

対話型進化的計算手法を用いた補聴器フィッティング システムの開発

渡辺, 政博
リオン株式会社

坂本, 真一
リオン株式会社

大崎, 美穂
静岡大学情報学部情報学科

高木, 英行
九州芸術工科大学芸術情報設計学科

<https://hdl.handle.net/2324/4482070>

出版情報：日本音響学会聴覚研究会資料. H-2000-6, pp.1-8, 2000-01-28. 日本音響学会
バージョン：
権利関係：



Development of an IEC fitting system for commercial hearing aids

Masahiyo Watanabe ¹⁾ Shinichi Sakamoto ¹⁾ Miho Ohsaki ²⁾ Hideyuki Takagi ³⁾
mwata@rion.co.jp sakamoto@rion.co.jp miho@cs.inf.shizuoka.ac.jp takagi@kyushu-id.ac.jp

3-20-41 Higashimotomachi, Kokubunji-shi, Tokyo 185-8533 Japan
2) Department of Computer Science, Faculty of Information, Shizuoka University
3-5-1 Jyohoku, Hamamatu-shi, Sizuoka, 432-8011 Japan
3) Department of Art and Information , Kyushu Institute of Design
4-9-1 Shiobaru, Minami-ku, Fukuoka, 815-8540 Japan

Keywords: hearing aids, fitting, interactive evolutionary computation, hearing impairment

あらまし

キーワード：補聴器、フィッティング、対話型進化的計算、聴覚障害

Abstract: IEC (interactive evolutionary computation)-based fitting system for hearing aids is developed, applied to a commercial programmable hearing aid, and evaluated. The IEC-based fitting system does not require previous measurement of hearing characteristics basically and optimizes the parameters of the hearing aid based on the subjective evaluation of its user using the EC. The developed system consists of not only basic function which optimizes the hearing aid for the given sound but also additional function that weights each optimum fitting characteristics for three kinds of sound in daily environment and determines the final best fitting characteristics. We also develop two interfaces for the basic function: (1) an interface that a subject comparatively evaluates 20 fitting candidates displayed at once with his/her relative evaluation scale, and (2) an interface that a subject evaluates a consequently given fitting candidate with his/her absolute evaluation scale. Experimental evaluation for these systems with normal hearing subjects has shown that the interface with the absolute evaluation scale may be more usable for the subjects and that the additional function for determining the final best fitting characteristics is effective for hearing aid fittings.

1. はじめに

現在のほとんどの補聴器フィッティングは、過去のフィッティング事例などの経験則から導き出された計算式を用いて、オーディオグラムや語音明瞭度をはじめとする聴覚情報を補聴器の音響特性に変換する方法である。しかし、聴覚障害者の聴覚特性には個人差があり、これらの聴覚情報が同じであっても感性レベルでの聞こえが同じであるとは限らず、当然、従来の方法ではすべての場合にうまく適用できるとは限らない。多くの場合、計算式によって得られたフィッティング値をもとに、専門の調整者が知識や経験などに基づいて微調整を行い、最終的なフィッティング値を決定している^{[1][2]}。

このような従来の方法では、語音明瞭度や補聴器装用域値の改善が重視される反面、補聴器装用者本人の音に対する好みやフィッティングに反映されにくい傾向がある。また、調整者の技能レベルによっては、必ずしも良好なフィッティングが行われていないケースもあると考えられ、高機能の補聴器を購入してもその補聴器の持つ性能が十分に発揮されていないという問題がある。さらに、フィッティング方法は補聴器の処理方式によってそれぞれ異なり、調整者は各処理方式ごとに個別のフィッティング手法を用いなければならないという問題がある。

ここ数年デジタル補聴器の進歩には目覚ましいものがあり、ラウドネス補償^[3]や周波数圧縮^[4]の機能を持つ補聴器が次々に発表されてきている。マルチバンド AGC (自動利得調整) タイプのデジタル補聴器の中には、耳穴に深く挿入でき装用していることがわからないほどの大きさで実用化されているものも少なくないという状況である。しかし、このような複雑な信号処理機能を持つ補聴器のフィッティングを現行のフィッティング方法で行うことは困難な場合も多く、新たなフィッティングアルゴリズムの構築は急務であると言える。

近年、従来の補聴器フィッティングとは一線を画す方法として、対話型進化的計算(IEC)手法を用いた補聴器フィッティング法が提案されている^{[5][6][7]}。この手法は、複数の音響的な補聴器調整用パラメータの調整を多次元パラメータ空間での探索問題としてとらえ、補聴器装用者の評価値に基づく進化的計算によって自動最適化するものである。装用者はコンピュータが選び出したパラメ

ータ値に設定した補聴器を介して提示された音を聴取し、明瞭性や快適性などの観点から提示音を主観的に評価する。進化的計算は装用者から得られた複数の評価値をもとに、より良いと思われる補聴器パラメータを探索する。

IEC フィッティング法は、補聴器装用者本人の音に対する好みを反映する感性レベルでのフィッティングが可能で、良好なフィッティング結果が得られている^{[6][7]}。加えて、補聴器の処理方式やパラメータの種類に依存しない方法であるため、新しい処理方式にも適用でき、パラメータの種類が増加した場合も容易にフィッティングが行える可能性がある。

本論文では、IEC フィッティングシステムの実用化のための第一ステップとして、市販のプログラマブル補聴器(音響的パラメータをデジタル信号によって調整できる補聴器、音の処理はアナログ)のフィッティングに適用するための検討を行った。今回は、操作性向上を目的とした音の提示インタフェースと複数音源で得られた設定の統合手法を組み込んだ IEC フィッティングシステムを試作し、健聴被験者による予備的な評価実験を行ったので、その結果を報告する。

2. IECフィッティング

IEC フィッティングは、装用者の主観的評価値をもとに進化的計算が補聴器の種々の音響特性調整パラメータを最適化する方式である。

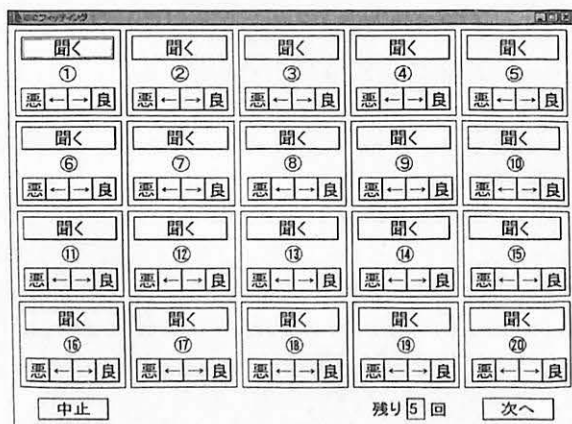


図 1. IEC フィッティング画面の例

図 1 は、装用者に提示される IEC フィッティングのユーザインターフェースの一例である。この 20 個のパネルは 20 個の補聴器の特性候補(す

なわち進化的計算によって算出されたパラメータ設定候補ベクトル)である。20通りのパラメータ設定の初期値は従来フィッティングの経験則を用いてもよいが、我々の試作システムでは乱数を用いた。

図1を用いた試作システムによる一般のプログラマブル補聴器のフィッティングは、以下の様な手順で行う。

- ①補聴器装用者がいずれかの「聞く」ボタンを押すと、コンピュータによってそのパネルに対応したパラメータ設定が補聴器に書き込まれ、補聴器の音響特性が変更される。
- ②所定の音が補聴器を通して提示される。
- ③補聴器装用者は、明瞭性や快適性などの観点から提示音を主観的評価し、その評価値を同パネルの評価ボタン「悪」[←]「→」[良]のいずれかでコンピュータに入力する([←]はどちらかといえば悪い、[→]はどちらかといえば良い)。
- ④20個すべての評価が完了し「次へ」ボタンを押すと、進化的計算は20個の各パラメータ設定に対する評価値をもとに探索を行い、20個の次世代フィッティングパラメータ候補を算出する。
- ⑤以後同様に、最適パラメータ設定が決定されるまで①～④の操作を繰り返す。

なお、本試作システムでは音の聞き直しや聞き比べ、評価値の入れ直し、聞く順序や評価の順序の選択などを補聴器装用者が自由に行えるようになっており、一連の操作はすべてマウスによって行われる。

以後、具体的に試作システムについて述べる。

3. 試作システムの概要

3.1 システム構成

図2に今回試作したシステムの構成図を示す。コンピュータはシリアルポート(RS-232C)と、音ファイルの再生機能およびオーディオ出力端子を備えた市販ノートパソコンである。シリアルポートにはHI-PRO(プログラマブル補聴器専用のパラメータ書換え装置)が接続されており、コンピュータからの制御によって補聴器のパラメータ設定を変更できるようになっている。コンピュータのオーディオ出力にはレベル変換器が接続されており、オーディオ出力を補聴器のマイクロフォン出力と等価なレベルに変換する。コンピュータ内

部に音ファイルとして記憶されている音源が再生されると、オーディオ出力から音源信号が出力され、レベル変換器を介して補聴器の外部入力端子に入力される。補聴器のイヤホンからの出力音は補聴器装用者に提示され、装用者はその主観的評価値をコンピュータのキーボードまたはマウスを介して入力する。

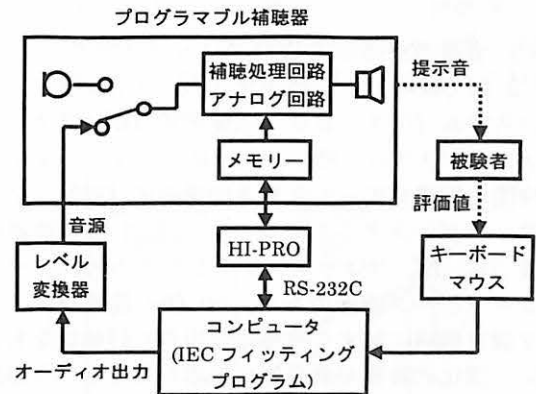


図2. 試作システム構成図

3.2 音源

IECフィッティングの特徴の1つは、任意の音を使って任意の場所でフィッティングできることである。また、基本的には音声は補聴器使用の重要な音源とはいうものの、使用する実使用環境は人によって様々であり、いろいろな環境下の音声がある。逆にことばの聞き取りよりも不快音を軽減することを重視する装用者も少なくない。また、1つの音源で最適化した補聴器が他の音環境全般に適している訳ではないという実験結果も得られている^[7]。

そこで、本システムでは複数の現実環境音を用いて、各音源ごとに個別のIECフィッティングを行う。そして各音源それぞれに特化したフィッティング結果を得た上で、後述の最終フィッティング値決定方法によって決定したパラメータ設定を、最適パラメータ設定として採用することになっている。装用者ごとに補聴器を使用する環境が異なるであろうことを考慮すれば、IECフィッティングに使用する複数の音源は、装用者自らが日常の補聴器の使用環境に応じて、自由に選択できるようなシステムになっていることが望ましい。

なお、本システムにおいて使用する音源は、補聴器と同様のマイクロフォンを両耳に装着した収

録者が、現実の環境下でマイクロフォンに接続した録音装置によって採取した現実環境音であり、音圧レベルや両耳間バランスに加え、頭部や耳甲介による音響的な影響、その場所の騒音や残響なども加味したものとなっている。この音源を補聴器装用者が装着している補聴器の外部入力端子に入力すれば、装用者がその環境にいるのと同様の状況を再現できることが期待される。

3.3 音源連続提示式 IEC フィットティング

2 章で説明した一般的な IEC フィットティングシステム（以下、音源一括提示式 IEC フィットティングシステムと呼ぶ）以外に、フィットティング時間の短縮を狙って音源連続提示式 IEC フィットティングシステムも開発した。図 3 は音源連続提示式 IEC フィットティングシステムのユーザインタフェース画面である。20 個の最適パラメータ設定候補に対する補聴器装用者の評価値をもとに、進化的計算で最適値の探索を行うという処理は音源一括提示式とまったく同様であるが、ユーザインタフェースが音源一括提示方式とはまったく異なる。本方式では、補聴器装用者が音の聞き直しや聞き比べ、評価値の入れ直し、聞く順序や評価の順序の選択などを行うことができず、一定のインターバルで自動的に次々と提示される音の評価を、所定の時間内に次々と行わなければならない。本方式によるフィットティングは以下の様な手順で行われる。

- ① [開始] ボタンを押すと、最初のパラメータ設定での音が提示される。
- ② 補聴器装用者は、音が提示されてから次の音が提示されるまでの間に、評価値を評価ボタン [悪] [←] [→] [良] のいずれかで入力する。
- ③ 同様のインターバルで自動的に提示される音に対する評価を、次々に行う。
- ④ 20 個の音の提示が終了した時点で途中、装用者が評価に迷うなどして所定時間内に評価値が入力されなかったパラメータ設定があった場合は、その設定での音を再度提示し、20 個すべての評価値を得る。
- ⑤ 進化的計算は 20 個の各パラメータ設定に対する評価値をもとに探索を行い、20 個の次世代のフィットティングパラメータ候補を算出し、同様に次々と提示する。
- ⑥ 最適パラメータ設定が決定されるまで①～⑤の操作が繰り返される。

なお、評価値を入力した後に [次へ] ボタンを押せば、即座に次のパラメータ設定での音が提示されるようになっており、インターバルが長いと感じる装用者や、不適当なパラメータ設定によってその装用者にとって極めて不快な音源が提示された場合などに有効である。

音源一括提示式 IEC フィットティングは比較評価がしやすいことと、収束するにつれて似通った良い候補が増えても評価尺度を変えることで探索精度を上げることが可能であるが、自由度が大きく操作時間がかかるという課題がある。一方、音源連続提示式 IEC フィットティングは比較評価ができないために評価揺らぎが生じやすいという問題があるものの、提示が強制的であるためリズムカルにしかも短い時間でフィットティングができることが期待される。これは疲労軽減にもつながり、実用化にとって大きな長所になる。

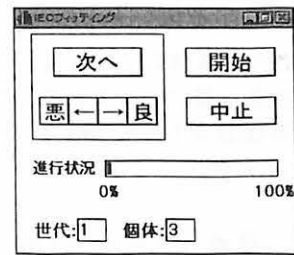


図 3. 音源連続提示式 IEC フィットティング画面

3.4 最終フィットティング値決定方法

IEC フィットティングによって得られた複数の音源によるパラメータ設定から、最終的な 1 つのパラメータ設定を得る必要がある。そこで本システムでは、音源ごとに得られたパラメータ設定を重み付けして最終的なパラメータ設定を得る方法を用いた。

図 4 は、本方法のユーザインタフェース画面である。画面に表示される正三角形の頂点には、各音源でフィットティングした補聴器パラメータを配置している。2 つの頂点の中間点には、2 つの頂点に対応したパラメータの算術平均、重心には 3 つの頂点に対応したパラメータ設定の算術平均を、重心と各頂点との中間点には各々の算術平均パラメータが配置してある。本方法による最終フィットティング値の決定は、以下の手順で行われる。

- ① 補聴器装用者が画面上の任意の 1 点を選択すると、補聴器がその点に対応したパラメータ設

定になる。

- ②装用者はこのパラメータ設定で各音源を聴取り、すべての音源についての明瞭性や快適性を確認する。
- ③明瞭性や快適性に不満がある場合、装用者は他の点を選択する。
- ④装用者の満足が得られる点が見つかるまで①～③を繰り返し、その点に対応したパラメータ設定を最終フィッティング値として決定する。

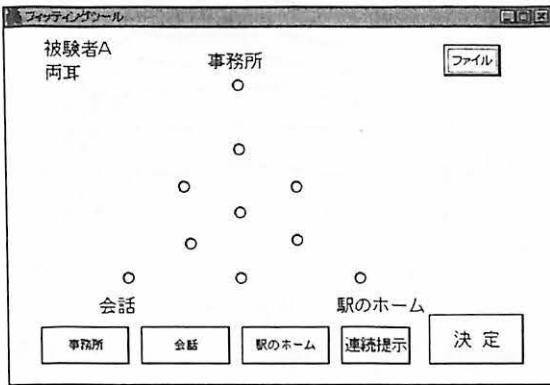


図 4. 最終フィッティング値決定方法画面

4. 健聴被験者による予備評価実験

音源一括提示式および音源連続提示式 IEC フィッティングを用いて、健聴被験者 4 名による予備評価実験を実施した。3 種類の音源に対する各被験者の最適パラメータ設定を両方式により決定し、それぞれ最終フィッティング値決定方法によって最適パラメータ設定を決定した。

4.1 実験方法

実験はすべて防音室内で実施した。フィッティングは両耳同時に行った(補聴器を両耳装用し、両耳間の音響的なバランスも含め評価された)。被験者は 20 代の健聴な男性 4 名、実験反復回数は 3 回である。音源は、以下の 3 種類である。

事務所: 提示時間 6[s], 暗騒音レベル 52[dBSPL], 音声レベル 62[dBSPL], 発話内容 女声「加藤さん、8 番に電話です」(発話直前に電話のベル 71[dBSPL])

会話: 提示時間 4[s], 暗騒音レベル 54[dBSPL], 音声レベル 69[dBSPL], 発話内容 女声「こんにちは」男声「どうもお久しぶりです」

駅のホーム: 提示時間 6[s], 暗騒音レベル 77[dBSPL], 音声レベル 81[dBSPL], 発話内容 女

声「まもなく 6 番線に各駅停車蒲田行きが参ります」

4.2 補聴器

今回使用した補聴器は HI-P1C(リオン社製)であり、装用者個人の耳穴の形状に合わせて作る耳あな形オーダーメイドタイプである(ただし、本実験では被験者が共通に使用できるようにするため、定形の試聴器を使用した)。この補聴器は、アナログ処理によって、周波数帯域を低域と高域の 2 バンドに分割し、各々のバンドに独立の AGC を行うものである。

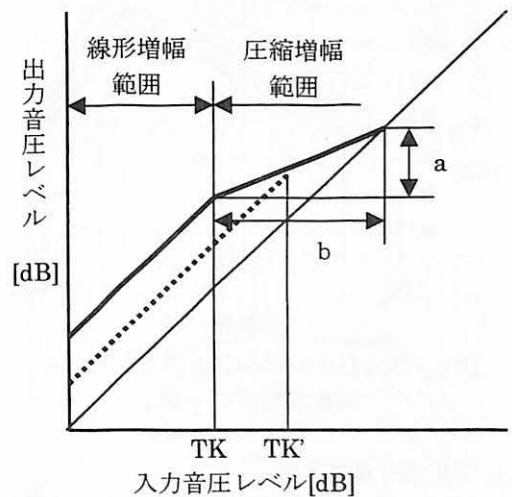


図 5. HI-P1C の入出力特性概念図

調整パラメータは、OGC(増幅度), TK(ニーポイント), LCRC(低域圧縮比), HCRC(高域圧縮比), MOP(最大出力制限), FC(クロスオーバー周波数)の 6 種類であり、これらすべてをデジタル信号によって調整することができるプログラマブル補聴器である。TK は図 5 の入出力特性に示すように、線形増幅範囲と圧縮増幅範囲の境界を調整するパラメータであり、例えば図中の TK を TK' に変更すると実線から点線のような特性となり、線形増幅範囲が広がると同時に、その増幅度が下がる。CRC は圧縮増幅範囲での入出力特性の傾きを調整するパラメータ(高域と低域で個別に同様の設定が可能)であり、例えば CRC を大きくすると圧縮増幅範囲の入出力特性の傾きが小さくなる。OGC は全体の増幅度を調整するパラメータ、MOP は最大出力の制限値を調整するパラメータ、FC は周波数を高域と低域に分割する

ための周波数(クロスオーバー周波数)を調整するパラメータである。各パラメータの調整範囲は、OGCが $-34\sim 6$ [dB], TKが $40\sim 90$ [dB], LCRCおよびHCRCが $1.0\sim 4.0$, MOPが $-14\sim 0$ [dB], FCが $0.8\sim 3.5$ [kHz]であり、全て16段階(4ビット)で調整可能である。図6に一例として、OGC= -12 [dB], TK= 40 [dB], LCRC= 1.0 , HCRC= 4.0 , MOP= 0 [dB], FC= 0.8 [kHz]に設定した場合の入力音圧レベルごとの周波数特性を示す。

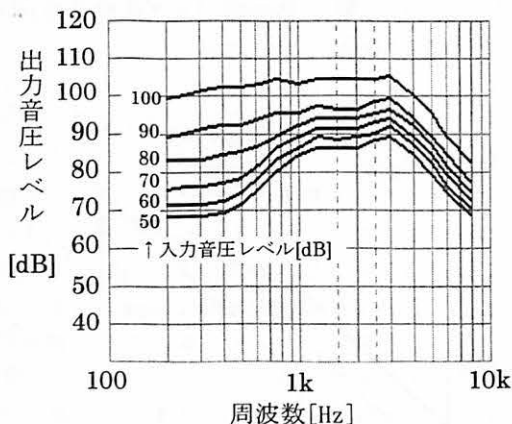


図6. 入力音圧レベルごとのHI-P1Cの周波数特性の一例

4.3 進化的計算の仕様

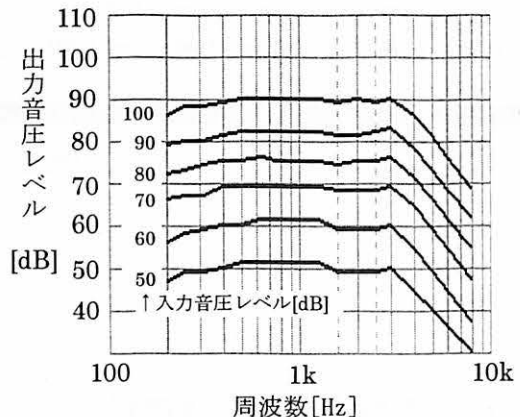
試作システムでは、IEC フィットティングシステムの進化的計算として遺伝的アルゴリズムを用いた。その仕様を以下に示す。

- ・ 個体数 20、評価値 4 段階(悪い、どちらかといえば悪い、どちらかといえば良い、良い)
- ・ 線形スケールによるルーレット選択とエリート戦略(エリート数 2 個体)の併用
- ・ 2 点交叉
- ・ 交差率 90%、突然変異率 1%
- ・ 進化は 5 世代目で終了
- ・ 5 世代目の中で最も評価値が高かったパラメータ設定を最適パラメータ値とする。最高評価を受けたパラメータ設定が複数存在するときには、その中の 1 つをランダムに選択し、最適パラメータ設定とする。

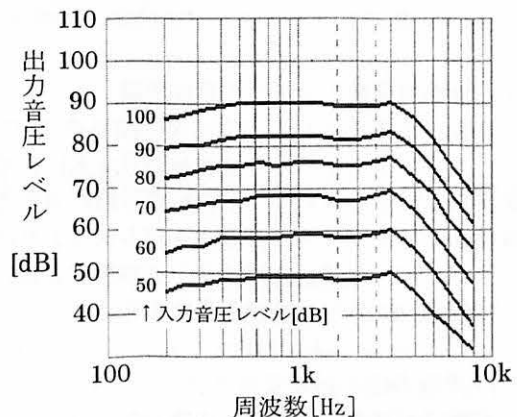
4.4 実験結果

図7に、最終フィッティング値決定方法によって求められた最適パラメータ設定における補聴器の周波数特性を入力音圧レベルごとに示す。(a)

は音源一括提示式 IEC フィットティング、(b)は音源連続提示式 IEC フィットティングによる結果である。結果はすべて 4 被験者の各最適パラメータの平均値である。両方式による結果の相違は特に認められない。ここでは右耳の結果のみ示したが、左耳もほぼ同様の結果であった。



(a)音源一括提示式 IEC フィットティングの結果



(b)音源連続提示式 IEC フィットティングの結果

図7. 最終フィッティング値の周波数特性

図8には、各音源ごとの結果を示す。ここでは特に条件ごとに大きな差異が見られた結果のみ示す。(a)(b)はともに駅のホームの右耳の結果であり、(a)が音源一括提示式、(b)は音源連続提示式の結果である。結果はすべて 4 被験者の各最適パラメータの平均値である。また、(c)は会話の音源連続提示式の右耳の結果である。

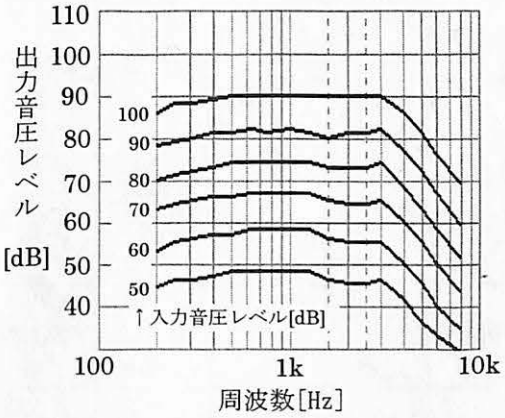
(a)と(b)を比較すると、音源一括提示式の方が入力音圧レベルの高い部分で強い圧縮のかかる特性となっており、それに伴って入力音圧レベルの

低い部分での増幅度が大きくなっている。また、(a)と(c)を比較すると、会話の方が線形増幅に近い特性になっている。ここでは図示していないが、図 8(a)(b)に示した結果以外は、全体的に音源一括提示式と音源連続提示式の結果に大きな差異は見られなかった。一方、会話と事務所に関してはすべての条件でほぼ同様の結果を示していたが、駅のホームと、会話または事務所との間には、常に(a)(b)と(c)に同様の違いが見られた。なお、左右耳間の結果にはほとんど差が見られなかった。

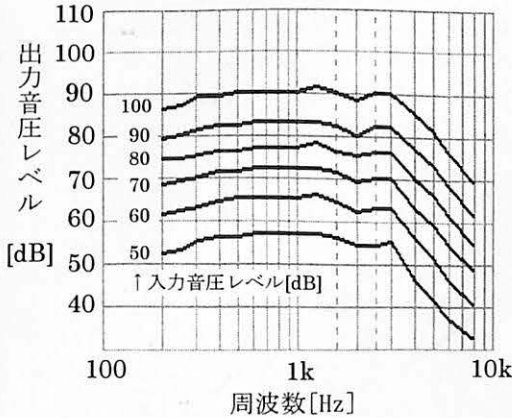
表 1 に、全被験者の各パラメータごとの結果の 3 回反復による標準偏差を示す。両方式による結果の標準偏差を比較すると、条件によっては差異の認められるものもあるが、全体的に見ると現実のフィッティングにおいて問題となるような大きな差異はないものと思われる。

表 2 に、両方式によるフィッティングの所要時間を被験者ごとに示す。(a)は音源一括提示式、

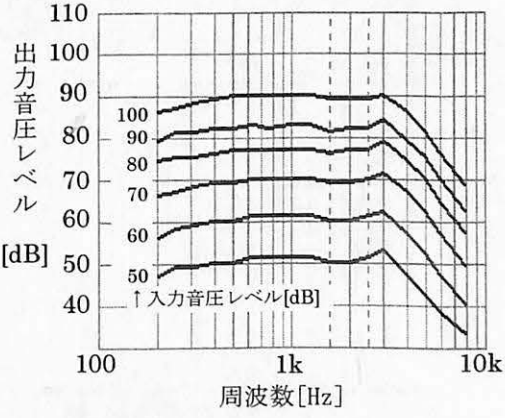
(b)は音源連続提示式の結果である。全体的に音源連続提示式の方が所要時間が短く、被験者及び実験反復ごとの所要時間のばらつきが小さい。



(b)音源連続提示式、駅のホーム、右耳



(a)音源一括提示式、駅のホーム、右耳



(c)音源一括提示式、会話、右耳

図 8. IEC フィッティング結果の周波数特性

表 1. IEC フィッティング結果の各パラメータごとの標準偏差

		FC [kHz]		TK[dB]		LCRC		MOP[dB]		HCRC		GAIN[dB]	
		R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L
ホーム	一括	0.9	0.9	18.8	16.7	0.9	0.5	4.5	4.3	0.8	0.8	6.4	4.9
	連続	0.4	1.0	16.9	16.4	0.3	0.7	3.8	3.1	0.2	0.6	7.0	7.4
事務所	一括	0.9	0.7	12.5	10.3	0.5	0.9	4.3	5.0	0.8	0.4	6.7	5.8
	連続	0.8	0.9	8.8	12.0	0.9	0.3	4.2	4.3	0.7	0.6	5.7	5.5
会話	一括	0.9	0.9	9.0	10.0	0.8	0.8	4.6	4.1	0.4	0.9	5.8	6.1
	連続	0.9	0.5	8.2	13.3	0.7	0.6	4.2	3.3	1.1	0.9	5.3	5.7
最終値	一括	0.8	0.4	10.1	7.5	0.5	0.6	3.1	3.1	0.2	0.5	5.0	4.8
	連続	0.5	0.6	7.0	7.9	0.5	0.3	2.2	3.0	0.5	0.2	5.2	5.0

表 2. IEC フィッティングの所要時間

(a) 音源一括提示式 IEC の所要時間

		ホーム	事務所	会話
Sub. A	1 回目	8' 23"	16' 06"	5' 20"
	2 回目	10' 09"	16' 52"	9' 47"
	3 回目	9' 53"	15' 32"	11' 44"
Sub. B	1 回目	11' 03"	16' 06"	6' 56"
	2 回目	12' 20"	8' 37"	7' 17"
	3 回目	9' 07"	8' 57"	6' 48"
Sub. C	1 回目	7' 32"	9' 19"	8' 41"
	2 回目	6' 51"	6' 05"	5' 15"
	3 回目	6' 13"	5' 18"	5' 07"
Sub. D	1 回目	7' 53"	12' 19"	8' 09"
	2 回目	5' 30"	9' 43"	7' 41"
	3 回目	4' 12"	7' 26"	4' 59"
平均		8' 16"	11' 02"	7' 19"

(b) 音源連続提示式の所要時間

		ホーム	事務所	会話
Sub. A	1 回目	5' 32"	8' 56"	6' 31"
	2 回目	4' 52"	8' 22"	5' 38"
	3 回目	4' 36"	8' 00"	5' 01"
Sub. B	1 回目	6' 28"	7' 43"	5' 55"
	2 回目	7' 38"	8' 08"	6' 38"
	3 回目	5' 41"	8' 00"	5' 55"
Sub. C	1 回目	5' 54"	5' 31"	6' 25"
	2 回目	7' 19"	6' 32"	6' 20"
	3 回目	5' 36"	5' 11"	4' 50"
Sub. D	1 回目	5' 28"	7' 58"	6' 10"
	2 回目	5' 18"	7' 53"	4' 44"
	3 回目	5' 02"	7' 55"	6' 45"
平均		5' 47"	7' 31"	5' 54"

5. 考察とまとめ

ほとんどの条件で、音源一括提示式 IEC フィッティングによる結果と、音源連続提示式 IEC フィッティングによる結果の間に大きな差異は見られなかったが、駅のホームの結果にのみ差が見られた。どちらの方式による結果が適正であるかの判断は困難であり、また、この結果の差異が方式の違いによるものか否かの確認も現状では困難である。しかし、最終フィッティング値決定方法によって求められた最適値には、両方式による差異がほとんど見られず、加えて表 1 より、標準偏差が音源ごとの結果よりも、全体的に低めの傾向を示している。これらの結果は、開発システムの最終フィッティング値決定方法が有効であることを示

唆しているものと思われる。

表 1 より、標準偏差は音源連続提示式の方が音源一括提示式よりも小さいかった。表 2 より、フィッティングにかかる所要時間は音源連続提示式の方が短く、また、被験者の内観報告によると、音源連続提示式の方が疲労感が少ないとのことであった。これらの結果から、今回提案した音源連続提示式は、より短い所要時間で実用に耐える精度のフィッティング結果が得られると期待できる。

会話と事務所の結果に大きな相違は見られなかったが、会話と駅のホームには相違が見られた。これは本実験に用いた補聴器においては、音源によって好まれる特性が異なることを示しており、複数音源を用いる必要性が高いことを示しているものと思われる。

以上より、IEC フィッティングにおいて複数の音源を使用する事は有効であり、また、実用化に際しては、今回提案した音源連続提示式 IEC フィッティング及び最終フィッティング値決定方法の併用を考慮に入れるべきであると思われる。

実用化の次のステップは、本システムを実際の聴覚障害者に適用し、その有効性について更に詳細な検討を加えていくことであり、現在その評価中である。

参考文献

- [1] 小寺一興, “補聴器フィッティングの考え方”. 診断と治療社, 1999 年
- [2] 今泉敏, “聴覚障害者の聴覚特性に関する最近の研究”. 日本音響学会誌, Vol.47, No.10, pp.754-759, 1991 年
- [3] 浅野太, 鈴木陽一, 曾根敏夫, 他, “ラウドネス補償特性を有するデジタル補聴器の一構成法”. 日本音響学会誌, Vol.47, No.6, pp.373-379, 1991 年
- [4] 坂本真一, 館野誠, 大友晋一, “難聴者における周波数圧縮音声の了解度特性”. 日本音響学会誌, Vol.55, No.6, pp.424-434, 1999 年
- [5] 高木英行, 大崎美穂, “聴覚障害者の聴こえに基づく聴覚補償の自動最適化”. 日本音響学会 1999 年春季研究発表会講演論文集 I, pp.359-360
- [6] 大崎美穂, 津村尚志, 高木英行, 島田真弓, “IEC フィッティングシステムの音声聴取に対する評価”. 日本音響学会 1999 年春季研究発表会講演論文集 I, pp.361-362
- [7] 大崎美穂, 津村尚志, 高木英行, 島田真弓, “IEC フィッティングシステムの音楽聴取への応用”. 日本音響学会 1999 年春季研究発表会講演論文集 I, pp.363-364