

圧電マイクロブローアを用いた発声補助用 小型ポンプユニットに関する研究

大 惠 克 俊, 木 下 慧 人

鹿児島県霧島市国分中央1丁目10番2号

Compact pump unit for speech assistance with piezoelectric microblowers

Katsutoshi Oe and Keito Kishita

1-10-2, Kokubu-chuo, Kirishima City, Kagoshima

Abstract: In Japan, it is estimated that about 7,400 patients have undergone tracheostomy for respiratory management using a ventilator due to dysphagia or ALS. A ventilator is a device that allows patients to breathe mechanically through a cannula attached to the tracheal orifice opened by tracheotomy. As a result, the patient loses voice even though the vocal cords, tongue, oral cavity, nasal cavity, and other articulators are healthy. Even if the patient is able to be weaned from the ventilator, he/she may not be able to speak well due to long-term loss of use of the vocal cords. Losing voice is a very important means of communication for human beings, and losing it is not only very inconvenient but also causes mental stress. Therefore, a method is sometimes used in which a cannula is attached and the air is pumped into the trachea through a suction line installed in the cannula to vibrate the vocal cords using the airflow generated by the airflow to produce vocalizations. However, this technique mainly requires oxygen cylinders and an oxygen supply system installed in the room. Oxygen cylinders are expensive and difficult to transport due to their size and weight, and the oxygen supply system is not portable because it is built into the room. We have focused on the use of small pumps as an alternative air supply device to oxygen cylinders, and have proposed a pump unit that uses several small piezoelectric microblower pumps manufactured by Murata Manufacturing Co. In particular, we have improved the performance of the unit by improving the flow path shape, but the performance of both discharge pressure and the discharge flow rate was insufficient.

In this report, we proposed the new shape of compact pump units with an increment of the flow rate by increasing the number of microblower and using the viscosity of air to draw in ambient air from the blower. And we analyzed the proposed pump units. We performed a fluid analysis of the pump unit using FEM analysis, and the results showed that the flow velocity was insufficient. The analysis was conducted to determine the cause of the problem, and it was inferred that there was a problem with the cross-sectional area of the flow path.

Keywords: Dysphonia, Microblower, Piezoelectric, Alternative exhalation, Speech assistance

1. はじめに

我が国において、嚥下障害やALS等により人工呼吸器により呼吸管理を行うため気管切開を行った患

者は約 7,400 人いると言われている[1]. 人工呼吸器は気管切開により開けた気管孔に装着したカニューレを介して機械を用いて呼吸を行うものであるが、気管切開をすることで呼気・吸気が声帯のある咽頭上部を通過しなくなるため声帯を振動させることができなくなり、声の基となる喉頭原音を発生することが不可能となる。その結果、声帯や舌、口腔、鼻腔等の構音器官が健在であるにも関わらず音声を失うこととなる。また人工呼吸器から離脱できる状況になっても、長期間に渡って声帯を使わないことで上手く発声ができないこともある。

音声は人間にとって非常に重要なコミュニケーション手段であり、それを失うことは非常に不便である上に精神的なストレスを与えることにもつながる。そこで、カニューレを装着した状態で、カニューレに設けられた吸引用のラインから空気を気管内に送り込み、それによって生じる気流を用いて声帯を振動させて発声する手法が使用されることもある[2,3]. しかしこの手法は、主に酸素ボンベや室内に設置された酸素供給装置を必要とするため、酸素ボンベでは高コスト、サイズや重量の問題から持ち運びが困難であり、酸素供給装置は部屋に作り付けとなることから可搬性が皆無となる。

そこで我々は、酸素ボンベに変わる空気供給装置として小型ポンプの使用に着目し、これまでに株式会社村田製作所製の小型ポンプ「圧電マイクロフロア」を複数個使用したポンプユニットを提案してきた。特に流路形状の改良によるユニットとしての性能向上を進めてきたが、吐出圧力、吐出流量共に性能が不足していた[4]. そこで本報告では、マイクロフロアの個数を増やし、かつ空気の粘性を利用してフロアからの気流で周囲の空気を取り込むことで流量の増加を試みたので、その結果について述べる。

2. 呼吸管理による発声障害と従来の発声方法

2.1 呼吸管理による発声障害

ALS や筋ジストロフィー、事故によるけが等により自力での呼吸が難しい患者は、人工呼吸器により呼吸管理を行う。その際、気管切開により気管孔を開

け、そこに気管カニューレを設置する。しかしこの状態では呼気・吸気共に気管孔を通過するため声帯に気流が届かず、声帯が振動しないため音声の素となる喉頭原音が発声できなくなり音声を発することも不可能になる。しかし多くの場合は声帯そのものや、口腔、鼻腔、舌等の構音器官は健在であるため、声帯付近に気流を通すことで再び発声が可能となる。

2.2 従来の発声方法

図 1 にカニューレの吸引ラインと酸素ボンベを用いた発声方法の模式図を示す。酸素ボンベからの気流は吸引ラインを通り期間内に導かれそこで放射、その気流により声帯を振動させて発声する方法であ

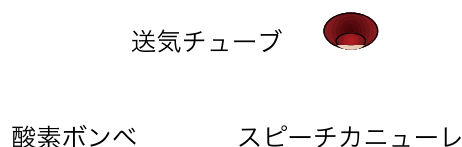


図 1. 吸引ラインと酸素ボンベを用いた発声法

る。この酸素ボンベの代わりに室内設置型の酸素供給装置を使う場合もあるが、酸素ボンベを使用する方法はその重量や大きさが問題となり、酸素供給装置はその室内でしか使用することができない点が問題となる。そこで供給装置を小型化し、可搬性を高めた装置とすることで、屋外や外出先でも自由に使用できると考えられる。

2.3 小型ポンプを用いた発声方法

前節で述べたとおり、従来手法は気流の発生源となる機構の問題により実用上非常に不便であり、広く普及させるのは困難であると考えられる。そこで軽量小型でかつ開閉制御の容易な電動ポンプを用いたシステムを提案する。気流発生源を今までの酸素ボンベから、発声時にスイッチ ON とする電気制御が可能で小型・軽量ポンプに置き換えることで、可搬

性・経済性の向上が見込まれる。また発声時に ON、非発声時に OFF となる制御を行うシステムは、我々のこれまでの研究成果ですでに作製済みである[5]。

3. マイクロプロアを用いた小型ポンプユニット

3.1 概略

図 2 に小型ポンプユニットを用いた発声方法の模式図を示す。従来の酸素ボンベに変わり気流の発生源として小型ポンプユニットを使用，オンオフ制御は頸部筋電位信号により行う。この制御システムは電気式人工喉頭の制御用に作製したものであるが、発声時にオン，非発声時にオフの信号を発生することが可能であり，そのまま本発声システムに適用可

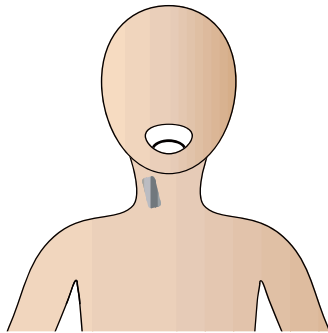


図 2. 小型ポンプユニットを用いた発声法

能である。小型ポンプユニットの作製にあたり，株式会社村田製作所の圧電マイクロプロア MZB1001T02 に着目した。これは圧電セラミックスで駆動されるポンプであり，1 ユニット $20 \times 20 \times 1.85$ [mm] と小型である。これを流路により複数個連結し，発声に必要とされる流量を確保することが目的としている。

3.2 ポンプユニットの必要仕様

川島ら[3]は酸素ボンベを用いた発声法を試みており，酸素流量 3 L/min から 5 L/min において発声が可能であったと報告している。そこで作製するポンプの性能目標を知るため，それらの流量および圧力を測定した。表 1 に気流阻止法により測定したそれぞれの流量と圧力および比較のため測定した健常男性の発声時の呼気流量と呼気圧力を示す。また健常者の発声時の声門下圧（声帯を振動させる際の呼気圧力）は 140 daPa 前後との報告もある[6]。

実際に使用する圧電マイクロプロアは， 21 V の電圧を印加した際の流量が 11.6 mL/sec ，圧力が 150 daPa

[7]であるため， 5 L/min の酸素ボンベと比較して圧力がやや不足する分，流量は 10 個程度を並列で使用することで十分な性能が得られると考えた。そこで目標値を流量 100 mL/s ，圧力 150 daPa と設定した。

表 1. 気流阻止法により測定した酸素ボンベと健常男性の発声時の呼気流量と呼気圧力

| | 酸素ボンベ | | (参考) 健常男性の発声時 |
|-----------|---------|---------|---------------|
| | 3 L/min | 5 L/min | |
| 流量 (mL/s) | 55.5 | 84.6 | 159.2 |
| 圧力 (daPa) | 110.0 | 221.1 | 21.8 |

3.3 試作ポンプユニット

これまでにサイズの関係からマイクロプロアを 8 個使用したものを試作，その性能評価を行った。その際，流路形状を変更することで圧力が少し低下するものの流量が増加することが確認された[8]。そこで FEM 解析を用いた流路形状の改良を行った結果，流量，圧力の改善が見られたが，所望の数値を得ることはできなかった。

4. 新形状ポンプユニット

4.1 新しいポンプユニット形状の提案

これまではポンプの小型化を重視し，酸素ボンベの流量を基準としてマイクロプロアを 8 個用いてきたが，性能不足であったため本報告では 12 個に増やしたものを提案した。また従来のポンプユニットは，ポンプから出る気流のみを流路により集合させて使用していたが，流量不足が顕著であったため空気の粘性を利用してさらに空気を取り込むことで流量が増加することを期待した形状とした。図 3 に提案するポンプユニットの模式図を示す。

これは周囲にマイクロプロアを 12 個並べ，それぞれの吹き出し口から延ばした個別流路の出口がユニット中央を貫通した主流路に合流するように開口した形状を持つ。これらの個別流路からの気流が作る合成流で図 3 の右図左方からの空気を取り込み，流量の増加を期待するものである。個別流路の内径を 2

mm, 主流路の内径を6mmとした. この形状を基に個別流路の形状を変えたモデルをSolidWorksを用いて2種類作成し, 同ソフトの有限要素解析機能Flow Simulationを使用して流量を求めた.

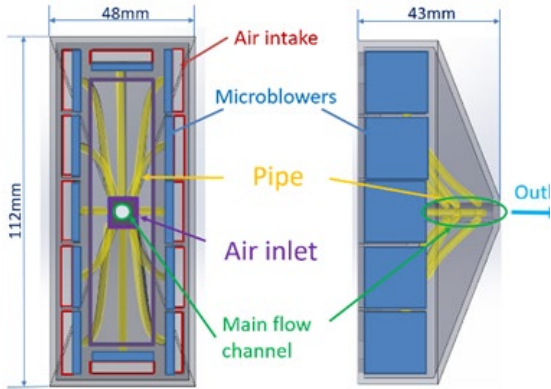


図3. 新形状ポンプユニット

4.2 有限要素法を用いた流体解析

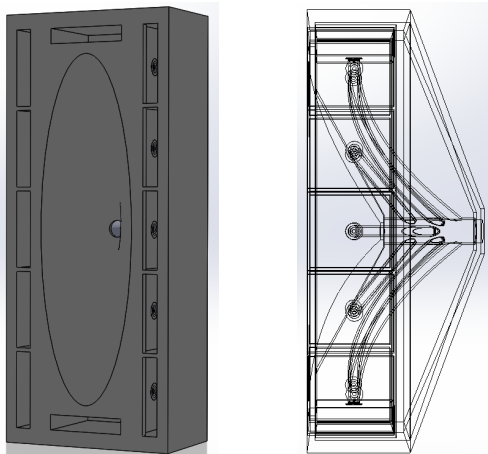


図4. 解析用モデル1

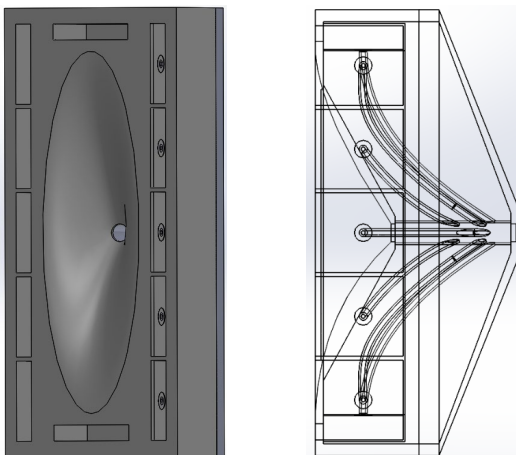


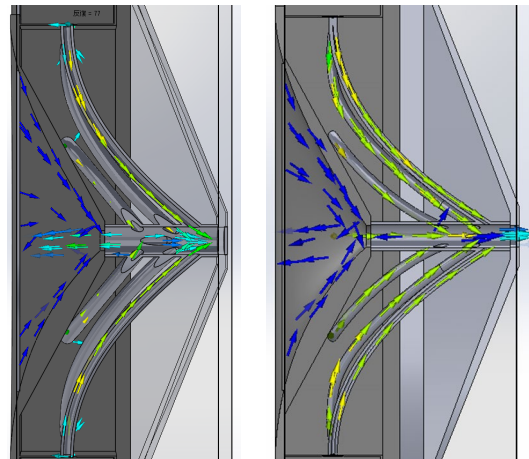
図5. 解析用モデル2

図4, 5に解析に用いたモデルを示す. 外寸は図3に準ずる. 図5は図4に比べ, 個別流路の角度が緩やかになっており, 主流路への合流の角度もあさくなっている様子が見える. それぞれのモデルについて, 以下の条件で有限要素解析を行った.

1. マイクロブロー吹き出し口(個別流路入口)の体積流量: 11.6 mL/s
2. 主流路入口および出口: 大気圧開放

4.3 流体解析結果

図6にaにモデル1の結果を, bにモデル2の速度ベクトルを示す. また表2に見積もられた主流路出口での流速を示す. これらからモデル2の方が高い流量が得られていることが明らかとなった. しかしいずれも流量は目的とした100 mL/sよりはるかに小さく, 使用に適さないことが明らかとなった. これは主流路の入口付近を観察することで, 主流路に取り込まれると予測された空気が逆向きに流れていることに起因すると推測された.



a) モデル1 b) モデル2

図6. 有限要素解析結果(流速ベクトル)

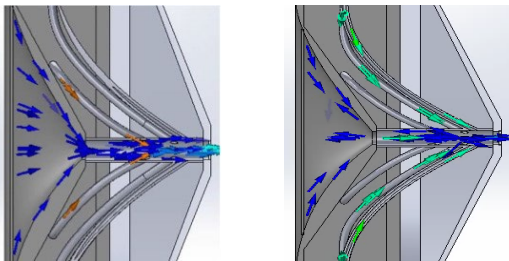
表2. 有限要素解析により求められた各モデルの流量

| | モデル1 | モデル2 | (参考) 目標値 |
|-----------|------|-------|----------|
| 流量 (mL/s) | 8.25 | 16.69 | 100 |

4.2 逆流の原因についての考察

主流路入口付近の逆流の原因を推測するため, モデル2において個別流路のうち主流路入口側に近い4本を前段, 出口側に近い8本を後段と分類して, 前

段側のみに空気を流す条件、後段側のみに空気を流す条件の2種類で解析を行った。その結果を図7に示す。aに示す前段側へのみ流した場合では、主流路入口から主流路内への空気の流れが見られるのに対し、bに示す後段側へのみ流した場合では主流路入口付近で逆流が生じた。前段側のみと比較して後段側の場合のみは個別流路から流入する気流の数が単純に2倍になっており、このことから流入部での圧力が上昇し過ぎることで逆流が生じたと考えられる。従って主流路の断面積を個別流路が合流する度に段階的に増やす、もしくは全ての個別流路が合流しても圧力が高くなり過ぎなくなるまで断面積を増やすなどの解決策が考えられる。



a) 前段側のみ b) 後段側のみ
図7. 有限要素解析結果 (流速ベクトル)

5. 結言

本報告では、気管カニューレ使用者が発声をするための圧電マイクロブローアを用いた発声用小型ポンプの実現を目指して、空気の粘性を利用して流量を増加させることを期待した新しい形状のポンプを提案し、有限要素解析によりその流量を求めた。以下に得られた知見を示す。

- 1) 個別流路は曲がりかたが緩やかで、かつ主流への合流する角度が浅い方が流量が大となる。
- 2) 本形状では必要とする流量は得られなかったが、その原因についての追加解析を行ったところ、主流路の断面積が少なすぎる点に原因があることが推測された。

今後は主流路の断面積を大きく取る、もしくは断面積を段階的に大きくした形状を持つモデルを作成、

有限要素法による流体解析を行い、その性能評価を行う。またダイソンなどが用いているコアンダ効果を応用した新形状についても模索を行い、より高性能な小型ポンプユニットについて研究を進めていく予定である。

謝辞

本研究の一部は JSPS 科研費 JP20K11226 の助成を受けたものである。

参考文献

- [1] 宮地隆史, 全国都道府県別の在宅人工呼吸器装着者調査 (2018 年), <https://plaza.umin.ac.jp/nanbyo-kenkyu/asset/cont/uploads/2019/04/全国都道府県別在宅人工呼吸器装着者調査2018.pdf> (参照 2022-03-04)
- [2] 太田昭生, 佐々木登, 宇藤健司, 脳出血患者に発声用サイドライン付き気管カニューレ (ボーカレイド TM) を利用した発声訓練の経験, リハビリテーション医学, vol.43 (suppl), S189, 2006
- [3] 川島広明, 稲葉貴恵, 柳澤篤美, 他, 気管切開患者における吸引チューブを使用した発声訓練の検討, 音声言語医学, vol.51, No.1, pp.87, 2010
- [4] 木場智美, 大恵克俊, 圧電振動子を用いた発声補助用小型ポンプの研究, 日本機械学会講演論文集, No.218-2, 演題番号 716, 2021
- [5] K.Oe, An electrolarynx control method using myoelectric signals from the neck, Journal of Robotics and Mechatronics, vol.33, No. 4, pp.804-813, 2021
- [6] 黒木康二, 発声時の声門下圧に関する研究, 耳鼻と臨床, No.15, pp.54-74, 1969
- [7] 株式会社村田製作所ウェブサイト, 製品情報 マイクロブローア MZB1001T02, https://www.murata.com/ja-jp/products/mechatronics/fluid/overview/lineup/microblower_mzb1001t02
- [8] K.Ooe, A Speech assistance compact pump system with piezo micro pump units, Proc. of ICFPAM 2013, BIO-T8, 2013