

住環境での脈波解析による自律神経活動の推定
Fundamental Study on Effects of Heart Rate Variability to the Changes of the
Automatic Nervous System in Daily Living Environment

渡邊 志 安形将史* 秋田谷研人* 小川勇人*
Satoshi WATANABE Masashi AGATA Kento AKITAYA Yuto OGAWA

(平成23年10月 4日 受理)

要旨

本稿では、脈波を利用した心拍変動解析による自律神経活動の推定方法について述べる。この手法の開発により、従来の心電図解析と遜色なく簡易に測定・解析できることが明らかになった。また、健康人に対する受動的・能動的刺激下での心拍変動の挙動を解析することで、疲労回復やリラクゼーション効果を見出し、健康人の Quality of Life (QOL) に寄与することも研究の目的である。

1. はじめに

人間の活動は、感覚器による外部環境のセンシングにより、脳での思考・判断・命令といったプロセスで行われている¹⁾。脳からの命令は神経を通じて各器官に伝達されるが、その神経系統は二分されている。一つは動物性機能（運動・知覚など）に関する体性神経系であり、もう一つは植物性機能（呼吸・循環など）に関する自律神経系である。

自律神経系（植物性機能）とは、人間の内部状態を一定に保つ恒常性（ホメオスタシス）と密接に関連し、意思の支配を受けていない特徴をもつ神経系である。更に、自律神経は交感神経系と副交感神経系の二つの神経系に分けられ、互いに相反する機能を有している。それらの相反する機能とは、交感神経の場合は活動的（興奮・緊張）な場合に亢進（作用が大きくなる）し、副交感神経の場合は沈静的な場合に亢進するということである。

したがって、自律神経活動が推定できれば被験者の緊張度が推定できることにつながっていくことになる。そして、緊張度は人間の内的要因よりも外的要因（感覚器に作用する外的刺激等）によって増減することが一般的であると考えられるので、外的要因による緊張度の増減を明らかにすることができれば、それはやがて人間の Quality of Life (QOL) の向上に寄与することができると考えられる。

さて、自律神経活動の推定は、従来心電図の測定・解析により行われてきた。そして可能であれば、その手法が一番確実な手法である。ところが、心電図測定には専門的な機材と技術・知識が必要であり、かつ安静臥床状態が求められるなど、ユビキタスな状態、簡易に測定解析できる手法とは言い難い。特に、住環境で健康人を対象として自律神経活動を推定し、専ら QOL に寄与するという目的の場合では、簡便に自律神経活動が推定できる手法が求められてくる。

* 2011 年度情報デザイン学科卒業生

そこで、著者らは従来の心電図解析法と遜色なく簡易に測定・解析できる手法の開発に着手した。被験者としては、住環境での健康人を想定し、我々が遭遇する様々な外的刺激に対する自律神経の挙動についての知見を得ることを念頭においた。また、健康人（不整脈などを持たない人）では心拍＝脈拍と考えられるため、心電図測定に代わるものとして、比較的簡便に測定できる脈波に着目し、測定と解析を行い、自律神経活動の推定を行うこととした。

更に、被験者に対して各種外的刺激を提示したときの脈波解析の挙動から自律神経活動の挙動を推定し、疲労回復やリラクゼーションに効果があると思われる因子の抽出を目指して研究を行うこととした。

本稿は、これまでに得られた知見により、今後の研究の指針となるべくまとめたものである。

2. 脈波解析による自律神経活動の推定

2. 1 脈波センサによる測定原理

脈拍は、人間の「生きている証・兆候」（バイタルサイン *vital signs*）の一つである。脈拍は心臓の鼓動により発生する心拍を基にしている。そして、健康人であれば脈拍は心拍と同様に拍動を繰り返しているが、この拍動は厳密に一定ではなく、ゆらぎをもった変動を繰り返している。

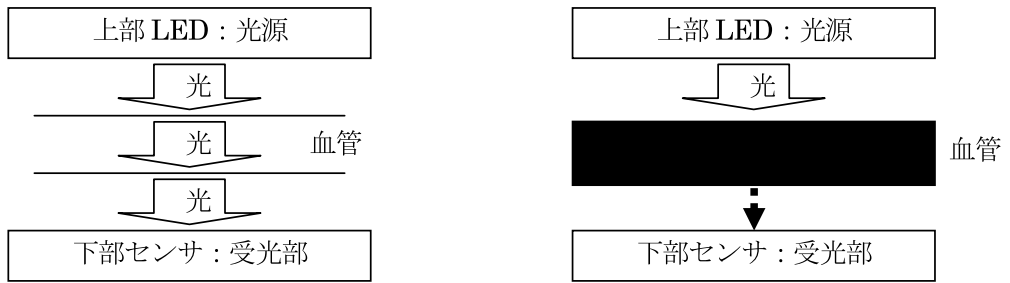
さて、心拍の測定に心電計を用いることと、その使用には専門的な技術・知識を有することが必須であることを前述した。一方で、脈拍が心拍に比べて簡便に測定できることを紹介したが、ここから具体的に述べていく。

脈拍は手首・首の付け根・指先・耳たぶ等で測定できることは経験的に知られている。そこで、そういった部分に器具を装着して脈波を捕捉（脈拍を測定）することが一般的に行われている。脈波とは、指先や耳たぶといった箇所を血流を捕捉した波形で、そのピーク（拍動が知覚される瞬間）間隔から脈拍（数）が簡便に調べられる。そして、脈波の捕捉には一般的に光源と受光部から構成される光センサが利用されている。

光センサとは、フォトダイオードに入射する光の強度によって事象の有無を検出するもので、光源である発光ダイオード（LED）と受光部であるフォトダイオードの組み合わせからなる。今、これらに指先や耳たぶを挟むことを考える。ここで、血流が少ない（光（赤外線）の透過量が多い）場合は図1の(1)（左側）のようになり、逆に血流が多い（血管が血液で満たされる：光の透過量が少ない）場合は図1の(2)の右側ようになる。実際には、(1)から(2)までの間を血流が連続的に変化していくので、その変化と同期して下部センサに受光される光の量を測定すれば、血流の変化が連続的に捉えられることになる。

したがって、図1の(1)を0、(2)の場合を255というようにアナログ数値化することで、脈波を図2のように脈波を表現できる。更に、得られた脈波情報についてAD変換を施すことでパソコンへの入力が可能となり、パソコンを利用した脈波データ解析が実現する。図3に耳たぶに装着するセンサおよびAD変換インターフェース（パソコンとの接続にはUSBインターフェースを利用）を示す。

なお、後述する指尖脈波解析装置の場合、このような透過光ではなく反射光にて血流を測定しているが、受光部の光の量によって血流の多少を測定することには変わらない。



(1) 血流が少ない場合→光は血管を透過して下部センサで受光されやすい

(2) 血流がある場合→光は血流で吸収等するため下部センサで受光されにくい

図1 光センサによる血流（脈波）捕捉の原理



図2 光センサによって捕捉された脈波の例

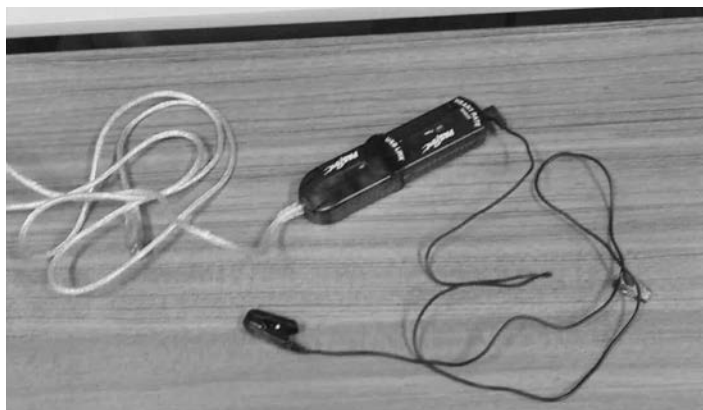


図3 脈波センサとインターフェース（USB 接続可能）

2. 2 脈波情報解析による自律神経活動の推定

2. 1で述べた原理により、脈波センサを用いて脈波を測定する。そこから得られたデータより自律神経活動の推定を行うため、必要となる解析技法が心拍変動 (HRV: Heart Rate Variability) 解析である。

HRV とは自律神経活動によって生じる心臓の拍動周期のゆらぎのことであり、通常心電図の R-R 間隔から測定される²⁾。前述したように、自律神経は交感神経系と副交感神経系の二神経系統から構成されており、その活動は両者の拮抗作用によって成り立っている。それらのうち、交感神経系は主に緊張時や興奮状態時に優位になり、心悸亢進、血圧上昇、体温上昇など身体機能を促進させる働きを有している。一方、副交感神経系は睡眠時など体がリラックスしたり落ち着いたりしているときに優位になり、心悸抑制、血圧下降、体温低下など身体機能を抑制する働きを有している³⁾。

また、HRV の短時間パワースペクトルには、0.04~0.15Hz の低域周波数成分 (LF: Low Frequency) と、0.15~0.40Hz の高域周波成分 (HF: High Frequency) に特徴があることが知られている。ここで、HF 成分は副交感神経活動の指標であり、LF 成分は交感神経と副交感神経に支配されている指標とされている^{2) 3)}。そのため、交感神経活動の指標としては LF と HF 成分との比である LF/HF を適用することが多く行われている。

更に、自律神経活動の時間領域での特徴成分として、HRV の変動係数 (CV: Coefficient of covariance) がある⁴⁾。

本稿では、健康人においては心電図の R-R 間隔とほぼ同意義であると言われている脈波のピーク間隔 (PI: Pulse wave Interval) を用いて HRV を表現する。図 4 に PI の抽出原理を示す。つまり、脈波のピークを検出し、その時刻に次のピークまでの時間間隔 (PI_1 , PI_2 , ...) を大きさとしたパルスを生成することで PI を抽出していることになる。

なお、パルス列は不等間隔の時系列信号となるため、これをサンプリング周波数 f_s (10~128Hz、実験条件に応じて変化させる) で線形補間をしながら再サンプリングし、等間隔の時系列信号 $x[n]$ を生成している。

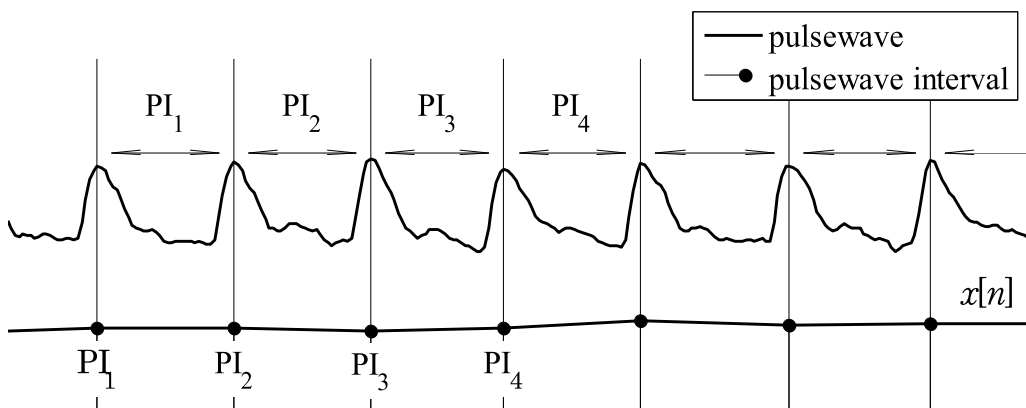


図 4 脈波ピーク間隔 PI の抽出

以上の準備の下、 N 点の $x[n]$ ($n = 0, 1, 2, \dots, N-1$) に対して、LF、HF、CV については以下のように求めることができる。

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j \frac{2\pi kn}{N}}, \quad (k = 0, 1, 2, \dots, N-1) \quad (1)$$

$$LF = \frac{\sum |X_{LF}|^2}{f_s N}, \quad X_{LF} = \left\{ X[k] \mid 0.04\text{Hz} \leq \frac{kf_s}{N} \leq 0.15\text{Hz} \right\} \quad (2)$$

$$HF = \frac{\sum |X_{HF}|^2}{f_s N}, \quad X_{HF} = \left\{ X[k] \mid 0.15\text{Hz} \leq \frac{kf_s}{N} \leq 0.40\text{Hz} \right\} \quad (3)$$

$$CV = \frac{1}{x_{av}} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - x_{av})^2} \quad (4)$$

ここで、 x_{av} は $x[n]$ の算術平均である。あわせて、式(1)はよく知られた離散 Fourier 変換である。

本稿では、HRV のパワースペクトル成分 LF/HF と、必要に応じて変動係数 CV を用いて自律神経活動を検討していく。

3. HRV 解析による自律神経活動の推定例

以上のように、著者らは脈波情報から得た HRV による平易で簡便な解析法を開発した⁴⁾。そして、特に住環境における吹奏楽曲の聴取時の HRV 解析の結果を報告し、従来の手法と遜色ない結果が得られることや、吹奏楽曲聴取による交感神経活動の沈静化⁴⁾あるいは反復聴取による「飽き」を示唆するような結果^{5) 6)}を得てきている。

3. 1 「気泡緩衝材つぶし」の HRV への影響

このような著者らの従前の研究は、音楽聴取という受動的な刺激の下での HRV に対する影響を研究したものであった。一方、作業負荷などの主体的な刺激に対する HRV 変動についての研究も盛んに行われている⁷⁾。よって、今後の HRV 解析研究の進展のためには、受動的な刺激下での HRV 解析とともに主体的な刺激下での HRV 解析も重要な研究であることは自明なことである。

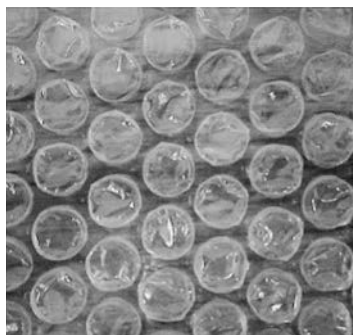


図5 気泡緩衝材（商品名：「プチプチ」など）

そこで、著者らは、主体的刺激としての「気泡緩衝材つぶし」に着目した。「気泡緩衝材」（図5）とは、「プチプチ」などの商品名で市販されており、大変身近な存在である。また、我々はその表面にある円柱状の突起をつぶす行為を長時間にわたり行ってしまふことがある。その理由としては、その突起が潰れるときの音が心地よいと思われることや、突起が無数にあることなどが挙げられる。そして、ある程度時間にわたり「つぶし行為」を行うということは、つぶす行為への集中力の高まりが予想され、その結果、HRV に及ぼす影響が生じることが期待される。

以上を踏まえ、著者らはそのような「気泡緩衝材つぶし」の作業下での HRV を測定・解析し、平常時の HRV との比較考察を行うこととした。また、作業前後の心理状態を質問紙から測定することも併せて試みることとし、質問紙には Visual Analog Scale (VAS) によって作業前後の緊張度を回答させる手法を採用した。そして、HRV 解析から得られた CV や LF/HF との関連性を考察していくこととした。

3. 1. 2 被験者

被験者として、心身ともに健康であると自己申告した男性 3 名（いずれも 21 歳）を依頼した。なお、被験者には文書及び口頭にて研究の目的を説明し、調査において個人が特定されないことを保証し、今回の調査内容は研究発表のみに活用することに同意と協力を得た。

3. 1. 3 HRV の測定および解析

著者らの既報⁴⁾と同様に実験を行った。

すなわち、被験者の耳たぶに取り付けた市販センサ（島津理化 CI-6543・サンプリング周波数 50Hz：この周波数は脈波のピークを観察するのに十分なサンプリング周波数である）により脈波を測定した。また、被験者には測定中、閉眼安静を指示し、2 分間の脈波測定⁸⁾を実施した。

測定した脈波について、脈波のピーク間隔を算出し、更に線形補間を施した上で HRV 時系列データ（100ms 間隔）を得た。それを FFT によりパワースペクトルを求め、0.04~0.15Hz の周波数帯域のパワー積分値を LF 成分とし、0.15~0.40Hz の周波数帯域のパワー積分値を HF 成分として抽出した。そして、先述したように HF 成分を副交感神経

活動の亢進を示す指標、LF 成分と HF 成分との比 (LF/HF) を交感神経活動の亢進を示す指標⁹⁾として適用し、自律神経活動の推定を行うこととした。

以上の測定と解析を、刺激を与えない状態と、気泡緩衝材つぶしを行っている状態の両者について行った。

3. 1. 4 VAS による緊張度測定

3. 1. 3の測定終了後に、左端を「緊張(集中)していた」、右端を「リラックスしていた」とした VAS 質問紙を作成し、被験者には「自分がどのような状態であったか」を各人の主観で各項目の直線上に点を打つように指示した。解答後の VAS については、被験者が打った点の中心をもとに割合を算出し、解析を行うこととした。

3. 1. 5 結果と考察

3. 1. 5. 1 「気泡緩衝材つぶし」実施下の HRV

平静時と気泡緩衝材つぶしを実施しているときの HRV 解析によって得られた LF/HF を図 6 に示す。これによれば、3 人の被験者のいずれもが気泡緩衝材つぶしを実施しているときの方が平静時に比べて LF/HF が有意に高い(有意水準 $p < 0.05$) ことがわかる。

このことは、気泡緩衝材つぶしを実施しているときの方が、交感神経活動が亢進していることを表す結果といえる。言い換えれば、気泡緩衝材つぶしによって、興奮した傾向になることを示唆した結果といえる。

3. 1. 5. 2 「気泡緩衝材つぶし」実施下の CV-RR

CV-RR は自律神経活動を反映しているが自律神経バランスを反映しているものではないとされている⁸⁾。ここで CV-RR についても 3. 1. 5. 1 同様に比較を試み、図 7 に示す。

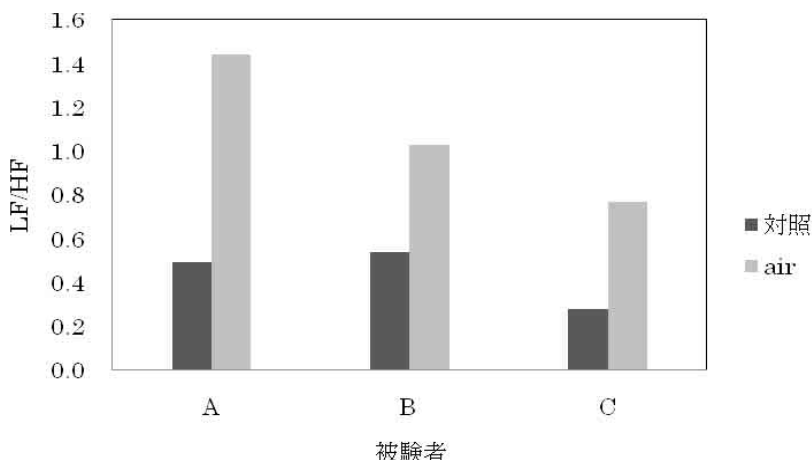


図 6 平静時と「気泡緩衝材つぶし」実施下の HRV

対照：平静時 air：「気泡緩衝材つぶし」実施下 を示す(以下の図で同様)

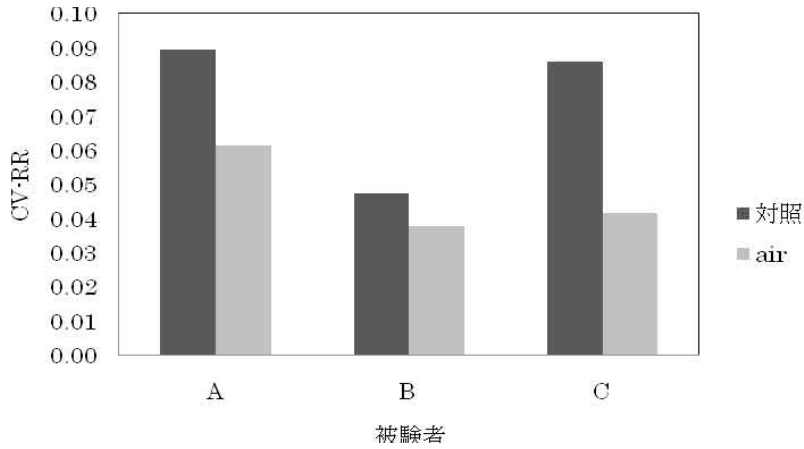


図7 平静時と「気泡緩衝材つぶし」実施下の CV-RR の比較

これによると、値の多少があるものの、気泡緩衝材つぶしを行っているときの方が CV-RR が低くなったことがわかる（有意差は発現せず）。

以上のことから、気泡緩衝材つぶしによって LF/HF は高まる（交感神経活動が亢進する）傾向にあり、CV-RR は低くなる（自律神経活動は低下する）傾向にあることが示されたと言える。

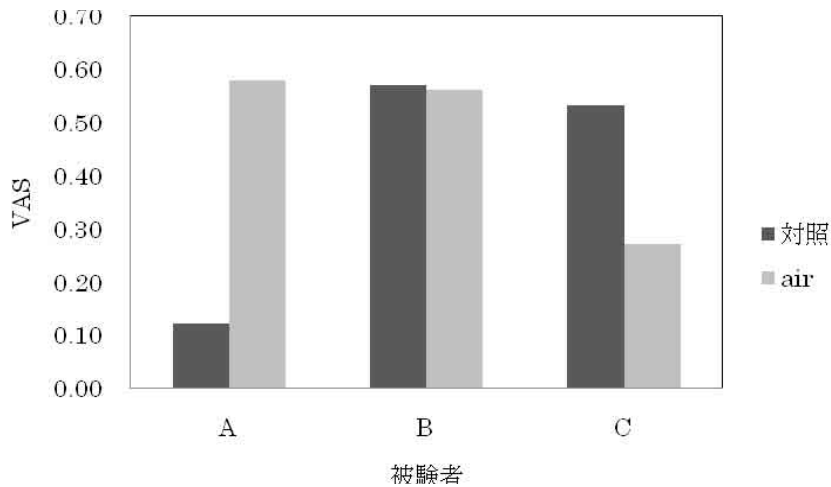


図8 平静時と「気泡緩衝材つぶし」実施下の VAS
被験者は数字が 1 に近づくほどリラックスしていると感じている。

3. 1. 5. 3 VASによる緊張度の測定

VASとは、従来のLikert Scaleなどの手法に代わるより客観的なスケール調査手法として近年医療分野などで使用され、その有用性が報告され始めた手法である^{10) 11) 12)}。本研究においても、HRV解析とは別の角度から「気泡緩衝材つぶし」の状況を探ることを試みた。前述したように、VASでは「緊張・リラックス」について被験者の主観を回答させた。前節同様に、VASの値を比較したものを図8に示す。

図8には、図6や7と異なり、決定的な傾向が見出せないことが示されている。

HRV解析が「無意識」の推定であるのに対し、VASの解析は「意識」の推定である。気泡緩衝材つぶしを実施しているとき、被験者は自らを概ね「リラックスしている」と判断しているといえるが、HRVの解析からはその判断を裏付ける結果が得られたとはいえない。意識と無意識との違いが得られたのかどうか、今後の更なる探求が求められる。

3. 2 不快音聴取によるHRVへの影響

現代社会において、人はさまざまな精神的あるいは肉体的負荷によってストレスを受けている。ストレスは精神的健康を阻害する原因のひとつであり、健全な生活の実現(QOLの向上)のためにストレスを軽減する方法の確立が望まれている。

しかしながら、ストレスや人の感情の動き(情動)は一般的に定量的に取り扱うことが困難である。そのため、まずは情動を定量的に計測する目的で、脳波やHRVなどのバイタルサインを解析する手法が提案されてきている。

ここでは、ストレスによる情動を定量的に計測評価することを目的とし、ストレス源として不快音を音要素として用いて、まずは、その提示前後の情動の変化をHRVのパワースペクトル解析により定量化を試みる。その手法とあわせ、VAS^{10) 11) 12)}を応用した主観的評価の定量化も実施することとした。

3. 2. 1 被験者

被験者として、心身ともに健康であると自己申告した男女7名を依頼した。なお、被験者には文書及び口頭にて研究の目的を説明し、調査において個人が特定されないことを保証し、今回の調査内容は研究発表のみに活用することに同意と協力を得た。

3. 2. 2 不快音の作成とその提示

提示する不快音として、実際に発砲スチロールをこすり合わせた音について、サンプリング周波数44.1kHz、量子化ビット数16bitでデジタル化した音源を準備した。さらに、断続的にこすれ音を発生させ、不快音全体の継続時間が30secとなるように編集した。音源についてはヘッドフォンから提示し、音量を裸耳で70dB(A)の騒音として認識されるように調整して提示した。

3. 2. 3 HRVの測定および解析

本手法は著者らが開発した手法⁴⁾に一部改良を加えたものである¹³⁾。

まず、脈波の測定には、脈拍センサ(島津理化CI-6543)を使用した。センサからの脈波情報はインターフェース(島津理化PS-2001)でデジタル化され、ノートパソコンに

3. 2. 5 結果と考察

3. 2. 5. 1 不快音聴取による LF/HF

不快音聴取による LF/HF を図 10 に示す。これによると、ほとんどの者が不快音の聴取中に LF/HF が上昇している。これは不快音聴取による緊張度（不快度）の増加を示唆しているものと考えられる。

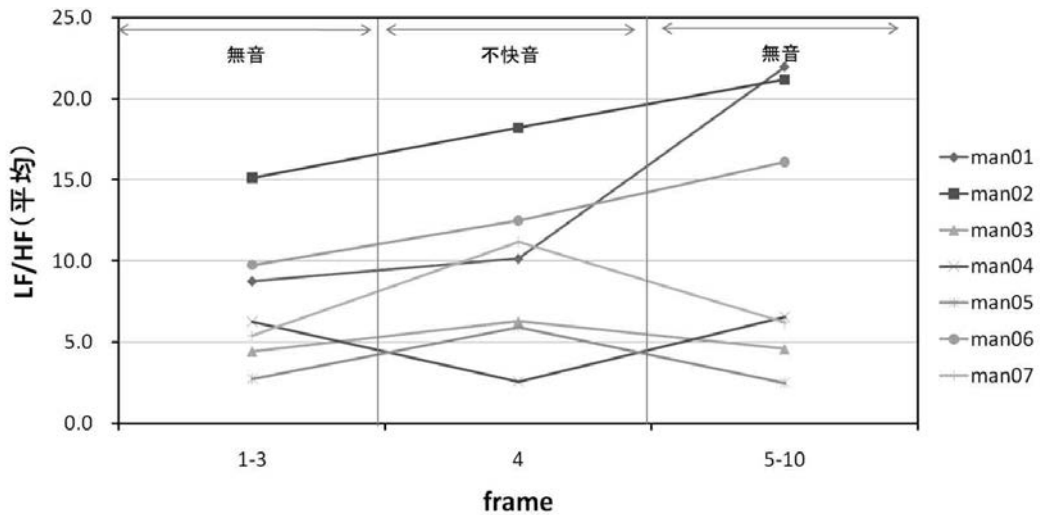


図 10 不快音聴取前後の LF/HF の挙動

frame1-3：無音・4：不快音聴取中・5-10：不快音聴取後（以下同様）

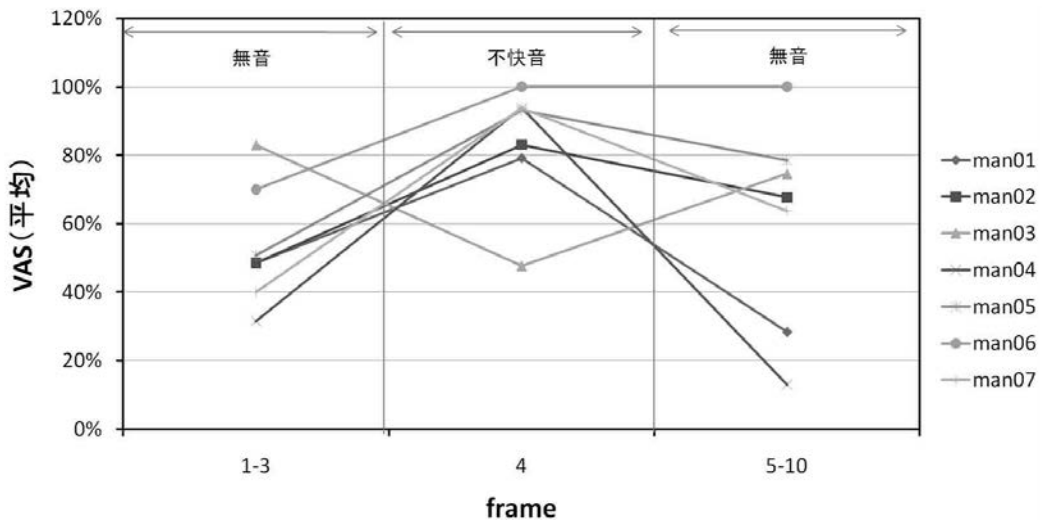


図 11 不快音聴取前後の VAS の挙動

3. 2. 5. 2 不快音聴取による VAS

実験後に調べた VAS の結果について、図 11 に示す。これによると、ほとんどの者が不快音の聴取中の不快度が上昇している。このことと、3. 2. 5. 1 の結果を合わせ、意識や無意識より得られる指標がほぼ一致した結果が得られたと考えられる。

3. 3 嘘をついているときの HRV への影響

3. 2 で述べた背景の下、ストレスによる情動を定量的に計測評価することを目的とし、ストレス源として被験者に嘘をつかせ、その時の情動の変化について HRV のパワースペクトル解析により定量化を試みる。その手法とあわせ、VAS を応用した主観的評価の定量化も実施した。

そして、以上から得られた知見より情動を定量的に扱うことの可能性を探り、ストレス軽減効果のあるパラメータの決定法を確立するための基礎的知見を得ることを目的とした。

3. 3. 1 被験者

被験者として、心身ともに健康であると自己申告した男女 8 名（平均年齢 28.3 歳）を依頼した。なお、被験者には文書及び口頭にて研究の目的を説明し、調査において個人が特定されないことを保証し、今回の調査内容は研究発表のみに活用することに同意と協力を得た。

3. 3. 2 ストレス源としての虚言の発言

前述したように本論文では、ストレス源として被験者に「虚言の発言（嘘をつく）」をさせることとした。さらに、できるだけ平易に虚言が発言できるように「質問に対して、「はい」または「いいえ」で口頭回答する」という方式を採用した。すなわち、図 12 に示すような質問紙（80 問）を準備しておき、質問者による質問に対して被験者が「はい」または「いいえ」で回答する手法である。なお、質問順序が被験者ごとに同一にならないように質問時に工夫した。

実験の sequence については、最初の 90sec は質問に対して正しい回答を求め、次の 90sec は質問に対して虚言での回答を求めるとし、その間の HRV を測定していくこととした。また、質問者からの発問速度は 1 問につき約 2.5sec であった。

3. 3. 3 HRV の測定および解析

著者らの既報⁴⁾と同様に実験を行った。すなわち、被験者の耳たぶに取り付けた市販センサ（島津理化 CI-6543：サンプリング周波数 50Hz（脈波のピーク検出には十分なサンプリング周波数））により脈波を測定した。また、実験 sequence については、3. 3. 2 で述べた通り（図 13）、合計 180sec 間について脈波を測定することとした。更に、測定した脈波については、脈波のピーク間隔を算出し、更に線形補間を施した上で HRV 時系列データ（100ms 間隔）を得た。それを FFT によりパワースペクトルを求め、0.04~0.15Hz の周波数帯域のパワー積分値を LF 成分、0.15~0.40Hz の周波数帯域のパワー積分値を HF 成分として抽出した。そして、HF 成分を副交感神経活動の亢進を示す指

標、LF 成分と HF 成分との比 (LF/HF) を交感神経活動の亢進を示す指標⁹⁾ として適用し、自律神経活動の推定を行うこととした。

3. 3. 4 VAS による主観評価

3. 3. 3 に示した実験終了後、VAS による被験者の心理状態の主観的評価を測定した。すなわち、被験者の「緊張-リラックス」という心理状態について、実験前・質問に正しく回答している間 (ホントを言っている) ・質問に虚言で回答している間の 4 区間についてそれぞれ測定した。主観評価測定に用いた質問紙を図 4 に示す。なお、得られた回答については、リラックスしている時に 1 となるように評価することとした。

3. 3. 5 結果と考察

3. 3. 5. 1 嘘をついているときの LF/HF

嘘をついているときの LF/HF について、図 15 に示した。これによると、本当のことを答えているとき (前半) よりも嘘をついているとき (後半) の方が上昇した被験者が多かった。一方、後半で下降している被験者および、LF/HF の値がほぼ横ばいの被験者もいる。

男性ですか？	(はい / いいえ)
大学生ですか？	(はい / いいえ)
甘いものは好きですか？	(はい / いいえ)
辛いものは好きですか？	(はい / いいえ)
コンタクトをつけたことはありますか？	(はい / いいえ)
メガネをつけていますか？	(はい / いいえ)
朝飯を食べましたか？	(はい / いいえ)
タバコを吸っていますか？	(はい / いいえ)
お酒は好きですか？	(はい / いいえ)
坊主にしたことはありますか？	(はい / いいえ)
学校を休んだことがありますか？	(はい / いいえ)
逆上がりを 20 回連続でできますか？	(はい / いいえ)
腕立て伏せを 20 回連続でできますか？	(はい / いいえ)
状態起こしを 20 回連続でできますか？	(はい / いいえ)
懸垂を 10 回連続できますか？	(はい / いいえ)
50m 泳げますか？	(はい / いいえ)
10km 走れますか？	(はい / いいえ)
30分正座で座れますか？	(はい / いいえ)
3時間立っていられますか？	(はい / いいえ)
3時間横に倒れていられますか？	(はい / いいえ)
警察に捕まったことがありますか？	(はい / いいえ)
警察に職務質問されたことがありますか？	(はい / いいえ)
車の免許を持っていますか？	(はい / いいえ)

図 12 被験者への質問集 (質問者の発問に対して、被験者は「はい/いいえ」で回答する)

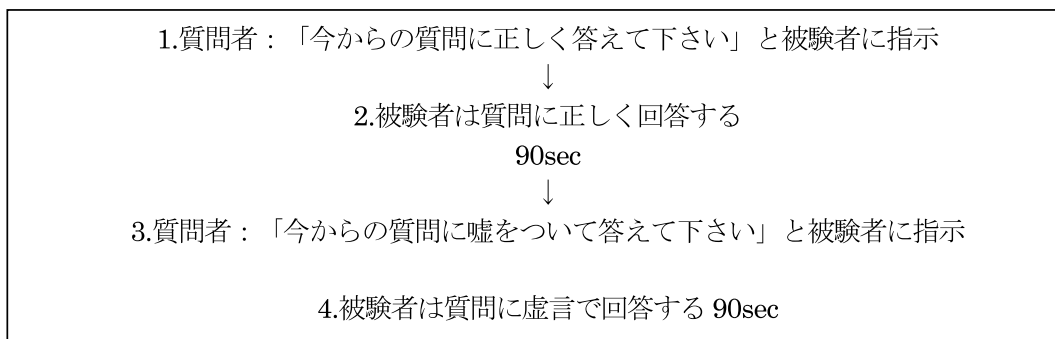


図 13 3. 3. 3 (実験) の sequence

◎あなたの緊張度（リラックス度）を教えてください。

この調査結果は、個人が特定できないような統計処理をして学術研究に利用させていただきますので、よろしく願いたします。

	緊張している	リラックスしている
実験前	-----	-----
ホントを言っているとき	-----	-----
ウソをついているとき	-----	-----
実験後	-----	-----

図 14 VAS による質問紙

3. 3. 5. 2 VAS によるリラックス度

VAS によるリラックス度について、図 16 に示した。これによると、全員が本当のことを答えているとき（ホント）よりも嘘をついているとき（ウソ）の方が下降した。嘘をつくときはリラックスできないことが示された結果である。

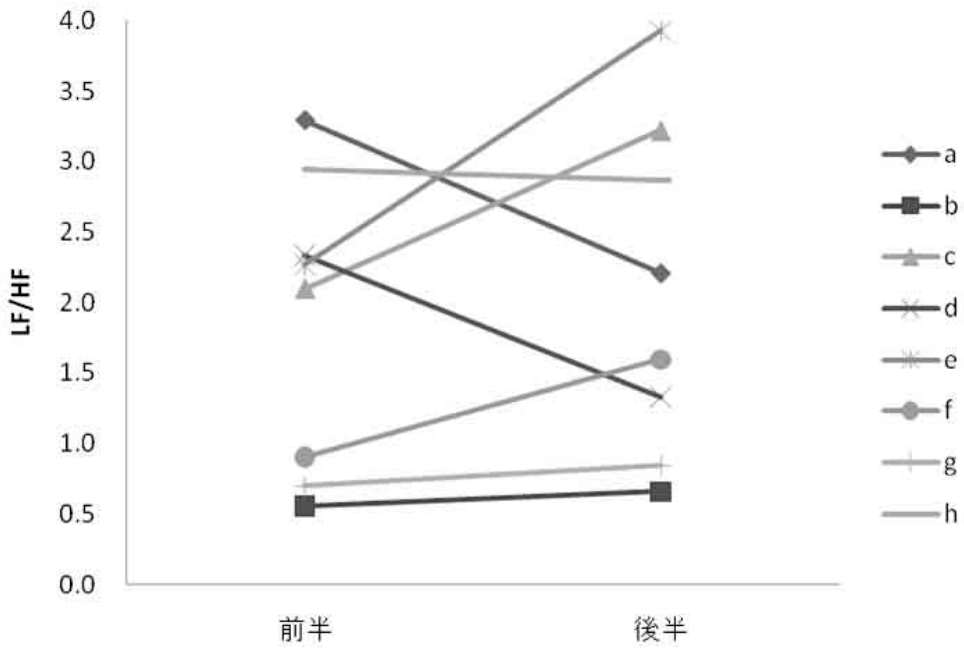


図 15 LF/HF の挙動

前半：質問に対して正確に答えている・後半：質問に対して嘘で答えている

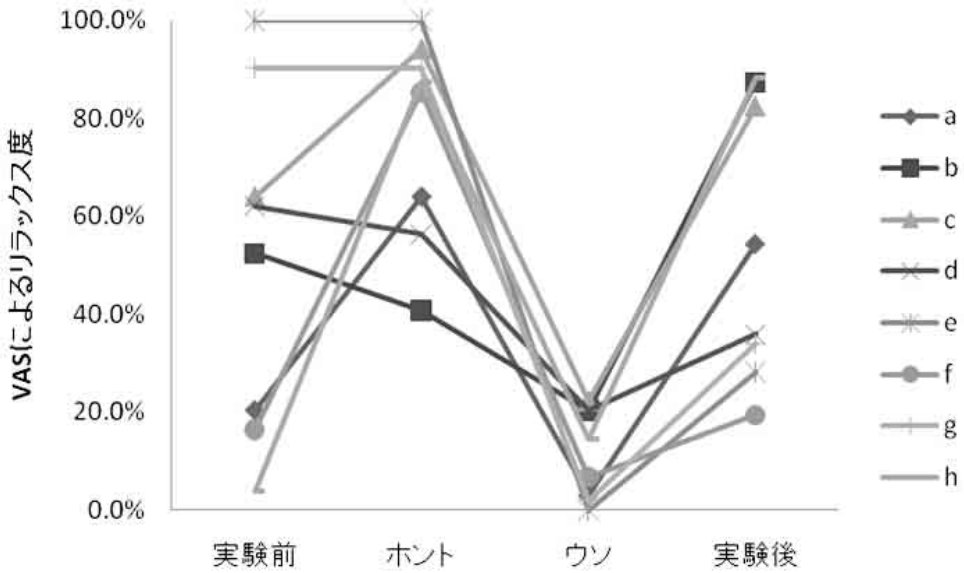


図 16 VAS の挙動

ホント：本当のことを答えているとき・ウソ：嘘で答えているとき

4. 指尖脈波より得られる加速度脈波解析による自律神経活動の推定（現状と今後の展望）

今まで述べた研究は、脈波センサを耳たぶに挟み、それにより得られた脈波情報を解析して得られたデータより自律神経活動を推定したものであった。この手法は簡便であるものの、データ処理の過程、特に脈波ピークを算出する部分（図4参照）が自動化されておらず、大量のデータ収集やデータ処理の迅速化が困難であった。

また、脈波計測に関しては、脈波（容積脈波）自身の持つ

1. 基線が不安定である
2. 単調な波形のため評価可能な情報量に乏しい

等というデータ上の欠点をも有している。

そこで、手法上の欠点や脈波計測上の欠点を克服し、脈波解析の向上を図るため、加速度脈波解析装置の導入を試みた（加速度脈波については次節で言及する）。ここで、幸いにも平成23年度静岡産業大学研究助成金の交付を受けたことにより、加速度脈波解析システム「アルテット CDN」（ユメディカ社製）を導入することができた。

ここでは、最初に指尖脈波の測定原理と、それより得られる加速度脈波について述べていく。次に解析システムの概要、そして現在までの評価実験結果を報告し、更に今後の展望についても述べていくこととする。

4. 1 指尖脈波測定の原理

導入された加速度脈波解析システムは、指先より得られた脈波（指尖脈波）を二回微分することによって導出される加速度脈波を解析することによって自律神経活動の指標である LF/HF や CV を求めるものである。

まずは、加速度脈波を導出する源である指尖脈波の測定原理¹⁵⁾について述べる。図17に測定する指先を置くセンサを示した。指尖脈波測定時には図17の上部のカバー（ロゴのある部分）を上を開け、検出部を覆うように任意の指を置き、カバーを閉じることで指尖脈波を測定できる。

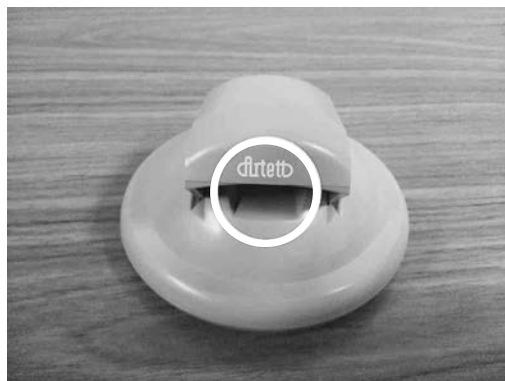


図17 指尖脈波測定装置（センサ）

中央部（○印・ロゴ文字の下部）に指先を置く。
ロゴ文字のある部分はセンサを覆うカバーで、上を開く。

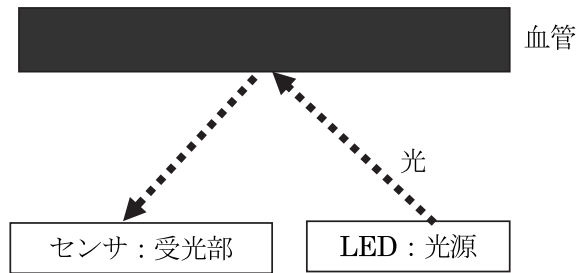


図 18 指尖脈波測定原理：光源から放たれた光（赤外線）は血管方向に向かう。

血流が多い場合：光は血流に吸収されるので、受光部へ向かう光は減少する。

血流が少ない場合：受光部へ向かう光は多くなる。

受光された光の量を血流の量に置き換える→指尖脈波の測定が可能。

更に、センサと指内部の血管について模式化したものを図 18 に示す。ちょうど指の腹方向に光源とセンサがあることになる。光源から放たれた光（赤外線）は血管方向に向かう。もし、血流が多くあれば、光は血流に吸収される（∵赤外線が血液中のヘモグロビンに吸収される）ので、受光部へ向かう光は減少する。逆に血流が少なければ受光部へ向かう光は多くなる。つまり、血流の量によって受光部へ向かう光の量が決まる。したがって、受光された光の量を血流の量に置き換えることで、指尖脈波の測定が可能となる。

このようにして、指先をセンサに置くことで指尖脈波の測定が可能である。

4. 2 加速度脈波の導出¹⁶⁾

このようにして得られた指尖脈波は容積脈波である。容積脈波については、本章の冒頭で述べたように、1.基線が不安定である 2.単調な波形のため評価可能な情報量に乏しいという欠点を有している。そこで、容積脈波を微分する方法が提唱されており、容積脈波を二次微分波形とした加速度脈波が提案され、その波形の評価法や、波形の変化に関する因子の検討が進められた。このように得られた加速度脈波は容積脈波に比較して基線が安定し、より多くの明瞭なピークがあることから、加速度脈波のピーク間隔（PI）解析の他にも生理機能との関連や血行動態の研究に適したものとなった。図 19 に実際に測定された加速度脈波を示す。

4. 3 加速度脈波解析システム

図 20 に今回導入された加速度脈波解析システム「アルテット」を示す（注：商品名は「加速度脈波測定システム 「アルテット」」だが、ここでは便宜上「加速度脈波解析システム」と呼称する）。図 17 に示したセンサを USB インターフェースによりノートパソコンに接続し、専用ソフトウェアによって加速度脈波を取り込み、解析を行う。

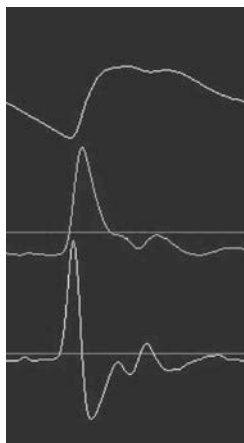


図 19 計測された加速度脈波の例
上・容積脈波、中・速度脈波（容積脈波の一次微分脈波）、下・加速度脈波



図 20 加速度脈波解析システムの外観

下中心付近に見える機器がセンサ。センサは USB インターフェースによって、ノートパソコンに接続される。画面では加速度脈波解析画面（CV と LF/HF（自律神経活動推定の指標））を表示している。

4. 4 加速度脈波解析による LF/HF および CV の算出

自律神経活動推定の指標である LF/HF および CV の算出原理については 2. 2 と同様である。今回導入された加速度脈波解析システム内には、「指尖脈波測定/加速度脈波導出～PI 算出～パワースペクトル解析および CV の算出」の機能、つまり測定から解析までのすべての段階について一つのソフトウェアとして実装されている。図 21 に LF/HF の解析画面の例、図 22 に CV の解析画面の例をそれぞれ示す。

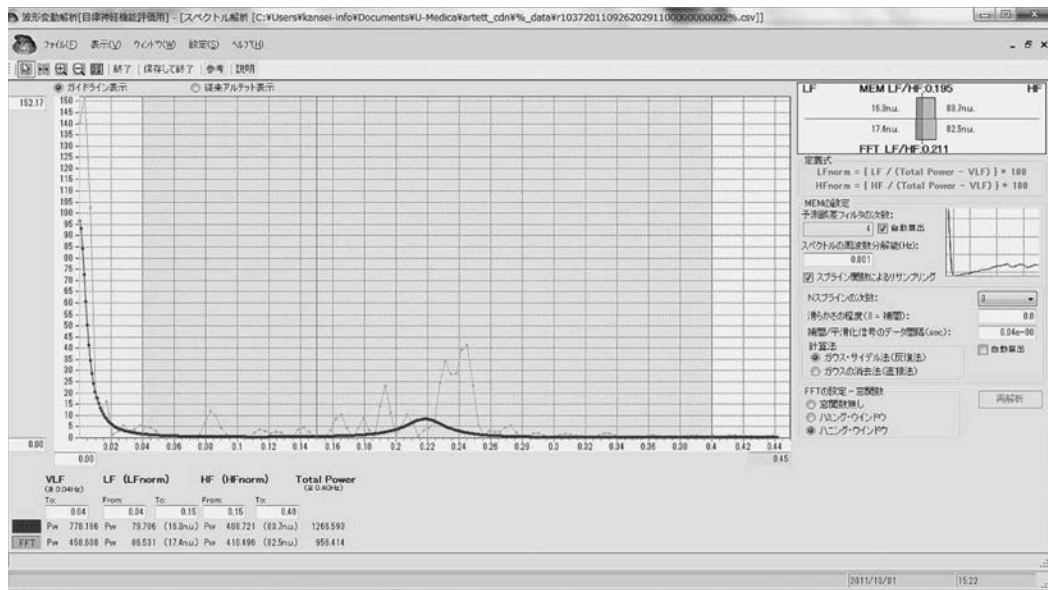


図 21 LF/HF 解析画面の例

パワースペクトル：画面中央部に表示・LF/HF：画面右上に表示

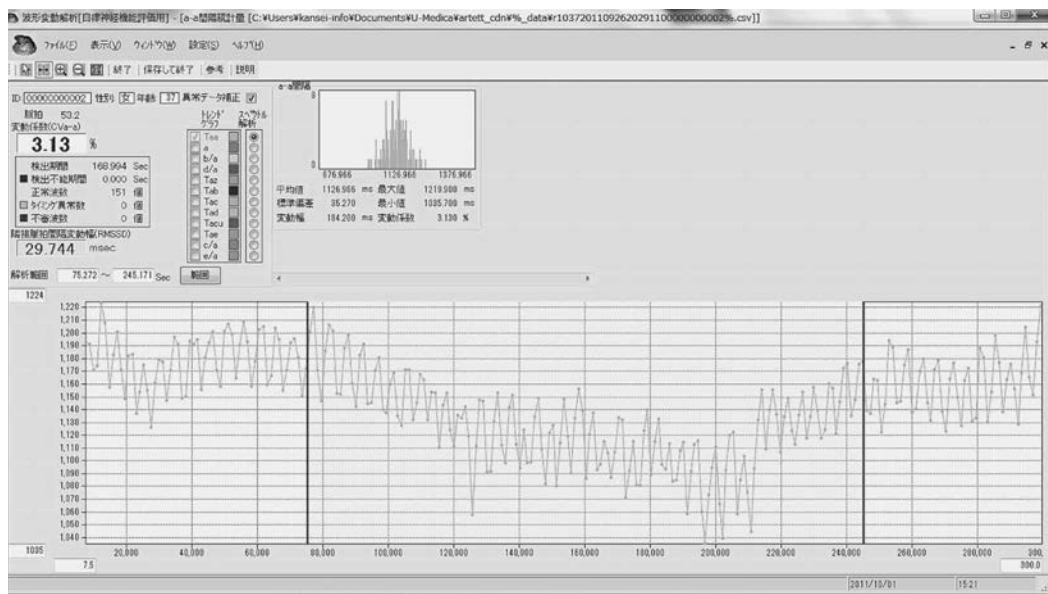


図 22 CV 解析画面の例

画面左上「3.13」と見えるのが CV。画面下部は PI の変化を示す。

4. 5 本システムを用いた実験例

本システムを用いた実験例を示す。本システムを用いて、「音楽聴取前後における LF/HF の挙動」を調べる実験を2名の被験者を対象にして行った。図23には実験 sequence を示し、更に図24には得られた LF/HF を、図25には得られた CV を示す。これらによると、LF/HF と CV のいずれも、音楽聴取により減少する傾向にあるという従来の研究と一致する結果⁶⁾が得られている。しかしながら、まだ被験者が少ないため、今後さらなる実験を重ねていく必要がある。

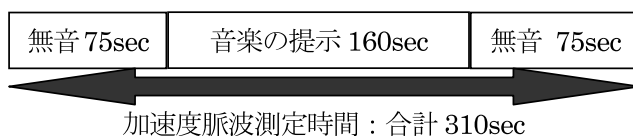


図23 4. 5 (実験) の sequence

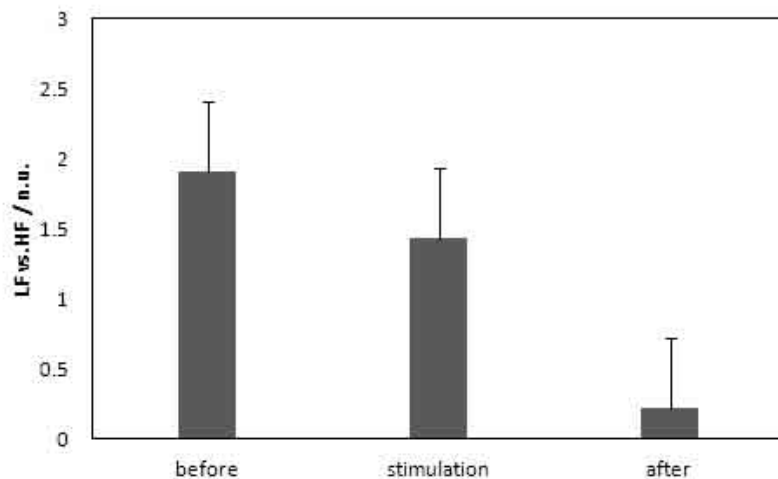


図24 加速度脈波解析による音楽聴取前後の LF/HF

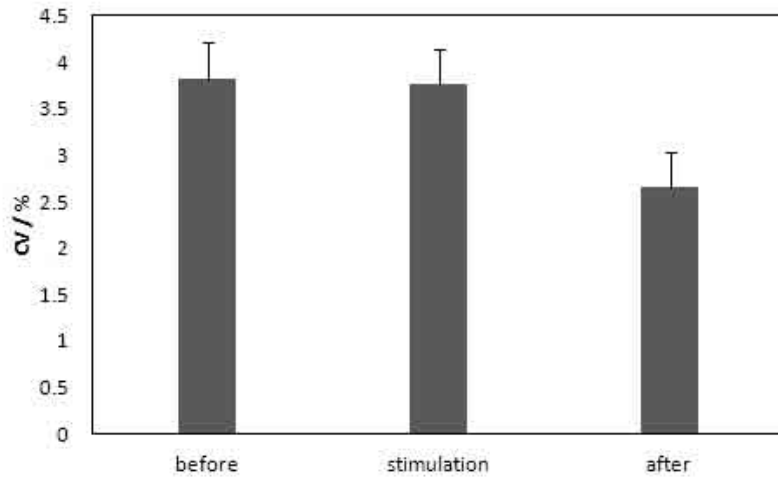


図 25 加速度脈波解析による音楽聴取前後の CV

5. おわりに

脈波解析による自律神経活動の推定について、著者らが開発した手法による研究、すなわち、「気泡緩衝材つぶしを行っているとき」、「不快音聴取時」および「嘘をついているとき」について研究を行い、一定の傾向が生じる結果が得られた。また、平成 23 年度に導入された加速度脈波解析による自律神経活動の推定について、その応用の可能性を示すこともできた。今後は加速度脈波解析を中心にして、主体的・受動的刺激の提示による自律神経活動推定の研究を遂行し、健康人の QOL に寄与できる（ストレス解消・疲労回復など）成果につなげられるようにしていきたいと考えている。

6. 謝辞

本研究の遂行に当たって、平成 23 年度静岡産業大学研究助成金（「自律神経活動に対する主体的刺激及び受動的刺激の影響に関する基礎研究」）の交付を受けた。ここに記して感謝する。

参考文献

- 1) 赤澤堅造、バイオメカニズム・ライブラリー 生体情報工学、東京電機大学出版局、2001
- 2) 早野順一郎、循環系指標のスペクトル解析、自律神経、Vol.35、No.2、pp.110-117、1998
- 3) 後藤貴文、松浦弘毅、村本健一郎、心拍変動解析による自律神経機能の推定、信学技報、MBE2002-76、Vol.102、No.507、pp.13-16、2002
- 4) 渡邊志、高上僚一、複数の健康人に吹奏楽曲を同時聴取させた場合の心拍変動、バイ

オメディカル・ファジイ・システム学会誌、Vol. 8、No. 1、pp. 41-48、2006

5) 渡邊志、高上僚一、音楽教育を受けた被験者に同一吹奏楽曲を反復聴取させた場合の心拍変動、バイオメディカル・ファジイ・システム学会誌、Vol. 10、No. 1、pp.19-25、2008

6) 渡邊志、高上僚一、同一吹奏楽曲の反復聴取による心拍変動の解析、バイオメディカル・ファジイ・システム学会誌、Vol. 11、No. 1、pp. 57-60、2009

7) 阪本清美、青山昇一、浅原重夫、村田直史、水科晴樹、金子寛彦、作業負荷量が瞳孔径の周波数変動に及ぼす影響、信学技報、Vol.107、No.248、pp.23-26、2007

8) 高田晴子、高田幹夫、金山愛、心拍変動周波数解析の LF 成分・HF 成分と心拍変動係数の意義、総合健診、Vol.32、No.6、pp.504-512、2005

9) 森忠三、安本義正、心拍ゆらぎと自律神経系、日本音楽療法学会誌、Vol. 2、No. 2、pp. 129-136、2002.

10) 福岡正裕、米延策雄、山本利美雄、多田浩一、養護学校教職員と製造業従事者の腰痛の比較-VAS、PD による腰痛の定義の導入、日本腰痛学会雑誌、Vol.7、No.1、pp.79-88、2001

11) 森谷きよし、橋本好弘、花園一正、河口明人、Visual Analog Scale (VAS)で評価した救急隊員の勤務時における心身負荷、体力科学、Vol.52、No.6、p.777、2003

12) 羽成隆司、高橋晋也、認知的操作が visual analog scale による嗜好測定に及ぼす効果:色好嫌の活性化課題を用いて、日本色彩学会誌、Vol.28、pp.48-49、2004

13) 森幸男、近藤優輝、武内諭右大、安形将史、秋田谷研人、小川勇人、松本有二、渡邊志、不快音提示時の心拍変動 (HRV) 解析と視覚的アナログ尺度 (VAS) による心理評価との相関、平成 23 年電気学会電子・情報・システム部門大会、2011 年 9 月、富山

14) 吉川信嘉、小松隆、森寺邦三郎、心電図 R-R 間隔による自律神経検査法について、自律神経、Vol.24、No.1、pp.21-27、1987

15) 株式会社ユメディカ、加速度脈波測定システム アルテット 取扱説明書

16) 山口浩二、新たな疲労の診断法 加速度脈波を用いた診断法、総合臨牀、Vol.55、No.1、pp.57-64、2006