

甲南大学 博士学位論文

チューブ発声による音声障害リハビリテーションを
支援する e-Health システムの研究

甲南大学大学院

自然科学研究科 知能情報学専攻

2023年8月

川村直子

論文概要

音声障害リハビリテーションで行う発声訓練は、音声障害の要因となっている誤った発声様式を、望ましい発声様式に変えていく発声の運動学習である。発声の運動学習には、言語聴覚士が学習目標に基づいて評価し、音声障害患者に与える言語的フィードバックが欠かせない。

しかしながら、聴覚や機器で評価できる声の高さや大きさと比べると、患者が知覚する声の共鳴感覚や、発声時の身体感覚は、外部からの評価が難しい。したがって、言語聴覚士が、音声障害患者が知覚しているであろう発声時の共鳴感覚や身体感覚を正確に把握して、言語的にフィードバックすることは容易ではない。音声障害患者自身が知覚している感覚を言語化することもまた簡単ではない。望ましい発声の捉え方は、リハビリテーションの指導や自主訓練、さらにはリハビリテーションの効果に影響する。以上のことから、目標とする発声の主観的感覚を客観的指標に基づいた情報で補助する仕組みを併用することが望ましいが、そのような試みはほとんど存在しない。

そこで、本論文では、まず、音声障害リハビリテーションのチューブ発声訓練で重視される発声時の口唇部振動感覚を客観的指標に基づく視覚化情報で補助する仕組みについて検討した。その結果を踏まえて、低コストで小型の2つの e-Health システムを開発した。1つは安価な加速度センサ、マイコン、LEDなどで構成される「スマートチューブ」である。もう1つは安価な加速度センサ、IoT 端末、クラウドサービス、SNS を連携させた「スマートチューブクラウド」である。本論文では、これらの e-Health システムが、望ましい発声の学習を支援し自主訓練の質と量の向上に寄与するか、などについて検討した。

検討の結果、以下の点を明らかにした。(1)「スマートチューブ」の視覚的フィードバックは、(遠隔)指導や自主訓練において発声の学習目標を明確にし、発声の正否を認知しやすくし、音声障害患者の発声訓練時の自信、安心感に作用して、音声障害の改善に寄与する。(2)「スマートチューブクラウド」は、チューブ発声の自主訓練の質と量の向上に有用である。また、発声の運動学習を支援するためには、視覚的フィードバックの効果を強化する機能の実装が重要である。

本論文の2つの e-Health システムは、利用者に過度な負担をかけることなく発声訓練の実施と管理を助け、望ましい発声の学習を支援するシステムとして有用であると考えられる。

Development of e-Health Systems for Rehabilitation of Voice Disorders using Tube Phonation

Abstract

Rehabilitation of voice disorders involves changing incorrect phonation patterns that cause voice disorders and learning desirable ones. It is essential for speech-language-hearing therapists to assess patients' voices and provide verbal feedback to help them achieve their goals. Unlike vocal pitch and/or loudness, which can be assessed auditorily and/or instrumentally, it is difficult for a therapist to guess a patient's perception of vocal resonance and associated somatic sensation. This makes it difficult for the therapist to provide adequate verbal feedback to the patient. The difficulty a patient has in verbalizing his or her perception of his or her own speech further exacerbates the problem. Tools that visualize a patient's vocal resonance and help him/her be aware of the associated somatic sensation should be helpful to both clinicians and patients.

In this dissertation, the author developed two e-Health systems to help patients with voice disorders. The first system, called "Smart Tube," is a simple and low-cost system that visualizes lip vibration during phonation, which is a critical cue in the tube phonation method for voice disorder rehabilitation. It consists of an inexpensive accelerometer, a microcontroller, and LEDs, and provides visual feedback to the user. The second system, called "Smart Tube Cloud," is a more advanced system that can be used in online voice therapy. It consists of an inexpensive accelerometer, an IoT device, a cloud service, and a social networking service. Both systems were evaluated for their efficacy in improving the quality and quantity of home practice by facilitating the acquisition of appropriate phonation.

The results of the study suggest that both "Smart Tube" and "Smart Tube Cloud" are useful in helping users implement and manage their voice training without the undue burden of lack of appropriate feedback, which is often seen in voice therapy. The visual feedback from "Smart Tube" made it easier for both clinicians and patients to judge the appropriateness of phonation in remote instruction and/or home practice, and contributed to both improved phonation and increased patient confidence. The "Smart Tube Cloud" improved the quality and quantity of home practice. Overall, the study demonstrates the potential of the proposed e-Health systems in improving the effectiveness of voice therapy.

目次

第 1 章	序論	1
1.1	はじめに	1
1.2	研究の背景	2
1.2.1	社会背景	2
1.2.2	音声とは	3
1.2.3	音声障害の概要	6
1.2.4	音声障害リハビリテーションの課題	12
1.2.5	発声訓練のための機器による視覚的フィードバック	13
1.2.6	チューブ発声	15
1.2.7	皮膚振動感覚	17
1.2.8	e-Health	17
1.3	本研究の目的	19
1.4	論文構成	20
第 2 章	発声時の顔面皮膚振動計測	23
2.1	はじめに	23
2.2	スキャニング型レーザドップラ振動計	24
2.3	方法	25
2.3.1	実験参加者	25
2.3.2	実験の発声課題	25
2.3.3	実験手続き	26
2.4	結果	27
2.5	考察	29
2.6	本章のまとめ	30
第 3 章	チューブ発声時の皮膚振動を利用した視覚的フィードバックシステムの開発と評価	31
3.1	はじめに	31
3.2	発声訓練時の顔面皮膚振動に関する先行研究	31

3.3	チューブ発声時の皮膚振動を利用した視覚的フィードバックシステムの開発	32
3.4	フィードバックシステムの評価実験	34
3.4.1	実験参加者	34
3.4.2	実験デザイン	34
3.4.3	実験手続き	35
3.4.4	結果	41
3.4.5	考察	45
3.5	本章のまとめ	46
第4章	携帯型視覚的フィードバックシステム「スマートチューブ」の開発と長期運用評価	47
4.1	はじめに	47
4.2	チューブ発声時の口唇皮膚振動とストロー壁面振動との関連性	48
4.2.1	方法	48
4.2.2	結果	49
4.2.3	考察	51
4.3	スマートチューブの開発	52
4.3.1	スマートチューブの構成と機能	52
4.4	スマートチューブの長期運用評価	57
4.4.1	目的	57
4.4.2	方法	57
4.4.3	結果	60
4.4.4	考察	63
4.5	本章のまとめ	64
第5章	スマートチューブの臨床的有用性に関する検討	65
5.1	はじめに	65
5.2	方法	65
5.3	結果	68
5.3.1	症例 A	68
5.3.2	症例 B	71
5.3.3	症例 C	74
5.3.4	担当言語聴覚士のコメント	77
5.4	考察	78
5.5	本章のまとめ	80
第6章	発声訓練支援システム「スマートチューブクラウド」の開発と評価	81

6.1	はじめに	81
6.2	スマートチューブクラウドの構成と機能	82
6.2.1	システムの全体像	82
6.2.2	ハードウェアの構成と機能	83
6.2.3	メッセージ通知機能	85
6.2.4	ポイントカード機能	87
6.3	スマートチューブクラウドの評価実験	88
6.3.1	目的	88
6.3.2	方法	88
6.3.3	結果	89
6.3.4	考察	94
6.4	本章のまとめ	96
第7章	総合考察	97
第8章	結論	101
	謝辞	105
	参考文献	107
	副論文	117

目次

1.1	音声障害の治療	10
1.2	チューブ発声	16
1.3	本論文の構成	21
2.1	PSV-400 Scanning Vibrometer	24
2.2	ハミング発声 /m:/時の顔面皮膚振動パターン	27
2.3	チューブ発声時の顔面皮膚振動パターン	28
2.4	鼻音化の /i:/発声時の顔面皮膚振動パターン	28
3.1	フィードバックシステムの構成	32
3.2	PC 画面上の顔面イラスト	33
3.3	視覚的フィードバックの例	33
3.4	実験デザイン	35
3.5	加速度センサの貼り付け位置	35
3.6	皮膚振動の加速度データ処理	38
3.7	チューブ発声区間の検出	39
3.8	VAS の記載例	40
3.9	1 期目と 2 期目の皮膚振動加速度パワーの基準値の比較	42
3.10	2 期目の両群の皮膚振動加速度パワーの基準値の比較	42
3.11	1 期目の皮膚振動加速度パワーの経時的変化 (VFB あり条件)	43
3.12	1 期目の皮膚振動加速度パワーの経時的変化 (VFB なし条件)	43
3.13	1 期目の VAS の経時的変化 (VFB あり条件)	44
3.14	1 期目の VAS の経時的変化 (VFB なし条件)	44
4.1	条件 A と B の加速度センサの位置	49
4.2	条件 A の口唇皮膚とストロー壁面の振動振幅	50
4.3	条件 B の口唇皮膚とストロー壁面の振動振幅	50
4.4	スマートチューブ使用時の様子	52
4.5	スマートチューブのハードウェア構成	53
4.6	クリップにストローを通しての様子	54

4.7	振幅モードの LED の点灯パターン	55
4.8	振幅&ピッチモードの LED 発光色と音名の対応	55
4.9	貸し出し用スマートチューブ	57
4.10	ストロー先端のアタッチメント	59
6.1	システムの全体像	82
6.2	スマートチューブクラウドのハードウェア構成	83
6.3	電源オン時の初期画面	84
6.4	レベルメータ表示例	84
6.5	タイマー終了後の表示例	84
6.6	自主訓練結果のメッセージ通知時のスマートフォン画面	86
6.7	リマインダーメッセージ通知時のスマートフォン画面	86
6.8	ポイントカードの例	87
6.9	振動振幅の平均レベル値の経時的変化（結果通知あり群）	91
6.10	振動振幅の平均レベル値の経時的変化（結果通知なし群）	91

表目次

1.1	言語聴覚士が担う主な声の検査	9
2.1	発声課題	26
3.1	教示ビデオの内容	36
4.1	自主訓練に関するアンケート回答	61
4.2	音声評価結果	61
4.3	運用終了時のアンケート回答	62
5.1	リハビリテーション対面指導時アンケート項目一覧	67
5.2	自主訓練後アンケート項目一覧	67
5.3	症例 A の音声評価	70
5.4	症例 A のリハビリテーション対面指導時アンケート回答	70
5.5	症例 A の自主訓練後アンケート回答	70
5.6	症例 B の音声評価	73
5.7	症例 B のリハビリテーション対面指導時アンケート回答	73
5.8	症例 B の自主訓練後アンケート回答	73
5.9	症例 C の音声評価	76
5.10	症例 C のリハビリテーション対面指導時アンケート回答	76
5.11	症例 C の自主訓練後アンケート回答	76
6.1	結果通知あり群の自主訓練日数と回数	89
6.2	結果通知なし群の自主訓練日数と回数	90
6.3	実験開始時点の平均振動振幅レベル値	90
6.4	実験終了時アンケートの平均評定値	93
6.5	実験終了時アンケートの複数回答および自由記述回答	93

第1章

序論

1.1 はじめに

音声言語や聴覚は人と人とのコミュニケーションにとって重要な機能で、人間らしい生活の営みや社会的な活動を円滑にする役割をもつ [1]。音声障害は、声の高さ、大きさ、持続性、音質、努力性などの変化により、コミュニケーションが損なわれた状態で、正常な音声生成ができなくなるために生じる [2][3]。その原因や背景は多岐に渡り、生活の質（Quality of Life, QOL）に影響を与えるのみでなく、通院治療や仕事の欠勤などにより収入にも影響を及ぼし、社会的にも経済的損失を招く [1]。近年、音声障害の有病率は増加しており、音声障害の診断と治療はますます重要となる [1][4]。

音声障害の治療として行われる音声治療（音声障害のリハビリテーション）は、声帯の器質的病変の有無にかかわらず、声の出し方や声の使い方といったいわゆる機能的要因に起因する音声障害を、直接的、間接的に適切な方向に導くことによって治療する方法で、言語聴覚士*1が医療機関で提供する [5]。そのアプローチには間接的なものと直接的なものがある。前者では、声帯に悪影響を及ぼす発声行動や環境を調整する。後者では、発生の生理的側面を音声訓練（発声訓練）で調節し、音声障害の要因となっている誤った発声様式を、望ましい発声様式に変えていく。発声訓練は、発声という運動の運動学習であり [5]、「声帯に負担をかけないで響きのある効率のよい発声」の習得を目標とする。また、その習得のためには、かなりの発声の繰り返しを必要とする。そして、訓練効果には、音声障害患者が言語聴覚士が推奨した発声訓練に合意しどの程度対応しているか、というアドヒアランス*2が影

*1 「言語聴覚士」とは、厚生労働大臣の免許を受けて、言語聴覚士の名称を用いて、音声機能、言語機能又は聴覚に障害のある者についてその機能の維持向上を図るため、言語訓練その他の訓練、これに必要な検査及び助言、指導その他の援助を行うことを業とする者をいう。（平成九年法律第三十二号言語聴覚士法第二条（定義）より）

*2 アドヒアランス（遵守）とは、「個人の行動、投薬、食事療法、あるいはライフスタイルを変える行動が、相互（例えば、音声障害患者と言語聴覚士）に合意された推奨事項にどの程度対応しているか」と定義され、患者と医療提供者が十分に話し合った上で、適切な治療法を決定するプロセスを指す [6]。

響する [7]。

音声障害リハビリテーションにおける発声の運動学習は、適切な発声課題とフィードバックによって促進される [8]。リハビリテーションの対面指導において、言語聴覚士が学習目標に基づいて評価し音声障害患者に与えるフィードバックは、発声の運動学習に欠かせない。例えば、音声障害患者の声の高さ、大きさは、聴覚や機器の評価に基づいて言語的にフィードバックすることができる。しかしながら、それと比べると声の共鳴感覚や、発声時の身体感覚は、外部からの評価が難しい。言語聴覚士が、音声障害患者が知覚しているであろう発声時の共鳴感覚や身体感覚を正確に把握し、音声障害患者に言語的にフィードバックすることは、決して容易なことではない。また、望ましい発声の捉え方は、リハビリテーション指導や自主訓練の実施、さらにはリハビリテーションの効果に影響する。以上のことから、望ましい発声の主観的感覚を客観的指標に基づいた情報で補助する仕組みを併用することが望ましいが、そのような試みはほとんど存在しない。

そこで、本論文では、言語聴覚士が音声障害患者に声の共鳴や発声時の口唇部振動感覚を意識するよう指導するチューブ発声に着目する。そして、音声障害リハビリテーションのチューブ発声訓練で重視される発声時の口唇部振動感覚を客観的指標に基づく視覚化情報で補助する仕組みを検討し、2つの低コストで小型の e-Health システムを開発する。1つは安価な加速度センサ、マイコン、LEDなどで構成される「スマートチューブ」である。もう1つは安価な加速度センサ、IoT 端末、クラウドサービス、SNS を連携させた「スマートチューブクラウド」である。この2つのシステムを使用し、本論文の e-Health システムが望ましい発声の学習を支援し、自主訓練の質と量の向上に寄与するか、などについて検討する。

1.2 研究の背景

1.2.1 社会背景

音声障害の有病率、職業などを大規模なデータベースをもとに推定した米国の研究によると、音声障害の有病率は 2008 年から 2012 年にかけて人口の 1.3 % から 1.7 % に徐々に増加している [4]。これは多額の医療費とも関連する。米国全人口の年平均成長率が 0.8 % であるのに対し、音声障害のそれは 8.2 % と有意に高い。急性喉頭炎を除くすべての疾患の増加は、高齢化などの人口全体の傾向による可能性がある [4]。

日本国内においても人口全体における高齢化率の上昇に伴う音声障害の増加が懸念されている [9]。一般耳鼻咽喉科外来受診者の主訴を年代別に分類した杉浦ら [10] の報告によると、中年期 (45~64 歳) では音声障害は主訴の第 8 位にあるが、前期高年期 (65~74 歳) では第 6 位に、後期高年期 (75 歳以上) では第 3 位にまで上昇し、音声障害は高齢になるほど増加している。高齢者に多い音声障害 (老人性音声

障害, Presbyphonia) を対象としたリハビリテーションの効果に関する報告も散見されており [11][12][13][14][15][16][17][18][19], このような人口動態変化に伴う音声障害に対する言語聴覚士の積極的な関与が必要になると考えられる [9]。

さらに, 声を多用する学校教師の音声障害治療および予防の必要性も指摘されている。庄野ら [20] は小・中・高等学校の教師を対象としたアンケート調査を行い, 音声障害の自覚頻度と年齢, 性別, 週間担当授業数, 担当学年, 担当教科を含むさまざまな因子との間に相互関連性があることを明らかにしている。また, 兵頭ら [21] は, 小・中学校の教師を対象としたアンケート調査で声のかすれおよび喉の痛み, 違和感を自覚する教師はいずれも 50 % を超え, それによる授業への支障も約 30 % が感じていたことを報告した。教師向けの音声教育プログラムが音声障害の予防になることが示されている [22] ため, 兵頭ら [21] は音声あるいは喉の障害に対する耳鼻咽喉科の受診や治療を促す啓発活動の重要性を述べている。音声障害の予防, 声の管理, 健康増進のためには, 音声改善を目指すリハビリテーションのみならず, 個人のニーズに対応できる発声機能を最大限高めるための声のハビリテーション [23] を推進していく必要性があり, 言語聴覚士に対する需要がさらに高まることが予想される。

1.2.2 音声とは

声 (音声, voice) は音 (sound) の一種で, 狭義では「声帯振動によって作られる音」を意味し, 広義では「すべての言語音 (speech)」を意味する [23][24][25]。音声は, 我々の顔の表情や手の動きと一緒にあって, 我々は誰なのか, 何を要求しているのか, 何を感じているのかなどを表現する主要な表現方法であり, 文化や個人の習慣, 個性, 健康状態や年齢などを反映して, 一生変化し続ける [23][24][25]。また, 音声は多くの専門職 (例えば教師, 販売員, 俳優, 歌手, スポーツインストラクター, 法律家など) において仕事を遂行するために最も大切であるため, 声を失うことは職業を失う (あるいは仕事が減ってしまう) ことに等しい。加えて, 声を専門的に使わない人にとっても, 音声は日常生活における健康状態や元気の良さを示す。声質の低下や声の高さ・大きさの異常, 苦しそうな声の出し方などの変化は, 何らかの疾患や心身のバランスの崩れを示唆する兆候となる [23][24][25]。

音声生成

音声は以下のような過程を経て生成される [26]。

1. 脳において発話内容が想起され, それに対応した音声学的特徴が生成される。
2. その音声学的特徴系列に対応した運動指令系列が音声器官を作動させる筋に送られる。
3. その運動指令系列に従って各器官が運動することによって音声生成され, 空

気中に放射される。

音声生成（発声・発語）に関与する器官には、

- 音声生成のエネルギーを作り出す「呼吸器官（気管，気管支，肺，胸郭，横隔膜）」
- 呼吸器官から送出される空気力学的エネルギーを母音等の有声音の音源（声帯音源）に変換する「発声器官（喉頭）」
- 発声器官あるいは声道^{*3}と呼ばれる管で生成された音源に音響的修飾を加える「構音器官^{*4}（上下の顎，軟口蓋，舌，口唇など）」

があり，これら複数の器官が時間的，空間的に協調して複雑な統合運動を行っている [26][27]。

呼吸器官

呼吸器官は音源生成のためのエネルギーを供給する。肺に空気を送り込む吸気運動と肺内の空気を排出する呼気運動があり，それぞれの運動期間を吸気相，呼気相と呼ぶ。吸気相では，吸気筋の働き（主に横隔膜の収縮による横隔膜下降，外肋間筋の収縮などによる胸郭拡大）により，肺の体積が増加する。一方，呼気相においては，吸気筋の弛緩および呼気筋の働き（内肋間筋による胸郭縮小）により肺の体積を減少させ，肺内の空気を排出する [26]。

発声器官

呼吸器官から排出される呼気流は音声の音源生成に使われる。その音源を2つで示すと以下のようなになる。

1. 声帯の振動によって生み出される準周期的な音波（声帯音源，喉頭原音）
2. 声帯より上方の声道で閉鎖や狭めを作り呼気流を制御して生成される雑音音源（破裂音源，乱流雑音音源）

前者の音を生成することを発声（phonation）^{*5}といい，それが行われる器官を発声器官という。発声器官はまた，後者の雑音音源生成にも貢献する [26][29]。

^{*3} 声帯から唇や鼻孔までの喉頭腔，咽頭腔，口腔，鼻腔を形成する管で，管腔は音声の音色形成に関与する。

^{*4} 「構音」も「調音」も articulation の訳語であるが，医学系では「構音」が主に使われ，これは発音時の喉頭調節も含めた定義とされる [28]。

^{*5} 「発声」は，声帯振動の物理学的あるいは生理学的な過程を表現するときに用いられる [24][25][29]。

声帯は、気管の上端に位置する喉頭にある。喉頭は、複数の喉頭軟骨と喉頭筋で構成され、内部に喉頭腔を形成している。喉頭軟骨には甲状軟骨、輪状軟骨、披裂軟骨、喉頭蓋軟骨などがあり、中でも甲状軟骨は最大で、喉頭の前壁の大分部をなしている。声帯は、甲状軟骨の喉頭隆起*6と甲状軟骨下縁との中間程度の高さに位置する。声帯のヒダは左右1対で存在する。声帯振動にかかわる声帯部分（膜様部）の前後方向の長さは成人男性で約15 mm、成人女性で約11 mmである [30]。この差が男女の音声の基本周波数の違いを生み出している [26]。振動体としてのヒトの声帯は、粘膜上皮、粘膜固有層、声帯筋の異なる組織の層構造を成しており [31]、各喉頭軟骨に付着した内喉頭筋の運動に伴ってその長さ、厚み、柔らかさなどが変化し、声帯音源の特徴を形成する。

構音器官

構音器官には上下の顎、軟口蓋、舌、口唇が含まれる。構音器官は、声道の変形に寄与し、母音の音響的特徴の決定、子音の構音位置と構音様式の決定、さらには無声音などにおける音源生成の開始・停止の制御を担う [26]。声道は、声門*7から口唇までの管状の空間で、喉頭腔、咽頭腔、口腔、鼻腔、副鼻腔の接続により構成される [26]。声道全体の平均的な長さは、成人男性で約17 cm、成人女性では約14 cmとされている [32]。声道の形状は、構音器官の各筋が協調して運動することで変化する。

発声の生理

発声は、呼吸器によって作り出される空気力学的エネルギーを、喉頭で音響エネルギーに変換する運動、行為のことである [33]。発声には、空気力学的エネルギーを作るための呼吸と、空気力学的エネルギーを音響エネルギーに変換し声帯音源を生成する喉頭調節が重要となる。

呼吸は、発声において、空気力学的エネルギーを声門下圧という形で、喉頭の音源生成のエネルギーを供給する。呼吸器官の吸気筋の運動により胸郭が拡大し、胸腔内が陰圧になり、外気が気道を通して肺内に侵入する。喉頭を絞扼（左右声帯が正中に寄って声門を閉鎖するなど）し侵入した空気を胸腔および気管内に閉じ込めることにより声門下の圧（声門下圧）が上昇し、音源生成のためのエネルギーが蓄えられる [33]。楽な発声や話声に必要な声門下圧は6 cmH₂O程度で、声門下圧の増減は声の強さや高さなどの変化に作用する [27][34]。

*6 甲状軟骨切痕部で、いわゆる「喉ぼとけ」の部分。成人男性で観察しやすい。

*7 左右声帯の間に囲まれた空間・隙間をさす。

気管からの空気流を喉頭で音源に変換するために、喉頭では複雑な調節が行われる。喉頭は生命維持のための重要な機能を持つが、呼吸のためには左右の声帯が離れる運動（声門はV字型の間隙）を行い、気道保護のためには左右声帯で気道を閉鎖するという運動（声門は完全に閉鎖）を行う。発声時には、左右の声帯がわずかな間隙を残して声門を閉鎖する。その間隙に呼気流が適切な圧で通過すると声帯振動が開始される。声門間隙の程度は発声器官の喉頭筋の協調した活動による喉頭軟骨の位置の移動によって調節される。喉頭筋の収縮・弛緩および喉頭軟骨の位置の移動によって、声帯の物性も変化する*⁸。声帯の振動は、声帯の物性、声門下圧、声道形状などの条件から、振動するかどうか、どのような振動になるかが決定される [33]。

発声機構は、中枢及び末梢神経系の支配下にあり、呼気調節、喉頭調節、構音の3つが互いに密接に組み合わされて成立している。脳の高次の中枢を含めた中枢神経系の制御を受け、末梢神経を介して、呼吸筋が収縮して肺より呼気流が喉頭に向かって動力源として供給され、声帯内転筋群が収縮して声門が閉じ、呼気により声帯が振動して音源（喉頭原音）を作る。この音がより上方の咽頭腔・口腔・鼻腔・副鼻腔からなる声道（共鳴腔）に入り、構音されて外界にでれば音声となる [27]。

以上の発声機構のいずれかに問題が生じると、声の高さ、大きさ、持続性、声質に影響し、音声障害（発声障害）となる。

1.2.3 音声障害の概要

定義

音声障害は声の高さ、声の大きさ、持続性、音質、努力性などの変化により、コミュニケーションを損なっている状態と定義される [2][3]。声の質、高さ、大きさが個人の年齢、性別、文化的背景や場面から逸脱し、不適切な場合にあらわれる [35][36][37][38]。また、日常生活上のニーズを満たさない声の状態についてその人が懸念している状況であれば、たとえ他の人がその声を異常であると認識していなかったとしても、音声障害があるとされる [39][40][41]。

音声障害の原因には

1. 発声に関する機能的要因
2. ストレスなどの心理的要因
3. 外科手術や薬物療法の必要ないわゆる器質的疾患による医学的・神経学的要因
4. 先天性疾患による先天的要因

がある。音声障害はこれら4つの要因が複雑に絡み合って引き起こされる [5]。

*⁸ 声帯の物性変化とは、声帯の長さ、声帯層構造の各層の厚み、声帯の硬さ、重さ、声帯縁の形状などの変化をさす。

国内で広く認識されている音声障害の分類は、器質性音声障害と機能性音声障害に大別される。一般喉頭検査によって発声器官に明視できるような器質的障害があつて声の変化を生じているもの（例えば、声帯組織の変化による声帯ポリープ、声帯結節などや、加齢に伴う声帯委縮など）を器質的音声障害とよぶ。また、一般喉頭検査によって原因が同定できないものを通常、機能的音声障害（例えば、筋緊張性発声障害や、声の高さの異常を伴う変声障害など）として分類する [1][42]。言語聴覚士が介入する主な疾患には、声帯結節、声帯麻痺、声帯委縮、機能性発声障害、痙攣性発声障害、心因性発声障害などがある [43]。

疫学

国外の先行研究では、小児の音声障害の有病率は 1.4～6.0 % の範囲で報告されている [44][45]。また、小児の音声障害の 41～73 % が声帯結節であり、声帯結節が小児の音声障害の主な原因であることが示されている [46]。

米国の成人を対象とした調査では、成人の約 7.6 % が毎年声の問題を経験していることが報告されている [47]。世代別では、若年成人 (24～34 歳) の有病率は 6 % と推定され、年齢、人種/民族、あるいは教育レベルに有意差はないが、高血圧、耳鳴り、不安と関連があることが示されている [48]。また、60 歳以上では音声障害の有病率が 4.8～29.1 % で高い [49]。

60 歳までの成人の音声障害では機能性発声障害が 20.5 % で最も多く [46]、60 歳以上の調査では、老年性発声障害、咽喉頭逆流・炎症、機能性発声障害、声帯麻痺、ラインケ浮腫の診断頻度が高くなっている [46]。

職業別では、エアロビクスインストラクターや教師などのボイスユーザーで音声障害の頻度が高い [3]。歌手の音声障害の平均有病率は 46 % と推定されている [50]。教師が音声障害を発症する可能性は一般集団の 2～3 倍で [51]、週あたりの授業数、学校環境外で発生する騒音、講義中の声の大きさなどの特定の要因が、教師が音声障害を発症するリスクを高めると指摘されている [52]。

日本国内の調査では、教師の音声障害の自覚頻度は 8.5～54 % で [20][21]、特に週間担当授業数が多い場合や、低学年の担当者、国語・音楽担当者でその頻度が高いと報告されている [20]。

症状

音声障害の主な聴覚心理的徴候および症状には以下のものがある [53]。

- がらがら、ごろごろと表現できる粗い声の質
- 息漏れのような声の質
- 無理をして発声しているような緊張したの声の質
- 声の高さの異常
- 声の大きさの異常
- 声の持続の不安定さ
- 鼻腔での過度な共鳴
- 失声
- 声のふるえ
- 長時間の音声使用による発声持久力の低下または疲労
- 声の質の日内変動
- 喉頭、喉頭周囲の痛み

以上のような声の聴覚心理的徴候および症状は、音声障害の種類と重症度、病変の大きさと部位、および患者の代償的反応によって異なる。音声障害の重症度は、聴覚心理的な声質だけで判断できるわけではない。そのため、音声障害の重症度や病因などを判断するために、さらなる手段による評価が必要になる。

評価・診断

音声障害にかかわる主な検査と診断法を以下に示す [1]。

- 問診
- 喉頭内視鏡検査
- 声の聴覚心理的評価
- 音響分析
- 空気力学的検査
- 声の自覚的評価

喉頭内視鏡検査による喉頭の観察は音声障害の評価・診断に必要不可欠である。そのため、喉頭観察の際は言語聴覚士も診療に同席して喉頭の視診と評価に間接的に関わっている。言語聴覚士が行う声の検査は障害の程度やリハビリテーション実施計画、治療効果の判定などに役立つ。言語聴覚士が担う主な声の検査を表 1.1 に示す。聴覚心理的評価は音声障害の診療において重要な指標となる。しかしながら、聴覚心理的評価は聴取者の主観的評価法であるため、聴取者内の再現性や聴取者間

での評価の一貫性について懸念がある。また、量的データとして扱いにくい。それに対して、機器を使用した音響分析や空気力学的検査は、患者の発声機能や声の聴覚印象を数値化・視覚化でき、音声（発声）の様々な特徴を抽出・評価できる。したがって、声質の評価は、声の聴覚心理的側面と物理的側面から評価されることが適切であるとされている [1][33]。

喉頭所見、問診等の情報に加えて、種々の声の検査・評価結果をもとに、耳鼻咽喉科医師、言語聴覚士、患者が相談し、治療方針について決定する。音声障害のリハビリテーションは、耳鼻咽喉科医師の処方により開始される。

表 1.1: 言語聴覚士が担う主な声の検査 [1][27]

検査	内容
口腔周辺検査	顔面、口腔、頸部、胸部の視診 感覚、運動などの評価
呼吸の評価	呼吸パターン（腹式、胸式、胸腹式など） 呼吸と発声の協調性 最長呼気持続時間（秒）
聴覚心理的評価	声質異常の有無と重症度の評価（GRBAS 尺度） 声の高さ ^a 声の大きさ 起声 ^b 発声持続の安定性 共鳴異常の有無 共鳴の質
機器評価: 音響分析	声の平均基本周波数（Hz） 声域（発声できる上限周波数から下限周波数の幅, Hz） ^c 声の強さ（dB） 声質（声の周期的ゆらぎ、振幅のゆらぎ、 喉頭雑音などの各種音響指標）
機器評価: 空気力学的検査	最長発声持続時間（秒） 発声時呼気流量率（mL/秒） 呼気圧（声門下圧, cmH ₂ O）
自覚的評価	声に関する自覚的評価法（質問紙: Voice Handicap Index, Voice-Related Quality of Life など）

^a 具体的な高さは鍵盤キーボードを使用して音階で測定する。

^b 声帯振動が開始されること。

^c 声域を量的に示す場合は音階の半音数を記述する。

治療

音声障害の治療は，耳鼻咽喉科医による医学的治療と言語聴覚士による発声行動そのものに介入する行動学的治療に大別できる（図 1.1）。耳鼻咽喉科医による医学的治療は，さらに外科的治療と薬物治療に分類され，外科的治療は音声外科とも呼ばれる。耳鼻咽喉科医が行う薬物治療と言語聴覚士が行う行動学的治療を合わせて，保存的治療と呼び，外科的治療と分けることもある [1][5][8][33]。

行動学的治療（音声治療，音声障害リハビリテーション^{*9}）は，誤った発声習慣および，発声に関わる不適切な行動を，直接的，間接的に適切な方向に導くことによって音声障害を治療する方法である [1][5][8][33]。薬物や手術による治療から独立して用いられる場合と，併用される場合がある。音声障害リハビリテーションは，声帯の器質的病変の有無にかかわらず，声の出し方（発声方法）や声の使い方（発声習慣）といった機能的要因に起因する音声障害の改善を目的に実施される。機能的要因は，時に声帯の器質的疾患の誘因ともなるし，逆に声帯の器質的疾患により誤った発声習慣が身につくこともある [1][5][8][33]。

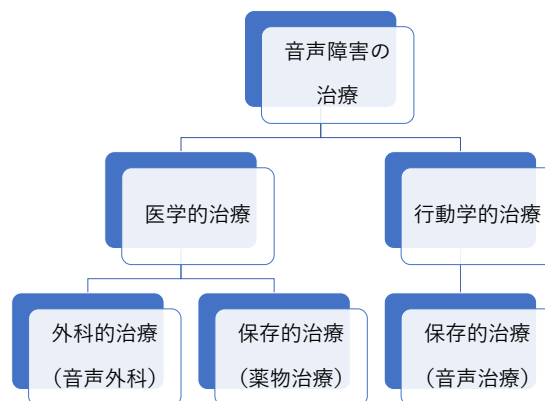


図 1.1: 音声障害の治療

^{*9} 臨床場面では英語の voice therapy の日本語訳である「音声治療」で呼ばれているが，本稿では「音声障害リハビリテーション」として記述する。

音声障害リハビリテーションは、健康行動科学理論^{*10}を背景とした行動変容法^{*11}に基づいている [8][54]。リハビリテーションによって望ましい発声という行動が修正され、その状態が一定期間にわたり維持される行動変容法と定義できる。ここでの行動は、人間の無意識によるものも含めた活動全般をさすことから、発声行動は「こころ」や「意識」といった外部から観察不可能な意識レベルの事象を伴う。したがって、発声行動の変容には患者の治療への動機づけやアドヒアランスが影響する。音声障害リハビリテーションは、習慣化した望ましくない発声行動を、望ましい発声行動に継続的に変える（習慣化する）ことを目的とした、言語聴覚士が実施する行動変容法といえる [8][54]。

音声障害のリハビリテーションの直接的なアプローチ（発声訓練）は、発声の生理学的側面（発声、呼吸、筋・骨格の機能）を制御し、健康的な発声を確立することに焦点をあてている [41][55]。発声訓練の方法は、患者の喉頭所見および音声評価結果に基づいて個々の患者に応じて選択され、言語聴覚士によって指導される。言語聴覚士による指導は、通常、マンツーマンで対面形式で実施される。音声障害リハビリテーションの期間と頻度に関する Bodt ら [56] の文献レビューでは、平均すると期間は 9.25 週間で、リハビリテーションの合計回数は 10.87 回と報告されている。頻度は、1 週間に 1~2 回が最も多く、1 回あたりの所要時間は、30 分が最も多かった [56]。日本国内の臨床では、一般的に上記よりも期間はやや長く、頻度は低いのが現状ではないかと推測される [57]。リハビリテーション期間中、患者は対面形式で指導された望ましい発声を自宅でも再現し、繰り返し練習するよう求められる。発声訓練による望ましい発声を習得する過程は、患者自身が望ましい発声の感覚を理解し、それを繰り返し練習して誤った発声を修正していく運動学習とみなすことができる [8][33]。

発声の運動学習では、目的とする発声運動スキルを習得することで得られる成果を認知（動機づけ）し、感覚フィードバックに基づいた発声運動の反復による初期学習を経て、最終的に無意識下でも目的とする発声運動を正確に遂行できる、いわゆる自動化によって完結する過程が必要である [8]。音声障害のリハビリテーションを計画する際は、運動学習理論や神経の可塑性に関する 10 原則を考慮しながら、計画を立てることが望ましいとされている [33]。患者は、発声という課題を通して、発声運動のエラーを検出し、発声に関する脳の運動指令を書き換える必要がある [8]。しかしながら、患者の音声障害の程度に起因する発声能力の差が著しい。そのため、患者の発声能力や学習能力の詳細な分析に基づいた個別のゴール設定とそれを達成するための発声課題設定が要求される [8]。

^{*10} 1950 年代から米国を中心に心理学、社会学、人類学、生物学など学際的に応用した、健康問題にかかわる人間の行動変容過程を説明しようとする理論 [8][54]。

^{*11} 近年、保健・医療の分野では、対象者の習慣化してしまった望ましくない行動（例えば、喫煙など）を望ましい行動（禁煙）に変えることを行動変容 (behavior modification) と呼ぶようになった [8][54]。

音声障害のリハビリテーションでの運動学習は、

1. 運動学習理論に基づいた発声課題の設定
2. 言語聴覚士によって教示されるフィードバック
3. 音声障害患者が発声運動スキルを習得する過程

の 3 つの要素から成り立っている [8]。発声の運動学習過程において、音声障害患者の態度（動機づけ）や発声（運動）のレベルに応じた適切なフィードバックは、運動学習そのものを促進する重要な役割を果たす。言語聴覚士は、望ましい発声という学習目標に基づいて評価する際、一般的に言語的フィードバックを行っている。そして、発声運動の目標を焦点化することに傾注している [8]。

1.2.4 音声障害リハビリテーションの課題

音声障害リハビリテーションの結果には、リハビリテーションのための来院や、治療に対するアドヒアランスなどの要因が関連する [58]。予約のスケジュールどおりに来院されない、あるいは推奨される治療方針を遵守されないなどの理由には、医療従事者、患者、医療機関の各側面に要因があると考えられている。例えば、医療従事者の臨床経験や共感の程度、医療従事者の患者指導の適切さ、患者の認識の程度などがある [55][59][60][61]。また、医療機関側の要因としては、柔軟性のないスケジュール、予約から受診までの待機期間、リマインダーコールの欠如、医療機関が不便な場所にある、などがある [62]。さらには、医療機関への往復の交通費用や、通院のための休暇を確保できないなど、経済的問題も通院を妨げる可能性がある [62]。外来通院による音声障害リハビリテーションにおいて、治療を必要とする音声障害患者のリハビリテーション欠席やアドヒアランスの欠如の割合が上昇すると、医療機関側と患者側の双方に深刻な影響を及ぼす。

音声障害のリハビリテーション欠席やアドヒアランスの欠如に関連して、リハビリテーションの終了予定を待たずに途中でドロップアウトする患者についての報告が増えつつある。先行研究によると、音声障害リハビリテーションのドロップアウト率は 12～65 % の範囲で報告されている [57][63][64][65][66]。リハビリテーション開始 6 週間まででは 20 % 程度であるが、リハビリテーション期間が長くなるほどドロップアウト率は上昇している。ダイエットや喘息治療、中毒治療、心理療法などの他の行動変容療法においてもドロップアウト率は 30～60 % と報告され、音声障害リハビリテーションのそれと類似している [63][67]。ドロップアウトの予防については、治療の早い段階で患者がリハビリテーション効果を実感できることが重要であるとされている [54][68]。

音声障害患者がリハビリテーション効果を実感するためには、言語聴覚士が音声障害患者にその効果を適切に示す必要がある。そして、それは、音声障害患者が理解し易いものでなければならない。加えて、必要な時に随時提供できるものであることが望ましい。音声障害患者がリハビリテーション効果を実感し易くするためには、言語聴覚士の臨床経験に左右されにくい客観的指標を使用して、音声障害患者に分かり易い様式のフィードバックを提供するシステムの構築の必要性が考えられる。また、そのシステムは、音声障害患者が自宅でも使用できるような、低コストで小型の簡易なシステムであると、より価値があると考えられる。

1.2.5 発声訓練のための機器による視覚的フィードバック

音声障害リハビリテーションの発声訓練を支援するためにバイオフィードバックという概念がある。バイオフィードバックとは、身体の内部状態を外部からモニターすることによって生理機能の自己制御が可能になるという概念であり、発声の変化に応じて運動感覚、聴覚、または視覚で捉えられる形で明確な情報を提供することを目的としている。これにより、患者は、声の高さ、大きさ、声質、および発声努力に関してリアルタイムに調整を行うことができる [53]。ここでは、バイオフィードバックのうち、機器による視覚的フィードバックに関する主な先行研究を示す。

D'Antonio ら [69] は仮声帯発声患者のリハビリテーションを促進するフィードバックとしてビデオ喉頭内視鏡の有用性を述べている。喉頭内視鏡で直接患者の喉頭を観察し、その様子をモニターディスプレイ上に映して視覚的にフィードバックする。患者は、ディスプレイ上の映像を見ながら、声帯の運動が発声障害とどのように関連しているのかについて医師や言語聴覚士から説明を受けることができる。そして、様々な声の出し方や声の高さ・大きさの操作を指導される。この手法により、即時に正常な発声を取り戻せる場合がある [40]。

Stemple ら [70] は、発声時の喉頭領域の筋の活動を表面筋電図を用いて測定し、それをディスプレイ上で視覚的にフィードバックした時の効果について報告している。健常者と比べて有意に高かった音声障害患者の喉頭領域の筋活動は、視覚的フィードバックを用いた 8 回の訓練後に有意に低下（改善）し、表面筋電図の測定値と声質の聴覚印象との間、および表面筋電図の測定値と音圧レベルとの間には正の相関があることを示した。つまり、表面筋電図の測定値の視覚的フィードバックが、発声訓練の喉頭領域の筋活動の改善とそれに伴う声質の改善に有効であることを示した。

声帯振動の状態を調べる方法の一つである Electroglottography (EGG) の波形も発声訓練の視覚的フィードバックとして有効であるとされている [71]。EGG は頸部 (左右の甲状軟骨板外側の皮膚面) に電極を置いて高周波電流を流し、声帯の開閉による電気的インピーダンスの変化を記録したものである。非侵襲的で、操作が容易、かつ装置が高価でないなど、音声の研究のみならず臨床においてもすぐれた有用な特徴を持っている。しかしながら、日本国内においては、EGG を使用している医療機関施設は限られている。

また、コンピュータのソフトウェアプログラムを使用して声の高さや大きさ、声質について、数値やグラフなどで可視化するフィードバックも多数みられる [35][36]。

van Leer & Connor[72][73] は、発声訓練の動画を作成し、携帯型のメディアプレイヤーを患者に貸し出した。動画を使用して自主訓練を行わせたところ、指導内容を書面で渡す従来の方法と比べて、動画を使用した条件の方が、訓練頻度が有意に高く、アドヒアランスに有効であったことを示した。

van Leer ら [74] は、自主訓練時の声質を数値でフィードバックできる iOS ベースのアプリケーションを開発し、その効果について報告している。これにより、開発されたアプリケーションは患者の動機づけに有用となる可能性を示した。その後、van Leer ら [75] は、リマインダー通知、教示音声、声質分析の機能を実装した iOS ベースのアプリケーションを使用し、自主訓練への効果を報告している。

以上のように、視覚的フィードバックは音声障害リハビリテーションで発声訓練を行う患者の音声改善に有用と考えられている。しかしながら、各種視覚的フィードバックは、van Leer & Connor[72][73] および van Leer ら [74][75] の報告を除いて、医療機関に設置された機器を活用している場合が多い。また、喉頭内視鏡、喉頭筋電図システムは、医師の手技によって操作されるため、言語聴覚士が単独でリハビリテーション指導時に用いることは日本国内では認められていない。したがって、リハビリテーション指導時および患者の自主訓練では、音響分析のソフトウェアプログラムやスマートフォンの騒音計アプリケーションなどを使用して、声の高さ、大きさ、声質について数値やグラフなどで視覚的にフィードバックすることが一般的である。患者が望ましい発声を理解するためには、それらに加えて、指導される発声の身体感覚や発声中の声の共鳴、振動感覚に関連する客観的指標に基づくフィードバックを簡便な機器操作によって得られることが望ましい。

1.2.6 チューブ発声

声帯への負担が少なく、効率のよい発声（音声生成）を導く生理学的アプローチとして、Semi-Occluded Vocal Tract Exercises (SOVTEs) がある [53]。SOVTEs は、声道の一部を狭めた状態 (Semi-Occluded Vocal Tract: SOVT) で発声する伝統的な発声訓練方法を原理的にまとめ、総称されたものである [76]。例えば、口唇を閉鎖し鼻咽腔を開放した状態で発声するハミング発声（鼻腔が声道の狭め部分となる）、細いチューブやストローをくわえた状態で発声するチューブ発声（細いチューブをくわえている口唇部が狭め部分となる）、有声両唇摩擦音、口唇トリル、舌トリルなどである。SOVTEs は、呼吸器と発声器（喉頭）と共鳴器（声道）の3つのシステムの相互作用をより高める直接的アプローチで、音声障害患者を対象としたリハビリテーションだけでなく、声のハビリテーション、声楽歌唱のウォーミングアップにも推奨されている [23][76]。

SOVTEs の一つであるチューブ発声は、図 1.2 のようにストローを口にくわえて、ストロー先端を空気中に保ちながらストローを吹く要領で楽な発声を 5~10 秒持続・反復する方法である。チューブ発声の原型はガラス管（例えば直径 9 mm、長さ 26~28 cm）を使用するもので、19 世紀後半に考案された [77]。ガラス管の先端を水中に沈ませてブクブクと水を泡立てながら発声する方法で、フィンランドでは 1960 年代から使用されている [77]。現在は、市販のプラスチックストローやシリコンチューブなどを使用し、ストローやチューブの先端を空気中に保つ方法と水中に沈める方法を選択してリハビリテーションに広く使用されている。

本論文では、図 1.2 のようにストローを口にくわえて、ストロー先端を空気中に保ちながら、息を吹く要領で楽な発声を 5~10 秒持続・反復する方法を扱っていく。城本 [5] 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）とその効果が持続する。

その原理について、コンピュータシミュレーションによる研究では、細いチューブ（ストロー）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、声帯に負担のかからない声帯振動を起こすことが可能になると説明されている [76][78]。ヒトを対象とした実証実験では、チューブ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、喉頭位置の低下など [79][80]）、声帯振動の変化（声帯振動振幅の増幅 [81]、声門閉鎖率の低下 [5][79]）、チューブ発声後の起声閾値圧の低下 [82] などが認められている。つまり、チューブ発声は、発声の機能的問題を抱えた音声障害患者にとって、望ましい発声の学習に有効な訓練法と考えられる。

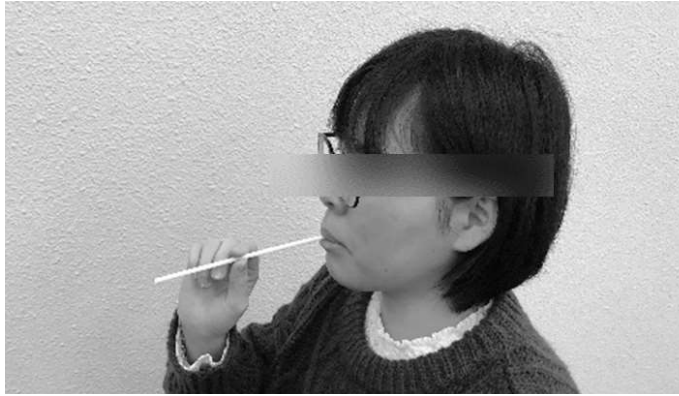


図 1.2: チューブ発声。ストローをかるく口にくわえて発声している様子。

ストローを使用する利点は、径を調節できることである。径の大きさを変えることにより、発声時の気流抵抗を変化させることができる [76]。音声障害リハビリテーションの発声訓練にとって、最も望ましいとされるのは、声の強さが強くて、しかも発声効率が高く（楽に出せる）、かつ声帯へのダメージが少ない声である [8]。そのためには、声道の狭窄部分を小さくする条件からより自然な声道形状へと変化させることが望ましい。Titze [76] によると、理論的検討における合理的な順序は、

1. 発声時の気流抵抗が高い（内径の小さい）ストロー
2. 発声時の気流抵抗の低い（内径の大きい）ストロー
3. 有声両唇有声摩擦音/b/または有声唇歯摩擦音/v/
4. 口唇または舌のトリル
5. 鼻音/m, n/
6. 母音/u, i/

であると述べている。このように段階的に声道の狭窄部分を開放し、自然な発話の形へと近づける。ただし、ほとんど口を閉じた状態で発声することに不慣れな人もいるため、実際には段階の途中から始めることも検討する [76]。

チューブ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 [76][83]。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、力みのないチューブ発声時では、口唇周辺に振動感覚をはっきり自覚することができる。しかしながら、聴覚や機器で評価できる声の高さや大きさと比べると、患者が知覚する発声時の口唇部振動感覚は、外部からの評価が難しい。したがって、言語聴覚士が、音声障害患者が知覚している口唇部振動感覚を把握して言語的にフィードバックすることや、音声障害患者自身が知覚している発声の感覚を言語化することは容易ではない。患者が感じる振動感覚はあくまで主観的感覚であるため、患者と言語聴覚士がその程度を定量化して共有することはできていない。

1.2.7 皮膚振動感覚

振動感覚は、体性感覚受容器の一つである機械受容器によって生起される。振動覚は、皮膚、皮下、深部組織にある受容器で感受され、特に骨部の感受性は高い。この振動覚には、パチニ小体およびマイスネル小体などの機械受容器が関与する [84]。パチニ小体は、皮下組織にあり、順応が速く、体性感覚系で最も感受性が高い機械受容器である。パチニ小体は、30～500 Hz の高周波の振動刺激に非常によく反応し、ナノメートル程度の振幅で 250 Hz の振動も感知することができる [85]。マイスネル小体は、2～50 Hz の皮膚上の低周波・低振幅の動きを感知する [85]。頭部（顔や口唇、口腔）の体性感覚情報は、三叉神経系の感覚ニューロンによって伝えられ、感覚伝導路により中枢に投射される [85]。振動の知覚における心理物理学的閾値は、刺激の周波数に依存している。聴覚のラウドネス曲線のように、皮膚感覚でも等間隔強度曲線が求められている [86]。

1.2.8 e-Health

e-Health とは、医療情報学、公衆衛生学、ビジネスが交差する分野で、インターネットや関連技術を通じて提供または強化される医療サービスや情報のことである [87]。より広い意味では、この用語は技術的な発展だけでなく、情報通信技術を利用して地域や世界各地のヘルスケアを改善するためのネットワーク化されたグローバルな思考、考え方、姿勢、コミットメントを特徴付けるものであるとされている。そのため、e-Health の「e」は「electronic」を表すだけでなく、e-Health とは何か、どうあるべきかを特徴付ける様々な「e」を意味する。

以下に e-Health の 10 個の「e」を示す [87]。

1. Efficiency
2. Enhancing quality of care
3. Evidence based
4. Empowerment of consumers and patients
5. Encouragement of a new relationship between the patient and health professional
6. Education of physicians through online sources
7. Enabling information exchange and communication
8. Extending the scope of health care
9. Ethics
10. Equity

その他に、「easy-to-use」, 「entertaining」, 「exciting」も期待されている [87]。

e-Health に関する 2014 年から 2019 年のシステムティックレビューによると、e-Health で治療されている主な疾患は、精神疾患、糖尿病、心血管疾患、慢性肺疾患などであり、e-Health を使用している国は、ヨーロッパ（オーストリア、ドイツ）、アフリカ（サブサハラ諸国）、アジア（中国）、北米（アメリカ、カナダ）が突出している [88]。e-Health のサービス提供時の問題としては、コスト、法律、データのセキュリティ、デジタル格差が指摘されている [87][88]。

音声障害リハビリテーション領域において、米国では遠隔リハビリテーションが評価、指導、相談、教育を行うサービスとして提供されている [53]。国内では、ごく一部の医療機関で web 会議ツールを使用した自費による遠隔療法が実施されているようであるが、e-Health によるリハビリテーションはほとんど展開されていない状況である。

1.3 本研究の目的

以上の背景から、本研究では、音声障害リハビリテーションの発声訓練で重視される主観的感覚を客観的指標に基づいた視覚化情報で補助する仕組みを検討し、音声障害患者が利用できる e-Health システムを開発する。そして、本論文の e-Health システムが、望ましい発声の学習を支援して自主訓練の質と量の向上に寄与するか、などについて検討する。

本研究では SOVT による発声に含まれるチューブ発声時の口唇部振動感覚に着目する。なぜなら、この振動感覚は、音声障害リハビリテーションが目指す「声帯を傷めないで効率のよい響きのある声」の音声生成過程を反映したものである。しかも、チューブ発声は理論的な検討が進んでおり、音声障害患者だけでなく、歌唱者や声の健康を維持・向上させたい人に推奨されている [23][76][89]。加えて、発声中の顔面皮膚振動は、北村 [90] の計測技術や、加速度センサ [91] で計測可能である。また、チューブ発声は、ストローを使用するため、発声条件を統制し易いという利点がある。

近年、マイコンボード、センサ、IoT 端末が安価で入手でき、クラウドサービスなどを使用し比較的低コストでシステムを作成することが可能となっている。SNS やスマートフォンの普及率も高いことから、本研究の e-Health システム開発のための状況は整っている。

本研究で開発する e-Health システムには下記の条件を実装する。

- システムが小型で携帯性があり、低コストで実現できること。
- 発声の正否を発声者自身が判断できる客観的情報に基づいた視覚的フィードバック機能があること。
- 機器の操作、管理が簡便で使用者に過度な負担がかからないこと。
- 指導、訓練において、指導者（例えば言語聴覚士）と発声者（例えば音声障害患者）が遠隔で発声訓練の情報を共有できること。

第 2 章ではチューブ発声を含む顔面皮膚振動感覚を重視する発声方法の発声時顔面皮膚振動計測を行い、皮膚振動情報を発声訓練時のフィードバックとして活用する可能性について検討する。第 3 章では皮膚振動情報に基づく視覚的フィードバックシステムの開発とその効果検証を行う。その結果を踏まえて、第 4 章では簡易に入手できる安価なセンサ、マイコン、LED ライトなどで構成される小型の視覚的フィードバックシステム「スマートチューブ」を開発し、第 5 章で臨床的検討を行う。さらに第 6 章では IoT 端末、クラウドサービス、SNS（スマートフォン）を連携して訓練ログに基づいたメッセージを自動通知し、自主訓練を促進するシステム「スマートチューブクラウド」を開発する。本論文では、「スマートチューブ」および「スマートチューブクラウド」の 2 つをチューブ発声による発声訓練のための

e-Health システムとして提案し、(1) 本論文の e-Health システムが望ましい発声の学習を支援して自主訓練の質と量の向上に寄与するか、(2) 1.2.4 節で述べた音声障害リハビリテーションの課題に対する貢献の可能性、について検討する。

1.4 論文構成

本論文の構成を以下に示す (図 1.3 参照)。

第 1 章では、本論文が対象としている研究分野の背景となる知識、現状と問題点を述べ、本論文の目的を示す。

第 2 章では、音声障害リハビリテーションで使用する発声方法のうち発声時に顔面の皮膚振動を意識するよう指導される 3 つの発声方法を使用して、各発声時の顔面の皮膚振動パターンを計測する。これにより、発声時の顔面皮膚振動が発声訓練の客観的指標として利用可能かを検討する。[副論文 3]

第 3 章では、第 2 章の結果を踏まえて、チューブ発声中の顔面皮膚振動の定量的指標を発声訓練に利用するシステムを開発する。このシステムの視覚的フィードバックは、加速度センサを口唇皮膚に貼り付けた状態でチューブ発声を行った時の皮膚振動の変動を PC 画面上に円形の大きさをリアルタイムに示す。対象者を視覚的フィードバックの有無条件で 2 群に分け、チューブ発声訓練中の主観的評価と客観的評価の経時的变化について比較検討する。これにより、皮膚振動情報に基づく視覚的フィードバックの効果について検証する。[副論文 1]

第 4 章では、第 3 章の提案システムの実用化 (低コスト・小型化) を目的に、安価な加速度センサ、マイコンボード、LED テープを使用した携帯型のフィードバックシステム「スマートチューブ」の開発を行う。スマートチューブを音声障害患者に約 3 ヶ月貸出し、遠隔リハビリテーションを含めた長期運用評価を実施して、スマートチューブの使用感、視覚的フィードバックの有用性、満足度、運用前後の音声の変化などについて検討する。[副論文 2][副論文 4]

第 5 章では、スマートチューブを医療機関の音声障害リハビリテーション場面で使用し、スマートチューブの臨床的有用性について検討を行う。

第 6 章では、チューブ発声時の皮膚振動を利用し、IoT 端末、クラウドサービス、SNS を連携させて、自主訓練結果やリマインダーをスマートフォンに自動通知して支援するシステム「スマートチューブクラウド」を開発する。健常者を声かけ機能の有無条件で 2 群に分け、10 日間の自主訓練期間における両群の自主訓練実績と発声訓練目標の達成程度を比較検討し、スマートチューブクラウドの使用感や有用性、満足度、などについて検証する。[副論文 5]

第 7 章では、全体の考察を述べ、第 8 章で本論文の結論と今後の課題を述べる。

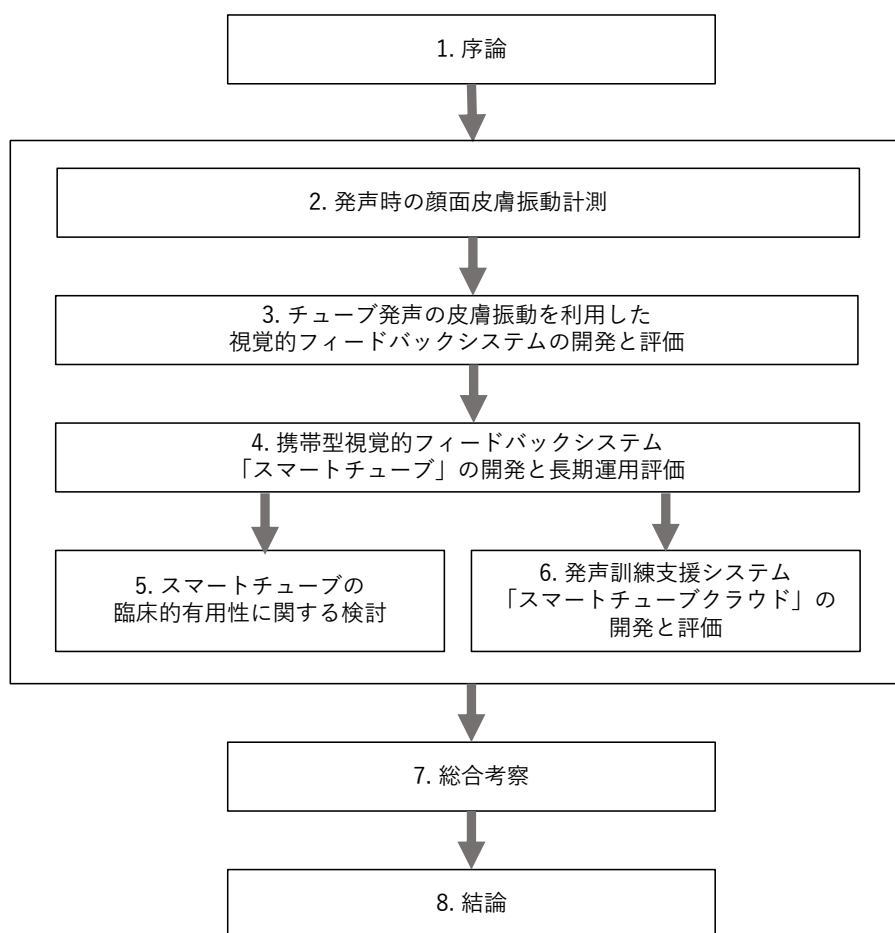


図 1.3: 本論文の構成

第2章

発声時の顔面皮膚振動計測

2.1 はじめに

音声障害リハビリテーションで効率が良くかつ響きの良い発声の習得を目指すにあたり、発声時の声の響きの感覚や顔面の振動感覚は、良い発声の状態を表すとして重視されている [23][76][92]。例えば、口を軽く閉じた状態で発声するあるハミング発声では、患者は鼻や口唇周辺に皮膚振動感覚を自覚することを言語聴覚士により指導される。さらに、チューブ発声 (1.2.6 節) では、口唇周辺に振動感覚をはっきりと自覚することを指導される。この顔面の振動感覚は、声道の開口端に狭め (あるいは閉鎖) 部分をつくることによって口腔内の音圧が上昇した結果によると考えられている [76]。したがって、発声時の顔面の振動感覚は、望ましい発声の学習を行ううえでの一つの到達目標になる [83][93]。

しかしながら、顔面の皮膚振動感覚はあくまで患者の主観的指標に基づいた感覚であり、言語聴覚士が実際の顔面の皮膚振動の状態について把握することは現状では難しい。そこで、本章では、音声障害リハビリテーションで使用する発声方法のうち発声時に顔面の皮膚振動を自覚するよう指導される3つの発声方法に着目し、各発声時の顔面の皮膚振動計測を試みた。これにより、皮膚振動情報を発声訓練時のフィードバックとして活用する可能性について検討する。

発声時の皮膚振動の計測については、皮膚に接触する加速度センサを用いた研究 [91] や非接触型のスキャニング型レーザドップラ振動計を用いた研究 [94][95] が報告されている。どちらも声道の形態が変わると顔面の皮膚振動パターンが変化することを明らかにしている。本章では、後者の手法を用いて、言語聴覚士2名を対象に、発声方法による発声時の顔面の皮膚振動パターンについて検証した。



図 2.1: PSV-400 Scanning Vibrometer (写真はポリテックジャパンより提供)

2.2 スキャニング型レーザドップラ振動計

本研究では、スキャニング型レーザドップラ振動計 Polytec PSV-400-M4 を利用して発声時の顔面の皮膚振動速度を計測した。振動する物体にレーザ光を照射しその反射光を観測するとドップラ効果により光の周波数が変化する。レーザドップラ振動計は、この変化量に基づいて計測対象の光軸方向の振動速度や変位を計測することができる。光を用いるため、計測対象に非接触で計測することが可能である [90]。本研究で使用したスキャニング型の振動計は、計測対象上の複数の計測点を自動的に走査して連続的に計測することができる。本研究で利用した振動計のハードウェアは、レーザ光を照射・受光するスキャニングヘッドおよびコントローラから成る (図 2.1)。さらに、ハードウェアの制御、結果の表示・分析等を担うソフトウェアを加え、全体のシステムを構成する。

2.3 方法

2.3.1 実験参加者

言語聴覚士の女性 2 名 (実験参加者 A, B) が実験に参加した。計測時点における両者の音声障害リハビリテーションの臨床経験年数は、実験参加者 A が 4 年、実験参加者 B が 17 年であった。

2.3.2 実験の発声課題

顔面の皮膚振動速度パターンの計測で使用した発声課題を表 2.1 に示す。本研究では、医療機関で実際にリハビリテーションで用いられている発声方法のうち、顔面の皮膚振動感覚を自覚するよう指導される 3 つの発声 (ハミング発声/m:/, チューブ発声, 鼻音化の/i:/発声) を発声課題として選択した。これらは、発声学習の基礎的な訓練に有用であるとされている [33]。各発声方法の基本的な発声の仕方を以下に示す。

1 つ目のハミング発声/m:/(表 2.1, No.1) は、軽く口を閉じた状態で発声する。一般的に発声指導の際は、まず鼻梁部分に声を響かせ、声が顔の中心から出るイメージで発声を促す。この際、やや高い声になることが多い。鼻梁部分に声を響かせる感覚がつかめたら、発声時に口蓋前方部や上口唇が振動する感覚を確認しながら発声訓練を進める [92]。

2 つ目のチューブ発声 (表 2.1, No.2) は、ストローと口唇の間に隙間ができないようにストローを軽くくわえて、ストローを吹く要領で発声する (第 1 章, 図 1.2)。実験では直径 5 mm, 長さ 180 mm のプラスチックストローを使用した。1 回の発声で 5~10 秒程度持続し、それを何度も反復する。力みのないチューブ発声時では、口唇, 口蓋前方部の辺りに振動感覚をはっきりと自覚することができる。

3 つ目の鼻音化の/i:/発声 (表 2.1, No.3) は、Vocal Function Exercises (VFEs)[96] のプログラムの一つ目の「発声持続時間の延長」にて行う発声法である。鼻梁部分に声を響かせるイメージで母音/i:/をできるだけ長く持続発声する。VFEs は、内喉頭筋の筋力増強と発声に伴う筋活動のバランス調節訓練が特徴の訓練プログラムである。「発声持続時間の延長」では、声帯への負荷を抑えるために、弱めの声で鼻梁から顔の前面に振動感覚を感じながら発声する [92][96]。

なお、表 2.1 の No.1 のハミング発声と No.2 のチューブ発声は楽な発声で、No.3 の鼻音化の/i:/発声は前述のとおりやや小さい声で計測した。

表 2.1: 発声課題

No.	発声方法		歯の噛み 合わせ	声区	振動感覚を自覚 する顔面部位
1	ハミング発声 /m:/	楽な発声	なし	地声	鼻梁部, 口唇部
2	チューブ発声	楽な発声	なし	地声	口唇部
3	鼻音化の/i:/発声	やや小さい声	なし	地声	鼻梁部

2.3.3 実験手続き

実験は防音室で実施した。実験参加者は、頭部までもたれられる高い背もたれのある椅子に腰かけた。さらに、背もたれに設置したバーで頭部を両側から挟んで固定した。眼の保護の目的で、レーザー光を遮断するテープを貼り付けた水泳用のゴーグルを装着し、振動計のスキヤニングヘッドは実験参加者の顔の正面に配置し三脚で固定した。

顔面の測定点は、振動計の制御ソフトウェアを用いて実験参加者ごとに定めた (実験参加者 A: 62 点, B: 80 点)。1 点の測定につき約 1~2 秒を要するため、全ての計測点の測定には約 2 分が必要となる。したがって、実験参加者は計測中に適宜息継ぎを行い、持続発声を継続した。各計測点では、建物の暗振動や実験参加者の身体の揺れの影響を除去することを考慮して、100 Hz から 5 kHz までの振動速度を計測した。

以上の実験方法は、甲南大学におけるヒトを対象とした研究審査 (受付番号 11-01) により承認されたものである。

2.4 結果

各発声時の顔面皮膚振動速度パターンを図 2.2～図 2.4 に示す。図中の格子点は測定点で，その他の色のついている点の値は補間によって求められた。振動速度を表すカラーバーの数値の単位は m/s (dB) で，0 dB は 1 m/s に対応する。図中の顔面皮膚振動パターンの色は，赤色に近いほど皮膚振動速度が大きく，青色に近いほど小さいことを意味している。

ハミング発声 /m:/ (図 2.2) では，実験参加者 A, B ともに，前額の皮膚振動速度が相対的に小さく，鼻と口唇周辺，さらに頬の皮膚振動速度が大きくなっていった。チューブ発声 (図 2.3) では，両実験参加者ともに顔面の皮膚振動速度が 3 つの発声方法の中で最大となっていた。とりわけ鼻の部分よりも口唇周辺と頬の皮膚振動が大きくなっていった。鼻音化の /i:/ 発声 (図 2.4) では，両実験参加者ともに鼻の皮膚振動速度が相対的に大きく，その他の顔面部位では全体的に小さくなっていった。いずれの発声においても，皮膚振動速度が大きい顔面部位と，発声訓練時に皮膚振動感覚を自覚するよう指導される部位は，一致していた。

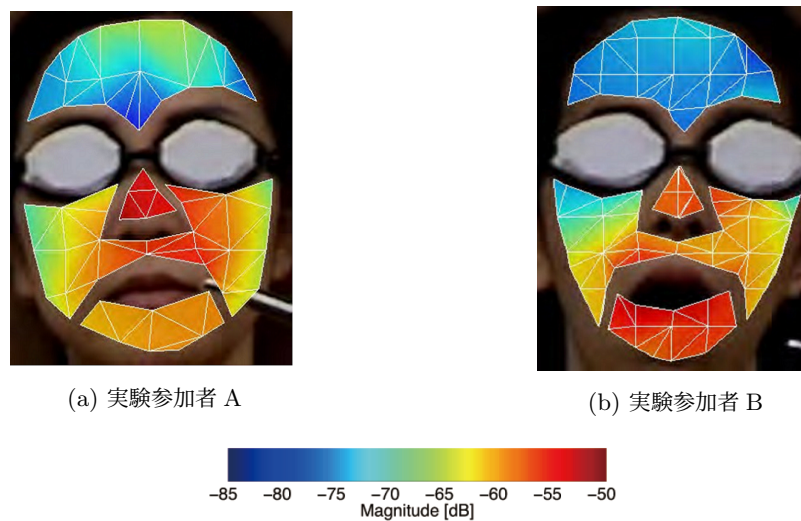


図 2.2: ハミング発声/m:/時の顔面皮膚振動パターン

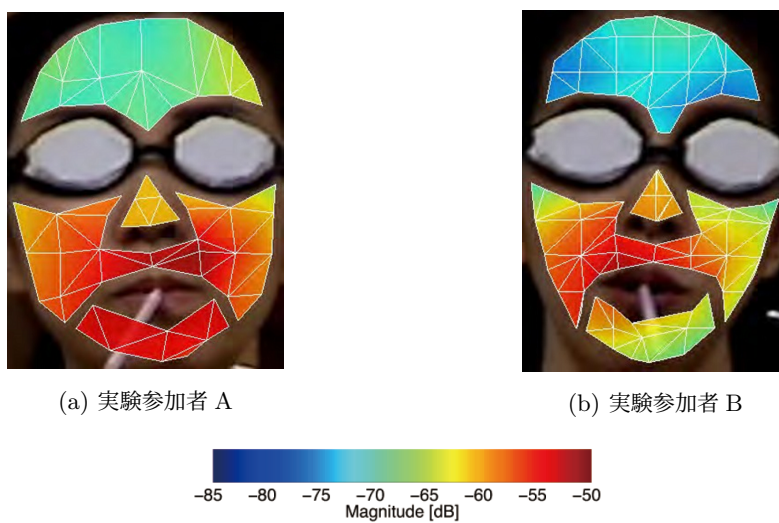


図 2.3: チューブ発声時の顔面皮膚振動パターン

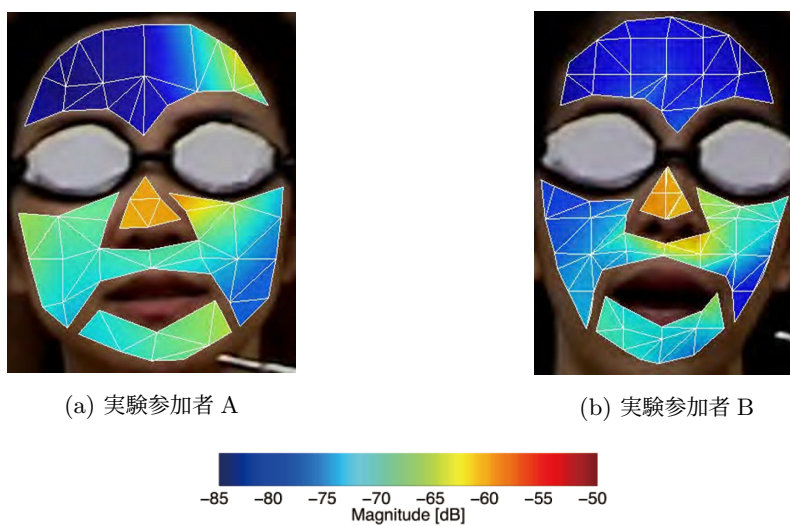


図 2.4: 鼻音化の /i:/ 発声時の顔面皮膚振動パターン

2.5 考察

2名の言語聴覚士を対象に、音声障害リハビリテーションで使用される3つの発声方法について、発声時の顔面の皮膚振動速度パターンを計測した。その結果、発声方法によって発声時の顔面の皮膚振動速度パターンが変化することが示された。さらに、各発声方法において声の響きの感覚や振動感覚を体感するとされている部位の皮膚振動速度が大きくなることが確認された。

ハミング発声/m:/では、両実験参加者ともに、前額の皮膚振動速度が相対的に小さく、鼻と口唇周辺、さらに頬の皮膚振動速度が大きくなっていた。これは、ハミング発声時に鼻腔や副鼻腔、口腔内の音圧変動が大きいことによると考えられる。また、本研究の顔面皮膚振動速度パターンは、Kitamura[94]が示した鼻音発声時の結果と類似していた。

チューブ発声では、両実験参加者ともに顔面の皮膚振動速度が3つの発声方法の中で最大であった。とりわけ上口唇と頬の皮膚振動が大きく現れていた。Titze & Laukkanen[83]によると、ストロー発声の口腔内音圧は母音/u/発声時に比べて3倍高く、この高い口腔内音圧はチューブ発声を行ったときに口唇や顔面皮膚に振動感覚をもたらす。チューブ発声時の口唇周辺の皮膚振動感覚と効率的な発声は関連があると考えられており、今回の口唇周辺の皮膚振動速度の増大は、Titze & Laukkanen[83]の研究を初めて裏付けたものである。

鼻音化の/i:/発声では、両実験参加者ともに鼻の皮膚振動速度が相対的に大きく、その他の顔面部位では全体的に小さくなっていた。これについては弱めの声で発声したことが影響したと考えられる。

本実験では、発声課題中の声の高さ・大きさの定量的な統制は行っていない。この点については今後の計測時に考慮していきたいと考える。発声時の皮膚振動は骨や筋、皮膚等の解剖学的形態の個体差に影響されると考えられるため、顔面の皮膚振動速度パターンを個人間で比較することは難しい。しかしながら、個人内の皮膚振動の変化を捉える指標としての可能性は十分に期待できる。したがって、発声訓練時の皮膚振動の定量的指標は、発声状態のフィードバックとして有効活用できると考えられる。

2.6 本章のまとめ

1. 2名の言語聴覚士を対象に、スキャニング型レーザドップラ振動計を使用して、音声障害リハビリテーションで使用される3つの発声方法の発声時の顔面皮膚振動パターンを計測した。
2. 発声時の顔面皮膚振動パターンは発声方法によって変化することが示され、各発声方法において声の響きの感覚や振動感覚を体感するとされている部位の皮膚振動速度が実際に大きくなることを明らかにした。
3. これまで主観的感覚だけで捉えられていた発声時の顔面皮膚振動を発声訓練時のフィードバックとして活用する可能性を示した。

第3章

チューブ発声時の皮膚振動を利用した視覚的フィードバックシステムの開発と評価

3.1 はじめに

第2章において、これまで主観的感覚だけで捉えられていた発声時の顔面皮膚振動を発声訓練時のフィードバックとして活用する可能性を示した。この結果を踏まえて、本章では、発声中の顔面皮膚振動の定量的指標を発声訓練に利用するシステムの開発を行う。さらに、そのシステムが従来の主観的感覚を主体とした発声訓練の曖昧さを補い、より効果的な音声障害リハビリテーションの実施に活用できる可能性について検討する。

3.2 発声訓練時の顔面皮膚振動に関する先行研究

Chen ら [97] は健常者を対象に resonant voice training 前後の顔面および喉頭周囲の皮膚振動の変化について加速度センサで計測した。Resonant voice training は、ハミング発声と同じ口形（軽く閉口した状態）で、resonant voice [98] と呼ばれる明瞭で響きのある効率のよい発声を使用する訓練方法である。Resonant voice の声の響きは顔面部鼻梁や口唇に生じる振動感覚として体感することができ、これによって、望ましい発声ができているという自覚的フィードバックが可能となる [92]。Chen ら [97] の検証の結果、resonant voice training 前後では、喉頭周囲の皮膚振動と比べて顔面鼻梁部の振動が促進されていたことが示された。そして、resonant voice 発声中に顔面鼻梁部に指を置いてその振動を感じるように患者に求めるといった伝統的な指導方法が支持された。Chen ら [97] の報告では振動感覚を利用した指導を肯定することに留まっているが、顔面部の振動は発声訓練時の客観的指標として有用となる可能性がある。

そこで、本章では第 2 章の皮膚振動計測において発声中の顔面皮膚振動パターンが最大であったチューブ発声時の口唇部皮膚振動に着目する。まず、3.3 節では、加速度センサを上口唇皮膚部に貼り付けてチューブ発声中の皮膚振動加速度を経時的に計測し、その値を利用して視覚的かつ即時的にフィードバックできるシステムを開発する。次に、3.4 節では、チューブ発声時の皮膚振動をより大きくすることを目標としたチューブ発声を 50 回行い、提案システムの視覚的フィードバックの効果を検証する。

3.3 チューブ発声時の皮膚振動を利用した視覚的フィードバックシステムの開発

フィードバックシステムの構成を図 3.1 に示す。このシステムは、チューブ発声時の上口唇皮膚部の皮膚振動加速度を PC に送り、PC 画面の顔のイラスト上に振動の大きさをリアルタイムに表示する。上口唇皮膚部の皮膚振動は加速度センサ（小野測器 NP-3211，質量 0.5 g）により計測する。加速度センサの出力はアンプ（小野測器 SR-2210）で増幅され A/D 変換器（Pico Technology, PicoScope 4424）に送られる。データは標準化周波数 10 kHz，量子化ビット数 12 bit にて記録した。

フィードバックシステムのソフトウェアが起動されると、PC 画面には図 3.2 のような顔のイラストが表示される。収録（訓練）を開始すると、計測された皮膚振動加速度の絶対値に応じて図 3.3 (a) や図 3.3 (b) に示すように口元の円の直径がリアルタイムに変化する。これにより、実験参加者は振動の大きさを視覚的に知ることができる。フィードバックと同時にデータ収録を行い、WAV 形式のファイルとして保存できる。

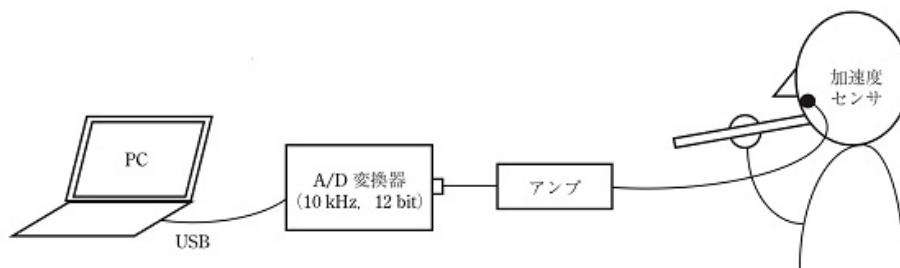


図 3.1: フィードバックシステムの構成

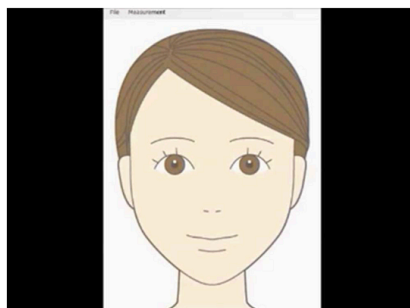
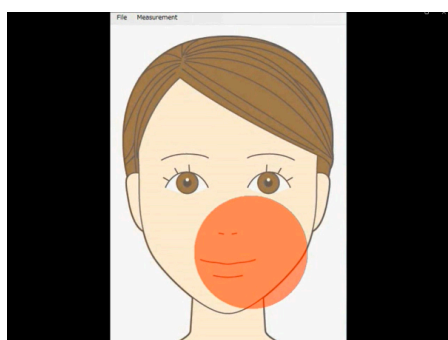
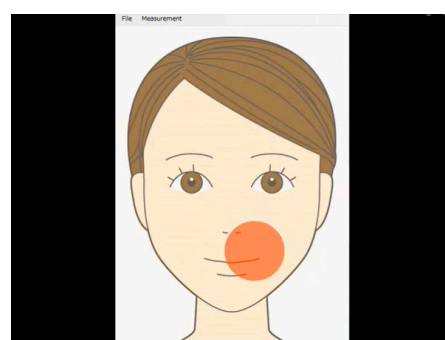


図 3.2: PC 画面上の顔面イラスト



(a) 皮膚振動加速度の絶対値が大きいとき



(b) 皮膚振動加速度の絶対値が小さいとき

図 3.3: 視覚的フィードバックの例。チューブ発声時の皮膚振動の大きさに連動して赤い丸の大きさが変化する。

フィードバックシステムでは、チューブ発声訓練をする前にあらかじめ計測した楽な高さ・大きさのチューブ発声 3 回の皮膚振動加速度の絶対値の平均値を基準値として用いる。チューブ発声訓練時の皮膚振動加速度の絶対値が基準値を超えた場合にのみ顔のイラスト上に円形が表示される。なお、本研究のフィードバックシステムには、皮膚振動加速度パワー値よりも皮膚振動加速度の絶対値で制御した円形の方が、大きさの変化を認識しやすかったため、皮膚振動加速度の絶対値を採用した。

3.4 フィードバックシステムの評価実験

3.4.1 実験参加者

実験参加者は、健常者でかつチューブ発声未経験の男性 10 例である（20～24 歳、平均 21.6 歳）。実験参加者 10 例は、ランダムに A 群（5 例）、B 群（5 例）に分けられた。なお、実験参加者全員に文書による同意を得た。この実験は、甲南大学におけるヒトを対象とした研究審査（受付番号 14-01）において承認を得ている。

3.4.2 実験デザイン

実験デザインを図 3.4 に示す。本研究では、クロスオーバー比較デザインを用いた。A 群では 1 期目に提案システムの視覚的フィードバックを使用したチューブ発声を 50 回、2 期目には視覚的フィードバックを使用しないチューブ発声を 50 回行なうこととした。もう一方の B 群ではそれを逆の順序で行い、両群とも順序は異なるものの、視覚的フィードバックあり（Visual Feedback あり: VFB あり）・なし（VFB なし）の両プログラムを受けることができるように配慮した。1 期目の訓練による介入効果を想定し、1 期目と 2 期目のチューブ発声訓練の間に約 1 ヶ月の休息期間いわゆるウォッシュアウト期間を設けた。

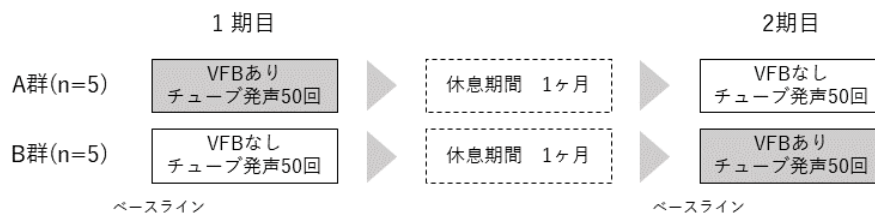


図 3.4: 実験デザイン

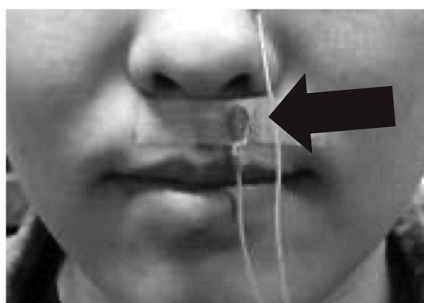


図 3.5: 加速度センサの貼り付け位置

3.4.3 実験手続き

加速度センサの貼り付け

加速度センサは図 3.5 のように左上口唇皮膚部に貼り付けた。化粧用接着剤をセンサの接着面に付け、さらにサージカルテープで固定した。

発声課題と教示

実験では、全ての実験参加者に同様の教示が可能となるように教示ビデオを使用した。教示ビデオの内容を表 3.1 に示す。教示ビデオはチューブ発声の説明用、VFB なし条件用、VFB あり条件用の 3 種類を作成した。チューブ発声の説明については、廣瀬ら [93] のチューブ発声に関する記述を参考にした。VFB なし条件用の

表 3.1: 教示ビデオの内容

<p>教示ビデオ 1 (チューブ発声についての説明)</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. ストロウのくわえ方 <ul style="list-style-type: none"> ・ストローの中ほどを持って軽く口にくわえる 2. 注意点 <ul style="list-style-type: none"> ・ストローを噛みしめない ・ストローを吹いた時に口唇部から息がもれてはいけない 3. 発声の方法 <ul style="list-style-type: none"> ・ストローを軽くくわえたまま、楽な高さ、大きさを「うー」と声をだす ・一息で5秒くらい持続する
<p>教示ビデオ 2 (VFB なし条件用)</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. チューブ発声訓練時のポイント <ul style="list-style-type: none"> ・チューブ発声を行っている間、口元に振動感覚が生じる ・チューブ発声時に口元の振動感覚を自覚できるまで練習する 2. 訓練の目標 <ul style="list-style-type: none"> ・発声を繰り返すほど口元の振動感覚がより大きくなることを目指す
<p>教示ビデオ 3 (VFB あり条件用)</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. チューブ発声訓練時のポイント <ul style="list-style-type: none"> ・チューブ発声を行っている間、口元に振動感覚が生じる ・チューブ発声時に口元の振動感覚を自覚できるまで練習する 2. VFB システムの PC 画面の説明 <ul style="list-style-type: none"> ・チューブ発声時の振動の大きさが PC 画面上の赤い円の大きさと確認できる ・赤い円が大きいと皮膚振動が大きく、赤い円が小さいと皮膚振動が小さい ・皮膚振動が小さすぎると赤い円が現れないことがある 3. 訓練の目標 <ul style="list-style-type: none"> ・発声を繰り返すほど口元の振動感覚がより大きくなることを目指す ・PC 画面上の赤い円が、発声の繰り返しと共に大きくなることを目指す

ビデオでは、チューブ発声の回数を重ねると共に上口唇皮膚部の振動感覚がより大きくなることを目標とするよう伝えた。VFB あり条件用のビデオでは、上口唇皮膚部の振動感覚に加えて、PC 画面を見ながらチューブ発声の回数を重ねると共に顔面イラスト上の赤い円がより大きくなることを目標とするよう伝えた。また、教示ビデオのなかで、チューブ発声時の上口唇皮膚部の振動感覚を実際に確認する時間を設けた。なお、教示ビデオの内容について不明な点の説明を除き、実験中にこの教示ビデオ以外に実験実施者から訓練に関わる教示やフィードバックは一切行っていない。

チューブ発声訓練前の測定

発声課題を説明した直後にフィードバックシステムの VFB の基準値を決定するためのチューブ発声を 3 回行い記録した。実験は防音室で実験参加者 1 名ごとに実施した。チューブ発声のためのストローは、原法 [77] の内径に近い市販のプラスチック製のタピオカストロー（内径 10 mm，長さ 21 cm）を用いた。また、実験参加者は実験中に背もたれのある椅子で楽な座位をとれるようにした。

チューブ発声訓練

チューブ発声は各条件下で 50 回繰り返した。皮膚振動加速度は、VFB あり条件でも VFB なし条件でもフィードバックシステムを用いて記録された。ただし、VFB なし条件では、フィードバックシステムの PC 画面を見せないで行った。チューブ発声時の「上口唇皮膚部の振動感覚」は、Visual Analog Scale (VAS) を用いて測定した。VAS では、A4 用紙上に 100 mm の直線を提示し、チューブ発声中の上口唇皮膚部の振動感覚の大きさを測定する。振動感覚を全く自覚できない場合は 0（線の左端）、自覚度が高い場合は 100（線の右端）として、チューブ発声を 10 回施行するたびに実験参加者が振動感覚の大きさを直線上に記載した。

皮膚振動の加速度データの処理

皮膚振動の加速度データには、図 3.6（上）に示すように直流成分が含まれる場合、つまり y 軸方向の振動の中心が $y = 0$ にならない場合がある。また、実験を行った建物の暗振動や実験参加者の頭部の動きによる低周波数帯域の振動も含まれる。このようなデータでは、振幅やそのパワーを正確に比較することができない。そこで、本研究では、すべての計測された皮膚振動の加速度データに対して、カットオフ周波数 50 Hz の FIR 型ハイパスフィルターを施した。この処理を加えたデータを図 3.6（下）に示す。ハイパスフィルターを通過させることによって、図 3.6（上）に見られる低周波数の振動が除去され、振動の中心が $y = 0$ になっていることがわかる。

上記の処理によって得られた加速度データから、振幅の閾値処理によってチューブ発声を行っている区間を検出した。チューブ発声区間検出の例を図 3.7 に示す。上図はハイパスフィルターを通過させた加速度データで、下図はその 2 乗値の包絡線である。閾値を適切に設定することによって、チューブ発声区間（マゼンタと緑の縦線の間）が正確に検出できていることがわかる。客観的指標の分析には、検出した各区間における 1 秒あたりのパワーの平均値 (dB)（以下、皮膚振動加速度パワー）を用いた。

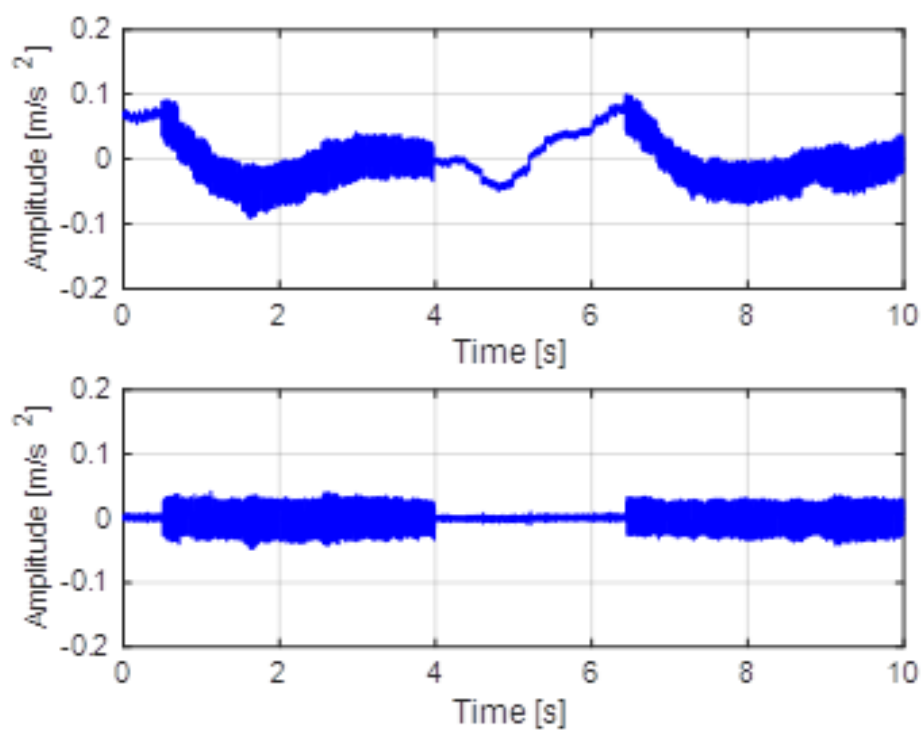


図 3.6: 皮膚振動の加速度データ処理。(上) 皮膚振動の加速度データの例, (下) 同データに対しカットオフ周波数 50 Hz のハイパスフィルターを通過させたもの。なお, 振幅の値は相対値である。

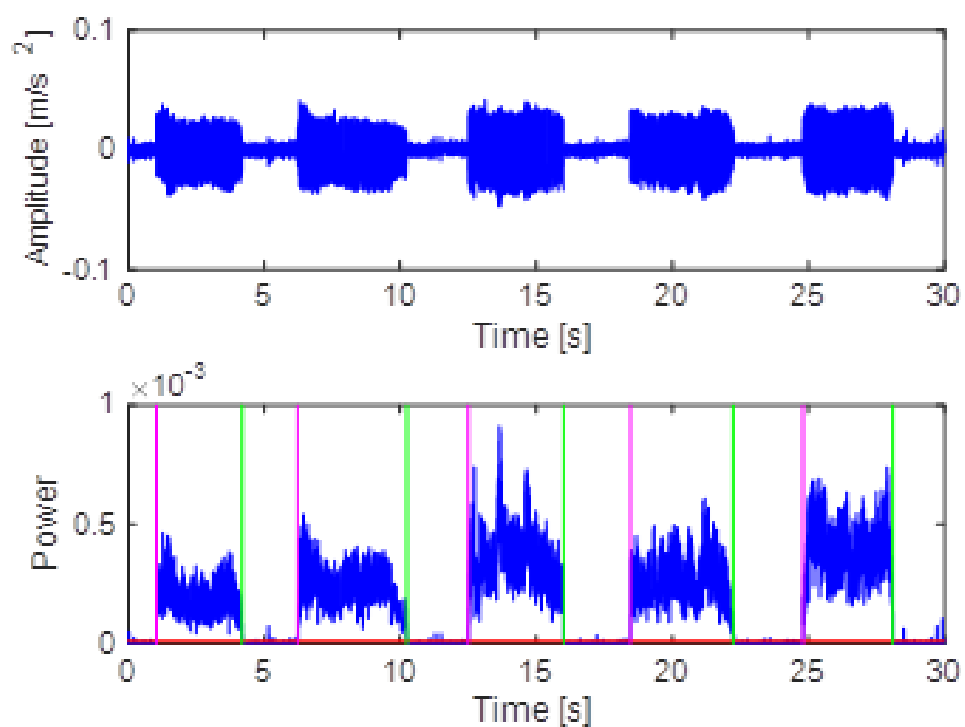


図 3.7: チューブ発声区間の検出。(上) 加速度データ, (下) 加速度の 2 乗値の包絡線に基づいてチューブ発声区間を検出している様子。マゼンタと緑の縦線の間が検出された区間。

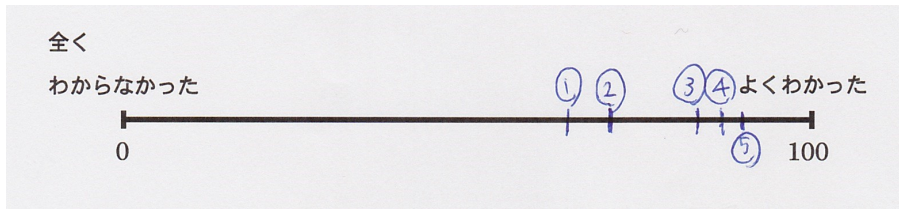


図 3.8: VAS の記載例。A4 用紙上に 100mm の直線を提示した。チューブ発声中の上口唇皮膚部の振動感覚を自覚できない場合は 0（線の左端）、自覚度が高い場合は 100（線の右端）として、チューブ発声を 10 回施行するたびに実験参加者が直線上に振動感覚の程度について記載した。1～5 の番号は、それぞれチューブ発声 10 回目、20 回目、30 回目、40 回目、50 回目に記載したことを表す。例の測定値は、それぞれ 1: 65mm, 2: 71mm, 3: 84mm, 4: 87mm, 5: 90mm であった。

VAS の処理

VAS の例を図 3.8 に示す。チューブ発声 10 回施行ごとに実験参加者がチューブ発声中の上口唇皮膚部の振動感覚の程度について 100 mm 直線上に記載した。測定値が 100 mm に近いほど、チューブ発声中の上口唇部振動感覚の程度が強かったことを表す。チューブ発声 10 回ごとに記載された位置を測定し、実験参加者 1 名あたり 5 つの測定値を得た。

分析

まず、1 期目の両群の皮膚振動加速度パワーの基準値とチューブ発声 10 回目の VAS の各測定値について、両群で差がないか、Mann-Whitney の U 検定を用いて確認した。次に、1 ヶ月の休息期間を置いて 1 期目の介入効果が消失しているかを確認するために、1 期目と 2 期目の皮膚振動加速度パワーの基準値について、Wilcoxon の符号付順位和検定を用いて比較した。

上口唇皮膚部の皮膚振動については、得られたチューブ発声 50 回分の皮膚振動加速度パワーのデータを用いて、チューブ発声 1 回目と 10 回目の差、チューブ発声 1 回目と 20 回目の差、というようにチューブ発声 1 回目を基準として 10 回目、20 回目、30 回目、40 回目、50 回目の差を算出した。これにより、皮膚振動加速度パワーの個人内変化量を算出した。そして、各回数 of 皮膚振動加速度パワーの個人内変化量が有意な経時的变化を示すか、条件ごとに Friedman 検定を用いて確認した。

VAS については、チューブ発声 10 回目、20 回目、30 回目、40 回目、50 回目の各測定値が有意な経時的变化を示すか、条件ごとに Friedman 検定を用いて確認した。

統計的有意水準は 5 % とし、多重比較には Tukey 法を用いた。解析には JSTAT[99] を使用した。

3.4.4 結果

1 期目の皮膚振動加速度パワーの基準値は、2 群間で差は認められなかった。また、1 期目のチューブ発声 10 回目の VAS についても 2 群間で差は認められなかった。つまり、1 期目の実験開始時において、客観的評価についても、主観的評価についても、両群間で差はみられなかった。

しかし、1 期目のチューブ発声訓練による 2 期目への介入効果について検討すると、1 期目よりも 2 期目の方が皮膚振動加速度パワーの基準値が有意に高値となった (図 3.9, $p < 0.05$)。さらに、2 期目の両群 (各 5 例) の皮膚振動加速度パワーの基準値について比較したところ、1 期目で VFB を用いた A 群の方が VFB を用いなかった B 群より有意に高かった (図 3.10, $p < 0.05$)。以上より、チューブ発声時の皮膚振動加速度パワーの基準値について、1 期目のチューブ発声訓練による 2 期目への介入効果の可能性が疑われたため、各要因での個人内における経時的变化は 1 期目のみについて検討した。

1 期目の皮膚振動加速度パワーの個人内変化量の経時的变化について、VFB 条件の有無により、それぞれ図 3.11, 図 3.12 に示す。VFB あり条件でチューブ発声を行った A 群では、皮膚振動加速度パワーの経時的变化が有意であった ($p < 0.05$)。さらに、Tukey 法を用いた多重比較によると、皮膚振動加速度パワーの個人内変化量は、チューブ発声 10 回目と比べて 50 回目が有意に高値となった ($p < 0.05$)。それに対して、VFB なし条件でチューブ発声を行った B 群では、経時的变化に差はみられなかった。

1 期目の VAS の経時的变化について図 3.13, 図 3.14 に示す。VFB あり条件でチューブ発声を行った A 群では、VAS の経時的变化が有意であった ($p < 0.05$)。一方、VFB なし条件でチューブ発声を行った B 群では差がみられなかった。

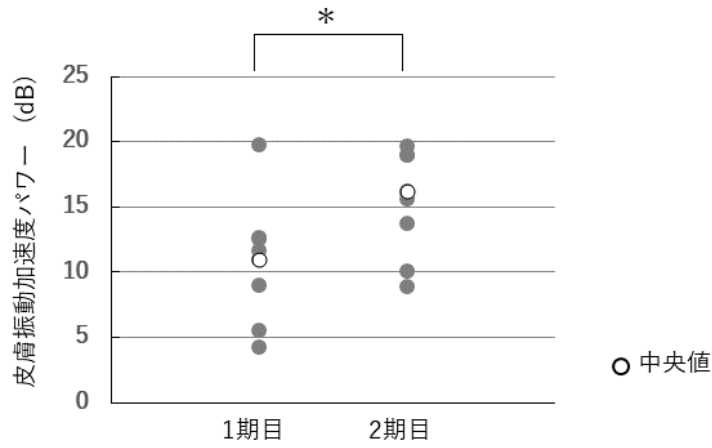


図 3.9: 1 期目と 2 期目の皮膚振動加速度パワーの基準値の比較。Wilcoxon の符号付順位和検定。* $p < 0.05$

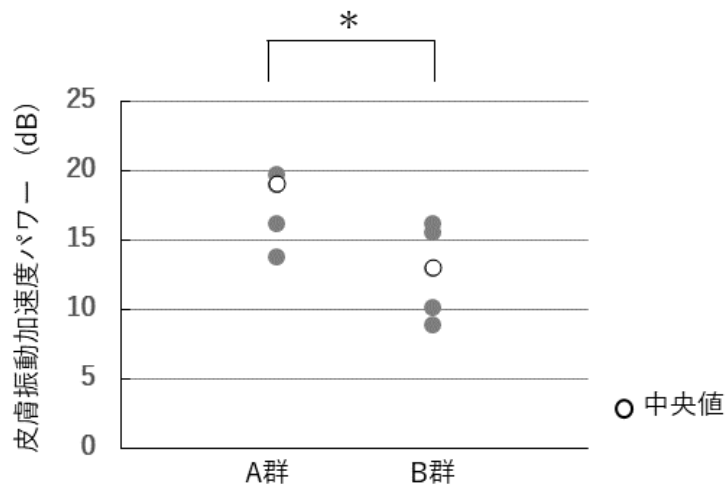


図 3.10: 2 期目の両群の皮膚振動加速度パワーの基準値の比較。Mann-Whitney の U 検定。* $p < 0.05$

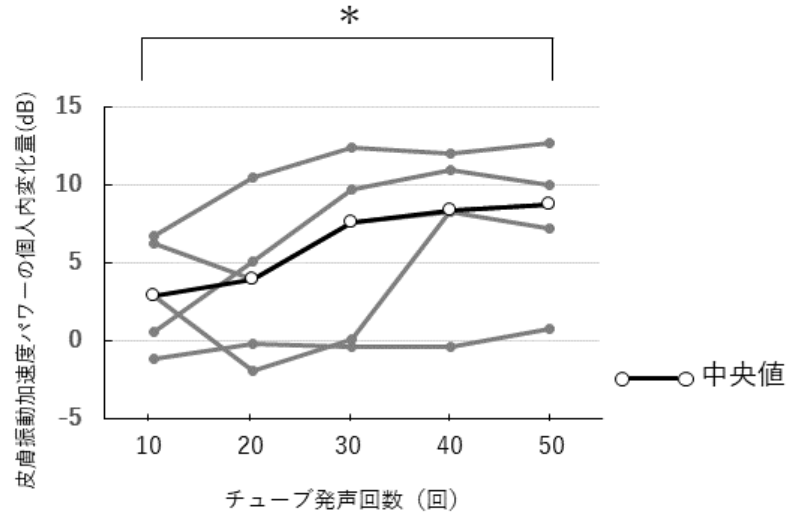


図 3.11: 1 期目の皮膚振動加速度パワーの経時的変化。VFB あり条件 5 例。Friedman 検定。 $p < 0.05$, Tukey 法 $*p < 0.05$

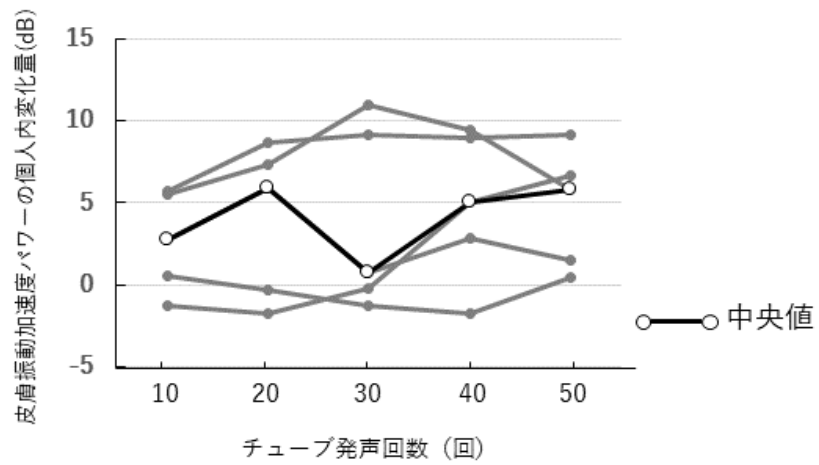


図 3.12: 1 期目の皮膚振動加速度パワーの経時的変化。VFB なし条件 5 例。有意差なし。

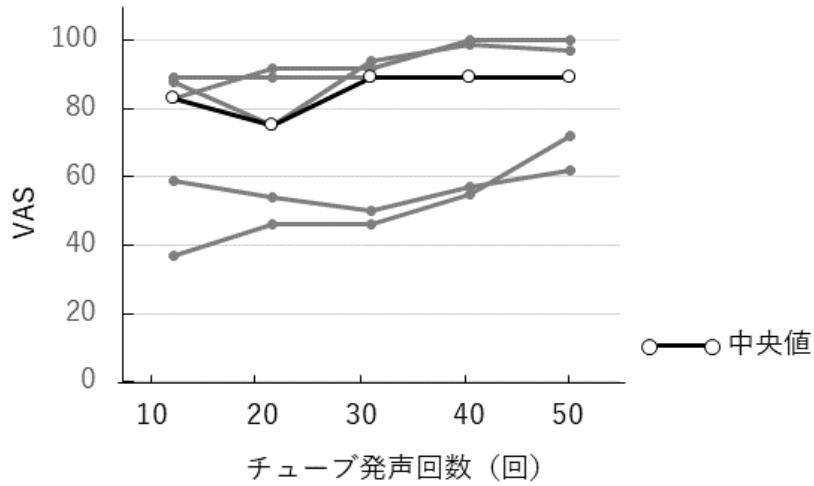


図 3.13: 1 期目の VAS の経時的変化。VFB あり条件 5 例。Freidman 検定。
 $p < 0.05$

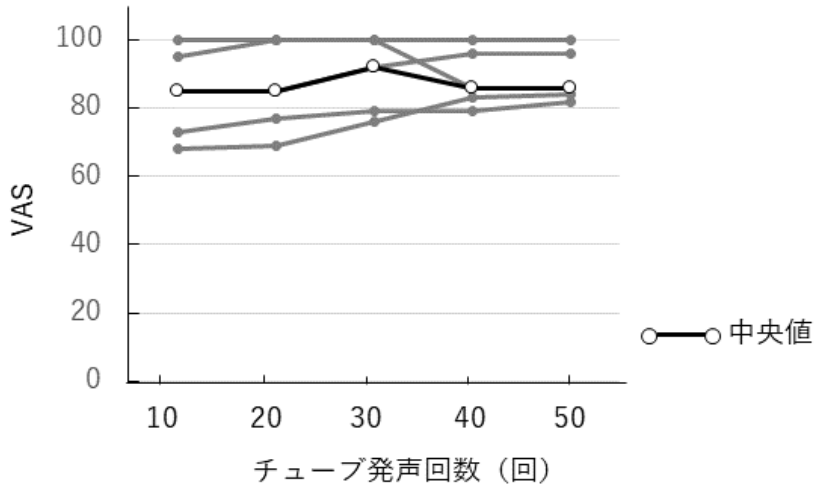


図 3.14: 1 期目の VAS の経時的変化。VFB なし条件 5 例。有意差なし。

3.4.5 考察

本章では、チューブ発声中のフィードバックとなる上口唇皮膚部の皮膚振動（感覚）に着目し、視覚的フィードバックシステムを開発した。上口唇皮膚部の皮膚振動をより大きくすることを意識させたチューブ発声 50 回を、VFB あり条件と VFB なし条件の 2 条件で実施し、各条件で皮膚振動加速度パワーと皮膚振動感覚の経時的变化を検証した。

1 期目の皮膚振動加速度パワーの基準値は A, B の 2 群間で差がなかった。しかしながら、1 期目と 2 期目において、皮膚振動加速度パワーの基準値に差がみられた。つまり、1 期目のチューブ発声訓練による 2 期目への介入効果が消失しているとは言えない結果であった。2 期目の皮膚振動加速度パワーの基準値は、1 期目に視覚的フィードバックを用いた A 群の方が視覚的フィードバックを用いなかった B 群より有意に高値となっていた。1 期目のチューブ発声訓練による介入効果の影響の可能性が伺えたため、各要因での個人内における経時的变化は一期目のみについて検討した。

チューブ発声 10 回ごとの皮膚振動加速度パワーについては、VFB あり条件では経時的变化が有意であった。さらに、チューブ発声 1 回目を基準とした 10 回目、20 回目、30 回目、40 回目、50 回目の皮膚振動加速度パワーの個人内変化量の多重比較では、チューブ発声 10 回目よりも 50 回目の方が有意に高値であった。一方、VFB なし条件では、皮膚振動加速度パワーの経時的变化に有意差はなかった。つまり、チューブ発声 50 回における皮膚振動加速度パワーは、VFB あり条件では有意に増加したが、VFB なし条件では差はなく、視覚的フィードバックの有無によって皮膚振動加速度パワーの経時的变化が異なっていた。Titze [83] は、口腔内圧の高まりに起因する顔面の皮膚振動感覚は、効率のよい発声つまり声門・喉頭上部の調節を反映するものであると述べている。顔面の皮膚振動をより大きくすることがチューブ発声法の効果を促進するとすれば、本研究の視覚的フィードバックシステムは音声障害リハビリテーションのチューブ発声訓練の効果に貢献する可能性が期待できる。

1 期目のチューブ発声 50 回における主観的評価 (VAS) については、VFB あり条件で経時的变化が有意であった。一方、VFB なし条件では有意差がみられなかった。結果的に、VFB あり条件でのみ、実験参加者の主観的評価にも客観的評価にも有意な経時的变化が認められた。視覚的フィードバックが、主観的評価にも影響したと考える。

課題として、実験時の加速度センサの貼り付け方法や位置のずれによる測定結果への影響について検討が必要である。加えて、皮膚振動の振幅増大が音響学的な音声改善に有利となるかについても明らかにする必要がある。

3.5 本章のまとめ

1. 本章では、チューブ発声時の皮膚振動（感覚）に着目し、チューブ発声中の口唇部皮膚振動を加速度センサで計測して振動の大きさを PC 画面上に視覚的にフィードバックするシステムを開発した。
2. 健常者を対象に口唇部振動をより大きくするという目標設定を行い、視覚的フィードバックシステムの効果について検討した。その結果、本章のフィードバックシステムは、従来の主観的感覚による発声訓練時の曖昧さを客観的指標で補う効果があることを示した。

この結果を踏まえ、次章ではフィードバックシステムの低コスト・小型化について検討し、システムの実用化を目指す。

第4章

携帯型視覚的フィードバックシステム 「スマートチューブ」の開発と長期運用 評価

4.1 はじめに

第3章ではチューブ発声中の顔面皮膚振動に着目し、チューブ発声時の口唇部の皮膚振動を加速度センサで計測し、振動の大きさをPC画面上に視覚的にフィードバックするシステムを開発した。本章では、このシステムの実用化を目指して低コストで小型の発声訓練支援システム「スマートチューブ」を開発する。スマートチューブはチューブ発声時のストロー壁面振動の振幅と基本周波数に基づいてリアルタイムに光でフィードバックする。

口唇部の振動を計測するためには加速度センサを直接その部分に貼り付けることが望ましいが、実用的には衛生面への配慮が必要である。そのため、口唇部の振動の代わりにストロー壁面の振動を計測することを考案した。しかしながら、チューブ発声時の口唇部の皮膚振動とストロー壁面振動との関連はこれまで検証されていない。そこで、本章では、4.2節でチューブ発声中の口唇皮膚振動の振幅とストロー壁面振動の振幅の関連性を調べ、ストロー壁面の加速度センサの取り付け位置について検討する。次に、4.3節でスマートチューブシステムを開発し、最後に4.4節でスマートチューブを音声障害患者に貸し出して長期運用評価を実施し、その有用性などについて検証する。

4.2 チューブ発声時の口唇皮膚振動とストロー壁面振動との関連性

4.2.1 方法

実験参加者はチューブ発声未経験の健常者 18 名（男性 10 名，女性 8 名，20～24 歳）である。実験は静かな部屋で実施した。『大学等における新型コロナウイルス感染症への対応ガイドライン』[100] に従って，ドアは開放し，チューブ発声時の呼気が直接実験者に触れないように透明の亚克力板で簡易的な仕切りを設けた。

実験に先立ち実験参加者に口頭と書面で説明を行い，同意を得た。次に，小型の加速度センサ（小野測器 NP-3211）を左上口唇皮膚（3.4 節，図 3.5 参照）とストロー壁面の 2 カ所に化粧用接着剤とサージカルテープを用いて固定した。ストローは 3.4 節と同様に市販のプラスチック製タピオカストロー（内径 1 cm，長さ 21 cm）を使用した。ストロー上の位置により壁面振動が異なる可能性を考えて，加速度センサの貼り付け位置は以下の 2 条件を設定した。

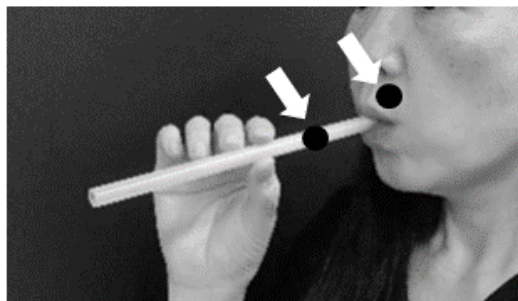
- 条件 A: ストロー口唇側の端から 6 cm（ストロー口唇側，図 4.1a）
- 条件 B: ストロー口唇側の端から 21 cm（ストロー先端側，図 4.1b）

その後，3.4 節の実験時と同様の動画を用いてチューブ発声法の説明を実施した。ストローは図 4.1 に示すように中央部分で支持するよう指示した。チューブ発声の注意点として，ストローをくわえる時に噛みしめないことと，発声時に口唇部から息を漏らさないことを説明した。実験参加者がチューブ発声時の口唇皮膚振動感覚を自覚できたことを確認して以下の発声課題に進んだ。

発声課題は以下の 3 つで，それぞれ 2 回ずつ実施させた。

- (1) 楽な高さ大きさのチューブ発声を 5 秒
- (2) 口唇の皮膚振動感覚が弱いチューブ発声を 5 秒
- (3) 口唇の皮膚振動感覚が強いチューブ発声を 5 秒

皮膚振動感覚の強弱については，発声課題（1）の口唇の皮膚振動感覚の強さを 50 として，課題（2）では 20 くらい，課題（3）では 80 くらいの強さを意識させた。発声課題は，実験実施者が口頭で指示すると同時に PC 画面上にも表示した。順序効果を相殺するため，参加者 9 例は条件 A，条件 B の順で，他の参加者 9 例は条件 B，条件 A の順で課題を施行した。以上より，1 条件当たり 108 回分（=18 例×3 つの発声課題×2 回）の加速度データを得た。加速度センサの出力はアンプ（小野測器 SR-2210）で増幅され，オーディオインターフェース（Roland UA-101）を経て PC に送られる。そして，DTW ソフト（PreSonus Studio One，ver. 4.5.4.5406 7）を用いて標本化周波数 48 kHz，量子化ビット数 24 bit にて WAV 形式で保存した。分析には得られた各データの定常部分 1 秒間を用いた。上記の実験手続きは，姫路獨



(a) 条件 A



(b) 条件 B

図 4.1: 条件 A と B の加速度センサの位置

協大学生命倫理委員会審査（姫獨生 19-21）および甲南大学におけるヒトを対象とした研究審査（受付番号 19-13）において承認を得ている。

4.2.2 結果

計測データは、各参加者の発声課題（2）の平均振幅を基準（0 dB）にして課題（1）～（3）の振動振幅を相対値で示す。なお、測定値が発声課題（2）の平均振幅より小さかった場合は、相対値は負の値で示される。

条件 A, B における口唇皮膚とストロー壁面の振動振幅の関連性について図 4.2, 図 4.3 に示す。各図の横軸は口唇皮膚振動の相対振幅を、縦軸はストロー壁面振動の相対振幅を表している。

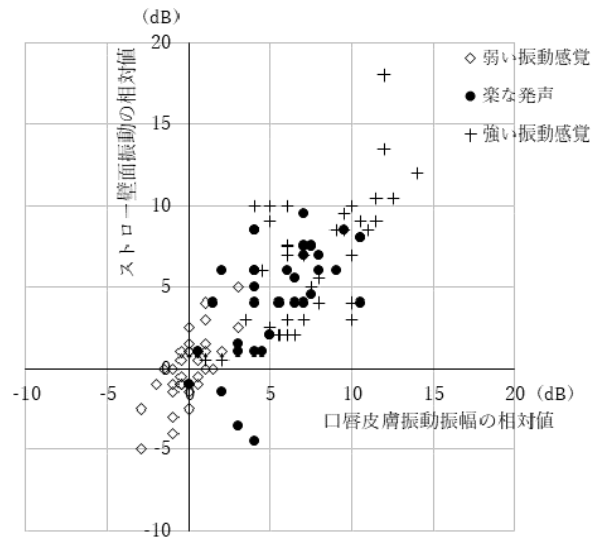


図 4.2: 条件 A の口唇皮膚とストロー壁面の振動振幅

●: 課題 (1), ◇: 課題 (2), +: 課題 (3)

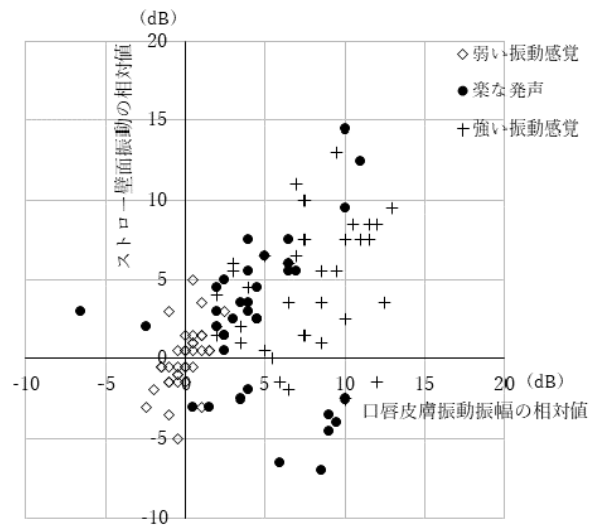


図 4.3: 条件 B の口唇皮膚とストロー壁面の振動振幅

●: 課題 (1), ◇: 課題 (2), +: 課題 (3)

両者の相関関係を線形混合モデル [101] により分析した。統計解析ツール R [102] の lmerTest パッケージ [103] を使用し、ストローの壁面振動 v_{tube} を固定効果 (fixed effect)、実験参加者を変量効果 (random effect) として皮膚振動 v_{skin} を推定するモデルを条件 A, B に対して作成した。その結果、条件 A のモデルとして

$$v_{skin} = 0.8114v_{tube} + 1.3161$$

が得られ、条件 B のモデルとして

$$v_{skin} = 0.3727v_{tube} + 2.0526$$

が得られた。条件 A の v_{tube} に関する t 値は 9.422 ($p < 0.001$)、条件 B の v_{tube} に関する t 値は 1.747 ($p = 0.108$) であった。これは、前者では v_{tube} が v_{skin} の推定に有意な変数であるが、後者ではそうではないことを意味している。

4.2.3 考察

スマートチューブの加速度センサの取り付け位置を検討するために、加速度センサの位置を 2 条件で設定し、3 つの発声課題によるチューブ発声中の口唇皮膚振動とストロー壁面振動を測定して両者の相関関係を線形混合モデルにより分析した。その結果、ストロー口唇側 (条件 A) の壁面振動は皮膚振動と有意に相関するが、ストロー先端側 (条件 B) の壁面振動は相関を持たないことがわかった。したがって、スマートチューブの加速度センサは、条件 A のストロー口唇側に取り付けすることに決定した。

条件 B の結果は、ストローの先端に向かうほど音のエネルギーが減衰することに起因すると考えられる。加えて、条件 B ではストロー中央部を指で抑えることによる影響も少なくないと推測される。

4.3 スマートチューブの開発

4.3.1 スマートチューブの構成と機能

スマートチューブは、チューブ発声中のストロー壁面振動の振幅と基本周波数を LED の発光によりフィードバックするシステムである。スマートチューブ使用時に LED が発光している様子を図 4.4 に示す。ストロー壁面振動の振幅や基本周波数の変化に応じて LED の発光数や色がリアルタイムに変化する。

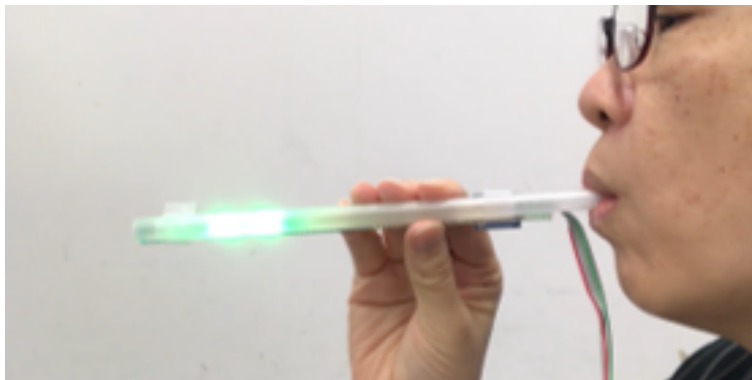


図 4.4: スマートチューブ使用時の様子

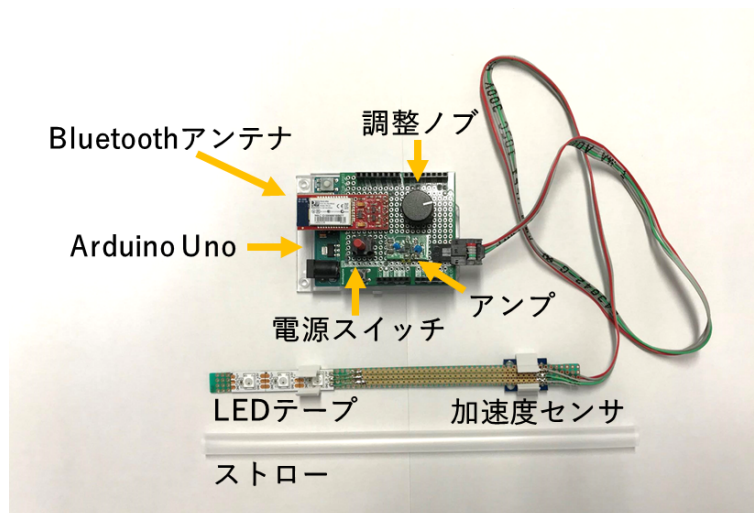


図 4.5: スマートチューブのハードウェア構成

スマートチューブは、図 4.5 に示すように加速度センサ、アンプ、マイコンボード (Arduino Uno)、LED テープ等により構成されている。ストローは、3.4.3 節および 4.2.1 節と同様の内径 1 cm、長さ 21 cm の市販のタピオカストローを使用する。ストロー壁面振動を測定する加速度センサは、4.2.1 節の実験結果を踏まえてストロー口唇側の位置に配置し、LED テープとともに薄型基板上に実装した。LED テープにはフルカラーで点灯できる LED 3 個が備わっている。この基板を 3D プリンタで作製した樹脂製のクリップで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 4.4)。ストローは図 4.6 に示すように、衛生面に配慮してクリップに通すだけで簡単に交換できるようになっている。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、マイコンボードへの電源供給は USB ケーブル経由で行う。

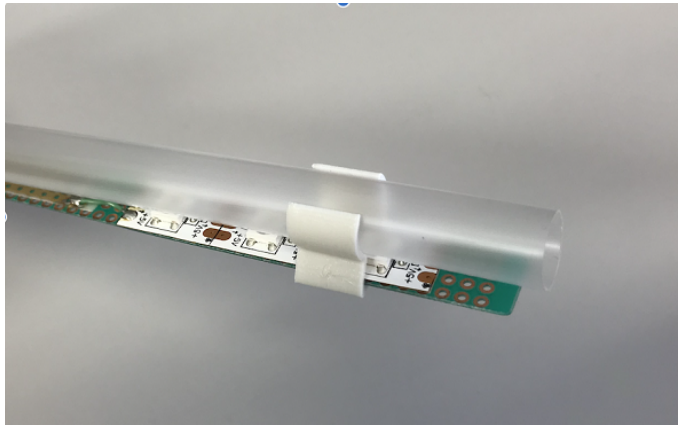


図 4.6: クリップにストローを通してしている様子

ストロー壁面の振動は、加速度センサ（Analog Devices, ADXL 335 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、Arduino に入力する。Arduino では、アンプの出力を標本化周波数 8.9 kHz, 量子化 10 bit 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 のハイパスフィルタを施した。Arduino の制御は Arduino IDE 上にて開発したプログラムにて行った。



図 4.7: 振幅モードの LED の点灯パターン。Level 1～3 は緑色, Level 4 は黄色, Level 5 は赤色で発光する。発声中のストロー壁面振動の振幅が大きくなるにしたがって点灯数や色が変わる。

Lightning pattern	■	■	■	■	■	■	■
Musical scale	C	D	E	F	G	A	B
	ド	レ	ミ	ファ	ソ	ラ	シ

図 4.8: 振幅&ピッチモードの LED 発光色と音名の対応

LEDの点灯パターンは、約72msのフレームサイズで計算された加速度信号の振幅と基本周波数に応じてリアルタイムに制御される。スマートチューブには振幅モードと振幅&ピッチモードの2つのモードがある。給電後、電源スイッチを1度押すと即座に振幅モードが起動し、図4.5の電源スイッチをもう一度長押しすると振幅&ピッチモードに切り替わる。

振幅モードでは、0.1秒ごとに振幅の平均値を求め、その値に基づいてLEDの点灯数と色で5つのパターンで変化させる。図4.7に示すように加速度センサから得られた信号の振幅が小さい場合は緑色のLEDが1つ点灯し(Level 1)、振幅が大きくなるにしたがって点灯数が増える(Level 2, 3)。さらに振幅が大きくなると黄色(Level 4)や赤色(Level 5)のLEDが点灯する。また、振幅が小さすぎる場合は全てのLEDが消灯する。利用者による振動の大きさの差に対応するため、アンプのゲインを調整ノブで変更できるようにしている。

振幅&ピッチモードは、発声中のストロー壁面振動の振幅と基本周波数の2つの情報を可視化する。基本周波数検出のアルゴリズムには、web上で公開されている資料[104]を参考にした。加速度センサの出力をアンプにて増幅しArduinoの標準関数`analogRead()`でアナログ・デジタル変換すると変換速度が遅いため、`analogRead()`関数で求めたデジタル値では波形があらわれない。そのため、このアルゴリズムでは、アナログ・デジタル変換速度を8倍にする処理を行って波形を求めている。得られた波形を正弦波と仮定し、波の立ち上がりエッジを検出して周期を求め、周波数を判定する。

振幅&ピッチモードのストロー壁面振動の振幅変化はLEDの点灯数で表される。振動振幅が小さい場合はLEDが1つ、中程度の振幅では2つ、さらに振幅が大きくなると3つ点灯する。それ以上振幅が大きい場合はすべてのLEDが点滅する。振幅が小さすぎる場合は全てのLEDが消灯する。ストロー壁面振動の基本周波数の変化はLEDの発光色で表される。図4.8に示すように音名に対して特定の色が割り当てられている。たとえば、赤色と橙色の点灯はそれぞれ音名のC(ド)とD(レ)を表す。振幅モードは音声の強弱を変化させる発声訓練で、振幅&ピッチモードは声の高さを変化させる発声訓練を行う時に活用することができる。スマートチューブの発光によるフィードバックにより、言語聴覚士も患者も発声の状態をリアルタイムにモニターできる。

なお、システムの貸し出しを行うためにスマートチューブのマイコンボードの部分を覆うケースを3Dプリンタで作製し、ユーザが携行しやすいようにした。貸し出し用のスマートチューブ一式を図4.9に示す。スマートチューブのケースの上面から、電源スイッチとアンプゲインを調整する調整ノブが操作できるようになっている。ケースの側面は、加速度センサと、LEDテープを実装した基板からのケーブル、さらに電源供給のためのUSBケーブルが差し込めるようになっている。

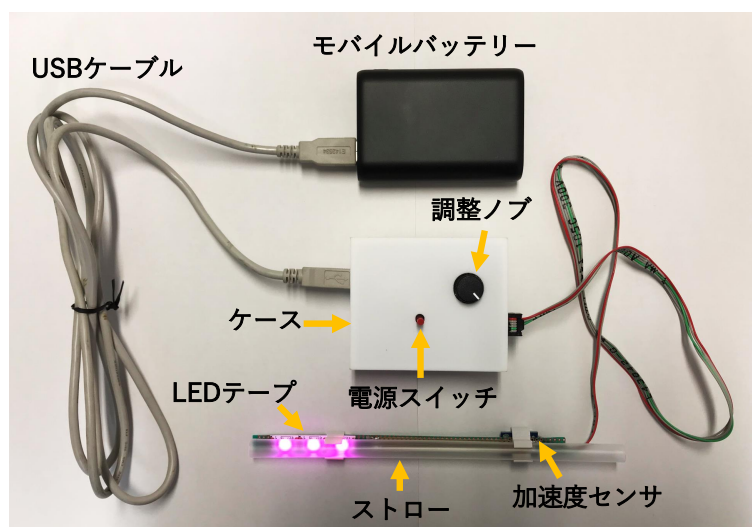


図 4.9: 貸し出し用スマートチューブ。加速度センサ、LED、ケースに収められたマイコンボード、電源供給用のモバイルバッテリー・USB ケーブル、ストローで構成される。

4.4 スマートチューブの長期運用評価

4.4.1 目的

運用評価では、研究協力者にスマートチューブを3ヶ月間貸し出して、言語聴覚士の指導のもとスマートチューブによるチューブ発声訓練を自宅で毎日実施してもらい、スマートチューブの使用感、有用性、満足度などについて検討する。

4.4.2 方法

研究協力者は、「高い声が出ない」という主訴で医療機関を受診し両側声帯癬痕と両側微小声帯結節の診断を受けた幼稚園教諭の20歳代女性である。主訴の主原因は声帯癬痕と推察され音声治療を勧められるも、遠方かつ新型コロナウイルス感染症拡大により定期的な通院が難しい状況であった。そこで、医療機関からの紹介と情報提供のもと、口頭と書面にて説明と同意の手続きを行い、書面による同意を得たのち、研究協力者として参加することとなった。本研究は姫路獨協大学生命倫理委員会審査(姫獨生 19-21)、および姫路獨協大学医療保健学部言語聴覚療法学科の教育・研究活動プログラムの一環として承認を得ている。

研究協力者へのチューブ発声とスマートチューブの使用方法の説明、および運用評価前後の音声評価は対面で実施した。まず、チューブ発声法の説明を行い研究協力者がチューブ発声中に口唇部の振動感覚を自覚できていることを確認した。次にスマートチューブのデモンストレーションと、スマートチューブの電源オン・オフの手順、発光パターン、調整ノブによる感度調整、ストローの交換手順について説明した。

音声評価は運用評価前後で母音/a:/の音響分析（周期のゆらぎ：PPQ，振幅のゆらぎ：APQ，非調波成分と調波成分のパワー比：NHR）*1，声の高さの検査（話声位，声域上限・下限，声域）*2，最長発声持続時間*3および発声時呼気流率*4の測定を実施した。音声はCSL-4500（KayPENTAX）で収録し，音響分析ソフトウェアはMulti-Dimensional Voice Program（MDVP, KayPENTAX）を使用した。発声時呼気流率は発声機能検査装置PA-1000（ミナト医科学）で測定した。対面での説明および音声評価は『大学等における新型コロナウイルス感染症への対応ガイドライン』[100]に従い静かな部屋でドアを開放して実施した。

運用期間は，2020年9月から12月までの3ヶ月間を予定した。運用期間1ヶ月目はスマートチューブの振幅モードを使用して持続発声訓練，音階上昇・下降訓練，声の大きさの調節の訓練を実施した。運用2ヶ月目はスマートチューブの振幅&ピッチモードを使用して持続発声訓練，音階上昇・下降訓練を継続し，さらに音名F4～B4の音階訓練を重点的に実施した。3ヶ月目はチューブ発声による持続発声訓練と音階上昇・下降訓練に加えて，発話訓練などを実施した。

*1 音響分析は音声の音響パラメータを数値的に表すもので，音声障害の程度を客観的，定量的に評価する方法である。持続発声時の声の周期や最大振幅のゆらぎを数値で表したものが代表的で，周期のゆらぎとしてはPPQ（period perturbation quotient）やjitterが，振幅のゆらぎとしてはAPQ（amplitude perturbation quotient）やshimmerがある。これらの値が大きくなると病的音声（例えばガラガラ声など）の印象が強くなる。また，病的音声が高度的になると音声の中の雑音成分が増加し，調波成分が減少する。これらの雑音成分の割合を表す指標の一つとして，非調波成分と調波成分のパワー比NHR（noise to harmonics ratio）がある。病的音声の程度が強いほどその値は大きくなる[1][27][105][106]。

*2 話声位とは日常会話における声の高さをいう。声域とは低音から高音までの，対象者が出せる声の高さの範囲をいう[27]。

*3 発声時の両声帯閉鎖の状態を簡便に知る検査法で，被験者に最大吸気をさせた後，自然な話声位でできるだけ一定の強さで「アー」と可能な限り長く持続発声を行わせ，その持続時間を測定する[27][105]。

*4 発声時に両声帯の間を通過する気流量を，持続発声をさせて測定する[27][105]。



図 4.10: ストロー先端のアタッチメント

声の高さの例示にはスマートフォンの鍵盤アプリを使用した。自主訓練時の目標は、「緑のライトが2~3つくらい」「青色（ラの音）が光るように」などと発光パターンで伝えた。また、運用2ヶ月目以降は、ストロー先端にストロー内径を2.5 mm程度に狭めるアタッチメント（図4.10）を装着して実施した。これは、地声から裏声へ移行するF4~B4（349~493 Hz）の音域の音階訓練を行うにあたり、ストローの内径を小さくした方がより滑らかに起声^{*5}できていたためである。この対応はTitze [76]による「SOVTによる声帯音源と声門上の相互作用は声帯上部が下部よりも振動により関わり、中声区^{*6}を促進する。声道の狭窄部分を小さくする方がその作用が高まる。」という理論的説明から肯定できる。Titze [89]は理論的には内径3 mm以下であればストローの長さは問題にならないことを説明している。内径が太いストロー（6 mm以上）では、遠位端をさらに狭窄させるか水中に沈めないと中声区を促進する気道圧が得られないとしている。

運用期間中は、1回30分程度のWeb会議システム（Zoom）による遠隔ミーティングを週に一度の頻度で実施し、言語聴覚士が研究協力者の自主訓練の様子確認と、必要に応じて指導・助言を行った。また、1日あたりの自主訓練時間、スマートチューブの使用状況、自主訓練時の発声の変化などを調べるために、自主訓練実施の都度、Google Formsによるアンケートを提出させた。運用終了時にはスマートチューブの使用感、有用性、満足度に関する記述式アンケートを実施した。

*5 声帯振動が開始することをいう [33]。

*6 地声と裏声の移行部分の声区 [24][25]。

4.4.3 結果

運用期間は102日間で、遠隔ミーティングの実施回数は13回、自主訓練に関するアンケート（Google Forms）の提出回数は90回であった。自主訓練の実施時間は1日あたり5～10分が1回、10～20分が89回であった。「スマートチューブを使用しましたか」という質問に対して「使用した」の回答が100%であり、スマートチューブは自主訓練時にいつも使用されていた。「自主訓練で困ったことはありませんか」という質問に対して、全て「なし」と回答されており、スマートチューブの安定した動作が確認できた。

自主訓練に関するアンケート回答を表4.1に示す。振幅モードを使用した1ヶ月目では声の大きさに関する記述が6回みられた。「緑のライトが点灯するくらいに音量を調節できた」というように、スマートチューブの発光の様子に基づいて自主訓練結果が記述されていた。声の高さに関する記述は16回みられ、例えば「高い音が出しやすかった（出にくかった）」というように定性的な「高い」「低い」で表された記述が多かった。振幅&ピッチモードを使用した2ヶ月目は声の大きさに関する記述が1回のみであった。声の高さに関する記述は22回みられ、例えば「高いソからラの切り替えが難しい」というように、具体的な音名を示して自主訓練結果が回答されていた。3ヶ月目は声の大きさに関する記述は1回で、声の高さに関する記述は12回であった。

Zoomによる遠隔ミーティングは、研究協力者と言語聴覚士がそれぞれスマートチューブを使用し、進められた。言語聴覚士はWebカメラ越しにスマートチューブで手本を見せるなどして指導し、研究協力者はそれを見てスマートチューブで声の大きさや高さを変える発声を行った。このようにチューブ発声中の音声情報に加えて視覚的情報を共有しながらやり取りが進められた。また、言語聴覚士が研究協力者に自主訓練時の様子を問うと、「LEDの色や点灯数を見ることで声の調子が実感できてわかりやすい」というコメントが返ってきた。このようにスマートチューブの視覚的フィードバックは声の調子をモニターするツールとしても役立てられていた。

表 4.1: 自主訓練に関するアンケート回答

自主訓練期間	声の大きさに関する回答例	声の高さに関する回答例
1ヶ月目 (31日間)	<ul style="list-style-type: none"> ● 緑のライトが1~2つくらいしか点かなかった ● 緑のライトが点灯するくらいに調節できた ● 緑, 黄色のライトが光るくらいまでに調節できた 	<ul style="list-style-type: none"> ● 楽な発声をする際に前より高い音がでた ● 高い音を出す際少しだけ緑のライトが点いた ● 高い音がかすれて出にくい ● 高い音がだしやすかった
2ヶ月目 (35日間)	<ul style="list-style-type: none"> ● 小さい声も楽にだすことができた 	<ul style="list-style-type: none"> ● 高いファがでにくくライトが光らなかった ● 高いソまで地声ででた ● 高いラの音を裏声で出すとライトが光った ● 気を抜けば低いシの音で声が裏返る ● 高いソからラの切り替えが難しい
3ヶ月目 (34日間)	<ul style="list-style-type: none"> ● 裏声になると小さい声になる 	<ul style="list-style-type: none"> ● 低いシの音が裏返る ● 持続発声のラの音の裏返る頻度が多い ● 高いラの音がいつもより長く続けられた ● 高い声がしやすい

表 4.2: 音声評価結果

項目	運用開始時	運用終了時
PPQ (%)	0.170	0.195
APQ (%)	2.439	2.012
NHR	0.135	0.135
話声位 (Hz)	198	212
声域上限 (Hz)	466	1311
声域下限 (Hz)	122	123
声域 (st)	23	41
最長発声持続時間 (sec)	18	28
発声時呼気流率* (ml/s)	190	159
周波数* (Hz)	178	211
声の強さ* (dB)	87	81

*PA-1000 による測定項目

表 4.3: 運用終了時のアンケート回答

質問	回答
使用感	<ul style="list-style-type: none"> • (使い方は) すぐに理解できた • (操作は) 簡単だった
有用性	<ul style="list-style-type: none"> • (大きな声を出しすぎていないかなど) 声量を確認する時に役立った • 声の高さを知りたい時に役立った • 地声から裏声に切りかわる声の高さを確かめるため使用することが多かった • 目に見えてわかるのが明確で安心して自信を持てた

運用評価前後の音声評価結果を表 4.2 に示す。運用前後の音響分析ので PPQ, APQ は正常範囲, NHR は不変でわずかに異常値を示していた [106]。話声位は 198 Hz から 212 Hz に若干上昇し, 女性の平均的話声位に近づいていた [27]。また, 声域上限が 466 Hz から 1311 Hz に拡大し, 声域は正常範囲に改善した。最長発声持続時間は延長した。発声時呼気流率は運用前後で低下を認めたが正常範囲であった。声の強さは, 87 dB から 81 dB に低下 (改善) したものの, まだ強い傾向にあった。以上より, 運用開始時の音声評価で異常値を示していた声の高さと大きさについて, 運用終了時に改善が認められた。運用終了時における対象者の自覚的評価は「声の高さが全体的に少し高くなった。週末の喉の疲労が減った。」であった。

運用終了時のアンケートの回答内容を表 4.3 に示す。アンケートの結果からシステムの使用感と有用性について良好な回答が得られ, 視覚的フィードバックが自主訓練の結果や達成の程度を知る道具として役立てられていた。「スマートチューブを使い続けたいと思うか」という質問に対して「思う」と肯定的な回答が得られた。

4.4.4 考察

スマートチューブを音声障害のある研究協力者1名に貸し出して、約3ヶ月の運用評価を実施した。その結果、スマートチューブの安定した動作が確認できた。研究協力者はLEDの発光による視覚的フィードバックをスムーズに受け入れ、全期間にわたりスマートチューブを使用していた。システムが小型であること、システムが即時に起動すること、発光パターンが単純でわかりやすいこと、ストロー交換が簡便であることなどの簡易性と利便性が、スマートチューブの継続的な使用に繋がったのではないかと考えられる。

ストロー壁面振動の振幅と基本周波数に基づいたスマートチューブの視覚的フィードバックは、発声訓練の目標を明確にし、自主訓練中の達成度を判断する一助となっていた。また、研究協力者と言語聴覚士が別々の環境にいる遠隔指導の場合でも、スマートチューブによって発声訓練に関する情報共有がし易くなっていた。音声障害患者と言語聴覚士との間で共通の理解を持つことは治療時の協力や信頼をより促進する[38]。スマートチューブの視覚的フィードバックは、発声中の振動の程度を感覚的に捉える曖昧さを補い、発声訓練および患者と言語聴覚士のコミュニケーションを促進する有用性がある。また、遠隔指導に活用できたことから、音声障害リハビリテーションのe-Healthシステムとして機能することが考えられる。

運用評価の満足度の側面については、スマートチューブの使用状況と運用終了時のアンケート結果からある程度の高い評価が得られた。van Leer & Connor[7]は、患者が自宅で望ましい発声を再現し、その正確性を一人で判断することに困難さを感じていたことを報告している。そして、患者が自主訓練時の自分の発声に自信が持てないことは自主訓練の障壁になると述べている[7]。運用終了時のアンケートで研究協力者は「スマートチューブを使い続けたい」と回答していた。その理由は、「目に見えてわかるので明確で安心して自信を持てるから」ということであった。「自分はその行動をうまくやることができる」という自信（自己効力感）があると、ない場合に比べてその行動をとる可能性が高くなると考えられている[107]。そして、患者が早い治療時期に治療効果を実感できることが自己効力感の強化につながると考えられている[7][54]。スマートチューブは、患者が自主訓練の成果を実感し自信を持ちながら訓練することを支援できるシステムである。

以上より、スマートチューブの簡便な使用感と、訓練目標や達成度を明確にして患者と言語聴覚士とのコミュニケーションを促進する支援システムとしての有用性が確認できた。これらはチューブ発声訓練中の患者の心理面に良い影響をもたらす、訓練の継続性に寄与する可能性がある。但し、実際にはZoomによる遠隔指導やGoogle Formsによる毎回のアンケート調査などによる言語聴覚士のフィードバックの方が自主訓練の向上につながった可能性も考えられる。そのため、対象者数を増やしてスマートチューブの効果や適応についてさらに検証していく必要がある。

4.5 本章のまとめ

1. ストロー壁面振動の振幅と基本周波数を光でフィードバックする小型の発声訓練支援システム「スマートチューブ」の開発と長期運用評価を実施した。
2. 研究協力者1名の結果ではあるが、スマートチューブは対象者が自宅で使用できるものであり、チューブ発声訓練の（遠隔）指導、自主訓練の達成程度の判断、訓練に対する心理面の支援に有用であった。
3. スマートチューブの視覚的フィードバックは目に見えない主観的感覚の曖昧さを定量的指標で補い、適切な発声訓練の実施、および患者と言語聴覚士とのコミュニケーションに寄与する可能性がある。

第5章

スマートチューブの臨床的有用性に関する検討

5.1 はじめに

第4章では、チューブ発声時の口唇部振動をLEDの発光パターンで視覚的にフィードバックするスマートチューブを開発し、長期運用評価でその有用性を示した。本章では、医療機関を受診している音声障害患者のリハビリテーションにスマートチューブを導入し、その臨床的有用性について検討する。

5.2 方法

対象は、神戸市立医療センター中央市民病院耳鼻咽喉科でチューブ発声による音声障害リハビリテーションを実施した音声障害患者3例である。リハビリテーションは医療機関の言語聴覚療法室（防音室）で、対面形式で実施された。スマートチューブを使用したリハビリテーションを行うにあたり、音声障害患者の担当言語聴覚士が患者（および保護者）に口頭と書面で説明を行い、書面にて同意を得た。

手続き

リハビリテーションの流れと評価の手続きの計画を以下に示す。

1. 説明と同意
2. 問診
3. 音声評価
4. チューブ発声指導 (15分程度)
5. 音声評価とアンケート

6. スマートチューブを用いたチューブ発声指導（15 分程度）
7. 音声評価とアンケート
8. 自宅での自主訓練方法の指導

自主訓練にスマートチューブを使用する場合は、以下の手続きを加える。

9. スマートチューブの使用方法説明
10. スマートチューブの貸し出し（第 4 章，図 4.9 と同様）
11. 次のリハビリテーション来院日までの期間は，自宅でスマートチューブを使用した自主訓練を実施（発声訓練回数・頻度は患者の病態に合わせて言語聴覚士が指導）
12. リハビリテーション来院時に問診と音声評価，アンケートを実施

上記手続きの問診では，声の調子，生活上の声の変化，自主訓練の進み具合などを聴取する。音声評価では，声の聴覚心理的評価，音響分析，空気力学的検査などを実施する。なお，音声評価時の音声は CSL-4500 (KayPENTAX) で収録し，音響分析ソフトウェアは Multi-Dimensional Voice Program (MDVP, KayPENTAX) で分析した。発声時呼気流量率は発声機能検査装置 PS-3000 (永島医科器械) で測定した。

アンケートの内容を表 5.1 と表 5.2 に示す。表 5.1 のアンケートは，リハビリテーション対面指導場面で使用する。問 1 は指導された発声方法に対する理解の程度を，問 2 と問 3 は発声の正否の認知の程度を問う。問 4 と問 5 は訓練に対する意欲や期待の程度を問う。さらに，問 6 はスマートチューブの発光による視覚的フィードバックの印象を，問 7 はスマートチューブへの関心・興味の程度を問う。表 5.2 のアンケートは，自主訓練後に使用する。問 11 は指導された発声課題の想起のし易さを，問 12 と問 13 は発声の正否の認知の程度を問う。問 14 は自主訓練に対する満足度を，問 15 は自主訓練の難易度に対する認識について問う。加えて，問 16 はスマートチューブの使用頻度，問 17 はスマートチューブの視覚的フィードバックの明確さ，問 18 はスマートチューブに対する満足度の程度を問う。

チューブ発声指導直後のアンケート（手続き 5）では表 5.1 の問 1～5 の回答を，スマートチューブを用いた発声指導直後のアンケート（手続き 7）では表 5.1 の問 1～7 の回答を求めた。さらに，自主訓練に関するアンケートは，スマートチューブを使用しないチューブ発声の自主訓練に対しては表 5.2 の問 11～15 を，スマートチューブを使用した自主訓練に対しては表 5.2 に示すすべての質問項目（問 11～18）の回答を求めた。

以上の手続きは，姫路獨協大学生命倫理委員会審査（姫獨生 22-17）で承認を得ている。上記の手続きは，リハビリテーション進捗状況に応じて，適宜，言語聴覚士によって調節された。そのため，実際の手続きには，症例によって異なる部分が若干ある。

表 5.1: リハビリテーション対面指導時アンケート項目一覧

問	内容	評定 ^a
1	先生（言語聴覚士）が言う良い声の出し方がよくわかった	1～5
2	先生（言語聴覚士）が言うとおりに声の練習ができた	1～5
3	良くない声の出し方がわかった	1～5
4	もっとたくさん声の練習をしてみたい	1～5
5	家でも正しく練習できそうだ	1～5
6	光ると楽しい ^b	1～5
7	家でも光るシステムを使ってみたい ^b	1～5

^a 1: 全くあてはまらない, 2: 少しある, 3: ときどきある, 4: よくある, 5: とてもよくあてはまる

^b 問 6, 問 7 はスマートチューブを使用した時に回答を求めた。

表 5.2: 自主訓練後アンケート項目一覧

問	内容	評定 ^a
11	先生（言語聴覚士）が言った声の練習の仕方をはっきりと思い出せた	1～5
12	先生（言語聴覚士）が言うとおりに声の練習ができた	1～5
13	良くない声の出し方がわかった	1～5
14	十分に練習できた	1～5
15	声の練習は簡単だ	1～5
16	機器を使って練習した ^b	1～5
17	光るシステムはわかりやすい ^b	1～5
18	これからも光るシステムを使ってみたい ^b	1～5

^a 1: 全くあてはまらない, 2: 少しある, 3: ときどきある, 4: よくある, 5: とてもよくあてはまる

^b 問 16, 問 17, 問 18 はスマートチューブを使用した時に回答を求めた。

5.3 結果

音声障害患者 3 例の経過と音声評価結果、アンケート結果、および言語聴覚士のコメントを示す。

5.3.1 症例 A

症例 A は、10 歳代の男性である。医学的診断名は機能性発声障害で、中学生のころから声が出ないと自覚していた。学童期に発達障害の診断を受けている。学校生活や受験、就職活動による精神的ストレスにより発声障害が重症化した。障害者枠での就職を控えた時期であり、「声がかすれて、話していると息が切れる。声が途中で消えて聞き取ってもらえない。」という主訴で家族とともに受診をされた。

喉頭所見には器質的異常はなく、機能性発声障害であるが、発声によって喉頭筋の過緊張と低緊張の要素が混在していた。試験的な発声訓練を行った結果、良好な発声を得られたチューブ発声による発声訓練を実施することとなった。本症例のリハビリテーションの手続きと経過を以下に示す。

1. リハビリテーション
 - (a) 問診
 - (b) 音声評価
 - (c) チューブ発声指導
 - (d) チューブ発声による自主訓練
2. リハビリテーション（約 2 週間後）
 - (a) 説明と同意
 - (b) 問診
 - (c) 音声評価とアンケート
 - (d) チューブ発声指導
 - (e) 音声評価とアンケート
 - (f) スマートチューブを用いたチューブ発声指導
 - (g) 音声評価とアンケート
 - (h) 自主訓練方法の指導、スマートチューブの使用法説明
 - (i) スマートチューブによる自主訓練
3. リハビリテーション（約 2 週間後）
 - (a) 問診、アンケート
 - (b) スマートチューブ回収

スマートチューブは、対面指導と、約2週間の自主訓練に使用された。手続き1(c)の指導では、チューブ発声時の顔面部振動感覚は患者によって理解されていた。手続き2(f)の指導の際、スマートチューブの使用について問題はみられなかった。手続き2(h)のスマートチューブによる発声訓練で意識することとして、言語聴覚士は「スマートチューブの発光の点灯数を変えずにキープすること」を指導した。なぜなら、本症例は、声の聴覚的なフィードバックやチューブ発声時の振動感覚だけでは持続発声時の声が安定しない傾向にあったためである。

手続き3(a)では、スマートチューブを自主訓練で使用した時の様子と声の症状について確認した。患者から聴取された内容を以下に示す。

- スマートチューブを使用して毎日練習した。
- 光ることで分かり易いし、自信につながったと感じる。(ストローだけの時と比べても) 正しく練習できているという安心感があった。
- 練習をするうちに声が普通に出せるようになった。
- 長文を話しても息が切れなくなった。
- 発話を聞き返されることもなくなった。

このように、自宅でもスマートチューブは使用され、音声の自覚症状の改善も得られた。

症例Aのリハビリテーション指導前、自主訓練後、再来院時のチューブ発声指導後、さらにスマートチューブ使用後の音声評価結果を表5.3に示す。手続き1(b)のリハビリテーション前のAPQは異常値(7.268%)を示していたが、その後の自主訓練後には4.211%まで低下し、再来院時のリハビリテーションのチューブ発声指導後には正常範囲にまで改善していた。それは、スマートチューブ使用後も維持されていた。声の強さはリハビリテーション前が62dBであったのに対して、再来院時のリハビリテーションのチューブ発声指導後およびスマートチューブ使用後には70dBを超えるまで改善していた。発声時呼気流率は、初診時が66ml/sであったが、やや高い声で呼気量を増大させるチューブ発声指導により、472ml/sまで増加した。

アンケート結果を表5.4と表5.5に示す。リハビリテーション対面指導時において、指導された発声方法の理解(問1)、発声の正否の認知の程度(問2, 問3)、訓練に対する意欲や期待の程度(問4, 問5)の評定値は、スマートチューブの有無にかかわらず高かった。また、スマートチューブの視覚的フィードバックに対する印象も良好であった(問6, 7)。自主訓練において、スマートチューブを使用しないチューブ発声では指導された発声課題の想起のし易さ(問11)と、発声の正否の認知の程度(問12)の評定値が4であったが、スマートチューブの評定値はいずれも5に上昇した。スマートチューブの使用頻度(問16)、明確さ(問17)、満足度(問18)に関しては、いずれも高い評価が得られた。

表 5.3: 症例 A の音声評価

項目	リハビリテーション		リハビリテーション	
	手続き 1(b)	自主訓練後 手続き 2(c)	手続き 2(e)	2(g)
	指導前		チューブ発声	スマートチューブ
PPQ (%)	0.900	0.345	0.108	0.184
APQ (%)	7.268	4.211	1.027	1.009
NHR	0.231	0.127	0.109	0.119
発声時呼気流率* (ml/s)	66	351	267	472
周波数* (Hz)	147	183	216	209
声の強さ* (dB)	62	67	71	72
最長発声持続時間* (sec)	17	14	11	11

*PS-3000 による測定項目

表 5.4: 症例 A のリハビリテーション対面指導時アンケート回答

問	手続き 2(e)	手続き 2(g)
	チューブ発声	スマートチューブ
1. 先生が言う良い声の出し方がよくわかった	5	5
2. 先生が言うとおりに声の練習ができた	5	5
3. 良くない声の出し方がわかった	5	5
4. もっとたくさん声の練習をしてみたい	5	5
5. 家でも正しく練習できそう	5	5
6. 光ると楽しい	-	5
7. 家でも光るシステムを使ってみたい	-	5

表 5.5: 症例 A の自主訓練後アンケート回答

問	手続き 2(c)	手続き 3(a)
	チューブ発声	スマートチューブ
11. 先生が言った声の練習の仕方をはっきりと思い出せた	4	5
12. 先生が言うとおりに声の練習ができた	4	5
13. 良くない声の出し方がわかった	5	5
14. 十分に練習できた	5	5
15. 声の練習は簡単だ	5	5
16. 機器を使って練習した	-	5
17. 光るシステムはわかりやすい	-	5
18. これからも光るシステムを使ってみたい	-	5

5.3.2 症例 B

症例 B は、30 歳代女性である。医学的診断名は声帯結節で、数ヶ月前から声の出しにくさを自覚され、声を出し続けていると声が嘎れて出なくなるため、耳鼻咽喉科を受診された。主婦で、子どもに大きな声で話すことがあった。

発声時の喉頭所見では、声帯結節による声門間隙が観察された。声の聴覚心理的評価では、声のかすれと努力性の発声の中程度に聴取された。加えて、硬起声 (hard attack) を認めた。硬起声は、起声の様式の一つで、声門を強く閉鎖した後に呼気を流出する発声である [108]。怒鳴ったり、咳・咳払い時のような声帯の状態、声帯粘膜に対して著しく負荷がかかるため、このような起声は発声法上好ましくない。声帯結節の成因の一つと考えられている [109]。このため、リハビリテーションではこれを除去し、声帯に負担のかからない起声様式である軟起声^{*1}を習得させる必要がある。症例 B に対して試験的な発声訓練を行った結果、良好な発声を得られたチューブ発声による発声訓練を実施することとなった。リハビリテーションの手続きと経過を以下に示す。

1. リハビリテーション

- (a) 問診
- (b) 説明と同意
- (c) 音声評価
- (d) チューブ発声指導
- (e) アンケート
- (f) スマートチューブを用いたチューブ発声指導^{*2}
- (g) 音声評価とアンケート
- (h) 自主訓練方法の指導、スマートチューブの使用法説明
- (i) 自宅でチューブ発声の自主訓練とスマートチューブによる自主訓練を併用して実施

2. リハビリテーション (約 2 週間後)

- (a) 問診
- (b) 音声評価とアンケート
- (c) 発声指導
- (d) 患者の希望でスマートチューブの貸し出しを継続

^{*1} 軟起声では、起声に先行して声門閉鎖に働く喉頭筋が徐々に収縮する [110]。

^{*2} チューブ発声時の口腔内圧を高めるために、ストロー先端の内径を 2.5mm 程度に狭めるアタッチメントが使用された。

スマートチューブは、対面指導と、約2週間の自主訓練に使用された。スマートチューブの使用について問題はみられなかった。手続き1(d)の対面指導で、患者はチューブ発声中の顔面部振動感覚を理解できていた。しかしながら、声帯粘膜へ過剰な接触刺激を与える硬起声は、スマートチューブを利用しないチューブ発声時では自覚できず、修正できなかった。手続き1(f)のスマートチューブによるチューブ発声を行うと、硬起声になると声が強くなるため、スマートチューブのLEDが赤く光り、患者は硬起声に気づくことができた。手続き2の指導では、硬起声の出現する頻度が低下し、改善傾向であった。手続き2(a)では、下記の内容が聴取された。

- スマートチューブを使用して毎日練習した。
- スマートチューブを使用すると硬起声かどうかが分かり易かった。
- 体調が悪いと声の調子も悪く、声の出し始めに（LEDが）赤く光ることが多かった。
- スマートチューブを使うと、間違えた発声になりにくく、安心して練習できるので、次の自主訓練でも使いたい。

このように、スマートチューブは自宅でも使用され、自主訓練の発声の正否と声の調子を知るために役立てられていた。

症例Bのリハビリテーションの指導前、スマートチューブ使用後、スマートチューブによる自主訓練後の音声評価結果を表5.6に示す。指導前のAPQは異常値(4.093%)を示していたが、リハビリテーションでスマートチューブを使用した直後には即時的に2.822%まで低下していた。約2週間の自主訓練後は、3.917%で、リハビリテーション指導前と比較して若干の改善にとどまった。最長発声持続時間は、2週間の自主訓練後には成人女性の平均の持続時間程度に変化した。発声時呼気流率、周波数は概ね正常範囲で、声の強さはやや小さい数値で維持されていた。

アンケート結果を表5.7と表5.8に示す。リハビリテーション対面指導時において、発声の正否、特に誤った発声に対する認識を問う問3の評定値は、スマートチューブを使用しないチューブ発声では2で低かった。これに対して、スマートチューブを使用した指導では、評定値が5まで上昇していた。逆に対面指導時の指導された発声方法に対する理解(問1)の程度は、スマートチューブを使用した時よりも、スマートチューブを使用しないチューブ発声の指導の方が評定値が高い結果であった。自主訓練では、スマートチューブを使用しないチューブ発声よりも、スマートチューブを使用した条件の方が全般的に評定値が高い結果であった(問11~15)。スマートチューブは対面指導時に肯定的に受け止められ(問6, 問7)、自主訓練での使用頻度(問16)、明確さ(問17)、満足度(問18)に関しても高い評価が得られた。

表 5.6: 症例 B の音声評価

項目	リハビリテーション			自主訓練後
	手続き 1(c) 指導前	手続き 1(d) チューブ発声	手続き 1(g) スマートチューブ	手続き 2(b) スマートチューブ
PPQ (%)	1.058	-	0.881	1.119
APQ (%)	4.093	-	2.822	3.917
NHR	0.111	-	0.128	0.139
発声時呼気流量* (ml/s)	177	-	247	232
周波数* (Hz)	233	-	221	241
声の強さ* (dB)	69	-	63	67
最長発声持続時間* (sec)	31	-	19	21

*PS-3000 による測定項目

表 5.7: 症例 B のリハビリテーション対面指導時アンケート回答

問	手続き 1(e)	手続き 1(g)
	チューブ発声	スマートチューブ
1. 先生が言う良い声の出し方がよくわかった	5	4
2. 先生が言うとおりに声の練習ができた	5	5
3. 良くない声の出し方がわかった	2	5
4. もっとたくさん声の練習をしてみたい	5	5
5. 家でも正しく練習できそうだ	5	5
6. 光ると楽しい	-	5
7. 家でも光るシステムを使ってみたい	-	5

表 5.8: 症例 B の自主訓練後アンケート回答

問	手続き 2(b)	手続き 2(b)
	チューブ発声	スマートチューブ
11. 先生が言った声の練習の仕方をはっきりと思い出せた	4	5
12. 先生が言うとおりに声の練習ができた	3	5
13. 良くない声の出し方がわかった	2	4
14. 十分に練習できた	3	5
15. 声の練習は簡単だ	4	5
16. 機器を使って練習した	-	5
17. 光るシステムはわかりやすい	-	5
18. これからも光るシステムを使ってみたい	-	5

5.3.3 症例 C

症例 C は、50 歳代の女性である。医学的診断名は、過緊張性発声障害で、約 10 年前から声の出しにくさを自覚していた。症例 C は、高齢で難聴の家族との生活で大声を多用されていた。本研究に参加する時点で既にリハビリテーションを半年程度実施されていたが、音声改善には難渋されていた。リハビリテーションでは、言語聴覚士との会話でも声の詰まり症状が強くみられた。

喉頭内視鏡所見では、吸気の後、発声前に息を止め、発声中も呼気をほとんど出さずに発声していた。声の聴覚心理的評価では、重度の努力性発声であった。通常のチューブ発声では力みが強く振動感覚が得られないため、ゆっくり吸気してからため息のように発声を開始する要領を強調して指導が行われた。

リハビリテーションの手続きと経過を以下に示す。

1. リハビリテーション
 - (a) 問診
 - (b) 説明と同意
 - (c) 音声評価
 - (d) チューブ発声指導
 - (e) 音声評価とアンケート
 - (f) スマートチューブを用いたチューブ発声指導
 - (g) 音声評価とアンケート
 - (h) 自主訓練方法の指導、スマートチューブの使用方法の説明
 - (i) スマートチューブによる自主訓練
2. リハビリテーション（約 2 週間後）は、家庭の事情のため予約をキャンセルされた。
3. 耳鼻咽喉科診察（1. リハビリテーションから約 1 ヶ月後）
 - (a) アンケート
4. リハビリテーション（診察から 4 日後）
 - (a) 問診
 - (b) アンケート
 - (c) スマートチューブ返却

スマートチューブは、対面指導時と、自主訓練に約1ヶ月間貸し出された。手続き1(d)では、言語聴覚士が患者にチューブ発声を指導したが、チューブ発声時の顔面部振動感覚は実感されていなかった。手続き1(f)ではスマートチューブを使用して指導された。スマートチューブの使用について問題はみられなかった。ゆっくり息を吸って、ゆっくり発声を開始するよう指導されることにより、発声時に息を止めることは減っていた。前述の要領で言語聴覚士が吸気・呼気をゆっくりと促しながらスマートチューブのチューブ発声を行うと、

- LEDが光るので分かり易い。
- 特に間違えた発声をしたときが分かり易い。

という感想が聴取された。スマートチューブ貸し出し後のリハビリテーション来院時（手続き4）では、下記の内容が聴取された。

- スマートチューブの使い方は十分理解できていたが、どう発声したら光るのがわからなくなった。

スマートチューブを貸し出した後、しばらくは自主訓練でスマートチューブを使用されていた。しかしながら、再来院時のリハビリテーション（手続き4）の頃にはスマートチューブの使用頻度が低下してしまった。その理由は、スマートチューブの使用方法は十分理解されていたが、ストローを使った発声を成功させることができなくなった時に、患者一人で誤った発声を修正することができなかったためであった。

症例Cのスマートチューブ導入日のリハビリテーション指導前、チューブ発声指導後、スマートチューブ使用後の音声評価結果を表5.9に示す。リハビリテーション指導前の音声評価では、APQ(5.137%)、NHR(0.546)、発声時呼気流率(45ml/s)は異常値を示していた。リハビリテーション対面指導において、スマートチューブを使用しないチューブ発声後(手続き1(e))もその傾向は変わらなかった。続けて実施されたスマートチューブを用いたチューブ発声指導後(手続き1(g))では、APQ(1.601%)とNHR(0.122)は正常範囲の値に改善していた。発声時呼気流率は64ml/sで若干改善した。最長発声持続時間はチューブ発声後に短縮した。周波数は概ね正常範囲で、声の強さはやや小さい値で維持されていた。

アンケート結果を表5.10と表5.11に示す。表5.10の結果から、発声の正否、特に誤った発声に対する認識を問う問3の評定値は、スマートチューブを使用しないチューブ発声の時が3であったのに対し、スマートチューブを用いたチューブ発声では5に上昇していた。表5.11の結果から、自主訓練では、対面指導時と比べて評定値の全般的な低下がみられた。スマートチューブを使用した手続き3(a)の結果と比べると、手続き4(b)の評定値の方が低下していた。

表 5.9: 症例 C の音声評価

項目	リハビリテーション		
	手続き 1(c)	手続き 1(e)	手続き 1(g)
	指導前	チューブ発声	スマートチューブ
PPQ (%)	0.456	0.537	0.337
APQ (%)	5.137	5.183	1.601
NHR	0.546	0.595	0.122
発声時呼気流量* (ml/s)	45	40	64
周波数* (Hz)	222	226	183
声の強さ* (dB)	63	63	64
最長発声持続時間* (sec)	17	8	7

*PS-3000 による測定項目

表 5.10: 症例 C のリハビリテーション対面指導時アンケート回答

問	手続き 1(e)	手続き 1(g)
	チューブ発声	スマートチューブ
1. 先生が言う良い声の出し方がよくわかった	5	5
2. 先生が言うとおりに声の練習ができた	5	5
3. 良くない声の出し方がわかった	3	5
4. もっとたくさん声の練習をしてみたい	5	5
5. 家でも正しく練習できそうだ	5	5
6. 光ると楽しい	-	5
7. 家でも光るシステムを使ってみたい	-	5

表 5.11: 症例 C の自主訓練後アンケート回答

問	手続き 3(a)	手続き 4(b)	手続き 4(b)
	スマートチューブ	チューブ発声	スマートチューブ
11. 先生が言った声の練習の仕方をはっきりと思い出せた	5	2	2
12. 先生が言うとおりに声の練習ができた	4	2	2
13. 良くない声の出し方がわかった	4	2	3
14. 十分に練習できた	3	3	2
15. 声の練習は簡単だ	3	1	1
16. 機器を使って練習した	4	-	5
17. 光るシステムはわかりやすい	5	-	3
18. これからも光るシステムを使ってみたい	5	-	5

5.3.4 担当言語聴覚士のコメント

3例のリハビリテーションを担当した言語聴覚士によるコメントを下記に示す。

スマートチューブについての感想

- 機械に苦手意識のある自分でも簡単に操作できた。
- 断線などが心配であったが、患者さんの持ち帰りなどを経ても、特に問題はなかった。
- ストロウの太さを簡単に変わるとさらに用途が広がると感じるが、今回は、ストロー先端のアタッチメントを利用し、大きな問題にはならなかった。
- 対応周波数が広いとさらに良い（他の発声訓練にも応用できるから）。

対面指導で感じたこと

- 視覚的なフィードバックは、患者さんにとって分かり易い。
- 特に誤った発声方法に気づき易いことが利点だと思った。
- 感覚が敏感でない患者さんにとっては特に利用価値が高いと感じる。
- 「荷物になるかもしれませんが、持って帰りますか？」と聞くと、皆さん「持って帰ります」と即答された。分かり易く、使い易かったのだと思う。

以上より、スマートチューブの使用と貸し出しに対して、大きな問題は生じていなかった。また、発光による視覚的フィードバックの有用性について言及されていた。スマートチューブに対応するストロー内径の選択範囲の拡大と、視覚的フィードバックの対応周波数の拡大が改善点として挙げられていた。

5.4 考察

症例 A について、まず、スマートチューブはリハビリテーション場面で順調に導入できていた。次に、スマートチューブの発光による視覚的フィードバックは患者の主観的感覚を補うことができていた。発声時の主観的感覚だけでは持続発声が安定しない傾向にあったが、発光によるフィードバックでそれを補い、自主訓練の目標を明確に示すことができた。また、アンケートでは、スマートチューブを使用しないチューブ発声よりも、スマートチューブを使用した方が、自主訓練の発声課題の想起がし易く、発声の正否に対する認知がし易い結果であった。さらに、症例 A はチューブ発声について理解されている状態ではあったが、発光による視覚的フィードバックを加えると「分かり易い」「自信につながった」「(ストローだけの時とくらべて) 正しく練習できているという安心感があった」と述べていた。スマートチューブの視覚的フィードバックは、発声課題の想起や発声の正否の判断を助け、音声障害患者の発声訓練に対する自信、安心感に作用し、音声障害リハビリテーションの遂行に貢献できると考えられる。これは、第 4 章の長期運用評価の結果と類似している。

症例 B についても、スマートチューブはリハビリテーション場面で順調に導入できていた。そして、スマートチューブの発光による視覚的フィードバックは不適切な発声の認識に寄与していた。硬起声では、声帯振動に先行して声門閉鎖に関与する喉頭筋の活動が著しく上昇し、左右声帯の内方への圧迫ないし声門の狭窄が生じる [110]。左右の声帯が互いに押し合い接着した状態から呼気によって吹き放されて開大した時の声帯振動振幅は大きい [111]。硬起声がある場合には、起声時に気流と声の強さの一過性の急上昇が確認されている [112]。硬起声による音圧の増大が、口唇部振動に関連するストロー壁面振動にも伝わり、スマートチューブの発光パターンに反映されたものと考えられる。これによる不適切な発声の認識は、患者のリハビリテーションの目標の一つを明確にした。また、自主訓練のアンケート評価が、スマートチューブを使用しないチューブ発声よりも、スマートチューブを使用した時の方が良好であったのは、上記の発光による視覚的フィードバックが問題となっている発声のエラー検出に有用であったからではないかと考える。加えて、スマートチューブを使用することの安心感についても述べられていた。これは、症例 A および第 4 章の長期運用評価の結果と類似している。

症例 C は、リハビリテーションを開始して約半年経過するも音声改善に難渋していた状況で、スマートチューブを使用した。その結果、スマートチューブの視覚的フィードバックは、対面指導において、患者の不適切な発声の認識に貢献できていた。しかしながら、自主訓練ではその効果を発揮していなかった。その理由は、発声障害が重度であり、自主訓練期間中にチューブ発声を患者一人で再現できなくなってしまったためであった。つまり、患者のチューブ発声には、吸気の後、息を

止めずに呼気を使って発声させる言語聴覚士の促しが必要であった。発声時の口唇部振動（感覚）が得られにくい重度の発声障害の場合は、スマートチューブの視覚的フィードバックのみでは改善に限界があると考えられる。

担当言語聴覚士のコメントには、指導する立場からのスマートチューブの有用性が述べられていた。そこでは、まず、スマートチューブの視覚的フィードバックは、望ましい発声と誤った発声の差を患者が認識するために役立つと考えられていた。城本 [8] は、音声障害患者が発声に対する何らかのフィードバックを認知し、エラーの修正を試み、その発声運動課題を達成するという運動学習の原則を繰り返すことこそ、学習場面にとって重要であるとしている。スマートチューブの視覚的フィードバックは、この学習場面のプロセスに求められる「発声の正否の認知」あるいは「エラー検知」を助ける手立てとして活用できると考えられる。次に、スマートチューブの視覚的フィードバックは、感覚が敏感でない患者に利用価値があると述べられていた。感覚は神経障害や加齢によって変化する。兼重ら [113] は、加齢に伴う振動覚閾値の変化に関する検討を行い、若年層では 250 Hz に対する感度が高いが加齢につれて 250 Hz の感度が低下することを示している。今後、高齢者の音声障害が増加することが予想されるため、感覚を補助する手段の増加は価値がある。以上のことから、スマートチューブの視覚的フィードバックは、「誤った発声方法に気づきにくい患者」や「感覚が敏感でない患者」の指導を補助し、発声の運動学習を支援するシステムとして貢献できる。

スマートチューブの改善点について 2 点の指摘を受けた。1 つ目はストローの内径を変更できるようにする、ということである。理論的説明では、ストロー内径が小さいほど、チューブ発声時の声帯への作用は大きくなるとされている [89]。より高い気流抵抗を求める場合は、原法 [77] のようにストロー先端を水中に沈めてブクブクと泡立てながら発声するチューブ発声（water resistance therapy）を行う場合もある。また、ストローの内径は、声の高さや声帯振動様式を考慮して調節される。本論文のスマートチューブを臨床場面に展開していくためには、ストローの内径の調節が柔軟にできることが求められる。本論文のスマートチューブは、ストロー下面にある LED がチューブ発声時にネオンのように発光することを狙って設計している。しかしながら、直径の小さいストローを使用すると、ネオンのような発光効果が得られない。そこで、今回は、前述（4.4.2 節）で示したように、ストロー先端に径が細くなっている形状のアタッチメントを作製し、対応した。内径の調節については、今後も検討が必要である。指摘の 2 つ目は、対応周波数の拡大を求めるものであった。これについては、加速度センサを変更することで解決できると考えられる。

5.5 本章のまとめ

1. 第 4 章のスマートチューブを医療機関を受診する音声障害患者のリハビリテーションで使用し、患者と言語聴覚士、双方の視点からその有用性について検討した。
2. スマートチューブは、音声障害患者と言語聴覚士の両者に過度な負担をかけないで音声障害リハビリテーションに導入できるものであった。
3. スマートチューブの視覚的フィードバックは、対面指導時の指示を明確にし、誤った発声を認識し易くする。
4. スマートチューブは、自主訓練の発声課題の想起と発声の正否に対する認知を助け、患者の発声訓練に対する自信や安心感に作用する。
5. 重度の音声障害患者の場合、言語聴覚士との対面指導では音声改善が得られたが、自主訓練での使用では改善が得られず、限界があることが示唆された。

上記よりスマートチューブの臨床的有用性が期待できる。音声障害のリハビリテーションは、患者の病態、ニーズ、発声能力、生活様式などを鑑みて個別に対応する必要がある。そのため、今後もスマートチューブの有用性について症例ごとに検討していく必要がある。

第6章

発声訓練支援システム「スマートチューブクラウド」の開発と評価

6.1 はじめに

第4章および第5章では、スマートチューブの貸出しによる長期運用評価と、医療機関での音声障害リハビリテーションにおけるシステムの有用性について述べた。

音声障害リハビリテーションの自主訓練の実施は、大体が患者の記憶や主観的感覚、さらには意志や管理能力（実施時間、回数も含む）に委ねられていることが多い。また、自主訓練実施後に言語聴覚士から助言、指導を受ける機会はあるが、患者の自主訓練経過をモニターして介入することや、実施管理を支援する有効な技術やシステムは、van Leerら [74][75] の取り組みを除くと、ほとんど確認できない。van Leerら [75] は、リマインダー通知、指導用音声、声質分析の結果を提供できるiOSベースのアプリケーションを開発し、その有効性を示している。

本章では、引き続きチューブ発声時の皮膚振動を利用し、IoT 端末、クラウドサービス、SNS を連携させて、自主訓練結果やリマインダーをスマートフォンに自動通知して支援する e-Health システム「スマートチューブクラウド」を提案し、その効果について検討する。

6.2 スマートチューブクラウドの構成と機能

6.2.1 システムの全体像

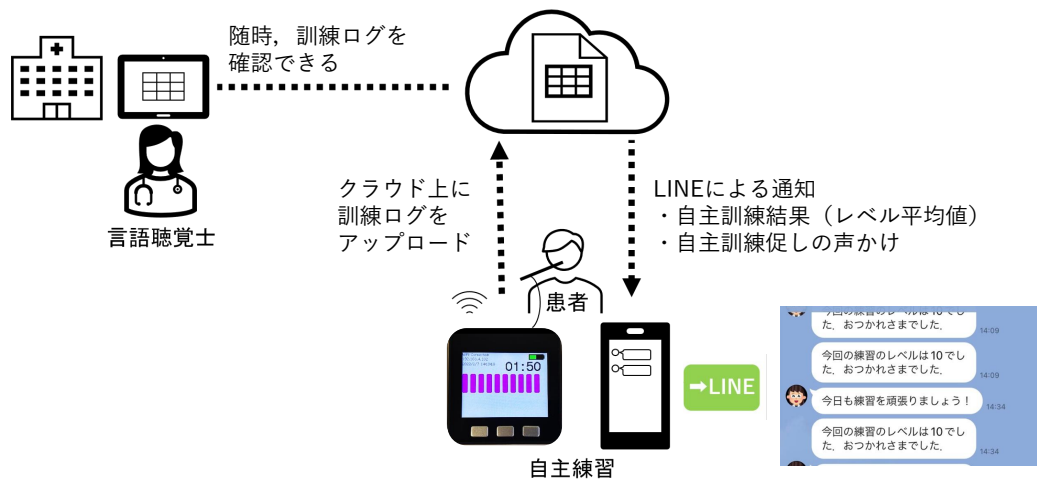


図 6.1: システムの全体像

本章のシステムの全体像を図 6.1 に示す。このシステムでは、まずチューブ発声中のストロー壁面振動の大きさをマイコンモジュールの液晶ディスプレイにレベルメータで表示する。あらかじめ設定されたタイマー（例えば 2 分間）が終了すると、図 6.1 に示すように訓練ログをクラウド上の Google スプレッドシートにアップロードする。そして、アップロードされた訓練ログのうちストロー壁面振動の平均レベル値を即時に患者のスマートフォンに LINE で自動通知する。また、訓練を促すメッセージも定期的に LINE で自動通知できる。言語聴覚士は、Google スプレッドシートにアクセスして、訓練者の訓練ログを随時確認することができる。

6.2.2 ハードウェアの構成と機能

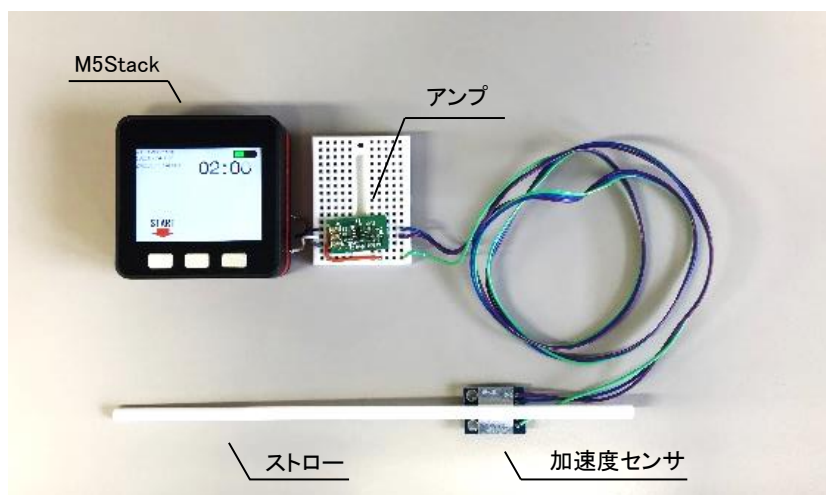


図 6.2: スマートチューブクラウドのハードウェア構成

スマートチューブクラウドのハードウェアは、図 6.2 に示すように、マイコンモジュール (M5Stack)、加速度センサ、アンプ等で構成されている。M5Stack は、CPU (ESP 32) が搭載されており、Wi-Fi と Bluetooth による無線通信が可能な IoT デバイスである。4MB のフラッシュメモリ、バッテリー、カラー液晶パネル、3 つのボタン、スピーカー、microSD カードスロットなどの部品が約 5 cm × 5 cm の正方形のケースの中に収められている。加速度センサ、アンプへの給電は M5Stack から行われる。加速度センサに 3D プリンタで作製した樹脂製のクリップを固定し、市販のプラスチックストロー (内径 4.5 mm, 長さ 180 mm) を通してチューブ発音を行う。ストローはクリップに通すだけなので簡単に交換できる。加速度センサはストローをくわえている側から 6 cm の位置に固定する。加速度センサ (Analog Devices, ADXL335) は 3 軸方向の加速度を計測することができるが、ここではストロー壁面に垂直な方向 (センサの Z 軸方向) の値のみ利用する。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、M5Stack に入力する。



図 6.3: 電源オン時の初期画面



図 6.4: レベルメータ表示例

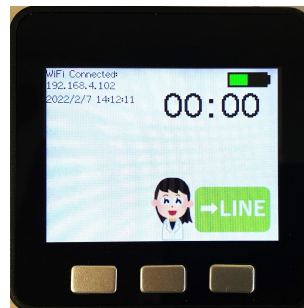


図 6.5: タイマー終了後の表示例

M5Stack の電源オン時には図 6.3 のように、ディスプレイ左上には Wi-Fi 接続の有無と時刻が、ディスプレイ右上にはバッテリー残表示とタイマーが、ディスプレイ左下にはスタートボタンを示すアイコンが表示される。スタートボタンを押して発声訓練を開始すると、タイマーが 1 秒ずつカウントダウンを始める。発声中は、加速度データの実効値を求めて、図 6.4 のように 10 段階のレベルメータで液晶ディスプレイにリアルタイムに表示する。これにより、発声中の振動の大きさを視覚的にフィードバックできる。各時刻のストロー壁面振動のレベル値は、M5Stack の microSD カードに随時記録される。これにより、言語聴覚士が事後に患者の自主訓練状況について詳細に分析することが可能である。タイマーが 0 分 0 秒になると M5Stack からビーブ音が鳴りレベルメータ表示が停止する。そして、図 6.5 のようにディスプレイ右下に LINE 通知の確認を促すアイコンが表示される。同時に、訓練中のレベルメータの平均値（平均レベル値）がインターネット経由によりクラウド上の Google スプレッドシートにアップロードされる。言語聴覚士はこの Google スプレッドシートにアクセスすることによって患者の自主訓練状況をオンラインで随時確認することが可能である。M5Stack の制御は Arduino IDE 上にて開発したプログラムにて行った。

6.2.3 メッセージ通知機能

提案システムはメッセージ通知による二つの声かけ機能を有する。一つは自主訓練結果をフィードバックする声かけ、もう一つは自主訓練を促す声かけ（リマインダー）である。これらの機能の実装には、LINE Developers[114] の Messaging API を利用した。また、Google スプレッドシート上のデータを Messaging API を利用して LINE 通知するためのプログラムは、Google Apps Script (GAS) にて作成した。患者は自主訓練用の LINE アカウントに友達登録をすることによって通知を受け取れるようになる。

一つ目の声かけ機能は、Google スプレッドシートにアップロードされたストロー壁面振動の平均レベル値を患者のスマートフォンに自動で通知する。例えば 2 分間の発声訓練を終了すると、程なく図 6.6 のように「今回の練習のレベルは 8 でした。おつかれさまでした」というメッセージが LINE で通知される。LINE の通知は、タイマーが 0 分 0 秒になる毎に自動で行われる。



図 6.6: 自主訓練結果のメッセージ通知時のスマートフォン画面

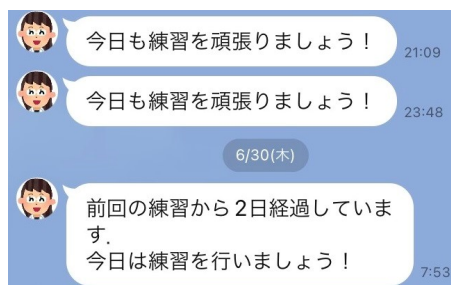


図 6.7: リマインダーメッセージ通知時のスマートフォン画面

二つ目の声かけ機能は、リマインダーで、自主訓練を促す声かけを LINE で行う。例えば、訓練頻度が低下している場合は図 6.7 のように「前回の練習から 2 日経過しています。今日は練習を行いましょう」と通知したり、定期的に「今日も練習を頑張りましょう」という通知を行ったりする。これには GAS のトリガー機能を使用する。トリガーは、あらかじめ設定した時間や頻度で GAS の関数を自動実行する機能である。スプレッドシートに記録された最終の自主訓練日を参照して自主訓練が滞っている日数を求め、一定期間を超えた場合に自動で上述のメッセージが患者のスマートフォンに通知される。これにより、患者が自主訓練を忘れる頻度を減らすことや自主訓練に向かうきっかけをつくることを狙っている。

6.2.4 ポイントカード機能

LINE アカウントのショッピングカード機能を利用し、ポイントカード機能を設けた。自主訓練の実績を可視化することが目的である。指示された頻度（たとえば 1 日 3 回）の自主訓練が完了すると図 6.6 のようにポイントカードにポイントを取得するためのリンクが LINE で通知される。リンクをタップすると 1 日 1 回のみポイントが付与される。ポイントは図 6.8 のようなポイントカードに表示される。この機能の実装は、前述のメッセージ機能と同様に、LINE Developer の Messaging API を利用した。また、LINE 通知するためのプログラムは、GAS にて作成した。



図 6.8: ポイントカードの例

6.3 スマートチューブクラウドの評価実験

6.3.1 目的

スマートチューブクラウドを 10 日間貸し出してチューブ発声の自主訓練を行ってもらい、自主訓練におけるスマートチューブクラウドの有用性について検証する。

6.3.2 方法

実験参加者は、健常者でチューブ発声未経験の 19 名（男性 9 名、女性 10 名、18～23 歳）である。声かけ機能を有するスマートチューブクラウドを使用する群（結果通知あり群 9 名）と声かけ機能を省いたスマートチューブクラウドを使用する群（結果通知なし群 10 名）の 2 群に分けた。

実験に先立ち実験参加者に実験の説明を口頭と文書で行い、文書による同意を得た。実験に使用するシステムは、図 6.2 に示したシステムをケースに収め、モバイル Wi-Fi ルータと充電ケーブル、ストローをセットにして実験参加者に渡した。

チューブ発声の説明は 3.4.3 節と同じ動画を使用した。動画視聴時に実際にチューブ発声を行わせ、実験参加者が発声時の口唇皮膚振動感覚を自覚できたことを確認した。そして、Wi-Fi ルータと M5Stack の電源オン・オフの方法、およびストローを加速度センサのクリップに通す方法を説明し、M5Stack の初期画面（図 6.3）にスタートボタンとタイマーが表示されることを伝えた。さらに、スタートボタンを押して実験参加者にチューブ発声を行ってもらい、レベルメータ表示について説明した。レベルメータは図 6.4 のようにディスプレイ右端まで伸びるとストロー壁面振動のレベル値が大きく（レベル 10）、レベルメータ表示がディスプレイ左側に寄るほど振動が小さいことを表す。今回の実験では、レベル 10 を目標にして発声訓練を行うよう指示し、タイマーは 2 分間で設定した。スタートボタンを押して 5～10 秒のチューブ発声を 2 分間繰り返し、それを 1 日 3 回、10 日間実施するよう指示した。

結果通知あり群の実験参加者は、予め用意された実験用の LINE アカウントにお友達登録を行った。そして、システムを使用して 2 分間のチューブ発声訓練を実施し、終了直後に実験参加者のスマートフォンに平均レベル値が結果として通知されていることを確認した。次に GAS のトリガー機能でリマインダー通知の時間帯の設定を行った。リマインダー通知を効果的に行うために、参加者ごとに 1 日のうちで通知する希望の時間帯を 3 つ聴取し設定した。そして、各設定時間帯に図 6.7 に示すような訓練を促すメッセージが訓練状況に応じて通知されることを実験参加者に説明した。結果通知あり群の実験参加者には、LINE による通知を必ず確認するよう指示した。

表 6.1: 結果通知あり群 (n=9) の自主訓練日数と回数

参加者	日数 (日目)										合計訓練日数 (日)	合計訓練回数 (回)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	10	30
2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	10	30
3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	10	30
4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	10	30
5	0	3	0	3	0	3	0	3	3	0	5	15
6	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	10	30
7	3	0	3	1	3	3	3	3	3	3	9	25
8	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	10	30
9	3	0	3	0	3	3	0	3	3	3	7	21
平均											9.0	26.8
標準偏差											1.8	5.4

ポイントカードは実験説明時のチューブ発声の 1 ポイントと 10 日間の自主訓練のポイントを合わせて最高 11 ポイントが取得できる設定にした。なお、LINE なし群にはこれらの LINE を用いた機能は使用せず、M5Stack のレベルメータによる視覚的フィードバックのみ提供して 1 日 3 回の自主訓練を 10 日間継続するよう指示した。実験への影響を避けるため、実験参加者には実験内容を他人に話すことを禁止した。

実験終了時には Google Forms によるアンケート調査を実施した。アンケートではシステムの使用感、レベルメータの視認頻度、結果通知の有用性などについて 4 段階の評定尺度で質問した。また、複数回答や自由記述の質問も設けた。以上の手続きは姫路獨協大学生命倫理委員会審査 (姫獨生 19-21) により承認を受けている。

分析は、Google スプレッドシート上のデータを使用し、両群の 10 日間の自主訓練日数および訓練回数について Mann-Whitney の U 検定 (有意水準 5%) で比較した。さらに、各群の実験参加者の実験開始時と終了時の平均振動振幅レベル値の変化について検討した。

6.3.3 結果

自主訓練日数と回数

実験期間 10 日間における結果通知あり群と結果通知なし群の自主訓練状況をそれぞれ表 6.1, 表 6.2 に示す。結果通知あり群の自主訓練の合計日数は平均 9.0 日 (標準偏差: $SD = 1.8$)、合計回数の平均は 26.8 回 ($SD = 5.4$) であった。結果通知なし群の自主訓練の合計日数の平均は 7.2 日 ($SD = 2.0$)、合計回数の平均は 21.9 回 ($SD = 5.3$) であった。両群の自主訓練日数を比較した結果、結果通知なし群と比べて結果通知あり群の合計日数が有意に多かった ($p = 0.035$)。また、合計回数も結果通知なし群と比べて結果通知あり群の方が有意に多かった ($p = 0.0435$)。

表 6.2: 結果通知なし群 (n=10) の自主訓練日数と回数

参加者	日数 (日目)										合計訓練日数 (日)	合計訓練回数 (回)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	3	3	3	3	0	3	3	0	0	0	6	18
2	0	3	3	3	3	3	0	3	3	2	8	23
3	3	3	3	3	3	3	2	2	0	3	9	25
4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	10	30
5	0	3	0	0	3	3	3	3	3	0	6	18
6	0	1	2	0	6	0	3	3	0	3	6	18
7	3	0	3	3	2	3	4	3	0	3	8	24
8	0	3	0	3	0	6	3	3	3	3	7	24
9	3	0	6	0	3	0	0	0	0	0	3	12
10	3	3	3	3	3	3	0	3	3	3	9	27
平均											7.2	21.9
標準偏差											2.0	5.3

平均振動振幅レベル値の変化

まず、両群の実験開始時点の平均振動振幅レベル値を比較したところ、差はなかった (表 6.3, $p = 0.841$, Mann-Whitney の U 検定)。各実験参加者の実験開始時と終了時の平均振動振幅レベル値を比較すると、結果通知あり群は有意な増加を示したが (平均振動振幅レベル値: 開始時 5.5 ± 2.3 , 終了時 7.8 ± 2.1 , $p = 0.0391$, Wilcoxon の符号付順位和検定), 結果通知なし群は開始時と終了時で平均振動振幅レベル値に有意差はみられなかった (開始時 5.4 ± 1.6 , 終了時 6.0 ± 2.3 , $p = 0.25$)。つまり, IoT・クラウドサービス・SNS を用いた条件では, 自主訓練を継続し, 指示されたチューブ発声の目標に近づけることができていた。

実験期間 10 日間における両群の平均レベル値の経時的変化をそれぞれ図 6.9 と図 6.10 に示す。結果通知なし群と比べて, 結果通知あり群の方が実験終了時の平均振動振幅レベル値が目標値のレベル 10 に到達している傾向を認めた。

表 6.3: 実験開始時点の平均振動振幅レベル値

	平均振動振幅レベル値	標準偏差
結果通知あり群	5.51	2.35
結果通知なし群	5.37	1.61

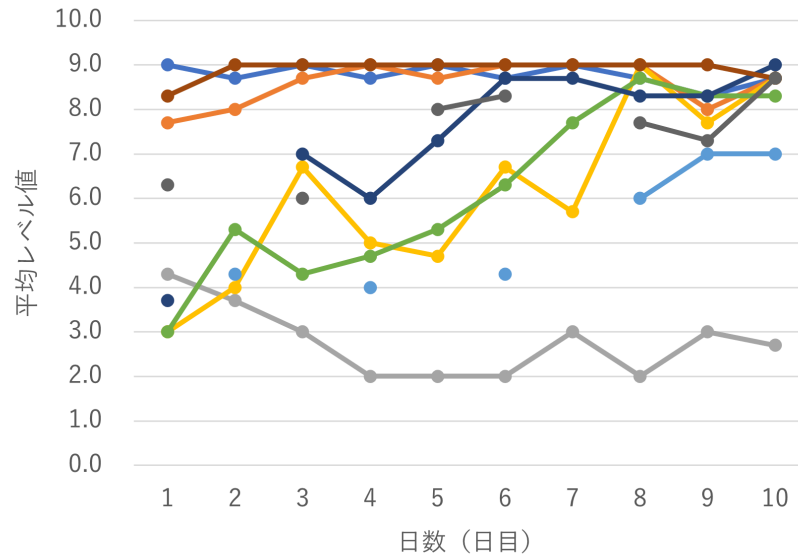


図 6.9: 振動振幅の平均レベル値の経時的変化。結果通知あり群 9 例。

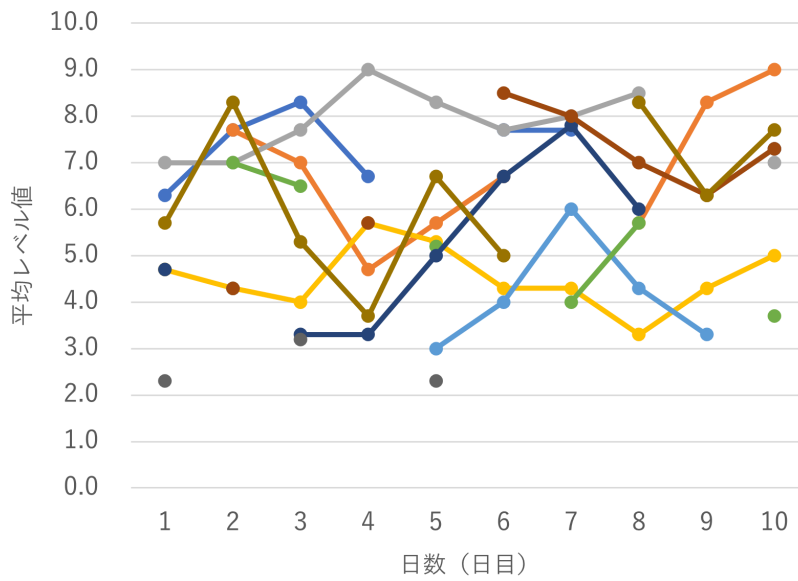


図 6.10: 振動振幅の平均レベル値の経時的変化。結果通知なし群 10 例。

実験終了時のアンケート回答

4 段階の評定尺度は順序尺度であるが、間隔尺度とみなして評定値 1~4 を割り当てた場合の平均評定値を表 6.4 に示す。評定値はアンケート回答の否定的な側面に 1 を、肯定的な側面に 4 を割り当てた。表 6.5 にアンケートの複数回答および自由記述の回答を示す。

システム操作の難易度（問 1）の平均評定値は LINE あり群が 3.7、LINE なし群が 3.6 で良好であった。システム使用時に煩わしいと感じた点について（問 10）「なし」と回答した実験参加者が両群で 12 名みられた。「M5Stack の電源オン・オフ」と回答した実験参加者が両群で 2 名、「Wi-Fi ルータの電源オン・オフ」と回答した実験参加者が両群で 2 名、「充電作業」と回答した実験参加者が両群で 5 名みられた。以上より、システム操作そのものは簡易であるが、4 割程度の参加者が手順や手間による煩わしさを感じていたことがわかった。

訓練中にレベルメータを視認する頻度（問 2）の平均評定値は、結果通知あり群が 4.0、結果通知なし群が 3.9 で両群とも視認頻度は高い結果であった。発声中にレベルメータの目標値（レベル 10）を意識すること（問 3）は、結果通知あり群が 3.8、結果通知なし群が 4.0 でいずれも高かった。発声中のレベルメータ表示と振動感覚の一致性（問 4）の平均評定値は、結果通知あり群が 2.9、結果通知なし群が 3.1 であり、主観的感覚と定量的指標にズレを感じている参加者がみられた。

LINE 通知の確認頻度（問 5）の平均評定値は 4.0 で LINE あり群の実験参加者全員が高頻度で通知を確認していた。訓練結果の平均レベル値を通知する有用性（問 6）の平均評定値は 3.4 で比較的高く、訓練直後のフィードバックが評価されていた。リマインダー通知の有用性（問 7）の平均評定値は 3.0 で比較的高かった。自主訓練をしていない日の理由（問 11）で「忘れていた」と回答した実験参加者が結果通知あり群で 1 名、結果通知なし群で 8 名みられ、結果通知なし群の方がかなり多い結果であった。自主訓練を継続する大変さ（問 9）の平均評定値は結果通知あり群が 2.3、結果通知なし群が 2.2 で同程度であった。つまり、両群ともに自主訓練の継続をある程度負担に感じていた。ポイントカードの有用性（問 8）の平均評定値は 2.9 である程度高かった。以上より、LINE を利用した声かけ機能は全般的に高評価が得られた。

表 6.4: 実験終了時アンケートの平均評定値

問	質問内容 (評定値の割り当て)	通知	
		あり群	なし群
1	システム操作の難易度 (簡単: 4, 難しい: 1)	3.7	3.6
2	レベルメータ表示の視認頻度 (高い: 4, 低い: 1)	4.0	3.9
3	レベルメータ目標値に対する意識 (高い: 4, 低い: 1)	3.8	4.0
4	レベルメータ表示と振動感覚の一致性 (高い: 4, 低い: 1)	2.9	3.1
5	LINE 通知の確認頻度 (高い: 4, 低い: 1)	4.0	-
6	平均レベル値通知の有用性 (あり: 4, なし: 1)	3.4	-
7	リマインダー通知の有用性 (あり: 4, なし: 1)	3.0	-
8	LINE ポイントカードの有用性 (あり: 4, なし: 1)	2.9	-
9	自主訓練継続の大変さ (大変でない: 4, 大変である: 1)	2.3	2.2

表 6.5: 実験終了時アンケートの複数回答および自由記述回答

問	質問内容	結果通知あり群	結果通知なし群
10	システム使用時に煩わしいと感じた点	<ul style="list-style-type: none"> なし: 6 名 M5Stack の電源オン・オフ: 1 名 Wi-Fi ルータの電源オン・オフ: 1 名 充電作業: 2 名 加速度センサケーブルの扱いにくさ: 1 名 	<ul style="list-style-type: none"> なし: 6 名 M5Stack の電源オン・オフ: 1 名 Wi-Fi ルータの電源オン・オフ: 1 名 充電作業: 3 名
11	自主訓練をしていない日の理由	<ul style="list-style-type: none"> 忘れていた: 1 名 忙しかった: 3 名 	<ul style="list-style-type: none"> 忘れていた: 8 名 忙しかった: 3 名 外出していた: 2 名

6.3.4 考察

本章では音声障害のリハビリテーションの自主訓練を支援するための e-Health システムを開発し、健常者 19 名を対象にその効果を検証した。

自主訓練日数と回数

10 日間の実験期間における自主訓練の合計日数と合計回数は、結果通知なし群と比較して結果通知あり群の方が有意に多かった。このことから、スマートチューブクラウドの声かけ機能が自主訓練の継続性に寄与した可能性が考えられる。

平均振動振幅レベル値の変化

各実験参加者の自主訓練開始時と終了時の平均振動振幅レベル値を比較したところ、結果通知あり群のみ有意な増加を示した。前述のとおり、結果通知あり群は結果通知なし群と比べて自主訓練日数と回数が多かった。これにより、結果通知あり群の平均振動振幅レベル値の有意な変化に繋がったことが考えられる。また、自主訓練結果の通知が自主訓練の質の向上に寄与した可能性も考えられる。

M5Stack のレベルメータによる視覚的フィードバックの有用性

M5Stack のレベルメータ機能はチューブ発声中のストロー壁面振動の変動をレベルメータで視覚的にフィードバックする。今回の実験では両群の参加者全員がこの機能を使用した。実験終了時のアンケート調査の結果、訓練中のレベルメータの視認頻度（問 2）、およびレベルメータ目標値（レベル 10）への意識（問 3）は両群とも高かった。つまり、実験参加者は実験説明時に指導された目標値に注意を向けながら自主訓練を実施していた。このように、レベルメータで訓練目標を明確にできる機能は自主訓練の効果を高める可能性がある。しかしながら、前述のとおり、2 群の自主訓練の実績は異なっていた。スマートチューブクラウドの声かけ機能（訓練結果の通知とリマインダー通知）の影響が考えられる。

声かけ機能の効果

スマートチューブクラウドが有する二つの声かけ機能のうち、一つ目の声かけ機能である「訓練結果の通知」の有用性について、実験参加者の回答は良好であった（問 6）。訓練結果がメッセージで通知されることで、訓練前後の変化や目標の達成度が明確になり、各参加者が訓練を主体的に考えて進めることができたからではないかと推測する。音声障害のリハビリテーションにおいて、課題のパフォーマンスやその結果が外部から教示される外在的フィードバックは、発声中の運動学習目標を明確にする一つの方法になる [8]。また、結果のフィードバックは訓練目標の達成度を提示し、訓練実施者が感覚から得る不確かな情報を外部から補う役割を果たす

場合に有用となる [115]。スマートチューブクラウドの訓練結果の声かけ機能は、一人で行う自主訓練におけるチューブ発声中の口唇部の振動感覚の不確かさを定量的指標で補い、適切なリハビリテーションの実施に貢献する可能性がある。

もう一つの声かけ機能である「リマインダー通知」は自主訓練の継続性に寄与する結果であった。アンケート調査のリマインダー通知の有用性（問7）の回答は肯定的で、結果通知あり群の9名中6名が10日間の訓練を完遂していた。一方、結果通知なし群では10日間の訓練を完遂したのはわずか1名で、その理由の一番は「忘れていた」であり、両群の自主訓練実績には差がみられた。van Leer & Connor[7]の研究では、発声訓練を実施する患者のほとんどが、付箋を貼ったり、エクササイズシートを車のバイザーに付けたり、服薬や歯磨きなどの既存の日課と自主訓練を組み合わせていたりするなど、何らかのリマインダー対策を講じていることが報告されている。van Leer らのはその後の研究 [75] で、リマインダー通知の有効性を示した。自主訓練忘れを予防する対策はやはり必要であり、スマートフォンに自動でリマインダー通知を行うスマートチューブクラウドの機能は、自主訓練支援に有用であるといえる。

10日間の実験期間において、両群とも自主訓練の継続をある程度負担に感じていたことがわかった（問9）。この結果には声かけ機能の有無はかわらない。つまり、実際に訓練を続けるには意思が必要ということであろう。しかしながら、自主訓練の実施状況は結果通知あり群の方が良好であった。これは上述の声かけ機能の効果といえる。

LINE ポイントカード機能の有用性

本研究では、声かけ機能に含めて自主訓練の実績の可視化を目的にLINE ポイントカード機能を利用した。アンケート調査の結果、LINE ポイントカードの有用性（問8）の回答は概ね肯定的であった。ポイントが付与される手続きは、ステッカーシールを1枚ずつ貼る作業のような楽しみがある。患者が1日の自主訓練を楽しみの手続きで終了し、その積み重ねを可視化できる機能は、自主訓練の継続性の励みになると考えられる。

今後の課題

アンケート回答（問1, 10）から、システム操作そのものは簡易であるが、実験参加者がシステムを扱う際の手順や手間による煩わしさを感じていたことがわかった。ハードウェアの問題はシステム使用継続そのものに関わるため、得られた意見に対する今後の改良が必要である。また、発声中の口唇部皮膚振動感覚とシステムのレベルメータ表示の一致性への評価（問4）の平均評定値はそれほど高値ではなく、主観的感覚と定量的指標にズレを感じている実験参加者がみられた。そのため、M5Stack のレベルメータの感度を利用者ごとに調節できるよう改良し、利用者が訓練の成果をより実感し易くなるシステムに改善する必要がある。

6.4 本章のまとめ

1. 音声障害リハビリテーションの自主訓練を補助する IoT クラウドシステム「スマートチューブクラウド」を開発し、健常者を対象に 10 日間のチューブ発声訓練を実施してその有用性を検証した。
2. 視覚的フィードバック機能に加えて、SNS を利用した声かけ機能がある条件の方が訓練頻度が高く、目標に対する成果が現れていた。
3. スマートチューブクラウドは、チューブ発声の自主訓練の質と量の向上に貢献できる。

今後の課題として、音声障害患者を対象とした臨床的検討を行っていく必要がある。

第7章

総合考察

本論文では、音声障害リハビリテーションのチューブ発声訓練で重視される発声時の主観的感覚を客観的指標に基づいた情報で補助する仕組みを検討し、2つのe-Healthシステムを開発した。第2章でチューブ発声時の口唇部振動を発声訓練の客観的指標として利用することを検討し、第3章でその視覚化の効果を確かめた。さらに、実用化に向けて第4章では「スマートチューブ」を、第6章では「スマートチューブクラウド」を開発した。本論文ではこれら2つを本論文のe-Healthシステムとし、その評価を実施した。各章における実験および運用の結果から、(1)本論文のe-Healthシステムが望ましい発声の学習を支援して自主訓練の質と量の向上に寄与するか、(2)音声障害リハビリテーションの課題(1.2.4節)の解決に対する貢献の可能性、について検討する。

まず、1つ目の検討事項に関して、本論文の最終段階で開発したスマートチューブクラウド(第6章)は、健常者を対象とした検証結果から、自主訓練の質と量の向上に寄与することを示した。この結果に関して注目すべき点は、その効果が発声訓練中の視覚的フィードバックとSNSによる声かけ機能(訓練結果の通知、リマインダー通知)、およびポイントカード機能を実装していた条件でのみ認められたということである。SNSによる声かけ機能を省いた視覚的フィードバックのみの条件(結果通知なし群)では、10日間の自主訓練期間の前後で明らかな訓練効果は認められなかった。この原因として、視覚的フィードバックのみの条件(結果通知なし群)の訓練頻度が平均して少ない結果であったことの影響が考えられる。しかしながら、視覚的フィードバックのみの条件(結果通知なし群)の個々の対象者の経過を辿ると、訓練頻度がある程度高かった対象者でも自主訓練期間の前後でそれほど成果は現れていなかった(図6.10参照)。したがって、両条件の訓練効果の差異は声かけ機能の有無が関与していると考えられる。このことは、たとえ視覚的フィードバックで即時的な効果を得たとしても、それだけでは学習は促進されないことを示唆している。発声の運動学習には、視覚的フィードバックの効果を強化する何らかの要素が必要である[38]とされており、この理論を支持する結果となった。

発声の運動学習において、外部から与えられる外在的フィードバックは、発声運動の試行中に与えられるか、試行後に与えられるかで発声の運動学習への影響が異なるとされている [8]。また、発声運動の試行後に与えられる最終フィードバックは、言語聴覚士が修正・強化したい発声運動を焦点化し、患者の発声に関する運動記憶を顕在化し、患者の発声運動指令を修正・強化する働きを持っている [8]。本論文のスマートチューブクラウドのレベルメータによる視覚的フィードバックは発声運動の試行中に与えられるものであり、訓練結果のメッセージ通知は発声運動の試行終了後に与えられるものである。このことから、スマートチューブクラウドの訓練結果の通知機能は、発声の運動記憶を顕在化し、患者の発声の運動指令を修正・強化する一助となっていた可能性がある。

では、発声運動の試行中の視覚的フィードバックは発声の学習の促進には関与しないのであろうか。これに対して、第3章の実験、第4章の長期運用評価、および第5章の臨床的検討の結果、第6章の実験結果を総合すると、その効果は明らかである。第3章の実験では、主観的な振動感覚を視覚的フィードバックで補うことで、発声訓練の目標に対する成果が現れていた。また、第4章の長期運用評価では、LEDの発光によるフィードバックが発声訓練の目標を明確にし、音声改善に寄与していた。LEDの発光によるフィードバックは言語聴覚士と患者による情報共有にも有用であった。第5章で行ったスマートチューブによる臨床的検討においても、対面指導の指示を明確にし、誤った発声の認識に役立っていた。第6章のスマートチューブクラウドのレベルメータも、訓練目標に対する意識づけに役立っていた。以上の結果で共通していることは、訓練目標と発声の正否を認識し易くする効果である。これは、1.2.5節の各先行研究で示された視覚的フィードバックの効果と類似している。発声運動の試行中に外部から与えられる同時的なフィードバックは、発声の運動学習目標を明確にし、結果的に実現できた発声運動のスキルに基づく発声者の内部感覚情報のフィードバックで学習を促進する [8]。各章の検討結果から、本論文の発声時の振動情報に基づく視覚的フィードバックは、発声訓練の目標の明確化と意識づけを補助し、発声の運動学習を促進し、音声障害患者が訓練効果を実感する一助となると考えられる。さらには、音声障害患者と言語聴覚士の情報共有に寄与すると考えられる。ただし、チューブ発声そのものが困難な重度の音声障害患者に対する効果には限界があることが示唆された。

以上より、「スマートチューブクラウド」は、発声の自主訓練の質と量を向上させるシステムとして、「スマートチューブ」は発声訓練の主観による曖昧さを補う即時的効果が得られるシステムとして、望ましい発声の学習を支援する有用性があることを示した。従来の視覚的フィードバック機器は、医療機関以外の環境では使用することができないものが多いため、小型で自主訓練に利用できる本論文の提案システムの開発は、音声障害リハビリテーションにおいて大きな意義があると考えられる。

2つのシステムは、1.3節で設定した本論文のe-Healthシステムとしての条件を満たすように開発された。遠隔指導や自主訓練などの検証結果から、本論文の両システムはe-Healthシステムとしての機能を発揮していたと考えられる。加えて、2つのシステムは、1.2.8節のe-Healthの10個の「e」の要素を多く含んでいる。以上のことから、本論文で開発した「スマートチューブクラウド」と「スマートチューブ」は、発声訓練の質と量を高める機能を備え、発声の運動学習を支援できるe-Healthシステムとして音声障害リハビリテーションに寄与することが期待できる。

本章の検討事項の2つ目に関して、本論文のe-Healthシステムは1.2.4節で述べた音声障害リハビリテーションの課題の解決の一端を担うことができるのではないかと考えられる。1.2.4節で示したとおり、音声障害リハビリテーションの結果には、リハビリテーションのための来院や治療に対するアドヒアランスなどの要因が関連している [58]。

前者に関しては、通院距離と時間、それに不随する経済的負担が関与している可能性が指摘されていた [62]。つまり、時間や距離の制約がリハビリテーション効果に影響している可能性が示唆された。本論文で開発した2つのe-Healthシステムは、小型で簡便に使用できるものである。第4章の運用評価、第5章の臨床的検討、第6章の検証実験では、発声訓練の遠隔指導や自主訓練に対する各システムの有用な点を示した。また、「スマートチューブクラウド」には言語聴覚士が自主訓練をモニターできる機能があることを6.2.1節で述べた。「スマートチューブクラウド」の機能を利用すると、時間や距離の制約により通院頻度が保ちにくい状況でも、対象者の訓練状況のある程度見守ることが可能となる。米国のように国内でも遠隔リハビリテーションが実施されるようになれば、両システムは、音声障害患者の手元で有効活用されることが期待できる。以上のことから、本論文の2つのe-Healthシステムは、リハビリテーションのための通院に関する課題の解決に貢献できる可能性が期待できる。

次に、後者に関して、リハビリテーションの効果には治療のアドヒアランスが影響する。1.2.4節で述べたように、リハビリテーションの終了予定を待たずに途中でドロップアウトする患者の予防には、リハビリテーションの早い段階で患者がリハビリテーション効果を実感できることが重要である [54][68]。第4章の運用評価、第5章の臨床的検討、第6章の検証実験の結果から、本論文の視覚的フィードバックの効果には、発声訓練課題の目標の明確化、正否の判断のし易さ、訓練時の自信、安心感、など、音声障害のリハビリテーションに必要なアドヒアランスの向上に関連する要素が含まれていた。音声障害患者がリハビリテーション効果を実感し易くするためには、言語聴覚士の臨床経験に左右されにくい客観的指標を使用し、音声障害患者に分かり易い様式のフィードバックを提供することが必要であると考えられる。本論文の2つのe-Healthシステムに実装した視覚的フィードバック機能は、発声訓練の主観的感覚を客観的データに基づいた視覚化情報で補い、発声訓練の目標

やその正否を認識し易くできる。また、「スマートチューブクラウド」のSNSを利用した声かけ機能は、自主訓練の結果と訓練実績を認識し易くできる。したがって、本論文の2つの e-Health システムは、音声障害リハビリテーションのアドヒアランスに関する課題の解決に貢献できる可能性がある。

本論文の e-Health システムで採用したチューブ発声は音声障害患者から健常者まで広く使用することができる。したがって、本論文の e-Health システムもまた音声障害リハビリテーションのみならず健康的な声の維持・向上のための声のリハビリテーション [23] に拡大使用が可能と考えられる。健康的な声の維持と向上は、日常生活活動、人間関係構築、社会参加を豊かにする。発声時の顔面皮膚振動に基づく本論文の2つの e-Health システムは、IT 技術の比較的簡易な部分を使用することによって、低コストで望ましい発声の学習を支援し、音声障害リハビリテーションの課題の一端の改善と、社会背景の問題対応に貢献することが期待できる。

第8章

結論

本論文では、音声障害リハビリテーションのチューブ発声訓練で重視される発声時の主観的感觉を客観的指標に基づいた視覚化情報で補助する仕組みを検討し、2つの e-Health システム「スマートチューブ」と「スマートチューブクラウド」を開発した。これらの評価を通して、以下の点について明らかにした。

1. 第4章で開発した「スマートチューブ」の視覚的フィードバックは、(遠隔)指導や自主訓練において望ましい発声の学習目標を明確にし、発声の正否を認識し易くし、音声障害患者の発声訓練時の自信、安心感に作用して、音声障害の改善に寄与する。
2. 第6章で開発した「スマートチューブクラウド」は、チューブ発声の自主訓練の質と量の向上に有用である。また、望ましい発声の運動学習を支援するためには、視覚的フィードバックの即時効果を強化する機能の実装が重要であった。

小型で簡便に使用できる本論文の2つの e-Health システムは、利用者に過度な負担をかけることなく発声訓練の実施と管理を助け、発声の学習に寄与する。チューブ発声は音声障害患者から健常者まで広く使用することができるため、本論文の e-Health システムもまた音声障害リハビリテーションのみならず健康的な声の維持・向上のための声のハビリテーションに拡大して使用できる可能性が期待できる。

今後の課題と展望

本論文では、スマートチューブクラウドの実験期間中に Google スプレッドシートの訓練ログを実験実施者が利用するということはなかったが、音声障害のリハビリテーションの臨床場面では言語聴覚士がそれを利用し、SNS を使って患者の自主訓練に介入することも可能である。あるいは、訓練ログを自動解析して訓練成果や患者に最適なメッセージを送る機能を実現することや、患者の自主訓練が滞っている際に自動的に言語聴覚士に連絡されるような機能を実現することも大きな意義がある。

今回のスマートチューブクラウドの効果検証は、SNS に精通している若年層の健常者を対象に実施した。音声障害患者と健常者とは発声訓練に対するモチベーションや効果に差異がある可能性が考えられる。加えて、音声障害のリハビリテーションは小児から高齢者まで幅広い世代を対象に実施される。そのため、今後は音声障害者を対象とした検証や健常者の幅広い世代を対象とした検証を行っていく必要がある。運動学習に対する主観的判断の正確性を調査した研究報告では、若年者に比べて高齢者の運動学習に伴う主観的判断の正確性が低下している可能性が示されている [116]。興味深いことに、高齢者の主観的判断は不正確であるだけでなく、学習判断、成績判断において判断が実際の成績を下回る「過小評価」であったとされている。本論文の提案システムが高齢者の発声の運動学習の主観的判断を補い、成果をもたらすことができるかについても検討していきたい。

音声障害のリハビリテーションは、音声障害の重症度、症状、患者の発声能力、患者のニーズ、個人的な因子によって、個別にリハビリテーションの実施内容を計画する。そのため、すべての患者に適用できるシステムの開発は現実的ではない。Calvillo-Arbizu ら [117] は、e-Health システムにおけるユーザ中心設計について、対象者によって技術と機能は異なる必要があると述べている。そのため、臨床的検討では、症例にシステムを継続的に使用してもらい、症例と担当言語聴覚士のニーズに対応していくことが重要である。例えば、対象者が SNS の利用者でない場合、音声通知などを駆使していくことを検討する。また、本論文の提案システムの臨床応用を実現する際は、個人情報保護の観点から情報セキュリティ機能の高いメッセージツール（たとえば *elgana*[118]）を利用することも検討すべきかと考えられる。

e-Healthの「entertaining」、「exciting」の要素を加える必要性について、視覚的フィードバックをゲーミフィケーション化^{*1}する方法が提案できる。音声障害のリハビリテーションの自主訓練を楽しく続けられる体験にするために、近年ゲーミフィケーションを発声訓練に取り入れる研究が進められている [120][121]。本論文の提案システムにはそのような工夫はまだ行えていないが、ゲーミフィケーションのデザインによって訓練を続け易くなることは、訓練に対する患者の積極性や主体性を求めすぎないで済む可能性があり、音声障害患者の負担が減ることが期待できる。また、ゲーミフィケーション化を行えば、ゲームのスコアを競い合うような楽しみ方を創出できる可能性がある。あるいは、介護施設のレクリエーションとして展開し、利用者の心と体を活性化する道具としての活用の道もある。

市販されている自宅用のスマートアイテム（小型のロボットなど）を用いて、愛着のあるデザインのぬいぐるみにハードウェアを埋め込み、メッセージ通知方法に工夫を加えた発声訓練の実現も将来的には試みたい。健康的な声を取り戻す活動にテクノロジーを持ち込み、望ましい発声の学習の成果に繋がるプロセスそのものの価値を高め、健康的な声の維持・向上を目指す全ての人にいきわたる、豊かなコミュニケーションと社会活動に貢献する声の e-Health を創出していきたい。

^{*1} ゲーミフィケーションとは人を没頭させ継続的にわくわく感を与えるというゲームの要素をゲーム以外の分野に応用し、その分野における内発的動機づけを期待することをいう。ゲームの要素として、明瞭な目標、直接的なフィードバック、課題が達成できる見通し、レベルアップ・レベルデザイン、スコア（ポイント）やランキング、バッジや実績、競争、協力、ストーリー、視覚化などがある [119]。

謝辞

本研究を行うにあたり、いつもあたたかく熱心に御指導をいただきました甲南大学知能情報学部北村達也教授に深く感謝申し上げます。言語聴覚障害の治療や言語聴覚士の役割について理解と関心を示し、研究に対する私の言葉にできない声にまでいつも心を傾けてくださいました。また、私の情報工学領域への挑戦を快く引き受け、多くの助言と機会を与えてくださいました。重ねて御礼申し上げます。

研究の一部をサポートいただきました当時甲南大学北村研究室学部生の濱田賢汰氏をはじめ、お力添えいただいた甲南大学の学生の皆様に心より感謝致します。さらに、本研究の共同研究者の神戸市立医療センター中央市民病院耳鼻咽喉科言語聴覚士の前川圭子先生には、システムの臨床応用に向けた貴重な御意見と励ましの言葉をいただきましたことに深謝申し上げます。県立広島大学大学院生時代から引き続き、本研究のシステム開発と音声障害リハビリテーションに関して、御助言をいただきました当時県立広島大学保健福祉学部城本修教授に厚く御礼申し上げます。本研究の実験にご協力いただきました皆様、本研究に関わってくださった全ての皆様に心より御礼申し上げます。

なお、本論文の一部は、JSPS 科学研究費 (16K13226, 24650088, JP20H00291) , 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, 2021 年度姫路獨協大学特別研究助成, 2022 年度姫路獨協大学特別研究助成, 2023 年度中山隼雄科学技術文化財団の支援を受けて行われたものであります。ここに感謝の意を表します。

参考文献

- [1] 日本音声言語医学会（編），日本喉頭科学会（編）：音声障害診療ガイドライン 2018 年度版. 金原出版 (2018)
- [2] 西澤典子: 声とことばと言語について, *JOHNS*, vol. 34, pp. 143–145 (2018)
- [3] S. H. Schwartz, S. M. Cohen, S. H. Dailey, R. M. Rosenfeld, E. S. Deutsch, M. B. Gillespie, E. Granieri, E. R. Hapner, C. E. Kimball, H. J. Krouse, J. S. McMurray, S. Medina, K. O'Brien, D. R. Ouellette, B. J. Messinger-Rapport, R. J. Stachler, S. Strode, D. M. Thompson, J. C. Stemple, J. P. Willging, T. C. S. McCoy, P. G. Bernad, and M. M. Patel: Clinical practice guideline: Hoarseness (dysphonia), *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, vol. 141, pp. S1–S31 (2009)
- [4] M. S. Benninger, C. E. Holy, P. C. Bryson and C. F. Milstein: Prevalence and occupation of patients presenting with dysphonia in the United States, *Journal of Voice*, vol. 31, pp. 594–600 (2017)
- [5] 城本修: 音声障害の行動学的治療—言語聴覚士による音声障害の治療—, *耳鼻臨床*, vol. 100, pp. 697–705 (2007)
- [6] S. Chakrabarti: What's in a name? Compliance, adherence and concordance in chronic psychiatric disorders, *World Journal of Psychiatry*, vol. 4, pp. 30–36 (2014)
- [7] E. van Leer and N. P. Connor: Patient perceptions of voice therapy adherence, *Journal of Voice*, vol. 24, pp. 458–469 (2010)
- [8] 廣瀬肇, 城本修, 生井友紀子: 音声障害治療学. 医学書院 (2018)
- [9] 城本修: 加齢に伴う音声変化: 声の老化, *言語聴覚研究*, vol. 16, pp. 333–342 (2019)
- [10] 杉浦彩子, 内田育恵, 中島務高: 高齢者診療の臨床背景—国立長寿医療センター耳鼻咽喉科外来での統計から—, *日本耳鼻咽喉科学会会報*, vol. 112, pp. 534–539 (2009)
- [11] 間藤翔悟, 宮本真, 渡邊格, 中川秀樹, 齋藤康一郎: 加齢性音声障害に対する vocal function exercise の治療効果と患者背景の検討, *言語聴覚研究*, vol. 16, pp. 87–94 (2019)

- [12] J. Godoy, K. Silverio and A. Brasolotto: Effectiveness of vocal therapy for the elderly when applying conventional and intensive approaches: A randomized clinical trial, *Journal of Voice*, vol.33, pp. 809. e19–809. e26 (2019)
- [13] 間藤翔悟, 宮本真, 渡邊格, 林良幸, 石井翼, 中川秀樹, 齋藤康一郎: 声帯萎縮に対する Vocal Function Exercise (VFE) の効果に関する研究, *音声言語医学*, vol. 59, pp. 311–317 (2018)
- [14] 岩城忍, 涌井絵美, 高橋美貴, 四宮弘隆, 森本浩一, 齋藤幹, 丹生健一: 高齢者の音声障害に対する Vocal Function Exercises の有効性, *音声言語医学*, vol.58, pp. 152–158 (2017)
- [15] M. Kaneko, S. Hirano, I. Tateya, Y. Kishimoto, N. Hiwatashi and M. Fujiu-Kurachi, J. Ito: Multidimensional analysis on the effect of vocal function exercises on aged vocal fold atrophy, *Journal of Voice*, vol. 29, pp. 638–644 (2015)
- [16] 岩城忍, 望月隆一, 山下麻紀, 岩橋利彦, 川村直子, 梅田陽子: 加齢による音声障害に対する音声治療の効果, *音声言語医学*, vol. 65, pp. 1–8 (2014)
- [17] A. Ziegler, K. V. Abbott, M. Johns, A. Klein and E. R. Hapner: Preliminary data on two voice therapy interventions in the treatment of presbyphonia, *The Laryngoscope*, vol. 124, pp. 1869–1876 (2014)
- [18] J. Gartner-Schmidt and C. Rosen: Treatment success for age-related vocal fold atrophy, *The Laryngoscope*, vol. 121, pp. 585–589 (2011)
- [19] C. Sauder, N. Roy, K. Tanner, D. R. Houtz and M. E. Smith: Vocal function exercises for presbylaryngis: A multidimensional assessment of treatment outcomes, *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, vol. 119, pp. 460–467 (2010)
- [20] 庄野佐和子, 吉田操, 小川真, 梅田彩子, 喜井正士: 人間ドックを受診した公立学校教師における嗄声症状の自覚頻度の検討, *音声言語医学*, vol. 50, pp. 265–273 (2009)
- [21] 兵頭政光, 西窪加緒里, 田口垂紀, 三瀬和代, 城本修: Voice Handicap Index 日本語版を用いた学校教員における音声障害のアンケート, *音声言語医学*, vol. 51, pp. 305–310 (2010)
- [22] R. Bovo, M. Galceran, J. Petruccelli and S. Hatzopoulos: Vocal problems among teachers: Evaluation of a preventive voice program, *Journal of Voice*, vol. 21, pp. 705–722 (2007)
- [23] I. R. Titze and K. V. Abbott: *Vocology: The science and practice of voice habilitation*. National Center for Voice and Speech (2012)
- [24] 新美成二 (監訳) : 音声生成の科学. 医歯薬出版 (2003)
- [25] I. R. Titze: *Principle of voice production second printing*. National Center

for Voice and Speech (2000)

- [26] 鏑木時彦 (編) : 音声生成の計算モデルと可視化. コロナ社 (2010)
- [27] 日本音声言語医学会編: 新編 声の検査法. 医歯薬出版 (2009)
- [28] 広瀬肇: 発音器官と構音 (調音) , 日本耳鼻咽喉科学会会報, vol. 77, pp. 1015–1018 (1974)
- [29] 廣瀬肇 (訳) : 新ことばの科学入門第 2 版. 医学書院 (2008)
- [30] M. Su, T. Yhe, C. Tan, C. Lin, O. Linne and S. Lee: Measurement of adult vocal fold length, *The Journal of Laryngology & Otology*, vol. 116, pp. 447–449 (2002)
- [31] 平野実: 音声外科の基礎と臨床, 耳鼻咽喉科学, vol. 21, pp. 239–442 (1975)
- [32] K. N. Stevens: *Acoustic phonetics*. The MIT Press (2000)
- [33] 荻安誠, 城本修 (編著) : 改訂音声障害. 建帛社 (2012)
- [34] 島崎奈保子, 牧山清: 気流阻止法による発声機能検査の臨床的検討, 耳鼻咽喉科臨床補冊, vol. 78, pp. 39–52 (1995)
- [35] A. E. Aronson and D. M. Bless: *Clinical voice disorders fourth edition*. Thieme (2009)
- [36] D. R. Boone, S. C. McFarlane, S. L. Von Berg and R. I. Zraick: *The voice and voice therapy tenth edition*. Pearson (2020)
- [37] L. Lee, J. C. Stemple, L. Glaze and L. N. Kelchner: Quick screen for voice and supplementary documents for identifying pediatric voice disorders, *Language, Speech, and Hearing Services in Schools*, vol. 35, pp. 308–319 (2004)
- [38] L. Mathieson: *Greene and Mathieson's the voice and its disorders*. Whurr Publishers Ltd (2001)
- [39] K. Verdolini and L. O. Ramig: Review: Occupational risks for voice problems, *Logopedics Phoniatrics Vocology*, vol. 26, pp. 37–46 (2001)
- [40] J. C. Stemple, N. Roy and B. K. Klaben: *Clinical voice pathology: Theory and management sixth edition*. Plural (2020)
- [41] R. H. Colton, J. K. Casper and R. Leonard: *Understanding voice problems: A physiological perspective for diagnosis and treatment fourth edition*. Lippincott Williams & Wilkins (2011)
- [42] 切替一郎 (原著) , 野村恭也 (編著) : 新耳鼻咽喉科学第 10 版. 南山堂 (2004)
- [43] 渡嘉敷亮二: 音声障害領域での現状と問題点, 日本耳鼻咽喉科頭頸部外科学会会報, vol. 125, pp. 185–190 (2022)
- [44] L. I. Black, A. Vahratian and H. J. Hoffman: Communication disorders and use of intervention services among children aged 3–17 years: United States, 2012. *NCHS Data Brief*, No. 205, pp. 1–8 (2015)
- [45] P. N. Carding, S. Roulstone, K. Northstone and ALSPAC Study Team: The

- prevalence of childhood dysphonia: A cross-sectional study, *Journal of Voice*, vol. 20, pp. 623–630 (2006)
- [46] R. H. G. Martins, H. A. do Amaral, E. L. M. Tavares, M. G. Martins, T. M. Gonçalves and N. H. Dias: Voice disorders: Etiology and diagnosis, *Journal of Voice*, vol. 30, pp. 761. e1–761. e9 (2015)
- [47] N. Bhattacharyya: The prevalence of voice problems among adults in the United States, *The Laryngoscope*, vol. 124, pp. 2359–2362 (2014)
- [48] K. E. Bainbridge, N. Roy, K. G. Losonczy, H. J. Hoffman and S. M. Cohen: Voice disorders and associated risk markers among young adults in the United States, *The Laryngoscope*, vol. 127, pp. 2093–2099 (2017)
- [49] L. de Araújo Pernambuco, A. Espelt, P. M. M. Balata and K. C. de Lima: Prevalence of voice disorders in the elderly: A systematic review of population-based studies, *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 272, pp. 2601–2609 (2014)
- [50] P. M. Pestana, S. Vaz-Freitas and M. C. Manso: Prevalence of voice disorders in singers: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Voice*, vol. 31, pp. 722–727 (2017)
- [51] R. H. G. Martins, E. R. Pereira, C. B. Hidalgo and E. L. M. Tavares: Voice disorders in teachers: A review, *Journal of Voice*, vol. 28, pp. 716–724 (2014)
- [52] H. Byeon: The risk factors related to voice disorder in teachers: A systematic review and meta-analysis, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 16, 3675 (2019)
- [53] American Speech-Language-Hearing Association: Voice disorders, https://www.asha.org/practice-portal/clinical-topics/voice-disorders/#collapse_1 (last accessed on May. 4, 2023)
- [54] 城本修: 音声障害のリハビリテーション (音声治療), 日本耳鼻咽喉科学会会報. vol. 121, pp. 193–200 (2018)
- [55] J. C. Stemple: *Voice therapy: Clinical studies*. Singular (2000)
- [56] M. De Bodt, T. Patteeuw and A. Versele: Temporal variables in voice therapy, *Journal of Voice*, vol. 29, pp. 611–617 (2015)
- [57] 宮田恵里, 宮本真: 当院における音声治療終了のタイミング, 音声言語医学, vol. 54, pp. 159–162 (2013)
- [58] B. E. Smith, G. B. Kempster and H. S. Sims: Patient factors related to voice therapy attendance and outcomes, *Journal of Voice*, vol. 24, pp. 694–701 (2010)

- [59] M. L. Andrews and C. P. Schmidt: Congruence in personality between clinician and client: Relationship to ratings of voice treatment, *Journal of Voice*, vol. 9, pp. 261–269 (1995)
- [60] P. L. Harvey: The young adult patient, *Journal of Voice*, vol. 11, pp. 144–152 (1997)
- [61] E. van Leer, E. R. Hapner and N. P. Connor: Transtheoretical model of health behavior change applied to voice therapy, *Journal of Voice*, vol. 22, pp. 688–698 (2008)
- [62] D. J. Sharp and W. Hamilton: Non-attendance at general practices and outpatient clinics, *BMJ*, vol. 323, pp. 1081–1082 (2001)
- [63] E. Hapner, C. Portone-Maira and M. M. Johns 3rd: A study of voice therapy dropout, *Journal of Voice*, vol. 23, pp. 337–340 (2009)
- [64] A. Behrman, J. Rutledge, A. Hembree and S. Sheridan: Vocal hygiene education, voice production therapy, and the role of patient adherence: A treatment effectiveness study in women with phonotrauma, *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, vol. 51, pp. 350–366 (2008)
- [65] N. Roy, B. Weinrich, S. D. Gray, K. Tanner and J. C. Stemple: Three treatments for teachers with voice disorders: A randomized clinical trial, *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, vol. 46, pp. 670–88 (2003)
- [66] K. MacKenzie, A. Millar, J. A. Wilson, C. Sellars and I. J. Deary: Is voice therapy an effective treatment for dysphonia? A randomised controlled trial, *BMJ*, vol. 323, pp. 658–661 (2001)
- [67] C. Portone, M. M. Johns III and E. R. Hapner: A review of patient adherence to the recommendation for voice therapy, *Journal of Voice*, vol. 22, pp. 192–196 (2008)
- [68] 宮田恵里, 宮本真, 友田幸一: 当科における音声治療の終了群およびドロップアウト群の検討, *音声言語医学*, vol. 58, pp. 223–227 (2017)
- [69] L. D’Antonio, W. Lotz, T. D. Chai and R. Netsell: Perceptual-physiologic approach to evaluation and treatment of dysphonia, *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, vol. 96, pp. 187–190 (1987)
- [70] J. C. Stemple, E. Weiler, W. Whitehead and R. Komray: Electromyographic biofeedback training with patients exhibiting a hyperfunctional voice disorder, *The Laryngoscope*, vol. 90, pp. 471–476 (1980)
- [71] 石毛美代子, 新美成二, 森浩一: Electroglossography (EGG), *音声言語医学*, vol. 37, pp. 347–354 (1996)

- [72] E. van Leer and N. P. Connor: Predicting and influencing voice therapy adherence using social–cognitive factors and mobile video, *American Journal of Speech-Language Pathology*, vol. 24, pp. 164–176 (2015)
- [73] E. van Leer and N. P. Connor: Use of portable digital media players increases patient motivation and practice in voice therapy, *Journal of Voice*, vol. 26, pp. 447–453 (2012)
- [74] E. van Leer, R. C. Pfister, X. Zhou: An iOS-based cepstral peak prominence application: Feasibility for patient practice of resonant voice, *Journal of Voice*, vol. 31, pp. 131. e9–131. e16 (2017)
- [75] E. van Leer, B. Lewis and N. Porcaro: Effect of an iOS app on voice therapy adherence and motivation, *American Journal of Speech-Language Pathology*, vol. 30, pp. 210–227 (2021)
- [76] I. R. Titze, Voice training and therapy with a semi-occluded vocal tract: Rationale and scientific underpinnings, *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, vol. 49, pp. 448–459 (2006)
- [77] S. Simberg and A. Laine: The resonance tube method in voice therapy: Description and practical implementations, *Logopedics Phoniatrics Vocology*, vol. 32, pp. 165–170 (2007)
- [78] B. H. Story, A. -M. Laukkanen and I. R. Titze, Acoustic impedance of an artificially lengthened and constricted vocal tract, *Journal of Voice*, vol. 14, pp. 455–469 (2000)
- [79] 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, *Journal of Voice*, vol. 27, pp. 523. e19–523. e34 (2013)
- [80] 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, *Journal of Voice*, vol. 31, pp. 124. e1–124. e10 (2017)
- [81] 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, pp. 180–185 (2015)
- [82] 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, *Journal of Voice*, vol. 33, pp. 810. e5–810. e11 (2019)

- [83] I. R. Titze and A. -M. Laukkanen, Can vocal economy in phonation be increased with an artificially lengthened vocal tract? : A computer modeling study, *Logopedics Phoniatrics Vocology*, vol. 32, pp. 147–156 (2007)
- [84] 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩: 基礎運動学 第6版. 医歯薬出版 (2003)
- [85] 宮下保司 (監修) : カンデル神経学 第2版. メディカル・サイエンス・インターナショナル (2022)
- [86] R. T. Verrillo, A. J. Fraioli and R. L. Smith: Sensation magnitude of vibrotactile stimuli, *Perception & Psychophysics*, vol. 6, pp. 366–372 (1969)
- [87] G. Eysenbach: What is e-health?, *Journal of Medical Internet Research*, vol. 3, e20 (2001)
- [88] M. H. da Fonseca, F. Kovalski, C. T. Picinin, B. Pedroso and P. Rubbo: E-Health practices and technologies: A systematic review from 2014 to 2019, *Healthcare*, vol. 9, 1192, pp. 1–32 (2021)
- [89] I. R. Titze: Inertagrams for a variety of semi-occluded vocal tracts, *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, vol. 63, pp. 2589–2596 (2020)
- [90] 北村達也: スキャニングレーザードップラ振動計による歌唱時の皮膚振動計測における再現性の検証, *音声言語医学*, vol. 55, pp. 167–172 (2014)
- [91] I. Kirikae, T. Sato, H. Oshima and K. Nomoto, Vibration of the body during phonation of the vowels, *Revue de laryngologie-Otologie-Rhinologie*. vol. 85, pp. 317–345 (1964)
- [92] 大森幸一 (編) : 言語聴覚士のための音声障害学. 医歯薬出版 (2015)
- [93] 廣瀬肇 (監修) : STのための音声障害診療マニュアル. インテルナ出版 (2008)
- [94] T. Kitamura: Measurement of vibration velocity pattern of facial surface during phonation using scanning vibrometer, *Acoustical Science and Technology*, vol. 33, pp. 126–128 (2012)
- [95] T. Kitamura and K. Ohtani, Non-contact measurement of facial surface vibration patterns during singing by scanning laser doppler vibrometer, *Journal of Frontiers in Psychology*, Section: Performance Science, vol. 6, article. 1682, pp. 1–8 (2015)
- [96] J. C. Stemple, L. Lee, B. D’Amico and B. Pickup: Efficacy of vocal function exercises as a method of improving voice production, *Journal of Voice*, vol. 8, pp. 271–278 (1994)
- [97] F. C. Chen, E. P. -M. Ma and E. M. -L. Yiu: Facial bone vibration in resonant voice training, *Journal of Voice*, vol. 28, pp. 596–602 (2014)
- [98] I. R. Titze: Acoustic interpretation of resonant voice, *Journal of Voice*, vol. 15, pp. 519–528 (2001)

- [99] 勝平純司, 下井俊典, 窪田聡: すぐできる! リハビリテーション統計. 南江堂 (2012)
- [100] 文部科学省: 大学等における新型コロナウイルス感染症への対応ガイドラインについて (周知), https://www.mext.go.jp/content/20200605-mxt_kouhou01-000004520_5.pdf (last accessed on Jun. 21, 2020)
- [101] R. H. Baayen: *Analyzing linguistic data: A practical introduction to statistics using R*. Cambridge University Press (2008)
- [102] The R project for statistical computing, <https://www.r-project.org/> (last accessed on Jul. 13, 2022)
- [103] lmerTest: Tests in linear mixed effects models, <https://cran.r-project.org/web/packages/lmerTest/index.html> (last accessed on Jul. 13, 2022)
- [104] Y. Hayashi: 【電子工作】Arduino でどれみ判定をしてみた [Video], https://www.youtube.com/watch?v=8r0G_aGphMc (last accessed on Oct. 24, 2022)
- [105] 兵頭政光: 音声障害の診断と治療, 日本耳鼻咽喉科学会会報, vol. 113, pp. 818–821 (2010)
- [106] 西尾正輝, 田中康博, 新美成二: 加齢に伴う音声の変化—音響学的手法を用いた解析—, 音声言語医学, vol. 50, pp. 6–13 (2009)
- [107] 松本千明: 健康行動理論の基礎. 医歯薬出版 (2002)
- [108] 佐藤友貴, 新美成二: 聴覚印象評価, JOHNS, vol. 34, pp. 169–171 (2018)
- [109] 四倉淑枝, 大石公直, 澤木修二, 山口宏也, 羽生耀子, 廣瀬肇: ホノラリンググラフを用いた音声治療の検討—声帯結節への適用—, 音声言語医学, vol. 26, pp. 279–288 (1985)
- [110] 廣瀬肇: 起声時における内喉頭筋の活動様式, vol. 75, pp. 981–988 (1972)
- [111] 吉田義一: 高速度映画による発声時の声帯振動に関する研究, 日本耳鼻咽喉科学会会報, vol. 72, pp. 1232–1250 (1969)
- [112] 四倉淑枝: 声帯結節に対する音声治療の研究, 日本耳鼻咽喉科学会会報, vol. 90, pp. 1387–1401 (1987)
- [113] 兼重裕, 松本博之, 千葉進, 野呂浩史, 梁田由樹子, 菊池進, 平山とよ子: 加齢に伴う振動覚閾値の変化, 日本老年医学会雑誌, vol. 27, pp. 573–577 (1990)
- [114] LINE Developers: <https://developers.line.biz/ja/> (last accessed on Nov. 11, 2022)
- [115] 麓信義編 (編): 運動行動の学習と制御. 杏林書院 (2006)
- [116] 平井達也, 牧迫飛雄馬: 運動学習に対する主観的判断の正確性—若年者と高齢者の比較—, 理学療法学, vol. 40, pp. 421–428 (2013)

- [117] J. Calvillo-Arbizu, L. M. Roa-Romero, M. A. Estudillo-Valderrama, M. Salgueira-Lazo, N. Aresté-Fosalba, N. L. del-Castillo-Rodríguez, F. González-Cabrera, S. Marrero-Robayna, V. López-de-la-Manzana and I. Román-Martínez: User-centred design for developing e-Health system for renal patients at home (AppNephro), *International Journal of Medical Informatics*, vol. 125, pp. 47–54 (2019)
- [118] elgana: <https://elgana.jp/>(last accessed on Jan. 21, 2023)
- [119] 山崎和子: ゲーミフィケーション (Gamification), *知能と情報*, vol. 25, p. 93 (2013)
- [120] K. Hamada, T. Kitamura, N. Kawamura: Straw Fighter: A gamification-based system for supporting vocal exercise by tube phonation, *2021 IEEE 3rd Global Conference on Life Sciences and Technologies*, pp. 209–210 (2021)
- [121] 村井武人, 北村達也, 川村直子: チューブ発声訓練支援システムにおけるゲーミフィケーション導入の試み, *信学技報*, vol. 123, pp. 83–85 (2023)

副論文

1. 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, pp. 334–341 (2018) [査読付き]
2. Naoko Kawamura, Tatsuya Kitamura, Kenta Hamada: Smart Tube: A biofeedback system for vocal training and therapy through tube phonation, *Interspeech 2020*, pp. 1011–1012 (2020) [査読付き]
3. 川村直子, 北村達也: 音声訓練法による顔面皮膚振動パターンの変化一言語聴覚士を対象にした計測一, 甲南大学紀要知能情報学編, vol. 13, pp. 111–122 (2021)
4. 川村直子, 北村達也: チューブ発声中の口唇部の振動を可視化する携帯型フィードバックシステムの開発, 音声言語医学, vol. 64, pp. 10–17 (2023)[査読付き]
5. 川村直子, 北村達也: 自主的な音声障害のリハビリテーションの継続を可能とするためのIoTクラウドシステムの開発, リハビリテーション・エンジニアリング, vol. 38, pp. 95–103 (2023)[査読付き]

