

---

 総 説
 

---

## 調節機能を追って —再度、調節用語について—

加藤桂一郎  
福島県立医科大学医学部眼科学講座

### Terminology for Ocular Accommodation

Keiichiro Kato  
Department of Ophthalmology, Fukushima Medical University, School of Medicine

---

眼科臨床における調節用語（調節力、調節反応量、偽調節など）については必ずしも定義に従って使われない場合が多く、成績の比較などにおいてしばしば混乱が起きている。これらを整理し、解説を加えた。

(視覚の科学 20: 78-80, 1999)

キーワード：調節力、調節域、調節反応量、偽調節

---

There were many cases that was not always used according to a definition about technical term in clinical region (amplitude of accommodation, amplitude of accommodative response, apparent accommodation etc.), and confusion often happened in comparative discussion of grade for accommodation. Arranging these problems, I added a commentary.

(Jpn J Vis Sci 20: 78-80, 1999)

Key Words: Amplitude of accommodation, Range of accommodation, Amplitude of accommodative response, Apparent accommodation

---

#### I. はじめに

エレクトロニクスの発達は眼科領域においても諸種の検査器具を生み出し、眼機能の評価も過去の尺度のみでは調整できない現状である。とくに、屈折・調節機能においては混乱が激しく、自覚的、あるいは他覚的調節力という理解に苦しむ造語さえ作られ、非科学的推論を下している論文も散見される。

これらの現状を踏まえ、本稿では教室で施行された成果なども混じえ調節機能を中心に整理して述べておきたい。

#### II. 屈折と調節

屈折と調節の異同が時折問題にされることがあるが、本来調節機能があつて屈折はその側面を評価しているに過ぎないものともいえる。Pascal によると、accommodation (眼の調節)とは異なった距離における鮮明な foveal vision (中心窩視)を得るための屈折力を変える能力であり、鮮明像として焦点を結ばせる機序を意味するという。また、調節が休止している状態である、いわゆる調節安静位 (resting state of accommodation) から屈折度が増す近方への調節を

---

別刷請求先：960-1295 福島市光が丘1 福島県立医科大学医学部眼科学講座 加藤桂一郎  
(平成11年11月8日受理)

Reprint requests to: Keiichiro Kato Dept of Ophthalmol, Fukushima Medical Univ, School of Med  
1 Hikarigaoka, Fukushima 960-1295, Japan  
(Received and accepted November 8, 1999)

positive accommodation, 屈折度が減じる遠方への調節を negative accommodation と呼んで後者の可能性を示唆している。一般には、遠方視の屈折状態を調節が弛緩したものと仮定して「静的」屈折 (static refraction) とし、その程度は屈折度(眼鏡度数に換算)であらわされるが、調節安静位の存在を考慮すると正しい静的屈折状態とはいえない。例えば、調節安静位が 1m に存在する対象眼では、0.8 D の negative accommodation における屈折状態、または屈折度に相当する。しかし、通常調節安静位の測定は難しいので、無限遠を調節の起点にとり調節動態を扱い「動的」屈折度を表現する。また、一般に「動的」屈折度は以下に述べる調節力に対応することが多い。

Duke-Elder は range of accommodation (調節幅、または調節域)、および amplitude of accommodation (調節力) について次のように説明している。すなわち、視標を鮮明に見ることのできる最も遠い距離を far-point (遠点)、最も近い距離を near-point (近点) と定義し、正視眼の遠点において毛様筋が弛緩し、屈折度が最小を示す条件を state of rest (安静位) という。また、調節域、あるいは調節幅は遠点と近点との距離の差 (通常、m または cm であらわす) であり、これを屈折度差に換算したものを調節力 (通常、dioptr, D であらわす) という。調節域 (幅) が同じでも調節力は同一ではない<sup>1,2)</sup>。

例：

250~150 cm 調節域 100 cm 調節力 0.27 D  
 150~ 50 cm 調節域 100 cm 調節力 1.33 D

図1はこれらの位置的關係を示したものである。

### III. 調節反応と明視

対象に焦点を合わせ、網膜面上に鮮明な像が結ばれた状態を本邦では一般に「明視」と呼んでいる。この事象は調節反応に依存するが、明視状態はあくまでも自覚的な判断に委ねられる。すなわち、調節力と明視域は対応を示すものであり、前者は反応系を、後者は感覚系を主体に表現したものともしえる。強いて、この二つの用語の違いを挙げるならば、「明視」の意味には視標認知の判断に要する時間も加味して使われる場合が多い。

さて、調節反応 (量) は上述した主観的要素を考慮に入れない、純粋に客観的な反応量であり、赤外線オプトメーターの反応波に代表されるものである。図1に示されるように、調節力、あるいは明視域に相当する値より大部分は少なめに定量される。この差は、焦

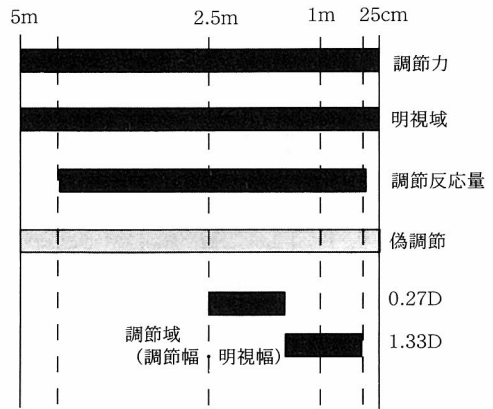


図1 調節と明視  
 調節力と明視域はほぼ同義語である。調節反応量は他覚的測定が可能で、調節力より少なめに定量される。偽調節は鮮明さに欠ける。

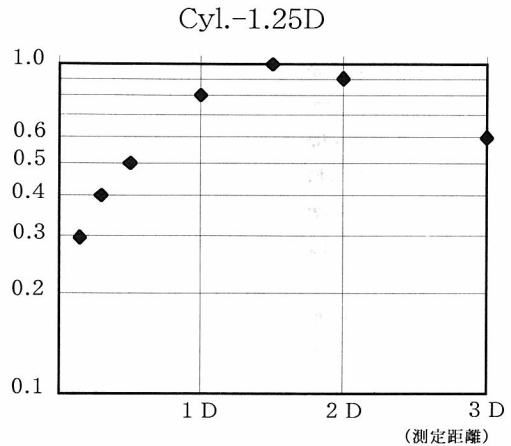


図2 軽度な術後乱視を伴う偽水晶体眼の偽調節遠・近方ともにある程度の視力は確保されている。

点深度 (depth of focus) により補われる量でもある。

### IV. 偽調節とはなにか

偽調節は、眼内レンズが白内障手術のルーチンな方法となってからしばしば取り上げられる事象であるが、必ずしも偽水晶体眼に特有のものではなく、無水晶体眼の眼鏡矯正においても時折経験されることである。すなわち、偽調節現象は有水晶体眼にはみられず、無、あるいは偽水晶体眼に特異な変化がもたらす結果といえる。個人的印象、あるいは臨床経験からは、軽度の術後乱視とコントラストの上昇であろうと推察する。従来文献では瞳孔に主要因をおく報告が

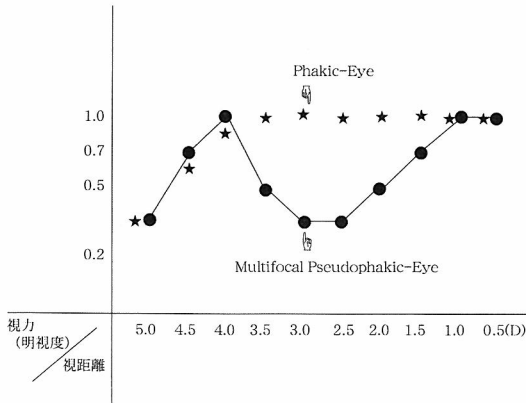


図3 有水晶体眼と多焦点偽水晶体眼の視機能

多いが、瞳孔の変化（縮小）は有水晶体眼でもみられる事象であり、その程度もわずかである。それゆえ、瞳孔の変化は存在するとしても、本質的な意味における偽調節現象発現の説明にはならないと考える<sup>3,4)</sup>。図2は偽調節現象を示す軽度乱視眼の例である。

最近、多焦点眼内レンズ (multifocal intraocular lens) が臨床に供されるようになり、遠点と近点を測定、調節力として提示されている文献を散見する。しかし、二焦点眼内レンズは単に二峯性の明視域を有するレンズに過ぎず、調節機能は有しないレンズである。調節機能とは一定範囲にわたり明視が保持される、プラトー領域をもつものを指して呼ばれる。いわば、遠方と近方のある限られた範囲が明視できる眼内レンズであり、度数の設定によりその範囲を予測できるに過ぎない (図3)。

## V. 自覚的、他覚的調節力とは？

調節機能を判断する場合、検査の種類に従って自覚的手法と他覚的手法が採択される。自覚的手法の代表的なものに調節力、調節域(幅)、明視域、および調節時間(緊張・弛緩)がある。一方、他覚的手法には調節反応、調節反応量、調節微動および調節時間(緊張・弛緩)などがある。すなわち、調節力、あるいは調節域とは明視可能な範囲を対象に判断させ、なんらかの手法でチェックするものであり、客観的な結果を得ることは不可能である。言い換えれば、調節力とは本来自覚的な量定結果(感覚的な判断結果)を指すものである。一方、赤外線オプトメーター、あるいはvisual evoked cortical potential (VECP)などでみられる波形の他覚的量定値は、諸種の測定機種による調節反応(量)を示しているに過ぎず、明視の判断レベルとは必ずしも対応しない。それゆえ、「赤外線オプトメーターによる調節反応量」、あるいは「VECPによる調節反応量」という表現が正しく、自覚的な調節力との比較対象とはなり得ない。

### 文 献

- 1) Duke-Elder S: System of Ophthalmology VII. The Foundations of Ophthalmology, Henry Kimpton, London, 1962.
- 2) Duke-Elder S: System of Ophthalmology V. Ophthalmic Optics & Refraction, Henry Kimpton, London, 1970.
- 3) 加藤桂一郎: 調節の定義と用語, NANO OPHTHALMOLOGY No 5, 5-7, 日本点眼薬研究所 KK, 名古屋, 1993.
- 4) 加藤桂一郎: 調節機能とその臨床評価, 日眼会誌 98: 1238-1255, 1994.

## マンセル表色系を用いた濃霧中での物体色の見え方評価

中嶋芳雄, 高松 衛, 宮腰 隆, 湯尻 照\*, 加藤象二郎\*\*

富山大学工学部, \*広島工業大学, \*\*愛知みずほ大学人間科学部

## Evaluation of Apparent Color in Dense Fog with Munsell Color System

Yoshio Nakashima, Mamoru Takamatsu, Takashi Miyakoshi, Akira Yujiri\* and  
Zojiro Katoh\*\*

Faculty of Engineering, Toyama University, \*Hiroshima Institute of Technology,

\*\*Department of Human Sciences, Aichi Mizuho College

---

我々人間の色覚特性は、視環境条件の違いによって大きく変化する。本論文においては、その視環境条件として濃霧を想定した。すなわち濃霧中における物体色に対する色知覚について、7名の色覚正常者を用いてマッチング法により定量的に測定した。被験者は、濃霧中における10種類の標準色票に対する知覚色を、手元に設置されたマンセルカラーシートを用いてそれぞれマッチングさせた結果より、いずれの色票においても霧の濃度が高くなるにしたがい、見掛けの彩度および明度は減少傾向を示すことが明らかとなった。すなわち、霧のない状態にて観測した色と比較して、無彩色の方向へと移行することがわかった。本実験結果は、視覚に関する基礎研究面のみならず、濃霧中における交通視環境問題および対策といった実用面においても有用な基礎的データを提供するものと考えられる。

(視覚の科学 20: 81-87, 1999)

キーワード: 知覚色, 物体色, 濃霧, マンセル表色系, 視認特性

---

Our visual characteristics are affected by various visual environments. In this experiment, we examined how object colors looked in dense fog. Namely, 7 male subjects with normal color vision were evaluated for their color perception of object color both in the presence and in the absence of fog. The subject's task was to match the apparent color of 10 standard-color-cards in dense fog with the Munsell color. In the presence of fog, apparent color showed a drastically decrease both in the chroma and in the value. Namely, their color perception shifted from chromatic color to achromatic color. We are confident that in the visual environment involving fog, these results are extremely helpful both to basic study and practical use.

(Jpn J Vis Sci 20: 81-87, 1999)

Key Words: Apparent color, Object color, Dense fog, Munsell color system, Visibility

---

別刷請求先: 930-8555 富山市五福3190 富山大学工学部知能情報工学科視聴覚情報処理研究室 中嶋芳雄  
(1999年7月19日受理)

Reprint requests to: Yoshio Nakashima Faculty of Engineering, Toyama Univ  
3190 Gofuku, Toyama 930-8555, Japan  
(Received and accepted July 19, 1999)

## I. 緒 言

「視覚」が機能するためには光の存在が不可欠である。光がなければ、いかに優れた視覚があってもなにも視認することはできない。また、たとえ光があったとしても、その光が眼に届かなければ同様に見ることはできないのである。

ところで、一般生活においても光が眼に到達しない状況、換言すると視覚情報がなんらかの原因により阻害される状況が生じることがある。

このことが経験できる身近な例としては、濃霧視環境下を挙げることができよう。すなわち、晴れたときにはよく見えていた景色も、濃霧中では十分に光が視覚まで届かず、視認性が低下することがある。

また、悪天候下における自動車運転を挙げられることもできる。濃霧、豪雨や降雪などのために視界が不良となり、その結果として前方や周囲の道路情報が把握できなくなることもしばしば経験することである。こんな状況下では、誰しも不安を感じるものである。更にまた、道路標識や交通信号灯など、周囲の状況が即座に確認できないような状況下では、いかにベテラン運転手といえども安全確保が困難となり、事故を誘発する一因ともなりかねないのである。

ちなみに1998年12月1日の早朝、福島県の磐越道で発生した交通事故は、濃霧による視界不良がもたらした典型的な事故としてまだ記憶に新しい。この事故においては、16台のトラックおよび乗用車が追突あるいは激突し、2名の死者および30名近くの負傷者を出した。事故当時、濃霧により視界は約30m程度であったと報告されている。また、事故発生時刻は午前5時15分ころと、比較的交通量が少ない早朝の時間帯であったにもかかわらず、これほどまでの大事故に至っている。もし、交通ラッシュ時に発生していたらと考えると、空恐ろしい思いである。交通事故の悲惨さを改めて思い知らされた1例といえよう。

一方これまで、光学系の分野においては、霧に関する研究としては主に光の散乱や吸収特性の解析などに関する論文がいくつか存在している<sup>1-10)</sup>。しかし、濃霧中における色光の視覚特性ならびに色覚特性について、心理物理学的手法を用いて、基礎的かつ定量的に測定した研究報告例は極めて少ないというのが現状である<sup>11)</sup>。

他方、これまで我々は濃霧中における「光源色」の視認特性について、心理物理学的手法を用いてすでにいくつかの基礎的データを収集し、報告してきた<sup>11)</sup>。

しかしながら一方では、「物体色」に対する視覚・色覚特性もいま一つの重要課題といえる。すなわち、濃霧中における道路標識や看板等に対する視認特性を考えると、テスト刺激としては「物体色」を想定する必要があるのである。

そこで本研究では、これまでの「光源色」についての報告も踏まえつつ、濃霧中におけるとくに「物体色」の色の見え方について、マッチング法を用いて定量的に解析することをその目的とした。

## II. 実験装置および方法

本実験に用いた装置の概要を図1に示す。(a)は平面図を、(b)は側面図を示す。各図において、中央部に位置している直方体は霧発生装置である。長さ1.8m、高さ0.45m、幅1mの発泡スチロールによる直方体のケースの両端に、アクリル板の窓を取り付けたものである。内部は余計な光の乱反射を防ぐために、アクリル板の窓以外はすべて黒色に塗ってある。一方の窓にはテスト刺激である標準色票および照度計の受光器を、もう一方の窓には光源および被験者観測用椅子をセットした。なお、被験者が観測するところのテスト刺激用の標準色票は霧発生装置の右側に設置されており、蛍光灯にて照明されている。

一方、(a)の左上方に設置されている光源は、霧の濃度を測定するためのものである。ただし、光源の光量は霧のない状態では照度計の指針が450lxを指し示すようあらかじめ調整されている。

また、(a)の左下に示す被験者観測用椅子のすぐ横には、被験者がマッチングに使用するマンセルカラーシートをセットした。

被験者が観測するテスト刺激(標準色票)は、表1に示す10種類である。なお、テスト刺激に対する視角は

表1 テスト刺激(標準色票)

	H (色相)	V (明度)/C (彩度)
①	5R	5/14
②	5YR	7/14
③	5Y	8/14
④	5GY	7/12
⑤	5G	5/10
⑥	5BG	5/8
⑦	5B	4/8
⑧	5PB	4/12
⑨	5P	3/10
⑩	5RP	5/12

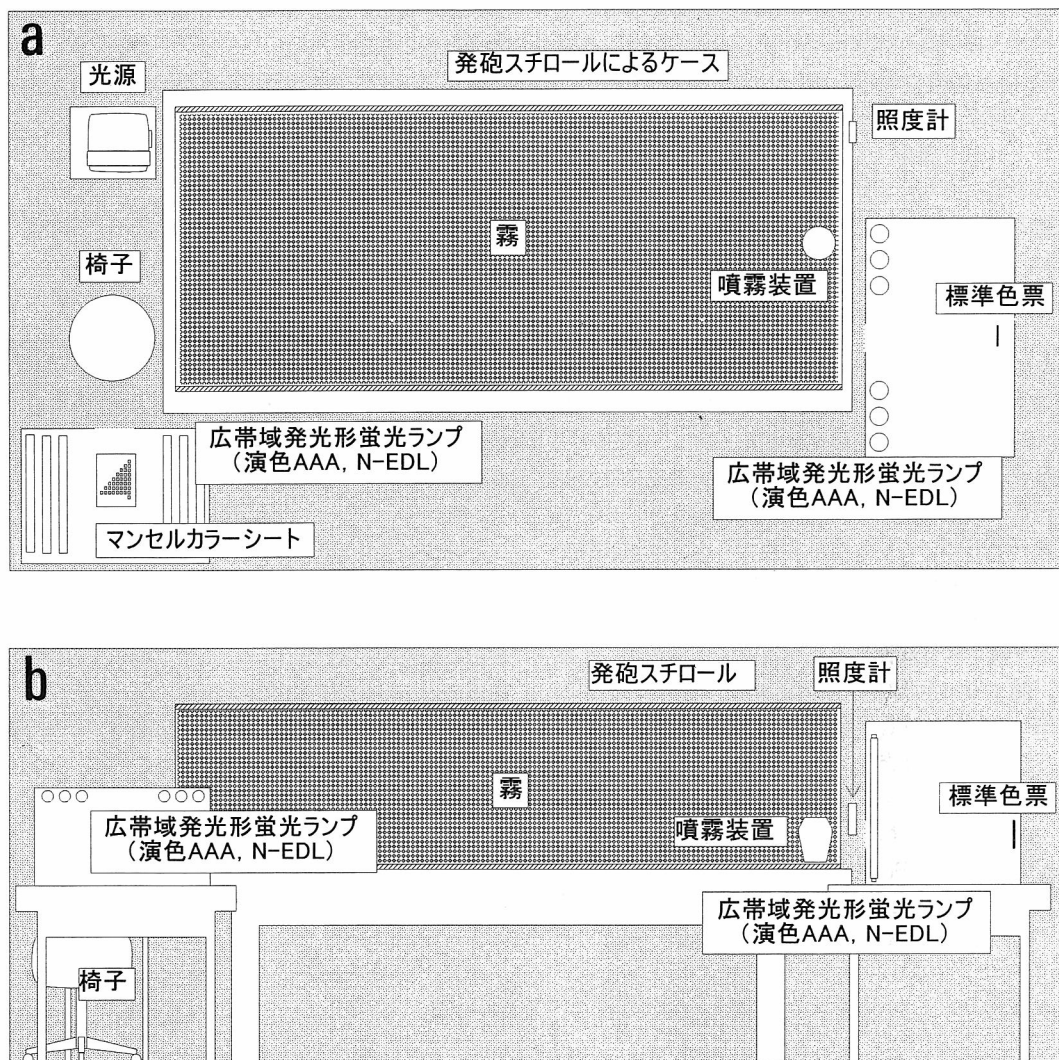


図1 実験装置図 (a): 平面図 (b): 側面図

60°である。

色票に対する照明には、広帯域発光形蛍光ランプ（演色 AAA, N-EDL）を用いた。テスト色票およびマンセルカラーシートの表面照度はいずれも、1,600 lx に設定されている。

なお、被験者に対する観測条件を常に一定に保つために、標準色票およびマンセルカラーシートを照射している照明光に対しては、迷光が外部に漏れないよう細心の注意を払った。

次に実験手順を以下に示す。まずはじめに、ケース内部に十分な濃度の霧を発生（噴霧）させる。噴霧停止後、ケース内部の霧濃度は時間経過とともに徐々に

低下していく。次に被験者のタスクは、照度計がある特定の値を指し示したとき、すなわちある特定の霧濃度において観測したテスト刺激の見掛けの色を、手元のマンセルカラーシート上の色とマッチングさせ、そのなかの1色を選定することである。このとき当然のことながら、マッチング用色票はテスト刺激である観測用標準色票と同一色相のマンセルカラーシートを採用した。すなわち、5R の標準色票を観測しているときは、マッチング用のマンセルカラーシートも 5R の色票を用いるのである。

このようにして、各被験者は10種類のテスト刺激色についてそれぞれ3回ずつの観測を試行した。すなわ

ち、各テスト刺激色に対して、5段階の霧濃度より構成されている一連の観測を1セッションとして、合計3セッションの観測を行った。また、被験者応答のばらつきの程度をみるための一つの目安として、すなわちコントロール実験として、450 lx つまり霧のない状態でのデータも合わせて測定した。

被験者は8名であり、いずれも色覚正常者である。なお、実験はすべて暗室にて行った。

### III. 実験結果および考察

結果の一部を図2に示す。(a)は被験者 ST, (b)は被験者 KN のものを示す。いずれも Munsell hue 5Y のテスト刺激に対する実験結果である。

被験者が観測したテスト刺激色に対する見掛けの色(知覚色)をマッチング法を用いて手元のマンセルカラーシート上にプロットしたものである。縦軸は明度(value), 横軸は彩度(chroma)を示している。それぞれのマンセルカラーシート上には、3セッションの試行より得られた測定結果をプロットしてある。すなわち、第1セッションの実験結果を白抜きシンボル(ただし×印も含む)と実線、第2セッションは灰色シ

ンボルと鎖線、第3セッションは黒抜きシンボルと破線にて表示した。

パラメータである図中右上の照度値は、ケース内部の霧濃度を制御するために用いた、光源からの霧中透過照度である。この値が小さいほど、ケース内部に発生している霧濃度が高いことを示している。ただし前述したように、霧のない状態では 450 lx を指し示すように、あらかじめ調節されている。

図より、両被験者とも、霧の濃度が高くなるにしたがい、明度および彩度がともに低下していることが示されている。

この傾向は、被験者間あるいはテスト刺激色間において多少のばらつきは存在したが、他の観測条件下においてもほぼ同様に観測された。

次に、3セッションの実験結果を総合的にみるために、図2における同一シンボル(ただし、白抜き、灰色および黒抜きといった、表示濃度の違いは無視するものとする)同士を直線で結び、三角形の領域として表示したものを図3に示す。ここでは、三角形の領域面積の大小が知覚色の判定のばらつき、すなわち霧中におけるテスト刺激色に対する視認性あるいは識別性

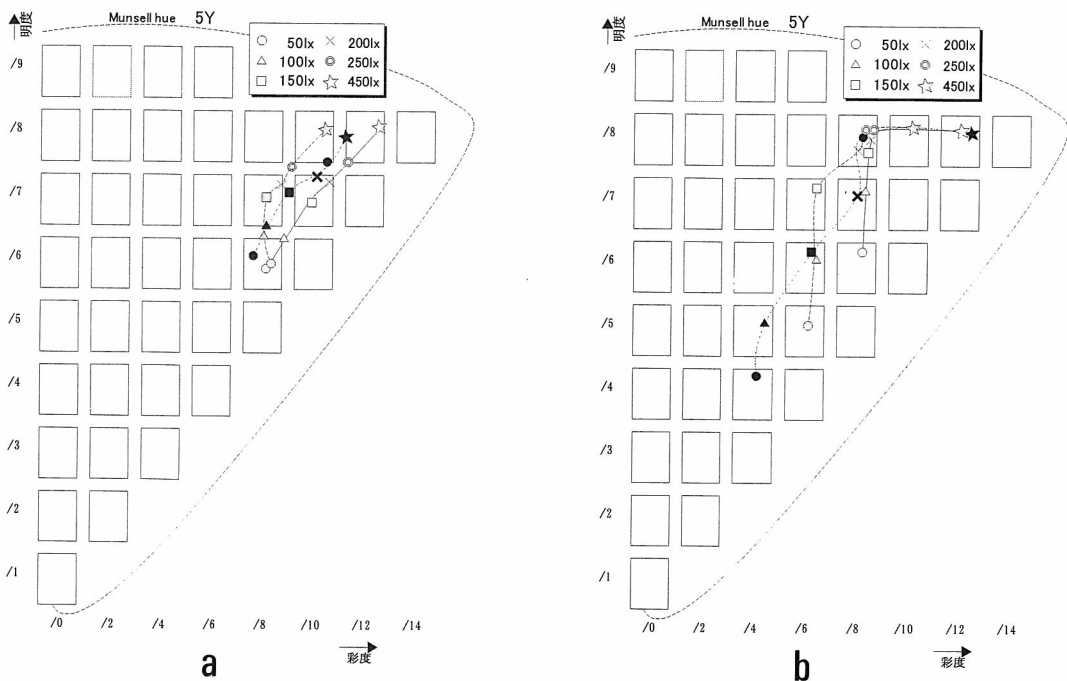


図2 マンセルカラーシート上における色度点の推移  
(a): 被験者 ST (b): 被験者 KN

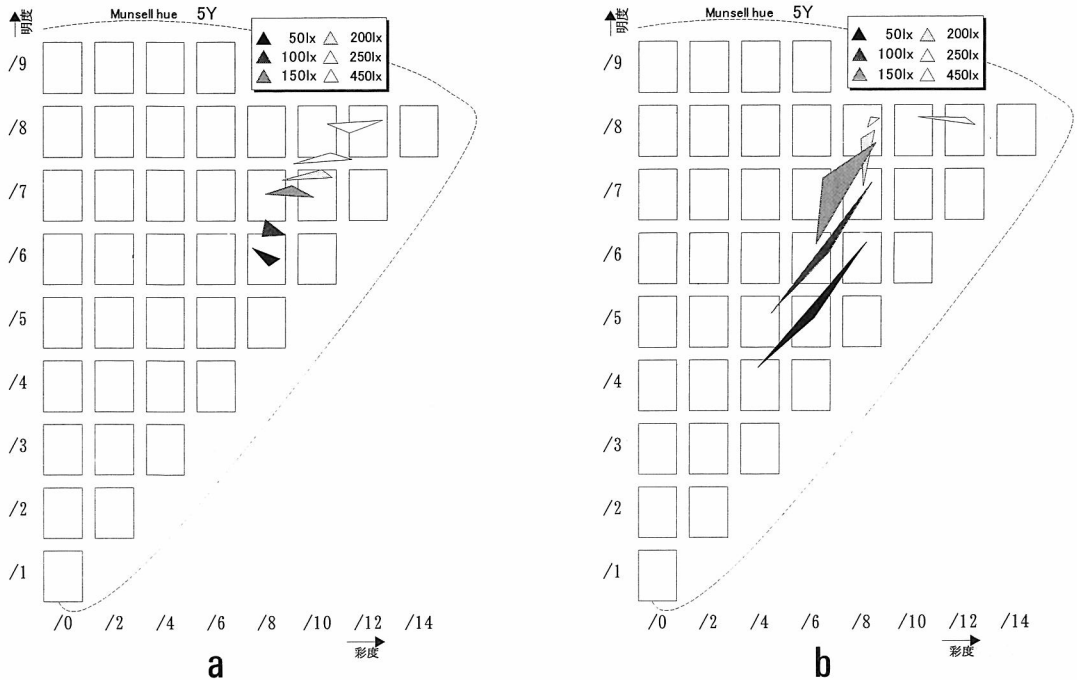


図3 三角形の領域表示による色度点の推移  
(a): 被験者 ST (b): 被験者 KN

の「良し」「悪し」に対応するものと考えられる。450 lx の実験結果は白抜き三角形、50 lx すなわち最も霧濃度が高い場合の実験結果は黒抜き三角形で表示した。その間の 250~100 lx までの実験結果に対しては、白から黒に至るまでの灰色を用いてそれぞれ段階的に塗りつぶした。

被験者 ST の実験結果 (a) においては、霧濃度が高くなっても、三角形の領域面積にそれほど大きな変化はみられなかった。しかし霧濃度の上昇とともに、三角形は全体的に明度および彩度の低下する方向へと大きく移行していることがよくわかる。すなわち、本被験者においては霧による明度および彩度の低下効果は大きい、ばらつきに関しては大きな変化はなく、比較的安定した一定値を保持していることが示されている。

このことは、他の 6 名の被験者においてもほぼ同様に観測された傾向であった。

一方、次に被験者 KN の実験結果 (b) を示す。霧の濃度が高くなるにしたがい、三角形を構成する各頂点の位置が大きく離れ、三角形の形状が極端に変形していることが示されている。このことは、霧の濃度が高くなるほど知覚色の判定は不安定となる、すなわち

テスト刺激色に対する視認性あるいは識別性は低下するというを示唆している。ここでは、多少特異的な 1 例として示した。

また、全体的なばらつきをみるために、各照度値ごとに全被験者のデータをまとめてプロットしたものを図 4 に示す。ただし、Munsell hue 5Y に対する結果である。照度値が各々 50 lx (○記号)、100 lx (△記号)、150 lx (□記号) および 250 lx (◎記号) の場合の結果を示す。

照度値が 250 lx の霧濃度では、データは全体的に 5Y 8/12 付近に密集している。しかし、照度値が低下するにしたがい、言い換えると霧濃度が高くなるに伴ってデータのばらつきは次第に拡大している。すなわち、明度および彩度の双方において、ばらつきが拡大している。換言すれば、霧濃度が高くなるにしたがい、被験者間のばらつきは大きくなる傾向を示した。また、ばらつき全体の重心に関しては、明度および彩度がともに低下する方向へと移行していることがわかる。

図 4 からまた、霧濃度が高くなるにしたがって、霧中における物体色に対する視認性、識別性は低下することが示唆される。



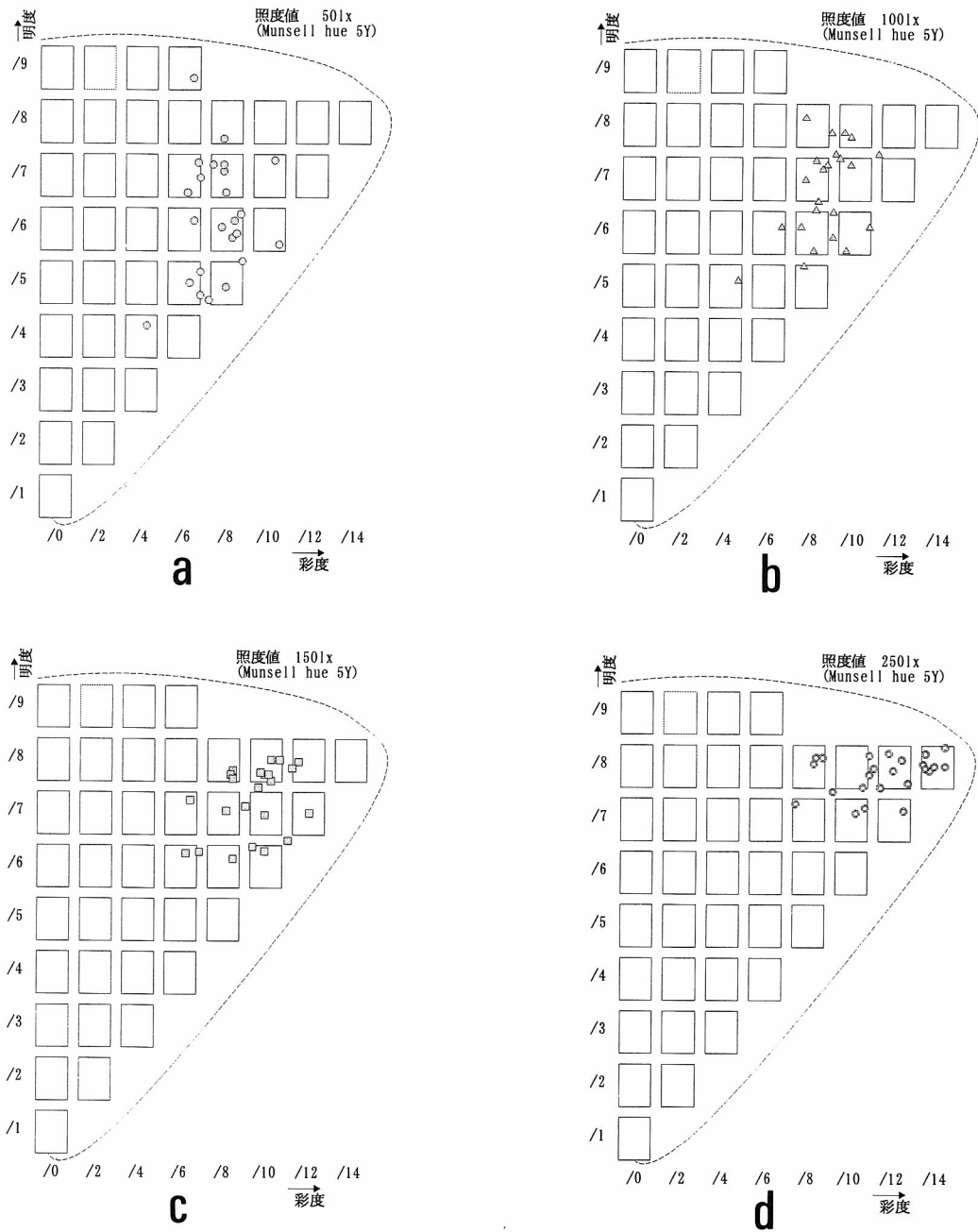


図4 被験者総合データ  
Munsell hue 5Y, 照度値 50 lx (a), 100 lx (b), 150 lx (c), 250 lx (d)

#### IV. ま と め

本実験結果より、霧の濃度が高くなるにしたがって、濃霧中における物体色に対する見掛けの色すなわち知覚色は、明度および彩度の双方において減少傾向

を示すということが明らかとなった。つまり濃霧中における知覚色は、霧のない状態にて観測した色に比べて、無彩色かつ黒味が増加する方向へと移行することがわかった。換言すれば、全体として  $V=1, C=0$  の色票すなわち黒色方向へと近づくことが示された。

## 文 献

- 1) 正木 光, 田中 一: 大気中における光の減衰計数の算出. 照明学会誌 47: 234-239, 1963.
  - 2) 藤井克人, 高橋貞雄, 吉田 博: 人工霧に対する色光の透過性. 照明学会誌 49: 15-20, 1965.
  - 3) 納谷嘉信: 測色の基礎 (1). 光学 10: 51-57, 1981.
  - 4) 納谷嘉信: 測色の基礎 (2). 光学 10: 203-210, 1981.
  - 5) 小原清成: 霧発生下における高速道路の照明. 高速道路と照明 33: 42-46, 1990.
  - 6) 行田尚義: 霧の MTF 特性と標識. 照明学会誌 75: 104-108, 1991.
  - 7) 坂本正悦, 佐々木健一: 自動車トンネル内の光幕現象と視認性. National Technical Report 38: 643-650, 1992.
  - 8) Nameda N: Fog modulation transfer function, and signal lightning. Lightning Res Technol 24: 103-106, 1992.
  - 9) 小山和孝, 西山英夫: トンネル内大気分光透過性に関する検討. 照明学会誌 80: 311-318, 1996.
  - 10) 椎名達雄, 池田紘一: 霧中を伝搬するレーザー送信ビームの広がり伝達関数の測定とその伝達関数を用いたビーム伝搬解析. 照明学会誌 82: 76-83, 1998.
  - 11) 高松 衛, 中嶋芳雄他: 濃霧中による色光の明るさ知覚への影響. 視覚の科学 19: 94-97, 1998.
-

原 著

## 角膜ゲルの乾燥に伴う変化

原 嘉昭, 松浦豊明, 松田賢昌, 増田紀子, 西信元嗣  
奈良県立医科大学眼科学講座

安中雅彦  
千葉大学工学部物質工学科高分子化学講座

## The Changes during the Dehydration Process of Corneal Gels

Yoshiaki Hara, Toyoaki Matsuura, Takamasa Matsuda, Noriko Masuda and  
Mototsugu Saishin

Department of Ophthalmology, Nara Medical University

Masahiko Annaka

Department of Materials Technology, Chiba University

角膜は乾燥により薄くなる。とくに手術時のような低湿度で空調がよい場合は急速な変化が生じると考えられる。そして、角膜矯正手術を行う場合、角膜の厚みを正確に測定することは重要である。そこで我々は、今回摘出豚眼角膜を用いて乾燥に伴う角膜ゲルの厚み、重量、屈折率、ゲル構造の変化について調べた。角膜の厚みや重量は乾燥に伴い指数関数的に減少し、屈折率は増加した。それらの変化率はある時間を境として異なる値を示した。またその変化は、角膜ゲルの構造解析にてゲル-ガラス様転移であることが示唆された。  
(視覚の科学 20: 88-92, 1999)

キーワード：乾燥，角膜実質，角膜厚，屈折率，ガラス様転移

Cornea becomes thinner due to dehydration. During operation, particularly, this change becomes rapidly due to low humidity. And, it is important to measure the thickness of cornea in refractive surgery. So we measured the changes in thickness, weight, refractive index, and structure of corneal gel during dehydration. The changes in thickness, weight and refractive index occurred in two steps. Log weight and thickness show a decrease proportional to the measurement time and the slope changes at a certain time. On the other hand, the refractive index increased and the slope changes at the certain same time. Finally we investigated the structure of cornea gel in dehydration process by DSC (differential Scanning Calorimetry). It is assumed that corneal gel shows gel-to-glasslike transition during dehydration.

(Jpn J Vis Sci 20: 88-92, 1999)

Key Words: Dehydration, Corneal stroma, Corneal thickness, Refractive index, Glass-like phasetransition

別刷請求先：634-8522 橿原市四条町 840 奈良県立医科大学眼科学講座 原 嘉昭  
(1999年8月20日受理)

Reprint requests to: Yoshiaki Hara Dept of Ophthalmol, Nara Medical Univ  
Shijo-cho, Kashihara 634-8552, Japan

(Received and accepted August 20, 1999)

## I. 緒 言

角膜は規則正しく並んだコラーゲン線維とその間隙を埋めるムコポリサッカライドからなる層状のゲルが重なった構造をしている<sup>1)</sup>。このように異方性をもったゲルであるために、角膜実質ゲルは乾燥（吸水）に伴って実質のラメラ構造と垂直な方向には収縮（膨潤）する。しかし水平方向にはほとんど変化しない<sup>2)</sup>。また角膜は乾燥により眼軸方向に薄くなる。とくに、手術時のような低湿度で空調がよい場合は急速な変化が生じると考えられる<sup>3)</sup>。そして角膜矯正手術を行う場合、角膜の厚みを正確に測定することは重要である<sup>4)</sup>。このような臨床的な実益だけでなく、異方性のある生体ゲルの乾燥に伴う挙動を知ることは非常に興味深い。そこで、*in vitro* で角膜ゲルの乾燥に伴う厚み、重量、屈折率そしてゲル構造の変化を調べた。

## II. 方 法

摘出豚眼の角膜を用いた。各項目のサンプル数は  $n=3$  で、計12眼を用いた。各豚眼は摘出後8時間以内のものでハンドスリットランプで前眼部に異常のないことを確認してサンプルとした。角膜中央部にマーキング後、吸引リングを装着し、トノメーターで眼圧が 65 mmHg 以上であることを確認した。マイクロケラトーム、Corneal Shaper (Chiron 社製) で厚さ 160  $\mu\text{m}$ 、直径 6.5 mm の角膜フラップ (first cut) を作成した。マイクロケラトームで角膜フラップを作成した場合、周辺は薄くなり中央部は厚さ 160  $\mu\text{m}$  になると考えられる。そのため厚みの変化は中央部で測定を行っている。このサンプルの厚みと直径は、今回用いたマイクロケラトームで LASIK (laser assisted *in situ* keratomileusis) で作成するフラップの1例を選んだ。これより厚みや直径を薄く、また小さくするとサンプルの分留が悪化した。このことでサンプルの角膜の形状が一定となり、水分の蒸発は近似的な2次元の直径 6.5 mm の円から起こることになり、安定した結果が得られると考えられる。更に水分の蒸発は *in vitro* では角膜上皮側から生じるので、その面を乾燥を生じる面とした。そして角膜実質ゲルのみの変化を測定することを主眼とするため、手術用顕微鏡下で角膜上皮をスパークでできる限り除去した。実験条件は気温20°C、湿度36%の室内で自然乾燥を行った。

1. 重量の経時的な変化は精密化学天秤（ザルトリウス2472）を用いて測定した。天秤のステージ上の硫酸紙に前記の角膜サンプルをのせ、前記条件下での乾

燥に伴う重量の変化を記録した ( $n=3$ )。この天秤の測定精度は  $\pm 0.1 \mu\text{g}$  である。そのため 1  $\mu\text{g}$  の重量の減少がみられた瞬間の時間をストップウォッチ (SEIKO 社 S021-5000) で計時し、とくに乾燥初期の重量の変化の大きいときにも測定誤差を少なくするようにした (重量比 = 時間  $t$  での重量 / 時間 0 での重量)。更に、十分乾燥したと考えられる1週間後の重量比も測定した。

2. 厚みの変化を光学顕微鏡計測システム (Nikon/SVS3000) を用いて測定した ( $n=3$ )。前記の角膜サンプルをスライドガラスにシリコングリユーを塗布して固定し、対物レンズに対して直角になるようにした。また、角膜フラップは 160  $\mu\text{m}$  の厚みであり、角膜ゲルは約 40% の含水率から乾燥を行っているため、ゲルとしては固く、そのため形態を保ちやすく重量の影響はほとんど受けない。そして、焦点は角膜サンプルの一番対物レンズに近い部位に合わせた (図1)。この固定で重量測定と同様に1方向からの蒸発が主なものとなって安定した測定値が得られる。顕微鏡の倍率は40倍で接眼レンズで確認された画像は CCD カメラ (HITACHI/KP-C251) から計測システムに送られる。システムのモニター画面に内蔵されている時計を参考にして画像上のキャリパーで各経過時間ごとの角膜の厚みを測定した (角膜厚比 = 時間  $t$  での角膜厚 / 時間 0 での角膜厚)。0, 500, 1,000, 1,500, 2,000, 2,500, 3,000そして4,000秒で測定を行った。

3. 屈折率の変化についてはアッペの屈折計 (アタゴ社製 T-1) を使い、循環恒温槽 (SHIMAZU/SBAC633) (20% エチレングリコール水溶液で循環) でサンプルを保持したステージの温度を28°Cに保って

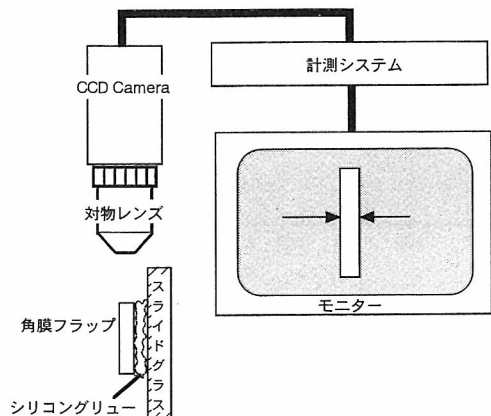


図1 厚み計測システムの略図

測定した (n=3)。その温度誤差は±0.1°Cであり、水の温度に伴う屈折率の変化を考へても十分な精度が得られると考えられた。前述の直径 6.5 mm, 厚さ 160 μm の角膜フラップを屈折計の測定面の大きさに合わせて 4.5×3 mm の長方形に眼科手術用ナイフでできる限りゲル構造を破壊しないように切断形成した。この屈折率測定用の角膜サンプルは成書に記されたように<sup>9)</sup>補助プリズムと主プリズムの間に挟んで測定が可能であった。角膜は上皮側と内皮側の屈折率が異なるという報告もある<sup>9)</sup>。そのため、今回の計測では常に上皮側が反射面になるように測定した。更に、ゲルの切除面が平坦であるため接触液はとくに必要としなかった。測定は各5回行い平均をとった。測定は600秒ごとに3,600秒まで行った。

4. ゲルの構造変化についての情報は、示差走査熱量測定 (differential scanning calorimetry 以下 DSC) により測定を行った<sup>7)</sup>。とくに、本研究において DSC は乾燥による角膜のガラス化の有無を確認するために行った。DSC 装置は Mac Science 社 DSC3100 を用いた。測定は重量 30 mg の乾燥角膜フラップをアルミニウム製密封容器に入れ、容器をシールして、-50~150°Cの温度範囲で、昇温速度 10°C/分で DSC 曲線を記録した。測定前後に試料の重量変化がないことを確認した。

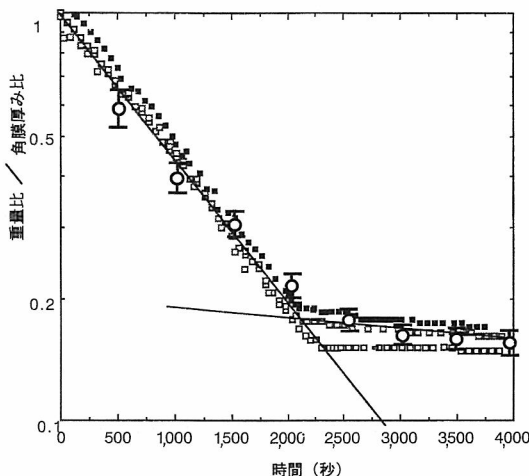


図2 角膜ゲルの乾燥に伴う重量および厚みの経時的変化  
四角のプロットは重量の変化, そして丸のプロットは角膜の厚みの変化をあらわす。約2,000秒を境としてゲルの重量も厚みもその変化率が異なる。

### III. 結 果

角膜のゲルの乾燥に伴う 1. 重量, 2. 厚みの経時的変化を図2に示す。横軸が時間 (秒) で3種類の四角のプロットは各々別の角膜の重量の変化をあらわす。縦軸は重量比を対数表示している。丸のプロット (バーは標準偏差) は角膜の厚みの変化をあらわす。縦軸は厚みの比を対数表示している。そして、重量, 厚みともに3回の測定はほぼ同様の傾向を示している。約2,000秒を境としてゲルの重量も厚みもその変化率が明らかに異なることが示される (傾きの異なる2本の直線で近似することができる)。これは、角膜が異方性をもち乾燥に伴って一方向のみに厚みが変わるので、重さと厚みが同様の変化を示したと考えられる。

3. 屈折率の変化: 横軸が時間 (秒), 縦軸に溶媒で時間0秒での角膜ゲルの屈折率と 600, 1,200, 1,800, 2,400, 3,000, 3,600秒での屈折率との比をとったものが図3である。異なる三つの角膜のデータを各々示す。乾燥に伴い屈折率が増加し, 1,800秒附近から増加率が減少している (重量, 厚みと同様にほぼ傾きの異なる2本の直線で近似することができる)。

4. ゲル構造の変化: 2,500秒自然乾燥した角膜は, 10°C/分の昇温速度で DSC 観測した結果, 90°C付近で熱的異常を示した (図4)。この様相は, 通常のガラスの温度上昇に伴うガラス転移における振る舞いと非常に類似している。すなわち, 加熱を開始して熱的定

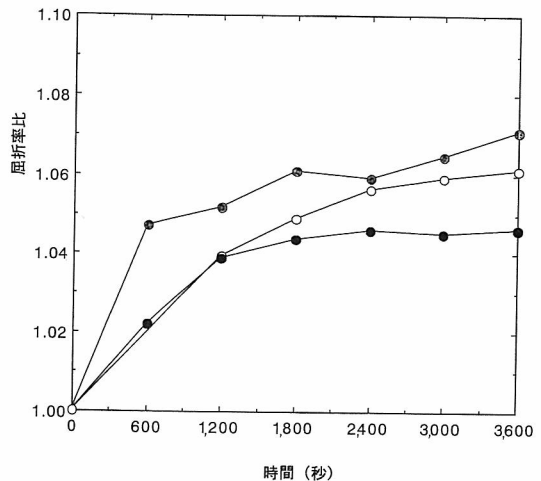


図3 異なる三つの角膜ゲルの乾燥に伴う屈折率の変化  
乾燥に伴い屈折率が増加し, 1,800秒付近から増加率が減少している。図2と傾向が似ている。

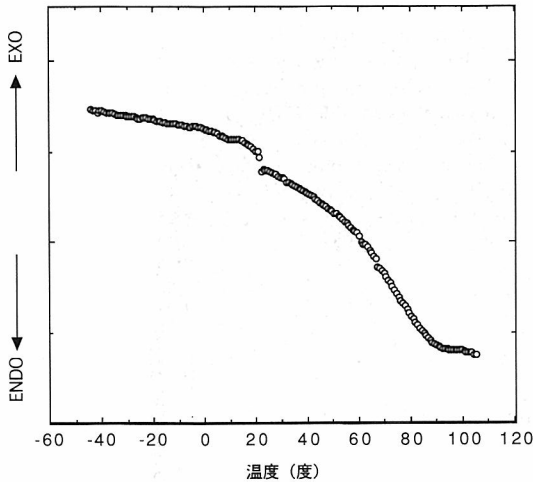


図4 Plotは「横軸が温度」,「縦軸がDSC」である。  
T<sub>g</sub>(ガラス転移温度)は55°Cと考えられる。DSC traceの縦軸はdQ/dT(J deg<sup>-1</sup> g<sup>-1</sup>)をあらわしており, ENDO, EXOはそれぞれ吸熱, 発熱を意味している。

常状態に達した後, 基線が急激に吸熱側に移動して階段状に変化し, 2次相転移が起こっていることを示している。熱容量の増加により遅れを生じたためであると考えられ, 分子論的には, 乾燥により凍結されていた角膜を構成する高分子のセグメント運動が開始されたものと解釈することができる<sup>8)</sup>。

#### IV. 考 按

ゲルの乾燥に伴う構造の変化は Takushi らが, ゆで卵の白身のゲルは自然乾燥の過程でガラス状様の変化を示すことを報告したことに始まる<sup>9)</sup>。それによると, はじめはゲルの網目構造の自由水 (free water) が脱水され, 更に乾燥により拘束水 (bound water) が脱水される2相性の変化を示す<sup>9)</sup>。そして, 拘束水が失われるとゲル中の水とゲルの網目の相互作用の変化によってゲルがガラス状態に近いものになることがわかってきた。今回の我々の実験でも, 角膜実質ゲルも乾燥により重量, 厚みそして屈折率が二相性の変化を示し, 更にガラス様転移が生じていることが示されている。そのため, 角膜ゲルは角膜手術時, ガラス様転移した状態で薄くなる可能性があると考えられる。そして, 含水率の低下についてその内部での音速は早くなるという報告<sup>10)</sup>から考えると, 乾燥につれ, 角膜ゲルの音速は早くなっていると考えられる。超音波パキメータでの角膜厚測定値が乾燥につれて光学的な

測定法での値との差が大きくなる<sup>10)</sup>のはこのようなゲルの構造変化による可能性がある。また, ゲルの組成としては角膜と同様の強膜も手術時(網膜剥離など), とくに臨床上強膜は乾燥に伴って透明になる(脈絡膜が透けて見える)。これは前出の卵の白身のゲルがガラス様転移を生じたときの透明化と同様<sup>11)</sup>であり, 今回はデータを出していないが, 同様な変化が生じていると考える。そのときには乾燥して薄くなり構造が変化(ガラス様転移)したことに伴う物性の変化によって, 例えば強膜穿孔などの可能性も上がると考えられる。今回は行わなかったが, 例えばドライヤーを用いて強制乾燥を行うと, はるかに短い時間で角膜厚の減少が起こることが報告されている<sup>3)</sup>。そのため, 今回のガラス様転移が生じる時間(約2,000秒)はそこまでゲルの構造変化が生じないという意味ではなく, 外部環境の変化によっては, はるかに短い時間で生じる可能性がある(例えば前出の報告の厚みの変化<sup>3)</sup>は2分後に二相性の変化を示している)。実際の in vitro では角膜内皮側から水分の移動があると考えられる。しかし, その水の拡散定数は非常に緩やかなものである<sup>12)</sup>。そのため角膜実質の表面, LASIK 時の角膜フラップはガラス様転移が生じやすいと考える。また, このようなゲルの構造変化が角膜実質の混濁の一つの原因となる可能性があるかもしれない。最後に, 1週間後の十分乾燥したときの重量比は平均0.16であったので, 今回使用した豚眼角膜の含水率は84%となる。これは, 角膜の含水率を記載した諸家の報告<sup>13)</sup>より高い値であるが種差によるものか, やや角膜が膨潤していたためかもしれない。また, 2,000秒付近での重量比が平均0.21であるので, 角膜の実質ゲル中の自由水は79%(拘束水は5%)と推測できる。これは青木ら<sup>13)</sup>が Hatshek の塩化コバルト法で測定した人の角膜の自由水は70.22%(拘束水は5.28%)に矛盾しない値であると考えられる。

#### 文 献

- 1) Maurice DM: The Eye. Davson H ed, 3rd Ed 1-158, Academic press, New York, 1984.
- 2) 吉川義三: 角膜の膨潤特性. 眼紀 19: 1204-1211, 1968.
- 3) 大野建治, 大木孝太郎, 北原健二: 乾燥による角膜厚の変化. IOL & RS 11: 191-194, 1997.
- 4) Waring GO III: Atlas of surgical techniques of radial keratotomy. In: Refractive Keratotomy for Myopia and Astigmatism, 543-551, CV Mosby, St Louis, 1992.
- 5) 松浦豊明: ゲルハンドブック. 長田義仁, 梶原莞爾編, ゲルの構造と物性, 210-215, エヌ・ティー・エス, 東京, 1997.
- 6) Patel S, Marshall J & Fitzke FW III: Refractive index

- of human corneal epithelium and stroma. *J Refract Surg* 11: 100-105, 1995.
- 7) 斎藤安俊：物質科学のための熱分析の基礎. 123-127, 共立出版, 東京, 1990.
  - 8) Strobl GR: *The Physics of Polymers*. 219-223, Springer Verlag, New York, 1996.
  - 9) Takushi E, Asato L & Nakada T: Edible eyeballs from fish. *Nature* 345: 298, 1990.
  - 10) 増田紀子, 桜井一郎, 魚里 博, 西信元嗣：角膜含水率が超音波パキメトリーに及ぼす影響. *眼科手術* 9: 561-564, 1996.
  - 11) Koshoubu N, Nanaya H, Hara K, Taki S, Takushi E & Matsushige K: Variations of mechanical properties in egg white during gel-to-glasslike transition. *Jpn J Appl Phys* 32: 4038-4041, 1993.
  - 12) Nagataki S, Brubaker RF & Grotte DA: The diffusion of fluorescein in the stroma of rabbit cornea. *Exp Eye Res* 36: 761-771, 1983.
  - 13) 青木 豊：角膜の自由水と結合水の実験的研究. *日眼会誌* 62: 2410-2414, 1995.
-

## 角膜フルオレセイン染色像の解析システム 第1報 —画像解析用リアルタイムフォトスリットランプの開発—

三井正博, 北澤 実, 岩崎 隆, 澤 充  
日本大学医学部眼科学講座

### Quantitative Analysis of Corneal Fluorescein Stained Using Computer Asisted System Part 1 —Realtime Photoslit-Lamp Microscope—

Masahiro Mitsui, Minoru Kitazawa, Yutaka Iwasaki and Mitsuru Sawa  
Department of Ophthalmology, Nihon University School of Medicine

我々は、前眼部および角膜フルオレセイン染色像の撮影、画像処理がリアルタイムで可能なフォトスリットランプの開発を行った。フォトスリットランプ (FS-2<sup>®</sup>, Nikon) には撮影用カメラとしてデジタルカメラ (E-2<sup>®</sup>, Nikon) を装着した。従来のフォトスリットランプでみられた照明の偏重を改善するため、フラッシュバルブ (SPEED LIGHT SB-23<sup>®</sup>, Nikon) をカメラを中央にして45°の対称の位置に1台ずつ設置した。フルオレセイン染色像の撮影用に、励起フィルターを照明装置内に、バリアフィルターをデジタルカメラ接合部に設置した。本装置の照明法を用いることによって、角膜全面の照度が均一となり、画像解析可能な前眼部写真およびフルオレセイン染色像の撮影が可能となった。本装置は画像解析プログラムと組み合わせることによって、角膜上皮障害範囲をリアルタイムで定量的に評価できるシステムとなる可能性が示唆された。 (視覚の科学 20: 93-97, 1999)

キーワード: フォトスリットランプ, デジタルカメラ, 角膜上皮障害, フルオレセイン

We developed photoslit-lamp microscope system to take and process the real time images of a cornea and lesion stained by topical sodium fluorescein solution. A digital still camera (E-2<sup>®</sup>, Nikon) was equipped on a modified photoslit-lamp microscope (FS-2<sup>®</sup>, Nikon). To improve the deviation of illumination on the cornea, the photoslit-lamp microscope was equipped with two sets of speed light which were set at 45° each to the central axis of the digital camera. An exciter filter was set in each speed light, and a barrier filter was set in the optical system of the photoslit-lamp microscope. The equipped two speed lights provided a homogeneously illuminated corneal picture and enabled image analysis of the lesion stained by fluorescein. Combined with a computer assisted analysis program, this device will be able to give quantitative data of corneal lesion. (Jpn J Vis Sci 20: 93-97, 1999)

Key Words: Photoslit-lamp microscope, Digital camera, Corneal epithelial disorders, Fluorescein

別刷請求先: 101-8309 東京都板橋区大谷口上町30-1 日本大学医学部眼科学講座 三井正博  
(1999年9月24日受理)

Reprint requests to: Masahiro Mitsui Dept of Ophthalmol, Nihon Univ School of Med  
30-1 Ooyaguchikami-machi, Itabashi-ku, Tokyo 101-8309, Japan  
(Received and accepted September 24, 1999)



## I. 緒 言

細隙灯顕微鏡は細胞レベルでの所見を捉えることができる生体顕微鏡としての特徴を有し、眼科臨床における基本的検査法として不可欠な検査装置である<sup>1,2)</sup>。しかし、その観察像を記録し、客観的に評価する方法は必ずしも十分には開発されてはいない。細隙灯顕微鏡所見を記録する方法としては、細隙灯顕微鏡に照明装置とカメラを組み込んだフォトスリットランプが従来から開発され、臨床の場で応用されている<sup>3,4)</sup>。しかし、照明系が一方からのみであるため撮影像の照度に偏りがある、撮影像の認識がリアルタイムで行えないなどの欠点がある。後者の問題を補うものとしてポラロイド撮影、CCD カメラによる撮影装置が使用されているが、光量不足、解像力の問題がある。今回我々は、撮影像の照度の均一化、リアルタイム処理を目的とした装置の開発を行った。

## II. 装 置

撮影装置の構成図および全体像を示す(図1, 2)。画像解析が行えるだけに十分な画質の画像が得られ、かつ、その処理がリアルタイムで行えるように撮影用のカメラをデジタルカメラ(E-2<sup>®</sup>, Nikon)に変更した。この目的のために装置とカメラ間のマウントの開発を合わせて行った。照明装置としてメディカルニッコール内蔵スピードライトは取り外し、カメラを中心に左

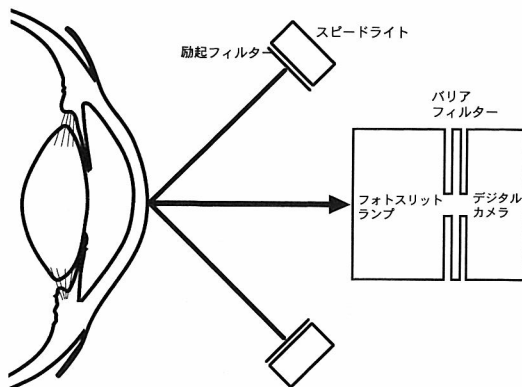


図1 撮影装置の構成図  
フォトスリットランプにデジタルカメラを取り付け、カメラを中心に左右45°の角度に1台ずつスピードライトを設置した。励起フィルターをスピードライト内に、バリアフィルターをフォトスリットデジタルカメラの接合部に設置した。

右45°の角度に1台ずつフラッシュバルブ (SPEED LIGHT SB-23<sup>®</sup>, Nikon)を設置した。フラッシュバルブはカメラのシャッターと同調して発光するよう設計、回路変更を行った。また、撮影時には観察光は消灯するよう設定した。カラー前眼部写真およびフルオレセイン染色像の撮影について以下の項目を検討した。

### 1. カラー前眼部写真の撮影

#### 1) 片側および両側の発光

片側の照明装置のみの発光または両側の発光にて前眼部写真を撮影し、比較検討を行った。

#### 2) 光源の絞り孔

発光による角膜反射を小さくする目的で、フラッシュバルブの発光面の中央に3, 5, 7 mm 径の穴を有する黒色の遮蔽板をつけ、カラー前眼部写真を撮影し比較検討を行った。

### 2. フルオレセイン染色像の撮影

フルオレセイン染色像の撮影のため、図1のスキーマに示したようにフルオレセイン励起フィルターとしてコバルトフィルター(干渉フィルター<sup>®</sup>, 朝日分光)をフラッシュバルブ内に、励起フルオレセイン光を通過させるバリアフィルター(ラッテンフィルター No 15<sup>®</sup>,

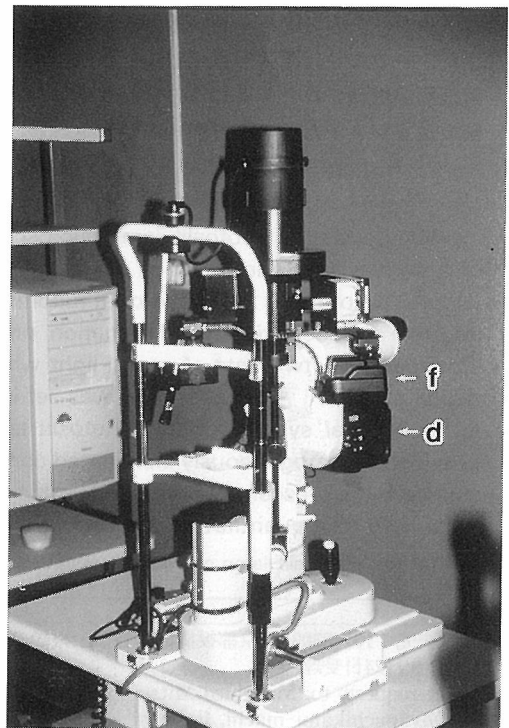


図2 撮影装置の全体写真  
d: デジタルカメラ, f: フラッシュバルブ

Kodak) をフォトリットアタッチメント 接合部に設置した。バリアフィルターはレバーで簡便に着脱できる構造とした。デジタルカメラからの画像データは 15 Mb のメモリーカードで一時保存し、撮影画像はモニター TV (14 インチ) で確認した。撮影画像データはコンピュータに保存、また、カラープリント (COOL-PRINT<sup>®</sup>, Nikon) にも出力できるシステムとした。

#### 1) 保存形式による画像への影響の検討

撮影時の保存形式による画像への影響を検討するため、同一眼を非圧縮、1/4、1/8、1/16 の圧縮率で撮影した。

### III. 結 果

#### 1. カラー前眼部写真の撮影

##### 1) 片側および両側の発光

片側のフラッシュバルブの発光では非発光側と発光側

で、角膜の照度に差が生じた (図 3 a) が、両側のフラッシュバルブの発光により偏重のない照度の画像が得られた (図 3 b)。フラッシュバルブの角膜反射は通常の発光源に比較して均一かつ小さく、明瞭に境界されており、角膜病変の撮影におけるノイズが少ないことが期待できるものであった。また、この際の光量は通常のフラッシュバルブの発光容量内で対応できるものであった。

##### 2) 光源の絞り孔

3 mm 径の孔からの発光では、角膜反射の小さい照度の均一なカラー撮影が可能であった (図 4 a) が、径が 5 mm 以上になると光量が過剰となり、強膜および角膜表面からの反射が強く認められ、角膜像が不鮮明になった (図 4 b)。

#### 2. フルオレセイン染色像の圧縮保存による画像への影響

圧縮率の異なる保存形式で撮影したフルオレセイン

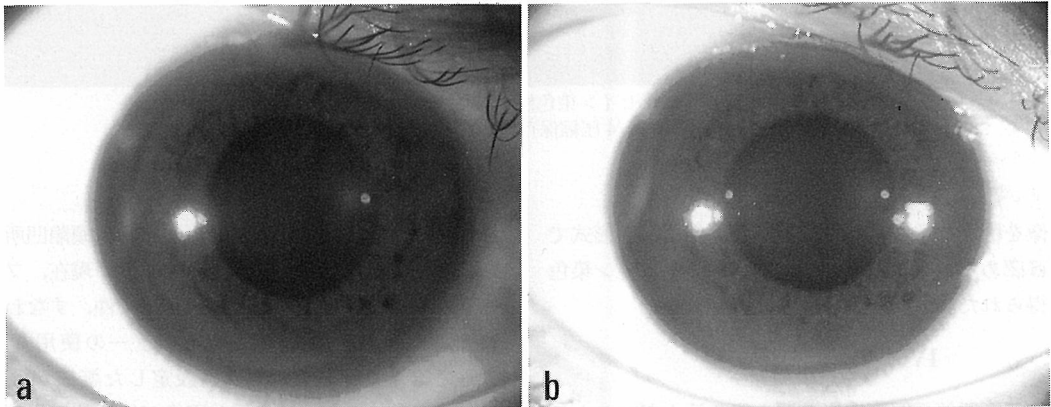


図 4 a : 直径 3 mm のフラッシュバルブ孔で撮影したカラー前眼部写真  
b : 直径 5 mm のフラッシュバルブ孔で撮影したカラー前眼部写真

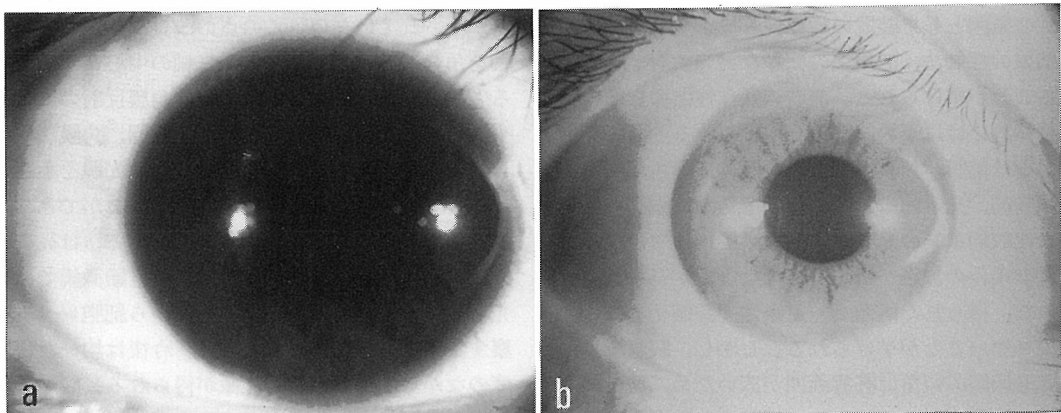


図 3 a : 片側のスピードライトからの発光で撮影したカラー前眼部写真  
b : 両側のスピードライトからの発光で撮影したカラー前眼部写真

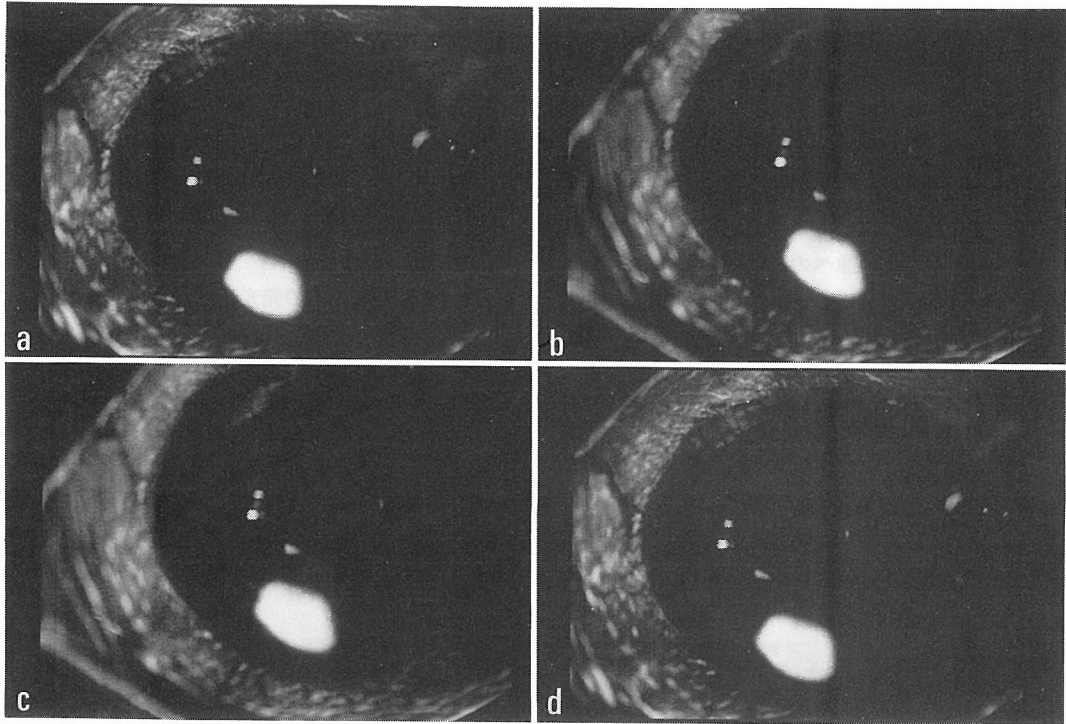


図5 保存形式別フルオレセイン染色像  
a: 非圧縮保存 b: 1/4 圧縮保存 c: 1/8 圧縮保存 d: 1/16 圧縮保存

染色像を図5に示す。プリントした画像は保存形式での差は認められず、照度の均一なフルオレセイン染色像が得られた。

#### IV. 考 按

細隙灯顕微鏡に写真撮影装置を組み込んだフォトリットランプが臨床の場で使用されているが、得られた画像の活用法は記録媒体としての目的に限られている。この原因として装置の操作性と撮影像および記録した結果の評価法、活用法の問題などの検討が不十分であることが挙げられる。前者の操作性と撮影像に関して具体的には以下の問題点が挙げられる。前眼部組織の対象は結膜、角膜、虹彩、水晶体、隅角、房水など組織学的、光学的に異質の対象であり、眼底撮影のような比較的単一の光学的、組織学的構造ではないため、撮影条件の設定が難しく良好な画像が得られにくく、また、得られた画像を一定条件で評価することに活用できないことが挙げられる。しかし、眼底所見においても肉眼的観察は許容範囲が広いため、検者が観察条件を調節することにより、網膜面と乳頭面の両者をほぼ同時に最適の条件下で比較することは可能であ

るが、撮影像では同一眼底像において乳頭陥凹所見と網膜像を撮影することには無理がある。現在、フォトリットランプでは対象と照明光の条件、すなわち細隙光の幅、ディフューザーフィルターの使用などによって露光条件をプログラム設定した装置が開発され、一定条件であれば良好な画像が比較的容易に得られるようになってきている。しかし、照明光軸が一方のみのために画像上での輝度の偏りを生じる点の改善がなされていない。この点の改良については撮影系軸を角膜法線と合致させその光軸の中心から発光させる方法もあるが、撮影像に生じる角膜反射の影響を減少させることが難しい。このため今回、角膜法線に対し対称の2箇所から照明し、かつ照明光源を小さくすることで照明輝度の偏重を軽減することができた。角膜表面の所見を得るためには、今回の方法は従来の観察撮影法の改善が得られたが、細隙灯顕微鏡での細隙光切片による角膜、水晶体を組織から細胞レベルで観察する機能は犠牲になっている。今後は均一な背景輝度のなかで、かつ光学切片像が得られる装置、条件の改善が必要であると考えている。

フォトリットランプ装置の操作性の問題点として

は撮影条件の設定が難しい上に、撮影像をリアルタイムで確認できる方法が十分でないことが挙げられる。従来からのポラロイド撮影はこの問題を補完する方法であるが、フルオレセイン染色像、細い細隙光などでは必ずしも光量が十分ではなく、また、保存上での問題が挙げられる。一方、CCDカメラによるモニターは画像の解像力に問題がある。そこで今回、リアルタイムモニター、画像の解像力、光量の問題を解決する方法としてデジタルスチルカメラを用いた。デジタルカメラはすでに眼底撮影装置には採用され<sup>5,6)</sup>、眼科における画像解析に活用されている。しかし、前眼部撮影装置への取り込みはいまだされていない。今回、デジタルカメラは画素数の問題のみならず、画像の取り込みとファインダー比、フォトリットへの組み込みの関係からカメラの選択を行った。デジタルカメラにおける画質、解像度はメモリー媒体への画像画素数の圧縮条件によって規定される。通常、角膜像および角膜上皮障害のフルオレセイン染色像の撮影、記録においては、肉眼で見る限り、各圧縮率で解像の鮮明度に差を認めず、1/16圧縮像でも十分であると考えられた。

今回の装置はデジタルカメラに取り込まれた像が、同時にTVモニターに描写されずに、デジタルカメラで撮影した像をTVモニターで確認する方法がとられている。撮影像をモニターするのにデジタルカメラの操作が必要であるが、メモリーカードに取り込まれた像を確認するとの目的上、止むを得ないと考えられる。

角膜上皮障害の評価法としてフルオレセイン染色が臨床の場で広く使用されている。本法は病変部の深度を評価するのは難しいが、一定条件下で病変の範囲を検討することが可能である。しかし、細隙灯顕微鏡ではフルオレセイン染色範囲を記録、定量的に測定することができない。一方、フォトリットランプではフルオレセイン染色像を記録することは可能であるが、背景輝度が不均一であることなどもあって定量的な測定はできない。今回開発した装置は、フルオレセイン染色像をリアルタイムで撮影、記録することが可能で、かつ、偏重のない照度の画像が得られた。今後、本装置は画像解析ソフトを組み合わせることで、リアルタイムで角膜上皮障害の範囲を定量的に解析できる装置となる可能性が示唆された。

この研究は文部省科学研究費07557264の補助を受けた。

#### 文 献

- 1) Vogt A: Textbook and Atlas of Slit Lamp Microscopy of the Living Eye. 1-40, Wayenborgh, West Germany, 1981.
- 2) 清水由規, 三田哲夫, 水谷由紀夫: 細隙灯顕微鏡検査—前眼部. 植野恭夫編, 眼科 Mook 3, 眼科一般検査法, 185-201, 金原出版, 東京, 1978.
- 3) 糸井素一, 金上貞夫: スリットランプ—その使い方と写真の取り方—. メディカル葦出版, 東京, 1989.
- 4) 金上貞夫, 金上千佳: スリットランプ撮影法. 眼科 37: 1503-1508, 1995.
- 5) 尾花 明: デジタル蛍光造影法. 眼科 37: 1487-1494, 1995.
- 6) 伊藤博俊: デジタルカラー眼底撮影法. 眼科 37: 1495-1501, 1995.

## 白内障術後の色覚異常とその予防方法

高橋 洋子

東急病院眼科, 東京慈恵会医科大学眼科学講座

### Preventing Color Deficiency Following Cataract Surgery

Yoko Takahashi

Department of Ophthalmology, Tokyu Hospital and Jikei University School of Medicine

白内障手術後に、まぶしさ感や色感覚の違いを訴えることが多い。今回、紫外線吸収眼内レンズ挿入術後の30症例を対象として、アンケート調査により、手術前後の色感覚・明るさ感覚の差および白内障術後用フィルターレンズ CCP400-NA (東海光学) の装用感について検討した。その結果、白内障術後にまぶしさ感を感じた被検者は88.9%で、そのうち74.4%が不自由を感じていた。一方、色感覚の差を感じていたのは37.0%で、8.0%が不自由を感じていた。また、本フィルター眼鏡を装用してよかった者が96.3%であり、主にまぶしさの改善したものが55.5%、色の差に改善がみられたのが11.1%であった。しかし、装用後に色が不自然との回答が30.4%あった。本フィルター眼鏡装用は、術後のまぶしさ感や色感覚の変化の軽減に有用であったが、更に分光特性の改善、また個人差なども加味したフィルターの開発が望まれる。

(視覚の科学 20: 99-103, 1999)

キーワード: 白内障手術, 色覚異常, 分光透過率, フィルターレンズ

Following cataract surgery, patients frequently complain of brightness and distortions in color sense. In the present study, we surveyed 30 patients who had undergone surgical implantation of an ultraviolet-absorbing intraocular lens. We used a questionnaire to investigate perceived postoperative changes in brightness and color sense, and also queried patients regarding the use of glasses equipped with special lens filters (CCP400-NA, manufactured by Tokai Corporation) following cataract surgery. The results of our survey showed that 88.9% of patients noted increased brightness following surgery, and 74.4% found this brightness troublesome. Only 37.0% were aware of distorted color sense, and only 8.0% found this distortion troublesome. The filter-lens glasses were reported to be helpful by 96.3% of the patients surveyed; 55.5% reported improvement primarily because of reduced brightness, while 11.1% reported improvement primarily due to reduced color distortion. However, 30.4% of patients responded that colors appeared unnatural even after using the special glasses. Glasses equipped with these special filter lenses appear to be useful in reducing postoperative discomfort from brightness and distorted color sense in cataract patients. But it is hoped that future developments will include further improvement of the spectral characteristics of these filter lenses and the development of lenses with consideration for individual differences among users.

(Jpn J Vis Sci 20: 99-103, 1999)

Key Words: Cataract surgery, Color deficiency, Spectral transmittance, Filter lens

別刷請求先: 145-0062 東京都大田区北千束 1-45-6 東急病院眼科 高橋洋子  
(1999年6月30日受理)

Reprint requests to: Yoko Takahashi, MD Dept of Ophthalmol, Tokyu Hosp  
1-45-6 Kitasenzoku, Ohta-ku, Tokyo 145-0062, Japan  
(Received and accepted June 30, 1999)

## I. 緒 言

眼内レンズ(以下 IOL)挿入術後に、まぶしさ感や色感覚の違いを訴えることが多い。これは、ヒト水晶体<sup>1-5)</sup>と IOL の分光透過率の違いにより引き起こされる現象であると思われる。これらの症状を軽減する方法として、ヒト水晶体に類似した分光透過特性をもつ着色 IOL や色フィルター眼鏡の装用が考えられる<sup>6-8)</sup>。今回、アンケート調査により、術前後の色感覚・明るさ感覚の差違および白内障術後用色フィルター眼鏡の装用感について検討したので報告する。

## II. 対象および方法

対象は、東急病院眼科で紫外線吸収眼内レンズ(以下 UV-IOL)挿入術を受けた症例のうち、白内障手術後用フィルターレンズ(CCP400-NA 東海光学)眼鏡(以下 色フィルター眼鏡)(図1)を3カ月以上装用している30症例である。ちなみに、手術から本フィルター眼鏡装用までの期間は6カ月以内の症例が70.4%、6カ月~1.5年未満が19.6%、1.5年以上が10.0%であった。年齢は、70歳代が15症例と半数を占めており、男女比は1:2で女性が多かった。対象はいずれも術後にまぶしさ感や色感覚の違いを訴えたため、本人に色フィルター眼鏡の内容を説明し、本フィルター眼鏡装用の了解が得られた症例である。まぶしさ感と色感覚の差違に関する質問を作成し、無記名方式でアンケート調査を施行した。

図2に、色フィルターの分光透過率<sup>9,10)</sup>をヒト水晶体<sup>2)</sup>、UV-IOL、着色 IOL の値とともに示した。

## III. 結 果

アンケート調査の結果、本色フィルター眼鏡装用前にまぶしさ感を自覚していたのは88.9%であり、74.0%が不自由と感じていた(図3)。これに対し、色感覚の違いに関しては、37.0%が自覚していたが、不自由を感じていたのは8.0%であった(図4)。まぶしさを感じた場所(複数回答可)については、明るい屋外が95.8%と高かったが、夕方照明(25.0%)、夜間の車内(20.8%)で感じたとする回答もみられた(表1)。色の違いに関しては、白い壁(29.6%)やガスの炎(22.2%)で感じる頻度が高かった(表2, 3)。

次に、色フィルター眼鏡装用後の症状の変化について調査した。その結果、本フィルター眼鏡を装用してよかった者が96.3%と高率にみられた(図5)。改善した事項に関しては、「まぶしさの改善」したものが



図1 白内障術後用フィルターレンズ(CCP400-NA)眼鏡  
うす茶色の色味であり、乱視・近視・遠視・老視などの屈折度数を入れることができる。

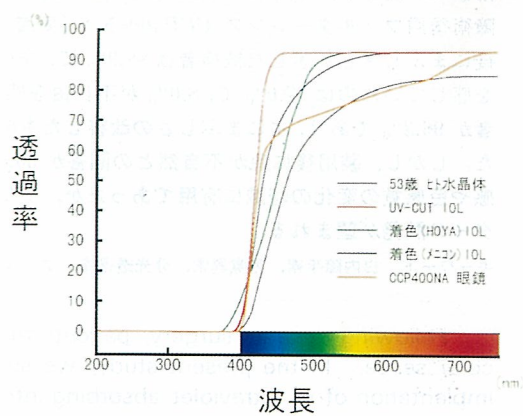


図2 ヒト水晶体(53歳):各種 IOL:フィルターレンズ CCP400-NA の分光透過率  
横軸に波長を、縦軸に透過率を示す。とくに、短波長光(青紫~青)から中波長光(緑~黄緑)の透過率に差違を認める。

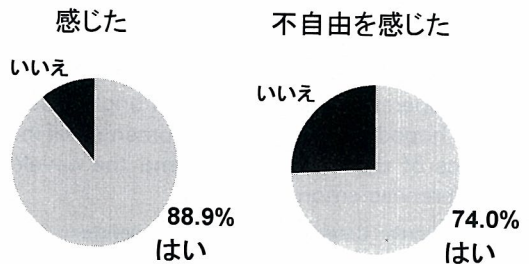


図3 まぶしさ感(装用前)について

55.5%と最多であり、「なんだか楽」としたものが44.4%、「色の差に改善」がみられたものが11.1%で

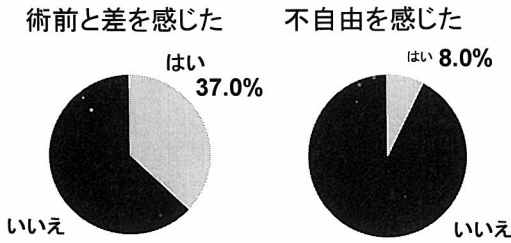


図4 色感覚（装用前）について

表1 まぶしさはどういうときにどういう場面で感じましたか？

	%
・昼間明るい屋外で	95.8
・夕方照明など	25.0
・夜間車に乗っていて	20.8
・朝起床時に	8.3
・その他	0.0

装用前、複数回答可

表2 色の違いはどんなもので感じましたか？

	%
・白い壁	29.6
・ガスの炎	22.2
・服の色が青っぽい	11.1
・漬け物の色	7.4
・その他	18.5

装用前、複数回答可

表3 色の違い（その他）と回答した症例のコメント

色の違って見えた（その他）
・白い色がより白く、まぶしく見える
・小さな白い花が薄い藤色に見えた
・物の色が違って見えた
・すべての色が違って見える
・テレビの人のシミが見えすぎる

あった（表4）。しかし、装用後に「色が不自然」との回答が30.4%、「暗すぎる」が19.2%に存在した（図6）。

#### IV. 考 按

近年、白内障手術の進歩に伴い、術後の視機能も著

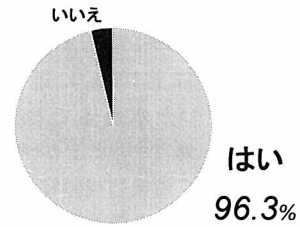


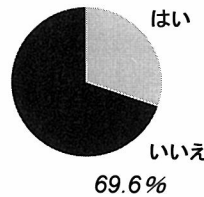
図5 フィルターレンズ（CCP400-NA）を装用してよかった人の割合

表4 装用後なにが改善しましたか？

	%
・まぶしさ	55.5
・なんだか楽	44.4
・違和感の消失	14.8
・色の違い	11.1
・その他（疲れなくなった）	3.7

複数回答可

色は不自然ですか



暗すぎますか

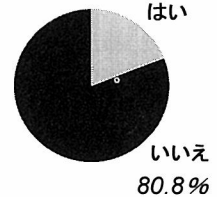


図6 CCP400-NA を装用して

しく向上した。しかし、IOL 挿入術後に羞明感とともに、色が鮮やかに見える、また色が異なって見えるなどの訴えがしばしば聞かれる。まぶしさ感、IOLの分光透過率がヒト水晶体より良好なことが一要因として挙げられる<sup>11,12)</sup>。一方、色感覚の違いは、IOLとヒト水晶体との分光透過特性の相違によることが考えられる<sup>5-12)</sup>。これらのまぶしさ感や色感覚の違いを軽減する目的で種々のサングラスが開発されている。そこで今回は、白内障術後のまぶしさ感と色感覚変化の実態について、アンケート調査により検討したものである。加えて、術後の色フィルター眼鏡として開発されている東海光学社製フィルターレンズ CCP400-NAの有用性について検討した。

図2に示されたヒト水晶体<sup>2)</sup>とUV-IOL、および今

回検討したフィルターレンズ<sup>9,10</sup>、着色 IOL の分光透過率によると、まず第一に、UV-IOL の透過率は全可視光領域で90%以上100%に近い値を示し、UV-IOL 挿入術後、ヒト水晶体であった術前よりも、多量の光が眼内へ到達することが予想される。本アンケートの結果でも、術後の視感覚として、まぶしさ感あるいは色感覚の違いを訴えた患者のうち、色感覚の違いを訴えたのは全症例の37.0%であるのに対し、88.9%の症例がまぶしさ感を訴えていた。つまり、白内障術後の訴えとしては、まぶしさ感も考慮すべき重要な要素であることが再認識された。次に、ヒト水晶体の分光透過曲線は、短波長側である400~550 nm の紫、青、緑、黄色の領域でなだらかに上昇している。つまり、短波長領域でヒト水晶体と UV-IOL との分光透過率は大きく異なっているために、とくに紫や青色系の色に差を感じやすいことが考えられる。これは、アンケートによるなにもに色の違いを感じたかやその他のコメントの結果からも、白がより青白く、ガスの炎が鮮やかに見えたなど、紫や青色に差を感じたとする訴えが多いことを裏付ける結果を示した(表2, 3)。

これらの差違を軽減するための選択方法としては、着色 IOL 挿入や色フィルター眼鏡の装用が考えられる。着色 IOL は、400~550 nm の波長領域では緩やかに透過率を上昇させており、ヒト水晶体に似た曲線を示しているが、550 nm 以上の波長領域ではほぼ100%の透過率を示しており、一方の色フィルター眼鏡が短および長波長領域もその透過率を水晶体に近似させているのに比較して劣っている。また、すでに UV-IOL が挿入されているなど様々な症例に対して、術後に用いることが可能な手段としては色フィルター眼鏡装用の方が、現実的な選択であると考えられる。実際アンケート結果からも、挿入術後に色フィルター眼鏡を装用することにより、約半数の症例でまぶしさやなんだか楽といった改善を自覚している。一方、暗すぎるかあるいは色は不自然かの問いに対して、70~80%の症例が、暗すぎず色も不自然でないと回答したが、逆にレンズを装用して色が不自然であると回答したものが30.4%存在した。これは術後の色が違って見えるかとの問いに違わないと答えている人が63%と多く、きれいに見えるようになったが色は正しく見えていると認識している人が多いことが背景にあると考えられる。正しい色に見えるものが、うす茶色のメガネを装用することで色が変わるはずだという先入感も存在したと考えられ、その結果、装用後色が

違って見ると回答したとも考えられる。術後の色覚の変化に対しては、やや過剰反応を示した面が考えられ、アンケートの欄外に色は全然おかしくありませんなどの書き込みが認められたりした。自覚により回答するアンケート方式では、更に他覚的な評価との検討が必要であると考えられた。しかし、最終的には96.3%の症例が装用してよかったと答え、ある程度の満足感が得られているものと考えられた。通常のサングラスなどでは、全波長領域の透過率を低下させてしまうなど波長光の選択性は考慮されていないが、白内障手術後の色覚異常を回避するためには有益な光だけを眼内に導く工夫が不可欠である。近年、手術術式や機器の進歩により、超音波白内障手術および IOL 挿入術の適応となる患者数が増加しており、IOL を挿入した後の平均寿命も延長している。加齢とともに、青錐体系反応が低下するとの報告<sup>13)</sup>や、また以前から短波長光に対する網膜障害性を示唆する報告<sup>14,15)</sup>があり、光の曝露の増大も考慮に入れていくべきである。

今後一つには、このような術後の見え方の質といった視機能に関する術後合併症に対して色フィルター眼鏡の必要性が考えられ、二つ目に網膜保護の意味からの質のよい色フィルター眼鏡の開発、活用が不可欠になっていくと思われる。

以上、本フィルター眼鏡装用は、術後のまぶしさ感や色感覚の違いの軽減に有用であったが、更に分光特性の改善、また個人差などをも加味したフィルターの開発が望まれる。

## 文 献

- 1) Said FS & Weale RA: The variation with age of the spectral transmissivity of the living human crystalline lens. *Gerontol* 3: 213-231, 1959.
- 2) Boettner EA & Wolter JR: Transmission of the ocular media. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1: 776-783, 1962.
- 3) Lerman S & Borkman S: Spectroscopic evaluation and classification of the normal, aging and cataractous lens. *Ophthalmic Res* 8: 335-353, 1976.
- 4) 寺田久雄, 澤 充他: 正常ヒト水晶体光透過特性. *日眼会誌* 98: 1101, 1994.
- 5) 大浜敬子, 萩原 早他: 着色した後房レンズの色覚に関する研究. *臨眼* 45: 245-249, 1991.
- 6) 齊木貴美, 浜野 薫他: 着色眼内レンズの試作とその色覚に及ぼす影響. *眼臨* 84: 1090-1094, 1990.
- 7) 工藤 仁, 萩原 早他: 白内障術後色覚補正用着色レンズの検討. *臨眼* 44: 473-475, 1990.
- 8) 市川一夫: カラー眼内レンズ. *眼科* 35: 575-584, 1993.
- 9) 青木容子, 高橋洋子: 白内障術後フィルターレンズ (CCP400-N.A) 眼鏡の使用経験. *東急病院学術集会誌* 8: 34-36, 1998.



- 10) 高橋洋子：術後色覚異常. あたらしい眼科 16: 807-808, 1999.
  - 11) 北原健二：眼内レンズ挿入眼の色および明るさの変化. HOYA ビジョンケア 225-229, 1998.
  - 12) 三戸岡克哉：眼内レンズの色感覚. Vision 11: 75-79, 1999.
  - 13) 高橋洋子, 高橋現一郎他：青錐体系反応の加齢変化. 日眼会誌 101: 186, 1997.
  - 14) Ham WT, Mueller HA et al: Action spectrum for retinal injury from near-ultraviolet radiation in the aphakic monkey. Am J Ophthalmol 93: 299-306, 1982.
  - 15) Kraff MC, Sanders DR et al: Effect of an ultraviolet-filtering intraocular lens on cystoid macula edema. Ophthalmology 92: 366-369, 1985.
-

---

**特集 1998年無水晶体眼 (JARG)**

---

**眼内挿入眼の色覚**

市川 一夫

社会保険中京病院眼科

現在、市販の眼内レンズ(以下 IOL)が挿入された眼では、その分光透過特性がヒト水晶体と異なるために、術前や正常眼と比較して色感覚が異なったり眩しく感じたりする。このような IOL挿入眼の色覚について、白内障手術前後の色感覚の変化・色弁別能・色視症を調べ、報告した。

方法は、術前視力(0.7)の白内障眼をもつ画家に手術前後の照明および対象などすべての条件を同一として、手術前後に半分ずつ油絵の写生をしてもらい手術前後の絵の同じ対象部位を側色分析した。また、白内障術前視力(0.1)以上で術後視力(1.0)以上までに回復した50~80歳代までの10症例について、手術前後に標準色覚検査表第2部・FM 100 hue test・New Color Test・Panel D-15 検査を実施した。251眼のクリアー IOL挿入、85眼の紫外線吸収 IOL 挿入眼、66眼の着色 IOL 挿入眼の色視症の発現率について術後5年まで検査した。また、これらのうちクリアー IOL 挿入眼と着色 IOL 挿入眼についてそれぞれ20眼を対象として標準色覚検査表第2部・FM 100 hue test を検査し、比較検討した。

結果は、油絵の分析から無彩色換算で明度が術前

3.73 から術後 4.53 に上昇し、色は全体に鮮やかになり青みがかった。色弁別能は、標準色覚検査表第2部・FM 100 hue test・New Color Test・Panel D-15 いずれも術前より回復したが、高齢者では標準色覚検査表第2部は回復しやすいが、FM 100 hue test はほとんど回復しなかった。色視症全体では、着色 IOL 挿入眼では完全に消失するものの非着色 IOL では5年を経過してもなお完全に消失しなかった。赤視症は、紫外線吸収 IOL でも起こるが、クリアー IOL が最も起こりやすかった。青視症でも非着色 IOL 挿入眼では術後5年を経ても10%以上の症例に重症ではないものの認められた。着色 IOL 眼と非着色 IOL 眼に色弁別能に差は認められなかった。

現在、市販の非着色 IOL 挿入眼では、術後5年を経ても色感覚に異常を認めること、眩しさを訴えること、またサングラスを常用している症例が多いにもかかわらず赤視症を経験する症例があり、網膜光毒性の発症が懸念されることから着色 IOL の使用が望まれる。また、フォールダブル IOL に着色 IOL が無いことからその開発が強く望まれる。

---

別刷請求先：457-0866 名古屋市南区三条1-1-10 社会保険中京病院眼科 市川一夫  
(平成11年6月10日受理)

Reprint requests to: Kazuo Ichikawa Dept of Ophthalmol, Chukyo Hosp  
1-1-10 Sanjo, Minami-ku, Nagoya 457-0866, Japan  
(Received and accepted June 10, 1999)

## 水晶体画像解析法を用いた後発白内障定量評価の問題点

坂本保夫

金沢医科大学眼科学講座

### Problem in Quantitative Evaluation of Posterior Capsular Opacification Using the Crystalline Lens Image Analysis Method

Yasuo Sakamoto

Department of Ophthalmology, Kanazawa Medical University

画像解析法を用いた後発白内障の定量化が試みられている。本稿では前眼部画像解析システム (EAS-1000, Nidek) を用いたこの評価法の問題点を指摘した。これまでの多くの検討での解析画像は、Scheimpflug スリット像または徹照像であるが、スリット像では後囊部の散乱光強度を計測し、数断面の平均値で程度評価を行っている。徹照像では、瞳孔中心 4 mm 以内の陰影面積割合を計測している。解析には水晶体の透明度、混濁面積割合を計測する既存の方法が用いられているため、1. 不規則な形状・分布の後発白内障を数断面のスリット像では把握できない、2. 眼内レンズ (IOL) の偏位・材質などによる散乱光強度の変動を考慮していない、3. 徹照像のフォーカスポイントが不明、4. 徹照像解析で、IOL の表面反射などによる画像濃度むらを考慮していない、などの問題点がある。解析対象が異なれば、撮影条件、解析方法なども変更・改良が必要である。したがって、既存の解析ソフトウェアを用いる限り、原画像を計測した値のみで対象の変動を評価するには慎重でなければならない。計測値の理論的な意味付けが必要であり、解析誤差および解析の限界を検討した上で、計測値を評価すべきである。  
(視覚の科学 20: 105-110, 1999)

キーワード：後発白内障，画像解析，Scheimpflug スリット像，徹照像，EAS-1000

Quantification of posterior capsular opacification (PCO) applying the image analysis method is being attempted. This paper indicates the problems in evaluating the PCO using Anterior Eye Segment Analysis System (EAS-1000, Nidek). In previous reports, Scheimpflug slit images and/or retroillumination images were selected as analysis objects. Light scattering intensity of the posterior capsule was measured from several slit images (2-12 images), and the grade of the PCO was evaluated in the mean intensity. In retroillumination images, shadow area ratio within 4 mm from the center of pupils was measured. Both measurements appropriated conventional image analysis methods for the crystalline lens. Therefore, following points become a problem. 1) Shape and distribution of the PCO are irregular, and the whole PCO can not be detected in several slit images; 2) Light scattering intensity changes due to tilting, decentrating and, the materials of IOL, etc.; 3) The focusing of retroillumination photography is not reported in detail; 4) In the analysis of retroillumination images, image density irregularity by specular reflection of IOL, etc. is not considered; 5) and so forth. Selection of appropriate photographing conditions and improvements on the analysis method are necessary at least, if the analysis object changes. There may be inaccuracies in the evaluation of the measured values, unless exclusive software (ex. for PCO) is used. In short, it is necessary to carry out the theoretical implications of the measured value. The measured value should be prudently evaluated, after error and limits of the measurement are examined.  
(Jpn J Vis Sci 20: 105-110, 1999)

Key Words: Posterior capsular opacification, Image analysis, Scheimpflug slit image, Retroillumination image, EAS-1000

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講座 坂本保夫  
(1999年 6月 7日 受理)

Reprint requests to: Yasuo Sakamoto, PhD Dept of Ophthalmol, Kanazawa Medical Univ  
1-1 Daigaku, Uchinada-machi, Kahoku-gun, Ishikawa 920-0293, Japan  
(Received and accepted June 7, 1999)

## I. はじめに

後発白内障の程度は、通常、細線灯顕微鏡を用いて数段階に臨床分類されている。最終的な判定では視力、コントラスト感度、グレアなどの視機能検査値を含めて評価されているが、この臨床分類のみでは客観性に欠ける面がある。そこで導入されたのが画像記録とその解析である。これまでの検討で用いられている画像は、Scheimpflug スリット像と徹照像であるが、解析は水晶体透明度または混濁範囲を評価する方法がそのまま用いられており、撮影・解析装置も既存のものを使用していることが多い。混濁程度を客観的に定量化するには、いまだ解決されなければならない問題が残っている。前眼部画像解析システム (EAS-1000, Nidek)<sup>1)</sup>を用いて、これを評価した報告<sup>2-5)</sup>の画像撮影・解析の問題点について述べる。

## II. これまでに報告されている評価法

画像解析には、Scheimpflug スリット像および徹照像の両画像、または一方の画像が用いられている。Scheimpflug スリット像からは後嚢部の散乱光強度、徹照像からは瞳孔領内の陰影面積割合を計測し、混濁程度の定量化を試みるものである。

### 1. Scheimpflug スリット像の撮影と散乱光強度の計測法

Scheimpflug スリット像は、撮影装置のスリット投光軸を中心に回転撮影した2~12断面が用いられ、被検眼の注視軸上の画像としている<sup>3-5)</sup>。画像濃度は水晶体の散乱光強度測定用にインストールされている axial densitometry<sup>6)</sup>を用いて、軸上または軸より2 mm 離れた線上の後嚢部の peak height を計測している<sup>3)</sup>。また、後嚢部 3×0.25 mm の範囲の平均濃度を area densitometry 法から計測している報告もある<sup>4,5)</sup>。Area densitometry では、挿入された眼内レンズ (以下 IOL) の内部散乱光を考慮する目的で、IOL 内 (後嚢部と同じ大きさの範囲) の画像濃度を計測濃度値から除算している。

回転撮影で得られた数断面の平均画像濃度を、瞳孔中心部の混濁程度と評価している。瞳孔中心全体を把握するのに必要なスリット断面数は、12断面像での平均濃度値と差がない3または4断面での値が適当であるという報告もある<sup>4)</sup>。

### 2. 徹照像による計測

徹照法で撮影された陰影を後発白内障とし、瞳孔中心4 mm 径内の陰影の面積割合を計測している<sup>2,3)</sup>。

解析は1と同様、装置内にインストールされている徹照像解析法 (Threshold 法<sup>9)</sup>)を用いているが、徹照像の撮影条件に関しては、フォーカスポイントなどの詳細な記載をしていない。

## III. Scheimpflug スリット像計測における問題点

### 1. 数断面のスリット像で後嚢部混濁の全体を把握できるか?

EAS-1000 の Scheimpflug 撮影では、スリット幅は 80 μm に固定されている。瞳孔中心から 4 mm 径の範囲をすべてこのスリット幅で撮影するには、単純計算でも約80枚のスリット像が必要である。つまり、少なくとも 2.25° 間隔での回転撮影が必要であり、12断面像 (15° 間隔) を用いても全体像を把握することはできない。

図1に後発白内障眼の回転撮影の1例を示した。スリット像は30° 間隔で6断面撮影したものである (フラッシュパワー 200WS)。また各画像の後嚢部をこれまでの報告の手順に従い area densitometry (115×10 pixels: 約 3×0.26 mm, 図2) で計測した (表1)。ただし、IOL 内部の画像濃度は除算していない。撮影された後嚢部の状態 (とくに散乱光強度の分布) は各

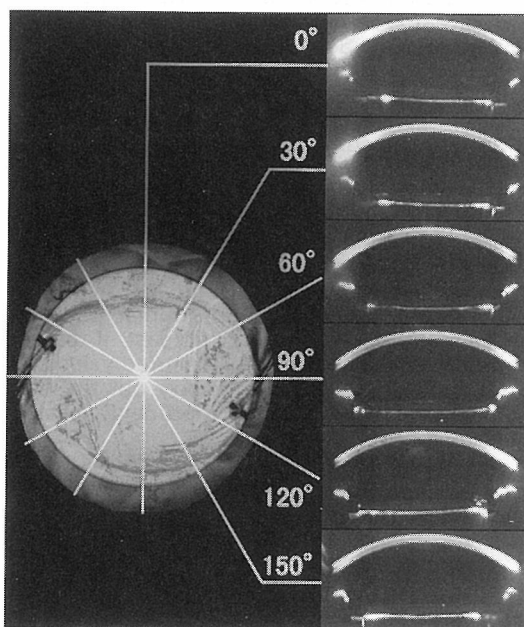


図1 後発白内障眼の回転撮影の1例  
30° 間隔に6断面撮影、角度は EAS-1000 のカメラ位置、徹照像中の放射状の線は約 0.1 mm 幅に相当する。

断面像で明らかに異なっている。各平均散乱光強度値も約 57~85 cct と大きな差を認め、標準偏差も大きい。各画像の計測範囲内の最大値をみると、更にこの差は顕著であり、撮影角 120°の画像中には計測限界 (250 cct 以上) をこえる値も含まれている。数断面の計測値で、後囊部全体の値を代表する場合、選択された撮影角度によっては平均値が大きく変動する可能性があることを指摘したい。

## 2. IOL の偏位と撮影軸の影響

Scheimpflug スリット像の撮影条件は、スリット幅以外にも「あおり角」、「固視灯の位置」などが固定されている。撮影光量 (同一パワーでのフラッシュランプ発光量) の変動に伴う画像濃度の変化も自動補正しており、再現性の高い撮影が行えるように EAS-1000 は考慮されている<sup>7)</sup>。しかし、撮影する対象および軸が異なれば、得られる画像の様相は一変する。この撮影法で散乱光強度を計測するとき、基本的には明らかな水晶体混濁 (核混濁を除く) を有していない眼

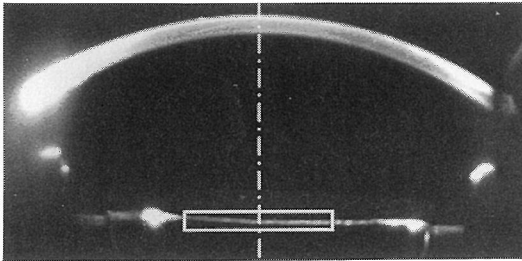


図2 Area densitometry による散乱光強度計測法  
解析軸 (---: 角膜前面曲率中心を通り、画面 y 軸の平行線) の左右 57 pixels を幅とし、高さ 10 pixels の長方形 (約 3×0.26 mm) を測定範囲とした。軸上の位置は既報同様、範囲内の後囊部が含まれるように任意に決定。

を対象としている。理論的には、水晶体光軸 (水晶体前後極線と規定) とスリット投光軸を一致させるように設計されており、具体的には、装置内の点滅固視灯を被検眼に注視させたときこの状態に近くなる<sup>8)</sup>。つまり、散乱光強度計測 (axial densitometry) は、軸上で行うことを前提としており、回転撮影しても軸上の散乱光強度 (同一深度の部位) は、ほぼ同等な値として評価できるようにしている。

偽水晶体眼を対象とした場合、IOL の偏位により IOL 光軸とスリット投光軸が一致することはほとんどない。図 3, 4 は簡単な模型眼 (IOL 後面に不規則な汚れを付け、水中で保持したもの) で、IOL の偏位に伴う画像の変化をみたものである。図 3 は IOL が偏心した場合を想定し、単にスリット軸を移動 (①: 約 0.5 mm カメラの反対側, ②: 同軸, ③: 約 0.5 mm カメラ側) させて撮影した画像である。撮影の位置が異なるため、混濁の様相が異なるのは当然であるが、混濁の反射像 (ゴースト) の位置も明らかに異なっている。この原因には IOL 後面の湾曲による影響もある。図 4 は IOL を傾けた (スリット光束面に対して垂直に約 10°カメラ側、カメラの反対側) 場合である。撮影されている後面の部位は、軸上で撮影した部位とほぼ同じであるのに、傾く方向によって得られる散乱光強度は大きく異なっている。また、混濁の反射像の位置も異なっている。IOL の偏位に応じて撮影光の入射角が変わるため、135°の後方散乱光強度を捉えるように装置が設計されていても、得られる強度は対象の状態によって異なることにも留意しなければならない。

以上、具体例で示したように、散乱光強度値は IOL の挿入状態に依存しているが、最も影響するのは IOL を覆っている水晶体囊の形状である。前囊切除、乳化吸引術などが行われた水晶体囊形状は、非手術眼に比べ明らかに不規則である。後囊が IOL 後面

表1 回転撮影した6画像の Area densitometry 計測結果

撮影角度 カメラ位置	平均 (cct)	散乱光強度		
		標準偏差 (cct)	最小 (cct)	最大 (cct)
0°	69.8	35.1	34	166
30°	72.4	36.0	36	220
60°	59.3	24.9	33	157
90°	56.7	22.1	33	116
120°	82.3	49.3	32	251
150°	85.0	48.3	35	216

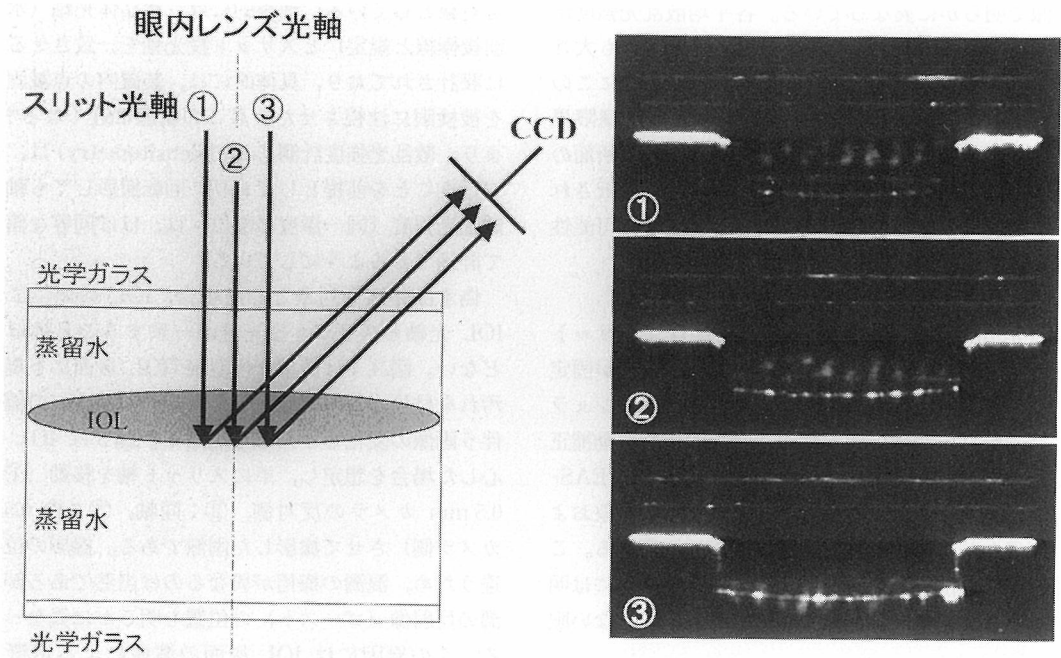


図3 眼内レンズの偏心に伴う Scheimpflug スリット像の差  
 ①：眼内レンズ光軸より約 0.5 mm カメラ側と反対側に撮影軸を移動して撮影，②：同軸上，  
 ③：カメラ側に約 0.5 mm 移動（眼内レンズの偏心は，EAS-1000 の IOL モードで計測）

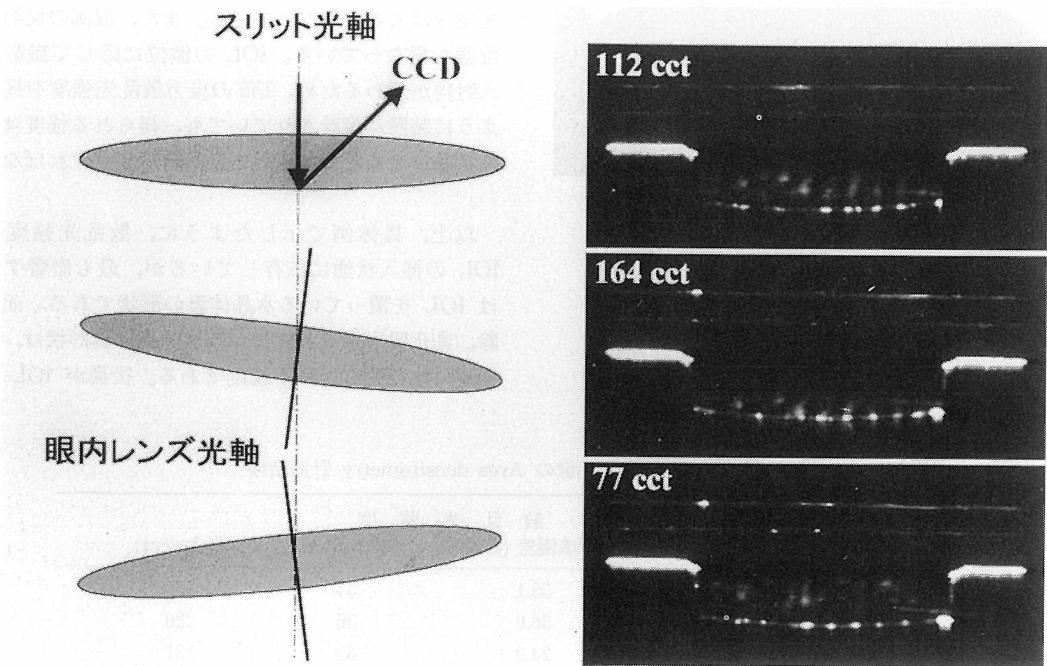


図4 眼内レンズの傾き方向と散乱光強度の変動  
 眼内レンズがカメラ側に傾くと散乱光強度は高く，反対側に傾くと低く計測される（眼内レンズの傾きは，EAS-1000 の IOL モードで計測）。

に密着している症例もあれば、これのない症例もある。また後発白内障が発現すると、後囊部の形状は更に不規則になる。この点からも、画像の散乱光強度を量的に直接比較することには無理がある。

#### IV. 徹照像による計測の問題点

徹照像は Scheimpflug スリット像のように微妙な変化を捉えることは難しいが、平面的に写し出される陰影から瞳孔領全体の状態を把握することができる。徹照像の撮影で問題になるのはフォーカスである。EAS-1000 の被写体深度は約 0.5 mm (前後方向の合計)と浅くしてある。厚さ 4 mm 程度の混濁水晶体の場合、前後部の混濁陰影を画像の鮮明/不鮮明さで区別するのに有利である<sup>9)</sup>が、厚さ約 1 mm の IOL が挿入された偽水晶体眼では、前囊から後囊までの陰影は、焦点の合っている像と微妙に合っていない像が混在して写り込むため区別し難い。また、後発白内障の形状が線維状や小泡状を呈することが多いため、フォーカスポイントの微妙な差で、陰影の状態が大きく異なる (図 5)。

瞳孔領内の陰影面積割合を計測するとき、この点が最も誤差を生む原因となるが、一般的に用いられている方法 (Threshold 法, EAS-1000 にもインストールされている) で、偽水晶体眼を解析する場合、IOL 表面からの強い反射光、水晶体囊の皺、IOL の折り目なども計測誤差に含まれている。その理由は、Threshold 法での解析では、ある一定画像濃度以下 (黒: 0 cct, 白: 255 cct) の陰影をすべて混濁として計測するためである。この方法を用いて計測する場合、後発白内障による混濁陰影とそれ以外によるもの

を区別するような新たな画像処理を事前に施す必要がある。

#### V. ま と め

Scheimpflug スリット像による散乱光強度測定は、明らかな混濁をもたない水晶体の微妙な透明度、層構造の変化を定量する目的で考案された手法であり、徹照像は明らかな水晶体混濁の広がりを瞳孔領内で捉えることを意図したものである<sup>10,11)</sup>。これまで開発されてきた撮影装置、解析法は、計測する対象および項目を熟慮して、設計、プログラムされていることをユーザーは十分理解した上で、それぞれの応用を行って欲しい。新たな画像情報を探索するために既存の装置を利用することは、応用範囲の拡大につながり、臨床的にも有益なことである。しかし、後発白内障の程度判定にこの技術を利用する場合、少なくとも現時点で指摘しておきたいことは、既存の計測方法がそのまま研究者の期待する数値につながらないことである。解析対象が変わると、画像情報も異なり、情報の検出 (撮影)・抽出 (解析) 方法も変更・改良する必要がある。また、解析誤差および解析の限界も見極めなければならない。得られた画像の表面的な値を計測しても、それが目的とする後発白内障の混濁程度を定量したということにはならない。

現段階では、Scheimpflug スリット像から後発白内障の散乱光強度を定量することは極めて困難であるが、多数の回転スリット断面撮影から、後発白内障所見を 3 次的に構築<sup>12)</sup>し、混濁の全体像を視覚的に把握することはできる。これはいまだ研究レベルの手法であるが、日常臨床への導入も近いはずである。一

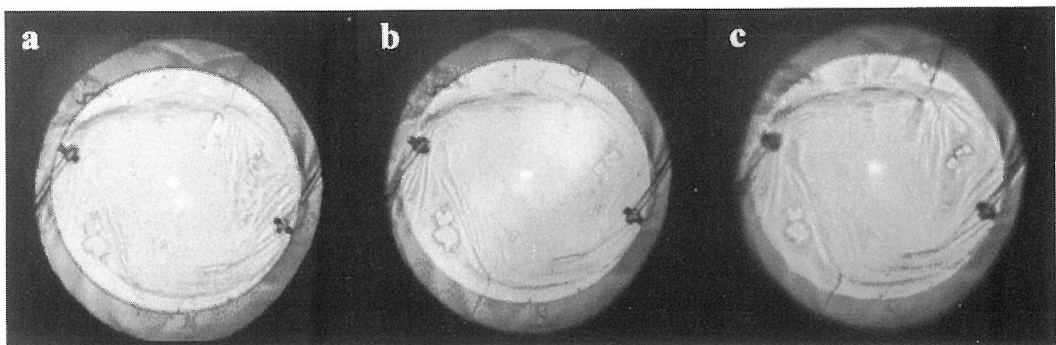


図 5 フォーカス位置 (深度) と徹照像の変化  
 a : 眼内レンズ脚部と光学部の接合部にフォーカス  
 b : a より約 0.5 mm 後囊側  
 c : b より更に約 0.5 mm 硝子体側

方、混濁の検出感度は低いが、徹照像からはおおよその混濁分布を解析することは可能であろう。ただし、これも撮影条件の選定、解析法の改良、とくに前処理 (noise reduction など) の追加などが行われた上でのことである。水晶体の生体計測を主目的として開発した前眼部画像解析システムは、現在では国内外での基礎研究にどまらず、臨床研究にも多用されるまで普及しており、当初の開発者の意図を大きく上回っている。現時点で話題になっている後発白内障の評価については、徹照像所見をもとに数段階の程度分類を作り、これよりスコアなどで評価するのが妥当であろう。

#### 文 献

- 1) Sasaki K, Sakamoto Y, Shibata T & Emori Y: The multipurpose camera: A new anterior eye segment analysis system. *Ophthalmic Res* 22 (Suppl 1): 3-8, 1990.
- 2) 吉田紳一郎: 後発白内障の定量的解析. *あたらしい眼科* 13: 1899-1902, 1996.
- 3) 吉田紳一郎, 小原喜隆, 西尾正哉, 藤掛福美: 小切開眼内レンズの偏位と後発白内障の関係. *臨眼* 52: 1011-1015, 1998.
- 4) 大西健夫: 眼科外来シリーズ1 「白内障外来」. 180-187, メジカルビュー社, 東京, 1998.
- 5) Hayashi K, Hayashi H, Nakao F & Hayashi F: In vivo quantitative measurement of posterior capsule opacification after extracapsular cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 125: 837-843, 1998.
- 6) 坂本保夫: 眼科診断機器とデータの読み方. *眼科診療プラクティス* 18, 68-71, 文光堂, 東京, 1995.
- 7) Sakamoto Y, Sasaki K, Nakamura Y & Watanabe N: Reproducibility of data obtained by a newly developed anterior eye segment analysis system; *EAS-1000. Ophthalmic Res* 24 (Suppl 1): 10-20, 1992.
- 8) 矢野信幸, 磯貝直己, 坂本保夫, 佐々木一之: 前眼部画像解析システムにおける固視灯位置の検討. *眼光学* 12: 115-118, 1991.
- 9) 坂本保夫: 眼科写真撮影法. *月刊眼科診療プラクティス* 46, 70-72, 文光堂, 東京, 1999.
- 10) Dragomirescu V, Hockwin O, Kock H & Sasaki K: Development of a new equipment for rotating slit image photography according to Scheimpflug's principle; in von Hahn, *Interdiscipl. Topics Gerontology* 13: 1-13, 1978.
- 11) 河原哲夫, 尾羽澤 大: 白内障水晶体の徹照像撮影. *臨眼* 32: 973-976, 1978.
- 12) 坂本保夫: 水晶体所見の三次元解析とその表現法. *日本白内障学会誌* 9: 5-10, 1997.



## 後発白内障の定量と視機能

大西 健夫, 谷口 重雄  
昭和大学藤が丘病院眼科

### I. はじめに

白内障術後の後囊混濁の評価方法としては、細隙灯顕微鏡所見による分類<sup>1,2)</sup>やフォトスリット前眼部写真を画像解析する方法<sup>3,4)</sup>などがある。評価に使用する画像は徹照像およびスリット像であるが、徹照像による解析は後囊全体を解析の対象とできる利点がある反面、角膜や硝子体混濁の影響を測定結果から除去しなければならない問題があり、スリット像による解析は後囊部位を一断面としてあらわすことができるので、その定量には適しているが、後囊全体を一度に捉えることはできない。

EAS1000 (ニデック社)<sup>5-7)</sup>は、佐々木、坂本らにより開発された画像撮影解析装置であり、Scheimpflugカメラによって撮影された画像から前眼部の様々な情報を得ることができるシステムである。この機器を用いて白内障術後の後囊混濁を定量測定する試みがいくつか報告<sup>8-11)</sup>されており、我々もこれまでにこの装置のスリット像モードの多断面撮影画像を使用した後囊混濁の定量測定を試み、既報<sup>12)</sup>においてその撮影法および axial densitometry 解析法について報告した。また、混濁定量にこの解析法を応用し、異なる眼内レンズ (以下 IOL) 材質による術後後囊混濁の相違についても報告<sup>13)</sup>を行った。本稿では EAS1000 による後囊混濁測定法の基本設定、混濁定量値と視機能の関連、測定プログラムの改良などについて概説する。

### II. 撮影法

後囊部位の撮影は EAS1000 の三つの撮影モードのなかのスリット像モードを使用して行う。光源はキ

セノンストロボチューブで幅 0.08 mm のスリット光が照射され、撮影時の諸設定は光量を 200 Ws、スリット長を 6~8 mm (現在は 6 mm に設定している)、撮影角度を 0°, 45°, 90°, 135°としている。しかし、既報<sup>14)</sup>で述べたように、高度の後囊混濁を示す症例や前囊混濁、前囊収縮により前房内に散乱光のハレーションを起こす症例などでは、光量を 50~100 Ws に下げて撮影してから補正したり、スリット長をハレーションが起こらない長さまで短くして撮影するなどの調整を行って、後囊部位の正確な散乱光強度すなわち density を求める必要がある。撮影角度については、後囊混濁を2次元的に捉えるためには多くの撮影断面が必要になるが、0°~165°の15°刻みの12断面と0°~135°の45°刻みの4断面での density の相関係数を求めると図1のようになり、4方向からの撮影で臨床的には十分な評価が可能であると考えられる。

### III. 解析法

適切な撮影条件で得られた前眼部画像はコンピュータに転送され、axial densitometry によって後囊混濁が定量解析される (図2)。角膜前面の曲率から解析軸が自動的に設定され、解析軸を中心に横に広がる長方形の解析エリアを指定すると、その内部の density の平均値が画面に表示される。この解析エリアを適切な位置に設定し、後囊部位を含むように調節することによって後囊混濁を定量測定することができる。

解析時に手動で設定する必要のある項目は density 基準点の指定と解析エリアの指定である。Density 基準点とは、前房内のある一点 (ピクセル) の density を density ゼロとするベースラインであり、以後の

別刷請求先: 227-8501 横浜市青葉区藤が丘 1-30 昭和大学藤が丘病院眼科 大西健夫  
(平成11年6月1日受理)

Reprint requests to: Takeo Onishi Dept of Ophthalmol, Fujigaoka Hosp, Showa Univ School of Med  
1-30 Fujigaoka, Aoba-ku, Yokohama 227-8501, Japan  
(Received and accepted June 1, 1999)

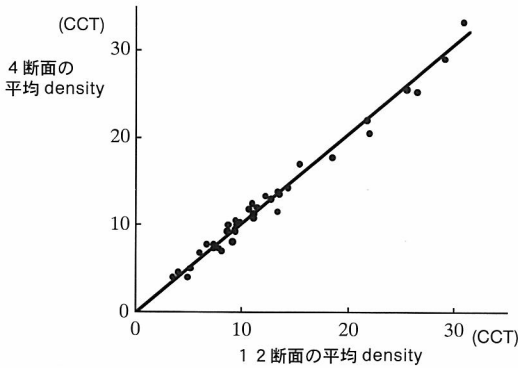


図1 撮影断面(4断面と12断面)の対比  
原点を通る一次回帰式  $Y=1.016X$  ( $r=0.998, p<0.0001, n=40$ ) が得られた(文献13)より引用。

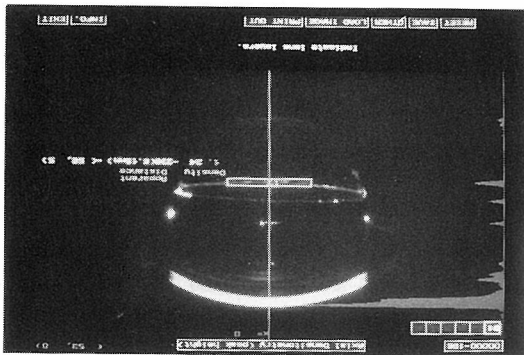
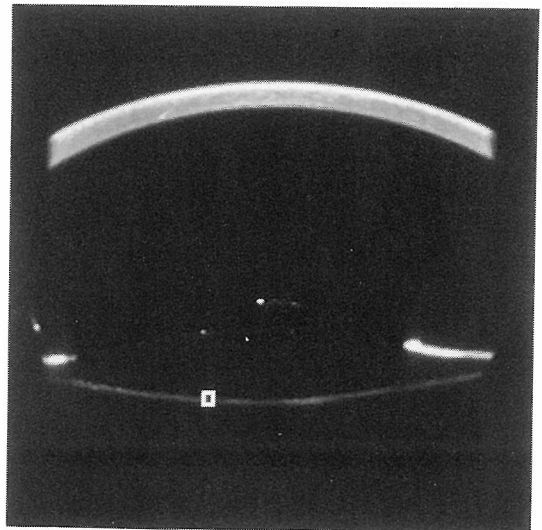


図2 Axial densitometry  
解析軸を中心に横に広がる長方形の解析エリアを指定すると、その内部の density の平均値が算出される。

測定はその値からの相対値が算出される。よって、IOL 挿入眼に特徴的なハレーションやゴーストによる散乱光が前房内に存在すると、指定された基準点によっては異なるベースラインが設定されてしまうことになり、正確な定量ができなくなってしまう。従来の解析ソフト(ver 3.03)では、画面に表示される densitogram を参考にして前房内の散乱光が存在しないところを基準点に指定することによってこの問題に対応してきたが、後囊混濁測定用に改良した解析ソフト<sup>15)</sup>では基準になる density の値を一定に固定し、測定値の再現性を高めた。具体的にはスリット撮影用 CCD カメラのブラックレベルをゼロ computer compatible tapes (以下 CCT) としている。

解析エリアの大きさは任意に指定することができるが、指定後にエリア内部の density の平均が自動的



10	11	13	12	12
12	12	14	12	13
16	18	14	13	13
18	20	19	20	20
21	22	22	24	23
20	21	21	22	24
18	19	19	20	21
17	18	17	18	19
16	17	16	17	17
9	9	8	10	9
8	8	6	9	8

図3 改良プログラムによる後囊部 density 上は EAS1000 によるスリット像である。下はスリット像の白枠の中を axial densitometry によって解析した結果である。16CCT を境界値として、灰色地を示す後囊部位は眼内レンズ内部および硝子体部から明瞭に区別された(文献15)より引用。

に算出されるため、その大きさをあらかじめ決めておく必要がある。瞳孔径にほぼ等しい後囊範囲を測定領域とすると、エリアの縦横の長さは  $3.0 \times 0.25$  mm(ピクセル座標表示では  $58 \times 5$ )となる。従来の解析ソフトではエリア内のすべてのピクセルの density を平均してしまうため、後囊部位の測定値はレンズ内部や硝子体部の散乱光強度の影響を受けてしまうが、新しい

解析法ではエリア内のピクセルのなかから一定値以上のものを抽出するために後囊混濁のより正確な定量が可能となっている(図3)。具体的には IOL 内部や硝子体部の density よりも大きい値であり、後囊部位の最小 density である16CCT を境界値として採用している。

#### IV. 後囊部 density と視力

これまで後発白内障は術後視力や後囊切開頻度を使用して評価されることが多かったが、この方法には患者の自覚的要素や術者の主観がある程度入り込むことは否めない。そこで、昭和大学藤が丘病院にて超音波水晶体乳化吸引術および IOL 挿入術を施行し、術後に後囊混濁を認め、角膜疾患および眼底疾患がない31眼(線維性混濁22眼, Elschmig 型混濁9眼)を対象に、術後視力と後囊混濁定量値との比較を行った。図4に示すように線維性混濁では、混濁が少なく density が10~20CCT と低い症例に視力良好なものが多く、混濁が強く density が高い症例に視力不良なものが多い傾向が認められた。しかし、そのなかには低い density でも0.5と視力不良の症例もあり、反対に30~40CCT と混濁が高度でも1.0以上を示す症例が認められ、視力と後囊混濁が臨床的に必ずしも一致するものではないことが示唆された。Elschnig 型混濁は症例数が少ないが、density が低くても視力が障害されている症例があり、また、混濁が高度で density が高くても比較的良好的な視力を維持している症例が認められ、ばらつきが多くみられ一定の傾向はなかった。

次に、同一症例を対象に後囊切開を施行したものと施行しないものを比較した。後囊切開は線維性混濁の

症例では9眼, Elschmig 型混濁の症例では7眼に対して行っている。図5に示すように両群で、混濁が軽度で比較的視力が良好でも後囊切開を施行した症例があり、反対に高度の混濁が認められる症例でも、視力が良好であれば後囊切開を行っていないものがあった。この結果から後囊切開頻度を使用して後囊混濁を評価する場合には、患者の自覚や術者によって異なる後囊切開施行基準などの主観的要因が加味されることに注意を払う必要があると考えられた。

#### V. 後囊部 density とコントラスト感度

視力のみでは把握できない視機能つまり形態覚を評価する方法がコントラスト感度であるが、光が中間透光体で乱反射されると、たとえ視力が正常範囲内であってもかすんで見える状態になり、後囊下白内障や後発白内障などを起こした症例ではコントラスト感度の低下が認められる。後発白内障が認められた典型的な1症例を対象に、後囊混濁の density 測定を行い、また、MCT8000(Vistech 社)を用いて後囊切開施行前後のコントラスト感度を測定した。症例は67歳女性で、術後8カ月で霧視を訴えていたが、切開前の視力は1.0(矯正不能)であり、densitometry では26CCTと中等度の混濁を認めた。切開後は霧視は消失し、視力は1.0(矯正不能)と不変であった。図6に後囊切開前後のコントラスト感度を示すが、切開前は切開後と比較して全周波数域で感度の低下が認められた。視力には影響しなかったが、コントラスト感度では視覚機能低下が検出され、その原因である後囊混濁を densitometry によって定量測定することができたと考え

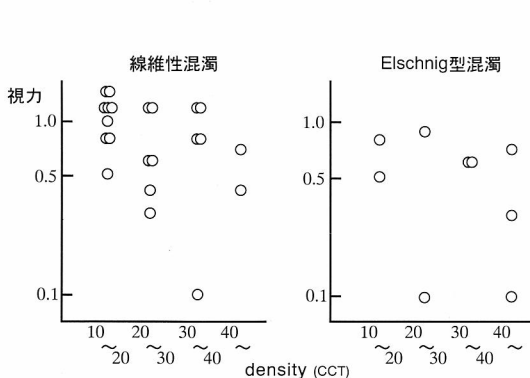


図4 後囊部 density と視力  
縦軸に視力を、横軸に density を10CCTごとにとってある。線維性混濁, Elschmig 型混濁ともに、density と視力の間に関連は認められなかった(文献12)より引用)。

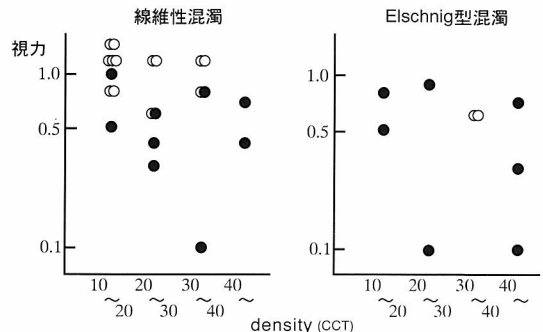


図5 後囊部 density と後囊切開  
図4のなかで YAG レーザー後囊切開術を施行した症例を黒丸で示した。線維性混濁, Elschmig 型混濁ともに、density と後囊切開施行例の間に相関は認められなかった(文献12)より引用)。

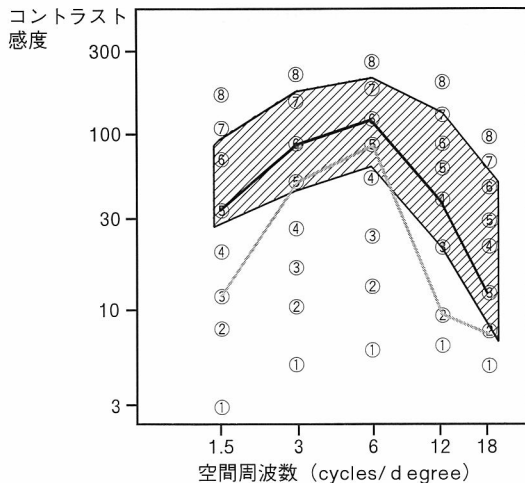
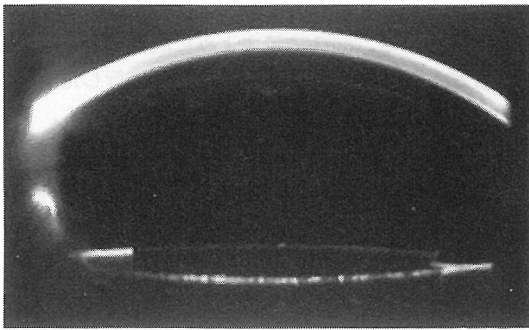


図6 後囊部 density とコントラスト感度  
 上は EAS1000 によるこの症例のスリット像で, densitometry では 26CCT と中等度の混濁を示した。下はコントラスト感度で, 後囊切開後の感度と比較して, 切開前の感度は全周波数域で低下が認められた。  
 — : 後囊切開後, - - - : 後囊切開前

られた。1 症例のみの結果ではあるが, 視機能検査と後囊部 density の相関を示す好例であると考えられる。

### VI. 後発白内障定量測定の後

EAS1000 には前眼部の情報を得るための種々の機能が備わっているが, IOL の偏位や傾きを調べる IOL モード以外はすべて有水晶体眼を対象するように設計されている<sup>16,17)</sup>。よって, IOL 挿入眼における後発白内障を測定対象とするためには, 後囊部位に適した撮影条件の細かい設定, 症例による調整や, 解析条件の規定または解析ソフトの改良などが必要とな

る。今後, より正確な混濁定量のために, 後囊混濁測定に最適化されたシステムに向け改良が進むものと思われるが, この機器による後囊混濁定量は白内障術後の視機能, すなわち視力, コントラスト感度, グレアテストなどとの関連においても重要な検査項目になるものと考えられる。

### 文 献

- 1) Sellman TR & Lindstrom RL: Effect of a plano-convex posterior chamber lens on capsular opacification from Elschnig pearl formation. *J Cataract Refract Surg* 14: 68-72, 1988.
- 2) 邱 信男, 鈴木 純, 森本厚子: 白内障術後の後囊混濁の形態とその頻度. *眼臨* 87: 478-488, 1990.
- 3) 吉田紳一郎, 佐藤紀之, 小原喜隆: 眼内レンズ挿入眼の後囊混濁の定量的解析. *臨眼* 44: 477-479, 1990.
- 4) 永本敏之, 羽飼 真他: 後発白内障の定量的解析—トレース法による面積計測—. *あたらしい眼科* 9: 1588-1592, 1992.
- 5) Sasaki K, Sakamoto Y et al: The multi-purpose camera: A new anterior eye segment analysis system. *Ophthalmic Res* 22: 3-8, 1990.
- 6) 佐々木一之: 前眼部解析システム. *眼科* 33: 1461-1466, 1991.
- 7) 坂本保夫: 前眼部撮影・解析装置 (ニデック EAS-1000), Scheimpflug カメラ. 可児一孝編, *眼科診療プラクティス* 18, 眼科診断機器とデータの読み方, 68-71, 文光堂, 東京, 1995.
- 8) 吉田紳一郎: 後発白内障の定量的解析. *あたらしい眼科* 13: 1899-1902, 1996.
- 9) 吉田紳一郎, 林 振民他: 後発白内障の定量的評価法. *臨眼* 51: 1095-1098, 1997.
- 10) Hayashi K, Hayashi H et al: In vivo quantitative measurement of posterior capsule opacification after extracapsular cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 125: 837-843, 1998.
- 11) Hayashi H, Hayashi K et al: Quantitative comparison of posterior capsule opacification after polymethylmethacrylate, silicone, and soft acrylic intraocular lens implantation. *Arch Ophthalmol* 116: 1579-1582, 1998.
- 12) 大西健夫, 牧野功之他: 白内障術後後囊混濁の定量的評価. *臨眼* 52: 837-841, 1998.
- 13) 大西健夫, 谷口重雄: 眼内レンズ別にみた白内障術後後囊混濁の定量的評価. *IOL & RS* 12: 155-159, 1998.
- 14) 大西健夫, 姜 和哲, 谷口重雄: 後囊混濁定量における EAS1000 の諸設定. *眼紀* 50: 398-402, 1999.
- 15) 大西健夫, 谷口重雄: EAS1000 後囊混濁測定プログラムの改良. *臨眼* 53: 311-315, 1999.
- 16) Sasaki K, Fujisawa K & Sakamoto Y: Quantitative evaluation of nuclear cataract using image analysis. *Ophthalmic Res* 24: 26-31, 1992.
- 17) 佐々木一之, 坂本保夫, 藤沢来人: 新しい核白内障程度分類「金沢医大分類」の提唱. *眼紀* 48: 240-244, 1997.

## 光の今昔 7 めがねの処方と視力

(株)ニコン 鶴田 匡夫

眼科医が眼の屈折異常や老視を彼ら自身の研究・治療の対象と認識し、めがねの処方に積極的に関与するようになったのは、めがねの発明とその普及が始まったのが14世紀だったことを考えると意外に遅い、1860年代以降です。

それまでの長い間、正しいめがねを選ぶ責任はそれを買う客の側にあるとされてきました。色々な品物と一緒にめがねを売っていたヨーロッパ中世の行商人から、大都市に店を構えるようになった19世紀のめがね商に至るまで、客の年齢に合わせて、度数の異なる沢山の在庫品のなかから、客が一番よく見えると思つためがねを選ばせるのが、一般ふつうの商売のやり方でした。

ギルドを構成する製造業者の長年蓄積された知識と生産技術によって製作された、いわばお仕着せの商品が、売り手と買い手の双方に医学的見地からの正しい商品知識がないままに、市場に流通していたというわけです。

その行きつく先がどうなるかを示す面白い記録がありますのでご紹介しましょう。R. コーソン著・梅田晴夫訳：メガネ博物誌（東京書房、1972）からの引用です。『1833年に、A. アレキサンダーは、“視力の性質について”という文章のなかで次のように言っている。「どれが一番よく合うかを自分で選ばせるために、沢山のめがねが買い手の前に置かれると、客は概して、ものが非常に大きく見えるのに有頂天になるあまり、つい度の強すぎるものを選んでしまうことになりがちである。……めがねというものは、見るものを拡大もせず縮小もせず、対象を最も自然に近い状態で見せてくれるのが望ましいのである。』

このような状況下のヨーロッパで、眼の「調節と屈折」の異常を検査・測定して数値化し、これをめがねによって矯正して本来の視力を回復させるといった治療法を確立したのが、オランダ・ユトレヒト大学の生理学・眼科学教授 F.C. Donders (1818~1889) でした。

### F.C. Donders の診断と処方

彼の方法は主著：On the Anomalies of Accommodation and Refraction of the Eye with Preliminary Essay on Physiological Dioptrics (1864, ドイツ語版 1866) に詳述されています。しかしこの本は入手が難しく、私はいまだ手にする機会がありません。

一方、H. von Helmholtz は長年にわたって書き継いできた原稿がいよいよ、大著 Handbuch der Physiologischen Optik (生理光学, 初版, 1866) として印刷・出版される段階で F.C. Donders の著書に接し、その大要を補遺 (Supplements) の欄を設けて書き加えました。ここにその抄訳をご紹介します。F.C. Donders 学派を中心とする、1866年時点における「めがねによる屈折異常と老視の治療法」の最先端というわけです。

ちなみに、H. von Helmholtz の、英語版 (1924) で1,700ページに達する大著のなかで、めがねに関する記述はこの欄を除いては、その歴史を数行にまとめたものしかありません。F.C. Donders 以前には、めがねが医師や生理学者からいかに冷遇されていたか、それどころか屈折異常を矯正する治療具だという認識さえなかったかを如実に物語っているといえましょう。

『眼の屈折の総括的研究は Donders によって行われ、今や眼科の診療業務に最も有用な応用を見い出している。直接的には視力の欠陥をめがねで補償するのであるが、間接的には不完全な屈折と調節に起因する様々な疾病を救済するのに役立っている。

彼は無調節時の屈折異常と、調節によって起こる異常を明確に区別した。調節を支配する筋肉が最も弛緩した状態で見えるのが遠点であり、最も緊張したときに見えるのが近点である。遠点が無限遠にある眼を彼は正視 (emmetropic) と名付けた。遠点が有限距離にあるものを近視 (myopic), 無限遠よりも遠方(このとき眼には収束光が入射する)にあるものを遠視 (hypermetropic) と呼んだ。

近視はめがねの助けを借りなければ遠方にある物体

に合焦できない。一方、遠視は外界を見るのに、その遠・近に無関係に常に調節を必要とするため眼精疲労の原因になる。Donders は両方を合わせて屈折異常 (ametropia) と名付けた。

Donders は、正視・屈折異常に共通する調節の機能をあらわす指標として次式による屈折力  $A$  を定義した。

$$A = \frac{1}{N} - \frac{1}{F} \dots\dots\dots(1)$$

ここに、 $F$  と  $N$  はそれぞれ眼の前側焦点から測った遠点および近点までの距離である。この表示によれば、正視 ( $F = \infty$ ,  $N = 6$  インチ), 近視 ( $F = 6$  インチ,  $N = 3$  インチ), 遠視 ( $F = -12$  インチ,  $N = 12$  インチ) の場合の調節力はいずれも等しく  $A = 1/6$  (Zolltel) である。ここに  $1/1$  (インチ) を  $1$  Zolltel と呼ぶ (メートルを単位とするディオプター表示に換算すると  $6.2 D$  となります)。

調節力は年齢とともに低下する。正視眼では年齢にほぼ比例するとしていい。10歳で  $A = 14 D$ , 65歳で  $0$  になる。Donders はこれを老視 (presbyopia) と名付けた。ただし、50歳ころから遠点が一般に後退し、若いとき正視だった眼が遠視傾向に、弱い近視が正視に近づく。その原因は主に水晶体の外殻部が硬化することにあるらしい。

両眼視の場合、調節には一般に輻湊が伴うことに注意したい。すなわち、輻湊の大きさを変えると調節が変わる [実験結果省略]。

遠点を決定する場合には、両眼で十分遠方に置いた視標を見る配置が望ましい。試験レンズを眼の直前に置いて、遠方の指標がはっきり見えるレンズのなかから、乱視に対しては最も度の弱い凹レンズの焦点距離、遠視に対しては最も度の強い凸レンズの焦点距離を遠点 (までの距離) とする。近点を測定する際 Donders は、これが眼から  $8$  インチ (約  $20$  センチ) のところにくるようなレンズを推奨している。実際にはもっと遠くていいのだが、調節の努力を強ければここまで見えるという点を選ぶのである。

一般的にあって、患者の職業に対して調節が不足する場合にはめがねの装用が望ましい。読み書き、その他近くの物を見る場合の一般的規則としては近点を  $10 \sim 12$  インチにするのがいい。  $70 \sim 80$  歳の人には視力の低下を補うために近点を  $7 \sim 8$  インチとするのがいいだろう。

近視の人が、顔を近づけしかも極端に大きい輻湊角で物を見るのは非常に危険なので避けねばならない。

これは網膜に強い力が加わって血圧を上げ、筋肉に過大な負担を与え、その結果症状を一層悪化させる。近視が進むと視力が著しく低下し、たいへん危険である。

遠点が  $5$  インチより遠い中くらいの近視では、凹レンズを常時かけていると遠点が無限遠に移動する、すなわち近視が治ることもある。患者にとって最も大事なものは、めがねをかけて読書・執筆・手作業などをする場合に、眼を  $12$  インチ以内には決して近づけないことである。眼が屈折を除いて健全ならば、この距離だけ離しても不便はないはずである。もし、もっと近づけないとはっきり見えないような細かい物を見る仕事に従事する必要がある場合には、処方よりも少し弱い凹レンズを装用して調節の努力を軽減するのが望ましい。同時に起こる輻湊の増大を軽減するための鼻側で厚いプリズム作用をもつレンズを使うこともできる。

初めてめがねをかける近視の人に対しては、調節と輻湊を組み合わせた新しい視空間に徐々に慣れるために、まず度の弱いレンズをかけさせ、それで経験を積んでから、近視を正しく補正するレンズに置き換えることが望ましい。また、調節力や視力が低下した患者には、遠方と近用の二つのめがねを使い分けるのがいいだろう。

近視が強度になると、物を見るのに痛みが伴い危険な状態に移行し、ここでは取り上げないが多くの考慮が必要になる。このときには有能な眼科医に診断を仰ぐべきである。近視の人々が自分の眼の状態に無関心だったために大事に至ったり、果ては失明する場合も少なくない。そうならないために強く警告するべきである。

遠視の人には凸レンズが必要である。この場合には正しい処方よりも少し強めのレンズをまずかけさせ、これまで無意識にはあったが、物を見るのに常に調節を強いられてきた筋肉に、弛緩する術を学習させることが望ましい。遠方を気楽に見られるようになったならば、レンズの度が小さいものに替えてやるという過程を繰り返して正しいレンズに到達したとき、患者は長い間悩まされた眼精疲労から開放され、しかも近い物までよく見えることを発見するのである。これこそ、新しい眼科学の輝かしい勝利の一つである。』

### 視力測定法

上述の新しい眼科学にとって、屈折異常や調節を正しく測定するための視力 (visual acuity) 検査法を確立することが大きな課題でした。ここでは、F.C. Don-

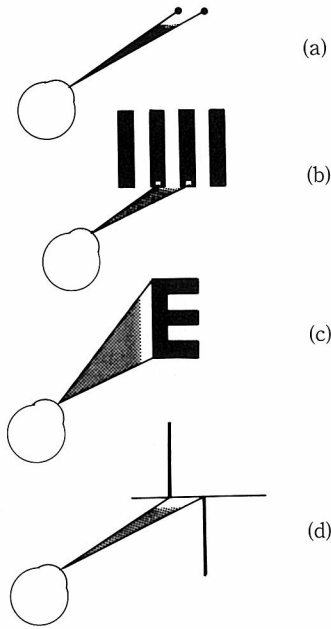


図1 視力測定視標の色々

ders の採用した方法を中心に概観します。

眼には対象の細部を識別する機能の違いによっていくつかの視力が定義され、それを測定するための視標が作られています。その主なものを図1に示します。(a)は点光源視力を測定する視標で、黒地に白または白地に黒の丸いスポットを二つ、または平行な2本線を、間隔を変えて並べたものです。回折による点像の広がり、網膜上黄斑付近に敷きつめられた視細胞(錐体)の寸法とから理論的に推定できることもあって、最も古く1671年に R. Hooke によって提案されました。彼は、2重星を分離して観測できる最小の視角は正視眼に対して約1分角であると指摘しています。現代では黒地に白の視標に対してその能力は30秒~1分角とされています。(b)は矩形または正弦波格子です。その細部が消えて一様な明るさに見える限界は30~60本/度角ですから、(a)とほぼ同じと考えていいでしょう。(c)は文字視標、(d)は副尺視力と呼ばれる視力を測定する視標です。

F. C. Donders は、(a)による最小分離角という事実を出発点として文字判読法による視力表を作成するというテーマを提案しました。彼を中心とする眼科医のグループが行う視力検査の直接的な目的が、視力の低下を発見してめがねの装用を奨めることにあり、老若男女を問わぬ一般市民が対象ですから、2本の線が分離して見えるかどうかということよりも、アルファ

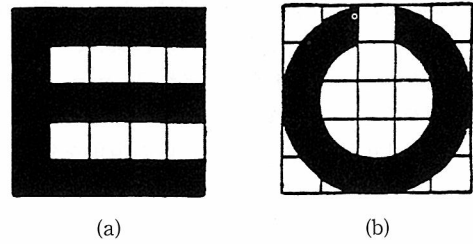


図2 代表的視標

○	○	て	け	へ	0.6
○	○	つ	く	こ	0.7
○	○	こ	い	と	0.8
○	○	け	て	く	0.9

図3 視力表

ベットや数字が正しく読めるかどうかの方が、誰にも答えやすいだろうし、めがね装用という治療目的にも合っていると考えたのでしょう。

これに応じて1862年に文字指標による視力測定法を発表したのがオランダの眼科医 H. Snellen (1834~1908) でした。彼はアルファベットの大きさを視角5分角、構成線分の幅や隙間を1分角とすると、正視をもつ人ならば、視標の文字を識別できるとして視力表を組み立てたのです(図2(a))。

しかし、文字によって読みやすさに差が出るのは当然です。めがねの度を定めるための便宜的なチャートとはいえ、測定値の信頼度は高い方がいいに決まっています。そこで考案されたのがランドルト環と呼ばれる視標です(図2(b))。

これはフランスの眼科医 E. Landolt (1846~1926) が1876年に提唱したもので、1909年以来国際眼科学会で標準視標に決められ、1994年には国際標準化されています(ISO-8596, 8597-1994)。その形は切れ目幅が視角で1分角、環の大きさと切れ目幅はともに外径の

1/5と決められています。検査距離が5mで切れ目の視角が1分角になるランドルト環は、外径7.5mm、太さと切れ目の幅はそれぞれ1.5mmとなり、この視標を判別して切れ目の方向を正しく言い当てれば、視力は1.0となります。切れ目の視角を分角単位で読んでその逆数をとった値が視力値です。視力表にはこの他に検査を迅速・簡便に行うために文字や数字などの視標が使われています。これはランドルト環との比較実験でその寸法が決められますが、読みやすい字と読みにくい字があるのは止むを得ません。ふつうはひらがなの「へつてくこいとけにり」などが使われています(図3)。なお視標は白地に黒で描かれ、そのコントラストは90%以上、また視力表の白地背景の輝度は80~320 cd/m<sup>2</sup>と決められています。

視力には遠方視力と近方視力があり、通常は前者は5m、後者は30cmで測定します。今までの説明は遠方視力の測定を念頭においていました。これと比べて近方視力の測定誤差が大きいのは止むを得ないでしょう。近視では遠方視力が悪く近方視力がよく、遠視では遠方視力の低下はないが近方視力が悪いことになります。

視力には裸眼視力と、めがねやコンタクトレンズを装着して得られる矯正視力とがあります。眼科診療では視力といえば矯正視力を指すそうです。単純な屈折異常や調節力低下であれば、めがねを装着して正視

(欧米人で1.0、日本人で1.0~1.2)に戻すことができることを主張しているようにみえます。

#### ☆ 感想

戦後間もなく、私が中学生のころに、知り合いの眼医者に遠視めがねの処方をしてもらったことがあります。眼が疲れて痛くなったり頭が重く感じることを訴えたところ、先生は遠視を疑われて手当をして下さいましたが、そのやり方が前節の F.C. Donders の方法と全く同じだったことを思い出して驚いています。検眼をひととおり終えてから先生は、備え付けのめがねを引出しから取り出して、それを向う1週間ほど常時かけているように指示されました。1週間後に報告を行ったところ、近くの物がよく見えたかどうかなどはお尋ねにならず、大部分の診療時間を様々な場合について「眼の疲れや頭痛の程度」をお尋ねになることに費やされました。その後、おそらくはもっと度の弱いレンズに取り替えためがねを渡されて、同じやり方をくり返すよう指示されたのでした。次の週にやっと処方箋を渡してもらってめがね屋に注文したことでした。あの時間のかかった検眼はいったいなんだったのだろうと不思議に思ったことでしたが、どうやら F.C. Donders が確立した方法による眼精疲労の治療だったと、今となっては納得できた次第です。