

蝸牛雑音を導入した絶対閾値と聴覚フィルタ特性の同時推定

横田 健治^{1,a)} 入野 俊夫^{1,b)} 松井 淑恵^{2,c)} Roy D. Patterson^{3,d)}

概要: ノッチ雑音マスキング (NN) 法で難聴者の聴覚フィルタを推定すると、健聴者より帯域幅が広くなるということが知られている。しかし、中には生理学的に妥当と思われる範囲を超えているように見える場合もあった。従来法では、絶対閾値付近のデータからのフィルタ推定法について十分に検討されていないためかもしれない。本報告では、健聴者で低雑音レベルを含んだ信号周波数 2 kHz での NN 法による閾値測定を行った。その閾値から従来法 (P_0 model) と蝸牛雑音と絶対閾値を考慮した方法 (N_{cch} model) でフィルタ特性と絶対閾値を推定した。その結果、 P_0 model では、絶対閾値の誤差が 4.0 dB 以上であり、閾値の下限を決める定数 P_0 が絶対閾値を反映できないことがわかった。 N_{cch} model では、絶対閾値の誤差が 1.0 dB 未満と小さくなり、NN 閾値の推定の安定性も向上することがわかった。

Simultaneous estimation of absolute threshold and auditory filter characteristics introducing cochlear noise

YOKOTA KENJI ^{1,a)} IRINO TOSHIO^{1,b)} MATSUI TOSHIE^{2,c)} ROY D. PATTERSON^{3,d)}

Abstract: It is known that auditory filter bandwidths are generally wider in listeners with hearing impairment (HI) than in listeners with normal hearing (NH). But the bandwidths were sometimes estimated much wider than those expected from physiological results. This may be because conventional fitting model is not well established in the estimation from the thresholds close to the absolute threshold. This paper reports a notched noise (NN) experiment with a large proportion of low-level, wide-notch conditions where masked threshold asymptotes to a low level that is near, but distinctly above, absolute threshold. We estimated the auditory filter characteristics by using the conventional method (P_0 model) and a new method incorporated with cochlea noise and an absolute threshold (N_{cch} model). As a result, in the P_0 model, the error of the absolute threshold is more than 4.0 dB and, thus, the constant P_0 is different from the absolute threshold. In N_{cch} model, the absolute threshold error is less than 1.0 dB and the stability of estimation is improved from the the P_0 model.

1. はじめに

現在の日本は超高齢化社会を迎え、今後老人性難聴者も増加すると見込まれている。補聴器等の性能向上も必須な技術課題である。補聴器を個々人に合わせて信号処理するためには、聴覚フィルタ特性（周波数特性と圧縮特性）を測定の実験が少なくない測定点数で精度良く推定することが重

要である。いままで、ノッチ雑音マスキング法で聴覚フィルタ特性が推定されてきた。この中で、難聴者の方が健聴者よりも帯域幅が広く推定されることが報告されている [1]。ある程度は妥当としても、その度合いが生理学的に妥当と思われる範囲を超えているように見える場合もあった。これは、絶対閾値付近のフィルタ特性を、従来法では十分精度良く推定できなかったためかもしれない。

本報告では、健聴者を対象に低雑音レベルを含んだノッチ雑音マスキング法による閾値を測定し、蝸牛雑音と絶対閾値を考慮に入れた方法で絶対閾値と聴覚フィルタ特性を同時推定した結果について報告する。

¹ Wakayama University, Japan

² Toyohashi University of Technology, Japan

³ University of Cambridge, UK

a) s195059@sys.wakayama-u.ac.jp

b) irino@sys.wakayama-u.ac.jp

c) tmatsui@cs.tut.ac.jp

d) rdp1@cam.ac.uk

2. ノッチ雑音閾値測定

正弦波の信号音(プローブ音)の周波数を2 kHzとして、ノッチ雑音マスキング法において閾値を測定した[2].

2.1 雑音配置条件

信号周波数 f_s に対して、低周波側のノッチ幅 (Δf_l) と高周波側のノッチ幅 (Δf_u) の周波数幅(ノッチ幅)の比を $\{\Delta f_l/f_s, \Delta f_u/f_s\} = \{0, 0; 0.1, 0.1; 0.2, 0.2; 0.4, 0.4; 0.3, 0.5; 0.5, 0.3\}$ と設定した. 雑音帯域幅は、信号周波数の0.4倍である. まず最初に、雑音スペクトルレベル38から-2 dBまでの5つのレベルについて、ランダムな提示順で信号音の閾値を測定した. その後、絶対閾値付近を詳しく調べるため、雑音スペクトルレベル-12 dBのみで同様に閾値を測定した.

2.2 被験者と実験機器

被験者は若年健聴者8名である. 被験者の聴力レベル(Hearing Level, HL)は、信号周波数125 Hzから8000 Hzの範囲において、健常聴力レベルであることを確認した. 実験に際して、実験説明書により内容を説明し、参加の同意書を得た. なお本実験は、和歌山大学倫理審査委員会の承認を受けている.

信号音とノッチ雑音は、計算機(Apple, Mac mini Late 2012, OS X 10.12)のMATLAB(R2017a)により、サンプリング周波数48000 Hz・24 bitで生成した. 生成された刺激音は、USB オーディオインターフェース(OPPO HA-1)を経由して、聴力実験用防音室(リオン, AT62W)内のヘッドホン(OPPO PM-1)により、被験者の左耳に提示された. 音圧レベルは、人工耳(Brüel & Kjær Type 4153)と騒音計(Brüel & Kjær Type 2250L)を用いて校正した.

2.3 測定結果

図1に被験者8名の平均閾値を黒実線と緑、マゼンタ、絶対閾値を黒破線で示す. 雑音スペクトルレベル38, 28 dB以上では閾値を結んだ黒実線がほぼ平行で、ノッチ幅が広がっても閾値減少の傾きはほぼ一定である. これに対して、18, 8, -2 dBでは、相対ノッチ幅が0.2以上では絶対閾値に近づくにつれて閾値の減少率が小さくなる. さらに-12 dBではノッチ幅が広い場合、絶対閾値に収束することがわかる. この結果より、ノッチ幅が広い場合に、閾値の推定値が一定値に漸近するような振る舞いがあることがわかる. これは従来より観察されている特性[3]ではあるが、音圧が十分大きければ影響は小さく、あまり問題とされてこなかった. また、今回のように絶対閾値付近での測定がされてこなかったのも、問題点として認識されなかった要因と考えられる. この測定結果は、マスキングのパワースペクトルモデルにおいてフィルタ形状を推定する際に、絶対閾値も考慮に入れるべきであることを示唆する.

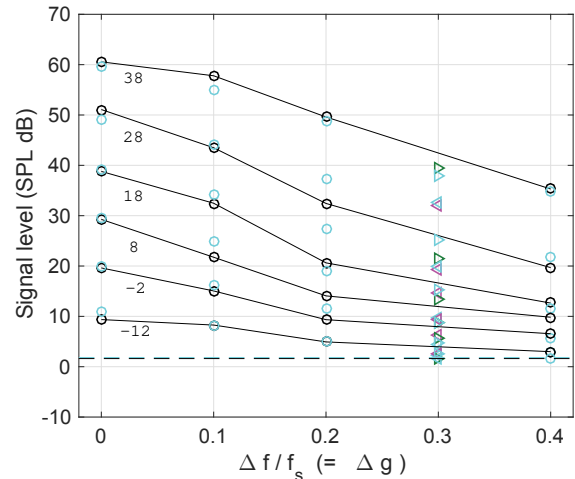


図1 信号周波数2 kHzにおける健聴者8名の平均NN閾値(黒実線, 緑, マゼンタ)と絶対閾値(黒破線). 横軸は相対ノッチ幅, 縦軸は信号音の音圧レベルで, 黒○対称配置マスカ, 緑△高周波シフト, マゼンタ△低周波シフトを示す. マスカは上下帯域とも同じ音圧で, 6スペクトルレベル(38 ~ -12 dB)とした. シアンは N_{cch} modelの適合結果を示す.

3. 聴覚フィルタ推定と蝸牛雑音の導入

聴覚フィルタの周波数特性が荷重関数 $W(f)$ で表されるとすると、マスキングのパワースペクトルモデルは以下のように定式化される.

$$\hat{P}_s = K + \hat{P}_{ext}, \quad (1)$$

$$\hat{P}_{ext} = N_0 + 10 \log_{10} \left[\int_{f_{lmin}}^{f_{lmax}} W(f) df + \int_{f_{u_{min}}}^{f_{u_{max}}} W(f) df \right] \quad (2)$$

\hat{P}_s はモデルに基づく予測値の音圧レベル, \hat{P}_{ext} は外界からの音刺激が聴覚フィルタを通過した後のパワー, N_0 は雑音のスペクトルレベルである. K は聴覚フィルタの後段で、信号を検出するのに必要な信号対雑音比(SNR)を表す. フィルタの積分範囲は、低域側 f_l /高域側 f_u の帯域雑音の区間である. 本報告では、圧縮型ガンマチャープ[4]を用いるため、式2の荷重関数は、 $W(f) = |T(f)G_c(f)|^2$ となる.

3.1 従来の適合法

Glasberg and Moore [6] は、ノッチ雑音法による閾値(以下, NN閾値)が漸近する特性が、聴覚フィルタ形状推定に影響を与えないようにするため、あるレベル以下に閾値が推定されないように P_0 というパラメータを導入した.

$$\hat{P}_s^{(P_0)} = 10 \log_{10} \{ 10^{\hat{P}_s/10} + 10^{P_0/10} \}. \quad (3)$$

$$\mathbf{c}_{gc}^{(P_0)} = \underset{\mathbf{c}_{gc}}{\operatorname{argmin}} \left\{ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (P_{s_i} - \hat{P}_s^{(P_0)})^2 \right\} \quad (4)$$

式4において、外界からの音からフィルタを通過して得られたパワーレベル \hat{P}_{ext} (dB表記) と、NN閾値の下限を決

める定数 P_0 が線形領域で加算され対数領域に変換することで閾値 $\hat{P}_s^{(P_0)}$ が推定される。

ガンマチャープの係数 $\{b_1, c_1, f_{rat}^{(0)}, f_{rat}^{(1)}, b_2, c_2\}$ とパワースペクトルモデルにある $\{K, P_0\}$ からなる係数ベクトル $c_{gc}^{(P_0)}$ は、式 4 によって、測定された閾値 P_{s_i} と推定値 $\hat{P}_{s_i}^{(P_0)}$ の自乗誤差が最小となるように収束計算で推定される。

ここで P_0 は、絶対閾値とも関連すると記述されているが、その本質を探る検討はされていない [2]。以下では、この従来モデルを P_0 model と呼ぶ。

3.2 蝸牛雑音を導入した推定法

図 1 のように得られた NN 閾値と絶対閾値は連続的に変化している。そこで、この適合に関しても両者を同時推定できる枠組みにする。さらに絶対閾値は、蝸牛内部の雑音に影響を受けているであろう。蝸牛内の血管条からの血流雑音等、様々な要因による雑音があるはずである。この雑音によってマスクされた結果として絶対閾値が決まり、マスクングのパワースペクトルモデルにより推定できると仮定する。式 2 の \hat{P}_{ext} が外界からの音刺激に起因する成分とし、 \hat{P}_{int} を内部雑音からの成分とすると、式 1 は式 5 のように書き換えられる。

$$\hat{P}_s = K + 10 \log_{10} \{10^{\hat{P}_{ext}/10} + 10^{\hat{P}_{int}/10}\}, \quad (5)$$

$$\hat{P}_{int} = 10 \log_{10} \left[\int_{f_{amin}}^{f_{amax}} |N_{cch}(f)G_c(f)|^2 df \right]. \quad (6)$$

ここで内部レベル \hat{P}_{int} は、蝸牛雑音 $N_{cch}(f)$ を聴覚フィルタ $G_c(f)$ で重み付け、十分広い範囲 $\{f|f_{amin} \leq f \leq f_{amax}\}$ で積分することにより得られる。蝸牛雑音 N_{cch} のスペクトルレベルは、hearing level(HL) 0 dB [7] から以下の式で算出できると仮定した。

$$N_{cch}(f) := N_{c1} T_{mid}(f) \sqrt{L_{HL0}(f) \frac{ERB_N(1\text{kHz})}{ERB_N(f)}}. \quad (7)$$

N_{c1} は 1 kHz での雑音スペクトルレベル、 $T_{mid}(f)$ は中耳の伝達関数である。 $L_{HL0}(f)$ は HL 0 dB でのパワーレベルであり、最後の係数は周波数 f での聴覚フィルタの帯域幅 $ERB_N(f)$ を使用してパワーレベルをノイズスペクトルレベルに変換している。HL 0 dB でのパワーレベルは 2016 年 Buss によって報告された内部雑音 "self-generated noise" のパワーレベルと近いことがわかっている [8]。マスクング式 5 において外界音由来の成分 \hat{P}_{ext} が無い場合、絶対閾値の推定値を表現することができる。

$$\hat{P}_{abs} = K + \hat{P}_{int}. \quad (8)$$

ガンマチャープの係数 $\{b_1, c_1, f_{rat}^{(0)}, f_{rat}^{(1)}, b_2, c_2\}$ とパワースペクトルモデルにある $\{K, P_0\}$ からなる係数ベクトル $c_{gc}^{(N_{cch})}$ は、

$$c_{gc}^{(N_{cch})} = \underset{c_{gc}}{\operatorname{argmin}} \left\{ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (P_{s_i} - \hat{P}_{s_i})^2 + (P_{abs} - \hat{P}_{abs})^2 \right\}. \quad (9)$$

で表される。測定された閾値 P_{s_i} と推定値 $\hat{P}_{s_i}^{(N_{cch})}$ の平均自乗誤差と、絶対閾値の測定値 P_{abs} と推定値 \hat{P}_{abs} の差の自乗の和が最小となるように収束計算で推定される。解釈が不明だった P_0 の代わりに、蝸牛雑音のレベル N_{c1} の導入によって、ノッチ雑音閾値から絶対閾値への連続的な移行が説明できる。以下 N_{cch} model と呼ぶ。

3.3 N_{cch} model と P_0 model の推定結果

NN 閾値に対し適合する場合最小 2 乗法で行うため、圧縮型ガンマチャープのパラメータの初期値が必要である。しかし推定結果は初期値依存性があり、推定の安定性に関しても検討が必要である。本報告では、Patterson ら [5] で得たフィルタ係数値を中心として、20%の範囲内でランダムに設定した。初期値依存性を調べるため、10 通りの初期値を設定した。その上で各初期値から適合を行い、誤差が最小の場合をここでの最良推定結果とした。

図 2(a) は、 N_{cch} model の適合結果である。NN 閾値の RMS 誤差は約 2.6 dB、絶対閾値の推定誤差は約 0.21 dB と小さく、式 9 が有効に機能していることがわかる。推定された聴覚フィルタ形状は、通過帯域内では信号レベルが減少するにつれて利得と周波数選択性が向上することを示している。通過帯域外では、聴覚フィルタの尾部分は低周波側と高周波側にそれぞれ収束することを示している。聴覚フィルタの帯域幅を図 2(c) に示す。帯域幅は低音圧で ERB_N (241 Hz) の約 2 倍で、低雑音レベルのないデータに適合した場合 [5] よりやや広く推定された。圧縮特性を示す入出力関数を図 2(d) に示す。この N_{cch} model の最小勾配は 0.19 dB/dB であった。

図 2(b) は、 P_0 model の適合結果の聴覚フィルタ形状である。NN 閾値の RMS 誤差は約 2.2 dB で、 N_{cch} model よりわずかに小さかった。しかし、絶対閾値の推定誤差は約 3.9 dB であり、聴覚モデルのパラメータ P_0 が絶対閾値を反映できないことがわかる。図 2(d) において、 P_0 model の最小勾配は 0.21 dB/dB で N_{cch} model とほぼ同じであった。

推定された聴覚フィルタ形状は、信号レベルが減少するにつれて利得が増加している。図 2(c) において、 P_0 model の帯域幅は N_{cch} model の場合よりも狭く、[5] の結果とほぼ同程度である。10 個の適合結果の中には、RMS 誤差は大きい図 2(a) に類似した形状を推定するものもいくつか見られた。一概には言えないが、帯域幅や非対称性を見ると P_0 model の方が従来の知見と近いようにも見える。

3.4 モデルの安定性の比較

適合に用いるノッチ雑音の音圧レベル範囲を制限することにより、 N_{cch} model と P_0 model において推定の安定性を比較した。図 1 の全 36 個の閾値を、高音圧条件 (38, 28, 18 dB: Upper18) と低音圧条件 (8, -2, -12 dB: Lower18) の各 18 個のグループに分割し、 N_{cch} model と P_0 model に適

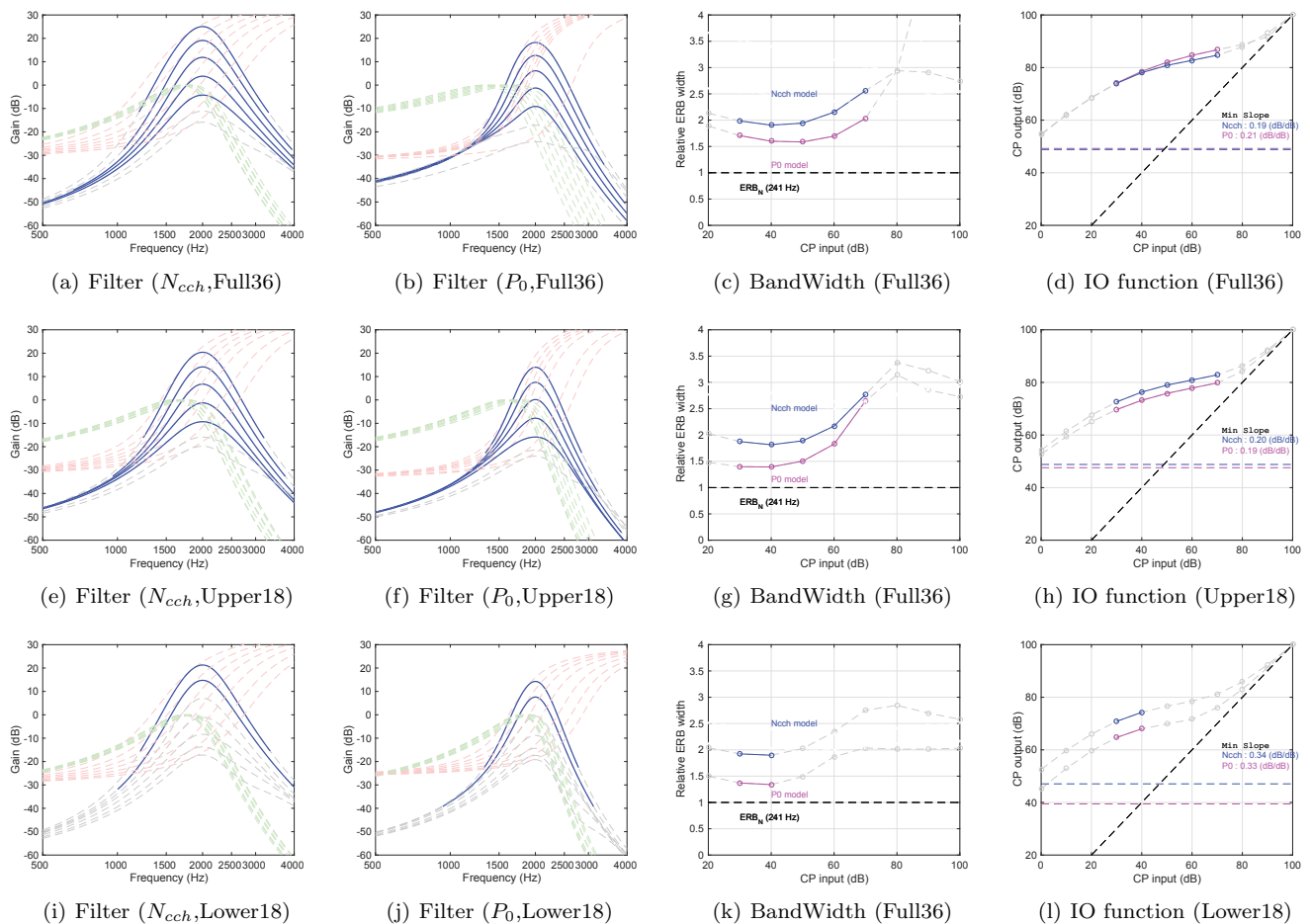


図2 N_{cch} model と P_0 model で推定 RMS 誤差が最小の初期値における聴覚フィルタ形状, 帯域幅, 入出力関数を示す. 上段:Full36, 中段:Upper18, 下段:Lower18 を示す.

合した. 分割したそれぞれの適合条件は, 前述した 36 個の条件 (Full36) で適合に用いた初期値と異なる 10 通りの初期値である. 図 2 は, N_{cch} model と P_0 model で推定 RMS 誤差が最小となる場合における聴覚フィルタ形状と帯域幅, 入出力関数を示す. 上段が Full36, 中段が Upper18, 下段が Lower18 の適合結果である. どの場合でも, N_{cch} model は P_0 model よりも帯域幅が広く, フィルタ形状も対称的になっていることがわかる.

図 3 は N_{cch} model と P_0 model による 10 個の初期値から得られた NN 閾値と絶対閾値の推定 RMS 誤差の箱ひげ図を示す. 結果のばらつきが小さい方が推定が安定になっていると考えられる. 図 3(a) の緑○は, それぞれの適合条件の最小 RMS 誤差を示す. これは, 推定に用いた 36 個の (closed テストの) NN データの推定 RMS 誤差の分布である. 図 3(b) の緑×は, パネル (a) の最小 RMS 誤差の場合に対する, 未知データも含めた 36 データ全てに対する RMS 誤差である. すなわち, Upper18 と Lower18 において推定に用いなかった未知の NN 閾値も含めた RMS 誤差 (半オープンテスト結果) である. 赤十字は統計的な外れ値を示す.

図 3(a) と (b) において, 左列の N_{cch} model の RMS 誤差値は, 3 つの適合条件 (Full36, Upper18, Lower18) でほぼ

同じである. この結果から, 絶対閾値に近い NN 閾値のみからでも, 音圧が高い場合のフィルタ特性を整合性良く推定できていることがわかる.

図 3(a) と (b) において, 右列の P_0 model の値は, 3 つの適合条件で分布が異なる. 図 3(a) では, P_0 model の Upper18 は最小 RMS 誤差が約 1.0 dB であり, 6 つの適合条件の中で最小である. それに対して, 図 3(b) では, P_0 model の Upper18 の RMS 誤差が約 4.3 dB であり, 6 つの適合条件の中で最大である. 図 2(f) は, Upper18 で P_0 model によって推定された聴覚フィルタ形状である. 通過帯域内では信号レベルが減少するにつれて利得が増加している. 図 2(g) において, P_0 model の帯域幅は N_{cch} model の場合よりもやや狭いことを示し, 音圧増加に対して大きく変化している. 通過帯域外では, 聴覚フィルタの尾部分は高周波側が収束し, 低周波側よりも鋭い形状で推定された. この結果より, P_0 model は Upper18 条件において推定精度が高いことが示唆される.

図 3(c) は, 絶対閾値の推定誤差の分布である. 左列の N_{cch} model は, 3 つの適合条件で推定誤差が 1.0 dB 以下と推定精度が高いことがわかる. しかし, 右列の P_0 model は, 3 つの適合条件ですべて推定誤差が N_{cch} model よりも大

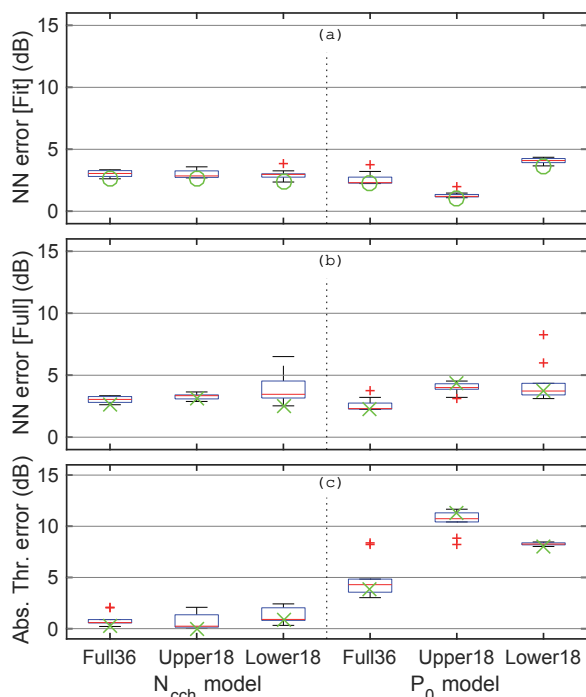


図3 N_{cch} model と P_0 model による 10 個の初期値から得られた NN 閾値と絶対閾値の推定 RMS 誤差の箱ひげ図。緑○が最小 RMS 誤差の場合。緑×が各適合条件の緑○の初期値における RMS 誤差。赤十字は統計的外れ値。全 36 データ (Full36), 高音圧 18 データ (Upper18), 低音圧 18 データ (Lower18) を用いて推定した。(a) 推定に用いた NN データのみの RMS 誤差。(b) Upper18 と Lower18 で推定に用いなかった NN データも含めた RMS 誤差 (半オープンテスト結果)。(c) 絶対閾値の誤差。

大きく上回っており、最小値で約 3.9 dB, 最大値で約 12.3 dB であった。NN 閾値の下限値である P_0 は絶対閾値を表現できず、それよりも高い値になっていて、データの音圧範囲に依存することがわかる。

N_{cch} model より、今回の実験の若年健聴者の場合、蝸牛騒音のスペクトルレベル (式 7 の N_{c1}) が 1.0 kHz で約 -22 dB と推定された。この値が妥当かどうかは今後の研究が待たれる。

4. まとめ

本報告では、健聴者を対象に低雑音レベルを含んだ中心周波数 2 kHz でのノッチ雑音マスキング法による閾値を測定した。その結果、ノッチ幅が広い場合に、閾値の推定値が一定値に漸近するような振る舞いがあることがわかった。この結果を説明するために、マスキングのパワースペクトルモデルにおいてフィルタ形状を推定する際に、新しく蝸牛雑音と絶対閾値を考慮に入れた方法 N_{cch} model を提案した。適合に用いる全 36 個のノッチ雑音閾値を、雑音音圧レベル範囲を制限することにより、 N_{cch} model と P_0 model (従来法) において推定の安定性を比較した。36 個のノッチ雑

音閾値をすべて適合に用いる場合 (Full36) と、高音圧条件 (Upper18) と低音圧条件 (Lower18) の各 18 個のグループに分割した場合の 3 通りで、 N_{cch} model と P_0 model に適合した。 N_{cch} model の適合結果は、3つの適合条件で絶対閾値の推定誤差が 1.0 dB 以下であり、 P_0 model の推定誤差約 3.9 dB 以上に比べて十分小さくなる。すなわち、ノッチ雑音閾値の下限値 P_0 は絶対閾値を反映していないことがわかった。

P_0 model の適合結果は、Upper18 条件では最小 RMS 誤差が約 1.0 dB で、帯域幅も従来研究の結果とおおよそ一致している。しかし、推定されるフィルタの形状にばらつきが大きく、Lower18 条件での適合結果ともやや違いがあった。

提案した N_{cch} model で推定される聴覚フィルタ形状は、従来法の P_0 model より帯域幅が広く非対称性が小さいことがわかった。どちらが妥当な推定値なのか、さらなる検討が必要である。

謝辞 本研究は、科研費基盤 A JP16H01734 の支援を一部受けた。

参考文献

- [1] Moore, B.C.J., "An introduction to the psychology of hearing," Brill, 2012.
- [2] Glasberg, B.R. and Moore, B.C.J. "Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data," *Hear. Res.*, pp.103-138, 1990.
- [3] R. D. Patterson, and I.Nimmo-Smith: Off-frequency listening and auditory-filter asymmetry," *J. Acoust. Soc. Am.*, 67, 229-245, 1980.
- [4] Irino T. and Patterson, R.D., "A compressive gammachirp auditory filter for both physiological and psychophysical data," *J. Acoust. Soc. Am.*, 109 (5), pp.2008-2022, May 2001.
- [5] Patterson, R.D., Unoki, N., and Irino T., "Extending the domain of center frequencies for the compressive gammachirp auditory filter," *JASA*, pp.1529-1542, 2003.
- [6] Glasberg, B.R. and Moore, B.C.J., "Frequency selectivity as a function of level and frequency measured with uniformly exciting noise," *J. Acoust. Soc. Am.* 108, 2318-2328, 2000.
- [7] ANSI: ANSI S3.6-2004 Specification for audiometers, American National Standards Institute, New York, 2004.
- [8] Buss, E. *et al.* "Effects of self-generated noise on estimates of detection threshold in quiet for school-age children and adults," *Ear & Hearing*, 37, 650-659, 2016.