

201224002B

別添1

厚生労働科学研究費補助金  
障害者対策総合研究事業

発話障害者のための  
ハンズフリー支援機器の開発とその臨床評価

平成22年度～24年度 総合研究報告書

研究代表者 伊福部 達  
平成25(2013)年 5月

I. 総括研究報告

発話障害者のためのハンズフリー支援機器の開発とその臨床評価----- 1  
伊福部 達

(資料1) 電気式人工喉頭の改良 第1段階  
ハンズフリー人工喉頭装着具の原型試作と拡声器の提案について

(資料2) 電気式人工喉頭の改良 第2段階  
ハンズフリー人工喉頭装着具の原型試作と拡声器の提案について

(資料2-補足A) 人工喉頭のための改良型マイクの評価実験手順および結果

(資料3) 電気式人工喉頭の改良 第3段階  
ハンズフリー人工喉頭装着具のトータルシステムについて

(資料4) 構音障害者用の音声生成器の改良、第2段階  
疑似子音の生成について

(資料5) 構音障害者用の音声生成器の改良、第2段階  
抑揚機能の強化とタブレットPCへの対応について

(資料5-補足A) 音声生成器の抑揚制御についての評価実験の手順と結果

(資料6) 構音障害者用の音声生成器の改良、第2段階  
抑揚機能の強化とタブレットPCへの対応について

II. 研究成果の刊行に関する一覧表 ----- 4 1

III. 研究成果の刊行物・別刷 ----- 4 5

厚生労働科学研究費補助金（障害者対策総合研究事業）  
（総合）研究報告書

## 研究要旨

代表者らは、過去10年以上にわたり、喉頭摘出者のための「電気式人工喉頭」の実用化とその普及に努めてきた。その間に多くのユーザから、仕事をしながら使えるように手を束縛しない「ハンズフリー型」にして欲しいという要望が続いていた。一方、発話のための筋・神経系に疾患のある構音障害者からは、残された身体機能の動きにより実時間で感情豊かな音声を生成することができるような「発話障害支援のための音声生成器」を開発してほしいという要望が出てきている。本課題の目的は、これらの要望に応じて、①ハンズフリー電気喉頭の改良研究を進めるとともに、②音声生成器の開発研究を行うものであり、喉頭摘出者から脳・神経系疾患による発話障害者の全般をカバーできるようにする。

ハンズフリー電気喉頭について、平成22年度には、発声音の音量拡大のためにマイクロホン、アンプ、スピーカが一体化した小型拡声器の試作と使い勝手の評価を行った。平成23年度は、さらに、拡声器使用時の周囲雑音や本体からの雑音を低減し発声音を選択的に取得でき、使用時にハウリングを防止できるようにマイクロホンを改良した。それらの結果を踏まえ、平成24年度には、音源となる振動子の固定具に、マイクロホン、スピーカ、抑揚制御センサを一体化したウェアラブルな装着具へと改良を進め、トータルシステムの開発を行った。

一方、発話支援音声生成器については、平成22年度は/サ/などの「摩擦音」や/ナ/などの「鼻子音」などの子音を実時間で指先の動きだけで生成できるようにし、ほぼすべての音素を不明瞭ながらも表現可能にした。平成23年度には、抑揚の制御できるようにし、小型化に向けたタッチパネル型PCに対応させる改良を行った。それらの結果を踏まえ、平成24年では、音声生成プログラムおよび抑揚制御技術をタブレットPCやスマートホンでも使えるようにし、その実用器を開発した。まず、ウィンドウズ7で動作するスマートホンで実現し、次に最も普及しているiPhone上でも使えるようにした。

本課題では、基礎研究を進めてきた①ハンズフリー電気喉頭と②ウェアラブル音声生成器を試作し、その実用化への道筋を付けることができた。2つの発声支援方式の共通技術（拡声器と抑揚センサ）を明確にし、それらの要素技術を開発した。とくに、人工喉頭では、振動子の首への押圧力を生体力学の点から最適な値とし、それを新たな首バンドの設計に活かされた。また、拡声器についても従来の半分以下の大きさ重さにすることができ、それを首バンドに装着できるようになった。ただし、多くのユーザによる臨床評価については、定量的な結果を得ることが課題として残る。一方、音声生成器は既にスマートホンのアプリとして採用され、低価格でユーザがネットからダウンロードできるようになった。

## 代表者

伊福部達  
東京大学 高齢社会総合研究機構 特任研究員

## 分担者

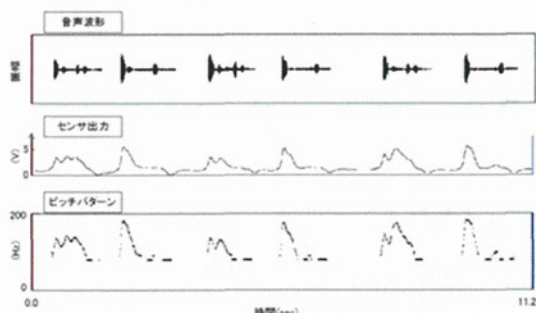
田中 敏明  
東京大学 先端科学技術研究センター 特任教授

上田 一貴  
東京大学 工学系研究科 特任講師

## A. 研究目的

本課題は、①喉頭摘出者のための手を束縛しない「ハンズフリー電気喉頭」の改良研究を進めるとともに、②筋・神経系疾患による構音障害者のために実時間で感情表現もできる「構音障害支援音声生成器」の開発研究を行うものである。

また、試作済みの①と②の発話支援機器を、他の治療法やリハビリ法を補完するという立場で臨床的な観点から有用性と問題点を評価し、製品化



## 「雨」と「飴」の違いを発音

図1 ①第一段階のハンズフリー人工喉頭（左上）、②呼気センサを装着して抑揚制御している所（右上）、③「雨」と「飴」の抑揚の違いを制御できた例（下図）

を目指して研究を進めている。以上の発話支援機器は世界的にも類のないものであり、喉頭摘出者から筋・神経系疾患による発話障害全般を支援するものである。

### B. 研究方法

本課題では平成22～24年度を通じて、

(A) ハンズフリー電気喉頭では、振動子と抑揚センサが一体化した「首バンド装着型方式」および人工喉頭用「ポータブル小型拡声器」の開発・改良を繰り返し、実用化に向けて最終モデルのためのユーザビリティ評価を行った。

(B) ウェアラブル音声生成器では、コンピュータのタッチパッドの面を指でなぞった情報で音声を生成する方法の改良化研究を行い、全ての子音が出せるようにするとともに、生成音の「抑揚センサ方式」および「ポータブル小型拡声器」を開発し、スマートホンに一体化し、その実用化のための評価を行った。

評価では、他の治療法やリハビリ法を補完するような利用方法に視点を置いた。

### C. 研究結果及び考察

#### (A)「首バンド装着型電気喉頭」の開発。

第1段階（平成22年前期）：過去の我々の研究から、首バンドとして多様な首形状などに適応できる形状記憶有機材料を利用することにした。ただし、振動が声道内に効率良く伝えるためには、



図2 首バンド（左図）を全周囲型とし、抑揚センサとして押圧センサ（右図）を利用。

首バンドの形状と振動のカベクトルの関係を明確にしなければならない。

平成22年度では図1の①、②、③に示したような、薄型振動子を首バンドの一端に取り付け、もう一方の端に抑揚制御のための呼気センサを付ける方法を提案し、その有用性を確かめた（図1）。その結果、a) 頸部に加わる振動子の押圧カベクトルが最適でないこと、b) 呼気センサは訓練が不要であり、極めて有用な人と揚制センサとして呼気センサを使った場合に呼吸時でも喉頭音がでしまう人がいることが分かった。

平成22年度後期では、振動子のカベクトルが声道内に有効に伝わるようにバンドを首の全周囲に取り付け、首への押圧力を利用者が自由に変えられるように改良した。また、抑揚センサとして指先に押圧センサを取り付け、振動子のオンオフと抑揚を同時に制御できるように改良化した（図2）。

ただし、振動子の押圧カベクトルが首に対して主に法線方向にしか加わらないことから、人によっては効率良く声道内に振動が伝わらないことが分かった。また、発声音の音量が小さく、2-3メートル以上離れていると聞き取りにくいことから、人工喉頭特有の小型拡声器が必要であることを確認し、拡声器の原型となる試作機を作成した。

第2段階（平成23年度）：平成23年度では、小型拡声器の改良に焦点を絞り、そのための基礎研究を行った。発声音源の方向を調べた結果、健常者の発声音とは大きく異なり、その方向は広範囲に及んでおり、しかも振動子そのものから漏れる音がかぶさっていることが確認された（図3①）。



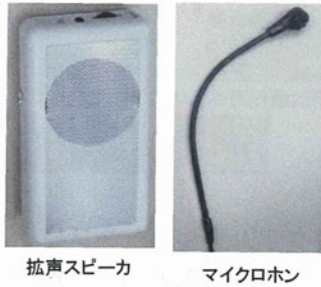
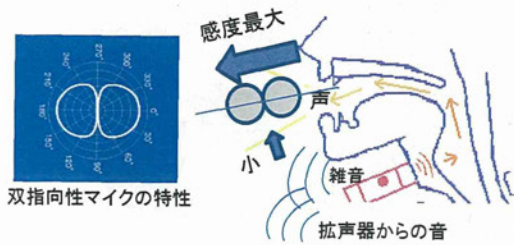


図3 ① マイクの指向性と音源の関係図、② 電気人工喉頭のための拡声器 (協力: 株式会社サザン音響)、③ 開発中の拡声機の使用例

そのため初期の「拡声器」については、図3②に示したように、電気喉頭に適する指向性や感度を備えたマイクロホンを設計し、また、10メートル以上先でも聞き取れる小型拡声器 (縦 8cm×横 5cm×厚さ 2cm) を試作した。さらに、その有用性



図4 上図: 首バンドに加わる各種の力を計算し、振動子の押圧力が首に適切に加わるようにした。下図: 拡声器を取り付けたトータル人工喉頭システム

を喉頭摘出者で確認し、発声音スペクトルの分析結果からも良好な音質が得られることを確認した。

第3段階 (平成24年度): 首バンドの再設計を行うと共に、人工喉頭のトータルシステムを試作した。首バンドでは振動子の押圧力が口腔内にむくように、また、3つの固定点を設けることで、首の上下左右の動きでも振動子の位置と押圧力ベクトルが変わらないようにした。生体メカニクスの観点から押圧力ベクトルを調べ、図4に示したように、最終的には、この形状を採用することにした。

図中にベクトルを示したように、首の左右および背面の3点で首バンドが固定されるようにしながら、振動子の押圧力ベクトルを口腔内中心に向

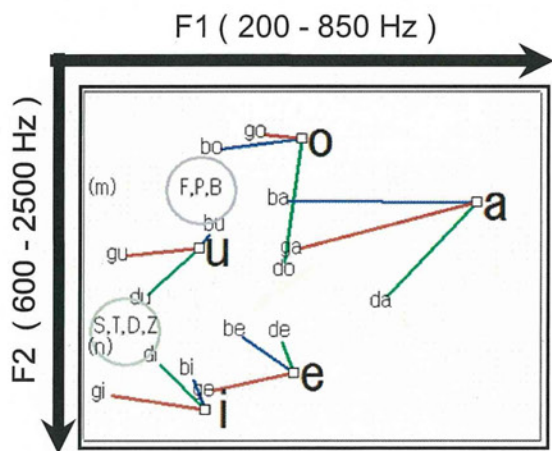


図5 ①タッチパッド上に割り当てた第一、第二ホルマント周波数。

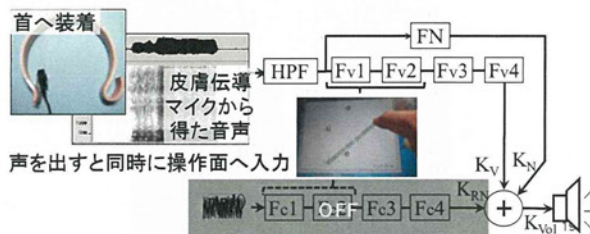


図7 ①プログラム実装したタブレット型PC (上図) および ②抑揚制御のために開発した首バンド型の発声音源ピッチ抽出センサ

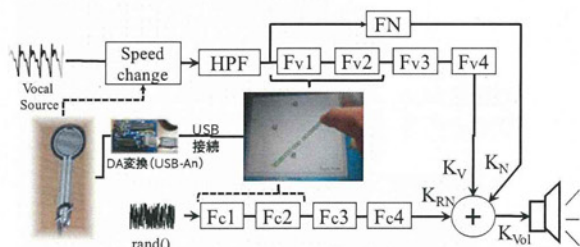


図5②破裂音と摩擦音の音源となる乱流音生成機能 (上図) および抑揚制御のために開発した指輪型押圧センサ (左図)

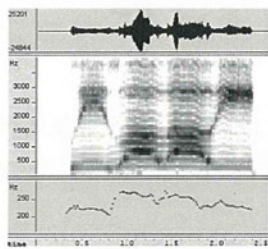


図6 小指の握力による抑揚制御の音声 (上から,波形,スペクトログラム,ピッチ,時間)

かうように設計した。以上の試行錯誤により、最終的な首バンドの形状・構造を製作し、現在、その有用性を数名の喉頭摘出者により評価している所である。

また、抑揚センサについて、ヒトの押圧力を測定し、その時の押圧力と発声音ピッチ (抑揚) との最適となるように調整した。

(B)の「構音障害者用の音声生成器」の開発。

第1段階 (平成22年度前期) : まず、既にPC上で開発済みのアルゴリズムを改良した。これは、タッチパッド上に母音を特徴づける第一ホルマント周波数を横軸に、第二ホルマント周波数を縦軸に割り当て (図5-①)、タッチパッドを指やペンでなぞることにより、母音、半母音 (/ヤ/, /ワ/ など)、鼻子音 (/ナ/, /マ/ など)、および有声破裂音 (/バ/, /ダ/, /ガ/ など) および有声摩擦音 (/ザ/ など) を生成できる機能が付いているものである。第一段階では、これに無声破裂音 (/パ/, /タ/, /カ/ など) と無声摩擦音 (/サ/ など) 付与する方式を確立し、さらに話しながら使用できる抑揚センサの開発を行った。結果だけを述べると、従来の我々の方式に摩擦音や破裂音の音源となる乱流音を組み込み、図5-②に示したようなアルゴリズムをPC上で実現した。さらに、図中にあるような指輪型押圧センサで抑揚の制御もできることが分かった。目的を実現できることが分かり、その有効性の評価を行った。図6に示したように、摩擦音を含む音声生成されることを確認 (中央) し、同時に抑揚も制御されていることが分かった。



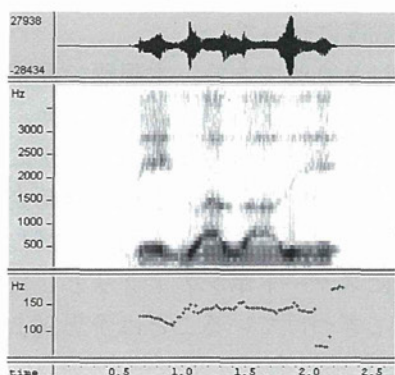


図 8 皮膚伝導マイクを使った音韻付加音声  
(上から、波形、スペクトログラム、ピッチ、時間)

**第二段階（平成23年度）：**平成23年度は、会話中の感情表現等に影響の大きい、抑揚に関する点と、使いやすさに影響する、静電容量方式のタブレット型PC(図7①)への対応に焦点を絞って、改良を進めた。

また、抑揚の制御方式としては、使用者が抑揚のある母音（/ア/）のみを出すことにより、その声の抑揚をそのまま用いる方式を開発した。これは、発声音源という残存機能を利用することを目的としており、人工喉頭で開発した首バンドと押圧センサ(図7②)を利用して声帯音源のピッチを皮膚面から検出する方法である。タブレット型PCに開発済みの音声生成ソフトウェアを移植すると同時に、この抑揚制御方式を組み込み、音声生成実験とその聴取実験を行った。

図8に示したように、音声スペクトルとピッチ（抑揚）パターンから本方式により極めて自然な音声を表出できることが分かった。本方式は構音障害があっても発声音源が正常である人に有用であることが示され、多様な構音障害者を支援する一つの道を示したといえる。

なお、後者の方式は構音機能のみに主な障害をもち、声帯音の発声には障害を持たない場合を想定したものである。そのような話者にとっては、もっとも自然な抑揚付加方法であるといえる。

**第三段階（平成24年度）：**最終年度の平成24年には、以上の音声生成プログラムおよび抑揚制御技術をスマートホンでも使えるようにし、その実用器を開発した。まず、ウィンドウズ7で動作するスマートホン(図9①)で実現し、次に最も普及しているiPhone(図9②)上でも使えるようにした。

なお、前述のようにハンズフリー人工喉頭で開発した要素技術である押圧センサと小型アンプは共に音声生成器にも利用できることが確認されている。この共通となる2つの要素技術をウェアラブル電気喉頭と音声生成器の両方に組み込み、最終的に低価格で利用者に供給できるようにしている。

さらに、ハンズフリー人工喉頭は現在、喉頭摘出者団体を通じて臨床的な観点からの評価を依頼しているところであり、音声生成器シフトは平成25年4月から利用者がネットを通じてダウンロードできるようになった。

最終の平成24年度は電気喉頭用の小型拡声器を音声生成器にも生かし、指輪型押圧センサはハンズフリー電気喉頭にも生かすことによって、実用的な発話支援機器を10台ほど開発し、耳鼻咽喉科医師やSTなどの協力により、従来の治療・リハビリをどこまで補完できるかを評価し、実用化の道筋を付ける。

#### 4. 評価（研究成果）

本課題は、基礎研究を進めてきた①ハンズフリー電気喉頭と②ウェアラブルな構音支援器を試作し、その実用化への道筋を付けることを目的とするものであり、とくに、これらの発話支援器を、従来の治療法・リハビリ法などを補完するという立場で臨床的な観点から評価し、その上で製品化への道筋を付けるという方法をとる。

以上の発話支援機器は世界的にも存在しないものであり、喉頭摘出者から筋・神経系疾患などによる発話障害全般をカバーする可能性がある。



図9 スマートホンで動作する音声生成器  
ウィンドウズ7用、②iOS用 (iPhone)) 上で動  
作する音声生成器

ただし、人工喉頭に付いてはやっとな臨床試験に入る段階に来た所であり、従来の食道発声法、T-Eシャント法（気管から食道へ向けて孔を開け、そこを通じて音源を作る方法）などどのように併用すれば良いのか、また、訓練はどの程度必要になるのか、さらには価格の設定など残された課題も多くある。残された月日をこれらの課題を少しでも解決できるように努力したいと思っている。

また、iPhone を利用した方式は、我々の人工喉頭を製品化している（株）電制がアップル社を通じて価格交渉をした結果、低価格のアプリで誰もがダウンロードできるようになっている。

#### （倫理面への配慮）

人権擁護上の配慮、不利益・危険性の排除等について被験者として協力頂いている三笠宮殿下と宮内庁を通じて説明と同意への対応は済んでいた。

しかし、寛仁親王殿下は人工喉頭の開発研究のモニターとなり改良の手がかりとなる発言を積極的されていたが、平成24年6月6日に逝去された。

なお、実験遂行にあたって、東京大学の倫理委員会の承認は得ている。

#### 1) 達成度について

達成度は80%である。本課題で提案し試作したハンズフリー人工喉頭は試作を終え、最終評価の段階に入っているが、多くのユーザによる評価を完成していないこと、学会等での発表が遅れていることなどで20%減とした。ただし、音声生成器は既にスマートホンのアプリとして採用され、実用化にこぎつけていることは予想以上の進展になる。

#### 2) 研究成果の学術的意義について

従来のコンピュータベースの発想とは全く異なり、本電気喉頭では物まね鳥の発声法のける仮説が、構音支援器では腹話術の発声法における仮説が基礎となっている。したがって、ヒトを含めた動物特有の笑いや怒りなどの感情音声を実時間で表出させる発声制御のメカニズムを予測できることになる。また、本発音障害支援方法により、自然性の高い感情表現を実現できれば、九官鳥や腹話術における発生機構の仮説を間接的に実証したことになり、学術的意義は高い。さらに、本発音障害支援方法は言語に依存しないという特徴もあり、ここから得られる成果は、世界中の発音障害者への学術的かつ基礎的な技術になる。

#### 3) 研究成果の行政的意義について

本課題で開発した福祉機器は、高齢者に多い喉頭摘出者および発話失行（失語症）を支援するものであり、超高齢社会に向けて高齢者が社会参加・就労する上で有用なものになり、社会保障費削減の効果もあることから行政的な意義は高い。

#### 4) その他特記すべき事項について

特に無し

#### D. 結論

本課題では、基礎研究を進めてきた①ハンズフリー電気喉頭と②ポータブル構音支援器を試作し、その実用化への道筋を付けることができた。とくに、人工喉頭では、振動子の首への押圧力を生体力学の点から最適な値とし、それを新たな首バンドの設計に活かされた。また、拡声器についても従来の半分以下の大きさ重さにすることができ、それを首バンドに装着できるようになった。ただ





藪謙一郎, 伊福部達, “発話障害者支援のためのペン入力座標によるリアルタイム音声生成方式 - 鼻子音出力の操作方法と音声生成方法の検討-”, 電子情報通信学会, 信学技報, SP, Vol.110, No. 452, pp.67-72, 2011.3

Ken'ichiro Yabu, Tohru IFUKUBE, “A Real-time speech generator manipulated by tracing a touch-pad using a finger or a pen”, International Workshop on Performative Speech and Singing Synthesis, Video Presentation, March 14-15, Vancouver, BC, 2011.

藪謙一郎, 伊福部達, “発話障害者支援のためのペン入力座標によるリアルタイム音声生成方式 - 鼻子音出力の操作方法と音声生成方法の検討-”, 電子情報通信学会, 信学技報, SP, Vol.110, No. 452, pp.67-72, 2011.

藪謙一郎, 伊福部達: “構音機能障害者のための音声生成器の抑揚制御方式に関する基礎的検討”, 電子情報通信学会技術研究報告, 電子情報通信学会, 音声, 111(225), 43-48, (2011.10)

藪謙一郎, 上田一貴, 稲永潔文, 伊福部達: “電気人工喉頭のための拡声器に関する一考察”, 電子情報通信学会, 信学技報, SP, 2011(161), 35-38(2012)

M. Sakajiri, S. Miyoshi, K. Nakamura, S. Fukushima, T. Ifukube, “Voice pitch control using a two-dimensional tactile display”, NTUT Education of Disabilities, Vol.10, pp.4-8, 2012.

中野聡子, 三好茂樹, 河野純大, 白澤真弓, 上田一貴, 金澤貴之, 磯田恭子, 蓮池通子, 小笠原恵美子, 梅原みどり, 伊福部達, “聴覚障児・者のモバイル型遠隔情報保障システムの利用に対する意識・従来型の情報保障手段との比較を通して”, 発達障害研究, pp.86-97, Vol.35, No.1, 2013.2.

三浦貴大, 坂井美恵子, 村岡輝雄, 中道勝久, 伊福部達, “大正～昭和初期における聴覚障害児の聴力レベルの推定”, ろう教育科学, 54(3), pp:131-146, 2013.

Tohru Ifukube, “Assistive Technology Supporting “Hearing”, “Seeing” and “Speaking”

for the Disabled and the Elderly”, 5th International Psycho-Social and Applied Gerontology Symposium, Akdeniz University, Antalya, Turkey, 2012.11.

## 2. 学会発表

伊福部達, “『見る』『聴く』『話す』を助ける放送技術 - 感覚のナゾ解きから生まれたモノ -”, NHK放送技術研究所, 特別講演, 東京, 2010.5.

伊福部達, “音の福祉工学 - 声の障害を支援する最新技術 -”, 第43回日本甲状腺外科学会学術集会, 特別講演, 倉敷, 2010.10.

藪謙一郎, 伊福部達, “「なぞり」の入力による発話障害者支援のためのリアルタイム音声生成器 - 阻害音と鼻音付加の操作方法の検討-”, 日本音響学会, 3-4-14, pp.1623-1626, 2011.3.

藪謙一郎, 伊福部達, “タブレットPCのなぞり動作で操作する発話障害者支援リアルタイム音声生成器の試作”, ヒューマンインタフェースシンポジウム2011 論文集, ヒューマンインタフェース学会, CD-ROM, pp.677-680, 2011.

三浦貴大, 坂井美恵子, 村岡輝雄, 中道勝久, 伊福部達, “音叉検査器で計測された西川はま子の聴力の推定”, ろう教育科学会 第54回大会, pp:9-10, 金沢大学サテライトプラザ, 2012. 8.

坂井美恵子, 廣田栄子, 三浦貴大, 村岡輝雄, 伊福部達, “大正昭和初期の公教育における口話式聾教育の始まりと普及 聴覚障害教育における医学・科学の連携について-その4-”, 日本特殊教育学会 第50回大会, つくば国際会議場, 2012. 9.

藪謙一郎, 伊福部達, “タッチ点の動きで操るリアルタイム音声生成器の開発 - 視覚障害者にも扱える楽器のような音声支援機器へ -”, ライフサポート学会, 視聴覚障害者バリアフリー技術研究会研究発表会, サイトワールド 2012.11.2.

伊福部達, “高齢社会においてメディアに期待されているもの”, キーノートスピーチ, ITU-NHK国際ワークショップ (招待), 東京, 2012.5.

伊福部達, “超高齢社会を支える21世紀型工学の在り方”, 名古屋工業大学コミュニティ創成教育研究センター設立記念シンポジウム (招待), 名古屋, 2012.6.

伊福部達, “福祉機器からヘルスケアへサービスが競争力を持つまで”, 機械振興協会技術研究所 (招待), 東京, 2012.9.

伊福部達, “音の福祉工学と地震警報の音”, 2012年度第17回「音の匠」顕彰式, 日本オーディオ協会 (招待), 東京, 2012.12.

伊福部達, “福祉工学が描くパラダイムシフト”, 特別講演, 第16回心身健康科学会学術集会 (招待), 東京, 2013.2

藪 謙一郎, 伊福部 達, “タッチ面上のなぞりで操作する音声生成器 -メロディデータに基づく歌声生成機能-”, 電子情報通信学会 2013年 総合大会講演論文集DVD, A-19-11, 総合大会, 岐阜, 2013.03.

藪謙一郎, 伊福部達, “電気式人工喉頭のための拡声器付きウェアラブル装着具の試作”, 日本音響学会研究発表会講演論文集(CD-ROM), Vol.2013, ROMBUNNO.2-2-4, 2013年春季研究発表会, 東京, 2012.3.

### 3. 報道

須貝保夫, “匠 J-Innovation, ユアトーンII ゆらぎ”, NHKワールド, Science View, NHK, 平成24年10月4日 (木) 午前9:10~, 2012.

“第17回「音の匠」決定-NHK緊急地震速報チャイムを開発した伊福部 達氏”, ファイルウェブ・オーディオビジュアルのポータルサイト, 2012年12月6日.

伊福部達, “1. 福祉工学への道”, “2. 高齢社会におけるICT、IRTの役割”, “3. 通信・放送の今後について”, 高齢社会における放送・通信の役割, 障がい者・高齢者に役立つポータルサイト「ゆうゆうゆう」, 2012.

“緊急地震速報！警告音こんな工夫/快・不快なく届きやすい”, 朝日小学生新聞, 2012年6月8日(金).

“「福祉工学」伊福部達・東大名誉教授に聞く”, 公明新聞 (経済解説ページ), 2012年12月17日 (日).

### 4. その他 関連する著書

伊福部達, “ヒトの耳をだます物まね鳥たち (10)”, ミネルヴァ通信「究」, ミネルヴァ書房, pp.29-32, 2012.1.

伊福部達, “超腹話術のナゾ解きから生まれたモノ (11)”, ミネルヴァ通信「究」, ミネルヴァ書房, pp.29-32, 2012.2.

伊福部達, “「ヒゲの殿下」と人工喉頭 (17)”, ミネルヴァ通信「究」, ミネルヴァ書房, pp.29-32, 2012.8

### E. 知的所有権の出願・取得状況(予定を含む。)

発明の名称:

音声生成装置およびその制御プログラム

特許第5224552号

登録日: 平成25年3月22日

発明者: 伊福部達, 橋場参生, 須貝保徳

出願人:

伊福部達、(独)北海道立総合研究機構、(株)電制

発明の名称: 電気式人工喉頭

(揺らぎをつけた制御に関する特許)

特許第4940408号

登録日: 平成24年3月9日

発明者: 伊福部達、泉隆、橋場参生、須貝保徳

出願人: 伊福部達、東海大学、(独)北海道立総合研究機構、(株)電制



(資料1)

## 電気式人工喉頭の改良 第1段階 ハンズフリー人工喉頭装着具の 原型試作と拡声器の提案について

### 1. 目的

「首バンド装着型電気喉頭」の開発について、最初の試作として、薄型振動子を首バンドの一端に取り付け、もう一方の端に抑揚制御のための呼吸センサを付ける方法を提案した。

初期の試作器では、振動子の押圧力ベクトルが首に対して主に法線方向にしか加わらないことから、人によっては効率良く声道内に振動が伝わらないことが分かった。また、発声音の音量が小さく、2～3m以上離れていると聞き取りにくいことから、人工喉頭特有の小型拡声器が必要であることを確認した。そこで、まず、第1段階として、拡声器の原型となる試作機を製作することを初期の研究目的として定めた。

### 2. 方法

試作の第1段階として、マイクロホン、アンプ、及びスピーカからなる小型拡声器の開発とその使い勝手の評価に絞り込み、長年拡声器開発に取り組んでいた協力研究員が試作機の開発を担当した。

なお、モニターとしては平成20年からお願いしていた三笠宮寛仁殿下に引き続き担当して頂き、東大・先端研および赤坂御用邸で評価試験を進めた。なお、その際、倫理規定書を作成し、それに基づいて試験を実施した。

### 3. 結果

試作済みの電気式人工喉頭の装置の音量を拡大するための拡声器として、マイクロホン、アンプ、スピーカが供えられた小型拡声器（縦8cm×横5cm×厚さ2cm）を2種類が開発できた。

この、胸ポケット装着型のプロトタイプ装置により、その使い勝手を評価した。なお、電気喉頭音声の発生する部位は自然発声音と異なり、頸部からも多くの音が出ていることが浮き彫りにされたことから、マイクロホンについては、口元からの発声音のみを検出するものを開発した。そのた

め、音の指向性が極めて高い（10度前後）マイクロホンを開発した。図1はハンズフリー人工喉頭（左図）と高指向性マイクロホンおよびアンプ（中央）を示している。図1の右図は開発したアンプ本体（2台）である。

開発者が評価した結果、音質・音量ともに従来のもものよりはるかに改善されることを確かめた。その上で、当事者による使い勝手の評価を試みた。また、図2は被験者（殿下）が既存の人工喉頭と一緒にマイクロホンを持ち、音声増幅用アンプを胸ポケットに入れて使用している様子である。これを2-3日付けて使用して頂いた時の使い勝手の評価は以下のものであった。



図1 ハンズフリー人工喉頭(左図)と高指向性マイクロホン(中央)およびアンプ本体(右図)

＝被験者の評価内容＝

①日常、公邸ではポケットの無い服装を着ているので、人と話をしているときに常にスピーカを持たなければならないので疲れる。

②ポケットのあるベストや上着を着ているときはスピーカは問題にならないがバイブレータとマイクがピタッとこない場合が多いことから、度々当てる位置を変えねばならず、単独でバイブレータを使った方が便利。

③客をもてなす大応接ではポケットのある服を着る機会が多いが、上記の理由のため客は聞き取りにくいことが多いらしく、その都度、バイブレータの首に当たる部分と、マイクロホンの口に当たる部分を微調整しなければならないので、結構めんどくさい。

④残念ながら、現在の新機器は、市販のヘッドフォン式スピーカと殆ど変わらない、つまり、市販のものは、今でもパーティー等で、飲み食いをあきらめてスピーカを人に向けてしゃべる時使うが、それと、今の機材はそれほど使用上の違いが無い。

⑤やはり完全フリーハンド式、つまり首に輪を掛け、バイブレータとスピーカの双方をそのバン

ドに装着するタイプの物に直接行った方が良いと思う。

＝被験者の評価内容 以上＝

以上から、衣服や首の動きがあっても口元のマイクロホンやアンプの位置ずれないような固定方法が重要であることが分かった。さらに、首バンドに拡声器そのものを取り付ける「一体型」の有用性が明らかとなった。

#### 4考察

電気式人工喉頭の改良の第1段階として、ハンズフリー電気喉頭の課題である①小型拡声器、②薄型軽量振動子、③抑揚制御用呼気センサのうち、①に絞り込んで研究開発とその評価を行ったが、アンプ本体やマイクロホンの性能そのものは大きく改善されたが、装着方法や使い勝手に多くの問題点が残された。

電池の技術等を考えると、十分な音量の出せる小型拡声器を開発することは限界があることから、音量が小さくても首バンドに装着できるものを優先すべきであるという結論に至った。

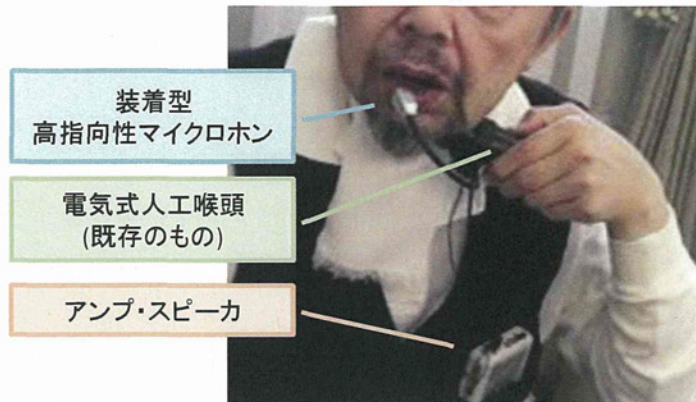


図2 マイクとアンプ・スピーカを使用した発話の様子

また、②と③については、人工喉頭「ユアトーン」を販売している企業とその共同研究者が既に試作済みのものがあるが、それを基礎にしてハンズフリー用に改良化し、さらに複数の当事者と上記の医療系専門家による評価を行い、①、②、③が一体となったもので総合的に評価することが重要であるという考えに至る。

以上のことを踏まえて、その後の展開として、一体化と総合評価に力点をおいて研究を進めるという方針が立てられた。

#### E. 結論

発話障害者のための支援技術である「ハンズフリー電気喉頭」の第1段階の試作を行い、その評価を行った。前者では、電気喉頭の音量拡大のた

めの高指向性マイクロホンと胸ポケットに入る小型のアンプを開発し、その評価を行った。

その結果、従来に比べて音質・音量ともに大きく改善されたが、マイクロホンやアンプ本体には自然音声の拡声器とは異なった機能と使い勝手が要求されることが分かった。この新しい課題を定量的かつ臨床的な立場から評価した上で、どの程度小型でどの程度の音量が最適かを定める手掛かりが得られた。

以上から、技術的には大きく改良されたものの、多機能・高性能と使い勝手がトレードオフしている状態であることが示され、次の段階における課題が明らかにされた。



(資料2)

## 電気式人工喉頭の改良 第2段階 ハンズフリー人工喉頭装着具の 原型試作と拡声器の提案について

### 1. 目的

電気式人工喉頭の改良の第1段階では、小型振動子の出力を補い、声の音量や明瞭さを増強するため、マイクロホンとスピーカによる拡声器の必要性を明らかにし、その開発を行った。

第2段階ではとくに、小型拡声器の改良に焦点を絞り、そのための基礎研究を行った。具体的には、ノイズ音の広がりや発話音の広がりを考慮し、電気喉頭に適する指向性や感度を備えたマイクロホンを設計し、また、10メートル以上先でも聞き取れる小型拡声器(縦8cm×横5cm×厚さ2cm)を試作した。さらに、マイクロホンについて、人工喉頭と拡声機によって生成された声の定量的な評価を行ない、その有用性を喉頭摘出者で確認し、発声音スペクトルの分析結果からも良好な音質が得られることを確認した。

### 2. 方法

マイクロホン、アンプ、及びスピーカからなる小型拡声器の開発については、その使い勝手の評価に焦点を絞り込み、第1段階の試作に引き続いて、長年拡声器開発に取り組んでいた協力研究員が開発を担当した。

前述のように、ハンズフリー首バンド装着型の電気喉頭の開発の際には、既に実用に至っている手持ち型の電気喉頭に比べて、装置を頸部に当てる強さを強くできず、頸部に当てた装置から直接外へ漏れだす音が雑音となったり、大きな声が出せなかったりといった課題が強くなることが懸念されている。

拡声器は、これらの課題を解決するためのものである。この場合、使用者が拡声器をポケットへ装着したり、首から下げたりして携帯して使用することになる。このとき、マイクと出力スピーカとの距離が近いために、市販される汎用的なマイクによる拡声器では、音量を上げるとハウリング

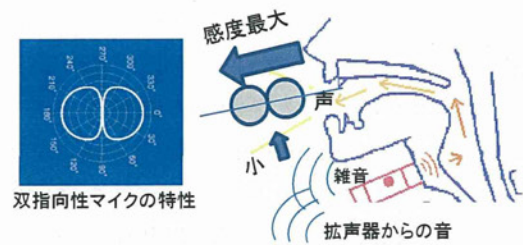


図1 マイクの指向性と雑音源の関係

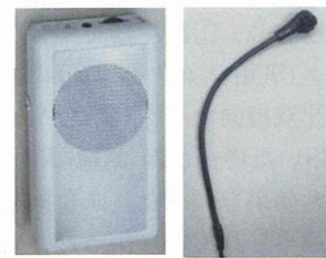


図2 電気人工喉頭のための拡声器  
(協力：株式会社音響)

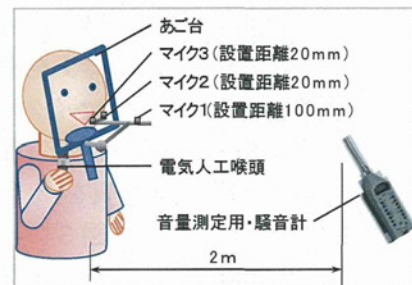


図3 録音用マイクの設置位置

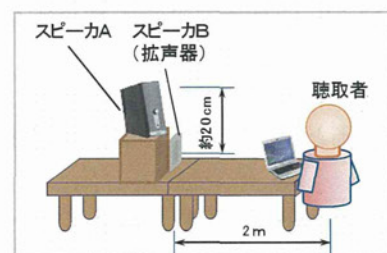


図4 聴取実験装置

を生じてしまって十分な音量を得ることが困難であった。

そこで代表者らは、平成22年度から23年度にかけて、使用者の至近距離にスピーカがある場合でも、ハウリングを抑えたまま十分な拡声効果を得られる拡声器の開発を試み、拡声器の試作を行った。平成23年度は特に、マイクの特性に焦

点を絞り込み、必要な音のみを増幅させるように、改良を加えて人工喉頭による声の簡易的な評価を行った。

試作マイクの具体的な改良方法は、図1に示すように口に向けた方向と平行な方向だけの音を取得できるような、双指向の特性を持つマイクを用いて、雑音源が位置する方向への感度がほぼゼロとなるように配置して、ハウリングマージンを上げ、同時に人工喉頭の直接音を抑える工夫を施した。

評価方法としては、人工喉頭を使用して単語を読み上げた場合の、①拡声器を用いない場合、②無指向マイク(汎用マイクを想定)の拡声器Ⅰを用いた場合、③双指向マイク(改良マイクを想定)の拡声器Ⅱを用いた場合との3種類について、比較し、拡声器の効果を調べた。また同時に、これまで定量的に調べられていなかった、電気人工喉頭で発話される声の明瞭さについて、文脈の無い単語音声の了解度で、調べた。

評価実験は、人工喉頭で単語を読み上げた声について、拡声器を用いない場合(条件Ⅰ)、未改良の例である無指向性マイクの拡声器Ⅰを用いる場合(条件Ⅱ)、改良型である双指向性マイクの拡声器Ⅱを用いる場合(条件Ⅲ)を、発話・聴取実験で比較した。その際、話者が話した声の質を3条件で一致させる必要がある。そのため、図3に示すような装置で、あらかじめ条件1~3のマイクからの音声を同時に収録した上で、聴取実験で各条件をシミュレートした音量で再生・提示する方法をとった。

実験から、各条件の了解度をもって、人工喉頭の音声の評価とし、実用上の展望と臨床に向けた指針を得た。

なお、実験の詳細な手順と結果については、(資料2-補足A)に記述する。

倫理面への配慮事項として、話者に対して、体力的な負担が無いように十分な休憩をとりながら、録音実験を行った。また、前年に引き続き東京大学の倫理指針に基づき、臨床評価に向けて倫理審査の申請を行い委員会からの認可済みである。

### 3. 結果

マイク・拡声器の開発に長年かかわる研究員の協力により、改良型のマイクを使った拡声器を制作できた。

その結果、マイクの指向性を、口の方向に平行な方向からの音だけを取得できるような、双指向の特性を持つマイクに改良することにより、実際に、雑音の低減と、ハウリングマージンを上げることができた。具体的には、実験から、スピーカをマイクに向けて、マイクの下20cmの距離に置いた状態でも、ハウリングを起こさずに、約60dBAの声を約70dBAにまで増幅でき、従来よりも音量を上げることが確認できた。

また、電気喉頭で発話された声の聴取実験での了解度の結果では、単語全体が正答された数が、拡声器を使わない条件よりも改良型の拡声器を使ったほうが僅かに上昇した。特に、Ⅰ単語を音節ごとに分割した場合に、1つの単語中の1音節も了解されない単語が約半数に減少し、拡声器とマイクの効果によって、特に聴きづらかった音が、聞きやすくなったことが伺えた。

### 4. 考察

ハンズフリー電気喉頭については、マイクに特定の指向性を行い、ハウリングの除去と電気喉頭からの直接音による雑音を低減できるように、拡声器を改良した。電気喉頭による音声の聴取実験では、再現音量を、改良型マイクでスピーカ位置を20cmに設定した状態でハウリングを起こさずに最大限増幅できる音量に設定した。そのため、静かな部屋ではやや煩く感じる程度の音量であった。この結果から、改良型マイクによって音量を上げられることを示された。

しかし一方で、単語の了解度については、静かな部屋で実験をしたため、提示音が環境音に対して大きすぎた可能性がある。そのため、単語の了解度が、拡声機の有無では大きな差が出なかったものと考えられる。音量の増幅は、本来は環境雑音がある時に効果を発揮するものと考えられ、今後の評価項目として、環境雑音の条件も入れた実験を行う必要があると考えている。

また、拡声器については、マイクやスピーカだけでなく、それらの接続ケーブルや電池の持ち時間の管理、装着・脱着の手軽さといったことが、実用上かなり重要となることが、発話障害を持つ

た研究者自身の一定期間の拡声器の試用から、明らかとなった。

そのため、次の段階として、拡声器全体の形状や装着感等も考慮し改良を加えていくことが必要であるという指針が導かれる。

## 5. 結論

人工喉頭の改良研究の第 2 段階として、声の音量の問題と、人工喉頭からの直接音の雑音の問題について、適切な拡声器を開発することで問題を低減することを提案した。

具体的には、双指向性マイクを接話マイクに似た方法で用いることで、人工喉頭からの直接音に

よるノイズを低減すると同時に、マイクとスピーカが至近距離にある場合でもハウリングが起これにくいような拡声器を開発した。その結果、スピーカをマイクに向けて、マイクの下 20cm の距離に置いた状態でも、ハウリングを起こさずに、約 60dBA の声を約 70dBA にまで増幅できた。

今後の課題として、環境雑音の大きい場合の各席の効果の検証と、拡声器自体の形状などの改良を行い、拡声機の量産・実用化へ結びつけていく必要が導きだされた。



## 人工喉頭のための改良型マイクの 評価実験手順および結果

### 実験手順

本編で述べたように、評価実験は、人工喉頭で単語を読み上げた声について、拡声器を用いない場合(条件1)、未改良の例である無指向性マイクの拡声器Iを用いる場合(条件2)、改良型である双指向性マイクの拡声器IIを用いる場合(条件3)を、発話・聴取実験で比較した。その際、話者が話した声の質を3条件で一致させる必要がある。そのため、あらかじめ条件1～3のマイクからの音声を同時に収録した上で、聴取実験で各条件をシミュレートした音量で再生・提示する方法をとった。

#### ・録音実験装置

音声の録音装置を図A-1に示す。実験用のおご台に3種類のマイクを固定した。話者はマイクに向かって、人工喉頭で単語を読み上げ、その声を録音した。その際、話者の口からマイクの距離を一定にするために、額をおご台上部へ当てて発話させた。

まず、マイク1として口元から約100mmの位置に無指向性マイクを設置した。このマイクは、拡声器を使わない場合の音を得るためのもので、人工喉頭からの直接音を含んだ音声を得られる。次に、マイク2として、マイク1と同じ無指向性マイクを口元から約20mmの位置に設置した。これは、拡声器Iのマイク音声を意図している。最後に、マイク3として、双指向性マイクを口元から約20mmの距離に設置した。これは、改良型の拡声器IIのマイクを想定したものである。

これらのマイクは、プリアンプ(AT-MA2: audiotechnica)とUSBオーディオインタフェース(UA-101: Roland)を介して、汎用パソコンにより44.1 kHz 16bitで多チャンネル録音した

なお、実験に用いた電気人工喉頭は、(株)電制製の「ユアトーンII ゆらぎ」を、ノーマルモード、音量“5”、ピッチ“5”の設定で使用した。

#### ・録音手順

話者は人工喉頭の使い方を熟知する30歳代の健康男性1名とし、録音は防音室内で行なわれた。初めに、話者が人工喉頭を使って「あー」という声を出し、それを録音すると同時にその音量を2m離れた位置で測定した。その結果、約60 dBAであった。

読み上げる単語として、坂本らによる難聴者の

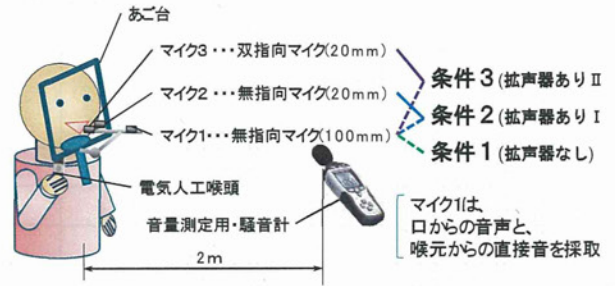


図 A-1 録音用マイクの設置位置

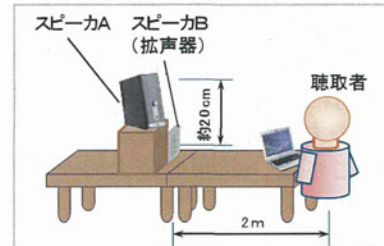


図 A-2 聴取実験装置

ための単語理解度試験用単語リストの中から、親密度7.0～5.5の単語50語を用いた。これらは、全てアクセント型が0型又は4型(LHHH)の、4モーラ音声からなる単語音声である。

話者は、録音の前に1時間程度、単語リストを見ながら聞き取り易い発音で話せるように練習をしたのち、前節で述べたようにマイクに向かって、単語リストに記載されている単語を順に読み上げ、その音声を録音した。読み上げは10語ごとに、数秒から十数秒の休憩をはさみながら行なった。

#### ・聴取実験装置

聴取実験は、録音された音声を聴取者にランダムに提示して行なった。提示するスピーカの種類と位置を、図A-1に示す。スピーカA(BOSE Companion 2 series II)は、マイク1の録音音声を再生するためのもので、拡声器無しの場合の音声を再現するものである。また、スピーカ2は、マイク2またはマイク3の録音音声を再生するためのもので、拡声器から出される音を再現する。

すなわち、聴取実験の条件として、マイク1の音をスピーカAから再生する条件1、それに追加してマイク2の音声をスピーカBからも再生する条件2、マイク3の音声をスピーカBから再生する条件3の、3条件とした。それぞれの音は全て同期して同時に再生される。

スピーカAの音量設定は、録音時の音量とほぼ同値となるように、前節で録音された「あー」の音声再生時に2m離れた位置で58～60dBAとなる音量を設定した。

また、スピーカBの音量は、条件2と条件3とで異なる値を設定した。前節の「あー」を再生時にス



表 A-1 想定する拡声器と実験条件

	拡声器	マイク 1 ⇒スピーカ A (口の声+電気喉頭の 直接音を再現する)	マイク 2 ⇒スピーカ B (未改良マイク拡声器 を再現する)	マイク 3 ⇒スピーカ B (改良型マイク拡声器 を再現する)	混合音量 [dBA]
条件1	無	使用する	使用しない	使用しない	58-60
条件2	有(I)	使用する	使用する	使用しない	63-65
条件3	有(II)	使用する	使用しない	使用する	68-70

スピーカAとスピーカBとの混合音声が、距離2mの位置でそれぞれ、条件2で63~65dBA、条件3で68~70dBAとなるように設定した。このスピーカBの音量設定は、各マイクの拡声器でリアルタイムの拡声動作時に、スピーカがマイクの下20cmの位置でマイクの方に向けて置かれた条件で、ハウリングを起こさない範囲の最大のゲインを再現した音量である。

・聴取実験手順

聴取者は30歳代の健常男性1名とした。実験は静かな部屋で行なわれた。聴取者は、スピーカから2mの位置に耳が来るように椅子に座り、一語ずつ提示音声を聴取した。

提示音声は、録音された50語について、条件1、条件2、条件3のもとで再生される150音声を、ランダムに提示するものとした。すなわち、聴取者はランダム化された150刺激の中で、同じ語を3回、異なる条件で聴くことになる。ただし、ランダム化の際には、同じ語が連続しないようにした。

聴取者には、提示される音が全て4モーラから成る意味のある単語であることを伝え、聞こえた単語が何であるかを聴取者の前に置かれたノートパソコンキーボードからひらがなでテキスト入力をさせた。なるべく意味のある単語を記入することとし、どうしてもわからない場合は、わかる範囲で聞こえた音を記入するように教示した。音声は5秒おきに最大3回再生されるように設定し、少ない回数で入力できた場合は、聴取者が入力した時点で次の後へ移るようにした。初めの4語は「あいうえお」「かきくけこ」「さしすせそ」「たちつと」の音声を提示し、聴取者は聴取や文字入力の練習を行った。

以上の実験から、各条件の了解度をもって、人工喉頭の音声の評価とした。

実験結果

図A-3に結果を示す。50語中、完全に正答された単語数は、条件1では16語(32%)、条件2では20語(40%)、条件3では18語(36%)であった。150語全ての回答に要した時間は、約24分30秒で、1語あたり9.8秒であった。

また、単語に含まれる4モーラのうち、部分的に

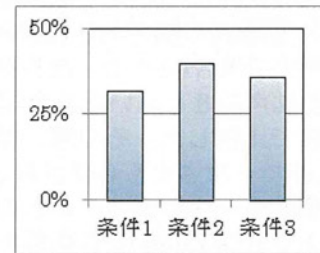


図 A-3 正答した単語数

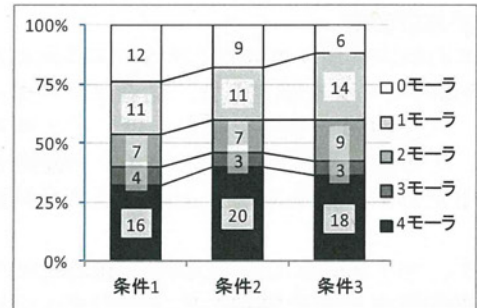


図 A-4 正答したモーラ数ごとの語数

正答していた場合の単語数を、正答したモーラごとにカウントすると、図A-4のようになった。

拡声器無しの場合である条件1と、拡声器を用いた場合である条件2、条件3を比較すると、拡声器を用いる条件のほうが拡声器無しの条件よりも正答数が多かった。被験者数が1名であるので断定はできないが、これら結果から、ある程度の拡声器の効果が伺える。また、1モーラも正答しなかった単語数を比較すると、条件1に比べて条件3では約半数になっていることから、拡声器とマイクの効果によって、特に聴きづらかった音が、聞きやすくなったものと考えられる。

この実験から、条件3の音量を、ハウリングを起こしにくいマイク3で、スピーカ位置を20cmに設定した状態でハウリングを起こさずに最大限増幅できる音量に設定した。そのため、静かな部屋ではやや煩く感じる程度の音量であった。単語の正当数が条件2よりも条件3のほうが低い結果となったのは、このことが影響したと思われる。音量の増幅は、本来は環境雑音がある時に効果を発揮するものと考えられ、今後、環境雑音の影響も考慮していきたい。

(資料3)

## 電気式人工喉頭の改良 第3段階 ハンズフリー人工喉頭装着具の トータルシステムについて

### A. 目的

ハンズフリー首バンド装着型の電気喉頭の開発の際には、既に実用に至っている手持ち型の電気喉頭に比べて、装置を頸部に当てる強さを強くできないこと、および頸部に当てた装置から直接外へ漏れだす音が雑音となることから、結果的に大きな声が出せないという問題がある。また、マイクと出力スピーカとの距離が近いために、市販される汎用的なマイクによる拡声器では、音量を上げるとハウリングを生じてしまうという問題点もある。



図1 人工喉頭用マイクロホンの設計原理

### ・ 押圧センサ

- FSR (Interlink Electronics)

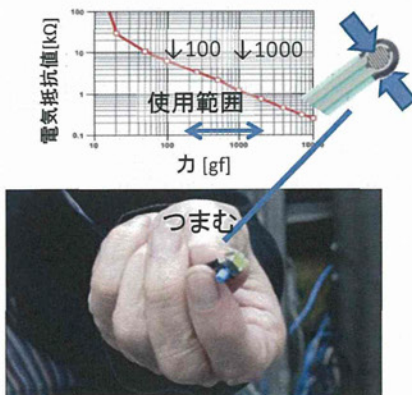


図2 抑揚制御用指押圧力センサ

平成22年度から23年度にかけて、これらの課題を解決するためのマイクロホンとアンプの最適設計を行ってきた。最終年度の24年度では、開発の人工喉頭改良の第3段階として、試作済みの発話支援機器をユーザビリティの観点から評価しながら実用性の高いものに完成させることを目的とした。

### B.方法・成果

第3段階は、振動子と抑揚センサが一体化した「首バンド装着型方式」および人工喉頭用「ポータブル小型拡声器」の開発・改良を繰り返し、実用化に向けて最終モデルのためのユーザビリティ評価を行った。

#### (1) 拡声システムの開発

ハンズフリー首バンド装着型の電気喉頭では、前述のように、結果的に大きな声が出せないという問題があり、解決が必要であった。また、マイクと出力スピーカとの距離が近いために、市販される汎用的なマイクによる拡声器では、音量を上げるとハウリングを生じてしまうという問題点もあった。

第2段階までに、これらの課題を解決するためのマイクロホンとアンプの最適設計を行ってきた。それらの結果を踏まえて、図1に示すような構造と機能を持つマイクロホンを開発し、それを利用したハンズフリー人工喉頭用の小型拡声器を試作した。本マイクロホンは、図1にあるように、口に向けた方向と平行な方向だけの音を取得できるように双指向の特性を持っている。そのため、人工喉頭の直接音源や環境雑音は殆ど拾わないので、ハウリングも発生しにくくなった。

#### (2) 抑揚制御方式

また、人工喉頭音声の抑揚を制御する方法としては、呼気圧センサに加えて23年度に音声生成器用に開発した指押圧センサを利用することとし、指押圧力で自然に音声ピッチを制御できるような変換方式を確立した。

ここで、押圧センサの電気抵抗値の変化を音声の基本周波数の変化に対応させるようにした。押圧力の範囲は約200gf~2000gfであり、指でつま