22-Channel Cochlear Implant の聴取能に関する一考察

——刺激方式の異なる 2 症例の音響生理学的背景——

東京医科大学耳鼻咽喉科学教室（主任：船坂宗太郎）

船坂 宗太郎, 湯川 久美子, 高橋 整, 初鹿 信一, 細谷 睦, 寺田 俊昌

SPEECH SOUND PERCEPTION MODALITY IN COCHLEAR IMPLANT PATIENTS WITH DIFFERENT PROCESSING STRATEGIES

SOTARO FUNASAKA, M.D., KUMIKO YUKAWA, M.D., OSAMU TAKAHASHI, M.D.,
SHINICHI HATSUSHIKA, M.D., MUTSUMI HOSOYA, M.D. and TOSHIMASA TERADA, M.D.

Department of Otorhinolaryngology, Tokyo Medical College, Tokyo

The 22 multi-channel cochlear implant has been implanted in a 40-year-old female patient of complete deaf due to meningitis and in a 45-year-old totally deaf female patient due to sudden deafness. The different speech processing strategies were used; F_0 , F_2 coding with pulse width limiting was administered to the former, whereas F_0 , F_1 , F_2 coding with current controls was applied to the latter.

The patients were tested with speech tracking, vowel recognition and consonant recognition. The former could recognize 24 “bunsetsu” es per minute for the cochlear implant plus lipreading after 3 months of training, and scores of vowel and consonant tests reached 70% and 54% respectively for the cochlear implant alone, and 100% and 73% for the cochlear implant plus lipreading. The latter could identify 28 “bunsetsu” es per minute and scores of recognition of vowel and consonant were 60% and 54% for the cochlear implant alone, and 100% and 89% for the cochlear implant plus lipreading after 3 months of training.

The strategy for the latter seems to be more effective in understanding speech as that the latter showed more rapid improvement in speech perception than the former, although there were no differences in tests of vowel and consonant recognition.

Modality of the cochlear implant was discussed from the viewpoints of cochlear physiology and psychoacoustics by electrical stimulation.

Key words: 聾, 22チャンネル人工内耳, 聴取能機構

A 91-0177-23528

緒 言

人工内耳 (cochlear implant) は蝸牛性高度難聴もしくは聾の患者に電極を埋め込み, 電気刺激により聴覚を引き起こして, 会話聴取の助けとするものである。これについては1960年代にヒトにおいて臨床研究が始まり¹⁾, その後幾多の試行を経て現在実用化された。人工内耳には電極数により single channel 方式と multi-

channel 方式 (4~22本) とがあるが, 後者がより有用であるとの評価となっている²⁾。

われわれは1986年本邦初の 22channel 方式を施行し, 現在 3 名の患者についてリハビリテーションを行っている。これらの患者のうち条件が比較的似ている 2 名について, それぞれ異なった音声情報伝達方式を施行し, 話声聴取について比較検討した。本論文では

これについて報告し、あわせて生理学的音響心理学的背景について述べる。

方 法

1. 対象

第1例は40歳女性、昭和60年2月髄膜炎に罹患し、3月には聾となった。聴力回復は不能で、読話訓練を行い挨拶程度は可能となったが、日常会話には筆談を必要とした。蝸牛の電気刺激テストで聴神経の活動が確認されたので、昭和60年11月に人工内耳埋込手術を施行し、術後3週目よりいわゆるMAPを作製しリハビリテーションを開始した。ただし電流制御に不安定さを生じたため、電極対は2本おき(BP+2)の隣合わせにし、最高電流で快適感覚レベルを引き起こす電気パルス幅を各電極対において規定する方式にした(表1参照)。また高音感覚により不快さを除くため蝸牛窓に近い4個の電極対は使用しないことにし、このため

電極選定・振幅情報は第2ホルマント(F_2)のみとした。つまり基本周波数(F_0)、 F_2 のみが伝えられる方式である。

第2例は45歳女性、昭和57年9月難聴を主訴として近医を訪れ右耳の高度難聴を指摘されている。

昭和61年2月原因不明の急激に進行する難聴が左耳に発症し3月には両耳も聾となった。読話訓練はなされておらず筆談に頼っていた。蝸牛電気刺激テストで聴神経活動は第1例同様良好であることが確かめられた。昭和61年9月人工内耳埋込施行、術後3週目よりリハビリテーションを開始した。この例では F_0 、第1ホルマント(F_1)、 F_2 方式を採用し、BP+1で振幅情報は電流制御によるものとした(表2参照)。

2. 聴覚の評価法

1) 音の聴取閾値の決定

防音室内のある点でスピーカより発生する音圧を測定し(10センチ四方の9点の平均値)、その点に人工内

表1 第1例に設定した刺激条件(MAPという)

Elect.: 電極対の番号。数が小さいほど蝸牛窓に近いことを示す。

Min. C. L.: 最小可聴閾を引き起こす電流量(25-1500 μ Aを指数関数的に240等分し、その順位数)。

Max. C. L.: 最大のラウドネスを引き起こす電流量。

P. W.: 刺激電気パルスの幅(μ sec)。

Freq. Range (Hz): 各電極対の受け持つ周波数範囲。

Stimulation Mode: BP+2

The electrodes in pitch order (low to high)

	19	18	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5
Elect.	Min C. L.					Max C. L.				P. W.				Freq. Range (Hz)	
19	179					230				42				0 - 1191	
18	184					230				38				1192 - 1301	
17	202					230				40				1302 - 1411	
16	197					230				38				1412 - 1552	
15	194					230				30				1553 - 1677	
14	163					230				33				1678 - 1834	
13	153					230				22				1835 - 2007	
12	153					230				27				2008 - 2179	
11	163					230				31				2180 - 2383	
10	163					230				22				2384 - 2587	
9	163					230				25				2588 - 2823	
8	163					230				27				2824 - 3074	
7	184					230				30				3075 - 3356	
6	163					230				32				3357 - 3654	
5	156					230				30				3655 - 4000	

The Noise Cut-out Level is 3.

表2 第2例に設定した刺激条件 説明は表1参照.

Stimulation Mode: BP+1

The electrodes in pitch order (low to high)

	20	19	18	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
Elect.	Min C. L.					Max C. L.					P. W.					Freq. Range (Hz)				
	20					107					121					204				0 - 328
	19					147					161					204				329 - 438
	18					147					166					204				439 - 579
	17					147					166					204				580 - 752
	16					157					181					204				753 - 1003
	15					173					236					204				1004 - 1097
	14					173					236					204				1098 - 1207
	13					172					206					204				1208 - 1317
	12					167					196					204				1318 - 1442
	11					167					196					204				1443 - 1583
	11					163					201					204				1584 - 1740
	9					153					191					204				1741 - 1913
	8					153					196					204				1914 - 2101
	7					137					161					204				2102 - 2289
	6					162					191					204				2290 - 2524
	5					117					141					204				2525 - 2760
	4					167					201					204				2761 - 3026
	3					177					211					204				3027 - 3324
	2					178					216					204				3325 - 3638
	1					168					211					204				3639 - 4000

The Noise Cut-out Level is 3.

Tab.2. MAP for the second case

耳のマイクロホンにおいて患者の音聴取閾値を求めた。ただし定常波や患者による反響音を考慮し, warble tone を用いた。

2) 言語聴取能

cochlear implant 患者の言語聴取能については以下に述べるように各レベルでの検査が一般的である。ただし今回は紙数と研究目的との関係上(2)と(3)については結果の記載を省略する。

(1) 文章レベルの聴取能

このテストには speech tracking を用いた。speech tracking とは検者がある物語を一文章ごとに読み上げてそれを患者に復唱させ、この施行を10分間行い、1分間に正しく聞き取れる最大語数を求めるものである。本法は反復による見掛け上の改善を除外でき、また語音聴取能よりも話された文章の聴取能を示す点が特徴である。ただしわれわれの症例において日本語の

特性を考慮して語数のかわりに文節数とした。

(2) 文のレベルの聴取能

このテストには closed-set sentence と open-set sentence とがある。closed-set sentence はあらかじめ短文を書いた10枚のカードを患者の前に呈示し、検査者が一度だけ文を読み上げ患者にポインティングさせるものである。なお、open-set sentence は患者にはなんらの予備知識を与えることなく文を読み上げ復唱させるものである。

(3) 単語レベルでの聴取能

このテストでは日常頻用されている単語を用い、音節数の異なる単語、ついで音節数の同じ単語の聴取率を求める。いずれも open-set と closed-set で行う。また、たとえば上位概念として「花」を与え、下位概念として花の名(バラ、キクなど)を検者が発話し患者に復唱させるテストも行う。

(4) 音節レベルでの聴取能

このテストには vowel confusion study と consonant confusion study とがある。

(a)vowel confusion study…私達は当初 VCV の 2 音節語を考えたが、その後音声学関係者の意見に従い、ア、イ、ウ、エ、オの単音節とした。これらを復唱させて、正答率を求め、また異聴表を作成する。

(b)consonant confusion study

これには ABA APA AMA ADA ATA ANA AHA ASA AZA AGA AKA ARA の無意味12語音を用いた。(a)と同じく患者に復唱させて正答率を求め、また異聴表を作成する。

結 果

1. 音の聴取閾値

リハビリテーション開始1カ月後の時点で測定した。第1例では、500Hz-50dB, 1000Hz-50dB, 2000Hz-35dB, 4000Hz-60dB (いずれも SPL) であり、第2例では、500Hz-60dB, 1000Hz-55dB, 2000Hz-55dB, 4000Hz-60dB であった。なお第1例、第2例ともこの値は再現性のあるものであった。

2. 文章レベルの聴取能

speech tracking の成績は下記のごとくである。ただしこのテストにおいては、リハビリテーション初期の cochlear implant のみによる正答率はきわめて低く、この cochlear implant を開発したメルボルン大学では「患者を落胆させる可能性があるため施行を避けるべきである」との方針をとっている。このため cochlear implant のみのテストは施行しなかった。もっとも読話能力は順調に向上するものであり、また読話のみのテストは患者を落胆させる影響が少ないので、読

図1 Speech Tracking Score の図

縦軸：1分間に正しく聴き取った文節数。
横軸：リハビリテーション開始後の月数。
(V)：読話のみ。(A+V)：人工内耳+読話。

図2 母音聴取能の推移

縦軸：5母音をランダムに発声したときの正答率。
横軸：リハビリテーション開始後の月数。
(A)：人工内耳のみ。

表3 リハビリテーション開始3カ月後の母音異聴表縦は発音音、横は受聴音を示す。

Case 1						Case 2					
	a	i	u	e	o		a	i	u	e	o
a	1				3	a	4				
i		4				i		3	1		
u			4			u	1		1	1	1
e				1	3	e			2	2	
o	2				2	o	1			1	2

話のみの成績も併せて述べる。第1例では cochlear implant+読話、読話のみのそれぞれにおいてリハビリテーション開始1カ月後で11.5文節/分、6.2文節/分、2カ月後で18.6文節/分、6.2文節/分、3カ月後で20.1文節/分、10.1文節/分、そして3カ月半で24.0文節/分、14.3文節/分の聴取能であった。また第2例ではそれぞれ1カ月後で20.0文節/分、4.5文節/分、2カ月後で24.1文節/分、8.0文節/分、3カ月後で27.0文節/分、8.2文節/分であった(図1)。この値は検者の発語時間も含まれるので実際の聴取率は約2倍の値となり、3カ月後で第1例は約40文節、第2例は約54文節となる。

3. 母音聴取能

第1例では、cochlear implant のみの場合、1カ月、2カ月、3カ月でそれぞれ60%、60%、70%の正答率であったが、読話併用ではいずれも100%であった。第2例では同じく cochlear implant のみで40%、65%、60%、読話併用ではいずれも100%であった(図2)。なお、3カ月後の母音の異聴表を表3に示した。第1例では a, o, 第2例では e, o, u の異聴が多かつ

図3 子音聴取の推移

縦軸：本文記載の無意味12話音をランダムに発声したときの正答率
横軸：リハビリテーション開始後の月数。
(A)：人工内耳のみ。(A+V)：人工内耳+読話。

表4 リハビリテーション開始2カ月後の子音異聴表(人工内耳のみ)

上：第1例，下：第2例。
縦は発語音，横は受聴音を示す。

	APA	ABA	ATA	ADA	AKA	AGA	ASA	AZA	AHA	ANA	ARA	AIA
APA	3				1							
ABA						1				3		
ATA	3		1									
ADA						2			1	1		
AKA		1	1		2							
AGA						1			1	2		
ASA							4					
AZA								4				
AHA			1						2	1		
ANA						1			1	2		
ARA		1	1		1						1	
AIA		1						1				

[illegible]

た。

4. 子音聴取能

第1例では cochlear implant のみの1ヵ月後, 2ヵ月後, 3ヵ月後の正答率はそれぞれ16%, 40%, 54%であり, 読話併用では55%, 65%, 73%であった。第2例では cochlear implant のみで25%, 54%, 54%, 読話併用で64%, 87%, 89%であった(図3)。なお, 2ヵ月後, 3ヵ月後の異聴表を表4, 表5, 表6, 表7に示す。表4, 表5から明らかのように第1例ではARA, AHAの異聴が目立ち, 第2例では破裂音内での異聴が多い。

表5 リハビリテーション開始2カ月後の子音異
聴表(人工内耳+読話)説明は表4参照.

	APA	ADA	AHA	AHA	ATA	ADA	ASA	AZA	AKA	AGA	AHA	AHA
APA	4											
ADA	1		3									
AHA			4									
ANA				3				1				
ATA					4							
ADA				4								
ASA							3	1				
AZA						1		3				
AKA									4			
AGA				2						2		
AHA											4	
AHA									4			

[illegible]

表6 リハビリテーション開始3カ月後の子音異
聴表(人工内耳のみ)説明は表4参照.

	APA	ABA	ATA	ADA	AKA	ACA	ASA	AZA	AHA	ANA	AOA	AIAA
APA	4											
ABA		2				1			1			
ATA			2									
AUA				3		1						
AKA					4							
ACA						1			1			
ASA								2				
AZA							3	1				
AHA						1			3			
ANA						1					3	
AOA				1		1	1			1		
AIAA	1		2		1							

[illegible]

考 案

1. 音刺激と電気刺激との差異

蝸牛の直接電気刺激に対する反応については多くの研究があり、自然刺激である音刺激とは多くの点で異なることが明らかとなっている。その主なものは次のごとくである。すなわち、サイン波による電気刺激では 100Hz でもっとも閾値が低く³⁾、これに対し音刺激では 1~2kHz が最低閾値を示す。そして刺激数が高くなるにつれて閾値も上昇するが、その率は電気刺激で 8~10dB/octave⁴⁾、音刺激で 6dB/octave である。また

表7 リハビリテーション開始3カ月後の子音異
聴表(人工内耳+読話)説明は表4参照。

Case 1											
	APA	ABA	AMA	ANA	ATA	ADA	ASA	AZA	AKA	AGA	ARA
APA	4										
ABA		3									
AMA			4								
ANA				3		1					
ATA					4						
ADA				2	1	1					
ASA							3	1			
AZA								4			
AKA									4		
AGA						1				3	
ARA											4
AHA											4

Case 2											
	APA	ABA	AMA	ANA	ATA	ADA	ASA	AZA	AKA	AGA	ARA
APA	4										
ABA		4									
AMA			4								
ANA				4							
ATA					4						
ADA						2		1		1	
ASA							2	2			
AZA								4			
AKA									4		
AGA									1	3	
ARA											4
AHA											4

個々の聴神経線維の tuning curve は電気刺激では広く皿型を⁵⁾、音刺激では狭く谷型を呈する。刺激の強さに対する神経線維の応答の曲線は、電気刺激では急峻で dynamic range も 5~25dB⁶⁾ であり、音刺激時のなだらかな曲線と 30~60dB の dynamic range に比べ対照的である。さらに電気刺激時の DLF は 5~10% であり⁷⁾、音刺激の 0.2~1% に比し、約10倍のオーダーとなっている。

2. 語音刺激に対する聴神経の反応

純音に対する個々の聴神経線維の tuning curve の Q_{10} は 1/6~1/3 オクターブであり⁹⁾、蝸牛の比較的良好な周波数弁別能が示唆される。いま合成語音による母音を刺激として与え、多数の聴神経線維でのインパルス放電を記録し総合的に観察すると、中等度までの音圧に対しては第1、第2、第3ホルマントがインパルスの発射頻度で忠実に再現される¹⁰⁾。中等度以上の音圧ではこれらのホルマントに相当するピークが消失し、一定のインパルス発射頻度の周波数帯域が、各母音毎に異なった型を示す。もっとも聴神経線維の約15%を占める低頻度自発放電(1/sec以下)線維は、高い閾値と広い dynamic range を有し、これは大きな音圧でも各ホルマント分布を再現するという¹¹⁾。この過程は各線維の特徴振動数(CF)に依存しており、いわば音分析の space pattern と捉えることができる。一方、音の位相に同期した発射の頻度ヒストグラムは音の強弱にかかわらず、ホルマント周波数を呈示する¹¹⁾。これはいうなれば音分析の temporal pattern である。すな

わち、聴神経は母音に関しては spatiotemporal pattern をもって対応するものである。

一方子音に関しては、破裂音(たとえば da)を刺激音として与え、前述と同じく総合的に観察すると、位相同期発射のヒストグラムは刺激音のフーリエ分析図と似ており、両者の smoothing された図は相似形を呈する。また摩擦音(たとえば /S/)を刺激として与えると、個々の神経線維はこの音の極大パワースペクトル(いうなれば母音のホルマントに相当する)がその特徴振動数である場合最高反射頻度で反応し、それより高振動数の CF を持つ線維は急激に発射頻度が低下し、いわば high cut-off の像を呈する¹²⁾。すなわち摩擦音に対しては space pattern をもって反応していることになる。以上まだ資料は乏しいが、一応聴神経は各子音により temporal pattern あるいは space pattern をもって応じるものとして良い。

3. 22 channel cochlear implant と語音の聴取について

音刺激と電気刺激とは1.で述べた差があるにもかかわらず、22 channel cochlear implant で言語の聴取能が比較的良好な理由を考えると次のようになるであろう。すなわち、まず cochlear implant の備えるべき条件であるが、その第1は言語聴取に必要な周波数分解能である。蝸牛は周知のとおり、エネルギーのトランスホームであると同時に一種のフィルタでもある。いま聴神経線維の tuning curve の Q_{10} をみると前述のごとく多くの場合 1/6~1/3 オクターブである。つまり蝸牛はこの程度の Q_{10} をもつフィルタの集合体とみなされる。そこできわめて大胆な試みではあるが、人工内耳でも個々のフィルタの分解能を 1/6~1/3 オクターブに設定する。第2は、言語聴取に必要な周波数帯域である。これについては電話に使用されている周波数帯域 0.3~3kHz すなわち 3.3 オクターブで一応事が足りるはずである。そして 3.3 オクターブを受聴する蝸牛基底板の長さは 16mm あればよい¹³⁾。第3として電気刺激においてはその電位勾配は受聴明瞭度を決定する一要素となる。これについては、双極刺激で電極間距離が 0.5~1mm の場合 5dB/mm ということが明らかとなっている¹⁴⁾。これは音刺激時に換算すると 40~100dB/mm に相当し、聴神経線維の high cut-off の勾配とほぼ似たものとなる。以上の考察と2.で述べたことから、人工内耳では最低条件として、言語情報のうちホルマントまたは極大パワースペクトルを spatiotemporal pattern として送り込むこと、電極は

16mm の範囲に挿入されること、1/6～1/3オクターブの帯域をもつフィルタで3.3オクターブをカバー(つまり11～22チャンネル)することが要求される。Nucleus PTY 製の 22channel cochlear implant は一応この条件を満たすものであり、したがって言語聴取能が良好なのであろう。

次に“内言語との照合”があげられよう。上記の条件は大胆な設定に基づいたあくまで最低のものであるから、たとえばフィルタの数の不足を補うため言語聴取の最終段階とも言える“内言語との照合”を活用することが重要となる。音素の聴取能が低いにもかかわらず単語レベル、文レベル、文章レベルとなるに従い、聴取能がよくなるのはこのことを示唆するものである。したがって cochlear implant 装着後のリハビリテーションでは、個々の音節の正聴率を高めるための訓練は必ずしも当を得たものではなく、単語や文の聴取能向上を目的としたものでなくてはならず、speech tracking や文章レベル単語レベルの訓練が強調されるのは当然である。

ところで、第1例では F_0, F_2 、第2例では F_0, F_1, F_2 が聴神経に送り込まれる。当初われわれは両者の聴取能に差が出るものと予期した。たしかに第2例では語音弁別能の向上は速やかで(図2, 3)、 F_0, F_1, F_2 方式が有利であることがうかがわれた。しかし3カ月後には両者の母音弁別能に差が認められなくなった。さらに第1例では F_2 が似かよっている o と u 、 e と o に異聴がなく、第2例でも F_1, F_2 が近似であると u と o と異聴が必ずしも高くない。これは興味ある点であるが、理由は不明であり今後の追及が必要である。

子音弁別能においても、3カ月後には読話併用では差があるものの cochlear implant のみでは両者に差を認めない。ただし異聴表からみると、第2例では主として破裂音内での異聴が多いのに対し、第1例では h, r の間違いが目立った。破裂音は前述のように主として temporal pattern で聴取されるので、スピーチプロセッサがアナログ回路で周波数分析をしている以上 F_1, F_2 と因子が多くなるに従い、破裂音内での異聴増加は止むを得ないのではないと思われる。 h は摩擦音、語中の r は半母音であり、space pattern が効く音である。このため F_1, F_2 と space 因子を多くした方が有利であると推定される。

結果などが比較的似ている2名の人工内耳装着患者について、1例は F_0, F_2 方式、他の1名は F_0, F_1, F_2 方式を採用し、言語聴取能の差異を検討した。

F_0, F_1, F_2 方式は F_0, F_2 方式に比べ、聴取能向上が速やかで、読話併用時の子音弁別能も良好であった。しかし、訓練開始後3カ月では cochlear implant のみの弁別能に差がなくなった。もっとも異聴内容には明らかな差が認められた。

これらの成績に基づき、生理学的音響工学的観点から、cochlear implant 装着患者における言語情報伝達の条件、内言語照合の意義、さらに伝達様式の違いによる聴取能の差について考察した。

文 献

1. Simmons FB, Epley JM, Lummis RC et al : Auditory nerve : Electrical stimulation in man. Science 148 : 104-106, 1965.
- 2) Ad Hoc Committee : Report of the Ad Hoc Committee on cochlear implants. ASHA 28 : 29-52, 1986.
- 3) Pfingst BE, Spelman FA, Sutton D : Operating ranges for cochlear implants. Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl 66 : 1-4, 1980.
- 4) Clopton BM, Spelman FA, Miller JM : Estimates of essential neural elements for stimulation through a cochlear prosthesis. Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl 66 : 5-7, 1980.
- 5) Merzenich MM : Studies on electrical stimulation of the auditory nerve in animals and man ; cochlear implants, in Tower DB (ed) : The Nerves System, vol.3. Human Communication and its Disorders. Raven Press, N.Y., 1975, pp.537-548.
- 6) Pfingst BE, Donaldson JA, Miller JM et al : Psychophysical evaluation of cochlear prosthesis in a monkey model. Ann Otol Rhinol Laryngol 88 : 613-625, 1979.
- 7) Merzenich MM, Michelson RP, Schindler RA et al : Neural encoding of sound sensation evoked by electrical stimulation of the acoustic nerve. Ann Otol Rhinol Laryngol 82 : 456-503, 1973.
- 8) Tong YC, Clark GM, Blamy PJ et al : Psychophysical studies for two multiple-channel cochlear implant patients. J Acoust Soc Am 71 : 153-160, 1982.
- 9) Kiang N Y-S : Discharge patterns of single fibers in the cat's auditory nerve. MIT Press, Cambridge, 1965.

要 約

年齢、罹患後手術までの期間、術前の蝸牛電気刺激

- 10) Sachs MB, Young ED: Effect of nonlinearities on speech encoding in the auditory nerve. J Acoust Soc Am 68: 858-875, 1980.
  - 11) Sachs MB: Speech encoding in the auditory nerve, Chapt 8 in Berlin C (ed): Hearing Science. College-Hill Press, San Diego, 1984, pp.263-307.
  - 12) Delgutte B: Representation of speech-like sounds in the discharge patterns of auditory-nerve fibers. J Acoust Soc Am 68: 843-857, 1980.
  - 13) von Békésy G: Experiment in hearing. McGraw-Hill, N.Y. 1960.
  - 14) Merzenich MM, Schindler DN, White MW: Feasibility of multichannel scala tympani stimulation. Laryngoscope 84: 1887-1893, 1974.
-
- 本研究は昭和61年度厚生省科学研究費補助金（新医療技術研究事業）の援助によるもので、著者一同深甚の感謝の意を表するものである。
-
- （原稿受付 昭和62. 3.27日）
- 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 船坂宗太郎

A 91-0191-22131 滲出性中耳炎の病理組織学的研究 (第1報) ——滲出性中耳炎患者の中耳粘膜病理—— 朴沢孝治 (東北大) 滲出性中耳炎の病因を推察するため、粘液性滲出液を持つ滲出性中耳炎患者の中耳粘膜を免疫組織学的手法を用い観察した。著しく丈を増し分泌亢進した粘膜上皮下には、helper/inducer T cell と B cell よりなるリンパ細胞様構造や、粘膜上皮直下を中心に散在性に分布する Cytotoxic/suppressor T cell が観察され、IgG 産生細胞を主体とし IgM 産生細胞も含む形質細胞も数多くみられた。免疫電顕にて B cell から形質細胞への分化成熟過程が確認され、液性免疫が賦活されていることが予想された。一方、粘膜直下の細静脈や毛細血管内に好中球の pavementation, 血管外への遊走像がみられた。抗体産生へ向かう免疫担当細胞の動きと合わせると III 型アレルギーと矛盾しない所見と考えられた。	A 91-0177-23528 22-Channel Cochlear Implant の聴取能に関する一考察 ——刺激方式の異なる 2 症例の音響生理学的背景—— 船坂宗太郎・湯川久美子・高橋 整・初鹿信一 細谷 睦・寺田俊昌 (東医大) 術前の蝸牛電気刺激結果が比較的に似ている 2 名の人工内耳装着患者 (聴膜炎による聾の 40 歳女性, 突発性聴による聾の 45 歳女性) について, 1 例は基本周波数; 第 2 ホルマント (F_0, F_2), 他の 1 名は基本周波数; 第 1, 第 2 ホルマント (F_0, F_1, F_2) を送り込む方式を採用し, 言語聴取能の差異を検討した。 F_0, F_1, F_2 方式は F_0, F_2 方式に比べ, 聴取能向上が速やかで, 読話併用時の子音弁別能も良好であった。しかし, 訓練開始後 3 カ月では cochlear implant のみの弁別能に差がなくなった。もっとも異聴内容には明らかな差が認められた。 これらの成績に基づき, 生理学的音響工学的観点から, cochlear implant 装着患者における言語情報伝達の条件, 内言語照合の意義, さらに伝達様式の違いによる聴取能の差について考察した。
A 91-0197-22830 滲出性中耳炎の病理組織学的研究 (第2報) ——III 型アレルギーによる実験的滲出性中耳炎モデル—— 朴沢孝治 (東北大) 中耳における III 型アレルギー反応の詳細を知るため, horseradish peroxidase (HRP) にて全身感作した後実験動物中耳骨腔内に HRP を注入し, III 型アレルギー中耳炎を惹起した。注入後早期には, 上皮基底膜及び粘膜下血管壁に沈着する免疫複合体が特徴的な所見で, 抗原抗体反応に基づく滲出性炎症が観察されたが, 浸潤した好中球及びマクロファージが盛んに免疫複合体を貪食する結果, 注入後 7 日目には中耳腔より免疫複合体は除去された。しかし, 中耳貯留液はその後 1 週にわたり観察された。中耳炎を慢性化に導く因子として, 耳管内腔を占める粘液栓等による耳管機能不全と, 炎症が消退した後も残存する形質細胞, マクロファージにみられる中耳の局所免疫が考えられた。	A 91-0185-32850 鼻アレルギー患者の鼻粘膜表層細胞における β 受容体機能 谷口俊夫・藤谷哲造 (神戸大) 鼻アレルギー患者の鼻粘膜表層細胞の β 受容体の数と機能について調査した。 β 受容体数は, 78.3 ± 33.7 mol/mg protein で正常人の末梢血中の多核白血球や単体核球と比較して減少していなかった。 鼻粘膜表層細胞中の cyclic AMP 量の増加は, l-isoproterenol の濃度 2×10^{-5} M incubation time 5 分間で最大を示した。その増加率は約 4 倍であり, 正常人の末梢血をリンパ球とほぼ同じであった。このことから, β 受容体機能は正常であると考えられる。