

屈折率分布水晶体によるヒト模型眼

劉 龍輝^{*,**}・加藤 久幸^{*}・大頭 仁^{*}

^{*}早稲田大学大学院理工学研究科物理学及び応用物理学専攻 〒169-8555 東京都新宿区大久保 3-4-1

^{**}現在：三菱化学(株)科学技術研究センター 〒227-8502 横浜市青葉区鴨志田町 1000 番地

Gradient Index Lens Model Eye

Longhui LIU^{*,**} Hisayuki KATO^{*} and Hitoshi OHZU^{*}

^{*}Department of Applied Physics, Graduate School of Science and Engineering, Waseda University, 3-4-1, Okubo, Shinjuku-ku, Tokyo 169-8555

^{**}Present address: Science & Technology Research Center, Mitsubishi Chemical Corporation, 1000, Kamoshida-cho, Aoba-ku, Yokohama 227-8502

The index distribution of the crystalline lens is unknown exactly. In this research, the published values of the optical parameters and optical properties of the human eye are used to estimate the index distribution of the crystalline lens. Relaxed and accommodated (2 D, 4 D, 6 D, 8 D, 10 D) model eyes with the lens of gradient index (GRIN) distribution are designed by using these predicted results. Compared with the homogeneous lens model eye, it is concluded that, during accommodation, GRIN lens contributes to reducing the spherical aberrations of the eye, and improves the image quality not only on the optical axis but off-axis with little change of asphericity of the lenticular surfaces.

1. はじめに

コンタクトレンズ、角膜手術、眼内レンズ (IOL) 挿入など眼病治療後の網膜結像の精密な評価、また、接眼光学機器の詳細な光学特性を知るには生体眼に近い精密、調節可能な模型眼が必要である。従来からよく知られているグルストランド等の模型眼は近軸幾何光学的な結像を知る上では有効であるが、結像の質を議論できるものではない。しかし、水晶体に関しては、まだ疑問が多く残されていることから、このような模型眼の設計は容易ではない。眼球光学系では、水晶体の調節によって、網膜上に像を結ぶようになっている。水晶体の屈折率はどのように分布しているのか、また、なぜ屈折率分布型レンズであるのかなどについてはまだ明確にされていない。筆者らは調節時の屈折率分布を生体で計測する方法を提案し¹⁾、動物実験 (ブタ眼、ウシ眼) を用いた結果を報告した。さらにヒト眼については、Sheimpflug²⁾ や slit lamp³⁾ により実測したが、まだ十分な結論は得られていない。これまでに、いくつか水晶体の測定方法が提案されているが、いずれも抽出水晶体 (*in vitro*) についての測定であり、その屈折率の測定結果

は核質がだいたい 1.402~1.409 の間で、皮質が 1.340~1.360 の間であり、屈折率分布の様子もそれぞれ異なることが報告されている。代表的な抽出水晶体での測定は中尾⁴⁾ と Pierscionek⁵⁾ のものがあり、核質の屈折率はほぼ一致しているが、皮質の屈折率は異なっている。一方、心理物理的方法を用いた収差の測定を行い、それに適合する屈折率分布型モデルを提案した Pomerantzeff⁶⁾ の結果ともまた異なってくる。このようなばらつきの大きな測定値をそのまま模型眼に組み込むのは適当ではない。Navarro⁷⁾ は水晶体を均一レンズとし、調節時の水晶体の形状変化を推測したが、瞳孔サイズが小さいときでも、非調節時の球面収差が実測値より大きく、眼球光学の結像特性の評価には適当ではないことがわかった。Liou⁸⁾ は Pierscionek⁵⁾ の水晶体屈折率分布の測定データをもとにして、眼球光学系の屈折力が 60 D になるように、水晶体の屈折率分布を決めたが、皮質の屈折率は Pierscionek⁵⁾ の測定値より 0.028 も高いものであった。この他、水晶体の屈折率分布を考慮した模型眼は白柳⁹⁾、Pomerantzeff⁶⁾ などによるものがあるが、いずれも、調節は考慮しなかった。一方、コンピューター解析を用いた細隙灯顕微鏡 (slit lamp microscope)、オフサルモメーター (ophthal-

E-mail: longhui@rc.m-kagaku.co.jp

mometer), オーブスキャン (ORBSCAN™) などの前眼部計測法により, 角膜の前, 後面の曲率半径, 非球面係数, 水晶体の前, 後面の曲率半径はより正確にわかるようになった。また, アベロスコープ (aberroscope)¹⁰⁾ により生体眼の収差を比較的高精度で測定することも可能になった。このような測定値から, 本研究は未知の水晶体屈折率分布を推測し, GRIN (gradient index) レンズをもつ調節可能な模型眼を設計する。そして, 水晶体の屈折率分布が眼球光学系の結像および調節へ, どのような寄与をしているかを調べることを目的とする。今回, 色分散を考慮せず, 単色光(e線 546 nm)で評価を行った。

2. 模型眼の設計

2.1 非調節時模型眼

2.1.1 角 膜

角膜の前面, 後面とも光軸に対して回転対称な円錐曲面とする。角膜の曲率半径は Royston¹¹⁾ の Purkinje 像法での実測値: 前面 7.77 mm, 後面 6.40 mm を用い, 前面の非球面係数は Guillon¹²⁾ の実測値 -0.18 を用いる。後面の非球面係数の測定は, 前面形状に影響されるため, 困難である。Patel¹³⁾ の後面非球面係数の測定平均値は -0.42 であるが, 利用した前面の非球面係数が -0.01 とほぼ球面であるため, Lam¹⁴⁾ の測定値 -0.66 (前面 -0.31) より小さくなっている。そこで, 角膜後面の非球面係数は実測値ではなく, 角膜の中心と周辺部の厚みを考慮した Liou⁹⁾ の推測値, -0.6 を用いることにする。角膜中心部の厚みは 0.50 mm, 屈折率は 1.376 とする。

2.1.2 水 晶 体

(a) 曲率

水晶体の前, 後面の曲率半径および厚みは発表されている実測値をもとにして設計した。水晶体形状の測定は困難であるため, 角膜に比べ, 発表されている実測値は少なく, しかも *in vivo* と *in vitro* の測定値は大きく異なる。代表的な *in vivo* の Brown¹⁵⁾ の測定平均値は水晶体前面曲率半径: 12.40 mm, 後面曲率半径: -8.10 mm であるのに対して, *in vitro* の測定値 (Howcroft¹⁶⁾) はそれより小さく, 前面曲率半径: 7.30 mm, 後面曲率半径: -5.35 mm である。生体眼に近い模型眼を作るために, 今回は Brown¹⁵⁾ の *in vivo* での測定平均値を採用した。水晶体は年齢とともに, 体積と質量が増加する。これは主に水晶体光軸方向の厚み増加によるものである。今回, 水晶体の厚みは Koretz¹⁷⁾ の 40 代での平均値 3.98 mm を用いる。光軸上での水晶体前半に対する後半厚みの比は Pierscionek⁵⁾ による推測値の 1.48 を用いることにする。

したがって, 屈折率分布の中心から水晶体前面頂点までの距離は 1.60 mm となる。

(b) 屈折率分布

水晶体は中心部の屈折率が高く, 周辺部は低い屈折率分布型レンズになっている。精密な水晶体屈折率の測定方法は確立されていないため, 水晶体の屈折率分布はまだ明らかにされていない。代表的な *in vivo* の測定結果には Pomerantzeff⁶⁾ が, 心理的な手法を用いて得たものがある。*in vitro* の測定値では中尾⁴⁾ と Pierscionek⁵⁾ による値が代表的である。それぞれの測定結果は異なり, 核質の屈折率は 1.402~1.409 と比較的狭い範囲にあるが, 皮質の屈折率は特にばらつきが大きく, 1.340~1.360 の範囲である。このようなばらつきのある実測値を直接模型眼に組み込むことは適当ではない。そこで, 本研究はまず水晶体光軸上の屈折率分布を表す関数の次数と水晶体皮質の屈折率を変数とし, 模型眼の屈折力が 60 D, 球面収差がプラスになるように, 変数を決める。

光軸上の水晶体の屈折率分布は式 (1) のような関数で表すとする。

$$n(r) = n_i - (n_i - n_o)r^\alpha \quad (1)$$

n_i は核質屈折率, n_o は皮質屈折率, r は規格化された核質中心までの距離 $0 < r < 1$, α は屈折率を表す関数の次数である。

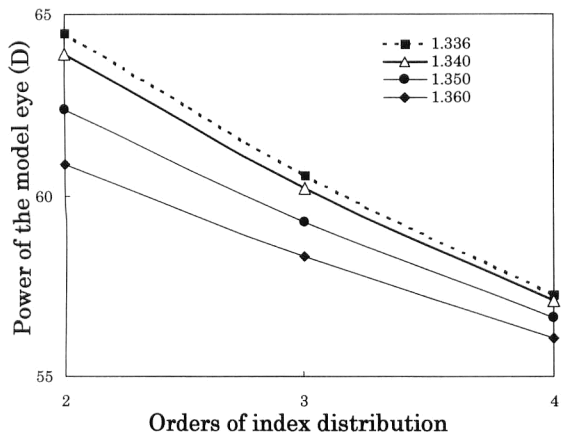
水晶体 3 次元屈折率分布は式 (2) の Moore¹⁸⁾ 方程式により表す。

$$n(x, y, z) = \sum_{n=0}^3 \sum_{m=0}^5 N_{nm} (z - z_0)^m (x^2 + y^2)^n \quad (2)$$

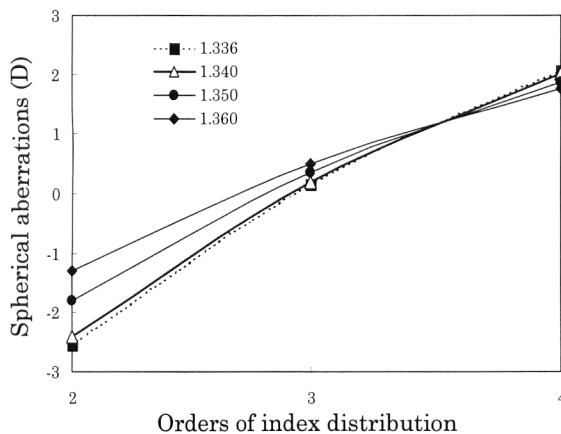
原点は水晶体前面の頂点で, z は光軸方向, xy は光軸と垂直な面で, x は水平方向, y は xz 平面と垂直な方向である。 z_0 は屈折率分布の中心座標 1.60 mm となる。

水晶体核質の屈折率を 1.407 と固定する。式 (1) の次数 α と皮質の屈折率 n_o が決まれば, 光軸上の屈折率分布が求められる。核質から皮質までの距離を規格化し, 同距離に同屈折率をもつと仮定すると, 式 (2) より, 3 次元屈折率分布が求められる。

屈折率分布を表す次数 α と水晶体皮質屈折率 n_o は眼球光学系の屈折力と球面収差から決定する。発表されている実測値により, 非調節時, 眼球光学系の屈折力は 60 D で, 球面収差はプラス (He¹⁹⁾) である。水晶体前, 後面の非球面係数の測定値 (Howcroft¹⁶⁾) はマイナスで, しかも, 前面非球面係数の絶対値は大きいことから, 水晶体前, 後面の非球面係数をゼロに設定するとき, 非調節時眼球光学系の球面収差はプラスであることがわかる。水晶体前, 後面の非球面係数がゼロのとき, 屈折率分布関数の次数 α



(a)



(b)

Fig.1 The power (a) and the asphericity (b) of the model eye changes with orders α of index distribution and index n_0 of cortex of crystalline lens. Power of 60 D and plus spherical aberrations can be obtained when α and n_0 is 3 and 1.34 respectively.

は 2, 3, 4, 皮質の屈折率は 1.336 (房水と同屈折率), 1.340, 1.350, 1.360 を用いている。模型眼の屈折力と球面収差をそれぞれ Fig. 1(a), (b) に示す。水晶体の皮質屈折率が 1.336~1.360 の範囲に変化するとき、模型眼の屈折力は 60 D になるような屈折率分布次数 α は無数にある (Fig. 1 (a)) が, Fig. 1(b) より, 眼球光学系の非調節時の球面収差はプラスである条件も満たすためには, 屈折率分布の次数を 3, 皮質の屈折率を 1.340 とするのが適切であることがわかる。このとき, 光軸方向の水晶体の屈折率分布と Pierscionek⁵⁾ の測定値および Liou⁸⁾ の推測値との比較は Fig. 2 のように示されている。Moore¹⁸⁾ 方程式により計算される光軸を含む面内の 2 次元水晶体屈折率分布は Fig. 3 に示されている。

(c) 非球面係数

Howcroft¹⁶⁾ が *in vitro* で測定した水晶体前, 後面の非

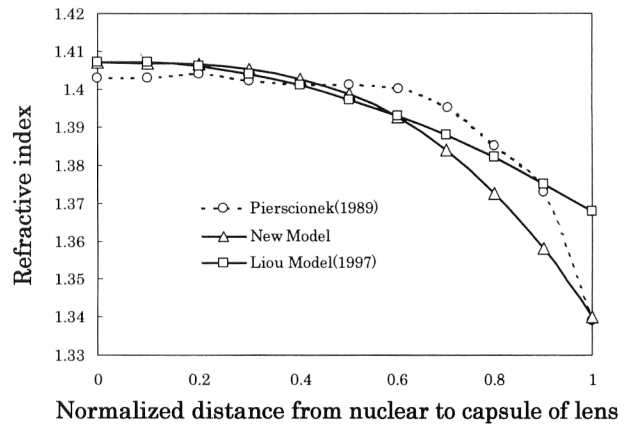


Fig. 2 Comparing the predicted gradient index distribution of crystalline lens of the new model eye to the measured results by Pierscionek⁵⁾ and the predicted results by Liou⁸⁾.

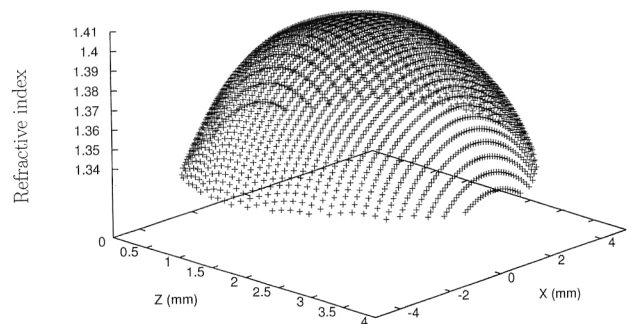


Fig. 3 Two-dimensional gradient index distribution of crystalline lens of the new model eye at 0 D of accommodation. Z axis is the distance from the vertex of anterior surface of lens along the optical axis, X axis is the distance from the center of the index distribution of crystalline lens.

球面係数はそれぞれ -3.13 と -1.0 であった。Liou⁸⁾ が Brown¹⁵⁾ の *in vivo* の中心部と周辺部の曲率半径の実測値から導いた非球面係数は, 前面 -0.94, 後面 +0.96 であった。測定の困難さと個人差の存在することから水晶体の非球面係数は大きい範囲で変動することが予想される (Smith²⁰⁾。今回は後面の非球面係数はゼロ (球面) とし, 非調節時の球面収差が実測値と一致するように水晶体前面の非球面係数を -0.5 と決めた。Fig. 4 には非調節時の, 瞳孔半径に伴う球面収差の変化を示している。

2.1.3 前房, 硝子体, 網膜

Koretz¹⁷⁾ によると, 角膜前面から水晶体後面までの距離は年齢により変化がなく, 7.60 mm である。水晶体の厚みは 40 代での平均値 3.98 mm を用いたため, 前房の深さは 3.12 mm になる。前房水, 硝子体の屈折率は 1.336 を用いる。網膜は曲率半径 -12.80 mm の球面とする。

非調節時模型眼のパラメーターは Table 1 と Table 2 で

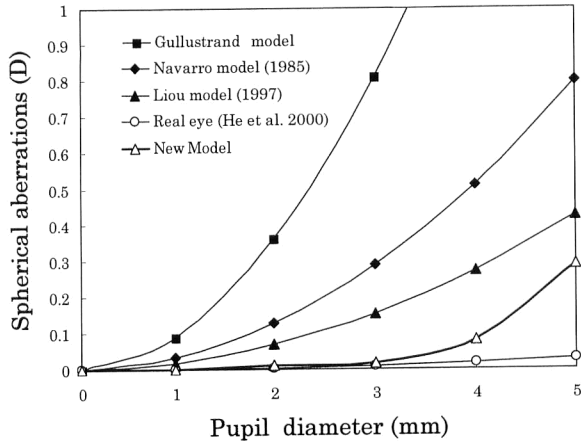


Fig. 4 Spherical aberrations of model eyes and of real eyes change with the pupil diameter.

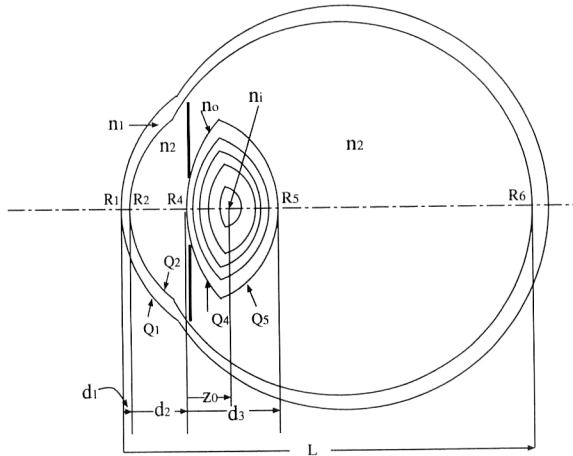


Fig. 5 The vertical section of the new model eye. The values are shown in Table 1 and Table 2.

示されている。模型眼の断面図は Fig. 5 に示されている。

2.2 調節時模型眼

瞳孔径は主に照度のレベルと輻輳により変化するが²¹⁾、非調節時瞳孔直径が 4 mm のとき、実験結果と合致したので (Fig. 4)、今回は瞳孔直径は 4 mm と固定して評価を行った。調節時の角膜前面から水晶体後面までの距離は非調節時の模型眼と同じく 7.60 mm とする。水晶体の形状および前房の深さのみが調節により変化し、前房の深さは水晶体の厚みの変化から求められる。

2.2.1 極度調節時水晶体 GRIN モデル

極度調節時の屈折状態は 10 D とする。このとき、水晶体前面の曲率半径は 5.50~6.50 mm であるといわれるが、精密な測定データは発表されていない。今回は極度調節時の水晶体前、後面の曲率半径が等しくなると仮定し、Ivanoff²²⁾ の測定値 6.00 mm を用いる。眼屈折力が 70 D になるように水晶体の厚みを決めると 4.50 mm になる。

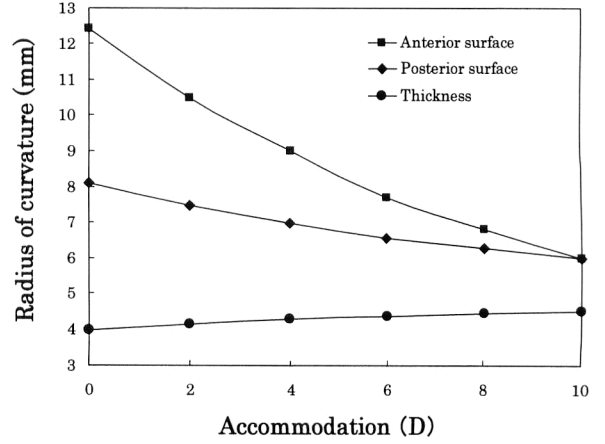


Fig. 6 The radii of curvature and thickness of the lens of the new model eye at 0 D, 2 D, 4 D, 6 D, 8 D, 10 D of accommodation.

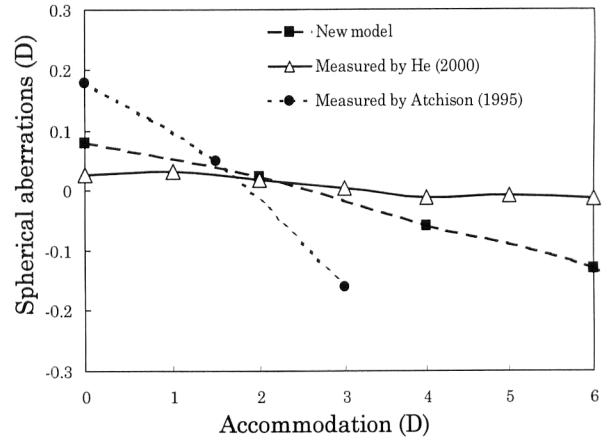


Fig. 7 The spherical aberrations of the new model eye and of the real eyes at 0 D, 2 D, 4 D, 6 D of accommodation.

これらの数値は Table 2 に示されている。調節時、水晶体厚みの増加に従い、核質は前房方向にシフトするが、前半に対する後半の比は非調節時と同じ 1.48 とする。極度調節時、Moore¹⁸⁾ 方程式の屈折率分布中心座標 z_0 は 1.82 mm となる。

2.2.2 各調節時水晶体 GRIN モデル

非調節時から極度調節時まで、水晶体後面の曲率半径と厚みは前面曲率半径の 1 次関数で変化すると仮定する。模型眼の眼軸長は不変とする。調節に従う水晶体の前面の曲率半径およびこれと 1 次関数関係をもつ水晶体後面の曲率半径と厚みの変化は Fig. 6 で示されている。

眼球光学系の球面収差は水晶体の調節により、プラスからマイナスに変化し、調節状態が 1.5~3.0 D のとき、球面収差はほぼゼロになる (He¹⁹⁾, Atchison²³⁾)。本モデルでは、水晶体前面の非球面係数は、調節による球面収差の変化が He¹⁹⁾ の実測値にあうように、特に 2 D のときに球面

Table 1 Parameters (constant to accommodation) of the model eye.

	GRIN (or Homogeneous) lens model eye
Radius of curvature of anterior surface of cornea (R_1)	7.77 mm
Asphericity of anterior surface of cornea (Q_1)	-0.18
Radius of curvature of posterior surface of cornea (R_2)	6.40 mm
Asphericity of posterior surface of cornea (Q_2)	-0.60
Thickness of corneal center (d_1)	0.50 mm
Refractive index of cornea (n_1)	1.376
Refractive index of aqueous and vitreous humor (n_2)	1.336
Eye length (L)	24.00 mm
Retinal radius of curvature (R_6)	-12.80 mm

Table 2 Parameters (variable during accommodation) of the model eye.

	GRIN (Homogeneous) 0 D	GRIN (Homogeneous) 10 D
Depth of aqueous humor (d_2)	3.12 mm (3.12 mm)	2.60 mm (2.60 mm)
Radius of curvature of anterior surface of lens (R_4)	12.40 mm (12.40 mm)	6.00 mm (6.00 mm)
Asphericity of anterior surface of lens (Q_4)	-0.5 (-22.0)	-1.2 (-4.8)
Radius of curvature of posterior surface of lens (R_5)	-8.10 mm (-8.10 mm)	-6.00 mm (-6.00 mm)
Asphericity of posterior surface of lens (Q_5)	0.0 (0.0)	0.0 (0.0)
Thickness of lens (d_3)	3.98 mm (3.98 mm)	4.50 mm (4.50 mm)
Refractive index of capsule of lens (n_0)	1.340 (1.449)	1.340 (1.444)
Refractive index of nuclear of lens (n_1)	1.407 (1.449)	1.407 (1.444)

収差がゼロになるように決める。Fig. 7 は調節に伴う球面収差の変化を示している。0~3 Dの間では、調節に伴う模型眼の球面収差の変化は He¹⁹⁾ と Atchison²³⁾ の両実測値の中間にあり、しかも、He¹⁹⁾ の実測値との差が小さいが、6 Dになると、模型眼の球面収差が He¹⁹⁾ の実測値との差が大きくなっている。本研究の模型眼では、調節に伴い瞳孔径の変化はしないと仮定したが、両眼視において、調節に伴い、輻輳が変化し、瞳孔径も縮小する。瞳孔径が小さくなれば一般に球面収差の減少に寄与する。調節に伴う瞳孔径の変化を考慮すれば、模型眼の球面収差は実測値との差が小さくなると考えられる。

2.2.3 均一水晶体模型眼

水晶体屈折率分布の結像への寄与を調べるため、均一レンズをもつ調節模型眼を設計した。各調節時の前、後面の曲率半径は、対応調節状態の GRIN 模型眼と一致させ、屈折率は GRIN レンズの屈折力と同等であるように決める。水晶体後面の非球面係数は GRIN レンズの後面と同じくゼロ（球面）とする。水晶体前面の非球面係数は対応する調節状態の GRIN 模型眼の球面収差と同じになるように決める。均一レンズ模型眼の各パラメーターは Table 1 と Table 2 に示す。調節に伴う GRIN レンズ模型眼と均一レンズ模型眼の水晶体前面の非球面係数の変化を Fig. 8 に示す。

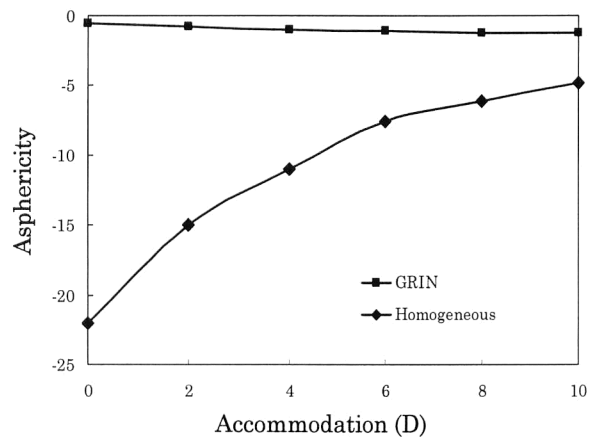


Fig. 8 Comparing the asphericity of anterior surface of GRIN lens to the homogeneous lens at 0 D, 2 D, 4 D, 6 D of accommodation.

3. 考 察

3.1 水晶体屈折率分布

角膜前面の影響で、角膜後面非球面係数の測定は困難である。ただし、角膜後面と前房水との屈折率差は-0.04で、角膜前面の屈折率差 0.376 よりはるかに小さく、球面収差への影響は前面より非常に小さいと考えられる。本研究の模型眼では、角膜後面の非球面係数は角膜の中心部と周辺部の厚みから推測した Liou⁸⁾ のモデルと同じく-0.6を用いている。角膜後面の非球面係数を変えれば、模型眼の球面収差を実測値の球面収差と一致させるために、水晶体前面の非球面係数も変える必要がある。水晶体前面と前

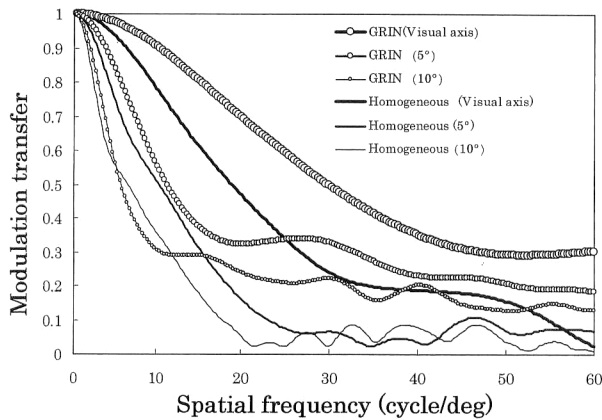


Fig. 9 The MTF of both the GRIN lens model eye and the homogeneous lens model eye on visual axis and off visual axis at angles of 5 degrees and 10 degrees on nasal side.

房水の屈折率差は+0.04で、角膜後面と逆の屈折力をもっているため、角膜後面の非球面係数がマイナス方向に大きいほど、眼球光学系の球面収差はプラス方向に、逆に、水晶体前面の非球面係数がマイナス方向に大きいほど、眼球光学系の球面収差はマイナス方向になる。このため、実際の角膜後面の非球面係数が $Q > -0.6$ であれば、水晶体前面の非球面係数を $Q > -0.5$ になるように設定する必要がある。いったん角膜後面の非球面係数と、水晶体前面の非球面係数が明確になれば、水晶体の皮質屈折率および屈折率分布がより正確に推測できると考えられる。

推測したGRINレンズ皮質の屈折率は前房水との差がわずかに0.04であるのに対し、均一レンズの場合は0.1以上の屈折率差がある。このため、GRINレンズの表面反射は、フレネル反射係数を考慮すると、均一レンズよりはるかに少ない。この点はPurkinjeの第3反射像の観測²⁴⁾からも明らかであり、生体眼の特長とも考えられる。現在のIOLは均一屈折率レンズであり、眼内反射による散乱光が多い欠点があるが、GRIN型IOLにすれば、この欠点が除かれると考えられる。

均一レンズはGRINレンズと形状、厚みが同じであるが、同等な屈折力をもたせるには、均一レンズの屈折率はGRINレンズの屈折率最大値(核質)よりも高くする必要があった。屈折率分布は水晶体の屈折力を上げるはたらきをしていることがわかる。

3.2 調節

Ivanoff²²⁾の実測結果によると、調節時、水晶体前面の曲率半径は1次関数的に変化するものもあれば、対数関数的に変化するものもあり、測定平均値は対数関数になっているという。調節に従い、本研究の水晶体前面の変化(Fig. 6)は対数関数的になっており、また、調節時6Dの

とき、本研究の水晶体の前、後面の曲率半径はそれぞれ7.70 mm, 6.56 mmであったのに対して、Brown²⁵⁾の測定値は、それぞれ、7.10 mmと6.50 mmであった。

また、GRIN模型眼は調節に伴う非球面係数の変化が小さく-0.5から-1.2と狭い範囲で変動するのに対し、GRIN模型眼と同じ球面収差をもつ均一レンズ模型眼のレンズ前面の非球面係数は-22.0から-4.8と広い範囲に変化させる必要があった(Fig. 8)。

3.3 結像特性

模型眼の結像特性はMTF (modulation transfer function)²⁶⁾を用いて、評価を行った。模型眼光学系を光線追跡し、スポットダイアグラムを求め、これをフーリエ変換することにより、OTF (optical transfer function)を得る。

$$H(\nu) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N \exp(-2\pi i \nu x_i) \quad (3)$$

式(3)はx方向(網膜上水平方向)のOTFを表しており、 $|H(\nu)|$ がx方向のMTFとなる。 ν はx方向の空間周波数、Nは用いた光線の総本数、iは光線番号、 x_i は網膜上i番目光線のx座標である。y方向も同様に求めることができる。今回用いた総光線数は500本である。瞳孔直径が4 mm、非調節時、GRINレンズ模型眼と均一レンズ模型眼の視軸上(光軸軸外鼻側5°)、視軸軸外鼻側5°、10°のMTFはFig. 9に示している。光軸上では、均一レンズの非球面係数を大きくすることにより(Fig. 8)、両者ともに同程度の結像特性が得られるが、Fig. 9に示すように、光軸から5°外れた(つまり視軸上)結像面でのMTFはGRIN型が良好であり、均一レンズがMTFの低下が顕著である。少なくとも視軸上の結像性能はGRIN型のものがよいと判断される。

3.4 今後

色分散およびスタイルズ-クロフォード(Stiles-Crawford)効果、水晶体年齢の依存性などを考慮する必要がある。

4. まとめ

発表されたヒト眼の光学定数と光学特性から水晶体の屈折率分布を推定する方法を提案し、生体眼に近いGRINレンズをもつ、調節機能にも対応できる模型眼を設計した。均一レンズ模型眼と比較の結果、GRINレンズは調節時において、非球面係数を大きく変えることなく、球面収差を軽減することがわかった。また、GRINレンズが光軸上だけではなく、Fig. 9からも明らかのように光軸外の結像特性、特に視軸上での結像特性にも寄与しているこ

とがわかった。さらに基礎研究を進めることにより、生体眼の水晶体がなにゆえに屈折率分布型になっているのかを、合目的に理解できるように解明されることを期待したい。本研究で提案したGRIN レンズ模型眼を用いて、非調節時だけでなく、調節時眼球光学系の結像評価をすることもできることから、眼病治療手段の評価、また接眼光学機器の設計に、実生活に則した評価が可能になると思われる。

本研究にあたり、光線追跡プログラムをご提供いただいた旭光学(株)の白柳守康氏に深くお礼を申し上げます。

文 献

- 1) L. H. Liu and H. Ohzu: "Index distribution in a crystalline lens of the eye," *Proc. SPIE*, **2778** (1996) 1031-1032.
- 2) L. H. Liu and H. Ohzu: "Measurement of refractive index distribution of crystalline lens inside eye," *Proc. OII '98*, *J. Optoelectron. Laser*, **9**, Suppl. (1998) 217-219.
- 3) L. H. Liu and H. Ohzu: "Measurement of the anterior segment of the eye using an improved slit lamp," *Optics and Lasers in Biomedicine and Culture OWLS V* (Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 2000) pp. 264-266.
- 4) S. Nakao, T. Ono, R. Nagata and K. Iwata: "Model of refractive indices in the human crystalline lens," *Jpn. J. Clin. Ophthalmol.*, **23** (1969) 903-906.
- 5) B. K. Pierscionek and D. Y. C. Chan: "Refractive index gradient of human lens," *Optom. Vis. Sci.*, **66** (1989) 822-829.
- 6) O. Pomerantzeff, M. Pankratov, G. J. Wang and P. Dufault: "Wide-angle optical model of the eye," *Am. J. Optom. Physiol. Opt.*, **61** (1984) 166-176.
- 7) R. Navarro, J. Santamaria and J. Bescos: "Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics," *J. Opt. Soc. Am. A*, **2** (1985) 1273-1281.
- 8) H. Liou and N. A. Brennan: "Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling," *J. Opt. Soc. Am. A*, **14** (1997) 1684-1695.
- 9) 白柳守康: "水晶体屈折率分布を考慮した模型眼の設計", *日本眼光学学会誌*, **5** (1984) 40-42.
- 10) G. Smith, R. Applegate and D. A. Atchison: "An assessment of the accuracy of the crossed-cylinder aberroscope technique," *J. Opt. Soc. Am. A*, **14** (1998) 2477-2487.
- 11) J. M. Royston, M. C. M. Dunne and D. A. Barnes: "Measurement of the posterior corneal radius using slit lamp and Purkinje image techniques," *Ophthalmic Physiol. Opt.*, **10** (1990) 385-388.
- 12) M. Guillon, D. P. M. Lydon and C. Wilson: "Corneal topography: A clinical model," *Ophthalmic Physiol. Opt.*, **6** (1986) 47-56.
- 13) S. Patel, J. Marshall and F. W. Fitzke: "Shape and radius of posterior corneal surface," *Refract. Corn. Surg.*, **9** (1993) 173-181.
- 14) A. K. C. Lam and W. A. Douthwaite: "Measurement of posterior corneal asphericity on HongKong Chinese: A pilot study," *Ophthalmic Physiol. Opt.*, **17** (1997) 348-356.
- 15) N. Brown: "The change in lens curvature with age," *Exp. Eye Res.*, **19** (1974) 175-183.
- 16) M. J. Howcroft and J. A. Parker: "Aspheric curvatures for the human lens," *Vision Res.*, **17** (1977) 1203-1217.
- 17) J. F. Koretz, P. L. Kaufman, M. W. Nerder and P. A. Goekner: "Accommodation and presbyopia in the human eye-ageing of the anterior segment," *Vision Res.*, **29** (1989) 1685-1692.
- 18) D. T. Moore: "Ray tracing in a gradient-index media," *J. Opt. Soc. Am.*, **65** (1975) 451-455.
- 19) J. C. He, S. A. Burns and S. Marcos: "Monochromatic aberration in the accommodated human eye," *Vision Res.*, **40** (2000) 41-48.
- 20) G. Smith, B. K. Pierscionek and D. A. Atchison: "The optical modeling of the human lens," *Ophthalmic Physiol. Opt.*, **11** (1991) 359-369.
- 21) 大頭 仁: "眼球の光学", *生理光学, 応用物理学会光学懇話会編* (朝倉書店, 1975) pp. 36-89.
- 22) A. Ivanoff: *Les Aberrations de l'Oeil* (Masson, Paris, 1953).
- 23) D. A. Atchison: "Aberrations associated with rigid contact lenses," *J. Opt. Soc. Am. A*, **12** (1995) 2267-2273.
- 24) 魚里 博, 西信元嗣, 岡田安司, 北島延昭, 高木和俊: "眼内レンズ移植眼における Purkinje 像の光学特性", *日本眼光学学会誌*, **9** (1988) 141-145.
- 25) N. Brown: "The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation," *Exp. Eye Res.*, **15** (1973) 441-459.
- 26) 河原哲夫, 大頭 仁: "視覚系の空間周波数特性", *応用物理*, **46** (1977) 128-138.