

MO_x センサを活用した水素濃度計測による 呼吸数監視手法の評価

高原 周平^{1,a)} 植野 彰規^{1,b)} 岩井 将行^{1,c)}

概要:呼吸数はバイタルサインにおける重要な指標であり、敗血症や呼吸器疾患の症状悪化に関する予兆を提供することが知られている。医療機関では気管チューブにカプノメータを装着することで呼吸状態を直接監視することを可能としているが、この手法を一般家庭に広く普及させることは現実的ではない。日常生活の中で呼吸数を安価かつ容易に取得する手法として、スマートウォッチを活用した光電式容積脈波信号や心電図信号による間接的な呼吸数推定への関心が高まっている。しかし、こうした間接的な計測では、装着者の行動に起因するノイズが発生しやすく、呼吸を誤認識しやすいという課題がある。そこで我々は、非侵襲的な呼吸状態の直接的な計測手段として、安価で小型な MO_x センサに注目した。本研究では MO_x センサを搭載したヘッドセット型呼吸計測デバイスを提案した。その結果、水素濃度（本来は総揮発性有機化合物濃度および二酸化炭素相当量濃度を推定するために検出される信号）の Raw 信号から呼吸数推定に成功した。評価実験では、安静状態、20 BPM および 30 BPM の意識的な呼吸運動の計 3 種類の状況における呼吸数を計測し、MAE が 0.11 BPM、認識率が 99% という高い精度を実現することができた。これらの結果は、呼吸数をモニタリング可能な新たなウェアラブルデバイスの開発に応用できると考えられる。

キーワード: バイタルサイン, 生体センシング, 呼吸数, IoT, MO_x センサ, ウェアラブルセンサ

Evaluation of a Respiratory Rate Monitoring Method Using MO_x Sensors to Measure Hydrogen Concentration

1. はじめに

呼吸器系疾患の代表例のひとつである慢性閉塞性肺疾患 (COPD) の国内の総患者数は、平成 29 年度の調査 [1,2] では 22 万人、死者数は年間 18,523 人とされている。こうした呼吸器系疾患の初期症状および継続的な診断において、呼吸数は重要な指標である。心不全や肺閉塞といった症状を発した患者の容態推移について調査した Schein ら [3] によると、心停止した 64 人の患者のうち 54 人 (84%) の患者が客観的な症状の悪化や訴えが記録されていた。急変前の臨床試験では平均呼吸数が 29 ± 1 BPM (Beats Per Minute) まで上昇していたことから、日常的な呼吸数計測の有用性を指摘している。

医療機関での呼吸器系検査では、胸部 X 線、聴診器、カプノメータ、スパイロメータ、咽頭検体検査などを利用した専門的な臨床設備のもとで異常を調査することができる。しかしこれらは非常に高価かつ専門医が必要となるため、500 万人以上の COPD 患者が潜在していると想定される現在 [4]、有病が疑われる人全てに日常的な検査を施すことは現実的ではない。

2020 年には新型感染性呼吸器疾患である COVID-19 が世界中で流行した。国内で最も感染者の多い東京都では、病床・医師不足により入院することができず、自宅や宿泊施設で療養する人が 2021 年 8 月に 20,000 人を超えている [5]。自宅療養中に容態が急変して死亡するケース [6] も報じられており、呼吸器系疾患患者の急変をいち早く検知するための安価で容易な手法が求められていると言える。

加速度信号やジャイロ信号、光電式容積脈波信号、心電図信号はスマートウォッチなどのウェアラブルデバイスやパルスオキシメータを用いて間接的に呼吸数の推定が可能

¹ 東京電機大学
Tokyo Denki University
a) tkhr@cps.im.dendai.ac.jp
b) ueno@mail.dendai.ac.jp
c) iwai@cps.im.dendai.ac.jp

である。これらは比較的安価な手法のため、これらの計測値から間接的に呼吸数を推定する研究は多数行われている。しかし、いずれも医療用機器と比較すると $\pm 1\sim 4$ BPM程の誤差を含んでいたり、着用者の行動を制限する必要があるなどの課題が残っている。

本研究では、水素濃度とエタノール濃度から総揮発性有機化合物濃度 (TVOC) と二酸化炭素相当量濃度 ($e\text{CO}_2$) を推定する MO_x (Metal Oxide: 金属酸化物) センサで構成されるヘッドセット型呼吸計測デバイスを用い、呼吸数計測精度の評価を行う。提案するデバイスに加え、医学研究に利用される高価なバンド型デバイスを同時に装着して比較することで、提案システムの性能評価を行う。評価実験では、安静状態、20 BPM および 30 BPM の意識的な呼吸運動の計 3 種類のデバイスにおける呼吸数を、各デバイスで取得し評価する。

本論文は以下のように構成されている。2 章で本研究に関連する研究について述べ、3 章ではシステム設計について説明する。4 章で評価実験を行い、5 章で実験結果を踏まえた今後の展望について述べる。最後に 6 章で本論文のまとめを述べる。

2. 関連研究

前述の通り、呼吸数の計測には光電式容積脈波信号や心電図信号から推定するといった間接的手法による呼吸数推定のための研究が多数報告されている。

2.1 光電式容積脈波信号の利用

COVID-19 の流行に伴い、呼吸器官の状態監視手段としてパルスオキシメータを個人で購入するケースが増えている [7]。しかしパルスオキシメータは体内の酸素化の指標である動脈血酸素飽和度 SpO_2 を測定する機器であるため、体内の換気の指標としては不十分である。呼吸数の変化と SpO_2 の変化には相関があるが、 SpO_2 の低下が起こる時間よりも呼吸数が上昇を開始する時間の方が早い [8] ことから、呼吸数の上昇を見逃さないことが重要である。

Clifton ら [9] は、パルスオキシメータによる光電式容積脈波信号 (PPG) をウェーブレット変換を用いてロバストに呼吸数に変換することで、1 BPM 程度の誤差で様々な呼吸器疾患の患者を対象に呼吸数推定が可能であるとしている。しかしパルスオキシメータを用いた計測は、指を動かさなかったり、安静が求められるなど、装着者の動きを大きく制限する。

2.2 心電図信号の利用

複数のセンサを用いずに呼吸数を推定するため、心電図信号 (ECG) から呼吸数を推定する研究も行われている。Cruz ら [10] は、ECG を高速フーリエ変換とウェーブレット変換を用いて呼吸数を推定することで、アメリカ食品医

薬品局の定める許容誤差に収まる結果が得られたとしている。また Sweeney ら [11] は、チェストストラップで取得した ECG からアンサンブル経験的モード分解により固有モード関数を抽出、エンベロープ法により信号の呼吸数を推定した。

これらの研究では呼吸数推定での ECG の利用可能性を証明した一方で、ECG 取得にあたり粘着性の電極を皮膚に直接貼り付けることを必要としていたり、装着者の運動ノイズを補正するために別途センサを必要とするなど、低負担で低コストな単一のセンサノードを実現することはできていない。

2.3 スマートウォッチの利用

ウェアラブル技術の発展に伴い、通常のフィットネスデータに加えて、医学的な身体パラメータの収集にスマートウォッチを活用する研究が報告されている。スマートウォッチを用いることにより、より低負担かつ日常的に呼吸数を計測することが期待されている。

Trimpop [12] や Hoilett [13], Sun [14], Havriushenko [15] の報告では、スマートウォッチで計測される PPG や IMU の値から呼吸数の推定を行なっているが、計測は睡眠時や安静時に限定されている。Dai [16] や Liaqat [17] の報告では、それぞれ PPG, IMU から深層学習を通して呼吸数の推定を行なっている。これらは深層学習の適用によって日常的な動作の中での測定可能性について言及しているが、ランニング等のエクササイズ時には測定が行えなかったり、安定した精度は実現できていない。

スマートウォッチは日常生活の中で容易に装着が可能な反面、PPG や IMU による間接的な呼吸数推定を行動制限なしで導入するには多様なデータセットによる学習が必要となる。我々が提案する呼吸を直接計測可能な手段は、工事施工関係者の作業中のバイタル計測など、着用者の行動を制限したくない場面での正確な呼吸監視システムに有用であると言える。

3. システム構成

本章では、 MO_x センサを利用した水素濃度計測を介した呼吸検出システムの概要について説明する。

3.1 MO_x センサの概要とプロトタイプデバイス

本システムで使用した MO_x センサである SGP30 [18] は、空気中の揮発性有機化合物 (主にエタノール) 濃度と水素濃度を測定し、TVOC と $e\text{CO}_2$ を推定する安価なデジタルマルチピクセルガスセンサである。本センサは MO_x 粒子を加熱したフィルムをベースに構成され、粒子に吸着した酸素が水素等に反応して電子を放出することで生じる電気抵抗の変化を測定している [19]。

本来は室内の空気質信号を計測する用途で販売されてい



図 1 SGP30 を組み込んだ計測デバイスのプロトタイプ

Fig. 1 Prototype of a measurement device incorporating the SGP30.

る製品だが、Raw 信号値として取得している水素濃度が、最大で 40 Hz のサンプリング周波数で取得可能な点に着目した。TVOC や eCO₂ の測定という本来の用途ではサンプリング周波数は 1 Hz にとどまり、計測頻度が十分で無いため呼吸検出には不適合である。本研究では TVOC や eCO₂ を用いるのではなく、水素濃度の Raw 信号を活用し計測システムを外部で独自に設計することで、呼吸波形取得を試みた。本システムは呼吸計測に必要な計測頻度としては十分である。

制作したプロトタイプデバイスを図 1 に示す。アームが付属したヘッドセットの先端に SGP30 を取り付けている。データ処理部には ESP32 プロセッサを搭載した M5Core2*1 を採用し、I²C 通信によりセンサからデータを取得・処理している。

3.2 呼吸状態を分析するアルゴリズム

水素濃度の Raw 信号値から呼吸状態（呼気状態か否か）を分析するアルゴリズムを設計した。本アルゴリズムは、「正規化処理」、「校正処理」、「呼気検出処理」の 3 段階で構成されている。特に校正処理およびピーク検出処理については、基本的なコンセプトは短い解析窓を信号全体に反復的にシフトさせることである。アルゴリズムの概要を示すフローチャートを図 2 に示す。

3.2.1 正規化処理

図 3a に示すように、水素濃度の Raw 信号値 x はその計測値オーダーに対し、呼気による計測値変動率は 10% 未満と微小な変化に留まっている。変化の解像度を高めるため、計測値の最大値 x_{\max} と最小値 x_{\min} を基に x_{norm} として式 1 で正規化している（図 3b）。

$$x_{\text{norm}} = 1 - \frac{x - x_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}} \quad (x_{\max} \neq x_{\min}) \quad (1)$$

3.2.2 校正処理と呼気検出処理

外れ値のノイズ、もしくは意識的な呼吸運動による x_{norm}

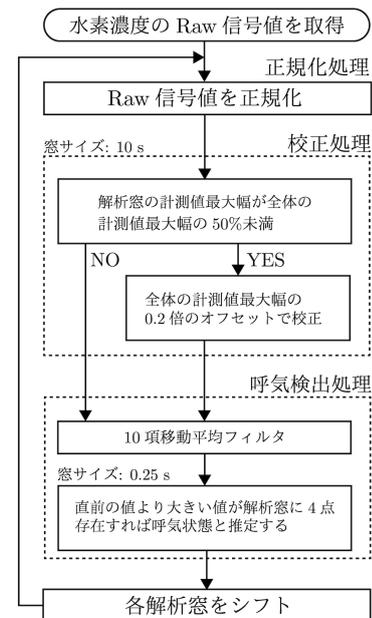


図 2 提案する呼気検出アルゴリズムのフローチャート

Fig. 2 Flowchart of the proposed exhalation detection algorithm.

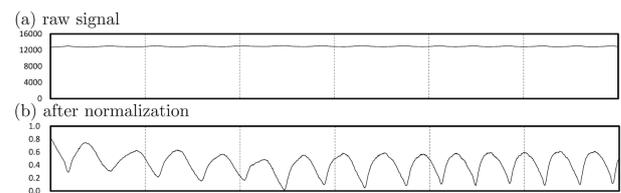


図 3 正規化による信号の解像度の改善

Fig. 3 Improving signal resolution through normalization.

の変化量の縮小を防ぐために x_{\max} と x_{\min} 校正処理を取り入れている。

システムから得られた元の信号 $\mathbf{x}_c[n]$ を考える。 n は解析のため 10 秒に設定した窓サイズである。サンプリング周波数を 40 Hz とすると、各解析窓のサンプル数は 400 点である。校正処理は $\mathbf{x}_c[n]$ が取る変動幅 $|\max\{\mathbf{x}_c[1], \dots, \mathbf{x}_c[n]\} - \min\{\mathbf{x}_c[1], \dots, \mathbf{x}_c[n]\}|$ が $|x_{\max} - x_{\min}|$ の 50% の閾値未満の際、 $|x_{\max} - x_{\min}|$ の 0.2 倍のオフセットを次のように適用し校正する。

$$\begin{cases} x_{\max} = 0.2|x_{\max} - x_{\min}|(1 - x_{\text{norm}}) \\ x_{\min} = 0.2|x_{\max} - x_{\min}|x_{\text{norm}} \end{cases}$$

呼気検出では、元の信号 \mathbf{x} を 10 項移動平均により平滑化した信号 \mathbf{x}_f と、窓サイズ n が 0.25 秒 (10 点) の解析窓 $\mathbf{b}[n]$ ($b_i \in \mathbb{B}$) を考える。 b_i の値は $\mathbf{x}_f[i] > \mathbf{x}_f[i-1]$ であり、 \mathbf{b} のうち 4 項以上が真であった場合に呼気状態と判定する。

4. 評価実験

本章では、SGP30 を組み込んだヘッドセット型呼吸計測デバイスを身体に装着し、呼吸ペースが異なる状況にお

*1 <https://docs.m5stack.com/en/core/core2>

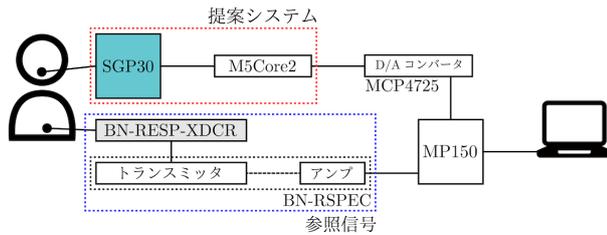


図 4 実験システムの概形

Fig. 4 Schematic of the experimental system.

る呼吸を正しく判定し、呼吸数推定が可能かを確認するため実施した評価実験について報告する。医学研究に利用されるバンド型デバイスを同時に装着することでこれを参照信号とし、呼吸の検出性能を評価することを目的とした。

4.1 データ収集

提案デバイスと参照信号を比較するための実験システムを図 4 に示す。呼吸波形の参照信号は、BIOPAC Systems の BN-RESP-XDCR というバンド型のトランスデューサを腹部に装着して測定した。本トランスデューサは同社 BioNomadix システムを利用し、BN-RSPEC というトランスミッタとアンプがセットになったワイヤレス送受信機兼増幅機に接続されている。信号は複合記録システム筐体である同社 MP150 に送信される。提案デバイスは前述の通り M5Core2 に接続されており、プロセッサで呼吸検出判定処理を行なっている。MP150 に信号を集積するため、I²C 通信でスレーブに送信したデジタル信号は D/A コンバータによりアナログ信号に変換される。この時、送信されるデジタル信号はノイズ対策のため Raw 信号値や正規化信号値ではなく、High (3.3 V 相当値: 呼吸状態) か Low (0 V 相当値: 吸気・無呼吸状態) の 2 値を送信している。MP システム専用の解析ソフト「Acqknowledge」を搭載した PC を用いてデータの収集および同期を実施した。

実験では、提案するヘッドセット型呼吸計測デバイスと BIOPAC Systems のトランスデューサを同時に装着して実験を行った。デバイスの装着図を図 5 に示す。提案デバイスは耳、もしくは首にかけ、アームを調整してセンサが上唇溝に位置するように調整した。トランスデューサは窮屈に感じない程度と被験者に伝え腹部に装着させている。実験は、椅子に座った状態の安静状態、およびメトロノームでペースを配分した分間 20 BPM と 30 BPM の呼吸の計 3 状態とし、それぞれ 1 分間 1 試行ずつ行った。実験の様子を図 6 に示す。被験者は健康な 20 代の男性 4 名と女性 2 名となっている。なお、COVID-19 感染症対策のため、被験者は共通の不織布マスクを装着したまま測定を行った。

4.2 呼吸数推定

参照信号となるトランスデューサ、および提案デバイス



図 5 デバイス装着図

Fig. 5 Attaching the device.

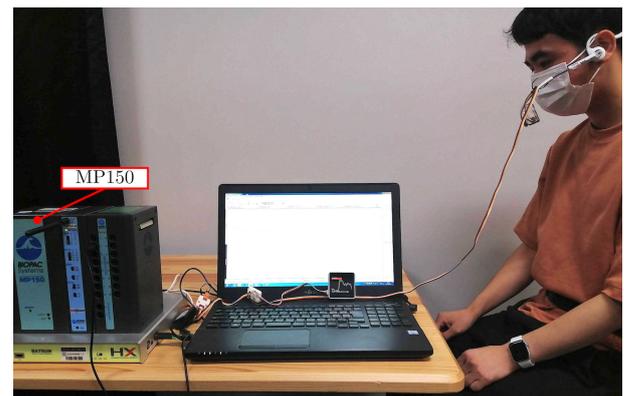


図 6 実験環境

Fig. 6 Experimental environment.

の出力値から呼吸数を導出する手順について述べる。

トランスデューサの計測値は呼吸運動と吸気運動の切り替えのタイミングでノイズが乗りやすいため (図 7a)、遮断周波数 0.4~0.6 Hz のローパスフィルタによりノイズを除去している。ここで、遮断周波数は周波数空間における最も大きい極大値の振幅到達後に、その 20% の振幅を記録した最も高い周波数を元に決定している (図 7b)。トランスデューサの計測値は呼吸運動の際にバンドへの圧力が低下 (= 振幅が減少) するので、極小値となるピーク数を検出することで呼吸数とした (図 7c)。

提案デバイスの出力値は図 8a に示すようにノイズを含む矩形波となるので、矩形波の階差数列を求め、数列の値が閾値である +1.5 V より大きいかを判別することで矩形波のエッジを見つけている。このエッジの出現回数を呼吸数としている (図 8b)。

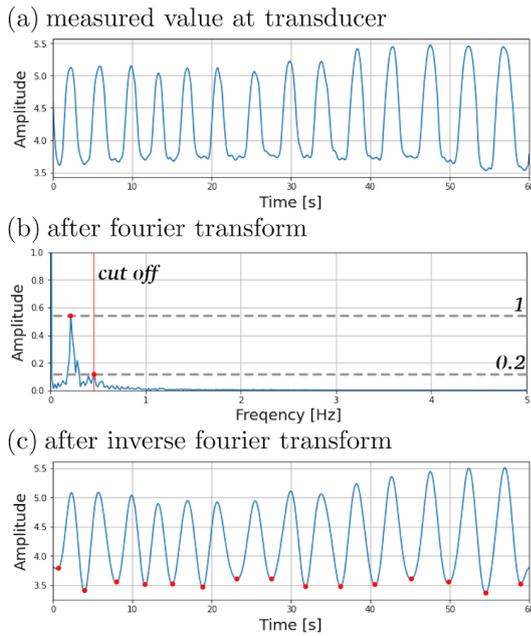


図 7 トランスデューサの測定値に対する呼吸ピーク検出
Fig. 7 Respiratory peak detection for transducer readings.

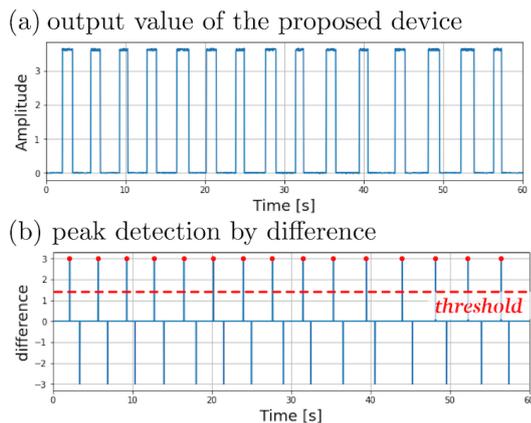


図 8 提案デバイスの出力値に対する呼吸ピーク検出
Fig. 8 Respiratory peak detection for output values of the proposed device.

計測対象の 3 状態について、得られた呼吸数から平均絶対誤差 (MAE) と平均認識率をそれぞれ式 (2) および式 (3) で導出した。ここで、 n は被験者数、 f はトランスデューサから得た呼吸数、 x は提案デバイスから得た呼吸数である。

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |f_i - x_i| \quad (2)$$

$$\text{平均認識率} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(1 - \frac{|f_i - x_i|}{f_i} \right) \quad (3)$$

4.3 結果と考察

呼吸数推定の認識率が 100% となった取得波形の例を図 9 に示す。同図より、MOx センサによる水素濃度計測による呼吸検知は非常に高い精度で実現できていると分かる。

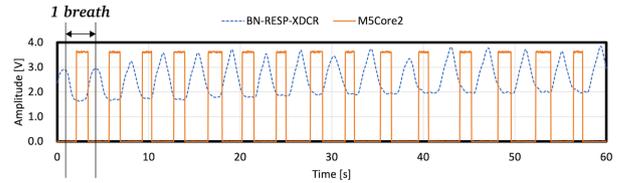


図 9 計測波形の例 (認識率 100%, 安静状態)
Fig. 9 Example of measurement waveform (accuracy rate 100%, resting state).

表 1 状況別の MAE および平均認識率

Table 1 MAE and average accuracy rate by situation.

$n = 6$	MAE	平均認識率
安静状態	0.33	0.97
20 BPM	0	1.0
30 BPM	0	1.0
Average	0.11	0.99

呼吸運動の開始に対する提案システムの応答時間は約 1 秒であった。また、6 名の被験者から計測した呼吸数について、安静状態および指定された呼吸リズム (20 BPM と 30 BPM) の計 3 状態での MAE および平均認識率を表 1 に示す。特に 20 BPM および 30 BPM で実施した意識的な呼吸運動では、取得した 1 分 \times 2 試行 (20 BPM, 30 BPM) \times 6 人の合計 12 分の計測信号の中で、トランスデューサからの推定値との誤差は発生しなかった (MAE = 0)。敗血症の早期認知の指標となる呼吸数は 22 BPM 以上 [20] の多呼吸とされており、本システムは呼吸数のバイタルサインが異常値となっている疾患者の呼吸監視に対しても十分有用であると言える。

安静状態については、参照信号より 1~2 BPM 多く誤検出されるケースがあったが、これは吸気状態、もしくは無呼吸状態で誤検出されたものではなく、図 10 に示すように呼気検出の際にチャタリングのような出力が発生したこと起因する。これに対しては呼気と吸気の状態を更新するための時定数を設定するなど、ソフトウェア側の処理で解決できる。以上より、今回の実験手法および参加した被験者の組み合わせにおいては状態を問わず 100% の認識率を実現することは可能であると考えられる。

5. 今後の展望と応用

本章では、本研究の展望と応用分野について述べる。本論で提案した MOx センサによる呼吸数計測システムを実際の利用シーンへ組み込むためには、実用的なデバイス形状や応用分野に即した監視システムの開発について検討する必要がある。

5.1 実用的なデバイス形状の開発

提案デバイスはヘッドセットの先端にセンサを取り付けたものであり、プライベートな施設や管理された作業現場

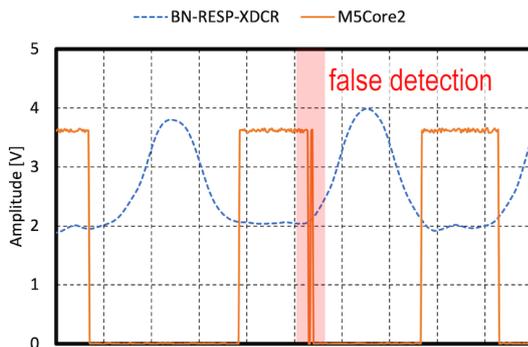


図 10 誤検出の例

Fig. 10 An example of false detections.

であれば抵抗なく利用可能だが、口元に装着する一般的なマスクと比較しても公共の場において容認された形状であるとは言い難い。吸気抵抗が小さければ生理指標及び主観感覚に差は生じない [21] ことから、生理学的負担を考慮しつつも、マスク形状を取るなど見た目に違和感の無い計測デバイスの設計が望ましい。その場合、組み込むプロセッサの搭載位置にも注意を向けなければならない。

また、提案システムの内部処理はあくまで実験用のフローであり、未装着時にシステムを稼働させると校正処理機能によって頻呼吸を誤検出してしまふ。正規化処理を施すのではなく、経験的モード分解 (Empirical Mode Decomposition) による固有モード関数 (Intrinsic Mode Function) で呼吸状態を管理するなど、アルゴリズムの見直しが必要になるだろう。

5.2 応用分野についての検討

提案デバイスに搭載された ESP32 プロセッサは、Wi-Fi モジュール並びに Bluetooth モジュールを内蔵している。評価実験ではトランスデューサの計測値との同期を取るために有線で信号を送信したが、ESP32 からリアルタイムでクラウドサーバへデータを格納したり、スマートフォンへ通知を送ることが可能である。1 章で述べたようなパンデミック発生時における自宅や宿泊施設などの隔離施設で患者に装着させ、医療従事者が患者の呼吸状態を別室で一元管理するといった活用が考えられる。

また、異常呼吸の検知においては、初等・中等教育機関での活用も期待できる。学校管理下での体育や部活動では、熱中症による死亡事例 [22] が多数報告されている。熱中症も呼吸困難の症状があり、自分の意志で呼吸をコントロールできなくなる。前述したマスク形状のデバイスを生徒に配布することで、教育現場において生徒の呼吸データをネットワークに接続された端末で監視し、緊急性の高い症状をいち早く把握することが期待できる。

臨床機器への応用として、異常呼吸の正確な分類が挙げられる。異常呼吸は呼吸回数や呼吸リズムの異常等から、

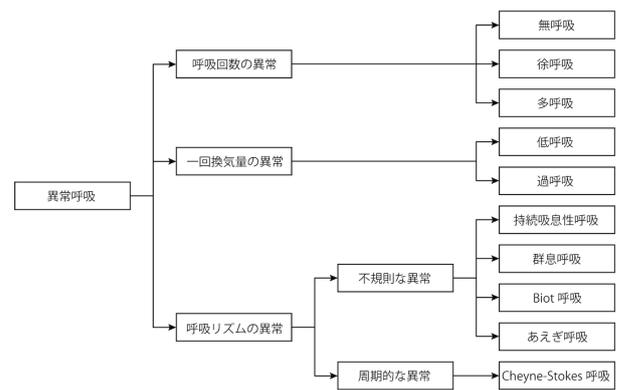


図 11 異常呼吸の分類

Fig. 11 Classification of abnormal breathing.

さらに図 11*2)に示すような呼吸状態に分類される。各呼吸状態は COPD などの肺・胸郭疾患や神経・筋疾患、さらには肺閉塞や気管支喘息などの受容体への刺激が原因となっている。呼吸波形の取得によって、これら異常呼吸の分類と原因の調査が安価かつ容易に実施できる可能性がある。特に 1 時間あたりの無呼吸 (Apnea) と低呼吸 (Hypopnea) の合計回数で算出される AHI (Apnea Hypopnea Index: 無呼吸低呼吸指数) は、SpO₂ との連動により睡眠時無呼吸症候群の軽症、中等症、重症の分類に活用され、本研究の長期的な応用として示唆される。

6. おわりに

本研究では、MO_x センサを搭載したヘッドセット型呼吸計測デバイスを用い、揮発性有機化合物濃度および二酸化炭素相当量濃度を推定するために検出される水素濃度の Raw 信号を用いた呼吸数推定手法を提案した。提案したシステムは非侵襲的な呼気の直接計測を可能とするもので、医療用カプノメータと比較しても安価かつ装着が容易である。評価実験では、提案した計測デバイスを装着し、安静状態、20 BPM および 30 BPM の意識的な呼吸運動の計 3 種類の状況における呼吸数を計測した。同時に、医学研究に利用される高価なバンド型デバイスを同時に装着して比較することで、提案システムとの性能評価を行った。その結果、提案システムは認識率 99% の精度を実現でき、報告されているスマートウォッチやパルスオキシメータによる間接的な呼吸数推定よりも優れた結果を得ることができた。

課題として、被験者を増やすことが挙げられる。本研究の被験者は全員が 20 代前半であるため、高齢者や呼吸筋に衰弱のある者のデータを取得し、有用性を評価する必要がある。

提案システムは呼気を直接測定することで、高い精度で呼吸数を認識することが可能であることが分かった。しかし医療現場で利用されるカプノメータで検出されるような

*2 日本臨床検査医学会: 臨床検査のガイドライン JSLM2015, p. 155 図 3 を元に作成

カププログラムと比較すると、痰の詰まりや咳の検知などが行えず、得られる情報量は少ない。呼吸数以外の気道状態や呼吸状態の把握が可能となるようなシステムについても今後検討していきたい。

謝辞 本論文執筆にあたり、応用分野の方向性についてご助言いただいた東北大学大学院医学系研究科医師の上利大先生、東京電機大学工学部先端機械工学科の桑名健太准教授に深く感謝申し上げます。また、評価実験において機材提供等にご協力いただきました医用電子回路研究室（東京電機大学工学研究科電気電子工学専攻）の蛇沢光希様にも、感謝申し上げます。

参考文献

- [1] 厚生労働省: 平成 29 年 (2017) 患者調査の概況 (online), 入手先 (<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/17/index.html>)
- [2] 厚生労働省: 平成 29 年 (2017) 人口動態統計 (確定数) の概況 (online), 入手先 (<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei17/index.html>) (2018)
- [3] R. M. Schein, N. Hazday, M. Pena, B. H. Ruben and C. L. Sprung: Clinical antecedents to in-hospital cardiopulmonary arrest, *Chest Journal*, Vol. 98, No. 6, pp. 1388-1392 (online), DOI: 10.1378/chest.98.6.1388 (1990)
- [4] 柴田 陽光: 疫学の動向と将来の予測, 日本呼吸器学会誌, Vol. 3, No. 3, pp. 316-322 (online) (2014)
- [5] 東京都福祉保健局: 新型コロナウイルス感染症検査陽性者の状況 (online), 入手先 (<https://catalog.data.metro.tokyo.lg.jp/dataset/t000010d00000000089>)
- [6] 池上 桃子: 自宅療養中の死亡, 30~50 歳代が半数越「肥満などリスク要因」 (2021-9-21) (online), 朝日新聞デジタル, 入手先 (<https://www.asahi.com/articles/ASP9P5K11P9KUTIL03V.html>)
- [7] 日本呼吸器学会: パルスオキシメータの使用に関するお願い (online), 入手先 (https://www.jrs.or.jp/modules/covid19/index.php?content_id=15)
- [8] L. A. Lynn and J. P. Curry: Patterns of unexpected in-hospital deaths: a root cause analysis, *Patient Saf Surg*, Vol. 5, No. 3 (online), DOI: 10.1186/1754-9493-5-3 (2011)
- [9] D. Clifton, J. G. Douglas, P. S. Addison and J. N. Watson: Measurement Of Respiratory Rate From the Photoplethysmogram In Chest Clinic Patients, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, Vol. 21, No. 1, pp. 55-61 (online), DOI: 10.1007/s10877-006-9059-3 (2007)
- [10] J. C. D. Cruz, J. Ibera, J. M. Alcoy and C. E. R. Tulip: Deriving Heart Rate and Respiratory Rate from ECG Using Wavelet Transform, *ICBET '21: 2021 11th International Conference on Biomedical Engineering and Technology*, pp. 100-105 (online) (2021)
- [11] K. T. Sweeney, D. Kearney, T. E. Ward, S. Coyle and D. Diamond: Employing ensemble empirical mode decomposition for artifact removal: Extracting accurate respiration rates from ECG data during ambulatory activity, *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, pp. 977-988 (online), DOI: 10.1109/EMBC.2013.6609666 (2013)
- [12] J. Trimpop, H. Schenk, G. Birber, F. Lämmel and P. Burggraf: Smartwatch based Respiratory Rate and Breathing Pattern Recognition in an End-consumer Environment, *iWOAR '17: Proceedings of the 4th International Workshop on Sensor-based Activity Recognition and Interaction*, No. 4, pp. 1-5 (online), DOI: 10.1145/3134230.3134235 (2017)
- [13] O. S. Hoilett, A. M. Twibell, R. Srivastava and J. C. Linnes: Kick LL: A Smartwatch for Monitoring Respiration and Heart Rate using Photoplethysmography, *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (online), DOI: 10.1109/EMBC.2018.8513356 (2018)
- [14] X. Sun, L. Qiu, Y. Wu, Y. Tang and G. Cao: Sleep-Monitor: Monitoring Respiratory Rate and Body Position During Sleep Using Smartwatch, *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, Vol. 1, Issue 3, No. 104, pp. 1-22 (online), DOI: 10.1145/3130969 (2017)
- [15] A. Havriushenko, K. Slyusarenko and I. Fedorin: Smartwatch based respiratory rate estimation during sleep using CNN/LSTM neural network, *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (online), DOI: 10.1109/ELNANO50318.2020.9088913 (2020)
- [16] R. Dai, C. Lu, M. Avidan and T. Kannampallil: RespWatch: Robust Measurement of Respiratory Rate on Smartwatches with Photoplethysmography, *IoT '21: Proceedings of the International Conference on Internet-of-Things Design and Implementation*, pp. 208-220 (online), DOI: 10.1145/3450268.3453531 (2021)
- [17] D. Liaqat, M. Abdalla, P. Abed-Esfahani, M. Gabel, T. Son, R. Wu, A. Gershon, F. Rudzicz and E. D. Lara: WearBreathing: Real World Respiratory Rate Monitoring Using Smartwatches, *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, Vol. 3, Issue 2, No. 56, pp. 1-22 (online), DOI: 10.1145/3328927 (2019)
- [18] Sensirion Automotive Solutions: VOC Sensor SGP30 / SGPC3 (online), 入手先 (<https://www.sensirion.com/en/environmental-sensors/gas-sensors/sgp30/>)
- [19] Sensirion Automotive Solutions: Multi-Pixel Gas Sensors SGP (online), 入手先 (<https://www.sensirion.com/en/environmental-sensors/gas-sensors/>)
- [20] 医学書院: 一步進んだ臨床判断 [第 1 回] バイタルサインの評価のコツ (2019-07-22) (online), 医学界新聞, 入手先 (<https://www.igaku-shoin.co.jp/paper/archive/y2019/PA03331.07>)
- [21] 上野 哲: マスク着用による生理学的負担, 日本職業・災害医学会会誌 (online), Vol. 69, No. 1, pp. 1-8 (online), (2021)
- [22] 環境省: 学校における熱中症の事故事例調査, 令和 2 年度第 1 回学校現場における熱中症対策の推進に関する検討会 (online), 入手先 (https://www.wbgt.env.go.jp/pdf/sg_sef/R0201/) (2021)