

次に第Ⅱ波の閾値を比較した。非除去側の平均閾値±標準偏差は、気導で 2.5 ± 2.89 dB、軟骨伝導で 22.5 ± 2.89 dBであった。除去側の平均閾値±標準偏差は、気導で 35.0 ± 5.77 dB、軟骨伝導で 46.3 ± 11.09 dBであった。除去側と非除去側の反応閾値の差を図6に示す。気導閾値を除去側と非除去側で比較したところ、除去側の平均閾値は非除去側よりも32.5dB上昇していた。軟骨伝導閾値については除去側で23.8dB上昇していた。

- [1] Hosoi, H., Yanai, S., Nishimura, T., Sakaguchi, T., Iwakura, T., & Yoshino, K. "Development of cartilage conduction hearing aid." Archives of Materials Science and Engineering, vol.42, no 2, pp. 104-110, April 2010.
- [2] Burkard, R., Feldman, M., Voight, H. "Brainstem Auditory-Evoked Response in the Rat Normative studies, with Observations Concerning the Effects of Ossicular Disruption," International Journal of Audiology, vol 29, no 3, pp. 146-162, 1990

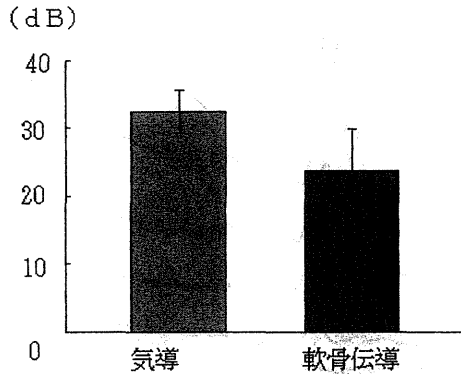


図6 非除去側と除去側の反応閾値の差

4. 考察

本研究では術前に両耳の気導及び軟骨伝導 ABR を測定しなかった。しかし、異なる被験体を用いて予備的な検討を行ったところ、気導、軟骨伝導の閾値とも両耳でほぼ同等であったので、本研究で用いた被験体においても手術前の気導、軟骨伝導閾値が両耳でほぼ同等であったと仮定する。気導音刺激時の非除去側と除去側の閾値を比較すると、今回作成したモデルでは 32.5dB の伝音難聴が得られたと考えられた。この結果は中耳破壊を施したラットで得られた ABR 反応閾値への影響[2]と類似していた。軟骨伝導閾値について非除去側と除去側を比較すると、除去側で 23.8dB 上昇していた。このことから、作成した伝音難聴による反応閾値の差は軟骨伝導では気導よりも小さいことが明らかになった。仮に軟骨伝導が骨導であるなら、骨導は中耳伝音系の影響を受けにくいので 23.8dB もの大きな閾値の差にはならないはずである。仮に軟骨伝導が気導であるなら、耳小骨の除去によって音が減衰し、今回気導で生じた 32.5dB の差を示すはずである。以上のことから軟骨伝導は気導、骨導のどちらかに限定されるのではなく、両経路が関与していることが示唆された。

特集 耳鼻咽喉科・頭頸部外科の検査マニュアルー方法・結果とその解釈

I. 聴覚検査

4. 補聴器適合検査

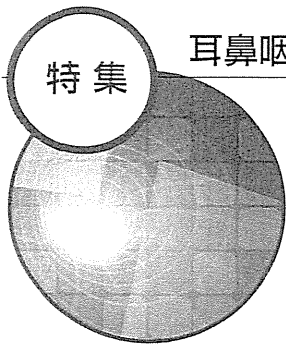
西村 忠己 細井 裕司

耳鼻咽喉科・頭頸部外科

第82巻 第5号(増刊号) 別刷

2010年4月30日 発行

医学書院



特集

I. 聴覚検査

4. 補聴器適合検査

西村忠己* 細井裕司*

I はじめに

高齢化社会の到来とともに補聴器を必要とする聴覚障害者は増加している。それに伴い補聴器適合における耳鼻咽喉科医が果たす役割の重要性も再認識され、近年補聴器適合検査の保険診療の算定化や補聴器相談医制度の発足などの整備が進んでいる。しかし補聴器が聴覚障害者に合っているかどうかの判断を行う補聴器適合検査については定まった方法はなく、臨床の場でその対応に苦慮することも想定される。

II 補聴器適合検査

補聴器の適合状態の判断を行うにはさまざまな方法がある。補聴器自体の状態について評価する方法、閾値や語音明瞭度などを指標に装用効果などの程度あるかで評価する方法、環境雑音などの許容度を指標に評価する方法、実生活で使用したときの効果で評価する方法などが挙げられる。検査室で行う閾値や語音明瞭度の検査で適合していると考えられる例でも、実生活で使用してみると期待した効果が得られないこともある。1つの評価方法だけで補聴器の適合を判定することは難しく、複数の評価方法を組み合わせて総合的に判断する必要がある。

補聴器適合検査として実施する評価方法が現在のように各施設で異なった状況では施設間での結果の比較は難しく、評価方法の妥当性や判定基準

表 1 補聴器適合検査の指針で示されている評価項目

- 1) 語音明瞭度曲線の測定
- 2) 環境騒音許容レベルの測定
- 3) 実耳挿入利得の測定 (鼓膜面音圧の測定)
- 4) インサートイヤホンを用いた音圧レベル (SPL) での聴覚閾値・不快レベルの測定
- 5) 特性図とオーディオグラムを用いた利得・装用閾値の算出
- 6) 音場での補聴器装用閾値の測定 (functional gain の測定)
- 7) 雑音負荷条件下での語音明瞭度の測定
- 8) 質問紙による適合評価

の設定などの問題点も出てくる。このため何らかの共通の基準となる評価方法の作成が求められる。現在、補聴器適合検査について聴覚医学会の福祉医療委員会で検討が行われておりその指針が中間報告として報告されている¹⁾。その中で示されている適合検査に必要な要件として①明確な判断基準となること、②必要かつ十分な評価を行えること、③検査法の基準が定められていること、④臨床上妥当な時間で行えることなどが挙げられている。また補聴器の適合状態の評価項目には、①入力音圧が 50~60 dB SPL 時の利得が十分か、②入力音圧が 80~90 dB SPL 時の出力が不快レベル (UCL) を越えないか、③装用時語音明瞭度が非装用時語音明瞭度に比べて同等またはそれ以上に保たれているか、④雑音下で語音明瞭度がどの程度に保たれているか、⑤補聴器を長時間使用する場合に、聴取される騒音は装用者の心理的許容レベル以内か、⑥装用者の満足度は装用可能な状態か、⑦補聴器を装用することが可能か (操作

* にしむら ただし, ほそい ひろし: 奈良県立医科大学耳鼻咽喉・頭頸部外科
〔連絡先〕西村忠己: 奈良県立医科大学耳鼻咽喉・頭頸部外科 (〒634-8521 奈良県橿原市四条町 840)

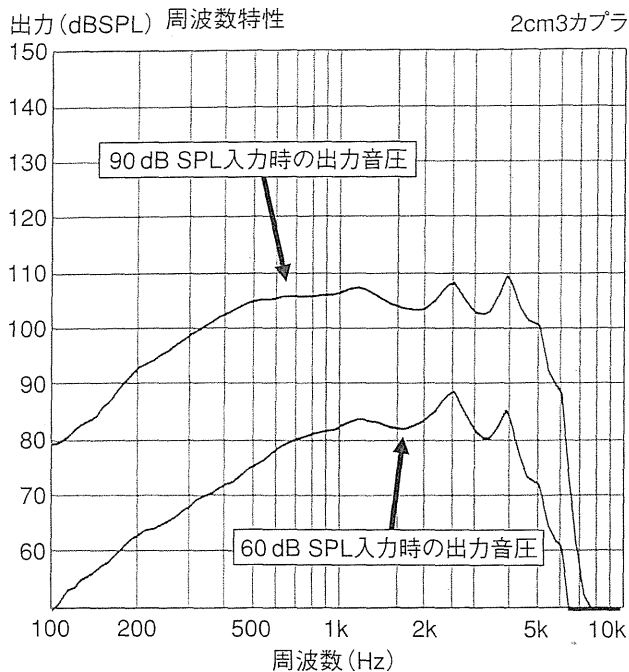


図 1 補聴器特性図 (90 dB SPL および 60 dB SPL 入力時の出力音圧)

利得調整器最大位置での 90 dB SPL 入力音圧時の出力音圧と使用状態で 60 dB SPL 入力時の出力音圧。それぞれ補聴器から出力される最大音圧と通常会話での利得の推定に役立つ。

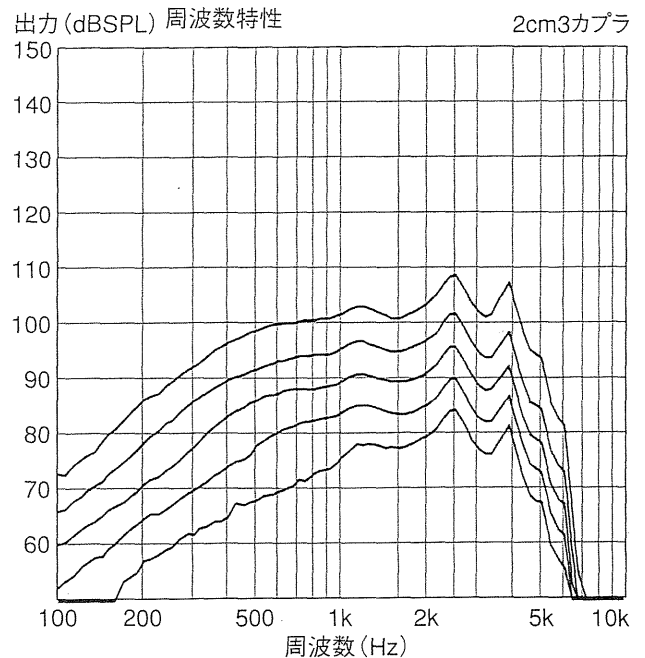


図 2 補聴器特性図 (50~90 dB SPL 入力時の出力音圧)

下から順に 50, 60, 70, 80, 90 dB SPL 入力時の出力音圧を示す。それぞれの出力音圧の間隔からノンリニア増幅の評価が可能である。

面も含めて) の 7 項目を考慮し、それに基づき表 1 に示すような評価方法が適合検査として示されている。

本稿では『補聴器適合検査の指針 (2008)』に示されている補聴器適合検査を中心に、成人を対象とした適合を判断するうえでの代表的な検査とその結果の解釈について解説を行う。日本聴覚医学会福祉医療委員会では、最終報告に向けて改訂作業中であり、最終報告においては内容に若干の変更が生じる可能性がある。

III 補聴器特性図による評価

補聴器の適合状態を評価するためにはまず調整した補聴器の状態を把握することが必要で、補聴器特性図測定装置を用いて評価する。保険診療で定められている補聴器適合検査を実施する施設基準にもこの装置が必須となっている。補聴器特性図の測定として JIS 規格に定められているのは、90 dB 最大出力音圧レベル、最大音響利得、基準周波数レスポンスなどがあるが²⁾、これらは主に

補聴器の工業的な性能そのものを把握するために用いられる。補聴器の適合状態を評価するためには、まず補聴器の調整を行った状態で利得調整器 (ボリューム) を最大位置にして 90 dB SPL の純音を入力したときに得られる曲線より、その補聴器から出力される最大の音圧を推定する (図 1)。強音に対する不快感の防止や聴覚保護の観点からこの音圧が不快閾値を越えていないことを確認する。また補聴器を装用することでどの程度の利得が得られるかを調べるために補聴器の使用状態で通常の会話音の強さに近い 60 dB SPL の純音を入力し、そのときの出力音圧を求める (図 2)。60 dB 入力時の出力音圧は通常の会話での利得が十分かどうかの判断材料になる。得られた値から 60 dB を引くとそれぞれの周波数で得られるおおよその利得が推定できる。より正確に利得を推定するためには、オープンイヤゲイン (裸耳利得)、カプラと実際の耳の感度の差などの補正が必要であり、求めた各周波数の利得に表 2 の補正値を加算する。プローブチューブマイクによる測定が可能な補聴器特性測定装置があれば装用者の外耳道内にプローブチューブを挿入することで鼓膜面上の

表 2 利得算出のための補正值

周波数 (Hz)	250	500	1000	2000	4000
裸耳利得 (dB)	0	1.5	2.5	12.5	14.4
ヒトの耳と 2 cm 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	-4	-4.9

裸耳利得は IEC60118-8Ed³ から、ヒトの耳と 2 cm³カプ
ラの感度差は ISO389-2⁴ の音響カプラと密閉型擬似耳
の基準等価閾値音圧レベルから算出。裸耳利得を減算し
ヒトの耳と 2 cm³カプラの感度差を減加算することによ
り正確な利得が算出できる。

音圧の測定が可能であり、装用時と非装用時のレス
ポンス（もしくは利得値）の差から実耳挿入利
得を求めることができる。実耳挿入利得の測定を
行えば前述の補正すべき誤差を無視でき、より正
確な測定が可能である。また補聴器特性図では
10 dB ステップごとの出力を測定することでノン
リニア増幅の効果を見ることも可能である。測定
した補聴器特性図から調整した補聴器が意図した
出力になっているかで判断を行う。

なお補聴器特性図の測定における注意点として
雑音抑制機能のついている補聴器ではその出力に
影響を与えるため、実際に出力されている音圧よ
り過小に評価されることがある。可能であれば抑
制機能をオフにして測定する。

IV 閾値を用いた評価

補聴器特性図から出力の状態を把握することは
可能であるが、装用者の応答を指標とし実際の出
力が適当であるかを評価することも可能である。
指標として聴取閾値、快適レベル、不快レベルな
どあるが、検査により得られる情報および再現性
などから聴取閾値の測定が最も行われている。補
聴器適合検査の指針にはインサートイヤホンを用
いた音圧レベル (SPL) での聴覚閾値・不快レベ
ルの測定、音場で補聴器装用閾値を測定する方法
(ファンクショナルゲイン測定) が示されているが
インサートイヤホンを用いた音圧レベル (SPL)
での聴覚閾値・不快レベルの測定については特殊
な測定装置が必要となる。ここでは最も普及し行
われていると思われる音場で補聴器装用閾値を測

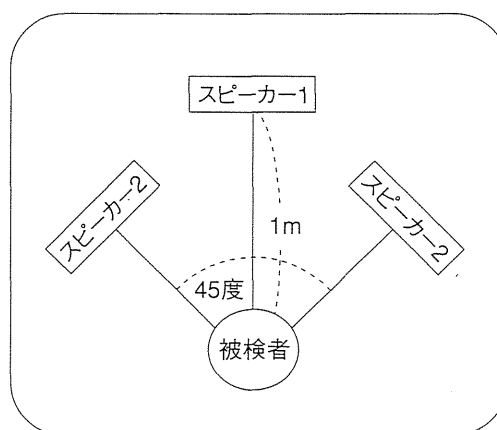


図 3 音場検査での検査音および雑音用
スピーカの配置

検査音は正面 1m 離れた場所に設置した
スピーカ (スピーカー 1) より与える。雑音
負荷について ISO の規定⁵ ではスピーチノ
イズを雑音として用い、左右 45 度の位置
で 1m 離れた場所に設置したスピーカ (ス
ピーカ 2) より与えることになっている。

定する方法 (ファンクショナルゲイン測定) につ
いて解説する。

音場での検査では被験者の約 1m 前にスピー
カを設置し検査を実施する (図 3)。音の反射など
を考慮するとある程度の大きさの防音室が必要と
なるが、そのような設備のある施設は限られてい
る。補聴器の適合状態を判断する目的であれば、
被験者の聴力を考慮すると静かな部屋でカーテン
などを用い反射音を減らす工夫をすることで代用
可能と思われる。閾値の測定はウォーブルトーン
もしくはバンドノイズを用いて行う。非装用時の
閾値と装用時の閾値の差はファンクショナルゲイ
ンと呼ばれており、閾値付近でのおおよその利得
が求められる (図 4)。不良聴耳の閾値の測定を行
う場合には良聴耳の遮蔽が必要となる。閾値の差
が 20~30 dB 以内であれば耳型を採取するた
めの印象剤などで閉鎖することで測定可能である。
測定した装用閾値から会話能力がどの程度である
か、ファンクショナルゲインから意図した利得が
得られているかで適合を判断する。判断基準とし
ては装用閾値であれば 35 dB HL 以内、ファンク
ショナルゲインであれば聴力レベルの半分であ
れば十分な利得が得られており適合していると判断
できる。

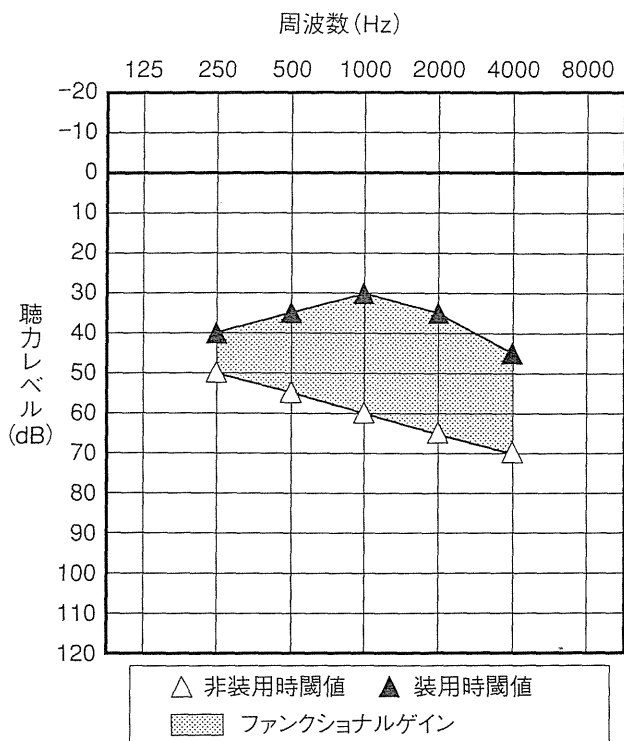


図4 非装用時・装用時の閾値とファンクショナルゲイン

音場で補聴器装用時と非装用時の聴取閾値を測定する。その差がファンクショナルゲインとなる。図の例では十分な利得が得られており適合していると判断できる。

V 語音聴力検査を用いた評価

補聴器の役割を考えると純音の聞き取りより語音の聞き取りが重要であり、語音の聞き取りについて評価することは必須項目である。語音を用いた検査には単音節以外に文章やことばの聞き取りで評価を行う方法もあるが、基準となる方法は聴覚医学会が作成した67-S語表もしくは57-S語表を用いた検査である。閾値測定と同様に音場で行い、67-S語表を用い明瞭度曲線を求めたり、57-S語表を用いて明瞭度をより詳しく評価する方法がある。また雑音を負荷したときの明瞭度の変化でその影響を評価することもできる。

1. 語音明瞭度曲線の測定

複数の音圧で明瞭度を測定することで語音明瞭度曲線を求めることができる。語音聴取能の詳細な評価には67-S語表(20語)よりも57-S語表(50語)のほうが適している。しかしながら時間的な制限もあり実際の臨床では複数の音圧での測定が必要となる語音明瞭度曲線を測定するために

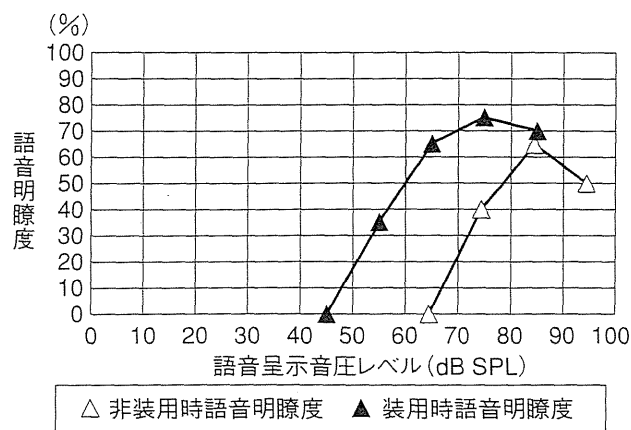


図5 非装用時・装用時の語音明瞭度曲線
補聴器非装用時と比較して装用時の最高明瞭度の低下がなく、ロールオーバー現象を認めず、非装用時の明瞭度曲線を考慮すると幅広い音圧で比較的良好な明瞭度が得られており適合していると判断できる。

は67-S語表が用いられる。非装用時・装用時それぞれ通常10dBステップで4~5か所程度の音圧で測定する。得られた明瞭度曲線から通常話声(65dB SPL程度)での明瞭度が十分か、非装用時と比較し最高語音明瞭度の低下がないか、幅広い音圧で良好な明瞭度が得られているか、大きな話声での急激な明瞭度の低下(ロールオーバー現象)がないかなどを指標に適合状態を評価する(図5)。難聴の程度によっては測定機器の出力の関係上最高語音明瞭度が得られないことがある。最高語音明瞭度やロールオーバー現象の有無を指標に適合状態の評価をする場合には注意が必要である。

2. 語音明瞭度を用いた評価

通常話声などある特定の音圧での明瞭度や異聴を評価する場合は語数の多い57-S語表が適している。非装用時での結果と比較して低下(10%以上)がないかで判断する。通常会話での適合を評価する場合の提示する音圧は、装用時は65dB SPLで行うが、非装用時も同様に65dB SPLで行うが、非装用時も同様に65dB SPLで測定しても通常同一音圧では語音明瞭度は装用時より低くなるため意味はない。補聴器適合検査の指針にも示されているようにそれぞれの閾値に合わせて非装用時の測定音圧を決めて(例えば、非装用時の測定は閾値に35~40dB足した音圧で測定する)実施する。しかし特定の音圧で評価するため非装用時と装用時の結果を単純に比較するこ

とは難しい。語音明瞭度曲線を描いている場合にはその最高明瞭度を得られる音圧で明瞭度検査を行うことで比較可能であるが、それ以外の場合は明瞭度に差が生じたときその解釈に注意が必要である。

3. 雑音負荷条件下での語音明瞭度の測定

装用者の最も問題となる訴えの1つに雑音下での聞き取りの悪さがある。このことを評価する方法として、補聴器を装用した状態で雑音を負荷し語音明瞭度が保たれているか評価する方法がある。使用する雑音は呈示のしやすさ、再現性などを考慮すると環境雑音よりも加重不規則雑音（スピーチノイズ）が適している。雑音はISOの規定⁵⁾では図3のように斜め45度からの呈示が推奨されている。用いる検査語音と雑音の音圧については定まった値はないが、補聴器適合検査の指針では検査語音65 dB SPL 加重不規則雑音55 dBでの測定が提案されている。雑音を負荷していない場合と比較し明瞭度の低下が少なければ（概ね10%以内）明瞭度が保たれていると考えられる。しかしそれ以上に低下している場合であっても必ずしも不適合とはならない。難聴者の中には雑音負荷により極端に明瞭度が低下する症例もあるため、非装用時の雑音負荷による明瞭度の低下を参考に適合を判断する必要がある。

VI 環境騒音の許容を指標とした適合評価

補聴器に対する不満でよく聞かれることは雑音がうるさいとの訴えである。実生活では適合を行う防音室内とは異なり何らかの環境音の存在下で補聴器を使用することとなる。補聴器を装用することで聞き取りたい音以外の音（環境騒音）も増幅され大きくなるが、それが許容できるレベルかどうか確かめる必要がある。その評価方法としては環境騒音自体が許容できるかどうかで評価する方法と、環境騒音下での会話を聴取するとき環境騒音が許容できるか評価する方法がある。

環境騒音自体が許容できるかどうかの判断は生活環境を想定しさまざまな環境騒音を呈示し、許容できるかどうか尋ねる。環境騒音は、KR2000A

などの音源CDを用いて呈示するか、実際に紙を丸めたり、コップを置いたりするなど環境雑音を発生させることで呈示し、それぞれ許容できるかどうか装用者に尋ねる。許容できない場合は、呈示した環境騒音の特徴を考慮し、利得や最大出力音圧、周波数特性、ノンリニア増幅、雑音抑制機能などの調整を行う。

環境騒音下での会話における許容についての評価方法と解釈については補聴器適合検査の指針で示されている。指針では朗読音を65 dB SPLで呈示し、種々の雑音を55 dB SPLで呈示したときの主観的な印象を『雑音下で検査語（朗読音）を聴取するときに補聴器を使用できる』、『補聴器を装用するのが困難である』のうち、いずれかを回答させる。『補聴器を装用するのが困難である』と回答されれば不適合と判断し補聴器の調整を行うこととなる。なおこの評価では朗読音が理解できるかどうかは評価には含めない。

VII 質問紙による適合評価

補聴器の適合を行う外来や検査室は環境騒音が少なく、装用者が実際に補聴器を使用する日常生活での環境とは異なる。このため実生活で補聴器の効果がどの程度あるのか、また不都合な問題がないかを評価する必要がある。これらの実生活での効果の評価は通常質問紙を用いて評価される。質問紙を用いた評価方法はさまざまで、研究者ごとに工夫を凝らした質問紙を作成していることもあり、それぞれ質問項目や回答方法が異なる。そのため施設間での比較や妥当な評価基準の設定は難しい。補聴器適合検査に用いる質問紙についてはその内容の妥当性や普及を考慮する必要がある。そのような観点から補聴器適合検査の指針では厚生省研究班が作成した『きこえについての質問紙』⁶⁾を用いた評価が提案されており、評価方法と解釈が示されている。

VIII おわりに

最後に補聴器適合の流れと各段階で実施する検査項目の例を示す（図6）。補聴器の適合を行うた

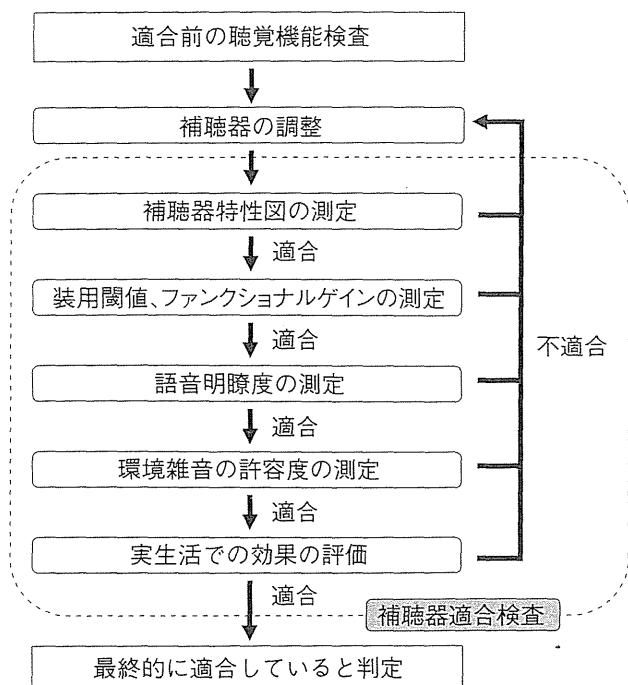


図 6 補聴器適合の流れと評価項目
補聴器適合の進行に合わせ各段階で評価を行い、不適合と判断されれば再調整を行い再評価する。

めにはまず補聴器の適応を決定後、純音聴力検査、語音聴力検査、不快レベルなどを参考におおよその利得や最大出力音圧など決定し補聴器の調整を行う。次に調整した補聴器が実際に意図した出力となっているかを補聴器特性図で確認する。その後実際に装用したときの閾値の測定を行い出力(利得)が適当であるか判断する。出力に問題がなければ語音明瞭度曲線や語音明瞭度、必要に応じて雑音を負荷した場合の明瞭度へ影響を測定し適合しているか判断する。さらに環境騒音が許容で

きるか評価し適合しているかどうか判断する。ここまでの一連の評価で不適合と判断される結果があれば再調整を行い再度評価することになる。外来および検査室でできる評価に問題なければ実生活での使用で効果があるか質問紙を用いて評価する。その結果から必要であれば補聴器の再調整をする。すべての評価項目で適合と判断されることが理想ではあるが、症例によっては十分な利得と環境騒音の許容とが両立しないこともある。このような場合は場面に応じてボリューム調整や複数の設定を切り替えるなどで対応したり、多少の利得は犠牲にしても環境騒音が許容できることを重視し調整を行ったりする必要もある。補聴の適合の判断を行うには1つの評価方法だけでは不十分であり、複数の評価方法を実施し総合的に判断することが求められる。

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 : 661-679, 2008
- 2) 日本規格協会：日本工業規格 補聴器 JIS C5512-2000
- 3) IEC 60118-8 Ed. 2.0 : Electroacoustics—Hearing aids—Part 8 : Methods of measurement of performance characteristics of hearing aids under simulated *in situ* working conditions, 2005
- 4) ISO 389-2 : Acoustics—Reference zero for the calibration of audiometric equipment—Part 2 : Reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones and insert earphones, 1994
- 5) ISO : Acoustics—Audiometric test methods—Part 3 : Speech audiometry. ISO8253-3, 2000
- 6) 鈴木恵子・他：補聴効果評価のための質問紙の作成. *Audiology Japan* 45 : 89-101, 2002

MEDICAL BOOK INFORMATION

医学書院

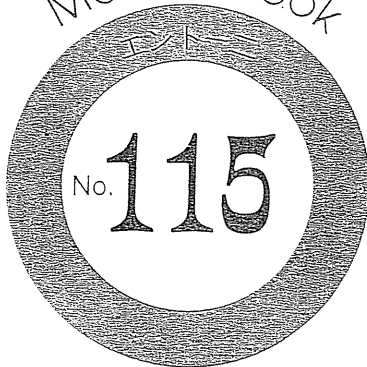
臨床検査データブック コンパクト版 第5版

監修 高久史麿
編集 黒川 清・春日雅人・北村 聖

●三五変型 頁392 2009年
定価1,890円(本体1,800円+税5%)
[ISBN978-4-260-00935-5]

大好評の『臨床検査データブック』本体から『コンパクト版 第5版』が飛び出した！ いつでもどこでも必要になる検査を中心に、205項目をセレクト掲載！ ポケットに入る判型で、病棟、外来、実習など、常に携帯可能！ 今版から新たに小見出し「検査目的」「採取保存」が加わり、さらに内容が充実！ 本体と共に読者の臨床をサポート。

ENTONNI



2010年5月

高齢者の補聴

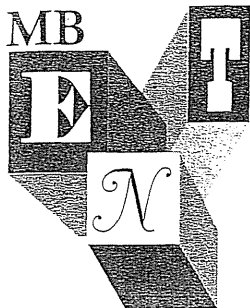
— 実地診療に役立つ最新の知識 —

編集企画

奈良県立医科大学教授 細井 裕司



全日本病院出版会



◆特集・高齢者の補聴—実地診療に役立つ最新の知識—

補聴器フィッティングの全体像の理解

細井裕司*

Abstract 耳鼻咽喉科医が補聴器に取り組むとき、何から手をつけたら良いかの指針を示した。まず、補聴器フィッティングの全体像を理解する。この過程の中には、耳鼻科医自身が行うべき必須の項目と、実務は補聴器技能者に委ねるがその仕事内容を把握しておくべき項目がある。また、個々の難聴者に適した補聴器の最新の情報を提供し、難聴者の相談に応じることは耳鼻科医として重要である。

Key words 補聴器 (hearing aid), フィッティング (fitting), 補聴器相談 (consultation in hearing aid)

はじめに

個々の難聴者に最適の補聴器を選択、調整することを補聴器のフィッティング(適合)という。本書は、成人の補聴器フィッティングについて耳鼻咽喉科医が理解しておくべき最新の知識を提供するものである。

では補聴器のフィッティングにはどのようなプロセスがあるのか。そのプロセスのすべてを耳鼻科医自身が行うのか。そうでないならフィッティングのどの過程を耳鼻科医自身が行うのか。それ以外の過程については、どのように対処すればよいのか。難聴者から相談を受けたとき、どのように答えるのか。特に今から補聴器に取り組もうと考えておられる先生方は、このような疑問を持たれるだろう。

そのような疑問に答えるために、補聴器フィッティングの全体像を大まかに理解することを本稿の目的とした。詳細については、以後の各項目で解説される。

耳鼻科医がまず取り組むべきこと

1. 補聴器フィッティングの全体像を理解する¹⁾²⁾

① 補聴器フィッティングの流れの全体像を理解する(表1)

表1に補聴器フィッティングの全体像を示す。このすべてを耳鼻科医自らが行う必要はない。2の2)3)4)と3の2)の再調整は耳鼻科医の指導のもとに認定補聴器技能者が実務を行ってもよいと考える。しかし、補聴器技能者を指導するためには耳鼻科医は補聴器技能者の仕事内容を把握しておく必要がある。

② 補聴器の構造・種類を理解する

図1にデジタル補聴器の構造を示す。マイクロホンから入力されたアナログ音声信号はA/D変換器によってデジタル信号に変換され、デジタル信号処理によって音量、音質の調整や音声加工などが施され、D/A変換器によって再びアナログ音声信号となり、イヤホンから難聴者の耳に届く。この例では外部プログラム装置によって音量、音

* Hosoi Hiroshi, 〒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, 教授

表 1. 補聴器フィッティングの全体像

1. 患者の来院から補聴器外来へ
 - 1) 問診
 - 2) 耳鼻咽喉科診察(視診)
 - 3) 聴覚検査およびその他の必要な検査
 - 4) 難聴の診断
 - 5) 補聴器の適応決定
2. 補聴器フィッティングの実際
 - 1) 装用耳の決定
 - 2) 補聴器の選択(周波数特性と音響利得)
 - 3) 音質調整
 - 4) 最大出力音圧レベルの決定
 - 5) イヤモールドの作成
3. フィッティング後の評価とカウンセリング
 - 1) フィッティング後の評価
 - 2) 再調整とカウンセリング
4. 実生活での使用と聴覚管理

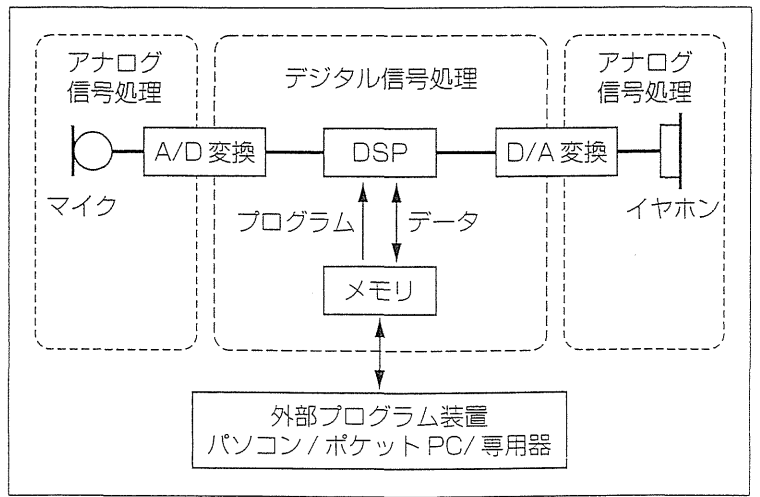


図 1. デジタル補聴器の構造

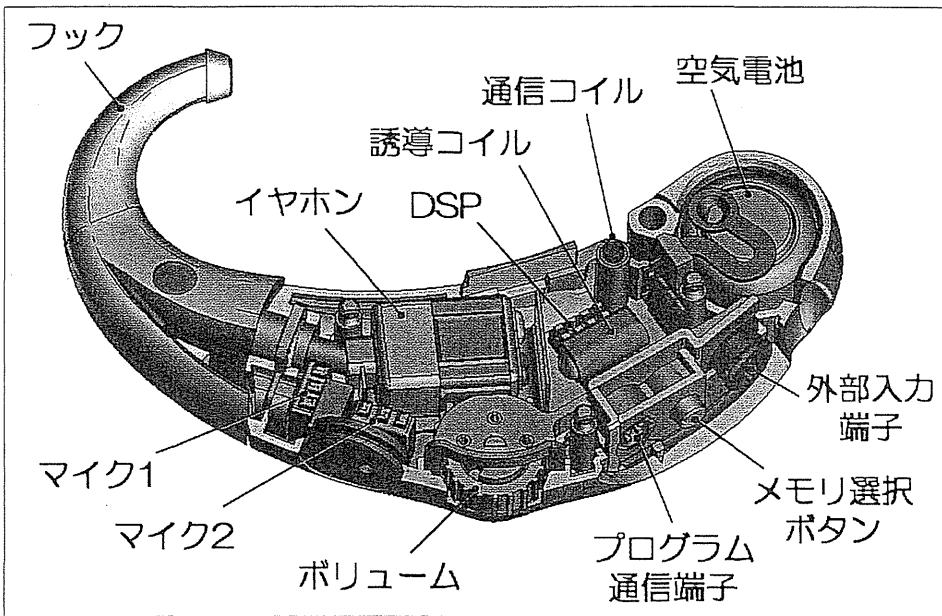


図 2. デジタル耳かけ型補聴器の内部と名称

表 2. 補聴器の種類

分類項目	種類
外 観	ポケット型, 耳かけ型, 耳あな型, 眼鏡型
信号処理法	アナログ, デジタル
制御方法	アナログ, デジタル
増幅方法	リニア(線形増幅), ノンリニア(非線形増幅)
音伝導方式	気導式, 骨導式
対象とする難聴のレベル	軽度用~中等度用~高度用

質, 出力制限などの制御を行っている. 図2にデジタル耳かけ型補聴器の内部とその名称を示す.

補聴器はその着目する項目によって種々の分類ができる. 表2に補聴器の種類を示す.

③ 補聴器に関する基礎知識・基礎的な用語を理解する

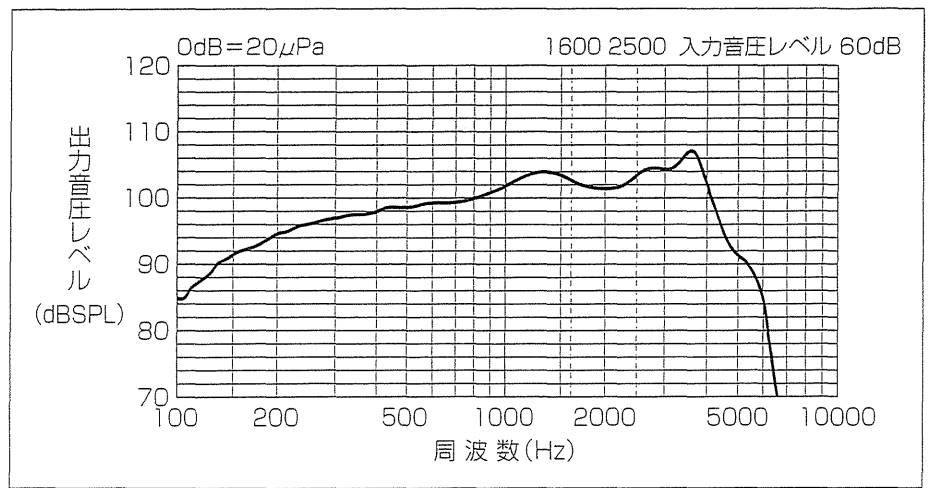
不快域値, 快適域値, ダイナミックレンジ, 規準周波数レスポンス, 90 dB 最大出力音圧レベル, ノンリニア増幅など.

④ 補聴器の特性表に慣れる

オーディオグラムは横軸を周波数(Hz), 縦軸を聴力レベル(dB)とする人の聴覚の周波数特性表である. 補聴器の特性も横軸を周波数(Hz), 縦軸を出力音圧レベル(dB)とする周波数特性表で表される. 図3に補聴器規準周波数レスポンスの1例を示す. この特性表に慣れる必要がある.

2. 耳鼻科医が行うべき必須の項目を理解する
難聴の診断, 適応の決定(補聴器の入口), 装用

図 3.
補聴器標準周波数レスポンス
の 1 例



耳の決定、フィッティング後の評価(補聴器の出口)、実生活で使用後の聴覚管理は耳鼻科医が行うべきである。

① 補聴器の適応は耳鼻科医が決める—補聴器の入り口—

補聴器のフィッティングを行っているのは誰か。現状では、相当数の難聴者が耳鼻科を受診することなく補聴器販売店を訪れ、店員が補聴器の適応決定から器種選択、調整まで行っている。なぜこのような難聴者にとって不都合な状態になったのであろうか。それは「まず補聴器ありき」の間違った思想に根ざしているからであろう。「最初にあるのは難聴という病的状態」であるから、耳鼻科医が難聴の診断をすることから始まるべきで、治療に至る過程の中で補聴器という選択肢が現れることになる。

難聴の訴えに対して、まず難聴の原因の精査を行う。中耳真珠腫や中耳癌があれば原疾患に対する治療が優先する。耳硬化症など手術によって補聴器を上回る結果が得られる可能性があれば難聴者に選択肢を示す。中耳炎や外耳炎があれば、補聴器装用前に治療が必要である。機能的難聴であれば補聴器を装用せずカウンセリング等により改善を目指さなければならない。

上記の問題がなければ、補聴器が候補になる。一般的には良聴耳の平均聴力レベルが 40 dB 以上であると日常生活で補聴器が必要な場合が多い。しかし、会議で正確に会話を理解する必要があるなど 35 dB 以下でも適応となることがある。つまり、個々の難聴者にとって補聴器から得る利

益が不利益を上回るかどうか適応を決める上で大きなウェイトをしめる。軽度難聴の場合は選択肢は補聴器か経過観察である。逆に難聴が重度の場合の選択肢は補聴器か人工内耳または視覚によるコミュニケーション手段(読唇、筆談、手話など)になる。

② フィッティングされた補聴器の評価は耳鼻科医が行う—補聴器の出口—

最適と思われる補聴器が選択・調整された後、本当に適合しているかどうかは耳鼻科医が評価しなければならない。評価法には、語音明瞭度を指標にした評価法、ファンクショナルゲインなど非言語音を用いた評価法、質問紙による難聴者の主観的评价など種々な評価法が用いられてきた。長年「補聴効果の評価法には多くの方法が提案されているが、決まった方法はない。」とされてきた。しかし、評価法についての指針がなければ、耳鼻科医同士また耳鼻科医と補聴器技能者との間で有意義な議論はできない。このことに答えるため、日本聴覚医学会福祉医療委員会では Audiology Japan 51 巻に「補聴器適合検査の指針(2008)」を福祉医療委員会報告として発表した。現在各方面からの意見を聴取し、2010 年の完成を目指している。

3. 補聴器技能者が何を行っているのかを理解する

全体像の中で、補聴器技能者の協力を得て進める事項については、補聴器技能者が行っていることを理解しておく。フィッティングは補聴器技能者との共同作業になるので、個々の難聴者の

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け、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。少し早口で話すと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はなく、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で、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 $\mathbf{y}(f, \tau) = [y_s(f, \tau), y_n(f, \tau)]$ 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]。

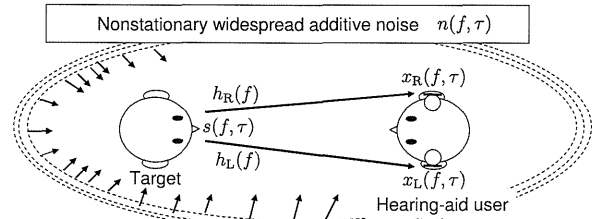


Fig. 1 本稿で想定する混合過程

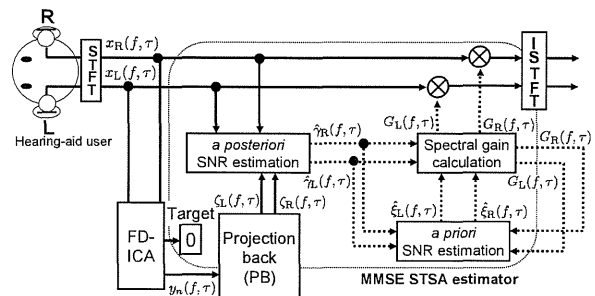


Fig. 2 ICA を用いた雑音推定に基づく MMSE STSA 推定法の処理ブロック図

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。 $\lambda_m(f, \tau)$ は式(4)で求めた推定雑音を用いる。

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

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]。

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

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名分の音声で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た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1.0m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

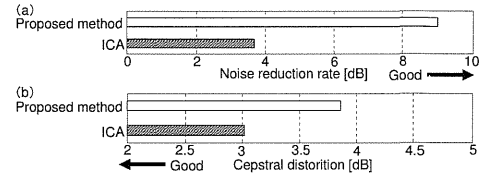


Fig. 3 ICAと提案法におけるNRR値とCD値の比較

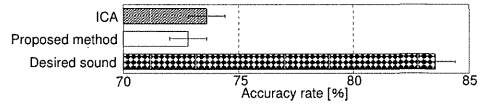


Fig. 4 ICAと提案法における定位感評価結果 (方位正答率)

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

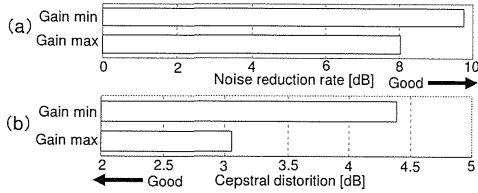


Fig. 5 両耳共通化スペクトルゲイン使用時の NRR 値と CD 値

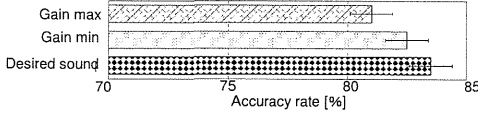


Fig. 6 両耳共通化スペクトルゲイン使用時の正答率

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ことの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。

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

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。

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

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 $\{(G(f, \tau) -$

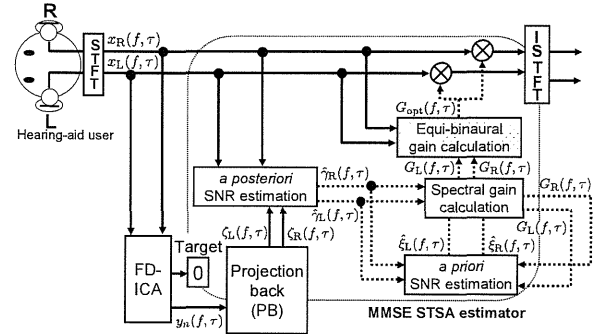


Fig. 7 両耳共通化スペクトルゲインを用いた MMSE STSA 推定法の処理ブロック図

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

$$G_{\text{opt}}(f, \tau) = \underset{G(f, \tau)}{\text{argmin}} E[\{ |G(f, \tau) - G_{L\text{min}}(f, \tau)| x_L(f, \tau) \}^2 + \{ |G(f, \tau) - G_{R\text{min}}(f, \tau)| x_R(f, \tau) \}^2] \quad (14)$$

subject to

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

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

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できる。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。

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

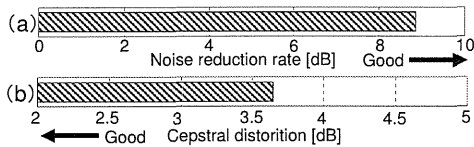


Fig. 8 両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた提案法におけるNRR値とCD値

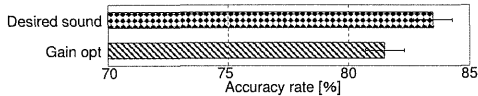


Fig. 9 両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた提案法における定位感評価結果(方位正答率)

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制し、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を両耳処理に適応させる手法[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。評価は二対比較で、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。

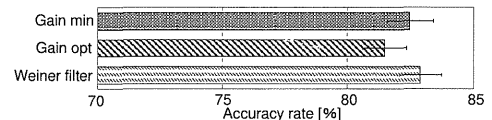


Fig. 10 両耳共通化最適スペクトルゲインを用いた提案法との定位感比較結果(方位正答率)

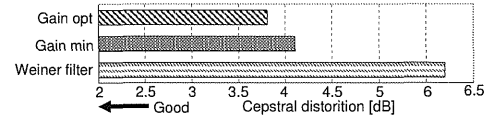


Fig. 11 Wiener filterを用いた場合のCD値

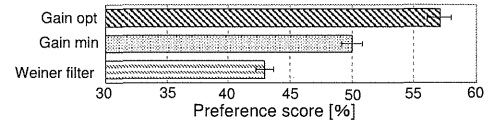


Fig. 12 提案法と他手法の音質比較

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った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±7.7dB、装用時の3分法平均聴力レベルは37.5±4.9dB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・指向性の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

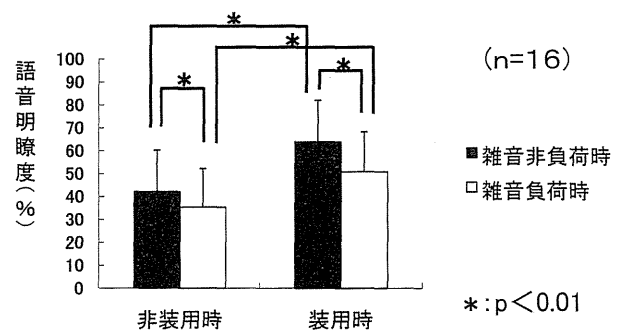


図1 65dB SPLの非装用・装用時の雑音非負荷・負荷時の明瞭度