

【論文】

心拍揺らぎによる精神的ストレス評価法に関する研究

Study of Mental Stress Evaluation based on analysis of Heart Rate Variability

松本 佳昭(正会員) , 森 信彰(正会員) , 三田尻 涼(非会員)* , 江 鐘偉(正会員)*

Yoshiaki Matsumoto, Nobuaki Mori, Ryoh Mitajiri* and Zhongwei Jiang *

Abstract

To prevent various lifestyle-caused diseases, mental health care in daily life is one of the most important issues in recent years. This paper proposes quantitative analysis method of mental stress using heart rate variability (HRV). Concretely speaking, we proposed the geometric figure analytical method of HRV in consideration for respiration sinus arrhythmia (RSA). Then mental stress is quantitative evaluated by analyzing the characteristic of its plots. Experiments were repeated 51 times on 3 healthy male volunteers. The proposed method was confirmed efficiently, because of the measurement time is about half and the measurement dispersion is decreased in comparison with the conventional analysis methods.

Key Words

mental stress, heart rate variability, RR interval, RSA, Poincaré Plot

1. はじめに

現代社会において、人々は精神的又は、肉体的負荷による様々なストレスを受けており、これらを避けて生活することはできない。過度のストレスが長期間にわたって継続すると、自律神経系や副腎皮質ホルモンなどの内分泌系にも変調を来すことがわかっている¹⁾。また、ストレスによって乱された生活習慣による肥満や運動不足などによって、これが生活習慣病の遠因になっているとも言われている。このような背景から、日々のストレスを家庭等において手軽にチェックし、ストレス状態を自覚し、セルフコントロールを支援する装置へのニーズが高まっている。人が精神的ストレスを受けると、内分泌系や自律神経系に変調を来すことから、これらを計測することによってストレスを解析する研究が多くなされできている²⁾。

2010年4月6日受理

2010年7月2日最終原稿受理

(地独)山口県産業技術センター、宇部市あすとぴあ 4-1-1

*山口大学大学院理工学研究科、宇部市常盤台 2-16-1

Yamaguchi Pref. Ind. Tech. Inst, 4-1-1 Asutopia Ube Yamaguchi, 755-0195, Japan

*Yamaguchi University, 2-16-1 Tokiwadai Ube Yamaguchi, 755-8611, Japan

内分泌系による解析は、血液や唾液、尿に含まれるホルモンなどの成分を分析するものである。これらは、精度の高い分析ができる反面、微少な含有物を分析するための高価な機器が必要となるため、手軽な評価機器としての実現は困難であった。最近では、家庭や医療機関などで手軽に評価できる手法として実用化されたものに、唾液中のアミラーゼ分泌量を計測する手法がある³⁾⁴⁾。これは、緊張時に唾液中のアミラーゼの分泌が促進されることに着目したものである。専用の計測チップを数十秒間口腔内に挿入するだけでアミラーゼ分泌量が測定できるため、手軽で低価格に、しかも血液などと異なり非侵襲に計測ができる手法として注目されている。しかしながら、計測器は飛躍的に低コストを実現したものの、専用の使い捨て計測チップが必要である⁵⁾。

一方、自律神経系による解析では、心拍、呼吸、脈波などのバイタルサインの他に、脳波、顔面温度、皮膚表面温度や表面電位、眼球運動などの様々な生理反応から評価する手法が研究されている^{6)~20)}。これらの解析手法は、非侵襲に計測ができること、生体情報の計測は増幅器とフィルタの構成で実現できることから比較的低コストで実現可能な利点がある。その中で最も多く利用されている生理情報のひとつが心拍変動 (HRV, heart rate variability) 解析である⁹⁾。HRV は心電図 (ECG, Electrocardiogram) や脈波などから計測した心拍周期の変動を解析するもので、解析指標としては、統計的指標に基づく指標や周波数解析による手法がよく知られている¹⁰⁾¹¹⁾。HRV による

精神的ストレス解析手法は、以前から多くの研究がなされてきている^{12)~18)}。特定の目的への応用や、実時間で利用可能な簡易推定法なども幾つか提案されている。しかしながら、実用化されているものはほとんど無く、診療現場では複数の指標を専門医が総合的に判断するのが一般的である。

そこで本論文では、非侵襲にしかも家庭での利用を前提にした安価で簡易な計測器の開発を目的に、HRV に着目した簡易ストレス評価方法を提案する。具体的には、HRV から呼吸性洞性不整脈成分(以降 RSA, respiration sinus arrhythmia)による影響を低減させた幾何学的図形解析手法を提案する。提案手法を用いれば、周波数解析手法に比べて大幅に短時間な計測で評価することが出来、しかも簡易な演算処理で評価するため装置を安価に出来る利点がある。なお、本論文では RSA の影響を低減させた手法を提案するが、逆に RSA のパワーを積極的に利用した解析手法も提案されている¹²⁾¹³⁾。

2. 心拍変動による自律神経活動解析

2.1 心拍変動とストレス解析

心拍は、交感神経と副交感神経によって拮抗的に支配されている。これら自律神経活動の静的なバランスは心拍に反映され、その揺らぎである HRV はバランスの揺らぎを反映すると言われている⁹⁾。このようなことから、古くから HRV を活用した自律神経の活動状態を解析する研究が数多くなされてきている^{11)~20)}。一般的に、HRV 解析には 5 分間 ECG を基準とする短時間 HRV 解析と、24 時間 ECG を基準とする長時間 HRV 解析がある。前者は、主に自律神経機能評価に用い、後者は心疾患の予後予測に用いられている⁹⁾¹⁰⁾。

HRV 解析は、目的に応じて、時間領域での指標と周波数領域での指標がある⁹⁾¹⁰⁾。時間領域指標には、統計学的な指標と、ポアンカレプロットに代表される幾何学的解析手法がある。周波数領域指標は、高速フーリエ変換や最大エントロピー法などによって 0.15Hz~0.4Hz の高周波成分 (HF, High Frequency component) と、0.04Hz~0.15Hz までの低周波成分 (LF, Low Frequency component) のスペクトルを求め LF/HF を指標とすることで交感神経と副交感神経のバランスを推定するものである。但し、周波数領域での解析手法では、通常 5 分間以上の測定を標準としている。文献によると、周波数解析の都合上 100 拍以上とされている⁹⁾¹⁰⁾。

日々の生活において手軽に利用するためには、測定はできるだけ短時間に、しかも測定期にノイズなどによる誤計測にロバストな指標の方が有利である。このことから、本研究においては誤計測に強いとされる幾何学的図形解析手法に着目することにした。代表的な手法に、ポアンカレプロット(ローレンツプロットとも呼ばれる)がある^{15)~17)}。ポアンカレプロットは、各種ノイズ解析、カオス時系列の特徴解析手法のひとつとして知られており、近年では不整脈自動解析¹⁷⁾、心臓自律神経機能解析¹⁸⁾、睡眠状態の解析¹⁹⁾、副交感神経の解析²⁰⁾など、生体解析にも広く応用されている。ポアンカレプロットとは、2 次元直交グラフ上に、心拍周期の揺らぎ状況を幾何学的に表現する手法である¹⁵⁾。具体的には、

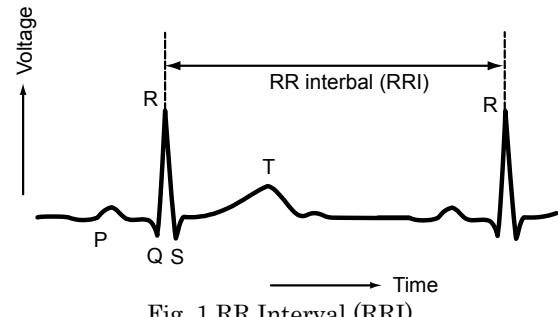


Fig. 1 RR Interval (RRI).

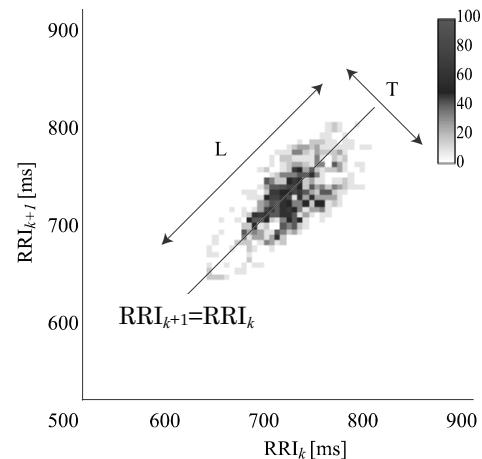


Fig. 2 Poincaré plot.

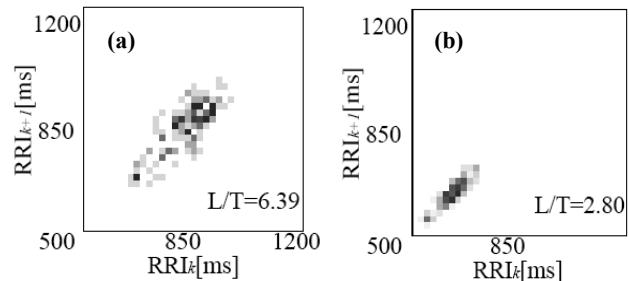


Fig. 3 Examples of Poincaré plot.

(a) At relax situation (L/T=6.39).

(b) At stress situation (L/T=2.80).

Fig. 1 に示す心電図の R 波同士の間隔、RR 間隔(以降 RRI, R-R Interval)から心拍周期を求め、 k 番目の RRI を横軸にとり、その 1 拍後の $k+1$ 番目の RRI を縦軸にしてプロットする¹⁵⁾。ポアンカレプロットの典型例として、Fig. 2 に、20 歳代男性健常者に対して安静座位状態で 5 分間計測した RRI から求めたポアンカレプロットを示す。図中の濃淡は頻度を表している。通常、ポアンカレプロットは、直線 $RRI_{k+1}=RRI_k$ を長軸とした楕円形に分布する。図中、L と T の値は、それぞれ楕円を構成する点の長軸と短軸方向への分布の標準偏差の 4 倍の値を用いられることが多い¹⁸⁾。一般的に、安静状態になれば L/T が大きくなり、ストレス・緊張状態になるほど L/T が小さくなる¹⁷⁾。参考のため、Fig. 3 に 20 歳代男性被験者から得られた安静座位時と、3.1 節で説明する暗

算タスクをストレス負荷時としたときの RRI から求めたポアンカレプロットの典型例と指標値を併せて示す。同図(a)は安静時に得られたもので、RRI が長く(分布がグラフ右上へ移動)，つまり心拍数は平均 60 [beat/min]程度で、ばらつきも大きい。それに対して、(b)のストレス負荷時には RRI が短く(分布がグラフ左下へ移動)，つまり心拍数が平均 100[beat/min]で動悸が激しくなり、ばらつきも小さくなっていることがわかる。この場合は L/T 指標に明確な差異が認められる。

2.2 RSA を低減した幾何学的図形解析手法

従来のポアンカレプロットは、個人差が大きいため、専門家が他の指標なども含めて総合的に判断する必要があった。その原因のひとつに RSA の影響があると考えられる。HRV は、呼吸や血圧の変動、体温調節など自律神経活動による影響を受けているが、HRV に含まれる周波数成分中で大きな割合を占めているのが RSA である。RSA は、吸気時に短くなり、吸気時に長くなることがわかっている。一方、呼吸には、不随意運動と随意運動が含まれている。つまり、HRV に含まれる自律神経の微少な変化を捕らえるためには、RSA による影響を出来るだけ低減する方が有利と考えた。

このようなことから、従来は縦軸を RRI_{k+1} としていたが、ここでは RSA の影響を抑えるため、そのときの平均呼吸周期に相当する n 拍後の RRI_{k+n} としてプロットした新たな幾何学的図形解析手法を提案する。ここでは、ある時間幅の RRI を 1 つの計測単位としてプロットすることにした。ここで、 n であるが、時刻 t における心拍周期を $RESPI(t)[ms]$ 、その時刻における平均呼吸周期を $RESPI(t)[ms]$ とする

$$n = \frac{RESPI(t)}{RRI(t)} \quad (2.1)$$

で求める。

参考のため、Fig.4 に、Fig.3 と同じデータに対して提案手法によってプロットしたものを示す。これを見ると、安静時においては従来手法と同様に右上にプロットされ、緊張時には左下方向に移動する。従来手法と異なる点は、プロットしたばらつきの状況である。Fig.3 の従来手法では、直線 $RRI_{k+n}=RRI_k$ 軸上に楕円状に

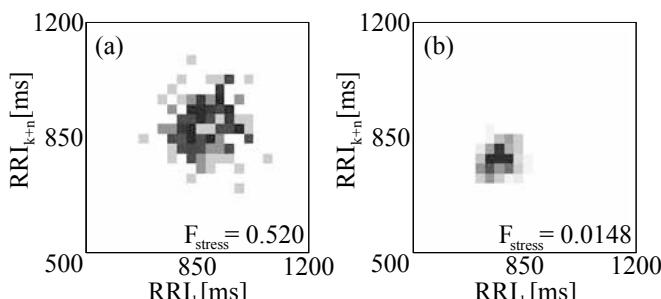


Fig.4 Examples of proposed method.

(a) At relax situation. (b) At stress situation.

ばらつくのに対して、提案手法は円状にばらつく性質を持っていることが見て取れる。

別の例として、Fig. 5 に、Fig.3 の時と別の 20 歳代男性健常者において、(a)安静時と(b)ストレス負荷時(3.2 節で説明する暗算タスク)において計測したものを示す。Fig.5 では、従来のポアンカレプロットではストレスの有無で変化を見て取ることが出来ない。しかしながら、日誌や個別のヒアリングでは、確かにストレスを感じていると報告している。この被験者の場合、実験を繰り返しても、いずれも同じような結果になっている。既にポアンカレプロットを用いた簡易推定法が幾つか提案されている¹⁹⁾²⁰⁾が、これらは、いずれも従来のポアンカレプロットから、効果的な特徴量を抽出する手法を提案したものである。しかしながら、Fig.5 の様に、ストレスの有無でプロットにほとんど変化を見て取ることが出来ない場合には、正確な評価は困難になる。一方、Fig. 6 は、Fig. 5 と全く同じ HRV 計測データを用いて、提案手法を適用した結果である。図中、F_{stress} 指標を記載しているが、これは、本節の後半で説明する本提案手法の幾何学的図形の特徴を用いた新たな指標である。これをみると、Fig. 5 に対して Fig. 6 は、比較的明瞭にストレス状態の識別が可能であることがわかる。違いが目視できると言うことは、自動化装置に実現出来ると言うことになる。

次に、ストレスの有無を定量評価するための評価指標 F_{stress} であるが、提案手法では、Fig.4 で説明したように、安静時にはプロットの重心が右上に推移し、緊張時には左下方向に指導しながら各点のばらつきは円状に広がる。緊張が高まると、プロット重心が左下に推移しながら、そのばらつきも小さくなる。このようなことか

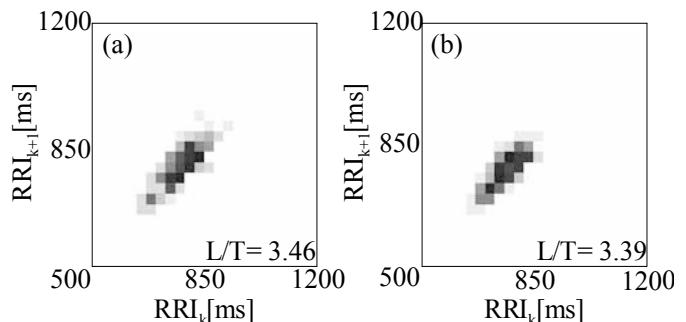


Fig.5 Examples of Poincaré plot.
(a)At relax (L/T=3.46). (b) At stress (L/T=3.39).

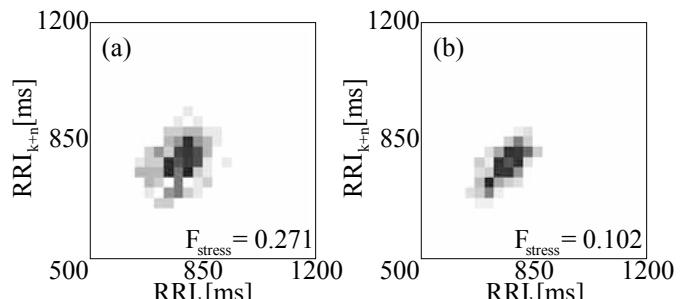


Fig.6 Examples of proposed method.

(a)At relax ($F_{stress}=0.271$). (b) At stress ($F_{stress}=0.102$).

ら、この性質を考慮した特徴を考慮した評価関数を適用することにした。具体的には、(2.2)式に示すようにプロット原点から重心までの距離を g_p と、更に重心とばらつき具合を表す指標として、(2.3)式に示すように各プロット点から重心までの平均距離を δ として、これらを特徴パラメータとし、緊張度を表す評価指標 F_{Stress} を(2.4)式のように定義した。

$$g_p = \sqrt{X_G^2 + Y_G^2} \quad (2.2)$$

$$\text{但し, } X_G = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} X_i \quad Y_G = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} Y_i$$

$$\delta = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \sqrt{(X_G - X_i)^2 + (Y_G - Y_i)^2} \quad (2.3)$$

$$F_{Stress} = g_p \bullet \delta \quad (2.4)$$

ここで、 g_p 、 δ の各パラメータは、それぞれ 0~1.0 に正規化したものを用いる。この評価値の場合 F_{Stress} 値が、ゼロに近くなるほどストレス(緊張度)が高まっていることになる。

3. 実験

提案手法の有効性を検証するためにストレス負荷実験を行った。実験は 3 年間に渡って 20 歳男性被験者約 30 名に対して行った。実験条件が異なるため、ここでは、条件を統一した 21 歳~24 歳までの男性健常者 3 名 (A:年齢 24 歳、B:年齢 22 歳、C:年齢 21 歳) に対して、延べ 51 回実験を行った結果について考察する。被験者 A は、ストレス負荷実験に対して典型的な HRV を示すため、従来手法で明瞭な差異が確認できた者で、B は多くの実験で、従来の指標では解析できなかった者、C は実験を行った日によって従来手法で明瞭な差異が取れたり、そうでなかつたりした被験者である。尚、実験を行う際には、実験の趣旨と目的、実験方法等について説明を行い、十分なインフォームドコンセントを得た後に実験被験者として参加を希望した者に実施することにした。

3.1 実験システム

Fig.7 に、実験システムの概要を示す。実験に際しては、生体情報の収集システムとして BIOPAC 社製 MP150 System を用い、心電図と呼吸を同時に計測した。心電図は、右鎖骨と左右の肋骨下部の 3 箇所に装着したディスボ電極で計測した。呼吸は、鼻孔にサーミスタ型センサを用いて計測した。尚、このときの A/D サンプリング周波数は 500Hz で PC へ取り込むことにした。なお、測定データは MathWorks 社製数値解析システム MATLAB2009 を用いて解析を行った。

3.2 ストレス負荷実験

本稿で行ったストレス負荷実験の手順を以下に示す。

- ①被験者に呼吸センサ、ECG 用電極を装着
- ②0~1800 (0~900) [s]: 安静座位(ストレス前)
- ③1800~2700 (900~1800) [s]: 暗算タスク(ストレス負荷中)

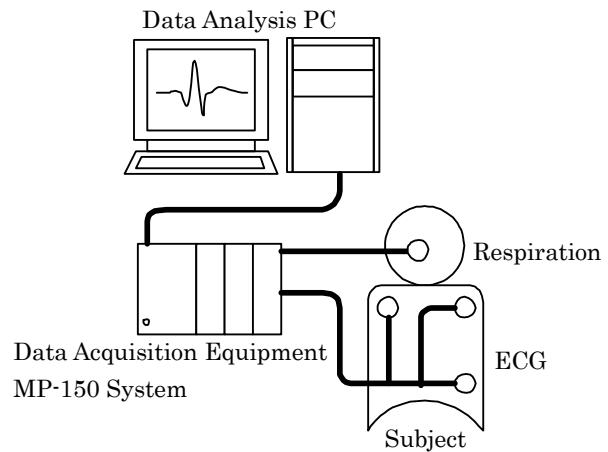


Fig.7 Outline of the Experiment.

④2700~4500 (1800~2700) [s]: 安静座位(ストレス後)

尚、括弧内の時間範囲は、各ステージを 1800[s]間行ったものと、実験時間を短縮するために、その半分の 900[s]で行った場合の 2 種類があるためである。各ステージの時間にはほとんど差異が無かつたため、併せて評価することにした。

このときの被験者に与えるストレスとしての計算タスクであるが、精神的緊張状態を保つため、正答率が 5~7 割程度になるように被験者毎の能力に応じて 3~5 枝の乗算問題の難易度を調整した。加えて、緊張状態を持続させるため、1 問あたりの回答制限時間を 10[s]とし、正解・不正解時に異なるチャイムを鳴らすこととした。

3.3 解析手順

以下の手順で解析をする。

- ①瞬時心拍周期 RRI の計測: ECG 波形にカットオフ周波数 14~28[Hz] の 2 次のバタワース型バンドパスフィルタを適用後、心拍周期は R 波ピーク検出で計測する。尚、周波数解析のためのリサンプリング周波数は 4[Hz]とした。
- ②呼吸周期 RESPI を計測: カットオフ周波数 0.05~10[Hz] の 2 次のバタワース型バンドパスフィルタを適用し、信号の傾き変化の周期性から呼吸周期を計測する。
- ③計測した RRI から L/T, LF/HF, F_{Stress} を求め比較する。この時、解析に適用したデータウインドウ幅であるが、LF/HF では分解能を保つため 300[s]とし、L/T と F_{Stress} は 150[s]とした。計測に際しては、時間推移変化を詳細に見るため、5[s]間隔で解析を繰り返すこととした。
- ④評価値の更なる比較指標として、実験時の安静とストレス負荷などの状態の切れ目の時に、アミラーゼ分析装置 (YAMAHA 社製 α-Amy) による計測^{3)~5)}を行った。更に、被験者の状況をより正確に観察するため、実験時にビデオ撮影を行なった。また、定性的な情報として測定時の感想や実験前後の個人的なイベント (心配事、寝不足など) について、日誌形式のアンケートも同時に収集した。これらの情報を総合的に評価して、計測結果とその

ときの緊張状態を正確に把握できるように工夫した。

3.4 実験結果

Fig.8 に、被験者 C に対して実施した結果の一例を示す。また、Fig.9 は、このときの HRV に対して提案手法による幾何学的図形解析の時間的推移を示したものである。図中の数値は実験開始後の経過時間である。Fig.8 では 5[s]おきに計測しているが、Fig.9 では、紙面の都合上変化の推移が判りやすい様に 180[s] 毎の結果を図示している。このときの実験について日誌で被験者の感想と、状況をビデオで確認したところ、計算タスクに慣れていたため、実験開始直後に若干緊張して、その後リラックスし、900[s]からの計算タスクでは神経を集中させることで緊張を感じ、タスク終了後は終了した安心感で緊張が解けたと報告している。

Fig.8 中、波線で囲まれた区間がストレス負荷時である。実験開始後 900[s]までがストレス前状態、900～1800[s]が計算タスクによるストレス状態、1800[s]～2700[s]がストレス後のフォローアップ状態に相当する。図は、(a)RRI の時間推移、(b)呼吸周期の時

間推移、(c)ポアンカレプロットによって求めた指標 L/T の時間推移、(d)周波数解析によって得られた指標 LF/HF の時間推移、(e)提案手法によって得られた指標 F_{Stress} の時間推移である。Fig.8(a)RRI の時間推移を見ると、ストレス前後で、RRI はおよそ 0.9[s]程度であったものが、ストレス負荷時では 0.75[s]前後まで RRI が急激に短く、つまり動悸が激しくなっている様子が伺える。(b)呼吸周期も、心拍の変動に追従して短くなっている。従来指標である(c)L/T を見ると計算タスク前後の RRI や呼吸周期が急激に変動した時に大きく振れており、計算タスク中も安静時に比べて僅かに高い値を推移している。(d)周波数解析手法の LF/HF も、ストレス負荷中に上昇していることがわかる。ここで周波数解析手法では、解析ウィンドウ幅を倍の時間必要としているため、(c)や(e)に比べて変化が緩慢(平滑化された状態)になっている。提案手法である F_{Stress} の推移である(e)は、(c)、(d)に比べて明確に変化が見て取れることがわかる。これは、簡易計測器を開発する上でアドバンテージになる。なお、(c)、(d)の結果で、ストレス負荷前後

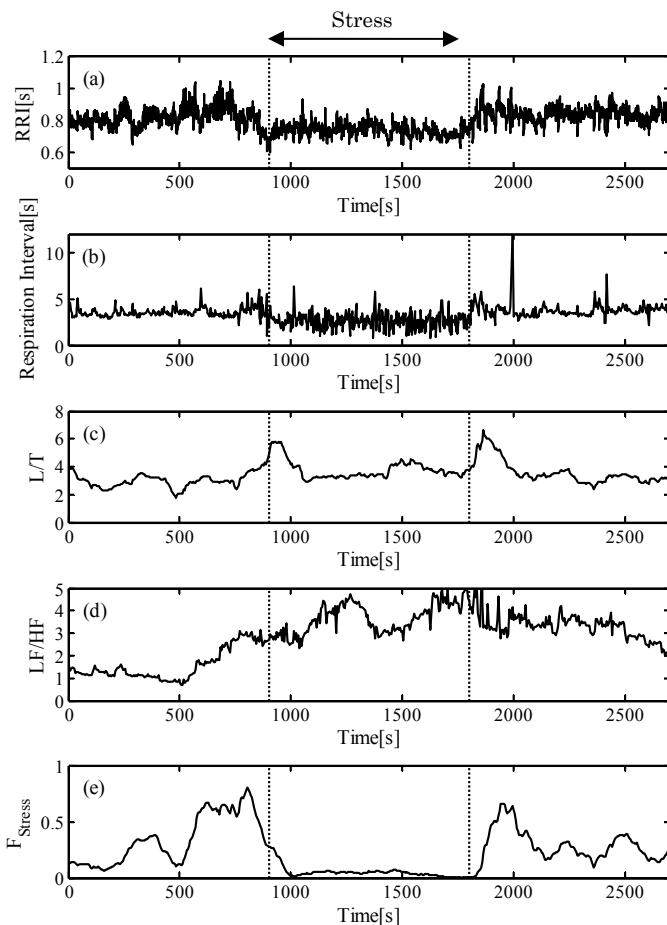


Fig.8 Typical experimental result.

- (a) Transition of RRI, (b) Transition of respiratory interval.
- (c) Transition of L/T, (e) Transition of LF/HF.
- (e) Transition of the proposed method.

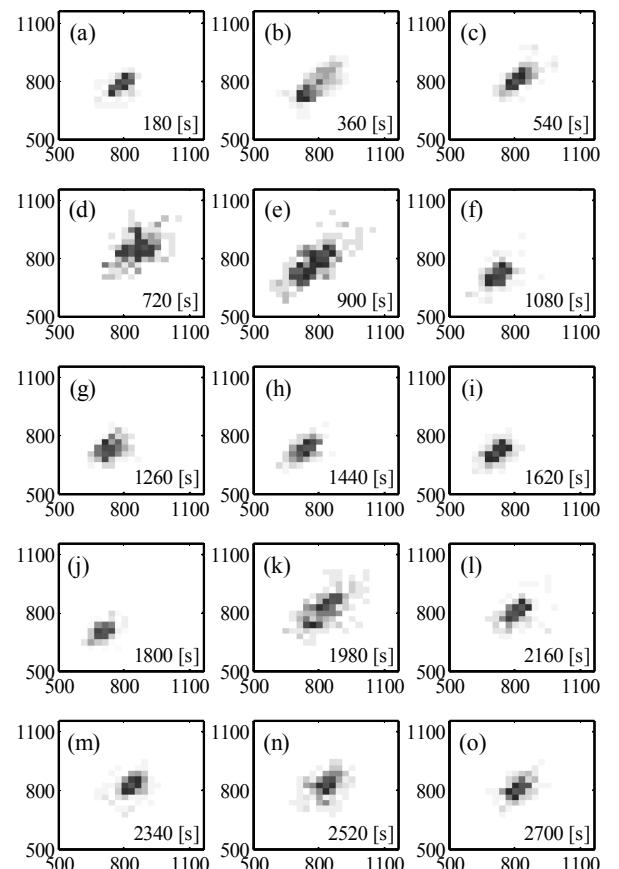


Fig.9 Geometrical displays of proposal method.

- (a)～(e) are before impressing stress.
- (f)～(j) are under stress.
- (k)～(o) are after impressing stress.

に一過性の大きな値が出力されている。これは、安静から緊張、緊張から安静状態に遷移する際に、HRV のばらつきが一時的に大きくなるためである。

このときの提案手法の解析状況を時系列に簡易表現した Fig.9 について、900[s]までの(a)～(e)までがストレス前状態であるが、開始直後では、ばらつきが小さく緊張している様子がわかる。その後、(d)～(e)になると落ち着いてリラックスしてきていると考えられる。その後、(f)のストレス負荷開始から(g)～(j)において中心が左下へと移動しながら分布は小さく集中してきている。(k)以降のストレス負荷終了後は、再び分布の中心が右上に戻りながらばらつきも明確に大きくなっている。このときの被験者の感じた状況は、実験開始時には若干緊張したもの、しばらくすると落ち着いて、計算タスク時には大変緊張していたと報告していたことから、この報告とリンクした結果となっている。

4. 考察

ストレス状態と安静状態の結果に有意な差あるかを定量的に評価するため、51 回の実験に対して、ストレス前とストレス負荷中 (Relax→Stress), ストレス負荷中とストレス後 (Stress→Relax) の各ステージにおける評価結果について、Student の t 検定²¹⁾に基づいて、5% の危険率で有意差検定を行った。Table 1 に、L/T, LF/HF, F_{Stress} の各指標についての結果をまとめたものを示す。表内の数値は、各ステージにおいて評価値に有意な差があると認められたケースの数で、括弧内の数値は 51 回の実験に対する有意な差が認められた実験の割合をパーセンテージで表記したものである。この結果見ると、いずれのステージにおいても、従来の指標に対して提案手法の方が、有意な差が出ている割合が高いことがわかる。尚、この評価では提案手法と LF/HF とは大きな差がないが、提案手法は LF/HF の半分の時間(ウインドウ幅)で計測出来るため、実時間での細かな変化をとらえることが出来る利点がある。

同様に、各被験者に対して、各状態での計測結果について、ストレス前→ストレス負荷中→ストレス後において、信頼度 95% で母平均の区間推定を求めたところ²¹⁾、いずれの被験者に対しても提案手法の方が、リラックス時とストレス負荷時に、より大きな差異が求められていることがわかった。参考のため Fig.10 に、被験者 B の結果を一例として示す。これを見ても判るように、従来手法に比べて提案手法がリラックス時とストレス負荷時に明確な差異を見て取ることが出来る。

一方、今回の 51 回の実験において、提案手法による指標の結果でストレス負荷中からストレス後 (Stress→Relax) に有意差が現れない事例が 2 例あった。そのときの一例を Fig.11 に示す。波線で囲まれた区間がストレス負荷時である。ストレス前とストレス負荷中では明確な差を確認することができるが、ストレス負荷中 (1800[s]～2700[s]) からストレス後 (2700[s] 以降) で変化がなく、この通りに解釈すれば「緊張が取れないまままで推移している」状況となっている。その原因を実験日誌で確認すると「実験中、実験室に流れる館内放送が気になった」とあった。また、このときのビデオでの被験者の様子、および唾液アミラーゼ数値を確認して

Table.1 Significant Difference case rate of each method.
(Ex. Time = 51)

	Relax→Stress	Stress→Relax
L/T	42 (81%)	41 (80%)
LF/HF	45 (88%)	47 (92%)
F _{Stress} (Proposed method)	51 (100%)	49 (96%)

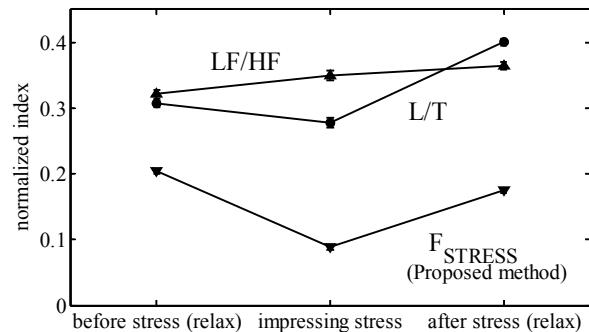


Fig.10 The population average of each method.
(The confidence value is 95%)

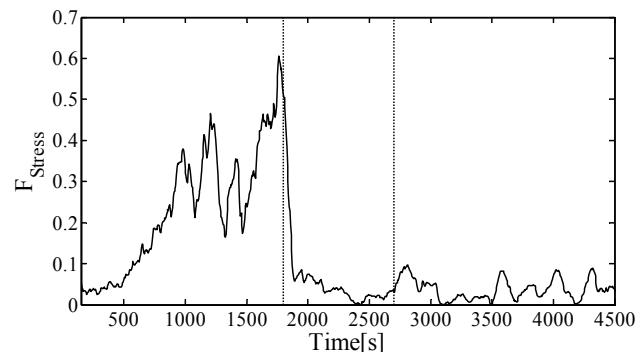


Fig.11 Another Result of proposed method.

も緊張が高いままであると判定されていた。これにより、ストレス負荷後も緊張状態(興奮状態)が継続していたのではないかと推測される。しかしながら、今後、適切に実験を行うためには、ストレス負荷前後に、確実にリラックスさせる工夫が必要であると考えられる。

なお、全ての実験で各ステージの切れ目においてアミラーゼ分泌も並行して採取したが、実験毎のばらつきが大きかったため、本稿で参考値として取り上げることを断念した。今後、より詳細で精度の高い実験をするために、計測のタイミングなどを再検討する必要がある。

5. まとめ

本稿では、自律神経活動解析による精神ストレス評価を行うための手法として、HRVからRSAの影響を低減させた幾何学的图形解析手法を提案した。提案手法を用いれば、従来手法による指標に比べてストレスの有無の差異を明確に評価出来ることがわかつた。また、ストレス指標として最もよく利用されている指標である周波数解析手法に比べて半分程度の計測時間で、同等以上の精度で、しかも簡易な数値計算のみで実現できる。このことは、安価な計測器が求められる家庭での簡易計測器に適した手法であると考えられる。

提案手法の有効性を確認するため、実験の同意を得た 20 歳代男性被験者に対して暗算負荷によるストレス実験を延べ 51 回行った結果、従来手法に比べて明確な差異を計測することが出来た。更に、ストレス負荷前～ストレス負荷時、ストレス負荷時～ストレス負荷後における各ステージの指標の差異を t 検定による有意差分析を行ったところ、L/T, LF/HF に比べて、良好な結果を得ることが出来た。更に、信頼度 95% で母集団平均推定を適用したところ、全ての被験者に対して、従来指標よりストレス前後の計測マージンが大きく取れていることがわかつた。

今後は、簡易な指標だけでなく、パターン認識手法なども取り入れながら、より精度の高い計測が出来る手法の検討を継続して行い、並行して、女性や、より幅広い年齢層などにも広げた被験者による実験も繰り返し行うこと、提案手法の有効性の検証を丁寧に行っていく予定である。同時に、組込システム技術に基づいた計測装置の試作にも取り組む予定である。尚、本提案手法は特許出願済みである²²⁾。

6. 参考文献

- 尾仲達史, ストレス反応とその脳内機構. 日本薬理学会誌 2005;126(3):170-173
- 南谷晴之, ストレスを計る. 電子情報通信学会誌 1997;80(7): 754-757.
- 山口昌樹, 唾液マーカーでストレスを測る. 日本薬理学雑誌 2007;129(2):80-84.
- 山口昌樹, 花輪尚子, 吉田博, 唾液アミラーゼ式交感神経モニタの基礎的性能. 生体医工学 2007;45(2):161-168
- ニプロ株式会社, 唾液アミラーゼモニター. 2007; http://www.nipro.co.jp/ja/news/2007/document/071217_2.php
- 松尾崇, 渡辺紳一, 小関章仁, 堀太久麻, 高橋龍尚, 顔面温度計測によるストレス評価について. 日本機械学会機械力学・計測制御部門講演会論文集(CD-ROM) 2008; ROMBUNNO.346.
- 産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門編, 人間計測ハンドブック. 第 2 版. 朝倉書店; 2003: 499-556
- 林 拓世, 水野 由子, 岡本 永佳, 石井 良平, 鵜飼 聰, 篠崎 和弘, 稲田 紘, 脳波・心電図によるストレスに関連した生体変動解析. 信学技法, MBE2007-54:17-20
- 井上 博. 循環器疾患と自律神経機能. 第 2 版. 東京: 医学書院, 2001: 71-109.

- Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology, Heart rate variability -Standards of measurement, physiological interpretation-, and clinical use. European Heart Journal 1996; 17: 354-381.
- 高津浩彰, 宗像光男, 小関修, 横山清子, 渡辺與作, 高田和之, 心拍変動による精神的ストレスの評価についての検討. 電学論 C 2000;120(1):104-109
- 松村雄一, 栗田裕, 西小路拓也, 心拍の呼吸性変動を用いた機械操作時の一過性ストレスのオンライン推定法. 日本機械学会論文誌(C) 2004;70(689):200-206.
- 小谷潔, 斎藤毅, 立花誠, 高増潔, リアルタイム呼吸性洞性不整脈抽出法を用いた作業負荷の制御. 生体工学 2005; 43(2):252-260
- 斎藤健治, 清田勝, 自動車, 自転車とのすれ違いにおける歩行者のストレスに関する心拍変動による評価. Rep. Fac. Sci. Engrg. Saga. Univ. 2005;34(2)
- Albert C.C.Yang, Poincaré Plots: A Mini-Review. PhysioNet Heart Rate Variability – 2006 Techniques, Applications and Future Directions 2006; <http://www.physionet.org/events/hrv-2006/course-materials.html>
- Przemyslaw Guzik, Jaroslaw Piskorski, Tomasz Krauze, Raphael Scheider, Karel H Wesseling, Andrzej Wykretowicz, and Henryk Wysocki, Correlation between the Poincare Plot and Conventional Heart Rate Variability Parameters Assessed during Paced Breathing. J.Physiol. Sci. 2007; 57(1): 63-71.
- 山崎秀樹, 阿南健, 中垣修, 中村元臣, 平川一美, 2 次元图形表示による心電図リズムの解析. 信学論 D 1982; 65(1): 40-47.
- Toichi M, Sugiura T, Murai T, Sengoku A, A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval, J Auton Nerv Syst 1997; 62: 79-84.
- 谷田陽介, 萩原啓, 心拍 RRI のローレンツプロット情報に着目した入眠移行期の簡易推定法. 生体工学 2006;44(1):156-162.
- 豊福史, 山口和彦, 萩原啓, 心電図 RR 間隔のローレンツプロットによる副交感神経活動の簡易推定法の開発. 人間工学 2007;43(4):185-192.
- 市原清志, バイオサイエンスの統計学. 南江堂 2005; 28-69.
- 松本佳昭, 森信彰, 精神ストレス評価とそれを用いた装置と精神ストレス評価方法とそのプログラム. 特願 2009-88221 号