

# 呼吸流量センサ技術に関する基礎研究

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

## Fundamental study on breathing flow sensor technology

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

### 要 旨

呼吸器は運動や日常生活において重要な役割を担っている器官であり、呼吸機能の回復・維持や強化は健康な生活を送るうえで非常に重要である。呼吸方向を強制的に制御しつつ、適度な負荷を与えながら呼吸訓練を可能とするツールとして、呼吸トレーニングマスク“ReBNA”が市販されている。このマスクは、肺疾患患者やアスリートの呼吸トレーニングに活用され、呼吸機能強化・回復に対して好評価を得ているが、年々ユーザから“ReBNA”に呼吸状態の測定機能を実装する要望が高まりを帯びてきた。

そこで、本研究では市販の“ReBNA”に実装可能な小型の呼吸流量センサ技術について検証し、差圧センサを利用した実用的な呼吸流量センサの基礎技術を構築した。

#### 1. はじめに

一般的に呼吸の基本機能は、肺、肺胞、毛細血管等を介して血液中の酸素と二酸化炭素を交換する機能である。よって、呼吸機能は全身に影響を与えるため、全身機能の中でも非常に重要な機能のひとつである。

保健分野における呼吸リハビリテーションは、呼吸困難、運動耐容能、不安、抑うつ等を改善させる等の効果により、健康関連のQOL(Quality of Life)や、健康状態の向上する効果がある<sup>1)</sup>。

スポーツ分野における呼吸トレーニングは、体力トレーニングのひとつとして、スポーツパフォーマンス向上に重要とされている。近年、科学的な検証により、健康な若者が呼吸筋トレーニングは、持久力性のあるスポーツパフォーマンスを有意に改善するとの報告事例もある<sup>2)</sup>。

有限会社パテントワークスが開発した、呼吸トレーニングマスク“ReBNA”は、鼻呼吸を強制できるため、パフォーマンス向上を目的として、格闘技・武道、野球、サッカー、自転車などのアスリートを中心に利用されている。また、“ReBNA”は、呼吸器系疾患のリハビリテーションツールとしても注目され、効果検証が進められる中、呼吸機能の有意な改善も認められ始めている<sup>3)6)</sup>。

呼吸トレーニングにおいて、呼吸の深さ・速度などの動的なパラメータのリアルタイム測定の実現することは、呼吸パターンの改善程度をフィードバックし、トレーニング効果を高めることに大きく貢献する。本研究では、呼吸流量センサ技術を用いて、呼吸の深さ・速度などの動的なパラメータをリアルタイムに測定し、呼吸パターンを改善させることを目指している。

呼吸トレーニングにおいて、呼吸の深さ・速度などの動的なパラメータのリアルタイム測定の実現することは、呼吸パターンの改善程度をフィードバックし、トレーニング効果を高めることに大きく貢献する。本研究では、呼吸流量センサ技術を用いて、呼吸の深さ・速度などの動的なパラメータをリアルタイムに測定し、呼吸パターンを改善させることを目指している。

\* 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 (Masataka Murata): murata@techakodate.or.jp

ドバックしながらこれまでにない効果的なトレーニングが可能になる。よって、呼吸状態を測定するウェアラブルデバイスのニーズは非常に高いことから、“ReBNA”に実装可能な呼吸流量センサ技術の基本原理について検証した。

## 2.呼吸トレーニングマスク “ReBNA”

本研究のプラットフォームとなる、呼吸トレーニングマスク “ReBNA” を図1に示し、バルブ機構の構成と動作の概略を図2に示す。



図1 “ReBNA”

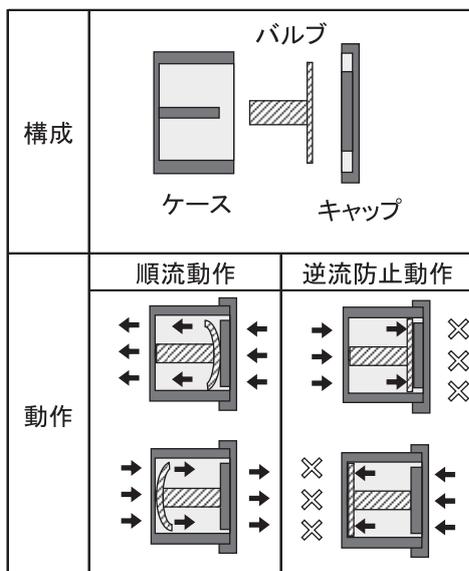


図2 バルブ機構の構成と動作の概略

バルブ機構は、ケース、バルブ、キャップから構成され、バルブの取り付け方向によって順流方向が定まる。順流方向では、バルブが適度に変形し空気を通過させるが、逆流時には空気によりバルブがストッパーに押し付けられ、空気の流れを遮断する。“ReBNA”は、これらのバルブを鼻と口の間にしきり板を設けているインナーマスクに四個取り付けて、呼吸トレーニングを行うことができる。また、バルブの組み合わせにより、鼻か

ら吸って口から吐く鼻呼吸だけではなく、様々な呼吸方向の強制を実現することが可能となっている。

## 3.呼吸流量センサ

### 3.1 基礎検討

バルブ機構において、ケース内を流れる呼吸流量は、一般的に次式の連続の式から求められる。

$$Q = \rho Av$$

$Q$  : 流量     $\rho$  : 密度     $A$  : 断面積  
 $v$  : 流速

簡易的に物性値の密度  $\rho$ 、管路断面積  $A$  を一定とする場合、流速  $v$  を測定できれば、流量を算出することができる。そして、気体の流速・流量測定には、圧力式、翼車式、熱線式、超音波式、レーザードップラー式、振動式など様々な方式が存在する<sup>7)</sup>。本研究では“ReBNA”のウェアラブルデバイス化を目標としているため、流速測定は小型・軽量の機構で実現することが極めて重要となる。また、市場投入を見据えた場合、低価格で故障せずに安定動作することが必要であるため、構成部品は少ないほうが良い。これらの点を考慮し、今回は圧力式を利用することとした。

圧力式の代表的な流量測定方法には、ピトー管、ベンチュリ、オリフィスがある。いずれの方法も、次式に示すベルヌーイの定理を用いることで、差圧から管路内の流速を求めることができる。

$$p + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho gz = const.$$

$p$  : 圧力     $v$  : 流速     $g$  : 重力加速度  
 $\rho$  : 密度     $z$  : 高さ

次に、これらの圧力式の流量測定方法について、どの方法を選定するかについて検討した。各測定方法の概略をまとめた結果を図3に示す<sup>8)~10)</sup>。

体積流量は、いずれの方法を選定しても、補正係数等を必要とするが、基本的には差圧の平方根に比例する。“ReBNA”のバルブには流れの方向制御だけではなく、呼吸負荷としての機能もあるため、呼吸流量の測定部が過負荷とならないように配慮する必要がある。また、測定部が破損した

場合、破片を吸引する危険性があるため、安全性に配慮すべきと考えた。そこで、今回の流量測定法は、管路内に機構を設ける必要がないベンチュリを選定し、呼吸流量センサはベンチュリ管と差圧センサにより構成することとした。

方式	ピトー管	オリフィス	ベンチュリ
差圧	動圧と静圧の差	圧力損失	圧力損失
概略図			
体積流量	$αε \frac{\pi}{4} D^2 \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho}}$	$\frac{C}{\sqrt{1-\beta^4}} \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho}}$	$\frac{C}{\sqrt{1-\beta^4}} \epsilon \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho}}$
備考	$\alpha$ : 補正係数 $\beta$ : 直径比 ( $\beta = d/D$ )	$\epsilon$ : 修正係数	$C$ : 流出係数 →: 流れ方向

図3 圧力式流量測定方法の概略

次に、測定範囲の目標値を検討した。例えば、呼吸機能検査法には、スパイロメトリーと呼ばれる検査法があり、スパイロメーターによって、時間と肺気量の変化を測定し、予備吸気量 (IRV)、一回換気量 (TV) 等の様々な時系列パラメータを得ることができる<sup>11)</sup>。しかし、瞬間的なパラメータである最大呼気流量 (PEF) を測定する場合には、比較的安価で操作しやすいピークフローメーターが利用されている。そこで、一般的な最大呼気流量の測定範囲を参考に、測定流量の上限値を検討した。(独法) 環境再生保全機構の資料<sup>12)</sup> を基に、一般的なピークフローメーターの測定範囲をまとめた結果を表1に示す。

表1 市販ピークフローメーターの測定範囲

種類		測定範囲(L/min)	
A 社	小児用	30	~ 400
	成人用	60	~ 800
B 社	小児用	50	~ 390
	成人用	60	~ 810
C 社	小児用	30	~ 390
	成人用	60	~ 880
D 社	小児用	25	~ 300
	成人用	50	~ 800
E 社		50	~ 750
F 社		60	~ 810
G 社		60	~ 720
H 社		60	~ 800

市販のピークフローメーターの測定範囲の上限値は、概ね800L/minだと判断できる。また、肺気量 (L) に対する呼気流量 (L/sec) を示すフローボリューム曲線では、一般的に呼気流量軸 (縦軸) の最大値は概ね10L/secで示されている。よって、呼吸流量センサの測定範囲の上限値は、この最大値を単位換算した600L/min以上必要である。今回、本研究の対象ユーザには、アスリートも見込んでいることから、600L/minに対して安全率1.5以上を見込み、測定範囲の上限値の目安を1,000L/minに定めた。

呼吸流量センサの製品化を見据えると、既存の“ReBNA”を改造することなく、ユーザは呼吸流量センサをパッケージとして追加購入できる構成が理想的だと考えた。そして、量産化を前提とし、追加部品は少数かつ金型成型を可能とする形状でなければならない。これらを踏まえ、図4に示す構成を基本とした。

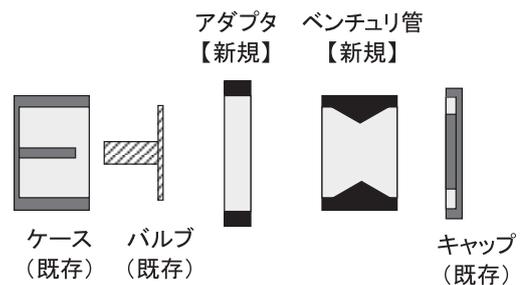
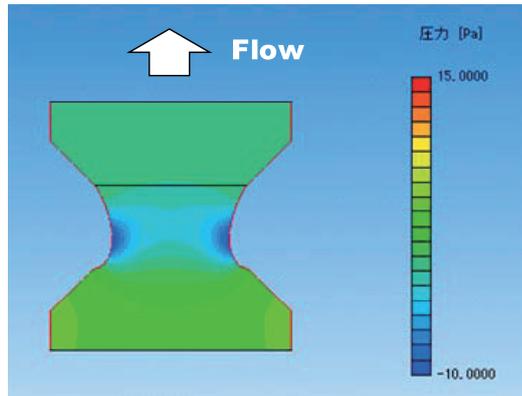


図4 呼吸流量センサの基本構成

### 3.2 ベンチュリ管と差圧センサ

呼吸流量の測定精度を高める場合、ベンチュリ管の管路を長くして整流を図りながら、空気の入口部と絞り部間の差圧変化を大きくすることが重要となる。しかし、“ReBNA”本来の使用感を損なわず、呼吸流量の測定範囲を広くするには、差圧変化は小さいほうが良く、管路も短いほうがマスク全体を軽くできる。本研究は、製品化を見据えた“ReBNA”に装着するセンサの基礎研究として位置づけており、今回は、使用感を最優先させ、小型のベンチュリ管について検討した。小型のベンチュリ管は、管路が短くなるため、乱流や渦の影響が大きくなると考えられる。そこで、少しでもこれらの影響を低減させる目的で、ベンチュリ管の形状は流線形とし、最大内径は既存の内径と同等にした。今回、検討形状に対して、ソ

フトウェアクレイドル社の SCRYU/Tetra® により流体解析を行い、圧力分布を求めた結果の一例を図5に示す。



入口内径	D	29 mm
体積流量	$Q_v$	30 Lit/min
密度	$\rho$	1.206 kg/m <sup>3</sup> (@20°C)
質量流量	$Q_m$	0.000603 kg/s
モデル		乱流モデル

図5 圧力分布解析結果例

次に、この結果を用いて、入口部と絞り部に圧力測定点を設け、定点間の差圧を求めた。体積流量が  $Q_v = 30\text{L/min}$  の時、差圧は  $\Delta P = 13.9\text{Pa}$  となり、 $Q_v = 1,000\text{L/min}$  の時では  $\Delta P = 11,390\text{Pa}$  となった。そして、この差圧範囲結果を基に、表2に示すアナログ差圧センサを選定した。

表2 差圧センサ仕様

Maker	Freescale Semiconductor
Model	MPV3V5010DP-ND
Pressure Range	Pop 0 - 10 [kPa]
Supply Voltage	$V_s$ 2.7 - 3.3 [Vdc]
Accuracy	Analog: V/P 270 [mV/kPa]
Sensitivity	$\pm 0.5\%$ $V_{FSS}$
Response Time	1.0msec
Size	17.78x18.92 x 9.91[mm] (MAX)

### 3.3 試作

流体解析した三次元 CAD データを基に、ベンチュリ管とアダプタを、光造形システム (SOUP600GS-MG : NTT データシーメット (株)) により紫外線硬化樹脂で試作し、その外観を図6に示す。図6には差圧センサ単体を示しているが、試験時には出力ノイズの低減を図るため、カットオフ周波数が25kHzのローパスフィルタを設けた回路を作成した。本研究では、ベンチュリ管、差圧センサ回路および接続チューブを呼吸流量センサと定める。



図6 試作品外観

## 4. 出力確認実験

### 4.1 実験方法

本実験では、流量変化に対するベンチュリ管の差圧変化を確認するため、図7に示す構成の簡易校正装置を試作した。

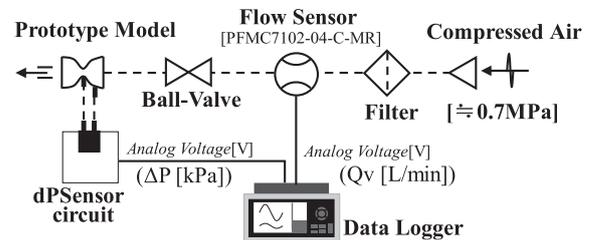


図7 簡易校正装置

本装置は、約0.7MPaの圧縮空気をフィルターから流入させ、校正確認用の流量センサ (PFMC7102-04-C-MR : SMC (株))、流量調整用のボールバルブ、試作呼吸流量センサの順で通過後、大気開放する構成とした。また、流量センサと差圧センサのアナログ出力電圧測定には、サンプリングタイム100msecのデータロガーを使用した。実験は、最初にボールバルブを閉じて圧縮空気の圧力を高め、圧縮機のアンローダー動作後にデータロガーの記録を開始し、ボールバルブの開閉操作を行った。本方式では、大流量を維持できないため、ボールバルブを開くスピードを速めることで、大流量側の測定を試みた。

## 4.2 実験結果

本実験において、データロガーで記録した電圧波形の一例を図8に示す。

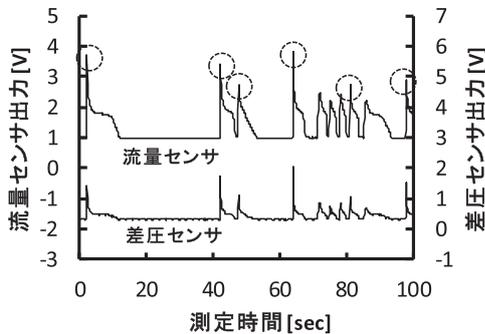


図8 流量センサと差圧センサの出力例

図8における破線の丸印は、特に急激に流量が変化している部分を示している。測定結果から、流量センサの出力変化に対し、差圧センサの出力も連動して変化している様子が伺える。

圧力式の流量測定は、流量が差圧の平方根に正比例する現象を利用していることから、流量と差圧の関係性について検証した。各センサ出力  $V_{out}$  を差圧  $\Delta P$  と流量  $Q_v$  に変換する単位換算式を以下に示す。なお、本実験における差圧センサの駆動電圧は  $V_{CC}=3.0V$  としている。

$$Q_v [\text{L/min}] = 250 \times V_{out} [V] - 250$$

$$\Delta P [\text{kPa}] = \frac{\frac{V_{out} [V]}{V_{CC} [V]} - 0.08}{0.09}$$

しかしながら、差圧センサの出力電圧には、圧力、温度、電源電圧に起因するオフセット誤差が含まれている。そこで、本実験では流量がゼロの時の出力電圧の平均値をオフセット電圧とし、出力電圧をゼロ点補正した後に差圧に換算した。差圧の平方根に対する流量の関係をまとめた結果を図9に示す。最小二乗法を利用した近似直線式(正比例)における決定係数は、 $R^2=0.958$ と高く一致する結果を得た。

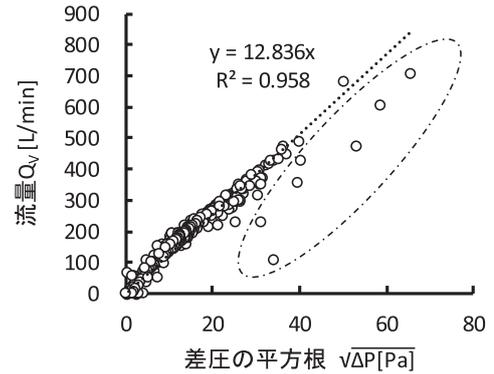


図9 差圧の平方根と流量の関係

図9において、一点鎖線で囲んだ部分の測定値は、図8の破線の丸印に含まれる測定値を示している。差圧センサの応答速度が1msecなのに対し、流量センサの応答速度は50msecである。データロガーのサンプリングタイムは100msecではあるが、一点鎖線内測定値は、急激な流量変化に対する流量センサの応答の遅れが影響した可能性もある。流量センサの応答速度が速くなれば、測定値はグラフ上で上にシフトする可能性が高く、近似直線式の決定係数もより高くなると思われる。

次に、近似直線式の比例定数について検証した。図3に示した体積流量の計算式は次式に変形できる。

$$Q_v = C_\varepsilon \cdot \left\{ \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{\frac{2}{(1 - \beta^4) \rho}} \right\} \sqrt{\Delta p}$$

この式から、体積流量は、差圧の平方根に比例し、比例定数は、補正值にかかわる係数と定数の積であることがわかる。そこで、実験条件から定数を求め、補正值にかかわる係数について検証した。 $D=0.029\text{mm}$ 、 $d=0.014\text{mm}$ 、 $\rho = 1.205\text{kg/m}^3$ から、中カッコに示す定数部は0.000204となる。この式はSI単位系であるため、1分間あたりのリットル量の定数を  $C_1$  として変換すると、図8に示した測定値を用いた場合には  $C_1=12.236$ となる。図9の比例定数を  $C_2 = 12.836$ とし、補正值にかかわる係数  $C_\varepsilon = C_2/C_1$ とすれば、 $C_\varepsilon = 1.049$ となる。この5%程度の補正值は、試作品内の空気の流れ

の状況や表面粗さ、測定上の電子計測系に起因する誤差や微小な空気漏れの状況等も含まれている。瞬間値としての精度や補正係数等については別途検証が必要だが、包括的に捉えれば、試作センサは、呼吸流量センサとして利用可能だと思われる。

最終的に呼吸流量センサを装着した“ReBNA”の外観を図10に示す。



図10 小型流量センサの装着状況

## 5. ワイヤレス化

いつでもどこでも呼吸トレーニングを可能とする“ReBNA”のウェアラブルデバイス化には、ワイヤレス化技術の開発が非常に重要である。そこで、(地独)北海道立総合研究機構工業試験場が、小型呼吸流量センサのワイヤレス化に関する要素技術開発を行った。

呼吸流量センサは、固定端末よりもタブレットやスマートホン等のモバイル端末と連動させることで、使用時の拘束性が低くなり利便性は大いに高まる。そこで、ワイヤレスのデータ通信システムには、BLE (Bluetooth Low Energy) を利用した。そして、BLE マイコンには、Light Blue Bean (Punch Through Design 社、サンプリングレート50Hz) を用い、図11に示すようなWindows/Android 用計測表示アプリケーションを開発した。

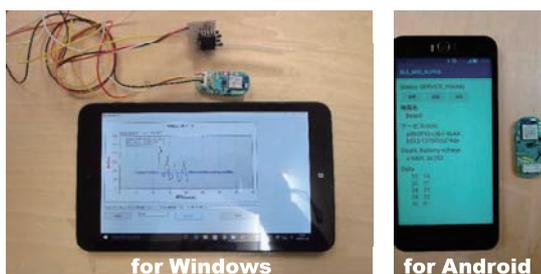


図11 開発アプリケーションと BLE マイコン

このアプリケーションは、差圧センサのゼロ点校正後、ノイズ処理した差圧センサの電圧データをセンサの換算式により流量に変換する。その後、変換流量を、さらに BTPS 状態 (Body Temperature ambient Pressure Saturated with water vapor: 肺内の気体状態) へ換算した値を測定値として出力する仕様としている。

## 6. おわりに

“ReBNA” に実装可能な小型の呼吸流量センサ技術について検証し、呼吸流量センサを試作した結果、差圧センサにより流量変化を捉えることができ、試作ベンチュリ管と選定した差圧センサの組み合わせの有効性を示すことができた。また、ワイヤレス技術と組み合わせることで、“ReBNA” のウェアラブルデバイス化の可能性も大いに高めることができた。

今回試作したワイヤレス呼吸流量測定システムを、北海道科学大学で検証した結果、吸気と呼気の状態を測定できることを確認した。しかし、ピークフローメーターやスパイロメーターと比較すると、試作システムは最大呼気量が顕著に低く測定される傾向があることが明らかとなり、この原因は管路抵抗に起因する可能性が高いと思われた。本研究開発成果から、呼吸流量センサとしては、まず管路の改善は必須であり、ウェアラブル化を見据えれば、差圧センサの小型化も必要不可欠である。今後は、ユーザによる使用状態を踏まえながら、小型呼吸流量センサの改善を進めていく予定である。

## 謝辞

本研究開発は、平成27年度ノーステック財団「研究開発助成事業」を受けて実施した。関係者各位に深く感謝申し上げます。

## 参考文献

- 1) 例えば、植木純、神津玲、大平徹郎、桂秀樹、黒澤一、安藤守秀、佐野裕子、佐野恵美香、石川朗、高橋仁美、北川知佳、玉木彰、関川清一、吉川雅則、津田徹：日本呼吸ケア・リハビリテーション学会誌、第27巻、第2号 (2018)、P95-114

- 2) 山地啓司：体力科学、第63巻、第3号 (2017)、P171-184
- 3) Satoshi Kido, Wenwei Yu, Yasuhiro Nakajima, Toshiaki Tanaka, Tomoya Miyasaka, Satoshi Shirogane, Hiroshi Maruoka, Kiyomi Takayanagi:Phys Med Rehabil,Res.2(2) (2017),P1-5
- 4) Kido S, Nakajima Y, Miyasaka T, Maeda Y, Tanaka T, Yu W, Maruoka H, Takayanagi K: J Phys Ther Sci. 25(5),(2013),P605-610
- 5) Satoshi Kido, Ayako Katakura, Yasuhiro Nakajima, Toshiaki Tanaka, Tomoya Miyasaka, Syuhei Sakurai and Wenwei Yu:J Nov Phys, Vol.8(1), 376
- 6) 木戸聡史：理学療法—臨床・研究・教育、25(2018)、P3-10
- 7) 例えば、日本機械学会：技術資料流体計測法 (1991)、P76-164
- 8) JIS B8330:2000
- 9) JIS Z8762-2:2007
- 10) JIS Z8762-4:2007
- 11) 例えば、愛知県臨床検査標準化協議会：呼吸機能検査における手引書 (2014)
- 12) (独) 指導者用／ぜん息の治療・管理のためのピークフローメーター活用ガイドブック (2008)