

---

 総 説
 

---

# 「見るを考える」一脳の視覚機能

清水公也

北里大学医学部眼科学講座

## I. はじめに

“見る”とは“考え、感じる”ことといっても過言ではない。外界からの像は、涙・角膜・前房・水晶体・硝子体を通り網膜に反転した像を結像する。その後、網膜からの画像信号の半分は交差線維と非交差線維に二分し、後頭葉の視覚領野に伝達される。そこで再び左右眼からの画像信号が交わり、新たに両眼での画像が再構築（両眼視）される。この際、更なる高位中枢により画像は選択・抑制の画像処理が行われる。こうなると眼は単なるカメラにたとえることは不適當ではないだろうか。どちらかという複雑な画像解析装置をもったデジタルカメラ（デジカメ）に近いのではないだろうか。例えば、網膜の機能はデジカメの画素数（ピクセル）であらわすとよく理解できる。また画像解析装置は頭である。ただ困ったことにデジカメと違い頭は感情というノイズに大きく左右される。例えばヒステリーによって視野狭窄が起こったり、アルコール中毒によって幻覚が生じたりする。更に困ったことに、老化によって網膜の画素数が減少してしまう。そこで我々の研究がはじまってくる。老化により解像力の落ちた画像を頭の解析で何とかできないであろうか。角膜などは角膜形状解析装置や波面光学を用いた収差測定装置が出現してきたが、頭に関しても何か有用な解析装置が出現しないものであろうか。ただその前に、Central Processing Unit (CPU) がオーバーヒートしてしまうかもしれないが。ともあれ、視覚を考える際はカメラとしての眼球のみを考えるのでは不十分であり、常に眼球の後ろにある頭の視覚機能を考える必要があると考える。

## II. 波面光学の応用

波面解析はそもそも天文物理学の分野に起源があり、1970年代中頃、天体望遠鏡の精度向上のために開発されてきた技術で、これを屈折矯正手術に応用したものが wavefront-guided refractive surgery である。

波面解析が眼科臨床に応用されることによっていくつもの進歩がみられた。その一つが高次収差の定性と定量が容易に測定できるようになったことである。従来の眼鏡やコンタクトレンズ（以下 CL）で視力が出ない場合で、網膜より高次の障害なのか屈折異常なのかを鑑別することが困難な場合など、波面解析によって屈折異常の有無が容易に発見されるようになり、的確な治療方針を立てることができるようになった。また、角膜形状解析装置と波面解析装置の両者を用いることによって、角膜の収差なのか水晶体による収差なのかを見分けることも可能になった。我々が角膜と眼全収差を調べた結果をみると、若い世代では角膜収差より眼全収差が小さいが、加齢とともに角膜収差はいくぶん増加するものの眼全

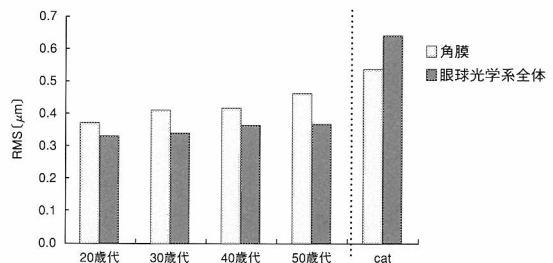


図1 健常眼と白内障眼の眼全高次収差の比較

別刷請求先: 228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学医学部眼科学講座 清水公也  
(2003年1月8日受理)

Reprint requests to: Kimiya Shimizu Dept of Ophthalmol, School of Med, Kitasato Univ  
1-15-1, Kinuta, Kitasato, Sagami-hara, 228-8555 Japan  
(Received and accepted January 8, 2003)

収差は角膜収差より大きくなる(図1)。このことは、若い世代の水晶体は角膜収差を補正し眼全収差を小さくしているが、加齢水晶体は角膜の収差を補正するどころか水晶体自身の収差が加わり、眼全収差を大きくしているものと考えられる。この鑑別はとくに中年以降の屈折矯正手術の術式選択に重要であり、水晶体が収差の原因と思われる場合は角膜屈折矯正手術よりも水晶体摘出術が有用であると判断される。以上の鑑別診断手段以外に、収差測定より得られた情報をもとにエキシマレーザーの照射プログラムを設定し屈折矯正手術を行う wavefront-guided refractive surgery も新しい角膜屈折矯正手術である。この方法では、従来治療が困難と思われた不正乱視の治療やスーパービジョンの獲得も可能になりつつある。平均 $-8.13\text{D}$  ( $-4.63\sim-11.38\text{D}$ )の強度近視16眼に対して我々が施行した wavefront-guided laser in situ keratomileusis (以下 LASIK)の術後3カ月での矯正視力の変化は、57%は不変、43%に1段階の矯正視力の向上がみられ、1例の矯正視力低下もみられなかった。平均矯正視力は、術前1.41、術後1.58で、安全係数[術後平均矯正視力/術前平均矯正視力]は $1.58/1.41 = 1.12$ であり、従来のLASIKで6Dをこえる矯正を行った場合の安全係数は約0.9(9施設の平均、第5回 ISRS JAPAN ミーティング, 2001, 東京)より安全であると考えられた。コントラスト感度はLASIKの術後、とくに $-6\text{D}$ 以上の強度近視矯正群では感度の低下が起りやすいが、今回の症例はコントラスト感度も正常範囲内にあり、高次収差を矯正する wavefront-guided LASIKではコントラスト感度が悪化しないことも確認された。

また、 $-5\text{D}$ よりも小さな近視矯正では、コマ様収差をあらわすとされる3次収差の減少傾向がみられ、症例によっては3.0の視力も獲得され、今後スーパービジョンを得る手段としても一つの有力な方法と考えられる(図2)。また従来、治療が困難と思われた

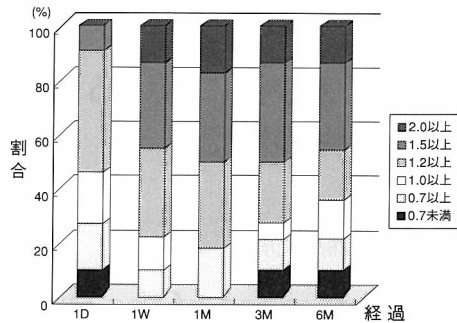


図2 健常眼と白内障眼の眼全高次収差の比較

不正乱視症例に対しても、我々はこの2年間に19眼に wavefront-guided refractive surgery を行い、安全係数[術後平均矯正視力/術前平均矯正視力]は1.31で満足すべき結果を得られている。以上の臨床結果からみても明らかなように、波面解析の導入は検査および治療において大きな進歩をもたらしており、今後は眼鏡やCL度数の適正判断など更に幅広く利用されていくものと思われる。

以上のように光の通り道に関しては進歩がみられるものの、網膜より中枢に関してはまだ研究中である。網膜とくに黄斑部の視細胞数の測定や機能評価が容易にできれば、また細胞再生学が進歩すれば、治療方法も大きく変化すると考えられる。更なる視覚中枢となると非常に複雑になってくる。黄斑変性の症例で術後に視力が向上したものの、変視症が増強し不満が強くなることを経験した。この症例では水晶体・硝子体の混濁により変視症が抑制されていたものが、術後は抑制されず変視症を強く感じたためと考えられた。優位眼の変化や視覚領野における画像の選択と抑制などの高次中枢の関与が原因と考えられるが、視覚領野中枢の機能に関する検査法すら明確なものはなく、優位眼・劣位眼や両眼視機能など斜視弱視分野での研究に期待したい。

## 総 説

# 立体画像観視における両眼の輻湊と焦点調節の不一致と視覚疲労の関係

江 本 正 喜

NHK 放送技術研究所

## The Influence of the Dissociation of Vergence and Accommodation on Visual Fatigue in Watching Stereoscopic Images

Masaki Emoto

NHK Science and Technical Research Laboratories

立体画像観視における両眼の輻湊と焦点調節の不一致が、視覚疲労の原因であるかどうかを検討するため、立体画像観視時の輻湊と焦点調節の関係をプリズムを用いて模擬した状態で、約1時間の画像観視を行い、視覚疲労を評価した。この際、主観評価、融像幅、調節ステップ応答、および視覚誘発電位を評価指標とした。その結果、画像観視後、両眼の輻湊と焦点調節の不一致が大きい条件と、時間的に変動する条件では視機能変化が大きく、視覚疲労の原因となっていることが示された。また、適切に撮像、表示された立体画像では視覚疲労を軽減できる可能性があることが示された。(視覚の科学 24: 4-14, 2003)

キーワード：立体画像、視覚疲労、融像幅、視覚誘発電位 (VEP)、プリズム

To investigate whether the dissociation of vergence and accommodation is responsible for visual fatigue in watching stereoscopic images, we studied the visual fatigue after approximately 1 hour of watching a simulated stereoscopic image system using prisms. Fatigue was assessed by subjective reports of symptoms, accommodation step responses, relative vergence limits, and visual evoked potentials (VEP). The results showed that when the amount of dissociation is large or it changes over time, the visual functions declined, and that properly designed stereoscopic images do not cause severe visual fatigue. (Jpn J Vis Sci 24: 4-14, 2003)

Key Words: Stereoscopic images, Visual fatigue, Fusional amplitude, Visual evoked potentials (VEP), Prism

### 1. 緒 言

半世紀前に開始された白黒テレビ放送は、カラー、衛星、ハイビジョン、デジタル化と進歩してきた。更に、将来の放送サービスの一つの可能性として、立体テレビが検討されている。これはまさにテレビに新たな次元を加えることとなり、立体テレビ放送サービスの実現が期待されている。立体テレビの実

現方法は様々であり、ホログラムなどの像再生型の立体テレビは実体視との差異が少なく理想的であると考えられるが、実現にはいまだ多くの技術的課題が残されている。技術的実現の比較的容易な方法の一つとして、人間の両眼に入る二つの像が左右眼の間隔分のずれのために少しだけ異なっていること、すなわち両眼視差を利用して観察者に立体感を知覚させる両眼視差式立体画像が一部実用化されている。

別刷請求先：157-8510 東京都世田谷区砧 1-10-11 NHK 放送技術研究所 江本正喜  
(2003年3月19日受理)

Reprint requests to: Masaki Emoto NHK Science and Technical Research Laboratories  
1-10-11, Kinuta, Setagaya-ku, Tokyo 157-8510, Japan  
(Received and accepted March 19, 2003)

しかし、視機能への影響や視覚疲労を含めた生体への影響については明らかではない。現時点でも、アミューズメントパーク内でのシアターや人工現実感の分野、および医療の分野などでは限定的に立体画像が実用化されている。アミューズメントパーク内シアターでの立体画像は、数分～数十分程度の比較的短い上映時間であり、視覚疲労に対する許容範囲が広いと考えられるにもかかわらず、画像観視後に視覚疲労を訴える場合が散見される。テレビ放送では、不特定多数の視聴者が数時間程度の比較的長時間かつ長期間にわたる視聴を行うため、視覚疲労に関して十分な検討を行い、視覚疲労の少ない立体テレビを実現する必要がある。しかし、立体テレビ観視に伴う視覚疲労原因については明らかではない。従来、立体テレビ観視と実体視との視機能の比較によって、両眼の輻湊と焦点調節の不一致が視覚疲労の原因として示唆されている<sup>1,2)</sup>。立体テレビ観視では、表示面が被写体深度に含まれるように焦点調節された状態で輻湊のみを変化させる必要がある。焦点調節が一定である輻湊は相対輻湊と呼ばれ、このときの両眼単一視可能な範囲は焦点調節を伴う場合より狭くなる。この範囲の差が、視覚疲労の原因となっていることに言及している報告もある<sup>3)</sup>が、実験的に確認するには至っていない。

そこで本稿では、このような立体テレビ観視と実体視との視機能の差異が、視覚疲労にどのような影響を及ぼすかについて実験的に検討する。実験では、両眼の輻湊と焦点調節の不一致が存在する立体テレビ観視状態を、光学系を用いて模擬した。被験者の眼前に置かれたプリズムの度によって輻湊系に与える負荷量を統制し、相対輻湊状態で約1時間の画像観視を行った。このときの視覚疲労を、主観評価と観視前後での融像幅、焦点調節のステップ応答、視覚誘発電位の潜時を評価指標として検討する。

## 2. 方 法

### 1) 視覚疲労評価指標

#### (1) 主観評価

本実験では約1時間の画像観視後、自覚症状の調査を行った。調査は「目の疲れがはげしい」など、目の疲れや体の変調に関する自覚症状25項目について5段階評価で行った。更に、自由記述での内省報告を行った。

#### (2) 融像幅

視覚系が左右眼に対応する二つの像を一つの立体

像として知覚できる両眼視差には限界が存在する。左右像を単一の立体像として知覚している状態から両眼視差が増加すると、融像性の輻湊または開散眼球運動が生起され単一像知覚を保持するが、ある限界点で像は二重像として知覚される(融像限界点、break point)。この限界点は輻湊側、開散側それぞれに存在し、これら融像性輻湊限界点と融像性開散限界点の間を融像幅、または相対輻湊全量と呼ぶ。これまでの検討によって、立体画像観視による融像幅の減少が認められている<sup>4)</sup>。このとき、裸眼立体視可能な被験者は、そうでない被験者に比べて融像幅が広いことが確認されており、更に、裸眼立体視可能な被験者は視覚疲労に伴う融像幅の減少割合が少ない可能性があることが指摘されている。これらより、融像幅の大小によって、融像幅変化の度合いが異なることが考えられる。そこで、本検討においても約1時間の画像観視前後、および休憩後の融像幅変化を視覚疲労評価指標とし、融像幅の大小による融像幅変化の差を検討する。

#### (3) 調節のステップ応答

焦点調節のステップ応答とは、ステップ状に奥行きが変化する視標に対する焦点調節反応である。これまでに行われた視覚疲労評価によって、比較的長時間、視覚負荷状態におかれた被験者の焦点調節応答が変化することが知られている。時分割立体画像を視覚疲労負荷とした検討例では、焦点調節のステップ応答の変化が顕著であり、焦点調節緊張時間の延長や、緊張状態が維持できないなどの症状がみられることが報告されている<sup>5)</sup>。そこで、本実験においても約1時間の画像観視前後での焦点調節のステップ応答変化を、視覚疲労評価指標とした。

#### (4) Transient型フラッシュ刺激に対する視覚誘発電位 (visual evoked potential 以下 VEP) の P100成分の出現潜時

VEPとは、フラッシュや反転図形などの視覚刺激によって誘発される脳の電位変化である。これは、網膜で光電変換された電気的インパルスが視神経、外側膝状体などを経て、後頭葉の視覚野に達する際の電気的変化であると考えられており、頭皮上に置いた電極で測定される。この電位は数 $\mu$ V程度の極めて低い電位であり、ノイズ成分に埋もれているため、視覚刺激を繰り返し与え、刺激開始時点を起点として加算平均することでノイズ成分を相殺し、信号成分を抽出する。視覚刺激の繰り返しが1秒間に数回までの場合には、多相性の波形が得られる。こ

れを、Transient型 VEP と呼び、多相性の波形に含まれる各ピーク出現までの時間（潜時）が測定できるので、潜時変化を検討することができる。

これまでも、時分割立体画像観視によってフラッシュ刺激に対する Transient 型 VEP の、100 msec 付近に観測される陽性のピークである P100 成分の出現潜時が遅延することが報告されている<sup>9)</sup>。そこで、本実験においても約1時間の画像観視前後での VEP の P100 成分出現潜時変化を、視覚疲労評価指標とした。

## 2) 実験の原理

立体画像観視時の視機能を図1に示す。画面よりも手前に像が知覚される場合、輻湊過多となり、逆に画面よりも奥に像が知覚される場合、調節過多となる。静止画の場合や、動画像でも奥行き方向の像の動きがない場合、輻湊過多、または調節過多の状態が続くことになる。この観視状態は静的プリズム負荷による輻湊誘導により模擬することができる。つまり、図2に示すように両眼で1枚の画像を単一視している被験者の両眼の前に、プリズム基底を外側（base out 以下 BO）にして置くと、BO プリズム

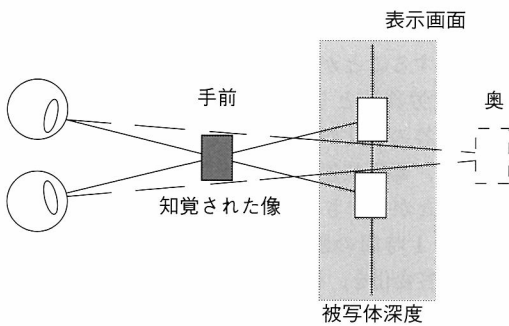


図1 立体画像観視時の輻湊と焦点調節の関係

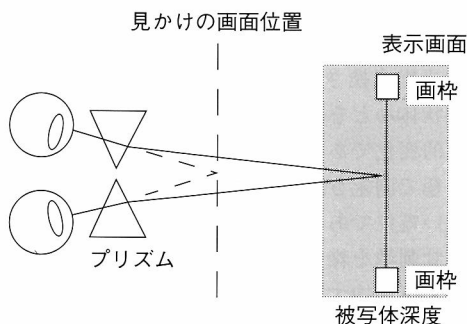


図2 プリズムによる立体画像観視の模擬状態

による光路の変位分をうち消して単一像を保つために、両眼球は内転（輻湊）する。一方、焦点は画像がぼけないように調節される。この状態は立体画像観視時の輻湊過多の状態に相当する。逆に、プリズム基底を内側（base in 以下 BI）にして置くと、両眼球は外転（開散）し、立体画像観視時の調節過多の状態に相当する。

更に、一般の立体動画像の場合、被写体の奥行き方向の動きや場面転換が生じると、それに応じて、輻湊過多、調節過多を繰り返す。この観視状態は上記のプリズム負荷量を時間的に変動させる動的輻湊誘導により模擬することができる。このとき、プリズムの度を動的に連続して変化させる必要があるため、2枚のプリズムで構成され、視軸中心に互いに反対方向に回転し、垂直方向の変位を相殺し、水平方向の可変プリズムとして働くロータリープリズムを用いた<sup>10)</sup>。

## 3) 実験条件

プリズム眼鏡の処方に関する一つの基準として、Percivalの快適視域（area of comfort）が用いられている。Percivalは快適視域を、相対輻湊全量の中央の1/3の範囲内で、かつ焦点調節が3Diopter以内の範囲内に限定し、この範囲外は疲労を伴わずに持続できないとした<sup>7)</sup>。今回の実験も含めて、一般的な状況でのテレビの観視距離での焦点調節は3Diopterの範囲内に収まるので、焦点調節は快適視域条件を満たす。一方、立体テレビに提示される左右画像の両眼視差量は快適視域条件をこえる可能性がある。そこで、本実験におけるプリズム負荷量は、各被験者ごとのPercivalの快適視域に基づいて設定した。被験者ごとに異なる相対輻湊全量から快適視域を決定するため、すべての実験に先立って各被験者の融像性輻湊限界（相対輻湊）を図3に示す視標を用いて測定し、小数点以下を切り捨てて限界値とした。

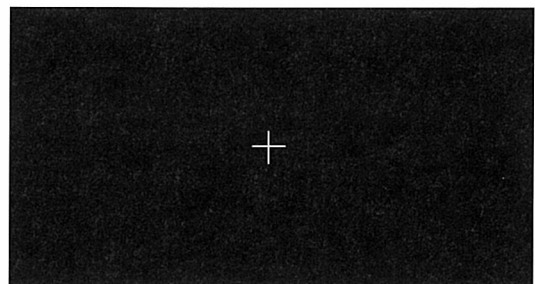


図3 融像性輻湊・開散限界測定用画像

表1 各実験条件におけるプリズム負荷量

被験者	限界		プリズム一定				限界		プリズム変動	
	BI limit	-2/3	-1/3	Center	+1/3	+2/3	BO limit	R1/3	R2/3	Lenz
1	-12	-5.0	<u>0.0 (2.0)</u>	9.0	16.0	20.0	30	2.0~16.0	-5.0~23.0	-5.0~23.0
2	-10	-7.4	-4.6	-2.0	<u>0.0 (0.6)</u>	3.4	6	-4.6~0.6	-7.4~3.4	-7.4~3.4
3	-10	-6.4	-2.6	<u>0.0 (1.0)</u>	4.6	8.4	12	-2.6~4.6	-6.4~8.4	-6.4~8.4
4	-12	-5.2	<u>0.0 (1.4)</u>	8.0	14.6	21.4	28	1.4~14.6	-5.2~21.4	-5.2~21.4
5	-12	-5.2	<u>0.0 (1.4)</u>	8.0	14.6	18.0	28	1.4~14.6	N/A	N/A
6	-10	-5.0	<u>0.0 (0.0)</u>	5.0	10.0	15.0	20	0.0~10.0	-5.0~15.0	-5.0~15.0

BI Prismをマイナス、BO Prismをプラスで示す。単位は△。下線は2D条件として重複使用

この値に基づいて、各実験条件のプリズム負荷量を表1に示すように決定した。

まず、プリズム負荷量が一定な静的条件としては、Percivalの快適視域内の条件として、快適視域中央条件（center条件）、開散側融像性輻湊限界の1/3に相当するBIプリズムを用いる条件（-1/3条件）、輻湊側融像性輻湊限界の1/3に相当するBOプリズムを用いる条件（+1/3条件）を設定した。また、Percivalの快適視域外の条件として、開散側融像性輻湊限界の2/3（-2/3条件）、輻湊側融像性輻湊限界の2/3（+2/3条件）を設定した。こうして設定された条件のうち、プリズムの度が-2~+2△に計算された条件では、実際のプリズム負荷は0△とし、データ処理の際に2D条件としても重複して使用した。これらを表中に下線で示す。（）内はもとの計算値である。これは、融像性輻湊限界の測定値を小数点以下を切り捨てて限界値としていること、2△の負荷量は換算すると約1.1°となり、2~3°までの生理的な水平斜位の範囲<sup>8)</sup>よりも十分に小さく、負荷としてあまり意味をなさないことから、表示画面上に像が知覚される2D条件として測定し、実験回数を削減した方がよいと判断したものである。この操作の結果、4名の被験者の-1/3条件で計算値よりも開散負荷が増加した。また、+2/3条件では、2名の被験者で実験当初から提示画像が融像不可能であったので、プリズムの度を融像可能な値まで減少させて実験を実施した。これらを表中では斜体で示す。+2/3条件で実験当初から提示画像が融像不可能であった理由は、融像限界測定の際には両眼視差を連続的に増加させて限界値を求めるので輻湊が追従し、比較的大きい両眼視差まで融像可能であるが、+2/3条件の実験では、直

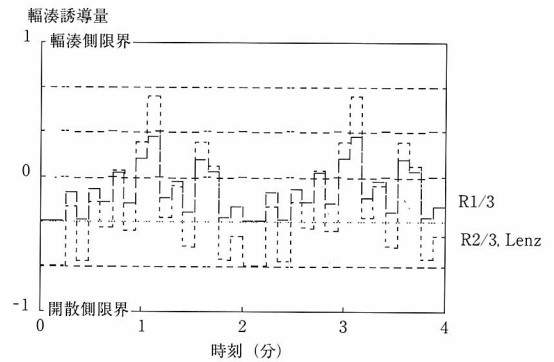


図4 輻湊開散誘導量の時刻変化（2周期分）

ちに大きい両眼視差を観視するため、融像が困難となるためである。以上のような実験条件において、眼位が正常であればcenter条件から離れるにしたがって、両眼の輻湊と焦点調節の不一致の量も大きくなる。

プリズム負荷量が時間変動する動的条件としては、Percivalの快適視域内で擬似乱数によりランダムにBI、BO両方のプリズムの度が変動する条件（R1/3条件）と、快適視域外まで変動が及ぶ条件（R2/3条件）を被験者ごとに設定した。更に、R2/3条件と同様、プリズムの度は快適視域外まで変動が及ぶが、誘導された輻湊点に焦点調節要求が行われるようにレンズ補償を加えた条件（Lenz条件）を設けた。これらの条件では、一つのプリズムの度が継続する時間もランダムに決定した。その結果、2分間で16回プリズムの度が変化し、その継続時間は3~12秒であった。この2分間の周期を約1時間の観視の間、29周期繰り返した。各周期で輻湊負荷を同一にするため、2周期目以降の擬似乱数発生のためのシード

表2 VEP 測定条件

電極	銀-塩化銀皿電極
関電極	左後頭部 (LO), 正中後頭部 (MO), 右後頭部 (RO), 正中中心部 (Cz)
基準電極	両耳朶連結 (A1, A2)
ポディーアース	前頭中心部 (Fz)
感度	10 $\mu$ V
低周波フィルター	0.5 Hz (時定数 0.3秒)
高周波フィルター	1500 Hz
加算平均	50回
フラッシュ設置距離	30 cm
フラッシュ間隔	1 秒
分析時間	307.2 msec (1,024 点)

は1周期目と同一とした。時系列の輻湊開散誘導量の2周期分を図4に示す。また、プリズムを用いることなく、両眼視差をもつ一般的なステレオ画像を左右眼に提示する条件(3D条件)を設定した。

#### 4) 実験手順

##### (1) 実験前の事前準備

実験初日には、画像観視実験は行わず、被験者に紙面による必要事項の質問と実験、測定についての詳しい説明を行った。実験参加への同意が得られた被験者のスクリーニングを立体映像標準チャート<sup>9,10)</sup>を用いて行い、視機能に問題がないことを確認した24~31歳の成人女性6名を被験者とした。次に、紙面による質問を行い、視力矯正の有無、視力矯正の方法、実験直後の自動車の運転の有無、乗り物酔いに対する耐性、眼科既往症、光過敏症の有無を確認した。次に、利き目(優位眼)の決定、瞳孔間距離測定、視力矯正状態での屈折測定、焦点調節のランプ応答測定、および融像性輻湊限界測定を行った。利き目の決定の際には、被験者は、両手による輪を通して遠見の目標物を観視した。このとき、片方の目を閉じて目標物が消失する方の目を利き目とした。

##### (2) 画像観視前の測定

実験2日目からは以下の手順で実験を行った。まず、実験当日の体調のアンケートを行い、体調がすぐれないときには、実験を中止した。このため、R2/3, Lenz 条件では1名の被験者について実験を実施せず、被験者数が5名となった。次に、表2に示す測定条件でフラッシュ刺激に対するVEPの測定を行った。2回の測定の平均値を測定値とした。

表3 焦点調節ステップ応答の測定条件

測定眼	優位眼
調節基準	0 Diopter
調節要求量	5 Diopter
継続時間	5 秒
測定回数	5 回

次に、表3に示す測定条件で焦点調節のステップ応答を5回連続で測定した。被験者は椅子に座った状態で屈折測定装置の顎台に顎を固定し、装置の内部視標を観察した。この視標は視角約8°の緑色背景に、視角約3°の黒のスターバーストが重畳されており、その光学的位置が0 Diopterと5 Diopterにステップ状に往復する。この視標を明視するための焦点調節のステップ応答を他覚的に測定した。

更に、図3に示した、画面中央に+を配置した測定用画像を提示し、実験者が被験者の両眼の前に置かれたプリズムの度を変化させることで、融像性輻湊限界の測定を次の手順で行った。

##### i) 開散側の融像限界点測定

測定用画像を左右両眼に提示し、被験者がこの像を単一像として知覚していることを確認した後、BIプリズムの度を次第に増加させた。ある時点で、単一像としての知覚が変化し、二重像として知覚される。このとき、被験者は口頭で二重像を報告した。

##### ii) 開散側の融像開始点測定

被験者が二重像を報告したときのプリズムに、更に約2 $\Delta$ を加えたプリズムを通して測定用画像を観視する。被験者がこれらの像を二重像として知覚していることを確認し、BIプリズムの度を次第に減少させた。ある時点で、二重像として知覚されていたものが単一像としての知覚に変化する。このとき、被験者は口頭で単一像を報告した。このとき、融像開始点の両眼視差量が融像限界点の両眼視差量よりも小さいことを確認し、測定の妥当性を検証した。

##### iii) 輻湊側の融像限界点測定

BOプリズムの度を増減させて、i)と同様に測定した。この際、像がぼけて知覚されることがあるが、このぼけを二重像と混同して報告しないように被験者に指示した。

##### iv) 輻湊側の融像開始点測定

BOプリズムの度を増減させて、ii)と同様に測定した。

i) ~ iv) の測定を各2回行い、平均値を求め、開散側の融像限界点と輻湊側の融像限界点の間を融像幅とした。

### (3) 画像観視

観視条件は High Definition Television (HDTV) 標準観視条件に準じて設定した<sup>10)</sup>。視距離は画面高の3倍で約1.2m、画面の水平視角は約33°とした。観視画像は約1時間の立体ハイビジョン番組で、NHKホールで公演されたオペラ「こうもり」第2幕であった。この公演はドイツ語で行われたため、画面下部に台詞や歌詞の日本語訳が横書きの字幕で表示された。プリズムを用いる条件では1台のモニタ上に表示された右眼用の画像を、プリズムと、左右同方向の偏光フィルターを通して両眼で観視した。偏光フィルターは3D条件と観視条件を同一にするために用いた。プリズムを用いない3D条件では、2台のモニタ上に表示され、ハーフミラー合成された立体画像を左右で直交する偏光フィルターを通して観視した。この番組はカメラ間隔約12cmの立体カメラ3台で撮影され、それらは客席中央後方、客席左側前方、客席右側前方に配置された。カメラの輻湊点は3台とも舞台上の大型花瓶付近に設定された。また、各カメラともズームレンズを装着していたが、カットの途中でズームを変化させることなく、単焦点レンズと同様の使用法であった。

観視中の被験者の課題は、静的条件では字幕中の特定のひらがなをカウンターを押すことで計数すること、動的条件では二重像が知覚されたときにボタンを押すことであった。

### (4) 画像観視直後の測定

画像観視後、直ちに融像性輻湊限界の測定、焦点調節のステップ応答測定、VEPの測定、および、目の疲れや体の変調に関する自覚症状について該当項目を5段階で評価するアンケートと、自由記述での内省報告を行った。5分間休憩の後、融像性輻湊限界と焦点調節のステップ応答測定を行い、更に第2回目の5分間休憩の後、融像性輻湊限界と焦点調節のステップ応答測定を行った。融像性輻湊限界測定の所要時間は2~3分程度、焦点調節のステップ応答測定の所要時間は1分程度であった。この時点で、融像性輻湊限界と焦点調節のステップ応答の測定値が、観視前と大きく異なる場合には、更に休憩、測定を行い、測定値が観視前の値にほぼ戻ったことが確認された後、被験者は実験室から退室した。

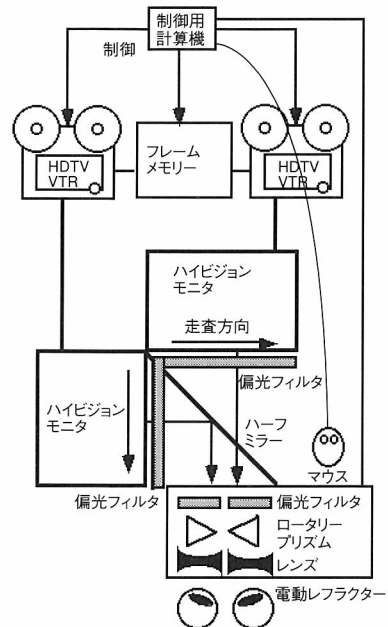


図5 実験装置

## 5) 実験装置

実験装置を図5に示す。画像提示には、動画像再生のためのHDTVデジタルVTRと静止画像再生のためのフレームメモリ、32インチハイビジョンモニタ、および制御用計算機を使用した。また、被験者に輻湊、調節の負荷を与えるため、プリズム、レンズ、偏光フィルターから構成される光学系(ニデック、電動レフラクターRT-2100)を用いた。これは、外部の計算機から制御できるように改造したものである。本装置は、融像性輻湊限界の測定の際にも用いた。プリズムの度はロータリープリズムによって、約0.1Δ単位で連続的に制御が可能である。また、レンズの度は、円板の円周に沿って組み込まれた度の異なる複数のレンズを、円板を回転させることにより選択して約0.12D単位で不連続に変更可能である。このため、レンズの度を変更する際には被験者の眼前のレンズが交換され、一瞬ではあるが視野が遮断される。また、偏光フィルターは手動で有無が選択できる。この光学系の視野角は円形で約34°であり、画面全体を観視することができた。

今回用いた光学系は画像観視時にのぞき込む形となり、調節力の大きい被験者の場合に必要よりも強く調節を行う器械近視の発生が考えられる。このため、本来は光学系の必要ない2D条件や3D条件においても光学系を通しての観視とし、実験条件間での



統一を行った。

制御用計算機は2系統のHDTV VTRの同期再生、タイムコードの管理、光学系の制御、フレームメモリの画像の切り替え、マウスによる被験者の反応の取り込み、記録を行った。

調節のステップ応答測定には、屈折測定装置（ニデックAR-1100）を、VEPの測定には、脳波計（NEC三栄EE-1100）を、フラッシュ刺激を基準とした加算平均にはシグナルプロセッサ（NEC三栄DP-1200）を用いた。

### 3. 結果

#### 1) 主観評価

被験者の回答は「よく当てはまる」を1、以下順に「それほどでない」を5と数値化した。「目の疲れがはげしい」に対する回答の平均を実験条件別に図6に示す。被験者間のばらつきが大きいため、実験

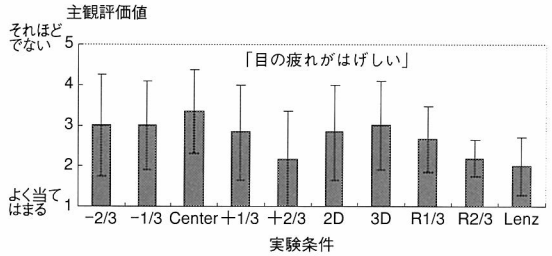


図6 「目の疲れがはげしい」に対する主観評価

#### 融像幅の比

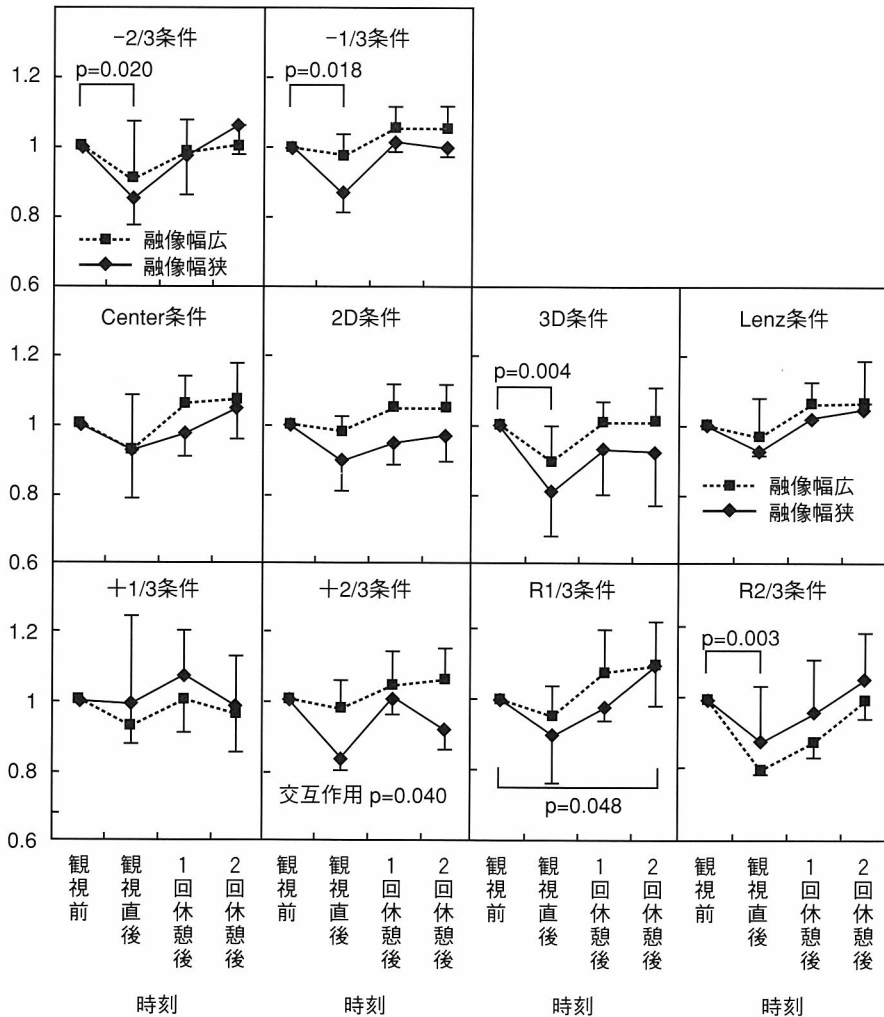


図7 融像幅の比

条件間の統計的有意差は認められなかったが、center条件の評価が最もよく、両眼の輻湊と焦点調節の不一致の量が大きい条件と、動的な条件で評価が悪化する傾向がみられる。また、輻湊側と開散側では、開散側の評価がよい傾向がみられる。

## 2) 融像幅の比

融像幅の大小による融像幅変化の差を検討するため、被験者を融像幅の広い被験者(表1の被験者1, 4, 5)、狭い被験者(表1の被験者2, 3, 6)に二分し、各被験者ごとに画像観視前を1とした融像幅の比を求め、被験者間で平均した。融像幅比の平均と標準偏差を図7に示す。

次に、融像幅の大小と時刻の交互作用を検定するため、時刻を画像観視前、観視直後、1回休憩後、2回休憩後の4水準として重複測定分散分析を行った。その結果、すべての条件で、Mauchlyの球面性仮定が成立し、 $-2/3$ 条件( $p=0.014$ )、 $-1/3$ 条件( $p=0.0012$ )、 $+2/3$ 条件( $p=0.003$ )、3D条件( $p=0.0141$ )、R1/3条件( $p=0.00496$ )、R2/3条件( $p=0.00556$ )で時刻の主効果に有意差が検出され、 $+2/3$ 条件では交互作用が有意となった( $p=0.040$ )。これより、 $+2/3$ 条件では被験者の融像幅の大小によって、融像幅変化に差があることが示された。

今回の実験では、被験者の融像幅の個人差を考慮

し、一つの実験条件内で被験者間での負荷が同程度になるように意図した。このため、各被験者の限界値を基準として、被験者ごとに個別にプリズム負荷量を決定した。それにもかかわらず $+2/3$ 条件で融像幅の大小によって融像幅変化に差があるということは、融像幅に対する割合が同じ負荷でも、融像幅の狭い被験者にとっては、約1時間に及ぶ輻湊側の負荷は高い視覚負荷になったと考えられる。

次に、時刻の主効果に有意差が検出され、交互作用が有意でなかった実験条件についてDunnettの多重比較を行った。その結果、 $-2/3$ 条件( $p=0.020$ )、 $-1/3$ 条件( $p=0.018$ )、3D条件( $p=0.004$ )、R2/3条件( $p=0.003$ )で観視直後に観視前との有意差が検出された。また、これらすべての条件で、休憩後では観視前との有意差は検出されなかった。このことより、休憩によって融像幅はほぼ回復したと考えられ、融像幅比の変化は立体画像観視に伴う視覚疲労とその回復過程を反映することが示唆される。

R1/3条件に関しては、観視前と有意差が認められるのは観視直後ではなく( $p=0.136$ )、2回休憩後( $p=0.048$ )である。しかも、2回休憩後には観視前よりも有意に広い融像幅となっており、快適視域内に収まる程度の適度な眼球運動の繰り返しは、融像幅を増大させる訓練効果をもつことが示唆される。

## 3) 調節のステップ応答

調節のステップ応答波形の例を図8に示す。図中、5秒の時点で0Diopterから5Diopterに垂直に立ち上がっているプロットは、屈折測定装置の内部視標のステップ状変化を示し、他の5本のプロットは被験者の5回の焦点調節反応を示す。条件によっては、画像観視後に近見の調節応答に変化がみられた被験者が認められたが、全体的には系統的变化は認められなかった。これは、すべての被験者で調節負荷が5Diopterの同一であり、調節力のある被験者にとっては刺激として小さすぎたため、調節機能変化が明確に測定値に反映されなかったことが原因ではないかと推測される。そこで、今回の被験者のうち、とくに変動が少なかった1名のデータを除き、5回の測定のうち、1回目を除く4回分の近見の9~10秒区間を平均し、観視前後で対応のあるt検定を行った。その結果、R1/3条件( $p=0.0001$ ,  $t(4)=11.9$ )、R2/3条件( $p=0.025$ ,  $t(3)=3.19$ )で有意差が認められた。これより、R1/3、R2/3条件はその他の条件と比較すると調節系への負担が大きいことが示唆される。

焦点調節 (Diopter)

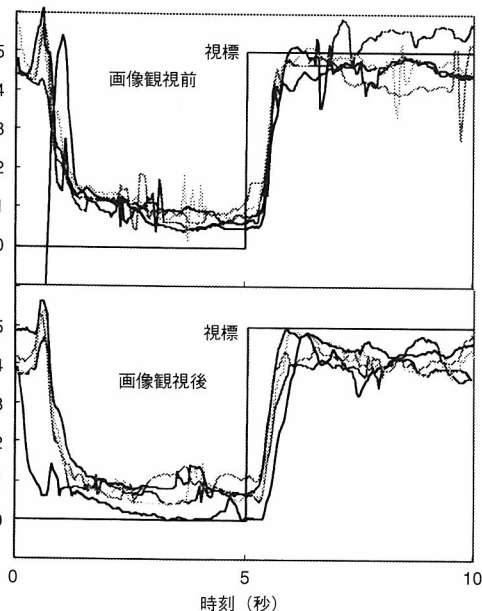


図8 調節のステップ応答波形の例

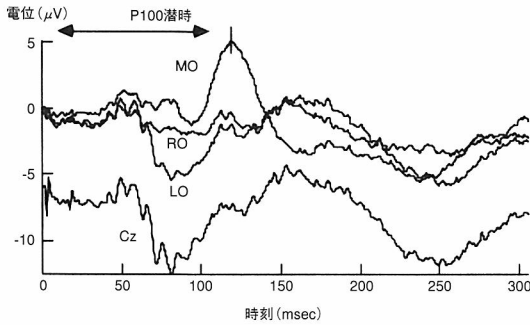


図9 VEP波形の例

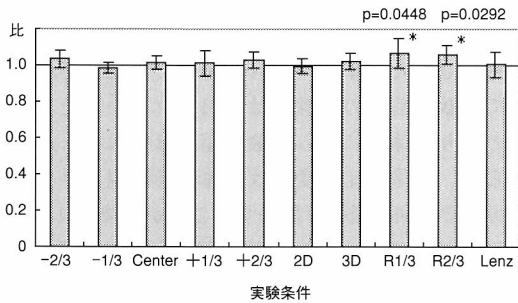


図10 観視前に対する観視後のP100潜時の比

#### 4) VEPのP100成分出現潜時

VEP波形の例を図9に示す。表2に示した4点の測定点のうち、正中後頭部(MO)のP100成分の出現潜時を求めた。

画像観視前のP100出現潜時に対する画像観視後の出現潜時の被験者6名の比の平均を条件別に図10に示す。対応のある片側t検定の結果、R1/3条件( $p=0.0448, t(5)=-2.10$ )とR2/3条件( $p=0.0292, t(4)=-2.63$ )で有意な延長が検出された。一方、輻湊と焦点調節の不一致を補償したLenz条件では、有意な変化は認められなかった( $p=0.453, t(4)=-0.127$ )。これより、時間変動する不連続な両眼視差に追従する相対輻湊は、P100出現潜時を延長させる原因であることが示された。

### 4. 考 按

#### 1) プリズム順応

画像観視前に対する画像観視後の融像限界点の比を開散、輻湊側別に図11に示す。図中の\*は対応のある片側t検定の結果、有意差が検出されたことを示す。融像性開散限界点は開散負荷の-2/3条件( $p=0.000756, t(5)=-6.27$ )において有意に増加し、輻

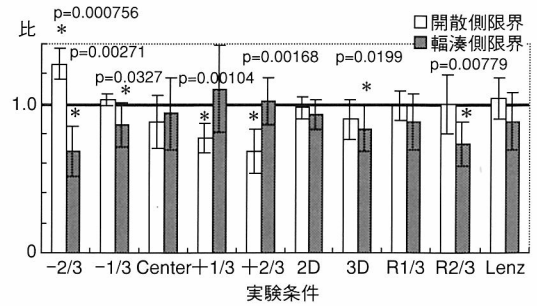


図11 画像観視前に対する画像観視後の融像限界点の比

湊負荷の+1/3条件( $p=0.00104, t(5)=5.84$ ), +2/3条件( $p=0.00168, t(5)=5.24$ )において有意に減少した。また、輻湊側融像限界点の比は、開散負荷の-2/3条件( $p=0.00271, t(5)=4.68$ ), -1/3条件( $p=0.0327, t(5)=2.35$ )において有意に減少した。

プリズム誘導された側の融像限界点は増加し、反対側では減少していることから、プリズム順応が起きたことを示している。

これまでにも、 $-8 \sim 25 \Delta$ までの範囲でプリズム順応したときの融像特性が調べられており、ほぼ順応前の融像幅と同じ幅を維持すること、その際に、斜位と融像幅の位置はプリズム順応分だけ順応側に平行移動することがわかっている<sup>12)</sup>。今回の実験では斜位の測定を行っていないので、融像幅の結果のみを比較すると、プリズムの度が大きい条件で画像観視後に融像幅の減少がみられた点が異なる。文献での実験条件では、まず小さい度のプリズムに10分間順応し、次にプリズムの度を増加してまた10分間順応するという手順を繰り返しているため、最大値のプリズムの度に順応したのは10分間のみであること、更に、プリズムの度を小さいステップで次第に増加させた場合には、大きいプリズムの度でも容易に融像できることが報告されていることから<sup>13)</sup>、視覚負荷が小さかったと考えられる。一方、今回の実験ではその実験の負荷となるプリズムの度に即時順応を開始することになり、更に、約1時間の画像観視を行ったため、視覚負荷が大きく、融像幅の減少がみられたものと考えられる。

#### 2) VEPのP100成分出現潜時

実験条件のうち、R1/3, R2/3条件で有意な延長が検出された。これらは時分割立体画像観視による潜時遅延の約6%程度と同程度であり<sup>9)</sup>、視覚疲労を反映していると考えられる。また、照明の評価のため

に、照明を変えて読書を行ったときの疲労が検討されている<sup>14)</sup>。ここで報告されている白熱灯条件でのP100成分の出現潜時を直線で内挿し、今回の有意差が認められた実験結果を読書時間に換算すると、R1/3条件で約110分、R2/3条件で約90分程度に相当する。

この他にも、被験者に1時間の計算正誤判定課題を課したときの疲労が評価されており、負荷の高かった2sec-groupで遅延率6.03%、負荷の低かった2sec-groupで遅延率4.44%と同程度の潜時遅延がみられている<sup>15)</sup>。輻湊と焦点調節の不一致をレンズにより補償したLenz条件では、有意な潜時遅延は認められなかったことから、時間変動する輻湊と焦点調節の不一致がP100成分の出現潜時延長の原因であることが示唆される。

また、一定のプリズムの度に順応する、静的な実験条件では有意な変化は認められていないことから、プリズムの度が時間変動する際には、常に更新される新しい目標値に向かって順応し続けなければならないため、視覚負担が大きいこと、P100成分の出現潜時は、順応に必要な神経系の疲労を反映している可能性が示唆される。

VEPは今回用いたフラッシュ刺激に対する誘発電位のほかに、チェッカーボードパターン反転刺激に対する誘発電位が用いられる。これら誘発電位の脳内における発生源は、フラッシュ刺激に対するVEPはV2とされている。一方、チェッカーボードパターン反転刺激に対するVEPは従来V1とされてきたが、最近の脳磁場・電位の同時計測による研究では、V2、V3、他である可能性が示唆されている(寺崎浩子：視覚誘発反応P100成分の発生源：脳磁場・電位の同時計測とシュミレーション。第30回日本臨床神経生理学学会学術大会、P2A4-09 2000)。チェッカーボードパターン反転刺激に対する誘発電位を用いた研究では、P100が焦点調節や眼球運動(内眼筋、外眼筋)に関係した情報処理も反映しているという説もある<sup>16)</sup>。今回測定した、フラッシュ刺激に対するVEPのP100成分の出現潜時が、焦点調節や眼球運動への視覚的負荷の大きいと考えられる輻湊と焦点調節の不一致が時間変動する条件で延長していることから、チェッカーボードパターンを用いたときと同様、この潜時の延長が焦点調節や眼球運動に関係した視覚情報処理を反映している可能性が示唆される。

これらより、VEPのP100成分出現潜時の遅延は、視覚疲労評価指標として有効であると考えられる。

### 3) 視差式立体画像観視に伴う視覚疲労原因

本検討により、立体画像観視に伴う視覚疲労原因は大きい両眼視差やその時間変動であることが明らかとなった。実体視においても融像困難な左右像を融像努力によって融像する必要がある場合<sup>17)</sup>や、病的原因によって、相対調節や相対輻湊が健常者よりも著しく狭窄している場合<sup>18)</sup>、には眼精疲労の原因となる。これらより、視差式立体画像観視に伴う視覚疲労原因は、融像困難な左右像の融像努力であるといえることができる。

立体テレビにおける融像阻害要因は2種類に分類することができる。一つめは本稿で検討した、大きい水平両眼視差やその時間変動であり、立体画像の原理的要因である。二つめは左右の映像機器の特性差によって生じる左右像差であり、最小限にとどめることが望ましい。例えば、ズームレンズの焦点距離が左右で異なる状態で撮像された立体画像は、提示される左右像の大きさが異なり、不等像視と同様な視覚疲労を招くおそれがある。融像努力の原因となる融像阻害要因は、実体視では主に視機能不全に起因するが、立体テレビ観視においては、実体視以上に融像困難な左右像が提示される可能性がある。

今回の実験における3D条件では、視覚疲労評価指標間の差が大きい。主観評価がよい傾向にあること、VEPのP100潜時遅延では有意差が検出されない一方で、融像幅については有意な減少がみられた。今回の実験条件のなかでは、3D条件が唯一の立体画像の観視であるため、撮影、表示映像機器の特性差に起因する左右像差が多少とも存在する。したがって、融像努力の原因は水平両眼視差のみではないが、輻湊負荷に注目すると、3D条件では次のような二つの特徴をもつ。まず、画枠内側の両眼視差のみが時間変動するため、画面中に分布する比較的小さい量の両眼視差量のみが輻湊負荷となった。また、番組撮影時の3組のカメラの輻湊がほぼそろっていたことから、カメラ切り替えによる輻湊負荷の不連続な時間変動が小さかった。3D条件では、被験者に二重像の報告を課したが、報告された回数が0回であったことも、これら二つの特徴を裏付けるものである。これら二つの輻湊負荷の特徴により、画面中に分布する比較的小さい量の両眼視差量に追従する輻湊回数の増加が融像幅減少を引き起こしたが、輻湊の順応状態を変化させなければならないほどの輻湊量の大きな時間変動はなかったため、VEPのP100潜時遅延が小さかったと推測される。これは、今回用いた

立体テレビ番組が視覚疲労の低減条件に適合していることを示している。ただし、今回用いた立体番組の両眼視差が過小であり、立体画像としての立体感に乏しいものであったおそれもあるため、後日、別の被験者7名による「奥行き感」の主観評価実験を行った。評価は、「非常にある」、「ある」、「ふつう」、「ない」、「ほとんどない」の語を用いた5段階評価であった。「非常にある」を5、以下順に「ほとんどない」を1として数値化した結果、平均3.86、標準偏差0.690となり、奥行き感は「ふつう」以上にはあったことが示された。

以上より、両眼視差量とその不連続な時間変動を考慮した番組制作を行うことにより、立体感のある視覚疲労の少ない立体画像実現の可能性があることが示唆された。

## 5. ま と め

立体画像観視時の輻湊と焦点調節の関係を光学系により模擬した、約1時間の画像観視の前後での輻湊、調節機能と視覚誘発電位の変化、および観視後の主観評価により視覚疲労を評価し、以下の結論を得た。

立体画像観視時の視覚疲労原因は、左右像の融像努力であり、両眼視差量が大きいかやそれが不連続に時間変動する場合には、視覚疲労が引き起こされる。従来から通説となっていた、両眼の輻湊と焦点調節の不一致は、相対輻湊における単一視可能な輻湊範囲の減少を通じて視覚疲労原因となっていること、両眼視差の時間変動は輻湊の順応系に大きな負荷を与えることが明らかとなった。したがって、融像努力を必要とするような融像阻害要因を取り除くこと、すなわち、左右の映像機器の特性を揃えること、過大な両眼視差量や時間変動する不連続な両眼視差変化を避けること、が視覚疲労軽減に有効であると考えられる。

## 文 献

1) 畑田豊彦：奥行き情報と視覚の特性. テレビジョン学

会視覚情報研究会資料5-3号, 1974.  
 2) 須佐見憲史：3次元ディスプレイと眼機能応答. 視覚の科学 22: 34-38, 2001.  
 3) 井上哲理, 野呂影勇, 岩崎常人, 大頭 仁：視覚機能から見た立体映像の呈示条件. テレビジョン学会誌 48: 1301-1305, 1994.  
 4) 江本正喜, 矢野澄男：立体画像観視に伴う融像幅の変化. 映像情報メディア学会誌 54: 1298-1304, 2000.  
 5) Yamazaki T, Kamijo K & Fukuzumi S: Quantitative evaluation of visual fatigue encountered in viewing stereoscopic 3D displays: Near point distance and visual evoked potential study. Proceedings of the SID 31: 3, 1990.  
 6) 神前正敬：眼科一般検査法. 眼科Mook No 3, 40-49, 金原出版, 東京, 1978.  
 7) Percival AS: The relation of convergence to accommodation and its practical bearing. Ophthalmol Rev 11: 313-328, 1892.  
 8) 安藤文隆, 邸 信男, 中道五郎, 矢部義昌：神経性眼精疲労における循環動態の検討. 臨眼 27: 871-880, 1973.  
 9) 榎並和雅：立体映像標準チャート解説書. (社)映像情報メディア学会, 東京, 1998.  
 10) ITU-R Recommendation BT.1438, "Subjective assessment of stereoscopic television pictures" (2000).  
 11) ITU-R Recommendation BT.710-4, "Subjective assessment methods for image quality in high-definition television. Question 211/11" (1998).  
 12) Stephens GL & Jones R: Horizontal fusional amplitudes after adaptation to prism. Ophthalmic Physiol Opt 10: 25-28, 1990.  
 13) Sethi B & North RV: Vergence adaptive changes with varying magnitudes of prism-induced disparities and fusional amplitudes. Am J Optom Physiol Opt 64: 263-268, 1987.  
 14) 星野康之：各種照明下での眼疲労 —VEP測定による眼疲労度測定—. 照明学会研究会資料 AR-91-17, 1991.  
 15) 岩崎常人, 栗本晋二：視覚負荷に伴う眼疲労と調節, 視覚誘発電位にみられる関係について. 日眼会誌 90: 1226-1231, 1986.  
 16) 坂東武彦：誘発電位 基礎から臨床応用まで. 下地恒毅編, 120-121, 西村書店, 東京, 1992.  
 17) 萩原 朗：日本眼科全書. 第7巻 眼機能. 第4冊 両眼視, 輻湊及びその障害 第2分冊, 385, 金原出版, 東京, 1954.  
 18) 萩原 朗：日本眼科全書. 第7巻 眼機能. 第4冊 両眼視, 輻湊及びその障害 第2分冊, 403, 金原出版, 東京, 1954.

## ディスプレイの輝度と色彩を決める一方法

行田 尚義

福岡工業大学情報工学部情報システム工学科

### A Determining Method of Luminance and Colors in a Computer Display

Naoyoshi Nameda

Department of Computer and Systems, Faculty of Information Engineering, Fukuoka Institute of Technology

本論文は、コンピュータディスプレイの色をどのように決めるか、について報告するものである。ディスプレイの色はコンピュータに指示する赤 (R)、緑 (G)、青 (B) のデフォルト値によって決定される。そのため、色の決定は R, G, B 値を決定することに帰着する。その決定方法には二つの方法が考えられる。

第1の方法は、 $\alpha$ ,  $\beta$  (R, G, B と関係づけられるが情報量が2次元に圧縮されている) と輝度を決めてから、R, G, B を計算する方法である。この方法は設計する色を人間の色空間と異なるところで決めるので、やや正確性に欠ける欠点があるが、いったん R, G, B 値を決定すれば人間の視覚に近い色空間上の座標を求めて確認できる。

第2の方法は、人間の色空間に近い  $u'$ ,  $v'$  色度図上で設計する色を決めることができるが、R, G, B の計算に使う近似式が正確ではないので、計算された R, G, B によって得られた色が要求した色とずれる欠点がある。

この二つの方法はいずれも一長一短があり、実際の色の設計に際してはこの二つの方法を補完的に使用することで設計することができることを示した。  
(視覚の科学 24: 15-20, 2003)

キーワード: 色彩, 表色, 輝度, 液晶ディスプレイ

This paper concerns how to determine colors for a computer display. Colors on the display are instructed by the default values of red (R), green (G) and blue (B). Consequently, color designing attributes to determinate of the R, G and B values.

1st method is as follows: After, ( $\alpha$  and  $\beta$ ) and luminance are determined, R, G and B values are calculated. Feature of this method is that color determination is a less accurate but calculation is very precise.

2nd method is as follows: First, color is determined on  $u'$ ,  $v'$  color coordinates strictly, but R, G and B values are calculated not so accurately.

Actual color designing will be used these two methods complementarily.

(Jpn J Vis Sci 24: 15-20, 2003)

Key Words: Color, Colorimetrics, Luminance, Liquid crystal display

### 1. 緒 言

人間の眼球に入った外部情報は脳に伝達されて知

覚されるが、その視覚伝達系は明るさと色が分離されて伝達されている<sup>1)</sup>。

著者はここ数年、コンピュータディスプレイを使っ

別刷請求先: 811-0295 福岡市東区和白東 3-30-1 福岡工業大学情報工学部情報システム工学科 行田尚義  
(2002年10月17日受理)

Reprint requests to: Naoyoshi Nameda Dept of Computer & Systems, Faculty of Information Engineering, Fukuoka Institute of Technology 3-30-1 Washirohigashi, Higashi-ku, Fukuoka 811-0295, Japan  
(Received and accepted October 17, 2002)

て色の伝達系の空間周波数特性の測定を試みているが、測定に使用する色の縞模様にも明るさの変化がないことが必要である。そのために明るさの等しい色の群をつくることに努力している<sup>2)</sup>。ここで明るさとは人間が感ずる明るさであり、輝度とは計器を使って測定した明るさと区別する。交照法により人間の感覚による明るさの異色間の関係は計器で測定した輝度の関係とほとんど同じとの実験結果を得ているので<sup>3)</sup>、本論文は機器で測定した輝度を基準にして、新しく考えた方法によって色を求める方法について報告する。

第1の方法はコンピュータに指示する赤、緑、青(以下 R, G, B) 値から求めた  $(\alpha, \beta)$  値と、輝度を決めて、 $(u', v')$  色度を計算で求めて確認する方法である。

第2の方法は人間の色差の感覚に近い均等知覚色空間である  $(u', v')$  色度図上<sup>4)</sup> で決めた色から R, G, B のデフォルト値を計算で求める方法である。本文中で R, G, B と  $(R, G, B)$  と2とおりに書いているが、R, G, B と書く場合は R 値、G 値、B 値をそれぞれ個別にあらわす場合で、 $( )$  で囲んだ場合は R, G, B であらわす一つの色を示していることにする。

そして、例として  $(u', v')$  色度図上で無彩色(白色)を中心になるべく大きい円を描き、輝度が一定の場合の計算結果を求めた。そして  $(R, G, B)$  のデフォルト値で提示したディスプレイ上の色を実測した結果と比較した。

## 2. 方 法

本研究で使用したディスプレイは15インチの東芝製 TFT 液晶ディスプレイ IPC 5030 B で、駆動用コンピュータは東芝製ダイナブック SS: PXN 1200 CCME であった。

色度と輝度の測定はトプコン製分光放射計 SR-3 を使った。

色はディスプレイ上に直径 60 mm の円形に JAVA 言語を使って表示した。

### 1) R, G, B のデフォルト値を基準にして、輝度を決めて色度を求める方法【第1の方法】

#### (1) 色相と $(\alpha, \beta)$ , $(R, G, B)$ の決定

色彩学における表色系に  $(R, G, B)$  表色系があり<sup>5)</sup>、本論文で使用する R, G, B はそれと考え方は同様であるが、三つの色光が等分光エネルギー分布の白色光に等色するという厳密な定義に基づいた R, G, B の値ではなく、コンピュータに指示する赤 (R), 緑 (G),

青 (B) の整数値のデフォルト値 (0~255) である点異なる。

本方法は色彩学からみると問題があろうが、実際にディスプレイを使って色彩の研究に使う色を設計する場合などに便利な方法である。

$(R, G, B)$  であらわす色は3次元になるので、2次元表示するために次のように  $\alpha$  と  $\beta$  を求めた。 $(R, G, B)$  表色系では  $(r, g)$  で表現しているが、それと考え方は同じである。厳密には違った数字になるおそれがあることを懸念して本論文では  $(\alpha, \beta)$  を使うことにする。

$$\alpha = \frac{R}{R+G+B} \dots\dots\dots (1)$$

$$\beta = \frac{G}{R+G+B} \dots\dots\dots (2)$$

$\alpha$  と  $\beta$  が存在する領域は図1のような三角形の内部になる。この3角形の頂点は赤 (R), 緑 (G), 青 (B) のディスプレイの画素を構成する純色となる。無彩色(白色)は R, G, B 各値が等しい場合で  $\alpha = 0.333, \beta = 0.333$  の位置にある。この点を中心に放射状の直線を引くと直線と三角形の交点ができる。この交点はディスプレイ上に作られる色光の彩度が一番高い点であり、その直線上はほぼ同じ色相を示すと考えられる。図1で無彩色の点を  $(\alpha_0, \beta_0)$  とし、その点から三角形の外枠を形成している線の上の点(彩度の最高の点)を結んで直線を引き、その直線上に等間隔に10点を求め、各点について輝度を一定にして R, G, B を求めた。更に、R, G, B と X, Y,

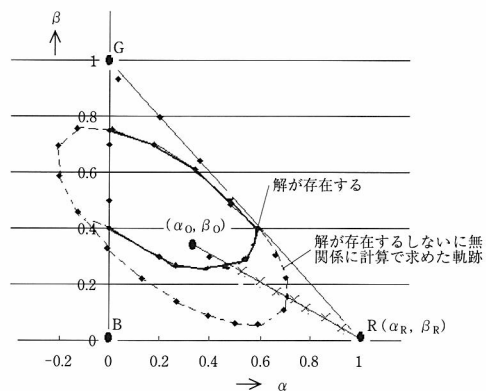


図1  $(\alpha, \beta)$  座標図  
 三角形の頂点には純色がくる。白色点と純赤を結んだ直線上で R, G, B の解が存在する点を ●, 存在しない点を × で示す。

Zとの関係式から (X, Y, Z) 色度と (u', v') 色度を計算した。

具体的な例として、三角形の外枠上の点として純赤 (α<sub>R</sub>, β<sub>R</sub>) を選び、以下に詳しく説明する。

(α<sub>0</sub>, β<sub>0</sub>) と (α<sub>R</sub>, β<sub>R</sub>) を結ぶ直線上の任意の点を (α, β) とする。

ここでαは直線上で純色の赤からN番目の点とすると

$$\alpha = \frac{(\alpha_0 - \alpha_R)}{10} \times N + \alpha_R \dots\dots\dots (3)$$

$$\beta = \frac{(\beta_R - \beta_0)}{(\alpha_R - \alpha_0)} (\alpha - \alpha_R) + \beta_R \dots\dots\dots (4)$$

となる。

さて、αとβからγを次式のように求めた。

$$\gamma = 1 - (\alpha + \beta) \dots\dots\dots (5)$$

これらのα, β, γは倍数をKとすると、R, G, Bと次式に関係づけられる。

$$\begin{aligned} R &= K \cdot \alpha \\ G &= K \cdot \beta \dots\dots\dots (6) \\ B &= K \cdot \gamma \end{aligned}$$

ここで、輝度LとR, G, Bの各値は次式で関係づけられる。

更に、L<sub>R</sub>はディスプレイの画素の赤の素子だけの輝度値とした。L<sub>G</sub>は緑の素子、L<sub>B</sub>は青の素子による輝度値とした。実際の画面の輝度値Lはこれら3種類の輝度値を合計した値と考えられる。

$$L_R = [A_n, \dots, A_4, A_3, A_2, A_1] \begin{bmatrix} R^n \\ \vdots \\ R^4 \\ R^3 \\ R^2 \\ R \end{bmatrix} = [A][R] \dots\dots\dots (7)$$

$$L_G = [B][G] \dots\dots\dots (8)$$

$$L_B = [C][B] \dots\dots\dots (9)$$

$$L = L_R + L_G + L_B \dots\dots\dots (10)$$

ここで [A], [B], [C] は係数マトリックス, [R], [G], [B] は R, G, B についての n 次のマトリックスとする。

Lを決めれば(6)式に入っているKがただ1個の未知数になり、求めることができる。

(2) R, G, Bの値から (X, Y, Z) 色度および (u', v') 色度を求める

前節で求めたKをα, β, γに乗じてR, G, Bが求まるが、そのR, G, BからX, Y, Zを求める。

[a], [b], [c] は係数マトリックス, [R], [G], [B] は R, G, B についてのそれぞれ n 次のマトリックスとすると下記になる。

$$\begin{aligned} X_R &= [a][R] \\ X_G &= [b][G] \dots\dots\dots (11) \\ X_B &= [c][B] \end{aligned}$$

$$X = X_R + X_G + X_B \dots\dots\dots (12)$$

同様にY, Zを計算する。

更に、(X, Y, Z) 色度から (u', v') 色度への変換式は下記になる。

$$\begin{aligned} u' &= \frac{4X}{X+15Y+3Z} \dots\dots\dots (13) \\ v' &= \frac{9Y}{X+15Y+3Z} \end{aligned}$$

**2) (u', v') 色度から (R, G, B) 値, (α, β) 値を求める【第2の方法】**

(u', v') 色度は (X, Y, Z) 色度値を使って数学的な処理によって求められているので、(u', v') 色度から直接 R, G, B との関係を求めるのは不適切である。まず (X, Y, Z) 色度を算出してから (u', v') 色度を求めた。

そこで、まず (u', v') 色度から (x, y) 色度を以下の式により求めた。

$$\begin{aligned} x &= \frac{9u'}{12+6u'-16v'} \dots\dots\dots (14) \\ y &= \frac{4v'}{12+6u'-16v'} \end{aligned}$$

求めたい色の輝度Lを決めて、色度の定義から輝度LとY値が同じことから<sup>6)</sup>

$$L = Y$$

そのYとyの比を求めて、その比をxとz (= 1 - (x+y)) に乗じて (X, Y, Z) 値とした。

そこで前節のX, Y, ZとR, G, Bの関係 (X値の場合(11)-(12)式) からR, G, Bを求めることになる (実際は計算が困難なので後述する1次近似式を使っている)。

**3. 計算結果**

**1) (α, β) から (R, G, B) を求める**

(1) 輝度と (R, G, B) 値の関係

計算では係数値を便利な値にするため R, G, B のデ



フォルト値を100で除した値とした。

R, G, B のデフォルト値と輝度の関係を図2に示す。この結果から輝度と R, G, B の関係式を求めた。R, G, B それぞれの輝度を  $L_R, L_G, L_B$  とすると、次の5次式に近似できる。

$$\begin{bmatrix} L_R \\ L_G \\ L_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.552, -3.810, 9.062, -6.787, 1.876 \\ 0.664, -5.311, 14.211, -9.634, 3.123 \\ 0.384, -2.684, 6.450, -4.810, 1.309 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R^5, G^5, B^5 \\ R^4, G^4, B^4 \\ R^3, G^3, B^3 \\ R^2, G^2, B^2 \\ R, G, B \end{bmatrix} \dots\dots (15)$$

更に、Lは

$$L = L_R + L_G + L_B \dots\dots\dots (16)$$

さて、図2でわかるように、デフォルト値を最高の2.55にしても純青は約7cd/m<sup>2</sup>にしかならない。一方、色彩の研究は明所視で実験したい、最低でも15(cd/m<sup>2</sup>)以上はほしい<sup>5)</sup>。そこで純青に白色を混ぜた16.5(cd/m<sup>2</sup>)を設計の目標輝度とすることにした。この青であれば青の色相として十分との感じからこ

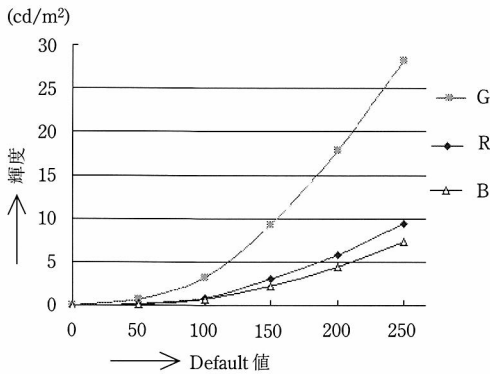


図2 純色の輝度  
R: 画素の赤, G: 緑, B: 青

の値にした(青の感じとして科学的な根拠があるわけではないが、(u', v')色度上でみると十分青の点と認めることができる)。

(13)式のLを16.5にして(6)式を(12)式に代入すると(16)式は未知数Kが1個の方程式になった。Kはコンピュータ・ソフトのエクセルのゴールシークを使って求めた。

(2) (R, G, B) 値から (u', v') 色度を求める

(u', v') 色度は (X, Y, Z) 色度から計算して求めている(13)参照)。

そこで、前節で求めた(R,G,B)値から直接求めるのではなく、まず(X,Y,Z)色度を求めてから(u', v')色度を求めた。輝度の場合と同様に純色のデフォルト値を変化してX, Y, Z値を測定し、それからX, Y, ZとR, G, Bの関係式を求めた。ここではR, G, Bの純色に対する(X, Y, Z)色度のX値を示している。

$$\begin{bmatrix} X_R \\ X_G \\ X_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1.004, -6.944, 16.543, -12.390, 3.428 \\ 0.333, -2.662, 7.118, -4.848, 1.600 \\ 0.558, -3.880, 9.299, -6.850, 1.834 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R^5, G^5, B^5 \\ R^4, G^4, B^4 \\ R^3, G^3, B^3 \\ R^2, G^2, B^2 \\ R, G, B \end{bmatrix} \dots (16)$$

XはX<sub>R</sub>, X<sub>G</sub>, X<sub>B</sub>を合計して得られる。

$$X = X_R + X_G + X_B \dots\dots\dots (17)$$

Y値は輝度と同じであるから

$$Y = L \dots\dots\dots (18)$$

同様にZ値は

$$\begin{bmatrix} Z_R \\ Z_G \\ Z_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.105, -0.736, 1.769, -1.321, 0.343 \\ 0.206, -1.549, 3.935, -2.737, 0.845 \\ 2.921, -20.277, 48.496, -35.976, 9.716 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R^5, G^5, B^5 \\ R^4, G^4, B^4 \\ R^3, G^3, B^3 \\ R^2, G^2, B^2 \\ R, G, B \end{bmatrix} \dots (19)$$

表1 白と純赤を結んだ直線上の推定 R, G, B と u', v' 色度

	$\alpha$	$\beta$	R	G	B	u'	v'	解の有無
純赤	0	1.00	0.00	2.55	0.00	0.417	0.516	
↓	1	0.934	0.033	3.069	0.110	0.413	0.516	×
↓	2	0.867	0.067	3.061	0.235	0.410	0.515	×
↓	3	0.800	0.100	3.057	0.382	0.409	0.516	×
↓	4	0.733	0.133	3.043	0.553	0.404	0.516	×
↓	5	0.667	0.167	2.999	0.750	0.388	0.513	×
↓	6	0.600	0.200	2.893	0.964	0.354	0.503	×
↓	7	0.533	0.233	2.681	1.173	0.306	0.488	×
↓	8	0.466	0.266	2.346	1.340	0.259	0.473	○
↓	9	0.400	0.300	1.958	1.469	0.220	0.461	○
白	10	0.333	0.333	1.577	1.577	0.185	0.454	○

白色と純赤を結んだ直線上に10点を取りR, G, Bとu', v'色度の計算結果を載せた。右端の欄に解がある場合を「○」、ない場合を「×」で示した

$$Z = Z_R + Z_G + Z_B \dots\dots\dots (20)$$

求めた (X, Y, Z) 色度から変換式 (13) を使って (u', v') 色度を計算した結果を表1に示す。表中で×印がついた値は255 (ここでは2.55) 以上になっており解として採用できない。○印がついた部分だけが解として求められる。そして純色に一番近い値の彩度が最高になる。この点の色を色度点として選んだ。厳密には×印と○印の中間に真の値が存在するが、本文では計算の精度の誤差を考慮して安全サイドの値 (○の点) を採用した。

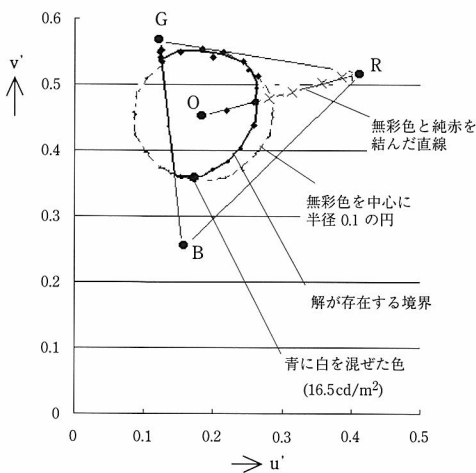


図3 u', v' 色度図  
純色でできる三角形の中心部の白色点を中心に0.1の半径で描いた円形と解が存在する領域を示す変形された形。白色点と純赤を結んだ直線上の解が存在する点を●, 存在しない点を×で示す。青に若干白を混ぜた色も示す。

黄色 (0.5, 0.5), 黄緑 (0.25, 0.75), 緑 (0, 1.0), 青 (0.0), 青紫 (0.25, 0), 紫 (0.5, 0), 赤紫 (0.75, 0) の諸点について (X, Y, Z) 値を求め、更に (u', v') 色度を計算した。計算結果から解として採用できる境界値をプロットしたのが図3である。

2) (u', v') 色度から (R, G, B) 値, (α, β) 値を求める【第2の方法】

輝度を 16.5 cd/m<sup>2</sup> にして, (u', v') 色度図上で無彩色を中心に半径0.1の円を描きその円周上の (R, G, B) 値と (α, β) 値を求めた。(X, Y, Z) と (R, G, B) は (14) ~ (18) 式の5次の多項式で近似される。しかし、この式で未知数 R, G, B を求めることは困難である。そこで下記の1次の近似式を使った。これは使用される輝度 L があまり変化しない領域でのみ有効で、数値的な検討はしていないが 16.5 ± 5 cd/m<sup>2</sup> ぐらいの範囲しか使えないと思う。

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 5.341, 4.416, 3.220 \\ 2.907, 8.932, 2.212 \\ 0.560, 2.010, 16.270 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \dots\dots\dots (21)$$

この式で X, Y, Z を既知とすれば三つの未知数 R, G, B は計算で求めることができる。無彩色の点を中心にして半径0.1の円周を描き、円周上に20点求め、それから輝度を 16.5 cd/m<sup>2</sup> に決めて、(X, Y, Z) 値を求め上述した方法で (R, G, B) 値を求めた。その結果を (α, β) 図上にプロットすると楕円のような軌跡が求められた (図3)。輝度 16.5 cd/m<sup>2</sup> が得られる (u', v') 色度点は図3中の実線の内部にある。境界の一部は楕円上に存在するが、外れる部分もある。更に、

表2 計算と実測の色度

No	R	G	B	輝度	5次式による計算値		1次式による計算値		実測値		5次式		1次式	
					u'	v'	u'	v'	u'	v'	u'の誤差	v'の誤差	u'の誤差	v'の誤差
1	2.51	1.01	0.56	13.2	0.335	0.526	0.245	0.493	0.341	0.514	0.019	0.023	0.356	0.041
2	0.73	1.67	0.55	12.5	0.136	0.549	0.161	0.506	0.138	0.539	0.017	0.018	0.150	0.064
3	0.17	1.48	1.97	13.3	0.141	0.384	0.141	0.417	0.141	0.393	0.001	0.023	0.004	0.058
4	2.37	0.64	2.03	14.2	0.257	0.375	0.229	0.399	0.264	0.379	0.024	0.010	0.142	0.052
5	1.46	1.41	0.52	11.1	0.200	0.540	0.196	0.503	0.202	0.531	0.009	0.017	0.032	0.053
6	0.38	1.59	1.31	12.1	0.135	0.471	0.147	0.454	0.135	0.479	0.003	0.017	0.086	0.052
7	1.42	0.99	2.06	10.1	0.194	0.334	0.190	0.404	0.199	0.345	0.020	0.017	0.003	0.159
u' v' 全平均											0.016		0.087	

適当に決めた R, G, B について 1 次の近似式と 5 次の近似式で計算した色度と実測値の比較誤差の計算例:

$$\text{誤差} = \frac{(\text{計算値} - \text{実測値}) \text{の絶対値}}{(\text{計算値} + \text{実測値}) \text{の平均値}}$$

$\alpha$  軸上でマイナスは存在しないので  $\beta$  軸が境界になる。

#### 4. 考 按

計算した結果と実際にその (R, G, B) 値でディスプレイを光らせて分光放射計で測定した結果とを比較した。測定に使用した SR-3 分光放射計は極めて安定で、時間を変えて数回測定しても測定値に変化がなかった。各 R, G, B 値と輝度値から前述した 1 次近似式 (21) と 5 次近似式 (16) ~ (20) を使って計算した ( $u'$ ,  $v'$ ) 色度と実測結果を表 2 に示す。分光放射計で実際に測定した結果と比較すると 1 次近似式による計算結果は平均した誤差が約 9% であったが、5 次近似式で計算した値は約 2% の誤差であった。BM-7 色彩輝度計では実測値のばらつきが 5% 程度あった<sup>2)</sup>ことから考えると、実測しないで計算だけで ( $u'$ ,  $v'$ ) 色度を求めても、誤差が 2% に抑えられるので十分実用になる精度が得られると考える。

本論文の 3. 2) 節の第 2 の方法で R, G, B と X, Y, Z の関係は 1 次の近似式を使っている。一方、3. 1) 節で行った第 1 の方法では 5 次の近似式を使っているが、計算した領域で ( $\alpha$ ,  $\beta$ ) の解が存在するかどうかという大雑把な検討事項では両方の結果は合致している。誤差が 9% あって計算の精度が劣る 1 次の近似式を使う第 2 の方法でも、解の有無などの検討には使えると考える。

#### 5. 結 論

ディスプレイ上の希望する色彩 (( $u'$ ,  $v'$ ) 色度と

輝度) を求める方法として、コンピュータを使って計算する二つの方法を提案した。

1) 第 1 の方法は ( $\alpha$ ,  $\beta$ ) 図上で、求める色を決めて、5 次の近似式を使って計算を進め、( $u'$ ,  $v'$ ) 色度を求めて確認する方法で、計算精度はよいがはじめの色の決め方にやや問題がある。

2) 第 2 の方法は ( $u'$ ,  $v'$ ) 色度図上で厳密に色を決めるが、1 次の近似式を使って計算するので (R, G, B) の計算精度が低い、そのため実際にディスプレイに提示する色がずれる。

いずれの方法も一長一短があるが、要求する内容によって使い分ければ有効な方法になろう。

本研究を進めるにあたり福岡工業大学・大学院修士課程 1 年の大久保保一、坂井和道、川野文嗣 3 君の協力があつたことを付記する。

平成 13 年度科学研究費補助金基盤 C の対象研究である。

#### 文 献

- 1) リビングストーン MS: 美術と錯覚と視覚系. サイエンス Scientific American 3, 1988. 日本版 198: 74-83, 日経サイエンス社, 東京, 1988.
- 2) 行田尚義: 視覚における小色度差に対する新しい測定法. 福岡工業大学研究論集 33: 133-138, 2001.
- 3) 行田尚義: 単眼視と両眼視による液晶ディスプレイを使った交照法. 福岡工業大学研究論集 34: 177-181, 2002.
- 4) 日本色彩学会編: 色彩科学ハンドブック. 137-141, 東京大学出版会, 東京, 1989.
- 5) 池田光男: 色彩工学の基礎. 28-36, 朝倉書店, 東京, 2000.
- 6) 日本色彩学会編: 色彩科学ハンドブック. 105, 東京大学出版会, 東京, 1989.

## logMAR 視力における字ひとつ視力と字づまり視力の比較

昌原 英隆, 後藤 浩也\*, 前田 直之\*, 不二門 尚\*

市立伊丹病院眼科, \*大阪大学大学院感覚機能形成学教室

### Comparison of Angular Vision and Cortical Vision in log MAR Acuity

Hidetaka Masahara, Hiroya Goto\*, Naoyuki Maeda\* and Takashi Fujikado\*

Department of Ophthalmology, Itami City Hospital

\*Department of Ophthalmology, Osaka University Medical School

logMAR 視力は一般に Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) チャートを利用して測定されるが、字づまりによる読み分け困難の可能性が存在する。そのため字ひとつ視標を用いて logMAR 視力を測定すれば、読み分け困難を排除することができると考えられる。そこで、正常眼17眼にて字ひとつおよび字づまり視標で高コントラストおよび低コントラストの logMAR 視力を測定し、字づまりの影響を検討した。その結果、高コントラスト視力は、字づまり視標を用いた CSV-1000 ( $-0.13 \pm 0.08$ ) より字ひとつ視標を用いた SSC-350 ( $-0.21 \pm 0.07$ ) の視力が有意に良好であった。logMAR 視力の評価においても、字づまり視標か字ひとつ視標かのどちらを用いたかを考慮に入れる必要がある。

(視覚の科学 24: 21-24, 2003)

キーワード: logMAR, 字ひとつ視力, 字づまり視力, 読み分け困難

LogMAR acuity is usually measured with Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) chart. As the ETDRS chart has cortical optotypes, there is a possibility that the result is affected by crowding phenomenon. So, the result can avoid the crowding phenomenon in logMAR acuity when measured with angular optotypes. In this study, we measured logMAR acuity with angular and cortical optotypes in high and low contrast in 17 normal eyes, and reviewed the effect of cortical optotypes. The results showed that logMAR acuity measured with CSV-1000 has angular optotypes ( $-0.13 \pm 0.08$ ) is significantly better than with SSC-350 has cortical optotypes ( $-0.21 \pm 0.07$ ). Thus the assessment of visual acuity in logMAR requires the definition which optotypes were used.

(Jpn J Vis Sci 24: 21-24, 2003)

Key Words: log MAR, Angular vision, Cortical vision, Crowding phenomenon

### 1. 緒 言

日常臨床における自覚的屈折検査では、標準視力表(図1)などの字づまり視力表を用いて小数視力が測定されている。昭和37・38年度の文部省科学研究費総合研究視力研究班では各視標の間隔は

1.5 cm 以上としている<sup>1)</sup>。字ひとつ視標と字づまり視標に厳密な規定はないが、湖崎によれば20 cm 四方に他の視標がなければ字ひとつ視標としている<sup>2)</sup>。幼小児では読み分け困難が生じるため字づまり視力は字ひとつ視力より測定値が悪く、通常は字ひとつ視力表で測定される。小数視力は視角に反比例する数

別刷請求先: 664-0015 伊丹市昆陽池 1-100 市立伊丹病院眼科 昌原英隆  
(2003年2月27日受理)

Reprint requests to: Hidetaka Masahara, MD Dept of Ophthalmol, Itami City Hosp  
1-100 Koyaike, Itami 664-0015, Japan

(Received and accepted February 27, 2003)

値で、視標の各段階が実質的に等間隔とはいえ統計処理が困難であるため、近年、視標配列が等比級数の統計処理可能な logarithm of the minimum angle of resolution (以下 logMAR) 視力が普及しつつある。また、コントラスト検査が白内障術後や屈折矯正手術の術前後のより精密な視機能評価方法として重要視されている<sup>3, 4)</sup>。

logMAR 視力測定の際は字づまり視標を用いた Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (以下 ETDRS) チャートが一般に使用されている。これは Bailey と Lovie が提唱し<sup>5)</sup>、その後 Ferris らが改良した<sup>6)</sup>ものを ETDRS が正式採用したものである。視標サイズが異なっても視標の中心間距離は一定である従来の字づまり小数視力表とは違い、各視標の間隔は左右は1文字分、上下は下段1文字分の字づまり配列となっている。

今回、logMAR 視力測定において字づまり視標における読みわけ困難の影響を調べるため、また、コントラストの高低により同様の影響が生じるのか否かを調べるため、字づまり、および字ひとつ視標を用いて高コントラストおよび低コントラストの logMAR

視力測定を行い、検討した。

## 2. 方 法

対象は屈折異常以外に眼疾患のない、矯正視力1.0以上の正常者17例17眼(男性4名、女性13名)で、1例1眼のデータのみを無作為に抽出した。平均年齢は $26.6 \pm 2.4$ 歳であった。

字づまり視標を用いて logMAR 視力を測定する装置として、Vector-Vision 社製 CSV-1000 の ETDRS 視力表(以下 CSV-1000)を使用した(図2)。また、字ひとつ視標を用いて logMAR 視力を測定する装置としてはニデック社製スペースセービングチャート350(以下 SSC-350)を使用した。本装置は、ハーフミラーと凹面鏡を用いることにより0.9mで5m視力表と光学的に同等の検査が可能で、複数の視標を提示できる一つの画面に対し画面全体にマスクをかけることで一文字を提示する。また、本装置はコントラスト可変で、方法は視標光路上にハーフミラーを配置し視標全体にコントラスト用の光をかぶせ、視標光とコントラスト用光の明るさを変化させている(図3)。

視力測定はオートレフラクトメータによる他覚的屈折値をもとにクロスシリンダー法を用いて完全矯正を行い、明照明下で CSV-1000 では2.5mの、SSC-350 では0.9mの検査距離で logMAR 視力を測定した。logMAR 視力は高コントラスト視力および低コン

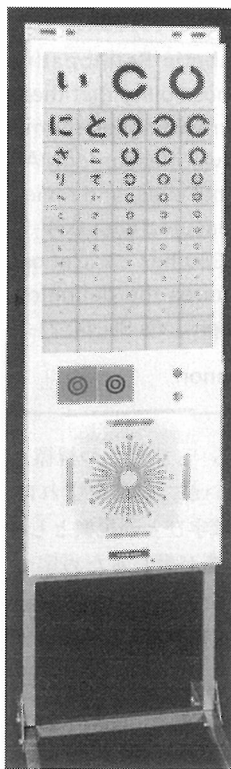


図1 標準視力表

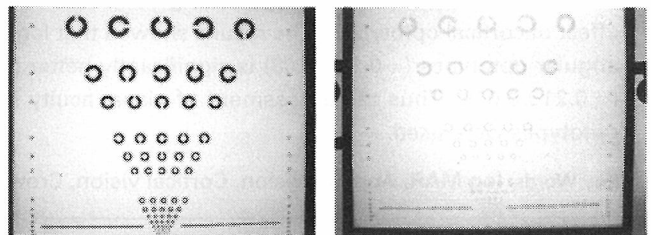


図2 CSV-1000 (左がコントラスト100%, 右が10%)

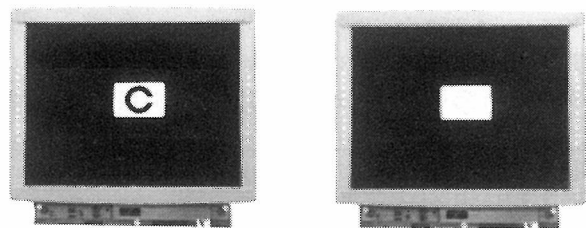


図3 SSC-350 (左がコントラスト100%, 右が12.5%)

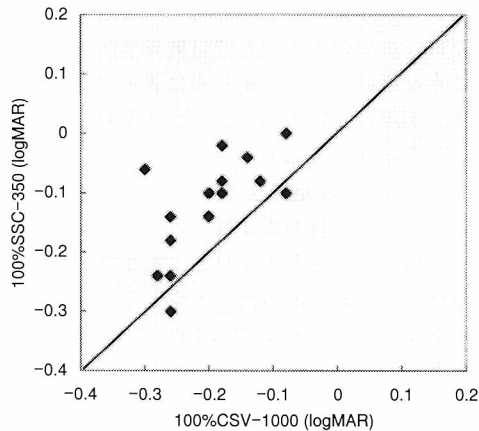


図4 高コントラスト視力

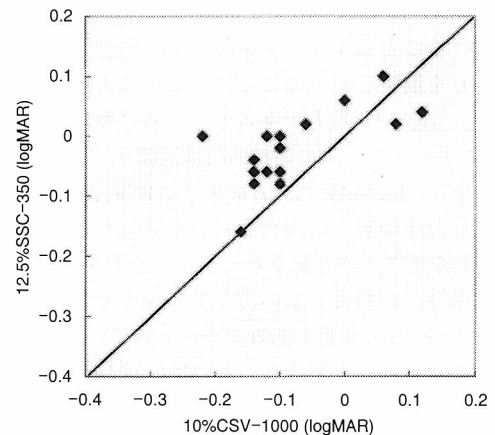


図5 低コントラスト視力

トラスト視力を測定し、CSV-1000ではコントラスト100%・10%を、SSC-350ではコントラスト100%・12.5%を測定した。

CSV-1000では視標はランドルト環を使用し、検査の順序としてはコントラスト10%、100%の順とし、回答に20秒以上かかる場合は誤答とみなし、正解数からlogMARを算出した。SSC-350では被検者ごとにアイレベルを調節し測定した。視標はランドルト環を使用し、検査の順序としてはコントラスト12.5%、100%の順とした。また、ETDRSチャートと同様に回答に20秒以上かかる場合は誤答とみなし、正解数からlogMARを算出した。

logMAR視力の計算方法は、小数視力のように読めた段階で判断するのではなく、可読文字数から計算した。例えばlogMAR値が+1.0の段まですべて読め、更にその下段の2文字が読めたとすると、 $0.1 - (0.02 \times 2) = 0.06$ となる。

### 3. 結 果

高コントラスト視力（SSC-350の100%ランドルト環視標とCSV-1000の100%ランドルト環視標）および低コントラスト視力（SSC-350の12.5%ランドルト環視標とCSV-1000の10%ランドルト環）におけるCSV-1000およびSSC-350のlogMAR視力の測定結果を図4、5に示す。

高コントラスト視力に関して、SSC-350ではlogMAR視力の平均値±標準偏差が $-0.21 \pm 0.07$ 、CSV-1000ではlogMAR視力が $-0.13 \pm 0.08$ で、paired *t*-testにて両者に有意差が認められた( $p=0.001$ )。

一方、低コントラスト視力に関しても、SSC-350ではlogMAR視力の平均値±標準偏差が $-0.07 \pm 0.09$ 、CSV-1000ではlogMAR視力が $-0.02 \pm 0.06$ であり、paired *t*-testにて両者に有意差が認められた( $p=0.003$ )。

### 4. 考 按

読み分け困難とは単一の視標の方が並列の視標より見やすい現象である。日常臨床における自覚的屈折検査では、標準視力表などの字づまり視力表を用いて小数視力で測定されているが、幼児ではこの読み分け困難が生じるため字づまり視力は字ひとつ視力より測定値が悪く、通常は字ひとつ視力表で測定される。

近年logMAR視力は、最小視角の対数をとったものであり、より正確な視力の定量的測定法として普及しつつある。小数視力では視力値は視角の逆数であらわされるため、例えば視力0.1と0.2の変化と視力0.9と1.0の変化では同じ0.1の差であっても視角の変化としては不均等である。そのため、小数視力で統計を行う際には算術平均ではなく幾何平均で行う必要がある。一方、対数視力では視標が等比級数的に配置されており、各段の視標の拡大率はすべて同じ比率となっているため算術平均が可能である。更に小数視力とlogMAR視力の違いとしては、小数視力が五つの視標のうち三つを正答できる最下段の視力値を記録する、すなわち段ごとで記録するのに対し、logMAR視力の計算は可読文字数から計算される。例えばlogMAR値が+1.0の段まですべて読め、更にその下段の2文字が読めたとすると、 $0.1 - (0.02 \times$

2) = 0.06 となる。一文字に 0.02 の logMAR 値の重みをつけることにより、従来よりも 5 倍細かい目盛りで視力を測定していることになる。このように利点の多い logMAR 視力であるが、一般に使用されている ETDRS チャートの視標間隔は視標サイズに応じて狭くなり、logMAR 視力と従来の小数視力表を用いて測定した小数視力の視角を対数換算した対数視力値とは異なることが指摘されている。視力が 0.1 よりも良い場合、対数視力値の方が悪い視力を示す傾向を認め、字づまり視標の影響が考えられている<sup>7)</sup>。

そこで今回、正常成人において logMAR 視力測定の際の字づまり視標における読み分け困難の影響を調べるため、また、コントラストの高低により同様の影響が生じるのかどうかを調べるため、字づまりおよび字ひとつ視標を用いて高コントラストおよび低コントラストの logMAR 視力測定を行い、検討した。

今回の結果では、正常成人において logMAR 視力測定の際、字ひとつ視標を用いた SSC-350 の方が字づまり視標を用いた CSV-1000 よりも高コントラスト視力および低コントラスト視力において測定結果が有意に良好であった。一般的に使用されている字づまり視標を用いた小数視力表の視標間距離は視標に比べて十分に大きいため、成人においては字づまりによる読み分け困難は生じないが、ETDRS チャートでは視標間の距離は視標と同じであり、成人においても字づまりによる読み分け困難が生じたと考えられる。また、読み分け困難は高コントラスト視力のみならず低コントラスト視力においても認められた。このことより、logMAR 視力の評価においても、字づまり視標か字ひとつ視標のどちらを用いたかを考慮に入れる必要があると思われた。更に、logMAR

視力は従来の小数視力よりも視力の目盛りが 5 倍細かいため、従来の小数視力では統計学的に差を認めないような微妙な変化も明らかに表示できた可能性がある。実際、今回の高コントラスト視力における両者の差も 0.08 すなわち 4 文字の差であり、1 段階以内の差を有意差検定できていることになる。

低コントラスト視力の比較では、高コントラスト視力と同様に字づまりと字ひとつ視標で、字ひとつが有意に良好な値であった。しかしながら、視標のコントラストが CSV-1000 では 10% で、SSC-350 では 12.5% と同じコントラストではなかった。コントラストの差は小さいので、同じコントラストにしても今回と同様の傾向となると考えられるが、低コントラスト視力における字づまりの影響については、今後更に検討が必要であると考えられる。

## 文 献

- 1) 萩原 朗：視力検査基準について。日本醫事新報 2085: 29-34, 1964.
- 2) 所 敬：字づまり視力と字ひとつ視力。眼科診療プラクティス 57, 視力の正しい測り方, 69, 文光堂, 東京, 2000.
- 3) 小川智子, 宮島弘子：白内障手術のコントラスト視力におよぼす影響について。眼科手術 4: 451-456, 1991.
- 4) 桜井一郎, 魚里 博：エキシマレーザー屈折矯正手術のコントラスト感度およびグレア障害。視覚の科学 17: 55-60, 1996.
- 5) Bailey IL & Lovie JE: New design principles for visual acuity letter chart. Am J Optom Physiol Opt 53: 740-745, 1976.
- 6) Ferris FL III, Kassoff A et al : New acuity charts for clinical research. Am J Ophthalmol 94: 91-96, 1982.
- 7) 滝本正子, 李 俊哉：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.

## 平成14年度日本眼科学会専門医認定試験の解答と解説 (眼光学・屈折・調節関係)

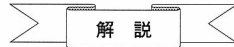
東京医科歯科大学 所 敬

第14回日本眼科学会専門医認定試験は平成14年6月7、8日の両日に、全共連ビルと日本海運倶楽部を会場に実施された。眼光学・屈折・調節関連問題は一般問題100題中7問、臨床問題50題中2問であった。以下に解答と解説を述べる。

### 一般問題 7問

- 3 外径が75 mm の Landolt 環の切れ目の方向を5 m の距離でかろうじて判別できるとき、視力はどれか。  
a 0.1   b 0.2   c 0.3   d 0.4   e 0.5

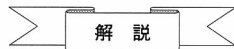
解答：a



標準ランドルト環は外径7.5 mm で環の幅と切れ目の幅は外径の1/5の1.5 mm である。この視標の切れ目は5 m で視角1'に相当する。設問の外径75 mm のランドルト環の切れ目は15 mm であるので視角10'に相当する。したがって、この視標をかろうじて判別できる視力は $1/10=0.1$ である。

- 4 健康成人で正しいのはどれか。  
a 角膜厚は周辺部より中心部が厚い。  
b 屈折力は角膜より水晶体が大きい。  
c 屈折率は硝子体より前房水が大きい。  
d 水晶体の曲率半径は前面より後面が小さい。  
e 第1主点と第1節点の角膜頂点からの距離は等しい。

解答：d



角膜厚は中心で約0.5 mm、周辺部で約1 mm、角膜屈折力は約40 D、水晶体屈折力は約20 Dである。前房と硝子体屈折率は1.336で同じ。水晶体曲率半径は前面は約10 mm、後面は約6 mmで前面より後面が小さい(以上Gullstrand模型眼)。眼の第1主点は角膜頂点から約2 mm、第1節点は約7 mmである(Helmholtz模型眼)。

- 66 右眼+4.00D、左眼平面レンズの眼鏡装用下で、レンズ光学中心から10 mm 下方へ視線を移動したときのプリズム効果はどれか。  
a 2Δ   b 4Δ   c 6Δ   d 8Δ   e 10Δ

解答：b



解 説

Prenticeの公式を用いる。プリズム効果  $P(\Delta)$ 、レンズの光心からの偏位量  $h(\text{mm})$ 、眼鏡レンズ度  $L(\text{D})$  とすれば、 $P = h \times \frac{L}{10}$  である。右眼では  $+4.00\text{D}$  レンズ光学中心から  $10\text{mm}$  下方視したときのプリズム効果  $P = \frac{10 \times (-4)}{10} = -4 (\Delta)$  になる。左眼は平面レンズであるからプリズム効果はない。

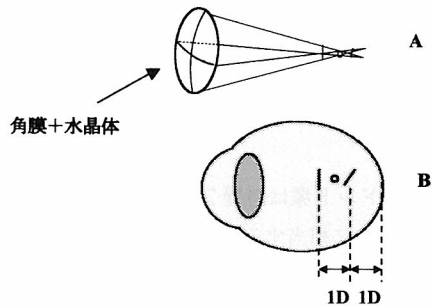
67 屈折異常が  $-1.00\text{D} \subset \text{cyl} -1.00\text{D } 90^\circ$  のとき、無限遠にある点光源の網膜像はどれか。

- a 水平線    b 垂直線    c 縦長の楕円    d 横長の楕円    e 正円

解答：a

解 説

$-1.00\text{D} \subset \text{cyl} -1.00\text{D } 90^\circ$  は倒乱視である。倒乱視の像の出来方は A に示すごとく前焦線は垂直、後焦線は水平になる。また、眼内での前焦線、最小錯乱円、後焦線の位置関係は B のごとくである。そこで、裸眼で無限遠の点光源を見たときの網膜像は後焦線が網膜に映るため水平線が見える。



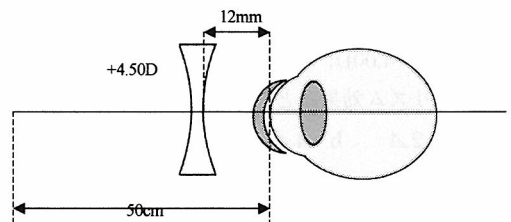
68  $+4.50\text{D}$  の遠視があり、 $+4.00\text{D}$  のコンタクトレンズの装用により近点が  $50\text{cm}$  であるとき、調節力はどれか。

- a  $1.0\text{D}$     b  $1.5\text{D}$     c  $2.0\text{D}$     d  $2.5\text{D}$     e  $3.0\text{D}$

解答：？

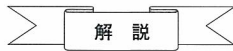
解 説

通常、 $+4.50\text{D}$  の遠視とは眼鏡レンズ度をいう。コンタクトレンズと比較するために角膜頂点屈折力を求めると、 $A = \frac{4.50}{1 - 0.012 \times 4.50} = 4.755 (\text{D})$  になる。 $+4.00\text{D}$  のコンタクトレンズの角膜頂点屈折力を  $4.00\text{D}$  とすれば、この眼の頂点屈折力は  $+0.775\text{D}$  である。したがって、近点が  $50\text{cm}$  にあるときの調節力は  $\frac{1}{0.5} + 0.775 = 2.775 (\text{D})$  になる。この値は選択肢 d と e の間にあり上記の選択肢に正解はないように思われる。この問題は調節に関する問題で、実際の計算には眼鏡レンズ、コンタクトレンズおよび眼の焦点を用いる必要がある。焦点で計算すると選択肢 e に近い値になる。しかし、出題者は  $+4.50\text{D}$  の遠視を  $+4.00\text{D}$  のコンタクトレンズで矯正すると  $+0.50\text{D}$  の遠視が残る。そこで、近点  $50\text{cm}$  のときの調節力は  $+2.50\text{D}$  を正解にしているのかもしれない。できる受験生を混乱させる問題である。



- 77 コンタクトレンズで正しいのはどれか。
- a ソフトレンズは円錐角膜の矯正に有用である。
  - b ソフトレンズは巨大乳頭結膜炎を起こす。
  - c ソフトレンズはレンズ-角膜間の涙液交換がない。
  - d ソフトレンズはすべて治療用レンズとして使用できる。
  - e ガス透過性レンズは角膜への酸素供給にレンズの動きが不要である。

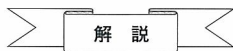
解答：b



ソフトレンズは柔らかいために円錐角膜の矯正に不向きである。ソフトレンズでもレンズの動きによってレンズ-角膜間の涙液交換はある。すべてのソフトレンズは治療用の認可を受けていない。

- 93 エキシマレーザー手術の適応にならないのはどれか。
- a 近視
  - b 乱視
  - c 円錐角膜
  - d 帯状角膜変性
  - e 顆粒状角膜ジストロフィ

解答：c



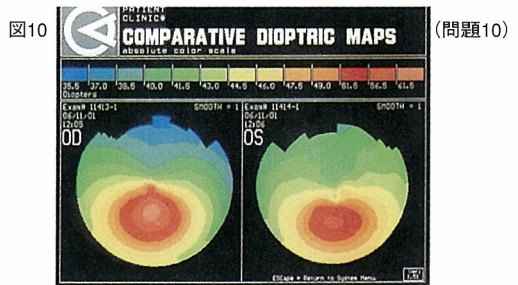
近視、乱視はPRK (photorefractive keratectomy), LASIK (laser in situ keratomileusis) の適応になる。また、帯状角膜変性、顆粒状角膜ジストロフィはPTK (phototherapeutic keratectomy) の適応になる。円錐角膜は角膜が薄くなっているため適応にならない。

臨床実験問題 2問

- 10 20歳の男性。両眼の視力低下を主訴に来院した。視力は右0.01 (0.7×HCL) (HCL：ハードコンタクトレンズ)、本人はエキシマレーザー屈折矯正手術を希望している。両眼の角膜トポグラフィを別図10に示す。適切なのはどれか。2つ選べ。

- a 右眼は全層角膜移植を考える。
- b 散瞳薬を使用すると持続散瞳を生じる。
- c 左眼はエキシマレーザーを考える。
- d 突然の視力低下や角膜混濁について説明する。
- e 右眼はハードコンタクトレンズの下方エッジと角膜との間にスペースを生じている。

解答：d, e



解 説

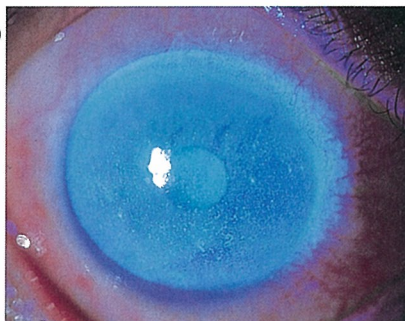
角膜トポグラフィの所見から両眼の円錐角膜である。コンタクトレンズを装用可能であるので、全層角膜移植は適応にならない。円錐角膜では散瞳薬使用によって持続散瞳は起こさない。エキシマレーザーは円錐角膜には禁忌である。円錐角膜は急速に進行してデスメ膜の破裂を生じて強い角膜浮腫とそれによる混濁で著しい視力低下を起こすことがある。この症例では角膜下方が突出しているので、HCLを装用すると下方のエッジと角膜との間にスペースを生じる。

39 35歳の男性。電気溶接作業後に激しい眼痛を訴えて来院した。前眼部フルオレセイン生体染色写真を別図39に示す。原因はどれか。

- a 短波長紫外線
- b 中波長紫外線
- c 長波長紫外線
- d 近赤外線
- e 遠赤外線

解答：b

図39



(問題39)

解 説

紫外線は前眼部で吸収されるが赤外線は眼球の深部で吸収される。したがって、この症例は赤外線障害ではない。紫外線は短波長紫外線 (UVC 290 nm 以下)、中波長紫外線 (UVB 291~320 nm)、長波長紫外線 (UVA 321~400 nm) に分けられる。UVC はオゾン層で吸収されて地表には到達しない。UVA は水晶体まで到達して白内障の原因になるともいわれている。UVB は角膜で吸収されて角膜障害を起こす。

## 多眼式立体ディスプレイ

(鈴鹿医療科学大学) 奥山 文雄

### はじめに

立体画像は2次元画像と比べて奥行き情報が呈示できる利点があるため、従来から多くの分野で興味もたれている。眼科では眼底像の立体表示などに利用されている。最近、ディスプレイ技術が向上してきたため、高度ディスプレイとして立体ディスプレイが注目されている。約10年前と比較すると、立体ディスプレイは2眼式よりも多眼式の研究が注目されている。その理由は、2眼式は視差のある左右2画像から立体画像を再生するため、調節刺激と輻湊刺激が一致しない生理学要因の矛盾、視点を変えても画像は変化しないなどの欠点があり、これらが疲労の主な原因や不自然さを感じさせる原因と考えられている。従来の2眼式立体ディスプレイは、少ない情報量で表示できる特長があり、偏光メガネ方式やレンチキュラ方式などがある。一方、多眼式立体表示はメガネなしで生理学要因を矛盾なく満たし、多人数が同時に観察可能、カラー表示、動画表示などの可能性がある。また、多数の画像を利用することで、視線を変えたときの不自然さが解決される。ホログラム方式は理想的な立体表示方式と期待されているが、光の波面分布を波長オーダーで再現する必要があり、これをよい画像品質の動画で実現できるデバイスがない。そこで、多眼式は疲労の少ない自然な立体ディスプレイとして期待されている。2眼式と比較すると多眼式立体映像は自然な見え方で眼に与える影響も少ないと考えられている。

多眼式にはレンチキュラ方式、パララックス方式、色分解フィルタや超多眼式などがあるので、これらについて紹介する。

### 多眼式レンチキュラ立体方式<sup>1)</sup>

レンチキュラ方式の原理を図1に示す。半円柱形の形状をしたレンチキュラ板と呼ばれるレンズの焦点面に各方向から撮影した多視点画像をストライプ状に配置して、このレンズ板を通して観察すると各画像が立体画像としてメガネなしで見ることができる。

この方式では正立体視領域、逆立体視域（顔にたとえれば、お面を裏側から見るように奥行き感が逆転した不自然な見え方）と非立体視域がある。一般に2眼式が最も立体視領域が狭いが、画像数が増え、多眼になるほど観察域が広がって立体画像が見やすくなり、自然さが向上する。

### 多眼式液晶パララックスバリア立体方式<sup>1)</sup>

メガネなしで両眼視差によって立体画像が表示できる方式である。この方式は図2に示すように、パララックスバリアと呼ばれる垂直方向の細長いスリットの開口部の裏側に、適当な間隔で多視点画像を配置して、視線を水平方向に移動させても自然な画像を観察できる。この方式は液晶パネルのパララックスバリアの形状、開口比、位置を自由にかえることができるので、2次元画像と3次元画像を同じ画面内に混在できる特徴がある。

### 超多眼式立体方式<sup>2,3)</sup>

これまでの多眼式立体方式では、観察者は、ディスプレイ面から投射された多視点画像から左右眼に応じた二つの視差像を見ることで、両眼視差のある画像を得ている。観察者が見ている視差像はディス

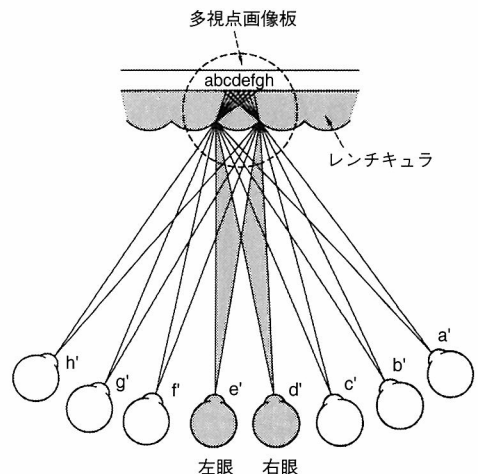


図1 多眼式レンチキュラ方式（8眼式）  
文献1）から変更して引用

プレイ面にあるため、調節刺激位置はディスプレイ面であり、輻湊刺激位置は再生された立体映像位置である。したがって、調節と輻湊の矛盾は解決されない。これに対して観察者の眼の瞳孔径より狭い間隔で複数の視差像を呈示した場合、観察者の単眼に常に複数の視差像を見る状態が生じる。瞳孔に入射した視差像は網膜上で結像される過程で混じり合い、認識されると考えられる。単眼に入射した複数の視差像が網膜上で合致するかどうかを判断することにより、観察者は眼球の焦点調節を空間の立体位置に導く調節刺激を得ることができると考えられている。更に観察者の眼の位置変化で、瞳孔には異なる視差

像が次々に入射するため、視差像の変化は滑らかになる。この方式を超多眼方式という。

この超多眼方式を実現するためには、多くの視差像を表示しなければならない。例えば、視域の幅を200mmにした場合、人間の瞳孔径は5mm程度なので、40眼以上の視差像を5mm以下の間隔で表示する必要がある。アモルフィック光源方式、集束化光源列走査方式（FLA方式）や投影光学系扇形配列方式（以下FAPO方式）などが提案されている。投影光学系を扇形配列したFAPO方式を図3に示す。視差像を原画像として、図中の液晶パネル（以下LCD）に表示する。そして扇状に配列した投影光学系により、その像を凹面鏡に投影する。観察者は設定した視域内で左右眼に対応する視差画像を観察し、両眼視差により立体像を知覚する。両眼にそれぞれ複数の視差像が入射する超多眼条件を満たせば、自然な立体像を観察できる可能性がある。視差間隔を2mm、LCDの水平幅を40mmとすれば、観察距離を65cmとした場合、8眼表示装置で装置全体は約8mと長い表示装置となる。

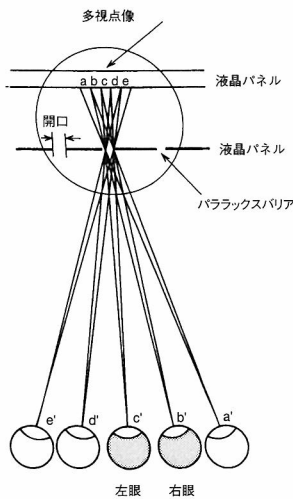


図2 多眼式液晶パララックスバリア方式  
文献1) から改変して引用

#### 色分解フィルタ方式<sup>4)</sup>

4D Vision社の製品で採用されている方式で、8視差像をRGB（赤緑青）の色分解フィルタで分離して観察することができる8視差立体方式である。この方式は、従来のレンチキュラ方式やパララックスバリア方式と比較して簡単な構造で多眼方式を実現できる特徴がある。図4にその原理を示す。

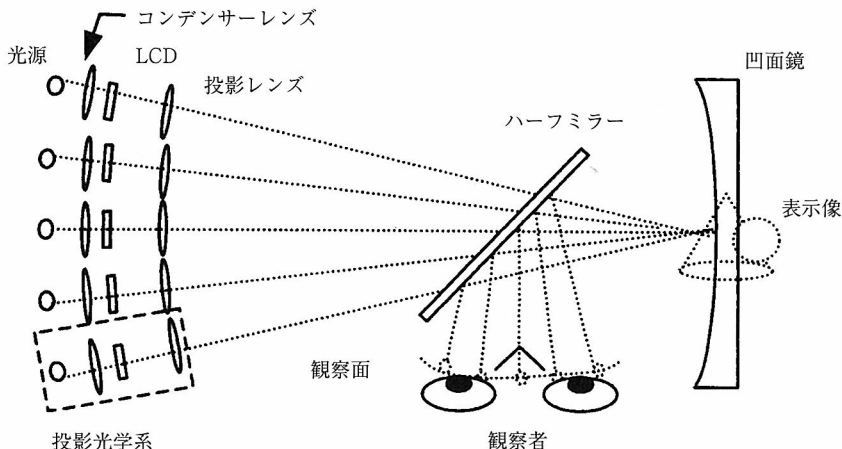


図3 投影光学系扇形配列方式  
文献3) から改変して引用

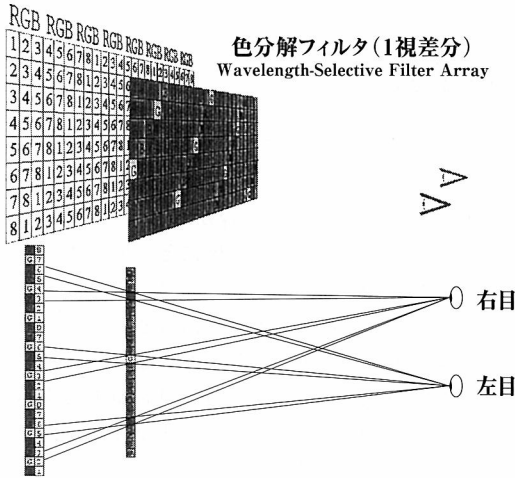


図4 色分解フィルタ方式  
文献4) から引用

### 多重テレセントリック光学系方式<sup>5)</sup>

超多眼方式の一種である。従来のレンチキュラ立体方式がその光学系構成から水平視差数16個程度が限界であり、収束化光源列方式、アモルフィック光学系方式や投射光学系扇形配列方式では機械的走査光学系を必要とする。多重テレセントリック光学系方式はこれらと比較すると多数の水平視差を小型で簡単な光学系で実現できる特徴がある。図5にその光学系の原理を示す。

その原理は、従来のレンチキュラ方式が画像発生源を水平方向のみに配列したために受けた水平視差数の限界を、実際には2次元に配列した多数の画像発生源を光学系で水平方向のみに変換して、光学的には水平方向に多数の視差像を並べたと同じ効果を得ている。光学系は、画像発生源（液晶ディスプレイ）を多数、水平位置が一致しないように配置して、垂直方向への拡散板を用いて画像を形成している。デバイス技術のみで構成でき、機械的な可動部や複雑な位置合わせが不必要な超多眼方式である。

試作品は、2次元ディスプレイに18万画素0.55インチ液晶パネル64枚を2次元配置した64眼式である。共有レンズにはフレネルレンズ、拡散板にはレンチキュラ板を用いた。スクリーンサイズは187×

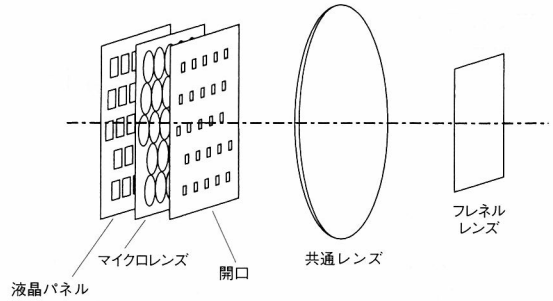


図5 多重テレセントリック光学系方式  
文献5) から改変して引用

147 mm、奥行き表示範囲は±495 mmである。実際に観察した感じでは奥行き感は自然であり、左右に視点を変えても画像が連続するので違和感が少ない。

### まとめ

現在、立体ディスプレイは従来の2眼式から多眼式、超多眼方式と発展している。2眼式は、低コストで実現できるため、多くの分野で利用される。また、放送分野では2眼式が次世代高度映像放送として注目されている。しかし、その原理は主に両眼視差の立体視機能を利用するため、調節と輻湊が一致しない矛盾や観察の不自然さがあり、この影響を少なくするためのディスプレイの開発や撮影技術が研究されている。一方、多眼式や超多眼方式は視覚疲労を少なくするためには優れた方式であるが、その情報量が多いため、当分は限られた分野での利用が進むと考えられる。いずれの方式も長時間の観察では視機能への影響が考えられるため、この点からの検討が必要である。

### 文 献

- 1) 泉武 博監修：3次元映像の基礎。オーム社、東京、1995。
- 2) 高度立体動画画像通信プロジェクト最終成果報告書。通信・放送機構、1997年9月。
- 3) 高度三次元動画画像遠隔表示プロジェクト最終報告書。通信・放送機構、2002年9月。
- 4) 新津 靖：多眼式裸眼立体ディスプレイのコンテンツ作成法。3D映像17:56-60, 2003。
- 5) 高木康博：変形2次元配置した多重テレセントリック光学系を用いた3次元ディスプレイ。映像情報メディア学会誌 57:293-300, 2003。