総　説

# 不正乱視の基礎と臨床研究(2-1) コマ収差の基礎

大沼一彦
国立大学法人千葉大学工学部メディカルシステム工学科

# Fundamentals of Irregular Astigmatism and Clinical Research(2-1) Coma Aberration

Kazuhiko Ohnuma
Department of Medical System Engineering, Faculty of Engineering, National University Corporation Chiba University

前回，ザイデルの収差とゼルニケ多項式の関係を述べた。今回から様々な収差の特長の解説と，その収差があるときにどのような網膜像になるのか，また，どのような見え方になるのかをシミュレーションにより紹介する。今回はコマ収差を取り上げる。コマ収差の光線による説明，点像強度分布（point spread function, PSF）の特徴，開口絞りとの関係，球面レンズの形と収差の関係を述べる。次に，自作のソフトによるランドルト環の網膜上のシミュレーション像を供覧しながら，偽調節の特徴，他の収差があるときの偽調節への影響を述べる。
（視覚の科学　28: 90−97, 2007）

キーワード：コマ収差，波面収差，ゼルニケ多項式，偽調節

The relation between Seidel's aberration and the Zernike polynomial in the last paper. In the present paper, I show the features of various aberrations and retinal images obtained by computer simulation. Coma aberration is also addressed. The features of coma aberration, the role of aperture in point spread function (PSF) and the relation between lens form and aberration quantity are described using light rays. Also described are displaying simulated Landolt ring retina images obtained using my own software, the features of apparent accommodation caused by coma aberration alone, and in combination with other aberrations.
(Jpn J Vis Sci 28: 90-97, 2007)

Key Words: Coma aberration, Wavefront aberration, Zernike polynomial, Apparent accommodation

## 1. はじめに

光学のテキスト[1, 2]にならって，幾何光学的にコマ収差が起きる様子と，コマ収差の特徴を述べる。

次に，波面を用いて網膜上の点像強度分布を求め，ランドルト環視標を用いたシミュレーション網膜像より，コマ収差には偽調節の効果があることを示す。更に，コマ収差と他の収差が混在したときの偽調節の効果がどのようになるかを述べる。

## 2. 幾何光学によるコマ収差の説明

はじめに，光線を使ってコマ収差を説明する[2]。図1に凸レンズの光軸から離れたところに置かれた矢印で示された物体から出た光が像を結んでいる様子

別刷請求先：263-8522 千葉市稲毛区弥生町1-33 国立大学法人千葉大学工学部メディカルシステム工学科　大沼一彦
（2007年5月28日受理）
Reprint requests to: Kazuhiko Ohnuma　Dept of Medical System Engineering, Faculty of Engineering, National Univ Corporation Chiba Univ　1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba 263-8522, Japan
(Received and accepted May 28, 2007)

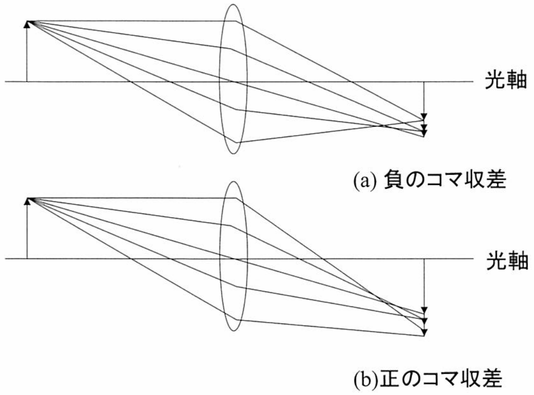


図1　コマ収差
レンズの通過位置で倍率が異なる。

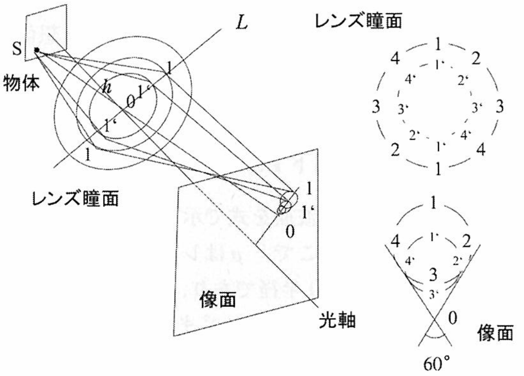


図2　コマ収差の3次元的な表示
光軸から離れた物体Sから出た光がコマ（彗星）像をつくる様子を示す。右上はレンズ瞳面での位置をあらわす。右下は像面での対応する位置をあらわす。

が示してある。図1の上部に示す場合では，レンズの周辺を通過した光は光軸に近いところに，また中心を通過した光は光軸から遠いところに結像している。つまり，レンズの通過位置で倍率が異なることになる。この場合を負のコマ収差と呼ぶ。一方，図1の下部にはその逆の場合が示されていて，正のコマ収差と呼ばれる。図1に示したのは，ある一断面である。次に，図2に示すように，これを立体的にみよう。ここで，線分 $L$ での断面が図1 (b) に対応する。図2の右上にはレンズの瞳面での位置を数字で示し，右下にはその数字の部分を通過した光の像面での位置を示す。瞳面でのレンズ中心0からの距離 $h$

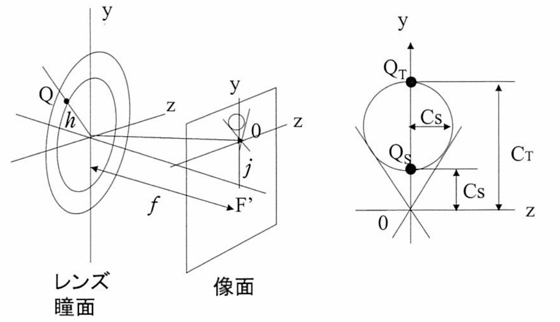


図3　コマ収差の形
Cs：コマ収差の円の半径，$C_T$：タンジェンシャルコマの量，$f$：焦点距離，$h$：レンズ瞳面での半径

が小さい部分を通過した光は，像面での0に近いところに到達し，$h$ が大きい場合，レンズの周辺を通過した光は円の像となり，像面の0から離れた位置にある。この図からもわかるように，瞳孔が小さくなり，レンズの中心部だけを光が通過するようにすると，コマ収差が小さくなることがわかる。

コマ収差の円の半径Csは次の式で与えられる[1)]。

$$C_s = \frac{jh^2}{f^3}(Gp + wq) \quad \cdots\cdots (1)$$

図3に示すように，$j$ は光軸から0までの距離，$f$ はレンズの焦点距離，$h$ はレンズ瞳面での中心からの距離である。また，$G$ と $w$ はレンズの屈折率 $n$ の関数であり，次の式で与えられる。

$$G = \frac{3(2n+1)}{4n} \quad \cdots\cdots (2)$$

$$w = \frac{3(n+1)}{4n(n-1)} \quad \cdots\cdots (3)$$

更に，$p$ はposition factorで物体と像の位置で決まる値であり，$q$ はshape factorでレンズの前後の曲率半径で決まる値であり，次式で与えられる。

$$p = \frac{s' - s}{s' + s} \quad \cdots\cdots (4)$$

$$q = \frac{r_2 + r_1}{r_2 - r_1} \quad \cdots\cdots (5)$$

ここで，$s$，$s'$はレンズから物体までの距離と像まで

の距離であり，$r_1$と$r_2$はレンズの曲率半径である。また，像面において，０からコマ収差の円の上の$Q_T$までの距離をタンジェンシャルコマと呼んで，その値$C_T$は，

$$C_T = 3C_s \quad \cdots\cdots (6)$$

である。

さて，(1) 式をみると，Cs＝0 とすることが可能である。そのときは $q = -\frac{G}{w}p$ となる。無限遠からの平行光の場合では，s＝∞ より $p = -1$ であり，レンズの屈折率 $n = 1.5$ の場合では，$q = 0.8$ となる。このとき，コマ収差は０になる。その他の $q$ のときは，コマ収差は正負の値をとる。その様子が図４に示してある。ここでは，$j = 10$ mm，$f = 20$ mm　$h = 4$ mm または５mm の場合である。これをみてもわかるように，瞳孔（$h$に対応している）が小さくなるとコマ収差量が小さくなるのがわかる。また，レンズには光が左側から入射するとして，左に凸のときに正の値とする。例えば，$q = -2$ とは $r_1 = -15$mm，$r_2 = -5$ mm の場合である。

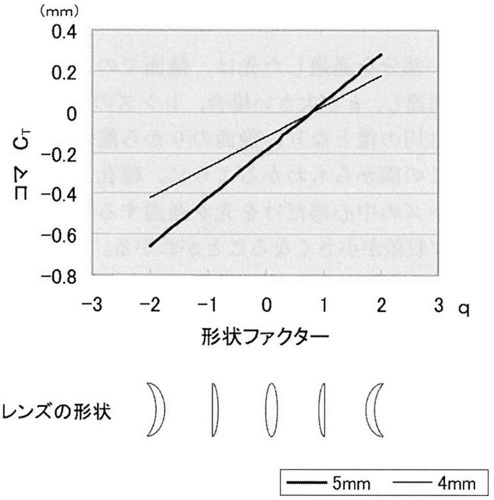


図４　$h = 4$ mm と５mm の場合のレンズの形状ファクター $q$ とタンジェンシャルコマ収差の量の関係

これらから考えると，角膜を二つの球面と考え，空気中に置かれていたとするとかなり大きなコマ収差をもつことがわかる。

これ以外に，コマ収差をなくする方法は両面非球面にすることが考えられる。図１に示したレンズの周辺の形を非球面に変えて，中心部を通過する光の像の位置に光がくるようにすればよいことは想像がつくと思われる。また，正と負のコマ収差の組み合わせ（凸と凹レンズの組み合わせ）も考えられる。

## 3.　点像強度（以下 PSF）と網膜上の光学像

前回[3]，コマ収差の波面を式で示すと，$\rho^3\cos\theta$となることを示した。ここで，$\rho$はレンズ出射瞳面の中心からの距離，つまり半径であり，これに$\cos\theta$がかかっているので，$\theta$が$-90 \sim 90°$までは正の値でそれ以外は負の値となる。その様子が図５の右上に示してある。図６に示すように，ゼルニケのコマ収差は

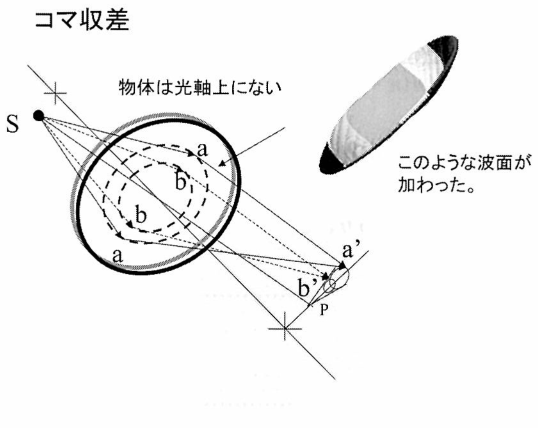


図５　コマ収差の波面
図右上にレンズ瞳面での波面を示す。

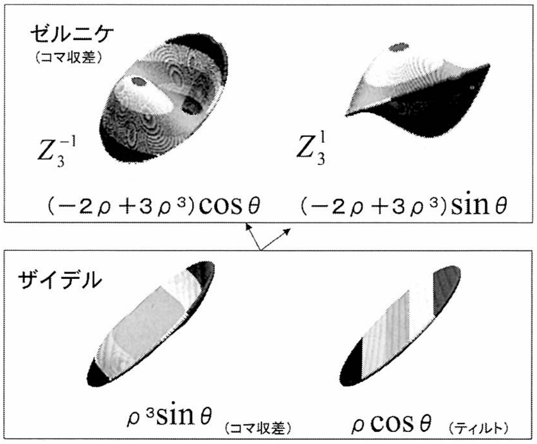


図６　ザイデルとゼルニケのコマ収差の波面の関係
ゼルニケの波面にはプリズム（ティルト）の波面が加わっている。

ザイデルのコマ収差とプリズム成分からできている。プリズムの波面は像を移動させるだけなので，網膜上の点像はザイデルでもゼルニケでも同じである。ゼルニケのコマ収差には $Z_3^{-1}$ と $Z_3^1$ の二つある。これは，同じ形の波面で回転すると重なるものである。

さて，このような波面の網膜上の点像は次式によって得られる。波面を $w(x, y)$ として，焦点面での振幅を a とすると，次の式によって a が求まる。

$$a(u,v)=\iint \exp(-i\frac{2\pi}{\lambda}w(x,y))\ \exp(-i\frac{2\pi}{\lambda f}(xu+yv))dxdy \cdots \quad (7)$$

ここで，$f$ は眼球光学系の焦点距離，$\lambda$ は光の波長，$u$ と $v$ は網膜面上の座標である。

焦点面での振幅と，PSF は次式 (8) で与えられる。

$$PSF(u,v)=a(x,y)a^*(x,y) \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \quad (8)$$

二つのコマ収差 $Z_3^{-1}$ と $Z_3^1$ の波面と点像を図7に示す。90°の回転で互いに重なるのがわかる。この点像はフォーカス位置でのもので，これだけでは，色々な距離に置かれた物体がどのような見え方になるのかはわからない。そこで，視標を色々な距離に置いてそのときの点像を求めて，コンボルーション演算によって網膜上の光学像を求める。式であらわすと次のようになる。

$$I(u,v)=PSF_l(u,v)\otimes s(u,v) \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \quad (9)$$

ここで，$I(u, v)$ は網膜像であり，$s(u, v)$ は視標である。$PSF_l(u, v)$ と書いたのは距離ごとの PSF の意味であり，距離ごとにデフォーカス成分が加味されるので，PSF の形が変化するからである。

次に，瞳孔径が 4 mm のときで，1 m にフォーカスが合っていて非点収差は補正されている状態での，0.15 D ごとの距離に物体を置いたときのシミュレーションによる網膜上の光学像を示す。これは，眼内レンズ（以下 IOL）挿入眼あるいは老眼で，遠点が 1 m（−1 D）になった状態と考えていただければよいと思う。調節がある人は多分，一番いいところで光学像を見ると考えられる。なお，ここで示す収差の量は6 mm の瞳孔径での値である。ここでは，五つの場合について示す。1）収差がないとき，2）コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3 μm のみのとき，3）コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3 μm にトレフォイル $Z_3^3$：0.2 μm が加味された場合，4）コマ収差 $Z_3^1$：0.3 μm，$Z_3^{-1}$：0.3 μm にトレフォイル $Z_3^3$：0.2 μm が加味された場合，5）コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3 μm に球面収差 $Z_4^0$：0.2 μm が加味された場合，である。まずはじめに，それぞれの場合での距離ごとの PSF を図8に示す。これをみると，(a) 収差のない場合では，−1 D のところから離れるとPSF の広がりが

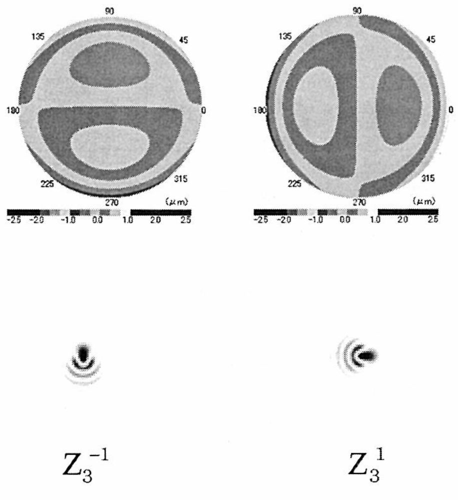


図7　ゼルニケのコマ収差 $Z_3^{-1}$ と $Z_3^1$ の波面を図上部に，その点像（PSF）を下部に示す。

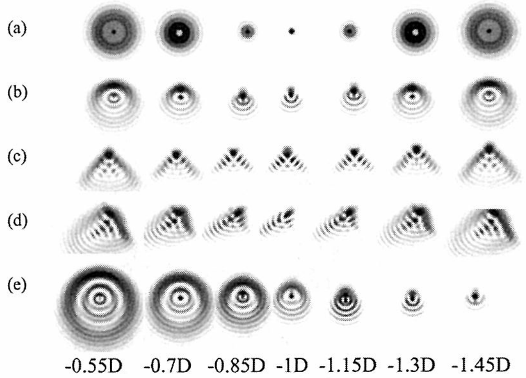


図8　五つの場合の距離ごとの点像強度分布
瞳孔径が 4 mm で，1 m（−1 D）にフォーカス時に 0.15 D ごとの距離に物体を置いたときのシミュレーションによる網膜上の光学像を示す（PSF）。(a) 収差がないとき，(b) コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3μm のみ，(c) コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3μm，トレフォイル $Z_3^3$：0.2μm，(d) コマ収差 $Z_3^{-1}$，$Z_3^1$：それぞれ 0.3μm，トレフォイル $Z_3^3$：0.2μm，(e) コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3μm，球面収差 $Z_4^0$：0.2μm

大きいことがわかる。(b) のコマ収差のみの場合では，－1Dのところから離れてもPSFは上部一点に光が集中しているのがわかる。これは，収差のない場合に比較して偽調節があることを示している。更に，(c) のトレフォイルが付加された場合では，その傾向が高まっている。しかし (d) の場合では，反対にPSFの広がりが大きいのがわかる。(e) の球面収差が付加された場合では，PSFは小さいところが近方にずれているのがわかる。次に，これらのPSFを使って (9) 式により求めた網膜像を示す。

1）収差がないとき

全く収差がないときの結果を図9に示す。logMAR：0.2（小数視力0.62）で，±0.2Dくらいの範囲では，ランドルト環の切れ目がわかるようである。

2）コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3μmのみ

コマ収差のみの場合の網膜像を図10に示す。logMAR：0.2（小数視力0.62）のランドルト環の切れ目は，±0.4D位の範囲で切れ目がわかるようである。つまり，収差がないときと比べて解像する範囲

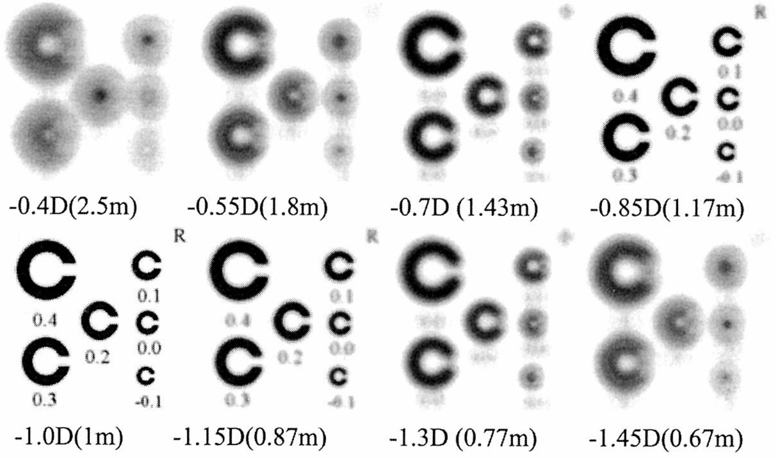


図9　無収差で，瞳孔径4mm，1mにフォーカスしている場合の距離ごとの網膜像
左上部2.5mから右下部0.67mまで，0.15Dごとの網膜像を示す。

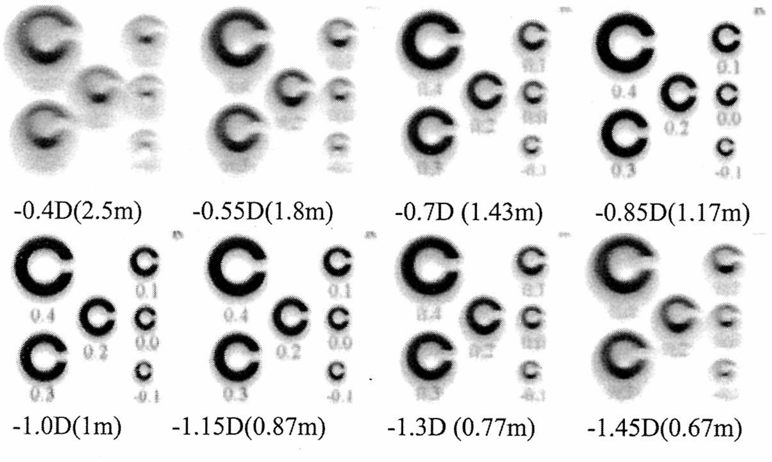


図10　コマ収差 $Z_3^{-1}$ が0.3μmの場合のランドルト環の網膜像

が広がったのがわかる。収差のもつ偽調節と読んでもいいと思われる。

3）コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3$\mu$m にトレフォイル $Z_3^3$：0.2$\mu$m が加味された場合

図11と図12に示すように，±1.0Dくらいの範囲で，コントラストは低いものの，解像して見えるのではないかと思われる。

4）コマ収差 $Z_3^1$：0.3$\mu$m，$Z_3^{-1}$：0.3$\mu$m にトレフォイル $Z_3^3$：0.2$\mu$m が加味された場合

同じコマ収差＋トレフォイルの場合ではあるが，今度は，コマ収差で角度の異なる $Z_3^1$ と $Z_3^{-1}$ がある場合なので，コマの方向が異なり角度の違う組み合わせである。このシミュレーション結果を図13に示す。±0.45Dとなり，3）で示したトレフォイルの偽調節を広げる役割はない。

5）コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3$\mu$m に球面収差 $Z_4^0$：0.2$\mu$m

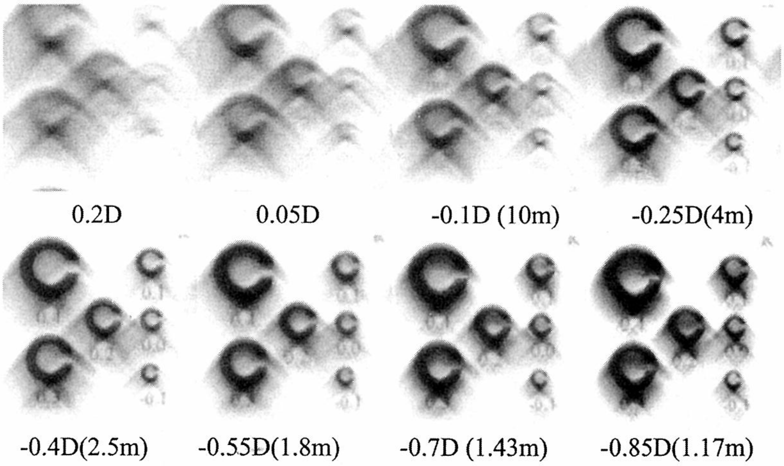


図11　瞳孔径4mm，1mにフォーカスしている場合で，コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3$\mu$m，トレフォイル $Z_3^3$：0.2$\mu$m のときの距離ごとの網膜像（0.2～－0.85Dまで）

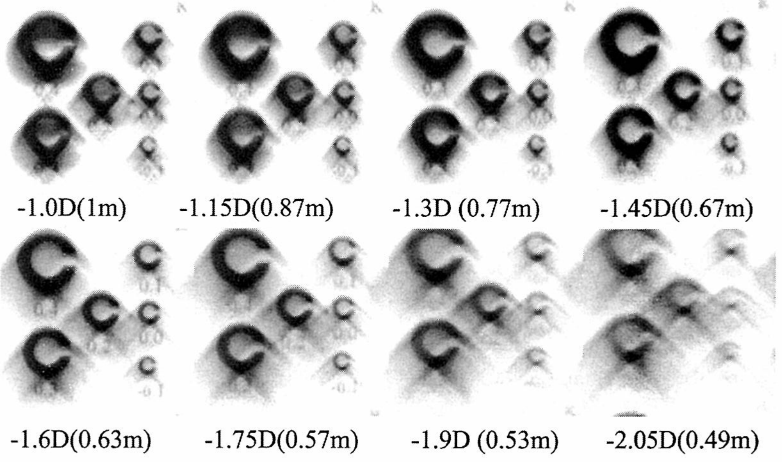


図12　瞳孔径4mm，1mにフォーカスしている場合で，コマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3$\mu$m，トレフォイル $Z_3^3$：0.2$\mu$m のときの距離ごとの網膜像（－1.0～－2.05Dまで）

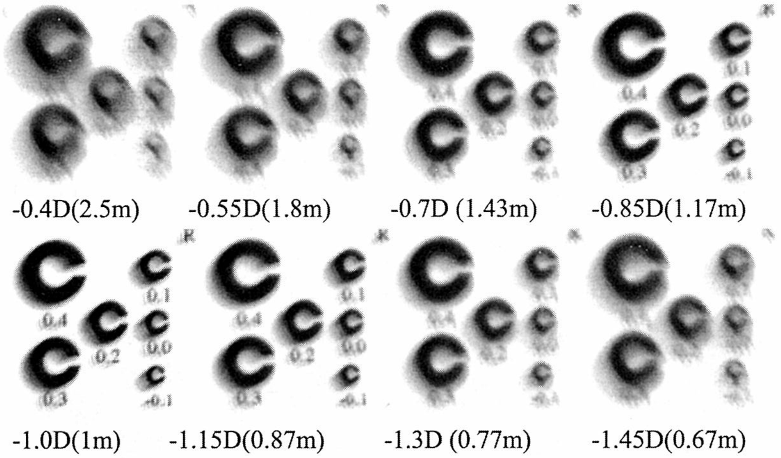


図13　瞳孔径４mm，１mにフォーカスしている場合でコマ収差 $Z_3^{-1}$，$Z_3^{1}$：それぞれ0.3$\mu$m，トレフォイル$Z_3^{3}$：0.2$\mu$mのときの距離ごとの網膜像

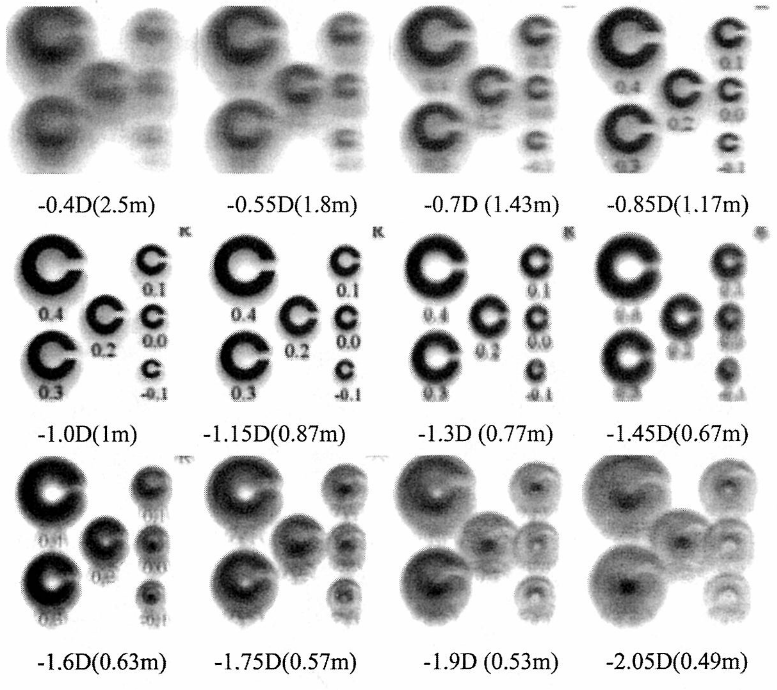


図14　瞳孔径４mm，１mにフォーカスしている場合でコマ収差 $Z_3^{-1}$：0.3$\mu$m 球面収差$Z_4^{0}$：0.2$\mu$mのときの距離ごとの網膜像

が加味された場合

図14に示すように，遠方に0.3Ｄ，近方に0.6Ｄの範囲でランドルト環の切れ目が見える。これらの像を見ると，コマ収差の点像というより，球面収差の点像といった方がよいと思われる。

それは，図８のPSFを見てもわかるように，像の

形がコマ収差では一方向であるが，この像では均等なボケに近いからである。また，近方の像がよいのは，正の球面収差のため最良像の位置が手前にずれたからである

## 4. まとめ

ここでは，コマ収差の幾何光学的説明，波面を使ったシミュレーションによる各距離に置かれた視標の網膜像の説明を紹介した。とくに，コマ収差のもつ偽調節，また，他の収差が加わる場合の偽調節の変化について紹介した。収差の評価は距離ごとの見え方を検討すること，また他の収差があるとその見え方も変わることを理解していただけたと考える。

波面収差解析のデータをみて，この人はどのように見ているのだろうか？と医師が判断するには，このように距離を変化させたシミュレーション像がほしいのではないかと考える。ぜひ，波面センサを取り扱っている会社の方は，このようなソフトをサービスで添付していただけることを期待する。

また，これらの知識が新しいIOLのデザインのヒントにつながることを期待する。

更に，より一層の知識を得るためにはアリゾナ大学の光学研究所のWyant先生のホームページ（http://www.optics.arizona.edu/jcwyant/）にはたくさんの有用な教材や，ネットで楽しめるシミュレーションソフトがあるので，ぜひ参考にしていただきたい。

最後に，ここでの表現であいまいなことばを用いたのは，シミュレーションで示したものはあくまでも光学的な像で，知覚している像ではないからである。知覚する像は明るさに依存するが，明所視といわれるところでの知覚像は，もう少しコントラストがついて見えるものと思われる。知覚している像については，このシリーズの最後の方で紹介したいと考えているので，請うご期待。

## 文　献


1) Jenkins FA & White HE:Lens aberrations. Fundamental of Optics, 3rd Ed, Chapter 9, 130-168, Kogakusha Co, Ltd, Tokyo, 1975.
2) Eugene Hect著，尾崎義治，朝倉利光訳：ヘクト光学I. 第6章幾何光学II，366-420，丸善，東京，2002.
3) 大沼一彦：不正乱視の基礎と臨床研究（1）ザイデル収差とゼルニケ多項式の関係. 視覚の科学　28：6-14, 2007.

総　説

# 不正乱視の基礎と臨床研究(2-2)<br>コマ収差の臨床

大鹿哲郎
筑波大学大学院人間総合科学研究科機能制御医学専攻眼科学

# Basic and Clinical Research of Irregular Astigmatism (2-2)<br>Coma Aberration in Clinical Situation

Tetsuro Oshika
Department of Ophthalmology, Doctoral Program in Functional and Regulatory Medical Sciences, Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba

単焦点眼内レンズ（IOL）挿入眼にみられる，ある程度の調節現象を偽調節という。その機序として種々のものが提唱されてきたが，我々の臨床データからは，角膜の多焦点性に起因するコマ収差が関与していると考えられる。すなわち，角膜の屈折力勾配が大きく，コマ収差が大きいほどIOL挿入眼の偽調節量は大きくなる。しかし，偽調節量が大きくなりすぎると，通常の矯正視力は影響されないがコントラスト感度が低下する。つまり，コマ収差の増大によって明視域は拡大するが，同時に像のシャープさが犠牲になっていると考えることができる。（視覚の科学　28: 98−102, 2007）

キーワード：コマ収差，波面収差，偽調節，コントラスト感度，眼内レンズ挿入眼

Apparent accommodation represents the range of distinct vision in the eye with a monofocal intraocular lens. Several theories have been proposed regarding the mechanism of action underlying apparent accommodation. Our clinical data indicate that apparent accommodation is associated with ocular coma aberration, which is induced by corneal multifocality. The greater the corneal multifocality (refractive power gradient), the greater the coma aberration, leading to a wider range of apparent accommodation. On the other hand, increases in apparent accommodation adversely influence contrast sensitivity, while best-corrected visual acuity remains unaffected. Thus, coma aberration contributes to a wider range of distinct vision (apparent accommodation) in pseudophakia, while the sharpness of the retinal image is somehow deteriorated by the increases in coma aberration. (Jpn J Vis Sci 28: 98-102, 2007)

Key Words: Coma aberration, Wavefront aberration, Apparent accommodation, Contrast sensitivity, Pseudophakia

## 1. はじめに

前稿の光学シミュレーションによって，コマ収差が偽調節に寄与すること，また他の収差が加わると偽調節のパターンが変化することが示された。ならば，実際の臨床ではどうであろうか。本稿では，眼内レンズ（以下IOL）挿入眼における偽調節の実際を，コマ収差と視機能の観点から臨床データに基づいて検討してみたい。

別刷請求先：305-8575 つくば市天王台1-1-1 筑波大学大学院人間総合科学研究科機能制御医学専攻眼科学　大鹿哲郎
（2007年5月15日受理）
Reprint requests to: Tetsuro Oshika, MD Dept of Ophthalmol, Doctoral Program in Functional and Regulatory Medical Sciences, Graduate School of Comprehensive Human Sciences, Univ of Tsukuba
1-1-1 Tennoudai, Tsukuba 305-8575, Japan
(Received and accepted May 15, 2007)

## 2. 偽調節とは

白内障手術によって偽水晶体眼（単焦点IOL）となれば，生理的な調節力は失われ，老視と同様の状態になるはずである。しかし，矯正なしで，あるいは遠方のみの矯正で，遠近とも良好な視力を示す患者がいることが知られている[1-3]。この現象は偽調節と呼ばれ，その機序としてこれまでにいくつかのものが提唱されてきた[4-10]。そのうちの一つは，IOLが前後に動くというものであるが，光学的に意味があるほどIOLが移動するという考えは否定されている[6,9]。その他，近視性乱視によって焦点深度が深くなるという説明もある[1,4,5,8]が，決定的な説とはなっていない。

我々は，明視域の拡大と角膜の多焦点性に注目した[11]。これまでにも，放射状角膜切開（radial keratotomy，以下RK）[12-15]や，photorefractive keratectomy[16,17]を受けた眼で，多焦点角膜とでもいうべき状態の存在が示されている。老視年齢域にある患者で，RK術後に遠近とも視力が良好な症例において，角膜多焦点性がその原因であるとする報告もある[12,14]。

## 3. 偽調節と角膜多焦点性

白内障手術においても角膜の形状が変化し，乱視や不正乱視の状態は変化する。そこに，屈折矯正手術と同様，角膜多焦点性が持ち込まれても不思議はない。我々は，白内障手術を受けた98例121眼において，角膜形状解析（Orbscan，キヤノン販売）を行い，瞳孔領域内における角膜屈折力の最大と最小の差をとり，これを角膜屈折力勾配とした[11]。解析は，個々の症例の瞳孔径サイズにしたがって行った。偽調節量はアコモドメータ（NP Accommodometer AS-13，興和）で測定し，近方→遠方，遠方→近方を各10回行って，その平均を記録した。

偽調節量は2.00±0.92 Dとなり，これは過去の報告[2,3,10]と矛盾しない結果であった。偽調節量を目的変数，屈折乱視量，角膜乱視量，瞳孔径，年齢，角膜屈折力勾配を説明変数として多変量解析を行ったところ，角膜屈折力勾配（図1）と瞳孔径（図2）が有意に関連する因子となった。その他は，有意な関与を示さなかった。

これらの結果から，偽水晶体眼では角膜の多焦点性が大きく，また広い角膜領域を使用している（瞳孔径が大きい）眼ほど，大きな偽調節量を有するものと考えられた[11]。

## 4. 偽調節と高次波面収差

角膜の多焦点性により，偽水晶体眼患者の明視域が広がることが明らかになったが，眼の光学特性，ひいては視機能にどのような影響があるのかは不明であった。そこで，多焦点角膜効果を波面解析の観点から検討した[18]。

偽水晶体眼において角膜形状解析を行い，その高さデータをZernike多項式に展開し，3次と5次の各項のroot mean square（以下RMS）をコマ様収差，4次と6次の各項のRMSを球面様収差として算出した。

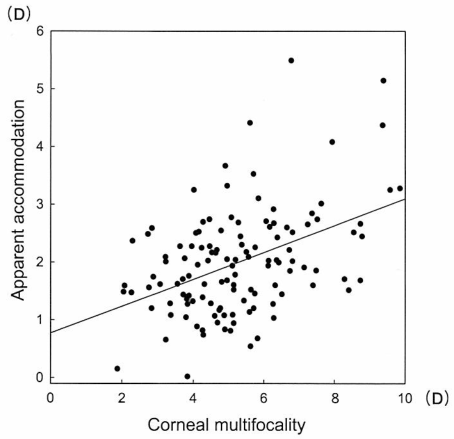


図1　角膜の屈折力勾配と偽調節量
両者には有意な相関がみられた
（Pearson, r=0.440, p<0.0001）。

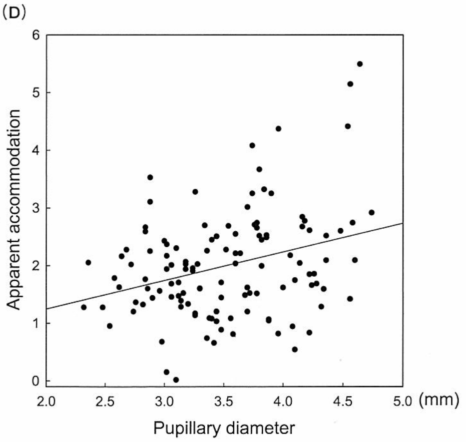


図2　瞳孔径と偽調節量
両者には有意な相関がみられた
（Pearson, r=0.309, p=0.0006）。

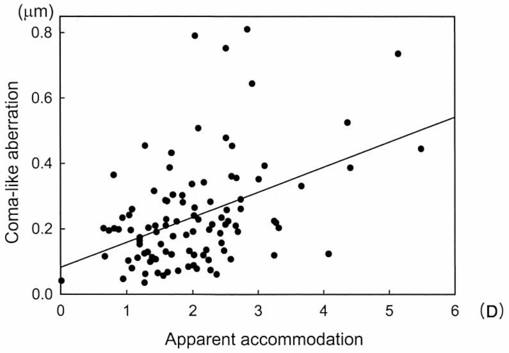


図3　角膜のコマ様収差と偽調節量
両者には有意な相関がみられた
(Pearson, r=0.440, p<0.001)。

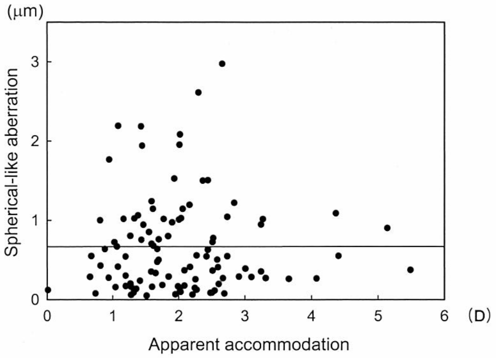


図4　角膜の球面様収差と偽調節量
両者には有意な相関はなかった
(Pearson, r=0.001, p=0.993)。

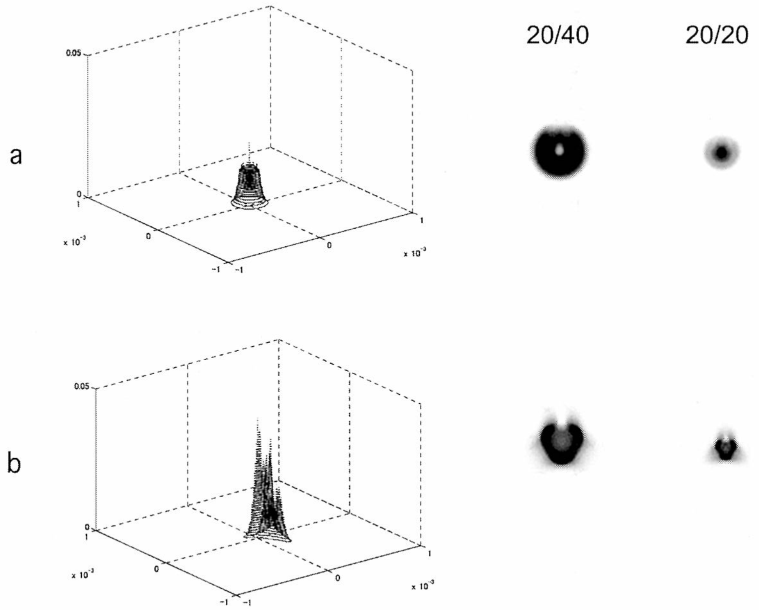


図5　シミュレーションで0.5D近視化させた場合のpoint spread functionとランドルト環イメージ
a：高次波面収差が全くない場合　b：平均的なコマ収差を有する場合

その結果，角膜の瞳孔領域内におけるコマ様収差(0.241±0.165μm)は偽調節量と有意に相関した（図3）が，球面様収差（0.667± 0.596μm）は偽調節量と相関しなかった（図4）。更に，3次の各項（$Z_3^{-3}$～$Z_3^{3}$）ごとに偽調節量との相関を検討したところ，垂直方向に勾配をもつtriangular astigmatism（$Z_3^{-3}$）が最も強く相関するとの結果であった。これはつまり，多焦点眼鏡レンズのように上下に屈折度数勾配をもつことが，偽調節に関与しているということであり，多焦点角膜説を裏打ちするものである。

次に，収差の視機能に対する影響をモデル眼でシミュレーションした。瞳孔径4mmで，0.5Dの近視を仮定した場合，高次収差が全くない眼は図5aのようなpoint spread functionとランドルト環イメージを示し，平均的なコマ収差を有する眼では図5bのようになる。Strehl ratioは高次収差なしの場合0.023，コ

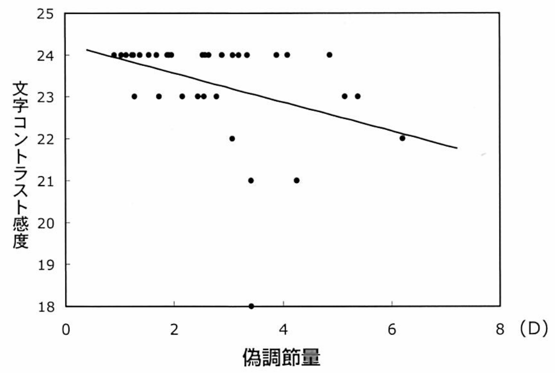


図6　偽調節量と文字コントラスト感度
両者には有意な相関がみられた
(Pearson, r=－0.368, p<0.05)。

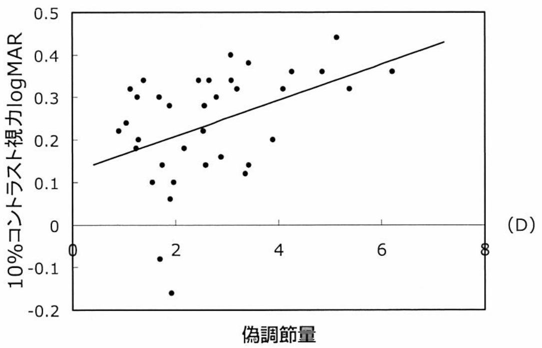


図7　偽調節量と低コントラスト視力（10%）
両者には有意な相関がみられた
(Pearson, r=0.427, p<0.01)。

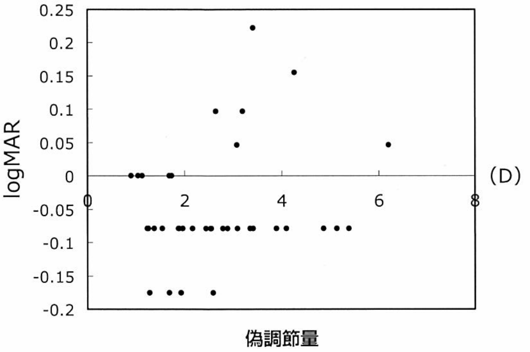


図8　偽調節量と矯正視力（logMAR）
両者には有意な相関はなかった
(Pearson, r=－0.236, p=0.173)。

マ収差がある場合で0.043と，後者の方が良好であった。Modulation transfer function も同様の結果であった[18]。このことから，全く高次収差のない眼は屈折度数ずれに非常に弱いこと，コマ収差は明視域拡大に役立っていることが明らかとなった。

偽調節は，白内障手術後の視覚の質にとって重要な問題である。白内障術後眼に調節力を取り戻そうとの試みは，現在種々のものが行われている[19-31]し，今後も引き続いて行われていくであろう。そのためには，偽調節のメカニズムに関する議論は欠かせない。

## 5.　偽調節・コマ収差と視機能

角膜の多焦点性，そしてコマ収差が偽調節に関与していることは間違いないと考えられるが，ではそれが視機能全般にどのような影響を与えているのであろうか。明視域を拡大させている代わりに，視機能のなんらかの部分を犠牲にしている可能性もある。そこで，白内障術後患者で偽調節，高次波面収差，コントラスト感度の関係を検討してみた。

白内障手術を受けた36例36眼において，アコモドメータ（HS-9G，興和）を用いて偽調節量を測定した。また，明室下の自然瞳孔にて文字コントラスト感度（CSV-1000LV，Vector Vision），低コントラスト視力（CSV-1000Lan10%，Vector Vision）を測定した。その結果，偽調節量と文字コントラスト感度（Pearson r＝－0.368, p<0.05，図６），低コントラスト視力（r＝0.427, p<0.01，図７）との間に有意な相関を認めた。偽調節量と矯正視力（r＝－0.236, p＝0.173，図８）には有意な相関を認めなかった。

以上から，偽調節は視力には影響しないが，偽調節量が多くなるほど明視下でのコントラスト感度が悪化することが明らかとなった。

## 6.　ま　と　め

角膜の多焦点性に起因するコマ収差は，IOL挿入眼の偽調節に寄与する。しかし，偽調節量が大きくなりすぎるとコントラスト感度が低下する。すなわち，コマ収差の増大によって明視域は拡大するが，同時に像のシャープさが犠牲になっているということができる。

## 文　　献


1) Huber C: Planned myopic astigmatism as a substitute for accommodation in pseudophakia. J Am Intraocul Implant Soc 7: 244－249, 1981.
2) Nakazawa M & Ohtsuki K: Apparent accommodation in

pseudophakic eyes after implantation of posterior chamber intraocular lenses. Am J Ophthalmol 96: 435-438, 1983.
3) Nakazawa M & Ohtsuki K: Apparent accommodation in pseudophakic eyes after implantation of posterior chamber intraocular lenses: Optical analysis. Invest Ophthalmol Vis Sci 25: 1458-1460, 1984.
4) Huber C: Myopic astigmatism a substitute for accommodation in pseudophakia. Doc Ophthalmol 52: 123-178, 1981.
5) Huber C: Myopic astigmatism as a substitute for accommodation in pseudophakia. Dev Ophthalmol 5:17-26, 1981.
6) Hardman Lea SJ, Rubinstein MP et al: Pseudophakic accommodation? A study of the stability of capsular bag supported, one piece, rigid tripod, or soft flexible implants. Br J Ophthalmol 74: 22-25, 1990.
7) Ravalico G & Baccara F: Apparent accommodation in pseudophakic eyes. Acta Ophthalmol (Copenh) 68: 604-606, 1990.
8) Sawusch MR & Guyton DL: Optimal astigmatism to enhance depth of focus after cataract surgery. Ophthalmology 98: 1025-1029, 1991.
9) Gonzalez F, Capeans C et al: Anteroposterior shift in rigid and soft implants supported by the intraocular capsular bag. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 230: 237-239, 1992.
10) Elder MJ , Murphy C& Sanderson GF: Apparent accommodation and depth of field in pseudophakia. J Cataract Refract Surg 22: 615-619, 1996.
11) Fukuyama M, Oshika T et al: Relationship between apparent accommodation and corneal multifocality in pseudophakic eyes. Ophthalmology 106: 1178-1181, 1999.
12) McDonnell PJ, Garbus J & Lopez PF: Topographic analysis and visual acuity after radial keratotomy. Am J Ophthalmol 106: 692-695, 1988.
13) Maguire LJ & Bourne WM: A multifocal lens effect as a complication of radial keratotomy. Refract Corneal Surg 5: 394-399, 1989.
14) Moreira H, Garbus JJ et al: Multifocal corneal topographic changes after radial keratotomy. Ophthalmic Surg 23: 85-89, 1992.
15) Moreira H, Fasano AP et al: Corneal topographic changes over time after radial keratotomy. Cornea 11: 465-470, 1992.
16) Moreira H, Garbus JJ et al: Multifocal corneal topographic changes with excimer laser photorefractive keratectomy. Arch Ophthalmol 110: 994-999, 1992.
17) Scher K & Hersh PS: Disparity between refractive error and visual acuity after photorefractive keratectomy: Multifocal corneal effects. J Cataract Refract Surg 23: 1029-1033, 1997.
18) Oshika T, Mimura T et al: Apparent accommodation and corneal wavefront aberration in pseudophakic eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci 43: 2882-2886, 2002.
19) Cumming JS, Slade SG, Chayet A & AT-45 Study Group: Clinical evaluation of the model AT-45 silicone accommodating intraocular lens: Results of feasibility and the initial phase of a Food and Drug Administration clinical trial. Ophthalmology 108: 2005-2009, 2001.
20) Kuchle M, Nguyen NX et al: Implantation of a new accommodative posterior chamber intraocular lens. J Refract Surg 18: 208-216, 2002.
21) Langenbucher A, Seitz B et al: Theoretical and measured pseudophakic accommodation after implantation of a new accommodative posterior chamber intraocular lens. Arch Ophthalmol 121: 1722-1727, 2003.
22) McLeod SD, Portney V & Ting A: A dual optic accommodating foldable intraocular lens. Br J Ophthalmol 87: 1083-1085, 2003.
23) Findl O, Kiss B et al: Intraocular lens movement caused by ciliary muscle contraction. J Cataract Refract Surg 29: 669-676, 2003.
24) Kuchle M, Seitz B et al: Stability of refraction, accommodation, and lens position after implantation of the 1CU accommodating posterior chamber intraocular lens. J Cataract Refract Surg 29: 2324-2329, 2003.
25) Langenbucher A, Huber S et al: Measurement of accommodation after implantation of an accommodating posterior chamber intraocular lens. J Cataract Refract Surg 29: 677-685, 2003.
26) Lehrer IE, Tetz MR et al: Refractive lensectomy and accommodating lens implantation in a case of hyperopia. J Cataract Refract Surg 29: 2430-2434, 2003.
27) Rana A, Miller D & Magnante P: Understanding the accommodating intraocular lens. J Cataract Refract Surg 29: 2284-2287, 2003.
28) Mastropasqua L, Toto L et al: Clinical study of the 1CU accommodating intraocular lens. J Cataract Refract Surg 29: 1307-1312, 2003.
29) Doane JF: Accommodating intraocular lenses. Curr Opin Ophthalmol 15: 16-21, 2004.
30) Kuchle M, Seitz B et al: Comparison of 6-month results of implantation of the 1CU accommodative intraocular lens with conventional intraocular lenses. Ophthalmology 111: 318-324, 2004.
31) Werner L, Pandey SK et al: Capsular bag opacification after experimental implantation of a new accommodating intraocular lens in rabbit eyes. J Cataract Refract Surg 30: 1114-1123, 2004.

総　説

# 3Dディスプレイの歴史と今後の展望

竹本賢史
セイコーエプソン㈱　広丘事業所　情報機器事業本部　機器技術・開発統括センター

# History and Future Prospects of 3-Dimensional Display

Satoshi Takemoto
Seiko Epson Co., Imaging Products R & D Engineering General Center

通常のディスプレイでは，それ自体が平面の世界しかあらわすことができないために，観察者は個々の経験や知識に基づいて，表示されている映像の中の位置関係を頭の中で作り出しているに過ぎなく，実際の形や大きさを正確に把握することはできないでいる。そのため，ディスプレイの大型化・高精細化が進む一方で，より現実的な映像を表現する手段として，3Dディスプレイに関する技術開発も進められてきている。そのなかでも我々は，より自然な状況での観察が可能になる，メガネなしタイプのものの開発に注力してきた。今回筆者は，ここまで取り組んできた3Dディスプレイの開発について紹介し，同時に他社技術の進捗についても述べている。今後，ディスプレイを含む3D技術はますます発展するものと思われる。筆者は，3Dディスプレイが多くの人々にとって感動を生むものであり，同時により身近でより実用的なものとなっていくことを切に希望する。
(視覚の科学　28: 103−109, 2007)

キーワード：両眼視差，パララックスバリア，レンチキュラーレンズ，ステップバリア，感動

As conventional displays only show the 2-dimensional world, the viewer simply assumes the physical relationship in the displayed image, based on his own experience or knowledge, and cannot correctly determine the actual size on shape. So while displays are becoming larger and higher in resolution, the engineering development of 3-dimensional displays is under way. We have developed a 3-dimensional display that can be viewed naturally, without wearing special glasses. The present paper concernes the 3-dimensional display we are developing. Also introduced are some examples of 3-dimensional displays other companies are concurrently developing. I think that 3-dimensional technology, including displays, is much more progressive. I also strongly hope that 3-dimensional displays will be more emotive accessible and practical for everyone.
(Jpn J Vis Sci 28: 103-109, 2007)

Key Words: Binocular disparity, Parallax barrier, Lenticular lens, Step barrier, Emotion

## 1. はじめに

元来，人間という生き物は五感をもっているが，とくに「眼」，つまり視覚を通して外部の情報のうちの80〜90%を得ているといわれている。対象となる物や風景を，その大きさや形・色，そしてそれぞれの位置関係や時間の経過による移り変わりなど，事細かく「眼」から得ている。そして，主に「眼」から得た情報により人間は様々な行動を，各人がもつ本能や思考に基づいて起こしている。その繰り返しが日

別刷請求先：399-0785　塩尻市広丘原新田80　セイコーエプソン㈱　広丘事業所　情報機器事業本部　機器技術・開発統括センター　竹本賢史
(2007年2月23日受理)
Reprint requests to: Satoshi Takemoto　Seiko Epson Co., Imaging Products R & D Engineering General Center
80 Harashinden, Hirooka, Shiojiri-City, Nagano 399-0785, Japan
(Received and accepted February 23, 2007)

常生活であると筆者は考える。

そのため，視覚に関する研究は医療の分野だけにとどまらず，日々発展してきている。とくに，筆者とかかわりの深いディスプレイ業界においては，まず人がテレビにカタカナの「イ」を表示することからはじまって，やがてテレビが白黒からカラーに変わり，ブラウン管から液晶ディスプレイ（以下 LCD）やプラズマディスプレイ（以下 PDP）などの平面ディスプレイとなり，そして今，それらが大型化に進む一方で，高精細化といういわば相反する方向に進んでいる。そして，今やそればかりでなく，かつては「表示する」だけのものであったディスプレイに，色々な機能をもたせたものが次々と出現している。

なかでも3Dディスプレイは，平面でしか表示できなかったものが，まるですぐそばにあるかのごとく，実物と同じ形や大きさを表示することができるというものであり，今後様々な分野での実用化が期待されている。

今回筆者は，3Dディスプレイについてその歴史を紹介するとともに，その原理と，それを応用した技術について，筆者が所属した三洋電機㈱，セイコーエプソン㈱での取り組みについて触れ，更に他社で開発されている新しい技術も紹介する。最後に今後の展望について，筆者の思いを述べさせていただく。

## 2. 3Dディスプレイの歴史

3D技術の歴史は意外に古い。そもそも，かつての西洋の絵画において，描く物体の大きさの違いや，陰影の付け方，透視図法などが平面のキャンパスに立体感を生じさせるために用いられてきたのである。このようにして単眼だけでも立体感が得られるという3D技術の下地は，すでにできあがっていたといえる。

実際のところ，人間は両眼で見ている。その像は左右で若干異なる。つまり視差があるということである。そしてその視差を利用して，「飛び出す」もしくは「奥行き感」をもたらす効果を作り出しているのが3D技術の基本なのである。そして，19世紀半ばの銀塩写真の発明に伴い，視差を利用した2眼式立体写真が多く作られ出し，それに伴い左右の眼にその2枚の写真を振り分けるためののぞきメガネの類も開発されてきた。そして，それらが19世紀末にかけて多くの遊技場に設定され，人気を博してきた。その約100年後，つまり20世紀末～21世紀にかけて，テーマパークなどで偏光メガネや head mount display（以下 HMD）をかけて観察する立体映画などに発展しているのである[1]。

このようにして，いわば「見世物」的なものとして3Dディスプレイは，今日でも展示会などでは行列ができるほどの人気を博している。

## 3. 3Dディスプレイの原理と種類

先述したが，3Dに見える原理というのは，左右それぞれの眼で見た像の「視差」を利用している。3Dディスプレイには，この視差情報を利用しているものが多い。

図1に主な3Dディスプレイの方式の分類を示す。筆者は，三洋電機㈱所属時代から，主に視差情報を利用したタイプのディスプレイの開発に携わってきた。とくにメガネの有無を考えた場合，没入間という点ではHMD方式を含むメガネがあり，HMD方式の方が優れていると考えるが，通常の「見る」という行為を考えた場合，やはりメガネをかける場合は，映画などの視聴のような限定的なものならともかく，とくにメガネなしで日常の生活を送っている人達にとっては煩わしい以外の何者でもなく，3Dディスプレイでの画像の観察が，非日常的な行為としてユーザーに受け止められる可能性がある。そういったこともあり，我々はメガネなしの3Dディスプレイの開発に注力してきたのである。その主な方式としては，レンチキュラーレンズ方式とパララックスバリ

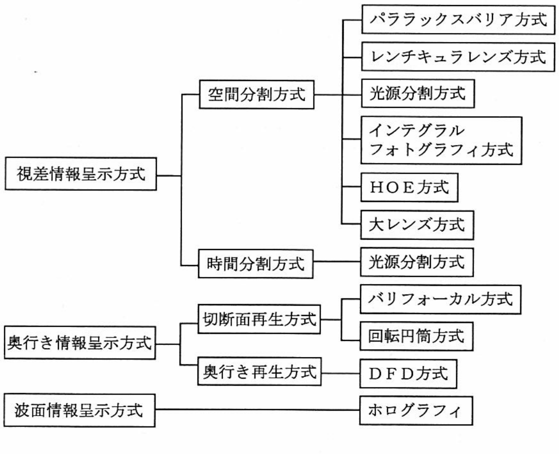


図1　主な3Dディスプレイ方式の分類
HOE：Holographic Optical Element
ホログラフィック光学素子
DFD：Depth-Fused 3-D

ア方式とがある。これらについて，そこから派生した方式とともに筆者が取り組んできたもの，ならびに他社で開発されてきたものを次章で紹介する。

## 4. 3Dディスプレイの方式について

### 1）セイコーエプソン㈱および三洋電機㈱の取り組み

(1) レンチキュラーレンズ方式

この方式は，LCDなどの平面ディスプレイの観察者側に，断面がカマボコ状のシリンドリカルレンズを多数並べたものを設置するというのが基本である。2眼式ディスプレイの場合には，ディスプレイには縦に1ラインごとに左眼用と右眼用の画像を交互に表示させ，レンズの光の屈折を利用しているものである（図2）。この方式は，通常のディスプレイと比較しても輝度が損なわれることがないことが大きな特徴であるが，レンチキュラーレンズの精度を出すことが難しく，そのため左眼用・右眼用の画像の分離がよくないという問題がある。また最近では，精度を出すために樹脂成型により製作しており，分離に関しても改良されてきてはいるが，樹脂は熱に弱く変形しやすいため，製品化に対して各種の信頼性試験をクリアするという新たな課題が発生している。

(2) パララックスバリア方式

この方式がレンチキュラーレンズ方式と異なるのは，ディスプレイの観察者側に，垂直方向にストライプの入ったフィルタ（バリア）を設置する点である。2眼式の場合，(1) と同様に縦に1ラインごとに左眼用と右眼用の画像を交互に表示させ，観察者の眼には，それぞれに対応した画像のみを入力し，反対の画像はバリアのストライプによって遮光されるために見えない，という原理のものである（図3）。この方式は，遮光部があるために通常のディスプレイよりも輝度が落ちてしまうという欠点はあるが，レンチキュラーレンズよりもバリアは製作しやすく，精度がよいために画像の分離もよく，3Dの性能としては優位であるという長所がある。

(3) 新しい方式　～ステップバリア方式～

上述の二つの方法には共通した問題点がある。それは，例えば2視点方式の場合，左眼用と右眼用の画像を交互に1ライン上に表示させるために，各々の画像の解像度が，ともに水平方向に1/2に減少するということである。これによる画像の劣化は肉眼でもわかりやすく，表示画像の印象が悪い。また基本的に正面からしか観察ができないという問題もあり，観察者の頭の位置がずれることにより起こる逆視という問題が発生しやすく，観察者は頭を動かせないという窮屈感を与えてしまう（図4）。あるいは複数の人間での同時観察が難しいという問題もある。

斜めバリア方式は，解像度の劣化を水平・垂直の両方向に振り分けることで，各々の視点での画像のアスペクト比をなるべく元の画像に近いものにすることにより，見た目の解像度感を従来の方式よりも向上させることを狙いとしている。

各種バリア方式のバリア形状を図5に示す。斜め

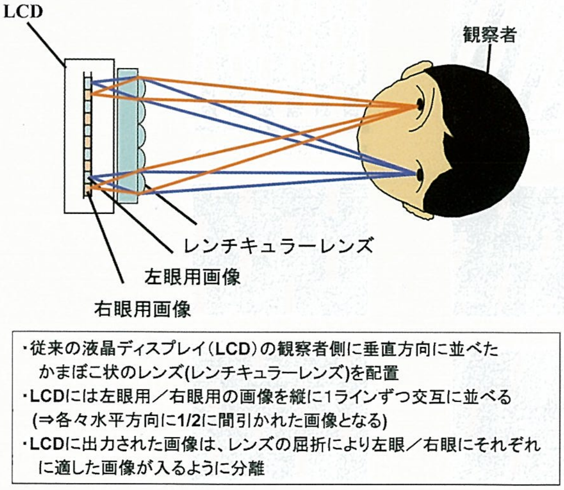


図2　レンチキュラーレンズ方式の3Dディスプレイ

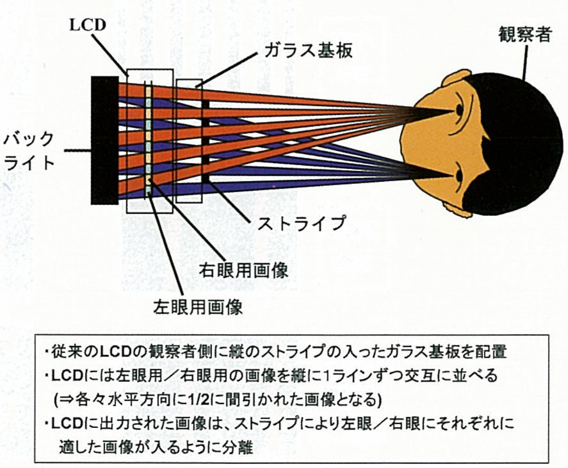


図3　パララックスバリア方式の3Dディスプレイ

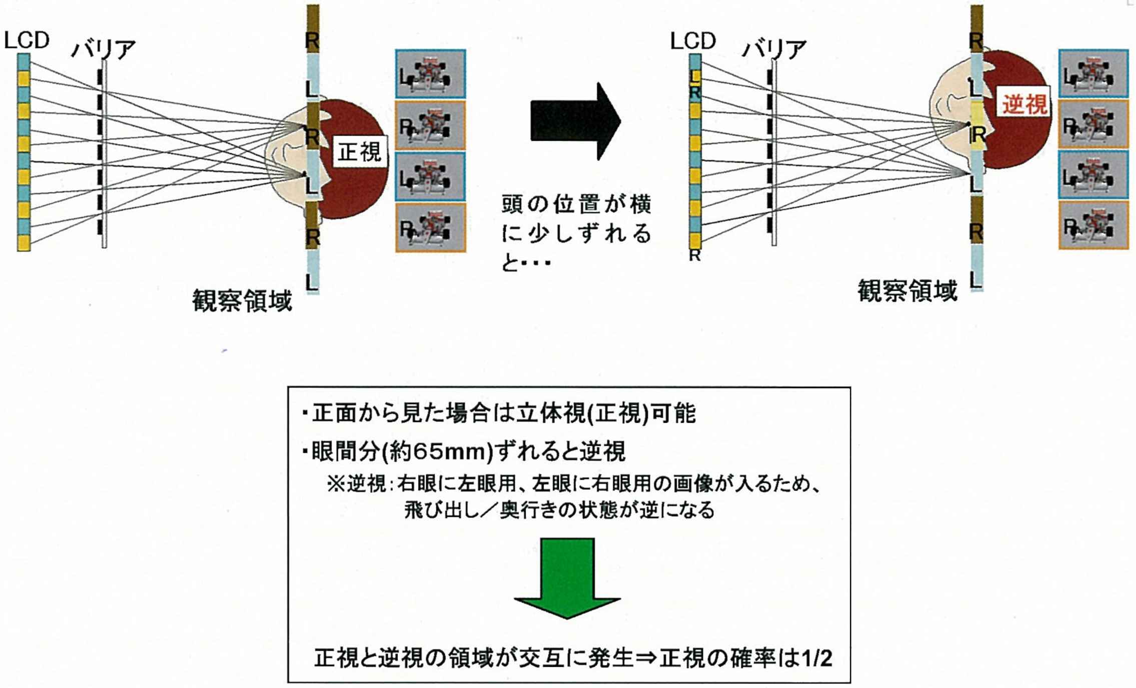


図４　パララックスバリア方式３Dディスプレイの見え方

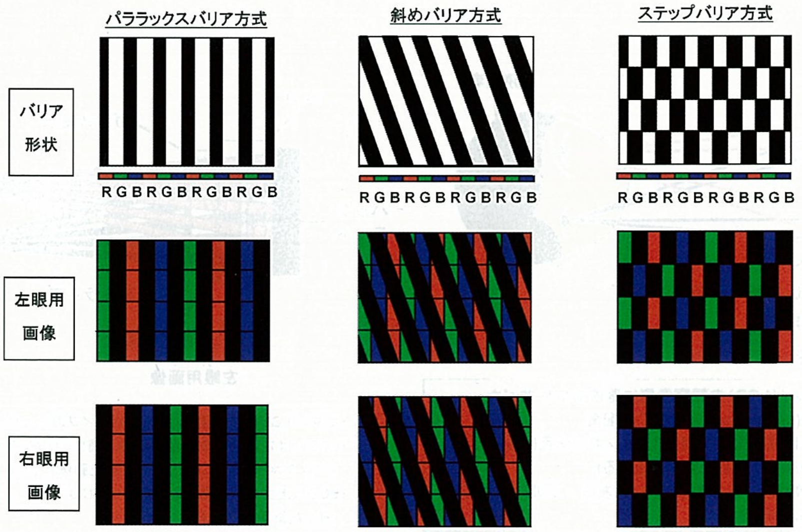


図５　各種バリア方式の形状

バリア方式の場合，画素のパターンを分離するためのバリアが斜めに走っている形である。しかし，表示に必要な画素成分の一部が逆の眼の画像に入り(クロストーク)，分離が悪くなる。これはとくに視点数が少ない場合に顕著であり，3D画像の画質という点では必ずしもよいとはいいきれない。

これに対し，我々が検討したのがステップバリア方式である。これも水平方向1ラインごとにみると，パララックスバリア方式と同じであるが，その開口部が，階段状に1ラインごとに1画素分ずつずれていく。これにより，斜めバリア方式のような必要な画素成分の流出や不要な画素成分の混入を防ぐことが可能になり，分離がよく，かつ解像度感のよい立体画像の表示が可能になる。図6に4視点のステップバリア方式の入力・出力パターンの例を，図7に4視点の3Dディスプレイの見え方を示す。

したがって，損失する輝度を考慮する必要はあるが，ステップバリア方式を導入することにより，解像度感のよい3D画像の観察が可能である。またこの方式は，かなりの広い範囲での観察が可能であり，

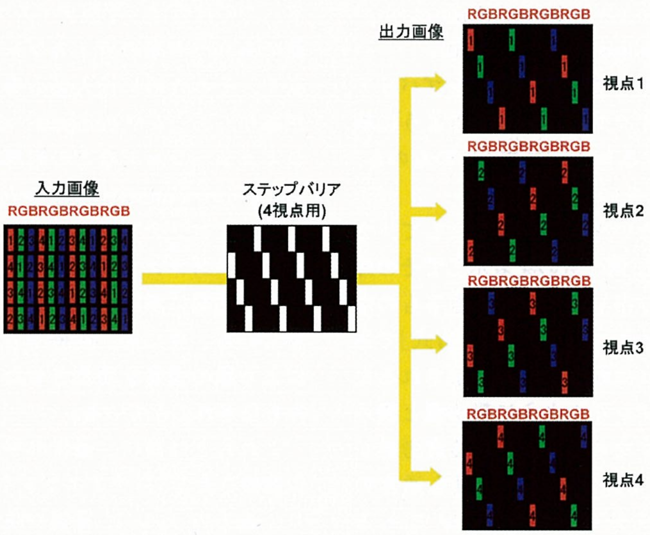


図6　ステップバリア方式（4視点）の場合の入力／出力パターン

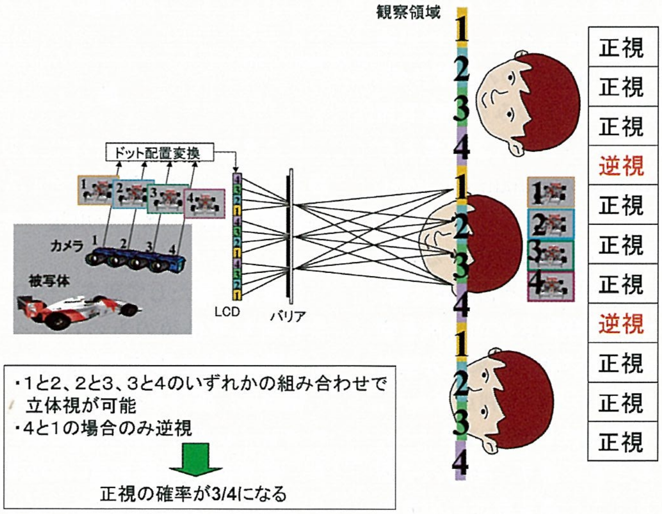


図7　3Dディスプレイ（4視点）の見え方

一度に多人数での観察に向いている。

**2）他社での取り組み事例**

3D技術という面に関しては，ディスプレイ部門だけでも開発を行っている企業は数多くある。

例えば，レンチキュラーレンズ方式を，先述のパララックスバリア方式と同様に斜め方向にしたものが開発されている。これは，レンチキュラーレンズ方式の長所である輝度の損失の少なさに加え，解像度感をよくすることを狙いとするものであり，レンズを精度よく製作する技術が向上してきていることもあり，大型化にも対応できるようになってきている（http://www.inition.co.uk/inition/product.php?URL=product stereovis philips & sub CatID=0）。

また，上記方式を応用して先述のステップバリア方式と同様に考え，マイクロレンズ方式のように細かいレンズを多数形成するといったタイプのものも，今後登場してくるのではないかと考える。

次に，メガネをかけないタイプのものとして，2枚のLCDを前後に置き，同じものを表示してその輝度比を変えることで飛び出し感を調整できるものがある。これが，図1で記載している「DFD方式」である。観察者の左右の眼には同じ画像が提示されるため，通常の3Dディスプレイのように輻湊点と表示面が異なるということがなく，視聴による疲労感が少ないという長所がある。またデータ量も通常のRGB成分に奥行き成分を加えただけである（http://www.inition.co.uk/inition/product.php?URL=product stereovis philips & sub CatID=0）。

このディスプレイでは，設置した2枚のLCDの間で，飛び出し感の調節が可能であるため，その用途としては，例えば通常は後部のLCDにのみ表示させ，強調や警告を促したいオブジェクトのみを観察者側のディスプレイにも表示するといったことが考えられる（http://www.semiconductorjapan.net/feature/0511/02 02.html）。

そのほかには，観察者の左右の眼に対応する光源を液晶の裏側に二つ設置し，120Hzで交互に点滅させ，これと同期して視差をもつ左眼用および右眼用を表示させるものがある。この方式では，従来の方法のように画質が劣化することがないという利点があり，また正面から見る位置を水平方向に傾けることで，片側の画像だけを観察することになり，通常の平面ディスプレイと同じであり，この場合逆視の現象は起こらない。これも正面からの観察でしか立体視はできないが，携帯電話など，人間の見る位置がおのずと決まってしまうタイプのディスプレイには有効であろう（http://www.mitsubishielectric.co.jp/newsdata/2003/pdf/0930.pdf）。

また，メガネをかけるタイプのものとしては，「Xpol」と呼ばれる微細偏光素子を規則正しく配列させたものをディスプレイに貼合することで，ディスプレイ側に水平に1ラインごとに異なる偏光軸をもたせ，それに合わせて左眼用と右眼用の画像を表示し，メガネにもそれに合わせて対応する偏光軸をもつ画像のみを通すことで立体視を可能にしているものがある。この技術は，平面ディスプレイとの切り換えも可能であり，大型のディスプレイに対しては視野角が広く，そのために没入感も得られやすいという長所があり，ゲームやcomputer aided design（CAD）・シミュレーションなどの応用に有効であると考える（http://www.arisawa.co.jp/jp/products/3d.html）。

また，コンテンツ分野においても，医療・教育・アミューズメント用などのソフト開発が，ディスプレイの開発に歩調を合わせるかのように進められてきている。更には，医療でも，表示された立体画像により眼の機能を回復させたりするといった取り組みもなされてきている。

これらとは別に，通常の平面画像を立体画像に擬似変換させ，3Dディスプレイに表示させることにより，過去のテレビ番組や映画などをより迫力のあるものとして見ることも可能になってきている。

このように，ディスプレイだけでなく，コンテンツにおいても，3D技術はかなり成熟してきているのである。

## 5. 結　　言

ここまで紹介したように，3D技術は全般として発展してきており，近年のディスプレイの高精細化や小型化に伴い，様々な用途への展開が期待されている。

しかし，果たして現在，「3D」というものは一般社会に対して必須のものになってきているであろうか？残念ながら答えは「否」である。

確かに，展示会やテーマパークなどでは，3Dディスプレイに関する出展物にはいずこも長蛇の列ができ，注目度や評価が高いのは事実である。しかし，それはあまりにも客寄せパンダ的な部分であり，本当に我々自身の日常生活に入り込んでいくという道

筋が見えないのである。その理由としては，筆者は次のような理由を考える。

一つ目は，観察している人間が，過去の経験や表示画像の陰影などから，およその立体感，つまり画像内の位置関係を把握してしまうという，いわば人間の「賢さ」によるものであると考える。

二つ目は，ディスプレイ業界の末端にいる者として痛切に感じていることであるが，3D表示という機能が，ディスプレイに搭載される優先順位が低い，ということである。現状では，大型化・高精細化・低価格化の三つが大きな流れであり，3D表示機能を付加することが，コストアップや精細度を劣化することにもなり得るため，いずれの流れにも逆行してしまうことが理由ではないかと考える。

三つ目は，その技術のもつ「説得力」のなさである。「3Dだからこそ効果がある」「3Dだからこそ面白い」というようなものに，今一つ欠けているのではないか，もしそういったものがあれば，まずはニッチ的にでも受け入れられ，それが一般社会を揺り動かすといったこともあるのではないかと考える。

四つ目は，上述の「説得力」とも重複するところであるが，3Dディスプレイが人間に「感動」を与えるものになりきれていないことである。これは表示するソフトとも連動してくる話であるが，3Dディスプレイが，第三者が見て素直に「感動」し，あるいは子供がおもちゃの感覚で興味をもち，購入意欲を掻き立てられるというレベルのものではないのではないかと考える。あるいは現状の3D技術の本来もつ「感動」が，日常生活にまでブレイクダウンされてきていないのではないかとも考える。

以上，いささか筆者の独りよがり的な主観も交えて記載させていただいたが，もちろん技術開発の当事者として，現状を憂いているのは事実である。

しかしそれは，同時に我々がその市場展開への努力を怠ってきたツケが回ってきたものともいえる。ということは，今後我々のなすべき仕事としては，ディスプレイ業界の発展に合わせて，ソフトのみならずカメラなどの入力系や，あるいは記録系，更には放送などの伝送系も含めた3D技術の開発を進めていくことはもちろんであるが，それと同時に，いかに一般市場に入り込んでいくか，そして消費者の方々に「感動」を与えることができるか，その方策を練り，3Dという業界全体で推し進めていく努力が，これまで以上に必要ではないかと考える。

そのためには，これはなにも3Dに限ったことではないが，その技術に携わる人間一人一人が，その技術を一般の人々の目線で捉え，その上で技術に対する思いを形にするという心が，現代の社会には必要になってくるのではないだろうか。


## 謝　辞

なお，末筆ではあるが，本論文作成にあたり，作成の機会を与えて下さった鈴鹿医療科学大学の奥山文雄先生，また協力して下さったセイコーエプソン㈱，エプソンイメージングデバイス㈱の方々に深謝申し上げる。


## 文　献


1) 泉　武博　監修：3次元映像の基礎．1～2，NHK技術研究所，オーム社，東京，1994.

原　著

# 偏光計測カメラを用いた視神経線維層の偏光解析

福間康文[1)]，岡崎芳郎[1)]，塩入　隆[1)]，大沼一彦[2)]，川津純一[3)]，飯田幸雄[4)]
菊田久雄[5)]，白柏基宏[6)]，八百枝潔[6)]，阿部春樹[6)]
1) ㈱トプコン アイケアビジネスユニット，2) 千葉大学工学部メディカルシステム工学科，
3) 千葉大学大学院自然科学研究科，4) 駒澤大学医療健康科学部，
5) 大阪府立大学工学部機械システム工学科，6) 新潟大学大学院医歯学総合研究科視覚病態学分野

# Polarization Analysis of Fundus Using Polarization Measurement Camera

Yasufumi Fukuma[1)], Yoshio Okazaki[1)], Takashi Shioiri[1)], Kazuhiko Ohnuma[2)], Junichi Kawatsu[3)], Yukio Iida[4)], Hisao Kikuta[5)], Motohiro Shirakashi[6)], Kiyoshi Yaoeda[6)] and Haruki Abe[6)]
1) Topcon Corporation, Eye Care Business Unit, 2) Department of Medical System Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University, 3) Department of Information and Image Science, Faculty of Engineering, Chiba University, 4) Faculty of Health Sciences Komazawa University, 5) Department of Mechanical Systems Engineering, Faculty of Engineering ,Osaka Prefectural University, 6) Divison of Ophthalmology and Visual Sciences, Niigata University Graduate School of Medical and Dental Sciences

視神経線維層の厚み測定は緑内障診断をする上で重要である。現在，視神経線維層の厚み測定のための装置として，偏光解析による方法と光干渉断層計（OCT）による方法がある。また，両者を使う偏光 OCT の手法も開発されている。これらの手法を実現する装置は高価であり，一部の医療機関のみの使用に限定されている。ここでは，安価な装置の開発を目的として，現在，無散瞳眼底カメラで使用している charge-coupled device（CCD）カメラを偏光解析 CCD カメラに置き換え，円偏光照明とする改造による偏光解析可能な無散瞳眼底カメラを作成した。この無散瞳眼底カメラで撮影した画像情報より得られるストークス・パラメータを解析することにより，視神経線維層の厚みを解析できる可能性が得られたので，その解析手法および解析結果を報告する。

（視覚の科学　28: 110−116, 2007）

キーワード：偏光解析，眼底カメラ，視神経線維層，ストークス・パラメータ

Thickness measurement of the optic nerve fiber layer is important in glaucoma diagnosis. There is known a method using polarization analysis for measuring optic nerve fiber layer thickness and a method using optical coherence tomography (OCT). Moreover, the technique of polarization OCT using both methods has also been developed. The equipment that enables these techniques is expensive and therefore limited to use by only some medical institutions. In the present case, the charge-coupled device (CCD) camera of the fundus camera was replaced by a polarization analysis camera for the purpose of developing cheaper equipment. Also, ordinary lighting was replaced by circular polarized lighting. We found it possible to obtain optic fiber layer thickness and direction of run by analyzing the Stokes parameter using images taken with this camera. Here, we report on the analysis technique and the results.

(Jpn J Vis Sci 28: 110-116, 2007)

Key Words: Polarization analysis, Fundus camera, Optic nerve fiber layer, Stokes parameter

別刷請求先：174-8580　東京都板橋区蓮沼町75-1　㈱トプコン アイケアビジネスユニット　福間康文
（2007年 9 月20日受理）
Reprint requests to: Yasufumi Fukuma　Topcon Corporation, Eye Care Business Unit
75-1 Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174-8580, Japan
(Received and accepted September 20, 2007)

## 1. 緒　　　　言

緑内障の診断に役立つ情報として，視神経乳頭周りの視神経線維層の厚み情報がある。これを計測する方法には，偏光を利用する方法と，光干渉断層計（以下 OCT）を利用する方法，更にその両方を利用する方法がある。

偏光を利用する装置では Carl Zeiss 社の GDx VCC™がある[1, 2]。この装置の測定方法は，回転する直線偏光を視神経線維層に入射させて，戻ってくる光の偏光状態を偏光板にて検出するものである。戻ってくる光の偏光状態は，直線偏光か楕円偏光である。直線偏光となるときは，視神経線維層の複屈折の進相軸か遅相軸に一致した場合であり，それ以外は楕円偏光である。360°直線偏光を回転して，どのように楕円偏光が変わるのかを知ることで，位相差を求めることができる。位相差と複屈折の屈折率の差から厚みを求めている。このときは，屈折率の差は仮定された値であり，測定値ではない。またこの手法では，バックグランドにノイズがのるときは位相差に誤差が生じる。今までに，その臨床への利用報告や角膜の複屈折の影響の問題点，それを取り除くための位相補償プリズム（variable corneal compensation: VCC）の導入の報告[3, 4]がなされている。また，この手法は黄斑部でのデータを使って補正するので，黄斑部に疾患のあるときは，Enhanced Corneal Compensation 手法[5]が開発されている。

一方，OCT の原理は光干渉を用いるものであり，市場に出ている最新のものには Carl Zeiss 社の Stratus OCT™がある。どちらが正確に測っているのかなどの観点から，偏光を使う方法と OCT を使う方法の比較の報告[6-8]がある。

更に近年，偏光計測のできる偏光（PS）OCTの研究[9-11]がある，この手法はストークスベクトルを検出する方法で，複屈折する部位の特定ができしかも厚みも測れるので，複屈折の屈折率の差も測定できることになる。これは偏光のみの手法に比べて優れているところである。現在は論文にみられる範囲では，偏光解析のできるフーリエドメイン OCT による解析結果は出ていないが，これから出てくるものと思われる。

しかし，これらはすべて高価な装置であり，一般診療のところまではなかなか利用されるのは難しいと思われる。そこで今回提案する装置は，眼底カメラの charge-coupled device（以下CCD）カメラの代わりに偏光解析カメラを使用し，無散瞳眼底カメラの照明系に円偏光を用いるよう改良することで，偏光解析が実現できるものである。また，ストークスベクトルを取得できるため，バックグランドのノイズ成分の除去，ヘンレ線維層部分のデータを用いて角膜の偏光特性を解析し，そのデータを用いて演算により角膜の影響を取り除いて，視神経線維層のみの厚みを推定できる可能性がある。ここでは，提案する装置，測定方法，解析結果を示す。

## 2. 方　　　法

### 1) 測定原理

図１に偏光解析による視神経線維層の厚みを検出する方法を示す。円偏光が角膜を通過して視神経線維層に入射し，反射して，再び視神経線維層を通過して角膜を通過して戻ってくる。戻ってくる光は楕円偏光になるが，散乱成分である無偏光の光も含まれている。楕円になるのは，角膜や視神経線維層の複屈折によるものであり，無偏光の光は網膜内部の散乱によるものである。光の偏光状態は四つの成分からなるストークスベクトルで，$S=(s_0, s_1, s_2, s_3)^T$とあらわせる。ここで，T はベクトルの転置をあらわす。$s_0$は平均強度，$s_1$は x，y 軸の直線偏光成分，$s_2$は 45°，135°の直線偏光成分，$s_3$は円偏光成分をあらわす。散乱成分があるときは，$s_0 > \sqrt{s_1^2 + s_2^2 + s_3^2}$となる。ここでは，偏光成分のみ（$s_1$，$s_2$，$s_3$）を用いて処理を行う。したがって，散乱による成分は扱わない。

複屈折物質に入射した光のストークスベクトルは次のミューラー行列変換式にしたがって変化する[12]。ここで，右辺は入射するストークスベクトルであり，左辺は複屈折の物質を通過した後のストークスベクトルである。

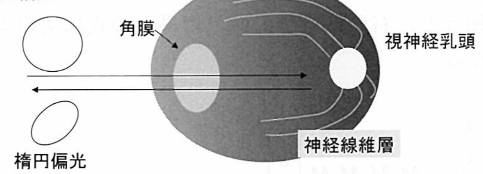


図１　角膜と視神経線維層によるリタデーション
入射円偏光が楕円偏光となって出射する

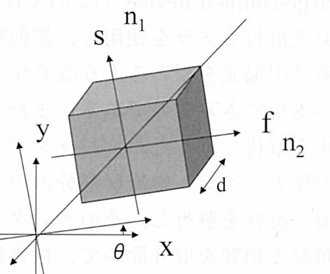


図 2　複屈折物質の進相軸（f）と遅相軸（s）および x, y 軸との角度（$\theta$）の関係
進相軸（f）と遅相軸（s）の屈折率を $n_1$，$n_2$ とする。また，厚みを d であらわす。

$$\begin{pmatrix} s_0' \\ s_1' \\ s_2' \\ s_3' \end{pmatrix} = [T_\theta][C_\alpha][T_{-\theta}]\begin{pmatrix} s_0 \\ s_1 \\ s_2 \\ s_3 \end{pmatrix} \quad \cdots\cdots (1)$$

ここで，$T_\theta$，$C_\alpha$ は次に示す行列であり，$\theta$ は図 2 に示すように，進相軸と x 軸との角度である。また，$\Gamma$ は複屈折物質の厚みと d，進相軸と遅相軸の屈折率の差（$n_1 - n_2$）と波長 $\lambda$ で決まる位相差である。

$$[T_\theta] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \mathrm{co}2\theta & -\sin 2\theta & 0 \\ 0 & \sin 2\theta & \mathrm{co}2\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$[C_0] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \cos\Gamma & \sin\Gamma \\ 0 & 0 & -\sin\Gamma & \cos\Gamma \end{bmatrix} \quad \cdots\cdots (2)$$

$$\Gamma = \frac{d(n_1 - n_2)}{} 2\pi \quad \cdots\cdots (3)$$

ミューラー行列変換式を $M = [T_\theta][C_\alpha][T_{-\theta}]$ とおき，角膜のそれを Mc，視神経線維層のそれを Mr とすると，Knighton ら[13]が示したように，図 3 に示すような網膜に位相を保持して反射する鏡があるモデルを使うと，右円偏光を入射した場合の式は次のようになる。

$$\begin{pmatrix} s_0' \\ s_1' \\ s_2' \\ s_3' \end{pmatrix} = M_c M_r M_r M_c \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad \cdots\cdots (4)$$

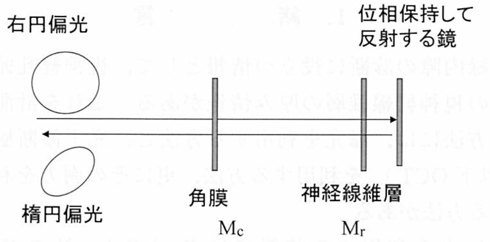


図 3　角膜と視神経線維層の解析モデル
それぞれのミューラー行列を $M_c$ と $M_r$ とすると，合成ミューラー行列は $M_t = M_c M_r M_r M_c$ となる。

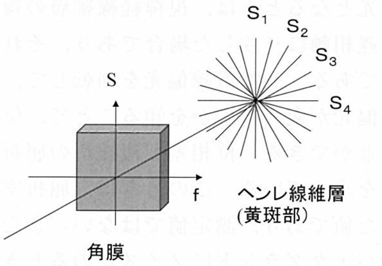


図 4　ヘンレ線維層と角膜によるリタデーション
ヘンレ線維層は，放射状に遅相軸がある。角膜の遅相軸と一致する方向では，位相差は和になり，進相軸と一致する方向では差になる。

ここで，網膜では偏光を維持したまま反射してくることを仮定している。左辺の偏光状態を取得することで，

$$M_t = M_c M_r M_r M_c \quad \cdots\cdots (5)$$

とおくと，$s_3'$ の値から，角膜と視神経線維層を一つの複屈折物質として扱ったときの，厚み d に対応する位相差 $\Gamma$ が求まる。

$$\Gamma = \cos^{-1} s_3' \quad \cdots\cdots (6)$$

角膜の影響が少なければ，この値でも十分である。また，その遅相軸の角度 $\theta$ は次式で与えられる。

$$\theta = 0.5\tan^{-1}\left(-\frac{s_1'}{s_2'}\right) \quad \cdots\cdots (7)$$

次に，角膜の影響を取り除く手法を述べる。$M_t$ から求めた位相差 $\Gamma$ の画像をみると，黄斑部にあらわれる蝶ネクタイのようなパターンがある。これは，角膜と黄斑部のヘンレ線維層の複屈折によるものである。図 4 に示すように，ヘンレ線維層は中心窩を中心とした同心円上で厚みが一定であり，中心窩か

図5　偏光解析カメラ

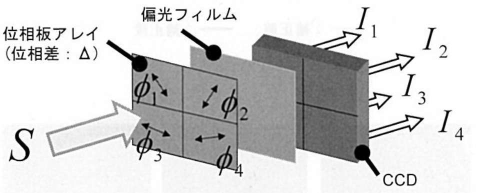


図6　偏光解析カメラのCCD 4画素における強度とストークスベクトルの関係

ら放射状にあると仮定すると，角膜の複屈折の遅相軸とヘンレ線維層の走行が一致した方向で位相が加算で遅れ，その直行方向が減算で位相差が少なくなるために，このようなパターンがあらわれる。そこで，$M_t$から求めた位相差$\Gamma$の画像から，蝶ネクタイパターンの方向を読み取ることで，角膜の遅相軸を求めることができる。

また，その同心円の部分の位相差$\Gamma$の最大値$\Gamma_{max}$と最小値$\Gamma_{min}$より，次式に示すように，角膜の位相差$\Gamma_c$を求めることができる。

$$\Gamma_c = \frac{1}{2}\left(\Gamma_{max} \pm \Gamma_{min}\right) \quad \cdots\cdots(8)$$

ヘンレ線維層の位相ずれが角膜の位相ずれより大きいときは−，その逆の場合は＋となる。どちらかの場合を仮定することで，$M_c$が決まる。これの逆行列を (5) 式の両側にかけることで，

$$M_c^{-1} M_t M_c^{-1} = M_r M_r \quad \cdots\cdots(9)$$

となって，視神経線維層の位相差$\Gamma_r$と$\theta_r$を求めることができる。ここでは，このように解析的に求めるのではなくて，(5) 式に$M_c$の値を代入して，$M_r$の$\Gamma$と$\theta$を少しずつ変えて，(5) 式を満足する値を探査するという手法で最適な$\Gamma$と$\theta$を見つけ出す方法を用いた。

**2)　偏光解析CCDカメラ**

無散瞳眼底カメラに用いられている普通のCCDカメラの代わりに偏光解析CCDカメラ[14, 15]を用いてストークスベクトルを取得した。このカメラの概観を図5に示す。このカメラは図6に示すように，CCDの前に偏光板と位相板が設置されている。位相板の厚みは一定で，方向が4方向ある。つまり，4画素が一組となり，偏光解析ができるようになっている。

四つの画素に入射する光の偏光状態は同一のものとして解析する。位相板による位相差をΔ，位相板のx軸からの角度をΦ1，Φ2，Φ3，Φ4とすると，ストークスベクトル$S = (s_0, s_1, s_2, s_3)^T$と，四つの画素の強度$(I_1, I_2, I_3, I_4)^T$の間には次の関係式が成り立つ。

$$\begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ I_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{2}\begin{bmatrix} 1 & 1-\left(1-\cos\Delta\right)\sin^2 2\phi_1 & \left(1-\cos\Delta\right)\sin 2\phi_1 \cos 2\phi_1 & -\sin\Delta \sin 2\phi_1 \\ 1 & 1-\left(1-\cos\Delta\right)\sin^2 2\phi_2 & \left(1-\cos\Delta\right)\sin 2\phi_2 \cos 2\phi_2 & -\sin\Delta \sin 2\phi_2 \\ 1 & 1-\left(1-\cos\Delta\right)\sin^2 2\phi_3 & \left(1-\cos\Delta\right)\sin 2\phi_3 \cos 2\phi_3 & -\sin\Delta \sin 2\phi_3 \\ 1 & 1-\left(1-\cos\Delta\right)\sin^2 2\phi_4 & \left(1-\cos\Delta\right)\sin 2\phi_4 \cos 2\phi_4 & -\sin\Delta \sin 2\phi_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} \quad \cdots\cdots(10)$$

これにより，取得した4画素の強度から逆行列の演算によってストークスベクトルを求めることができる。ただ，位相板の張り付け時におけるCCDの画素との位置ズレがあるので，このマトリックスの各要素の値は，あらかじめわかっている偏光状態の光を入射させて，決定する。

## 3．実　　験

トプコン社の無散瞳眼底カメラTRC-NW5をベースに改良した無散瞳眼底カメラに，偏光解析CCDカメラを取り付ける。ここで用いた偏光解析CCDカメラは中心波長550 nmに感度特性があり，偏光解析が可能である。撮影系に緑（530〜570 nm）の波長を通過するフィルターを挿入する。無散瞳眼底カメラの照明系に偏光フィルターと1/4波長板を挿入する。これにより照明光を円偏光にする。

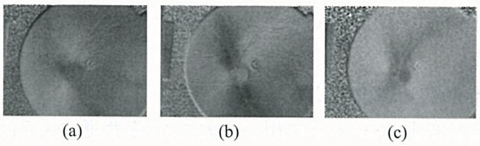


図7　39歳男性　左眼のストークスベクトル画像
(a) $s_1$ 画像，(b) $s_2$ 画像，(c) $s_3$ 画像

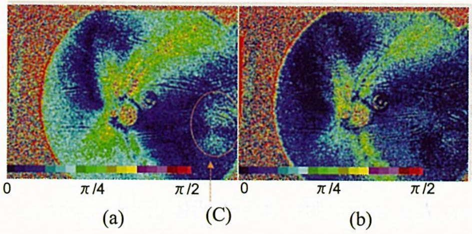


図8　(a) リタデーション画像
(b) ヘンレ線維層，角膜の影響を取り除いたリタデーション画像
(c) 黄斑部ヘンレ線維層部分青から赤までのリタデーションは0～π/2

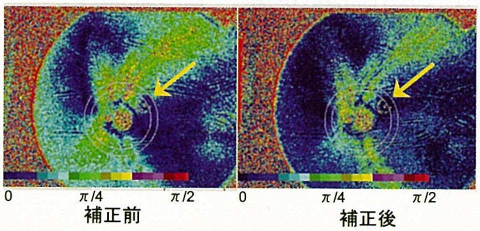


図9　評価部位
乳頭周囲の矢印で示した二重リング間の輪帯部

このようにして測定装置を組み立て，データの取得は，一般の眼底カメラと同様に赤外線で撮影位置を特定して，ストロボ照明にて取得する。

撮影時に，4画素に同じ偏光状態が入射するようにするため，眼底に対して焦点を少しぼかすことにした。ぼかす量は無散瞳眼底カメラについている合焦指標の合致位置から0.5ディオプターずらしたところとした。

被験者は39歳男性，24歳男性，54歳男性の3名で行った。3名とも正常眼である。

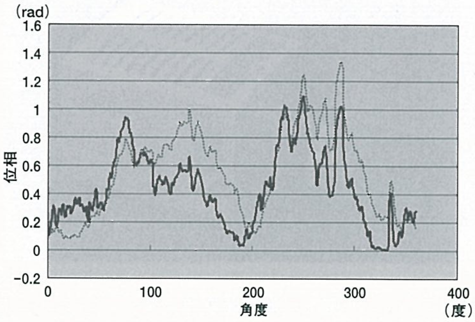


図10　角膜・水晶体の影響の「補正前」と「補正後」の比較

………：補正前，――：補正後

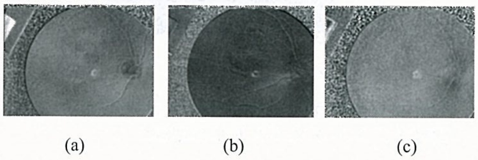


図11　24歳男性　右眼のストークスベクトル画像
(a) $s_1$ 画像，(b) $s_2$ 画像，(c) $s_3$ 画像

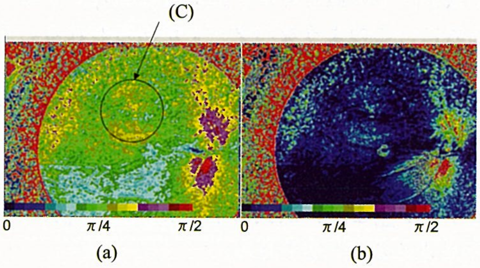


図12　(a) リタデーション画像
(b) ヘンレ線維層，角膜の影響を取り除いたリタデーション画像
(c) 黄斑部ヘンレ線維層部分青から赤までのリタデーションは0～π/2

## 4. 結　　　果

図7に39歳男性の左眼のストークスベクトル画像を示す。左から $s_1$，$s_2$，$s_3$ 画像である。この画像から，(6) 式を使って，角膜と視神経線維層を一つの複屈折物質として扱って処理を行った結果を図8 (a) に示す。青から赤までの色であらわされたリタデーションは0～π/2である。この画像の黄斑部には明確にへ

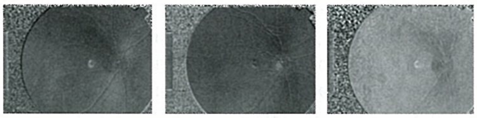


図13　54歳男性　右眼のストークスベクトル画像
(a) $s_1$ 画像，(b) $s_2$ 画像，(c) $s_3$ 画像

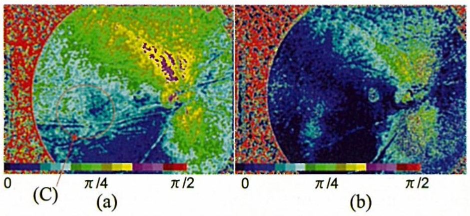


図14　(a) リタデーション画像
(b) ヘンレ線維層，角膜の影響を取り除いたリタデーション画像
(c) 黄斑部ヘンレ線維層部分青から赤までのリタデーションは $0 \sim \pi/2$

ンレ線維層による蝶ネクタイのパターンが図8 (c) で示す部分にみられる。この部分のデータを解析して，角膜の影響を取り除く処理を行った画像を図8 (b) に示す。図8 (a) と(b) を比較すると，角膜のリタデーションの補正により，ヘンレ線維層の部分は上半分が均一な値となったことがわかる。

このデータの図9に示す部分の補正前と補正後の数値データをグラフ化したものを図10に示す。120°と300°付近に角膜のリタデーションの補正を確認できる。また，180°隔てたところが略同様に補正されていることがわかる。また，30°，210°付近では厚みが補正により厚い方向に変化しているのがわかる。

同様に，24歳男性の右眼のストークスベクトル画像を図11に示す。この画像から，角膜と視神経線維層を一つの複屈折物質として扱って処理を行った結果を図12 (a) に示す。この画像にも黄斑部には明確に蝶ネクタイのパターン図12 (c) があり，その部分のデータを用いて，角膜の影響を取り除く処理を行った画像を図12 (b) に示す。図12 (a) と (b) を比較すると，角膜のリタデーションの補正により，視神経乳頭周りのデータが変化しているのがわかる。

同様に，54歳男性の右眼のストークスベクトル画像を図13に示す。この画像から，角膜と視神経線維層を一つの複屈折物質として扱って処理を行った結果と，補正を行った画像を図14 (a) と (b) に示す。この画像では，補正により画像左下に少しアーチファクトがあらわれている。

3眼の画像を比べてみると，若い眼が一番リタデーションが大きいことがわかる。

なお，どの画像中央部にも小さい円形のパターンがあるが，これは，眼底カメラの中心ゴーストによるアーチファクトである。また，赤が多く分布する部分が円形の眼底データ部外にあるが，これは視野枠部分であり，本研究には関係ない。

## 5. まとめ

ここでは，視神経線維層の厚み測定のための安価な装置の開発を目的として，現在，無散瞳眼底カメラで使用しているCCDカメラを偏光解析CCDカメラに置き換え，円偏光照明とする改造による偏光解析可能な眼底カメラを作成して，3名の正常眼から得られたデータを用いて，視神経線維層の厚み測定の可能性を検討した。ヘンレ線維層部分に蝶ネクタイのパターンがあらわれることも確認し，GDxを使った解析についての報告[2, 4]と比較しても同様な結果であることが確認された。また，従来からGDxの結果では，視神経乳頭周りの厚みは二つの山があらわれている。これに関しても同様な結果となり，厚み測定の可能性が確かめられた。また，計算により角膜の影響が取り除かれる可能性も確かめられた。

また，1. 眼底にフォーカスしないようにしたが，その適切な量についての検討もまだである。更に，2. 視神経線維層の厚みが本当に測れているかどうかについての検討もされていない。今後，適切なデフォーカス量の検討，OCTによる測定との比較を行うことで，本手法の実用化を検討する予定である。また，その上で精度についての検証を行いたい。

それを踏まえた上で，安価に偏光解析無散瞳眼底カメラを作成したい。

## 文　献

1) Caprioli J & Miller JM: Measurement of relative nerve fiber layer surface height in glaucoma. Ophthalmology 96: 633-641, 1989.
2) Greenfield DS, Knighton RW & Huang XR: Effect of corneal polarization axis on assessment of retinal nerve fiber layer thickness by scanning laser polarimetry. Am

J Ophthalmol 129: 715-722, 2000.
3) Weinreb RN, Bowd C et al: Glaucoma detection using scanning laser polarimetry with variable corneal polarization compensation. Arch Ophthalmol 121: 218-224, 2003.
4) Bagga H, Greenfield DS et al: Scanning laser polarimetry with variable corneal compensation and optical coherence tomography in normal and glaucomatous eyes. Am J Ophthalmol 135: 521-529, 2003.
5) Sehi M, Guaqueta DC et al: An enhancement module to improve the atypical birefringence pattern using scanning laser polarimetry with variable corneal compensation. Br J Ophthalmol 90: 749-753, 2006.
6) Brusini P, Salvetat ML et al: Comparison between GDx VCC scanning laser polarimetry and stratus OCT optical coherence tomography in the diagnosis of chronic glaucoma. Acta Ophthalmol Scand 84: 650-655, 2006.
7) Kanamori A, Nagai-Kusuhara A et al: Comparison of confocal scanning laser ophthalmoscopy, scanning laser polarimetry and optical coherence tomography to discriminate ocular hypertension and glaucoma at an early stage. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 244: 58-68, 2006.
8) Lleo-Peres A, Ortuno-Soto A et al: Intraobserver reproducibility of retinal nerve fiber layer measurements using scanning laser polarimetry and optical coherence tomography in normal and ocular hypertensive subjects. Eur J Ophthalmol 14: 523-530, 2004.
9) Kemp NJ, Park J et al: High-sensitivity determination of birefringence in turbid media with enhanced polarization-sensitive optical coherence tomography. J Opt Soc Am A 22: 552-560, 2005.
10) Pircher M, Götzinger E et al: Human macula investigated in vivo with polarization-sensitive optical coherence tomography. Invest Ophthalmol Vis Sci 47: 5487-5494, 2006.
11) Cense B, Chen TC et al: Thickness and birefringence of healthy retinal nerve fiber layer tissue measured with polarization-sensitive optical coherence tomography. Invest Ophthalmol Vis Sci 45: 2606-2612, 2004.
12) 鶴田匡夫：5－3偏光の表示．応用光学（2），187-206，培風館，東京，1990.
13) Knighton RW, Huang RN & Greenfield DS: Analytical model of scanning laser polarimetry for retinal nerve fiber layer assessment. Invest Ophthalmol Vis Sci 43: 383-392, 2002.
14) Yoneyama S, Kikuta H & Moriwaki K: Instantaneous phase-stepping interferometry using polarization imaging with a micro-retarder array. Experimental Mechanics 45: 451-456, 2005.
15) 菊田久雄，岩田耕一：偏光画像計測システム．O plus E 25: 1241-1246, 2003.

原　著

# 視神経乳頭周囲網膜神経線維層の相対反射光量の計算機シミュレーション

福間康文[1)]，木川　勉[1)]，岡崎芳郎[1)]，西尾幸治[1)]，飯田幸雄[2)]
大沼一彦[3)]，八百枝　潔[4)]，白柏基宏[4)]，阿部春樹[4)]
[1)] ㈱トプコン アイケアビジネスユニット，[2)] 千葉大学大学院自然科学研究科，
[3)] 千葉大学工学部メディカルシステム工学科，[4)] 新潟大学大学院医歯学総合研究科視覚病態学分野

# Computer Simulation of Peripapillary Retinal Nerve Fiber Layer Relative Reflectance

Yasufumi Fukuma[1)], Tsutomu Kikawa[1)], Yoshio Okazaki[1)], Kouji Nishio[1)], Yukio Iida[2)], Kazuhiko Ohnuma[3)], Kiyoshi Yaoeda[4)], Motohiro Shirakashi[4)] and Haruki Abe[4)]
[1)]Topcon Corporation, Eye Care Business Unit, [2)] Department of Information and Image Science, Faculty of Engineering, Chiba University, [3)]Department of Medical System Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University, [4)]Division of Ophthalmology and Visual Sciences, Niigata University Graduate School of Medical and Dental Sciences

我々は，網膜神経線維層（RNFL）に円柱形ファイバーの反射モデルを適用し，眼底カメラで撮影する眼底画像において，RNFLの相対反射光量につき，固視軸と瞳孔径による変化を計算機シミュレーションにより検討した。視神経乳頭周囲におけるRNFL厚を均一に設定したが，RNFLの相対反射光量は視神経乳頭の上側・下側・耳側で高値，鼻側で低値を示し，固視軸や瞳孔径を変化させた場合でも，この相対反射光量の不均一な分布パターンがみられた。撮影光軸を瞳孔の中心に合わせた場合，固視軸と瞳孔径によるRNFLの相対反射光量の変化はわずかであった。以上より，眼底カメラで撮影する眼底画像では，RNFLの相対反射光量は視神経乳頭周囲の部位と観察光軸とのなす角度に依存すること，また，撮影光軸を瞳孔の中心に合わせた場合，固視軸と瞳孔径のRNFLの相対反射光量に対する影響は少ないことが示唆された。
（視覚の科学　28: 117－122, 2007）

キーワード：眼底カメラ，反射モデル，計算機シミュレーション，網膜神経線維層相対反射光量，網膜神経線維層厚

The authors applied the cylindrical fiber reflectance model to the retinal nerve fiber layer (RNFL) and studied the influence of visual axis and pupil diameter on RNFL relative reflectance in the fundus image taken by a fundus camera, using computer simulation. Although the peripapillary RNFL thickness was uniform in this simulation, the RNFL relative reflectance varied with location around the optic disc, being higher in the superior, inferior and temporal quadrants and lower in the nasal quadrant. This nonuniform pattern of RNFL relative reflectance was consistently observed even if visual axis and pupil diameter were changed. If the optical axis was centered in the pupil, change in RNFL relative reflectance was slight relative to changes in visual axis and pupil diameter. These results suggest that in a fundus image taken by a fundus camera, RNFL relative reflectance may depend on the angle between the line from the center of the pupil to the center of the optic disk and the surface around it, and that the influence of visual axis and pupil diameter on RNFL relative reflectance may be slight if the optical axis is centered in the pupil.
(Jpn J Vis Sci 28: 117-122, 2007)

Key Words: Fundus camera, Reflectance model, Computer simulation, Retinal nerve fiber layer relative reflectance , Retinal nerve fiber layer thickness

別刷請求先：174-8580　東京都板橋区蓮沼町75-1　㈱トプコン アイケアビジネスユニット　福間康文
（2007年 3 月22日受理）
Reprint requests to: Yasufumi Fukuma　Topcon Corporation, Eye Care Business Unit
75-1 Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174-8580, Japan
(Received and accepted March 22, 2007)

## 1. 緒　　　　言

緑内障の初期では，視神経障害が存在しても視野異常が検出されないことがあり，一般に視神経障害の進行が視野障害の進行に先行する。網膜神経線維層（retinal nerve fiber layer　以下 RNFL）の欠損は緑内障眼における重要な視神経障害所見であり，緑内障を早期に診断する上で眼底検査による RNFL の評価は必要不可欠といえる。検眼鏡などによる一般的な眼底検査では，通常は検者の主観に基づいた RNFL の定性的な評価が行われるが，熟練した検者間において検査結果が必ずしも一致しないという問題が指摘されている。RNFL の定性的評価法に対して，scanning laser polarimetry や optical coherence tomographyがその定量的評価法として，近年臨床応用されている。

その一方，眼底画像におけるRNFLの青色光の反射率とRNFL厚は高い正の相関を示すことが報告されており[1, 2]，このことは RNFL の反射に基づいた RNFL 厚の定量的評価の可能性を示唆している。また，神経線維にファイバー構造の反射特性を適用すると，視神経乳頭（以下　乳頭）周囲における RNFL の反射は，神経線維の中心軸の方向性に依存し，乳頭周囲の RNFL 厚を均一と仮定した場合でも部位により異なる不均一性を示すことが Knighton ら[3]により報告されている。眼底カメラによる眼底画像から視神経線維層の厚みに関係する量が定量的に得られれば，普及している装置を用いて視神経線維層の厚みを得る簡易的な手法として意義あることと考える。しかし，眼底カメラによる眼底画像撮影時に生ずる固視軸の移動や瞳孔径の変化に伴う RNFL の反射の変化については，今まで十分な検討が行われていない。

今回我々は，RNFL に円柱形ファイバーの反射モデルを適用し，眼底カメラにより撮影する眼底画像において，乳頭周囲での RNFL の相対反射光量の固視軸と瞳孔径による変化について，計算機シミュレーションを用いて検討した。また，眼底カメラによる眼底画像にて視神経線維層の厚みにかかわる情報を得るときに考慮すべき点を検討した。

## 2. 方　　　　法

### 1) 円柱形ファイバーの反射モデルと反射特性

円柱形ファイバーに光線を照射した場合，それに対する反射光はファイバーの中心軸を軸とした円錐状に反射をする（図1a）。更に，この反射は円錐斜面方向付近に散乱光を伴い（図1b），散乱光は円錐軸断面上の円錐斜面方向からの角度を$\theta$とすると，$\theta$に依存した相対反射率 R を有する（図1c）[3]。

RNFL を円柱形ファイバー構造とみなした場合も，同様の反射特性が得られると考えられる。この場合，

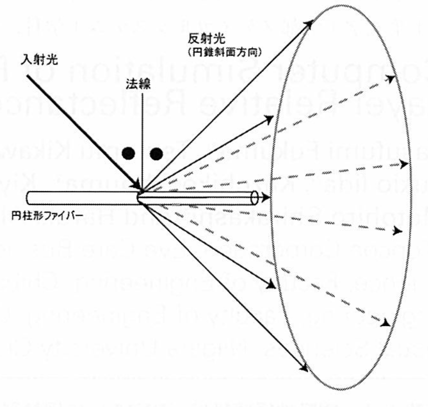


図１a：円柱形ファイバーの反射モデル 全体図

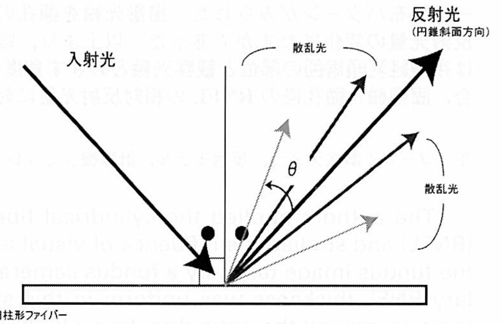


図１b：円柱形ファイバーの反射モデル 円錐軸断面図

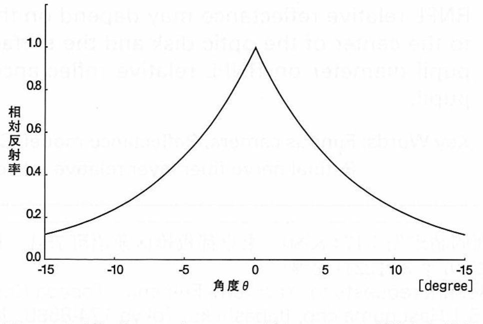


図１c：円柱形ファイバーの反射モデル 反射強度特性

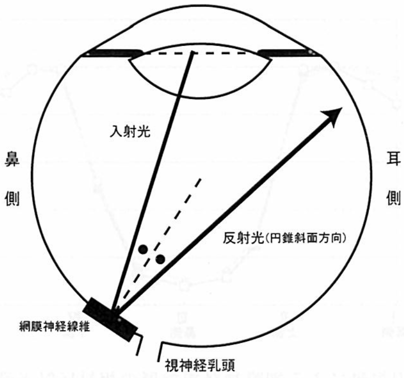


図2a：網膜神経線維層からの反射方向 視神経乳頭の鼻側

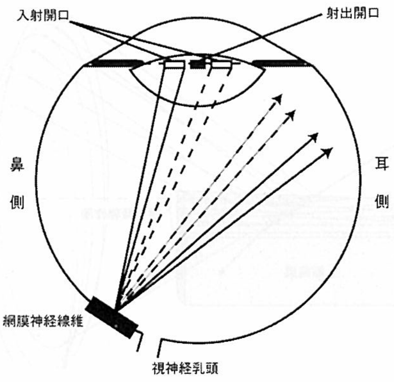


図4a：眼底カメラによる眼底画像撮影時の網膜神経線維層からの反射方向 視神経乳頭の鼻側

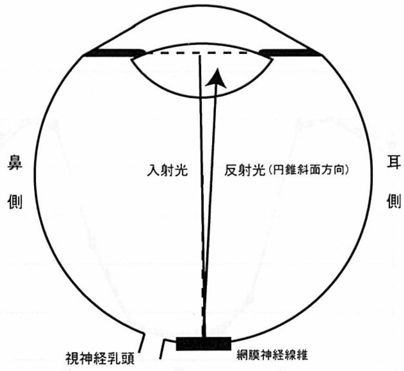


図2b：網膜神経線維層からの反射方向 視神経乳頭の耳側

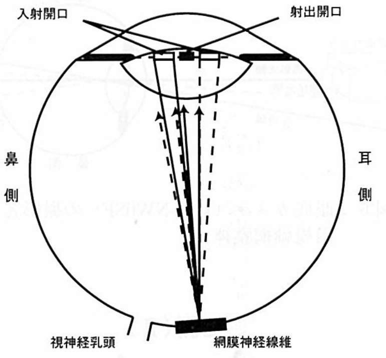


図4b：眼底カメラによる眼底画像撮影時の網膜神経線維層からの反射方向 視神経乳頭の耳側

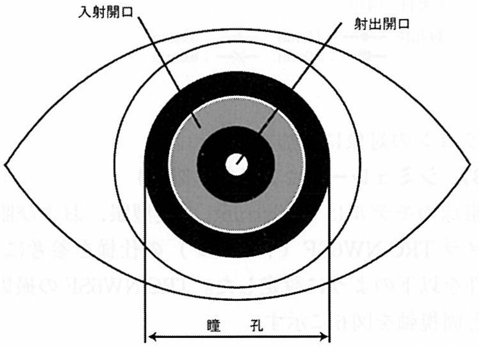


図3：眼底カメラの入射開口と射出開口

光線を瞳孔中央から眼底へ入射し，その反射を瞳孔中央で測定すると，瞳孔中央方向へ向かう反射光の強度はRNFLへの入射角によって異なる。乳頭の鼻側と耳側での反射を比較すると，鼻側ではRNFLへの入射角が大きく，円錐斜面方向の反射が瞳孔から離れた位置に進むため，瞳孔中央で観測される反射は強度の弱い散乱光になると考えられる（図2a）。それに対して，耳側ではRNFLへの入射角が小さく，円錐斜面方向の反射が瞳孔に近い位置に進むため，瞳孔中央で観測される反射は強度の強い散乱光になると考えられ，したがってRNFLからの反射光量は鼻側に比して耳側において多くなる（図2b）。

眼底カメラによる眼底画像撮影では照明光束を瞳孔へリング状に照射し，リングの内部領域で反射光を観測する（図3）が，この場合もRNFLからの反射光量は鼻側に比して耳側において多くなる（図4a,b）。

**2) シミュレーション条件（RNFL）**

RNFL厚に比例して反射率が高くなることより，層状のRNFL層を考える。

・RNFL層の反射はRNFL一本一本の反射の重なり

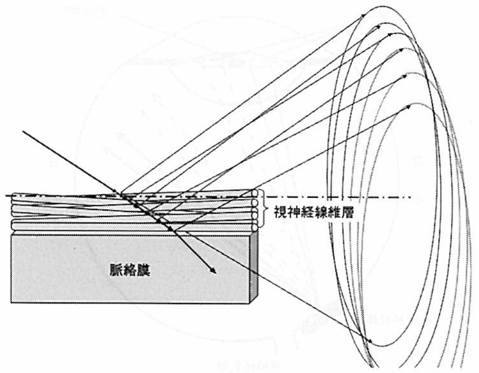


図5：網膜部からの反射

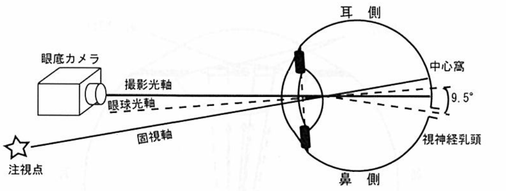


図6：眼底カメラ（TRC-NW6SF）の撮影光軸と
固視軸網膜神

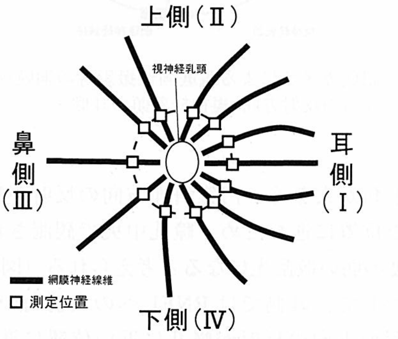


図7：網膜神経線維層の反射光量測定位置

- RNFL厚は均一
- 各ファイバー後面からの反射は表面からの反射と同様に円錐状に広がると考えられ，この反射モデルに含まれる。
- 網膜部の反射（図5）には脈絡膜表面からの反射および脈絡膜内部に入り込んでからの後方散乱も存在し，文献2）でRNFL厚と青色光の反射率との関係を示す図においてバイアス成分として観測されている。今回はこのバイアス成分はシミュレーションの対象には加えなかった。

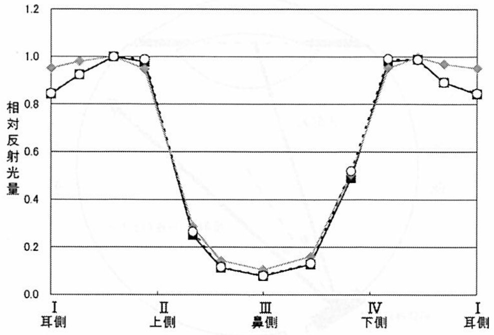


図8：固視軸による網膜神経線維層の相対反射光量の変化（条件（1）～（3））

固視角度　：10°（条件（1））
：0°（条件（2））
：15°（条件（3））

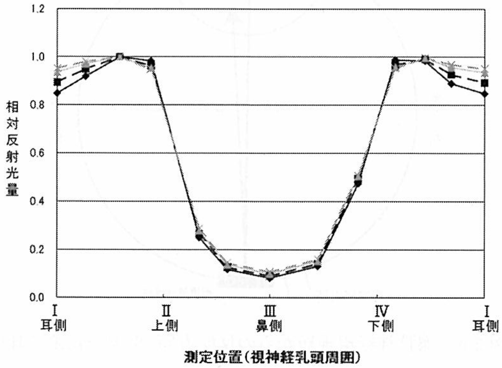


図9：瞳孔径による網膜神経線維層の相対反射光量の変化（条件（4））

瞳孔径　：4.5mm　：5.5mm
：5.0mm　：6.0mm

### 3）シミュレーション条件（眼球）

眼球のモデルはGullstrandの模型眼，および眼底カメラTRC-NW6SF（トプコン）の仕様を参考にし，条件を以下のように設定した。TRC-NW6SFの撮影光軸と固視軸を図6に示す。

- 眼底表面：半径12 mmの球面
- 照明リング絞り像（入射開口）：内径$\phi$2.9 mm，外径$\phi$5.2 mm（図3）
- 撮影射出瞳孔径（射出開口）：$\phi$1.15 mm（図3）
- 乳頭位置：眼球光軸から9.5°鼻側
- 反射光量測定位置：乳頭を中心とした$\phi$3.4 mmの円周上12点（図7）

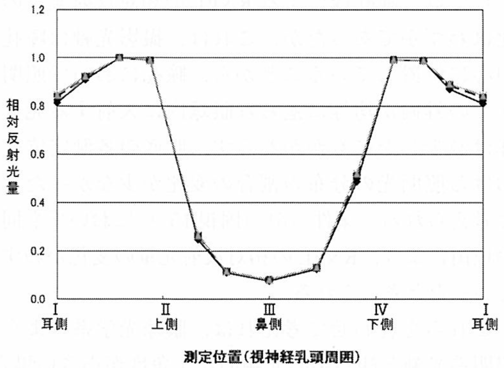


図10：瞳孔径による網膜神経線維層の相対反射光量の変化（条件（5））

瞳孔径 ◆：4.5mm　▲：5.5mm　■：5.0mm　×：6.0mm

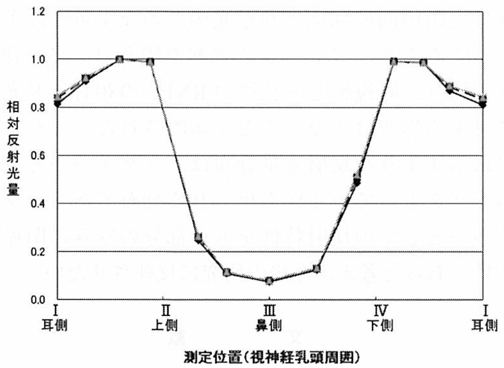


図11：瞳孔径による網膜神経線維層の相対反射光量の変化（条件（6））

瞳孔径 ◆：4.5mm　▲：5.5mm　■：5.0mm　×：6.0mm

・眼底に照射する照明光の強度は均等
・神経線維の中心軸方向：文献4）より算出

### 4) 実験1：固視軸によるRNFLの相対反射光量の変化

眼底カメラによる眼底画像撮影時に生ずる固視の移動を想定し，固視軸が異なる以下の3条件で乳頭周囲におけるRNFLの相対反射光量を求めた。実験では眼底カメラで標準的に提供される三つの固視条件を用いた。

(1) 固視10°：撮影光軸は瞳孔の中心から0.365 mm耳側へ偏心（TRC-NW6SFの画角30°での標準撮影方法）
(2) 固視0°：撮影光軸は瞳孔の中心（黄斑部中心）
(3) 固視15°：撮影光軸は瞳孔の中心（乳頭中心）

ここで相対反射光量とは，測定位置12点（図7）の反射光量の最大値を1とした場合の相対的な反射光量である。なお，瞳孔径は照明光束がすべて眼底に照射できるようにφ6.7 mmとした。

### 5) 実験2：瞳孔径によるRNFLの相対反射光量の変化

眼底カメラによる眼底画像撮影時に生ずる瞳孔径の変化については，瞳孔径が小さい場合は照明光束が虹彩によって遮られ，眼内に入射する照明光束が減少することから，実験1と同様に以下の3条件で瞳孔径を4.5〜6.0 mmまで0.5 mm間隔で変化させ，乳頭周囲におけるRNFLの相対反射光量を求めた。瞳孔径は暗所において無散瞳で眼底画像撮影を行った場合を想定して設定した。また，眼底カメラによる撮影においては，観察や全体をムラなく照明するために瞳孔中心と撮影光軸が合わせられるような工夫がなされていて，瞳孔中心と撮影光軸が合っている状態で撮影されるのが一般的である。今回は測定光束中心と瞳孔中心が一致している状態でのシミュレーションを行った。

(4) 4）の（1）と同条件
(5) 4）の（2）と同条件
(6) 4）の（3）と同条件

## 3. 結　　果

### 1) 結果1：固視軸によるRNFLの相対反射光量の変化（図8）

条件（1）（固視10°）では，RNFLの相対反射光量は乳頭の上側・下側・耳側で高値を示し，鼻側で低値を示した。鼻側では上下側の約10%程度の低値を示した。条件（2）（固視0°）と（3）（固視15°）においても，RNFLの相対反射光量は同様な不均一な分布パターンを示した。また，RNFLの相対反射光量は，条件（2）と（3）ではほぼ同等であったが，条件（1）では条件（2）および（3）と比較してとくに乳頭の耳側において増加を示した。

### 2) 結果2：瞳孔径によるRNFLの相対反射光量の変化

条件（4）（固視10°）と（5）（固視0°）の両者においても，RNFLの相対反射光量は乳頭の上側・下側・耳側で高値，鼻側で低値を示した（図9，10）。条件（4）では，瞳孔径の減少に伴いRNFLの相対反射光量はとくに乳頭の耳側において減少を示した（図10）。

条件（5）では，瞳孔径によるRNFLの相対反射光量の変化はわずかであり（図10），条件（6）（固視15°）でも同様の結果となった（図11）。

## 4. 考　　按

今回，RNFLに円柱形ファイバーの反射モデルを適用して，眼底カメラにより撮影する眼底画像において，乳頭周囲におけるRNFLの相対反射光量の固視軸と瞳孔径による変化について計算機シミュレーションを用いて検討した。今回のシミュレーションでは，乳頭周囲におけるRNFL厚を均一に設定したが，種々の測定条件でRNFLの相対反射光量は乳頭の上側・下側・耳側で高値，鼻側で低値を示した。今回みられた乳頭周囲におけるRNFLの相対反射光量の不均一な分布パターンは，Knightonら[2]が報告した乳頭周囲のRNFLの反射の不均一な分布パターンとほぼ一致したものと考えられる。

実験1の固視軸によるRNFLの相対反射光量の変化に関して，条件（1）（固視10°，TRC-NW6SFの撮影条件）では，条件（2）（固視0°）と（3）（固視15°）と比較してとくに乳頭の耳側における相対反射光量は増加を示した。これは，条件（1）では撮影光軸が瞳孔中心から耳側に偏心したことにより，乳頭耳側のRNFLへの入射角が小さくなり，最も強度の強い円錐斜面方向反射に近い散乱光が瞳孔方向へ進んだためと考えられる。しかし，撮影光軸を瞳孔の中心に合わせた条件（2）と（3）では，RNFLの相対反射光量分布はほぼ同等であったことから，固視軸の違いによる相対反射光量分布の変化はわずかであると考えられる。

実験2の瞳孔径によるRNFLの相対反射光量の変化に関して，条件（4）（固視10°，TRC-NW6SFの撮影条件）では，瞳孔径の減少に伴い相対反射光量はとくに乳頭の耳側において減少を示したが，これは，撮影光軸が耳側に偏心し，瞳孔の耳側の照明光束が遮られたためと考えられる。一方，条件（5）（固視0°）では，瞳孔径によるRNFLの相対反射光量の変化はわずかであったが，これは，撮影光軸は瞳孔の中心に位置していることから，瞳孔において照明リングの外側が均等に遮られ眼球内に入射する光量自体は減少したにもかかわらず，眼底の各測定位置における照明光の分布の割合の変化が少なかったためと考えられる。条件（6）（固視15°）においても同様の理由により，RNFLの相対反射光量の変化がわずかであったと考えられる。

これらを合わせて考えれば，眼球光学系のように照明系光軸と観察系の光軸のなす角度が小さい場合，瞳孔中心と乳頭中心を結んだ軸と乳頭面のなす角度によって，図10，11に示すような相対反射光量分布が得られることがわかる。

今回のシミュレーションによる検討により，眼底カメラで撮影する眼底画像では，RNFLの相対反射光量は乳頭周囲の部位と観察光軸とのなす角度に主に依存すること，また，撮影光軸を瞳孔の中心に合わせた場合，固視軸と瞳孔径のRNFLの相対反射光量に対する影響は少ないことが示唆された。また，結果に示すような反射光量分布は，ファイバーとしての形状をもっているから得られる分布である。ファイバーとしての反射特性をもつ部分の厚みに関係する量であると考え，今後の研究に反映させたい。

## 文　　献


1) Knighton RW, Jacobson SG & Kemp CM: The spectral reflectance of the nerve fiber layer of the macaque retina. Invest Ophthalmol Vis Sci 30: 2393-2402, 1989.
2) Knighton RW & Zhou Q: The relation between the reflectance and thickness of the retinal nerve fiber layer. J Glaucoma 4: 117-123, 1995.
3) Knighton RW & Qian C: An optical model of the human retinal nerve fiber layer: Implications of directional reflectance for variability of clinical measurements. J Glaucoma 9: 56-62, 2000.
4) Pollock SC & Miller NR: The retinal nerve fiber layer. Int Ophthalmol Clin 26: 201-211, 1986.

最近のトピックス

# 軸　外　収　差

（岡山大学大学院医歯薬学総合研究科・眼科学）　長谷部　聡

## 1. は じ め に

学童期の近視進行に関する臨床・基礎研究は近年目覚ましい発展をみせており，安全かつ効果的な近視予防法の確立は，よりリアリティーを帯びた研究目標となっている。早期発生近視（early-onset myopia）の原因が，大部分，眼軸長の過伸展によるものであることはすでに周知の事実であるが，同時に，眼軸長の過伸展を防ぎ正視を維持するためには，クリアな網膜像が不可欠であることも常識となっている。本稿では，この研究分野において，近年にわかに脚光を浴びている軸外収差（off-axis refraction and aberration）とその予想される臨床的意義について解説したい。

## 2. 遠視性網膜焦点誤差と眼軸長の視覚制御機構

眼軸長の伸展を加速させる要因として，遠視性の網膜焦点誤差（あるいは網膜像のぼけ）が重要視されている。複数の動物実験において，眼前に凹レンズを装用させ，焦点を網膜より後方に偏位させることによって，与えられた焦点誤差に順応するかのように眼軸が伸展することが報告されている（lens-induced myopia）。このような眼球形状の変化は，眼球を正視に導く（正視化）ための生理的機能，つまり眼軸長の視覚制御機構（visual regulation of axial length)が与えられた視覚的環境に対して反応したものと解釈されている。

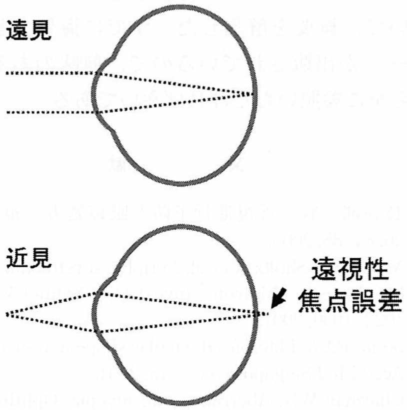


図１　近業時の調節ラグは遠視性焦点誤差の原因

## 3. 調節ラグ — 近視進行の要因

日常生活においてみられる遠視性焦点誤差として，まず注目されたのが調節ラグ（lag of accommodation）である。眼球の自動焦点機能は，視距離の変動（外乱）に対して，網膜像のボケを最小にするフィードバック回路によって営まれていると考えられる。しかし，神経学的なフィードバック回路はleakyな特性をもつため，その出力である調節反応は，調節刺激量が増加（視距離が短縮）するのに伴って相対的に低下する。その結果，近業時には視距離に応じた定常誤差，すなわち遠視性焦点誤差が発生することになる（この場合も，眼光学系の焦点深度や高次神経中枢における感覚的な順応によって，像のボケを自覚することは少ない）。もし調節ラグが近視進行の原因であるという仮説が正しければ，「近業が近視を加速させる」という従来の経験則を理論的に説明できることになる[1]。

今世紀に入り，この仮説を理論的根拠として，累進屈折力眼鏡を学童に装用させることにより近視進行の予防を目指す臨床比較試験が繰り返し実施された。これらの成績を要約すると，累進屈折力眼鏡の近視進行抑制効果は統計学的には有意であったものの，臨床的治療法としてみた場合，不十分（単焦点眼鏡に比較して10～15％の進行抑制）であったと結論できる。

## 4. もうひとつの候補 — 軸外収差

調節ラグとともに近視進行の要因として近年注目されているのが，軸外収差である。動物実験における興味深い発見として，眼前にローパスフィルターを装着した場合，眼軸長は赤道方向と軸方向の両者にみられる（図２，diffuse expansion）のに対し，視野の一部分のみにフィルターを装着した場合，これに対応する網膜のみに眼軸長の伸展（図２，bulge）がみら

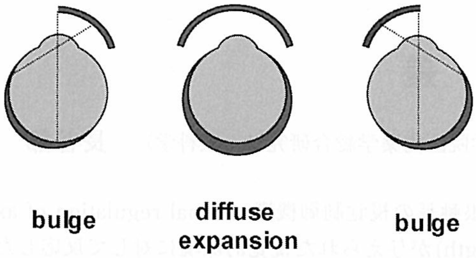

図2　局所的眼軸長制御の証拠

れることである。この現象は，眼軸長の視覚制御が局所網膜において営まれていることを示唆している。

一方，眼球形状に個体差がみられることは古くから知られている。一般的には，正視であれば球形（spherical），遠視眼は眼軸長が短いので赤道方向に扁平な形状（oblate），近視眼は眼軸長が長いので軸方向に扁平な形状（prolate）を示す傾向がある。しかし，小児の眼球を調査した報告によれば，たとえ正視眼であっても眼球形状には大きな個体差がみられるという。Prolateな眼球では，たとえ正視眼であっても，（焦点曲面が一定であると仮定すれば）周辺部網膜には遠視性の焦点誤差が生じることになる（図3）。その結果，周辺部網膜に対して眼軸長の視覚制御機転が発動するため，その作用は中心窩に与えられた遠視性焦点誤差と同様に，眼軸長の伸展を促し，やがて成長とともに近視が進行する可能性がある。

更に元来prolateな眼球においては，たとえ累進屈折力眼鏡を装用させることで近業時の調節ラグを軽減することができたとしても，網膜周辺部においては遠視性焦点誤差が残るため，予防効果が限定的なものになっても不思議はない。このように，ベースラインにおける眼球形状の個体差は，近視予防に関する臨床研究においては交絡因子になる可能性がある。軸外収差を評価することにより交絡因子の影響を統計学的に取り除くことができれば，研究結果はより明快に解釈できるかもしれない。更に軸外収差に対して，これを軽減する何らかの対策を企てることで，近視予防法は一段と確実なものになる可能性がある。

## 5. 軸外収差の評価

近視進行における軸外収差の関与はかなり濃厚である。しかし，いまだ経時的追跡調査によってその関与が検証されたわけではない。その上で最も大きな障壁となっているのは，軸外収差を評価するための臨床的検査法が確立されていないことにある。軸外収差は原理的には，視軸方向および視軸と異なる方向（～40°）で屈折値を測定し，両者を比較することで求められる。散瞳下で通常の自動レフラクトメータで測定した報告[2]がみられるが，得られたデータの信頼性は必ずしも十分ではない。Hartmann- Shack収差計を応用するには，おそらく解決すべき技術的な問題が少なくない。もし現時点で近視研究者が最も必要な光学的測定装置を一つ挙げるとすれば，それは，高精度かつ小児を対象とした大規模研究において使用可能な軸外収差の測定装置ではないだろうか。

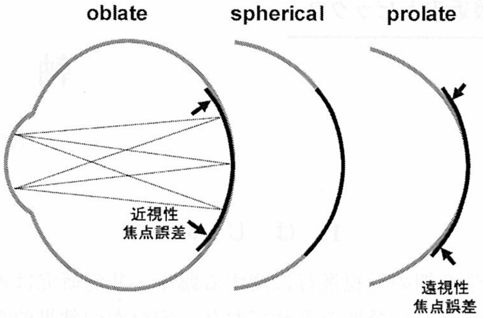

図3　眼球形状と軸外収差
網膜周辺部における網膜面と焦点面の関係を示す。

## 6. おわりに

学童期の近視進行の要因として，近年にわかに注目されている軸外収差とその予想される臨床的意義について，概要を解説した。すでに海外文献ではレビュー[3,4]が出版されているので，興味のある先生はこちらをご参照いただければ幸いである。

## 文　　献


1) 長谷部　聡：近視進行予防と眼鏡処方．視覚の科学 26: 84-88, 2005.
2) Mutti DO, Sholtz R et al: Peripheral refraction and ocular shape in children. Invest Ophthalmol Vis Sci 41: 1022-1030, 2001.
3) Stone RA & Flitcroft DI: Ocular shape and myopia. Ann Acad Med Singapore 33: 7-15, 2004.
4) Charman WN: Aberration and myopia. Ophthal Physiol Opt 25: 285-301, 2005.