

レンズ位置の回帰式を用いた眼内レンズ度数決定法

柏木 豊彦

かしわぎ眼科

要 約

術後のレンズ位置を術前の角膜曲率半径と眼軸長との一次回帰式で表し、凸平、両凸、平凸レンズについて Ray Tracing Error Correction (RTEC) 法で眼内レンズ度数を計算した。凸平レンズで眼軸長が 28 mm 以下で角膜曲率半径が 7.0 mm~9.0 mm の範囲では Sanders, Retzlaff, Kraff (SRK) II 式とほぼ一致した。回帰係数を変化させると理論式に近い場合、SRK II 式に近い場合、SRK 式に近い場合へと連続的に度数が変化した。RTEC 法によれば SRK II 式は凸平レンズについてのみ正しく両凸、平凸レンズには補正が必要であることが予測された。また SRK 式が眼軸長に依存する補正を必要とされたように、角膜曲率半径が 7.0 mm 以下の場合も補正が必要なが推測された。眼内レンズ度数の計算には実際の術後屈折度の値をもとにした学習が必要であるが、SRK 式と RTEC 法による学習の違いについて言及した。(日眼会誌 97: 519-525, 1993)

キーワード: 眼内レンズ度数, 術後レンズ位置, SRK II 式, RTEC 法, 学習

IOL Power Determination Using Regression
Formula of Lens Location

Toyohiko Kashiwagi

Kashiwagi Eye Clinic

Abstract

Postoperative lens location was expressed as a linear regression formula of axial length and corneal curvature. Using the formula, the IOL power of a convexplano, biconvex, and planoconvex lens was calculated by Ray Tracing Error Correction (RTEC). The calculated power of a convexplano lens coincides with Sanders, Retzlaff, Kraff (SRK) II in axial length less than 28 mm and corneal curvature between 7 to 9 mm. Varying regression coefficients changes lens power continuously and simulates the theoretical formulas SRK II and SRK. RTEC predicted that formula SRK II is valid only for a convexplano lens and needs correction in a biconvex or planoconvex lens and in corneal curvature less than 7.0 mm. IOL power determination requires a learning process based on the postoperative refraction. The difference of learning between SRK and RTEC is also discussed. (J Jpn Ophthalmol Soc 97: 519-525, 1993)

Key words: IOL power, Postoperative refraction, SRK II, RTEC, Learning

別刷請求先: 591 堺市中百舌鳥町5-768-1 グランディなかもず かしわぎ眼科 柏木 豊彦
(平成4年8月31日受付, 平成4年10月21日改訂受理)

Reprints requests to: Toyohiko Kashiwagi, M.D. The Eye Clinic, Nakamozu-chou, Sakai-city 591, Japan.
(Received August 31, 1992 and accepted in revised form October 21, 1992)

I 緒 言

眼内レンズの導入により改良されたのは、白内障術後矯正における不同視や狭い視野、重くて分厚い眼鏡あるいは装用しにくいコンタクトレンズであって、こと屈折矯正の精度に関しては、悪化したと言わざるを得ない。乱視矯正も含めて屈折矯正の精度が眼鏡やコンタクトレンズと同等 (± 0.50 D 以内に 99% 程度) になって始めて眼内レンズ挿入術は手術として完成されるのであって、これは眼内レンズ手術の主要な課題である。

現在では眼内レンズ度数の計算は、術前の眼軸長、角膜曲率半径の計測値から決定されている。角膜曲率半径はかなり安定して測定されるが、眼軸長は機器の違い、測定法の違い、音速の設定の違いにより施設ごとに異なった測定偏差が生じると考えられる。またレンズの固定位置は、囊の切開、固定法により異なると考えられる。したがって、度数の計算には施設と術式により異なった計算式が必要である。

しかし前記の変動要因を理論的にきちんと考慮した眼内レンズ度数決定法はなかった。そこで筆者は測定器の特性や手術法の影響などを考慮した、新しい眼内レンズ度数決定法を考案した¹⁾。即ち眼内レンズの位置を実際の術後の屈折度から計算で求め、このレンズ位置を術前の角膜曲率半径と、眼軸長の回帰式で表し、その回帰式から術後のレンズ位置を予測し、眼内レンズ度数を求める方法である。この方法による眼内レンズ度数の計算を示し、従来の理論式²⁾の欠陥の理由、Sanders, Retzlaff, Kraff (SRK) 式³⁾の誤りと SRK II 式⁴⁾の補正はなぜ必要であったか、そして今後眼内レンズ度数決定法に望まれる機能について述べる。

II 方 法

1. レンズ位置を表す一次式

眼内レンズの術後のレンズ位置 FLLC (角膜後面と眼内レンズとループの交点 (レンズのこぼの中心にあたる) との距離) を術前の眼軸長 AXL と角膜曲率半径 ACC の一次回帰式で表現する。

$$FLLC - FLLCM = \beta (AXL - AXLM) + \gamma (ACC - ACCM) \quad (1)$$

ここで AXLM は眼軸長の平均値、ACCM は角膜曲率半径の平均値、FLLCM は眼内レンズ位置の平均値である。 β , γ は回帰係数である。

2. 眼内レンズ度数の計算法

角膜、前房、硝子体の屈折率は Gullstrand⁵⁾ の眼球光学系モデルに準じる。目的とする術後屈折度、術前の角膜曲率半径、術前の眼軸長、眼内レンズの shape factor⁶⁾ (SF)、光学部の直径より眼内レンズ度数を計算する。shape factor は眼内レンズの前後面の曲率半径をそれぞれ RA, RP とすると

$$SF = (RA + RP) / (-RA + RP) \quad (2)$$

で表される。凸平は 1.0、両凸は 0.0、平凸は -1.0 となる。前房深度 ACD (角膜後面と眼内レンズ前面との距離)、RA, RP、眼内レンズの厚み THIOI、眼内レンズの直径 DIALNS、FLLC は (3) の関係式を常に満足すると仮定する (図 1)。

$$ACD = FLLC - RA(1 - \sqrt{(1 - DIALNS^2/RA^2)/4}) + THIOI/2$$

$$THIOI = THO - RA(1 - \sqrt{(1 - DIALNS^2/RA^2)/4}) + RP(1 - \sqrt{(1 - DIALNS^2/RP^2)/4}) \quad (3)$$

THO は眼内レンズ度数が 0 のときの中心厚み。RTEC 法^{7,8)}により RA は次の漸化式に従って変化させられる (図 2)。

$$RA_{n+1} = RA_n + (RA_n - RA_{n-1}) * (AXL - AXL_{n-1}) / (AXL_n - AXL_{n-1}) \quad (n=2, 3, 4, 5, \dots)$$

$$RP_n = -RA_n * (1.0 - SF) / (1.0 + SF) \quad (4)$$

平凸の場合には眼内レンズの後面に対して (4) 式と同様の方法で Ray Tracing Error Correction (RTEC) 法が適用される。RTEC 法のアルゴリズムに則り AXL_n が AXL に一致した場合、その時の RA と RP および THIOI により眼内レンズ度数 PIOL が次の式

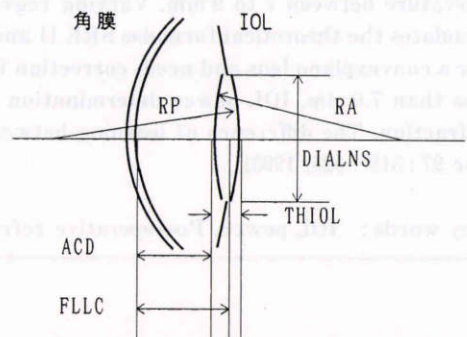


図1 本文(3)式で用いられる変数の説明。

ACD: 前房深度, FLLC: レンズ位置は角膜後面からの距離, RA, RP はそれぞれ角膜の前面および後面の曲率半径, DIALNS: レンズの直径, THIOI: レンズの厚み。

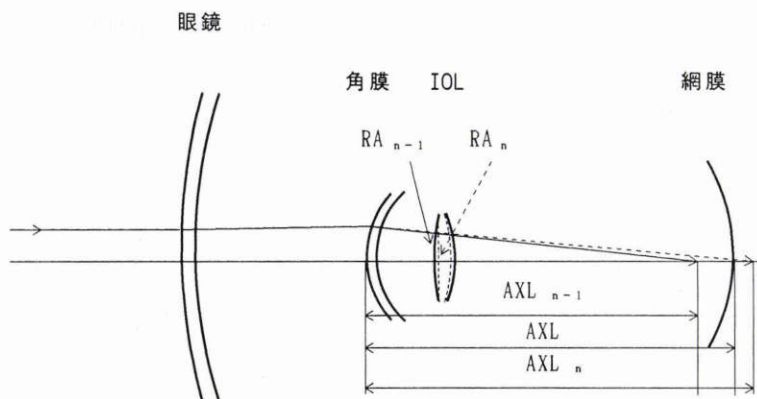


図2 Ray Tracing Error Correction (RTEC) 法で眼内レンズ度数を求めるの図。
光軸に平行な光線について光線追跡を行いながら、網膜上で焦点を結ぶまで眼内レンズの曲率半径を順次変化させる。n-1 番目と n 番目の曲率半径 RA_{n-1} , RA_n から n+1 番目の曲率半径 RA_{n+1} を本文(4)式により定める。

表1 眼内レンズ度数計算に用いた回帰式の変数の値

FLLCM	3.65
ACCM	7.559
AXLM	23.59
β	0.292
γ	-0.921

による影響)。

$\beta=0.0, 0.2, 0.4$ の場合について角膜曲率半径を一定 ($=7.7 \text{ mm}$) とし、凸平レンズについて、眼軸長を 20 mm から 32 mm まで変化させて眼内レンズ度数を計算した。

4) 角膜曲率半径と眼内レンズ度数の関係(回帰係数 γ による影響)。

$\gamma=0.0, -0.5, -1.0$ の場合について眼軸長を一定 ($=23.59 \text{ mm}$) にし、凸平レンズについて、角膜曲率半径を 6.5 mm から 9.0 mm まで変化させて眼内レンズ度数を計算した。

III 結 果

1. 眼軸長と眼内レンズ度数の関係 (shape factor による影響)

図3に計算例1の結果を示した。実線の直線はSRK式(A定数=116.5)による値である。また図4にそれぞれの値からSRK式の値を引いた値を示した。凸平、両凸、平凸となるにつれてSRK式からのずれは大きくなった。いずれの場合についても、RTEC法によれば、眼軸長が短い場合必要な眼内レンズ度数はSRK式より大きくなった。また逆に眼軸長が長い場合は必要な眼内レンズ度数は小さくなり、眼軸長が 27 mm 付近で最少となり、再び眼軸長とともに増大した。眼軸長が 31 mm 付近で必要な眼内レンズ度数は0となり、この点で凸平、両凸、平凸の3曲線は交わった。凸平レンズについてSRK式とのずれはSRK II式の補正值と良く近似した(表2)。

により求められる。

$$PIOL = (n_1 - n_2) / RA + (n_2 - n_3) / RP + THIOI * (n_1 - n_2) * (n_2 - n_3) / n_2 * RA * RP \quad (5)$$

n_1 = 前房の屈折率, n_2 = 眼内レンズの屈折率,
 n_3 = 硝子体の屈折率

3. 計算例

1) 眼軸長と眼内レンズ度数の関係(shape factor による影響)

実際の術後データから得られた¹⁾ $\beta=0.292$, $\gamma=-0.921$ およびFLLCM, AXLM, ACCMを用いて(表1) 凸平レンズ, 両凸レンズ, 平凸レンズについて、角膜曲率半径は一定 ($=7.7 \text{ mm}$) にして眼軸長を 20 mm から 32 mm まで変化させ眼内レンズ度数を計算した。

2) 角膜曲率半径と眼内レンズ度数の関係 (shape factor による影響)。

1)と同様の β, γ を用いて、凸平、両凸、平凸レンズについて、眼軸長を一定 ($=23.59 \text{ mm}$) とし角膜曲率半径を 6.5 mm から 9.0 mm まで変化させて眼内レンズ度数を計算した。

3) 眼軸長と眼内レンズ度数の関係 (回帰係数 β に

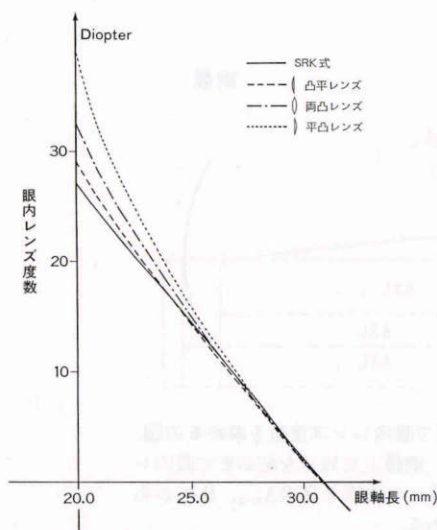


図3 RTEC法で求められたレンズ度数 (shape factor による影響)。

太線はSRK式, 他はRTEC法による計算。眼軸長が短く必要な眼内レンズ度数が大きいくほど, shape factorの違いによるレンズ度数の違いは大きくなる。眼軸長が31 mm付近で必要な眼内レンズ度数が0となる所で3つの曲線は交わる。

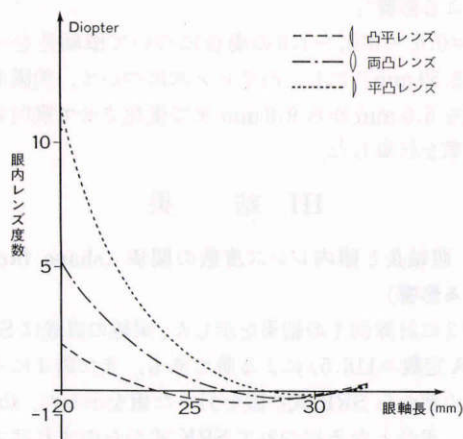


図4 図3の結果をSRK式からのずれで表した。凸平レンズの場合のSRK式からのずれはSRK II式の補正值とほぼ一致する。

2. 角膜曲率半径と眼内レンズ度数の関係 (shape factor による影響)

図5に計算例2の結果を示した。SRK式からの差で示した。凸平レンズでは角膜曲率半径が7.5 mm以上8.5 mm以下ではほぼSRK式と一致した。角膜曲率半

表2 SRK II式とRTEC法 (凸平レンズ) との比較

眼軸長(mm)	SRK II-SRK(Diopter)	RTEC(凸平)-SRK(Diopter)
20	2.0	1.91
21	1.0	1.27
22	0.0	0.74
23	0.0	0.32
24	0.0	-0.01
25	-0.50	-0.24
26	-0.50	-0.38
27	-0.50	-0.44
28	-0.50	-0.42
29	***	-0.33
30	***	-0.18
31	***	0.33
32	***	0.29

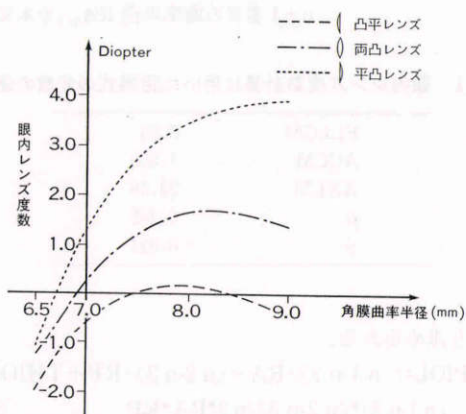


図5 RTEC法で求められたレンズ度数 (shape factor による影響)。

SRK式からのずれで表した。凸平レンズの場合、角膜曲率半径が7.0 mmから9.0 mmの範囲でSRK式とはほぼ一致する。両凸や平凸レンズの場合A定数の変更で補正したとしても、SRK式とのズレは凸平レンズの場合より大きくなる。

径が7 mm以下と9 mm以上ではSRK式の度数より小さかった。両凸、平凸となるにつれて必要な眼内レンズ度数は大きくなった。凸平レンズと両凸、平凸レンズの度数の差は一定でなく必要な眼内レンズ度数が大きいほど差が大きかった。

3. 眼軸長と眼内レンズ度数の関係 (係数 β による影響)

図6に計算例3の結果を示した。SRK式との差を示した。3つの曲線群は眼軸長が23.59 mmの点と必要な眼内レンズ度数が0になる31 mm付近で一点に交

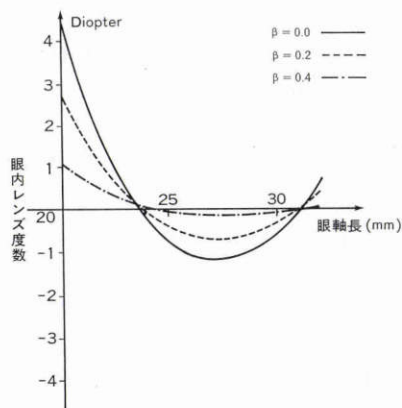


図 6 RTEC 法で求められたレンズ度数 (回帰係数 β による影響)。

SRK 式からのずれで表した, $\beta=0.0$ の場合は理論式に相当する, β を大きくするに従って SRK 式とのずれは小さくなる。実際の結果からは $\beta=0.3$ 付近の値が得られ, $\cdots$ と $- \cdot -$ との間の曲線となる。理論式は眼軸長が短いと度数を大きく計算し (眼軸長 22 mm で 2 ディオプター程度), 眼軸長が 25 mm から 30 mm の間では度数を小さく計算する傾向が理解できる。

わった, β が 0 の場合 (Binkhorsk 式や Hollady 式で前房深度を一定とした場合に相当する。) SRK 式からのずれは大きく, 短い眼軸長では SRK より度数が大きく計算し, 27 mm 付近では逆に小さく計算する。 β の値が 0.2 では SRK II 式に近似し, β の値が 0.4 では SRK 式に近似した。

4. 角膜曲率半径と眼内レンズ度数の関係 (係数 γ による影響)

図 7 に計算例 4 の結果を示した, SRK 式との差を示した。 γ が -1.0 付近で SRK 式との差は最も小さくなった。しかし γ が -1.0 付近でも角膜曲率半径が 7.0 mm 以下であると SRK 式とのずれは大きくなり, 必要な眼内レンズ度数は小さかった。 γ が 0 の場合 (Binkhorst 式や Hollady などの理論式に対応) と γ が -1.0 の場合との差は角膜曲率半径が 8.0 mm 以上では顕著となった。

IV 考 按

1. 計算上のレンズ位置の回帰式を用いる利点

本方法では計算されたレンズ位置の回帰式を用いて眼内レンズ度数が求められる。計算上のレンズ位置は, 術後屈折度と術前の測定値を用いて求められるので,

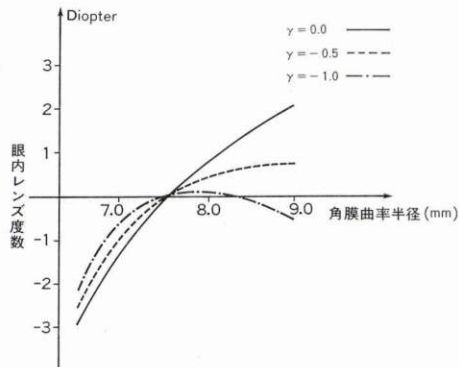


図 7 RTEC 法で求められた眼内レンズ度数 (回帰係数 γ による影響)。

SRK 式からのずれで表した, $\gamma=0.0$ は理論式の場合に相当する。 γ の値を小さくするに従って SRK 式からのずれは小さくなる。実際の結果からは $\gamma=-0.9$ の値が得られ, $- \cdot -$ に近くなる。 $\cdots$ は理論式に相当するが, 角膜曲率半径が 8.0 mm 以上では実際の結果 ($- \cdot -$ とほぼ同一) とは 1 ディオプター以上のずれが生じる。角膜曲率半径が 7.0 mm 以下ではレンズ度数は SRK 式より 1 ディオプター以上小さくて良い事が予測される。

回帰式には術前の眼軸長や角膜曲率半径の測定値の偏差, 術前と術後の角膜曲率半径の変化, レンズ挿入位置の変動およびそれらの変化の眼軸長と角膜曲率半径への依存性が反映されている¹⁾。本回帰式は SRK 式と同様に経験式であるが, SRK 式は眼内レンズ度数そのものに関する回帰式であるのに対して, 術後の計算上のレンズ位置に関する式である。本回帰式を用いた眼内レンズ度数計算の長所は以下のごとくである。

第 1 は本方法は理論式や SRK 式および SRK II 式を包含した汎用性のある方法である。 β の値を変化させると古典的な理論式から, SRK II 式, さらに SRK 式へと連続的に度数が変化する (結果 3)。 β の値が 0 の場合は従来の理論式に相当するが, この場合眼軸長が短いとレンズ度数を大きく計算し, また眼軸長が 27 mm 付近ではレンズ度数を小さめに計算してしまう。これは従来から言われていた理論式の欠点である。 β の値が 0.2 付近では SRK II 式に類似する。特に β の値が 0.292 での計算では, SRK II 式による計算の値とほとんど同様の結果が得られる (表 2)。 β を 0.4 とすると SRK 式にかなり近くなる。 β の値が正であるとき, 眼軸長が長くなるとレンズ位置が深くなる。 β の値が 0.292 のときに SRK II 式とほぼ一致することは, 理論式でもレンズ位置が眼軸長が長くなると深くなる

とすれば十分精度があることを示している。実際 SRK/T 式³⁾はこの方法を用いている。また γ は角膜曲率半径が変化したときのレンズ位置が変化する効果を示す。 γ が 0 の時は従来の理論式に対応し、 γ が -1.0 付近では SRK 式に近くなる (図 7)。

第 2 の長所は凸平、両凸など shape factor による度数の違いを理論的にきちんと計算できることである。新方法では shape factor を一定に保ちながら、眼内レンズの前面の曲率半径、後面の曲率半径、厚みを実際のレンズの形状どおりに変化させて計算することができる。SRK 式では shape factor による度数の違いを単純に A 定数の違いで補正するが、レンズの shape factor による度数の違いはレンズ度数に依存し、決して一定の差では表せない (結果 1.2)。

第 3 の長所は shape factor が異なると A 定数は異なるが、ループあるいは支持部が同一であれば回帰係数に現れる FLLCM, β , γ などは同じ値を用いることができる。

第 4 の長所は β や γ は測定器の特性とレンズの固定法により変化し、測定器と手術法を表す定数となる。これにより異なる測定器や異なる手術法が眼内レンズの術後屈折度に与える影響を比較することができる。レンズ固定法は β と γ の両方に影響を与えるが、眼軸長測定器の特性は β に、角膜曲率半径測定器の特性は γ に影響を与える。またループの形状は β や γ に影響を与えない。SPK 式の A 定数も測定器の特性やレンズの固定法により変化するが、A 定数にはループのデザインによる差が直接現れ、また眼軸長測定器と角膜曲率半径測定器との特性の分離を行うことはできない。

2. SRK II 式の自己矛盾の一つについて

SRK II 式はレンズによる度数の違いを A 定数で補正するが、この補正は以下に示すように明らかな矛盾を持っている。今、眼軸長が 31 mm 付近で術後に正視にする眼内レンズ度数が実際は 0 である場合を考えよう。ある凸平レンズの A 定数を用いて、SRK II 式で計算すると必要な眼内レンズ度数は 0 であった。両凸レンズの場合は A 定数の差が出てきて必要な眼内レンズ度数は 1 D となった。また別の平凸のレンズでは 2 D であった。必要なレンズ度数が 0 であるのに shape factor の違いによって計算される眼内レンズ度数が異なるのは矛盾である。これは A 定数は shape factor が変化した場合、角膜曲率半径や眼軸長に関わらず一律にレンズ度数を変化させるためである。実際

は一律ではない。

3. 新方法は凸平レンズの場合、SPK II 式を含みかつ眼軸長が 28 mm 以上まで SRK 式の補正を拡張する

結果 1 によると凸平レンズの場合の度数は SRK II 式と RTEC 法による値はほぼ一致することがわかる (表 2)。SRK II 式と良く一致することは、とりまなおさず新方法が実際と良く一致することを示す。しかし SRK II 式の補正は整数か 0.5 で不連続であり、また補正の範囲も眼軸長が 28 mm までである⁴⁾。RTEC 法によれば SRK 式からの補正は連続した値をとり、かつ眼軸長が 28 mm 以上での補正も可能である。すなわち RTEC 法はより現実近く、かつ適応される眼軸長の範囲も広い。また SRK II 式の補正值は凸平レンズについてのみに止り、両凸レンズや平凸レンズの場合は適応できない。図 3 や図 4 の結果をみると分かるように、shape factor が違うと SRK 式からの補正值の変化は、決して定数ではない。例えば両凸レンズの場合、A 定数だけを変更しても (これは図 4、図 5 で平凸のグラフを上方に平行移動することに対応するが)、決して平凸のグラフと両凸のグラフは重ならない。

4. 角膜曲率半径の変化によるレンズ度数の補正

眼軸長が短い場合と長い場合で SRK 式は補正が必要になり、SRK II 式が生まれたが、同様の補正が角膜曲率半径についても必要であることが推測される。図 7 より $\gamma = -1.0$ のときの値が SRK 式にもっとも近い。実際に得られた γ の値が $-0.6 \sim -0.9$ であるので、新方法は SRK 式や SRK II 式によく一致することがわかる。しかし角膜曲率半径が 7.0 mm 以下や 8.5 mm 以上の場合には SRK 式は補正が必要であることが同時に推測される。また、この補正は shape factor が異なるレンズでは異なることが十分考えられ (図 5)、A 定数のように一律の補正では対応しきれないことも予測される。

5. 眼内レンズ度数決定法における学習機能の必要性

眼内レンズ度数決定においてはどうしても実際のレンズを挿入した後の術後屈折度のデータが必要になる。計測装置の偏差や、特性は直接計算される眼内レンズ度数に影響を与える。また手術法の違いや、レンズ形状の違いは術後レンズ位置に影響を与える。このような計測や手術による術後屈折度の変動は術前に予測できるものでなく、実際に眼内レンズ挿入後の屈折度を測定してみないと分からない。言い換えれば実際

の結果を元にした学習が必要である。

SRK 式や SRK II 式は上記の意味で学習の結果得られた式である。しかし SRK 式は、光学理論を無視した大胆な仮説(回帰式のこと)、式そのものの基礎的誤り(単位の不一致⁷⁾)、A 定数による補正の誤り(前記)、術後屈折度の眼内レンズ度数への変換の誤りを内包している。したがって SRK 式を用いる限り、眼内レンズ度数決定に必要な学習を理論的、統一的に行うことは不可能に近い。さらにその学習は回帰分析に直接依存し、データ数が必要なので学習効率はいはなほ悪い。

一方、本方法は光学理論に基づいており、学習は術後屈折度から計算上のレンズ位置を求め、FLLCM、 β 、 γ の値を変更することにより行われる。FLLCM はレンズの種類、レンズの固定法、測定器と測定法の偏差により、また β や γ は測定器の特性とレンズの固定法などに影響されると考えられる。とくに測定器とレンズの固定法が同一であれば β や γ は同一であると考えられる。同一施設では測定器とレンズ固定法は同一であることが多いので、 β 、 γ および測定偏差は一定でレンズに応じて FLLCM を変更するだけで良いことになる。さらに FLLCM もデータが集積されればループの長さ、角度、レンズ固定法により実際の手術なしで予測可能となる。

さらに β や γ は回帰分析により得られるが、回帰分析の際に同時に β と γ の信頼区間や眼軸長とレンズ位置、あるいは角膜曲率半径とレンズ位置との相関関係などを求めることができる。これらの値は測定や手

術の安定度を表す目安となりえる。つまり本方法は単に眼内レンズ度数を決定するだけでなく、眼内レンズ挿入術の屈折度に関する品質管理の方法となりえる¹⁾。

文 献

- 1) 柏木豊彦, 木下裕光, 山中健一: Ray Tracing Error Correction (RTEC) 法による IOL 挿入後レンズ位置の計算値. 日眼会誌 96: 1014-1021, 1992.
- 2) Binkhorst CD: Intraocular lens power. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 81: 70-79, 1976.
- 3) Retzlaff JA: A new intraocular lens calculation formula. Am Intra-ocular Implant Soc J 6: 148-152, 1980.
- 4) Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC: A Manual of Implant Power Calculation, 2nd ed Medford, Oregon 1-21, 1988.
- 5) Helmholtz H: Treatise on Physiological Optics. Optical Soc Am Vol 1: 392, 1924.
- 6) Atchison DA: Optical design of intraocular lenses. I. On-Axis performance. Optometry Vis Sci 66: 492-506, 1989.
- 7) 柏木豊彦, 真鍋禮三: 新しい眼内レンズパワー決定法. 眼光学 7: 93-98, 1986.
- 8) 柏木豊彦: 光線追跡法の眼光学への新しい応用法. 日眼会誌 93: 569-574, 1989.
- 9) Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC: Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 16: 333-340, 1990.