
 総 説

エキシマレーザー装置の現状と動向

大槻 幹
 (株)ニデック

Current Status and Future Trends in Ophthalmic Excimer Laser System

Kan Ohtsuki
 Nidek Co, Ltd

エキシマレーザーによる角膜屈折矯正手術は近視矯正より始まった。その後、乱視や遠視矯正にも使われるようになってきた。現在、エキシマレーザー装置のメーカーは世界で10社以上あり、すでに2,000台以上が使われている。世界のエキシマレーザーの現状として、その設置台数・屈折矯正手術の件数・各社の装置の紹介などを行う。また今後の動向として、より一層の自動化・適応の拡大・カスタムアブレーションについて述べる。エキシマレーザーの代わりに固体レーザーを使用する装置が出始めているが、まだここ数年は ArF エキシマレーザーを使用した装置が主流であると考えられる。

(視覚の科学 20: 26-33, 1999)

キーワード：エキシマレーザー，角膜屈折矯正手術，スキャン，アイトラッキング，固体レーザー

Corneal refractive surgery using excimer laser was begun with myopic corrections. Excimer laser come to be used for correction of astigmatism and hyperopia as well. There are more than 10 manufacturers of excimer laser systems world-wide, and more than 2,000 systems are currently in use. In this paper, the numbers of excimer laser installation, and refractive surgery procedures are described, and the each manufacture's system and so on are introduced regarding current status. As for future trends, further automatization, enlargement of the applications and customized ablation are described. Though the systems using solid state laser have recently appeared, the systems using ArF excimer laser will be the mainstream for several years.

(Jpn J Vis Sci 20: 26-33, 1999)

Key Words: Excimer laser, Corneal refractive surgery, Scan, Eye-tracking, Solid state laser

I. はじめに

眼科用エキシマレーザー装置は、Trokel らが1983年に角膜への応用を発表¹⁾してからその開発が始まっ

た。最初は熱的な影響がなく、精密な切開が可能であるエキシマレーザーの特長を利用して、メスによるRK (radial keratotomy) の代わりに線状の切開を行う RK (radial keratotomy) 方式の装置が開発され

別刷請求先：443-0038 蒲郡市拾石町前浜 34-14 (株)ニデック法務部学術課 大槻 幹
 (平成11年6月14日受理)

Reprint requests to: Kan Ohtsuki Nidek Co, Ltd
 34-14 Maehama, Hiroishi-cho, Gamagori 443-0038, Japan
 (Received and accepted June 14, 1999)

た。その後、角膜を面状に切除して角膜曲率を直接変更する PRK (photorefractive keratectomy) 方式が開発された。最近では、この PRK と以前よりあった角膜屈折矯正手術方式である keratomileusis を組み合わせた LASIK (laser in situ keratomileusis) が主流になってきている。エキシマレーザーによる屈折矯正手術は、近視矯正より始まったが、その後近視性乱視矯正、遠視矯正、遠視性乱視矯正も可能となってきた。また一部では、老視矯正の試みや非対称性乱視矯正とか不正乱視矯正も検討されるようになってきている。

現在、世界中にエキシマレーザー装置のメーカーは10社以上あり、すでに合計で2,000台以上が設置されている。本稿では、世界のエキシマレーザー装置の現状と今後の動向を紹介する。

II. エキシマレーザー装置の現状

1. 世界のエキシマレーザーの設置台数・シェア

世界のエキシマレーザーの設置台数は、1998年12月の時点で合計2,139台になっている。メーカー別では、Visx がトップで595台、シェアで27% になっている。次いでニデックが333台(16%)、Summit が298台(14%)、Technolas が251台(12%)、Meditec が231台(11%)、LaserSight が188台(9%)、Schwind が144台(7%)、その他99台(5%)という順になっている(表1)。

地域別では、ヨーロッパが一番多く600台、次いで

北米が575台、アジアが484台、中南米が310台、中東・アフリカが119台、日本は51台となっている。メーカー別のシェアでは、ヨーロッパやアジアでは、各社飛び抜けて大きなところはないが、北米ではVisx が67%、Summit が16%と2社で大半を占めている。これは北米の分類はアメリカとカナダであり、アメリカでは臨床試験用の各社の装置と Food and Drug Administration (以下 FDA) に承認されていた Visx、Summit の2社のみのためである。1997年7月～1998年12月までの最近の1年半における各地域別の設置台数の変化をみると、北米でVisx が大幅に増加し Summit が大きく減少しているのが目立つ(図1, 2)。

表1 メーカー別設置台数・シェア

メーカー	台数	シェア (%)
Visx	595	27
Nidek	333	16
Summit	298	14
Technolas	251	12
Meditec	231	11
LaserSight	188	9
Schwind	144	7
その他	99	5
計	2,139	100

1998年12月時点

(株)ニデックの海外代理店よりの情報をもとに集計したデータに基づく

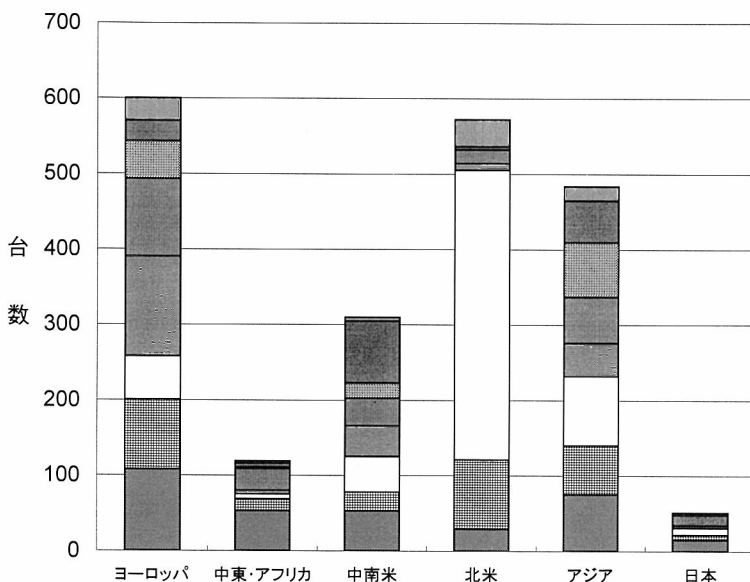


図1 地域別各メーカーの設置台数

1998年12月時点

- : Others
- : LaserSight
- : Schwind
- : Technolas
- : Meditec
- : Visx
- : Summit
- : Nidek

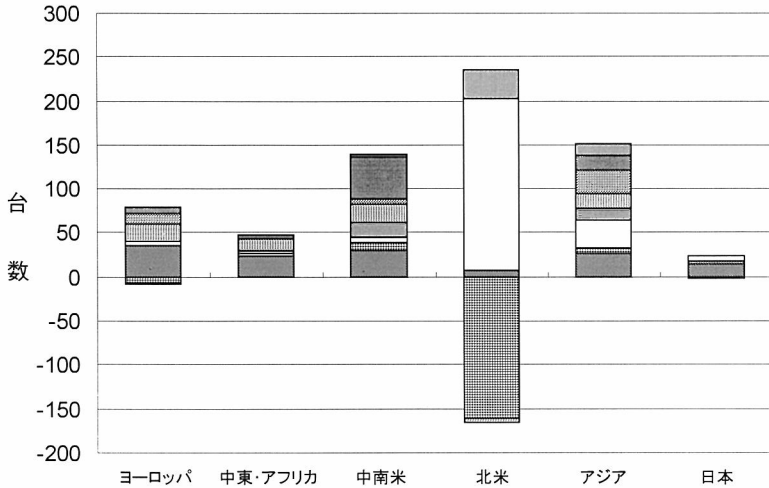


図2 地域別各メーカーの設置台数の変化

1997年7月～1998年12月の間

- : Others
- : LaserSight
- : Schwind
- : Technolas
- : Meditec
- : Visx
- : Summit
- : Nidek

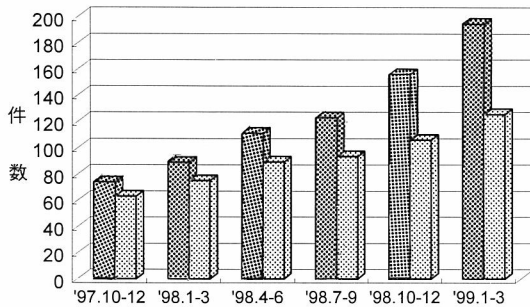


図3 屈折手術件数 (USA)

Source: Market Scope May 6, 1999

■ : 手術件数 (×1,000), ■ : 1台・1月当たりの手術

表2 各社のレーザー照射方式

一括照射方式	フライングスポット方式	スリットスキャン方式
Summit	Autonomous	Meditec
Visx→	B & L/Technolas	Nidek
Schwind→	LaserSight	
	TELCO	
	Kera	
	Impro	
	Novatec	

Visx, Schwind はスキャンの要素を取り入れた変形一括照射に変わった。Meditec はフライングスポットとスリットスキャンの両方式が可能

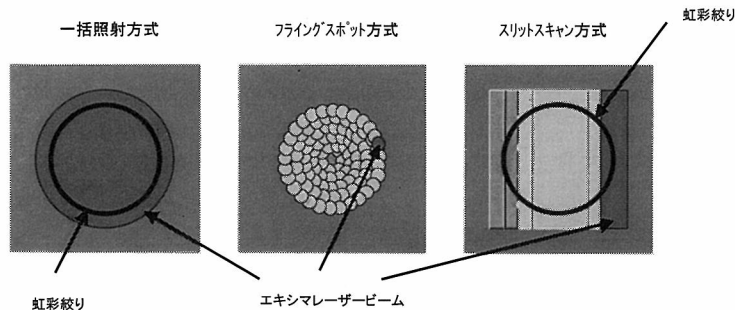


図4 各種照射方式の概略図

2. 屈折手術件数

アメリカにおける最近の屈折矯正手術件数の推移を四半期ごとにみると、手術件数も1台当たりの月間平均手術件数も右肩上がりに増加している。1999年

第1四半期の手術件数は195,000件で、1台のレーザーで月間平均125.7件の手術が行われている。年間では、1997年で215,000件、1998年は480,000件、更に1999年は750,000件と予想されていたが、最近で

は大幅に増加するとの予想で980,000件に変更されている(図3)。大雑把な概算としてこの1998年のアメリカでの手術件数480,000件を各地域別の設置台数比で換算して世界中の手術件数を推計すると、約200万件となる。これだけの数の手術が世界中で行われているということは、屈折矯正手術は特別の手術ではなく、一般に広く受け入れられたものになっているといえる。

3. エキシマレーザーの各種照射方式

エキシマレーザーの角膜への照射方式は、三つの方式に大別できる。すなわち、「一括照射方式」、「フライングスポット方式」、「スリットスキャン方式」の三つである。「一括照射方式」では1パルスのレーザービームで照射領域全体をカバーしている。「フライングスポット方式」ではスキャンのパターンは螺旋状・ラスタースキャン・ランダムスキャンなど色々あるが、小スポットのレーザービームを角膜上でスキャンし、多数重ね合わせている。「スリットスキャン方式」では細長い長方形のレーザービームをその幅方向に移動しながら重ね合わせている(図4)。各社の装置の照射方式をこの三つに分類すると、「フライングスポット方式」のものが一番多くなっている。エキシマレーザーでは均一なエネルギー分布をもつ大口径ビームを作ることは難しいことや特許の問題が絡み、最近では一括照射からフライングスポット方式に変更になったり、一部スキャンの要素を取り入れた方式に変わってきているものも出てきている(表2)。

4. 各社の装置の紹介

1) Summit

現在のモデルはSVS Apex Plusである(図5)。以前のモデルとして、角膜上に置くマスクを使用したRK・AKタイプのExciMed UV200, PRK用で日本でも臨床治験が行われたExciMed UV200LA, OmniMed/Apexがある。照射方式は、すべて一括照射方式で、emphasis disk という名前のレーザー照射で溶けていく使い捨てのマスクを使用している。遠視矯正ではAxicon Lensと呼ばれている円錐形のレンズを使用し、ドーナツ型のビームを作っている。Summitはアメリカで最初にFDAのPRK承認を1995年秋に得ている。

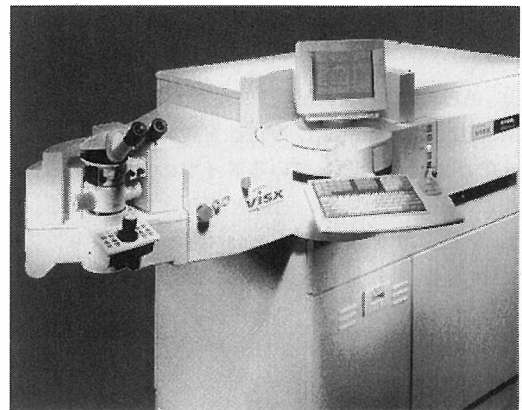


図6 Visx Star S2 SmoothScan 外観

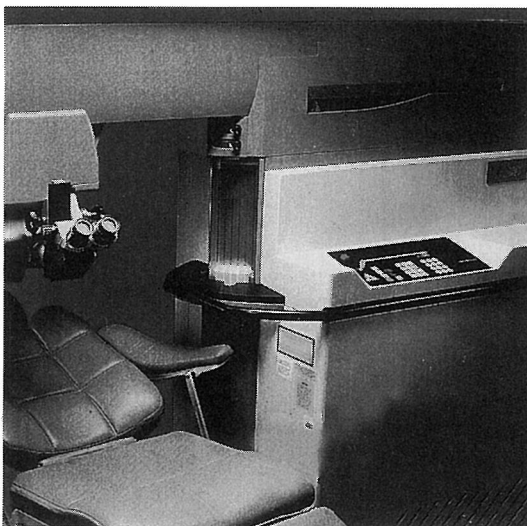


図5 Summit SVS Apex Plus 外観

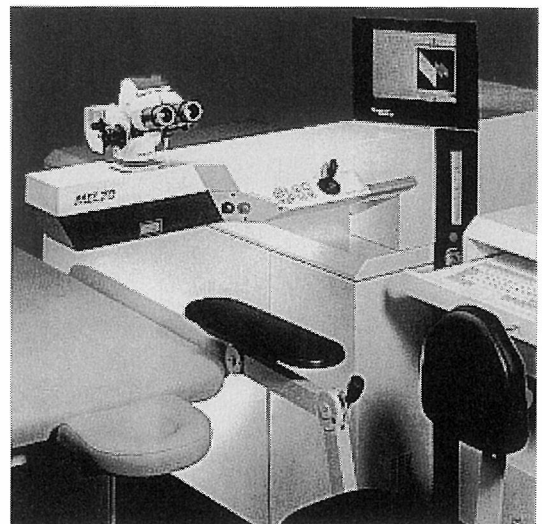


図7 Aesculap-Meditec MEL-70 G-Scan 外観

2) Visx

Visx は当初 Twenty/Twenty という大きな装置であったが、その後 Star を出し、1998年より Star S2 SmoothScan になっている (図6)。この Star S2 の照射方式は、基本的には一括照射であるが、スキヤンの要素を取り入れ、一つのレーザービームを七つに分割しランダムに混ぜ合わせて照射している。遠視矯正では偏心させた矩形ビームを回転させている。特徴として、術者の観察視野内に投影式のレチクルがある、またソフトウェアが入ったキーカードと呼ばれている方式を採用しており、装置の手術に使用した回数に対応して使用料金を徴収するシステムになっている。アメリカでは Summit に続いて1996年に PRK, 1997年に PARK (近視性乱視矯正), 1998年には遠視矯正について FDA の承認を得ている。日本では、昨年の4月に PTK のみについて厚生省の承認を得た。

3) Aesculap-Meditec

Meditec は Summit, Visx と並んでエキシマレーザーの初期より活動しているドイツの会社である。モデルは MEL-50, -60, -70 と変わってきている。現在の MEL-70 には当初からのスリットスキヤン方式とフライングスポット方式の両方ができる Multi-Scan というモデルと、フライングスポット方式のみの G-Scan というモデルがある (図7)。スリットスキヤンでは、患者の角膜上にマスクユニットを置き、幅 1mm のスリット状のビームでスキヤンし、フライングスポットでは、ガウシアン分布の直径 2mm のビームを使用している。フライングスポット方式では必要なアクティブなアイトラッキングも用意されて

いる。

4) Schwind

Schwind もドイツのメーカーで、現在のモデルは Keratom Multi-Scan である (図8)。初期モデルの Keratom, Keratom 2 では映画のフィルムのような金属製の帯に穴を開けた絞りを使用した一括照射方式であったが、ドイツでの Summit との特許裁判に敗れ、方式を変更した。現在のモデルでは、フラクタルパターンと呼ばれるランダムな形状のパターンを回転しながら照射する方式になっている。この装置の



図9 LaserSight LaserScan LSX 外観

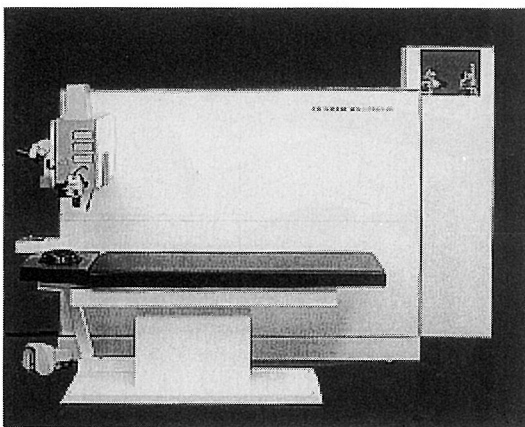


図8 Schwind Keratom Multi-Scan 外観



図10 B & L Technolas PlanoScan Technolas 217 外観

アイトラッキングは、レーザー照射位置があらかじめ決められた量以上ずれると自動的にレーザー照射を止めるだけで実際の追尾はしないパッシブタイプである。Coherent が世界中の販売権をもっていたが、1998年の途中より取り扱いをやめている。

5) LaserSight

LaserSight は Compak 200 Mini-Excimer Laser というモデルのフライングスポット方式で小型な装置を最初に出したアメリカの会社である。現在のモデルは、LaserScan LSX と LaserScan 2000 である (図9)。スポットサイズは 0.8~1 mm の四角形になっていて、アイトラッキングも用意されている。また、装置が容易に移動できるように、大型の車輪を付け、付属のパソコンをノート型のものにした On Site というモデルもある。

6) Technolas

Technolas は元々ドイツの会社であったが、アメリカの Chiron に買収され、Chiron がこの装置の販売を行っていた。その Chiron 自体が Baush & Lomb に買収され、今では Baush & Lomb が販売するようになっている。初期モデルの Keracor 116 では一括照射方式であったが、Schwind と同様にドイツで Summit との特許裁判に敗れ、方式をフライングスポット方式の 117 に変更した。Keracor 117, 217 では、アーチ型のアームの下に患者ベッドが入る大きな装置であったが、現在のモデルの 217 はレーザーヘッドを患者用のベッドの下に収納した形状になっている。スポットサイズは直径 2 mm と大きめで、やはりアイトラッキング装置もある (図10)。

7) Autonomous

Autonomous は、アメリカの戦略防衛構想の一環でミサイル自動追尾に使用するレーザーレーダーの研究を NASA のスポンサーで行っていた技術を基に

したという会社である。そのため LADARVision という装置は、付属装置としてアイトラッキングがあるのではなく、高速のアイトラッキング装置がメインでそれにエキシマレーザーを取り付けたというような装置になっている (図11)。エキシマレーザーの装置メーカーとしては後発の会社であるが、アメリカでは1998年11月に Summit, Visx に続き3番目に FDA の承認を得ている。この会社は最近、Summit に買収された。Summit は最近販売が低迷していて、新しいフライングスポットの技術が欲しかったことと、Autonomous は、Visx との間で特許のクロスライセンス契約ができていて Summit の傘下に入ることで Visx との特許係争を避けることができるためであるといわれている。

8) Nidek

世界中に数多くあるエキシマレーザー装置のなかで国産はニデック EC-5000 だけである (図12)。幅約 2 mm の矩形のレーザービームをその幅方向にスキャンし、更にそのスキャン方向を 60° ごとに回転するという独自の方式を採用している。患者眼にレーザー照射位置を合わせるのに他社の装置ではレーザー照射位置が固定のため、患者のベッドを移動するようになっているが、この装置では電動のジョイスティックで XYZ 3 軸方向にビームデリバリアームを容易に移動できるようになっている。アイトラッキングはゆっくりとした患者の眼の動きには追尾し、速い動きで追従が間に合わない場合にはレーザー照射を中止するという機能になっている。1998年4月に Visx と同時に PTK の厚生省承認を得ている。PRK に関してはまだ審査中で、順調にいけば1999年の秋には承認されることになると思われる。また、アメリカでも1998年12月に PRK の FDA 承認を得ている。

9) その他のレーザー

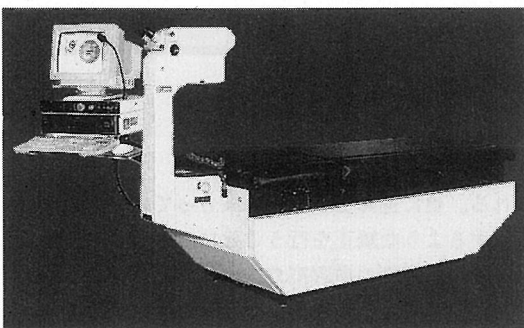


図11 Autonomous LADARVision 外観

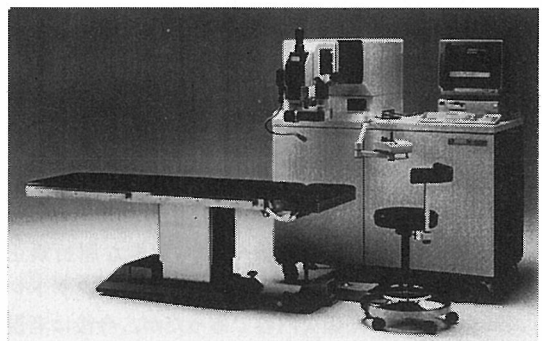


図12 Nidek EC-5000 外観

表3 その他のレーザー装置

製造会社 (製造国)	モデル名	照射方式等
Kera (アメリカ)	IsoBeam D200	二つのビームによるフライングスポット方式
Impro (ドイツ)	EXCIMER-LASER	一括照射方式
Photon Data (アメリカ)	Scan-190	フライングスポット方式 固体レーザー使用の Scan-210 もある
WaveLight (ドイツ)	ALLEGRETTO	フライングスポット方式
Novatec (アメリカ)	LightBlade	固体レーザー使用のフライングスポット方式、会社はすでに消滅している
TELCO (オーストラリア)	Eye : Q	Nd:YAG レーザーの第5高調波を使用、照射中にスポットサイズが変わるフライングスポット方式

その他の装置として表3に示すような装置がある。Kera の IsoBeam D200 は他の装置と異なり、二つのビームを同時に照射するフライングスポット方式のものである。また Novatec や TELCO のように、レーザー光源としてエキシマレーザーではなく固体レーザーを使用したものもあるが、Novatec はすでに会社が消滅してしまっている。

III. 今後の動向

1. 自動化

エキシマレーザー装置は、眼科用各種の装置のなかで現在でもかなり自動化が進んでいる装置であるが、更により使いやすくする、うっかりミスによるヒューマンエラーを減らすなど、今後一層の自動化が進むと思われる。具体的には、装置の使用前のキャリブレーションで、現状では polymethylmethacrylate (PMMA) の平板に作成したレンズのパワーをレンズメータで読み取り、その値を入力しているものを自動的に読み取り、パソコンへデータ転送するオートキャリブレーションユニットがある。これによりレンズメータの読み取り誤差や数値の誤入力の可能性をなくすることができる。また、患者の術前検眼データを自動検眼システムより直接パソコンへ転送することにより、乱視軸や乱視のプラスマイナスの勘違いなどのミスを防ぐことができる。更に、術者個人別のノモグラムを作成し、手術手技や装置の設置環境などによる誤差の補正を自動的に行うことも考えられる。

2. 適用の拡大

今までのエキシマレーザーによる可能な屈折矯正は、基本的に球面と柱面の眼鏡レンズやコンタクトレンズによる矯正と同様な内容であったが、今後は老視矯正、非対称性や不正乱視の矯正などへの拡大が考え

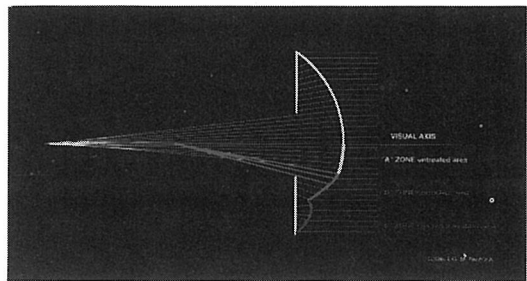


図13 老視矯正
Source: G. M. Nizzola
”B”ゾーンが矯正領域, ”C”ゾーンは移行領域

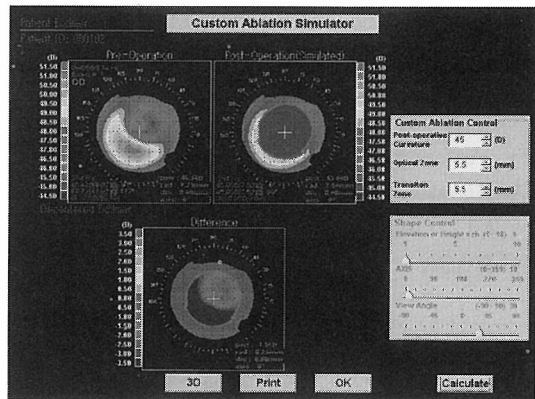


図14 カスタムアブレーション
偏心照射した PRK 修正のシミュレーション例

られる。更に進んで眼球が本来もっている光学収差を低減するような矯正を行うことにより、術前の矯正視力よりよい術後の裸眼視力を得ることをはじめ、大幅に視機能を向上させるようなことも検討されている。しかし、そのためには現状の角膜形状解析装置では不

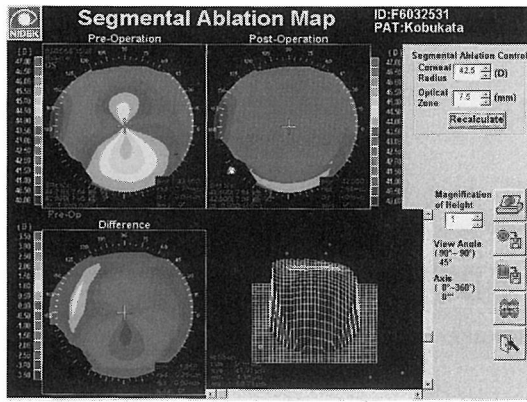


図15 カスタムアブレーション
非対称乱視矯正のシミュレーション例，右下のグラフに角膜の各位置に対する必要切除深度が示されている。

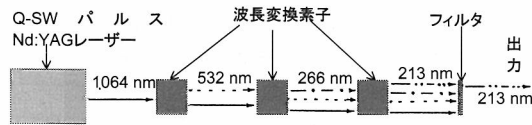


図16 Nd:YAG レーザーの第5高調波の発振

際に行うには、角膜形状測定時とレーザー照射時の角膜位置を厳密に合わせる必要がある。

4. 固体レーザー化

エキシマレーザーの代わりに固体レーザーを使用する装置が出始めている。Nd:YAG レーザーの第5高調波を使用したものや Ar レーザー励起の Ti:サファイヤレーザーの第4高調波を使用したものなどがある。YAG レーザーの第5高調波の発生には、3個の波長変換用の非線型光学結晶が必要になる。まず二つの結晶を用いて基本波である 1,064 nm の 1/4 波長の 266 nm を発生させる。更に3番目の結晶で 1,064 nm の基本波と前の結晶で発生させた 266 nm を足し合わせることで目的とする基本波の 1/5 波長である 213 nm を発生させる。この際の波長変換効率は悪く、元の 1,064 nm のエネルギーのうち約 10% ほどしか変換されない。また、基本波と変換途中で発生した 1/2, 1/4 波長の光も出てきてしまうため、フィルタを使用して必要とする 213 nm の波長の光のみ取り出すようにする必要がある。現状では波長変換結晶の耐久性や寿命にも問題があり、多様な結晶の使用が検討されている (図16)。また、ArF エキシマレーザーの波長 (193 nm) とこの Nd:YAG の第5高調波 (213 nm) の相違はわずかであるが、角膜切除に対する臨床的效果に差があるのかどうかについてもまだよくわかっていない。

したがって、角膜屈折矯正手術用のエキシマレーザーは固体レーザーにとって代わられるのかという点についての結論としては、まだここ数年は ArF エキシマレーザーを使用した装置が屈折矯正手術用レーザーのメインとして続くと考えられる。

本稿の内容は、第103回日本眼科学会総会のシンポジウムにて著者が口演した。

文 献

- 1) Trokel SL, Srinivasan R & Braren B: Excimer laser surgery of the cornea. Am J Ophthalmol 96: 710-715, 1983.
- 2) Vinciguerra P, Nizzola GM et al: Excimer laser photorefractive keratectomy for presbyopia: 24-month follow-up in three eyes. J Cataract Refract Surg 14: 31-37, 1998.
- 3) Vinciguerra P, Nizzola GM et al: Zonal photorefractive keratectomy for presbyopia. J Cataract Refract Surg 14: S218-221, 1998.

十分であり、角膜前面以外の眼球の各屈折要素も測定する装置が必要になってくる。

老視矯正では、Vinciguerra, Nizzola らが3名の患者に対して良好な結果を得ていると報告している^{2,3)}。これは特殊なマスクを使用して角膜の一部に近用部を作るものである (図13)。この方法は焦点の合った像とピンボケ像を同時に作ってしまうため、患者によって受け入れられる場合とダメな場合があり、患者の選択などまだ問題があるようである。

3. カスタムアブレーション

角膜形状解析装置のデータに基づき、患者個人ごとの角膜形状に合わせた矯正を行うことを、カスタムアブレーションと呼んでいる (図14)。偏心照射した PRK の修正例では、術前に測定した患者角膜の形状と、術後に照射領域全体を均一な球面になるように設定したものの差分を算出し、この差分に相当する矯正を患者角膜上の各座標位置に対応した深さで切除すれば、偏心した照射の修正ができることになる。非対称乱視に対する同様なシミュレーションでは、術後に希望する球面形状になるための角膜の各位置に対する必要切除量が算出されている (図15)。これらの矯正を実

原 著

LSFG における新しい血流解析手法

小西直樹, 新垣淑一郎, 新垣知見, 藤居 仁, 山名泰生*
九州工業大学情報工学部電子情報工学科, *(医) 道西会山名眼科

A New Method of Blood Flow Analysis in LSFG System

Naoki Konishi, Yoshiichiro Arakaki, Tomomi Arakaki, Hitoshi Fujii
and Yasuo Yamana*

Department of Computer Science and Electronics, Kyushu Institute of Technology
and *Yamana Eye Clinic

我々はこれまでに、生体にレーザーを照射したときに観察されるスペックル強度の時間的変化を統計的に解析し、その血流分布を2次元のマップ状にリアルタイム表示できる、レーザースペックルフローグラフィ（LSFG）と呼ばれるシステムの開発と研究を行ってきた。このシステムは血流動態をカラー画像で観察することができ、主に眼底網膜の血流測定システムとして用いられている。本稿では LSFG システムを用いて測定した血流マップのデータについて、新しい解析手法、すなわち 1. 測定部位が一部重なるように複数の血流マップを取り込み、これらをつなぎ合わせて広範囲の血流マップを得る手法、2. 網膜血管内やその周囲の組織部分における心臓の拍動による血流の時間変動率を解析し、マップ化する手法、3. 血流マップ内で血流値を読み取るために設定する矩形領域について、以前の解析時に指定した場所と同一部位を再設定できる手法、などを提案するとともに、それを実現するアプリケーションを開発し、その有用性を確認した。

(視覚の科学 20: 34-39, 1999)

キーワード：眼底血流測定、レーザースペックル

Several new methods have been developed for the Laser Speckle Flowgraphy System to visualize a wide area of retinal blood flow map. By analyzing the displacement of the blood flow map, the motion of the retina during the measurement is traced and saved as tracking data. Then the temporal variation of the blood flow, which is synchronized to the heart beat, is analyzed for a certain area fixed by the this tracking data for each map. Several blood flow maps for maximum velocity found in a series of blood flow maps taken over a few second, are superimposed precisely using the tracking data. By repeating this procedure for every sampling time toward the minimum velocity, we have a series of averaged flow maps, which allows us to observe a more detailed structure of the blood flow in the retina. To obtain a wide view of the retinal blood flow, a new method to compose the flow maps taken at different areas is studied and some interesting results for the optic nerve head are demonstrated.

(Jpn J Vis Sci 20: 34-39, 1999)

Key Words: Measurement of retinal blood flow, Laser speckle

別刷請求先：820-8502 飯塚市川津 680-4 九州工業大学情報工学部電子情報工学科 小西直樹
(平成11年5月24日受理)

Reprint requests to: Naoki Konishi Dept of Computer Science & Electronics, Kyushu Institute of Technology
680-4 Kawazu, Iizuka 820-8502, Japan
(Received and accepted May 24, 1999)

I. 緒 言

生体を流れる血液は生命活動を維持するために重要な役割を担っており、この血流を評価することはその組織の健康状態を知る上で大変有益である。また、人体において眼底網膜は眼底カメラなどを用いることで容易に血管およびその周辺組織を観察することができる唯一の場所である。そこで我々はこれまでに、眼底網膜の血流分布を非接触で測定できる、レーザースペックルフローグラフィ（以下 LSFG）と呼ばれるシステムの研究開発を行ってきた¹⁻⁸⁾。これは図1に示すように眼底照射用半導体レーザーとエリアセンサーを取り付けた眼底カメラ、ハードウェア演算ボード、およびパーソナルコンピュータ（以下 PC）で構成されている。このシステムは網膜からのレーザー散乱光をエリアセンサーで検出し、演算ボードを用いてその連続した複数の画像データから SBR 値と呼ばれる血流評価量⁹⁾を解析する。解析結果は PC に送られ、ディスプレイ上に血流マップとして最大毎秒16画面でリアルタイム表示される。また十数秒間分の血流マップデータは MO ディスクなどに保存でき、これらのデータを後で読み出して、再生および解析を行える。

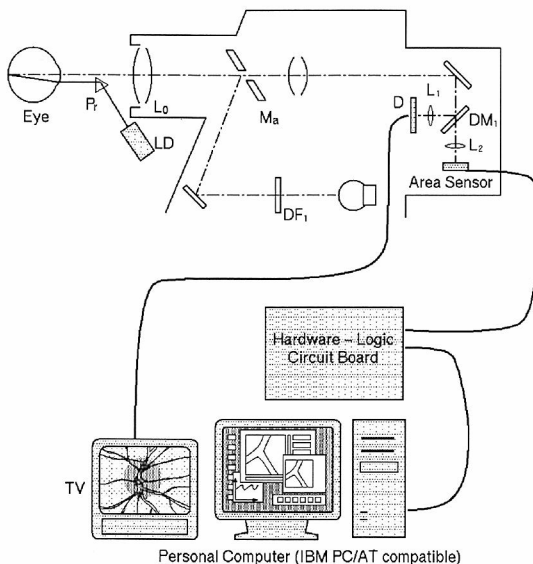


図1 LSFG システム構成図

眼底カメラ、エリアセンサー、リアルタイム演算装置、パーソナルコンピュータから構成される。また TV モニターにて測定部位を観察できる。

実際に LSFG システムを用いて眼底血流を測定する場合、被験者の固視を完全に止めるのは困難であり、とくに外部固視標を使用したときは、時間とともに測定位置がずれてしまう。従来の LSFG では、測定後血流マップの位置のずれを目視で補正し、ある特定部位の血流変化を解析していた。前回、この測定位置のずれを自動的に解析する手法と、固視の移動量が血流値に及ぼす影響について報告した⁹⁾。今回は移動量解析で得られた測定位置のずれ情報を元に、血流マップを重ね合わせ、平均化血流マップや広範囲の血流マップ、および心臓の拍動による血流の変動率のマップを解析する手法を考案した。更に血流マップ内に一度設定した矩形領域について、同じ部位を測定した他の血流マップに対して同一の矩形領域を再設定できる手法を考案した。これらを実現させるために、Windows 95/98（マイクロソフト社）上で動作するアプリケーションを開発し、その機能について解析評価を行ったので報告する。

II. 解析手法と結果

1. 血流マップの合成

LSFG システムを用いて数秒間にわたって測定した血流マップは、心臓の拍動に応じて刻々変化しており、平均血流を解析するためには、拍動1周期分の血流マップを手動で抽出し、これから値を読み取り平均化を行うなどの工夫が必要であった。しかもこのようにして得られた平均血流値は数値のみのデータであり、平均血流マップとして全体を観察することはできなかった。また、瞬きなどにより1周期内に血流値を読み取れないマップが複数あると、平均血流の解析が困難になるなどの問題があった。これらの問題点を解決するために、数心拍分にわたって測定された血流マップデータに対して、平均血流マップや拍動1周期分の血流マップを半自動的に合成する手法を考案した。

まずはじめに拍動の周期を解析するために、前回報告した手法により得られた移動量情報⁹⁾を元に、図2(a)に示すようなある部位（白枠で示す）の平均血流値の経時変化のグラフを求める。次にこのグラフから、図2(b)に示すような血流値が最大ピークとなるマップをすべて抽出する。移動量情報を元に、測定部位が一致するようにそれぞれを重ね、マップが重複する部位は平均化を行い、図2(c)に示すようなマップを得る。同様に血流値が最大ピークの次のタイミング同士を重ね、この操作を繰り返すことにより拍動の1周期

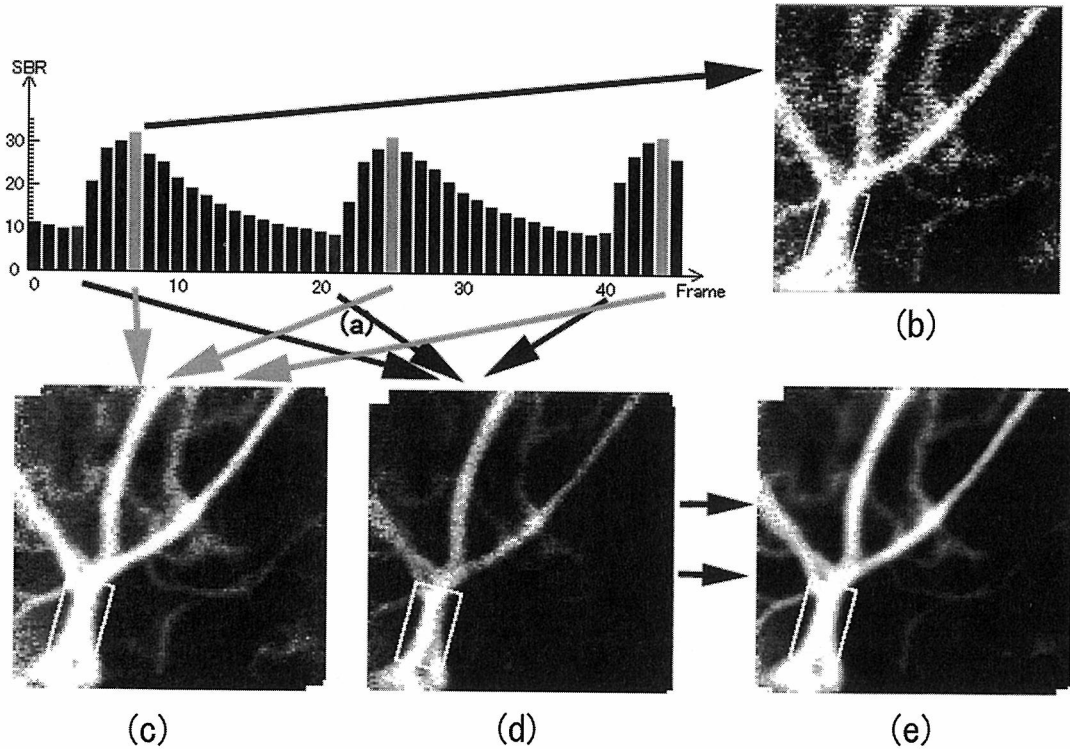


図2 血流マップの合成
 血流の経時変化のグラフ (a), 最大血流値の血流マップ (b), 合成された血流マップのうち
 血流最大時 (c) と血流最小時 (d) のマップ, 拍動1周期分の平均血流マップ (e)

分すべてのマップを得る。ここで図 2 (d) は最低血流時の合成マップを示す。瞬きや急激な固視の移動によって無効な血流マップがあったとしても、同じタイミングの血流マップが他の周期に残っていることが多く、これらを集めることで、そのタイミングにおけるマップを求めることができる。これら1周期分のマップを更に重ね合わせることで、図 2 (e) に示すように拍動1周期分の平均血流マップが得られる。

LSFG システムでは、エリアセンサーで検出した64画面のスペックル画像を統計的に解析して、図 2 (b) のような1枚の血流マップを求めている。この血流マップでは、サンプル数が1画素当たり64点と比較的少ないために、統計誤差による雑音成分が多く、細かい血管を確認することが困難であった。しかし、合成解析で複数の血流マップの平均化を行うことで統計的サンプル数が増え統計的誤差が減るために、図 2 (c~e) のように図 2 (b) よりもノイズの少ない安定した血流マップが得られ、細かい血管を容易に確認できるようになった。図 2 で合成した血流マップの辺縁部で

は、固視移動の状況により重ね合わせる血流マップが少なく、マップ中央に比べノイズが多くなっている。次節で述べる血流マップ同士の統合解析を行えば、この問題は解消される。

また、図 3 (a) に示すごとく、測定中に矢印のように固視が移動した場合、これらを合成すると図 3 (b) のようにかえて広い範囲の血流マップを観察できるようになる。これまで固視が大きく移動した測定データは、解析が困難なために無効なデータとしていたが、この手法を用いることで有効に利用できる。更に測定中に積極的に固視を移動させて、一度の測定で広範囲の血流マップを得ることも可能になる。また、ここで合成した血流マップのデータは、測定データとは別に保存され、後で読み出して広範囲にわたる平均血流を解析するのに用いられる。

2. 血流マップの結合

LSFG システムは高速走査を実現するために画素数が 100×100 画素に制限されており、1回の測定で観察できる血流マップの範囲は、視神経乳頭の $2/3$ 程度

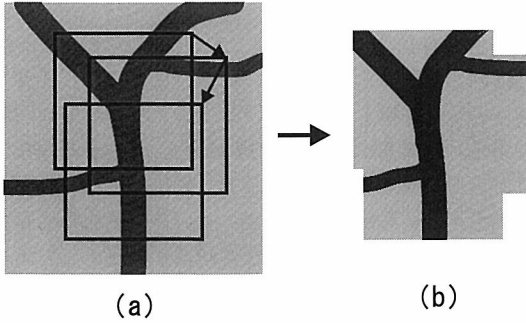


図3 固視の移動と合成血流マップの関係
測定中固視の移動により測定部位の移動 (a) と、合成によって得られる血流マップ (b) の関係を示す。積極的に固視を移動させることで、広範囲の合成血流マップが得られる。

と狭い。乳頭付近の広範囲にわたる血流分布を観察するためには、位置をずらしながら複数回に分けて測定を行い、これらをビットマップファイルに変換してから、手動でつなぎ合わせてきた⁷⁾。これらの作業は膨大な労力と時間を要し、得られた広範囲の血流マップもビットマップファイルのため、血流値を読み取ることは不可能であった。そこで測定部位が重なるように数回に分けて測定した血流マップに対して、それぞれ合成した血流マップ同士をつなぎ合わせ、広範囲の血流マップを得る手法（以下 結合）を考案した。

まず観察したい広範囲の部位について、図4 (a), (b) に示すごとく、測定範囲が重なるように血流マップを数回に分けて測定する。次にそれぞれのマップが重なる部分において血管が分岐しているような特徴的な部位を抽出し、2次元の相互相関法を用いて正確な位置関係を求め、図4 (c) に示すようにマップを重ねる。最後に血流マップが重複する部分ではそれぞれの血流値の平均化を行い、図4 (d) に示すように両者を結合させたマップを得る。この作業を繰り返し、複数の血流マップを結合させ、図5のように広範囲の血流マップを得ることができる。ここで得られた結合マップにおいても、合成マップと同様に任意の矩形領域の平均血流値を読み取ることができる。

結合操作においては、合成血流マップの辺縁部が隣のマップと重なるためサンプル数が増え、前節で述べた辺縁部のノイズが解消されていることがわかる。

3. 血流マップの変動率解析

前節で求めた合成血流マップにおいて、拍動による経時変化を観察すると、網膜上の動脈や静脈部分、更にその周辺の組織部分における血流変化の度合いが、

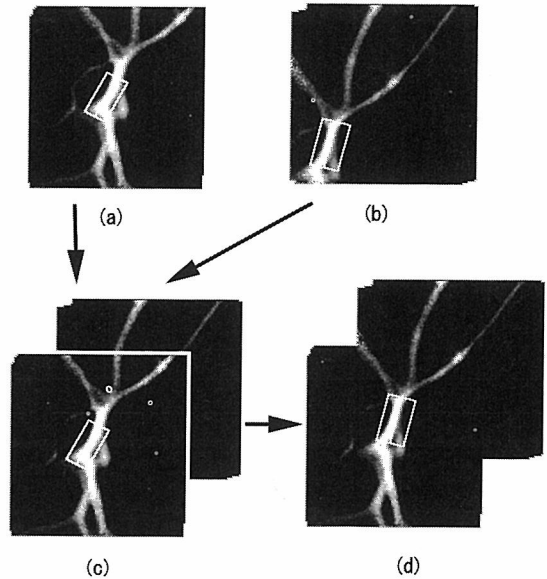


図4 血流マップの結合方法
部位が異なるように測定した血流マップ (a), (b)、マップ間の位置関係を求めて重ね合わせた状態 (c)、重複した部分を平均化し、マップ同士を結合した状態 (d)。

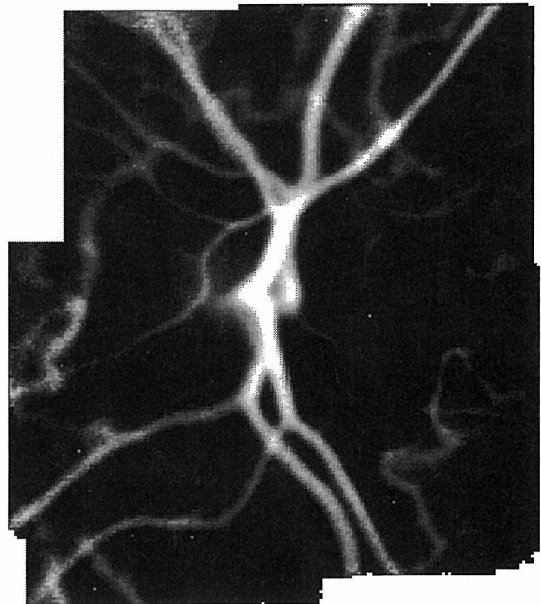


図5 結合された平均血流マップ
視神経乳頭部周辺の結合された血流マップ。視神経乳頭を中心に1回測定し、次にその周辺を4回、合計5回測定したデータより結合を行った。

部位によって異なっていることが観察される。この節

では、合成または結合を行った血流マップに対して、心臓の拍動による血流変動を解析する手法について述べる。

血流変動を数値化するために、次式に示すような変動率を定義した。

$$\text{変動率 (\%)} = \frac{\sqrt{\langle (\text{各タイミングの血流} - \text{平均血流})^2 \rangle}}{\text{平均血流}}$$

ここで各タイミングの血流はある1画素における拍動1周期の血流値をあらわし、平均血流はその画素における拍動1周期分の平均をあらわしている。この変動率の演算を血流マップのそれぞれの画素について行うことで、図6に示すような血流の変動率マップが得られ、各部位における血流変動の様子を容易に観察することができる。またこの結合マップでも任意に指定した矩形領域内の平均変動率の値を読み取ることが可能である。各組織部分の変動率を比較すると、動脈の変動率が他の組織より大きく、また静脈は小さくなっていることが観察される。

4. 同一の矩形領域の再設定手法

血流の経時変化について解析を行う場合、マップ内に任意の矩形領域を設定し、それぞれの血流マップよ

りその領域内の平均血流値を読み取っている。ここで矩形領域は位置や大きさなどを自由に設定できる反面、同一部位を測定した別の血流マップに対して全く同一の矩形領域を正確に再設定することは非常に困難である。長期間にわたって経時変化を観察する際には、複数の測定データに対して、同一部位に同じ矩形領域を正確に設定する必要がある、これには細心の注意を要していた。この複雑さを解消するために、ある血流マップにおいて設定した矩形領域を、他のマップに対して同じ位置と大きさで容易に再設定できる手法を考案し、ソフトウェアに改良を加えた。

まず図7(a)に示すように血流マップ内に解析対象とする矩形領域を設定し、この1枚の血流マップと矩形領域位置関係の情報をファイルとしてディスク上に保存する。次に図7(b)に示すような同じ部位を含む別の血流マップに対して、保存した矩形領域を設定した血流マップとの間で、両者に共通する特徴的な部位(図7(b)の枠)を決める。この部位に対して相関法を用いて図7(c)に示すような両マップ間の位置関係を求める。この位置関係を元に、図7(d)のように別の血流マップに対し、図7(a)で指定した矩形領域と同



図6 結合された変動率血流マップ
視神経乳頭部付近の変動率マップで、図5と同様に結合されている。動脈部分の変動率が周辺に比べて大きく、静脈部分は小さくなっていることが確認できる。

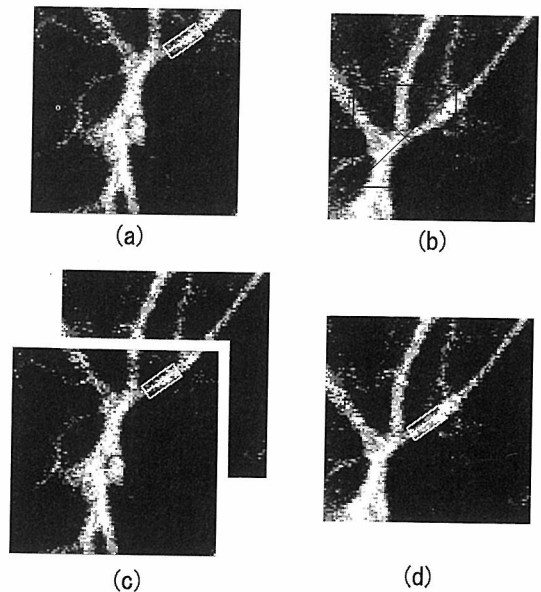


図7 矩形領域の再設定方法
ある血流マップに対して設定した矩形領域(a)を、他の血流マップ(b)に対して同じ部位を設定する。相関法を用いて血流マップ間の位置関係を求め(c)、矩形領域の情報を別のマップに反映させる(d)。

じ部位にあたる矩形領域を再設定する。この矩形領域の再設定手法は、測定データの血流マップのみならず、合成や結合解析を行った血流マップについても同様に適用できる。更に動脈、静脈部分やその周辺組織部分など複数の部位について、それぞれに矩形領域を設定したファイルを用意することで、複数の部位の経時変化を容易に調べることが可能になった。網膜血管の少ない黄斑部では、同一の場所に領域を再設定することは非常に困難であったが、測定した血流マップ内に特徴的な部位があれば、これを手掛かりに観察部位の再設定が容易に行えるようになった。

III. ま と め

今回考案した解析手法と、それを実現したアプリケーションによって、これまで大変な労力を要していたマップの解析が容易に行えるようになった。まず合成や結合解析を行うことで、ノイズの少ない安定した血流マップが得られるようになり、拍動による変動率の解析も可能になった。また1心拍分の平均血流マップや変動率のマップを解析することで、各組織部の拍動による血流の変化を一目で確認できるようになった。更に他のマップに対して同一の矩形領域を容易に再設定できるようになったことで、数秒間の経時変化のみならず、数時間～数カ月にわたる長期間の経時変化の解析にも対応できるようになった。これらの手法を実現したことで、眼底血流マップの経時変化の解析が容易になり、循環系の診断などに対して有効に用い

られるものと期待される。

文 献

- 1) 小西直樹, 岡本兼児, 藤居 仁: レーザーフローグラフィによる眼底血流実時間画像化. 視覚の科学 15: 90-95, 1994.
- 2) 小西直樹, 岡本兼児, 藤居 仁: リアルタイムレーザーフローグラフィにおける血流評価量の検討. 視覚の科学 16: 74-78, 1995.
- 3) 田川 博, 岡田昭人, 古川秀樹, 小西直樹, 藤居 仁: チモロール点眼による人眼での虹彩と房水静脈の血流の変化. 日眼会誌 99: 435-439, 1995.
- 4) 藤居 仁, 小西直樹, 岡本兼児, 土橋良彦: レーザースペックル法による眼循環測定. あたらしい眼科 13: 957-961, 1996.
- 5) Fujii H & Konishi N: Visualization of Blood Flow Using Laser Speckle Method. Proceedings of 18th Annual International Conference IEEE/EMBS (CD-ROM), No 688, 1996.
- 6) Tamaki Y, Araie M, Tomita K, Nagahara M, Tomidokoro A & Fujii H: Real-time measurement of human optic nerve head and choroid circulation using the laser speckle phenomenon. Jpn J Ophthalmol 41: 49-54, 1997.
- 7) 藤居 仁, 小西直樹: レーザースペックルを利用した血流分布の可視化. 応用物理 66: 476-480, 1997.
- 8) 小島祥太, 杉山哲也, 東 郁郎, 小西直樹, 藤居 仁: イソプロピル ウノプロストン点眼の人眼眼底末梢循環に及ぼす影響—レーザースペックル法による検討—. 日眼会誌 101: 605-610, 1997.
- 9) 藤居 仁, 新垣淑一郎, 新垣知見, 小西直樹: 新しい眼科用レーザースペックルフローグラフィシステム. 視覚の科学 19: 79-82, 1998.

原 著

文字対比感度視標による対比感度の評価

好川由利子, 畑崎泰定, 松田育子, 佐藤 茂, 近江源次郎, 前田直之, 不二門 尚
大阪大学大学院医学系研究科眼科学視覚科学講座

Evaluation of Contrast Sensitivity Using Letter Contrast Chart

Yuriko Yoshikawa, Taijo Hatazaki, Ikuko Matsuda, Shigeru Sato, Genjiro Ohmi,
Naoyuki Maeda and Takashi Fujikado

Department of Ophthalmology and Visual Science, Osaka University Graduate
School of Medicine

今回我々は、文字視標を使用し、簡便に対比感度の検査が行える CSV-1000LV (Vector-Vision 社製) を用い、従来使用されてきた正弦波格子縞を視標とする VCTS6500 (Vistech社製) との結果を比較し、その有用性について検討した。正常群は、遮蔽膜、または雲霧により擬似的に視力を低下させ、対比感度を測定した。白内障群では術前、術後に対比感度を測定した。正常群にて視力を 0.3 に低下させた状態を除き、両群とも文字対比感度は、VCTS6500 の低空間周波数領域にあたる 1.5 cycle/degree の対比感度に近似した結果となった。視力と文字対比感度の関係では、白内障の術前では有意な相関を認めた ($p < 0.001$) が、術後では相関を認めず ($p = 0.238$)、視力と文字対比感度は必ずしも比例するものではないことが示唆された。CSV-1000LV は、対比感度で重要となる低空間周波数の対比感度を知ることができ、また検査も簡便に施行でき、視機能評価の一方法として有用であると考えられた。

(視覚の科学 20: 40-44, 1999)

キーワード：対比感度, 文字感度, 低空間周波数

CSV-1000LV (Vector-Vision) can easily measure contrast sensitivity, because it uses letter as optotype. We investigated the usefulness of CSV-1000LV by comparing the test results between CSV-1000LV and VCTS6500 (Vistech) that uses sin-wave grating. Contrast sensitivity was measured with full correction, or measured with occluder or with fogging so as to simulate decreased vision in the normal control group. In the patients with cataract, contrast sensitivity test was also performed pre, and postoperatively. Results of letter contrast sensitivity were similar to values in low spatial frequency (1.5 cycle/degree) with VCTS6500 for all the comparisons except the normal group with 0.3 vision using occluder or fogging. There was significant correlation between the corrected visual acuity and the letter contrast sensitivity in the preoperative cataract patients ($p < 0.001$). However, there was no correlation between the visual acuity and the letter contrast sensitivity postoperatively ($p = 0.238$). As CSV-1000LV can easily measure contrast sensitivity in low spatial frequency which is thought to be important in contrast sensitivity testing, it is useful as the one of the instruments for evaluating optical quality.

(Jpn J Vis Sci 20: 40-44, 1999)

Key Words: Contrast sensitivity, Letter sensitivity, Low spatial frequency

別刷請求先：565-0871 吹田市山田丘 2-2 大阪大学大学院医学系研究科眼科学視覚科学講座 好川由利子
(平成11年5月24日受理)

Reprint requests to: Yuriko Yoshikawa Dept of Ophthalmol & Visual Sci, Osaka Univ Graduate School of Med
2-2 Yamadaoka, Suita 565-0871, Japan
(Received and accepted May 24, 1999)

I. 緒 言

眼科診療において視力検査は最も基本的かつ重要な視機能検査であり、評価基準となるが、視力だけでは患者の疾病の重症度や治療効果の一部しか知ることができない。近年、屈折矯正手術の術後評価^{1,2)}や白内障の術前、術後の視機能の評価³⁻⁵⁾などに対比感度の測定が注目されている。しかし、対比感度は結果の解釈が難しく、検査においても、視標である正弦波格子縞に関して患者の理解力も必要である。Pelli らは、簡便かつ短時間で対比感度の測定が行えるとして視標に文字を採用している⁶⁾。

今回我々は、簡便に対比感度が測定できる文字対比感度測定装置、CSV-1000LV (Vector-Vision 社製) を使用して、従来より使用されている正弦波格子縞を視標とする対比感度装置、VCTS6500 (Vistech 社製) との結果を比較し、文字対比感度の有用性について検討した。

II. 対象および方法

1. 検査装置

CSV-1000LV は装置が縦 58.4 cm, 横 52 cm, 幅 8.3 cm とコンパクトで、パネルには1段がアルファベット 6 文字で 4 段の計 24 文字が表示されている。文字視標は 2.5 m の距離にて視力 0.08 の視標であるため、その視角から換算すると 2.4 cycle/degree となり、低周波領域にあたる。3 文字ずつが同じ感度値で、standard acuity, 35.5%, 17.8%, 8.9%, 6.3%, 4.5%, 2.2%, 1.1% と 8 段階に感度値が低下するようになっている (図 1)。照明は、内部照明型で 85 cd/m² に自動的に較正される。今回、検査距離は 2.5 m とした。被検者に同じ感度の 3 文字すべて誤読するまで、文字を読むよう指示し、正読できた文字の合計数で評価した。これは感度の常用対数を取り、log コントラスト感度として平均をとるためである。

2. 対象

正常群として屈折異常以外に眼疾患のない 21~41 歳 (平均年齢 27.3±4.7 歳) の成人 15 名 15 眼を対象とした。その屈折度は等価球面值にて 0~-4.75 D で全例矯正視力は (1.0) 以上であった。また、白内障群として大阪大学病院眼科にて手術を受けた 35~83 歳 (平均年齢 67.5±6.9 歳) の 23 名 23 眼も視力低下を有する対象として含めた。術前での屈折度は等価球面值にて +2.00~-16.5 D で、矯正視力は (0.02)~(1.2) であった。

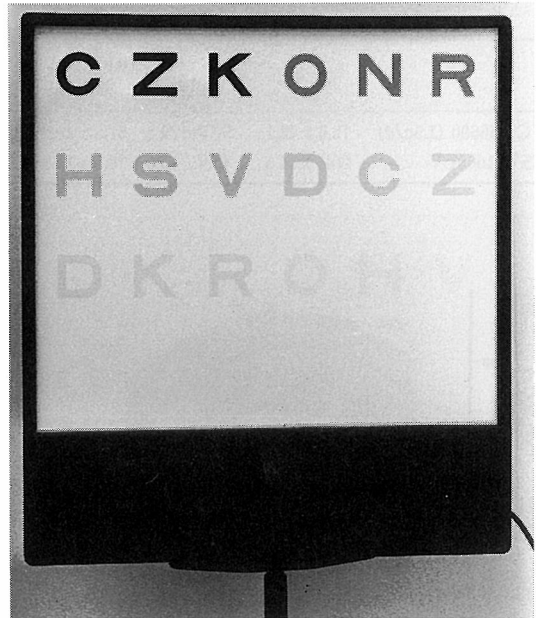


図 1 CSV-1000LV の文字視標

3. 方法

CSV-1000LV と VCTS6500 を用いて、正常群には 1) 完全矯正下と、2) 完全矯正下に視力が 0.1, 0.3, 0.8 となる遮蔽膜 (Ryser Optik 社製, Occlusion) を装着させた状態、3) 完全矯正下にプラスの球面レンズを負荷した雲霧の状態、0.1, 0.3, 0.8, に視力を低下させた状態、以上の 3 条件にてそれぞれの対比感度の測定を行った。

白内障群では、術前、術後に完全矯正下にて測定を行った。

両群とも自然瞳孔下にて入室後 2 分以上経ってから検査を開始し、視力検査時と対比感度検査時の測定距離の違いによる矯正度数の補正は行わなかった。

また、各群の感度平均は吉田ら⁴⁾の報告にあったように対比感度の対数を取り算術平均を行った。測定できない (視標が読めなかった) 場合は数値 0 を与えて平均をとった。

III. 結 果

正常群の完全矯正下における、CSV1000-LV による文字対比感度の平均値は、VCTS6500 の 1.5 cycle/degree の感度平均値に近似したものとなった (図 2)。また正常群で遮蔽膜および雲霧により視力を 0.8 にした場合 (図 3) も両者に有意差はなかった。しかしながら、正常群で遮蔽膜および雲霧にて視力を 0.3 にした場合では CSV-1000LV による値が有意に低値で

表1 VCTS 6500 (1.5 cycle/degree) と CSV-1000 LV の対比感度値

	完全矯正	視力 0.8		視力 0.3		視力 0.1		術 前	術 後
		雲霧	遮蔽膜	雲霧	遮蔽膜	雲霧	遮蔽膜		
VCTS6500 (1.5c/d)	75.0±42.1	50.8±29.3	37.3±20.8	35.0±22.2	28.9±11.6	11.9±14.6	14.0±11.7	19.4±17.7	40.3±23.3
CSV-1000LV	60.1±14.3	43.9±15.6	29.6±10.8	25.6± 8.7	20.6± 5.4	12.3± 5.8	15.1± 3.5	18.7± 9.5	40.3±17.1

平均値±標準偏差値

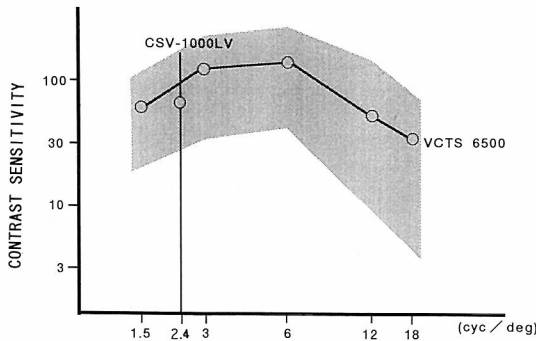


図2 完全矯正 (正常群)
2.2 cycle/degree の値は、SCV-1000LV の感度平均値である。
Wilcoxon signed rank test (p=0.15)

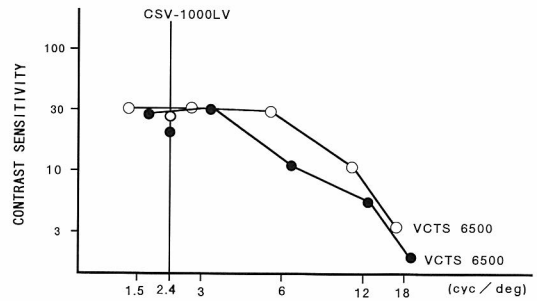


図4 視力 0.3 (正常群)
○は雲霧にて視力 0.3 となった正常群の対比感度
Wilcoxon signed rank test (p=0.006)
●は遮蔽膜にて視力 0.3 となった正常群の対比感度
Paired t-test (p<0.001)

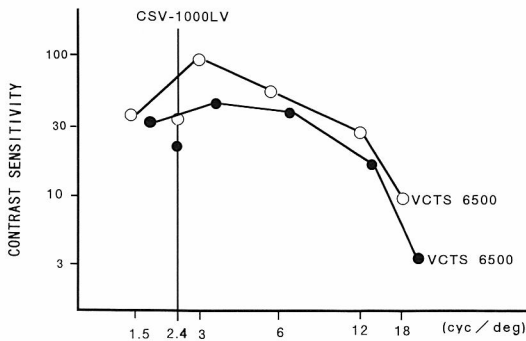


図3 視力 0.8 (正常群)
○は雲霧にて視力 0.8 となった正常群の対比感度
Wilcoxon signed rank test (p=0.159)
●は遮蔽膜にて視力 0.8 となった正常群の対比感度
Wilcoxon signed rank test (p=0.062)

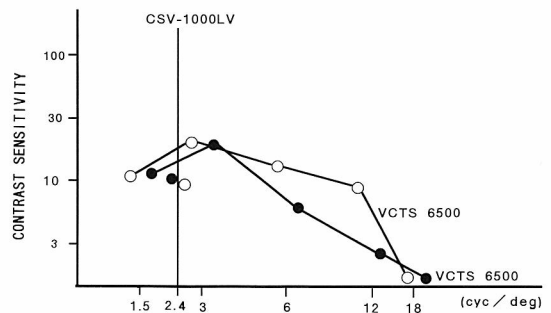


図5 視力 0.1 (正常群)
○は雲霧にて視力 0.1 となった正常群の対比感度
Wilcoxon signed rank test (p=0.168)
●は遮蔽膜にて視力 0.1 となった正常群の対比感度
Wilcoxon signed rank test (p=0.393)

あった (図 4)。遮蔽膜および雲霧にて視力を 0.1 にした場合では両者に有意差はなかった (図 5)。

白内障群では、CSV-1000LV による文字対比感度の平均値は術前、術後ともに VCTS6500 の 1.5 cycle/degree の感度平均値に近似したものとなり、両者に統計学的な差はなかった (図 6)。各群の感度平均

値は表 1 に記した。この測定の際に、白内障術前の患者においては、6 例が VCTS6500 での測定は縞視標が全く見えず、測定不能であったにもかかわらず、そのうちの 5 例が CSV-1000LV では測定可能であった (表 2)。更に、白内障群では術前、術後の視力値と

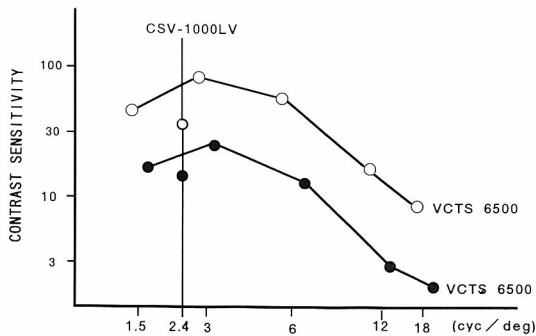


図6 白内障群
○：術前 Wilcoxon signed rank test (p=0.530)
●：術後 Paired t-test (p=0.989)

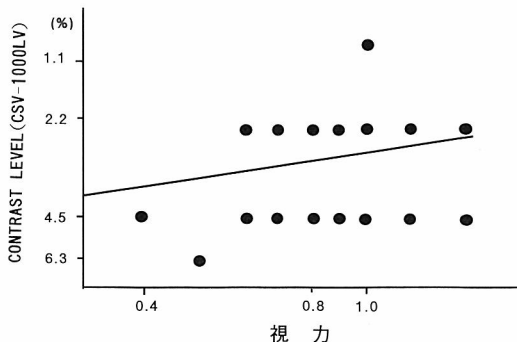


図8 白内障術後
r=0.175, p=0.238

表2 VCTS 6500 が測定不能であった6例

症例	年齢(歳)	性別	矯正視力	CSV-1000 LV	VCTS 6500
1	74	男	0.02	測不	測不
2	75	女	0.09	8.9%	測不
3	83	男	0.15	8.9%	測不
4	68	男	0.2	8.9%	測不
5	80	女	0.2	8.9%	測不
6	54	女	0.4	17.8%	測不

測不：測定不能

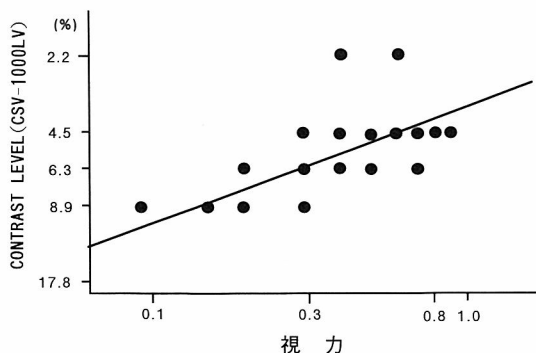


図7 白内障術前
r=0.587, p<0.001

文字対比感度との相関を調べたところ、術前では有意な相関 (p<0.001) を認めた (図7) が、術後では相関 (p=0.238) は認められなかった (図8)。

IV. 考 按

対比感度を評価するには、一般に正弦波格子縞視標が用いられているが、文字視標を用いる方法もある⁷⁾。今回、使用した文字対比感度 CSV-1000LV の視標

は理論的には正弦波格子縞視標の低空間周波数領域の 2.4 cycle/degree にて相当すると考えられる。我々の結果においては、遮蔽膜および雲霧によって擬似的に視力低下をさせた正常群と、白内障の術前、術後において文字視標を用いた対比感度は、正常群を遮蔽膜ないし雲霧により視力を 0.3 に低下させた場合を除いて、正弦波格子縞を用いた対比感度 1.5 cycle/degree に近似した結果が得られ、検査結果は理論どおり低空間周波数を反映していると考えられた。なぜ視力 0.3 において文字対比感度が正弦波格子縞を用いた 1.5 cycle/degree の対比感度より有意に低かったかは不明であり、今後検討する必要があると考えられた。

ところで、高空間周波数の対比感度は矯正視力と良好な相関をもつといわれており⁸⁾、山出ら⁹⁾は視力などでは検出できない視機能の低下をとくに中～低空間周波数領域における対比感度の低下として検出できることがあると述べている。また渥美ら¹⁰⁾は年齢による影響を受けにくいことを述べている。これらのことから低空間周波数の対比感度測定は重要であると考えられる。しかし、文字対比感度の視標は正弦波格子縞の視標と違い、輪郭が鮮明な文字視標を用いていることで高空間周波数領域も含まれる可能性もある。今回の検討では、白内障の術前では文字対比感度も視力と相関していたが、白内障の術後では視力との相関を認めず、視力と文字対比感度は必ずしも相関しないことが判明し、視力と異なった視機能を評価している可能性が確認された。ただし一部の症例では視力と相関していたことを考えると、文字対比感度測定は矯正視力が良好な症例を対象として使用することに意義があると考えられた。

一方、今回使用した CSV-1000LV は本来 Low-Vision を対象とする検査として開発されたものであ

る。これは通常の視力表では Low-Vision の領域での視力の目盛が粗いため、それを補うことを目的としている。現に今回でも、白内障術前の対象例で VCTS6500 で対比感度が測定不能であっても CSV-1000LV では視標が大きいため測定が可能であった。このように、Low-Vision の患者の視力、視野に加えて視機能の質を知る上でも活用できるのではないかと考えられた。

日常臨床における検査の有用性を考える上では、検査方法が理解しやすく、検査時間も短く、かつ結果の解釈が容易であることが評価の際に重要と考えられる。その点 CSV-1000LV は、検査が文字を読むだけということで従来の視力検査と同じ感覚で検査を受けることができ、比較的なじみのうすい正弦波格子縞の検査より患者も理解しやすい。その結果、検査の説明も容易でしかも短時間で行え、患者の身体的負担が少ないと思われた。また結果の解釈も単純である。

以上のことから、CSV-1000LV は視機能の評価する上で視力以外のパラメータとして重要と考えられる低空間周波数の対比感度を比較的容易に測定することができ、例えば視力は良好だが視力低下を訴える軽度の白内障症例、白内障の術後、軽度の円錐角膜あるいは屈折矯正手術後の症例など、日常生活における視機能の質を評価する上で有用ではないかと考えられた。

本研究の内容の一部は第16回屈折調節研究会において口演した。

文 献

- 1) 高橋由美子, 天野史郎, 清水公也: エキシマレーザー近視矯正角膜切除術後のコントラスト感度. 臨眼 48: 1977-1982, 1994.
- 2) 大谷篤史, 安淵幸雄他: 角膜乱視矯正手術 (AK) コントラスト感度による評価. 眼科手術 9: 521-525, 1996.
- 3) 田上勇作: 白内障術後視機能評価法. 眼科手術 10: 173-177, 1997.
- 4) 吉田健一, 山出新一他: コントラスト感度からみた白内障眼の視機能. あたらしい眼科 10: 317-322, 1993.
- 5) 中嶋順子, 山出新一他: 眼内レンズ移植眼におけるコントラスト感度. 眼科手術 6: 273-276, 1993.
- 6) Pelli DG, Robson JG et al: The design of a letter chart for measuring contrast sensitivity. Clinical Vision Sciences 2: 187-199, 1998.
- 7) Merrick J, Moseley MJ, Adrian R & Hill AR: Contrast sensitivity testing in clinical practice. Ophthalmology 78: 795-797, 1994.
- 8) 井田直子, 根来良夫他: 白内障患者のコントラスト感度. 臨眼 47: 798-799, 1993.
- 9) 山出新一, 黄野桃世: コントラスト感度 (MTF) の考え方. 眼科 33: 57-68, 1991.
- 10) 渥美一成, 田中英成: 加齢によるコントラスト感度の変化. 視覚の科学 13: 54-57, 1992.

模型眼による Foldable IOL 挿入眼の色収差と カラー画質推定

塩川安彦, 大沼一彦*

千葉大学工学部, *千葉大学大学院自然科学研究科

Estimation of Chromatic Aberration and Color Image Quality in Pseudophakic Eyes with Foldable Intraocular Lenses Using Eye Model

Yasuhiko Shiokawa and Kazuhiko Ohnuma*

Faculty of Engineering, Chiba University, *Graduate School of Science and Technology,
Chiba University

アッペ数の小さい素材が用いられるソフト眼内レンズ (foldable IOL) では、色収差による像コントラストの低下あるいは像の色ずれの問題が懸念される。我々は、シリコーン (silicone) およびアクリル (acrylic) を素材とした foldable IOL 挿入眼の色収差による網膜像の画質低下について、模型眼を用い光学シミュレーションした。これら模型眼の画質は、五つの色光に対する単色光 MTF と昼光に対する多色光 MTF を測定し評価した。シミュレーション結果では、アッペ数の小さいソフト IOL は、人眼水晶体に近いアッペ数をもつ PMMA (poly-methylmethacrylate) のハード IOL に比べ、可視域両端の MTF の低下が極めて顕著であることが確認された。したがって、アクリルソフト IOL などの挿入眼では色収差のためカラー表示の視認性が低下すると考えられる。一方、多色光 MTF については IOL 間の差はわずかであった。このことから、昼光下の視認性については、現在認可されている foldable IOL では問題ないと推定される。

(視覚の科学 20: 45-52, 1999)

キーワード: ソフト眼内レンズ, 模型眼, アッペ数, 軸上色収差, MTF

Pseudophakic eyes implanted with a foldable silicone or acrylic intraocular lens (IOL) with relatively low Abbe number see images with reduced contrast and color separation due to chromatic aberration. We have tried to observe images utilizing an artificial model similar to Gullstrand reduced-eye and to evaluate the image qualities by using monochromatic modulation transfer functions (MTFs) in each of five wavelengths and polychromatic MTFs under white light, in addition to measuring the magnitude of longitudinal chromatic aberration. The results showed that the eye model with a silicone or an acrylic IOL have the monochromatic MTFs with a significantly lower value at the longest and the shortest wavelengths of visible spectrum than the eye model with a PMMA (poly-methylmethacrylate) IOL of which the Abbe number is almost equal to the human eye. Therefore, it is considered that eyes implanted with a silicone or an acrylic IOL will see color images with reduced contrast. However, these eyes will see images with similar contrast under white light, in which the polychromatic MTFs are only slightly different.

(Jpn J Vis Sci 20: 45-52, 1999)

Key Words: Foldable intraocular lens, Eye model, Abbe number, Longitudinal chromatic aberration,
Modulation transfer function (MTF)

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
(平成11年6月21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 June 21, 1999)

の多波長アッペ屈折計 DR-M2 で実測した値である。

I. 緒 言

近年、眼内レンズ(以下 IOL)挿入術が普及するにつれて、様々な素材の IOL が作られている。とくに、術後の角膜乱視を防ぐのに有効な角膜小切開手術¹⁾の発展とともに、柔らかな素材で折り畳める foldable IOL の開発が活発になっている。このソフトレンズでは光学部の薄型化が要求されることから、レンズの高屈折率化が進んでおり、屈折率やアッペ数がヒトの水晶体のそれとかなり掛け離れる傾向にある。とくに、アッペ数の低い(光分散の高い) IOL では、レンズ挿入眼全体の色収差が本来の生理的な範囲をこえ、視認性への悪影響が懸念²⁾されている。

Poly-methylmethacrylate(以下 PMMA)に比べ、高屈折率・高分散のアクリル(acrylic)およびシリコン(silicone)を素材とした foldable IOL 挿入眼のコントラスト感度などの視認性に対する臨床実験³⁾が試みられているが、直接、これらの IOL 眼の網膜像の画質測定および画質評価を行ったものは見当たらない。本研究では、foldable IOL 装着の模型眼を用いた光学シミュレーションにより、IOL の色収差による網膜像への影響を推定し、IOL 素材の光学的適性を検討した。なお、シミュレーション像の画質評価は、光軸上の像に限定し、軸上色収差と単色光に対する modulation transfer function(以下 MTF)および昼光に対する MTF を求めて行った。

II. 実験に用いた眼内レンズ

光学シミュレーションで検討した IOL の光学性能一覧を表1に示す。A, B, C が foldable IOL で、A と B は屈折率およびアッペ数が異なるシリコン IOL, C はアッペ数の小さいアクリル IOL である。H は PMMA を素材とする従来のハード IOL である。IOL 度数は、B が+19.0 D, その他の IOL は+20.0 D と等しく、レンズ形状はすべて両凸である。また、いずれの IOL も紫外線吸収材以外の着色剤は含んでいない。e 線(546.1 nm)に対する屈折率および d 線(587.6 nm)でのアッペ数については、アタゴ社製

表1 実験に用いた眼内レンズ(IOL)

IOL	H	A	B	C
素材	PMMA	Silicone	Silicone	Acrylic
屈折率(n_e)	1.493	1.413	1.461	1.558
アッペ数(u_d)	52.3	51	42	38

III. 実 験

1. 模型眼

IOL 挿入眼の色収差は、主に角膜および IOL の色分散(アッペ数)で決まる。これは、角膜および IOL が各々正の屈折力(power)をもっており、また色収差の大きさは power に比例することから、網膜上にあらわれる眼球光学系全体の色収差は角膜および IOL の色収差の和で近似できる。

生体眼の色収差に関与する角膜および水晶体の収差量の比率は約2:1であり、色収差が要因となる像劣化では角膜の色収差が大きく影響する。したがって、白色光下において IOL 挿入眼の網膜像の画質評価を、模型眼を用いた光学シミュレーションから推定するためには、角膜に対応するレンズ(以下 角膜対応レンズ)のアッペ数が生体角膜と同レベルの値をもつ必要がある。角膜のアッペ数であるが、加齢とともに大きくなるという臨床データ⁴⁾がある一方、年齢には依存しないとの測定結果⁵⁾もみられる。本研究では、角膜対応レンズとして人眼角膜⁶⁻⁸⁾のアッペ数に近いレンズと、アッペ数が非常に大きい(光分散の小さな)レンズの2種類の模型眼について画質評価を行い、IOL のアッペ数の大小による像の画質劣化を検討した。同時に、その画質に与える角膜の色収差の影響も考察した。

2種類の模型眼は図1に示すとおり、前者は角膜対応レンズとして硝材 BK7 の単レンズで構成した Gullstrand 型模型眼⁹⁾(以下 G 模型眼)である。BK7 のアッペ数は64.1で生体角膜より1割強大きい。後者は角膜に対応する光学系に写真レンズ(Photographic Lens)を用いた模型眼¹⁰⁾(以下 PL 模型眼)であり、アッペ数は約160(軸上色収差の測定から推算した値)と色収差は非常に小さい。なお、+20.0 D の IOL を装着したときの模型眼の焦点距離(または屈折力(power))は、G 模型眼は 16.6 mm (60.4 D), PL 模型眼は 16.9 mm (59.2 D)であり、両模型眼ともに人眼あるいは IOL 挿入眼の power にほぼ等しくなるように設計した。

2. 画質評価

1) 軸上色収差

ここでは、IOL 挿入模型眼の光軸上の結像に限定し、軸外の像特性については検討していない。多色光に対する光学系の光軸上の結像性能を定量的に示す評価量の一つに軸上色収差がある。各色光に対する像点位置の隔た

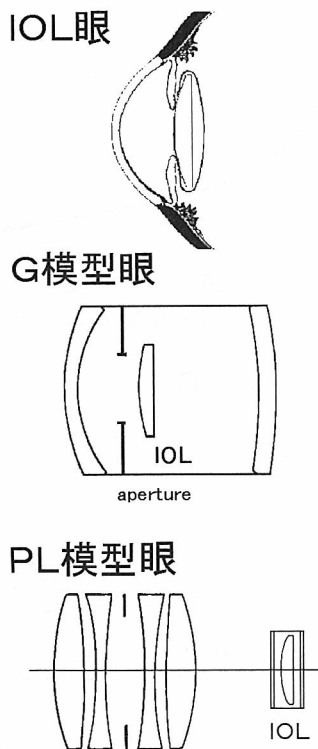


図1 G 模型眼と PL 模型眼
角膜対応レンズのアッペ数は G 模型眼が 64.1,
PL 模型眼が約 160

り、すなわち収差が大きくなるほど結像性能が劣化する。また、軸上色収差は単色光で照明されたスリットの像(線像)を顕微鏡拡大し、目視によりその焦点位置を測定し、収差量を求めた。ただし、この軸上色収差から像の画質を推測することは難しく、光学系の空間周波数特性をあらわす MTF あるいはチャート解像力やシーンの像観察などによる評価が必要となる。

2) 単色光 MTF

IOL を模型眼に挿入したときの光学像の画質評価として、同一像面における単色光の MTF (以下 単色光 MTF) を求めた。像の画質が、波長の違いでどのように変化するか定量的に評価でき、カラー表示の視認性についての知見が得られる。また、IOL 設計のための基礎データを得ることができる。

MTF 測定装置⁹⁾を図2に示す。本装置が文献9)の装置と異なる点は、白色光源による測定を行うため、コリメータレンズおよびリレーレンズ(顕微鏡対物レンズ)には広い波長範囲で色収差がよく補正されたアポクロマートレンズを用いていることである。な

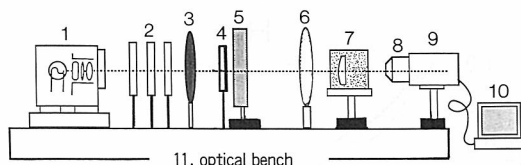


図2 模型眼の MTF 測定装置

1. light source, 2. IRA filter+band-pass filter, 3. condenser lens, 4. Diffuser, 5. target (slit), 6. collimating lens, 7. eye model, 8. microscope objective, 9. CCD image sensor, 10. computer & monitor

お、MTF による画質評価に加え、使用した単色光で照明された USAF 解像力チャートの像を記録観察した。これらの高コントラスト単色チャートに対する解像力および像劣化の具合などの定量的な結果を参考にし、ソフト IOL のアッペ数が光学像の画質へ及ぼす影響を検討した。

3) 昼光 MTF

一般に、人眼は白色光の生活環境の下で物体を認識しており、単色光の MTF 評価以上に白色光に対する MTF 評価が重要で実際的である。したがって、白色光の MTF も測定した。ただし、光源は、ハロゲンランプにカラーフィルターを介し、ほぼ昼光色に近いスペクトル分布の光質を用いていることから、白色光というよりはむしろ昼光と呼ぶのが適切で、昼光 MTF と呼称することにする。なお、白色光源による白色光 MTF 測定は確立されていない。理論的な定義は難しいものではないが、測定装置の分光特性など実用面でいろいろな問題を抱えているためである。今回の測定値はあくまでも本実験装置による数値であり、絶対値よりむしろ、ソフト IOL 間の相対的な MTF の差が目される。

3. 測定に用いた波長

前述のとおり、白色光における光学性能は、単色光 MTF の重ね合わせから推定することが可能であるが、正確な推定値を得るためには適当な数の色光を選択しなければならない。波長選択数を何本にするかは、対象とする光学系の適用される環境によって定めるわけだが、本研究では、視覚の比視感度を考慮して、e 線を中心波長として、短波長側および長波長側に各々二つの計五つの波長を選択した。ただし、使用したバンドパス・フィルター(半値幅 10 nm の単色光を得る干渉フィルター)の関係で、波長は Fraunhofer 線とは異なる 486 nm, 516 nm, 560 nm, 611 nm, 638 nm である。なお、一般のレンズ評価¹¹⁾に用いら

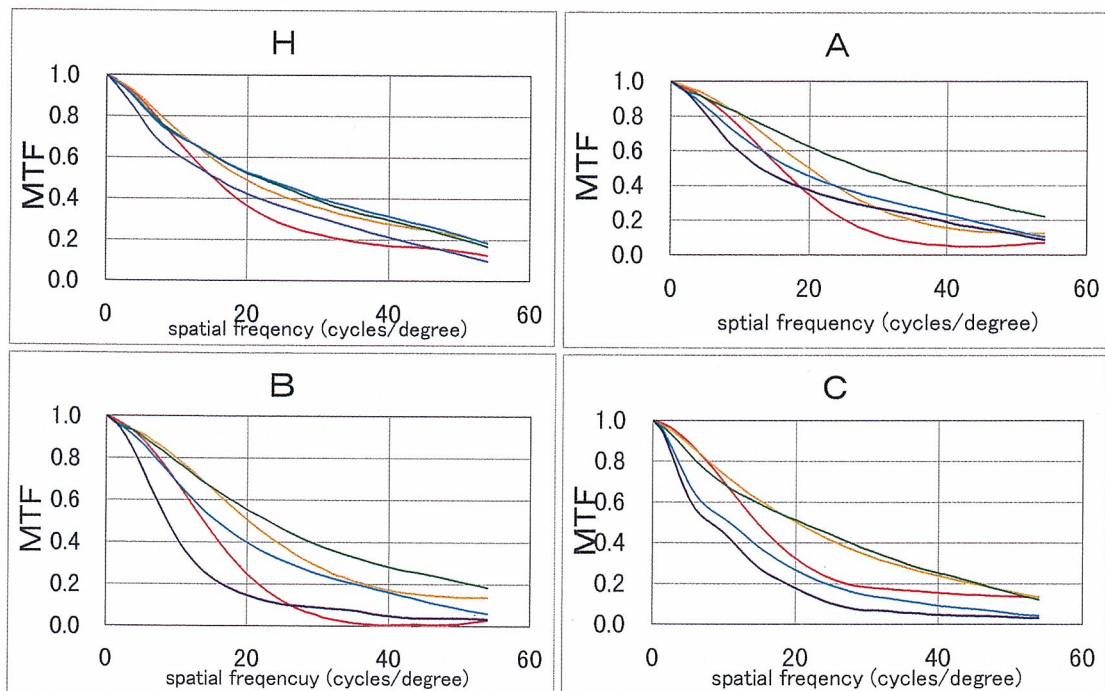


図3 PL 模型眼の単色光 MTF
 紫は 486 nm, 青は 516 nm, 緑は 560 nm, 黄は 611 nm, 赤は 638 nm の MTF, また H, A, B, C は
 表1の IOL を示す。

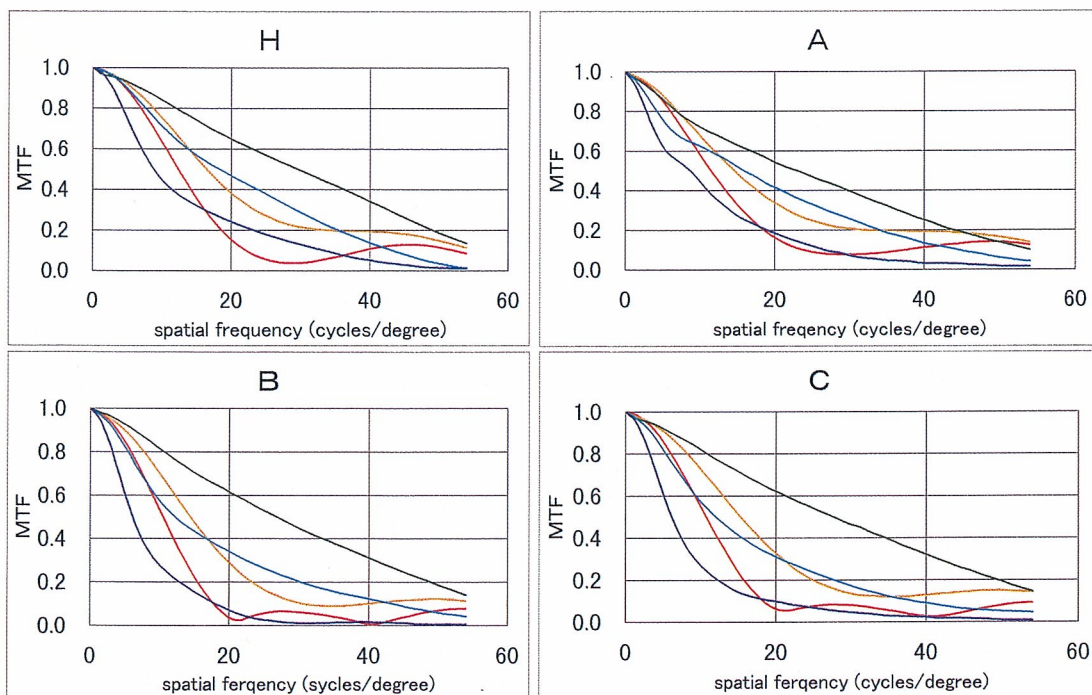


図4 G 模型眼の単色光 MTF
 色別した MTF カーブの測定波長, および IOL の種別記号は図3と同じ。

れる Fraunhofer 線の g 線は 435.8 nm, F 線が 486.1 nm, e 線が 546.1 nm, d 線が 587.6 nm, C 線が 656.3 nm である。

IV. 実験結果

1. 模型眼の軸上色収差

各 IOL に対する PL 模型眼および G 模型眼の軸上色収差の実測値を表2に示す。この値は波長 487~638 nm の間の収差量である。

PL 模型眼では、角膜等価レンズの色収差が小さいため、全体に収差量は少ないが、IOL の分散の大きさが色収差の大きさに明確にあらわれてくる。色収差の小さい順序から、PMMA の H, シリコン(低屈折率)の A, シリコン(高屈折率)の B, アクリルの C であった。

G 模型眼の色収差量 (mm) の小さい順序から、PMMA の H, シリコン(低屈折率)の A, アクリルの C, シリコン(高屈折率)の B であった。角膜等価レンズの色収差が大きく影響しており、各 IOL ともかなり大きな収差量である。アクリルとシリコン(高屈折率)両レンズは約 1 D と大きめである。

正常眼のもつ色収差は、この波長範囲において約 0.85 D²⁾ の収差量をもっているが、収差によるボケ(defocus)像の色ずれなどを認識しない。したがって、この値が生体人眼の色覚における色収差の閾値と考えれば、アクリルとシリコン(高屈折率)両 IOL の色収差はその影響があらわれると推定される限界値をこえる収差量である。

2. 模型眼の単色光 MTF

IOL 挿入眼は術後調節機能を失うことから、理論的にはある一つの波長の像だけが網膜上に結像し、他の波長の像はボケる現象が生じる。単色光 MTF 測定では e 線に近い波長 560 nm の色光の焦点面において、他の四つの波長に対する模型眼の MTF を求めた。したがって、軸上色収差が大きければ短波長端 486 nm および長波長端 638 nm の色光の MTF は

大きく低下する。実測された PL 模型眼および G 模型眼の単色光 MTF を図3, 4に示す。なお、各色光に対する MTF カーブから画質の劣化が推測されるが、更に、波長 560 nm の MTF と波長端の MTF (短波長端 486 nm および長波長端 638 nm の平均) との比率という、簡易的な数値を用いて画質低下の目安を示しておく。求めた数値は、空間パターンの細部識別能力を与える指標として、視力 0.5 に相当する空間周波数 15 cpd (cycles/degree) における MTF の比率 M_{15} , および視力 1.0 に相当する 30 cpd 時の比率 M_{30} である。これらの値を表3に示す。

1) PL 模型眼について

波長変化に対する MTF 低下は、IOL のアッペ数の大小順位が反映している。すなわち、PMMA の H およびシリコン(低屈折率低分散) A は低下が少なく、シリコン(高屈折率高分散) B とアクリルの C は、半分近くまで低下する。

2) G 模型眼について

測定波長の両端では MTF が極端に低くなり、像の画質劣化が顕著になると予測される。PMMA の H およびシリコン(低屈折率低分散) A は、 M_{15} は約 50%, および M_{30} は約 20% に低下する。一方、シリコン(高屈折率) B とアクリル C は、 M_{15} は約 30% に低下し、 M_{30} は 0 である。正しくは、空間周波数 20 cpd で MTF=0 となり、この空間周波数の細かさの物の識別ができなくなる。

3. 模型眼の昼光 MTF

昼光に対する MTF は、色収差のため 560 nm の単色光 MTF に比べかなり低い値となる。なお、線像を記録する CCD 受光素子の分光感度が約 600 nm に最大感度をもつため、結像性能に与える光スペクトルの影響は長波長側のウエイトが高くなる。

図5に示す G 模型眼の昼光 MTF は、IOL のアッペ数が小さくなるにしたがって低下する傾向がみられ、アクリルの C が最も低い値を示した。ただし、PMMA の H との差はそれほど大きくはない。

表2 PL 模型眼と G 模型眼の軸上色収差

IOL	H	A	B	C
PL 模型 色収差 (mm)	0.072	0.110	0.155	0.168
(diopter)	(0.25)	(0.38)	(0.54)	(0.59)
G 模型 色収差 (mm)	0.225	0.230	0.290	0.285
(diopter)	(0.78)	(0.79)	(1.00)	(0.99)

数値は、波長 486 nm と 638 nm との間の収差量である

表3 測定波長端の MTF と 560 nm 時の MTF とのパーセント比率

IOL	H	A	B	C
PL 模型 M_{15} (%)	80	70	45	55
M_{30} (%)	65	45	25	35
G 模型 M_{15} (%)	45	45	30	30
M_{30} (%)	20	25	0	0

M_{15} は空間周波数 15 cpd, M_{30} は 30 cpd のときの値

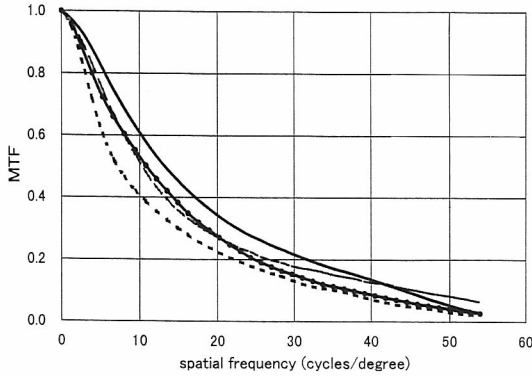


図5 4種類の IOL 挿入 G 模型眼の昼光 MTF (実測値)

—— : H, ●●● : A, --- : B, - · - · : C

高い空間周波数域では MTF の大きさ順位の逆転もみられる。すなわち、昼光 MTF は IOL 間に有意な差がみられないと結論できそうだ。

V. IOL 挿入眼の昼光 MTF 推定

生体眼と同様に、IOL 挿入眼の視認性は、眼球光学系の光学特性の他に網膜・視神経・大脳などのニューロ情報処理系の特性によって変化する。多色光に関する視覚の明るさ知覚特性は比視感度¹³⁾で示されるように、網膜上の光強度(照度)が同じでも波長(色光)により応答(明るさの知覚)が異なる点である。すなわち、像の劣化が物理的測定で同じであっても、像を形成する光のスペクトル成分の違いにより劣化の度合は異なって知覚される。昼光のような多色光の像(視覚を含めて)を MTF で評価する場合は、光源の分光強度分布、光学系の分光透過率、受光系の分光感度などの積で与えられる分光荷重関数に、光源の成分単色波長に対する単色光 MTF を掛けて積分した多色光 MTF¹⁴⁾ が用いられる。しかし、昼光に対する MTF の算出では、その成分波長の数だけの膨大な単色光 MTF データが必要であり、測定および計算時間が問題となる。本研究では簡略化し、実験に用いた五つの波長に対する単色光 MTF でこの昼光 MTF を近似した。近似計算式を(1)に示す。

$$\text{昼光 MTF} = \frac{\sum (W_\lambda \times \text{MTF}_\lambda)}{\sum W_\lambda} \dots\dots\dots(1)$$

ここで、 W_λ は分光荷重関数、 MTF_λ は波長 λ の単色光 MTF、 Σ は成分波長における総和を示す演算子である。

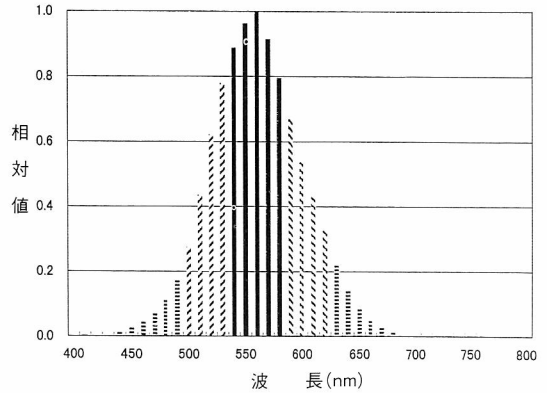


図6 昼光 MTF 計算に用いた荷重関数 W_λ D_{65} 光源の分光放射分布と標準比視感度との積

λ (nm)	W_λ
486	0.051
516	0.218
560	0.472
611	0.225
638	0.034

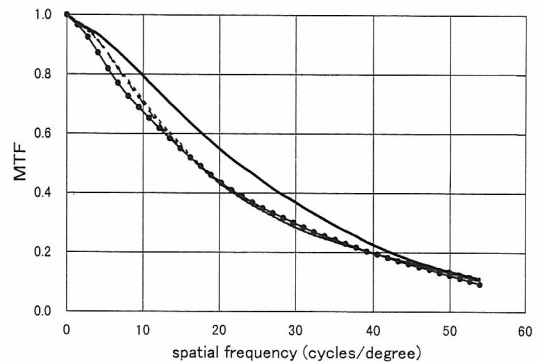


図7 色覚を考慮した Foldable IOL 挿入眼の昼光に対する MTF (計算値)

—— : H, ●●● : A, --- : B, - · - · : C

本論では IOL 挿入眼の色収差の問題に議論を絞っていることから、色覚特性以外の視覚特性は考慮しないことにする。また、IOL 挿入眼の光学系の分光透過率は可視域では 100% と近似した。昼光の分光放射分布(CIE 標準光源 D_{65})¹⁵⁾と眼の分光感度分布(標準比視感度)から得られる荷重関数 W_λ を図6に示す。単色光 MTF を求めた五つの波長に対するウェイトの相対値は、図中で示すとおり、486 nm は 0.051、516 nm は 0.218、560 nm は 0.472、611 nm は

0.225, 638 nm は0.034である。この荷重値と単色光 MTF の値とを用い(1)式から求めた、色覚を考慮した昼光に対する MTF が図7である。Foldable IOL の間にはほとんど差がないことがうかがえる。これは、ヒトの視覚が敏感に応答する波長域はかなり狭い範囲にあるため、短波長および長波長における MTF の劣化の影響は受けにくいことを示唆している。すなわち、今回測定したレンズ素材のアップ数範囲では、

自然光の下での視認性について大きな差はないと推定される。

VI. 考 按

近年、ソフトな材料で折り畳んで挿入できる foldable IOL の発展が著しく、IOL の素材も多様化している。レンズの薄型化という点から素材の高屈折率化があるが、ヒト水晶体に比べアップ数の小さい(光

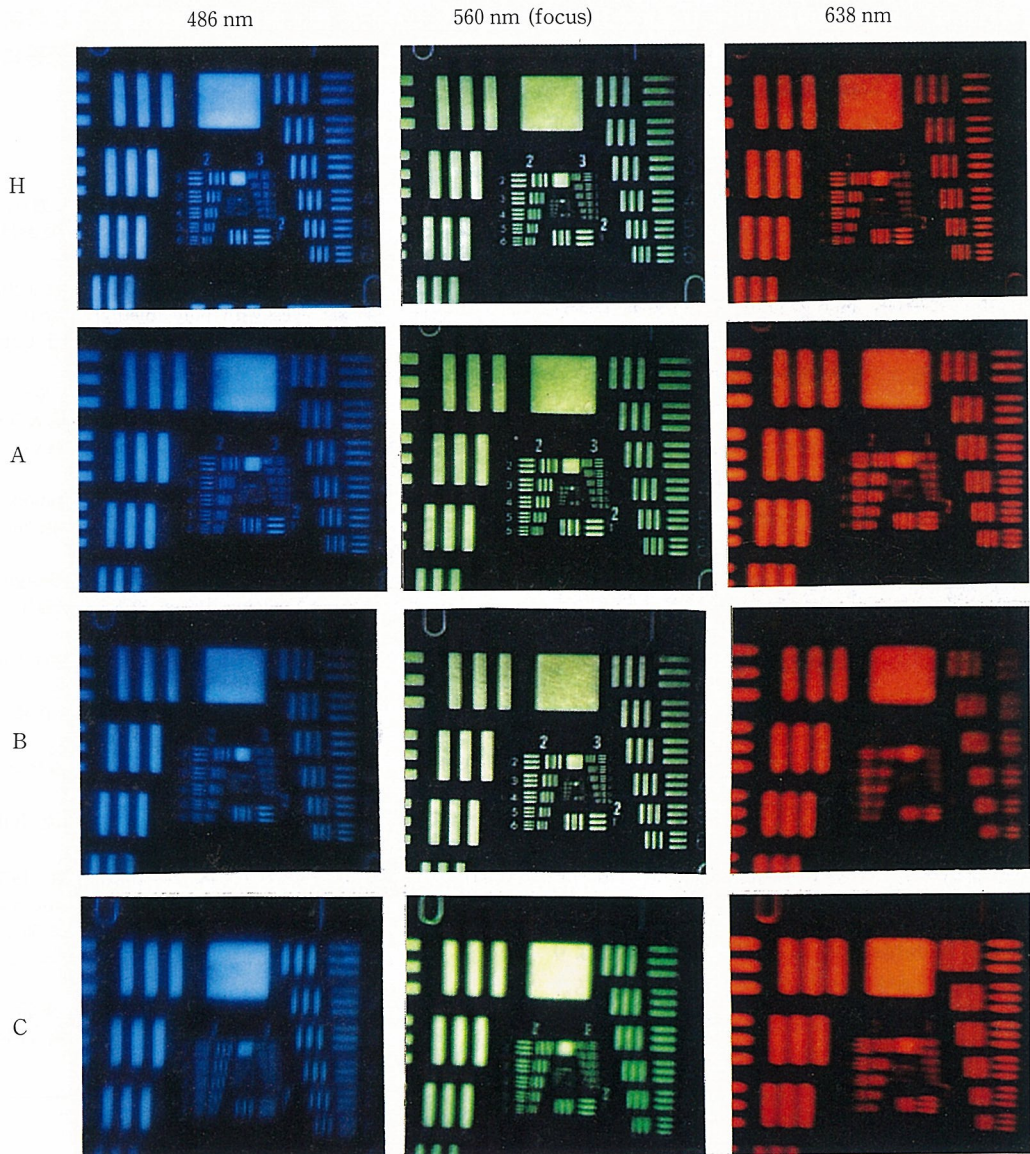


図8 USAF 解像力チャートの三色光像
像面位置は緑色光焦点面

の分散が大きい) 素材では、色収差による網膜像の画質劣化あるいはそれによる視認性の低下が危惧されている。本研究の模型眼実験によってもこの色収差の懸念が確認された。

光の分散に関し人眼に近いと考えられる G 模型眼の軸上色収差の測定結果では、アッペ数の小さな IOL (試料 B と C) は人眼の軸上色収差約 0.85 D (波長 487 nm と 638 nm との間) をこえる約 1.0 D の収差量をもつことが明らかとなった。実験に用いた模型眼の角膜対応レンズのアッペ数が人眼の角膜より若干大きいことから、これらの IOL を実際に人眼に挿入した場合には、上記の数値以上の色収差が生じると考えられ、この結果は、永田らの数値計算結果²⁾を裏付けている。また、同模型眼の単色光 MTF の評価においても、アッペ数の小さい B と C では、波長 560 nm の色光に比べ 487 nm および 638 nm の MTF は 30% 以下になり、アッペ数の大きな H と A に比べ画質劣化が大きい。短絡的にいえば、視認性が半分以下に低下することに相当する。このことを具体的に示したのが、図 8 の各色光に対する USAF 解像力チャート (チャートを単色光で照明した) の像である。これは高コントラスト物体の結像という特定の例であるが、波長に対する解像力差から IOL の色収差による画質低下を推定できよう。結論として、基本的に眼球調節能力を失う IOL 挿入眼において、アッペ数の小さい IOL 挿入ではカラー表示の視認性が低下すると考えてよい。したがって、微妙な色彩の識別などに携わる人に挿入する場合は注意を要するであろう。

一方、今回測定の昼光 MTF (図 5) では IOL 間に大きな差がみられないこと、また、色覚を考慮した昼光 MTF 推定値 (図 7) から考察して、現在許認可されている foldable IOL の色収差は、自然光あるいは昼光の下での空間パターンの視認性においては大きな問題とはならないと結論できそう。Kohnen らの臨床実験³⁾においても、これらの IOL 挿入眼の視力やコントラスト感度などに大差がないことを示している。ただし、foldable IOL 眼は PMMA 挿入眼より像のコントラストがわずかだが低くなる傾向はある。このわずかな色収差の影響を正しく評価するためには、これらの IOL 挿入患者の視認性に関するより多

くの臨床比較実験の結果を待つばかりではない。

なお、IOL 挿入眼の色収差には角膜のアッペ数が大きく影響することから、角膜のアッペ数が大きい場合は G 模型眼のシミュレーション結果がそのまま適用できない。例えば、PL 模型眼のように角膜のアッペ数が大きく (現実的な値ではないが) 色収差が少なければ、IOL のアッペ数の違いが眼球全体の色収差に直接反映する (図 3)。色収差の絶対値は小さくなるといっても、このような眼においては、色収差に対する生理的な許容範囲も小さいことが予想され、IOL のアッペ数の適正範囲も変更される可能性はある。したがって、IOL 挿入眼の色収差問題をより厳密に論議するためには、角膜の光学的特性がより正確に解明される必要がある。

文 献

- 1) 大鹿哲郎: 小切開白内障手術. 5, 医学書院, 東京, 1994.
- 2) 永田豊文, 久保田慈他: 眼内レンズ挿入眼における色収差. 日眼会誌 103: 237-242, 1999.
- 3) Kohnen S, Ferrer A & Brauweiler P: Visual function in pseudophakic eyes with poly (methyl methacrylate), silicone, and acrylic intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 22: 1303-1307, 1996.
- 4) 西信元嗣編著: 眼光学の基礎, 132, 金原出版, 東京, 1990.
- 5) Howarth PA, Zhang XX, Bradley A, Still DL & Thibos LN: Dose the chromatic aberration of the eye vary with age? J Opt Soc Am A 5: 2087-2092, 1988.
- 6) Navarro R, Sanamaria J & Bescos J: Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. J Opt Soc Am A 2: 1273-1281, 1985. (Herzberger の分散式 {Kingslake R: Lens Design Fundamentals. 14, Academic Press, 1978.} から推定した値を用いる)
- 7) Sivak JG & Mandelman T: Chromatic dispersion of the ocular media. Vision Res 22: 997-1003, 1982.
- 8) 日本眼科学学会編: 基準波長統一特集号, 41, 視覚の科学 15 (別冊), 1994.
- 9) 塩川安彦, 大沼一彦他: 模型眼による眼内レンズの MTF 測定. 視覚の科学 15: 29-33, 1994.
- 10) 大沼一彦, 塩川安彦他: CCD カメラを用いた IOL の像観察装置. 視覚の科学 18: 43-48, 1997.
- 11) 松居吉哉: レンズ設計法. 48, 共立出版, 東京, 1972.
- 12) Bedford RE & Wyszecki G: Axial chromatic aberration of the human eye. J Opt Soc Am 47: 564-565, 1957.
- 13) 日置隆一: 第 1 章 光と色. 色彩科学ハンドブック, 5, 東京大学出版会, 東京, 1979.
- 14) 小瀬輝次: フーリエ結像論. 189, 共立出版, 東京, 1979.
- 15) JIS Z8720: JIS ハンドブック 39 光学 1988. 669, 日本規格協会, 東京, 1988.

アンケート調査を利用した白内障における視機能評価法

三宅三平, 三宅謙作, 太田一郎
眼科三宅病院

Evaluation of the Visual Function in Cataract Patients Utilizing Questionnaires

Sampei Miyake, Kensaku Miyake and Ichiro Ota
Miyake Eye Hospital

I. 緒 言

VF14 は、日常の視体験における見え方を点数化することによって、視力などの既存の視機能評価法よりも日常生活に則した形の視機能評価をしようとする目的で考えられた検査法である。我々は以前に、米国製の VF14¹⁾ は白内障などの患者の視機能評価に有用ではあるが、日本人のとくに高齢者には使いにくいことを指摘し改良を試みた²⁾。その改良点は以下のごとくであった。すなわち、設問のいくつかの内容を日本人の生活に馴染み深いものに変更したこと、質問される視標が遠方、中間距離、近方のすべての距離のものでかつ大、中、小のすべての大きさを網羅するように設問を追加したこと、また日本人の高齢者はしばしば矯正すれば視力が向上する場合にも眼鏡を使用しないことがあるので、患者の日常において眼鏡を使用する習慣がない場合には裸眼の状態で行ったこと、更に、見にくさの程度をより具体的に分類したことなどであった。VF14 では、例えば新聞を読むとか薬の瓶のラベルの字を読むといった日常よく遭遇する視体験における見え方を、「全く見にくくない」から「質問内容がほとんど理解できないほど見えない」までの5段階に分け、見え方によって4~0点の点数を与え、日常生活における見え方を点数で示している。患者が

日常遭遇しない視体験は質問からはずし、回答を得た質問の得点の総和を質問数で割りすなわち4点満点の平均点を取り、その値に25を乗じた数字が視機能指数として表現される。結果として、患者の日常の視機能が100点満点の視機能指数として示されることになる。指数が大きければ日常見にくさを感じていないことを示す。したがって、患者の生活の多様性に対応して患者が答える設問数が少なくならないようにするために設問内容を日常生活において卑近なものにすることは重要であるし、視機能指数を普遍的なものにするために質問される視標の距離や大きさに偏りがなくとも大切である。VF14 の改良はこのために行われたものであった。

今回我々は、米国製の VF14 と我々が改良した VF14 (modified visual function test 以下 MVFT) との間にかなる検査結果の差があるかを臨床例において検討した。

II. 対象および方法

湘山会眼科三宅病院で白内障手術を予定していた34~86歳、平均年齢68.9歳の44名(男女22名ずつ)を対象とした。この44名に VF14 と MVFT を用いたアンケート調査を施行して、対象となったアンケートの設問数、得られた回答数、回答率、更に VF14 と

別刷請求先: 462-0823 名古屋市区東大曾根町上 5-1070 湘山会眼科三宅病院 三宅三平
(1999年5月10日受理)

Reprint requests: Sampei Miyake Miyake Eye Hosp
1070-Kami 5, Higashiozone-cho, Kita-ku, Nagoya 462-0823, Japan
(Received and accepted May 10, 1999)

MVFT から得られた視機能指数を検討した。VF14 では自動車の運転をするかどうかで最初から対象となったアンケートの設問数が異なる。運転する患者は14の設問が用意されるが、運転しない場合には設問数は12となる。MVFT では、設問が増えていること以外に、自動車もしくは自転車の運転をするかどうかといったことと、設問になかったことでも日常見にくいと感じることがあれば追加して見にくさを答えてもらうようにしたので、VF14 より対象となったアンケートの設問数自体が多くなっている。基本的には、自動車や自転車を運転しない場合は16、運転する場合には18の設問数となるが、日常見にくいと感じることが設問内容以外にあれば、更にその数は増える。したがって MVFT では患者間での対象設問数の差も VF14 よりも大きくなった。具体的な MVFT のアンケート用紙を図1に示した。

III. 結 果

対象となったアンケートの設問数(平均値)は、VF14 で 12.7, MVFT では 17.0 であった。このうち回答の得られた設問数(平均値)は、VF14 では 9.4 件, MVFT では 13.7 件であった。したがって回答された設問の対象となった設問数に対する比率は、VF14 で 74.0%, MVFT で 80.6% であった。

2種類のアンケート用紙を用いて得られた視機能指数は以下のごとくであった。両眼が同程度の白内障症例では、得られた視機能指数の平均値は VF14 で 66.1, MVFT では 68.0 であった。片眼の白内障がまだ軽度の症例では、視機能指数の平均値は VF14 で 84.1, MVFT で 86.5 であった。個々の症例では、VF14 と MVFT における視機能指数の差が5以上であった症例を11例、10以上であった症例も2例認めた。

今回はとくに屈折矯正をしないで調査を行った症例もあったので、同程度の視機能指数を示した症例でも、一方は近見の視標に対する質問で点数を稼ぎ、他方では遠見の視標に対する設問で点数を稼ぎ、結果として両者が同程度の指数を示した症例も認めた。

IV. 考 察

VF14 のようなアンケート調査では、回答される設問数が減少してしまうと結果に偏りが出て、視機能障害の程度を正確に判断できなくなる危険がある。また、生活における視環境についても、近見が主体をな

している人と遠見が主となっている人など、個々の多様性を考慮して設問を用意しないと得られた結果の判断を間違える危険もある。これらを考慮して MVFT では設問内容を作られている²⁾。

対象となったアンケートの設問数が VF14 の 12.7 から MVFT 17.0 に増えたことは、日常生活においてより広範囲の視体験に対して質問がなされるようになったことを意味し、患者間の生活の多様性に対応できるので、ここから得られる結果の偏りを減少させることができると考えられる。更に、与えられた設問に対して得られた回答数は平均値で、VF14 の 9.4 件(回答率 74.0%) から MVFT では 13.7 件(回答率 80.6%) と増加していることは、今回の対象者にとっては VF14 の質問内容より MVFT の方が日常よく遭遇する視体験に一致していたと考えられた。したがって得られる視機能指数も、MVFT の方がより正確である可能性があると考えられる。個々の症例で得られた視機能指数を比較すると、まず白内障の程度に左右差のある症例では視力の良好な眼の状態が結果に反映されてしまうので、両眼同程度の白内障をもつ症例よりも良好な指数が得られてしまう。これは、このような検査法では常に起こることなので注意しなくてはならない。VF14 と MVFT における指数の比較では、平均値は MVFT の方が VF14 よりもやや良好な結果を示したが大差はなかった。しかしながら、個々の症例で比較すると指数の差が5以上あった症例は11例、10以上の差を認める症例も2例認め、検査法による結果の違いの著明な症例も認められた。被験者に馴染みが薄い設問が多いと全体の設問の母数が小さくなり、得られた結果の判断を狂わせることにもなるので注意しなくてはならない。

すべての患者が、遠見でも近見でも常に完全矯正下で生活をしていれば問題はないのであるが、実際はそうではないので、今回は屈折矯正の有無を日常生活に準じた状態でアンケートを行った。このような検査状況では、指数の内容も吟味して視力障害の判断の一助とすべきである。すなわち、今回の症例で同程度の指数でも得点を得ている質問内容が全く異なることがあった。近見の視標で点数を稼いだ症例と遠見で点数を稼いだ症例では、実際の質問に対する回答の内容は全く異なっているにもかかわらず、指数だけから判断してしまうと全く同程度の視機能障害と考えられてしまう。日常、近見優位の生活をしている人にとっては、本検査の結果が遠見で点数を稼いだ結果の指数ならば、示された指数以上に不満を感じると考えられ

視機能アンケート

施行日時 年 月 日

氏名： 、年齢 才、性別（男、女）、カルテ番号

眼鏡をめていますか？

1. はい、 2. いいえ

答が「はい」の場合、

どんな種類の眼鏡ですか？ 1. 遠用、2. 近用、 3. 両方または両用

現在、眼鏡を使用していますか？ 1. はい（1. 遠用だけ使用、2. 近用だけ使用、3. 両方とも使用）、

2. 時々（1. 遠用だけ使用、2. 近用だけ使用、3. 両方とも使用）、3. いいえ

[日常生活で眼鏡を使用していない場合には、眼鏡を使用しない時の自覚症状を質問する。]

(1) 眼鏡をかけていても、細かい文字（例えば、薬瓶や食品のラベルの文字とか辞書の文字あるいは電話帳の文字など）が読みにくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. 細かい文字は見ない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(2) 眼鏡をかけていても、新聞や本が読みにくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. 新聞や本は読まない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど読めない

(3) 眼鏡をかけていても、腕時計の文字盤が見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. 腕時計は使わない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(4) 眼鏡をかけていても、新聞や本の見出しの文字や電話機の数字などが見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなものは見ない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(5) 眼鏡をかけていても、手紙や書類が書きにくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. 手紙や書類は書かない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど書けない

(6) 眼鏡をかけていても、将棋、トランプ、花札、マージャンなどのゲームがしにくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. ゲームはしない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんどできない

(7) 眼鏡をかけていても、絵を描いたり、縫い物や編み物をしたり、日曜大工のような手仕事でしにくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなことはしない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんどできない

(8) 眼鏡をかけていても、料理がしにくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. 料理はしない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんどできない

(9) 眼鏡をかけていても、テレビが見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. テレビは見ない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(10) 眼鏡をかけていても、階段や歩道の段差がみにくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなところへは行かない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(11) 眼鏡をかけていても、置き時計の文字盤やカレンダーの数字が見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなものは見ない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(12) 眼鏡をかけていても、近づいてくる人が見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなものは見ない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(13) 眼鏡をかけていても、卓球、ゲートボール、ボーリング、テニス、ゴルフなどのスポーツをする時に、見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなことはしない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(14) 眼鏡をかけていても、地下鉄や汽車（あるいは電車）の駅の時刻表が見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなものは見ない（地下鉄や電車には乗らない）

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(15) 眼鏡をかけていても、近づいてくるバスや電車に書いてある行き先が見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなものは見ない（バスや電車に乗らない）

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(16) 眼鏡をかけていても、交通標識や店の看板などの表示物が見にくいことがありますか？

1. はい、 2. いいえ、 3. そんなものは見ない

答が「はい」の場合、見にくい程度は、1. 少し、 2. かなり、 3. 非常に、 4. ほとんど見えない

(17) 現在、自転車か自動車の運転をしていますか？

1. はい（1. 自転車、2. 自動車、3. 両方）（問18、19へ）、 2. いいえ（問20へ）

(18) 昼間、運転をする時の見にくさはどんな程度でしょうか？

1. 見にくいことはない、 2. 時に少し見にくいことがある、 3. 時々見にくく感ずる、 4. 非常に見にくく感じている

(19) 夜間、運転をする時の見にくさはどんな程度でしょうか？

1. 見にくいことはない、 2. 時に少し見にくいことがある、 3. 時々見にくく感ずる、 4. 非常に見にくく感じている

(20) この他に普段見にくいと感じることがあったらどんな時か教えて下さい。また見にくさの程度はどれくらいですか。（いくつもある時は全部記載すること）

1. (), 2. (), 3. ()、

見にくさの程度の目安

1. **少し**：時々見にくく感じるが、普段はほとんど支障がない。

2. **かなり**：時々見にくく感じ、普段も時々支障がある。

3. **非常に**：無理すれば見えるが、しばしば支障がある。 視機能指数 () 点

4. **ほとんど見えない**

図1 MVFT の検査用紙

VF14 の設問内容を日本人向きに変更し、遠方、中間距離、近方のそれぞれの距離の大、中、小の様々な大きさの視標に対する設問がすべて網羅されるように設問を設定して追加した。

設問(5) (6) (13) (17)は日本的に内容を変更した部分で、設問(3) (11) (14) (15) (20)は追加されたものである。

見にくさの程度も VF14 では曖昧であったので、その目安も具体的に示している。

る。このような偽性の検査結果というべき結果は、当然のことながら遠見も近見も完全矯正されていれば起こらないと思われるが、白内障手術の対象となる年齢層ではしばしば眼鏡を使用したからないことがある。したがってこのような偽性の結果はとくに、術後の視機能評価をする場合には念頭においておく必要があ

る。上記のような患者において、術前の検査結果が遠見で点数を稼いだもので術後には近見で点を稼ぎ、結果として指数が同程度であった場合には、実際には患者が満足していても指数上の評価では「あまり改善していない」と考えられてしまい、検査結果と患者の自覚の間に差が生じることになる。

V. 結 語

VF14 と我々が改良した MVFT の両方を用い、44名の白内障術前患者にアンケートを行い、設問に対する回答状況と得られた視機能指数の違いを検討した。回答対象となった設問数、回答された設問数、設問の回答率のいずれにおいても MVFT の方が VF14 よりも大きい値を示し、MVFT は日本人向きに改良された検査と考えられた。視機能指数も両者の間で大きな差を認める症例があった。本検査の結果の評価にお

いては、単に指数だけでなく設問の内容も吟味して視機能評価を行うことが大切であると考えられた。

文 献

- 1) Steinberg EP, Tielsch JM et al: The VF14; An index of functional impairment in patients with cataract. Arch Ophthalmol 112: 630-638, 1994.
- 2) 三宅三平, 太田一郎, 前久保久美子, 三宅謙作: 視機能評価法 (VF14) の改良. IOL & RS 11: 116-120, 1997.

白内障手術を受けた高齢者の術後生活視力

中泉 裕子

金沢医科大学眼科学教室

Assesment of Life of Aged Patients after Cataract Surgery

Hiroko Nakaizumi

Department of Ophthalmology, Kanazawa Medical University

最近、金沢医科大学病院で白内障手術が施行された304症例を対象に年齢層を80歳未満、80歳以上の2群に分け、術後の生活視力を中心に問診調査を行った。結果をまとめると、1. 新聞などの近距離視力では80歳未満、80歳以上ともに眼鏡なしで見えると答えたものが51.1%、47.3%であり、眼鏡ありで見えると答えたのはそれぞれ40.3%、41.8%であった。2. 中間距離視力はテレビが見えるか否かで調査した。両者ともに眼鏡をかけなくても見ると答えた症例が80歳未満では72.5%、80歳以上では76.8%と両者ともに多かった。3. 眼鏡使用状況については80歳以上の高齢者では眼鏡を使用していない症例が約半数の51.0%であり、80歳未満の症例の35.8%に比較し有意に多かった。4. 白内障手術を受けての満足度は、片眼手術群、両眼手術群を合わせた全体でみると80歳未満では83%、80歳以上では78%が満足していた。白内障手術は患者自身のQOLの向上につながっていることが、本調査からも明らかにすることができた。しかし、多くの症例が全身的に高いリスクを有している。高齢者の手術には慎重に対処すべきである。

(視覚の科学 20: 58-62, 1999)

キーワード：高齢者，白内障手術，アンケート調査，術後生活視力

Key Words: Aged patients, Cataract surgery, Questionnaire, Visual function after cataract surgery

I. 緒 言

白内障の手術手技がほぼ確立し、手術結果も大方が満足できる今、手術適応の決定根拠も以前とは異なり、混濁の程度だけでなく生活視力の低下も適応決定に大きくかかわってきたこともあり、高齢者の手術例が急速に増加している。高齢者の白内障手術については、術前、術後の検討は少なくない¹⁻⁶⁾が、術後の生活視力の評価の検討はいまだ少ない^{6,7)}。術後患者追跡の一つとしての問診の調査をこれまで行ってきた経験

がある⁸⁾が、今回は高齢者を中心に白内障術後患者の術後の生活状況を調査した。

II. 対象および方法

対象は金沢医科大学病院眼科で1997年6月～1998年5月の間に白内障手術を施行した304症例で、このうち術前に金沢医大式13項目問診調査が可能であった男性67例、女性128例、計195症例である。年齢は50～93歳(平均76.5±6.5歳)で、80歳未満(50～79歳、平均68.9±9.8歳)が139例、80歳以上(80～93歳、平均

別刷請求先：920-0293 石川県河北郡内灘町大学1-1 金沢医科大学眼科学教室 中泉裕子
(平成11年6月25日受理)

Reprint requests to: Hiroko Nakaizumi Dept of Ophthalmol, Kanazawa Medical Univ
1-1 Daigaku, Uchinada, Kahoku-gun, Ishikawa 920-0293, Japan
(Received and accepted June 25, 1999)

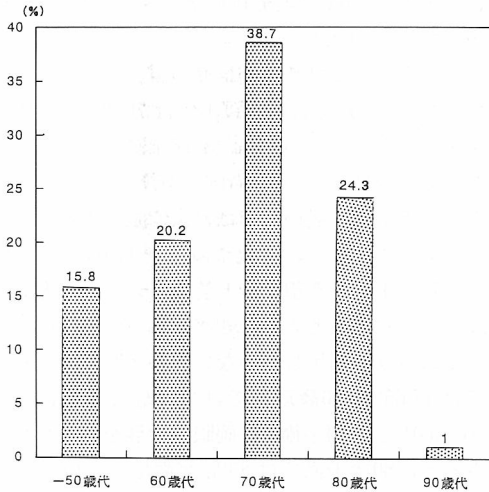


図1 対象症例の年齢分布
N=195

表1 金沢医大問診事項

- ◎どちらの眼が不便ですか (右眼/左眼)
 ◎どのように不便か次の間で示して下さい
1. 遠くが見づらい
 2. 人の顔がわかりにくい
 3. テレビが見にくい
 4. 新聞が読みにくい
 5. スリガラスを通して見ている感じ
 6. まぶしい
 7. 陽のあたるところでは見にくい
 8. 夜の運転が困難
 9. 暗い感じがいつもする
 10. 物が見づらくて疲れる
 11. 交通信号の色がわかりにくい
 12. ものが茶色、灰色に見える
 13. 二重に見える

☆5段階評価

評価点

- | | |
|---------|----|
| 1 極めて不便 | 5点 |
| 2 不便 | 4 |
| 3 やや不便 | 3 |
| 4 時に不便 | 2 |
| 5 不便はない | 1 |

最高65点～最低13点

84.2±3.2歳)が56例であり、80歳以上が全体の24%を占めている(図1)。

著者の施設でこれまで使用してきた独自の白内障手術患者に対するアンケート調査⁹⁾(表1)と同一内

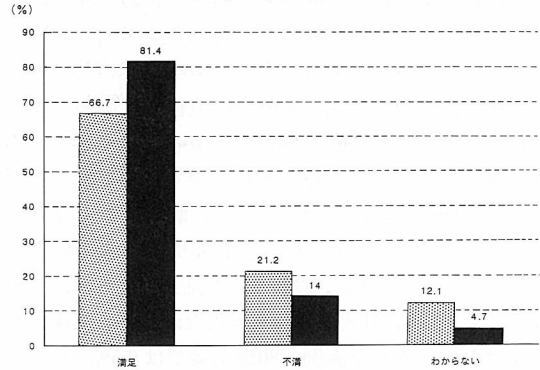


図2 術後の視機能に対する満足度
術前視力 □: ~ 0.2 , ■: $0.3\sim$

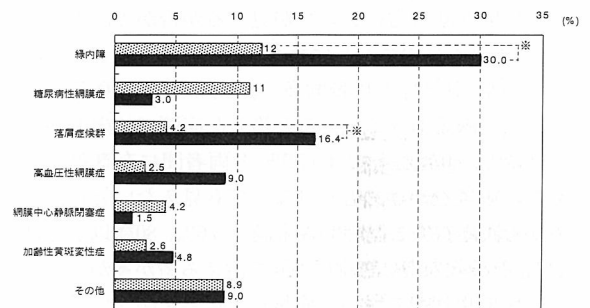


図3 対象症例の眼合併症
□: 80歳未満, ■: 80歳以上, *: $p < 0.01$

容の質問事項を対象者に送付し、その回答を得た。回答による調査事項の評価は前報どおり5段階(極めて不便の5点から不便はないの1点まで)で行った。

III. 結 果

今回の対象の年齢分布を図1に示す。80歳未満が79例75%、80歳以上が56例25%であった。80歳以上では男性が16例、女性が40例を占めていた。

80歳以上の症例で術後視力の改善にどれだけ満足しているかという点、術前視力が0.3以上であった症例の80%が術後の視覚に満足しており、術前から視力の悪い症例ほど、術後の視力の出方に満足していない傾向にあった(図2)。これは白内障以外の眼科疾患の合併によるものが少なかった。ここで白内障手術症例の眼合併症を挙げると(図3)、最も多い合併症は緑内障であり、とくに80歳未満の12%に対し80歳以上では30%以上を占め、他の合併症と比較しても有意に多い合併症であった($p < 0.01$)。次に多かつ

たのが落屑症候群で、80歳未満の4%に対し80歳以上では16%以上を占めていた(有意差あり $p < 0.01$)。糖尿病網膜症は逆に80歳以上では減少していた。

術後の近距離、中間距離視力の改善度についてまとめた(図4)。近距離視力は新聞、本が読めるか否か、中間距離視力はテレビが見えるか否かで調査した。近距離視力は80歳未満、80歳以上ともに眼鏡なしで見えると答えたものが51.1%、47.3%であり、両者間に有意差を認めた($p < 0.01$)。眼鏡ありで見ると答えたのが両者とも40.3%、41.8%と有意差はなかった。手術したが見えないと答えた症例が80歳未満では6.5%、80歳以上では3.6%と不満を訴える者が80歳未満に多かった。また、80歳以上で術後見えないと答えた症例を7.3%認め、80歳未満の2.2%に比較して有意に多かった。中間距離視力はテレビが見えるか否かで調査したが、両者ともに眼鏡をかけなくても見ると答えた症例が72.5%、76.8%と比較的多く、両者間に有意差はなかった。眼鏡ありで見ると答えた症例が80歳未満では23.2%、80歳以上では17.9%と両者間に有意差を認めた。眼鏡をかけてもかけなくても見えないと答えた者が近距離視力と同様80歳未満で3.6%、80歳以上では1.8%と80歳未満に有意に不満を訴える者が多かった。

眼鏡使用状況について検討した結果を図5に示す。80歳以上の高齢者では眼鏡を使用していない症例が約半数の51.0%であり、80歳未満の症例の35.8%に比較し有意に多かった($p < 0.01$)。眼鏡使用症例では両者ともに近用眼鏡の使用が多く、80歳未満の症例では24.1%、80歳以上でも23.6%と有意差はなかった。遠近両用も合わせて遠用眼鏡の使用は80歳以上で低く、80歳未満で遠用が19.7%、遠近両用が20.4%である

のに比較し、80歳以上では両者とも12.7%と有意に低かった($p < 0.01$)。

白内障手術を受けての満足度の調査結果を示す。片眼手術群(図6)では80歳以上では76.2%が白内障手術を受けて満足していたが、80歳未満では満足していると答えたのは64%で両者間に有意差を認めた($p < 0.01$)。しかし、80歳以上では将来傍眼の手術を希望すると答えた人はなく、80歳未満では17.65%の症例が将来傍眼の手術を希望すると答えており、両者間の白内障手術に対する考え方が如実にあらわれている検討結果であろう。満足していないと答えた症例は80歳未満では17.65%、80歳以上では23.8%と有意に多かった($p < 0.01$)。片眼手術群、両眼手術群を合わせた全体でみると、80歳未満では83%が満足していると答えている(図7)。しかし、80歳以上では満足していると答えたのは78.4%であった(有意差あり、 $p < 0.01$)。満足していないと答えたのは前者が11.3%、後者が15.4%であった。理由は、視力が変わらないためと答えたものが1.5%、よく見えるようになったが、疲れやすいが1%あった。アンケート調査の項目別では眩しいという自覚は全体で45%が感じていたが、これが不満と訴えた者は2%であった。

手術患者の全身状態について検討した(図8)。80歳未満では糖尿病を合併した患者が最も多く24.5%であったが、80歳以上では軽度低下し、22.5%であった。両者間に有意差はなかった。80歳以上で、未満の群と比較して有意に多かった($p < 0.01$)のは高血圧症であり、80歳未満では14.7%であるのに比し、80歳

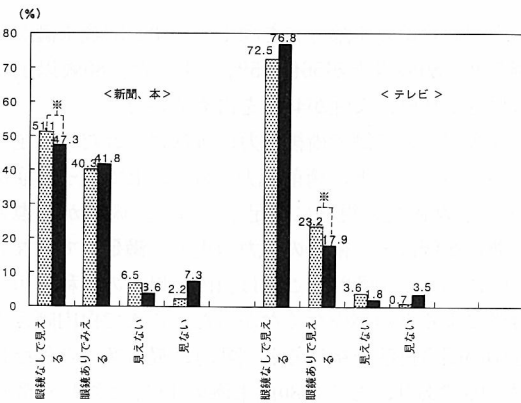


図4 術後の近距離・中間距離視力の改善度
 □: 80歳未満, ■: 80歳以上, ※: $p < 0.01$

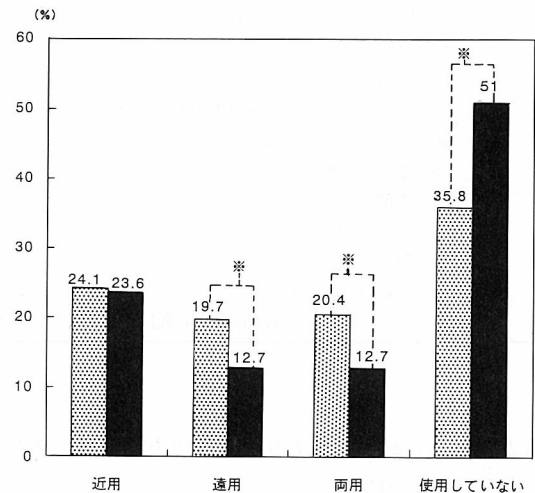


図5 手術後の眼鏡使用状況
 □: 80歳未満, ■: 80歳以上, ※: $p < 0.01$

以上では26.3%を示した。80歳未満では2番目に多く、80歳以上では3番目に多かったのが心疾患であり、両者間に有意差を認めた ($p < 0.01$)。脳梗塞においても有意に80歳以上に多かった。しかし、全身合併症なしと答えたのが両者とも23%前後を示し多かった。

手術患者の全身合併症について80%に近い患者が内科疾患を合併しているにもかかわらず、それでも術後元気と答えている患者は90%近くあった(図9)。とくに80歳以上の症例で術後元気と答えたのが、若干だが80歳未満の症例を上回っていた。また、調子が悪いと答えた症例も80歳未満が上回っていたが、どちらも有意差はなかった。健康状態については、術後1年の間に80歳以上の症例で1%(3名、心疾患のため)の患者が死亡していたが、実際には80%以上の患者が

元気な生活をしていた。

IV. 考 察

眼内レンズ挿入術(以下 IOL 手術)の普及に伴い対象患者の年齢層の高齢化が目立ってきた。肉体的な負担の少ない安全な手術であることが高齢者にも広く認識されはじめたこと、術後の視機能の改善, quality of vision (以下 QOV) の意義が高齢者の quality of life (以下 QOL) の保持にいかにか寄与するかも正当に評価されるようになったことがその原因であろう。IOL 手術後の視機能改善についてはこれまでに内外に多くの報告がある¹⁻¹⁵⁾。術後の視機能を正しく評価するには術前同様の眼科検査を再度行うことであるが、検査方法として研究グループの提案する金沢医大式問診⁸⁾, VF-14 test¹⁰⁾ などがある。日常生活のなかでの行動を具体的に問うだけに QOV の評価には有用な手段と考える。

本検討は手術患者を80歳未満、80歳以上の超高齢者の2群に分けて検討したが、両者間の線引きは著者が本検討のために暫定的に行ったものである。

通常は視力をもって術後視機能を評価することが多いが、今回の調査は満足度という質の異なった基準で行ったものである。80歳未満群では白内障手術後の満足度が83%、80歳以上群でも78%と両者ともに比較的良好な結果を得ている。術前の視力低下の原因が白内障と合併病変による症例では年代を問わず、術後の見え方に対する満足度は低い傾向にあった。上田らは、網膜を含むより中枢レベルでの加齢性の機能低下も術後視機能に反映することを指摘している²⁾が、白

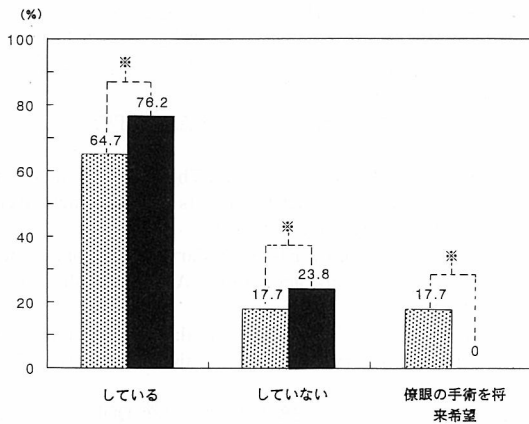


図6 白内障手術を受けての満足度(片眼手術例)
 □: 80歳未満, ■: 80歳以上, *: $p < 0.01$

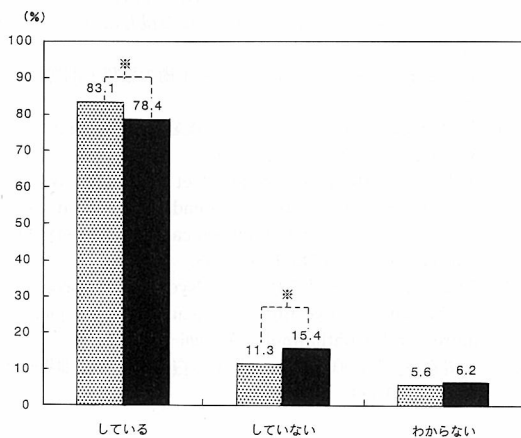


図7 白内障手術を受けての満足度(両眼, 片眼手術例)
 □: 80歳未満, ■: 80歳以上, *: $p < 0.01$

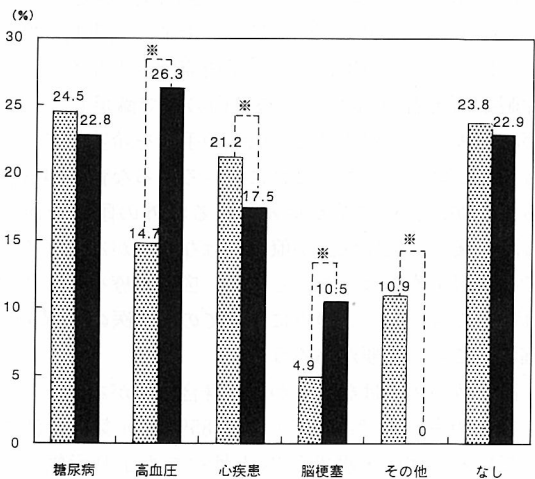


図8 術前の全身合併症
 □: 80歳未満, ■: 80歳以上, *: $p < 0.01$

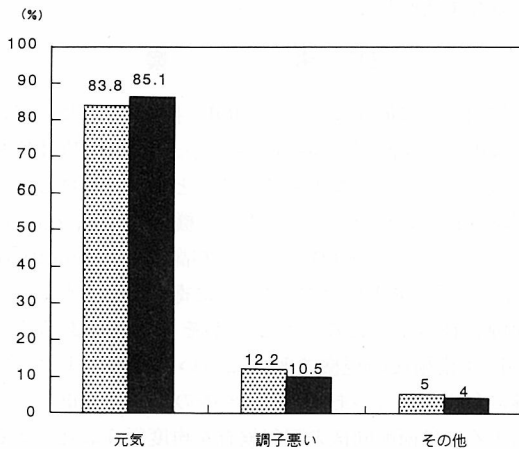


図9 術後の健康状態
 □: 80歳未満, ■: 80歳以上

内障単独の存在が手術施行の理由である症例に限ったなら前記の80数%をこえる満足度を期待してよいと考えたい。術後の眼鏡使用については遠・近にかかわらず80歳以上では半数(51.0%)が日常生活のなかでは使用していなかったが、80歳未満でも35.8%が同様であった。中間・近距離とも眼鏡なしで満足できるとする者が半数前後いることから上記の数値は妥当と考える。術後の不満として1%に疲れやすいとあったが、手術に直接関係したものでどうかは不明である。問診解析の限界を示す項ととらえる。曇る、眩しいの自覚が45%と比較的多かったが、これをもって不満とするものは2%に過ぎなかった。眩しさの自覚は経過とともに変動するものと思うが、2群間で有意差が認められた。80歳以上でより眩しさの訴えが多かった。

片眼手術、両眼手術間では当然術後の視機能に差があるはずだが、現実には片眼手術症例が少なくない。片眼手術患者の70%は片眼手術のみで満足しているが、80歳以上の対象者には僚眼の手術を希望しているものはゼロであった。これにはいろいろな背景が考えられるが、福祉政策が進んでいる海外の国のなかにも、保険での治療保証が僚眼にはない国がある。そこでの両眼手術数は少ないと聞く。広く医療を考えなければならない今、この点についての専門医の見解を明確にしておく必要がある。

高齢者の多くはなんらかの全身合併症があるとみてよい。80歳以上であっても術後85%が元気に生活をしている。80歳未満の79%と比べてもより元気であ

る。手術の全身への侵襲はほとんどないということは術前患者へのよい情報となろう。術後1年の間に3名が心疾患のために死亡していた。予測できなかった数ではあるが、超高齢者については術後の余命についても十分考慮した上で手術決定でなければならないことを示唆したものと受けとめたい。

高齢者といえど十分元気に生活している人達が多い現在、白内障手術がQOVを良好にし日常生活を更に改善させるものである以上、全身合併症に留意しながら片眼でも白内障手術を施行することがひいては社会的活動性の改善にもつながり意義あるものと考え

文 献

- 1) 吉田紳一郎, 波紫秀厚他: 高齢者の老人性白内障手術成績. あたらしい眼科 5: 1769-1774, 1988.
- 2) 上田昌弘, 川島重信他: 白内障術後視力における加齢の及ぼす影響—13施設で行ったアンケートの統計. 眼紀 41: 1189-1193, 1990.
- 3) 酒井正典: 偽水晶体眼の両眼視機能. 眼科手術 5: 263-269, 1992.
- 4) Steinberg EP, Tielsch JM et al: The VF-14. An index of functional impairment in patients with cataract. Arch Ophthalmol 112: 630-633, 1994.
- 5) Steinberg EP, Bass EB et al: Variation in ophthalmic testing before cataract surgery. Arch Ophthalmol 112: 896-908, 1994.
- 6) Steinberg EP, Tielsch JM et al: National study of cataract surgery outcomes. Ophthalmology 100: 1131-1141, 1994.
- 7) 高田 潤: 老人性白内障患者の術前術後 QOL について. IOL & RS 9: 148-159, 1995.
- 8) 富川節子, 鈴木さやか他: 老年期痴呆患者の白内障手術. 眼臨 90: 475-478, 1996.
- 9) 星 兵仁, 川島千鶴子他: 高齢者における視力と日常生活動作の関係. 眼紀 48: 511-515, 1997.
- 10) 澤崎弘美, 森 林平: 白内障術後の視力について. 眼臨 91: 243-242, 1997.
- 11) 萱場幸子: 高齢者に対する白内障手術の結果と問題点. 眼紀 48: 1315-1318, 1997.
- 12) 野村秀樹, 下方浩史: 白内障術後屈折度と Quality of Vision. 眼紀 49: 935-939, 1998.
- 13) Tobacman JK, Zimmerman B et al: Visual function impairments in relation to gender, age, and visual acuity in patients who undergo cataract surgery. Ophthalmology 105: 1745-1750, 1998.
- 14) Mangione CM, Lee PP et al: Psychometric properties of the national eye institute visual function questionnaire. Arch Ophthalmol 116: 1496-1504, 1998.
- 15) 松場真弓, 藤澤直子他: 90歳代の白内障手術. 眼臨 93: 283-285, 1999.

偽水晶体眼の視機能

—色と解像度—

根岸一乃

東京電力病院眼科

I. 目 的

白内障術後の屈折矯正法としては眼内レンズ（以下 IOL）挿入が一般的であるが、臨床で偽水晶体眼患者が“文字の色により見にくいことがある”と訴えるのを経験することがある。今回、この“色による見にくさ”について、カラーチャートを用いて検討した。更に挿入 IOL の種類により色別の解像度に差があるかどうか、また色収差との関連についても考察したので報告する。

II. 対象ならびに方法

対象は白内障術後患者15例22眼である。術式は全例超音波水晶体乳化吸引術および IOL 挿入術で、術前後を通じて合併症がなく、術後1カ月以上経過観察した矯正視力1.0以上の眼を対象とした。また、術後 IOL の明らかな偏位や傾斜、後発白内障はなかった。これらを挿入 IOL により polymethylmethacrylate (以下 PMMA) IOL 群 (9 例15眼)、シリコン IOL 群 (3 例3眼)、ソフトアクリル IOL 群 (3 例4眼) の3群に分け比較検討した。また、対照として正常有水晶体眼 (3 例3眼、自覚的屈折値 ± 1.5 D 以内) についても同様の検査を行った。いずれの群においても年齢、術後経過観察期間、角膜乱視量、IOL 度数には有意差はなく (Kruskal-Wallis 検定, $p > 0.05$)、IOL 度数は 17.0~24.0 D に限った。検査にはカメラや望遠鏡などの光学機械の色収差を調べるために開発された、白地背景に黒、黄、赤、青の4色の視標からなるカラーチャートである Resolving Power Chart (Ed-

mund Scientific Co, Barrington, NJ, USA) (図1) を用いた。これにより各色別視標に対する解像度を測定した。また、赤色視標と青色視標に対する最良矯正時の矯正度数の差を測定した。

III. 結 果

各群において解像度を視標の色により比較すると、各群とも青色、赤色の視標よりも黄色の視標の解像度が低い傾向にあり、PMMA IOL 群では黄色の視標の解像度が赤色、青色の視標の解像度よりも有意に低かった (Wilcoxon 符号順位検定, $p < 0.01$) が、シリ

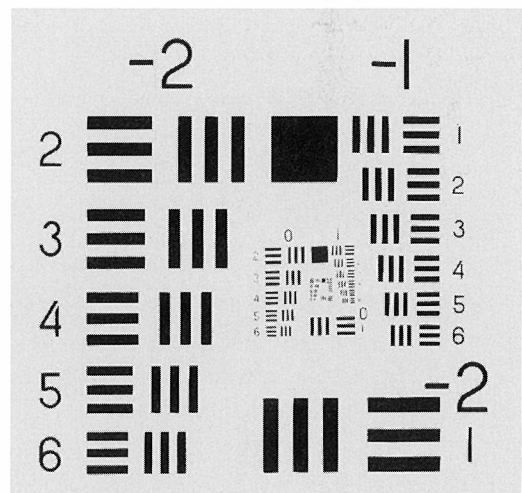


図1 Resolving Power Chart
図に示すパターンの視標が黒、黄、赤、青の4色ある。

別刷請求先：160-0016 東京都新宿区信濃町9-2 東京電力病院眼科 根岸一乃
(平成11年4月30日受理)

Reprint requests to: Kazuno Negishi Dept of Ophthalmol, Tokyo Denryoku Hosp
9-2 Shinanomachi, Shinjuku-ku, Tokyo 160-0016, Japan
(Received and accepted April 30, 1999)

コーン IOL 群, ソフトアクリル IOL 群, 有水晶体眼では各色ごとの解像度に有意差はなかった (Wilcoxon 符号順位検定, $p > 0.05$)。しかし, 各色別の解像度は黄色視標, 赤色視標, 青色視標とも IOL 群間で有意差はなく, 各 IOL 群と正常有水晶体眼の間にも有意差がなかった (Kruskal-Wallis 検定, $p > 0.05$)。赤色視標と青色視標に対する最良矯正時の矯正度数の差の平均値 (diopter) は PMMA IOL 群 0.13 ± 0.22 D (平均値 \pm 標準偏差 以下同様), シリコーン IOL 群 -0.50 ± 0.50 D, ソフトアクリル IOL 群 -0.06 ± 0.13 D, 有水晶体眼 0.08 ± 0.29 D で, 各群間で有意差を認めなかった (Kruskal-Wallis 検定, $p > 0.05$)。なお, 視力測定時に使用した矯正レンズの色収差はほとんど無視できる程度と考えられた。

IV. 結 論

偽水晶体眼において, 白地背景では赤色視標, 青色

視標よりも黄色の視標が見にくい傾向にあったが, これは有水晶体眼と同様の傾向であった。また, 挿入 IOL の違いにより色視標の見やすさに差が出ることはないと考えられた。更に, 背景が白地であるという影響はあるものの, 赤色視標と青色視標の矯正度数の差は偽水晶体眼という屈折系全体の色収差をある程度反映すると考えられる。したがって, この値が小さく, IOL の種類によって差がなかったことは, 解像度に関して偽水晶体眼の色収差が日常生活ではそれほど問題にならないという可能性を示唆する。しかし, 色収差が術後視機能に及ぼす影響については更に症例を増やし, 波長を限定した検査方法で検討する必要があると考えられた。

本稿は学会発表したものの講演要旨である。

偽水晶体眼の視機能 —小児の偽水晶体眼—

塚原 康友

神戸大学医学部眼科学講座

成人における白内障手術は、白内障により失われた視力を回復させるのが目的である。それに対し、小児では白内障手術により視力の発達を促すという意味合いが大きく、術後の屈折矯正をいかに適切に行うかで患児の視力予後が大きく異なってしまう。現在主として行われている矯正法はコンタクトレンズによるものであるが、扱いの困難さ、頻回の紛失に伴う経済的問題などの点から最善のものとはいえない。この点からは成人の白内障手術で一般に行われている眼内レンズ(以下 IOL) 挿入術を同時に行うことが有利であるが、小児ではいまだ長期予後などが不明な点から一部の施設で行われているに過ぎず、多くの症例の蓄積が必要な状態である。

今回、神戸大学病院で施行した小児白内障に対する IOL 挿入術に関し、術後経過、合併症について検討した。

対象は、先天ないし発達白内障20例32眼(男児12例、女児8例、両眼性12例、片眼性8例)、手術時年齢1~14歳5カ月(平均7歳0カ月)、経過観察期間4カ月~9年(平均3年0カ月)。

手術は超音波乳化吸引術に準じ、6mmの強角膜切開を作成、水晶体の吸引を行い polymethyl methacrylate (PMMA) レンズを挿入した。術中合併症はなかった。IOLの度数は SRK-II 式により算定した。なお、refractive error は2歳以下では+3D、2~6

歳は+1.5D、7歳以上は正視を目標とした。

結果であるが、まず術後最高視力は手術時年齢が2歳以下は7眼中0.2以下が2眼、0.3~0.7が5眼、3~6歳では10眼中0.2以下が3眼、0.3~0.7が5眼、0.8以上が2眼、7歳以上は15眼中0.3~0.7が2眼、0.8以上が13眼であり、手術時年齢が高いほど視力予後は良好であった。

術後の屈折の変化は、手術時年齢が2歳以下は平均して1カ月当たりの屈折変化量は-0.074D、3~6歳では-0.023Dと手術時年齢が高いほど小さかった。

術後3カ月の時点での屈折値が術前の屈折予想値±2Dとなった確率は2歳以下が20%、3~6歳が40%、7歳以上が73%と手術時年齢が高いほど良好であった。

術後合併症は後発白内障を20眼(63%)に認め、そのうち15眼で観血的ないし YAG レーザーによる後発切開術を行った。5眼に瞳孔偏位ないし虹彩後癒着、4眼にフィブリン反応を認めた。

以上のように、小児における IOL 挿入術は、とくに重篤な合併症もないことより現在のところ積極的に否定すべきではないと思われる。ただ、年長者では良好な結果が得られる傾向がみられる一方、年少者ではとくに IOL 度数の選定の問題が大きく、術後の屈折変化もやや大きい傾向がみられ、今後の検討の課題と思われた。

別刷請求先：650-0017 神戸市中央区楠町7-5-2 神戸大学医学部眼科学講座 塚原康友
(平成11年6月11日受理)

Reprint requests to: Yasutomo Tsukahara Dept of Ophthalmol, Kobe Univ
7-5-2 Kusunoki-cho, Chuo-ku, Kobe 650-0017, Japan
(Received and accepted June 11, 1999)

光の今昔 6 不可視光線と視感度曲線

榎ニコン 鶴田 匡夫

不可視光線の発見

W. Herschel は1800年に赤外線を発見し¹⁾、これに触発されて J.W. Ritter は翌1801年に紫外線を発見しました²⁾。

W. Herschel は1781年に天王星を発見し、その功績によってイギリス王立協会の会員に推されたばかりでなく、国王ジョージ3世付天文官 (private astronomer) の称号を受けた、イギリスを代表する自然哲学者でした。

彼は太陽を望遠鏡で観測するときに使う減光用カラーフィルターが、その種類によって光に対する透過率とは必ずしも比例しない「熱の感覚」を眼に与えることを体験し、プリズムで分解した太陽のスペクトルに沿って水銀温度計の水銀だめを動かして、色が異なる

るとその加熱作用がどう変わるかを調べました。その際彼は、水銀だめを日本製の墨で黒く塗ったと記しています。その結果、青側よりも赤側で温度が高くなること、しかも赤の領域をこえて眼に見えないところで最大の温度上昇を示すことを見い出しました。彼が61歳のときでした。

彼の実験配置を図1に示します。部屋の窓にプリズムを置き、屈折によって生じたスペクトルを机の上に置いた白い紙に投影しました。平行に並べた3本のうち中央の温度計の水銀だめをスペクトルに沿って動かして、各色について温度上昇を測定しました。両端の2本の温度計はスペクトルの外側にあって、スペクトル近傍の環境温度を記録するようにしてあります。

図2に測定結果を示します。横軸はスペクトルに沿った変位、縦軸は温度上昇をとって S と表示してあります。縦の線と記号 A~Q にはとくに意味はないようです。方眼紙の目盛線のようなものでしょう。青側よりも赤側で温度が高くなること、しかも赤の領域をこえて眼に見えないところで最大の温度上昇を示すことがわかります。

色と波長の関係は当時まだ知られていませんでしたから、横軸を波長で目盛ることはできませんで

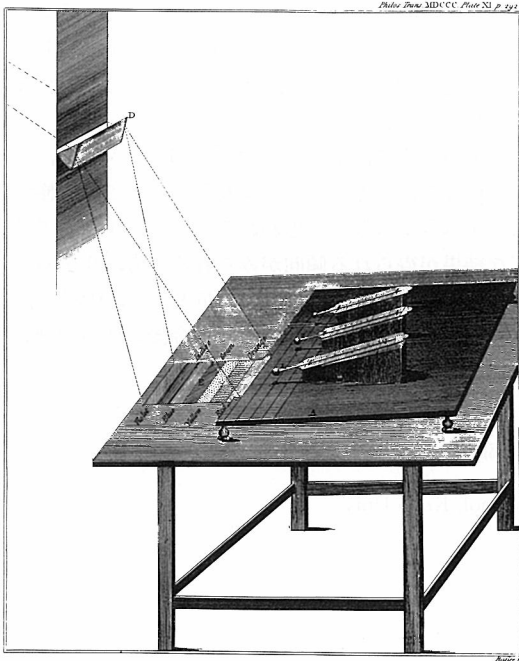


図1 W. Herschel の実験配置

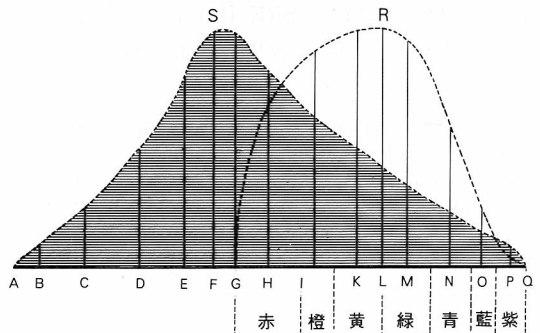


図2 加熱力 (S) と照明力 (R) (W. Herschel)

した。太陽光球を黒体と仮定すれば、その輝度温度を 5500°K とするとプランクの熱放射則にしたがって $\lambda_{\max}=450\text{ nm}$ となり、可視から赤外にかけて太陽光の分光組成はほぼ波長とともに減少します。しかし、ガラス製プリズムの分散 $dn/d\lambda$ の減少がこれを上回って大きいため、スペクトル上の照度は長波長側で大きくなり、赤外部で最大値をとったのです。こうして、赤外部の温度上昇が見掛け上大きくなって最大値を示したことは、W. Herschel にとっても幸運だったといえそうです。

彼はこの放射を「invisible light (不可視光)」と名付けました。しかしその後、プリズムを通したとき、この光が赤い光よりも更に小さい分散しか示さない事実から、infra (ラテン語で below とか under の意) red と呼ばれるようになりました。

W. Herschel は図2のなかに、もう一つの曲線 R を書き加えています。これは、温度上昇をもたらす heating power (加熱力) S に対して illuminating power (照明力) というべきものです。彼は太陽光をプリズムで分解して得た色々な色光で小物体を照明し、それを顕微鏡で観察して、その細部が明瞭に観察できるような明るさを求めてその逆数を R と表示してグラフを描きました。現代では視細胞には2種があることが知られており、その1は錐体で視野の中央部に集中し、解像力が高く感度が低いもの、その2は桿体で視野の縁の部分にあって解像力は劣るが感度は高いものです。彼の測定値 R は錐体による光のスペクトル感度、現代の語でいえば明所視の視感度曲線を非常に素朴な方法で表現したものといえましょう。彼はこれに続けて次の説明を加えました。「各色光の照明力について次のような結論を得た。赤色光の照明力は著しく小さい。橙色光は赤よりも強いが、黄色光はそれよりも一層完全に物体を明るく照明する。最大の照明は明るい黄色と黄緑の間にある。緑色光は黄色光と同程度であるが、濃い緑色から急激に照明力が低下する。青は赤と同程度だが、藍色(インディゴ:深い紫がかった青)は青より劣り、紫色は極めて小さい」

こうして彼は、太陽光には照明力 (illuminating power) と加熱力 (heating power) とがあり、両者はスペクトル上で一部が重なっているという事実を明らかにしたのです。

J.W. Ritter は、W. Herschel の赤外線発見に触発されて、眼に見えない波長領域が可視光の短波長側にも存在すると予想して、塩化銀を浸み込ませた紙片上に太陽光のスペクトルを投影し、最大の黒化が起

こるのは可視光の紫色端をこえたところにあることを見い出しました。彼はこれを還元光線と呼びましたが、W. Herschel はその強い反応力に注目して「化学線 (actinic rays)」と名付けました。紫外 (ultra-violet) 線の名が定着するのは1870年代に入ってからです。

しかし、赤外線・紫外線とも発見後長い間、可視光と同じ現象に属すると認められるには至りませんでした。それらが光と同一であるためには、可視光と同様の反射・屈折則に従う他に干渉効果を示し、その結果波長が測定でき、可視光の波長と連続的につながることが必要とされました。最終的に光、すなわち視覚を刺激する放射と、温度上昇や化学反応を起こす放射が、波長域が部分的に異なるだけで同じ現象形態に属すると認められるようになったのは19世紀も半ばになってからでした。

視感度曲線

W. Herschel が求めた照明力曲線 (図2の R) が、現代の「明所視の標準比視感度曲線」³⁾ $V(\lambda)$ (図3) の祖先だったのは確かですが、残念なことに、グラフの

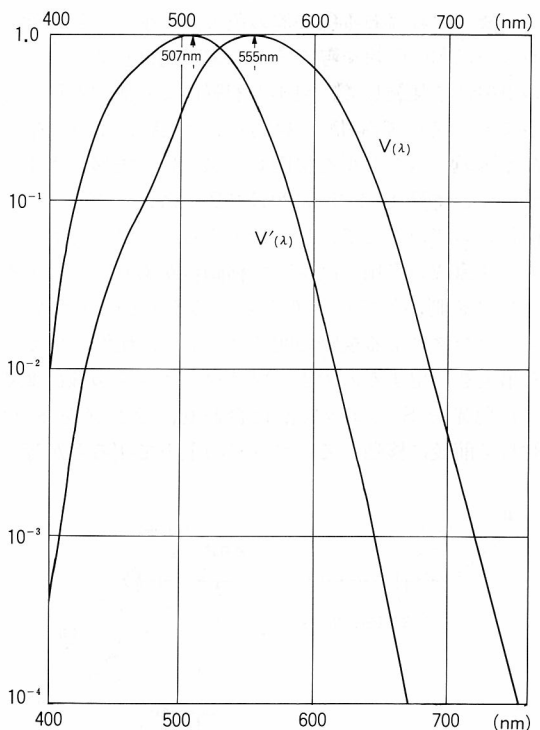


図3 比視感度曲線
 $V(\lambda)$: 明所視, $V'(\lambda)$: 暗所視
 (CIE Publ. No 18.2, 1983年, No 41, 1978年による)

横軸がプリズムによる分散そのもので波長との関係が不明ですので、今となってはそれを波長で目盛り直して、歴史的に一番古い視感度曲線に仕立てることは不可能です。

当時彼は、I. Newton 以来の光粒子説を信じていましたから、色と波長を結びつけることはできませんでした。一方、波動説を主張する T.Young が、I. Newton のニュートン環についての測定値を用いて、色と波長を初めて結びつけ、赤色の波長を 675 nm、紫色を 424 nm、可視光の平均波長を 560 nm と公表したのは1802年です⁴⁾。このような背景と時代の流れのなかで、比視感度曲線をおそらくは世界で初めて求めたのは F. Fraunhofer (1817年) でした。

J. Fraunhofer には際立って著名な論文が2編あります。一つは「色消し望遠鏡を完全なものにするための、ガラスの屈折力と色の分散力測定」(Denkschrift d. kgl. Akad. d. Wiss. in München, 5: 3, 1817.) と、もう一つはいわゆるフラウンホーファ回折を論じ、合わせて回折格子による光波長の測定を報告した、「光の新しい変容：光線の相互作用と回折、およびその公式化」(ibid, 8: 1, 1821-1822.) です。彼は第1の論文のなかで、「太陽スペクトル中の各色の強さを知ること、換言すればある色が他の色よりも眼に対して強くあるいは弱い印象を与えるかを定量的に求めること」の重要性を強調して、図4の配置による測定を行っています。プリズム P と対物レンズ A によって生じた太陽のスペクトルを接眼レンズ B で観察します。小さな金属鏡 S が45°に傾けて置かれ、そのエッジが接眼レンズの中央で正しく合焦するようにしてあります。望遠鏡の光軸と直交して移動台があり、その上をランプを動かして距離 l を変えるようになっています。ランプによる視野の明るさは l^{-2} に比例して変わる事実を利用するのです。フラウンホーファ線に準拠した色光を S のエッジ部に合わせ、ランプを S に対して前後に移動して、エッジの上下で明るさが等し

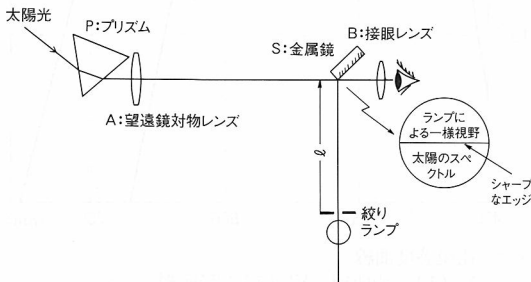


図4 J. Fraunhofer の実験配置

くなる場所を探します。色光とランプの光とはスペクトル組成が違いますが、それにもかかわらず両視野の明るさが一致する場所があるという異色視感測光の原理に従った方法です。彼は、「色の異なる光同士の明るさを比較するのは相当に難しかろうと思ったが、少し練習すると非常に容易になった」と述べています。彼は測定を4回繰り返し、表1と図5に示す結果を得ました。なお視感度、この実験において厳密には視感度と太陽スペクトルの積が最大になるのは D 線 (589.3 nm) と E 線 (527.0 nm) の中間、その間隔の1/3~1/4 だけ D 線寄りの所にありました。H. von Helmholtz は大著生理光学 (英語版 II. p.200) のなかで、「彼の測定値がばらついたのは、明るさの絶対値によって比視感度曲線が変動する (プルキンエ効果, 1825年) という事実を彼が知らなかったことに起因しているに違いない」とコメントしています⁵⁾。

生理光学分野における H. von Helmholtz の後継者だった A. König は1890年ごろに、J. Fraunhofer の時代よりも遙かに洗練してはいましたが原理的には異色視感測光法によって、太陽スペクトルによる比視感度曲線 h_λ を求めました⁶⁾(図6)。ここでは明所視 (a) と暗所視 (b) の区別がはっきり示されています。(a) は昼間の明るい輝度レベルに対する視感度曲線ですが、暗いものを見つめる場合には、光に反応する視細胞が錐体から桿体に交代し、その結果視感度曲線はその感度レベルが 10^3 ほど向上すると同時に、全体とし

表1 Fraunhofer の比視感度値

Bey	B=0.032
—	C=0.094
—	D=0.64
Zwischen D	und E=1.00
—	E=0.48
—	F=0.17
—	G=0.031
—	H=0.0056

(J. Fraunhofer)
B~H の波長は図5を参照

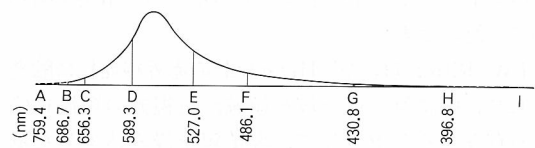


図5 J. Fraunhofer の比視感度曲線

表2 一様な分光放射輝度光源に対する比視感度補正

	波長 (μm)										
	0.67	0.650	0.625	0.605	0.590	0.575	0.555	0.535	0.520	0.505	0.490
$\frac{h_\lambda}{G_\lambda}$	0.066	0.27	0.62	0.92	1.02	1.04	1.15	1.00	0.77	0.46	0.27

(A. König)

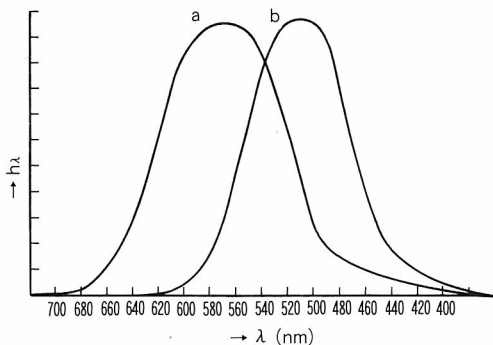


図6 A. König の比視感度曲線

て短波長側に約 50 nm ほどシフトします (b)。明所視と暗所視の間には輝度比がおよそ 10^3 に及ぶ広い範囲があり、錐体と桿体が共同して視覚にあずかっています。そのため、並んで咲いている赤い花と青い花が、昼間は赤い方が鮮やかに見えたのに、夕やみが迫るに従って徐々に青い方が目立って見えるようになります。(a) から (b) への移行が連続的に行われているわけで、この現象は発見者の名をとってプルキンエ移行と呼ばれています。

さて、このころになると、波長選択性の小さいポロメータなどを使った、太陽光の分光強度分布 G_λ の測定値が広く知られるようになっていました。したがって、図6の h_λ を G_λ で割ることによって、可視域において一様な分光放射輝度をもつ仮想の光源に対する視感度を得ることができます。A. König は図6の値から h_λ/G_λ を計算して、比視感度曲線が全体として短波長側に、570 nm から 555 nm に移動することを明らかにしました⁷⁾ (表2)。当時この値には研究者によって大きなバラツキがありましたが、彼の値は現代のそれに極めて近いものです。

現代の標準比視感度特性によれば、眼が感度をもつ波長域は 360 nm (明所視; 4×10^{-6}) ~ 825 nm (明所視; 1×10^{-6}) です³⁾。一般には 380 nm (3.9×10^{-5}) ~ 760 nm (6×10^{-5}) と書いている教科書が多い

ようです。

W. Herschel が「眼が熱いと感じた」波長は今や知る由もありませんが、H. von Helmholtz が見出した赤外視感限界波長 810 nm と上記 825 nm とはかなりいい一致を示しています。その一方で、ヒトの眼の分光透過率のデータによれば、1,400 nm までの赤外光が網膜に達することが知られています⁹⁾。800 ~ 1,400 nm までの赤外線に対して眼が感度をもたないことが素人目には少し奇異に感じられます。

紫外の限界波長に関しては、加齢による透過率変化や、眼内物質による蛍光の発生が事情を複雑にしています。学生のころ指導教官から、「水銀ランプのスペクトルのなかで g 線 (435.8 nm) は誰でも見えるが、h 線 (404.7 nm) の方は体調によって、例えば夜更しした翌日や2日酔いの後には見えないことがある。また年をとると見えなくなる」と教えられたことを思い出します。J. Saidman (1933年) の測定⁸⁾によれば、水銀ランプの 313 nm線が限界波長ということになります。102名中34歳以下全員がこの光が見えると答え、その色を紫、薄紫または青と答えましたが、34~43歳では29名中20名が両眼とも見えたと言ったそうです。43歳以上は全滅。彼は更に、307.6 nm はほとんどすべての人の可視範囲をこえていることも明らかにしました。これらの実験においては、眼内物質中の蛍光による散乱の影響を考慮して、光源像が明瞭に見えることを「見えた」ことの条件にしたそうです。

眼内各部の紫外光透過特性は、臨床的に重要な意味があります。白内障手術による水晶体除去後の予後管理や、エキシマレーザーを使った角膜形状矯正手術などがその代表例でしょうが、これらについては私よりも読者の皆様の方が正しく正確な知識を沢山おもちですので説明を省略します。

文 献

- 1) Herschel W: Philosophical Transactions of Royal Society. 255, 284, 438, 1800.
- 2) Ritter J W: Annalen der Physik. 12: 409, 1803.

1999年10月

- 3) Publication CIE. No. 18: 2, 1983, The Basis of Physical Photometry, No. 41 1978. Light as a True Visual Quantity: Principles of Measurement.
 - 4) Young T: Philosophical Transactions of Royal Society. 92: 12, 1802.
 - 5) Helmholtz's Treaties on Physiological Optics. Southall JPC ed, Opt. Soc. Am, Vol I, II, 1924, Vol III, 1925.
 - 6) Liebenthal E: Praktisch Photometrie. Friedlich Vi-eweg, 56, 1907. 原著は Gesammelte Abhandlungen zur Physiologischen Optik von A. König (Barth, 1903) に見
い出されるとのことである。
 - 7) 魚里 博: 第IV章 眼球光学. 西信元嗣編, 眼光学の基礎, 金原出版, 東京, 1990.
 - 8) Saidman J: Comptes Rendus Acad, Paris, 196: 1537, 1933.
-

ニコン LAIRD シリーズ

(株)ニコン特機設計部 荒巻正治

I. ニコン IR カメラの概要

1993年に、オプトエレクトロニクス技術と画像処理技術を駆使し、41万画素という世界最高レベルの高解像度を誇る LAIRD-3 を発売しご好評をいただいた。その後、機能向上を図った LAIRD-3A, 医療用 LAIRD-3ME を1995年に発売し、多目的用途に対応可能となった。

その後、1998年に携帯性に優れバッテリー駆動可能な LAIRD-S270/S270ME を発売し、LAIRD シリーズは充実されてきた。

可視カメラなみの高解像度と低ノイズで高品位な画像を実現したこれら LAIRD シリーズの根幹には、独自に開発した赤外線固体撮像素子 (IRCCD) がある。

また、LAIRD シリーズは、次の3つのコンセプトを貫いている。第1のコンセプトは、「可視カメラに匹敵する高解像かつ高速 (TV レート) な赤外線画像の提供」である。3ME は、41万画素、S270ME は27万画素の IRCCD を搭載し、それぞれクラス最高水準の解像度と高フレームレート (60フィールド/秒) を実現している。第2のコンセプトは、「機能凝縮させたオールインワンボディ」である。様々な応用分野に必要となる機能をカメラ本体と操作リモコン (S270 は LCD 付き) のみで実現可能とし、カメラの取り扱いを容易にしている。また、IRCCD の冷却方式も外部からの液体窒素などの用力を必要としないスターリングクーラー方式を採用しカメラ本体内に搭載している。第3のコンセプトは、「パソコンと融合させた熱画像計測システムの提供」である。Windows OS のグラフィカルな操作環境を生かし、カメラコントロール、リアルタイム録画、画像解析、レポート作成など豊富な機能を実現させている。また、汎用フォーマットファイル作成機能を利用し、他の市販表計算ソフト、画像処理ソフトなどへのデータリンクを可能としている。この機能は、LAIRD シリーズのデータ利用幅を広げている。

II. LAIRD ME の特徴

当社は現在、医療用 IR カメラとして据え置き型の LAIRD-3ME と携帯、省スペース型の LAIRD-S270ME の2機種をラインアップしている。

LAIRD-3ME は業界最高解像度の画像を TV レートの速さで得ることを可能にした。動きの速い、あるいは温度変化の著しい撮影対象物も的確に捉えることができる。また、画像積分、測温、擬似カラー表示、電子拡大などの機能を備え、すべてリモコンあるいはパソコンから遠隔操作可能となっている。

LAIRD-S270ME は機動性に最大の特徴がある。カメラサイズは、B6 版より一回り小さく携帯性に優れている。カメラへの供給電源は DC12V で、携帯使用時のバッテリー駆動を可能としている。また、家庭用電源コンセントがあれば、バッテリーチャージャー兼用の AC アダプターを使用することもできる。操作は、カメラ本体から着脱使用可能な LCD/リモコンユニット (オプション) で画像を確認しながら行える。画像は、カードレコーダーユニット (オプション) を利用し録画再生が可能である。標準規格のメモリカードに保存された録画画像は、パソコンへ取り込み解析することもできる。解像度では

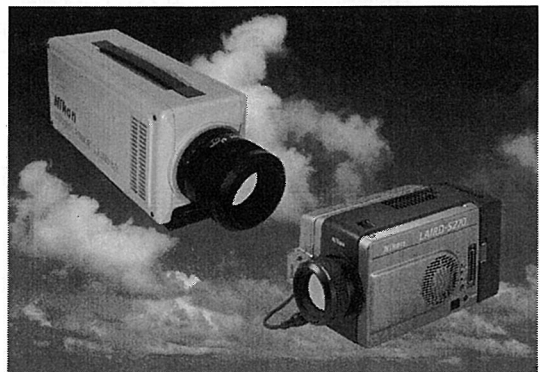


図1 LAIRD-3ME, S270ME の外観

表1 LAIRD-3ME の主な仕様

項 目	仕 様
使用ディテクタ	41万画素ニコン製 PtSi ショットキー型 IRCCD
検出波長	3~5 μ m
有効画素数	水平 768×垂直 494
総画素数	水平 811×垂直 508 (41万画素)
観測温度範囲	-20~50°C
NETD	0.15°C (標準時) / 0.09°C (画質改善時)
視野角度	水平 17°×垂直 13° (標準レンズ時)
撮影距離	0.5 m~ ∞ (標準レンズ時)
フィールドタイム	1/60 sec
電源電圧	AC 90~264 V (AC アダプター接続時)
消費電力	160 W (定常時)
外形寸法	W 140×H 175×D 450 mm ³
重量	10.0 kg
インターフェース	ビデオ出力×1, リモートコントロール×1 PC デジタル×1
付加機能	ゲイン・レベル調整, 電動フォーカス, ポイント測温 (16点), 静止画, 画質改善, 時刻・日時表示, 擬似カラー表示, 2倍拡大

表2 LAIRD-S270ME の主な仕様

項 目	仕 様
使用ディテクタ	27万画素ニコン製 PtSi ショットキー型 IRCCD
検出波長	3~5 μ m
有効画素数	水平 475×垂直 442
総画素数	水平 537×垂直 505 (27万画素)
観測温度範囲	-20~60°C
NETD	0.2°C (標準時) / 0.09°C (画質改善時)
視野角度	水平 19°×垂直 14° (標準レンズ時)
撮影距離	0.5 m~ ∞ (標準レンズ時)
フィールドタイム	1/60 sec
電源電圧	DC 12 V AC 90~264 V (AC アダプター接続時)
消費電力	50 W (本体のみ)
外形寸法	W 98×H 120×D 215 mm ³
重量	2.5 kg
インターフェース	ビデオ出力×1, LCD リモートコントロール×1 PC デジタル×1, バックユニット×1
付加機能	ゲイン・レベル調整, 電動フォーカス, ポイント測温 (5点), 静止画, 画質改善, 時刻・日時表示, 擬似カラー表示

LAIRD-3ME に及ばないものの、携帯機クラス最高の27万画素を有し、フレームレートは同じ60フィールド/秒となっている。また、画像積分、測温、擬似カラー表示機能なども搭載している。パソコンからの遠隔操作も LAIRD-3ME 同様に対応している。図1にカメラの外観、表1, 2にそれぞれのカメラの主な仕様を示す。

III. 操作 方 法

LAIRD シリーズは、電源スイッチ ON のみで撮影するための操作は完了となる。通常、オートレベルコントロールモードでカメラ動作が開始されるので、煩わしいレベル調整は不要である。冷却が完了され次第、撮影対象物の映像が観察可能となる。レンズは電動フォーカ

スを採用し、カメラの各動作設定と同様に遠隔操作できる。3ME はリモコン上の機能別専用キーで、S270ME は LCD に表示されるメニューに従い操作する。使用頻度の高い機能には専用キーが割り当てられている。

撮影対象物の測温も容易である。測温ポイント位置をカーソル移動キーで設定することで、そのポイントの温度値が IR 画像にインポーズされ読みとることができる。測温に限らず総ての設定情報は、カメラに記憶される。電源 ON したときの再設定は不要である。

IV. オプション装置

LAIRD-3ME のオプション構成一覧を表3に示す。用途に合わせた選択が可能な各種レンズ群、クローズアップ撮影用に拡大アタッチメントレンズも揃っている。また、パソコンとリンクさせた熱画像計測システムは、TV レートの録画解析を可能としている。臨床使用をアシストするスタンドなども充実している。LAIRD-270ME に対してもほぼ同様である。

熱画像計測システムは LAIRD シリーズの大きな特長である。Windows の優れた統一操作環境下で測温、録画、画像解析、レポート作成などの赤外画像における処理を容易に進めることができる。また、リモコンキーに代わりマウスまたはキーボードでカメラをコントロールすることもできる。もちろん、画像データ、測温データあるいはグラフなどは、一般的なワープロや表計算ソフトなどの市販ソフトと柔軟にやり取りできる。図2に計測システム FAIRIS のカメラコントロール、解析例を示す。

図2-1は、FAIRIS カメラコントロールソフトで前眼部の映像を捉えたものである。

パソコンの画面で映像を確認しながらポイント測温(最大16点)、リアルタイム録画を行うことができる。

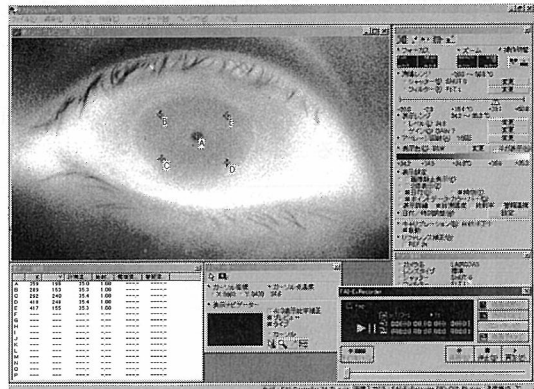


図2-1 計測システム FAIRIS カメラコントロール

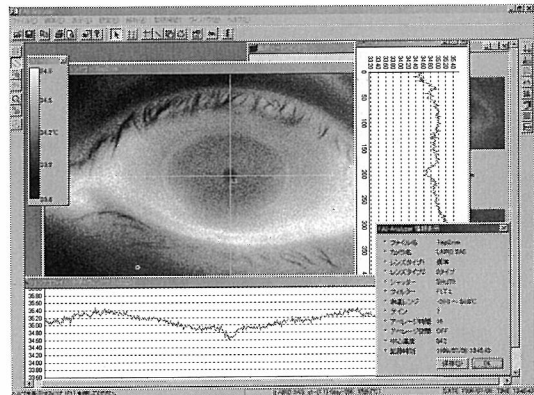


図2-2 計測システム FAIRIS 画像解析

表3 LAIRD-3ME オプション構成一覧表

分類	製品名	型名
レンズ	標準レンズ 45 mm	NIRL-A 45/1 : 1.2
	広角レンズ 27 mm	NIRL-A 27/1 : 1.2
	望遠レンズ 100 mm	NIRL-A 100/1 : 1.2
	望遠レンズ 200 mm	NIRL-A 200/1 : 1.2
	拡大アタッチメントレンズ	NIRL MACRO ATCMNT
熱画像計測システム	画像取り込みカードキット	TKJ-3A
	画像取り込みボードキット	TBJ-3A
	カメラコントロールソフトウェア	FAI-Controller
	解析ソフトウェア	FAI-Analyzer
	解析ソフトウェアレンドオプション	FAI-ExTernd
	レポートソフトウェア	FAI-Reporter
周辺機器	ME 用スタンド	LME-ST03
	ME 用手置き台	LME-TS01, LME-TT02

録画した映像は、FAIRIS 解析ソフトを使用してポイント、ライン、エリア、画面全体の解析が可能である。

図2-2は、カーソルライン上のプロファイル解析(水平、垂直方向)を行い、その結果を温度分布グラフとして表示させたものである。この他、ヒストグラムやトレンドグラフ、3D表示解析などの機能も有している。

本装置が、前眼部の疾患などをはじめとして多方面での診断に利用されることを期待している。

V. ま と め

体表面の温度分布、経時変化を非侵襲的に検査、測定できる熱画像計測分野において、LAIRD シリーズは、基本性能を決める温度(NETD)・空間(画素数)・時間(フィールドタイム)の3要素に加え、信頼性・使いやすさのいずれにおいても優れた赤外線カメラシステムである。