

局所脳血液量・血圧・心拍数に発生する揺らぎの関係

田中尚樹^{1,2}、桂卓成^{1,2}、是永智宏²、柳生明彦²、山崎享子¹、小幡亜希子¹、牧敦¹

¹株式会社日立製作所 基礎研究所

²東京工業大学 大学院理工学研究科 電子物理工学専攻

E-mail: tanaka@rd.hitachi.co.jp

1. はじめに

光トポグラフィ[1]や機能的核磁気共鳴イメージング(fMRI) [2]などの脳機能計測において、0.1Hz 付近の周波数帯域に脳活動とは無関係な低周波揺らぎ成分が含まれることが報告されている[3]。光トポグラフィ計測の信号は頭皮上から大脳皮質まで光が通る経路の全影響を受けるため、fMRI 計測とは異なった低周波揺らぎが計測される可能性が考えられる。特に光トポグラフィ計測ではこの低周波揺らぎの振幅が脳活動に伴う信号変化の振幅に近い。また、一般的な刺激パラダイムである数十秒の刺激期間と安静期間の交互繰り返しでは、得られる応答波形の周期と低周波揺らぎの周期とが非常に近いが、または低周波揺らぎの高調波と近くなる。したがって、低周波揺らぎを通常の周波数フィルタにより分離することは困難である。したがって、この揺らぎの低減除去には何らかのモデル化が必要になると思われる。

そこで本研究では、このモデル化に資するために脳血液量・血圧・心拍数揺らぎの関係を、情報およびエネルギーの観点から検討した。情動的側面は移動エントロピー[4]に基づく情報移動解析により、エネルギー的側面は多変数自己回帰モデルに基づく伝達関数解析[5]により検討した。

2. 計測方法

2.1. 被験者

被験者は9名(男性6名、女性3名)であった。被験者には事前に実験の内容を説明し、同意を得た上で計測を行った。刺激は与えず、防音室内で安静状態を15分間計測した。

2.2. 局所脳血液量計測

局所脳血液量計測には光トポグラフィ装置日立メデコ製 ETG-7000の改良タイプを用いた。レーザー光源を安定させるために、電源投入後1時間以上経過した後、計測を開始した。全頭用プローブを装着し、前頭・両側頭・後頭部を計測した。プローブは被験者の耳の上部付け根を基準に装着した。サンプリング周波数は10Hzとした。計測開始は、RS-232Cコネクタを通じて刺激提示装置からのトリガに依った。

2.3. 血圧・心拍数計測

計測装置は、Finapres Medical System BV社製の連続指血圧計測装置、Finometerを用いた。これは、中指第二関節腹部の動脈血圧を、1心拍ごとに連続計測するものである。また、動脈の拍動をモニタしていることから、脈拍数の計測も可能である。サンプリング周波数は200Hzであった。光トポグラフィ計

測と同期を取るために、刺激提示装置からのアナログ信号を外部入力ポートに入力し、血圧等と同時に計測した。図1に計測システムの概略を示す。

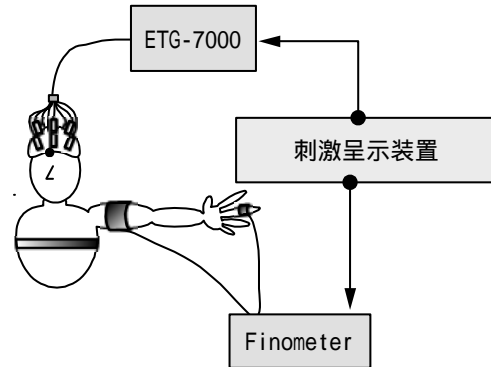


図1. 計測システムの概略
刺激提示装置から光トポグラフィ装置 ETG-7000 および連続血圧計測装置 Finometer へトリガー信号が送られる。

3. 解析方法

3.1. 情報移動解析

まず、関係を情報の側面から解析する情報移動解析について述べる。

2変数間の移動情報は移動エントロピー[4]で与えられる。2変数を X, Y としその実現値を x, y と表すと、時間 t 後に X から Y に移動する情報は、移動エントロピー $TE(X, Y, \tau)$:

$$TE(X, Y, \tau) = \left\langle \log_2 \frac{p(y(t+\tau) | y(t), x(t))}{p(y(t+\tau) | y(t))} \right\rangle_t \quad (1)$$

すなわち、条件付エントロピーの差として与えられる。条件付確率は

$$p(y(t+\tau) | y(t)) = p(y(t+\tau), y(t)) / p(y(t)) \quad (2)$$

等の関係式によって計算できる。右辺の確率密度は、

$$p(y(t+\tau), y(t)) = \frac{1}{N-t} \sum_u^{\tau} \Theta(r - R(u, t)) \quad (3)$$

かつ

$$R(u, t) = \max[|y(u+\tau) - y(t+\tau)|, |y(u) - y(t)|] \quad (4)$$

などの関係で与えられ、精度半径 r で制御される。ここで、 Θ は単位ステップ関数である。

2変数 X, Y 間で、正味の情報移動が有意に存在する、すなわち、

$$TE(X, Y, \tau) > TE(Y, X, \tau) > 0 \quad (5)$$

ならば、 X は原因的で、 Y は結果的と推察できる。情報の観点からは、因果関係は情報移動の非対称性であると見做されるからである。

本研究では脳血液量・血圧・心拍数に現れる低周波揺らぎの関係を扱う。情報移動の方向は6方向ある。これを計算するためには、TEを6方向について行う方法が考えられる。しかし、3変数間の情報移動はループになっているため、2要因の計算の際に残りの要因からの情報の回りこみがある可能性がある。したがって、6方向を独立に計算しそれぞれの大きさを比べても、正しく情報移動の大きさを検討することはできない。そこで、この情報の回り込みの影響を除く方法を考案した。つまり、 X, Y の情報移動を考えるとときに X, Z, Y の情報移動を除くために、 X と Z から Y へ向かう共通の情報を除く移動エントロピーすなわち、内因性移動エントロピーITEを新たに定義した。以下に式を示す。

$$ITE(X, Y, \tau; Z) = \left\langle \log_2 \frac{p(y(t+\tau) | y(t), x(t), z(t))}{p(y(t+\tau) | y(t), z(t))} \right\rangle_t \quad (6)$$

さらに一般に Z_1, Z_2, \dots, Z_n が存在するとき、式(6)の Z をベクトル量と読み直し、 $Z=(Z_1, Z_2, \dots, Z_n)$ とすれば、 $n+2$ 変数系の一般的な内因性移動エントロピーの式となる。

生体信号の低周波揺らぎは、幾つかの帯域に存在することが知られている。本研究では、血圧・心拍数変動において Mayer 波と称される圧受容反射に起因する揺らぎに対応する 0.1Hz 付近の帯域を抽出するために、光トポグラフィ信号、血圧信号、心拍数信号に対し 0.04 ~ 0.15Hz のパワース・バンドパス・フィルタを適用した。

3.2. 伝達関数を用いた関係解析

前節では、局所脳血液循環の揺らぎのモデル化に資するため関係を情報の移動という側面から捉える方法について述べた。モデル化という観点からはエネルギー的視点からも関係を調べることが重要と思われる。信号振幅は直接的にエネルギーと関係していて、直観的なイメージを得やすいからである。そのために各変数間の関係を入出力関係で捉える伝達関数解析を試みた。

局所脳血液量・血圧・心拍数低周波揺らぎは相互に関係していると考えられるため、閉ループ構造を考慮した伝達関数を用いた解析が必要となる。閉ループ伝達関数に対しては2変数系では適切な表現がすでに得られている[5]。これを我々のケースに拡張するために、本節では3変数自己回帰モデルに基づき、成形フィルタ、スペクトル行列、コヒーレンス関数、開ループ伝達関数、閉ループ伝達関数を導出し、それを利用した解析を行う。

互いに関係しあう3変数を $x(t), y(t), z(t)$ で表し、それらを自己回帰モデル

$$\begin{cases} x(t) = \sum_{k=1}^p a_{xx}(k)x(t-k) + a_{xy}(k)y(t-k) \\ \quad + a_{xz}(k)z(t-k) + \varepsilon_x(t) \\ y(t) = \sum_{k=1}^p a_{yx}(k)x(t-k) + a_{yy}(k)y(t-k) \\ \quad + a_{yz}(k)z(t-k) + \varepsilon_y(t) \\ z(t) = \sum_{j=1}^p a_{zx}(k)x(t-k) + a_{zy}(k)y(t-k) \\ \quad + a_{zz}(k)z(t-k) + \varepsilon_z(t) \end{cases} \quad (7)$$

で記述する。 $\varepsilon_x(t)$ などは白色ガウスノイズであると仮定する。次数 p は MDL 基準によって最適化する。

(7)式をフーリエ変換すると

$$\begin{bmatrix} x(f) \\ y(f) \\ z(f) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{xx}(f) & A_{xy}(f) & A_{xz}(f) \\ A_{yx}(f) & A_{yy}(f) & A_{yz}(f) \\ A_{zx}(f) & A_{zy}(f) & A_{zz}(f) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(f) \\ y(f) \\ z(f) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_x(f) \\ \varepsilon_y(f) \\ \varepsilon_z(f) \end{bmatrix} \quad (8)$$

となる。これを解くと

$$\begin{bmatrix} x(f) \\ y(f) \\ z(f) \end{bmatrix} = \mathbf{H}(f) \mathbf{E}(f) \quad (9)$$

$$= \begin{bmatrix} h_{xx}(f) & h_{xy}(f) & h_{xz}(f) \\ h_{yx}(f) & h_{yy}(f) & h_{yz}(f) \\ h_{zx}(f) & h_{zy}(f) & h_{zz}(f) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x(f) \\ \varepsilon_y(f) \\ \varepsilon_z(f) \end{bmatrix}$$

が得られる。 \mathbf{H} は成形フィルタ行列でその要素は

$$h_{\alpha\alpha} = \frac{(1 - A_{\beta\beta})(1 - A_{\gamma\gamma}) - A_{\beta\gamma}A_{\gamma\beta}}{K} \quad (10)$$

$$h_{\alpha\beta} = \frac{A_{\alpha\gamma}A_{\gamma\beta} + A_{\alpha\beta}(1 - A_{\gamma\gamma})}{K} \quad (11)$$

$$K = \prod_{\alpha} (1 - A_{\alpha\alpha}) - \sum_{\alpha} (1 - A_{\alpha\alpha}) A_{\beta\gamma} A_{\gamma\beta} - A_{xy}A_{yz}A_{zx} - A_{zy}A_{yx}A_{xz} \quad (12)$$

となる。ここでは簡単のため周波数依存性を省略した。また、 $\alpha, \beta, \gamma \in \{x, y, z\}$ である。

スペクトル行列 $\mathbf{S}(f)$ は

$$\mathbf{S}(f) = \mathbf{H}^*(f) \mathbf{E}^*(f) \mathbf{E}^+(f) \mathbf{H}^+(f) \quad (13)$$

で与えられる。ここで、

$$\mathbf{E}^*(f) \mathbf{E}^+(f) = \begin{bmatrix} \sigma_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_z^2 \end{bmatrix} \quad (14)$$

となり、周波数に依存しない。これは、 $\varepsilon_x(f)$ などが白色ガウスノイズと仮定したことに対応している。スペクトル行列 $S(f)$ の対角項は自己スペクトル、非対角項はクロススペクトルを表す。それらを用いてコヒーレンス関数は

$$Coh_{xy}(f) = |S_{xy}(f)|^2 / (S_{xx}(f)S_{yy}(f)) \quad (15)$$

などのように求められる。開ループ伝達関数は

$$TFO_{x \rightarrow y}(f) = S_{yx}(f) / S_{xx}(f) \quad (16)$$

で、閉ループ伝達関数は

$$TFC_{x \rightarrow y}(f) = h_{yx}(f) / h_{xx}(f) \quad (17)$$

で求められる。

4. 情報移動解析の結果とその検討

4.1. 計測データ

代表的な計測データを図2に示す。約10秒周期の揺らぎが明瞭になっている。被験者により、揺らぎの明瞭さにはばらつきがある。また脳血液量については計測部位により揺らぎの強さが異なっている。全体的には左側頭頭頂部に強く現れる傾向が認められた。

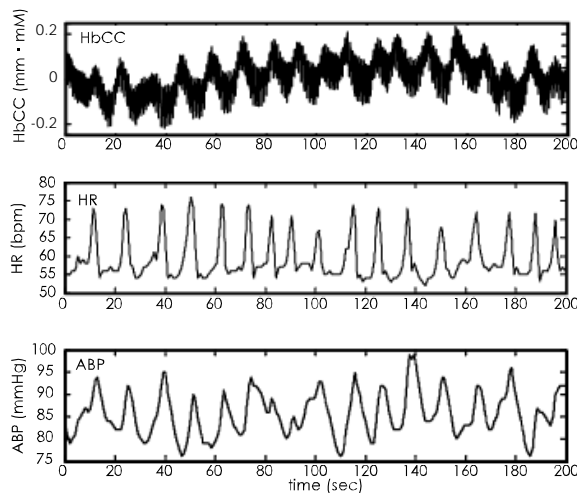


図2. 計測データ

HbCC：局所脳血液量、HR：心拍数、ABP：
血圧。

4.2. 精度半径 r と情報移動時間 τ の区間

確率密度推定の数値的な精度を表す精度半径 r と、情報移動時間 τ の区間を決定するために、1被験者の任意の1チャンネルについて複数の r, τ で移動エントロピーを計算した。結果を図3に示す。

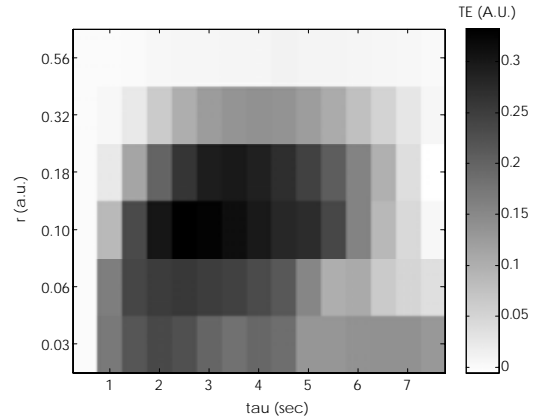


図3. 移動エントロピーの r, τ 依存性

この結果から、 r, τ はそれぞれにピークをもつことがわかる。 r についてはピークを過ぎたあたりを用いるのが妥当である。また τ については移動エントロピーが値を持つ範囲を十分に含んでいることが必要であるが、今回はデータに対し0.1Hz付近のフィルタを施しているため、周期性にも注意することが必要である。以上のことを考慮し、 $r=0.18, \tau$ は0から5秒とした。

4.3. チャンネルの選択

上記過程により決定した r の最適値と、 τ の中でも移動エントロピーが最大値を示す値を用い、80チャンネルすべてについて移動エントロピーを計算した。この結果が最大となるチャンネルを代表チャンネルとして以降の解析に用いた。

4.4. 情報移動量の評価

本節では局所血液量、血圧、心拍数に生じた揺らぎの情報移動量について検討する。情報移動量は移動先の変数をもつ情報量で規格化した相対量(%)で示す。

図4に各変数間各方向の移動エントロピーの移動時間依存性を示す。この結果から情報の正味の移動方向は、心拍数 → 局所脳血液量、心拍数 → 血圧、血圧 → 局所脳血液量であることが分かる。最大値は、それぞれ、27%、26%、15%であり、対応する移動時間は3秒、2秒、2秒である。最大値の意味するところは、情報伝達経路が複数ある場合、最ももってもらしい経路に対応すると解釈される。

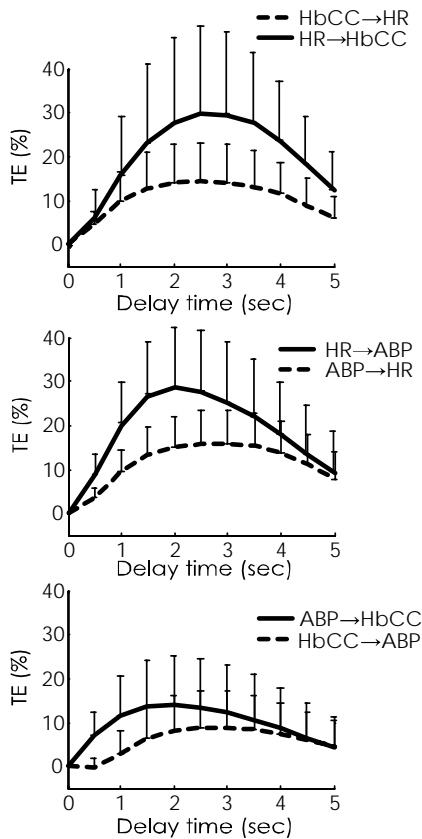


図4．移動エントロピーの 依存性
HbCC：局所脳血液量、HR：心拍数、
ABP：血圧．誤差線は被験者間の標準偏差
を示す．

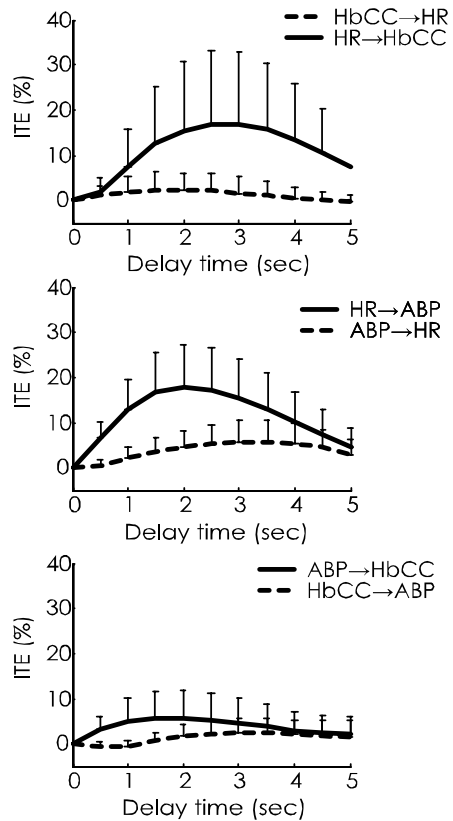


図5．内因性移動エントロピーの 依存性
HbCC：局所脳血液量、HR：心拍数、ABP：
血圧．誤差線は被験者間の標準偏差を示す．

次に、内因性移動エントロピーの結果を、図5に示す。この結果から固有情報の正味の移動方向は、心拍数 局所脳血液量、心拍数 血圧、血圧 局所脳血液量であることが分かる。最大値、それぞれ、17%、18%、7%であり、対応する移動時間は3秒、2秒、2秒である。約10%小さくなっている。これは他の変数から移動する共通の情報量と解釈できる。

4.5. 情報移動解析のまとめ

以上の移動エントロピー、内因性移動エントロピーの検討から、局所血液量・血圧・心拍数系の情報移動は図6のようにまとめられる。

情報の正味の流れに注目すると、心拍数が情報の湧き出し点であり、一方情報の沈点は局所脳血液量、血圧は通過点となっている。特に局所脳血液量の情報成り立ちを考えると、

$$\text{HbCC} = 0.17\text{HR} + 0.07\text{ABP} + 0.10\text{HR} \cdot \text{ABP} + 0.66 \text{ others}$$

と表される。ここで others により表されるものは、脳血液循環系の自動調節・局所的な代謝による自律的なダイナミクスなどを含むと考えられ、全体の66%にもなる。

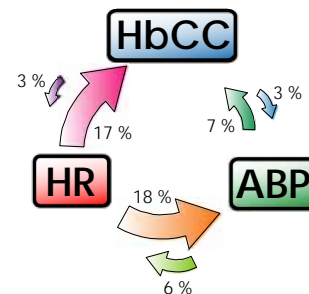


図6．局所血液量・血圧・心拍数間の情報移動
数字は内因性移動エントロピーの値で、移動
先の変数の情報量を100としたときの値．

5. 伝達関数解析の結果とその検討

5.1. 前処理とモデル推定

計測データはトレンドを除き、サンプリング周波数は10/3Hzに調整し、さらに平均0で分散が1になるように規格化した。代表的な計測データについて(7)式のモデルによって解析を行った。最適モデル次数は6で、当てはめ2乗誤差は0.04だった。良好な結果である。

5.2. コヒーレンス関数

コヒーレンス関数の結果を図 7 に示す。心拍数 - 血圧関係については過去の文献[5]に報告されている傾向と概ね一致する。0.1Hz 付近は 0.5 と比較的高い。また、極低周波数域では 1 に近いコヒーレンスが得られている。局所脳血液量 - 心拍数・血圧のコヒーレンス関数は酷似している。いずれの場合でも、0.1Hz 付近ではコヒーレンスをもたない。また本研究では解析対象になっていない呼吸性揺らぎに対応した周波数帯で高いコヒーレンスを示す。また何れも 0.03Hz、0.07Hz 付近に小さなピークをもっている。前者は血管運動に起因すると考えられている極低周波数域に一致している。後者は Mayer 波関連の揺らぎに対応していると考えられることもできる。

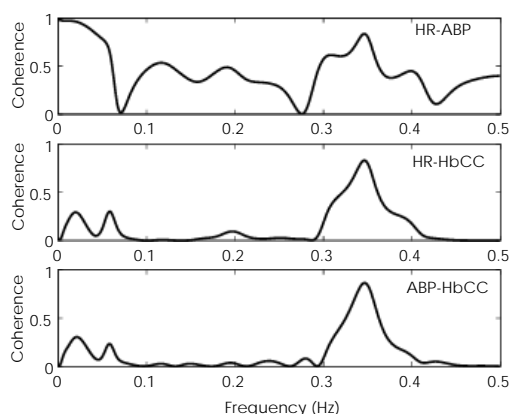


図 7. コヒーレンス関数

HbCC：局所脳血液量、HR：心拍数、MAP：血圧。

5.3. 閉ループ伝達関数

次に閉ループ伝達関数のゲインを図 8 に示す。なお、ここには詳細を示さないが、位相解析、フィルタリングしたデータの相関関数解析により、心拍数 局所脳血液量、血圧 局所脳血液量の方向の関係があることが推察できた。一方、心拍数 - 血圧関係の方向性についてはあいまいさが残る。血圧心拍数のゲインは過去の文献[5]に報告されている傾向と概ね一致する。注目すべきは、心拍数・血圧 局所脳血液量の伝達関数は、0.1Hz 帯のゲインは小さく、0.04 程度である。このことは、局所脳血液量の低周波揺らぎには、心拍数・血圧があまり関与していないことを示す。これは情報移動解析のまとめで述べた内容を支持するものである。

また 0.35Hz のピークが呼吸由来であるとする、呼吸性揺らぎの帯域では、心拍数・血圧 局所脳血液量関係に大きなゲインが得られている。局所脳血液量変動に呼吸が強く影響を与えることを示唆している。局所脳血液量・呼吸の揺らぎの関係については、動物実験で詳しく検討したので、その項を参照されたい。

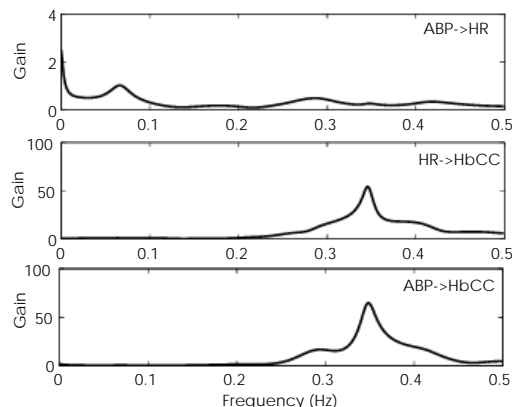


図 8. 閉ループ伝達関数のゲイン

HbCC：局所脳血液量、HR：心拍数、ABP：血圧。

6. むすびに

光トポグラフィ等の脳機能計測信号中に現れる揺らぎのモデル化に資するために、局所脳血液量・血圧・心拍数に生じる揺らぎの関係について、情報・エネルギーの両面から検討した。その結果、局所脳血液量の揺らぎは、単に血圧・心拍数の揺らぎによって駆動されているのではなく、脳血液循環系の自動調節・局所的な代謝による自律的なダイナミクスに全身的な血圧・心拍数等の影響を受けて生じている可能性が高いことが示唆された。

本研究で得られた知見をもとに自律的なダイナミクスを中心とした詳細モデルを構築することは今後の課題である。

7. 文献

- [1] A. Maki, Y. Yamashita, Y. Ito, E. Watanabe, Y. Mayanagi, H. Koizumi, Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography, *Med. Phys.*, 1995, 22, 1997-2005.
- [2] C.T. Moonen, P.A. Bandettini (eds.), *Functional MRI*, Springer, 2000.
- [3] H. Obrig, M. Neufang, R. Wenzel, M. Kohl, J. Steinbrink, K. Einhaeupl, A. Villringer, Spontaneous low frequency oscillations of cerebral hemodynamics and metabolism in human adults, *NeuroImage*, 2000, 12, 623-639.
- [4] T. Schreiber, Measuring information transfer, *Phys. Rev. Lett.*, 2000, 85, 461-464.
- [5] R. Barbieri, J. P. Saul, Autoregressive modeling for assessing closed-loop feedback and feedforward in the arterial baroreflex, in *Methodology and Clinical Applications of Blood Pressure and Heart Rate Analysis* (Eds. M. Di Rienzo et al.), 21-34, IOS Press, 1999.

脳活動と脳血行動態との関係

山崎享子¹、桂卓成^{1,2}、是永智宏²、田中尚樹^{1,2}、立花寛也³、坂口浩一郎³、岡田英史³、
 亀山弘⁴、鏑木直人⁴、谷下一夫⁴、牧敦¹

1,(株)日立製作所基礎研究所 2,東京工業大学大学院理工学研究科 電子物理学専攻

3,慶応義塾大学大学院理工学研究科 光・像情報工学 4,慶応義塾大学大学院理工学研究科 シ
 ステム統合工学 E-mail kyoco-y@harl.hitachi.co.jp

1. はじめに

脳活動に伴うエネルギー消費は周辺を含む組織における酸素需要を亢進させ、それに伴う血行動態の変化が生じる。fMRI や光トポグラフィーに代表される脳機能計測は、この脳活動に伴う血行動態反応を利用して計測するものである。このように脳血液をコントラストエージェントとする脳機能計測系では、脳活動による血行動態の変化のほかにもさまざまな要因による血行動態の変化が計測信号に重畳する。この信号から脳活動に由来するものを抽出するとき、その他に混在する信号の起源と、それらの脳活動とのかかわりを正しく理解する必要がある。

一方、瞬時の酸素要求に応じるための手段となる微小血管構造は、血行動態の時空間変化を探る上で重要である。一般的に視覚野や体性感覚野では神経モジュールの単位であるコラム構造とそれに沿った血管構造が知られているが、聴覚野ではモジュール構造の有無やそれに沿った血管構造は明らかになっていない。

本研究では、脳活動に伴う周辺組織の局所的な血行動態の変化を、脳活動、微小循環構造、および信号の背景活動と位置づけられる循環系揺らぎの3つの側面から分析することとし、以下の研究を行った。

- 聴覚刺激による脳活動の賦活とヘモグロビン濃度の変化
- 一次聴覚野における微小循環構造の解明
- 刺激によらない脳血液量変動揺らぎと各種循環系変数との関係解析

2. 聴覚刺激による脳活動の賦活とヘモグロビン濃度の変化

2.1. 目的

脳活動と血行動態変化の時間的、空間的な関連性を検証するため、モルモットに聴覚刺激を与えて脳機能賦活時の血行動態変化の計測を行い、得られた結果よりヘモグロビン濃度変化と血流速度変化の時空間的関連性について検討した。

2.2. 方法

Hartley 雄性モルモットを用いて実験を行った。Ketmine / Xyladine の混合麻酔の筋注により麻酔し、頭部の固定、切皮、測定部位である左側頭部の頭蓋と硬膜の除去を行った。手術および計測中は1時間ごとの麻酔により鎮静を維持した。硬膜の除去により一次聴覚野を含む大脳皮質が露出された後、酢酸ビニル樹脂により周囲の頭蓋骨上にチャンパーを作成し、ヘパリン加生理食塩水を貯留することで、皮質表面の凹凸によって生じる鏡面反射を防止した。

ヘモグロビン濃度変化の計測には多波長同時計測が可能なマルチスペクトル分光測定システムを用いた。本研究では実体顕微鏡に CCD カメラを装着したシステムを用いている。実体顕微鏡と CCD カメラの間にビームスプリッターとフィルターボックスを取り付け、4波長の同時測定を可能とした。計測波長は510、540、560、580nm で、分光計測の光源にはハロゲンランプを用いた。

聴覚刺激にはクリック音を用いた。音と音の間隔は5Hzで刺激パラダイムの種類によって刺激時間を3-10秒の間で設定した。

マルチスペクトルカメラによるヘモグロビン濃度変化は、スペックル測定と同様の刺激パラダイムで、サンプリングレート2秒の計測を行った。それぞれの波長で計測された減光度変化 ΔOD を用いて、次式の Modified Lambert Beer 法に基づいてヘモグロビン濃度変化を算出した。

$$\Delta OD(\lambda) = \varepsilon_{oxy}(\lambda) \cdot \Delta c_{oxy} + \varepsilon_{deoxy}(\lambda) \cdot \Delta c_{deoxy} \cdot L(\lambda)$$

ここで $\varepsilon_{oxy}(\lambda)$ 、 $\varepsilon_{deoxy}(\lambda)$ は酸素化、脱酸素化ヘモグロビンのモル吸光係数、 $L(\lambda)$ は検出光の平均光路長を示す。マルチスペクトル画像から得られた2波長の減光度変化に対して連立方程式を解くことで、酸素化、脱酸素化ヘモグロビン濃度の変化量を算出することができる。

この際に用いる平均光路長は、波長依存性を有するが実験的に測定することが困難である。本研究では、平均光路長の波長依存性が正確であれば、ヘモグロビン濃度を算出する2波長の組み合わせを変えても測定結果は等しくなる、という仮定に基づいて光路長の補正を行った。まず、脳組織の光学特性値を用いて、モンテカルロシミュレーションによって各波長に対する平均光路長を求めた。これらの値を初期値とし、540nm 以外の波長の平均光路長を±0.8mm の範囲で変化させた。このとき、波長510/540nm、540/560nm、560/580nm、510/580nm の組み合わせについてヘモグロビン濃度を算出し、波長の組み合わせによる測定値の差がもっとも小さくなる平均光路長を求めた。

2.3. 結果および考察

総ヘモグロビン、酸素化ヘモグロビン、および脱酸素化ヘモグロビンの計測開始の時刻を基準とした変化量を図1に示した。血液量を示す総ヘモグロビンでは、聴覚刺激を与えると大きく濃度が上昇し、聴覚刺激終了後徐々に元の濃度に戻る様子が観察された。酸素化ヘモグロビンも総ヘモグロビンと同様の変化を示し、さらに血流速度の変化も同様であったことから、脳活動による代謝の上昇に伴い、局所的な血液の流入が観察されたといえる。空間的な

分布でも総ヘモグロビンと酸素化ヘモグロビンは同様の变化を示していた。また、脱酸素化ヘモグロビンは刺激を与えた直後に濃度の低下を示し、刺激終了後は徐々に元の値に戻った。fMRI 計測における BOLD 信号では、しばしばイニシャルディップと呼ばれる一時的な脱酸素化ヘモグロビンの上昇が血行動態観察されることがある。脳活動と局所的な血行動態の変化の生理学的な関連から捉えたと、脳活動に伴う極短時間の酸素消費によって観察されるものであると考えられるが、本研究ではこの現象は観察されなかった。イニシャルディップは時間的にも空間的にもきわめて局在的に発生する現象であると考えられ、本研究の結果は妥当であるといえる。

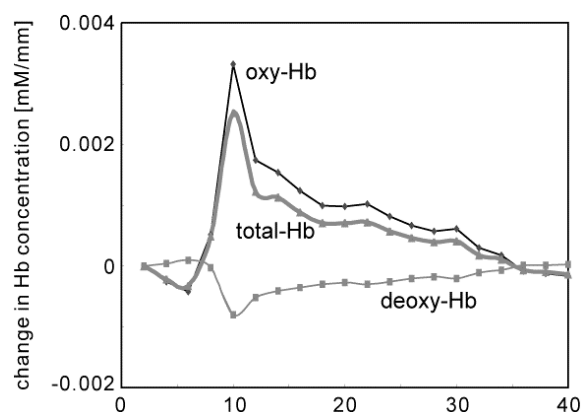


図1 ヘモグロビン濃度の変化

3. 一次聴覚野における微小循環構造の解明

3.1. 目的

本研究では、複雑で、いまだ明らかにされていない聴覚野における情報処理機構を明らかにするために、脳毛細血管網を可視化し、解剖学的観点からその特性を把握することを目的とした。

神経活動の時空間的な応答を調べる方法として、膜電位感受性色素を用いた光学的計測を用いることで一次聴覚野において純音に対する応答を時空間的に計測した。

脳毛細血管網に関しては、蛍光物質で標識したゼラチンを心臓から注入し、灌流することで脳毛細血管に行き届けさせ、脳摘出後スライス標本を作製し、共焦点レーザー顕微鏡を用いて画像を取得、画像解析ソフトを用いて、解析した。また、聴覚野における脳血管網を観察するため、灌流後の脳において組織染色を用いて聴覚野の位置同定を試みた。

3.2. 方法

実験を行うにあたり、まず FITC 加ゼラチン溶液を作成した。ゼラチン (Sigma、G-9382) 8g に蒸留水を加えて全量を約 37mL にし、十分膨潤させてから沸騰水浴中で加温して完全に溶解し、蒸留水を加えて全量を 40mL にする。以後、このゼラチンは恒温槽で 37°C に保った。

また、これとは別に 10~50mg の FITC (Sigma) を 1mL の DMSO 溶液(ジメチルスルホキシド; Sigma、D-5879)に溶解したものを用意しておく。

ゼラチンの水溶液をよく攪拌しながら 1N NaOH 溶液を滴下し、pH を約 11 とした。これに攪拌しながら蛍光色素の DMSO(Dimethyl Sulfoxide)溶液を加えた。この混合液は遮光した状態で一晚 37°C のインキュベーターの中でゆっくり攪拌し、結合反応を行わせた。反応し終わった溶液を透析チューブ(透析用セロハンチューブ L-5、28.6×5M、ケニス株式会社)に移し、PBS (Phosphate-Buffered Saline:0.01M リン酸緩衝食塩水)で透析を行った。PBS は毎日交換し、透析液中に遊離した蛍光色素が出てこなくなるまで(目安は 10 日~2 週間)透析を行った。透析の終わった蛍光標識ゼラチンは 4°C に保った暗室で使用時まで保存した。

モルモット (5 週齢、オス、340-360g、N=20) に Ketamine - Xyladine を 4 対 5 の割合で混合し、18 ml/kg の割合で片足に半分ずつ筋中麻酔した。その後開胸し、心臓を露出した。実験前日までに保存しておいたゼラチンをインキュベーター内でゲル化させておき、実験直前に PBS で希釈し約 10% の溶液とする。これを 50ml シリンジにとり、アルミホイルで遮光して 37°C に保った恒温槽に浸しておいた。

モルモットの開胸後、心臓から 21G の翼状針を用いてゼラチンを注入した。注入をはじめる直前に右心耳に穴をあけ、同時に下大動脈と静脈を鉗子で結紮した。注入が終わったら即座に大動脈と大静脈を結紮し、ゼラチンをゲル化させるため氷の入ったビニール袋にいれ 4°C に保ったインキュベーター内で一晚保存した。

翌日モルモットの頭部を切開し、デンタルドリルで頭蓋骨を除去、慎重に硬膜をはがした後に脳を摘出し、10%ホルマリン緩衝溶液に浸し常温で一晩組織の固化を行った。

ゼラチン、組織固定後モルモットの脳をブレインマトリックス(TED PELLA、Inc)を用いて聴覚野を含んでいると思われる場所 5mm を切りだした。切り出した脳切片を外科用アロンアルファ (三共株式会社) でマイクロスライサー(DTK-1000、D.S.K)にしっかり固定し、脳切片をマイクロスライサーの刃 (FETHER:炭素鋼 刃厚 0.1 mm、両刃を半分におったもの) に対して均一にするために 50um 程度、表面を整えた。その後嘴側から尾側に向かって厚さ 150um の垂直断面の切片を約 30 枚作成した。マイクロスライサーの SPEED を 1.2、FREQUENCY を 4 とした。

共焦点レーザー顕微鏡(MRC-600: BIO-RAD 社製、倒立型顕微鏡ダイフォト TMD-300 NIKON 社製と接続)を用い、ステージを動かしながら 20 倍で左脳半球の脳血管網を撮影した。撮影にあたって、特に必要と思われる、聴覚野を含んだ大脳皮質を中心に撮影した。それぞれの画像は SLOW モードで Kalman フィルタを適用しノイズを除去した。取得した画像は PIC 形式で MO に保存した。

MO に保存した PIC 形式の画像を Scion Image for Windows Beta 4.0.2(Scion Corporation) を用いて TIFF

形式に変換した。それぞれの画像は分割した状態で取得されているのでこれを Photoshop 6.0 で合成し、その全体像を構築した。

さらに、得られた画像を MATLAB を用いて 2 値化し、聴覚野もしくは体性感覚野と思われる部位から、機能的モジュールに対応していると思われる矩形の大きさで切り出し、深さ方向への血管密度分配を求めた。

3.3. 結果および考察

従来研究より、体性感覚野においてはある刺激に対して一定の部位が応答する円柱状の機能的モジュールが存在することが知られており、この機能的モジュールは皮質から垂直方向に入っている細動脈と細静脈によって構成されていることが知られている [2]。本実験でもモジュール構造を構成していると思われる細動脈と細静脈の存在を確認することができた。そこで体性感覚野と聴覚野における解剖学的な特徴を理解するため、機能的モジュールに対応していると思われる部分を体性感覚野と聴覚野それぞれから切り出し、その形態的特徴を比較した。図 2 における点線上部が体性感覚野、点線下部は聴覚野と思われる部分をそれぞれ示している。

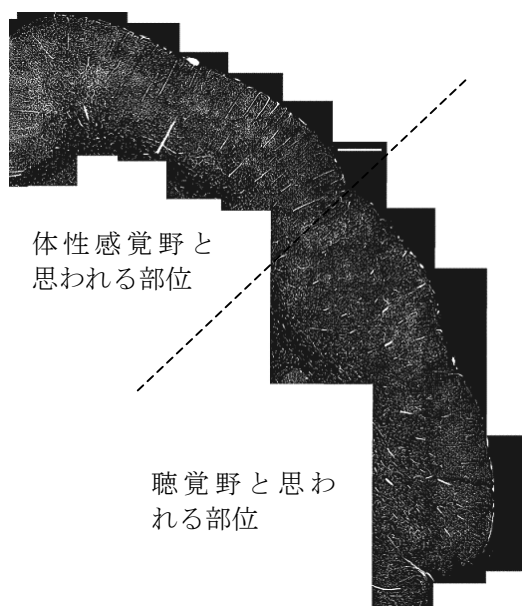


図2 脳血管網全体図

図 3 から、体性感覚野に相当する部位では皮質から垂直に降りる太い細動脈と細静脈を観察することができ、コラム構造を形成する血管であることが示唆された。一方、聴覚野に相当する部位ではそういった特徴的な血管構築を観察することができなかったものの (図 4)、太い血管が点在していることから、皮質表面との平行方向のつながりが推測される。このことから、解剖学的に聴覚野においては体性感覚野に見られたような機能的なモジュール構造が存在しないことが示唆される。しかし、本研究では脳を垂直方向にスライスした画像のみしか観察していないことから、体性感覚野のような皮質表面から垂

直に伸びる円柱状のモジュールの有無は確認できなかった。すなわち聴覚野では別のモジュールが存在するか、もしくはモジュール自体が存在せず、聴覚野は全体的にダイナミックな時空間特性をもって情報を処理しているといった可能性が考えられ、今後さらなる解剖学的な解析が必要であると考えられる。

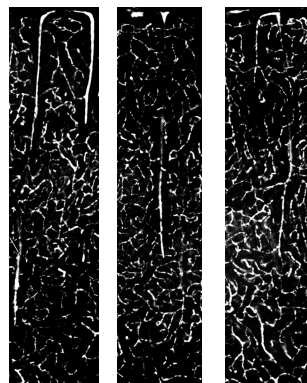


図3 体性感覚野に相当する切り出し部位

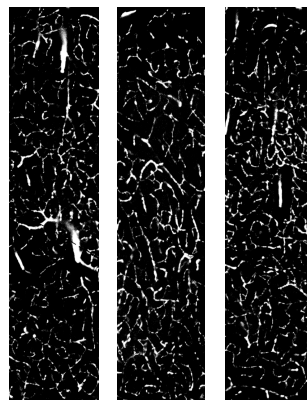


図4 聴覚野に相当する切り出し部位

また、神経活動に影響を与えていると思われる血管構築を比較するため、深さと血管密度の関係について検討した。体性感覚野と思われる部位と聴覚野と思われる部位から機能的モジュールに対応していると思われる大きさに切り出した画像を 2 値化し、それぞれの画像において縦方向の各ピクセルの皮質表面からの深さ方向への血管密度分布を求めた。その結果、体性感覚野においては深さ方向で血管分配に差があり、深さ 1000um のあたりで密度が高くなっているのに対して、聴覚野では深さ方向に対して体性感覚野ほどの血管密度の不均一性が見られなかった。本研究においては一標本のみでの検討で、横方向の関連性についても検討していない。今後は脳血管網可視化時に高精度に聴覚野を同定し、標本数を増やして検討することが必要である。また、複数の平面的に切り出した標本にまたがる血管構造を 3 次的に解析し、脳表面に平行な血管構造も検討する必要があると考える。

本研究では、体性感覚野における縦方向のコラム構造に沿った血管構造に対して、聴覚野では縦方向

のモジュール構造を推測させる血管構造が存在しないことが明らかになった。このことは、異なる情報を処理する領野では、その血管分布も異なることを示唆している。また、点在する血管構造から平面的なモジュール構造の存在が示唆されたことは、音の周波数成分に対するトノトピー構造[3]という少なくとも平面的なダイナミクスを持ったソフトウェア的な神経機能の存在に対して、血管構造というハードウェアの存在を推測させる、新しい知見であった。皮質内の血管を計測対象としている光トポグラフィ計測では、皮質内の血管分布と何らかの関係があると考えられる。本研究の成果は、機能領野ごとの血管分布と光トポグラフィ信号との関係を明らかにするための、基礎的な知見となった。

4. 刺激によらない脳血液量揺らぎと各種循環系変数の情報移動解析

4.1. 目的

脳循環において生じる血行動態とは独立して生じると考えるべきである。しかし、このような揺らぎも脳機能計測系で検出される血行動態に重畳することが知られており、これらの揺らぎの起源を正しく理解することは、血行動態から脳活動に由来するものを抽出する上で重要である。本研究では、呼吸周波数と同帯域に観察される脳血液量変動の 1.5Hz から 2.0Hz の高周波成分に着目し、呼吸および心拍数変動の脳血液量変動に対する寄与を、情報移動解析を用いて検討した。

4.2. 方法

Hos/Donryu 雄性ラットを用いた実験を行った。ウレタン腹腔注射で麻酔をしたのち、頭頂部左側を硬膜または皮質表面の血管が目視できるまでドリルで薄く削り thinned skull window を作成した。処置中の麻酔は必要に応じて Ketamine および Xyladine の混合麻酔を追加した。

測定項目は、呼吸、心電図、局所脳血液量である。呼吸は、気管を切開して気管カニューレを挿管し、カニューレ先端に装着した温度センサで呼気と外気の温度差を検出することで呼吸曲線を得た。また、標準肢誘導のうち第Ⅱ誘導で得られた心電図から R-R 間隔を用いて瞬時心拍数を算出したものを心拍数変動として用いた。局所脳血液量は、Photodiode array camera を搭載した落射型顕微鏡を用いて内因性信号計測を行った。ヒートカットフィルタ、ハーフミラーを通して計測部位にハロゲンランプの白色光を照射し、計測部位の反射光を $580 \pm 10\text{nm}$ で検出して電圧に変換し、脳血液量変動とした。

いずれも 1kHz でサンプリングし、単一のトリガー信号を用いて計測開始を同期させた。計測時間は 819.2 秒であった。得られたデータは、文献値に基づき 0.8Hz から 3.0Hz のバンドパスフィルタを適用し、成型したものを解析に用いた[4]。

情報移動解析は、注目する変数間での情報の移動量を、観測されたデータのみから定量化する解析手法である。ある因果性を持つ変数 X と Y には、相互に、そして非対称に移動する情報が存在すると考え

る。この非対称性に着目したとき、X から Y に向かう情報量のほうが Y から X に向かう情報量よりも大きい場合、X を原因変数とみなすことができる。情報移動解析はこの非対称の情報移動を移動先の情報量で規格化し、変数間の情報移動量を定量的に評価するものである。詳細については「局所脳血液量・血圧・心拍に発生する揺らぎの関係」の項を参照されたい。

4.3. 結果および考察

本研究で得られた実験結果の一例を図 5 に示した。脳血液量変動、呼吸変動、心拍数変動のいずれの変数においても、パワースペクトルからは 1.5Hz 周辺の帯域にピークを観察することができた。この帯域に着目し、成型後の時系列データ(図 6)を用いて情報移動解析を行った。本研究では脳血液量変動の起源を探ることを目的としたことから、呼吸、および心拍を原因変数としてとらえ、情報移動解析の結果は脳血液量変動の情報量で規格化した。

図 7 に情報移動解析の結果を示した。脳血液量変動の持つ情報量を 100%としたときの、呼吸および心拍からの情報移動量は、呼吸から 38%、心拍数から 15%であった。心拍数変動には、呼吸性洞性不整脈 (Respiratory Sinus Arrhythmia: RSA) と呼ばれる呼吸性の変動があることが知られている。このことを踏まえ、本研究の結果をもちいて心拍数変動への情報移動解析を行ったところ、呼吸からの情報が 24%を占めていた。脳血液量変動から心拍数変動に向かう情報に比べ圧倒的に多い情報量であったことから、この帯域の心拍数変動が呼吸に起源を持つことが示唆される。すなわち、脳血液量変動に向かう情報のうち、15%を占めた心拍数変動からの情報も呼吸に起源を持つと考え、脳血液量変動に移動する呼吸情報は合わせて 53%を占めることになる。以上のことから、この帯域の脳血液量変動の起源が呼吸性であることが確認された。

本研究の結果は、脳機能計測信号に、脳活動とは独立して重畳する循環系の揺らぎの起源について明らかにしたものである。複数の要因が混在する信号から脳活動を抽出するプロセスにおいて、独立に変動しながらもその起源が明示的に示されたことで、光トポグラフィ信号の定量化技術の発展につながる重要な知見が得られた。

5. 今後の課題

本研究では、脳活動に伴う血行動態の変化を機能的、構造的に分析した。脳活動とその特徴に伴う血液の機能的変化、血管の構造的差異などを観察できたが、今後はより細かいサンプリングレートでの血行動態の観察や、神経の機能的ダイナミクスを踏まえた血管構造の観察などが必要になると考える。また、脳活動に依存しない脳血液量の揺らぎの起源のうち、呼吸、心拍以外を占めた 47%の詳細についても、その他の循環系変数の揺らぎや神経組織自体の持つ背景的な活動を視野に入れて検討する必要がある。

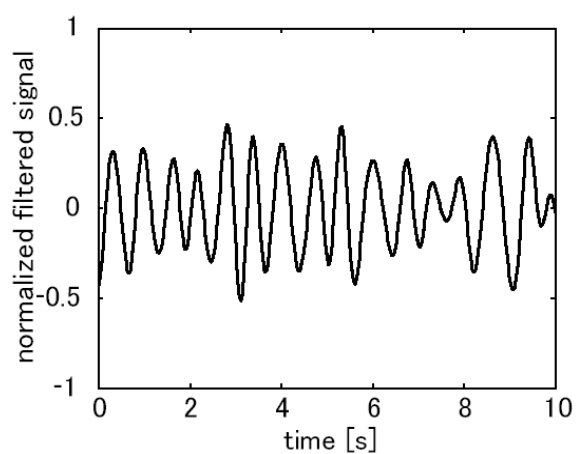
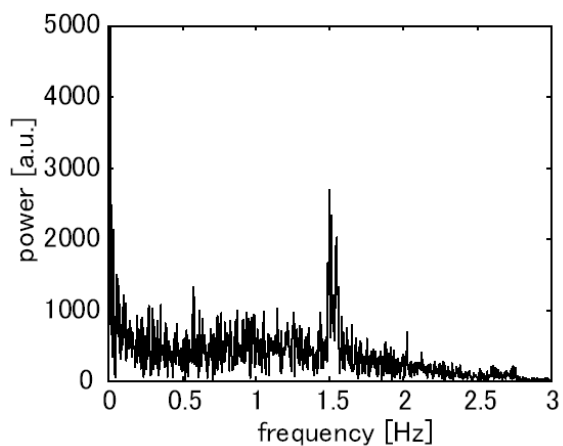
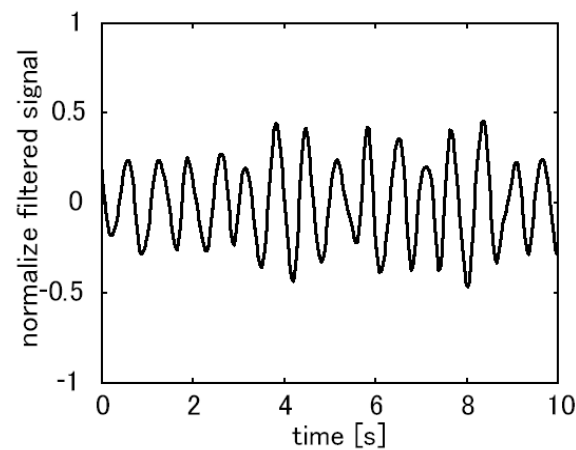
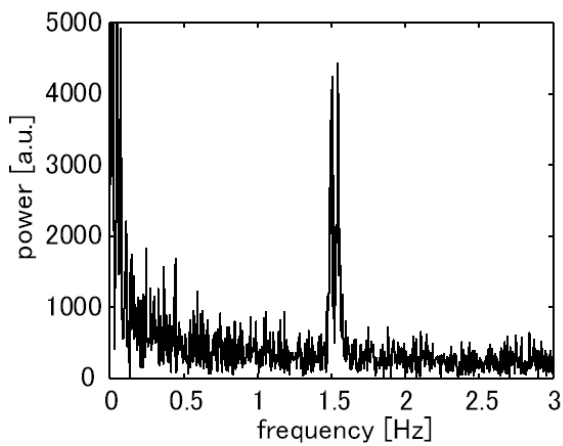
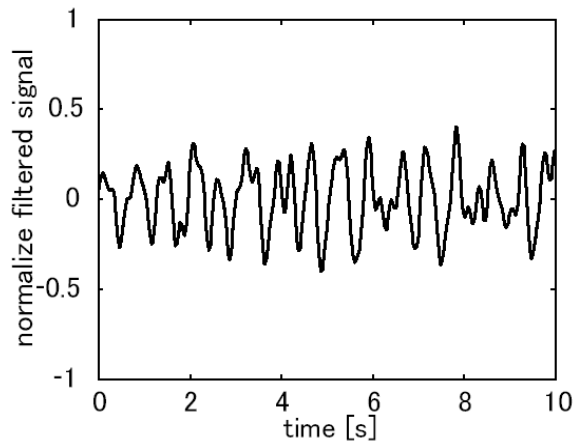
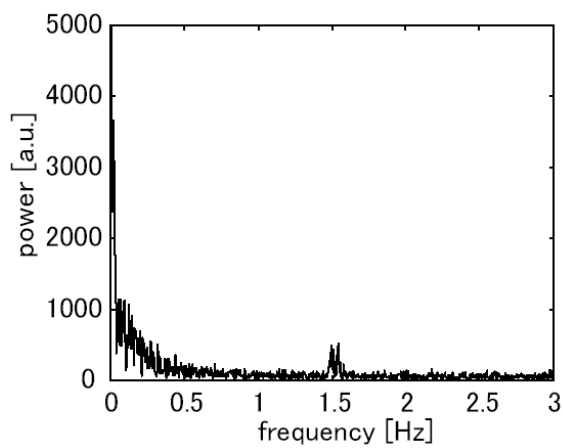


図5 脳血液量、呼吸、心拍数のパワースペクトル
上段：脳血液量、中段：呼吸、下段：心拍数

図6 フィルタで成型後の波形
上段：脳血液量、中段：呼吸、下段：心拍数

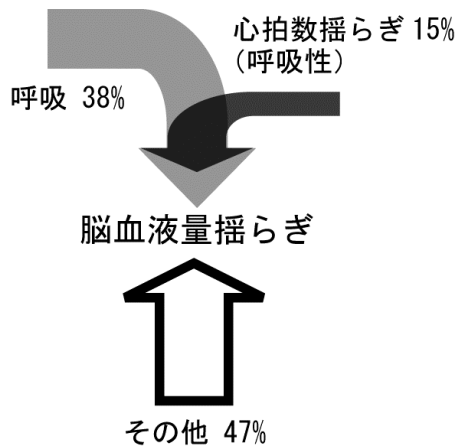


図7 脳血液量変動を中心とした情報移動解析の結果

6. おわりに

本研究では、脳機能計測信号で得られる局所脳血液量変動について、脳活動に伴う血行動態の時空間的特性、モジュール構造と微小血管構造の関係、応答に独立して起こる揺らぎの起源、という3つの側面から分析した。

その結果、1) 脳活動に伴う局所血液量、血流速の顕著な増加が認められること 2) 機能的に異なった領域では微小血管構造に差がみられること 3) 脳活動に独立した脳血液量高周波揺らぎの起源が呼吸であることが明らかになった。これらの知見は血液量とその酸素供給動態から脳活動を見出す光トポグラフィにおいて、その高精度の信号分離を目指す研究に大きく寄与するものと考えられる。

7. 参考文献

- [1] N. Konishi, Y. Tokimoto, K. Kohra and H. Fujii, New laser speckle flowgraphy system using CCD camera. *Opt. Rev.* 9, 4, 163-169, 2002
- [2] C. S. Roy, C. S. Sherrington, On the regulation of the blood supply of the brain. *J. Physiol.* 11, 85-108, 1890
- [3] Y. Hosokawa, S. Sugimoto, M. Kubota, I. Taniguchi, J. Horikawa, Optical imaging of neural activity in multiple auditory cortex fields of guinea pigs. *NEUROREPORT*, 12, 3335-3339, 2001
- [4] B. Chapuis, E. Vidal-Petiot, V. Orea, C. Barres, C. Julien, Linear modeling analysis of baroreflex control of arterial pressure variability in rats. *J. Physiol.* 559, 2, 639-649, 2004

光トポグラフィ解析ソフトウェアの開発

桂 卓成・(株)日立製作所基礎研究所、小幡亜希子・(株)日立製作所基礎研究所

田中尚樹・(株)日立製作所基礎研究所、牧 敦・(株)日立製作所基礎研究所

E-mail katura@rd.hitachi.co.jp

1. はじめに

これまで我々のチームでは、「脳の定量的評価・解析技術」に関する研究開発として、頭部全体の脳活動を観測可能なハードウェア及びソフトウェアの開発を行った。これは脳のある部位の頭表の表面積約 430cm^2 に対して、光トポグラフィ 120 チャンネル計測の場合は 405cm^2 （頭表の表面積に対して約 94%）、90 チャンネル計測の場合は 297cm^2 （頭表の表面積に対して約 69%）を実現するものである。また、自律神経由来の信号を人及び動物で計測し、脳活動信号に含まれる自律神経由来信号（心拍・血圧）の重なりを定量的に評価することに成功し、脳活動計測における自律神経由来の信号の重要性を明らかにした。このように、光トポグラフィ計測が高度化していく中で、多数の計測点のデータ解析と結果の表示、統計解析といった信号解析の重要性も高まってきた。しかし、これまで光トポグラフィ計測のための標準的な解析ソフトウェアは存在していなかった。本プロジェクトの成功のみならず、日本発の計測技術である光トポグラフィ計測の今後の発展のためにも、標準的な解析ソフトウェアは必要不可欠である。このような背景に基づき、汎用的光トポグラフィ解析ソフトウェアを開発したので報告する。

2. 目的

これまで、光トポグラフィ計測信号に対して行われてきた解析は、それぞれの研究者が独自に開発したソフトウェアなどで行われてきたものであった。そのため、光トポグラフィ信号解析に対する一般的な解析方法が生まれにくい環境であった。信号の解析方法によりさまざまな情報を提供しうる光トポグラフィ計測が脳機能計測技術の一つとして確立するためには解析技術の確立が必要不可欠である。

そこで、今後の解析技術の発展への貢献をめざし、光トポグラフィ計測信号の解析に対する議論を可能にする「場」としてのソフトウェアを開発し、広く一般の光トポグラフィ使用者に提供することを目的とした。そのために、「高い拡張性の実現」を基本コンセプトとして掲げ開発を行った。本ソフトウェアにより、多くの使用者が個別に持つ解析技術の統合と、それらについての議論が可能になると考える。さらに今後現れる新規の解析手法についても早い段階での議論が可能になると考える。

また、既にファンクショナル MRI (fMRI) という他の脳機能計測技術の分野において、標準的な解析ツールとして普及している解析ソフトウェア「SPM」との連携を可能にし、既知の知見を有効に利用できる環境とすることを目的とした。

3. 設計思想

本ソフトウェアの名称は Optical topography Signal processing Platform、略称 OSP である。本ソフトウェアはオープンソースの形で公開することを前提としている。そこで、開発環境としてはソースコードの開示が容易であり、また前述の SPM の開発環境としても実績のある Matlab (サイバネットシステム株式会社) を用いた。

また、本ソフトウェアの目的である「高い拡張性の実現」を実現する方法として、プラグイン方式を採用することとした。プラグイン方式とは、開発者や利用者が一定の規則にしたがって作成したプログラムによって、新しい機能をソフトウェアに追加可能であり、またそれを公開することにより他の使用者にも同一の機能を利用可能とする方式である。このプラグインに関する規則を公開することで全ての利用者が自由に機能を追加することが可能である。また、本ソフトウェアを使用する目的はデータ解析であるので、使用者が独自に解析データを追加・拡張する必要性が生じてくることは容易に推察される。そこで本ソフトウェアで利用するデータ構造は拡張可能な多次元配列と、構造体を用いることとした。

以上のコンセプトに基づく概念図を図 1 に示す。実線部が今回 OSP として提供する部分であり、点線部は将来的な拡張のイメージを示す。ここで「標準解析エンジン」とは、初期に提供する解析用のプラグイン群である。

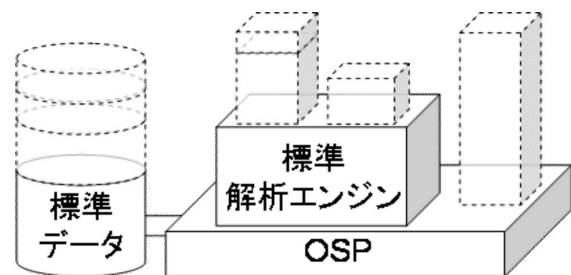


図1 解析ソフトウェアの概念図

4. 仕様概略

本ソフトウェア（以降、OSP と略す）で行う処理の大まかな流れを図 2 に示す。まずはじめに光トポグラフィ計測装置から得られた計測データを OSP の処理ルーチンである「Signal Preprocessor」により、OSP 用のデータフォーマットに変換する（データフォーマットについては、以降に詳しく述べる）。次にこれに対し、各種の処理関数（プラグインにより拡張可能）によりデータ処理を行い、ブロックデー

タを得る。さらにこれに対し統計解析処理などを行い、解析結果を得る。全ての解析処理を管理する部分を「Process Manager」、解析結果などの表示を行う部分を「Signal Viewer」とよぶ。

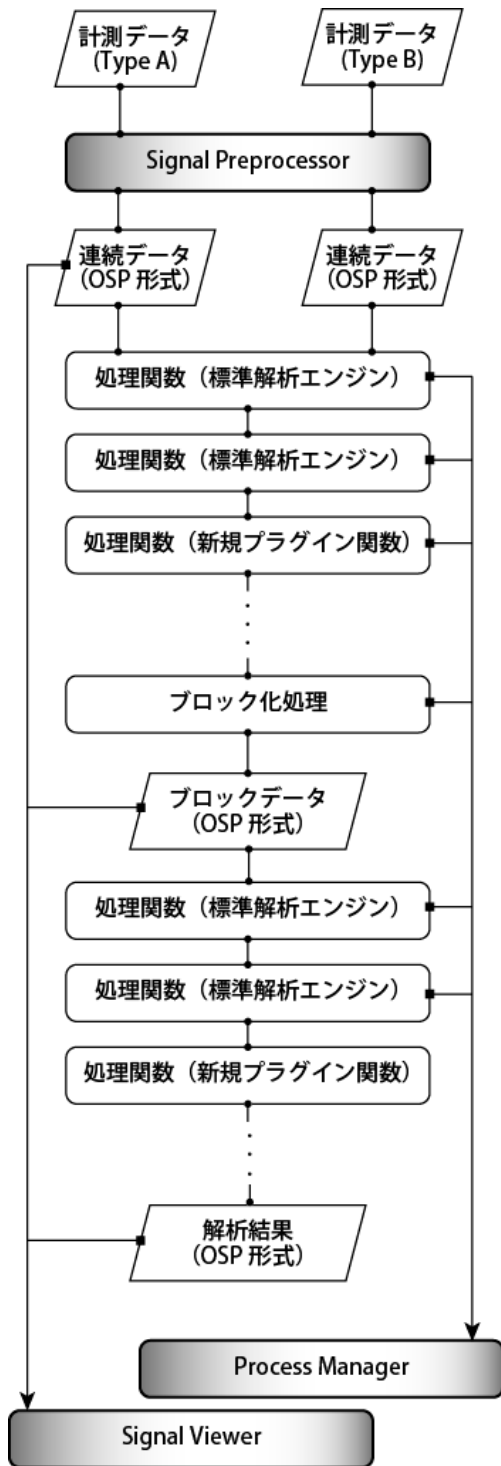


図2 解析ソフトウェアの処理の流れ

5. データ構造

OSP で用いるデータ構造は 2 種類ある。一つは連続データであり、もう一つはブロックデータである。詳細を表 1、2 に示す。両データはデータ行列（多次元配列）とヘッダ情報（構造体）とで構成される。

表1 データ構造（連続データ）

連続データ(ヘッダ情報)	
Stim	[stimnum,(st, ed)]
stimTC	[1,time]
stimMode	1:event, 2:block
Flg	[kind, time, ch]
TAGs	説明 最低以下のフィールドをもつ構造体 DataTag=[]; データ種類の名称 pathname=''; 元データファイルのパス filename=''; 元データファイルの名前 ID_number=''; 検索用 ID 番号 age=[]; 検索用年齢 sex=[]; 検索用性別
MemberInfo	変数の説明
sampling_period	測定間隔
measuremode	測定モード
連続データ(データ行列)	
Data	3次元行列

表2 データ構造（ブロックデータ）

ブロックデータ(ヘッダ情報)	
stim	(st, ed)
stimTC	[1,time]
stimkind	[1,block]
flg	[kind, block, ch]
TAGs	説明 最低以下のフィールドをもつ構造体 DataTag=[]; データ種類の名称 pathname=''; 元データファイルのパス filename=''; 元データファイルの名前 ID_number=''; 検索用 ID 番号 age=[]; 検索用年齢 sex=[]; 検索用性別
MemberInfo	変数の説明
sampling_period	測定間隔
measuremode	測定モード
ブロックデータ(データ行列)	
Data	4次元行列

5.1. データ行列

連続データのデータ行列の配列構造は時間×チャンネル×データ種類の 3 次元配列であり、計測装置からの出力データを変換した時間的に連続なデータを仮定している。通常、データ種類は Oxy ヘモグロビン、Deoxy ヘモグロビン、Total ヘモグロビンのそれぞれの変化量である。また、ブロックデータとは連続データに含まれる複数回繰り返しの刺激期間を各刺激期間に分離したデータである。配列構造はブロック数×時間×チャンネル×データ種類の 4 次元配列である。

5.2. ヘッド情報

ヘッド情報には計測時の刺激情報や、体動により正しく計測されなかった期間を示すフラグ、データの測定時間間隔、データのチャンネルと測定位置を対応させる測定モードなど、計測時に得られる全ての情報、及び解析により得られる付加的な情報を記載している。使用者が必要に応じて情報を削除することも可能である。また、光トポグラフィ計測の多チャンネル化に伴い、各チャンネルの空間位置情報を利用することが必要となる場合が考えられる。そこでヘッド情報には各チャンネルの空間的な位置情報も含まれる。詳細を表3に示す。

5.3. データ構造の拡張

データ行列は「データ種類」の次元にデータの追加が可能である。使用者は元のデータ行列の配列サイズを継承したデータを自由に追加可能である。この際、追加したデータに関する情報をヘッド情報の TAGs 内、DataTag に追加する必要がある。

6. 処理ルーチン

OSP の処理ルーチンは大きくは「Signal Preprocessor」、「Process Manager」、「Signal Viewer」の 3 つに分けられる。以下にそれぞれについて説明する。

6.1. Signal Preprocessor

本処理ルーチンでは、計測装置から得られた信号を OSP で利用可能なファイル形式に変換することを目的とする。この際、個人情報保護の目的でデータに対する匿名化を行うことも可能である。

また現在、OSP は主に計測装置として ETG シリーズ（株式会社 日立メディコ社製）を想定した処理ルーチンを作製しているが、今後、より多くの使用者が利用するにあたり、他の計測装置にも対応できることが求められる。そこで OSP では Signal Preprocessor の入出力情報を公開し、プラグインにより新たな処理を追加可能とした。

6.2. Process Manager

本処理は OSP の中心部である。ここでは光トポグラフィ計測で得られた時系列信号に対するあらゆる処理や、他の計測手法により得られた血圧などの信号の追加などを行う。本処理もプラグインに対応し、使用者が自由に処理を追加することが可能である。初期状態として提供するプラグイン群（標準解析エンジン）には、移動平均、バンドパスフィルタ、ロ

ーカットフィルタ、ハイカットフィルタ、多項式フィッティング、体動検出、主成分解析、統計処理（t 検定）、波長データの追加が含まれる。

表3 ヘッド情報の詳細：位置情報

大分類	中分類	小分類	内容
Pos			構造体：位置情報が記述される
	Group		構造体：Probe とチャンネルのグループ情報
		ChData	セル {PN} Int 型：PN=Probe 番号。Probe で使用されるチャンネルの番号。
		mode	Int 型 [PN]：各 Probe の番号と、その measure mode。
	D2		2 次元上の擬似的な位置
		P	Float 型 2 次元行列 [N, 2]：N 個のチャンネルの位置(x, y)
	D3		3 次元上の測定位置
		P	Float 型 2 次元行列 [N, 3]：N 個のチャンネルの位置(x, y, z)
		Base	頭部基準点を示す構造体：Nasion、LeftEar、RightEar のフィールドにそれぞれの位置データ。

6.3. Signal Viewer

本処理では解析結果の表示を行う。表示可能なデータは元の OSP データ形式だけではなく、使用者が独自に拡張した OSP データ形式であっても表示可能である。本処理は表示形式の変更や、複数形式の組合せなどにも高い自由度で対応可能である。本処理もプラグインに対応し、将来的な表示機能の拡張が可能である。

6.4. SPM 形式データ出力ルーチン

SPM との連携を実現するために、SPM データ形式出力ルーチンを実装した。これは、OSP 形式のデータを SPM のファイル形式である Analyze 形式に変換するルーチンである。これにより、OSP から SPM へのデータの受け渡しが可能となり、光トポグラフィ計測データを SPM 上で解析することが可能となる。

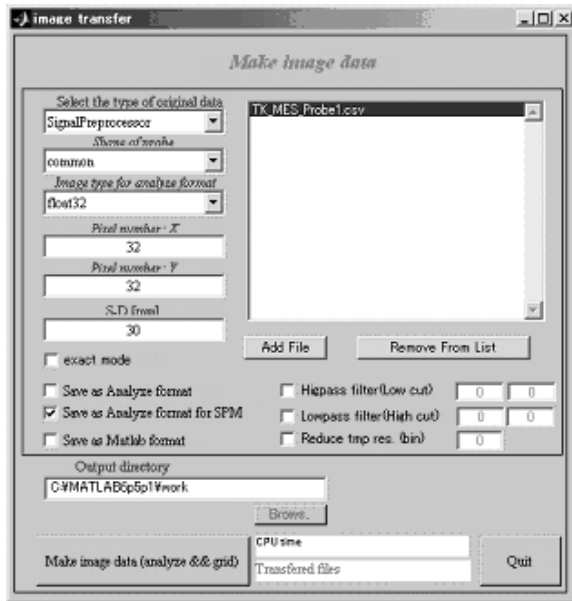


図3 SPM形式データ出力ルーチンの画面

7. プラグイン機能の概要

OSP は研究用のソフトウェアであるため、信号処理の手法は多様なものとなり、さらに変更が頻繁になる。そのため特定の開発グループがソフトウェアの更新を管理する方式では研究の進行が妨げられる。そこで OSP には使用者（研究者）が自ら作成した関数をプラグインにより利用する機能を実装した。本章では、プラグイン機能について概要を説明する。

7.1. プラグイン設定方法

独自に作成した関数を OSP にプラグイン関数として認識させるためには、OSP プラグイン形式（後述）に基づいて作成したファイル群を OSP プラグイン用ディレクトリに置く必要がある。OSP は毎回の起動時に OSP プラグイン用ディレクトリをスキャンしプラグイン関数リストの更新を行う。つまり、プラグイン関数の追加、削除はいくつかのファイル操作のみで行うことが可能である。

7.2. OSP 内部処理関数とプラグイン関数の管理

OSP ではデータ処理に用いる関数に内部処理関数とプラグイン関数の 2 種類を用いる。プラグイン関数は内部処理関数を管理する部分から参照され、内部処理関数と同様に使用可能になる。これは関数管理ルーチンの関数リスト更新機能により実現される。そのため、プラグイン関数は関数本体とこの関数管理ルーチンとの情報交換を行うプラグイン Wrap 関数の 2 つのファイルが必要である。関数管理の概略図を図 4 に、概要を表 4 に示す。

7.3. プラグイン Wrap 関数

プラグイン Wrap 関数に設けられる条件は 2 つある。ひとつはファイル名である。プラグイン Wrap 関数は各プラグイン関数につき一つのファイルとして作成する必要があり、そのファイル名は“PlugInWrap_”で始まる必要がある。この条件を元

に関数管理ルーチンの関数リスト更新処理ではファイルがスキャンされる。もうひとつの条件は実際のプラグイン Wrap 関数が持つ機能である。プラグイン Wrap 関数は入力引数として 'createBasicInfo'、'getArgument'、'write' の 3 つに対応する必要がある。詳細を表 5 から 7 に示す。

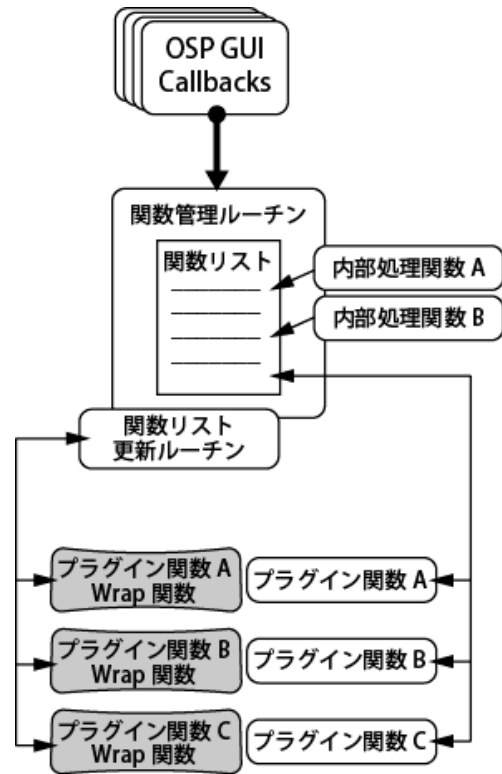


図4 関数管理の概略図

表4 関数の管理の内容

関数管理ルーチン	プラグイン Wrap 関数
FilterData 作成メソッド FilterData 修正メソッド 情報文字列化メソッド リスト更新メソッド	引数設定メソッド M-File 出力メソッド 基本情報作成メソッド
GUI 表記名 Wrap 関数 実行タイミング 可能実行タイミング	GUI 表記名 可能実行タイミング

表5 プラグイン Wrap 関数内容 1

createBasicInfo : 基本情報設定メソッド		
Syntax:	basic_info= PlugInWrap_A('createBasicInfo');	
Function	処理の基本情報を出力	
Upper-Link	主に関数管理ルーチン・リスト更新メソッド	
Output Variable	basic_info	構造体、処理の基本情報 name : GUI 表記名 region : 可能実行タイミング

表6 プラグイン Wrap 関数内容 2

getArguments : 引数設定メソッド		
Syntax:	filterData = PlugInWrap_A('getArgument',filterData, mfilename)	
Function	処理を実行するための引数を作成する	
Upper-Link	主に OspFilterDataFcn FilterData 作成、修正メソッド	
Input Variable	filterData	構造体、フィルタデータ name: : GUI 表記名 wrap : ラッパ関数のポイント argData : 引数情報 (構造体) * フィールドは関数に拠る。
	mfilename	以前までのデータを作成する M-スクリプト 結果は Block: data, hdata, Continuous は cdata{x}, chdata{x}となる
Output Variable	filterData	argData が更新(/作成)された filterData 入力がキャンセルされた場合は NULL

表7 プラグイン Wrap 関数内容 3

Write : M-ファイル出力メソッド		
Syntax:	str= PlugInWrap_A('createBasicInfo',region, fdata)	
Function	処理を実行するための M-ファイルを作成する	
Upper-Link	主に GroupData2Mile	
Input Variable	region	char、フィルタ実行領域名
	filterData	構造体、フィルタデータ
Output Variable	str	追加用 : M-ファイル用文字列
	M-File	make_mfile の開かれているファイル

8. 解析例

ここでは実際の OSP を用いた解析について説明する。

8.1. 単一ファイルの解析例

光トポグラフィ計測の中でも、計測点数の少ない場合などは、計測点はあらかじめ決まったパターンの空間配置であり、出力ファイルは単一である。この場合の解析例を以下に示す

図 5 は OSP の起動画面である。ここでまず「Signal Preprocessor」により光トポグラフィ計測データを取り込む。図 6 は取り込まれたデータの一例である。横軸は時間 (秒) で縦軸はヘモグロビンの変化量 (mM・mm) である。次に、このデータに対して Process Manager により処理を行う。ここでは例としてバンドパスフィルタ、ブロック化を設定している。Process Manager の画面を図 7 に示す。これにより得られた結果をチャンネルの空間配置に基づいて表示させた例を図 8 に示す。

8.2. 複数ファイルの解析例

今回われわれのチームが開発した光トポグラフィ計測装置は 120 チャンネルの計測点を持つものであり、計測点の配置も自由に決められ、また複数ファイルの出力がある。この場合の解析例を以下に示す。

図 9 は複数ファイルを読み込み、そのチャンネル配置を設定する画面である。ここでは 2 次元及び 3 次元の空間配置を設定する。ここで作成した OSP ファイルを用いることで以降の解析は単一ファイルの場合と同様に行うことが可能である。

図 10 は解析結果の表示例である。これは、擬似的に 3 次元の脳表面像に光トポグラフィ計測データの解析結果を重ねて表示したものである。画像は自由に 3 次元回転させることができる。また、ここでは示していないが、2 次元及び 3 次元の解析結果は動画としても表示可能であり AVI ファイルへの出力も可能である。

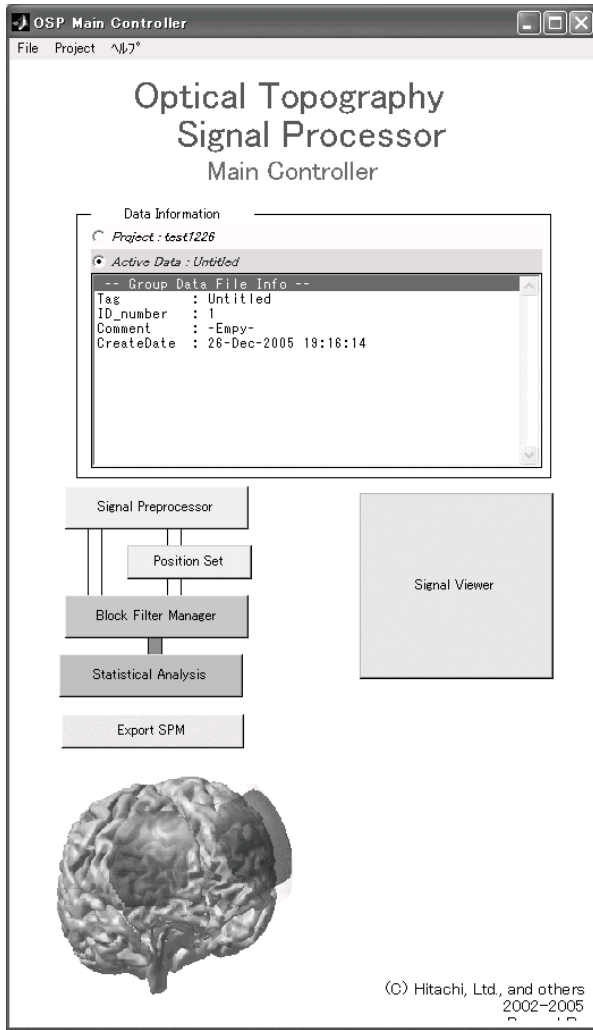


図5 OSP 起動画面

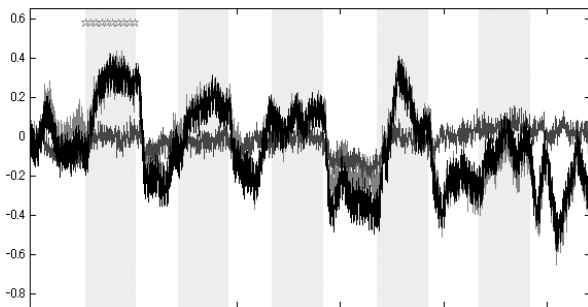


図6 取り込みデータの表示例
横軸は時間（秒）で縦軸はヘモグロビンの変化量（mm・mM）である。

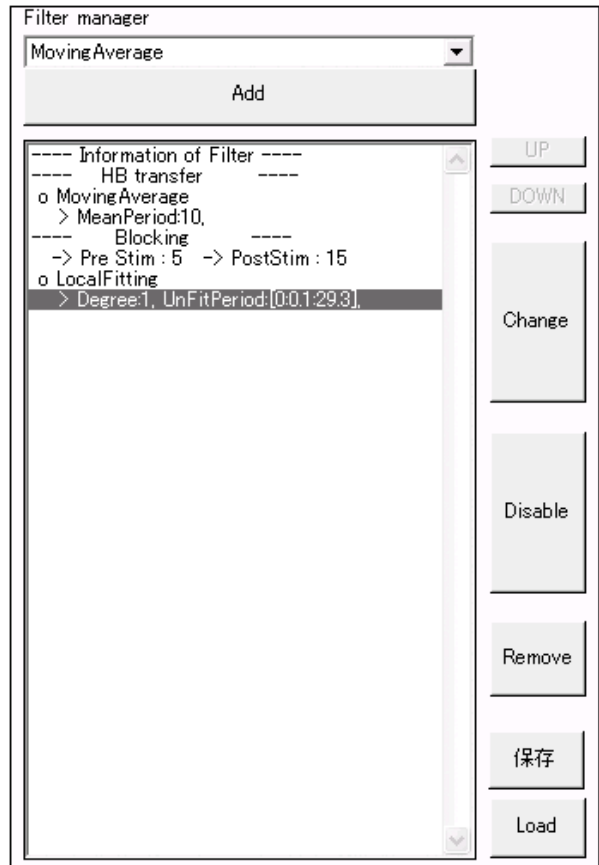


図7 Process Manager の表示の一部

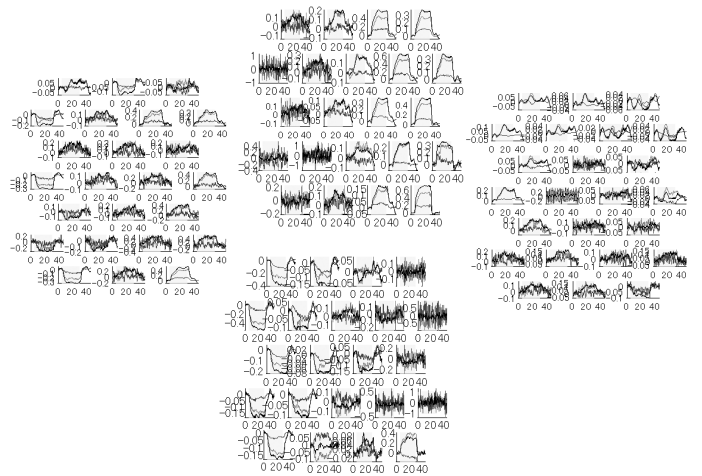


図8 解析結果の表示例

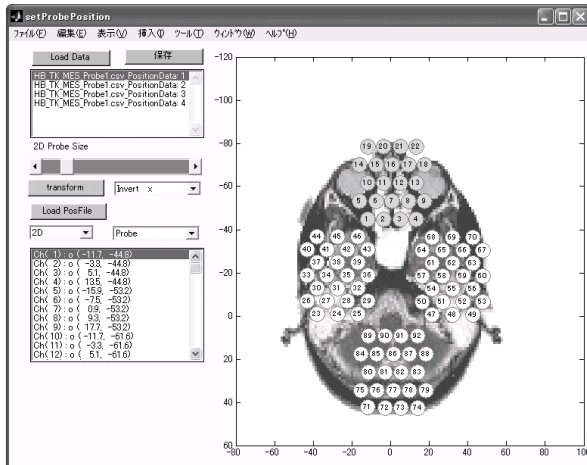


図9 複数ファイルのチャンネル配置の設定画面

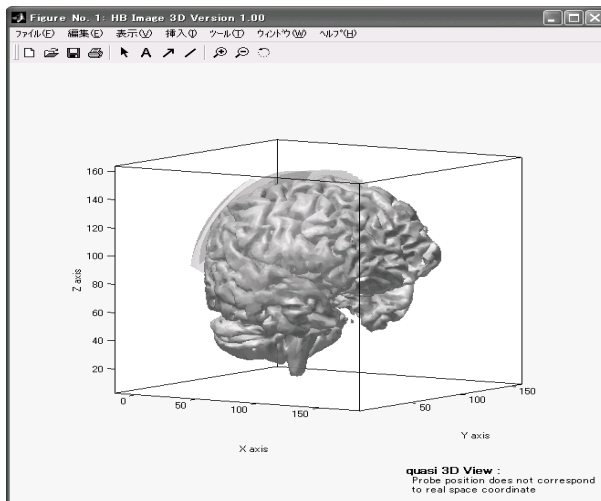


図10 解析結果の3次元表示例

9. まとめ

総務省委託研究「映像が生体に与える悪影響を防止する技術」のテーマの中で、光トポグラフィ計測の標準的信号処理ソフトウェアの開発を行った。これにより、多数の計測点からのデータを効率的に解析し、統計処理により客観的な結果を提示することが可能となった。これは、これまで多くの研究者からの要望はあったものの実現されていなかったことである。また、高い拡張性を持たせ、広く一般に公開することにより、光トポグラフィ計測を用いた全ての研究への適用が可能となり、今後、この研究分野の発展に大きく貢献し、日本発の計測技術である光トポグラフィ計測を支えていくソフトウェアになるであろうと考える。

今後は本ソフトウェアを普及させていくために、研究会の立ち上げや、効率的な配布方法、情報共有方法などの具体的な問題を検討する必要がある。

立体視の生体影響-脳活動と自律神経系・内分泌系反応による検討-

小幡亜希子、桂卓成、田中尚樹、牧敦・株式会社日立製作所基礎研究所
 永谷広行、平山雄三・株式会社東芝研究開発センター
 千葉滋、山中篤・シャープ株式会社技術本部
 E-mail a-obata@rd.hitachi.co.jp

1. はじめに

最近の映像技術の進歩や映像メディア産業の発展によって、映画・ビデオ・ゲームなどのさまざまな映像を、臨場感や美しさとともに楽しむことが可能となってきた。その一方、映像コンテンツ・視聴環境・呈示方法などによって引き起こされる生体への悪影響も懸念されており、早急に生体への影響を定量的に評価する方法論を確立する必要がある。

生体影響を計測する手法には、例えば、採血などを行って、血中物質や遺伝子発現などを計測する侵襲的な方法と、電極を装着して心電図や血流量などを計測する無侵襲的な方法が挙げられる。映像が生体へ与える影響を検討するためには、自然な状態で無侵襲的に生体反応を計測することが重要である。

そこで、生体影響を無侵襲的に計測するために、光トポグラフィを用いた脳血液量変化の計測、脈波センサを用いた自律神経系反応の計測、唾液採取を用いた内分泌系反応の計測法を評価した。

以下、これらの生体計測手法（脳機能・内分泌系反応・自律神経系反応）について述べる。

人間の脳の外側面には大脳皮質があり、内側面は大脳辺縁系と呼ばれる部分がある。大脳皮質には、視覚・聴覚・言語・発話・思考などの高次な機能が存在し、大脳辺縁系には、情動表出や本能行動、自律神経系・内分泌系活動中枢を含む生命活動の維持機能が存在している。大脳は外部からの情報入力に対して、高次脳機能では主に情報処理を行い、大脳辺縁系では全身の生体機能を維持あるいは変化させるために神経伝達処理を行う。双方は様々な情報のフィードバックを行いながら機能している。

大脳辺縁系の機能を評価するためには、血中の神経伝達物質、内分泌系ホルモン、免疫系物質などを測定する必要がある。しかし、採血は被験者の負担も重く、実験者にも制約があるため、近年では唾液中から種々の物質を測定することで、大脳辺縁系機能を推測する方法が開発されている。例えば、唾液中コルチゾールは副腎皮質で合成されるホルモンの一種であり、視床下部・脳下垂体から放出される副腎皮質刺激ホルモンの放出によって合成され、血中へ分泌されるが、そのうちの 10%程度は、唾液腺や耳下腺に存在している[1]。唾液中クロモグラニン A は、カテコールアミン類の分泌とも関連し、ストレス負荷による副腎髓質刺激ホルモン放出によって副腎髓質で合成され、血中へ分泌され、その一部が唾液腺に存在している[2]。これらは一過性の心身ストレス負荷によって、増加することが明らかとなっており、簡易的なストレス指標として使われている[3]。

大脳皮質の機能を評価するためには、神経活動に伴う血行動態を計測する方法がある。しかし、fMRI

や PET などの大型の脳機能計測装置は、被験者の拘束性が高い、コストがかかるといった制約がある。近年開発された光トポグラフィ装置は、大脳皮質での血液量変化を近赤外光により無侵襲に自然な状態で計測することができる[4-6]。また、光ファイバを複数組み合わせることで、大脳全体を覆うことが可能である。

自律神経系活動を評価するためには、これまで心拍数や血圧の測定が主要であったが、今回、シャープが開発した pMAX も有効である（詳細は「映像生体影響に関する計測装置の開発（シャープ株式会社）」を参照）。

さて、現在、立体ディスプレイは一般家庭への導入を目指し、呈示方式の開発が進められているが（「インテグラル・イメージング方式による人にやさしい立体表示システムの開発（株式会社東芝）」を参照）、立体視視聴による心身への負荷が懸念されており、その安全性を評価することは重要な課題となっている。

そこで、本研究では、立体視の生体影響に着目する。立体視に関するこれまでの脳機能研究は表 1 のとおりである。立体視によって活動する部位や大脳左右半球での活動差異、立体視訓練による活動部位が報告されている[7-13]。図 1 には、立体視に関する脳内情報処理を示した。図 1 にあるように、入力された情報は、1 次視覚野で処理され、奥行き情報は、主に 2 次視覚野を中心として、頭頂後頭葉で処理される。PET を用いた立体視研究では、Broadmann エリア 7、18、19 野での活動が報告されている[13]。我々は光トポグラフィ装置によって立体視刺激による脳活動を検出できることを確認している。しかし、2 眼式・多眼式という立体ディスプレイ方式によって呈示される立体視刺激が生体へどのような影響を与えるかについては明らかになっていない。

そこで、異なる立体ディスプレイ方式による立体視刺激が、脳活動及び自律神経系活動、内分泌系反応に与える影響について検討した。

表1 立体視に関する脳機能研究

研究項目	モダリティ	結果
半球差異	fMRI[7] fMRI[8] fMRI[9,10]	半球差異なし 半球差異あり 半球差異あり
活動部位	PET[11]	頭頂後頭葉 Broadmann, 7, 18, 19 (図 1)
両眼視差	fMRI[12]	視差量と BOLD レベルの変化について
学習効果	EEG[13]	立体視訓練後に半球優位変化

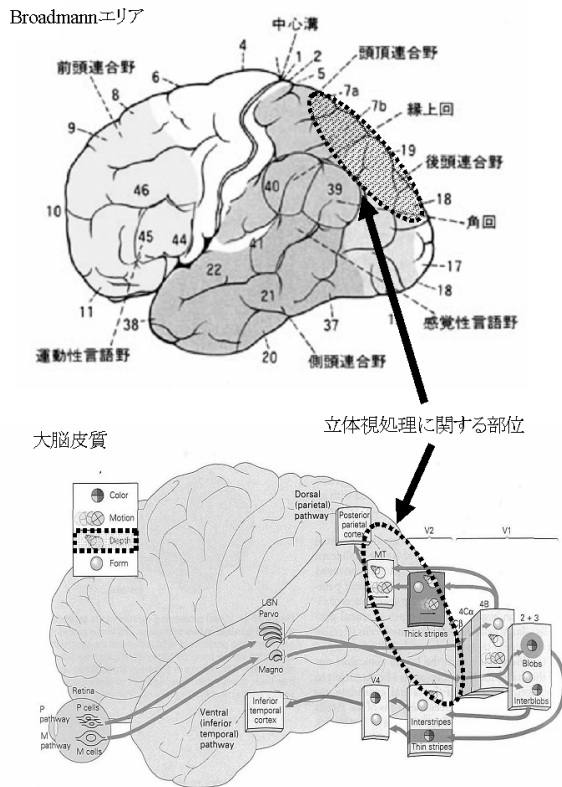


図1 立体視処理に関する部位

2. 目的

異なる立体ディスプレイによって呈示する立体視刺激が生体へ与える影響について、脳活動と自律神経系・内分泌系反応を用いて検討する。

3. 方法

3.1. 被験者

成人男女 12 名 (男性 8 名、女性 4 名、平均年齢 31.6±3.8 歳) を被験者とした。事前に研究内容を説明し、書面による同意書を得た。睡眠時間・飲酒・喫煙・食事時間・などライフスタイルに関するアンケートと視力について回答を求めた。

3.2. 計測システム

光トポグラフィ (ETG-100: 日立メディコ社製) を用いて、後頭部 24 箇所 (BA7・BA18・BA19) の脳血液量変化を計測した。計測用プローブ (4×4) は、国際脳波電極装着法を参考に、中央の計測チャンネルが Cz と Pz の中間点となるよう装着し、立体視処理に関する部位 BA7・BA18・BA19 に対応させた (図 2、<http://wwwneuro03.uni-muenster.de/ger/t2conv/conv3d.html> により作成)。サンプリング周波数は 10Hz とした。被験者の左中指には脈波センサーを装着した詳細は「映像生体影響に関する計測装置の開発 (シャープ株式会社)」を参照)。立体ディスプレイは、視差のない 2 次元ディスプレイ (以下「2D」とする)、2 眼式で立体を呈示するディスプレイ (シャープ社製)、多眼式で立体を呈示するディスプレイ (東芝

製) を用いた (「インテグラル・イメージング方式による人にやさしい立体表示システムの開発 (株式会社東芝)」を参照)。

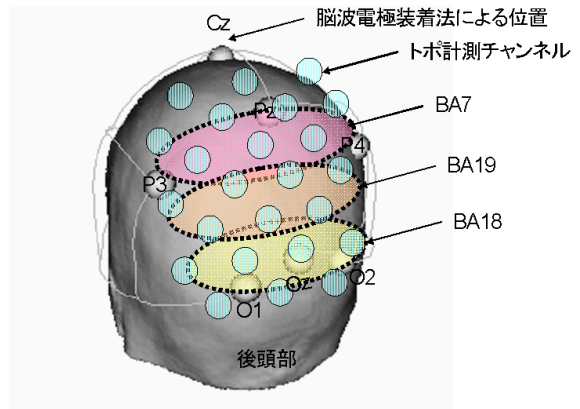


図2 脳波電極位置とトポ計測チャンネル

3.3. 刺激パラダイム

この実験では、異なる立体ディスプレイによって呈示される立体視刺激が、脳活動変化 (高次脳機能)、 ρ MAX の変化 (自律神経系活動)、唾液中コルチゾール及びクロモグラニン A の変化 (視床下部・下垂体・副腎皮質・副腎髄質) にどのような影響を及ぼすのか検討することが目的であるため、刺激パラダイムは次の点に留意した。 ρ MAX 変化は個体差が大きいため、実験開始の安静時の生体反応レベル (高感度・低感度) の計測が必要となる。そのため、開始前に 5 分以上の安静時間を設定した。唾液中コルチゾール及びクロモグラニン A 反応は、心身ストレス負荷に関連して変化することがわかっているが、負荷開始後から少なくとも 5-15 分ほどの時間差があるため、立体ディスプレイ視聴時間を 15 分以上設定した。脳活動変化は、刺激呈示前からの脳血液量の相対的变化を計測するため、複数回の刺激呈示と刺激前には 30 秒間の安静時間を設定した。立体視刺激は 2 つからなる (詳細は「立体映像の安全性を客観評価から調べる (株式会社東芝)」を参照)。
①安静 8 分間後 (静止画) に、約 80 秒間の立体視刺激 (文字や動画) を呈示し、その後は安静 30 秒・刺激 80 秒のパターンを 5 回繰り返して呈示した。
②安静 30 秒間をとり、5 秒間ブランクをあげ、注視点を 1 秒間呈示後、画面中央上下に 2 つの文字を 200 ミリ秒間呈示した。下段の文字は奥行 0cm に固定し、上段の文字が、奥に見えるか手前に見えるかをボタン押しにより判断させた。文字の奥行きは±5cm とランダムに合計 33 回呈示した。

3.4. プロトコル

実験はサーカディアンリズムが内分泌系反応 (唾液中コルチゾール) に与える影響が比較的少ない時間帯 (午後 2 時から午後 5 時まで) に実施した。また、女性の性周期は内分泌系反応に影響を与えるため、女性被験者には月経期を避け参加を依頼した。ライフスタイルアンケートに回答後、唾液採取キットにより唾液を 2 分間採取した。刺激呈示用ディスプレイから約 65 センチ離れて座り、眼精疲労などの

アンケートに回答を求めた（詳細は「立体映像の安全性を主観評価から調べる（株式会社東芝）」を参照）。実験は暗室で行った。立体視刺激は被験者の眼間距離に応じて選択した。左手指には脈波センサーを装着し、頭部の大きさを測定後、後頭部にプローブを装着した。①の実験が終了後、2回目の唾液採取と眼精疲労などの質問項目に回答を求めた。その後、②の奥行き判断課題を実施した。ディスプレイ条件（2D、2眼式、多眼式）は被験者ごとにカウンターバランスし、同一被験者は連続して2つの条件に割り当てないよう留意した。プロトコルを以下に示す（図3）。終了後、採取した唾液は速やかに-4度・2500rpmで15分間遠心分離し、-10度で凍結保存した。

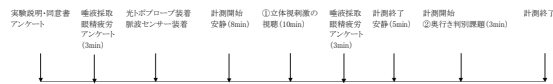


図3 実験プロトコル

4. 結果

4.1. 信号処理

光トポグラフィ信号は、本プロジェクトにおいて、我々のチームで開発した“Optical Topography Signal Processing Platform”を使い MATLAB 上で解析した。データ処理は、1)ヘモグロビン濃度変化への変換、2)被験者を条件ごと高得点群・低得点群にグループ化、3)10秒間の移動平均、4)刺激開始前25秒間と刺激終了後20秒間の平均値を用いた1次フィッティング、5)振幅閾値の設定によるデータ選別、6)区間指定（刺激開始5秒後から刺激終了までの Total-Hb 変化量の平均値の算出、7)解析部位として選択した領域（図4）のマッピング画像作成という手順で行った。

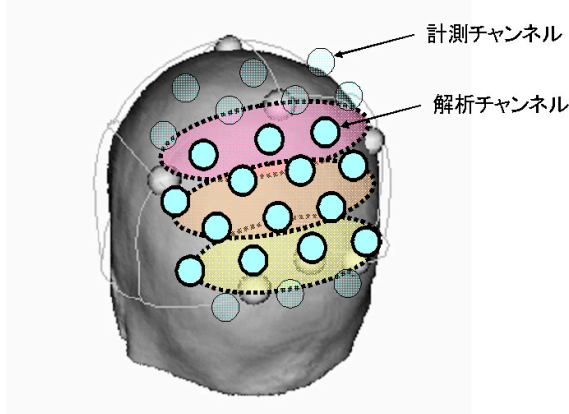


図4 解析対象部位

4.2. 奥行き判断課題の成績

奥行き判断課題の正解数から正答率を算出した。2Dの平均正答率70%を基準にして、全被験者を群分けし、正答率70%以上を高得点群、70%以下を低得点群とした。各群に割り当てられた被験者数は高得点群が9名、低得点群が3名であった。

4.3. 唾液中コルチゾールとクロモグラニン A 及び自律神経系活動

唾液中コルチゾール及び唾液中クロモグラニン A

は、全実験が終了後、常温解凍後に、酵素免疫測定法（Enzyme-linked immunosorbent assay:ELISA）を用いた専用キット（コルチゾール：バイエルメディカル社製：エンザプレート血清コルチゾール、クロモグラニン A：矢内原研究所製：Human Chromogranin A EIA）により測定した。自律神経系活動の指標である pMAX 解析方法については「映像生体影響に関する評価実験と指標の高精度化」（シャープ株式会社）にて記載。

4.4. 統計処理

図4-5に脳活動変化を示した。上記の信号処理を行ったところ、有効データ数は8例となった。8-21CH平均値（Total-Hb 変化量 mMmm）について、ディスプレイ条件（2D・2眼式・多眼式）×得点群（高得点群・低得点群）の2要因分散分析を行ったところ、交互作用に有意差が認められた（ $F(2,18)=3.97$, $p<0.037$ ）。LSD法による多重比較を行ったところ、高得点群において、多眼式のほうが2Dよりも脳活動が大きくなること示された（ $p<0.05$ ）。

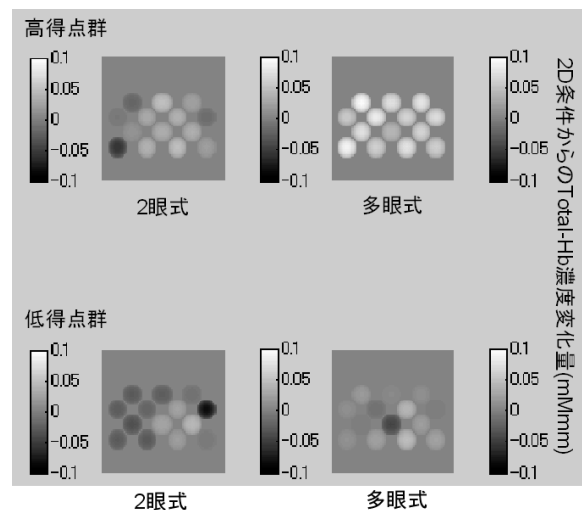


図5 2Dからの total-Hb 変化量マッピング(mMmm)

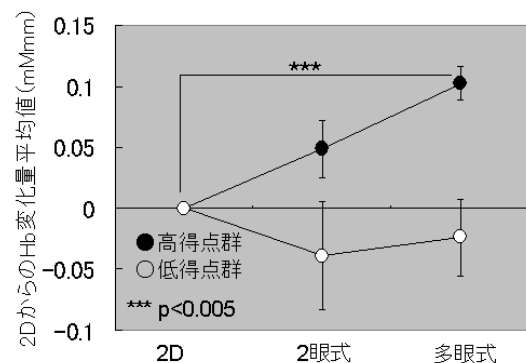


図6 2Dからの total-Hb 変化量平均値 (mMmm)

図6に奥行き判断課題の正答率を示した。脳活動変化の解析対象となった有効データ被験者のみについて、ディスプレイ条件（2D・2眼式・多眼式）×得点群（高得点群・低得点群）の2要因分散分析を行

ったところ、交互作用に有意差が認められた ($F(2,18)=8.42, p<0.005$)。LSD 法による多重比較を行ったところ、高得点群において、2D よりも 2 眼式・多眼式で正答率が高く ($p<0.05$)、2 眼式よりも多眼式で正答率が高い傾向があり ($p<0.06$)、低得点群の 2 眼式・多眼式はいずれも高得点群よりも低い正答率であった ($p<0.0001$)。低得点群において、2 眼式では 2D よりも正答率が低かった ($p<0.01$)。

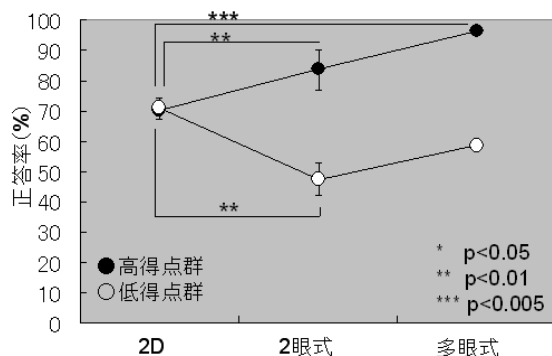


図7 奥行き判断課題の正答率 (%)

光トポグラフィは大腦皮質での血流量変化を計測するのに対し、唾液中コルチゾールやクロモグラニン A は、内分泌系反応や神経伝達物質の変化を推定するのに有効な生理指標で、脳機能の深い部分である視床下部・下垂体からの指令を受けた副腎皮質・副腎髄質からのホルモンの放出と関連している。しかしながら、皮質活動との相互作用はフィードバックループが複雑であり明らかになっていない。今回のデータでは、皮質活動との関連性については議論せず、全被験者 12 名分の高得点群 9 名と低得点群 3 名を解析対象とし、異なる立体ディスプレイで立体視刺激を見る前後の変化について検討した。なお、採取した唾液量が少量であった被験者 1 名が無効となった。図 7 に唾液中コルチゾール変化、図 8 に唾液中クロモグラニン A 変化を示した。ディスプレイ条件 (2D・2 眼式・多眼式) × 得点群 (高得点群・低得点群) × 計測時点 (実験前・実験後) の 3 要因分散分析の結果、唾液中コルチゾールについては、有意な変化が認められなかった。唾液中クロモグラニン A については、いずれの条件においても、実験後に有意に低下した ($F(2,24)=26.78, p=0.000027$)。

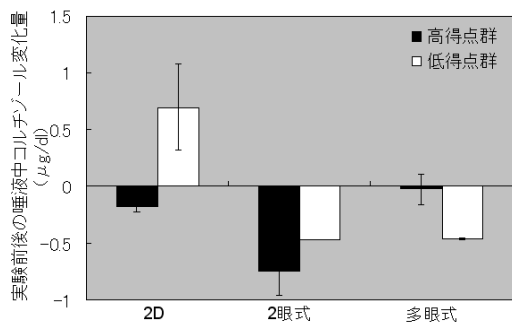


図8 実験前後の唾液中コルチゾール変化(μg/dl)

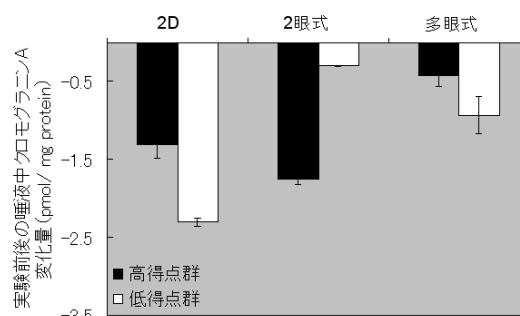


図9 実験前後の唾液中クロモグラニン A 変化 (pmol/mg protein)

また ρMAX の変化はいずれのディスプレイ条件においても変化がなかった。

5. 考察

本研究では、呈示方式の異なる立体ディスプレイを用いて立体視刺激を呈示したときの生体への影響について、脳活動と自律神経系・内分泌系反応の変化から検討した。なお、課題①については、個体差が大きく立体視刺激呈示による活動の特徴を抽出するのが困難であったため、以下、本報告では、課題②の脳活動変化と課題成績との関連に着目する。以下、1) 立体視刺激を異なる立体ディスプレイで見た前後の唾液中コルチゾールとクロモグラニン A の変化についてと、2) 立体視課題中の脳活動の変化について考察する。

5.1. 唾液中コルチゾール及びクロモグラニン A の変化

唾液中コルチゾール変化は、ストレス負荷によって視床下部-脳下垂体-副腎皮質という経路で分泌されるホルモンであり、分泌されるうちの約 10%が、唾液腺や耳下腺などに存在し、血中コルチゾール濃度との相関も高い[1]。これまでの研究で、一過性のストレス負荷による唾液中コルチゾールの増加が認められている[3]。しかしながら、本研究においては有意差が認められなかった。したがって、立体ディスプレイによる立体視刺激の視聴による心身の負荷は低いと考えられる。唾液中クロモグラニン A は、視床下部-脳下垂体-副腎髄質という経路で分泌されるタンパク質であり、カテコールアミン分泌と共存していることから、交感神経活動を反映した唾液中ストレス指標として開発されており、一過性のストレス負荷によって短時間で増加することが分かっている[2]。本研究においては、いずれのディスプレイを用いた実験前後においても有意に低下していた。したがって、立体ディスプレイ方式による心身の負荷は低く、2 眼式でも多眼式でも、2D と変わらず、心身の負荷は少ないと考えられる (図 7、8)。

5.2. 脳活動と奥行き判断課題の変化

2D ディスプレイによる脳活動を基準にして、立体視刺激による奥行き判断課題中の脳活動変化を、2 種類の立体ディスプレイを用いて検討した。立体視による脳機能研究 (表 1) では、頭頂後頭部に活動部

位があることが報告されている (図 1)。本研究では、国際脳波電極装着法に基づいて、立体視処理に対応する領域をカバーできるようにプローブを装着し (図 2)、立体視処理に対応する部位での脳活動を解析対象とした (図 4)。奥行き判断課題の成績は、2D と比較して、非常に高い正答率で回答した被験者 9 名と (高得点群)、ほとんど奥行きが分からず回答した被験者 (低得点群) 3 名に顕著に分かれたため、得点群ごとに解析を行った (図 6)。

図 4 と図 5 は、各群の脳活動画像と活動チャンネルの平均値を示している。これらの図から、高得点群において、多眼式で奥行きを判断したほうが課題の成績は高く、脳活動も強くなっていることがわかる。また、2 眼式と多眼式を比較すると、多眼式のほうが活動する範囲が広がっていることがわかる。一方、低得点群において、2 眼式で最も課題の成績が低く、脳活動も高得点群と比較するとあまり活動していないことがわかる。このことから、立体視できている場合には、立体視処理に対応する部位での活動が強くなること、立体視できていない場合には、活動が弱くなること、脳活動の変化と課題成績との関連性があることが示された。また、2 眼式よりも多眼式のほうが課題の成績が高いことから、多眼式は、立体視しやすいと推測され、立体ディスプレイ方式としては有効であると考えられる。さらに、このディスプレイで視聴することによって生じる疲労及び心身ストレスと関連する唾液中コルチゾール及びクロモグラニン A 変化は、2D と変わらないため、生体への負荷は少ないと考えられる。

しかしながら、低得点群においては 2 眼式でも多眼式でも課題成績は低く、ほとんど立体視できていない。より多くの人に立体視を使ったコンテンツを提供する場合、あるいは、立体ディスプレイ導入をする場合に、クリティカルな問題となるだろう。

今後の課題として、立体視しにくい個人がどうやって立体視できるようになるか、また、特徴的な脳活動があるのかを検討し、個人間でばらつきの少ない呈示方法を探る必要があるだろう。さらに、立体視の効果的な利用方法として、立体視による学習や訓練方法の提案を目指す。

6. 結論

本研究では、異なるディスプレイ方式で呈示される立体視刺激が生体へ与える影響について、脳活動及び自律神経系活動、内分泌系反応の変化を用いて検討した。その結果、立体視刺激の奥行き判断課題の成績と脳活動の強さに関連があり、正答率が高い人ほど脳活動が強いことが明らかになった。また、ディスプレイ方式によって正答率及び脳活動が異なり、2 眼式よりも多眼式のほうが、正答率が高く脳活動も強いこと、その一方で、ストレス指標であるコルチゾールやクロモグラニン A は増加しなかったことから、多眼式による生体への負荷は低いと考えられた。正答率の低い人は脳活動が弱く、立体視できていないこととの関連性が示唆された。今後は、立体視の効果的な利用方法として学習や訓練方法について検討する。

7. 引用文献

- [1] C.Kirschbaum, and D.H.Hellhammer, Salivary Cortisol in Psychological Research: An Overview, *Neuropsychobiology*, 1989, 22(1), pp.150-169.
- [2] Y.Nishihara, Li.J, Y.Futai, N.Yanaihara, K.Iguchi, T.Mochizuki, M.Hoshino, C.Yanaihara, Region-specific radioimmunoassay for human chromogranin A, *Biomedical Research*,1998,19,pp.245-251.
- [3] C.Kirschbaum, and D.H.Hellhammer, Salivary cortisol in psychoneuroendocrine research: recent developments and applications, 1994, 19(4), pp.313-333.
- [4] A.Maki, Y.Yamashita, Y.Ito, E.Watanabe, E.Mayanagi, H.Koizumi, Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography, *Medical physics*, 1995, 22, pp.1997-2005.
- [5] H.Koizumi, Y.Yamashita, A.Maki, T.Yamamoto, Y.Ito, H.Itagaki, R.Kennan, Higher-order brain function analysis by trans-cranial dynamic near-infrared spectroscopy imaging, *Journal of biomedical optics*, 1999, 4, pp.403-413.
- [6] A.Obata, K.Mrimoto, H.Sato, A.Maki, H.Koizumi, 2003, Acute effects of alcohol on hemodynamic changes during visual stimulation assessed using 24-channel near-infrared spectroscopy, *Psychiatry research*, 123, pp.143-150.
- [7] K.D.Merboldt, J.Baudewig, S.Treue, J.Frahm, Functional MRI of self-controlled stereoscopic depth perception, *Neuroreport*, 2002,Oct 7,13(14),pp.721-725.
- [8] Y.Nishida, O.Hayashi, T.Iwami, M.Kimura, K.Kani, R.Ito, A.Shiino, M.Suzuki, Stereopsis-processing regions in the human parieto-occipital cortex,*Neuroreport*,2001,Jul,20,12(10),pp.2259-2263.
- [9] A.Fortin, A.Ptito, J.Faubert, M.Ptito, Cortical areas mediating stereopsis in the human brain: a PET study, *Neuroreport*,2002, May, 7,13(6),pp.895-898.
- [10] B.Gulyas, P.E.Roland, Binocular disparity discrimination in human cerebral cortex: functional anatomy by positron emission tomography, *Proc Natl Acad Sci U S A*,1994, Feb 15,91(4),pp.1239-1243.
- [11] G.C.DeAngelis,B.G.Cumming,W.T. Newsome,Cortical area MT and the perception of stereoscopic depth, *Nature*, 1998, Aug 13,394(6694),pp.677-680.
- [12] W.Skrandies, A.Jedynak, Learning to see 3-D: psychophysics and brain electrical activity, *Neuroreport*, 1999, Feb 5,10(2),pp.249-253.
- [13] R.M.Rutschmann, M.W.Greenlee,BOLD response in dorsal areas varies with relative disparity level, *Neuroreport*,2004, Mar 22,15(4),pp.615-619.

映像生体影響に関する計測装置の開発

千葉滋、山中篤、内海端、矢部博明

(シャープ株式会社 技術本部 次世代商品開発センター)

E-mail: {chiba.shigeru, yamanaka.atsushi, uchiumi.tadashi, yabe.hiroaki}@sharp.co.jp

1. はじめに

ある種の映像を不適切な条件下で視聴すると、「眼精疲労」、「映像酔い」、場合によっては「吐き気」、「眩暈」等の「体調不良」等が生じることが知られる。その防止技術を開発するには、原因となる映像パラメータを抽出することが必要となる。そこで、従来は、様々な試験映像を被験者に提示し、酔い感の質問紙による主観評価によって映像パラメータの抽出が試みられてきたが、主観評価には主に以下の2点の限界があった。

①映像視聴中に被験者に影響を与えないように継続して主観評価を得ることが困難なため、実験前後の評価に限られ、酔いの原因となった映像シーンを特定することができない。

②酔い感が自覚される以前の自律神経への影響を捉えることができないため、測定感度が低く、また酔いの強さを数段階の低い精度でしか捉えられない。

これらの課題を解決するため、客観的な生理指標を多人数から計測し、統計処理することで、高感度かつ高精度の生体影響評価を実現する手法が望まれていた(図1) [1][2]。

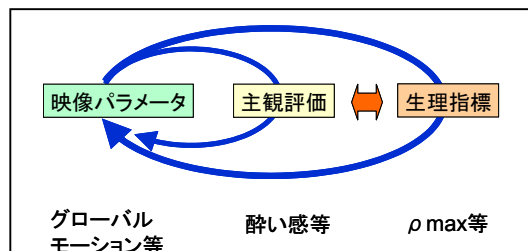


図1 原因映像パラメータの分析手法

2. 生体影響評価の指標

従来、視覚刺激等の生体影響を定量化するための手法として、自律神経系の働きを反映する生理的パラメータ(瞳孔などの視覚系機能や、心拍数、血圧、脈波、呼吸数などの循環器系機能)を用いる方法が検討されてきた。すなわち、人間に視覚刺激を与えたとき、これらの生理的パラメータに特有の変化が生じることが報告されており、これらを解析することにより、視覚刺激の影響を客観的に評価できる可能性がある。しかし、従来提案されてきたさまざまな解析方法には、いずれの方法を用いても、得られる結果の個人差が大きく、再現性が低いという課題があり、明確な評価法は未だ確立されていない。

2.1. 視覚系機能

視覚系機能は自律神経系の状態を反映しており、特に瞳孔は、驚いた時や興奮した時など交感神経が優位な状況で散瞳し、眠い時や疲れた時など副交感

神経が優位な状況で縮瞳することが知られている。そこで、映像視聴前後の瞳孔の対光反射を測定し、自律神経への影響を評価することができる。

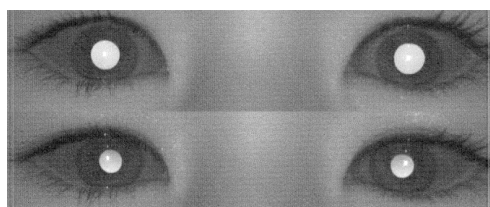


図2 瞳孔径の変化

2.2. 循環器系機能

心拍数、血圧、呼吸も交感神経系および副交感神経系の2系統から成る自律神経系の影響を受けている。これらのうち心拍数と血圧は自律神経系による不随意的な支配を受けている。一方、呼吸運動は随意的に調整可能であるが、通常は無意識的に行われるものである。心拍数、血圧、呼吸は、人間の心理的・精神的状態を反映して変化する。このため、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が心拍数、血圧、呼吸に現れることが予想される。

自律神経機能を評価する手法の1つとして、主に自律神経系によって支配されている循環器系パラメータを利用した解析方法は、計測が非侵襲的かつ比較的容易であるため、これまでにさまざまな方法が提案されている。その中でも心拍数は最も手軽に計測することが可能であり、かつ、交感神経系・副交感神経系の活動性をそれぞれ独立に定量化するような解析が可能であるとされてきたため、時間領域および周波数領域あるいはその両方における解析方法が種々報告されている。しかし、心拍数変動解析には、個人差が非常に大きく、また同一個人についても再現性が低いという問題点があるとともに、随意的な変動成分が混入する呼吸の影響を強く受けるために、特に映像刺激のように、微妙な応答を抽出するには解析の信頼性を保つことが難しい。また、非侵襲的計測に基づく一般的な健康診断のための循環器系パラメータの処理方法については、心拍数変動や血圧変動に関するスペクトル解析やカオス時系列解析の手法が提案されているものの、これまでのところ明確な結果を導き出せるような確立された方法はほとんどなかった。

この問題を解決するためのひとつの方法として、Mayer波帯域(0.08Hz-0.12Hz)における血圧から心拍数までの相互相関係数の最大値(以下 ρ maxと記す)を経時的に算出する方法が提案されている[1]。すなわち、ある入力刺激に対する各パラメータ自体の変化があいまいであっても、その反応がパラメー

日間相互の関係性の変化として現れることがあれば、これまで潜在的であった反応も相互関係に関する解析を行うことにより抽出することが可能になると期待されるからである。

Mayer 波帯域における血圧変動から心拍数変動までの相互相関係数の最大値 ρ_{max} を求める方法には、経時変化が把握可能であり、かつ再現性が高く、個人差が少ないという傾向があることが認められており、映像が人間に与える影響を測る上で有効なパラメータの1つである。

3. 生体影響評価のための計測装置開発（インテリジェント瞳孔計）

3.1. インテリジェント瞳孔計の概要と構成

視覚系の機能である瞳孔や眼球運動を記録する目的で、インテリジェント瞳孔計の開発を行った。これは、カメラと装着装置からなる前眼部撮影装置と、この装置から得られる映像を用いて画像処理で眼球運動をリアルタイムに計測・解析する、リアルタイム計測・解析システムから構成されている。以下、それぞれの構成及び、開発におけるポイントなど、詳述する。

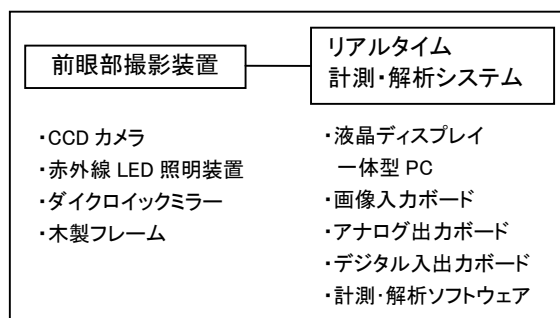


図3 インテリジェント瞳孔計の構成

3.1.1. 前眼部撮影装置の構成 前眼部撮影装置は、超小型 CCD カメラと、赤外線照明と、ダイクロイックミラーと、それを固定するフレームよりなる。

超小型 CCD カメラは、赤外線を撮影できるように、耳鼻科のめまい診断用装置として開発された虹彩紋理撮影装置（日本光電：ET110）と同一の部品を使用した。赤外照明はカメラと同期した LED パルス光を利用して、像のぶれを除く工夫を行っている。さらに、赤外と言っても波長と光強度によっては眼に赤く見えてしまうという問題が発生し、そのような条件では自然な計測を妨げてしまう。これを避けるために赤外照明の長波長化を進めた。これは効果的であった。ただし、眼球表面で反射する照明光を減衰させていた偏光フィルタの効果を減少させるため、画像解析を強化し対策を行った。また、照明は、赤外反射・可視透過のダイクロイックミラーを利用して眼を照明するようにし、被験者に対し任意の映像提示装置を使用可能とした。

また、本装置は眼鏡着用者の使用は困難であるが、屈折矯正の必要な被験者に対してはディスプレイのソフトコンタクトレンズを装着させることで、実験可能になる。

さらに、これらの部品を固定するフレームが必要である。カメラとフレームを軽量化すれば従来のようにヘルメットに取り付ける必要がなくなる。眼鏡程度のものが作成できれば理想的であるが、現実には CCD カメラがある程度の重量を持つため不可能である。ここでは頭部への固定が少なくともヘルメットを必要とせずバンドで可能となるような装置の開発を行った。このため、フレームとして硬質木材に NC（Numerical control）加工（数値制御加工）を施したものを使用することとした。人間の顔の形状は実にバリエーションに富んでいる。ヘルメットでさえきつくて被れない被験者がいる。鼻部と額部と頬骨で支えなくてはならない枠の形状を、誰にでも使用できるようにするには多くの試行錯誤を必要としたが、最終的には図 4 に示すような形状を採用した。その結果、30 分程度なら多くの人がなんら苦痛を感じることなく連続して装着可能となった。

得られた画像の 1 例を図 5 に、本装置を用いた実験の様子を図 6 に示す。

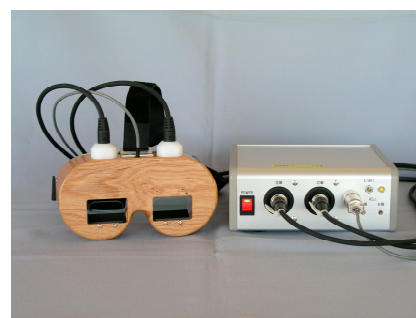


図4 前眼部撮影装置

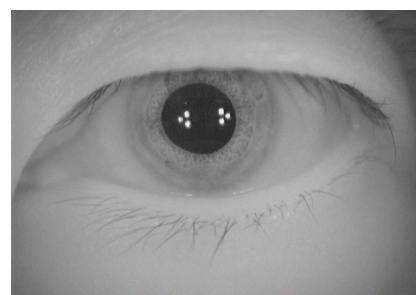


図5 撮影画像例

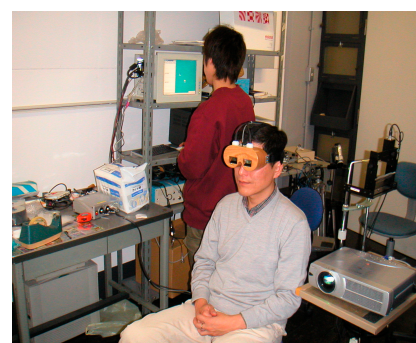


図6 実験風景

3.1.2. 前眼部撮影装置の仕様 本器は、三次元映像研究等の映像観察中の被験者の両眼の眼球運動（水平、垂直、回旋運動、瞳孔）の様子を、コールドミラーを通して小型CCDにて撮影する装置である。照明は、赤外LEDを使用し映像観察に影響しない様になっている。ゴーグル部（図4内、左側）は、被験者にやさしい木製とし、小型カメラの使用とあいまって、軽量に作成した。撮像された眼球画像は、後述する解析装置に入力して解析する。

表1 前眼部撮影装置の仕様

・被撮影物	人体眼球表面 両眼
・撮影範囲	眼球を含む25mm程度
・撮影方式	顔面にゴーグルタイプ両眼撮影装置を装着し、赤外LEDにて照明された眼球を小型CCDカメラにて撮影し、2チャンネルのビデオ信号にて出力。但し、画像はミラーにより左右反転。
・光学撮影部	眼前に45°赤外線反射コールドミラーがあり前方観察可能。 視野角：左右±20° 上下±15° 1/3インチ白/黒CCDカメラ左右2台（赤外対応） 左右カメラ共ビデオ信号に同期した810nm赤外LEDのパルス照明。光量調整、照明ON/OFF可能。
・画像出力	EIA準拠 白/黒コンポジットビデオ信号 BNC出力コネクタ 2個
・電源	AC100V 50/60Hz 約20VA
・外形寸法	ゴーグル部 160W×85H×80D （ヘッドバンド含まず） 計測本体部 170W×70H×170D （突起物含まず）
・重量	ゴーグル部 約300g 計測本体部 約2Kg

3.1.3. 前眼部撮影装置による計測方法

1. 撮影装置本体、液晶ディスプレイの電源投入。
2. ゴーグルを装着し、ヘッドバンドのベルトの長さを調整し頭頂部に固定。横のベルトが水平程度になる様に頭あてをセット。
3. LIGHTスイッチをONにするとゴーグル内照明用のLEDが両眼とも点灯し、照明された眼球がTVモニタに表示される。
4. ゴーグルを上下左右に少しずつらせて、瞳孔がTVモニタ画面の中央になるように調整。
5. 眼球画像の明るさ調整は、左眼/右眼ADJボリュームで行う。明るさ調整ボリュームはLEDのパルス点灯時間を調整。調節範囲：1mS~7mS。

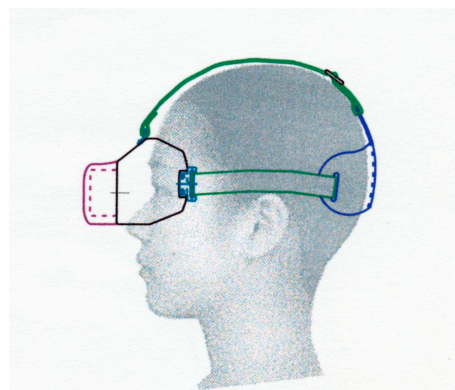


図7 装着図

3.1.4. リアルタイム計測・解析システムの構成

液晶ディスプレイを一体化した計測制御用小型PCをベースに、画像解析ボード、画像スーパーインポーズボード、アナログ出力・デジタル入出力兼用ボードを内蔵している（図8）。前眼部撮影装置からの映像をこのシステムに入力して、リアルタイムに計測、解析を行うことができるように、ソフトウェアの開発も行った。



図8 リアルタイム計測・解析システム

特に、瞳孔の計測では、瞳孔が大きくなったときに一部の被験者（特に高齢者）において、上眼瞼に瞳孔の一部が隠れてしまったり、瞬目により、瞳孔全体が見えなくなったりするために、瞳孔面積の測定誤差が出る。この改良のために、瞳孔縁の一部から円形を推定して瞳孔径を計算で求めるアルゴリズムを開発した。瞳孔画像の二値化と面積計測を一気に行うために、汎用性のあるプログラマブルな画像処理ボード（日立：IP-5000）を使用して、このボード上で、瞳孔のエッジを抽出し、そのエッジの一部から円形を最小自乗により求めるというアルゴリズムを採用した。その結果、十分にリアルタイムでの計測が可能となった。人工的に瞼裂狭小をシミュレートしたときにも瞳孔径が計測可能であった。健常者が故意に瞼裂を下げたときの測定結果を図9～図11に示す。瞳孔傾が1/3程度隠れていても測定可能である。

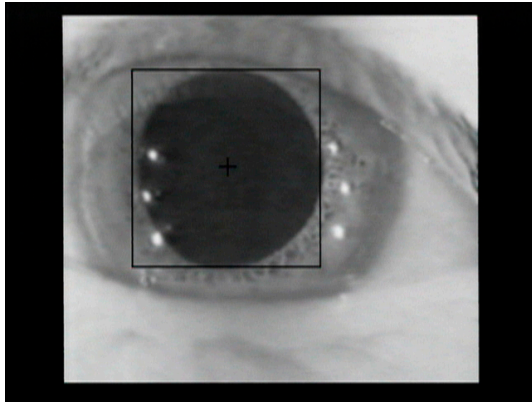


図9 通常の画像より検出した瞳孔範囲。四角の枠が瞳孔に接している。

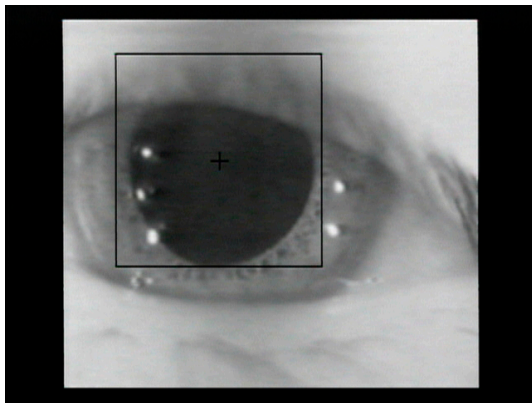


図10 やや上眼瞼が下がった状態で推定された瞳孔範囲。四角の枠が瞳孔にほぼ接しており、測定可能である。

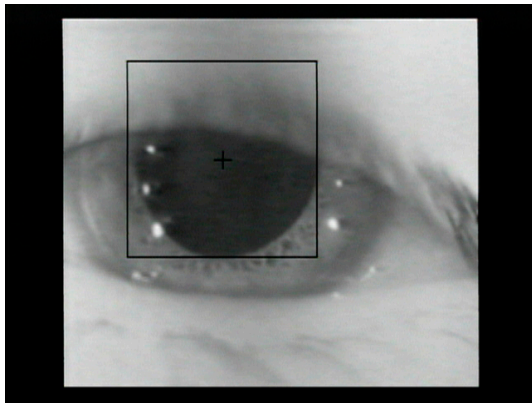


図11 さらに上眼瞼が下がった状態での推定された瞳孔範囲。瞳孔の1/3程度が隠れても瞳孔径が測定可能であることが示されている。

また、デジタル入力端子を利用して、イベントのタイミングを記録することが可能となるようにソフトウェアを作成した。イベントレコードは、ナースコール型のスイッチを押すか、あるいはデジタル信号を接地することによって記録される。

さらに、本インテリジェント瞳孔計の適用範囲を広げるため、小型化に取り組んだ。前眼部撮影装置の電源部は、従来、薬事で認可されたアイソレー

ション電源トランスを使用していたために大きかったが、これをスイッチング電源に変えることで小型化する一方、リアルタイム計測・解析システムは、液晶ディスプレイ体型にして小型化を図った。その結果、図12に示すように、ジュラルミンの箱に撮影装置と解析装置が収納可能となり、宅配便で移動可能となった。



図12 インテリジェント瞳孔計の運搬用収納状況

3.1.5. リアルタイム計測・解析システムの仕様

本システムは、前眼部撮影装置で得られた眼球画像をキャプチャして画面上に表示すると共に、瞳孔重心位置及び瞳孔径をリアルタイムで数値化してグラフ表示する機能を持つ。仕様は以下の通りである。

表2 リアルタイム計測・解析システムの仕様

・入力映像信号：	E I A方式映像信号 (モノクロ) 1チャンネル
・出力映像信号：	E I A方式映像信号
・分解能 (水平×垂直)：	256×220
・サンプルレート：	30Hz
・計測データ表示：	瞳孔重心・瞳孔径同時表示・ イベント時マーク表示
・計測データD/A出力：	瞳孔重心・瞳孔径データ各 ±5V出力 OUT 1 Ch 瞳孔径 データ OUT 2 Ch 水平方向データ OUT 3 Ch 垂直方向データ IN 1 Ch ナースコールスイッチ IN 2 Ch TTL IN ↓
・コンピュータ：	液晶ディスプレイ体型 DOS/V機
・液晶：	12.1インチ TFT LCD 800x600
・OS：	Windows NT WS
・CPU：	VIA C3 800MHz
・RAM：	512MB
・CD：	CD/CDRW
・収納基板：	
画像処理	IP5010BD-S 日立
画像キャプチャ	PowerMovie PCI カノープス
D/Aボード	PCI-3329

インターフェース	
・外形寸法：	
解析部…340W×360H×231D (突起物含まず)	
収納アルミケース…510W×400H×320 (突起物含まず)	
・重量：解析部 … 約12Kg	
収納アルミケース … 約6Kg	
収納時総重量 … 約24Kg	
・電源：	
AC100V 50/60Hz 約100VA	

3.2. インテリジェント瞳孔計の性能評価

図13に本装置による瞬目直前の瞳孔径・中心位置推定の画像を示す。虹彩下縁が見えていれば90%ほど眼瞼が瞳孔を覆っていても解析可能である。

瞬目時には、視覚系に入る光量が減少する。このため、瞬目が遅い場合には瞬目中に散瞳し、次に改めて対光反射が生じる場合がある。これまでは瞳孔の大部分が覆われているために記録は困難であったが、今回の装置はそれが可能となった。また、眠いときに無理に瞬目を我慢したりすると、眼球自体が上転することがある。ときには内転もみられる。この波形も図14に示すように記録可能となった。このような眼球運動は従来サーチコイル法でしか記録できなかった。

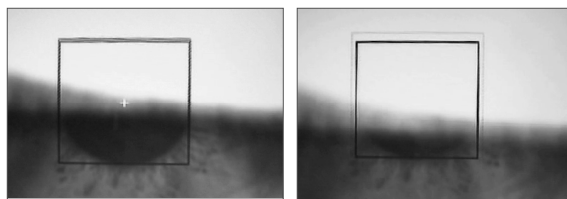


図13 瞬目時に推定された瞳孔のサイズと中心位置。

左は瞳孔の約5割が隠されている状態。□が推定された瞳孔のサイズ。+印が瞳孔の中心。右では瞳孔の約8割が覆われているが、左と同様に正しく推定されている。中心の+印は写真では見にくいですが□の中心にマークされている。

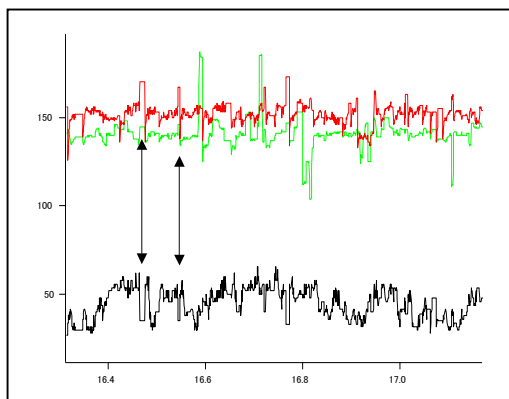


図14 眼球の上転、内転の同時計測
(上図：左右眼の上下方向計測値、下図：外転量)

3.3. インテリジェント瞳孔計による計測実験

前述のインテリジェント瞳孔計を用いて、映像の視聴による瞳孔の変化を調べる実験を行った。

3.3.1. 実験プロトコル 図15に示すように、4種類のビデオ作品を一定の休憩時間を挟んで視聴し、休憩時間に瞳孔反射の測定とアンケートによる心理検査を行った。視聴の順序による影響を除くために、4種類のビデオはランダムな順序で視聴する。

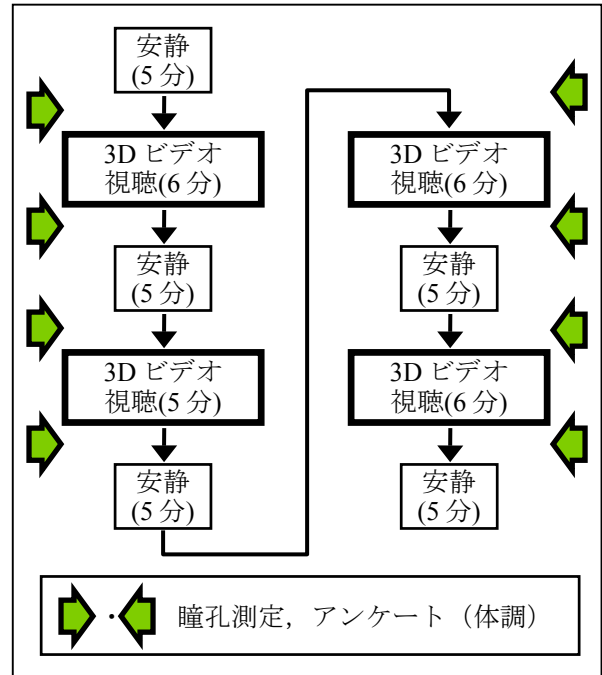


図15 瞳孔径変化の計測実験プロトコル

3.3.2. 実験結果 実験に使用したビデオ作品はCGによる2作品と実写2作品があるが、CG作品と実写作品では、瞳孔の対光反射とアンケート結果との関係が異なる傾向を示した(図16)。

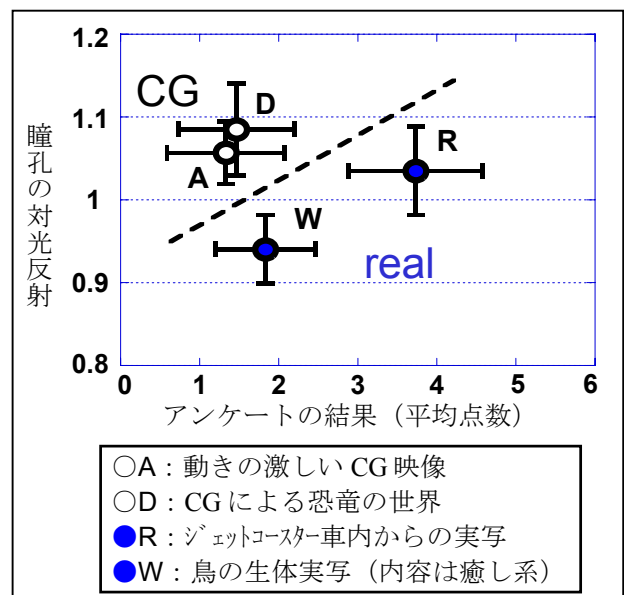


図16 瞳孔径の変化とアンケートの結果

実写映像ではアンケート結果と瞳孔の対光反射は、平行して変わるのに対して、CG 作品では実写に比べて瞳孔に対光反射は大きい、一方でアンケートによる主観的变化は少なかった。この結果から、CG 作品は、実写作品と比べて、生体影響が大きい割に、自覚が少ないため、視聴を長時間継続すると、疲労を蓄積してしまう可能性が示唆された。

このような実験を繰り返し行うことにより、多数例での傾向を知ることができるが、特定の映像作品が問題かどうかの結論を出すことは難しい。理想的には、映像ごとに被験者実験を行わなくても、映像と生体反応との間の因果関係が分かることが望ましい。そのために、このような実験・評価を通じて、映像パラメータと生体反応の間の一般的法則を見つけに行くことが重要である。

4. 生体影響評価のための計測装置開発 (マイヤーウェーブアナライザ)

2章に記述したように瞳孔と並び、自律神経系の状態を捉えるのに有望とされている循環器系指標の分析を行う目的で、マイヤーウェーブアナライザを開発した。以下、システムの構成及びマイヤーウェーブの解析手法に関して詳述する。

4.1. マイヤーウェーブアナライザの構成・仕様

マイヤーウェーブアナライザは、データロガー機能を持つ本体と、センサー類、PC 接続用 I/FBOX からなり、光学式脈波センサー2個と心電電極1組を接続して、これらのデータを1kHz サンプリングで2時間記録することができる。また、多人数で計測する場合の効率性の観点から、波形モニタリング用の無線モジュールをこのシステムに追加し、実験者は無線モジュールを介してPCから各被験者の波形を遠隔確認できる構成にした(図17、図18)。以下に、開発したマイヤーウェーブアナライザの中の主要な構成要素である、データロガーと I/F BOX の仕様を示す。

■概要:

本装置は心電図1ch、光電脈波2ch データを連続記録する携帯型記録装置である。心電図は1誘電電極より、脈波は光電脈波センサーより各ch最大0.25msec サンプリング、12bit データを約30分記録することができる。記録開始時のタイムスタンプとデータはオンボードフラッシュメモリ(256Mbit)に記録される。

記録条件の設定、フラッシュメモリの消去、データのダウンロード等はRS-232C インタフェースを使用したI/FBOXを経由してPCより操作する。また、I/FBOXは、安全性を考慮してアイソレーションを施しており、ME機器の安全基準準拠である。各CHのアナログモニタ出力端子は、I/FBOXに装着されている。

■アナログ入力:

- 1.心電図1誘導(3電極)1ch
- 2.脈波(光電脈波)2ch

■デジタル入出力:同期型シリアル通信

- サンプリング:各chとも最大0.25msec(PCより可変設定可能)

- 計測時間:30分以上(最大サンプリング時)
- データ分解能:12bit
- データ記録用メモリ:
内蔵256Mbitフラッシュメモリ
- 記録データ形式:
計測開始タイムスタンプ(RTCデータの)、12bitデータ(BIN.データ形式)
- 通信:
RS232Cシリアル通信(I/FBOX --- PC)
転送レート230Kbps(USBアダプタ使用)
転送時間約25分(メモリフル時)
- 電源:
データロガー…006P 9V
I/FBOX…DC3V ACアダプタ
- 電池寿命:連続10時間以上
- 外形寸法:
データロガー…65(W)×120(H)×23(D)
I/FBOX…65(W)×120(H)×35(D)

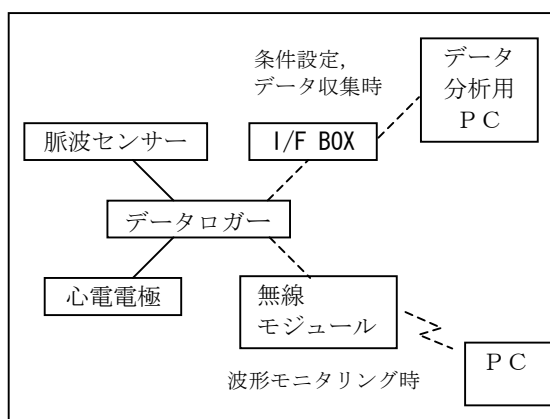


図17 マイヤーウェーブアナライザの構成

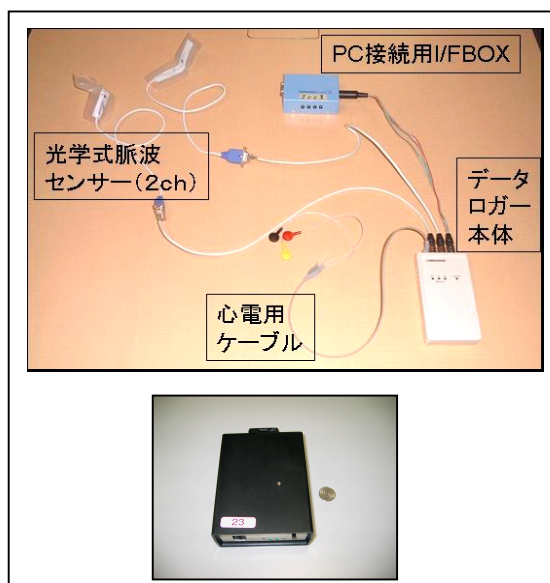


図18 マイヤーウェーブアナライザ概観
(下図は無線モジュール)

4.2. マイヤーウェーブの分析手法

血圧変動と心拍数変動は、Mayer 波帯域 (0.08Hz-0.12Hz) で、相互相関があり、映像刺激の影響で変動することが知られている。この特性を利用し、血圧変動から心拍数変動までの相互相関係数の最大値 (ρ_{max}) に基づいて、刺激強度を評価する手法は、経時の変化が把握可能であり、かつ再現性が高いという特長がある。

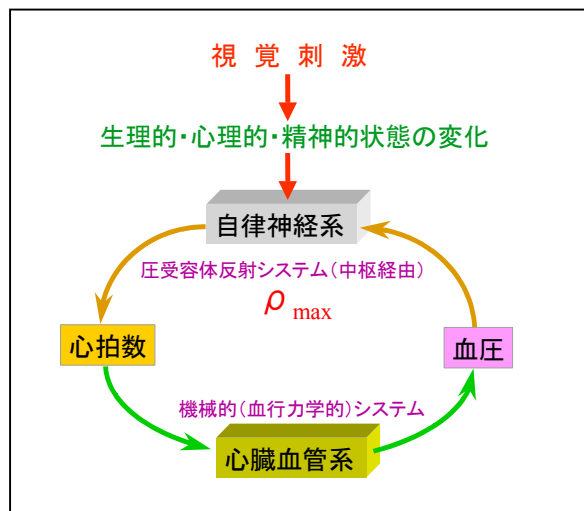


図19 Mayer波帯域における血圧から心拍数までの相互相関係数 ρ_{max}

図19のように、 ρ_{max} は血圧から心拍数までの線形相関性を表すものであり、自律神経系の支配を受ける循環中枢の状態を反映する。このため、視覚刺激が被験者の生理的・心理的・精神的状態に影響を及ぼし、これが自律神経系の状態を変化させれば、それが ρ_{max} の変化として現れる。実際、強い情動反応や生理的反応が顕著に誘発されると ρ_{max} が有意に大幅に低下することが知られている。

しかし、血圧を厳密に測定するには、大掛かりな連続血圧計が必要で、このままでは、多数被験者を用いた映像の生体影響を評価するのに適さない。そこで、このマイヤーウェーブアナライザでは、血圧の代わりにより簡単に測定できる脈波から ρ_{max} を求めるアルゴリズムを開発し、使用している。

新たに開発した脈波を用いる算出法 (以下、脈波方式と記す) と、従来の心電と血圧を用いる方式 (以下、従来方式と記す) の比較を表3に示す。

表3 ρ_{max} 算出方式比較

	心拍数関連指標	血圧関連指標
従来方式	心電図 RR 間隔から求めた心拍数	連続血圧計で計測した血圧値
脈波方式	脈波立ち上がり間隔 (FF 間隔) から求めた脈波頻度	脈波波形から算出した拍内積分値

ρ_{max} を算出するには、心拍数に相当する量 (以下、心拍数関連指標と記す) と血圧に相当する量 (以下、血圧関連指標) の 2 つのデータが必須であるが、脈波方式は、この 2 つの指標に、脈波頻度と脈波拍内積分値を利用する方式である。

脈波は、指先から光電的に測定する方法が簡便かつ高精度のため広く使われており、本研究でもこの方式を採用している。この波形例を図20に示す。

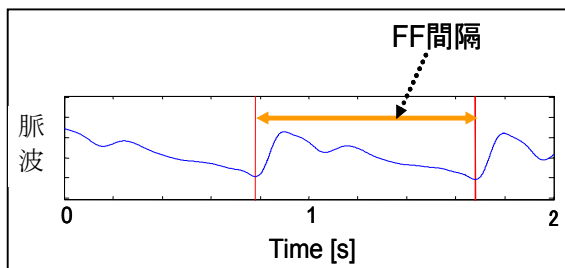


図20 光電脈波の波形例と立ち上がり間隔

脈波頻度は、図20に示すように脈波の立ち上がりを検出し、その間隔 (FF 間隔; foot-to-foot interval) の逆数として算出する。これを心拍数 (Heart Rate; HR) 関連指標として扱う。また拍内積分値は、図21に示すように脈波立ち上がり時点間の脈波が囲む面積として定義する。拍内積分値 (Pulse wave area; PWA) は、血管の容積情報を表しているため血圧と相関があるものと期待されるため、本研究ではこれを血圧関連指標として扱う。

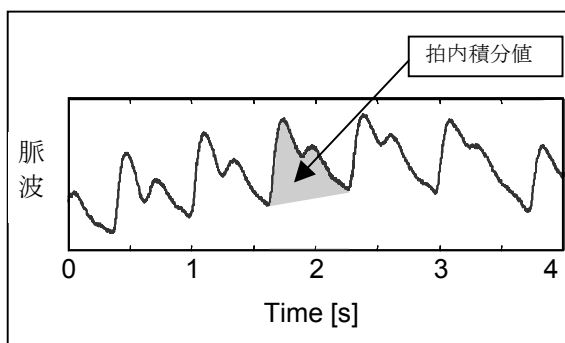


図21 拍内積分値の定義

以下、上記脈波頻度と脈波拍内積分値から、両者の相互相関係数の最大値 ρ_{max} を求める方法を示す。

ρ_{max} を得るための前処理として、脈波から、脈波頻度と拍内積分値の等間隔データを得る (図22)。まず、脈波の立ち上がり点を検出し、上記の通り定義される脈波頻度及び拍内積分値を得る。これらをそれぞれ 3 次のスプライン補間を用いて、時間的に等間隔 (500 msec) のデータ HR, PWA に変換する。

次に、両信号のMayer波帯域における相互相関係数の最大値 ρ_{max} を計算する (図23)。まず、2種類の時系列データに対して、Mayer波帯域の0.08Hz~0.12Hzを通過域とする帯域通過フィルタを掛ける。次に、脈波測定の1試行全体にわたって、ある時刻tにおけるその前後1分間の合計2分間の値を切り出し、ハミング窓をかけた後、HRとPWAの間の相互相

関係数 $\rho_{xy}(\tau)$ を求める。最後に、 $\tau > 0$ に対する $\rho_{xy}(\tau)$ の最大値 ρ_{max} を求める。

$$\rho_{max} = \max_{\tau} \rho_{xy}(\tau) = \frac{\phi_{xy}(\tau)}{\sqrt{\phi_{xx}(0) \cdot \phi_{yy}(0)}} \quad (1)$$

ここで、 $\phi_{xy}(\tau)$ はPWAからHRへの相互相関関数、 $\phi_{xx}(0)$ 、 $\phi_{yy}(0)$ はそれぞれPWA, HRの自己相関関数である。

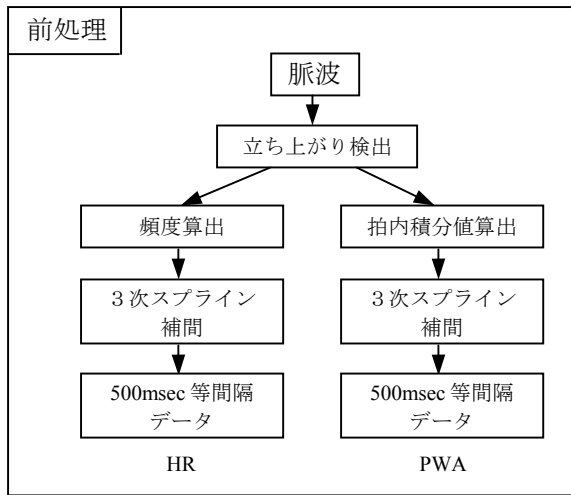


図22 データ処理フロー (1)

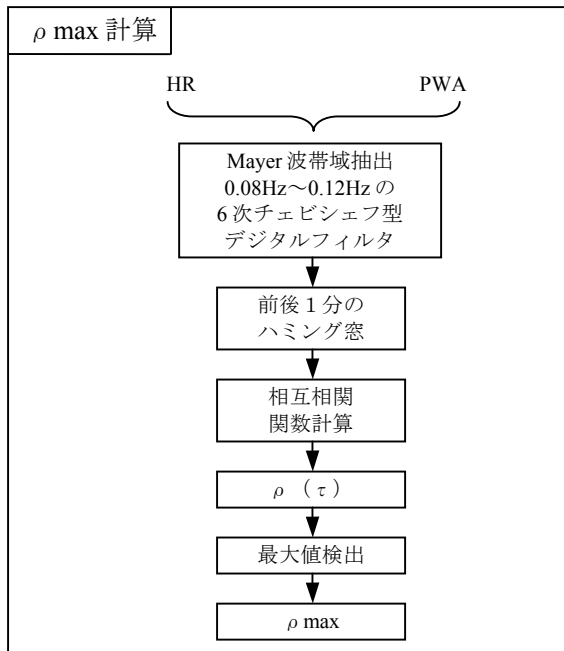


図23 データ処理フロー (2)

以上のようにして得られる、HR と PWA の Mayer 波成分および、両者の相互相関係数の時系列データと、相互相関係数の最大値 ρ_{max} の例を図 24 に示す。図中、上側 (a) は、映像刺激を受けていない状態の測定例で、HR と PWA の Mayer 波成分が、安定した位相差で同期の様相を示しているため、相互相関係数の最大値 ρ_{max} は 1 に近く高い値を示している。一方、下側 (b) は、映像刺激を受けている例で、HR と PWA の Mayer 波成分の位相差が変動しているため、 ρ_{max} は低い値になっている。

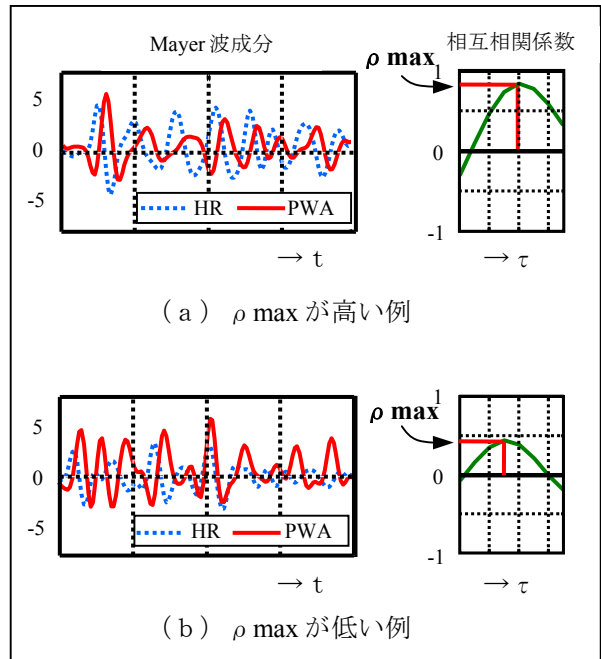


図24 HR, PWA の Mayer 波成分の時間変動, および両者の相互相関係数とその最大値 ρ_{max}

この特性を逆に使えば、映像視聴中の ρ_{max} 値から映像の生体影響を評価できる可能性がある。

ρ_{max} を用いた生体影響評価指標の検討結果については、続く「映像生体影響に関する評価実験と指標の高精度化」で報告する。

5. 引用文献

- [1] 吉澤 誠, 田中 明, 杉田典大, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一: 生理的パラメータの相互相関を用いた映像の生体影響評価法, 日本 ME 学会論文集, BME, Vol.18, No.1, 別冊, 2004
- [2] 鶴飼一彦: 瞳孔・調節・眼球運動計測と映像による生体影響評価, 日本 ME 学会論文集, BME, Vol.18, No.1, 別冊, 2004
- [3] 吉澤 誠, 杉田典大, 木林知子, 田中 明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一: 3次元映像が生理的指標に及ぼす影響, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, 4: 77-80, 1999
- [4] 中川千鶴, 大須賀美恵子: V E 酔い研究および関連分野における研究の現状, VR 学会論文集, 3(2), 31/39 (1998)

- [5] S. Akselrod, et al.: Hemodynamic regulation by spectral analysis, *Am. J. Physiol.*, 249: 867-875, 1985.
- [6] 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(3): 107-115, 1998.
- [7] 宮田 洋監修, 新生理心理学 1 巻: 生理心理学の基礎, 北大路書房, 1998.
- [8] Yoshizawa M., Sugita N., Tanaka A., Abe K., Yambe T., Nitta S.: Quantitative and physiological evaluation of three dimensional images, *Proc. of the 7th International Conference on Virtual Systems and Multimedia*, 864/871, Berkeley, U.S.A. (2001)
- [9] 吉澤 誠: 3次元映像の生体への影響: 循環器機能への影響, *Vision*, 12(1): 15-23, 2000
- [10] 吉澤 誠: 非侵襲小型連続血圧・心拍数測定分析装置の開発, 財団法人機械システム振興協会委託先 社団法人電子情報技術産業協会: 「映像デジタルコンテンツ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: 22-39, 2002
- [11] 杉田典大, 吉澤 誠, 田中 明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一: 血圧-心拍数間の最大相互相関係数を用いた映像刺激の生体影響評価, *ヒューマンインタフェース学会論文誌*, 4(4): 227-234, 2002
- [12] Nichols S., Cobb S., Wilson J. R.: Health and safety implications of virtual environments: Measurement issues, *Presence*, 6: 667-675, 1997.
- [13] Graybiel A., Lackner J. R.: Evaluation of relationship between motion sickness symptomatology and blood pressure, heart rate, and body temperature, *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 51: 211-214, 1980.
- [14] Penaz J.: Mayer waves, history and methodology, *Automedica*, 2: 135, 1978
- [15] Howarth, P. A. and Costello, P. J. (1997) The occurrence of virtual simulation sickness symptoms when an HMD was used as a personal viewing system. *Displays*, 18, 107-116.
- [16] Kennedy, R. S., Lane, N. E., Berbaum, K. S. and Lilienthal, M. G. (1993) A Simulation Sickness Questionnaire (SSQ): An enhanced method for qualifying simulator sickness. *International Journal of Aviation Psychology*, 3, 203-220.
- [17] 土屋邦彦, 青木 繁, 石川 哲, 鶴飼一彦, 伊藤幸江, 岸田千穂子: VDT作業による調節安静位の変動と自律神経機能について. *日本の眼科*, 61, 1322-1323, 1990.
- [18] 鶴飼一彦: ディスプレイ観察による眼と視覚への影響. 3次元画像コンファレンス'94 講演論文集, 51-56, 1994.
- [19] 鶴飼一彦: テクノストレスと眼. *光アライアンス*, 7 (No. 3), 38-41, 1996a.
- [20] 鶴飼一彦: 新しいディスプレイ装置と健康に対する影響の評価. *画像ラボ*, 6 (No. 5), 19-20, 1995

映像生体影響に関する評価実験と指標の高精度化

千葉滋、山中篤、内海端、矢部博明（シャープ株式会社 技術本部 次世代商品開発センター）、繁樹博昭（東京大学大学院 新領域創成科学研究科）

E-mail: {chiba.shigeru, yamanaka.atsushi, uchiumi.tadashi, yabe.hiroaki}@sharp.co.jp, sigemasu@l.u-tokyo.ac.jp

1. はじめに

心拍数、血圧など、生理的パラメータのゆらぎは、自律神経の状態を反映していると考えられている。これを利用し、映像の生体影響を定量化しようとする研究が進められている。しかし、刺激に対する生理的パラメータの変化は、一般に個人差が大きく、単純に生理的パラメータの周波数成分を比較するだけでは、統計的検定に耐える結果を出すことが容易ではなかった。

この課題を克服する手法として、本報告中の「映像生体影響に関する計測装置の開発」（以下、前報告と記す）に解説した $\rho \max$ 法（心拍数と血圧のゆらぎ間の相互相関を用いた生体影響評価法）がある[1][2]。

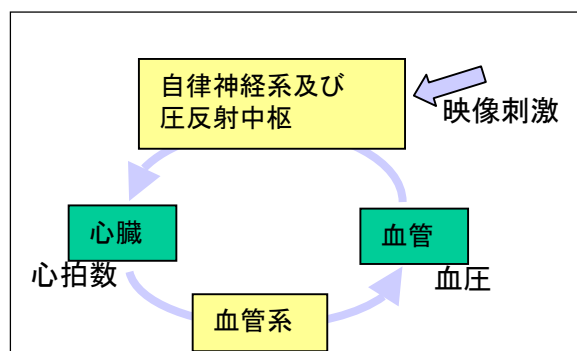


図1 心拍数と血圧の相互相関機構

これは図1のように、①安静時には、血管中枢の圧反射機能によって、血圧の変化が、心拍数にフィードバックされ安定的に制御されるために、心拍数ゆらぎと血圧ゆらぎの相互相関係数(以下、 $\rho \max$ と記す)が高くなり、②映像刺激を受けた場合は、圧反射ゲインの変化や、この制御とは無関係に心拍数変動や血圧変動が生じ、その結果 $\rho \max$ が低下するとの予想に基づく分析手法である。

そこで本研究は、この $\rho \max$ 法を元に、映像パラメータ変化を反映し、かつ被験者の主観と対応した映像生体影響の評価手法の確立を目標とした。その過程で、刺激に対する $\rho \max$ 指標の変化方向においても、なお個人差が見出され、これを安静時 $\rho \max$ で特徴づけて処理することで、主観評価との相関性を大幅に向上させることに成功し、所期の目標を達成したので以下に報告する。

2. 映像の影響評価実験

2.1. 脈波計測による $\rho \max$ の算出

従来、 $\rho \max$ を求めるためには、心電計と血圧計を用い、前者から心拍数、後者から血圧を得ていたが、装置が大掛かりになり多数被験者の同時計測は困難であった。そこで、前報告で報告したように、装着と計測が容易な指先脈波のみから心拍数ゆらぎと血圧ゆらぎに対応した情報を算出する手法（脈波方式）を開発した。本報告では、この脈波方式で $\rho \max$ を算出した。

2.2. 実験条件

マイヤーウェーブアナライザを用いて多数被験者同時計測実験を実施し、映像パラメータと $\rho \max$ との比較分析を行った。その実験条件について述べる。

実験では、マイヤーウェーブアナライザを装着した被験者 21 名に、図 2 に示す条件と図 3 に示すプロトコルでテスト映像を見せ、脈波データの計測と、SSQ (Simulator Sickness Questionnaire: 映像酔い専用質問紙、図 5) の主観評価を実施した[3]。静止画は、PC デスクトップ背景画「草原」を使用。テスト映像は、映像酔い症状を引き起こしやすいムービー手ぶれ画像を用いた。図 4 に実験状況を示す。

スクリーンサイズ：150インチ
視野角（水平）：最大46度
テスト映像：ムービーで撮影の手ぶれ多い映像（20分）
被験者数：21名
測定指標：心電、脈波（1ch）
主観評価：SSQ (Simulator Sickness Questionnaire)

図2 多数被験者同時計測実験の実験条件

5分	20分	5分	5分
静止画	テスト映像	静止画	SSQ

図3 実験プロトコル



図4 実験状況

1) 今の体調についてお聞きします。

	なし(0)	弱い(1)	やや強い(2)	強い(3)
(体の様子として)不快感がある				
体に疲労感がある				
頭痛がする				
目に疲労感がある				
目の焦点がぼける				
だ液が増えた				
汗をかいた				
吐き気がする				
(後半)集中できなくなってきた				
頭が重い感じがする				
目がかすむ				
(目を開けて)めまいを感じる				
(目を閉じて)めまいを感じる				
(まわりを見て)向きの感覚に違和感がある				
胃の存在を感じる				
げっぷが出る				
眠気を感じる				

図5 SSQ (映像酔い専用質問紙)

2.3. 映像パラメータとの比較分析

実験では 21 名の被験者からデータを収集したが、記録途中での波形変動によるレンジオーバーや、装着状態の変化などで、測定条件が変化したものを分析から除外し、有効な 7 名のデータを用いて分析を行った。図 6 に算出した ρ_{max} 単純平均の時間変化を示す。

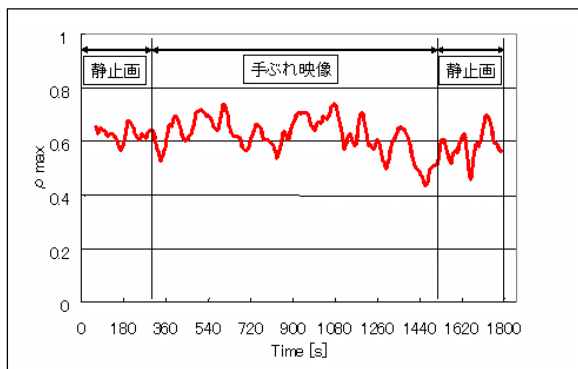


図6 ρ_{max} 経時変化 (有効被験者 7 名全体の平均)

次に、映像パラメータとして映像酔いに最も関係があると考えられる水平方向のカメラ移動 (以下、パンと記す) の回数を採用し、上記多数被験者同時計測実験で使用した手ぶれ映像について計測した

(図 7)。図中縦軸のパン頻度 (1 分当たりのパン回数) を見ると、5 分から 11 分と、15 分以後にパンが集中していることが分かる。

ρ_{max} (図 6) と、パン頻度 (図 7) を比較すると、高周波成分では必ずしも一致しないので、これを除去しトレンド同志を比較する目的で、図 6 の ρ_{max} データに 2 分間の窓を持つ移動平均処理を施した (図 8)。

図 7 と 8 を比較すると、明らかにパン回数が多い期間で、 ρ_{max} が低下し、パン頻度が 0 の期間で回復している傾向が見て取れる。定量的に比較するため、パン頻度に 4 分間の窓を持つ移動平均処理と、線形変換を施し、 ρ_{max} トレンドと比較した (図 9)。その結果、一層両者がよく対応していることが判明し、相関係数は、 $r = 0.6$ (タイムラグ 150sec) と高い相関を確認できた。

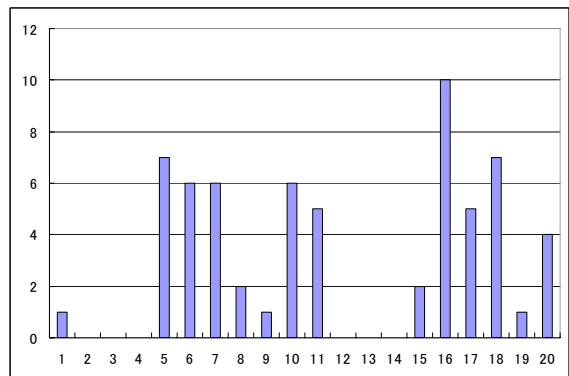


図7 パン頻度 (回/分) (横軸: 時刻[分])

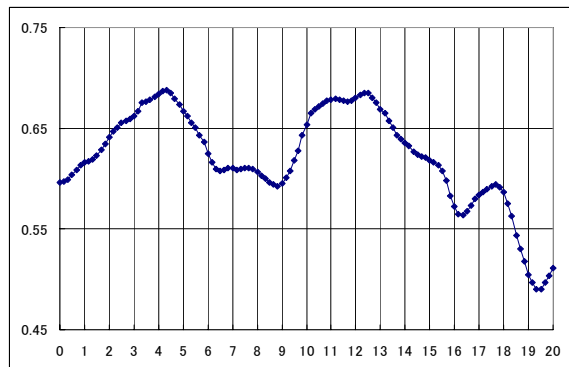


図8 ρ_{max} トレンド

(横軸: 時刻[分]、図 7 と同一。縦軸: ρ_{max} トレンド、 ρ_{max} を 2 分間移動平均)

また、さらに有効被験者 7 名を SSQ の主観評価で酔い感の大きい 3 名と、小さい 4 名に分類し、酔いの小さい 4 名の被験者のみの ρ_{max} 平均値を算出し、図 9 と同様に映像パン頻度変換値と比較した (図 10)。その結果相関係数は、 $r = 0.75$ (タイムラグ 50sec) とさらに高い相関を確認できた。

以上の結果から、 ρ_{max} が映像刺激の時間変化に対応して生じる生体影響を、正しく反映することが示された。

なお、被験者の酔い感の強弱に依存して、生体影響を反映する精度が異なる結果に関しては、映像刺激に対する生体反応の個人差が原因の有力候補である。個人差については次章でさらに検討を行う。

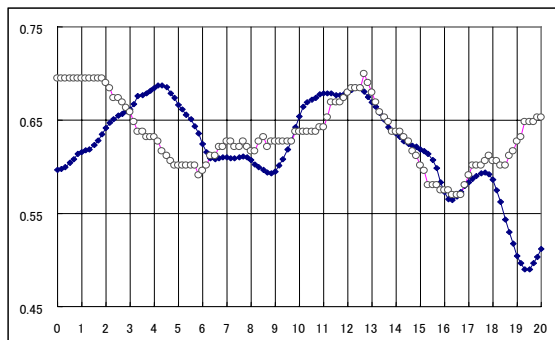


図9 映像のパン頻度変換値 (白丸) と被験者の ρ_{max} トレンド (黒点、図 8 と同じ) の比較

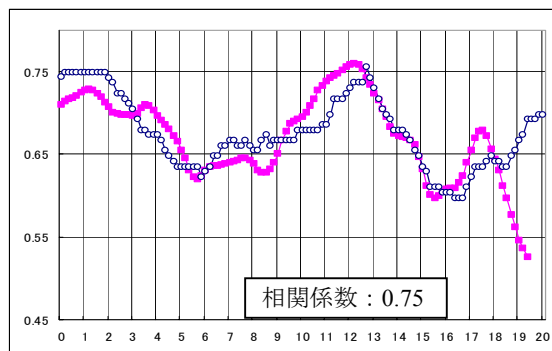


図10 映像のパン頻度変換値 (白丸) と酔いの少ない被験者の ρ_{max} トレンド (黒点) の比較

3. 客観的生理指標の性能向上

3.1. ρ_{max} 単純平均法の評価

ρ_{max} を用いた最も単純な生体影響評価法は、各種映像刺激を複数の被験者に提示し、その ρ_{max} を単純平均して影響評価を行う方法である (以下「 ρ_{max} 単純平均法」と記す)。

対照実験として、この方法による評価を行った。実験 I: 実験条件としてムービーで撮影した手ぶれ動画映像を 5 分間、視野角、視距離が異なる 5 種類の条件で提示し、この間の脈波を計測した。表 1 に実験条件、図 11 に SSQ による主観評価値と ρ_{max} 単純平均値の相関を示す。なお、SSQ (Simulator Sickness

Questionnaire) とはシミュレータ酔いの主観評価用に開発された専用質問紙であり、本研究ではこのトータルスコア値を用いた。グラフでは、横軸に各実験条件での被験者全員に亘る SSQ の平均 (以下、平均 SSQ と記す) を示す。また、縦軸は各実験条件での脈波から算出した ρ_{max} の映像提示時間に亘る時間平均の被験者全員に亘る平均値 (以下、平均 ρ_{max}) を示す。図 11 における点線は、平均 ρ_{max} の回帰直線である。図 12 は、図 11 と同じデータで平均 SSQ と平均 ρ_{max} を棒グラフで比較した結果を示す。両者を比較するため、平均 ρ_{max} の方は、図 11 の回帰直線上で対応する SSQ 値を条件ごとに求め、換算値としてプロットした。図 11、図 12 から、 ρ_{max} 単純平均法は、平均 SSQ と概略の傾向は類似するものの、個人差によるばらつきが大きく、平均 SSQ の影響度の順序とも定性的に一致しない条件 (条件 4) も見られ、いずれの条件間も統計的に有意な差を検証できない結果となった。

表1 視野角、視距離影響評価実験条件

	視野角[度]	視距離[m]	平均SSQ
条件1	14	0.24	9.4
条件2	14	1	14.3
条件3	14	2	16.3
条件4	41	2	17.2
条件5	41	1	19.4

(被験者6名、1名当たり1回実験、各試行5分)

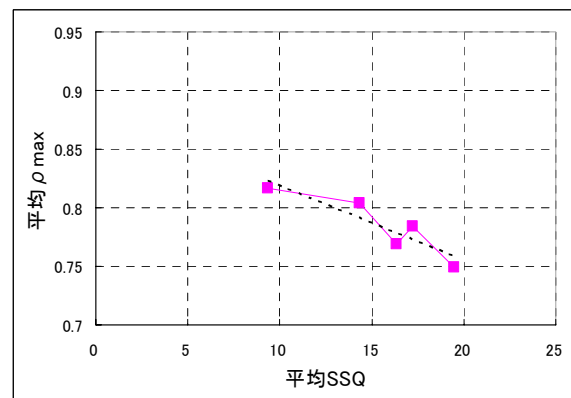


図11 実験 I (視野角、視距離影響評価実験) での平均 SSQ と平均 ρ_{max} の相関

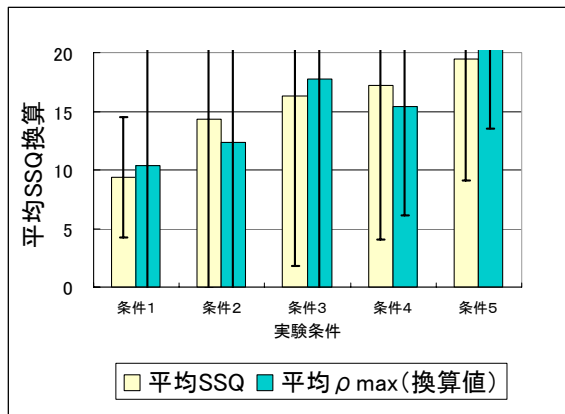


図12 実験 I (視野角、視距離影響評価実験) での平均SSQ (左) と平均 ρ max (右) の比較

そこで、 ρ max データを被験者毎に仔細に検討し、個人差の特性分析を行った (図 13、図 14)。図 13 に実験 I の被験者別の条件 1 と 2 の ρ max 変化を示す。条件 1 は、手元の PDA で映像を提示する設定で、平均 SSQ 評価で最も刺激が弱く、条件 2 は 1m 離れた液晶モニターで映像を提示する設定で、平均 SSQ 評価で条件 1 の 1.52 倍の刺激強度である。条件 1 と 2 での ρ max 変化は、被験者毎にばらつくが、条件 1 での ρ max 値が 0.72 以上の被験者では、条件 2 で減少しているのに対し、0.72 以下では増加している傾向が見られる。

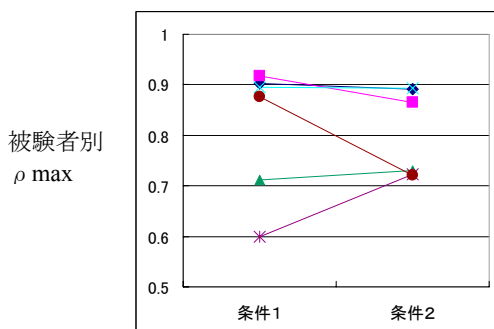


図13 実験 I の被験者別の ρ max 変化

さらに、他の条件に関する傾向を分析するため、被験者を条件 1 の ρ max=0.72 を判別値として被験者を二群に分類し、群別の平均 ρ max を分析した (図 14) 0.72 以上の値を示した被験者群の平均値を実線で、0.72 未満の値を示した被験者群の平均値を破線で、それぞれ示す。

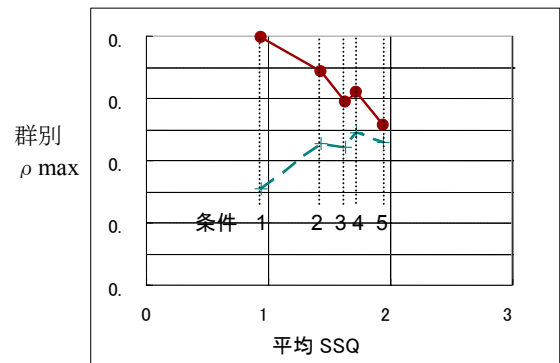


図14 実験 I の群別の ρ max 変化

図 14 から、判別値より ρ max が高い群では、平均 SSQ で評価した映像刺激強度の増加に伴い ρ max が低減して行くのに対し、判別値より ρ max が低い群では、映像刺激強度の増加に伴い、逆に ρ max が増加していく傾向が見られた。

以上の結果から、安静時の ρ max 値が、刺激時の ρ max 反応の個人差を特徴づける可能性が示唆されるため、さらに定量的な分析を行った。

3.2. 安静時 ρ max による個人差分析

静止画を 10 分視聴する場合の平均 SSQ は経験的に 10 程度であることから、本研究では、平均 SSQ が 10 以下の刺激提示時を安静時と定義した。そして、映像刺激強度 (平均 SSQ) : 20 以下の実験における延べ 94 人の被験者について、安静時 ρ max と、刺激時の安静時に対する変化量の相関を分析した (図 15)。

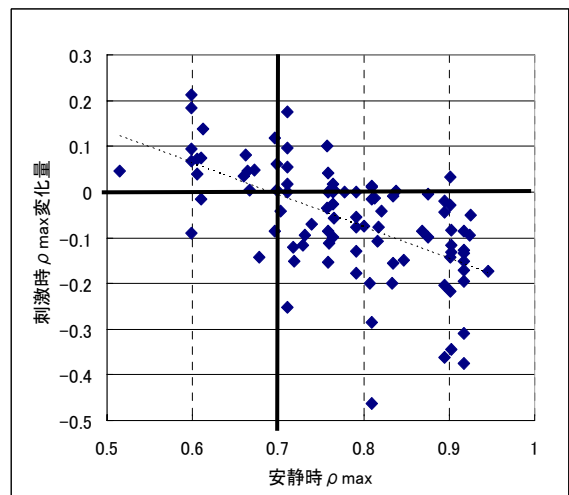


図15 安静時 ρ max に対する刺激時 ρ max 変化量 (点線は回帰直線)

前節の予想の通り、回帰直線の x 切片値 : 0.7 付近を境界として安静時 ρ max が高い群では、刺激時に ρ max は低下し、低い群では逆に増加する傾向が示されている。

さらに、二群の遷移を記述するため、ロジスティック回帰分析を実施した。採用したモデルは、被験者の安静時 ρ max を ρ とし、その被験者が映像刺激

を受けた時の $\rho \max$ 変化の符号のみに注目し、刺激時に $\rho \max$ が減少する確率を $P(\rho)$ とした時、 P が次のロジスティック関数であることを仮定するものである。

$$P(\rho) = 1 / (1 + \exp(-(\mathbf{a} + \mathbf{b} \cdot \rho))) \quad \text{式 1}$$

図 15 のデータに対し、式 1 の \mathbf{a} と \mathbf{b} をパラメータとして最尤推定法により推定を行った (図 16)。

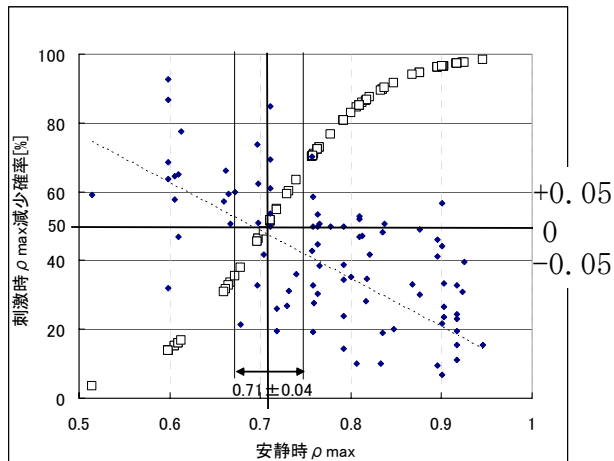


図 16 安静時 $\rho \max$ に対する刺激時 $\rho \max$ 減少確率のロジスティック回帰分析 (図 16 で、□は、左縦軸の推定確率を示す。

●は、右縦軸の刺激時 $\rho \max$ 変化量を示す。)

この結果から、減少と増加の確率が等しくなる群の境界は、0.71、減少と増加の確率の比が 2 倍以内の区間を遷移中と定義すると、遷移中は ± 0.04 と推定された。

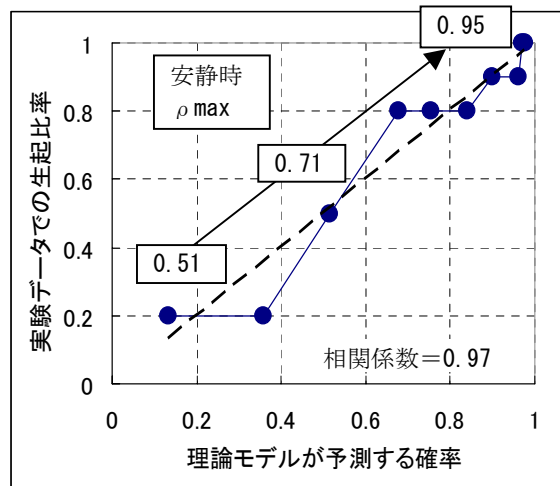


図 17 安静時 $\rho \max$ に対する刺激時 $\rho \max$ 減少確率の実験と理論の比較

実験結果と理論予測の比較を図 17 に示す。縦軸には、安静時 $\rho \max$ の低位の被験者から 10 名ずつをグループ化し、各グループ内で刺激を受けた場合に指標が減少した被験者の比率を示している。横軸は対応する上記の理論モデルの予測確率である。まず、安静時 $\rho \max$ の最低値 0.51 から最高値 0.95 に向かっ

て縦軸が増加していくことが分かる。これは、安静時 $\rho \max$ の値に対して、刺激時 $\rho \max$ の減少確率が増加関数となることを示している。次に、理論モデルとの相関分析から回帰直線は、傾き 1.0 の直線となり、相関係数は 0.97 で極めて高い相関を持つことが示された。これは、式 1 のモデル式が現象を良く説明することを示している。

また、推定された境界値 0.71 を基準として、安静時 $\rho \max$ が高い群でかつ刺激時に $\rho \max$ が低下した被験者数と、安静時 $\rho \max$ が低い群でかつ刺激時に $\rho \max$ が増加した被験者数の合計の全体に占める割合、つまり 2 群が完全に分類しているとする仮説の適合率は、実験では 82%、モデル予測値では 80%であった。さらに境界を中心とする上述の遷移中のデータを除いた両側で 2 群が分離しているとする仮説の適合率は、実験では 87%、モデル予測値では 86%で、実験と理論が、いずれの場合も良い一致を示すと共に、高い確率で、安静時 $\rho \max$ の値から刺激時の $\rho \max$ 変化の個人差を予測できることを示している。

以上の分析から安静時 $\rho \max$ が、 $\rho \max$ 変化の個人差を特徴づける有力なパラメータであると言う事ができる。

3.3. 被験者群の特徴

前節で、安静時 $\rho \max$ で被験者を 2 群に分類したが、次にその意味を考察する。映像提示実験では、実験毎に各被験者から SSQ で主観評価値を得るが、これと安静時 $\rho \max$ の関連を分析した (図 18)。

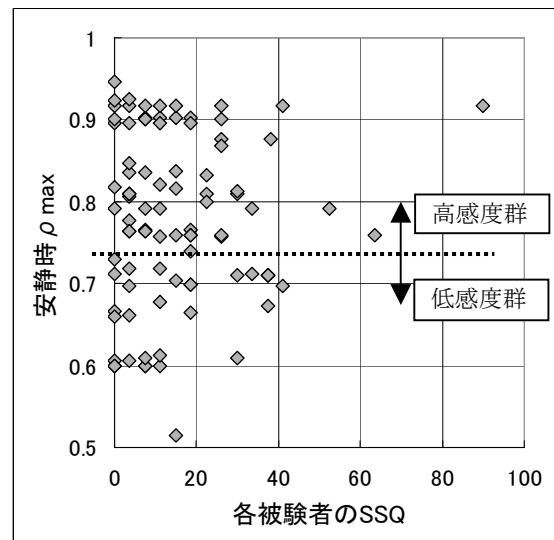


図 18 各被験者の SSQ と安静時 $\rho \max$ の散布図

図 18 から、境界 (図中の横破線) より安静時 $\rho \max$ が高い群の方が低い群より映像刺激時の SSQ が高い被験者が多く、酔い感を感じやすい傾向が見られる。両群の SSQ の分散を比較すると安静時 $\rho \max$ の高い群で 272、低い群で 140 となり、F 検定で P 値 $= 0.046 < 0.05$ となり、安静時 $\rho \max$ の高い群が低い群より有意に SSQ が高い方向へ広く分布することが示された。以上の議論から、詳細なメカニズム解明は

今後の課題であるが、安静時 $\rho \max$ が映像刺激に対する被験者の反応傾向を特徴づけており、安静時 $\rho \max$ が高いほど刺激時に $\rho \max$ が低下する確率が高く、また酔い感も強い被験者が多いことが明らかになった。この結果に基づき、今後、境界値より安静時 $\rho \max$ が高い群を高感度群、低い群を低感度群とラベル付けする。

3.4. $t-\rho \max$ (変換 $\rho \max$) 平均法の提案

前節までの分析で、どうして 3.1 節で述べた $\rho \max$ 単純平均法では、指標の変化が少なく有意な結果が得られなかったかが理解できる。それは、被験者の中に高感度群と低感度群の被験者が混合しているため、各群の被験者の $\rho \max$ は、刺激に対して逆方向に変化し、その結果、単純平均すると指標の変化がキャンセルされる状態であったと考えられる。

そこで、被験者の個人差を、被験者の属する感度群の特性という形で捉えて、これを考慮して感度群に分けて処理すれば、映像刺激に対する指標変化の情報を有効に抽出することが可能になるはずである。このような考えから、次式で定義させる $t-\rho \max$ (変換 $\rho \max$)を考案した。

(1) 安静時 $\rho \max \geq$ 境界値
(被験者が高感度群に属する) ならば

$$t-\rho \max = \rho \max \quad \text{式 2}$$

(2) 安静時 $\rho \max <$ 境界値
(被験者が低感度群に属する) ならば

$$t-\rho \max = 2 * \text{境界値} - \rho \max \quad \text{式 3}$$

ここで、境界値は、3.2 節の手法で決定。

式 3 は、低感度群の場合、境界値を対称軸に $\rho \max$ の値を高い側に対称変換し、解釈することに相当している。従って、指標変化の方向は、従来の解釈と同様、刺激を受けた場合に指標が減少する方向に定義される。

実験の場合は、各被験者について安静時 $\rho \max$ を求める実験と、映像刺激を与える実験をペアで実施し、上記の定義に従って $t-\rho \max$ を算出し、その後全体の平均を取ることで、指標の感度向上が期待できる。また、別方法として、感度群ごとの平均を行った後に、2群の平均を取る方法もありうる。感度群に属する被験者が同数の場合は、同じ結果を与える。

4. $t-\rho \max$ (変換 $\rho \max$)平均法の実験的検証

実験 I のデータについて、前節の $t-\rho \max$ 平均法で分析を行った。被験者を、高感度群 4 名、低感度群 2 名に分類して式 2、式 3 で変換し、各群毎に平均した後、2群の指標を平均し $t-\rho \max$ を求めた。結果を、図 19、図 20 に示す。

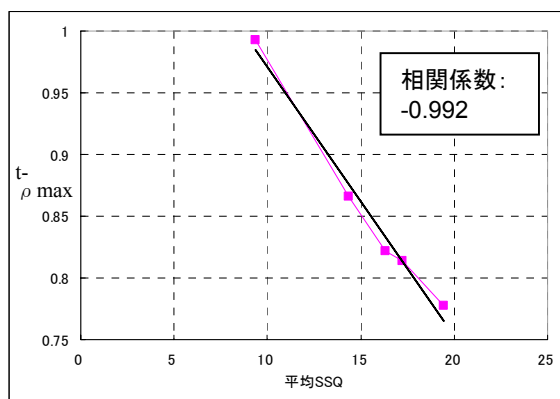


図19 実験 I (視野角、視距離影響評価実験)での平均 SSQ と $t-\rho \max$ 平均値の相関

図 19 は、提案する $t-\rho \max$ 平均法で求めた指標と、平均 SSQ 指標の相関関係を示しているが、係数 0.992 と極めて高い相関を示した。これは、 $t-\rho \max$ が酔いの主観と良く一致することを意味している。被験者を群に分類しない単純平均法の結果 (図 11) と比べると、感度、直線性ともに大幅に向上していることが分かる。

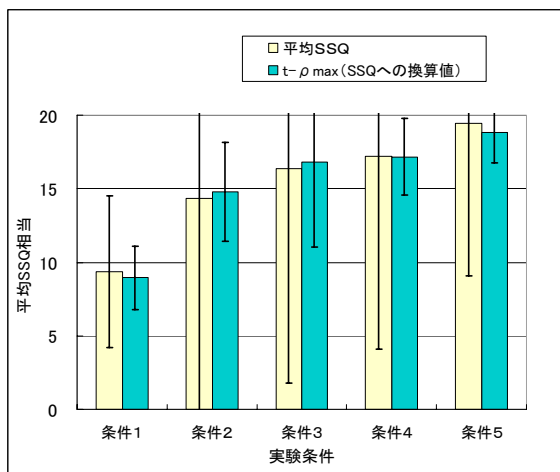


図20 実験 I (視野角、視距離影響評価実験)平均 SSQ (左) と $t-\rho \max$ (右) の比較

また、図 20 は、図 19 と同じデータを、平均 SSQ に換算し、条件毎に左右に並べて比較している。このグラフからも両者間の高い相関が分かるが、加えて、棒グラフに添付した標準偏差範囲から、 $t-\rho \max$ のバラツキ低減を読み取ることができる。

その結果、従来は $\rho \max$ 単純平均法でも、平均 SSQ でも条件間の有意差を検定できなかったが、今回提案した $t-\rho \max$ 平均法では、条件 1 と条件 2、4、5 の間での有意差の検定に成功した (P 値 < 0.05)。視覚刺激による自律神経への影響を、指先からの脈波計測だけで、このように極めて高い感度、精度で計測できたことは大きな成果である。

5. まとめ

前報告と本報告で、以上、述べたように、映像が生体に与える悪影響を防止する技術を開発する為、自律神経の影響を計測するインテリジェント瞳孔計と、マイヤーウェーブアナライザを開発し、これを用いた計測法を開発した。特に後者について、開発した機材を用いて、多人数同時計測実験を行い、映像刺激の時間変化に対応して生じる生体影響を ρ max 指標で計測できることを実証した。

さらに、 ρ max 法に関して個人差を補正して感度を大幅に向上させる t - ρ max 法を開発し、他のグループとの共同実験によって、主観評価と高い相関で一致することを実証した。今後は、これまでの成果に基づき、生体影響のリアルタイム計測を目指して開発に取り組む予定である。

謝辞

定例会でご指導頂いた、総務省委託研究「映像が生体に与える悪影響を防止する技術」プロジェクトメンバー及びアドバイザー各位に深く感謝致します。

6. 参考文献

- [1] 吉澤 誠, 田中 明, 杉田典大, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一: 生理的パラメータの相互相関を用いた映像の生体影響評価法, 日本 ME 学会論文集, BME, Vol.18, No.1, 別冊, 2004
- [2] 吉澤誠, 杉田典大, 田中明, 益田達哉, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, Mayer 波帯域における脈波伝播時間-心拍数間の相互相関を用いた情動反応の定量化, 循環制御, 25(1), pp.41-49, 2004.
- [3] Kennedy, R. S., Lane, N. E., Berbaum, K. S. and Lilienthal, M. G. (1993) A Simulation Sickness Questionnaire (SSQ): An enhanced method for qualifying simulator sickness. *International Journal of Aviation Psychology*, 3, 203-220.
- [4] 吉澤誠, 杉田典大, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 音声および映像を介した心理的・生理的指標のバイオフィードバック, 計測自動制御学会東北支部第 205 回研究集会, 205-5, pp.1-6, 2002.
- [5] 吉澤誠, 杉田典大, 阿部誠, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 千葉滋, 無線 LAN を用いた多数被験者に対する情動反応同時計測システム, 第 44 回日本生体医工学大会, 43, p.138, 2005.
- [6] N. Sugita, M. Yoshizawa, M. Abe, A. Tanaka, T. Yambe, S. Nitta, and S. Chiba, Biphasic effect of visually-induced motion sickness revealed by time-varying correlation of autonomic nervous system., *Proc. of the tenth International Conference on Human - Computer Interaction*, 2004.
- [7] 杉田典大, 吉澤誠, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 千葉滋, 映像酔いに対する自律神経系の 2 相性反応, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 9(4), pp.369-376, 2004.
- [8] 杉田典大, 吉澤誠, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 千葉滋, 不快映像および手ぶれ映像視聴時における血圧-心拍数間の最大相互相関係数の変化, 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.201-202, 2004.
- [9] N. Sugita, M. Yoshizawa, A. Tanaka, K. Abe, S. Chiba, T. Yambe, and S. Nitta, Quantitative evaluation of the effect of visually-induced motion sickness using causal coherence function between blood pressure and heart rate, *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp.2407-2410, 2004.
- [10] 阿部誠, 吉澤誠, 杉田典大, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 千葉滋, 脈波信号解析による映像の生体影響評価, 計測自動制御学会東北支部 40 周年記念学術講演会, pp.133-136, 2004.
- [11] 阿部誠, 吉澤誠, 杉田典大, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 千葉滋, 脈波信号を用いた映像刺激の生体影響評価法, 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.113-114, 2004.
- [12] 野村恵里, 木竜徹, 飯島淳彦, 板東武彦, 千葉滋, 生体信号に見られる Cybersickness の特徴ときっかけとなった動きベクトルとの関係, 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.79-80, 2004.

映像酔いの主観評価手法 -縦揺れ映像を例にして-

原澤 賢充・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 椿 郁子・神奈川大学工学部
 繁樹 博昭・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 松寄 直幸・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 森田 寿哉・NHK エンジニアリングサービス
 伊藤 崇之・NHK 放送技術研究所
 齊藤 隆弘・神奈川大学工学部
 佐藤 隆夫・東京大学大学院人文社会系研究科
 相澤 清晴・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 E-mail harasawa@be.to

1. はじめに

視覚刺激を観察しただけで生じる動揺病のような症状を映像酔いという。

動揺病はおもに観察者自身の受動的な運動による前庭系への刺激によって生じることが知られている。その発生機序についてはこれまで多くの研究がなされており、コリオリ刺激などの前庭系に対する刺激が強い効果を持つことなどが知られている。また、動揺病を生じさせる物理刺激にかんしては縦揺れ[1]、横揺れ[2,3]、回転揺れ[4]などの持つ効果についてよく調べられている。いっぽう映像酔いに対するこれらの成分の効果について系統立てて調べた研究は少ない。

映像酔いには被験者の運動が伴わないので前庭系への刺激は存在しない。それにも関わらず動揺病と同様の症状が見られるということは、前庭系への刺激そのもの以外の要因が酔いに関与している可能性が示唆される。そのひとつが自己運動感覚（ヴェクシオン）である。運動をともなう（一般的には大画面の）視覚刺激を呈示した場合に、観察者は自分の体が傾いたり移動したりする感覚をもつことがある。この感覚のことを自己運動感覚という。いくつかの研究で映像酔いと自己運動感覚の関連について調べられており、これらの間に相関のあることが報告されている[5, 6]。

いっぽう、2003年に島根県の中学校で起きた事件のように、素人カメラマンの家庭用ビデオカメラで撮影した映像には手ぶれが含まれることが多いが、このような手ぶれによっても酔いが生じることが報告されており、特に垂直方向の揺れが含まれ易い傾向が見られる。しかし、自己運動感覚は運動刺激の立ち上がりから1秒以上遅れて知覚されるので[7]、手ぶれのような細かい振動成分を多く含む映像を観察した場合にはあまり自己運動感覚を感じることはない。よって、自己運動感覚は映像酔いの唯一の原因とは言い難い。

本研究では前庭系への物理刺激をともなわない映像の観察のみによって誘発される酔いについて調べるために、まず垂直方向の揺れの時間周波数が酔いに及ぼす影響を調べた。このように、映像の物理的特性と映像酔いとの関係を調べた研究がこれまでに

もなかったわけではないが[6]、映像の観察時間が少なかったため、被験者の報告が、映像が酔いを引き起こしやすいかどうかの評定なのか、自分の酔いの程度の評定なのかを判然としなかった。そのため、本研究では20分という比較的長い時間での観察を行った。また、自己運動感覚と映像酔いの関係を調べるために、大画面の背景の運動と注視対象となる刺激の運動とを区別して、それぞれによる酔いの時間特性について調べた。視覚刺激が背景として知覚されやすいのは、視角が大きく、視野周辺部にあり、注意が向けられていないときであるので、被験者には読字課題を課し、背景刺激が背景として知覚されやすくした。

1.1. 酔いの主観評価

現在まで「酔い」とはいったい何であるのかという評価はいまだに定まっていないが、少なくとも言えることは「酔い」にはなんらかの不定愁訴や不快感の知覚がともなうということである。被験者が酔いを訴えているときに、通常時に比べて皮膚電位[8]や胃電図[9]などの変化が見られることもあるが、これらはあくまで酔いに随伴して現れる生理的变化であって酔いそのものとは言い難い。酔いとはあくまで被験者の知覚であるとするのが妥当であり、そのため酔いの程度を測定するためには被験者の主観的な報告に頼るほかない。

従来、運動酔いの程度を調べるための主観的評価法として Motion Sickness Questionnaire (MSQ) [10,11] が用いられていた。MSQは28の質問項目からなっている。その後、航空機などのシミュレータによって生じる酔いの程度を評価するためにMSQが用いられたが、シミュレータによって生じる酔いは回転ドラムなどによって生じる酔いに比べて軽度であるため、MSQの質問項目のうちいくつかはあまり意味を持たなかった。そこでMSQをもとに、よりシミュレータによる酔いの評価に適した手法としてSSQ (Simulator Sickness Questionnaire) [12]が開発された。SSQではMSQの質問項目のうち12を削除し、16を採用した。Kennedyが行った1000人以上の被験者をういた実験の結果、16の質問項目の得点がほぼ3つの因子で説明できたため、これらはそれぞれ各質問項目の重み付けから Nausea (気持ち悪さ)、Oculomotor (眼精疲労)、Disorientation (めまい、ふ

らつき)を表すと考えられた。このように、SSQを用いて、3つの因子とそれらの総得点(Total Score)から、酔いの程度を多面的に定量化できることが示された。

現在、映像酔いに特化した酔いの主観的評価方法は確立されていないが、映像によって生じる酔いが生体のどのような変化によって構成されているかはいまだ明らかにされていないため、SSQのような多面的な評価方法を用いることは十分に意義のあることであると考えられる。以上のような理由から、本研究ではSSQを用いて映像の持つ物理特性と酔いの関係について定量的な評価を行った。

1.2. SSQを用いた映像酔いの評価

本研究ではSSQを日本語に翻訳して使用した。実験に用いられた質問は表のとおりだった。

表 実験に用いた日本語版SSQ

	気持ち悪さ (N)	眼精疲労 (O)	ふらつき、めまい (D)
全体的に気分がよくない	○	○	
疲れた		○	
頭痛がする		○	
目が疲れた		○	
目の焦点を合わせにくい		○	○
つばがよく出る	○		
汗をかいている	○		
吐き気がする	○		○
集中するのが難しい	○	○	
頭がぼーっとする			○
ぼやけて見える		○	○
目を開けているとふらふらした感じがする			○
目を閉じているとふらふらした感じがする			○
ぐるぐるとしためまいがする			○
胃に違和感がある	○		
げっぷが出る	○		

質問項目は英語版[12]を独自に翻訳したもの。丸印は Nausea (気持ち悪さ), Oculomotor (眼精疲労), Disorientation (めまい, ふらつき) の各得点に算入される質問項目を示している。

被験者は自分が各質問項目にどれだけ該当するかを0から4までの整数で回答した。これらのうちいくつかを加算して Nausea, Oculomotor, Disorientation の得点を求めた。それぞれの得点は表中の丸印で示された質問項目の点数を合算し、それぞれ 9.54, 7.58, 13.92 という係数をかけることによって算出された。総得点は、係数をかける前の各得点項目の値を合計してから、3.74 をかけることによって求められた。これらの係数はそれぞれの得点項目間で分散を等しくするために用いられている。

本プロジェクトの各研究で酔いの程度の評価にSSQを用いたが、いずれの場合もこの表が示す日本語に翻訳されたの質問項目を使用した。

2. 実験 1

2.1. 方法

被験者:めまいに関する既往症のない5名の健常な男女(21~31歳)が実験に参加した。装置:PC/AT 互換機によって生成された映像が、シャープ社製DLPプロジェクタXV-Z11000によってスクリーンに投影された。実験は暗室で行われた。**刺激:**横15文字、縦12文字の日本語文章がスクリーン上に投影された。文字は白色で黒色背景上に提示された。1文字の大きさは縦横とも1.3°であり、全体で横19.7°、縦18.2°となった。これらの文字が正弦波に従って1.3°の振幅で垂直に規則的に振動した。垂直揺れの時間周波数は、0.25, 0.5, 1, 2, 4Hzの5条件とした。被験者はこの刺激を2mの距離から両眼で観察した。文章は読解のしやすさを統制するために同一人物によって書かれた各被験者にとって新奇な小説とした。**手続き:**被験者は実験の始まる前に日本語に訳されたSSQの質問紙に記入した。その後20分間、規則的に振動する刺激を観察した。画面に表示された文章を読み終わるとボタンを押し、次の画面に進んだ。この手続きを20分間繰り返し、1画面を読み終わるのにかかる時間を記録した。被験者は20分間の観察前と観察直後に質問紙への記入を行った。分析には主にSSQの総得点を使用した。

2.2. 結果

刺激観察前と観察後のSSQの得点の差を被験者ごとにもとめ、それらを平均すると図1のようになった。値が大きいほど、観察後に強い症状を示したことを意味する。全被験者に共通な顕著な傾向は見られなかったが($F(4,24)=0.25, p=.90$)、平均すると揺れの時間周波数が0.5Hzのときにもっとも酔いが強くなったことが示された。

最初の10画面分と最後の10画面分のそれぞれの1画面あたり平均読字時間をもとめ、その比を被験者ごとにもとめると図1のようになった。この値が大きいほど、観察の結果、読字に要する時間が長くなったことを示している。全被験者に共通な顕著な傾向は見られなかった($F(4,16)=2.09, p=.13$)。SSQ得点の上昇と読字所要時間の増加というこれら2つの指標の間に相関は見られなかった($r=0.10$)。

課題遂行中の平均読字時間は図2のようになった。すべての被験者が4Hzで読字にもっとも長い時間を要したことが示された($F(4,16)=5.74, p<.01$)。

2.3. 考察

読字課題遂行中の映像の垂直方向の揺れの時間周波数が酔いに与える影響を調べた。主観評価(SSQ)と読字所要時間の増加のいずれの指標を用いても、時間周波数による一貫した顕著な傾向は見られなかった。SSQ得点においては、0.5Hz付近でもっとも課題の影響が強く表れる傾向が見られたが、0.25Hzでもっとも強い酔いを報告した被験者は1名のみであった。動揺病では0.2~0.3Hz程度の垂直揺

れが強い効果を示すことが知られており[9,10], 本研究の結果とは異なっているため, 視覚に特有な酔いの発生機序が存在する可能性を示唆している. しかし, 必ずしもすべての被験者が 0.5Hz でもっとも酔いが強くなったわけではなかった. これは運動する注視対象が比較的大きかった(横 19.7°, 縦 18.2°)ため背景に近いものとして知覚した被験者がいた可能性を示唆している.

また, すべての被験者が 4Hz で読字にもっとも長い時間を要したが, 課題による SSQ 得点の変化には影響は見られなかったため, 必ずしも読字の困難さによって酔いが誘発されるわけではないことが示された.

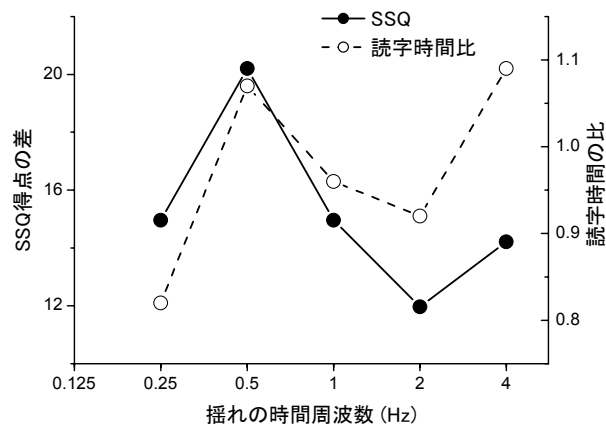


図1 SSQ 得点と読字時間の変化

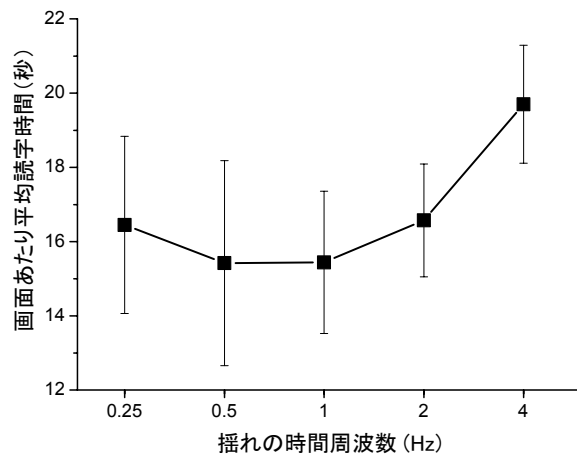


図2 画面の読字に所要した時間の総平均

3. 実験 2

3.1. 目的

実験 1 で用いられた文字刺激は, 視角が大きかったこともあり, 背景に準じるものとして知覚された可能性があるため, 実験 2 では明示的に背景を付加して同様の実験を行い, 背景の運動による酔いと注視対象の運動による酔いを比較した.

3.2. 方法

被験者: 実験 1 に参加した被験者のうち 4 名が実験 2 に参加した. **刺激:** 実験 1 と同様の刺激を用いた. ただし, 黒地に白のランダムドットからなる背景(横 55°, 縦 30°)を文字刺激に重ねて呈示した. 文字刺激は背景の中心に位置した. ランダムドットは横 0.1°, 縦 0.1°の約 1000 個の点だった. **手続き:** 実験 1 と同様に 20 分間の観察の前後で SSQ に回答し, その差を各条件ごとの酔いの程度とした.

3.3. 結果と考察

各被験者の刺激観察の前後の SSQ の得点の差を平均すると図 3 のようになった.

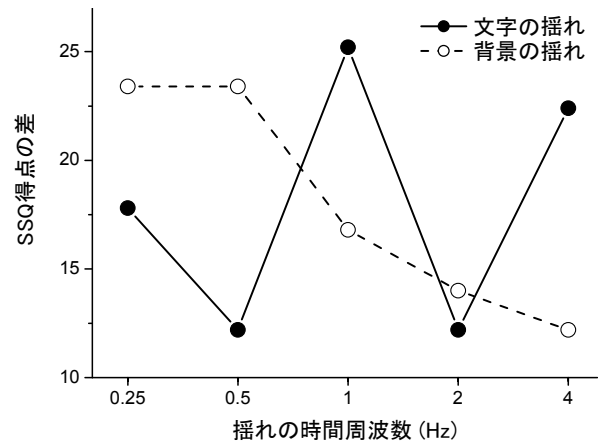


図3 刺激の揺れの時間周波数と SSQ 得点の変化

背景と注視対象である文字とでは酔いの程度が最大になる時間周波数にちがいが見られた. 背景が運動する条件では動揺病と時間周波数特性 (0.2~0.3Hz 程度で効果が最大) [13,14]が類似していたが, 注視対象が振動する条件ではそれとは異なる時間周波数特性が得られた. いずれの刺激が運動する場合でももう片方の刺激は静止していたため, 文字と背景の間の相対運動には差はなかった. そのため, 両条件間の差異は刺激の絶対的な運動によるものと考えられる.

背景の運動による酔いは時間周波数が低くなるほど強くなったが, この傾向は SSQ の総合得点だけではなく, Nausea (気持ち悪さ), Oculomotor (眼精疲労), Disorientation (めまい, ふらつき) の各成分に共通して見られた. 文字の運動による酔いでも成分の間の差はほとんど見られなかったが, 唯一 4Hz 条件では, Disorientation 成分だけがほかの成分と異なり低下する傾向が見られた. このことは, 注視対象の運動による映像酔いにはふらつき感をともなわないものがあることを示している.

以上のように, 背景の運動と注視対象の運動とで大きく異なる特性が見られたことから, 映像酔いには二つの異なる仕組みがあることが示唆された.

4. 総合考察

本研究の結果から, 視覚誘発性の酔いには前庭刺激による酔いとは異なった特性があることが示され

た。自己運動感覚を生じにくい、明らかに背景と区別可能な注視対象の運動によっても酔いが生じることが示された。また、注視対象の運動と背景の運動とで、強い酔いを生じさせる時間周波数が異なっていたということは、映像酔いの発生メカニズムが複数あることを示している。また、このような時間周波数特性のちがいは、映像制作現場において映像酔いを起こさないような映像を作ろうとする場合、抑制すべき時間周波数成分が映像の内容によって異なるということを示唆している。

またページあたりの読字に要する時間と酔いの強度の間に相関が見られなかったことから、映像酔いの強度は課題の認知的な困難さに依存しないことがわかった。

本研究で用いた刺激と課題に対して自己運動感覚を感じた被験者はいなかったため、自己運動感覚は必ずしも酔いに必須な条件ではないことが示唆された。このことは、映像酔いと動揺病とは異なるものとして扱うべきであることを示している。

5. 文献

- [1] J. F. Golding, M. Kerguelen: "A comparison of the nauseogenic potential of low-frequency vertical versus horizontal linear oscillation", *Aviat Space Environ Med.* 63, pp.491-7 (1992).
- [2] J. F. Golding, H. M. Markey: "Effect of frequency of horizontal linear oscillation on motion sickness and somatogravic illusion", *Aviat Space Environ Med.* 67, pp.121-6 (1996).
- [3] J. F. Golding, M. I. Finch, J. R. Stott: "Frequency effect of 0.35-1.0 Hz horizontal translational oscillation on motion sickness and the somatogravic illusion", *Aviat Space Environ Med.* 68, pp.396-402 (1997).
- [4] H. V. Howarth, M. J. Griffin: "Effect of roll oscillation frequency on motion sickness", *Aviat Space Environ Med.* 74, pp.326-31 (2003).
- [5] L. J. Hettinger, K. S. Berbaum, R. S. Kennedy, W. P. Dunlap, and M. D. Nolan: "Vection and simulator sickness", *Mil Psychol*, 2, pp.171-81 (1990).
- [6] 氏家弘裕, 横井孝志, 齋田真也: "映像酔いに対する仮想的回転運動速度の影響", 日本視覚学会 2004 年夏季大会, *Vision*, 16, 3, pp.197 (2004).
- [7] G. A. Melcher, and V. Henn: "The latency of circular vection during different accelerations of the optokinetic stimulus", *Perception and Psychophysics*, 30, pp.552-56 (1981).
- [8] N. Isu, J. Koo, N. Takahashi: "Changes of skin potential level and of skin resistance level corresponding to lasting motion discomfort", *Aviat Space Environ Med*, 58, 2, pp.136-142 (1987).
- [9] R. M. Stern, K. L. Koch, H. W. Leibowitz, I. M. Lindblad, C. L. Shupert, W. R. Stewart: "Tachygastria and motion sickness", *Aviat Space Environ Med*, 56, 11, pp.1074-7 (1985).
- [10] R. S. Kellogg, R. S. Kennedy, A. Graybiel: "Motion sickness symptomatology of labyrinthine defective and normal subjects during zero gravity maneuvers", *Aerospace Medicine*, 36, pp.315-8 (1965).
- [11] R. S. Kennedy, G. C. Tolhurst, A. Graybiel: "The effects of visual deprivation on adaptation to a rotating environment", *Naval School of Aviation Medicine Tech. Rep.*, 918 (1965).
- [12] R. S. Kennedy, N. E. Lane, K. S. Berbaum: "Simulator Sickness Questionnaire: An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness", *The International Journal of Aviation Psychology*, 3, 3, pp.203-220 (1993).
- [13] J. F. O'Hanlon, M. E. McCauley: "Motion sickness incidence as function of frequency and acceleration of vertical sinusoidal motion", *Aerospace Medicine*, 45, pp.366-369 (1974).
- [14] A. R. Potvin, M. Sadoff, J. Billingham: "Motion sickness and otolith sensitivity: A pilot study of habituation to linear acceleration", *Aviat Space Environ Med.* 48, pp.1068-75 (1977).

映像酔いが生じやすい運動の特徴

松崎 直幸・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 椿 郁子・神奈川大学工学部
 原澤 賢充・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 繁樹 博昭・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 森田 寿哉・NHK エンジニアリングサービス
 伊藤 崇之・NHK 放送技術研究所
 齊藤 隆弘・神奈川大学工学部
 佐藤 隆夫・東京大学大学院人文社会系研究科
 相澤 清晴・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 E-mail matsuzakinaoyuki@yahoo.co.jp

1. はじめに

映像酔いとは主に、動きを含む映像を観察している際に引き起こされる不快感などの症状を指す。映像酔いでは、乗り物酔いとは異なり、前庭系への入力が必要とされない。むしろ、視覚入力から知覚される視覚世界は動いているのに前庭系では動きが知覚されないという矛盾が酔いを引き起こす可能性が示唆されている。映像酔いを引き起こしやすい動きの特性については、動揺病の研究と同じく周波数などの観点から検討されている (Smart et al, 2002)。しかし、そのメカニズムについては未だ明らかにはされていない。

日常生活における映像酔いの例としては、ファインダーや液晶画面を見ながらビデオ撮影する場合には映像酔いを引き起こさないのに、テレビ画面で再生した映像を視聴する場合には酔いを感じる事がある。両者を比較してみると、見ている映像は同じであるが、撮影時にはビデオカメラを自分で持っているために映像の動きを知っているのに対して、再生中には映像の動きを知る事ができないという違いがある。同様の例として、車の運転などでは、自分で操縦する場合の方が映像酔いを引き起こしにくい事が報告されている。これも、自分で操縦する場合には自分の動きと視覚世界の動きが同期するという視覚系と前庭系の一致だけでなく、自分で操縦する場合には視覚的な世界の動きを予測しやすい事が一因と考えられる。

このように予測が映像酔いに関係していると考えられる例はいくつかあるが、具体的に映像に含まれるどのような動きが予測しにくく、映像酔いを生じやすいのかについては明らかではない。そこで本研究では、まず実験 1 において、動きを予測できるかどうかを操作した場合の映像酔いを調べ、動きの予測しやすさが実際に映像酔いに関連しているのかどうかを検討する。次の実験 2 では、映像の予測しやすさに影響すると考えられる加速度を操作した場合の映像酔いを調べる事によって、映像酔いと映像に含まれる動き方との関係、特に、動き方と動きの予測、映像酔いとの関係について検討する。最後に、人間の予測と実際の知覚とのずれによって映像酔いを説明するモデルを提案し、モデルと今回の実験結果との比較を行う。

2. 実験 1

2.1. 目的

テレビ放送されている映像コンテンツに関しては、様々な安全基準が制定されており、それらによって重篤な映像酔いを引き起こす可能性は小さい。しかしながら、一般家庭においてビデオカメラで撮影した映像に関しては、そのような安全基準をクリアしていない場合がありうる。ビデオカメラで撮影した映像を家庭のテレビで視聴したことのある人の中には、撮影時には酔うという感覚はないにも関わらず、視聴時に気分が悪くなるという経験をしたことがあるのではないだろうか。ここで撮影時と視聴時では見ている映像は同じである。それらの違いを考えてみると、まず、撮影時には自分がカメラを持って動いているので映像の動き方を自分自身で制御可能であるが、視聴時には自分は動かずに画面をみているだけなのでそれが不可能であるという違いがあげられる。つまり、撮影時にはカメラの動きを知っていることで映像に含まれる動きを予測できるが、視聴時には予測できないという違いがあると考えられる。ここでは、映像に含まれる動きが予測できる場合と予測できない場合における映像酔いを比較する事を目的とする。映像の動きを予測できる場合として被験者自身がビデオカメラを動かしながら映像を観察するアクティブ条件、予測できない場合として自分ではビデオカメラを動かさずアクティブ条件で被験者自身が撮影した映像を観察するパッシブ条件を設定した。被験者は両条件で同じ映像を観察するが、自分自身でビデオカメラを動かしたかどうか異なるということになる。もし予測が映像酔いの軽減に有効であれば、アクティブ条件の方が映像酔いが少ないはずである。

2.2. 方法

被験者：3名の成人が参加した。

装置：ソニー社製デジタルビデオカメラ DCR-TRV70、ソニー社製ヘッドマウントディスプレイ (HMD) Glasstron PLM-A35、ソニー社製 14 インチ型テレビモニタ PVM-14L1、シャープ社製 DLP プロジェクター XV-Z11000 と横 200 cm×縦 120 cm のスクリーンを用いた。HMD の水平画角は 30 度であった。ビデオカ

メラの手ぶれ補正機能はオフ、オートフォーカス機能はオンであった。

刺激：刺激は、525 個のランダムに配置されたドットの中に、計 99 個の「あ」「い」「う」「え」「お」と 1 個の「ん」をランダムな位置に配置したものであった(図 1)。刺激は暗室内でスクリーン上の縦 75 cm×横 120 cm の領域に投影された。背景は黒、ドットとひらがな文字は白であった。ドットの大きさはスクリーン上で直径 0.8 cm、文字の大きさは同じく 2.5 cm 四方であった。スクリーン上の横 27 cm×縦 19 cm の領域をビデオカメラで撮影した映像がテレビモニタと HMD に表示された。その領域の大きさを図 1 の右上に黒枠として示す。

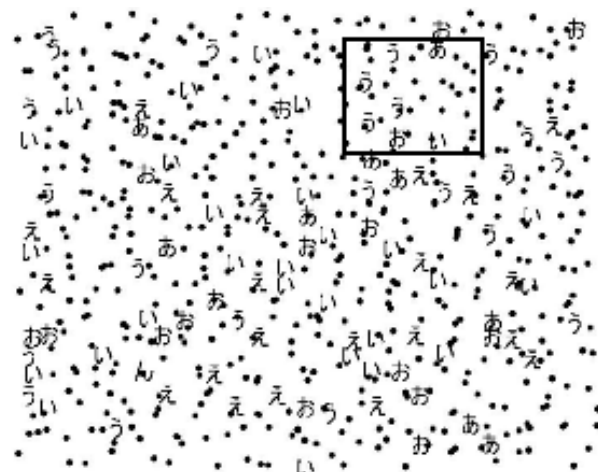


図1 実験 1 の刺激例

右上の黒枠の領域が HMD に表示されたのと同じ大きさである。実際に表示されたのは背景が黒、ドットと字が白であった。

手続き：アクティブ・パッシブ両条件ともに、被験者は HMD をつけ、HMD に表示される映像以外は見ることができなかった。実験者はテレビモニタによって被験者が観察している映像、すなわち HMD に表示されている映像を確認した。HMD 及びテレビモニタに表示される領域は図 1 に黒枠で示したようにスクリーンの大きさより小さかったため、被験者が同時に観察できたのは刺激の一部だけでありその他の部分を見ることはできなかった。

アクティブ条件では、被験者はビデオカメラをお腹の前で手に持ち、自由にビデオカメラを動かすことができた。それによって、黒枠の位置を移動させ、刺激全体を走査的に観察することが可能であった。

まず、被験者はアクティブ条件に参加した。アクティブ条件では、被験者が自分でビデオカメラを動かしながら、刺激に 1 つだけ含まれる「ん」を探し、「ん」がビデオカメラの画面の真ん中にくるように撮影した。実験者は、テレビモニタの真ん中に「ん」が映っているかどうかを見て、被験者が「ん」を見つけたかどうかを判断した。実験者は、被験者が「ん」を見つけたと判断した場合には、別の刺激を提示し、被験者は同じように「ん」を探す課題を行った。この課題が 15 分間続けられた。課題中に被験者が見ている画面はビデオカメラによって

DV テープに記録された。パッシブ条件はアクティブ条件の次の日に行われた。パッシブ条件では、被験者自身が前日に行ったアクティブ条件において記録された映像をアクティブ条件と同じ暗室内で同じ装置を用いて観察した。それぞれの条件での観察直後に、Kennedy ら(1993)によって開発された Simulator Sickness Questionnaire (SSQ) を日本語化したものによって映像酔いの程度を評価してもらった。SSQ は 16 個の質問文からなっており、各質問には 0 から 3 までの数字で答える。それらをまとめると、映像酔いの総合的な指標である Total Score、気持ち悪さの指標である Nausea、目の疲れの指標である Oculomotor、ふらつき感の指標である Disorientation という 4 種類の評定値が得られる。値が大きいほど映像酔いが強いことを表す。

2.3. 結果

アクティブ・パッシブ両条件の SSQ のスコアを図 2 に示す。Total Score は、パッシブ条件の方がアクティブ条件よりも高くなっている。次に、Nausea、Oculomotor、Disorientation の各評定値を見てみると、すべてアクティブ条件よりもパッシブ条件の方で高くなっている。パッシブ条件では、特に気持ち悪さ(Nausea)とふらつき感(Disorientation)の評定値がアクティブ条件に比べて高くなっている度合いが強いことがわかる。

被験者の内観で、パッシブ条件では、映像の滑らかで一貫した動きは予測できるが、急激な動きが予測できなかったという報告があった。これは、被験者の課題遂行の方略に関係していると考えられる。被験者は全員、「ん」を探すために、画面の端からカメラをゆっくりと動かし、反対側の端で折り返すという画面全体を操作していくような方略をとっていた。そのため、観察された映像は、ある一定方向にゆっくりと動き、急激に動く方向を変え、またゆっくりと一定方向に動くようになっており、その間に手ぶれなどによるランダムな動きが生じていた。被験者には一定方向へのゆっくりした動きは予測できたが、それ以外の急激な方向の変化や手ぶれなどによる映像の動きは予測できなかったと考えられる。

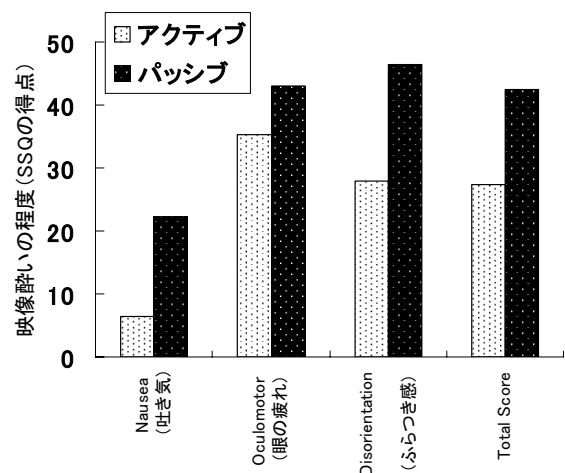


図2 各条件での映像酔いの程度 (SSQ) の比較

2.4. 考察

今回の実験では、被験者数が少なく統計的な検定は行っていないが、アクティブ条件に比べてパッシブ条件の方が SSQ の数値が高くなる、つまり映像酔いが生じやすいという結果が得られた。これは、映像酔いの程度は映像に含まれる動きの予測可能性と関係している可能性を示唆する。アクティブ条件では、カメラを自分自身で動かすので、いつ映像が止まるか、次にどの方向に動き始めるかを被験者は知っていると言える。それに対して、パッシブ条件では、「ん」を探すための方略に従った一定方向への動きは予測できるが、途中でカメラが止まったり違う方向へ動き始めたりといった急激な動きは予測できなかった。これは内観報告からも確認された。このようにパッシブ条件では予測できない動きが存在する事が、パッシブ条件の方で映像酔いが生じやすくなった原因の一つであったと考えられる。

ここで、予測以外の可能性について考えてみる。まず、被験者が観察した映像はアクティブ・パッシブ両条件で共通であったので、映像内容そのものが映像酔いの違いを生じさせたとは考えられない。また、アクティブ条件ではビデオカメラを手でお腹の前に持っていたので頭部や姿勢の変化は視点の動きと直接関係がない、パッシブ条件でも頭部や姿勢の動きはビデオカメラの動きと関係がないという点でも両条件は共通している。しかしながら、映像中のどこを実際に見ているかについてはこの実験では統制されていない。従って、眼球運動や注意の動きなどの違いが映像酔いの違いを引き出した可能性を否定できない。また、パッシブ条件をアクティブ条件の次の日に行っているため、アクティブ条件の疲れが残っていた可能性も否定できない。これらの問題点を明らかにするには、眼球運動を記録する実験や改めて別の日にパッシブ条件を行う必要があるだろう。また、被験者数を増やすことも必要だろう。

このような課題は残されたものの、今回の結果から、自分でカメラを操作できる場合には気にならない映像の動きでも、後でその映像を視聴する場合には映像酔いを引き起こしうることが示唆された。これは、車の運転時を再現した VR 環境のように大がかりな装置内だけでなく、日常のビデオ撮影においても予測が映像酔いと関係している可能性を意味している。

3. 実験 2-1

3.1. 目的

動きの予測は、動きの方向の予測と、動き始めや動き終わりという動きの有無の予測との 2 種類に分けられる。両者が映像酔いに与える影響について検討するために、緩やかに動き始め急に停止する「加速」的な動きと、逆に急に動き始めるが緩やかに停止する「減速」的な動きをする映像を観察した場合の映像酔いを比較した。「加速」条件では動きの方向を予測しやすいが動きの停止は予測しにくく、「減速」条件では動きの停止を予測しやすいが方向の予測は難しいと考えられる。

3.2. 方法

被験者と装置：3名の成人が参加した。コンピュータ（Windows）、シャープ社製 DLP（XV-Z11000）とスクリーンを用いた。画面の更新頻度は 30Hz であった。刺激の作成と提示には、MATLAB を利用した。映像酔いの程度の評価には、実験 1 と同じように SSQ を日本語化したものを使用した。

刺激：刺激は、黒 75%、白 25% のランダムドットであった（図 3）。観察距離は 2m で、刺激領域は、視角縦 20° × 横 30°、各ドットは、縦 1.2° × 横 1° であった。



図3 刺激画像例

実際には黒（75%）に白（25%）のパターン。

ランダムドットの動き方には、手ぶれと並進運動を設定した。手ぶれは、速度と方向がランダムな持続的な動きであった（図 4）。ただし、速度は最大で視角 3° / フレームとした。手ぶれの動き方では、一定以上元の位置（水平な点線）から離れると位置を元の位置に戻すようになっていた。

並進運動の頻度は 0.5~3.5 秒に 1 回であった。並進運動が無い間は手ぶれの動きのみが生じていた。

「加速」では、1 秒間で指数関数的に加速し、最終的な速度が 4~8° / フレームであった。つまり、1 回の並進運動の持続時間は 1 秒間であった。「減速」では、「加速」の刺激映像を逆再生した。従って、動く距離などは「加速」と同じであるが、急激に動き始めゆっくりと減速する動きであった事になる。実際の刺激の動きは、加速度的な動きと手ぶれの動きを加えたものであった（図 5 上）。位置の変動を見ると、大きく動いて、しばらく手ぶれが生じ、また大きく動くの繰り返しであった（図 5 下）。

手続き：実験は暗室で行った。両条件ともに、被験者は 10 分間手ぶれのみを含む刺激を観察し、映像酔いの程度を評価した。続けて 10 分間手ぶれと並進運動を含む刺激を観察し、映像酔いの程度を評価した。手ぶれのみから手ぶれに並進運動を加える事によって生じる映像酔いの増分を並進運動が映像酔いに及ぼす効果とした。

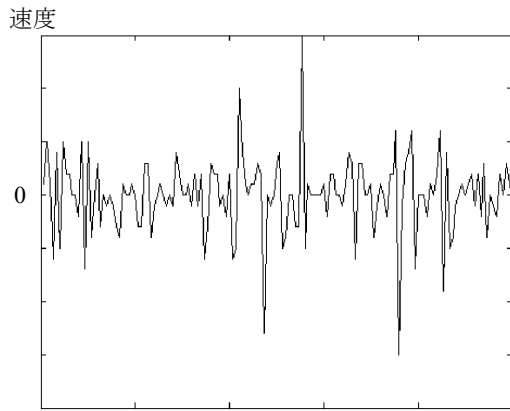


図4 手ぶれを模した動き
横軸は時間、縦軸は速度。

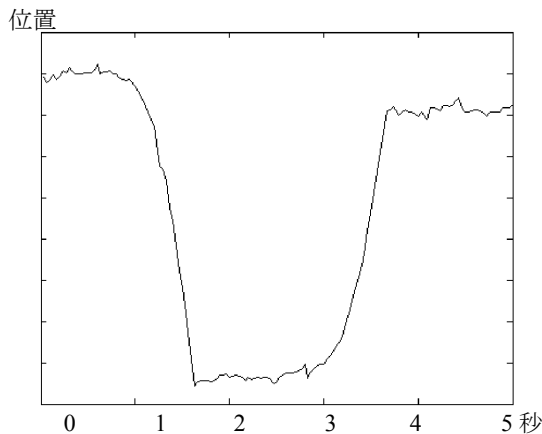
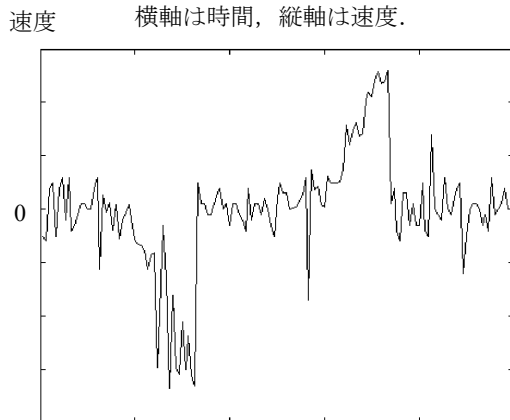


図5 提示した刺激の動きの例
横軸は時間、縦軸は、上は速度、下は位置。

3.3. 結果

条件毎に、手ぶれのみの場合と手ぶれと並進運動を含む場合における SSQ の評定値の増分を棒グラフにした (図 5)。全ての評定値が、「減速」条件よりも「加速」条件の方で大きくなった。「加速」条件では Oculomotor の値が最も大きいものに対して、「減速」条件では Disorientation の値が最も大きくなった。

3.4. 考察

同じ動き方をする映像でも順再生した場合と逆再生した場合とでは映像酔いが異なった。つまり、映像の動き方は加速よりも減速的である方が映像酔いの程度が弱かった。これは、動きの方向の予測しやすさが映像酔いに及ぼす効果と、動きの有無、特に

停止の予測しやすさが映像酔いに及ぼす効果が異なる事を示唆している。

この実験では、手ぶれを含む動きを見た場合における映像酔いについて調べた。これは一般人によって撮影されたビデオ映像と対応させるためである。しかし、手ぶれのように複雑な動きが映像酔いにどのような効果を持っているのかについては不明である。そのため、この実験のみでは、加速あるいは減速といった加速度そのものの純粋な効果について検討する事が難しい。例えば、今回のように減速よりも加速的な動きの方が映像酔いが強くなった原因として、加速の初期におけるゆっくりとした動きが手ぶれによって隠れてしまったために、動き始めの情報が動く方向の手がかりとして利用できなかった可能性がある。そこで、実験 2-2 では、手ぶれを含まない場合の映像酔いについて調べる。

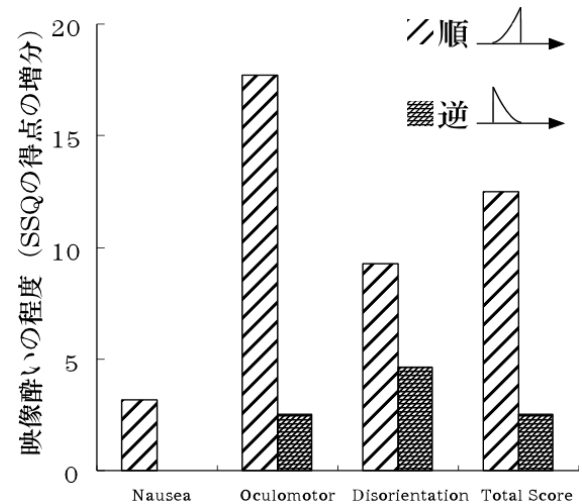


図6 順条件と逆条件における映像酔いの程度

4. 実験 2-2

4.1. 目的

手ぶれがない場合における動き方と映像酔いとの関係について調べた。

4.2. 方法

被験者と装置：18名の成人が参加した。装置は実験 1と同じであった。

刺激：刺激のランダムドット、観察距離、刺激領域の大きさ、各ドットの大きさは実験 1と同じであった。刺激の更新頻度は 60Hzであった。

動き方は並進運動のみとした。並進運動が無い間には刺激は静止していた (図 6)。「加速」、「減速」、「等速」、「持続時間 2 倍」、「持続時間半分」の 5 条件を設定した。「加速」、「減速」では、実験 1と同じように加速度的に速度が変化したが、加速度は一定で、最大速度は $2 \sim 4^\circ / \text{フレーム}$ であった。この最大速度は、秒速で表せば実験 1と同じである。持続時間は、「加速」、「減速」とともに 1 秒間とした。

「等速」では、1 秒間一定速度で刺激が動いた。速度は、1 回で動く距離が「加速」、「減速」と同じになるように、 $1 \sim 2^\circ / \text{フレーム}$ とした。「持続時間 2

倍」, 「持続時間半分」とも速度は同じであったが, 動きの持続時間が前者では2秒間, 後者では0.5秒間であった. 動きの頻度は, 「持続時間2倍」のみ10秒に1回, 他は5秒に1回であった.

手続き: 各条件ともに刺激映像観察時間は10分間であった. 被験者は映像観察前, 観察5分後, 観察10分後, 15分間安静後の計4回, SSQによって映像酔いを評価した.

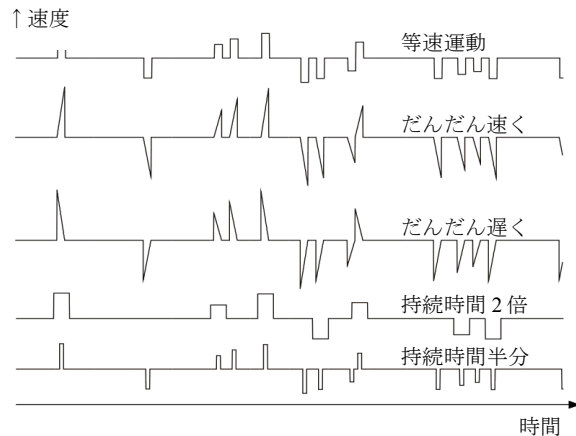


図7 刺激の動き方の例
横軸は時間, 縦軸は速度.

4.3. 結果

評定値の種類毎に, 各条件における刺激観察5, 10分後と観察前と15分間安静後の評定値の差を棒グラフにした(図7).

「等速」よりも「加速」, 「減速」の方が映像酔いの程度が弱いという傾向が見られた. しかしながら, 実験1とは異なり, 「加速」と「減速」との間での映像酔いの違いについては, 評定値の種類によって異なり一貫した違いは見られなかった. また, 頻度が少ない「持続時間2倍」や持続時間が短い「持続時間半分」の方が映像酔いの程度が弱かった.

加速度の違う条件のみに注目すると, 実験2-1と同じく, 加速条件では oculomotor の値が, 減速条件では disorientation の値が最大となった.

4.4. 考察

まず, 加速的及び減速的な動きでの映像酔いは, 等速な動きでの映像酔いよりも小さかった. これは動きの加速度が映像酔いに影響する事を示している. また, 実験2-1では加速と減速との間に差が見られたが, この実験では見られなかった. これは, 前の実験では加速的な動きの動き始めの部分が持っていた運動方向の手がかりが手ぶれによって隠されていたが, この実験では手ぶれを無くしたために利用できたためと考えられる. 従って, 手ぶれを低減できれば, 加速あるいは減速的な動きは同等に映像酔いの低減に効果があると考えられる. 言い換えれば, 等速に動くより加速度的に動く方が映像酔いは弱いという事になる. これは, 動きの方向や停止の予測しやすさと映像酔いとの間に関係がある可能性を示唆している.

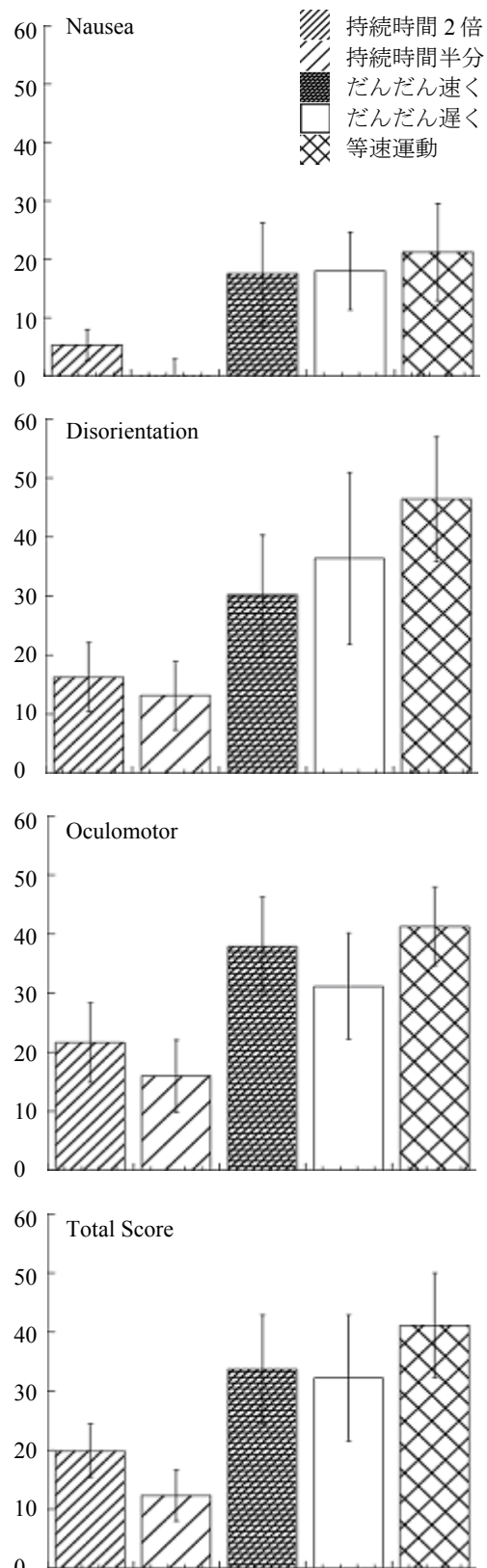


図8 波形と映像酔いとの関係
エラーバーは標準誤差.

この実験でもう一つ注目しなければならないのは, 同じ等速な動きでも, 1回あたりの動き持続時間によ

って映像酔いの程度が大きく異なる点である。つまり、持続時間が1秒の条件に比べると、0.5あるいは2秒の条件では映像酔いの程度はかなり小さい。加速度的な動きに比べても小さい。これは、映像酔いに大きく関係するのは、映像の加速度ではなく持続時間である可能性を示唆している。本プロジェクトで行われた他の実験（原澤ら、椿ら）では周波数による映像酔いの違いが確認されている。これらから、映像酔いを引き起こしやすい頻度、持続時間が存在する可能性がある。

5. 動き予測による映像酔いのモデル化

人間は視覚的な動きや前庭系によって知覚される動きから自分の体勢や姿勢などの状態を推定し、適切に身体のバランスを取りながら生活している。日常では、視覚系からの情報は外界と自分の関係を推定するのに有効な情報として働いている。ただし、感覚入力から知覚や姿勢の制御までにはある程度の処理時間がかかる。その分だけ入力と行動との間に遅れが生じてしまうため、常に先読み、すなわち予測の必要がある。姿勢制御において予測値と実測値とのずれは姿勢を崩す事に繋がる恐れがある事を考えると、それらの間のずれは映像酔いを引き起こす可能性がある。本研究の実験結果も、映像の動きの予測しやすさが映像酔いの程度と関係する事を示唆している。また、動揺病の場合には、動きの予測しやすさが酔いの程度と関係する事が報告されている（Williamson et al, 2004）。

ここでは、映像酔いと動きの予測しにくさとの関係するという仮説を元に、推定された位置と実際の位置のずれが大きいかほど映像酔いが大きくなるようなモデルを提案し、このモデルによって本研究の実験結果が説明されることを示す。動揺病に関しては、様々な周波数、振幅での実験結果を元に、視覚系と前庭系とのずれによってその程度を予測するモデルが提案されている（Bos & Bles, 1998, Lawther & Griffin, 1984, Reason & Brand, 1975）。

5.1. モデルの概略

今回のモデルは、現在の位置を推定する部分と、予測された位置と実際の位置とのずれから映像酔いの程度を評価する部分とに分ける事ができる。位置を予測するために利用できる情報は一定時間前までの視覚入力とし、その成分として、位置及びその微分成分である速度、さらに微分した加速度が考えられる。人間の視覚系において対象の位置などの空間的知覚には運動情報を処理するメカニズムが重要な役割を果たしている事が示唆されている（Goodale et al, 2005, Schenk et al, 2005）。

ここで、人間の視覚系における対象の位置知覚にカルマンフィルタの考え方を適用する（Maybeck, 1979）。この場合、利用できる情報は大きく2種類に分けられる。すなわち、現在の実際の入力において最も大きな値を持つ位置と、直前に知覚された位置と推定された速度から予測される位置である。カルマンフィルタは、両者の位置情報を適切に組み合わせる事で現在の位置や直後の位置を最適に予測する。人間の視覚系に適用する場合には、位置情報は網膜

上での位置などに相当するだろう。このような位置情報はある時点の入力だけから検出できる。それに対して、速度情報はある時間間隔の入力から推定しなければならない。特に、眼球の固視微動などによって様々なノイズが存在するため、対象の運動を安定して検出するためには比較的長い時間間隔の入力が必要となる。そこで、位置の検出にかかる処理時間と、速度の推定にかかる処理時間の差を考慮し、直後の位置を推定するために利用できる位置情報と速度情報との間には時間差が存在する事とした。また、速度の推定に利用できる視覚入力の時間窓がこの時間差と同じとした。この時間差=時間窓の長さ w を操作した。モデルの概略図を図9に示した。

速度の推定方法としては、スプラインなどの曲線当てはめなどが考えられるが、今回は、時間窓内の速度、即ち位置の微分値の平均を速度情報として用いる事とした。それに伴って、推定値の分散は、時間窓内の速度の分散とした。また、現在の位置の分散は推定値からのずれに比例する事とした。即ち、推定値と現在の値が一致するほどその位置情報が信頼できるとした。ただし、カルマンフィルタにおける K 値、即ち、推定値の分散 / (推定値の分散 + 現在の位置の分散) については、最小.1 から最大.9 までの値をとるものとした。これは、現在値あるいは予測値のみに依存しすぎないように信頼度の上限を設けた事に相当する。

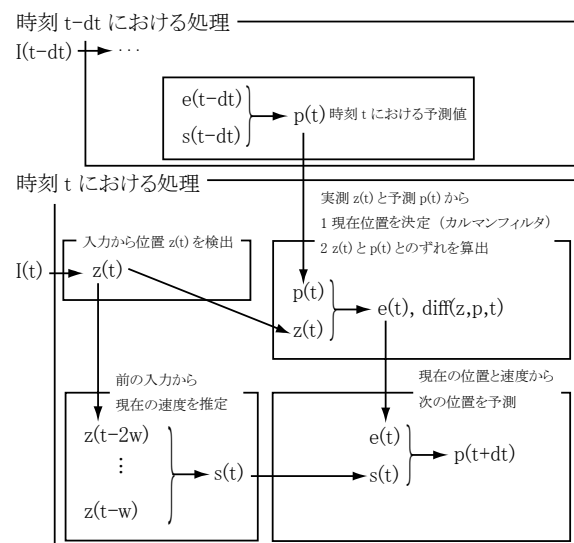


図9 モデルの概略図

時刻 $t-dt$ と t における処理を示した。 I は視覚入力、 z は実測値、 s は推定される速度、 e はカルマンフィルタによって決定される位置、 p は予測値、 $diff$ はずれから映像酔いの指標への変換、 t は時刻、 dt は予測の時間間隔、 w は時間差=時間窓を表す。

本研究で用いた刺激の波形と、それにモデルを適用した場合の予測値の波形との関係をグラフにしたのが図10である。ここでは、位置検出と速度推定の時間差、すなわち速度推定のための時間窓を約150msとした。この値は、1次視覚野から測定した視

覚誘発電位 (Visual Evoked Potential) , 眼球運動などの潜時を参考にした (本田,1994) . 等速条件 (A, D, E) を見ると, 動きの立ち上がりで時間遅れが生じているが, 300 ms 後に降くらいからは刺激の動きに追従し, 急に動きが止まったところで再び時間遅れが生じている. この振る舞いは人間の眼球運動にもよく似ている.

また, 実際に知覚された位置と予測された位置のずれを映像酔いの指標に変換するにあたって, ずれの大きさを評価する必要がある. ここでは, ずれの大きさは加速度の標準偏差の平方根によって評価する事とした. これは, 加速度のばらつきが大きい場合には実測値と予測値とのずれは比較的大きくなりやすいのに対し, 加速度のばらつきが小さい場合には両者のずれは比較的小さくなりやすい事を考慮したものである. そのような加速度の影響は, 同じずれであっても, 加速度が安定している状況の方が不安定な状況で生じた方が, 予測に反する度合いが大きい事を意味する. この事から, 加速度が安定している状況の方が同じずれでも映像酔いへの影響が大きいと仮定した.

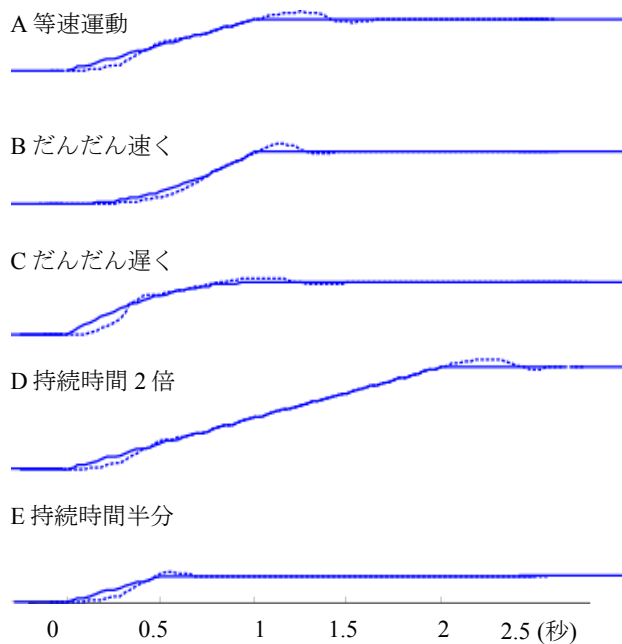


図10 各条件の波形へのモデルの適用例
横軸は時間, 縦軸は位置. 実線が実際の波形, 波線が予測値. 実線と波線のずれが大きいほど映像酔いの程度も大きい.

5.2. モデルによる実験結果の予測

今回のモデルでは映像酔いの程度と単位時間あたりの実際値と予測値とのずれ量が比例すると仮定している. 実験 2 で用いた動き波形について, 刺激の振幅を変化させた場合にモデルから予測される映像酔いの程度を示したのが図 11 である. 振幅は基準となる波形の振幅の 1 倍, 2 倍, 4 倍, 8 倍の場合について検討した. 時間差 (時間窓) を 150 ms とした. 特に振幅が 4 倍, 8 倍の場合には図 8 とよく似た傾向

を示している. つまり, 等速が最も酔いが大きく, 次に加速と減速が同程度, 次いで持続時間半分, 最も酔いが小さいのが持続時間 2 倍の条件というようになった. また, 振幅が大きくなるほど映像酔いの程度も強くなった. より詳細な関係についての検討が必要ではあるが, この事は, 映像酔いが予測と関係している可能性を示唆している.

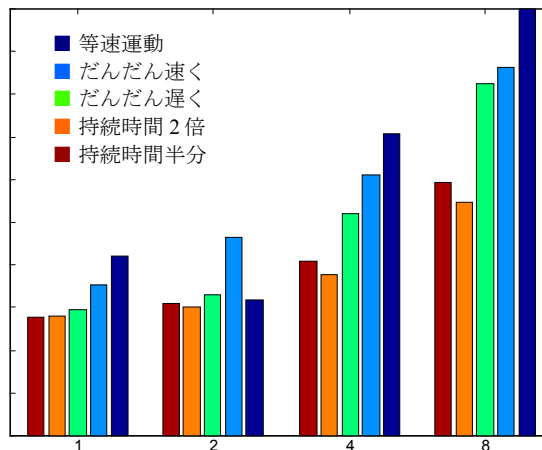


図11 刺激の振幅と予測される映像酔いの関係
時間差 (時間窓) が 150 ms の場合. 左から刺激の振幅が 1, 2, 4, 8 (単位は任意) .

5.3. モデルの周波数特性について

次に, モデルの時間周波数特性について検討した. 刺激として, 0.125, 0.25, 0.5, 1, 2, 4, 15, 25 Hz の各時間周波数を持つ様々な振幅の正弦波を入力した場合の結果が図 12 である. 先述と同じく時間差 (時間窓) を 150 ms 秒とした. ここで注目されるのは, 本プロジェクトの他の研究 (原澤ら, 椿ら) によって明らかになったように, モデルでも時間周波数が 0.5~2 Hz 程度の時に映像酔いの程度は強く, それ以外の周波数では映像酔いの程度は弱い事と, 振幅が大きいくほど映像酔いの程度も強くなっている事である. また, 時間周波数が低い場合には振幅を大きくしてもそれほど映像酔いが上昇しないのに対して, 高い場合には振幅が大きくなると映像酔いが生じるという点は椿らの結果と一致する. さらに興味深い点としては, 振幅が小さい時には 0.5 Hz にピークを持っているが, 振幅が大きくなると映像酔いの程度は全体的に上昇すると同時に 1~2 Hz での映像酔いの程度が上昇している事が挙げられる. この点に関してはより詳細な検討が必要であろう.

時間差 (時間窓) が 100 及び 200 ms の場合について同様に調べた結果が図 13 である. 時間差 (時間窓) によって周波数特性に違いが見られ, 時間差が短い場合は高い周波数にピークが見られ, 長い場合は低い周波数の方にピークがシフトする. つまり, 時間差 (時間窓) によるモデルの追従能力の違いが, 映像酔いの時間周波数特性を変えるといる事である. この結果は, 縦揺れに対する映像酔いを調べた原澤らの実験では主に 2 Hz 以下で映像酔いが生じたのに対して, 横揺れに対する映像酔いを調べた椿らの実験では 2 Hz 以上の高い周波数でも映像酔いが生じた

という違いについて一つの仮説を提示する。つまり、縦方向と横方向での映像酔いの違いは、縦方向と横方向で追従能力が違うという視覚系の異方性によって説明できる可能性が示唆される。実際、眼球運動については、横揺れに対する方が素早く反応できる事が示されている(本田,1994)。

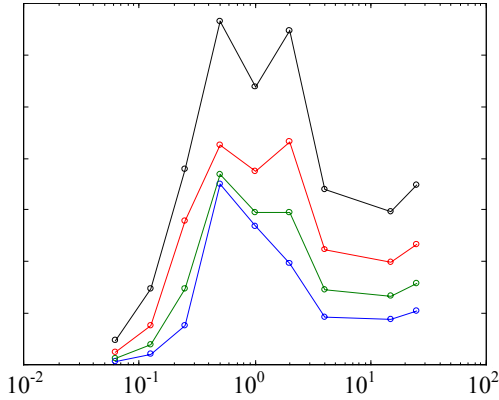


図12 モデルの時間周波数特性 1
時間差(時間窓)は150 msの場合。横軸は時間周波数(Hz), 縦軸はモデルから予測される映像酔いの程度。各線は振幅の違いを表す。

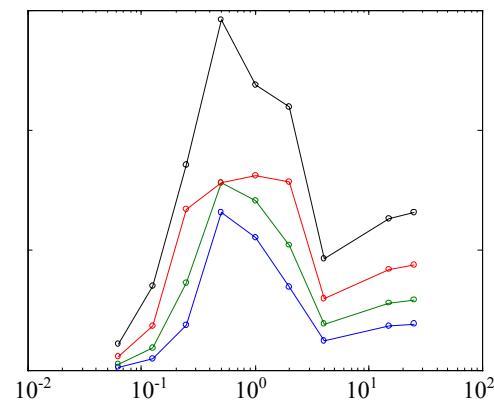
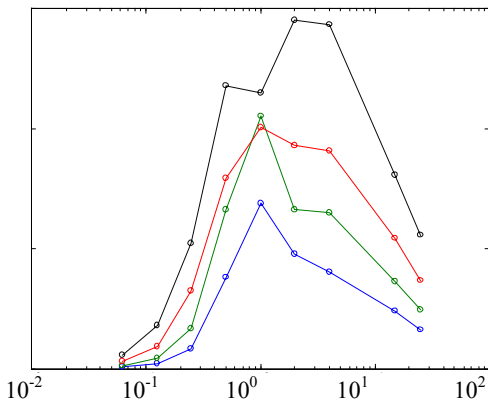


図13 モデルの時間周波数特性 2
上は時間差(時間窓)が100 ms, 下は時間差(時間窓)が200 msの場合。横軸, 縦軸, 各線の違いは図11と同じ。

6. まとめ

本研究では、動き予測と映像酔いとの関係するという仮説について検討した。実験1では同じ映像を観察する場合であっても動きを予測できる方が映像酔いの程度が小さい事を示した。実験1は、VR環境だけでなくビデオ映像を視聴する場合でも、動きを予測させる事で映像酔いを低減できる可能性を示した初めての研究である。

実験2では、様々な波形の動きに対する映像酔いを調べた結果、約1秒の持続時間の動きが最も映像酔いを引き起こしやすい事が明らかになった。また、加速度をつけるなど動きの波形を操作する事により映像酔いを低減できる可能性も示された。

最後に、予測された位置と実際に知覚された位置とのずれが映像酔いの程度を決めるというモデルを立て、そのモデルによって実験2の結果が説明される事を示した。さらに、このモデルの本研究以外で示された結果に対する適用可能性についても検証し、モデルの妥当性を確認した。このモデルによって様々な映像について事前にどの程度酔いやすいかを推定できれば、日常生活で目にする映像を自動的に選別するなどの方法で、より安全な映像環境を提供できる可能性がある。

7. 参考文献

- [1] Bos JE, Bles W (1998) Modelling motion sickness and subjective vertical mismatch detailed for vertical motions. *Brain Res Bull.* ,47(5), 537-42.
- [2] Goodale MA, Kroliczak G, Westwood DA. (2005) Dual routes to action: contributions of the dorsal and ventral streams to adaptive behavior. *Prog. Brain Res.*, 149, 269-83.
- [3] 本田仁視 (1994) 眼球運動と空間定位, 風間書房
- [4] Kennedy RS, Lane N, Berbaum K, & Lilienthal M (1993). Simulator sickness questionnaire: an enhanced method for quantifying simulator sickness. *Intern. J. of Avia. Psych.*, 3, 203-220.
- [5] Lawther A, Griffin MJ (1987) Prediction of the incidence of motion sickness from the magnitude, frequency, and duration of vertical oscillation, *J. Acoust. Soc. Am.* 82(3), 957-966.
- [6] Maybeck PS (1979) Stochastic models, estimation, and control, volume 1. Academic Press, Inc.
- [7] Reason JT, & Brand JJ (1975). *Motion Sickness.* Academic Press.
- [8] Schenk T, Schindler I, McIntosh RD, Milner AD. The use of visual feedback is independent of visual awareness: evidence from visual extinction. *Exp Brain Res.* 2005 Nov;167(1):95-102.
- [9] Smart LJJr., Stoffregen TA, Bardy BG (2002) Visually induced motion sickness predicted by postural instability. *Hum Factors.* 44(3), 451-65.
- [10] Williamson MJ, Thomas MJ, Stern RM. (2004) The contribution of expectations to motion sickness symptoms and gastric activity. *J. of Psychosoma. Res.*, 56, 721-726.

視聴環境と映像酔い

繁樹 博昭・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 原澤 賢充・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 松寄 直幸・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 椿 郁子・神奈川大学工学部
 森田 寿哉・NHK エンジニアリングサービス
 伊藤 崇之・NHK 放送技術研究所
 齊藤 隆弘・神奈川大学工学部
 佐藤 隆夫・東京大学大学院人文社会系研究科
 相澤 清晴・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 E-mail sigemasu@l.u-tokyo.ac.jp

1. はじめに

近年、映像の表示デバイスは多様化しており、プロジェクタを用いたホームシアターや大画面テレビが普及する一方で、携帯電話、PDA、ポータブルプレーヤなどの小さな画面で映像コンテンツを鑑賞することも一般的になりつつある。こうした傾向は、映像コンテンツを視聴する環境が表示デバイスによって大きく異なるという事態をもたらす。視聴環境の違いによって、映像酔いなど視聴者に与える影響がどのように異なるかは、多様化する視聴環境に対応して明らかにされる必要があるが、未解明な点も多い。視聴環境の多様化については、自宅で視聴するか移動中の電車などで視聴するかといった視聴場所の違いだけでなく、ディスプレイのサイズによって、映像が視野上に張る角度（視角）や観察者からディスプレイまでの距離（視距離）も大きく異なるという点も重要である。本研究では、こうした視聴環境と映像酔いの関係について、特にディスプレイの実サイズの影響を検討した（実験1）。また、映像酔いを低減する手法として、実際の視聴環境と矛盾しない視覚情報を提示することの効果についても検討した（実験2）。

2. 実験 1：同一な視角条件下においてディスプレイサイズが映像酔いに及ぼす影響

2.1. 目的

視聴環境の違いの影響に関連した研究としては、視角の大きさが酔いに及ぼす影響が挙げられる[1-3]。これらの研究では、視角が大きいと酔いの程度も大きくなることが報告されている。したがって、同一の視距離では、大きなディスプレイの方が視角が大きくなり、酔いを生じやすくなる。ただし、視角の大きさは、ディスプレイの実サイズだけでなく、視距離によっても変化するため、視角を同一にして、視角とは独立にディスプレイサイズの影響を検討することが可能である。視角を同一にしたときに、ディスプレイサイズの違いによって酔いの程度に差があるかは、映像酔いを低減・防止する方法を考える上で重要な点であるといえるが、視角を固定した上

で、ディスプレイの実サイズの影響を検討した例はこれまで行われていない。そこで、実験1ではこの点について検討した。

視角を統制した上でのディスプレイサイズの影響について、映像酔い以外の効果を検討した研究は Tan, Gergle, Scupelli, and Pausch (2002, 2003) によって行われている[4][5]。これらの研究では、3次元の空間知覚課題のパフォーマンスがディスプレイサイズによって異なるかを検討しており、ディスプレイサイズが大きの方が空間知覚課題の成績が向上することを報告している。Tan et al. (2002) は、網膜上の視角の大きさが同じでも、ディスプレイの実サイズが大きいと映像に対する臨場感が増し、自己運動の知覚が促進されるためにこのような差が生じたと考察している。

映像酔いの生起メカニズムは未だ明らかではないが、自己運動に関する視覚系の入力と前庭系の入力矛盾することで生じるとする説が有力である[6]。こうした矛盾が酔いを引き起こすのであれば、実サイズが大きの方が自己運動の知覚をより強く誘発すると考えられるため、前庭系との矛盾が大きくなり、結果として酔いの程度も大きくなると予測される。

本研究では、ディスプレイサイズの影響が視角の大きさによって異なるか、すなわち、視角とディスプレイサイズの交互作用があるかについても検討するため、視角が大きい場合と小さい場合でそれぞれディスプレイサイズの影響を検討した。

2.2. 方法

装置：サイズの異なる表示デバイスとして、PDAの3.2インチ液晶ディスプレイ（Sony社 PEG-UX50）、19インチ液晶ディスプレイ（EIZO社 FlexScan L767）、DLPプロジェクタ（SHARP社 XV-Z11000）を用いた。刺激の水平サイズは、3.2インチ液晶ディスプレイが6cm、19インチ液晶ディスプレイが25cmであった。DLPプロジェクタによって投影した映像の水平サイズは、条件ごとに異なり、50cm、75cm、150cmであった。

刺激：酔いを誘発する映像刺激として、デジタルビデオカメラで撮影した、映像全体が揺れる動画像を用いた。揺れのある映像はYaw, Pitch, Rollの各軸に沿って1Hzで約60deg往復回転運動させながら前方に歩行し、撮影した。撮影は野外で行い、各回

転軸の映像を異なる場所で2種類ずつ、計6種類用意した。Roll回転の刺激の例を図1に示す。それぞれの映像の長さは50 secであり、これらの6種類の映像をつなげて計5 minの映像を作成した。刺激は映像のみ提示し、無音であった。また、刺激となる映像の縦横比は4:3であった。

視角とディスプレイサイズの交互作用について検討するため、提示する映像の視角（水平サイズ）は14 degと42 degの2水準設けた。各水準で視角を一定にするため、視距離は表示デバイスごとに異なり、視角が14 degの条件では、3.2インチ液晶ディスプレイ（PDA）が24 cm、19インチ液晶ディスプレイ（LCD）が100 cm、DLPプロジェクタが200 cmであった。視角が42 degの条件では、表示デバイスはDLPプロジェクタのみを用い、視距離は100 cmと200 cmであった。これらの条件をまとめた表を表1に、各条件の模式図を図2に示す。

被験者：18名の20-30代の女性が実験に参加した。ただし、結果の分析には、映像を観察した後の酔いの効果を厳密に検討するため、映像を見る前のある程度の酔いの症状を報告した者（後述するSSQの各項目でその程度について0-3のうち2以上を報告した者、または2項目以上の症状を示した者）を除く12名のデータを用いた。

手続き：被験者は、各条件で映像を観察する直前に、酔いの程度を質問紙により報告した。その後、暗室内で椅子に着席し、5分間の映像を観察した。被験者はあご台で視距離を固定した。映像を観察した直後に、再び質問紙により酔いの程度を報告した。質問紙には Kennedy, Lane, Berbaum, and Lilienthal (1993) [7] の開発した Simulation Sickness Questionnaire (SSQ) を日本語に訳したものを使用した。表1にSSQの具体的な質問項目を示す。被験者は各項目の症状について0-3の4段階の尺度で主観評価した。被験者はすべての観察条件で同じ映像刺激を観察した。観察条件の順は被験者間でカウンターバランスをとった。

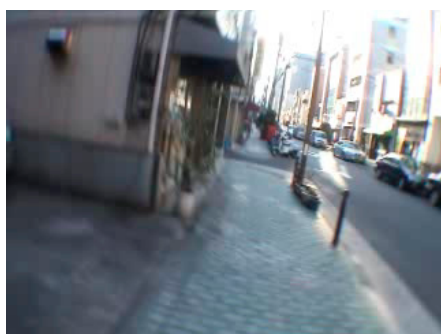


図1 刺激映像の例（Roll回転）

表1 実験条件

	14 deg	42 deg
24 cm	PDA (6 cm)	-
100 cm	LCD (25 cm)	DLP (75 cm)
200 cm	DLP (50 cm)	DLP (150 cm)

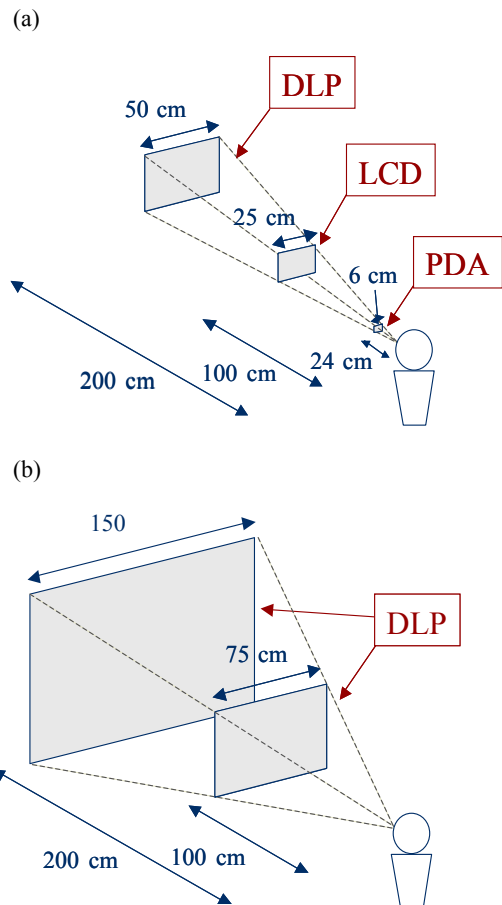


図2 各ディスプレイサイズ条件の模式図
(a) 視角14度条件, (b) 視角42度条件

表2 SSQの各項目

全体的に気分がよくない (N, 0)
疲れた (0)
頭痛がする (0)
目が疲れた (0)
目の焦点を合わせにくい (0, D)
つばがよく出る (N)
汗をかいている (N)
吐き気がする (N, D)
集中するのが難しい (N, 0)
頭がぼろっとする (D)
ぼやけて見える (0, D)
目を開けているとふらふらした感じがする (D)
目を閉じているとふらふらした感じがする (D)
ぐるぐるとしためまいがする (D)
胃に違和感がある (N)
げっぷが出る (N)

カッコ内は、N: Nausea (気持ち悪さ), O: Oculomotor (目の疲れ), D: Disorientation (ふらつき感) の各因子の算出に用いられる項目をあらわす。

2.3. 結果

SSQ の Nausea, Oculomotor, Disorientation の各因子および Total Score の得点について、12名の被験者の平均値を図3に示す。得点の値が大きいほど酔いの程度が大きいことをあらわす。各系列は、それぞれ視角 14 deg と 42 deg の条件の結果である。同一の視角条件では、視距離が長い条件がディスプレイサイズが大きいことを示す。

PDA の条件を除いた4条件について、視角×視距離（実サイズ）の2要因による分散分析を行った（SSQによる得点が間隔尺度である保証はないが、交互作用を検定するために分散分析法を用いた）。Nauseaの因子では、視角の主効果 ($F(1, 11) = 5.69, p < .05$)、および交互作用が認められた ($F(1, 11) = 6.56, p < .05$)。そこで、視角条件ごとに視距離の単純主効果を検定した結果、42 deg の条件にのみ視距離の主効果が認められた ($p < .05$)。Total Score, Disorientation, Oculomotor では、視角の主効果は有意であったが ($p < .05$)、視距離の主効果（実サイズの効果）および視角と視距離との交互作用は有意ではなかった。PDA の条件は Oculomotor を除き、酔いの程度が最も小さかった。

2.4. 考察

視角の違いの影響に関しては、どの因子においても、視角の大きい 42 deg 条件の方が映像酔いの程度が大きくなっており、先行研究と同様の効果が得られた。従来の研究では、3次元映像で、かつ大視野に提示された映像によるシミュレータ酔いについて主に検討されてきたが、本研究で用いたような2次元の映像で比較的小さな視角の範囲においても視角の効果が見られることが示された。

本研究の主目的である、同一視角条件下のディスプレイサイズの効果については、Oculomotor, Disorientation の各因子および Total Score では明確な傾向が見られなかった。しかし、Nausea 因子においては、視角とディスプレイサイズ（視距離）に交互作用が見られ、視角が大きい場合には、同じ視角であってもディスプレイサイズが大きい方が酔いの程度が大きくなることが示された。この結果は、恒常性の働きによりディスプレイサイズが大きい方が知覚される主観的なサイズが大きくなり、臨場感が増すため、それに伴って自己運動感覚がより強く生じ、前庭系による情報と矛盾することで酔いの程度が大きくなったものと考えられる。一方、視角が小さい場合は、そもそも臨場感が生じにくいいため、25 cm と 50 cm のサイズの差では、酔いに差が見られなかったと考えられる。ただし、Oculomotor の因子以外では、実サイズの小さい PDA の条件が最も酔いの程度が小さくなっており、視角が小さい場合にはサイズの効果があらわれる値の範囲が異なる可能性もある。この点については今後より詳細に検討する必要がある。

Disorientation で視距離の影響が見られなかった理由は不明であるが、Oculomotor でサイズの影響が見られなかったのは、眼球運動系の疲労がディスプレイの実サイズによらず、網膜像情報そのものに影響を受けるためであると考えられる。

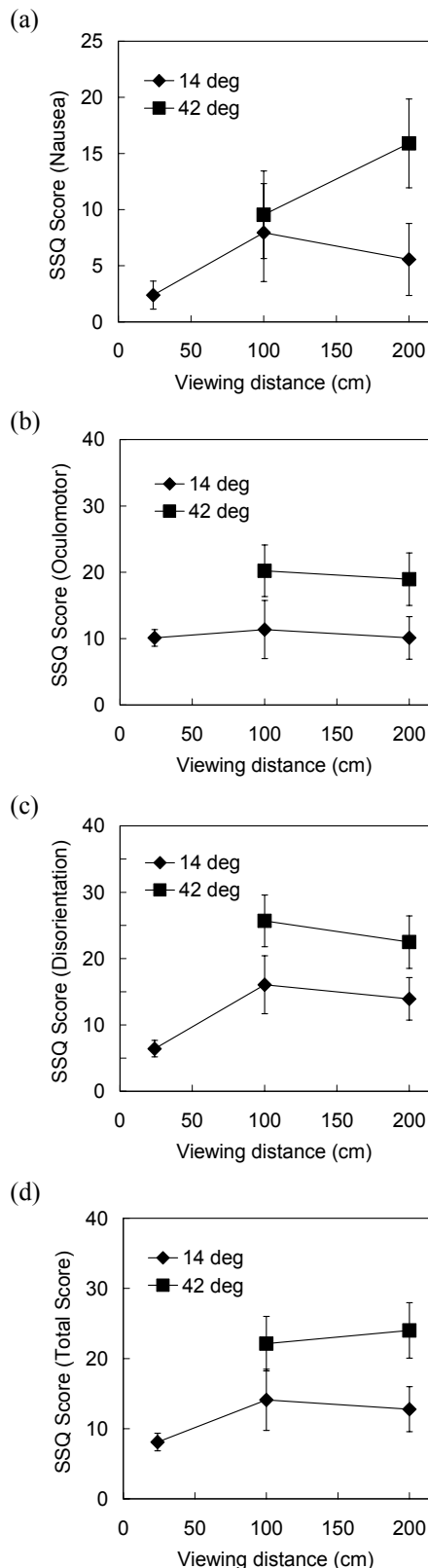


図3 視角および視距離（ディスプレイサイズ）が映像酔いにおよぼす影響（誤差線は標準誤差）
 (a) Total Score, (b) Nausea, (c) Oculomotor, (d) Disorientation

以上より、42 deg 程度の大きな視角では、画面の実サイズが大きい方が Nausea 因子の酔いの程度が大きくなったことから、たとえ距離を長くして視角を実サイズの小さいディスプレイと同じにしても、実サイズが大きいディスプレイでは Nausea 因子の酔いの程度は相対的に大きくなる場合があることが示された。

3. 実験 2 : 映像酔いを低減する付加的背景刺激の効果の検討

3.1. 目的

実験 1 で述べたように、映像酔いは自己運動に関する視覚系の入力と前庭系の入力とが矛盾することで生じるとする説（感覚不一致説）が有力である。このような矛盾が生じるのは、視覚情報による自己運動の知覚が、映像を視聴している環境ではなく、映像コンテンツ内の情報によってもたらされるためである。そこで、視聴環境自体の情報が明示的に与えられれば、前庭系入力との矛盾がなくなるため、映像酔いが低減することが予測される。実験 2 では、映像酔いを低減する方法として、映像コンテンツとは独立した静止した背景を提示することによる効果を検討した。

Prothero, Draper, Furness, Parker, and Wells (1999) [8] は、感覚不一致説に関して、運動情報そのものの矛盾ではなく、想定される Rest Frame（静止座標）の矛盾が酔いを引き起こすと主張している（Rest Frame 仮説）。自己運動感覚（ベクシオン）を生じさせるような映像では、網膜像としては運動している刺激を実際には静止しているもの（Rest Frame）と想定することになるため、前庭系による Rest Frame の情報と矛盾し、酔いが生じるとした。彼らはこの仮説を検討するため、ヘッドマウントディスプレイ（HMD）を透過モードにし、実際の外界の映像が見えるようにすることで前庭系と矛盾しない情報を提示した。その結果、酔いが低減することを明らかにした。

また、Duh, Parker, and Furness (2001) [9] はグリッド状の線分刺激を動画像に重畳すると重心動揺が低減することを報告した。このことは、グリッドのような単純な刺激でも前庭系との矛盾を解消し、映像酔いを低減できることを示唆している。ただし、彼らは酔いの程度については直接検討していない。

本研究では、Duh et al. (2001) のような比較的単純な背景刺激を映像コンテンツに重畳し、元の映像を極力変化させないようにした映像においても、酔いが低減するか検討した。また、背景刺激を 3 種類用意し、どのような刺激が酔いの低減に最も効果的か検討した。

3.2. 方法

刺激と装置：映像酔いを生じさせる刺激として、手ぶれによる揺れが激しい映像、画面全体が回転する映像、およびジェットコースターの映像を編集した 10 分間の動画像を用いた。手ぶれによる揺れが激しい映像は、映画「ブレア・ウィッチ・プロジェクト

ト」より、画面全体が回転する映像は、映画「アレックス」より、ジェットコースターの映像は、DVD「ハイビジョン〜ジェットコースター」より、動きの顕著な箇所を抜粋して作成した。

付加的背景刺激は図 4 のようにチェッカーボード、グリッド、エンボスの 3 種類作成した。これらの刺激を動画像に重畳し、刺激とした。

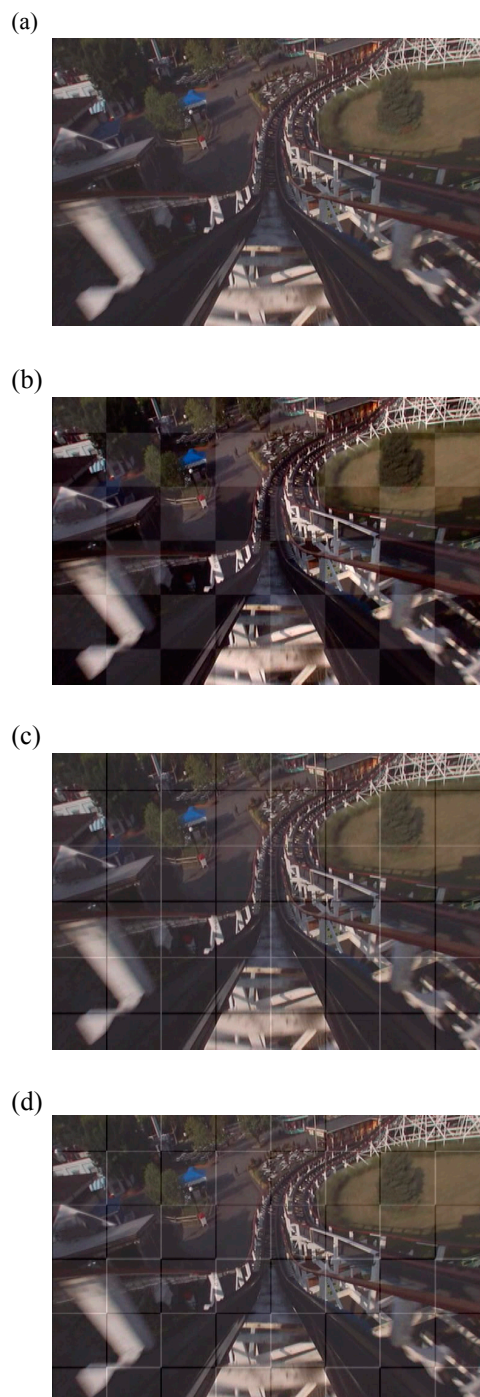


図4 刺激の例

- (a) NO OVERLAY（背景刺激なし）
- (b) CHECKER BOARD
- (c) GRID
- (d) EMBOSS

透過的なチェッカーボードは、Prothero et al. (1999) による HMD の透過モードと同様の効果をもたらすと予測される刺激であった。グリッドはチェッカーボードに比べて、映像コンテンツの変化のより少ない刺激であった。エンボスは、グリッドと同様に白黒の単純な線分から成っており、コンテンツの変化は同等と考えられるが、白黒の線分を交互に配置し、局所的な凹凸が知覚されるような刺激であった。すなわち、グリッドとエンボスは背景刺激に 3 次元情報が含まれるか否かの違いであった。これらの付加的背景刺激条件および何も重畳しない統制条件の 4 種類の映像を刺激とした。刺激は DLP プロジェクタ (SHARP 社 XV-Z11000) によりスクリーン上に投影した。刺激のサイズは視角にして 53 deg×35 deg であった。

被験者: 5 名の 20-30 代の男女 (男性 4 名, 女性 1 名) が実験に参加した。

手続き: 被験者は、暗室内で 5 分間の映像を観察し、その後、質問紙で映像酔いの程度を報告した。質問紙には実験 1 と同様に、SSQ を日本語に訳したものを使用した。被験者はすべての条件を観察した。4 種類の刺激の提示順は被験者間でカウンターバランスをとった。

3.3. 結果

SSQ の Total Score について、5 名の被験者の平均値を図 5 に示す。値が大きいほど酔いの程度が大きいことを表す。背景なしの条件は、背景刺激を付加したどの条件よりも酔いの程度が大きかった。Nausea, Oculomotor, Disorientation の各因子の結果も同様の傾向であった。背景刺激条件間の差は明確ではなかったが、エンボス条件が最も酔いの程度が低かった。また、Wilcoxon の符号化順位検定の結果、背景なし条件とエンボス条件間のみ有意な差が認められた ($z = 2.032, p < .05$)。

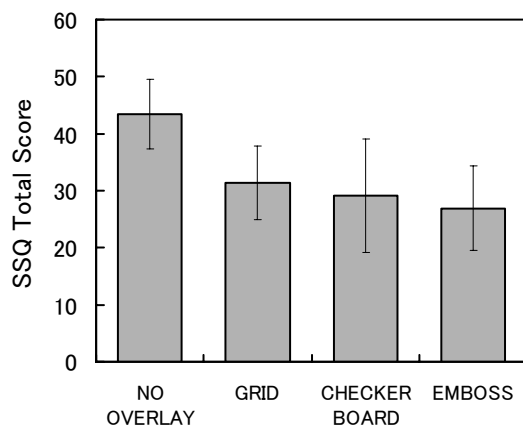


図5 背景刺激が映像酔いにおよぼす影響

3.4. 考察

結果より、比較的単純な刺激であっても、静止した刺激を映像コンテンツに重畳することにより、酔いを低減することが可能であることが示された。ま

た、Prothero et al. (1999) は、HMD の透過モードにより酔いを低減する効果を示したが、本研究のグリッド刺激、エンボス条件においてもチェッカーボード刺激と同程度の効果が見られたため、必ずしも透過的な刺激でなくても、単純な線分刺激を付加することで酔いを低減する効果が見られることが示された。

グリッド条件、チェッカーボード条件との差は明確ではないものの、エンボス条件が最も効果が大きく、背景なし条件との間に唯一有意な差が認められた。この原因としては、エンボス刺激が、コンテンツとは独立した別の 3 次元の知覚をもたらすことで、前庭系と矛盾しない静止座標の知覚を促進したためと考えられる。

本研究により、比較的単純な背景刺激を重畳することで酔いを低減することを示したが、今後は映像コンテンツをどれだけ損なわずに、酔いを効果的に低減することができるかを検討する必要がある。たとえば、自己運動知覚には周辺視野の情報が大きな影響を及ぼすことが報告されているため[10]、注視している部分は映像を変化させずに、周辺視野にのみ背景刺激を重畳することでも同様の効果が見られるかを検討することが考えられる。また、背景刺激のコントラストを下げることでコンテンツの質を保つという方法も考えられる。背景刺激の提示位置、輝度やコントラストの効果を詳細に検討することで、コンテンツの質を極力保ち、かつ酔いを低減することの出来る最適な条件を探ることが出来る。

本研究では、背景刺激の影響について、背景刺激が前庭入力との矛盾を解消する効果を持つかという点から検討してきたが、背景刺激を付加することによる酔いの低下の要因は、こうした点以外にもいくつか考えられる。たとえば、背景刺激に注意が向くことで、酔いをもたらすコンテンツ以外の情報に注意がそらされて酔いが低減されたという可能性や、背景刺激に視点を固定することで眼精疲労が低減されたという可能性が挙げられる。こうした注意の効果や眼球運動の効果についても検討する必要がある。

4. おわりに

本研究では、視聴環境と映像酔いの関係として、特にディスプレイサイズの効果、および映像コンテンツに重畳する背景刺激の効果について検討した。実験 1 では、視角が大きい場合では、たとえ視角が同じでも、ディスプレイサイズが大きい方が Nausea 因子の酔いの程度が大きくなることを示した。このことから、酔いを引き起こす要因には、視角の大きさの効果とは別に、ディスプレイサイズそのものの効果があると考えられる。したがって、視角を統制することのみで酔いの程度が等しく制御できるわけではないことに注意する必要がある。実験 2 では、前庭刺激と矛盾しない静止した背景刺激があると、酔いが低減されることを示した。映像酔いを防止する方法として、静止した背景刺激、特に 3 次元情報を含んだ背景刺激を付加することが効果的であり、映像酔いを低減する 1 つの手法として有効であると考えられる。

5. 引用文献

- [1] R.S. Kennedy, M.G. Lilienthal, K.S. Berbaum, D.R. Berbaum and M.E. McCauley, Simulator sickness in U.S. Navy flight simulators. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 1989, 60(1), pp. 10-16.
- [2] K. Stanney, and G. Salvendy, Aftereffects and sense of presence in virtual environments: Formulation of a research and development agenda. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 1998, 10(2), 135-187.
- [3] J.J.W. Lin, H.B.L. Duh, H. Abi-Rached, D.E. Parker, and T.A. Furness, Effects of Field of View on Presence, Enjoyment, Memory, and Simulator Sickness in a Virtual Environment. *Proc. IEEE Virtual Reality 2002*, 2002, pp. 164-171.
- [4] D.S. Tan, D. Gergle, P.G. Scupelli, R. Pausch, With similar visual angles, larger displays improve spatial performance. *Proceedings of CHI 2003*, 2003, pp. 217-224.
- [5] D.S. Tan, D. Gergle, P.G. Scupelli, R. Pausch, Physically large displays improve path integration in 3D virtual navigation tasks. *Proceedings of CHI 2004*, 2004, pp. 439-446.
- [6] J.T. Reason, J.J. Brand, *Motion Sickness*, Academic Press. London, 1975
- [7] R.S. Kennedy, N.E. Lane, K.S. Berbaum and M.G. Lilienthal, Simulator sickness questionnaire: an enhanced method for quantifying simulator sickness. *the International Journal of Aviation Psychology*, 3(3), 1993, pp.203-220.
- [8] J.D. Prothero, M.H. Draper, T.A. Furness, D.A. Parker, and M.J. Wells, The use of an Independent visual background to reduce simulator side-effects. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 70(3), 1999, pp. 277-283.
- [9] H.B.L. Duh, D.E. Parker, and T.A. Furness, An "independent visual background" reduced balance disturbance evoked by visual scene motion: implication for alleviating simulator sickness. *Proceedings of ACM CHI 2001*, 2001, pp. 85-89
- [10] J. Dichgans and T. Brandt, Visual-vestibular interaction: Effect on self-motion perception and postural control. In R. Held and H.W. Leibowitz (Eds.), *Handbook of sensory physiology*. Vol. VIII, Springer-Verlag, New York, 1978

手ぶれ補正による映像酔いの低減手法

椿 郁子・神奈川大学工学部
 原澤 賢充・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 繁樹 博昭・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 松寄 直幸・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 森田 寿哉・NHK エンジニアリングサービス
 伊藤 崇之・NHK 放送技術研究所
 齊藤 隆弘・神奈川大学工学部
 佐藤 隆夫・東京大学大学院人文社会系研究科
 相澤 清晴・東京大学大学院新領域創成科学研究科
 E-mail tsubaki@ee.kanagawa-u.ac.jp

1. はじめに

手持ちカメラで撮影された映像は、手の細かい震え、撮影しながらの歩行、急激なカメラモーションの多用などにより、様々な方向、周波数、振幅の振動を含む。一般的な手ぶれ補正は、意図しないカメラの揺れによって生じた映像中の振動成分を取り除く処理であり、動きを滑らかに見せることを目的としている。このため、カメラモーションなどによる本来の映像の動きも劣化させる。また、比較的滑らかな動きに見える映像であっても、映像酔いを引き起こさないとは限らないと考えられる。

本研究では、カメラモーションなどの映像の動きをなるべく残し、映像酔いを起こしやすい振動成分を効率的に抑制するための手ぶれ補正手法について検討する。見た目の滑らかさよりも、映像酔いの低減を目的とする。また、同じ振動成分であっても、映像の視野角によって観察される振幅や速度は異なるため、視野角を考慮した補正手法について検討する。

まず、2 では、映像酔いを起こしやすい振動成分を調べ、その知見を用いて、3 では、映像酔いを起こしやすい振動成分を効率的に抑制するための手ぶれ補正手法について述べる。4 では、まとめと今後の課題について述べる。

2. 映像酔いを起こしやすい振動成分の解析

映像酔いを引き起こしやすい振動成分については、単調な振動を含む映像を作成し、主観評価実験によって酔いの程度や映像の不快感を比較する研究が多く行われている。文献[1]と[2]は、ロール、ピッチ、ヨー方向の振動を加え、方向による酔いの程度の違いを比較している。[3]では、周波数を変化させたヨー方向の振動について、[4]では、周波数と振幅が異なる4通りの水平、垂直方向の振動について比較している。

しかし、これらの報告は、VRなどで多く用いられる振動成分の範囲で調べられているため、高い周波数(約1Hz以上)や小さい振幅(約1deg以下)の振動成分については、あまり調べられていない。そこで、高い周波数や小さい振幅を含む広範囲の振動成分による酔いの引き起こしやすさの違いを比較す

るため、周波数と振幅が異なる12通りの振動について酔いの程度に関する主観評価実験を行う。周波数と振幅による違いを明確にするには、振動方向を限定し、単調な振動だけを含む映像による評価が適していると考え、周波数と振幅が一定の単調な横揺れだけを含む映像を用いる。

2.1. 実験方法

単調な横揺れだけを含む映像は、静止画に振動を加えて作成した。まず、静止画90枚が10秒ごとに切り替わる15分間の映像を作成し、横方向に変位が正弦波状の一定の振動を加えた。周波数0.2~15Hz、振幅0.25~60画素の中から12通りの振動を選択した。十分に大きい画素数の静止画を用い、振動を加えてから720×362画素を切り取ったため、映像の画像端は切れていない。

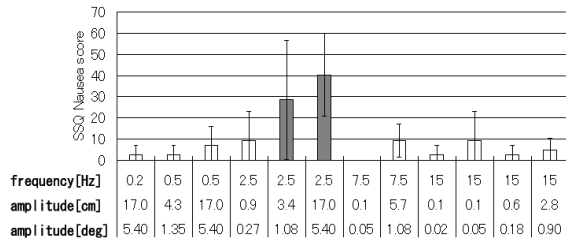
被験者は男女4名(20~30歳代)であり、暗室中で椅子に座った状態で、プロジェクタからスクリーンに投影された映像を観察した。スクリーン上の画像サイズは横2.0m、縦1.1mであり、観察距離1.8m、視野角横59deg、縦35deg、フレームレート30fpsである。15分間の観察の前後に Simulator Sickness Questionnaire(SSQ)[5]の質問紙に記入し、前後の得点の差分を用いて各評価値を求めた。各映像は異なる日に観察し、観察条件の順は、被験者間でカウンターバランスをとった。

2.2. 実験結果

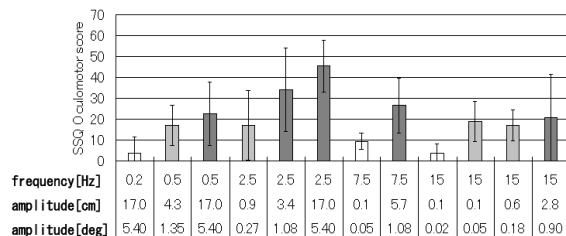
図1に、各映像のSSQ評価値を示す。(a)~(d)は、それぞれSSQの4つの評価値における4人の被験者の平均値であり、誤差棒は標準偏差を表す。横軸は、加えた振動の周波数と振幅であり、振幅はスクリーン上での長さ[cm]と視野角[deg]を併記している。見やすさのために、各評価値とも症状の強さを3段階に分け、それぞれ点数が20点以上の映像を濃い灰色、10点以上20点未満を薄い灰色、10点未満の映像を白色で示している。文献[6]では、総合点が15点以上を強い症状、15点未満を弱い症状と分類されているが、これに倣い、さらに、境界が緩やかになるように修正した分類である。

各評価値とも映像によって点数が大きく異なり、周波数2.5Hzで振幅3.4cm(1.08deg)、17.0cm(5.40deg)

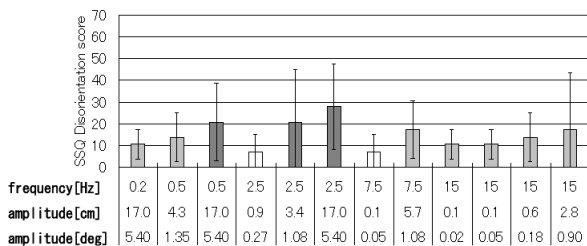
の2つは、全ての評価値が他の映像よりも大きく、特に、気持ち悪さ(Nausea)については、他の映像よりも際立って大きい値となった。しかし、同じ周波数2.5Hzでも振幅が0.9cm(0.27deg)の映像は、全ての評価値があまり大きくなく、周波数が同じでも振幅によって酔いの程度が異なった。また、同じ振幅をもつ映像間で比較すると、例えば振幅17.0cm(5.40deg)の映像は3つあるが、周波数によって評価値は大きく異なった。



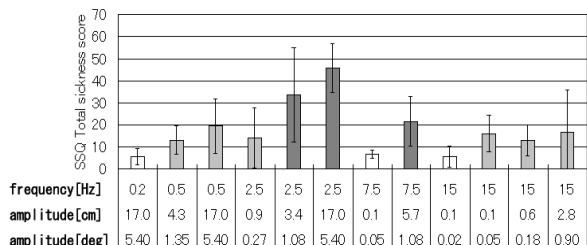
(a) 気持ち悪さ(Nausea).



(b) 目の疲れ(Oculomotor).



(c) ふらつき感(Disorientation).



(d) 総合点(Total score).

図1 単調な横揺れ映像のSSQ得点

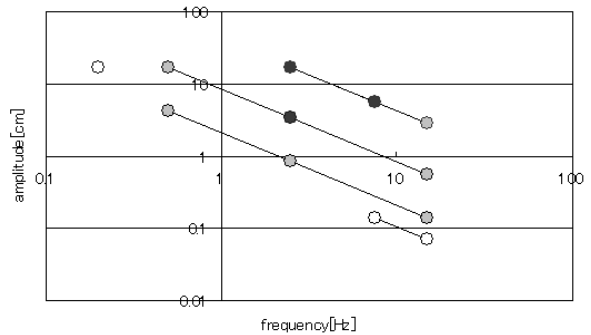


図2 横揺れの周波数、振幅とSSQ総合点

図2に、加えた振動の周波数と振幅の関係を示す。点の色は、図1(d)のSSQ総合点(Total sickness score)を3段階で表し、段階の分類は図1と同様である。4本の直線は、周波数を F 、振幅を A として、積 AF の値が同じとなる点を結んだ線である。振動の変位は正弦波であるため、最大の速度は、 $V_{peak}=2\pi AF$ であり、直線の切片は V_{peak} に比例する。最も上の直線は $V_{peak}=267.0[\text{cm/s}](85.0[\text{deg/s}])$ 、最も下の直線は、 $V_{peak}=6.7[\text{cm/s}](2.1[\text{deg/s}])$ である。最下の直線上にある2点は、どちらもSSQ総合点が小さく、ほとんど酔いが生じていない。

上に示した結果から、酔いの引き起こしやすさは、周波数と振幅(または最大速度)の両方に依存することが分かった。今回用いた横揺れの周波数と振幅の条件では、同じ周波数では振幅が大きいほど酔いを起こしやすく、周波数2.5~7.5Hzで振幅1deg以上の場合に強い酔いを起こしやすい。また、高い周波数(15Hz)や小さい振幅(0.05deg)でも、酔いを引き起こす振動があることが分かった。文献[4]では、振幅が約1~10degの縦揺れを用いた実験により、同じ振幅で比べると周波数が0.2Hzよりも1.0Hzの方が不快感が高いと報告している。振動の方向は異なるが、傾向は類似している。しかし、文献[7]の、振幅が1.3deg、周波数が0.25~4Hzの縦揺れを用いた実験とは傾向が異なり、より詳細な検討が望ましいと考えられる。

3. 映像酔い低減のための手ぶれ補正手法

手ぶれ補正の手順は、まず、映像のグローバルモーションを検出し、その累積によって各フレームの変位を求める。そして、変位から振動成分を取り除くための補正パラメータを導出する。グローバルモーションは、前のフレームと比較したアフィン変換パラメータによって表すことができる。手ぶれ補正には、4パラメータに制限したアフィンモデルがよく用いられる。

$$\begin{pmatrix} x_t \\ y_t \end{pmatrix} = r_t \begin{pmatrix} \cos \theta_t & -\sin \theta_t \\ \sin \theta_t & \cos \theta_t \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_{t-1} \\ y_{t-1} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} p_t \\ q_t \end{pmatrix}$$

ただし、 $(x_t, y_t)^T$ はフレーム番号 t の画像の座標であり、 r, θ, p, q はそれぞれズーム、回転、横方向、縦方向の平行移動を表す。

3.1. 選択的な手ぶれ補正

2.の結果から、0.5Hz 以上の周波数成分が映像酔いを起こしやすいと考え、変位にローパスフィルタをかけ、それ以上の高周波成分を減衰させる。振動の振幅が大きいほど酔いを起こしやすいため、ローパスフィルタによって振幅を小さくすることで、酔いが低減されると考えられる。映像酔いを起こしやすい振動の周波数や振幅などは、振動の方向によって異なると考えられるが詳細は明らかでない。そのため、横揺れに関する実験結果を、他の方向にも仮に適用し、ズーム、回転、横方向、縦方向ともに、0.5Hz 以上の振動成分について補正を行う。

図 3 に、選択的な手ぶれ補正の手順を示す。補正が必要のないシーンの劣化を防ぐために、映像全体に一律な補正を行うのではなく、映像酔いを起こしやすいシーンだけを選択して補正する。区間の選択は、映像酔いを起こしやすい振動の周波数と最大速度を考慮し、一定時間当たりの振動回数の閾値処理によって行う。グローバルモーションパラメータの時間変化において、一定時間間隔ごとのゼロクロス回数を数える。ただし、最大速度が閾値 Th_v 以上となる振動のゼロクロスのみを数え、ゼロクロス回数が閾値 Th_f を超えた場合、補正を行う区間とする。閾値 Th_v と Th_f は、それぞれ映像酔いを起こしやすい振動の速度と周波数の下限値に基づいて設定する。

閾値 Th_v については、観察される振動の速度は視野角に依存するため、視野角に応じて設定する。視野角が縦 α_H 、横 α_V [deg] の場合、横、縦方向平行移動パラメータ p, q の閾値は、

$$Th_v(p) = M \frac{\tan(v_H / 2)}{\tan(\alpha_H / 2)}, \quad Th_v(q) = N \frac{\tan(v_V / 2)}{\tan(\alpha_V / 2)}$$

として求める。 v_H, v_V [deg] はそれぞれ、酔いを起こしやすい振動速度の横、縦方向の下限値、 M, N [pixel] は横、縦の画像サイズである。ズーム、回転方向の閾値は、視野角に依存しない。閾値 Th_f については、ゼロクロス回数 2 回で 1 回の振動とみなし、酔いを起こしやすい周波数の下限値から求める。

歩きながら手持ちカメラで撮影した大きな揺れを含む映像を用いて、手ぶれ補正を行った結果を図 4 に示す。(a)は、縦方向の平行移動成分について、動きパラメータ q_t 、変位 Q 、補正後の変位 Q^{LPF} 、補正パラメータ Q'' の 5 秒間の時間変化を示している。この区間全体で、 q_t のゼロクロス回数は 8 回である。変位は、大きく振動しながら徐々に減少しているが、LPF 後の変位は、振動がなく単調に減少している。補正パラメータは、変位と逆方向に振動している。(b)は、回転成分についての動きパラメータ、変位、補正後の変位、補正パラメータのグラフである。細かい揺れが多く含まれ、 θ_t のゼロクロス回数は 33 回である。LPF 後の変位は、ゆっくりした小さい揺れだけを含んでいる。実験の結果、補正によって揺れの目立たない映像が得られた。

3.2. 振幅と周波数に応じた補正量の制御

強い酔いを起こしやすい振動を効率的に取り除くために、振幅と周波数に応じて補正量を制御する。

振幅の大きい振動は酔いを起こしやすいため、あらゆる振動に同じローパスフィルタを用いるのではなく、振幅の大きさに応じて、減衰量の異なるフィルタを用いる。予め、減衰量の異なる 2 つのローパスフィルタを設計し、振幅の大きい振動を含むシーンは強いフィルタを用い、残りのシーンは弱いフィルタを用いて補正する。振幅の大小の判断は、ゼロクロス間の変位の差の閾値処理によって行う。

また、周波数については、2.の結果、酔いを起こしやすい振動の周波数は、2.5~7Hz 付近の中程度の帯域であった。このため、中程度の帯域の減衰量が強く、高域の減衰量が弱くなるような、ノッチフィルタに近いローパスフィルタを用いて補正を行う。

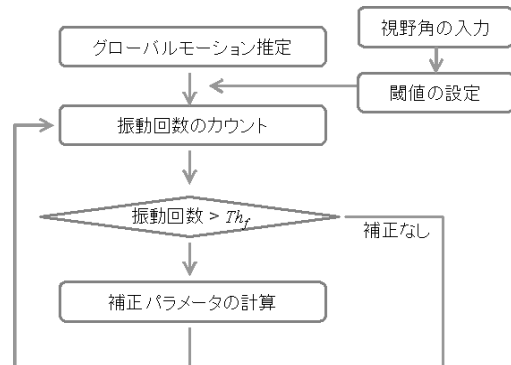
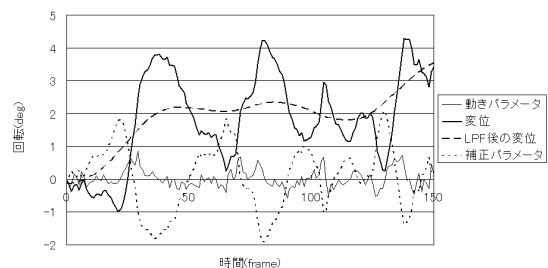
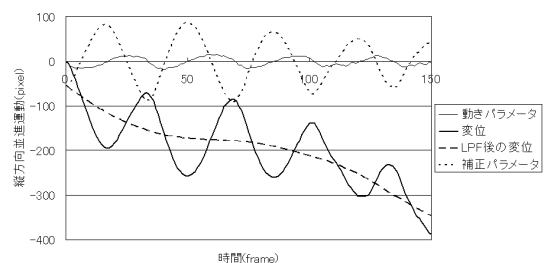


図3 選択的な手ぶれ補正手順



(a) 縦方向平行移動



(b) 回転

図4 補正結果

3.3. 手ぶれ補正による映像酔い低減の効果

手ぶれ補正による映像酔い低減の効果を確認するために、実際の手ぶれ映像で補正を行い、映像酔いの主観評価実験を行う。

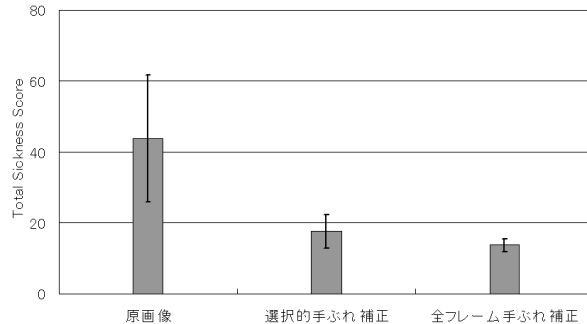


図5 手ぶれ映像のSSQ得点

手持ちカメラで撮影された映画(ブレア・ウィッチ・プロジェクト)のDVDから15分間を切り出した映像に対して、3.1.に示した選択的な手ぶれ補正処理を行った。画像サイズは720×480画素であり、視野角横53deg、縦31degでの観察に合わせて補正の閾値を設定した。その結果、15分間の映像中、合計9分50秒間について補正を行った。

主観評価実験方法は、2.1.とほぼ同じであるが、被験者は男性3名(30歳代)、スクリーン上の画像サイズは横2.0m、縦1.1m、観察距離は2.0mである。原画像、選択的手ぶれ補正処理映像、通常的全フレーム手ぶれ補正処理映像の3条件で実験を行った。

図5に、SSQ総合点の3人の被験者での平均値を示す。誤差棒は標準偏差を表す。原画像と比べて、手ぶれ補正後の映像は2つともSSQ得点が低く、酔いが低減された。選択的手ぶれ補正を用いても、通常的全フレーム手ぶれ補正処理と同程度に低減の効果が得られた。

4. おわりに

映像酔いを引き起こしやすい横揺れの周波数と振幅を調べた結果、周波数と振幅の両方に依存することが分かった。また、映像酔いを起こしやすい周波数と振幅を効率的に抑制し、それ以外の動きの劣化を防ぐための手ぶれ補正手法について検討した。

映像酔いを引き起こしやすい振動について詳細に特定し、他の方向についても調べることも、また、手ぶれ補正の効果について詳しく検証することが、今後の課題である。

5. 引用文献

[1] 氏家弘裕, 鶴飼一彦, 斎田真也, 映像酔いに対する運動パターンと映像コンテンツの影響, バーチャルリアリティ学会論文誌, 9, (4), pp.377-385, 2004.
[2] W.T.Lo and R.H.Y.So, Cybersickness in the presence of scene rotational movements along different axes, Applied Ergonomics, 32, (1), pp.1-14, 2001.

[3] H.B.L.Duh, D.E.Parker, J.O.Philips and T.A.Furness, "Conflicting" motion cues to the visual and vestibular self-motion systems around 0.06 hz evoke simulator sickness, Human Factors, 46, (1), pp.142-153, 2004.
[4] 太田啓路, 河合隆史, 海老根吉満, 山口理恵, TVゲームによって引き起こされる3D酔いの評価, バーチャルリアリティ学会論文誌, 9, (4), pp.343-351, 2004.
[5] R.S.Kennedy, N.E.Lane, K.S.Berbaum and M.G.Lilienthal, Simulator sickness questionnaire: an enhanced method for quantifying simulator sickness, the International Journal of Aviation Psychology, 3, (3), pp.203-220, 1993.
[6] 杉田典大, 吉澤誠, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 血圧-心拍数間の因果的コヒーレンス関数を用いた映像酔いの評価, バーチャルリアリティ学会第3回VR心理学研究会論文集, pp.47-50, 2004.
[7] 原澤賢充ほか, 縦揺れ映像による酔いー背景の揺れと注視対象の揺れー, 第1回デジタルコンテンツシンポジウム, 1-8, 2005.

光トポグラフィを用いた運動知覚の評価

原澤 賢充・東京大学大学院新領域創成科学研究科

小幡 亜希子・日立製作所 基礎研究所

森田 寿哉・NHK エンジニアリングサービス

伊藤 崇之・NHK 放送技術研究所

齊藤 隆弘・神奈川大学工学部

佐藤 隆夫・東京大学大学院人文社会系研究科

相澤 清晴・東京大学大学院新領域創成科学研究科

E-mail harasawa@be.to

1. はじめに

近年、人間の認知課題遂行時の脳活動を計測する手段として fMRI, PET, 脳磁計, 脳波計などが用いられている。現在、これらの装置は認知神経科学に欠かすことのできないものとして、非常に多くの研究で用いられている。しかし、それらの装置の多くは、非常に大がかりであったり被験者への装着に大きな手間がかかったり、あるいは維持にコストがかかるなどの問題がある。最近、これらの問題を解決することが可能であるとして期待されている測定法がある。それが近赤外分光法である。

1.1. 近赤外分光法

近赤外光のうち波長が 700nm~950nm 程度の光は生体組織を比較的良く透過し、ヘモグロビンの酸素化状態に応じて吸収特性が変化する。この性質を利用して、脳など深部組織の酸素や血液の濃度を非侵襲的に測定する方法を近赤外分光法という。基本的に、皮質の血流量と脳活動には密接な関係があると考えられており、fMRI や PET もこの関係に基づいて脳活動を測定している。光トポグラフィは、近赤外分光法によって組織の酸素化と血行動態を測定することによって脳活動を計測することのできる装置である。

光トポグラフィは、fMRI や PET 等に比べるとかなり小型の装置であり、家庭用電源によって稼働することも可能であるほど手軽に使用することが出来る。測定のためには、近赤外光の照射と検出のためのプローブを被験者の頭表に設置することが必要だが、これらの手続きは fMRI や PET などに必要な手続きに比べると非常に簡単なものであると言える。また、fMRI 等に比べて空間解像度の低いことが欠点として指摘されているが、近年は多チャンネル化が進みこのような問題も解決されつつある。

だが、そのデータの意味するものや取り扱いの方法について、まだ必ずしも定見が得られているわけではなく、より多くのデータを集積することによって装置の適用可能範囲を広げることが求められている。

1.2. 視覚運動の検出

光トポグラフィは PET や fMRI と比較して、被験者への拘束が少ないため、長時間の記録に適していると考えられる。映像酔いが生じる過程を観察する場合、このような長時間の測定が容易な装置を用い

るのが適当であると考えられる。また、映像によって生じた不快感と、測定によって生じた不快感とを区別するためにも、拘束の少ない光トポグラフィは適している。

だが、これまで光トポグラフィを用いて視覚刺激観察中の脳活動を計測した研究はほとんどないため、仮に酔いが生じるような映像を被験者に提示したときの脳活動を計測したとしても、それが酔いによるものか視覚刺激の観察によるものかを区別することは困難である。そこで本研究では、まず酔いを引き起こすような映像にはかならず運動成分が含まれていることに着目し、視覚刺激中の運動成分を検出するときの脳活動を測定することで、将来の光トポグラフィの映像酔い研究への適用可能性を拡げることを目指した。

本研究で用いられた運動刺激はコヒーレント運動と呼ばれるものであった。様々な方向に動くランダムドットのうち何割かが同方向に運動したときに知覚される一貫した運動がコヒーレント運動と呼ばれ、その刺激の強度はランダムな方向に動くドットと一貫した方向に動くドットの比、つまり S/N 比で表される。刺激強度を変化させても、輝度などの運動に関係ない成分が共変しないため、より純粋に運動成分の強度を操作することができる。

コヒーレント運動を検出しているときの脳活動はさまざまな装置によって計測されており、EEG[1], 単一細胞[2], MEG[3], fMRI[4]による研究では、コヒーレント運動するドットの割合と生理反応の間に頑健な関係があることが報告されている。

比較的新しい計測装置である光トポグラフィの適用可能性を調べるためには、このようにすでにほかの装置を用いた研究がなされている現象を扱うことが重要だと考えられる。本研究では、これらの過去の研究で見られたような刺激強度と反応強度の関係が光トポグラフィの反応にも見られるのかについて検討した。

2. 方法

被験者に視覚運動の検出を行わせ、そのときの後頭葉の活動を光トポグラフィによって計測した。

2.1. 被験者

3名の被験者(MH, CO, AS)が実験に参加した。被験者は事前に実験の目的を説明されたのちに実験への参加に同意した。いずれの被験者も裸眼もしくは

は矯正で正常な視力を有していた。本実験のまえに課題の練習を行い、十分に習熟してから実験を開始した。実験は暗室で行われた。

2.2. 装置

実験刺激は MATLAB 用の視覚実験用ライブラリである Psychophysics Toolbox[5]を WindowsXP 上で使用して作成、制御され、SONY 社製 19 インチ CRT の画面に表示された。空間解像度は水平 1280 ピクセル 垂直 960 ピクセルで、垂直同期周波数は 100Hz だった。観察距離は 61cm だったので、1 ピクセルは網膜上で 1.6' となった。脳活動の測定には、日立メディコ社製光トポグラフィ ETG-100 を用いた。

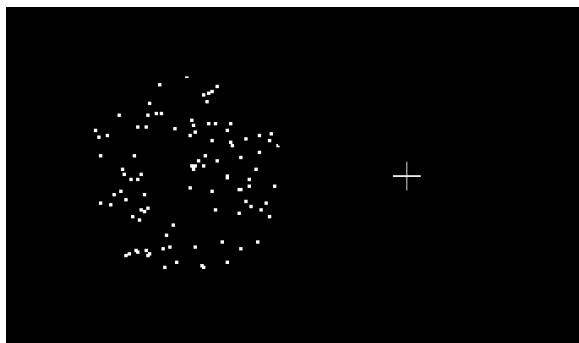


図1 刺激の例。画面の左半分の半径 4.7°の円内にドットが表示された。円の中心は中心窩から 10.4°左に位置するように配置した。

3. 刺激

刺激は暗黒背景 (0.5cd/m²) 上に表示された 100 個のドット (90cd/m²) からなるランダムドットパターンと十字状の注視点 (90cd/m²) であった。ランダムドットは、画面の左側に位置する半径 4.7°の円内に表示された。注視点は円の中心から水平に 10.4°右に表示された (図 1)。

各ドットの大きさは 3.15' 四方で、それぞれが 1.32°/sec の速さでランダムな方向に移動した。ドットのライフタイムは 3 フレーム (30ms) で、あるドットが消失したときには円内のランダムな位置に新たなドットが出現した。

1 試行の時間の流れは図 2 の通りだった。まず画面右側に注視点が表示され、その 2 秒後に 100 個のランダムドットが画面左側の円内に表示された。すべてのドットは数秒間ランダムな方向に移動し、その後のある瞬間に何割かのドットが同時に同じ方向に動き始めた。この運動をコヒーレント運動と呼ぶ

ことにする。コヒーレント運動の方向は左右のいずれかで、それぞれ 50%の確率で試行ごとにランダムに決定された。

3 秒間のコヒーレント運動の後、すべてのドットと注視点が消滅した。ドットが表示されてからコヒーレント運動が始まるまでの時間は、試行ごとに 3 から 6 秒の間のランダムな値を取った。

3.1. 手続き

被験者は、ドットが表示されている間に、コヒーレント運動を検出し、検出が出来たらマウスのボタンを素早く押すように教示された。ドットが出現してから、ボタンが押されるまでの時間は 1 ms 単位で計測された。

1 回のセッションは 60 試行からなり、コヒーレント運動するドットの割合 (信号強度) が 0%の条件が 30 試行、30, 50, 80% (MH のみ 20, 40, 80%) の条件がそれぞれ 10 試行ずつであった。信号強度は試行ごとにランダムに決定された。全体の半数の試行でコヒーレント運動が出現しなかったため、チャンスレベルは 50%となった。

試行間隔は 10 秒間とし、その間画面にはなにも表示されなかった。1 つのセッションは約 20 分間であった。10 セッションが数日に分けて行われ、セッション間には少なくとも 10 分以上の休憩をとり、3 セッション以上連続で行うことのないようにした。

3.2. 測定

この実験で用いられた光トポグラフィ ETG-100 には 780nm と 830nm の波長の異なる 2 つの近赤外光レーザーダイオードが使われており、この装置によって酸化ヘモグロビン (oxy-Hb)、還元ヘモグロビン (deoxy-Hb)、総ヘモグロビン (total-Hb) の集中の変化が 24 箇所測定点 (チャンネル) で同時に検出できた。近赤外光は 10 本の光ファイバーから照射され、8 本の光ファイバーによって検出された。合計 18 本のファイバーを左右それぞれのシェルに 9 本ずつ取り付け、これを図 3 のように被験者の後頭部に配置した。想定されるチャンネルは照射プローブと検出プローブの間に位置するので、左右それぞれに 12 チャンネルが存在した。ひとつのシェル上のプローブ間の距離は 3cm だった。左右それぞれのシェルの中心が、10/20 法の T5 と O1、T6 と O2 の中点上になるようにプローブを装着した。測定は 1 秒間に 10 回行われた。本研究では、oxy-Hb、deoxy-Hb、total-Hb のうち、total-Hb を分析の対象とした。

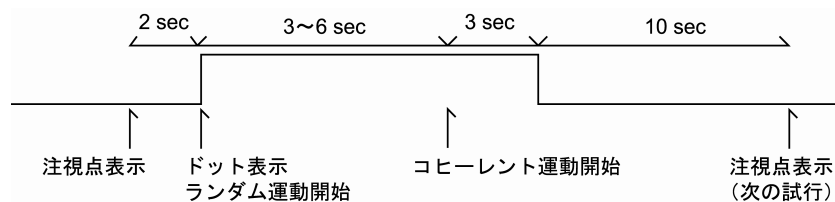


図2 1 試行の時間の流れ。注視点の次にランダムな方向に運動するドットが表示され、その数秒後からコヒーレント運動が 3 秒間表示された。

4. 結果

4.1. 分析方法

コヒーレント運動が存在しなかった 0%条件は除外し、他の 3 条件で被験者がコヒーレント運動の検出に成功した（刺激の消失前にボタンを押すことが出来た）試行のみを分析の対象とした（表 1）。また、20 ms の間に 0.08 mMol mm 以上の変化が見られた試行は分析の対象からはずした。すべてのチャンネルについて、コヒーレント運動の開始時点をも $t=0$ として信号強度の条件ごとに加算平均し、 $t=0$ までの 4 秒間の平均値からの差分を求めた。これらの結果から、0%条件のうちボタンを押さなかった試行の測定値を統制条件として引き算し、以下の分析に用いた。

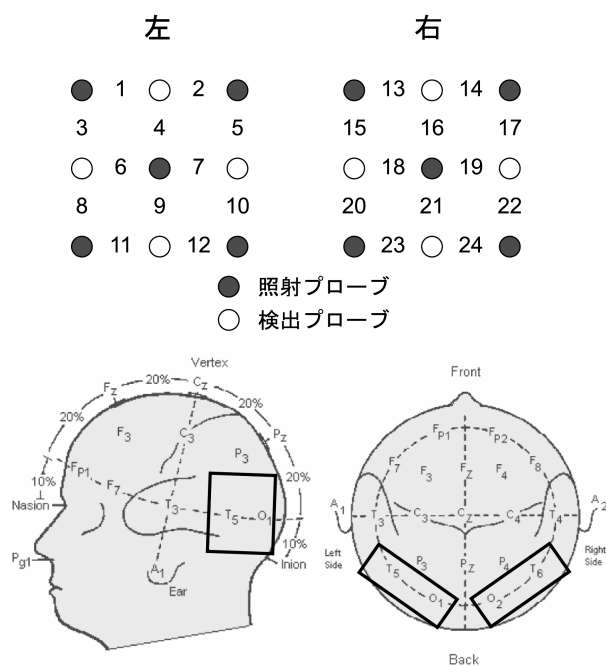


図3 プローブの配置。上図) シェル上のプローブの位置。照射プローブと検出プローブがシェル上に 3×3 に配置されている。プローブ間距離は 3cm。数字はチャンネル番号。下図) それぞれのシェルを左右の後頭葉に配置した。

表 1 信号強度ごとの検出率

	信号強度		
	80	40 / 50	20 / 30
MH	0.98	0.87	0.30
CO	0.95	0.79	0.62
AS	0.89	0.71	0.42

いずれの被験者でも信号強度が高いほど高い検出率が得られた。

分析の対象とするチャンネルを選択するために、Laterality Index[6]を求めた。まず、各チャンネルのコヒーレント運動の開始から 8 秒間の値を二乗し、これを信号強度条件ごとに算出して合計した。この値をチャンネルごとに求め、それぞれ左右対称の位置にあるチャンネルとの間で $(R-L)/(R+L)$ という演算を行い、これを Laterality Index とした。12 のチャンネル対のうち、平均 9.0 チャンネルで刺激の提示視野の半球側である右半球優位を示す正の値が得られた。次に右半球の 12 チャンネルのうちより強い活性を示したチャンネルを求めるために $t=0$ からの 8 秒間の光トポグラフィ信号の合計値が高かった 6 チャンネルを取り出し、このうち Laterality Index が正の値となったものについて加算平均した。結果、被験者ごとに 4 から 6 チャンネルの値を加算平均することとなった (MH: 15, 18, 19, 21, CO: 18, 20, 21, 22, 23, 24, AS: 16, 17, 18, 22)。

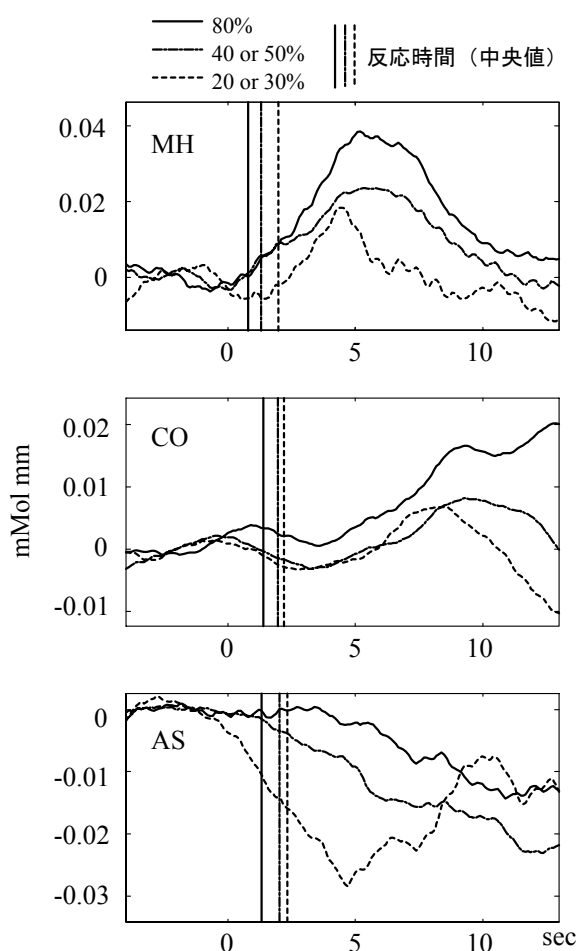


図4 右後頭葉のコヒーレント運動検出の反応。横軸はコヒーレント運動開始からの時間、縦軸は統制条件との差分を示す。垂直の線分は信号強度条件ごとの反応時間の中央値を示す。信号強度が強いときほど反応強度も強くなる傾向が見られた。

4.2. 結果の傾向

いずれの被験者においても、コヒーレント運動の開始から 8 秒間ほどの間、光トポグラフィ信号の強度が刺激強度に応じて異なる傾向が見られた。特に、いずれの被験者においても一貫して 80%条件で強い反応が見られ、 $t=5$ 秒前後でピークを示した。また、いずれの被験者においても信号強度が高いほど運動検出の反応時間は短く、反応時間の長さと $t=0$ から 6 秒間の光トポグラフィ信号との間に負の相関が見られた ($r=-.80$)。

5. 考察

コヒーレント運動の検出課題を遂行しているときの、右後頭葉の活動を光トポグラフィによって計測した。刺激の提示された視野と反対側の半球で刺激の強度に応じた反応が見られた。

これまで初期視覚系の活動と光トポグラフィの反応との間の関係を論じた研究はなかったが、本研究はこれらの中に相関のあることを示した。特に刺激強度と反応強度の間だけではなく、行動指標である反応時間と生理指標である光トポグラフィ信号の間に相関を示したことはこれまでにない成果であると思われる。

このように刺激強度のちがいによる反応の差分は比較的安定して観察できたが、統制条件に比べて反応強度が低下した被験者 (AS) もいたことは、光トポグラフィに酔って測定されたヘモグロビン濃度の変化が意味するものが神経活動とどのような関係にあるのかについて、より精緻な考察が必要であることを示唆している。

本研究では、視覚運動検出にかかわる脳活動を取り出すことができたため、今後映像酔い過程にかかわる脳活動を計測する場合、少なくとも同部位の計測では、知覚の成分と酔いの成分を分離に寄与することができるものと考えられる。

6. 文献

- [1] M. Niedeggen, R. W. Eugene : “Characteristics of visual evoked potentials generated by motion coherence onset”, *Cognitive Brain Research*, 8, pp.95-105 (1999)
- [2] E. P. Cook, J. H. Maunsell : “Dynamics of neuronal responses in macaque MT and VIP during motion detection”, *Nat Neurosci*, 5, 10, pp.985-94 (2002)
- [3] 天野薫, 池田佳路, 西田眞也, 武田常広 : “閾値検出モデルに基づく MEG と RT の比較”, 日本視覚学会 2004 年夏季大会, (July2004)
- [4] G. L. Shulman, J. M. Ollinger, M. Linenweber, S. E. Petersen, M. Corbetta : “Multiple neural correlates of detection in the human brain”, *Proc Natl Acad Sci U S A*, 98, 1, pp.313-8 (2001)
- [5] D. H. Brainard : “The Psychophysics Toolbox”, *Spatial Vision*, 10, pp.433-436 (1997)
- [6] T. Tamada, S. Miyauchi, H. Imamizu, T. Yoshioka, M. Kawato : “Cerebro-cerebellar functional connectivity revealed by the laterality index in tool-use learning”, *NeuroReport*, 10, pp.325-331 (1999)

インテグラルイメージング方式による人にやさしい立体表示システムの開発

平山 雄三・東芝 研究開発センター(yuzo.hirayama@toshiba.co.jp)

永谷 広行・東芝 研究開発センター(hiroyuki.nagatani@toshiba.co.jp)

平 和樹・東芝 研究開発センター(kazuki.taira@toshiba.co.jp)

山内 康晋・東芝 研究開発センター(yasunobu.yamauchi@toshiba.co.jp)

小林 等・東芝 研究開発センター(yan.kobayashi@toshiba.co.jp)

山本 澄彦・東芝 研究開発センター(sumihiko.yamamoto@toshiba.co.jp)

1. はじめに

特殊なメガネを用いることなく自然で見やすい立体映像が観察可能な裸眼立体ディスプレイの開発が盛んとなっている。将来、これまで想像も出来なかったような新しい立体映像空間を生み出すことにより以下のような恩恵が得られると期待される。

(a)感動を与えるエンターテインメントツール：高い臨場感、没入感を体験できるエンターテインメントツールを提供することにより人々に感動や楽しみを与える。まさにそこにいるかのような感覚を味わうことが可能となる。

(b)リアルなコミュニケーションツール：会いたい人にいつでも会えるコミュニケーションツールを提供することにより、人々に安心感や心のやすらぎを与える。あたかも目の前にいるかのようなリアルなコミュニケーションや共同作業をいながらにして可能にする。

(c)知的活性化、生産性向上ツール：人間の能力を最大限に引き出すツールを提供することにより、知的で豊かな生活を与える。例えば情報量の多い立体ディスプレイを用いて立体映像を提示することで脳を触発し新しい思考や発想を得て新たな価値の創造を可能とする。

これらの恩恵を実際に享受するには視覚疲労の少ない人間に優しい立体ディスプレイが必要となる。例えば、ブロードバンドの進展により、より広帯域での映像配信が可能となり、ホーム端末画面を利用した e-Learning や遠隔学習などでは、高臨場感実現のために立体映像の利用度が高まることが予想される。しかし、従来の立体映像技術では、視域が狭い(左右5度以下)ため、映像利用中に頭部の移動が出来ないという問題があった。このため利用者に緊張を強いたり、あるいは、利用者の位置を計測し補正するなどの装置が必要であるなど、利用者に極度の疲労や違和感を引き起こしていた。さらに、滑らかな運動視差が実現されていないので、利用者の頭部移動に伴うと、立体映像に不連続性が出現し、この現象が違和感や疲労感を増長させるという問題があった。従って、頭部の移動に対して安定した立体映像表示が必要であり、そのためには多視差が必要である。さらに疲労感の少ない映像表示では、滑らかな運動視差が重要である。特にホーム端末として機能をするためには、ビデオ CD と同等の水平画素数である320画素以上を実現する必要がある。

本総務省のプロジェクト「映像が生体を与える悪影響を防止する技術」において東芝グループは、ホーム端末画面で、誰もが見やすい安全・安心な立体

画像の実現を目指した研究開発を担当した。すなわち、広視域(立体映像を見られる領域が広い)且つ多視差(なめらかに回り込んで観察できる)を可能とする立体表示の要素技術を確立し、その要素技術を用いた表示システムの実現を行った。さらに、その立体表示システムを用いて生体に与える影響を主観および客観の両面から評価した。本章では立体表示システムの試作結果について述べる。

2. インテグラルイメージング方式立体ディスプレイシステム

2.1. システム概要

インテグラルイメージング(II)方式は自然で見やすい空間像を再生する理想的な立体方式として知られている[1]。そのため自社開発してきた II 方式をベースにして試作を行った。

従来一般的に用いられている多眼式は約 65mm 間隔の両眼位置にレンズの主光線が集まるような設計になっている。これに対し、II 方式ではレンズの主光線どうしがほぼ平行となっている。また光線の角度間隔はより密である。これらの光線群により物体からの反射光を図1のように再生する方式である。このように観察者の眼の位置を特定しないため多少前後左右に動いても滑らかに立体映像が変化して見える。尚、II 方式には水平視差と垂直視差をつけた方式もあるが現状では水平視差のみをつけているため1次元(1-D)のII方式と呼んでいる。

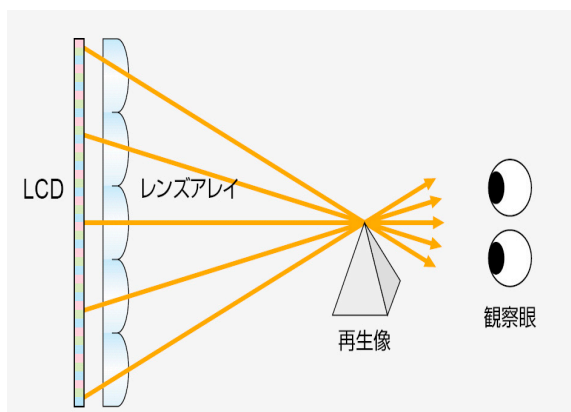


図1 インテグラルイメージング(II)方式

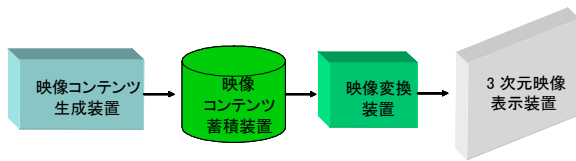


図2 全体のシステム構成

図2に全体のシステム構成を示す。映像コンテンツ生成装置は具体的にはPCなどからなり多視差のレンダリング画像を生成する。作成したコンテンツはHDDなどの映像コンテンツ蓄積装置に保存される。映像変換装置は蓄積したコンテンツ映像を立体ディスプレイ用の特殊画像に変換する装置である。この特殊画像を立体ディスプレイに入力することで立体映像を観察できる。

本研究では視差数と、画素数を同時に高める研究とその実現を目指した。具代的目標は、視差数が16(視差)、画素数が320×240(画素)以上の立体表示システムを実現することである。画面サイズとしては20.8インチと15.4インチの立体表示装置の開発を行った。また15.4インチサイズの立体表示装置においては専用駆動回路の開発も行った。PCレスで駆動できるためホーム端末としての利用がしやすい形態と言える。

2.2. 対角 20.8インチサイズ立体表示装置

20.8インチサイズの立体表示装置は図3に示すような外見を有し、仕様は視差数が16(視差)、画素数が600×800(画素)である。画素数の点で目標値を大幅に上回ることができた。当社の有する多視差インテグラルイメージング方式立体表示技術を用いて32視差の装置を既に自社開発しているが、水平解像度は300画素であり、視差数と精細度とのバランスが必ずしも良いとは言えなかった。このため同技術を利用して16視差用にレンズアレイを新たに設計しなおし、その設計に基づくレンズの製作を行った。



図3 対角 20.8インチの立体表示装置

レンズのピッチや曲率半径はシミュレーションにより決定した。このレンズアレイと画素数3200×

2400の超高精細LCDを使用することで16視差の立体表示装置が可能となった。視域角は20度であり、まだ十分とは言えないものの比較的広い。静止画の表示が可能である。違和感のない映像が観測され、視域角の範囲内ではスムーズに映像が変化しており、連続的運動視差が達成されていることが確認された。

2.3. 対角 15.4インチサイズ立体表示装置

15.4インチサイズ立体表示装置に関しては既に18視差のものを自社開発していたが、この表示装置の画素数は300×400であり、高解像度化と視域の拡大を目指した。16視差用にレンズアレイを新たに設計しなおし、その設計に基づくレンズの製作を行った。レンズのピッチや曲率半径はシミュレーションにより決定した。このレンズアレイとハイビジョンの画素数を有する高精細LCDを使用することで16視差の立体表示装置が可能となった。図4に15.4インチサイズ立体表示装置の外観を示す。水平画素数は320、視域角は30度であり目標を達成した。モアレはなく、違和感のない映像が観測された。また、視域角の範囲内ではスムーズに映像が変化しており、連続的運動視差が達成されている。本表示装置は20.8インチサイズの立体表示装置に比べて動画化が容易であるため主に動画コンテンツを用いた評価に用いることが可能である。

このようにして試作した15.4インチ16視差の立体ディスプレイは20.8インチ32視差の立体ディスプレイとともに共同研究場所である本郷リサーチセンターに搬入し各種の評価実験を行った。本立体ディスプレイ用の画像作成ソフトは自社開発しており、上記装置とともに搬入し評価用画像作成に使用した。



図4 対角 15.4インチ立体表示装置

2.4. 専用駆動回路

これまでに開発したシステムはPCによる駆動をベースにしており、コンテンツ生成系と表示系は一体型であった。図5に従来のPCベースシステムの概念図を示す。

今回、ホーム端末を想定しPCレス、すなわちコンテンツ生成系と表示系が分離しているタイプのシステムも作製した。すなわち専用駆動回路を用いることで圧縮したストリームデータをリアルタイムに解凍し立体映像を表示できるシステムを構築した。

そのために映像変換ボードの製作を行った。このボードの機能は、HDD に蓄積した圧縮映像コンテンツ・MPEG2-TS ストリームをデコード、立体ディスプレイ用フォーマットに変換するものである。機器の制御はハイパーターミナル (RS232C) により行う。図 6 に PC レスのシステム概念図と実際に試作した装置を示す。本システムにより駆動用の PC がなくても HDD に蓄積した圧縮映像コンテンツから良好な立体映像が再生できることが確認された。

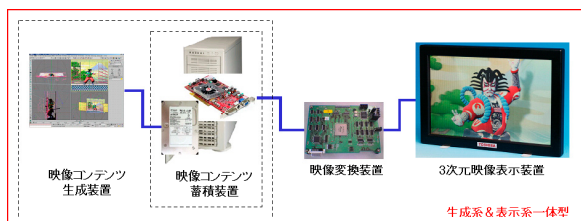


図 5 PC ベースのシステム概念図

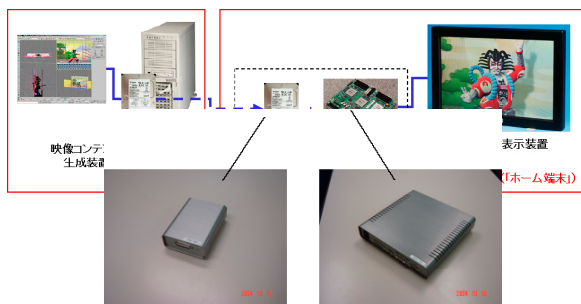


図 6 PC レスのシステム概念図

3. 表示コンテンツ

映像対象、映像効果による立体映像を評価するために 3 次元 CG データを作成した。従来の立体表示装置に伴う表示コンテンツは、静止画が主体であり、映像コンテンツの作成環境も整っておらず、動画シーンはあまり扱われてこなかった。また視差数の増大に伴い、立体映像コンテンツの生成には効率的な 3 次元映像の生成、変換技術を備えたコンテンツ作成システムが必要である。このために、市販の CG ソフトで作成した CG データから 3 次元映像コンテンツに変換可能な環境を自社技術として有している。具体的には、CG ソフト上にて仮想カメラを必要な視差数分配置し、各カメラにて対象 CG 物体をレンダリング (描画) することで視差画像を作成する。描画した視差画像群を適切に配置することで 3 次元映像データを作成することができる。ところが、様々なコンテンツが生体にもどのような影響を与えるのかについての知見は知られていない。そこで、以下に示す映像コンテンツにつき CG ソフト上で 3 次元 CG によるアニメーション・データの作成を行った。これらのコンテンツは立体表示システムの評価を行う際に素材データとして活用できる。市販 CG ソフト上

にて開発しているため、アニメーション・データ作成時の視点変更等が容易に行えるだけでなく、異なる視差数、視域に対応した映像コンテンツも CG ソフト上での仮想カメラの配置パターンを変えることで作成することができる。作成した映像コンテンツを以下に示す。

1. フェイシャルアニメーション・コンテンツ (図 7)

ホーム端末におけるバーチャルアバター像であり、唇動作と連動した高品位な発話シーンのアニメーション・データである。立体表示装置によって規定される適性な表示ボリューム内に顔の 3 次元モデルを合わせ込む変形処理とそれによる表情変化を得ることができる。

2. 人体、臓器モデル CG コンテンツ (図 8)

カメラ視点のクローズアップ、透過処理の与える立体映像効果と立体表示装置で規定される適性な表示ボリュームに立体モデルをクリッピングして表示できる。

3. 景観俯瞰型 CG コンテンツ (図 9)

立体表示装置の奥行き再現範囲を有効活用した映像シーンを作成できる。画面の縦横スクロールによる視点変更アニメーションが可能である。

4. ルーレットタイプ CG コンテンツ (図 10)

3 次元的なリールの動きパターンを複数切り替えることで、動き、速度が立体映像表現に与える効果を調べるができる。

以上示したように 3 次元 CG ソフト上を使用して 3 次元映像コンテンツ素材を開発した。立体ディスプレイシステムの様々な評価に利用することが可能である。



図 7 顔アニメーション CG コンテンツ



図 8 人体・臓器モデル CG コンテンツ

5. 引用文献

- [1] H. Hoshino, F. Okano, H. Isono and I. Yuyama, J. Opt. Soc. Am., 1998, A 15, p. 2059.



図9 景観俯瞰型 CG コンテンツ

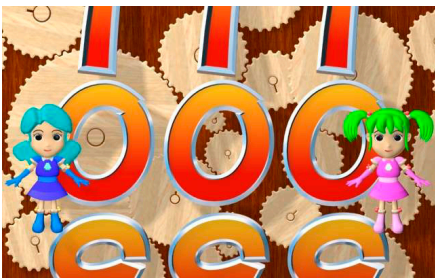


図10 ルーレットタイプ CG コンテンツ

4. まとめ

誰もが見やすい安全・安心な立体画像の実現を目指して開発した広視域(立体画像を見られる領域が広い)且つ多視差(なめらかに回り込んで観察できる)を可能とする立体表示システムについて述べた。

インテグラルイメージング (II) 方式は自然で見やすい空間像を再生する理想的な立体方式の一つであり II 方式をベースにして試作を行った。

20.8 インチサイズの立体表示装置は視差数が 16 視差、画素数が 600×800 のものを新たに開発した。

15.4 インチサイズ立体表示装置に関しては 16 視差、水平画素数は 320、視域角は 30 度のものを新たに開発し目標を達成した。モアレのない、自然で見やすい立体映像が観測された。また、視域角の範囲内ではスムーズに映像が変化しており、連続的運動視差も達成された。これらの立体ディスプレイは映像コンテンツ生成装置、映像コンテンツ蓄積装置、映像変換装置とともにシステムとして稼動する。

15.4 インチサイズの立体表示装置においては専用駆動回路の開発も行った。この場合は PC レスで駆動できる仕様となっている。また、立体映像を評価するために 3 次元 CG データも数種類作成した。

これらの立体ディスプレイを用いた評価については共同研究機関の有する様々な評価系を用いて主観・客観の両面から行っており、次章以降で述べる。

立体映像の安全性を主観評価から調べる

永谷 広行・東芝 研究開発センター ヒューマンセントリックラボラトリー

E-mail hiroyuki.nagatani@toshiba.co.jp

1. はじめに

近年、眼鏡などを必要としない誰もが裸眼状態で容易に楽しめる立体表示システムの開発が進んでいる。既に立体ディスプレイを搭載したパソコンや携帯機器などの製品発売もみられ、緩やかながら普及の段階に入りつつあると推測される。

一方で、映像が生体に及ぼす影響については、この立体表示においても例外ではなく、むしろこれから普及される分野であり安全性については未知の領域でもある。

一般に、立体映像による生体への影響については、眼の視機能である「輻輳」と「調節」の矛盾が脳内で混乱を招き、映像酔いや眼精疲労などを引き起こすことが第一の要因であると考えられている。そこで、立体映像の影響について、輻輳・調節の矛盾がどの程度生じるかなどの基礎的研究が既に幾つかの研究機関で取り組まれている。[1-7] 本総務省のプロジェクト「映像が生体に与える影響を防止する技術」において、我々東芝のグループは、生体へ与える影響の少ない立体表示システムの検討を担い、インテグラル・イメージング方式(以降 I I 方式と略す)による立体表示システムの実現を試みた。[8]

本報告及び次の報告[9]では、その表示システムを含め立体映像が生体に与える影響について検討し、まとめたものである。本報告では前者の主観評価から、次の報告[9]では客観評価から独自の評価方法を検討し、立体映像が生体に与える影響を確かめた。

主観評価は、立体感の確認と疲労感の確認を独自の方法を考案し、立体映像の安全性について調べた。前者の立体感確認は、被験者がどの程度正しく立体を認識しているか、後者の疲労感確認は、その元でどの程度眼精疲労を感じているかを主観評価的にそれぞれ調べたものである。

尚、予備的評価として、最初に触れた客観評価法である、眼の視機能(輻輳と調節)の矛盾についても内部評価として事前に調べておいた。まず次章においてこの予備的評価結果を確認の上、3章以降で本評価実験の主観評価について詳述する。

2. 予備的評価 (眼の視機能の確認)

本章では、今回開発した I I 式立体ディスプレイ [8]と、比較対象として 2 眼式立体ディスプレイで、眼の視機能(輻輳と調節)の変化の様子を確かめた。

2.1. 評価条件

評価は、被験者が顎台に顔を載せてもらい、前面に設置された立体ディスプレイの指標を凝視し、その時の眼の視機能「輻輳」と「調節」を観測した。

評価装置は、調節系をグランド精工社製の解放視レフラクトメータ FR5000S、輻輳系をナック社製の

角膜反射法 EMR-8 をそれぞれ改良し、互いの干渉が無く同時観測をリアルタイムで可能としたものである。尚、本評価システムは、本プロジェクトの前より当社独自で開発し使用しているものである。

視距離は、65cm で画面内の上下で立体量(浮出量・奥行き量)の違う指標を提示し、その時の視機能を観測する。指標は-5cm~+5cm の範囲で変化させた。被験者には、まず、上指標を凝視するよう指示し、後に下指標を凝視するよう指示する。被験者は、20歳代の男性4人で実施した。

2.2. 評価結果

評価は、被験者毎のばらつきやその時毎のばらつきが大きいため、測定値の絶対値ではなく、相対値で評価する。具体的には、上指標を見た時と下指標を見た時の測定値の変化の様子で判定する。

図1に調節の変化の様子、図2に輻輳の様子をそれぞれ示す。図は上下の指標の立体量の差が5cmとなる3例の結果を代表で示す。図中の点線矢印は理論値、実線矢印は実測値の変化である。

図1から、I I 式では理論値と同方向に変化しているのに対し、2眼式では理論値と矛盾した動きをする場合があることがわかる。輻輳についても同様、乖離は大きい。I I 式は同一方向の変化を示すのに対し、2眼式では異なる動きを示している。

このことから、2眼式では、輻輳・調節に矛盾が生じる場合があるのに対し、I I 式では、比較的生じにくいと判断できる。

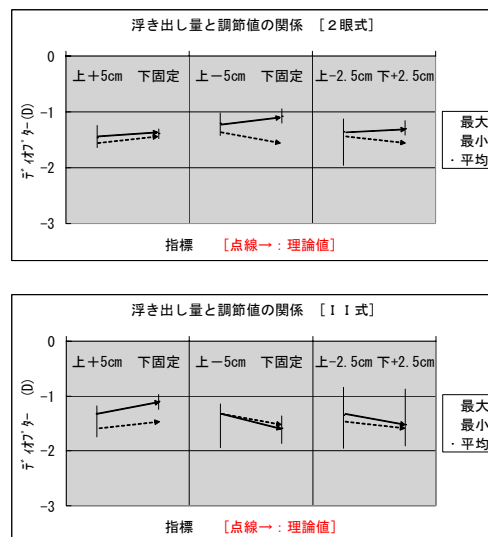


図1 調節値の変化の様子

上の図が2眼式、下の図が I I 式である
図中の点線矢印は、理論値の変化
実線矢印は、実測値の変化

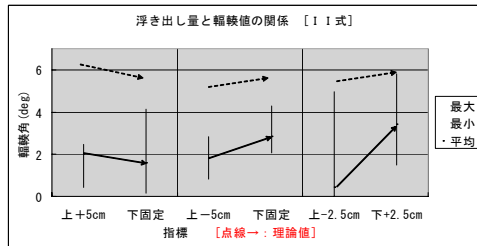
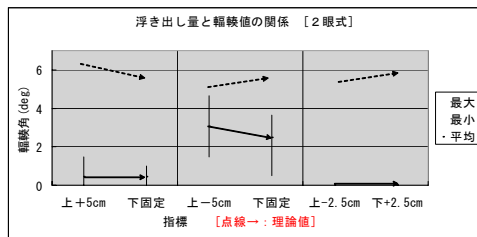


図2 輻輳値の変化の様子

上の図が2眼式、下の図が11式である

以上のことから、11方式による立体表示は、眼の視機能に矛盾が生じにくい、見易い表示方式である可能性が確認された。

3. 主観評価の方法

視機能の矛盾では、開発した11方式は、輻輳と調節の矛盾が生じにくく、視覚系への負担の少ない表示方法であることが前章で確認できた。

本章では、被験者がどの程度正しく立体を認識しているのか、また、被験者自身はどの程度疲労感などを感じているのかを関係付けて調べ、立体ディスプレイの見易さと安全性について主観的に調べた。

評価対象は、通常の2次元画像、2眼式立体画像、11式立体画像とした。

以下に、今回行なった主観評価実験の概要を各節で詳述する。

3.1. SSQによる主観評価

映像酔いや眼の疲労感などに対する主観的評価指標の一つにSSQが一般に多く用いられ、本国プロの実験においても代表的評価指標として活用されている。よって、本評価実験においても、SSQを基準指標として用いることとした。

SSQは「Simulator Sickness Questionnaire」の略で、被験者が感じたストレスや疲労感を質問・回答形式で自己申告的に答えたものを客観数値として置き換えるものである。図3に質問用紙の例を示す。また、本実験では、この中の眼精疲労に関わる項目を抽出し、評価に用いた。抽出の理由は、SSQが乗り物酔いなどの運動的要素から生じるストレスや酔いなどの質問項目も含まれており、今回の実験目的である立体映像の視聴による疲労を測る面では、眼精疲労に関わる7項目に絞る必要があるからである。選択の7項目は、図中に●印で示す項目で「全体的

に気分が良くない」「疲れた」「頭痛がする」「目が疲れた」「目の焦点を合わせにくい」「集中するのが難しい」「ぼやけて見える」である。尚、通常SSQ全てを用いる場合は、質問項目により重み付けをして集計するが、今回は、眼精疲労の7項目のみを抽出して用いるため、重み付けの必要性は無く、単純に積算して集計するものとした。

目付						
氏名						
番号						
	いいえ	0	1	2	はい	3
● 全体的に気分が良くない						
● 疲れた						
● 頭痛がする						
● 目が疲れた						
● 目の焦点を合わせにくい						
● つばがよく出る						
汗をかいている						
吐き気がする						
● 集中するのが難しい						
● 頭がぼうつとする						
● ぼやけて見える						
目を閉けているとふらふらした感じがする						
目を閉じているとふらふらした感じがする						
ぐるぐるとしためまいがする						
胃に違和感がある						
げっぷが出る						

図3 SSQ質問用紙の例

●印の項目が眼精疲労の7項目である

SSQの取得は、被験者に映像を提示する前と、提示後の2回行なうものとし、質問用紙を渡し、手書きによる回答をしてもらった。また、提示後の回答は、次節3.2で測定する「課題」を行なう前に解答してもらうことにした。これば、次節の「課題」による試験は、被験者にタスクを与えるため、その問題解決によるストレスが発生する可能性があり、その影響を避け、極力映像の視聴のみによる疲労を測ろうとする目的からである。提示順序や、全体の実験の流れについては、後節3.4で詳述する。

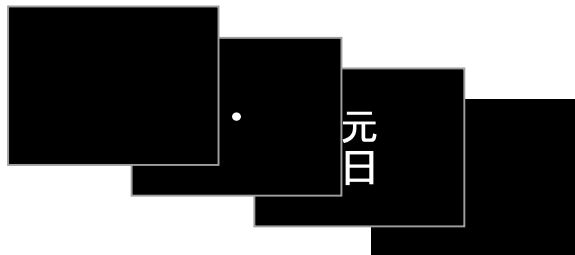
3.2. 「課題」による見易さの評価

「課題」による評価は、独自に考案した主観評価方法であり、立体認識を視差のみで判断させ、大きさなどの他の判断要素は極力含まず、立体表示の性能評価に有効と考えている。問題は、被験者に画面上の提示したものが、基準に対し手前か否かで答えてもらう簡単なものとした。これは、問題そのものの難しさは無く(やり方にはすぐに慣れ)、且つ立体感

をどの程度正確に掴んでいるかを、被験者への負担感を与えず測りたかったからである。

提示する問題は、指標を 200ms というわずかな時間だけ提示し、被験者はそのわずかな時間の提示内容で浮出し量を直感的に判定するものである。

図 4 に指標の提示順序を示す。



無表示 : 3s → ポインタ : 1s → 課題 : 200ms → 無表示 : 1.8s

図 4 「課題」指標の提示順序のイメージ

図の様に、まず 3 秒間の無提示画面が表示され、後に指標提示が次に現れることを知らせるポインタが 1 秒間提示され、その後 200ms の一瞬だけ評価用の提示画面が表示され、残り 1.8 秒間の無提示画面が表示される。被験者は、その 200ms の提示内容により、前後の判定を答えるものである。尚、次の問題提示(但、次のポインタ提示)までの間隔は、問題提示後の 1.8 秒と次のポインタ提示前の 3 秒の合計 4.8 秒となる。また、被験者はこの 4.8 秒の回答時間内であれば、回答結果を何度も変更出来るものとし、最後の回答を有効とするものとした。

提示内容は、図 5 に示すように、上下に 1 文字ずつの漢字の熟語文字を提示し、下の文字は常に浮出し量が 0 cm つまり基準指標とし、上の文字を立体的に表示したものである。被験者には下の文字に対する上の文字が、手前か否かで回答してもらう。被験者の回答は押しボタン式のブザーで回答するものとし、手前ならブザーを 1 回、それ以外(上下が同じも含む)であれば 2 回ブザーを押すものとした。



図 5 「課題」の問題提示例

〔課題〕

- ・下の文字に対して上の文字が、
手前なら → 1 回ブザーを押す
手前以外なら → 2 回ブザーを押す

提示する指標の浮出し量の範囲は - 5 cm ~ + 5 cm とし、1 cm 刻みで 11 サンプル用意するものとし、それを 3 セット用意した。よって、被験者は 33 個の指標について解答してもらうものである。

尚、立体映像の指標は、2 眼式、I I 式共に視差のみを与えたものとし、文字の大きさは変化しない(網膜上で像の大きさが一定となる)並行投影のものとした。一方、2 次元映像の指標は、視差情報が無いため、前後による大きさが変化する透視投影のものとした。これは、立体表示では、視差のみによる情報から認識率の違いを確かめたかったからである。

また指標は、1 セット内でランダム表示するものとした。但、提示順序や評価対象毎で不公平が生じないように、どの被験者でも、どの評価対象でも提示順序は全く同じものを提示するものとした。但、被験者には毎回全てランダムに提示すると教示してある。尚、それ以外の項目については、本節で記述の内容をそのまま被験者に予め教示して実験を行っている。

図 6 に提示内容とそれぞれの浮出し量、提示順序を示す。

順 : ③		被験者		##	
課題	6s*33=	190秒	日付	時間	評価対象
セット	番号	内容	浮出量(cm)	問題	回答
1	F101	9 旅人	+2	1	1
2	F101	12 仲人	-1	2	2
3	F101	16 詩人	-5	2	1
4	F101	13 先人	-2	2	2
5	F101	7 新人	+4	1	1
6	F101	14 巨人	-3	2	2
7	F101	6 無人	+5	1	2
8	F101	15 息人	-4	2	2
9	F101	11 私人	+0	2	2
10	F101	8 美人	+3	1	1
11	F101	10 公人	+1	1	1
12	F104	15 沼田	-4	2	2
13	F104	7 沢田	+4	1	1
14	F104	8 杉田	+3	1	1
15	F104	11 土田	+0	2	2
16	F104	14 西田	-3	2	2
17	F104	13 長田	-2	2	2
18	F104	12 中田	-1	2	2
19	F104	9 住田	+2	1	1
20	F104	16 浜田	-5	2	2
21	F104	10 高田	+1	1	1
22	F104	6 木田	+5	1	1
23	F105	1 区長	+5.0	1	1
24	F105	9 専長	+1.0	1	1
25	F105	11 船長	+0.0	2	2
26	F105	21 町長	-5.0	2	2
27	F105	7 所長	+2.0	1	1
28	F105	15 部長	-2.0	2	2
29	F105	17 駅長	-3.0	2	2
30	F105	5 課長	+3.0	1	1
31	F105	13 年長	-1.0	2	1
32	F105	3 市長	+4.0	1	1
33	F105	19 延長	-4.0	2	2

集計結果	
総数	33
正解数	30
正答率 (%)	0.91
	90.9

図 6 「課題」提示文字内容と立体量(浮出し量)

3.3. 評価条件

評価対象は、2 次元ディスプレイ、2 眼式-立体ディスプレイ、I I 式-立体ディスプレイの 3 種類とした。表示ディスプレイは、いずれも 15 インチのものとし、I I 方式は、12 視差視域 30° の縦レンチのものを用いた。比較対象となる 2 眼式は、裸眼立体視が可能で 2 眼式の中で簡便で見やすい標準的なものとして、シャープ製(LL151D)を用いた。尚、2 眼式は、被験者の眼間距離の違いによる差が影響

するため、2眼式のみ予め眼間距離 58mm、62mm、65mm の3種類の映像コンテンツを用意しておき、被験者の眼間距離を測定し、最も近い眼間距離のコンテンツを提示することとした。また、2次元画像は、このシャープ製ディスプレイを共用した。尚、2次元画像の再生は、視差の無い左右同じ映像を提示するものである。これは、2次元専用ディスプレイでは、輝度値や解像度などの条件が異なるため、極力同一条件で比較対象とする目的から共通利用したものである。

視距離は6.5cmとし暗室状態で実施した。いずれのディスプレイも十分な輝度はあるが、画面の写り込みや、被験者への集中度を上げる目的から暗室状態を選定した。換言すれば、瞳孔が開き立体映像のクロストークなどがより感じやすい、立体ディスプレイとしては厳しい条件下での試験となる。参考として、それぞれのディスプレイの輝度は、2眼式が80.2 cd/cm²、11式が102.2 cd/cm²であり、多少の差はあるが、眼を含め人の感覚は対数でゲインを感じることから十分同一レベルであると判断した。

尚、被験者毎に表示する評価対象の提示順序はランダムに変えることとした。さらには、前のディスプレイの影響を引きずるのを極力避けることと、提示内容(コンテンツや問題内容)に慣れてしまうのを防ぐ目的から、被験者は一日に一つの評価対象(種類のディスプレイ)のみしか評価実験を行わない(見ない)ものとした。

評価対象	2D	2眼式		11式		備考		
		提示順 実施日	正解数 正答率	提示順 実施日	正解数 正答率		提示順 実施日	正解数 正答率
グループ A	TB	①	26	①	14	①	20	
	1.2	9/27	78.8	9/27	42.4	9/29	80.6	
	62mm	2-3		4-5		4-5		
	HS	②	16	②	33	①	32	
	1.0	9/14	48.5	9/15	100.0	9/13	87.0	
	65mm	3-4		2-3		3-4		
	SW	③	21	①	33	②	32	
	0.1[1.2]	9/29	63.6	9/31	100.0	9/14	87.0	
	65mm	2-3		4-5		2-3		
	MZ	①	22	②	32	②	33	
	L0.2,R0.4(1.0)	8/31	88.7	9/13	97.0	9/9	100.0	
	65mm	3-4		2-3		2-3		
グループ B	UU	②	23	①	25	③	32	
	0.1(1.2)	9/16	69.7	9/30	75.8	9/29	87.0	
	62mm	2-3		4-5		3-4		
	VB	③	23	②	32	①	32	
	0.01(1.0)	9/27	69.7	9/8	97.0	9/30	97.0	
	62mm	3-4		2-3		3-4		
	TI	①	23	②	19	③	30	
	L1.0,R0.6	9/30	69.7	9/31	57.6	9/16	80.9	
	65mm	2-3		2-3		3-4		
グループ C	OB	③	21	②	20	①	19	
	0.03(1.0)	9/30	63.6	9/30	60.8	9/28	57.8	
	62mm	2-3		4-5		3-4		
	SD	③	23	①	13	②	19	
	1.5	9/30	88.7	9/28	38.4	9/28	57.8	
	65mm	3-4		2-3		4-5		
グループ D	FS	①	20	③	32	②	33	
	0.1[1.2]	9/9	60.6	9/14	97.0	9/9	100.0	
	59mm	4-5		4-5		3-4		
	HI	②	22	①	25	③	31	
	1.0	9/15	68.7	9/9	75.8	9/16	89.9	
	65mm	4-5		4-5		4-5		
	YM	③	28	②	30	①	33	
	0.5	9/15	84.8	9/13	90.9	9/8	100.0	
	62mm	3-4		4-5		3-4		
[コウ外](眼鏡)								
集計値	正解数		268		308		346	
	総試問数	12	396	12	396	12	396	
	正解率 (%)		67.7		77.8		87.4	

図7 被験者の構成と提示順序

図中の○数字の番号が
評価対象の提示順序を表す

被験者は12名(内女性4名)とし、いずれも、矯正状態も含め視力が0.5以上ある者とした。被験者

の内訳は、当プロジェクトの研究者及び社内から調達した若手12名で、文系出身者・理系出身者、映像の専門家・非専門家、立体視の得意な者・不得意な者とさまざまに混じっている。

図7に被験者の構成と、評価実施日、提示順序を纏めたものを示す。

3.4. 評価手法

図8に評価実験の様子を示す。



図8 評価実験の様子

被験者の頭部や手に測定器を装着しているのは、最初に記述した、次の報告[9]で示す客観評価の測定のためであるが、本主観評価実験には影響を及ぼさないため、同時進行で行なった。尚、本評価実験では、お互いの評価実験(光トポや唾液採取及び自律神経系の客観測定、SSQと「課題」による主観評価のそれぞれの評価手法)の間で相互干渉が出ない様に次の様な構成・順序で実験を実施した。

図9に1つの評価実験(1クール)の実験手順(タイムテーブル)を示す。

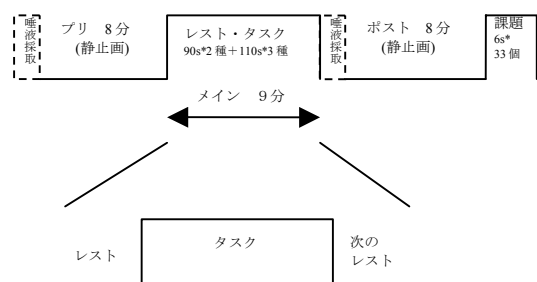


図9 実験手順(1クール)

以下実験手順は、次の報告[9]の客観測定の項目も含めて記述する。

実験手順は、まず映像提示前の状態観測として、SSQの質問・回答と唾液の採取を行い、同時に評価手順の教示を行なう。次に安静状態の観測として8分間のプリ映像である2次元・静止画を見てもらい(但ディスプレイは評価対象ディスプレイ)、続いて評価用のメイン映像である3次元・動画(一部静止画

も含む)を9分間観察してもらう(2次元ディスプレイの場合はそのまま2次元提示)。その後、視聴後の観測として、実験前と同様にSSQと唾液採取を行い、再度安静状態として8分間の2次元・静止画を観察し、最後に立体認識を確認する「課題(33問)」をこなしてもらった。今回報告する内容は、最初と途中で答えてもらったSSQ値の結果と、最後の「課題」の結果を比較・纏めたものである。



図 10 評価用コンテンツ

メイン映像である9分間の立体映像の内容は、図10に示すように、文字、キャラクター、動画3種類の計5種類のコンテンツを順次連続的に提示した。尚、文字、キャラクターは2.5秒毎に異なる内容を提示するものし、同時に立体量も可変させる。また、一つのコンテンツの中では、図8下部に示す様に、レスト区間としてそのコンテンツの最初のシーンを30秒間2次元・静止画で提示し、その後タスク区間として約80秒間の3次元・動画を提示している。このレスト区間を設ける理由は、客観測定[9]の都合で設けたものであり、本報告の実験には特に必要のないプロセスであるが、本主観評価には大きな影響を及ぼさないと判断しそのまま実施した。またこのレスト区間を設けることで、被験者への試験中の休息の機会を与えることにもなり、被験者の退屈感や居眠り防止に寄与すると考え、視聴の集中を促す意味からも有効と考えそのまま用いた。

4. 評価結果

本評価実験では、SSQによる疲労感の違い、「課題」による正答率から立体の認識度、つまり立体感の得さすさ・見易さについて各ディスプレイ(表示方式)で比較評価する。

4.1. SSQによる結果

図11に、各評価対象のSSQ値を示す。

図は、映像を観察する前と後とでそれぞれ比較表記しものである。また、SSQ値は、質問7項目の

積算値で、最小値は0、最大値は21(7項目×最大スコア3=21)である。図は被験者12名の平均値で提示した。尚、図の棒グラフ中のエラーバーは、それぞれの標準誤差である。

図から、いずれの評価対象においても、映像の観察前に比べ観察後のSSQ値が高くなっている様子が一目できる。また、どの評価対象においても、その値は、見る前、見た後共に同一レベルで現れており、評価対象毎で大きな差が無いことが伺える。

このことは、今回の9分程度で且つ立体量5cm程度までの映像コンテンツでは、被験者に対する視覚疲労感の度合いは、通常の2次元ディスプレイと有意な差が無いことが確認される。

尚、参考までに、運動的要素なども含めた全ての項目のSSQ値においても、大差が出ていないことが確認されている

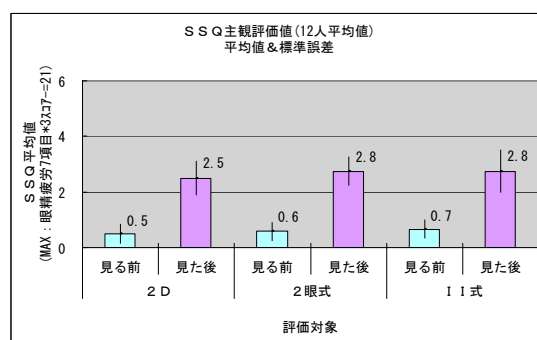


図 11 主観評価・SSQ値

以上の結果から、この条件下での視聴範囲では、開発した1:1式立体ディスプレイは、従来の2眼式立体方式及び、通常の2次元ディスプレイと同等程度の疲労感で収まっていることが確認された。

4.2. 「課題」による結果

図12に、被験者全員の正答率を評価対象毎に示す。

図から、正答率は、1:1式、2眼式、2次元の順で、1:1式立体表示が最も正しく立体を認識されていることが確認される。詳細な個別のデータを見ると、正答率の高い被験者の中には100%の被験者も数人存在していた。このことから、1:1式立体ディスプレイは、立体感の得やすい、見やすい立体表示方式である事が伺える。

尚、この実験では一瞬しか映像の提示をしていないため、頭を動かすなどの動きや回り込みによる立体感の効果は無いと考えられる。換言すれば1:1式を始めとする多眼式のメリットは無く、条件は2眼式と同一であると考えられる。しかし、結果には有意性が現れた。これは、一瞬しか映像が提示されなかったため被験者は画面に対する目の調整時間が少なく、見た直感で映像を認識しなければならない。1:1式はその調整の必要性が少なく、誰でもすぐに立体感を容易いのではと推測する。

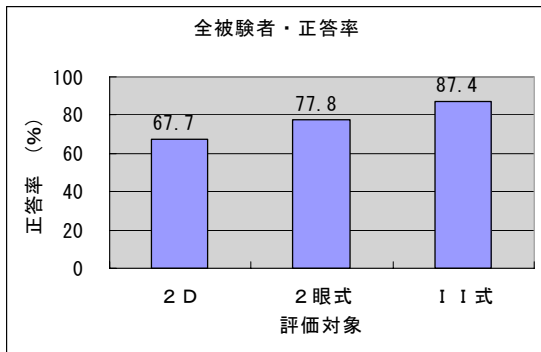


図 12 「課題」正答率(被験者全員)

次に図 13 に、被験者の群分けによる正答率の違いを示す。この群分けは、立体視の得意群と不得意群の区別である。不得意群の選別は、被験者本人の自己所見で立体視が得意でないと言う申告と、さらに、正答率が 60%を切る低い正答率の者とした。本実験では、不得意群の被験者は3名であった。

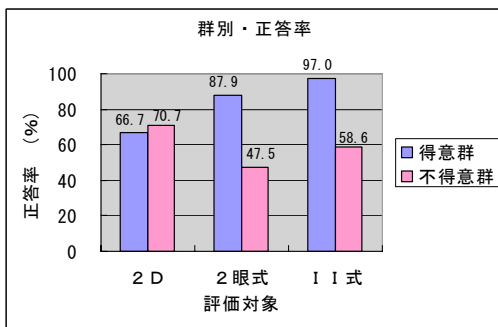


図 13 「課題」正答率(群別)

図から、得意群は、図 12 と同様に I I 式、2 眼式、2 次元の順で正答率が並んでいるが、不得意群では、2 次元が一番良くなっている。被験者からの生の声では、元々立体視が難しいのに対し、一瞬の提示では、殆ど内容解らなかつた・憶測で答えた等とのコメントが得られている。つまり、視差による奥行き感は得られず、むしろ指標の大きさを手がかりとした 2 次元映像の方が奥行きを正しく認識出来たと考えられるからである。但、同じ立体映像の評価対象の中では、2 眼式よりも I I 式の方が正答率が高く、不得意とする者にとっても少しは視差情報が得やすい立体ディスプレイであったと考えている。

図 14 に指標毎の正答率をそれぞれ示す。

図から、2 眼式、I I 式共に立体得意群はフラットな正答率であるのに対し、不得意群は、プラス側の立体量(手前に浮出す)に対し正答率が悪くなっている。これは、不得意な者にとっては、奥行き方向にはまだ判断しやすいが、手前に出されるものは認識に時間が掛かるのではとも推測される。しかし、これらは更なる検討が必要であり本結果だけでは判断

できない。一方別の理由に、回答の方式にも問題があると考えている。本実験では、上下で立体量が同じ(判断できないも含む)も、マイナス側(奥行き側)も、いずれも同じブザー 2 回で回答となる。つまり、マイナス側(奥行き側)が、たまたま正解している可能性も大きいと考えている。

2 次元映像においては、両群共に同じ傾向を示している。得意群にとっては立体量の把握に視差情報は大きな手がかりであり、その手がかりが無い 2 次元画像では不得意群と変わらない。尚、+1 cm の所を中心に正答率が下がっているのが見られる。これは、基準指標である 0 cm のものに対し、基準近辺の指標は、元々文字の大きさだけでは手前か否かの判断が難しいためであると考えている。尚、この項目についても、マイナス表示側(奥行き側)では低くなっていない。これについても、上記と同様、回答形式による起因が大きいのではと考えている。

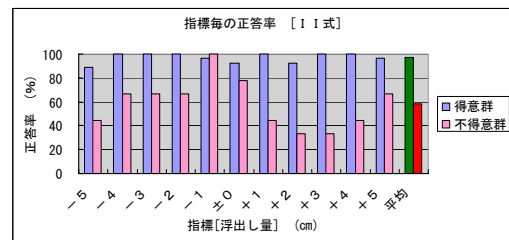
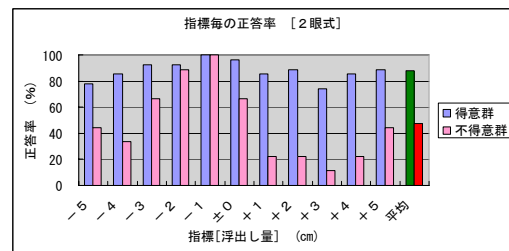
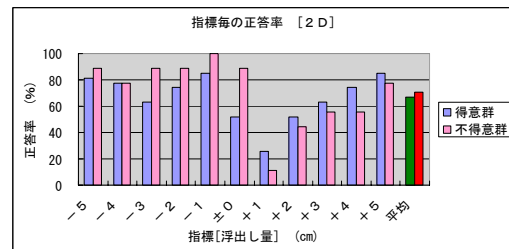


図 14 「課題」指標毎の正答率

図は上から、2 次元、2 眼式立体、I I 式立体を示す

以上の結果から、視差情報のある立体映像では得意群の正答率は 2 眼式より I I 式の方が勝っていた。これは不得意群でもわずかに I I 方式が有意であった。換言すれば、視差情報がより得易い表示方式と考えられ、I I 方式は、眼の調整の必要が少なく、瞬時に立体感が容易に得やすい方式と推測される。

4.3. まとめ

以上 4.1 節のSSQの結果と、4.2 節の正答率の結果を比較し、今回開発したII式立体表示システムの特性をまとめてみる。

SSQによる結果からII式も、2眼式も、2次元画像並みの疲労感で収まることが確認された。また同時に「課題」による正答率の結果からは、II式が最も高い値を示した。

本実験の条件下では、今回開発したII式立体表示システムは、立体認識時における眼の調整などの必要性が少なく、誰でも容易に立体感が得やすいことが推定された。また、それに対する生体へ与える影響・疲労感については、2次元表示並みに抑えられ、安全性面も確認できた。

このことは、2章で確認した事前の予備実験においても同様、II式の方が眼の視機能に矛盾が生じにくいことが確認され、人の眼にとって優しい立体表示方式である可能性が伺えた。

5. 考察

まず、「課題」による正答率の評価実験について吟味してみる。

この評価実験では、200ms というわずかな時間だけ指標を提示し、基準指標(下提示指標)に対し問題指標(上提示の立体指標)の立体位置を回答する「課題」であるが、被験者は一瞬の画面の視差情報のみで立体位置を判定することとなる。通常の視聴条件下では、今回開発したII方式を始め多眼式の立体表示方式は、眼の固視微動や頭部の移動などによる回り込みによる立体感の充実や、リアル感を得易いと考えられている。ただ、今回の実験ではその効果が得にくい条件下での実験に相当する。4章でも記述のように、視差情報による立体感を得ると言う意味では、2眼式ディスプレイと条件は同じであると考えられ、正答率も同等であっても不思議ではない。しかし、正答率では有意性が現れた。これは、本実験では無提示期間(黒画面の提示期間)が3秒ほどあり、被験者はその間に微妙に眼や頭を動かしてしまい、2眼式の場合ではジャスト・スイートスポットからわずかに外れてしまったため、視差情報が正しく得られず、回答の正答率が下がったのが一因と考えている。

つまりこのことは、一瞬の表示であっても、II方式では、提示位置に対する被験者の調整の必要性が無く、誰でもどんな見方をしても、すぐに視差情報が得易いと考えている。このことは、立体視を不得意と分別される群からも、2眼式よりはII式が勝るという結果が得られており、この結果からもその裏づけが出来ていると考えている。
(不得意群は立体視に時間が掛かると推測するため)

次に、指標ごとに正答率を見ると、立体視の不得意群の被験者は、2眼式、II式共にプラス(手前浮出し)表示側の正答率が悪くなっている。ディスプレイの性能から見てプラス側、マイナス側に特性上の差は無く同等に表示できるはずである。また、得意群では若干の差は有るものの有意な差とまでは至っ

ていない。この一部で生じた偏りは、4章で触れた回答形式による影響もあるが、提示した指標の文字にも要因があるのではとも考えられる。図6に示す様に、指標に用いた文字は「人」「田」「長」が後に来る二文字の熟語の構成となっている。この文字の組み合わせで、文字の画数の違いによるフォントのわずかな差が、人の眼にとっては感覚的に文字の大小関係となり、前後判定に影響が出たとも考えている。このことは、2次元映像でもプラス側に低い傾向があり、回答形式による問題も含め、さらなる検討を加えたい。

最後に、SSQによる疲労感ではII式、2眼式共に同等レベルの眼精疲労で収まっていた。このことは、立体感はII式が勝っているものの疲労感には差が出なかった。しかし、2章で触れた視機能の評価ではII式の方が矛盾が生じにくいと言う有意な結果も得られている。一方で、被験者のコメントから、今回の評価実験に用いたコンテンツでは、映像酔いが発生する様な過激な映像では無かった。また時間も短かったなどの意見が得られている。

以上のことから、映像酔いを判定するには、本実験での用いた映像コンテンツでは不十分であったとも考えられる。よって、本報告には間に合わないが、本プロジェクトの終了までに、立体量のさらなる大きな映像や、多少のストーリー性をもった30分程度の時間の長い映像コンテンツ作成を急ぎ、追加実験を行いたいと考えている。

6. おわりに

本評価実験から、今回開発したII式立体ディスプレイが最も「課題」による正答率が高く、立体視が不得意な群にとっても2眼式よりは正答率が高いこと言う結果が得られた。このことは、立体認識が容易に得られやすいことが言える。

また同時に、SSQによる眼精疲労による主観評価の結果からは、2次元ディスプレイ並みの疲労感で収まっており、立体視しても疲労感に有意な差が無いことが確認された。

以上の結果から、今回開発したII式立体表示システムは、誰でも容易に且つすぐに立体感が得やすい方式であり、さらには、生体への影響も少ない、安心して立体を楽しめるものである可能性が高いと評価できた。

この結果は、次に報告[9]する客観評価の結果とも矛盾しないと解釈している。

尚、考察最後で触れた様に、評価用コンテンツの充実と長時間化を図り、極度に疲れる条件下での評価実験を実現させ、さらに厳しい条件下での立体映像が生体へ与える影響をさらに進めて行きたい。

7. 引用文献

- [1] 通信・放送機構,高度3次元動画遠隔表示プロジェクト,通信・放送機構,最終報告書,2002.9
- [2] 総務省委託研究G,コンテンツの生体への影響に

- 関する調査報告書,総務省 e-Japan 重点計画
2003,2004.2
- [3] 畑田豊彦,疲れない立体ディスプレイを探る,日経エレ,Vol.444,1988
 - [4] 斎田真也,各種眼球運動測定方法の比較,VISION, Vol.3,1991,p95-100
 - [5] 須佐見憲史,日本眼科学会誌「視覚の科学」第22巻1号「総説」,2001.11
 - [6] 坂東武彦,映像社会と健康安全,3D コンソーシアム,2003.12
 - [7] 鵜飼一彦,ステレオ映像の及ぼす生体への影響,VISION,Vol17,No.2,2005p113-122
 - [8] 平山雄三,永谷広行,平和樹,山内康晋,小林 等,山本澄彦,インテグラル・イメージング方式による人にやさしい立体表示システムの開発,(本予稿)ネットワーク・ヒューマン・インタフェースの総合的な研究開発(映像が生体を与える悪影響を防止する技術) 研究概要(平成 15~17 年度),2006.1
 - [9] 永谷,小幡亜希子,牧敦,千葉滋,山中篤,立体映像の安全性を客観評価から調べる,(本予稿)ネットワーク・ヒューマン・インタフェースの総合的な研究開発(映像が生体を与える悪影響を防止する技術) 研究概要(平成 15~17 年度),2006.1

立体映像の安全性を客観評価から調べる

永谷 広行・(株)東芝 研究開発センター(hiroyuki.nagatani@toshiba.co.jp)

小幡亜希子・(株)日立製作所 基礎研究所(a-obata@rd.hitachi.co.jp)

牧 敦・(株)日立製作所 基礎研究所(maki@rd.hitachi.co.jp)

千葉 滋・シャープ(株) 技術本部(schiba@iml.mkhar.sharp.co.jp)

山中 篤・シャープ(株) 技術本部(yamanaka.atsushi@sharp.co.jp)

1. はじめに

立体映像が生体に及ぼす影響について、その背景や必要性について前報告[1]で解説し、まず主観評価面から立体映像の安全性について報告[1]した。

結果は、当グループが開発したインテグラル・イメージング方式(以降I I方式と略す)[2]による立体表示システムでは、立体感は一般的な2眼方式より得やすく、疲労感は通常の2次元映像並みであるという結論を得た。前者は、独自に考案した「課題」による正答率の実験から、後者はSSQ指標による回答から得た。

また、客観評価法の第一歩として、前報告[1]では、事前の社内評価において、眼の視機能である「輻輳」と「調節」の矛盾について予備的評価として取り組んできた。結果は、上記主観評価と同様I I方式では、矛盾が生じにくいことが確認された。

次に本プロジェクトの機能を活用し、これまでにない他の客観評価手法から立体映像の生体への影響を調べ、これまでの社内評価及び、前報告[1]の結果を確かめる試みをした。

今回は本プロジェクトの特性を生かし、日立グループによる「光トポグラフィー」による生体情報の観測システム[3]、シャープグループによる「自律神経系」による生体情報の観測システム[4][5]を活用し共同研究として取り組んだ。さらに、内分泌系反応である、唾液中の「コルチゾール」と「クロモグラニンA」によるストレス反応の計測[3]からも検討してみた。

本報告では、上記手法により立体映像が生体に及ぼす影響について、さまざまな客観評価法から確かめたので報告する。

2. 評価方法

今回は、日立グループによる「光トポグラフィー装置」による脳血流の観測、シャープグループによる「自律神経系装置」による脈波の観測から、立体映像の見る前と後とで、どのように変化がみられるかを調べることにした。また、同時に被験者の唾液も採取し、内分泌系からも立体映像によるストレスの変化も同時に観測する

2.1. 光トポグラフィーによる評価[3]

光トポグラフィーは、赤外レーザー光を頭皮に直接当て、その反射光を観測し、脳表面の血流を観測する装置である。タスクにより脳内のどの部位が活動しているかを判別できる装置として多くで用いら

れている。原理の概要は、脳の活動が活発になると同時に血流が多くなる、そこで、その血流を観察することで脳の活動を間接的に調べるものである。[3]



図1 装置全体(光トポ)の様子

図1に装置全体の様子を示す。

図の左側は観測部(被験者にプローブを装着している状態)、右側は解析部である。図2に観測部の拡大写真を示す。図の様にこの装置は、 $4 \times 4 = 16$ 本の光ファイバーをマトリックス状に配置させたプローブで構成されている。被験者の脳表面に、髪の毛を掻き分け各プローブを直接当てる。プローブは、出力光側8本、受光側8本で市松状に交互に配置したものである。受光側は、上下4方向の出力光からの反射光を受光することとなる。分析は、四方からの出力光の戻り方を分析し、血流のレベルにより活動領域を解析するものである。

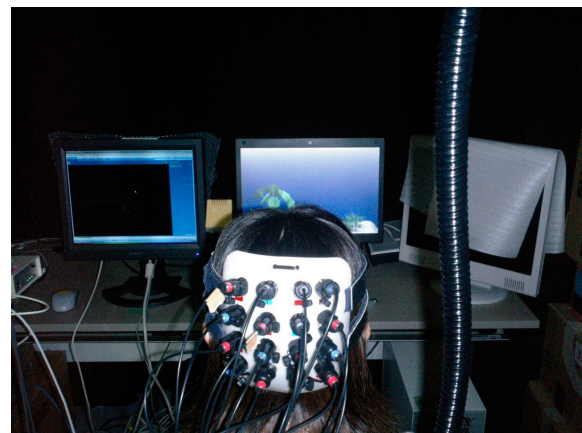


図2 観測部分の拡大

今回は、立体視をした時の認知の様子を確認するため、図の様に後頭葉(大脳皮質の後ろ側)に16本のプローブを装着することとした。尚、この装置のプローブ装着には、1回に10~20分の時間を所要し、観測中も極力動かないよう注意が必要であり、被験者の負担感から、長時間装着は困難である。またプローブが頭皮を刺激する場合も有り、長時間の装着で痛みを感じる場合もある。よって、今回の実験では、装着時間も含め、装着開始から概ね30分から40分で収まるように配慮した。また、観測された値は、個人差は勿論、装着時の差もかなり大きいいため、評価は、全て、タスクを与える前の基準状態を観測し、その基準に対する相対比較で評価するものとした。

評価手法は、後節2.5に示す様に、プリの静止画像とメインの立体動画像を見た時の観測データの差を比較するものである。

2.2. 自律神経系による評価[4][5]

自律神経系の評価は、人の脈波からストレスなどの生体情報を観測するものである。評価は、脈波から血圧と心拍数を計測し、その相互相関係数の最大値を ρ_{max} と定義し、その ρ_{max} の値がどう動くかで生体情報を判定するものである。尚、この ρ_{max} は、被験者によってストレスが発生した場合、上昇する者と減少する者が存在することがわかっている。ただ、安静時の ρ_{max} のゆれが、早い2.5Hz帯の者と、遅い0.5Hz帯の者にそれぞれ対応しており、評価指標は前者を反転させ、ストレスが発生すると ρ_{max} は下がる扱いで統一し客観評価指標として用いるものである。[4]



図3 自律神経システム

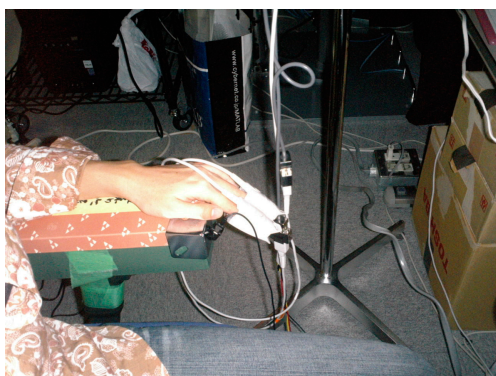


図4 観測部分及び装着時の様子

尚、この評価についても先の光トポと同様、基準画像に対する評価対象画像視聴時の ρ_{max} の変化の度合いで評価するものとした。

図3に本装置の解析部、図4に観測用センサー部及び本装置を被験者に装着した時の様子をそれぞれ示す。図の様に、被験者は、指にセンサーを2本はめ、指から脈波を読み取る。指に装着する理由は、極力被験者への装置装着感の違和感を抑えたいからである。尚、本装置の装着による被験者への負担は殆ど無いが、先の光トポとの実験比較を行なう目的から、同時にデータを取得することとした。よって、装着時間は同様に概ね30~40分である。また、指に装着するセンサーは、図の様に2本の指に装着しているが、これは観測には1本でも十分であるが、試験中に外れる事などを考慮し、保险的に予備を設けているものである。よって、評価時の解析では、より波形が大きく振れている感度の良い方の指のセンサーのデータを用いて解析をしている。実験では、非利き手側の人差し指と中指に装着している。また、利き手側は、全報告[1]で紹介したSSQなどの主観評価で解答を書いたり、課題解決にボタン操作をするため、装着するのは非利き手側としている。

2.3. 内分泌系による評価[3]

内分泌系による評価は、被験者の唾液に含まれるコルチゾールとクロモグラニンAの分析から行う客観評価である。一般に、人はストレスを感じたとき、唾液中にもストレスホルモンが分泌される。今回は、映像観察とその関係を調べるものである。

一般に、酔いなどの現象の分析には、コルチゾールが多く用いられているが、今回は、これに加えクロモグラニンAについても採取することとした。これは、コルチゾールは比較的ゆっくりと分泌されるのに対し、クロモグラニンAの方が感度は低いが早く分泌されるからである。後節2.5で記述するように、今回の実験では、メインの立体映像の視聴が9分程度であり、その即応性を見るには、コルチゾールだけでは不安が残るからである。

被験者には一度の唾液採取で取得できるので、採取による被験者への負担感、分析項目が増えても同じである。

また、実験は、コルチゾールの口腔内での安定性を確保する意味から、午後2時~5時の間に実施することとした。一般にコルチゾールは、ストレスなどの影響が全く無くても、起床後から大きく変動し、午後辺りが比較的安定している(安定して徐々に下がって行く)。また食事直後も大きく変動する。このことから、一日中で比較的安定していると思われる上記時間帯を選定したものである。また、被験者には、試験の一時間以上前には昼食を済ませて頂く様注意を促している。

2.4. 評価条件

評価実験は、前報[1]の主観評価実験と同時に行なったものである。

評価対象は前報と同様、2次元画像、2眼式立体画像、I I式立体画像の3種類とした。I I式は、今回開発した前報[2]で報告したものである。表示デ

ディスプレイは、いずれも15インチのもので、II方式は、12 視差視域 30° の縦レンジのものを用いた。2眼式は、裸眼立体視が可能な2眼式の中で簡便で見やすい標準的なものとしてシャープ製(LL151D)を用いた。尚、2眼式は、被験者の眼間距離の違いにより正しく立体視が不可能となるため、2眼式のみ予め眼間距離 58mm、62mm、65mm 相当の3種類の映像コンテンツを用意しておき、被験者の眼間距離を測定し、最も近い距離のコンテンツを提示することとした。また、2次元画像は、このシャープ製ディスプレイを共用した。2次元画像は、視差の無い左右同じ映像を提示するものとした。これは、2次元専用ディスプレイでは、輝度値や解像度などの条件が異なり、極力同一条件で比較対象とする目的からである。

視距離は6.5cmとし暗室状態で実施した。いずれのディスプレイも十分な輝度はあるが、画面の写り込みや、被験者への集中度を上げる目的から暗室状態を選定した

尚、被験者毎に表示するディスプレイの提示順序をランダムに変えてあるが、前のディスプレイの影響を引きずるのを避けることと、提示内容(コンテンツや課題内容)に慣れてしまうのを防ぐ目的から、被験者は一日に一つの評価対象(種類のディスプレイ)のみしか評価実験を行わない(見ない)ものとした。

また、評価実験時間帯は、前節4.3で記述の理由から、午後2時～5時に実施するものとした。一被験者に所要する時間が、装置の装着や試験要領の教示なども含め50分程度必要とすることから、被験者の入れ替え、オペレータの休憩も考慮し1実験1時間の枠とし、2～3時、3～4時、4～5時の1日3本の実験実施枠とした。

評価対象	2D	2眼式		II式		備考		
		提示順 実施日 時間	正解数 正答率	提示順 実施日 時間	正解数 正答率		提示順 実施日 時間	正解数 正答率
グループ A	TB 1.2 62mm	①	26	②	14	③	20	
		9/27	78.3	9/27	42.4	9/29	80.6	
	HS 1.0 65mm	①	16	②	33	③	32	
		9/14	48.5	9/15	100.0	9/13	97.0	
	SW 0.1[1.2] 65mm	①	21	②	33	③	32	
		9/28	63.6	8/31	100.0	9/14	97.0	
	M2 L0.2.R0.4(1.0) 65mm	①	22	②	32	③	33	
		8/31	66.7	9/13	87.0	9/9	100.0	
	グループ B	UV 0.1(1.2) 62mm	①	23	②	25	③	32
			9/16	69.7	8/30	75.8	9/29	97.0
YB 0.01(1.0) 62mm		①	23	②	32	③	32	
		9/27	69.7	9/8	87.0	8/30	97.0	
T1 L1.0.R0.6 65mm		①	23	②	19	③	30	
		8/30	69.7	8/31	57.6	9/16	90.9	
グループ C		OB 0.03(1.0) 62mm	①	21	②	20	③	19
			9/30	63.6	9/30	80.6	9/28	57.6
		SD 1.5 65mm	①	23	②	13	③	19
グループ D		FS 0.1[1.2] 58mm	①	20	②	32	③	33
	9/8		60.6	9/14	87.0	9/9	100.0	
	M1 1.0 65mm	①	22	②	25	③	31	
		9/15	66.7	9/9	75.8	9/16	93.9	
	YW 0.5 62mm	①	28	②	30	③	33	
		9/15	84.8	9/13	90.9	9/8	100.0	
	(以下同じ(眼鏡))							
	集計値	正解数	268	308	346			
		総提示数	12	396	12	396	12	396
		正答率 (%)	67.7	77.8	87.4			

図5 被験者の構成と提示手順

図5に、被験者の構成と、評価試験の実施日時、提示順序などを示す。図中○数字がその被験者が経験した対象の提示順序、その下が、試験の実施日と時間である。尚、表中の正解数・正答率は、前報[1]の「課題」による主観評価の結果である。

被験者は12名(内女性4名)とし、いずれも、矯正状態も含め視力が0.5以上ある者とした。

2.5. 評価手法

図6に評価実験の様子を示す。また、図7に評価の手順を示す。



図6 評価実験の様子

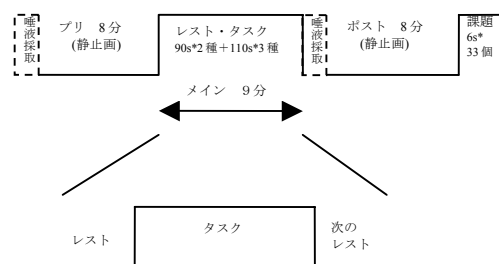


図7 評価の手順

図7に示す様に、まず唾液の基準状態を取得するため唾液の採取、ついでプリ画像の提示、続いてメイン画像の提示、そして、立体映像視聴によるストレス観測のため、再度唾液の採取、さらに最後にポスト画像の提示とした。つまり、画像としては、プリ画像(2次元静止映像)→メイン画像(立体動映像)→ポスト画像(プリと同様、2次元静止映像)の順で提示する。メイン画像の前と後ろの両方に静止画像を提示するのは、光トポの観測において、基準状態となる安静状態を観測する必要があり、メイン前だけでなく、メイン画像を見た後も、安静状態に戻るかどうかの判断が必要であり、立体視聴後にもポスト画像も加えている。

メイン画像である9分間の立体映像の内容は、図8に示すように、文字、キャラクター、動画3種類の計5種類のコンテンツを順次連続的に提示した。

尚、一つのコンテンツの中では、図7下部に示す様に、レスト区間とタスク区間を設けた。レスト区間は、タスク区間のコンテンツの最初のシーンをまず30秒間2次元・静止画で提示し、その後タスク区間として約80秒間の3次元・動画を提示している。このレスト区間を設ける理由は、光トポでの分析で、変化の確認をする必要があるからである。また、このレスト・タスク構成にすることが、他の評価には影響をもたらさないので、光トポの条件からこの構成を用いた。



図8 評価コンテンツの例

3. 評価結果

本評価実験では、脳血流の現れ方(活動部位の違いやレベル)、脈波の変化の違い、内分泌の出方の違いによりそれぞれ客観的に比較評価する。

3.1. 光トポによる脳血流の評価

図9に、光トポの結果を、評価対象をパラメータに示す。図は、各部位毎のトータルヘモグロビンの変化量を分布図化したものである。また図は、前報[1]で分類した立体視得意群と不得意群に分けて記述する。ここで用いている得意群・不得意群の分別は、被験者からの自己申告と、前報で記述した「課題」による主観評価の得点から分別したものである。

図10に、安静時に対するヘモグロビンの変化量をグラフ化したものを示す。同様に得意群、不得意群に分類して示す。

まず図9の得意群からみると、2次元画像よりも、立体画像の方が、血流量が多いことが確認される。つまり、脳の活動が大きいことがわかる。また同じ立体の中では、2眼式よりもI I式の方が、血流量が多い。このことは図10の変化量のグラフからもその様子が一目される。換言すれば、I I式の方が、立体感が大きかったと推測される。

一方、不得意群でみると、2次元画像の方が血流量の増加が多く、立体画像は低い。図10からもその様子は確認される。つまり、不得意群は立体映像

よりも通常の2次元画像の方が脳の活動が大きいことがわかる。但、同じ立体画像で比較すると、2眼式よりはI I式の方が血流量の増加が多い。

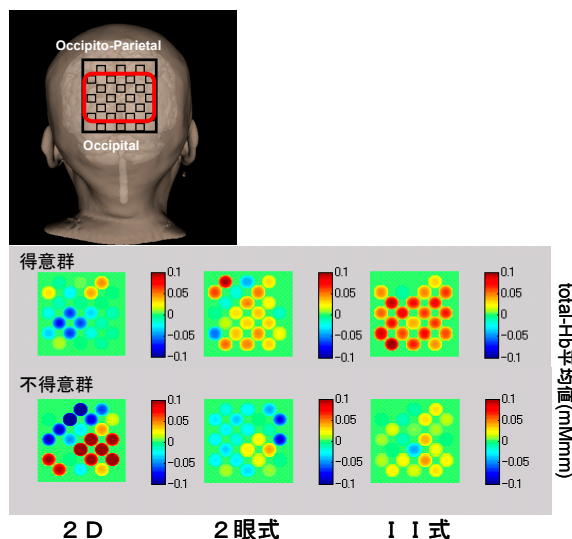


図9 [脳血流] 活動部位の様子

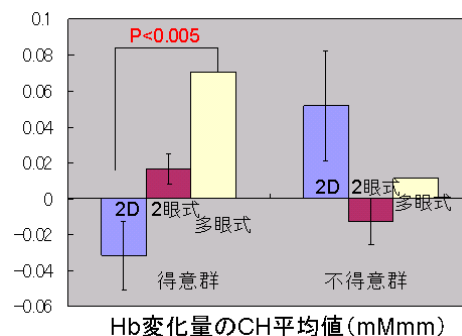


図10 安静時に対するHb変化量の値

まとめると、今回の実験から、今回用いた9分程度で且つ、立体量(飛び出し量・奥行き量)が±5cm程度のコンテンツでも、立体視の得意群(一般の群)では、立体感が得られ、その度合いは2眼式よりもI I式の方がわずかに優れていたものと推測される。一方で、不得意群の被験者においては、立体感が得られず、結像しにくい分立体画像の方が見づらくなり、通常の2次元画像の方が見やすかったと推測される。

しかし、前報告[1]及び後節の自律神経系や内分泌系などの実験からは、2次元、立体(2眼、I I式)のいずれでも差は無く、疲労感は同じであることが確認されている。つまり、得意群にとっては、立体感の有ったが映像酔いなどの疲労感が生じなかった。立体感I I式の方がより勝っていた。また、不得意群にとっては、立体感を感じられず、疲労感も同程度あった。但、同じ立体画像では、I I式の方が2眼式よりわずかに立体感があったと考えられる。

3.2. 自律神経系による脈波の評価

図 1 1 に被験者全員の ρ_{max} の平均値を示す。図の変化は、視聴前に対する視聴後のそれぞれの ρ_{max} の値を、各評価対象別に示したものである。尚図は、視聴前を基準として正規化した値で示したものである。また、この ρ_{max} は、ストレスが大きいほど ρ_{max} の値は低くなり、グラフの値が下がる程、映像によるストレスや酔いが大きいことを意味する。

尚、この評価項目では、立体視の群分けによる差は無かったので、全体の平均値で示している。

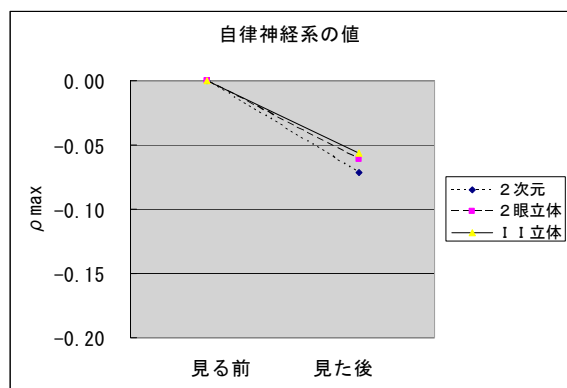


図11 ρ_{max} (自律神経系)の結果

図から、わずかな差(下げ量の低い順に 11 式、2 眼式、2 次元)はあるものの、いずれの評価対象も、同レベルで ρ_{max} 値が下がっており、2 次元映像も立体映像も有意な差が無いことを現している。換言すれば、今回視聴した立体表示の条件下では立体画像を見ても、通常の 2 次元画像並みの疲れで収まっていることが言える。

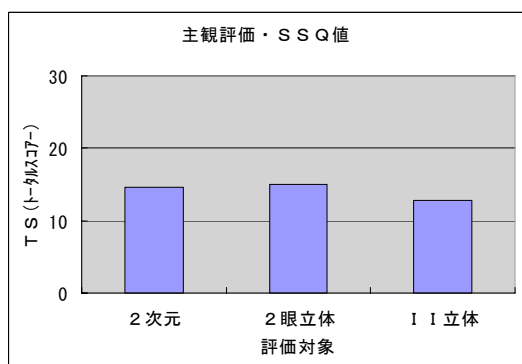


図12 SSQ(トータルスコア)の値

ここで、比較確認として、主観評価の一つである SSQ による結果を図 1 2 に示す。図は、見る前を基準として、その増加分のトータルスコアを示したものである。数値が高い程、疲労感が高いことを現す。図から、11 式が若干低めにではあるが、どの評価対象においても同程度のスコア値を示しており、前述の ρ_{max} の変化と同様、立体視による違いは無かったことを裏付けられる。

3.3. 内分泌系による唾液の評価

唾液採取による分析結果を示す。

図 1 3 にコルチゾールの結果、図 1 4 にクロモグラニン A の結果をそれぞれ示す。図は、いずれも映像酔いや眼精疲労などによるストレスが大きいほど、高い値を示すものである。図のエラーバーは標準誤差である。

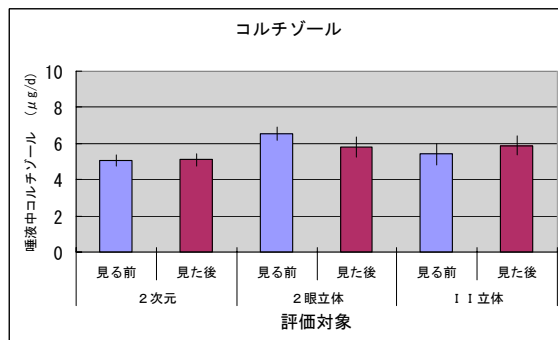


図13 唾液中コルチゾールの結果

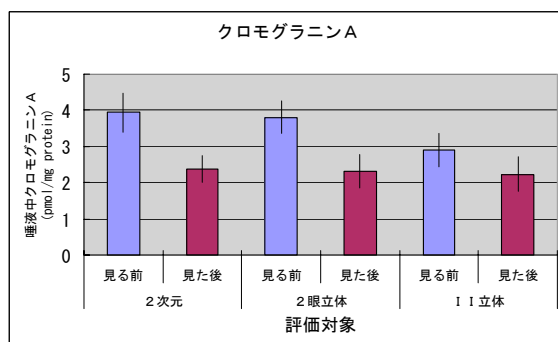


図14 唾液中クロモグラニンAの結果

図から、コルチゾールでは、どの評価対象でも同等レベルの変化であり、且つ、見る前と後で変化の様子は見られない。つまり視聴によるストレスは感じていないと言える。

一方クロモグラニン A については、いずれの評価対象においても、見た後の方が数値が下がっており、見た後の方がストレスが解消されたと判定される。この結果は、一見矛盾する結果ではあるが、少なくとも被験者は、今回の立体映像の視聴において、ストレスは感じていないと判断でき、場合によっては、視聴により逆にストレスが解消されている可能性があるとも判定できる。この判断は考察で吟味したい。

これらの結論は、主観評価である SSQ などからも疲労感が無いとの結果が得られており、矛盾した結果ではないと言えよう。

3.4. まとめ

以上、光トポロジーによる脳血流の変化、自律神経系による脈波の変化、さらに唾液によるコルチゾールとクロモグラニン A による変化の結果から、今

回の立体映像の視聴では、ストレスや疲労感は無かったと言えた。そのレベルは、通常の2次元映像並みのストレスや疲労感で収まっていることが確認された。

このことは、主観評価である、SSQの結果からも同様の結果が確認されており、前報[1]との整合性も良く、妥当な客観結果が得られたと評価している。

また、立体感については、立体画像の方が脳の活動が活発であり立体感を得られたものと解釈している。また同じ立体画像でも、I I式の方が2眼式よりよりわずかに脳の活動が大きく、より立体感を得られたものと解釈する。

つまり、今回の立体表示は、立体感はあるが疲れは2次元映像並みで収まっていたと。それも今回開発したI I式の方がより優位であることが確認された。

尚、立体視の不得意群では、立体視がしにくく、2次元画像の方が見やすい画像ではあったが、疲労感と同程度であり、安全面では立体視の不得意群にとっても問題ないことが確認された。

4. 考察

まず、唾液採取により得たコルチゾールとクロモグラニンAの結果について検討する。

コルチゾールでは映像を見る前と見た後とで変化は無く、クロモグラニンAではむしろ見た後の方が低い値を示した。通常ディスプレイを観察すれば、何らかのストレスが発生し増えるのが妥当な結果であるが、これは、本評価実験の実行スタイルに一因があったと推定している。被験者は、試験の実施前駆け込む場合も多く、試験を実施することにより、ゆっくり座って視聴をするので、逆にリラックス出来たとも考えている。また、試験の前には、教示内容を聞いたり、試験への心構えなど、返って緊張感があり、試験終了後は、リラックスに至ったのではとも考えられる。さらには、この唾液採取において、専用の綿花を被験者に3分程噛んでもらって採取しているが、この綿花には味が無く非常に違和感があるため、最初の採取時に逆に口腔内での違和感からストレスが溜まってしまい、視聴後の採取では、採取に慣れてしまっているため、このような逆転現象が生じたのではとも考えている。被験者の中には、「すぐくまずい」、「気持ち悪くなる」などと訴える者も多く、顔を見ていても、辛そうにしている者も多かったのも事実である。今後は、採取にあたって、予め、ダミーの綿花で練習をし、不味さに慣れてもらい、その後本番の採取をするのが好ましいと考えている。但、本評価結果では、極端にばらついたり、評価対象ごとの差も少ないことから、本視聴時においては、大きなストレスは発生しなかったと判定して問題ないと考えている。

次に、立体視の群分けについて考察する。

今回、光トポによる脳血流の測定において、立体視の得意群と不得意群による分類を行い分析評価したが、分別は、前報[1]の主観評価でも用いた分別であり、被験者からの口頭による自己申告からも「立体視が難しかった」等の回答があり、妥当な分類と

考えている。光トポによる客観データの現れ方(不得意群は、立体画像を見ても活動が低いこと)と、前報[1]の主観評価で、「課題」の正答率が極端に悪いことなどから対応性がよく、その再現性もよい。よって、これらの分別は妥当なものであると考えられる。

最後に、評価方法、コンテンツなどについて吟味する。今回の評価実験では、立体感があったが、疲れは無かったと言う結論になる。但、被験者の一部からは、「もっと過激なコンテンツが欲しかった」、「時間が短かった」、「途中で2次元が混じるのでリフレッシュしてしまう」などのコメントもあり、今後はコンテンツの充実と長時間化による実験の検討が必要と考えている。今回は、表示パネルの性能上±5cmの立体量で抑え、それも、なるべく大きい立体量は少なくし、±2cm程度までを多くするなど、立体感の厳しさと言う面では不十分なコンテンツであったとも考えている。さらには、立体表示時間が9分と短く、しかも、光トポの特性から、9分の中でも2次元と3次元を交互に混ぜて提示するなど、立体を味わう時間が短かったことも改良のポイントであると考えている。

現在、以上のことを踏まえ、立体表示性能の高いパネルの入手に勤め、さらに立体量の大きいコンテンツと、飽きない程度にある程度ストーリー性があって長い時間のコンテンツの作成を進めている。概ね30分程度のものを検討している。また、その中には、インタラクションに被験者がプレイをするコーナーも設けるなど、常に被験者の注意を引き付けるものを作成したいと考えている。

5. おわりに

本評価実験から、今回評価した立体ディスプレイは、通常の2次元映像並みの疲労感で立体感を得られることが、客観評価結果からも確認された。このことは、前報[1]の評価結果との整合性も高く、主観評価・客観評価の両面から以上の結果が妥当であることが確認された。

また、立体ディスプレイ間の比較では、2眼式よりI I式の方が立体感がより得やすいことが確認された。今回開発したI I方式立体ディスプレイは、より立体感を得やすいが、疲労感は2次元映像並みであると考えられた。

今後は、評価コンテンツの充実と長時間化を図り、疲労感のより大きい評価条件など、さらに厳しい条件下でも、立体ディスプレイが十分安全であるか否かの評価へとつなげていきたい。

6. 引用文献

- [1] 永谷, 立体映像の安全性を主観評価から調べる.(本予稿)ネットワーク・ヒューマン・インタフェースの総合的な研究開発(映像が生体を与える悪影響を防止する技術)研究概要,2006.1
- [2] 平山他,インテグラル・イメージング方式による人にやさしい立体表示システムの開発.(本予稿)ネットワーク・ヒューマン・インタフェースの総合的な研究開発(映像が生体を与える悪影響

を防止する技術) 研究概要,2006.1

- [3] 小幡他,立体視による生体影響—脳活動と自律神経系・内分泌系反応による検討—,(本予稿)ネットワーク・ヒューマン・インタフェースの総合的な研究開発 (映像が生体を与える悪影響を防止する技術) 研究概要,2006.1
- [4] 千葉他,映像生体影響に関する計測装置の開発,(本予稿)ネットワーク・ヒューマン・インタフェースの総合的な研究開発 (映像が生体を与える悪影響を防止する技術) 研究概要,2006.1
- [5] 千葉他,映像生体影響に関する評価実験と指標の高精度化,(本予稿)ネットワーク・ヒューマン・インタフェースの総合的な研究開発 (映像が生体を与える悪影響を防止する技術) 研究概要,2006.1