コンピューターを利用した補聴器フィッティングの試み

久保 富隆・涌井 慎哉・斎藤 武久・斎藤 等

Trial Hearing Aid Fitting Using a Computer

Tomitaka Kubo, Shinya Wakui, Takehisa Saito and Hitoshi Saito

(Fukui Medical School)

We developed a program for fitting hearing aids by computer. Functions of the program include visualization of frequency responses of a hearing aid to manual adjustment, automatic selection of the top 10 appropriate hearing aids, and selection of methods for decision of gain. This program is useful because we can fit hearing aids quickly without special instruments to measure characteristics of the hearing aid.

Key words: hearing aid, fitting, computer

はじめに

補聴器適合の際頭を悩ますことは、実に多くの種類の補聴器があり、しかもそれぞれが調整により千差万別の特性を示すことである。そのため限られた時間内で、補聴器の選定を行い適合法を決定することはかなり困難となっている。そこでコンピューターによる補聴器の汎用プログラムを作成したので報告する。

方 法

プログラムの特長は以下の通りである。

1. NEC PC-9801 を使用し、プログラム言語は保守性、拡張性、移植性に有利な BASIC とした。

2. 補聴器のデーターはリオン LH-11 補聴器特性測定装置にて各補聴器を実測して求めたが、その項目を表1に示す。

3. 対象補聴器は、増やすことが可能で、異なるメーカーの混在もほぼ可能とした。

4. 利得決定法は数種の中から選択可能で新

たに追加することも可能とした。現在入力している利得決定法^{1)~4)}を表2に示す。

5. 聴力の入力聴力レベル (hearing level ; HL), 音圧レベル (sound pressure level ; SPL) のいずれでも可能とした。

6. マニュアル調整として、各補聴器の調整のシュミレーションを画面上で可能とした。これは調整箇所を変化させたときに、どのような特性になるかを計算し、リアルタイムに表示するもので、利得決定法によって得られる求めるべき出力レベルと、越えてはならないレベルすなわち UCL を同時に表示するようにしたため、視覚的に適合の様子を観察しながら調整の決定ができる。

7. 単独あるいは複数の補聴器を対象に最適調整法の自動選出を可能にした。これはベスト10を選択し、後で適合状態を画面表示できるようにした。

実際の動作の例を示す。

- 1) 補聴器選択画面に登録されている補聴器が表示される。この中から種類の補聴器を選ぶことも、すべての補聴器を選択することもできる。
 - 2) HL か SPL かを選択し聴力測定値を入力する。
 - 3) 利得決定法を選択する(表2)。
 - 4) マニュアル調整か自動選出かを選択する。
 - 5) マニュアル調整中の画面を図1に示す。
- 個々の調整箇所を function key (コンピューターキーボード上の f・1 から f・10 までのスイッチ) を押すことにより変化させ、その周波数特性を計算して画面上に表示させる。図1の矢印1は選択した利得決定法によって算出された出力レベルを示し、矢印2は UCL 曲線を示す。矢印3は 70 dB 入力時の、矢印4は 90 dB 入力時の出力音圧レベルで、70 dB 入力時の出力音圧レベルを矢印1に合わせ、90 dB 入力時の出力音圧レベルが矢印2を越えないように調整していく。

画面右上に表示されている数字は適合の度合

表1 入力した補聴器のデータ

1. 90 dB 最大出力音圧レベル
2. 基準周波数特性
3. 出力制限装置の特性
4. 音質調整器の特性
5. 利得調整器の特性
6. イヤホンの特性(箱型)
7. ダンパー(フック)の特性(耳掛け型)

表2 利得決定法の選択

1. SPL meter (大和田法)
2. HALF GAIN
3. POGO
4. Berger
5. 3DM
6. Flat
7. 2 dB/oct up
8. 4 dB/oct up
9. 6 dB/oct up

いを示したものである。DIFF は 70 dB 入力時の出力が、利得決定法によって算出された出力レベルとどれほどずれているか、PEAK は、90 dB 入力時の出力が、UCL をどれだけ越えているかを点数化したものである。FITTING は $\text{DIFF} + 10 \times \text{PEAK}$ で計算された値でこれを総合適合度数とした。これらの数字は小さいほうが良いが、図1では補聴器の特性が目標となる出力レベル、UCL 曲線とかなりずれており、FITTING の値も大きい。

画面下には調整箇所とその状態、および変化させる function key の番号が表示されている。たとえば図1では MOP (出力制限装置) が 0 の位置、tonH (音質調整装置) が 0 の位置およびイヤホンが P (パワータイプ) となっているが、この状態では 90 dB 入力で UCL を大きく越えており、周波数特性の形もあっていないことが視覚的にも適合度数の数値からもわかる。そこで function key 2 を押して MOP を 2 の位置に、function key 8 を押してイヤホンを W (ワイドタイプ) にしたところを図2に示す。視覚的にかなり良好な特性になったことがわかる。また適合度数も小さくなり、より良い適合であることを裏付けている。このように、視覚的に

図1 マニュアル調整画面(1)

画面下 MOP : 0, tonH : 0, イヤホン : P (パワー) の状態ではうまく適合していない。

- 1 : 利得決定法によって計算された出力レベル
- 2 : UCL
- 3 : 70 dB 入力時の出力音圧レベル
- 4 : 90 dB 入力時の出力音圧レベル

調整ができ、いちいち補聴器を補聴器測定装置で測定することが不要であるため、簡単に最適調整法を捜すことができる。

6) 自動選出を選択した場合の画面を図3, 図4に示す。図3は登録している補聴器の中からベスト10の補聴器の調整法を捜している途中で、刻々とベスト10とその調整法が表示されるようになっていく。ベスト10が決まると、図4のようにベスト1の70 dBおよび90 dB入力時の周波数特性グラフとその右にMOP, TONE, イヤホンなどの調整法が表示される。さらに、コンピューターキーボードの下向き矢印(↓)のキーを押すごとにベスト2からベスト10を順

次同様に表示させることができる。

考 察

補聴器のフィッティング法の分類⁵⁾を図5に示す。比較選択法は、実際の補聴効果を常にみながら適合を進められるという利点があるが、最初からこれだけで進めるとなると膨大な手間と時間を必要とする。そのためフィッティングの最初の段階では規定選択法を用い、最後の段階での詰めとして、比較選択法を用いるほうが能率的である。しかしながら、規定選択法によって補聴器がどのような特性を持つべきかは明らかになっても、実際にその特性を得るためにどの補聴器をどのように調整すれば良いかとい

図2 マニュアル調整画面(2)

function key を押し、MOP: 2, イヤホン: W (ワイド) に変更後の画面。図1の画面に比べ、良く適合しているのがわかる。

図4 自動選出画面(2)

補聴器とその調整法のベスト10が決定すると、ベスト1の特性グラフと画面右に調整法が表示される。ベスト2からベスト10も同様に順次表示可能である。

No.	適合度	型番	AGC	MOP	limL	limH	toneL	toneH	hook	イヤ	gain
1	479	HB-744S		3			4	0	3		3
2	527	AD431					0	3	EE		4
3	537	HA-33		2			0	3		U	3
4	642	HA-33		3			0	2		U	3
5	791	292 U-AGC	2	1			0	2	N	02030	3
6	811	E28A					0	2	ET		3
7	1132	HB-38	1		3	0	0	0			3
8	1325	HA-33HS		1			2	1		U	3
9	1563	339D		2			1	1	N		3
10	2297	125PPAGC1	2	4			3	E		2	2

図3 自動選出画面(1)

登録している補聴器の中からベスト10の補聴器とその調整法を選択している途中の画面である。

図5 補聴器のフィッティング方法

うことは、簡単に求めることは難しい。そこでコンピューターを利用すれば補聴器の選択、調整を短時間に行うことが可能となるのではないかと考えこのプログラムを作製した。

従来にも同様のプログラムがあることはあったが、次のような欠点があり、いま一つ有用なものとはなりきれていなかったと思われる。すなわち、①一つの補聴器を決めてその最善の調整法を知ることができない。これは難聴者がすでに所有している補聴器を何とか合わせて欲しいといった場合必要なことである、②補聴器の種類が限定されている、③必要利得決定法

が固定されている、④適合しにくい場合は適合不能としかでてこない、などである。これらの問題をクリアし、臨床の場でも有用なものとするために、われわれのプログラムでは表3に示した機能を持たせた。①マニュアル調整機能として、各補聴器の調整のシュミレーションを画面上で可能とし、②自動調整機能として、単独あるいは複数の中から選択した補聴器を対象に最適調整法のベスト10を自動選出可能とした。これらにより補聴器の最適な調整法を短時間で捜しだすことができ、高価な補聴器測定装置のない施設においてもフィッティングがある程度可能になると考えられる。③利得決定法を選択可能とした。現在のプログラムでは表2の中から選択するようになっているが、新たな利得決定法を追加することも可能である。この機能により、それぞれの利得決定法で求めた調整法を実際に試し、聞こえ方を比較することによって、方式の優劣を検討することもできるのではないかと考える。④適合度数を示す、DIFF、PEAK

表3 プログラムの機能

1. マニュアル調整として各種補聴器の調整のシュミレーション
2. 自動調整として単独あるいは複数の補聴器を対象とした最適調整法の自動選出
3. 利得決定法の選択
4. 適合度を数値化して表示

表4 適合度数 DIFF、PEAK および FITTING の計算法

$$1) \text{ DIFF} = 1 \times |X_{250} - A_{250}| + 2 \times |X_{500} - A_{500}| + 3 \times |X_{750} - A_{750}| \\ + 4 \times |X_{1K} - A_{1K}| + 5 \times |X_{1.25K} - A_{1.25K}| + 6 \times |X_{1.5K} - A_{1.5K}| \\ + 7 \times |X_{1.75K} - A_{1.75K}| + 8 \times |X_{2K} - A_{2K}| + 9 \times |X_{2.5K} - A_{2.5K}| \\ + 10 \times |X_{3K} - A_{3K}| + 11 \times |X_{3.5K} - A_{3.5K}| + 12 \times |X_{4K} - A_{4K}| \\ + 13 \times |X_{4.5K} - A_{4.5K}| + 14 \times |X_{5K} - A_{5K}| + 15 \times |X_{6K} - A_{6K}|$$

Xi : 各周波数における 70 dB 入力時出力音圧レベル

Ai : 利得決定法で求められた各周波数における出力音圧レベル

(i : 250 Hz から 6 kHz までの15箇所の各周波数)

$$2) \text{ PEAK} = 1 \times (Y_{250} - B_{250}) + 2 \times (Y_{500} - B_{500}) + 3 \times (Y_{750} - B_{750}) \\ + 4 \times (Y_{1K} - B_{1K}) + 5 \times (Y_{1.25K} - B_{1.25K}) + 6 \times (Y_{1.5K} - B_{1.5K}) \\ + 7 \times (Y_{1.75K} - B_{1.75K}) + 8 \times (Y_{2K} - B_{2K}) + 9 \times (Y_{2.5K} - B_{2.5K}) \\ + 10 \times (Y_{3K} - B_{3K}) + 11 \times (Y_{3.5K} - B_{3.5K}) + 12 \times (Y_{4K} - B_{4K}) \\ + 13 \times (Y_{4.5K} - B_{4.5K}) + 14 \times (Y_{5K} - B_{5K}) + 15 \times (Y_{6K} - B_{6K})$$

ただし $Y_i - B_i > 0$ ならば $Y_i - B_i = Y_i - B_i$

$Y_i - B_i \leq 0$ ならば $Y_i - B_i = 0$

Yi : 各周波数における 90 dB 入力時出力音圧レベル

Bi : UCL 曲線の各周波数における出力音圧レベル

(i : 250 Hz から 6 kHz までの15箇所の各周波数)

$$3) \text{ FITTING} = \text{DIFF} + 10 \times \text{PEAK}$$

および FITTING の表示機能をもたせた。これらの計算法は変更が容易で、よりよい判定法を検討していくことができる。現在のプログラムにおける適合度数 DIFF, PEAK の計算法を表4に示す。語音明瞭度には高音が貢献度が大きく¹⁾ また高周波数帯域の限界を高音域にのばしたほうが有効⁶⁾ といわれている。そこで高音になるほど重みづけを大きくした。今回の計算法では高い周波数となるにつれ、1 から順番に15までかけあわせることによって重みづけを付けた。たとえば 250 Hz と 6 kHz において、70 dB 入力時出力音圧レベルと利得決定法で決まった出力音圧レベルとの差が同じであっても、6 kHz の方には15をかけるため適合度数への影響が大きくなる。また 1 kHz から 4 kHz あたりにはピーク (山) やディップ (谷) が多いため、より細かい周波数の間隔で測定値を入力した。コンピューター画面上、この計算法で求めた適合度数が小さい場合、周波数特性図でも比較的良く適合していることが確かめられたため、この適合度の計算法ではほぼ問題はないと考えた。

今回のプログラムの問題点としては以下のことが上げられる。

1. 現在、自動調整においては、補聴器の登録数が増えるにつれベスト10選出までの時間がかかるようになり、登録数を増やし過ぎると、短時間で最適の補聴器とその調整法を知るという本来の目的から外れることになる。将来コンピューターのハードウェアがより高速になってくれば解決されるであろうが、現時点では一つの補聴器について入力したデータの効率化、プログラムの効率化、プログラム言語の変更などが必要と考える。

2. 箱型補聴器のイヤホンでパワー型のものは最大出力を大きくするため鋭い共振を利用しており、また耳掛け型でフックにダンパーが入っていない場合、中域から高域にかけて共振によるピークがしやすい。これらの共振によるピークはやかましき原因になると考えられるが⁷⁾、このプログラムではこのようなピークが

あることによってむしろ目的とする利得周波数特性に近づいた場合でも、適合度をみる限りでは良く適合していると判定される危険性がある。

3. 最近になってデジタル補聴器が発売されたが⁸⁾、これ自体コンピューターに連結させ、かなり自由に特性を変更させることができ、今回のプログラムには対応が困難である。また将来ほとんどの機種がデジタル補聴器になったとしたら今回のプログラムは不要となるであろう。しかし、現在発売されているデジタル補聴器調整用のプログラムでは利得決定法がメーカーの設定した一種類の方法に決まっているなどの問題もある。今後のデジタル補聴器調整用のプログラムに、われわれのプログラムの機能である利得決定法の選択やイヤホン付き SPL メータ⁵⁾ による聴力測定値も入力可能とする機能などを組み込めば有用ではないかと考えられる。

補聴器のフィッティングのわずらわしさが、この分野への耳鼻咽喉科医師の参画を妨げ、非医師による不適合補聴器の乱売状況を生む原因の一つになっていることが問題になっている。今回のような試みが、医師による補聴器適合の管理を容易にし、難聴者に対する幅広い意味での医療的ケアを可能にする一助となれば幸いである。

ま と め

1. コンピューターによる補聴器のフィッティングのための汎用プログラムを作成した。

2. マニュアル調整による補聴器のシュミレーション機能、単独あるいは複数の補聴器を対象とした最適調整法の自動選出機能、利得決定法の選択機能を持たせた。

3. 補聴器特性測定装置がなくともフィッティングが可能であり有用と考えられた。

本論文の要旨は第34回日本聴覚医学会総会 (名古屋) にて口演した。

参考文献

- 1) 中村賢二: 補聴器の選択と調整. 補聴器装用マ

- ニユアル (大和田健次郎編). 85~119頁, 医学書院, 東京, 1984.
- 2) 小寺一興: 補聴器のフィッティングに関する文献的展望. JONES 2 : 1527~1531, 1986.
- 3) Berger KW : Prescription of hearing aids ; a rationale. J Am Audiol Soc 2 : 71~78, 1976.
- 4) 涌井慎哉, 久保富隆, 鹿野佳子, 他: 高品位補聴器の臨床的有用性に関する検討 (第2報) — 歪率の実測および周波数特性の適合に関する実験 —. Audiology Japan 32 : 309~310, 1989.
- 5) 大和田健次郎: フィッティングの詳細. 補聴器のフィッティング (大和田健次郎編). 47~129頁, 岩崎学術出版社, 東京, 1987.
- 6) Schwartz DM, Surr RK, Montgomery AA, et al : Performance of high-frequency impaired listeners with conventional and extended high frequency amplification. Audiology 18 : 157~174, 1979.
- 7) 涌井慎哉: 補聴器の性能と特性. 耳喉頭頸 64 : 327~334, 1992.
- 8) 前田真敬, 館野 誠, 尾野湊夫, 他: デジタル補聴器 HD-10 の装用状況. Audiology Japan 35 : 321~322, 1992.
- (別刷請求先: 久保富隆
〒910-11 福井県吉田郡松岡町下合月23-3
福井医科大学耳鼻咽喉科学教室)