

无晶状体眼内植入人工晶状体的理论值探讨

文道源, 文为杰

作者单位:(241000)中国安徽省芜湖市第二人民医院眼科
作者简介:文道源,毕业于赣南医学院,主任医师,主任,研究方向:眼屈光学。
通讯作者:文道源. wendaoyuan70@163.com
收稿日期:2014-11-25 修回日期:2015-02-28

Discussion of mathematic relationship with academic degree of intraocular lens in aphakia

Dao-Yuan Wen, Wei-Jie Wen

Department of Ophthalmology, the Second People's Hospital of Wuhu, Wuhu 241000, Anhui Province, China

Correspondence to: Dao-Yuan Wen. Department of Ophthalmology, the Second People's Hospital of Wuhu, Wuhu 241000, Anhui Province, China. wendaoyuan70@163.com

Received:2014-11-25 Accepted:2015-02-28

Abstract

• AIM: To discuss mathematic relationship with academic degree of intraocular lens in aphakia.

• METHODS: Based on geometrical optics method, Gullstrand exact model eye (No. 1) and standard intraocular lens model eye, academic degree of intraocular lens by the mathematic relationship with corneal anterior curvature radius (r_1) were deduced, and corneal posterior curvature radius (r_2), corneal thickness (T), ocular visual axis (L) and effective lens position (ELP) in aphakia were analyzed.

• RESULTS: The theoretical value of intraocular lens (IOL) was calculated by individual corneal data of numeration that academic degree of intraocular lens in aphakia.

• CONCLUSION: Implanted correct IOL in aphakia, all kinds of which with refractive error can be rectified and come to correlation emmetropia.

• KEYWORDS: aphakia; intraocular lens; correlation emmetropia; parameter

Citation: Wen DY, Wen WJ. Discussion of mathematic relationship with academic degree of intraocular lens in aphakia. *Guoji Yanke Zazhi(Int Eye Sci)* 2015;15(3):520-524

摘要

目的:探讨无晶状体眼内植入人工晶状体的理论值计算方法。

方法:以 Gullstrand(1号)模型眼及标准人工晶状体眼部分数据为基础,应用几何光学理论进行数理推导,从无晶

状体眼内植入后房型人工晶状体理论值计算入手,总结出个性化角膜数据计算法;得出无晶状体眼内植入人工晶状体的理论值与角膜前表面曲率半径(r_1)、角膜后表面曲率半径(r_2)、角膜厚度(T)、眼视轴长(L)、有效人工晶状体位置(ELP)的数理关系。

结果:应用个性化角膜数据计算法,可计算出无晶状体眼内植入人工晶状体的理论值。

结论:各类无晶状体屈光不正眼,通过植入适度的人工晶状体,均可成为配合性正视眼。

关键词:无晶状体眼;人工晶状体;配合性正视眼;理论参数

DOI:10.3980/j.issn.1672-5123.2015.3.38

引用:文道源,文为杰.无晶状体眼内植入人工晶状体的理论值探讨.国际眼科杂志 2015;15(3):520-524

0 引言

白内障囊外摘除联合后房型人工晶状体植入术,是当前白内障屈光手术中最常用的术式;在现代技术、设备条件下,植入眼内人工晶状体,也是矫正屈光不正眼的重要手段。而植入眼内人工晶状体的度数正确与否,是决定术后眼的屈光状态及视觉质量高、低的关键因素之一。随着现代眼屈光手术的发展,越来越多的近视患者接受了(准分子激光)角膜屈光手术;或者白内障患者当中,合并高度远视、先天性小眼球、圆锥角膜等病患,术前若按 SRK 等常规公式计算人工晶状体(intraocular lens, IOL)度数,均出现不同程度的偏差^[1,2]。为此,对各种无晶状体屈光不正眼内植入人工晶状体的理论值进行探讨实属必要。现按 Gullstrand^[3]氏(1号)精密模型眼及标准人工晶状体眼示意图(图1)^[4]的有关数据对无晶状体眼内植入人工晶状体的理论值进行如下探讨。

1 方法、数据和结果

1.1 无晶状体眼内植入后房型人工晶状体的理论值探讨 各种无晶状体眼通过植入适度的有后囊膜支撑的后房型人工晶状体(PC-IOL),无论是轴性、角膜曲率性、还是轴性及角膜曲率性同时存在的混合型屈光不正眼,均可矫正成为配合性正视眼。

1.1.1 无晶状体轴性屈光不正眼植入 PC-IOL 的屈光状态 无晶状体轴性屈光不正眼,只剩下角膜光系和眼轴,见图2。

设:角膜屈光度 $D_{角} = 43.05D^{[5]}$ 、植入的 PC-IOL = $X_{轴晶}$ 、有效人工晶状体位置(effective lens position, ELP) = $5.25mm^{[4]}$,若以此定为 PC-IOL 的前主点 $P_{轴晶} = 5.25mm$ 、房水屈光指数 $n = 1.336$ 、轴性配合性正视眼的总屈光度为 $D_{轴晶总}$,则:

$$D_{轴晶总} = 43.05 + X_{轴晶} - \frac{5.25 + 0.0506}{1336} \times 43.05 \times X_{轴晶}$$

∴ D_{轴配总} = 43.05 + 0.8292X_{轴晶} (1)

S'H' = (5.25 + 0.0506 / 1336) × 43.05 × 1336 将(1)式代入,得

S'H' = -228.19 / (43.05 + 0.8292X_{轴晶}) (2)

由图1可见:5.25mm + 0.05mm(角膜主平面至角膜顶点距离) = 5.3mm[4],距PC-IOL前主点P_{轴晶}为0.05mm,(因双凸薄人工晶状体成象最佳[6,7],故简化眼的主点可定在前、后主点中间,还原前、后主点)。

∴ 对称至后主点P'轴晶也拟为0.05mm,因而隙距i_晶 = 0.1mm

∴ P'轴晶 = 5.35mm,见图3[8]

H' = 5.35 + S'H'将(2)式代入,得:

H' = 5.35 - 228.19 / (43.05 + 0.8292X_{轴晶}) (3)

f' = 1336 / D_{轴配总} 将(1)式代入,得

f' = 1336 / (43.05 + 0.8292X_{轴晶}) (4)

设:轴性配合性正视眼的眼轴长为L,则代入(3)、(4)式得

L = f' + H' = (1336 / (43.05 + 0.8292X_{轴晶})) + 5.35 - 228.19 / (43.05 + 0.8292X_{轴晶}) = 1107.81 / (43.05 + 0.8292X_{轴晶}) + 5.35 (5)

由(5)式得:

X_{轴晶} = (1336 / (L - 5.35)) - 51.92 (6)*

设:正常人眼(或称标准眼)的前后轴长为24mm(即解剖学轴长)L_解 = 24mm,其A超测量(角膜顶点至视网膜的内界膜)轴长L_超 = 23.25mm[4],眼球解剖学光轴L_{解光} = L_超 + 视网膜厚度 = 23.45 + 0.25 = 23.70mm[4],角膜厚0.5mm,折合光学厚度为0.5 × (1336 / 1376) = 0.4855mm,则眼球光

学光轴L_光 = (23.70 - 0.5) + 0.5 × (1336 / 1376) = 23.2 + 0.4854 = 23.6855mm。因为人眼视轴与光轴间的夹角以Kappa角计算,正常人∠K为3° ~ 5°[9],取其平均值4°计算,则:眼球视轴L_视 = L_光 × Cos4° = 23.6855 × Cos4° = 23.6278mm。从上述标准眼(或称正常眼)的平均光学数值中,取L_视 =

23.6278mm,代入(6)式,则得X_{标晶} = (1336 / (23.6278 - 5.35)) - 51.92 = 21.174D。

设:标准眼失去晶状体后,植入PC-IOL的总屈光度数为D_{标眼总},则D_{标眼总} = 43.05 + 21.174 - (5.25 + 0.0506 / 1336) × 43.05 × 21.174 = 60.607D。

1.1.2 无晶状体角膜曲率性屈光不正眼植入PC-IOL的屈光状态 设:无晶状体角膜曲率性屈光不正眼,眼轴长不变,为标准眼轴(L_视 = 23.6278mm),植入PC-IOL成配合性正视眼的总屈光度D_{曲总}。令D_{曲总} = D_{标眼总} = 60.607D、角膜前表面平均曲率半径为r,角膜光系屈光度D_{角膜},则

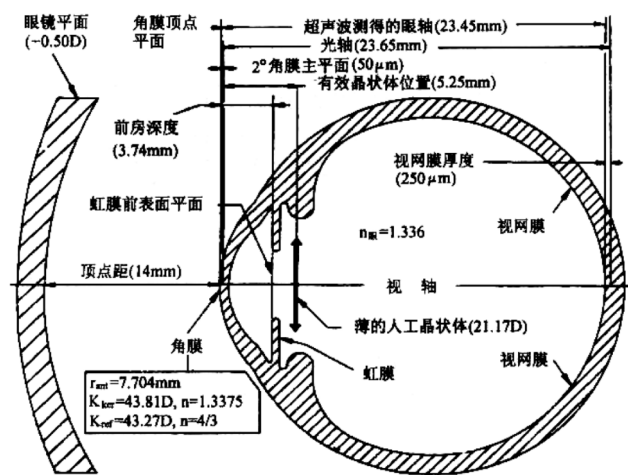


图1 标准人工晶状体眼示意图[4]。

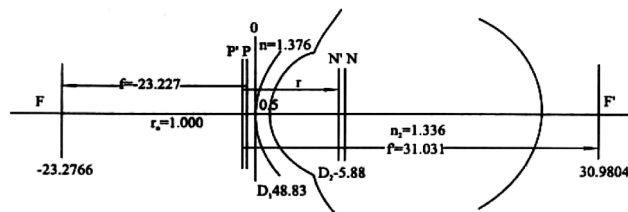


图2 Gullstrand模型眼(1号)角膜光系及眼轴示意图[5]。

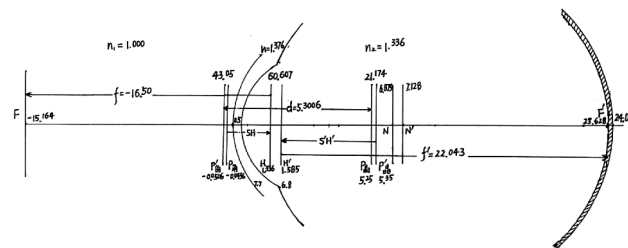


图3 无晶状体眼植入后房型人工晶状体1号模型眼[8]。

D_{角膜} = (1.376 - 1.000) / r + (1.336 - 1.376) / 0.0068 - (0.0005 / 1.376) × (1.376 - 1.000) / r × (1.336 - 1.376) / 0.0068 ∴ D_{角膜} = 0.3768 / r - 5.88 (7)

又设:植入PC-IOL的前主点P_晶 = 5.25mm[4]、屈光度 = X_晶,则

D_{曲总} = D_{角膜} + X_晶 - (d/n) D_{角膜} × X_晶 = 60.607D (8)

在角膜光系中,角膜前曲面屈光度 D_{角膜} = 0.376 / r,后主点为P'_{角膜},

S'H' = -0.5 × (1336 / 1376) × (376.8 / (376.8 - 5.88)) = -182.5349 / (376.8 - 5.88r)

P'_{角膜} = 0.5 + S'H' = 0.5 - 182.5349 / (376.8 - 5.88r)

d = P_晶 - P'_{角膜} = 5.25 - 0.5 + 182.5349 / (376.8 - 5.88r) = 4.75 + 182.5349 / (376.8 - 5.88r)

d/n = (4.75 + 182.5349 / (376.8 - 5.88r)) / 1336

将(7)式及 $\frac{d}{n}$ 代入(8)得

$$X_{\text{角晶}} = \frac{65.13r - 369.0861}{r - 1.4461} \dots\dots\dots (9)^*$$

由(9)式得:

$$r = \frac{1.4461X_{\text{角晶}} - 369.0861}{X_{\text{角晶}} - 65.13} \dots\dots\dots (10)$$

1.1.3 轴性、角膜曲率性屈光不正同时存在的无晶状体混合型屈光不正眼植入 PC-IOL 的屈光状态 设:混合型无晶状体屈光不正眼,植入的 PC-IOL = $X_{\text{混晶}}$,则 $X_{\text{混晶}} = X_{\text{轴晶}} + X_{\text{角晶}} - 21.174 \dots\dots\dots (11)$

因为,无晶状体轴性屈光不正眼植入 PC-IOL 的前主点与无晶状体角膜曲率性屈光不正眼植入 PC-IOL 的前主点均是 5.25mm^[4],所以, $X_{\text{轴晶}}$ 与 $X_{\text{角晶}}$ 之间没有距离,即 d=0,故前两项可以直接相加;又因为,在 $X_{\text{轴晶}}$ 与 $X_{\text{角晶}}$ 相加时重算了一个 21.174D,所以,必须在(11)式中减去 21.174D。

将(6)式与(9)式代入(11)式,得

$$X_{\text{混晶}} = \frac{1336}{L - 5.35} + \frac{65.13r - 369.0861}{r - 1.4461} - 73.094 \dots\dots\dots (12)^*$$

1.1.4 无晶状体内植入 PC-IOL 理论值与 ELP 的相互关系 有关无晶状体内植入 PC-IOL 理论值与 ELP 相互的关系,笔者导出如下关系式:(推导过程另文详述)。

设:个性化眼轴 L、个性化 ELP,无晶状体眼植入 PC-IOL 屈光度为 $X_{\text{个轴个E晶}}$ 则

$$X_{\text{个轴个E晶}} = \frac{1338.127 - 43.05L}{(L - ELP - 0.1) \times (0.9984 - 0.03222ELP)} \dots\dots\dots (I)$$

标准眼的 $L_{\text{视}} = 23.6278\text{mm}$,代入(I)式得出 $X_{\text{标轴个E晶}}$ 关系式:

$$X_{\text{标轴个E晶}} = \frac{320.95}{(23.5278 - ELP) \times (0.9984 - 0.03222ELP)} \dots\dots\dots (II)$$

再设:个性化角膜前表面曲率半径 r、个性化 ELP,无晶状体眼植入 PC-IOL 屈光度为 $X_{\text{个角个E晶}}$,则

$$X_{\text{个角个E晶}} = \frac{(48.93 + \frac{320.95}{23.5278 - ELP}) \times r - 376.8}{r - 0.000749 \times (ELP - 0.5) \times (376.8 - 5.88r) - 0.1366} \dots\dots\dots (III)$$

将 ELP 值及测得的 r 与得到补偿后的 L 值,分别代入(I)、(II)、(III)式,并将其结果代入(11')式,就能得出无晶状体内植入 PC-IOL 理论值—— $X_{\text{混晶}}$ 。

$$X_{\text{混晶}} = X_{\text{个轴个E晶}} + X_{\text{个角个E晶}} - X_{\text{标轴个E晶}} \dots\dots\dots (11')$$

2 无晶状体内任一 ELP 位置上植入人工晶状体的理论值探讨 在角膜屈光性手术(如:RK, PRK, LASIK, LASEK)、圆锥角膜等情况下,可出现角膜厚度和/或角膜后表面曲率半径 r 的变化。采用传统的角膜前表面曲率测量来推算整个角膜光系总屈光度的测量方法,如角膜曲率计、角膜地形图等,易使角膜屈光度的测量值较实际值偏大,从而影响 IOL 理论值的精确性^[10,11]。采用裂隙扫描角膜地图仪如 ORBSCAN II 和超声角膜测厚仪,可测量出角膜前、后表面曲率半径(r_1, r_2)和角膜厚度(T),按照个性化角膜数据计算方法计算,能克服上述弊端。具体计算方法分三步,简述如下:

第一步:求解 $X_{\text{个角个E晶}}$

先求出角膜光系屈光度 $D_{\text{个角}}$
 设:屈光指数 $n_{\text{角}} = 1.376, n_{\text{房水}} = 1.336, n_{\text{空气}} = 1.000$ 、角膜前、后表面曲率半径为 r_1, r_2 、角膜厚度 T、角膜光系屈光度 $D_{\text{个角}}$ 。代入光系合并公式 $D = D_1 + D_2 - \frac{d}{n} D_1 \times D_2$

$$D_{\text{个角}} = \frac{1.376 - 1.000}{r_1} + \frac{1.336 - 1.376}{r_2} - \frac{T}{1.376} \times \frac{1.376 - 1.000}{r_1} \times \frac{1.336 - 1.376}{r_2}$$

然后求出 $\frac{d}{n}$

$$\text{角膜前曲面屈光度 } D_{\text{个角前}} = \frac{0.376}{r_1}$$

$$\frac{d}{n} = \frac{ELP - T + T \times \frac{1336}{1376} \times \frac{D_{\text{个角前}}}{D_{\text{个角}}}}{1336}$$

$$\text{再求出 } D_{\text{标轴个E眼总}}, \text{即 } D_{\text{标轴个E眼总}} = 43.05 + \frac{320.95}{23.5278 - ELP} \dots\dots\dots (IV)$$

最后求出 $X_{\text{个角个E晶}}$

设:个性化眼球总屈光度为 $D_{\text{个眼总}}$,为使植入 PC-IOL、屈光度为 $X_{\text{个角个E晶}}$ 后成为配合性正视眼,令 $D_{\text{个眼总}} = D_{\text{标轴个E眼总}}$,将(IV)式、 $D_{\text{个角}}$ 及 $\frac{d}{n}$ 代入光系合并公式,得:

$$D_{\text{个眼总}} = D_{\text{个角}} + X_{\text{个角个E晶}} - \frac{d}{n} \times D_{\text{个角}} \times X_{\text{个角个E晶}} = 43.05 + \frac{320.95}{23.5278 - ELP} = D_{\text{标轴个E眼总}}$$

即

$$X_{\text{个角个E晶}} = \frac{D_{\text{标轴个E眼总}} - D_{\text{个角}}}{1 - \frac{d}{n} \times D_{\text{个角}}} \dots\dots\dots (9')$$

第二步:应用(I)式求出 $X_{\text{个轴个E晶}}$,应用(II)式求出 $X_{\text{标轴个E晶}}$ 。

$$\text{即 } X_{\text{个轴个E晶}} = \frac{1338.127 - 43.05L}{(L - ELP - 0.1) \times (0.9984 - 0.03222ELP)}$$

$$X_{\text{标轴个E晶}} = \frac{320.95}{(23.5278 - ELP) \times (0.9984 - 0.03222ELP)}$$

第三步:将 $X_{\text{个轴个E晶}}, X_{\text{个角个E晶}}, X_{\text{标轴个E晶}}$,分别代入(11')式求得 IOL 理论值

$$\text{即 } X_{\text{混晶}} = X_{\text{个角个E晶}} + X_{\text{个轴个E晶}} - X_{\text{标轴个E晶}}$$

3 讨论

Oslen 对比研究了白内障患者术前预期屈光度与术后植入 PC-IOL 后眼球实际屈光度的误差原因,统计后发现:54%来自眼轴长 L 的测量,38%来自对术后前房深度的预测,8%来自角膜曲率测量^[12]。笔者结合自身研究与临床数据统计结果,就影响无晶状体内植入人工晶状体理论值的因素及其应对策略与改进方法,结合实例,作如下探讨。

3.1 眼轴长 L 是计算植入 IOL 理论值的重要参数,其值精确与否直接影响 IOL 理论值的准确性 目前眼轴的测量,主要有 A 超、B 超和相干光生物测量法(partial coherence interferometry, PCI)。眼轴长 L,理论上是指从角膜顶点至视网膜与脉络膜交界处的视轴长度。实际上超声波技术所测定的眼轴,不包括视网膜厚度与探头对角膜的压陷值^[13];同时,超声波在房水、玻璃体中与在角膜、晶状体中

的传播速率是不同的,而目前大部分仪器都使用平均速率,用于计算眼轴长度,是不精确的,因此,眼轴 L 需要校正。本文使用公式 $L_{校} = 0.4 + \frac{L_{测} + 0.30955}{1.0355744}$ (推导过程详见

另文),用以校正超声波技术所测定的眼轴值。应用 PCI 如采用 ZEISS IOL-Master 分析系统,可获得较为精确的视轴测量结果,但存在 10% ~ 20% 的失败率^[14,15]。

3.2 ELP 的预测问题 影响 ELP 预测准确性的因素包括计算公式的选择与测量设备的精确性和术者的技术两个方面。

3.2.1 计算公式的选择与测量设备的精确性 (1)采用第三代 IOL 度数计算的理论公式如 Holladay1, SRK/T, Hoffer Q 等均是利用眼轴和角膜屈光力两个参数计算出 ELP 后,再根据 ELP、眼轴和角膜屈光力用聚散度公式计算出 IOL 度数;Holladay2 则将眼轴、角膜屈光力、水平角膜直径、前房深度、晶状体厚度 5 个参数来计算 ELP,使之能更为准确的预测 ELP 的位置,进而使 PC-IOL 的理论值更为精确。但在准分子激光角膜屈光手术后或圆锥角膜患者,采用传统角膜前表面曲率测量设备获取角膜屈光力参数时,该数据必然存在不同程度的误差(详见后述)。(2)设备的测量误差。目前的眼前段活体测量设备,主要有裂隙扫描角膜地图 ORBSCAN II 眼前节分析系统、非接触式人工晶状体测量仪(IOL-Master)、超声活体显微镜(ultrasound biomicroscopy, UBM)、相干光断层扫描(optical coherence tomography, OCT)等,均可用于前房深度的测量和 ELP 位置的预测,但都存在程度不同的系统测量误差^[16]。

3.2.2 术者的技术 不同医师植入的 IOL 的位置会有一些的差异,这必然会导致 ELP 发生变化,进而影响植入 IOL 的屈光度。最近的研究结果显示:人眼前后段的大小是不按比例变化的^[4],眼轴 < 20mm 的患眼,其前房深度可完全正常;高度屈光不正者的前房深度,并不与眼轴的变化成比例^[4],但与角膜曲率、水平角膜直径等密切相关。

基于以上认知,笔者采用: $ELP_{植} = \text{角膜矢高} + \text{常数}$,代替 $ELP = ACD(\text{前房深度}) + d(\text{医生因子})$ ^[4] 这一较为简便的计算方式。且两者 ELP 值计算结果完全相等,(只不过是其间两者分界可能不同)效果相同;但前者在测量与计算中较为方便;因为角膜曲率与水平角膜直径(水平角膜缘 $W_{(白)} \longleftrightarrow W_{(白)}$)长度易于测量,便于计算角膜矢高,而前房深度的测量却不易准确,且设备昂贵;常数可从上述模型眼计算得出(即相当于平均医生因子)。即

$ELP_{植} = \text{角膜矢高} + \text{常数} = \text{角膜矢高} + (\text{SRK 式中的平均})$ 医生因子, $ELP_{植}$ 的位置,应与角膜矢高、医生因子有关。依据 SRK 公式设计的 Gullstrand-Emsley 无晶状体眼,植入 PC-IOL 的正视模型眼, $ELP_{植} = 5.0007 \approx 5\text{mm}$, 角膜水平、垂直弦长定为角膜缘白-白(W-W)的长度(必须对手术眼测量其长度 mm),设:

$$\frac{\text{平均 } W_{(白)} \xrightarrow{\text{弦长}} W_{(白)}}{2} = \frac{11.5 + 10.5}{2} = 5.5$$

角膜矢高的计算:

$$\text{矢高} = r - \sqrt{r^2 - \left(\frac{\text{水平弦长} + \text{垂直弦长}}{4}\right)^2} = 7.8 - \sqrt{7.8^2 - 5.5^2} = 2.2692\text{mm}$$

∴ $ELP_{植} = \text{角膜矢高} + \text{常数}$ 。

∴ 常数 = $ELP_{植} - \text{角膜矢高} = 5.000 - 2.2692 = 2.7308$ (SRK

式的平均医生因子)。

故,个性化 Gullstrand-Emsley 无晶状体眼,植入 PC-IOL 的正视模型眼 ELP 植的位置,由下式决定:

$$ELP_{植G-E,SRK,eye} = 2.7308 + r_{前} - \sqrt{r_{前}^2 - \left(\frac{\text{平均 } W_{(白)} \xrightarrow{\text{弦长}} W_{(白)}}{2}\right)^2}$$

同理,个性化 Gullstrand 1 号无晶状体眼,植入 PC-IOL 的正视模型眼的

$$ELP_{植G-SRK,eye} = 2.7348 + r_{前} - \sqrt{r_{前}^2 - \left(\frac{\text{平均 } W_{(白)} \xrightarrow{\text{弦长}} W_{(白)}}{2}\right)^2}$$

3.3 角膜 K 值的精确测算问题 角膜 K 值的精确测定,理想的方法应该是精确测定角膜前后曲面的曲率半径(r_1 、 r_2)与角膜厚度(T),应用光系合并公式精确计算得出:

$$K = \frac{1.376 - 1.000}{r_1} + \frac{1.336 - 1.376}{r_2} - \frac{T}{1.376} \times \frac{1.376 - 1.000}{r_1} \times \frac{1.336 - 1.376}{r_2}$$

由于以往测量技术与设备的限制,人们试图通过角膜前表面曲率半径(r)的测量,来达到精确测定整个角膜光系屈光度之目的。基于不同类型的模型眼,各生产厂家生产的角膜曲率计,大都固定使用角膜屈光指数 1.3375,应用公式 $K = \frac{1.3375 - 1}{r}$ 求得整个角膜光系的总屈光度。本

文(7)式 $D_{角膜} = \frac{0.3768}{r} - 5.88$ 中,是依据 Gullstrand(1号)

模型眼角膜光系参数,设定角膜厚度(0.5mm)与角膜后表面的曲率半径 r 角后(6.8mm)不变、计算得出角膜前表面屈光度,并减去角膜后表面的屈光度 5.88D,计算出角膜光系总屈光度,即通过测定角膜前表面平均曲率半径 r 单折射面,达到计算角膜总屈光度之目的;这与现行角膜曲率计,选用特定的角膜屈光指数 $n = 1.3375$ (而非 1.3768),使角膜前表面的屈光度降低了相当于角膜后曲面的屈光度,以适合用角膜前表面平均曲率半径 r 单折射面,来计算角膜总屈光度,是出于同一目的。笔者推导出角膜光系实际屈光度 K 与角膜测量值 $K_{测}$ 有如下数理关系:

$$K = \frac{0.3768}{r} - 5.88 = K_{测} \times (1.11644 - 0.017422r) = \frac{0.3375}{r} \times (1.11644 - 0.017422r)$$

3.3.1 当 $r = 6.6837\text{mm}$ 时 当 $r = 6.6837\text{mm}$ 时, $\frac{0.3375}{r} =$

$$\frac{0.3768}{r} - 5.88, \text{角膜测量 } K \text{ 值等于角膜光系实际 } K \text{ 值,即 } K_{测} = K;$$

3.3.2 当 $r > 6.6837\text{mm}$ 时 当 $r > 6.6837\text{mm}$ 时, $\frac{0.3375}{r} >$

$$\frac{0.3768}{r} - 5.88, \text{即 } K_{测} > K, \text{由此证明:就绝大多数患者而言,}$$

采用传统的角膜前表面曲率测量来推算整个角膜光系总屈光度的测量方法,如角膜曲率计、角膜地形图等,其测量的角膜 K 值较实际 K 值大;

3.3.3 在圆锥角膜患者 $r < 6.6837\text{mm}$ 时 在圆锥角膜患者 $r < 6.6837\text{mm}$ 时,则 $\frac{0.3375}{r} < \frac{0.3768}{r} - 5.88$, 测量的角膜 K 值较实际 K 值小,即 $K_{测} < K$ 。

因此,在角膜屈光性手术(如:RK, PRK, LASIK, LASEK 手术)等情况下,可引起角膜厚度和/或角膜后表

面的曲率半径 r 的变化,使角膜光系屈光度的计算值出现一定偏差,从而影响 PC-IOL 理论值的精确性。笔者应用如下公式校正角膜前曲面: $r_{\text{校}} = r_{\text{前}} = \frac{376.8}{K_{\text{ORBSCAN}}}$,其中 K 值由 ORBSCAN II 测出。

采用裂隙扫描角膜地图仪如 ORBSCAN II 和超声角膜测厚仪,按照个性化角膜数据计算法计算,能克服上述弊端。

例如,一 LASIK 术后白内障患者,经测量并经校正后得到如下参数:

$r_1 = 8.86\text{mm}$, $r_2 = 6.67\text{mm}$, $T = 0.461\text{mm}$, $L = 26.12\text{mm}$, ELP 预计为 5.0mm

第一步:求解 $X_{\text{个角个E晶}}$ 。

1) 先求出角膜光系屈光度 $D_{\text{个角}}$

$$D_{\text{个角}} = \frac{1376-1000}{8.86} + \frac{1336-1376}{6.67} - \frac{0.461}{1376} \times \frac{1376-1000}{8.86} \times \frac{1336-1376}{6.67} = 36.526D$$

2) 然后求出 $\frac{d}{n}$

$$D_{\text{个角前}} = \frac{0.376}{r_1} = \frac{376}{8.86} = 42.438D$$

$$\frac{d}{n} = \frac{ELP - T + T \times \frac{1336}{1376} \times \frac{D_{\text{个角前}}}{D_{\text{个角}}}}{1336} =$$

$$\frac{5.0 - 0.461 + 0.461 \times \frac{1336}{1376} \times \frac{42.438}{36.526}}{1336} = 0.0037867$$

3) 再求出 $D_{\text{标轴个E眼总}}$

将 $ELP = 5.0\text{mm}$, 代入 (IV) 式

$$D_{\text{标轴个E眼总}} = 43.05 + \frac{320.95}{23.5278 - 5.0} = 60.373D$$

4) 最后求出 $X_{\text{个角个E晶}}$

$$\text{将 } D_{\text{个眼总}} = D_{\text{标轴个E眼总}} = 60.373D, D_{\text{个角}} = 36.526D, \frac{d}{n} =$$

0.0037867 代入 (9') 式,

$$X_{\text{个角个E晶}} = \frac{D_{\text{标轴个E眼总}} - D_{\text{个角}}}{1 - \frac{d}{n} \times D_{\text{个角}}} = \frac{60.373 - 36.526}{1 - 0.0037867 \times 36.526} = 27.675D$$

第二步:应用 (I) 式求出 $X_{\text{个轴个E晶}}$, 应用 (II) 式求出 $X_{\text{标轴个E晶}}$ 。

将 $L = 26.12\text{mm}$, $ELP = 5.0\text{mm}$ 代入 (I) 式, 求出 $X_{\text{个轴个E晶}}$,

$$X_{\text{个轴个E晶}} = \frac{1338.127 - 43.05 \times 26.12}{(26.12 - 5.0 - 0.1) \times (0.9984 - 0.03222 \times 5.0)} = 12.140D$$

将 $ELP = 5.0\text{mm}$, 代入 (II) 式, 求出 $X_{\text{标轴个E晶}}$,

$$X_{\text{标轴个E晶}} = \frac{320.95}{(23.5278 - 5.0) \times (0.9984 - 0.03222 \times 5.0)} = 20.689D$$

第三步:将 $X_{\text{个角个E晶}}$, $X_{\text{个轴个E晶}}$, $X_{\text{标轴个E晶}}$, 分别代入 (11') 式求得 $X_{\text{混晶}}$ 。

$$X_{\text{混晶}} = X_{\text{个轴个E晶}} + X_{\text{个角个E晶}} - X_{\text{标轴个E晶}} = 12.140 + 27.675 - 20.689 = 19.126D。$$

又如,同是该例患者,若植入前房型人工晶状体 (AC-IOL, ELP 预计为 3.54mm), 有兴趣的同仁不妨计算其 AC-IOL 的理论值。

现代角膜与晶状体屈光手术的发展,对眼内植入 IOL 屈光度的精确性提出了越来越高的要求,无晶状体内植入人工晶状体的理论值计算问题的重要性与迫切性日渐凸显。目前,无论是传统的理论公式还是回归公式,主要用于 PC-IOL 屈光度的计(估)算,由于受制于眼轴长与角膜 K 值的特定应用范围,每个公式均存在一定的应用瓶颈,故尚无一个公式具有公认的普适性。本文以 Gullstrand (1 号) 模型眼及标准人工晶状体眼部分数据为基础,应用几何光学理论进行数理推导,从无晶状体内植入后房型人工晶状体理论值计算入手,总结出个性化角膜数据计算法,用以计算无晶状体内植入人工晶状体的理论值,以期与同道深入探讨并从临床实践角度对其精确性进行验证。

参考文献

- 1 Koch DD, Liu JF, Hyde LL, et al. Refractive complications of cataract surgery after radial keratotomy. *Am J Ophthalmol* 1989;108(6): 676-682
- 2 Argento C, Cosentino MJ, Badoza D. Intraocular lens power calculation after refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003;29(7):1346-1351
- 3 Stewart Duke-Elder W. Text-book of ophthalmology, Vol. 1, The Development, Form and Function Of The Visual Apparatus. Second Impression. London: Henry Kimpton 1959:747
- 4 林振德. 晶状体性屈光手术学. 第 1 版. 北京: 科学出版社 2003:43-44
- 5 缪天荣. Gullstrand 氏精密模型眼. 温州医药(眼科专辑) 1973; 3:27
- 6 金成鹏, 刘晓玲, 王小娟. 6 种人工晶状体调制传递函数的研究. 眼视光学杂志 2003;5(3):150-151
- 7 王小娟, 金成鹏, 王勤美. 不同光学结构人工晶状体的像差. 眼视光学杂志 2003;5(4):209-211
- 8 文道源, 文为杰. 无晶状体后房型人工晶状体模型眼的设计研究. 赣南医学院学报 2006;26(1):7-11
- 9 李凤鸣. 眼科全书. 第 1 版. 北京: 人民卫生出版社 1996:124, 168, 2817
- 10 Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990;16(3):333-340; Erratum in: *J Cataract Refract Surg* 1990; 16(4):528
- 11 Gobbi PG, Carones F, Brancato R. Keratometric index, videokeratography, and refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 1998; 24(2):202-211
- 12 Oslen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1992;18(2):125-129
- 13 Oslen T, Nielsen PJ. Immersion versus contact technique in the measurement of axial length by ultrasound. *Acta Ophthalmol* 1989; 67(1):101-102
- 14 Oslen T, Thorwest M. Calibration of axial length measurements with the Zeiss IOL Master. *J Cataract Refract Surg* 2005;31(7): 1345-1350
- 15 李军, 亢晓丽, 赖恺明, 等. 相干光生物测量法在老年性白内障群体中的应用研究. 中国实用眼科杂志. 2007;25(3):270-273
- 16 张帅, 汤欣. 眼前房直径活体测量的研究进展. 中华眼科杂志 2006;42(12):1136-1139