

学位論文

「Prediction of intraocular lens position based on crystalline
lens shape measured using anterior segment optical
coherence tomography」

(前眼部光干渉断層計で撮影した水晶体形状から
眼内レンズ位置を予測する方法)

指導教授名 庄司 信行

申請者氏名 常廣 俊太郎

著者の宣言

本学位論文は、著者の責任において実験を遂行し、得られた真実の結果に基づいて正確に作成したものに相違ないことをここに宣言する。

要旨

白内障手術においては、水晶体内部の混濁を吸引し眼内レンズを水晶体嚢内に挿入する。挿入する眼内レンズの度数は症例によって異なり、角膜のカーブや眼軸長、希望する術後のピントの位置などの情報から既存の計算式を用いて算出する。現在、様々な計算式が発表されているが、どの計算式の精度も完全とはいえず、術後に屈折誤差が生じる。眼内レンズ度数計算の精度を上げ、術後屈折誤差を減らすことが、術後の視力の向上、患者の満足に直結する。

我々は、術前の水晶体の形がこの計算に役立つのではないかと考えた。水晶体嚢内に挿入する眼内レンズの直径は、水晶体嚢より大きくなるように作られている。従って、水晶体嚢の直径が一番大きいところ（水晶体赤道部）に眼内レンズの支持部が固定されると考えるのが自然であるからである。

しかし、従来の測定機器では水晶体の形状を捉えることはできなかった。そこで、一般教養部物理学単位と協力し、新しい前眼部光干渉断層計を開発した。この装置は 12mm までの深さが撮像可能であり、水晶体全体の形状を捉えることができる。

倫理委員会承認のもと、開発した装置を用いて北里大学病院で白内障手術を施行した 99 名 178 眼で測定を行った。その結果、水晶体赤道部よりやや深い位置に眼内レンズの光学部が固定されることがわかった。そして、眼内レンズの位置を予測する式を作成した。ステップワイズ法を用いて作成した回帰式には、水晶体赤道部の位置に加え、水晶体前嚢・後嚢の位置、眼軸長も説明変数として採用され、Hoffer Q、Holladay 1、SRK/T 式よりも実測値との間に強い相関を示した。

このようにして予測した眼内レンズ位置を屈折値に変換し、術後の屈折誤差を現在使われている他の計算式の結果と比較した。術後の屈折誤差は平均値±標準偏差で 0.00 ± 0.48 、 0.00 ± 0.51 、 0.00 ± 0.50 、 0.00 ± 0.53 、 0.00 ± 0.46 Diopter、絶対値平均で 0.36 、 0.39 、 0.39 、 0.41 、 0.35 Diopter であり（それぞれ Haigis, Hoffer Q, Holladay 1, SRK/T, 今回の方法）、今回の方法は SRK/T 式より有意に屈折誤差が小さいという結果であった。一方で屈折誤差が 0.50 、 $1.00D$ 以下の症例の比率は各式間で有意差を認めなかった。

目次

	頁
1. 序論	1
2. 方法	
2-1. 対象	1
2-2. 術前検査	2
2-3. 手術手技	2
2-4. 術後検査	2
2-5. 前眼部光干渉断層計(AS-OCT)装置	2
2-6. AS-OCT の画像処理	2
2-7. 眼内レンズ (IOL) 度数計算	3
2-8. 統計学的解析	3
3. 結果	
3-1. 対象詳細	3
3-2. IOL 位置	4
3-3. 屈折誤差	4
4. 考察	
4-1. IOL 位置予測の歴史	4
4-2. 水晶体嚢と IOL 位置の関係	5
4-3. 屈折誤差の評価	6
4-4. AS-OCT の展望	6
4-5. 今後の課題	6
5. 総括	7
6. 謝辞	7
7. 引用文献	8
8. 業績目録	11
9. 図表	12

1. 序論

白内障手術は屈折矯正手術の要素も含んでいる。近年の白内障手術では、多焦点眼内レンズ (Intraocular lens: IOL) や非球面 IOL、乱視用 IOL といったプレミアム IOL が開発され、術後の”見え方”に対する患者の要求はますます大きくなっている¹⁾。

希望した術後の”見え方”を得るためには、希望した術後屈折値を得ることが不可欠である。そのためには挿入する IOL の度数を正確に計算することが必要であるが、現在のところ術後屈折誤差を 0 にする方法は開発されていない。

屈折誤差の原因は、術前の眼軸長測定などの検査精度、IOL が固定される位置の予測精度、IOL の製造精度などに分類される²⁾。このうち挿入される IOL 位置の予測精度は IOL の焦点距離を決める重要な要素であり、全体の 35% と最も大きな割合を占めることが報告されている³⁾。

IOL 位置の予測精度を向上させ屈折誤差を小さくするため、様々な検査装置や予測方法が考案されてきた。IOL は解剖学的に前眼部に固定されることから、光干渉計やシヤインプルーフカメラ等の前眼部解析装置を用いて各部位の位置情報を取得し、IOL 位置をより精度よく予測する様々な検討が報告されている⁴⁻⁸⁾。

しかし、これらの方法では前房深度や水晶体厚など各組織の長さを元に算出しており、水晶体形状が IOL 位置に与える影響は検討されていない。我々は水晶体の形状が IOL 位置を予測する上でより役に立つのではないかと仮説を立てた。IOL の直径は水晶体囊の直径よりも大きくデザインされ、IOL の支持部が囊内に突っ張るように固定される。したがって IOL の支持部は水晶体囊の直径がもっとも大きい部位 (赤道部) に固定されると考えるのが自然であるからである。

我々は深さ 12mm まで撮像でき、水晶体形状を捉えることができる前眼部光干渉断層計 (Anterior segment optical coherence tomography; AS-OCT) を開発した⁹⁾。今回の検討ではこの AS-OCT を用いて水晶体の形状を撮影し、その形状から IOL 位置を予測し、術後屈折誤差に与える精度を評価した。

2. 方法

2-1. 対象

今回の前向き観察研究は、北里大学病院で白内障手術を予定した症例を対象とした。白内障以外に器質的眼疾患を有する症例や、角膜乱視が 2.0D 以上、術後矯正視力が 0.7

未満の症例、術中後嚢破損などの合併症の生じた症例は除外した。

この研究は北里大学の倫理委員会の承認を受けており (B-14-31)、全ての患者には十分な説明の上、書面での同意を得た。また臨床研究として UMIN (University Hospital Medical Information Network Clinical Trial Registry) に登録済みである (000024094)。

2-2. 術前検査

術前に眼軸長および角膜曲率半径を IOLMaster (Model-500, software version 5, Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) を用いて計測した。また後述する AS-OCT で水晶体形状を撮像した。挿入する IOL の度数は SRK/T 式¹⁰⁾を用いて選定した。

2-3. 手術手技

白内障手術は 2.8mm の角膜切開より行い、前嚢切開 (CCC; Continuous curvicular capsulotomy)、超音波乳化吸引の後、3 ピース IOL (AQ-110NV; STAAR Surgical, CA, USA) をプリセットインジェクターを用いて嚢内に挿入した。角膜創は縫合せず手術を終了した。

2-4. 術後検査

術後 1 ヶ月目にオートレフラクトメータ (RTK7700; Nidek, Aichi, Japan) で他覚的屈折値を測定した。術後屈折誤差は等価球面值から予測屈折値を引いたものと定義した。AS-OCT で IOL 位置を撮像した。

2-5. 前眼部光干渉断層計 (AS-OCT)

開発した AS-OCT 装置を用いて、手術前日と術後 1 ヶ月に撮影を行った。この AS-OCT 装置は中央波長 1310nm の Fabry-Perot 光源 (Axsun Technologies, model SSOCT 1310) を用いている。同様の 1300nm の光源を用いた AS-OCT を使用して Kerbage らは 4mm¹¹⁾、Gora らは 8mm¹²⁾ の撮影深度を得られたと報告している。我々は外部サンプリングクロックを使用することで^{13),14)}、撮影深度を 12mm に拡大し、水晶体全体の形状を捉えることに成功した⁹⁾。

2-6. AS-OCT の画像処理

AS-OCT 装置で撮影された画像は未加工のままでは実体像を反映しない (図 1)。これは光が組織の境界において屈折し、進行方向を変えるためである。この現象は Snell

の法則に従うことをもとに、我々は画像解析ソフトウェアを製作し、実体距離に即した画像に補正した。各媒質の屈折率は角膜：1.377、房水：1.337、水晶体：1.420、IOL（シリコーン）：1.413 を使用した¹⁵⁾。また補正した画像において、各部位のパラメータを図2のように設定した。赤道部の位置は、補正された画像において前囊及び後囊のカーブを円で近似した交点と定義した。

2-7. IOL 位置予測と屈折値への変換

AS-OCT で撮像した画像を元に水晶体各部位の位置を設定し（図2）、角膜頂点からの距離を求めた。これらを説明変数、術後 IOL 位置を目的変数とする回帰式を作成した。この回帰式に手術前の情報を適応することで、IOL 位置の予測とした。予測した IOL 位置は Vergence の式に基づき予測屈折値に変換した¹⁶⁾。この結果を従来利用されている IOL 度数計算式である Haigis 式¹⁷⁾、Hoffer Q 式¹⁸⁾、Holladay 式¹⁹⁾、SRK/T 式¹⁰⁾と比較した。

2-8. 統計学的検討

2群の相関を調べるために Pearson と Spearman の相関検定を行なった。代表値の大小を調べるには対応のある t 検定と Wilcoxon 符号付き順位和検定、対応のある3群以上の検定には分散分析と Friedman 検定（以上それぞれ正規分布に従う場合、従わない場合）を用いた。正規分布に従うかは Kolmogorov-Smirnov 検定、比率の検定には Fisher の直接法、相関の強さの検定には相関係数の差の有意差判定を使用した。これらの検定には R software (2.13.0 R Foundation for Statistical Computing) を用い、 P 値が 0.05 以下を有意差ありと判定した。

3. 結果

3-1. 対象詳細

全体で 99 例 178 眼を対象とした（女性 61 例 110 眼）。詳細を表1に示す。図3は眼軸長と水晶体前囊、水晶体赤道部、IOL 中央、水晶体後囊位置の関係を見た散布図である。水晶体の各部位は眼軸長と有意な相関を示した（全て $P < 0.001$ 、それぞれ Spearman の順位相関係数 = 0.53、0.40、0.50、0.46、決定係数 = 0.29、0.16、0.25、0.21）。前囊位置、赤道部位置、IOL 位置、後囊位置の平均値はそれぞれ 3.42 ± 0.38 、 4.84 ± 0.35 、 5.21 ± 0.23 、 7.90 ± 0.28 mm であった。

3-2. IOL 位置

説明変数を眼軸長、角膜曲率半径、角膜径、前囊位置、赤道部位置、後囊位置、従属変数を IOL 位置として Stepwise 回帰分析を行なった結果を表 2. に示す。得られた回帰式は

$$\text{IOL 位置(mm)} = 0.018 \times \text{眼軸長} + 0.275 \times \text{前囊位置} + 0.088 \times \text{赤道部位置} \\ + 0.208 \times \text{後囊位置} + 1.776 \text{ (mm)}$$

となった。

この回帰式を元に算出した IOL 位置と、実測した術後 IOL 位置は有意な相関を示した (図 4. 決定係数 = 0.60, $P < 0.001$)。同様に Haigis 式、Hoffer Q 式、Holladay 式、SRK/T 式で予測した IOL 位置と実測値間の相関係数はそれぞれ 0.69、0.47、0.51、0.46、決定係数は 0.48、0.22、0.26、0.21 であった (それぞれ $P < 0.001$ 、Pearson の相関検定)。相関係数の差の有意性判定では Haigis 式、Hoffer Q 式、Holladay 式、SRK/T 式と今回の方法を比較し、 $P = 0.077$ 、 < 0.001 、 < 0.001 、 < 0.001 となり、今回の方法は Hoffer Q 式、Holladay 式、SRK/T 式よりも IOL 位置予測精度が高いという結果であった。

3-3. 屈折誤差

表 3 に屈折誤差の詳細を示す。それぞれの式では定数を最適化し、平均値を 0 とした。術後屈折誤差の平均値は 0.00 ± 0.48 、 0.00 ± 0.51 、 0.00 ± 0.50 、 0.00 ± 0.53 、 0.00 ± 0.46 、絶対値平均は 0.36、0.39、0.39、0.41、0.35 であった (それぞれ Haigis 式、Hoffer Q 式、Holladay 式、SRK/T 式、今回の方法)。Friedman 検定で有意差を認め ($P = 0.041$)、多重比較検定でも SRK/T 式と今回の方法の間に有意差 ($P = 0.012$) を認めた (Bonferroni test)。

屈折誤差が 0.50D 以下の症例の比率は 0.71、0.70、0.70、0.65、0.73、($P = 0.81$, 0.56, 0.56, 0.14) 屈折誤差が 1.00D 以下の症例の比率は 0.95、0.94、0.94、0.92、0.97 ($P = 0.60$, 0.32, 0.44, 0.11) であった (それぞれ Haigis 式、Hoffer Q 式、Holladay 式、SRK/T 式、今回の方法、括弧内はそれぞれの式の比率と今回の方法と比較した Fisher 直接法の P 値)。比率に有意差は認めなかった。

4. 考察

4-1. IOL 位置予測の歴史

より正確に術後屈折値を予測するためには、より正確に IOL 位置を予測する必要が

ある。術後 IOL 位置を正確に予測するために、種々の方法が考案されてきた。

極初期の IOL 度数計算式である Binkhorst I 式では IOL 位置は定数であった²⁰⁾。その後、Binkhorst II 式²¹⁾や Hoffer 式²²⁾では眼軸長から IOL 位置を予測するようになり、その後 Fyodorov は角膜曲率半径も用いて IOL 位置を予測するようになった²³⁾。

現在使われている第 3 世代理論式と呼ばれる Hoffer Q 式¹⁸⁾や Holladay 1 式¹⁹⁾、SRK/T 式¹⁰⁾では眼軸長と角膜曲率半径から、第 4 世代式と呼ばれる Haigis 式¹⁷⁾では角膜曲率半径の代わりに、前房深度と眼軸長から IOL 位置を予測している。

さらに新しい世代の式と呼ばれる Holladay 2 式²⁴⁾ではこれらのパラメータに加えて水晶体厚や年齢、術前屈折値も使用する。このように世代を重ねるにつれ、IOL 位置予測に使用するパラメータの数は増えていくが、IOL 位置と直接結びつくようなパラメータは発見されていない。

4-2. 水晶体嚢と IOL 位置の関係

近年では IOL 位置は水晶体嚢に依存するとの報告もされるようになった。Norrby らは水晶体赤道部位置に相当する“Lens haptic plane”という概念を提唱し、IOL と水晶体嚢の位置関係を考察している^{25),26)}。Olsen らは水晶体嚢の中のどの位置に IOL が固定されるかという観点から C constant という指標を提示した²⁷⁾。今回の検討は AS-OCT を用いて撮像した水晶体の形状から IOL 位置を予測したという点で、これらの概念と共通するものがある。

しかし、水晶体赤道部位置を用いて IOL 位置を予測したという点では既報とは異なる。AS-OCT を用いても、光線が虹彩を通過しないため赤道部位置は直接観察することができない。我々は水晶体前嚢と後嚢を円で近似し、その交点を赤道部と想定した。このように水晶体赤道部を検討することは、水晶体形状を後嚢まで含めて撮像する装置と、得られた画像を屈折率で変換する補正技術が必要であり、我々の知る限りこのような方法で IOL 位置を予測した報告はない。

今回の結果では IOL の光学部は水晶体赤道部のやや後方に位置することがわかった。IOL の支持部は光学面より前方に向けて伸びていることから、この結果は IOL のデザインとも合致し、結果の妥当性を示唆するものと考えられる。

IOL 位置の回帰式には眼軸長、水晶体前嚢位置、赤道部位置、後嚢位置が説明変数として採用され、角膜曲率半径や角膜径は除外された。眼軸長、前嚢位置、赤道部位置、後嚢位置の標準化偏回帰係数はそれぞれ 0.116、0.454、0.136、0.258 であり、赤道部位置が最も影響を与える因子ではなかったものの、水晶体各部位が IOL 位置に与える影

響は大きいことが示された。

このようにして得た回帰式で IOL 位置を予測し、実測値との相関を見ると Hoffer Q、Holladay、SRK/T 式よりも良好という結果であった。水晶体形状から IOL 位置を予測することで従来よりも精度を向上することができたと考える。

4-3. 屈折誤差の評価

一方、IOL 位置予測精度は良好であったが、IOL 位置を屈折値に変換し術後屈折誤差を評価すると、SRK/T 式と比べ今回の方法は屈折誤差のばらつきが有意に小さいという結果のみで、比率の検定ではどの群間にも有意差を認めなかった。

IOL 位置予測精度が屈折誤差の原因を占める割合は全体の 35%といわれている³⁾。術後の屈折値計測など他の要素³⁾が混入してしまうため、IOL 位置予測精度が直接的に術後の屈折誤差精度を反映しなかった可能性が考えられる。

4-4. AS-OCT の展望

AS-OCT の白内障手術への応用は以前から検討されている²⁸⁾。例えば、フェムトセカンドレーザーを用いた白内障手術では、術前に AS-OCT を用いて水晶体形状を把握することが不可欠である。今回の結果は IOL 度数計算においても AS-OCT が有用である可能性を示唆しており、フェムトセカンドレーザーを用いた白内障手術時に IOL 度数計算の選択肢を増やすことにつながる。

また LASIK (Laser in situ keratomileusis) などの角膜屈折矯正手術後の白内障手術では、従来の計算式では IOL 位置予測に誤差が生じやすく、結果として大きく遠視になってしまうことが知られている²⁹⁻³¹⁾。これは角膜屈折矯正により変化した角膜曲率半径を IOL 位置予測のパラメータとして使用していることが原因の一つである。今回の方法では角膜曲率半径を使用せずに水晶体形状から IOL 位置を予測する。このため LASIK 後の白内障手術では AS-OCT を用いることで屈折誤差を低減させる可能性が期待される。

4-5. 今後の課題

一方で今回の研究には限界もある。まず症例数が少なく、対象を回帰式を作る群とそれを評価する群の 2 群に分けて検討することができなかった。またプロトタイプの AS-OCT 装置であり再現性の検討が乏しいことも挙げられる。現在、市販の AS-OCT で水晶体全体の形状が撮像できるものが入手できるようになった。これらの製品を用いてよ

り多くの症例で同様の検討を行う必要がある。また予測した IOL 位置を屈折値に変換する過程において、IOL 位置予測の有意性がマスクされてしまった可能性があり、IOL 位置予測以外に術後屈折誤差に影響を与える因子についても検討が必要である。特に術後屈折値に関しては、今回は客観性を重視し他覚屈折値を用いたが、自覚屈折値と他覚屈折値に乖離を生じる例もあり、合わせて検討すべきと考える。

5. 総括

AS-OCT を用いて撮像した水晶体形状より白内障術後の IOL 位置を予測する方法を考案した。IOL 位置は眼軸長、水晶体前囊位置、赤道部位置、後囊位置から予測され、従来の一部の IOL 度数計算式よりも IOL 位置予測精度は良好であった。しかし屈折誤差に変換して評価すると、SRK/T 式よりも屈折誤差のばらつきが小さいという結果だったが、屈折誤差が 0.50D、1.00D 以下の症例の比率は有意差を認めず、他の式と同等であった。

6. 謝辞

稿を終えるにあたり本研究でご指導、ご高閲を頂きました庄司信行北里大学眼科教室主任教授、清水公也北里大学名誉教授・国際医療福祉大学教授に深く感謝いたします。

7. 引用文献

1. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand* 2007; 85: 472-85.
2. Olsen T. Source of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1992; 18: 125-129
3. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 368-76.
4. Lam S. Comparison of age-derived lens thickness to optically measured lens thickness in IOL power calculation: a clinical study. *J Refract Surg* 2012; 28: 154-5.
5. Sasaki H, Sakamoto Y, Harada S, Sakamoto A, Kawakami Y, Nagai K, et al. Predicting postoperative anterior chamber depth in cataract patients using Scheimpflug slit photography. *Ophthalmic Res* 2002; 34: 265-72.
6. Ho JD, Liou SW, Tsai RJ, Tsai CY. Estimation of the effective lens position using a rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 2119-27.
7. Tang M, Li Y, Huang D. An intraocular lens power calculation formula based on optical coherence tomography: a pilot study. *J Refract Surg* 2010; 26: 430-7.
8. Hirnschall N, Amir-Asgari S, Maedel S, Findl O. Predicting the postoperative intraocular lens position using continuous intraoperative optical coherence tomography measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013; 54: 5196-203.
9. Furukawa H, Hiro-Oka H, Satoh N, Yoshimura R, Choi D, Nakanishi M, et al. Full-range imaging of eye accommodation by high-speed long-depth range optical frequency domain imaging. *Biomed Opt Express*. 2010; 1: 1491-501.
10. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 333-40. Erratum 1990; 16: 528.
11. Kerbage C, Lim H, Sun W, Mujat M, Boer J. Large depth-high resolution full 3D imaging of the anterior segments of the eye using high speed optical frequency domain imaging. *Opt Express* 2007; 15: 7117-25.
12. Gora M, Karnowski K, Szkulmowski M, Kaluzny BJ, Huber R, Kowalczyk A, et al. Ultra high-speed swept source OCT imaging of the anterior segment of human eye at 200 kHz with adjustable imaging range. *Opt Express* 2009; 17: 14880-94.

13. Xi J, Huo L, Li J, Li X. Generic real-time uniform K-space sampling method for high-speed swept-source optical coherence tomography. *Opt Express*. 2010; 18: 9511-7.
14. Wang Z, Lee HC, Ahsen OO, Lee B, Choi W, Potsaid B, et al. Depth-encoded all-fiber swept source polarization sensitive OCT. *Biomed Opt Express*. 2014; 5: 2931-49.
15. Schwiegerling J. *Field Guide to Visual and Ophthalmic Optics*, SPIE, 2004.
16. Garg A, Lin JT, Latkany R, Bovet J, Haigis W. *Mastering the Technique of IOL Power Calculations*, 2nd edition. New York: McGraw-Hill Companies; 2009.
17. Haigis W (1998) IOL calculation according to Haigis.
<http://www.augenklinik.uniwuertzburg.de/uslab/ioltxt/haie.htm>, last revision: 7 December 1998
18. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19: 700-12. Errata 1994; 20: 677 and 2007; 33: 2-3.
19. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988; 14: 17-24.
20. Hoffer KJ. *IOL power*, New Jersey: SLACK Incorporated; 2011.
21. Binkhorst RD. Intraocular lens power calculation. *International Ophthalmology Clinics* 1979;19:237-54.
22. Hoffer KJ. The effect of axial length on posterior chamber lenses and posterior capsule position. *Current Concepts in Ophthalmic Surgery* 1984; 1: 20-2.
23. Fyodorov SN. Calculation of the optical power of intraocular lenses. *Invest Ophthalmol* 1975; 14: 625-8.
24. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 1233-7.
25. Norrby S, Koranyi G. Prediction of intraocular lens power using the lens haptic plane concept. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23: 254-9.
26. Norrby S. Using the lens haptic plane concept and thick-lens ray tracing to calculate intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 1000-5.
27. Olsen T, Hoffmann P. C constant: New concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*. 2014; 40: 764-73.
28. Nguyen P, Chopra V. Applications of optical coherence tomography in cataract

- surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2013; 24: 47-52.
29. Gimbel HV, Sun R. Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 571-6.
 30. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: Double-K method. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 2063-8.
 31. Savini G, Hoffer KJ, Carbonelli M, Barboni P. Intraocular lens power calculation after myopic excimer laser surgery: Clinical comparison of published methods. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 1455-65.

8. 業績目録

(I) 原 著

1. Shuntaro T, Kimiya S, Nobuyuki S, Hideaki H, Hiroyuki F : Prediction of intraocular lens position based on crystalline lens shape measured using anterior segment optical coherence tomography. The Kitasato Medical Journal VOL.47 No.2 (in press)
2. Toshiyuki M, Kazutaka K, Rie A, Yoshihiko I, Shuntaro T, Kimiya S : Long-term clinical outcomes of toric intraocular lens implantation in cataract cases with preexisting astigmatism. Journal of cataract and refractive surgery, 40:1654-1660, 2014.
3. 江黒友春、天野理恵、常廣俊太郎、飯田嘉彦、伊藤美沙絵、清水公也：眼内レンズによるモノビジョン法における近見時の両眼加算の検討. 臨床眼科、67、1311-1314、2013
4. 江黒友春、天野理恵、常廣俊太郎、飯田嘉彦、伊藤美沙絵、清水公也：眼内レンズによるマイルドモノビジョン法の満足度に影響する因子の検討. 臨床眼科、66、1161-1164、2012
5. 伊藤志織、市邊義章、榊原七重、常廣俊太郎、清水公也：中心脈絡膜厚の日内変動. 眼科臨床紀要、4、1054-1059、2011
6. 常廣俊太郎、清水公也、高野雅彦、天野理恵：アトピー白内障術後網膜剥離、IOL&RS、23、237-240、2009

(II) 著 書

1. 常廣俊太郎、神谷和孝（分担執筆）：II 緑内障と白内障【白内障編】Q4. IOL のパワー計算の方法について、どの方法が良いのか、強度近視や LASIK 後などの特殊例の場合も含めて教えてください. あたらしい眼科 眼科診療のエッセンス Q&A、メディカル葵出版、東京、2014

(III) 総説・講座

1. 常廣俊太郎、特集：強度近視眼の白内障手術：眼内レンズ度数計算の工夫、IOL&RS、28:33-38、2014
2. 常廣俊太郎、清水公也：Topics 両眼同時白内障手術、IOL&RS、26:431-435、2012

9. 図表

図 1. 開発した前眼部光干渉断層計(AS-OCT)で撮影した画像

左：術前の水晶体を撮影し、屈折率補正する前の画像。矢印はレーザー光線が角膜頂点に直交する時に生じる反射（正反射）であり、光線が垂直に照射していることを示す。

右：角膜、房水、水晶体の各屈折率により補正した後の画像。破線は水晶体の断端を示すが、屈折率補正をする前の画像では平行なのに対し、屈折率補正後では深部に行くほど収束している。

図 2. 前眼部光干渉断層計（AS-OCT）で撮影し、屈折率補正した画像と水晶体各部位の位置

左：手術前の水晶体。赤道部位置は水晶体前囊と後囊を円で近似した交点とした。

右：手術後の IOL。中央部と角膜頂点との距離を検討に用いた。

図 3. 眼軸長と水晶体前囊、水晶体赤道部、眼内レンズ（IOL）中央、水晶体後囊位置の相関

図 4. 予測眼内レンズ(IOL)位置と実測眼内レンズ位置の相関

图 1.

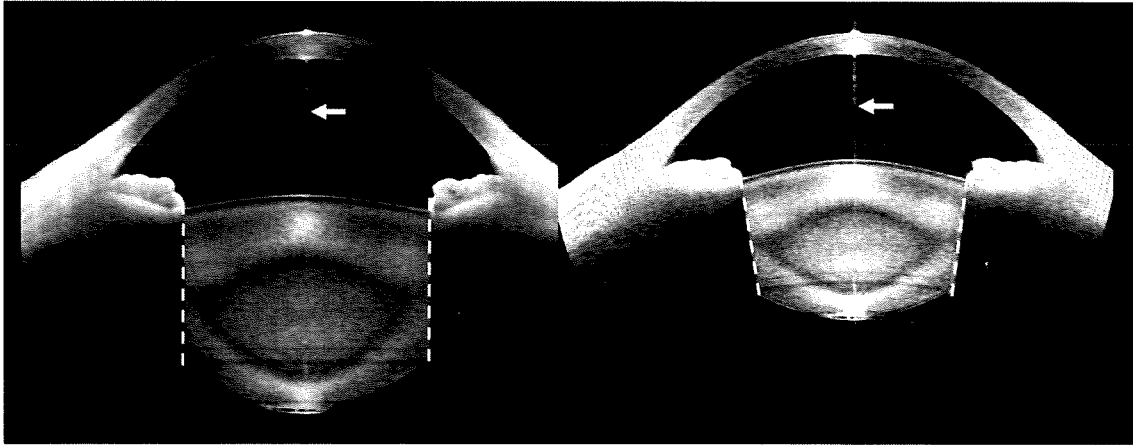


图 2.

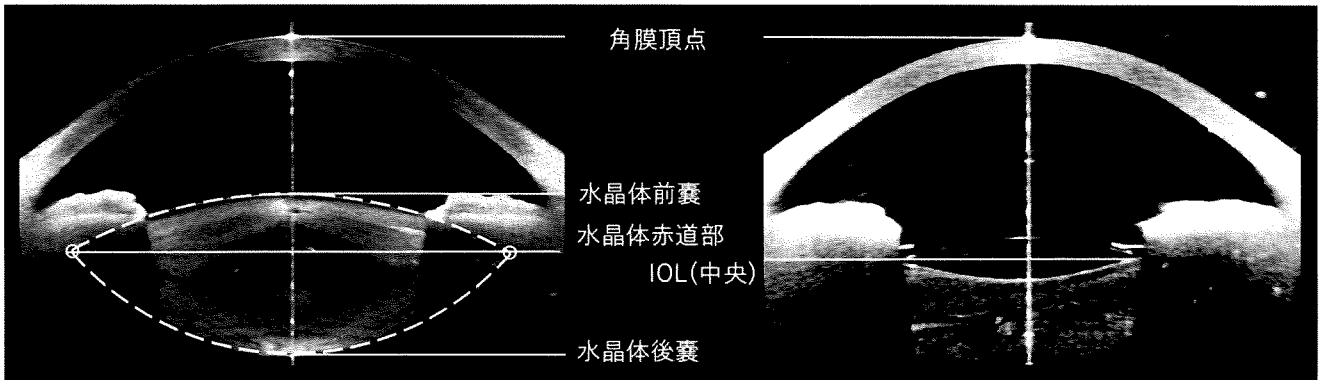


図 3.

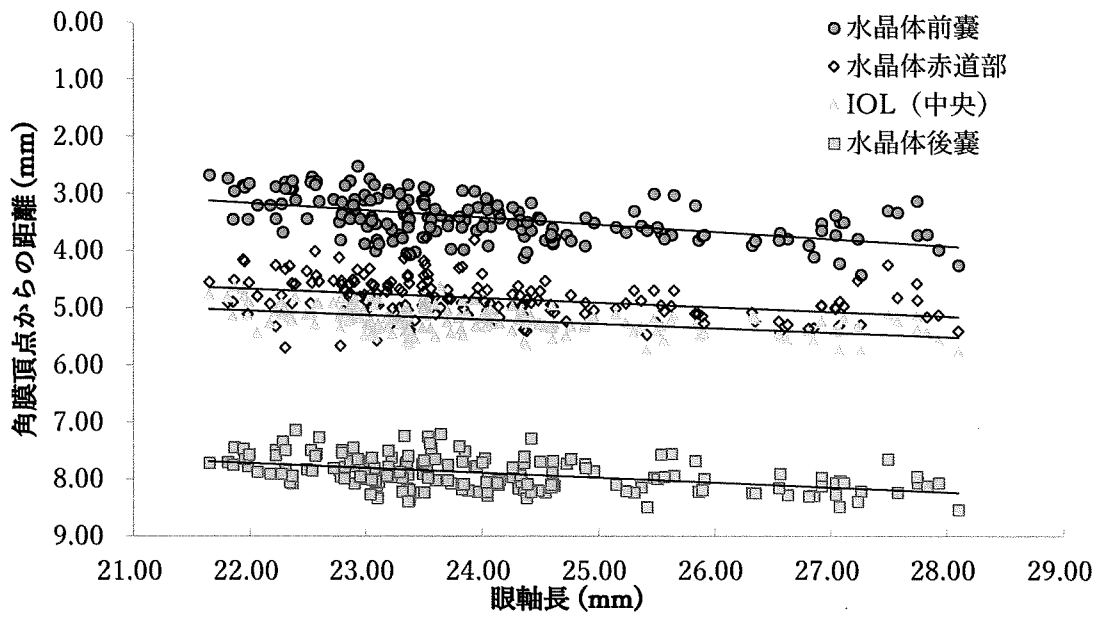


図 4.

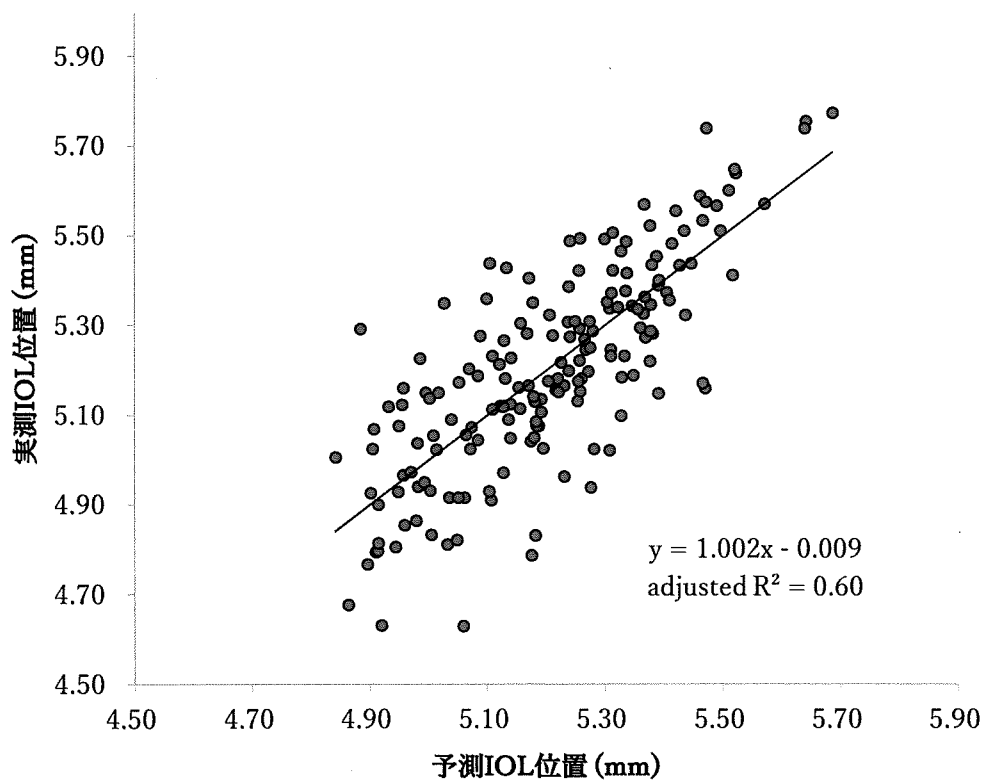


表 1. 白内障手術症例の詳細

	年齢 (歳)	術前屈折値 (D)	眼軸長 (mm)	角膜曲率 半径(mm)	術前前房 深度(mm)	角膜径 (mm)	IOL 度数 (D)	術後屈折値 (D)
平均	69.5	-1.39	24.05	7.61	3.12	11.9	20.5	-1.45
標準偏差	7.8	3.92	1.52	0.24	0.37	0.4	3.6	1.15
最小値	38	-18.50	21.65	7.11	2.11	10.7	11.0	-4.38
中央値	70	-0.25	23.60	7.64	3.15	11.9	21.0	-0.25
最大値	85	4.75	28.10	8.42	4.00	12.7	26.0	0.50

D = diopter, IOL = intraocular lens

表 2. IOL 位置と各部位の相関、Stepwise 回帰検定の結果

部位(mm)	Spearman 順位相関係数	P 値	偏回帰係数	標準化 偏回帰係数	P 値
眼軸長	0.504	<0.001	0.018	0.116	0.046
角膜曲率半径	0.113	0.601	Not included	-	-
角膜径	0.362	0.003	Not included	-	-
前囊位置	0.708	<0.001	0.275	0.454	<0.001
赤道部位置	0.585	<0.001	0.088	0.136	0.033
後囊位置	0.548	<0.001	0.208	0.258	<0.001
			1.776	Constant	Adjusted R ² = 0.60

表 3. 各 IOL 度数計算式の屈折誤差

	計算式				
	Haigis	Hoffer Q	Holladay 1	SRK/T	AS-OCT
平均 ± 標準偏差	0.00 ±	0.00 ±	0.00 ±	0.00 ±	0.00 ±
(D)	0.48	0.51	0.50	0.53	0.46
最大値 (D)	1.03	1.03	0.99	1.08	0.98
最小値 (D)	-1.11	-1.20	-1.20	-1.28	-1.11
範囲 (D)	2.14	2.23	2.19	2.36	2.09
絶対値中央値 (D)	0.36	0.39	0.39	0.41	0.35
0.5 D 以内の比率	0.71	0.70	0.70	0.65	0.73
1.0 D 以内の比率	0.95	0.94	0.94	0.92	0.97
定数	1.44	5.54	1.72	118.72	

D = Diopter

定数: Haigis (A0), Hoffer Q (pACD), Holladay 1 (surgeon factor), SRK/T (A constant)