

# マスク型ワイヤレス呼吸リハビリ・トレーニングシステムの 要素技術開発

松本陽斗, 笠井文雄\*, 中島康博\*\*, 宮坂智哉\*\*\*, 木戸聡史\*\*\*\*,  
村田政隆, 鴨志田麻実子\*\*\*

## Element technology development of mask type wireless breathing rehabilitation training system

Haruto Matsumoto, Fumio Kasai\*, Yasuhiro Nakajima\*\*,  
Tomoya Miyasaka\*\*\*, Satoshi Kido\*\*\*\*,  
Masataka Murata and Mamiko Kamoshida\*\*\*

### 要 旨

呼吸機能の改善や運動能力の向上には、呼吸法の改善やトレーニングが有効である。そのトレーニングを、より効率的に行うために、呼吸方向の矯正や、呼吸負荷の調節を行うためのツールとして、呼吸トレーニングマスク“ReBNA”が市販されている。しかしながら、トレーニングの指標となり得る呼吸量の測定には、医療機器を用いる必要があるため、個人で日常的に呼吸量を測定することは容易ではない。そこで“ReBNA”に装着可能な流量測定モジュールについて検証し、差圧センサを用いた呼吸流量測定システムの要素技術を構築した。

日常生活を営むにあたり、呼吸器系の健康維持は極めて重要である。厚生労働省の調査によれば、呼吸器系の典型的疾患である喘息やCOPD（慢性肺気腫）の国内患者数は1千万人を超える<sup>1)</sup>と推計され、肺機能への治療やリハビリの重要性が増している。健常高齢者の肺機能も60歳代では20歳代と比べ最大酸素摂取量や肺活量が約3/4程度にまで低下し、日常生活の活動性低下や疾患の死亡率増大等のリスクにさらされる。

呼吸器系の健康促進等のため、(有)パテントワークスでは、平成20年に、図1に示した、鼻吸気-口呼気を強制するバルブ付き呼吸トレーニングマスク“ReBNA”を製品化した。これを用いた長期運動試験では、若年者や高齢者の呼吸筋機能や運動耐容能の向上<sup>2)</sup>や、肺の換気効率改善に

よるアスリートのパフォーマンス向上にも活用されている<sup>3)</sup>。呼吸トレーニングは健康状態改善に大きく貢献できるが、簡易な装着で運動状態を連続測定できる機器はなかった。その課題に対して、平成27年度に、ReBNA用流量センサの基礎研究を行ったが、製品化のためには、いくつかの課題が残っていた。それに対し、今回は製品化を見据え、小型化及び無線通信の高性能化を図るべく、超小型で運用性の高い呼吸流量センサを搭載したマスク型ワイヤレス呼吸リハビリ・トレーニングシステムの開発を実施した。

気体の流量測定方法には、図2に示すように、羽根車式や熱式、超音波式等、多様な手法が存在する。本開発では、“ReBNA”に装着する形態をとることから、装着した際のユーザビリティの観

\* 有限会社パテントワークス

\*\* (地独) 北海道立総合研究機構工業試験場

\*\*\* 北海道科学大学保健医療学部

\*\*\*\* 埼玉県立大学保健医療福祉学部

責任著者連絡先 (Haruto Matsumoto) matsumoto@techakodate.or.jp



図1 ReBNA 外観

方式	構造	特徴
羽根車式		<ul style="list-style-type: none"> <li>再現性や応答性に優れる</li> <li>小型で大容量の測定が可能</li> <li>構造物の定期的なメンテナンスが必要</li> </ul>
熱式		<ul style="list-style-type: none"> <li>基本的に圧力損失がない</li> <li>質量流量の測定が可能</li> <li>流体の種類や組成にあわせて仕様設定が必要</li> </ul>
超音波式		<ul style="list-style-type: none"> <li>圧力損失が無い</li> <li>配管外から測定が可能なものも存在する</li> </ul>
差圧式		<ul style="list-style-type: none"> <li>構造が簡単で低価格</li> <li>可動部等がなく、保守が容易</li> </ul>

図2 流量測定方法例

点から、可能な限り小型化できることが望ましい。また、構造が単純で、破損時に使用者の体内に破損片が流入しないことが必要条件となる。これらの要件を満たし、流量測定を行うために、複雑な構造物を必要としない、差圧式流量測定法が適切であると判断し、それを選定した。

本体の小型化を目指すため、今回は図3に示した株式会社センシリオン社製“SDP3xシリーズ”を選定した。SDP3xシリーズは、超小型微差圧センサであり、測定範囲が異なるSDP31とSDP32が販売されている。本件では、呼吸量を測定することが目的であり、その呼吸量は個人差が大きいことから、広範囲の差圧を測定できることが望ましいと考えられる。そのため、今回は測定範囲の広い、SDP31を選定した。次に、そのセンサを用いて、呼吸量の測定を実現するため、要件

	メーカー	Sensirion	
	型番	SDP31	SDP32
	サイズ	約5×8×5[mm]	
	測定範囲	±500[Pa]	±125[Pa]
	通信方式	I2C	

図3 SDP3x 外観及び仕様

及び仕様設計に関して、検討を実施した。

人の呼吸量は、性別や年齢、体格等により、大きく異なる。そのため、次式の最大呼気流速(PEER) 予測式から、測定可能範囲の予測を行った。

$$\text{男性(18~80歳) PEER} = (7.18 - 0.024 \times n) \times (t/100)$$

$$\text{女性(18~80歳) PEER} = (4.83 - 0.012 \times n) \times (t/100)$$

$n$ :年齢,  $t$ :身長

本式によると、例えば身長180[cm]、18歳の男性であれば、最大呼吸流量が約728[l/min]であると、予測できる。次に、医療機器等の市販されている呼吸量測定機器の仕様を調査した。その結果、1,000[l/min]程度の最大測定範囲を設定されているものが多く、この設定値は、先の予測式で算出できる、一般的な最大呼吸量も満たすことが出来るため、本開発においても、最大測定範囲を1,000[l/min]以上と設定した。また、流量センサの形状は、“ReBNA”の呼吸気口に装着可能であり、装着時に運動の妨げにならない必要があるため、突出部長35[mm]以下、最大径40[mm]以下を目標値として、設定した。

次に、これらの仕様を満たす流量測定モジュールを実現するため、流路の設計を行った。差圧式流量測定法を用いて、精度の良い測定を行うためには、一般的に、差圧発生部の上流側に、管径の10倍程度の長い直管が必要だとされている。しかしながら、本モジュールは、ウェアラブルデバイスとして、使用されるため、小型化が必須であり、長い直管を用いて、流れを整流することは難しい。さらに、使用する微差圧センサの測定範囲は、最大±500[Pa]であることから、全呼吸量に対して、差圧を発生させる単純構造では、安定的に、1,000[l/min]までの呼吸量を測定することも困難であると考えられた。そこで、流路内部に、小径の流量測定用管路を内包し、呼吸流量の一部から、全体の呼吸量を算出する、図4に示した構造を考案した。

この流路に、それぞれ、流量30、50、100、150、200[l/min]が流入した場合の圧力分布を、流体解析により、算出した。その解析結果の一例を図5に示す。この図を見ると、内包した流量測定用管路の段差部の前後において、差圧が発生していることがわかる。次に、実際の差圧と流量の



図4 流路形状

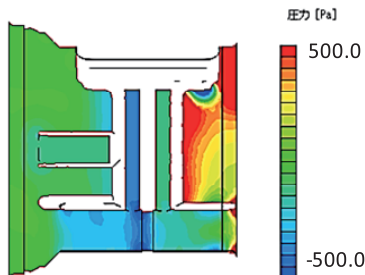


図5 流体解析結果

関係を測定するため、図6右に示した差圧センサ実装基板、図6左に示した流量測定モジュール及び、図7に示した構成の実験校正装置を作製した。この校正装置を用いて、30、50、100、150及び200[l/min]の流量が流入している場合の、それぞれの差圧と、解析結果の対比を、図8に示す。実測値の近似式を見ると相関係数Rが0.9917と、強い相関関係があることがわかる。また、解析値とも、相関係数Rが、0.9847と、強い相関が出ていることから、補正係数を適切に設定することで流量の測定が可能になると考えられる。

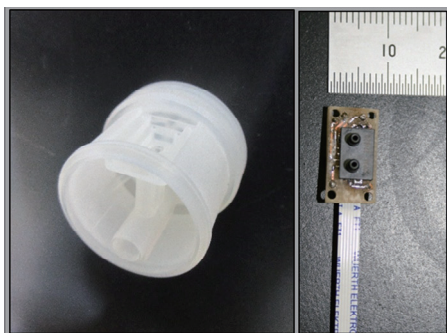


図6 流量測定モジュール用試作品

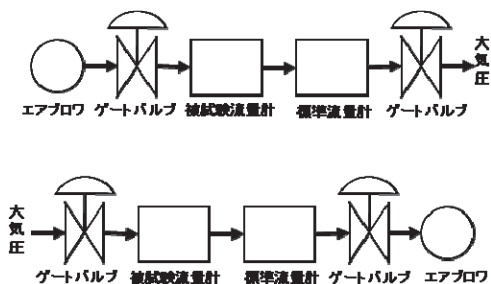


図7 実験校正装置 構成図

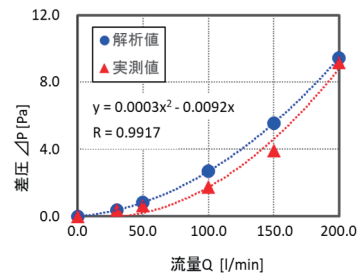


図8 解析値 - 実測値グラフ

次に、ばらつきに関して、評価検証を行った。図7の実験校正装置を用いて、それぞれの流量で、連続100点の値を示したグラフを、図9に示した。このグラフを見ると、平均差圧に対して、ばらつきが大きいことが見て取れる。30[l/min]においては、標準偏差を平均値で除した、ばらつきの指標となり得る、変動係数が0.42以上と高い数値である。そのため、フィルタリング処理による、測定精度の高精度化を目指した。フィルタリングには、以下に示す、メディアンフィルタを用いた。

$$Q_2(x) = \begin{cases} x'_{(n+1)/2} & \dots \text{奇数} \\ \frac{1}{2}(x'_{n/2} + x'_{n/2+1}) & \dots \text{偶数} \end{cases}$$

実測値に対して、メディアンフィルタを適用した場合の一例を、図10に示す。各流量それぞれにフィルタリング処理を適用した結果、高流量域においては、変動係数0.10以下、低流量域においても、0.12以下と、ばらつきを抑えることが出来た。これらのことから、適切なフィルタリング処理を

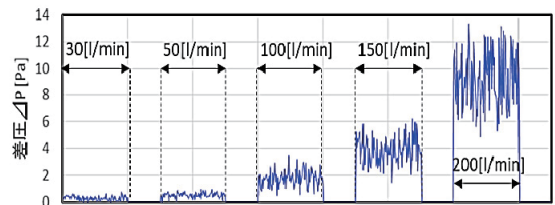


図9 各流量における実測値

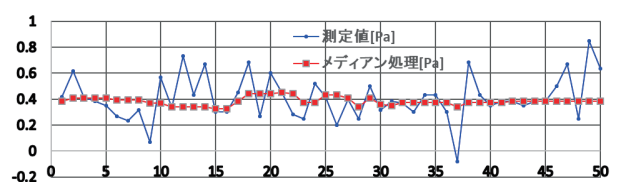


図10 実測値 - メディアンフィルタ補正值 比較

行うことで、作製した流量測定モジュールを用いて、安定的な呼吸流量測定が実現できると考えられる。

次に無線通信システムの試作を実施した。無線通信における要件はスポーツ等で利用する場合を想定し、1台の端末から、離れた場所で稼働する複数台の流量センサと通信する必要がある。また、流量センサはスタンドアロンで動作するため、通信に要する消費電力を省力化することや、データ収集にスマートフォン等を用いる場合、センサとの接続が容易であることが重要である。そのため、通信方式には Bluetooth Low Energy(以下 BLE)通信を採用し、BLE通信基板は長距離通信が可能な SiliconLab 社製“BLE121LR”を選定した。また、BLE通信基板と差圧センサ間は I2C 通信により、通信を行う。そのため、I2C 通信等を行うファームウェアと、Android 上で動作する BLE 通信アプリケーションを試作することで、今回選定した機器でシステム構成を満足できることを確認した。作成した Android アプリケーションの外観を、図11に示す。本アプリケーションを用いて SDP31から出力された差圧情報を Android OS 上で確認するシステムを構築した。また、図12に、システム全体の外観を示す。

今回試作したシステムを用いて、流量センサから、差圧情報を Android 端末に送信し、流量情報の閲覧、分析を行うことが可能であることを確認した。

### 謝 辞

本件は平成29年度「北洋銀行ドリーム基金」を受け実施した。関係者各位に深く感謝申し上げます。

### 参考文献

- 1) 厚生労働省 健康局 がん・疾病対策課：アレルギー疾患の現状等 (2016) P10-11
- 2) 木戸 聡史：理学療法—臨床・研究・教育 (2018) 25 巻 1 号 、P3-10
- 3) 山地啓司：体力科学、第63巻、第3号 (2017)、P171-184

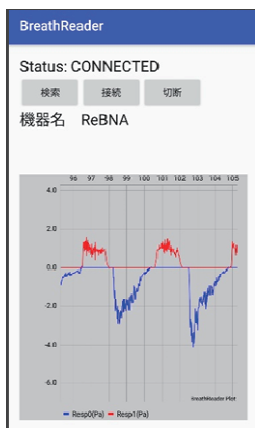


図11 Android アプリケーション 外観

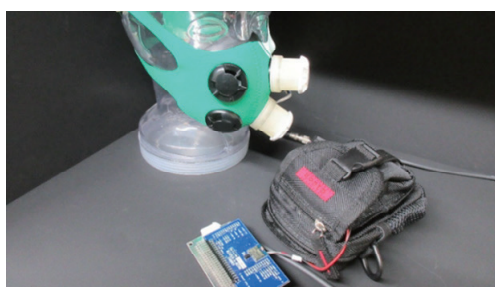


図12 システム全体 外観