

# 模擬難聴システムを用いた発話訓練による 音声の明瞭性向上の評価

東山 宗一<sup>1,a)</sup> 入野 俊夫<sup>1,b)</sup>

**概要:** 本研究では模擬難聴システムを用いた発話訓練によって、難聴者にとって聞き取りやすい明瞭な発話を健聴者が習得できるかを調べた。まず、発話者を模擬難聴システムからの音声をフィードバックする被験者と無処理音声をフィードバックする被験者の2群にわけ、難聴者が聞き取りやすくなることを意図させた発話訓練を行なった。ここで、静かな環境で行う訓練につづけて、雑音下の訓練も行った。さらに、発話者とは別の聴取者に、この際収録した音声の明瞭性の評価をさせた。この際、発話訓練と同条件の模擬処理をして、難聴者が聞いている状況を作った。この結果、発話訓練によって明瞭性が向上する傾向が見られた。しかし、模擬難聴システム利用の有無による違いは明確にできず、今後の検討課題となった。

## Evaluation of intelligibility improved by speech training using an hearing impairment simulator

SOICHI HIGASHIYAMA<sup>1,a)</sup> TOSHIO IRINO<sup>1,b)</sup>

**Abstract:** We performed a set of experiments to research whether subjects can improve their pronunciation after speech training by using an hearing impairment simulator (HIsim). Subjects got training to improve their pronunciation with speech feedback. One group listened their own voice but degraded by the HIsim; the other group listened their own voice without any processing. The training was performed under quiet condition followed by noisy condition. The recorded speech sounds, which were also degraded by the HIsim, were evaluated in terms of clarity by listeners who did not participate in the training session. The results show that the clarity was improved after the training. But the difference between the use of HIsim or not has not been clear yet since the direct comparison was not performed due to the speaker difference.

### 1. はじめに

現在、日本では高度高齢化社会が到来し、高齢難聴者の増加が懸念されている。難聴により、音声コミュニケーションが取りにくくなると孤立するリスクが高まるであろう。また、聴力低下は認知症につながるリスクの一つになっているという Lancet 委員会による報告もある [1]。そのため、難聴の適切なケアが重要で、補聴器が対処の有力な候補となる。しかし、難聴を自己申告した難聴者のうち補聴器の所有率は15%程度にすぎない [2]。さらに難聴と気づけなかった

り、装着への抵抗感や適合の悪さから使わない場合等も考慮にいれるとかなり低い割合となる。すなわち、補聴器だけに頼って、この問題を解決することは現状ではできないことになる。しかし、もし健聴者が明瞭な発話で高齢者と積極的にかかわる機会が増やせれば、そのようなリスクを低減させることにつながる可能性がある。

高齢難聴者にとって聞こえやすいように「大きく、ゆっくりしゃべってください」とよく言われることがある。しかしながら、どのようにすれば良いのかわからない場合が多いであろう。また、そのような意図で発声したとしても、本当に聞こえやすいのか、自分自身で判断することはむずかしい。また、難聴者と常に接していれば、フィードバックも得られるであろうが、そのような環境に居る場合の方が核家族化でめづらしい。さらに、人により難聴の程度も異なる

<sup>1</sup> 和歌山大学  
Wakayama University  
Wakayama 640-8510, Japan

<sup>a)</sup> s195046@center.wakayama-u.ac.jp

<sup>b)</sup> irino@sys.wakayama-u.ac.jp

り、ましてやそれを事前に実体験として知ることもできないため、個々人に合わせた発声を学ぶことは難しい。

そこで我々は、健聴者が難聴者の聞こえを体験できる「模擬難聴システム」[3-6]を、発話訓練に応用することを考えた。この模擬難聴システム(そのGUIは図1)は、聴覚末梢系の特性である周波数選択性と圧縮特性の測定を元に、その特性を打ち消すような信号処理をかけることによって、難聴者の聞こえを再現しようとするものである。難聴は、聴覚末梢系から脳に至るまで様々な要因によって引き起こされる。また、未解明な部分も多い上に、わかっている部分だけでも検査法は限られている。しかし、老人性難聴の場合、主に末梢系の特性低下によるものが主と考えられているので、この模擬難聴システムによって、完璧ではないにせよある程度聞こえを再現できると考えている。

山下らは模擬難聴システムを用いて音声の明瞭性訓練を行い、模擬難聴音のフィードバックの有無によって、発話の明瞭性に影響するかを検討した[7]。この際、おおよそ80歳の聴力レベルとして生成した模擬難聴音を聴取する被験者と、何も信号処理をせずにもど録音再生音を聴取する被験者の2群間での相違を見た。フィードバック前後の音声に対して、明瞭性に関する8項目について7段階評価実験を行なった。評価は訓練に参加しなかった第三者が行った。その結果、模擬難聴システムを用いたフィードバックが音声の明瞭性に影響する可能性が示唆された。吉田ら[8]も同様な実験を行い、発話訓練前後で明瞭性が向上すると報告している。ただし、この場合は模擬難聴音を使った場合だけで、システムを使わなかった場合に対して有効かどうかは示すことができなかった。

これら両実験の本質的な問題点は、発話訓練をする被験者の隣に模擬難聴システムを操作する実験オペレータが居て、オペレータからの発声に関するフィードバックも含まれてしまっていることにある。これでは、模擬難聴システムが有効なのかどうかを議論できない。オペレータを配置したのは、汎用性のある図1の模擬難聴システムの操作がやや複雑で慣れるまでに時間がかかる可能性と、操作ミスすることを防ぐためであった。

そこで本研究では、実験オペレータが発話訓練のフィードバックに関与できないようにして、実験を行なった。まず、被験者が自分だけで簡単に操作できる、この実験に特化したセルフトレーニング版のGUI(図2)を作成し使用した。その上で、フィードバックする音声を模擬難聴処理音声と無処理音声の2条件の群に分け、発話者自身に模擬難聴システムを用いた反復的な発話訓練を行わせた。さらに、収録された訓練前後の音声の明瞭性評価を、発話訓練に参加しなかった第三者が行った。これによって、模擬難聴システムを用いた発話訓練によって明瞭性が向上するかを検討した。

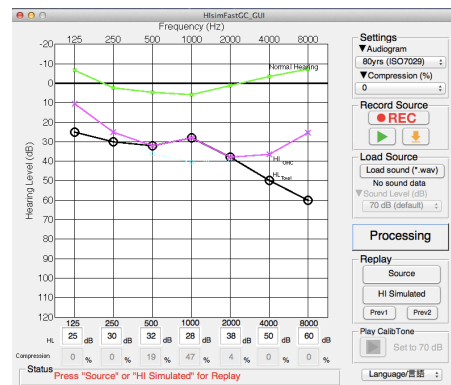


図 1: 模擬難聴システムの操作画面 (MATLAB 版)

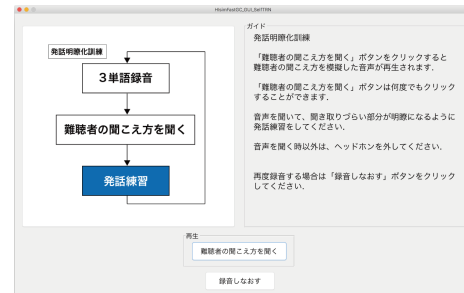


図 2: セルフトレーニング版の GUI

## 2. 発話収録実験

### 2.1 模擬難聴システム

模擬難聴とは、健聴者が難聴者の聞こえを体験できる技術である。健聴者が難聴者の困難さを体験できると、難聴者への話しかけ方の改善等につながり、体験型学習や言語聴覚士の養成、患者家族との面談において有用となることが期待できる。開発した模擬難聴システム[3-6]においては、健聴者の圧縮特性をキャンセルする逆圧縮特性と音圧低減処理を用いて、内耳の聴覚末梢系の機能不全を可能な限り正確に反映する信号処理が行われている。まず、オーディオグラムに対応する音圧低減処理は容易にできる。さらに、特定の難聴者の圧縮特性が聴覚心理実験より求めると、健聴者特性からその逆圧縮特性を差し引くことによって、その個人の特性を模擬できるようになる。この計算には動的圧縮型ガンマチャープ聴覚フィルタ(dcGC-FB)と近似時変フィルタを用いることにより、目的外の歪みや雑音の少ない模擬難聴が実現されている。また、このシステムは、図1のGUIを使って、様々な難聴特性やオーディオグラムを操作的に入力できるように実装されている。

この信号処理部分はそのま利用し、本実験では、2.2項で説明する発話訓練の手順に沿って画面遷移する、セルフトレーニング版のGUI(図2)を開発した。これにより、発話者自身が単独で操作して発話訓練を行うことが可能になり、オペレータの影響を受けることがなくなった。

### 2.2 発話訓練の手順

図3に収録手順のフローチャートを示す。まず発話者は、普段通りの発話方法で、2.3節で述べる単語リストの全20

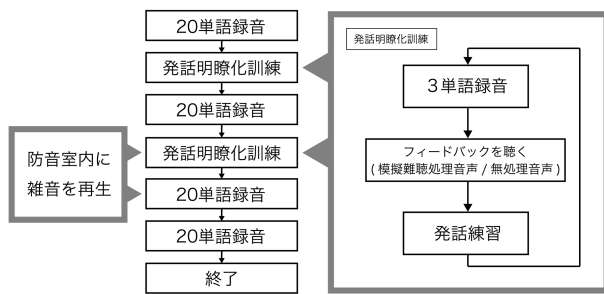


図 3: 訓練手順フローチャート

単語を発話する。その後、始めの 3 単語を用いて発話訓練を行う。この静かな環境下での訓練を第 1 訓練とする。第 1 訓練ではまず普段通りの発話方法で 3 単語を 1 度に発話し録音する。次にその音声を模擬難聴システムへ入力し、シミュレーションした音声を発話者にフィードバックし聴取させる。発話者がシミュレーション音声の明瞭性に納得した時点で第 1 訓練を終了とする。納得できなければ、そのシミュレーション音声の聞き取りづらい部分が明瞭になるように再度 3 単語を発話し、そのシミュレーション音声を聴取するという自己フィードバックを納得するまで繰り返す。第 1 訓練終了後、明瞭に発声できると納得した発話方法で全 20 単語を発話する。

次に外部スピーカを用いて防音室内に雑音を再生し、雑音環境下での発話訓練を行う。手順は上記と同じで、20 単語の内、始めの 3 単語を用いて再び訓練を行う。この雑音下での訓練を第 2 訓練とする。第 1 訓練と同様に発話者がシミュレーション音声の明瞭性に納得するまで自己フィードバックによる発話訓練を繰り返す。訓練終了後、まず雑音下で納得した発話方法で全 20 単語を発話する。さらに、その後、雑音再生を止めて静かになった環境下で納得した発話方法で全 20 単語を発話する。これは、訓練前の音声と直接特徴量を比較するためには、背景雑音が無い方が良いためである。この手順により訓練前・第 1 訓練後・第 2 訓練後の音声を収録した。

このスピーカから再生される雑音は、32 人分の FW03(FW07 の元となった音声リスト) の 4 モーラ単語から、単語・タイミング・音圧をランダム設定して重ね合わせたバブルノイズとした。多数話者が同時に発話している環境の再現である。周囲に雑音がある環境下では、話者が無意識に普段と異なる発音をするロンバード効果 [11] が知られている。ロンバード効果によって静かな環境下での発話訓練よりもさらに明瞭な発話が訓練できることを期待し、雑音下で発話訓練する条件を設定した。

以上の条件の元で、模擬難聴の効果を調べるために、発話者 20 人を 2 群に分割し、10 人が模擬難聴処理音声、残りの 10 人がシステムで録音再生だけする無処理音声をフィードバック音声として聴取した。

### 2.3 発話内容

原音声として、自然に発話された 4 モーラの単語音声

表 1: 使用した単語リスト (FW07 の親密度 2 のリストから)

	単語		単語		単語		単語
1	ヤマアシ	6	ワラフデ	11	ガンアツ	16	キリグモ
2	ハヤガネ	7	ズイハン	12	ウワジキ	17	クビナゲ
3	サヤアテ	8	ブタクサ	13	ツユジモ	18	ヌリワン
4	キャラブキ	9	ユビアナ	14	ミズガミ	19	スマシヤ
5	ムナダカ	10	マルハバ	15	ナニヒト	20	ルイサン

が収録されている「親密度別単語了解度試験用音声データセット (以下 FW07)」 [9] の単語を使用した。この FW07 の単語リストは、単語親密度ごとに 4 段階に分けられており、語頭の音韻バランスおよび語中の音韻バランスも考慮されている。

この中の親密度 2 のリストから、発話者に発声させる単語を表 1 のように 20 個抽出した。あまり聞きなじんでいないと思われる低親密度の親密度 2 を選出したのは、訓練の際、聞きなじみのある単語の場合、ある音素が欠落していたとしても無意識に補間して聴取する可能性があるためである。最低親密度 1 の単語は別の聴取実験で使用する予定であったため使用しなかった。このうちの、はじめの 3 単語 (1~3) を第 1 訓練、第 2 訓練で用いた。

### 2.4 発話者

20 名の日本語話者 (男性 10 名、女性 10 名、20~23 歳) が発話者として実験に参加した。この全員が、125 Hz から 8000 Hz の範囲で聴力検査により健常聴力レベルであることを確認した。本実験では、フィードバック音声は模擬難聴処理音声と無処理音声の 2 群に分け、各群の内訳を男性 5 名、女性 5 名とした。また、実験に際し、実験説明書により内容を説明し、参加の同意書を得た。なお、この収録と後述の明瞭性判断の実験は、和歌山大学倫理審査委員会の承認を受けている。

### 2.5 収録環境

収録実験は防音室 (YAMAHA AVITECS) 内にて行った。発話者は椅子に座って発話させた。Head and Torso Simulator (Type 4128 Bruël & Kjaer, 以下 HATS) を発話者から 1m50cm の位置に発話者と対面させるように設置した。HATS の頭部ができるだけ発話者の目線の高さにくるように設置した。HATS の真下の位置に雑音再生用のスピーカ (GENELEC 1029A) を上向きに設置した。また、発話単語リストを発話者の目線の高さにくるように、左手側の脇に提示した。セルフトレーニング版の模擬難聴システムの GUI を発話者の右手側に設置したディスプレイに表示し、マウスで操作させた。

図 4 に収録機器の接続図を示す。発話者の口元に設置するマイク 2 台 (マイク ①, ②), HATS の左の耳介上に設置するマイク (マイク ③), HATS の左耳の人工耳出力の合計 4 つの出力音声を収録した。マイク ①, ② はレコーダー (Roland R-44) へ直接接続した。人工耳出力はサウンドレベルメーター (Type 2250 Bruël & Kjaer) を通してレコー

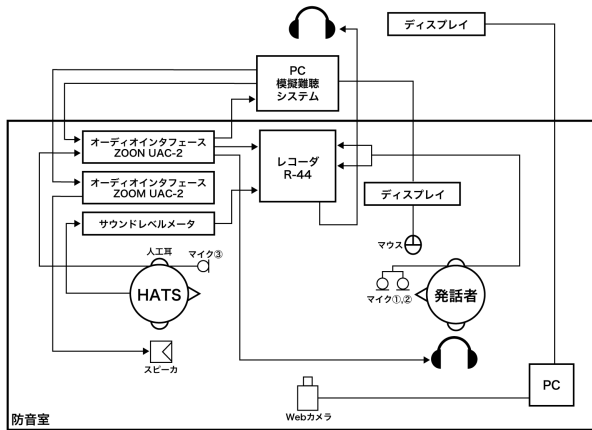


図 4: 収録に使用した機器の接続図

ダーに接続した。マイク③で収集した音声をオーディオインターフェース (ZOOM UAC-2) を通して防音室外の模擬難聴システム (mac OS X EL Capitan 10.11.5 (MATLAB R2016a)) へ入力した。模擬難聴システムでシミュレーションされた音声をオーディオインターフェース (ZOOM UAC-2) から発話者用ヘッドホン (SENNHEISER HD580) に出力すると同時にレコーダにより録音した。レコーダに入力される音声を防音室外のヘッドホンへ出力し、モニタリングした。また、防音室内に Web カメラを設置し、防音室外のディスプレイで発話者の様子をモニタリングした。

## 2.6 収録条件

発話者には HATS を難聴者だと想定して発話し、その難聴者にとって聞こえやすい音声になるように発話訓練してもらう。そのためマイク③で収集したものと同一音声を発話者がヘッドホン聴取する必要がある。また、模擬難聴システムのデジタル信号と実環境の音圧を対応づけるために、実験実施前に、HATS にヘッドホンをかけて人工耳出力の音圧を元に、入出力音圧をそろえた。本実験では、80 歳程度の聞こえを再現するため、模擬難聴システムにおいてオーディオグラムを立木による日本人の 80 歳の平均的な聴力レベル [10] を設定した。圧縮特性の健全度をプリセットの 0% と設定したが、実際には 125 Hz から 8000 Hz のオクターブごとに、健全度が 0, 4, 40, 47, 26, 0, 0% となっている。これは、圧縮特性によるレベル低下分がオーディオグラムの値を超えられないためである。

また、雑音環境下での訓練時には、HATS の左耳の人工耳出力の雑音の音圧が等価騒音レベル LAeq で 65dB となるように調整した。雑音再生がない場合の、部屋の暗騒音レベルは、LAeq で約 28 dB である。

## 3. 明瞭性評価実験

発話訓練による明瞭性変化を検証するために、前節の発話収録実験で得られた音声の評価実験を行った。

### 3.1 聴取音声

被験者が聴取するのは、訓練前、第 1 訓練後、第 2 訓練後

に静環境下で 20 単語発話させた音声に模擬難聴処理した音声である。原音声には、口元マイクで収録したものを使う。人工耳出力を使ってヘッドホン提示すると、2 度外耳道の伝達特性がかかってしまう。また、マイク③で収録した音声には防音室の音響特性も含まれている。これらの理由から口元マイクでの収録音声を聴取音声の原音声とした。しかし、収録実験時の各マイクのレベル調整が異なっていた。そこで、口元マイクでの収録音声の音圧レベルを調整し、人工耳の位置での音圧レベルに合わせた。

模擬難聴システムでは、収録の時と同じくオーディオグラムを 80 歳の平均的な聴力レベル [10]・圧縮特性の健全度プリセット: 0% として模擬難聴音声を生成した。提示単語は、表 1 で示した 20 単語中から 6 個とした。これは、訓練に用いた最初の 3 単語 (1~3) と、訓練に用いなかった残りの単語の先頭 (4 番), 真ん中 (12 番), 最後 (20 番) である。

### 3.2 被験者

明瞭性評価実験の被験者として、発話収録実験には参加していない 10 名の日本語話者 (男性 5 名, 女性 5 名, 20 - 23 歳) が参加した。この全員が、125 Hz から 8000 Hz の範囲で聴力検査により健常聴力レベルであることを確認した。また、実験に際し、実験説明書により内容を説明し、参加の同意書を得た。

### 3.3 手続き

明瞭性評価は一対比較法で行う。比較する音声対は、同一単語の 3 段階の訓練状態 (訓練前, 第 1 訓練後, 第 2 訓練後) の 3 音声から 2 音声を組み合わせ、3 通り ( $3C_2$ ) である。異なる話者や異なる単語の組み合わせは無いため、その発話者内で同じ単語の特徴から判断することになる。被験者には、「難聴者になったつもりで、明瞭だと感じた方の音声を第一印象により選択する」よう教示し、二肢強制選択させた。各試行では、再生開始を示す pip tone が提示され、その 0.5s 後に第一刺激音声、第二刺激音声の順で提示される。2 つの刺激音声間に 0.5s の無音区間を挟んだ。この後、2 つの刺激音声のうち、「明瞭に聞こえる」区間の音声を GUI 上で選択させた。

試行数は参加者一人当たり、720 試行であった (訓練状態 (3) の組み合わせ (3) × 提示順序の逆順 (2) × 単語数 (6) × 発話者 (20))。この 720 試行をランダムに並べたものを 120 問 1 セッションとし、計 6 セッション行った。

音声のサンプリング周波数は 48 kHz とした。実験は聴力検査室 (リオン, AT62W) で実施し、音声は mac OS Sierra 10.12.5 上の MATLAB R2017a からオーディオインターフェース (OPPO, HA-1) を通して、ヘッドフォン (OPPO, PM-1) で両耳提示された。また、3.1 項で述べたように、被験者が聴取するのは、収録実験における人工耳の位置での音圧レベルに調整された音声の模擬難聴処理音声である。よって、本実験の提示音圧は、発話者に依存してお

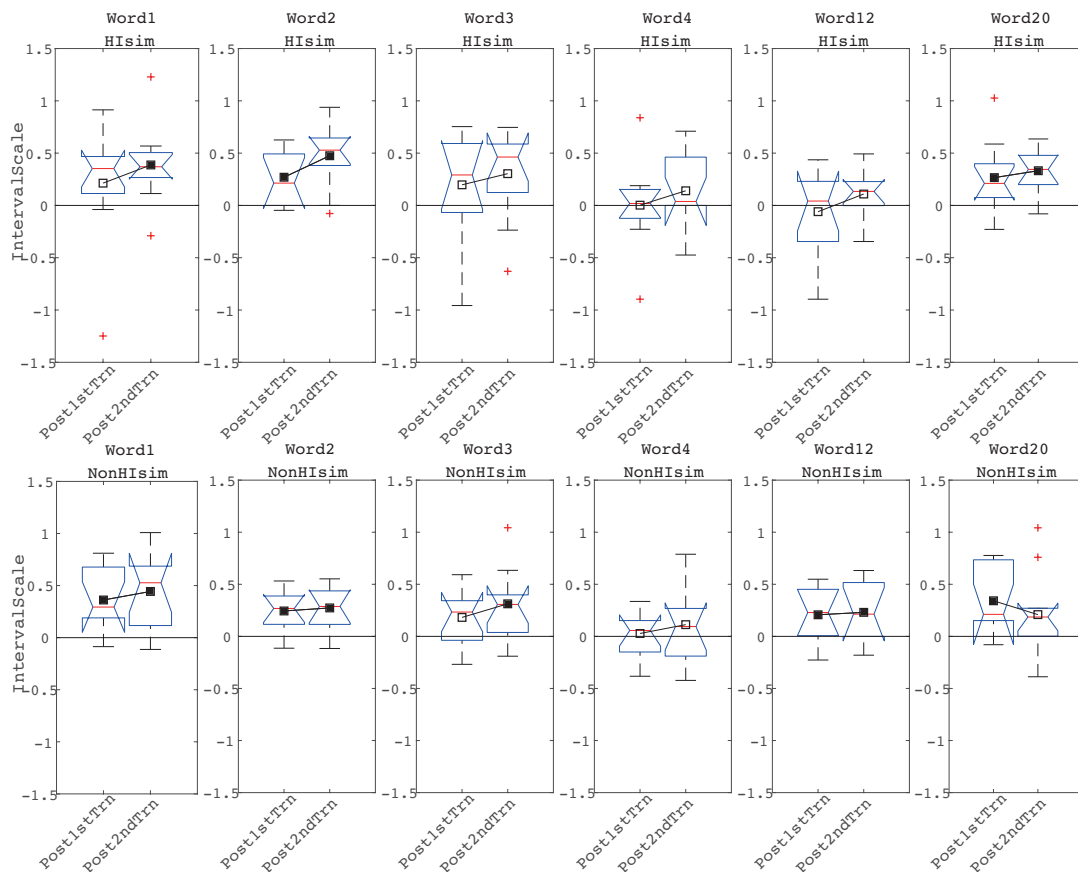


図 5: 訓練前に対する第 1 訓練後と第 2 訓練後の尺度値変化量。発話者 10 人の平均と箱ひげ図。正方形のマーカー (□と■) は収録実験における発話者 10 人の平均変化量を示す。特に、有意に変化した場合 ( $p < 0.05$ ) を黒塗り (■) とした。上段は発話訓練において模擬難聴処理音声 (HIsim) をフィードバックした発話者 10 名, 下段は無処理音声 (NonHIsim) をフィードバックした発話者 10 名の平均である。単語番号は, 表 1 で示した発話収録実験における単語リストの番号と対応している。単語番号 1,2,3 は, 訓練に用いた 3 単語であり, 単語番号 4,12,20 は訓練に用いなかった単語である。Post1stTrn は第 1 訓練後, Post2ndTrn は第 2 訓練後を意味する。また, 発話者 10 人分の尺度値の分布を箱ひげ図で示す。箱のノッチ区間 (くぼみ) は 95% の信頼区間である。

り, 発話者によって異なる。ただし, 比較時に音圧によって判断されることを防ぐため, 比較する 2 つの音声のうち, 音圧の小さい方にもう片方を LAeq で合わせるレベル調整を行った。これによって 1 回の試行で聴取する 2 つの刺激音はほぼ同じ大きさとなっている。

#### 4. 結果と考察

発話者一人の単語一語の訓練前・第 1 訓練後・第 2 訓練後の音声に対する評価者 10 人分の評価データからサーストンの一対比較法 [12] を用いて明瞭性尺度値を算出した。これを全発話者の全単語に対して行った。明瞭性尺度値は大きいほど明瞭だと判断されている。

##### 4.1 各条件, 各単語の明瞭性変化

訓練の効果を調べるため, 訓練前の尺度値に対する第 1 訓練後と第 2 訓練後の尺度値の変化量を計算した。図 5 に発話者 10 人分の変化量の平均と箱ひげ図を示す。訓練に用いた 3 単語 (word1, 2, 3) は, 変化量が正となる傾向があった。特に Word2-HIsim, Word1-NonHIsim, Word2-NonHIsim では第 1 訓練及び第 2 訓練によって有意に向上

した。また, Word1-HIsim, Word3-NonHIsim では第 2 訓練によって有意に向上した。一方, 訓練に用いなかった単語 (word4,12,20) では, かならずしもそのようにならず, 有意差がない場合の方が多い。たとえば, word4 では第 1 訓練後と第 2 訓練後のどちらの場合も有意に向上していない。また, 第 2 訓練後の方が第 1 訓練後よりも大きい傾向はほとんどの場合で見られるが, 大きな違いではない。

##### 4.2 分散分析

訓練前に対する第 1 訓練後・第 2 訓練後の尺度値の変化量 (データ数:240(発話者 20 人  $\times$  6 単語  $\times$  第 1 訓練後・第 2 訓練後)) に対して, 3 要因の分散分析を行った結果を表 2 に示す。要因は「訓練状態 (Tr)」(第 1 訓練後・第 2 訓練後), 「フィードバック条件 (FB)」(模擬難聴処理音声, 無処理音声), 「単語 (W)」(Word1,2,3,4,12,20) である。要因「訓練状態」「単語」の主効果には有意差がみられたが, 「フィードバック条件」においては有意差はみられなかった。また, どの 2 つの組み合わせでも有意な交互作用はみられなかった。

表 2: 分散分析結果. 要因: Tr: 訓練状態, FB: フィードバック条件, W: 単語

要因	平方和	自由度	平均平方	F 値	p 値
Tr	0.482	1	0.482	4	0.0468
FB	0.0403	1	0.0403	0.33	0.564
W	2.51	5	0.501	4.16	0.0012
Tr × W	0.187	5	0.0374	0.31	0.906
Tr × FB	0.171	1	0.171	1.42	0.234
W × FB	0.578	5	0.116	0.96	0.444
誤差	26.6	232			
全体	30.6	239			

### 4.3 考察

この実験の結果を見ると、少なくとも自分の音声をフィードバックして発話訓練をすることの効果はありそうなことがわかる。特に、訓練に用いた3単語は第1訓練によって発話の明瞭性が向上する傾向がみられた。しかし、訓練に用いなかった単語では向上があまり見られず、うまく訓練の効果全般化できなかつたものと考えられる。これは、訓練に用いた発話内容が多く音節を含んでいない限定的なものであったことも影響しているかもしれない。

分散分析の結果から、第2訓練後の方が第1訓練後よりも平均的には向上することがわかった。ただし、第2訓練が雑音環境下で効果的であったためか、訓練が2度目ゆえに効果的であったのか区別はつかない。第1訓練でほとんどコツを習得し、それ以上向上する余地が少ないせいかもしれない。分散分析で、単語の主効果が優位であるのは、単語中の音節の種類によって訓練のしやすさが異なる可能性があるためかもしれない。

一方、フィードバック条件の模擬難聴を利用した場合(HIsim)としない場合(NonHIsim)で有意差がなく、変化量の違いは明確ではない。これは両条件の音声を直接比較しなかつたため、違いが出なかつたのかもしれない。今後さらに検討する予定だが、その場合、同一話者内という今回の条件がはずれるため、発話者ごとの明瞭性の違いも考慮する必要がある。

## 5. まとめ

本研究では、被験者が自分自身で操作できるセルフトレーニング版のGUIを用いて、発話訓練前後の音声を収録した。次に訓練による明瞭性変化を検証するために、明瞭性評価実験を対比較法を行い、サーストン法で尺度値を算出した。訓練前後の変化量を見たところ、フィードバックする音声が模擬難聴処理音でも無処理音でも向上する傾向があった。しかし両者の違いは明確化できなかつた。評価実験方法や音声の組み合わせを再検討して今後比較をする予定である。

**謝辞** 本研究は、科研費基盤 A 16H01734 の支援の一部を受けた。

## 参考文献

- [1] Livingston *et al.*, "Dementia prevention, intervention, and care," *Lancet* 2017; 390: 2673734, 2017 [[http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)31363-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(17)31363-6)].
- [2] 日本補聴器工業会 "JapanTrak 2015 調査報告," <http://www.hochouki.com/> (2018/5/19 アクセス)
- [3] Toshio Irino, Tomofumi Fukawatase, Makoto Sakaguchi, Ryuichi Nisimura, Hideki Kawahara, and Roy D. Patterson, "Accurate estimation of compression in simultaneous masking enables the simulation of hearing impairment for normal hearing listeners," *Basic Aspects of Hearing, Advances in Experimental Medicine and Biology*, 787, pp 73-80, 2013.
- [4] Misaki Nagae, Toshio Irino, Ryuichi Nisimura, Hideki Kawahara, and Roy D. Patterson, "Hearing Impairment Simulator Based on Compressive Gammachirp Filter," *APSIPA ASC 2014*, Dec, 2014.
- [5] 永江美沙貴, 入野俊夫, 西村竜一, 河原英紀, "模擬難聴実現のための逆圧縮特性処理とユーザインタフェース," *日本音響学会聴覚研究会資料*, Vol.44, No.1, H-2014-3, pp.13 - 18, 2014.
- [6] 永江美沙貴, 松井淑恵, 西村竜一, 河原英紀, Roy D. Patterson, 入野俊夫, "聴覚の圧縮特性のキャンセル処理による模擬難聴一語音明瞭度による検討," *日本音響学会: 春季研究発表会講演論文集*, 2-Q-20, pp.523-524, 2015.
- [7] 山下祐季, "模擬難聴システムによる音声フィードバックで健常者の発話明瞭度は向上するか?", *県立広島大学保健福祉学部コミュニケーション障害学科, 卒業論文*, 2015.
- [8] 吉田駿, 山本克彦, 西村竜一, 松井淑恵, 入野俊夫, "難聴者に聞こえやすい音声特徴 模擬難聴を用いた発声の振幅変調分析," *日本音響学会関西支部*, 第19回関西支部若手研究者交流研究発表会, 2016年12月18日.
- [9] 近藤公久・天野成昭 (NTT コミュニケーション科学基礎研究所), 坂本修一・鈴木陽一 (東北大学電気通信研究所), NTT・東北大親密度別単語了解度試験用音声データセット 2007(FW07), "<http://www.ais.riec.tohoku.ac.jp/lab/wordlist/index-j.html>".
- [10] 立木孝, 笹森史朗, 南吉昇, 一戸孝七, 村井和夫, 村井盛子, 河嶋寛, "日本人聴力の加齢変化の研究", *Audiology* 45, 241~250, 2002.
- [11] 新版 音響用語辞典 日本音響学会編, コロナ社, 2003.
- [12] 東京大学教養学部統計学教室, 人文・社会科学の統計学, 財団法人 東京大学出版会, 2008.