
 総 説

PSF アナライザの測定原理と臨床応用

大沼一彦*, 小林克彦**, 野田 徹***

*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

**(株)トプコン

***国立病院機構東京医療センター眼科, 臨床研究センター・リハビリテーション研究部

PSF Analyzer's Measurement Principle and Clinical Application

Kazuhiko Ohnuma*, Katsuhiko Kobayashi**, Toru Noda***

*Department of National Universities Corporation Chiba University Faculty of Engineering

**TOPCON R&D Center

***National Institute of Sensory Organs (NISO) Division of Disability and Rehabilitation Research, Department of Ophthalmology, and National Hospital Organization Tokyo Medical Center

眼球光学系の光学的特性を知るための装置として、オートレフラクトメータ・ケラトメータ、角膜トポグラフィそして、波面センサなどがすでに製品化されている。とくに波面センサは、収差の小さい屈折異常眼に関しては眼球光学系全体の光学的特性に関する収差を数値化できるので、屈折矯正などの分野では有用な装置である。しかしながら、大きな収差や混濁を有する眼、すなわち円錐角膜眼、白内障などの生体眼の光学特性を知ることは臨床上の重要課題であった。更に、複雑な光学デザインをもつマルチフォーカルコンタクトレンズ装用眼、マルチフォーカル眼内レンズ挿入眼などに関しても、それらの被験眼の見え方に関する評価情報が得られれば、それらはレンズデザイン開発からも重要な情報となる。そのような測定に適した装置としてPSF アナライザを開発し、その応用においての有効性を確認したのでここに紹介する。

(視覚の科学 25: 94-107, 2004)

キーワード: Modulation transfer function (MTF), Phase transfer function (PTF), シングルパス PSF, 眼球光学系

Auto-refractometers, video-keratoscopes, and wavefront-sensors have been already commercialized. These equipments are used to measure the optical characteristic of eyes optical system. Especially the wavefront-sensors that are able to measure the characteristic of the whole eyes optical system are used to evaluate aberration of eyes for refraction correction, and are suitable for measurement of an anomalies-of-refraction eye with comparatively small aberration. However, it is very important subject of the clinical evaluation to know the optical characteristic of eyes with keratoconus or cataract that have large aberration, absorption, respectively. The images on retina of eyes with multifocal intraocular lens (IOL) insertion, and eyes with multifocal contact lens will give the important and much information for designers of IOLs or contact lenses. The PSF analyzer has been developed as the device suitable for the measurement like that and is applied to various eyes. We show here the measurement principle of PSF analyzer and the effectiveness in the clinical use.

(Jpn J Vis Sci 25: 94-107, 2004)

Key Words: Modulation transfer function (MTF), Phase transfer function (PTF), single-pass-PSF, Eyes optical system

別刷請求先: 263-0022 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 (2005年2月10日受理)

Reprint requests to: Kazuhiko Ohnuma National Univ Corporation Chiba Univ Faculty of Engineering 1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba 263-8522, Japan

(Received and accepted February 10, 2005)

1. はじめに

眼球光学系のPSF (point spread function: 点像強度分布関数), そのフーリエ変換であるOTF (optical transfer function: 光学伝達特性) を正確に知ることは, 視覚系のメカニズムを解明する上で極めて重要である。ここで, OTFの絶対値がMTF (modulation transfer function: 周波数伝達特性), 位相がPTF (phase transfer function: 位相伝達特性) である。

かつてF. W. Campbell, G. D. Greenは, レーザー光の干渉によって網膜上に形成された干渉縞を用いて, 網膜-大脳神経系のコントラスト感度を測定し, この特性と, 視覚系全体のコントラスト感度特性から, 角膜から網膜までの眼球光学系の他覚的なコントラスト特性を測定した¹⁾。最近では, 眼球光学系のPSFを測定し, 全経線方向のMTFを算出する方法が多く提唱されている。この手法は, 1987年にSantamariaらによってほぼ基本的な測定原理が確立され²⁾, Artalら, Navarroら³⁻⁶⁾による精力的な活動を経て, 1994年にWilliamsら⁷⁾によってほぼ完成されている。更に, MTFだけでは十分に網膜像の特性を述べることはむずかしいので, Artalら, Navarroらは, 測定時の入射光束径の大きさと出射光束径の大きさをと変えて低周波数領域の位相情報PTFを求める方法, 更に, MTFと低周波数領域PTFとを使って高周波数領域のPTFを求める方法を開発し, これらからOTFを算出し, これを逆フーリエ変換することにより, 真により近いPSFを求める手法を提案した⁸⁾。

これらの方法を用いた測定では, 小さな点光源を作るためにレーザー光が光源として用いられる。しかしそのために問題が発生する。それは, レーザー光のコヒーレンシーのために発生するスペックルノイズを平均化することであり, そのために長時間の加算が必要で, 更にその時間, 眼球を固定する必要があるためバイトバー (被験者の歯型固定) の使用が求められた。同様に, 測定時の調節除去のための調節麻痺薬の使用が行われていた。このために一般臨床に汎用される手段として, この測定を行うことは困難であった。

そこで我々は, 不特定多数の被験者を対象とし, 効率よく精度の高い測定を可能とする測定装置を新たに開発し, これによる眼球光学系のMTFとPTFとの測定を試みた⁹⁾。その方法は, 高速に回転するプ

リズムを測定光学系に用いて, 平均化を実現したこ

2. 測定原理

1) 概要

図1にトプコンが開発したPSFアナライザーPSF-1000 (プロトタイプ) を示す。図の左側には測定部を, 右側に測定したPSFとそこから導かれるMTFを示す。ここでは, この装置の測定原理概要を述べる。詳細な測定原理はArtal, Navarroらの論文^{3-6, 8)}, 小林の論文⁹⁻¹¹⁾をご参照いただきたい。

さて, PSFとは図2に示すように, 点光源から出た光束の平行光, あるいは収束, 発散光を眼球光学系に入射させたときの網膜像である。この網膜像を捉えるためのCCDカメラを眼底に置くことはできな



図1 PSF Analyzer・PSF-1000 (プロトタイプ)

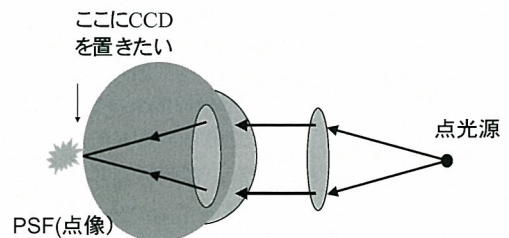


図2 眼球光学系に対する入射光束 (平行, 収束, 発散) による網膜像の形成

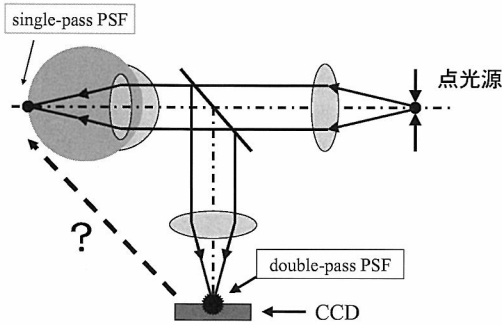


図3 double-pass PSF から single-pass PSF を求める方法

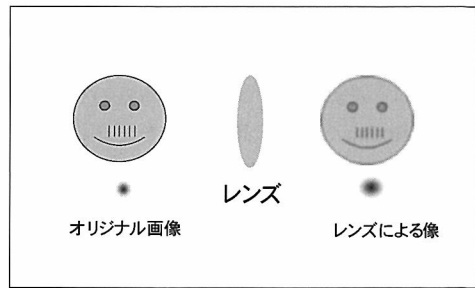


図4 レンズの収差によるコントラストの劣化

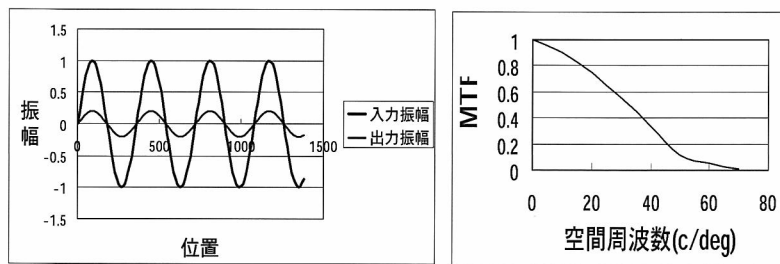


図5 左：振幅1で一定周期の波形入力に対する出力振幅波形を示す。
右：周期の逆数である空間周波数を横軸にとり、この出力振幅（MTF）を示す。

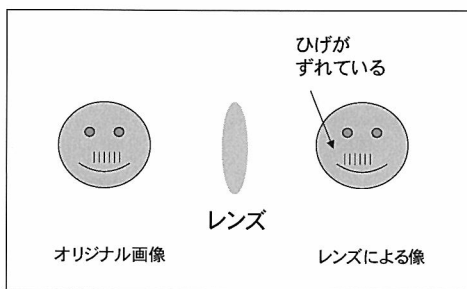


図6 レンズによる位置（位相）ずれ

いので、図3に示すように、網膜からの反射光を CCD カメラを使って捉えている。ここで、用いる用語の定義をしておきたい。知りたい真の PSF は眼球光学系を一度だけ通過した single-pass PSF、行きと帰りで2回通過して CCD で得られるものは double-pass PSF と呼ぶことにする。本装置では、double-pass PSF を測定し、計算によって single-pass PSF を算出している。

その方法の説明に入る前に、PSF と MTF、PTF の関係について簡単に触れる。図4に示すように、レ

ンズを通過して結像したイメージは、一般的に、細かい部分はぼやけて、コントラストが低下する。この図ではひげや顔の輪郭がぼけている。細さの変化は空間周波数 (c/deg) であらわされるので、入力の波形の振幅がどれだけ小さくなったかをコントラストであらわすと、図5のように、空間周波数が大きな値（画像では細かい変化）になるにしたがって、コントラストが低くなる。一方、PTF は聞きなれない言葉であるが、これは図6に示すように、場所の移動である位相を意味している。この図では、少し誇張しているが、ひげの部分が左方向にずれている。PTF は図7に示すように、本来あらわれるべき場所を0としたときに左にずれたときをマイナスとし、右にずれたときをプラスとして、その位置ズレを空間周波数ごとに記録したものである。

このようなことが起きると、形がひずむことが理解できる。左右対称の形が左右非対称に歪んだ形になるのである。

2) PSF と MTF との関係

ここで、PSF を $f(x, y)$ であらわすとそのフーリエ変換は次の式で与えられる。

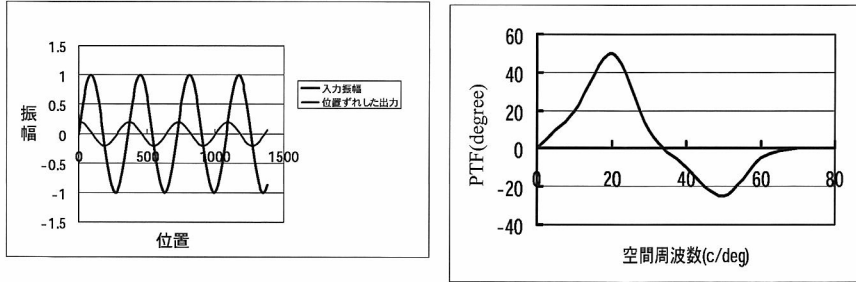


図7 左：振幅1で一定周期（ピッチ）の波形入力に対する，出力振幅波形を示す。
 出力は振幅が小さくなり，ピークがずれている。
 右：この出力の周期の逆数である空間周波数を横軸にとり，ピークのずれ量（PTF）を縦軸にとり，示す。

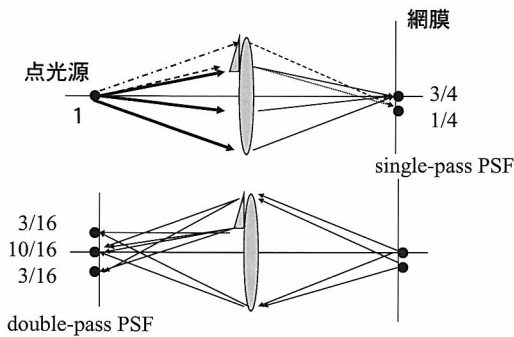


図8 レンズの周辺に非対称にゆがみがある場合（この場合プリズム）の single-pass PSF と double-pass PSF

$$F(u, v) = \int f(x, y) \exp(-i \frac{2\pi}{\lambda}(ux + vy)) dx dy \dots\dots\dots (1)$$

ここで， u, v は空間周波数である。また， λ は波長である。フーリエ変換 $F(u, v)$ は次のように実数部と虚数部に分けられる。

$$F(u, v) = R(u, v) + iI(u, v) \dots\dots\dots (2)$$

そうすると，MTF，PTF は

$$MTF(u, v) = \sqrt{R^2(u, v) + I^2(u, v)} \dots\dots\dots (3)$$

$$PTF(u, v) = \tan \frac{I(u, v)}{R(u, v)} \dots\dots\dots (4)$$

与えられる。また，逆に MTF と PTF が与えられると，(3)，(4) 式から $R(u, v)$ ， $I(u, v)$ が求まり，(2) 式より $F(u, v)$ が求まることになる。そして， $F(u, v)$ を逆フーリエ変換により，次式に示すように $f(x, y)$

(PSF) が求まることになる。

$$f(x, y) = \int F(u, v) \exp(i \frac{2\pi}{\lambda}(ux + vy)) dx dy \dots\dots\dots (5)$$

3) single-pass PSF の導出

それでは，double-pass PSF から single-pass PSF を求めることを考えてみよう。ここでは，MTF と PTF とを別々に求める方法を示す。

まずは，MTF の取得方法について述べる。図8はレンズの一方の端に小さなプリズムがある場合である。これはレンズ周辺に対称でない収差があることを想定した例である。左上に示すように，一点から出た光が，レンズ全面に入射し，網膜で反射した光がレンズ全面を通過してきて，結像した場合について考えてみる。さて，プリズム以外のところを通過する光束は，光軸上の一点に結像している。一方，プリズムの部分を通る光は折れ曲がり，別の一点に結像する。このとき，仮に，プリズムを通過する光が全体の1/4とすると，光軸上の点像は強度が3/4となる。これが網膜で反射して，もう一度結像すると，図の左下のように3点の像があらわれて，その強度が3/16，10/16，3/16となる。ここで，注意していただきたいのは，single-pass PSF が対称性のない（非対称）形であるのに，double-pass PSF は左右対称の形をしていることである。つまり，この手法では，double-pass PSF からは single-pass PSF の非対称性を示している位相情報は得られないことを示している。それでは，single-pass PSF と double-pass PSF のフーリエ変換を求めてみる。点像は理想的な点像とすると，それらは δ 関数で表現できるので，single-pass PSF のフーリエ変換は次のようになる。

$$F(u) = \int \left(\frac{3}{4} \delta(x) + \frac{1}{4} \delta(x-a) \right) \exp(-i \frac{2\pi}{\lambda} ux) dx \quad \dots (6)$$

$$F(u) = \frac{3}{4} + \frac{1}{4} \cos \frac{2\pi}{\lambda} a + i \frac{1}{4} \sin \frac{2\pi}{\lambda} a \quad \dots \dots \dots (7)$$

より

$$MTFs = \sqrt{\left(\frac{3}{4} + \frac{1}{4} \cos \left(\frac{2\pi}{\lambda} a \right) \right)^2 + \left(\frac{1}{4} \sin \frac{2\pi}{\lambda} a \right)^2}$$

$$MTFs = \sqrt{\frac{10}{16} + \frac{6}{16} \cos \left(\frac{2\pi}{\lambda} a \right)} \quad \dots \dots \dots (8)$$

次に、double-pass PSF のフーリエ変換は

$$F(u) = \int \left(\frac{10}{16} \delta(x) + \frac{3}{16} \delta(x-a) + \frac{3}{16} \delta(x+a) \right) \exp(-i \frac{2\pi}{\lambda} ux) dx \quad \dots \dots \dots (9)$$

$$F(u) = \frac{10}{16} + \frac{3}{4} \exp(i \frac{2\pi}{\lambda} a) + \frac{3}{4} \exp(-i \frac{2\pi}{\lambda} a) \quad \dots (10)$$

$$F(u) = \frac{10}{16} + \frac{6}{16} \cos \left(\frac{2\pi}{\lambda} a \right) = MTFd \quad \dots \dots \dots (11)$$

(11) 式は実数部のみで、これを2乗して、ルートをとると元に戻るの、すなわち、MTFそのものである。(11) 式と (8) 式を比べると、

$$MTFs = \sqrt{MTFd} \quad \dots \dots \dots (12)$$

の関係があることがわかる。あいまいで直感的な表現を許していただければ、2回通過したのだから2乗で悪くなるということが出来る。

ここでは、すべての場合については示さないが、この(12)の関係はどんな収差や吸収散乱がある場合にでも成り立つ。つまり、MTFsはどんな場合にもMTFdから求めることができる。

4) PTF の導出

次はPTFについてであるが、これを求めることでsingle-pass PSFを得ることができる。その方法は図9に示すように、入射する光を瞳孔の中心付近のみとするものである。こうすることにより周辺のプリズムを通過する光束はなくなり、入射光束は光軸上の一点に結像する。このとき、入射光束が細いので、回折の影響によって点像は大きくなる。

ここで、網膜での反射について若干触れたい。網膜視細胞のうち錐体は、その言葉があらわすようにアイスクリームのコーンの形をしていて、入射した光に対する受け入れやすさに方向依存性がある、まっすぐ入射してきた光に対してはすんなりと受け入れ

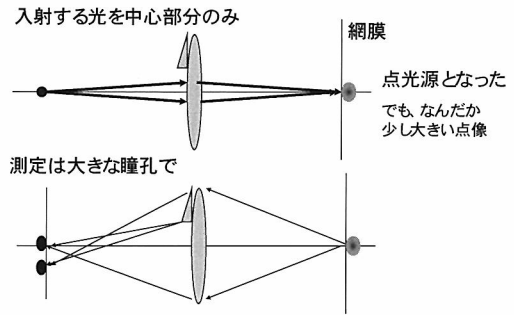


図9 入射光束を小さくした場合の double-pass PSF 得られる double-pass PSF は図8に示した single-pass PSF とよく似ている。

るが、斜めからの光に対しては受け入れ難い。これはスタイルス・クロフォード効果として知られている。ここからの反射光束についても同じことがいえる。すなわち、図9では瞳孔の中心付近を通過した光束はまっすぐに錐体に入ってくるが、反射した光束は、広がりを持ち、周辺の光は中心の光よりも弱い光となって出て行く。つまり、double-pass PSF 測定では、このような網膜の反射特性も含んでいることになる。

さて、話を元に戻すと、図9に示すように、double-pass PSF は図8の single-pass PSF とよく似ていることがわかる。対称形でない PSF である。つまり、位相の情報がきちんと得られていることがわかる。しかし、少し違いがみられる。それは、図9の方が少しぼけていることである。これは、MTFが異なる、つまり悪いことを示している。図9に示すように、小開口の入射光束、大開口の射出光束によって得られる double-pass PSF からは PTF を取得できることが示される。しかしながら、小開口の入射光束が回折の影響を受けるために、MTFが悪く、高周波では0であるので、PTFの高周波数特性は得られないという限界がある。

5) 高周波 PTF の回復

ここまでをまとめると、大開口入射、大開口射出で double-pass PSF を取得すると、その開口の MTF が得られ、小開口入射、大開口射出で double-pass PSF 取得すると低周波の PTF が得られるということである。更に、これはつじつまあわせのような手法⁹⁾ であるが、取得できなかった高周波の PTF は、位相回復法により数学的に推定する作業を行う。つまり、

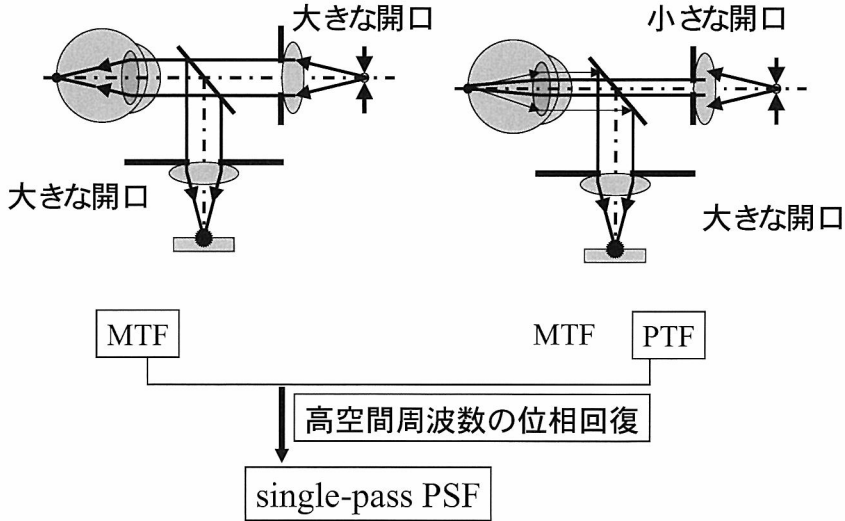


図10 single-pass PSF の求め方
 同径の大開口入射瞳と大開口射出瞳とを用いて MTF を取得，異径の小開口入射瞳と大開口射出瞳とを用いて PTF を取得し，更に，位相回復手法により高空間周波数の PTF を取得する。これらの MTF，PTF とを用いて single-pass PSF を求める。

ここまでで得られた MTF と推定した高周波を付け足した PTF とから OTF を合成し，逆フーリエ変換をすることにより仮の PSF を求める，という方法である。しかし，この方法で得られた PSF は負の部分をもったり，本来であれば存在しない領域に値をもったりもする。そこで，負の部分をもつ領域を重みをつけて反転し，領域外の値は 0 にすることで仮の PSF を修正し，この修正された PSF をもう一度フーリエ変換して，MTF と PTF を求める。そうすると，今度は真の MTF からずれることになる。そこで，元の MTF とこの PTF とを使ってもう一度 OTF を合成し，逆フーリエ変換により PSF を求める。このプロセスを繰り返すと，ついには負の値が出ない，本来あるべき範囲に収まる PSF を得ることができる。この方法によって，真の single-pass PSF を推定することができる。以上のプロセスを図10にまとめて示す。

6) 高周波 PTF 回復の効果

しかしながら，この最後の高周波の PTF を回復するプロセス処理には時間がかかる。実は，位相の回復がなくても，かなりの精度で single-pass PSF が求まっている可能性がある。そこで，眼球光学系が，高周波の PTF を回復した場合と，これをしない場合とで，その精度にどの程度の違いがあるかの比較を

シミュレーションにより試みた。

具体的な方法は以下のとおりである。すなわち，高周波の PTF を回復しない場合は，入射，射出ともに 4mmΦ による MTF の取得，1.5mmΦ の小開口入射と 4mmΦ の大開口射出による PTF 情報の取得，である。高周波を回復する場合は，前述したプロセスにより，高周波の PTF 情報が付加される。

シミュレーションの対象は，高周波の PTF 成分を含むモデル 1 として，ゼルニケ多項式における波面収差表現においてコマ収差 Z7 を 0.3μm とした場合，高周波の PTF 成分を含まないモデル 2 として，コマ収差 Z7 を 0.9μm とした場合を仮定した。

その結果，モデル 1 については，小数視力値で 1.5 以上のランドルト環の切れ目の見え方が異なるが，小数視力値の 1.5 未満のランドルト環においては，周辺の細かい部分で異なるものの，ほとんど同じであることがわかる (図11)。モデル 2 の場合は，非常に細かい部分の細部のみの違いとなる (図12)。

このように，高周波の PTF を回復しない場合でも，かなりの精度で PSF が求まることがわかる。しかしながら，今後も更なる精度向上を目指して，新しい手法の開発による位相回復プロセスの時間短縮を図る必要がある。

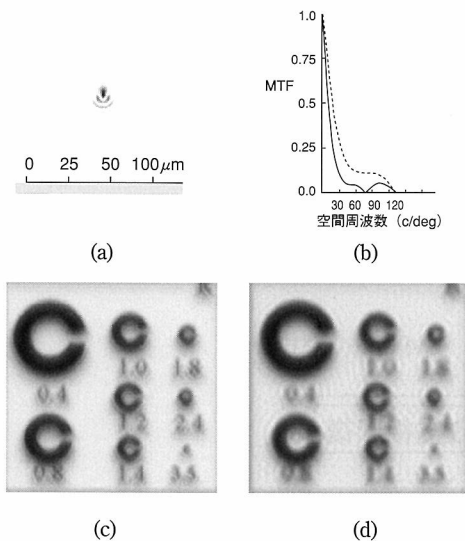


図11 シミュレーションによる高周波情報を含む網膜像と高周波情報を含まない網膜像の比較
 (a) コマ収差のPSF（ゼルニケのコマ収差の係数で0.3 μ m、波長550nm）
 (b) (a)のMTF（—：縦方向，---：横方向）
 (c) シミュレーションによる，高周波情報を含む網膜像
 (d) 高周波情報を含まない網膜像

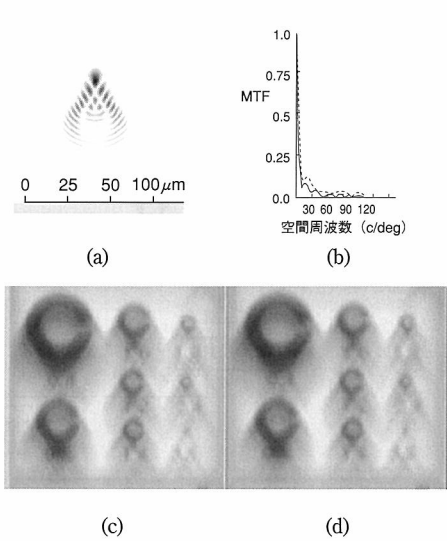


図12 シミュレーションによる高周波情報を含む網膜像と高周波情報を含まない網膜像の比較
 (a) コマ収差のPSF（ゼルニケのコマ収差の係数で0.9 μ m、波長550nm）
 (b) (a)のMTF（—：縦方向，---：横方向）
 (c) シミュレーションによる，高周波情報を含む網膜像
 (d) 高周波情報を含まない網膜像

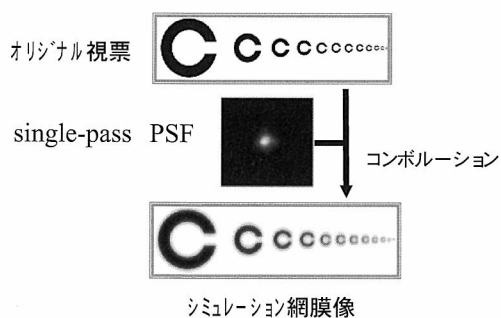


図13 網膜像のシミュレーション
 オリジナル視票とsingle-pass PSFとのコンボリューション演算により網膜像を得る。

3. 視力の推定

このようにして得られたsingle-pass PSFを用いて、厳密には、ウエーバー・フェヒナーの法則が成立つ範囲（ある網膜照度の範囲）ではあるが、以下の方法によっておおよそではあるが、視力を推定することができる。図13に示すように、ランドルト環視標を

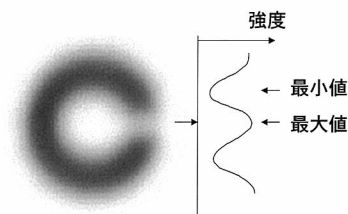


図14 シミュレーション網膜像からのコントラスト解析
 ランドルト環の切れ目の最大値，最小値よりコントラストを計算する。

装置内部の画像データとして用意しておけば，single-pass PSF とのコンボリューション演算によりその網膜像をシミュレーションすることができる。図14に示すように，このようにして得たシミュレーション網膜像の，ランドルト環の切れ目のコントラストを計算する。このコントラストを縦軸に，空間周波数を横軸にとったものを図15に示す。一方，人間のコントラスト感度特性（これ以上のコントラストがあれば切れ目を認識することができる）を同じ図にプロッ

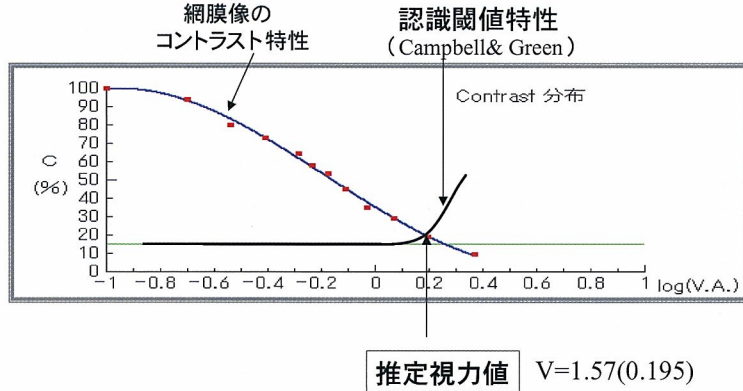


図15 推定視力の算出
網膜像のコントラスト値と認識閾値特性との交点から推定視力を求める。

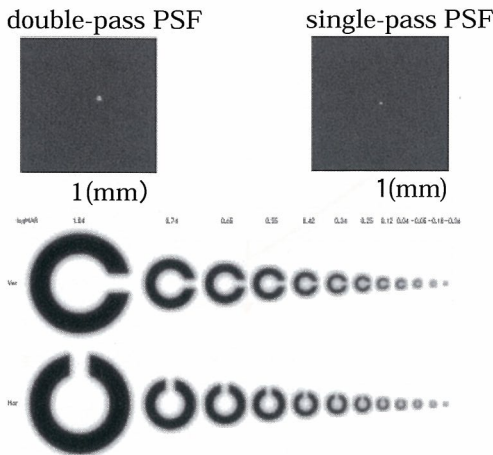


図16 (a) single-pass PSF とシミュレーション網膜像 (正常眼 26歳女性, 左眼, 瞳孔径 4mm)

トしてみる。ランドルト環の切れ目のコントラストが、このコントラスト感度特性の上であれば、切れ目を認識することができることになる。ここでは、コントラスト感度特性として Campbell & Green が測定した値を示したが、厳密には、その人のコントラスト感度特性が必要となる。

4. 臨床応用

それでは、次に PSF アナライザーを様々な症例に適用した場合のデータを示す。

1) ほとんど収差のない正常眼

ほとんど収差のない正常眼の例を図16 (a), (b) に示す。図16 (a) は26歳、女性の左眼で、瞳孔径 4mm の double-pass PSF, single-pass PSF, シミュレーション網膜像である。また、(b) 図は MTF とコントラスト特性、および推定される視力を示す。これより、

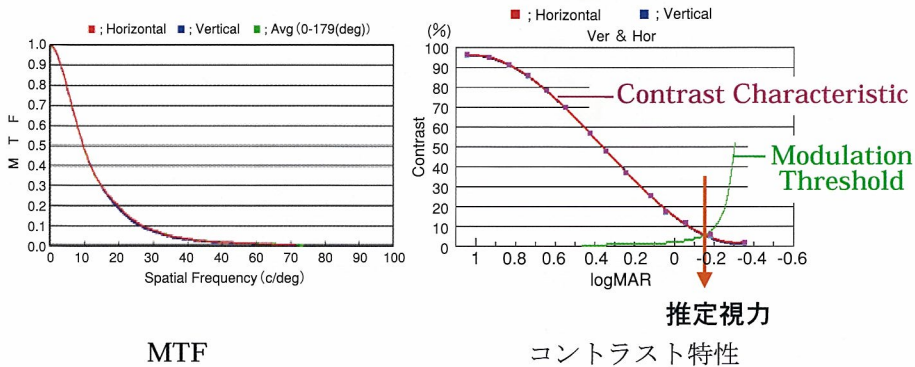


図16 (b) MTF とコントラスト特性

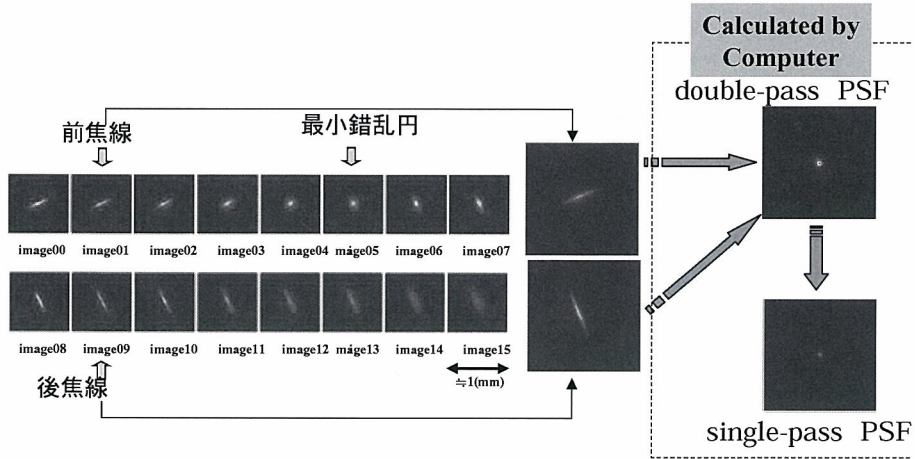


図17 (a) 乱視眼の double-pass PSF と眼鏡による補正後の single-pass PSF (31歳女性, 瞳孔径 4 mm, 1.2×S 0.00 D○C -2.00 D Ax 25°)

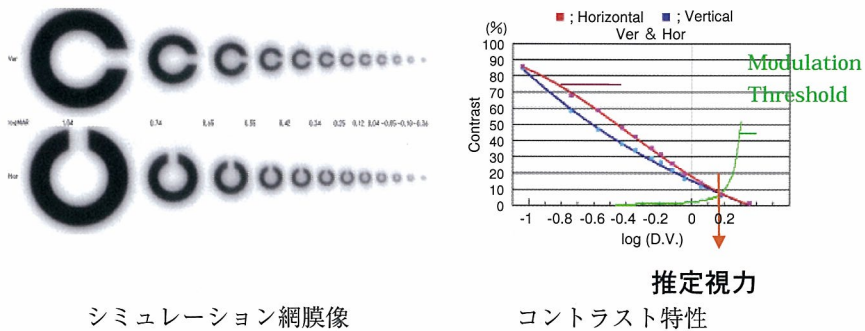


図17 (b) 乱視眼の眼鏡による補正後の網膜像とコントラスト特性

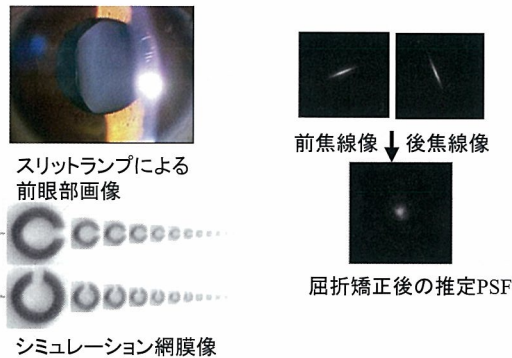


図18 6歳男児 水晶体亜脱臼 (マルファン症候群) 他覚的屈折測定と網膜像評価

logMAR 値で-0.15の視力があることが推定される。自覚的な測定によるこの正常眼の視力は1.2である。

2) 乱視眼

図17 (a) には、装置内部のフォーカシングレンズの移動により被検眼に入射する光束を収束から平行、発散へと変化させることで、被検眼から点光源までの距離を0.25 D ステップで光学的に変えて取得した double-pass PSF と、眼鏡による補正後の single-pass PSF (31歳女性, 瞳孔径 4 mm, 1.2×S 0.00 D C-2.00 D Ax 25°)

を示す。取得した double-pass PSF をみると、前焦線と後焦線、その中間に最小錯乱円があることがわかる。ここでは、前焦線像と後焦線像から眼鏡による補正後の single-pass PSF を推定している。その詳しい方法は小林の論文⁹⁾をみていただくとして、図17 (b) には推定 PSF により求めた推定網膜像、コントラスト特性を示す。これにより、矯正後の視力が logMAR 値で-0.15 となることが推定される。実際の矯正による自覚的な視力は1.2であった。

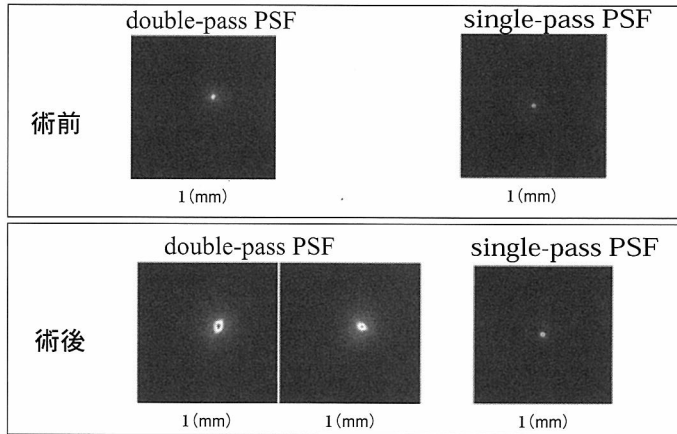


図19 (a) Laser in situ keratomileusis (LASIK) の術前術後の single-pass PSF (42歳女性, 左眼, 瞳孔径 4 mm) 術後では乱視になっていて、二つの異なる視距離での PSF を示している

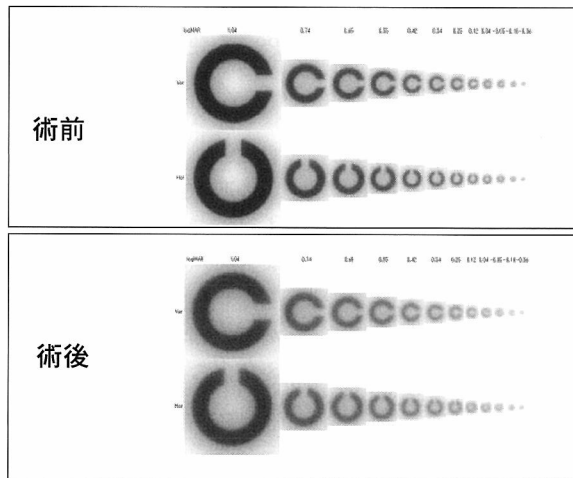


図19 (b) LASIK の術前術後のシミュレーション網膜像

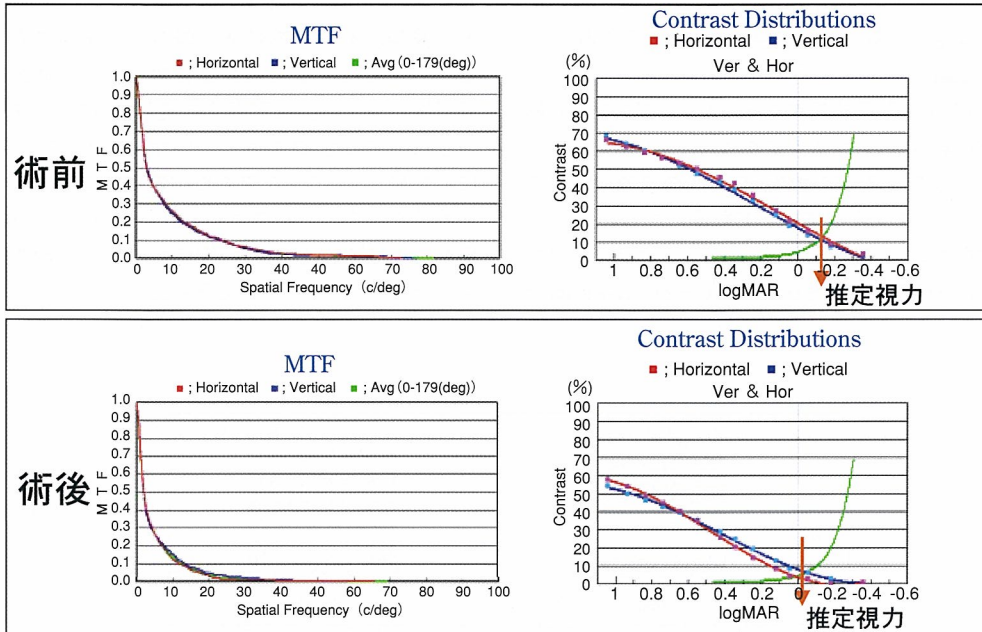


図19 (c) LASIKの術前術後のMTFとコントラスト特性

3) 水晶体亜脱臼 (マルファン症候群, 6歳男児)

水晶体亜脱臼の例を図18示す。スリットランプによる前眼部画像をみていただくとわかるように、横方向への水晶体の大きな軸ずれがみてとれる。PSFアナライザの測定により前焦線、後焦線の位置から-9Dの乱視を確認した。また、2) 乱視眼のところでも述べたが、メガネ矯正後の視力を推定する方法で推定を行うと、矯正視力1.0に相当する網膜像が得られることを推定した。実際に当時かけていた眼鏡による矯正視力がVd (0.6×C - 6D)であったものが、この測定による推定結果をもとに眼鏡を変更することで、6カ月後、Vd (1.0×C - 9D)に回復した。このように、大きな乱視を測定できることも、PSFアナライザの特徴の一つである。

4) LASIKの術前術後 (42歳女性, 左眼, 瞳孔径4 mm)

Laser in situ keratomileusis (以下LASIK)の術前術後のsingle-pass PSF, シミュレーション網膜像, MTFとコントラストを図19 (a), (b), (c)に示す。術前のPSFの方が術後のPSFよりも小さく、コントラスト特性も術前の方がよいことを示している。術後は矯正レンズなしで、術前の視力が出ているので、も

ろん手術の結果は良好であるが、網膜像のコントラストを下げるような要因が角膜の切削にあることを示している。

5) 後発白内障の後囊開窓術前後 (70歳女性, 左眼, 瞳孔径6 mm)

後発白内障の後囊開窓術前後の例を図20 (a), (b)に示す。(a)は後囊開窓術前後のIOL部分の徹照画像とdouble-pass PSFである。ここから得たsingle-pass PSFを使って、ここでは、様々なコントラストをもつランドルト環指標を使ったシミュレーション網膜像を作った例を(b)に示す。このような方法により、自覚的なコントラスト感度の測定をすることなしに、この眼球光学系のコントラスト特性を推定することも可能である。しかし、測定方法のところで述べたように、後囊開窓術の術前に中心付近に光束を通過しない部分がある場合は、PTFの測定が難しくなるので位相情報を含む正しいPSFは得られない。そのため、ここでは、位相情報を含まないMTFを元に算出したPSFを得ることになる。そのため、このPSFとのコンボリューションによる網膜像に基づく視力の推定には多少の誤差が伴う。

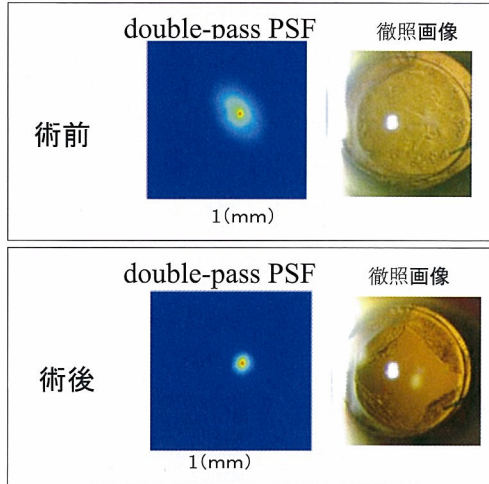


図20 (a) 後発白内障と後囊開窓術 (70歳女性 測定開口6mm) での double-pass PSF と 徹照画像

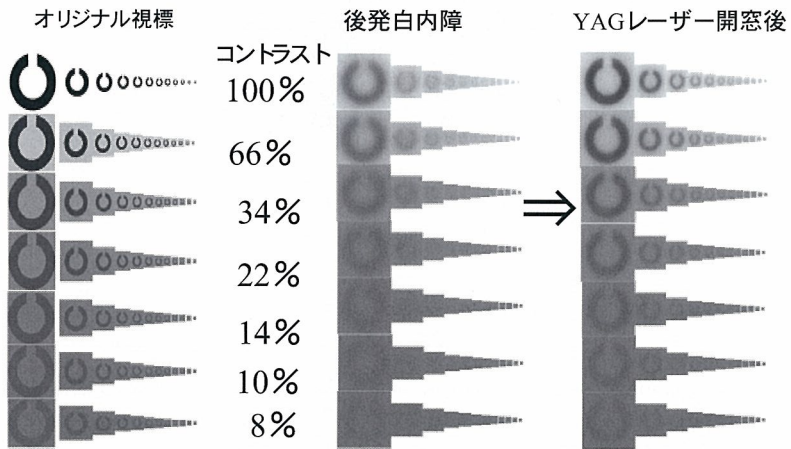


図20 (b) 低コントラスト視標の網膜像シミュレーション

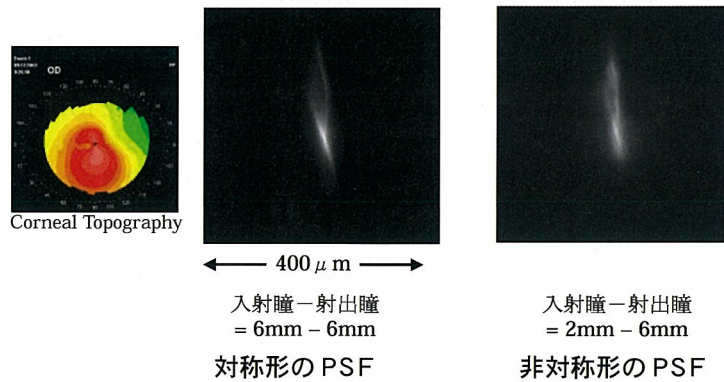


図21 (a) 円錐角膜 (中程度) (28歳女性, 右眼) の角膜トポグラフィと double-pass PSF

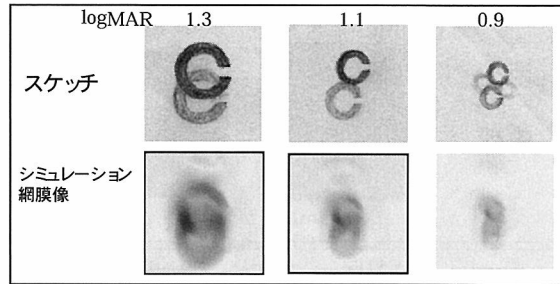


図21 (b) シミュレーション網膜像とスケッチ

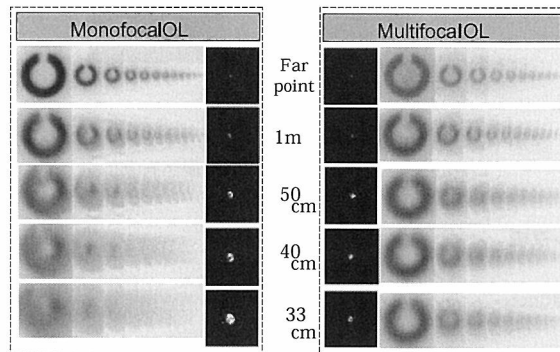


図22 単焦点 IOL と多焦点 IOL 挿入眼の single-pass PSF とシミュレーション網膜像 (27歳女性, 左眼, 瞳孔径 4mm)

6) 円錐角膜 (円錐角膜 (中程度), 28歳女性, 右眼)

次に, 昨年の The International Society for Optical Engineering (SPIE) で報告²³⁾した中程度の円錐角膜の例を示す。図21 (a) には角膜トポグラフィの結果と, 入射瞳孔径と射出瞳孔径がそれぞれ 6 mm-6 mm の場合と入射瞳 2 mm-6 mm の場合の double-pass PSF を示す。角膜トポグラフィの結果をみると, 下方に突起部があるのがわかる。PSF の方は, 測定原理でも述べたように 6 mm-6 mm では対称の PSF になり, 2 mm-6 mm では非対称になっていることがわかる。ただし, 角膜トポグラフィによると, 角膜中心付近が均一ではないことから, 中心付近には光束が正しく通過しない部分があることがわかる。そのため, 正しい double-pass PSF 情報を得ることが難しく, したがって, 正確な single-pass PSF を求められていない可能性がある。この被検眼のシミュレーション網膜像と被検者自身によるスケッチとを図21 (b) に示す。logMAR 1.3, 1.1 のランドルト環はよく似ている

が, 0.9 の場合は似ていない。これは, 細部の情報が不足しているからである。

7) 単焦点の IOL と多焦点 IOL 挿入眼との比較 (27歳女性, 左眼, 瞳孔径 4 mm)

図22に単焦点の IOL と多焦点 IOL 挿入眼との比較結果を示す。無限遠から 33 cm の視距離に対する single-pass PSF とシミュレーション網膜像である。単焦点 IOL 挿入眼では視距離が短くなるにしたがって, 解像力が落ちていくことがわかる。一方, 多焦点 IOL 挿入眼では, 短焦点 IOL 挿入眼に比べて, 遠方視でのコントラストは悪いものの, 近見視でのコントラストがある程度保持されており, 多焦点 IOL の特徴が出ていることがわかる。

5. おわりに

この装置のもつ最大の特徴は, 装置内部のフォーカシングレンズを前後に移動することによって, 点光源からの光束を眼に対して収束から並行, 発散へと変化させて入射できることである。この機能を使

例えば、例えば、多焦点 IOL 挿入眼の距離ごとの見え方を知るのに使うことができる。また、測定光の波長は近赤外光 (840 nm, SLD) であるが、これは、測定においてまぶしさを感じて縮瞳が起きないようにするというメリットがある。

以上、角膜から網膜までの眼球光学系の光学特性を定量化し、眼科医へ提供することができる新しい測定手段である「PSF アナライザー」の測定原理と特徴、そして、臨床における測定結果とその有効性を示したが、これをまとめると次のようになる。

- 1) 生体眼球光学特性の客観的な評価が可能である。このため、その測定結果を、網膜像の質に関する治療効果の判定基準として (例えば治験評価基準などの型として) 確立できると思われる。
- 2) 普遍的な症例に対応した網膜像のシミュレーションが可能である。これにより、具体的に「見え方」を提示することができるので、インフォームドコンセントに極めて有用である。
- 3) コントラストチャートによる自覚的な検査に対して、他覚的にコントラスト感度特性に関する検査結果を出すことが可能である。
- 4) 被検者の判断を必要とせず、測定・検眼が可能である。つまり、自動検眼装置への応用が可能となる。

最後にこの装置のこれからについて触れたい。PSF アナライザーの基本原理である double-pass 方式の弱点は、測定原理の項で述べたように眼球光学系の中心部分に強い白濁がある場合、MTF は得ることができず PTF を得ることが難しくなり、同様に中心部分に大きな収差がある場合は PTF に誤差が生じる可能性がある。今後、このような場合でも、PTF を得るための方法を、現在、我々のグループで検討中である。

また、視力推定のための、年代ごとのコントラスト感度の決定や、加齢に伴う水晶体の着色などによる波長による透過率分布の変化を知るための対応も、これからの課題である。

最後に、PSF アナライザーの開発研究に、眼科臨床の観点

からご協力いただきました、慶應義塾大学医学部眼科の根岸一乃先生、東京医療センター眼科の大野建治先生に感謝いたします。また、開発の実務を主体となり推進した、株式会社トプコンの渋谷雅博氏、竹内 樂氏に感謝いたします。

本総説は58回臨床眼科学会における日本眼光学学会主催のシンポジウムと(株)トプコン主催のランチョンセミナーで講演したものである。

文 献

- 1) Campbell FW & Green GD: Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J Physiol* 181: 576-593, 1965.
- 2) Santamaria J, Artal P et al: Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method. *J Opt Soc Am A* 4: 1109-1114, 1987.
- 3) Artal P, Ferro M et al: Effects of aging in retinal image quality. *J Opt Soc Am A* 10: 1656-1662, 1993.
- 4) Navarro R, Ferro M et al: Modulation transfer functions of eyes implanted with intraocular lenses. *Applied Optics* 32: 6359-6367, 1993.
- 5) Artal P & Navarro R: Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: An analytical expression. *J Opt Soc Am A* 11: 247-249, 1994.
- 6) Artal P, Iglesias I et al: Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system. *J Opt Soc Am A* 12: 2358-2366, 1995.
- 7) Williams DR, Brainard DH et al: Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye. *J Opt Soc Am A* 11: 3123-3135, 1994.
- 8) Iglesias I, Lopez-Gil N & Artal P: Reconstruction of the pointspread function of the human eye from two double-pass retinal images by phase-retrieval algorithms. *J Opt Soc Am A* 15: 326-339, 1998.
- 9) 小林克彦, 渋谷雅博 他: 鏡面反射成分を利用した人眼 MTF の測定. *視覚の科学* 22: 46-53, 2001
- 10) 小林克彦, 渋谷雅博 他: Point Spread Function を利用した人眼網膜上のシミュレーションと視力の予測. *視覚の科学* 22: 85-92, 2001.
- 11) Kobayashi K, Shibutani M et al: Measuring the single-pass MTF and simulating using the incoherent polarized reflection component of the human eye. *J Biomedical Optics* 19: 154-161, 2004.
- 12) Shibutani M, Kobayashi K et al: Simulated retinal images of Landolt rings in human eyes including asymmetric aberrations on the point spread function analysis system. *Proceedings of The International Society for Optical Engineering*, Vol 5314, 229-236, *Ophthalmic Technologies XIV*, 2004.

総 説

眼鏡と Quality of Vision

祁 華

HOYA 株式会社ビジョンケアカンパニー開発部設計室

Spectacle Lenses and Quality of Vision

Hua Qi

HOYA Corporation Vision Care Company

屈折補正用眼鏡レンズの開発において、quality of vision (QOV) 向上のための努力をレンズ素材、表面処理、レンズ設計の三方面から説明する。
(視覚の科学 25: 108-113, 2004)

キーワード：アッペ数、反射防止コート、非球面レンズ、累進レンズ

This paper describes our efforts to promote quality of vision (QOV) in developing ophthalmic lenses, in terms of three aspects: lens material, surface processing and optical design.

(Jpn J Vis Sci 25: 108-113, 2004)

Key Words: Abbe number, Anti-reflection coat, Aspheric lens, Progressive addition lens

1. はじめに

メガネは眼の屈折異常を補正する医療機器である。この一枚のレンズを眼前に掛ければ、正常な眼とまったく同じように見えることが求められる。しかし、実際には屈折異常を補正しても quality of vision (以下 QOV) になお不満の残る例が少なくない。これらの不満をレンズ一枚という制約条件でいかに解消または緩和し、QOV の向上を図るかはレンズメーカーに課せられた命題である。

理想のメガネは、それ自体の存在感がなく、まるで体の一部であるようなものである。この理想を目指して、レンズ開発は軽量化、薄型化の方向に沿って努力してきた。この流れは現在も進行中である。軽量化は、レンズ素材のプラスチック全面採用という結果につながり、薄型化は高屈折率プラスチック素材の開発を推し進めた。レンズ開発のもう一つの流れはフラット化、つまり低ベースカーブ化である。

従来のレンズのベースカーブは深いので、他人から見ると、装用者の眼や顔の輪郭が大きく変形して見えてしまうことがある。また、マイナス強度のレンズは他人から見ると全反射によるウズが発生する。これを解消、軽減するためには浅いベースカーブを採用する必要がある。

軽量化、薄型化と低ベースカーブ化は、メガネレンズをファッションブルにし、受け入れやすいものにしたが、QOV にとってはいずれも不利に働くものである。レンズの重さによるうっとうしさから開放されると、装用者は QOV をより厳しく追求することとなる。薄型化のために採用される高屈折率素材は一般的にアッペ数が低いので、色収差が大きくなる。また、屈折率が高いと反射率も高く、レンズが暗くなる上、反射によるゴースト像が視覚の邪魔をする。レンズ設計を変えずに浅いカーブを採用する場合、収差が著しく増える結果となる。

ここでは、薄型化と低ベースカーブ化に伴う QOV

別刷請求先：190-0151 あきる野市小和田1-1 HOYA(株)ビジョンケアカンパニー開発部設計室 祁 華
(2005年2月8日受理)

Reprint requests to: Hua Qi HOYA Corporation Vision Care Company
1-1 Kowada, Akiruno 190-0151, Japan
(Received and accepted February 8, 2005)

の低下を防ぐための開発努力を、素材、表面処理、光学設計の三方面から説明する。

2. アッペ数と QOV

透明素材の屈折率は波長によって異なり、短波長の光に対しては屈折率が高く、長波長の光に対しては屈折率が低い。図1のように、太陽光がプリズムに入射すると、色が虹のように分散されて出射される。分散の程度は通常アッペ数 (v_e) であらわされる。アッペ数 (v_e) は次の式で定義されている。

$$v_e = \frac{n_e - 1}{n_{F'} - n_{C'}}$$

ここで、 $n_{F'}$, n_e , $n_{C'}$ はそれぞれ F' 線、e 線、C' 線の屈折率である。アッペ数の値が大きいほど、分散が小さいことになる。

素材の分散の QOV に対する影響は色収差、とくに倍率色収差であらわすことができる。図2はレンズの軸外部分を透して視力表を見る場合の網膜像シミュレーションの1例である。レンズは-6.00D、光線通過位置は光軸から10mm離れたところである。視力0.8のスネレン視標網膜像の拡大図はアッペ数58, 42, 38, 31の順に並べられている。これにより、アッペ数の低い素材は視力低下につながる事がわかる。

実際メガネを掛けて視力検査するとき、図2の上段のように視標がカラフルに見えることはほとん

どない。これは、微小領域第3色盲と低エネルギー第3色盲という現象があるからである¹⁾。微小領域第3色盲は、色刺激の大きさ(視角)がある閾値より小さいと、色覚が起こらない現象であり、低エネルギー第3色盲は、色刺激の強さ(光量)がある閾値より少ないと、色覚が起こらない現象である。メガネレンズ程度のプリズム分散による赤光線と青光線の視角差は小さく、また、ほとんどの照明状況では、分散色の強さが周辺物体の本来の色に比べて極めて弱いので、分散色の知覚を引き起こす可能性は少ない。しかし色が見えなくても、図2の下段のように分散は輝度分布に影響を与え、視力を低下させていることは確実である。

シミュレーション網膜像で視標の画像を分析すると、シミュレーションによる計算視力を割り出すことができる。更にレンズ上計算視力分布を求めることも可能である。図3は-6.00Dのレンズを掛けて、計算視力0.7以上が得られるレンズ上の範囲をあらわしている。ある視力値以上を獲得できるレンズ範囲の半径は、ほぼ素材のアッペ数に比例していることがうかがえる。

以上のように、メガネレンズの素材としては、屈折率とアッペ数の両方高いものが望まれるが、原理的にその両立は難しい。図4にはメガネレンズ用主要

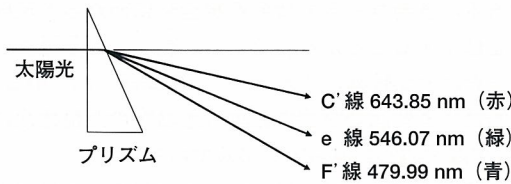


図1 素材の分散

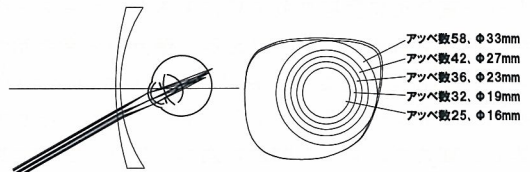


図3 -6.00Dで0.7以上の計算視力の得られる範囲

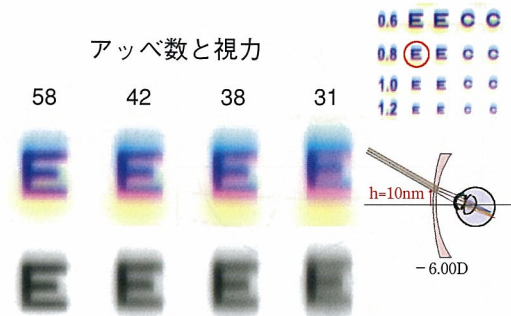


図2 アッペ数と視力

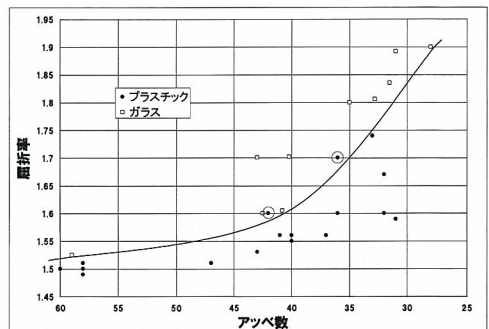


図4 メガネレンズ用主要素材の屈折率-アッペ数マップ

素材の屈折率-アッペ数マップが示されている。全体的にガラス素材はプラスチック素材より屈折率とアッペ数のバランスがいいことがうかがえる。図中の曲線はガラスとプラスチックの境界線をあらわしている。近年はプラスチック素材のなかにもガラス領域に近付け、または進入した素材がいくつか開発されている。たとえば、 $n_s=1.6, v_s=42, n_g=1.7, v_g=36$ (丸で囲んだ素材)の両素材はガラス領域に入ったといえる。

素材開発はほかにも強度、加工性、耐候性、染色性など多くのハードルをこえなければならない。これら一つでもクリアしないと、商品化できないのである。

3. 反射防止コートと QOV

光が垂直入射する場合、空気と透明素材の境界面の反射率は $R = \left(\frac{n-1}{n+1}\right)^2$ で計算することができる。素材の屈折率 n が高いと反射率も高くなる。メガネレンズの場合、光線は2回表面を通過するので、全体の透過率は $T^2 = (1-R)^2$ となる。下表には屈折率 1.5, 1.6, 1.7 の素材それぞれの透過率、反射率を並べている。

屈折率	透過率(%)	反射率(%)
1.5	92.2	7.8
1.6	89.6	10.4
1.7	87.0	13.0

表面反射率が高いと、透過光が少なく視界が暗くなる上、反射された光は更に QOV に害をもたらすことがある。例えば、光がレンズ内面に反射された後もう一度外面に反射されて目に入ると、ゴースト像が形成されものが二重に見える、後方から来た光がレンズ内面に反射されて目に入りフレア (例えば、夜間運転時に後方のヘッドライト) となる、などである。加えて、レンズ設計の低ベースカーブ化は更

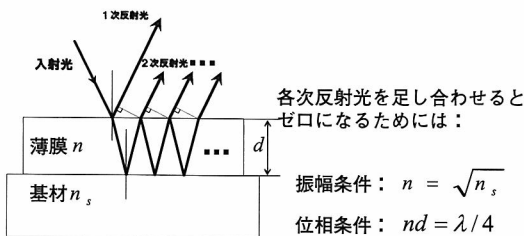


図5 単層反射防止膜の原理

に内面反射によるフレアを起こりやすくする。

反射率を抑えるためには反射防止コートという技術がある。これはレンズ表面に均一な厚みの薄い膜を着け、光の干渉原理を利用して反射光を抑える技術である。図5には単層反射防止コートの原理が示されている。

図5のように、光が入射すると薄膜表面の反射光以外に、薄膜表面と基材表面との間に何回も反射される。このときの反射率はすべての反射光を足し合わせる結果を用いて計算される。詳しい計算過程は成書²⁾に譲るとして、ここでは垂直入射の場合反射光が完全にゼロとなる条件を下記に示す。

振幅条件：コート素材の屈折率が基材の屈折率の平方根に等しい、つまり $n = \sqrt{n_s}$

位相条件：コートの厚みと屈折率の積が波長の1/4、つまり $nd = \lambda/4$

基材屈折率が1.7の場合、振幅条件を満たすコート素材の屈折率は1.304となる。現時点ではこれに適合したものがなく、最も屈折率の低い MgF_2 でも $n=1.38$ である。したがって、単層コートでは反射光を完全にゼロにすることは不可能である。また、たとえこの振幅条件を満たしたとしても、位相条件は特定波長 λ に対してしか満たすことができない。したがって、単層反射防止コートは自ら効果が限られている。

現在、一般的に使用されている反射防止コートは、異なる屈折率のコートを交互に付着する多層コートである。多層コートでは可視域全体にわたって反射率を低くすることが可能である。図6には多層膜の効果を示す反射率スペクトルの1例が示されている。一般的に多層膜の視感透過率 (透過率の比視感度による加重平均値) は98~99.5% である。

可視域すべての波長において反射率をゼロにする

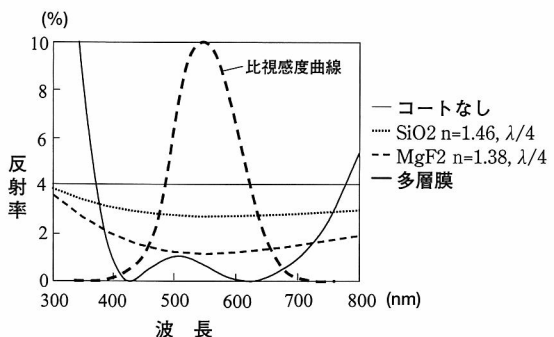


図6 多層膜の効果

ことはやはり不可能である。ごくわずかに残った反射光は可視域の各波長において均一ではなく、ある干渉色を呈する。これは反射防止コートが施されている証拠で、商品を見分ける手がかりの一つにもなる。また、干渉色をどの色にするかはファッションや、人の好みをも考慮する必要がある。つまり、視感透過率が高くても、干渉色が好まれないと、商品開発の失敗につながるので難しいものである。現在の市販品の干渉色はグリーンが多い。

初期の反射防止コートは汚れが目立ち、拭き取りにくい欠点があった。それに対し、撥水性のコートが開発され、汚れを拭き取りやすくした。最近では、更に汚れ拭きによるキズのつきにくい丈夫なコートが開発されている。

4. レンズの光学設計と QOV

メガネレンズの光学設計は限られた条件の下で、設計資源を配分し、所定機能を達成しながら、QOVを最大限に向上する過程である。限られた条件というのは、レンズが一枚だけで、屈折率が均一であるなどである。場合によっては外面または内面を球面に固定することも条件になる。設計資源は基本的に内面と外面の形状コントロールだけである。機能で分類すると、メガネレンズは単焦点レンズ、多焦点レンズと累進屈折力レンズ（以下 累進レンズ）に分けられる（図7）。多焦点レンズは単焦点レンズの一部領域に中間距離用または近距離用屈折力を付加し、調節力不足を補うものである。累進レンズは多焦点レンズの屈折力の段差をなくし、屈折力が連続変化するレンズである。

単焦点の球面レンズであれば、外面と内面はとも

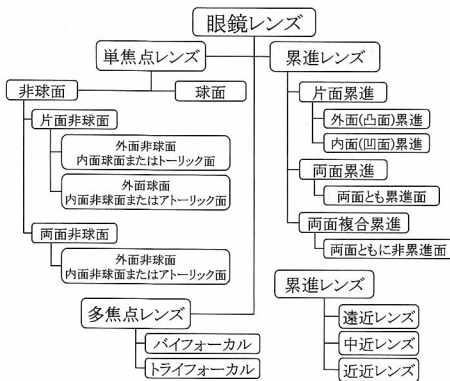


図7 レンズ設計による分類

に球面であるため、設計者がコントロールできるのはレンズのベースカーブだけである。このベースカーブをコントロールし、例えばレンズ周辺部の平均屈折力誤差と非点収差を小さくし、QOVの向上を図るのである。このように設計された球面単焦点レンズはベースカーブが深く、分厚い形状になる。このようなレンズを使用した眼鏡は、装着者の眼や顔の輪郭を大きく変形させてしまい、強度近視の場合は全反射によるウズが目立つようになる。

浅いベースカーブを採用すれば、レンズ外見上の欠点は解消できるが、周辺部の屈折力誤差と非点収差は大きくなり、QOVが低下する。この問題を解決してきたのは種々の非球面レンズである。ここでいう非球面とは、光軸に関して回転対称の面である。光軸を含む平面で切った曲線（子午面曲線）の曲率変化をコントロールすることによってレンズ周辺部の平均屈折力誤差と非点収差を小さくすることが可能である。図8に単焦点レンズの非球面化の効果を示している。図中PEは平均屈折力誤差、ASは非点収差をあらわしている。この図の収差曲線はあくまでもイメージで、実在の曲線ではない。実際の収差の大きさはレンズ処方度数、屈折率によって変化し、設計者の設計思想によっても変化する。

軸回転対称非球面は球面度数の単焦点レンズの収差軽減に有効だが、乱視度数のレンズには、効果が限られる。これは、子午面曲線の曲率変化が一度数のみ最適に設計されているので、他の度数に対しては最適にならないからである。たとえば、乱視度数の最大度数断面（図9）に合わせて非球面を設計すると、直交する最小度数断面では最も最適状況からかけ離れたものとなる。この問題を解決したのは、

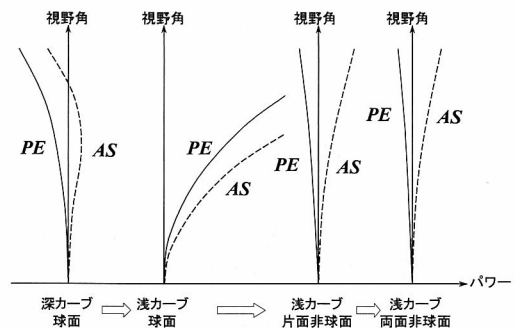


図8 単焦点レンズの非球面化の効果
PE：平均屈折力誤差、AS：非点収差

最大度数断面と最小度数断面ともに最適収差状況にすることのできるアトリック (atoric) 面である。ちなみに, atoric は toric の前に a をつけてできた言葉で, 非トーリックという意味である。非球面 aspheric も球面 spheric に a をつけてできた言葉である。当然アトリック面は光軸周りに関して対称ではなく, 最大度数断面と最小度数断面 (両主経面) に関して鏡面对称の面である。最近では, 両主経面内の光線のみならず, 任意眼球回旋方向の光線に対しても最適収差状況となるアトリック面が開発されている。任意眼球回旋方向の光線における収差を求めるときに根拠としたのは, 眼球回旋の法則として有名なリスティング法則である³⁾。

非球面単焦点レンズは更に片面非球面レンズと両面非球面レンズに分けることができる。片面非球面は内面と外面の片方が非球面またはアトリック面で, もう片方の面が球面またはトーリック面で構成されたレンズである。両面非球面レンズは外面と内面の両方とも非球面またはアトリック面で構成された面である (図7)。両面非球面レンズは片面非球面レンズより設計自由度が大きいので, 更に QOV 向上効果が得られる, または更に低カーブ条件で同等の QOV 効果が得られると考えられる。

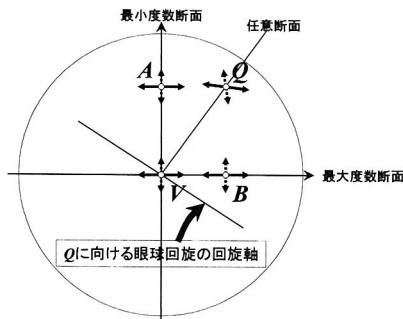


図9 乱視度数の単焦点レンズ

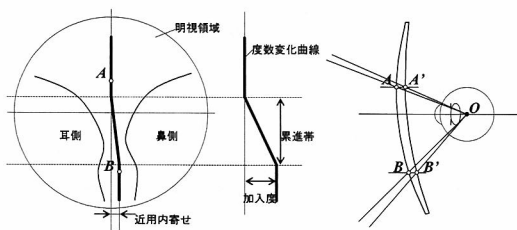


図10 累進レンズの構造

累進レンズは遠方視から近方視へと, 視線が下方へ移行することに対応して屈折力を連続的に増加させてあるレンズのことである。従来の累進レンズの累進屈折力機能は累進面で実現してきた。累進面は表面屈折力が遠方用位置から近方用位置へ連続的に増加する面である (図10)。面屈折力が変化するので, 累進帯の耳側と鼻側に, 中心線から離れるほど面形状は振れ, 大きな収差が発生する。図10には累進面のおよその明視領域をあらわしている。

外面に累進面, 内面に球面またはトーリック面を採用すれば, 任意度数の累進レンズを形成させることができる。これは外面累進レンズと呼ばれる。外面に球面, 内面に累進面を採用しても累進レンズを形成させることができる。ただし, 乱視度数がある場合は内面の累進成分に乱視成分を加える必要がある。この構造のレンズは内面累進レンズと呼ばれる。外面累進レンズと内面累進レンズをまとめて, 片面累進レンズとも呼ばれる。つまり片面累進レンズは, その累進屈折力成分が片方の表面によって実現し, もう片方の表面は基本的に累進的屈折力変化がないレンズである (図7)。ただ, 薄型化, 低カーブ化に対応するために, または累進面特有の収差を緩和させるために, 非球面成分やアトリック成分を組み入れることも考えられるので, もう片方の表面は全く屈折力変化がないわけではない。

外面累進レンズと内面累進レンズの比較が話題になっている。内面累進レンズの方は「ユレ・ユガミ」が少ないといわれている。確かに内面累進レンズは累進面が眼球に近い分, 同じ視角範囲 (図10中回旋点Oを頂点とする) で内面のかかわる部分のサイズが外面のそれより小さく, 面のねじれなどを小さくすることが比較的容易にできるといえる。反対に, 同等の累進機能を実現するために, 内面では, 外面より小さい範囲で同等の屈折力変化をつける必要がある。つまり, 内面累進レンズの累進帯長は外面のそれより短くする必要がある。累進帯長が短いことは, 収差が増える要因となる。図10の右半分は, 累進帯長が同一の場合, 遠方視から近方視への回旋角度の両者による違いを示している。内面累進レンズは外面累進レンズより必要な回旋角が大きく ($\angle A'OB' > \angle AOB$), 実質的には若干累進帯長の長い外面累進レンズに相当する。このように, 外面累進レンズと内面累進レンズとはそれぞれ特徴があり, 構造上の優劣をつけることは難しいのではないかと

考えられる。

両面累進レンズは、外面と内面とも累進面で、加入屈折力を両面に振り分けるレンズであり、外面累進レンズと内面累進レンズの中間的な特徴をもつと考えられる。

片面累進レンズと両面累進レンズのどちらでもない、つまり累進面をもたない累進レンズもある。この種のレンズの特徴は、累進屈折力分布成分を方向別に分解し、それぞれ外面と内面に振り分け、両面合わせて累進レンズの性能を果たすというものである。たとえば、累進屈折力分布の縦成分だけを外面に配置し、残りの成分を内面に配置する。これにより、回旋角は外面の遠用、近用ポイントで決められ、横方向の変化は内面でつけることができ、外面累進レンズと内面累進レンズ両方の長所を取り入れることができる。この種のレンズは両面複合累進レンズと呼ばれる。

汎用累進レンズは遠近両用で便利だが、高加入度数になると、やはり累進レンズ特有の「ユレ・ユガミ」や、近用部の使用可能領域が狭く、長時間近業使用に向かないなどといった欠点がある。これらの不具合を引き起こす収差は、累進帯の屈折力変化曲線の勾配に比例していると考えられる(図10)。この屈折力変化勾配は屈折力変化量に比例し、累進帯長に逆比例している。したがって、累進帯長を長くするか、屈折力変化量を少なくすれば、収差量そのものを低減させることができる。

そこで目的距離の範囲を限定し、横方向の明視範囲を広く取る専用レンズが考案された。例えば遠方視野を通常より高めに配置することで累進帯長を長くし、中間部と近用部の視野を大幅に改善した室内

専用の「中近レンズ」、また、近方用主体のレンズで、少し奥行きをもたせる「近近レンズ」などが開発されている。「近近レンズ」は近用単焦点レンズの代わりとして、PC作業を含むデスクワーク用に重宝されている。

5. ま と め

一枚のメガネレンズでいかにQOVを図るか。この総説では素材、表面処理、光学設計の三方面から説明してきた。レンズ一枚では形状設計で色収差を減らすことが難しいので、なるべく高アッペ数の素材を使用することが重要である。ゴーストや内面反射を抑える反射防止コートはもはや必須である。更に使用目的に合わせて、適切な種類のレンズを選択することも重要である。

QOVを更に向上させるためには、光学性能自体をいかに評価するかが重要な要素になる。今までは主に光学収差を評価量として用いてきた。収差量による評価はカメラ、顕微鏡、望遠鏡のような光学器械に対しては有効だが、メガネレンズ、とくに累進レンズに対して、果たして最適なものかどうかは疑問である。これについての研究成果は今回紙面の制限で紹介できなかったが、今後機会があれば紹介したいと思う。

文 献

- 1) 田崎京二, 大山 正, 樋渡涓二: 視覚情報処理. 159, 朝倉書店, 東京都, 1979.
- 2) Macleod HA 著, 小倉繁太郎, 中島右智, 矢部 孝, 吉田国雄訳: 光学薄膜. 38, 日刊工業新聞社, 東京都, 1989.
- 3) 萩原 朗: 眼の生理学. 302, 医学書院, 東京都, 1966.

原 著

調節に伴う角膜形状ならびに高次収差の変化

榊田浩三^{1, 2)}, 名和良晃¹⁾, 竹谷 太¹⁾, 上田哲生¹⁾, 原 嘉昭¹⁾, 魚里 博²⁾¹⁾奈良県立医科大学眼科学講座²⁾北里大学大学院医療系研究科 (視覚情報科学)

Changes in Corneal Refractive Power and High-Order Aberrations with Accommodation

Kozo Masuda^{1,2)}, Yoshiaki Nawa¹⁾, Futoshi Taketani¹⁾, Tetsuo Ueda¹⁾, Yoshiaki Hara¹⁾ and Hiroshi Uozato²⁾¹⁾Department of Ophthalmology, Nara Medical University²⁾Graduate School of Medical Science, Kitasato University

目的: 調節に伴う角膜屈折力および高次収差の変化について中心 4 mm, 6 mm 径で検討を行った。

方法: 平均年齢 27.7±4.1 歳, 等価球面での平均屈折値 -3.12±2.76 D, 35名のボランティア眼 (全例右眼) を対象とした。角膜の形状ならびに高次収差の測定には角膜形状/屈折力解析装置 (OPD-Scan™, NIDEK) を使用し, 調節による変化ならびに変化量と調節量の相関について検定を行った。

結果: 調節の反応量は 1.29~8.88 D であった。4 mm, 6 mm 径の角膜屈折力および高次収差 (S3, S4, Z12) においては, 調節に伴う有意な変化, 変化量と調節量との間に相関は認めなかった ($p>0.05$)。しかし, 4 mm 径の Z8 および 6 mm 径の Z7, Z8 では, 調節による負の方向への有意な変化が認められた ($p<0.05$)。また, 4 mm と 6 mm 径の Z8 において, 調節量と変化量との間に有意な相関性が示された。結論: 調節による角膜変化は, コマ収差のみに認められたが, その変化量はわずかであり, 臨床的に無視できる量であると考えられた。
(視覚の科学 25: 114-119, 2004)

キーワード: 角膜形状, 調節, 角膜高次収差, 視機能

Purpose: We evaluated accommodation-induced changes in refractive power (REF) and corneal high-order aberrations (HOAs) at the central 4-mm and 6-mm diameters of the cornea.

Methods: We used only the right eyes of 35 volunteers whose mean age was 27.7±4.1 years and whose mean refractive error (spherical equivalent) was -3.12±2.76D. We compared changes in both

REF and HOAs with accommodation and tested the relation between amount of change and accommodative response, using a corneal topography system (OPD-Scan™, NIDEK).

Results: Accommodative responses ranged from 1.29 to 8.88D. In REF and HOAs (S3, S4 and Z12) at the 4-mm and 6-mm corneal zone there were no significant correlations between amount of change and accommodative response, whereas in Z8 (4-mm zone), Z7 and Z8 (6-mm zone) we found significant changes induced by accommodation ($p<0.05$). In Z8 (4-mm and 6-mm zone), there was significant correlation between both amount of change and accommodative response.Conclusions: This study suggests that the cornea changes with accommodation, though only in coma aberration; the amount of change is small.
(Jpn J Vis Sci 25: 114-119, 2004)

Key Words: Corneal curvature, Accommodation, Corneal high-order aberration, Optical quality

別刷請求先: 634-8522 橿原市四条町 840 奈良県立医科大学眼科学講座 榊田浩三
(2005年4月5日受理)Reprint requests to: Kozo Masuda Dept of Ophthalmol, Nara Medical University
840 Shijoucyou, Kashihara 634-8522, Japan

(Received and accepted April 5, 2005)

1. 緒 言

日常、遠方から近方を明視する際に調節を行っている。調節の機序は、毛様体筋中の輪状線維のMüller筋が収縮することでチン小帯が弛緩し、水晶体は弾性により前方に隆起し厚さを増す¹⁾。これにより水晶体の屈折力は増加し、近方視した場合、網膜上に明瞭な像を結像させることができる。調節による眼球の変化は、屈折力のみでなく、眼球全体における乱視の変化²⁾や高次波面収差の変化^{3, 4)}が報告されている。角膜形状の変化に関する最近の報告では、毛様体は強角膜輪部で角膜に接しており、調節時における毛様体筋の変化が角膜形状に変化を及ぼすと報告されている^{5, 6)}。調節により測定値に誤差が生じるため、無調節下の屈折値を他覚的に測定する際には、調節麻痺薬を使用している。調節により角膜形状に変化が生じるのであれば、角膜形状測定の際にも、調節の影響を十分考慮する必要がある⁷⁾。しかし臨床において、調節による角膜形状変化を考慮せず、屈折矯正手術やコンタクトレンズなどの視機能に影響を及ぼす角膜形状測定を行っている。

角膜形状は非球面であり、また角膜の頂点や幾何学中心は瞳孔中心と必ずしも一致しない。測定光軸と瞳孔中心が同じでないために⁸⁾、調節負荷を加えて測定を行う際、調節時の縮瞳に伴う瞳孔偏位や輻湊による測定軸変化や回旋が生じれば、その影響で角膜形状の測定結果が大きく変化する⁹⁻¹¹⁾。これまでの調節と角膜形状変化についての報告では^{5, 6, 12, 13)}、測定眼ではなく、他眼に調節刺激を与えて測定を行う、もしくは測定眼に調節刺激を行ったとしても、視標を見るために視線を変え、測定光軸と視線（厳密には照準線）が大きく異なった位置での測定を行ってきた。とくに、測定光軸の変化は測定結果に大きく影響を与える可能性がある。今回使用したOPD-ScanTMは、測定窓の位置が角膜頂点から76mmにあり、固視標を付けた際に十分固視できる距離である。また、モニター上で固視の状態や調節に伴う輻湊が起こっていないかどうかの確認ができ、角膜形状の測定とほぼ同時に他覚的屈折値の測定を行うことで、調節が十分行われているか否かを把握することができた。

これまで、調節に伴う角膜変化について多くの報告がされているが、調節により角膜屈折力に変化が生じれば、偽調節の要因と考えることができる^{14, 15)}。また、角膜高次収差も変化するのであれば、高次収

差の測定の際には調節の影響を十分考慮して測定する必要があり、調節による角膜屈折力、角膜高次収差の変化についての検討は重要である。今回、固視標を測定光軸に近づけ、測定時の視線の変化をできるだけ少なくし、調節により角膜屈折力や角膜高次収差がどのように変化するか検討を行った。

2. 対象および方法

屈折異常以外に眼疾患のないボランティア35名（全例右眼）、年齢21～35歳（平均 27.7 ± 4.13 歳）を対象とした。他覚的屈折値は等価球面で平均 -3.12 ± 2.76 D（ $0.07 \sim -9.90$ D）、角膜屈折力は平均 43.26 ± 1.25 Dであった。

角膜形状／屈折解析装置は、ARK-10000（OPD-ScanTM, NIDEK, Gamagouri, Japan）を使用した。プラチドリングのエッジ数は、19エッジ（9リング×2, 中心円）、測定領域は、最大径 $\phi 11$ mm、最小径 $\phi 0.5$ mm（角膜曲率半径 $r = 7.9$ mm時）であった。遠見時は、内部視標を遠方視と同様に固視するように

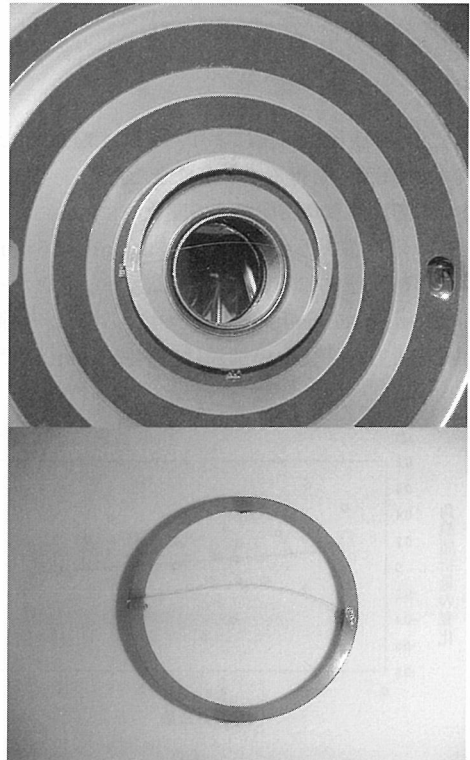


図1 5-0ナイロン糸を接着させた付属リングと取り付け状態

指示して測定を行い、OPD-Scan™で測定された屈折値に、調節が入っていないかどうかを確認するため、レンズ交換法で測定した自覚的屈折値と比較して過度の調節が入っていないことを確認した上で、屈折値および角膜屈折力を遠見の値とした。調節時（以下 近見時）は、眼前76mmの測定窓中心に5-0ナイロン糸を接着させた付属リング（図1）を付け近見用の外部視標とし、外部視標を注視するように指示して測定を行い、屈折値および角膜屈折力を近見の値とした。調節量は、遠見時と近見時の他覚的屈折値差で計算した（近見-遠見）。

角膜形状解析は、高次収差解析ソフトVOL-CT (Sarver and Associates, Inc, Florida, USA) を使用し、遠見時・近見時に測定されたマイヤー像をもとに、角膜高次収差の計算を行い¹⁰⁾、測定結果をもとに角膜中心4mm, 6mm径の領域における角膜屈折力、角膜高次収差の変化について検討を行った。角膜高次収差は、3次のコマ収差（以下 S3）、4次の球面収差（以下 S4）の root mean square に加えて、Zernike coefficient における、垂直のコマ収差成分（以下 Z7）、水平のコマ収差成分（以下 Z8）、球面収差成分（以下 Z12）で行った。

3. 結 果

今回、外部視標の固視により、平均4.74D (1.29~8.88D) の調節量を得ることができた。

1) 調節に伴う角膜屈折力の変化

表1は角膜屈折力の変化を示す。4mm, 6mm径ともに、統計学的に有意な変化は認められなかった (Wilcoxon signed-ranks test, $p>0.1$)。また、調節量と角膜屈折力の変化との関係は、角膜4mm径では、

$r = -0.15$, $p = 0.36$ (図2 a)、角膜6mm径では、 $r = -0.11$, $p = 0.49$ (図2 b)であり、4mm, 6mm径ともに有意な相関は認められなかった (Spearman's correlation coefficient by rank test)。角膜屈折力の変化量は、角膜4mm, 6mm径ともに ± 0.25 D以内が86%, ± 0.50 D以内が97%であった。

2) 調節に伴う角膜高次収差 (S3, S4) の変化

表2は角膜高次収差 (S3, S4) の変化を示す。4mm, 6mm径ともに、統計学的に有意な変化は認められなかった (Wilcoxon signed-ranks test, $p>0.1$)。調節量と角膜高次収差 (S3, S4) の変化との関係は、角膜4mm径では、($r = 0.005$, $p = 0.97$; $r = -0.02$, $p = 0.86$) (図3)、角膜6mm径では、($r = 0.05$, $p = 0.72$; $r = -0.007$, $p = 0.96$) (図4)であり、4mm, 6mm径でのS3, S4において、有意な相関は認められなかった (Spearman's correlation coefficient by rank test)。

3) 調節に伴う角膜高次収差 (Z7, Z8, Z12) の変化

表3は、Zernike coefficient (Z7, Z8, Z12) の変化を示す。4mm径のZ8, 6mm径のZ7, Z8におい

表1 角膜4mm, 6mm径の領域における角膜屈折力の変化 (n=35)

	角膜4.0mm径	角膜6.0mm径
遠見	43.266 ± 1.197	43.316 ± 1.211
近見	43.304 ± 1.163	43.364 ± 1.185
近見-遠見	0.037 ± 0.241	0.047 ± 0.235
p値	0.397	0.184

平均値 ± 標準偏差 (D)

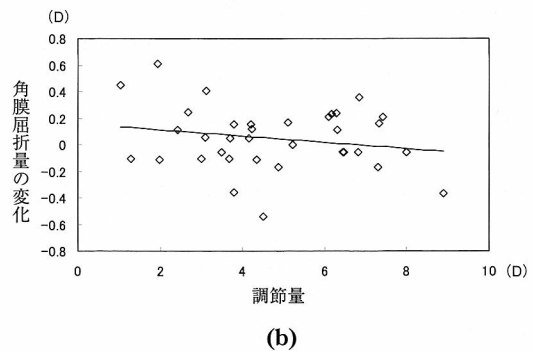
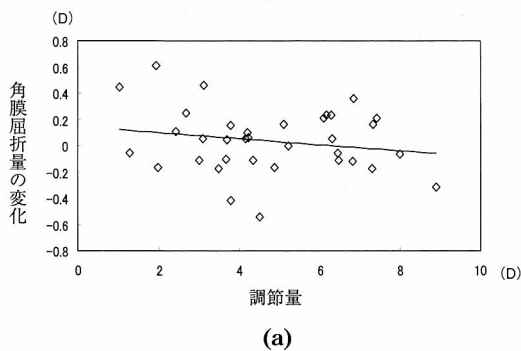


図2 調節に伴う角膜屈折力の変化
角膜屈折力の変化 (近見-遠見)。(a)は4mm径, (b)は6mm径における調節量と角膜屈折力の変化の関係を示す。

表2 角膜中心4mm, 6mm径の領域における高次収差(S3, S4)の変化(n=35)

	角膜4.0mm径		角膜6.0mm径	
	S3	S4	S3	S4
遠見	0.097 ± 0.032	0.062 ± 0.018	0.295 ± 0.099	0.273 ± 0.080
近見	0.088 ± 0.024	0.062 ± 0.198	0.274 ± 0.076	0.273 ± 0.081
p値	0.127	0.73	0.272	0.947

平均値 ± 標準偏差 (μm)
3次のコマ様収差(S3), 4次の球面様収差(S4)

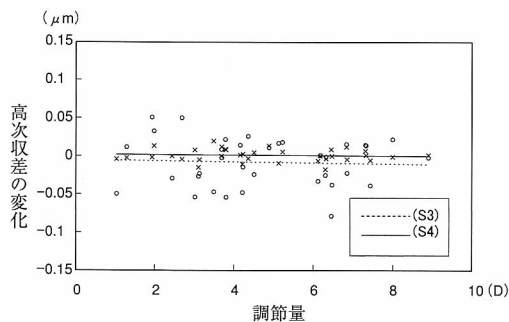


図3 角膜4mm径における高次収差(S3, S4)の変化量と調節量の関係
角膜高次収差の変化は、(近見-遠見)。
○はS3, ×はS4を示す。

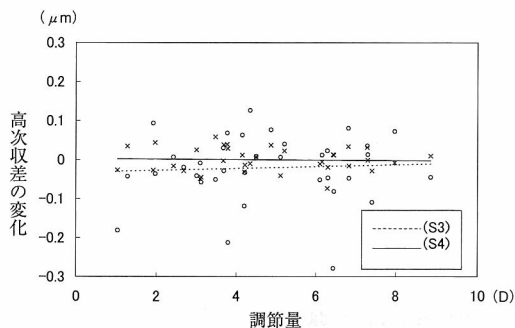


図4 角膜6mm径における高次収差(S3, S4)の変化量と調節量の関係
角膜高次収差の変化は、(近見-遠見)。
○はS3, ×はS4を示す。

表3 角膜中心4mm, 6mm径の領域における高次収差(Z7, Z8, Z12)の変化(n=35)

	角膜4.0mm径			角膜6.0mm径		
	Z7	Z8	Z12	Z7	Z8	Z12
遠見	-0.018 ± 0.063	-0.021 ± 0.036	0.054 ± 0.023	-0.093 ± 0.182	-0.086 ± 0.113	0.246 ± 0.102
近見	-0.008 ± 0.055	-0.011 ± 0.032	0.054 ± 0.025	-0.014 ± 0.166	-0.061 ± 0.121	0.244 ± 0.108
p値	0.064	0.024	0.895	<0.001	0.011	0.869

平均値 ± 標準偏差 (μm)

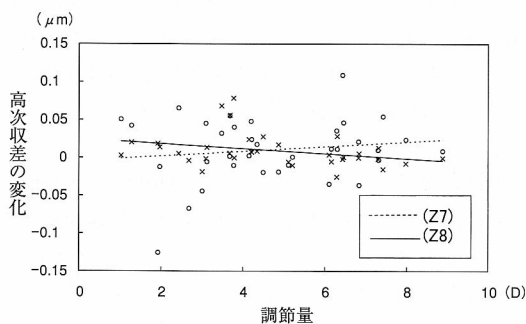


図5 角膜4mm径における高次収差(Z7, Z8)の変化量と調節量の関係
高次収差の変化は、(近見-遠見)。
○はZ7, ×はZ8を示す。

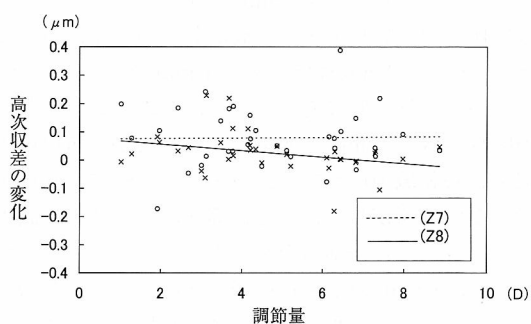


図6 角膜6mm径における高次収差(Z7, Z8)の変化量と調節量の関係
高次収差の変化は、(近見-遠見)。
○はZ7, ×はZ8を示す。

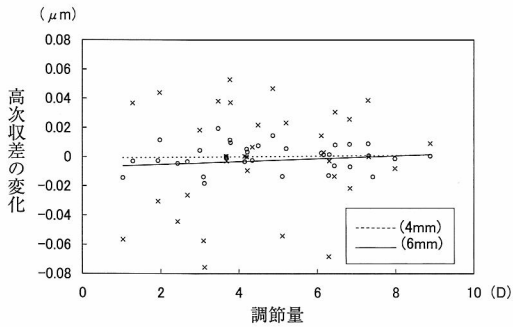


図7 角膜4mm, 6mm径における高次収差 (Z12) の変化量と調節量の関係
高次収差の変化は、(近見-遠見)。
○は4mm径, ×は6mm径を示す。

て、変化量としては少ないが、調節により正の方向への統計学的に有意な高次収差の増加が認められた (Wilcoxon signed-ranks test, $p < 0.05$)。調節量と角膜高次収差 (Z7, Z8, Z12) の変化との関係は、角膜4mm径における (Z7, Z8) では、($r = 0.05$, $p = 0.73$; $r = -0.36$, $p = 0.03$) (図5)、角膜6mm径における (Z7, Z8) では、($r = -0.04$, $p = 0.80$; $r = -0.32$, $p = 0.05$) (図6)、Z12において角膜 (4mm, 6mm) 径では、($r = 0.10$, $p = 0.55$; $r = 0.04$, $p = 0.80$) (図7) であった。4mm, 6mm径のZ8において、調節量の増加に伴い角膜高次収差の変化量も増加する有意な相関が認められた (Spearman's correlation coefficient by rank test, $p < 0.05$)。

4. 考 按

今回、角膜形状/屈折力解析装置に固視視標を付けることにより、角膜4mm, 6mm径における、調節に伴う角膜屈折力・角膜高次収差の変化について検討を行い、4mm径でのZ8, 6mm径でのZ7, Z8において、近見時に有意な変化が認められた。角膜の解析領域を4mm, 6mm径で行ったが、角膜周辺部を含む領域の解析では、睫毛や上眼瞼により測定できない箇所が生じ、とくに高次収差の結果に誤差が生じる可能性があるため、大きな角膜直径での解析を避け6mm以内の解析にとどめた。また近見時においては、調節に伴う縮瞳により角膜中心部が主として使われるため、角膜中心部における変化の重要性が増すと考えられたため、6mm径に加え4mm径においても検討を行った。

調節に伴う角膜屈折力の変化を測定する際、測定に誤差を与える因子をできるだけ少なくし、また、調節がしっかりと加えられているか否かを確認することが重要である。測定窓の近くのリングを固視視標とした場合、測定軸と視軸が異なり、測定結果に影響を及ぼす。また、ミラーを用いて視線のズレを少なくして測定した場合、近視の視標を明視できているか確認できず、加えて近視眼では、近視の度数分、調節必要量が少なくなる。今回の実験において、測定時の視線を大きく変えることなく、角膜形状測定とほぼ同時に他覚的屈折値の測定ができた。測定中は、モニター上で固視を監視し、測定時のアライメントや焦点合わせ誤差をできるだけ少なく測定することができた。今回使用した、近見固視用の外部視標を付けることにより、測定軸のズレをできるだけ少なくなるように測定を行った。付属リングに付けたナイロン糸が、測定光軸上に完全に一致するとOPD-Scan™での測定値に誤差を生じさせるため、約1mm測定光軸上から上方にずらし測定を行ったが、OPD-Scan™で測定された角膜曲率半径の中間値は、外部視標なしが平均7.81mm, 外部視標ありが平均7.82mmであり、外部視標を付けることによる測定結果に有意な影響は認めなかった (Wilcoxon signed-ranks test, $p > 0.05$)。

Heらは、調節による角膜曲率半径が $-0.020 \sim 0.096$ mmの有意な角膜形状変化 ($p < 0.025$) を報告している¹²⁾が、今回の結果からは、近見時の角膜屈折力は4mm径, 6mm径ともに有意な変化は認められなかった。調節量と角膜屈折力の変化の間に、有意な相関性を認めなかった (図2)。角膜屈折力の実際の変化量は (近見時-遠見時)、角膜4mm径においては $\pm 0.00 \sim +0.25$ Dの増加が全体の85.7%、角膜6mm径においても $\pm 0.00 \sim +0.25$ Dの増加が全体の85.7%であり、調節による屈折力の変化量は、Heらの報告と同様にごく少なく、Yasudaらの報告⁹⁾ほどの変化は示されなかった。

角膜高次収差 (S3, S4) では、4mm径, 6mm径ともに、調節に伴う有意な変化は認められなかった (表2)。また、調節量と角膜高次収差 (S3, S4) の変化量との間においても、有意な相関性が認められなかった (図3, 4)。ゼルニケ展開された各高次収差成分において、Heらは、Z8, Z12成分において有意な変化を認めたが、変化量は極めて少ないと報告している ($0.02 \sim 0.03 \mu\text{m}$)¹²⁾。今回の結果では、4mm径

のZ8, 6mm径のZ7, Z8においては, 統計的有意差が示され, 変化量は $0.01\sim 0.07\mu\text{m}$ とごくわずかであった(表3)。調節量と高次収差の変化との間に, 4mm, 6mm径のZ8において有意な相関性が認められた(図5, 6)。

角膜屈折力では, 近見時に有意な変化は認めないのに対し, 角膜高次収差のZ7, Z8, Z12の各成分において, 調節後の変化に差が認められた。球面の変化を示す(Z12)では, 変化は認められず, 非対称の変化を示す(Z7, Z8)において, 変化が認められた。角膜形状は非球面であり, 角膜トポグラフィの測定中心(vertex normal)と角膜の幾何中心(geometric center)は同軸上ではなく⁸⁾, geometric centerは, vertex normalより耳側に位置しているため, 球面収差においても変化すると, Heらは報告しているが, 調節により角膜に形状変化が起こるのであれば, 角膜中心を基準としての形状変化で生じる球面収差の変化ではなく, 縮瞳に伴う瞳孔中心偏位や非球面な変化に伴うコマ収差の変化としてあらわれると考えられ, 今回の結果に一致する。また, 測定時の外的要因により変化を示すことも考えられる。調節反応量が大きいと固視が困難になり, 測定に時間を要することで, 角膜表面の涙液層の影響^{17, 18)}を生じさせる。そのため, 結果の検討にあたり, 測定時に睫毛などの影響を受けたものや輻湊により測定軸が一致しない結果は除外した。今回の結果から, 調節に伴う角膜屈折力の変化はごくわずかであり, 角膜コマ収差において有意な差が認められたが, 臨床における影響は少ないと考えられる。調節に伴う角膜形状・角膜高次収差の変化を検討する上で, 今後, 内部視標で調節量の変化可能な測定装置を用いて, 詳細な再検討が望まれる。

文 献

- 1) Glasser A & Kaufman PL: The mechanism of accommodation in primates. *Ophthalmology* 106: 863-872, 1999.
- 2) Tsukamoto M, Nakajima K et al: Accommodation causes with-the-rule astigmatism in emmetropes. *Optom Vis Sci* 77: 150-155, 2000.
- 3) He JC, Burns SA & Marcos S: Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Res* 40: 41-48, 2000.
- 4) Cheng H, Barnett JK et al: A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *Journal of Vision* 4: 272-280, 2004.
- 5) Yasuda A, Yamaguchi T & Ohkoshi K: Changes in corneal curvature in accommodation. *J Cataract Refract Surg* 29: 1297-1301, 2003.
- 6) Piercione BK, Popiolek-Masajada A & Kasprzak H: Corneal shape change during accommodation. *Eye* 15: 766-769, 2001.
- 7) Artal P, Fernandez EJ & Manzanera S: Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery? *J Refract Surg* 18: 563-566, 2002.
- 8) Uozato H, Guyton DL & Waring GO III: Centering corneal surgical procedures. In: Waring GO III ed, *Refractive Keratotomy for Myopia and Astigmatism*, 491-505, Mosby Year Book, St. Louis, 1992.
- 9) Salmon TO & Thibos LN: Videokeratoscope-line-of-sight misalignment and its effect on measurements of corneal and internal ocular aberrations. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 19: 657-669, 2002.
- 10) Buehren T, Collins MJ et al: Corneal topography and accommodation. *Cornea* 22: 311-316, 2003.
- 11) Atchison DA: Anterior corneal and internal contributions to peripheral aberrations of human eyes. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 21: 355-359, 2004.
- 12) He JC, Gwiazda J et al: Change in corneal shape and corneal wave-front aberrations with accommodation. *Journal of Vision* 3: 456-463, 2003.
- 13) Lopping B & Weale RA: Changes in corneal curvature following ocular convergence. *Vision Res* 5: 207-215, 1965.
- 14) Fukuyama M, Oshika T et al: Relationship between apparent accommodation and corneal multifocality in pseudophakic eyes. *Ophthalmology* 106: 1178-1181, 1999.
- 15) Oshika T, Mimura T et al: Apparent accommodation and corneal wavefront aberration in pseudophakic eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 43: 2882-2886, 2002.
- 16) Wang L, Dai E et al: Optical aberrations of the human anterior cornea. *J Cataract Refract Surg* 29: 1514-1521, 2003.
- 17) Montes-Mico R, Alio JL et al: Temporal changes in optical quality of air-tear film interface at anterior cornea after blink. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 45: 1752-1757, 2004.
- 18) 川守田拓志, 半田知也, 魚里 博: 涙液が角膜収差の時間的变化に与える影響. *眼紀* 56: 3-6, 2005.

眼鏡レンズの解説

透過率特性と眼鏡レンズの選択について

高橋 龍五

株那須ニコン コォリテイコントロール

Transmittance Properties and Selection of Ophthalmic Lenses

Ryugo Takahashi

Nasu Nikon Co., Ltd Quality Control

私達の眼にとって日常生活で関係の深い電磁波として可視光線、紫外線、赤外線が存在する。ヒトに色の感覚を与えるという面で可視光線は私達にとってより関係の深いものであるといえるが、様々な場面で紫外線や赤外線を眼鏡レンズや保護眼鏡でカットしたり減光したりする必要が生じる。とくに紫外線および青色光については、近年の紫外線に対する意識の高まりや眼病などにおける遮光の必要性からそれを制御することは重要な側面である。眼鏡レンズの透過率とそれについての要求仕様についてまず触れ、各種レンズのもつ透過特性、特徴について解説する。

(視覚の科学 25: 120-125, 2004)

キーワード：眼鏡レンズ、透過率特性、透過率、紫外線カット、減光

Electromagnetic waves in the visible, ultraviolet and infrared domains interact with the eyes in daily life. It could be said that visual light has the closest relation with us, in that it gives us the sense of color. However, the need arises for cutting/absorbing ultraviolet radiation and/or infrared radiation in various cases. Filtering ultraviolet radiation and bluelight with ophthalmic lenses or protective lenses is particularly important, given the increasing consciousness regarding ultraviolet's noxious effects and the need for protection from such radiation for reasons of ophthalmic disease and so on. This paper presents the transmittance requirements for eye protection, followed by the transmittance properties and characteristics of various lenses.

(Jpn J Vis Sci 25: 120-125, 2004)

Key Words: Ophthalmic lens, Transmittance properties, Transmittance, Ultraviolet (UV) cut-off, Light reduction

1. はじめに

物質の透過率特性は反射、吸収、散乱といった要素によって決まる。現在、屈折補正用眼鏡レンズ(以下 眼鏡レンズ)として主流のプラスチックレンズにおいては、眼鏡素材という特性上、透明性を確保するよう高屈折率化などの開発が素材メーカーによって行われているため可視光域での吸収、散乱の少ない材料が供給されている。反射に関しては、レンズ素材の高屈折率化に伴い素材自体の反射は高くなっ

ているが、そこで一躍かっているのが前稿で解説のあった反射防止膜であり、それを施すことにより着色をしていない眼鏡レンズは98~99%前後の視感透過率を確保している。

眼鏡レンズの透過率特性について考えるとき、1) 高い視感透過率を確保しながら屈折補正を行う最も一般的な眼鏡の使用、2) 減光や防眩を目的とし、ある波長域での透過を減少させ効果を得る使用、の二つに大別すると説明がしやすい。2) は眼鏡レンズの色といったファッション性を求める場合と眼病を

別刷請求先：321-0611 栃木県那須郡烏山町大字興野 1956-3 (株那須ニコン コォリテイコントロール 高橋龍五 (2004年1月27日受理)

Reprint requests to: Ryugo Takahashi Nasu Nikon Co., Ltd Quality Control
1956-3 Kyono, Karasuyama-cho, Nasu-gun, Tochigi 321-0611, Japan
(Received and accepted January 27, 2004)

含めた眼の保護，補助といった役割の場合がある。

本稿では2)に重点をおいて解説する。

2. 透 過 率

1) 分光透過率

特定の波長(λ)において入射束に対する物質を透過する放射束の比として定義されている。レンズメーカーからは分光透過率特性のグラフ形式でカタログ類に示されている。レンズの多くはある波長域での吸収を利用して必要とする特性を得ようとするものであり，分光透過率特性でその性能が理解できる。目的にもよるが，日常生活をする上で私達にかかわりの深い可視光線域から紫外線域で示されることが多く，赤外線域についても掲載されていることがある。特殊作業を目的とした保護レンズでは紫外線域または赤外線域がより重要になってくる。また，着色の濃いレンズを装用すると瞳孔が開きレンズを通過して眼に入る紫外線の量が問題になるため，紫外線域での分光透過率がより重要となる。

2) 視感透過率

入射光束に対するレンズまたはフィルタを透過した光束の比として定義されている。一般に眼鏡レンズやサングラスなどで波長の指定がなく透過率といった場合，この視感透過率を指すことが多い。平均的なヒトの眼の感度が明所では555nmで最大になるためそこを1とし，相対的に可視光域(380~780nm)での感度をあらわした明所視の標準比視感度で加重平均して求めた透過率である。実際には，レンズの分光透過率τ(λ)，昼光の比視感度関数V(λ)，およびCIE標準光源D65の分光分布S_{D65}(λ)を用いて(1)式から視感透過率τ_vを求める。

$$\tau_v = 100 \times \frac{\int_{380}^{780} \tau(\lambda) \cdot V(\lambda) \cdot S_{D65\lambda}(\lambda) \cdot d\lambda}{\int_{380}^{780} V(\lambda) \cdot S_{D65\lambda}(\lambda) \cdot d\lambda} (\%) \dots\dots\dots (1)$$

S_{D65}(λ)・V(λ)の値がISO 8980-3:2003に10nmごとと与えられており，これを用いて分光透過率を(2)式のように総和の形にして求めることができる。なお，S_{D65}(λ)はISO/CIE 10560に，V(λ)はISO/CIE 10570にそれぞれ規定されている。

$$\tau_v = 100 \times \frac{\sum_{i=0}^{40} \tau(380+10i) \cdot V(380+10i) \cdot S_{D65\lambda}(380+10i)}{\sum_{i=0}^{40} V(380+10i) \cdot S_{D65\lambda}(380+10i)} (\%) \dots\dots\dots (2)$$

3) 太陽紫外線の透過率

視感透過率とほぼ同様な考え方で太陽紫外線A領域，B領域の透過率τ_{SUVA}，τ_{SUVB}を求めることができる。視感透過率と異なる点は，昼光の比視感度関数V(λ)の代わりにエアマス2に対する(太陽光が30°で入射するときの)海面上の太陽放射分布E_{Sλ}(λ)，CIE標準光源D65の分光分布S_{D65}(λ)の代わりにUV放射に関する相対分光有効関数S(λ)を用い，UV-A，UV-Bのそれぞれの波長域315~380nm，280~315nmで積分して求める。E_{Sλ}(λ)・S(λ)，およびE_{Sλ}(λ)・S(λ)がISO 8980-3に5nmごとと与えられている。

$$\begin{aligned} \tau_{SUVA} &= 100 \times \frac{\int_{315}^{380} \tau(\lambda) \cdot E_{S\lambda}(\lambda) \cdot S(\lambda) \cdot d\lambda}{\int_{315}^{380} E_{S\lambda}(\lambda) \cdot S(\lambda) \cdot d\lambda} (\%) \\ &= 100 \times \frac{\sum_{i=0}^{13} \tau(315+5i) \cdot E_{S\lambda}(315+5i) \cdot S(315+5i)}{\sum_{i=0}^{13} E_{S\lambda}(315+5i) \cdot S(315+5i)} (\%) \dots (3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \tau_{SUVB} &= 100 \times \frac{\int_{280}^{315} \tau(\lambda) \cdot E_{S\lambda}(\lambda) \cdot S(\lambda) \cdot d\lambda}{\int_{280}^{315} E_{S\lambda}(\lambda) \cdot S(\lambda) \cdot d\lambda} (\%) \\ &= 100 \times \frac{\sum_{i=0}^7 \tau(280+5i) \cdot E_{S\lambda}(280+5i) \cdot S(280+5i)}{\sum_{i=0}^7 E_{S\lambda}(280+5i) \cdot S(280+5i)} (\%) \dots (4) \end{aligned}$$

4) 太陽赤外線線の透過率

太陽紫外線と同様，エアマス2に対する海面上の太陽放射分布E_{Sλ}(λ)を使って求める。波長域は780~2,000nmである。ISO 13666:1998 / JIS 7330:2000「眼鏡レンズの用語」に赤外領域における太陽分光照度の分光分布が10nmごとと与えられている。

$$\begin{aligned} \tau_{SIR} &= 100 \times \frac{\int_{780}^{2000} \tau(\lambda) \cdot E_{S\lambda}(\lambda) \cdot d\lambda}{\int_{780}^{2000} E_{S\lambda}(\lambda) \cdot d\lambda} (\%) \\ &= 100 \times \frac{\sum_{i=0}^{122} \tau(780+10i) \cdot E_{S\lambda}(780+10i)}{\sum_{i=0}^{122} E_{S\lambda}(780+10i)} (\%) \dots\dots\dots (5) \end{aligned}$$

3. 眼鏡レンズの透過率に関するJIS規格

1) 眼鏡レンズの分類

前章2.でふれたISO 8980-3のなかでは眼鏡レンズを次のように分類している(分類名はJIS T 7330:2000「眼鏡レンズの用語」に従い日本語にした)。

- a) クリアレンズまたは無色レンズ
- b) 均一カラーレンズ
- c) グラディエントカラーレンズ
- d) フォトクロミックレンズ
- e) 偏光レンズ

ここで簡単に上記分類について解説する。クリアレンズ、無色レンズとも ISO 13666:1998 では clear lens という用語が用いられているが、二つの定義があるため JIS においてはクリアレンズ、無色レンズという二つの用語を用いている。前者は視感透過率が 80% をこえるレンズを指し、ISO 8980-3 で規定されるカテゴリー分類でカテゴリー 0 となるもののことをいう（次項 2）参照）。後者は透過で色を感じさせないレンズ、一般には無染色レンズを指す。均一カラーレンズは均一な色合いのレンズであり、プラスチックでは全面染色（フルカラー）レンズが主なもので、その他材料に着色したレンズ、コートで色合いを付けたレンズも含む。グラディエントカラーレンズは全面または一部が設定された色合いに変化しているレンズであり、グラデーション（ハーフ染色）レンズと呼ばれているものである。d), e) については後述する。

2) 視感透過率によるカテゴリー区分

ISO 8980-3:2003 で視感透過率によるカテゴリーとカテゴリーごとの紫外線の許容透過率が表 1 のように規定されている。

紫外線について知られているように UV-C はオゾン層によって吸収され地上には届かない。日常生活で眼に影響がある紫外線は UV-B, UV-A であり、前者は角膜で吸収されるため角膜炎など角膜への障害の原因に、後者は角膜を透過し水晶体で吸収されるため白内障の主原因になる。

この規格では UV-A, UV-B の任意の波長で設定した最大値をこえないよう規定を設けている。視感透過率の低い眼鏡レンズほど瞳孔が散大し、そこを通過する紫外線 (UV-A) 量が増大することを避けるよう

な設定となっている。この規格の JIS 化は近いものと思われるが、ISO 14889 の JIS 化により JIST 7331:2000 として「屈折補正用眼鏡レンズの基本的要求事項」が発行され、この ISO 14889 が ISO8980-3 を引用しているため眼鏡レンズ業界で構成されたオプティカルカラー協会では、ほかの要求事項とともに対応を済ませている。それにより現在では国内で販売されている眼鏡レンズの袋などに、上記カテゴリーおよび眼鏡レンズの分類が表示されている。

視感透過率 40% の眼鏡レンズを例にとってみると、カテゴリー 2 に属し、UV-A 透過率の最大値は 40% 以下、UV-B の透過率の最大値は 0.5% 以下の性能を少なくとも満たしていなければならない。

3) 要求事項

JIST 7331 と ISO8980-3 に一般的要求事項と車の運転のための要求事項がある。

a) 一般的要求事項

表 1 の規定と視感透過率が 3% 以下になってはいけないという規定である。

b) 運転のための要求事項

- i) 波長域 500~600 nm の任意の波長 $\tau(\lambda)$ で分光透過率が $0.2\tau_v$ 以上でなければならない。
- ii) 昼光での使用では視感透過率 τ_v は 8% をこえていなければならない。
- iii) 夜間での使用では視感透過率 τ_v は 75% 以上でなければならない。
- iv) 上記 i), ii), iii) については各信号光の色に対して次の信号光認識のための相対視感度減衰率 Q の条件を満たさなければならない。
赤: $Q \geq 0.8$, 黄: $Q \geq 0.8$, 緑: $Q \geq 0.6$, 青: $Q \geq 0.4$

表 1 Categories for luminous transmittance and the related permissible transmittance in the ultraviolet solar spectral range

Categories	Visible spectral range		Ultraviolet spectacle range	
	Range of luminous transmittance τ_v		Maximum value of solar UV-A transmittance τ_{SUVA}	Maximum value of solar UV-B transmittance τ_{SUVB}
	from over %	to %	over 315 nm to 380 nm UV-A	over 280 nm to 315 nm UV-B
0	80.0	100		τ_v
1	43.0	80.0	τ_v	
2	18.0	43.0		0.125 τ_v
3	8.0	18.0		
4	3.0	8.0	0.5 τ_v	1.0% absolute

c) 特殊な種類の眼鏡レンズの透過率要求事項

- i) フォトクロミックレンズでは紫外線照射前の色の薄い状態 $\tau v(0)$ と15分照射後の色の濃い状態 $\tau v(15)$ の比が1.25以上でなければならない。
- ii) 偏光レンズでは表1でカテゴリ-2, 3, 4に属するレンズは偏光面に水平および垂直に偏光した透過率の比が8:1, カテゴリ-1では4:1をこえていなければならない。

4. 眼鏡レンズの透過特性とその選択

1) 紫外線カット

オゾン層の破壊による有害紫外線の増加が話題になり近年、眼鏡レンズ業界で力を注いできた技術分野の一つである。紫外線カットをうたったプラスチックレンズが最初に上市されたころは、ほとんどの製品が紫外線吸収材を浸漬染色と同様の方法でレンズ素材に含浸させる方法をとっていたが、現在ではレンズ素材に紫外線吸収材を添加した（練り込んだ）ものが主流になっていて、高屈折レンズでは標準仕様となっている場合が多い。UV-Aを完全にカットするものからUV-Aを大部分カットするものが各社より紫外線からの保護を目的とした製品として販売されている。いずれもUV-Aよりも波長の短いUV-Bはカットされている。なお、2.で解説したように着色の濃いレンズほど紫外線の透過に注意を要するため、紫外線カットが施された製品を選択する方が望ましいといえる。一般に市販されている素材での紫外線カット

処理レンズと未処理レンズの分光透過率を図1に示す。

2) 可視光減光

ファッション性を求めたカラーレンズが可視光減光レンズの代表的なものである。眼鏡レンズの場合、分散染料や顔料などでレンズを染色し必要な波長域で光を吸収させ、求める色調や濃さを達成する。最も一般的な染色法である液浸（ポット）染色においては、数種類の分散染料を混合しそれぞれの染料の吸収を利用して求める色調を得たり、目的によってはある可視光波長域の透過率をコントロールしたりする。ただ色調を優先に考える場合は求めるカラーに染色した結果、可視光域でそのような吸収、分光透過率特性をもったレンズが完成したと考える方が一般にはわかりやすい。

ここで、眼鏡レンズにおけるベーシックなカラーレンズの分光透過率（図2）とその特徴を簡単に紹介する。

図2のカラーレンズの分光透過率は各色とも25%濃度（視感透過率で77~81%程度）のグレーデーションレンズのものである。ほぼ同濃度で比較することで各色の特徴がつかみやすくなる。まず、グレー系では他色と比べ曲線の変化がなだらかで全波長域にわたり均一に光を吸収している。そのため視覚に与える色の変化が少なくなり、減光しながら自然な色をみることができ。ブラウン系は短波長側での透過率が低く青色に吸収があるためコントラストを得やすい。ブルー系は逆に青色で透過率が高く黄色に

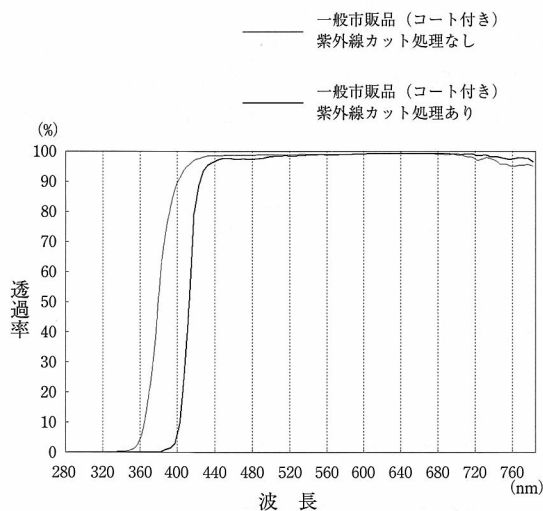


図1 紫外線カット処理あり・なしの分光透過率比較

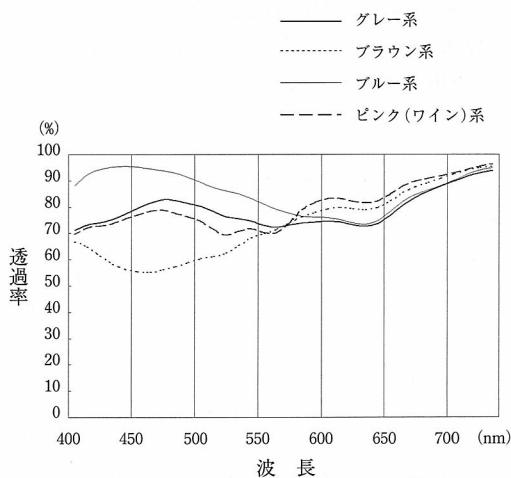


図2 カラーレンズの分光透過率

吸収があり、コントラストは高まらないが車のヘッドライトなど黄色光に対する防眩効果がある。ピンク系は赤色で透過率が高く緑色に吸収がある。各色にはこのような特徴があるがファッション面で色調を優先した上である効果を得たい場合には、色の特徴を知り濃度や色調の少し異なるものを選択するのも一法であろう。

可視光減光は次章5.で述べる医療用遮光眼鏡にとっても欠かせないものであり、医療用遮光眼鏡プラスチックレンズでは可視光の短波長側から紫外光をカットする染料を用いて可視光減光・紫外線カットを行っている。

3) 赤外線減光

眼鏡レンズでは反射防止膜によって赤外線を減光する方法が取られていて、いくつかのメーカーから赤外線減光機能のある製品として販売されている。赤外線減光とされていない製品でも反射防止膜によりIR-A (780~1,400 nm) は長波長側に向かって徐々に減光される。また、プラスチックレンズでは素材自体に赤外域での吸収があるためあいまって減光効果がある。屈折率1.67プラスチック素材と屈折率1.61ガラスレンズの赤外線域まで含んだ分光透過率を図3, 4に示す。

日常生活においては、赤外線はエネルギーが低いため紫外線と比べてリスクも少ないと考えられているが、赤外線はIR-A 近辺では比較的よく眼の組織を透過し、その一部は網膜まで到達するため環境によっては赤外線減光が必要となる場合がある。そのような職場環境でよく知られているのが溶鉱炉作業、アーク溶接作業の環境であり、放射される赤外線から(アーク溶接では紫外線からも)眼を保護するための保護メガネが必要となる。赤外線による障害として白内障、網膜の熱損傷が挙げられる。

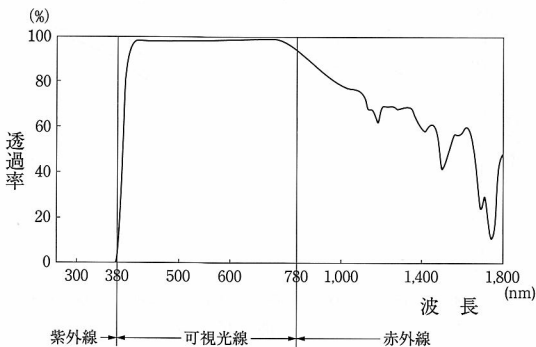


図3 屈折率1.67プラスチック素材の分光透過率

5. 各種製品の紹介

1) 医療用遮光眼鏡

紫外線を避けた方がよいとされている網膜色素変性症や、白内障の術後、その他眼病の羞明軽減のために使用される眼鏡として医療用遮光眼鏡がある⁹⁾。メーカーから販売されている製品では500nm, 400nm台の波長以下で透過率が0となる特性をもたせ、明順応時に感度の高い555nm付近またはそれよりも長波長の可視光域で比較的高めの透過率が得られるようになっているのが特徴である。これは羞明の原因となる青色光(500nm以下の波長)をカット、コントラストを向上させるとともに紫外線もカットしながら明るさを得るためのものであり、症状・用途によって特性の異なったレンズが選択される。メーカーによっては十数種類の色調を用意しているが、症状にあった色調を選ぶことが優先されるため選択は一般のサングラス用途と比べると狭くなる。網膜色素変性症に限り、眼科医の診断により遮光眼鏡が必要と認められた方には厚生労働省の告示により購入にあたり既定額の補助金が支給される。

2) フォトクロミックレンズ

フォトクロミック物質の可逆的な異性化反応により無着色状態(またはわずかな着色状態)から着色状態、またその逆の変化が起こることを利用したレンズである。着色は紫外線エネルギーによって起こり、異性化したフォトクロミック物質の吸収波長が変化することで起こされる。ガラスレンズでは従来からハロゲン化銀を含有させ、グレーやブラウンに着色するものがある。プラスチックレンズではプラスチック用フォトクロミック物質の開発も進み、近年、色調の選択肢が増えてきた。製法としては、レ

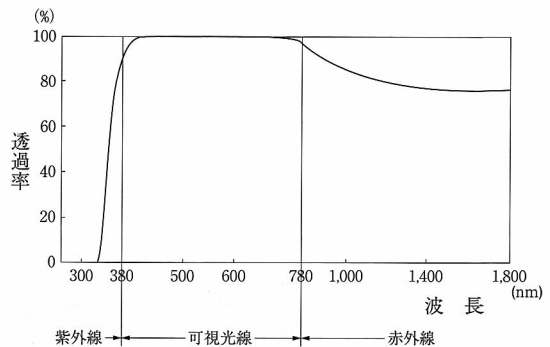


図4 屈折率1.61素材ガラスレンズの分光透過率

レンズ素材にフォトクロミック有機化合物を含浸させる方法、素材上に樹脂膜を形成し含浸させる方法、素材成形時に含有させる方法などがあり、特許などからスピロピラン、スピロオキサジン、クロメン、フルギド、フルギミド化合物が主に使われていることがわかる⁶⁾。着色状態の透過率の測定には、太陽放射の分光分布に似た分布を得るためにフィルター付きの高圧キセノンランプが用いられる。その際、照度は試料のところで $50,000 \pm 5,000 \text{ lx}$ になるよう調整を行う。

フォトクロミックレンズは紫外線のある環境で着色するため屋外に出たときにはサングラスとして機能するので掛けかえをしないで済むことが特長である。車の運転中にトンネルから出たときなどは、急速に褪色しないためそのような使用には向いていない。

3) 偏光レンズ

光の偏光の性質を利用してレンズに偏光膜を導入し防眩・減光効果を得ようとするものであり、偏光膜の偏光面（偏光軸）をフレームの水平方向にあわせてセットすることで水平に近い面からの乱反射光を軽減することができる。水面、雪面からの光の乱反射（軽減）に効果があるためフィッシングやスノースポーツでサングラスとして愛用されている。製法はレンズ素材で偏光膜を挟み込み接着する方法が用いられる。

ISO 8980-3 では偏光レンズの透過率の決定には平均視感透過率が用いられ、偏光面に水平および垂直に偏光した光の透過率の平均（測定光として完全な非偏光を得ることが難しいため）で求める。表1のカテゴリの決定にもこの平均視感透過率が用いられる。偏光レンズでよく用いられる偏光度はこれとは

異なり、水平の偏光（最大透過率）を T_1 、垂直の偏光（最小透過率）を T_2 とすると偏光度 ρ は (6) 式のようにあらわされる。

$$\rho = \sqrt{\frac{T_1 - T_2}{T_1 + T_2}} \times 100(\%) \dots\dots\dots(6)$$

6. おわりに

以上、透過率について解説してきたが、透過率といっても波長域や視感度にかかわるものなどいくつかの表現があり、それに ISO 規格や JIS 規格で仕様が設定されたことによりより眼に快適で安全な眼鏡レンズが供給されるようになってきた。また、業界・各メーカーの努力により使用の制限などを販売店・装用者に伝えることによる安全意識の向上も浸透しつつある。今後も透過率を制御する様々な技術を利用して装用者に更に快適さや視覚の改善を与えられる製品が世に出ることを願っている。

文 献

- 1) 眼鏡レンズの用語 (JIS T 7330). 日本規格協会, 東京, 2000.
- 2) 屈折補正用眼鏡レンズの基本的要求事項 (JIS T 7331). 日本規格協会, 東京, 2000.
- 3) Ophthalmic optics - Uncut finished spectacle lenses - Part 3: Transmittance specifications and test methods. (ISO 8980-3), 2003.
- 4) 和泉行男: 特殊機能眼鏡. 日本眼科学学会誌 10月(増): 22-42, 1989.
- 5) 所 敬, 金井 淳: 現代の眼科学. 所 敬, 金井 淳編, 225, 金原出版, 2002.
- 6) 谷口 孝, 山本信一: クロミック材料の開発. 市村 國宏監修, 237-253, シーエムシー出版, 東京, 2000.

解 説

平成16年度日本眼科学会専門医試験問題解答と解説 (眼光学・屈折・調節関係)

東京医科歯科大学 所 敬

第16回日本眼科学会専門医認定試験は平成16年6月11日(金)、12日(土)の2日間にわたって全共連ビルと日本海運倶楽部で行われた。眼光学・屈折・調節関連問題は一般問題100問中11問、臨床問題50問中1問であった。これらの問題の解答と解説を述べる。

一般問題

- 3 角膜で正しいのはどれか。2つ選べ。
- a 横径は縦径より大きい。
 - b 角膜実質の屈折率は1.42である。
 - c 曲率半径は前面より後面の方が大きい。
 - d 周辺部の厚みは中央部の2倍以上である。
 - e 前面のカーブは周辺ほどフラットである。

解答：a, e

解 説

角膜の横径は11~12mm、縦径は10~11mm、角膜実質の屈折率は1.376、角膜前面曲率半径は約7.7mm、後面曲率半径は6.8mm、角膜の中央の厚みは約0.5mm、周辺部の厚みは1mm未満で2倍以上ではない。角膜前面のカーブは周辺ほどフラットである。

- 6 -1Dの近視で、+1Dの調節力があるとき、裸眼で明視できるのはどれか。
- a 無限遠~眼前1m b 無限遠~2m c 2m~1m d 1m~0.5m e 1m~0.2m

解答：d

解 説

-1Dの近視の遠点は $\frac{-1}{1}=1$ (m)である。調節力が+1Dあるので、近点は $\frac{1}{2}=0.5$ (m)になる。

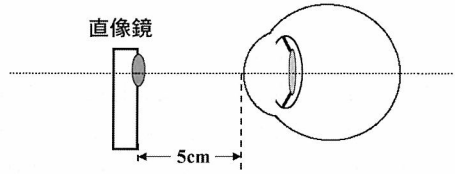
- 10 +5Dの偽水晶体眼の眼底を、正視で調節をしない検者が、眼前5cmから直像鏡で観察するのに必要な調整レンズはどれか。
- a +4.0D b +4.5D c +5.0D d +5.5D e +6.0D

解答：a

解 説

+5Dの偽水晶体眼とは+5Dの眼鏡レンズで矯正された度数であるから、角膜頂点から12mmの位置で+5Dである。直像鏡までの距離は3.8cmになる。そこで、 $A = \frac{L}{1-kL}$ の式から、 $5 = \frac{L}{1-0.038L}$ であるので、

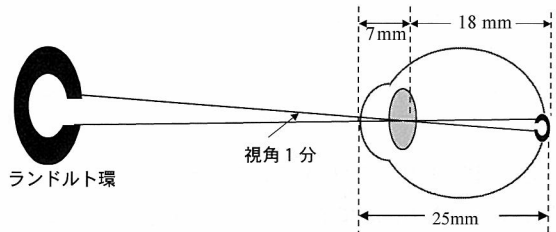
$L=4.2D$ になる。 $+5D$ を角膜頂点での屈折度と考え
て、 $5 = \frac{L}{1-0.05L}$ としても $L=4.0D$ になる。



- 11 視標 1.0 の Landolt 環を眼軸 25 mm の正視の被検者が認識できるとき、網膜中心窩に投影される環の像で切れ目の間隔はどれか。
a $1.5\mu\text{m}$ b $2.5\mu\text{m}$ c $5.0\mu\text{m}$ d $7.5\mu\text{m}$ e $15.0\mu\text{m}$
解答：c

解 説

視標 1.0 の Landolt 環の切れ目の間隔は 5 m で 1.5 mm であるので、比例計算で、 $5:0.025=0.0015:x$ 、 $x=0.0000075$ (m) = $7.5(\mu\text{m})$ になる。しかし、本来は像の大きさは節点から測定する。節点の位置は角膜から約 7 mm であるから、 $5.007:0.018=0.0015:x$ 、 $x=0.00000539$ (m) = $5.39(\mu\text{m})$ で解答は c になる。



- 13 $+4.00D \ominus \text{cyl} + 2.00D 90^\circ$ のレンズがある。誤っているのはどれか。
a 等価球面は $+5.0D$ である。
b 垂直方向の焦点距離は 25 cm である。
c 水平方向の焦点距離は 50 cm である。
d $+6.00D \ominus \text{cyl} - 2.00D 180^\circ$ のレンズと同じである。
e 最小錯乱円は水平方向と垂直方向の焦点距離の間にある。
解答：c

解 説

等価球面は $4+1=5$ (D) である。上記レンズは水平方向 $+6.00D$ 、垂直方向 $+4.00D$ である。したがって、垂直方向の焦点距離は $1/4=0.25$ (m) = 25 (cm)、水平方向の焦点距離は $1/6=0.167$ (m) = 16.7 (cm) である。上記レンズは $+6.00D \ominus \text{cyl} - 2.00D 180^\circ$ のレンズと同じである。最小錯乱円は水平方向と垂直方向の焦線間距離の中央よりやや前方にある。

- 16 LASIK 手術のインフォームド・コンセントで正しいのはどれか。2つ選べ。
a 眼鏡は不要になる。
b 長期予後は不明である。
c 老視になっても近方視に不自由はない。
d 予測された屈折度にならないことがある。
e 手術は追加して何回も行うことができる。
解答：b, d

解 説

LASIK では必ずしも予測された屈折度にならないので、眼鏡が必要になること、また正視になったとしても老視になったときには老眼鏡が必要になることを話しておく。LASIK はまだ日が浅く、長期予後は不明であることも話しておくことが必要である。手術の追加は精々1回であるので何回も行うことはできない。

39 水晶体で正しいのはどれか。2つ選べ。

- a 屈折力は約 43 D である。
- b 水晶体上皮細胞は分裂しない。
- c 波長 300~400 nm の光を吸収する。
- d 曲率半径は前面の方が後面より小さい。
- e 年齢とともに不溶性蛋白質が増加する。

解答：c, e

解 説

水晶体屈折力は約 20 D である。赤道部の水晶体上皮は分裂増殖する。水晶体前面曲率半径は約 10 mm, 後面曲率半径は約 6 mm である。紫外線のうち、短波長紫外線 (UVC 290 nm 以下) はオゾン層で吸収されて地表には到達しない。中波長紫外線 (UVB 291~320 nm) は角膜で、長波長紫外線 (UVA 321~400 nm) は水晶体まで到達し吸収される。加齢とともに不溶性蛋白質が増加して白内障になる。

68 角膜不正乱視で正しいのはどれか。3つ選べ。

- a 年齢とともに大きくなる。
- b コントラスト感度が上昇する。
- c 角膜矯正手術後に小さくなる。
- d 円錐角膜ではコマ収差が大きくなる。
- e ハードコンタクトレンズで矯正される。

解答：c, d, e

解 説

通常、角膜不正乱視は年齢とともに大きくなるとは限らない。角膜不正乱視ではコントラスト感度は低下し、種々の収差は大きくなる。角膜矯正手術として PRK, PTK などにより角膜不正乱視を減少させることが可能である。ハードコンタクトレンズによる涙液レンズによって角膜不正乱視は矯正される。

69 雑性倒乱視はどれか。

- a cyl+2.50 D 90°
- b -4.00 D ⊃ cyl-1.25 D 180°
- c +3.00 D ⊃ cyl-1.00 D 180°
- d +2.25 D ⊃ cyl-4.00 D 180°
- e +4.00 D ⊃ cyl-4.50 D 90°

解答：e

解 説

雑性乱視とは2経線が異符号であるものをいう。aは遠視性単乱視、bは近視性複乱視、cは+2.00D ⊂ cyl +1.00D 90°に変換できるので遠視性複乱視である。d、eは両者とも雑性乱視であるが、dは雑性直乱視、eは雑性倒乱視である。

93 LASIK術後眼で測定値の信頼性が低い検査はどれか。2つ選べ。

a 眼圧 b 眼軸長 c 角膜厚 d 角膜知覚 e 角膜屈折力

解答：a, e

解 説

LASIK術後は角膜厚が薄くなり、角膜曲率が偏平になるために正確な眼圧を測定することはできない。また、角膜曲率半径は球面収差や不正乱視などの影響で不正確になり、これから計算された角膜屈折力の信頼性は低い。術後の実際の眼軸長、角膜厚、角膜知覚は測定可能である。したがって、白内障術後の眼内レンズ度数の計算には注意を要する。

94 SRK式は $P_0 = A - 2.5L - 0.9K$ 、 $P = P_0 - (0.0875A - 8.55)R$ と表される。目標術後屈折度数を正視としたときの眼内レンズパワーが+20Dのとき、目標術後屈折度数を-3Dにすると眼内レンズパワーはどれか。ただし $A = 117$ とする。

a +21D b +22D c +23D d +24D e +25D

解答：e

解 説

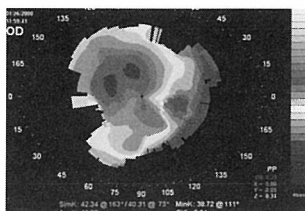
第2の式に数値を代入すると $P = P_0 - (0.0875A - 8.55)R = 20 - (0.0875 \times 117 - 8.55) \times (-3) = 25.06$ (D) になる。

臨床実地問題

34 42歳の男性。右眼の視力障害を主訴に来院した。1年前に近医で近視矯正手術を受けている。視力は術後良好であったが次第に低下してきた。視力は右0.8(矯正不能)、前眼部写真と角膜トポグラフィとを別図34A、34Bに示す。どのような近視矯正手術を受けたか。



別図 34A



別図 34B

a LASIK b PRK c PTK d RK e 有水晶体眼内レンズ挿入術

解答：a

解説

RK手術でみられる放射状切開線はみられない。また、水晶体前面にレンズはみられないこと、角膜の中心部が扁平になっていることから有水晶体眼内レンズ挿入術ではない。別図34Bで角膜中央部が扁平になっているので、LASIK, PRK, PTKでもよいが、別図34Aの角膜下方にある混濁部はPRK, PTKでは説明できない。この混濁部はLASIK術後に起こった角膜上皮細胞の迷入(ingrowth)と思われる。

第34回視能訓練士国家試験問題解答と解説 (眼光学・屈折・調節関係)

東京医科歯科大学 敬

第34回視能訓練士国家試験問題中、眼光学・屈折・調節関連問題の解答と解説を述べる。

4 次の問いに答えよ。

- 1 3歳未満の乳幼児の視力測定法を2つあげ、それぞれについて簡潔に説明せよ。
- 2 小児の視力測定上の注意点を2つ記せ。

解答：1

① Preferential looking 法 (PL 法)

新生児では通常の検査はできず、均質な面よりも市松模様を好んで固視するという心理的研究に基づいた方法である。具体的には被検児の前方 50 cm の距離のスクリーンに2つの窓があり、一方には縦縞図形、他方には無地図形を同時に呈示し、被検児が縞図形を追うか否かを判定する。縞の幅を変えた図形を呈示して、最低の縞幅から視力値を求める方法である。この方法によれば1カ月の新生児の視力は約0.03、3カ月では0.1、6カ月では0.2程度の視力が得られている。

② Grating acuity cards

この方法は PL 法と原理は同じである。PL 法を改良して Teller が考案したカードでの測定である。Teller acuity card (TAC) は通常、被検児から 38 cm のところで縞視標を見せ、中心から左右に 10～20 cm カードを動かす、それに伴う被検児の目の動きから判定する。追従できる最小の縞幅と検査距離から視力を評価する。

③ dot 視力

30 cm の距離で森実式 Dot visual acuity card を用いて、ウサギの目を識別する最小視認閾を測定する方法である。

④ 視運動性眼振 (OKN) を利用する方法

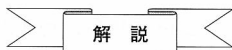
眼前に縦縞模様を置き、これを水平方向に動かすと、縞が見えている間は視運動性眼振が起こる。このときの縞模様の幅から視力を測定する方法である。

⑤ 視覚誘発電位 (VEP) を用いる方法

後頭部に電極を置き、種々の大きさの市松模様の刺激を与えたときの電位の大きさと市松模様の大きさから視力を推定する方法である。

⑥ 眼球運動から知る方法

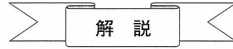
種々の大きさの dot があるドラムを to and fro に動かして被検児の目の動きから判定する方法である。



以上の方法のうち、2つを記載すればよいと考える。

解答：2

- ① 単一視力表を用いた字ひとつ視力を測定する。
- ② ランドルト環の切れ目の方向を変えるときには被検児にわからないように操作する。
- ③ 小児は飽きやすいので、手早く短時間で行う（矯正視力は他覚的屈折検査を行ってから測定する）。
- ④ 片眼視力では他眼から覗けないようにしっかりと遮閉する。



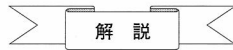
以上から2つ記載すればよいと考える。

5 次の問いに答えよ。

1. 老視とはどのような状態かを簡潔に説明せよ。
2. 2.0Dの遠視眼が+3.0Dの眼鏡を装用した状態で、かろうじて40cmのところまで明視することができる場合の眼鏡レンズ面での調節力を求めよ。

解答：

- 1 老視とは加齢とともに水晶体の弾性が低下するために調節力が減退して、調節しても近方視が困難になった状態で、一種の老化現象である。
- 2 1.5D

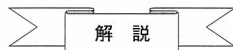


- 2 2.0Dの遠視眼に+3.0Dの眼鏡を装用すると、-1.0Dの近視の状態である。40cmを見るには、2.5D調節しなければならない。したがって、1.5Dの調節力である。

23 近見反応時の縮瞳に伴う効果で誤っているのはどれか。

- a 水晶体が厚くなる。
- b 焦点深度が深まる。
- c 回折の効果が強まる。
- d 網膜照度が低下する。
- e 球面収差が増加する。

解答：e



近見時には水晶体が厚くなる。縮瞳によって焦点深度が深くなり、回折現象が起こり、網膜照度が低下する。球面収差は散瞳時に中心から入る光線と周辺から入る光線の焦点位置が異なるために起こるので、縮瞳時には球面収差は減少する。

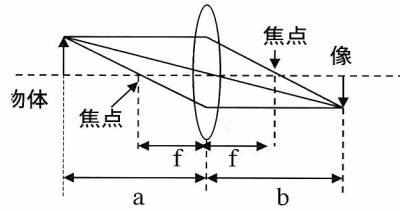
24 厚みの無視できる+8Dのレンズの前方0.25mの位置に物体がある。

レンズの後方にできる像の位置はどれか。

- a 0.25m b 0.50m c 0.75m d 1.00m e 1.25m

解答：a

解説



上の図のごとくであるので、像はレンズの後方 0.25 m の位置にできる。

レンズの計算式は $\frac{1}{b} - \frac{1}{a} = \frac{1}{f}$ で、レンズの左側はマイナスとして計算する。

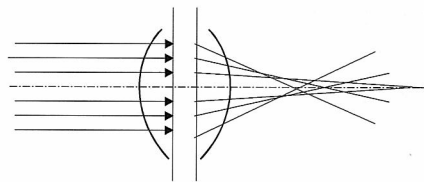
したがって、 $a = -0.25$, $D = \frac{1}{f} = 8$ であるから、 $\frac{1}{b} = 8 - \frac{1}{0.25}$, $b = 0.25$ (m) になる。

- 25 レンズの光軸近くを通る光線と光軸から離れたところを通る光線との結像点が異なることによって生じるのはどれか。
 a 球面収差 b コマ収差 c 非点収差 d 像面彎曲 e 歪曲収差

解答：a

解説

球面収差は下図のごとく光軸の近くと光軸から離れたところを通る光線では結像位置が異なる。



- 26 健全成人の正常値について正しい組み合わせはどれか。

- a 角膜曲率 —— 10 D
- b 前房深度 —— 5.7 mm
- c 水晶体屈折力 —— 20 D
- d 硝子体屈折率 —— 1.82
- e 眼軸長 —— 34 mm

解答：c

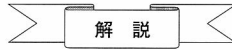
解説

角膜曲率（曲率とは曲率半径の逆数で屈折力に相当する）は約 40 D，前房深度は調節弛緩時に約 3.6 mm，調節時には約 3.2 mm，硝子体屈折率は前房屈折率と同じく 1.336，眼軸長は約 24 mm である。

- 27 -5 D のコンタクトレンズで完全矯正された眼の遠点はどれか。

- a 無限遠 b 眼前 33 cm c 眼前 25 cm d 眼前 20 cm e 眼球後方 20 cm

解答：a

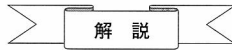


完全矯正された眼は正視と同じ状態になるので、遠点は無限遠にある。

29 小児の正常な視力発達について正しいのはどれか。

- a 感受性期は8歳ころまでである。
- b 読み分け困難は3歳ころまでである。
- c 幼年型視覚は4歳ころまでである。
- d 出生時の視力は0.1程度である。
- e 1歳児の視力は1.0程度である。

解答：a

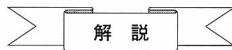


読み分け困難は6～8歳ころまで、幼年型視覚は3～8歳、新生児の視力は0.03～0.05程度、1歳児の視力はDobson, TellerらのPL法の成績では12カ月で0.1, 24カ月で0.3, 36カ月では1.0程度である。

48 屈折矯正方法で正しい組合せはどれか。

- a 高度近視——トーリックコンタクトレンズ
- b 円錐角膜——ソフトコンタクトレンズ
- c 不正乱視——ハードコンタクトレンズ
- d 経線弱視——累進屈折力レンズ
- e 斜視弱視——アニセイコニアレンズ

解答：c



トーリックコンタクトレンズは乱視矯正用である。ソフトコンタクトレンズでは円錐角膜は矯正できない。累進屈折力レンズは老視矯正用のレンズである。アニセイコニアレンズは不等像視矯正用のレンズである。