
 総 説

3次元ディスプレイと眼機能応答

須佐見憲史

通信・放送機構 高度三次元動画像遠隔表示プロジェクト

Three-Dimensional Display and Ocular Functions

Kenji Susami

Advanced 3-D Tele-Vision Project, Telecommunications Advancement
Organization of Japan

3次元ディスプレイの研究開発では、最近、眼機能応答（輻湊、調節、瞳孔応答）の研究が重要な課題になっている。そこでの主要な問題は次の2点に集約される。1. 3次元ディスプレイを観察しているときの眼機能応答が従来の2眼式立体ディスプレイに比べて自然視の状態に近いかどうか、2. 従来のディスプレイに比べて「視覚疲労」がどの程度改善されるか、である。本稿では、まず2眼式立体ディスプレイに対する眼機能応答の問題を述べ、次いで最近の3次元ディスプレイの研究開発動向を簡単に紹介した。更に3次元画像観察中の眼機能応答の計測例を紹介し、3次元ディスプレイと眼機能応答との関係で今後の解決すべき問題点を述べた。

(視覚の科学 22: 34-38, 2001)

キーワード：3次元ディスプレイ、眼機能、輻湊、調節、瞳孔

In the research and development of a three-dimensional display, the research of ocular functions (vergence, accommodation and pupil response) has become important. The main problems focus on the following two points: 1) Whether or not ocular functions when observing a three-dimensional display are close to the state of natural vision in comparison with the conventional stereoscopic display, and 2) Whether or not "visual fatigue" is improved in comparison with the conventional stereoscopic display. In this paper, the problem of ocular functions to the stereoscopic display is described first, and, the subsequent research-and-development trends of the latest three-dimensional display are introduced. Furthermore, example of measurement of ocular functions during three-dimensional image observation are introduced, and future problem that should be elucidated in relation to the three-dimensional display and ocular functions are described.

(Jpn J Vis Sci 22: 34-38, 2001)

Key Words: Three-dimensional display, Ocular functions, Vergence, Accommodation, Pupil response

I. はじめに

3次元ディスプレイの研究開発では、最近、眼機能

応答（輻湊、調節、瞳孔応答）の研究が重要な要素になっている。例えば、3次元ディスプレイを観察しているときの眼機能応答が、従来の2眼式立体ディス

別刷請求先：113-0001 東京都文京区白山 1-33-16-6 F 通信・放送機構本郷 3D リサーチセンター 須佐見憲史
(2001年 8月20日受理)

Reprint requests to: Kenji Susami Hongo 3D Research Center, TAO
1-33-16-6 F Hakusan, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0001, Japan
(Received and accepted August 20, 2001)

レイに比べて自然視の状態に近いかどうか、「視覚疲労」がどの程度改善されるか、などが主要な問題点である。本稿では、まず2眼式立体ディスプレイに対する眼機能応答の問題を述べ、次いで最近の3次元ディスプレイの研究開発動向を簡単に紹介する。更に3次元画像観察中の眼機能応答の計測例を紹介し、今後の解決すべき問題点を述べる。

II. 2眼式立体ディスプレイと眼機能応答

従来の2眼立体表示では、輻湊の誘導情報は両眼融合像の位置にある。しかし調節刺激はディスプレイ面にあるため、両眼視差 (binocular disparity) によって大きく浮き出したように見える立体像では、輻湊と調節のミスマッチが仮定される¹⁾。図1はこの状況を示したものである。輻湊は、ディスプレイに表示した両眼視差によって両眼融合像の位置 B に誘導される。しかし像自体はディスプレイ面に呈示されるため、調節はディスプレイ面の位置付近が最適となり、輻湊と調節のミスマッチが生じる。このミスマッチは、視覚疲労などの視覚負担の原因となっていることが示唆されている¹⁾。

III. 光線空間法と超多眼立体表示

視覚にとって最も自然な3次元表示方法はホログラムであろう。しかしホログラムは動画の生成が困難であるため、最近では光線再生という考えに基づいた3次元ディスプレイが開発されつつある²⁻⁷⁾。光線再生とは、ホログラムが波面再生であるのに対して、現実の3次元空間位置における種々な方向の光を光線の集合として表示するもので、基本的に光線空間法⁸⁾という考えに沿った表示方式であると考えてよいだろう (図2)。このような表示方式により、両眼に視差のある画像を呈示させ得ることは当然ながら、観察者の移動に伴うスムーズな運動視差の再現が可能になる。

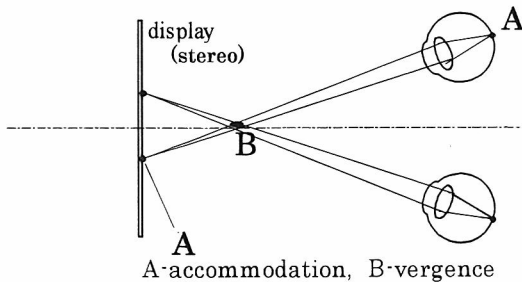


図1 2眼式立体表示と輻湊・調節のミスマッチ

更に、図2の光線方向 (θ, ϕ) の表示ピッチを小さくしていくと、物体からの光線を非常に細かい間隔でサンプリングしたことに相当する。このとき観察者がある適当な位置から画像を観察すると、瞳孔内に複数の方向の光線 (視差画像) が入射する。このような状態を超多眼領域^{2,3)}と呼び、視差画像の角度と観察距離の関係において $ds < dp$ の条件が成り立つ領域を表現したものである (図3)。

図3は物体からの光束を水平方向に視差間隔 ds で離散化した状態に相当する。そのため P の位置における光束の最小錯乱円は水平が短軸の楕円形になり、調節刺激が立体像の位置 P となることが期待される。カメラを用いたシミュレーションでは P の位置に焦点を誘導可能なことが確認されているため³⁾、ヒトの眼球でも調節が表示位置に誘導

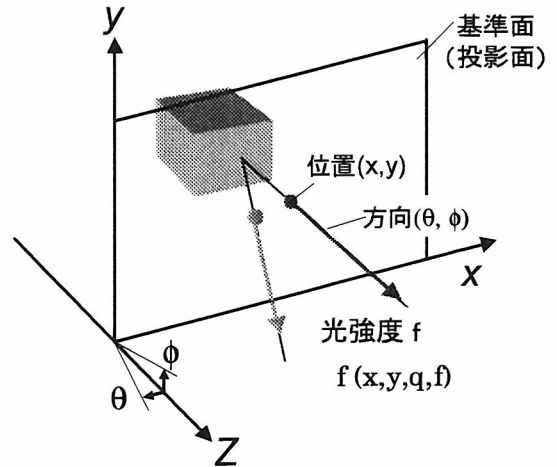


図2 光線空間の概念

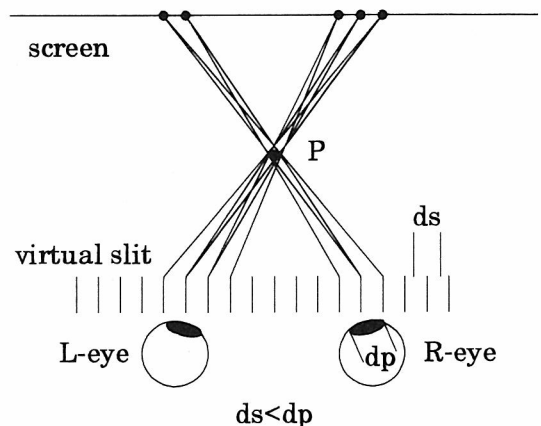


図3 超多眼領域

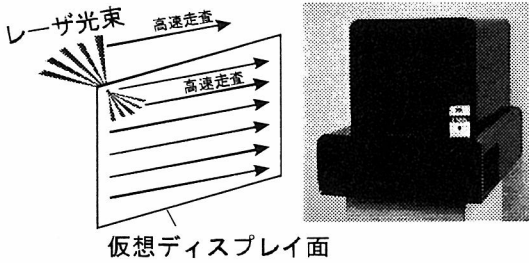


図4 集束化光源列 (FLA) 方式の概念と超多眼立体ディスプレイ

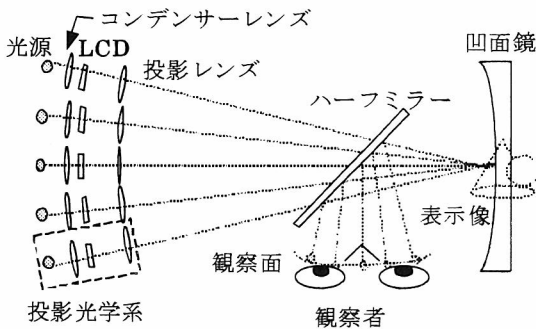


図5 投影光学系扇形配列 (FAPO) 方式立体ディスプレイ

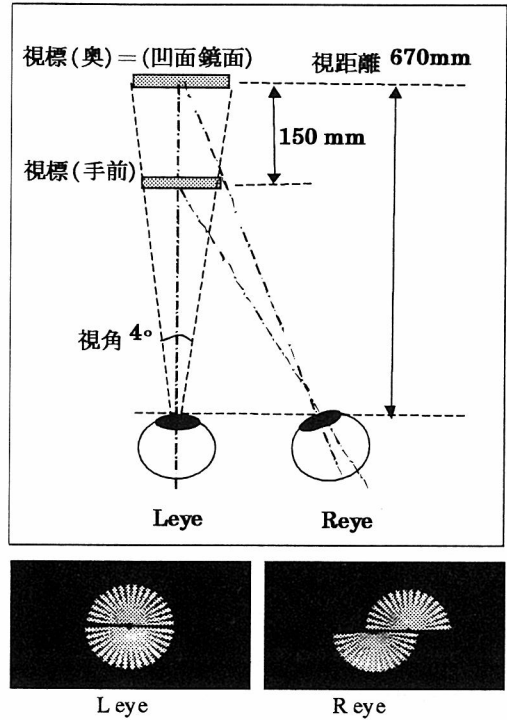


図6 呈示条件と視標

され、輻湊と調節のミスマッチが解消する可能性がある。

IV. 超多眼立体ディスプレイ

このような表示原理に基づくディスプレイの例として、著者の所属するプロジェクトで研究開発した集束化光源列方式 (focused light array 以下 FLA)^{2,3)} や投影光学系扇形配列方式 (fan-like array of projection optics 以下 FAPO)^{4,7)} 立体ディスプレイなどが挙げられる。以下、概念的に理解しやすい FLA 方式を例に表示方法を説明する。

FLA 方式とは、半導体レーザーを扇形に配列し、光を集光点に集め、それを高速走査することで多数の視差画像を狭い間隔で表示することを可能にした表示方式である。図4は FLA の概念と表示画像を示したものである。45個の半導体レーザーを扇形に配列し集光点の画像を走査することにより、仮想ディスプレイ面を観察距離 57 cm としたとき 0.22° ステップで視差画像が表示される。したがって瞳孔径を 5 mm とした場合には瞳孔内に約 2.3 視差の画像が入射することになる。

V. 超多眼立体画像に対する眼機能応答

著者らのプロジェクトでは、先行研究として FLA 立体ディスプレイに対する輻湊、調節反応を検討した⁹⁾。その結果、超多眼立体画像の調節誘導効果を示唆する傾向はみられたが、FLA では画像の解像度などの問題があったため、最近では高解像度が得やすい FAPO 立体ディスプレイを用いて実験的検討を行っている。なお、本稿では実験内容について述べることを主眼としていないため概要説明にとどめる。詳細については文献¹⁰⁾を参照されたたい。

1. 刺激呈示装置

超多眼立体画像の呈示には FAPO 立体ディスプレイを用いた (図5)。カメラにより被写体を扇形状に一定の間隔で撮影した視差画像を原画像とし、図の液晶ディスプレイ (以下 LCD) の位置に印画紙にプリントした視差画像を設置した。なお、LCD を用いると動画表示が可能になるが、今回は高解像度を得るため印画紙を用いた。

2. 条件

図6に呈示条件と視標を示した。実験条件は、実視標と超多眼立体視標条件である。瞳孔径を 6 mm と

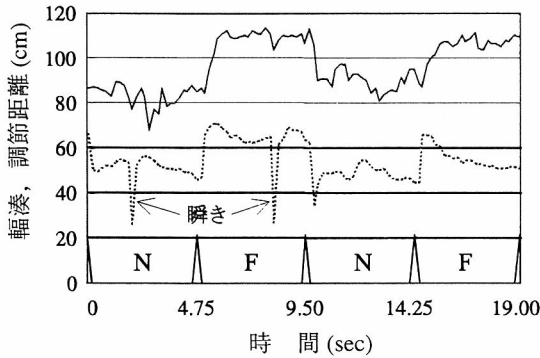


図7 実視標に対する輻湊，調節応答
実視標条件，Sub.HU
——：AC (cm)，-----：VG (cm)

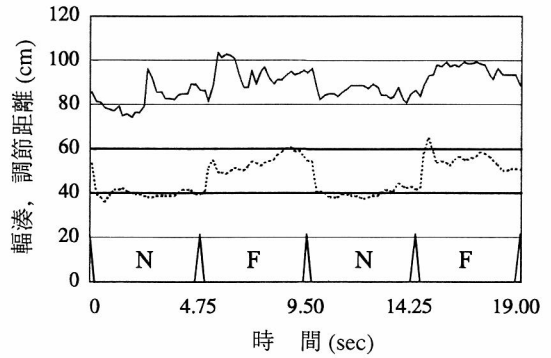


図8 超多眼視標に対する輻湊，調節応答
超多眼条件，Sub.HU
——：AC (cm)，-----：VG (cm)

した場合，約3視差が単眼瞳孔内に入射する。

3. 手続き

被験者は上下に分割した視標の中心部を，下-上-下-上（手前-奥-手前-奥）の順に注視した。上下視標の注視時間はそれぞれ4.75秒であり，1試行には19秒を要した。試行中は輻湊と調節を190 msec サンプリングで継続的に測定した。これは輻湊と調節の測定装置がどちらも赤外光を用いており，互いの測定光が干渉するためである。とくに本システムの輻湊測定にはリンバストラッカー法を用いているため赤外光が強く，そのままでは調節が測定できなかったため継時測定ができるように改造した。

4. 測定データ例

実視標，超多眼視標条件における測定結果の例を図7, 8に示す。図の横軸は時間軸である。横軸上のN, Fの記号は，手前，奥視標に対する4.75秒間の注視フェーズを示す。縦軸は輻湊，調節の測定値を被験者からの距離 (cm) で示している。ACは調節，VGは輻湊応答である。なお瞳孔径は約6 mmでほとんど変化していなかったため図には示していない。

概要を以下に述べる。超多眼立体表示では実視標を見ているときに比べ，やや不安定な反応を示すが，2眼式で典型的な輻湊-調節矛盾が生じたときの予測値よりも実視標を観察しているときの反応に近いという結果が得られた¹⁰⁾。

VI. 今後の問題と展望

超多眼立体ディスプレイに対する眼機能応答の研究は，ここ3年ほど前から始まったばかりである。この研究は，3次元空間の光線の離散化と眼機能応答に関する研究という意味で視覚の科学における基礎的問題

であるが，将来の3次元ディスプレイの基本的なパラメータを決定するための研究としても重要度が高い。今後，3次元ディスプレイと眼機能の整合性を図り，自然な立体視が可能となる条件を探るためには，種々の問題を解決しなければならない。以下にその代表的な問題を列記する。

1. 単眼瞳孔内視差数（視差密度）の明確化

瞳孔内に複数の視差画像を入射させることにより，表示物体の位置に調節を誘導することが仮定されている。しかし，単眼瞳孔内視差数をどの程度にすれば自然な調節応答が可能か，という点については結論が得られていない。

2. 垂直視差（vertical parallax）の必要性

超多眼立体ディスプレイに2視差程度の水平視差を表示した場合には，従来の2眼式に比べ調節応答が安定することが示唆されている⁹⁾。しかし，水平視差の網膜像シミュレーションによると，垂直視差を付加しないことが調節誘導の障害になっているとする結果もあり⁹⁾，自然画像に相当するような安定した調節応答が水平視差だけで得られるのか否かは現在不明である。

3. 視差疲労の軽減

調節による距離知覚が効果的に作用する範囲は屈折力，瞳孔径，網膜像のボケ検出量に依存するが，一般には2~3 cm程度までといわれている。したがって2眼式立体ディスプレイの画像を比較的近い距離から見る場合は，前述したように輻湊と調節のミスマッチが仮定される。しかし2眼立体ハイビジョンプロジェクトにより画像を呈示し，4.5 m離れた位置から観察しても視覚疲労が起これるとする報告もある¹¹⁾。このことから，視覚疲労は少なくとも調節と輻湊のミスマッ

チだけが原因ではないと考えられる。今後、視覚疲労がどのようなメカニズムによって生じているかの検討が必要である。

4. 立体知覚ひずみなど不自然な立体視の改善

「超多眼」の問題文脈とは少し異なるが、スムーズな運動視差が得られることによって、書割り効果や箱庭効果など、従来の2眼式立体ディスプレイで問題になっている現象が3次元ディスプレイでは解消されるのかという点も見逃せない。最近の研究では、立体画像に運動視差を加えることによって書割り効果が改善するという報告がみられる¹²⁾。

このように数々の問題の存在が明確であるにもかかわらず、現時点では表示装置や測定装置の機能不足などの原因により、十分な成果が得られていない。まず、超多眼条件を満足させ、視差画像の柔軟なコントロールが可能な3次元画像表示装置が必要である。更に、輻湊、調節、瞳孔反応などのダイナミックな関係を検討するためには、これらの同時測定が欠かせない。しかし現状の眼球運動や調節測定装置は赤外光を利用していることが多いため、干渉により同時測定は難しい。本稿では、輻湊と調節を時分割で測定した例を紹介したが、時間分解能や測定精度の面で改良すべき点が多い。今後、装置上の問題を解決することによって、自然な3次元表示の研究が更に進んでいくものと考えられる。

文 献

1) 畑田豊彦：疲れないう立体ディスプレイを探る, Nikkei Electronics 4.4: No. 444, 1988.

- 2) 梶木善裕, 吉川 浩 他：集束化光源列 (FLA) による超多眼式立体ディスプレイ, 3次元画像コンファレンス論文集 108-113, 1996.
- 3) Kajiki Y, Yoshikawa H et al: Ocular accommodation by super multi-view stereogram and 45-view stereoscopic display. IDW '96 2: 489-492, 1996.
- 4) 永井大輔, 本田捷夫：投影光学系扇形配列による立体表示装置の開発, 電子情報通信学会技術研究報告2000 EID 2000: 231-242, 2000.
- 5) 須藤敏行, 尾坂 勉 他：光線再現方式 3D 再生像の単眼調節機能改善, 3次元画像コンファレンス論文集 157-160, 2001.
- 6) 西尾朋洋, 武田 勉 他：光線再生法による3次元動画ディスプレイ, 3次元画像コンファレンス論文集 173-176, 2001.
- 7) 本田捷夫, 永井大輔 他：投影光学系扇形配列による立体映像装置の開発, 3次元画像コンファレンス論文集 165-168, 2001.
- 8) 藤井俊彰：3次元統合画像符号化の基礎検討, 東京大学工学部電子工学科博士論文 49-52, 1994.
- 9) 須佐見憲史, 阿部真也 他：超多眼立体画像に対する輻湊、調節反応, 3次元画像コンファレンス論文集 155-158, 2000.
- 10) 須佐見憲史, 下坂雅也 他：超多眼立体画像に対する輻湊、調節、瞳孔反応, 3次元画像コンファレンス論文集 121-124, 2001.
- 11) 矢野澄男, 井上真司 他：立体画像の見やすさと調節応答からみた視覚疲労, 映像情報メディア学会誌 55: 711-717, 2001.
- 12) Yamanoue H, Omori A et al: A study on relationship between shooting conditions and cardboard effect of stereoscopic images. IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology 10: 411-416, 2000.

コンピュータネットワークを経由した眼底立体形状の表示

岩 渕 智 紀, 乾 成 里, 山 崎 芳 夫*

日本大学工学部, *日本大学医学部

3-Dimensional Display of Fundus via Computer Network

Tòmoki Iwabuchi, Shigeri Inui and Yoshio Yamazaki*

College of Engineering, Nihon University, *School of Medicine, Nihon University

網膜神経線維層欠損に伴う乳頭陥凹の拡大は、視野変化などの自覚症状に先行することが知られている。すでに我々は、カラースtereo眼底写真の画像解析により眼底立体形状を再構成し、Virtual Reality Modeling Language (VRML) で記述することにより、検者のインタラクションに応じた眼底立体形状の観察を可能とした。本研究では、立体形状の再構成において得られた形状の信頼度をあらかず情報を用いて、再構成した立体形状に含まれる誤差を低減し、信頼度の高い眼底立体形状を得た。立体形状から乳頭面積・陥凹容積の定量的自動算出を行った。コンピュータネットワークを経由したシステムの構築により、遠隔地間での眼底立体形状および乳頭面積・陥凹容積情報の共有を可能とした。以上のシステムは緑内障病変のリモートカンファランス、テレコンサルテーションなどに有効であると考えられる。

(視覚の科学 22: 39-45, 2001)

キーワード: Virtual Reality Modeling Language (VRML), コンピュータネットワーク, 眼底写真, 緑内障, 陥凹容積

It is known that the progress of optic disc cupping with nerve fiber layer defect (NFLD) precedes subjective symptoms such as the visual field change. Already, we reported the re-construction of fundus shape by image analysis of color stereo fundus photograph, and converted it to Virtual Reality Modeling Language (VRML). So, the observer can view the 3-dimensional display of fundus in interaction. In this study, we reduced errors in re-constructed 3-dimensional shape by utilizing the reliability obtained from the 3-dimensional re-construction process. So, the shape became excellent. Then we tried to measure the optic disk cup area and volume automatically and quantitatively. And we constructed a total system for glaucomatous clinic via a computer network. These results are effective for remote conferences and tele-consultations.

(Jpn J Vis Sci 22: 39-45, 2001)

Key Words: Virtual Reality Modeling Language (VRML), Computer network, Fundus photograph, Glaucoma, Optic disc cup

I. はじめに

網膜神経線維層欠損に伴う視神経乳頭陥凹の拡大

は、視野変化などの自覚症状に先行することが知られている。緑内障の早期発見のためには、この眼底所見の変化を的確に把握することが臨床上重要である。

別刷請求先: 963-8642 郡山市田村町徳定字中河原1番地 日本大学工学部 乾 成里
(2001年8月21日受理)

Reprint requests to: Shigeri Inui College of Engineering, Nihon Univ
1 Nakagawara, Tokusada, Tamura-machi, Koriyama 963-8642, Japan
(Received and accepted August 21, 2001)

近年、インターネットの普及に伴い高精細動画などの医用情報の伝送にコンピュータネットワークが利用されているが、本格的な利用形態¹⁾では高速通信回線を必要とするため、イントラネットやスタンドアロンでの利用にとどまり、また、低速通信回線では、電子カルテ²⁾や医用データベース³⁾を使用している例もあるが、いずれも静止画像の伝送のみ行われている。

すでに我々は、カラーステレオ眼底写真からの眼底立体形状の再構成(乾 成里他:眼底3次元立体形状のインターネットを経由した表示. 電子情報通信学会総合大会 D-11-199, p.199, 1998.), 眼底立体形状のVirtual Reality Modeling Language (以下 VRML⁴⁾) 記述(乾 成里他:コンピュータネットワークを利用した眼底立体形状の表示. 第34回日本眼光学学会・第13回眼科 ME 学会合同学会総会, III-3, p.41, 1998.), 遠隔地間での眼底立体形状共有(岩淵智紀他:コンピュータネットワークを経由した眼底立体形状の表示. 電子情報通信学会総合大会, D-11-107, p.107, 2000.) について報告した。

本研究では、立体形状の再構成において得られた形状の信頼度をあらわす情報を用いて、再構成した立体形状に含まれるノイズ(誤差)を低減した。また、得られた立体形状から陥凹容積および乳頭面積の定量的自動算出を行った。

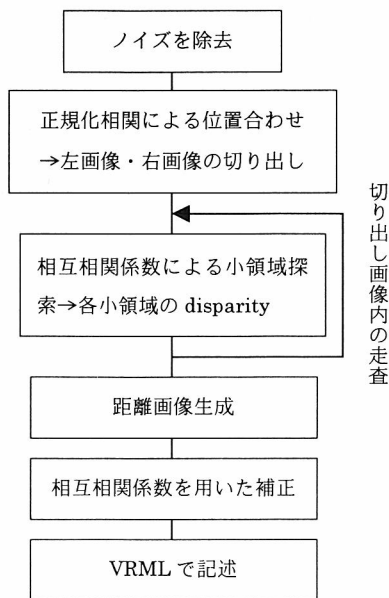


図1 眼底立体形状再構成アルゴリズム

II. 立体形状の再構成

1. 眼底立体形状の再構成

一般に眼底写真は対象物のエッジ(輪郭, 辺縁)やテクスチャ(模様)が必ずしも明瞭でなく, 対象画像における強度のシェーディング(影, 照明むら), 低コントラストや鏡面反射などの悪条件があるため, 無背景の多面体などを対象としたステレオ視において適用されるような, 対象物のエッジを検出し, 対応点を求めるという手法では, 眼底立体形状の再構成は困難である。そこで本研究では, 既報(岩淵智紀他:コンピュータネットワークを経由した眼底立体形状の表示. 電子情報通信学会総合大会, D-11-107, p.107, 2000.) に準じ, 図1の流れ図に示す手法により眼底立体形状の再構成を行った。本手法の手順は以下のとおりである。

1) 遠隔利用者から転送されたカラーステレオ眼底写真(図2)のノイズをメディアンフィルタ(当該画素を含む周辺領域のメディアンを画素の値とする)により除去

2) 位置を合わせて, ステレオ眼底写真の左画像・右画像を切り出す(図3)

3) 切り出した一方の画像内に小領域(テンプレート画像)を定め, 濃度値の空間分布と最も類似度の高い小領域(部分画像)を他方の画像内において探索。類似度の判定には, 式(1)に示す相互相関係数を評価関数として採用した。式(1)において, $A(l, m)$ はテンプレート画像, $B_{ij}(l, m)$ は部分画像, C_{ij} は相互相関係数をあらわしている。 C_{ij} の最も高い小領域(部分画像)を探索し, 距離(奥行き)に対応する両小領域間の disparity (位置ずれ) を求める

$$C_{ij} = \sum_{m=1}^M \sum_{l=1}^L \frac{(A(l, m) - \bar{a})(B_{ij}(l, m) - \bar{b}_{ij})}{\sqrt{a_{\sigma} \cdot b_{\sigma ij}}} \dots\dots\dots(1)$$

ただし,

$$\bar{a} = \frac{1}{L \cdot M} \sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M A(l, m), \quad \bar{b}_{ij} = \frac{1}{L \cdot M} \sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M B_{ij}(l, m)$$

$$a_{\sigma} = \sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M (A(l, m) - \bar{a})^2, \quad b_{\sigma ij} = \sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M (B_{ij}(l, m) - \bar{b}_{ij})^2$$

4) 小領域(テンプレート画像)を画像全体にわたって移動させ, 各位置ごとに3)によって disparity を求め, 距離画像を得る(図4)。ここで, disparity は, 対象への距離に対応しており, disparity が大きいほ

ど距離（陥凹量）が大きい。距離画像では、距離を画像の濃淡に置き換えており、濃い（暗い）部分ほど距離が大きいことを示している

5) 距離画像を VRML⁴⁾に変換することで、立体形状が明らかとなる（図5）

2. 相互相関係数を用いた補正

眼底立体形状の再構成において、類似度の判定には相互相関係数を用いたが、相互相関係数が低い位置の disparity にはノイズ（誤差）がみられた。図5で明らかのように、眼底形状としては不自然な鋭い三角錐状の突起が観察できるほか、陥凹底部の形状も角張っている。相互相関係数は形状の信頼度をあらわしていると考えられる。

本研究では、相互相関係数がしきい値より低い場合、その位置の disparity について相互相関係数を用いたメディアンフィルタにより補正する。相互相関係数を用いたメディアンフィルタのアルゴリズムを図6に、ノイズ（誤差）を低減した眼底立体形状を図7に示す。図5でみられた眼底としては不自然な形状がなくなり、滑らかな曲面によって構成されていることがわかる。ここで、しきい値はヒューリスティックに選定しており、汎用的な手法を確立することが今後の課題である。

III. 視神経乳頭陥凹容積の定量的算出

1. 原理

眼底立体形状の再構成により、視神経乳頭陥凹の形状情報を得ることは可能となるが、視神経乳頭の面積情報や容積情報を直接得ることはできないため、すでに我々が報告したカラーステレオ眼底写真を用いて、ランニングウィンドウ（移動する窓領域）を適用した2値化、累積加算、小面積の連結成分の除去により血管像を抽出アルゴリズムに準じ⁹⁾、視神経乳頭を自動で判別した。これにより、視神経乳頭面積が定量的に得られる。更に、立体形状の再構成で得られた奥行き情報（距離画像）を用いて視神経乳頭陥凹容積の定量的算出も行う。

2. 血管像の抽出

視神経乳頭の自動判別を行う場合、視神経乳頭内の血管像を抽出し除去する必要がある。本研究では、既報^{6,7)}に準じ図8の流れ図に示す処理を行った。本手法の手順は以下のとおりである。

1) カラーステレオ眼底写真から視神経乳頭を含む領域の切り出し

2) 切り出した画像に矩形のランニングウィンドウ

を適用し、各所ごとに判別分析法⁸⁾（統計的手法による最適しきい値選定法）による2値化

3) 2) の結果の累積加算

4) 切り出した画像全体の走査が終了した後に累積加算結果を2値化

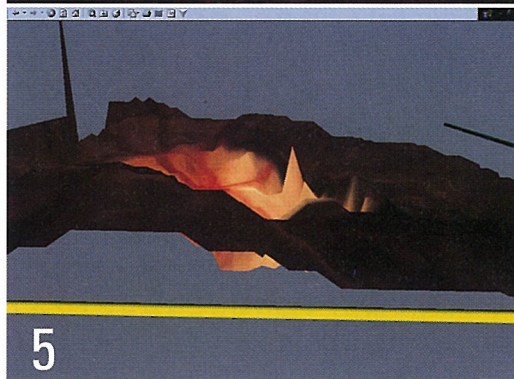
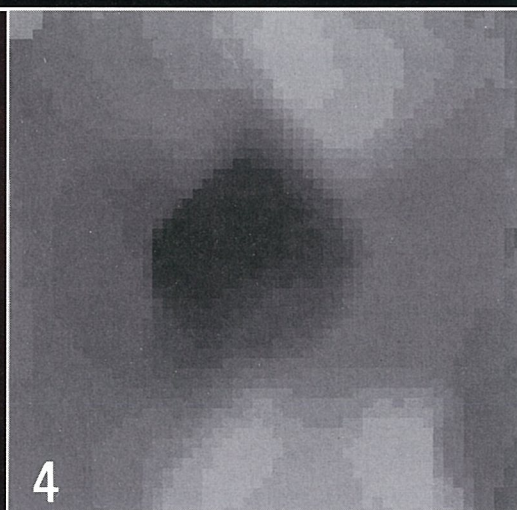
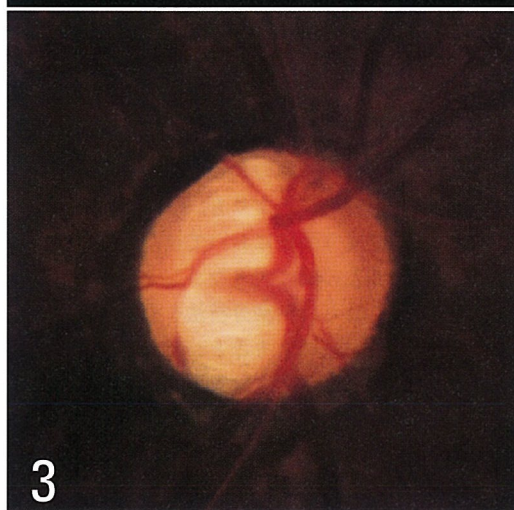
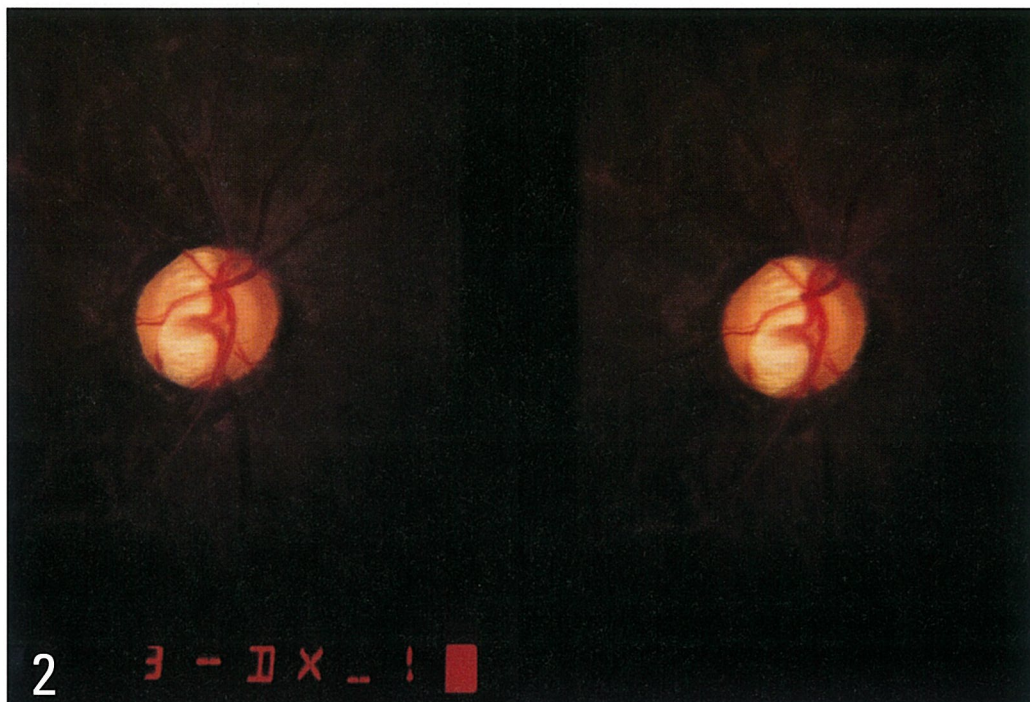
5) 小面積の連結成分（同一濃度値の画素のかたまり）をノイズとして除去

以上により得られた血管像を図9に示す。本研究で対象とする視神経乳頭においては、血管像を抽出できているので、網膜部分におけるノイズについては考慮する必要がない。

3. 視神経乳頭の判別

視神経乳頭の領域判別を行う場合、マウス操作により視神経乳頭の外周をトレースする方法や視神経乳頭外周の何点かを決定し楕円で近似する方法など、検者の技術や能力に依存する方法が一般的である。しかしながら、マウス操作には検者間の測定誤差があり、再現性に乏しい。そこで本研究ではカラーステレオ眼底写真から、視神経乳頭を自動で判別することを試みた。視神経乳頭による色調の変化は明度成分（明るさ）画像に最も顕著にあらわれるので、その抽出にはカラーステレオ眼底写真の明度成分を利用した。得られた血管像を図9に示す。図9を図3の明度成分から除去すると、図10となる⁹⁾。図10には目的とする視神経乳頭のみではなく周囲の網膜像も含まれているが、視神経乳頭は周囲の網膜よりも、明度が十分に高い。すなわち、明度成分画像においては、明るい乳頭領域と暗い網膜領域との間に大きなコントラストがある。したがって、これらに判別分析法を適用してしきい値を求めれば両者を識別することができる。しかし、血管像が含まれていると、血管像も大きなコントラストを有するため、乳頭領域と網膜領域を明度によって二分することが困難となるのである。この処理によって抽出された視神経乳頭領域が図11である。図11の視神経乳頭内における血管像を、膨張・収縮操作（連結成分の外周を太める・細める）により除去し、得られた視神経乳頭を図12に示す。以上の手法により視神経乳頭の自動判別が可能となった。

図9の血管像では、血管ではない箇所を血管と誤認識した部分や、本来血管として抽出されるべきであるが、血管として認識できなかった部分がある。しかしながら、本研究における血管像抽出の目的は、視神経乳頭領域を識別する際の妨害となるコントラストの大きい血管像を除去することであり、血管として認識できなかったコントラストの小さい血管像は、乳頭を識



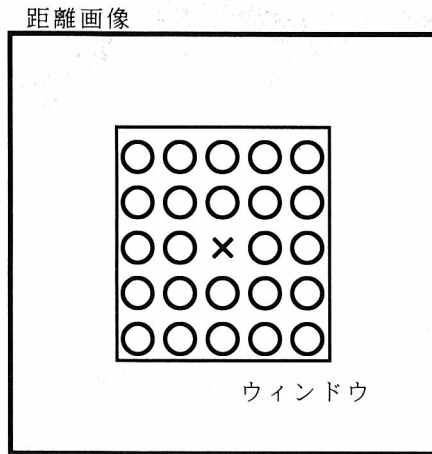


図6 相互相関係数を用いた補正
 ○：相互相関係数がしきい値より高い画素
 ×：相互相関係数がしきい値より低い画素（誤差を含む）
 ×の画素をウインドウ内○の画素値のメディアンで置き換える。

別する際に悪影響を及ぼしていない。また、血管と誤認識された箇所の影響も膨張・収縮操作の際に同時に消されてしまう。したがって、図9の血管像における抽出誤りは、視神経乳頭の識別には悪影響を与えていない。すなわち、図12で得られた視神経乳頭領域は、図3のカラー眼底写真で観察される視神経乳頭領域とよく一致している。

4. 視神経乳頭陥凹容積の算出

視神経乳頭の自動判別を行い、陥凹容積を定量的に算出する場合、奥行き情報が必要となる。本研究では、立体形状の再構成において、ステレオ視の原理により奥行き情報（距離画像）を得ているため、図12の領域内にわたって各位置における奥行き情報を積分すれば視神経乳頭陥凹容積の自動算出が可能となった。なお、リファレンスプレーンは黄斑部とは逆側に視神経乳頭辺縁から乳頭半径分だけ伸ばした位置とした（図13）。陥凹容積の自動算出を本研究で構築するコンピュータネットワークを経由したシステムに組み込むことにより、遠隔地においてもカラーステレオ眼底写真撮影のみにより、陥凹容積の定量的自動算出が可能

- 図2 カラーステレオ眼底写真
- 図3 視神経乳頭部を含む領域（512×512画素）
- 図4 距離画像
- 図5 VRMLによる眼底立体形状の表示
- 図7 VRMLによる眼底立体形状の表示（補正後）

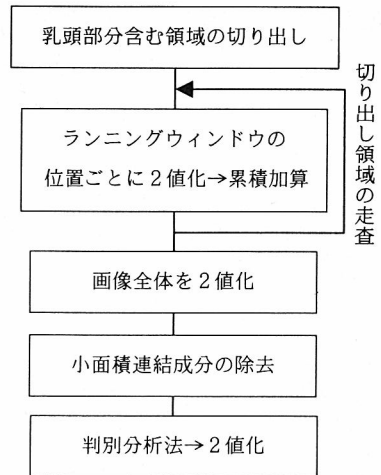


図8 血管像抽出アルゴリズム

である。

IV. 眼底立体形状の提示方法

1. 眼底立体形状の表示

立体形状の表示において画像表示装置は、ブラウン管ディスプレイや液晶モニタなどの平面であるため、観察対象物や観察する視点の移動・回転が必要となる。決められた順序の移動・回転であれば、サーバで動画ファイルを生成し伝送する。観察者の動的な要求に応じてサーバから実時間で動画像を伝送するには高速通信回線が必要となるため、低速通信回線で観察者自身が操作しながら立体形状を観察可能なVRMLを用いたシステムを考案した。VRMLを利用する場合には、観察者側のパソコンで観察者の動的な要求に応じて実時間で動画像を生成する。コンピュータネットワーク経由で伝送される情報は、動画像データそのものではなく、眼底立体形状をあらわす立体形状データのみであるため伝送データ量は少ない。更に、VRMLは標準的な規格であるため、観察者側のパソコンには特殊なソフトウェアを必要としない。

2. システム構成

眼底立体形状が観察者側のパソコンに表示されるまでのシステムを図14に示す。観察者は、パソコンからWorld Wide Web（以下WWW）ブラウザ（ホームページ閲覧ソフトウェア）を用いてサーバにアクセスし、カラーステレオ眼底写真をCommon Gateway Interface (CGI, ブラウザからの要求に応じてサーバ側でプログラムが起動する仕組み)により転送する。サーバでは、カラーステレオ眼底写真の画像解析を行

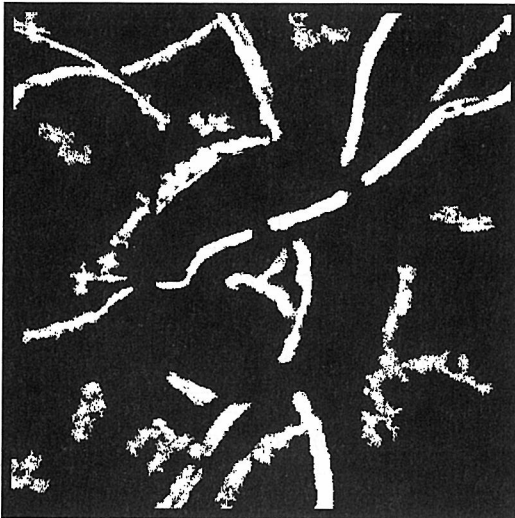


図9 血管像

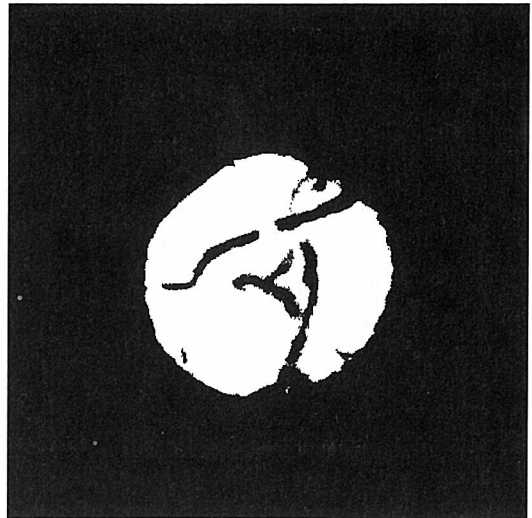


図11 視神経乳頭部

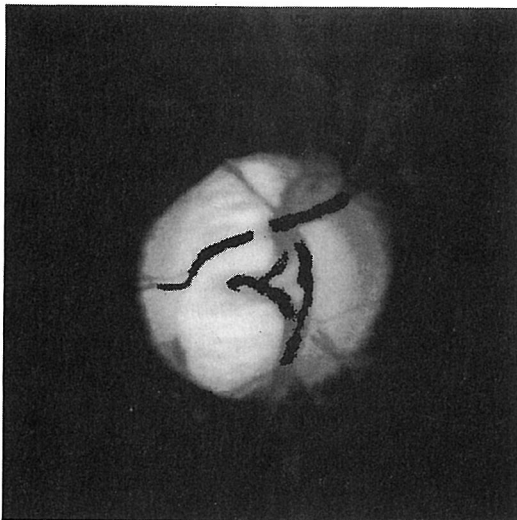


図10 血管像除去後の明度成分画像

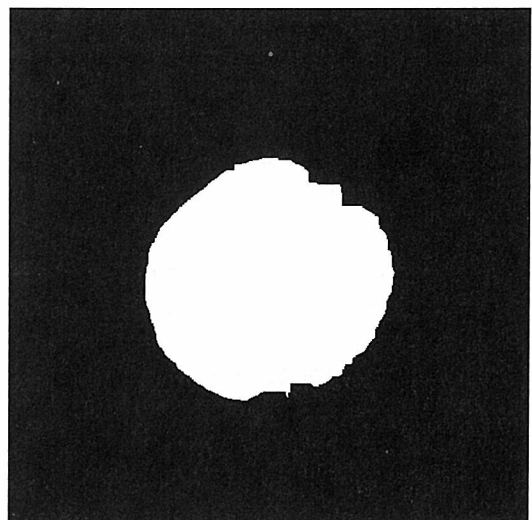


図12 視神経乳頭部内血管像除去

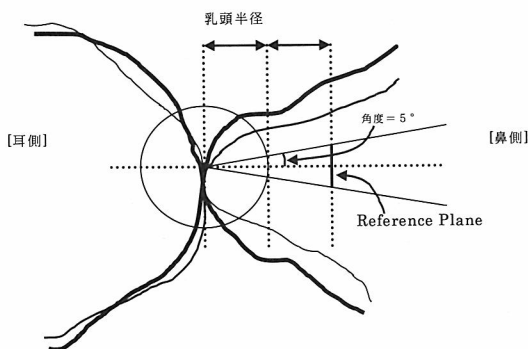


図13 リファレンスプレーン (視神経乳頭模式図・右眼)

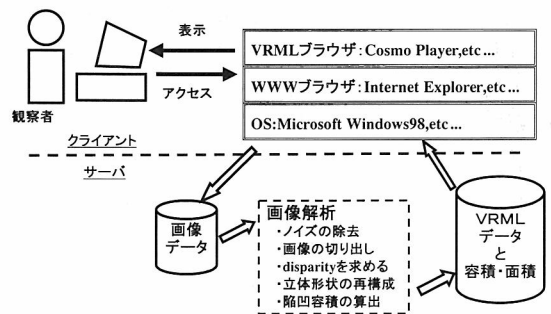


図14 システム構成図

Data ⇔, Action →

い眼底立体形状として再構成する。再構成された立体形状データを VRML データに変換する。観察者は VRML ブラウザをとおして観察者自身がパソコンで任意に操作しながら眼底立体形状を観察することが可能となった。また、患者個人データの漏洩や改竄を防ぐセキュリティ対策として Secure Sockets Layer¹⁰⁾ (SSL) による暗号化を導入した。

本研究では、観察者側のパソコンの OS を Microsoft 社の Windows とし WWW ブラウザを Microsoft 社の Internet Explorer とした。VRML ブラウザは Platinum 社の Cosmo Player とした。サーバ側の OS に Free BSD, WWW サーバに Apache を使用した。

V. 考 按

緑内障臨床において重要となる視神経乳頭陥凹の形状を、容易に把握可能とするシステムを構築し、カラーステレオ眼底写真から眼底立体形状を再構成した。眼底立体形状を VRML で記述することにより「動かせるオブジェクト」としてクライアントへ伝送し、観察者の動的な要求に応じた観察が可能となった。更に、緑内障の症状を的確に識別するために、カラーステレオ眼底写真の画像解析を行い、緑内障臨床において重要となる視神経乳頭面積・陥凹容積の定量的な自動算出を可能とした。本研究に用いたカラーステレオ眼底写真により得られた視神経乳頭の面積は 43,597 [ピクセル]、視神経乳頭陥凹容積は 350,101 [ボクセル] であった。撮影対象の眼底からスライドフィルムに至る光学系、すなわち眼球とステレオ眼底カメラの光学系が既知であれば、面積を [mm²]、容積を [mm³] であらわすことは可能である。しかし、眼球の光学系には個人差があるため、換算は実用上困難である。

以上のシステムをコンピュータネットワーク経由で利用可能とし、遠隔利用者の画像データ転送を可能とすることにより、一般に使用可能な低速通信回線においても遠隔地間での眼底立体形状および視神経乳頭面積・陥凹容積の共有も可能となった。

本システムは遠隔地間における緑内障病変のリモートカンファランスやテレコンサルテーションなどに有効であり、視神経乳頭面積・陥凹容積を定量的に知ることにより、患者個人の経過観察などにも有効であると考えられる。

本研究の要旨は第36回日本眼光学学会・第15回眼科 ME 学会合同学会総会で報告した。

文 献

- 1) 鈴木直樹：画像技術としての Medical Virtual Reality とその応用。画像電子学会誌 26: 186-190, 1997.
- 2) 吉原博幸：電子カルテとインターネット。日本 ME 学会誌 10 (2): 21-28, 1996.
- 3) 森本耕治, 柳楽真佐美他：医用 3 次元画像構築とデータベース化。日本 ME 学会誌 10 (2): 29-35, 1996.
- 4) <http://www.vrml.org/>
- 5) Inui S, Irie K, Hosono T & Yamada H: Region detection from color image by coordinate transformation. First Fareast Nondestructive Testing Conference 324-331, 1991.
- 6) 乾 成里, 山崎芳夫, 山田博章：色座標変換を用いたカラー眼底写真からの網膜病変の抽出。日本眼光学学会誌 13 (2): 39-45, 1992.
- 7) 乾 成里：カラー情報を利用した眼底写真からの病変検出。情報処理学会論文誌 34: 873-882, 1993.
- 8) 大津展之：判別および最小 2 乗規準に基づく自動しきい値選定法。電子情報通信学会論文誌 Vol. J63-D: 349-356, 1980.
- 9) 乾 成里, 山田博章, 山崎芳夫：色座標変換による眼底写真からの血管像除去。眼科 ME 学会誌(あたらしい眼科) 7: 1343-1345, 1990.
- 10) <http://www.openssl.org/>

原 著

鏡面反射成分を用いた Point Spread Function による 人眼眼球光学系シングルパス MTF の測定

小林克彦, 渋谷雅博, 竹内 楽, 大沼一彦*, 三宅洋一*
株式会社トプコン 研究所, 千葉大学工学部*

Measurement of the Single-Pass Modulation Transfer Function of the Human Eye by Specular Reflection Point Spread Function

Katsuhiko Kobayashi, Masahiro Shibutani, Gaku Takeuchi, Kazuhiko Ohnami* and
Yoichi Miyake*

Topcon R&D Center, *Chiba University Faculty of Engineering

人眼眼球光学系の MTF (Modulation Transfer Function: 空間周波数伝達特性) は, 多くの情報を含む。とくに, その他覚的なシングルパス MTF を低周波から高周波の広域にわたって正確に知ることは, 見え方の状態に関する視覚系のメカニズムを解明する上で重要である。本研究では, 被験眼網膜に点像を投影し, 網膜からの鏡面反射光を CCD カメラにより撮影し, ダブルパス PSF (Point Spread Function: 点像強度分布) を測定する測定装置を開発した。この装置を用いて生体人眼眼球光学系のダブルパス PSF を測定し, シングルパス MTF を算出した。その結果, 20歳代と60歳代との比較では, ともにカットオフ周波数は変わらず, 中間周波数領域が60歳代で大きく落ち込んでいることを確認した。本装置が眼球光学系の光学特性を測定するための, 有用な手段となり得る可能性を示唆した。

(視覚の科学 22: 46-53, 2001)

キーワード: 空間周波数伝達特性, 点像強度分布, 眼球光学系, 鏡面反射, シングルパス MTF

Modulation transfer function (MTF) of the human eye involves much information. Ascertaining the single-pass MTF precisely from low frequency to high frequency is important for elucidating the mechanism of the human vision system. In this study, an infrared point light source was projected onto the retina of the human eye, then single-pass MTF was derived from the intensity distribution of the specular reflection double-pass point spread function (PSF) that was imaged on CCD. Single-pass PSFs were obtained from the normal twenties and sixties in age group. Although the MTF from the sixties was distinctly lower than that of the twenties in mid-frequency, the cut-off frequency was similar in the two age groups. This system has quite a possibility to become a useful tool for elucidating optical characteristics of human eyes.

(Jpn J Vis Sci 22: 46-53, 2001)

Key Words: Modulation transfer function (MTF), Point spread function (PSF), Eyes optical system,
Specular reflection, Single-pass MTF

別刷請求先: 174-8580 東京都板橋区蓮沼町 75-1 (株)トプコン 研究所 小林克彦
(2001年8月21日受理)

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

I. 緒 言

眼球光学系の周波数伝達特性 (Modulation Transfer Function 以下 MTF) を正確に知ることは、網膜像の結像状態に関する情報を得ることができるので、視覚系のメカニズムを解明する上で極めて重要である。かつて Cambell FW, Green GD は、レーザー光の干渉によって網膜上に形成された網膜像から、空間周波数に対する眼球光学系のコントラスト特性を測定した¹⁾。

最近では、全経線方向の MTF 情報を有する眼球光学系の点像強度分布 (Point Spread Function 以下 PSF) を測定し、MTF を算出する方法が多く提唱されている。この手法は、1987年に Santamaria J らによって、ほぼ基本的な測定原理が確立され²⁾、Artal P, Navarro P ら³⁻⁶⁾による精力的な活動を経て、1994年に Williams DR ら⁷⁾によってほぼ完成されている。

これらの原理は、レーザー光によって網膜上に形成された点像をフーリエ変換して MTF を求めるものである。実際には、生体眼では眼球の裏側から点像を撮像することは不可能であるので、眼球光学系の往復光路によって形成されたダブルパス PSF から、片道分のシングルパス MTF を計算によって求めている。しかしながら、これら従来の方法では、測定光のコヒーレンシーを下げるための長時間の加算積分、アライメント精度を上げるためのバイトバーの使用、調節除去のための調節麻痺薬の使用が行われていたために、一般的な臨床手段としてこの測定を行うことは困難であった。

そこで我々は、不特定多数の測定に不慣れな被験者にも対応可能な測定装置を新たに開発し、これによる眼球光学系のシングルパス MTF の測定を試みた。

II. 方 法

1. 実験装置

本実験装置は、測定に不慣れな不特定多数の被験者を対象とし、眼球光学系の MTF を測定できることが特徴である。実験装置測定部の概略図を図1に示すが、一般の臨床に使われているオートレフラクトメーターと同等なアライメント機構や自動雲霧機構とを備えているので、調節麻痺薬の使用、およびバイトバーによる被験眼の固定が不要である (図1)。

まず、被験者が自動雲霧用固視標 TA を固視することで、被験眼 SE の雲霧状態が保たれる。測定用

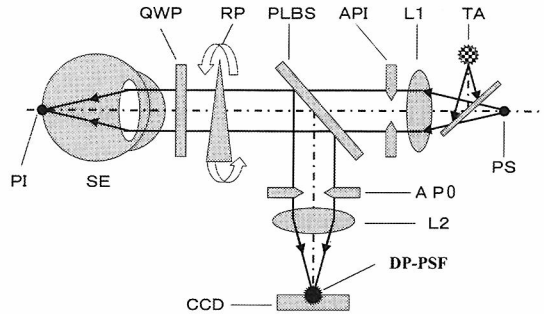


図1 実験装置測定部概略図

PS: 840 nm SLD 照明による $\phi 5.0\mu\text{m}$ 赤外点光源, TA: 自動雲霧用固視標, CCD カメラ: Kodak megaplus 1.6 i, L1: コリメーターレンズ, SE: 被験眼, API: $\phi 4.0\text{ mm}$ 人工入射瞳, PLBS: 偏光ビームスプリッター, RP: ロータリープリズム, QWP: 1/4 波長板, PI: 点像, APO: $\phi 4.0\text{ mm}$ 人工射出瞳, L2: フォーカシングレンズ, DP-PSF: ダブルパス PSF イメージ

点光源として波長 840 nm の SLD (Super Luminescent Diode) 照明による $\phi 5.0\mu\text{m}$ のピンホール PS, ダブルパス PSF 像 (以下 DP-PSF) を取得するための CCD カメラには Kodak megaplus 1.6 i を用いた。点光源 (以下 PS) からの光束はコリメーターレンズ L1 ($f=30\text{ mm}$), 人工入射瞳 API ($\phi 4.0\text{ mm}$), 偏光ビームスプリッター (以下 PLBS), ロータリープリズム (以下 RP), 1/4 波長板 (以下 QWP) を経て被験眼網膜に投影される。被験眼網膜からの反射光は、QWP, RP, PLBS, 人工射出瞳 APO ($\phi 4.0\text{ mm}$) を経て、フォーカシングレンズ L2 ($f=150\text{ mm}$) によって CCD 上に DP-PSF として結像する。

投影された測定光に対する網膜からの鏡面反射成分 (鏡面反射については II-2 で述べる) のみを受光する目的で、QWP を使用した⁸⁾。PLBS は、投影光学系と測定受光光学系で、その偏光方向が互いに直交するように設定し、QWP は被験眼眼前に配置した。すなわち、PS からの直線偏光された投影光束は、QWP によって円偏光となって被験眼網膜に到達する。この被験眼網膜からの反射光束はその鏡面反射成分が逆周りの円偏光となるが、QWP によって、投影光束と直交する方向の直線偏光となるので、CCD 上には被験眼網膜からの鏡面反射成分のみが到達する。同時に、投影光学系と測定受光光学系で発生するフレア光を偏光方向が互いに直交する PLBS によって除去することができる。また、角膜頂点反射によるブルキンエ像は CCD と異なる共役位置にできるので、これによる

フレア光の影響はほとんどない。

測定用光源である SLD は、インコヒーレントな光を指向性よく高出力で放射できる特徴をもつ、レーザーと LED の中間に位置する新しい光源であるが⁹⁾、CCD 上の DP-PSF にはレーザーの特徴であるスペックルがわずかに生じる。このスペックルを除去する目的で、被験眼眼前に RP を配置した。従来の実験で行われていたスペックル除去のための、長時間の加算積分による露光を、この RP によって 100 msec 以下に短縮することが可能となった。露光時間 100 msec で取得した S:0.00, C: -3.00 の模型眼についての、RP による効果を図 2 に示す。RP によって、スペックルがほぼ完全に除去されていることが確認できた。

測定受光光学系による、網膜上の点像 PI の CCD 上への撮影倍率は 8.5 倍で、CCD のピクセルピッチが $9\mu\text{m}$ なので、網膜位置に換算したサンプリングレートは 140 cycles/deg である。また、 $\phi 5.0\mu\text{m}$ の PS は 0.6 倍の投影光学系によって被験眼網膜に投影されており、網膜位置に換算した 50 cycles/deg における MTF への寄与は 2% 以下である。あわせて、投影光学系、測定受光光学系ともに、収差のない模型眼との組み合わせによる MTF が、模型眼の MTF にほぼ一致していることを、測定装置光学系の設計段

階で光線追跡により確認しているため、本報告では測定算出された MTF の補正は行っていない。

2. 網膜像、およびダブルパス PSF 像のコヒーレンシー

偏光光束による像を眼球光学系の黄斑部に向けて投影した場合、眼底からの反射光は、偏光が保存された鏡面反射成分と偏光が消滅した散乱反射成分の 2 種類の反射成分を含み、眼底には、これらの反射成分による 2 種類の像が形成される^{7,10)}。

すなわち、図 3a に示すように、投影された偏光光束は、外境界膜、錐体細胞、網膜色素上皮層、脈絡膜を経て強膜にまで到達し、その間に吸収あるいは反射される。反射光の大部分は図 3b に示すように、網膜色素上皮層で鏡面反射し、錐体細胞のファイバプレートによって、偏光と像の広がりか保持された状態で導光され、外境界膜近傍で像を形成すると考えられている。この像は、導光の途中では錐体細胞のファイバによって分割され、それぞれのファイバごとに光束がミキシングされていて、隣り合うファイバ間で位相が保持されていない状態にある。したがって、偏光光束の投影によるこの第一の光路はインコヒーレントである⁷⁾。

一方、図 3c に示すように、網膜色素上皮層の後方で散乱された光束は偏光が消滅し、散乱反射成分と

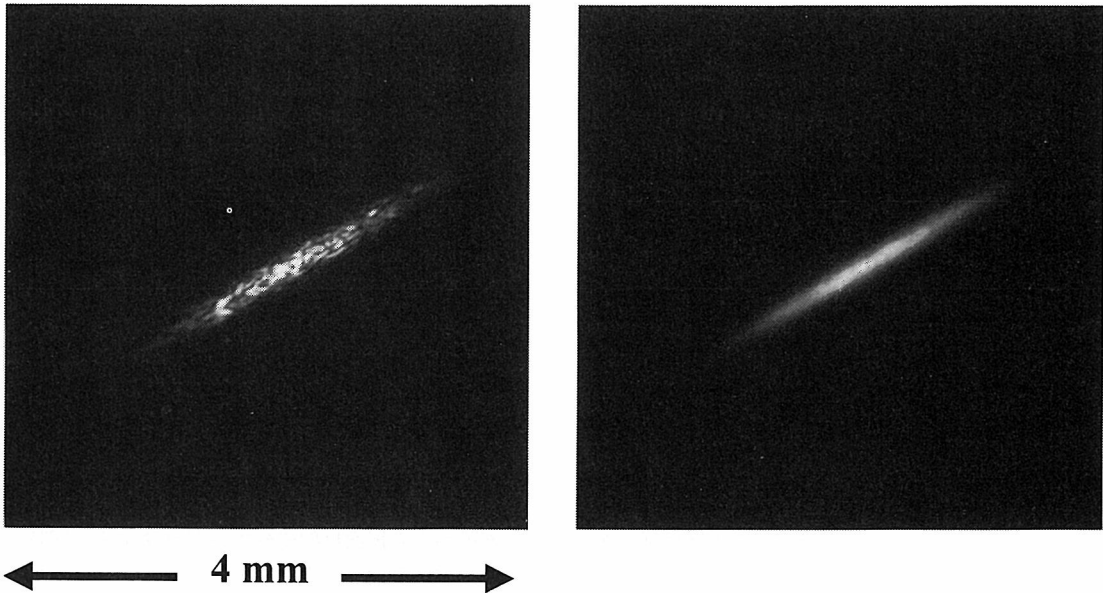


図 2 ロータリープリズムの効果
S: 0.00 C: -3.00 模型眼における焦線のダブルパス像。
左: ロータリープリズムなし。右: ロータリープリズムあり。

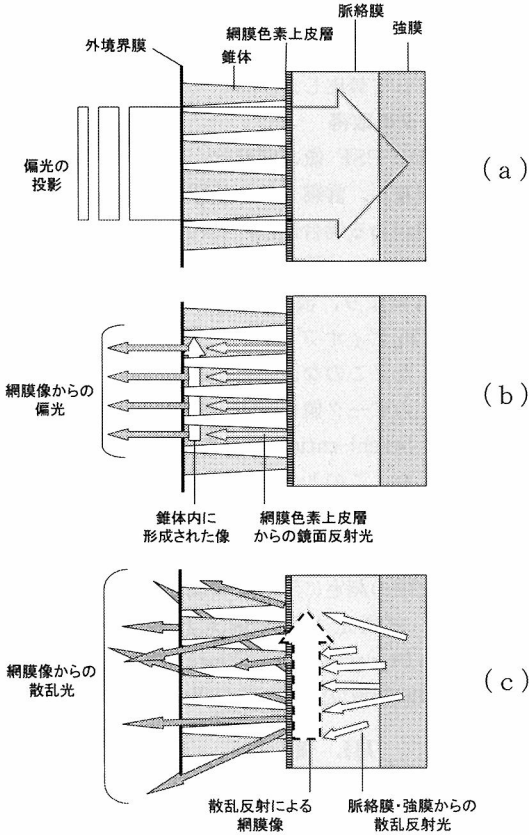


図3 偏光光束と網膜像との関係
 (a) 投影された偏光光束は強膜まで達し、その間に吸収、反射される。
 (b) 偏光光束の大部分は網膜色素上皮層で鏡面反射し、外境界膜近傍で像を形成する。
 (c) 散乱反射成分。網膜色素上皮層の後方で散乱された偏光光束は偏光が消滅し、散乱反射成分となり、網膜色素上皮層近傍に低コントラストの像を形成する。

なり、網膜色素上皮層近傍に低コントラストの像を形成すると考えられている。この光路は、完全にインコヒーレントであり、強度、コントラストともに非常に低いので、被検者は、散乱反射成分の影響をほとんど受けずに、外境界膜近傍に形成される鏡面反射像を自覚することができると思われる¹⁰⁾。

また、CCD 上に得られた DP-PSF 像は、RP で加算積分することで図2に示すようにスペックルがほぼ完全に除去されているので、鏡面反射成分を測定受光する第二の光路もインコヒーレントである⁷⁾。

なお、本報告では、偏光光束を投影したときの、網膜色素上皮層より外側の脈絡膜や強膜における偏光が消滅した散乱反射に対して、網膜色素上皮層での偏光

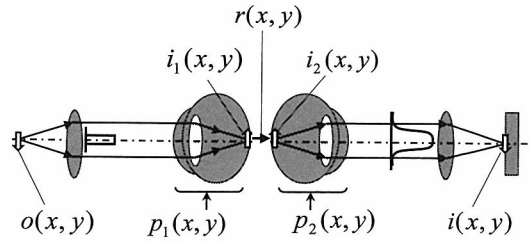


図4 点光源： $o(x, y)$ とダブルパス PSF 像： $i(x, y)$ との関係
 $o(x, y)$ ：点光源の強度分布、 $p_1(x, y)$ ：往路の眼球光学系の振幅透過率、 $r(x, y)$ ：網膜の鏡面反射成分に関する振幅透過率、 $p_2(x, y)$ ：帰路の眼球光学系の振幅透過率、 $i(x, y)$ ：CCD 上で加算積分して得られるダブルパス PSF 像の強度分布

が保持された specular 的な反射を鏡面反射と定義する。

3. シングルパス MTF の算出

被験眼眼球光学系のシングルパス MTF, $P(U, V)$ は、以下のように算出した。

すなわち、図4に示すように、点光源の強度分布を $o(x, y)$ 、往路の被験眼眼球光学系の振幅透過率を $p_1(x, y)$ 、 $p_1(x, y)$ によって形成される空中像を $i_1(x, y)$ 、網膜の鏡面反射成分に関する振幅透過率を $r(x, y)$ 、外境界膜近傍に形成された鏡面反射による像を $i_2(x, y)$ 、帰路の被験眼眼球光学系の振幅透過率を $p_2(x, y)$ 、CCD 上で加算積分して得られるダブルパス PSF 像の強度分布を $i(x, y)$ とすると、前項 II-2 より、 $o(x, y)$ 、 $i_1(x, y)$ 、 $i_2(x, y)$ 、 $i(x, y)$ はすべてインコヒーレントの関係にあるので次の式が成立する。

$$i(x, y) = i_2(x, y) \otimes p_2(x, y) \dots \dots \dots (1)$$

\otimes はコンボリューション積分をあらわす。ここで

$$i_2(x, y) = i_1(x, y) \otimes r(x, y)$$

$$i_1(x, y) = o(x, y) \otimes p_1(x, y)$$

であるから、(1)式は

$$i(x, y) = o(x, y) \otimes p_1(x, y) \otimes r(x, y) \otimes p_2(x, y) \dots (2)$$

となる。(2)式の各項をそれぞれフーリエ変換し、周波数領域に置き換えると、

$$I(U, V) = O(U, V) \times P_1(U, V) \times R(U, V) \times P_2(U, V) \dots (3)$$

となる。光源の大きさが十分に小さく、網膜での反射が鏡面反射成分のみであり、かつ、鏡面反射によって

形成される網膜像 $i_2(x, y)$ が $i_1(x, y)$ に対してほとんど劣化がないと仮定すると、

$$O(U, V) = 1$$

$$R(U, V) = 1$$

とすることができる。また、前項で述べたように投影光学系と測定受光光学系とが互いにインコヒーレントであり、かつ、非対称性収差を分離しないという条件で、

$$P_1(U, V) = P_2(U, V)$$

$$P(U, V) = P_1(U, V)$$

とおけば、(3)式は、

$$I(U, V) = \{P(U, V)\}^2 \dots\dots\dots(4)$$

となる。これより

$$P(U, V) = \sqrt{I(U, V)} \dots\dots\dots(5)$$

となる。

(1) 式および (2) 式の $i(x, y)$ は被験眼眼球光学系の DP-PSF、(4) 式の $I(U, V)$ はダブルパス MTF、また (5) 式の $P(U, V)$ がシングルパス MTF である。

すなわち、本実験では、DP-PSF 像を CCD によって取得し、CCD の光電変換率の直線性を較正し

た上で、Williams DR らによって提唱された方法⁷⁾と同様に、シングルパス MTF をダブルパス MTF の平方根として算出した。

4. データの取得

実際の DP-PSF 像の取得は、被験者が自動雲霧用固視標を固視し、雲霧された状態を保ち、行った。被験眼に乱視がある場合には、これを円柱レンズによって矯正した。この状態で、投影光学系内のフォーカシングレンズにより、波長 840 nm の測定用赤外光の位置を 0.125 ディオプターごとに変更し、DP-PSF 像を取得した。このなかから、同じ開口における無収差の PSF のピーク値に対する測定した PSF のピーク値の比、Strehl-ratio^{11,12)}が最大値となる DP-PSF 像を採用した。このとき、投影光束、受光光束はともに、被験眼瞳位置に共役に配置された人工入射瞳、および射出瞳により $\phi 4.0$ mm に制限される。

また、実際の測定に際しての測定光量は、ANSI Z 136.1-1993 で規定される最大許容露光量 (MPE: Maximum Permissible Exposure) の 1/10 をこえないように、被験眼瞳位置で、最大でも $20\mu\text{W}$ とした。

III. 結 果

1. 23歳, 正視

23歳, 正視について取得した DP-PSF 像とこれより算出したシングルパス PSF 像を図5に、その2次

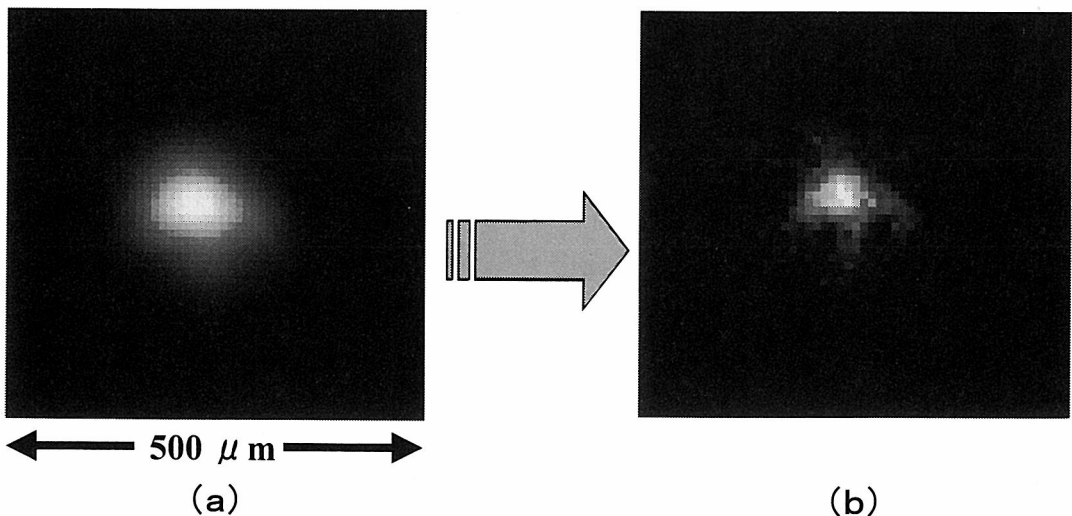


図5 23歳, 正視の PSF 像
露光 60 msec, 入射瞳/射出瞳ともに $\phi 4.0$ mm。
(a) CCD 上で加算積分して得られたダブルパス PSF 像。
(b) II・3 項に従って算出したシングルパス PSF 像。

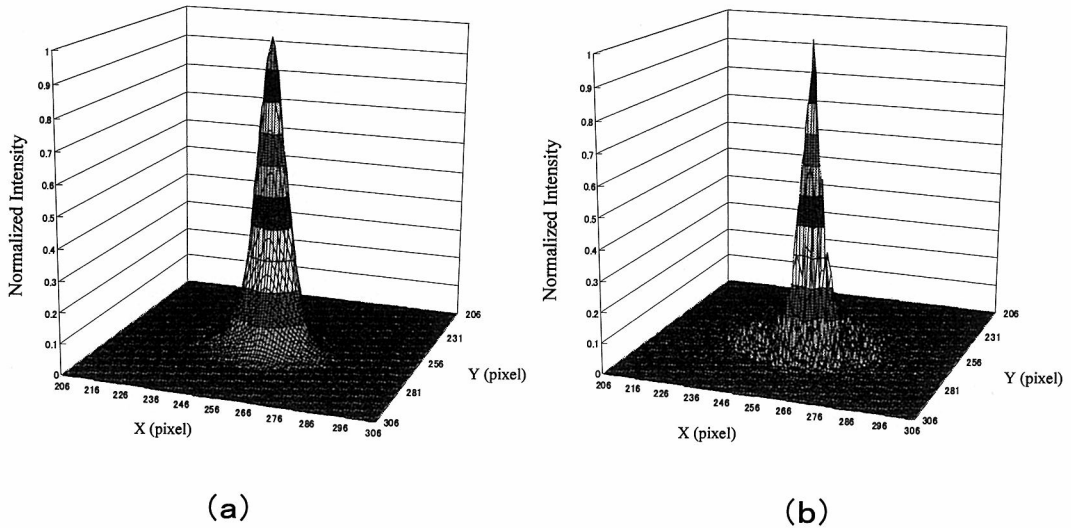


図6 23歳, 正視の PSF 2次元強度分布
 (a) CCD 上で加算積分して得られたダブルパス PSF 像の2次元強度分布。
 (b) II・3 項に従って算出したシングルパス PSF 像の2次元強度分布。

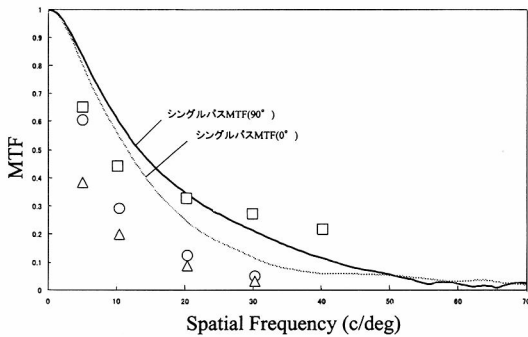


図7 23歳, 正視のシングルパス MTF
 過去の文献における, シングルパス MTF の測定結果を合わせて示す。
 ○: Artal P et al (1994), △: Liang J et al (1995), □: Campbell FW et al (1965)

元強度分布を図6に示す。また, 図7にはシングルパスのそれぞれ水平, 垂直方向の MTF を示す。この結果を, 被験者の年齢 (20歳代), 測定瞳径 (ϕ 4 mm) が同じ条件で測定算出された, Artal P ら, Liang J らの MTF^{5,12)}と比較すると, 本測定による結果は, 低周波から高周波にかけて高い MTF を示した。しかしながら, 心理物理的な実験によって得た, 視覚系全体の MTF と大脳を含めた網膜以降の処理系の MTF との比から眼球光学系の MTF を求めた Campbell FW らの結果¹⁾に比べて, 中間周波数以降で低い MTF を示した。

2. 60歳, 近視性複性斜乱視 (S: -0.50 C: -1.25 Ax: 80°)

60歳, 近視性複性斜乱視について取得した DP-PSF 像とこれより算出したシングルパス PSF 像を図8に, その2次元強度分布を図9に示す。また, 図10にはその MTF を示す。測定は乱視のみを円柱レンズによって補正し, 球面度数は投影光学系内のフォーカシングレンズにより補正を行った。被験者の年齢 (60歳代), 測定瞳径 (ϕ 4 mm) が同じ条件で測定算出された, Artal P らの MTF⁵⁾との比較においても, 本測定では, 23歳正視と同様に, 低周波から高周波にかけて高い MTF を示した。しかしながら, 23歳正視との比較において, MTF の中間周波数が大きく低下していた。

3. 20歳代と60歳代とのシングルパス MTF の比較

図11に, 20歳代と60歳代について, 各7名の測定を行い, 上限, 下限を除いた各5名について, それぞれ全方向の MTF を平均したシングルパス MTF を示す。結果は, 20歳代と60歳代とで解像限界に年齢による差はほとんどなく, 中間周波数領域が60歳代では下がってくるという, 過去の文献による見解^{12,13)}と一致した。

IV. 考 按

我々は, 眼球光学系の MTF 測定装置を新たに開発した。この装置によって, シングルパス MTF をダブルパス MTF の平方根として算出するにあつ

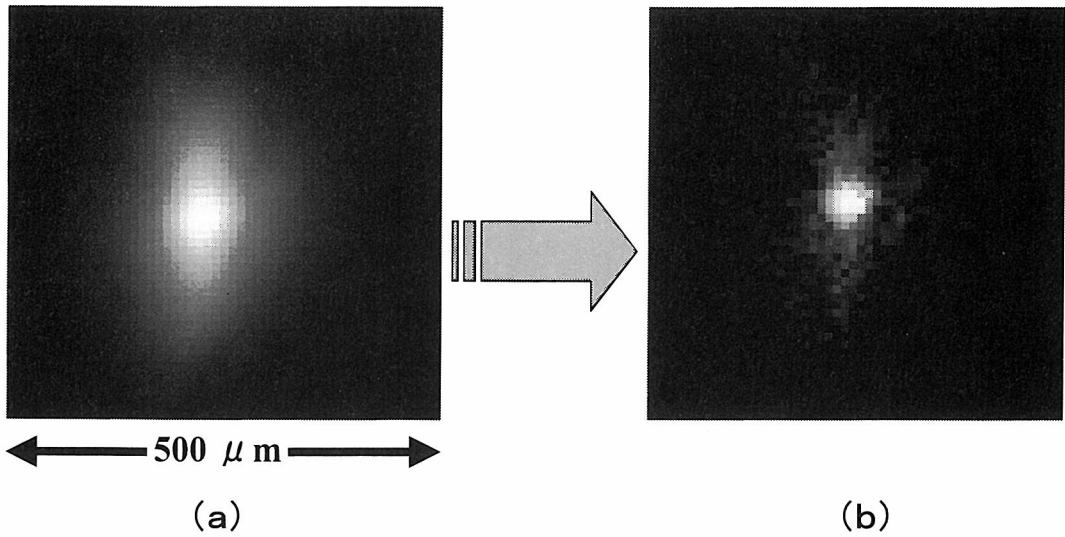


図8 60歳、近視性複性斜乱視の PSF 像
 (a) CCD 上で加算積分して得られたダブルパス PSF 像。
 (b) II・3 項に従って算出したシングルパス PSF 像。

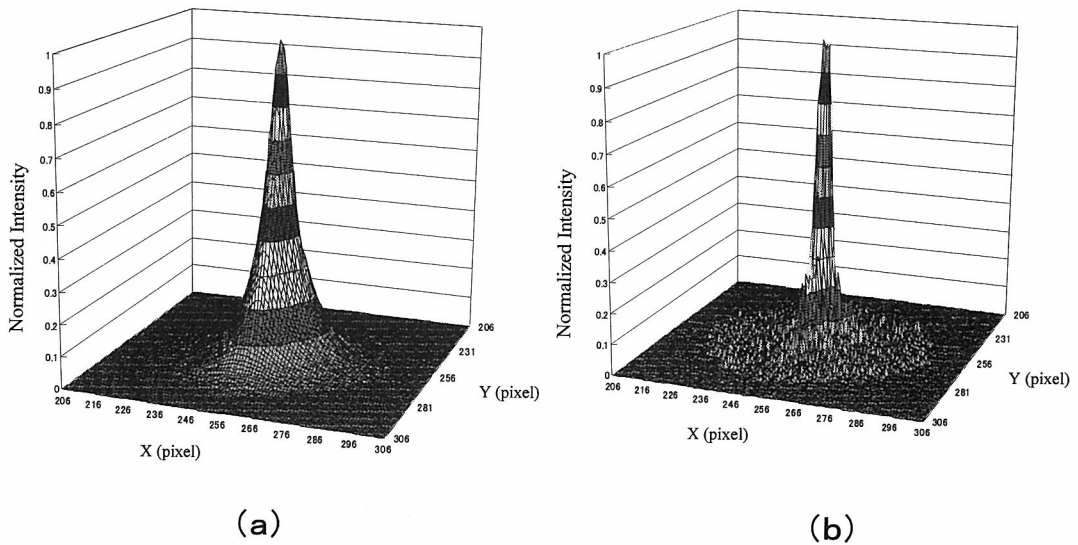


図9 60歳近視性複性斜乱視の PSF 2次元強度分布
 (a) CCD 上で加算積分して得られたダブルパス PSF 像の2次元強度分布。
 (b) II・3 項に従って算出したシングルパス PSF 像の2次元強度分布。

て、眼底での鏡面反射成分に関する網膜のMTFを $R(U, V)=1$ と仮定した。具体的には、被験眼を完全矯正した状態で取得した、Strehl-ratio が最大となる鏡面反射成分による DP-PSF 像から、シングルパス MTF を算出した。すなわち、眼鏡レンズで補正可能な収差である、デフォーカスと非点収差のみを除

去した条件下における、眼球光学系のシングルパス MTF を算出した。

鏡面反射に対する網膜の MTF は加齢に伴い低下することが知られており¹⁴⁾、本来は被験者の年齢ごとに $R(U, V)$ の補正を行うべきであるが、本報告では、 $R(U, V)=1$ と仮定したため、本報告での高齢者

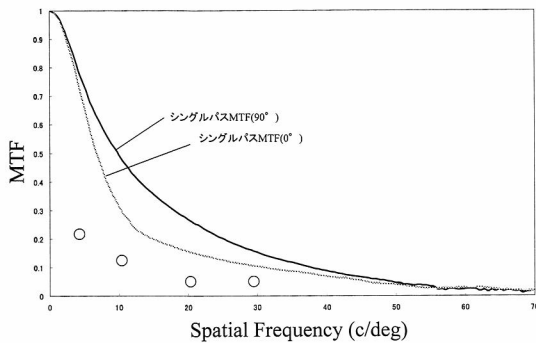


図10 60歳、近視性複性斜乱視のシングルパス MTF
過去文献における、シングルパス MTF の測
定結果を合わせて示す。
○：Artal P et al (1994)。

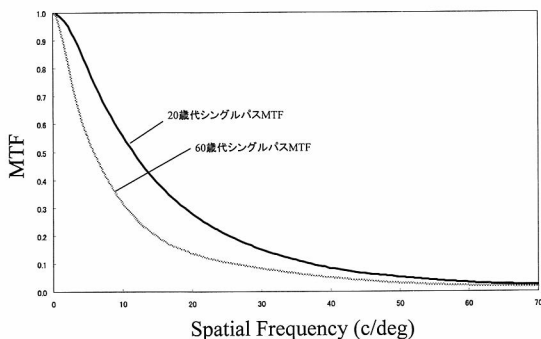


図11 20歳代、60歳代のシングルパス MTF の比較
黒線：20歳代の5眼平均値、灰線：60歳代の5
眼平均値

の MTF は、真の値に対して若干高めの結果となつて
いることが考えられる。

また、23歳正視と60歳近視性複性斜乱視の測定例
で、水平垂直方向の MTF に差が出た原因は、実際
には完全に補正しきれていない乱視成分にあると思わ
れる。いずれも、DP-PSF 像がすでに非対称である
ことから、眼鏡レンズによって補正できない影響もあ
ると考えられる¹⁵⁾。

しかしながら、本方法によって他覚的に測定算出
した20歳代のシングルパス MTF は、同じ条件による
Artal P, Liang J らの結果よりも高い値であり、
Campbell FW が心理物理的な実験によって得た値に
より近い結果となった。したがって、本報告では、本
装置が眼球光学系の光学特性を測定するための有用な
手段となり得る可能性を示唆することができた。

本装置の臨床上の有効性を確認していくために、今
後は、被験者の加齢による網膜の反射特性との関連も
含めて、同時に網膜以降の処理系の MTF も考慮し
た、更なる検証が必要と思われる。

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

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

文 献

- 1) Campbell FW & Green GD: Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J Physiol* 181: 576-593, 1965.
- 2) Santamaria J, Artal P et al: Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method. *J Opt Soc Am A* 4: 1109-1114, 1987.
- 3) Artal P, Ferro M et al: Effects of aging in retinal image quality. *J Opt Soc Am A* 10: 1656-1662, 1993.
- 4) Navarro R, Ferro M et al: Modulation transfer functions of eyes implanted with intraocular lenses. *Applied Optics* 32: 6359-6367, 1993.
- 5) Artal P & Navarro R: Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: An analytical expression. *J Opt Soc Am A* 11: 247-249, 1994.
- 6) Artal P, Iglesias I et al: Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system. *J Opt Soc Am A* 12: 2358-2366, 1995.
- 7) Williams DR, Brainard DH et al: Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye. *J Opt Soc Am A* 11: 3123-3135, 1994.
- 8) W. A. シャクーリフ：偏光とその応用、87-122、共立出版、東京、1965。
- 9) 三上 修：スーパーluminescentダイオードの光学特性と応用、*光学* 3: 143-149, 1990。
- 10) O'Leary D & Millodot M: The discrepancy between retinoscopic and subjective refraction: Effect of light polarization. *Am J Optometry & Physiological Optics* 55: 553-556, 1978.
- 11) 草川 徹、横田英嗣訳、Born M & Wolf E: 光学の原理 II、691-686、東海大学出版会、東京、1975。
- 12) Liang J & Westheimer G: Optical performances of human eyes derived from double-pass measurements. *J Opt Soc Am A* 12: 1411-1416, 1995.
- 13) Artal P, Ferro M et al: Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality. *J Opt Soc Am A* 12: 195-201, 1995.
- 14) Artal P, Marcos S et al: Effect of aging in retinal image quality. *J Opt Soc Am A* 10: 1656-1662, 1993.
- 15) Navarro R, Losada MA et al: Phase transfer and point-spread function of the human eye determined by a new asymmetric double-pass method. *J Opt Soc Am A* 12: 2358-2392, 1995.

眼光学よもやま話

2. 日本眼光学学会の草創

筑波大学, 水戸済生会総合病院顧問 大島 祐之

2・1 精密光学機械と日本

明治維新で国を挙げて西洋文明の消化吸収に励んだ日本は、精密光学機械に高い関心を示しその導入に貪欲だったらしい。レーザー研究先駆者の一人で、カメラの機構やメーカーの事情に詳しく物理学者・小倉磐夫（東京大名誉教授）の葬儀に参列して頂戴した遺著「カメラと戦争……光学技術者たちの挑戦」（朝日新聞社、平成12年刊）を読むと、20世紀初頭の日露戦争で、その帰趨を決した日本海々戦の日本艦隊には当時、世界最先端の測距儀（カメラの二重像合致式距離計と同一原理だが、はるかに精密に目標までの距離を測れる）が多数装備されていたのに、ロシア艦隊にはごく少数しかなかったので、砲弾命中率に較差を生じて日本艦隊の大勝利がもたらされたと書いてある。それは極東の小国、日本が世界中に知れ渡り、以後の発展の礎となる出来事だったと申して過言ではない。

その後の日本は、製造技術の涵養に努めたに違いないが、昭和になって戦争に突入し、海軍の光学兵器は日本光学（現ニコン）、陸軍のは東京光学（現トプコン）が主として受け持ち「海のニッコー、陸のトコー」と呼ばれたと書かれた段に至って、その時代背景に思い当たるふしが浮かんだ。

戦争が長期化し戦局不利になるにしたがい、国内の産業は軍事生産一色になって、人も物も根こそぎ軍需に向けられ、民需生産力は急速に衰退した。軍陣医療の要具は軍需品扱いにされたのだろうが、医療用具のなかではマイナー的存在の眼科光学器械の製造は特別扱いを受けることなく、一部の業者が細々と生産していたに過ぎなかったらしく、かかる国産品の品質が劣っていたのは已むを得なかったのだろう。そして、性能の良い光学器械を使って医療内容の向上を図ろうとした良心的な眼科医は、戦前に海外との交流があった時代に欧米から輸入された数少ない機器を大事に使うより他ない状態が、戦後まで尾を引いた。

なにせ敗戦後の日本は、それを体験していない世代

には想像もできない貧困の極に陥ってしまい、国は極端な外貨不足に陥っていたため、購入資金のある者が居たとしても正規ルートでの輸入許可が望める状態ではなかった。その上、光学兵器生産によって技術力を培い温存していた大手メーカーと、その埒外に置かれた中小メーカーとの技術的較差が著しい状態は長く続いたようだった。軍需から民需に転換した大手メーカーが、カメラのように大きな需要が望めた光学器械の生産に力を注いだのは、経済市場原理からして当然とはいえ、限られた需要しかない眼科光学器械の生産に踏み出さなかったのは、眼科医の識者にとって歯がゆかったに違いない。

敗戦から3年経った1948年、東京光学がレンズメーカー《眼鏡レンズの頂点屈折力等の測定器》を市販するに及んで、中泉行正（のち日本眼科医会会長）が東京眼科集談会で慶賀の辞を述べたのが想い出される。次いでレフラクトメーターやターレット式検眼器の国産化があり、日本光学からパーティコメーター《頂点屈折力 vertex power に因んだ名称で上記のレンズメーターと同種の性能》が製造発表されたが、以後、大手メーカーによる眼科関連の光学器械の国産製品開発は格別進まなかった。

——眼鏡レンズの度を測るのに昔は「レンズ計」という名のスフェロメーター原理の手持ちの道具があった。レンズメーターの軸打ち用具のように1列に並んだ3本のピンがあり、レンズ面に押しつけて目盛りを読む小器具で、前面後面での読みを合算してレンズのジオプトリー D を求め、乱視レンズでは手で廻して調べねばならなかった。その他に簡便な方法として、D が表示されてある検眼レンズに、眼鏡レンズを重ねて調べるレンズ中和法も行われていた。

戦前に Refraktiometer とか Lensometer の商品名のドイツ製の機器が輸入されていて、それを使えば正確容易に眼鏡レンズの頂点屈折力 D が測れたのだが、当時としては高価だった輸入器械では容易に普

2001年6月

及せず、中小メーカーによる比較的安価なコピー商品が出回ってはいた。戦後になって前述の国産製品が誕生し同種の機器の製造メーカーが増えるに及んで、1953年にはその規格 JIS “レンズメータ” が制定された。その名称の由来は詳らかではないが、私の推測するところ、当時の「光学用語選定の原則」と「レンズメーター」の名称が東京光学製品の登録商品名だった」が考慮されてのことだったのではなからうか。そのころは、末尾の延音記号『ー』を省略する書き方が好んで行われていて、laser を例にとれば、私がそれを学び始めたころは専らレーザーと記されていたが、喋るときにはレーザーと読んだ。しかしいつの間にやら正式用語が書き方読み方を一致させた『レーザー』に変わった気がする。またその後、東京光学が『レンズメーター』の名称登録を放棄したらしく、本邦各社の同種製品がその名称を名乗るようになって、それが日本語での専門用語として定着するようになったと理解している。

JIS “レンズメータ” の1975年改正の際、その専門委員を仰せつかり日置隆一委員長に表題名を『レンズメーター』に改めるのが適切ではないかとの意見を具申したのだが、内容の改正と違って表題名の変更は上部機関の承認などの手続きが複雑だったらしく結局見送られた。現在もそのままだったとしたら、とうの昔に死語になっている明治時代の用語が生き残っているらしい法律よりはましだとしても、敗戦後の再生日本の夜明けのころの試行錯誤が生んだ残滓がこんなところに生き延びているのかと奇異に感じられる。

新しい日本を築くべく必死だったころ「無駄を省こう」との趣旨から『ー』省略と同様の思想に根ざして一時流行った「半袖の背広」を着用してテレビに映った元総理大臣を観て奇妙な印象を受けたのと軌を一にする。

なお、この種の測定器を呼ぶのに世界的にあまねく通用する専門用語は存在しない。レンズメーターのように一国内だけでなら通用するものは他にもあるにせよ、lensmeter にしろ Lens-meters に至ってはなおさらのこと、和製英語であることを心得ていなければ海外で恥を搔く。ISO (国際標準化機構) で採った focimeter は我が国には縁が薄いイギリス製品の名称で、20世紀後半に世界の眼科のバイブルとされていた Duke-Elder の書 System of Ophthalmology に使われていたところから採用したらしく思われる。——

ここで日本の光学技術の発展に目を向けると、1950

年に勃発した朝鮮動乱のさなか、アメリカ・ライフ誌の従軍カメラマンが日本のカメラは優秀と折紙をつけたエピソードが世界中に伝えられ、それは日本が経済大国へと踏み出す第一歩だったとみることができよう。その後、日本の工業製品は時代を追ってトランジスタラジオ、カラーテレビ、更には自動車など、次々とその優秀さが世界中で喧伝されるようになり、日本が世界第2の経済大国へと発展したからである。

——小倉馨夫の「カメラと戦争」には書かれていないが、そのカメラレンズを設計した脇本善司(日本光学、眼光学学会常任理事として学会の発展に尽力)から当時の苦心談を伺ったことがある。コンピューターがなかった時代で、光学計算は対数表と計算機(手動ないし電動)とを使って2人1組で計算を行い、同じ計算を複数組で同時に行って得た答えが一致しなければ、やり直しする人海戦術で成し遂げたという。後年たまたま地下鉄で同車した脇本が、そのときのお嬢さん方との同窓会に行くのだと聞いて、美しい話と思った記憶がある。日本人が復興を目指して必死だった時代を想い出し、その当時の協力者達との絆を何十年も大切にした脇本だからこそ、日本の進路に一筋の光明を投ずることができたのだったとの思いに浸った。その脇本が逝って5年が経つ。——

かくして日本製カメラが世界を席巻する時代が戦後早く訪れた一方で、眼科光学器械とはいうと、欧米では画期的な新型が次々に発表された。光学器械が眼科診療や研究に欠かせないのは昔も今も変わるところなく、当時は、顕微鏡は医学の各分野で広く使用されていたにせよ、その他の医用光学器械としての実用が定着していたのは、眼科用機器にほとんど限られていた。新型の外国製品を国内の中小メーカーがコピーした商品もあらわれたが、性能は劣っていて「安かろう悪かろう」の評が立ったのは、当時の中小メーカーの技術力からして致し方なかったのであろう。

そんな情勢のなか、技術力においてすでに世界的な定評を獲ち得ていた大手メーカーが眼科光学器械の製造に乗り出して貰えないかとの要望が眼科領域の識者達の間次第に高まったのを背景に、眼科のなかで光学に関心深かった人達と、大手メーカー技術者との間で懇談会開催の気運が実を結んだ。

2・2 第1回学会の開催まで

大塚 任(東京医歯大)、梶浦陸雄(福島県医大)、中島 章(順天大)、不肖大島(東京医歯大)の眼科側と、沢口 勉(日本光学)、霜島 正(オリンパス)、

土井幸之助(東京光学)の7名で発足した懇談会が主として東京で開かれた。水川 孝(大阪大), 荻野鉦太郎(名古屋市大), 神谷貞義, 中尾圭一(奈良医大), 山地良一(大阪医大), 野依達司(順天大), 鈴木昭弘(名古屋大環研), 中林正雄(大阪大), 田中 実, 岸本 匡(東京光学), 小沢秀雄(興和), 中条鍾一(島津)の参加もあった。眼科光学器械とその将来を主題に語り合ったこの会の存在を眼科部内に PR した方がよいつの提案があって, 大塚が編集委員をしていた「眼科」誌の同じく編集委員だった植村 操(慶應大, 日本眼科学会理事長), 国友 昇(日本大)を加えた座談会の速記録が2回にわたり同誌(5: 382 & 461, 1963)に掲載されもした。

その懇談会は1962年から5, 6回は開かれたと思う。回を追うにしたがって, 中小を含めて他のメーカーからの参加希望の申し入れがあった。商業主義が入り込むのを恐れたのにも況して, 日本, ひいては世界の発展の一助にでもなればとの想いで結束していたのが乱されたくないとの気持ちもあってお断りしたこともあった。

メンバーの間で自画自賛する者は一人としてなく, 軍歴浅い私(名目4カ月余, 実質2週間)が言うのはおこがましいが, 名利を越えた「戦友」の集いのような連帯感が生まれていた感があった。苛烈だった戦争末期, 敗戦後の貧しかった日々, 復興への道を進む日本を, 膚で感じて過してきた人達ばかりであって, 最高齢の植村 操は, 軍歴こそなかったものの戦局頹勢に陥っていた1944年, 国の要望に副ってビルマ(現ミャンマー)に赴き病院建設にあたり, 九死に一生の思いで帰還した並の軍歴をはるかに凌ぐ体験の持ち主だった。梶浦睦雄が, 新幹線がなかったそのころ, 線路補修が一番遅れていると屢々報道された東北本線で福島から欠かさず上京した熱心さにはいつも感心させられた。

かかる非公開の懇談会の存在が知られるにつれて, 公開をとの声が次第に高まり, 1964年11月に臨床眼科学会でのグループディスカッション「眼の光学と光学器械」が梶浦を世話人として名古屋で開催された。更に翌年に開催が予定されていた第19回臨床眼科学会の会長・桐澤長徳(東北大)が併催の学会にしたいとの意向を受けて, 話しが進められ, 眼科学会首脳陣こぞっての賛同もあって, 1965年11月, 仙台市において第1回学会「光学眼屈折学会」(図1はそのプログラム表紙)が開催の運びになった。桐澤はかねてから眼科光学器械への関心深く, 今からみれば陳腐極まりな

第1回 光学眼屈折学会

プログラム

日 時 昭和40年11月13日(土)
12.30~16.30
会 場 仙台市定禅寺通櫓丁48
宮城県民会館6階
第2会議室
電 話 23-6287
司 会 桐 沢 長 徳 教 授
東北大学附属病院眼科
34-1111 内線 324

図1

い話ではあるが, 戦前の古い眼科から脱却するには細隙灯顕微鏡を眼科診療にもっと活用すべきことを, 各地の眼科医会講習会で講演するとともに, 大手メーカーにその開発を度々申し入れていたらしい。

第1回学会は盛会だった。参加者数の記録はないが, コンタクトレンズ学会などとの合同開催だった第4回を除けば最多の参加者を集めたのではなかろうか。人脈豊富な桐澤が関連の理工系大学, 研究施設, 光学機械メーカーなどにも広く呼びかけたことが成功裡に終わった一因だったに違いない。

2・3 眼光学学会の組織づくり

1) 学会誌の発行

第1回学会の準備, 運営はもっぱら東北大学眼科各位の尽力に拠ったのだったが, その事後処理の一端を東京在住の私が仰せつかった。主として学会誌に関する部分であり, その費用として桐澤から基金を預かった。

眼科関連で学会と名乗っていたのは当時, 1897年創立の(財)日本眼科学会, 1947年に関東眼科集談会の名称で発足した日本臨床眼科学会, 1958年発足の日本

2001年6月

コンタクトレンズ学会の3者が存在するのみだったが、いずれも学会発表の講演を原著論文として専門誌に掲載していた。ただし、単独の専門誌発行は(財)日本眼科学会のみで、残りの2者は他の眼科専門誌にヤドカリしての学会誌発行だった。

学会と名乗るからには原著論文を掲載する学会誌を発行せねばならぬとの趣旨から、桐澤が編集委員だった「臨床眼科」誌にヤドカリ発行した。東京オリンピックの翌年にあった1965年当時は、経済大国日本と囁かれてはいたものの、一般国民にはそんな実感は全くなく、眼科に限らず他の分野で新たに設立された学会で同様形式の学会誌を発行していたのは珍しくなかったらしい。後年、国際眼科学会開催の企画にあたり、日本学術会議による学協会団体認可を受ける必要を生じ、その条件の一つだった「学会誌発行」をそのヤドカリ学会誌提出によってクリアできた思い出がある。

また第1回学会の学会誌発行にまつわる思い出として、桐澤から「理工系大学在籍者の原著の論文掲載料は、基金から支出せよ」との指示があった。「臨床眼科」誌は当時発行されていた眼科専門誌のなかでは本人負担の掲載料が一番高額だったが、眼科医は覚悟の上だろうし、メーカー関係者はたぶん会社負担で済むのだろうが、理工系大学関係者が負担に感じてはとの配慮からだ。ところで、理工系大学在籍者による長文の英文原著投稿があり英文の掲載料はかなり割高なので、それを支払うと基金があらかた消え失せるため桐澤に問い合わせると「学会の将来を見据えた意図と受け取れ、他意あつてのことではなかろうから支払うように」との指示があり、それに従った。

戦後しばらくの間は、眼科の学会も学校の講堂を借用する地味な設営で開催されたのだが、戦後20年も経つうちに医学のなかでも臨床系の学会は、参会者の増加で学校の講堂では収容しきれない事情があったにせよ、世の中が豊かになった傾向をも反映して豪華な施設を借用して開催の風潮を増し、出席者が支払う参加費も次第に高騰するようになっていた。「お祭騒ぎの学会ではなく実質的な学会に戻すべし」との桐澤のかねてからの持論にそつての措置だったと私は思うが、基礎医学や理工系の学会が地味な設営で開催されていたのを桐澤は承知していて、学際的な眼科学学会ではとくにそれを範とすべしとのことだったに違いない。

第1回学会の参加費は、その線にそつて当時の眼科関係の学会よりも安く設定されていたし、その後開催された眼科学学会でもしばらくはその方針が守られ

ていた。学会参加費の額は開催する会長一任が慣例だが、第17回学会(1981)を受持った私は草創当時思いを馳せて参加費を割安に設定した記憶がある。

第1回学会の翌春(1966)、改めて日本眼科学学会と名乗るに至る学会発起人が各界の関係者が集って東京で催され、学会の基礎作りが進められた。そして学会会員の募集が軌道に乗って、会員には「臨床眼科」の毎月号に分散掲載されたヤドカリ学会誌の原著論文の別冊を、新たに設置した学会事務局から送付する措置が採られた。

ところが1980年に「臨床眼科」誌から突如、学会誌掲載を止めたいとの申し入れを受けた。学会事務局はとうに私の手から離れていたのだが、ヤドカリ学会誌を発案し依頼した桐澤長徳がその年早々に急逝し、当初に出版社との事務的折衝にあつた私を思い出しての申し入れだった。14年間にわたりヤドカリ学会誌を引き受けたものの、それが「臨床眼科」誌の講読部数の増加に結びつかなかったことが真の理由だったらしい。長年にわたり採算に乗らないヤドカリ学会誌を併載し、日本眼科学学会の存在と業績を周知《世界的に知られた海外の英文抄録誌 Excerpta Medica に、題名や抄録を掲載》してくれた出版社に感謝こそすれ、申し入れを拒むことはできないと思われた。

そのむね梶浦睦雄理事長(当時)に報告し、常任理事会に諮ったところ「この際単独の学会誌の発行に踏み切ろうではないか」との議が大勢を占めた。しかし当時の学会事務局だけでは、学術雑誌の編集発行は荷が重すぎて困り果てたが、池田光男(当時東京工大)から「東京工業大学の(財)学術文献普及会が外部からの依頼にも応ずるはず」との教示を受けて『地獄で仏』の思いがした。

かくして単独の「日本眼科学学会誌、第1巻」を1980年に発行し、第12巻(1991)までその形式での学会誌発行が続けられた。ところが梶浦理事長の後を継いだ私の理事長任期の末期に、池田が京都大学に栄転して常任理事を辞するとともに、学会と東京工大とを結ぶ糸が切れたも同然の状態に陥り、新たに学会誌印刷を依頼する所を探す必要に迫られた。ところが再び『地獄で仏』が出現し、加藤桂一郎(福島県医大)の提案などあつて、安心して理事長を退くことができた。

以後、装いを新たにした学会誌は「視覚の科学」と名称を変え、査読制を採り入れ充実した内容で年4回の季刊発行となっているのは慶賀の至りである。

なお非公式ながら過去1回だけ日本眼科学学会誌投稿に対して査読を行い、不採用の決を下したことがあ

る。筑波で開催された第17回学会で口演発表した1会員が投稿した原著に対してであった。学会を担当した私は、その内容は商業的色彩が強すぎて学会誌掲載にふさわしくないと判断したのだが、当時は日本眼科学会で査読が始められて日が浅く、私自身その手続きや運用に不慣れであったため、査読制を熟知していた大頭 仁（早大理工）、江森康文（千葉大工）と併せ、保坂明郎（旭川医大）の知恵を借りて処理できた。

2) 会則の制定

第2回学会から眼光学の名称が掲げられたのだが、梶浦睦雄が1968年に第4回学会を、日本コンタクトレンズ学会, Contact Lens Association of Ophthalmologist Inc. (アメリカ)との joint meeting の形式で福島市の飯坂温泉界限にて国際色豊かに開催したとき、会則を作る旨の議が決した。東京医科歯科大学から順天堂大学へと移った間の事務局では、正直なところそこまで手が回らなかったのが実情である。

第5回学会までにと、日本眼科学会とか、戦前から関連各界が糾合しての歴史ある照明学会の会則などを参考に、大塚 任理事長と私とで会則作りに取り掛

かったが、なかなか難しかった。ところが新しく事務局を引き受けた日本光学（法人会員）の関口三郎が手伝ってくれたら、あっという間に会則原案がまとまった。私共が作った草案を示して、学会の規模とか将来の見通しなどを説明しながら教示を受けたのだが、草案の字句、文言は到る処修正された。関口は技術系ではないので個人会員ではなかったが、専門家の有難味をしみじみと感じた。その会則は、大阪御堂筋にて開かれた第5回学会のおり理事会、総会を通じて何の修正もなく承認され、しかも今日までそのまま日本眼光学学会運営の基幹となって生き続けている。

時を経て1982年、アメリカ Tucson で第2回国際学会が開かれたとき「面倒をみて戴いた学会が外国で開かれるようになった」むね便りを送ったら喜んでおられた様子だったが、関口三郎は1994年に他界された。学会の功労者の一人としてその名を書き留めた。

桐澤長徳が1980年に逝去したことは文中に記したが、大塚 任理事長は1986年、日置隆一理事長は1987年、梶浦睦雄理事長は1997年に没したことを記して、ご冥福を祈る次第です。

対数視力検査装置 LVC シリーズ

名古屋市 (株)メニコン 販売企画室) 江口順二

I. はじめに

我が国では小数視力 (最小視角の逆数) が一般的に使用されているが、最近では網膜・硝子体などの疾患やロービジョン者に対して正確な視力評価を得る必要性が高まってきたことにより、最小視角の対数をとった logMAR (logarithm of the minimum angle of resolution) 値が用いられるようになってきた。

海外での対数視力表としては、Bailey 式の ETDRS (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study) チャートが一般的である。

この ETDRS チャートは、測定距離が 4 m に設定されている。視標はそれぞれの文字に根拠性をもたせてあるため、臨床的には意味があるもののアルファベット表記である。これらの点から本邦でも視標として馴染みやすく使用しやすい Bailey 式の対数視力表が要望されるようになってきた。

今回、その要望に基づき (株) ナイツが開発した Bailey 式の対数視力検査装置 LVC シリーズを紹介する (図 1)。

II. 小数視力表と対数視力表の比較

小数視力表では視力値は視角の逆数であらわされているため、小数視力で 0.1~0.2 の変化と 0.9~1.0 の変化では同じ 0.1 の変化でもあっても視力の比較をする場合には量的に違うことになる。具体例として、小数視力 0.1 の視角と 0.2 の視角はそれぞれ 10' と 5' で、小数視力 0.2 を基準にするとその視角の比率は 2 倍となる。同じく小数視力 0.9 と 1.0 ではそれぞれ 1.12' と 1.0' となり、視力 1.0 からすれば 1.12 倍となる (図 2)。したがって、同じ 0.1 の変化でもこのように違うため、小数視力で統計をとるためには算術平均でなく、幾何平均で行う必要がある¹⁾。

一方、最小視角の対数をとった対数視力表は視標が等比級数的に配置されているため、下段に対する上段視標の拡大率はすべて同じ比率 ($\sqrt[10]{10}=1.259$ 倍) の変化となっている。したがって、算術平均で計算できる。

図 3 は、小数視力表と対数視力表の模式図である。前述したように小数視力表は視標が均一に配列されて

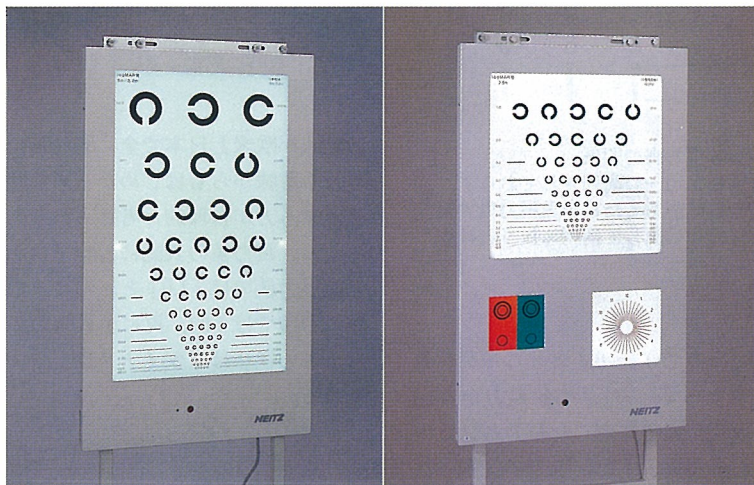


図 1 対数視力検査装置 LVC シリーズ (ナイツ社製)
左: LVC-1, 右: LVC-2

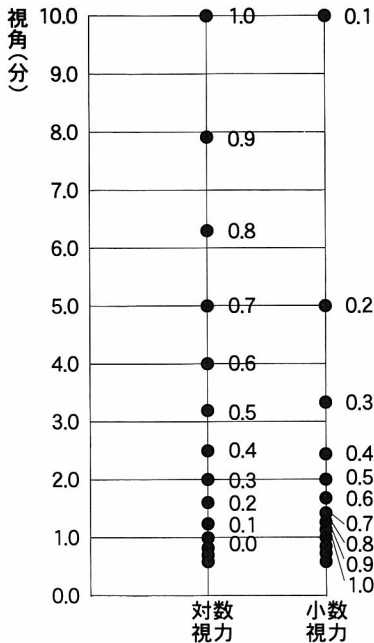


図2 視角と視力値（小数視力および対数視力）の関係

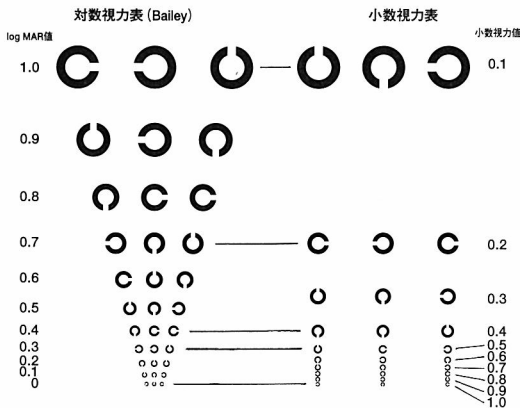


図3 対数視力表と小数視力表の関係
 小数視力表は視標が均一に配列されておらず、疎の部分と密の部分があるため小数視力表で得られた視力値を対数換算して同列に扱うのは危険である。

おらず（とくに小数視力表で0.1~0.4のところに対数視力表と比較して粗になっている）、小数視力から換算した対数視力と対数視力表で測定した視力とでは単純に比較できないこととなる。また、欧米で使用されている分数視力と小数視力の間隔も一致しておらず、治療結果などの判定に使用されている“視力段階”

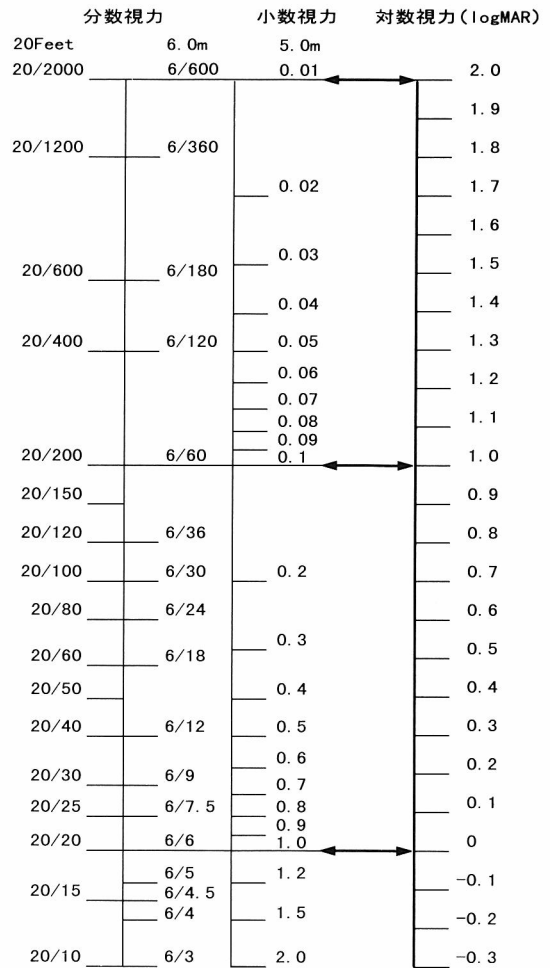


図4 小数視力と分数視力および対数視力との比較
 5.0mの小数視力と分数視力および対数視力との関係を比較対比させた。対数視力値は等間隔であるが、小数視力値・分数視力値の間隔は指数的に変化している²⁾。

の意味が欧米と日本で全く異なるため、国際的に統一される意味からもしじめから対数視力表を用いて視力測定の方が合理的と考えられる²⁾ (図4)。

なお、視力値の表記については小数視力値「0.1」が対数視力値では「1.0」と、逆に小数視力値「1.0」が対数視力値では「0」、更に小数視力値「1.0」の視標よりも小さい視標は「マイナス表記」する点に注意が必要である。

III. ETDRS チャートについて

ETDRS チャートの基本設計は、Bailey と Lovie が提唱した。この基本設計とは、読みやすさが均一な

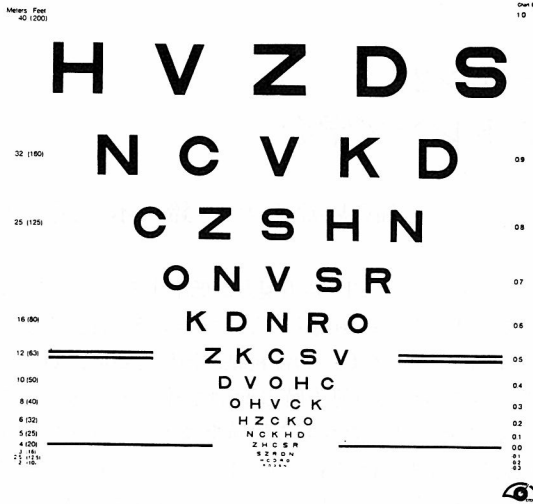


図5 ETDRS チャートのR表
(文献5)より引用)

文字を使用し、各列の文字数が同じで、文字間隔・各段のスペースも均一な比率であること。また、その検査作業の標準化に加え、文字サイズが対数的な配列をなすことであった³⁾。その後 Ferris らによって改良され、Bailey 式のチャートとして ETDRS が正式採用したものである^{4,5)}。

この ETDRS チャートは R 表 (図5) および 1 表, 2 表の 3 種からなる。視標には Sloan letters の似通った 10 種の文字が使用され、それらの文字のデザインは統一されている。そして、文字認識の難易度も考慮された 5 文字が組み合わせられ、ほぼ同じ難易度になるよう、各段の文字配列も決定されている。また、視標間の距離として、文字間スペースや各段のスペースも一定の比率であり、結果的には下段に行くほど一定の比率で狭くなる字づまりの配列となっている。

測定距離は 4 m 用であり各段の視標の大きさは等比になっているため、測定距離も同じ比率で変化させれば相互の換算は容易に可能である。つまり、4 m で測定した logMAR 値 0.4 は 3.2 m で測定した logMAR 値 0.5 と同じ視角となる。

IV. 対数視力検査装置 LVC シリーズの特長

今まで述べてきたことから、本邦でも使用しやすい Bailey 式の対数視力表を設計し対数視力検査装置 LVC シリーズとして製品化した。基本的には ETDRS チャートの概念と同じとしたが、以下の特長

をもつ。

1. 対数視力検査装置 LVC-1 の測定距離は通常よく使われている 5 m を基本とした。その結果、外形寸法と設置スペースとの兼ね合いより最上 3 段の視標の数は 3~4 個の配列となっている (図 1 左)。ただし、5 個の配列で測定が必要なときは、測定距離を 2.5 m にすれば可能となる。なお、すべての視標が 5 個の配列になっている測定距離 2.5 m 用の機種を LVC-2 としてシリーズ化した (図 1 右)。

2. 視標はランドルト環を採用した。ただし、ひらがな視標の要望にも応えるため LVC-1 の機種のみ「ランドルト環とひらがな併記」の機種が選択できる。

3. 示す視標がわかりやすいように、視標の両側に赤色 LED を配置した。また、赤色 LED 位置の切り替えはリモコン操作とした。

4. 照明光源には寿命の長い CFL ランプ (冷陰極管) を使用し、視標表面輝度の精度を上げた。また、検査装置の厚みは 45 mm と薄型設計である。

V. おわりに

視力の評価として、一般的に使用されている小数視力値に対して対数視力値が使用されるようになってきた。それに伴い、対数視力検査表も普及しはじめたが、Bailey 式のチャートでは小数視力でいう 0.7 にあたる視標がないため運転免許など日常視力を検査する場合や、視標の配列が字づまりになっているため使いづらいとの意見もある。しかし、視力の質を含めて視機能評価がますます重要になるなか、対数視力は視力の統計的な処理による評価やデータの互換性を求められる場合など、視力評価の標準化の面からも今後ますます用いられていくと考えられる。

文 献

- 1) 堀田一樹：視力表の評価。玉井 信編，眼科検査法を検証する，臨床眼科 52 (増)：11-13，医学書院，東京，1998。
- 2) 滝本正子，李 俊哉 他：Bailey 式の対数視力表と従来の小数視力表とを用いて評価した対数視力値の差違について。眼紀 51: 1153-1156, 2000。
- 3) Bailey IL & Lovie JE: New design principles for visual acuity letter charts. Am J Optom Physiol Opt 53: 740-745, 1976。
- 4) Ferris FL III, Kassoff A, Bresnick GH & Bailey IL: New acuity charts for clinical research. Am J Ophthalmol 94: 91-96, 1982。
- 5) 所 敬：対数視力 (log MAR)。丸尾敏夫編，眼科診療プラクティス 57，視力の正しい測り方，70，文光堂，東京，2000。