

装着型デバイスを利用した 日常生活におけるストレス状態推定手法

秋山 早弥香¹ 加藤 由花²

概要：本稿では、日常生活における長期的なストレス要因の特定を目指し、装着型デバイスから取得した脈拍データを利用したストレス状態推定手法を提案する。心理的なストレス状態を表す指標の1つに、脈波のピーク間隔のゆらぎから算出される LF/HF (Low Frequency/High Frequency) 値がある。提案手法では、この LF/HF 値を脈拍データから推定するとともに、推定値の時系列データを解析することにより、長期的なストレス状態を検知する。

キーワード：生体情報、装着型デバイス、時系列データ、生活習慣、健康管理

A Method Estimating Long-Term Stress State in Daily Life using Wearable Devices

SAYAKA AKIYAMA¹ YUKA KATO²

Abstract: This paper proposes a method estimating a stress state by using pulse rate measured with a wearable device in order to determine long-term stress factors in daily life. For the method, we use LF/HF (Low Frequency / High Frequency), which is an indicator of psychological stress state and is derived from the fluctuation of the peak intervals of a pulse wave. The proposed method estimates LF/HFs by using pulse data and detects long-term stress state by analyzing the time series data.

Keywords: vital information, wearable devices, time series data, lifestyle, health care

1. はじめに

本稿では、生活習慣が個人の心身に与える影響を評価することを目的に、装着型デバイスから取得される瞬時脈拍数を用いて、ストレス状態とリラックス状態の双方を絶対尺度として推定する手法を提案する。

生活習慣と健康には、強い相関関係があることが知られている。その1つの例として、日本国内の死亡原因の3分の2を占めている生活習慣病があげられる [1]。生活習慣病は遺伝的要因や病原体などの生活環境要因のほか、生活習

慣の乱れからも引き起こされるため、生活習慣を把握し、悪習慣を改善することにより、病気の予防が期待できる。そのため、これまでも生活習慣に着目した健康管理に関して、様々な研究が行われてきた。

その1つに、ブレスローの7つの健康習慣 [2] がある。ここでは、睡眠、運動、食事などに関する7項目のうち、基準を満たしている項目が多いほど余命が長くなることが報告されている。実際、この7項目は健康診断時の問診票や医師からの健康指導などで用いられている。しかし、これらから得られる生活習慣に関する情報は自己申告の主観的なデータであり、曖昧さが残る。加えて、通常、定期健康診断などで年に1回程度確認するものであることから、悪習慣を常時意識することが難しいという問題がある。

この問題の解決策として、生活習慣に関する情報を、装

¹ 東京女子大学大学院 理学研究科
Graduate School of Science, Tokyo Woman's Christian University

² 東京女子大学 現代教養学部
School of Arts and Sciences, Tokyo Woman's Christian University

着型デバイスから客観的なデータにより取得した健康管理に関する研究が報告されている [3][4][5]. 装着型デバイスは、客観的なデータを本人が意識することなしに長期的に取得可能であり、使用者への負担が少ない. このように、健康管理に用いるデータは、主観的なデータから常時取得可能な客観的なデータへと変化してきている.

ここで、生活習慣に着目した健康管理を行うには、個人差を考慮した取得データの分析が必要である. 生活習慣の改善には、長期間継続した取り組みが必要であり、そのためには生活習慣を改善したことによる心身の調子の良さ（または悪さ）を自分自身が自覚することが必要であるためである. このような背景から、本稿では、個人が自覚する心身の調子の良さを、装着型デバイスから取得される客観的なデータを利用し、ある指標として表現することを目指す.

このような指標としては、一般にストレス状態が利用されることが多い. 例えば、脳波 [6] や唾液 [7], 心電波形 [8] や脈波 [9], 脈拍数 [10][11] などを用いて、ストレス状態を推定する手法が提案されている. しかし、これらの手法では生活習慣改善による調子の良さを把握することができず、本研究の目的を達成するための十分な指標とはなり得ない. そのため、本稿では、ストレス状態だけでなく、リラックス状態も測定可能な指標として、Stress and Relaxed Value (*SRV*) を提案する.

2. 提案手法

SRV の算出には、瞬時脈拍数を用いる. 拍動は生活習慣と相関があることが知られており、さらに心拍間隔に由来するストレス指標である *LF/HF* (*LF*: Low Frequency, *HF*: High Frequency) の算出が可能であるためである.

2.1 手法の概要

SRV 算出の流れを図 1 に示す. 具体的な手順は以下のとおりである.

- (1) データの取得:
脈波形を測定し、そこから脈波間隔を読み取る
- (2) 時系列の作成:
得られた脈波間隔列から、瞬時脈拍数の時系列データを作成する
- (3) データの処理 (1):
時系列データをパワースペクトル解析する
- (4) データの処理 (2):
スペクトル解析の結果を、周波数成分 (高周波, 低周波) ごとに積分する
- (5) 提案する指標の算出:
与えられた定義式に従って *SRV* を算出する
- (6) 時系列の作成:
SRV の時系列データを作成する

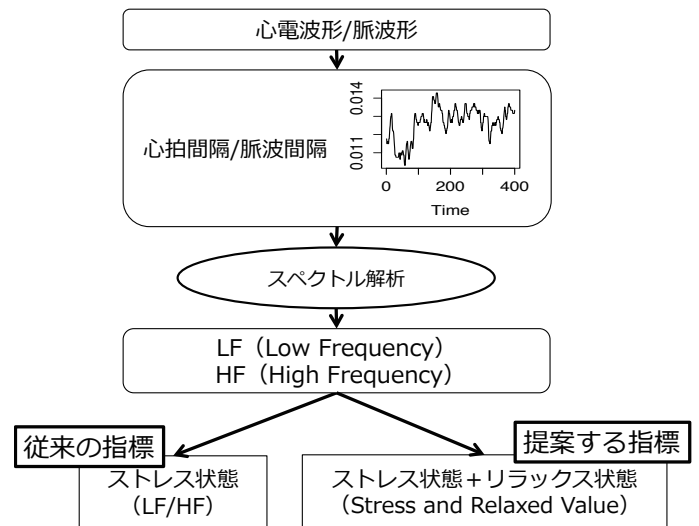


図 1 *LF/HF*, *SRV* の算出の流れ.

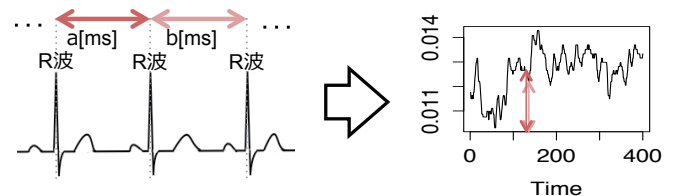


図 2 心拍変動の説明.

手順 1~4 までが *LF/HF* の算出手順であり、この結果を利用し、手順 5 において本稿で提案する *SRV* を算出する. その後、時間経過に従って周期的に *SRV* を算出することにより、*SRV* の時系列データを得る (手順 6). 次節で各手順の詳細を説明する.

2.2 手法の詳細

2.2.1 *LF/HF* の算出 (手順 1~4)

まず、*LF/HF* の概要を示す. *LF/HF* は、心電波形のピーク間隔のゆらぎ波形（これを心拍変動という）をスペクトル解析し、低波数領域 (*LF*) と高波数領域 (*HF*) のパワースペクトル密度の比を取った値である. 交感神経と副交感神経の活動度合いを表わす値であり、ストレス状態を表わす指標として広く用いられている [13][14][15].

心拍変動とは、心電波形における、ある時点の R 波と次の R 波の間隔（心拍間隔）の変動のことである. R 波とは図 2 の左に図示した心電波形のうち、最も振幅の大きい点のことであり、この間隔を時系列データとして取得したものが心拍変動に相当する. 心拍の変動には主に 2 つの要因が存在する. 1 つは血圧性変動成分であり、これは 10 秒程度の周期を持つ低周波変動 (*LF*) として現れる. もう 1 つは呼吸性変動成分であり、これは 4 秒程度の周期を持つ高周波変動 (*HF*) として現れる. これらの成分は、心拍変動をパワースペクトル解析することにより抽出が可能であり、その結果から *LF/HF* が算出される.

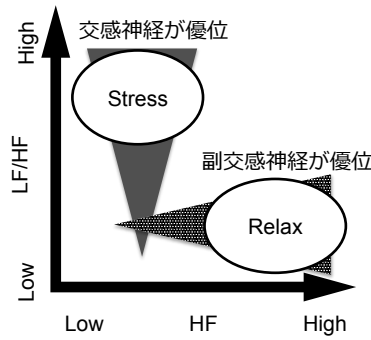


図 3 副交感神経指標 (HF), 交感神経指標 (LF/HF) とストレス状態の関係。

LF/HF は、自律神経系と深い関わりがある [8][12][16]. 自律神経系とは、交感神経と副交感神経の総称であり、この 2 つの神経は相反する活動を行っている。交感神経はストレス状態の時に活発になり、副交感神経はリラックス状態の時に活発になる [17]. また、交感神経は LF を媒介して伝わり、副交感神経は LF と HF を媒介して伝わるため、交感神経は LF のパワーを、副交感神経は LF と HF 双方のパワーを大きくする増幅要因となっている。

これらの関係をまとめると表 1 のようになる。ストレス状態で交感神経が優位になり、LF 成分が増加し、リラックス状態で副交感神経が優位になり、LF 成分と HF 成分が増加する。つまり、LF 成分は両方の状態で増加し、HF 成分はリラックス状態でのみ増加することになる。このことから、HF 成分をリラックス状態のとき優位になる副交感神経の指標として利用し、LF 成分と HF 成分の比である LF/HF をストレス状態のとき優位になる交感神経の指標として利用することができる。この関係を図示すると、図 3 のようになる。縦軸は交感神経の活動度合いを表わす LF/HF、横軸は副交感神経の活動度合いを表わす HF である。それぞれ大きい値を取るときにそれぞれの神経が優位な状態を表わし、ストレスあるいはリラックス状態が強いことを意味する。

次に、LF/HF の算出方法を説明する [18]. 算出の流れは図 4 に示すとおりである。ここでは、心電図から得られる心電波形から LF/HF を求める手順を示す [12][15][18].

- (1) 心電波形より、R 波から次の R 波までの間隔 R-R Interval (RRI) を読み取る (図 2 の左図)。
- (2) 読み取った RRI の逆数を 60 倍することで瞬時心拍数 Instantaneous Heart Rate (IHR) を算出する。60 倍するのは、通常の心拍数が 60 秒間の拍動数で表されるためである。

$$IHR = \frac{60}{RRI} \quad (1)$$

- (3) IHR は不等間隔な時系列であるため、線形補間やスプライン補間により時間的に連続な関数に近似し、等間隔にリサンプリングする。

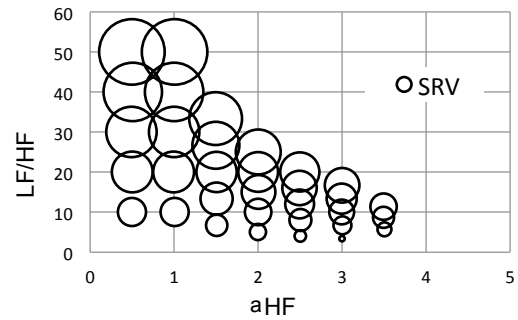


図 5 SRV₁ の定義式のイメージ。

- (4) リサンプリングした IHR の等間隔時系列データを用いてパワースペクトル解析を行う。
- (5) IHR の周波数 f におけるパワースペクトル密度から、LF 成分と HF 成分の積分値を式 (2) より求め、その 2 つの値の比を取ったものを LF/HF として算出する。 a, b, c は、高周波/低周波の定義により定まる値である。

$$\begin{aligned} LF &= \int_a^b P(f)df \\ HF &= \int_b^c P(f)df \end{aligned} \quad (2)$$

なお、本研究では、LF と HF の算出に、心電図から得られる RRI の代わりに、脈波間隔 Pulse Wave Interval (PWI) を用いる。これは、本研究が常時生体データを取得することで、日常生活における SRV の時系列データ算出を目指していることから、心電波形を利用する手法の利用は難しいためである。脈波は心拍に伴う脈の拍動 (いわゆる「脈」) であり、PWI は RRI とほぼ同義である。通常 PWI は、指先あるいは手首で非侵襲的に測定する。

ここでは、読み取った PWI から瞬時脈拍数 Instantaneous Pulse Rate (IPR) の時系列を作成し、PWI の逆数を 60 倍することにより、IPR を算出する。

2.2.2 SRV の算出 (手順 5)

次に、SRV の算出方法を説明する。本稿では、ストレス状態とリラックス状態の双方を含んだ指標の定式化に、図 3 のデータ分布を利用する。ここでは、データ分布の解釈の違いにより、以下 4 種類のモデルを提案する。

- (1) 差分法
- (2) 距離法
- (3) 逆二乗法
- (4) ポテンシャル法

表 1 ストレス状態における自律神経系への影響

状態	優位になる神経	増加する心拍変動成分
ストレス	交感神経	LF 成分
リラックス	副交感神経	LF 成分, HF 成分

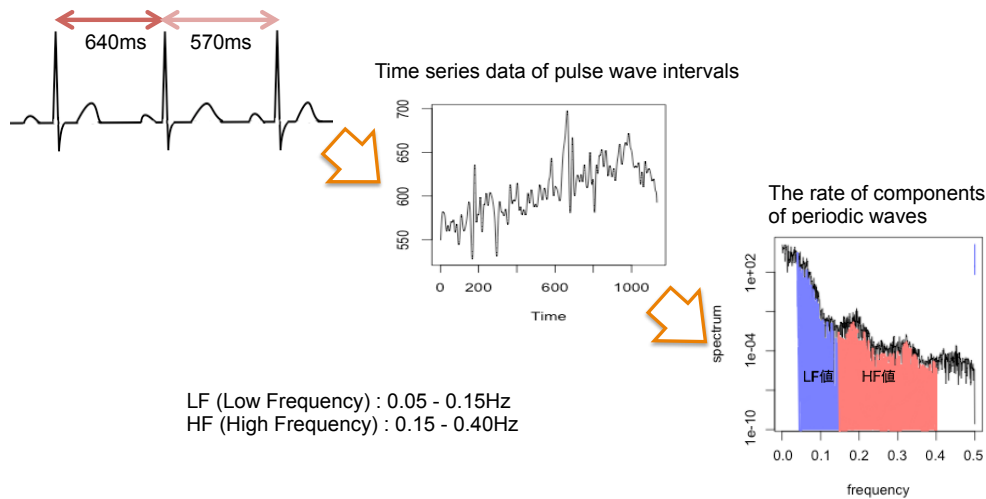


図 4 LF/HF の算出手順.

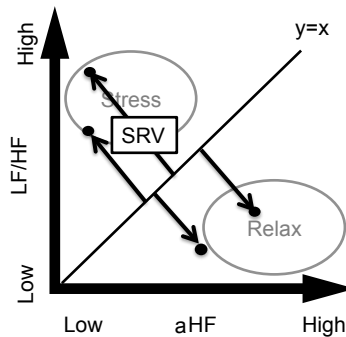


図 6 SRV_2 の定義式のイメージ.

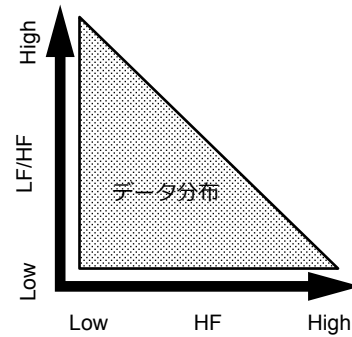


図 7 (HF, LF/HF) のデータ分布.

1. 差分法

a を正規化定数とし、以下の式により SRV_1 を定義する.

$$SRV_1 = \begin{cases} \frac{LF}{HF} - (aHF) & (LF/HF > (aHF)) \\ 0 & (otherwise) \end{cases} \quad (3)$$

これは、 LF/HF が HF より大きい値である時 LF/HF と HF の差分を SRV_1 とし、それ以外の時 SRV_1 を 0 とするものである. 式 (3) を用いた SRV_1 の算出イメージを図 5 に示す. 図中の円の半径が SRV_1 の値を表現している. 左上に近づくほど大きい値を取り、右下に近づくほど 0 に近づいており、図 3 の傾向を表現するモデルになっていることがわかる.

2. 距離法

以下の式により SRV_2 を定義する.

$$SRV_2 = \frac{1}{\sqrt{2}} \left(\frac{LF}{HF} - (aHF) \right) \quad (4)$$

これは、ストレス状態でもリラックス状態でもないニュートラル状態からの解離度により指標を定義するものである. 解離度は、図 3 上で、ニュートラル状態を表わす直線からの距離で表現する. 算出のイメージを図 6 に示す. 具体的には、 LF/HF と HF を適切な値で正規化し、 HF を x

軸、 LF/HF を y 軸としたときの直線 $y = x$ からの距離を算出し、 SRV_2 とする. この値は、ストレス状態のとき正の値をとり、リラックス状態のとき負の値をとる.

ここで、上述した LF と HF の意味から、 LF/HF と HF がともに大きな値を取ることはない. つまり、取りうる値の範囲は、図 7 に示すような領域になる.

3. 逆二乗法

以下の式により SRV_3 を定義する.

$$SRV_3 = \frac{SRV_2}{\left(\sqrt{(20 - LF/HF)^2 + (aHF)^2} \right)^2} \quad (5)$$

これは、図 3 上で、最もストレス状態が大きい点と最もリラックス状態が大きい点を物理量の発生源とみなし、発生源からの距離の 2 乗に反比例した値により指標を定義するものである. 力学などでしばしば用いられる逆二乗法によって SRV_2 を重み付けしたものである. 図 8 に算出のイメージを示す. ここでは、ストレス状態とリラックス状態が最も強い点を、赤丸と青丸で示している. これらを発生源とし、この発生源までの距離の 2 乗に反比例する物理量が座標 $(HF, LF/HF)$ にかかる. SRV_2 と同様に、この値は、ストレス状態のとき正の値をとり、リラックス状態のとき負の値をとる.

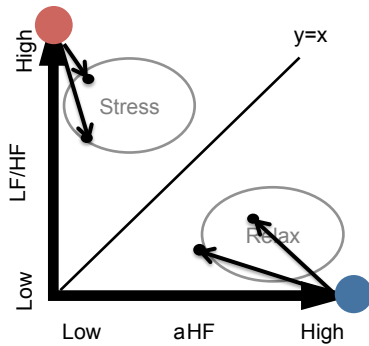


図 8 SRV_3 の定義式のイメージ.

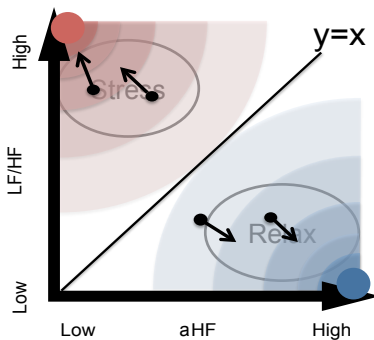


図 9 SRV_4 の定義式のイメージ.

4. ポテンシャル法

以下の式により SRV_4 を定義する.

$$SRV_4 = \frac{SRV_2}{\sqrt{(LF/HF)^2 + (aHF)^2}} \quad (6)$$

これは、図 3 上にポテンシャル場を定義し、場から受ける力として指標を定義するものである。物理的な場から物体が潜在的に受ける力として知られるポテンシャルで SRV_2 を重み付けしたものである。図 9 に算出のイメージを示す。 SRV_2 と同様に、この値は、ストレス状態のとき正の値をとり、リラックス状態のとき負の値をとる。

2.3 時系列の作成 (手順 6)

2.1 節で示した手順 6 において SRV の時系列データを作成する。ここでは、手順 1 から手順 5 までの処理を 5 分間隔で繰り返すことにより、 SRV の時系列を得る。

3. 評価

本稿で提案する SRV の有効性を検証するために、装着型デバイスを用いて瞬時脈拍数を継続的に測定する被験者実験を行った。ここでは、ある作業により人為的にストレス状態を作り出した環境で脈拍データの測定を行い、提案した 4 種類の指標により SRV を算出することで、指標間の比較を行う。

3.1 手法の実装

被験者実験を行うために、2 章で示した提案手法の各手順を実験システムとして実装した。以下にその内容を示す。

(1) データの取得

装着型デバイスから、毎秒測定される直近 60 秒換算の瞬時脈拍数 Instant Pulse Rate (IPR) を取得する。装着型デバイスとしては、光を用いることにより非侵襲での脈拍の測定が可能なマシモジャパン株式会社製パルスオキシメータ iSpO2[19] を用いる。体動があると正しい瞬時脈拍数の取得が難しいため、ここでは全て椅子に座った安静な状態で測定を行う。

(2) 時系列の作成

まず、前処理として、データと同時に取得されるタイムスタンプをもとに IPR の欠損値を検出する。また、事前に設定したしきい値により、 IPR の外れ値検出も行う。ここでは、検出した欠損値と外れ値を IPR の平均値で置換し、時系列を作成する。

(3) データの処理 (1)

作成した IPR の時系列をパワースペクトル解析する。ここでは、時系列データが 1 秒間隔の離散データであるため、AR モデルを用いた離散フーリエ変換を用いてパワースペクトル解析を行う。

(4) データの処理 (2)

パワースペクトル解析の結果を低周波区域と高周波区域でそれぞれ積分し、 LF 、 HF を求める。ここでは、低周波区域を 0.05–0.15Hz、高周波区域を 0.15–0.40Hz とする。

(5) 提案する指標の算出

提案する指標 SRV の算出を行う際、 LF/HF と HF のグラフにおいて、 x 軸、 y 軸の範囲が一对一対応になるように、 HF を正規化する。ただし、 LF/HF を求める際の HF には初期化前の値を用いる、積分により求めた値を 2 章で示した SRV の定義式に代入し、 SRV を算出する。正規化定数は事前に取得した HF のテストデータを基に、 $a = 20/950$ とした。

(6) 時系列の作成

以上の手順を 5 分毎に行い、 SRV の時系列を作成する。

3.2 SRV の評価

3.2.1 実験の目的

2 章で提案した 4 種類の SRV について、指標間の比較を行う。これにより、ストレス状態、リラックス状態をより適切に表現する指標を決定する。実験では、前節の手順 5 において提案した 4 つの定義式を用いて算出したそれぞれの SRV を用いる。

3.2.2 実験の方法

被験者は 20 代の女性 1 名であり、休憩 20 分、作業 30

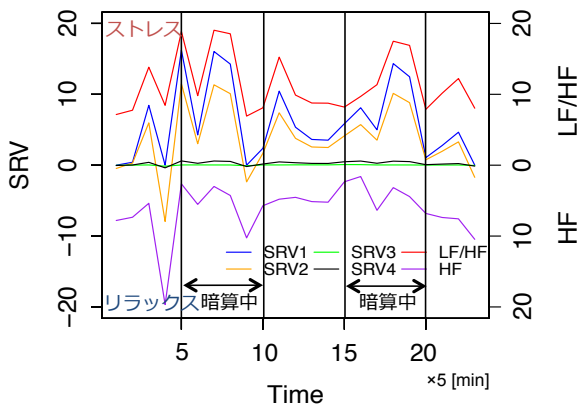


図 10 LF/HF, HF, SRV の時系列.

分, 休憩 20 分, 作業 30 分, 休憩 15 分の合計約 115 分間の IPR データを, 椅子に座った安静な状態で取得した. 休憩中は音楽を聴き, リラックスした状態を保った. ストレス状態を生成するための作業としては, 暗算作業を選んだ. これは, 暗算作業によるストレスが HF をほとんど 0 にし, LF を著しく増加させるためである [20]. これにより, SRV の算出に用いた LF/HF と HF に著しい変化を与えることができる. なお, IPR データの取得に使用した機器は iSpO2 である. iSpO2 の測定可能範囲は毎分 25-240 回, 計測の精度は体動なしの場合で毎分 ± 3 回, 体動ありの場合で毎分 ± 5 回, 血液の流れ (灌流) が低い場合で毎分 ± 3 回である [19]. デバイスからは毎秒, 直近 60 秒分に換算した IPR データが取得でき, この値を利用して前述した方法で LF/HF を算出した. 暗算の内容としては, 簡単な加減乗除を用いた. 今回は計算問題として, インターネット上で無料で取得できる問題を使用した [21].

3.2.3 実験の結果

図 10 は, IPR データより算出した SRV と LF/HF, HF を 5 分間隔で同時にプロットしたものである. 垂線と矢印で示した部分が暗算を行った時間であり, それぞれの時系列の示す値を図中に示した. 図の左端に示した目盛が SRV に対するもので, 右側の目盛のうち, 原点 0 から正の部分のものが LF/HF に対するもの, 負の部分が HF に対するものである. このように表示したのは, ストレス状態とリラックス状態の両方を含む SRV における目盛上の変動と, ストレス状態のみを表現する LF/HF, リラックス状態のみを表現する HF における目盛上の変動が, 心身の状態の変化を同じ重みで表していないためである. 実験より得られたデータから, すべての値における偏差が正規分布になると仮定し, それぞれの SRV と LF/HF, HF のピアソンの積率相関係数 r を, 式 (7) を用いて求めた. x_i は SRV_i ($i = 1, \dots, 4$) を, y_i は LF/HF もしくは HF を, i はデータ番号を示している. ここでのデータ数は 23 であるため, $n = 23$ とした. ただし, SRV と HF の相関係数を求める際は, HF の符号をマイナスに変換した.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (7)$$

算出した相関係数は, SRV_1 と LF/HF が 0.95, SRV_1 と HF が 0.63, SRV_2 と LF/HF が 0.87, SRV_2 と HF が 0.83, SRV_3 と LF/HF が 0.29, SRV_3 と HF が 0.93, SRV_4 と LF/HF が 0.74, SRV_4 と HF が 0.89 である. 以上のことより, 本実験より次の結論を得た.

- 図 10 の LF/HF の変動において, 最初の暗算作業直前と暗算開始時を比べると著しい増加が見られる. 2 回目の暗算作業直前と暗算開始時を比べると著しい増加はみられないが, 暗算中の中盤付近にかけて増加が見られる. また, 暗算中の LF/HF の平均値は 12.7 であるが, 休憩中の平均値は 10.0 であり, 暗算によりストレス状態が現れていることが分かる.
- 図 10 の HF の変動において, 測定開始から暗算作業開始直前の間に著しい増加が見られる. 最初の暗算作業直前と暗算開始時を比べると著しい減少が見られる. 2 回目の暗算作業直前と暗算開始時を比べると減少が見られる, 加えて, 2 回目の暗算作業終了直前から, 実験終了にかけて緩やかな増加が見られる. また, 休憩中の HF の平均値は 7.75 であるが, 暗算中の平均値は 4.68 であり, 休憩時にリラックス状態が現れていることが分かる.
- LF/HF と SRV の相関係数については, SRV_1 , SRV_2 , SRV_4 で高い値が算出され, これらの値により, ストレス状態の推定が可能であることが分かる.
- HF と SRV の相関係数については, SRV_2 , SRV_3 , SRV_4 で高い値が算出され, これらの値により, リラックス状態の推定が可能であることが分かる.

4. 考察

実験の結果から, 提案した 4 種類の SRV のうち, SRV_2 がストレス状態, リラックス状態ともに最も適切に表現している指標であると結論づけられる. 被験者数, 実験条件ともに限定的であるため, 本指標の適用範囲については今後より詳細な調査が必要であるが, SRV は個人差を考慮するための指標であることを考えると, 今回の実験結果はある程度妥当なものともみなせる. つまり, SRV の利用に際しては, 個人ごとに事前実験により適切な SRV を選択しておき, それを実際の指標として用いるのである. 今回の被験者に対しては SRV_2 が適しており, 実環境においてもこの指標を用いることが有効である.

5. おわりに

本稿では, 生活習慣が個人の心身に与える影響を評価することを目的に, ストレス状態とリラックス状態の双方を絶対尺度として測定可能な指標 SRV を提案した. 本稿で

はさらに、SRVの有効性を検証するために、装着型デバイスから取得される瞬時脈拍数を用いて、SRVの変化を観測する被験者実験を行った。ここでは、データの取得中に単純作業を行い、ストレス状態とリラックス状態を人為的に作り出し、SRVにより双方の状態が推定可能であることを示した。

今後、様々な条件下での被験者実験を行うとともに、SRV時系列データのトレンド解析を行っていく予定である。

参考文献

- [1] 厚生労働省：平成26年人口動態統計月報年計（概数）の概要（2015）。
- [2] Belloc, N. and Breslow, L.: Relationship of physical health status and health practices, *Preventive Medicine*, Vol. 1, No. 3, pp. 409–421 (1972).
- [3] 隅田麻由, 水本旭洋, 安本慶一：スマートフォンを用いた歩行時心拍数推定法, 情報処理学会論文誌, Vol. 55, No. 1, pp. 399–412 (2014).
- [4] Watanabe, K., Manabe, T. and Yoshikawa, T.: Definition of Sleep Indices by Pulse Wave and Body Movement and Estimation of Sleep Stages, *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers*, Vol. 42, No. 4, pp. 404–410 (2006).
- [5] 今津真也, 水本旭洋, 孫為華, 柴田直樹, 安本慶一, 伊藤実：ユーザのアクティビティと体重変化履歴に基づいた継続性の高い健康支援手法の提案, 情報処理学会研究報告ユビキタスコンピューティングシステム (UBI), No. 5, pp. 1–8 (2011).
- [6] Ishihara, T. and Yoshii, N.: Multivariate analytic study of EEG and mental activity in Juvenile delinquents, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 33, No. 1, pp. 71–80 (1972).
- [7] Yamaguchi, M., Deguchi, M., Wakasugi, J., Ono, S., Takai, N., Higashi, T. and Mizuno, Y.: Hand-held monitor of sympathetic nervous system using salivary amylase activity and its validation by driver fatigue assessment., *Biosensors & bioelectronics*, Vol. 21, No. 7, pp. 1007–1014 (2006).
- [8] Lucini, D., Norbiato, G., Clerici, M. and Pagani, M.: Hemodynamic and Autonomic Adjustments to Real Life Stress Conditions in Humans, *Hypertension*, Vol. 39, No. 1, pp. 184–188 (2002).
- [9] 千明裕, 前田篤彦, 小林稔：容積脈波を取得可能な面センシング手法の実装と評価, 情報処理学会論文誌, Vol. 53, No. 4, pp. 1229–1237 (2012).
- [10] 下柿元智也, 鮎澤聡, 鈴木健嗣：運動訓練のための実時間脈波検出と装着型提示デバイスへの応用, 情報処理学会論文誌, Vol. 54, No. 4, pp. 1480–1488 (2013).
- [11] 武田朴：自律神経系用脈拍数モニタの開発, 電気学会論文誌C, Vol. 122–C, No. 9, pp. 1624–1631 (2002).
- [12] Furlan, R., Guzzetti, S., Crivellaro, W., Dassi, S., Tinelli, M., Baselli, G., Cerutti, S., Lombardi, F., Pagani, M. and Malliani, A.: Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects, *Circulation*, Vol. 81, No. 2, pp. 537–547 (1990).
- [13] 高津浩彰, 宗像光男, 小関修, 横山清子, 渡辺興作, 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, 電気学会論文誌C, 電子・情報・システム部門誌, Vol. 120, No. 1, pp. 104–110 (2000).
- [14] 清澤潤, 四方 裕夫：指尖血流脈波のゆらぎ解析による交感神経活動の評価とその応用, 金沢医科大学雑誌, Vol. 31, No. 3, pp. 194–201 (2006).
- [15] Takada, M., Ebara, T. and Kamijima, M.: Heart rate variability assessment in Japanese workers recovered from depressive disorders resulting from job stress: measurements in the workplace., *International archives of occupational and environmental health*, Vol. 83, No. 5, pp. 521–529 (2010).
- [16] force of the European Society of Cardiology, T., the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Exploratory Session Analysis in the Mobile Clickstream, *Eur Heart J*, Vol. 17, pp. 354–381 (1996).
- [17] 日本自律神経学会編：自律神経機能検査（第4版）, 文光堂（2007）。
- [18] Hayano, J., Yamada, M., Fujinami, T., Yokoyama, K., Watanabe, Y. and Takata, K.: Spectral component of heart rate variability as an index of autonomic nervous function., *Seibutsu Butsuri*, Vol. 28, No. 4, pp. 198–202 (1988).
- [19] MASIMO: iSpO2, MASIMO (online), available from <http://www.masimo.co.jp/ispo2/> (accessed 2015-1-29).
- [20] Rimoldi, O., Pierini, S., Ferrari, A., Cerutti, S., Pagani, M. and Malliani, A.: Analysis of short-term oscillations of R-R and arterial pressure in conscious dogs, *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, Vol. 258, No. 4, pp. H967–976 (1990).
- [21] 合資会社アルファ：算願, 合資会社アルファ（オンライン）, 入手先 <http://www.sangan.jp>（参照 2015-8-25）。