

## ステレオディスプレイ観視時の 水平両眼視差と視覚疲労

江本 正喜・正岡顕一郎・山之上裕一・菅原 正幸・野尻 裕司

NHK 放送技術研究所 テレビ方式  
〒157-8501 東京都世田谷区砧 1-10-11

### 1. ま え が き

テレビ放送は白黒テレビに始まり、カラー、衛星、High Definition TV、デジタル化と進歩してきた。さらに、将来の放送サービスの1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、実現には未だ多くの技術的課題が残されている。

現在では、両眼の網膜像に含まれる水平両眼視差を利用したステレオ方式が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実用化されている。ところが、立体画像観視後に視覚疲労を訴えるケースが散見される。医学的処置が必要な重大な生体影響を及ぼさないとしても、視覚疲労の度合いが大きければ立体テレビが一般に受け入れられるとは考えられないことから、視覚疲労の少ない立体テレビ実現に向けて、予め視覚疲労の問題の十分な検討を行う必要がある。

しかし、「疲労は本来、主観的な概念であり、直接、計測の対象となるものではない<sup>1)</sup>」ため、定量化することは困難である。それにもかかわらず、「疲労による生体における何らかの歪みによって生理的活動にも変化をきたし、機能の変化、物質変化、主観的訴え、能率の変化などを生じる<sup>1)</sup>」ことから、それらの変化を捉えて疲労評価が試みられている。立体画像観視時に

おける視覚疲労の評価指標としては、焦点調節のステップ応答、瞳孔径の減少、AC/A比、融像幅の変化などが検討されてきている<sup>2-5)</sup>。しかし、実験結果は様々であり、視覚疲労評価指標の確立にまでは至っていない。これは、実験条件の多様性によるものと考えられる。特に被験者に与える疲労負荷の統制が困難であることが、大きな要因の1つであると考えられる。そこで本稿では、疲労負荷の統制の観点から、左右像の融像に注目し、立体画像観視時の主要な視覚疲労要因の1つは、融像困難な左右像の融像努力であるという仮定を行う。さらに、図1に示すように融像を困難にする要因を2つに分類する。すなわち、左右の映像機器の特性差に起因するハードウェアの問題である機器側の要因と、ステレオ画像で避けることのできない、水平両眼視差に起因する原理的要因である。本稿ではこの原理的要因の検討を行う。そして、水平両眼視差量が番組制作の際にある程度の統制が可能であり、ソフトウェアの問題であることを示

要因	視機能との対応
1. 左右の映像機器の特性差	
左右像の	
— 大きさの差	不等像視
— 垂直差	上下斜位、斜視
— 傾き差	回旋斜位、斜視
— 輝度差	
— コントラスト差	
— 色度差	
— 等	

2. ステレオ画像の原理的要因	
水平両眼視差	水平斜位、斜視

図1 融像努力を必要とする融像困難な左右像差を生じる要因。

す。なお、本稿で直接扱わない左右の映像機器の特性差の許容範囲については参考文献<sup>6-17)</sup>等を参照されたい。これらの文献で述べられているのは、主に快適性や見やすさであり、長時間観視したときの視覚疲労に言及していないものも多い。

上述した、左右の映像機器の特性差がない場合でも、一般的なステレオ画像は観視者の見る画像中の位置によって水平両眼視差量が異なるため、水平両眼視差量の統制が困難である。これまでの検討でも、観視者が見ると予想される被写体の最大水平両眼視差量を記述しているにすぎない<sup>2,4)</sup>。ステレオ画像の水平両眼視差量を対応点検索 Stereo matching によって、計算で求めることは可能であるが<sup>18)</sup>、実験において観視者に負荷される正確な水平両眼視差量を求めることは、観視位置を予め特定するか、観視者の眼球運動を測定するなどの方策が必要となるため困難である。しかし、正確な水平両眼視差量を求めることは、輻湊機能に対する正確な負荷量を知る上でも必須である。

さらに、水平両眼視差量は両眼の輻湊と焦点調節の不一致量を規定する。従来通説では、立体画像観視に伴う視覚疲労原因は、両眼の輻湊と焦点調節の不一致であると言われてきた。これは、実体視と立体画像観視時の視機能と比較し、その差異を指摘するものである。すなわち、図 2a に示すように、実体視においては両眼の輻湊点は被写体深度に含まれ、両眼の輻湊と焦点調節の両者は一致している。一方、図 2b に示すように、立体画像観視においては両眼の輻湊点は知覚された立体像の位置であり、焦点調節は表示面が被写体深度に含まれるように行われる。知覚された立体像の奥行きと、表示画面の奥行きとの差が大きくなるに従って、両者の不一致の度合いも大きくなる。この立体画像観視における両眼の輻湊と焦点調節の関係は、図 2c に示すように、プリズム光学系を用いて模擬することができる。プリズムの度を統制することにより、観視者の焦点調節を画面上に保ったまま、輻湊負荷を変化させることができる。こ

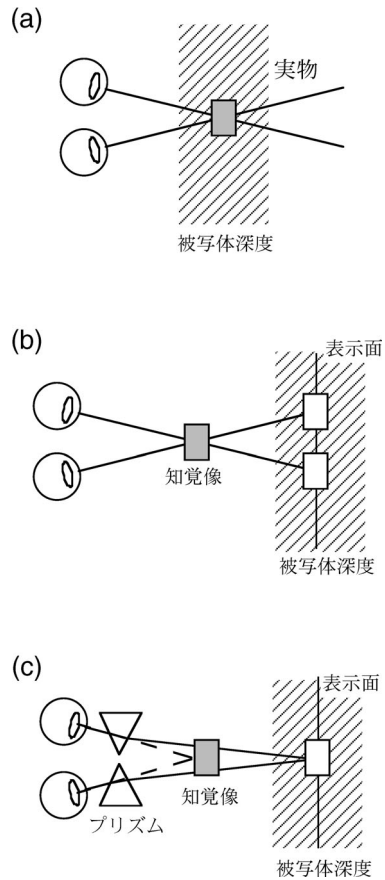


図 2 (a) 実体視, (b) 立体画像観視時の輻湊と焦点調節の関係, (c) プリズムによる立体画像観視の模擬状態.

の模擬装置の利点は、観視者が画面のどこを見ても水平両眼視差量がプリズムの度により規定できるため、負荷量の統制が可能であり、上述の問題が解決できることである。

我々の目的は、この視機能模擬系を用いて、ステレオ画像の水平両眼視差量、すなわち両眼の輻湊と焦点調節の不一致量と視覚疲労の関係を求めることである。

一方、人間の視覚系はある程度の両眼の輻湊と焦点調節の不一致を許容する。ほぼ調節一定で融像したまま輻湊を変化させることのできる輻湊範囲を相対輻湊と呼ぶ。輻湊と調節の不一致状態で快適に見ることができる範囲は、輻湊と調節の相互作用の観点から快適視域 (Area of comfort) として知られている。Percival<sup>19)</sup>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3 Diopter 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。Percivalの快適視域の有効性は、経験的に検証されているが、実験的な検証はなされていない。例えば、Head-mounted display (HMD)による視覚疲労を検討した例では、快適視域に収まる両眼視差量は大きな視覚負担とはならないことが報告されているが<sup>2)</sup>、この結果は、単に小さい両眼視差量が視覚疲労を引き起こさないことのみを示しており、快適視域との関係は明らかでない。

そこで、本稿では、各被験者の快適視域を基準として、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状態を、プリズム光学系を用いて模擬した。被験者は両眼前に置かれた一定の度のプリズムを通して約1時間の画像観視を行った。被験者の眼前のプリズムの度を変化させることにより、輻湊系に与える負荷量を快適視域の内側と外側に設定し、視覚疲労を評価した。以降これらの条件をプリズム一定条件と呼ぶ。このような一定の度のプリズムを通しての観視はプリズム順応を引き起こすことが知られている<sup>20, 21)</sup>。立体画像観視では、注視している立体像の奥行き変化に伴う輻湊量の時間変動や、場面転換などによる注視像の変化に伴う輻湊量の不連続な時間変動は、一定の順応状態ではなく、常に新たな順応状態を必要とする。すなわち、これまでに指摘されていない立体画像観視に特有の視機能への負荷として、時間変動する両眼の輻湊と焦点調節の不一致量への順応が挙げられる。本稿では、このような不連続に変動する両眼の輻湊と焦点調節の不一致状態を、時間変動する可変プリズム光学系を用いて模擬した。被験者は両眼前に置かれた時間変動する度のプリズムを通して約1時間の画像観視を行った。プリズムの度の変化幅を快適視域の内側と外側に設定した。以降これらの条件をプリズム変動条件と呼ぶ。

これらの一定、可変輻湊負荷による視覚疲労

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 (Visual evoked cortical potentials: VECP) の潜時を評価指標として検討する。ここで、融像幅とは観視前後で測定された相対輻湊のことであり、被験者の輻湊負荷決定時の相対輻湊と区別するために、融像幅の語を用いる。これらの視機能指標は、互いに相互作用があることを前提に、それぞれ外眼筋、内眼筋、脳機能の疲労指標として採用した。

## 2. 実 験

### 2.1 実験方法

本実験では、立体画像観視時の視機能を模擬するため、ロータリープリズム<sup>22)</sup>を計算機制御する視機能模擬装置を開発した。輻湊負荷量は、Percivalの快適視域に基づいて、各被験者ごとに決定した。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3 Diopter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越える可能性がある。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、全ての実験に先立って各被験者の相対輻湊を測定し<sup>23)</sup>、小数点以下を切り捨てて限界値とした。表1に各被験者に対する各実験条件でのプリズム負荷量を示す。輻湊負荷一定の実験条件としては、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。

プリズムの度が生理的な水平斜位の範囲に収まる $-2\Delta \sim +2\Delta$ に計算された場合には、輻湊負荷として意味をなさないため、また、従来の平面テレビと比較するため、実際のプリズム負荷は $0\Delta$ 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。この操作の結

表1 プリズム負荷量

	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	Lens
被験者 1	-12	-5.0	0.0(2.0)	9.0	16.0	<i>20.0</i>	30	2.0~16.0	-5.0~23.0	-5.0~23.0
被験者 2	-10	-7.4	-4.6	-2.0	0.0(0.6)	3.4	6	-4.6~0.6	-7.4~3.4	-7.4~3.4
被験者 3	-10	-6.4	-2.6	0.0(1.0)	4.6	8.4	12	-2.6~4.6	-6.4~8.4	-6.4~8.4
被験者 4	-12	-5.2	0.0(1.4)	8.0	14.6	21.4	28	1.4~14.6	-5.2~21.4	-5.2~21.4
被験者 5	-12	-5.2	0.0(1.4)	8.0	14.6	<i>18.0</i>	28	1.4~14.6	N/A	N/A
被験者 6	-10	-5.0	0.0(0.0)	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 Δ. 下線は 2D 条件として重複使用. ( ) 内は元の計算値. 斜体はプリズムの度を計算値より減少させて実施.

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.

ただし, +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.

プリズム負荷量が時間変動するプリズム変動条件としては, 本実験におけるプリズム負荷変動範囲は, 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. さらに, 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 (Lens 条件) を設けた. これらの条件では, 1 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 3 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.

## 2.2 実験手順

実験は体調のアンケートから始まり, 体調が

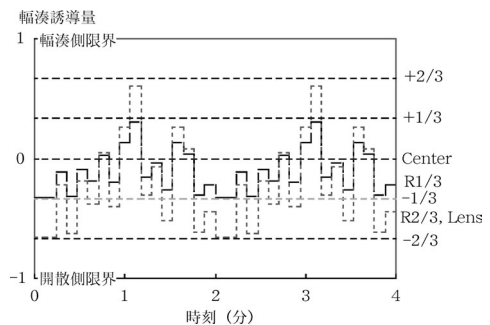


図3 輻湊開散誘導量の時刻変化 (2 周期分).

すぐれないときには, 実験を中止した. このため, R2/3, Lens 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. 画像観視の前後, 休憩後, 2 回休憩後に上述した方法で Break point, Recovery Point が測定された. 画像観視の前後に表 2 に示す測定条件でフラッシュ刺激に対する VECP の測定を行った. 2 回の測定の平均値を測定値とした. 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 度の緑色背景に, 視角約 3 度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. 観視条件は HDTV 標準観視条件に準じて設定した<sup>24)</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 度とした. 観視画像は約 1 時間の立



表2 VECP measurement conditions

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)
ボディーアース	前頭中心部 (Fz)
感度	10 $\mu$ V
低周波フィルタ	0.5 Hz (時定数 0.3 秒)
高周波フィルタ	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	307.2ms (1024 点)

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

体ハイビジョン番組で、オペラ「こうもり」第2幕であった。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。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 台のモニター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

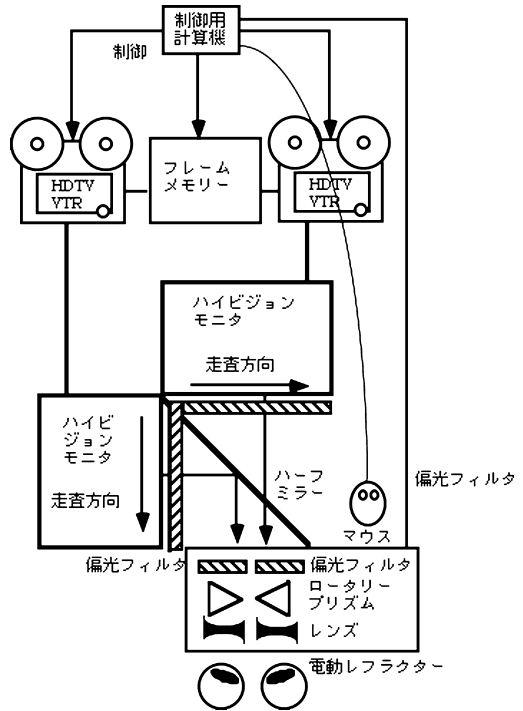


図4 実験装置。

は、光学的に共役な 2 台のモニター上に表示され、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。

観視中の被験者の課題は、プリズム一定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、プリズム変動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。画像観視直後、「目の疲れがはげしい」等の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。

### 2.3 実験装置

実験装置を図 4 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ー、及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

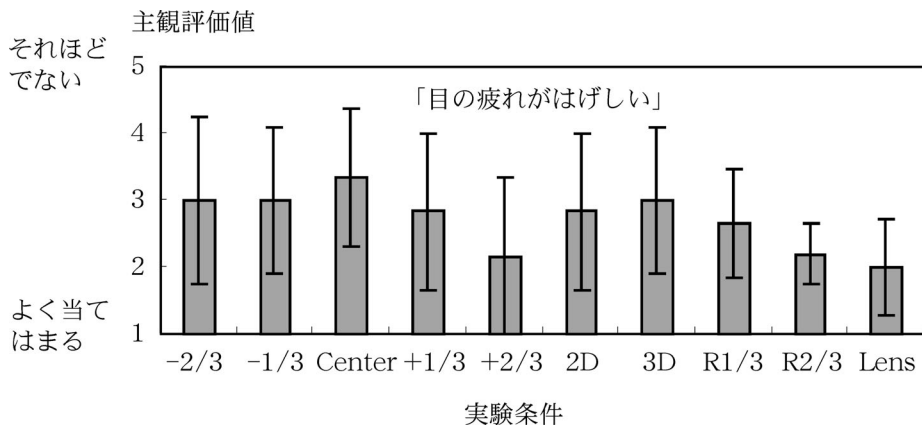


図5 「目の疲れがはげしい」に対する主観評価。

置は、融像性輻湊限界の測定の際にも用いた。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、フレームメモリーの画像の切り替え、マウスによる被験者の反応の取り込み、記録を行った。

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0.12Diopter単位で不連続に変更可能である。この光学系の視野角は円形で約34度であり、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。

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、VECP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

#### 3.1 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5に示す。

被験者間のばらつきが大きいため、実験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見られる。

#### 3.2 融像幅の比

各被験者の開散側限界点と輻湊側限界点から融像幅を求め、画像観視前の値でそれ以降の時点の融像幅を正規化した。図6aにプリズム一定条件の結果を示す。また、図6bにプリズム変動条件と3D条件の結果を示す。全ての実験条件で、画像観視後に融像幅は一時的に減少した後、休憩後には画像観視前の値に回復している。画像観視後の融像幅の一時的な減少は快適視域外の実験条件で顕著である。重複測定分散分析の結果、Lens条件 ( $p=0.027$ , Greenhouse-Geisser epsilon=0.391) 以外ではMauchleyの球面性が仮定でき、-2/3, -1/3, +2/3, 3D, R1/3, R2/3条件で時刻の主効果が有意であった(それぞれ、 $F(3, 15)=5.732, 8.338, 5.380, 5.874, 7.489$ ,  $F(3, 12)=9.868$ ,  $p=0.008, 0.002, 0.01, 0.007, 0.003, 0.001$ )。画像観視前を基準としたDunnettの多重比較の結果、2/3, -1/3, +2/3, 3D, R2/3条件で画像観視直後に融像幅に有意な減少が認められ(それぞれ、 $p=0.02, 0.018$ ,

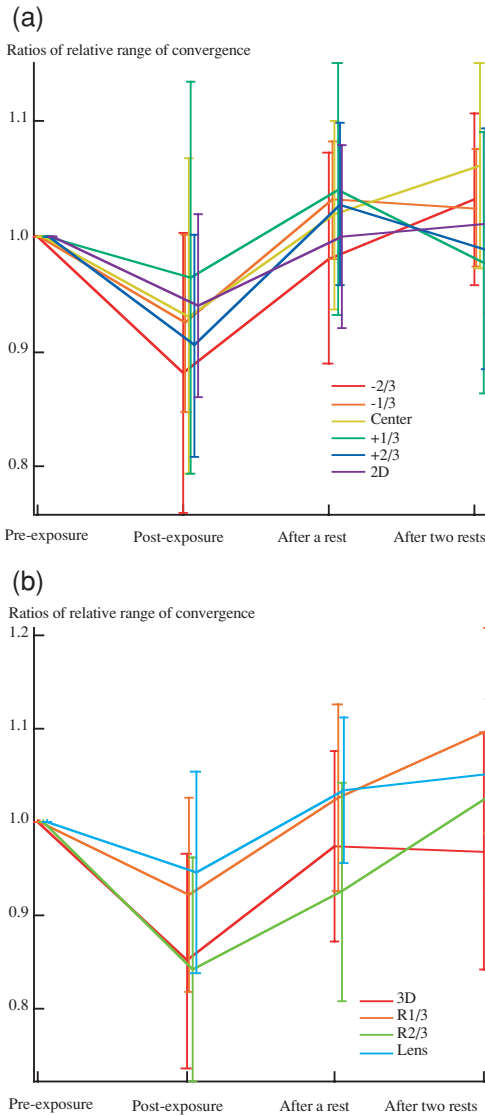


図6 (a) プリズム一定条件の結果, (b) プリズム変動条件と3D条件の結果.

0.026, 0.004, 0.003), R1/3条件で2回休憩後に有意な増加が見られた ( $p=0.048$ ).

### 3.3 調節のステップ応答

調節のステップ応答波形の例を図7に示す. 図中, 5秒の時点で0 Diopterから5 Diopterに垂直に立ち上がっている直線は, 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本の曲線は被験者の5回の焦点調節反応を示す. 条件によっては, 画像観視後に近視の調節応答

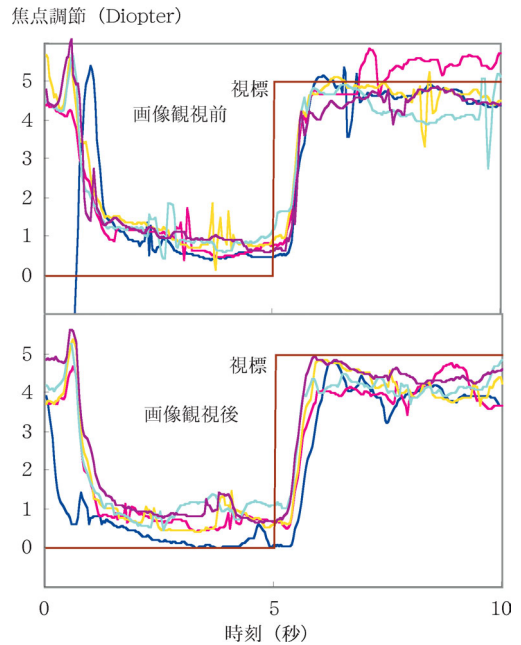


図7 調節のステップ応答波形の例.

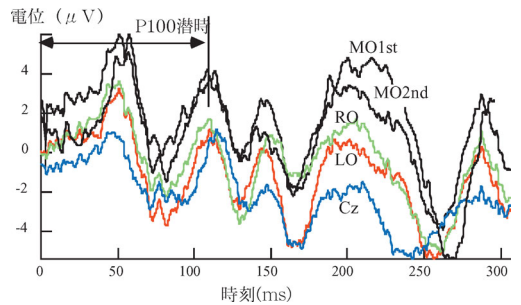


図8 VECP波形の例.

に変化が見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, 全ての被験者で調節負荷が5 Diopter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. 今回の測定値においては, 1名の被験者で特に変動が少なかった. この被験者を検討から除外し, 5回の測定のうち, 調節の初期状態の影響のある1回目を除く4回分の近視の9-10秒区間を平均した. 画像観視前, 観視直後の値に対して対応のある  $t$ -test を行った. その結果, R1/3 ( $t(4)=11.9, p=0.00014$ ),

R2/3 条件 ( $t(3)=3.19, p=0.0248$ ) において有意差が検出された。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可能性が示唆された。

### 3.4 Transient 型フラッシュ刺激に対する視覚誘発電位 (Visual evoked cortical potentials: VECP) 正中後頭部 (MO) の P100 成分の出現潜時

VECP 波形の例を図 8 に示す。表 2 に示した 4 点の測定点のうち、正中後頭部 (MO) は 2 回分の重ね書きである。再現性を確認しながら正中後頭部波形の 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 9 に示す。全ての条件で正規性が仮定できるので、対応のある片側  $t$  検定の結果、水平両眼視差が時間変動する R1/3 条件 ( $p=0.0448, t(5)=-2.10$ ) と R2/3 条件 ( $p=0.0292, t(4)=-2.63$ ) で有意な潜時延長が認められた。これに対して、3D 条件 ( $p=0.117, t(5)=-1.35$ )、Lens 条件 ( $p=0.453, t(4)=-0.127$ ) では、有意な変化は認められなかった。

## 4. 考 察

### 4.1 二重像知覚申告

プリズム変動条件における、二重像知覚に伴うボタン押しによる申告は、R1/3, R2/3, Lens 条件の実験を全て行った 5 名の被験者のうち、

3 名の被験者で共通の傾向が見られた。すなわち、R1/3 条件では実験の後半に二重像の知覚が増加する傾向が見られた。R2/3 条件では実験期間中を通じて全体的に二重像の知覚が見られ、R1/3 条件よりも回数が増加する傾向が見られた。Lens 条件では輻湊負荷は R2/3 条件と同一であるにもかかわらず、R2/3 条件よりも二重像の知覚が減少する傾向が見られた。残り 2 名の被験者では、系統的な傾向は見られなかった。R1/3 条件において実験後半に二重像の知覚が増加したことは、融像幅の変化と一致しており、輻湊変動負荷による融像幅減少の結果であると考えられる。また、R2/3 条件と R1/3 条件の比較では、R2/3 条件の方が誘導された不連続な両眼視差量が大きいことより、二重像知覚の増加は自明である。また、R2/3 条件と Lens 条件の比較では、不連続で大きい輻湊開散負荷の際に、二重像知覚の有無に差異が生じると考えられる。つまり、R2/3 条件においては二重像知覚が生じるような、不連続で大きい輻湊開散負荷量であっても、Lens 条件では、焦点調節を伴う輻湊開散となり、融像可能となることで二重像知覚頻度が減少していると考えられる。これは、レンズ補償によって実体視に近い状態で観視可能であったことを裏づけるものである。

ただし、二重像知覚の申告は必ずしも輻湊負荷量の大きいときに行われているわけではなく、その変化の大きいときに行われる傾向があった。

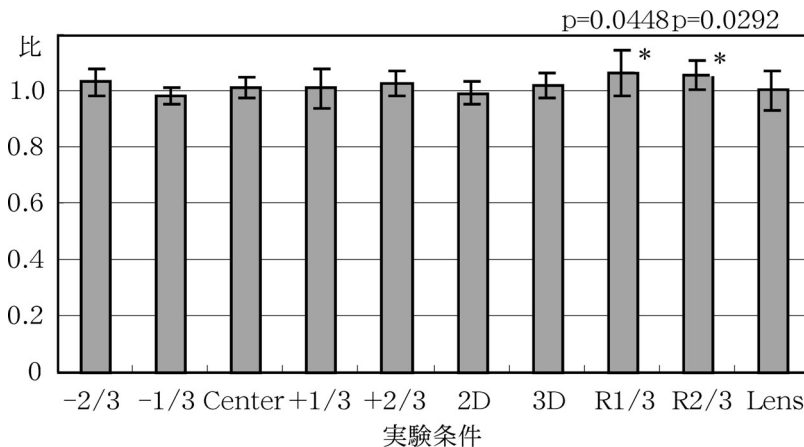


図9 観視前に対する観視後の P100 潜時の比。



## 2 重像知覚確率(%)

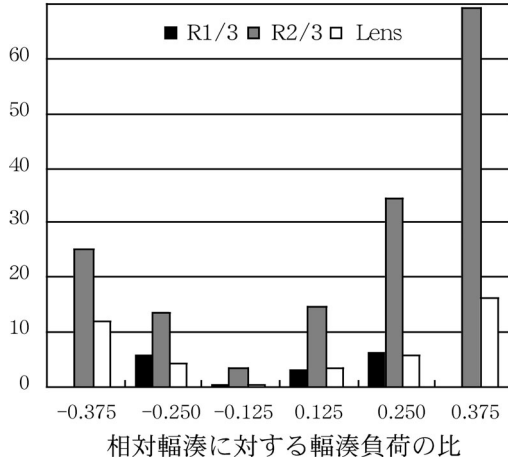


図 10 二重像知覚確率.

そこで、被験者に与えた輻湊負荷変化量のその被験者の融像幅に対する割合を求めることで正規化し、被験者3名分のデータを総合してその負荷時の二重像知覚申告の確率を求めた。これを図10に示す。これより、輻湊負荷の絶対量が大きいときでなく、輻湊負荷変化割合が大きいときに二重像知覚の確率が高い傾向が認められる。また、Lens条件ではR2/3条件と比較して、同じ輻湊負荷変化割合でも二重像知覚の確率が低い傾向が認められる。

今回のような短時間の輻湊要求に対して輻湊順応が起きないとすれば輻湊負荷の絶対量が大きいときに二重像が報告されるはずであるので、今回の結果は、視覚系は与えられた輻湊要求にその都度順応を開始し、その順応状態から次の輻湊負荷に対して順応を開始しなければならないときに、二重像知覚が生じていることが示唆される。

これらの結果は、大きい調節と輻湊の不一致、または時間変化が視機能低下につながり、不一致の不連続な変化の際に二重像が知覚されることを示唆する。

### 4.2 VECP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>5)</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>25)</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。

このほかにも、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2 sec-groupで遅延率6.03%、負荷の低かった2 sec-groupで遅延率4.44%と同程度の潜時遅延が見られている<sup>26)</sup>。輻湊と焦点調節の不一致をレンズにより補償したLens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。

視覚誘発電位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>27)</sup>。今回測定した、フラッシュ刺激に対するVECP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、VECP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。

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や<sup>28)</sup>、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>29)</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うことができる。

融像幅に関して、R1/3 条件では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持つ可能性がある。これは、従来から用いられている快適視域がある程度の妥当性を持っていることを示唆する。

以上より、ステレオ画像観視に伴う視覚疲労軽減のためには、両眼視差の統制が重要であることが明らかとなった。番組制作時の両眼視差量の統制に関しては、ステレオカメラによる撮像条件、提示条件から再現空間が計算できることが報告されており<sup>30)</sup>、これを元に、立体画像の空間歪み表示装置を開発した。装置の構成を図11に示す。センサ内蔵雲台には2台のカメラの輻湊角とカメラ間隔を測定するセンサが内蔵されている。取り込んだ左右画像と撮像条件から、左右画像の対応点計算により、被写体の奥行きを求める。次に、手入力した表示、観視条件から再現空間を求め、空間メッシュを用いて表示する。

この装置の使用例として、再現空間の水平両眼視差が過大になることが予想される例を図12に示す。このような場合には、装置の出力を参照しながら撮像条件を変更し、再現される水平両眼視差が過大にならない条件で撮像することにより、視覚疲労を防止することが可能である。

## 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

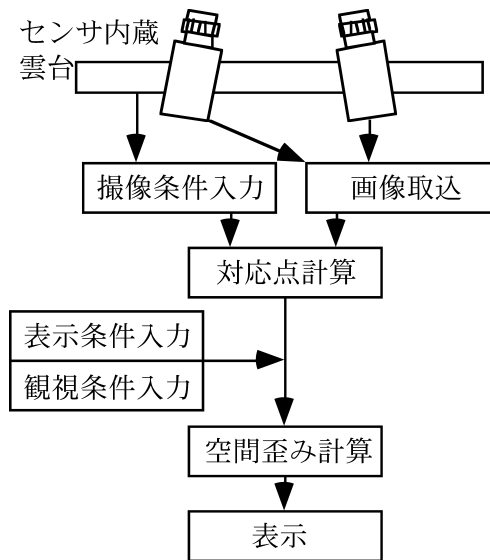


図11 立体画像空間歪み表示装置。

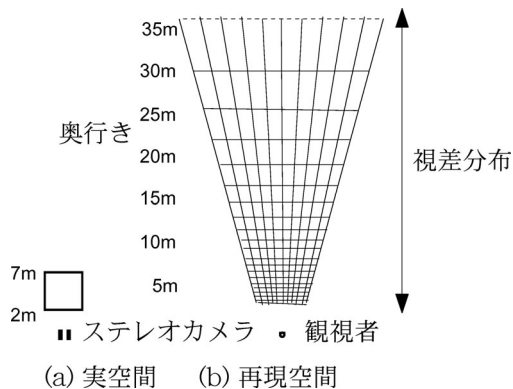


図12 再現空間の水平両眼視差が過大になることが予想される例。

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、水平両眼視差量が多い場合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。従来から指摘されていた、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と輻湊順応を招くことを通じて視覚疲労原因となっていること、水平両眼視差量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、ハードウェアの問題として、左右の映像機器の特性を揃えること、ソフトウェアの制作上の問題として、画像撮像時に両眼視差量計算システム等を用いることによって、過大な両眼視差量や、繰り返し輻湊順応を要求する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。

今回の検討はほぼ正常な視機能を持つ成人の被験者に、輻湊負荷を与えた場合の検討であり、正常範囲とされている範囲を超える視機能を持つ場合や、視機能の発達途中である年少者が非常に長時間、長期間の画像観視を行った場合などの影響は未知である。したがって、放送サービス開始前までには、これらの発達途中の視機能への影響、長期的な影響の危険性や、それらへの影響が小さく、許容することができる視環境、観視時間などの範囲などについて、具体的、広範囲な医学的観点からの検討が不可欠であると考えられる。

## 文 献

- 1) 大島正光：疲労の研究。第2版，同文書院，4-8, 1979.
- 2) E. Peli: The visual effects of head-mounted display (HMD) are not distinguishable from those of desk-top computer display. *Vision Research*, **38**, 2053-2066, 1998.
- 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) A. Oohira and M. Ochiai: Influence on visual function by a stereoscopic TV programme with binocular liquid crystal shutter and HI-Vision TV display. *Ergonomics*, **39**, 1310-1314, 1996.
- 5) M. Emoto, Y. Nojiri and E. Okano: Changes in fusional vergence limit and its hysteresis after viewing stereoscopic TV. *Displays*, **25**, 67-76, 2004.
- 6) 山之上裕一，永山 克，尾藤峯夫，棚田 詢，元木紀雄，三橋哲雄，羽鳥光俊：立体ハイビジョン撮像における左右画像間の幾何学的ひずみの検知眼・許容限の検討。電子情報通信学会論文誌，J80-D-II, **9**, 2522-2531, 1997.
- 7) Y. Yamanoue: A Study on Tolerance for Geometrical Distortions between L/R Images on Shooting 3D-HDTV. *Systems and Computers in Japan*, **29**, 5, 1998.
- 8) 花里敦夫，奥井誠人，岡野文男：輝度クリップ特性差による立体映像の劣化の評価。映像情報メディア学会年次大会，4-5, 49, 2001.
- 9) L. K. Frank and T. Alexander: Visual comfort of binocular and 3D displays. *Displays*, **25**, 99-108, 2004.
- 10) B. Choquet: 3DTV studies at CCETT. *TAO 1st International Symposium*, 1993.
- 11) CCIR: Design of a System of Stereoscopic Television. *CCIR XI/22-E*, MOSCOW, 1958.
- 12) I. P. Beldie and B. Kost: Luminance asymmetry in stereo TV images. *SPIE*, **1457**, 242-247, 1991.
- 13) J. Fournier and T. Alpert: Human factor requirements for a stereoscopic television service. *SPIE*, **2177**, 45-54, 1994.
- 14) A. Hanazato, M. Okui and I. Yuyama: Subjective Evaluation of Cross Talk Disturbance in Stereoscopic Displays. *SDI 20th International Display Research Conference*, 2000.
- 15) S. Pastool: Human Factors in 3D Imaging. HHI report, 1996.
- 16) J. Konrad, B. Lacotte, and E. Dubois: Cancellation of image crosstalk in time-sequential displays of stereoscopic video. *IEEE Transactions of Image Processing*, **9**, 897-908, 2000.
- 17) K. C. Huang, J. C. Yuan, C. H. Tsai and W. J. Hsueh: Study of factors affecting stereopsis in stereoscopic display. *3D Image Conference*, P-9, 149, 2001.
- 18) 野尻裕司，山之上裕一，花里敦夫，岡野文男：位相相関法を用いた立体ハイビジョン映像の視差量測定と見やすさについて。映像情報メディア学会誌，**57**, 1125-1134, 2003.

- 19) A. S. Percival: The relation of convergence to accommodation and its practical bearing. *Ophthalmology Review*, **11**, 313-328, 1892.
- 20) G. L. Stephens and R. Jones: Horizontal fusional amplitudes after adaptation to prism. *Ophthalmic and Physiological Optics*, **10**, 25-28, 1990.
- 21) B. Sethi and R. V. North,: Vergence adaptive changes with varying magnitudes of prism-induced disparities and fusional amplitudes, *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, **64**, 263-268, 1987.
- 22) 金原出版：眼科一般検査法. *眼科MOOK*, **3**, 40-49, 1978.
- 23) I. M. Borish: Versions and Vergences, VI. Vergence Tests. *Clinical Refraction 3rd Edition*. Professional Press Inc., Chicago, IL, 1226-229, 975.
- 24) ITU-R: Subjective assessment of stereoscopic television pictures, BT.1438. 2000.
- 25) 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.
- 26) 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. *日本眼科学会雑誌*, **90**, 1226-1231, 1986.
- 27) 下地恒毅：誘発電位 基礎から臨床応用まで. 西村書店, 120-121, 1992.
- 28) 萩原 朗：両眼視, 輻湊及びその障碍, 日本眼科全書 第7巻 眼機能 第4冊 第2分冊, 385
- 29) 萩原 朗：両眼視, 輻湊及びその障碍, 日本眼科全書 第7巻 眼機能 第4冊 第2分冊, 403
- 30) 山之上裕一, 奥井誠人, 岡野文男, 湯山一郎：2眼式立体画像における箱庭・書き割り効果の幾何学的考察. *映像情報メディア学会誌*, **56**, 575-582, 2002.