

非侵襲小型連続血圧・心拍計測装置を用いた映像刺激の生体影響評価

Evaluation of Effects of Visual Stimulation on the Human Using Portale and Noninvasive Measuring Device for Blood Pressure and Heart Rate

増田 達哉*, 吉澤 誠**, 田中 明*, 杉田 典大*, 阿部 健一*, 山家 智之†, 仁田 新一†

Tatsuya Masuda*, Makoto Yoshizawa**, Akira Tanaka*, Norihiro Sugita*,
Ken-ichi Abe*, Tomoyuki Yambe†, Shin-ichi Nitta†

*東北大学 大学院 工学研究科, **東北大学 情報シナジーセンター,
†東北大学 加齢医学研究所

*Graduate School of Engineering, Tohoku University, **Information Synergy Center,
Tohoku University, †Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University

キーワード : 映像刺激(visual stimulation), 生体影響(biological effect), 血圧(blood pressure), 心拍数(heart rate), 非侵襲(noninvasiveness)

連絡先 : 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉05 東北大学大学院 工学研究科 電気・通信工学専攻 吉澤研究室
増田 達哉, Tel.: (022)217-7074, Fax.: (022)263-9290, E-mail: masuda@abe.ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

近年の情報通信技術の飛躍的な発展により, コンピュータグラフィック(CG)によるデジタル映像等の多種多様な人工的な映像を視聴する機会が増加している. この人工的な映像刺激は, 工学, 医学, 娯楽などに利用され, 今後のさらなる発展が期待される. しかし, 人工的な映像刺激は人体に何らかの精神的・肉体的影響を及ぼす可能性がある. 実際に, TVアニメーションの視聴により引き起こされた発作や, 人工仮想空間(virtual environment: VE)におけるいわゆるVE酔いが報告されている¹⁾.

これに関連して, 視覚刺激を主とした外部刺激が生体に与える影響に関し, 著者らは, Mayer波帯域における血圧変動と心拍数変動との間の関連

性を表す最大相互相関係数 ρ_{max} に着目し, これが映像刺激の生体影響評価法として, 非侵襲的かつ客観的・定量的評価が可能なものとして有望であることが明らかとなった^{2), 3)}. しかし従来の方法では, ρ_{max} を得るために大型で高価な計測装置を使用しなければならず, 1度に1人の被験者を対象とした実験しか実行できなかった. このため従来の方法には次のような問題点がある.

- 一人の被験者に対する一回の実験が長時間にわたるため被験者数の増加に限界がある.
- 各被験者の実験環境・実験条件を等しくすることが困難である.
- 一人の被験者に対する数人の験者による実験のため, 通常の心理状態が保てず映像刺激以外の要素に対する反応が混入する可能

性がある。

これらに対処する方法のひとつとして、1回の実験をできるだけ多数の被験者に対して同時に行うことが考えられる。これが可能になれば、被験者数の増加、実験環境・実験条件の均一化および心理的外乱の排除が容易になるとと思われる。そこで本研究では、 ρ_{max} を得るために従来使用してきた大型で高価な計測装置の代わりに、計測方法を変えて装置を小型化し携帯可能にするとともに、できるだけ安価にすることによって、複数の被験者に対する同時実験ができるようにすることを目的とした。

まず、血圧計を使う代わりに、安価な光電脈波計から得られる脈波と心電計から得られる心電図を組合せて得られる脈波伝播時間を血圧の代用にできるかどうかを検討した。被験者に筋肉負荷あるいは音負荷を行って血圧を変動させ、このときの脈波伝播時間とトノメトリ式血圧計による血圧との相関を求め、提案した方法の妥当性を検討した。次に、光電脈波計と心電計から構成される試作機を8台を完成させ、8人の被験者に対し画像提示実験を行った。画像刺激によって変動を与えた心拍数・脈波伝播時間の周波数スペクトル解析を行い、複数同時実験に対する本装置の有効性を検討するとともに、改良すべき点について明かにした。

2. 実験概要

2.1 実験装置

文献^{2),3)}によると、0.1Hz近傍のMayer波帯域における血圧と心拍数の間の規格化相互相関関数(相互相関係数)の最大値である ρ_{max} は、映像刺激に対する人間の情動反応の変化に対応して変化する。従来の方法で ρ_{max} を非侵襲的に得るには心電計とトノメトリ式血圧計のような連続的に血圧を計測できる血圧計が必要であった。これらのうち心電計には小型で安価なものもあるが、連続血圧計は大型で高価であるため、同時に実験ができる被験者の数は限られていた。

そこで本研究では、血圧を直接計測する代わり

に、小型の装置で計測できる心電図と光電脈波から簡単に得られ、血圧と負の相関があるとされている脈波伝播時間(pulse transmission time; PTT)を利用する⁴⁾。PTTは、Fig.1のように、心電図のR波から光センサで簡単に計測できる脈波の立ち上がりまでの時間である。PTTが実際に血圧に反比例することが確かめられれば、心電図から心拍数も得られるので、光電脈波と心電計を計測することにより、血圧と心拍数の相互相関係数を得ることができる。

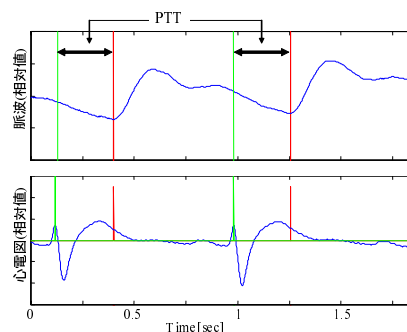


Fig. 1 脈波伝播時間(PTT)の定義

本研究で試作した脈波・心電図計測装置をFig.2に示す。脈波としては、赤外フォト・リフレクタ(東芝製TLP907)を用いて指先の光電脈波を測定した。心電図は、双極誘導による心電図検出回路を製作して測定した。 ρ_{max} の計算方法については2.3節で述べる。

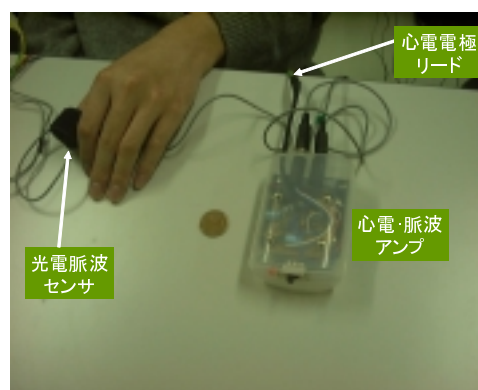


Fig. 2 試作した携帯型脈波・心電図計測装置の概観

2.2 実験内容

(1) 脈波伝播時間と血圧の相関性の検証実験

脈波伝播時間PTTが実際に血圧の逆数と相関があるかどうかを検証するため、以下のような実験を行った。Fig.3に実験の概略を示す。

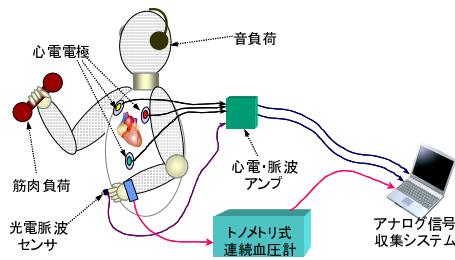


Fig. 3 脈波伝播時間と血圧の相関性を検証する実験の概略

計測は、心電計から得られる心電図波形、トノメトリ式連続血圧計(日本コーリンJENTOW 7700)から得られる橈骨動脈圧波形、Fig.4に示した光電脈波センサからの光電脈波である。これらの波形はA/Dコンバータによってサンプリング周期1msで取得された。

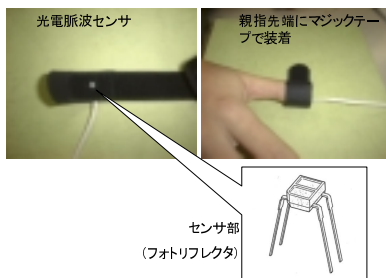


Fig. 4 光電脈波センサ

5人の被験者(20歳~22歳の健康な男子学生)に対し、Fig.5のようなプロトコルで、筋肉負荷と音負荷の2種類の負荷を与える試行を各1回ずつ行った。

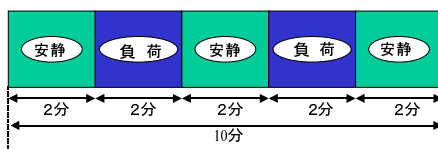


Fig. 5 筋肉負荷および音負荷実験のプロトコル

筋肉負荷とは、強制的に血圧変動を作り出すためのものであり、右手で約4kgの錘を腕を曲げて支えることである。このとき、光電脈波センサとト

ノメトリ式血圧計のプローブを装着している左手は極力動かさないように指示した。

また、音負荷とは、被験者に精神的影響を与えるためのものであり、コンピュータ・プログラムMATLABで作られた次の式で定義される高音で不快な音を、ヘッドホンを通して大きな音量で被験者に聞かせることである。

$$\text{sound}[\sin(2 * \pi * 500 * \sin(0.5 * 2 * \pi * t)) * \sin(0.05 * 2 * \pi * t)] * \sin(2 * \pi * t)] \quad (1)$$

ここで、 $\text{sound}[]$ はオーディオ出力を行うためのMATLABの関数である。次のような画像提示実験を行い、心電計と光電脈波計で構成される装置(非侵襲小型連続血圧・心拍測定装置)を複数用いることにより、われわれが提案してきた ρ_{max} 解析法が可能かどうかについて検討した。

(2) 画像提示実験

8人の被験者(20歳~22歳の健康な男子学生)に対し、画像提示実験を行った。画像はビデオ・プロジェクタでスクリーンの背後から投影した。使用した画像は、Fig.6のような、人間に好感や快適な感情を抱かせると予想される「ポジティブ」と、不快感や嫌悪感を抱かせると予想される「ネガティブ」の2種類の 카테고리から成る静止画像である。それぞれのカテゴリの画像は各20枚である。Fig.7に実験プロトコルを示す。2分間の「画像提示中」において、各画像を1枚あたり6秒間ずつ連続して提示した！「安静」では何の画像も提示していない。計測は、心電図波形と親指先で測った光電脈波である。この実験の場合、血圧は計測していない。

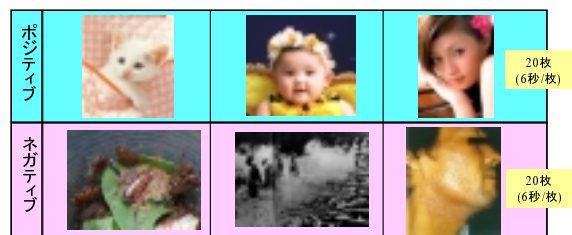


Fig. 6 画像提示実験で使った静止画像の例

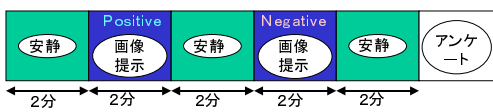


Fig. 7 画像提示実験のプロトコル

2.3 解析方法

(1) 脈波伝播時間と血圧の相関性の検証実験

a) 相関係数 r

解析では、まず、各瞬時値データを心電図のR波を基準として拍数単位データに変換し、これを3次のスプライン補間を用いて時間的に等間隔($60/128=0.469\text{sec}$)のデータに変換した。次に、この時系列に対して周波数成分をMayer波帯域に絞るため、帯域通過フィルタ(通過帯域 $0.05\text{Hz} \sim 0.2\text{Hz}$)を掛けた。さらに、 PTT_P あるいは PTT_T のどちらかと、トノメトリ式血圧計からの橈骨動脈圧の拍内平均値 $BP[\text{mmHg}]$ との間の相関係数 r を(2)式のように計算した。ただし、比較のため、帯域通過フィルタの代わりに低域通過フィルタ(通過帯域 $\text{DC} \sim 0.2\text{Hz}$)を掛ける場合も設けた。

$$r = \frac{\sum_{k=1}^K \{x(k) - \bar{x}\} \{y(k) - \bar{y}\}}{\sqrt{\sum_{k=1}^K \{x(k) - \bar{x}\}^2 \sum_{k=1}^K \{y(k) - \bar{y}\}^2}} \quad (2)$$

ここで、 $x(k)$ と $y(k)$ は対象とする2つの時系列のサンプル値であり、 \bar{x} と \bar{y} はそれぞれの平均値、 K はデータ数であり、 $K = 1,280$ (10分間)である。

b) 最大相互相関係数 ρ_{max}

相関係数 r と同様に、対象とする2種類の信号に対して 0.1Hz 前後のMayer波に対応する成分を抽出するために、 0.08Hz から 0.1Hz を通過域とする帯域通過フィルタを通した。このような処理を行った後の2つの信号をそれぞれ $x(k), y(k)$ としたとき、1試行10分間のデータに対し、1秒毎にその前後60秒分、合計120秒間にわたり、(3)式のように計算される規格化相互相関関数(相互相関係数) $\rho_{xy}(\tau)$ の最大値 ρ_{max} を求めた。

$$\rho_{max} = \max_{\tau} \rho_{xy}(\tau) = \frac{\phi_{xy}(\tau)}{\sqrt{\phi_{xx}(0) \cdot \phi_{yy}(0)}} \quad (3)$$

ここで、 $\phi_{xy}(\tau)$ は $x(t)$ から $y(t)$ への相互相関関数、 $\phi_{xx}(0)$ 、 $\phi_{yy}(0)$ はそれぞれ $x(t)$ 、 $y(t)$ の自己相

関関数である。

(2) 画像提示実験

a) パワースペクトル

まず、実験によって得られた光電脈波に基づく脈波伝播時間(PTT_P [ms])と心拍数(HR [min⁻¹])のデータを、3次のスプライン補間を用いて時間的に等間隔($60/128=0.469\text{sec}$)のデータに変換した。次に、1ポイントにつき前後60秒間、合計120秒間のデータについて、その平均値を差し引き、平均値からの変動成分を求めた。その変動成分について、高速フーリエ変換FFTを用いてパワースペクトルを求め、 $0.04 \sim 0.15\text{Hz}$ におけるパワースペクトルの面積を全周波数におけるその面積で除したものをLF成分(全パワーに占めるLF成分の割合)、 $0.15 \sim 0.45\text{Hz}$ におけるパワースペクトルの面積を全周波数におけるその面積で除したものをHF成分(全パワーに占めるHF成分の割合)として求めた。また、LF成分とHF成分の比 LF/HF を求めた。以上の解析を1秒毎に行い、それぞれの成分の時間変化を求めた。

b) 最大相互相関係数 ρ_{max}

2.3(1)b)で述べた方法と同一の方法で PTT_P から HR までの ρ_{max} を求めた。

3. 結果

(1) 脈波伝播時間と血圧の相関性の検証実験

Fig.8は、筋肉負荷実験から得られたある被験者のフィルタ処理前の生の各時系列波形の例である。同図から、筋肉負荷を行うと心拍数と血圧が徐々に増加することがわかる。また、トノメトリ式血圧波形から得られる脈波伝播時間 PTT_T と光電脈波から得られる脈波伝播時間 PTT_P は互いによく似ており、それぞれが平均血圧のゆっくりとした推移と大まかに逆相関していることがわかる。逆相関する理由は、平均血圧の上昇が血管を硬くし、これに伴って脈波の伝播時間が短くなるからであると推定される。 PTT_T と PTT_P は互いの形が似ているが、それぞれの絶対値のレベルは異なる(PTT_T の平均値は PTT_P の平均値より 200ms 程度短い)。この理由は、2者の計測地点に差(血圧は手首で

測る血圧, 光電脈波は親指で測る)があり,かつ, PTT_T が圧力波が伝わる血圧脈波に基づくものであるのに対し, PTT_P は血流の移動に伴う容積脈波であるという点にあると思われる.

Fig.9は, Fig.8と同一のデータについて, Mayer波帯域に周波数成分を限定するために帯域通過フィルタ(0.05Hz~0.2Hz)を掛け,全試行区間(10分間)について平均値0分散1に規格化した後の時系列波形である. 筋肉負荷を行うと, Mayer波帯域の各波形の振幅が小さくなっていることがわかる. これは, 筋肉負荷時には筋肉を収縮させるために血流量を増大させる必要があり, 血圧との関連なしに, すなわち開ループ状態で心拍数が上昇するため, 血圧 心拍数 血圧 という開ループ状態で生じるMayer波帯域のゆらぎが減少したためであると思われる.

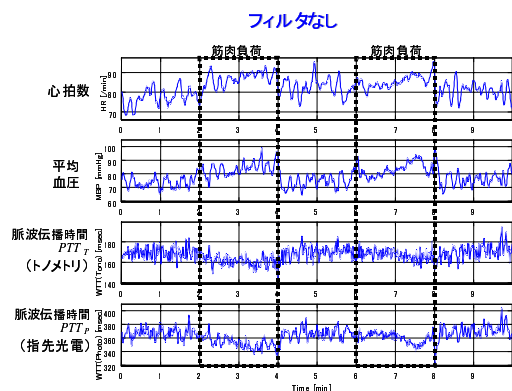


Fig. 8 筋肉負荷時のある被験者の各時系列波形の例 (フィルタ処理前)

フィルタ処理をしない生の波形のまま, PTT_T あるいは PTT_P と平均血圧との相関を求めても相関係数 r はいずれも低い. その理由は, 脈波伝播時間を求める際の誤差の周波数成分が高いところにあることと, 血圧の微小な速い変動は血管の硬さにあまり影響を及ぼさないことにあると思われる. Fig.10は, ある被験者のデータ (Fig.8と同一)において, 低域通過フィルタ(DC~0.2Hz)を掛けた後の, トノメトリ式血圧波形に基づく脈波伝播時間 PTT_T と平均血圧の相関を示すものである. 相関係数 r は0.680である.

Fig.11は, 同じデータにおいて, 同一の低域通過フィルタを掛けた後の, 光電脈波に基づく脈波

帯域通過フィルタ(0.05Hz-0.2Hz)処理 (Mayer波帯のみ)

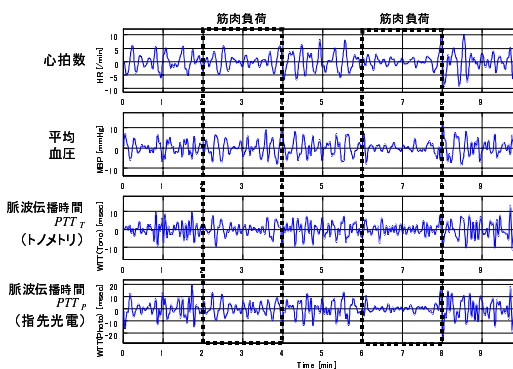


Fig. 9 Fig.8と同一のデータに対し, Mayer波帯域を通過域とする帯域通過フィルタ処理をした後の各時系列波形

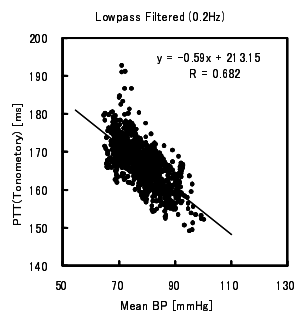


Fig. 10 ある被験者の筋肉負荷実験から得られたデータ(Fig.8と同一)を低域通過フィルタ(DC~0.2Hz)処理をしたものに関する, トノメトリ式血圧波形から求める脈波伝播時間 PTT_T と平均血圧(BP)との相関

伝播時間 PTT_P と平均血圧の相関を示すものである. 相関係数 r は0.831である.

Fig.12は, 同じデータにおいて, 帯域通過フィルタ(0.05Hz~0.2Hz)を掛け, Mayer波帯域に周波数成分を限定した後の, 光電脈波に基づく脈波伝播時間 PTT_P と平均血圧の相関を示すものである. 相関係数 r は0.870である.

以上は, 平均血圧との相関は, PTT_T の場合より PTT_P の場合の方が強く, 低域通過フィルタを掛けた場合よりも帯域通過フィルタを掛けてMayer波帯域に周波数成分を絞った方が相関が強いことを示している.

この傾向は他の被験者でも同様であった. また, この傾向は, 筋肉負荷の場合に限らず音負荷実験の場合も同様であった. すなわち, 5人の被験者の

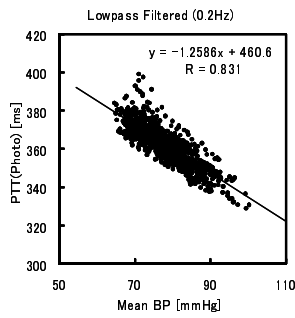


Fig. 11 ある被験者の筋肉負荷実験から得られたデータ(Fig.8と同一)を低域通過フィルタ(DC ~ 0.2Hz)処理をしたものに関する, 光電脈波から求まる脈波伝播時間 PTT_P と平均血圧(BP)との相関

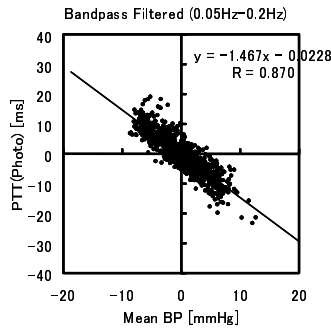


Fig. 12 ある被験者の筋肉負荷実験から得られたデータ(Fig.8と同一)を帯域通過フィルタ(0.05Hz ~ 0.2Hz)処理をしたものに関する, 光電脈波から求まる脈波伝播時間 PTT_P と平均血圧(BP)との相関

相関係数と回帰直線の傾きの平均値をまとめると, Fig.13のようになる. この図は, 筋肉負荷実験と音負荷実験のどちらについても, PTT_P の相関係数が PTT_T より有意に高いことを示している. また, 有意ではないが, PTT_P の回帰直線の傾きが PTT_T より高く, 筋肉負荷実験より音負荷実験の PTT_P の回帰直線の傾きが高い傾向があった.

(2)画像提示実験

画像提示実験で得られた8人の心拍数 HR と脈波伝播時間 PTT_P のうち, データの欠損がなく有効であったものは6人分であった.

Fig.14左列は, この有効な6人について, 心拍数変動 HR のパワースペクトルの, a)LF成分, b)HF成分, c)LF/HFの平均値と標準偏差の経時的变化を示すものである⁵⁾⁶⁾. それぞれ, 個人毎にデータの初期値を1として規格化している. 同図から,

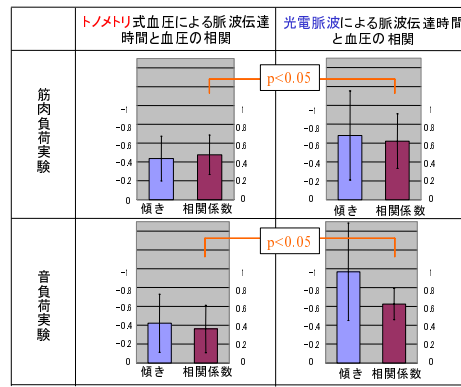


Fig. 13 脈波伝達時間と血圧の相関(5人の平均, Mayer波帯域に絞った場合)

LF成分とHF成分は「ポジティブ」画像および「ネガティブ」画像提示中に減少し, 画像提示後の安静時に上昇する傾向にあることがわかる.

一方, HF成分に対するLF成分の比であるLF/HFも画像提示後の安静時に上昇する傾向にあった. このことは, 安静時におけるLF成分の上昇の度合いがHF成分の上昇の度合いより大きいということを意味している. 試行開始直後の安静時にLF成分およびLF/HFの値があまり大きくない理由は, 試行開始直後のため被験者の心理的な緊張が十分に緩んでいないからであると推測される.

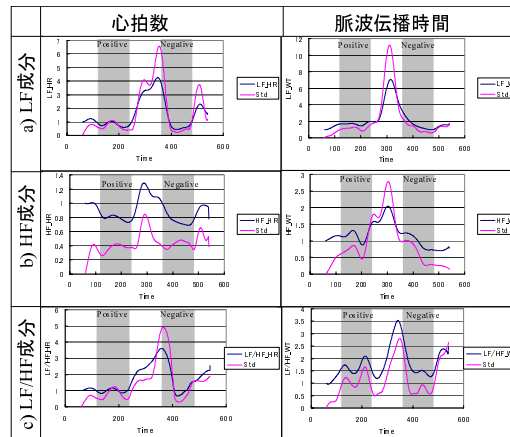


Fig. 14 心拍数 HR および脈波伝播時間 PTT_P の a)LF成分, b)HF成分, c)LF/HF成分の経時的变化(6人の平均)

Fig.14右列は, Fig.14左列と同じ6人について, 光電脈波に基づく脈波伝播時間 PTT_P のパワースペクトルの, a)LF成分, b)HF成分, c)LF/HFの平均値と標準偏差の経時的变化を示すものである. そ

れぞれ、個人毎にデータの初期値を1として規格化している。

同図から、LF成分、HF成分、LF/HFは、心拍数の場合とほぼ同様の経時的変化を示すが、LF成分とHF成分については「ネガティブ」画像提示後の上昇が遅いことがわかる。

ただし、被験者1名を除いた他の5名の被験者については、相関係数 $\rho(\tau)$ を最大とする遅れ時間 τ が設定範囲外となり、 ρ_{max} が信頼できる値とはならなかった。このため、 ρ_{max} の平均値は求めている。 τ が設定範囲外となる主たる原因は、試作機の性能上、心拍数や PTT_P に雑音多くが含まれていたこと、および、特に画像提示中にはMayer波帯の信号成分(正弦波的ゆらぎ)が極端に少なくなっていたことが考えられる。

4. 考察

(1) 脈波伝播時間と血圧の相関性の検証実験

以上の結果を元に脈波伝播時間 PTT_T が血圧の代用となるかどうかを検討する。Fig.13より、Mayer波帯域に周波数成分を絞った場合、トノメトリ式血圧計から得られる圧脈波に基づく脈波伝播時間 PTT_T と血圧との相関係数は5人の被験者の平均で0.4程度であった。これに対して、指先における光電脈波から得られる容積脈波に基づく脈波伝播時間 PTT_P と血圧との相関係数は同様に0.6程度であった。また、血圧の代わりに PTT_P を使って心拍数までの ρ_{max} の経時的変動を求めたとき、 PTT_T を使うものより、血圧自体を使ったものに近いこともわかった。したがって、視覚刺激の生体影響の評価指標として、Mayer波帯域の血圧から心拍数までの相互相関係数 ρ_{max} を計算するような方法を採用する場合、血圧の代わりに PTT_P を用いることはある程度可能であると思われる。しかし、両者の相関係数があまり高くないので、 ρ_{max} が必ずしも確実に計算できるとは限らないことに注意する必要があることがわかった。

(2) 画像提示実験

光電脈波計と心電計から構成される試作機を8台を完成させ、8人の被験者に対し映像提示実験を

行った。その結果、データが有効であった6人の被験者について、映像刺激により心拍数・脈波伝播時間のLF成分・HF成分がともに減少する傾向が確認できた。しかし、試作機を使う場合、信号に混入するアーティファクトや雑音が多いため、現在のところ心拍数と脈波伝播時間の最大相関係数 ρ_{max} は安定的に求められていない。

試作機の信号に混入するアーティファクトや雑音としては次のようなものが考えられる。

- 1) 市販の心電計に比べて試作機の心電電極の雑音対策が十分でなく、特に商用周波数雑音のレベルが大きい。
- 2) 指先へのフォトリフレクタの固定が適切でなく、脈波の感度が低く、体動の影響を受けやすい。
- 3) 心電アンプ・脈波アンプのダイナミックレンジが狭く、信号が飽和する場合がある。

しかし、上記のいずれの場合も今後装置を改良することにより改善される可能性は存在する。

5. おわりに

筋肉負荷と音負荷を用いた脈波伝播時間と血圧の相関性の検証実験の結果、

- 1) Mayer波帯域に周波数成分を絞った場合、脈波伝播時間は血圧とほぼ反比例する。
- 2) 指先光電脈波に基づく脈波伝播時間の方が、トノメトリ式血圧に基づく脈波伝播時間より血圧とよく相関する。

ことがわかった。

脈波伝播時間と心拍数は、われわれが考案した光電脈波計と心電計から成る装置で取得可能であるため、上記1)と2)は、Mayer波帯域に周波数成分を限定すれば、脈波伝播時間で代用した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} が求められる可能性があることを意味するものである。

また、この原理に基づく試作機8台を完成させ、8人の被験者に対する画像提示実験、すなわち、複

数被験者に対する同時実験を行うことができた。その結果、データが有効であった6人の被験者について、画像提示刺激により心拍数・脈波伝播時間のLF成分・HF成分がともに減少する傾向が確認できた。しかし、信号に混入するアーティファクトや雑音が多いため、現在のところ ρ_{max} は安定的に求められていない。本装置の実用化には、雑音抑制などの改良が必要であると考えられる。

今後の課題として、非侵襲小型連続血圧・心拍測定分析装置については

- 精度を高め、データ収集時のエラーを少なくする。
- データ収録部分を内蔵するように改良する。
- ρ_{max} を安定的に求められるようにする。

ことなどが挙げられる。

また、複数被験者による同時実験の今後の展開として、非侵襲小型連続血圧・心拍測定分析装置の標準化を進め、数十人から数百人規模の同時実験が可能になるような装置への拡張性を検討することが考えられる。

謝 辞

本研究は、日本自転車振興会の補助金を受け、(財)機械システム振興協会、(社)日本電子技術産業協会が実施したプロジェクト「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」の一部として行われた。ここに謝意を表する。

参考文献

- 1) 中川千鶴, 大須賀美恵子: VE酔い研究および関連分野における研究の現状, VR学会論文誌, 3(2), 31/39(1998)
- 2) 杉田典大, 吉澤 誠, 田中 明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一: 乗り物酔いしやすさと3次元映像感受性の関連性の定量的評価, 日本バーチャルリアリティ学会第6回大会論文集, 121/124(2001)
- 3) 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)

- 4) Brian Gribbin, Andrew Steptoe, Peter Sleight: Pulse wave velocity as a measure of blood pressure change, The Society for Psychophysiological Research, Vol.13, No.1, 86/90(1976)
- 5) Cerutti S., Baselli G., Bianchi A., Signorini M. G.: Spectral techniques of analysis for blood pressure and heart rate signals, blood pressure and heart rate variability, IOS Press, 39/55 (1992)
- 6) Pagani M., Federico L., Stefano G., Ornella R., Raffaello F., Paolo P., Giulia S., Gabriella M.: Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympathovagal interaction in man and conscious dog, Circ. Res., 59(2), 178/193 (1986)