

## 屈折矯正における眼球光学系と視機能検査

魚里 博

北里大学大学院医療系研究科（視覚情報学・眼科学）北里大学医療衛生学部

### Optical System of the Eye and Vision Testing in Refractive Correction

Hiroshi Uozato

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

眼球光学系や眼科臨床検査の原理を正しく理解しておくことは、視機能の評価を行う際や屈折異常を矯正したり視力矯正を行う上で極めて重要である。日常何気なく実施している検査も、その検査方法や装置を正しく理解していなければ、ときとして大きな誤差を持ち込み結果を誤ることすら起こり得る。しかし、眼球光学系や測定原理を正しく理解していれば、測定の正確さや再現性だけではなく手術成績をも高めることは容易である。矯正精度をより高めるためには、最近の白内障や角膜屈折手術も眼球光学系の特性を正しく理解して行うべきである。本論文では、白内障ならびに屈折矯正手術前後の検査に付随する多くの問題点や落とし穴を解説するとともに、その解決方法についても言及する。

(視覚の科学 22: 66-84, 2001)

キーワード：屈折矯正, 眼の光学系, 眼光学, 視機能検査

Proper understanding of the optical system of the eye and the principle of clinical examinations are important to evaluate visual functions and to correct refractive anomalies and/or vision loss. If we utilize equipment or methods without understanding which physical principles and procedures underlie their use, we may introduce large errors into outcomes of cataract and refractive surgeries. However, if we understand how the technology and procedures interface with the optical system of the eye and the principle of optics correctly, it is easy to enhance the accuracy and predictability not only in measurement but also in surgical outcomes. For more accurate correction, recent refractive and cataract surgeries should be performed based on the proper understanding of optical properties of the eye. In this paper, we review a number of problems associated with pre- and post-operative examinations in recent cataract and refractive surgeries, and many pearls to overcome these pitfalls are presented.

(Jpn J Vis Sci 22: 66-84, 2001)

Key Words: Refractive correction, Optical system of the eye, Ophthalmic optics, Vision testing

別刷請求先：228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学医療衛生学部 魚里 博  
(2002年2月10日受理)

Reprint requests to: Hiroshi Uozato, PhD Dept of Orthoptics & Visual Science, Kitasato Univ School of Allied Health Sciences

1-15-1 Kitasato, Sagami-hara 228-8555, Japan

(Received and accepted February 10, 2002)

I. はじめに

視機能の臨床検査は、検査法の発展や各種の新しい検査装置の登場によりますます複雑多岐にわたってきている。また、眼科手術も従来困難であったものが可能になってきたものが多いが、とくに白内障・眼内レンズ（以下 IOL）挿入手術や最近の屈折矯正手術など、その進展には眼を見はるものがある<sup>1-5)</sup>。更に、最近の高齢化社会にあつて、quality of life (QOL) や quality of vision (QOV) への関心の高まりとともに視機能に対する要求も次第に高まりつつある。

そのため、視機能の臨床検査は従来よりもますます重要となつてきている<sup>3-5)</sup>。そこで本稿では、白内障や角膜屈折手術のいわゆる屈折矯正手術における視機能臨床検査の実施上極めて重要な眼球光学系の基礎知識と、代表的な眼科臨床検査での留意点<sup>5-17)</sup>を解説する。

II. 眼球光学系とその特殊性

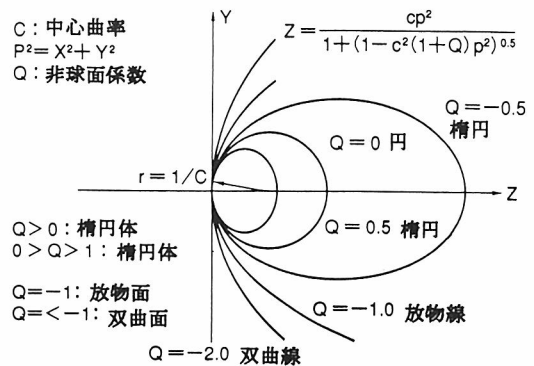
視機能の検査を正しく正確に行うためには、眼の光学系、とくにその特殊性を理解しておくことが大切である。眼の光学系はカメラの光学系によくたとえられるが、厳密には多くの点で異なっている。非共軸、非球面、偏心光学系であるとともに、屈折率分布型レンズや像面（網膜面）湾曲などの特徴を有している<sup>4)</sup>。

角膜の光軸と水晶体の光軸は一般に一致せず、わずかに角度ズレが存在している。臨床的には、プルキンエサンソン像を観察すれば、四つの反射像がずれて見えることから明らかである。そのため眼の光軸はカメラレンズのような共軸光学系ではなく、角膜と水晶体の光軸がずれており、非共軸光学系であるといえる（図1）。

角膜の表面形状は古くから調べられており、中央部のスティープなカーブから周辺部のフラットなカーブ

になだらかに移行していく非球面形状である。非球面係数 Q 値で示せば、人眼の角膜表面の非球面係数は約 -0.26 程度である（図2）。また、角膜の曲率半径 r と Q 値の間には回帰式で  $r = 0.22Q + 7.78$  の関係があるといわれている<sup>4,14)</sup>。水晶体も角膜と同様に単純な球面ではなく非球面形状である。角膜の後面については最近の新しい角膜形状解析装置（オープスキャン<sup>TM</sup>）<sup>10,15)</sup>により、水晶体については前眼部解析装置などにより、臨床評価が可能になりつつある。また、アベロメータや波面センサーの登場で眼球全体の収差や屈折度の分布、あるいは波面収差なども臨床評価が可能になりつつある<sup>18,19)</sup>。

網膜の黄斑中心窩が眼軸よりも耳側に偏心しており、また瞳孔の中心も角膜の幾何学中心からわずかに鼻側に偏心している（図3）。瞳孔の縮瞳・散瞳状態によっても瞳孔中心はわずかではあるが偏位する<sup>4)</sup>。縮瞳時に鼻側へ偏位し、散瞳時には耳側に偏位して角膜の幾何学中心へ近づく。また、角膜と水晶体の光学中心が同軸上にはなくわずかに偏心している。そのため眼の光学系は、カメラレンズのように偏心のない光学系ではなく偏心光学系であるといえる。このことは、



(a)

出典 (年)	非球面係数 (Q 値)
Holden (1970)	-0.4 CL 計算
Lotmar (1971)	-0.286
El Hage & Berry (1973)	+0.16
Townsley (1970)	-0.16 to -0.81
Mandell & St.Helen (1969)	-0.04 to -0.72
Kiely et al (1982)	-0.26 ± / -0.18
	( $r = 7.72 ± / -0.27$ , $n = 176 \text{ eyes}$ )

(b)

図2 角膜の非球面性

(a) 非球面係数 (Q 値), (b) 人眼角膜の Q 値

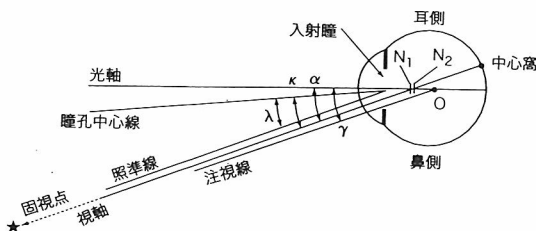


図1 眼球光学系の非共軸性

眼球の参照軸と角度を実際よりも誇張して示す。N<sub>1</sub>, N<sub>2</sub> は第1および第2節点, O は眼球回旋点を示す。

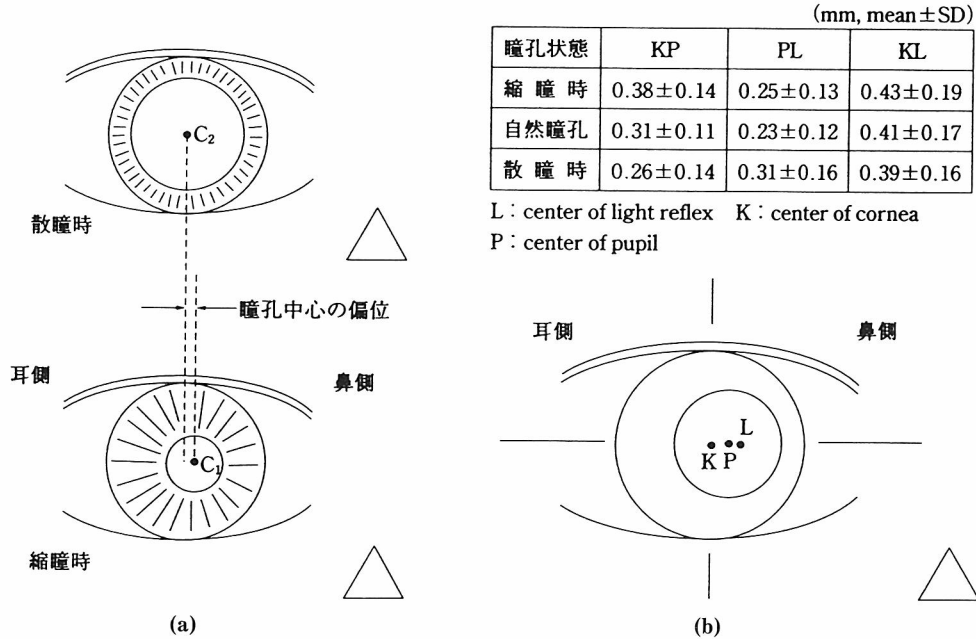


図3 縮瞳・散瞳に伴う瞳孔中心の偏位  
 (a) 瞳孔中心は散瞳すると角膜の幾何学中心に近づき、縮瞳すると鼻側へ偏位する。  
 (b) 各種瞳孔状態による瞳孔中心の偏位の測定結果、および瞳孔中心 (P)、角膜の幾何学中心 (K) および角膜反射像位置 (L) の相対位置関係の模式図。

屈折矯正手術の第1段階で角膜のセンタリングを行う際や角膜の形状検査を行う場合にも極めて重要となる<sup>6)</sup>。

水晶体の前後形状が球面ではなく非球面形状で、かつ屈折率分布が存在することはかなり以前から知られている。また、角膜の屈折率分布が軸上方向に存在することも最近指摘されている。角膜上皮側の実質は1.38、内皮側の実質は1.373と低くなっているようで、実質の含水率の影響が大きいものと考えられる。眼球光学系は単なる球面レンズ系ではなく、非球面で屈折率分布を有しており、眼球全体としてかなりの収差補正がなされている<sup>17)</sup>。

網膜面はほぼ球面の形をしており、カメラのフィルムのような平面ではない。そのため、像面湾曲の収差や非点収差の影響が比較的少ない光学系となっている。

更に眼の光学系は、像が形成される空間(像空間)の屈折率が1.336と高く、物体空間の空気(屈折率1.0)とは大きく異なっていることも、カメラのような光学系とは大きな相違が生じる理由である。

### III. 視機能検査

通常の眼の検査でもそうであるが、各種眼科手術を

受けた眼の光学系は正常眼のものとは大幅に変化していることもあるので、とくに注意が必要である。IOLが挿入された偽水晶体眼や、とくに最近の角膜屈折矯正手術を受けた眼は、外見上通常の有水晶体眼と相違がないように見受けられる。しかし、通常の視機能検査でもこのような眼科手術を受けた術後眼では大きな落とし穴に陥る危険性がある。ここではこのような問題点の代表的なものをいくつか解説する。

#### 1. 視力検査

屈折矯正手術は術後の視力、主に裸眼視力の改善に関心が注がれているが、術後に矯正視力の低下を伴わないことも重要である。視力検査に付随する大きな問題点は二つ挙げることができる。一つは、我が国における視力表と小数視力による評価上の問題であり、もう一つは、屈折矯正手術に由来する網膜像の拡大・縮小効果である。もちろん遠見のみならず近見視力も調節との関連で重要であり、瞳孔径についても留意が必要である。

##### 1) logMAR と視力

術前後の視力を評価する際に、裸眼視力は術後に全例で向上するが、矯正視力はときには手術侵襲により低下することも多い。逆に、術前よりも術後の矯正視

表1 各種視力と最小視角・logMARとの対応表

最小視角 (MAR) 分	logMAR	Snellen 視力			小数視力	対数視力
		4メートル	6メートル	20フィート		
10	+1.0	4/40	6/60	20/200	0.10	-1.0
8	+0.9	4/32	6/48	20/160	0.125	-0.9
6.3	+0.8	4/25	6/38	20/125	0.16	-0.8
5	+0.7	4/20	6/30	20/100	0.20	-0.7
4	+0.6	4/16	6/24	20/80	0.25	-0.6
3.2	+0.5	4/12.6	6/20	20/63	0.32	-0.5
2.5	+0.4	4/10	6/15	20/50	0.40	-0.4
2.0	+0.3	4/8	6/12	20/40	0.50	-0.3
1.6	+0.2	4/6.3	6/10	20/32	0.63	-0.2
1.25	+0.1	4/5	6/7.5	20/25	0.80	-0.1
1.0	0.0	4/4	6/6	20/20	1.00	0.0
0.8	-0.1	4/3.2	6/5	20/16	1.25	+0.1
0.63	-0.2	4/2.5	6/3.75	20/12.5	1.60	+0.2
0.5	-0.3	4/2	6/3	20/10	2.00	+0.3

力が大幅に向上することもある。このような場合に我が国で使用されている視力表では、等間隔の視力配列になっていないために、1段階向上あるいは2段階低下といっても正しい表現とはならない。例えば、0.1から0.2と0.9から1.0への視力向上はどちらも0.1の差であり1段階という表現を用いることが多い。しかし、両者の視力向上は明らかに異なる。

そのため、視力の配列を等間隔にするような工夫(魚里ら, 第60回日本中部眼科学会, 1994年)(logMAR視力表)もなされている<sup>20-23)</sup>。視力(VA)は分単位での最小視角(minimum angle of resolution, MAR)の逆数で定義されている。つまり、 $VA = \frac{1}{MAR}$ である。最小視角の対数をとったものをlogMARとして、1 log単位分を(つまり0.1~1.0の視力間を)10等分した等間隔の視力配列が用いられるようになってきた。つまり、10の10乗根( $10^{\frac{1}{10}} = 1.259$ )を1段階とするとり方である。logMAR視力表では、近似的に約1.25倍あるいは約0.8倍の比率で視標が大きくなるか小さくなるように作製されている。

視力が1.0から術後0.8に低下した場合は、2段階ではなく1段階低下であり、0.1から術後0.2になった場合は、2段階ではなく3段階向上したことになる。

対数視力(log VA)とlogMARとの関係は一見よく似ているが、 $VA = \frac{1}{MAR}$ の関係から、絶対値は同じでも符号が異符号であることに注意されたい、つまりlog VA = -logMARとなる(表1)。

## 2) 網膜像の拡大・縮小効果<sup>24,25)</sup>

網膜像はIOLによりその大きさが変わることはよ

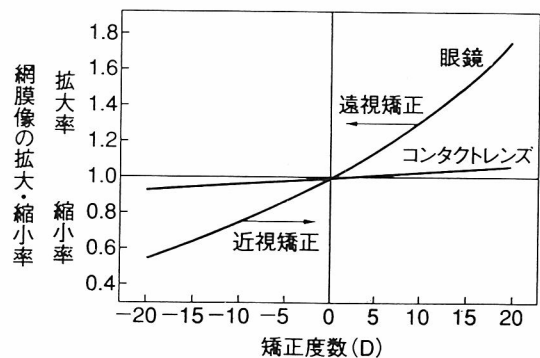


図4 屈折異常矯正による網膜像の拡大と縮小率

く知られている。凹レンズで矯正される近視眼では物が小さく見える。また、レンズの頂間距離を長くすればますます小さくなる。逆に凸レンズで矯正される遠視眼では物が大きく見える。頂間距離を長くすればますます大きく見える。コンタクトレンズ(以下 CL)の矯正では眼鏡ほどの大きな変化はない。屈折矯正手術ではどのようなことが起こるのであろうか?

近視矯正手術では術後正視に近づくので、術前の眼鏡矯正に比べ網膜像はより大きく見える。逆に遠視矯正手術では網膜像は術前よりも小さくなり見にくくなる。術前のCL矯正眼ではこれらの影響は極めて少ない(図4)。

このことは、近視矯正手術後の矯正視力は向上あるいは不変のみで、低下は理論上起こり得ない。また、遠視矯正手術後の矯正視力は低下か不変のみで、視力



向上は理論上起こり得ない。実際には、屈折矯正手術の侵襲が加わって、術後の矯正視力は近視矯正であっても低下するものが増加する。

矯正手術の評価に安全性 (safety index: 術後矯正視力/術前矯正視力) が用いられるが、この指数には、網膜像の拡大・縮小効果が含まれている。そのため、近視 laser in situ keratomileusis (以下 LASIK) では安全係数は 1.0 以上になって当然であり、手術が理想的に行われていれば、1.1~1.2 程度になる。最近の波面収差補正 LASIK (wavefront guided LASIK など) では、収差低減効果による安全係数の上昇よりも網膜像の拡大効果の影響が大きい。ただし、遠視矯正では術後の網膜像が縮小するので、安全係数はたとえ手術が上手くいったとしても 1.0 よりも低くなる (ただし、遠視矯正ではその矯正度数が一般には小さいために網膜像の縮小効果も小さいことが予想される)。

### 3) 近見視力

屈折度に関連する遠見視力のみならず近見視力も重要である。屈折矯正手術後は明視範囲が異なるため、術後の近見視力は中高年齢者では極めて重要となる。近視矯正後に遠くは見えても、近くが見にくくなる場合も多い。若年者であれば十分な調節力を有しており、多少近点が遠ざかっても不満は少ない。しかし、調節力が減退して老視がはじまる対象や術後過矯正の場合では、近見視力の低下を訴える場合もある (後述の 7. 調節検査を参照)。

### 4) 瞳孔径の影響

視力検査は通常明室で行うが、日常の視環境は明るいところから暗いところまで極めて幅広い。通常の検査室でも環境照度を極端に明るくすれば、瞳孔は縮瞳しピンホール効果で視力が向上する場合もある。しかし、暗所での視力は、瞳孔が散瞳し球面収差が増加したり、矯正手術の部分 (radial keratotomy (以下 RK) での切開線) や未矯正部分 (photorefractive keratectomy (以下 PRK) など) が入ってくるために、極度に低下する場合もある。そのため、瞳孔の大きさと環境照度の影響については非手術眼の場合よりも、より十分な配慮が必要となる。

## 2. 屈折検査

### 1) 角膜の屈折検査<sup>10,13)</sup>

角膜を含めた眼の屈折検査は、角膜を舞台とする矯正手術では今まで以上に重要となる。従来から角膜の屈折検査には、ケラトメータ以外に最近の各種角膜トポグラフィ装置 (角膜形状解析装置) も普及して角膜の屈折力、乱視や全体の形状把握も容易になってき

た。しかし、これらの装置はいずれも角膜の表面形状のみの測定から屈折力や乱視を評価している。症例によっては、正しい評価ができなかったり誤差が大きくなる場合もある。とくに角膜の屈折矯正手術を受けた角膜の検査にはとくに注意が必要である。

角膜の前面曲率半径の測定から、角膜の屈折力を推定するため角膜の換算屈折率を仮定しており、通常 1.3375 (keratometric index of refraction) を用いていることが多い。これは、角膜の厚みを無視した単一屈折面での屈折力から角膜系全体の屈折力を推定しているためである。しかし、角膜の換算屈折率は、角膜の前面と後面の曲率半径の比に依存するため、模型眼的な標準的な角膜形状の場合にはほぼ適応できる。角膜前後面の曲率比が平均的な値から大幅にずれている場合、つまり円錐角膜や屈折矯正手術後のような角膜には適応できない。エキシマレーザー PRK や LASIK などのような近視矯正後の角膜では前面の曲率が大幅に偏平化し、後面曲率が不変であれば前後面曲率比は術前の 1.1~1.2 より術後の 1.4~1.5 程度にまで変化し、換算屈折率は 1.31~1.32 程度の値を術後には採用しなければならなくなる (図 5)。このことは、とくに屈折矯正手術を受けた患者が将来白内障手術を受ける場合に問題となる。IOL 度数予測において角膜屈折力 (K 値) は大きな誤差を含み、通常の方法では IOL の度数予測が過小評価され、術後の遠視を伴うことが多い<sup>15)</sup>。

以上のことは、単に角膜の屈折力のみならず、角膜乱視度の評価についても、また屈折矯正手術の矯正量を角膜屈折力から算定する場合にも当てはまり、乱視度や矯正量を過小評価することになるので注意が必要である。

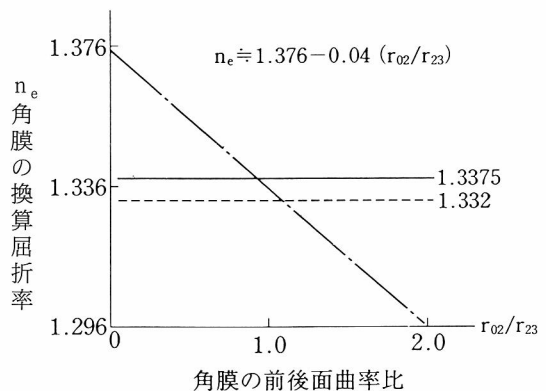


図 5 角膜の換算屈折率に及ぼす角膜前後面曲率比

2) 眼屈折<sup>24,25)</sup>

眼の光学系は、角膜、房水、水晶体、硝子体の透光体のうち主に角膜と水晶体の屈折により網膜上に結像される。この機能を眼の屈折 (ocular refraction) という。眼の調節を働かさないうちに無限遠方からの平行光線が網膜面に結像するものを正視 (emmetropia) といい、それ以外を非正視 (あるいは屈折異常) (ametropia あるいは refractive error) という。それには近視 (myopia), 遠視 (hyperopia) および乱視 (astigmatism) がある。

正視の眼の全屈折力は約 60 D で、そのうち角膜が約 70% の 43 D, 水晶体が残り 30% の約 19 D を受け持っている。眼の屈折異常は主に眼の屈折力と眼軸長 (axial length) の関係で決まる。標準的な眼の眼軸長は約 24 mm 程度である (図 6)。屈折異常を大別すれば、軸性屈折異常と屈折性屈折異常に分けられる。前者は、全屈折力が 60 D の正常範囲であるが眼軸長が長すぎたり短すぎたりする場合である。後者は、眼軸長が 24 mm 程度の正常範囲であるが、眼の屈折力が強すぎたり弱すぎたりする場合である。図 6 に示すように、屈折矯正手術においては軸性あるいは屈折性の対象のいずれが適しているか、また術後の長期安定性に優れているかは不明である。

3) 屈折検査<sup>24,26,27)</sup>

屈折検査は、矯正手術においても極めて重要であ

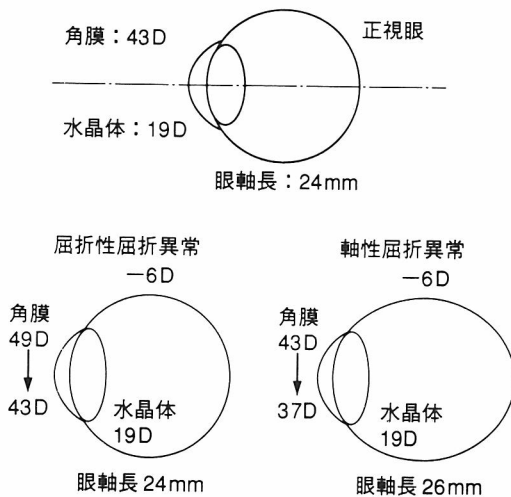


図 6 標準的な正視 (上側) と代表的な屈折異常眼 (下側) の光学系  
-6 D の屈折性屈折異常眼 (左) と軸性屈折異常眼の例を示す。

り、術前後の検査は正確に行うことが必須である。屈折度の決定にあたっては調節を休止させた状態で行わなければならない。調節の弛緩を雲霧法あるいは調節麻痺薬点眼を行って検査することが望ましい。

屈折検査には大別して自覚法と他覚法がある。自覚検査が困難な乳幼児や小児は例外としても、最終的には自覚検査による値を最優先すべきである。一般的には、オートレフメータなどの他覚検査による値を参考にして自覚屈折検査を実施すれば、屈折度の決定は正確で迅速に行える。また、最近のオートレフメータの普及により検影法 (skiascopy, retinoscopy) を実施できる眼科医が数少なくなっているが、検影法は他覚検査の代表格として今日でもその有用性はいかほども低下していない。なぜなら、オートレフメータや自覚検査では検出できないような情報が判明するからである<sup>27,28)</sup>。屈折矯正手術後の屈折検査では、術後増加している眼の収差 (主に球面収差) や不正乱視あるいは屈折度の分布などにより、一様でない光面や影の動き (scissors-shadow or scissors-motion)<sup>29)</sup> などが容易に観察できるからである (図 7)。

また最近では、波面解析の手法により眼球の波面収差や屈折度の空間分布を臨床的に測定できるようになりつつある<sup>18)</sup>。従来のトーリック面を仮定した球面と円柱度数による屈折評価だけではなく、Hartmann-Shack 波面センサーを用いて高次の波面収差による不正乱視などの評価も可能になってきた (図 8)。通常の屈折矯正ではこのデータから直ちに光学矯正することは難しいが、角膜屈折矯正手術では波面収差の測定データから角膜切除を行い、矯正することが考えられている<sup>18,19)</sup>。

4) 屈折度の評価<sup>30,31)</sup>

屈折矯正手術の矯正効果を判定する際に、術前後の屈折度変化以外に角膜屈折検査 (ケラトメータやトポグラフィ) の術前後の差もよく用いられる。屈折度の

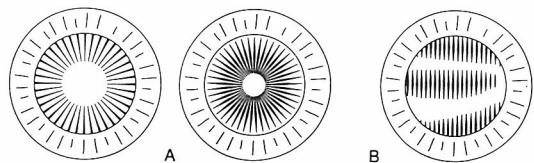


図 7 屈折検査における検影法の有用性  
屈折矯正手術後の検査では、球面収差などの影響 (A) や角膜不整による屈折力分布など (B) で、一様でない光面や影の動きが簡単に観察できる。

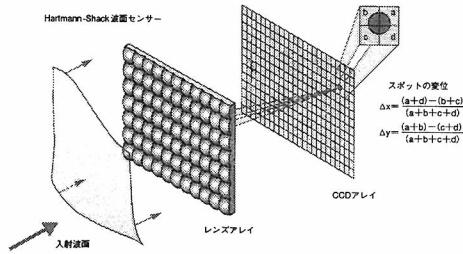
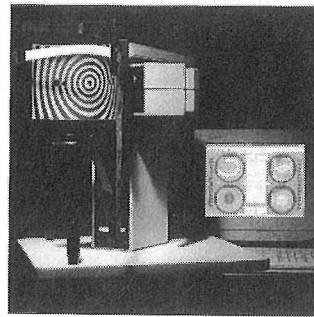


図8 Hartmann-Shack センサーによる眼の波面収差測定  
文献 18) 115 頁より引用。

**ORBSCAN Version 3.0**



- ・角膜前面形状
- ・角膜後面形状
- ・角膜ケラト値
- ・角膜厚み分布

図9 角膜形状解析装置(オープスキャン™)による角膜前後面形状と角膜厚分布

評価は主に眼鏡面での度数で評価されるが、角膜屈折検査では角膜面での角膜屈折力や乱視度で評価される。眼鏡面と角膜面の両者での評価量は一般に相違がある<sup>30)</sup>。

前述したように、角膜トポグラフィやケラトメータでの角膜屈折力や乱視度は、とくに矯正手術後のフラット化した角膜（近視矯正）では正しく評価できていない。約 11% 程度の誤差を含んでいる。更に角膜面上と眼鏡面とは約 12 mm の頂間距離があるため、両者の相違はますます大きくなる。

そのため、屈折度と角膜面での矯正量を混同して用いるべきではない。どうしても角膜面での屈折度を用いたいのであれば、オートレフラクトメータなどの他覚的検査装置での頂間距離のディップスイッチをゼロ（コンタクトレンズモード）にして測定すれば、角膜トポグラフィなどの角膜屈折力からの矯正量と比較検討が容易となる。

5) 調節麻痺下屈折検査と顕性屈折<sup>24)</sup>

近視矯正手術の対象者には、通常の自覚屈折検査（顕性屈折）のみが使われることが多い。調節麻痺下の屈折検査は調節の緩解ができて正確な屈折度が測定できそうに思われる。しかし、瞳孔が散瞳している状態では自覚屈折検査は一般に難しく、かつ正確を期すことは困難である。なぜならば、周辺角膜を通過して瞳孔縁を通る光は屈折矯正ができていない部分であり、近視状態で網膜上に結像する。このような周辺光束と屈折矯正ができていない中央部の光束が一体となるため、あたかも乱視眼のような結像状態に近くなる。そのためボケ像の最も少ない（最小錯乱円のごとき）位置を網膜面に合わせてしまうと、結果的に近視眼のように判定されることになる。このような周辺光束を除くためには、3 mm 程度の人工瞳孔を用いて自覚屈折検査を行う必要がある。一方、オートレフラクトメータのような他覚的な検査装置では、装置内にあらかじ

め 3 mm 程度の人工瞳孔が組み込まれているため、調節麻痺下での検査であっても周辺光束の影響は介入しない。

3. 角膜形状検査

角膜の形状を広範囲にわたって評価することは、屈折矯正手術では必須である。従来から角膜計ケラトメータ（以下 ケラト）が汎用されているが、角膜の中央部の測定であり周辺部を含む広範囲の角膜形状が判明しない。またケラトは、角膜の表面が球面であり強弱主経線がお互いに直交する前提条件が必要である<sup>10,32,33)</sup>。角膜中央部のみの測定であるケラトでは、角膜不正の場合には判明が極めて難しくなる。

そのため最近では、角膜表面の広範囲にわたる形状評価が可能な角膜トポグラフィが利用されている。術後の複雑な形状の評価にも有益であり、矯正量や切除域の判定、センタリングの状態などの評価にも役立つ。プラチドリングを用いて角膜反射像を利用する方式、格子を角膜表面上に投影する方式、更に最近では光学スリットスキャン方式のものも登場している。現在利用されている角膜形状解析装置はほとんどがプラチド方式であり、格子投影方式とともに角膜表面のみの形状解析が可能である。最後のスリットスキャン方式のオープスキャン™は、角膜の前後面と厚みをあわせて解析できる特徴を有する<sup>15,34)</sup>（図9）。

プラチドによるものは、角膜で鏡面反射したリングの像の大きさから角膜上に各点での傾斜（スロープ）を測定し、これから曲率半径や角膜屈折力を算出している。一方、格子投影方式やスリットスキャン方式では角膜への投影像やスリット像を解析することで角膜面の高さ情報を求めている。それから傾斜や曲率などを算出している。そのため、角膜の表面は不正な粗面であっても測定できる。

角膜形状の表示には、mm単位の曲率半径や diopter 単位の屈折力、あるいはある基準面からの高さ情報 ( $\mu\text{m}$  単位) などが用いられる。曲率半径も axial 表示と tangential (instantaneous) 表示と呼ばれるものがある。前者は角膜上のある点と光軸上の角膜頂点を通る球面から曲率中心を光軸上に求めたものである。後者は角膜上のある点の近傍の微小領域から算出された曲率中心から求めたものである。通常の屈折力には axial の方が適するが、将来局所的な屈折 (local refraction) が評価できるようになれば tangential 表示はより有効であり、また滑らかな角膜を仮定できない場合や屈折矯正手術後のような不正な形状の場合には、より有効な表示となる<sup>33)</sup>。このような表示方式の違いやカラーコードのステップの違い、あるいは表示単位の相違により同じ角膜でも異なる印象を受けるので、判断を誤らないように注意すべきである。

プラチドタイプや格子投影方式の角膜トポグラフィは角膜の前面形状のみしか評価できないため、前述した角膜屈折力の評価には十分ではない。角膜の前後面の形状測定を行わないと正確な角膜屈折力の判定はできない。とくに屈折矯正手術後の表面形状の変化を伴った角膜では誤差が大きくなる。このことは、矯正手術後に必要になる白内障手術での IOL パワー予測の際、術後の角膜屈折力 (K 値) でとくに問題となることである<sup>15)</sup>。最近、臨床利用できるようになったスリットスキャン方式の角膜前後面形状解析装置 (オーブスキャン<sup>TM</sup>) は、このような屈折矯正手術での角膜形状の評価のみならず、手術計画にも有用である<sup>15,34)</sup>。

#### 4. 角膜厚検査

角膜厚の検査は角膜屈折矯正手術において極めて重要である。角膜切開による矯正手術 (RK, astigmatic keratotomy (AK) など) や角膜の切除による矯正手術 (PRK, LASIK など) でも必須の検査項目である。通常の角膜厚検査には、主に光学式と超音波のパキメトリーがあるが、その臨床的簡便さから後者の超音波パキメトリーが汎用されている。

正常眼の角膜厚はほぼ角膜中央部で最も薄く、周辺部で厚いメニスカス形状を有している。正確には、角膜中央部よりわずかに耳側に最薄部があるのが普通である。

通常の超音波パキメータでは、角膜の音速値としてほぼ 1,640 m/sec 程度の一定設定値を利用している。この仮定条件が成り立つためには、角膜の含水率が正

常値 (75~80%) にある必要がある。

屈折矯正手術中は、手術用顕微鏡の強い照明光に角膜がさらされるため角膜厚が減少する可能性も高い。また、手術室のように湿度が低く乾燥している場所では角膜厚は薄くなりやすく、湿度や温度環境の異なる外来検査室での角膜厚と異なる場合もある。RK 手術のような場合でも、顕微鏡照明下で角膜を開瞼して放置していると 5 分程度で 7%、10 分間で 13% 程度の角膜厚の減少を生じる。エキシマレーザー PRK, LASIK などのように角膜実質を術中に露出した場合には、角膜上皮のバリア機能がなくなるため更に大きな影響を受ける。顕微鏡照明や手術室の環境による角膜の乾燥だけではなく、角膜への水分滴下のような術中操作も角膜の大きな湿潤化を来し、角膜の大幅な肥厚につながる。このような状態では、手術の矯正精度を低下させる原因にもなる。

このように含水率が変化する場合には、一定音速値 (例えば、1,640 m/sec) を用いる超音波パキメータでは測定された角膜厚は過大評価 (含水率が高くなると) されたり過小評価 (含水率が低くなると) されたりすることを念頭におくべきである<sup>35-38)</sup> (図 10)。

光学式のものでも、角膜の含水率が変われば超音波と同様に屈折率が異なるため、測定される角膜厚に誤差が含まれることになるが、超音波の音速の変化よりは影響は少ないと思われる。最近では、角膜厚の分布を広範囲にわたって一度に測定可能な装置 (オーブスキャン<sup>TM</sup>) も利用できるようになってきた。超音波パキメータのように測定部位が約 2 mm 径の点計測であるため、角膜の全域での厚み分布を求めることは容易ではない。オーブスキャン<sup>TM</sup> では角膜の前後面の同時計測から角膜厚の広域分布を評価できる特徴があり、角膜の屈折矯正手術では極めて有用な情報を提供

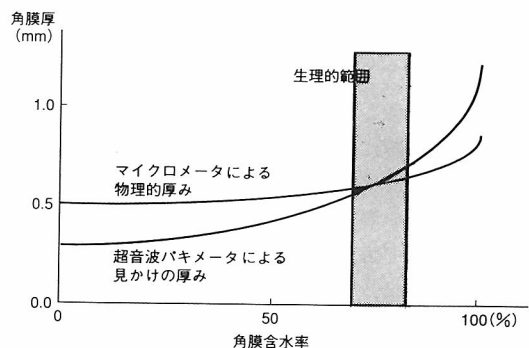


図 10 超音波パキメータ角膜厚測定における含水率の影響

してくれる<sup>10,34)</sup>。

術中の角膜厚計測は超音波パキメータが基本であるため、角膜の含水率の実測やコントロールが困難な現状では、手術の迅速化、顕微鏡照明下の角膜実質露出時間の短縮化、角膜実質への不適切な水分滴下を避けること、顕微鏡照明の強さをできるだけ下げること、手術室内の温度や湿度の適正化をはかること、などが重要である。

眼軸長の評価は主に超音波 A モードによって行われている。超音波の振動周波数は 10~20 MHz であるが、音速値が眼内組織とくに白内障の程度によって大きく異なることもあり、臨床的な精度は約 0.1 mm 弱といえる。とくに IOL を挿入された偽水晶体眼や硝子体をシリコンで置換された眼の眼軸長測定は、通常の設定音速 (1,550 m/sec) では正しい評価ができない。

最近では、光干渉に基づいた非接触式の眼軸長測定装置 (IOLMaster™) も開発されている<sup>39)</sup>が、超音波方式の音速による影響と同様な屈折率の影響が問題となる。眼内組織の屈折率変化は一般的に小さく、超音波音速ほどの影響はないと思われる (魚里ら, 第18回関東眼科学会, 2001年)。眼軸長が非接触で臨床的に簡便に評価できるようになれば、第1次屈折要素である眼軸長や屈折面位置の評価から相対的な屈折度だけではなく絶対的な屈折力の臨床評価ができ、より詳細な視機能評価や IOL 度数予測にも貢献できるものと思われる。

### 5. 角膜内皮細胞計測

屈折矯正手術では角膜の内皮障害が少ないことが望まれる。従来は接触型のスペキュラーマイクロスコプが利用されていたが、計測に熟練を要し検査に時間を費やしていた。最近では非接触式のものも普及しており、簡便に測定できるようになってきた。

エキシマレーザーの照射により角膜内皮細胞に与える影響についてはいくつかの報告があるが、従来の RK 手術に比較して、角膜内皮細胞密度の減少はみられず、内皮細胞にはほとんど影響を与えないといわれている<sup>40,41)</sup>。しかし、照射後数週間後にはデスメ膜に電子密度の高い層が認められ、徐々に消失していくことも確認されている<sup>42)</sup>。エキシマレーザーが角膜に照射される際には、熱の影響以外にも衝撃波が生じ内皮細胞側へのなんらかのストレスが加わっているものと考えられる<sup>43)</sup>。

角膜内皮細胞計測におけるもう一つの問題は光学的なものである。とくに屈折矯正手術前後の角膜形状が

大幅に変化することによる。角膜の形状が変化した術後の内皮細胞検査では、ときには術後の細胞密度に有意差は認められないが見かけ上増加している場合もある。そのため、術前後の細胞密度変化を検討する場合には角膜形状の変化についての配慮が必要である<sup>44)</sup>。

RK のように角膜の曲率のみが変化する場合、角膜厚のみが変化する場合、phototherapeutic keratectomy (以下 PTK) と PRK, LASIK のように角膜曲率と角膜厚が同時に変化する場合がある。角膜厚や角膜曲率のみが単独に影響する場合の、細胞密度への影響はたかだか 1%以下であり、臨床的に無視することができる<sup>44)</sup>。しかし角膜厚と曲率が同時に大きく変化する場合 (PRK, LASIK など) には、見かけの増加率 (近視矯正で) が約 3%程度にも及ぶ<sup>44)</sup>。角膜内皮細胞密度の測定誤差やバラツキは一般に大きいいため、統計学的には術前後の有意差が認められない場合が多い。しかし、屈折矯正手術により内皮細胞への手術侵襲は上記の光学的影響のために多少少なく見積もられていることも事実である。

この影響について我々の解析結果<sup>44)</sup>から、角膜中心厚を  $t$ 、角膜前面から内皮細胞像 (角膜屈折による虚像) までの距離を  $t'$ 、角膜前面の曲率半径を  $r$ 、角膜前面の屈折力を  $K$ 、角膜実質の屈折率を  $n$  とし、術前の値にはサフィックス 1 を、術後にはサフィックス 2 を付けるものとする。術前の角膜レンズによる内皮細胞像の倍率  $M_1$ 、術後の内皮細胞の像倍率  $M_2$  より、術前後の像の倍率比  $R$  は

$$R = \frac{M_2}{M_1} = \frac{\left\{ 1 + \left( \frac{t_1}{n} \right) \cdot K_1 \right\}}{\left\{ 1 + \left( \frac{t_2}{n} \right) \cdot K_2 \right\}} \dots\dots\dots(1)$$

で与えられる。ここで、 $\Delta t = t_1 - t_2$ 、 $\Delta K = K_1 - K_2$  とおけば、

$$R = 1 + \left( \frac{1}{n} \right) \cdot (t_1 \cdot \Delta K + \Delta t \cdot K_2) \dots\dots\dots(2)$$

の関係が近似的に成り立つ。

RK のように角膜の曲率のみが変化する場合には、 $\Delta t = 0$ 、 $t_1 = t_2 = t$  とおけば、

$$R_{RK} = 1 + t \cdot \left( \frac{\Delta K}{n} \right) \dots\dots\dots(3)$$

となり、RK による近視矯正では  $\Delta K > 0$ 、 $t < 0$  と考えているため  $R < 1$  となり、術後の内皮細胞は術前より小さく撮影され、細胞密度は見かけ上増加する。

PTK のように角膜厚のみが変化する場合には、 $\Delta K = 0$ 、 $K_1 = K_2 = K$  とおけば、

表2 強度近視矯正手術後の角膜内皮細胞密度に及ぼす形状変化の影響

角膜の矯正量 (D)	角膜中心厚の変化 (切除深度) ( $\mu\text{m}$ )		
	100	200	300
10	1.49%	2.17%	2.84%
20	2.17	2.69	3.22
30	2.84	3.22	3.60

内皮細胞密度の見かけ上の増加率を示す。角膜屈折率  $n=1.376$ , 角膜屈折力  $K_1=55\text{ D}$ , 角膜厚  $t_1=0.55\text{ mm}$

$$R_{\text{PTK}}=1 + \left(\Delta t \cdot \frac{K}{n}\right) \dots\dots\dots(4)$$

となり, RK と同様  $R < 1$  となり, 術後の内皮細胞は縮小されて, 細胞密度は見かけ上増加する。

PRK や LASIK のように角膜曲率と厚みがともに変化する場合には, 術前後の像の倍率比は (2) 式で与えられる。例えば角膜厚が  $0.1\text{ mm}$  薄くなり, 角膜屈折力が  $10\text{ D}$  減少すれば,  $R=0.995$ ,  $\frac{1}{R^2}=1.01$  となり, 内皮細胞密度は約  $1\%$  見かけ上増加することになる<sup>44)</sup>。最近の内皮細胞解析装置でも細胞密度の測定誤差は約  $3\sim 4\%$  程度あるため<sup>45)</sup>, 術前後の細胞密度の変化には有意差が認められないことが多い。しかし, 屈折矯正手術による角膜厚の変化が大きいほど, また曲率の変化が大きいほど内皮細胞数は見かけ上増加するため, LASIK など強度近視の矯正を実施する場合には無視できなくなる場合もあり, 角膜内皮の評価には注意が必要である (表2)。

一方, 接触型の方式では特殊な CL を使用するため, 角膜曲率やその術後変化の影響を受けにくい。この場合には, 角膜厚の変化 ( $\Delta t$ ) のみの影響を受けるため, エキシマレーザー PTK の場合と同様に, (4) 式で与えられる。そのため強度近視矯正の場合でも, 角膜内皮細胞密度への影響は非接触型よりも小さく, 臨床的には無視することができる。

6. 眼圧検査

眼内圧を正しく把握することは, 緑内障のみならず屈折矯正手術でも極めて重要である。眼圧の術前検査は屈折矯正手術の適応を考える上でも重要である。また, 屈折矯正手術では術後に局所あるいは全身に副腎皮質ステロイド薬 (以下 ステロイド) を使用することが多く, その副作用として眼圧が上昇することも多い。ステロイド使用による眼圧上昇は, PRK 術後  $0.1\%$  dexamethasone 点眼の4週間以上の使用で,  $12\%$  の症例に有意な眼圧上昇があったと報告されている<sup>46)</sup>。

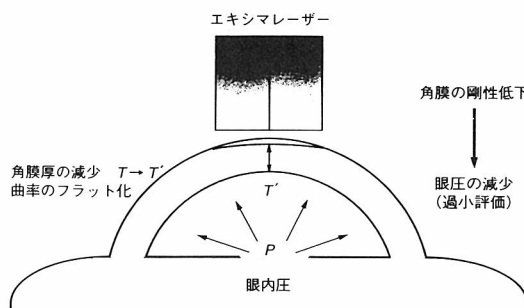


図11 眼圧測定に及ぼす角膜形状変化の影響

角膜の屈折矯正手術を行うと術後の眼圧の評価が正しくできないことが多い。これは, 術後の角膜形状変化による影響が大である。従来の角膜切開による RK などと比べて最近のエキシマレーザー PRK や LASIK などでは角膜の術後強度は十分に保たれていると一般に考えられている。しかし, 眼圧測定のような微小な変形を伴う場合においてさえ, 術後の角膜剛性や形状の変化がわずかであってもかなりの影響が生じる<sup>11,12)</sup>。

魚里らは球殻シェルモデルを用いた力学的検討から, 角膜形状が修正された屈折矯正手術後の眼内圧が正しく評価できないことを示し, 近視矯正では眼圧が過小評価される危険性を指摘してきた<sup>11,12)</sup> (図11)。

また我々の臨床試験データの調査から, PTK 19 眼では, 角膜厚の平均切除は  $78\ \mu\text{m}$  で, 眼圧は術前  $12.8\text{ mmHg}$  から術後  $9.9\text{ mmHg}$  へ平均で約  $3\text{ mmHg}$  低下していた。また PRK 25 眼では, 角膜中心厚の平均切除が  $54\ \mu\text{m}$  (平均矯正  $-6\text{ D}$ ) で, 眼圧は平均で約  $2\text{ mmHg}$  (術前  $12.1\text{ mmHg}$  から術後  $10.0\text{ mmHg}$ ) 低下していた。角膜の中心厚の減少と角膜曲率の平坦化の両者が術後眼圧の過小評価に関係していた<sup>11,12)</sup>。

Schipper らの PRK 64 眼 (平均矯正量  $-6.4\text{ D}$ , 角膜中心厚の平均減少  $49\ \mu\text{m}$ ) でも Goldmann のアプラネーショントノメータで角膜中央部と周辺部での眼圧が術前には有意差は認められなかったが, 術後では中央部の眼圧が  $2\sim 3\text{ mmHg}$  低く測定されている<sup>47)</sup>。

また, Chatterjee らの  $1,320$  眼に及ぶ PRK 症例では<sup>48)</sup>, 術後眼圧はその矯正量に比例して低く測定され, 直線回帰では, 眼圧低下  $= 1.9 - (0.4 \times \text{近視矯正量})$  と報告している。また, 最近の LASIK 手術でも同様に, 矯正量あるいは切除深度に比例して術後眼圧が過小評価されているとの報告もある<sup>11,12,47-54)</sup>。



各種の矯正手術でどの程度の術後眼圧の過小評価が起こっているのでしょうか？ RK では約 1 mmHg/−3 D, PRK では約 2 mmHg/−6 D, PTK では約 3 mmHg/80μm, LASIK では約 3.5 mmHg/−7 D 程度の眼圧過小評価が認められる<sup>11,12,47-54)</sup> (表 3)。

近視矯正では、術後に角膜のフラット化と角膜厚の減少が生じるために、術後眼圧が有意に低く測定される(過小評価)。また、術後のステロイド反応による眼圧上昇も低く見積もられて見過ごされる危険性もある。術前眼圧が比較的高い症例を矯正手術した場合、術後眼圧が低く測定されて正常範囲内にあると安心する危険性もある。

また、最近有望視されている各種の矯正手術のなかの、角膜実質内への移植を行う intracorneal ring

(ICR) や intrastromal corneal lens (ISCL) などでは、術後の角膜の剛性が極めて高くなり、術後眼圧も極めて高く評価(過大評価)されたり、眼内圧を正しく測定できないことも危惧される。

いずれにしても、角膜を通して眼内圧を推定する今日の眼圧測定法では、角膜の形状によっても影響を受けやすく、とくに角膜形状を大幅に修正する屈折矯正手術では術後眼圧の評価が極めて難しくなるため、術前の検査よりもより慎重に行い、適切な評価を心掛ける必要がある。

7. 調節検査

1) 矯正レンズによる影響

調節力の大小は個人差が認められるが、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 によって矯正された眼の調節は、正視眼のそ

表 3 屈折矯正手術後の眼圧低下(過小評価)の報告例(文献 53)より改変)

使用眼圧計	PRK			LASIK				
	NCT		GAT	NCT		GAT		
報告者	Chatterjee, et al	Cennamo, et al	増田, 他	Faucher, et al	Mardelli, et al	増田, 他	Emara, et al	Fournier, et al
術前眼圧 (mmHg)	13.0 (3.3)	16.1 (3.85)	14 (2)	16.0 (2.67)	14.6 (2.6)	14.1 (2.2)	16.1 (2.9)	15.5 (2.6)
術後眼圧 (mmHg)	9.6 (3.3)	13.2 (3.14)	12 (3)	13.7 (2.02)	13.6 (2.5)	10.7 (1.9)	13.6 (3.3)	13.6 (2.7)
術後眼圧低下 (mmHg)	3.5 (2.7)	2.9	2	2.4 (3.02)	1.0 (2.8)	3.4	2.5 (2.7)	1.9 (2.9)
屈折矯正された等価球面度数 1 D 当たりの眼圧低下 (mmHg/D)	(0.4)*	0.58**	(0.4)*	0.31	0.30	—	—	0.32
切除角膜深度 100μm 当たりの眼圧低下 (mmHg)	—	10.0	(6)*	3.27	4.35	—	3.2	2.4
Transition [ablated] zone (直径) (mm)	6.5~7.5	[5.0]	—	—	[5.0]	—	[5.5~6.6]	5.5~7.0***
術後眼圧評価時期	平均 34.9週	9カ月	—	5カ月~2年	12カ月	—	3カ月	1カ月

平均値(標準偏差)

\* : 回帰直線の勾配から算出。それ以外は矯正等価球面, 術後角膜厚変化から計算

\*\* : 対象眼は矯正等価球面度数 1~5 D としているので, 1 D 当たりの眼圧低下は 0.58 mmHg 以上となる

\*\*\* : Fournier は, 145 眼のうち 126 眼が 5.5~7.0 mm の範囲であったとしている

— : 横線箇所は文献に記載されず

PRK: excimer laser photorefractive keratectomy, LASIK: laser *is situ* keratomileusis, NCT: non contact tonometer, GAT: Goldmann applanation tonometer



れとはかなり相違するし、また眼の屈折状態によっても異なる<sup>25,55,56)</sup>。それでは、屈折矯正手術を受けた場合には、術後の調節機能に影響はあるのだろうか？

まず、術前の屈折異常による調節への影響を考えよう。屈折力 $F_c$  (D) の矯正レンズ (薄肉レンズを仮定) で遠用矯正されている屈折異常眼が眼前  $p$  (m) を注視するのに必要な調節量  $X_c$  (D) は、 $P = \frac{1}{p}$ ,  $d$  (m) を矯正レンズから眼の主点までの距離とすれば、近似的に次式のようなになる<sup>25,55)</sup>。

$$X_c = -P(1 + 2d \cdot F_c)$$

眼鏡レンズでは、 $d$  は約 14 mm, CL では約 2 mm 程度であるから、眼鏡レンズの方が CL よりも調節への影響が大きいことがわかる。正視眼では  $F_c = 0$  であるから、眼前  $p$ メートルを明視するには  $P (= \frac{1}{p})$  ディオプターの調節が必要である。屈折異常矯正眼では、矯正レンズの度数  $F_c$  とレンズ-主点間距離  $d$  によって調節量が異なる。正視眼に比して、近視矯正眼では調節は少なくてもよく、遠視矯正眼では多く必要となる。

このことは、調節力が衰えて老視が出現しても、眼鏡により矯正されている近視眼は、正視眼よりもまた CL 装用眼よりも少ない調節量で明視できるため、実害は少ない。一方、眼鏡矯正されている遠視眼では、正視眼よりもまた CL 装用眼よりも大きな調節量が必要となるため、かなり早い段階から老視が出現する。

2) 屈折矯正手術の調節への影響<sup>56)</sup>

近視眼の屈折矯正手術を受けると、術後正視に近づくため、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、角膜の屈折矯正手術を受けると、遠点 (FP) は変わらなくても、近点 (NP) は一般に遠ざかる (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量で明視できるためで、眼鏡矯正時と同じだけの近点距離まで術後の正視眼で明視しようとするれば、水晶体の調節量は以前よりも増加しなければならない。近視矯正では術後に角膜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れば、水晶体の屈折力を以前にもまして増加させなければならない (図 13) ことから明らかである<sup>4,56)</sup>。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。これは術前の矯正手段が眼鏡でも CL でも同じである。眼鏡矯正の方が影響が大きく、CL ではその効果は小さい。一方、術前遠視眼では、矯正

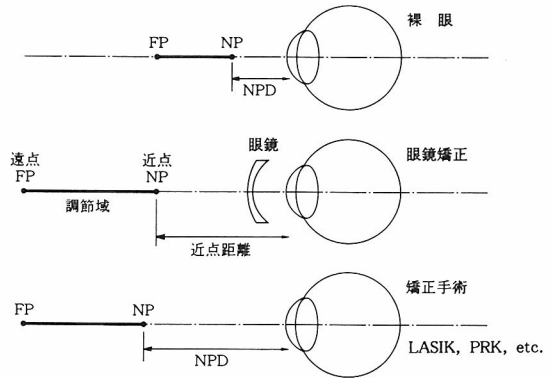


図 12 屈折矯正の違いによる調節域、遠点・近点の相違

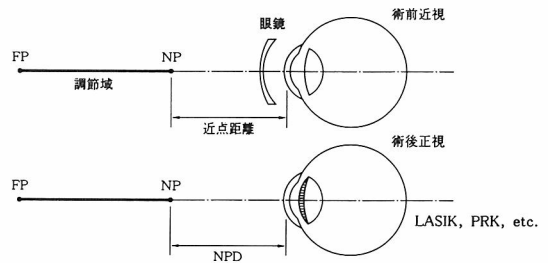


図 13 角膜の屈折矯正手術が術後調節に及ぼす影響  
術前の遠点 (FP) と近点 (NP) 間距離、すなわち調節域 (あるいは近点距離 NPD) が術後も同じであれば、角膜屈折力が減少した術後眼は水晶体の屈折力を増さなければならなくなる。術前後の水晶体調節力が同じであれば、術後の近点 (NP) 位置は必然的に遠ざかることになる。

手術後正視に近づくと、術後の調節負担は以前より少なくなる。

調節の観点から屈折矯正手術を考えれば、近視矯正手術は調節負担が増して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い。一方、遠視矯正手術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。これらのことは、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。そのため、術前における患者への教育やインフォームドコンセントを行う際に、術後の調節への影響を十分説明しておく必要がある。

8. 視野検査

1) 中心視と周辺視

我々が患者の眼をみると、真の瞳孔や虹彩がみえるのではなく、角膜屈折による虚像をみている。実際の瞳孔の角膜屈折による虚像は眼の入射瞳 (entrance pupil) と呼ばれており、Gullstrand の模型眼の数値を用いれば、実際の瞳孔よりも約 0.5 mm 検査側に近

づいて、かつ約13~15%拡大されて観察される。この入射瞳は、実際の瞳孔を通過する光線を決定する際の指標に用いるべきものである<sup>6,25)</sup>。

患者の眼が固視した点からの光線は眼球全体に達するが、入射瞳に入る光線束のみが眼内に入る。したがって固視点と入射瞳の中心を結ぶ線上に中心を有する入射瞳と重なっている角膜領域のみが、その固視点を見るのに使用されている角膜である。この線は照準線 (line of sight) と呼ばれ、幾何光学における中心窩に達する光線束の代表光線あるいは主光線 (chief ray) に相当する。したがって、光学的な特性に関する限り、角膜手術における光学領 (あるいは切除域) の望ましい中心の位置決めは、照準線と角膜の交点

(visual center と呼ばれる) になされるべきである<sup>9)</sup>。

入射瞳と重なる角膜部分にいかなる角膜の不正や瘢痕が存在しても不正な屈折やグレアを引き起こす。一方、入射瞳より周辺部での不正や瘢痕は、網膜中心窩に達する光には影響を及ぼさない。RK における場合 (図14)、角膜の光学領 (optical zone) が瞳孔 (入射瞳) 径よりも大きければ、中心窩へのグレア光の影響は認められない。逆に、瞳孔径の方が光学領よりも大きくなれば、中心窩へグレア光が達するようになる。明所視で瞳孔径が小さい場合よりも、薄明視や暗所視で瞳孔径が大きくなる場合にグレア障害が伴い、コントラスト感度をも低下させることになる<sup>7)</sup>。

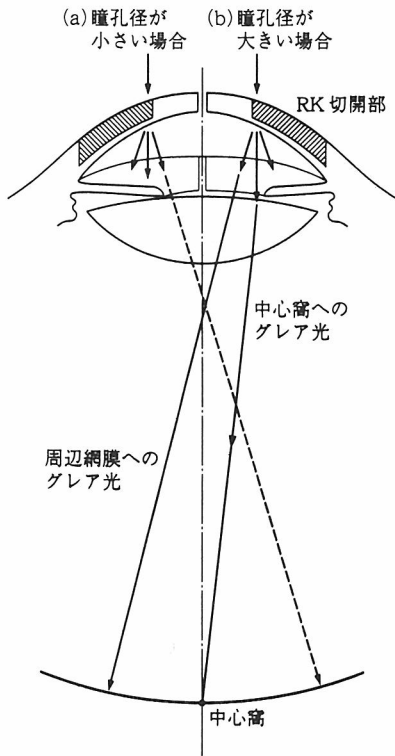


図14 RK (放射状角膜切開術) でのグレアによる視野への影響

- (a) 角膜の光学領が瞳孔径よりも大きい場合には、中心窩へのグレア障害は出ない。グレア光はほとんどが周辺網膜上に達するため、中心視への影響はない。
- (b) 角膜の光学領が瞳孔径よりも小さい場合や、夜間のように瞳孔径が光学領よりも大きくなる場合には、グレア光は中心窩にも達するため、中心視への影響が出る。

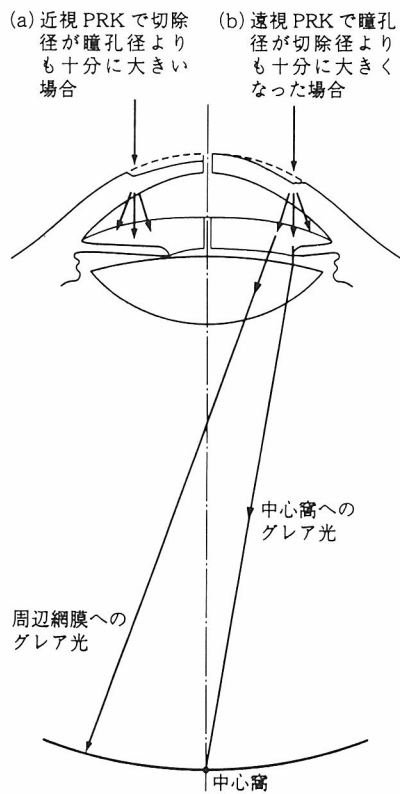


図15 エクシマレーザー PRK (あるいはLASIK) でのグレアによる視野への影響

- (a) 近視 PRK で切除径が瞳孔径よりも大きい場合、移行帯の境界領域からのグレア光は中心窩に達せず、周辺網膜に到達する。
- (b) 遠視 PRK で瞳孔径が切除径よりも大きく散瞳した場合や切除径が瞳孔径よりも小さい場合には、中心窩に達するグレア光が存在する。

同様なことは、エキシマレーザー PRK や LASIK でも起こる (図 15)。切除域が入射瞳径と同じであるか小さくなれば、切除域の境界部、移行帯の不規則部分からのグレア光が中心窩に影響を及ぼし、中心視力への障害が出はじめる。そのため、切除径は瞳孔 (入射瞳) 径よりも十分に大きくとる必要がある。

もしも、光学的に重要な角膜の領域が入射瞳と重なる部分のみであるならば、なぜ角膜はそんなに大きいのか? それは、視野の周辺部からの光が入射瞳に入るために角膜の周辺部を通過しなければならないためである (図 16)。したがって、角膜周辺部での不正や瘢痕は、周辺視での不正なボケやグレアの原因となる。患者が、固視点を中心とするかなりの視野でグレアの生じない視覚を得るためには、入射瞳よりも大きな角膜光学領や切除域が必要となる。光学領が大きくなればなるほど、グレアの生じない視野の広さが大きくなる。光学領がいかに大きくても、固視点を中心とする領域にグレアの生じない視覚を得るためには、光学領は照準線を中心に確保されるべきである<sup>6)</sup>。

2) グレアと視野への影響

グレアが生じない中心視および周辺視のための角膜光学領のサイズ<sup>6,57)</sup>を考えよう。ここでは、近軸領域を仮定し、角膜は薄肉レンズで球面形状を仮定する。また、涙液レンズの影響を無視することにする。グレアの生じない視野の大きさ (視野角の半分 ( $\delta$ )) と、

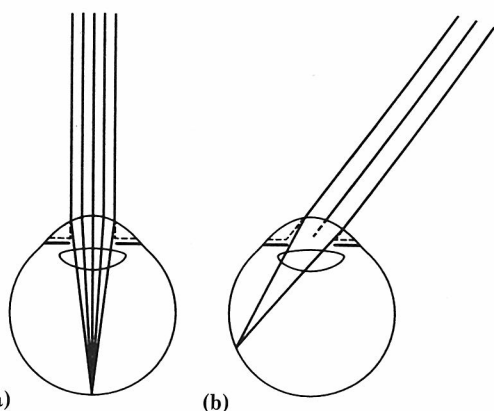


図 16 中心視 (a) と周辺視 (b) における結像にあずかる角膜領域の相違  
中心視 (a) では、中心窩に達する光線は入射瞳を覆う角膜の中央部分のみを通過する。一方、周辺視 (b) では、入射瞳に達する角膜周辺部を通る光線も結像に関係する。角膜周辺部の不整や瘢痕あるいは切除部は周辺視での結像特性を低下させることになる。

角膜光学領の直径 (D) との関係は、入射瞳の中心 (E) を座標系の原点にとれば、角膜の曲率半径 (r) で決まる円の方程式と、入射瞳の端を通る周辺光線の直線の方程式より関係式が求められる<sup>57)</sup>。ここで、r は角膜表面の曲率半径、e は角膜面から入射瞳までの距離、 $\phi$  は入射瞳の直径、 $\delta$  はグレアの生じない物体空間での視野の大きさ (視野角の半分) をそれぞれ示す。これらより、 $\delta$  は解析的に次式で与えられる<sup>57)</sup>。

$$\delta = \tan^{-1} \left[ \frac{D - \phi}{\sqrt{4r^2 - D^2} - 2(r - e)} \right] \dots\dots\dots(1)$$

ただし、D はグレアの生じない角膜光学領の直径を示す。入射瞳の位置 e は角膜レンズの屈折力 K (D) により、次式で与えられる<sup>57)</sup>。

$$e = \frac{e'}{(1.336 - e'K)} \dots\dots\dots(2)$$

ただし、e' は角膜表面から実瞳孔面までの距離である。

また、グレアが生じないための角膜の光学領の大きさ D は、

$$D = 2 \left[ \frac{\{(r - e)\tan\delta - (\frac{D}{2})\} - \tan\delta \sqrt{r^2(\tan^2\delta + 1) - \{(r - e)\tan\delta - (\frac{D}{2})\}^2}}{\tan^2\delta + 1} \right] \dots\dots(3)$$

で解析的に求めることができる<sup>57)</sup>。

瞳孔径 (入射瞳径) が既知の場合、角膜の光学領の直径が与えられると、その際に決まるグレアの生じない視野の大きさは (1) 式から計算できる。逆に必要な視野の大きさが与えられたとき、入射瞳の大きさにより必要な角膜光学領のサイズを求めることができる (表 4)。

グレアの生じない明瞭な視野の大きさは、入射瞳と角膜光学領のサイズに影響される。例えば、4 mm の瞳孔径で角膜光学領が 8 mm の場合で約 46°、6 mm の光学領で約 22°、5 mm の光学領で約 11° (視野角の半分) が得られることがわかる (表 5)。

眼鏡レンズを用いた場合には同様に、レンズの大きさ、屈折力、入射瞳の位置、更には頂間距離などに依存する<sup>25,57,58)</sup>が、ここでは比較のため、プラノレンズで 40 mm 径の眼鏡レンズで得られる周辺視可能範囲 (視野角の半分) を見積もると、入射瞳径 2 mm で約 52°、入射瞳径 6 mm で約 49°となる。ただし、視野の大きさは、眼球回旋点ではなく入射瞳の中心に対して張る角度を用いた。

RK のように、3 mm 程度の小さな角膜透明光学領

表4 グレアを生じない視覚を得るための角膜透明光学領の大きさ (mm)

視野の半角 (deg)	入射瞳の直径 (mm)							
	0.00	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00
0°	0.00	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00	8.00	10.00
5°	0.53	2.52	3.50	4.48	5.45	6.41	8.32	10.20
10°	1.07	3.02	3.98	4.93	5.87	6.80	8.62	10.38
15°	1.61	3.53	4.46	5.38	6.28	7.17	8.89	10.54
20°	2.17	4.03	4.93	5.81	6.67	7.52	8.34	10.68
30°	3.32	5.04	5.86	6.66	7.43	8.18	9.61	10.94
45°	5.21	6.62	7.29	7.93	8.55	9.14	10.26	11.28
60°	7.36	8.36	8.83	9.27	9.70	10.12	10.89	11.60
75°	9.81	10.29	10.52	10.75	10.96	11.17	11.58	11.95
85°	11.53	11.68	11.75	11.82	11.89	11.96	12.09	12.22
90°	←————— 12.37 —————→							

表5 角膜の各種光学領と入射瞳サイズから決まるグレアを生じない視野の広さ (視野の半角であらわす) (in degree)

透明光学領の 直径 (mm)	入射瞳の直径 (mm)							
	0.0	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	8.0
0.0	0.0							
1.0	9.4	0.0						
2.0	18.5	9.5	0.0					
3.0	27.3	19.0	9.8	0.0				
4.0	35.6	28.3	19.7	10.2	0.0			
5.0	43.5	37.2	29.6	20.8	10.7	0.0		
6.0	50.8	45.6	39.2	31.5	22.2	11.5	0.0	
8.0	64.1	60.9	57.0	52.1	45.8	37.6	27.2	0.0
10.0	76.1	74.6	72.8	70.5	67.6	63.7	58.3	39.0

を残すような場合には、入射瞳径が2 mm のときでさえ約10° (視野角の半分) 程度の視野角しかグレアが生じない視野が確保できない。もちろん、入射瞳径と同じだけの角膜光学領しか残さなければ、グレアの生じない視野の大きさはゼロとなる。つまり、無限遠方からの光のみがグレアを伴わないで中心窩に達することができるのである。しかし、中心窩以外の傍中心窩から周辺網膜にかけて、切開部や角膜不正部からのグレア光がなんらかのかたちで影響を及ぼしていることには注意すべきである。

9. コントラスト感度

1) コントラストとコントラスト感度

コントラスト感度とは、ある空間周波数 (cycles/degree 以下 cpd) において認識できる最小コントラスト (明暗対比) の逆数である。通常、数種類の空間周波数におけるコントラスト感度を求め、その分布を求めている<sup>59)</sup>。

コントラスト感度測定装置である MCT-8000 (VISTECH 社) では、昼間・夜間および昼間視周辺グレア光源下・夜間視中心グレア光源下でのコントラスト感度が測定可能であり、屈折矯正手術後の視機能評価に有用である。内部視標は約 30 cm の距離にあるが、付属の加入レンズを入れることで遠方視と近方視を区別して測定できる。通常の測定ではどちらか一方で十分であるが、検査の際には条件を常に統一しておくべきである。また、完全矯正の状態で行い、屈折異常によるコントラスト感度の低下を除外すべきである。

正常人のコントラスト感度は約 3~6 cpd の空間周波数で最も高くなり、周波数がこれより低くても高くても低下する。また高齢者のコントラスト感度は若年者よりも中~高空間周波数領域での低下が認められる。臨床検査で実施される視力は、視標のコントラストが 1 (100%) の場合であり、最もコントラストの高

い視標における最小分離閾値であり、コントラスト感度曲線が横軸(コントラスト感度 1)と交差する切片に相当する。昼間視周辺グレア光源下のコントラスト感度は昼間視のそれよりも高くなる。これは周辺光源のために瞳孔が縮瞳し、その結果焦点深度が深くなり、また球面収差の影響が少なくなるためである。逆に夜間視では瞳孔が散瞳し、球面収差の影響が顕著になるため昼間視よりもコントラスト感度は低下する。

2) コントラスト感度と低コントラスト視力

コントラスト感度曲線のある特定領域(CSF 曲線の右側部分)だけを簡便に調べられるように工夫したものが、logMAR 近距離視力表の低コントラスト視標である<sup>60)</sup>。高コントラスト(95%程度)以外に25%と6%コントラストの視標を用意している。低コントラスト視力をコントラスト感度のグラフ上で考えると、高コントラストの視力はコントラスト感度がほぼ1(コントラスト100%)における交点を、25%での低コントラスト視力はコントラスト感度が4(あるいはコントラスト25%)の水平軸における最大空間周波数(視力)であり、6%の低コントラスト視力はコントラスト感度が約17(あるいはコントラスト6%)の水平軸での空間周波数(あるいは視力)を与えてくれるため、コントラスト感度曲線の右側がほぼ直線的に右下がりに低下する部分をこれらの3点から推定することができる<sup>60,61)</sup>(図17)。

通常の眼のコントラスト感度では低~高空間周波数領域での見え方を評価できる。とくに通常の視力は良好だが、なんだか見にくい場合や、眼科手術(白内障、屈折矯正手術)後の見え方だけでなく、高齢者や初期白内障症例の術前検査などにも役立つ。とくに低コン

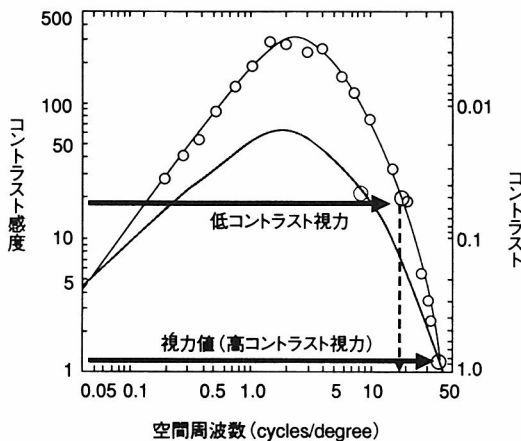


図17 コントラスト感度と低コントラスト視力の関係

トラスト視力は日常の見え方ある程度推定することができるため有益だと考える。正常眼と白内障眼の結果を表6に示す<sup>60,61)</sup>。高コントラスト(95%)とコントラスト25%の視力低下は正常群ではわずかであるが、高齢者や白内障群では約1段階の低下を伴い、コントラスト6%では更に大きく低下している。また表中のカッコ内は環境照度が80 lxの低照度下であるが、700 lxの明るい環境下よりも更に視力値が低くなっていた。図18には、正常のコントラスト感度曲線に結果を上書きしたものを示す。logMAR 視力表での20歳代の結果(A)は正常データ上にあるが、視

表6 正常者と白内障群の高および低コントラスト視力 logMAR 近距離視力表による測定結果

	コントラスト (%)		
	95	25	6
20歳代	12.3 (11.2) 1.3~1.5	12.0 (10.2) 1.25	8.2 (6.1) 0.5~0.64
60歳以上	10.2 (9.7) 0.8~1.0	8.8 (8.2) 0.5~0.64	5.1 (3.9) 0.25~0.32
白内障眼*	7.8 (7.0) 0.4~0.5	6.6 (5.8) 0.3~0.4	2.5 (2.0) 0.13~0.15

\*: 視力0.7未満の高齢者, 調査距離50cm, 環境照度700(80)lx, N=30眼

上段は高照度下平均視標番号(低照度80lx), 下段は小数視力換算値

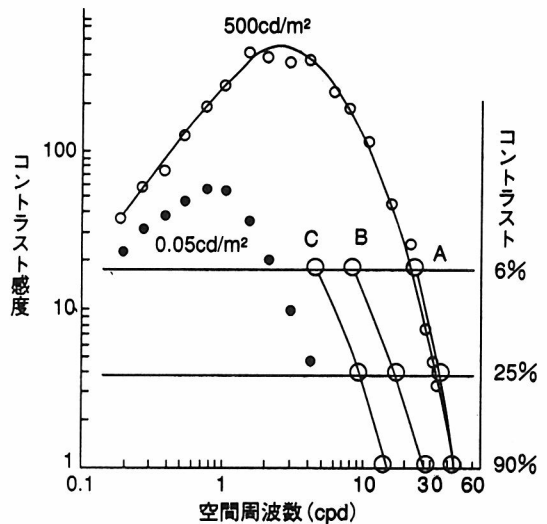


図18 高齢者および白内障患者の高および低コントラスト視力

Aは20歳代, Bは視力0.7以上の60歳以上群, Cは0.7未満の白内障症例(各30眼の平均値)でlogMAR 近距離視力表による測定結果を示す。

力 0.7 以上ある 60 歳以上群のデータ (B) は 3 点を結んだ曲線が左側にシフト (CSF が低下) している。また、視力が 0.7 未満の白内障群(手術希望者) (C) は更にコントラスト感度の低下が顕著で、60 歳以上群よりも更に低下していることがわかる。B 群の通常視力は平均で 1.0 程度 (30 cpd) あるため視力良好群とみなされるが、低コントラスト視力は 20 歳代よりも 1/2~1/3 程度に低下しており、普段の見え方は十分ではないことが想像でき臨床的な患者の訴えとも相関する。

### 3) 屈折矯正手術後のコントラスト感度

RK や PRK 術後では、視力が良好であるにもかかわらずなんらかの視覚的兆候 (夜間のグレア障害) を訴えることがしばしばある。角膜屈折矯正手術では角膜の中央部を扁平化することで近視矯正をはかっているが、正常角膜は中央部から周辺部にかけてわずかにフラット化している。屈折矯正手術後の角膜は本来の形状とは異なる非生理的な光学面を構成しており、とくに夜間では瞳孔径が大きくなるため非生理的な角膜形状の影響が強くなる。コントラスト感度検査は屈折矯正手術後の評価に不可欠なものである。

PRK 術後のコントラスト感度については様々な報告がある<sup>40,62)</sup>が、一定の見解が得られているわけではない。筆者らの経験では、PRK 術後 1 カ月目の夜間視および夜間視中心グレア光源下のコントラスト感度は術前に比して低下していた<sup>63)</sup>。術後 6 カ月では夜間視のコントラスト感度はほぼ術前の状態まで改善していたが、夜間視中心グレア光源下でのコントラスト感度は術前よりもわずかに低下していた。

最近の LASIK 手術においては、術後視力は従来の RK や PRK よりもずいぶんと良くなっている。確かに術後の高コントラスト視力 (通常視力) は極めて良好であるが、LASIK 術後といえども低コントラスト視力が術前よりも術後早期に低下している症例がかなり認められる<sup>64)</sup> (相澤ら, 第 37 回日本眼光学学会, 2001 年) (表 7)。しかし、最近の wavefront guided LASIK では眼球全体の波面収差を測定し、眼球追尾装置と flying spot のレーザー照射により極めて良好な術後視力とコントラスト感度が得られている (相澤ら, 第 37 回日本眼光学学会, 2001 年)。従来の PRK や初期 LASIK のようなコントラスト感度低下はみられなくなっている。これは波面収差の補正による効果だけでなく、網膜像の拡大効果 (前述の 1. 2) 参照) も寄与していることにも留意されたい。

このような屈折矯正手術後の夜間視コントラスト感度低下や夜間視のグレア障害の主たる原因としては、

表 7 LASIK 術前後の高および低コントラスト視力の変化

N=36眼			
コントラスト (%)	術 前	術後 1 M	術後 3 M
95	1.27 (-0.10)	1.25 -0.097	1.21 -0.083)
25	1.05 (-0.02)	0.89 0.05	0.89 (0.05)
6	0.53 ( 0.276	0.42* 0.377	0.44 (0.357)

\* : 6% の低コントラスト視力で術後 1 カ月時のみ術前と有意差を認めた (p<0.05)

( ) 内は小数視力換算平均値 (logMAR 値)

エキシマレーザー照射後の角膜上皮混濁の影響 (PRK, PTK), 不適切なセンタリング (PRK, PTK, LASIK), 角膜の表面不整 (不整乱視) や球面収差の増加 (PRK, PTK, LASIK) などが考えられる<sup>6,65,66)</sup>。コントラスト感度の検査と同時に上記の諸点についても評価することが大切である。

## IV. あ と が き

眼科臨床における各種視機能検査はますます重要性を増しているが、各種眼科手術の発展に伴って、通常の検査がそのまま通用しない場合も多くなる。そのため新たな検査方法や機器も登場してきている。とくに最近の屈折矯正手術の急激な普及や白内障を含めた各種眼科手術の発展している現状では、視機能の臨床検査を実施する際に、眼球光学系の特殊性や眼科手術に伴う光学系の変化を十分に理解しておかないと、大きな落とし穴に落ちる危険性があることに留意されたい。

## 文 献

- 1) 魚里 博監訳: 屈折矯正表層角膜形成術. 134, 診断と治療社, 東京, 1996.
- 2) 魚里 博: LASIK. *ES Now illustrated* イラストでみる今日の眼科手術, 大橋裕一編, 138-145, メジカルビュー社, 東京, 1997.
- 3) 魚里 博: 眼光学から見た屈折矯正手術. 澤 充編, 検査と誤差因子, 眼科オピニオン 5, 角膜屈折矯正手術, 35-49, 中山書店, 東京, 1998.
- 4) 魚里 博, 清水公也 編集: 屈折矯正のプロセスと実際. 水流忠彦監修, 207, 金原出版, 東京, 1998.
- 5) 魚里 博: 術後視機能. *LASIK* ビッセン宮島弘子編著, 104-106, メディカルトリビューン, 東京, 2000.
- 6) Uozato H & Guyton DL: Centering corneal surgical procedures. *Am J Ophthalmol* 103: 264-275, 1987
- 7) 魚里 博: 屈折矯正の光学. *Nano Ophthalmology* 8: 11-

- 14, 1994.
- 8) Uozato H, Sakurai I & Saishin M: Effect of corneal configuration change on corneal endothelium evaluation in refractive surgery. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 37: 315, 1996.
- 9) 魚里 博: 屈折手術における中心軸決定. *眼科手術* 10: 487-504, 1997.
- 10) 魚里 博: 角膜形状の評価法. *眼科* 39: 697-705, 1997.
- 11) 魚里 博: 眼圧と屈折矯正手術. *Vision Times* 4: 7-10, 1997.
- 12) Uozato H, Sakurai I et al: Effect of corneal configuration change on intraocular pressure in excimer laser refractive surgery. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 38: 533, 1997.
- 13) 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.
- 14) 魚里 博: 屈折異常の光学系と矯正. *眼科* 43: 357-364, 2001.
- 15) 魚里 博: 屈折矯正手術後眼の眼内レンズ度数計算. *あたらしい眼科* 15: 665-666, 1998. または, 村中公正, 小松真理, 魚里 博, 清水公也: 屈折矯正手術後の白内障手術における眼内レンズパワー決定方法. *臨眼* 55: 448-453, 2001.
- 16) 魚里 博: 新しい屈折矯正: 白内障・屈折矯正手術前後における検査の留意点. *Jpn Orthopt J* 29: 89-102, 2001.
- 17) 魚里 博: 眼の光学特性と視力矯正. *光学* 31: 2-8, 2002.
- 18) 前田直之, 魚里 博 編集: 診療に役立つ眼光学. *眼科診療プラクティス* 71, 140, 文光堂, 東京, 2001.
- 19) 三橋俊文: 視力とコントラスト感度と眼の波面収差. *光学* 31: 20-24, 2002.
- 20) Baily IL & Lovie JE: New design principles for visual acuity letter charts. *Am J Optom Physiol Opt* 53: 740-745, 1976.
- 21) Ferris F, Kassoff A et al: New visual acuity chart for clinical research. *Am J Ophthalmol* 94: 91-96, 1982.
- 22) Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) Research Group: Photocoagulation for diabetic macular edema, Early Treatment Diabetic Retinopathy Study report number 1. *Arch Ophthalmol* 103: 1796-1806, 1985.
- 23) 魚里 博: 視力の光学的側面とスーパービジョン. *神眼* 18: 257-264, 2001.
- 24) 魚里 博: これからの眼屈折. *日本弱視斜視学会報* 34 (3): 26-33, 1997.
- 25) 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.
- 26) 魚里 博: 屈折検査. 小口芳久編, *眼科 Text*, 36-39, 南山堂, 東京, 1995.
- 27) 所 敬: 屈折異常とその矯正. 第3版, 47-84, 金原出版, 東京, 1997.
- 28) Corboy JM: *The Retinoscopy Book*. 109, Slack, Thorofare, 1979.
- 29) Duke-Elder S & Abrams D: Ophthalmic optics and refraction. In: *System of Ophthalmology, Vol.V*, 406-408, Henry Kimpton, London, 1970.
- 30) 魚里 博, 渡辺千博: 屈折矯正手術における眼鏡面と角膜面における屈折矯正量の関係. *眼科手術* 11: 69-72, 1998.
- 31) 桜井一郎, 魚里 博, 原 嘉昭, 西信元嗣: エキシマレーザ屈折矯正手術による他覚的屈折値と角膜曲率の変化量の関係. *IOL & RS* 9: 265-269, 1995.
- 32) 魚里 博, 桜井一郎: ビデオケラトスコープの原理および諸機種の特徴. *あたらしい眼科* 12: 541-548, 1995.
- 33) 桜井一郎, 魚里 博, 西信元嗣: Axial および Tangential 表示による角膜トポグラフィ. *あたらしい眼科* 13: 1415-1418, 1996.
- 34) 魚里 博: 角膜の全形状解析装置—オーブスキャン—. *視覚の科学* 18: 93-95, 1997.
- 35) 増田紀子, 桜井一郎, 魚里 博, 西信元嗣: 角膜含水率が超音波パキメトリーに及ぼす影響. *眼科手術* 9: 561-564, 1996.
- 36) 増田紀子, 魚里 博他: 屈折矯正角膜表層形成術中における超音波パキメーターによる角膜厚の変化. *眼紀* 48: 736-739, 1997.
- 37) Bolton CA & Herman WK: Corneal thickness during ultrasound pachymetry for radial keratotomy. *J Refract Surg* 2: 221-222, 1986.
- 38) Hedbys BO & Mishima S: The thickness-hydration relationship of the cornea. *Exp Eye Res* 5: 221-228, 1966.
- 39) 嶺井利沙子, 魚里 博, 清水公也: IOLMaster™. *眼科手術* 15: 49-51, 2002.
- 40) Fantes FE, Hanna KD & Waring GO III: Wound healing after excimer laser keratomileusis (photorefractive keratectomy) in monkeys. *Arch Ophthalmol* 108: 665-675, 1990.
- 41) Wu WCS, Stark WJ & Green WR: Corneal wound healing after 193nm excimer laser keratectomy. *Arch Ophthalmol* 109: 1426-1432, 1991.
- 42) Kreuger RR, Krasinski JS et al: High speed shadowgraphy of excimer laser excited shock wave: The effect of helium on propagation velocity. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 33: 765, 1992.
- 43) Bende T, Seiler T & Wollensak J: Side effects in excimer corneal surgery. *Grefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 226: 277-280, 1988.
- 44) Uozato H & Sakurai I: Effect of corneal configuration change on corneal endothelium evaluation in refractive surgery. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 37: S315, 1996.
- 45) 真島行彦, 坪田一男: 角膜内皮のスペキュラーマイクロコピー. 植村恭夫編, *スペキュラーマイクロコピー*, 39-44, 南山堂, 東京, 1990.
- 46) Gartry DS, Kerr Muir MG & Marshall J: Excimer laser photorefractive keratectomy: 18-month follow-up. *Ophthalmology* 99: 1209-1219, 1992.
- 47) Schipper I, Senn P et al: Intraocular pressure after excimer laser photorefractive keratectomy for myopia. *J Cataract Refract Surg* 11: 366-370, 1995.
- 48) Chatterjee A, Shah S et al: Reduction in intraocular pressure after excimer laser photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 104: 355-359, 1997.
- 49) Faucher A, Grefoire J et al: Accuracy of Goldmann tonometry after refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 23: 832-838, 1997.
- 50) Mardelli PG, Piebenga LW et al: The effect of excimer laser photorefractive keratectomy on intraocular pressure measurements using the Goldmann applanation tonometer. *Ophthalmology* 104: 945-948, 1997.
- 51) 松本拓也, 牧野弘之, 魚里 博, 西信元嗣: 長期ステロイドの全身投与による角膜厚と眼圧測定値に対する影響. *視覚の科学* 18: 84-88, 1997.



- 52) 増田あこ, 清水公也他: 屈折手術施行眼における眼圧の過小評価. 臨眼 52: 365-368, 1998.
- 53) 松本拓也, 牧野弘之他: 非接触眼圧計と Goldmann 圧平眼圧計の測定値の相違—角膜厚および角膜曲率の影響. 日眼会誌 104: 317-323, 2000.
- 54) 有本あこ, 清水公也, 庄司信行, 榎本喜久子, 小原真樹夫: Laser in situ keratomileusis 後の眼圧過小評価, 日眼会誌 105: 771-775, 2001.
- 55) 魚里 博: 両眼視における調節と輻輳. 日本眼光学学会編, 眼鏡の科学 Vol. 5, 55-94, 東京眼鏡光学時報社, 東京, 1981.
- 56) 魚里 博: 調節の測定方法. 視覚の科学 16: 102-106, 1995.
- 57) 魚里 博, Guyton DL, 須藤 健, 西信元嗣: Glare-Free Vision に必要なコンタクトレンズの光学値. 日コレ誌 29: 305-310, 1987.
- 58) 魚里 博: 視野の眼光学. メガネ枠, レンズによる視野制限, 本田孔士編, 眼科診療プラクティス 28, 視野のすべて, 121-127, 文光堂, 東京, 1997.
- 59) Nadler MP, Miller D & Nadler D: Glare and Contrast Sensitivity for Clinicians. 150, Springer-Verlag, New York, 1990.
- 60) 魚里 博: logMAR 近距離視力表について. Nano Ophthalmology 22: 27-29, 2000.
- 61) 魚里 博: 低コントラスト視力. IOL & RS 15: 200-204, 2001.
- 62) McDonald MB, Haik M & Kaufman HE: Color vision and contrast sensitivity testing after radial keratotomy. Am J Ophthalmol 103: 468, 1987.
- 63) 桜井一郎, 魚里 博他: エキシマレーザー屈折矯正手術後のコントラスト感度およびグレア障害. 視覚の科学 17: 55-60, 1996.
- 64) 中島純子, 杉山由紀子, 神垣久美子, 大野晃司, 鈴木雅信, 清水公也, 魚里 博: LASIK 術後の低コントラスト視力. 日本視能訓練士協会誌 29: 177-183, 2001.
- 65) Seiler T, Genth U et al: Aspheric photorefractive keratectomy with excimer laser. J Refract Corneal Surg 9: 166-172, 1993.
- 66) Cavanaugh TB, Durrie DS et al: Topographical analysis of the centration of excimer laser photorefractive keratectomy. J Cataract Refract Surg 19 (Suppl): 136-143, 1993.
-

## Point Spread Function を利用した人眼網膜像のシミュレーションと視力の予測

小林克彦, 渋谷雅博, 竹内 楽, 大沼一彦\*, 三宅洋一\*, 根岸一乃\*\*, 大野健治\*\*\*, 野田 徹\*\*\*

(株)トプコン 研究所, \*千葉大学工学部, \*\*慶應義塾大学医学部眼科学講座,

\*\*\*国立病院東京医療センター臨床研究部視覚研究室

## Simulation of the Retinal Image of the Human Eye and Prediction of the Visual Acuity Using Point Spread Function

Katsuhiko Kobayashi, Masahiro Shibutai, Gaku Takeuchi, Kazuhiko Ohnuma\*, Yoichi Miyake\*, Kazuno Negishi\*\*, Kenji Ohno\*\*\* and Tohru Noda\*\*\*

Topcon R & D Center, \*Chiba University Faculty of Engineering, \*\*Department of Ophthalmology, Keio University School of Medicine, \*\*\*Department of Ophthalmology, National Tokyo Medical Center

物体の像がどのように被検眼網膜上に形成されているかを他覚的に知ること,あるいは矯正後の視力を予測することは,屈折矯正の臨床において重要な要因である。本研究では,新たに開発した装置を用いて,被検眼眼光学系の点像強度分布(point spread function, PSF)を測定算出し,このPSFから被検眼網膜上に形成されている任意の視標の網膜像を計算機によってシミュレートした。同時に,この網膜像をもとに視力を他覚的に推定した。また,3次元補間によって,矯正前のPSFから矯正後のPSFを求め,矯正後の網膜像と到達可能視力とを予測した。推定あるいは予測した視力は,自覚的検査による矯正時の視力とほぼ一致した。本装置は,網膜像の他覚的な観察と視力の推定,矯正後の視力を予測するための,有用な手段と成り得る可能性を示唆した。(視覚の科学 22: 85-92, 2001)

キーワード: 網膜像, ポイントスプレッドファンクション, シミュレーション, 視力予測, 重ね合わせ積分

Knowing the retinal image and predicting the visual acuity objectively are important for refractive clinic. The retinal images of various sizes of Landolt's rings were simulated by convolution with the single-pass point spread function (PSF) calculated from the double-pass PSF, and the visual acuity was estimated from the retinal images. The simulated retinal image and accessible predicted visual acuity were deduced by the corrected single-pass PSF calculated from the uncorrected single-pass PSF by the three-dimensional interpolation method. The estimated and predicted visual acuity from the simulated retinal images agreed with the actual visual acuity in subjects with normal vision and those with myopic astigmatism. Visual simulation using this system is clinically useful for evaluating the visual function objectively.

(Jpn J Vis Sci 22: 85-92, 2001)

Key Words: Retinal image, Point spread function, Simulation, Predicted visual acuity, Convolution

別刷請求先: 174-8580 東京都板橋区蓮沼町75-1 (株)トプコン 研究所 小林克彦  
(2000年8月21日受理)

Reprint requests to: Katsuhiko Kobayashi Topcon R & D Center  
75-1 Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174-8580, Japan  
(Received and accepted August 21, 2001)

## I. 緒 言

Quality of vision (以下 QOV) がますます重要視されてゆく世界動向のなかで、例えば、被検者が観察している視標の像が、どのように被検眼網膜に形成されているかを他覚的に知ることができたり、あるいは屈折矯正後の到達可能視力を予測することができれば、屈折矯正の臨床において、非常なメリットとなる。

このように視力を予測する predicted visual acuity (PVA) に関する報告は、従来からされている<sup>1-3)</sup>が、実際に視標を見ている被検者の網膜像を観察することは技術的に困難である。そこでまず、なんらかの手段で眼球光学系の光学特性を測定し、これをもとにシミュレーションによって、任意の視標に対する網膜像を求めることが試みられている。

例えば、Williams DR<sup>4)</sup>らは、波面センサーによって測定した眼球光学系の波面形状からその光学特性をあらわす点像強度分布 (point spread function 以下 PSF) を算出し、視標がどのような網膜像となるかをシミュレートした結果を報告している<sup>4)</sup>。しかしながら、波面センサーによる測定では、被検眼眼底に投影した点像の散乱反射成分を用いている。そのために、眼球光学系の透光体に濁りがある場合は、その部分を通過する光束の情報が欠落してしまったり、濁りによる散乱のために測定が不可能であったりする可能性がある。

そこで今回我々は、白内障など透光体に濁りがある場合でも、その散乱による測定への影響を受けず、濁りを含む眼球光学系通過により生じる総合的な像質としての網膜像をシミュレートできるシステムを開発し<sup>5)</sup>、下記の可能性について検討を行った。

1. 網膜像のシミュレーション<sup>6,7)</sup>
2. シミュレーション網膜像からのコントラスト特性の算出と視力の推定
3. 裸眼で測定し、その矯正後に到達可能な視力の予測

なお、本報告の文中では、視力の単位は小数視力 (decimal visual acuity, DVA) を用いた。

## II. 網膜像のシミュレーション

### 1. 方法

網膜像シミュレーションの概要を図1および2に示す。

眼球光学系に点光源を投影したとき、角膜から眼底

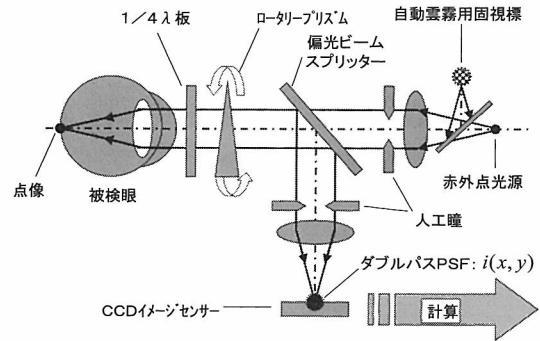


図1 ダブルパス point spread function (PSF) 像を取得するための光学系構成図

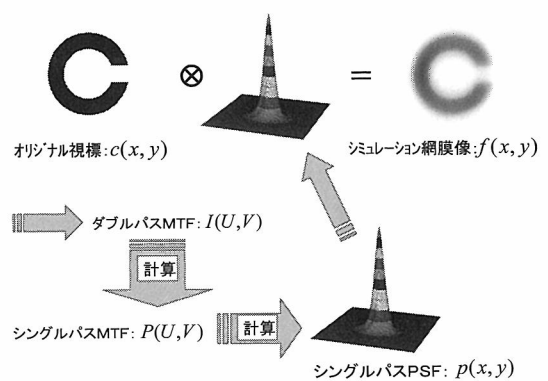


図2 シングルパス PSF の算出と網膜像のシミュレーションの過程

ダブルパス PSF 像から、ダブルパス modulation transfer function (MTF), シングルパス MTF, シングルパス PSF を順次算出。シングルパス PSF と任意のオリジナル視標とのコンポリューションにより、シミュレーション網膜像が得られる。

に至る片道分の眼球光学系によって、その網膜に形成される点像の強度分布をシングルパス PSF という。また、シングルパス PSF に対応する周波数強度分布をシングルパス modulation transfer function (以下 MTF) という。網膜に形成された点像は、生体では直接測定することができないので、本測定装置では眼底からの点像の反射光を測定している。この測定によって得られる PSF は、角膜から眼底、眼底から角膜に至る往復分の眼球光学系によって形成されるのでダブルパス PSF という。

実際には図1に示すように、自動雲霧用固視標を固視している被検眼に対して赤外点光源を投影し、網膜に形成された赤外点光源の点像を CCD イメージセンサーにより取得した。このとき、偏光ビームスプ

リッターと1/4λ板(位相変調光学素子)によって、CCDイメージセンサーには被検眼眼底からの鏡面反射成分のみが到達し、同時に、ロータリープリズムによりスペックル成分が除去される<sup>5)</sup>。

このようにして取得したダブルパス PSF からシミュレーション網膜像を算出する過程を図2に示す。

ダブルパス PSF を  $i(x, y)$ , そのダブルパス MTF を  $I(U, V)$  とすると、眼球光学系の真の光学伝達特性であるシングルパス MTF は、

$$P(U, V) = \sqrt{I(U, V)} \dots\dots\dots(1)$$

であらわされる。

したがって、シングルパス PSF:  $p(x, y)$  はシングルパス MTF:  $P(U, V)$  を次式のような逆フーリエ変換による計算によって求めることができる。

$$p(x, y) = \left| \iint P(U, V) \exp\{-2\pi i(xU + yV)\} dU dV \right| \dots(2)$$

本報告では、このようにして測定算出したシングルパス PSF:  $p(x, y)$  と任意の視標:  $c(x, y)$  とのコンボリューション網膜により、被検眼網膜に形成される網膜像  $f(x, y)$  を求めた。

$$f(x, y) = c(x, y) \otimes p(x, y) \dots\dots\dots(3)$$

このシングルパス PSF:  $p(x, y)$  は、いかなる物体でもその像がどのように網膜に結像するか、というすべての情報を含んでいるので、この  $p(x, y)$  と、任意の視標とをコンピュータにより、コンボリューション積分を行うことで、被検眼網膜に結像している状態をシミュレートすることができる。すなわち、実際には被検者が視標を見ていない状態で、任意の視標の網膜像がシミュレートされる。

ここで、シングルパス MTF をダブルパス MTF の平方根として算出するにあたって、鏡面反射成分に関する網膜の MTF を  $R(U, V) = 1$  と仮定した。具体的には、Strehl-ratio が最大となる、被検眼を完全矯正した状態で取得した鏡面反射成分によるダブルパス PSF 像から、シングルパス MTF を算出した。すなわち、眼鏡レンズで補正可能な収差である、デフォーカスと非点収差のみを除去した条件下における、眼球光学系のシングルパス MTF を算出した。なお、無収差における PSF の最大強度値に対する、測定した PSF の最大強度値の比を Strehl-ratio という<sup>8)</sup>。

2. ダブルパス PSF の取得条件

実際のダブルパス PSF は、被検眼に乱視がある場合は矯正レンズによって乱視矯正した後に、被検者が自動雲霧用固視標を固視し、雲霧された状態を保ち、

行った。この状態で、投影光路内のフォーカシングレンズにより、波長 840 nm の測定用近赤外光のディオプターを変更し、Strehl-ratio が最大となるダブルパス PSF を採用した。このとき、投影光束、受光光束ともに、被検眼瞳位置に共役に配置された人工入射瞳/射出瞳により  $\phi$  4.0 mm に制限される。

また、実際の測定に際しての測定光量は、ANSI Z 136.1-1993 で規定される最大許容露光量 (maximum permissible exposure, MPE) の 1/10 をこえないように、被検眼瞳位置で、最大でも 20  $\mu$ W とした。

3. 結果

以上の方法によって得た、23歳、正視について取得、算出したダブルパス PSF、シングルパス PSF のイメージを図3に示す。このシングルパス PSF と、コンピュータ内にデータとして保持されたコントラスト=100%のランドルト環視力表のコンボリューション積分を行って得た、シミュレーション網膜像を

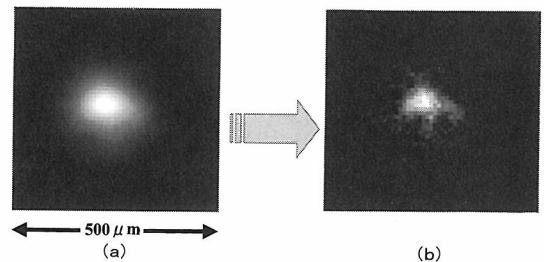


図3 23歳、正視の PSF 像  
露光 60 msec, 入射瞳/射出瞳ともに  $\phi$  4.0 mm.  
(a) CCD 上で加算積分して得られたダブルパス PSF 像。  
(b) 算出したシングルパス PSF 像。

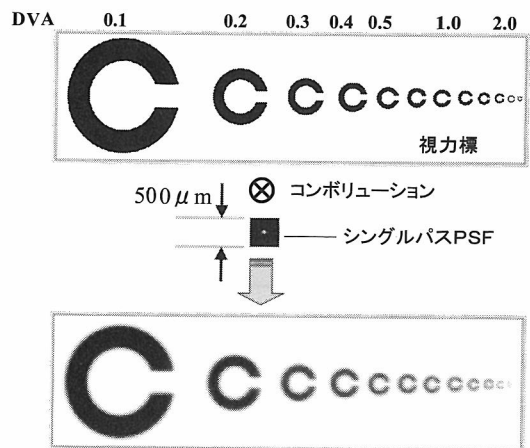


図4 23歳、正視のシミュレーション網膜像

図4に示す。被検者に実際には視力表を提示することなく、図示するコントラスト=100%のランドルト環視力表を見ているこの被検者の被検眼網膜には、このような網膜像が形成されていると推定することができる。

### III. コントラスト特性と視力の推定

#### 1. 方法

このシミュレーション網膜像からも、いま被検眼の視力がどの程度であるのか、おおよそ推定することが可能であるが、ランドルト環の網膜像がどのような状態のときに、被検者が切れ目を認識しているかという基準は単純ではない。認識のレベルでは、もちろんランドルト環視力表の照明条件や網膜以降の伝達特性を含めた contrast sensitivity function (以下 CSF) を考慮するべきである<sup>9)</sup>。しかしながら、ここでは、少なくともウェバー・フェヒナーの法則が成立する照明条件下で、コントラスト=100%のランドルト環視力表の網膜像がどの程度解像しているか、という観点から推定される視力を求めた。すなわち、Lord Rayleigh criterion<sup>10)</sup>を適用し、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が15%以上であるときに、被検者は切れ目を認し得る、という基準を設定した(図5)。

#### 2. 結果

##### 1) 23歳, 正視

図6に、23歳、正視のシミュレーション網膜像と、そのコントラスト特性とを示す。コントラスト特性の横軸は、0.1~2.0までの視力値の対数、縦軸はコントラスト強度をあらわす。各視力値に対するコントラスト強度のサンプリング点を関数近似し、設定したコントラスト基準値15%に対応する点から推定される視力

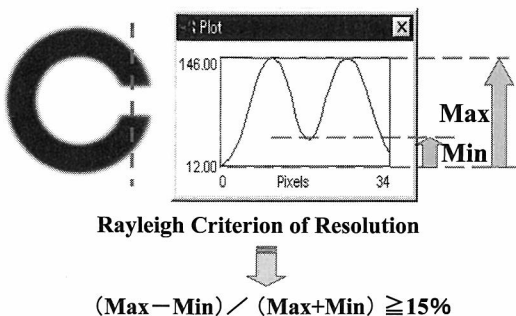


図5 Rayleigh criterion による「推定される視力」の基準

は1.91となった。これは、実際の自覚的視力検査による視力1.5に近い値となった。

##### 2) 60歳, 近視性乱視 (1.2×S-0.50 D<C-1.25 D Ax 80°)

図7に、60歳、近視性乱視に対して(C-1.25 D Ax 80°)の円柱レンズをオーバーレフレクションして乱視を矯正し、投影光路内のフォーカシングレンズにより球面度数を矯正した状態でのシミュレーション網膜像

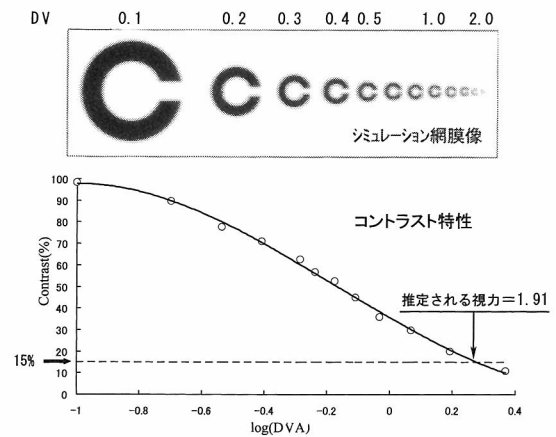


図6 23歳、正視のシミュレーション網膜像、コントラスト特性、推定される視力  
横軸は小数視力値の対数。縦軸はコントラスト強度。コントラスト特性より推定される視力は自覚視力値=1.5に近い値であった。

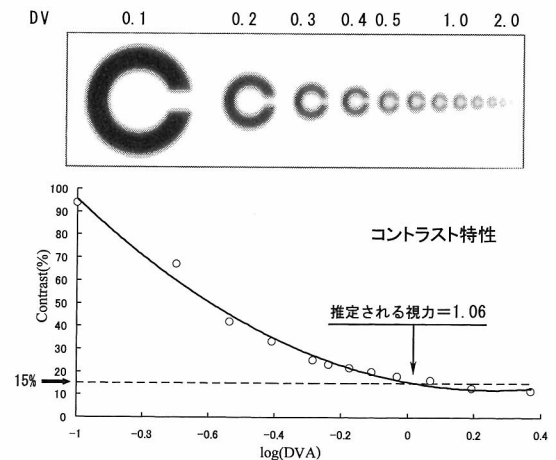


図7 60歳、近視性乱視のシミュレーション網膜像、コントラスト特性、推定される視力  
横軸は小数視力値の対数。縦軸はコントラスト強度。コントラスト特性より推定される視力は自覚視力値=1.2とほぼ一致した。

と、そのコントラスト特性とを示す。コントラスト特性は、若年者のそれと比べて、中間の視力に対応する部分で低下していた。グラフより読み取った推定される視力は1.06となり、この値も、実際の自覚的視力検査による視力1.2とほぼ一致した。

3) 76歳、加齢白内障(皮質白内障、核白内障を認める。レフ測定値：S-1.00 D C-0.48 D Ax 93°)

図8に、76歳、加齢白内障に対して、C-0.50 D Ax 93°の矯正レンズをオーバーレフラクションして乱視を矯正し、投影光路内のフォーカシングレンズにより球面度数を矯正した状態でのシミュレーション網膜像とそのコントラスト特性とを示す。この被検眼には、中心部を含めてかなり強いびまん性混濁がある。シ

ミュレーション網膜像とコントラスト特性からは著しいコントラストの低下を知ることができる。ただし、コントラスト特性はコントラスト=15%の線に漸近しているので、このグラフから単純に、推定される視力を読み取ることは難しい。

4) 若年者と高齢者とのコントラスト特性の比較

図9に、20歳代、60歳代、各4名のシミュレーション網膜像から求めたコントラスト特性の平均値を示す。推定される視力は、60歳代の方がやや低く、コントラスト特性が20歳代では上に凸、60歳代では下に凸、となっていることが特徴となった。この特性は、高齢者は若年者に比べて、常にコントラストが低い視標を見ていることを示している。すなわち、例えば0.8の視標を可読できたとしても、若年者がはっきりと「右」と判読しているのに対して、高齢者は「多分右だろう」、という見方をしているのではないかと、ということが、他覚的に判断できるといえる。

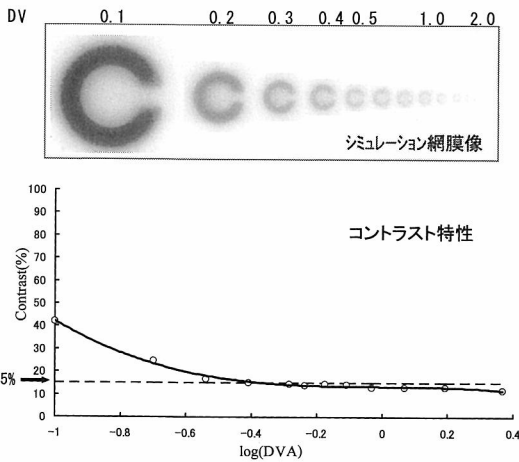


図8 加齢白内障、76歳のシミュレーション網膜像、コントラスト特性  
横軸は小数視力値の対数。縦軸はコントラスト強度。

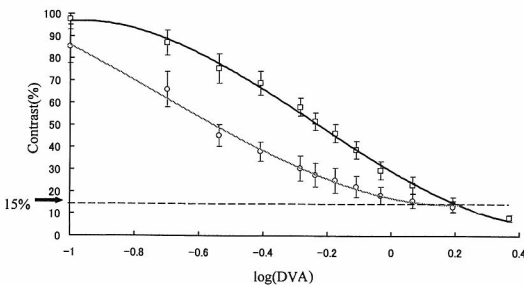


図9 20歳代と60歳代のコントラスト特性の比較  
各5眼の平均値を示す。横軸は小数視力値の対数。縦軸はコントラスト強度。図中、□印と太線は20歳代、○印と細線は60歳代を示す。コントラスト=15%との交点から、20歳代、60歳代の推定される視力はそれぞれ、1.57、1.17となる。

#### IV. 矯正後到達可能視力の予測

##### 1. 方法

31歳、近視性乱視(1.2×S 0.00 D C-2.00 D Ax 25°)を例にその方法を述べる。

屈折異常がある場合、裸眼で測定して得られるダブルパス PSF は、回転対称の点像とはならず、とくに乱視がある場合には、非点収差の前後の焦点位置で、それぞれ前後焦線となる。II. 2. で述べた方法によって、測定用近赤外光のディオプターを変更すると、図10に示すように、ディオプターに対応する被検眼のダブルパス PSF を得ることができる。このダブルパス PSF のなかで、最小線幅を与える2焦線、image (a-3) と image (b-3) とがそれぞれ前後焦線となる。この被検眼を C-2.00 D の円柱レンズで矯正することは、前側焦線を -2.00 D だけ移動して、後側焦線に一致させることを意味するので、C-2.00 D, Ax 25°の乱視レンズによって矯正された被検眼網膜には、25°, 25°+90°方向が image (a-3) と image (b-3) の最小線幅であるようなダブルパス PSF が形成されることが推定できる。

実際には、選択した2焦線の線幅に基づく三次元楕円近似による、コンピュータシミュレーションによって、C-2.00 D の乱視レンズによる矯正後のダブルパス PSF を算出した。この原理を図11に示す。また、取得した前側焦線像と後側焦線像とを合成したダブルパス PSF 像を図12に示す。ダブルパス PSF からシングルパス PSF の算出、網膜像のシミュレーション

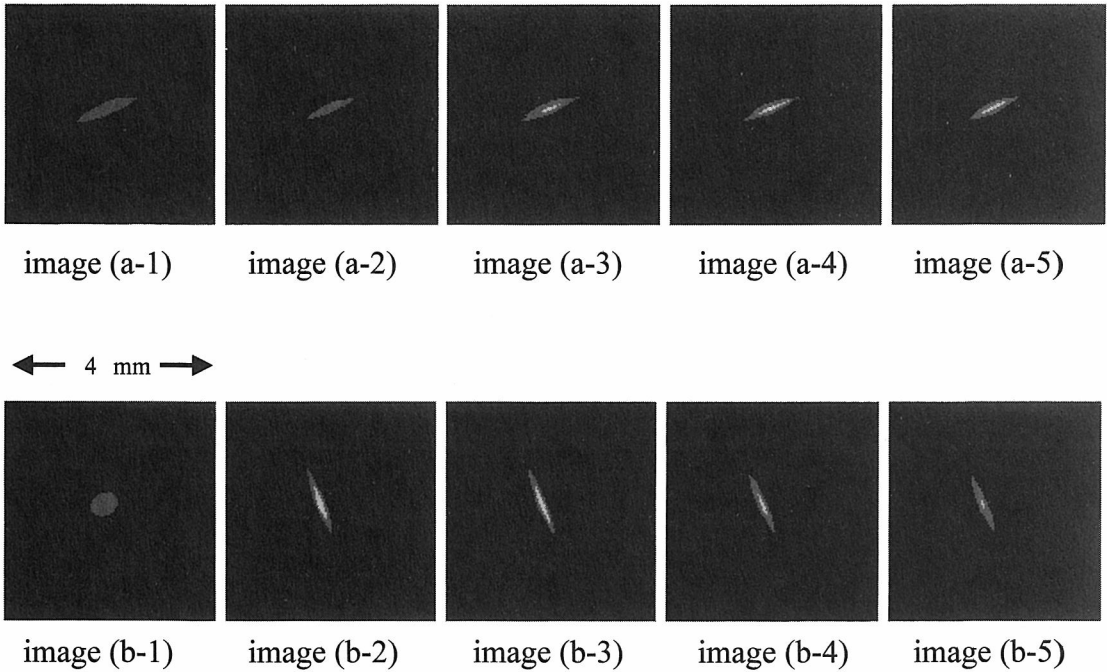


図10 31歳，近視性乱視のダブルパス PSF 像  
 image (a-1)～image (a-5) は前側焦線を含む 0.125 D ごとのダブルパス PSF 像。image (b-1)～image (b-5) は後側焦線を含む 0.125 D ごとのダブルパス PSF 像。image (a-3) は前側焦線。image (b-3) は後側焦線像。

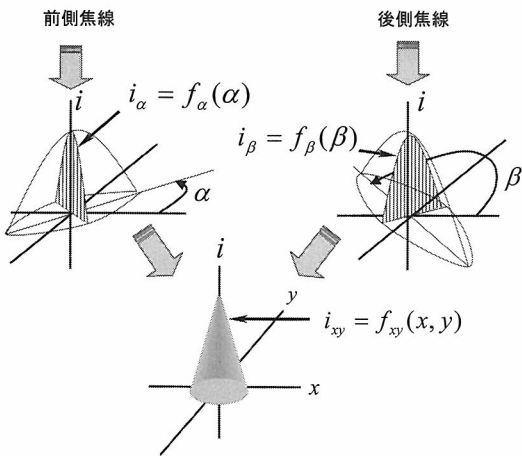


図11 三次元 PSF の合成原理

ン，コントラスト特性，および予測される視力の算出は，II で述べた方法で行った。測定は矯正レンズによる乱視矯正をしない状態で行った。

2. 結果

図13に，31歳，近視性乱視のシミュレーション網膜

像，そのコントラスト特性を示す。図のシミュレーション網膜像は，矯正レンズで矯正した，矯正時の被検眼から得られるシミュレーション網膜像を予測したものとなる。また，コントラスト特性から読み取った予測される視力は1.24となっており，この値も，実際の自覚的視力検査による視力とほぼ一致した。

V. 考 察

我々が本報告で用いた測定装置は，一般の臨床に使われているオートレフラクトメータと同等なアライメント機構や自動雲霧機構とを備えているので，調節麻痺薬の使用，およびバイトバーによる被検眼の固定が不要である。この装置は，被検眼網膜からの鏡面反射成分のみを抽出し，その Strehl-ratio が最大となるダブルパス PSF を測定するものである。今回我々は，このダブルパス PSF からダブルパス MTF とシングルパス MTF を経て，シングルパス PSF を算出し，これをもとに網膜像のシミュレーションと視力の推定とを行った。

このようなダブルパス方式によってもシングルパス MTF は正しく推定される<sup>11)</sup>ので，眼鏡レンズによ



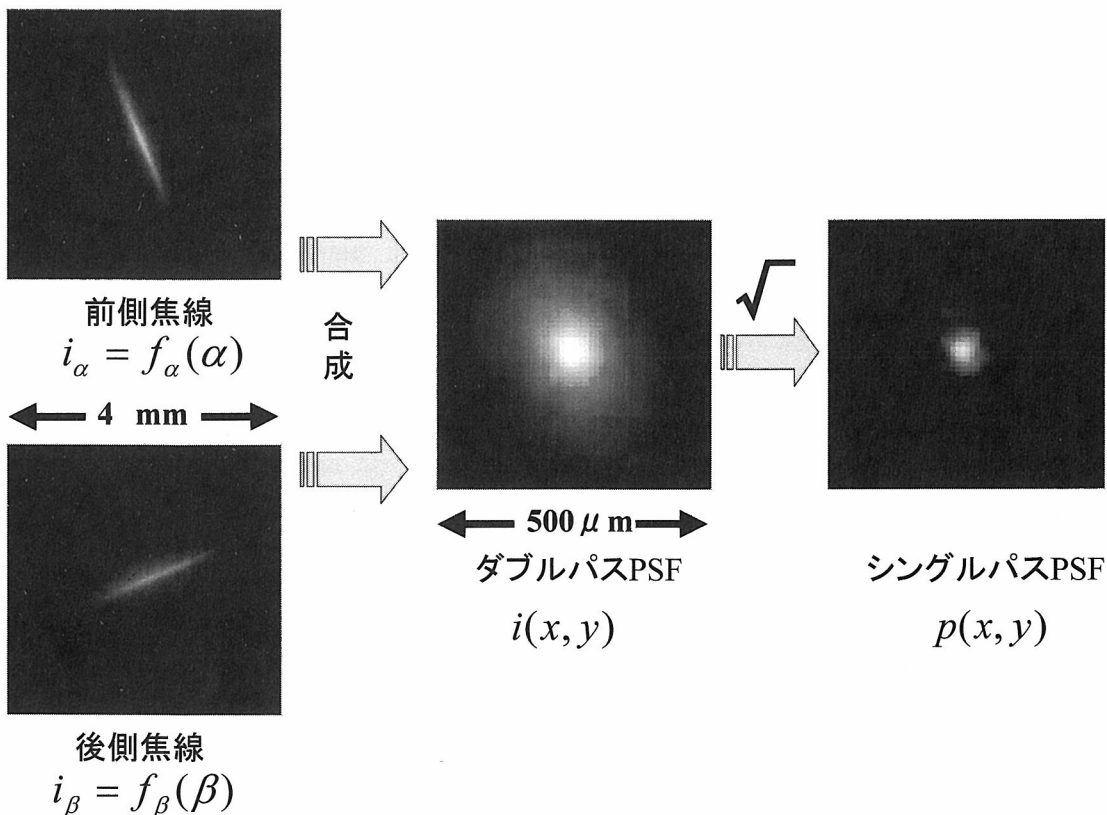


図12 矯正後の PSF の推定過程

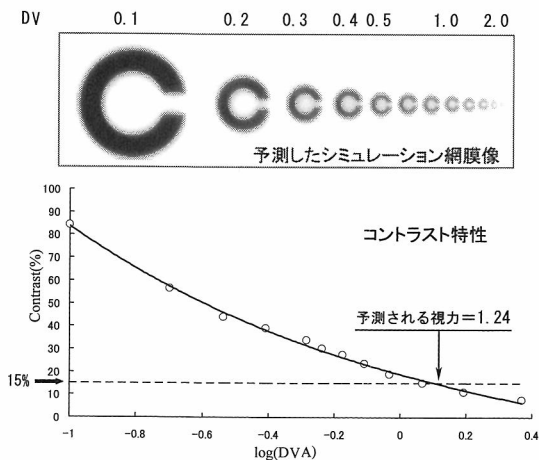


図13 31歳, 近視性乱 矯正後の予測網膜像, コントラスト特性, 予測される視力  
 コントラスト特性より推定した, 予測される矯正後の到達可能な能力は自覚視力値=1.2 ほぼと一致した。

て補正可能なデフォーカスや非点収差などの偶数収差に関する情報は保存されるが, その optical transfer function (OTF) は位相情報を失っているため, コマ収差, 歪曲収差などの奇数収差に関する情報が欠落するとされている。そのため, その結果は主観的な評価とは異なることが指摘されている<sup>12,13)</sup>。

しかしながら, 本報告による, 正常眼のシミュレーション網膜像に Rayleigh criterion を適用して推定された視力は, 実際の自覚的屈折検査による視力に近い値であった。これにより, ウェバー・フェヒナーの法則が成立する照明条件下におけるコントラストの観点からは, 本方法によって得たシミュレーション網膜像は, 実際の網膜像に近いものであるということが出来る。また, 矯正後到達可能な予測される視力も, 実際の自覚的屈折検査による視力とよく一致したことから, 本方法は, 矯正前に, 矯正後の到達可能視力を予測する方法としても有効であることを示すことができた。

透光体に混濁がある白内障については, Rayleigh

criterion から推定される視力を読み取ることは難しいが、測定が不可能となることはなく、濁りを含む眼球光学系通過により生じる総合的な像質としての測定がされているといえる。

また、本方法によって得た20歳代と60歳代、正常眼のコントラスト特性の比較では、視力が正常な高齢者がよく訴える主観的な見にくさを、コントラスト低下の観点から他覚的に捉えたといえるが、その要因が中間透光体、あるいは網膜視細胞のファイバープレート、のいずれの光学性能の劣化にあるのか、その究明には更なる検証が必要である。

結論として、本方法による、網膜像のシミュレーションと視力の推定、矯正後到達可能視力の予測の可能性を示唆することができたが、QOV を追求する目的に対しては、網膜以降の contrast sensitivity function (CSF) を考慮した臨床的な観点からの検証<sup>14,15)</sup>が引き続き必要と思われる。

本稿の要旨は第36回日本眼光学学会・第15回眼科 ME 学会合同学会総会にて講演した。

最後に、本研究を推進するにあたり、貴重なご助言をいただきました千葉大学名誉教授の江森康文先生に深く感謝いたします。

#### 文 献

- 1) Chastang PJ & Borderie VM: Prediction of spectacle-corrected visual acuity using videokeratography. *J Refract Surg* 15: 572-579, 1999.
- 2) Maguire LJ: Corneal topography of patients with excellent Snellen visual acuity after epikeratophakia for aphakia. *Am J Ophthalmol* 109: 162-167, 1990.
- 3) Klyce SD, Wilson SE et al: Estimation of predicted visual acuity from corneal shape. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 30: 218, 1989.
- 4) Williams DR, Yoon G-Y et al: Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eyes. *J Refract Surg* 16: 554-559, 2000.
- 5) 小林克彦, 渋谷雅博 他: 鏡面反射成分を用いた Point Spread Function による人眼眼球光学系シングルパス MTF の測定. *視覚の科学* 22: 46-53, 2001.
- 6) 小林克彦: 検眼方法及び装置. 日本公開特許広報, 特開平 7-100107.
- 7) Kobayashi K: Method and apparatus of optometry. United States Patent, No. 5,546,142.
- 8) Born M & Wolf E: 草川 徹, 横田英嗣訳, 光学の原理 II. 691-686, 東海大学出版会, 東京, 1975.
- 9) Woods LR, Bradley A et al: Consequences of monocular diplopia for the contrast sensitivity function. *Vision Res* 36: 3587-3596, 1996.
- 10) Rabbetts RB: Visual acuity and contrast sensitivity. *Clinical Visual Optics*, Third Edition, 19-61, Butterworth-Heinemann Ltd, Oxford, 1998.
- 11) Artal P, Marcos S et al: Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality. *J Opt Soc Am A* 12: 1508-1518, 1995.
- 12) Howland HC & Howland B: A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am* 67: 1508-1518, 1977.
- 13) Campbell MCW, Harrison EM et al: Psychophysical measurements of the blur on the retina due to the optical aberrations of the eye. *Vision Res* 30: 1587-1602, 1990.
- 14) Atchison DA, Woods RL et al: Predicting the effects of optical defocus on human contrast sensitivity. *J Opt Soc Am A* 15: 2536-2544, 1998.
- 15) Jansonius NM & Kooijman AC: The effect of spherical and other aberrations upon the modulation transfer of the defocused human eye. *Ophthalm Physiol Opt* 18: 504-513, 1998.

## 調節微動の高周波成分による調節機能の評価

鈴木説子, 梶田雅義, 加藤桂一郎

福島県立医科大学医学部眼科学講座

## Evaluation of Accommodative Function by High Frequency Component of Accommodative Microfluctuation

Setsuko Suzuki, Masayoshi Kajita and Keiichiro Kato

Department of Ophthalmology, Fukushima Medical University, School of Medicine

---

調節の負荷量と調節微動の高周波成分出現頻度 (HFC) との関係について調査し, 調節と HFC の関係を他覚的に観察可能な表示方法を試作した。被検者が静止視標を見ているときの調節微動を記録した。調節微動の波形は高速フーリエ変換 (FFT) を用いて周波数を解析した。刺激視標位置と調節反応量および HFC の関係をカラーコードマップを用いて, 3次元表示を行った。遠方視標に対する正常者の HFC は50~60であったが, 眼疲労を訴える患者の HFC はより高い値を呈した。この結果から, 調節緊張症の患者では遠方にある視標を見ているときにも, 毛様筋が活発に活動していることが予測され, 新しい表示方法がこれらの所見を他覚的に捉えるために有用であることが示唆された。

(視覚の科学 22: 93-97, 2001)

キーワード: 屈折調節, 調節微動, 赤外線オプトメータ, 眼精疲労

---

The spectral power of the high frequency component (HFC) of accommodative microfluctuation differs by the constrictive degree of accommodation. Thus, the purpose of this study was to make a new diagram showing the relationship between accommodative constriction and HFC. Accommodative microfluctuation was recorded when the subjects were looking at a stable target. The waves of accommodative microfluctuation were analyzed by the FFT. The relationship of target distance, range of accommodation and HFC was displayed by a three dimension diagram with color cord maps. The HFC for a distant target was 50-60 in normal subjects, but it was higher in patients with eye fatigue. Based on these results we speculated that the ciliary muscle was also actively working in patients with accommodative spasm, even if they were looking at a distant target. We also consider that the new diagram is useful for observing these findings objectively. (Jpn J Vis Sci 22: 93-97, 2001)

Key Words: Refraction and accommodation, Accommodative microfluctuation, Infrared optometer, Asthenopia

---

別刷請求先: 960-1295 福島県福島市光が丘1 福島県立医科大学医学部眼科学講座 鈴木説子  
(2001年11月8日受理)

Reprint requests to: Setsuko Suzuki Dept of Ophthalmol, Fukushima Medical Univ, School of Med  
1 Hikarigaoka, Fukushima 960-1295, Japan  
(Received and accepted November 8, 2001)

## I. 結 言

静止した視標を固視しているとき、経時的に他覚的な屈折値の観察を行うと、調節微動と呼ばれる正弦波様の揺れが認められる。調節微動は高周波成分 (1.0~2.3 Hz) と低周波成分 (0.6 Hz未満) とに分けられる。調節微動の高周波成分は水晶体屈折力の振動に起因し、毛様体の活動状態を示すと考えられる。これまでに我々は、調節負荷と調節微動の高周波成分との関係について調査し、毛様筋にかかる負荷が大きくなると、調節微動高周波成分の出現頻度 (high frequency component 以下 HFC) が増すことを報告してきた<sup>1,2)</sup>が、今回、被検者の毛様筋にかかる負担を他覚的に観察可能な HFC 表示方法を考案、試用し、若干の知見を得たので報告する。

## II. 対象および方法

対象は正常群として屈折異常以外に眼疾患は認めず、自覚的にも眼科的症状をもたない近視性乱視3名3眼 (男性2名, 女性1名)、および眼疲労群として、眼痛、眼疲労の訴えはあるが、器質的な眼疾患は認めない近視性乱視8名8眼 (男性4名, 女性4名) とした。オートレフラクトメータ (NIDEK 社製 AA 1100) で得られた水平方向屈折値を対象の屈折値 (以下 HOME) として検査した (表1)。調節応答の記録は NIDEK 社製赤外オプトメータ (AA 2000) を用いた。視標は同機に内蔵された内部視標 (スターバースト型) を用い、静止視標で20秒間提示した。視標位置は HOME を基準に +0.5~−3.0 D 間を 0.5 step で呈示位置を変えて8回計測した。得られた調節応答波形は以下の手順に従って解析した。

表1 対象の年齢, 水平方向屈折値の一覧

症 例	年齢 (歳)	性 別	屈折値 (D)
1	29	男	−7.77
2	22	女	−1.05
3	26	男	−4.39
-----			
4	24	女	−5.00
5	22	女	−2.46
6	22	女	−1.00
7	19	男	−1.25
8	22	女	−2.00
9	65	男	−2.96
10	29	男	−0.06
11	10	男	−0.06

1. 瞬目によるデータの欠損, 乱れは3次スプライン関数にて補正した。

2. 得られたデータを8秒間ずつ抽出し (total 100 points), 平均値が 0.0 D となるようにシフトさせ, ハニングの窓を適用した。

$$F(X) = 0.5 - 0.5 \cos(2\pi t/T) \quad T = 8 \text{ sec}$$

3. 高速フーリエ変換 (FFT) を用いて周波数分析を行い, パワースペクトル曲線 (以下 PS 曲線) を求めた。これを常用対数に変換して解析した。

4. この PS 曲線から周波数 1.0~2.3 Hz の区間の平均パワースペクトル (単位 dB) を求め, HFC として評価した。また刺激視標位置, 調節反応量および HFC をカラーコードマップを用いた3次元グラフとして表示した。グラフは縦軸に調節反応量 (D), 横軸に刺激視標位置 (D) とし, HFC の値が50未満のときは緑色で示し, HFC の値が70以上のときには赤色で表示し, その間を緑色から黄色を経由し赤に至るグラデーション表示を行った。

## III. 結 果

正常群 (症例1~3) の HFC は, 遠方視標に対しては50程度の値をとり, グラフでは緑色で表示され, 近方視標に対しては60以上の値を有し, グラフでは赤色で表示された (図1)。

これに対して, 眼疲労群の症例4~8 では, 調節反応量は正常者に類似していたが, HFC は遠方視標に対しても60以上の値を有し, グラフでは赤色で表示された (図2)。また, 眼疲労群の症例9は自覚症状が著しく強かったが, 調節反応量がほとんど検出されなかったにもかかわらず, 遠方視標に対しても高い HFC 値を有していた (図3)。眼疲労群の症例10は軽度遠視を有する29歳男性で, 近方作業時の目の疲れや眼痛, および羞明感を強く訴えていたが, 呈示したすべての視標に対して, 高い HFC が検出された。眼疲労群の症例11は視力低下を主訴に来院した10歳の男性であったが, 症例10と同様に呈示したすべての視標に対して高い HFC が検出された。

なお, 症例10に対しては, 調節緊張を緩和させる目的で低濃度サイプレジン<sup>®</sup>の点眼を投与し, 合わせて累進屈折力眼鏡を処方したところ, 自覚症状は消退した (図4)。また, 症例11はミドリン<sup>®</sup> M の点眼を処方したところ, 裸眼視力が改善した (図5)。

## IV. 考 察

調節微動に関する研究は1959年に Campbell らが



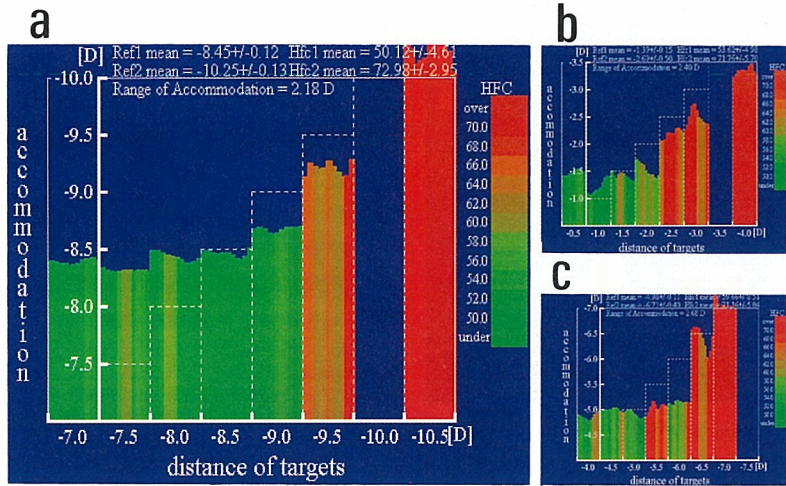


図1 正常群の HFC マップ a: 症例 1, b: 症例 2, c: 症例 3  
 グラフ上抜けているところは測定しなかった。

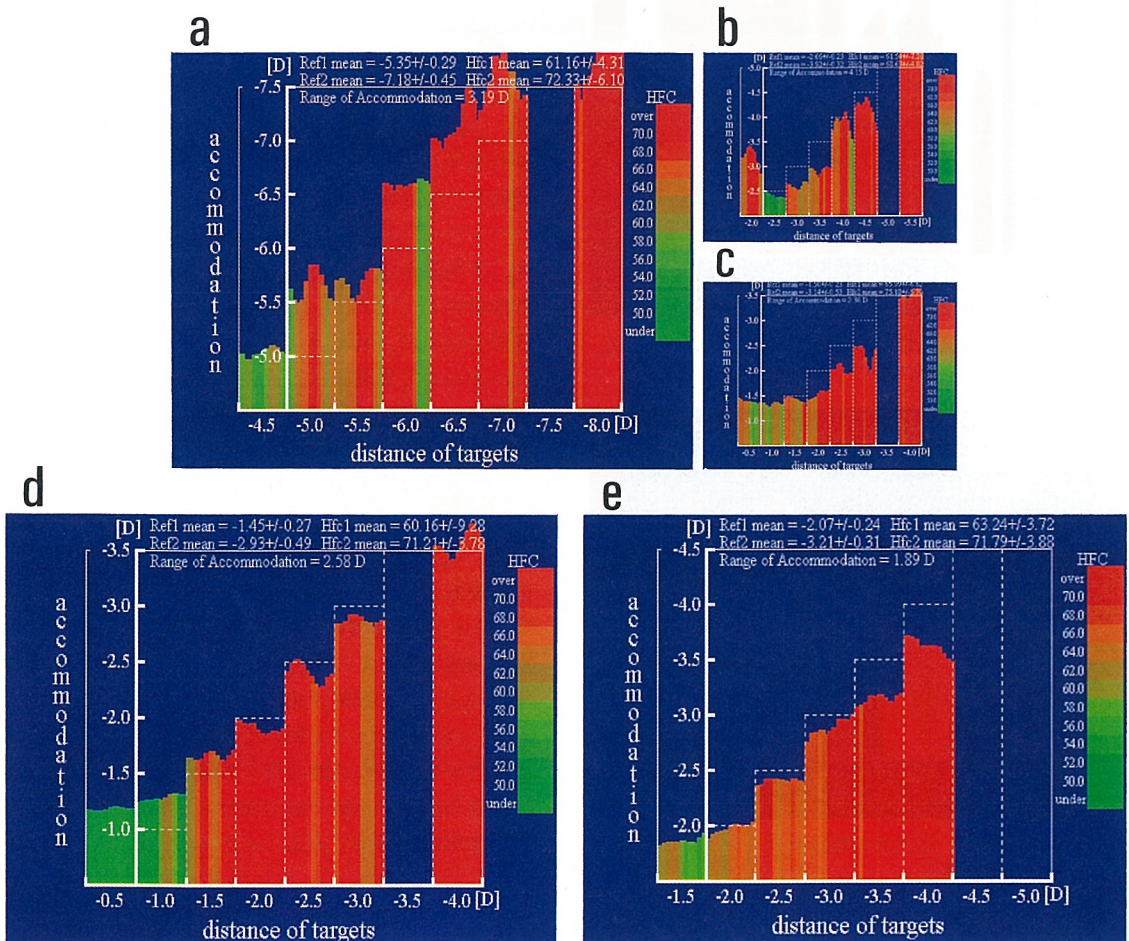


図2 眼疲労群の HFC マップ a: 症例 4, b: 症例 5, c: 症例 6, d: 症例 7, e: 症例 8



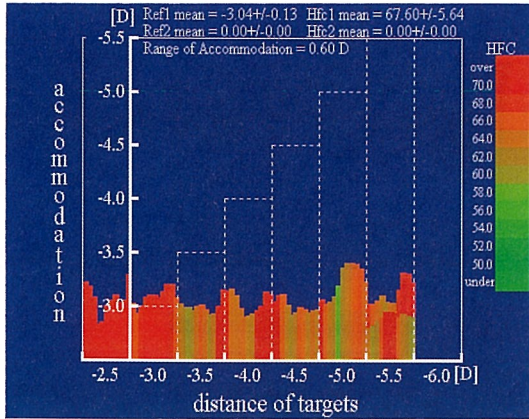


図3 眼疲労群 高齢者の特殊パターン 症例9

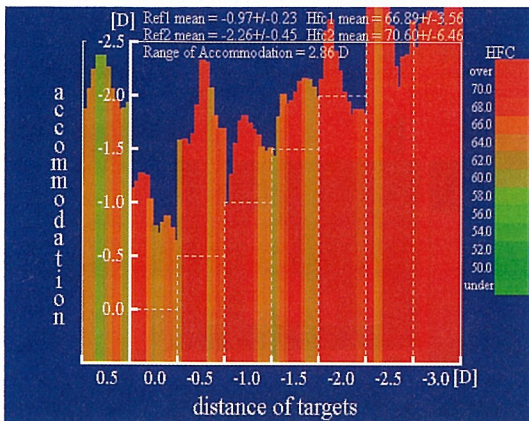


図4 眼疲労群 調節けいれんパターンのHFCマップ 症例10

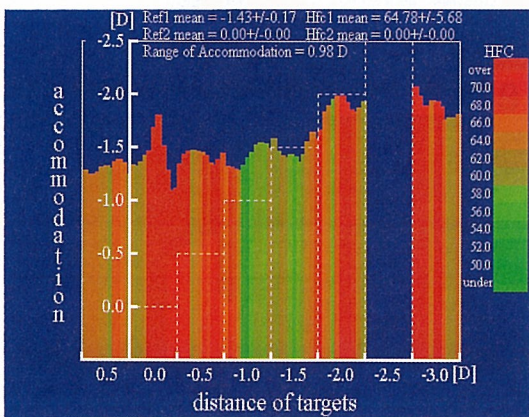


図5 眼疲労群 若年者の特殊パターン(調節けいれん) 症例11

どの報告がなされてきた<sup>6-9)</sup>。赤外線オプトメータが開発されてからは経時的な測定が可能となったが、今までの外来診療の調節検査では、被検者がどれだけの調節量を有しているかだけを計測し、調節を働かせるために被検者自身にどれだけの負担が生じているかは観察されていなかった。

我々は、調節の緊張の程度と調節微動の高周波成分出現頻度にある種の相関があることに着目し、視標位置、調節反応量、および HFC をカラーコードを用いて3次元表示を試みた。その結果、正常群では遠方の視標に対しては HFC が緑色を呈した(正常者群の図)。これは遠方視では毛様筋の緊張は少なく、調節努力がほとんどなされていないことを意味する。一方、症例4~8のような眼疲労群では遠方視標に対しても HFC は赤色を呈し、遠方視においても毛様筋が緊張状態にあることが示唆された。遠方視時に高い HFC を呈する患者の眼疲労は調節異常が原因であると推定できる。また、症例9~11はとくに自覚症状が著しく強かったが、以下のような特徴的な所見を有していた。症例9で調節反応量がほとんどなかったのは、65歳という年齢のためであったと考えられるが、遠方視時の HFC は高値を呈しており、遠方視時の調節努力の存在が予測され、これが眼疲労の原因と考えられた(図3)。症例10では近方視時の目の疲れや眼痛、羞明感を強く訴えていたが、呈示したすべての刺激視標に対して高い HFC を認めた。毛様筋の緊張緩和のために、低濃度サイプレジン<sup>®</sup>の点眼液を投与し、合わせて累進屈折力眼鏡を処方した。眼鏡の装用に慣れるに伴って自覚症状が消失したことから、調節けいれん状態であったと考えられた(図4)。

症例11では症例10と同様に、呈示したすべての視標に対して高い HFC を認めた。10歳の男性で、学校検診での視力低下を主訴に来院したが、ミドリン<sup>®</sup>Mの点眼液を処方して経過観察したところ、裸眼視力は改善した。調節機能は症例10に類似していたが、通常、調節けいれんと診断している状態と考えた(図5)。

このように、調節反応量、刺激視標位置、HFC をカラーコードマップを用いて表示することによって、被検者の毛様筋の活動状況を客観的に予測できる。調節異常の診断や治療方針の決定に重要な情報をもたらし、臨床的に有用であることが示唆された。

文 献

発表<sup>3)</sup>して以来、調節微動の役割<sup>4,5)</sup>、それに影響を与える因子(瞳孔径、視距離)、眼精疲労とのかかわりな

- 1) 梶田雅義, 伊藤由美子, 佐藤浩之, 小林健太郎, 渡辺まき子, 加藤桂一郎: 調節微動による調節安静位の検出。

- 日眼会誌 101: 413-416, 1997.
- 2) 梶田雅義：調節応答と微動. 眼科 40: 169-177, 1998.
  - 3) Campbell FW, Rebsor JG & Westheimer G: Fluctuations of accommodation under steady viewing conditions. J Physiol 145: 579-585, 1959.
  - 4) 奥山文雄：調節微動. 視覚の科学 15: 15-22, 1994.
  - 5) 鈴木昭弘：微動調節の研究. 日眼会誌 79: 1257-1271, 1975.
  - 6) 鈴木昭弘, 小林明美：微動調節の研究. 眼紀 31: 367-373, 1980.
  - 7) 黄 和玉, 伊藤睦子他：瞳孔径が調節のステップ応答に与える影響. 視覚の科学 17: 61-65, 1996.
  - 8) 梶田雅義：調節疲労と調節微動. 視覚の科学 17: 66-71, 1996.
  - 9) 鈴木昭弘：眼精疲労の研究. 眼紀 29: 237-254, 1978.
-



## 眼光学よもやま話

### 3. 視力（その1）視力と眼鏡

筑波大学, 水戸済生会総合病院 大島 祐之

#### 3・1 人の暮らしと視力

人類の祖先は、外敵の襲来をいち早く察知して対処する傍ら食料調達などして生存競争を生き抜いたのであろうが、腕力、脚力、知力とともに、眼の良否は日々の暮らしに最もかかわり深かったに違いない。そして今でも、田舎の自然のなかで育つ子供達が、空高く舞う鳶や、山頂の人影、遙か遠くの一本杉が見えるのを自慢し合うように、視力を互いに競い合う光景がみられたのだろう。年老いて指に刺さったトゲを孫に抜かせる情景もあったのではなからうか。

眼の機能を代表するのが視力であるとの観念は今日でも変わっておらず、視力検査は眼科における最も基本的な検査に位置づけられている。「視力」が体系づけられたのは近年に至ってからで、視力を数量で示したのは、1705年に Hooke<sup>1)</sup> が角度 1' 隔たった二つの星を、正常眼は見分けることができるとしたのが最初とされている。

それ以前にも、学問的に視力への関心が払われていた証拠は数々ある。紀元前のアリストテレス (B.C. 384~322) の書には、遠くが見にくい状態や、近くを見るのが不自由になった状態の記載があって、遠近それぞれの視力にかかわりある「近視」と「老視」が取り上げられている。

——近視と老視を対極に置いたアリストテレスのこの考え方は、後世に大きな影響を残した。17~19世紀にかけて「老視・遠視」の異同が、生理学、物理学、数理学の多くの科学者を巻き込み 200 年にもわたって論争された末、眼科医ドングルス (1864) によって今日の知見が確立した歴史がある (3・4 参照)。「老視」と「遠視」を同一視する傾向は、巷間で語り継がれていまだに根強く残っている ——。

13世紀のヨーロッパで誕生した眼鏡も、視力への関心、執着の現れとみることができよう。そして、視力が数値化されて以後に生じた風習ではあろうが、「0.02の近眼 (近視) だ」といった具合に「近視の強弱」

を「視力の数値」で表現する慣習は、専門の見地からすれば不正確な表現で望ましくないのだが、巷間における視力の数値の慣用は、暮らしのなかにそれが溶け込んでいる感を拭えない。

#### 3・2 眼鏡の誕生

ここで世界の歴史のなかでの眼鏡の由来を振り返ってみると、その基盤となるレンズに因む話題として、凸レンズの形をした透明物体あるいは水を満たしたビンを、古代人は太陽熱を集光する手段に用い、その拡大作用を認識していたふしがあり、古代アッシリアの首都ニネベの廃墟 (現在のイラク北部、チグリス河畔) からは、宝石を手持ち拡大鏡として彫る秘伝を記した紀元前 9 世紀ころと目される象形文字の記録が発見されている。

レンズの素材となるガラスの発祥は古代エジプトだったらしく、その第 7 王朝 (B.C. 16世紀頃) の遺跡から発掘されたガラス製品がロンドン大英博物館に所蔵されているし、ツタンカーメン王の遺跡 (B.C. 14世紀頃) からもガラス瓶やガラス製造所址の発見がなされた。しかし、結像良好なレンズに適する品質のガラス (光学ガラス、またはそれに近似のもの) が生まれたのは、ずっと後世のことだった。

視力補強具としての眼鏡誕生の仔細は詳らかではなく、遙か西暦前に中国皇帝が星を見るのにレンズを用いたとする伝承がある (Cuming 1855, Horner 1885) が、信頼に足る裏付けはない。クビライ・カーンの宮廷を 1271~1295年に訪れたマルコ・ポーロは、凸レンズを使って読んでいる老人を見たと記述している。一方、インドで作られていた眼鏡をモンゴル軍がトルキスタンを経て中国にもたらしたとの示唆 (Laufer, 1907) があり、14世紀の元の時代に中国の老人達が使っていた眼鏡は伝達経路不明ながらヨーロッパから伝わり、それを雛形にして中国で眼鏡の製造がなされるようになったとの説もある。

——我が国における眼鏡の歴史について、大坪

2001年9月

元治(1960)<sup>2)</sup>が4年の歳月を費やして文献、史実を丹念に精査して纏めた名著がある。眼鏡の本邦伝来は、スペインの宣教師ザビエル(1506~1552)が西国の名門大名・大内義隆に献上したのが最初とされ(大内義隆記と宣教師フロイスの日本誌とを拠り所にした説で、現物は大内家の内紛で喪失)、現存する最古の眼鏡は久能山東照宮所蔵の徳川家康の眼鏡であると信じられていた。

その定説を大坪は覆し、京都の大徳寺内・大仙院に足利12代將軍義晴遺品として所蔵されていた眼鏡を見つけ出して精査した上で、それが我が国最古の現物であることを確認し、諸般の文献に照らして、ザビエル来邦(1549)に遡る10年以上に眼鏡が中国から渡来していたことを確度高く推定した。――

以下、主として Duke-Elder の成書<sup>3,4)</sup>の記述に添って述べるが、古代ギリシャ、ローマ、アラビアで、視力改善の目的でレンズが使われた確かな記録は存在せず、西暦54年にローマの皇帝ネロが競技場でエメラルドを指に挟んで見ていたとされるのは、ネロが近視で凹レンズとして使ったのだとする説があるにせよ、当時の情景を記した詩文のなかに皇帝は眩しさを和らげるサングラスとして重宝がって使用していた箇所が見い出される。

枠に嵌めた1対のレンズを眼前で使う用具を眼鏡と定義すれば、それはガラス産業の中心地だったイタリアのベニスで1270~1280年の間に生まれた確かな証拠があるとされる。

イギリスの聖職者で学識深かった Roger Bacon (1214~1294) を眼鏡の発明者に推す説がある。彼は凸レンズが、老人や弱視者が文字を読むのに役立つことを記した光学書“Opus majus”等(1266~1267)を著わし、ガラス球体の切片を読書用具としてローマ法王に送ったが、異端者として二度も投獄の憂き目に遭った人物である。しかし、彼の書はエジプトの学者 Al-Hazen (965~1038) の著書(Opticae thesaurus の書名で1200年代にラテン語に訳された)に記されている凸レンズの拡大作用を引用したに過ぎないとの評があり、また、Baconが1対のレンズを左右の眼で同時に使用する着想に至った形跡はない。さりとて彼の書はヨーロッパに広く流布していたので、イタリアの無名の眼鏡発明者が Roger Bacon の書に啓発されて眼鏡を創作した可能性は高いと説く人が少なくない。

イタリア・フィレンツェの教会に「Armati 家の Salvino d'Armatò 眼鏡の発明者ここに眠る、1317年没」と刻まれた墓石が残されている。しかし、そこに

嵌め込まれている胸像は西暦100年頃のギリシャの無名戦士の像を切り取ったものであることが判明していて、かかる人物の实在自体が疑われたり、愛郷心の強い歴史家が後世に捏造したとの説もある。

ピサの St. Catheline 修道院の古文書には、眼鏡製造の秘密を漏らさなかった或る人物の作品を手本にして、修道士 Alexandro de Spina が1305年に眼鏡を作ったとの記録がある。更に、フィレンツェの修道院に残された記録には、伝道師 Giordano da Rivalto が「世界で最も役に立つ技術の一つである眼鏡製造がなされて、やっと20年になる」と1305年2月23日に説法した旨が記されている。

ともあれ、吟遊詩人の民謡集(1280年)のなかに「眼鏡は老人を助ける道具」との言及がみられ、1300年頃にはヨーロッパの庶民の間に眼鏡の存在が知られていたのは明らかであろう。

### 3・3 眼鏡の普及とその後の発展

眼鏡の歴史は凸レンズの老眼鏡で始まったが、北イタリア・トレビソの San Nicolo 教会に保存されている鼻眼鏡を掛けた枢機卿 Hugo de Treviso の肖像画(1352年 Tommoso da Morena 作)が、1対のレンズを眼前に装用する眼鏡の形を示した最古の資料とされている。当時、文字を解して読み書きするのは、学者、聖職者、貴族等に限られていたが、眼鏡は裕福階級がアクセサリとして用いたり、学識や威厳の象徴として自分の肖像画に眼鏡を描き加えさせた事例もあったという。中国から伝わった印刷技術が15世紀にヨーロッパで発達して文字に親しむ人が次第に増え、また以前よりも小さな活字を使った印刷物が広まったことが眼鏡の需要を高め、16世紀末頃にはヨーロッパの多くの町に眼鏡師ないし眼鏡商がみられるようになり、また各地を巡回する眼鏡の行商が出現していたといわれる。

凹レンズは13世紀に Roger Bacon による記載があったが、「近視」に使われた最初の記述は Nicolaus Cusanus (1401~1464) の著書“De beryllo”(1441)のなかにみられる。そして近視眼鏡の存在を示す最古の資料は、フィレンツェの Pitti 宮にある法王レオ10世の肖像画(1517年 Raphael 作)とされている。そこに描かれた眼鏡は、反射の描写から明らかに凹レンズ眼鏡(かなり強度の)であると判断される。

乱視レンズは1827年にイギリスの天文学者 George Biddell Airy (1801~1892) が眼鏡師 Full に依頼して作ったのが最初とされるが、それとは別個にアメリカ

で翌1828年、乱視を自己診断した牧師 Goodrich の求めに応じて、McAlister が研磨して円柱レンズを作った記録がある。

なお、眼の「乱視」の歴史を拓いたのはイギリスの物理学者で医師でもあった Thomas Young (1773～1829) であり、今日の電子化されたレフラクトメーターにも応用されている Scheiner 実験 (1619) の原理を適用して自分の眼を測り、垂直 $-3.94$  D、水平 $-5.62$  D の近視性乱視であるとした (1801)。その22年後、上述の Airy が自らの眼の乱視を測り、その矯正レンズを設計して製造を依頼したとされる。また乱視 astigmatism (eye astigmatism) の名称は、Airy が師 Whewall の示唆を受けて1849年に命名した。

ドイツの天文学者で物理学者の Johannes Kepler (1571～1630) によって1611年にもたらされたプリズムは、イギリスの William Wells (1792) やフランスの Charles Chevalier (1844) により臨床応用が唱えられていたが、斜位などの筋性眼精疲労に用いる眼鏡への使用が確立したのは、オランダの Frans Cornelis Donders (1848～1864) とドイツの Albrecht von Graefe (1857～1862) の業績を経てからだった。

それに限らず、凸レンズ、凹レンズ、乱視レンズを適正に眼鏡に使用する指針の基礎、当世風の表現を借りれば、眼鏡のソフト面の基礎が確立したのは、偏に Donders の功績に他ならず、正しい眼鏡の普及が図られるようになったのは、近々150年前の19世紀後半に至ってからのことである。

### 3.4 眼鏡レンズ選定の進歩 (遠視・老視の異同の論議)

13世紀末頃に誕生した眼鏡は、使用者自身が選んで入手した時代が長く続き、現在に照らせば、スーパーマーケットとか盛り場の屋台に並べられている老眼鏡を購入するのに似た状態が想像される。それでは当たり外れが出るのは当たり前だったろうし、折角入手した眼鏡が思うように役立たなかった事例がまればはなかったに違いない。

19世紀前半に使われたイギリスの医学教科書 (眼科が専門科目として独立していなかったその頃は、眼に関する記述は一般の医学教科書に記されているに過ぎなかった) には、眼鏡について「眼鏡師の許に赴き陳列してある眼鏡のなかから、自分が良いと思う物を選ぶよう患者に勧める」と記されている。正しい学理に従っての適切な眼鏡検定は19世紀初頭には世界中どこでも行われていなかった、と Duke-Elder<sup>3)</sup>は述べている。

当時は、視力改善用具としての眼鏡に懐疑的な医師が少なからずいたらしい。ヨーロッパの医師のなかには診療所に眼鏡を並べて置いて、必要とする患者に選ばせる者もいたというが、眼鏡を入手して使用した人達のなかには眼鏡が不適正であったがために、その効用を謳歌するどころか、せつかく高価な眼鏡を購入したのに「長く見続けられない」とか「拡大鏡を使った方がマシ」その他の苦情が少なからずあったろうし、それを的確に理解して対処できる学理が確立していなかったのだから、眼鏡不信に陥ってしまった大方の医師が居ても不思議ではなかったのだろう。

今でも眼精疲労の訴えで受診する患者のなかに、不適正な眼鏡が原因のケースにときおり遭遇するのだから、眼鏡選定の指針自体が確立されておらず、言い換えれば眼鏡のソフト面の発達が甚だ不完全だった当時では、それが格別、珍しくなかったのではあるまいか。

一方、眼鏡使用を積極的に勧めた医師もいて、イギリスで公然と眼鏡の効用を謳った最初の医師 William Rowley は、眼・脚・胸の病気専門を標榜した病院をロンドンに開設したが、不評を買い、短期間 (1771～1773) で閉院せざるを得なかったのは、適正な眼鏡の選定を行えなかったのが主因だったらしい。

なにしろ17世紀から200年余にわたり、当時の科学者達の間で「遠視と老視」の異同が論じられ、しかも「遠視の存在」を否定する論が主流になっていたのだから、十分それは頷ける。——遠視 vs 老視の歴史的論争については、本誌21: 39-41, 2000. の記述のなかで具体的に触れたので、ここでは、その要点を中心に記す。——

実地場で「老視」と「遠視」を区別して扱ったのは、スペインの Benito Daza de Valdés (1591～1634) が最初とされる。彼は宗教裁判所の公証人であったが、博学多才だったらしく、ある老人に初めて近用、遠用それぞれ別の凸レンズ眼鏡の使用を指示し、また遙か以前に Roger Bacon (1267) によって無水晶体眼への拡大レンズ使用が示唆されていたとはいえ、強度凸レンズ眼鏡を、白内障の手術後に使用することを提案した最初の人としても知られ、眼鏡に関する著作 “Uso de los anteojos” (1623) を残している。

眼の光学に関心を示し、当時としては異端者めいて「遠視」の存在を肯定していたドイツ Jena の数学教授 Hamburger (1696) が、凸レンズにより遠方視力の改善を図れる眼は、若年者にも先天的にも存在することを述べ、その光学つまり「遠視」の機構を正しく説

2001年9月

明していたのだが、学界の論争の埒外に置かれ、長い間その業績は忘れられていた。

19世紀はじめに、凸レンズ眼鏡の効用を正しく認識していた医師もいた。イギリスの医師 James Warre (1813) は、遠方視力を凸レンズにより改善できる若年者が存在することを示し、それは角膜、水晶体の彎曲、網膜との位置関係に基因するとして、そのメカニズムを説明したのだが、「机上論」を展開した科学者 Mackenzie (1830) によって、そのような眼の欠陥は眼精疲労だと片付けられたこともあった。

なにせ紀元前のアリストテレス以来の「近視 vs 老視」の構図が根強く残っていて、多くの科学者がそれを信奉し「遠視の存在」の否定に傾いた論争が200年余も続いたのは、論争に加わった多くの学者達が、自己体験ないし自己実験、せいぜい自分の周囲のごく僅かの人達から得た知見に基づくのみで、眼が示す一般的な実態を十分に把握することなく、偏った自論を展開し合っていたからに他ならないと思われる。

視力に悩む人達を、眼鏡の助けを借りて救わんとしていた実地家のなかには、Valdés や Warre の他にも「老視と遠視は別物」と経験的に感じ取っていた無名の医師達が居たようなのだが、ともあれ、学界において広くそれが認知されるに至ったのは、「老視」が調節の問題であることを明らかにして「遠視」とは別のカテゴリーに収め、近視・遠視・乱視を屈折異常として纏めて、今日に通ずるそれらの検査法を確立した Donders の燦然たる業績 (1848~1864) を待ってからだ。Donders が「自分は数理学者ではない」と語った裏には、長年にわたり斯界を混乱させた机上の空論に対する批判が込められていたと私には思えてならない。

### 3・5 視力検査の発達

当初は専ら近見用に使われた凸レンズ眼鏡が13世紀末に、そして近視の凹レンズ眼鏡は15世紀頃の誕生と推定されることを述べた。かかる眼鏡の入手に当たって長い間、眼鏡購入者が自分自身で試す目標を適宜選ぶか、販売者のアドバイスを心得て試すかして、いわば自己責任で選択し購入していたと想像される。

スペインの Valdés (1623) が白紙の上に並べた芥子の種を数えさせたのが、文献上での近方視力検査の嚆矢とされる。眼鏡レンズの選定指針が確立した19世紀後半から20世紀はじめにかけて、遠方視力の検査を体系づけて行う機運が高まり、諸家が銘々に視力の数量的表示を行うとか、いろんな図形を使って視力を測つ

たりもした。その際、正常眼は視角  $1'$  を辛うじて見分けることができたとした Hooke (1705)<sup>1)</sup> の知見が重用され、視角  $1'$  を基準にした視力の表示方式とか、視力検査用図形の提案が多くみられた。

一方、図形の構成部分の視角を同じく  $1'$  としても、図形全体の形が違っていると、それを見分ける閾値が異なることが指摘されて、最小視認閾、最小分離閾、最小判別閾(可読閾)に大別して整理し、視標を類型分けする考え方が生まれた。

ドイツの生理学者 Ewald Hering (1834~1918) は、眼が物を見分ける基本的なメカニズムとして、optische Auflösungsvermögen 光学的分解能と、optische Raumsinn 光学的空間覚(古くは空間神と訳された)とを挙げた。前者は、2点が離れていることを識別する能力で、上述した最小分離閾 minimum separabile と同義になる。後者は、位置の違いや輪郭のズレを感知する能力のことで、副尺視力 vernier acuity, aligning power, hyperacuity (超視力, 1975年 Westheimer 提唱の名称)を意味する。そして Hering は、図形や文字を見分けるのには両者が絡み合って作用するので、視標の構成部分が同じ視角であったとしても視標全体の形が違っていると、判別される閾値に相違を生ずるとの説明を与えた。

ともあれ、銘々勝手に視力を測る方式を提唱する混乱を解消すべく、その統一を図る機運が生まれた。生理学と眼科学の双方に通じていた中川順一(生理学から眼科に転じ、日本大学眼科教授~札幌市立病院)から受けた教示に拠ると、視力を測る基準として、Hering の光学的空間覚(副尺視力)を採るべしとする生理学者側と、光学的分解能(2点分離能)を主体とすべしと主張する眼科側との論争が、最初に行われたという。

生理学者側は、能力の限界、言い換えれば、より小さな閾値で示せる副尺視力を基準にすべしとの主張であったが、実用性に重きを置いた眼科側が、2点分離能に基づいた図形を使って視力を測る方が視力の値を求めるのに適するとした主張が大きく浮上し、研究目的で行う実験的研究の場合は別として、臨床医学、社会医学その他の現場で行われる視力検査においては、後者の線に添った方式が爾来、今日まで広く普及している。

——副尺視力の閾値として、視角11秒 (Volkman, 1863), 2.5秒 (Best, 1900) などの発表があった、2点分離能の閾値の視角  $1'$  弱よりも著しく小さいことは、当時よく知られていた。その後、閾値の小

ささでいえば、1線視力 (one-line-acuity), 例えば野外に張られた1本の長い電線を見るとき、好条件の下ならば幅が僅か0.5秒の視角でその存在が認められ得るとの知見の発表もあって、眼には、カメラの光学では到底説明できない特性があることが知られている。そのうち副尺視力は、目盛の読み取りに当たって、通常の目視に比べ測定精度を10~20倍に高め得る副尺 (vernier) に応用された。

なお、副尺視力あるいは1線視力のバラツキ (測定値の%で表わす) は、2点分離あるいはそれを基に作図した図形や文字を判別するとき比べて相当大きく、被験者が不慣れの場合、両者のバラツキの差は一層大きい。不特定多数の被験者を対象にする視力検査の現場においては、後者に基づく視力検査が、実用上優れている理由の一つに挙げられる。

2点分離能に基づく視力の測定を、慣熟した被験者で実施しても、ある範囲のバラツキが現れる。その様相を最も的確に捉えたデータは、イギリスの生理学者 Lythgoe ら<sup>5)</sup>によって示された。その研究は中川順一<sup>6)</sup>によって我が国に紹介されたが、視力の一つの値を得るのに最低でも2,000回を越える被験者の応答をデータ処理して求めるので、一般的に行う視力検査には適さないが、その発表がなされて70年を経た現在でも、視力専門家の間では最も合理的で信頼できる視力測定法と目されていて、視力の実験的研究に活用されている。しかし他の視力測定法に比べて著しく手順を要するためか、その主旨に則した実験的研究の発表は、我が国では大島祐之<sup>7)</sup>、篠田 茂<sup>8)</sup>、池田紘一<sup>9)</sup>しか見当たらない。海外でもそれが寥々たるなかに、

ISO (International Standardizing Organisation, 国際標準化機構) の視力検査基準 (1985) に盛られた輝度の基準選定の根拠とされたアメリカの Sheedy ら<sup>10)</sup>の発表がある。

実際に広く行われている視力の表示方式、視力検査用の視標の由来等に関する具体的記述は次号以下に譲る。

#### 主要文献

- 1) Hooke: Posthumous Works. 12 & 97, 1705. (Landolt E: Graefe-Saemisch Handbuch der Augenheilkunde, 3 Aufl, 3 Bd, 425-507, 1920 より)
- 2) 大坪元治: 眼鏡の歴史. 日本眼鏡卸組合連合会, 東京, 1960.
- 3) Duke-Elder S: System of Ophthalmology. Vol 5, Henry Kimpton, London, 1970.
- 4) Duke-Elder S: System of Ophthalmology. Vol 7, Henry Kimpton, London, 1962.
- 5) Lythgoe RJ, Corkill DE & Pearson ES: The measurement of visual acuity. Medical Research Council, Special Report Series No. 173: 5-85, 1932.
- 6) 中川順一: 視力測定と其確率論的意義に就て. 日大医学誌 4: 242-251, 1940.
- 7) 大島祐之: 視力測定に於ける誤差並びに標準照度に就て. 日眼会誌 54附 (庄司記念誌): 85-94, 1950.
- 8) 篠田 茂: 推測法による視力測定に関する研究. 日眼会誌 67: 65-80, 1963.
- 9) 池田紘一, 野田貢次, 山口昌一郎: 均一な背景の下における順応輝度とランドルト環視力. 照明学会誌 64: 591-597, 1980.
- 10) Sheedy JE, Baily IL & Baasch TW: Visual acuity and chart luminance. Am J Optom Physiol Opt 61: 595-600, 1984.

## 基準波長は e 線か、d 線か

「視覚の科学」編集委員長 加藤桂一郎

本誌 Vol 15 (別冊1994)「基準波長統一特集号」を読まれた会員は多いと思うが、そのなかで従来の基準波長 d 線が1998年1月を期して国内では e 線に統一される(大頭 仁理事長)と記されていた。

基準波長は眼鏡レンズをはじめ、種々の光学機器の規格を示すアッペ数の値を左右するものであるだけに、非常に重要な意義をもつ。その後の経緯がわからないまま今日に至っているが、過日インターネットのホームページに眼鏡の基礎知識として「アッペ数」の解説があり、今なお基準波長は d 線として説明がなされていた。

今回、上記・特集号の編集にあられた高橋文男編集委員にお願いし、本号の「トピックス」として、「基準波長のその後の経緯と現状」を改めて解説していただいたのが本稿である。

## 基準波長統一の経過と現状

(株)ニコン光学設計部 高橋文男

### I. はじめに

基準波長を規定した JIS 規格が1999年11月に正式に発行され、基準波長は原則、e 線に統一された。しかし、本誌の読者諸氏が最も関心をもっている眼光学関連分野に限って、e 線と従来の d 線を併用する内容となっている。これは、JIS 規格の原本となっている国際規格 ISO 7944-1998 との整合をとったため、ISO 規格原案作成の最終過程において米国眼鏡業界の e 線統一反対騒動によってもたらされた結果である。単レンズを扱う頻度が高く、基準波長の影響を最も受けやすい眼光学関連分野にとって、このような決定は本来あってはならないことであった。

一方、国内では1992年から眼光学関連分野のメーカー団体である日医光の主導で、e 線に統一する方針の下に作業を行い、1998年1月から出荷するすべての製品は e 線となっている。国内における d 線とは、一部輸入品に対してだけ許容されていると理解していただきたい。ここではまずその経過と顛末を再度資料<sup>1)</sup>から抜粋して紹介し、後半には e 線統一で何が変わったか、現状と対策について述べる。

なお、基準波長全般については、資料<sup>2)</sup>に詳しい説明があるので参照されたい。

### II. ISO 規格成立の顛末と国内の状況

#### 1. 発端は基準波長の ISO 規格見直し

すべての光学材料の特性を指定する基準波長を、ただ一つの e 線に統一するという決定は、1991年4月に米国で開催されたラスベガス国際会議の ISO/TC 172 の as hoc 委員会で、ISO および CEN (欧州標準化委員会) の主導によって決議された<sup>3)</sup>。それまでは、1984年9月に発行された d 線と e 線の両波長を基準波長として併用するという ISO 7944 第1版が使用されてきた。この第1版の規格作成時にも基準波長の統一が懸案事項となっていたが、統一までには至らず、但し書きに将来の一本化に望みを託した文言を残すことで決着したのは、1981年9月であった<sup>4)</sup>。それ

から丁度10年後に、基準波長の統一に向けた見直しが再スタートしたことになる。

#### 2. e 線統一に反対する勢力の巻き返し

このラスベガス国際会議の決議に基づいて CD ステージの国際投票は大幅に遅れ、先の決議から2年以上も経過した1993年5月になってからであった。投票の結果は、賛成8、反対1、棄権3で可決された。反対は米国だけで、この時点までは英国も e 線統一に賛成票を投じていた。

この CD ステージの国際投票以降、更に2年数カ月も経った1996年1月になって次の DIS ステージの国際投票が開始された。結果的に、このブランクの期間が規格成立の行方に重要な意味をもつことになった。この期間、米国の眼鏡ラボの団体 OLA (Optical Laboratories Association) が中心となり、基準波長の e 線統一に反対して e 線対応製品名を OLA の機関誌に公表すると半ば脅しの手紙を送りつけるなど、非常識な活動がエスカレートしていたのである。

#### 3. DIS ステージ国際投票 (第1次) とその結果

1996年1月から開始された DIS ステージの国際投票に、日本はコメント付きの賛成票を投じた。コメントは基準波長が真空中の値という記述を基準空気中の値に変更すべきとの訂正を促すものであった。投票の結果は、反対が米国ばかりでなく、米国の反対に同調してしまった CEN 加盟国の英国と、英国に追従したいわゆる英連邦諸国、それにイタリア、ルーマニア、ノルウェーまでもが反対に廻ってしまった。投票総数24のうち、賛成14、反対9、棄権1で、可決成立の条件の一つである賛成75%をこえることができずに国際投票は否決された。

#### 4. ISO 事務局の対応と名古屋会議

ISO 事務局は、眼鏡業界の反発が強かったことから、眼光学関連分野だけを切り離して従来どおり d 線と e 線を併用とし、眼光学以外のすべての分野は e 線に統一するという修正案を新たに提示し、1997年4月、名古屋国際会議の総会で最終的に調整したいと提案してきた。



しかし、ISO 事務局が提示してきた修正案は眼光学関連分野に関する限り、将来の統一の目標もなく、1984年発行の第1版よりも後退したものであった。

名古屋国際会議は1997年4月3日から開催され、この基準波長に関する審議は最終日の9日の総会で行われた。眼光学関連分野を担当する ISO/TC 172/SC7 の事務局長はクラッツァー氏（ドイツ）で、元々 e 線を採用している国でもあり e 線統一にはいうまでもなく、日本の立場にも理解を示していた。問題は各国委員長の対応とそれをまとめる事務局方針の行方である。米国はもちろん CEN もすでに両波長併用という結論に達していたことから、日本の提案に対して当初厳しいことが予想されたが、SC7 国内委員長である大頭教授の各国に対する精力的な根回しが功を奏して各国の空気を次第に変化させ、総会前に ISO 事務局長から“将来一本化を目指す”という文言を規格に追記するという事務局案が打診された。日本としては、“e 線”で一本化する文言がないことから、“e 線”を明記することで主張したが、ここで“e 線”を入れると規格成立自体が危ぶまれることや、他のすべての分野ではこの規格成立により e 線統一に決定されるので、一本化といえば e 線しかないという解釈ができるという理由で、この事務局案を了承することになった。

総会における基準波長に関する審議は、議長役のクラッツァー氏の巧みな議事運営によって、事務局案に対する各国の理解を取り付けることに成功した。採決のときに棄権したのは米国だけで、審議自体は紛糾することなく終了した。

### 5. 最終決着、規格発行へ

名古屋国際会議がこのように決着したことで、“将来は一本化を目指す”という文言を追記した ISO/DIS 7944 の第2次投票は、今回は極めて早く1997年6月から8月までの投票期間で実施された。その結果、反対したのは米国だけで、投票総数20、賛成18、反対1、棄権1で、採択の条件を満たして成立した。

この後、最終案としての FDIS ステージの投票は、1998年1月から3月の投票期間で行われた。この FDIS は DIS の第2次案と全く同じ内容であり、投票の結果、反対は米国1箇国、投票総数21、賛成19、反対1、棄権1で、最終的に国際規格が採択された。

そして1998年6月1日付けで正式に規格が発行されるに至り、1991年から始まった今回の見直し作業は7年間を費やして一応の終止符が打たれたことになる。

### 6. JIS 規格化にあたって

ISO 規格そのままでは国内の現状に逆行する規格

になって、将来に混乱を招く恐れがあるために JIS 規格には何らかの対策が必要である。

この対応策として、JIS 規格のなかに「基準波長として e 線を推奨する」という文章を備考という形で追記することになった。

## III. 基準波長が e 線に統一されて何が変わったか

基準波長が d 線から e 線になったことで、何が変わったかを簡単に説明する。

### 1. 屈折率およびアッペ数の変化

すべての光学材料は、光の波長変化によって屈折率が変化する。波長が短くなるほど屈折率が高く、波長が長くなるほど低くなる。図1<sup>1)</sup>はこの様子をグラフにしたもので、アッペ数が小さい材料ほどその変化が大きいことが判る。

基準波長 e 線と基準波長 d 線の場合を比較したものが表1である。基準波長が e 線になるとアッペ数を定義する波長も変わるために、アッペ数の値が僅かに小さくなる。

レンズの屈折力は、基準波長が e 線に統一されたことで、表1に示すような割合で強めの屈折力になった製品が供給されている。しかし、屈折補正に影響するほど大きな値でないので、実用上は全く問題ない。

### 2. 眼光学関連分野の製品対応

表1からもわかるように、基準波長が d 線から e 線になっても変動量が小さく、屈折補正の現場で影響することは全くないはずである。しかし、メーカーにとっては製造加工の中心値が変わるために、治工具および調整工具などの修正が必要で、国内では1992年以降すべての製品で e 線基準に対応するための作業が行われ、1997年までに完了している。1998年1月以降に出荷された製品は、すべて e 線対応製品になっている。

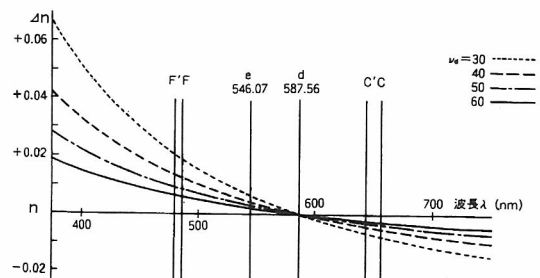


図1 光の波長による光学材料の屈折率変化  
材料のアッペ数ごとの違いを各曲線で示す。  
アッペ数値が小さいと変動値が大きい。

表1 基準波長が d 線から e 線に代わったときの各種変化

		e 線	d 線	備考		
波長 (標準空气中)		546.07 nm	587.56 nm	$\delta=41.49$ nm		
スペクトル色		緑	黄			
元素		水銀 Hg	ヘリウム He			
材料 特性 表示	屈折率	$n_e$	$n_d$			
	アッペ数	$\nu_e = \frac{\nu_e}{n_{F'} - n_{C'}}$ $n_{F'}$ ; F' 線 479.99 nm 青 カドミウム Cd $n_{C'}$ ; C' 線 643.85 nm 赤 カドミウム Cd	$\nu_d = \frac{\nu_d}{n_F - n_C}$ $n_F$ ; F 線 486.13 nm 青 水素 H $n_C$ ; C 線 656.27 nm 赤 ヘリウム He	$\nu_e < \nu_d$ で、 $\nu_e$ は $\nu_d$ より約0.2~0.3小さい値になる(アッペ数値大の方が減小幅が大)。 *分母の $n_{F'} - n_{C'}$ および $n_F - n_C$ を平均分散または部分分散と呼ぶ。		
材料のアッペ数		一方の基準波長に対するレンズ屈折力変動率		備考		
$\nu_e$ または $\nu_d \approx 60$		0.4%		e 線屈折力>d 線屈折力 d 線対応レンズは e 線で左欄の割合だけ強目に出る。		
// $\approx 50$		0.5%				
// $\approx 40$		0.6%				
// $\approx 34$		0.7%				
// $\approx 30$		0.8%				
		(F'-e)	(e-C')	(F-d)	(d-C)	備考
眼球光学系の色収差 <sup>5)</sup>		0.50 D	0.45 D	0.64 D	0.28 D	基準波長に対する色収差量 (D)

アッペ数の定義波長の変更や屈折力の変動が生ずる表はアッペ数ごとに変動率で示す

したがって、1998年以降に購入された製品は、すべて e 線対応製品である(ただし、輸入製品を除く)。それ以前に購入されて使用されている製品のなかには、d 線基準の製品がある可能性があるが、製品の銘板や袋に e またはⓄのマークがあれば、e 線対応の製品である。1996年以降を切り換え移行期間として、この後に e 線対応として製造加工された製品には、識別のためにこのマークを付けて出荷してきている。

1) 眼鏡レンズ、コンタクトレンズ、眼内レンズ (IOL) など、屈折補正用レンズ製品

IOL は、従来から e 線対応である。それ以外の屈折補正用レンズで1998年以降にメーカーから出荷された製品は、すべて e 線対応になっている。これ以前の製品、あるいは輸入製品は d 線の可能性もあるが、上記で説明したように実際に使用する上では問題になることはない。強度のレンズで、測定値が僅かにずれて

測定されることがある。その変動量は、表1に示したとおりである。

2) 眼鏡眼科機器製品

機器製品のなかでもレンズメータやオートレフなどの測定用機器および検眼レンズ、レフラクタヘッドなど、測定用機器だけが対象になる。

(1) レンズメータは、メーカーの製造加工の工程におけるレンズ測定にも欠かすことができないことから、メーカー向けには1994年1月から、ユーザーには、1994年8月から e 線対応製品の供給を開始し、調整修理も1995年3月から受けているので、現在は広く e 線対応製品が使用されている。1998年1月以前に購入された製品で、e またはⓄのマークがなければ d 線対応のままの可能性があり、表1で示す程度の度数ずれを起こす。

したがって、使用している製品が d 線対応のレン

2001年9月

ズメータの場合には、メーカーの調整修理を受けていただくことをお奨めしたい。

**備考：**マニュアル式レンズメータで測定光がグリーンであつても上記に該当していなければ d 線対応である。測定光は基準波長が d 線の時代からグリーンで、d 線に換算表示していた。

(2) レフラクトメータやオートレフやオプトメータなども1998年以降に出荷されている製品は、e 線対応製品になっている。基準波長の変更で影響を受けるが、その変動量は表1で最大に見積もっても1%以下であり、眼の屈折測定精度で問題になる量ではない。この程度の変動量であれば、装用距離の基準位置を変動させただけで補正できてしまうこともあり、従来の d 線のままでも大きな支障はないといえるが、e 線対応であれば、この誤差も生じないため、より一層高い精度で測定できることはいうまでもない。

#### IV. おわりに

基準波長統一の経過概要と、d 線から e 線に

変わったときの影響について説明した。

国内は、眼光学関連業界が早期に e 線統一の方針を定めて作業してきたことから、すべての分野で e 線に統一することができることになり理想に近い状態になっている。

しかし、基準波長として国際 ISO 規格および国内 JIS 規格がともに、e 線と d 線の両波長を許容している現状は、極めて変則的であり、いずれ一つの基準波長に統一されなければならない。次の規格見直しには是非基準波長の一本化を望みたい。

#### 文 献

- 1) 高橋文男：基準波長統一、その後の経過。視覚の科学 19: 106-110, 1998.
- 2) 日本眼光学学会編：基準波長統一特集号。視覚の科学 15 (別冊)：1-81, 1994.
- 3) 鶴田匡夫：ISO の基準波長について。光学技術コンタクト 31 (5): 3-7, 1993.
- 4) 一色真幸：光の基準波長について。光学技術コンタクト 22 (12): 42-46, 1984.
- 5) 魚里 博：e 線と屈折検査。日本眼光学学会編：基準波長統一特集号。視覚の科学 15 (別冊)：34-37, 1994.