

単焦点と多焦点 IOL における空間周波数特性の比較

川守田拓志*¹ 魚里 博*^{1,2}

*¹ 北里大学大学院医療系研究科視覚情報科学 *² 北里大学医療衛生学部視覚機能療法学専攻

目的: 各種 IOL (単焦点 PMMA, 単・多焦点シリコーン, 単焦点アクリル) の空間周波数特性 (MTF) を他覚的に計測し, 各材質における MTF の比較と, 単焦点と多焦点 IOL の MTF を比較し, 視機能との関係を検討した. **方法:** OPAL Vector System と模型眼を用いて, 各種 IOL の best focus MTF と defocus MTF を計測した. **結果:** best focus MTF は, 単焦点 PMMA・単焦点シリコーン・単焦点アクリル・単焦点シリコーン・多焦点シリコーンの順となった. また, 多焦点 IOL においては, 単焦点 IOL と比べ, 全体的に MTF は低い傾向であったが, defocus MTF は, 比較的高い値を維持した. **結論:** 材質による比較では, MTF の観点から PMMA が最も優れた材質であり, また, foldable IOL の材質としては, シリコーンが適することが示唆された. 単焦点と多焦点 IOL の比較では, 多焦点 IOL の defocus MTF は, 単焦点 IOL と比べ, 比較的高い値に保たれており, これが多焦点性の効果を与えているものと考えられた.

Modulation Transfer Function of Monofocal and Multifocal IOLs *In Vitro*

Takushi Kawamorita¹⁾, Hiroshi Uozato^{1,2)}

Department of Ophthalmology and Visual Science, Kitasato University Graduate School of Medical Sciences¹⁾,
Department of Orthoptics and Visual Science, School of Allied Health Science, Kitasato University²⁾

Purpose : To evaluate optical properties by Modulation Transfer Function (MTF) *in vitro* in order to optimize selection of intraocular lens (IOL) material, and to compare MTF results for monofocal and multifocal IOLs in order to predict effects on vision. **Methods :** The OPAL Vector System and a model eye with a 3.0 mm diameter diaphragm were used to measure the MTF of various IOLs. The IOLs studied were the HOYA MC-10 (monofocal PMMA), the AMO AR-40e (monofocal acryl), the AMO SI-40NB (monofocal silicone) and the Allergan SA-40N (multifocal silicone). The optical power was 20 diopters (D) and the lens diameter was 6.0 mm for all IOLs. **Results :** The best focus MTF in 100 c/mm was 51 % for the monofocal PMMA IOL, 41 % for the monofocal silicone, 37 % for the monofocal acryl IOL, and 17 % for the multifocal silicone IOL. The MTF around a defocus of 0 for the multifocal IOL was lower than for any of the monofocal IOLs. However, the MTF around a defocus of -3D for the multifocal IOL was higher than for the monofocal IOLs. **Conclusion :** These results suggest that the most optimum IOL material is PMMA from the viewpoint of MTF, and for foldable IOLs the optimum IOL material is silicone. Furthermore, the defocus MTF for the multifocal IOL appears to be maintained compared to that of monofocal IOLs, attesting to the multifocal capability of the former.

[Japanese Journal of Ophthalmic Surgery 18(1) : 77-81, 2005]

I 緒 言

近年, 眼内レンズ (intraocular lens : IOL) はさまざまな機能をもつものが登場し, ただ視力を改善するためのものではなく, quality of vision (QOV) の向上が追求されている. その求められる機能の一つとして, 明視域の拡大が挙げられる. そして現在, それを補う IOL は国内で唯一販売されている屈折型多焦点 IOL の Array[®] である. Array[®] はすでに国

内・外で数多く使用され, 良好な成績の報告も多い^{1,2)} が, その一方で多くの問題点を指摘されている. 主な問題点は, コントラスト感度の低下³⁾, 中間距離を見ているときの視機能 (以下, 中間視機能) の低下⁴⁾, グレア・ハロー⁵⁾, そして単焦点 IOL に比べ網膜像が瞳孔径に依存しやすい⁶⁾ などであり, これらは, IOL の光学特性に起因すると考えられる.

そこで今回筆者らは, 光学特性のなかでも, 空間周波数特性 (Modulation Transfer Function : MTF) に着目し, MTF

[別刷請求先] 魚里 博 : 〒228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学医療系研究科視覚情報科学

e-mail : uozatoh@ahs.kitasato-u.ac.jp

Reprint requests : Hiroshi Uozato, Ph.D., Department of Ophthalmology and Visual Science, Kitasato University Graduate School of Medical Sciences, 1-15-1 Kitasato, Sagami-hara 228-8555, JAPAN e-mail : uozatoh@ahs.kitasato-u.ac.jp

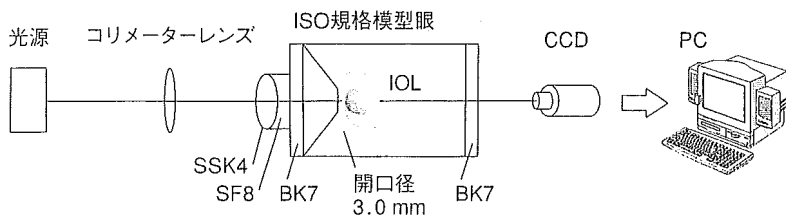


図1 OPAL Vector System と ISO 規格模型眼の構成

測定装置と模型眼を用いて、*in vitro* の観点から IOL の他覚的な評価を試みた。今回検討した項目は、IOL の各材質における MTF の比較と、単焦点 IOL と多焦点 IOL における MTF の比較である。MTF は、best focus MTF と defocus MTF で評価を行った。

II 方法

MTF の測定には、OPAL Vector System (ISL 社、フォトニクス社、JFC 社) と ISO 規格模型眼を用い、基準波長は 546 nm の e 線、有効径 (測定径) は、ISO 規格の 3.0 mm とした (図 1)。本装置は、眼球光学系と類似させるため、模型眼内部は生理食塩水で満たされている。MTF は、受光素子 (Charge Coupled Device : CCD) 上に結像された線像強度分布 (Line Spread Function : LSF) から Fourier 変換され、計算される。そして光の焦点面が CCD 上にあるときの MTF を best focus MTF、CCD 像面を前後に移動させたときの MTF を defocus MTF とする。defocus 量 (D) は、best focus 位置を基準に CCD 像面の移動量 (mm) を眼鏡面でのレンズ付加量 (D) に換算した値とする。なお MTF の決定には、100 c/mm (約 30 c/deg) を用いた。また、本実験に使用した IOL は、屈折力 +20.0D (眼内換算)、光学部径 6.0 mm の HOYA 製 MC-10 (以下、単焦点 PMMA)、AMO 製 AR-40e (以下、単焦点アクリル)、AMO 製 SI-40NB (以下、単焦点シリコン) と ALLERGAN 製 SA-40N の Array[®] (以下、多焦点シリコン) である。主な光学的性能 (メーカー値参照) を表 1 に示す。多焦点シリコンは、同心円状に 5 つの光学ゾーンを有し、遠用光学部と近用光学部の繰り返し構造になっており、中間用光学部は、遠用部と近用部の移行部を非球面構造 (緩やかな傾斜) にすることで構成されている¹⁾。したがって、測定径を 3.0 mm とすると模型眼内の絞りは、多焦点シリコンの第一近用光学部の途中にかかり、このときの遠用光学部と近用光学部の専有面積比は約 1 : 1 (F/N 比 0.96) となる。また、近用部の加入度数は、遠用部度数 +3.5D で、眼鏡面で換算すると約 +2.8D となる。

III 結果

1. IOL の材質による比較

最も MTF の高い実線は、回折限界 MTF (diffraction-lim-

表 1 IOL の主な光学性能

モデル名 (メーカー)	MC-10 (HOYA)	AR-40e (AMO)	SI-40NB (AMO)	SA-40N (Allergan)
屈折率	1.493	1.470	1.460	1.460
曲率半径 (mm)	前面	7.91	11.61	10.26
	後面	∞	15.72	15.54
中心厚 (mm)	0.91	0.98	0.94	0.99
空気中解像力 (c/mm)	250 以上	242 以上	244 以上	244 以上
形状因子	1.00	0.15	0.21	0.21 (第一遠用部)

ited MTF) で、レンズ系の収差がないと仮定した場合の理想の MTF を示す。100 c/mm における best focus MTF の結果は、MTF の高い順に、単焦点 PMMA 52%、単焦点シリコン 41%、単焦点アクリル 37% となった。また、その他の周波数領域においても MTF 高低の順は同様の結果となった (図 2)。また、高空間周波数帯 (100 c/mm) と中空間周波数帯 (60 c/mm) における defocus MTF の結果を、それぞれ図 3、4 に示す。結果は、MTF のピークに関しては、いずれの周波数帯でも、単焦点 PMMA、単焦点シリコン、単焦点アクリルの順となった。幅に関しても同様な順で、やや単焦点アクリルが低い傾向を示した。

2. 単焦点と多焦点 IOL の比較

100 c/mm における best focus MTF の結果は、単焦点 IOL 41%、多焦点 IOL 遠用部 17%、多焦点 IOL 近用部 6% となり、多焦点 IOL の MTF 低下が認められた (図 5)。defocus MTF の結果は、遠用部 (遠見視時) に相当する defocus 0 (D) 付近では単焦点 IOL に比べ、多焦点 IOL の全空間周波数帯で MTF 低下が認められた。近用部 (近見視時) に相当する defocus -3.0 (D) 付近では、単焦点 IOL に比べ、多焦点 IOL の MTF が、高空間周波数帯では大きな差はみられないものの、低空間周波数帯では高い傾向であった。ただし、多焦点 IOL の近用部付近の MTF は、遠用部付近と比べると、全体的に低い結果となった。また、defocus -1.0 ~ -2.0 (D) の中間部 (中間視時) 付近では MTF の上昇はほとんどみられなかった (図 6)。

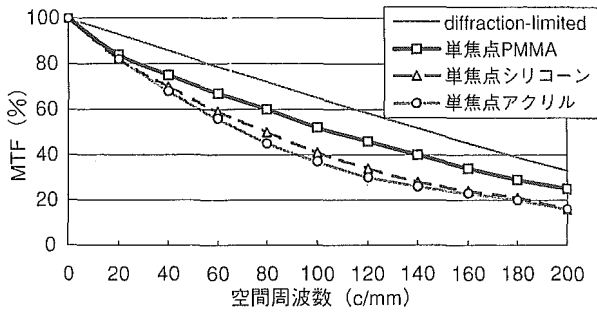


図2 材質による best focus MTF の比較

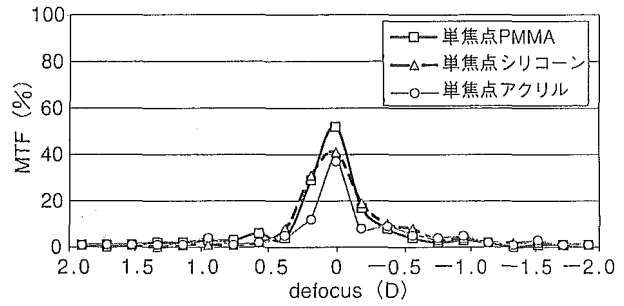


図3 材質による defocus MTF (100 c/mm) の比較

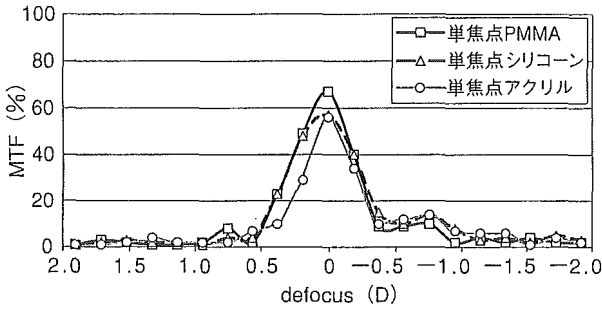


図4 材質による defocus MTF (60 c/mm) の比較

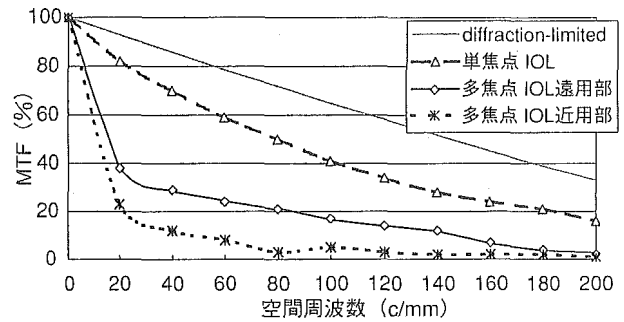


図5 単焦点と多焦点 IOL の best focus MTF の比較

IV 考 按

1. IOL の材質による比較

今回筆者らは、MTF 測定装置と模型眼を用いて、材質ごとの MTF を計測し、*in vitro* の観点から IOL の他覚的な評価を試みた。その結果、best focus MTF、defocus MTF とともに単焦点 PMMA が最も高く、次いで単焦点シリコン、単焦点アクリルの順となった。

単焦点 PMMA が、最も MTF が高かった理由として、素材そのものの高い透明性、均質性が考えられる。PMMA は、プラスチックのなかでも可視光線透過率 90% 以上と透明性に優れ、耐久性や加工性もよいことから、光学特性としては最も優れた材質と考えられる。そして、この結果は、単焦点 PMMA が解像力の点で単焦点シリコンよりも優れるという報告と矛盾のないものとなっている⁷⁾。

また、単焦点シリコンと単焦点アクリルの比較では、わずかに単焦点シリコンで MTF が高い結果となった。これは、材質そのものによる差や、わずかな屈折率差・曲率半径の違いによる表面の反射損失・収差など、形状の差に起因するものと考えられた⁸⁾。ただし、形状の差に関しては、主に IOL 前後面の曲率比で表される形状因子 (shape factor) の影響が考えられるが、両者の形状因子 (表 1) から予想される理論的な収差量を踏まえれば、大きな影響はないと考えられた^{8,9)}。

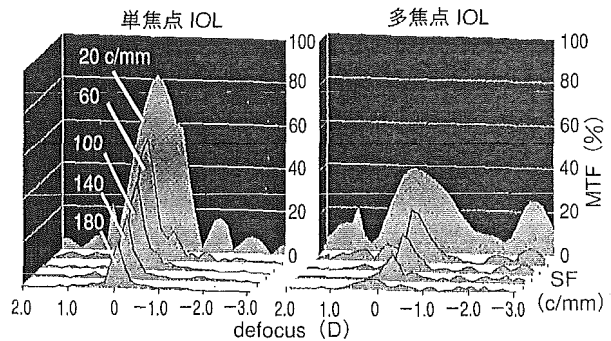


図6 単焦点と多焦点 IOL の defocus MTF の比較

以上のように、PMMA が、最もクオリティーが高く、より視機能を高く保てる可能性がある。しかし、現実的には、大きな切開層による術後乱視や、菌の持ち込み量、社会復帰に要する期間などを考慮しなければならず、これらを踏まえると foldable IOL の利点は大きい。そこで、foldable IOL のシリコンとアクリル、どちらが生体材料として適するかという点に関してはさまざまな意見があるが、本研究結果からは、術後 IOL 挿入眼の MTF を重要視した場合、シリコン IOL が適することが示唆された。両者の MTF 値の差はわずかであるために、コントラスト感度や視力などで臨床的に差が現われるかどうかは疑問がもたれるが、IOL 挿入眼の高次収差でも両者の差が報告¹⁰⁾されており、QOV を追求するう

えで少しでも光学特性が優れるものを選択するというのも一つの判断材料になると考える。もちろん材質の選定に重要なのはMTFだけではなく、グレア・ハローや、後発白内障の発生率、嚢内の安定性なども問題となるが、これらは材質そのものの問題というよりは、むしろIOLのエッジや曲率半径、処理法による形状の問題であることが指摘されており¹¹⁻¹³⁾、形状の問題と材質自身の問題とを混同しないように注意が必要である。

2. 単焦点と多焦点IOLの比較

単焦点と多焦点IOLの比較に関する臨床報告は数多くなされているが、Leylandらは、それらについて系統的な文献の再検討とメタアナリシスを行い、統合的な評価を試みた¹⁴⁾。この検討により、多焦点IOLの視力や眼鏡依存性についての有用性は証明されたが、コントラスト感度については、パラメータの不統一さから分析が行えず、今後も重要な研究課題となっている。また、多焦点IOL挿入眼における異なった焦点位置や空間周波数帯でのコントラスト感度に関する報告が少ないことから、この傾向を予想するために、*in vitro*におけるMTFを計測し、視機能との関係について検討した。

1) 多焦点IOL挿入眼の術後視機能の予測

OPAL Vector Systemと模型眼は、ヒトの明所視下における眼球光学系に近い条件下でのMTFを再現することが可能で、*in vivo*におけるコントラスト感度の予測にも有用であるという報告¹⁵⁾から、模型眼におけるMTFの高低は、ヒトのコントラスト感度の高低に、おおよそ対応させて考えることができる。したがって、今回のbest focus MTFの結果より、MTFが高い順に、単焦点IOL > 多焦点IOL 遠用部 > 多焦点IOL 近用部となったことから、コントラスト感度、あるいは視力においてもこの順になることが示唆される。また、defocus MTFの結果より、臨床で単焦点IOL挿入眼と多焦点IOL挿入眼に対し、コントラスト感度（あるいは視力）を遠方と近方で計測することを想定した場合、単焦点IOL 遠方矯正下遠方コントラスト感度 > 単焦点IOL 近方矯正下近方コントラスト感度 > 多焦点IOL 遠方矯正（または裸眼）下遠方コントラスト感度 > 多焦点IOL 遠方矯正（または裸眼）下近方コントラスト感度 > 単焦点IOL 遠方矯正下近方コントラスト感度の順になると予想される。これらは、あくまで*in vitro*かつ眼屈折系のみでの予測であり、実際には適応（順応）や、両眼視、眼優位性など視覚中枢の影響^{16,17)}を大きく受けると考えられるが、この予測と矛盾のない臨床結果がMontés-Micóらによって報告されている¹⁸⁾。

2) 多焦点IOLの中間視機能

中間部（中間視時）付近のMTF低下について、今回の検討では、単色光で実験を行ったため、多色光（白色光）下では中間部のdefocus MTFがもう少し保たれている可能性は

あるが、この結果より、多焦点シリコーン挿入眼の中間視機能が、近方視機能より低下している可能性が示唆された。これは、大沼らの多焦点IOLの作る光学像でも確認され¹⁹⁾、またPostらによる臨床報告でもその傾向が得られている⁴⁾。今後*in vivo*では、中間視機能を評価していくことも重要である。

3) 多焦点IOLのMTF低下原因

多焦点IOLを挿入した模型眼のMTFあるいは、ヒトのコントラスト感度が低下する原因については、Navarroらによって説明されている²⁰⁾。遠用部を通過する平行光線は、網膜上（模型眼ではCCD上）にシャープに結像するが、近用部を通過する平行光線は、網膜の手前で結像し、網膜上で広がり、結果的にその焦点外の光が遠用部のMTFを低下させるとされている。したがって、図6の遠用部付近のMTF低下は、近用部からのバイアス成分の影響であることがわかる。つまり、屈折型多焦点IOLの最適化を考えるうえで、調節機能に相当する近用部のMTFを得ようとするとき近用部からのバイアス成分の影響が強まり、遠用部のMTFを犠牲にしなければならない。このように機能（光）の分離という意味では、屈折型多焦点IOLの性能の限界ととらえることもできる。しかしながら、この現象は、当然有効径により遠用部と近用部を通過する光線量の比率が変わることによって効果が変わることから、今後、有効径を変化させ、MTFの変化を測定し、ヒト眼の瞳孔と対応させて検討する必要がある。

多焦点IOLは、問題点は残されているが、明視域の拡大という観点からQOVを高める効果を持ち合わせており、今後さらなる最適化や多焦点IOLの適応基準の決定を目指すためにも、*in vitro*と*in vivo*両者の観点からのアプローチが重要である。

【文 献】

- 1) Javitt JC, Streinert RF : Cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation. *Ophthalmology*, 107 : 2040-2048, 2000
- 2) Steinert RF, Aker BL, Trentacost DJ, et al : A prospective comparative study of the AMO ARRAY zonal-progressive multifocal silicone intraocular lens and a monofocal intraocular lens. *Ophthalmology*, 106 : 1243-1255, 1999
- 3) Montés-Micó R, Alió JL : Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*, 29 : 703-711, 2003
- 4) Post CT : Comparison of depth of focus and low-contrast acuities for monofocal versus multifocal intraocular lens patients at 1 year. *Ophthalmology*, 99 : 1658-1664, 1992
- 5) Dick HB, Krummenauer F, Schwenn O, et al : Objective and subjective evaluation of photic phenomena after monofocal and multifocal intraocular lens implantation. *Ophthalmology*, 106 : 1878-1886, 1999
- 6) Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, et al : Correlation between

-
- pupillary size and intraocular lens decentration and visual acuity of zonal-progressive multifocal lens and monofocal lens. *Ophthalmology*, 108 : 2011-2017, 2001
- 7) Kulnig W, Skorpik C, Menapace R, et al : Optical resolution of silicone and polymethylmethacrylate intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, 13 : 635-639, 1987
 - 8) 魚里 博 : 眼内レンズ (IOL) の光学特性. *IOL & RS*, 15 : 26-31, 2001
 - 9) Atchison DA : Optical design of intraocular lenses. I. On-axis performance. *Optom Vis Sci*, 8 : 492-506, 1989
 - 10) Vilarrodona L, Barrett GD, Johnson B : High-order aberrations in pseudophakia with different intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, 30 : 571-575, 2004
 - 11) Franchini A, Gallarati BZ, Vaccari E : Computerized analysis of the effects of intraocular lens edge design on the quality of vision in pseudophakic patients. *J Cataract Refract Surg*, 29 : 342-347, 2003
 - 12) Erie JC, Bandhauer MH : Intraocular lens surfaces and their relationship to postoperative glare. *J Cataract Refract Surg*, 29 : 336-341, 2003
 - 13) Nishi O, Nishi K, Wickstrom K : Preventing lens epithelial cell migration using intraocular lenses with shape rectangular edges. *J Cataract Refract Surg*, 26 : 1543-1549, 2000
 - 14) Leyland M, Zinicola E : Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery. *Ophthalmology*, 110 : 1789-1798, 2003
 - 15) Lang AJ, Lakshminarayanan V, Portney V : Phenomenological model for interpreting the clinical significance of the in vitro optical transfer function. *J Opt Soc Am A*, 10 : 1600-1610, 1993
 - 16) Shoji N, Shimizu K : Binocular function of the patient with the refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*, 28 : 1012-1017, 2002
 - 17) Shoji N, Shimizu K : Clinical evaluation of a 5.5 mm three-zone refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*, 22 : 1097-1101, 1996
 - 18) Montés-Micó R, España E, Bueno I, et al : Visual performance with multifocal intraocular lenses. *Ophthalmology*, 111 : 85-96, 2004
 - 19) 大沼一彦 : 多焦点眼内レンズの光学像とその評価. *あたらしい眼科*, 18 : 395-400, 2001
 - 20) Navarro R, Ferro M, Artal P, et al : Modulation transfer functions of eyes implanted with intraocular lenses. *Appl Opt*, 32 : 6359-6367, 1993
-

涙液が角膜収差の時間的变化に与える影響

川守田拓志

北里大学大学院医療系研究科視覚情報科学

魚里 博

北里大学大学院医療系研究科視覚情報科学, 同 医療衛生学部視覚機能療法学専攻

Effects of Tear Film on Measurements of Corneal Aberration

Takushi Kawamorita

Department of Ophthalmology and Visual Science, Kitasato University Graduate School of Medical Sciences

Hiroshi Uozato

Department of Ophthalmology and Visual Science, Kitasato University Graduate School of Medical Sciences and Department of Orthoptics and Visual Science, Kitasato University School of Allied Health Sciences

目的：涙液層の安定性が、角膜収差の時間的变化に与える影響を検討した。

方法：角膜収差測定は、ケラトロンスカウト® (OPTIKON 2000) を用い、正常な10眼に、瞬目直後から開瞼後30秒後まで5秒間隔で行った。また、開瞼30秒後に再び瞬目させ、涙液が再び平滑化した後の収差解析も行った。角膜収差は、4 mm および 6 mm 径の total 高次収差・第一コマ収差・第一球面収差を解析した。

結果：時間経過に伴い、total 高次収差・第一コマ収差は有意に上昇した。また、開瞼30秒後に上昇した収差は、1回の瞬目で、瞬目直後の値に戻っていることを確認した。

結論：涙液層の安定性は、波面収差測定における誤差要因となる。安定した波面収差測定のためには、計測ごとに必ず瞬目させ、5～10秒以内に行う必要がある。 (眼 紀 56:3-6, 2005)

キーワード：涙液層, 角膜収差, 瞬目, 経時変化, 不整性

Purpose : To examine the effects of tear film, as measured by the interval between blinking and corneal aberration measurements, on the magnitude of corneal aberrations.

Methods : Corneal aberrations in 10 eyes were measured with eyes open using the Keratron Scout® (Optikon 2000, Italy) at 5-second intervals after blinking for up to 30 seconds, and also at 5 seconds after the second and third blink. Temporal changes in total higher-order aberrations, primary coma aberrations, and primary spherical aberrations were analyzed for the central 4 mm and 6 mm corneal areas.

Results : The total higher-order and primary coma aberrations increased significantly after 10 seconds of non-blinking but decreased significantly shortly after blinking.

Conclusions : The present study suggests that corneal aberrations should be measured within 5 to 10 seconds after blinking. (Folia Ophthalmol Jpn 56:3-6, 2005)

Key Words : Tear Film, Corneal Aberration, Blinking, Temporal Change, Irregularity

緒 言

涙液の役割は眼球表面に対し、酸素や栄養成分の供給、感染防御、異物除去、眼球運動の潤滑化など様々である¹⁾。更に涙液は、生理光学的に屈折の第一面であり、眼球光

学系のなかで約 40D という最も高い屈折力をもつ角膜の表面を平滑化し、あるいは空気と角膜との屈折率差を減らすことで反射損失を減少させ、光学的結像特性を高めている²⁾。しかしながら、涙液は常に反復して分泌、排出、蒸散され、流動的であることから収差に与える影響が懸念される。そこで今回我々は、涙液層の安定性の時間的变化が、どの程

別刷請求先 : 228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学大学院医療系研究科視覚情報科学 魚里 博

Reprint requests to: Hiroshi Uozato, PhD Dept of Ophthalmol & Visual Science, Kitasato Univ Graduate School of Medical Sciences 1-15-1 Kitasato, Sagamihara 228-8555, Japan

度角膜収差測定に影響を与えるかを検討した。

方 法

被験眼は、眼科的疾患を有さない角結膜・涙液の正常な6名10眼で、被験者の年齢は19~24歳(平均年齢 23.5±1.6歳)、被験眼の平均等価球面值は $-1.47 \pm 1.0D$ であった。Tear film break-up time (以下 BUT) は 12.3 ± 1.5 秒、Schirmer 第1法変法の結果は 15.2 ± 1.8 mm であった。

コンタクトレンズ装用者、BUT が10秒以下の者、Schirmer 第1法変法の結果が 10mm 以下の者は除外した。また、すべての被験者から十分なインフォームドコンセン

トを得た。

角膜の収差測定には、収差解析プログラム搭載型角膜形状解析装置ケラトロンスカウト® (OPTIKON 2000) を用い、解析径 4 mm および 6 mm における total 高次収差 (S3~S7 までの総和)、3次のコマ成分である第一コマ収差、4次の球面成分である第一球面収差を調べた。両眼に塩酸オキシプロカイン (ペノキシル®) 点眼 5 分後瞬目させ、開瞼 5 秒後を瞬目直後とし、瞬目直後、10、15、20、30 秒後に角膜収差を計測した。開瞼 30 秒後に再び瞬目させ、更に開瞼 5 秒後の涙液が再び平滑化した後の収差解析も行った。また結果の統計学的検定には、反復測定分散分析 (repeated measure ANOVA) と 3 群以上の分散の検定で

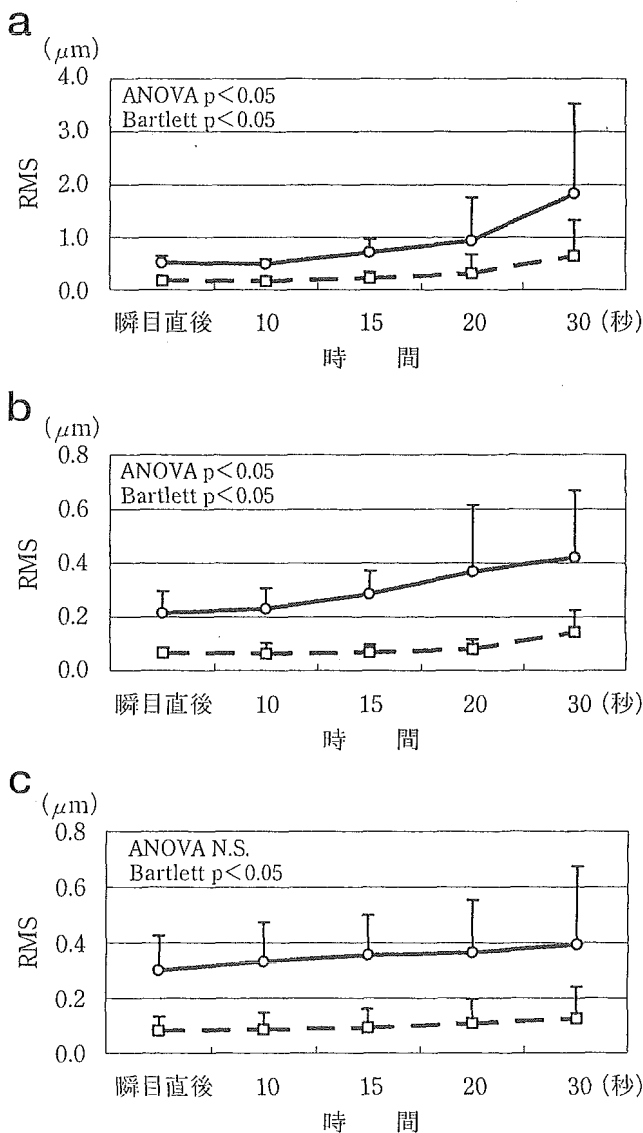


図1 瞬目後における高次収差の時間的变化
 a: total 高次収差, b: 第一コマ収差,
 c: 第一球面収差 平均値±標準偏差
 RMS: root mean square
 —○—: 6 mm 径, - -□- -: 4 mm 径

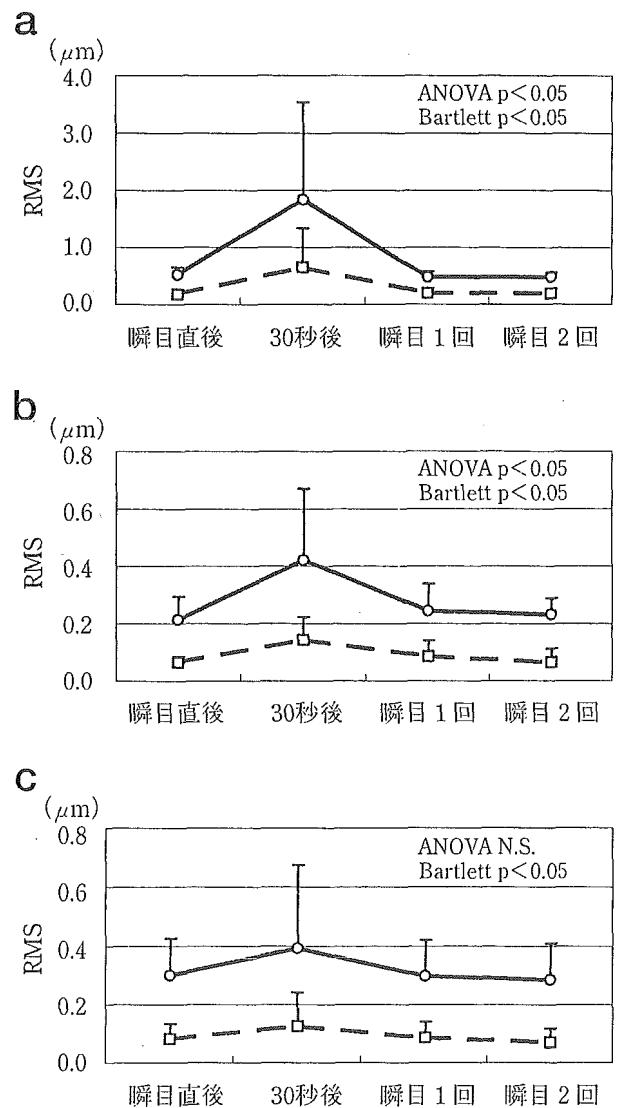


図2 高次収差の時間的变化と瞬目による戻りの解析
 a: total 高次収差, b: 第一コマ収差,
 c: 第一球面収差 平均値±標準偏差
 —○—: 6 mm 径, - -□- -: 4 mm 径

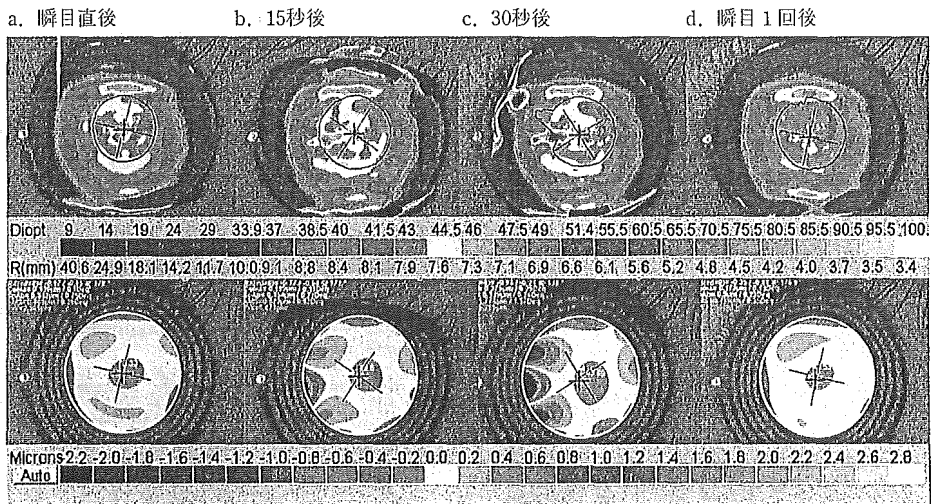


図3 角膜形状のカラーコードマップ代表例

a: 瞬目直後, b: 15秒後, c: 30秒後, d: 瞬目1回後

上段は、角膜屈折力マップ (curvature map) で、下段は角膜収差マップ (corneal wavefront map) を示している。

ある Bartlett 検定を用いた。

結 果

Total 高次収差の平均値・標準偏差は、時間経過とともに有意に上昇し ($p < 0.05$)、解析径 4 mm よりも 6 mm 径でより大きな値を示した (図 1 a)。第一コマ収差においても、同様の結果となった ($p < 0.05$) (図 1 b)。しかし、第一球面収差においては Bartlett 検定では有意差がみられ ($p < 0.05$)、平均値も上昇傾向がみられたものの、反復測定分散分析では有意差が認められなかった ($p > 0.05$) (図 1 c)。また瞬目による涙液の整復については、時間とともに大きく上昇した total 高次収差、第一コマ収差が、1回の瞬目で収差量が有意に低下し ($p < 0.05$)、瞬目直後の値に戻った (図 2 a, b)。第一球面収差において、反復測定分散分析では有意差は得られなかった ($p > 0.05$) が、Bartlett 検定では有意差がみられ ($p < 0.05$)、時間とともに上昇した分散は、瞬目により減少した (図 2 c)。カラーコードマップ (curvature map と corneal wavefront map) 上でも、この変化は確認された (図 3)。

考 按

今回我々は、涙液層の時間的変化が角膜収差に及ぼす影響を検討した。その結果、涙液層の不整化によると思われる収差の増加が認められた。開瞼15秒以上における収差値の標準偏差が増加する理由としては、被験者によって BUT が異なり、時間とともに収差の増加率に差が出たためと考えられた。また第一球面収差より、第一コマ収差でこ

の影響が強かった理由としては、ドライスポットの形成過程において、コマ成分がより多く含まれていることが示唆された。そして、これら時間的変化による高次収差の増加原因は、局所的な涙液の厚み変化、つまりドライスポットの出現による涙液の不整性に起因しているものと考えられた。

過去の報告では、Montés-Micóら³⁾や Kohら⁴⁾が、涙液層の安定性を角膜収差からではなく、Hartmann-Shack 収差計を用いて眼球全体の収差から評価した。眼球全体の収差で涙液を評価する場合、角膜前面と水晶体や角膜後面との間に収差補償の問題⁵⁾が生じる。収差を涙液の検査法として臨床応用する場合には、角膜前面の変化は角膜前面で捉えるという観点から、角膜収差を用いることが妥当であると考えられる。しかし、屈折矯正手術への影響を考える場合には、彼らの検討により、角膜収差はこの収差の補償をこえた量で変化することが実証されたことから、涙液層の安定性は収差に影響を与え、屈折矯正手術などの誤差要因になり得る。とくにドライアイ患者では、収差が2倍以上増加するという報告⁶⁾もあり、注意が必要である。

また我々の検討では、瞬目直後を開瞼5秒後としたが、Némethら⁷⁾は高速ビデオトポグラフィを用いて、瞬目後1～3秒くらいまで涙液層が不安定であるとし、Montés-Micóら⁸⁾は、約6秒後に角膜収差が最小になると報告している。したがって、我々の検討と彼らの報告を踏まえると、収差測定は計測ごとに必ず瞬目させ、瞬目後5～10秒の間に行うことが望ましく、涙液層が破綻してしまった場合でも瞬目を促せば、収差値は涙液層破綻前とほぼ同値であると考えられる。

今回我々は、角膜収差についてのみ検討したが、これは、

角膜形状データから算出されたものであることから、涙液の影響が角膜屈折力にも及んでいるものと考えられる。またこれら涙液の影響は、他覚的变化だけでなく、コントラスト感度⁹⁾やハンフリー視野計による中心窩閾値¹⁰⁾などへの影響も報告されており、今後、自覚的な視機能への影響についても検討が必要である。

本実験に協力していただきました相澤久美子さんと玉沖朋子さんに深謝いたします。

文 献

- 1) Lemp MA & Wolfley D : The lacrimal apparatus. Hart WM Jr ed, Adler's Physiology of the Eye, 18-28, Mosby-Year Book, Missouri, 1992.
- 2) 魚里 博 : 眼球光学. 西信元嗣編, 眼光学の基礎, 119-143, 金原出版, 東京, 2001.
- 3) Montés-Micó R, Alió JL et al : Postblink changes in total and corneal aberrations. *Ophthalmology* 111 : 758-767, 2004.
- 4) Koh S, Maeda N et al : Effect of tear film break-up on high-order aberrations measured with wavefront sensor. *Am J Ophthalmol* 134 : 115-117, 2002.
- 5) Artal P, Berrio E et al : Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A* 19 : 137-143, 2002.
- 6) Montés-Micó R, Cáliz A et al : Wavefront analysis of higher order aberrations in dry eye patients. *J Refract Surg* 20 : 243-247, 2004.
- 7) Németh J, Erdélyi B et al : High-speed videotopographic measurement of tear film build-up time. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 43 : 1783-1790, 2002.
- 8) Montés-Micó R, Alió 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.
- 9) Tutt R, Bradley A et al : Optical and visual impact of tear break-up in human eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 41 : 4117-4123, 2000.
- 10) Rieger R : The importance of the precorneal tear film for the quality of optical imaging. *Br J Ophthalmol* 76 : 157-158, 1992.

(2004年8月4日受付)

コンタクトレンズにおける眼光学

魚里 博*

はじめに

コンタクトレンズ(以下、CL)と眼球光学系の光学概念を正しく理解しておくことは、レンズの処方やそれに必要な諸検査のみならず結果の解釈を誤らないために極めて重要であり、必須の要件である。基本的には幾何光学の知識で十分であるが、最近では、物理(波動)光学の知識が必要なものも登場している。もちろんCL単体の光学概念も大切であるが、眼球との合成系で矯正することを考えれば、眼球光学系概念も極めて重要である。

本稿では、CL、眼鏡、矯正手術などの各種屈折矯正法の光学特性に重点を置き、比較検討を行いながらコンタクトレンズにおける眼光学を解説する。

コンタクトレンズの光学系

CLは極めて薄く小さいレンズであるが、空気中に置かれたCLは何ら通常のレンズと変わらない。このCLは、材質から分類するとハードCL、ソフトCLに分かれ、使用目的からは、近視や遠視

の球面屈折異常矯正用CL、乱視矯正用CL、遠近両用CLなどに分かれる^{1~3)}。また最近では、長期連続装用可能なものや使い捨てCLも登場している⁴⁾。

眼鏡レンズは通常、角膜の頂点から前方12mmにレンズの後頂点がくるように装用する。しかしCLは角膜表面上にあるため、両者の装用位置が異なり矯正効率が異なる。いま眼鏡レンズの屈折力(後頂点屈折力)を K_S 、CLのそれを K_{CL} とすれば(図1)。

$$K_{CL} = K_S / (1 - dK_S) \dots\dots\dots (1)$$

となる。ここで d は頂間距離(0.012m)である。眼鏡とCLの屈折力は同じではなく、近視眼ではCLのほうが弱く、遠視眼では強いレンズが必要となる^{5,6)}。図1で、矯正に必要なレンズの焦点距離は遠点からレンズまでの長さで与えられるが、CLのほうが眼鏡よりも頂間距離分だけ短くなり矯正度数が弱くなることがわかる。また、両者の関係を一覧表にしたものがよくみられるが、頂間距離 d を決めれば(1)式により一義的に決定される。オートレフラクトメータも、 d の設定値を変えることでCL度数か眼鏡度数かを選択して表示できるようになっているが、(1)式に基づいて計算されている。角膜での屈折矯正手術ではその矯正量は、眼鏡の矯正度数とは異なるが、CLとほぼ同じと考えてよい。

コンタクトレンズと眼の合成光学系^{7,8)}

眼にCLを装用した場合の合成光学系を考えよう。CLは角膜上に装用するが、実際にはCLの前後には涙液層ができており、CL-涙液レンズ-角膜の光学系が形成される(図2)。特に後部の涙液層では、CLの後面曲率半径と角膜表面の曲率半径

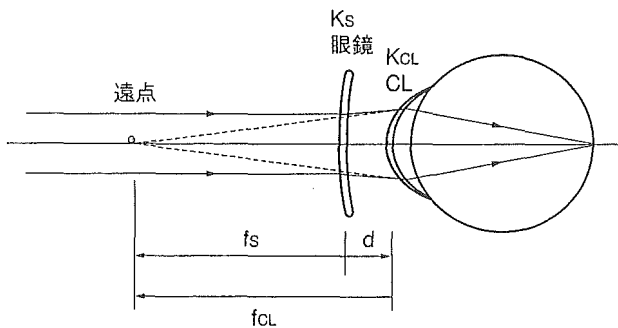


図1 コンタクトレンズと眼鏡レンズの矯正効果の相違

* うおざと・ひろし 北里大学医療衛生学部
別刷請求先: 魚里 博 〒228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学医療衛生学部

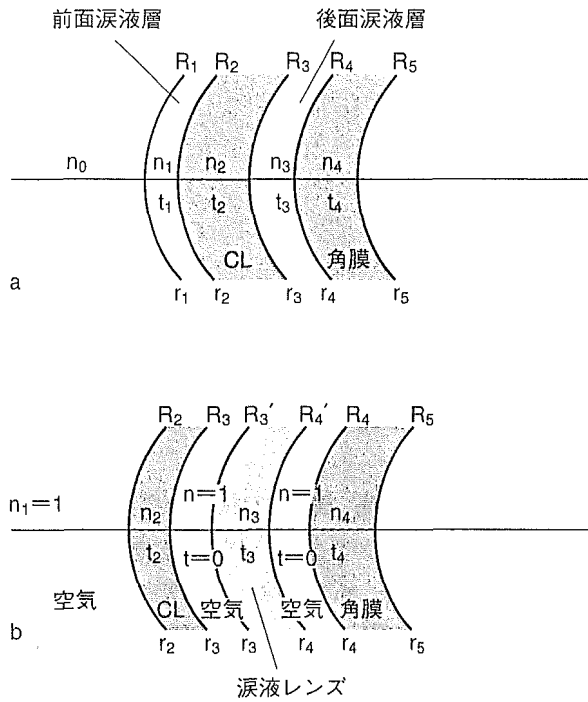


図2 コンタクトレンズの光学系

- a : コンタクトレンズを装用した際の合成光学系, 涙液-CL-涙液-角膜。
- b : 涙液-CL, 涙液-角膜間に厚さゼロの空気層を用いる合成光学系で計算に使用。

が同じでなければ屈折力を有する涙液レンズが形成される。そのため、屈折異常矯正に用いる CL の後面曲率半径は角膜の表面曲率半径とほぼ同じでなければならない。CL の厚みは薄いほど異物感が少ない。CL 材料の屈折率が決まるとレンズの前面の曲率半径は矯正度数によって一義的に決まってしまう。

CL+角膜の合成光学系を考える場合、図2aのように、空気-涙液層-CL-涙液層-角膜-前房の順に屈折の法則を適用すればよい。それぞれの境界面での屈折力を R_1, R_2, R_3, R_4, R_5 とすれば、CL+角膜系の合成屈折力 R_T は、

$$R_T = R_1 + R_2 + R_3 + R_4 + R_5 \dots\dots\dots (2)$$

$$= \{(n_1 - n_0)/r_{01}\} + \{(n_2 - n_1)/r_{12}\} + \{(n_3 - n_2)/r_{23}\} + \{(n_4 - n_3)/r_{34}\} + \{(n_5 - n_4)/r_{45}\} \dots\dots\dots (2')$$

で近似的に求めることができる。各境界面の厚み補正による項は簡単化のために無視してある。ここで、CL の前後にある涙液層が極めて薄く一般的な厚みであるとする、図2bに示すように、各境界面に無限に薄い空気層を考えても等価になる。CL 前面にある涙液層の屈折力は前後面で打

ち消されるため、無視することができる。また CL 後面の涙液層も、CL の後面と角膜前面の曲率半径が等しければ、この涙液層の効果も無視することができる。

$$R_T = (R_{01} + R_{10}) + (R_{02} + R_{20}) + (R_{03} + R_{30}) + (R_{04} + R_{45}) \dots\dots\dots (3)$$

$$= \{(n_1 - n_0)/r_{01} + (n_0 - n_1)/r_{10}\} + \{(n_2 - n_0)/r_{02} + (n_0 - n_1)/r_{20}\} + \{(n_3 - n_0)/r_{03} + (n_0 - n_3)/r_{30}\} + \{(n_4 - n_0)/r_{04} + (n_5 - n_4)/r_{45}\} \dots\dots\dots (3')$$

ところで、通常第1項の $R_{01} + R_{10}$ (CL 前面にある空気中の涙液層のレンズ効果) = 0 であり、また涙液層の厚みが極めて薄いため、 $r_{01} = r_{10} = r_{02}$ (涙液前後面と角膜前面の曲率半径はほぼ等しい)、 $r_{20} = r_{03} = r_{30} = r_{04}$ (CL の後面と角膜前面およびその間の涙液層の前後面曲率半径はほぼ等しい) と考えることができる。

で考えればよい。また角膜前面の形状と CL の後面形状が等しければ、上式の第2項 ($R_{03} + R_{30}$) もゼロに近似できるため、

$$R_T = (R_{02} + R_{20}) + (R_{04} + R_{45}) \dots\dots\dots (5)$$

$$= \{(n_2 - n_0)/r_{02}\} + \{(n_0 - n_2)/r_{20}\} + \{(n_4 - n_0)/r_{04}\} + \{(n_5 - n_4)/r_{45}\} \dots\dots (5')$$

つまり、CL+角膜合成系の屈折力は、空気中での CL 屈折力と角膜屈折力の和であると考えて差し支えない。

涙液レンズの効果

角膜乱視のある眼に球面 CL で矯正する場合のように、角膜表面形状と矯正する CL 後面形状が一致しない場合には、(4) 式での第2項が無視できなくなる。CL と角膜間の涙液層のレンズ効果は、

$$R_{TF} = R_{03} + R_{30} \dots\dots\dots (6)$$

$$= \{(n_3 - n_0)/r_{03}\} + \{(n_0 - n_3)/r_{30}\} \dots\dots (6')$$

で計算できる。ただし、 r_{03} は CL の後面曲率半径 (ベースカーブ)、 r_{30} は角膜前面の曲率半径である。角膜乱視のある眼に球面 CL で矯正する場合は、乱視の強弱主経線それぞれ計算すれば球面レンズ効果と乱視効果を求めることができる^{7,8)}。

コンタクトレンズの屈折力⁷⁾

CLの前面と後面の曲率半径を $r_2 (=r_{02})$, $r_3 (=r_{20})$, 所望の屈折力を D , 厚さを t_2 , 材質の屈折率を n_2 とすれば, 空気中 ($n_0=1$) に置かれた CL の前面と後面の屈折力はそれぞれ,

$$D_2 = n_2 - 1/r_2 \quad \dots\dots\dots(7)$$

$$D_3 = 1 - n_2/r_3 \quad \dots\dots\dots(8)$$

で与えられ, CL の屈折力 D は次式で与えられる。

$$D = D_2 + D_3 - (t_2/n_2)D_2D_3 \quad \dots\dots\dots(9)$$

CL 前面の屈折力 D_2 は,

$$D_2 = D - [D_3 / \{1 - (t_2/n_2)D_3\}] \quad \dots\dots\dots(10)$$

であるから,

$$r_2 = \{1 - (t_2/n_2)D_3\} (n_2 - 1) / (D - D_3) \quad \dots\dots(11)$$

より CL の前面曲率半径が求められる⁷⁾。ただし, CL の後面曲率半径と角膜表面のそれが同じでなければ, 涙液レンズによる屈折力が生じるため, これを考慮しなければならない。もちろん r_3 と r_4 が等しくともアフォーカルレンズの条件を満足していないので涙液レンズの屈折力を生じるが, レンズの厚みがきわめて薄いため, 臨床的にはこれを無視することができる。

角膜の形状

CL 矯正や角膜屈折矯正手術では, あらかじめ角膜の形状が判明していなければならない。従来; 角膜曲率計 (ケラトメーター) と呼ばれるもので, 角膜中央部 (約 3 mm 径) の曲率半径あるいは角膜屈折力が測定される。最近では角膜のより周辺部まで測定できる各種の角膜形状解析装置が登場し, 角膜の広範囲にわたるトポグラフィが測定できるようになっている。角膜の形状は単純な球面ではなく, 中央部よりも周辺部が平坦な非球面形状である。また, 正常眼でも経線方向による曲率の相違があり, いわゆる角膜乱視が認められる。角膜の中央部はほぼ球面あるいはトーリック面と考えるとよいが, 周辺部はかなり異なる。そのため, 角膜の形状をコノコイド曲線や多項式を用いてその非球面を表現することもある。したがって, CL の後面曲率半径 (ベースカーブという) が球面であるレンズを非球面あるいは乱視のある眼に装用すれば, 涙液レンズは何らかの屈折力を有することになる。

曲率, 曲率半径と屈折力

曲率 (curvature) とは曲線や曲面の曲がりの程度を表すもの, また, 曲率半径 (radius of curvature) は, 曲線や曲面の曲がりの程度を円周の一部と見なして, その円の半径で表したものである。曲率半径の逆数を曲率という。

数学上の定義は, 一定点から測った曲線の長さ s で曲線上の点を表し, Δs だけ離れた 2 点 $P (s)$, $P'(s + \Delta s)$ での接線の間を $\Delta \omega$ とすると, $\Delta \omega / \Delta s$ の $\Delta s \rightarrow 0$ の極限值 $d\omega/ds$ を P 点での曲率といい, その逆数を曲率半径という。

CL 関係や角膜形状関係でも, この曲率と曲率半径を混同している場合が多く見受けられる。曲率と曲率半径は逆数関係にあり, 大小関係が逆の表現となるので注意が必要である。

曲率半径 r の曲面で空気と CL の界面を考えよう。空気と CL の屈折率を n_0, n_1 とする。光が空気から CL へ屈折して進む際に, その面で生じる屈折力 (面屈折力) は,

$$K = (1/r) (n_1 - n_0) \quad \dots\dots\dots(12)$$

$$= R (n_1 - n_0) \quad \dots\dots\dots(12')$$

で求められる。ただし, R は $(1/r)$ で界面の曲率である。面屈折力は曲率 R と屈折率差 ($n_1 - n_0$) に比例する。ただし, r にメートル単位の数値を採れば, R および K は $[1/m]$ つまりジオプター単位となり, レンズ屈折力の単位と一致する。つまり, 屈折力は曲率半径に逆比例し, 曲率に比例する。曲率半径が小さくなれば, その逆数の曲率は大きくなり, 屈折力も大きくなる。

角膜の屈折力と曲率半径^{7~9)}

角膜の形状は, 通常ケラトメータやビデオケラトスコープ (角膜トポグラフィ) で臨床的に測定できる。これらの装置で直接測定しているものは, 角膜前面の曲率半径 (ほんとうは涙液表面の曲率半径であるが, 涙液層の厚みが極めて小さくて厚みが一様と考えられるので角膜表面の曲率半径を実測していると考えている) である。角膜乱視や角膜屈折力の値は, 角膜前面の曲率半径から算出されるものである。

この目的のために, 用いられている角膜の換算屈折率 n_e には, 1.332 から 1.3375 程度までメー

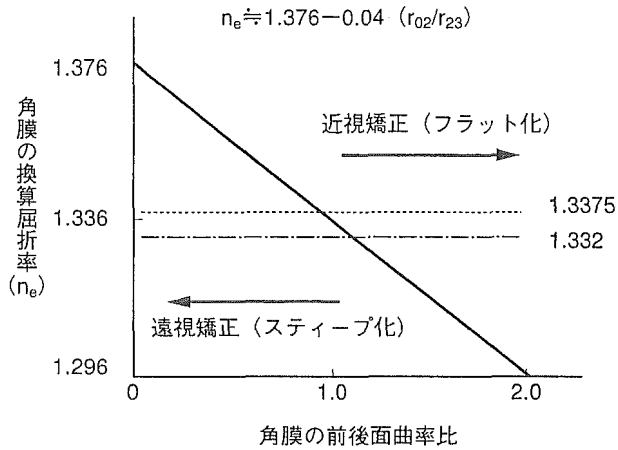


図3 角膜の曲率比(前後面)と換算屈折率の関係
 r:角膜曲率半径 (r₀₂:前面, r₂₃:後面), n_e:角膜換算屈折率。

カーにより異なっている。現在の市販装置の多くは n_e=1.3375 の値を採用しており、角膜表面曲率半径 r から角膜屈折力 K の算出には、

$$K = (n_e - 1.0) / r \dots\dots\dots (13)$$

$$= (1.3375 - 1.0) / r \text{ (r in meter)} \dots\dots\dots (13')$$

あるいは

$$K = 337.5 / r \text{ (r in mm)} \dots\dots\dots (14)$$

が用いられている。角膜の K 値が 45.00D であっても、メーカーによっては曲率半径 r が換算屈折率の相違のために、7.38 mm (1.332), 7.47 mm (1.336), 7.50 mm (1.3375) 程度相違することになる。CL のフィッティングや角膜屈折矯正手術時には注意が必要である。

■ 角膜の換算屈折率⁹⁾

角膜表面の曲率半径 r から角膜全体の屈折力 K_T を推定するために換算屈折率 n_e が使われている。言い換えれば、角膜を無限小に薄い屈折面を考えた場合(略式模型眼)に相当する。式(5)および(13)の結果から、換算屈折率を計算すれば近似的に、

$$n_e = n_2 - (n_2 - n_3) (r_{02} / r_{23}) \dots\dots\dots (15)$$

$$= 1.376 - 0.04 (r_{02} / r_{23}) \dots\dots\dots (16)$$

となる⁹⁾。この近似式では、角膜レンズの厚みの補正項は無視している。角膜の換算屈折率は角膜の前後面曲率半径の比に依存することが明らかである(図3)。グルストランドの精密模型眼の値を用いれば (r₀₂=7.7 mm, r₂₃=6.8 mm), 上式で n_e は 1.331 程度、厳密な解では 1.3315 となる。

角膜後面の臨床実測が難しいことから、角膜表面の曲率半径から角膜屈折力を算出することは臨床的に許容できうるが、(16)式から予想されるように、角膜の前後面が標準的な眼ではほぼ正しい角膜屈折力が予測可能である。しかし、これより大幅に異なる場合(矯正手術の術後や、大きな角膜乱視がある場合や円錐角膜のような場合)には、通常の 1.3375 の換算屈折率は適用できないことに十分留意されたい。

矯正手術の角膜面での矯正量や大きな角膜乱視を正しく評価するには、角膜実質の屈折率(1.376)で評価しなければ過小評価される。計算の結果、この屈折率に起因する過小評価の程度は、337.5/376=0.8976(約89.8%)程度に見積もられる。

以上のような換算屈折率の問題点は、最近の角膜前後面を評価できる角膜全形状解析装置(オープスキャンTM)などの登場で解決されつつある。従来のように角膜の前面のみの測定から角膜換算屈折率の仮定値を用いずとも、角膜の前後面と厚みを考慮した全屈折力や角膜乱視をより正確に評価できる。

このことは、角膜屈折矯正手術時に重要であるとともに、その後の白内障手術で眼内レンズ(IOL)度数予測を行う場合にも大きな問題となる。従来法では K 値(角膜屈折力)を過大評価し、その結果 IOL 度数を過小に予測して術後遠視を招くことが極めて多くなる。ケラトメータや角膜形状解析装置でも矯正手術後の K 値には注意が必要である^{9~11)}。

■ 瞳孔の影響^{7,8)}

ハード CL は角膜への酸素供給を涙液交換で行うため、レンズは比較的小さくて角膜上で動くことが要求される。一方ソフト系のレンズでは、含水率や酸素透過性が良好であれば動きはあまり要求されなくてレンズの径も大きくてよい。しかし、眼の瞳孔は角膜(あるいは眼)の光軸上にあるのではなくわずかに偏心しており、また明るさにより瞳孔径が変化するが、その変化は同心円状に縮瞳あるいは散瞳するのではなく偏心を伴う。縮瞳時には瞳孔の中心が鼻側にずれ、散瞳とともに耳側にずれて角膜の幾何学中心に近づく^{7,8)}(図4)。このような CL+眼の光学系は共軸系ではなく非

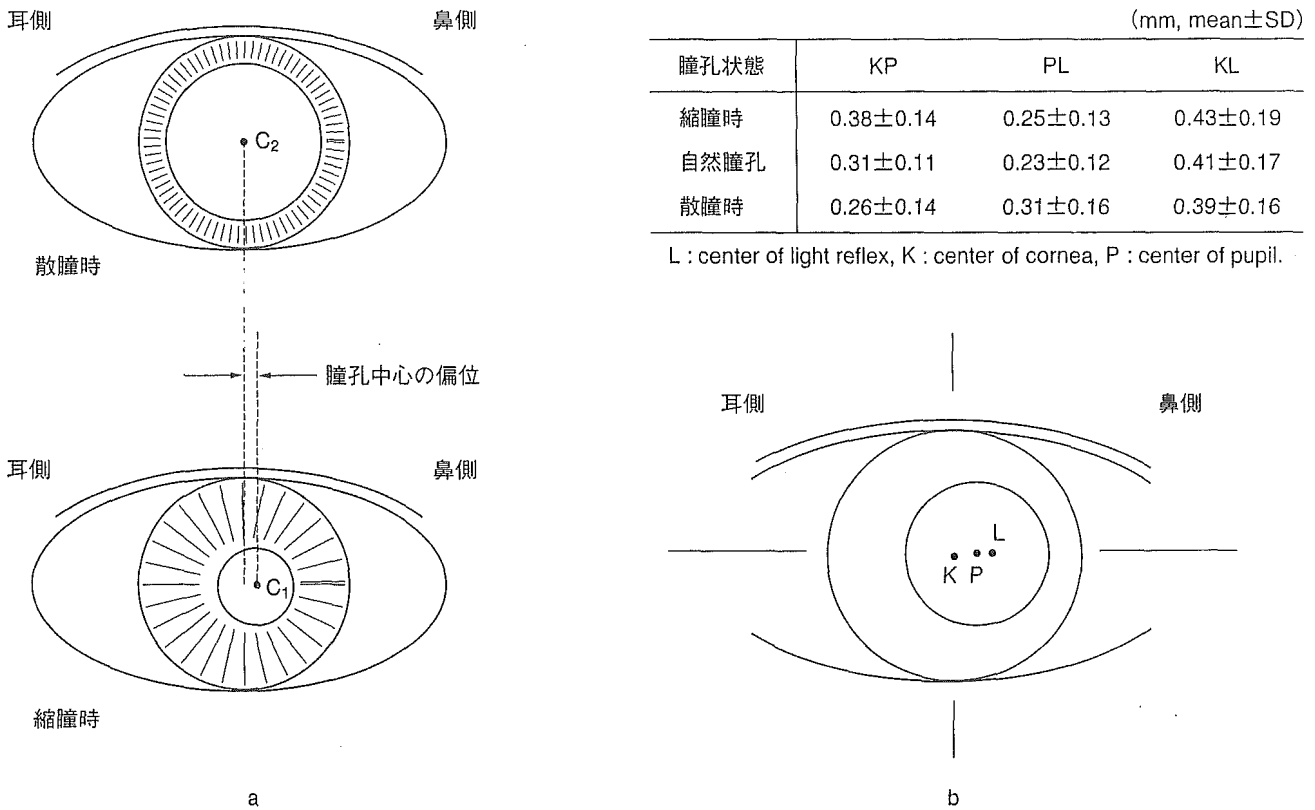


図 4 縮瞳・散瞳に伴う瞳孔中心の偏位

- a : 散瞳すると瞳孔の中心は角膜の幾何学中心に近づき、縮瞳すると瞳孔中心は鼻側へ偏位する。
- b : 各種瞳孔状態による瞳孔中心の偏位の測定結果、および瞳孔中心 (P)、角膜の幾何学中心 (K) および角膜反射像位置 (L) の相対関係の模式図。

共軸の光学系となる。多焦点 CL (もちろん眼内レンズや屈折矯正手術でも問題となる) では、これに対する配慮が必要となる。また、虹彩付きカラー CL でも、装用者の瞳孔の偏心の程度や縮瞳・散瞳間での瞳孔中心の偏心の程度はあらかじめ評価しておくべきである。

また、屈折矯正手術や眼内レンズ挿入術でも角膜のセンタリングは極めて重要であり、角膜の幾何学中心ではなく、瞳孔 (厳密には、入射瞳) 中心に行くことが、術後視機能の観点からも大切である^{10~12)}。

網膜像の拡大・縮小⁵⁾

屈折異常を眼鏡や CL で矯正すると、網膜像の大きさが変化する。未矯正下と矯正下の網膜像の大きさを比較したものを眼鏡倍率 (spectacle magnification : SM) と呼び、標準的な正視眼の網膜像と矯正下のそれを比較したものを相対眼鏡倍率

(relative spectacle magnification : RSM) という。

1. 眼鏡倍率

遠見視標に対して、未矯正眼の網膜像は近視眼でぼけているが、遠視眼では調節により鮮明な像となる。しかし、これらの屈折異常眼の前に眼鏡や CL で矯正すれば、網膜像の基本的な大きさは変化する。この効果を眼鏡倍率と呼ぶ。これは未矯正眼の網膜像と矯正眼での網膜像の大きさの比で定義される。

遠見での SM は次の 2 つの積で与えられる。1 つは「power factor」と呼ばれるもので、レンズの後頂点屈折力とその眼から矯正レンズまでの距離に依存する。もう 1 つは「shape factor」と呼ばれるもので、レンズの前面屈折力とレンズの等価厚み (レンズの厚みをその屈折率で除したもの) に依存する。

1) Power factor

Power factor はレンズが無限に薄いとき、レンズの SM となる。図 5 に示すように、後頂点屈折

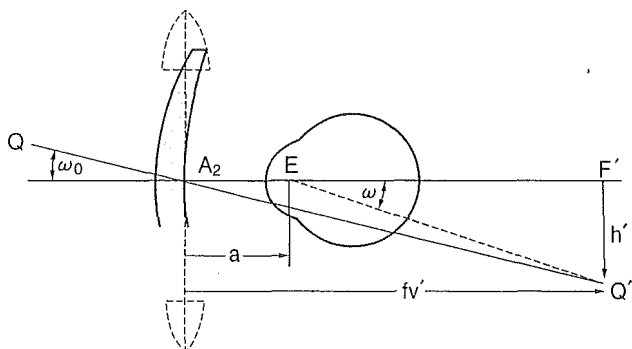


図 5 眼鏡倍率における power factor

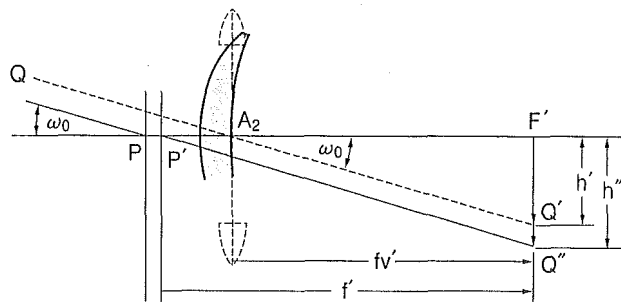


図 6 眼鏡倍率における shape factor

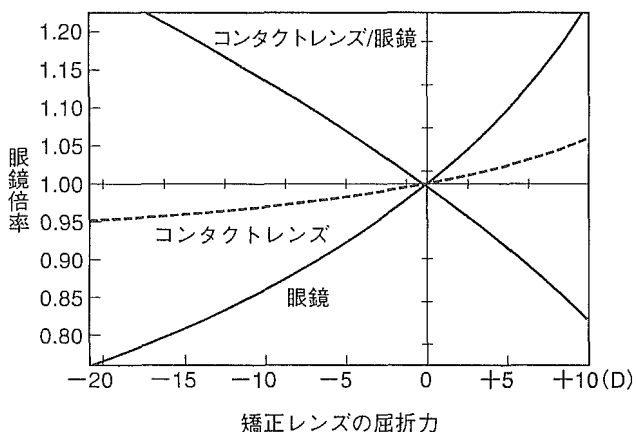


図 7 コンタクトレンズと眼鏡矯正による眼鏡倍率の相違

力 Fv' (後頂点焦点距離 $fv' = \frac{1}{Fv'}$) のレンズを考え、仮にそのレンズの中心厚みを無視してこの Fv' と等しい屈折力を有する薄肉レンズが後頂点位置にあるものとする。このレンズは入射瞳 E から a の距離にある。点 Q は光軸上にある無限遠方の物点で、微小角 ω_0 の大きさとする。この Q の像はレンズによりレンズの像側焦点面 F' 上の Q' にでき、その光軸からの距離を h' とすれば、 $\tan \omega_0 \approx \omega_0$ であるから、

$$\omega_0 = -h'/fv' \dots\dots\dots (17)$$

そして、この像 $F'Q'$ は眼光学系の虚物体となり、入射瞳面に対して ω の角をなすので、

$$\omega = -h'/(fv' - a) \dots\dots\dots (18)$$

となる。網膜像の基本的な大きさは、入射瞳面からの物体のなす角度に直接比例するので、power factor (P) は、 ω と ω_0 の比で与えられ、

$$P = \omega/\omega_0 = fv'/(fv' - a) = 1/(1 - a \cdot Fv') \dots\dots\dots (19)$$

となる⁵⁾。

2) Shape factor

任意の距離にある物体に対して、レンズまたはは光学系で形成される像の大きさはその主焦点距離に比例する。つまり主点屈折力に逆比例する。Power factor を導くのに、実際のレンズ後頂点に位置する薄肉レンズを仮想的に考えた。図 6 に示すように、この仮想的な薄肉レンズにより形成される像の高さ h' は、

$$h' = \omega_0/Fv' \dots\dots\dots (20)$$

となる。しかし、現実のレンズでは、像はその主点 P, P' を通る共役な光線で決定され、これらの光線の光軸となす角度を ω_0 とする。P'F' は主焦点距離 f' であるから、

$$h' = -\omega_0/F \dots\dots\dots (21)$$

ここで、F はレンズの主点屈折力である。ところで、shape factor は、現実のレンズによる像と仮想的な薄肉レンズによる像の大きさの比であるから、

$$S = h'/h' = Fv'/F \dots\dots\dots (22)$$

ところで、後頂点屈折力 Fv' は、

$$Fv' = F / \{1 - (t/n) \cdot F_1\} \dots\dots\dots (23)$$

ただし、 F_1 はレンズ前面の屈折力、 t はレンズの中心厚み、 n はレンズの屈折率である。したがって、shape factor S は、

$$S = Fv'/F = 1 / \{1 - (t/n) \cdot F_1\} \dots\dots\dots (24)$$

で与えられる⁵⁾。この S はレンズの第 1 面が凸面 (つまり F_1 が正) であるすべてのレンズで 1 より大きくなる。

3) 眼鏡倍率の代表的な値

遠見時の眼鏡倍率 SM は、(19) および (24) 式から、

$$SM = PxS = \{1 / (1 - a \cdot Fv')\} \cdot [1 / \{1 - (t/n) \cdot F_1\}] \dots\dots\dots (25)$$

となる。図7に眼鏡とCLの眼鏡倍率の計算結果を図示した。ただし、レンズ後頂点から入射瞳面までの距離 a は 16 mm を仮定した。

4) 近見時の眼鏡倍率

近見時の SM は、遠見時の SM に proximity factor (近接項) を掛けた値で求めることができる。しかし一般にはこの近接項は 1 に極めて近い値であり、特に CL の場合には、ほとんど無視することができる。

2. 相対眼鏡倍率⁵⁾

標準的な正視眼の網膜像の大きさと矯正眼の網膜像の大きさの比で定義されるものを相対眼鏡倍率 (relative spectacle magnification : RSM) という。

ここでは、2つの鮮明な網膜像を比較するので、遠見物体の網膜像がその主点屈折力に逆比例するという原則が利用できる。ここで F_0 を標準的な正視眼の主点屈折力、 $F'v$ を遠用の矯正レンズ屈折力 (薄肉レンズを仮定)、 d をレンズから眼の主点までの距離、 F_e を非正視眼の主点屈折力、 F を非正視眼と矯正レンズを含む合成系の主点屈折力とすれば、

$$F = F'v + Fe - d \cdot F'v \cdot Fe \dots\dots\dots (26)$$

であるから、RSM は、

$$RSM = F_0 / F = F_0 / (F'v + Fe - d \cdot F'v \cdot Fe) \dots\dots\dots (27)$$

となる。

レンズの形状と厚みを考慮に入れるには、shape factor (24) 式を (27) 式に掛けなければならない。RSM は考えている眼の主点屈折力 F_e の値を指定しなければ評価できない。標準的な正視眼の物側焦点距離は角膜頂点から約 15 mm であり、この値は矯正レンズの後頂点位置に極めて近い。仮にこの値が一致しているならば、 $d = -fe = 1/F_e$ であるから、(37) 式は単純に、

$$RSM = F_0 / Fe \dots\dots\dots (28)$$

のように表せる。

ここで、考えている眼が標準的な屈折力 (この場合、 $F_e = F_0$ で、非正視眼は標準的な眼軸長からはずれている、いわゆる軸性屈折異常眼である) を有し、かつ shape factor (S) を無視すれば、RSM は 1 となる (図8)。この結果は、Knapp の法則としてよく知られており、「眼の物側焦点位置に置かれた眼鏡では、その網膜像の大きさが不変」とい

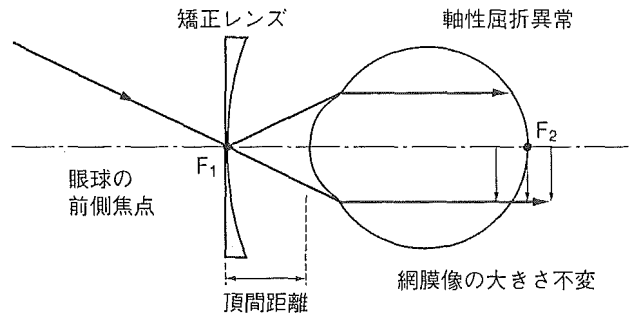


図8 ナップの法則 (Knapp's rule) の成立条件

う誤った解釈で、しばしば間違って引用されている。これは RSM と SM を混乱させ、かつ Knapp の法則の基になっている仮定を無視しているためにほかならない⁵⁾。

RSM の主要な興味は、不同視 (anisometropia) における左右網膜像の不等性の予測にあるが、必ずしも臨床的なものではない。なぜなら、眼の主点屈折力は厄介な実験的な手段でのみ正確に求められるが、ケラトメータは単に両眼の角膜屈折力の差を与えるのみである。両眼の主点屈折力が角膜とほぼ同様に異なると仮定することは妥当であるから、この仮定に基づいて、近似的な主点屈折力 (F_e) が両眼で評価できれば、RSM は (32) 式より計算できる。また屈折異常の局在が単に軸性か屈折性のみによる場合には、以下のように比較的簡単な取り扱いが可能となる⁵⁾。

1) 軸性屈折異常眼

純粹に軸性のみによる屈折異常眼では、その主点屈折力 F_e は標準的な正視眼の主点屈折力 F_0 に等しいので、(27) 式は次式のように変形できる。

$$RSM_A = F_e / (F'v + Fe - d \cdot F'v \cdot Fe) \dots\dots\dots (29)$$

また、この眼の物側焦点距離は、 $-f = 1/F_e$ であるから、

$$RSM_A = \frac{1}{1 - (f+d) \cdot F'v} \dots\dots\dots (30)$$

となり、 $f+d = -p$ の関係を使えば、

$$RSM_A = 1 / (1 + p \cdot F'v) \dots\dots\dots (31)$$

となる⁵⁾。ただし、 p は眼の物側焦点からレンズ後頂点までの距離である。

2) 屈折性屈折異常眼

純粹に屈折性のみによる屈折異常眼では、その主点での屈折異常 (主点屈折度) を K にとすれば、

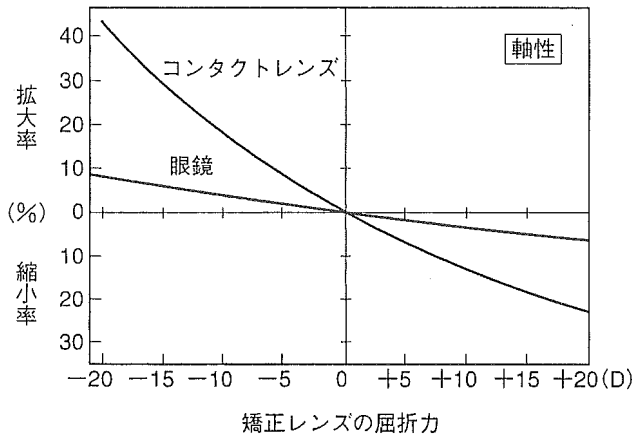


図 9 軸性屈折異常眼での相対眼鏡倍率

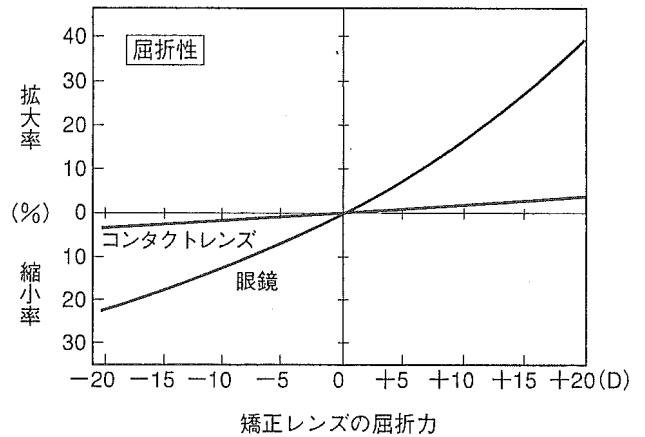


図 10 屈折性屈折異常眼での相対眼鏡倍率

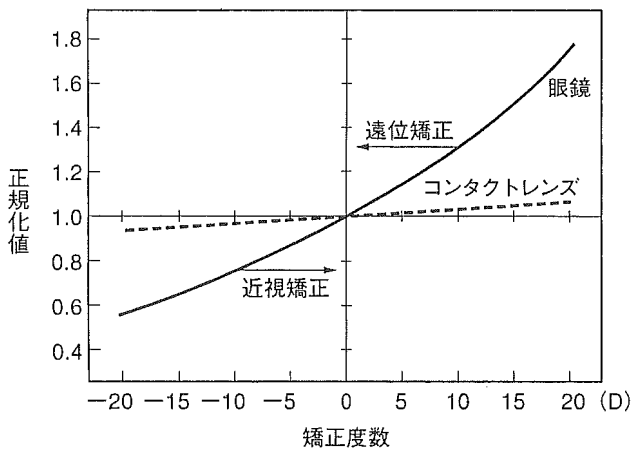


図 11 眼鏡とコンタクトレンズ矯正下での必要調節量の比較
正視眼と比較した値 (正規化値) で示す。

$F_e = F_o - K$ であり, また K と $F'v$ との関係は,

$$K = \frac{F'v}{1 - d \cdot F'v} \dots\dots\dots (32)$$

で与えられるから, (27) 式は,

$$RSM_R = \frac{1}{1 - d \cdot F'v} \dots\dots\dots (33)$$

となる⁵⁾。ただし, d はレンズ後頂点から眼の主点までの距離である。

軸性および屈折性の屈折異常眼における相対眼鏡倍率の結果を図 9, 10 に示す。ただし, 眼の物側焦点とレンズ後頂点間の距離 p は, 3.7 mm (眼鏡) および 15.7 mm (CL) を, またレンズ後頂点から眼の物側焦点までの距離 d は, 13.35 mm (眼鏡) および 1.35 mm (CL) を仮定したものである。

近視眼では, 軸性の場合に網膜像の拡大が起こるが, 拡大率は CL のほうが眼鏡よりも大きくなる。逆に遠視側では縮小率が CL のほうで大きく

なる。また屈折性の場合には近視矯正眼で網膜像の縮小が起こり, 遠視矯正眼では拡大を伴うが, CL のほうが眼鏡よりも縮小・拡大の影響は眼鏡よりも少ない。

調節への影響^{5,10,11)}

1. 屈折異常矯正と調節

調節力の大小は個人差があるが, ほぼ年齢とともに生理的に減少する。ところで, 屈折異常を眼鏡や CL で矯正された眼の調節は, 正視眼のそれとはかなり相違するし, また眼の屈折異常の程度によっても異なる。

屈折力 F_c (D) のレンズ (薄肉レンズを仮定) で遠用矯正された屈折異常眼の眼前 p (m) を明視するのに必要な調節量 X_o (D) は, $P = 1/p$ とおけば,

$$X_o = \frac{-P}{(1 - d \cdot F_c) \{ (1 - d \cdot F_c) - d^2 \cdot P \cdot F_c \}} \dots\dots\dots (34)$$

で与えられ, 近似的には次式のようなになる⁶⁾。

$$X_o \approx -P(1 - d \cdot F_c)^2 \approx -P(1 + 2d \cdot F_c) \dots\dots\dots (35)$$

ただし, X_o は眼の主点での調節量, つまり ocular accommodation であり, 眼鏡面を基準にした spectacle accommodation (X_s) とは異なる。眼鏡面と眼の主点位置との距離を d (m) とすれば, 両者の関係は,

$$X_o = \frac{X_s}{\{ 1 - d (F_c - X_s) \} (1 - d \cdot F_c)} \dots\dots\dots (36)$$

となり⁵⁾, 近視矯正眼では常に $X_o < X_s$ となり, また正視眼に比較して少ない調節量ですむことにな

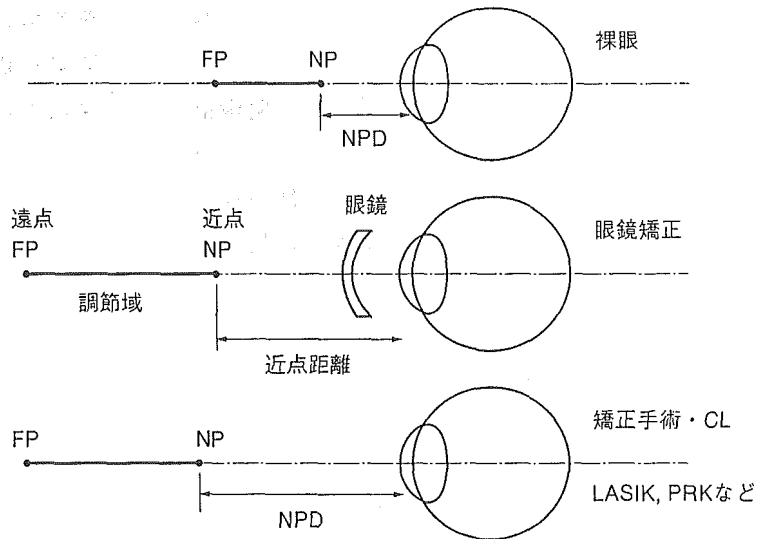
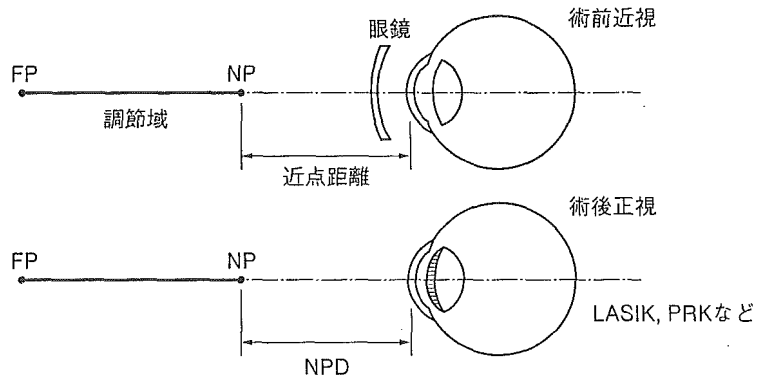


図 12 屈折矯正の違いによる調節域、遠点・近点の相違
FP：遠点，NP：近点，NPD：近点距離。

図 13 角膜屈折矯正手術が術後調節に及ぼす影響

術前の遠点 (FP) と近点 (NP) 間距離，すなわち調節域 (あるいは近点距離 NPD) が術後も同じであれば，角膜屈折力が減少した近視矯正の術後眼は水晶体の屈折力を増加させなければならなくなる。術前後の水晶体調節力が同じであれば，術後の近点 (NP) 位置は必然的に遠ざかることとなる。



る。眼鏡による矯正眼では，この効果は CL による場合よりも大となる。

正視眼と比較した屈折異常矯正眼の必要調節量を図 11 に示す。近視矯正眼で少ない調節ですみ，遠視矯正眼でより多い調節を必要とする。眼鏡に比較して CL 矯正では近視側でより多くの調節が必要で，遠視側で眼鏡より少ない調節ですむことになる⁶⁾。特に，初老の近視眼で眼鏡装用している者が CL に変更した場合，眼鏡より CL で多くの調節を必要とするため，近くの物が見にくくなり老眼が顕著となるため注意が必要であろう。

2. 矯正手術と調節^{10,11)}

眼鏡や CL 矯正されている者が屈折矯正手術を受けた場合，術後の調節にはどのようなことが起こるのであろうか。ここでは角膜の屈折矯正手術 (PRK, LASIK, LASEK など) を考えよう。

角膜切除を行う屈折矯正手術では，角膜での屈折力の増減を行っているため基本的には CL 矯正と同様に考えることができる。近視眼の矯正手術

を受けると，術後ほぼ正視になるため，近くが以前よりも見にくくなることは一般的によく知られている。術前眼鏡矯正されていた眼が，角膜屈折矯正手術を受けると，遠点 (FP) は変わらずとも近点 (NP) は遠ざかる (図 12)。これは前述したように，眼鏡矯正の近視眼は正視眼よりも少ない調節で明視できるため，術前の眼鏡矯正時と同じ近点位置まで術後の正視眼で明視しようとするとき，水晶体の調節は以前よりもその屈折力を増加させなければならなくなるためである。近視矯正では術後に角膜の屈折力が減少しているため，術前と同じ近点位置に調節しようとするならば，水晶体の調節力を以前にも増して増加させなければならない (図 13)。

術前近視眼が矯正手術後正視に近づけば，術後の調節への負担は増加する。これは術前矯正手段が眼鏡でも CL でも同じことである。眼鏡矯正のほうが影響が大きく CL ではその影響は少ない。一方，術前遠視眼では，矯正手術後に正視に近づ

くと術後の調節負担は少なくなる（図 11 を参照）。

調節の観点から矯正手術を考えれば、近視矯正は術後の調節負担が増加し近くが見にくくなりやすく、近方視の満足度は低下しやすく注意が必要となる。遠視矯正では術後の調節負担は軽減するため、近方視への満足度は大きいといえる。これらの効果は、術前の眼鏡矯正眼で大きく、術前 CL 装用者では軽微である。

輻輳の影響⁵⁾

屈折異常を矯正された眼が輻輳するとき、その矯正方法によっては必要な輻輳量は異なる。特に眼鏡と CL では大きく異なり、前述の調節と同様に留意すべきである。特に眼鏡矯正ではレンズのプリズム効果による輻輳量への影響は大きいですが、CL では眼球とともに回旋するので影響は少ない。また、両眼視機能を考えるうえでは、調節と輻輳の両者の影響も大切である。しかし、眼鏡矯正とは異なり CL や角膜屈折手術矯正では、調節や輻輳量はほぼ正視眼並であるため、輻輳調節比もほぼ 1 に近い値となり影響は少ない。

不同視を矯正する場合、眼鏡では頂間距離の影響で、近下方視にプリズム効果（上下方向の）が発生し厄介な複視を伴うが、CL や角膜屈折矯正手術ではこのような問題は回避できる利点がある。しかし、CL 矯正では症例によっては不等像の問題が残存する場合もあるが（相対眼鏡倍率の

項を参照）、屈折矯正手術では不等像や上下方向の眼位の問題は基本的に発生しない特徴がある。これは屈折矯正手術の最大の適応が不同視矯正であるゆえんである。

文献

- 1) Bennett AG: Optics of Contact Lens. Hatton Press, London, 1949
- 2) 保坂明朗: コンタクトレンズの光学的知識. 眼科 Mook No.2 (コンタクトレンズ). 1-18, 金原出版, 東京, 1978
- 3) 湖崎 克 (編): コンタクトレンズの処方と苦情処理. 金原出版, 東京, 1970
- 4) 曲谷久雄: 多焦点コンタクトレンズの現状と未来. あたらしい眼科 7: 999-1008, 1990
- 5) 魚里 博: 近視の光学と眼鏡. 眼科 MOOK No. 34 (近視). 132-148, 金原出版, 東京, 1987
- 6) 西信元嗣 (編): 眼光学の基礎. 51-56, 金原出版, 東京, 1991
- 7) 魚里 博: 眼内レンズ/コンタクトレンズの光学系. O plus E No. 167: 77-83, 1993
- 8) 魚里 博: コンタクトレンズの学術, 光学的概念. 湖崎 克・西信元嗣・加藤桂一郎 (編): コンタクトレンズ診療最前線. 第 2 版. 154-167, 金原出版, 東京, 2000
- 9) 魚里 博: 角膜屈折検査における角膜の換算屈折率. 視覚の科学 18: 9-14, 1997
- 10) 魚里 博・清水公也 (編著): 屈折矯正のプロセスと実際. 207, 金原出版, 東京, 1988
- 11) 魚里 博: 屈折矯正における眼球光学系と視機能検査. 視覚の科学 22: 66-84, 2001
- 12) Uozato H, Guyton DL: Centering corneal surgical procedures. Am J Ophthalmol 103: 264-275, 1987

MEDICAL BOOK INFORMATION

医学書院

Grant's 解剖学図譜 第4版

Grant's Atlas of Anatomy, 9th edition

著 Anne M. R. Agur
訳 山下 廣・岸 清・楠 豊和・岸田令次

●A4変型 頁684 2004年
定価 12,600円 (本体 12,000円 + 税5%)
[ISBN4-260-10076-9]

図譜の見やすさ、わかりやすさで定評ある地位を築いてきた解剖学図譜原書第9版の翻訳。今版はオールカラーとなって登場。ほとんどの図譜が表層から深部へと解剖の段階に沿って新たに描き起こされた。さらにX線写真、CT、MRI画像が充実し、それぞれ対応した断面図も添えられた。細部の仕組みから全体の構造まで初学者にも容易に理解できる。

初期白内障における愁訴と高次波面収差

高崎恵理子*¹ 伊藤美沙絵*² 相澤 大輔*¹ 藤澤 邦俊
鈴木 雅信 魚里 博*² 清水 公也*¹

*¹ 北里大学病院眼科 *² 北里大学医療衛生学部

要約 初期白内障における手術希望者の愁訴と高次収差の関係を検討した。初期白内障があり、矯正視力 0.8 以上の 70 例 95 眼を 2 群に分けた。白内障手術を希望する 48 眼と希望しない 47 眼である。平均年齢は、前群 68±9 歳、後群 66±7 歳であった。眼球光学系全体と角膜の波面収差を測定し高次収差を比較した。手術希望群に羞明、霧視、複重視、色異常についてアンケート調査を行い、愁訴を強度と弱度の 2 群に分けて高次収差を比較した。眼球光学系全体の高次収差は、手術希望群 0.272 μm、非希望群 0.201 μm であり有意差があった (p<0.001)。羞明と霧視の強度群では、弱度群よりも眼球光学系全体の高次収差が有意に高かった (p<0.01)。初期白内障での高次収差は手術希望の有無と関連し、愁訴を客観的に評価できる可能性がある。

Visual disturbance and wavefront aberration in incipient cataract

Eriko Takasaki*¹ Misae Ito*² Daisuke Aizawa*¹ Kunitoshi Fujisawa
Masanobu Suzuki Hiroshi Uozato*² Kimiya Shimizu*¹

*¹ Dept of Ophthalmol, Kitasato Univ Hosp

*² Dept of Orthoptics and Visual Sci, Kitasato Univ Sch of Allied Health Sci

Abstract. Purpose : To evaluate visual disturbance as related to higher-order aberrations in patients with intention to surgery for incipient cataract. **Cases and Method :** A total of 95 eyes in 70 patients entered the study. As inclusion criteria, they had incipient cataract and best corrected visual acuity of 0.8 or over. The series comprised 48 eyes with intention to surgery and 47 eyes without. The ages averaged 68±9 years in the former group and 66±7 years in the latter. Ocular and corneal higher-order aberrations were measured. Patients hoping surgery were asked by questionnaire regarding photophobia, hazy vision, diplopia, and dichromatopsia. The severity of subjective symptoms was graded into two groups. **Results :** Ocular higher-order aberration averaged 0.272 μm in patients hoping surgery and 0.201 μm in those hoping no surgery. The difference was significant (p<0.001). Ocular higher-order aberration was significantly higher in the group with severer photophobia and hazy vision (p<0.01). **Conclusion :** Higher-order aberrations in incipient cataract are related with intention for surgery. The higher-order aberrations may be of help to objectively assess visual disturbance.

Rinsho Ganka (Jpn J Clin Ophthalmol) 58(8): 1543-1547, 2004

緒言

波面センサーの開発により、高次収差が簡便に測定可能となり、さまざまに応用されつつある。近年高次収差は加齢により増加することが報告されている¹⁾。また、高次収差は視力の質を低下させる要因の 1 つであるとの報告がある^{2,3)}。従来白

内障における「見えにくさ」は、主に視力検査で評価されてきた。しかし、実生活ではコントラストの違いも重要であり、視力による視覚の評価だけでは不十分と考えコントラスト感度やアンケート方式による評価が模索されている⁴⁻¹¹⁾。これまでのアンケート調査では白内障手術希望理由として羞明感、近方視困難、霧視感などの愁訴が挙げ

別刷請求先：高崎恵理子 (たかさき・えりこ) 〒228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学病院眼科

Reprints requests to : Eriko Takasaki Department of Ophthalmology, Kitasato University Hospital, 1-15-1 Kitasato Sagami-hara 228-8555, JAPAN