

人工中耳による聴覚の研究

佐伯忠彦

愛媛大学医学部耳鼻咽喉科学

Audiological evaluation of the partially implantable hearing aid

Tadahiko Saiki

Department of Otolaryngology, School of Medicine, Ehime University

Summary

Hearing acuity of the partially implantable hearing aid (PIHA) was compared with that of the conventional hearing aid (CHA). Three tests were employed in the evaluation: temporal auditory acuity test, frequency discrimination test and speech discrimination test.

In the first test, temporal auditory acuity was evaluated by the faculty to identify a gap in the test sound, which was a tone burst of 70dB SPL at the frequency of 500Hz or 2000Hz, with an interval (T) of 1 sec and a varying duration (t). The half-identifiable duration of the gap [= (T-t) × 2msec] was defined as the 50% gap detection threshold (GDT₅₀). At 500Hz, GDT₅₀ in the PIHA was 20.3msec and 22.3msec for the CHA. At 2000Hz, GDT₅₀ was 19.1msec and 23.7msec, respectively. In both frequencies, the temporal auditory acuity of the PIHA was significantly superior to that of the CHA (p < 0.01).

In the second test, the faculty to discriminate the pitch of two different sounds was compared. Test sounds consisted of a set of two tone bursts of 70dB SPL, one for reference (1000Hz or 4000Hz) and the other at different frequencies for comparison. The half-identifiable frequency difference was defined as the 50% frequency discrimination threshold. The ratio of 50% frequency discrimination threshold to frequency of the reference tone (RFD₅₀) was used as the index of frequency discrimination. At 1000Hz, RFD₅₀ in the PIHA was 0.8% and that of the CHA, 0.99%. At 4000Hz, the RFD₅₀ was 0.45% and 0.72%, respectively. The frequency discrimination with the PIHA was thus shown to be better than that with the CHA (p < 0.05, 0.01).

In the third test, the speech discrimination score (SDS) was compared under noisy circumstances. SDS was obtained by calculating the percentages of correct answers to Japanese monosyllables presented at 65dB SPL. Without noise, the SDS by the PIHA and that by the CHA was 93.2% and 92.8%, respectively; and under noisy conditions (65dB SPL), that was 64.4% and 48.4%, respectively. Thus, under noisy circumstances, speech discrimination in the PIHA group was superior to that in the CHA group (p < 0.01).

1992年6月12日受理
愛媛大学医学部耳鼻咽喉科学

* : ハーフゲインルールとはオーディオグラム上の聴力レベル値の2分の1を利得とする補聴器フィッティング法

In conclusion, all the test results indicated that the audiological performance of the PIHA exceeded that of the CHA.

Key Words

partially implantable hearing aid, temporal auditory acuity, frequency discrimination, speech discrimination

はじめに

人工中耳は中耳機能を代行する人工臓器の一種であり、音声信号を電気処理して振動エネルギーに変換し、これを内耳に伝達するという働きをする。人工中耳にはいくつかの方式が提唱されているが、1983年、通産省工業技術院のプロジェクトとして開発された装置は直接駆動方式と呼ばれるもので、圧電セラミック素子を振動子

として用い、これでアブミ骨を駆動する構造である²⁷⁾⁻³³⁾ (Fig.1)。そのため、この方式の人工中耳では現行の補聴器の欠点である出力トランスデューサの音響特性の悪さを補い、明瞭度の高い音声患者に聞かせることができると考えられる^{28),33)}。

実際に人工中耳の植え込み手術を最初に受けた患者の主観的評価の検討から、Hikiら⁹⁾は「人工中耳による聞こえは補聴器に比べて歯切れがよく、自然である」と結

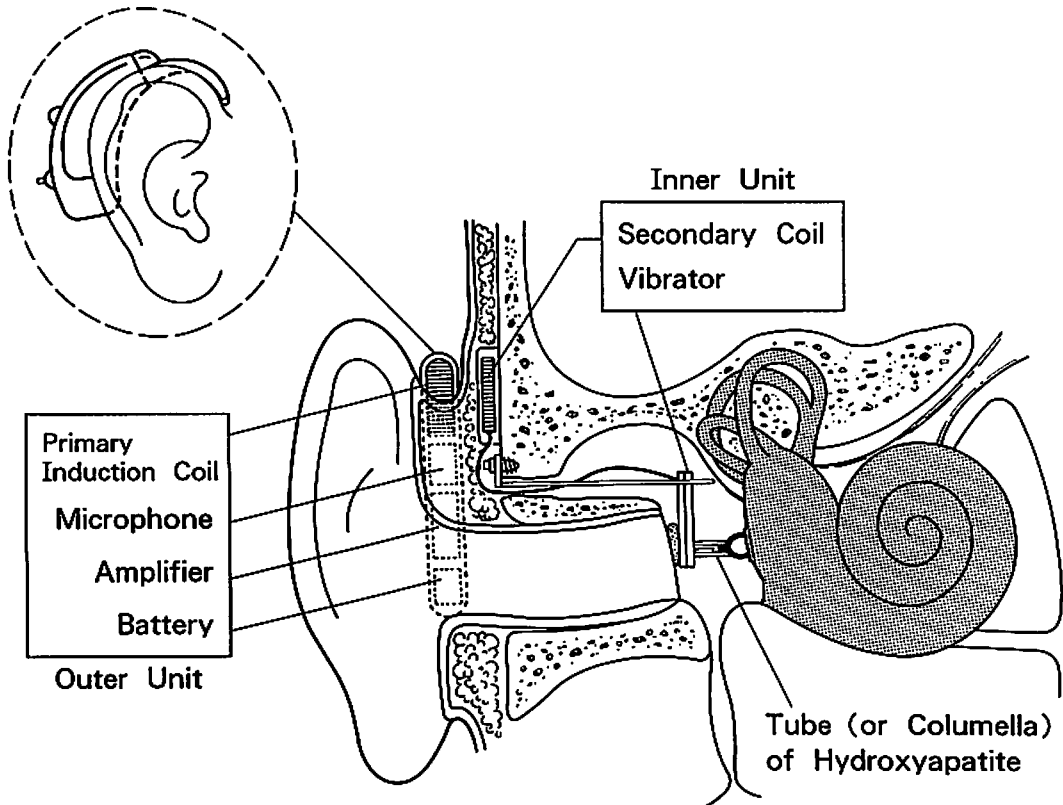


Fig. 1: Structures of partially implantable hearing aid (PIHA)

A secondary coil receives electroacoustic signals from a primary induction coil by means of electromagnetic induction, and feeds them to the vibrator coupled to the stapes.

論している。山中ら²⁶⁾も6例の患者に使用感を尋ね、「人工中耳の聞こえは歪が少なく、聞き取り易い」という意見が多かったと報告している。しかし、本当に人工中耳の音質が補聴器より良いとすれば両機器をより客観的に比較検討する必要があるが、そのような研究はこれまで全く行われていない。そこで、本研究では人工中耳と補聴器による聴覚を、1) 時間分解能、2) 周波数弁別能、3) 騒音下語音弁別能の観点より比較検討を行った。

対象ならびに実験環境

研究対象は昭和59年8月以降、当科にて人工中耳の植え込み手術を行った症例のうち、外耳道を閉鎖していない柳原1型手術例16例とした。その平均年齢は50.4歳で、男性が7例、女性が9例であった。術前の気導聴力の平均値は62.4dB（以下、聴力レベルの表示は全て4分法）であり、骨導聴力は35.9dBであった。また、術後の気導聴力は50.9dBで、人工中耳装用時の聴力は20.0dBであった（Table. 1）。

Table 1: Profiles of subjects
AC: air conduction hearing level BC: bone conduction hearing level. ex. 1: test of temporal auditory acuity, ex. 2: test of frequency discrimination, ex. 3: test of speech discrimination.

No.	Age	Sex	Side	Pre op.		Post op.	Hearing by PIHA (dB)	ex. 1	ex. 2	ex. 3
				AC (dB)	BC (dB)					
1	62	M	R	56.3	23.8	58.8	19.7	○	○	○
2	60	F	L	60	28	48.8	17.2	○	○	○
3	59	M	L	78.8	27.5	41.3	28.4	○		○
4	56	M	R	45	35	62.5	20.9	○	○	○
5	65	M	L	63.8	36.3	43.8	22.2	○	○	○
6	58	F	R	68.8	35.3	51.3	24.7	○	○	○
7	46	M	R	57.5	21.3	50	19.7	○		○
8	45	M	L	50	20	32.5	9.7	○	○	○
9	43	F	L	80	62.5	68.8	22.2	○	○	○
10	39	F	R	66.3	51.3	62.5	23.4	○		○
11	52	F	R	65	32.5	45	20.9	○	○	
12	45	M	R	46.3	33.8	60	15.9	○	○	
13	43	F	R	60	45	61.3	22.2	○		
14	48	F	R	75	36.3	53.8	17.2	○		
15	37	F	R	58.8	40	22.5	13.4	○		
16	49	F	R	67.5	45	51.3	22.2	○		

実験は全て聴力検査室内で行った。まず、被験者を椅子に座らせ、その1m前方にスピーカを設置した。次に被験者に人工中耳を装用させ体外ユニットのボリュームを快適レベル（most comfortable loudness level, MCL）に合わせた。補聴器装用時の検査も人工中耳植え込み耳と同側耳で行い、非検査耳には音を遮断する目的でインスタントイヤーマールドを外耳道に挿入した。

1. 時間分解能

1. 目的

ギャップ検知¹²⁾の概念に基づいて人工中耳装用時と補聴器装用時の時間分解能を比較した。ギャップ検知法とは、連続音の間に極めて短いギャップ（空虚時間）を設け、これを認知しうる最短のギャップ時間を求める方法である。

2. 実験方法

次に述べるような方法で作製した音のギャップを被験者に呈示し、連続した音として聞こえる割合が50%となる時のギャップを50%ギャップ検知閾（50% Gap Detective Threshold, 以下、GDT₅₀）として求め、時間分解能の指標とした。実験装置のブロック図をFig. 2に示す。検査音の作成には正弦波発振器（YHP, 209）、電子スイッチ（RION, SB-10A）、デジタル・パルス発生器（RION, TG-04A）を用い、作成された検査音をデジタル・テープレコーダ（SONY, TCD-D10）に記録、検査時には検査音をスピーカ（AIWA, AFB-7）から呈示した。比較対象とした補聴器は当初箱型のリオン社製HA-33（N=10）を用いていたが、その後は、より一般的に使用されていると思われる同社製で耳掛け型のHB-34S（N=4）とHB-38（N=2）を使用した。

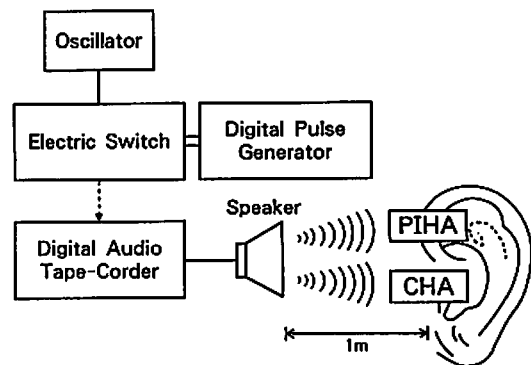
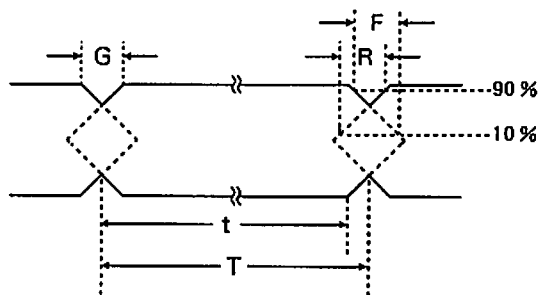


Fig. 2: Block diagram of the apparatus for measuring temporal auditory acuity (experiment 1)

検査音は立ち上がり、立ち下がり時間各25msec、繰り返し時間1秒のトーンバーストとし、その持続時間が982~1000msecの間で2msecづつ異なった音を作成し、無作為に呈示することとした (Fig. 3)。従って、実験の指標となるトーンバースト間のギャップは $\{(\text{繰り返し時間}) - (\text{持続時間})\} \times 2$ (msec) となる。検査音の周波数は500Hz及び2000Hzとし、音圧は人工中耳の



rise time(R), fall time(F) : 25 msec
 duration(t) : 982~1000 msec interval(T) : 1000 msec
 duration of gap(G) : (T - t) x 2 msec

Fig. 3: Schema of test sound in experiment 1

マイクロホン面で70dB SPL となるように調整した。検査音は同じ持続時間のものを5秒間続けて聞かせ、持続時間の異なった10個の音を各々5回づつ無作為に呈示し、1回のセッションで計50回の検査を行った。補聴器による実験の際には500Hzまたは2000Hzにおける補聴器装用時の音場での純音聴力域値が、自覚的に人工中耳の場合と同一になるように補聴器のボリュームレベルを調整した。実験の方法は人工中耳の場合と同様である。また、コントロールとして、聴力が正常な成人13名13耳においても同様の検査を行った。なお、実験結果に対する推計学的検討には、実験Ⅱ、Ⅲを含め Wilcoxon's rank sum test および Mann-Whitney's U-test を用いた。

3. 結果

16例における人工中耳と補聴器の GDT₅₀を周波数ごとにまとめて Fig. 4 に示した。500Hz における GDT₅₀ は人工中耳群で 20.3 ± 2.5msec, 補聴器群で 22.3 ± 3.8msec であり、人工中耳群は補聴器群に比べて有意に短く (P < 0.01), 時間分解能に優れていた。また、コントロール群の500Hz における GDT₅₀は 18.4 ± 3.0msec であり、人工中耳群との間に有意差を認めた (P < 0.05)。2000Hz においても同様の傾向であり、人工中耳群の

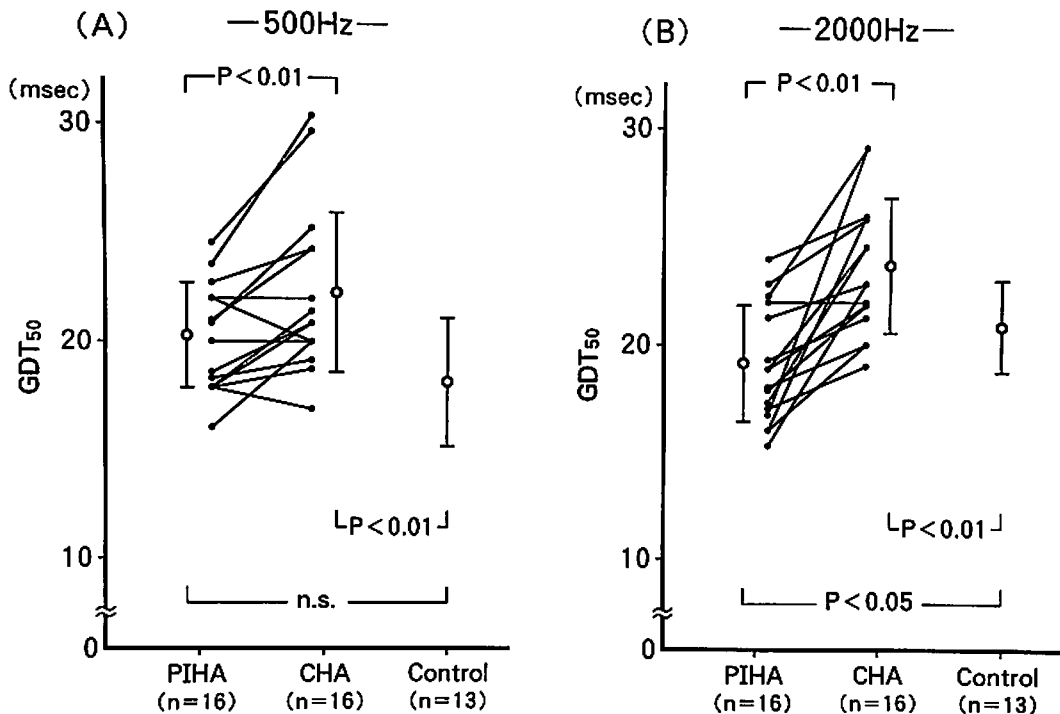


Fig. 4: Results of temporal auditory acuity tests (A) at 500Hz and (B) at 2000Hz
 GDT₅₀ means the fifty percent gap detection threshold.

GDT₅₀が 19.1 ± 2.7 msecであるのに対し、補聴器群は 23.7 ± 3.1 msecと前者の時間分解能は後者と比べ有意に優れていた ($P < 0.01$)。この時のコントロール群のGDT₅₀は 21.1 ± 2.2 msecで人工中耳群の方がコントロール群よりもむしろ有意に良好な結果であった ($P < 0.05$)。

なお、補聴器群とコントロール群の比較では、500Hzおよび2000Hzともに、前者のGDT₅₀は後者に比べて有意に悪かった (共に、 $P < 0.05$)。

4. 考 按

時間分解能とは「聞く人が聴覚的事象を時間領域に分解する能力」のことである⁹⁾。時間分解能には大きく分けて持続性と順応の二つの側面がある。持続性要素の測定には様々な方法があるが、連続音に極めて短いギャップを入れ、このギャップを認識するギャップ検出法が最も汎用されている^{7),9),12)}。すなわち、検査音がもはや区切れのある音として知覚されなくなるギャップ持続時間を求め、時間分解能の持続性要素の推定値とする方法である。一方、順応性要素は先行する音に対する感覚消失ないしは順応の速度を測定することにより求められる。これは前向性の継時マスキング (forward masking) にはかならない。ギャップ持続時間の延長および順応の遅延は障害耳の時間分解能の劣化を示唆する。時間分解能が悪ければ、たとえば、室内音源は直接到達音と反響音で二重になって聞こえ、不自然に聞こえる²¹⁾。

本研究においては空虚時間検出法に基づき、人工中耳の時間分解能を補聴器の場合と比較するため、連続したトーンバーストの持続時間を変化させて被験者に聞かせ、これが50%の割合で連続音として聞こえた時の2音の間隔をGDT₅₀として測定した。なお、このような値を測定するための検査音の呈示法には、「調整法」、「極限法」および「恒常法」の3種類があるが、今回の測定には閾値を中心とした異なったステップの刺激音を無作為に多数回反復呈示する恒常法を用いた。その結果、すでに予備的実験¹⁷⁾で報告したのと同様に、500Hzおよび2000Hzの時間分解能はともに人工中耳群は補聴器群と比べて有意に良好であった。さらに、2000Hzでは人工中耳の時間分解能はコントロール群に比べても良好な結果であった。一般に1000Hzから4000Hzの音域は音の鮮明性や語音明瞭度に非常に重要な周波数帯域である²²⁾。限られた周波数での結果のみで判断するのは早計ではあるが、人工中耳の時間分解能が補聴器のそれよりも優れ、2000Hzでとりわけ良好であったことは、人工中耳の聞こえが自然で音質や明瞭度の上で補聴器よりも優れていることの証明の一つと言えるのではないかと考える。

II. 周波数弁別能

1. 目的

二つの類似した音の周波数差 (ピッチの差) をどの程度まで弁別できるか¹⁾を人工中耳と補聴器の場合で比較した。

2. 実験方法

周波数のわずかに異なった2種類のトーンバーストを連続的に被験者に聞かせて、二つの音の周波数の違いを50%弁別できる周波数差を求め、これと基準音との周波数比、すなわち比弁別閾 (ratio of 50% Frequency Discrimination Threshold, 以下、RFD₅₀) を周波数弁別能の指標とした。実験装置のブロック図を Fig. 5 に示す。検査音の作成は正弦波発振器 (YHP, 209), 電子スイッチ (RION, SB-10A), デジタル・パルス発生器 (RION, TG-04A), 周波数カウンタ (Takeda Riken, TR5822) を用いて行い、これをデジタル・テープレコーダ (SONY, TCD-D10) に記録, 検査時にはこれをスピーカ (AIWA, AFB-7) から呈示した。比較対象とした補聴器には耳掛け型のリオン社製 HB-34S を用いた。

25msec, 持続時間は1秒のトーンバーストを先に聞か

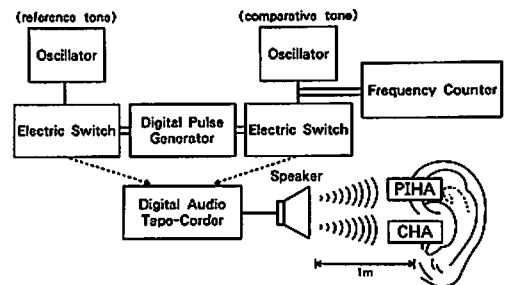


Fig. 5: Block diagram of the apparatus for measuring frequency discrimination (experiment 2)

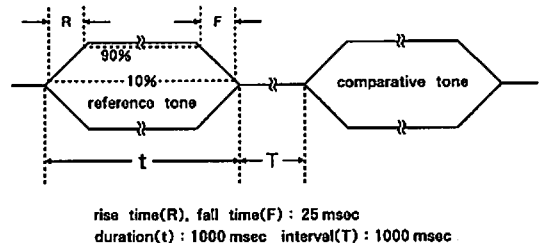


Fig. 6: Schema of test sound in experiment 2

せ、その後1秒の無音時間をとった後、基準音と周波数が多少異なったトーンバーストを比較音として聞かせた (Fig. 6)。基準音の周波数は1000Hzと4000Hzとした。基準音が1000Hzの場合、比較音は1000Hzより1Hzづつ変化させて1005Hzまでの6段階とし、この音を各々5回計30回無作為に聞かせRFD₅₀を求めた。1005Hzにおいてもピッチの違いが弁別できない場合は、比較音の周波数を各々5あるいは10Hzづつ高くし、再度同様の検査を行った。基準音が4000Hzの場合は、比較音は4000Hzより4Hzづつ変化させて4020Hzまでの6段階とした。以下、1000Hzの場合と同様の手順でRFD₅₀を求めた。4020Hzにおいてもピッチの違いが弁別できない場合は、比較音の周波数を各々20あるいは40Hzづつ高くし、再度同様の検査を行った。なお、検査音の音圧は人工中耳と補聴器のいずれの場合もマイクロホン面で70dB SPLとした。補聴器による実験の際には1000Hzと4000Hzにおける補聴器装着時の音場で純音聴力域値が自覚的に人工中耳の場合と同一になるように補聴器のボリュームレベルを調整した。実験の方法は人工中耳の場合と同様である。また、聴力が正常な成人12名12耳よりなるコントロール群でも以上と同様の検査を行った。

3. 結果

1000Hzと4000HzにおけるRFD₅₀をFig. 7に示す。1000Hzにおいて人工中耳群のRFD₅₀は $0.80 \pm 0.41\%$ 、補聴器群は $0.99 \pm 0.41\%$ であり、前者は後者に比べて有意に小さく周波数弁別能に優れていた ($P < 0.05$)。人工中耳群のRFD₅₀はコントロール群のRFD₅₀ ($0.54 \pm 0.16\%$) とは有意差を認めなかったが、補聴器群のRFD₅₀はコントロール群のRFD₅₀よりも悪い結果であった ($P < 0.05$)。

4000Hzにおいては、人工中耳群のRFD₅₀が $0.45 \pm 0.31\%$ 、補聴器群が $0.72 \pm 0.33\%$ と、やはり前者の周波数弁別能は後者に比べ有意に優れていた ($P < 0.01$)。この時のコントロール群のRFD₅₀は $0.56 \pm 0.34\%$ であり、人工中耳群あるいは補聴器群との間には有意差を認めなかった。

4. 考 按

周波数弁別能は音の周波数の違いを弁別する能力であり、時間分解能とともに耳の能力を表す重要な指標の一つである。日常の生活の中でも耳が良いと言った場合、最小可聴閾値が低くて小さな音までよく聞こえるという意味よりも、むしろ、音の違いをよく聞き分ける、とり

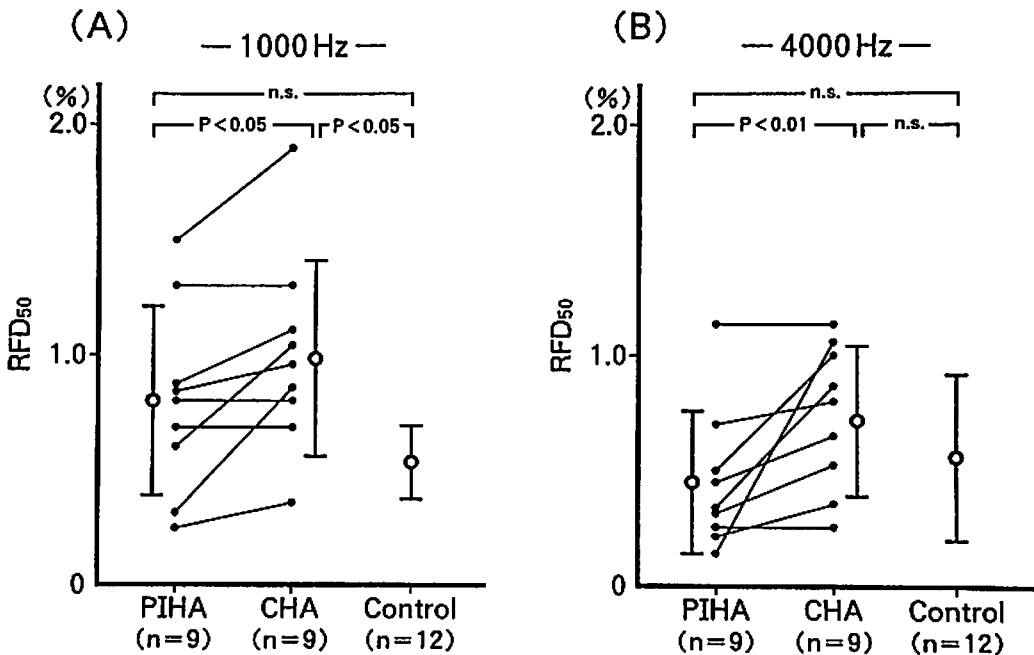


Fig. 7: Results of frequency discrimination test (A) at 1000Hz and (B) at 4000Hz
RFD₅₀ means the ratio of fifty percent frequency discrimination threshold to frequency of the reference tone.

わけ程の違いを聞き分ける能力がよいことを意味する
場合が多い²¹⁾。

初期の周波数弁別実験では刺激音に周波数変調音の用
いられる場合が多かったが²²⁾、しだいに周波数のわずかに
異なった2種のトーンバーストを順次に与えて比較さ
せる継時比較実験^{9),10)}が多くなった。今回の実験におい
ても恒常法による継時比較実験に準じて検討を加えた。

これまでの報告では正常者における周波数弁別能は検
査音圧が聴覚域値上30dB 以上の場合はほぼ一定であ
り、その比弁別閾は1000Hz 以上の周波数では0.1~
0.3% 前後でほぼ一定とされている²³⁾。今回の実験の
コントロール群における比弁別閾の平均値は1000Hz で
0.54%, 4000Hz で0.56% と、これまでの報告と比べて
やや高値であった。この理由としては、今回協力を得た
正常被験者の音に対する意識の持ち方や集中力、音に対
する耳の訓練の不足、あるいは、これまで報告された実
験方法では検査音の呈示にはヘッドホンやイヤホン
を用いているが、本実験では人工中耳の外部ユニットや
補聴器を耳介に掛けるため検査音の呈示にスピーカを用
いたことより、多少音の歪が生じたかもしれない、など

が考えられる。いずれにしろ、今回の結果から人工中耳
の周波数弁別能は補聴器より優れていることが分かった
が、人工中耳の優れた周波数弁別能も時間分解能ととも
に、自然でより繊細な音の違いを聞き分けることができ
る能力の証明となると言えよう。

Ⅲ. 騒音下語音弁別能

1. 目的

一般に騒音下では言葉の聞き取りが悪くなるが、特に
補聴器装用時にはこれが顕著となることが多い。そこで
騒音環境下での人工中耳の語音弁別能(明瞭度)を調べ
補聴器との比較を行った。

2. 補聴器の調節方法と設定条件

比較対象に用いた補聴器はいずれも耳掛け型で人工中
耳非装用時の聴力を基準として、リオン社製 HB-34S (N
= 7), 同 HB-38 (N = 2), ダナジャパン社製125 Audio
Focus (N = 1) から最適と思われる機種を選んだ。症
例ごとの利得調整器(補聴器の音響利得を加減する装
置)、音質調整器(補聴器の周波数特性を変える装置)
と出力制限装置(補聴器の最大出力音圧が難聴者の不快
域値を越えないように最大出力音圧を制限する装置)の
設定条件を Table 2 にまとめた。補聴器のフィッティ
ングは、人工中耳植え込み耳の裸耳(外部ユニット非装用
時)の純音聴力検査結果を参考に、まず補聴器の利得や
音質調整、出力制限装置の調整を大まかに行った。つい
で、調整した補聴器がハーフゲインルール*に準じて適
正に調整できているかを確認するために補聴器装用特
性測定装置(RION, IGO-1000)で挿入利得(補聴器装用
時の鼓膜面の音圧と非装用時の鼓膜面上の音圧の差)を
測定し、その結果と患者の満足度を参考に再度より
細かく調整した。

Table 2: Adjustment of the conventional hearing aid (CHA)

Vr: Volume, MOP: Maximum Output Power Control, ARC: Automatic Recruitment Control, Lch: Low channel, Hch: High channel, BL: Balance, OGC: Output Gain Control

No.	Hearing Aid	Vr	Tone	MOP	Hearing Threshold (free field, dB SPL)		
					PIHA	CHA	
1	HB-34S	2.8	N	0	30	38.3	
2	HB-34S	2	N	0	38.8	40	
3	HB-34S	2	H	4	28.8	25	
4	HB-34S	2	N	0	27.5	43.8	
5	HB-34S	2	N	5	35	31.3	
6	HB-34S	2	N	5	40	36.3	
7	HB-34S	1.5	N	0	40	41.3	
8	125 A F	3	G-20	P-MAX	36.3	31.3	
		Vr	Lch ARC	Hch ARC	L/H BL	OGC	
9	HB-38	2	⊗	⊗	⊗	⊗	38.8 42.5
10	HB-38	2	⊗	⊗	⊗	⊗	43.8 42.5

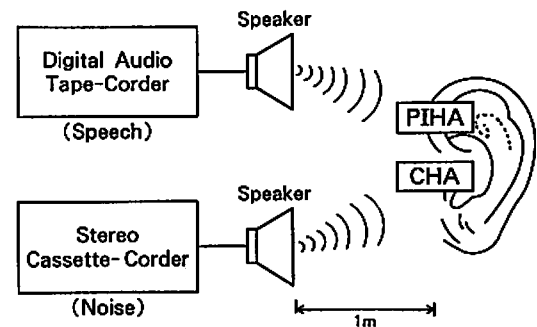


Fig. 8: Block diagram of the apparatus for measuring speech discrimination (experiment 3)

3. 実験方法

補聴器の調整後、人工中耳と補聴器による語音弁別能の比較を騒音下と非騒音下で行った。実験装置の概要を Fig. 8 に示す。検査語音には補聴器適合評価用 CD (TY-89, 田中らによる試作品) の単音節語音を用い、騒音源には男性 5 人と女性 5 人の会話声より合成したマルチトーカーノイズ (リオン社作成) を用いた。語音の提示音圧レベルはマイクロホン面で 65dB SPL とし、騒音の音圧レベルは 65, 70, 75dB SPL と変化させた。

非騒音下の実験では、単音節語音をデジタル・テープレコーダ (SONY, TCD-10) より再出力し、スピーカ (AIWA, AFB-7) から被験者に前方より聞かせた。人工中耳と補聴器を装着した場合で各々検査語音の正答率を求め、それを語音弁別の指標とした。一方、騒音下の実験では検査語音の提示は上述の方法によったが、負荷騒音はテープ・レコーダ (SONY, TC-D5M) を用いて再生し、スピーカ (AIWA, AFB-7) より呈示した。検査語音と騒音呈示用の両スピーカは被験者の 1 m 前方

に並列に配置した。

なお、コントロール群として聴力が正常な成人 10 名 10 耳を用い、同様の実験を行った。

4. 結果

単音節語音を用いた語音弁別能の結果を Fig. 9 に示す。非騒音下では人工中耳群の語音弁別能が $93.2 \pm 5.7\%$ ($N=10$), 補聴器群が $92.8 \pm 7.7\%$ ($N=10$), コントロール群が $98.3 \pm 1.4\%$ ($N=10$) であり, 人工中耳群および補聴器群とコントロール群の間には有意差を認めたが ($P < 0.05$), 人工中耳群と補聴器群の間では有意差を認めなかった。65dB SPL の騒音下では, 人工中耳群が $64.4 \pm 8.8\%$, 補聴器群が $48.4 \pm 10.4\%$, コントロール群が $79.7 \pm 3.5\%$ と, いずれも非騒音下と比べ語音弁別能は有意に低下した。騒音下では人工中耳群も語音弁別能は低下したが, その程度は補聴器群よりも軽度であった (共に, $P < 0.01$)。なお, コントロール群と他の群間には有意差を認めた ($P < 0.05$)。

騒音音圧を変化させた場合の単音節の語音弁別能は,

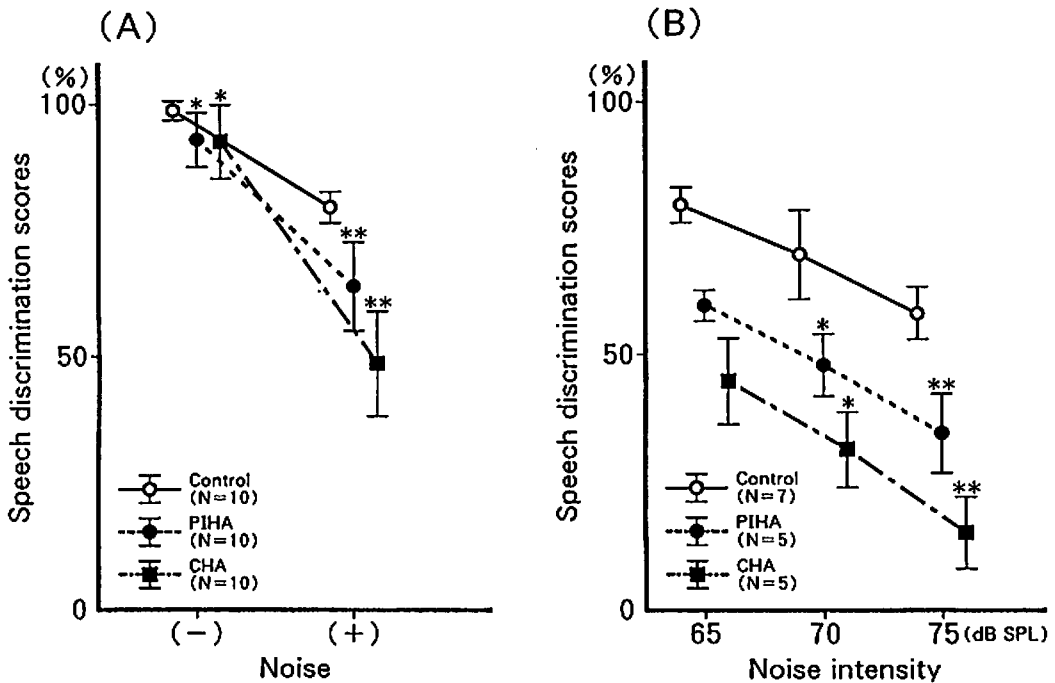


Fig. 9: (A) Speech discrimination scores under conditions of quiet and noise of 65 dB SPL. (*: n. s., **: $P < 0.01$)

(B) Speech discrimination scores under conditions of noise of 65, 70 or 75 dB SPL. (*: $P < 0.05$, **: $P < 0.01$)

Each point represents mean \pm SD (bar) of PIHA (●), CHA (■) and Control (○), respectively.

騒音レベルが70dB SPLでは、人工中耳群 (N = 5)、補聴器群 (N = 5)、コントロール群 (N = 7) で各々 $48.4 \pm 5.2\%$, $31.2 \pm 7.3\%$, $70.0 \pm 9.4\%$ となり、75dB SPLでは各々 $34.0 \pm 7.5\%$, $15.2 \pm 6.7\%$, $57.7 \pm 4.8\%$ であった。この結果、70ないし75dB SPLの騒音下でも人工中耳群の語音弁別能は補聴器よりも有意に優れていた (共に、 $P < 0.05$)。

5. 考 按

補聴器装用時、騒音下で語音弁別能が低下することはよく知られている。この点に関しては、これまでもイコライザーにて調整した箱型補聴器と人工中耳と比較した実験を行った¹⁵⁾。しかし、イコライザーは位相に変化を与え音質ひずみを来す可能性があり、必ずしも適切な実験システムではなかった。今回の実験ではこの点を考慮して、日常生活で使用頻度の高い耳掛け型補聴器を使用し、これをハーフゲインルールに準じたフィッティング法に従って調節した上で、人工中耳と比較した。その結果、すでに予備的実験で報告した¹⁶⁾と同様に、人工中耳は補聴器に比べて騒音下の聞き取りにおいて優れていた。騒音下の聞き取りは疲労感を感じ易く、従来の補聴器で最も問題視されていた点であった。その点、人工中耳は長時間装用しても疲労感が少なく、より自然な感覚で人工中耳聴力を享受できることが、この実験結果より確かめられたと言える。

人工中耳で音質が良く語音弁別能が良好な理由としては、振動子で直接アブミ骨を振動するので過渡特性が良く音に歪がないことが挙げられる。これは人工中耳の時間分解能や周波数弁別能が優れていることの理由とも考えられる^{14),17),18)}。更に、人工中耳による音の伝達は補聴器に比べて2000Hz以上の中高音域で良好な点も挙げられる^{11),20)}。従って、人工中耳では子音の弁別能が良くなるうえに、低音域の騒音があまり増幅されない。日常生活環境では低音域の騒音が比較的多いが、人工中耳ではこれが相対的に抑制されるために騒音下においても会話の語音弁別能は補聴器ほど低下していないものと思われる。

総 括

近年の電子音響工学の飛躍的な進歩に伴い、補聴器の高性能化や小型化が一段と進んできた。しかし、現在の補聴器にはまだ問題点も多く、必ずしも難聴者を満足させるものとは言えない。その理由としては、1) 装用時、耳に圧迫感や不快感がある、2) 操作や保守が面倒である、3) 音量を増したり、耳栓がゆるむとハウリングをおこす、4) 音は大きくなるが音質が悪く明瞭度がよくない、などが挙げられている²¹⁾。

これに対して、人工中耳では音のピックアップと信号処理の方式は補聴器と同じであるが、出力トランスジューサとしてバイモルフ構造の圧電セラミック振動子を用いて直接アブミ骨を駆動するので歪が少なく、音質が良好で明瞭度も高いとされる^{29),31)-33)}。実際、患者の多くは、人工中耳の音質は非常に優れており、「言葉が聞き取り易く、歪がない。」「以前に使用していた補聴器よりもはっきり聞こえる。」などと感想を述べている^{25),26)}。また、高橋と比企^{6),24)}は人工中耳を最初に植え込んだ症例の検討から、語音弁別能は良好で、主観的な音質評価の成績は良く、ダイナミックレンジも60dB以上と大きく取れたと報告している。

本研究では、客観的に人工中耳の聴覚を評価するために補聴器の聴覚と比較検討を行った。しかし、患者が日頃使い慣れている人工中耳と一時的に装用した補聴器では、その聴覚を比較する上で内部ユニットが埋め込まれている点や聴覚的な慣れの点で後者が条件的に不利であると考えられる。しかし、人工中耳の植え込み後の状態でも内部ユニットの振動子を介して鼓膜とアブミ骨は連結されているわけであり、一応、中耳伝音系は保たれていることから、必ずしも内部ユニットが埋め込まれているために補聴器が不利であったとは言えない。実際、過去に報告した人工耳小骨を用いた鼓室形成術の術後聴力成績^{19),20)}と今回の症例の人工中耳非装用時の成績を比較しても大差はなく、振動子が人工耳小骨のコルメラとしての機能を果たしていると考えられる。慣れの問題に関しては、言葉の明瞭度を比較することにおいて今回の実験は明らかに補聴器が不利である。しかし、時間分解能や周波数弁別能の実験においては検査音は純音であり語音のように慣れによる影響は受けない。また、語音弁別能の実験に用いた検査音は単音節語音であり、2音節以上の単語や文章よりも発音の抑揚、被験者の音に対する鋭敏性あるいは知識による影響などを受けにくく、単音節語音では比較的聴覚的な慣れの影響は少ないものと思われる。実際、今回報告した症例の多くは過去に補聴器を装用していたが、彼らの印象は明らかに人工中耳の音質の方が良好とのことであった。

一般に、聴覚障害の程度は純音聴力レベルによって評価される。しかし、各人の聴取能力は純音聴力レベルだけでは必ずしも正確に評価することはできない。これは、聴覚障害によって単に音が小さく聞こえるだけでなく、時間分解能や周波数弁別能も同時に低下するためと言われている³⁹⁾。従って、補聴器装用により音が増幅されても、時間分解能や周波数弁別能に障害があれば、難聴者は必ずしも補聴器に満足できない。いずれにしろ、今回の実験結果より、人工中耳を装用することにより補聴器

に比べ時間分解能や周波数弁別能が劣化しなかったことや騒音下の語音弁別能が補聴器ほど低下しなかったことは、人工中耳の性能を示す客観的な良い指標と言える。

結 語

以上、人工中耳が補聴器と比べ聴覚学的に優れていることとその理由について考察したが、現在人工中耳は半植え込み型の臨床試験が終了し、厚生省より製造認可が出された段階であり、一般に普及するには至っていない。今後、その普及が期待されると共に、将来的には、高性能化による高度難聴者への適応拡大や植え込み型電池やマイクロホンの開発による全植え込み型人工中耳の可能性があり、今後の発展が期待される。

稿を終えるに臨み、御指導、御校閲を賜った愛媛大学医学部耳鼻咽喉科学教室、柳原尚明教授、並びに本研究達成のため、終止御指導、御助力下さった同教室、暁清文助教授に深甚なる謝意を表します。また、研究に対し御助言を頂いた愛媛大学教育学部聴覚・言語研究室、高橋信雄助教授、研究に御協力頂いた池内浩二技官はじめ教室の諸先生方に深謝致します。

本論文の要旨は第36回日本聴覚医学会総会（宮崎）、耳科のトランスプラントとインプラントの第2回国際シンポジウム（松山）および第21回国際聴覚医学会（盛岡）で口演した。

参 考 文 献

- 江端正直：音の物理的コントロールと精神物理学的測定法。難波精一郎（編）聴覚ハンドブック，366-382，ナカニシヤ出版，京都，1984。
- French, N.R., Steinberg, J.C.: Factors governing the intelligibility of speech sounds. *J Acoust Soc Am*, 19: 90-119, 1949.
- Gyo, K., Yanagihara, N., Saiki, T., et al.: Present status and outlook of the implantable hearing aid. *Am J Oto*, 11: 250-253, 1990.
- 暁 清文，柳原尚明：人工中耳の実際，耳喉頭頸，62：463-468，1990。
- Harris, J.D.: Pitch discrimination. *J Acoust Soc Am*, 24: 750-755, 1952.
- Hiki, S., Takahashi, N.: Audiological Evaluation of the Middle Ear Implant. *Adv Audiol*, 4: 134-148, 1988.
- 梶川 浩，吉野公喜：聴覚障害者の時間検出能について。聴覚障害，223：84-85，1987。
- 三浦種敏，山口善司：音声情報の知覚。聴覚と音声：335-414，電子通信学会，1966。
- 中西靖子：聴覚障害者のスペクトルと時間分解能，Gerald AS, Fred HB (ed), 中西靖子訳：補聴器適合の基礎。3-22，医学書院，東京，1986。
- Nordmark, J.O.: Mechanisms of frequency discriminations. *J Acoust Soc Am*, 44: 1533-1540, 1968.
- Ohno, T., Kajiya, T.: Performance of the Middle Ear Implants. Suzuki J (ed): *Advance in Audiology 4, Middle Ear Implant: Implantable Hearing Aids*. 85-96, Karger, Basel, 1988.
- Plomp, R.: Rate of decay of auditory sensation. *J Acoust Soc Am*, 36: 277-282, 1964.
- リオン(株)三洋電機(株)医療福祉機器研究所：医療福祉機器技術研究開発成果報告書：植込型人工中耳（超小型補聴器）医療福祉機器研究所，1978。
- Saiki, T., Gyo, K., Yanagihara, N.: Audiological evaluation of the partially implantable hearing aid. N, Yanagihara and J, I, Suzuki (ed): *Transplants and Implants in Otology - II -*. 399-403, Kugler, Amsterdam/New York, 1992.
- 佐伯忠彦，暁 清文，柳原尚明：人工中耳の聴覚評価—騒音下の語音明瞭度について—。日耳鼻，93：566-571，1990。
- 佐伯忠彦，暁 清文，柳原尚明：人工中耳と耳掛け型補聴器による騒音下語音明瞭度の比較。Audiology Japan, 34：158-164，1991。
- 佐伯忠彦，暁 清文，柳原尚明：人工中耳の聴覚評価—時間分解能について—。日耳鼻，93：413-419，1990。
- 佐伯忠彦，暁 清文，柳原尚明：人工中耳における時間・周波数分解能と語音明瞭度。Audiology Japan, 34：385-386，1991。
- 佐伯忠彦，暁 清文，松本 康，他：ハイドロキシ・アパタイトによる耳小骨連鎖再建の手術成績。耳鼻臨床，79：1063-1071，1986。
- 佐伯忠彦，暁 清文，柳原尚明，他：人工耳小骨による伝音系再建術の成績—ハイドロキシ・アパタイトの耳小骨—。耳鼻臨床，83：1181-1188，1990。
- 境 久雄：聴覚の弁別能。境 久雄（編），音響工学講座⑥，聴覚と音響心理。79-96，コロナ社，東京，1984。
- Shower, J.F., Biddulph, R.: Differential pitch sen-

- sitivity of the ear. *J Acoust Soc Am*, 3 : 275-287, 1931.
23. 鈴木淳一, 小寺一興, 柳原尚明: 植込み型人工中耳の開発. *臨床ME*, 8 : 231-235, 1984.
 24. 高橋信雄, 比企静雄: 人工中耳植込み後の聴取能力の評価. *Audiology Japan*, 28 : 120-121, 1985.
 25. 山中栄三, 柳原尚明, 暁 清文: 植込型人工中耳. *Medical Way*, 3 : 133-136, 1986.
 26. 山中栄三, 柳原尚明, 暁 清文: 人工中耳一患者の声一. *臨床耳科*, 14 : 50-51, 1987.
 27. Yanagihara, N., Suzuki, J., Gyo, K., et al.: Development of an implantable hearing aid using a piezoelectric vibrator of bimorph design: State of the art. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 92: 706-712, 1984.
 28. Yanagihara, N., Gyo, K., Suzuki, K., et al.: Perception of sound through direct oscillation of the stapes using a piezoelectric ceramic bimorph. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 92: 223-227, 1983.
 29. Yanagihara, N., Aritomo, H., Yamanaka, E., et al.: Implantable hearing aid. Report of first human applications. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 113: 869-872, 1987.
 30. Yanagihara, N., Aritomo, H., Yamanaka, E., et al.: Intraoperative Assessment of Vibrator-Induced Hearing. Suzuki, J. (ed): *Advance in Audiology 4, Middle Ear Implant: Implantable Hearing Aids* 124-133, Karger, Basel, 1988.
 31. Yanagihara, N.: Surgical Aspects of the Partially Implantable Hearing Aid of the Ehime Type. Friedman, M. (ed): *Operative Techniques in Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 3, W. B. Saunders Company, 32-38, Orlando, 1992.
 32. 柳原尚明, 暁 清文, 有友 宏, 他: 植込型人工中耳の臨床応用. *日耳鼻*, 88 : 1573-1579, 1985.
 33. 柳原尚明: 人工中耳. *耳喉頭頸*, 60 : 277-282, 1988.
 34. 柳原尚明, 佐藤英光, 比野平恭之, 他: E-方式人工中耳の植込み手術方法とその成績. *耳鼻臨床*, 補47 : 10-23, 1991.
 35. 米本 清, 倉内紀子, 浜田晴夫, 他: 感音性難聴者の語音聴取能力と聴覚機能. *Audiology Japan*, 31 : 615-616, 1988.