

## 家庭用ストレス解析装置の開発

森 信彰\*・松本 佳昭\*・吉木 大司\*

三田尻 涼\*<sup>2</sup>・江 鐘偉\*<sup>2</sup>

Development of the equipment to analyze stress at home

Nobuaki Mori\*, Yoshiaki Matsumoto\*, Daiji Yoshiki\*,  
Ryo Mitajiri\*<sup>2</sup> and Zhongwei Jiang\*<sup>2</sup>

近年、メンタルヘルスが注目されている。このようなことから、家庭内で簡易にストレス評価を行うための装置を開発する。本研究では、非侵襲に測定ができる心拍変動に注目し、周波数解析手法および我々が提案した改良型幾何学的図形解析手法について比較検討した。その結果、後者が有効であることを確認した。開発した解析手法を用いてストレス解析装置のプロトタイプ装置を試作し、実験によって有効性を確認した。

### 1. 緒言

厚生労働省が5年毎に行っている労働者健康状況調査によれば、「自分の仕事や職業生活に関して強い不安、悩み、ストレス」があるとする労働者の割合は、この20年間、ほぼ6割の割合で推移している<sup>1)</sup>。「脳・心臓疾患及び精神障害等による労災補償状況」も近年急増しており、心の健康対策（メンタルヘルスクア）の重要性が増してきている。

このような背景から、我々は家庭内で簡易にストレス評価を行うための装置を開発している。具体的には、非侵襲に測定が可能な心拍変動（heart rate variability :HRV）に着目したストレス解析装置である。本稿では、周波数解析手法および我々が提案した改良型幾何学的解析手法について比較検討し、この結果を基に組込み機器ベースによるストレス解析装置のプロトタイプを試作した。

以下、まず2章でストレスの定義と、その測定で用いる心拍変動について説明する。3章で心拍変動の解析手法として一般的に用いられている周波数解析による評価方法とその問題点について述べ、4章で我々が提案した幾何学的解析手法について、その内容と周波数解析手法と比較検討した結果について述べる。最後に5章で提案手法を元にした組込み機器ベースのプロトタイプ試作について述べる。

### 2. ストレスと心拍変動

H. Selyeはストレスを「生体に作用する外からの刺激（ストレッサー）に対して生じる生体の非特異的反応の総称である」と定義している<sup>2)</sup>。生体がストレッサーを感覚器で感知すると、その情報はまず脳に伝達される。その後、その刺激に対応するための指令が視床下部を経て、自律神経

系、内分泌系を介して全身に伝えられ、各器官の亢進や抑制などの生体反応として現れる。このような生体反応をとらえることでストレスの評価を行うことができる。これには、生体反応によって変化する血液、唾液等に含まれる化学物質の濃度を測定する生化学的評価法や脳波や心拍数などの変化をとらえる生理学的手法等がある<sup>3)</sup>。これらの中で心拍（heart Rate: HR）は生体電位など、非侵襲に測定できるメリットがある<sup>4)</sup>。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ため、これを評価することで、自律神経が交感神経優位（興奮状態）もしくは副交感神経優位（安静状態）のどちらであるか評価ができるといわれている<sup>5)</sup>。本研究では、交感神経優位の状態をストレス状態、副交感神経優位にある状態をリラックス状態と定義した。本稿では、心拍を心電図（electrocardiogram: ECG）から計測することとした。ECGは心臓の収縮に伴って発生する電位変化を、体表面に装着した2つの電極間の電位差を作動増幅することで得られる。図1にその波形例を示すが、ECGは心房の興奮を示すP波、心室の脱分極を示すQRS波（以下R波）、心室の再分極を示すT波からなる。心拍は、ECGのR波同士の間隔、RR間隔（RR interval: RRI）から計測する。図2にRRIの時間推移例を示す。

RRIは通常時間的に変動しており、これをHRVと呼ぶ。HRVは、交感神経と副交感神経のバランスのゆらぎを反映しているといわれており<sup>5)</sup>、心拍数のみでは得られない情報を含んでいる。本研究では、この心拍変動に注目しストレス解析手法について研究した。

### 3. 周波数解析

#### 3.1 解析方法の概要

まず、HRVの解析に従来から最も多く用いられている手法のひとつである周波数解析について説明する。

HRVには、周波数帯域の異なる複数の成分があることが

\* 企業支援部 設計制御グループ

\*<sup>2</sup> 山口大学大学院 理工学研究科

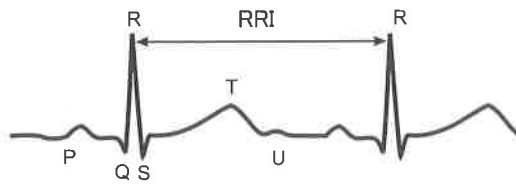


図1 ECG

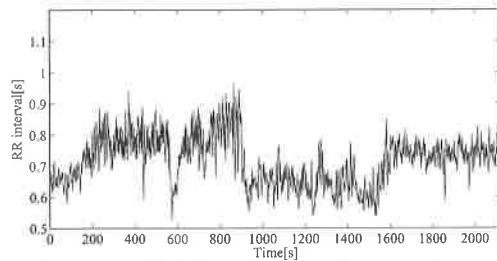


図2 RRIの時間推移

知られている<sup>6)</sup>。図3はHRVをスペクトル解析したときの典型的な波形例である。第1の成分は、呼吸に由来する周波数帯域0.15～0.4[Hz]の成分で呼吸性不整脈(respiratory sinus arrhythmia: RSA)、心拍変動高周波数帯域成分(high frequency component: HF)などと呼ばれる。RSAは主に副交感神経系の指標と考えられており、自律神経障害や作業負荷により副交感神経系の活動が低下すると小さくなるとされている。第2の成分は血圧のMayer Wave<sup>7)</sup>に由来すると考えられている周波数帯域0.04～0.15[Hz]の成分で、心拍変動低周波帯域成分(low frequency component: LF)と呼ばれる。これは交感神経系と副交感神経系の両方の活動を反映する。これら二つの成分比LF/HFから、自律神経活動のバランスを解析する方法である。

### 3・2 実験と考察

通常HRVの周波数解析を行うためには、300[s]以上の測定データが必要とされている<sup>8)</sup>。しかしながら、家庭内で日常的に使うためには、測定時間が長くとも120～150[s]程度であることが望ましい。そこで、周波数解析手法における測定時間と解析結果の関係について比較実験を行った。

実験では、安静状態の被験者(20歳代、男性健常者)1名にストレスを与え、RRIのLF/HFの変化について解析データ幅を変えて評価した。実験システムの概要を図4に示す。心拍と呼吸の測定には、生体信号計測装置(BIOPAC社製MP150)を用い、右鎖骨と左右の肋骨下部の3箇所ディスポ電極を装着してECGの計測、鼻にサーミスタを装着して呼吸の計測をサンプリング周波数500[Hz]で行った。実験手順は以下のとおりである。

- (1) 実験開始から10分間座位安静状態(リラックス状態)
- (2) 次に、10分間2桁×1桁の乗算課題(ストレス状態)
- (3) その後、10分間座位安静(リラックス状態)

実験で得られたRRIに対して、解析間隔を5[s]、解析データ幅を300[s]、150[s]、60[s]としてそれぞれのLF/HFの推移を評価した。この時、信号解析はMATLAB R2010a(MathWorks社製)上にプログラムを作成して行った。な

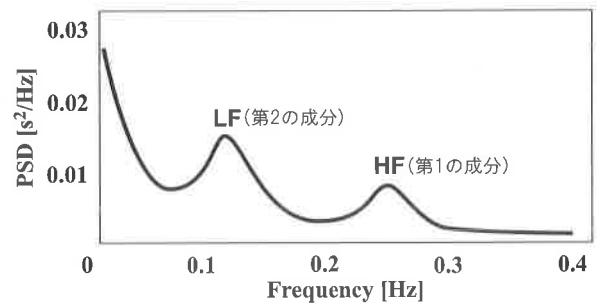


図3 HRVの周波数解析例

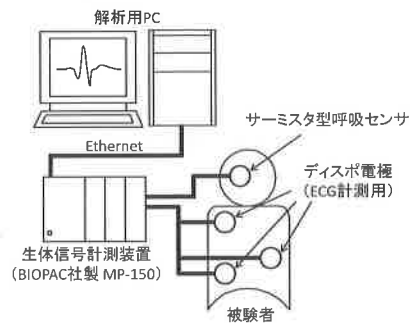


図4 実験システムの概要

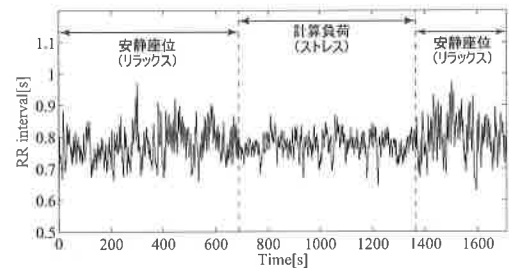


図5 RRI

お、実験に際しては、被験者に対し実験の目的と計測方法について説明をし、インフォームドコンセントを得た。

図5に測定したRRIの時間推移例を示す。ここで0～689[s]、1365～1710[s]がリラックス状態、689～1365[s]がストレス状態である。この図からリラックス状態からストレス状態になるとHRVにも変化があることが見てとれる。図6は、このHRVデータに対し解析データ幅300[s]でLF/HFの推移を求めた結果である。これから、リラックス状態からストレス状態に変化した際に、明確にLF/HFの値が増加し、ストレス状態からリラックス状態に変化した際にゆるやかにLF/HFの値が減少していることが分かる。これに対して、図7がデータ幅150[s]、図8がデータ幅60[s]で解析を行った結果である。図7では図6と比較して、1060[s]あたりから計算負荷を与えているにもかかわらずLF/HFの低い値が散見され、判別が難しくなっている。図8では値の増減が激しく判別をすることが困難である。

以上のことから、周波数解析手法は300[s]以上の計測が必要で、短時間計測には向かないことが判る。

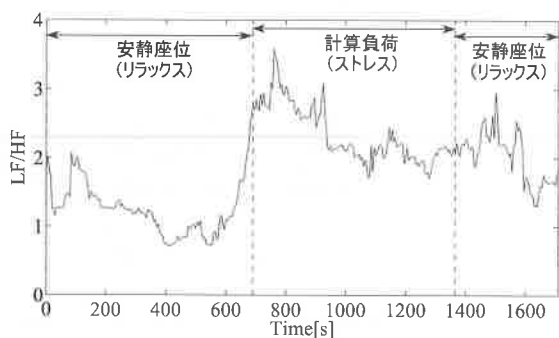


図6 データ幅 300[s] 時の LF/HF

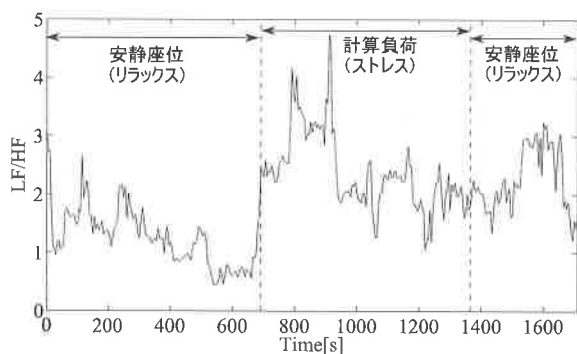


図7 データ幅 150[s] 時の LF/HF

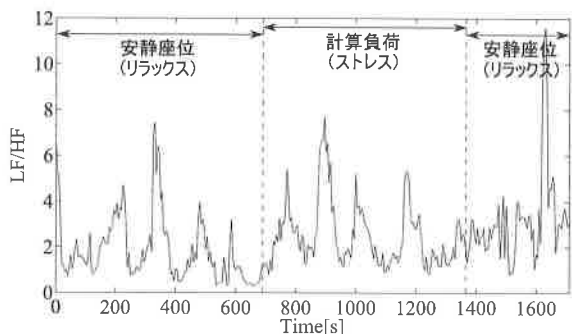


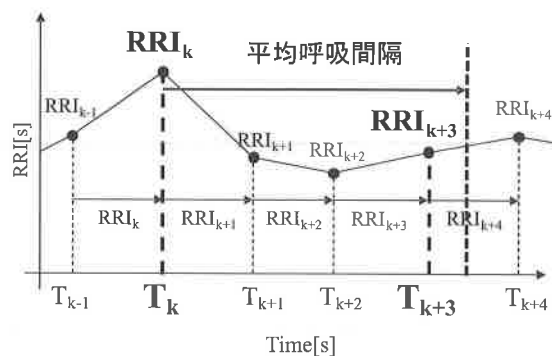
図8 データ幅 60[s] 時の LF/HF

#### 4. 改良型幾何学的図形解析 (提案手法)

##### 4.1 解析方法の概要

前節で周波数解析手法では 300[s] 以上の計測であることが判った。300[s] つまり 5 分も計測に拘束されるのでは日常利用では不便である。そこで我々は測定時間を短縮するため、幾何学的解析手法に基づく新たな解析手法を提案している<sup>9)</sup>。以下にその解析手順を示す。

- (1) ある時刻  $k$  番目の  $RRI_k$  と、そこから平均呼吸周期に相当する  $n$  拍後の  $RRI_{k+n}$  を抽出する。図 9 は  $n=3$  の場合の例である。
- (2) ある時間範囲内の全ての  $RRI$  に行い、 $RRI_k$  を横軸、 $RRI_{k+n}$  を縦軸とした 2 次元直交グラフ上にプロットしたものを作成する。図 10 にストレス状態とリラックス状態において、本提案手法によってプロットし

図9 RRI の抽出例 ( $n=3$ )

た一例を示す。このように、リラックス状態では点群が大きく散らばっているのに対し、それに対しストレス状態では点群が集中しており、明確に差異を見てとることができる。

- (3) 定量的に評価するために、以下の指標を導入する。まず、各プロットにおける原点から重心までの距離  $g$  を求める。

$$X_G = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} X_i \quad (1)$$

$$Y_G = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} Y_i \quad (2)$$

$$g = \sqrt{X_G^2 + Y_G^2} \quad (3)$$

ここで  $(X_i, Y_i)$  は各点の位置、 $n$  は全ての点の数を表す。

次に、そのときのばらつき  $ML$  を求める。

$$ML = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \sqrt{(X_G - X_i)^2 + (Y_G - Y_i)^2} \quad (4)$$

最後にこれらを乗算したものを総合評価値 (Total index) とし、評価指標とした。

$$\text{Total index} = g \times ML \quad (5)$$

##### 4.2 実験結果と考察

3 章で解析した同じデータに対して、本提案手法を適用した結果を図 11 に示す。ここで、グラフ上の  $t[s]$  の値は  $t \sim t+150[s]$  のデータ、つまり解析データ幅を 150[s] として解析を行った結果である。

図から、計算負荷を与えた 689 ~ 1365[s] で総合指標が小さくなっていることが判る。なお、600 ~ 689[s] で安静座位状態でも総合指標が小さく、1275 ~ 1365[s] で計算負荷状態でも総合指標が大きくなっているが、これはこのときの解析データに計算負荷状態と安静座位状態が共存しているためと考えられる。

以上のことから本提案手法によれば、150[s] の測定データからストレス解析を行うことができると考えられる。

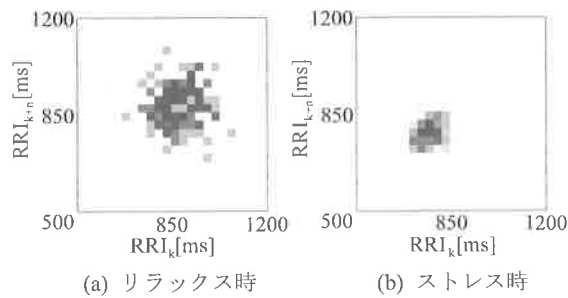


図 10 提案手法によるプロット例.

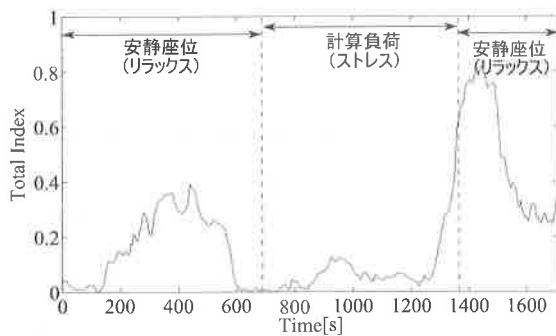


図 11 提案手法による解析結果

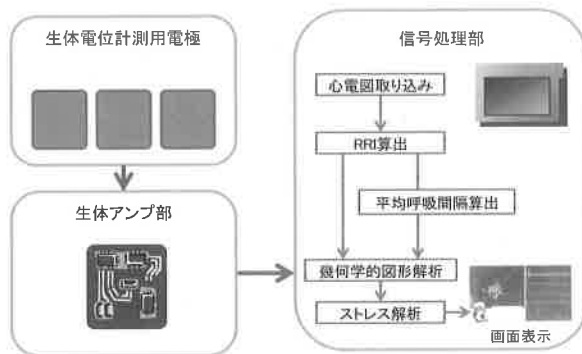


図 12 家庭用ストレス解析プロトタイプ装置の構成

## 5. 家庭用ストレス解析プロトタイプ装置の試作

4章の提案手法を用いて、家庭用ストレス解析プロトタイプ装置を開発した。本装置は、図12に示すように、生体電位計測用電極、生体アンプ、信号処理部の3つで構成される。

### 5・1 生体電位計測用電極

生体電位計測用電極は、右手用、左手用、グラウンドの3枚あり、それぞれ、右手、左手、右足首に取り付けることで、ECGを得ることができる。なお、グラウンドは右足首ではなく、右手又は左手（ただし他の電極と重複しない位置）から取ることも可能である。

本プロトタイプでは、電極に日本蚕毛染色社製の導電性繊維を用いた。導電性繊維を用いた理由は、形状の自由度が高いためであり、図13に示す様に自動車のハンドルなどに装着可能である。



図 13 生体電位計測用電極の応用例.

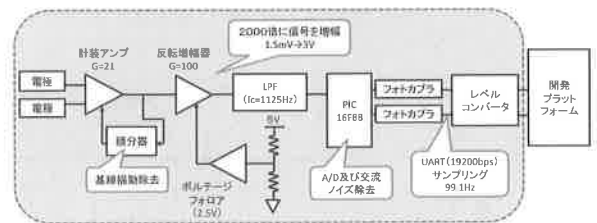


図 14 生体アンプ部のブロック図

表 1 信号処理部のスペック

CPU	Freescale i.MX51(ARM11)
表示装置	タッチパネル 5 インチ液晶
インターフェース	USB, UART, DVI, Ether, JTAG 等
メモリ (RAM)	512MB
OS	Windows Embedded CE 6.0
電源	DC5V

### 5・2 生体アンプ部

電極から得られた信号は、生体アンプ部で増幅した後、アナログ-デジタル (Analog-Digital:A/D) 変換が行われシリアル通信で信号処理部に渡される。

本プロトタイプでは、生体アンプにネオテックラボ社製の心電計キットに直接シリアル信号が取れるよう改造を加えたものを利用した。図14にブロック図を示す。計装アンプとオペアンプで信号を2000倍に増幅しており、さらに積分器で基線揺動、ローパスフィルタで1125[Hz]以上のノイズ、小規模CPUであるPIC (Peripheral Interface Controller)<sup>10)</sup>で電源ノイズ (50/60[Hz])の除去を行っている。PICではさらに99.1[Hz]のサンプリング周波数でA/D変換を行い、データを19200[bps]のシリアル通信で信号処理部に送る。

### 5・3 信号処理部

信号処理部には、ソフィアシステム社製のCollage-MX51を採用した。本システムの基本仕様を表1に示す。

開発に当たっては、OS(Operating System)にWindows Embedded CE 6.0を採用した。同OSは必要な機能(カーネル)のみで構成できるため、組込み用途向けの小さいファイルサイズでOSイメージが作成できる。開発言語にはMicrosoft社製Visual C++ 2005を用いた。

信号処理部では、ECGからR波のみを抽出するためフィルタを適用する。ここでフィルタは、12~27[Hz]のバンドパスフィルタとし、16次のFIR (Finite impulse response)

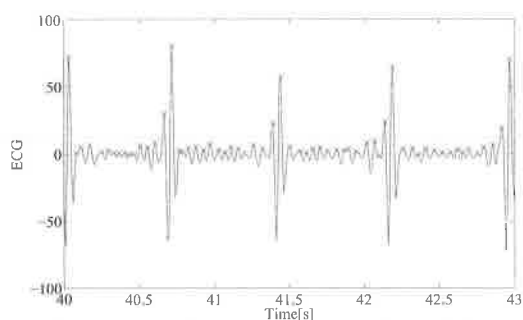


図 15 凸ピークの検出. ×が抽出された凸ピーク

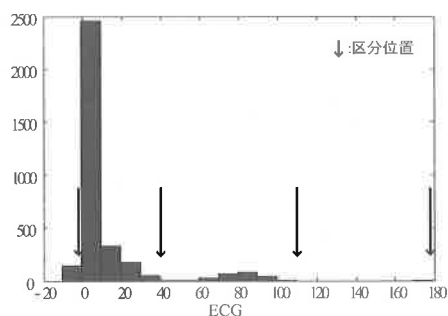


図 16 凸ピークのヒストグラム.

型フィルタ<sup>11)</sup>として設計した.

RRI は、フィルタ処理した ECG から R 波を検出しその間隔から計測する. ここで R 波の検出は以下の手順で行った.

- (1) 得られた ECG データから凸ピークを抽出し (図 15), ピーク高さを横軸にしたヒストグラムを作成する.
- (2) ヒストグラムを, そのピーク間の最小値で区分する. このとき, 区分の最小値は 0, 最大値はヒストグラム横軸の最大値とする (図 16).
- (3) 横軸方向に最も大きい区分範囲を, R 波を抽出する閾値とする. ただし, 区分中のヒストグラムの総和が一定値以上でない場合は閾値として採用しない.
- (4) 求めた閾値を心電図データの凸ピークに適応し, R 波を検出する.

検出例を図 17 に示す. 図中×部分が検出した R 波であるが, 54 ~ 55[s] の比較的ノイズが大きいところでも正確に R 波が検出できていることが分かる.

次に平均呼吸間隔を計測する. プロトタイプ装置では, 日常利用を考慮して呼吸は心拍から計測することとした. そのため, 先ほど求めた RRI に高速フーリエ変換を行い, RSA 成分におけるピーク周波数の逆数から平均呼吸間隔を算出した. 以上, 求めた RRI および平均呼吸周期を用いて, 4 章で説明した提案手法によるストレス解析を行う.

#### 5・4 家庭用ストレス解析プロトタイプ装置

図 18 に開発した家庭用ストレス解析プロトタイプ装置を示す. なお, ケースは当所デザイン部の協力を得て, 樹脂積層式造型機 (Stratasys 社製 FDM TITAN) で作成した.

図 19 は実行画面例である. 右上から ECG, RRI, RRI の周波数解析結果, 左側に提案手法によるプロット結果が

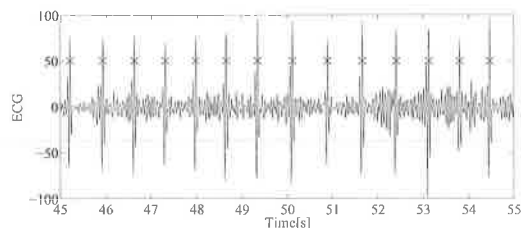


図 17 R 波の検出. ×が検出された R 波

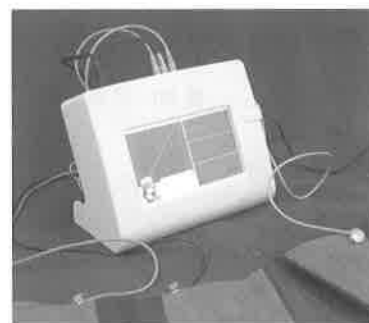


図 18 家庭用ストレス解析装置プロトタイプ

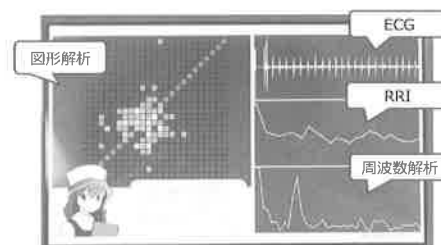


図 19 実行画面

表示される. 表示部はタッチパネルとなっており, 画面に触ることで測定の開始や終了等の操作ができる.

#### 5・5 プロトタイプ装置の性能について

試作した装置の動作や性能を確認するため, 3 章で用いた生体計測装置 (MP-150) との比較を行った. 比較実験は, 30 歳代男性健康者に対し安静座位を 600[s] 続けた後計算負荷を 600[s] 与え, プロトタイプ装置と生体計測装置で同時に計測し比較した. 実験では, 右鎖骨と左右の肋骨下部にディスポ電極を貼り付け, 両装置同時に測定を行った (図 20). プロトタイプ装置では, 高速フーリエ変換を利用するため, 解析データ数が 2 の乗数になる解析データ幅  $165.3[s](=2^{14}$  サンプル) とした.

図 21 にプロトタイプ装置と生体計測装置で計測した ECG 波形をそれぞれ示す. 同図 (a) は 4 章で用いた生体計測装置から得られた ECG 波形, (b) は試作したプロトタイプ装置から得られた波形である. (b) は, R 波抽出直前のものであり, すでにバンドパスフィルタを施しているため波形の形状は (a) と異なるものの, R 波の時間間隔はほぼ一致していることが見てとれる.

図 22(a) に生体計測装置から計測した RRI の時間推移, (b) にプロトタイプ装置から得られたものを合わせて示す. 詳細な性能評価として, (a) に対する (b) の平均誤差率  $\varepsilon$  を

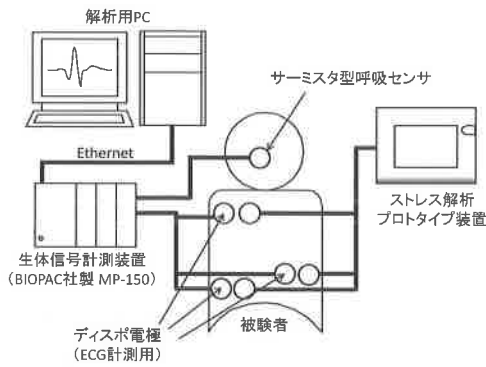


図 20 性能評価実験

次式で算出した。

$$\varepsilon = \frac{1}{n} \sum_{t=0}^{n-1} \left| \frac{w_a(t) - w_b(t)}{w_a(t)} \right| \times 100 \quad (6)$$

ここで、 $w_a(t)$  は生体計測装置から計測した RRI、 $w_b(t)$  はプロトタイプ装置から得られた RRI、 $t(=0 \sim n-1)$  は比較対象データ範囲を意味する。結果、 $\varepsilon = 0.40[\%]$  となり、プロトタイプ装置でも生体計測装置とほぼ同様の RRI が得られることが判った。

図 23 に、生体計測装置で計測した RRI から 4 章の提案手法を用いて解析したストレス評価値の時間推移波形とプロトタイプ装置から得られた RRI に対して解析したストレス評価値の推移を合わせて示す。図中、実線はプロトタイプ装置によるもので、波線が生体計測装置によるものである。ここでこの 2 つの類似度を定量的に調べるため、相互相関係数を求めた。生体計測装置から計測したストレス評価値を  $x_a(t)$ 、プロトタイプ装置から得られたストレス評価値を  $x_b(t)$  としたとき比較対象データ範囲  $t=0 \sim n-1$  における相互相関係数  $R$  は次式で算出できる。

$$R = \frac{\sum_{t=0}^{n-1} x_a(t)x_b(t)}{\sqrt{\sum_{t=0}^{n-1} x_a^2(t)} \sqrt{\sum_{t=0}^{n-1} x_b^2(t)}} \quad (7)$$

図 23 の両波形に対し、式 (7) を適応した。結果は  $R = 0.9993 \approx 1$  であり、波形がほぼ一致していることが判った。なおプロトタイプ装置による評価値の推移が生体計測装置と比べて少し早くなっているが、これは解析に生体計測装置が  $t \sim t+150[s]$  のデータを使っていることに対して、プロトタイプ装置の方では  $t \sim t+165.3[s]$  と 15[s] 先までのデータを使って解析しているためと考えられる。

以上のことから、開発したプロトタイプ装置は、生体計測装置と同等の性能を有することを確認した。

## 6. 結言

HRV によるストレス解析装置の開発において、従来から最も良く用いられている手法の一つである周波数解析手法と我々が提案する改良型幾何学的図形解析手法について、家庭用の評価装置で用いる解析手法としての優位性を

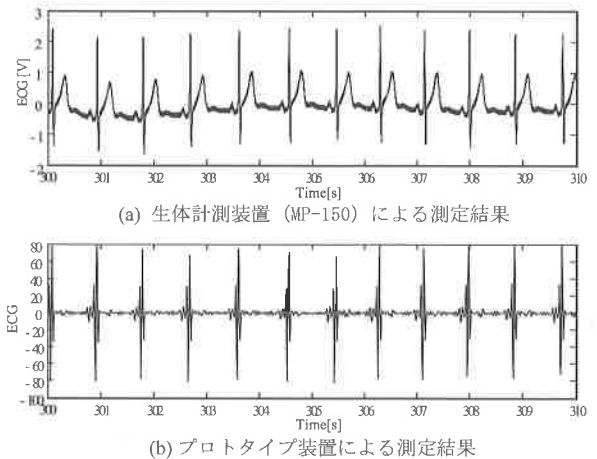


図 21 心電図の比較結果

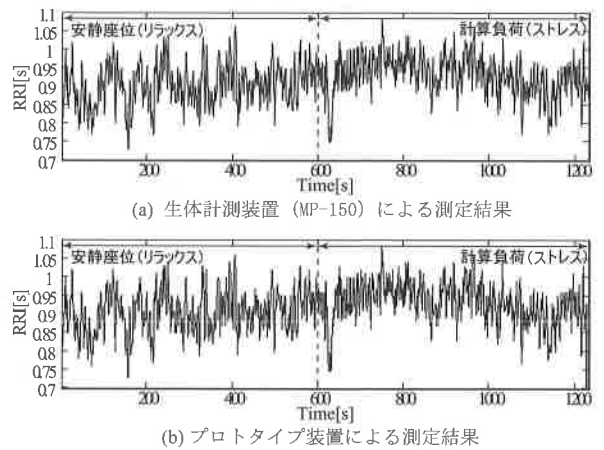


図 22 RRI の比較結果

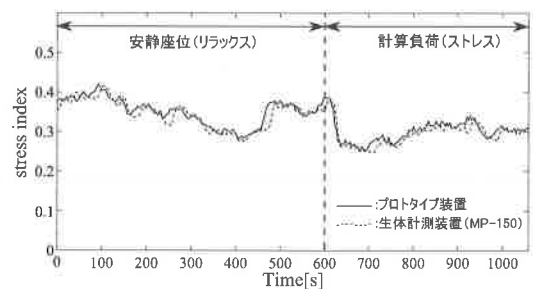


図 23 ストレス評価値の比較結果

比較検討した。その結果、我々が提案した改良型幾何学的解析手法は周波数解析手法に比べて解析データ幅を 300[s] から 150[s] に短縮しても高精度に評価できることが分かった。なお、これらの詳細な比較については松本らの論文<sup>9)</sup>で行われている。提案手法の方が短時間で測定できることから、家庭用の評価装置で用いる解析手法として考えた時、提案手法の方が優位であるといえる。そこで提案手法を用いた組み込みシステム技術に基づくプロトタイプ装置の開発を行った。開発した装置と既存の生体計測装置に対して比較実験を行い、RRI とストレス評価値測定について同等の性能を有することを確認した。

## 参考文献

- 1) 厚生労働省: 平成 19 年労働者健康状況調査の概況,  
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/itiran/roudou/saigai/anzen/kenkou07/chosa.html>
- 2) H. Selye: The General Adaptation Syndrome and the Diseases of Adaptation, *Journal of Clinical Endocrinology*, Vol.6, No. 2, pp.117-230 (1946)
- 3) 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*, Vol.129, No.2, pp.80-84 (2007)
- 4) 二木鋭雄 他: ストレスの科学と健康, 共立出版, pp.244-247 (2008)
- 5) 井上博 他: 循環器疾患と自律神経機能 第2版, 医学書院, pp.71-74 (2001)
- 6) B. M. Sayers: Analysis of heart rate variability, *Ergonomics*, Vol.16, No.1, pp.17-32 (1973)
- 7) J. Penaz: Mayer waves: History and methodology, *Automedica*, No.2, pp.135-141 (1978)
- 8) Task Force of the European society cardiology, the North American society of pacing and electrophysiology: Heart rate variability: standard of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *Circulation*, vol.93, No.5, pp. 1043-1065 (1996)
- 9) 松本佳昭, 森信彰, 三田尻涼, 江鐘偉: 心拍揺らぎによる精神的ストレス評価法に関する研究, *ライフサポート*, Vol.22, No.3, pp.105-111 (2010)
- 10) 神崎康宏: 作りながら学ぶ PIC マイコン入門, CQ 出版社, pp.11-32 (2005)
- 11) 樋口龍雄: デジタル信号処理の基礎, 昭晃堂, pp.115-136 (1986)