

## 模擬難聴におけるオーディオグラムに基づく ラウドネス・聴覚フィルタ両特性の近似\*

神保 希美, 高道 慎之介, 戸田 智基, Graham Neubig, Sakriani Sakti, 中村 哲 (奈良先端大)

### 1 はじめに

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において有効であると期待される。聴覚フィルタに基づく模擬難聴 [1][2] は、難聴者の聴覚特性を考慮することで高精度な処理が可能であるが、フィルタの測定には多大な時間を要する。これに対し我々は、容易かつ短時間での測定が可能なオーディオグラムに基づいて難聴者の聴覚特性を推定する模擬難聴を提案している [3]。これまでに、補聴器を装着した難聴者 1 名を対象として、模擬難聴下の健聴者の単語正答率が難聴者の単語正答率よりも低くなることを明らかにしている。

本稿では、難聴レベルの調整を可能とする模擬難聴処理を提案する。実験的評価結果から、健聴者と同等の正答率が得られる処理を実現できることを示す。

### 2 オーディオグラムに基づく近似処理を用いた模擬難聴 [3]

補聴器あり/無しで測定した聴力レベルが記入されたオーディオグラムを用いて、模擬難聴を構築する。聴力レベルは最小可聴音圧を表し、単純な純音聴力検査より得られる。補聴器ありのオーディオグラムからゲイン特性を、補聴器無しのオーディオグラムから聴覚フィルタ特性を推定し、模擬難聴処理を行う。模擬難聴処理の手順を Fig. 1 に示す。

#### 2.1 ゲイン特性の推定とゲイン減算処理

各周波数において入力音のパワーに依存するゲイン特性を、健聴者及び難聴者に対して計算する。難聴者のゲイン特性はオーディオグラムより計算され、区分線形関数として与えられる [3]。健聴者のゲイン特性は入力音のパワーに対する比例関数として近似する。健聴者及び難聴者のゲイン特性の差分をフィルタ係数とする周波数標準化構造型 FIR フィルタ [4] を入力音声波形に対して適用することで、ゲイン減算処理を行う。各周波数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フィルタ係数に対しスプライン補間を行うことで求める。これにより、各周波数及び時間フレームに依存したゲイン減算処理が実現される。なお、フィルタ係数を時間フレーム間で滑らかに補間しながらフィルタリング処理を行うことで、フィルタ係数の急激な変化による生じるひずみを緩和する。

#### 2.2 聴覚フィルタ特性を用いた smearing 処理

健聴者及び難聴者の聴覚フィルタに基づいた smearing 処理を行う。2N 点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  $X = [X_0, \dots, X_k, \dots, X_N]^T$  に対して、次式の smearing 処理により、処理後のパワースペクトル  $Y = [Y_0, \dots, Y_k, \dots, Y_N]^T$  を得る。

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

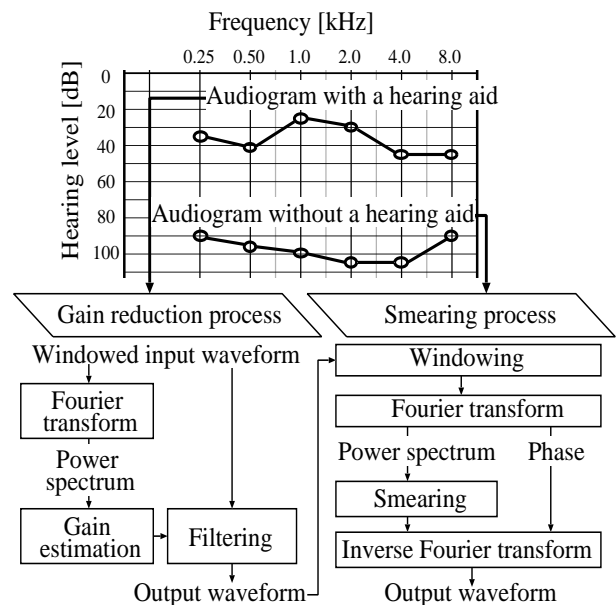


Fig. 1 オーディオグラム (上部) と処理ブロック図

ただし、 $A_N = [A_N(f_0), \dots, A_N(f_k), \dots, A_N(f_N)]^T$  は、健聴者の聴覚フィルタの係数ベクトルから構成される聴覚フィルタ行列、 $A_W$  は、同様の形式で表現される難聴者の聴覚フィルタ行列、 $f_k$  は周波数インデックス  $k$  に対応する周波数を表す。 $A_N(f_k)$  は  $f_k$  を中心周波数とし、 $f_k$  より低周波数側及び高周波数側のフィルタ形状を決定するパラメータをそれぞれ  $p_l$  及び  $p_u$  としたときの、roex フィルタの係数ベクトルである。 $f_k$  を中心周波数とした roex フィルタ  $A_{p_l, p_u}^{f_k}(f)$  は次式により表される。

$$A_{p_l, p_u}^{f_k}(f) = \begin{cases} (1 - p_l \frac{f-f_k}{f_k}) \exp(p_l \frac{f-f_k}{f_k}) & f < f_k \\ (1 + p_u \frac{f-f_k}{f_k}) \exp(-p_u \frac{f-f_k}{f_k}) & f \geq f_k \end{cases} \quad (2)$$

ただし、 $f$  は周波数を表す。

難聴者の聴覚特性を考慮し、健聴者の聴覚特性をキャンセルすることで、高精度な模擬難聴を構築可能であるが、フィルタ測定には多大な時間と手間を要する。そこで、より簡便に模擬難聴を実現するために、フィルタパラメータをオーディオグラムから推定する。難聴者の聴力レベルとフィルタパラメータの間には、ある程度の相関がある [5] ため、次式の線形回帰により聴力レベルからフィルタパラメータを推定する。

$$p_{l,k}^{(HI)} = a_{l,k} o_k + b_l \quad (3)$$

$$p_{u,k}^{(HI)} = a_{u,k} o_k + b_u \quad (4)$$

ただし、 $o_k$  は周波数インデックス  $k$  における聴力レベルを表す。また、 $a_{l,k}$ 、 $b_l$ 、 $a_{u,k}$ 、 $b_u$  は周波数インデックス  $k$  に依存した回帰パラメータであり、

\* Audiogram-based Approximation of Loudness and Auditory Filter Characteristics in Hearing Impairment Simulation, by JIMBO, Nozomi, TAKAMICHI, Shinnosuke, TODA, Tomoki, NEUBIG, Graham, SAKTI, Sakriani and NAKAMUTA, Satoshi (NAIST)

$p_{1,k}^{(HI)}$  及び  $p_{u,k}^{(HI)}$  はそれぞれ周波数インデックス  $k$  における難聴者の  $p_1$  及び  $p_u$  である．オーディオグラムの測定点数は入力音のパワースペクトルの点数よりも少ないため，オーディオグラムの測定周波数に対応するフィルタパラメータを推定し，その後，線形補間により全周波数のフィルタパラメータを計算する．なお，健聴者に対するフィルタパラメータ  $p_{1,k}^{(NH)}$  及び  $p_{u,k}^{(NH)}$  は，個人性の影響は小さいものとみなし，フィルタ帯域幅より計算された定数とする [3]．

### 3 フィルタの補間による難聴レベルの調整

2節で述べた模擬難聴は，容易に個々の難聴者の特性を考慮できるものの，多くの近似を必要とするため，その精度は下がる．結果，難聴者と模擬難聴下の健聴者の単語正答率には大きな差が生じる．そこで，難聴者と同程度の単語正答率が得られるように，模擬難聴に対して難聴レベルを調整できる機能を加える．

単語正答率には smearing 処理が大きく影響を与えるため [3]，smearing 処理の度合いを変化させ難聴レベルを調整する．具体的には，健聴者と難聴者のフィルタパラメータ間で以下に示す線形補間を行い，新たなフィルタパラメータを求める．

$$p_{1,k}^{(HI)'} = \alpha p_{1,k}^{(NH)} + (1 - \alpha) p_{1,k}^{(HI)} \quad (5)$$

$$p_{u,k}^{(HI)'} = \alpha p_{u,k}^{(NH)} + (1 - \alpha) p_{u,k}^{(HI)} \quad (6)$$

ここで， $\alpha$  は補間係数を表す． $p_{1,k}^{(HI)'}$  及び  $p_{u,k}^{(HI)'}$  は，難聴者における新たなフィルタパラメータを表す． $\alpha = 0$  では推定した難聴者のフィルタパラメータとなる． $\alpha = 1$  では健聴者のフィルタパラメータとなり，これは smearing 処理を行わないことに相当する．

## 4 実験的評価

### 4.1 実験条件

提案法の精度を評価するため，単語理解度試験を行う．オーディオグラムの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．親密度別単語理解度試験用音声データセット 2007 [6] 中の親密度 2 と 4 の単語を用い，書き取り試験を行う．サンプリング周波数は 16 kHz とする．補間係数は  $\alpha = 0.0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0$  の 6 点とし，各補間係数より得られるフィルタパラメータで処理した音声を用いて評価を行う．評価には単語正答率と，難聴者と模擬難聴下の健聴者（以下，模擬難聴者）間での異聴率における相関係数を用いる．異聴率はモーラ単位を母音と子音カテゴリにグループ化して評価する [3]．各グループにおける異聴率は，グループに含まれるモーラを異聴した数と全モーラを異聴した数の割合とする．

被験者のうち健聴者（NH）は，各親密度及び各補間係数での処理後音声に対し，1 人あたり 20 単語ずつ受聴する．単語は全て異なり，被験者ごとに補間係数と単語の組み合わせを変更する．難聴者（HI）は補聴器を装着した状態で，自然音声を用いて試験を行う．両被験者とも各単語に対して 1 回のみの受聴で回答する．

### 4.2 実験結果

各補間係数における単語正答率を Fig. 2 に示す．また，異聴率の相関係数を Fig. 3 に示す．Fig. 2 から，難聴レベルを調整することで滑らかに単語正答率が変化し，親密度 2 の場合には補間係数 0.6，親密

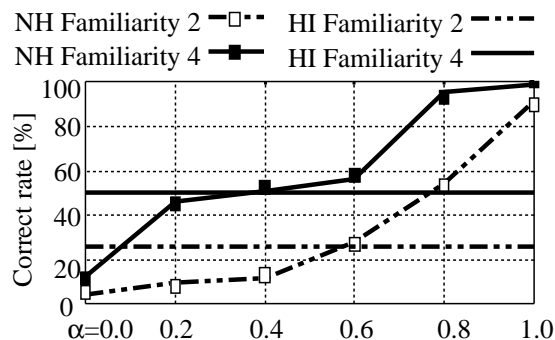


Fig. 2 単語正答率

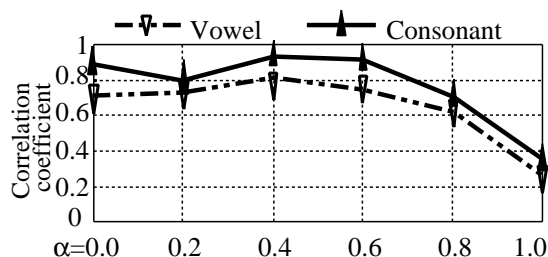


Fig. 3 異聴率の相関係数

度 4 の場合には補間係数 0.4 の際に，模擬難聴者の単語正答率が難聴者の正答率に接近することが確認できる．また Fig. 3 から，モーラグループで見た異聴率に関しては，模擬難聴者と難聴者の間に高い相関が見られることが分かる．難聴レベルを小さくした際（補間係数を 0.8 以上に設定した際）には相関係数が低下するものの，難聴レベルを難聴者に近づけた際（補間係数を 0.4, 0.6 付近に設定した際），もしくは難聴レベルを更に大きく設定した際（補間係数を 0 付近に設定した際）には，高い相関が保たれることが分かる．

## 5 終わりに

本稿では，容易に構築可能な模擬難聴システムの高精度化を目的として，難聴レベルの手動調整機能を提案した．実験的評価結果から，提案法により，模擬難聴者における単語正答率を難聴者に近づけることが可能であることを示した．また，難聴者と類似した異聴傾向が得られることを示した．今後，正確に測定した難聴者の聴覚フィルタに基づく模擬難聴と提案法との精度比較を行う必要がある．

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．

## 参考文献

- [1] T. Bear and B. C. J. Moore, *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 94, No. 3, pp. 1229–1241, 1993.
- [2] 坂口 諒 他，音講論，3–Q–6，pp. 605–606，Mar 2012
- [3] 神保 希美 他，信学技報，SP2013–96，pp. 1–6，Jan 2013.
- [4] 浅野 太 他，音響誌，Vol. 47, No. 6, pp. 373–379, 1991.
- [5] B. R. Glasberg and B. C. J. Moore, *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 79, No. 4, pp. 1020–1033, 1986.
- [6] 近藤 公久 他，信学技報，SP2007–62，pp. 43–48，Jan 2008.