

図1 90dB 最大出力音圧レベル周波数レスポンスと出力制限装置の効果

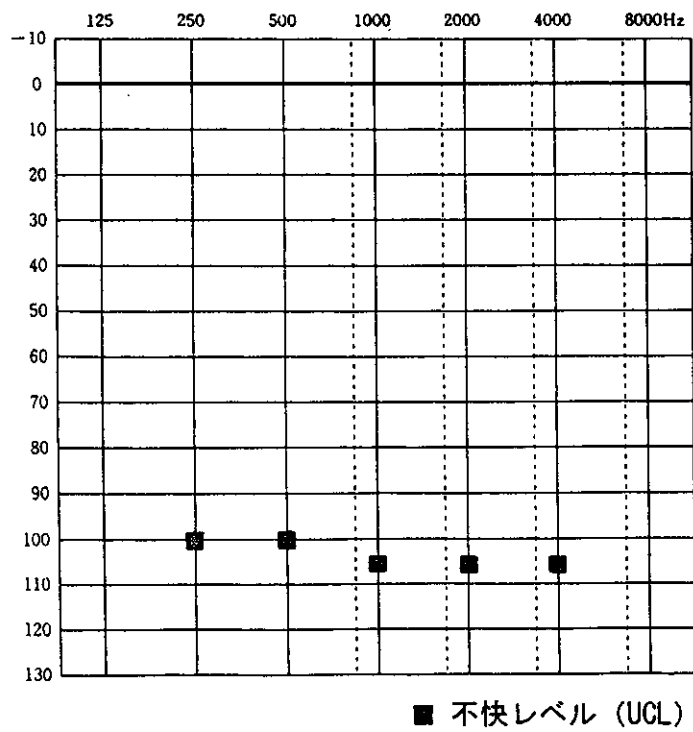


図2 不快レベル (UCL) の一例

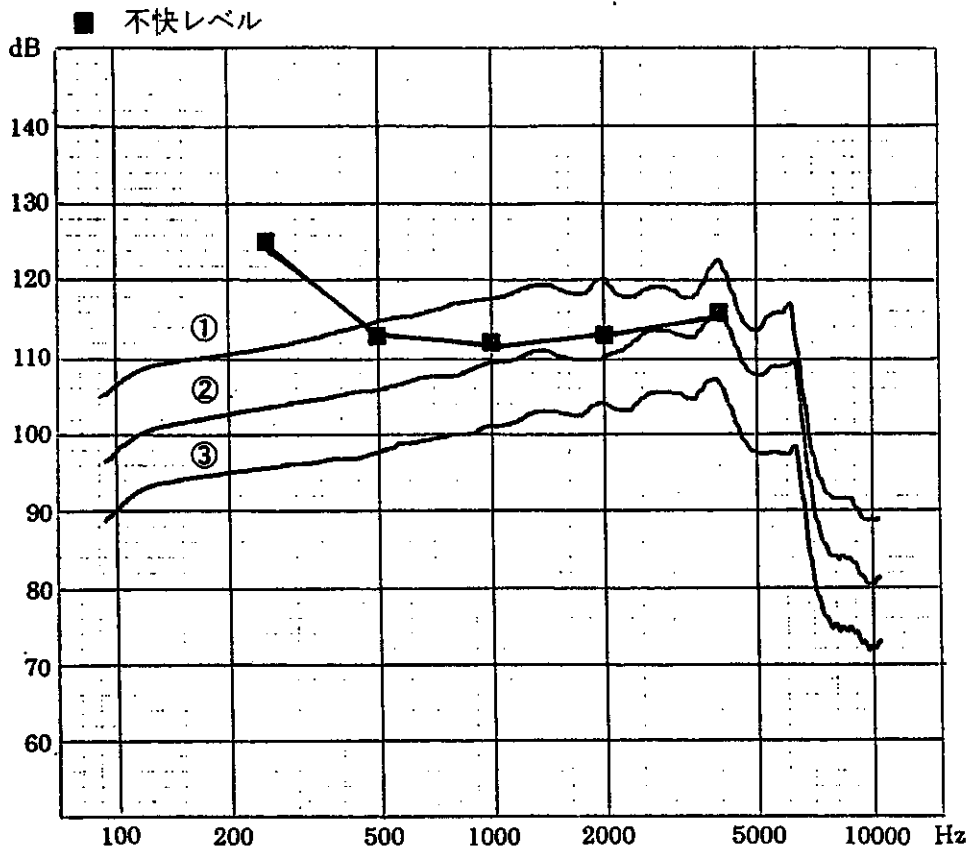


図3 不快レベルと出力制限装置の関係

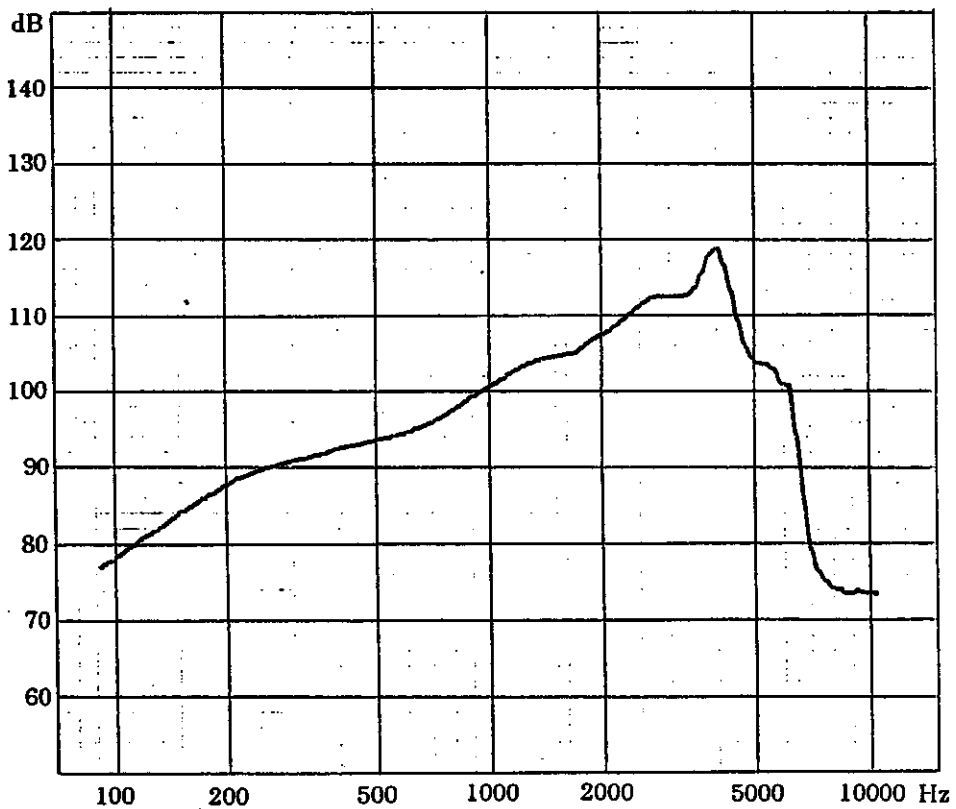


図4 最大音響利得周波数レスポンス

音圧レベル (SPL) で示されることである。オーディオグラム上のUCLの値をSPLに換算する補正值はいくつかの値が提唱されているが、その一例を表1に示した<sup>2)</sup>。聴力レベルに補正值を加えると音圧レベルに変換される。たとえば図2のようなUCLをもつ症例の場合、表1を用いてSPLに換算すると、250Hzが100+25=125dB SPL、500Hzが100+13=113dB SPL、1000Hzが105+7=112dB SPL、2000Hzが105+8=113dB SPL、4000Hzが105+11=116dB SPLと表2のようになる。この値を図3のように90dB最大出力の変化を表す曲線に書き込むと、出力制限装置は②の位置に設定するといえることが分かる。このように設定された出力制限装置はあくまでも仮の状態であり、実際には試聴してみても装用者のうるささに対する意見を聞き、再度調整をおこなう必要がある。

## 2) 最大音響利得の調整

図4が最大音響利得周波数レスポンスである。最大音響利得はボリュームが最大の位置での60dB SPLの入力音についての利得を表している。基準の周波数 (1600Hz) の位置での最大音響利得の大きさを必要利得と比べて補聴器の種類を選ぶ。例えば難聴者の1000Hzの聴力レベルが40dB HL、2000Hzの聴力レベルが50dBとすると、その平均値は45dBとなる。必要利得の算出方法はいろいろあるが、単純にハーフゲインで計算すると22.5dBとなる。補聴器は一般に最大音響利得が得られるボリューム位置で音声を聞くと歪んで聞こえる。また将来的に聴力が悪化した場合の余裕を含めると、おおむね最大音響利得の60%程度以下で必要利得が得られるのがよく<sup>3)</sup>、38dB程度以上の最大音響利得の補聴器が好ましいということになる。

表1 UCLの値を音圧レベルに変換するときの補正值  
(大和田：補聴器のフィッティング<sup>2)</sup> より)

周波数	250	500	1000	2000	4000
補正值	25	13	7	8	11

表2 聴力レベルと変換した音圧レベルの関係

周波数	250	500	1000	2000	4000
UCL (dB HL)	100	100	105	105	105
補正值 <sup>2)</sup>	25	13	7	8	11
UCL (dB SPL)	125	113	112	113	116

## 参考文献

- 1) 小寺一興, 工藤多賀, 他: 中等度難聴者に適合する補聴器の最大出力音圧レベル. *Audiology Japan* 27; 112~117, 1984.
- 2) 大和田健次郎: 補聴器のフィッティングのための測定. *補聴器のフィッティング*, 岩崎学術出版社; 61-71, 1992.
- 3) 田内光: 検査とフィッティング. *CLIENT21 聴覚*, 中山書店; 500-507, 2000.

### 3. フィッティング法の実際（細井裕司）

#### 1) 補聴器のフィッティングとは

難聴者に最も適合した補聴器を選択、調整することを補聴器のフィッティングというが、成人では、難聴の程度、性質だけでなく社会的環境によってもコミュニケーションの必要性が異なり、フィッティングの目的も種々である。しかし、一般的には音声言語情報を「正しく」「快適に」に伝えるようにすることが補聴器フィッティングの目的である。

フィッティングということばには、表1に示す全体の流れを指す場合と補聴器の機種選択（周波数特性と音響利得の仮決定）を指す場合があり、前者を広義のフィッティング、後者を狭義のフィッティングと分けて考える必要がある。本節では、狭義のフィッティングを取り上げる。

表1 補聴器フィッティングの流れ

- 
1. 患者の来院から補聴器外来へ
    - 1) 問診
    - 2) 聴覚検査
    - 3) 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
  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
- 

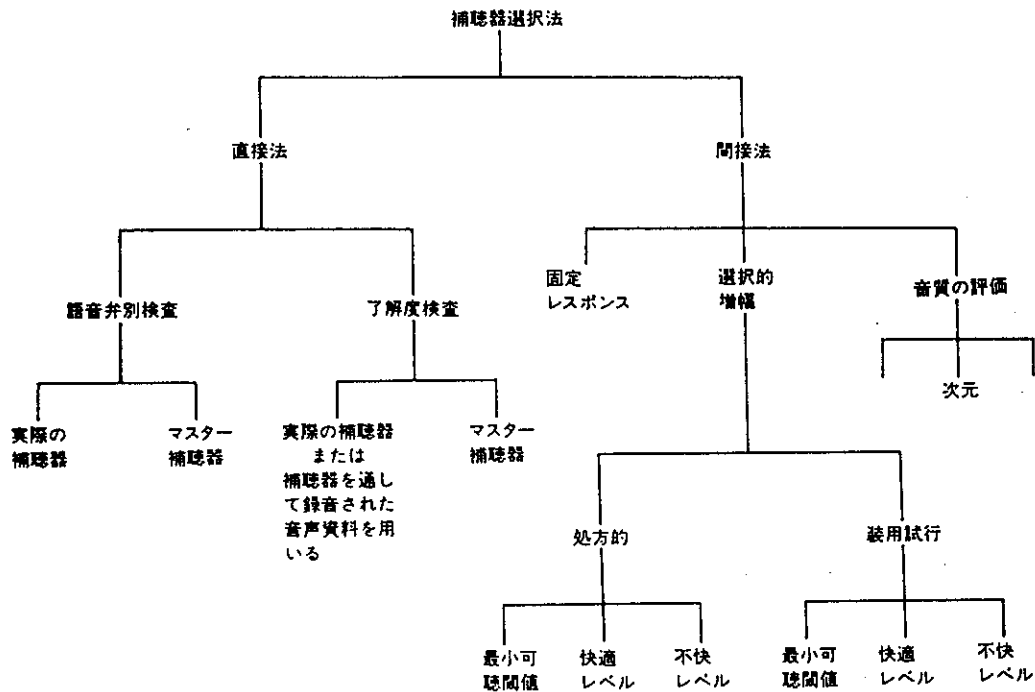
#### 2) 補聴器フィッティングの手順

表1に補聴器のフィッティングの流れを示す[1]。この一連の流れが互いに関連し合って最適の補聴器を決定していく。この表では、問診から始まって、実生活での使用と聴覚管理で終わる順序となっているが、実際のフィッティングにおいては、あるところまで進んでは、元に戻ってやり直す過程が入ってくる。例えば、フィッティング後の評価結果がよくなければ、装用耳の決定や、補聴器の選択まで遡ってやり直すなどである。

#### 3) 補聴器の選択（周波数特性と音響利得の仮決定）

図1に補聴器選択法を示す[2]。比較選択法（直説法）と規定選択法（間接法）に大別される。比較選択法は検討対象となっている補聴器によるコミュニケーション能力の改善度を語音弁別検査や了解度検査を用いて比較し、最適の補聴器を選択する。規定選択法は難聴者にとって最適の補聴器特性を聴覚検査結果から推定し、そのような特性を持つ補聴器を選択する。現在では規定選択法のうち、難聴者の各周波数の最小可聴域値（オーゾグラム）を指標とした方法が広く行われている。規定選択法によって補聴器の大まかな選択が行われ、器種が絞り込まれた段階で比較選択法の考えによって補聴器を評価し、それに応じて調整するのが一般的である。

図1 補聴器選択法の概略系統図 (Studebaker1982より改変)



#### 4) 規定選択法

歴史的には、難聴者の各周波数の域値上昇分を増幅するミラー法の考えと、最小可聴域値のおおよそ半分を増幅するとよいとするハーフゲイン法とその類縁の方法が提唱されたが、後者が主流となった。各研究者は、聴覚や音声の特徴を考慮して、最小可聴域値から利得周波数特性を求める計算式を種々提唱している[3]。

##### ①リニア補聴器に対する方法

a) 聴力損失の1/2程度を補おうとの考えにたった方法：

ハーフゲイン法（純音聴力検査で得られた純音域値の半分を各周波数で増幅する挿入利得とする。）、POGO (Prescription of gain/output) 法（挿入利得を聴力レベルの1/2とするが、250Hzでは-10dB、500Hzでは-5dBと低音域の利得を小さくする修正を加えている）[4]、Berger法などがある。

b) 聴力損失の1/3程度を補おうとの考えにたった方法：

Libby法やNAL-R (National Acoustics Laboratory-Revised) 法[5]などがある。

c) 快適レベルを測定して計算する方法：Shapiro法などがある。

##### ②ノンリニア補聴器に対する方法

ノンリニア補聴器は非直線的増幅特性をもった補聴器で、異なったレベルの入力音に対して、利得周波数レスポンスが変化する補聴器である。感音難聴耳の補充現象に対応するために開発された。この補聴器に対し新たなフィッティング法が提唱されている。リニア補聴器の場合は利得は周波数のみの関数として表せるが、ノンリニアの場合は利得は少なくとも周波数と入力音圧の2つの因子の影響を受ける。補聴器の諸特性は圧縮比、圧縮開始の音圧レベル、リニア増幅領域での利得、アタックおよびリカバリ・タイム、圧縮チャンネル数とチャンネルの帯域幅などによって規定されるので、リニア補聴器のフィッティングに比べると複雑である。ノンリニアのフィッティング法としてVIOLA component of

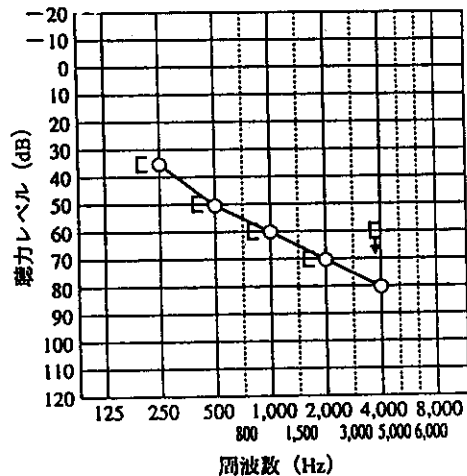
Independent Hearing Aid fitting Forum (IHAF) protocol (Valente & Van Vliet, 1997), FIG6 (Gitles & Niquette, 1995), Desired Sensation Level[i/o] (DSL*i/o*; Seewald et al., 1997), NAL-NLI (National Acoustics Laboratory Non-Linear ver.1, Dillon, 1999) などがある[6]。実際はそれぞれのアルゴリズムに基づいてフィッティングができるようにソフトウェアが用意されており、パソコン上でフィッティングを行う。

5) 規定選択法による補聴器選択の実例 (リニア補聴器の場合)

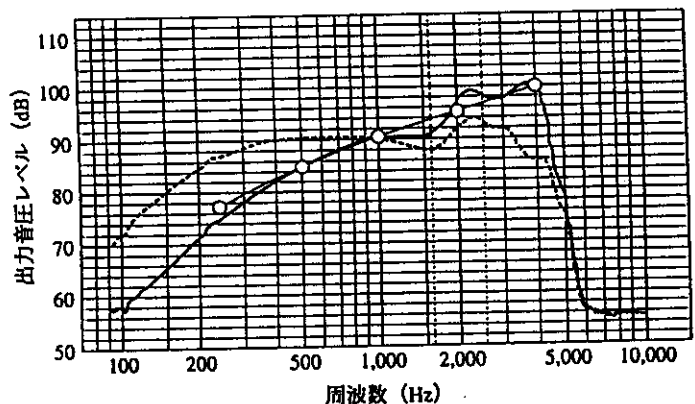
図2にハーフゲイン法でフィッティングする場合の考え方を示す[2]。図2(a)のオーディオグラムの難聴者に対しハーフゲイン法でフィッティングする場合、それぞれの周波数について聴力レベルの半分の利得を補聴器周波数特性表に記入する。例えば、1000Hzの聴力レベルは60dBであるから、必要な利得は30dBとなる。補聴器の特性は入力音圧レベル60dBに対する出力音圧で測定されるので、1000Hzの出力音圧レベルは90dBとなる。その他の周波数についても同様に計算し、周波数特性表に計算値をプロットすると、図2(b)の(○—○)のように利得周波数特性が決まる。補聴器のテクニカルデータを参考に、このようにして算出された利得周波数特性を実現するのに適した補聴器を選び出す。図2(b)で点線で示された補聴器の周波数特性より、実線で示された補聴器の方がハーフゲイン法によって想定された周波数特性に近いことがわかる。

図2 ハーフゲイン法でフィッティングする場合の考え方

bの○—○はaの難聴者に対しハーフゲイン法によって想定される利得周波数特性。実線と破線は2種類の補聴器の規準周波数レスポンス。この難聴者には、破線の補聴器より実線の補聴器がよりよく適合している。



a. 難聴者の純音オーディオグラム



b. 補聴器の周波数特性

## 6) フィッティング法の問題点

現在補聴器の利得周波数特性を計算するにあたり多くの公式が提案されているが、それぞれの公式を用いて計算された周波数特性には相当の相違がある。例えば、1000Hzの聴力レベルが50dBの感音難聴の1000Hzの利得を計算すると、POGO法では25dBとなり、1/3利得法では17dBとなる。各々の理論に基づいて計算式が作成されているわけであるが、実際に難聴者に適応したとき、ある計算式が他の計算式より一般的に優れていることの証明はなされていない。どちらが良かったかは、個々の難聴者によって異なるためであろう。

難聴者の聴覚特性はオーディオグラムに含まれる情報だけでは表せない。最大の語音弁別能力を発揮させるためには、聴覚の時間分解能、周波数分解能、快適域値[7]など語音弁別に関与する多くの要因を考慮する必要がある。現時点では、これらの要因を最初から考慮して、最適の補聴器を選択する方法が確立していないので、いずれかの公式を用いて、利得・周波数特性を仮決定しておき、その後難聴者の好みや種々の聴覚検査結果を参考にして音質などを調整し、最終的な補聴器調整状態を決めている。最終的に決められた利得・周波数特性は公式で求めたものと相当の乖離があることもある。今後は、最大の語音弁別力を得るための聴覚要因の解明と検査法の開発、そして検査結果から効率よく最適の補聴器を選択できる方式の確立が望まれる。

## 参考文献

1. 細井裕司：成人難聴患者への補聴器のフィッティング。JOHNS 11:1329-1335, 1995
2. 細井裕司：初歩からの補聴器フィッティング。耳喉頭頸 64: 341-348, 1992
3. 小寺一興：周波数レスポンス調整の原則  
補聴器フィッティングの考え方 pp138-139. 診断と治療社 東京 1999.
4. McCandless GA, Lyregaard PE: Prescription of Gain/Output (POGO) for hearing aids. Hearing Instruments, 35: 16-21, 1983.
5. Byrne D, Dillon H: The National Acoustic Laboratories (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. Ear & Hearing, 7:257-265, 1986.
6. ASHA Ad Hoc Committee on Hearing Aid Selection and fitting: Guidelines for hearing aid fitting for adults. American Journal of Audiology 7: 5-13. 1998.
7. Hosoi H, Murata K, Imaizumi S: A new method of measurement of most comfortable loudness, Audiology and Neuro-Otology, 1996, 1(4): 234-242.

## 4. 実耳測定によるフィッティング (大沼直紀)

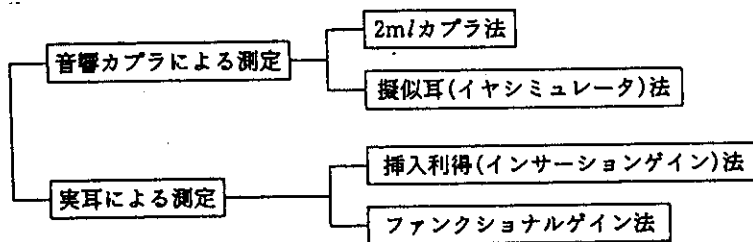
### 1) 音響カプラによる測定法と実耳による測定法

近年、補聴器フィッティングの手順に、従来の2cm<sup>3</sup>カプラや擬似耳による補聴器特性測定装置から得られたデータだけでなく、実際に患者の耳に補聴器を装着した状態から得られたデータをもとに適合と適合評価を行う新しい手法が採り入れられてきた。実耳測定 (real ear measurement) と呼ばれる方法である。補聴器を装着した実耳の検査から得られるデータには挿入利得 (insertion gain) やファンクショナル ゲイン (functional gain) があるが、これらの情報は音響カプラ利得によるフィッティングに比べ、個々の患者の難

聴特性に適合したより合理的な個別的フィッティングを可能にした。例えば、ある患者のオーディオグラムをもとに一定の補聴レベルの目安が設定され、それを満足するような周波数レスポンスや音響利得が、補聴器特性測定装置の無響箱内に置いた候補補聴器に対し処方されたとする。ところが、患者の実際の耳にその補聴器を装着したとたんに、期待していた通りの補聴レベルが実現されないという現象が起こる。ヒトの耳の平均を模して作られた音響カプラによる補聴器の電気音響特性は、患者個々の実際の耳につけられた条件での動作特性と異なることによる。

補聴器の働きを測定するには、大きく分けて音響カプラによる利得の測定法と実耳による利得の測定法がある。音響カプラ測定には、2mlカプラ法や擬似耳法がある。実耳測定には挿入利得法やファンクショナルゲイン法がある（図1）。

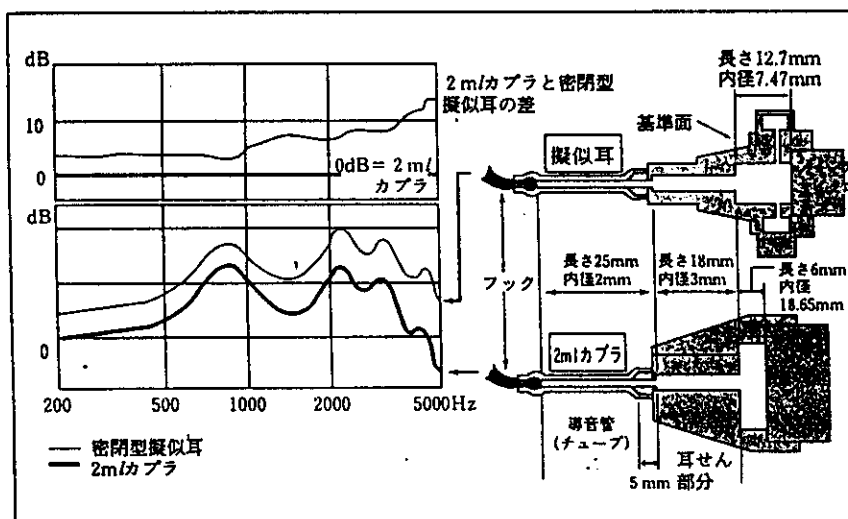
図1 補聴器の利得を測定する方法の分類



## 2) 補聴器の音響カプラによる特性測定法

補聴器イヤホンの出力音圧を、密閉型カプラを介して補聴器特性検査装置の標準マイクロホンで測る方法（JIS C 5512-1986）では、2mlカプラと擬似耳（ear simulator）が用いられる。2mlカプラは人の外耳道内の音響インピーダンスを考慮しないで作られていたので、より実耳の音響負荷に近似させる目的で擬似耳が考案された。この2つの音響カプラの間には、2mlカプラで測定された音圧レベルより擬似耳のそれの方が高域で大きくなるという差が現れる（図2）。

図2 2mlカプラと密閉型擬似耳による音圧レベルの差



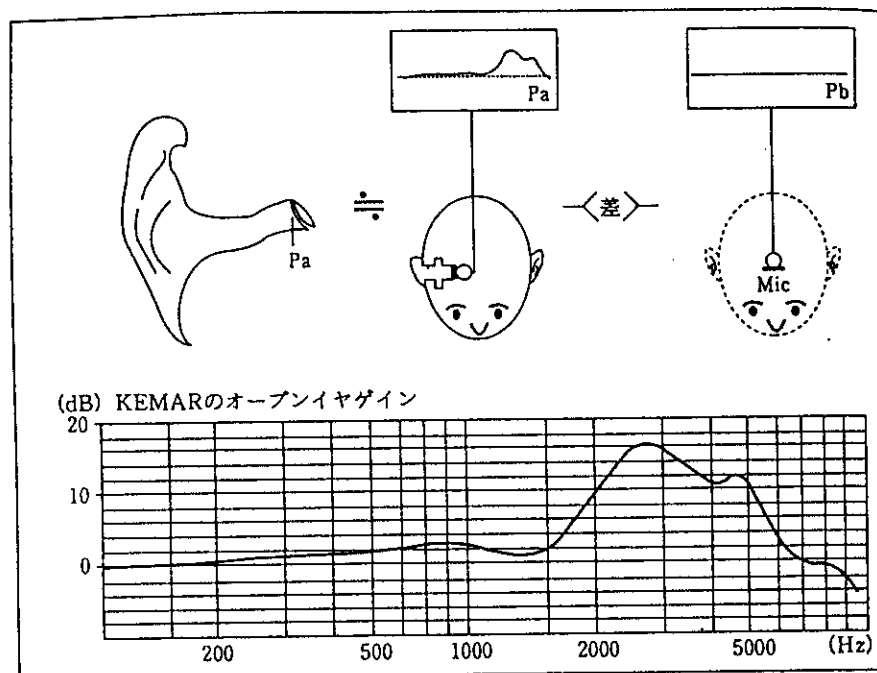


いずれにしても音響カプラによる測定法は、多くの補聴器を同一の条件で性能比較するには都合がよいが、個々の患者が補聴器を耳に装着した状態で起こる外耳道共鳴効果の変化、補聴器のマイク位置、体、頭、耳介による影響等を含めた実際の鼓膜面音圧を測定してはいないという問題が残る。

### 3) 擬似挿入利得による補聴器の特性測定法

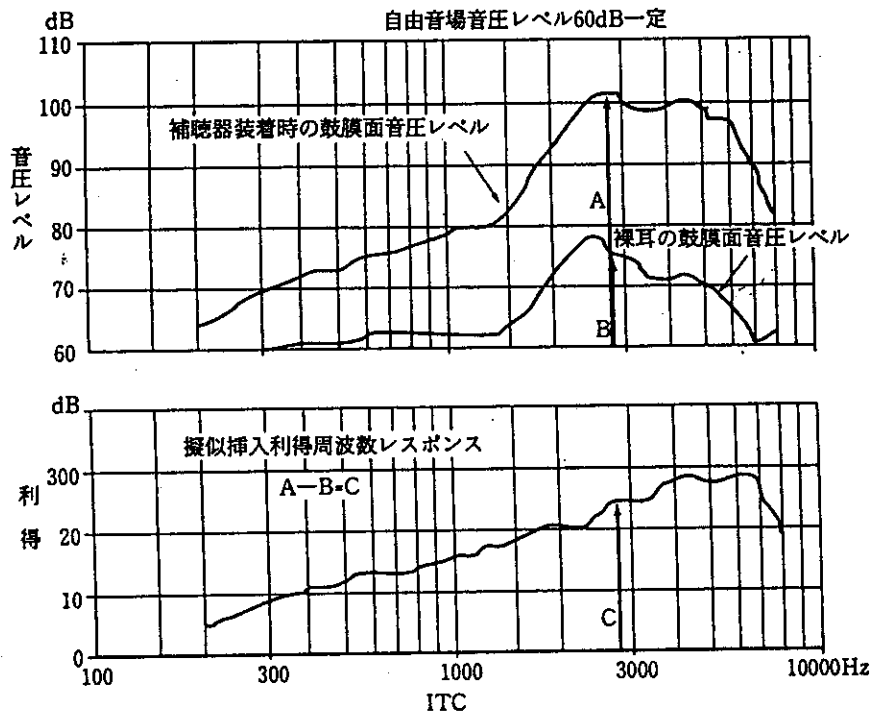
実耳の代わりに、ヒトの寸法の中央値をあらわす標準人体模型 (HATS) を使ってより個別的フィッティングに近づけようと考案されたのが擬似挿入利得法である。標準人体模型の一つであるKEMAR (Knowles electronics Manikin for acoustic Research) の外耳道共鳴効果などの影響、すなわち裸耳利得 (オープンイヤ ゲイン : open ear gain) は、2KHz から4KHzにかけて著しく高いことがわかる (図3)。

図3 標準人体模型 (KEMAR) による裸耳利得 (標準的な人を模擬したマネキンに付けられた人工の耳は、鼓膜に位置するところにマイクロホンが置かれているので、外耳道共鳴効果などの補聴器の性能に与える様々な音響的影響を推測するのに役立つ。KEMARの音圧レベル (Pa) から、マネキンを退けた頭の中心に位置する測定点での音場音圧レベル (Pb) を引いたのが裸耳利得である。)



補聴器を装着することによりマイクロホンは耳の外に位置し、イヤモールドにより共鳴筒が塞がれるので、その分だけ裸耳利得の損失 (インサージョンロス ; insertion loss) を被ることになる。無響室で補聴器をつけた標準人体模型の外耳道内に生ずる鼓膜面音圧をイヤシミュレータで測定し (インサイチュ測定 : in-situ measurement)、その値から裸耳利得の損失分や導音チューブによる減衰分などを補正し、その結果得られた補聴器の実質的な増幅度を擬似挿入利得 (simulated insertion gain) という (図4)。

図4 標準人体模型 (KEMAR) による補聴器のインサイチュ利得、裸耳利得、挿入利得の関係 (財団法人テクノエイド協会：補聴器技能者講習会テキスト、 p. 125より)



in situ 利得 A = 自由音場音圧レベルと補聴器装用時の鼓膜面音圧レベルの差  
 裸耳利得 B = 自由音場音圧レベルと裸耳の鼓膜面音圧レベルの差  
 挿入利得 C = 裸耳と補聴器装用時の鼓膜面音圧レベルの差 (A - B)

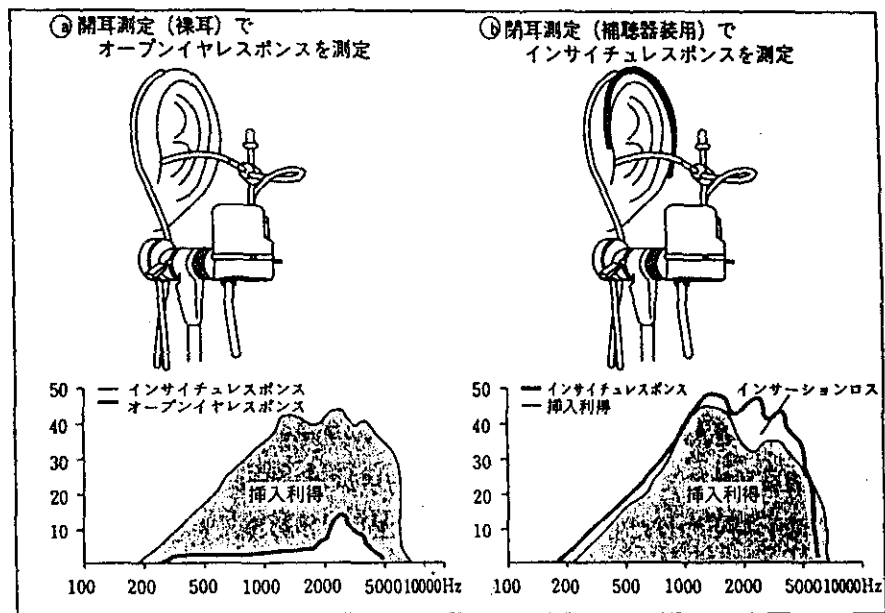
補聴器の特性処方に擬似挿入利得のデータを活用することは、従来の2mlカプラ利得に頼るより合理的ではあるが、それでも補聴器装用患者の個々の音響条件の違いが反映されてこない。個々の患者にとっての補聴器の実質的な利得を評価するには、実耳による測定法として2つの方法が考えられる。一つは、補聴器をつけない時とつけたときの鼓膜面上の音圧レベルの差、すなわち挿入利得 (insertion gain) を実耳で測定する方法である。もう一つは、患者が補聴器をつけない時の域値検査を音場で実施し、次いで実際の耳に補聴器をつけた時の同様の検査を実施する。そして両者の音場域値の差、すなわちファンクショナルゲイン (functional gain) を求める方法である。

#### 4) 挿入利得の測定による補聴器のフィッティング

補聴器装用時の外耳道内音響測定については、ここ数十年来さまざまな方法が検討されてきた。初期の頃は、鼓膜面近くに小型マイクロホンを挿入し、無響室内で患者は動かずじっとしていなければならないなど面倒で大がかりな方法であった。最近では、非常に柔らかな細いシリコンチューブをイヤモールドと一緒に外耳道に挿入して行うプローブマイクロホン実耳測定法 (computerized real-ear probe-microphone measurements) と、そのためのコンピュータ機器が進歩したので、1990年台からは臨床的にも比較的安全で信頼性の高い補聴器の挿入利得測定が可能になった。挿入利得を測定するにはプローブマイクロホンのチューブの先端を鼓膜面近くに挿入し、先ず補聴器をつけない開耳測定を、次いで補聴器を装用した閉耳測定を行う。裸耳と補聴器装用時の鼓膜面上における音圧の差から

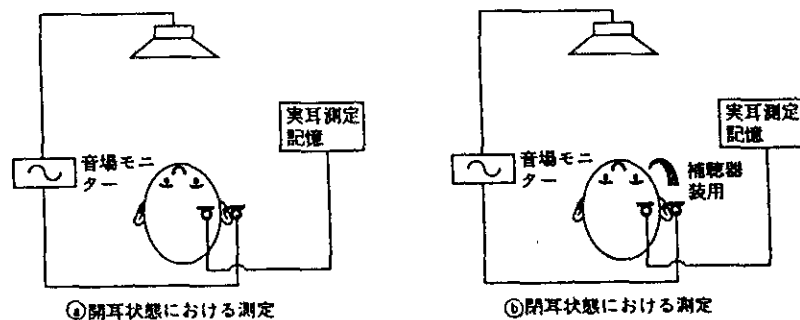
使用した補聴器の挿入利得を求めるとい原理である。(図5)

図5 プローブマイクロホンによる開耳測定と閉耳測定(挿入利得を求めるには、補聴器装用時の閉耳測定で得られた鼓膜面音圧(インサイチュレスポンス)と、裸耳の開耳測定で得られた鼓膜面音圧(オープンイヤレスポンス)との差、つまり、インサイチュレスポンスから、インサージョンロス(イヤモールドが耳を閉鎖することによって失われる外耳道の共鳴効果の分)を差し引く。)



プローブマイクロホンで患者の外耳道内音圧を測ると同時に、耳近くに置かれた第二のモニターマイクにより常に一定な音場がコントロールされるように装置されている(図6)。

図6 音圧法による挿入利得測定の手順 プローブマイクロホンで患者の外耳道内音圧を測ると同時に、耳近くに置かれた第2のモニターマイクにより常に一定な音場がコントロールされる。



今後、プローブの置き方、検査音のタイプ、音響環境、音場検査システムの配置、あるいは幼児に対する測定法など、臨床的に改善されなければならない問題も残っている。

オーディオグラムなどの聴覚域値検査のデータを基に、ある程度の選択の目安をたてる幾つかのフィッティングルールがある。例えば、聴力の損失分のほぼ1/2が補償されるよ

うな処方を行おうとするハーフゲインルールや、その変法であるPOGO法などにより補聴器の処方を行う場合、患者の試用補聴器の挿入利得を測定し、半利得の原理(halfgain principle)に照らして増幅度を評価し、必要な調整を加えればよい。また、平均会話音声レベルなど聴取目標として想定した入力レベルが、患者の可聴レベルに入るかどうかを、補聴器非装用時実耳反応(REUR:real ear un-aided response)や補聴器装用時実耳反応(REAR:real ear aided response)の検査から得られたデータをもとに評価し、試用補聴器に必要な調整を加えることもできる。外耳道内音響測定法の臨床的応用は主に成人の実耳測定の中で実現されてきたが、早期の聴覚補償を必要とする幼児の補聴器フィッティングと評価にも重要な意義をもつといえる。多くの成人のオープンイヤゲインのピークが3000Hz辺りにあるのに対し、乳幼児期のオープンイヤゲインのピークは7000Hz辺りの高周波数帯域からより低域へと移動する。成人に比較して小さく短い乳幼児の外耳道に装用される補聴器の挿入利得は、成長にともない相当変化することを考慮に入れたフィッティングがなされなければならない。

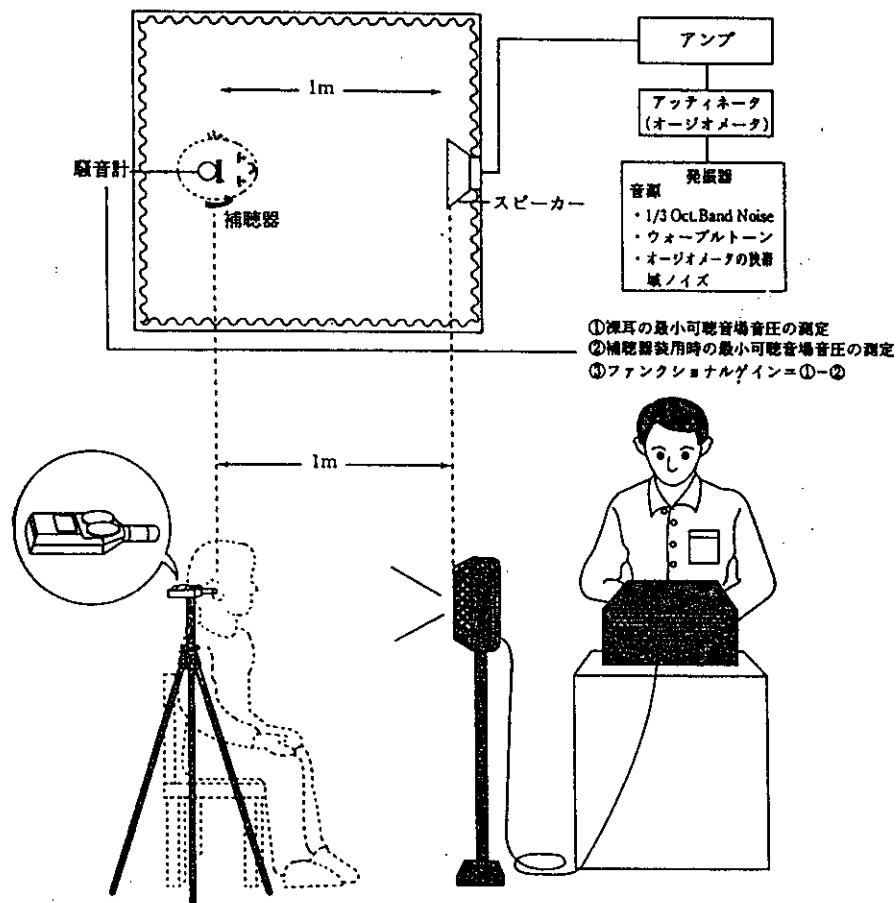
## 5) ファンクショナルゲインによる補聴器のフィッティング

### ①ファンクショナルゲインの測定法

プローブマイクロホン実耳測定のための機器がない場合、あるいはフィッティングの装用試行的手順の中で、より簡便に装用する補聴器の実質的な増幅効果を確認したいときなどには、スピーカからの音を聴取する音場聴力検査(sound field audiometry)が行われる。これも実耳測定による補聴器フィッティングの一種と考えてよい。挿入利得測定が他覚的検査であるのに対し、ファンクショナルゲイン測定は患者に音への反応を求める自覚的検査である。挿入利得とファンクショナルゲインとの測定法上の大きな違いは、補聴器非装用時と補聴器装用時の音圧レベルの差を求めるに際して、前者は患者の鼓膜面上で測るのに対し、後者は患者の頭の中心に相当する音場の測定点で、裸耳最小可聴値(un-aided HTL)と補聴器装用時域値(aided HTL)を測ることにある(図8)。

図8 ファンクショナルゲインの測定法

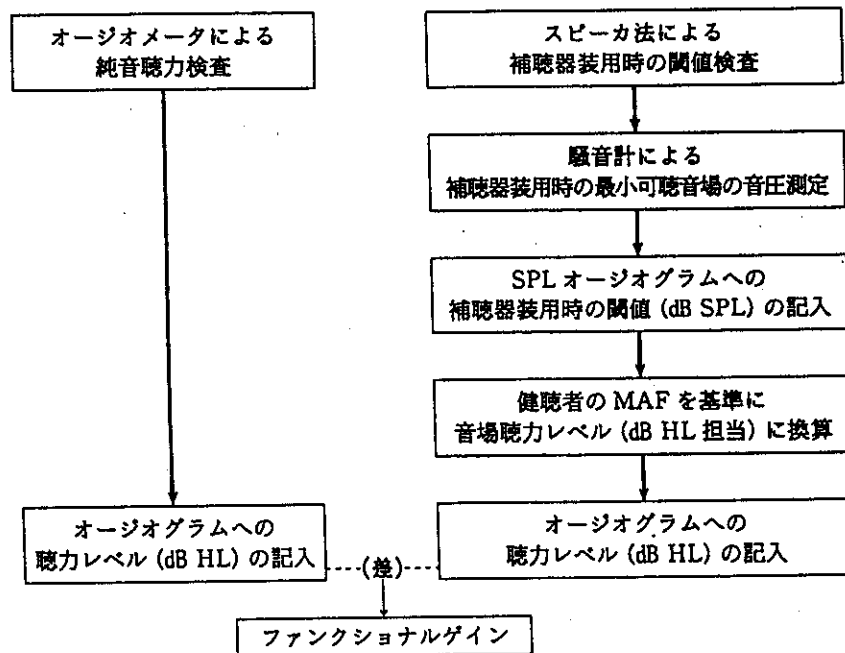
(裸耳最小可聴値 (un-aided HTL) と補聴器装用時域値 (aided HTL) を検査し、被検者を退けた頭を中心に相当する測定点に騒音計のマイクロホンを置き、それぞれの音場音圧を測定する。その結果得られた裸耳の音場音圧と補聴器装用時の音場音圧との差がファンクショナルゲインである。)



ファンクショナルゲイン測定の結果は挿入利得測定の結果とほぼ一致するという報告もある。<sup>3)</sup> 一方、ファンクショナルゲイン測定の結果が再現性±10 dBの不安定さをもつので、信頼性のある挿入利得測定を実施すべきであるという意見もある。<sup>4)</sup>

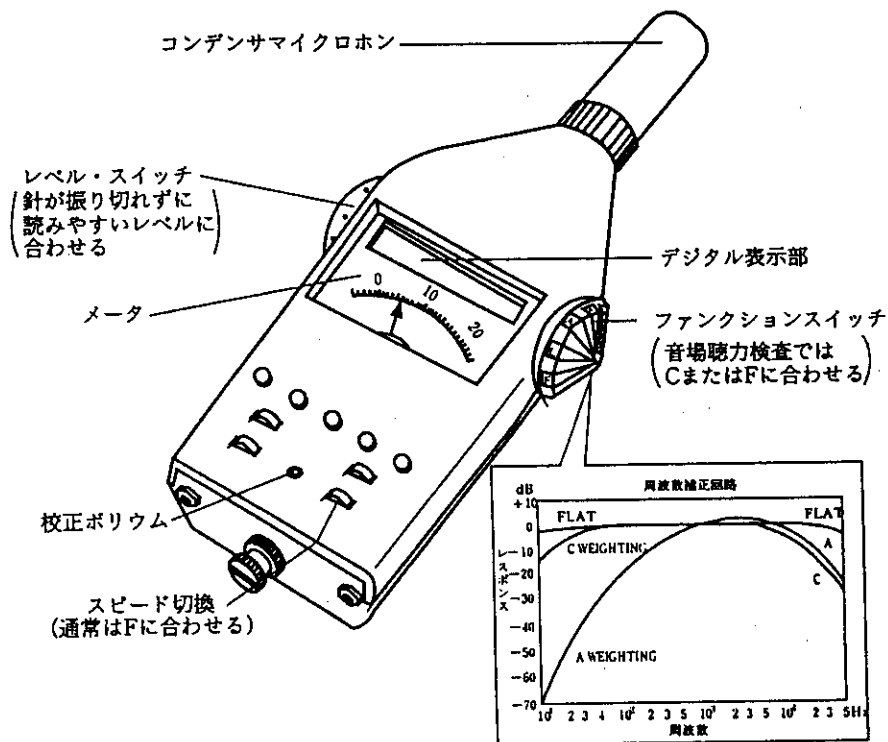
重度の聴覚障害をもつ耳では、補聴器装用時の域値検査ができて、音場での裸耳最小可聴値がスピーカの出力が足りないなどの理由で測定できない状況が起きる。そのときはオーディオグラム上のデータを裸耳の域値としてそのまま採用し、補聴器装用時の騒音計で得た域値の単位 (dB SPL) の方を便宜的に聴力レベル (dB HTL) に換算し (図9)、同じオーディオグラム上でファンクショナルゲインを求めるとよい (図10)。ファンクショナルゲインを求める手順を図11に示した。

図11 ファンクショナルゲインを求める手順



音場聴力検査を行うのに特に欠かせない機器が騒音計である。騒音計の構造、操作法についてはJISの騒音レベル測定方法 (JIS Z 8731) やメーカーの説明書に詳しく述べられている。ダイヤルAの聴感補正回路特性は、聴力正常者の感じる音の大きさに近似させてあり、騒音のうるさをホン(A) またはdB(A) で表わすためのものである。スピーカから出された検査音が子どもの補聴器に届いた時の音圧レベルを測定するには、人間の音に対する感覚特性に関係なくフラットな周波数特性をもたせたCまたはFLATのダイヤル設定で物理的な音圧を測らなければならない (図12)。

図12 騒音計の機能（補聴器の測定や音場聴力検査などではCまたはFのスイッチを使用しdB(SPL)で表す。聴力正常者の耳で感ずる音のうるささのレベルを「ホン」で測定するときは、人間の聞こえる音の範囲にあわせて周波数補正回路がはたらくAのスイッチを使用しdB(A)で表す。）



市販の音場聴力検査専用のオージオメータ（スピーカ法の聴力検査結果がオージオメータのダイヤル目盛りを直読して聴力レベル(dBHL)で読みとれる装置）を使用して補聴器装用時の域値を測定する場合であっても、装置の設置位置などにより0 dB基準の較正をしなければならぬことが多いので騒音計を用いて入念にチェックする必要がある。

## ②ファンクショナルゲインによる補聴器フィッティング法

スピーカからの音を聴取する音場聴力検査(sound field audiometry) は装用試行的手順の中では欠かすことができない。補聴器装用時のラウドネス検査や非言語検査的比較法のうち最も基礎的な検査は補聴器装用時の域値検査である。補聴器装用時の域値のデータを用いて補聴効果を評価したり補聴器の特性を再調整する目安を考えたりする方法には、スピーチレベル法とファンクショナルゲイン法がある。「スピーチスペクトラム法」も「ファンクショナルゲイン法」も、どちらも補聴器装用時の域値データを利用することで共通している。「スピーチスペクトラム法」は補聴器を着けると音声のレベルにどれ程近付けるかを、「ファンクショナルゲイン法」は補聴器を着けると正常な聴覚のレベルにどれ程近付けるかを知ることとも言える。

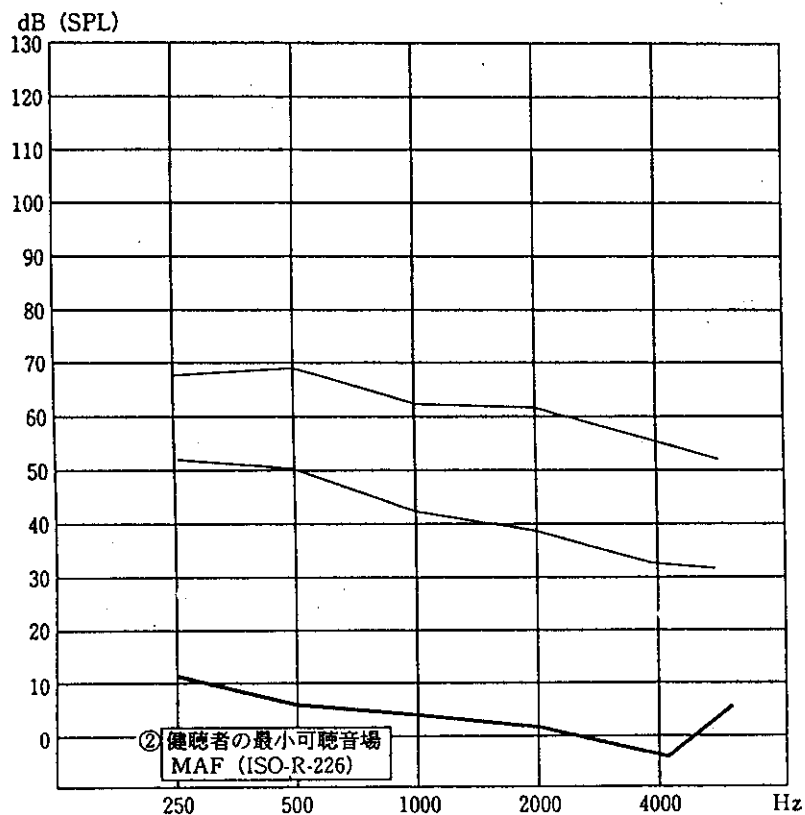
スピーチレベル法では、測定して得られた補聴器装用時の域値レベルが音声スペクトラムのレベルに対して可聴範囲としてどのように位置するかを見ることにより補聴効果を評価する。当然補聴効果の見方や補聴器の調整方針は聴かせたい音声のレベルをどこに想定

するかによって左右される。1 m離れた測定点での平均会話音声レベルを、およそ1KHzで50-55dB(SPL)と考え、それより高い周波数ほど小さい値を低い周波数ほど大きい値のカーブで表すのが一般的である(同じことをオーディオグラム上に聴力レベルで表すとすれば、「1KHzで およそ55-60dB(HL)、それより高い周波数ほど大きい値を低い周波数ほど小さい値」と読み代える)。しかし、実際は補聴器装用者の音声言語環境の実態に応じて話者の距離と声の大きさは変わるものである。補聴器の増幅特性の選択に際しては、聴覚障害の程度によって期待する入力情報のレベルをシフトしなければならないという問題がおこる。重度の聴覚障害者に対してはファンクショナル周波数の条件も加味して、さらに10dB程強めの70dB位の高いレベルを可聴範囲に入れることを現実的な調整目安とすることもあり得る。

ファンクショナルゲイン法では、期待する補聴器の増幅度の目安に対して、実際に補聴器をつけたときのファンクショナルゲインが見合っているかどうかをみて補聴効果を評価する。ファンクショナルゲインを求めるには、前記の補聴器装用時の検査と同様の手順で裸耳最小可聴値(un-aided HTL)を測定し、両者の差(un-aided HTL-aided HTL)を算出する。例えばハーフゲインルールに照らしてファンクショナルゲインの比較法を行う場合は、オーディオグラムの聴力レベルを2で割り、その値が測定したファンクショナルゲインに近いかどうかで補聴効果を評価し補聴器の調整目安を検討する。非常に重度な難聴患者では、スピーカからの出力不足のために補聴器装用時の域値測定ができて裸耳最小可聴値が測定できないことが起きる。そのときはオーディオグラムのデータを裸耳の域値としてそのまま採用し、補聴器装用時の騒音計で得た域値の単位(dB SPL)の方を聴力レベル(dB HTL)に換算して(図13のワークシートにそって計算できる)、同じオーディオグラムの上でファンクショナルゲインを求めるよい。



図13 補聴器装用時の域値記録用SPLオーディオグラム及び聴力レベルへの換算ワークシート (MAF (ISO-R-226) のデータには両耳効果の3 dB分が含まれているので、片耳装用の測定結果に対して補正する。図中の音声レベルは、下が120cm離れた普通の声、上が30cm離れた大きめの声—中川・大沼1987)



補聴器装用時の 閾値検査の周波数 (Hz)	250	500	1000	2000	4000
①最小可聴音場の音圧 (dB SPL)	( )	( )	( )	( )	( )
②健聴者の最小可聴音場 MAF (ISO-R-226)	11	6	4	1	-4
③片耳補聴の補正	3	3	3	3	3
④=①-②-③ 聴力レベルへの換算 (dB HL相当)					

音声レベルをオーディオグラム上に載せるための参考になる資料を2種類あげておく。図14は、ファント (Fant, G, 1959) が音素の特徴をオーディオグラム上に分類し語音の領域を記述したデータである。これらのデータをもとにいわゆるスピーチバナナと呼ばれる音声レベルが描かれるようになった (図15)。

図14 語音の領域 (唇から1mの距離で測定した男声を分析した。Fant, G, 1959)

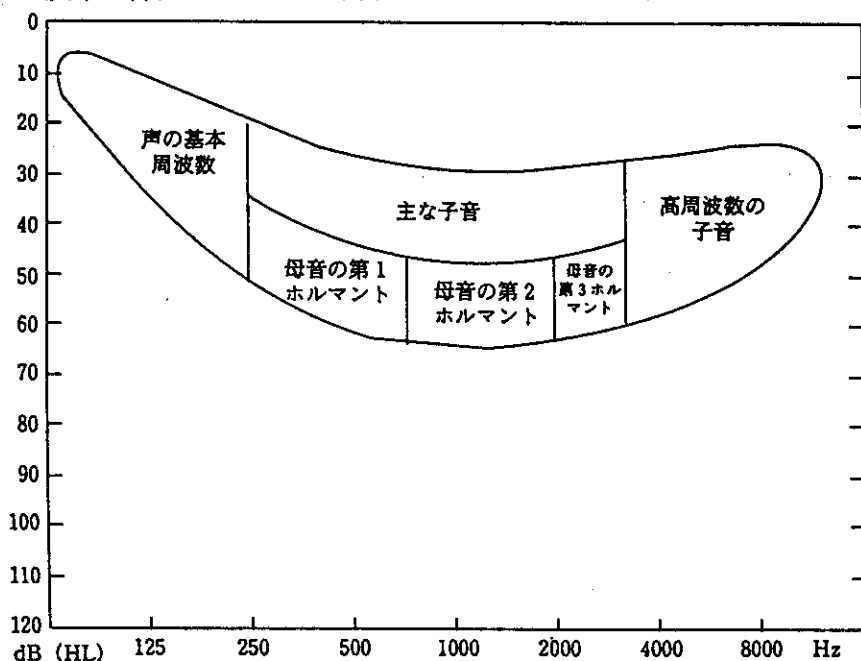


図15 音声の領域：スピーチバナナ

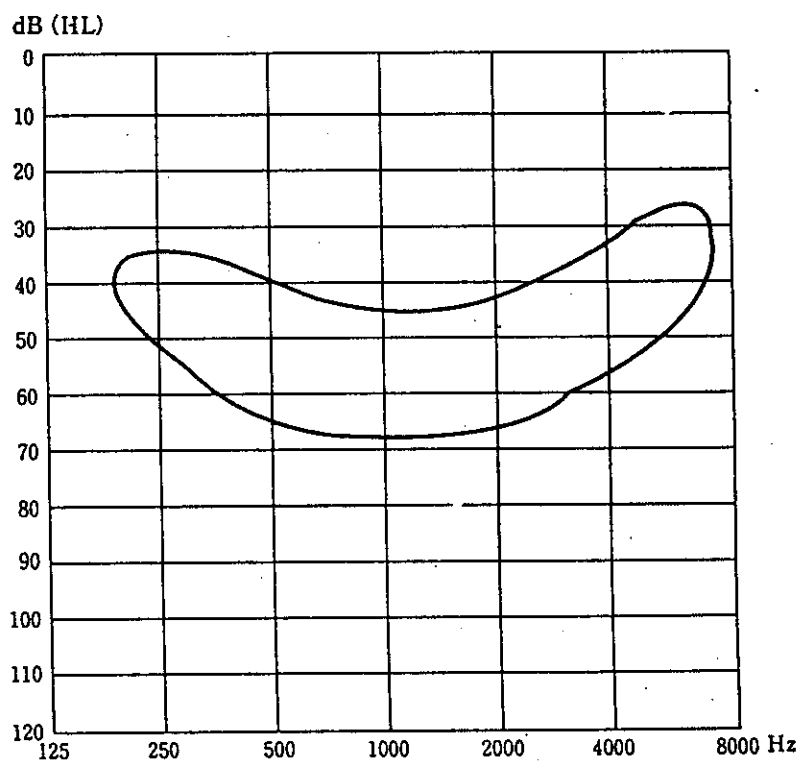
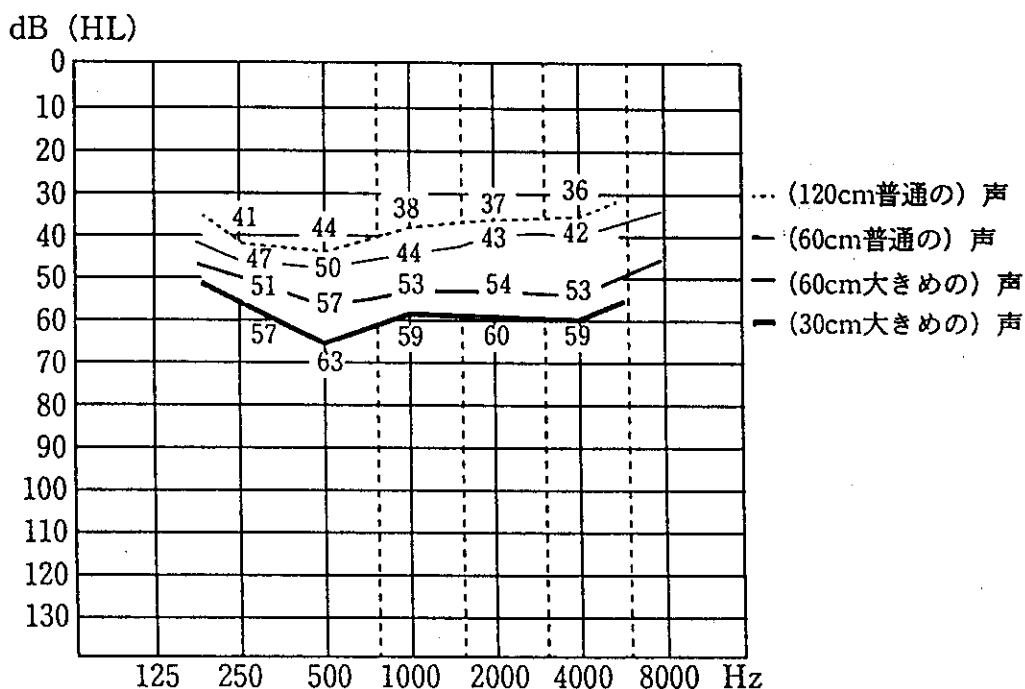


図16は、音声のレベルを1m離れた測定点のレベルだけで表すのではなく、子どもを抱っこしたり、接近したりして話す場合、学習場面などで机をはさんで向かい合って話す場合などの距離に応じてレベル分けをし、さらに普通の声で話す場合と大きめの声で話す場合とに声の強さのレベルを分けて記述したデータである。

図16 距離と声の強さを変えた日本語音声のレベル (大沼、1989)



### 5. デジタル補聴器のフィッティング (岩崎 聡)

1996年に入力信号自体をデジタル信号処理 (DSP: digital signal processing) したデジタル補聴器が市販されるようになり、現在20以上のデジタル補聴器が市場に出回るようになった。デジタル補聴器はそれぞれの聴力型に容易に調整が可能であると言われているが、様々なパラメータがあるためそのフィッティング方法には幾通りものパターンがあり、どのようにフィッティングすればよいか迷うことも多くなった。デジタル補聴器のフィッティングには一般に専用のソフトが使用されるが、その内容をすべて理解することは困難であり、またフィッティング用ソフトが常に技術の進歩と共にバージョンアップされていくため、現場でデジタル補聴器を調整する者は情報に追いついて行くだけでも大変な労力を要する。ここではデジタル補聴器の調整の問題点について概説する。

#### 1) フィッティング プログラムによる問題

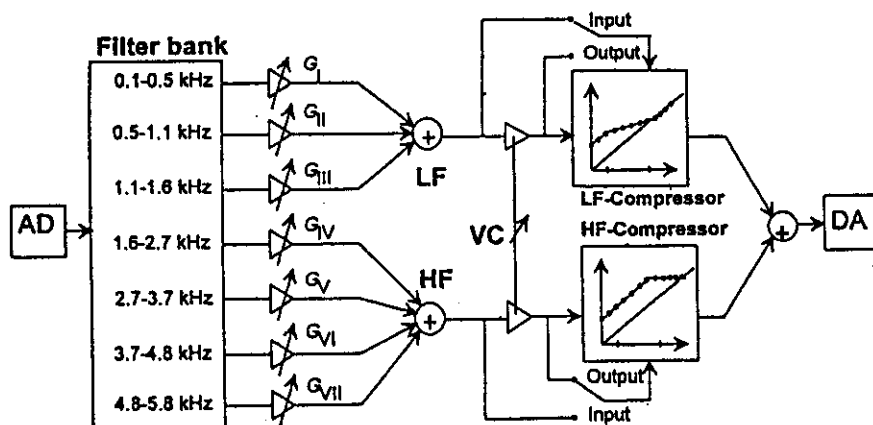
デジタル補聴器のフィッティング方法には聴覚域値に基づいたフィッティング プログラム (DSLfitting) とラウドネススケーリングに基づいたフィッティング プログラム (prescriptive fitting) がある。実際はコンピュータ上でラウドネススケーリングにより各周波数ごとの利得を自動調整し、その後マニュアルで微調整を行うことが多いと思われる。2つのフィッティング プログラムによる比較を行った報告<sup>1)</sup>では、客観的な評価である語音聴取域値検査 (SRT: 50%文章正解率が得られるS/N比) テストでは両者とも差はなかったが、質問紙による評価ではDSL fittingの方が音質に関して良い結果を示し、prescriptive fittingは雑音下での聞き取りにやや良い評価を示した。使用するフィッティング プログラムにより装用下域値が異なる結果となり、DSL fittingの方が約5dB利得が高くなったためと結論している。したがってフィッティング プログラムにより出力特性が異なってくることになる。この際使用した質問紙はOldenburg Inventory法とpaired comparisonによる比較評価であった。また、ドイツのPastoorsらは利得を計算するプログ

ラムが異なるCambridge ProcedureとScalAdaptという2つのフィッティングプログラムによるデジタル補聴器の比較を行っているが、語音の検査・質問紙の検査とも両方で差はなかったと報告<sup>2)</sup>している。さらにフィッティングプログラムによる些細な相違が評価できる評価法が望まれるとも結論している。

## 2) Dynamic Range Compression プログラムによる問題

デジタル補聴器は一般的に低音域、高音域でそれぞれラウドネスに対してノンリニアな増幅補償を行っている。音圧の強い低周波数の利得を減少すると同時に弱い高周波数音声の利得を増加させ、ノイズ下でも弱い音声を聞きやすくする。また従来のリニアな増幅では入力レベルの低い部分は利得が不足し、高い部分は過剰になるため、入力レベルが低く成ると増幅器の利得をより増大させ、ラウドネスの補償を行っている。従来の補聴器では、この補償をするために装用者自信がボリューム調整して行っていた。このノンリニアな増幅補償は1937年Steinberg & Gardnerがautomatic gain control (AGC) systemとして報告<sup>3)</sup>しており、compressorsとも呼ばれる。1970年代に入り複数のバンドでそれぞれ圧縮を行う multiband compression systemが導入された。デジタル補聴器になると、それぞれのバンドにおいてS/N比のサンプリングを行い、騒音状況によってバンドごとに、さらにほぼ連続的に利得や圧縮比の調整が可能となった。図1に基本的な音声処理のalgorithmを示す。

図1



ノンリニアのフィッティングにも様々なalgorithmsがあり、3つのノンリニアフィッティング algorithms (LinEar Algorithm, DynEar Algorithm, and RangeEar Algorithm ;表1) を比較した報告<sup>4)</sup>ではすべての対象者に良い結果を示したalgorithmはなく、algorithmの好みは聴力型に依存したとの結論であった。

表1

	LFチャンネル		HFチャンネル	
	圧縮方法	周波数レスポンス	圧縮方法	周波数レスポンス
LinEar	Compression Limiting	POGO II + LFgain <sub>LN</sub>	Compression Limiting	POGO II + HFgain <sub>LN</sub>
DynEar	wide dynamic range	Restoration of normal loudness	Compression Limiting	POGO II + HFgain <sub>LN</sub>
RangeEar	wide dynamic range	Restoration of normal loudness	wide dynamic range	POGO II