

## 3次元映像の生体への影響：循環器機能への影響

吉澤 誠

東北大学 大学院工学研究科 電気・通信工学専攻

〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 05

### 1. はじめに

心拍、血圧、呼吸は、自律神経系の影響を受け人間の心理的・精神的状態を反映して変化する。心拍、血圧、呼吸に関するパラメータは非侵襲的にしかも容易に計測できるため、視覚情報の変化によってもたらされる生理的・心理的・精神的状態の何らかの変化を、これらの生理的パラメータを解析することにより定量化することができる可能性がある。

心拍、血圧、呼吸に関するパラメータは、それらの周波数解析の結果から、自律神経系の特徴を表すゆらぎやリズムを含むことが明らかになった<sup>1,2)</sup>ことをきっかけとして、人間の精神的負荷（メンタル・ワークロード）を定量化しようとする試みによく用いられてきた。動揺病やいわゆるバーチャル・リアリティ酔い（仮想環境酔い）などのような視覚刺激に関するものについて限定しても多くの研究がなされてきた<sup>4,5)</sup>。

しかし、これらのパラメータに現れる変化は個人差が非常に大きいばかりでなく、同一個人においても計測時の体調や姿勢のわずかな変化で異なる結果が得られるという欠点があるため、被験者数を機械的に増やしたところで統計的に確証のある結果を得ることはなかなか容易ではないとされている<sup>5,12,15)</sup>。さらに、これらのパラメータは、循環器系、呼吸器系、それら以外の生理的システムおよび外部環境の間の複雑な動的相互作用を反映するため、それぞれが相互に影響を及ぼし合っ

ている。したがって、これらのパラメータを使って生理的・心理的・精神的状態の変化を把握するためには、それぞれを単独で解析するのではなく総合的な解析に基づいた検討が必要であると推測される<sup>15)</sup>。

そこで本研究では、視聴媒体（HMD・プロジェクタ）の相違、無映像（安静）・2D・3Dの相違を定量的に比較するため、主として心拍数と血圧（最大値、最小値、圧較差）のスペクトル解析を行い、それらの持つ特徴的なパターンであり、自律神経系の活動性を表すと考えられている低周波帯の成分（low frequency component: LF成分）と高周波帯の成分（high frequency component: HF成分）について分析する<sup>13)</sup>。また、これらのパラメータと呼吸周波数の関係についても検討する。さらに、それぞれのパラメータの時間的変動についても考慮しながら、実験から得られた多変数の結果に対して、統計的に有意な差が得られた変数だけを抽出し、それらの変数について、特に無映像（安静）・2D・3Dの相違について検討する。

### 2. 方法<sup>16)</sup>

#### 2.1 視覚刺激映像

視覚刺激映像としてはCGで作られた300秒（5分）のアニメーション映像を用いた。これは視差モードを切り替えることで同一の内容を3Dと2Dのどちらでも鑑賞できる。この映像は現実にはありえないような宇宙空間および恐竜の跋扈する世界が描いたもので

あり、心理的・生理的刺激がかなり大きいと予想される。図1に実験のプロトコルを示す。順序効果を低減するために、被験者によって2D映像の部分と3D映像の部分の順序を入れ替えた。「安静」のとき、被験者は全画面が灰色の映像を見ており、瞳孔系が基準照度に順応するようにさせている。

## 2.2 被験者

被験者は、21歳から41歳までの学生を中心とした15名であり、視覚機能および身体機能に特に異常のないことが事前の医師による問診により確かめられている。この15名の被験者は次の3つのグループに分けられた。

- HMDとプロジェクタで同一の被験者群(5名)。
- HMDについて、a)の5名の被験者群に加えて、残りの10名の中から5名の被験者を選んで付け加えた合計10名の被験者群。
- プロジェクタについて、a)の被験者群に加えて、b)で残された5名を付け加えた合計10名の被験者群。

HMD実験のときは全データが解析可能であった。このため、HMD実験の解析対象数は合計10名である。プロジェクタ実験のときは、1人の被験者(「3D→2D」)の心電図データが不良であったため解析不能であっ

た。このためプロジェクタ実験に限り、「2D→3D」が5名、「3D→2D」が4名であり、解析対象数は合計9名となった。

すなわち、解析対象となる標本集団は表1のとおりである。

表1は、本解析の場合、2Dと3Dの比較については問題ないが、HMDとプロジェクタの比較については、標本集団A)だけで行うべきであり、標本集団B)を用いた場合には必ずしも正確というわけではないことを示している。

## 2.2 計測方法

心電図信号は心電計(日本光電製 AC-611G)を用いてR波パルス列に変換される。R波パルス列はRR間隔測定ボードに送られ、R波からR波までの間隔(RR間隔:RRI[ms])が1msの精度で自動的に測定される。

血圧としては、トノメトリ式血圧計(日本コーリン製 JENTOW7700)を用いて左手橈骨動脈圧を計測する。この血圧は10ms周期でA/D変換されると同時に、各拍の血圧の最大値(収縮期血圧; Pmax [mmHg])、最小値(拡張期血圧; Pmin [mmHg])、PmaxとPminの差(血圧較差  $\Delta P$ [mmHg] = Pmax-Pmin)が計算され、RRIと一緒に各拍毎に磁気ディスクに格納される。

表1 解析対象とした集団

標本集団	標本集団 A)	標本集団 B)
構成	同一被験者	混成被験者, うち5名は同一
HMD 実験	n=5 「2D→3D」:2名 「3D→2D」:3名	n=10 「2D→3D」:5名 「3D→2D」:5名
プロジェクタ 実験	n=5 「2D→3D」:2名 「3D→2D」:3名	n=9 「2D→3D」:5名 「3D→2D」:4名

安静 (5分)	眼球 運動 キャリ ブレーション (25秒)	瞳孔 対光 反応 計測 (15秒)	プローブ 調整・ カフ校正 等*	眼球 運動 キャリ ブレーション (25秒)	瞳孔 対光 反応 計測 (15秒)	2D CG映像 (5分)	瞳孔 対光 反応 計測 (15秒)	プローブ 調整・ カフ校正 等*	瞳孔 対光 反応 計測 (15秒)	3D CG映像 (5分)	瞳孔 対光 反応 計測 (15秒)	眼球 運動 キャリ ブレーション (25秒)
------------	------------------------------------	-------------------------------	---------------------------	------------------------------------	-------------------------------	--------------------	-------------------------------	---------------------------	-------------------------------	--------------------	-------------------------------	------------------------------------

\* 超音波プローブの調整、血圧計のカフ校正等の準備作業に3分ないし5分程度の不定長の時間がかかる。

図1 実験のプロトコル。

呼吸周波数を計測するために、サーミスタ温度計によって鼻息の温度を計測する呼吸波形計測装置を用いる。この装置により呼気間隔・吸気間隔・呼吸間隔およびそれらの逆数であるそれぞれの周波数を計測する。

### 2.3 解析方法

安静、2 D、3 Dのそれぞれの1試行の長さは300 s (5分)である。いま  $k$  を拍数とすると、各拍ごとに得られる RRI, Pmax, Pmin,  $\Delta P$  を代表して  $X_k$  で表す。これについて以下の処理を行う。

- 1)  $X_k$  から不整脈を除去した後、3次のスプライン補間を施し、これを390.6 ms (= 50 s / 128) で再サンプリングすることにより、時間的に等間隔のデータ  $x_i$  ( $i = 1, 2, \dots, N$ ;  $N = 128 \times 6$  セグメント = 768) に変換する。
- 2)  $x_i$  を1セグメントが50 s 間隔の6つのセグメントに分割する。
- 3) 各セグメントについて、 $x_i$  の平均値 MV (mean value) を求める。
- 4) 各セグメントについて、 $x_i$  を平均値0分散

1に規格化した後、線形トレンドを除き、これを  $y_i$  とする。

- 5) 各セグメントについて、 $y_i$  のパワースペクトル PSD (power spectral density) をFFTによって求める。
- 6) 各セグメントについて、PSDに基づき、0.15 Hz以上の周波数領域でPSDが最大となる部分を  $y_i$  の呼吸性変動成分 (respiratory arrhythmia) と考え、この最大値を与える周波数を呼吸性変動のピーク周波数 (peak frequency of respiratory arrhythmia) と呼び、 $f_p$  [Hz] で表す。 $f_p$  は呼吸周波数が変動するとともに変動する。
- 7) 各セグメントについて、 $f_p - 0.05$  [Hz] から  $f_p + 0.05$  [Hz] までのPSDの積分値 (厳密にはこの周波数帯に含まれるパワースペクトル値の平均値) をHF成分とし、この値を求める。
- 8) 各セグメントについて、同様に、0.05 Hzから0.15 HzまでのPSDの積分値をLF成分とし、この値を求める。
- 9) 各セグメントについて、LF成分をHF成

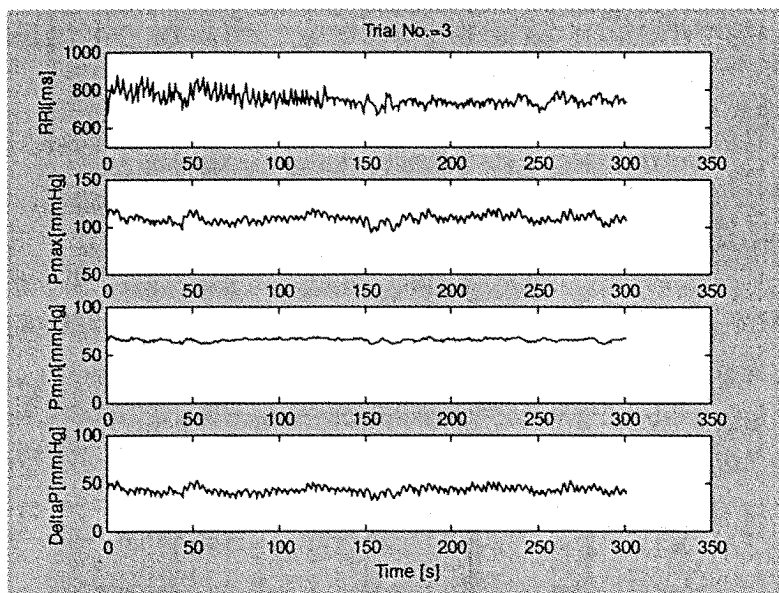


図2 ある被験者 (DKb) の3 D時の時間波形。上段から、RRI, Pmax, Pmin,  $\Delta P$ 。RRIの呼吸性変動成分が130 s付近から急に減衰した例。

分で割った値 LF/HF 比を求める。

- 10) 全試行期間にわたって  $x_i$  を平均値 0 分散 1 に規格化したもの  $x'_i$  で表すとき、各セグメントにおいて  $x'_i$  の平均値 MNV (mean normalized value) を求める。
- 11)  $x_i$  から、その全試行期間にわたる平均値を差し引いたものを  $x''_i$  で表すとき、各セグメントにおいて  $x''_i$  の標準偏差 SDUV (standard deviation of unbiased value) を求める。

以上をまとめると、解析対象は RRI, Pmax, Pmin,  $\Delta P$  の 4 種類であり、そのおのおのについて、1 試行期間である 300 秒を 6 分割した各セグメントごとに、次の変数 (項目) を計算することになる。

- 1) 生の値の平均値 MV [ms or mmHg]
- 2) 平均値 0 分散 1 に規格化した値の平均値 MNV [無次元]
- 3) 平均値 0 に規格化した値の標準偏差 SDUV [ms or mmHg]
- 4) 平均値 0 分散 1 に規格化した値の LF 成分 (Mayer wave 成分) [Hz<sup>-1</sup>]
- 5) 平均値 0 分散 1 に規格化した値の HF 成分

(呼吸性変動成分) [Hz<sup>-1</sup>]

- 6) LF/HF 比 [無次元]
  - 7) 呼吸性変動成分のピーク周波数  $f_p$  [Hz]
- さらに、上記 1) から 7) の変数の各セグメント間の差分 (合計 5 個の差分) の平均値もそれぞれ計算した。これによって、変数は合計 14 個となる。

### 3. 結果

#### 3.1 諸量の時間波形

心拍間隔 RRI, 最大血圧 Pmax, 最小血圧 Pmin, 圧較差  $\Delta P$  の時間波形からは、安静や 2 D に比べて 3 D のときの波形に顕著な特徴が見られたものがあつた。たとえば、図 2 のように、ある被験者では、3 D の試行の前半では RRI の呼吸性変動成分が顕著であつたものが 130 秒付近からこれが目立たなくなるものがあつた。また別の被験者では、図 3 のように、 $\Delta P = Pmax - Pmin$  が試行開始から終了までほぼ減少しつづけるというものがあつた。

その他の被験者に見られる一般的特徴としては、Pmax には HF 成分 (呼吸性変動) と LF

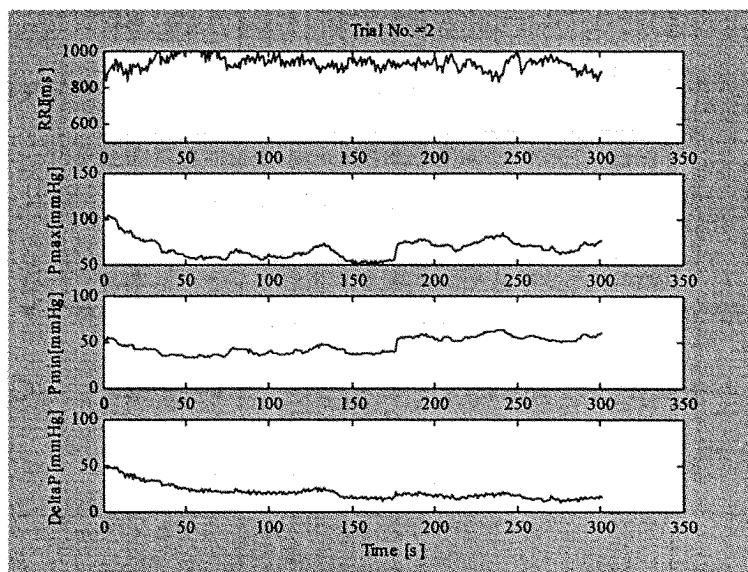


図 3 ある被験者 (TY) の 3 D 時の時間波形。上段から、RRI, Pmax, Pmin,  $\Delta P$ 。  $\Delta P$  が視聴開始から漸減し続けた例。

成分の両方が含まれるが、Pmin は HF 成分がほとんどみられなかった。両者の差である  $\Delta P$  には LF 成分がほとんど含まれず、HF 成分だけが顕著になった。

ただし、時間波形だけではこれ以上の特徴を定量的に把握することはできなかった。

### 3.2 検定結果

50 s 間隔の 6 つの各セグメント（時間区

間）における上述の 14 個の変数（項目）について、2 つの標本集団 A), B) のそれぞれで t 検定を行い、「安静（無映像）」、「2 D」, 「3 D」の 3 者間で危険率  $p$  が 0.15（15%）以下である有意差が認められた項目のみを抽出した。さらに、意味のありそうな項目に絞り込むため、標本集団 A) と標本集団 B) に共通に有意差が認められた項目は、標本

表 2 t 検定結果で有意なもので、かつ標本集団 A) と B) で共通な項目。比較対象列における「12」は安静と 2 D の間、「23」は 2 D と 3 D の間、「31」は 3 D と安静の間の比較をしたことを意味する。

HMD		
1 試行期間全体		
解析対象	比較対象	項目
RRI	23	LF
DeltaP	31	Mean value
Pmin	31	Resp. Peak Freq.

時間区間間の差分の平均		
解析対象	比較対象	項目
Pmax	12	S.D. per 50s
Pmax	12	LF
DeltaP	12	LF
DeltaP	12	S.D. per 50s

プロジェクト		
1 試行期間全体		
解析対象	比較対象	項目
なし		

時間区間間の差分の平均		
解析対象	比較対象	項目
Pmax	23	Mean value
Pmax	23	Normalized value
Pmin	23	Normalized value
RRI	23	LF/HF
Pmax	12	LF
DeltaP	12	LF
RRI	12	LF/HF
DeltaP	31	LF
Pmax	31	Resp. Peak Freq.
Pmax	31	S.D. per 50s
Pmin	31	HF
Pmin	31	S.D. per 50s
Pmin	31	Resp. Peak Freq.

心拍間隔の LF 成分 (HMD) n=10

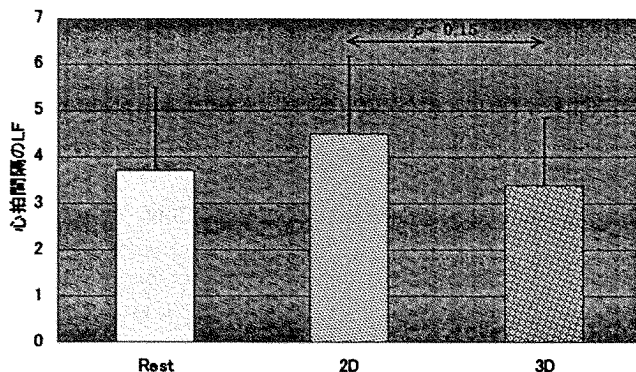


図 4 RRI の試行期間全体の LF 成分 [HMD, 標本集団 B), n=10] .

集団が変わっても普遍的な性質を持つ可能性が高いと考え、このような項目のみ各表の中から選ぶと表2のようになる。

この表に登った解析対象の項目について1試行期間全体の結果で有意差が明確だったものはHMDを視聴媒体とする実験であったので、n=10の標本集団B)に関して「安静（無映像）」、「2D」、および「3D」を比較した代表的なグラフを描くと、図4から図8のようになる。

図4はRRIのLF成分、図5は $\Delta P$ 、図6はPminの呼吸性変動ピーク周波数を、それぞれ5分の試行期間全体にわたる平均値として示したものである。

図7はPmaxのLF成分の時間区間差分の

平均値、図8は $\Delta P$ のLF成分の時間区間差分の平均値を示したものである。「時間区間差分の平均値」とは1試行の6つの各セグメント間の平均値の隣同士の5つの差分を平均したものであり、対象となる値が増加傾向にあれば正となり、減少傾向にあれば負となるような値である。

#### 4. 考察

有意な検定結果とこれに対応する以上の各グラフを総合して次のようなことがいえる。

まず、HMDについては、1試行期間全体として、

- 1) RRIのLF成分は3Dに比べて2Dが大きい。

$\Delta P$ の全試行期間の平均値  
(HMD) n=10

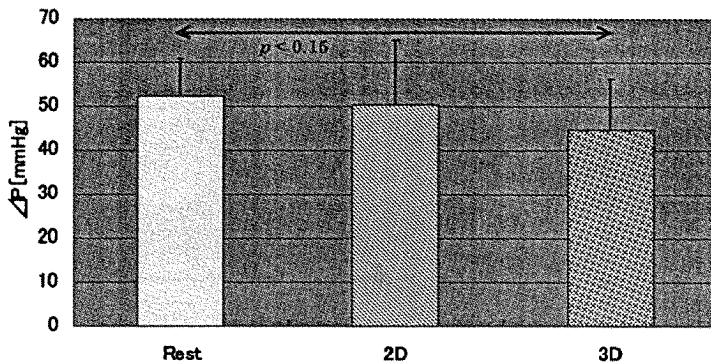


図5  $\Delta P$ の全試行期間の平均値 [HMD、標本集団B)、n=10]。

Pminの呼吸性変動ピーク周波数  
(HMD) n=10

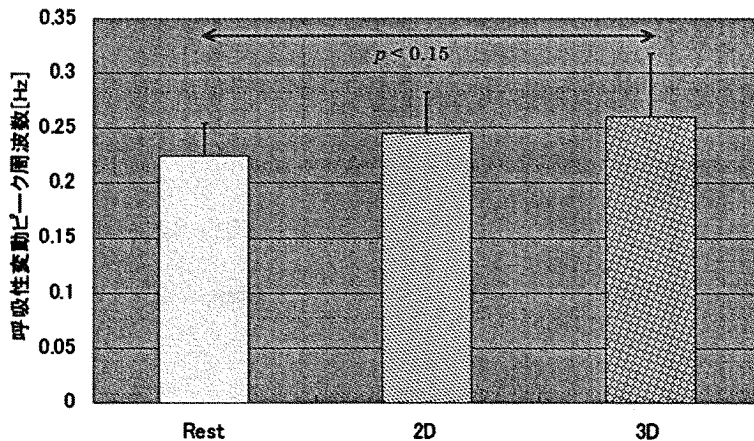


図6 Pminの呼吸性変動ピーク周波数の全試行期間の平均値 [HMD、標本集団B)、n=10]。

- 2)  $\Delta P$ の平均値は安静に比べて3 Dが小さい。
- 3) Pminの呼吸性変動ピーク周波数は安静に比べて3 Dが大きい。
- 4)  $\Delta P$ のLF成分の増加分は安静に比べて2 Dが大きい。

という傾向にあることがわかった。

プロジェクタについては図には示さなかったが、主なものを挙げると、1 試行期間全体として、

- 1) Pmaxの減少分は2 Dに比べて3 Dが大きい。
- 2)  $\Delta P$ のLF成分の増加分は2 Dおよび3 Dに比べて安静が大きい。

という傾向にあることがわかった。

標本集団 A) において、HMD とプロジェク

タに共通な項目として Pmax の LF 成分の差分があるが、HMD では安静に比べて2 Dが増加するが、プロジェクタでは逆に2 Dより安静が増加傾向にあった。

全体として被験者によるばらつきが非常に大きく、 $p < 0.15$  程度の有意差のあるデータはあまり多くなかった。これらのうち、HMD に関する、

- 2)  $\Delta P$ の平均値は安静に比べて3 Dが小さい。
- 3) Pminの呼吸性変動ピーク周波数は安静に比べて3 Dが大きい。

が特徴的な結果を表していると思われる。すなわち、HMD の3 Dのときに限り、 $\Delta P = P_{\max} - P_{\min}$  が小さくなり、呼吸性変動ピーク周波数が増加するということである。

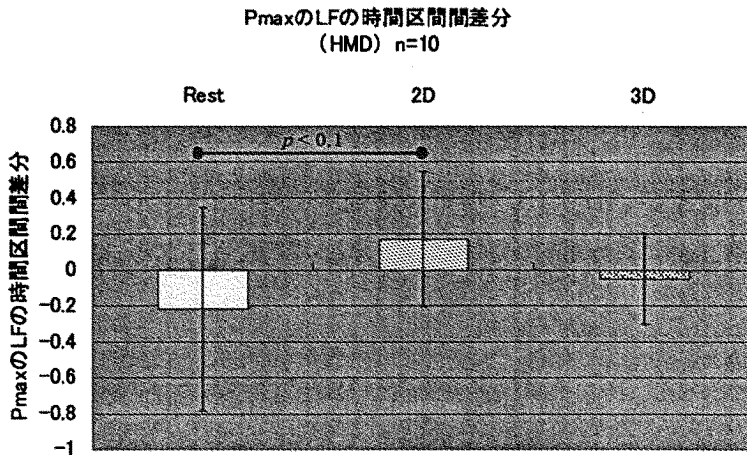


図7 Pmax の LF 成分の時間区間差分の平均値 [HMD, 標本集団 B), n=10] .

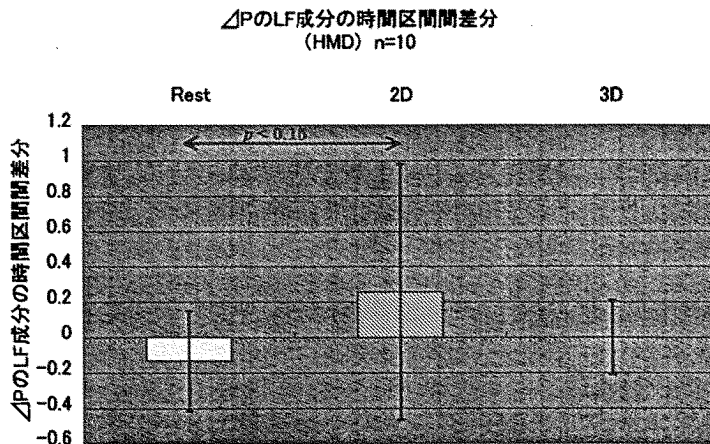


図8  $\Delta P$  の LF 成分の時間区間差分の平均値 [HMD, 標本集団 B), n=10] .

$\Delta P = P_{\max} - P_{\min}$  が小さくなるということは、動脈系コンプライアンスが大きくなり、圧較差が吸収されたか、あるいは血管抵抗が変化したことによると思われる。Pmax の下降と Pmin の上昇が同時に生じている被験者がいたことから、血管抵抗だけが変化したわけではないと考えられる。

呼吸性変動ピーク周波数の増加は、精神的昂揚や興奮に関係した呼吸周波数の増加に直接関係しているものと考えられる。ただし、呼吸数は被験者が随意的に変化させることが可能な量であるため、この量には本人の恣意的な操作が混入する可能性があるため注意が必要である。このような影響を確実に排除するためには、適当な周期あるいはランダムな周期で発生するブザー音に被験者の呼吸を同期させる呼吸統制をすることがよいとされている<sup>6)</sup>。しかし、呼吸統制そのものが被験者への心理的な負荷となり、被験者の自然な精神的昂揚や興奮あるいは嫌悪感等の発生に影響を与えてしまうことが考えられる。

## 5. おわりに

本研究では、心拍間隔、血圧、呼吸に関連するさまざまな生理的パラメータの中から、「安静（無映像）」、「2D」、「3D」の3者間の相違が統計的に認められるものを抽出した。このことにより、「2D」と「3D」の提示形式の相違が、やはり自律神経系を介し心拍間隔、血圧、呼吸に変化をもたらすことが示唆された。しかし、これらの変化は「2D」より「3D」が生理的に悪い状態を作り出すあるいはよい状態を作り出すというような解釈ができるような強い変化ではない。

一方、HMDとプロジェクタの提示媒体の相違に関しては、明瞭な比較ができるほどのパラメータの差異が得られなかったが、どちらかというところ「安静（無映像）」、「2D」、「3D」間の差異はHMDを媒体とするときに多少明確に現れる傾向にあることがわかっ

た。

今後は、今回抽出した「2D」と「3D」の提示形式の相違や特徴を表す生理的パラメータを中心に解析することにより、映像刺激の生体影響評価に有用な評価関数や閾値を定める作業をすべきであると考えられる。また、心理的・精神的状態を反映すると思われるパラメータをさらに加工することによって、個人差や同一個人における経時的な変化があまり見られないものを見出すことも重要である。さらに、計測行為自体が心理的負荷とならないように、これらのパラメータを無拘束の下で計測機器が意識に上らない状態において抽出できるような工夫をすることも、また重要な課題であると思われる。

## 謝辞

本研究は機械システム振興協会から日本電子機械工業会に委託された「3次元映像の生体影響総合評価システムの開発に関するフィージビリティスタディ」の中で行なわれた。本研究を可能とした機械システム振興協会、日本自転車振興会、ならびに通商産業省からのご援助に深く感謝します。また、多くのご協力をいただいた日本電子機械工業会に感謝します。特に種々の便宜を図っていただいた日本電子機械工業会の小岩忠夫、末永則雄の両氏、さらに事務処理、日程調整、報告書作成等の多彩な面について献身的な協力をいただいたユースタッフの君島美智子、奥村裕子の両氏に感謝します。さらに、本研究に参加した企業メンバーの献身的な協力に感謝します。

## 文献

- 1) S. Akselrod, D. Gordon, J. B. Madwed, N. C. Snidman, D. C. Shannon and R. J. Cohen: Hemodynamic regulation by spectral analysis. *American Journal of Physiology*, 249, 867-875, 1985.
- 2) M. Pagani, L. Federico, G. Stefano, R. Ornella, F. Raffaello, P. Paolo and S. Gabriella: Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and



- conscious dog. *Circulation Research*, 59, 178-193, 1986.
- 3) G. Baselli, S. Serutti, M. Livraghi and C. Meneghini: Causal relationship between heart rate and arterial blood pressure variability signals. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 26, 374-378, 1988.
  - 4) 平柳 要, 岩崎賢一, 神田省吾, 谷島一嘉: メンタルワークロード (MWL) の測定・評価法に関する実験的検討. *人間工学*, 32, 251-259, 1996.
  - 5) A. Graybiel and J. R. Lackner: Evaluation of relationship between motion sickness symptomatology and blood pressure, heart rate, and body temperature. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 51, 211-214, 1980.
  - 6) 大須賀美恵子, 寺下裕美, 下野太海, 戸田真美子: ストレス反応の定量的評価法. *人間工学*, 29, 353-356, 1993.
  - 7) 三宅晋司, 赤津順一, 神代雅晴: Virtual reality 体験下における生体諸機能の変動 (第2報). *人間工学*, 30, 298-299, 1994.
  - 8) 今井拓司: 家庭用ヘッド・マウンテッド・ディスプレイ, 懸念される人体への影響. *日経エレクトロニクス*, 618, 67-83, 1994.
  - 9) 三宅晋司, 赤津順一, 神代雅晴: Virtual reality 体験下における動揺病について. *Human Interface News and Report*, 10, 455-458, 1995.
  - 10) 吉澤 誠, 吉住直彦, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 小山田 浩, 日下部正宏: 心拍数・血圧解析によるヘッド・マウンテッド・ディスプレイの評価. *第10回生体・生理工学シンポジウム論文集*, 69-72, 1995.
  - 11) 水田博久, 竹内 功, 津田 修, 八名和夫, 後藤剛史, 野口憲一: 生体信号にもとづく船酔いの評価. *医用電子と生体工学*, 33, 145, 1995.
  - 12) S. Nichols, S. Cobb and J. R. Wilson: Health and safety implications of virtual environments: Measurement issues. *Presence*, 6, 667-675, 1997.
  - 13) 吉澤 誠, 杉田典大, 田中 明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一: 直立時における両眼視差像の動的融合障害が心拍数と頭部動揺に及ぼす影響. *日本バーチャルリアリティ学会大会論文集*, 3, 133-136, 1998.
  - 14) 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美: 心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレスの評価手法の検討. *人間工学*, 34, 107-115, 1998.
  - 15) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田 仰: VE 酔い評価手法の開発に向けての基礎的検討. *Human Interface News and Report*, 13, 179-184, 1998.
  - 16) 財団法人 機械システム振興協会 (受託先 社団法人 日本電子機械工業会): 「3次元映像の生体影響総合評価システムの開発に関するフィージビリティスタディ」報告書. 1999.