

フィッティングについて、補聴器技能者と討論できる知識を身につけておくことが必要である。補聴器技能者が行ったフィッティングについての問題点を指摘できること、特に、フィッティング後の評価でフィッティングされた補聴器が適合していないと判断した場合、再フィッティングを含めどのような対策を講じるかを討論し、指導する知識が必要である。

4. 個々の難聴者に適した補聴器の最新情報を提供する

日常診療の場で、難聴者からアドバイスを求められる機会が今後増加していくと考えられる。以下のような質問を受けた時、適切に答えられるようにしたいものである。

【難聴者からの質問に答える】

① 質問：48歳、男性。騒音下で仕事をしている。高価でもよいから、このような環境で少しでも聞きやすい補聴器を教えてください。

アドバイス：環境適応型雑音抑制機能を持ったデジタル補聴器を試す。音声の特徴を把握し、雑音と区別して雑音の増幅度を下げる。入力音を複数の周波数帯域に分割して、音声情報のない帯域の利得を下げる。などの技術により騒音下での会話のしやすさを追求している。

② 質問：55歳、男性。営業をしており店頭で会話することが多い。店内の人との会話時、後方の道路からの騒音が入ると十分聞き取れない。よい方法はないか。

アドバイス：会話の相手と雑音の音源の方向が異なるので、指向性補聴器が有効と考えられる。

③ 質問：74歳、女性。3年前から難聴を自覚するようになった。静かな環境で会話することが多い。補聴器店で33チャンネル環境適応型指向性マイク搭載の補聴器を勧められた。高価だがこの補聴器を買うべきか。

アドバイス：この補聴器には、種々の環境雑音を抑制する目的で、高価な機能が搭載されている。いつも静かな場所で会話する人にはこの機能は必要ない。もっと安価な補聴器で十分である。

④ 質問：50歳、男性。難聴は軽度だが、重要な会議で情報を聞き漏らしたくない。以前補聴器を試したが、自分の声がこもり「補聴器がない方がまし」と思った。こもらない補聴器はないか。

アドバイス：オープンフィッティング補聴器を試す。耳栓に大きな通気穴をあげ、こもり感を和らげる。それによって生じるハウリングをデジタル信号処理によって抑制する。

⑤ 質問：63歳、女性。右耳は幼少時から聾、左耳は50dBの難聴があり補聴器を使用していた。3年前から左耳の聴力が低下して、現在100dBである。補聴器を買い換えたが、会話できない。もっと高価な補聴器に買い換えた方がよいか。

アドバイス：補聴器は高価なほどよいというわけではない。その人に適合しているかどうかが重要である。まず、語音聴力検査などを行い聴覚特性を把握する。次いで、きっちり補聴器をフィッティングする。その結果補聴器で十分な語音弁別力が得られないことが判明すれば、左耳に人工内耳を考える。本例は適応にならないが、左右耳の聴力によっては人工内耳と補聴器の併用を行うこともある。

⑥ 質問：78歳、女性。両側慢性中耳炎があり大量の耳漏が持続している。心臓疾患があり内科医から手術は不可といわれている。良い補聴器はないか。

アドバイス：気導補聴器は装用困難なので骨導補聴器を考える。BAHAも選択肢の一つになるが手術が必要である。我々はこのような症例に手術を要さない軟骨導補聴器を開発中である³⁾。

【難聴者家族からの質問に答える】

① 質問：70歳の母親に補聴器店で補聴器を購入したが、あまり使用しない。本当に本人に合っているのか調べてほしい。

アドバイス：補聴器適合検査の指針(2008)(Audiology Japan, 51:661-679, 2008. 日本聴覚医学会, 福祉医療委員会報告)に従って補聴器適合状態を評価する。この指針では、語音明瞭度・語音明瞭度曲線の測定と、環境騒音の許容を指標

とした適合評価を必須検査項目として推奨している。評価結果によって再調整を行う。

② 質 問：82歳の父親に補聴器を購入したが、いつもピーピーという音を鳴らしている。なんとかならないか。

アドバイス：まず、耳栓が本人の耳にフィットしているか確認する。イヤモールド(本人の耳の形に合わせた耳型耳栓)が適切か。最大出力音圧レベルが高すぎないか。これらが適切でもハウリングが起こるなら、デジタル信号処理(ハウリング周波数の利得減少や逆位相音)で対応する。

③ 質 問：85歳の母親に補聴器を購入した。少し早口で話すことばがわからない。フィッティングされた補聴器は補聴器相談医によって良い評価を受けたのに、なぜことばがわからないのか。

アドバイス：補聴器がよく適合していても、話し方が悪いと聞き取れない。コミュニケーションは聞き手だけでなく、話し手にも責任があることを家族に理解させる。話し手の注意点としては、以下のものがある。話し始める前に注意を促す。口をはっきりみせて話す。ゆっくり、はっきり、区切りながら話す。補聴器のマイクロホンに向かって話す。理解したか確かめながら話す。わかりやすい表現を使う。異聴が起こりやすい単語は、何回聞いても異聴しやすいので、別の表現で言い換える。テレビを止めるなど会話を妨げる音声や雑音が入らない環境を作る。

おわりに

補聴器のフィッティングを修得することは、鼓室形成術を修得することと似ていると思う。鼓室形成術は単純な摘出術ではないために、慢性中耳炎特に中耳真珠腫手術においては、治癒に導くための手術法についての考え方も術者によって異なっている。また、工程の多い手術であるために鼓室形成術を始めようとする若い耳鼻科医にとってすべてを一度に修得することは困難である。指導医は鼓室形成術の全体像をみせ、その考え方を理解させ、そして実践させていく。

補聴器のフィッティングもフィッティングについての考え方が一通りでなく、また工程が多い。従って、全体像を理解し、フィッティングの考え方を理解し、実践していくしかない。本稿では、後の詳しい記述に先立って、まず何から取りかかり、どのように理解を進めていくかについてのヒントを示した。

文 献

- 1) 細井裕司：補聴器の適合(人工内耳との併用を含む)。日耳鼻, 110:484-487, 2007.
- 2) 細井裕司：耳鼻科医にとっての補聴器フィッティングと最近の進歩。耳展, 50:74-81, 2007.
- 3) Hosoi H, et al : Development of cartilage conduction hearing aid. Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering, in press.

ICAによる雑音推定に基づいた平均二乗誤差最小化短時間振幅スペクトル推定法の両耳補聴器への応用*

☆呉将延, 猿渡洋, 鹿野清宏 (奈良先端大), 細井裕司 (奈良県立医科大)

1 はじめに

近年の補聴器は、デジタル信号処理により、利用者のダイナミックレンジに合わせた振幅圧縮処理を行った上で利用者に聴き取りやすい音を出力している。また、音の増幅に伴う周囲環境雑音の増幅による明瞭性の低下を緩和するため、音と雑音の比である雑音電力比 (signal-to-noise ratio: SNR) がより大きくなるように、周囲環境雑音に応じて聴力補償方式を切り替えている。しかしながら、この手法では、あらかじめ想定された環境下では効率的な雑音抑圧が行われるが、想定外の雑音や突発的な雑音が存在する環境下、頻繁に雑音の種類が変わる環境下では効率の良い雑音抑圧は難しい。

この問題を解決するための従来研究として、独立成分分析 (independent component analysis: ICA) が挙げられる [1]。しかし、ICA には非点音源雑音環境下において、音声信号の推定精度が低いという問題がある [2]。岡本らはこの問題に対し、ICA を用いた雑音推定に基づく平均二乗誤差最小化短時間振幅スペクトル (Minimum mean-square error short-time spectral amplitude: MMSE STSA) 推定法を提案している [3]。この手法は、高い非定常雑音推定性能を持つ ICA と高い目的音声抽出性能を持つ MMSE STSA 推定法を組み合わせられた手法である。本稿では、ICA を用いた雑音推定に基づく MMSE STSA 推定法の補聴器への応用を提案する。また、実環境を想定した条件下、客観評価と主観評価を用いて性能を評価する。

2 混合過程と ICA に基づく雑音推定

2.1 混合過程

図 1 に本稿で想定する混合過程を示す。本稿では、点音源で近似される一つの目的音源と点音源で近似されない雑音源が混在する環境を想定する。また、左右それぞれの耳に一つのマイクロホンが装着されている「両耳補聴器」を想定する。ここで、各マイクロホンにおいて観測される時間周波数信号は以下のように表現できる。

$$\mathbf{x}(f, \tau) = \mathbf{h}(f)s(f, \tau) + \mathbf{n}(f, \tau) \quad (1)$$

ここで、 $s(f, \tau)$ は目的音声信号、 $\mathbf{h}(f) = [h_L(f), h_R(f)]^T$ は目的音源から各マイクロホンへの伝達関数ベクトル、 $\mathbf{x}(f, \tau) = [x_L(f, \tau), x_R(f, \tau)]^T$ は観測信号ベクトル、 $\mathbf{n}(f, \tau) = [n_L(f, \tau), n_R(f, \tau)]^T$ は加法性の雑音信号ベクトルを表す。なお、 f は周波数帯域番号、 τ は時間フレーム番号、添え字 L, R はそれぞれ左耳, 右耳での信号を表すものとする。

2.2 ICA に基づく雑音推定

周波数領域 ICA (Frequency domain ICA: FDICA) は、複素分離行列 $\mathbf{W}(f)$ を用いて、分離信号 $\mathbf{y}(f, \tau) = [y_s(f, \tau), y_n(f, \tau)]^T$ が互いに独立になるよう入力信号 $\mathbf{x}(f, \tau)$ の分離を行う。

$$\mathbf{y}(f, \tau) = [y_s(f, \tau), y_n(f, \tau)]^T = \mathbf{W}(f)\mathbf{x}(f, \tau) \quad (2)$$

ここで、 $y_s(f, \tau)$ は目的信号の推定値、 $y_n(f, \tau)$ は雑音信号の推定値を表す [2]。

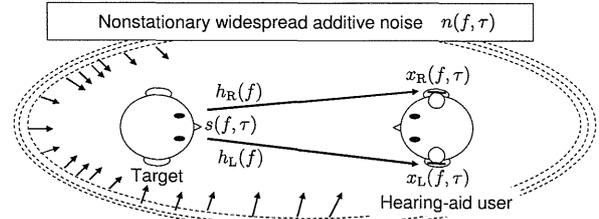


Fig. 1 本稿で想定する混合過程

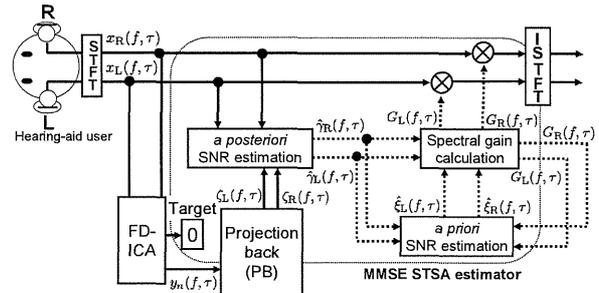


Fig. 2 ICA を用いた雑音推定に基づく MMSE STSA 推定法の処理ブロック図

2.3 ICA による雑音推定に基づいた MMSE STSA 推定法

ICA による動的な雑音推定と MMSE STSA 推定法による高品質な目的音声抽出を組み合わせることにより、ICA を用いた雑音推定に基づく MMSE STSA 推定法が岡本らによって提案されている [3]。岡本らの手法は、実環境の雑音環境下において、高い雑音抑圧性能を有し、聴感上の品質が高いことが確認されている。そのため、この手法は「人が聞く」アプリケーションに適した手法であると言える。岡本らの手法は、多数マイクロホン (アレー) 入力・1 出力系であった。

3 両耳補聴器への応用

本稿で扱う両耳補聴器では、両耳のマイクロホンから出力された音から目的音声を抽出し、両耳のイヤフォンから出力する必要がある。そのため、本稿では、ICA による雑音推定に基づいた MMSE STSA 推定法を 2 入力 2 出力へと拡張し、両耳補聴器へと応用する。図 2 に提案法の構成を示す。提案法は、ICA に基づく雑音推定部と MMSE STSA 推定法に基づく雑音抑圧部から構成されている。また、提案法では、ICA による推定雑音を用いて、事前及び事後 SNR 推定、スペクトルゲイン算出を左右チャンネル毎に行う。

ICA に基づく雑音推定部では、まず、ICA の出力信号を用いて、以下のような雑音成分 $\mathbf{y}^{(\text{noise})}$ のみのベクトルを構成する。

$$\mathbf{y}^{(\text{noise})}(f, \tau) = [0, y_n(f, \tau)]^T \quad (3)$$

その後、式 (3) に対して射影法 (Projection back: PB) [4] を適用し、以下の両耳における推定雑音信号 $\zeta_L(f, \tau)$, $\zeta_R(f, \tau)$ を構成する。

$$[\zeta_L(f, \tau), \zeta_R(f, \tau)]^T = \mathbf{W}^{-1}(f)\mathbf{y}^{(\text{noise})}(f, \tau) \quad (4)$$

ここで、 $\zeta_L(f, \tau)$, $\zeta_R(f, \tau)$ はそれぞれ、左チャンネル, 右

* "Binaural hearing aid based on MMSE STSA estimator with ICA-based noise estimation," by Masanobu Go, Hiroshi Saruwatari, Kiyohiro Shikano (Nara Institute of Science and Technology), Hiroshi Hosoi (Nara Medical University).

チャンネルの推定雑音を表す。また、式(4)はPBにより各マイクロホンに含まれる雑音を再現したものであり、観測信号に含まれる雑音成分が再現されたものとなる。以降では、簡略化のため、 $m \in \{L, R\}$ として、 m をチャンネルのインデックスとして用いる。ここで、事前SNR $\xi_m(f, \tau)$ 及び事後SNR $\gamma_m(f, \tau)$ は、実際には求めることができないため、それぞれの推定値 $\hat{\xi}_m(f, \tau)$ と $\hat{\gamma}_m(f, \tau)$ を求める。推定事後SNR $\hat{\gamma}_m(f, \tau)$ は、観測信号 $x_m(f, \tau)$ を用いて以下のような式で表すことができる。

$$\hat{\gamma}_m(f, \tau) = \frac{|x_m(f, \tau)|^2}{\lambda_m(f, \tau)} \quad (5)$$

ここで、 $\lambda_m(f, \tau)$ は雑音のパワースペクトルの推定値を示す。 $\lambda_m(f, \tau)$ には式(4)で求めた推定雑音を用いる。

$$\lambda(f, \tau) = \begin{cases} E\{|\xi_m(f, \tau)|^2\}_1^{\tau} & (\tau \leq \tau_{th}) \\ E\{|\xi_m(f, \tau)|^2\}_{(\tau-\tau_{th})}^{\tau} & (\tau > \tau_{th}) \end{cases} \quad (6)$$

τ_{th} は一定の時間フレームを示し、 $E\{\cdot\}_A^B$ はAからBの範囲での期待値演算を表す。次に式(5)を用いて事前SNRの推定値 $\hat{\xi}_m(f, \tau)$ を次式から求める[5]。

$$\hat{\xi}_m(f, \tau) = a\hat{\gamma}_m(f, \tau-1)G_m^2(f, \tau-1) + (1-a)P[\hat{\gamma}_m(f, \tau)-1] \quad (7)$$

ここで、 $P[\cdot]$ は半波整流関数、 a は $0 < a < 1$ を満たす忘却係数で、 $G_m(f, \tau)$ はスペクトルゲインを示す。スペクトルゲインはMMSEの規範に基づき、次のように定義される[5]。

$$G_m(f, \tau) = \Gamma(1.5) \frac{\sqrt{v_m(f, \tau)}}{\hat{\gamma}_m(f, \tau)} \exp\left(-\frac{v_m(f, \tau)}{2}\right) \cdot \left[\left\{1 + v_m(f, \tau)\right\} I_0\left(\frac{v_m(f, \tau)}{2}\right) + v_m(f, \tau) I_1\left(\frac{v_m(f, \tau)}{2}\right) \right] \quad (8)$$

ここで、 $\Gamma(\cdot)$ はガンマ関数、 $I_0(\cdot)$ 、 $I_1(\cdot)$ はそれぞれ0次と1次の変形ベッセル関数を表す。また $v(f, \tau)$ は以下のように定義される[5]。

$$v_m(f, \tau) = \frac{\hat{\xi}_m(f, \tau)}{1 + \hat{\xi}_m(f, \tau)} \hat{\gamma}_m(f, \tau) \quad (9)$$

提案法による出力信号を $z_m(f, \tau)$ とすると、 $z_m(f, \tau)$ は以下のように表される[5]。

$$z_m(f, \tau) = G_m(f, \tau)x_m(f, \tau) \quad (10)$$

4 実環境における評価実験

4.1 実験条件

実環境における提案法の有効性を確認するために、実環境を模擬した環境において提案法とICAとの性能比較実験を行った。実験に使用する目的音声信号は、男性2名、女性2名の計4名分の音声収録されたドライソースに、被験者ごとに防音室で収録した頭部伝達特性を畳み込んだものとする。また、雑音信号は、駅、道路及びショッピングセンターにおいてダミーヘッドを用いバイノーラル収録した環境雑音とする。被験者に提示する目的音源の方位角は -60° から 60° まで 30° 毎の計5方位とし、被験者から目的音源までの距離は実際の対話環境を想定して1.0 mとする。観測信号は、目的音声信号のSNRが -10 dBとなるよう雑音信号を付加したものとする。

客観評価は、提案法及びICAによる目的音声抽出処理を、雑音抑圧量 (noise reduction rate: NRR) 及びケプストラム歪み (cepstral distortion: CD) を用いて行う。NRRは出力SNRと入力SNRの比で定義され、値が大きくなるほど、雑音抑圧性能が高いことを

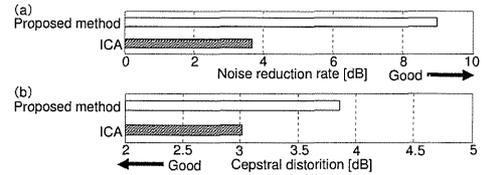


Fig. 3 ICAと提案法におけるNRR値とCD値の比較

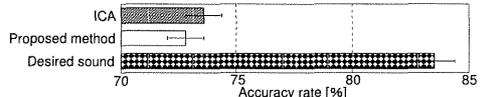


Fig. 4 ICAと提案法における定位感評価結果 (方位正答率)

示す指標である[6]。またCDは、スペクトル包絡の歪み具合を表す尺度で、値が小さいほど雑音抑圧処理による歪みが少ないことを示す指標である[7]。方向定位に関する主観評価は、ランダムに提示した試験信号の提示方位に対する被験者の回答方位の正答率を用いて行う。なお、被験者は健康な成人男性9名と女性1名である。

4.2 実験結果

図3に客観評価実験の結果を示す。図3(a), (b)の横軸はそれぞれNRR値とCD値の全話者組み合わせの平均値を示す。図3(a)において、ICAのNRR値に比べ、提案法のNRR値は高い値を示しているが、図3(b)においては、提案法のCD値はICAのCD値よりも若干大きくなっている。つまり、従来ICAと提案法にはNRRとCDの間にトレードオフの関係があることが分かる。

次に、方向定位に関する主観評価実験の結果と、正答率の一指標として、目的音声信号を直接被験者に提示した場合の正答率を併せて図4に示す。本図より、提案法及びICAの正答率は、共に目的音声信号を直接提示した場合の正答率より低いことが分かる。以上の結果より、提案法は雑音抑圧性能の点では優れるが、定位感の再現精度においては非常に悪いことが明らかになった。

5 提案法における定位感補償法

5.1 両耳共通化スペクトルゲインによる定位感補償実験

提案法では、式(8)に示すように、定位に関する最適性を保証せず、左右チャンネル毎に最適スペクトルゲインの計算を行っている。このことが、提案法の定位感を劣化させる原因となったと考えられる。そこで、式(8)における定位感を補償するため、提案法で用いるスペクトルゲインを、時間周波数毎に両チャンネルスペクトルゲインの最大値または最小値で両耳共通化し、再度評価実験を行った。スペクトルゲインの計算法以外の実験条件は4.1節と同一とした。

図5に両耳共通化スペクトルゲインを用いた場合の客観評価実験の結果を示す。図中のGain maxは両チャンネルの最大スペクトルゲインを用いた場合、Gain minは最小スペクトルゲインを用いた場合の結果を示す。図5(a), (b)の横軸はそれぞれNRR値とCD値の全話者組み合わせの平均値を示す。図3と図5の比較より、ICAと比べ、両耳共通化スペクトルゲインを適用した提案法は高い雑音抑圧性能を維持していることが分かる。次に、方向定位に関する主観評価実験の結果を図6に示す。図4と図6の比較より、両耳共通化スペクトルゲインを用いることで定位精度が急激に向上することが分かる。

5.2 両耳共通化最適スペクトルゲインの導出

前節までの結果として、提案法の定位感を向上するためには、両耳にて共通のスペクトルゲインを用い

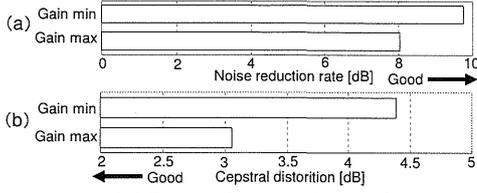


Fig. 5 両耳共通化スペクトルゲイン使用時の NRR 値と CD 値

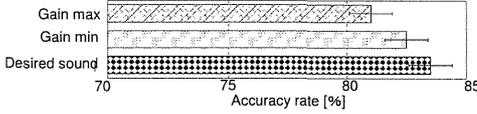


Fig. 6 両耳共通化スペクトルゲイン使用時の正答率

ればよいことが明らかになった。そこで、本節では、定位感を維持することのできる最良のゲイン係数を得るため、両耳にて同一のスペクトルゲイン値を用いる条件下で、雑音を MMSE 規範の元で最小化するところのことができるスペクトルゲインの導出を行う。以下ではこれを「両耳共通化最適スペクトルゲイン」と呼ぶ。両耳共通化最適スペクトルゲインの導出は、以下に示す誤差 e の最小化問題として定式化できる。

$$e = E[|S_L(f, \tau) - \hat{S}_L(f, \tau)|^2 + |S_R(f, \tau) - \hat{S}_R(f, \tau)|^2] \quad (11)$$

ここで、 S_m は左右各チャネルの音声信号振幅スペクトル、 \hat{S}_m は S_m の MMSE 推定値を表す。この式に基づく最適化問題を以下に示す。

$$\begin{aligned} G_{\text{opt}}(f, \tau) &= \arg\min_{G(f, \tau)} E[|S_L(f, \tau) - G(f, \tau)x_L(f, \tau)|^2 \\ &\quad + |S_R(f, \tau) - G(f, \tau)x_R(f, \tau)|^2] \\ &= \arg\min_{G(f, \tau)} E[|S_L(f, \tau) - \{(G(f, \tau) - G_L(f, \tau))x_L(f, \tau) + G_L(f, \tau)x_L(f, \tau)\}|^2 \\ &\quad + |S_R(f, \tau) - \{(G(f, \tau) - G_R(f, \tau))x_R(f, \tau) + G_R(f, \tau)x_R(f, \tau)\}|^2] \\ &= \arg\min_{G(f, \tau)} E[|S_L(f, \tau) - G_L(f, \tau)x_L(f, \tau)|^2 \\ &\quad + |S_R(f, \tau) - G_R(f, \tau)x_R(f, \tau)|^2 + \{(G(f, \tau) - G_L(f, \tau))x_L(f, \tau)\}^2 \\ &\quad + \{(G(f, \tau) - G_R(f, \tau))x_R(f, \tau)\}^2 + 2A] \quad (12) \end{aligned}$$

ここで、 $G_{\text{opt}}(f, \tau)$ は最適化された両耳共通化スペクトルゲイン、 $G(f, \tau)$ は変数としての両耳共通化スペクトルゲイン、 $G_L(f, \tau)$ 、 $G_R(f, \tau)$ は、各チャネル別の個別ゲインを表す。 $G_L(f, \tau)$ 、 $G_R(f, \tau)$ は、式 (12) を $G(f, \tau)$ に関して直接最適化することが困難なため、近似解を導出するために導入された補助変数である。また、 A は、補助変数 $G_L(f, \tau)$ 、 $G_R(f, \tau)$ を用いて各チャネル毎に目的信号を推定した際の、各チャネルにおける推定誤差と観測信号との積 (相関) に関連する量であり、以下の式で表される。

$$A = \{(G(f, \tau) - G_L(f, \tau))\{G_L(f, \tau)x_L(f, \tau) - S_L(f, \tau)\}x_L(f, \tau) + \{(G(f, \tau) - G_R(f, \tau))\{G_R(f, \tau)x_R(f, \tau) - S_R(f, \tau)\}x_R(f, \tau)\} \quad (13)$$

ここで式 (12) の最小化について考える。まず、右辺第 1, 2 項は各チャネル毎の目的音声推定問題であり、3 章にて述べた MMSE STSA 推定式によって最良な $G_L(f, \tau)$ 、 $G_R(f, \tau)$ を求める場合、これらの項は最小化される。次に、第 5 項である A に関しては、補助変数 $G_L(f, \tau)$ 、 $G_R(f, \tau)$ を用いて各チャネル別の目的音声信号を良く推定できた場合、 A は非常に小さな値となる。よって、近似的に A 部を省略することが出来る。従って、ここで考えるべきは $\{(G(f, \tau) -$

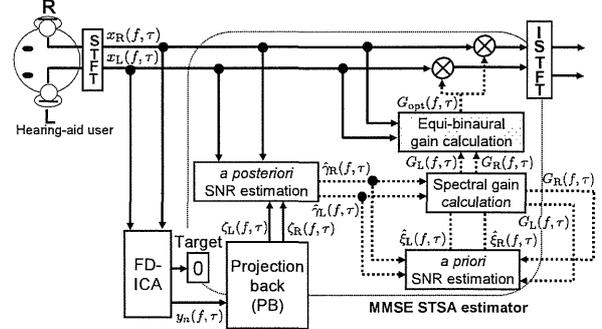


Fig. 7 両耳共通化スペクトルゲインを用いた MMSE STSA 推定法の処理ブロック図

$G_L(f, \tau)x_L(f, \tau)|^2 + \{(G(f, \tau) - G_R(f, \tau))x_R(f, \tau)\}^2$ の最小化問題となり、以下のように定式化できる。

$$G_{\text{opt}}(f, \tau) \equiv \arg\min_{G(f, \tau)} E[\{(G(f, \tau) - G_{L\text{min}}(f, \tau))x_L(f, \tau)\}^2 + \{(G(f, \tau) - G_{R\text{min}}(f, \tau))x_R(f, \tau)\}^2] \quad (14)$$

subject to

$$G_{L\text{min}}(f, \tau) = \arg\min_{G_L(f, \tau)} E[|S_L(f, \tau) - G_L(f, \tau)x_L(f, \tau)|^2] \quad (15)$$

$$G_{R\text{min}}(f, \tau) = \arg\min_{G_R(f, \tau)} E[|S_R(f, \tau) - G_R(f, \tau)x_R(f, \tau)|^2] \quad (16)$$

ここで、 $G_{L\text{min}}(f, \tau)$ 、 $G_{R\text{min}}(f, \tau)$ はそれぞれ、左チャネル及び右チャネルにおける最適化スペクトルゲインを示す。

上記問題を解くには、式 (15)、(16) において、MMSE STSA 推定式によって $G_{L\text{min}}(f, \tau)$ 、 $G_{R\text{min}}(f, \tau)$ を求めた後に、その値を式 (14) に代入して最小化を行えばよい。式 (14) の最小化は、以下の方程式を $G(f, \tau)$ について解くことに相当する。

$$\frac{\partial}{\partial G(f, \tau)} \left(\{(G(f, \tau) - G_{L\text{min}}(f, \tau))x_L(f, \tau)\}^2 + \{(G(f, \tau) - G_{R\text{min}}(f, \tau))x_R(f, \tau)\}^2 \right) = 0 \quad (17)$$

本式の解は以下で表される。

$$G_{\text{opt}}(f, \tau) = \frac{G_{L\text{min}}(f, \tau)x_L^2(f, \tau) + G_{R\text{min}}(f, \tau)x_R^2(f, \tau)}{x_L^2(f, \tau) + x_R^2(f, \tau)} \quad (18)$$

従って、式 (8) を用いて、 $G_{L\text{min}}(f, \tau)$ 、 $G_{R\text{min}}(f, \tau)$ を展開することにより、最終的な両耳共通化最適スペクトルゲインを以下のように得ることが出来る。図 7 に両耳共通化最適スペクトルゲイン使用時の提案法の構成を示す。

$$\begin{aligned} G_{\text{opt}}(f, \tau) &= \frac{x_L^2(f, \tau)\Gamma(1.5)\sqrt{\hat{\nu}_L(f, \tau)}}{\{x_L^2(f, \tau) + x_R^2(f, \tau)\}\hat{\gamma}_L(f, \tau)} \exp\left(-\frac{\nu_L(f, \tau)}{2}\right) \\ &\quad \cdot \left[\{1 + \nu_L(f, \tau)\} I_0\left(\frac{\nu_L(f, \tau)}{2}\right) + \nu_L(f, \tau) I_1\left(\frac{\nu_L(f, \tau)}{2}\right) \right] \\ &\quad + \frac{x_R^2(f, \tau)\Gamma(1.5)\sqrt{\hat{\nu}_R(f, \tau)}}{\{x_L^2(f, \tau) + x_R^2(f, \tau)\}\hat{\gamma}_R(f, \tau)} \exp\left(-\frac{\nu_R(f, \tau)}{2}\right) \\ &\quad \cdot \left[\{1 + \nu_R(f, \tau)\} I_0\left(\frac{\nu_R(f, \tau)}{2}\right) + \nu_R(f, \tau) I_1\left(\frac{\nu_R(f, \tau)}{2}\right) \right] \quad (19) \end{aligned}$$

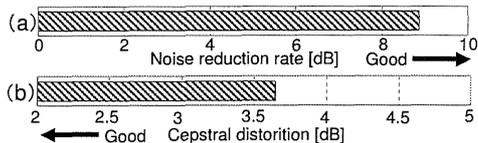


Fig. 8 両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた提案法における NRR 値と CD 値

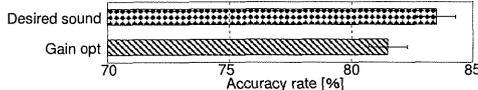


Fig. 9 両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた提案法における定位感評価結果 (方位正答率)

6 両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた実環境における評価実験

前節において導出した両耳共通化最適スペクトルゲインの有効性を確認するため、実環境を模擬した環境において性能評価実験を行った。スペクトルゲインの計算法以外の実験条件は 4.1 節と同一とした。

図 8 に両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた場合の客観評価実験の結果を示す。図 8(a), (b) の横軸はそれぞれ NRR 値と CD 値の全話者組み合わせ平均を示す。図 3 と図 8 の比較より、両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた提案法は、十分な雑音抑圧量を維持しながら音声品質の劣化を抑制可能であることがわかる。図 9 に、両耳共通最適化スペクトルゲインを用いた場合の、方向定位に関する主観評価実験の結果と、目的音声信号を直接被験者に提示した場合の正答率を併せて示す。図中の Gain opt は両耳共通最適化スペクトルゲインを用いた場合の正答率を示す。図 4 と図 9 の比較より、両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた提案法は、目的音声信号を提示した場合と同程度の定位性能を持つことがわかる。以上の結果より、提案法に両耳共通化最適スペクトルゲインを適用することで、雑音抑圧量を維持しつつ処理歪みを抑圧し、定位感の劣化をほぼ取り除くことが可能であることがわかった。

7 他手法との性能比較

近年、本手法と同等のコンセプトで研究された例として MMSE STSA 推定法のゲインを両チャンネルの最小値で共通化する手法 [9]、Wiener filter を両耳処理に適用させる手法 [10] が提案されている。本章では、これらの手法を、4.2 節と同じ条件 (音質評価は正面方位のみ) で性能比較を行う。まず、定位性能の違いについて調査した。図 10 の Wiener filter は、両耳でゲインを共通化した Wiener filter の結果である。この結果からわかるように、定位性能に関してはどれも差が無いことがわかる。よって音質での性能比較を行う。

次に、Wiener filter 使用時の CD 値を図 11 に記す。ここでは Gain opt 使用時と Wiener filter 使用時の NRR 値は等しくなるように処理しているので CD 値のみを掲載する。図 3 と図 8 と比較することで、Gain opt は Wiener filter 使用時と比べて CD 値が低いことがわかる。しかし、Gain min に関しては NRR 値と CD 値のトレードオフが発生しており、優位な差があるとは言えない。よって、主観評価による音質比較実験を行った。評価は一対比較で、より目的話者信号の歪みが小さいものを選択した。評価結果を図 12 に示す。この結果から、提案手法は他の手法に比べて、音質の面において優位な処理であると言える。

8 まとめ

本稿では、ICA による雑音推定に基づく MMSE STSA 推定法の両耳補聴器への応用を提案し、客観評価実験及び、主観評価実験を通して、その有効性について検討した。

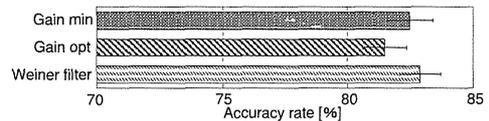


Fig. 10 両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた提案法との定位感比較結果 (方位正答率)

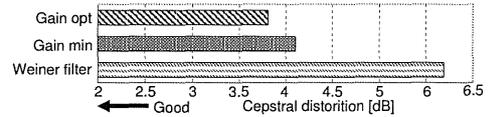


Fig. 11 Wiener filter を用いた場合の CD 値

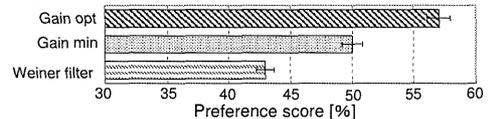


Fig. 12 提案法と他手法の音質比較

はじめに、ICA による雑音推定に基づく MMSE STSA 推定法を両耳補聴器へ応用するため、チャンネル数の拡張を行い、信号処理アルゴリズムを示した。

次に、提案法の有効性について検討を行うため、ICA との比較を客観評価実験、及び主観評価試験を通して行った。この結果、提案法は雑音抑圧性能の点では優れるが、定位感の維持においては精度が低いことが分かった。そこで我々は、提案法における定位感を補償するため、提案法のスペクトルゲイン導出法に着目し、これを左右チャンネルにおいて共通化して再度評価実験を行った。この結果、提案法における定位感の保証には両耳共通化スペクトルゲインが有効であることがわかった。

次に、定位を保持しつつ雑音量を最小化するために両耳共通化最適スペクトルゲインを導出し、導出したゲインを用いて提案法による評価実験を行った。その結果、提案法は従来法と比べて高い目的音声の抽出精度と定位感維持性能を持つことが示された。

最後に、近年提案されている同じコンセプトの競合手法と比較実験を行い、本手法が優位であることを示した。

以上の結果より、提案法は両耳補聴器における雑音抑圧手法として有効であることが示された。

謝辞 本学情報科学研究科 音情報処理学講座 鎌土記良氏には、日々の御討論及び熱心な御指導を賜りました。心より感謝致します。本研究の一部は総務省・戦略的情報通信研究開発制度 (SCOPE) と科学技術振興事業団・戦略的基礎研究推進事業 (CREST) の支援を受けた。

参考文献

- [1] P. Comon, *Signal Processing*, Vol.36, pp.287-314, 1994.
- [2] Y. Takahashi, K. Osako, H. Saruwatari, K. Shikano, *Proc. HSCMA*, pp.164-167, 2008.
- [3] R. Okamoto, Y. Takahashi, H. Saruwatari, K. Shikano, *Proc. ICASSP*, pp.4778-4781, 2010.
- [4] N. Murata, S. Ikeda, *NOLTA*, pp.923-926, 1998.
- [5] Y. Ephraim, and D. Malah, *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process.*, Vol. ASSP-32, No.6, pp.1109-1121, 1984.
- [6] H. Saruwatari, S. Kurita, K. Takeda, F. Itakura, T. Nishikawa, K. Shikano, *EURASIP J. Applied Signal Proc.*, Vol.2003, No.11, pp.1135-1146, 2003.
- [7] L. Rabiner, and B. Juang, *Fundamentals of speech recognition* Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall PTR, 1993.
- [8] J. Blauert, 空間音響, 鹿島出版会, p.127-178, 1994.
- [9] A.H. Kamkar-Parsi, and M. Bouchard, *IEEE Transactions on Instrumentation & Measurement*, in printing, 2011.
- [10] K. Reindl, Y. Zheng, and W. Kellermann, *Proc. EUSIPCO2010*, pp.989-993, 2010.

補聴器適合検査のための雑音負荷時の語音明瞭度の検討

齋藤 修¹⁾, 西村忠己¹⁾, 吉田悠加¹⁾, 福田美美¹⁾, 柳井修一²⁾, 細井裕司¹⁾

¹⁾奈良県立医科大学耳鼻咽喉・頭頸部外科

²⁾東京都健康長寿医療センター老化制御研究チーム

要旨：雑音負荷時の語音明瞭度検査の測定が、補聴器適合検査の指針（2008）で提案されている。今回、雑音負荷が補聴器非装用・装用時の難聴者の言葉の聞き取りにどの程度影響があり、指針が妥当であるか検討した。対象は16名の難聴者で、検査音は57-S語表を用い65dB SPLと最も高い明瞭度が得られる音圧（dB max）で、雑音はスピーチノイズを用いS/N比が+10dBとなるように呈示し、補聴器非装用・装用時の雑音非負荷時と雑音負荷時の語音明瞭度を比較した。結果、難聴者は補聴器非装用・装用時に関わらず、雑音負荷によって明瞭度が低下した。低下の程度に個人差が認められ、補聴器適合状態に問題のないと思われる症例でも65dB SPLで12~22%の低下を認めた。dB maxでは非装用・装用時で明瞭度の低下に差を認めなかった。今後、雑音負荷時の語音明瞭度の測定にはさらなる検討が必要である。

キーワード

適合検査指針, 最良語音明瞭度, 明瞭度の低下

はじめに

補聴器の適合を判断するための検査には音場での閾値検査、ファンクショナルゲインの測定、音場での語音聴力検査、補聴器特性図の測定などが挙げられる。それらの検査で適合していると考えられる症例でも、補聴器を試聴してもらおうとその効果について満足した結果を得られないこともある。その原因の1つに、適合及び検査などは静かな場所で行われることが多いが実生活の補聴器使用環境はそれとは異なることが考えられる。補聴器を試聴した難聴者からはザワザワした場所では言葉が聞きにくいという意見がよく聞かれ、そのようなことがないように適合の時点で対応をするためには、検査の段階で雑音下の聞き取りを評価することが必要であると思われる。雑音下の聞き取りの評価は、一般的に雑音負荷で語音明瞭度がどの程度変化するかを測定する方

法がある。しかし雑音負荷の語音明瞭度は、信号の呈示音圧・呈示方法、雑音の種類・呈示方法、S/N比などで影響を受ける¹⁾²⁾ため、日常生活を想定した雑音下の聞き取りを評価するための最適な呈示条件が問題となってくる。これまでそれらの条件についての定まった方法はなかったが、その評価方法の例が補聴器適合検査の指針（2008）³⁾で提案されている。指針では、検査音は57-S語表を用い65dB SPLで、雑音は加重不規則雑音を用い55dB SPLで、S/N比が+10dBとなるように呈示する。そして雑音を負荷したときの語音明瞭度を、雑音を負荷しないときの語音明瞭度と比較し、語音明瞭度の低下が10%以内に保たれていれば補聴器が適合しているとの評価例が示されている。しかし難聴者は雑音負荷で容易に語音明瞭度が低下することがあるため、12%以上明瞭度が低下する例は少なくないと思われる。12%以上明瞭度が低下した場合、その原因が補

聴器の適合状態の問題であるか、難聴者自身の聴覚機能の問題なのか、を考えた上で適合を判断する必要がある。

今回我々は、雑音負荷が補聴器非装用・装用時の難聴者の言葉の聞き取りにどの程度影響があるか、指針の評価基準が妥当であるかどうかを検討した。

対象と方法

対象は2009年6月から2010年11月までに補聴器装用を希望し、奈良医大補聴外来を受診、補聴器適合を行った難聴者のうち、雑音負荷時の語音明瞭度を測定した16名（男9名、女7名）であった。対象の平均年齢は 69.6 ± 16.3 歳、音場での閾値は非装用時の3分法平均聴力レベルが 51.3 ± 7.7 dB、装用時の3分法平均聴力レベルは 37.5 ± 4.9 dBであった。

補聴器適合に先立ち、音場で非装用時の閾値測定と語音聴力検査を行った。語音聴力検査は、まず67-S語表を用い10dBステップで語音明瞭度曲線を描き、最も高い明瞭度が得られる音圧（以下dB max）を求めた。次に65dB SPLとdB maxで雑音非負荷時と雑音負荷時の語音明瞭度を57-S語表を用いて求めた。

次に補聴器の適合を行った。機種を選択は、本人の希望を考慮して行った。なお、補聴器の形状は全て耳かけ型とした。聴覚検査の結果をもとにPOGO法で大まかな音質調整を行い、実際に装用した時の訴えを元に微調整を行った。調整後、その補聴器を装用し補聴器適合検査を行った。検査は、音場で装用時の閾値測定とファンクショナルゲインの測定、装用時の語音聴力検査、補聴器特性図の測定を行った。また、非装用時と同様に語音聴力検査は67-S語表を用い10dBステップで語音明瞭度曲線を描き、dB maxを求めた。この時点で実施している評価方法について、補聴器適合検査の指針（2008）の評価例を参考に適合状態を判断した。適合していると判断出来た場合、65dB SPLとdB maxで雑音非負荷時と雑音負荷時の語音明瞭度を57-S語表を用いて求めた。

適合した補聴器は1～2週間の試聴を行った。実生活での補聴効果の評価は、「きこえについての質問紙」⁴⁾を用いて評価した。さらに感想、調整の必要性、購入・非購入を尋ねた。購入希望者の中で耳

かけ型より耳あな型を希望した難聴者は耳あな型補聴器を作成した。

音場での閾値測定・語音聴力検査及び雑音負荷条件下の語音明瞭度の測定は、基準を満たす防音室内⁵⁾で、検査信号用スピーカを被検者の正面1mの距離に置いて行った。また、負荷雑音呈示用スピーカを左右45°に配置し、雑音にスピーチノイズ⁶⁾を用い、S/N比が+10dBとなるように設定した。雑音抑制機能・指向性についている補聴器はその機能がONとなる状態で検査を行い、全ての検査は非検査耳を印象剤で遮蔽をして行った。

統計学的解析では、統計・解析パッケージソフトSPSS 11.0 J for Windowsを用いて65dB SPLとdB maxそれぞれについて補聴器の有無と雑音負荷の有無を被験者内要因とする2要因の分散分析を行った。

結 果

図1に65dB SPLの非装用・装用時の雑音非負荷・負荷時の明瞭度を示す。平均値は、非装用時より装用時の方が明瞭度が高く、雑音負荷時より雑音非負荷時の方が明瞭度が高かった。分散分析の結果、補聴器の主効果 ($F(1, 15) = 63.66, p < 0.01$)、雑音の主効果 ($F(1, 15) = 80.54, p < 0.01$)、及び両者の交互作用 ($F(1, 15) = 8.69, p < 0.01$) を認めた。図2にdB maxの非装用・装用時の雑音非負荷・負荷時の明瞭度を示す。平均値は、非装用時と装用時ともにはほぼ同程度の明瞭度であり、雑音負荷時より雑音非負荷時の方が明瞭度が高かった。分散分析の結果、補聴器の主効果を認めず、雑音の主効

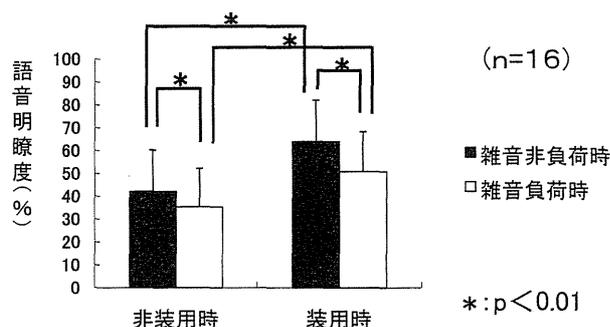


図1 65dB SPLの非装用・装用時の雑音非負荷・負荷時の明瞭度

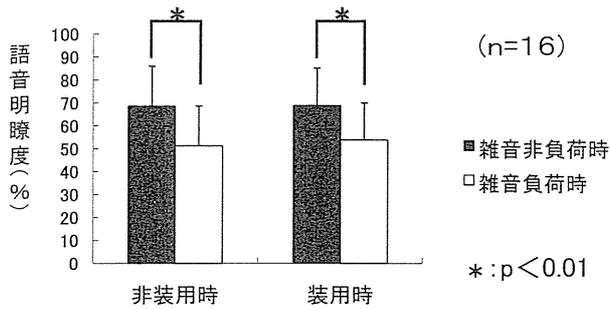


図2 dB max の非装用・装用時の雑音非負荷・負荷時の明瞭度

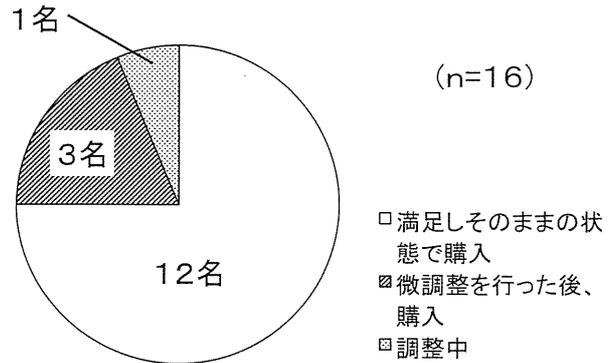


図4 試聴後の結果・経過

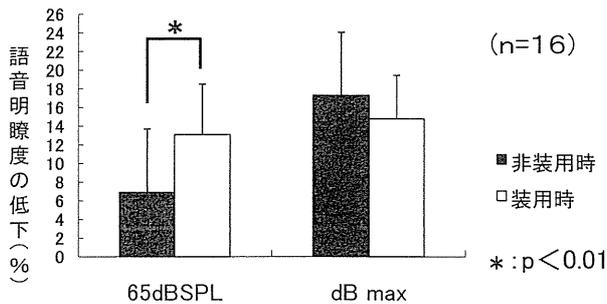


図3 65dB SPL, dB max での雑音負荷による明瞭度の低下

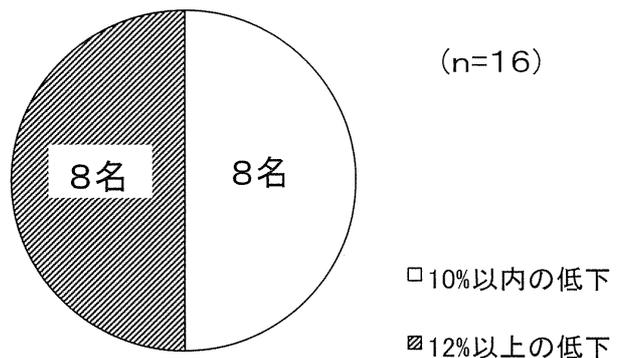


図5 明瞭度の低下の内訳
調整を行った人数の内訳は、10%以内の低下群に3名、12%以上の低下群に1名であった。

果 ($F(1, 15) = 183.78, p < 0.01$) を認めた。次に、図3に65dB SPL, dB max での雑音負荷による明瞭度の低下を示す。明瞭度の低下は65dB SPLでは装用時が非装用時に比べ大きく、dB max では非装用時の方が小さかった。図1の分散分析で交互作用を認めることから、65dB SPLの装用時の明瞭度の低下は非装用時と比べ有意に大きいと言える。

補聴器の試聴後、16名中12名が試聴の状態に満足し購入した。調整を要した4名のうち、3名はほぼ満足はしていたが、微調整を行った後、購入に至った。残りの1名は現在も補聴器の機種を変更し調整中である(図4)。装用時の65dB SPL雑音負荷時に12%以上明瞭度が低下していた症例は、16名中8名であった(図5)。調整を行った4名中1名で12%以上の低下を認めた。

調整を行った4名の性別・年齢・非装用・装用時閾値・語音明瞭度の低下を表1に示す。また、再診時の訴え、対処、その経過を表2に示す。Dは65dB SPL雑音負荷時に12%以上明瞭度が低下し、かつ微調整を行った症例であった。

考 察

これまで、難聴者や高齢者にとって雑音下の言葉の聞き取りは静寂下に比べ困難なものである⁷⁾⁸⁾⁹⁾という報告がある。亀井ら¹⁾は感音性難聴者を対象とした補聴器非装用・装用時の雑音負荷条件下で非装用・装用時ともに語音明瞭度が有意に低下したと報告している。今回の検討でも同様に、65dB SPL, dB max での補聴器非装用・装用時の全ての条件において雑音負荷で明瞭度の低下が認められた(図1, 図2)。比較のため、健聴者5名で65dB SPL (S/N = 10dB) の雑音非負荷時と雑音負荷時の語音明瞭度を57-S語表を用いて測定すると、雑音負荷による明瞭度の低下は2%~6%であり、難聴者は非装用・装用時に関わらず、雑音によって容易に明瞭度が低下すると思われた。

小野ら⁹⁾は感音性難聴者を対象に補聴器装用時70

表1 調整を行った症例の聴覚検査の結果

症例	性別	年齢	非装用時閾値	装用時閾値	語音明瞭度の低下	
					65dB SPL	dB max
A	男	78	51.7dB	41.7dB	非装用時	-6%
					装用時	10%
B	男	17	55.0dB	38.3dB	非装用時	12%
					装用時	4%
C	女	79	48.3dB	35.0dB	非装用時	10%
					装用時	10%
D	男	78	45.0dB	36.7dB	非装用時	10%
					装用時	18%

表2 表1の症例の訴えと対処とその経過

症例	訴え	対処	経過
A	少し音が大きかった。	利得を調整した。	再聴後、購入に至った。
B	雑音で会話がよくわからない。 音が大きく少し不快。	利得を調整した。	不快感が軽減した。その後、 カナルで購入に至った。
C	TVや講演が聞き取りにくかった。	機種を変更した。	現在、調整中。
D	こもった感じがする。	機種及び耳栓を変更した。	こもり感が軽減し、購入に至 った。

dB SPLの雑音非負荷・負荷条件で67-S語表を用い単音節の言葉の聞き取りを評価している。雑音負荷条件はS/N比を0~+10dBで行っており、雑音非負荷時より雑音負荷時の方が明瞭度が低下しており、S/N比が低下するほど明瞭度が低下する症例が報告されている。その一方、雑音非負荷時に比べ、雑音負荷時に明瞭度が低下せず、S/N比が低下しても明瞭度が低下しない症例も報告されている。このことから雑音の影響には個人差があると考えられる。今回の我々の結果では、補聴器装用時の65dB SPLでの雑音負荷条件下では、明瞭度の低下の程度は4%~22%であった。

明瞭度の低下の程度を、補聴器適合検査の指針(2008)で示されている評価基準に従って判定してみると、10%以内は8名で半数の対象者が適合していないと判断される。しかし、12%以上の明瞭度の低下があった対象者は、聴前時の雑音負荷条件下の語音明瞭度検査を除く補聴器適合検査から適合状態には問題がないと思われ、さらに1名を除き、質問紙からも本人の満足度が得られ、そのままの状態で

購入まで至っている。また、65dB SPLで雑音負荷により12%以上の明瞭度の低下を認めるものの非装用時と比べると明瞭度は良く、補聴器の装用効果は認められた。このことから12%以上の明瞭度の低下があっても不適合とは言えないと考えられた。

雑音を負荷することで明瞭度が低下するが、その低下の大きさは4%~22%と幅があった。補聴器装用時の明瞭度の低下の原因が非装用時にみられた明瞭度の低下の個人差によって低下しているのか、補聴器の装用が悪影響となりさらに低下しているのかを考える必要がある。補聴器の装用が悪影響となり明瞭度が低下しているのかを判断する方法としては、非装用時と装用時の雑音負荷による明瞭度の低下を比較する方法が考えられる。そこで65dB SPLの雑音負荷による非装用・装用時の明瞭度の低下を比較した。しかし、非装用・装用時の明瞭度の低下の比較をみみると、明らかな差が見られる(図3)。この原因は非装用・装用時ともに、同一の音圧(65dB SPL)では難聴者の聴力によって呈示音圧が不十分であった可能性が考えられる。また、非装

用時の場合、3分法平均聴力レベルを見ると 51.3 ± 7.7 dBであることから、雑音負荷の音圧が55 dB SPLではほとんど雑音としての影響がなかったものと考えられ、非装用時と装用時で単に同一の音圧(65 dB SPL)で比較することは不相当であると考えられる。そのため、非装用・装用時の雑音負荷時の影響をみるためには両条件とも十分に語音が聞き取れることが可能であり、さらに雑音負荷時の明瞭度がほぼ同程度となるような条件下で行うことが必要である。つまり、非装用・装用時ごとのMCLや最良語音明瞭度が得られる音圧での雑音負荷時の影響を比較する必要がある。最も高い明瞭度が得られる音圧としてdB maxの比較を行うと、非装用・装用時で明瞭度の低下が同程度である(図3)ことから、今回の結果では、補聴器によってさらに明瞭度が低下するという悪影響は認めなかった。補聴器によって、どの程度明瞭度が悪化したのか、改善したのかを評価する方法としてdB maxの非装用・装用時の明瞭度の低下の比較は1つの方法として考えられた。

適合検査として、雑音負荷時の語音明瞭度の測定を行う場合、難聴者によって雑音負荷時の個人差があるため、特定の音圧での明瞭度の低下の値の大きさだけで判定することは難しいと思われた。一方、dB maxでの明瞭度の低下の値の大きさを比較することで、雑音負荷時の明瞭度の低下に補聴器が及ぼす影響を評価することが可能であると考えられた。しかし、dB maxでの比較は65 dB SPLのような日常会話を想定した音圧ではなく雑音も生活環境以上の音圧になる可能性がある。さらに、dB maxを求める際に67-S語表による語音聴力検査が必要なことから長時間の検査が必要となる。実際に雑音負荷時の語音明瞭度の評価を行う場合、それらを考慮して評価方法、評価基準を定める必要があり、今後さらに検討していかなければならない。

ま と め

難聴者は補聴器非装用・装用時に関わらず、雑音負荷によって容易に明瞭度が低下し、その低下の程度には個人差が認められた。明瞭度の低下の程度を補聴器適合検査の指針(2008)の雑音負荷検査の評

価方法で判定すると、半数の対象者が不適合と判断される。しかし今回の症例はほぼ全例適合状態に問題ないと思われ、その後多くが購入まで至っていることから、適合している補聴器であっても難聴者は57-S語表を用いた雑音負荷時に20%程度明瞭度が低下する場合もあると思われた。また、雑音負荷時の明瞭度の低下に補聴器が及ぼす影響を評価する方法としてdB maxでの比較が有用と思われた。しかし、dB maxでの比較が補聴器適合状態の評価として適当であるかどうかは今後さらなる検討が必要である。

本論文の要旨は第55回日本聴覚医学会学術講演会(奈良)で講演した。

Examination of the speech recognition score in noise for hearing aid fitting assessment

Osamu Saito¹⁾, Tadashi Nishimura¹⁾, Yuka Yoshida¹⁾, Fumi Fukuda¹⁾, Shuichi Yanai²⁾, Hiroshi Hosoi¹⁾

¹⁾Department of Otolaryngology and Head & Neck Surgery, Nara Medical University

²⁾Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology, Aging Regulation Research Team

A speech recognition test in noise is proposed in the guidelines for hearing aid fitting assessment (2008). The decrease in speech recognition in the presence of noise for hearing impaired subjects with and without a hearing aid, and the validity of this section of the guidelines were investigated. Sixteen subjects with hearing impairment participated in this study. A 57-type monosyllabic word list was used as the signal. It was presented at 65 dB sound pressure level (SPL) and "dB max" which is the highest speech recognition score was obtained. Speech noise was used as the noise, and signal-noise ratio was +10 dB. The decrease in the speech recognition score in the presence of noise

was measured, and the influence of the hearing aid on the recognition score was investigated. The results showed that the speech recognition score decreased under noisy conditions both with and without hearing aids. The degree of the speech recognition score decrease showed interindividual differences. Even if a hearing aid might have been well fitted, the speech recognition score decreased by 12–22% in 8 subjects. At dB max, no difference was observed in the speech recognition score decrease between the conditions with and without a hearing aid. Further study is necessary for the influence of noise on speech recognition.

参考文献

- 1) 亀井昌代, 小林由佳, 小田島葉子, 他: 音場における語音聴力検査の検討—雑音提示方法の相違による影響について—. 耳鼻 49: 426–431, 2003
- 2) 今村明秀, 白石君男, 森園哲夫: 雑音負荷が補聴器装用下の語音聴取に及ぼす影響について。耳鼻 46: 275–284, 2000
- 3) 日本聴覚医学会福祉委員会: 補聴器適合検査の指針 (2008)。Audiology Japan 51: 661–679, 2008
- 4) 岡本牧人, 鈴木恵子, 木村由紀, 他: 「きこえについての質問紙」の作成。厚生科学研究感覚器障害研究事業「難聴によるコミュニケーション障害と補聴器による改善効果の評価法に関する研究」平成13年度厚生科学研究費報告書, 7–10, 2002
- 5) ISO: Acoustics—Audiometric test methods—
Part 2: Sound field audiometry with pure tone and narrow-band test signals. ISO 8253–2, 2009
- 6) JIS: オーディオメータ第2部: 語音聴力検査に用いる機器: JIS T1201–2, 2000
- 7) Patrick CMW, Marc E, John PS, et al: Neuroanatomical Characteristics and Speech Perception in Noise in Older Adults. Ear and Hearing 31: 471–479, 2010
- 8) Sung Hee K, Robert DF, D.Robert F, et al: Effects of age on speech understanding in normal hearing listeners: Relationship between the auditory efferent system and speech intelligibility in noise. Speech Communication 48: 855–862, 2006
- 9) Ono H, Kanazaki J, Mizoi K: Clinical Results of Hearing Aid with Noise-Level-Controlled Selective Amplification. Audiology 22: 494–515, 1983

(2010年12月29日受稿 2011年2月18日受理)

別冊請求先: 〒634-8522

奈良県橿原市四条町840

奈良県立医科大学 耳鼻咽喉・頭頸部
外科

西村忠己

Tadashi Nishimura

Department of Otolaryngology and
Head & Neck Surgery, Nara Medical
University, 840 Shinjo-cho Kashihara,
Nara 634-8522, Japan

補聴器特性図から算出した利得とファンクショナルゲインの関係

吉田悠加, 西村忠己, 福田美美, 齋藤 修, 細井裕司

奈良県立医科大学耳鼻咽喉・頭頸部外科

要旨：補聴器特性図の周波数レスポンスから簡易的に利得を算出する方法が「補聴器適合検査の指針（2008）」¹⁾に示されている。この方法がファンクショナルゲインとどの程度一致しているかを比較するため、難聴者52名（男23名，女29名）の補聴外来受診患者を対象に、指針¹⁾に従い250, 500, 1000, 2000, 4000Hzの5周波数について検討した。各周波数とも利得算出方法間で有意な相関があった。250, 500, 1000Hzでは利得算出方法間で有意差はみられなかったが、2000, 4000Hzでは有意差がみられた。両利得算出方法の平均値で最も差がみられたのは2000Hzでファンクショナルゲインの方が7.6dB大きかった。純音聴力検査，ファンクショナルゲインからの誤差を考えるとこれらの結果は許容範囲内であり，補聴器適合を判定する際補聴器特性図から利得を算出する方法を用いても問題はないと考えられた。

—キーワード—

補聴器フィッティング，補聴器適合検査，適合検査指針

はじめに

補聴器の状態を評価する場合は補聴器特性測定装置での補聴器特性図の測定，実耳挿入利得の測定，音場での閾値検査，語音弁別検査，雑音負荷条件下での語音明瞭度の測定の結果を元に評価する。補聴器特性測定装置での補聴器特性図の測定や実耳挿入利得の測定では入力音レベルごとの周波数レスポンスが連続的に示され，短時間で各周波数の利得がどの程度であるか知ることができる。また入力音レベルごとの出力特性の測定ができるためノンリニア補聴器の特性評価も可能である。一方音場の検査では補聴器非装用時と装用時の閾値検査をすることで閾値の改善の程度，語音弁別検査することで語音明瞭度がどの程度改善したか知ることができる。

補聴器適合の状態を評価するには上述の検査を複数実施するのが望ましいが，音場での検査は相応の検査室と機器が必要であり，すべての耳鼻咽喉科に

において評価できないと思われる。それらを測定する設備を備えていなくても，補聴器特性図の周波数レスポンスから簡易的に利得を算出する方法が日本聴覚医学会の「補聴器適合検査の指針（2008）」¹⁾で示されている。この方法では補聴器の使用状態での60 dB SPL入力時の周波数レスポンスを測定し，それらの出力値から換算式を利用して装用時閾値を簡易的に推定する。この方法を用いれば，オーディオグラム上で適合の状態を判断することができ，例えば難聴者が補聴器とその補聴器特性図を持参し来院した場合に，純音聴力検査を行うだけで大まかな適合の状態の評価が可能となる¹⁾。

しかしこの方法はあくまでも補聴器特性図から推定される装用時閾値であり，補聴器装用下で測定した閾値と比較し，どの程度一致しているか検討する必要があると思われる。そこで補聴器を適合する際に一般的によく用いられ，指針¹⁾にも示されている音場閾値検査での補聴器非装用閾値と装用閾値の差

によって求まる利得（ファンクショナルゲイン）を用い、補聴器特性図から算出した利得と比較した。

対象と方法

対象は2008年1月から2010年7月までに当科補聴外来を受診し、補聴器をフィッティングした難聴者52名（男23名、女29名）である。平均年齢は70.6±13.1歳、補聴器非装用閾値の3分法平均聴力レベルは56.9±12.1dBであった。

補聴器のフィッティングは純音聴力検査、語音聴力検査、UCLなどの結果をもとに行った。今回の対象者は片耳に補聴器をフィッティングした者とし、装用耳は不良聴耳にフィッティングを希望した1名を除き良聴耳に、両耳に差がない場合は装用者の希望にあわせて装用した。機種選択は聴覚機能検査の結果と装用者の希望を考慮して行った。実際にフィッティングを行った補聴器は試聴用のノンリア増幅の耳かけ型補聴器20種類であった。

フィッティングした補聴器について補聴器特性図を元に算出した利得とファンクショナルゲインを比較した。求めた周波数は250, 500, 1000, 2000, 4000Hzの5周波数とした。両者の値の算出方法は補聴器適合検査の指針（2008）¹⁾に従った。それらの方法を以下に示した。

1. 補聴器特性図から利得を算出する方法

補聴器特性測定装置（RION社製、LH-11）を用いて特性図を測定し、補聴器の使用状態での60dB SPL入力時の周波数レスポンスの曲線から250, 500, 1000, 2000, 4000Hzの周波数での出力音圧レベルを求めた。それらの出力音圧レベルから入力音圧レベル（60dB）を減算した。今回の算出法では2cm³カプラを用いて特性を測定した。そのため裸耳利得とヒトの耳と2cm³カプラの感度差を考慮した補正を行う必要があった。指針¹⁾に示されている利得算出のために補正值（表1）を加算し利得を算

出した。

2. ファンクショナルゲインの求め方

補聴器装用耳について当科検査室の防音室内でウォーブルトーンを用いて非装用時と装用時の音場閾値検査を行った。その際音源スピーカーは指針¹⁾に従い難聴者の正面1メートルに設置した。求めた非装用閾値から装用閾値を減算し補聴器の利得（ファンクショナルゲイン）を算出した。なお検査時、非検査耳は印象剤を注入し遮蔽を行った。

結果の解析は測定方法と周波数を被検者内要因とする2要因の分散分析を行った。また補聴器特性図から求められた利得とファンクショナルゲインについて周波数ごとにPearsonの相関係数を求め検討した。

結 果

補聴器特性図から簡易的に算出した利得とファンクショナルゲインの平均値の関係について周波数ごとに図1に示した。250, 500Hzでは算出した利得が、1000, 2000, 4000Hzではファンクショナルゲインの方が大きくなった。分散分析の結果、周波数（ $F(4, 204) = 73.84, p < 0.001$ ）及び利得算出方法（ $F(1, 51) = 18.52, p < 0.001$ ）に主効果を認めた。また周波数と利得算出方法の交互作用（ $F(4, 204) = 19.45, p < 0.001$ ）を認めた。よって単純主効果の検定を行った結果、2000Hzで（ $F(1, 255) = 75.19, p < 0.001$ ）と4000Hz（ $F(1, 255) = 19.43, p < 0.001$ ）での利得算出方法間に有意差を認めた。しかしその他の周波数では有意差はなかった。

次に250Hzから4000Hzまでの補聴器特性図から算出した利得とファンクショナルゲインの関係を図2に示した。すべての周波数において利得があがるほどファンクショナルゲインがあがるという有意な正の相関がみられた。各周波数での補聴器特性図から算出した利得とファンクショナルゲインの相関係

表1 利得算出のための補正值（「補聴器適合検査の指針（2008）」¹⁾より）

周波数 (Hz)	250	500	1000	2000	4000
裸耳利得 (dB)	0	1.5	2.5	12.0	14.5
ヒトの耳と2cm ³ カプラの感度差 (dB)	3.5	4	5.5	8.5	9.5
補正值 (dB)	3.5	2.5	3	-3.5	-5.0

数を表2に示した。1000Hz ($r=0.80$, $p<0.01$), 500Hz ($r=0.74$, $p<0.01$), 4000Hz ($r=0.66$, $p<0.01$), 250Hz ($r=0.62$, $p<0.01$), 2000Hz ($r=0.55$, $p<0.01$) の順に相関が高い結果となった。特に500Hzと1000Hzに強い相関があった。対して2000Hzでは相関があるものの5周波数の中では一番低い結果となった。

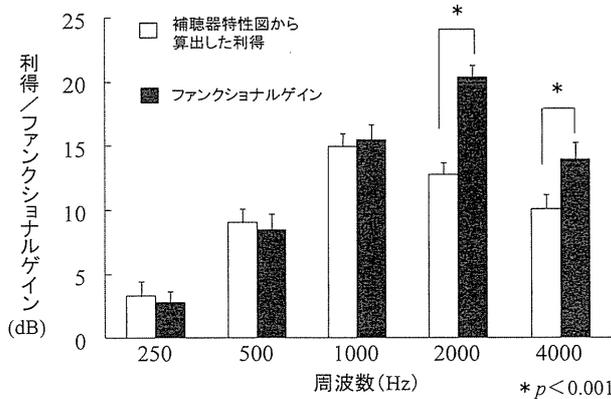


図1 各周波数の補聴器特性図から算出した利得とファンクショナルゲインの平均値の関係

考 察

各周波数とも補聴器特性図から算出した値とファンクショナルゲインに有意な相関があった。250, 500, 1000Hzでは補聴器特性図から算出した値とファンクショナルゲインの平均値に差はほとんど認められず、250, 500Hzは補聴器特性図から算出した値が、1000, 2000, 4000Hzはファンクショナルゲインの方が大きくなった。両利得算出方法から求めた平均値の差が最も大きい周波数は2000Hzでファンクショナルゲインの方が7.6dB大きかった。今回の両利得算出方法から求めた値に差が生じた原因には純音聴力検査やファンクショナルゲインの

表2 各周波数での補聴器特性図から算出した利得とファンクショナルゲインの相関係数

周波数 (Hz)	250	500	1000	2000	4000
相関係数	0.62	0.74	0.80	0.55	0.66
p 値	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

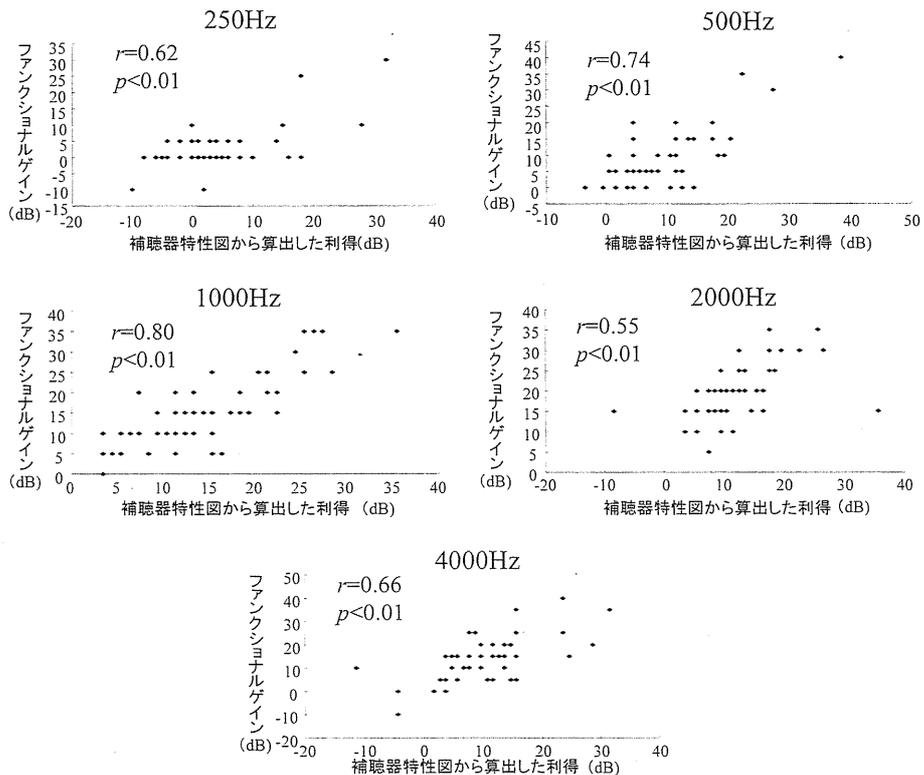


図2 各周波数の補聴器特性図から算出した利得とファンクショナルゲインの関係

閾値測定時に生じる誤差, 補聴器特性図から利得を算出する際に生じる誤差, 補聴器特性図の 60dB SPL 入力時の挿入利得からの装用閾値を推定する点, ノンリニア増幅の場合入力音レベルごとの利得が異なる点が考えられた。以下各要因について検討した。

まず純音聴力検査やファンクショナルゲインの閾値測定時に生じる誤差について検討した。補聴器特性図は 1dB ステップで計測が可能であるが, 閾値検査は 5dB ステップで測定することから, 補聴器特性図から算出した利得は 1dB 単位で, 閾値検査から算出した利得は 5dB 単位で求まる。そのため 5dB 未満の誤差については有意な差とは言い難いと思われた。また閾値検査には再現性の問題がある。過去の報告では短時間後の再検査時の変動の標準偏差はファンクショナルゲインでは 5~8dB とされている²⁾。これらのことから今回の結果で生じた 7.6dB の値は許容範囲であると考えられた。

次に補聴器特性図から生じる誤差について検討した。今回の算出方法では裸耳利得と 2cm³ カプラの感度差は考慮されているものの, 指針に触れられている外耳道の形状による個人差, 補聴器の種類の違いやマイクロホン・ゲイン, 出力音口効果, 通気口の効果等が考慮されていない。外耳道の形状は外耳道容積が大きくなると共鳴腔が小さくなり, 外耳道容積が小さくなると共鳴腔が大きくなる。そのため例えば外耳道の最深部の容積が小さくなると補聴器特性図から算出した値よりも実際の利得は大きくなる³⁾。外耳道の形状は当然個人差があり, このことによる誤差が含まれるのは避けることができない。また補聴器の種類が異なると利得に及ぼす影響は変化する。これはマイクロホン・ゲインや外耳道容積が異なるためである。マイクロホン・ゲインとはマイクロホンの位置の効果のことで, マイクロホンに入力する音は耳介, 頭, 体, 衣類等に対して反射や吸収が起これ, これらの影響を受けて変化する³⁾。小寺によると箱型補聴器ではマイクロホンが本体にある場合は胸ポケットに入れて使用すると 500Hz から 4000Hz までの広い周波数帯で後方の音が弱まる³⁾。挿耳用補聴器ではマイクロホンの位置が外耳孔に近いと, 耳介の集音効果で補聴器装用耳の前方 45° からの音をもっともよく増幅し, 高周波数帯については耳かけ型に比べて指向性がある³⁾。耳か

け型補聴器のマイクロホンは耳介の上方にあるので挿耳型に比べて全方向からの音が聞こえるとされる³⁾。耳かけ型補聴器の場合, 補聴器装用耳前方 0° では 2000Hz が 3dB と全周波数の中で値が最も大きい⁴⁾。今回の補聴器はすべて耳かけ型であり, 2000Hz で 7.6dB とファンクショナルゲインの方が大きくなったのはマイクロホン・ゲインの影響があるかもしれない。その他に影響を及ぼす因子として音道, 音響ダンパー, ベント等がある。Dillon によると音道径は高音域利得と補聴器の出力に影響する⁴⁾。音響ダンパーは音道内で使用され中音域の周波数レスポンスの調節に用いられる⁴⁾。ベントは通気の効果とともに低音域の利得や最大出力に影響する⁴⁾。耳かけ型補聴器では音道径は高音域の 2000Hz 以上, 音響ダンパーは中音域の 800~2500Hz, ベントは低音域の 1000Hz までの周波数の利得を抑える⁵⁾とされる。

最後に 60dB SPL 入力時の挿入利得からの装用閾値を推定する点, ノンリニア増幅の場合入力音レベルごとの利得が異なる点について検討した。今回検討した補聴器はすべてノンリニア補聴器である。ノンリニア補聴器は入力音のレベルによって増幅回路にフィードバックをかけ, 増幅度を変化させる²⁾。そのため入力音レベルが低いときに増幅を大きくし, 入力音レベルが高いときに増幅を小さくする⁵⁾。例えば 50dB SPL 入力時の周波数レスポンスから得られる利得と 90dB SPL 入力時の周波数レスポンスから得られる利得では 50dB SPL 入力から得られる利得の方が値は大きくなる。今回検討した難聴者の補聴器非装用下の聴力レベルの平均は 56.9dB であり, 閾値が 60dB より低い難聴者が多かった。これらの難聴者が得る利得は 60dB SPL 入力時の周波数レスポンスから得られる利得よりも難聴者の閾値付近での利得の方が大きいと考えられた。そのため 60dB SPL 入力時の周波数レスポンスから得られる利得よりもファンクショナルゲインが大きくなる可能性があり, そのことが今回の結果の 2000, 4000Hz のファンクショナルゲインが有意に大きくなった原因の一つかもしれない。

補聴器特性図から正確な利得を求めようとする今回考慮した裸耳利得と 2cm³ カプラの感度差以外に上述した要因を考慮する必要がある。それらを考

慮することで理論的には正確な利得を算出することができると思われるが、それにはかなりの労力と手間が必要となる。補聴器特性図を用いた利得の算出方法の最大の利点は簡便に利得を算出することであると考えると今回の両方法で求めた利得はおおよそ一致しており、補聴器の適合を判定する際補聴器特性図から簡易的に利得を算出する方法を用いても問題はないと考えられた。なお、より厳密に適合状態を判断する場合、実際にファンクショナルゲインの測定や実時挿入利得の測定などの適合検査を実施する必要があると考えられた。

ま と め

補聴器特性図から簡易的に算出した利得とファンクショナルゲインの関係について検討を行った。各周波数とも補聴器特性図から算出した値とファンクショナルゲインに有意な相関があった。また250, 500, 1000Hzでは補聴器特性図から算出した値とファンクショナルゲインの平均値に差はほとんど認められず、250, 500Hzは補聴器特性図から算出した値が、1000, 2000, 4000Hzはファンクショナルゲインの方が大きくなった。しかしながら全体として両者の値はおおむね近似しており簡易的に適応状態の判定が可能であると考えられた。

本論文の要旨は、第55回日本聴覚医学会学術講演会(奈良)で口演した。

Comparison of the gain calculated from the frequency response curve in a hearing aid and the functional gain

Yuka Yoshida, Tadashi Nishimura, Fumi Fukuda, Osamu Saito, Hiroshi Hosoi

Department of Otolaryngology and Head & Neck Surgery, Nara Medical University

The guidelines of the test for evaluating the necessity of fitting a hearing aid (2008) proposed by Japan Audiological society states that the method to calculate the gain is based on the frequency re-

sponse curve. The purpose of this study was to compare the gain calculated from the frequency response curve with the functional gain. The subjects were fifty-two adults (23 males and 29 females) with hearing loss. We compared them at five frequency points (250, 500, 1000, 2000, and 4000Hz) according to the guidelines. At each frequency, the average values had a significant correlation between the two gains. No significant differences were found between the gains at the 250, 500 and 1000 Hz. The differences at 2000 and 4000Hz were, however, statistically significant. The functional gain at 2000Hz was 7.6dB higher than the gain calculated from the frequency response curve. Considering the errors of audiometric tests, the method of calculating the gain based on the frequency response curve may be acceptable as an assessment tool for hearing aid fitting.

参 考 文 献

- 1) 福祉医療委員会報告書：補聴器適合検査の指針(2008)。Audiology Japan **51**: 661-686, 2008
- 2) Humes LE, Kirn EU: The reliability of functional gain. J Speech Hear Dis **55**: 193-197, 1990
- 3) 小寺一興：補聴器フィッティングの考え方。診断と治療社，東京，1999，pp14-65
- 4) Dillon H: Hearing Aids. Thieme, Stuttgart, 2001, pp74-158
- 5) 小寺一興：補聴の進歩と社会的応用。診断と治療社，東京，2006，pp54-55
(2010年12月29日受稿 2011年1月26日受理)

別冊請求先：〒634-8522

奈良県橿原市四条町840

奈良県立医科大学 耳鼻咽喉・頭頸部外科学教室

西村忠己

Tadashi Nishimura

Department of Otolaryngology and Head & Neck Surgery, Nara Medical University, 840 Shijo-cho Kashihara, Nara 634-8522, Japan

