

ストロー発声法の音声リハビリテーション支援システムの開発

川村 直子[†] 北村 達也[‡] 濱田 賢汰[‡]

[†] 姫路獨協大学医療保健学部 〒670-8524 兵庫県姫路市上大野 7-2-1

[‡] 甲南大学知能情報学部 〒658-8501 兵庫県神戸市東灘区岡本 8-9-1

E-mail: [†] kawamura@gm.himeji-du.ac.jp, [‡] t-kitamu@konan-u.ac.jp

あらまし ストロー発声法は、ストローを口にくわえた状態で持続発声を繰り返す発声訓練法であり、望ましい発声の再学習に適しているとして、音声リハビリテーションで活用されている。ストロー発声中に生じる口唇周辺の皮膚振動（感覚）は、訓練時のフィードバックとして重要視されている。しかしながら、振動（感覚）によるフィードバックは患者の主観的感覚に依存している。そこで、本研究では、より効果的な発声訓練を行うために、安価な加速度センサ、マイコンボード、LED ライト等を使用した音声リハビリテーション支援システムを開発した。このシステムは、ストロー発声時のストロー壁面の振動を定量化し、LED の光でリアルタイムにフィードバックできる。

キーワード 音声障害、音声リハビリテーション、ストロー発声法、振動、マイコンボード、LED

1. はじめに

ストロー発声法（図 1）は、音声リハビリテーションの発声訓練で用いられる Semi-Occluded Vocal Tract Exercises (SOVTE) の一つであり、音声障害患者を対象とした音声リハビリテーションや、声楽のウォーミングアップの方法として推奨されている。実際は、ストローを口にくわえて、ストローを吹く要領で楽な発声を 5~10 秒持続・反復する。城本[1]によると、1500 回程度反復する（1 日 50 回であれば 30 日間程度）と効果的であるとされている。その原理は、細いチューブによる声道延長に加えて声道の一端（口唇部）の断面積を小さくすることで、フォルマント同調及び声門上の声道インピーダンス整合が起こり、声帯に負担をかけないで効率のよい響きのある発声を導くと説明されている[2-4]。実際に、先行研究において、ストロー発声中の声道形態の変化（軟口蓋の挙上、下咽頭領域の拡大、喉頭位置の低下等）[5-6]、声帯振動の変化（声帯振動振幅の増幅[7]、声門閉鎖率の低下[1,5]）、ストロー発声後の起声閾値圧の低下[8]等が認められている。ストロー発声法は、発声の機能的問題を抱えた音声障害患者にとって、望ましい発声の再学習に有効な訓練法と考えられる。

ストロー発声を繰り返し行くと、口唇周辺に皮膚振動（感覚）を自覚するようになる。口唇部の断面積の減少によって高められた口腔内音圧に起因する口唇周辺の皮膚振動（感覚）は、最適な発声の調節を示唆する一つの指標になると考えられている[9]。ゆえに、口唇周辺の皮膚振動（感覚）は、発声訓練時のフィードバックとして重要視されている。実際に、力みのないストロー発声時では、口唇周辺にムズムズとふるえる感覚をはっきり自覚することができる。



図 1 ストロー発声法

市販のタピオカストロー（内径 10mm、長さ 21cm）を使用しているところ。

しかしながら、振動（感覚）によるフィードバックは、患者の主観的感覚に基づいたものである。患者によっては、発声時の皮膚振動を感覚で捉えにくい場合や、正確に行えているか確信がもてないと訴える場合がある。また、反復発声訓練を単調に感じてしまい、訓練意欲を保てなくなる例も存在する。以上のことから、より効果的な発声訓練を行うために、主観的評価に加えて客観的な情報に基づいたフィードバックを明示的に提供できるリハビリ支援システムの必要性が考えられた。そこで、我々は、先行研究でストロー発声時の口唇周辺の皮膚振動を利用したバイオフィードバックシステムを開発した(図 2)[10]。このシステムは、発声時の皮膚振動の大きさを加速度センサで計測し、PC 画面上の円の大きさをリアルタイムに視覚的にフィードバックすることができる。バイオフィードバックの有り・無しの 2 群を設け、皮膚振動をより大きくするという目標を設定して 50 回のストロー発声を行った。その結果、視覚的フィードバックを提示したグループのストロー発声 50 回目の皮膚振動振幅が有意に増幅した結果が得られた。つまり、発声時の皮膚振動の定量的指標に基づいた視覚的フィードバックが発

声訓練に有用となる可能性を示した。

本研究では、このシステムをさらに低コスト化・小型化するために、ストロー発声訓練中の振動の大きさを LED の光でフィードバックできる音声リハビリテーション支援システムを開発した。このシステムは、安価な加速度センサ、マイコンボード、LED ライト等で構成されており、ストロー発声時のストロー壁面の振動を定量化し、LED の光でリアルタイムにフィードバックできる。

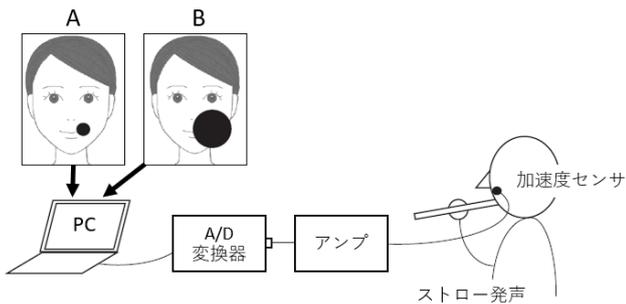


図 2 バイオフィードバックシステム[10]

ストロー発声時の口唇周辺の皮膚振動加速度に連動して PC 画面上の口唇部の円形の大きさが変化する。

A : 皮膚振動加速度が小さい時, B : 皮膚振動加速度が大きい時

2. 音声リハビリテーション支援システム

2.1. 構成と機能

本研究の音声リハビリテーション支援システムは、ストロー発声時のストロー壁面の振動の大きさを LED テープの発光によりフィードバックする。本システムは、図 3 に示すように加速度センサ、アンプ、マイコンボード、LED テープ等により構成されている。加速度センサ、アンプ、LED テープへの給電はマイコンボードから行われる。加速度センサと LED テープはストローに固定されているが、衛生面に配慮してストローを簡単に交換できるようになっている。

ストロー壁面の振動は、加速度センサ（Analog Devices, ADXL335 搭載のモジュール GY-61）により計測する。この加速度センサは 3 軸の加速度を計測することができるが、本研究ではストロー壁面に垂直な方向（センサの Z 軸方向）の加速度のみ利用する。加速度センサの出力をアンプ（秋月電子通商, AE-MICAMP）にて増幅し、マイコンボード（Arduino Uno）に入力する。Arduino の制御は Arduino IDE 上にて開発したプログラムにて行った。Arduino では、アンプの出力を標本化周波数 1 kHz にて A/D 変換し、手ぶれの影響を除去するため、カットオフ周波数 50 Hz のハイパスフイ

ルタを施した。その後、0.1 s ごとに振幅の平均値を求め、その値に基づいて図 4 に示す 5 パターンで LED テープを点灯させた。本研究ではフルカラーで点灯できる LED 3 個を用い、それをストロー下面に固定した。これは、LED が発光した時にストローがネオンのように発光する視覚効果を狙ったものである。

図 4 に示す 5 パターンは、Level 1 がやや小さい振幅、Level 2, 3 が適正な振幅、Level 4 がやや過度な振幅、Level 5 が過度な振幅に対応する（振幅が小さすぎる場合は全ての LED が消灯する）。なお、利用者による振動の大きさの違いに対応するため、可変抵抗によって閾値を調整できるようにしている。

以上のシステムにより、これまで主観的感覚に頼るしかなかった振動感覚のフィードバックを、ストロー壁面の振動を利用することによって定量的かつ視覚的にフィードバックすることができる。

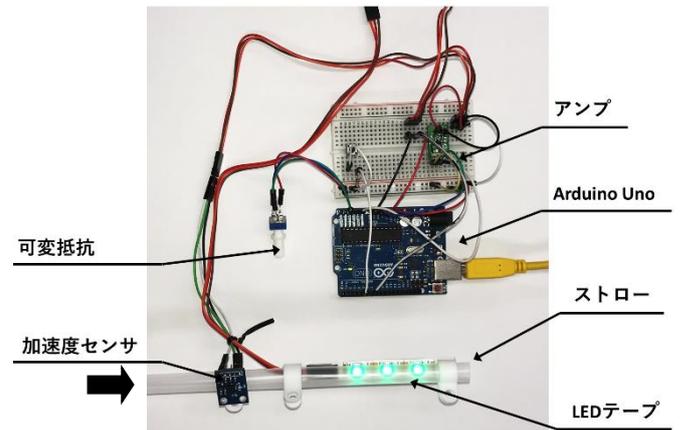


図 3 音声リハビリテーション支援システムの構成
矢印側からストローを口にくわえて発声する。

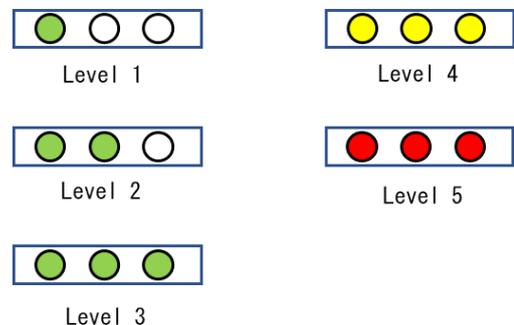


図 4 LED テープの点灯パターン

Level 1~3 : 振幅の大きさに応じて LED の点灯数が 3 段階で変化する。Level 4, 5 : やや過度な振幅、過度な振幅の場合は、LED の色が変化する。

2.2. PC との連携

本研究の音声リハビリテーション支援システムは、USB ケーブルもしくは Bluetooth モデム (SparkFun Electronics, BlueSMiRF Silver) を介して有線、無線通信にて加速度のデータを PC に送信することができる。いずれの場合も Windows PC では COM ポート経由でデータを受信する。

このデータをジェネラティブ・アート等のプログラムと連携させ、受信したデータに応じて表示を変化させることが可能である。これによって、リハビリの単調さを低減し、継続への意欲を維持することが期待できる。

3. おわりに

本稿では、ストロー発声法による音声リハビリテーションを支援するシステムについて説明した。本システムを用いれば、客観的なデータに基づくリアルタイムな視覚的フィードバックにより、適切な発声への誘導と患者の正確な自主練習が実現できる。

現在、本研究の音声リハビリテーション支援システムはブレッドボードを用いて実装されているが、今後、一般のユーザに貸し出しできるようにパッケージ化を行う。そして、実際のストロー発声訓練において音声リハビリテーション支援システムを評価する。さらに、PC やスマートフォン等と連携させ、訓練経過を管理する機能を実現する計画である。

謝辞

本研究は、2019 年度ひょうご科学技術協会、2019 年度カワイサウンド技術・音楽振興財団、2020 年度兵庫県科学技術振興財団、2020 年度御器谷科学技術財団の支援を受けた。

本稿は日本音響学会 2020 年春季研究発表会にて発表した内容に加筆したものである。

文 献

- [1] 城本修 “音声障害の行動学的治療,” 耳鼻臨床, vol.100, no.9, pp.697-705, Sep. 2007.
- [2] B. H. Story, A.-M. Laukkanen, and I. R. Titze, “Acoustic impedance of an artificially lengthened and constricted vocal tract,” J Voice, vol.14, no.4, pp. 455-469, December 2000.
- [3] I. R. Titze, “Voice training and therapy with a semi-occluded vocal tract: rationale and scientific underpinnings,” J Speech Lang Hear Res, vol.49, no.2, pp.448-459, April 2006.
- [4] 城本修, “音声障害の行動学的治療,” 音声障害治療学, 廣瀬肇 (編), pp.129-131, 医学書院, 東京, 2018.
- [5] M. Guzman, A.-M. Laukkanen, P. Krupa, J. Horáček, J. G. Švec, and A. Geneid, “Vocal tract and glottal function during and after vocal exercising with resonance tube and straw,” J Voice, vol.27, no.4, pp.523.e19-523.e34, July 2013.
- [6] M. Guzman, G. Miranda, C. Olavarria, S. Madrid, D. Muñoz, M. Leiva, L. Lopez, and C. Bortnem, “Computerized tomography measures during and after artificial lengthening of the vocal tract in subjects with voice disorders,” J Voice, vol.31, no.1, pp.124.e1-124.e10, January 2017.
- [7] 南和彦, 丸山萩乃, 土師知行, “チューブ発声法による声帯振動への影響,” 音声言語医学, vol.56, no.2, pp.180-185, Apr. 2015.
- [8] J. Kang, C. Xue, D. Piotrowski, T. Gong, Y. Zhang, and J. J. Jiang, “Lingering effects of straw phonation exercises on aerodynamic, electroglottographic, and acoustic parameters,” J Voice, vol.33, no.5, pp. 810.e5-810.e11, September 2019.
- [9] I. R. Titze, and A.-M. Laukkanen, “Can vocal economy in phonation be increased with an artificially lengthened vocal tract? a computer modeling study,” Logoped Phoniatr Vocol, vol.32, no.4, pp.147-156, 2007.
- [10] 川村直子, 北村達也, 城本修, “チューブ発声時の皮膚振動を利用したバイオフィードバックシステムの開発と効果の検討,” 音声言語医学, vol.59, no.4, pp.334-341, Oct. 2018.