

すなわち水平型の聴力の方はLinEarを好み、高音障害型の聴力の方はDynEarかRangeEarを好んだ。また、さらにそれぞれ異なったパラメータの調整も可能となってきた。圧縮が開始するニーポイント(kneepoint)の調整や過渡特性にも影響する最大出力抑制が働くまでのアタックタイム(attack time;<5msec)やポンピング音等を改善するためのリカバリータイム(recovery time; 20 to 100msec)の調整もプログラムソフトによっては可能となった。

難聴者個々のより詳細な調整、いわゆるオーダーメイドフィッティングが可能となってきた。しかし、調整の選択肢が多くなった分ベストな調整は困難となり、あくまでも調整のゴールはベターな調整となる。したがって補聴器の出力特性等では評価が困難となり、新たな調整の評価法が必要と思われる。またデジタル補聴器のフィッティング状況を示すためには、これまで以上に様々なフィッティング情報を明記する必要がでてきた。

文献：

- 1)Wesselkamp M, Margolf-Hackl S, Kiessling J : Comparison of two digital hearing instrument fitting strategies. Scand Audiol Suppl 52; 73-75, 2001.
- 2)Pastoors AD, Gebhart TM, Kiessling J : A fitting strategy for digital hearing aids based on loudness and sound quality. Scand Audiol Suppl 52; 60-64, 2001.
- 3)Steinberg JC, Gardner MB : The dependency of hearing impairment on sound intensity. J Acoust Soc Am 9; 11-23, 1937.
- 4)Lunner T et al. : Non-linear signal processing in digital hearing aids. Scand Audiol Suppl 49; 40-49, 1998.

6. 擬似音場検査装置によるフィッティング (原 由紀、松平登志正)

1) 擬似音場検査装置とは

補聴器装用下の聴力検査には音場検査が必須であるが、その際の検査室の条件は厳しく、ISO8253-2では、無響室または準無響室を求めている。しかし、一般の聴覚検査室でそれを満たすのはかなり困難が予想される¹⁾。更に、検査実施にあたっては頭位の固定や、検査条件が異なる度に校正が必要になる等の煩わしさが伴う。実際には正確な補聴効果の測定がなされないまま補聴器をフィッティングし、結果として補聴器が有効に活用されていない可能性が危惧される。そこで、簡便かつ精度の高い補聴効果測定法を普及させ、補聴器適合の一定水準を確保することを目的として、竹内が95年よりSONY社製バーチャルホンを用いた擬似音場検査装置(擬似音場オージオメータ、VP)を開発してきた²⁾。擬似音場オージオメータは図1に示すように、音源部分が浮き上がっているため耳との隙間に耳穴型、耳かけ型補聴器を装用することが可能である。つまり、耳元にスピーカがあるのと同じ条件で音場の条件を作ることができる。KEMERを用いた実験で、この検査システムによる鼓膜面音圧の特性と、無響室音場で前方1mのスピーカを音源とした時の鼓膜面音圧の特性とはかなり近似していることが確認され、従来のスピーカを用いた音場検査に十分代替できる³⁾。

2) 信頼性の検討

難聴者11名を対象として擬似音場オージオメータ(VP)による検査とスピーカ法による

検査で裸耳の域値検査を実施し、受話器（TDH49）を用いて測定した聴力域値レベルと比較検討した。その結果、両検査による域値レベルとTDH49による域値レベル（聴力レベル）の差の平均は図3に示すように、いずれの周波数においても5dB以内とかなり一致していた。さらに、VPによる分散の方が、スピーカによる分散より小さく、全周波数の分散比を検討すると、1%水準でVPの方が有意に小さくなった。擬似音場オーディオメータによる測定がスピーカ法に比較して安定性が高いことが裏付けられた⁴⁾。

3) 臨床応用：北里大学病院耳鼻咽喉科補聴器外来では、箱型補聴器装用者以外の患者にVPを用いた検査を実施している。検査内容は、①ファンクショナルゲインの測定（裸耳の域値検査と補聴時の域値検査）②語音明瞭度検査（裸耳と補聴時）を実施する。語音聴力検査の提示音圧は、原則的には、平均会話音圧レベルの65dB SPLとし、症例の聴力レベルに応じてやや大き目の声（80dB SPL）と小さ目の声（50dB SPL）を想定し、提示音圧を変えて実施する。初めて補聴器を装用した時、調整変更や器種変更の際も検査を実施し比較検討の材料としている。

本検査の実施により、ほぼ全例に客観的な検査による補聴器フィティングと、補聴効果の評価を行うことができ、本人の主観的評価とあわせて、有効な補聴器装用指導を実施することが可能となっている。

4) 注意点と対応

実際の臨床にあたって、配慮すべき注意点と対策を下記に示す。

①高度難聴で利得の大きい補聴器を装用している場合、VP装着により、ハウリングが生じる場合がある。→イヤモールドの周囲を印象材（イヤモールド作成時の材料）で覆うことで大体の場合解決する。

②耳かけ形補聴器の場合、マイクの位置がVPのスピーカ中央から若干ずれる。→測定値を修正する。

以上、擬似音場聴力検査システムは従来のスピーカ法と比較して、①検査室の無響性の影響や体動の影響を受けにくいいため、測定値の安定性が高い、②狭小な検査室でも測定可能である、③設備が簡単である、④校正の頻度が少なくてよい、などの点で優れている。

参考文献

- 1) 柴崎 敦子、竹内 義夫：Audiology Japan 140 No5, P47-48, 1997.
- 2) 竹内 義夫：第40回日本音声言語医学会 1995.
- 2) 竹内 義夫：Audiology Japan 140 No5 351-352, 1997
- 4) 原 由紀・岡本 牧人：長寿科学研究報告書

7. イヤモールド、チューブ、ベントによる調整（泰地秀信）

1) 音響効果

音道の各部を変えることにより、補聴器の音響特性を変化させることができる¹⁾。まず、耳掛形補聴器の導音部のおおよその構造を示すと、マイク音孔（径0.5-1.5 mm）→フック（長さ20-30 mm、内径1.2-1.8 mm）→チューブ（長さ25 mm、内径1.93 mm）→イヤモールド（長さ20 mm、内径3 mm）→外耳道（イヤモールド先端～鼓膜、長さ13-15 mm、径7.5 mm）。

従って、耳掛形では導音部（マイク音孔～イヤモールド）は約75 mmになる。

低音域（1 kHz以下）と高音域（3 kHz以上）は主にイヤモールドにより調整を行う。低音域の利得はベント孔を開けることにより低下し、高音域は音道を太くしたりホーンにすると増幅される。中音域（1-3 kHz）はダンパーによりチューブの共鳴をおさえて調整する。以下に簡単に各部の設計による特性の変化について述べる（表1）。

導音部の変更	周波数(Hz)			
	<750	750-1500	1500-3000	>3000
1.チューブの長さ 長くする 短くする	やや増加 やや減少	ピークが低域へ ピークが高域へ	ピークが低域へ ピークが高域へ	減少
2.チューブ径 太くする 細くする		ピークが高域へ ピークが低域へ	ピークが高域へ ピークが減少し低域へ	増加 減少
3.イヤモールド音道の長さ 長くする 短くする	やや増加 やや減少	ピークが低域へ ピークが高域へ	ピークが低域へ ピークが高域へ	減少 増加
4.イヤモールド音道の径 太くする 細くする 先端を太く(釣鐘形)		ピークが高域へ ピークが低域へ	ピークが高域へ ピークが低域へ	増加 減少 増加
5.イヤモールドの深さ 深くする 浅くする	増加 減少			
6.チューブとイヤモールド 深くさしこむ 浅くさしこむ			ピークが低域へ ピークが高域へ	減少 増加
7.ベント径 極小 中～大 Yベント(斜行ベント)	減少 減少	ピークレベルが増加		減少
8.ダンパー チューブにダンパー挿入	ピークレベルが減少			
9.ジョイント ホーンジョイント				増加

表1 導音部の変更が補聴器の周波数特性に与える効果

①チューブ（導音管）の長さを長くすると、共鳴のピークが低域に移動するとともに、低域が増加し、中～高域が低下する。長さを短くした場合は逆（表1-1）。

②チューブの内径を太くすると高域が増加し、細くすると高域が低下する（表1-2）。

③イヤモールドの音道を長くすると低域が増加し、短くすると高域が増加する（表1-3）。

④イヤモールドの音道を太くすると高域が増強され、細くすると低域が増強される（表1-4）。先端を釣鐘形に広げたイヤモールド（ホーン）ではより高域が増強される。

⑤イヤモールドを深くすると外耳道の残存容積が減り、利得が増加する(表1-5)。逆に浅くすると利得は減少する。また外耳道骨部に達するロングイヤモールドでは、自声の響きやこもり感(外耳道閉鎖効果)が軽減される。外耳道との接触を最小限にした(MCT)ロングモールドも開発されている²⁾。

⑥チューブのイヤモールドへの差し込みは、浅くしておくほど高域が増加する(表1-6)。

⑦音道が狭く(2.5 mm以下)高域が低下した場合は、一定の空洞(high-frequency cavity)をもたせると、高域を上げ標準と同じ特性にすることができる。

⑧イヤモールドの材質には、硬質(ハード)、軟質(ソフト)、シリコンがあり、年齢や補聴器の出力(ハウリング防止)などを考慮して選択する。他にスポンジのイヤモールドもあり(Comply™)、装着感の改善や気密性の保持に優れているとされる。材質による利得の変化は小さい(2 dB以下)。

⑨ベントホールをあけると、低域の利得が低下する(表1-7)。ただしハウリングの問題があり、適応は軽度～中等度難聴に限られる(ベント径は軽度難聴で2～4 mm、中等度難聴で1～2 mm)。一般には平行ベントが用いられるが、ベントの内径・長さにより特性は変化する。一般的に径0.8 mm以下のベントであれば周波数特性に変化はない。径が中(1.6-2.4 mm)～大(3.2-4.0 mm)のベントでは、500 Hz以下の低域が低下し、また共鳴により500-1000 Hzにピークができる。共鳴する周波数(ベント周波数)はベントの孔の大きさと外耳道内部の容積により変化し、ベントが大きい(孔が太い、長さが短い)ほどピークは高い周波数となり、小さい(孔が細い、長さが長い)ほど低い周波数となる。ベントには外耳道閉鎖効果(耳の閉塞感、自声の響き・こもり感)を軽減し、外耳道内に通気を行うといった効果もある。

ベントには平行ベントとYベント(斜行ベントともいう、イヤモールドの音道の途中からベントをあける)があるが、一般には平行ベントとする。Yベントは高域も低下させ(10 dB程度)、ハウリングを起こしやすいため、外耳道が狭く平行ベントがあけられない場合に用いられる。

⑩外耳道をふさがらないオープンイヤモールドでは1500 Hz以下の低域が大きく低下する。これは1 kHz以下の聴覚が正常で、高域の補聴が必要な場合に用いられる。

⑪ダンパー(音響抵抗)をフックに入れることにより、共鳴のピークが抑えられるため、周波数特性は平坦になる(表1-8)。またそれだけ音響利得・最大出力音圧レベルも減少する。ダンパーには680, 1500, 2200, 3300, 4700 Ωの5種があり、大きな抵抗値のものほど強くピークが抑えられる。ダンパーを挿入してあるEフックも市販されている。

⑫チューブとイヤモールドのジョイントをホーン(内径が段階的に変化するもの、Libby horn, Bakke horn, Reversed hornなど)にすると、3 kHz以上の高域が増強される(表1-9)。

2) 実際上の利点

補聴器の音響特性は機器でも調整できるし、特に最近のデジタル補聴器では自由に周波数特性を設定できる。しかし音道の調整を行うことは、補聴器本体では作り出せない効果があり、こちよ聞き取りのために重要である。

①音道の変化にあわせてダンパーを使用すると、チューブの共鳴によるピークが抑えられる。特に周波数特性で1 kHzのピークがあるような場合には重要である。なおダンパーは

フック先端部分に入れることが一般的である。

②補聴器では、イヤモールドで外耳道を閉鎖することにより、“外耳道閉鎖効果”として、耳の閉塞感や、自声の響き（特に閉鎖音/ee/, /um/, /oo/のとき）が生じる。この解決にはベントホールをあけることや、外耳道骨部に達するロングイヤモールドを用いる方法がある。

③イヤモールドにより外耳道が密閉されると、自浄作用が低下し、また湿潤な環境となるため、外耳および鼓膜穿孔がある場合は中耳の感染を起しやすい。感染の予防には、イヤモールドやシェルを清潔に保つ・補聴器を長時間持続して使用しないなども重要であるが、可能であればベント（できれば径1 mm以上）をあけ、外耳道内の通気を行い、また鼓膜の静圧を保つ。

3) 調整についての医師の関与

まずイヤモールドの耳型採取においては、まず外耳道・鼓膜の観察、耳垢除去を行う必要がある。またこの副損傷として、①外耳炎、②外耳道・鼓膜の損傷、③印象材の外耳道深部・中耳への遺残、などがあり、耳型採取は本来は医師が指導・確認するべきものである。特にロングイヤモールドにおける耳型採取には十分な注意が必要である。

その他にも、イヤモールドでは素材によるアレルギー反応や、外耳・中耳の炎症などが起こることがあり、そのような場合は医学的に対処することになる。イヤモールドの衛生管理の指導も行うべきである。

また補聴器による聴覚障害の予防のため、音響特性で強いピークがあるような場合にはダンパーで抑えるよう医師が指導する。

4) 音響モデルおよび歪みとの関連

今回の研究で得られた結果を含め、導音部の音響効果と関連した点を以下に述べる。

①音響の伝達関数モデル

補聴器の特性を理論的に予測するため、導音部の音響モデルを作成しシミュレーションを行った³⁾。図1にhigh-frequency cavityをイヤモールド内に設けたときの音響特性の変化について、理論計算から求めた結果と実際に測定を行った結果を対比して示す。High-frequency cavityにより高音域が上がることは理論的にも実際にも確認できたが、実測値でみられた3 kHz付近の増強は今回のモデルからは説明できなかった。またBakke hornを用いると通常のものとのように利得が変わるか、理論計算の結果と実際の測定値の比較を図2に示す。いずれもホーン効果といわれている高音域の利得の上昇がみられたが、実測値に比べ予測値の方が増加分が小さかった。これは理論計算に用いたモデルの分割数が少なかったためとも考えられる。

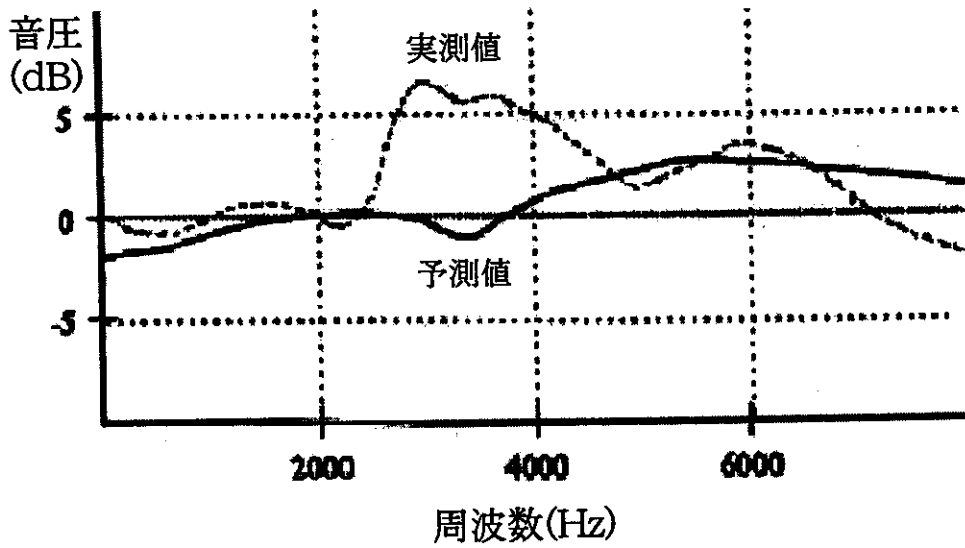
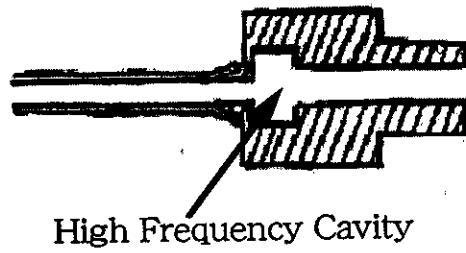


図1 High Frequency Cavityの効果

上段にhigh-frequency cavity earmoldの模式図、下段にcavityを挿入したときの音響特性の差を実際に測定したものと、理論的に求めたものを示す。

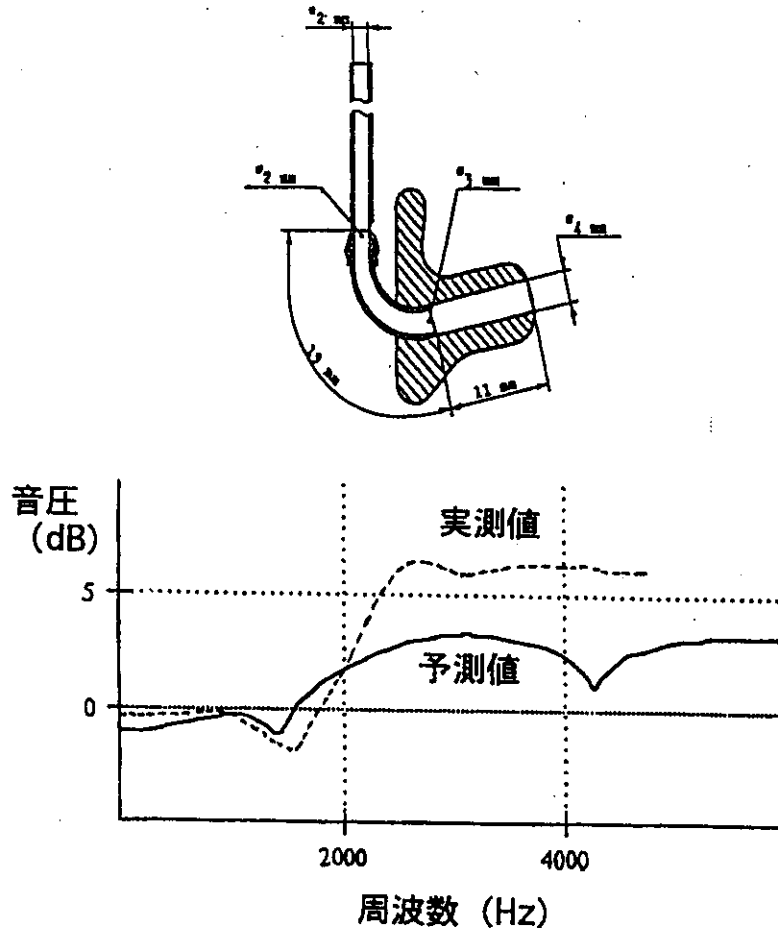


図2 ホーン効果

上段にBakke-hornの模式図、下段に通常のイヤーマールドとBakke-hornの音響特性の差を実際に測定したものと理論的に求めたものを示す。

②ひずみとの関連

補聴器の過渡ひずみについて検討した。そのうち導音部の影響についての結果を示す。

過渡ひずみの測定方法としては、1 kHzのサイン波1波長を70 dBのクリック音として発生させ、それに対する応答を時間軸上でみた。評価法としては、定量的に評価するため、歪度 (%) という指標を考案した⁴⁾。これはパワーレベルのうち一定範囲内の面積を求め、それから平均値を算出し、それを範囲内のピーク値で割って100倍したもので、歪度が大きければ過渡ひずみも大きいことになる。

理論的検討から、吸音性のイヤーマールドはハードイヤーマールドに比べ過渡ひずみが小さい(過渡特性に優れる)ことが予想された。そこで4種の素材について過渡ひずみを比較したところ、ソフト・シリコンはハードとあまり差はないが、スポンジのイヤーマールドはハードより過渡ひずみが小さく⁴⁾、歪度でも有意差 ($p < 0.01$) が認められた(図3)。

またダンパーを入れることにより、過渡ひずみは小さくなった(図4)。

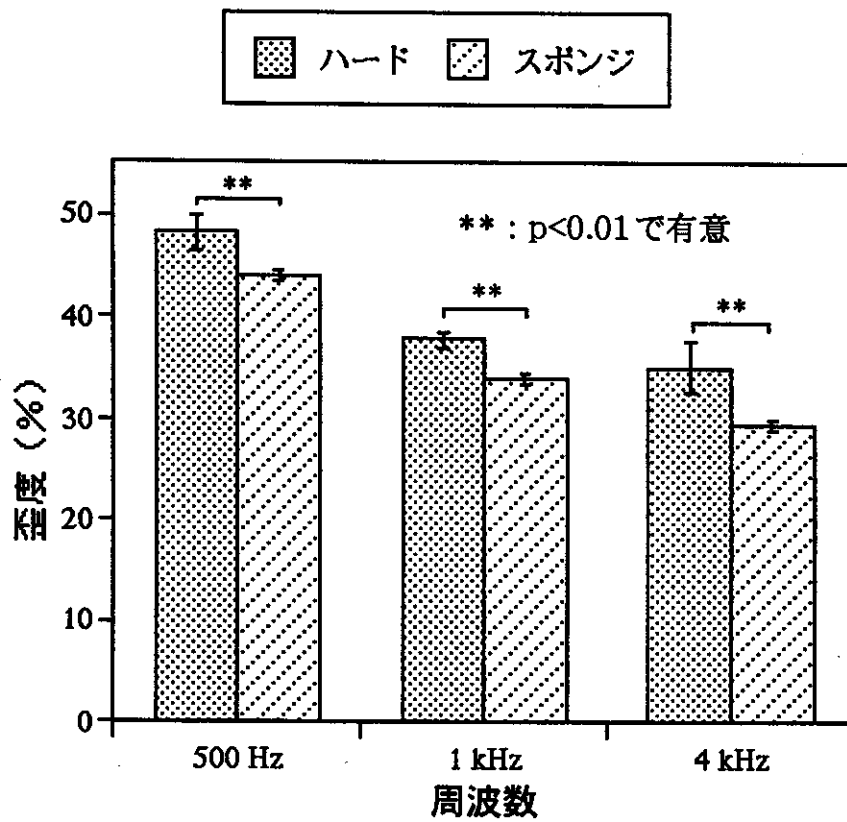
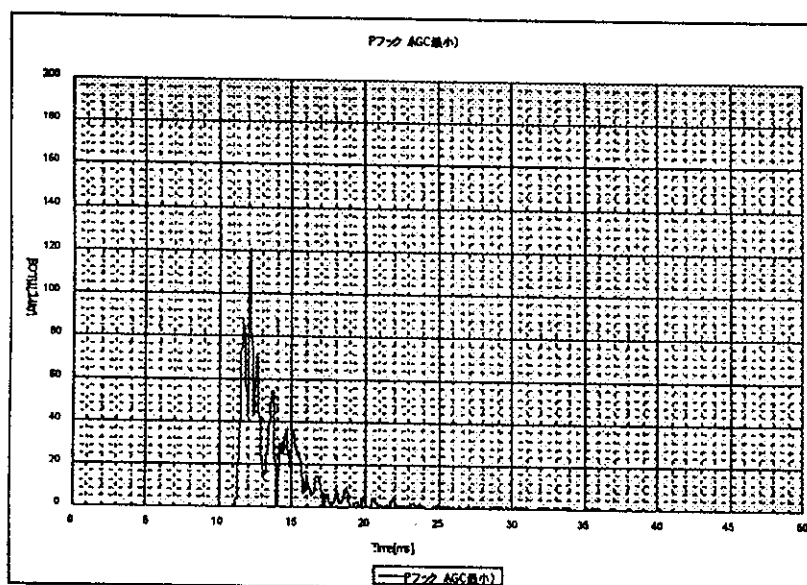
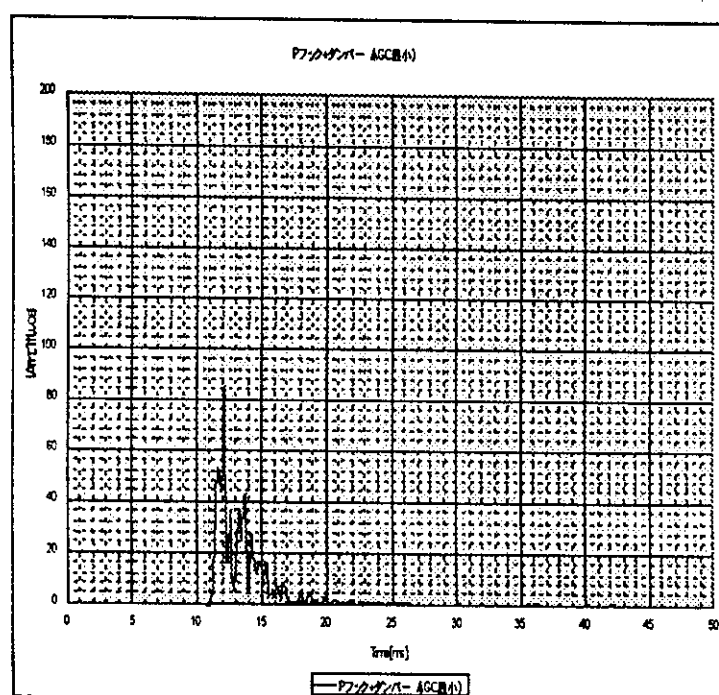


図3 ハードイヤモールドとスポンジのイヤモールドの各周波数における歪度



ダンパーなし

歪度 3.61%



ダンパーあり

歪度 3.25%

図4 ダンパーの有無と過渡ひずみ

参考文献

- 1) Pirzanski CZ: Earmold Acoustics and Technology. in Sandlin RE(ed), Textbook of Hearing Aid Amplification. Singular Publishing, San Diego, 1999, pp137-169
- 2) Bryant MP, Mueller HG, and Northern JL: Minimal contact long canal ITE hearing instruments. Hearing Instruments 42:12-15, 1991
- 3) H. Taiji: Mathematical Analysis of Sound Transmission in the Auditory Canal. in Wada H(ed), Recent Development in Auditory Mechanics. World Scientific, Singapore,

- 4) 泰地秀信、伊丹永一郎、鹿島卓也：補聴器の過渡ひずみの評価法とひずみ軽減に関する検討. *Audiology Japan* 44 : 87-94, 2001.

VII. 適合（フィッティング）の評価

1. 音場検査による評価法

1) 音声素材について（田内 光）

補聴器の適合（フィッティング）の評価に用いられる語音の素材としては、文章、単語、単音節語音などがある。文章は日常会話の聞き取り能力を判断するには非常に良いが、被検者の教養によって文脈の推定などの要素が入りやすく、必ずしも純粹に聞き取り能力を反映しない点、繰り返し検査が学習効果のためにおこなえない点などより評価には適さない。また単語も文章ほどではないが同様のことが言える。その意味では現時点では単音節語音が最も使いやすい音声素材といえるが、単音節語音を補聴器適合の評価に用いることが適当かどうかは賛否両論があり結論が出ていない。

わが国で広く用いられている単音節の語表としては日本聴覚医学会が標準語表として定めた57、67語表、そして57S、67S語表がある¹⁾。57語表は1957年に作られ、語音聴取閾値検査用の一桁数字リストと50個の単音節語音からなる語表が8表で構成されている。67語表は検査時間を短縮する目的で1967年に作られ、一桁数字リストと20個の単音節の語表がA・Bそれぞれ8表、そして単語・短文の語表もつけられている。57-S語表は1982年に57語表テープの雑音を改善する目的で作られ、レコードの語音から劣化の少ない語音を選び出し再編成したものである²⁾。67-S語表は同様の目的で作られた。これらの語表は従来のカセットテープのほか最近ではCDも製作されており、どちらも聴覚医学会にて手に入れられる。57-S語表の単音節語表は57語表と同様50語の語表が5表、67-S語表は20語の語表8表からなり単語や短文は省略されている。

その他の音声素材としてはTY-89³⁾⁴⁾、TS-1⁵⁾などがある。TY-89は補聴器適合の評価用CDとして製作されたものであり、2枚1組である。その内容は単音節語音50語の語表が8表と幼児用と成人用の2種の2音節単語、3音節単語（幼児用・成人用）、日常生活文、不自然な文などから構成されている（表1、表2）。またこのCDの特徴は騒音下の補聴器の効果を評価するための雑音がもう一つのチャンネルに録音されていることである。雑音の種類はマルチ・トーカ・ノイズ、擬似音声雑音、交通騒音などである。単音節語音の語表は第7表中の1語を除き57語表と同じ語順で録音されている。このCDで注意を必要とするのは検査語音のレベルが校正用純音より約10dB低い点にある。したがって57-S語表と比較するには約10dB出力をあげてその成績を比較する必要があるし、TY-89のほうが明瞭度は良く出る点を考慮する必要がある⁴⁾⁵⁾。

表1 語音検査用CD TY-89（CD-1）の録音内容³⁾

	左チャンネル	右チャンネル
1	校正用純音 (1k Hz)	_____
2	単音節語音 (第1表)	_____
3	〃 (第2表)	_____

4	〃	(第3表)	_____
5	〃	(第4表)	_____
6	〃	(第5表)	_____
7	〃	(第6表)	_____
8	〃	(第7表)	_____
9	〃	(第8表)	_____
10	幼児用2音節単語	(第1表)	マルチ・トーカ・ノイズ
11	〃	(第2表)	〃
12	〃	(第3表)	〃
13	〃	(第4表)	〃
14	成人用2音節単語	(第1表)	〃
15	〃	(第2表)	〃
16	〃	(第3表)	〃
17	〃	(第4表)	〃
18	幼児用3音節単語	(第1表)	〃
19	〃	(第2表)	〃
20	〃	(第3表)	〃
21	〃	(第4表)	〃
22	成人用3音節単語	(第1表)	〃
23	〃	(第2表)	〃
24	〃	(第3表)	〃
25	〃	(第4表)	〃

単音節語音を評価用の素材として何を用いるかは、それぞれ一長一短があり難しい問題である。しかし現在まで汎用されデータが十分ある点そして比較的容易に手に入れやすいことからすれば、日本聴覚医学会の57-S、ないしは67-S語表テープかCDを使うことになる。しかしながらこの語表の欠点はかなり昔のアナログ録音によるもので録音状態が悪く明瞭度が低いことや発話者の特徴による明瞭度の低い語音が含まれていることである⁵⁾。我々がおこなった正常者10人の音場における語音明瞭度検査でも57-S語表においては各語表間のばらつきが大きく、同一人物に同一音圧で呈示しても語表間に最大で22%の明瞭度の差が生じた⁶⁾。このことは57-S語表を補聴器の装用評価の判定に用いる場合、成績を単純に比較することは危険であることを意味している。もし比較するとすれば同じ語表を用いて検査をおこなう必要があるので、いくつかの語表を作った意味が無くなるし、学習効果が成績に反映される危険性もある。補聴器の装用効果用には新しく標準化された単音節語表の作成が必要であろうと考えられる。

表2 語音検査用CD TY-89 (CD-2) の録音内容³⁾

	左チャンネル	右チャンネル
1	校正用純音 (1k Hz)	_____
2	日常生活文 (リスト1 第1表)	マルチ・トーカ・ノイズ

3	” (” 第2表)	”
4	” (” 第3表)	”
5	” (リスト2 第1表)	”
6	” (” 第2表)	”
7	” (” 第3表)	”
8	” (リスト3 第1表)	”
9	” (” 第2表)	”
10	” (” 第3表)	”
11	” (リスト4 第1表)	”
12	” (” 第2表)	”
13	” (” 第3表)	”
14	不自然な文 (1. 0倍速 第1表)	”
15	” (” 第2表)	”
16	” (” 第3表)	”
17	” (1. 5倍速 第1表)	”
18	” (” 第2表)	”
19	” (” 第3表)	”
20	” (2. 0倍速 第1表)	”
21	” (” 第2表)	”
22	” (” 第3表)	”
23	” (2. 5倍速 第1表)	”
24	” (” 第2表)	”
25	” (” 第3表)	”
26	” (3. 0倍速 第1表)	”
27	” (” 第2表)	”
28	” (” 第3表)	”
29	数字語表 (A表)	”
30	” (B表)	”
31	_____	マルチ・トーカ・ノイズ
32	_____	擬似音声雑音
33	交通騒音 (L)	交通騒音 (R)

参考文献

- 1) 山下公一：語音聴力検査。聴覚検査の実際，南山堂：72-83，1999.
- 2) 日本オージオロジー医学会語音聴力検査委員会：57-S語表の製作経過報告。Audiology Japan 26, 755-757, 1983.
- 3) 田中美郷：補聴器適合評価機器の試作に関する研究。昭和63年度科学研究費補助金研究成果報告書，1989
- 4) 米本清、立石恒雄、木場興次、他：補聴器評価用CD (TY-89) および57-S語表の単音節明瞭度と音圧。Audiology Japan 32：429-430，1989.

- 5) 前田知佳子、小寺一興、広田栄子、他：新単音節語表TS-1と57-S語表、TY-89 単音節語表の比較. *Audiology Japan* 37 : 203-209, 1994.
- 6) 田内光：補聴器の効果測定に用いる語音素材の検討. 厚生科学研究感覚器障害研究事業平成12年度研究報告書「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」 : 27-29, 2001.

2) 特殊な素材

①子音加工 (小寺一興)

小寺は「デジタル音声処理による子音明瞭度の改善効果に関する研究」において、デジタル音声処理による子音部伸長が感音難聴者の会話理解能力の改善に有効か否かを検討した。感音難聴者14例に対して、後続母音/a/をもつ有声子音と無声子音について、単音節の子音部のみを2倍, 4倍伸長した検査語音を聴取させ, 正答率を算出した。その結果、2倍伸長で明瞭度は改善し、4倍伸長で低下する傾向を認めた。子音部の伸長はma, na, ra, ta, saの明瞭度を改善し、ka, haの明瞭度を低下させた。日本語会話における単音節の出力頻度を考慮すると、子音部の伸長は難聴者の会話理解能力の改善に有効であることを指摘した。burst成分が子音により異なり、補聴器において特定子音に対応した子音部伸長の処理を行うには今後の検討が必要である。

参考文献

小寺一興：デジタル音声処理による子音明瞭度の改善効果に関する研究. 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と補聴器による改善効果に関する研究平成11年度研究報告書 pp13-15, 2000.

小寺一興：デジタル音声処理による子音明瞭度の改善効果に関する研究. 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と補聴器による改善効果に関する研究平成12年度研究報告書 pp41-43, 2001.

小寺一興：デジタル音声処理による子音明瞭度の改善効果に関する研究. 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と補聴器による改善効果に関する研究平成13年度研究報告書 pp-, 2002.

②話速変換 (細井裕司)

語音を用いてコミュニケーション能力を評価したり、補聴器の評価を行う場合、日本聴覚医学会の単音節語表がしばしば用いられ、種々の音圧に対する語音明瞭度や最高明瞭度が比較される。一方、日常生活において、難聴者の中には大きな声でも、早口で話しかけると了解されにくいことをよく経験する。すなわち語音弁別能力の低下の原因の1つに時間に関する処理能力の低下が関与していると考えられる[1]。このような聴覚系の時間分解能に関与した要因を含めて評価できる話速変換語音聴力検査法を開発した。本検査は一種の負荷語音聴力検査と考えられ、補聴器の評価を多元的に行うことにより、機種や調整法による差を検出することをめざしている[2]。

表1に作成した4音節単語語表の一部を示す。20単音節からなる日本聴覚医学会の67-S語表を用い、その第1表からサンプリング周波数20kHz、音声帯域8kHz、1音節の時間長

350msecでデジタル化し編集した。単音節の語順をランダムにし各提示速度につき8通りの組み合わせを用意した。4音節ずつデータを接続し、基準となる通常話声速度である1倍速の無意4音節単語音声資料を作成した。次いで、三崎ら[3]の重み付け相関係数による時間領域処理方式に従ってピッチを保存したまま音声資料の速度変換を行い、基準の1倍速に対しそれぞれ1.5倍、2倍、ならびに0.8倍の速度の音声資料を作成した(図1)。なお、明瞭度は単音節単位で採点した結果を用いることにした。

図5に話速変換語音聴力検査による補聴器評価の1例を示す。評価する3種類の補聴器をLA, NC, PCとし、スピーチオーディオグラム上に明瞭度曲線を描いて比較する。実線は1倍速、点線は1.5倍速の場合で○はLA、△はNC、□はPCを示す。実線で示された1倍速の3本の明瞭度曲線を比較するとどれが1番明瞭度が高いか、その優劣を判定することは困難である。しかし、点線で示された1.5倍速の3本の明瞭度曲線を比較すると、□で表示されたPCが最も高い明瞭度を持っていることがわかる。本例の場合、通常の発話速度での検査では補聴器の優劣を判断できなかったが、異なる速度での検査を行うことにより、PCが最も適していると評価できた。

日常会話は様々な話速、様々な音圧で話される。話速の異なる2つ以上の語表で補聴器を評価すれば、聴覚系の時間分解能に關与する要因を考慮することができる。また従来の単音節語表では効果に大きな差の出ない補聴器間でも日常生活上の効果の差を見つけれられる可能性がある。実際1倍速で明瞭度に差の出ない補聴器間でも、1.5倍速で明瞭度に差が出る症例が認められた。このように語音聴力検査に時間的要因を取り入れることにより、語音を用いた補聴器の評価がより多面的になり、実使用環境を考慮した評価という点でも有用性が高いと考えられた。

表1 本検査に用いた無意4音節単語語表の一部

Normal speech rate	
No. 1	u d ₃ i ni ta, fi ki a jo, ri ha o ku, ba ga ta wa, mo te a su
No. 2	te ha ri jo, a ki fi ne, u ta ni d ₃ i, o wa to ga, ba ku mo su
	↓
No. 8	
1.5 times normal speech rate	
No. 1	ku su jo u, ha ta o ga, d ₃ i ni wa te, mo to a ki, ri fi ba ne
	↓
No. 8	
2.0 times normal speech rate	
No. 1	a ki su to, mo ga ri ha, o fi wa u, te ta d ₃ i ni, jo ne ku ba
	↓
No. 8	
0.8 times normal speech rate	
No. 1	ga mo ku ri, d ₃ i wa to ni, ta ba jo a, ha fi u su, ne ki te o
	↓
No. 8	

図1 話速変換の1例 「アキシタ」

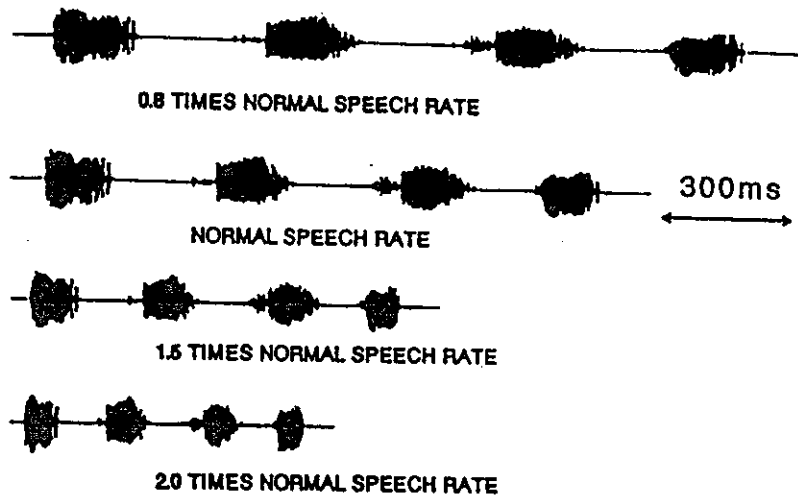


図2 聴力正常者のスピーチオーディオグラムの1例

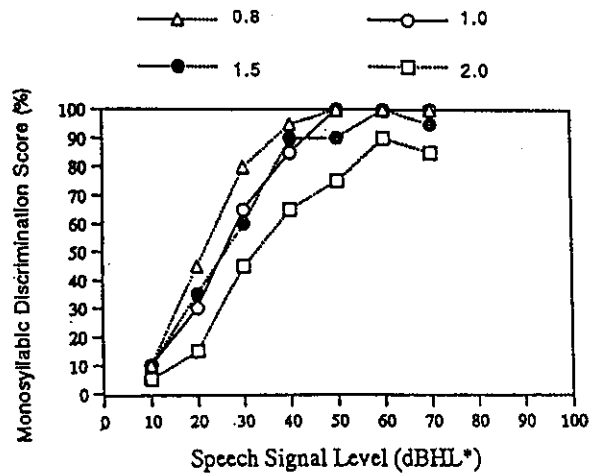


図3 難聴者のスピーチオーディオグラムの1例

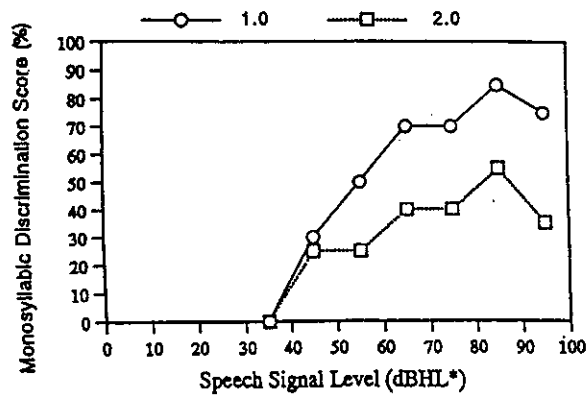


図4 聴力正常者と難聴者における1倍速と2倍速の最高明瞭度の差

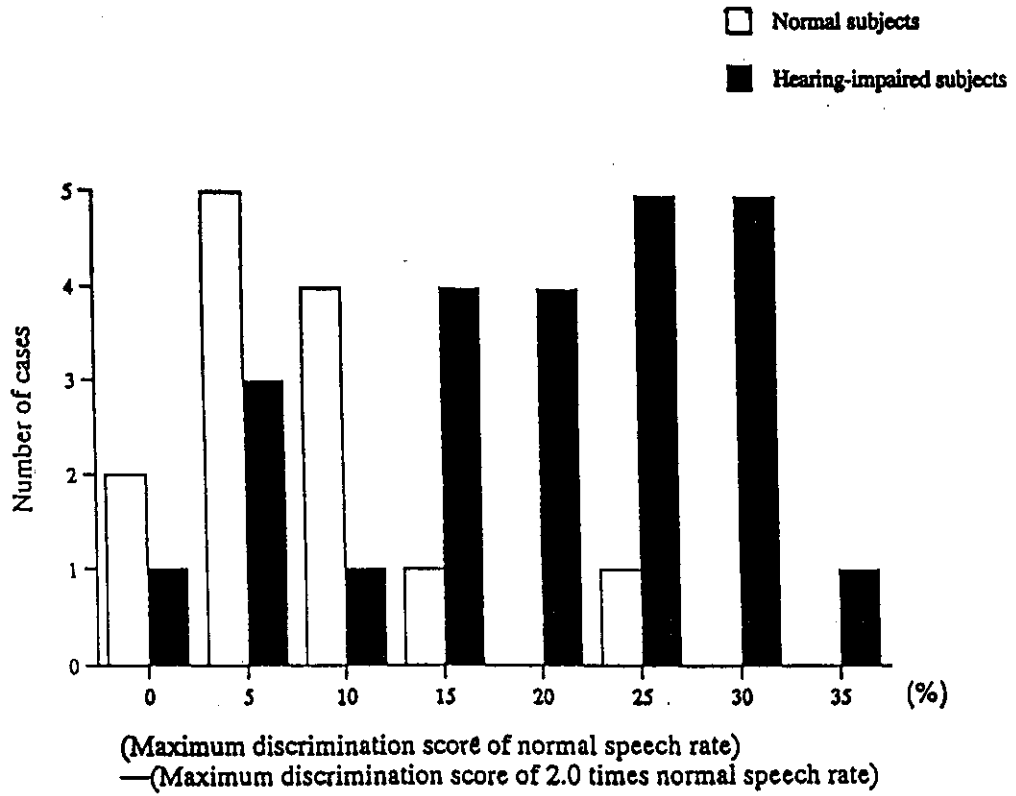


図5 話速変換語音聴力検査結果の代表例

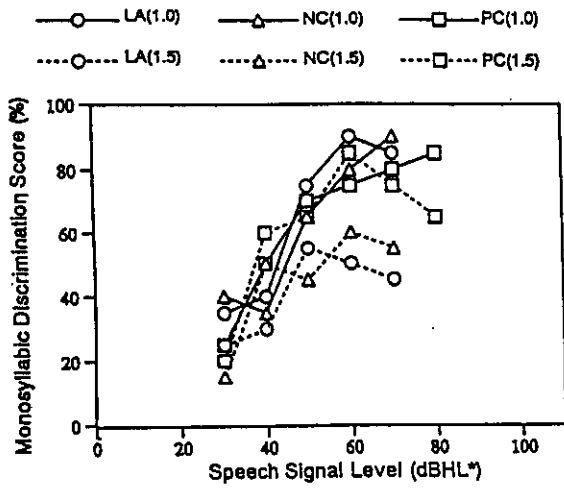


図6 個々の難聴者における信号処理法の比較

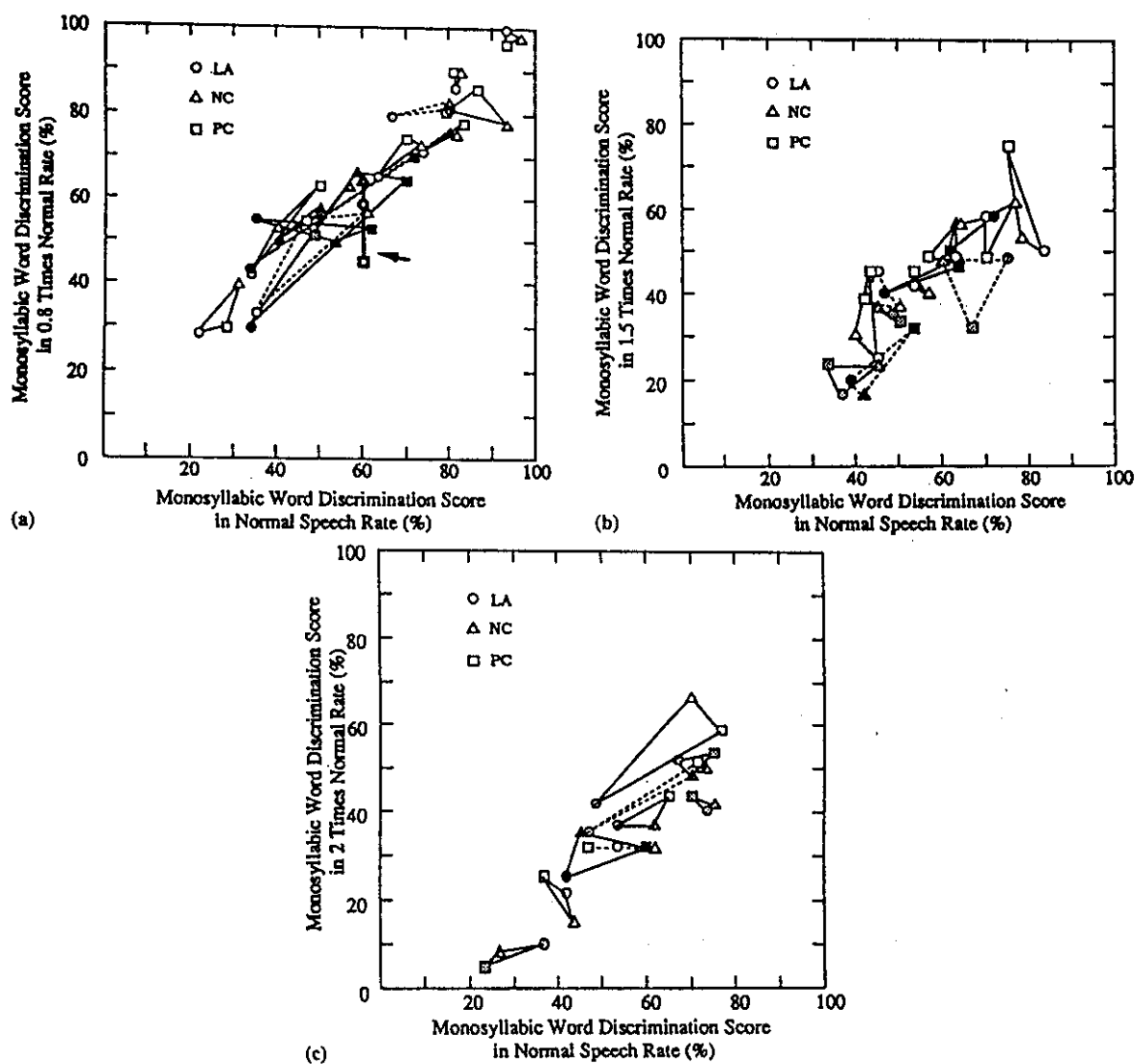


表2 全症例についての信号処理法の比較

		制御方法	
		マニュアル (アナログ)	デジタル
信号処理	アナログ	type A-m アナログ	type A-d プログラマブル
	デジタル	type D-m デジタル	type D-d フルデジタル

文献

- 1) 白石 浩、細井裕司、西田尚司、他：話速変換語音聴力検査による語音弁別能力の分類
Audiology Japan 40:127-132, 1997.
- 2) Hosoi H, Tsuta Y, Nishida T, et al.: Variable-speed-audiometry for hearing

aid evaluation, *Auris Nasus Larynx* 26(1): 17-27, 1999.

- 3) 三崎正之、鈴木良二、直野博之、他：音声速度変換処理方式の一検討 ?重みづけ相関係数による時間処理方式? 信学技報EA89-94:17-24, 1989.
- 4) 細井裕司：難聴によるコミュニケーションと補聴器による改善効果に関する研究. 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と補聴器による改善効果に関する研究平成11年度研究報告書 pp24-26, 2000.

③人名語表によることばの聞こえの検査 (大沼直紀)

語音聴力検査には通常の語音聴取より難易度を高くする検査と低くする検査がある。前者には騒音負荷検査や歪語音検査などがある。しかし、高齢者の聴覚を把握するにはむしろ後者すなわち平易な検査の方が有用といえる。大沼は、高齢者が人名の理解が良いことに着目して、有意味理解単語を用いた3種類の語表(親族呼称了解度検査10単語、愛称聴取語音検査110語、名字聴取語音検査89語)を作成した。高齢者において検討したところ、補聴効果評価の際に被検者の動機付けを維持する事ができ、有効であることが指摘された。

1) 親族呼称聴取検査

2. 1. 語表の構成

「おじいさん」と「おじさん」、「おばあさん」と「おばさん」のような韻律的特徴 (prosodic feature) の違いの対比や、「おかあさん」「おばあさん」「おじいさん」「おにいさん」のように第2-第3音節目にくる音の音韻的特徴 (spectral feature) の違いの対比に着目し、これらの特徴を組み合わせた語表を作成した [1]。親族呼称単語リストは、「お母さん」「お父さん」「お姉さん」「お兄さん」「おばあさん」「おじいさん」「おじいさん」「おばさん」「おじさん」「パパ」「ママ」の10の単語で構成される。これらの単語は音声のもつ韻律的特徴と音節の音韻的特徴から表1のように構成分類される。

表1 親族呼称単語リストの構成

韻律情報 音韻情報	中高型 5拍	平板型 4拍	頭高型 2拍	口形情報
/i/ イ	オジ <u>イ</u> サン オニ <u>イ</u> サン	オジサン		
/a/ ア	オカ <u>ア</u> サン オバ <u>ア</u> サン	オバサン		
/e/ エ	オネ <u>エ</u> サン			
/o/ オ	オト <u>オ</u> サン			
/m/ (マ)			ママ	
/p/ (パ)			パパ	

「オトオサン」「オカアサン」「オネエサン」「オニイサン」「オバアサン」「オジイ

サン」の6つの単語は、韻律的特徴では同じ中高型アクセント（下上下下下）をもつ5拍の語群である。しかし、2-3拍目の音節の音韻情報だけは互いに異なるという特徴をもっている。「オバサン」「オジサン」の2つの単語は、同じ平板型アクセント（下上上上）の4拍単語であるが、2拍目の音節だけが異なる。「パパ」「ママ」の2つの単語は、同じ頭高型のアクセント（上下）の2拍単語であるが音節が異なる。

2. 2. 評価の観点

1) 「/パパ//ママ/の頭高型アクセントの2拍単語群が、他の8つの単語と異聴することはないか」という観点から、音声の韻律的 (prosodic) パターンの特徴的差異に気がつき、その音響情報を手がかりに聴覚的弁別ができるレベルにあるかどうか、supra-segmental聴能が評価される。

2) 「/オバサン//オバアサン//オカアサン/の2・3拍目に母音/a/を含む語群と、同じく/i/を含む/オジイサン//オニイサン//オジサン/の語群との間で異聴することはないか」という観点から、母音のきわだった音節的特徴を認知して聴覚的識別ができるレベルにあるかどうか、segmental聴能が評価される。

3) 「/オネエサン//オトオサン//オカアサン/の単語間での異聴傾向があるか」という観点から、母音/a//e//o/などの音響スペクトル情報の差異を認知して聴覚的識別ができるレベルにあるかどうか、あるいは、もしそれが不確実な場合に口型の差異に着目しようとする読話了解能があるかが評価される。

4) 「/オバサン//オバアサン//オカアサン/の語群内での異聴傾向があるか」という観点から、/オバサン/↔/オバアサン/の異聴関係からは、長音と短音、アクセントの違いなどの比較的細かなプロソディック情報を認知して聴覚的識別ができるレベルにあるかどうか、また、/オバアサン/↔/オカアサン/の異聴関係からは、子音の音節的特徴を認知して聴覚的識別ができるレベルにあるかどうか評価される。

5) 「/オジイサン//オニイサン//オジサン/の語群内での異聴傾向があるか」という観点から、音声のプロソディックな情報と子音の音節的特徴情報が混同した少ない手がかりを使って同口形異音情報の特徴をもつ難しい聴覚的識別ができるレベルにあるかどうか評価される。

6) 「/パパ//ママ/の語群内での異聴傾向があるか」という観点から、子音の音節的特徴情報の差異のみの少ない手がかりを使って同口形異音情報の特徴をもつ難しい聴覚的識別ができるレベルにあるかどうか評価される。

2) 愛称聴取語音検査

3. 1. 語表の構成

2音節の無意味単語による語音検査が適応しにくい難聴者のために、「○○ちゃん」と呼ばれる愛称を検査語とする語表を考案した [2]。「ちゃん」の前に付く1~2音節の愛称単語を110語収集し、それらを母音の列と子音の行に配列させ語表を構成した(表2)。

表2 愛称単語リスト

母音の配列 \ 語彙の行	あ行	か(が)行	さ(ざ)行	た(だ)行	な行	は(は)行	ま行	や行	ら行	わ行
アア	あや	かな		たか	なな	はな(ハナ)	まき(ママ)			わか
アイ	あき あい			だい	なみ		まり まみ			
アウ		かず		たく		はる	まゆ	やす		
アエ				たけ						
アオ			さと		なお		まこ			
イア						ひさ	みさ みや みな みわ			
イイ		きみ					みき みみ			
イウ	いく	きく								
イエ			しげ	ちえ		ひで	みえ みね		りえ	
イオ	いよ	きよ				ひろ	みほ			
ウア								ゆか	るな	
ウイ		くに くみ	すみ			ふみ		ゆき ゆり ゆみ		
ウウ						ふゆ				
ウエ	うめ			つね						
ウオ										
エア										
エイ	えり えみ	けい	せい						れい れみ	
エウ				てる			めぐ			
エエ										
エオ										
オア	(おじ)									
オイ	(おじ)			とし	のり			よし		
オウ										
オエ										
オオ		ごろ		とも			もと			
アン		かん がん							らん	
イン			しん じん							
ウン			じゅん							
エン		けん げん								
オン		こん			のん					
アー		(かー)	さー	たー		(ばー)	まー			
イー			(じー)	ちー	(にー)		みー			
ウー		きゅー	しゅー					ゆー	りゅー	
エー	えー	けー	しー・しゅー		(ねー)		めー			
オー		こーきょー		(とー)				よー	りょー	
アッ	あっ	かつ	さっ	たっ	なっ	はっ	まっ	やっ		
イッ							みっ		りっ	
ウッ							むっ			
エッ	えっ		せっ	てっ						
オッ								よっ		

3. 2. 評価の観点

検査の事前手続きとして、語表に含まれている被験者の既知の愛称を抽出しておく。被験者の理解語のみを固有の検査語群とし、補聴器の装用時と非装用時との異聴傾向などを定性的に把握する。