

# ラウドネス補償と聴覚フィルタの両特性に対するオーディオグラムに 基づく近似処理を用いた模擬難聴

神保 希美<sup>†</sup> 高道 慎之介<sup>†</sup> 戸田 智基<sup>†</sup> グラム ニュービック<sup>†</sup> サクリアニ サクティ<sup>†</sup>  
中村 哲<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科  
〒 630-0192 奈良県生駒市高山町 8916 番地の 5

E-mail: †{nozomi-j,shinnosuke-t,tomoki,neubig,ssakti,s-nakamura}@is.naist.jp

あらまし 難聴者の聞こえを再現する模擬難聴は、難聴者に対するコミュニケーション法の習得支援として有効であると期待される。難聴者の聴覚特性は個人差が大きいいため、個々の難聴者に対する模擬難聴処理が必要となる。しかしながら、聴覚特性の測定には多大な時間を必要とし、模擬難聴使用には強い制約が存在する。本稿では、個々の難聴者に対して簡易な模擬難聴処理を実現するために、容易に測定可能なオーディオグラムに基づき難聴者の聴覚特性を推定する手法を提案する。提案法では、オーディオグラムからゲイン・聴覚フィルタのパラメータを推定し、模擬難聴を構築する。実験的評価により、難聴者と模擬難聴下の健聴者の単語理解度を比較し、提案法の有効性を明らかにする。キーワード 模擬難聴、ゲイン特性、聴覚フィルタ特性、オーディオグラム、特性近似

## Hearing Impairment Simulation using Audiogram-based Approximation of Auditory Filter and Loudness Compensation

Nozomi JIMBO<sup>†</sup>, Shinnosuke TAKAMICHI<sup>†</sup>, Tomoki TODA<sup>†</sup>, Graham NEUBIG<sup>†</sup>, Sakriani  
SAKTI<sup>†</sup>, and Satoshi NAKAMURA<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology  
Takayama 8916-5, Ikoma, Nara, 630-0192 Japan

E-mail: †{nozomi-j,shinnosuke-t,tomoki,neubig,ssakti,s-nakamura}@is.naist.jp

**Abstract** Hearing impairment simulation producing the hearing of a hearing-impairment person (HI) is expected as an effective way to help a normal-hearing (NH) person to learn how to communicate with the HI person. Personalization of hearing impairment simulation is essential as auditory characteristics of individual HI persons are quite different from each other. However, measurement of auditory characteristics of individuals is time-consuming. In this paper, we propose a hearing impairment simulation using audiogram-based approximation auditory filter characteristics and gain characteristics to make it easy to develop hearing impairment simulation for individual HI persons. We conduct an experimental evaluation to compare intelligibility between a HI person and NH persons with the proposed hearing impairment simulation.

**Key words** hearing impairment simulation, gain, auditory filter, audiogram, approximation of auditory characteristics

### 1. はじめに

音声は、人類にとって最も基本的なコミュニケーション媒体の1つである。音声を使うことで、言語的な情報のみならず、感情・個人性のようなパラ言語・非言語情報を同時に伝達すること

が可能である。音声を用いたコミュニケーションにおいて、音声の受聴処理は必要不可欠となるが、難聴はその処理に支障をきたす障害であり、コミュニケーション障害 [1] の1つである。難聴は、大きく分けると伝音・感音・混合性難聴の3つに分けられる。外耳及び中耳などの音の伝達部位に障害がある伝音

性難聴は、聴力低下のみで音を聞くための神経には異常が無い。感音性難聴は、内耳などの聴覚末梢系部位に障害があり、聴力低下に加え、周波数分解能が低下する。混合性難聴は伝音・感音性難聴の両特性を併せ持つ。なお、仮に同じ種類の難聴であったとしても、一般に難聴者の聴覚特性は個人差が大きい。

難聴者のコミュニケーション支援技術の1つとして、補聴器による難聴者の聴力を改善する聴覚補償技術があげられる。補聴器は、個々の難聴者の聴力レベルに合わせて入力音のゲイン補正を行うことで、聞き取り可能な音量へと変換する機器である。伝音性難聴に対しては、大幅な聴力改善をもたらす。一方で、感音性難聴および混合性難聴に対しては、音の分析器官上での周波数分析能力が損なわれているため、ゲイン補正により音の知覚は可能になるが、周波数分解能の補正は困難である[2]。そのため、補聴器により、あらゆる難聴者のコミュニケーション障害を取り除くことは難しい。

一方で、全く異なるアプローチによる難聴者のコミュニケーション支援技術として、難聴者の聞こえを再現する模擬難聴がある。健聴者が難聴者の聞こえを体感することで、難聴者に対するより適切なコミュニケーション法を習得することができる。と期待される[3]。HearLoss[4]では、簡易な規則に基づいて模擬難聴処理を行う。パラメータを手動で設定することで、周波数非依存なゲイン減算処理とsmearing処理[5]のレベルを調整する。極めて単純な模擬難聴処理であり、難聴者の聴覚特性の個人性を上手く取り扱うことは困難であるため、個々の難聴者の聞こえを高精度に再現することはできない。これに対し、聴覚末梢系の聴覚特性を表す聴覚フィルタ[6]に基づく模擬難聴では、難聴者の聴覚フィルタおよび健聴者の聴覚フィルタを用いることで、高精度な模擬難聴処理を実現する[7]。しかしながら、聴覚フィルタの測定には多大な時間を要するため[8]、個々の難聴者に対して容易に模擬難聴を構築できるわけではなく、その使用には強い制約が存在する。

本稿では、個々の難聴者に対して比較的容易でなおかつ高精度な模擬難聴を実現する手法として、オーディオグラムの聴力レベルに基づく、ゲイン・聴覚フィルタの両特性を推定する模擬難聴を提案する。オーディオグラムは、純音聴力検査により得られ、容易に測定可能である。オーディオグラムの聴力レベルから、区分線形関数により入力音に応じたゲイン減算値を計算する。また、先行研究[9]で報告されている複数の難聴者に対する聴覚フィルタのパラメータを用いて、オーディオグラムの聴力レベルから聴覚フィルタのパラメータを推定し、smearing処理を実施する。補聴器装着時における難聴者の聞こえを再現するために、補聴器装着時および未装着時のオーディオグラムを用いて、模擬難聴を構築する。難聴者と模擬難聴下の健聴者に対して単語理解度試験を実施し、提案法の有効性を評価する。

## 2. 従来の模擬難聴

模擬難聴におけるゲイン特性の処理に関しては、音が聞き取れる音圧レベルの最小値を上昇させる手法[10]や、聴覚フィルタを用いて入力音の知覚を変化させる手法[11]が提案されている。入力音および周波数のレベルに応じて、ゲイン特性の処理

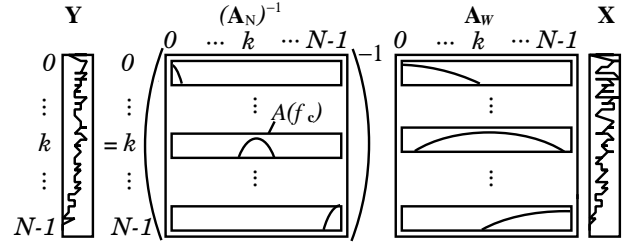


図1 聴覚フィルタを用いた smearing 処理

Fig.1 A smearing process using auditory filters .

が行われる。一方で、smearing処理に関しては、健聴者および難聴者の聴覚特性を表す聴覚フィルタを利用したsmearing処理が提案されている。ここでは、聴覚フィルタとして roex フィルタを用いた smearing 処理について述べる。

roex フィルタ  $A_{p_u, p_l}^{(f_c)}(f)$  [12] は次式により表される。

$$A_{p_u, p_l}^{(f_c)}(f) = \begin{cases} \left(1 + p_u \frac{f-f_c}{f_c}\right) \exp\left(-p_u \frac{f-f_c}{f_c}\right) & f \geq f_c \\ \left(1 - p_l \frac{f-f_c}{f_c}\right) \exp\left(p_l \frac{f-f_c}{f_c}\right) & f < f_c \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 $f$  は周波数、 $f_c$  は roex フィルタの中心周波数を表す。また、 $p_u$  および  $p_l$  は、それぞれ中心周波数から高周波数側および低周波数側におけるフィルタの形状を決定するパラメータを表す。周波数標本点を  $N$  点とした際に、中心周波数  $f_c$  を持つ roex フィルタの係数ベクトルを  $A(f_c) = [A_{p_u, p_l}^{(f_c)}(f_0), \dots, A_{p_u, p_l}^{(f_c)}(f_k), \dots, A_{p_u, p_l}^{(f_c)}(f_{N-1})]^T$  とする。ここで、 $f_k$  は周波数インデックス  $k$  に対応する周波数を表す。smearing 処理では、フレーム分析により得られる入力音のパワースペクトルベクトル  $X = [X_0, \dots, X_k, \dots, X_{N-1}]^T$  に対して、次式により、処理後のパワースペクトルベクトル  $Y = [Y_0, \dots, Y_k, \dots, Y_{N-1}]^T$  を得る。

$$Y = A_N^{-1} A_w X \quad (2)$$

ここで、 $A_N = [A_N(f_0), \dots, A_N(f_k), \dots, A_N(f_{N-1})]^T$  は、健聴者の聴覚特性を模擬する roex フィルタの係数ベクトルから構成される行列である。また、 $A_w$  は、難聴者の聴覚特性を模擬する roex フィルタの係数ベクトルから構成される行列であり、同様の形式で表現される。本処理の簡略図を図1に示す。得られたパワースペクトルベクトル  $Y$  に、入力音の位相を付与することで、smearing 処理された音を合成する。難聴者の聴覚特性を考慮し、さらに、健聴者の聴覚特性をキャンセルすることにより、難聴者の聴覚特性を高精度に模擬できる[5]。一方で、聴覚特性を roex フィルタでモデル化する上で、各中心周波数を持つ roex フィルタのパラメータ、 $p_u \cdot p_l$  を適切に求める必要があり、聴覚特性の測定が必要となる。しかしながら、測定には多大な時間と手間を要するため、模擬難聴を容易に実現するためには近似処理が必要となる(注1)。

(注1): [5]では、難聴者のフィルタの等価矩形帯域幅が、健聴者の等価矩形帯域幅と比較して広いこと[8]から、健聴者の聴覚フィルタのみを測定し、そのパラメータから、難聴者の聴覚フィルタパラメータを推定している

### 3. オーディオグラムに基づく近似処理

本研究では、補聴器を装着した難聴者の聞こえを再現することを目的とする。提案する模擬難聴処理を図2に示す。まず、補聴器あり・なしの各状態において、難聴者の聴力レベルを測定し、2種類のオーディオグラムを得る。そして、補聴器では主にゲイン特性のみが補正されることを考慮して、補聴器ありのオーディオグラムから模擬対象となるゲイン特性を推定し、補聴器なしのオーディオグラムから聴覚フィルタ特性を推定する。推定された両特性に基づき図3に示すゲイン減算処理及び smearing 処理を行うことで、模擬難聴を実現する。

#### 3.1 オーディオグラム

オーディオグラム [13] は、各周波数において難聴者の聴力レベル（最小可聴音圧レベル）を示すものである。補聴器あり・なしの各状態で測定された難聴者のオーディオグラムの一例を図4に示す。聴力レベル 0[dB] は、健聴者の一般的な最小可聴音圧レベルと同等である [14]。オーディオグラムは医療機関などで、簡易な純音聴力検査により測定可能である。また、補聴器適合検査にも用いられる [15] ため、容易に入手が可能である。

#### 3.2 ゲイン減算処理

オーディオグラムに基づく難聴者のゲイン特性を考慮したゲイン減算処理として、ラウドネスを補償する手法 [16] を適用する。

フレーム分析により得られる入力音圧のパワースペクトル  $X_k$  ( $k$  は周波数のインデックスを表す) に対する難聴者のゲイン特性  $G_k(X_k)$  は、対応する周波数のオーディオグラムの聴力レベル  $o_k$  を用いて、以下で示される。

$$G_k(X_k) = \begin{cases} \frac{T_k}{(o_k + T_k)} X_k & X_k < o_k + T_k \\ \frac{120 - T_k}{120 - (o_k + T_k)} \cdot (X_k - (o_k + T_k)) + T_k & o_k + T_k \leq X_k < 120 \\ 120 & 120 \leq X_k \end{cases} \quad (3)$$

ここで、 $T_k$  は各周波数において健聴者の最小可聴音圧レベルを表し、難聴者の最小可聴音圧レベル  $o_k$  と対応させる。また、最大可聴音圧レベルを 120[dB] として [17]、それ以上の音圧レベルは入力音圧レベルと一致させる。これらの対応点に基づき、難聴者のゲイン特性を区分線形関数により近似する。一方で、健聴者のゲイン特性は、入力音圧レベルに対して線形関数として近似する。難聴者および健聴者のゲイン特性の例を図5に示

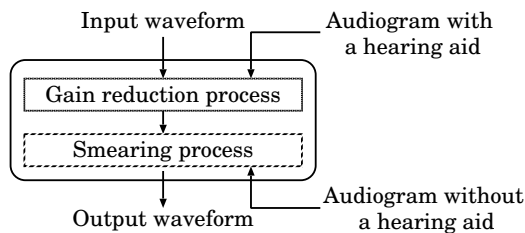


図2 提案する模擬難聴処理

Fig. 2 An overview of the proposed hearing impairment simulation process.

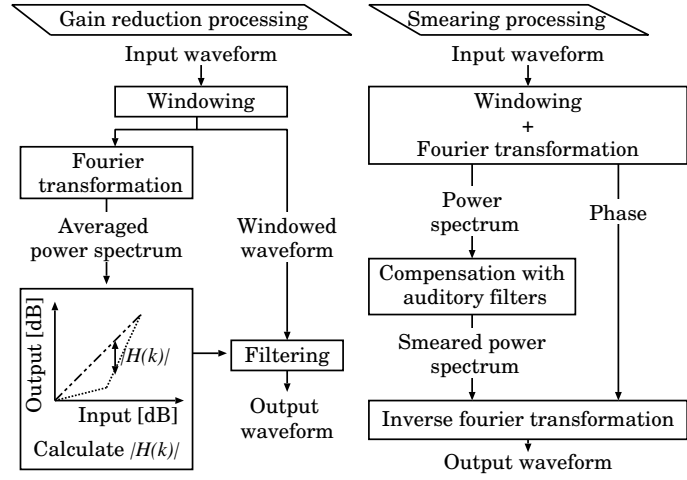


図3 ゲイン減算処理と smearing 処理

Fig. 3 Gain reduction process and smearing process.

す。これらに基づき、周波数および入力音圧レベルに応じたゲイン減算値  $H_k$  を次式により決定する。

$$H_k = X_k - G_k(X_k) \quad (4)$$

なお、入力音圧は、短時間フレーム分析により得られるパワースペクトルを、個々の周波数帯域に分割し、平均パワーを求めることで計算する。入力音の波形に対し、以下に示すフィルタを適用することで、ゲイン減算処理を行う。

$$H(z) = \frac{1 - r^N z^{-N}}{N} \cdot \left[ \sum_{k=1}^{(N/2)-1} \frac{(-1)^k |H_k| 2 \cos\left(\frac{\pi k}{N}\right) (1 - rz^{-1})}{1 - 2rz^{-1} \cos\left(\frac{2\pi k}{N}\right) + r^2 z^{-2}} + \frac{H_0}{1 - rz^{-1}} \right] \quad (5)$$

ここで、 $r$  はフィルタの安定係数、 $N$  は標本点数のタップ長、 $k$  は周波数インデックス、 $|H(k)|$  はフィルタ係数（ゲイン減算値に対応）、 $z$  は単位時間遅れを表す。各周波数インデックスにおけるフィルタ係数は、オーディオグラムから得られるゲイン減算値に対してスプライン補間を行うことで求める。各短時間フ

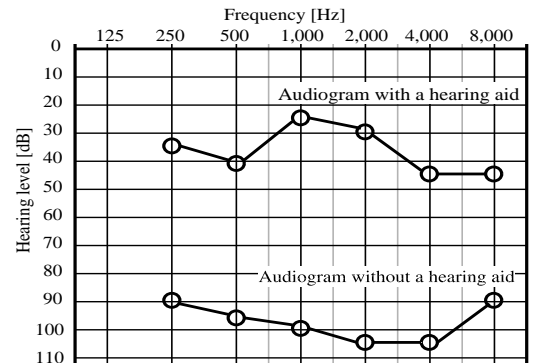


図4 オーディオグラムの例

Fig. 4 An example of the audiograms.

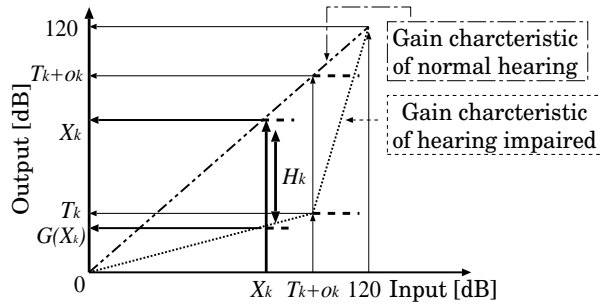


図 5 ゲイン特性の区分線形近似とゲイン減算値の計算

Fig. 5 Piece-wise linear approximation of gain characteristics and calculation of gain reduction value .

フレームにおいてフィルタ係数が求められるが、時間的に急激な変化が生じると、音質劣化を引き起こす。これを防ぐために、当該フレームと前フレームのフィルタ係数を、時間サンプルごとに滑らかに補間しながら、フィルタリング処理を行う。

### 3.3 smearing 処理

難聴者において、オーディオグラムの聴力レベル  $o_k$  と roex フィルタのパラメータ  $p_u \cdot p_l$  の間には、ある程度の相関があることが報告されている [18]。そこで、難聴者の聴覚特性を roex フィルタでモデル化したデータ（各周波数に対して 10 名程度）[9] に対して、最小二乗法に基づく線形回帰を行うことで、聴力レベルから roex フィルタパラメータを次式により推定する。

$$\begin{aligned} p_{u,k} &= a_{u,k} o_k + b_{u,k} \\ p_{l,k} &= a_{l,k} o_k + b_{l,k} \end{aligned} \quad (6)$$

ここで、 $a_{u,k} \cdot b_{u,k}$  および  $a_{l,k} \cdot b_{l,k}$  は中心周波数  $f_c$  に対し高周波数側および低周波数側の周波数インデックス  $k$  における回帰パラメータを表す。線形回帰より得られる聴力レベルから roex フィルタパラメータへの変換関数の一例を図 6 に示す。

2.2 節で述べた smearing 処理を行う。上記の変換関数を用いることで、難聴者の聴力レベルから対応する周波数における roex フィルタパラメータを推定し、それらを線形補間することで、全周波数標本点に対する roex フィルタパラメータを得る。一方で、健聴者の roex フィルタパラメータについては個人差は小さいものとみなし、次式で示される等価矩形帯域幅 (ERB: Equivalent Rectangular Bandwidth) に基づき決定する。

$$e = 2 \frac{f_c}{p_u} + 2 \frac{f_c}{p_l} \quad (7)$$

ここで、 $e$  は、中心周波数  $f_c$  を持つ聴覚フィルタの ERB を表す。健聴者に対しては  $p_u \cdot p_l$  はほぼ等しいとみなし、また、ERB として以下の関係性を用いる [5]。

$$e = 24.7 (0.00437 f_c + 1) \quad (8)$$

以上の関係式より、健聴者の聴覚フィルタを決定する。図 2 に示すオーディオグラムを用いて smearing 処理を施した際の一例を図 7 に示す。処理前に比べ、処理後のスペクトルは平坦化されていることが分かる。

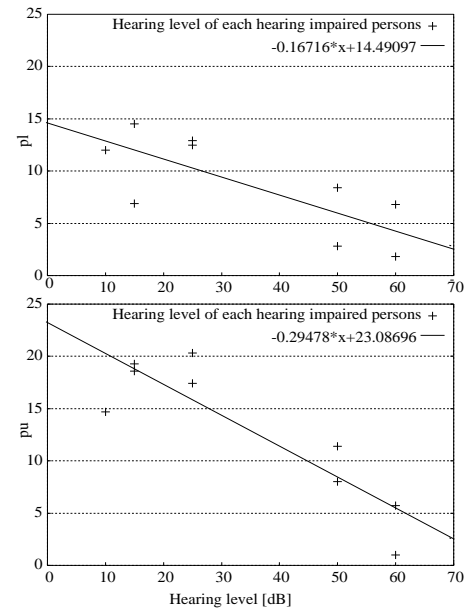


図 6 0.25 [kHz] における聴力レベルからフィルタパラメータへの変換関数

Fig. 6 Linear mapping function from hearing level to filter parameters at 0.25 [kHz] .

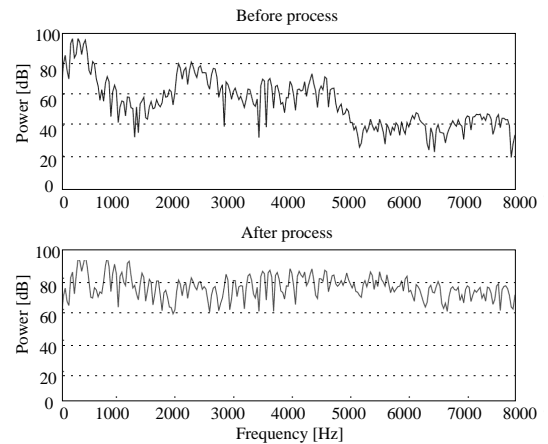


図 7 smearing 処理前後におけるパワースペクトル

Fig. 7 Power spectra before and after smearing process .

## 4. 実験的評価

### 4.1 実験条件

補聴器を装着している感音性難聴者 1 名の模擬難聴により評価を行う。オーディオグラムで測定する聴力レベルの標本点は 0.25, 0.5, 1.0, 2.0, 4.0, 8.0 [kHz] の 6 点とする。[9] の付録に掲載されている聴力レベルとフィルタパラメータを用い、3.3 節で述べた線形回帰を行い、フィルタパラメータの推定式を求める。

提案法の精度を評価するため、単語理解度試験を行う。親密度別単語理解度試験用音声データセット 2007 [19] 中の親密度 2 と 4 のそれぞれ 80 単語の計 160 単語を用いて、単語の書き取り試験を行う。サンプリング周波数は 16 [kHz] とする。評価音声として、通常音声 (N) と以下に示す各処理音声を用いる。

- ゲイン減算処理音声 (G)

- smearing 処理音声 (S)
- ゲイン減算・smearing 両処理音声 (GS)

健聴被験者 (NH) は男性 5 名・女性 3 名の計 8 名である。1 人あたり、上記の各処理音声と各親密度に対し 20 単語ずつ、計 160 単語を受聴する。これらの単語は全て異なり、被験者ごとに処理と単語の組み合わせを変更する。一方、難聴被験者 (HI) は補聴器を装着した状態で、通常音声に対する試験を行う。各親密度に対し 80 単語、計 160 単語を受聴する。健聴・難聴両被験者とも同一単語の聞き直しは認めず、1 回の受聴で回答する。

模擬難聴処理において、1 フレームを 8ms、フレームシフトは 4ms とした短時間フレーム分析を行う。分析窓として、ハニング窓を用いる。ゲイン減算処理においては、128 点高速フーリエ変換を行い、各帯域の平均パワースペクトルを算出した後、スプライン補間により  $N = 16$  に対応したゲイン減算値を決定する。なお、フィルタの安定係数  $r$  は 0.95 とする。smearing 処理においては、窓掛け後の入力音の両端にゼロ詰めを行い、標本点数を 256 点とした短時間フレーム分析を行う。

#### 4.2 実験結果

線形回帰によるフィルタパラメータの推定結果として、相関係数と推定誤差を表 1 に示す。また、各線形回帰における難聴者数もこの表に示す。 $p_l$  において、0.25, 1.0, 4.0[kHz] では、比較的強い相関が得られる。また、 $p_u$  よりも  $p_l$  が強い相関が得られる傾向が見られる。なお、 $p_u$  よりも  $p_l$  のほうが正確にパラメータを測定できる傾向があると報告されている [18]。

単語理解度試験結果として、単語およびモーラそれぞれの正答率を図 8 に示す。また、誤り傾向の明らかにするため、誤り率 (error) と脱落率 (deletion) [20] も示す。模擬難聴被験者 (NH) は、通常・ゲイン減算処理音声に対しては正答率が高いが、smearing 処理を施すことで正答率が大幅に減少する。一方で、難聴被験者 (HI) は 40% 程の正答率が得られる。また、NH 被験者において、通常・ゲイン減算処理音声の脱落率は 1% 以下であるが、smearing 処理を施すと脱落率が 20% に上昇する。一方で、HI 被験者の脱落率は 0% である。これらの結果から、提案法により単語理解度を減少させることが可能であるが、対象とする難聴者よりも単語理解度を低くしてしまうことが分かる。この原因として、提案法における近似処理の影響

表 1 聴力レベルからのフィルタパラメータ予測精度

Table 1 Prediction accuracy of filter parameters from hearing level.

Frequency [kHz]	0.25		0.5		1.0	
Filter parameters	$p_l$	$p_u$	$p_l$	$p_u$	$p_l$	$p_u$
Correlation coefficient	-0.75	-0.88	-0.30	0.08	-0.74	-0.26
Root mean square error	3.5	4.4	8.5	9.4	7.0	12.9
Number of HI persons	9		10		10	

Frequency [kHz]	2.0		4.0	
Filter parameters	$p_l$	$p_u$	$p_l$	$p_u$
Correlation coefficient	0.41	0.74	-0.74	-0.10
Root mean square error	11.5	4.1	2.6	14.2
Number of HI persons	6		8	

や、難聴者は難聴状態における音声に慣れているのに対し、健聴者は模擬難聴による劣化音声に慣れていない点が考えられる。

誤り傾向を調査するため、NH 被験者のゲイン減算・smearing 両処理音声に対する結果と、HI 被験者の通常音声に対する結果を比較する。モーラ単位での誤り傾向として、モーラを各母音、各子音にグループ化した際の誤り率を求める。母音に対しては、“あ”“か”“さ”...を含むモーラを“あ段”としてグループ化し、“い”、“う”、“え”、“お”の各段も同様にする。ただし、“ん”のみ独立に扱う。各段における、誤り率を「ある段での誤りモーラ数」/「ある段での総モーラ数」として計算する。また、子音に対しては、破裂音、摩擦音、流音、鼻音、半母音にグループ化し、各子音グループを含むモーラに対して、母音と同様に誤り率を計算する。結果を図 9 に示す。NH・HI 両被験者ともに、若干の偏りはあるものの、どの母音子音グループに対しても比較的満遍なく誤りが生じていることが分かる。

次に、異聴 (元のモーラと異なるモーラへと認識する傾向) [21] を調査する。NH・HI 両被験者の母音グループおよび子音グループにおける異聴率を、各々表 2, 3, 4, 5 に示す。ここで、異聴率は「誤認識したグループのモーラ数」/「あるグループでの総誤りモーラ数」として計算する。NH・HI の両被験者に

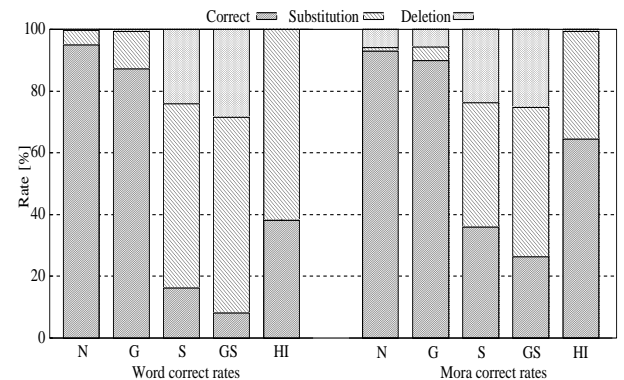


図 8 単語正答率 (左側) とモーラ正答率 (右側)  
Fig. 8 Correct answer rate of word and mora.

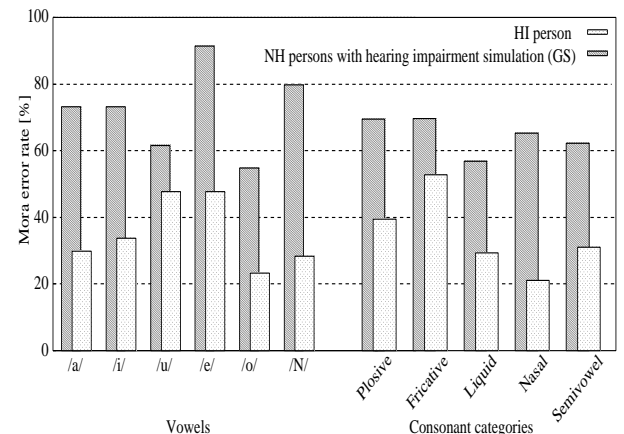


図 9 母音および子音カテゴリに対するモーラ誤り率  
Fig. 9 Mora error rate for individual vowels and consonant categories.

表 2 模擬難聴被験者 (NH) における母音に対するモーラ異聴率

		異聴率					
		あ段	い段	う段	え段	お段	ん
入 力 音 声	あ段	<b>71.8</b>	0.0	3.8	1.5	22.9	0.0
	い段	2.5	<b>46.6</b>	37.2	6.8	5.9	0.8
	う段	2.2	<b>45.7</b>	34.8	13.0	4.3	0.0
	え段	10.3	14.9	28.0	16.8	<b>29.9</b>	0.0
	お段	36.7	2.2	11.1	6.6	<b>38.9</b>	4.4
	ん	0.0	<b>78.7</b>	19.1	2.1	0.0	0.0

表 3 難聴被験者 (HI) における母音に対するモーラ異聴率

		異聴率					
		あ段	い段	う段	え段	お段	ん
入 力 音 声	あ段	<b>96.3</b>	0.0	3.7	0.0	0.0	0.0
	い段	3.8	<b>57.7</b>	34.6	0.0	0.0	3.8
	う段	3.1	<b>68.8</b>	15.6	9.4	0.0	3.1
	え段	0.0	4.8	4.8	<b>47.6</b>	42.9	0.0
	お段	16.7	0.0	0.0	8.3	<b>50.0</b>	25.0
	ん	0.0	<b>87.5</b>	12.5	0.0	0.0	0.0

表 4 模擬難聴被験者 (NH) における子音に対するモーラ異聴率

		異聴率						
		破裂音	摩擦音	流音	鼻音	半母音	母音	拗音
入 力 音 声	破裂音	<b>61.7</b>	12.4	4.4	6.6	6.3	6.5	2.4
	摩擦音	<b>64.8</b>	17.5	1.6	1.7	5.6	3.1	5.3
	流音	<b>37.1</b>	12.9	30.7	15.0	4.3	0.0	0.0
	鼻音	24.8	2.8	16.3	9.5	8.2	<b>36.6</b>	1.8
	半母音	<b>32.1</b>	1.8	17.4	8.0	23.3	13.2	4.2

表 5 難聴被験者 (HI) における子音に対するモーラ異聴率

		異聴率						
		破裂音	摩擦音	流音	鼻音	半母音	母音	拗音
入 力 音 声	破裂音	<b>45.5</b>	26.1	9.1	9.1	3.4	4.5	2.3
	摩擦音	<b>50.0</b>	26.1	4.3	2.2	2.2	10.9	4.3
	流音	<b>42.9</b>	0.0	35.7	0.0	14.3	7.1	0.0
	鼻音	3.3	0.0	3.3	<b>63.3</b>	0.0	30.0	0.0
	半母音	<b>30.8</b>	0.0	23.1	7.7	15.4	23.1	0.0

対して、“あ段”、“い段”、“お段”においては、自身の行への異聴率が最も高くなる（つまり、子音のみ異聴が生じている）傾向が見られる。一方で、NH・HIの両被験者ともに、“う段”および“ん”は“い段”への異聴率が最も高くなる傾向が見られる。子音グループにおいて、NH・HIの両被験者ともに、破裂音に異聴しやすい傾向が見られる。以上のことから、提案法によるオーディオグラムを用いたゲイン特性および聴覚フィルタ特性の近似処理を用いた模擬難聴は、難聴者の異聴傾向を比較的良くとらえていることが分かる。

## 5. 終わりに

本稿では、個々の難聴者に対する模擬難聴を容易に実現するため、オーディオグラムの聴力レベルから難聴者の聴覚特性を推定し、ゲイン減算・smearing処理を行う手法を提案した。1名難聴者の模擬難聴の実験的評価結果から、提案法により、難聴者と比較的類似した異聴傾向が得られることを示した。

謝辞 本研究の一部は、JSPS 科研費 23240023 の助成を受け実施したものである。

## 文 献

- 水野映子, “聴覚障害者の職場におけるコミュニケーション-聴覚障害者・企業対象の調査にみる現状と課題,” ライフデザインレポート, pp.4-15, 2007.
- 郁蘆原, “結合音: 存在しない音が聞こえる,” 日本音響学会誌, vol.61, no.5, pp.279-283, 2005.
- 嶋田麻美, 石原研治, “聴覚障害理解のための新規教育方法の考案,” 茨城大学教育実践研究, no.30, pp.219-232, 2011.
- “UCL,” <http://www.phon.ucl.ac.uk/resource/hearloss/>.
- T. Baer, and B.C. Moore, “Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise,” The Journal of the Acoustical Society of America, vol.94, pp.1229-1241, 1993.
- 入野俊夫, “はじめての聴覚フィルタ,” 日本音響学会誌, vol.66, no.10, pp.506-512, 2010.
- 安啓一, 荒井隆行, 進藤美津子, “聴覚フィルタの広がりへの補償を目的とした臨界帯域圧縮処理の模擬難聴環境下での評価,” 電子情報通信学会技術研究報告, vol.105, no.686, pp.1-4, 2006.
- 中市健志, 綿貫敬介, 坂本真一, “難聴者の聴覚特性評価のための聴覚フィルタ測定システムの開発,” 日本音響学会誌, vol.62, no.3, pp.214-223, 2006.
- J.G. Desloge, C.M. Reed, L.D. Braida, Z.D. Perez, and L.A. Delhorne, “Auditory-filter characteristics for listeners with real and simulated hearing impairment,” Trends in Amplification, vol.16, no.1, pp.19-39, 2012.
- 安啓一, 荒井隆行, 小林啓, 進藤美津子, “若年健聴者と対象とした模擬難聴下での無声摩擦音・破裂音連続体の同定実験,” 日本音響学会講演論文集, pp.1365-1368, 2009.
- 坂口諒, 入野俊夫, 西村竜一, 河原英紀, “模擬難聴のための動的圧縮型ガンマチャープによる圧縮特性の制御,” 日本音響学会講演論文集, pp.605-606, 2012.
- R.D. Patterson, I. Nimmo-Smith, D.L. Weber, and R. Milroy, “The deterioration of hearing with age: Frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech threshold,” The Journal of the Acoustical Society of America, vol.72, pp.1788-1803, 1982.
- 小寺一興, 村井和夫, 朝隈真一郎, “「日本聴覚医学会聴覚検査法」の制定について日本聴覚医学会聴覚検査法 1. オージオメータによる純音聴力 (閾値) レベル測定法,” Audiology Japan, vol.51, no.3, pp.241-249, 2008.
- “JIS T 1201-1:2011 聴覚検査機器 - 第 1 部: 純音オージオメータ” <http://kikakurui.com/t1/T1201-1-2011-01.html>.
- 細井裕司, 真鍋敏毅, 神田幸彦, 白石君夫, 杉内智子, 鈴木恵子, 田内光, 西村忠己, 松平登志正, “福祉医療委員会報告書: 補聴器適合検査の指針 (2008),” Audiology Japan, vol.51, no.6, pp.661-679, 2008.
- 浅野太, 鈴木陽一, 曾根敏夫, 林哲也, 佐竹充章, 大山健二, 小林俊光, 高坂知節, “ラウドネス補償特性を有するデジタル補聴器の一構成法,” 日本音響学会誌, vol.47, no.6, pp.373-379, 1991.
- “聴覚の等感曲線の国際規格 iso226 が全面的に改正に,” [http://www.aist.go.jp/aist\\_j/press\\_release/pr2003/pr20031022/pr20031022.html#k1](http://www.aist.go.jp/aist_j/press_release/pr2003/pr20031022/pr20031022.html#k1).
- B.R. Glasberg, and B.C. Moore, “Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments,” The Journal of the Acoustical Society of America, vol.79, pp.1020-1033, 1986.
- 近藤公久, 天野成昭, 坂本修一, 鈴木陽一, “親密度別単語理解度試験用音声データセット 2007 (FW07) の作成,” 電子情報通信学会技術研究報告. TL, vol.107, no.432, pp.43-48, 2008.
- 田高礼子, 清山信正, 今井篤, “雑音下の音声明瞭性に対するスペクトルエネルギー再配分の効果,” 電子情報通信学会技術研究報告, vol.113, no.76, pp.89-93, 2013.
- 太田富雄, 吉野公喜, “感音難聴児の時間分割語音の識別,” 日本特殊教育学会特殊教育研究, vol.24, no.4, pp.19-29, 1987.