人工晶状体更有临床意义。注入式人工晶状体的优点:(1)恢复患者术眼术后的调节能力,借此治疗老年人的老视。(2)进一步缩小角膜切口,散光减少到最低程度,术后视力恢复更快。(3)术后晶状体虹膜隔更接近生理状态^[28]。可植入式微型望远镜式人工晶状体适用于有弱视及黄斑变性的白内障患者,可将物像放大 3 倍,为患者提供单眼放大

的中心视力,而对侧眼保留周边视力,以提高生活质量^[29]。但是有报道显示术后角膜内皮细胞可减少3%~8%。目前,此种晶状体还在临床观察中。

11 小结

白内障手术的进步与设备和人工晶状体的改进是相辅相成的。总的趋势是白内障手术日臻完美,人工晶状体的材料与设计日趋多样,为达到现代社会对视觉质量的要求,临床医师和研究人员通力合作,不断进行新的研发。人工晶状体种类的拓宽也给临床医师更多的选择,医师可根据不同的病患条件和要求进行个性化选择植入。今后可能对注入式材料和智能型材料有更多的研究。能以液态注射入完整的囊袋内,注射后迅速固化为凝胶状态并保留调节能力的人工晶状体将是今后研究和发展的方向。

参考文献

- 1 Javitt JC, Steinert RF. Cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation; a multinational clinical trial evaluating clinical, functional, and quality-of-life outcomes. *Ophthalmology* 2000; 107(11):2040-2048
- 2 Mastropasqua L, Tofo L, Nubile M, et al. Clinical study of the ICU accommodating intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(7):1307-1312
- 3 Till JS, Yoder Jr. PR, Wilcox TK, et al. Toric intraocular lens implantation; 100 consecutive cases. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(2):295-301
- 4 Leyland M, Zinicola E, Bloom P, et al. Prospective evaluation of plate haptic toric intraocular lens. *Eye* 2001; 15(2):202-205
- 5 Patel C, Ormonde S, Rosen P, et al. Postoperative intraocular lens rotation; a randomised comparison of plate and loop haptic implants. *Ophthalmology* 1999; 106(11):2190-2196
- 6 Budo C, Hessloehl JC, Izak ML, et al. Multicenter study of the Artisan phakic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26(8):1163-1171
- 7 Tehran M, Schwenn O, Dick HB. Chirurgisch astigmatismus und rotationsstabilität nach implantation der torischen Artisan IOL bei phakischen Augen 99. Tagung der DOG. *Ophthalmologie* 2001; 98(1):173
- 8 何守志. 白内障手术的新世纪展望. *中华眼科杂志* 2002; 38(5):257-259
- 9 Nishi O, Nakai Y, Mizumoto Y, et al. Capsule opacification after refilling the capsule with an inflatable endocapsular balloon. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23(10):1548-1555
- 10 李凤鸣. 眼科全书. 北京:人民卫生出版社 1996:356
- 11 Findl O, Kiss B, Pettemel V, et al. Intraocular lens movement caused by ciliary muscle contraction. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(4):669-676
- 12 刘新泉, 郭鸣华, 杨秋菊, 等. 可调节式后房型人工晶状体植入的临床观察. *中华现代眼耳鼻喉科杂志* 2006; 3(1):5-8
- 13 Leyland M, Bloom P. Intraocular lens design for pseudoaccommodation.

- J Cataract Refract Surg* 1999; 25(8):1038-1039
- 14 Langenbucher A, Huber S, Nguyen NX, et al. Measurement of accommodation after implantation of an accommodating posterior chamber intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(4):677-685
- 15 Langenbucher A, Seitz B, Huber S, et al. Theoretical and measured pseudophakic accommodation after implantation of a new accommodative posterior chamber intraocular lens. *Arch Ophthalmol* 2003; 121(12):1722-1727
- 16 姚克, 章征, 徐雯, 等. 不同人工晶状体眼的波阵面像差比较. *中华眼科杂志* 2004; 42(5):387-390
- 17 Amano S, Amano Y, Yamagami S, et al. Age-related changes in corneal and ocular higher-order wavefront aberration. *Am J Ophthalmol* 2004; 137(6):988-992
- 18 Mester U, Dillinger P, Anterist N. Impact of a modified optic design on visual function; Clinical comparative study. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(4):652-653
- 19 Packer M, Fine IH, Hoffman RS, et al. Prospective randomized trial of an anterior surface modified prolate intraocular lens. *J Refract Surg* 2002; 18(6):692-693
- 20 Kershner RM. Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29(9):1684-1694
- 21 Davison JA, Simpson MJ. How does the Restor lens work? *Rev Refract Surg* 2004; 10(1):18-20
- 22 张晓俊, 袁鹏. 后囊膜皱褶对视力的影响. *中国实用眼科杂志* 2005; 23(2):141-142
- 23 Nishi O, Nishi K, Akura J, et al. Effect of round edged acrylic intraocular lenses on preventing posterior capsule opacification. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27(4):608
- 24 Spath U, Liefeld A, Hartmann C. Evaluation of posterior capsule opacification after implantation of the Akreos Disc and Akreos fit acrylic intraocular lenses pilot studies. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2003; 220(10):695-698
- 25 Kohnen T, Magdowski G, Koch DD. Scanning electron microscopic analysis of foldable acrylic and hydrogel intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1996; 22(Suppl 2):1342-1350
- 26 Findl O, Menapace R, Sacu S, et al. Effect of optic material on posterior capsule opacification in intraocular lenses with sharp-edge optics; randomized clinical trial. *Ophthalmology* 2005; 112(1):67-72
- 27 Schwartz DM. Light adjustable lens. *Trans Am Ophthalmol Soc* 2003; 101:417-436
- 28 林振德, 李绍珍. 小切口白内障手术. 北京:人民卫生出版社 2004:264-266
- 29 Shin DH, Vandenbelt SM, Kim PH, et al. Comparison of long-term incidence of posterior capsular opacification between phacoemulsification and phacotrabeculectomy. *Am J Ophthalmol* 2002; 133(1):40-47