人工内耳患者における合成母音検査

東京医科大学耳鼻咽喉科学教室（主任：船坂宗太郎教授）

斎藤 啓光, 博久 詠司, 渡辺 一雄, 湯川 久美子
佐藤 恒正, 船坂 宗太郎

TESTING OF SYNTHETIC VOWELS IN PATIENTS WITH 22 CHANNEL COCHLEAR IMPLANT

HIROMITSU SAITO, M.D., EIJI HAKUHISA, M.D., Kazuo Watanabe, M.D.
KUMIKO YUKAWA, M.D., TSUNEMASA SATO, M.D.
and SOTARO FUNASAKA, M.D.

Department of Otorhinolaryngology, Tokyo Medical College, Tokyo

In the 22 multi-channel cochlear implant system, F_0 information determines the frequency of electrical stimulation, and F_1 and F_2 information determine the number of stimulating electrodes. We performed tests using synthetic vowels on 16 patients who had undergone 22 channel cochlear implant surgery and 6 months' speech rehabilitation. Information transmission rates were calculated to analyze the response pattern. As a result, 1) the vowel recognition ability of patients with cochlear implant surgery correlated with the number of electrodes being used. 2) The value of vowel confusion decreased so as to be separated by a pair of stimulating electrodes, and the confusion in F_1 information was regarded to be less than that for F_2 information.

Key words: 人工内耳, 合成母音, 情報伝送量, 母音聴取率

A97-2065-23582

1. はじめに

現在我々の使用しているオーストラリア製22チャンネル人工内耳では、母音については基本周波数 F_0 により刺激電気パルスの頻度を、そして、第1および第2ホルマントすなわち、 F_1 、 F_2 により、刺激電極を設定している。刺激電極の設定はMAPにより、先端部より0~4000Hzまでの間の各周波数帯に応じた電極を選択する仕組みになっている。電極束の長さは17mmで、0.75mm間隔に電極が位置し、22本の電極すべて挿入された場合でも、正常蝸牛における2000~1000Hz付近に相当する部位を刺激しているにすぎない¹⁾。つまり、人工内耳はMAPと称されるプログラムにより、音声をあらかじめ定められた周波数帯域に分類して刺激部位を定め、基本周波数の電気パルス頻度で、蝸牛の中、高音部を刺激するという音の伝達様

式である。本研究は、この F_1 と F_2 による刺激電極の設定と、言葉の聞き取りの関係の追求を目的としたものである。

従来の肉声による母音聴取率では、異聴傾向は推測できるものの、 F_1 、 F_2 の情報が言葉の聞き取りにどのように関与しているかは不明であった。しかし、今回合成母音検査を人工内耳患者に行うことにより、ホルマントごとの解析が可能となった。また、音韻情報の伝達能力を表現するものとして情報伝送量を計算し、使用電極数との関係、従来の肉声による母音聴取率との関係について検討を行った。また、電極間距離と F_1 での異聴傾向、 F_2 での異聴傾向、 F_1 と F_2 を合わせた場合 ($F_1 + F_2$) での異聴傾向についての分析も合わせて行い、若干の知見が得られたので報告する。

合成母音検査 (正常例)

F ₁ F ₂	250	300	360	430	500	575	650	750	850
Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz	Hz
2800	イ	イ	イ						
2500	イ	イ	イ						
2200	イ	イ	イ	エ	エ	エ	エ		
1900		イ	イ	エ	エ	エ	エ		
1650			ウ	ウ	ウ	エ	エ	ア	ア
1400			ウ	ウ	ウ	エ	ア	ア	ア
1200			ウ	ウ	ウ	ア	ア	ア	ア
1000			ウ	ウ	ウ	オ	ア	ア	
850			ウ	ウ	ウ	オ	オ	オ	
780			ウ	ウ	ウ	オ	オ	オ	
710				オ	オ	オ	オ		
650				オ	オ	オ			

R=2.322 bit

情報伝送量

$$R = \sum_j \{(-Q_j \log Q_j) - (-P_j \sum_i p_{ij} \log p_{ij})\}$$

p_{ij} は母音 V_i を V_j と聞く確率P_j は母音 V_j の呈示確率Q_j = $\sum_i P_i \cdot p_{ij}$ は母音 V_j の聴取確率

図 1 合成母音検査の正常例と情報伝送量

F₁ および F₂ の組み合わせにより作製した64個の合成母音の、典型的正常パターンを図左に示す。基本周波数 F₀ は固定し、F₁ および F₂ ホルマントに相当する周波数帯域を変数として選択し、この組み合わせを聴くことによって F₁—F₂ パターンが作られる。なお、図の太線で囲ったところは、95%信頼区間を示し、これより情報伝送量を計算すると、正常では 2.322bit となる。

2. 対象および検査方法

人工内耳の手術後 6 カ月以上経過し、リハビリも終了して安定している患者16名 (12~74歳) に検査を施行した。検査用合成母音は東京大学工学部藤崎研究室におけるターミナル・アナログ型音声合成器を用いて合成したもので、詳細は富澤²⁾の報告による。図 1 に、合成母音検査の正常例と情報伝送量の算出法を示す。図 1 の太線で囲ったところは、95%信頼区間を示し、これより情報伝送量を計算すると、正常では 2.322bit となる。

3. 結 果

表 1 に人工内耳患者16例の電極数、母音聴取率、情報伝送量を示す。電極数は手術時に挿入可能であった電極数ではなく、術後 6 カ月目に実際に使用していた電極数を示す。母音聴取率は肉声によるもので、2 回もしくは 3 回施行した平均値を示す。また、情報伝送量は合成母音聴取検査結果からの情報伝送量であり、当然、肉声による母音聴取検査時と同じ MAP を使用

して算出した値である。図 2 に電極数と合成母音情報伝送量との関係を示す。電極数は順序尺度 (RANK) により、変数変換を行っている。相関係数は 0.792 と高い数値を示し、1% の有意水準で相関関係が認められた (>0.6226)。図 3 に母音聴取率と合成母音情報伝送量との関係を示す。相関係数は 0.861 とさらに高い数値を示した。

次に、患者個々の MAP より、おのおのの合成母音がどの電極を刺激しているかを計算した。合成母音の異聴率は、F₁ のみ、F₂ のみ、そして、F₁、F₂ の両者 (F₁+F₂ と記す) を考慮した 3 通りの異聴率検討を行った。通常、電極の刺激法としては、1 本おきに隣り合った電極を対として刺激する電極モード (BP+1) が採用される。例えば症例13では (図 4)、挿入電極数は 20 本で、刺激する電極モードは BP+1 であるので、18 通りの刺激法が考えられる。また、挿入電極は最も蝸牛窓寄りの電極から 1 番と称され、抽出された最も高い周波数帯 (最高は 4000Hz まで) を担当する。以後、頂回転側に進むにつれて、2 番、3 番と順次番号をつ

表1 人口内耳患者16例の電極数, 母音聴取率, 情報伝送量

症例 No.	電極数 (本)	母音聴取率 (%)	情報伝送量 (bit)
1	11	25	0.315
2	11	55	1.156
3	12	40	0.518
4	15	73	1.109
5	16	53	1.127
6	16	70	0.854
7	17	35	0.432
8	19	73	1.255
9	19	97	1.936
10	19	79	1.241
11	19	93	1.264
12	19	90	1.371
13	20	85	1.552
14	21	70	1.586
15	22	73	1.665
16	22	95	1.695

け, 次第に低い周波数帯に移行する. つまり, 症例13の場合では BP+1 のモードのため, electrode 1 番と 3 番の刺激電極対が最も高い周波数帯を担当する刺激電極となる. 逆に, electrode 18 番と 20 番の刺激電極対が最も低い周波数帯を担当する刺激電極対である. つまり, 図4のMAPに示された electrode 20 の担当周波数は 0~400Hz, electrode 19 は 401~520Hz までを担当していることを示している. このMAPより, 理論上計算される担当周波数帯を合成母音の F_1 , F_2 構成周波数に当てはめ, おおのの合成母音が, F_1 と F_2 でそれぞれの電極対を刺激しているかを決定した. 図4の合成母音検査結果の表で, () に示された番号が理論上算定された刺激電極対である.

まず, F_1 に関して言えば, イとウについては電極に差がないことになり (この場合 F_2 は考慮にいない), イとウのどちらを答えた場合でも正解, エ, ア, オと答えた場合を不正解とした. その場合, 電極の差は, エ, オの場合が1電極, アの場合が3電極異なることになる. エとオについても同様である. また, ア

図2 電極数と合成母音情報伝送量との関係
電極数は順序尺度 (RANK) により, 変数変換を行っている. 相関係数は0.792で, 1%の有意水準で相関関係があると言えた (>0.6226).

図3 母音聴取率と合成母音情報伝送量との関係
相関係数は0.861で, 1%の有意水準で相関関係があると言えた (>0.6226).

はアと答えた場合のみ正解で, イ, エ, オ, ウと答えた場合は不正解となる. その場合, イ, とウとは3電極, エ, オとは1電極異なることになる. F_2 に関しても同様であり, イとエについて, イとエのどちらを答えた場合でも正解, ウ, ア, オと答えた場合を不正解とした. 電極の差は, ウ, アの場合が1400Hzと1900Hzの間で3電極, オの場合が7電極異なることになる. ウとアの場合, オの場合も同様に計算した. 次に, $F_1 + F_2$ では, イはイと答えた場合のみを正解, それ以外は不正解とし, エとは F_1 のみで1電極, アとは F_1 で3電極, F_2 で3電極異なるために, 合計で6電極異なることになる. オとは F_1 で1電極, F_2 で7電極, 合計で

Elect.	Upper Freq. Bounds
20	400
19	520
18	640
17	760
16	880
15	1000
14	1122
13	1259
12	1414
11	1587
10	1781
9	2000
8	2244
7	2519
6	2828
5	3174
4	3563
3	4000

担当 電極No.		(20)			(19)		(18)	(17)		(16)
担当 電極No.	F1 F2	250	300	360	430	500	575	650	750	850 ^{Hz}
(6)	2800 ^{Hz}	イ エ	ウ イ	エ エ						
(7)	2500	イ エ	イ ウ	エ イ						
(8)	2200	イ イ	イ ウ	イ エ	ウ エ	エ エ	エ エ	エ エ		
(9)	1900		ウ ウ	エ ウ	エ エ	エ エ	エ オ	エ エ		
(10)	1650		ウ ウ	ウ ウ	ウ エ	エ エ	オ ア	ア ア	ア ア	ア ア
(12)	1400		ウ ウ	ウ オ	ウ エ	エ オ	オ ア	オ ア	ア ア	ア ア
(13)	1200		ウ ウ	ウ ウ	オ ウ	オ エ	オ オ	オ ア	ア ア	ア ア
(15)	1000		ウ ウ	ウ オ	オ ウ	オ オ	オ オ	ア ア	ア オ	
(16)	850		ウ ウ	ウ ウ	オ ウ	ア オ	オ ア	ア オ		
	780				オ ウ	オ ウ	オ オ	オ オ		
(17)	710				ウ ウ	オ ア				
	650					オ ウ	オ オ			

R=1.552 bit

()はマップより計算された刺激電極の番号

図4 症例13のマップと合成母音検査結果
挿入電極数は20本で、刺激電極モードはBP+1が採用されている。合成母音F₁、F₂の周波数が、実際にどの電極を刺激しているかをマップより計算し、刺激電極対の担当電極番号を()に示した。

表2 F₁、F₂、F₁+F₂での異聴率
16例の平均値と標準偏差を示す。F₁、F₂、F₁+F₂において、電極間距離が異なるほど異聴率が減少している。さらに、F₂よりもF₁での異聴がより少ない傾向が認められた。

電極間の差	F ₁			
	1	2	3	4
16例の平均値と標準偏差	19.2± 8.8	12.3± 8.0	2.8±2.6	0

電極間の差	F ₂			
	1	2	3	4～8
16例の平均値と標準偏差	22.2±11.3	20.6±13.7	15.6±7.5	5.3±9.5

電極間の差	F ₁ +F ₂							
	1	2	3	4	5	6	7	8～9
16例の平均値と標準偏差	13.7± 8.3	12.9± 9.1	9.2±5.3	9.9±7.3	6.3±11.2	4.9±5.9	2.2±6.7	0.5±1.3

8電極, ウとは F_2 のみで3電極異なることになる。以下, エ, ア, オ, ウも同様に計算した。

以上より F_1 , F_2 , F_1+F_2 での異聴率を16例について計算し, その平均値と標準偏差を算出した(表2)。まず, F_1 では電極が異なるほど, 異聴が少なくなり, 4電極異なる場合では異聴率が0となった。 F_2 でもやはり, 電極が異なるほど異聴が少なくなったが, 4電極以上異なる場合でも異聴が認められた。つまり, F_1 , F_2 ともに担当する電極間距離が異なるほど, 異聴率が低くなる傾向が認められ, さらに F_2 よりも F_1 での異聴がより少ない傾向が認められた。また, F_1+F_2 でも, 電極が異なるにつれて異聴率は低くなり, 最低6電極以上離すことができれば5%以下の低い異聴率が得られることがわかった。

4. 考 察

従来より, 人工内耳患者の評価法として, 母音聴取能, 子音聴取能, 単語や文節による評価法がなされているが³⁾⁴⁾⁵⁾, これらはすべて肉声によるものであった。人工内耳は当然のこととして, 主に人の会話を聞き取れることを第一の目的として造られたものであり, これらの評価法は重要なことは言うまでもない。しかし, 今回我々の検討は, 人工的に造り上げた音声つまり合成母音を使用することにより, 蝸牛を常に一定部位別に電気刺激することで, 音声処理と聴取率との間にどのような関係があるか, 基礎的に解明できる手掛かりになるものである。以前著者は, モルモットを用いた電気生理学的実験で, 蝸牛を部位別に電気刺激することにより, EABR を指標として検討し情報が異なる示唆を得て報告した⁶⁾。今回, 実際に人工内耳を装着した患者で合成母音を使用することは, 臨床面においてもこのことを証明する良い方法と考える。

まず, 検査用合成母音であるが, これを新たに作製した場合には, 正常者や難聴者においてあらかじめ検討を行う必要がある。このため, 正常者, 感音難聴者, 後迷路性難聴者などで前もって検討がなされ²⁾⁷⁾, しかも, 現在臨床的にも用いられているものを採用した。都合のよいことに, F_0 , F_3 , F_4 は固定されており, F_1 と F_2 のみを変化させることにより, 合成母音を作製している。今回, F_1 , F_2 の情報が言葉の聞き取りに, どのように関与しているかを検討する手段としては, きわめて適した検査法と考えられる。また, 図1の合成母音検査表の中で, 太線で囲ったところは95%信頼区間を示しており, この太線で囲ったところから情報

伝送量や, F_1 , F_2 での異聴率を算出している。異聴率の算出にあたっては, F_1 と F_2 とで別々に検討を行っているが, 両者の異聴率を比較する上で, 条件が同等でなければならない。例えば, F_1 ではイとウ, エとオがそれぞれ正答する確率は2/5ずつであり, アの場合は1/5である。一方 F_2 でも, イとエ, ウとアが正答する確率は2/5ずつであり, オの場合は1/5である。つまり, F_1 と F_2 ともに条件は同等であり, この合成母音検査法は F_1 と F_2 との情報量の違いを比較する上でも, 適したものと考えられる。

次に症例に関してであるが, 症例は, 人工内耳手術後6カ月以上経過し, リハビリが終了して, 人工内耳を日常生活で使用している患者を選んだ。MAP は当然のことながら, 肉声による母音聴取率と同じ MAP を使用して合成母音検査を行っており, 日常使用している MAP である。つまり, 電極数の少ない患者は, 手術時に22本すべて挿入できなかった患者であり, 22本入った患者に, 本数を減らして検査を行っているわけではない。これは当然のことながら, 普段22本使用している患者に, 突然本数を減らして検査を行っても, 検査結果は当然悪くなるはずだからである。

まず今回, 合成母音検査結果より得られる情報伝送量が, 挿入電極数や, 従来の肉声による母音聴取率と, どのような相関があるかについて検討を行った。以前城間らは⁸⁾⁹⁾, 挿入電極数と母音聴取率とは相関を示したとの報告を行っている。今回, 情報伝送量が, 挿入電極数や肉声による母音聴取率と, 1%の有意水準をもって相関を認めた。つまり, 基板上のより多くの異なる部位を電気刺激することで, より多くの正確な情報を送り得ること, そして, 蝸牛の電気刺激でも複数部位を局所刺激することで, spacious pattern として, より多くの音声情報を送り込んでいることが証明された。また, 今後合成母音検査法が人工内耳患者の評価法としても, 利用できる可能性が示唆されたものとする。なお, 今回の検査結果でも, 挿入電極数と肉声による母音聴取率とは, 相関係数0.726と高い数値を示した。

情報伝送量は, 音韻情報の伝達能力を正確に表現するものとして評価されるが, 個々の異聴内容を厳密に示すものではない。このため, 富澤⁹⁾の荷重ベクトルによる異聴評価法にならい, 理論上計算される周波数帯域を, 担当電極対に置き換えて, 16例の平均値と標準偏差を計算した結果が表2である。従来の肉声による母音聴取率では, 異聴傾向は推測できるものの, 具体

反 応 音 声						
	イ	エ	ア	オ	ウ	
刺 激 音 声	イ	63	19	0	3	15
	エ	9	59	22	7	3
	ア	4	6	77	9	4
	オ	7	4	23	55	11
	ウ	13	10	7	9	61

図5 合成母音の異聴表
人工内耳患者16名の合成母音検査の統計
で、パーセント表示である。

的に電極間距離との関係は不明であった。理論上では、電極位置が異なるほど異聴が減少すると考えられていたことが、今回合成母音検査を施行することで、具体的に、電極を何本離せば異聴がどれだけ減少するかということを、証明することができた。ただし、これは、挿入電極数ごとに分類して評価することがより望ましいが、現在、日本で人工内耳患者がまだ200例程度であり、今後さらにデータを集積する必要があるものと考ええる。また、今回の検査結果より、 F_2 よりも F_1 での異聴がより少ない傾向が発見されたが、この理由として以下の推測を行った。蝸牛内における周波数分布は均一ではなく、基底回転寄りのほうでは高音から密に配列し、頂回転に行くに従い低音が疎に分布している。近年では、蝸牛で鋭い周波数弁別が可能であると言われており¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾、この解剖学的理由により、人工内耳では、先端部により近い F_1 の方が、刺激電極の移動による周波数弁別が、 F_2 に比べより容易である可能性が考えられる。つまり、電極は頂回転にできる限り近づけるように深く挿入し、22本すべて挿入することが、術後の聴取能を良くする方法であると考えられる。また、22チャンネル人工内耳では、 $F_1 + F_2$ において6電極以上離すことができれば、5%以下の低い異聴率が得られることが証明された。

実際に人工内耳患者16名に実施した、合成母音検査による異聴表を図5に示す（合成母音検査表の太線部の95%信頼区間のみ使用）。これは16例についての統計

図6 合成母音検査の F_1 — F_2 パターンにおける異聴傾向
実線の矢印は10%以上の異聴を示す。点線の矢印は5%以下の異聴を示す。

であり、パーセントで表示されている。10%以上の異聴を示したのはオ→ア (23%)、エ→ア (22%)、イ→エ (19%)、イ→ウ (15%)、ウ→イ (13%)、オ→ウ (11%)であった。逆に、5%以下の低い異聴を示したのはイ→ア (0%)、イ→オ (3%)、エ→ウ (3%)、ア→イ (4%)、オ→エ (4%)、ア→ウ (4%)であった。以前船坂¹³⁾は、肉声による母音の異聴表を作製し、10%以上の異聴を示したのがオ→ア (16%)、エ→イ (13%)、オ→ウ (11%)であることより、人工内耳患者での母音認識には、 F_1 、 F_2 の周波数比、または F_2 の周波数が重要であり、また、異聴はいわば一方向で、例えばオ→アの異聴率が高いからといってア→オの異聴が必ずしも高くならないと報告した。今回我々の結果でも、オ→アの異聴が23%と最も多く、 F_1 、 F_2 の周波数比が近い場合（オ→アでは、周波数比はオで1.52、アで1.63）には、やはり異聴が起こりやすく、異聴は一方向であることが証明された。また、 F_2 に関してオ→エでの異聴は少ないが、イ→ウ、ウ→イでの異聴が多く、逆に F_1 に関してア→ウでの異聴率が4%と低く、 F_1 の周波数も母音の認識には非常に重要であることが示された。今回の結果を総合すると、合成母音検査の F_1 — F_2 パターンにおいて、隣りあった母音間の異聴が多く、対角線上での異聴が少ないことが示された(図6)。ただしこれらのデータは、オーストラリア製22チャンネル人工内耳を使用した場合であり、他のマルチチャンネルを使用した場合には、当然異なる結

果が得られるものとする。今後、数種類の人工内耳が臨床応用された場合、合成母音検査が機種の評価法としても利用できるものとする。

5. ま と め

人工内耳患者16名に合成母音検査を行い、以下のことが分かった。

(1) 人工内耳患者の母音聴取能を情報伝送量から検討した結果、挿入電極数が関与している可能性が示唆された。

(2) 刺激電極が異なるほど、異聴率は低くなり、さらに F_2 より F_1 (低音成分) での異聴がより少ない傾向が認められた。

電極はできる限り深く挿入し、また22本すべて挿入することが望ましいと結論された。

文 献

- 1) Wever EG: The width of the basilar membrane in man. *Ann Otol Rhinol Larygol* 47: 37-47, 1938.
- 2) 富澤正雄: 感音性難聴における合成母音の識別に関する研究. *Audiology Japan* 14: 202-229, 1971.
- 3) 船坂宗太郎, 林原成子, 高橋 整, 湯川久美子, 初鹿信一: 22 Channel Cochlear Implant 患者の言語聴取能. *日耳鼻* 90: 995-1003, 1987.
- 4) 船坂宗太郎, 高橋 整, 湯川久美子, 城間将江, 熊川孝三: 22 channel cochlear implant 患者の語音聴取能とその生理学的考察. *耳喉頭頸* 60: 283-289, 1988.
- 5) 船坂宗太郎, 本多清志, 初鹿信一, 湯川久美子, 城間将江: 22チャンネル人工内耳患者の音声・言語聴取の実際. *耳喉頭頸* 62: 483-488, 1990.
- 6) 斎藤啓光: 脳幹反応を指標とした蝸牛電気刺激に関する

実験的研究 - Cochlear Implant の基礎実験一. *日耳鼻* 93: 93-104, 1990.

- 7) 佐藤恒正, 伊藤真郎, 野呂久公: 頭蓋内疾患と語音聴力. Reprinted from *Audiology Japan* 20: 334-347, 1977.
- 8) 城間将江, 本多清志, 河野 淳, 船坂宗太郎, 熊川孝三: 人工内耳装用者の語音聴取能に影響を及ぼす要因. *音声言語医学* 32: 371-377, 1991.
- 9) Shiroma M, Honda K, Yamanaka N et al: Factors cotributing to phoneme recognition ability of users of the 22-channel cochlear implant system. *Ann Oto Rhinol Larygol* 101: 32-37, 1992.
- 10) Sachs MB, Young BD: Effect of nonlinearities on speech encoding in the auditory nerve. *J Acoust Soc Am* 68: 858-875, 1980.
- 11) Tong YC, Clark GM, Blamey PJ et al: Psycho-physical studies for two multiple-channel cochlear implant patients. *J Acoust Soc Am* 71: 153-160, 1982.
- 12) Dallos P: The active cochler. *J Neurosci* 12: 4575-4585, 1992.
- 13) 船坂宗太郎: 人工内耳一聾回復への貢献一. 第93回日本耳鼻咽喉科学会総会・学術講演会宿題報告: 46-47, 1992.

本論文の要旨は第38回日本聴覚医学会において講演した。

(1994年4月28日受稿 1994年6月2日受理)

別刷請求先 〒160 東京都新宿区西新宿6-7-1

東京医科大学耳鼻咽喉科学教室 斎藤啓光