

腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサを用いた 身体・認知負荷の識別に関する検討

榎堀 優¹ 今井 諒² 森田 純哉³ 山口 勇人⁴ 梶 洋隆⁴ 間瀬 健二¹

概要：我々は装着が容易な腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ UT-4 を用いて呼吸指標より身体・認知負荷を識別し、自己認識の促進と悪影響の予防の実現を目指して。本稿では、腹部動作から得られるデータにおいても、スパイロメータなどの直接計測機器を想定した従来の呼吸由来ストレス指標が有効かどうかを検討した。8名の被験者（男6名、女2名、年齢＝22.1±1.9歳）から安静状態、認知負荷状態（暗算課題、N-Back(N=2)課題）、身体負荷状態（冷水刺激課題）の呼吸データを収集して検討した。結果、呼吸時間（BT）、吸気時間（IT）、呼気時間（ET）は従来と同様に安静時と負荷状態時で有意差を示したものの、ポーズ時間（PT）は有意差を示さなかった。一方で、呼気開始時点（TM）の標準偏差が新たに有意差を示した。旧来と異なる傾向となったため、身体・認知負荷の識別を有効な指標の組合せを探索的に検討した結果、最適組合せで、安静状態と各刺激の2クラス識別において概ね80%以上、4クラス識別にて49.0%の識別精度を得た。また、最高精度を示した特徴量の組合せの全てに UT-4 でのみ有意差を示した「呼気開始時点（TM）の標準偏差」が含まれており、腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサと適切な組み合わせの呼吸指標にて、身体・認知負荷の識別が可能であることが示唆された。

1. はじめに

厚生労働省による平成28年の国民生活基礎調査[1]によれば、日常生活でストレスを感じている人の割合は47.7%に及ぶ。ストレスには、人間関係などから生じる精神的ストレスや、長時間の不良姿勢やデスクワークなどから生じる身体ストレスなどがあり、過度のストレスは心理的側面での抑鬱状態や自己効力感の低下、身体側面ではアレルギー体質や免疫の低下といった悪影響をもたらす。そこで我々はベルトに挟み込むだけで装着可能である腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサを用いて「精神的ストレスや身体的ストレスが加えられていないか」を識別可能とし、自己認識を促すことでこれらの悪影響を予防可能とすることを目指している。

ストレス疾患の対策として、自らのストレス状態の把握により、うつ病や疾病などのリスクを低減する予防医療が重要視されており、ストレス状態の評価として従来から用いられている方法には質問紙がある。しかし、自分の状態に対する客観的な視点が必要であり、定量的なストレスの評価のためには質問紙に加えて生理反応や作業成績等から

多面的な評価を行う必要がある[2]。こうした背景から、生理的観点からもストレスの評価を可能とする評価手法の開発が重要視されている。

人が感じているストレスを定量化・指標化することにより、諸症状のリスクを低減しようという試みは数多くなされている。ストレス反応系が活性化されると血液中の cortisol 量が増加することが知られており、唾液中の cortisol 量によってストレスを評価する研究が行われている[3]。心電図に現れる R 波と R 波の間隔である RRI(R-R Interval)の変動は交感神経系と副交感神経系の神経活動のバランスを反映しており、これをストレスの指標として扱う研究もみられる[4][5]。その他にも脳波によりストレス時の脳機能の活動を分析するもの[6]や指尖容積脈波を用いるもの[7]などが、ストレスを反映する生理指標であるストレスマーカーとして検討されている。呼吸もストレスマーカーとして研究が行われている生理指標の一つであり、梅沢は呼吸流量計を用いてストレス刺激を提示した際の呼吸の変化について分析を行っている[8]。同研究では、複数の呼吸指標がさまざまなストレス刺激に対して一貫した変化を示すことを明らかにしている。

このように様々な生体情報を用いたストレス評価手法が検討されている一方で、個人の日常生活におけるストレス評価を行うという観点では、これらの手法は装置装着負担

¹ 名古屋大学大学院 情報学研究科

² 名古屋大学 工学部 電気電子・情報工学科

³ 静岡大学 情報学部 行動情報学科

⁴ トヨタ自動車株式会社 未来創生センター

が大きいという問題点を持つ。心電図や脳波の測定には大型の装置が必要であったり、身体に多数の電極を装着する必要があるため、日常的に測定できない。流量計を用いた呼吸の測定もマスクやマウスピース等の装着が必須であり、同様の問題を抱えている。

そこで我々は、日常的な測定が可能なデバイスを用いてストレス状態の識別を行うことを目的とする。図 1 に本研究で用いた腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサである UT-4 を示す。UT-4 は腹部とベルトの間に挟み込むことで、呼吸に起因する腹部の拡張を計測し、呼吸曲線を出力する。ただし、得られる呼吸曲線は腹部動作から導出されたものであり、呼吸動作の立ち上がり・立ち下がり具合や呼吸・吸気ピーク地点のズレ、胸部動作に起因する要素の欠落などによって、スパイロメータなどの直接計測機器の出力とは異なる。その為、スパイロメータなどの直接計測機器の出力を想定した呼吸基準ストレス指標が同様に有効であるか、また、身体・認知負荷の識別に利用できるか不明であった。

そこで本研究では、ストレス指標として良く用いられる「呼吸終了後次の吸気までの間隔 Pause Time (以下、ポーズ時間, PT)」や「吸気曲線の変曲点位置 Inflection Point (以下、吸気変曲点位置 FP)」を含めた代表的な呼吸指標都合 6 種類 (他 4 種は「呼吸 1 サイクルの全長時間 Breath Time (以下、呼吸時間, BT)」「吸気時間 Inspiration Time (IT)」「呼気時間 Expiration Time (ET)」「呼吸 1 サイクル中の正規化済み呼気開始時点 Expiration Timing (以下、吸気開始時点, TM)」) およびその分散について、腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサを用いた身体・認知負荷の識別に有効であるかどうかを検討する手始めとして、健康な大学生 (男 6 名, 女 2 名, 年齢 = 22.1 ± 1.9 歳) から収集したデータで検討した。

以下、第 2 節では関連研究を挙げ、身体状態の変化に対する呼吸変化に関する分析で用いられる呼吸指標について述べる。第 3 節では腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ UT-4 と本稿で検討する呼吸指標について述べ、第 4 節で以後の検討に用いるために実施した、腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサを用いたデータ収集実験について述べる。第 5 節にて、収集したデータから導出した各種呼吸指標の素性について検討した結果について述べ、第 6 節にて呼吸指標の組合せにより構築した識別器の精度から腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサによる身体・認知負荷識別の有効性について議論し、最後に第 7 節でまとめる。

2. 関連研究: 身体状態と呼吸変化の関係

呼吸と身体的・精神的な刺激の関係については、梅沢 [8] の分析がある。梅沢はストレス刺激に対して変化を示す呼吸パラメータを見出すことを目的とし、ストレス刺激として広く利用されている暗算課題・映像刺激・冷水刺激の三

種類のタスクにおいて、呼吸流量計による呼吸測定を行った。結果として、安静状態における呼吸と比べ、ストレス刺激提示時には、分時換気量 (MV) およびポーズ時間 (PT)、吸気時間 (IT) の三つの指標が刺激種類によらず安定した変化をもつことを示した。分時換気量 (MV) に対して吸気時間 (IT) よりもポーズ時間 (PT) が強い相関を示したことから、梅沢は換気量測度として MV、時間測度として PT が刺激に対して敏感な呼吸指標であると結論づけている。

鈴木ら [9] は覚醒度と呼吸の関係について分析を行っている。鈴木らは眠気や居眠りなどの覚醒度の低下に伴う呼吸変化を、非侵襲のセンシングによって捉えることを目的とし、ステアリング操作の反復課題を用いて脳波から算出される覚醒度と腹部の呼吸バンドにより測定される呼吸指標について比較を行った。比較の結果、覚醒度の低下に伴い、分時換気量 (MV) および吸気曲線の変曲点位置 (FP) の二つの指標が強い変化を示した。眠気の増加に伴い分時換気量 (MV) は減少し、吸気速度が最大となる吸気変曲点位置 (FP) は吸気終了点に近づく傾向を明らかにした。本研究では、ストレス負荷による覚醒度の変容に伴い、吸気変曲点位置 (FP) に変化が発生することが期待できる。

梅沢は、被験者に小容量トランスデューサをつけたマスクを装着することで呼吸の測定を行っている。日常的に呼吸を測定し、ストレス状態を監視する状況を想定した場合、マスクやマウスピースを用いたセンサはユーザに大きな負担を与える。鈴木らは呼吸バンドを用いて体幹部の周囲変位を計測することで、非侵襲的な呼吸測定を実現している。しかし、センサに生体アンプや PC などの機器を接続して収集を行うため、システムが大型となり、特定の時間や場所以外では測定が不可能であるという問題点がある。

3. 腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサおよび検討対象特徴量

第 2 節で挙げた関連研究において呼吸の測定に用いられたセンサは、いずれも装着負担の大きいもの [8] であったり、複数の機器を接続しなければならない [9] など、日常利用が困難である。そこで我々は、図 1 に示した腹部動作計測型の呼吸センサ UT-4 を用いた心身負荷の識別を目指している。ただし、既存研究でストレス刺激に対する変化が示された指標が、腹部動作に基づいた呼吸指標でも利用可能かどうかを明らかにする必要がある。本節では呼吸センサ UT-4 の概要と、検討対象の呼吸指標について述べる。

3.1 腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ: UT-4

UT-4 は、Kaji et al.[10] が提案するウェアラブル呼吸センサである。背面のクリップで衣服に装着し、腹部の動きに基づいた呼吸波形を測定することが可能である。本センサは呼吸データの他に加速度や角速度、地磁気といったモーションデータと、気圧や音圧、温度といった環境デー

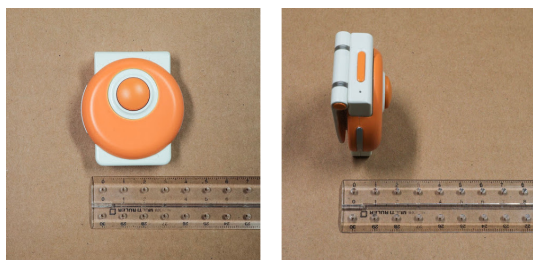


図 1 腹部動作計測型呼吸センサ UT-4 の外観

タを測定可能である。データは内蔵のメモリに記録可能であり、同時に Bluetooth Low Energy(BLE) を用いて他の機器へ転送することもできる。

3.2 検討対象の呼吸指標

UT-4 の測定によって得られた呼吸波形に対し、梅沢 [8] および鈴木ら [9] の算出方法に基づき、以下に示す指標を算出し、検討に用いた。各指標の関係を図 2 に示す。

呼吸時間 (BT)

呼吸曲線のピーク点を算出し、極小となる時点を吸気開始点 t_{ST} 、極大となる時点を吸気終了点 t_{ED} とする。吸気開始点 t_{ST} から次の吸気開始点 t_{ST+1} までを呼吸 1 サイクルとみなし、この時間を BT とする。

吸気時間 (IT)

呼吸曲線のうち、吸気開始点 t_{ST} から吸気終了点 t_{ED} までの時間を IT とする。

呼気時間 (ET)

呼気終了時の出力値 V_{ED} と次の吸気開始時の出力値 V_{ST} から、吸気量の 50% が呼出された点 $V_{MD} := (V_{ED} + V_{ST+1}) \div 2$ とこのときの時点 t_{MD} を算出する。 t_{ED} から 50% 呼出点 t_{MD} までの時間 t_{EM} の 2 倍を ET とする。

ポーズ時間 (PT)

吸気終了点 t_{ED} から次の開始 t_{ST+1} までの時間 T_{ES} から ET を除いたものを PT とする。梅沢 [8] は、呼吸の流速が途中で低下するような呼吸サイクルでは PT が過大評価されるため呼気の流速を用いて PT の評価を行っているが、本センサの特性上正確な流速を把握することは困難であるため、流速による算出方法については検討しない。

吸気変曲点位置 (FP)

呼吸波形の差分値から呼吸波形を求め、流速最大となる時点 t_p を算出し、 $(t_p - t_{ST}) \div IT$ の値を変曲点位置 FP とする。

呼気開始時点 (TM)

吸気時間 (IT) と呼吸時間 (BT) から、呼吸 1 サイクル中の呼気開始時点 $IT \div BT$ を算出し、正規化済み呼気開始時点 (TM) とする。

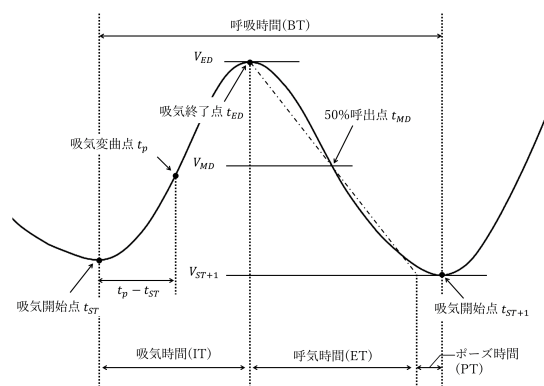


図 2 呼吸指標の関係

4. 腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ UT-4 を用いた呼吸データ収集実験

第 3.2 節で述べた検討呼吸指標の内、どの指標が身体・認知負荷の識別に有効であるかを検討するため、以下の示す実験にて呼吸データを収集した。本実験では、呼吸流量波形も同時に取得し、同様に分析・比較することで、ウェアラブル呼吸センサ独自の動作の有無についても検討した。また、呼吸全体で検討されて有用とされていた特徴が、腹部動作ではなく胸部動作に依存している可能性を鑑み、胸部動作における呼吸波形も同時に計測していたが、結果について本稿では言及しない。腹部における UT-4 の各種センサデータ値計測に影響はないと思われるが、正確性のために明記しておく。なお、本実験は名古屋大学院情報学研究科倫理審査委員会の承認を得た上で行われたものである。

4.1 実験設定

4.1.1 被験者および実験条件

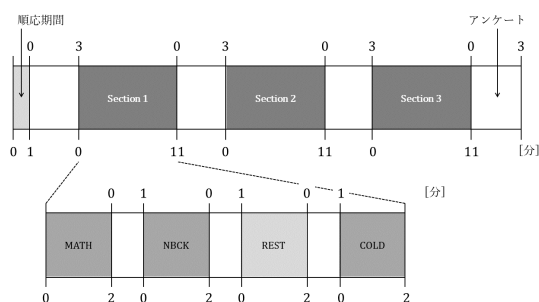
事前に文書により実験内容を説明し、インフォームド・コンセントを得た健康な大学生 (男 6 名、女 2 名、年齢 = 22.1 ± 1.9 歳) を対象とし、実験を行った。実験室の室温は空調機器により 23°C に制御した。

4.1.2 計測機器ならびに計測方法

呼吸波形はフクダ電子の電子式診断用スパイロメータ SP-370COPD 肺 Per[11] を用い、負荷提示中に鼻孔をクリップで塞いだ被験者がマウスピースを装着したフローセンサを咥えることで測定した。流量波形はサンプリング周波数 100Hz とした。胸腹部の呼吸波形はウェアラブル呼吸センサ UT-4 を用い、腹部の衣服と胸部に巻いたゴムバンドの二箇所背面クリップで固定して測定した。呼吸波形はサンプリング周波数 100Hz とした。

4.1.3 実験の手続き

実験では 2 分間の負荷条件提示を 4 種類行い、これを 1 つのセッションとした。各被験者で 3 セッションの測定を行った。被験者は実験室内の椅子に安楽座位で腰掛け、口頭で実験内容の説明を受けた。ウェアラブルセンサの装着



に続き、実験前に順応期間として 1 分間スパイロメータを装着した状態で呼吸を行った。その後、暗算 (MATH)、N-Back(NBCK)、安静 (REST)、冷水 (COLD) の 4 種類の負荷条件を、この順序で行った。各負荷条件の間には 1 分の休憩を挟み、セクションの間には 3 分の休憩を用意した。図 3 に実験スケジュールを示す。実験終了後にはアンケートの記入を求め、スパイロメータおよびウェアラブル呼吸センサそれぞれの装着において感じた負荷、暗算、N-Back、冷水それぞれの条件で感じた負荷についての主観評価を得た。

4.1.4 負荷条件

暗算課題

梅沢の先行研究にならない、認知負荷作業の一つとして暗算課題を用いた。暗算課題は精神的負荷に関する研究で広く用いられている課題であり、繰り下がりのある引き算の連続提示 [12]、並べられた 1 桁の数字の和の下一桁を書き込むクレペリン検査 [13] など、さまざまな種類の課題が精神負荷作業として利用されている。本実験では呼吸測定中の発声が不可能であること、また測定中の操作による体動を最小限とすることを考慮し、また、梅沢の先行研究 [8] にならない、一定の時間間隔で数字を提示した後に、それらの和を回答する方法を課題とした。13.3 インチのノートパソコンのディスプレイに高さ 6 cm の 1 桁の数字を、2 分間で合計 60 個提示した。数字は 1 秒間表示し、1 秒間をインターバルとした。2 分間経過後にディスプレイに 4 つの値を表示し、累積加算値として正しいものをマウス操作により選択するように求めた。回答後はメッセージを表示し、正誤のフィードバックを行った。

N-Back 課題

認知負荷作業として暗算課題に加え、N-Back 課題 [14] を用いた。N-Back 課題は認知負荷を調査する研究において広く用いられている、視覚的短期保持と処理の両方を必要とするワーキングメモリ課題である。N-Back 課題においては、文字や図形をディスプレイ等に次々に提示し、N 個前に表示された画面と現在表示されている画面が同じか否かを被験者に回答させる。本実験では 2 つ前に提示した数字と同じ数字が

表示された場合に応答を行う 2-Back 課題を採用した。暗算課題と同様の表示条件で、3 から 7 までの数字を 2 秒間隔で提示した。提示する数字を 4 種類としたのは、2 つ前と同じ数字が表示され、被験者が応答を行うタイミングを十分に確保するためである。応答はマウス操作により画面に配置したボタンをクリックするように求めた。応答を行った際に、次の数字の提示まで正誤を記号で表示し、加えて 2 分間の課題終了後に正答率を表示することでフィードバックした。

安静状态

負荷作業との比較対象として、負荷条件の提示を行わない安静状態を設けた。本実験では、13.3 インチのノートパソコンのディスプレイに高さ 12 cm、幅 8 ～ 18 cm の画像を 5 秒間隔で提示した。随意性呼吸の影響を最小限とするため、被験者には測定中は表示される画像に注目するよう求めた。提示する画像は、感情に関する実験的研究で広く用いられている International Affective Picture System (IAPS: 国際情動画像システム) の写真セットを利用した。IAPS の快と興奮度の程度は Self-Assessment Manikin (SAM) によって 9 段階で評定されており、本実験では快の評定値 (Valence mean) が高く、興奮度の評定値 (Arousal mean) が低い画像を計 114 枚抽出し、ランダムで提示を行った。

冷水課題

身体負荷作業としては、冷水に手を浸す冷水課題を用いた。梅沢の実験では 4°C の冷水に 2 分間手を浸すことで刺激提示を行っているが、小児や青年に対する冷水浸漬課題に使用する水の温度は $10 \pm 1^{\circ}\text{C}$ であることが、十分な刺激が提示され、かつ手を浸水し続けることが可能な条件であるとする報告 [15] もある。本実験では、3 セクションすべての冷水課題において、水温を約 10°C とした。底面の直径が約 20 cm の洗面器に、深さ約 6 cm の水道水を用意した。被験者には、利き手を 2 分間手首まで浸水するよう求めた。また、被験者には苦痛を感じた場合、水から手を取り出しても構わないことを教示した。随意性呼吸の影響を最小限とするため、安静状態と同様の条件でディスプレイに画像を 5 秒間隔で提示し、被験者には表示される画像に注目するよう求めた。

4.2 呼吸指標の導出

各センサにより記録された呼吸波形から各呼吸指標を算出し、分析に用いた。呼吸波形は2分間の測定のうち、負荷提示開始15秒後から負荷提示終了15秒前までの90秒のデータを利用し、各センサごと、4種類の負荷条件それぞれについて被験者8名、3セッションによる24試行のデータを抽出した。

吸気開始点および終了点の検出には極大・極小点の抽出

が必要であるが、吸気開始点付近の雑音に含まれる極値の誤検出を防ぐため、須澤ら [16] の手法を参考に 2 種類の平滑化処理を行った。すなわち、呼気開始点の検出に用いる呼吸波形には前後 50 サンプルの移動平均による平滑化を 10 回繰り返す、この呼吸曲線から呼吸サイクルを分割した。指標の抽出に用いる呼吸波形には付近 5 サンプルの移動平均による平滑化を施した。各被験者、各セッションごとの平均値および標準偏差を各指標に対して求めた。呼吸波形から得られた各指標は、各被験者ごとに第 1 セクションの安静時の指標の平均値が 0 となるよう正規化した。

5. 腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ UT-4 により導出した呼吸指標の素性検討

電子式スパイロメータによって得られた実験結果を表 1、腹部に装着した UT-4 により得られた実験結果を表 2 に示す。安静時と各負荷条件の間で対応ありの Welch の t 検定を行い、多重検定性の解決は探索型課題であることから Q-value 法 [17] によって False Discovery Rate を制御することで行った。用いた基準は $q < 0.1$ である。 $q < 0.1$ であり、かつ有意差が認められた負荷条件の値には印を添えた (*: $p < .05$. **: $p < .01$.). 各負荷条件に対して変化を示した指標についてそれぞれ詳しく述べる。

呼吸時間 (BT)

暗算課題提示時には、すべてのセンサについて安静からの有意な平均値の短縮を認めた ($p < .01$). N-Back 課題提示時も同様にすべてのセンサで短縮が確認された ($p < .05$) が、冷水課題提示時にはいずれのセンサでも変化は見られなかった。

吸気時間 (IT)

BT と同様に、暗算課題および N-Back 課題提示時にはすべてのセンサが安静からの有意な平均値の短縮を示した ($p < .01$).

呼気時間 (ET)

BT と同様に、暗算課題提示時にはすべてのセンサが安静からの有意な平均値の短縮を示した ($p < .01$). 腹部に装着した UT-4 は N-Back 課題提示時にも短縮傾向が見られた ($p < .05$).

呼気開始時点 (TM)

平均値は N-Back 課題提示時にスパイロメータにて短縮を認めるのみであった。標準偏差は腹部の UT-4 ですべての負荷条件について安静からの有意な増加を示した ($p < .01$).

5.1 まとめと考察

各セクション内の平均値を安静時と比較した場合、呼吸時間 (BT)、吸気時間 (IT)、呼気時間 (ET) に関しては暗算課題提示時にすべてのセンサで短縮傾向を示し、N-Back 課題提示時にも短縮傾向がみられた。一方で、冷水課

題時にはこれらの指標は変化を示さず、その他の指標についても変化は確認されなかった。各セクション内の標準偏差を安静時と比較した場合、呼気開始時点 (TM) について、冷水課題を含めたすべての負荷条件について標準偏差の増加、すなわち変動性の増加を認めた。

認知的負荷に伴って呼吸 1 サイクルの時間 (呼吸時間 (BT)) ならびに関連指標 (吸気時間 (IT)、呼気時間 (ET)) が短縮する傾向は、本実験と同様の暗算課題を提示した梅沢 [8] の結果と一致する。これは本実験で用いたすべてのセンサに共通する結果であり、腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサによっても認知的負荷に伴う変化を検出できることが示唆された。一方、梅沢がストレス刺激に鋭敏に変化すると結論づけた指標であるポーズ時間 (PT) は、本実験ではスパイロメータの呼吸データに弱い短縮傾向を認めるのみであった。このことから、ポーズ時間の変化はセンサや呼吸の測定方法に依存する指標であることが推測される。

鈴木ら [9] によって示された覚醒度の低下による変曲点位置 (FP) の強い後退傾向、呼気開始時点 (TM) の弱い増加傾向について、本実験では負荷の提示に伴って覚醒度が増加し先行研究とは逆方向の変化が生じると予想されたが、変曲点位置 (FP) に有意な変化は確認されず、呼気開始時点 (TM) は認知的負荷の提示時にスパイロメータで短縮傾向を認めるのみであった。したがって、腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサにおいては有効でない可能性が示唆された。

一方で、先行研究で論じられていない変化として、呼気開始時点 (TM) の標準偏差の増加、すなわち変動性の増加が明らかとなった。この変化はスパイロメータによる波形よりも UT-4 による体表の圧力変化に強く現れており、腹部動作計測型センサによる負荷識別において既存の方法に代わる有効な指標となる可能性がある。

6. 腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ UT-4 による身体・認知負荷識別モデルの探索

第 5 節にて分析したように、腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ UT-4 によって導出した呼吸指標は、一部指標 (呼吸時間 (BT)、吸気時間 (IT)、呼気時間 (ET)) においてスパイロメータの直接計測によって導出された指標と同様の傾向を示した。一方で UT-4 では有意差が認められなかったポーズ時間 (PT) や、UT-4 のみで優位さが認められた呼気開始時点 (TM) の標準偏差の増加も存在した。

したがって、旧来の知見にとらわれず、身体・認知負荷の識別に有用な特徴量を、全呼吸指標の組合せから検討した。組合せを検討した指標は 3.2 で述べた 6 指標 (BT, IT, ET, PT, FP, TM) の平均および標準偏差の計 12 個である。すべての指標の組み合わせに関して精度を算出し、最

表 1 スパイロメータによる呼吸指標の比較

	Mean				S.D.			
	Rest	Math	Nbck	Cold	Rest	Math	Nbck	Cold
BT	+0.028	-0.549**	-0.389*	+0.038	+0.527	+0.537	+0.783	+0.522
IT	+0.035	-0.259**	-0.282**	+0.065	+0.271	+0.285	+0.302	+0.290
ET	-0.031	-0.246**	-0.091	+0.016	+0.396	+0.445	+0.690	+0.390
PT	+0.024	-0.043*	-0.016	-0.043*	+0.269	+0.326	+0.551	+0.280
FP	+0.026	+0.027	+0.032	+0.030	+0.103	+0.105	+0.114	+0.100
TM	+0.004	-0.006*	-0.024**	+0.009	+0.042	+0.056**	+0.059	+0.050

表 2 腹部 UT-4 による呼吸指標の比較

	Mean				S.D.			
	REST	MATH	NBCK	COLD	REST	MATH	NBCK	COLD
BT	+0.107	-0.522**	-0.503**	+0.073	+0.545	+0.638	+0.727	+0.588
IT	+0.082	-0.233**	-0.246**	+0.071	+0.315	+0.377	+0.436*	+0.376
ET	+0.040	-0.273**	-0.207*	+0.056	+0.364	+0.478	+0.596	+0.456
PT	-0.015	-0.016	-0.050	-0.054	+0.231	+0.279	+0.347	+0.303
FP	-0.022	-0.004	-0.003	-0.030	+0.069	+0.083*	+0.094	+0.089
TM	+0.006	+0.006	+0.001	+0.007	+0.036	+0.050**	+0.058**	+0.052**

表 3 安静時・暗算課題時の識別結果 (精度: 89.6 %)

		Predict	
		REST	MATH
Actual	REST	21	3
	MATH	2	22

特徴量: BT_{mean} , BT_{sd} , IT_{mean} , PT_{sd} , TM_{mean} , TM_{sd}

表 4 安静時・N-Back 課題時の識別結果 (精度は 89.6 %)

		Predict	
		REST	NBCK
Actual	REST	22	2
	NBCK	3	21

特徴量: BT_{mean} , IT_{mean} , ET_{sd} , PT_{sd} , FP_{mean} , FP_{sd} , TM_{sd}

表 5 安静時・冷水課題時の識別結果 (精度: 79.2%)

		Predict	
		REST	COLD
Actual	REST	16	8
	COLD	2	22

特徴量: FP_{mean} , FP_{sd} , TM_{mean}

も高い精度を示す指標の組み合わせを探索した。心身負荷識別モデルの探索には、暗算、N-Back、冷水の各刺激について対安静状態の 2 クラス識別器、ならびに 4 状態全てを対象とする 4 クラス識別器を構築して用いた。すべての被験者について 1 名をテスト用データ、7 名を学習用データとした Leave-one-subject-out による 8 分割交差検定で精度を算出している。また、各学習においてはグリッドサーチを行い、最適のパラメータを用いた。パラメータの調整幅は C および γ について 0.0001, 0.01, 1, 100, 1000 である。SVM のカーネルは RBF に固定した。

6.1 2 クラス識別結果

各刺激と安静状態の 2 クラス識別器を構築して、その識別精度から、安静時と各刺激との識別に有効な指標を探索した。本節ではその結果について述べる。なお、本稿の議論において、各指標に付加されている下添え文字は、それぞれ、mean はその指標についての 90 秒間の平均値、sd は 90 秒間の標準偏差であることを表す。

暗算課題

安静時と暗算課題時を最も高い精度で識別する指標は BT_{mean} , BT_{sd} , IT_{mean} , PT_{sd} , TM_{mean} , TM_{sd} の組合せであった。精度は 89.6 % であり、混同行列は表 3 であった。

N-Back 課題

安静時と N-Back 課題時を最も高い精度で識別する指標は BT_{mean} , IT_{mean} , ET_{sd} , PT_{sd} , FP_{mean} , FP_{sd} , TM_{sd} の組であった。精度は 89.6 % であり、混同行列は表 4 であった。

冷水課題

安静時と冷水課題時を最も高い精度で識別する指標は FP_{mean} , FP_{sd} , TM_{mean} の組であった。精度は 79.2 % であり、混同行列は表 5 であった。

6.2 4 クラス識別結果

各刺激と安静状態の 4 クラス識別器を構築して、その識別精度から、安静時と各刺激の同時識別に有効な指標を探索した。識別の結果、最も高い精度を示す指標は IT_{mean} , TM_{mean} , TM_{sd} の組であった。精度は 49.0 % であり、混同行列は表 6 であった。

6.3 考察

安静状態と各負荷状態の各組を個別に識別する 2 クラス識別においては安静時対暗算課題時、N-Back 課題時、冷

表 6 4 クラス識別結果 (精度: 49.0%)

		Predict			
		REST	MATH	NBCK	COLD
Actual	REST	21	2	0	1
	MATH	3	13	4	4
	NBCK	2	10	8	4
	COLD	13	4	2	5

特徴量: IT_{mean} , TM_{mean} , TM_{sd}

水課題時でそれぞれ 89.6%, 89.6%, 79.2% の精度を実現した。これにより、本研究で検討を行った指標によって心身負荷を検出できる可能性が示唆された。最高精度となった特徴量の組合せは、暗算課題と N-Back 課題においては、呼吸指標の素性分析で安静時と比較して数値に有意差が示されていた BT_{mean} , IT_{mean} , TM_{sd} が、冷水課題においては TM_{sd} が含まれており、妥当な組合せといえる。一方で、第 5 節の分析では数値に有意差が示されていない指標が含まれており、他の指標との組合せによって有効に働く可能性も示唆された。

一方で、各刺激時と安静時を同時に識別する 4 クラス分類器の場合、チャンスレートである 25% は超えているものの、精度は 49.0% に留まっている。最高精度となった特徴量の組合せは、呼吸指標の素性分析で安静時と比較して数値に有意差が示されていた TM_{sd} を含むが、2 クラス識別では選択された BT_{mean} や IT_{mean} は含まれていなかった。これは、安静時とストレス負荷時においては数値的に有意差を示した呼吸指標が、ストレス負荷タスク間においては有効性を示していなかった可能性を示唆する。また、4 クラス識別においても、第 5 節の分析では数値に有意差が示されていない指標が含まれており、2 クラス識別と同様に他の指標との組合せによって有効に働く可能性が示唆された。

上記のように、第 5 節の分析で旧来の直接計測データでは有意差が出ず、腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ UT-4 においてのみ有意差が認められた TM_{sd} が全ての組合せにおいて選択されており、腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサによる身体・認知負荷の識別が有効である可能性が示唆された。一方で、負荷の有無を判断する 2 クラス分類においては概ね 80% 以上の高い精度を示しているが、4 クラス分類ではチャンスレートである 25% は超えているものの、精度は 49.0% に留まっている。したがって、心身負荷状態をより正確に特定するためには、本研究で取り扱った時間的指標だけでなく、呼吸振幅や呼吸波形の周波数特性などについても検討し、負荷種類に応じて鋭敏に変化する指標を明らかにする必要があると考えられる。

7. まとめ

本研究では、装着負荷の少ないセンサによる日常のストレスを検出するシステムの実現に向けて、腹部の体圧変化

に基づく呼吸センサを利用し、身体的・認知的な負荷に伴う呼吸変化を調査した。

8 名の被験者 (男 6 名, 女 2 名, 年齢 = 22.1 ± 1.9 歳) から安静状態, 認知負荷状態 (暗算課題, N-Back(N=2) 課題), 身体負荷状態 (冷水刺激課題) の呼吸データを収集して検討した結果, 呼吸時間 (BT), 吸気時間 (IT), 呼気時間 (ET) は従来と同様に安静時と負荷状態時で有意差を示したものの, ポーズ時間 (PT) は有意差を示さなかった。一方で, 呼吸開始時点 (TM) の標準偏差が新たに有意差を示した。

旧来と異なる傾向となったため, 身体・認知負荷の識別を有効な指標の組合せを探索的に検討した結果, 最適な指標組合せで, 安静時対暗算課題時, N-Back 課題時, 冷水課題時でそれぞれ 89.6%, 89.6%, 79.2% の精度を実現した。4 クラス識別では最適な指標組合せで 49.0% の識別精度を得た。最適な指標組合せには, 直接計測データでは有意差が出ず, 腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサ UT-4 においてのみ有意差が認められた TM_{sd} が全ての組合せにおいて選択されており, 腹部動作計測型ウェアラブル呼吸センサによる身体・認知負荷の識別が有効である可能性が示唆された。

一方で, 負荷の有無を判断する 2 クラス分類においては概ね 80% 以上の高い精度を示しているが, 4 クラス分類ではチャンスレートである 25% は超えているものの, 精度は 49.0% に留まっている。したがって, 心身負荷状態をより正確に特定するためには, 本研究で取り扱った時間的指標だけでなく, 呼吸振幅や呼吸波形の周波数特性などについても検討し, 負荷種類に応じて鋭敏に変化する指標を明らかにする必要があると考えられ, 本件は今後の課題とする。

参考文献

- [1] 厚生労働省政策統括官 (統計・情報政策担当). 平成 28 年国民生活基礎調査 第 1 巻 (訂正版) [結果の概要全国編 (世帯・所得・貯蓄)]. 厚生労働統計協会, 2018.
- [2] まや鈴木, 明宏八木. 質問紙を用いたストレスの評価手法の現状と展望: 産業場面での応用を目的として. 人文論究, Vol. 48, No. 3, pp. 68–85, dec 1998.
- [3] 井澤澤平, 小川奈美子, 原谷隆史. 唾液中コルチゾールによるストレス評価と唾液採取手順. 労働安全衛生研究, Vol. 3, No. 2, pp. 119–124, 2010.
- [4] Seiji IWAKURA, Masa NISHIWAKI, and Akira ANDOH. Examination of driver fatigue on long distance trip. *INFRASTRUCTURE PLANNING REVIEW*, Vol. 18, pp. 439–444, 2001.
- [5] Yoshiaki Matsumoto, Nobuaki Mori, Ryoh Mitajiri, and Zhongwei Jiang. Study of mental stress evaluation based on analysis of heart rate variability. *Journal of Life Support Engineering*, Vol. 22, No. 3, pp. 105–111, 2010.
- [6] 拓世林, 水野 松本由子, 永佳岡本, 良平石井, 聡鶴飼, 和弘篠崎. 情動ストレス負荷に伴う脳機能の経時的変化. 電子情報通信学会論文誌. D, 情報・システム = The IE-ICE transactions on information and systems (Japanese edition), Vol. 91, No. 7, pp. 1874–1885, jul 2008.

- [7] 吉田直浩, 浅川徹也, 林拓世, 水野 (松本) 由子. 指尖容積脈波解析を用いた情動ストレス刺激時における自律神経機能評価. 生体医工学, Vol. 49, No. 1, pp. 91–99, 2011.
- [8] 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, No. 1, pp. 43–55, 1991.
- [9] 鈴木哲, 菅原慶太郎, 松井岳巳, 朝尾隆文, 小谷賢太郎. 覚醒度変化と呼吸成分の関係性について. 人間工学, Vol. 49, No. 1, pp. 25–31, 2013.
- [10] Hirotaka Kaji, Hayato Yamaguchi, Kazuhide Shigeto, and Hirokazu Kikuchi. Wearable respiration sensor platform using ultrasound transducer. In *Proceedings of the 2018 ACM International Joint Conference and 2018 International Symposium on Pervasive and Ubiquitous Computing and Wearable Computers*, UbiComp '18, pp. 86–89, New York, NY, USA, 2018. ACM.
- [11] フクダ電子. 電子式診断用スパイロメータ sp-370copd 肺 per / sp-370copd 肺 per プラス. https://www.fukuda.co.jp/medical/products/pulmonary/sp_370.html. visited on 2019-04-15.
- [12] 本多ふく代. 2d1-1 ストレス対処指標と交感神経活動との関係について. 人間工学, Vol. 52, No. Supplement, pp. S320–S321, 2016.
- [13] 野村国彦, 江藤幹, 楠本秀忠, 中尾美喜夫. 暗算負荷に対する唾液アミラーゼ活性と心拍変動. 大阪経大論集, Vol. 66, No. 6, p. 105, 2018.
- [14] Adrian M Owen, Kathryn M McMillan, Angela R Laird, and Ed Bullmore. N-back working memory paradigm: A meta-analysis of normative functional neuroimaging studies. *Human brain mapping*, Vol. 25, No. 1, pp. 46–59, 2005.
- [15] Carl L. von Baeyer, Tiina Piira, Christine T. Chambers, Manuela Trapanotto, and Lonnie K. Zeltzer. Guidelines for the cold pressor task as an experimental pain stimulus for use with children. *The Journal of Pain*, Vol. 6, No. 4, pp. 218 – 227, 2005.
- [16] 須澤将馬, 小谷賢太郎, 鈴木哲, 朝尾隆文, 篠原一光, 内藤宏, 藤井達史, 石川貴洋, 松岡孝, 石田健二. 自動車運転中の車載情報機器操作によって生じる精神的負担の評価のための呼吸指標の検討. 人間工学, Vol. 52, No. 3, pp. 124–133, 2016.
- [17] John D Storey, et al. The positive false discovery rate: a bayesian interpretation and the q-value. *The Annals of Statistics*, Vol. 31, No. 6, pp. 2013–2035, 2003.