Cochlear implant の現状と問題点

暁 清 文

Current Status and Problems of Cochlear Implant

Kiyofumi Gyo

(Ehime University)

At the present time there is no defined treatment for profound sensory hearing loss. Clinically, it is possible to stimulate the remaining auditory nerve fibers by electronic devices (cochlear implant) in order to restore hearing. This paper will give an outline of the current status of cochlear implant.

The electronic devices that receive their input from a microphone/amplifier system and send their output to the implanted electrodes are classified into the following three systems: 1) percutaneous transmission system, 2) transcutaneous transmission system, and 3) implantable package system. Two locations, the scala tympani and modiolus, are reported as suitable sites for cochlear implant. The scala tympani approach takes advantage of the cochlea's tonotopic organization to stimulate the auditory nerve fibers selectively, though it is limited by the current shunting in the cochlear fluid. The modiolar approach permits access to the fibers coming from all parts of the cochlea, though selective stimulation of small groups of fibers is difficult. It is proved that a cochlear implant with a single channel system is useful only as an aid to lip reading and for distinguishing some environmental sounds. To improve speech discrimination, a multichannel system is indispensable, though it is unknown how many channels may be necessary in order to provide intelligible speech. The indication of the cochlear implant is assessed by the electrical promontory or round window stimulation test. The etiopathological backgrounds considered suitable for implantation are deafnesses caused by ototoxic drugs or head trauma, hereditary sensory deafness of adult onset, and advanced bilateral Meniere's disease.

は じ め に

医学の進歩とともに従来不治と考えられた疾患の多くが治療可能となってきた。現在、外科的療法に関していえばその最終療法として人工臓器と臓器移植が次第に実用化に近づきつつある。「人工聴覚器」は蝸牛で音信号が電気信号へ変換される過程を電気刺激により人工的に代償して聾者に音を聞かせようとするものであり、電極を蝸牛または聴神経に植え込むことから cochlear implant あるいは cochlear prosthesis と呼ばれている。cochlear implant はすでに欧米の一部では実用化され、聾者のリハビリテーションの未来を開くものとして社会的にも注目されているが、現在のところ本来の目標とする言葉を聞いてコミュニケーションが出来るという段階にまでは達していな

い。しかしこの目標にはなお程遠いとしても、聾者が生活上で危険から身を守るため、たとえば非常ベルや自動車のクラクションを識別できるだけでもその価値は大きい。完全な聴覚機能を回復させることが理想であるが、途中の段階のものの開発意義も大きいと考えられる¹³⁾。

ここでは **cochlear implant** の現状とその開発上の問題点について文献的に考察し、将来の展望をさぐる上での参考としたい。

〔I〕 適応について

聴覚経路では蝸牛から中枢に刺激が伝達されるにつれて次第に高度の解析や総合がおこなわれる。従って、理論的には人工刺激を障害部位より中枢の聴覚路のいずれの部位に行うことも可能であるが、末梢ほど情報が単純で模倣しやすく、しかもアプローチが容易なので専ら蝸牛と聴神経が **implant** の対象部位となる。大脳聴覚野を直接刺激する試み⁷⁾ もあるがその実用化は遠く、当面は内耳性聾のみが **implant** の対象となる。一側性聴難や補聴器が少しでも有効な例など他の方法でコミュニケーションが可能な場合は本法の適応とならない。また現在実用化されている **cochlear implant** はいずれもその効果が限られているため、言葉を覚える以前に聾となったいわゆる **prelingual deaf** も当面は **implant** の対象にならないという²⁾。なお鼓室に炎症を伴っている場合は炎症のコントロールが優先する。

さて、蝸牛あるいは聴神経のいずれに電極を植え込むにせよ刺激されるべき神経が残存していることが絶対条件である。Otte ら²⁴⁾ は高度感音性難聴耳のラセン神経節細胞数を調べ、突発性難聴、メニエール病、薬物中毒性難聴では残存細胞数は多く、血管閉塞、側頭骨々折、耳硬化症、**cochlear dysplasia** による難聴では幾分少なく、化膿性迷路炎、先天梅毒、麻疹による難聴で最も少なかったと報告している。このラセン神経節細胞の残存にはコルチ器の支持細胞の存否が大きく関係し、支持細胞が障害されなければ神経節細胞や神経線維はほとんど影響を受けないという²⁷⁾。いずれにしる神経節細胞と神経線維の残存している例が **implant** の対象となるのであるが、疾患によっては病状

が次第に進行する例もあり、また **implant** に際して蝸牛に外科的侵襲を加えることによりさらに聴神経細胞の損傷をきたす可能性もあるので、適応ならびに手術手技には十分に慎重でなければならない。なおシングルチャンネル・システムでは神経の選択的部分刺激はおこなわず全体を同時に刺激するので神経節細胞の数は多くを要さない。表 1 に米国でおこなわれた **cochlear implant** の症例の原疾患を示す²⁾。

ところで難聴の原疾患によりある程度は蝸牛の病態の推定ができるとしても、症例によりその差は大きく、実際に **implant** をおこなう場合には症例ごとに適応を検討する必要がある。House ら¹⁵⁾ は、鼓室岬角に電極をあてて刺激をおこない被検者の応答を調べる **electrical promontory testing (EPT)** をおこなっている。この方法は原田ら¹¹⁾により日本にも紹介されている。しかし聴力正常者や軽度の難聴者においては聴覚が生じず、高度難聴者で陽性率が高いなどその結果の判定には問題がある。この場合むしろ正円窓に電極を置いて刺激をおこなう方がより確実であるという²⁾²⁶⁾。また Michelson ら²¹⁾²²⁾ は試験的に鼓室階に電極を挿入し、確実に聴覚が得られることを確認してから慢性に植え込むという方法をとっている。

最近、電気刺激による聴覚を他覚的に測定しようという試みがなされている。聴覚路の神経の残存機能を客観的に評価し、また小児や **prelingual deaf** を含めて **cochlear implant** の適応を検討するためである。この目的のためには脳幹反応や皮質反応などの誘発電位を指標とする方法が考えられる。Chouard ら⁵⁾は正円窓に当てた電極から電気刺激をおこない脳幹反応

表1 cochlear implant の適応疾患. 1977年までに米国内で cochlear implant がおこなわれた症例の原疾患を示す. (Ballantyne²⁾ より引用)

難聴の原因	House ら	Michelson ら	Simmons ら	Brackmann ら	計
耳硬化症	7				7
薬物中毒	5	1	2		8
髄膜炎	2				2
先天性		1			1
遺伝性		1		1	2
メニエール病				1	1
原因不明	8	2	1	2	13
	22	5	3	4	34

を記録している. それによると正常耳では音刺激によるのと類似の反応波形が得られるが, 聾耳では症例により波形は一定していなかったという. おそらく脳幹の聴覚中経核にも障害が及

んでいて, 電気刺激による完全な神経興奮の同期化がおこらなかったためではないかと推定されている.

〔Ⅱ〕 植え込み電極の問題

1. 電極の位置

①蝸牛への implant

周知のように蝸牛では入力音の周波数と音圧に応じて基底板の振動様式は決っており, ある程度の周波数弁別がおこなわれている. しかもこの周波数特異性は蝸牛頂 (低音) から蝸牛底 (高音) まで順に規則正しく配列していることから, implant には蝸牛が最適の場所と考えられる. アプローチが容易で副損傷が少ないことから実際に最もしばしば implant に用いられている. 電極の設定は正円窓から挿入する方法と蝸牛側壁にあげた小孔より挿入する方法とがある. この場合安全性と前庭系への影響を避けるためにもほとんど鼓室階に植え込まれる. また直接内耳へ挿入せず蝸牛骨壁に植え込む方法もある. さらに蝸牛骨壁に小孔をあけ膜迷路上に電極を植え込む方法も発表されている³⁾(図1). これらの方法は内耳に直接侵襲を及ぼさないという長所があるが, 内耳へ挿入する場合と比べ少し大きな刺激電流が必要であり, マルチチャンネル・システムで必要な神経の部分的刺激にも難点がある.

②聴神経への implant

聴神経も特徴周波数に応じて神経線維が配列していることから cochlear implant の適応場所と考えられる. また直接神経を刺激するので閾値も低い. しかし神経へ直接電極を刺入することはある程度の危険性を伴うので前者以上の注意が必要である. 聴神経へのアプローチの方法としては, 岬角から蝸牛軸に小孔をあける方法²⁹⁾(図2)や中頭蓋窩法, さらに前庭神経を犠牲にしてもよい場合には経迷路法などが考えられる. 図3は Arnold ら¹⁾が考察した聴神経用の電極ユニットの模式図である. このユニットはすでに製作されているがまだ植え込まれてはいない.

2. チャンネル数

会話を理解するには最低何チャンネルのシステムが必要であるかは分っていない. シングルチャンネルでは刺激の強弱や頻度しか情報伝達ができず, 読唇に役立つものの会話の理解までは不可能である. 従って会話を理解するには place theory にのっとって周波数情報を伝えるマルチチャンネル・システムが必要である⁸⁾

図1 蝸牛骨壁に小孔をあけ膜迷路上にマルチチャンネル用の電極を植え込む。ツチ・キヌタ骨と鼓膜張筋を除去し、ここでは4つの刺激電極が目的の蝸牛回転に植え込まれている。(Banfai ら³⁾より引用)

図2 聴神経への implant. 鼓室岬角から前庭階を通して蝸牛軸に小孔をあけ聴神経にアプローチする。(Simmons ら²⁹⁾より引用)

¹⁰⁾²⁰⁾。このシステムにより正常の蝸牛でおこなわれている時間的・空間的な情報の処理過程を模倣し、それを各神経に伝達すればよいことになる。現在マルチチャンネルとして4～12チャンネルのシステムが開発されているが、シングルチャンネルと比べ幾分ピッチの理解がよくなる程度で会話の理解まではできない。

Otte によれば²⁴⁾、会話を理解するためには少なくとも10,000個以上のラセン神経節細胞が必要であり、そのうちの3,000個以上は蝸牛頂から10mm以内になければならないという。1個の内有毛細胞に数本～10数本の求心神経線維

図3 聴神経への植え込み電極モデル。細い電極を用いるので神経の軸索レベルの刺激が可能となる。また絶縁にガラス材を用いるので電極に剛性ができて弯曲や破損が防げる。不関電極は神経の周囲にプラチナのテープを巻いてつくり電場が拡がるのを防ぐ。(Arnold ら¹⁾より引用)

が終末をつくっている²³⁾ので、もし神経支配の重複がなく確実にこの神経グループを独立して刺激しうらなら、数百～千数百のマルチチャンネルで会話が理解できるということになる。しかし現在のところ、電極の大きさや挿入手技からもこのように多数の電極を挿入することは到底不可能と思われる。さらに各チャンネルが互いに干渉せず独立して神経を刺激する必要があるがその技術は確立していない。一つの試みとして蝸牛側壁に小孔をあけ、まずシリコンの小片を挿入して鼓室階を小室に分けるとともに互いに絶縁し、その後に電極を挿入するという方法が報告されている²⁾。現在 Chouard らはこの方法で12チャンネルまで植え込んでいる。

一方、vocoder (voice coder の略) の原理から10～20チャンネルでも会話が理解できると

いう考えもある。ちなみに **vocoder** は音声一度帯域フィルターで分析して、基音の振動数や上音のスペクトルの情報だけを伝送し、マルチパイプレーターやノイズ発信器に帯域フィルター群を組み合わせ母音や子音に相当する音波を再合成して音声を発生する装置で、操作はすべて自動的におこないうる。しかしこの装置では伝送される各音声帯域での情報は少ないが、ダイナミック・レンジが広い音声を再合成する機能が含まれているので、この原理を直接 **cochlear implant** に適応できるとは考えられない。

3. 単極刺激と双極刺激

刺激電極の位置により単極刺激と双極刺激に分けられる。通常、双極刺激の1対の電極は鼓室階に植え込まれるが、単極刺激の場合は刺激電極は鼓室階に、不関電極は側頭筋内や乳突洞口付近の骨内に植え込まれる。双極刺激によれば狭い範囲にのみ電流が流れて神経を部分的に刺激しうるのでマルチチャンネル・システムにおいては特に有効である。しかし単極刺激の場合と比べ局所の電流密度が高くなるので組織障害の危険性も大きい。これを防ぐには電極を大きくすればよく、それによって電極素材の電気分解も抑制される³⁰⁾。単極刺激でマルチチャンネル・システムを用いる場合は不関電極を共用することになる⁴⁾。この場合には各チャンネルを独立して刺激できるよう電源を工夫する必要がある。なおシングルチャンネルの場合は双極刺

激のメリットがないので単極刺激で十分である。

4. 電極の素材

電極の材料は電気分解をうけず、しかも生体内に長期にわたって植え込まれても変化を受けず生体にも障害を与えない物質でなければならない。ある種の重金属などのように微量でも生体に障害のある材料は融解する可能性もあるので危険である。現在、最も多く用いられているのはプラチナに可鍛性を与えるために10%のイリジウムかロディウムを加えた合金である。7年間植え込まれたデーターによれば電極は安定し副作用は生じなかったという¹⁵⁾。

絶縁材料も重要である。水やイオンを通さず、金属の電極に薄くしかも確実に接着するものでなければならない。現在、エポキシとシリコンによる二重コーティング法やテフロンなどが用いられている。失敗例の多くは絶縁が密封のトラブルによるものなので絶縁材料の選定にも慎重でなければならない。

ところで蝸牛に電極を植え込む場合鼓室階は狭い空間なので挿入できる電極の太さは限られる。特にマルチチャンネル用の電極にワイヤを用いる場合は絶縁材の厚みを考慮に入れるとかなりの太さになるので電極数は制限される。最近、写真製版の技法を用いた小型のマルチチャンネル用電極が紹介されている⁹⁾。この技法はICやLSIなどの製作に用いられているもので、精度の高い製品が期待できる。

〔Ⅲ〕 ハードシステムについて

受信した音を適切な信号に変換して、植え込んだ電極に情報を伝達するシステムである。基本的にはマイクロホン、増幅器、情報処理装置、電源よりなる。過剰電流による組織損傷を防ぐためにも自動電流調節装置は必須である。システムとしては3種類に分類できる(図4)。

A. 皮膚面にコネクターを設け、体外の刺激装置から直接電極に刺激を送る方法 (**percutaneous transmission**)

この方法は信号伝達には最も確実であるが、皮膚とコネクター材料との組織適合性に問題がある。一般にコネクターの材料としてテフロンが用いられているが、拒絶反応がおこらないまでも周囲の皮膚組織と密着はしない。Chouardらは22例に用いたが、全例とも20ヶ月以内には除去せざるを得なかったという。さらにこのシステムは有線と刺激装置と結ばれていることから日常生活には不便も多く理想のシステムとは

図4 A. percutaneous transmission B. transcutaneous transmission C. 完全植え込み型

言い難い。しかしハード、ソフトを含めたシステムの開発が比較的容易であり、かつ確実に刺激電流をコントロールしうることから現在多く用いられている⁸⁾²¹⁾。

なお最近開発された pyrolyzed carbon (ガラス様カーボンとも言われる) やアルミナセラミックスは組織適合性に優れ、コネクタの材料として期待されている。

B. 皮下に受信装置を植え込み、体外の刺激装置で駆動して信号を送る方法 (transcutaneous transmission)

① 感応コイルを植え込む方法

皮下に植え込んだ二次コイルの上に皮膚面より一次コイルを当て、電磁誘導により感応電流を流す方法である。初めて cochlear implant をおこなった Djurno ら⁶⁾ もこの方法を用いている。しかしこの方法は内外のコイルを正しい位置にあわせなければ極端に効率が悪く、しかも二次コイルに生ずる電圧や信号波形が分らないという大きな欠点がある。現在はほとんど用いられていない。

② 電波受信器を植え込む方法

搬送波としてAM波ないしFM波が用いられる。感応コイル法と比べ厳密な位置合わせの必要がないのでより理想に近い。空港や放送局の近くでは電波障害がおこるという。なおマルチチャンネル・システムを用いる場合は受信後に各チャンネルへ送る信号を配分する必要がある。情報処理装置も植え込む必要がある。

C. マイク、電源も含めて全ての装置を植え込む方法

理想のシステムと思われるが実際の報告例はない。現在日本で開発中の植え込み型補聴器の技術をかなり応用できる可能性があり、早期の開発が期待できる。

以上 cochlear implant のハードシステムについて述べたが、比較的構造が簡単と思われる

House らのシングルチャンネル・システムにしてもかなり大きく、肩から吊るさねばならぬほどである。いずれのシステムにせよ少なくとも現在の補聴器なみの小型化が必要である。また、先に述べたごとく cochlear implant の失敗例の多くは断線、絶縁や密封不良、コネクタの脱落などハードウェアの欠陥による。装置の製作にあたって十分な配慮が望まれる。

〔Ⅳ〕 刺激信号について

植え込んだ電極にどのような信号を送ればよいかという問題は cochlear implant の開発にあたって最も重要な問題の1つである。理想的には音刺激による聴神経の反応を電気刺激によ

って完全に模倣できればよいのであるが、純音の場合でも刺激音の変化 (音の高低と強弱) に対する聴神経の反応 (刺激される神経の範囲と放電数) は必ずしも単純ではない。まして言語

A. 音刺激

B. 電気刺激

図5 音刺激と電気刺激による下丘ニューロンの応答野の比較。A：このニューロンの特徴周波数は10KHzであり、音刺激が強い場合でも10KHz付近の限られた周波数の音にしか反応しない。B：電気刺激では広い範囲の周波数(刺激頻度)の刺激に反応し、音刺激の場合のような特徴周波数はみられない。このニューロンに限らず電気刺激では低い周波数の刺激に対して閾値が低い。電気刺激では聴覚系ニューロンの周波数特異性は完全に失われる。(Merzenichら¹⁹⁾より引用)

のような複合音の場合に聴神経の各線維がどのように反応するかについては研究が緒についたばかりである。Kiang¹⁷⁾¹⁸⁾は声門原音とフォルマントがどのように聴神経に符号化されているかの研究をおこない、この問題解決の糸口としている。音声認識の神経機構については日本においても東医歯大の研究グループが精力的な研究をおこなっている¹²⁾。

ところで実験的に音刺激と電気刺激による聴覚系の反応は異なることが知られている。音刺激においては特徴周波数に応じて限られた神経のみが刺激されるが、電気刺激では広い範囲の神経が刺激される¹⁹⁾(図5)。また音刺激では刺激が強くなると神経放電数は徐々に増加する

図6 音刺激と電気刺激による単一聴神経線維の放電頻度の比較。音刺激の場合は聴神経線維の放電頻度が強くなるにつれて徐々に増加し一定レベルの最高放電頻度に達するが、電気刺激では急峻に増加し閾値上4dB以内でこのレベルに達する。(Kiangら¹⁷⁾より引用)

が、電気刺激では閾値をこえると急激に増加しダイナミック・レンジが狭いことを示している¹⁷⁾(図6)。従って音刺激の情報をそのまま電気信号に変換するだけでは目的を達せない。このダイナミック・レンジを少しでも広げるための工夫として、たとえば60dBのダイナミック・レンジを20dBに圧縮するようなnon-linear amplifierの応用も考えられている。また音刺激が強くなると聴神経線維の放電数が増加するが、同時に刺激される神経の範囲も広がることが知られている。従って電気刺激の強さを一定とし、刺激の頻度だけを増やせば神経放電数が増加するので、ある程度は強い音として感じられるはずである。既に閾値よりもわずかに大きな刺激で、その刺激頻度だけを変えることによっても音の強弱が分ることになる。このことはとりわけマルチチャンネル・システムで神経を部分的に刺激する際には有用となる。実際の刺

激信号のプログラミングにあたっては、さらに音の順応現象や低音部の反応潜時の遅いことなど生理的現象に対する配慮も必要である。

現在のシステムではいかなる刺激信号を用いても正常者と同じ聴覚を獲得させることは不可能である。現状ではむしろ少しでも理解しやす

いコードを作製し、リハビリテーションの補助に重点を置くのが現実的であるといえる。Houseらはこの方針をとってシングルチャンネル・システムを採用している。電極の製作や挿入する方法が容易でしかも適応が広いなどの長所があり、多くの症例で実施されている¹⁶⁾。

〔V〕電極挿入手技と副作用・副損傷について

研究グループにより採用しているシステムが異なるので、植え込まれる電極の形や手術操作もさまざまである。そのため副作用・副損傷もグループにより異なる。障害としては電極の植え込みによる障害と電気刺激による障害とが考えられるが、現在のところ重篤な合併症の報告はない。

以下、簡単に各研究グループの手術手技と副作用・副損傷について述べる。

1. Houseら¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾(Hearing Rehabilitation Research Center, Los Angeles, USA)

正円窓に達するのに経乳突洞—顔面神経窩法を用いている。このアプローチによれば顔面神

図7 鼓室階単極刺激法。刺激電極は鼓室階に、不関電極は側頭筋内や耳管付近の骨内など蝸牛外に設ける。このアプローチで5チャンネルの電極を植え込めたが絶縁に問題があり、現在はシングルチャンネルが用いられている。(Houseら¹⁴⁾より引用)

図8 鼓室階双極刺激法。あらかじめ鼓室階の型に鑄造したシリコンに電極を植え込んでいるので、安定した接触を保ち正確な位置で神経を刺激しうる。シングルチャンネル、マルチチャンネル共に可能である。(Michelsonら²²⁾より引用)

経が損傷されることは少ないという。電極は正円窓より鼓室階に挿入される。初期には5チャンネルの電極を植え込んでいたが、電極間の絶縁に問題がありしかも効果はシングルチャンネルの場合と大差のないことから現在ではシングルチャンネルを用いている(図7)。電極挿入後は正円窓を結合組織で閉鎖するので、前庭症状が生じたり内耳炎や髄膜炎に罹患することも防げるという。

副作用としては22例中2例が術後フラフラ感を訴え、1例で強い電気刺激をおこなうと顔面の痙攣がみられたという。また耳鳴は多くの例で術後むしろ改善されたと報告している。

2. Michelson ら²¹⁾²²⁾ (Coleman Memorial Laboratory, Univ. of California, San Francisco, USA)

正円窓へのアプローチは耳後切開後、外耳道後壁を剝離し鼓室に達する方法を用いている。鼓室階の型に鋳造したシリコンの電極はかなり大きいので、正円窓周囲の骨を削除して入れやすくする必要がある(図 8)。術後に 1 例で外耳道後壁皮下に埋め込んだワイヤが皮膚面に露出して外耳炎をおこしたという。一般に皮膚層が薄い所への植え込みには注意が必要である。

3. Chouard ら⁵⁾²⁵⁾²⁶⁾ (Laboratoire de Recherches O.R.L., C.H.U. Saint-Antoine, Paris, France)

経中耳法と中頭蓋窩法を併用し、目的とする周波数に応じた蝸牛の側壁に小孔をあけ、絶縁用にシリコン片を入れた後に電極を挿入するという方法を用いている。すでに 12 チャンネルのシステムまで植え込まれているが、21 例中 6 例で中耳炎を、1 例で一過性の顔面神経麻痺をきたしたという。

4. Wustrow ら³⁾ (Univ. Köln, BRD)

蝸牛骨壁に小孔をあけ膜迷路上に電極を植え込む方法を用いている。鼓室開放をおこないツチ・キヌタ骨と鼓膜張筋を除去するだけなので、アプローチは比較的容易である(図 1)。内耳に直接侵襲を及ぼさないので将来優れた装置が開発された時に取り換えることが可能である。前庭症状を含めて副作用や副損傷は全くなかったという。

5. Simmons ら²⁸⁾²⁹⁾ (Stanford Medical Center, Palo Alto, U.S.A.)

鼓室の岬角から蝸牛軸に小孔をあけ、直接聴神経に電極を挿入する方法を用いている(図 2)。この場合に悩まされるのは脳脊髄液の漏出で 2～3 週間はつづく。さらに術後一時的にしろ眩暈や顔面神経麻痺をきたす例もある。また電気刺激によって蝸牛神経よりも前庭神経の方が刺激されやすい例もあるという。盲目的に電極を挿入することになるので内耳道内の血管を破る可能性も指摘されている。

結 語

cochlear implant の現状ならびにその開発上の問題点について概略を述べた。高度難聴者にたとえ不完全であっても聴覚を与えようというこの研究は多くの期待を担っているわけであるが、現状ではたとえマルチチャンネル・システムを用いても会話の理解まではできない。現在会話の理解を向上させるためチャンネル数増加の努力がおこなわれているが、他方リハビリテーションにも多くの努力が払われ着実にその成果をあげている。

ところで日本の現状をみるに cochlear implant の試みは全くおこなわれていない。このようなパイオニア的研究にはそれを育てる社会的風土が必要であるが、現在の日本でこれをおこないえるかどうかには疑問が残る。しかし海外の現況からみて cochlear implant によりわづかにしろ聴覚が得られることは確実である。本邦においてもこの問題の研究に着手すべき時期にきているものと思われる。熱狂的なマスコミの風潮に流されることなく地道な研究努力の積み重ねが何にも増して重要である。

稿を終るに臨み、御校閲頂いた柳原尚明教授、丘村熙助教授、ならびに東北大電気通信研究所 比企静雄教授に深謝致します。

文 献

1) Arnold, W., Funk, W., Kauffmann, G., and Helms, J.: Modell einer Elektrode zur mu-

ltiaxonalen Reizung des N. acusticus. Laryngol. Rhinol. Otol. (Stuttg) 57: 949~954,

- 1978.
- 2) Ballantyne, J. C. et al. : Electrical auditory stimulation in the management of profound hearing loss. *J. Laryngol. Otol.* 92(Suppl. 1) : 1~117, 1979.
- 3) Banfai, P., Hortmann, G., Kubik, S., and Wustrow, F. : Cochlear Implant mit Multielektroden ohne Eröffnung der Innenohrräume. *Laryngol. Rhinol. Otol. (Stuttg)* 58 : 526~534, 1979.
- 4) Burian, K., Hochmair, E., Hochmair-Desoyer, I., and Lessel, M. R. : Designing of and experience with multichannel cochlear implants. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 87 : 190~195, 1979.
- 5) Chouard, C. H., Meyer, B., and Donadieu, F. : Auditory brainstem potentials in man evoked by electrical stimulation of the round window. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 87 : 287~293, 1979.
- 6) Djourno, A., and Eyriès, C. : Prothèse auditive par excitation électrique a distance du nerf sensoriel a l'aide d'un bobinage inclus a demeure. *Presse Méd.* 35 : 14~17, 1957.
- 7) Dobell, W. H. et al. : A prosthesis for the deaf based on cortical stimulation. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 82 : 445~464, 1973.
- 8) Eddington, D. K., Dobelle, W. H., Brackmann D. E., Mladejovsky M. G., and Parkin, J. L. : Auditory prostheses research with multiple channel intracochlear stimulation in man. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 87 (Suppl. 53) : 1~39, 1978.
- 9) Glattko, T. J. : Cochlear implants—technical and clinical implications. *Laryngoscope* 86 : 1351~1358, 1976.
- 10) Hambrecht, F. T. : Current status of multichannel cochlear prostheses. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 88 : 729~733, 1979.
- 11) 原田康夫, 鈴木衛, 川真田聖一, 平川勝洋, 山下敏夫, 松井博史 : 難聴症例の Electrical Promontory Testing について. *耳喉* 50 : 1065~1069, 1978.
- 12) Hashimoto, T., Katayama, Y., Murata, K., and Taniguchi, I. : Pitch-synchronous response of cat cochlear nerve fibers to speech sounds. *J. Physiol. Jpn.* 25 : 633~644, 1975.
- 13) 堀原一 : 人工臓器の臨床応用とその将来. *医学のあゆみ* 105 : 298~303, 1978.
- 14) House, W.F., and Urban, J. : Long term results of electrode implantation and electro-nic stimulation of the cochlea in man. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 82 : 504~517, 1973.
- 14) House, W. F. et al. : Cochlear implants. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 85 (Suppl. 27) : 1~93, 1976.
- 16) House, W. F., Berliner, K. I., and Eisenberg L. S. : Present status and future directions of the ear research institute cochlear implant program. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 87 : 176~184, 1979.
- 17) Kiang, N. Y. S., and Moxon, E. C. : Physiological considerations in artificial stimulation of the inner ear. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 81 : 714~730, 1972.
- 18) Kiang, N. Y. S., Eddington, D. K., and Delgutte, B. : Fundamental considerations in designing auditory implants. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 87 : 204~218, 1979.
- 19) Merzenich, M. M., Michelson, R. P., Pettit, C.R., Schindler, R. A., and Reid, M. : Neural encoding of sound sensation evoked by electrical stimulation of the acoustic nerve. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 82 : 486~503, 1973.
- 20) Merzenich, M. M., White, M., Vivion, M. C., Leake-Jones, P. A., and Walsh, S. : Some considerations of multichannel electrical stimulation of the auditory nerve in the profoundly deaf ; interfacing electrode arrays with the auditory nerve array. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 87 : 196~203, 1979.
- 21) Michelson, R. P. : Electrical stimulation of the human cochlea—a preliminary report. *Arch. Otolaryngol.* 93 : 317~323, 1971.
- 22) Michelson, R. P., Merzenich, M. M., Schin-

- dler, R. A., and Schindler, D. N. : Present status and future development of the cochlear prosthesis. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 84 : 494~498, 1975.
- 23) 野村恭也 : 中耳の神経系—神経分布のあらまし
秋吉正豊, 水越治, 編 聴覚障害—基礎と臨床—
(朝倉書店) p.67~72.
- 24) Otte, J., Schuknecht, H. F., and Kerr, A. G. : Ganglion cell populations in normal and pathological human cochleae. Implications for cochlear implantation. *Laryngoscope* 88 : 1231~1246, 1978.
- 25) Pialoux, P., Chouard, C. H., and MacLeod, P. : Physiological and clinical aspects of the rehabilitation of total deafness by implantation of multiple intracochlear electrodes. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 81 : 436~441, 1976.
- 26) Pialoux, P., Chouard, C. H., Meyer, B., and Fugain, C. : Indications and results of the multichannel cochlear implant. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 87 : 185~189, 1979.
- 27) Schuknecht, H. F. : Lesions of the organ of Corti. *Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otolaryngol.* 57 : 366~383, 1953.
- 28) Simmons, F. B. : Electrical stimulation of the auditory nerve in man. *Arch. Otolaryngol.* 84 : 2~54, 1966.
- 29) Simmons, F. B., Mathews, R. G., Walker, M. G., and White, R. L. : A functioning multi-channel auditory nerve stimulator—a preliminary report on two human volunteers. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 87 : 170~175, 1979.
- 30) Tonndorf, J. : Cochlear prosthesis, a state-of-the-art review. *Ann. Otolaryngol. (Stockh)* 86 (Suppl. 44) : 1~20, 1977.
- 原稿到着 : 昭和55年3月3日
別刷請求先 : 晁清文
〒791-02愛媛県温泉郡重信町大字志津川
愛媛大学医学部耳鼻咽喉科学教室