

総 説

角膜知覚からみたレーザー角膜屈折手術

松井裕康
福岡市 (大島眼科病院)

Laser Refractive Surgery as Seen from
Corneal Sensation

Hiroyasu Matsui
Fukuoka City (Ohshima Hospital of Ophthalmology)

I. はじめに

近年の科学技術の進歩により、エキシマレーザーを用いた屈折矯正手術が世界的に広く行われるようになった。我が国においても photorefractive keratectomy (以下 PRK) に使用するエキシマレーザーの製造販売が厚生省の認可を受け、今後は laser in situ keratomileusis (以下 LASIK) も含めて、更に諸外国と同様、手術件数が増加することが予想される。しかしながら、これらの手術の矯正効果や視力予後についてはよい成績が得られているものの、手術侵襲に対する角膜の反応や術後の病態生理については不明な点も多い。そこで、角膜の機能維持に重要な役割を果たしている角膜知覚神経の観点からレーザー角膜屈折手術を考察するとともに、角膜知覚測定の意味について述べる。

II. 角膜の知覚神経

角膜は光を透過、屈折させる役割を果たしている。とくに角膜上皮はこの役割に加え、角膜表面のバリア機能を有している。これら角膜上皮の機能の維持に重要な役割を果たしているのが、角膜知覚をつかさどる三叉神経や涙液である。例えば、三叉神経の麻痺によって神経麻痺性角膜症を生じることはよく知られている¹⁾。また、角膜が外科的侵襲を受けた場合、上皮の機

能回復は視力や将来的な角膜の恒常性維持に影響を与えるため、手術の際には知覚神経の解剖学的特徴もよく知っておくことが必要である。角膜に向かう知覚神経はまず、三叉神経から眼神経が分かれ、鼻毛様神経となり眼窩内に入る。次に、鼻毛様神経から長毛様神経が分枝して眼球内壁を通り、前眼部に向かう。一部は毛様体神経節から前毛様神経となって前眼部に分布している。長毛様神経はシュレム管の外側の強膜内で輪状神経叢をつくり、そこからの神経線維は角膜実質の深層を通過して中央に向かい、次いで表層に向かって分枝を出しながら進んだ後、上皮下神経叢をつくり、上皮層に分布している (図1)。角膜の周辺部には角膜周囲神経叢から実質浅層を通る神経線維が分布している。

III. PRK と LASIK

エキシマレーザーを用いた屈折矯正手術には、上皮の除去を機械的またはレーザーを用いて行った後に実質の浅層までをレーザーで切除する PRK (図2) と、レーザー照射を行う部分より広い範囲で角膜フラップをつくった後に光学的切除を行う LASIK (図3) とがあり、ともに高い精度で矯正効果が得られている (図4)。両者の術式にはそれぞれ特徴があり、まず、PRK では裸眼視力がよくなるのに約1週間かかるのに対し、LASIK では術後早期からよい裸眼視力を得るこ

別刷請求先：812-0036 福岡市博多区上呉服町11-8 大島眼科病院 松井裕康
(2000年3月2日受理)

Reprint requests to: Hiroyasu Matsui Ohshima Hosp of Ophthalmol
11-8 Kamigofuku, Hakata-ku, Fukuoka 812-0036, Japan
(Received and accepted March 2, 2000)

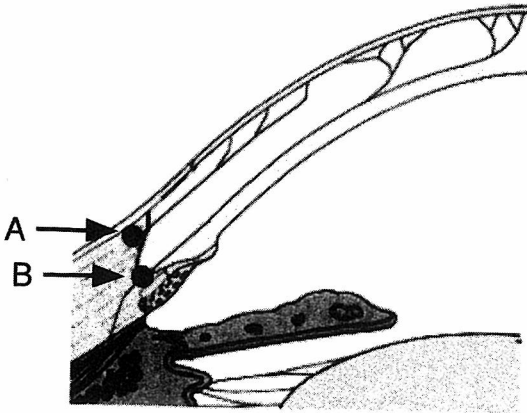


図1 角膜の知覚神経
A：角膜周囲神経叢，B：輪状神経叢

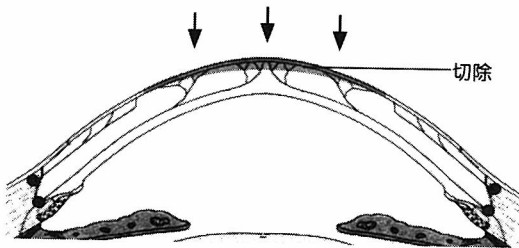


図2 PRK

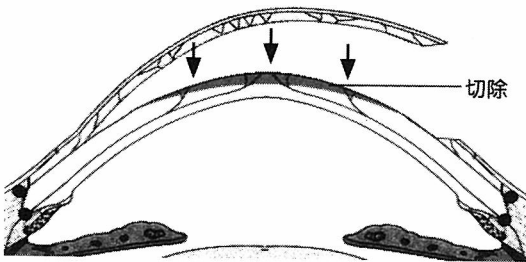


図3 LASIK

とができる。次に合併症と比較すると、PRK では術後に上皮下に生じるヘイズによる視力障害がよく知られており、LASIK ではフリーキャップやボタンホール、あるいは術後のフラップのずれや実質内上皮増殖など、フラップをつくることによる合併症の危険性があることが知られている²⁾。また、これらの術式では術後疼痛の有無に大きな違いがあり、PRK の場合、上皮が被覆するまでは痛みが問題となる。術後早期の疼痛の経過は、PRK では術後約5時間まで痛みが増強し、術後16時間においても痛みの強さはあまり変わらず、中等度よりやや弱い痛みとなる。これに対し、

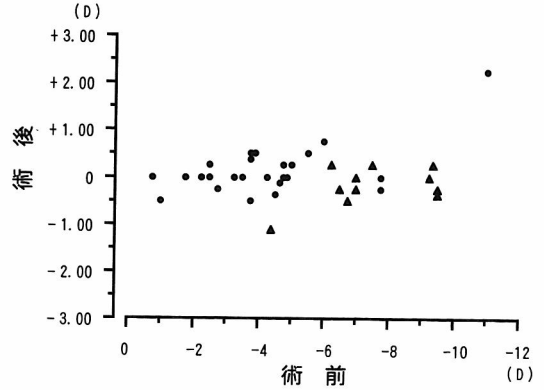


図4 レーザー屈折矯正手術による屈折の変化
●：PRK，▲：LASIK

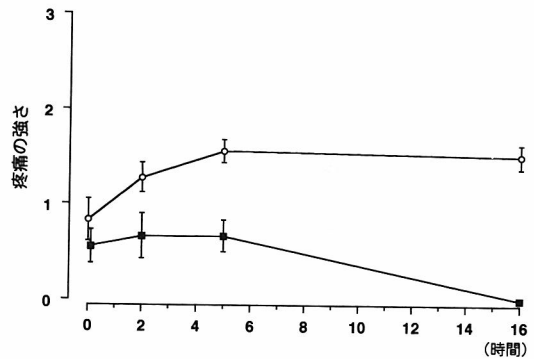


図5 レーザー屈折矯正手術後の疼痛の変化
○：PRK，■：LASIK

LASIK では術後に軽い異物感があっても、翌朝には痛みがなくなる(図5)。したがって、LASIK は術後疼痛がほとんどなく視力改善も早いので、早期に社会復帰できるという利点がある。

IV. 角膜知覚神経に対する影響

LASIK で術後疼痛がないことは、手術を受ける側にとっては幸いであるが、術後に痛みのない手術が果たして角膜にどのような変化をもたらしているのかを知る必要がある。そこで、術後疼痛を伴う PRK と術後疼痛のない LASIK で術後の角膜知覚を測定し、三叉神経の機能に対する影響を術式によって比較した。角膜知覚計にはナイロンのモノフィラメントを使用し、術前から術後3カ月まで経時的に角膜中央部における接触感の閾値を測定した。PRK は、上皮の除去と実質の切除の両方をエキシマレーザーを用いて行った。PRK 群では、術後3日目に知覚はやや低下する傾向にあったが、有意な知覚低下はみられなかつ

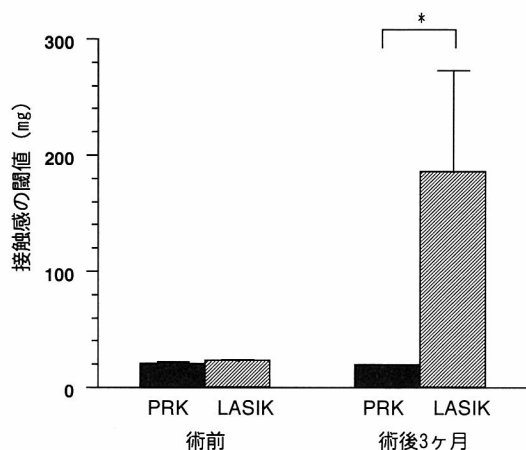


図6 レーザー屈折矯正手術による角膜知覚の変化
* : $p < 0.05$

た。上皮を機械的に除去した後に PRK を行うと、術後に角膜知覚が低下することが報告されている^{3,4)}が、上皮をレーザーで除去する方法では有意な知覚低下を生じないことがわかった。これに対し、LASIK 群では角膜知覚低下が術後3カ月においても持続し、この時点では術前のレベルまでの回復はみられなかった(図6)。PRK では神経が切除されるのは浅い部分、すなわち末梢だけで、かつ、神経断端が表面にあるのに対して、LASIK では神経はより中枢側の太い線維まで切除され、しかもその上には神経が切断されたフラップが覆う。したがって、LASIK では物理的刺激が神経断端に伝わるまでの間にフラップがあるため角膜知覚の低下が強く生じると思われる。また、より広く深く神経が切断されているため回復にも時間がかかると考えられる。LASIK 術後では6~12カ月で角膜知覚が正常値まで回復するという報告もある^{5,6)}。PRK, LASIK ともに上皮下の神経の再生は病理学的には創縁からはじまり、角膜中央に向かうが、その再生速度は LASIK では PRK に比べて遅いといわれている⁷⁾。このことは、我々の角膜知覚測定結果と合致する。以上のことから考えると、LASIK 術後に疼痛がないのは、知覚神経の受ける侵襲が大きいためであると考えられる。LASIK は上皮に対する侵襲は少ないが、角膜知覚神経の観点からみると、術後長期での上皮の機能維持のためにはむしろ PRK の方が有利であることが示唆される。

V. LASIK における術創の特徴

先に述べたように、LASIK 術後に角膜知覚低下が

長期間続くことがわかったが、しかしながら実際は、LASIK 術後には術後感染症などで角膜潰瘍を生じることはあっても、神経麻痺性角膜症で潰瘍を生じるということはない。神経麻痺性角膜症は三叉神経の障害で角膜知覚が低下したときに生じ、遷延性上皮欠損や角膜潰瘍を呈することが知られている。三叉神経麻痺の原因としては脳腫瘍やその術後、糖尿病や、角膜移植術後などがある。これらの病態における角膜知覚神経の受ける障害は、次のように考えられる。まず脳腫瘍の場合、神経の障害は角膜よりも上位で起こっているため角膜内の知覚神経はすべて機能しないことになる。次に糖尿病では、神経線維全体が障害されるため、やはり角膜内の知覚神経はすべて機能しないと考えられる。また角膜移植では、移植を受ける部分の角膜は全層にわたって切除されており、つまり中央に向かう神経が実質深層を横走する部分で切断され、周辺部の神経は切断されない。LASIK 術後に神経麻痺性角膜症が起こらない理由を、神経が切断される面積、知覚低下が続く期間、および神経が障害を受ける解剖学的レベルより考察する。まず神経が切断される面積でいうと、LASIK のフラップサイズは約 9.5 mm であり、脳腫瘍の場合と違って、角膜の周辺部では神経は機能しているが、むしろ角膜移植の方がサイズ 7.0~8.0 mm と、小さいことになる。したがって神経麻痺性角膜症の発症には神経の切断される面積はあまり影響しないと考えられる。しかし、LASIK の場合はフラップのヒンジの部分はつながっており、この部分では上皮も周辺部と連続性があるため、面積として正しく比較できないという問題点はある。次に、知覚低下が続く期間で比較すると、LASIK では先に述べたように3カ月間持続するが、6カ月~1年で術前と同程度になるといわれている。これに対して角膜移植術後では、組織学的には神経の再生には2年以上を要するという報告もあり^{8,9)}、角膜知覚でみると、移植後2年が経過しても約半数は角膜知覚がなく、残りの半数は改善する傾向があっても正常にならないという報告もある¹⁰⁾。したがって、神経麻痺性角膜症の発症には知覚低下が続く期間も関係があると思われる。また、LASIK では PRK に比べると深層で角膜が切除されているが、角膜移植や脳腫瘍などに比べると、より末梢だけの障害であることから、神経麻痺性角膜症の発症には神経が障害を受ける解剖学的レベルが関係している可能性も考えられる。LASIK は従来の手術にない創の特徴があるため、術後の病態に関しても更に研究の余地があると考えられる。また、神経麻痺

性角膜症の発症メカニズムを考える上でも新しい情報を得る手掛かりとなる可能性があると思われる。

VI. レーザー角膜屈折手術における 角膜知覚測定の意義

角膜知覚の観点から PRK と LASIK を比較すると次のことがいえる。PRK は術後に疼痛を伴うが角膜知覚の低下は軽度であり、LASIK では術後疼痛はないが、角膜知覚低下が強く起こる。つまり LASIK は、上皮の侵襲が少ないから痛みがないのではなく、知覚神経の侵襲が多いため痛みがないと考えられる。矯正効果や手術を受ける側の quality of life も重要ではあるが、生体を構成する一つの器官として角膜をみた場合、最も喜ばれる手術法が必ずしも角膜にとって一番よい方法ではないことにも注意が必要である。したがって PRK と LASIK の術式の選択を考える場合、職業やスポーツ、本人の性格なども十分に考慮して話し合う必要性があり、術後においても自覚症状や細隙灯顕微鏡の所見が非常によくても、注意して経過をみるのが必須である。また、LASIK 術後に神経麻痺性角膜症が起こらないという臨床事実より、神経麻痺性角膜症の発症を決定するのは単に角膜知覚が低下するというだけでなく、知覚神経の障害部位や持続期間も関係している可能性があると思われる。このように角膜知覚を知ることは、角膜上皮の機能維持の観点から PRK と LASIK を比較するだけでなく、新しい手術によって生じる病態を通して、種々の角膜疾患において不明とされてきた病態生理を

改めて考察できるところにも意義があると思われる。

文 献

- 1) 西田輝夫：神経麻痺性角膜症—角膜知覚の臨床的意義に関する細胞生物学的研究—。日眼会誌 101: 948-974, 1997.
- 2) Farah SG, Azar DT et al: Laser in situ keratomileusis: Literature review of a developing technique. J Cataract Refract Surg 24: 989-1006, 1998.
- 3) Murphy PJ, Corbrtt MC et al: Loss and recovery of corneal sensitivity following photorefractive keratectomy for myopia. J Refract Surg 15: 38-45, 1999.
- 4) Ishikawa T, Park SB et al: Corneal sensation following excimer laser photorefractive keratectomy in humans. J Refract Corneal Surg 10: 417-422, 1994.
- 5) Perez-Santonja JJ, Sakla HF et al: Corneal sensitivity after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis for low myopia. Am J Ophthalmol 127: 497-504, 1999.
- 6) Kanellopoulos AJ, Pallikaris IG et al: Comparison of corneal sensation following photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg 23: 32-38, 1997.
- 7) Kauffman T, Bodanowitz S et al: Corneal reinnervation after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis: An in vivo study with a confocal videomicroscope. Ger J Ophthalmol 5: 508-512, 1996.
- 8) Richter A, Slowik C et al: Corneal reinnervation following penetrating keratoplasty—correlation of esthesiometry and confocal microscopy. Ger J Ophthalmol 5: 513-517, 1996.
- 9) Tervo T, Vannas A et al: Histochemical evidence of limited reinnervation of human corneal grafts. Acta Ophthalmol 63: 207-214, 1985.
- 10) Tutkun IT, Akarcay K et al: Corneal sensitivity after penetrating keratoplasty. Eur J Ophthalmol 3: 66-70, 1993.

原 著

屈折力をもった不等像視矯正レンズ作製使用の1例

佐藤 弥生, 武田 啓治, 大八木 済*, 加藤 康夫*
長岡赤十字病院眼科, *株式会社トプコン

A Case of Aniseikonia Using Iseikonic Lens with Refractive Power Which Is Designed for Aniseikonic Corrections

Yayoi Sato, Keiji Takeda, Wataru Ohyagi*, Yasuo Kato*
Department of Ophthalmology, Nagaoka Red Cross Hospital, *Topcon Co.

不等像視を呈する症例に屈折力をもった不等像視矯正レンズを作製し、良好な結果を得た。症例は53歳女性、右が大きく見え読み書きが不便であると言って長岡赤十字病院眼科を受診した。New Aniseikonia Tests[®] で右に +8~+9% の不等像視があり、全面不等像視と考えられた。両眼に +2.0 D レンズと、右に -4.5% 左に +4.5% の不等像視矯正トライアルレンズを装用して不等像視 0 となった。そこでレンズは +2.0 D の度をもつ -1% レンズと +8% レンズを作製し、右に -1%、左に +8% レンズを装用した結果、不等像視は 0 になった。実用を考えて眼鏡は右 +2.0 D ⊂ 0%、左 +2.0 D ⊂ +8% で枠入れを行った。通常の +2.0 D レンズにおいても、硝材により +4~+5% 程度の倍率変化があるので、実際の矯正量は +3~+4% 程度と見込まれた。少ない矯正量であるが、不等像視を自覚しない範囲に入ったと考えられた。患者は読書、事務仕事、針仕事などに使用し大変満足している。

(視覚の科学 21: 6-10, 2000)

キーワード：不等像視、不等像視矯正、等像レンズ、レンズ設計

The authors successfully created iseikonic lenses that had refractive power for a patient with aniseikonia. The case was a 53-year-old female, who had trouble with reading and writing because the retinal image of the right eye was larger than that of the other. She had +8~+9% aniseikonia on the right eye with New Aniseikonia Tests[®]. In our opinion, it was overall type aniseikonia. When she tried +2.0 D spherical lens on both eyes and -4.5% iseikonic test lens on the right eye, +4.5% on the left, the aniseikonia became 0. Then we produced -1% and +8% iseikonic lenses which had refractive power of +2.0 D. As a result of wearing -1% lens on the right eye, +8% on the left, aniseikonia was 0. For practical use, we framed only +2.0 D ⊂ 0% lens on the right eye, +2.0 D ⊂ +8% on the left into spectacles. There was a difference among lens materials, +2.0 D spherical lens had +4~+5% magnification. The quantity of the magnification was actually +3~+4%. Although the amount of correction was not enough, the spectacles reduced aniseikonia. The patient got visual comfort and was very satisfied with the eye glasses while reading books, writing papers, and sewing.

(Jpn J Vis Sci 21: 6-10, 2000)

Key Words: Aniseikonia, Aniseikonic corrections, Iseikonic lens, Lens design

別刷請求先：940-2101 長岡市寺島町 297-1 長岡赤十字病院眼科 武田啓治
(2000年2月28日受理)

Reprint requests to: Keiji Takeda, MD Dept of Ophthalmol, Nagaoka Red Cross Hosp
297-1 Terashima-cho, Nagaoka 940-2101, Japan
(Received and accepted February 28, 2000)

I. 結 言

不等像視 (aniseikonia) は各眼に見える眼像の大きさが違う状態であり、1932年、Lancaster¹⁾ によってその言葉が作られて以来、Ames²⁾、Ogle³⁾ らにより種々の研究がなされており、我が国においては保坂^{4,5)}、加藤⁶⁾らによる研究がある。不等像視の矯正についても過去に多数の報告がある⁷⁻¹¹⁾。

不等像視が大きいと空間歪曲、頭痛、めまい、悪心、羞明、読書困難などの眼精疲労を生じ、大きな不等像視は患者本人にとっては切実な問題である。

この度、不等像視を呈する例に対し、屈折力をもった不等像視矯正レンズを作製、使用し、良好な結果を得たので報告する。

II. 症 例

症例は53歳女性、1989年にクモ膜下出血と脳内出血を起こし右眼視力が低下、その後視力は回復したが、それ以来右が大きく見え、読み書きが大変不便であると言って長岡赤十字病院眼科を受診した。既往歴は1989年、クモ膜下出血(左内頸動脈-後交通動脈分岐部の動脈瘤破裂による左シルビウス裂と左側頭葉の脳内出血)、Terson 症候群(右硝子体出血)であった。1997年10月4日、初診時の視力は右眼 1.0 (1.2×C-0.5 D Ax 150°)、左眼 1.2 (1.2×S-0.25 D)。近見視力は右眼 (1.2×S+1.75 D)、左眼 (1.2×S+1.75 D)。眼位は正位でゴールドマン視野で右1/4盲があった。Titmus stereo test は circle 9/9。大型弱視鏡による両眼視機能は異常なく、深径覚(三杆法)も異常ない。

不等像視の測定には、New Aniseikonia Tests[®] (以下 NAT) を用い、赤ガラスを右に装用して、右+8~+9%の不等像視があった。本人の自覚から全面不等像視と考えられた。両眼+2.0 D 加入でも同様の結果であった。不等像視矯正のトライアルレンズの作製をトプコンに依頼し、4.5%のレンズを2枚、9%のレンズを1枚作製した(%は、物体から出た被検者の入射瞳の中心を通る光線において、レンズを透過する前後での光軸となす角を θ_1 、 θ_2 とした場合、 $\frac{\theta_2 - \theta_1}{\theta_1} \times 100$ であらわし、これを倍率矯正量と定義する)。右-4.5%、左+4.5%の不等像視矯正トライアルレンズを装用して検査したところ、不等像視0となった。両眼に+2.0 D を加入しても同様の結果であった。そこで屈折力をもった不等像視矯正レンズの作製を開始した。レンズは近用とし、レンズパワー+2.0 D の-1%レンズと+8%レンズを作製した。

III. トライアルレンズの設計

+4.5%レンズは下記に示す岡嶋の記載による式¹²⁾より形状を決定した。

$$\phi_1 = \frac{n-M}{M \times (M+1) h}, \quad \phi_2 = -M \times \phi_1$$

$$M = \frac{1}{1 - \frac{t}{n} \times \phi_1} \text{ を変形, } \therefore t = \frac{(M-1) \times n}{M \times \phi_1}$$

ϕ_1 はレンズ全面の屈折力(D)、 ϕ_2 はレンズ後面の屈折力(D)、 t は厚さ(m)、 n は硝材屈折率、 M は倍率(1.045)、 h はレンズ後面から眼の回旋点までの距離で、上記文献で使用していた0.025 mとした。硝材は、曲率半径がきつくなったり厚みが増さないよう高屈折率の光学ガラス S-LAL 61 ($n=1.7410$, アッベ数 52.7) を使用した。

$$\phi_1 = \frac{1.7410 - 1.045}{1.045 (1.045 + 1) \times 0.025} = 13.027 \text{ (D)},$$

$$\phi_2 = -1.045 \times 13.027 = -13.613 \text{ (D)}$$

$$t = \frac{(1.045 - 1) \times 1.7410}{1.045 \times 13.027} = 0.00576 \text{ (m)}$$

ϕ_1 および ϕ_2 を曲率半径 R_1 , R_2 に変換

$$R_1 = \frac{1000 (n-1)}{\phi_1} = \frac{1000 (1.7410-1)}{13.027} = 56.88 \text{ (mm)}$$

$$R_2 = \frac{1000 (1-n)}{\phi_2} = \frac{1000 (1-1.7410)}{-13.613} = 54.43 \text{ (mm)}$$

以上の計算結果により、レンズパワー 0 D、倍率矯正量 +4.5%、加工上の制約により前面曲率半径 57.0 mm、後面曲率半径 54.4 mm、厚さ 5.8 mm のレンズを作製した。

IV. 屈折力をもった不等像視矯正レンズの設計

-1%レンズは+4.5%レンズを凸面が眼側になるように配置し、+4.5%レンズの形状を初期データとして、後面曲率半径、硝材を固定して、レンズパワーが+2.0 D になるように前面曲率半径、厚さを決定した。倍率矯正量(%)が-1%であることを確認した。その結果、前面曲率半径 -64.6 mm、厚さ 6.5 mm となった。

+8%レンズは、-1%レンズの凹面が眼側になるように配置し、前面曲率半径と硝材を固定して、レンズパワーが+2.0 D、倍率矯正量が+8%になるように後面曲率半径と厚さを決定した結果、後面曲率半径

63.78 mm, 厚さ 6.09 mm となったが, -1% レンズと形状が大きく変わらなかったため, レンズ加工性を考慮して, 曲率半径を固定して, 厚さと硝材を変化させて再設計した。その結果, 前面曲率半径 57.0 mm, 後面曲率半径 64.6 mm, 厚さ 6.8 mm, 硝材 S-LAL 12 (屈折率1.6779, アッペ数55.3) となった。レンズの仕様を表1にまとめた。図1は作製した $+8\%$ レンズと -1% レンズであるが, 右のレンズを裏返したときに -1% となる。上に写っている通常の眼鏡レンズと比較すると厚くなっている。

V. 結 果

右 -1% , 左 $+8\%$ の完成したレンズを装着すると不等像視は0になったが右は前方に凹, 左は前方に凸となり, 眼鏡の外観が異様となる。そこで, 右は $+2.0\text{ D}$ の球面レンズのみとした。その結果不等像視は0となったのでそのように枠入れを行った。しかし, 通常の $+2.0\text{ D}$ レンズにおいても硝材により

表1 レンズ仕様

倍率矯正量 (%)	+4.5	-1.0	+8.0
レンズパワー (D)	0	+2.0	+2.0
前面曲率半径 (mm)	57.0	-64.6	57.0
後面曲率半径 (mm)	54.4	-57.0	64.6
厚さ (mm)	5.8	6.5	6.8
硝材	S-LAL 61	S-LAL 61	S-LAL 12
硝材の屈折率	1.7410	1.7410	1.6779

$+4.5\%$ のトライアルレンズと $+2.0\text{ D} \ominus -1.0\%$, $+2.0\text{ D} \ominus +8.0\%$ の屈折力をもった不等像視矯正レンズの仕様を示してある

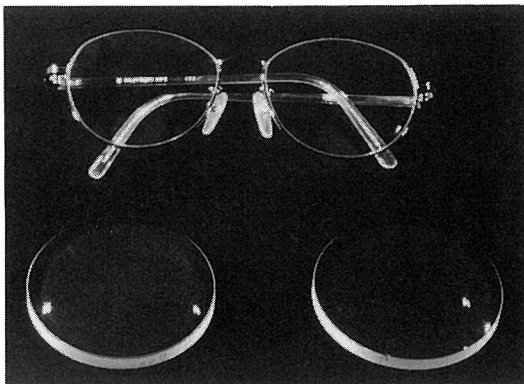


図1 屈折力をもった不等像視矯正レンズ
上図は左の $+8\%$ レンズである。右を裏返すと -1% レンズになる。

$+4\sim+5\%$ の倍率変化があるので, 実際の矯正量は $+3\sim+4\%$ と見込まれる。そこでトライアルレンズを用いて後日 NAT の再検査を行った。左に $+9\%$, 両眼に $+2.0\text{ D}$ 装着では明らかに不等像視0, 左に $+4.5\%$, 両眼に $+2.0\text{ D}$ 装着では, 右に $+5\%$ の不等像視が残った。でき上がった眼鏡を装着すると装着直後では右に $+3\%$ 程度の不等像視があったが, 「じっと見る」と不等像視0になるという結果であった。

8月1日より装着を開始し, 当初, 連日1日約3~5時間の装着を行っていたが, 10月より約7時間装着するようになり, 眼鏡装着下では不等像視の症状が全く消失した。事務仕事, 針仕事, 読書に装着しており, 装着による疲労感は全くない。

患者に感想を聞くと, 「字を書く作業では以前では字が右に曲って行ったのが眼鏡装着によってまっすぐに書けるようになった」「この眼鏡をいつも持っており, 仕事の休憩時間以外はずっとかけている」「左のレンズが厚く重いため鼻にくい込み, その点のみが不便であるがその他に不便な点は全くない」「今まで右が大きく見えたために感じていた不快感が全くなかった」など大変満足している。装着開始から約5か月に NAT の再検査を行ったが不等像視量は不変であり, 軽減は起こっていない。

図2は完成した眼鏡である。左のレンズが厚くなっているが, 外観上の違和感はありません。

VI. 考 按

不等像視は主に不同視眼や片眼無水晶体眼の矯正によって起こることが問題になるが, この症例の場合そ

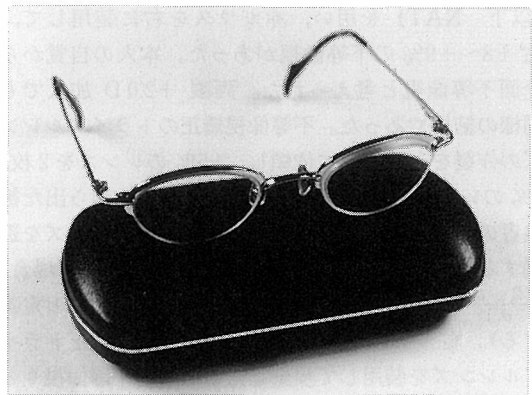


図2 眼鏡枠入れを行った屈折力をもった不等像視矯正レンズ
眼鏡の右に $+2.0\text{ D}$ の球面レンズ, 左に $+2.0\text{ D} \ominus +8\%$ の不等像視矯正レンズを入れてある。

ういった要素は全くない。不等像視は網膜上の屈折像の状態のみならず大脳皮質に至るまでのいずれの経路でも起こり得る複雑な現象であるため、脳内出血後その経路になんらかの変化が生じて不等像視が起こったのではないかと推測される。

Duke-Elder¹³⁾にあるように、Amesら(1932)によれば、不等像視は対称的な違い(大きさの違い)と非対称な違い(形の違い)に分類され、とくに前者の方は、1眼像が他眼像より全面的に大きく(または小さく)見える全面不等像視と、1眼像が他眼像より1子午線上に大きく(または小さく)見える経線不等像視(これには斜めの場合もある)がある。保坂⁵⁾が、眼精疲労を示す両眼正視眼で型別に頻度を調べた結果、水平、垂直、斜といったなんらかの経線不等像視は26例中18例、全面不等像視は7例、混合が1例で、経線不等像視の方が多い。また加藤¹⁴⁾は、不等像視を表現する場合、左右眼像でより小さい眼像をどの程度どの方向に拡大すれば他眼像と等しくなるのかであらわすのが正しいと述べている。トライアルレンズがないため全面不等像視か経線不等像視かは正しく判定できなかったが、自覚的には全面不等像視と考えられた。

今回製作した+8%、-1%レンズは+2.0Dの屈折力をもち、 $M=1.08$ 、 $M=0.99$ で注視点が無限遠でも有限でも倍率Mは変化しないが、近用で使用した場合、像点の位置が変化する。例えば、注視点から瞳孔までの距離 $L=300\text{ mm}$ のとき、+8%レンズでは瞳孔から -569.5 mm 、-1%レンズでは -839.0 mm に像点がくる。このレンズは近用で使用した場合でも遠用で使用した場合でも倍率矯正量は変化しないし、レンズの屈折力も+2.0Dで変化しないが、+8%と-1%で像のできる位置が遠用では変わらないが近用では異なる。右眼と左眼で必要とする調節が異なることになる。この症例では像点の位置が左右で異なるとの訴えはなく問題なく装用できた。

硝材については、+8%レンズ、-1%レンズともに光学ガラスを用いている。中心厚を薄くするために高屈折率の硝材でなければならなかったためと、プラスチックでは研磨により製作する場合、使用する材料が限定され高屈折率の材料が使用できず、成型の場合コストが高くなるためである。高屈折率の硝材を用いる利点についてはStephens & Polasky¹⁵⁾も述べており、第一には低屈折率の硝材よりも中心厚を薄くできコスメティックな点を改善できること、第二にレンズ後面から角膜頂点までの距離を短くできること、第三に前面曲率半径と厚さが同じなら高屈折率の硝材の

方が不等像視の矯正量が多いことを利点に挙げている。

右に+2.0Dの球面レンズ、左に+2.0Dの度をもつ+8%レンズを装用しても不等像視は0になり、結果的には少ない矯正量でも満足が得られた。不等像視を自覚しない範囲に入った可能性があるのではないだろうか。比較的大きな不等像視でも全矯正ではなく部分矯正で目的を達することもあるという意見もあり⁵⁾、本例は完全矯正ではなかったが不等像視矯正の目的を達成できたものと考えられた。また加藤¹⁴⁾は、NATのような直接比較法では視標を提示する時間を短めに、かつ一定時間に規定しないと誤差が大きくなると述べており、検査のやり方の統一性の問題も考えられた。Burianら⁸⁾、Sloanら¹⁶⁾は、iseikonic lensを連続装用させて不等像視の減少を認めているが、本症例では不等像視の減少は起こっていない。

レンズの枠入れの際、左を+8%のレンズのみとしたのは、右に-1.0%のレンズを使用するとレンズの凹面が前方となり、外観上奇妙であると考えたからである。左だけで不等像視矯正を試みるとすると、+2.0Dレンズのもつ+4~+5%の倍率変化を考慮して左に+12~+14%の矯正量が必要となる。そうした場合、前面カーブがきつい、厚いレンズとなり、角膜頂点からの距離を長くしなければならず、よりいっそう見掛け上の問題を生じる。その点については今後の課題としたい。

不等像視の矯正についてはfit over lensの装用、レンズのカーブ、厚さ、屈折率、装用距離を変えることにより倍率を変化させる方法があり、過去に実行されている^{3,17-21)}が、屈折力をもった不等像視矯正レンズの実用化は今回が初めてのようである。Fit over lensは見掛け上の問題があり、レンズのカーブ、厚さなどを変える方法は矯正量に限界がある。実用レンズは屈折力をもったレンズが最もよいと考えられる。不等像視は、不同視、乱視の矯正によって生じるものはもちろんのこと、白内障手術における片眼の内眼レンズ挿入眼²²⁾や、今後は屈折矯正手術後においても重要な問題となることが予想され²³⁾、実用的な不等像視矯正レンズの需要は増えていくことと考えられる。

本論文の要旨は第35回日本眼光学学会で報告した。

稿を終えるにあたり、ご校閲いただきました新潟大学医学部眼科学講座 阿部春樹教授に深謝いたします。

文 献

- 1) Lancaster WB: Aniseikonia. Arch Ophthalmol 20: 907-912, 1938.
- 2) Ames A: Aniseikonia—A factor in the functioning of vision. Am J Ophthalmol 18: 1014-1020, 1935.
- 3) Ogle KN: The correction of aniseikonia with ophthalmic lenses. J Opt Soc Am 26: 323-337, 1936.
- 4) 保坂明郎：不等像視 (Aniseikonia) の臨床的研究。お茶の水医学雑誌 3: 325-374, 1955.
- 5) 保坂明郎：不等像視。生理学と眼鏡による治療 4, 440-460, 医学書院, 東京, 1967.
- 6) 加藤桂一郎：不等像視の両眼に及ぼす影響—特に深径覚との関連について—。日眼会誌 72: 1415-1428, 1968.
- 7) Knauber E: Anomalies of fusion associated with aniseikonia: A preliminary report. Arch Ophthalmol 31: 265-266, 1944.
- 8) Burian HM & Ogle KN: Aniseikonia and spatial orientation. Am J Ophthalmol 28: 735-743, 1945.
- 9) Cushman B: Analysis of cases of aniseikonia. Arch Ophthalmol 33: 9-12, 1945.
- 10) Miles PW: Evaluation of aniseikonic case reports. Am J Ophthalmol 32: 835-838, 1949.
- 11) Brown M & Enoch JM: Combined rules of thumb in aniseikonic prescription. Am J Ophthalmol 69: 118-126, 1970.
- 12) 岡嶋弘和：等像レンズ。眼科 25: 569-574, 1983.
- 13) Duke-Elder S: System of Ophthalmology. Vol 5, 516-518, Henry Kimpton, London, 1970.
- 14) 加藤桂一郎：屈折異常と不等像視。眼紀 39: 1243-1244, 1988.
- 15) Stephens GL & Polasky M: New Options for aniseikonia correction: The use of high index materials. Opt Vis Sci 68: 899-906, 1991.
- 16) Sloan LL & Altman A: Aniseikonia and the Howard-Dolman test. J Opt Soc Am 43: 473-478, 1953.
- 17) Linksz A: The diagnosis and correction of aniseikonia. Am Acad Ophthalmol 70: 340-348, 1966.
- 18) Wick B: Iseikonic considerations for today's eyewear. Am J Optom Arch Am Acad Optom 50: 952-967, 1973.
- 19) Good GW & Polasky M: Eikonic lens design for minus prescriptions. Am J Optom Physiol Opt 56: 345-349, 1979.
- 20) Achiron LR, Witkin NS, Primo S & Broocker G: Contemporary management of aniseikonia. Surv Ophthalmol 41: 321-330, 1997.
- 21) Achiron LR, Witkin NS, Ervin AM & Broocker G: The effect of relative spectacle magnification on aniseikonia. J Am Optom Assoc 69: 591-599, 1998.
- 22) Miyake S, Awaya S & Miyake K: Aniseikonia in patients with a unilateral artificial lens, measured with Aulhorn's phase difference haloscope. Journal of American Intraocular Implant Society 7: 36-39, 1981.
- 23) Enoch JM: Management of aniseikonia after intraocular lens implantation or refractive surgery. J Refract Surg 13: 79-82, 1997.

微小視角における色相変化

中嶋芳雄, 高松 衛, 松田秀雄, 長山信一, 加藤象二郎*

富山大学工学部, *愛知みずほ大学人間科学部

Hue-Shift in the Small Visual Angles

Yoshio Nakashima, Mamoru Takamatsu, Hideo Matsuda, Shinichi Nagayama and Shojiro Kato*

Faculty of Engineering, Toyama University, *Department of Human Sciences, Aichi Mizuho College

色の見え方が、視環境の違いによって変化することはよく知られていることである。本研究では、小視野における色覚特性について4名の色覚正常者を用いて、マッチング法により測定した。視角が小さくなると見掛け上の彩度は減少し、逆に明度は増加することが明らかとなった。すなわち視角の減少とともに、知覚色は有彩色から無彩色へと移行した。また微小視角においては、とくに黄および青系統の色相に対する見え方が大きく変化することが示された。これらの結果は、微小視角に関する基礎的研究のみならず、応用的研究面においても有用であろうと確信する。 (視覚の科学 21: 11-17, 2000)

キーワード: 視角, 色相変化, 小視野第三色覚異常, 物体色, カラーマッチング法

It is well known that color appearance depends on the visual environments. In this experiment, apparent color and hue-shift in the small visual angles were investigated quantitatively employing the color-matching method. Four observers with normal color vision and visual acuity participated in this experiment. The results showed that Munsell Chroma decreased, on the other hand, Munsell value increased as the decrease of the visual angles. Namely, color perception shifted from chromatic color to achromatic color. It was also made clear that color appearance of yellowish and bluish especially changes in the small visual angles. We are confident that in the visual environments involving small visual angles, these results are useful both for the basic study and for the practical applications.

(Jpn J Vis Sci 21: 11-17, 2000)

Key Words: Visual angle, Hue-shift, Small field tritanopia, Object color, Color-matching method

I. 緒 言

近年、色彩は情報伝達の一手段として極めて重要な意味と役割をもち、あらゆる場面で利用されている。例えば陸、海、空それぞれの交通分野においては、道

路交通信号灯・標識、滑走路の誘導灯、海上の灯浮標(ブイ)などがその代表例であり、そのいずれもが人命に深くかかわる重要な役割を担っている。

一方、これらの表示装置は視環境の変化によりその見え方が大きく異なってくる。その一つに視角サイズ

別刷請求先: 930-8555 富山市五福3190 富山大学工学部知能情報工学科 中嶋芳雄
(2000年2月14日受理)

Reprint requests to: Yoshio Nakashima Faculty of Engineering, Toyama Univ
3190 Gofuku, Toyama 930-8555, Japan
(Received and accepted February 14, 2000)

による影響がある。視角サイズによる見え方の変化は以前から知られていることでもある¹⁻⁷⁾。

他方、視角サイズの影響による見え方の変化は、例えば交通安全という課題を考えれば極めて重要な問題の一つといえよう。

ところで、視角サイズが極微小になると、いわゆる小視野第三色覚異常 (small field tritanopia) といわれる現象が生じてくる⁸⁻¹⁰⁾。すなわち微小視角においては、すべての色は白、灰色、黒といった無彩色に見えるのである⁹⁾。

えるのである⁹⁾。

そこで本研究では、定量データの少ない極微小視角における物体色に対する色覚特性を定量化すべく、マッチング法を用いて測定し、検討・考察を試みた。

II. 実 験

1. 装 置

装置の側面図を図1 (a), (b) に示す。(a) はテスト光の周囲が暗い場合、(b) は明るい場合の実験に対応

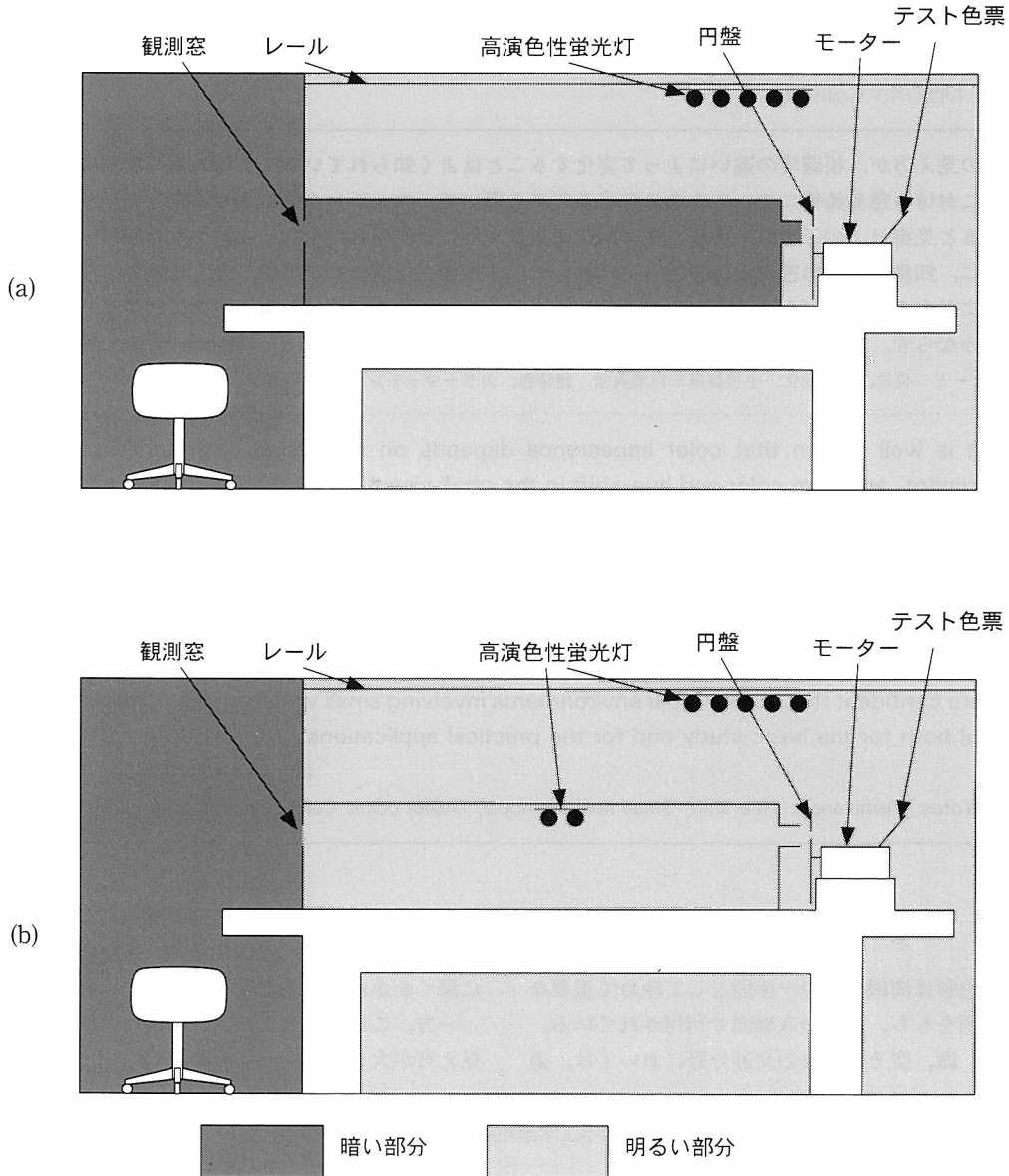


図1 実験装置図
ただし(a)テスト色票の周囲が暗い場合、(b)テスト色票の周囲が明るい場合

している。まず、モーター (Oriental Motor: 41 K 25 GN-A, 4 GN 9 K, SBR 501) を使用して円盤を回転させる。円盤の周りには12段階の径をもつアパーチャー (aperture) が設けられている。このアパーチャーの大きさによって、HV/C 表示されたテスト色票 (日本色研) の被験者への見掛け上の視角を制御する。モーターはコントローラーに接続されており、被験者の手元での操作により30°ずつ双方向に回転可能となっている。

テスト色票およびその周囲の照度は、高演色性蛍光灯 (National: FL 10 N-EDL) をレール上で左右にスライドさせることにより調節する。照度測定にはデジタル照度計 (Minolta: T-1) を使用し、必要な照度に調節する。被験者からテスト色票までの視距離は 120 cm である。

被験者のタスクは、アパーチャーを通して観測したテスト色票の見掛けの色を、手元にある標準色カードとマッチングさせることである。なお、標準色カードの照度は 500 lx と一定である。

また、測定はすべて暗室にて行った。

2. 方法

実験は、テスト色票の周囲が暗い場合と明るい場合の両観測条件下にて行った。手順は以下のとおりである。

- 1) 被験者は、12種類の径をもつアパーチャーのなかから一つを選定し、テスト色票を観測する。
- 2) 被験者は、テスト色票の見え方を手元の 230 色の標準色カード (HV/C 表示) を用いてマッチングする。
- 3) 被験者がマッチングした標準色カードを、色彩色差計 (Minolta: CS-100) を用いて測色する。
- 4) 次のアパーチャー (視角) に変える。
- 5) 以上の 1)~4) を繰り返す。

この手順にて、10種類のテスト色票に対する観測を試行する。使用した色票、視角、照度に関する実験条件を以下に示す。

3. 実験条件

- a) テスト色票の周囲が暗い場合
テスト色票: HV/C および xy 色度表示した
テスト色票を表1に示す。
視 角: 68'/7.4'/6.8'/6.3'/5.7'/5.2'/4.6'/4.0'/
3.4'/2.9'/2.3'/1.1'
テスト色票の照度: 1,000/500/300/100/50 lx
- b) テスト色票の周囲が明るい場合
テスト色票: a) と同じ

表1 テスト刺激 (標準色票)

	H (色相)	V(明度)/C(彩度)	(x, y)
①	5 R	5/14	(0.514, 0.325)
②	5 YR	7/14	(0.500, 0.439)
③	5 Y	8/14	(0.451, 0.507)
④	5 GY	7/12	(0.355, 0.559)
⑤	5 G	5/10	(0.244, 0.415)
⑥	5 BG	5/ 8	(0.242, 0.382)
⑦	5 B	4/ 8	(0.194, 0.241)
⑧	5 PB	4/12	(0.193, 0.197)
⑨	5 P	3/10	(0.315, 0.214)
⑩	5 RP	5/12	(0.414, 0.242)

視 角: a) と同じ

テスト色票の照度: 500 lx (一定)

テスト色票の周囲の照度: 1,000/500/300/100/50 lx

4. 被験者

被験者はいずれも視力 (矯正視力も含む) 1.0 以上の色覚正常者 4 名である。性別は男性 3 名、女性 1 名で、いずれも 20~23 歳である。

III. 結 果

1. 彩度の変化について

視角と彩度の関係を示したものを図 2 (a), (b) に示す。視角が小さくなるにしたがい、いずれのテスト色票においても彩度の減少傾向がみられる。とくに、Y の色票の彩度の低下が顕著といえる。またこのことは、テスト色票の周囲が明るい場合 (図 2 (b)) により顕著である。更に全般的には、テスト色票の照度が低いほど彩度の急激な下降がみられる。

以上より、視角が小さくなると、彩度の低下つまり色味の量が単調減少することが示された。

2. 明度の変化について

視角と明度の関係を図 3(a), (b) に示す。明度は彩度の場合とは逆に、視角が小さくなるにしたがい、いずれの色票においても増加傾向がみられた。とくに B, P の場合の明度の増加が顕著である。

一方、テスト色票の照度値の違いによる影響については、顕著な差異はみられなかった。

以上より、テスト色票の視角が小さくなるにしたがい明度は増加する、すなわち“白味”の量が増加することが明らかとなった。

3. 色相の変化について

色相変化に関する結果を図 4 に示す。円周方向に色相、半径方向に彩度をとった色相環座標である。ただ

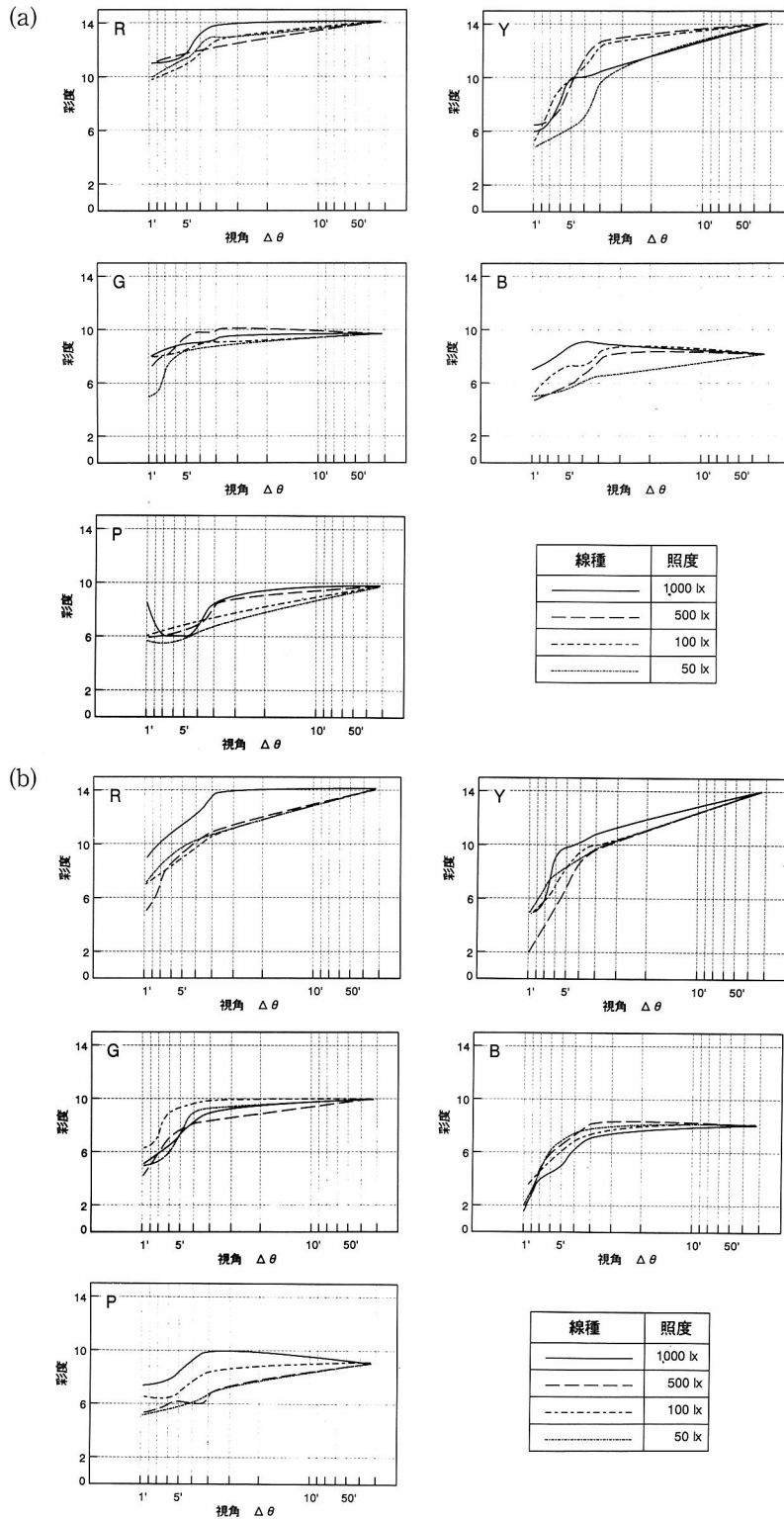


図2 視角と彩度との関係
ただし(a)テスト色票の周囲が暗い場合、(b)テスト色票の周囲が明るい場合

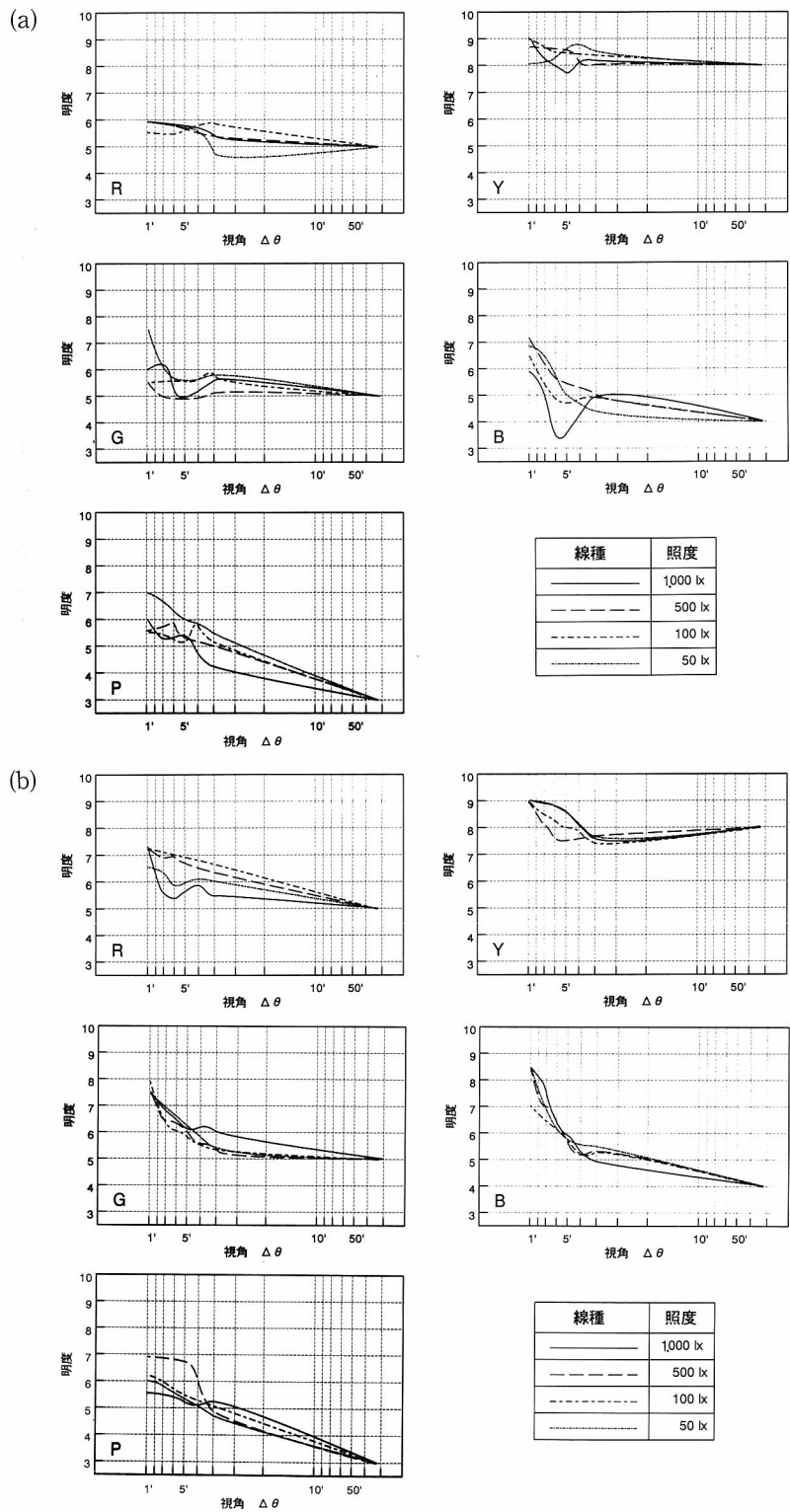


図3 視角と明度の関係
 ただし(a)テスト色票の周囲が暗い場合, (b)テスト色票の周囲が明るい場合

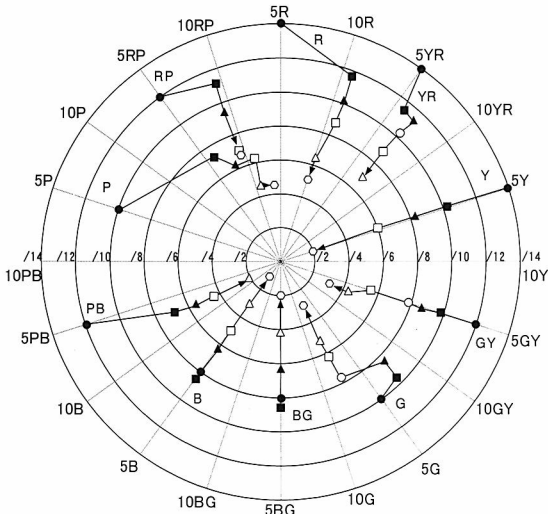


図4 色相環座標における視角と色度点との関係

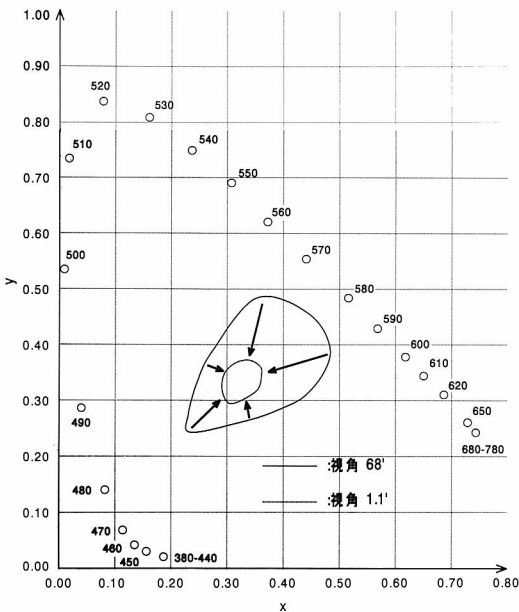


図5 xy 色度座標における視角と色度点との関係

し、テスト色票の周囲が明るい場合(500 lx)の結果である。視角が小さくなるにしたがい、各色票の色度点は多少の色相変動を示しながらも、次第に中心(白色点または黒色点)方向へ移行している。すなわち無彩色へと変化していくことが示されている。

テスト色票の周囲が暗い場合は、全体的には明るい場合とほぼ同様な特徴を示したが、彩度の減少傾向は

より顕著にみられた。

また、テスト色票およびその周囲の照度変化による色相の変化への影響はあまりみられなかった。

4. xy 色度図上における変化について

視角とテスト色票の見え方との関係をより直接的にみるために、視角による色度点の推移を xy 色度図上に領域範囲としてプロットしたものを図5に示す。

視角が小さくなるにしたがい、色度点が白色点 $[(x, y) = (0.33, 0.33)]$ 方向へ移行し、その分布領域範囲が縮小していくことが示されている。

また、微小視角に伴う色の見え方は、テスト色票の周囲が明るいほどより無彩色に変化し、白色点への移行がより顕著になることも明らかとなった。

IV. 考 査

本研究では、視角サイズの変化における見掛けの色の変化を様々な観点より検討することができた。すなわち、微小視角においては各色相は各色相特有の色相変化を示しながら、彩度の減少と明度の増加という現象を伴い、次第に白色点へと移行することが示された。

換言すれば、微小視角における色票の見え方の変化過程を多方面より検討・分析し、図示することができた。また白色点への移行に関しては、背景が明るい方がより顕著であることも明らかとなった。これは白色背景色によるフィルイン (fill-in) 効果¹¹⁾、すなわち周囲の背景色である白色が、微小サイズのテスト色票の見え方に周囲より影響を及ぼしたものと考えられる。

以上、本研究より得られた微小視角における色覚特性に関する結果が、基礎的分野のみならず交通標識などに代表されるところの応用的分野においても、なんらかの有用な基礎的データを提供することができれば幸いである。

本研究の内容の一部は、第34回日本眼光学学会において口演した。

文 献

- 1) Middleton WEK & Holmes MC: The apparent colour of surfaces of small subtense —A preliminary report. J Opt Soc Am 39: 582-592, 1949.
- 2) Bedford RE & Wyszecki GW: Luminance functions for various field sizes and levels of retinal illuminance. J Opt Soc Am 48: 406-411, 1958.
- 3) Bedford RE & Wyszecki GW: Wavelength discrimination for point sources. J Opt Soc Am 48: 129-135, 1958.
- 4) 中嶋芳雄: 微小視角における色覚特性. 視覚の科学 9: 55-

- 64, 1988.
- 5) 中島 章, 猪俣 孟他: 眼科診療 Q & A 18, 273ノ10-273ノ15, 六法出版, 東京, 1996.
- 6) Sperling HG & Hsia Y: Some comparisons among spectral sensitivity data obtained in different retinal locations and with two sizes of fovea stimulus. J Opt Soc Am 47: 707-713, 1957.
- 7) Bornstein MH: Spectral sensitivity of the modulation-sensitive mechanism of vision; effects of field size and retinal locus. Vision Res 15: 865-869, 1975.
- 8) 池田光男: 色彩光学の基礎, 173-175, 朝倉出版, 東京, 1980.
- 9) 千々岩英彰: 色彩学. 93-94, 福村出版, 東京, 1983.
- 10) McCree KJ: Small field tritanopia and the effects of voluntary fixation. Opt Acta 7: 317-323, 1960.
- 11) 池田光男: 眼はなにを見ているか—視覚系の情報処理. 209-210, 平凡社, 東京, 1988.
-

原 著

アクリルソフト IOL のグリスニング発生時における光学特性評価

塩川 安彦, 大鹿 哲郎*

千葉大学工学部, *東京大学医学部眼科学講座

Effect of Glistenings on the Optical Quality of Soft Acrylic Intraocular Lens

Yasuhiko Shiokawa and Tetsuro Oshika*

Faculty of Engineering, Chiba University, *Department of Ophthalmology, The University of Tokyo School of Medicine

術後のグリスニング発生によるアクリルソフト眼内レンズ(IOL)の光学特性の変化を求め、視機能へのグリスニングの影響を検討した。グリスニング発生は、アクリルソフト IOL を浸水状態下にて温度変化を与えて行った。このグリスニング IOL の分光透過率および散乱光強度を測定し、また、模型眼を用いて、グリスニングが生じた IOL 挿入患者の網膜上の光学像をシミュレートし、そのときの空間周波数に関する画質低下を予測した。実験結果から、臨床レベルのグリスニングでは IOL の光学特性の変化はわずかで、視機能への影響は少ないと推測された。なお、Grade 3 をこえる極端に強いグリスニングでは散乱光が増大し、網膜像の光学特性の劣化が著しいことがわかった。

(視覚の科学 21: 18-24, 2000)

キーワード: グリスニング, アクリルソフト眼内レンズ, 模型眼, 光散乱, グレアテスト

The influence of glistenings on the optical quality of soft acrylic intraocular lens (IOL) was assessed in model eyes. The glistening particles were artificially produced in the optic by soaking the IOL in balanced salt solution and deliberately changing its temperature. Using these IOLs, the spectral transmittance and scattering effect were evaluated. The optical image on the patient's retina was simulated and quality of the image was assessed. It was shown that the deteriorative effect of glistenings on the optical quality of soft acrylic IOL is minimal unless the degree of glistenings exceeds the range of clinical settings and becomes extremely intense.

(Jpn J Vis Sci 21: 18-24, 2000)

Key Words: Glistenings, Soft acrylic intraocular lens, Model eye, Light scattering, Glare test

I. 緒 言

術後の角膜乱視発生を軽減する小切開創白内障手術

が一般化し、折り曲げ挿入の可能なソフト眼内レンズ(以下 ソフト IOL)が普及してきた。なかでもアクリルソフト IOL は polymethylmethacrylate (以下

別刷請求先: 263-8522 千葉市稲毛区弥生町 1-33 千葉大学工学部電子機械工学科 塩川安彦
(2000年2月10日受理)

Reprint requests to: Yasuhiko Shiokawa Dept of Electro-Mechanics, Faculty of Engineering, Chiba Univ
1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba 263-8522, Japan
(Received and accepted February 10, 2000)

PMMA)に近い物性をもち、その臨床的有用性が数多く報告¹⁻³⁾されている。しかし、眼内に挿入されたレンズの光学部内部には、光が当たると輝点として観察されるグリスニングと呼ばれる微小な透明粒子 (glistering particles) の発生がみられることが指摘^{4,5)}されている。この透明粒子は、レンズ素材中の潜在的な小間隙に水分が侵入し膨張した小水泡と考えられている。このグリスニングの発生原因およびその状態に関する検討⁶⁾は数多くある (西原 仁他, 柴 琢也他 第14回日本眼内レンズ屈折手術学会抄録集 68, 199, 1999.) が、視機能への影響についてはあまり明らかにされていない。

本研究では、グリスニング発生時におけるアクリルソフト IOL の分光透過率と散乱光強度の光学的特性変化を測定し、更に、模型眼を用いた光学シミュレーション実験により、模型眼の modulation transfer function (以下 MTF) 変化および周辺グレア付加時の解像力測定から、アクリルソフト IOL 挿入患者のグリスニング発生時の網膜像の空間周波数特性を予測した。

II. 対象試料

対象としたアクリル IOL はアルコン社 MA 60 BM (水中パワー +15.0 D) である。本研究においても、グリスニングの発生は、レンズを液浸状態下において温度変化を与えることで発生させる一般的な方法⁵⁾で行った。すなわち、37°Cのコンタクトレンズ用精製水に48時間浸水後、液温25°Cに下げ24時間経過させる処置を採用した。また、その後の乾燥時間によりグリスニングの程度 (Grade) を、目視による定性的な評価に基づき調整した。

我々が実験試料としたグリスニング発生 IOL を図

1 に示す。グリスニングが生じていない Grade 0 のコントロール、臨床レベルの Grade 2 および 3 のレンズ、臨床ではみられない極端なグリスニング Grade > 3 のレンズ、の計 4 種類を以下の実験に用いた。

III. 光学特性評価方法

1. アクリルソフト IOL の分光透過率の測定

分光透過率測定器 (日立製作所 U-3210) で上記試料の正透過光の分光強度を測定し、昼間視における視感透過率⁷⁾と透過光の色の偏りを比較した。

2. アクリルソフト IOL の散乱度 SD の測定

グリスニング発生時の IOL の光学特性で最も大きな変化は、光散乱による透過率の減少と散乱光の網膜像コントラストへの影響であろう。前者は、1. の分光透過率測定から求められる。後者の散乱光については、IOL を透過し半空間に散乱する光強度の総量を測定し評価した。散乱光強度測定装置の光学系を図 2 に示す。装置の主要部は、視感透過率フィルターを組み込んだ光源、試料 IOL を装着する水槽 (以下 water cell)、積分球を用いて透過光を光電測定する部分である。なお、積分球後面に 6 mm の開閉孔を設け、これを開閉することにより、IOL を透過する光の中の正透過光成分と散乱光成分とを分けて測定できるようにした。図 3 に示すように、開閉孔をオープンしたときの散乱透過光量 (S) と、開閉孔をクローズしたときの全透過光量 (T) の値により、散乱光の割合を示す散乱度 SD を下式で定義した。

$$SD (\%) = \frac{(S-F)}{T} \times 100 \dots \dots \dots (1)$$

ここで F は、試料 IOL を装着する water cell に

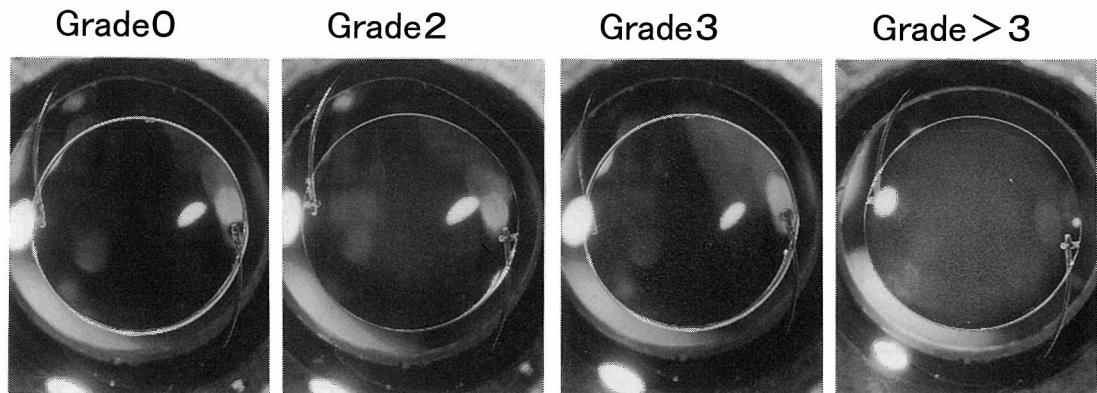


図 1 液温制御でグリスニングを発生させたアクリルソフト眼内レンズ (IOL)

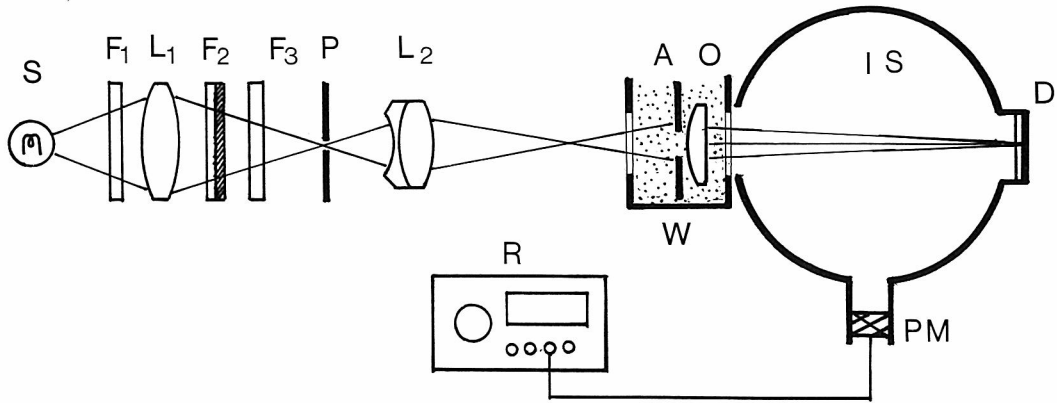


図2 眼内レンズ (IOL) の散乱透過光の測定：光学系
 S: 光源(ハロゲンランプ), F₁: 熱線吸収フィルター, L₁: コンデンサーレンズ, F₂: カラーフィルター, F₃: 視感度フィルター, P: ピンホール (spatial filter), L₂: 投影レンズ, W: 水槽, A: 開口絞り (3 mmφ), O: 測定 IOL, IS: 積分球, D: 開閉孔, PM: 光電子増倍管, R: デジタルmVメーター

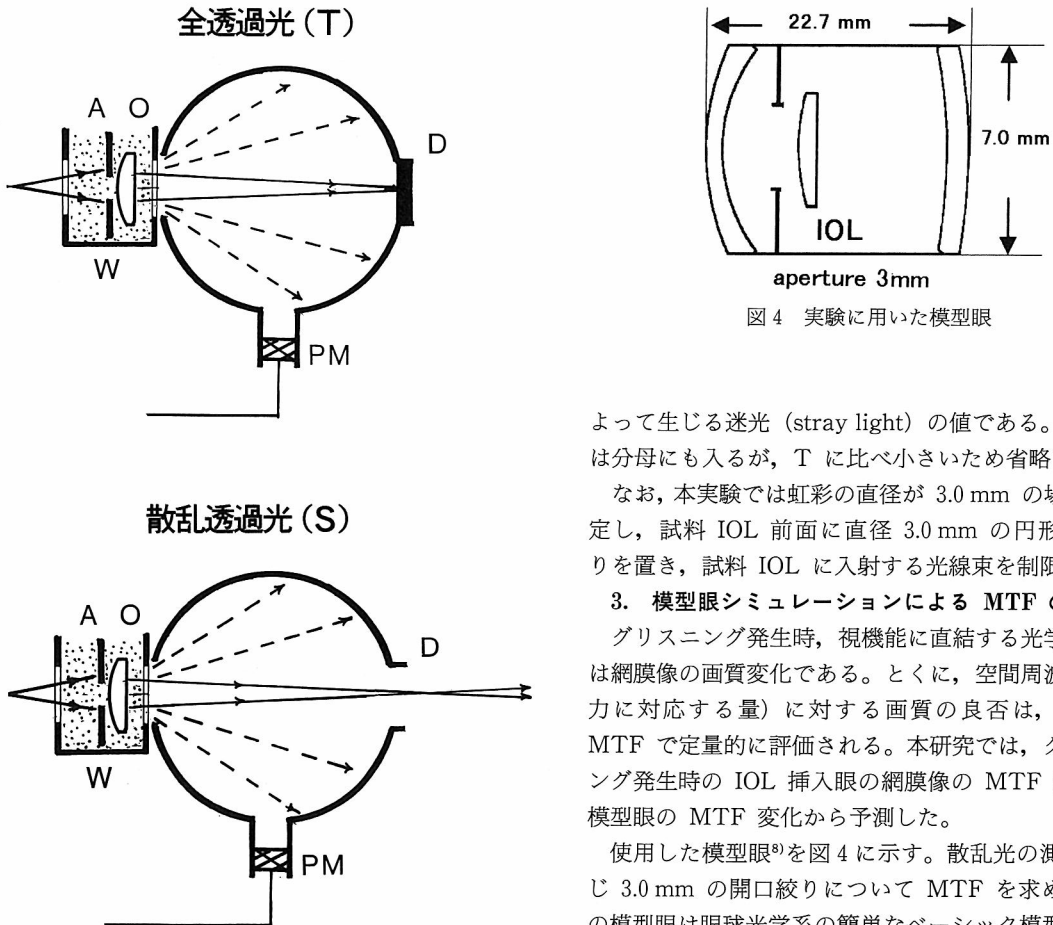


図3 全透過光 (T) と散乱透過光 (S) の計測法

図4 実験に用いた模型眼

よって生じる迷光 (stray light) の値である。この F は分母にも入るが、T に比べ小さいため省略した。

なお、本実験では虹彩の直径が 3.0 mm の場合を想定し、試料 IOL 前面に直径 3.0 mm の円形開口絞りを置き、試料 IOL に入射する光線束を制限した。

3. 模型眼シミュレーションによる MTF の測定

グリスニング発生時、視機能に直結する光学的変化は網膜像の画質変化である。とくに、空間周波数 (視力に対応する量) に対する画質の良否は、一般に MTF で定量的に評価される。本研究では、グリスニング発生時の IOL 挿入眼の網膜像の MTF 変化を、模型眼の MTF 変化から予測した。

使用した模型眼⁹⁾を図4に示す。散乱光の測定と同じ 3.0 mm の開口絞りについて MTF を求めた。この模型眼は眼球光学系の簡単なベーシック模型ではあるが、開口絞り径が 3.0 mm (入射瞳直径は 4.0 mm) 以下では、IOL 挿入眼の光軸近傍の網膜像の周波数

特性をかなりよくシミュレートできる⁸⁾ことが明らかになっている。なお、+15.0 D の IOL を装着した

とき、模型眼の屈折力は人眼より若干小さい +53.1 D となる。

模型眼の MTF は、我々が開発した MTF 測定装置⁸⁾で求めた。測定波長は 540 nm (半値幅 8 nm)、テストターゲットには幅 10 μm のスリットを用いている。また、焦点距離 500 mm のコリメーターレンズを光路に挿入し遠方視の条件を実現した。IOL 挿入模型眼の像は NA 0.4 の顕微鏡対物レンズで拡大し CCD イメージセンサーでデジタル記録後、フーリエ変換処理し MTF を算出した。

4. 模型眼シミュレーションによる周辺グレア付加時の解像力の測定

グリスニングは IOL 透過光の一部を散乱させる。この散乱光は、網膜上で結像に寄与する光束にベールのように重なり、像のコントラストに悪影響を与える。したがって、視野周辺に明るい光源がある場合、視線上に光源からの迷光が入る現象として知られるベリンググレア (veiling glare)⁹⁾ が顕著に生じる光環境下での像の画質を評価する必要がある。本研究では、模型眼を用いる光学シミュレーション実験で、グリスニング Grade と網膜像の空間周波数に関する画質劣化との関連を求めた。この画質評価は、図5に示すように、Wang らが用いた contrast charts¹⁰⁾ と類

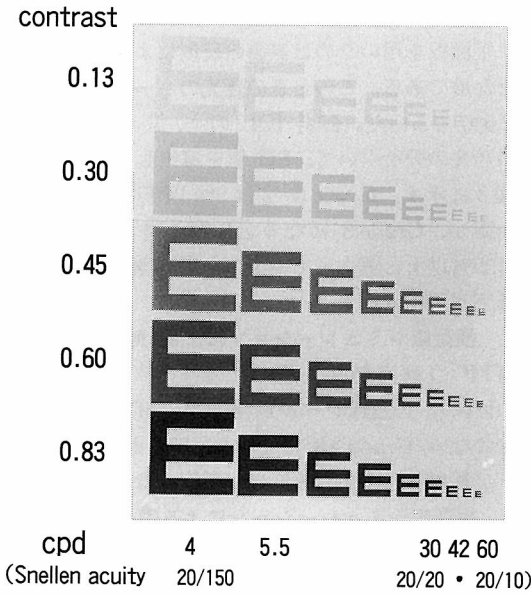


図5 周辺グレア付加解像力テストに用いたコントラスト解像力チャート (Wang contrast charts¹⁰⁾ と同類)

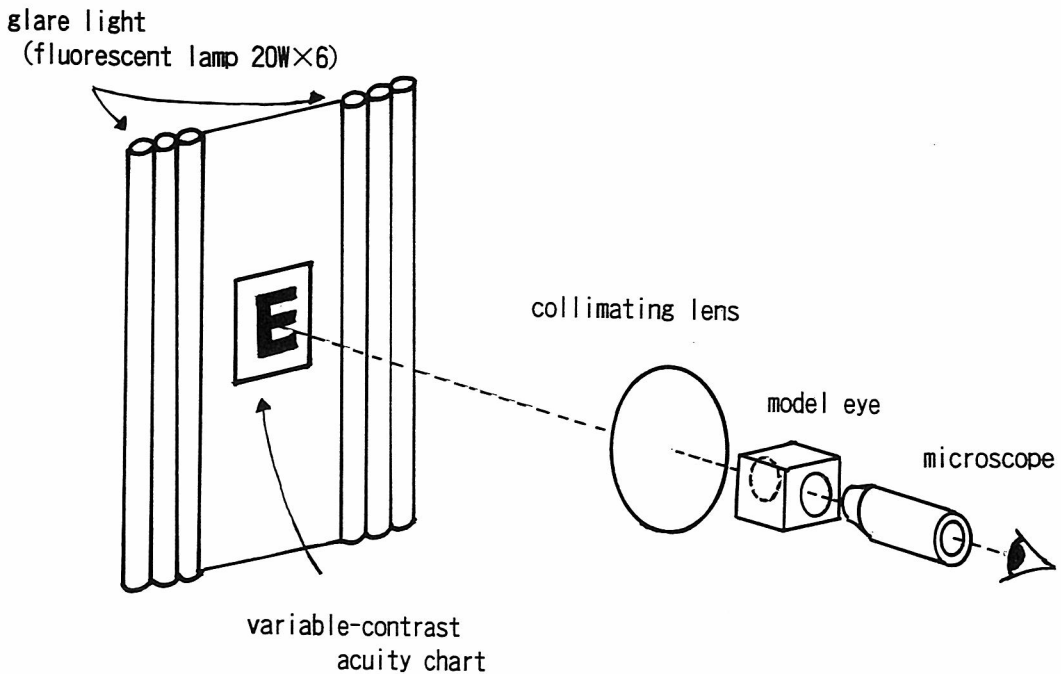


図6 周辺グレア付加時の模型眼の解像力測定

似の、パターンコントラストが異なる複数の解像力チャートを用い、コントラストに対する解像力(コントラスト解像力と呼ぶことにする)の変化を測定した。模型眼の解像力測定光学系¹¹⁾を図6に示す。解像力チャートの両側に20W 蛍光灯6本を配置し、これを周辺グレア光とした。チャートの輝度および模型眼の入射瞳面でのグレア光の照度は、MCT 8000 (Vistech Co)の周辺グレア付加昼間視の条件¹²⁾を採用した。模型眼前面のコーンレンズは遠方視の条件のほかにグレア光の集光を兼ねて配置した。模型眼で結像したチャート像を顕微鏡で拡大し解像力を判定した。解像力の判定は判定者の主観的要素が入るため、3名の判定者のコントラスト解像力値を平均した値で評価した。なお、グレア光がないときのコントラスト解像力が通常の視認性に近いと考えてよい。

グレア光による形態の視認性の劣化尺度にグレア感度 (glare sensitivity 以下 GS)^{13,14)}がある。研究者および使用するチャートにより定義が異なるが、本研究では、GS を下式(2)に示すとおり、周辺グレア光がないとき (glare-off) の解像力 R_{off} および周辺グレア光があるとき (glare-on) の解像力 R_{on} との対数の差をコントラストについて総和した値で定義し、視認性に関する網膜像の解像力低下に及ぼすグリシングの影響を評価した。

$$GS = \sum 6.64 (\log_{10} R_{off} - \log_{10} R_{on}) \dots \dots \dots (2)$$

ここで、 Σ は5水準のチャートコントラストに対する総和を示す演算子である。

IV. 結 果

1. アクリルソフト IOL の分光透過率

結果は図7のとおり、臨床レベルのグリシングでは分光透過率はほとんど変わらない。すなわち、視感透過率の変化はなく、視界の色の見え方は変わらない

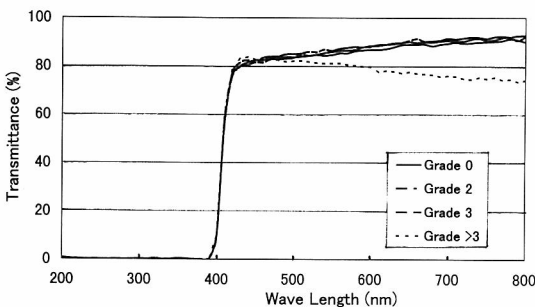


図7 グリシング発生 IOL の分光透過率

といえる。Grade>3 では、550 nm 付近から長波長にかけ透過率が低くなることが観測された。

2. アクリルソフト IOL の散乱度 SD

式(1)の迷光のパーセント比率 $(F/T) \times 100$ は、よく研磨された平面 PMMA 板の測定から推定した。平面板を用いたのは表裏の反射による迷光を考慮したためである。このときの迷光のパーセント比率は約2.5%であった。試料 IOL の S, T の測定値からこの迷光の分を引いて、SD 値を算出した。その結果を図8に示す。Grade 0~2 は5%以下と散乱光はわずかだが、Grade 3 になると10%に増す。Grade>3 では20%以上と際立って増大し、網膜像のコントラスト低下が示唆される。

3. 模型眼シミュレーションによる MTF

MTF の測定結果を図9に示す。グリシング Grade 0~3 の臨床レベル範囲では、MTF にほとんど差はない。Grade>3 になると、明らかに MTF の低下が認められるが、それほど極端ではない。

4. 模型眼シミュレーションによる周辺グレア付加時の解像力

コントラスト解像力の低下を図10 (A) および (B) に

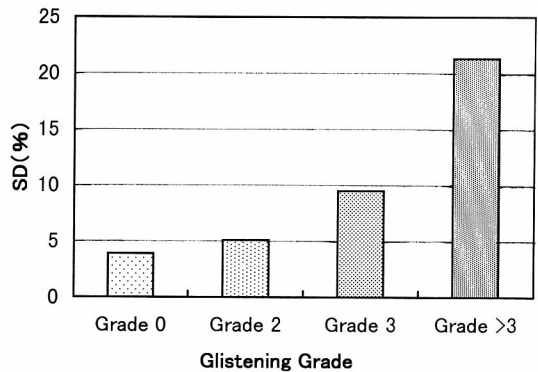


図8 グリシング Grade と散乱度 SD との関係

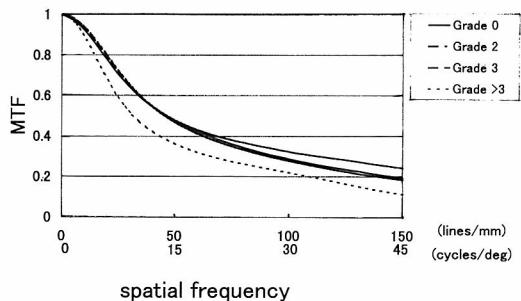


図9 グリシング発生 IOL 模型眼の MTF

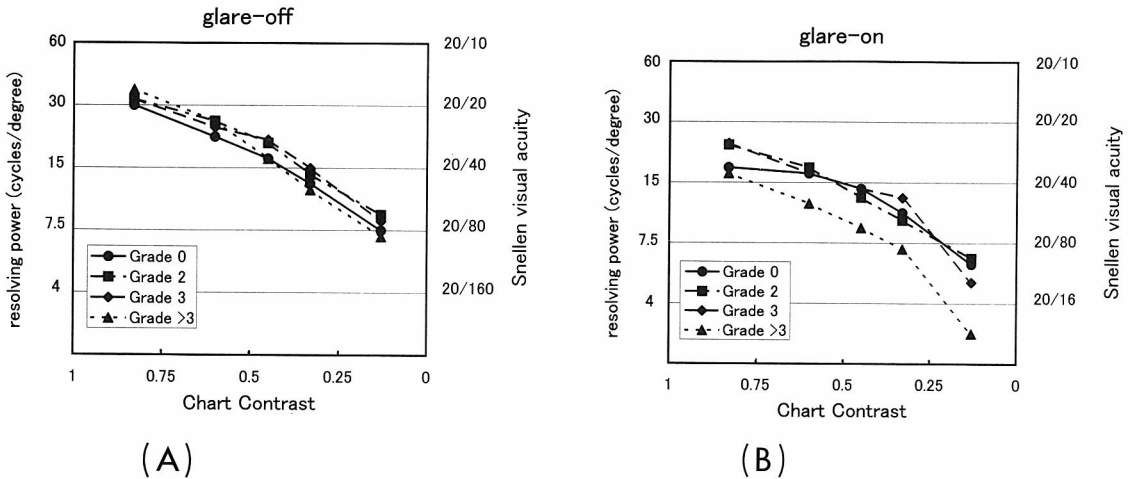


図10 グリスニング発生 IOL 模型眼のコントラスト解像力
 (A)：周辺グレア光がないとき (glare-off), (B)：周辺グレア光があるとき (glare-on)

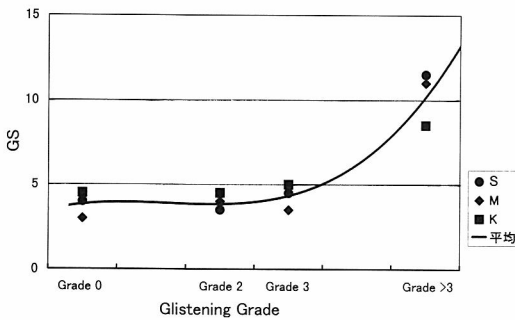


図11 グリスニング Grade に対するグレア感度 GS (式 (2) で定義) の変化

示す。横軸がコントラスト、縦軸が解像力であり、(A)は glare-off のとき、(B)は glare-on のときである。

Glare-off のとき、グリスニング Grade によるコントラスト解像力の低下には大きな変化はない。Glare-on のとき、Grade 3 ではわずかにコントラスト解像力が低下するだけだが、Grade>3 になるとコントラスト解像力低下が顕著に観察された。とくに、低コントラストに対する解像力の低下が大きい。

グリスニング Grade とグレアの影響をあらわす GS との関係を図11に示す。チャート解像力という弁別実験のため、測定者 3名の間に個人差が生じたが、各人とも Grade 3 をこえると GS 値が急速に増大する傾向は共通している。この結果は、3名の平均値である太い実線カーブで示される。

V. 考 按

分光透過率の測定では、グリスニングの Gradeが 3 をこえると透過率の低下が顕著であり、また、長波長の透過率低下が大きいという結果であったが、この長波長の低下の理由は明確でない。この低下が Grade>3 だけであるから、グリスニング発生による分光吸収率の変化とは考えにくい。また、glistening particles のサイズは $10\sim 20\ \mu\text{m}^5$ であり、散乱光強度が波長の 4 乗に逆比例するレーリ散乱とは異なり、波長による散乱の差がなくなる Mie 散乱¹⁵⁾となることを考えると、この低下の理由を散乱現象で簡単には説明できない。回折現象を考慮した考察が必要で、今後の検討課題である。

散乱度 SD に関しては、Grade 3 が Grade 2 の倍近くの10%と比較的大きくなった。IOL 表面粗さによる散乱光の網膜像コントラストへの影響を検討した光学シミュレーション実験では、SD が10%以上になると周辺グレア付加時の解像力が相対的に低下し、とくに、低コントラスト域において低下が大きいことが明らかとなっている。本研究のグリスニング Grade は観察による定性的な度量であるため上記の IOL 表面粗さとは同等に比較できないが、光の散乱現象から類推して、この Grade 3 が形態の視認性に影響するグリスニングの閾値と考えられる。

MTF 測定結果から、グリスニング発生による光学像の周波数に関する画質の低下は相対的(光学収差に比較してという意味)に小さいと考えてよい。ただ

し、この評価は暗い背景に明るい物体(スリット光源)がある場合についての結像評価であることに注意されたい。このような暗い背景下では、グリスニングで散乱する散乱光は背景の暗黒中に広く分散し、物体の像(スリット像)のコントラストにあまり影響せず、MTFの低下が比較的少ないと考えられる。なお、本研究でのMTF測定はスリット像をフーリエ変換して求める方法を採用しており、散乱光が像点から極端に外れると誤差が増す特性をもっている。したがって、Grade 3, Grade > 3のMTFはもっと低い値になると推定される。

VI. 結 論

グリスニング発生時のIOLの光学特性について、分光透過率および光散乱の物理的測定に加え、光学シミュレーション実験によるMTF評価および周辺グレア付加時の解像力などの結像性能評価から、以下のことがいえる。

1. 臨床レベルのグリスニングでは、IOLの光学特性はあまり影響を受けず、視機能への影響はわずかであると考えられる。

2. Grade 3をこえる強いグリスニングでは、低コントラストの解像力低下がうかがえる。とくに、視野周辺が明るくベ어링・グレアを伴う光環境下では顕著になると推定される。

なお、本研究で製作したソフトIOLのグリスニングと臨床でみられるグリスニングとのGrade対応は、定性的な目視評価に基づくものである。したがって、Grade値が同じでもグリスニングの粒子数は多少異なることから、上記Grade 3が視機能に影響を及ぼすグリスニング閾値と判定されることも起こり得る。すなわち、散乱光測定などから、グリスニングのGradeを定量的に正確に決定する物理的測定方法の

開発が必要である。これにより、光学シミュレーション実験から視機能に影響するグリスニング閾値をより正しく推定できると考えられる。

文 献

- 1) 大鹿哲郎：アクリルソフト眼内レンズ術後2年の臨床成績。臨眼 48: 1463-1468, 1994.
- 2) 小原喜隆：アクリル眼内レンズ。眼科 37: 339-346, 1995.
- 3) 大鹿哲郎, 塩川安彦：アクリルソフト眼内レンズの光学特性変化。臨眼 50: 261-265, 1996.
- 4) Dhaliwal DK, Mamalis N et al: Visual significance of glistenings seen in the AcrySof intraocular lens. J Cataract Refract Surg 22: 452-457, 1996.
- 5) 宮田 章, 鈴木克則他：アクリルレンズに発生する輝点。臨眼 51: 729-732, 1997.
- 6) Omar O, Pirayesh A, Mamalis N & Olson RJ: In vitro analysis of AcrySof intraocular lens glistening in AcryPak and Wagon Wheel packaging. J Cataract Refract Surg 24: 107-113, 1998.
- 7) 久保田 広, 浮田祐吉, 会田軍太夫：光学技術ハンドブック増補版, 400, 朝倉書店, 東京, 1975.
- 8) 塩川安彦, 大沼一彦, 三友規久夫, 高橋明和：模型眼による眼内レンズのMTF測定。視覚の科学 15: 29-33, 1994.
- 9) 市川一夫：色覚とグレア。眼科 Mook 47, 眼内レンズ, 146-159, 金原出版, 東京, 1992.
- 10) Wang GJ & Pomerantzef O: A new set of variable-contrast visual acuity charts. Optom Vis Sci 68: 34-40, 1991.
- 11) 塩川安彦, 大沼一彦：模型眼による白内障の視機能評価。千葉大学工学部報 49: 57-63, 1998.
- 12) Pfoff DS & Werner JS: Effect of cataract surgery on contrast sensitivity and glare in patients with 20/50 or better Snellen acuity. J Cataract Refract Surg 20: 620-625, 1994.
- 13) 田上勇作, 岡崎茂夫他：Arden's Grating Chart による人工的偽水晶体眼のGlare Sensitivityの検討。眼紀 37: 693-696, 1986.
- 14) Miller D & Lazenby GW: Glare sensitivity in corrected aphakes. Ophthalmic Surg 8: 54-57, 1977.
- 15) 早川宗八郎：物質と光。46, 朝倉書店, 東京, 1976. または, Born and Wolf 著(早川 徹, 横田英嗣訳)：光学の原理III. 932, 東海大学出版会, 東京, 1975.

小児の屈折・調節余談

—その1—

大阪市(湖崎眼科) 湖 崎 克

I. はじめに

筆者が1960年頃より、まず小児の斜視、弱視臨床から始まって、広く小児眼科を自身の診療の中心に置こうとした過程で、終始必要としたのが視力・屈折・調節の知識であった。しかも、その学習のなかで筆者が最も困惑したのが、小児ならではの屈折・調節の情報が、我が国では不足どころかほとんど欠落している現状であった。

それ以来今日まで、筆者は成書、文献で十分に得られない知識を、先輩、同僚、同じ志をもつ仲間の意見を取り入れながら、なんとか手探りで小児屈折・調節の診療を続けることができた。そして、小児眼科の先頭を走っている者としての責任から、また筆者の意見を広く述べる機会を多くもち得られたこともあって、小児の視力・屈折・調節について、一応の診療の基準(本当は目安?)を少しは作り得たのではないかと自負している。

そこで、機会を得たので、本眼光学学会誌に、小児の屈折・調節についての現在の筆者の考え方を、ここにたどり着くまでの経緯とともに述べ、読者諸賢のご参考に供したいと考えた。

II. 小児の屈折異常の現状と経年変化

1. 遠視の病態と経年変化

1) 小児遠視の病態は

病的遠視とは：小児の斜視・弱視に直接かかわっている屈折異常に、遠視系屈折異常が多いことは現在では常識といってよいが、当初の斜視・弱視臨床の諸家では、遠視の病態についてはまだ手探りといってよい状態であった。筆者もまず臨床眼科全書(金原出版)の遠視の項を読んでみたが、望みは達せられず(後に金原出版よりの新臨床眼科全書の遠視の項¹⁾は結局は筆者が執筆することになった)、そこで手掛かりとなったのが、原田ら²⁾の+2.0 D以上を高度遠視とする考えであった。まず+2.0 D以上を一応病的な遠

視としてみてもいけば良いことは、その後の加藤³⁾が屈折異常と弱視との関係の多くの報告者の成績をまとめたもの、また、第49回中部眼科学会のシンポジウム「小児遠視の眼鏡矯正基準について」⁴⁻⁷⁾などからも正しかったことになる。

遠視の調節技術の問題：屈折力が弱い遠視に対して、しかも小児では、調節の介入が非常に問題となる。まず、小児の調節力がどんなものかが気になることである。従来の定説となっている諸家の調節曲線には、10歳未満の調節力は記載されていない(測定できなかったか、必要がなかったのか)。もし、調節力が強いものなら、中等度の遠視くらいなら、十分調節でカバーして弱視にならないはずである。しかし、たかだか+3~+5 Dくらいの遠視が、顕性遠視で弱視となっている症例を多くみることができる。そこで筆者が考えたのは、小児(ことに幼児)は調節力が強いのでなく、調節技術が未熟であると理解すれば納得がいく。そこで遠視を完全矯正することは、まず網膜にフォーカスを合わせることを学習させることから、調節が養われることになる。このことは、萩原ら⁸⁾は、+10 D以上の最強度遠視の屈折矯正後の視力向上に非常に長期間がかかるものは、すべて近見視力が悪く、近用に+3 Dを加入した矯正眼鏡を用いることで遠見視力も向上してくることから、調節技術の未熟さが視力予後に影響することを述べていることより明らかである。また、この世代からすでに良い調節技術をもっている児は、遠視による屈折性調節性内斜視が起り、更に屈折(異常)性弱視や不同視弱視が、治療過程で調節性内斜視が起こってくるのも理解できる。

遠視の調節による分類：遠視の調節について検討すると、次に調節による分類が必要になる。これも従来の我が国の成書では納得のいく説明がされていない。そこで筆者に最も参考になったのが、金井昭雄氏より贈呈を受けた、米国 OD のテキスト⁹⁾である。これの遠視の分類が大変参考になった(なお、この中のレ

チノスコピーの項も有用)。そこで筆者は、当時に書いた総説¹⁰⁾にも全書¹¹⁾にも次のごとく分類を整理した。すなわち、

- ①顕性遠視：調節麻痺剤を使用せず、屈折検査で遠視が検出されるもの
- ②全遠視：調節麻痺剤を使用して検出される全遠視度
- ③潜伏遠視：②-①
- ④随意遠視：調節によって良好な視力が得られる遠視
- ⑤絶対遠視：調節しただけでは良好な視力が得られない遠視

このなかで、筆者が最も興味を引かれるのが随意遠視である。かつて、故弓削経一先生が、遠視を常に調節麻痺下で評価し、矯正する我々に対して、随意遠視についてもっと注意をするよう、ご教示いただいたことがある。それは、次の一文¹¹⁾が参考になる。要するに遠視を麻痺下の固定した値でしか考えないことに対す

るアンチテーゼである。

遠視をもっと自由に理解し、扱おうという考えから、筆者は遠視の屈折検査にあたり、内よせを念頭においた調節麻痺剤の選択、調節麻痺の要否を考えたフローチャートを発表¹⁰⁾した。図1のごとくである。まず眼位をチェックし、内斜視(位)であるならば、屈折検査 C(強い調節麻痺剤使用)で、全遠視を出し、それを完全矯正しなければならない。眼位異常がなければ、屈折検査 B(弱い調節麻痺剤使用)で、できれば顕性遠視分を矯正する。外斜視(位)ならば屈折検査 A(非調節麻痺)で、なるべく随意遠視を残して、患者の調節性内よせを期待して矯正する。再診時は、屈折検査 D(非調節麻痺下オーバーレチノスコピー)で、内斜視にはできるだけ(+)側へ、外斜視には(-)側に矯正する。

小児遠視はどれだけ存在するか：まず、我が国の小児の視力が成人なみの視力値になるのは何歳くらいかについて、筆者は大阪市立幼稚園児を対象に、ランドルト環字ひとつ視力検査を実施し報告^{12,13)}した。それによると、ほぼ5, 6歳で大部分の小児が視力1.0以上

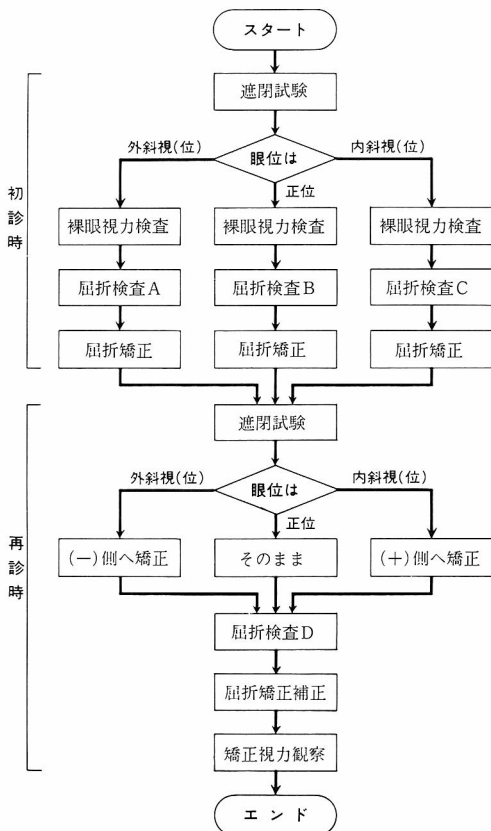


図1 眼位を配慮した屈折矯正の考え方に遠視系屈折異常

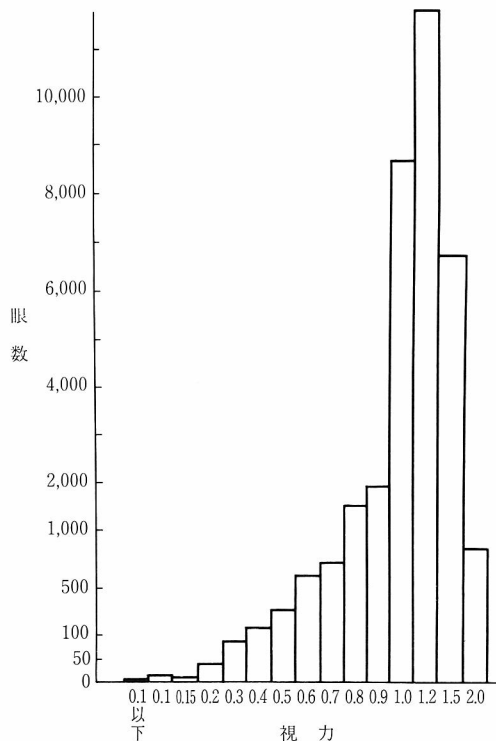


図2 満5歳児の視力 (幼稚園集検)

学年	%	50					
		近視	近視性乱視	遠視	遠視性乱視	混合乱視	
1 (866眼)		16.2	20.8	16.6	29.4	17.0	
2 (1,156眼)		32.8		24.9	12.3	19.2	10.8
3 (1,173眼)		42.8		23.3	8.9	16.0	9.0
4 (1,410眼)		53.5		23.6	6.5	8.4	8.0
5 (2,016眼)		60.3		23.7	5.7	5.3	5.0
6 (2,256眼)		67.1		20.4	4.5	4.0	4.0
全学年 (8,879眼)		50.7		22.6	7.9	11.1	7.7

図3 大阪市立小学校児童屈折異常統計

に達していることが理解できた。図2は満5歳児の視力である。

さて、これらの我が国の小児にどれだけの遠視が存在するかは、従来の文部省学校保健報告書では把握することはできない。1960年代の学校健康診断では、裸眼視力を計測し、裸眼視力不良の者に板付きレンズで自覚的屈折検査を行うことになっている。これでは到底遠視が検出できるわけではなく、当時の報告書では、事実、小・中学校の児童・生徒の屈折異常は90%以上が近視とされており、遠視はほとんど無きに等しい統計であった。そこで筆者は、大阪市立小学校を対象に、裸眼視力1.0未満にミドリン調節麻痺下で、マニュアルレフラクトメーターによる他覚的屈折検査を実施し報告¹⁴⁾した。その屈折の成績は図3のごとくである。これは予測したとおりで、低学年ではまだ遠視系屈折異常が多く、高学年になると近視系屈折異常が増加している実態であった。このことから、当然幼児期には遠視系屈折異常が更に多く、成長とともに後天性とみられる近視が加わってくるということになる。我が国の学童は近視ばかりとみるのが間違いであることがわかった(誤解のないように、近視を軽視するというのではない。遠視や乱視にももっと注意を払おうという趣旨である)。我が国の幼児にも、欧米と同様に遠視が少なくないことは、この後の諸家の小児眼科外来統計、幼稚園・保育所屈折集団検診、3歳児健康診断事後検診などの報告から、明らかになった。

2) 遠視の経年変化

新生児が遠視であることは周知のことである。保坂ら¹⁵⁾は、男子350眼、女子210眼の屈折を、出生24時間以内に検影法で測定し、平均+2.27Dで86%が遠視であるとしている。これが眼軸長の発育などで正

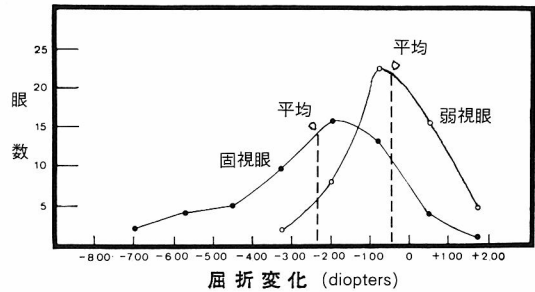


図4 両眼遠視の経年変化 (Lepard)

視化し、+2.0Dのピークが正視になるであろうことは想像に難くないが、一番危険なのは、遠視がすべて減弱するであろうとすることである。もちろんそれもあるが、むしろ病的な遠視は、それまでに存在した遠視度、現に今存在する遠視度に適切な理解と対応をすべきである。

小児の遠視の経年変化については、その変化に管理方針を対応していく面白さがある。筆者が非常に興味をもったものに、Lepard¹⁶⁾の paper で、図4のごとくに、両眼の遠視で内斜視があるもので、遠視の経年変化は弱視眼はほとんど変化がみられないのに対して、固視眼の遠視の減弱が著しいという報告である。要するによく使う眼が近視側に動くことになる。これは“use-abuse”によるものとしていた。そこで筆者ら¹⁷⁾も同様の条件で追試してみたが、ほぼ同じ結論を得た。これらの考え方は、小児遠視の減弱を、眼軸長の発育のみに帰するのでなく、興味のあるところであり、遠視性不同視の経年変化にも普遍しそうである。なお、斜視のない両眼性遠視とは考え方を分けた方がよさそうである。

文 献

- 1) 湖崎 克：遠視。新臨床眼科全書 3・A: 119-132, 金原出版, 東京, 1989.
- 2) 原田政美, 林 慎一：弱視について(第2報) 高度遠視性弱視。眼臨 55: 121-124, 1961.
- 3) 加藤和男：屈折異常と弱視。眼科 21: 1037-1044, 1979.
- 4) 所 敬：軽度遠視に対する眼鏡矯正について。眼紀 35: 1698-1703, 1984.
- 5) 西信元嗣：小児遠視の眼鏡矯正基準について。眼紀 35: 1704-1706, 1984.
- 6) 山本 節：小児遠視の経年変化と眼鏡矯正。眼紀 35: 1707-1710, 1984.
- 7) 田辺竹彦：小児遠視眼鏡の矯正基準について。眼紀 35: 1711-1715, 1984.
- 8) 萩原健志, 橋本悦子他：最強度遠視の長期予後について。眼紀 35: 1694-1697, 1984.

- 9) Borish IM: Clinical Refraction. 3rd Ed, Professional Press, Chicago, 1970.
 - 10) 湖崎 克: 小児の屈折異常の管理. 日本の眼科 56: 213-220, 1985.
 - 11) 弓削経一: 随意遠視の話. 日本の眼科 54: 991-992, 1984.
 - 12) 湖崎 克, 吉原正道他: 小児の視力の特性. 眼科 15: 117-124, 1964.
 - 13) 湖崎 克, 小山賢二他: 幼稚園児の視力について. 臨眼 20: 661-666, 1966.
 - 14) 湖崎 克, 中山周介他: 検診車による学校屈折集団検診の試み. 眼紀 20: 129-139, 1969.
 - 15) 保坂明郎, 三宅清平他: 成熟新生児の眼所見(1), 屈折度, 特に体重との相関について. 眼臨 56: 774-778, 1962.
 - 16) Lepard CW: Comparative changes in the error of refraction between fixing and amblyopic eyes during growth and development. Am J Ophthalmol 80: 485, 1975.
 - 17) 湖崎 克, 山崎康宏他: 小児の屈折矯正に関する研究 第2報, 斜視を伴う遠視の経年変化. 臨眼 31: 553-558, 1977.
-

無散瞳眼底カメラ TRC-NW 6 SF の開発

㈱トプコン 大塚浩之

I. はじめに

眼底カメラは、瞳孔を通して眼底を観察し、眼底疾患を記録するために使われる眼科には不可欠の器械である。また、眼科的疾患を対象とするだけでなく、全身的な病気、すなわち“生活習慣病である糖尿病”の経過観察を行う目的で内科においても使用されている。

近年、糖尿病患者の増加とともに糖尿病網膜症が増加しており、早期発見が必要である。そして、糖尿病網膜症は眼底の周辺部から始まるといわれており、眼底の周辺部撮影はますます重要になってきている。

本稿では、眼底の周辺部が簡単に撮影できることを主目的に開発した無散瞳眼底カメラ TRC-NW 6 SF について紹介する。

II. 開発の背景

眼底カメラには、大きく分けて散瞳型と無散瞳型との2種類がある。

散瞳眼底カメラは、患者の瞳孔を散瞳剤により散瞳した状態で撮影を行うので、眼底の広い範囲を短時間のうちに撮影することができる。また、カラー撮影の他、眼内循環や網膜血管の機能的な異常を検査する目的の蛍光撮影機能を有しているのが一般的である。

一方、無散瞳眼底カメラは、散瞳剤を使用せずに暗室での自然散瞳にて撮影を行う。観察は赤外光で行い、通常は眼底の中心部（後極部）のみを可視光で撮影するので患者の負担が少ない。更に、撮影可能な瞳孔径が小さく設定されているので、眼科においては緑内障などにより瞳孔径の小さい患者や高齢者を対象に使用することが多い。また、検診センターや人間ドックなどで、定期的な健康診断にも使われている。

従来のトプコン製「無散瞳眼底カメラ TRC-NW 5 SF」は、無散瞳でカラー撮影ができる他、散瞳することにより蛍光撮影を行うことができる。画像は TV

カメラにより撮影され、内蔵の液晶モニターに瞬時に表示されるので、撮影結果をリアルタイムで確認することができる。また、撮影光量も少なく、インスタントフィルムに比べて約 1/60 の光量で撮影できることが特徴である。

今回紹介する「無散瞳眼底カメラ TRC-NW 6 SF」は、従来のよい点を継承し、更に眼底周辺部の撮影を簡単に行うことができる機能を搭載することを目的に開発した。

とくに、図1のように“トプコン IMAGEnet 2000”とのシステムで使用することにより、眼底周辺部撮影機能をより付加価値の高いものにすることができる。

本開発は、以下の製品コンセプトのもとに行われた。

III. 製品コンセプト

1. 眼底周辺部撮影が容易

眼底周辺部撮影を容易に行うことが可能で、更に経時変化を捉えることができるように、以下の新機能を搭載している。

- 1) 患者の誘導を容易に行うことができるように、眼底周辺部撮影に対応した内部固視標（固定8点）を有する。また、前眼部観察時にも内部固視標に対応した固視標を有する。
- 2) 撮影者が容易に位置合わせをすることができるように、内部固視標に対応したアライメント輝点とアライメント用の（ ）スケールを有する。
- 3) 撮影部位の確認ができるように、本体モニターに固視位置表示を行う。

2. パノラマ眼底画像を簡単に作成できる

パノラマ画像作成ソフトをインストールした“トプコン IMAGEnet 2000”と、システムとして使用することで、眼底周辺部撮影画像は自動的に合成され、約 85° の広画角眼底画像として表示される。

したがって、従来、パノラマ眼底画像を合成するために要していた多くの時間や特別な技術を使わずに、

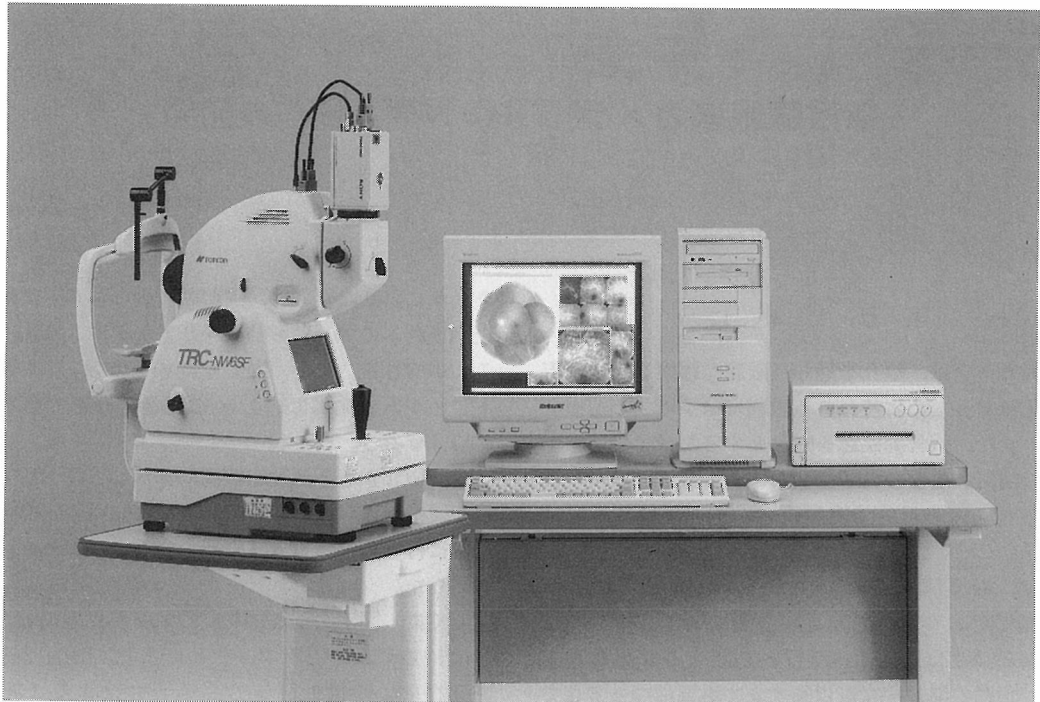


図1 IMAGEnet システム (TRC-NW 6 SF+IMAGEnet2000)

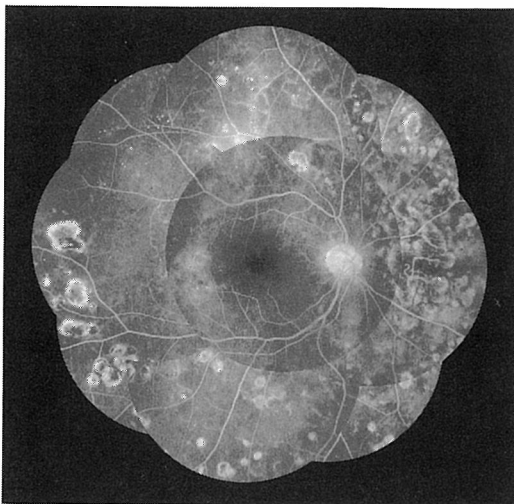


図2 蛍光眼底パノラマ画像

広い範囲の眼底画像を合成することができる。

3. 可視光による蛍光観察が可能

一般に、散瞳眼底カメラは、可視光の照明によりファイnderを通してリアルタイムな蛍光眼底像観察が可能である。一方、無散瞳眼底カメラである

TRC-NW 5 SF は、散瞳することにより蛍光撮影を行うことができるが、赤外光により観察を行うので、ファイnderを通したリアルタイムな蛍光眼底像観察は不可能であった。

今回開発した TRC-NW 6 SF は、散瞳眼底カメラのようにリアルタイムで眼底像蛍光像を観察できる機能を搭載した。新しく開発した観察用 TV カメラを内蔵し、アライメントに使用するモニターテレビにて蛍光観察が可能である。

このような、ファイnderに替わるモニターテレビによる観察で、検者の負担は非常に楽になった。

開発にあたり、その他下記項目についても考慮した。

- 1) 眼底カメラ本来の目的である眼底像を忠実に再現し、シャープな画像が得られる新光学系を採用した。
- 2) 操作の簡略化と操作性の向上を追求した。
- 3) 市場の要求を最大限に取り入れ、顧客満足度の高い商品を目指した。

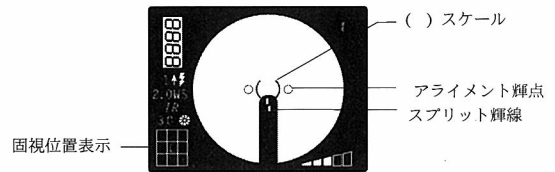
以上のように、“患者に優しく、検者にやさしい眼底カメラ”をコンセプトとする、新しい眼底カメラを実現した。

IV. 仕様

主な仕様を表に示す。

・ 撮影画角	45°/30°
・ 作動距離	40.7 mm
・ 撮影可能瞳径	φ4.0 mm 以上 (蛍光撮影時φ3.7 mm 以上)
・ 被検眼視度補正範囲	-33~+40 D
・ 固視標	内部固視標/外部固視標のどちらかを選択可能 <ul style="list-style-type: none"> ・ 内部固視標 <ul style="list-style-type: none"> 中心：固定4点，左右移動および画角切換自動検知 周辺：固定8点 ・ 外部固視標 <ul style="list-style-type: none"> 2関節タイプ
・ データ写し込み	タイマーまたは氏名板のどちらかを写し込み可能
・ 瞳中心位置合わせ	前眼部観察レンズ挿入方式
・ ピント合わせ	眼底部投影スプリット輝線合致方式
・ 作動距離合わせ	前眼部投影アライメント輝点合致方式
・ 蛍光観察	可視光での観察可能
・ 観察用 TV カメラ	白黒 CCD カメラ
・ モニター	カラー液晶モニター (5.6型)
・ 質量	約 26 kg
・ 大きさ	272 (W)×505 (D)×560 (H) mm
・ 消費電力	最大時 400 VA

モニター画面



V. むすび

以上のように、今回開発した無散瞳眼底カメラ TRC-NW 6 SF は、眼底の周辺部が簡単に撮影できる機能を搭載することができた。今後も、市場のニーズを反映した更に使いやすい器械へと改良していきたい。また、無散瞳眼底カメラならではの特性を活かした活用分野がますます増えることを期待する。

光の今昔 9 水中めがねと動物の眼

(株)ニコン 鶴田 匡夫

空気中と水中とでは、眼がものを認識する能力に大きな違いがあることを多くの方々をご存知でしょう。人の眼は水中で極端な遠視になり、腕にはめた防水時計を識別するのがやっとで、文字盤や針をはっきり見ることなど到底無理です。その原因は角膜の屈折力にあります。角膜は空気中で眼全体の屈折力のおよそ65%を分担しているのに、水中ではゼロになってしまうからです。

人類はその祖先が4億年も前から陸上に住みついていますから、眼の構造が空気を満たされた外界に適合しているのに不思議はありません。一方水中では、水泳の選手が使っている水中めがねを装着すれば、ものが実際よりも近くに見えるという違和感はあっても、実用上さしたる不便を感じずに活動できるでしょう。

一方、生活域が地上と水中にまたがっている多くの魚類や両生類は、部分的にせよ両空間に適合するような視機能をもつ眼を、長い自然淘汰の結果でしょうが、獲得して現在に至っています。

今回は、眼の光学系を理解するのに便利な屈折力(refracting power または単に power, ドイツ語で Brechkraft, フランス語で convergence) を解説し、次に水中カメラと水中めがね、魚類や両生類の眼などについて述べます。

屈折力

幾何光学で広く用いられる屈折力はレンズの焦点距離 (m) の逆数で、単位は D (ディオプトリー) です。

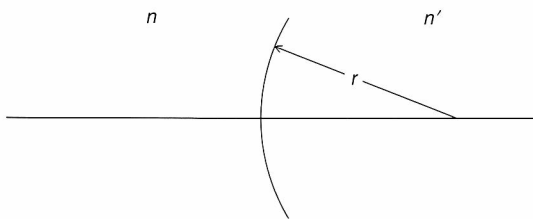


図1 屈折力の定義

一方眼光学では、焦点距離の代わりにレンズの後側頂点(レンズの後面が光軸と交わる点)から焦点までの距離を用いて頂点屈折力と呼びます。これはめがねレンズの強さをあらわす量として広く用いられています。

もう一つの屈折力 μ は屈折面ごとに、物点と像点の位置とは無関係に定義される量で、次式で与えられます(図1)。

$$\mu = \frac{n' - n}{r} = \frac{n'}{f'} = -\frac{n}{f} \dots\dots\dots(1)$$

ここに n と n' はそれぞれ屈折面の前と後の媒質の屈折率、 r は屈折面の曲率半径で図の配置でプラスとします。 f と f' はこの屈折面がもつ前側および後側の焦点距離です。

実は上の定義による屈折力は、K.F. Gauss が1840年に近軸光線の結像理論を発表して、複雑な構成のレンズ群に対して、主点や焦点距離を正しく定義するより前の1821年に、イギリスの天文学者 J.F.W. Herschel が複合レンズの取差を取り扱った論文中で導入したものです¹⁾。

眼の光学系は、それを単純化して作った模型眼でさえ屈折面が3面もあり、それぞれを隔てる空間を満たす液体の屈折率も異なっています。しかし、各面の屈折力を(1)式によって求めると、全体の屈折力への各面の寄与が明らかになりますし、ここでは触れませんが、系全体の屈折力は単純な行列の計算から容易に求めることができます。もし各面間の距離を無視できてゼロとおくことができるならば、屈折面ごとの屈折力を加算して全体の屈折力が得られます。

表1は Gullstrand の模型眼を示すデータです²⁾。これを眺めながら、例えば略式眼を使って、「無調節時において、角膜の屈折力は42D、水晶体の屈折力は22.4Dだから、眼の全体の屈折力は約64.4Dである」というときは、角膜と水晶体間の距離と水晶体の厚さを無視しているのですが、この値は正しい値59.64に対して10%以内におさまっています。上の近

表1 模型眼

			Gullstrand 模型		略式眼	
			無調節	極度調節	無調節	極度調節
屈折率	角膜	膜	1.376	1.376	1.336	1.336
	前房	水	1.336	1.336	1.336	1.336
	水晶体(全体)		(1.4085)	(1.426)	1.4208	1.426
	硝子体		1.336	1.336	1.336	1.336
屈折置面(mm)	角膜	前面	0.5	0.5		
		後面	3.6	3.2	6.37	5.78
	水晶体	後面	7.2	7.2	6.37	5.78
曲率半径(mm)	角膜	前面	7.7	7.7	8	8
		後面	6.8	6.8		
	水晶体	前面	10	5.33	10.2	6
		後面	-6	-5.33	-6	-5.5
屈折力(D)	角膜	前面	48.83	48.83	42	42
		後面	-5.88	-5.88		
	水晶体	前面	5	9.375	8.31	15.00
		後面	8.33	9.375	14.13	16.37
(D)	水晶体	核	5.985	14.96		
	角膜	膜	43.053	43.053	42	42
	水晶体		19.11	33.06	22.44	31.37
眼全体(屈折力以外はmm)	屈折力(D)		58.636	70.57	59.64	67.68
	物体側	主点	1.348	1.772	1.79	2.00
	像側	主点	1.602	2.086	1.91	2.19
	物体側	節点	7.078	6.533	7.39	6.79
	像側	節点	7.332	6.847	7.51	7.16
	入射瞳	位置	3.045	2.667	3.04	2.66
	射出瞳	位置	3.664	3.221	3.49	3.03
	瞳倍率		0.909	0.941	0.93	0.96
	物体側	焦点距離	-17.055	-14.169	-16.68	-14.78
像側	焦点距離	22.785	18.930	22.29	19.74	

(Le Grand による)

似がかなりいいことを納得できるでしょう。

表1のデータによれば、模型眼の各屈折面の曲率半径はほぼ同じオーダーと考えていいでしょう。ところがその前後の屈折率の差の方は、空気と角膜間で0.376なのに対し、前房水と硝子体とも水晶体レンズとの間では0.077と非常に小さいのです。これが、空気中では角膜の屈折力が水晶体レンズのそれよりもはるかに大きい理由です。

しかし、水中ではこの関係が逆転します。角膜の寄与は $1.336 - 1.333 = 0.003$ と、空気中と比べてなんと1/100になってしまい、眼の屈折力が水晶体だけに任せられた配分が変わります。その結果、眼の屈折力は無

調節時にわずか22.44 D、極度調節時には31.37 D となってしまいます。無限遠にある点光源がつくる網膜上のボケ像は、極度調節時に直径が2.0 mmにも達します。ただし射出瞳の直径を4 mmとしました。これを視力に換算すると0.003となります。一方、明視の距離に置いた点光源は約25 mmに広がって見えることとなります。水中では、時計の文字盤どころか、腕時計の存在が辛うじて認められる程度でしょう。

水陸両用レンズと水中めがね

水陸両用のレンズとは、物体空間を満たす媒質を空

気（屈折率1）から水（1.333）に変えても、少なくとも無限遠に対する像面が変わらないレンズを指します。その最も単純な解は、レンズの第1面を平面にすることです。

(1)式において、 n' を変えても r が ∞ ならば第1面の屈折力が常にゼロとなり、その結果、系全体の屈折力は物体空間の屈折率 n を変えても不変に保たれ

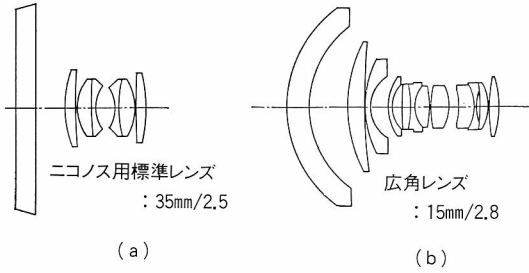


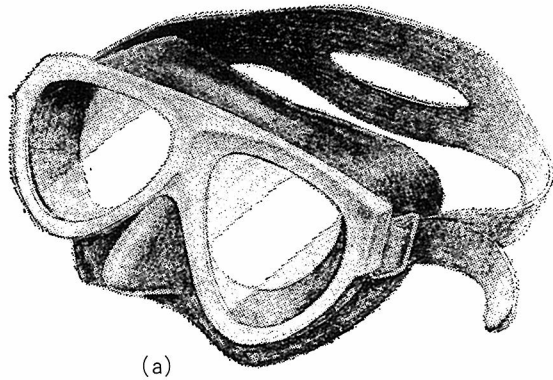
図2 水中カメラ用レンズの例

るからです。

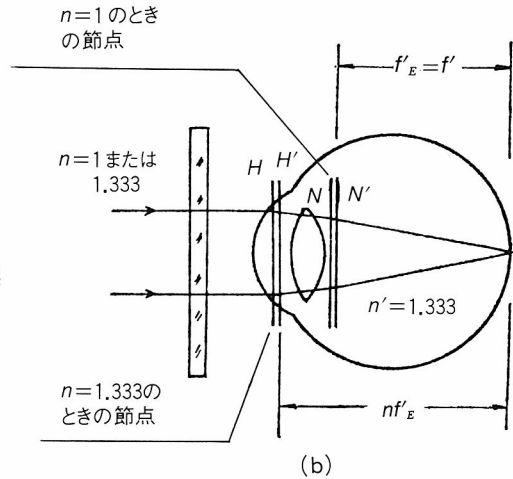
水陸両用カメラのレンズの多くは、この原理に従って第1面を平面にするか、あるいは平面の窓をもっています(図2(a))。このとき、地上と水中とでレンズの焦点距離は同一で、しかも ∞ に対する像面位置は変わりません。しかし、水中では地上に比べて像がほぼ $n=1.33$ 倍となり、画角はそのぶんだけ狭くなります。

平面ガラスは、光線の入射角が大きくなると非点収差が増大します。そのため広角レンズ用の窓ガラスには適しません。そのため第1面を凸面にした図2(b)のタイプが使われます。このレンズは水中と陸上とでは光線の進み方が異なり、像面位置も変わりますので、水中の撮影にしか使えません。地上では無用の長物です。

図2(a)の原理を眼に適用するには、平面ガラス（現在はプラスチック製がふつうです）を、これと眼の間



(a)

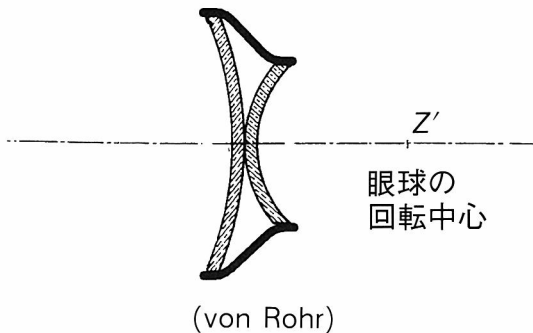


(b)

図3 水中めがね

に水が入らないように工夫した、ゴーグル式のめがねを作ればいいでしょう(図3)。水泳の選手が使う水中めがねは実際にゴーグルと呼ばれています。図3(a)よりも小型なのは水の抵抗を少なくするためです。これにより水中でも、陸上とほぼ同じくらいははっきりものが見えるようになります。度つきにしたい場合には、窓の内側の面を球面にすればいいのです。

私達が使っているめがねと同様に、レンズの前後とも水に浸ってもなお、水陸を兼用できるめがねを作れないかという命題は、17世紀初頭以来 C. Huygens (1629~1695)をはじめ多くの人々を惹きつけてきました。その完成形で Zeiss 社が19世紀の末に開発した

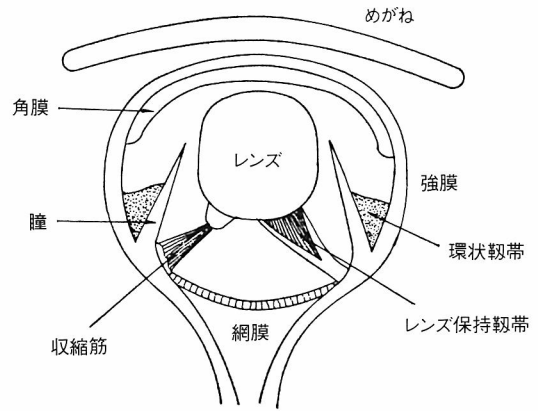


(von Rohr)

図4 水中めがね (Zeiss: 1934)

水中めがねを図4に示します³⁾。

水中では人の眼は約40Dの遠視になります。図はレンズの前面・後面ともほとんど屈折力をもたない薄いメニスカスレンズから成る中空のレンズです。空気中では屈折力をもちませんが、中空部を密封して水中に入れると、その屈折力は、2枚が同じ曲率半径 r をもつと仮定して $-2(1-1.333)/r=0.67/r$ となります。したがって、 $r=17\text{mm}$ にすれば、外形は凹レンズですが水中では凸レンズの作用をもち、その屈折力は40Dとなります。これを眼の直前に置いて角膜が失った屈折力を回復できるわけです。こうして、水陸両用のめがねが完成します。図は参照文献中の図を実物大に拡大して描いたもので、かなり不格好な形をしています。この本が書かれたころには市販されていたと書いてあります。

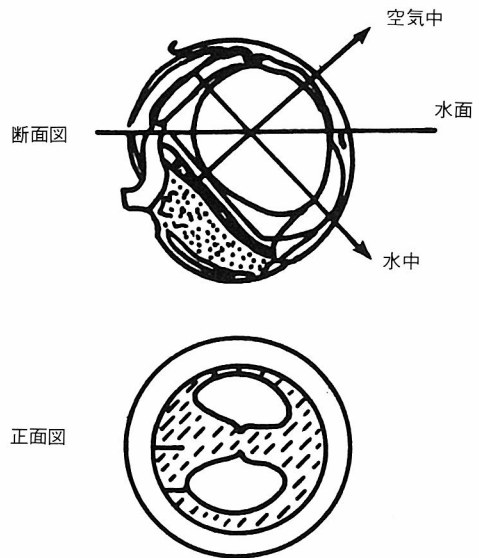


(R.H. Smythe)

図5 硬骨魚類の眼

魚の眼と両生類の眼^{4,5)}

魚の眼も人と同様に、その内部の屈折率は水に極めて近く、そのため角膜の表面がいかに彎曲していても、そこからは屈折力を生じません。一方、運動に対する抵抗が空気中よりも格段に大きい水中では、速く動くには体形が流線形であることが望ましく、体の表面に突起などが無いのが自然でしょう。おそらくはこの二つの理由によって、魚の角膜（実際には図5に示すようにめがねという硬くて透明な膜が角膜を覆っていますが、その形はすぐ後にある角膜とほぼ同じですので、角膜と呼んでおきます）は地上の脊椎動物と比べてはるかに扁平です。図5は典型的な硬骨魚類（現在種の大部分がこれです）の眼の断面図です。水中では前節に述べたのと同じ理由によって角膜は屈折力を生じないので、魚の眼の屈折力は人の眼の水晶体に相当する硬い球形レンズのみによって実現されます。その屈折率は1.65前後と極めて大きく、あらゆる動物中で最高の値を示します。硬骨魚類ではいくぶんおぼろげに似た形をしているので、図はそれを強調して描かれています。ピント合わせはレンズの形を変えるのではなく、それが眼球中を前後に移動することによって行われます。魚の眼は人の場合とは反対に、無調節時には近点にピントが合っています。このとき収縮筋は伸び切った状態で、レンズは角膜すれすれの位置にあり、遠方を見ようとするときには、収縮筋が働いてレンズを網膜の方に引き寄せるのです。遠方といっても、水中では5mくらいと考えていいでしょう。水中では散乱や吸収のために遠方は常に暗く、最良の状態でも8~9m先には光は10%くらいしか届かない



(M.I. Sobel)

図6 ヨツメウオの眼

ので、見えても役に立たないのです。なお、水晶体の形は、魚類から両生類、陸上動物への進化の過程で、球状から段々と扁平になっていき、同時に角膜が突出して空気中の屈折力を獲得していくのです。

多くの両生類は、例えば蛙、とかげ、わになどに共通して丸い目玉をもち、地上で通常視を示します。陸上で動く動物を捕食する習性と結びついているのでしょう。他方、かめ類は水晶体が特別に軟らかく、またそれを制御する筋肉が異常に強くできていて、単一の構造ながら水陸両用を実現しているそうです。

水中に潜って魚や虫を捕食するあひるやアビの瞬膜

(nictitating membrane, 第3眼瞼ともいう。多くの脊椎動物の瞼の内側にある薄く透明な膜。危険を感じたり異物が侵入する恐れがある場合に、眼球を覆って保護する)は、その中央部分の屈折率が他よりも高くなっていて、水中の屈折力減少を補償しているそうです。芭蕉の句「おもしろくてやがてかなしき鶉飼哉」を連想させる話です。

動物が進化する過程で、実に多くの水陸兼用問題の解決例が見い出され、上に挙げたのはそのわずかな例にすぎません。ここでは最後に、その傑作をひとつご紹介しましょう。それは中南米の淡水まじりの海水に棲むヨツメウオ (four-eyed fish, めだか類 Anableps 属の魚数種の総称) です。水面を泳ぎ、水平に伸びた虹彩によって分かれた瞳の上半分で空中を、下半分で水中を見ることができます (図6)。左右で合計四つの瞳があるのでヨツメウオの名がつけられたのでしよう。上下二つの瞳に対応して二つの網膜がある一方、

レンズは1個で近似的に楕円体をなし、空に向く方向には曲率の緩やかな部分、水中に向かう方向には曲率の強い部分がそれぞれ使われているそうです。

ここまでご紹介した例に共通して、それぞれの種について、ものがはっきり見える距離が攻撃有効距離と正しく一致することが確かめられているそうです。生存競争の厳しさを思い知らされます。

文 献

- 1) Herschel JF: On the aberrations of compound lenses and object glasses. Phil Trans 111: 222-266, 1821.
- 2) Le Grand Y & El Hage SG: Physiological Optics. Springer, Berlin, 1980.
- 3) von Rohr M & Boegehold H: Das Brillenglass als Optische Instrument. 2. Aufgabe, 13, Springer, Berlin, 1934.
- 4) Smythe RH: Vision in the Animal World. Macmillan, London, 1975.
- 5) Sobel MI: Light. Univ Chicago Pr, Chicago, 1987.