

呼吸変動解析によるストレス指標の提案

太田楓^{†1} 石川由羽^{†1} 高田雅美^{†1} 城和貴^{†1}

本稿では、非接触で計測可能なストレス指標として、呼吸から算出されるストレス指標の提案を行う。心拍変動を用いたストレス指標である LF/HF を解析する手法を応用し、呼吸変動の解析を行う。呼吸と心拍の同時計測を行い、呼吸の周波数解析の結果と LF/HF との変化の検討を行う。そこで、LF/HF の変化に伴い変化する周波数帯が見られる。その周波数帯の含有率を算出することで、呼吸からストレス指標が得られることを示す。

A Stress Indexing Method by Respiratory Variability Analysis

KAEDE OTA^{†1} YU ISHIKAWA^{†1}
MASAMI TAKATA^{†1} KAZUKI JOE^{†1}

In this paper we propose indicators of breathing as stress index that can be measured by non-contact. LF/HF is calculated from a heart rate variability. Analysis of breathing is using LF/HF and measuring breathing and heart rate at the same time. Compare the frequency analysis of the breathing and LF/HF. The frequency zone of the breathing increase with LF/HF. It shows that the stress index is obtained from breathing by calculating the content of the frequency band.

1. はじめに

現代社会は「ストレス社会」とも言われ、多くの人が仕事や勉強に追われ、職場や学校などの人間関係に悩みストレスを抱えている。ストレスの原因は人間関係などの社会的要因だけでなく、天候や騒音などの環境的要因、病気や睡眠不足などの身体的要因、不安や悩みなどの心理的要因などがある。これらのストレスの原因はストレスサーと呼ばれており、身体的、精神的に負荷をかけ、疲労や不眠、食欲不振など様々な身体への不調や病気を引き起こす。ストレスが引き起こす現代的な病気として、燃え尽き症候群やテクノストレス症候群、不眠症、自律神経失調症、うつ病などがあげられる。これらの精神疾患患者数の増加が進んでおり、特にうつ病は平成 8 年から平成 20 年にかけて 2.4 倍となっている[1]。また、これらの病気は感染症などの急性疾患などと異なり、長期的な治療と高価な薬が必要とされるため、医療費増加の要因の 1 つとなっている。そのため、日常生活で感じているストレスの大きさを客観的に把握するなど[2]、個人が積極的に健康状態を把握し事前予防を行うことが望まれている。そこで、個人で手軽に行えるストレス指標の推定が求められている。

現在ストレス指標は、主観的な評価と客観的な評価がある。主観的な評価には、精神健康調査票(GHQ: The General Health Questionnaire)[3]などが用いられるが、これらは質問に基づいた調査であり、専門医の診断が必要である。また

ストレス状態を自身で判断し診察に出向く必要があり、無意識にかかるストレスを早期発見することは難しい。客観的評価には、脈拍や心拍、血液、唾液等の生体情報からストレスレベルを算出する手法がある[4][5]。生体情報の計測は接触型の計測機器を使用するため、拘束の煩わしさ、皮膚への負担等の問題があるため、自宅などで個人が手軽に行うことは難しい。そのため非侵襲・非接触の計測が求められている。

客観的評価の 1 つとして、心拍から算出されるストレス指標である LF/HF がある。しかし心拍は接触型のセンサで計測される。そこで非接触で計測可能な生体情報として、呼吸が挙げられる。非接触で物体の距離の変位を計測することができる計測機器、定在波レーダー[6]を用いることで、非接触に呼吸情報を取得することができる。

現在、呼吸とストレスの関係に関する研究は行われているが、ストレス指標を提案する研究は行われていない。一方、心拍と呼吸は相互作用をしている[7][8]。例えば、吸気時に心拍数が増加し、呼気時に心拍数が減少する。

そこで本稿では、呼吸から得られるストレス指標を提案する。しかしながら、非接触計測では体動などの影響を除去する必要がある、ストレス指標の評価が難しいため、今回は接触型センサでの計測を行い、将来的に非接触の計測への応用を目指す。また、ストレス指標を算出する手法は、心拍から算出されるストレス指標である LF/HF の解析手法を応用する。

2 章では、心拍とストレス、呼吸とストレスの関連研究、3 章では呼吸からストレス指標を提案する手法について述べる。4 章では実験について、そして 5 章で解析結果を述

^{†1} 奈良女子大学
Nara Women's University

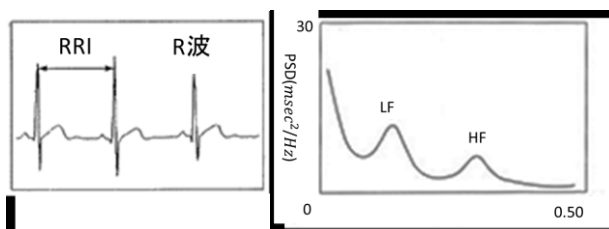


図 1 心電図 (右) LF/HF (左)

べる。

2. 関連研究

2.1 心拍とストレス

心拍は交感神経と副交感神経の両方からの影響を受け、心臓の 1 拍毎の拍動間隔時系列は常に変動している。これは心拍変動と呼ばれる。また吸気時に心拍数は増加し、呼気時に心拍数が減少する呼吸性不整脈が存在する。交感神経は心身的・精神的負荷に対して抵抗するため、体を活性化させる働きを持ち、副交感神経は休息・休養を要求する働きを持つ。つまり、交感神経と副交感神経のバランスがストレス状態を現わしている。

身体的・精神的負荷により、交感神経の亢進が起これば、心拍数は増加し、RRI(R-R interval)が短縮する。RRI とは、心臓のリズムにおいて、心電図に現れる R 波と R 波の間隔である。R 波とは、P, Q, R, S, T と名付けられた心電図成分のうち、血液を左心室から大動脈に送り出すときに生じる波である。RRI の波形モデルを図 1 左図に表す。R 波の振幅は他の心電図成分より大きく、信号検出が容易である。そこで RRI 時系列の周波数成分をパワースペクトル分析することで、ストレスを表す指標を得ることができる。自律神経である副交感神経からの刺激は瞬時に応答し、交感神経からの刺激は緩やかに心拍に応答する。このため、心拍の周期変動の周波数帯には、交感神経、副交感神経を反映する周波数に差が生じることが知られている[9]。このような現象を利用したのが周波数解析である。また周波数解析では、各周波数帯を個別に解析することが可能であり、臨床においても多用されている。周波数解析から得られる LF 成分 HF 成分について図 1 の右図に示す。心拍変動の周波数分析によると主に低周波成分(LF: Low Frequency)と高周波成分(HF: High Frequency)が見られる。LF 成分はメイヤー波と呼ばれる約 10 秒周期の血圧変化を信号源とし、交感神経の活動の影響を受けている。HF 成分は 3 秒から 4 秒程度の周期の呼吸を震源とする変動波であり、副交感神経の活動に影響を受けている。HF 成分は副交感神経の影響を現し、LF 成分は交感神経、副交感神経どちらの影響も現しているため、LF と HF の比を取り、ストレス指標となる。

2.2 呼吸とストレス

呼吸とストレスの関係は、深呼吸にストレス緩和効果があるように、密接に関係していると考えられている。呼吸を意図的に変化させることでリラックスさせる技法がある[10]。自己調整によるリラクゼーションのための呼吸法を行うことで脈拍数を減少させ、 α 波を増加させると言われている[11]。一方、ストレス刺激が呼吸活動に及ぼす影響の研究も行われている。ストレス刺激が呼吸活動に及ぼす影響として呼吸数の増加、分時換気量、血中および呼気中の二酸化炭素濃度の低下などが生じると言われている[12]。

また、呼吸活動からは呼吸サイクル毎の波形分析により、腹部と胸部のパターンあるいは時間と量に関する多くの測度が得られる。そこで、呼吸活動を呼吸時間、吸気時間、呼気時間、呼気後のポーズ時間の 4 つの測度に分け、ストレス刺激がそれらに与える影響について検討されている。ポーズ時間とは呼気から吸気に転換される時間で、呼吸運動は限りなく停止に近い状態のことである。その結果、ストレス刺激は呼気時間と吸気時間には有意な変化をもたらさないが、ストレス刺激により呼気時間が増加し、ポーズ時間が減少すると報告されている。また呼気時間の延長とポーズ時間の短縮は胸部のみに生じるとしている[13]。胸部と腹部でのストレス刺激に対する反応に関しては、被験者の興味を引くような映像は腹部に優位な呼吸を、逆に不快感を与える映像では胸部優位の呼吸をもたらすと報告されている[14]。

これらの呼吸活動に関する研究ではストレス刺激として様々な方法がとられている。しかし、ストレス刺激の種類により呼吸活動が変化するとも言われている。そこで、どのストレス刺激でも安定した変化をする呼吸測度を明らかにするため、いくつかのストレス刺激が呼吸活動に及ぼす影響の変化について検討されている[15]。ストレス刺激として広く用いられている暗算、ストレスフィルム、冷刺激について、呼吸時間、吸気時間、呼気時間、呼気後ポーズ時間、吸気量、呼気量、分時換気量を計測している。データ分析の結果、すべてのストレス刺激に安定した変化を示す呼吸測度は分時換気量とポーズ時間であるとされ、ストレス刺激に対して分時換気量は有意な増加を、ポーズ時間は有意な短縮を示すと報告されている。

本稿は呼吸からストレス指標の提案を行うため、いかなるストレス刺激にも安定した影響が生じる呼吸測度を用いる必要がある。そこで、これまでに述べた関連研究について以下の点に着目して解析を行う。

- (1) ストレス刺激の影響は、呼吸数、分時換気量に生じる。また、1 呼吸のサイクルに着目すると、呼気時間と呼気後のポーズ時間にストレス刺激の影響が生じる。
- (2) これらの呼気時間と呼気後のポーズ時間の変化は腹部ではなく、胸部に生じる。



図 2 MLT1132/D Piezo Respiratory Belt (左) 装着図 (右)

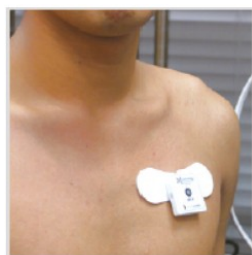


図 3 myBeat (左) 装着図 (右)

- (3) いくつかのストレス刺激に対して安定した変化を示す呼吸測度は分時換気量とポーズ時間である。

以上により本稿では、呼吸数、ポーズ時間に着目し、胸部での計測を行う。

3. 呼吸からのストレス指標の提案

本稿では、心拍からストレス指標である LF/HF を算出する手法を参考に、呼吸変動の解析を以下の手順で行う。

1. 頂点抽出
2. スプライン補間
3. 周波数解析
4. 含有率の算出

手順 1 では、計測された呼吸波形データから 1 呼吸毎の頂点抽出を行う。呼吸は吸気と呼気の間に吸気後ポーズ時間があるため、頂点付近の波形は変動が大きい。そのため頂点を抽出することが難しい。そこで包絡線を求めることで変動を小さくする。包絡線の抽出には、ケプストラム分析を用いる。ケプストラム分析はスペクトルの細かな変動となだらかな変動を分離することができる。分析手順はスペクトルをフーリエ変換して得たパワースペクトルについて、その値の対数を取り、さらに逆フーリエ変換をかける。ここで低周波数帯は波形のスペクトル包絡を表し、高周波数帯のスペクトル微細構造を表している。最後にスペクトル包絡のみ抽出するために、高次成分を除去する。これによって得られた値がケプストラム分析による包絡線となる。求めた包絡線の変位が減少する点を抽出し、頂点とする。抽出した頂点間の時間をプロットすることで、呼吸間の変

動時間を示す。

手順 2 では、周波数解析のための前処理を行う。頂点の時系列データはサンプル点が等間隔ではないため、信号処理をするには不向きである。そのため等しい時間間隔のデータに変換してから利用する必要がある。補間方法にはスプライン補間を用いる。

手順 3 では、周波数解析によるパワースペクトルの算出を行う。周波数解析には FFT (高速フーリエ変換: Fast Fourier Transform) を用いる。

手順 4 では、各周波数帯のパワースペクトルの含有率を算出する。LF/HF と比較をし、相関の高い周波数帯の範囲を算出する。

以上の手順により、LF/HF に伴い変化する呼吸周波数帯を示すことができる。この結果を用いて実験を行い、LF/HF に代わるストレス指標の導出を目指す。

4. 実験

呼吸からストレス指標の提案を行うための実験を行う。LF/HF を基準とするストレス指標とし、呼吸との比較を行う。

4.1 計測機器

呼吸の計測には、ADInstruments 社により開発された MLT1132/D Piezo Respiratory Belt を使用する。図 2 左図にセンサ機器、図 2 右図に装着の様子を示す。これは胸部または腹部に装着することで呼吸を計測することができるベルト型生体センサである。伸縮可能なゴム部分にセンサが含まれており、ゴム部分が伸縮することで電圧が発生する。この電圧を利用し、呼吸による胸囲または腹部の周囲の変化を計測する。装着時は着衣状態で計測が可能であり、マジックテープで長さの調節が可能である。また最大限に息を吸っている状態で装着することにより、より敏感に変化をとらえることができる。入力感度は 20mV~400mV まで、サンプルレートは 1/s~200k/s まで指定可能である。本稿では入力感度を 500mV、サンプルレートを 1000/s に設定し実験を行う。

心拍の計測には、ユニオンツール株式会社により開発された myBeat WHS-I を用いる。これは心拍波形を計測できるウェアラブル生体センサである。無線通信対応で胸部に一箇所直接貼り付けて使用するセンサ機器 (WHS-I) と、無線通信受信機 (RRD-I) で構成される。図 3 左図に WHS-I と RRD-I、図 3 右図に WHS-I 装着の様子を示す。心拍センサに電極パッドを装着し、左側胸部、鎖骨下 5~10cm を目安に皮膚表面に直接貼り付ける。この計測器は人間の心拍、体表面の温度、3 軸加速度を計測する。心拍は心拍波形、心拍周期もしくは心拍数の計測が可能である。出力は無線通信を利用した無線モードと、7 日間分のデータ保存が可能なメモリーモードの 2 種類がある。心拍波形は、無線モードのみ対応している。心拍波形のサンプリング周波

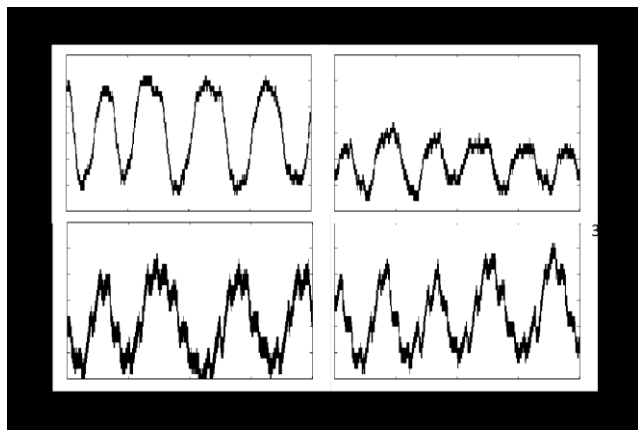


図 4 呼吸の元データの例

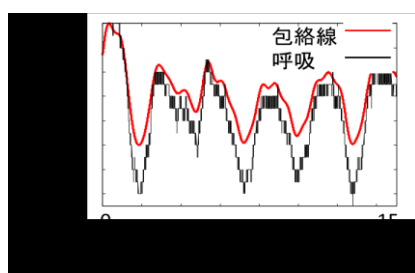


図 5 呼吸の元データと包絡線の例

数は 125Hz である 2.4GHz 周波数帯の無線通信を行い生体情報をモニタリングする。

4.2 実験方法

呼吸と心拍を同時に計測する。着衣状態で胸部に MLT1132/D Piezo Respiratory Belt を装着し、左側鎖骨下 10cm に myBeat を直接肌に貼り付けて計測を行う。MLT1132/D Piezo Respiratory Belt は、最大限に吸気している状態でバンドを装着する。リラックス状態・ストレス状態の 2 パターンの状態を計測する。どちらの状態もヘッドホンを装着し、PC 画面を視聴する。体重を背もたれに預けるように椅子に深く腰掛ける。被験者には、体動はノイズになるため、なるべく大きな動きをしないよう説明する。ヒーリング動画を見ている時をリラックス状態とする。ホラー映画 3 作品の恐怖映像を見ている時をストレス状態とする。それぞれ各 3 分間ずつ計測する。リラックス状態から計測を行う。ヒーリング動画視聴開始の 1 分後から計測を開始し、1 分間の休息を入れ、次にストレス状態の計測を行う。ホラー動画視聴後 1 分後に計測を開始する。被験者はホラー映画 3 作品を今までに視聴したことがない 20 代女性 5 人 (A-E) である。

5. 解析結果

呼吸についてセンサから計測された元データを図 4 に示す。リラックス状態、ストレス状態それぞれについて最も差の見られた被験者 A と差の少ない被験者 B の結果を示す。

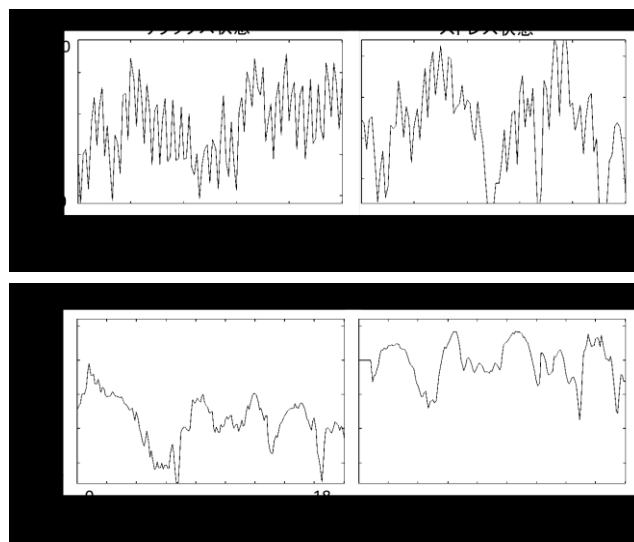


図 6 心拍の RRI の例 (上) LF/HF 時系列変化の例 (下)

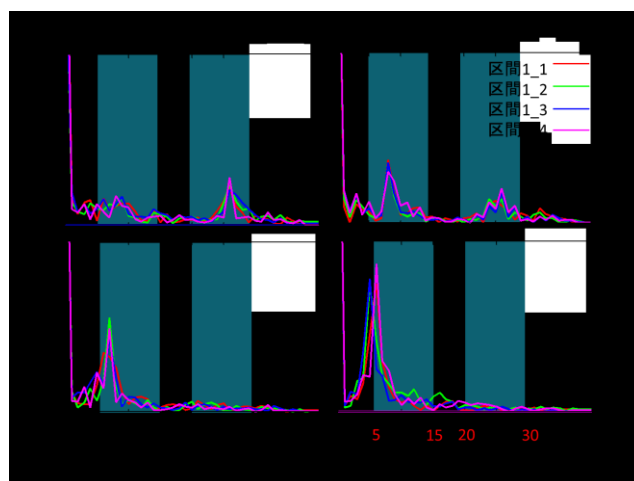


図 7 呼吸周波数解析の例 (状態別)

す。図 4 右図がリラックス状態、図 4 左図がストレス状態、図 4 上段が被験者 A、図 4 下段が被験者 B である。横軸は時間 (s)、縦軸は変位 (mV) である。呼吸は 3 分間計測したデータの開始 0 秒から 20 秒間のデータを示す。被験者 A はストレス状態で振幅が減少しているが、被験者 B に振幅の変化は見られない。呼吸数はどちらの被験者も増加している。他の被験者についても、被験者により変化の表れ方に違いがあるが、振幅の増減、呼吸数の増加など状態別で呼吸に違いが見られる。

呼吸の元データと包絡線の例を図 5 に示す。頂点の変動が比較的大きい被験者 C のデータを示す。横軸は時間 (s)、縦軸は変位 (mV)、呼吸元データを黒線で、包絡線を赤線で示す。呼吸は 3 分間計測したデータの開始 0 秒から 15 秒間のデータを示す。ケプストラム分析により、緩やかな波形となる。頂点付近で大きなずれも見られないため、包絡線から頂点を抽出することができる。他の被験者同様に、

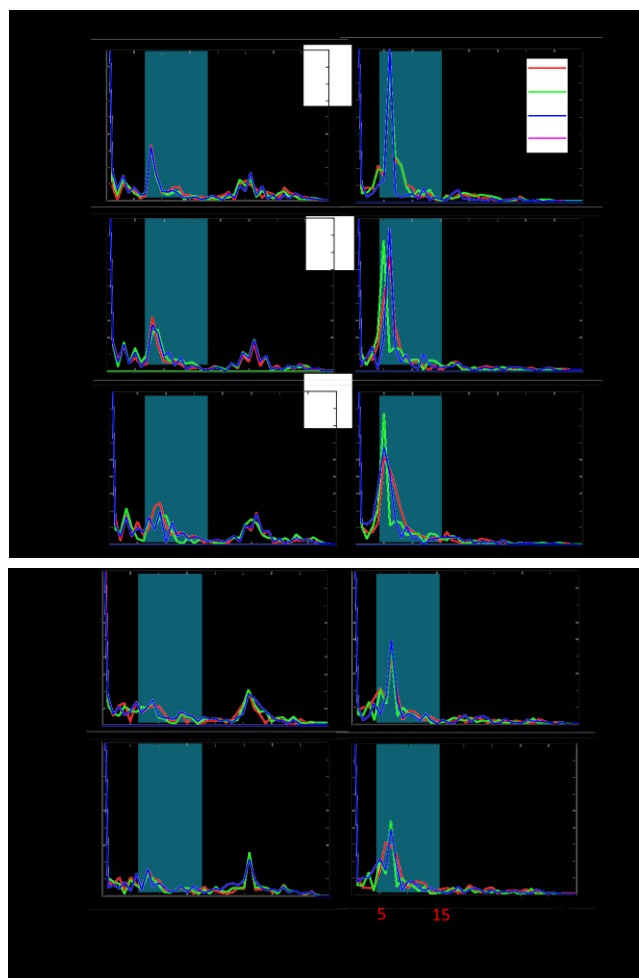


図 8 呼吸周波数の例（レベル別）

元データと包絡線で頂点のずれは少なく、頂点を抽出することができる。

心拍に関する結果を図 6 に示す。図 6 上段に RRI, 図 6 下段に LF/HF の時系列変化についてリラックス状態, ストレス状態それぞれ被験者 A の結果を示す。図 6 上段 RRI について、横軸は時間 (ms), 縦軸は RRI (ms) とし、3 分間計測したデータの開始 0 秒から 10 ミリ秒間のデータを示す。RRI の元データは、状態による振幅や変動の差は見られないため、LF/HF での比較が必要となる。他の被験者についても同様である。図 6 下段 LF/HF の時系列変化について、横軸は時間 (s), 縦軸は LF/HF で示す。LF/HF は 10 秒間のデータを 1 区間として解析を行う。1 区間を 0.1 秒ずつずらしながら 3 分間のデータの解析を行う。3 分間計測したデータの開始 0 秒から 3 分間のデータを示す。それぞれの状態で LF/HF に変動はあるが、リラックス状態では LF/HF が低く、ストレス状態では LF/HF が高くなっている。ストレス状態では大きな変動が見られる要因は、特に恐怖を感じるシーンの直後とそれまでのシーンでのストレス状態の大きな変化によるものだと考えられる。よって各状態で LF/HF にストレスとして反映されていると言える。

表 1 呼吸の周波数帯別の面積と LF/HF との相関

帯域(Hz)	1(5-15)	2(5-10)	3(30-45)	4(45-60)
被験者 A	0.517	0.493	-0.010	0.196
被験者 B	0.696	0.441	-0.049	0.012
被験者 C	0.889	0.821	-0.029	0.238
被験者 D	0.696	0.478	0.338	0.251
被験者 E	0.756	0.731	0.159	0.094

表 2 呼吸の周波数帯別の含有率と LF/HF との相関

帯域(Hz)	1(5-15)	2(5-10)	3(30-45)	4(45-60)
被験者 A	0.536	0.474	-0.607	0.089
被験者 B	0.543	0.302	0.361	0.230
被験者 C	0.766	0.664	-0.461	0.202
被験者 D	0.609	0.538	-0.773	0.176
被験者 E	0.704	0.645	0.225	0.115

各状態の呼吸の周波数解析の結果を図 7 に示す。横軸は周波数(Hz), 縦軸はパワースペクトル (s/Hz) で示す。被験者 A・B に対して、ストレス状態, リラックス状態それぞれの結果を示す。図 7 上段が被験者 A, 図 7 下段が被験者 B であり、それぞれについて、図 7 左図をリラックス状態, 図 7 右図をストレス状態で示す。解析は体動による大きなノイズが存在する区間以外で解析を行う。3 分間の全データの中から、サンプル数 4096 点を 1 区間とし、周波数解析を行う。これを約 6 秒間毎にずらしながら 3 分間解析を行う。サンプル数 4096 点は約 24 秒間で 3~6 回の呼吸時間に相当する。約 25 区間のうち LF/HF の値が最も高い 4 区間, 最も低い 4 区間をそれぞれまとめて示す。4 区間分をストレスが高い区間から区間 1_1~区間 1_4 として表す。5~15Hz の周波数帯に大きなピークが見られる。この周波数帯ではストレス状態ではピークが大きく、リラックス状態ではピークが小さく出ることがわかる。20~40Hz の周波数帯の小さなピークには個人差があり、ピークが見られない被験者もいる。これにより、状態別で呼吸の周波数は変化していることが分かる。

ストレスのレベルによって呼吸周波数が変化しているか検討するため、LF/HF のストレス状態のレベル別で、呼吸の周波数解析の結果を分類した結果を被験者 A・B について図 8 に示す。LF/HF をレベル 1~5 で示し、レベル 5 がよりストレス度が高くレベル 1 ではよりリラックス度合いが低い状態を示す。各レベルでリラックス度合いが高い区間から区間 2_1~区間 2_4 として表す。被験者 A について図 8 左図, 被験者 B について図 8 右図に示す。横軸は周波数

(Hz), 縦軸はパワースペクトル (s/Hz) で示す. 5~15Hz の周波数帯ではストレス度合によりピークが段階的に大きく, リラックス状態ではピークが小さく出ることが分かる. 20~30Hz の周波数帯ではピークは見られるが LF/HF に伴う変化は見られない.

LF/HF に伴い段階的に変化をしている周波数帯について検討する. 呼吸の各周波数帯の面積と LF/HF との相関を

表 1 に示す. 周波数に応じて帯域を 4 分割する. 帯域 1 は, 5~15Hz, 帯域 2 は 5~10Hz, 帯域 3 は 30~45Hz, 帯域 4 は 45~60Hz を示す. 帯域 1~4 は, それぞれの周波数帯域における面積と LF/HF との相関である. 大きなピークが見られる帯域 1, 帯域 2 では帯域 1 で広く帯域を取る方が相関が高くなる. 小さなピークが見られる帯域 3, ピークの見られない帯域 4 ではどの被験者でも相関が低く, LF/HF との関係は見られない. 帯域 1 の相関が高いため, LF/HF との関係が強いことがわかる.

また周波数帯の面積のままでは, 個人差が大きく指標とすることができないため, 含有率を算出し, LF/HF と呼吸の周波数の含有率の相関を検討する. 呼吸の各周波数帯の含有率と LF/HF との相関を表 2 に示す. 周波数帯域は

表 1 と同様である. 含有率も帯域 1 との相関が高いことがわかる. よって, 呼吸変動解析の結果 5~15Hz の周波数帯域の含有率がストレス指標となる.

6. おわりに

本稿では, 非接触で計測可能なストレス評価を行うため, 呼吸変動を解析し, ストレス指標の提案を行った.

心拍から LF/HF を算出する手法を応用して, 頂点抽出, 前処理, 周波数解析, 含有率の算出という手順で解析を行った. まず計測された呼吸波形データから 1 呼吸毎の頂点抽出を行う. 頂点付近の変動が激しいため, 包絡線を求める. 包絡線の抽出にはケプストラム分析を行う. 次に頂点を抽出した時系列データを等間隔にするため, スプライン補間を用いる. 次に FFT による周波数解析によるパワースペクトルの算出を行う. 各周波数帯のパワースペクトルの含有率を算出する. 最後に LF/HF のストレスレベルと比較を行い, 相関の高い周波数帯の範囲を算出する.

実験では, ストレスに伴う呼吸と LF/HF との変動を調べるため, リラックス状態とストレス状態の 2 パターンについて呼吸と心拍の同時計測を行った. 状態別で呼吸の周波数, LF/HF に違いが見られた. 特に変化している周波数帯の面積または含有率を算出したところ, 5-15Hz の含有率が LF/HF との強い相関が見られた.

今後, より精度の高いストレス指標の算出をする必要がある. 含有率の場合, 個人差の影響を少なくすることはできるが, 5-15Hz の周波数帯の面積の方が含有率より相関が高い. より LF/HF との相関が高く, 個人差の少ない周波数帯の検討が必要である. そこで, 今回は呼吸間の時間の時

系列データを解析しているが, 今後振幅や呼気・吸気を分け 1 呼吸の波形としての要素を取り入れることで, より精度が向上すると考える. またストレス刺激では, ホラー映像を見るという 1 つの刺激に対してしか行っていないため, 別のストレス刺激でも検討する必要がある.

参考文献

- [1] 厚生労働省
<http://www.mhlw.go.jp/seisaku/2010/07/03.html>
- [2] Goldberg DP, Blackwell B: Psychiatric illness in general practice: A detailed study using a new method of case identification. Br Med J 2:439-443, 1970
- [3] E.P. Souza Neto, M.A. Custaud, J.C. Cejka, P. Abry, J. Frutoso, C. Gharib, P. Flandrin: Assessment of cardiovascular autonomic control by the empirical mode decomposition, Methods Inf Med, 2004, 43(1):63-5
- [4] 下野太野, 大須賀美恵子, 寺下裕美: 心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレスの評価手法の検討. 人間工学 34(3), 107-115, 1998-06-15
- [5] 田中喜秀, 脇田慎一: ストレスと疲労のバイオマーカー, 日本薬理学雑誌 Vol. 137 (2011) No. 4 P 185-188
- [6] 雑賀技術研究所: 定在波レーダー
<http://www.saika.or.jp/wave/index.html>
- [7] 梅本亭, 徳永一敏, 佐藤俊輔: 心拍リズムと呼吸リズムの相互関係について, 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス 95(85), 9-16, 1995-05-27
- [8] Alfonso Angelone, Norman A. Coulter JR, Respiratory sinus arrhythmia: a frequency dependent phenomenon, Journal of Applied Physiology Published 1 May 1964 Vol. 19 no. 3, 479-482
- [9] 林博史: 心拍変動の臨床応用, 医学書院, 1999
- [10] Smith, T.C, 1990 Steps toward a cognitive-behavioral model of relaxation, Biofeedback Self-Regul, 13, 307-329
- [11] 柳 奈津子, 小池 弘人, 小坂橋 喜久代, 健康女性に対する呼吸法によるリラクゼーション反応の評価, 北関東医学 Vol. 53 (2003) No. 1 P 29-35
- [12] Grossman, P, 1983, Respiration, stress, and cardiovascular function, Psychophysiology, 20, 284-300
- [13] Cohen, H. D, Goodenough, D. R, Witkin, H. A, Oltman, P, Gould, H, Shulman, E, 1975, The effects of stress on components of the respiration cycle, Psychophysiology, 12, 377-380
- [14] Ancoli, S, Kamiya, J, 1979, Respiratory patterns during emotional expression, Bio-feedback Self-Regul, 4, 242
- [15] 梅沢 章男: ストレス刺激に対する呼吸活動の変容, 生理心理学と精神生理学 Vol. 9 (1991) No. 1 p. 43-55