高含水ゴムを利用した人工内耳用電極の電気生理学的研究

北海道大学医学部耳鼻咽喉科学教室（主任：寺山吉彦教授）

松島 純一，高橋 国広，原田 千洋，吉村 理，寺山 吉彦

北海道大学応用電気研究所

伊福部 達

EXPERIMENTS ON EXTRACOCHLEAR STIMULATING ELECTRODE USING POLYVINYLALCOHOL GEL FOR SINGLE CHANNEL COCHLEAR IMPLANT

JUN-ICHI MATSUSHIMA, M.D., KUNIHIRO TAKAHASHI, M.D.,
CHIIHIRO HARADA M.D., TADASHI YOSHIMURA, M.D. and YOSHIHIKO TERAYAMA, M.D.
Department of Otolaryngology, Hokkaido University, School of Medicine, Sapporo

TOHRU IFUKUBE, D. Eng.

Research Institute of Applied Electricity, Hokkaido University, Sapporo

We developed extracochlear stimulating electrode using the teflon coated platinum-iridium wire whose tip is covered with polyvinylalcohol gel for single channel cochlear implant. As polyvinylalcohol gel contains 85% saline in it, its current-conductibility is the same as the tissue. Since this electrode was less current-dependant than platinum-iridium electrode in impedance, it was easier for electrode with polyvinylalcohol gel to control the stimulating current.

From intracochlear recordings it was shown that there was no differences of cutoff frequency between the electrodes with and without polyvinylalcohol gel. We showed from recordings in scala tympani of basal and apical turn that the current applied through the round window membrane spreaded from the basal turn to the apical turn without any decrease of the current.

We were able to record compound Aps in the cochlear nerve bundle, which were evoked by electrical stimuli using the electrode with polyvinylalcohol gel applied to the cochlea. Since polyvinylalcohol gel is elastic and safe in man, it was concluded that the electrode using polyvinylalcohol gel is suitable for extracochlear stimulating electrode on the round window membrane.

Key words: 蝸牛外刺激，高含水ゴム，人工内耳用電極，聴神経複合電位 A91-0872-23528

I はじめに

現在使用されている単電極型¹⁾，多電極型¹⁾人工内耳は共に刺激電極を蝸牛内に挿入するため，内耳に対する障害の可能性が考えられる³⁾⁴⁾。この障害を出来るだけ少なくするために，私共は正円窓膜においた電極から蝸牛を刺激する蝸牛外刺激型人工内耳装置の試作開発を行っている。本装置に使用する電極は，従来の金属電極では正円窓膜を損傷する可能性があることか

ら，金属電極の正円窓膜と接する部分を生体組織と類似する含水率，弾性，機械的強度をもつ高含水ゴム⁵⁾（ポリビニールアルコールゲル：PVA Gel と略す）で被覆することを検討している。そこで今回は白金-イリジウム線の先端のボール部分を高含水ゴムで被覆した人工内耳用電極を試作し，本電極の有用性を電気生理学的実験により検討した。

II 実験方法

動物は 300-500g のモルモットを使用し、Nembutal (25mg/kg) 腹腔内麻酔下に、Gallamin による筋弛緩後、人工呼吸器に接続した。今回使用した刺激電極は、先端が直径約 250 μ m のボール状の白金-イリジウム電極と白金-イリジウム電極の先端のボール部分を高含水ゴムで被覆した電極の 2 種類であった。刺激電極は正円窓膜上に置き、モルモットと電極の抵抗が 10k Ω 以下であれば、出力電流は 400 μ A までは直線関係がある定電流刺激装置を用いて⁶⁾、高含水ゴムで被覆した電極の有用性を見るために以下の実験を行った。

実験1. モルモットの蝸牛と電極の電気的等価回路への近似とインピーダンス特性の同定

正円窓膜上に置いた刺激電極は、白金-イリジウム線の先端のボールを高含水ゴムで被覆した電極と被覆しない電極の 2 種類とした。対極は蝸牛の頂回転骨壁の銀線とした。定電流刺激装置を通して刺激電極に与えられた矩形波状の入力電流と電極、蝸牛からの出力波形のコンピュータ解析により、電極と蝸牛の電気的等価回路を近似し、電極の容量成分 (Cdl)、抵抗成分 (Rdl) とモルモットの抵抗成分 (Rgp) について電流依存性を調べた。

実験2. 電極の違いによる周波数特性の差と電流の蝸牛内への拡がり —蝸牛内記録から—

正円窓膜上の刺激電極として、高含水ゴムで被覆した電極と、被覆しない電極の 2 種類を用いて、定電流刺激装置を通して、10Hz から 10kHz の正弦波電流刺激を与えた。基底回転鼓室階骨壁に開けた小孔から径 0.2mm の銀線で蝸牛内位を記録し、得られた電位の振幅から 2 種類の刺激電極間における周波数特性を比較した。また正円窓膜上に置いた高含水ゴムで被覆した刺激電極から、10Hz より 10kHz の正弦波電流刺激を与え、基底回転鼓室階と頂回転鼓室階から電位の記録を行い、得られた波形の振幅から蝸牛内の記録部位による差があるかどうか調べた。対極として銀線を頂回転骨壁上に置いた。

実験3. 蝸牛神経の不応期に関する実験

—蝸牛神経末内聴神経複合電位 (compound AP) の記録—

蝸牛神経末内で記録された、個々の蝸牛神経線維の活動電位が集合した聴神経複合電位 (compound AP) を指標として、蝸牛神経の電気刺激に対する不応期について実験を行った。posterior craniotomy を行い、

小脳の一部を吸引除去後に露出した蝸牛神経束内に、2M NaCl を入れたガラス管微小電極を刺入し、立ち上り、立ち下り 0.1msec、持続時間 27.8msec の tone burst に応答する単一蝸牛神経線維の特徴周波数と閾値を同定し、記録電極が蝸牛神経束内にあることを確かめた後に、蝸牛の電気刺激により誘発された compound AP を記録した。電気刺激は強さ 200 μ A の positive-negative の biphasic pulse の連続した 2 発刺激とし、高含水ゴムで被覆した電極を用いて、正円窓膜から与えた。対極は頂回転骨壁上に置いた銀線とした。2 発の biphasic pulse の間隔を 0.5msec から

図1 モルモットの蝸牛と電極の電気的等価回路への近似

正円窓膜上の電極とモルモットの蝸牛の頂回転骨壁に置いた銀線との間を電気的等価回路に近似した(上図)。電極と正円窓膜は、電気的 2 重層を形成するため、容量 (Cdl) と抵抗 (Rdl) の並列回路に置き換えられる。また、蝸牛は抵抗 (Rgp) に置き換えられる。電極に与えられた矩形波の電流刺激(下図)は、実際には、電極の容量、抵抗と蝸牛の抵抗により変化を受け、歪んだ波形となり蝸牛神経を刺激する(中図)。歪みの程度は、電極と蝸牛の電気的等価回路の容量成分 (Cdl) と抵抗成分 (Rdl, Rgp) による。それ故、電極の特性を知るためには、入力波形(下図)と出力波形(中図)のコンピュータ処理により容量と抵抗の値を明らかにすることが必要である(最下段の数式)。

1.6msec で変えて、2 発の biphasic pulse に応答する各々の compound AP の振幅と潜時について比較し、蝸牛神経の電気刺激に対する不応期について検討した。compound AP の振幅とは基線から陰性波のピークまでの値とし、潜時とは刺激の始まりから陰性波のピークまでの時間とした。

III 成 績

本実験に用いた定電流刺激装置は、負荷抵抗が 10kohm 以下である時、出力電流は $400\mu\text{A}$ まで直線性があることから、モルモットと電極の抵抗が 10kohm 以下であることを確認した後で実験を行った。

実験1. モルモットと電極の電気的等価回路の近似(図1)とインピーダンス特性の同定(図2)

図2 電極を高含水ゴムで被覆した時のインピーダンスの変化

電極の容量を (C_{dl}), 抵抗を (R_{dl}) と、また、モルモットの抵抗を (R_{gp}) と表した時、高含水ゴムで被覆しない電極(波線で示す)と被覆した電極(高含水ゴム: 実線で示す)について、刺激電流を変化させた時(横軸: 単位は μA)の電極と蝸牛の抵抗(単位は $\text{k}\Omega$)と電極の容量(電気的二重層容量: 単位は μF)の比較を行った。高含水ゴムで被覆した電極(実線で示す)の容量 (C_{dl}) と抵抗 (R_{dl}) はあまり変化しなかった。しかし高含水ゴムで被覆しない電極(波線で示す)の容量 (C_{dl}) と抵抗 (R_{dl}) の値は刺激電流の強さに依存する傾向があった。

電極のインピーダンス特性を知る目的で金属電極とモルモットを電気的等価回路に近似したのが図1の上図である。この等価回路において、電気的二重層容量によって決まる電極の容量 (C_{dl}) と抵抗 (R_{dl}), それにモルモットの抵抗 (R_{gp}) の値を、刺激電極への入力波形(矩形波)と頂回転の対極からの出力波形からコンピュータで計算した(図1)。モルモットの抵抗 (R_{gp}) は高含水ゴムで被覆した電極(実線)とゴムの被覆のない電極(波線)との間で差はなかった(図2)。電極抵抗 (R_{dl}) は、高含水ゴムの被覆の有無でほとんど差はなかったが、ゴムで被覆しない電極では、刺激電流の強さの変化による抵抗の変動が大きいことから、高含水ゴムで被覆した電極に比べて電流依存性がやや大きい傾向があることが分かった。電極の容量 (C_{dl}) も高含水ゴムの被覆の有無でほとんど差はないが、やはりゴムの被覆のない電極の場合には、抵抗の変化と同じく電流依存性がやや大きい傾向があるという結果が得られた。

実験2. 電極間の周波数特性の差と電流の蝸牛内への拡がり—蝸牛内記録から—(図3, 4)

高含水ゴムの被覆の有無における電極間の刺激効率

図3 高含水ゴムの被覆の有無における電極の周波数特性について

定電流回路を用いて正円窓膜上の電極から 10Hz から 10kHz の正弦波電流刺激を与え、基底回転鼓室階から周波数毎の電位を記録し、電極の高含水ゴムの被覆の有無における周波数特性について検討した。記録された電位は、電極の高含水ゴムの被覆の有無にかかわらず、周波数が増すと減少した。減衰率を、10Hz における電位の半分となる周波数 (cutoff 周波数) でみると、高含水ゴムで被覆した電極(○)では約 5kHz, 被覆しない電極(●)では約 6kHz と、高含水ゴムの被覆の有無では cutoff 周波数には差がなかった。横軸は周波数を表し(単位は Hz), 縦軸は基底回転鼓室階内の電位を表す(単位は volt)。

の差を、基底回転鼓室階で記録された電位が、正円窓膜と頂回転との間に与えられた電位の半分となる cutoff 周波数で比較した(図3)。記録された蝸牛内電位は、正弦波の周波数が増加すると減衰し、10Hzの時の振幅の半分となる周波数(cutoff 周波数)で比較すると、高含水ゴムの被覆のない電極が約6kHz、ゴムの被覆のある電極の cutoff 周波数は約5kHzと、ゴムの被覆の有無で周波数特性には差がなかった。次に正円窓から与えられた電流の蝸牛内への拡がりを見るために、ゴムの被覆のある電極を用いて、正円窓膜から10Hzから10kHzまでの正弦波の電流を与え、記録部位を比較した(図4)。基底回転、頂回転で記録された電位は共に、正弦波の周波数が増加すると減衰し、基底回転鼓室階から記録された電位は、頂回転鼓室階からの記録電位と比較して差がなかった。

実験3. 蝸牛神経の不応期に関する実験—蝸牛神経束内聴神経複合電位(compound AP)の記録—(図5)

蝸牛神経に電気刺激に対する不応期について調べるために、高含水ゴムで被覆した電極を用いて、蝸牛に連続した2発の電気刺激を行い、応答した compound AP を記録した。ピッチ周波数を200Hzとして、ピッチパルスの後、1.6から0.5msec遅らせて(時間の遅れを t とする)、もう1個のパルス刺激を与え、誘発される compound AP の記録を検討した。ピッチパルスで

図4 正円窓膜からの電気刺激の蝸牛内への拡がり
定電流回路を用いて正円窓膜上の高含水ゴムで被覆した電極から、10Hzから10kHzの正弦波電流刺激を与え、基底回転(○)と頂回転(●)の鼓室階からの電位の記録により、蝸牛内への電流の拡がりを見た。各周波数毎に頂回転で記録された電位は、基底回転で記録された電位と同じで、正円窓膜から蝸牛内にはいった電流は、蝸牛内全体に減衰することなく拡がる。
横軸は周波数を表し(単位はHz)、縦軸は基底回転(○)と頂回転(●)の鼓室階内の電位を表す(単位はvolt)。

誘発される compound AP の振幅(V_1)と2発目のパルスで誘発される compound AP の振幅(V_2)の比を

図5 蝸牛神経の不応期に関する実験

蝸牛に $200\mu A$ の二相性の正負のパルス刺激を2発(ピッチパルスと2発目のパルス)与え、蝸牛神経束内に刺入したガラス管微小電極で記録された蝸牛神経の compound AP (聴神経複合電位)の振幅と潜時を指標として、蝸牛神経の電気刺激による不応期を調べた。2発のパルス刺激間の時間(t msec)を0.5msecから1.6msecまでの間で、ピッチパルスから、男性アナウンサーの母音の第2ホルマントの周波数の逆数の1.5倍($k=1.5$)の時間の遅れで2発目のパルス刺激を加えた。1発目の刺激(ピッチパルス)に応答した compound AP の振幅を V_1 、2発目のパルス刺激による compound AP 振幅を V_2 として、振幅の比 V_2/V_1 を表したのが上図である。振幅の比 V_2/V_1 は、2発のパルス刺激間の時間(t)を短くすると大きくなった。一方、2発のパルス刺激間の時間(t)を短くすると各々の電気刺激に応答する compound AP ピーク潜時の間隔(tc)は直線的に短縮した。PVA-GEL: 高含水ゴム(ポリビニールアルコールゲル)。Pt-Ir: 白金-イリジウム。Ag: 銀。/a/, /i/, /u/, /e/, /o/: それぞれは男性アナウンサーの母音を表す。F2: 第2ホルマントの周波数。compound AP は1000回の平均加算により計算された。刺激電流値は $200\mu A$ とした。

みると、2発のパルスの間隔（ t ）が短くなると、振幅の比（ $V2/V1$ ）は大きくなる。一方、2発目のパルスに応答する compound AP の潜時と最初のパルスに
応答する compound AP のピーク潜時の差（ tc ）は、刺激パルスの間隔（ t ）が短くなると、ほぼ直線的に減少し、比例関係にあることが分かった（図5）。

IV 考 按

現在私共は、蝸牛外電気刺激型単電極型人工内耳装置の試作を行っている（図6）。本装置には従来の単電極型人工内耳装置と比較して i. 刺激電極を蝸牛内に挿入するのではなく、正円窓膜上に置く。ii. 装置は側頭骨内ではなく、外耳道内に置く。iii. 電流はコイルを利用した電磁波誘導ではなく、発光ダイオードから電極に供される。iv. 単電極型方式にかかわらず、ピッチ情報に加えて、第2ホルマント情報を伝達する。という4つの特徴をもたせることを目標としている。これらの内で、私共は正円窓膜上に置いて蝸牛外電気刺激を行うための電極を試作したので、今回試作した

図6 蝸牛外電気刺激型単電極型人工内耳装置の概要
現在、私どもが試作開発中の人工内耳システムとわが国で使用されているシステムとの異なる点の一つは、正円窓膜に置いた電極より蝸牛を電気刺激することである。これに使用される正円窓膜上に置く金属電極（テフロンで被覆された白金-イリジウム）の先端は膜の損傷を防ぐため高含水ゴム（85%の生食を含む）で被覆する。また電流を供給する装置（光源と発光ダイオード）は外耳道内に置くため、電極と装置本体の装着のための手術侵襲は従来と異なり極めて少ないと考えられる。マイクホンからの音声は現在開発中のスピーチプロセッサにより処理され、リアルタイムでピッチと第2ホルマントが検出され、単電極型システムにかかわらず、ピッチと第2ホルマント情報が患者に伝えられる。

電極の特性について、モルモットを用いて電気生理学的実験を行った。私共が試作した人工内耳電極は、従来から使用されている白金-イリジウム線の先端のボール部分を、生理食塩水を85%含む高含水ゴムで被覆したものである。高含水ゴムとはポリビニールアルコールを凍結と溶解を繰り返してできたもので、生体と類似する弾性率と含水率を持ち、生体適合性の高い材料であるため、正円窓膜上に置いても膜の損傷の可能性が少ないと考えられ、蝸牛外電気刺激型人工内耳装置に使用される電極として安全性が高いと思われる。そのうえ、生理食塩水を含ませることにより、生体と同じ電気的特性を持たせることが出来ることから、刺激電極として使用可能と考えられ、今回高含水ゴムで被覆した電極の電気生理学的実験を行い、私共が試作開発している蝸牛外電気刺激型人工内耳装置用電極として適当であることを明らかにした。

一般に生体に電極から電流を流すと、電極と生体との間の界面に電位差が形成される。これを分極というが、この分極が大きいと、外部から電極を介入して電流を流しても、生体には電流は流れづらいという状態となり、電極の性能が悪くなる⁷⁾。このように分極は電極の性能に関係することであるから、今回分極の程度を知る目的で、モルモットと正円窓膜に置いた高含水ゴムで被覆した電極について、電気的等価回路を近似しインピーダンス特性を定量的に測定した。電極とモルモットの蝸牛を電気的等価回路に近似したのが図1の上図である。定電流回路から刺激電極に与えられた矩形波の電流は（図1下）、この等価回路における電極表面の分極による容量（ Cdl ）と抵抗（ Rdl ）、それにモルモットの抵抗（ Rgp ）により、実際の蝸牛に対する刺激波形はひずんだ形となる（図1中）。この歪んだ刺激波形と入力波形をコンピュータ処理して電気的等価回路における容量と抵抗の値を求めた。その結果、高含水ゴムで被覆すると、刺激電流の強さによる電極の抵抗と容量の変動は小さくなる傾向があった。このことは被覆したゴムの影響で抵抗と容量、すなわちインピーダンスの変動が少なくなり、ゴムで被覆した電極を用いることにより刺激電流の制御がしやすくなることを示す。

次に正円窓膜から与えた正弦波の電流刺激が、周波数の変化により蝸牛内でどれだけ減衰するか、すなわち金属電極の周波数特性について、モルモットの蝸牛内電位の記録により調べた（図3）。金属電極の周波数特性について、蝸牛内電位が正円窓膜と頂回転との間

に与えられた電位の半分となる cutoff 周波数でみると、高含水ゴムで被覆しない電極が約 6kHz、高含水ゴムで被覆した電極の cutoff 周波数は約 5kHz と、ゴムの被覆の有無で周波数特性にはほとんど差がなかった。このことは、金属電極を高含水ゴムで被覆しても、刺激電極としての高周波数特性には変化がないことを示し、正円窓膜に対する安全性や電流依存性の点からも、私共の試作した蝸牛外電気刺激型人工内耳用電極として、金属線を高含水ゴムで被覆した電極は適当と思われた。

次に従来の単電極型、多電極型人工内耳は、共に蝸牛内に電極を挿入して電流刺激を行っていて、その蝸牛内刺激の有効性は既に実証されている。一方私共の装置では、正円窓膜上から電気刺激を行うため、加えられた電流が蝸牛内にどのように拡がるかは、蝸牛外刺激の実用化という点で、基本的かつ重要な問題と思われる。この問題を明らかにするために、高含水ゴムで被覆した電極を用いて、正円窓膜から正弦波の電流を与え基底回転と頂回転における蝸牛内電位の差をみた(図4)。基底回転の記録電位は、頂回転の記録電位と比較して、差がなかったことから、正円窓膜から与えられた電気刺激はほとんど減衰することなく、蝸牛内を基底回転から頂回転まで伝わると思われる。このことは、私共の試作開発している、1 個の刺激電極を正円窓膜上に置いて、蝸牛の電気刺激を行うという方法の有用性を証明するものである。ヒトの蝸牛内における電位の分布の実験は、伊福部が行っていて⁸⁾、蝸牛内は導電性のリンパ液で満たされているため、刺激電流が蝸牛内で拡がってしまうことを報告している。これらのことから、人工内耳においても、伝達情報量は電極アレイの位置や電極数よりも、刺激電流の空間的な拡がりによって大きく制約されていると考えられる。以上の高含水ゴムで被覆した電極の特徴と蝸牛の電気的特性の結果を踏まえた上で、高含水ゴムで被覆した電極からの電気刺激により誘発される聴神経複合電位 (compound AP) を記録した。従来から蝸牛の電気刺激により誘発される蝸牛神経の活動電位は、聴性誘発脳幹反応を指標としているため、Electrophonic Effect や他の神経の活動電位の混入があり、蝸牛の電気刺激に対する評価が甚だしく困難であった⁹⁾。それ故われわれは電極を蝸牛神経束内に刺入し蝸牛神経活動電位を記録した。この方法により Electrophonic Effect や他の神経の活動電位を除くことができる。蝸牛の 2 発の電気刺激に応答した compound AP の振幅

の比 (2 発目のパルスに応答する振幅 / 1 発目のパルスに応答する振幅) をみると、パルス間の時間を短くすると、振幅の比は大きくなるという結果が得られた。この結果は Stypulkowsky ら¹⁰⁾ の報告と同じであった。これは、1 発目の電気刺激に応答しなかった蝸牛神経線維も 2 発目の電気刺激には応答したことによると考えられる。この機序は、閾値以下の刺激でも全く無効というのではなく、1 発目の電気刺激によって興奮性が高まっているとき (生理学的に電気緊張と言う¹¹⁾、2 発目の電気刺激により、1 発目の電気刺激に応答しなかった蝸牛神経線維の発火による活動電位に加えて、1 発目の電気刺激にも応答した蝸牛神経線維の活動電位が加算されたことによる。私共の約 500Hz から 2kHz までの電気刺激実験では、蝸牛神経の不応期による閾値の上昇よりは、電気緊張による閾値の低下が観察された。Clopton¹²⁾ は、われわれと同じく蝸牛外電気刺激により誘発された聴性脳幹反応を指標として、1kHz 以上に周波数を増しても振幅は変化しないと報告しているが、この 1kHz の周波数は Stypulkowsky やわれわれの蝸牛神経から直接記録した結果より低い値であった。この原因の一つとして記録方法の違いによると思われる。理論的には、神経の絶対不応期は 300 μ sec であることから、約 3kHz まで電気刺激に応答可能と思われる。われわれが行った以上の実験から、従来人工内耳の電極として用いられている白金-イリジウム線の先端を、生体組織と類似する含水率、弾性、機械的強度をもつ高含水ゴムで被覆することにより、刺激電流の制御が容易になることが分かった。また、高含水ゴムは軟らかいことから、正円窓膜の損傷が金属線よりも少ないと考えられ、現在われわれが試作開発している刺激電極を正円窓膜上に置く蝸牛外刺激型人工内耳の電極として有用であると思われた。今後、刺激電極として用いられる高含水ゴムで被覆する金属線はどれが最も良いかについても研究を進めていきたい。

V ま と め

テフロンでコーティングされた白金-イリジウム線の先端を高含水ゴムで被覆した新しい人工内耳用電極を試作した。この電極は電流依存性が少なく刺激電流を制御しやすい。蝸牛に対する周波数特性は従来から使用されている白金-イリジウム線とほぼ同じであった。正円窓膜上の高含水ゴムで被覆した電極から与えられた電流は減衰することなく基底回転から頂回転ま

で拡がった。この電極による蝸牛の電気刺激に応答する蝸牛神経の聴神経複合電位 (compound AP) の記録を行い、本電極が人工内耳円の電極として有用であることを報告した。

VI 文 献

- 1) 神尾友和, 八木聡明, 関根修二, 小林 謙, 恩地 豊: cochlear implant の一例. *Audiology Japan* 24; 475-476, 1981.
- 2) 船坂宗太郎, 細谷 睦, 林原成子: Cochlear Implant—そのシステムとリハビリテーション法—. 音響学会音声研究会資料, 1986, 85-86頁.
- 3) Sutton D et al: Comparison of cochlear histology following two implant designs for use in scala tympani. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 89 (suppl 66): 11-14, 1980.
- 4) Galey FR: Initial observations of a human temporal bone with a multi-channel implant. *Acta Otolaryngol (suppl. 411)*: 38-44, 1984.
- 5) 南部昌生: 高含水ゴム—新しい医用高分子. 高分子加工, 32: 523-527, 1986.
- 6) 中山昭雄: 医学エレクトロニクス入門. 南山堂, 東京, 1960.
- 7) 星宮 望, 他: 生体情報工学. 森北出版, 東京, 1986, 12-34頁.
- 8) Ifukube T and White RL: A speech processor with lateral inhibition for an eight channel cochlear implant and its evaluation by subject testing. *Proc IEEE-IECEJ-ASJ, ICASSP88* 13-2, 617-620, 1986.
- 9) 暁 清文: 人工内耳に関する実験的研究—刺激電極の設置部位, 刺激波形, ならびに内耳への電極植え込みの安全性の検討—. *耳鼻臨床* 77: 959-980, 1983.
- 10) Stypulkowsky PH and van Honert C: Physiological properties of the electrically stimulated auditory nerve. I. Compound action potential recordings. *Hearing Research*: 205-223, 1984.
- 11) 藤森聞一 他: 生理学. 神経と筋の一般性質. 南山堂, 東京, 1968, 253-310頁.
- 12) Clopton BM and Bosma MM: Effectiveness of middle ear electrical stimulation activating central auditory pathways. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 91: 285-291, 1982.

本論文の要旨は第34回日本基礎耳科学会にて口演した。
 なお、稿を終えるに際して技術的援助をいただいた日本電気三栄の中川原実氏に深謝いたします。

(原稿受付 昭和62. 9. 8日)

別刷請求先 〒001 札幌市北区北15条西8丁目
 北海道大学医学部耳鼻咽喉科学教室 松島純一

A 91—0887—61398

経咽頭瘻管式発声装置の試み

黄川田徹・芹沢泰博・鈴木一元 (浜松医大)

山田 敦 (静岡県立総合)

本法は前腕皮膚によって作製された咽頭気管瘻の中にリードの組み込まれた発声装置を挿入し、呼吸によってリードを鳴らして発声させるもので、瘻管の形状および発声装置を工夫することにより瘻管を通しての唾液や食物の流出をほぼ完全に防止し、同時に内腔を皮膚によってライニングされた瘻管の作製により長期間の異物挿入に伴う組織反応や感染といった問題をも解決した。

発声は prosthesis 装着直後より可能であり、練習の必要がない。得られた音声もこれまでの方法に比べ明瞭で強大である。さらに呼吸の強さによってピッチが可変しうるリードを開発し、従来の方法では困難であった抑揚のある会話を容易に得ることも可能にした。

日耳鼻

A 91—0872—23528

高含水ゴムを利用した人工内耳用電極の電気生理学的研究

松島純一・高橋国広・原田千洋

吉村 理・寺山吉彦 (北大)

伊福部達 (同・応用電気研)

テフロンでコーティングされた白金—イリジウム線の先端を高含水ゴムで被覆した新しい人工内耳用電極を試作した。この電極は電流依存性が少なく刺激電流を制御しやすい。蝸牛に対する周波数特性は従来から使用されている白金—イリジウム線とほぼ同じであった。正円窓膜上の高含水ゴムで被覆した電極から与えられた電流は減衰することなく基底回転から頂回転まで広がった。この電極による蝸牛の電気刺激に応答する蝸牛神経の compound AP の記録を行い、本電極の有用性について報告した。

日耳鼻

A 91—0895—60234

喉頭顕微鏡下手術により治療された巨大喉頭蓋嚢胞

——巨大嚢胞 3 症例の病理組織学的検討と治療法について——

川井田政弘・福田宏之・加納 滋・大木和明

紀太康一・川崎順久・斎藤成司 (慶大)

われわれは喉頭蓋舌面に生じた巨大嚢胞を 3 例経験した。これらの病理組織学的診断は 3 例のうち 2 例が類表皮嚢胞であり、他の 1 例は貯留嚢胞であった。3 例とも新しく試作した直達喉頭鏡と扁桃用絞断器を用いて喉頭顕微鏡下手術を行って嚢胞の摘出を行った。術後、現在まで 3 例とも再発の徴候はみられていない。

試作された直達喉頭鏡はその右側方が前庭から後端まで 5mm 開放されており、喉頭鏡後端部は C 字状になっている。われわれはこれを C 字型直達喉頭鏡と呼んでいる。右側方が開放されているために扁桃用絞断器や鉗子類の挿入が容易である。

日耳鼻

A 91—0879—00381

頭頸部粘膜原発悪性黒色腫の臨床的検討

波田野洋一・今野昭義・岡本義孝

花沢 秀・戸川 清 (秋田大)

昭和 47 年当教室開講以来経験した頭頸粘膜原発悪性黒色腫 12 例について臨床的検討を行った。

腫瘍原発部位は鼻副鼻腔 7 例、口腔 3 例、咽頭 2 例であった。米国 National Institute of Health の病期分類では Stage I 7 例、Stage II 4 例、Stage III 1 例であった。肉眼的分類では腫瘍型 8 例、表在型 4 例であり口腔例では表在型、鼻副鼻腔、咽頭例では腫瘍型という傾向が見られた。組織学的分類では紡錘細胞型 4 例、大型上皮様細胞型 7 例であった。

治療法は広範切開による根治手術が望ましいが対象は限られ、多くの症例は諸々の複合療法が行われていた。予後は不良であり 3 年生存率 48.9%、5 年生存率 12.2% であった。

日耳鼻