

# 筋電位信号により制御を行う電気式人工喉頭の 制御方法に関する研究

大 惠 克 俊

鹿児島県霧島市国分中央 1 丁目 1 0 番 2 号

## Control Method for Electrolarynx Controlled by Myoelectric Signal

Katsutoshi Oe

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

**Abstract:** Presently, there are many patients who lost their voice caused by laryngectomy, laryngeal injury and so on. The voice is very important communication method for human, and when the voice was lost, the patients often causes the mental distress. For these patients, the research about speech production substitutes are implemented. However, they have problems with regard of voice quality, articulation and intonation. For example, the electrolarynx has good features of voice continuity, sound volume and acquisition. However, it has poor voice articulation because of its uncontrollable pitch frequency. Our research aims to realize the electrolarynx with high-level controllability. We focused on using the myoelectric signal of sternohyoid muscle (SH) to control the electrolarynx. The SH has the function of vocal cords relaxation and activate during the utterance of low-tone voice. Therefore, the pitch frequency of electrolarynx can be controlled using the myoelectric signal of SH. In this report, we performed an experiment for the controllability evaluation using the control signal obtained from the myoelectric potential signal in order to control the pitch frequency of the electric larynx in two steps, high and low. The experimental result was compared from the result of three steps (high, middle and low) control, and it was confirmed that this method had the high control accuracy.

**Key words:** Electrolarynx, Myoelectric signal, Speech production substitutes, Pitch frequency

### 1. はじめに

健全な人間は、発声時に肺からの呼気を用いて声帯を振動させ、その振動により生成した喉頭原音を口腔や鼻腔、舌や口唇等の構音器官により音声としての特徴を付与し音声として発している。喉頭ガンによる喉頭適出や喉頭傷害により、声帯そのものや声帯の音源としての機能を喪失することで喉頭原音の生成ができなくなり、音声を失った患者は約 21,000 人以上存在すると言われている[1]。また ALS (筋萎縮性側索硬化症) や筋ジストロフィー等の神経・筋疾患の患者は、症状が進むと生命維持のために人工呼吸器の使用が必要不可欠になる[2,3]。人工呼吸器を使用することで声帯を震わせるための呼気を声帯に流

すことができなくなるため、結果として音声を失う。音声は人間にとって非常に重要なコミュニケーション手段であり、それを失うことは不便であるばかりではなく、多大な精神的苦痛も伴う。従ってこれらの患者のために、音声の再構築を目的とした代用発声法に関する研究が行われ、実用化されている。声帯の機能のうち音源機能を喪失した患者は構音機構が健全であるため、代用発声法により声帯の音源機能の代替をすることで音声を取り戻すことができる。現在用いられている代用発声法の名称と特徴を表 1 に示す[4]。食道発声法は気管内に取り込んだ空気をゲップの要領で逆流させ、食道上部の仮声門を振動、それを喉頭原音の代替とするものである。本手法はハ

表 1. 各種代用発声法の原理と特徴[4]改

	駆動力	振動体	習得の しやすさ	手術の 有無	音質	調節			使い勝手	備考
						強度	連続	ピッチ		
食道発声	空気	粘膜	×	×	△	△	×	△	○	習得が難しい
T-Eシャント	呼気	粘膜	△	○	△	△	○	×	△	要定期的なメンテナンス
笛式人工喉頭	呼気	ゴム膜	○	×	△	○	○	△	×	器具が見える 片手が必要
		金属板				○	○	×	×	
電気式人工喉頭	電気		○		×	×	○	×	×	
経皮型		ブザー		×				×		片手が必要・器具が見える
埋込み		スピーカ		○						実用例なし
パイプ挿入式		スピーカ		×						片手が必要・器具が見える

ンズフリーで使用でき、粘膜振動を原音とするため明瞭度も高く熟練者は抑揚を付けることも可能であるが、その習得は難しい。また食道に取り込める空気量が少ないため、音声の持続時間が短いという欠点を持つ。T-E シャント発声法は食道と気管を結ぶ瘻（シャント）を外科手術により形成し、発声時に気管孔を指で塞ぐことで瘻より呼気を食道に導入、その呼気により食道上部の仮声門を振動させる手法である。本手法も仮声門を音源とするため良好な音質を持ち、肺からの呼気を用いるため音声持続時間も長い。しかし手術が必要、食物が瘻から気管孔に流入し肺炎の原因となる、発声時に指で気管孔を押さえる必要があるなどの欠点を持つ。笛式人工喉頭は器具内に設置したリードを気管孔に押し当てたチューブを用いて導かれた呼気で振動させ、そこで生成された原音をチューブにより口腔内に導き発声するものである。音声持続時間、明瞭度ともに良好であるが、使用時に手を使う必要があり、チューブが目立つという欠点がある。電気式人工喉頭（Electro-larynx: 以下EL）は頸部に押し当てられた電気駆動のバイブレータで生成された振動を経皮的に口腔内に導き、それを原音として発声する。簡便な方法であり多くの使用者が存在するが、使用時に片手が必要である、ピッチ周波数の制御が困難であるため音声単調である等の問題点がある。そこで生体信号を用いてオンオフやピッチ周波数を制御し、ハンズフリー化と明瞭度向上を目指した研究が進められている[5,6]。

著者は EL のハンズフリー化と音程の制御による明瞭度向上のために、胸骨舌骨筋（Sternohyoid Muscle: 以下 SH）の筋電位信号を用いた「オン/オフ制御」、「ピッチ周波数制御」に関する研究を行ってきた[7,8]。本報告ではピッチ周波数の高・中・低 3 段階制御と、日本語のアクセントが高低の 2 段階であるという報告[9]に基づき、高・低の 2 段階で制御を行い、3 段階制御との比較について述べる。

2. 発声障害と代用発声法

2.1 発声障害

健康な人間は、肺に吸い込んだ空気を気管を通じ

て呼気として吐き出す。その際に気管上部の声門にある声帯を震わせて、そこで生成される音（喉頭原音）を用いて発声する。図 1 に健康な人間の喉頭の模式図を示す。肺からの呼気は気管より口腔、口唇に抜け

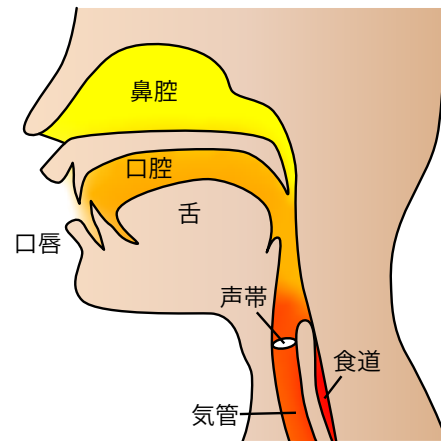


図 1. 健康な人間の喉頭の模式図

るが、その際に途中にある声帯を通過する。声帯は二枚の粘膜に覆われた筋肉のヒダであり、呼吸時には広く開口し、発声時には閉じる動作をする。閉じられた声帯の隙間を呼気が通過することで声帯に振動が生じ、それが喉頭原音となる。その喉頭原音を音声の基とし、口腔や鼻腔、舌や口唇等により周波数特性に変化を付け、音声として発声する。この喉頭原音は、声帯振動の振幅や振動数を変化させることで大きさや高さを変えられることができ、発声音にアクセントやイントネーションを付加し、音声に様々な情報を付与することができる。しかし音素の出しわけは舌や口腔により行われる場合がほとんどであり、発声時の喉頭原音は振幅や周波数以外はほぼ同じ音である。

進行段階にある喉頭ガンの治療法として、声帯を含む喉頭を摘出する喉頭適出術が行われる[4]。図 2 に喉頭適出後の喉頭の模式図を示す。喉頭を摘出された残存気管は頸部前面に開口し永久気管孔となり、患者はこの孔より呼吸を行う。従って声帯が存在しないため喉頭原音を生成することができず、発声も

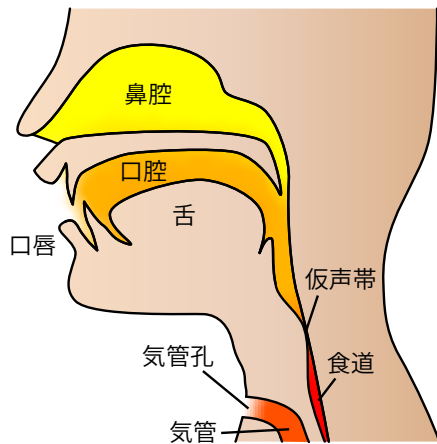


図2. 喉頭適出時の喉頭の模式図

不可能となる。しかし舌や口腔などの構音器官は健在であるため、喉頭原音を代替する音波を発生することができれば、再度発声が可能となる。そこでこのような患者のために、喉頭原音を再構築し発声可能にする代用発声法の研究が進んでいる[4]。これら代用発声法はその喉頭原音の再構築の手段の違いにより4種類に分類される。

## 2.2 代用発声法[4]

代用発声法のうち、大多数の喉頭適出者が最初に試みる手法が食道発声法である。これは食道内に空気を取り込み、それを逆流させ食道入口に形成された仮声帯を振動、それを喉頭原音の代わりにして発声する方法である。本手法は仮声帯という粘膜組織を振動させるため、同じ粘膜組織である声帯の発声音に近い音を発生させることが可能であるため、比較的自然的な音声を発することが可能となる。また、基本的には発声時に手などを使う必要が無く、ハンズフリーで話すことができるという長所を持つ。しかし、食道に空気を取り入れるという健常者では通常行わない動作を行う必要があるため、この習得に時間がかかり、習得までに早い人で3ヶ月、通常6ヶ月程度かかるといわれ、また日常会話が行えるレベルに達する人は6割程度であると言われている。また食道という容積が広くない箇所に取り込んだ空気を使用するため、長音の発声や、一度に多くの空気を流し仮声帯の振幅を大きくする必要のある大きな声の発声は不可能であり、小型マイクと拡声器を用いて聞き取りやすくすることもある。

図2では隔離されている食道と気管の間に細い瘻(シャント)を外科手術により形成し、発声時には気管孔を押さえて呼吸を瘻を通じて食道から仮声帯に流し、その振動を原音として発声する方法がT-Eシャント発声法である。本手法も仮声帯を音源とするため、食道発声法と同様に良好な音質を持ち、また肺からの呼吸を用いて発声するため長音や大きい声の発声も可能であるという長所を持つ。しかし瘻の形

成のための手術を行う必要があり、患者の負担となる場合がある。また瘻から食物が気管に流入することもあり、それが原因で肺炎を起こす等の問題点もある。これを防ぐために瘻に挿入する逆流防止弁を備えた器具が開発されており、肺炎を起こしにくくなったという成果を挙げている。本手法は発声時に気管孔を塞ぐ必要があり、指を使う際はハンズフリーではなく、一方通行弁を備えた器具を気管孔に装着することでハンズフリー化することが可能[10]であるが、運動時には呼吸苦を感じることもある[11]。

気管孔からの呼吸をチューブにより口腔内に導き、そのチューブの途中に設けた金属やゴム製のリードを呼吸で震わせた際に発生する音波を口腔内で構音することで音声とする笛式人工喉頭は、リードの改良により聞き取り易い音声を持つ。また肺からの呼吸を利用するため、長音や強音を出すことも可能である。しかし気管孔から口までチューブが伸びるため使用時に目立ち、必ず手で保持する必要がある。またチューブを口に咥えなくてはならないため、食事中に使用しづらい、唾液が付くためこまめに洗浄しなくてはならない等の短所を持つ。

ELは片手で保持可能なサイズの電磁式バイブレータであり、それを顎下や食道横の皮膚に押し当ててスイッチを押した際に発生する振動を経皮的に口腔内に導き、それを原音として発声する器具である。比較的小型であり習得も容易であるという長所を持つが、振動体が音源であるためブザー音に近い音質であり聞き取りにくい。また現在主流のELはピッチ周波数の制御が困難であり、音声に抑揚を付けられないためイントネーションによる情報付加が不可能である。さらに片手で支持し、かつ発声のオンオフを指で操作するため、必ず片手を使用する必要があるという短所を持つ。これまでに発生するピッチ周波数を指で調整しイントネーション付加を可能としたものが実用化されており、他にも気管孔からの呼吸や頸部筋電位信号等の生体信号でピッチ周波数を制御するものに関する報告があるが、いずれも研究段階であり実用化されたものは存在しない[5,6]。他にもELが発生する音波をチューブで口腔内に導き発声する実用例や、口腔内に音源を装着する埋込型等の研究報告がある[12]。

## 3. 筋電位信号により制御を行う電気式人工喉頭

### 3.1 概略

習得が容易であるが明瞭度が低く、使用時に片手を必要とするELであるが、頸部に押しさえつけるための保持器具を使用し、オンオフおよびピッチ周波数を生体信号で制御することで、ハンズフリー化と音声への抑揚の付加が可能となり明瞭度が向上すると考えられる。そこで、図3に示す筋電位信号により制御を行うELを提案した。

本人工喉頭は頸部に貼付した筋電位測定用電極により SH の筋電位信号を検出, 制御ユニットにて信号処理を行い, EL 制御用の信号を生成, その信号により頸部に押し当てた EL のオンオフとピッチ周波数制御を行うものである。

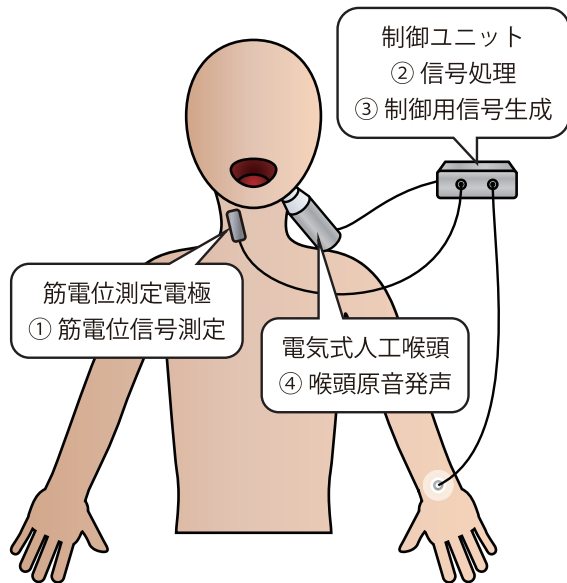


図 3. 筋電位信号により制御する電気式人工喉頭

### 3.2 制御信号に関する考察

電気式人工喉頭の制御として, オンオフ制御による発声の開始・停止, ピッチ周波数制御による抑揚の付加を行う必要がある。また制御用信号として表面筋電位信号を検出するためには, 体表に近い筋肉である必要がある。これらの条件を満たす筋として胸骨舌骨筋 (SH) に着目した。人間の頸部, 体表面近くに存在する SH は舌骨と胸骨を結ぶ筋であり, 喉頭を下垂させるはたらきを持ち, 主に発声時と嚥下時に活動する。喉頭を下垂させるため声帯を引き延ばすこととなり, 低音を発声する際によく活動をする。従って SH の活動を監視することで, 発声の開始・終了および声の低さを推定することが可能となるため, SH の筋電位信号は電気式人工喉頭の制御用信号として適していると考えられる。最適な SH 検出用電極の貼付箇所は個人差があり, 事前に調整を行うことで良好に検出可能である。

### 3.3 筋電位信号によるオンオフ制御

SH から得られた筋電位信号をオンオフ制御用信号に変換するプログラムのフローチャートを図 4 に示す。筋電位信号は頸部に貼り付けられた Biometrics 社製アンプ一体型双極電極 SX230 を用いて測定, 電極内で 1,000 倍に増幅される。この信号は日本ナショナルインスツルメンツ社製信号収録モジュール NI9234 を介して PC に取り込まれ, LabVIEW 2012 により 2 次のデジタルバタワースフィルタをかけられる。信号収集のサンプリング周波数は 2kHz, データ

数は 400 とした。参照電極は測定部位より遠く, 皮膚直下に筋肉のない手首に装着した。収集されたデータは絶対値を求めた後に 100 サンプル毎に移動平均

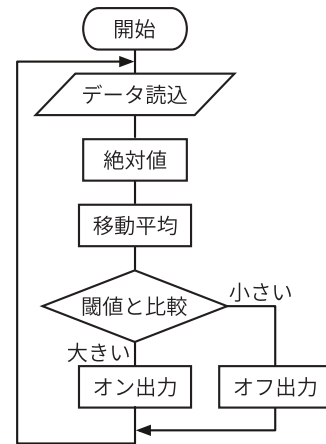


図 4. オンオフ制御のフローチャート

を求め, その値と予め決定した閾値と比較, 閾値より小の時は EL の電源オフの, 大の時には EL の電源オンの信号を発生し, EL の制御を行う。本制御プログラムを用いて実施した発声開始・停止の視覚指示と制御用信号の発生までの時間差を求める実験においてその差の平均値はそれぞれ 612 ms, 273 ms となり, 健常者で行った同様の実験結果である 524 ms, 384 ms と同等であった[13].

### 3.4 筋電位信号によるピッチ周波数制御

ピッチ周波数制御信号としての筋電位信号の有効性を確認するため, SH の筋電位信号と音声を同時に記録し, 信号処理を行った後に音声の相関関係を求める予備実験を行った。測定システムを図 5 に示す。

筋電位信号は 3.3 節と同じ機材を用いて検出, データとして PC に取り込んだ後に 5~500 Hz のバンドパスフィルタをかけられ, 実効値を求められた。音声は小野測器社製マイク MI-1233 により口唇前約 10 cm で測定され, 同社製プリアンプ MI-3110, 電源つきアンプ SR-2200 で増幅された後に NI9234 を介して PC

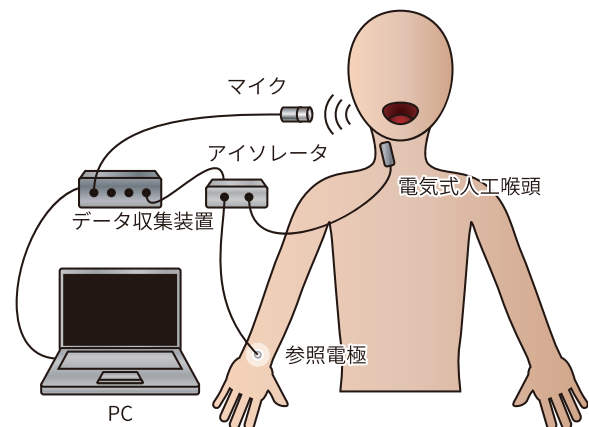


図 5. 音声・筋電位信号同時計測システム

に取り込まれ、LabVIEW 2012 で作成したプログラムによりピッチ周波数が求められた。ここで得られた実効値とピッチ周波数が同時に記録され、それらの相関関係を求めた。その結果、これら 2 者の間には低周波数の音声を発するとき筋電位信号の実効値が大きくなるという関係が見出され、SH はピッチ周波数の制御に使用可能であることが明らかとなった [13].

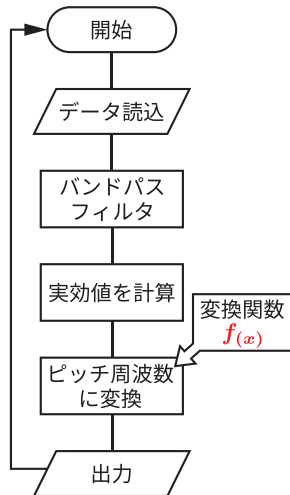


図 6. ピッチ周波数制御のフローチャート

以上の結果から筋電位信号をピッチ周波数に変換するプログラムを作成、図 6 にフローチャートを示す。上述の予備実験で求められた SH の筋電位信号の実効値と発声周波数から変換関数  $f(x)$  を推定し、それを使用して EL のピッチ周波数制御用信号を生成する。これまでに制御用信号のピッチ周波数を高音・中

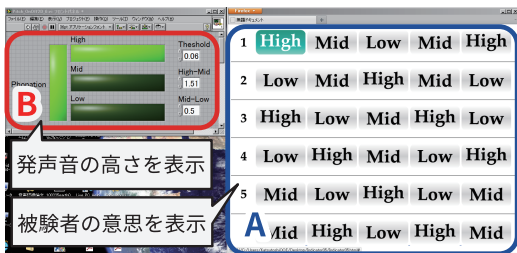


図 7.3 段階制御用制御実験インターフェース

音・低音の 3 段階に制限し、図 7 の制御実験インターフェースを用いて使用者の意思と発声音の高さの一致度から制御性の評価を行った。このインターフェースは左右 2 面に分かれており、A で示す箇所は被験者の発声したい高さを表示するエリア、B は筋電位信号から変換関数  $f(x)$  により推定された発声音の高さを示すエリアとなっている。制御実験は以下の手順で実施した。変換関数  $f(x)$  は線形、二次式、対数を用いたものを使用した。

1. 被験者は発声するとき A において出したいと思う高さをマウスカーソルにて提示する。
2. 1. と同時に胸骨舌骨筋を動かすために筋電位信号が発生、検出される。
3. 検出された筋電位信号から推定された音声の高さを B において表示し、A と B の表示が一致した時を正、異なった時を誤として正誤率を制御精度とし評価を行う。

### 3.5 結果および考察

図 8 に制御性評価実験の結果を示す。この結果から、a) に示す線形制御関数を使用したものは、二次式の制御関数を使用した b) , 対数制御関数を使用した c) と比べて高い失敗率を示した。c) では制御成功率が 83%と最も高い値となり、制御関数としては最も優れていると考えられる。また低音から中音を出す際の失敗率が全ての制御関数において高く、音声停止状態から低音を出す際の失敗率も高い。これは低音と中音の切替の閾値を高音側にすると前者の制御が難しくなり、低音側にすると後者の出しわけが困難となるため、その調整が重要であることを示している。

## 4. 制御精度の向上を目指した制御手法の構築

### 4.1 高・低 2 段階制御

長野[9]によれば、日本語のアクセントは高低の 2 段階でその変化は音節の境目で生じるとされている。従ってこれまでに行ってきた高中低の 3 段階での制御ではなく、高低の 2 段階制御でも日本語のアクセ

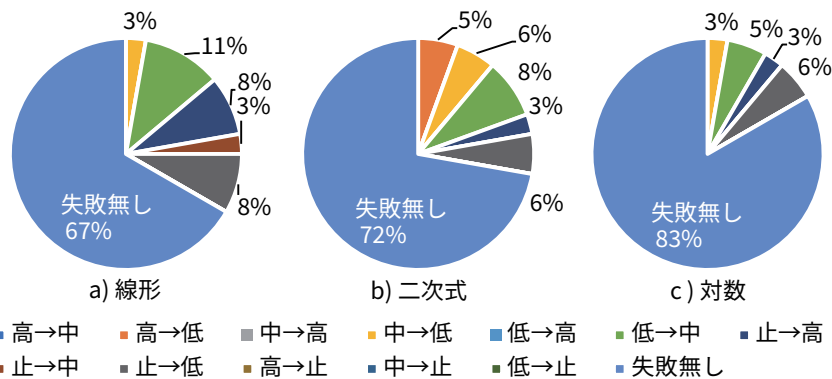


図 8.3 段階制御時の制御機会毎の失敗率および制御成功率

ントは再現可能であると考えられる。そこで本章では 2 段階での制御に関して制御性の評価を行う。

#### 4.2 制御実験

図 9 に示す 2 段階制御用実験インタフェースを作成し、3.4 節と同様の手法で制御実験を行った。



図 9. 2 段階制御用制御実験インタフェース

#### 4.3 結果および考察

図 10 に高低 2 段階に制御を行った際の結果を示す。いずれの制御関数においても 90%を超える高い制御成功率を示した。これは筋電位信号の発生を適度な強さに抑えるという制御が必要な中音がなくなったためであると考えられ、この結果からは制御関数間の差はあまり見られなかった。しかしこの制御性は実用に十分な制度を持っていると考えられ、高低 2 段階制御は近い将来の実用化が期待される。

### 5. 結言

頸部筋電位信号を用いた EL の制御手法に関して、発声音の高さを高中低の 3 段階に制御するプログラムと、高低の 2 段階制御を行うプログラムを作成し、それらの制御性の評価を行った。2 段階制御では高い制御成功率を示し、本手法は実用に耐えうる特性を持つと考えられる。今後は Arduino 等のマイコンを用いた小型制御システムの構築を目的とした制御プログラムの改良を行う。

### 6. 謝辞

本研究の一部は JSPS 科研費 JP17K01602 の補助を受けたものである。

### 7. 参考文献

[1] 荻安誠他, コミュニケーション障害と推定障害者数, 総合研究所報告, 18, pp.55-60, 2017

[2] 岩下宏他, 国立療養所における筋萎縮性 (ALS) 診療のガイドライン, 医療, **54**, 12, pp.584-586, 2000  
 [3] 多田羅勝義他, 国立病院機構における筋ジストロフィー医療の現状, 医療, **60**, 2, pp.112-118, 2006  
 [4] 伊福部達, 音響テクノロジーシリーズ 3-音の福祉工学, 日本音響学会, 1997  
 [5] 上見憲弘他, 呼気圧によるピッチ周波数制御機能の着いた人工喉頭の開発, ME 誌, **32**, 1, pp.7-14, 1995  
 [6] E.A.Goldstein 他, Design and implementation of a hands-free electrolynx device controlled by neck strap muscle electromyographic signal, IEEE Trans. On Biomed., **51**, 2, pp.325-332, 2004  
 [7] K.Ooe, Development of controllable artificial larynx by neck myoelectric signal, Procedia Engineering, 47, pp.869-872, 2012  
 [8] K.Oe 他, Proposal of New Control Parameter for Neck Myoelectric Control-type Electrolynx, Proc. of 2017 Int. Symp. on Micro-NanoMechatronics and Human Science, pp.127-132, 2017  
 [9] 長野正, 日本語の音声表現-スピーチ・コミュニケーション, 玉川大学出版部, pp.108, 1995  
 [10] F.J.M.Hilgers 他, Development and clinical assessment of a heat and moisture exchanger with a multi-magnet automatic tracheostoma valve (Provox FreeHands HME) for vocal and pulmonary rehabilitation after total laryngectomy, Acta Oto-Laryngologica, **123**, 1, pp.91-99, 2009  
 [11] K.Oe, Proposal of electrical control-type speaking valve system controlled by neck myoelectric signal, Proc. of the RESNA Annual Conference 2014, 2014  
 [12] 高橋宏知他, 口腔内原音発生振動子を用いた無喉頭者の発声システムの開発とその代用原音を口腔内圧で制御する試み, 音声言語医学, **41**, 2, pp.130-138, 2000  
 [13] K.Ooe 他, Controllable artificial larynx using neck myoelectric signal, Proc. of 2012 Int. Symp. on Micro-NanoMechatronics and Human Science, pp.239-243, 2012

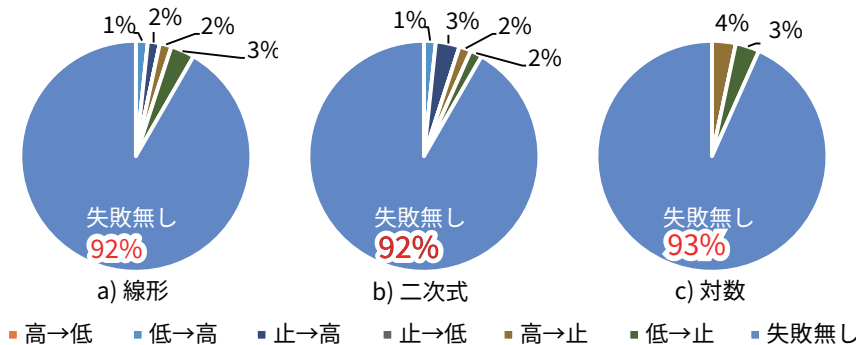


図 10. 2 段階制御時の制御機会毎の失敗率および制御成功率