逆行性顔面神経誘発電位の臨床応用

— 記録法の検討 —

中谷 宏章・竹田 泰三・齋藤 春雄

Clinical Application of Antidromic Facial Nerve Response

— New Recording Methods —

Hiroaki Nakatani, Taizo Takeda and Haruo Saito

(Kochi Medical School)

Antidromic facial nerve response is considered to be an indicator of nerve damage within the temporal bone in the earliest stage of facial paralysis. However, it is difficult to obtain the nerve response clinically because its small Potential with short latency can easily be interfered by initial stimulus artifacts and compound muscle action potentials.

In this study, we investigated several recording methods such as polarity of stimulus, method of stimulation, type and site of recording electrode and elimination of compound muscle action potentials to obtain a clear and analyzable response. Initial stimulus artifacts could be reduced by using pairs of pulses with alternating polarity and by stimulation via the parotid duct. A needle electrode for the active electrode and recording in the tympanic cavity improved the S/N ratio of the nerve response. Subtracting the response recorded at a lateral site of the external auditory canal from that obtained at a more medial site eliminated compound muscle action potentials. We conclude that these methods are necessary to identify the nerve response and make possible the use of this test in the early diagnosis of facial paralysis.

Key words: antidromic facial nerve response, recording method, facial paralysis, parotid duct, early diagnosis

緒 言

ベル麻痺をはじめとする側頭骨内顔面神経麻痺では障害部位が骨組織内にあるので、受傷直後に障害程度を診断することは容易ではない。従来、側頭骨外で経皮的に顔面神経を刺激し、その末梢で電気生理学的変化を記録する方法が行われており、誘発筋電図検査¹⁾、神経興奮性検査 (NET)²⁾、最大刺激検査³⁾、electroneuro (no)

graphy (ENoG)⁴⁾ 等が信頼度の高い検査法として推奨されてきた。しかしながらこれらの方法は診断的価値がでるまでに時間を要し、神経変性の診断がついた時には既に治療効果が限られていた。

この問題を解決するために1974年 Bummら⁵⁾は逆行性顔面神経誘発電位を考案した。この検査法は記録電極を外耳道内に置いて側頭骨

内の神経電位をみる方法であり, 早期診断法の可能性をもつと共に臨床的にも充分応用できる. 既に動物実験レベルでは他の検査法に比べ, より早期に障害程度を診断できることが確認されており⁶⁾, さらに障害部位⁷⁾や回復過程の診断⁶⁾にも応用できるとされている. しかしながら臨床的には記録が難しく未だ実用化されていない. 神経電位の検出を妨げる因子には次のようなものがある.

1. 低電位, 短潜時反応

記録部位が神経から離れているために微細な電位変化となり, 種々のアーチファクトの影響を受けやすい. また刺激部位と記録部位が近いため潜時が短く, 初期刺激雑音が著しく干渉する.

2. 初期刺激雑音

従来用いられてきた経皮刺激では高い電気抵抗をもつ厚い皮膚と皮下組織が刺激電極と顔面神経の間に介在し, 神経刺激に強い電流量が必要であった. これに伴う過大な刺激雑音により神経電位が被覆されやすい.

3. 筋電図

臨床例では動物実験のように筋弛緩剤を使用して不動化することができない. このため刺激雑音同様神経電位を干渉することが多い.

以上のような理由から, 確実に波形を得ることが困難であった. 我々は, 初期刺激雑音を小さくするための重要な要素である刺激電流量の減少を経耳下腺管刺激により克服し, 検出率を高めることに成功した⁸⁾. 今回さらに, 前述した各々の神経電位記録の阻害因子について詳細に検討し, 満足のいく解決法を得たので報告する.

対象と方法

対象には, 過去に顔面神経障害のない教室員および顔面神経障害例の健側計30側を用いた. その構成は男性14例, 女性11例, 平均年齢46.6歳(17歳~70歳)である. なお, 事前に充分な説明を行い被検者の同意のもとに検査を施行した. 臨床応用に最適な記録を行うために, 1) 初期

刺激雑音の軽減(①刺激の極性, ②刺激方法), 2) 神経電位の増幅(①記録電極の種類, ②記録部位), 3) 筋電図の消去につき検討を加えた.

1) 初期刺激雑音の軽減

①刺激の極性

5例5側において単一極性の刺激と両極性の加算波形とを比較した. 刺激には経耳下腺管刺激を用い, 外耳道内鼓膜後上縁部で針電極による記録を行った.

②刺激方法

8例11側で経耳下腺管刺激と経皮刺激による検出率, 刺激閾値および神経電位の大きさを比較した. 耳下腺管に挿入する刺激電極は脊髄刺激用双極カテーテル電極, 外径0.6 mm (OK 91-037, ユニークメディカル社製)を使用した. 経皮刺激には日本光電社製表面刺激電極(NM-430S)を用い, 顔面神経下顎縁枝を刺激した. 記録は外耳道内, 針電極使用で統一した.

2) 神経電位の増幅

①記録電極の種類

9例10側で単極針電極(ユニークメディカル社製, OH90-039)および銀ボール電極(日本電気三栄社製, 45182)による神経電位の大きさを比較した. 記録部位は鼓膜後上縁部とし, 刺激法は経耳下腺管刺激で統一した. なお, 外耳道麻酔には4%キシロカインと20万倍アドレナリン等量混合液によるイオントフォレーシス麻酔を行った.

②記録部位

より大きな神経電位が導出できる部位を知るために, 13例13側において外耳道入口部, 鼓膜後上縁部および鼓室内の3カ所の神経電位の大きさを比較した. 記録電極はすべて針電極, 刺激は経耳下腺管刺激とした. 鼓室内誘導では針電極を鼓膜後縁より刺入し, 先端を鼓室岬角に置いた.

3) 筋電図の消去

筋電図を消去するために, 異なる2点で同時記録された波形の差導をとった. 記録電極はいずれも針電極とし, 刺激は経耳下腺管刺激を用

いた.

以上の検討において、経耳下腺管刺激では原則として5 cm 挿入部位で閾値上1 mA の刺激を行った。また、基準電極および接地電極は皿電極をそれぞれ前額部および乳様突起上に置いたが、一部の症例では基準電極を外耳道入口部にも設置し、一期的に神経電位を検出することを試みた。記録は日本光電社製 MEB-7102 を用い、持続時間0.1 msec の矩形波を10 Hz の頻度で加算した。フィルター設定は50~3000 Hz とした。神経電位の大きさは、基線の偏位による影響を考慮し、最初の陽性波とそれに続く陰性波間の電位差でもって計測した。

結 果

1) 初期刺激雑音の軽減

①刺激の極性

刺激電流の極性の違いによる反応波形の変化を図1に示す。陽性あるいは陰性の矩形波を単独で用いた場合、刺激に続く基線の偏位は著明

となる。顔面神経刺激に用いられる数 mA 程度の電流でも刺激雑音は通常5 msec 以上に及ぶため、反応の同定や潜時の測定は非常に困難であった。しかしながら陽性、陰性波の同数加

図1 刺激極性の違いによる波形比較
(症例10, 5 cm 経耳下腺管刺激, 刺激閾値1.2 mA, ● : 神経電位)

表1 経耳下腺管刺激と経皮刺激の刺激閾値, 神経電位振幅の比較
(? : 同定不能)

症例	年齢・性	測定側	経耳下腺管刺激		経皮刺激		閾値比 (A/B)
			刺激閾値 A (mA)	神経電位 (μV)	刺激閾値 B (mA)	神経電位 (μV)	
1	19・男	右	3.9	10.0	9.7	?	0.40
2	25・男	右	0.8	23.3	2.2	?	0.36
3	27・女	右	1.4	35.8	2.4	?	0.58
4	30・男	右	0.8	25.4	9.8	?	0.06
		左	4.0	3.0	11.2	?	0.41
5	29・男	右	1.4	25.8	5.0	?	0.28
		左	1.0	12.5	4.8	?	0.21
6	22・男	左	1.2	9.8	3.0	?	0.40
7	34・男	右	1.6	73.3	2.4	?	0.67
		左	0.6	17.1	2.8	2.8	0.21
8	64・女	左	1.0	40.0	3.8	?	0.26
平 均			1.6	25.1	5.2		0.35*
標準偏差			1.2	18.7	3.4		0.17

* P<0.01 (t 検定)

算を行うと、刺激雑音は対象 5 例全例で 1 msec 以内におさまり、基線は安定し反応の同定は容易になった。故に、以後の実験はすべて両極性刺激で行った。

図 2 経耳下腺管刺激と経皮(下顎縁枝)刺激の波形比較
(症例 4, 右側, 刺激閾値: 経皮刺激 10.0 mA, 5 cm 経耳下腺管刺激 0.8 mA, ●: 神経電位)

②刺激方法
それぞれの刺激法による刺激閾値および閾値上 1 mA の神経電位の振幅を表 1 に、その実際を図 2 に示す。表に示される如く経耳下腺管刺

図 3 針電極と銀ボール電極使用時の波形比較
(症例 9, 5 cm 経耳下腺管刺激, 刺激閾値 2.0 mA, ●: 神経電位)

表 2 針電極と銀ボール電極の神経電位振幅の比較
(?: 同定不能, 統計処理時は 0 mA とした)

症例	年齢・性	測定側	神経電位 (mA)		電位差 (N/B)
			針 (N)	銀ボール (B)	
9	66・男	右	18.5	5.4	3.42
10	61・女	右	8.5	6.9	1.23
11	39・男	左	4.9	6.0	0.82
12	56・女	右	16.3	12.3	1.33
13	38・女	右	37.9	28.3	1.34
		左	26.0	4.6	5.65
14	53・女	右	9.8	9.1	1.08
15	42・男	右	5.6	3.4	1.65
16	64・女	左	20.6	5.2	3.96
17	60・男	左	2.8	?	
平 均			15.1	8.1	2.28*
標準偏差			11.1	7.8	1.58

* P<0.05 (t 検定)

激では刺激閾値が小さく、経皮刺激に比べ平均 0.35倍 (0.06~0.67倍)であり、統計的にも有意差を認めた。神経電位の振幅は症例によって異なるが、対象11側全例で検出できた。一方、経皮刺激では大きな刺激に伴い刺激雑音が大きくなり、しかも得られる神経電位が小さいために刺激雑音に被覆されやすく、反応を検出できたのは1側(9%)のみであった。

2) 神経電位の増幅

①記録電極の種類

針電極および銀ボール電極により得られた神経電位の振幅を表2に、その実際を図3に示す。反応検出率は針電極で全10側、銀ボール電極で9側(90%)と、いずれの電極においても良好であった。しかしながら両者の電位差は平均2.28倍針電極が大きくなり有意差を認めた。銀ボール電極では筋電図波形や刺激雑音が神経電位を

干渉する症例があった。これに対し針電極ではより大きな電位が得られ、しかも刺激雑音の干渉が少なくなるため反応は容易に同定できた。

②記録部位

記録部位の移動に伴う神経電位の振幅を表3

図4 記録部位の移動に伴う波形比較
(症例16, 5 cm 経耳下腺管刺激, 刺激閾値 1.0 mA, ●: 神経電位)

表3 記録部位による神経電位振幅の比較

(?: 同定不能, 統計処理時は 0 mA とした)

症例	年齢・性	測定側	神 経 電 位 (mA)			鼓室内外電位差 (A/B)
			鼓室内 (A)	鼓膜輪 (B)	外耳道入口	
9	66・男	右	17.5	18.5	?	0.95
10	61・女	右	22.3	8.5	?	2.62
11	39・男	左	23.8	4.8	?	4.96
12	56・女	右	11.5	16.3	?	0.71
		左	?	7.9	?	
16	64・女	左	142.0	20.8	?	6.83
17	60・男	左	10.4	2.9	?	3.59
18	17・男	左	85.0	21.3	?	3.99
19	70・女	左	28.8	10.0	?	2.88
20	62・女	左	133.0	25.8	?	5.16
21	49・女	左	95.7	19.7	未施行	4.86
22	44・男	右	19.8	3.9	未施行	5.08
23	61・男	左	12.6	11.0	?	1.15
平 均			49.4	13.2		3.57*
標準偏差			46.3	7.6		1.94

* P<0.05 (t 検定)

に示す. 神経電位の振幅は症例によって大きく異なるが, 一般に鼓室内誘導で最も大きな神経電位が得られた. 鼓室内誘導と鼓膜後上縁部誘導による電位差は平均3.57倍と鼓室内で有意に大きくなった. しかしながら鼓膜後上縁部は記録電極が確実に固定できるため, 反応の検出率の点では優れていた(鼓室内92.3%, 鼓膜後上縁部100%). 外耳道入口部では全例で反応が得られなかった. 一方, 筋電図波形は記録部位を変えてもほとんど変化しなかった(図4).

3) 筋電図消去

筋電図波形は差導をとることによりほぼ消去

図5 筋電図の消去

(症例5, 右側, 5 cm 経耳下腺管刺激, 刺激閾値 1.4 mA, A-B: A, Bの差導波形, ●: 神経電位)

図6 差導波形と基準電極を外耳道入口部に置いた波形の比較

(症例24, 5 cm 経耳下腺管刺激, 刺激閾値 1.8 mA, A-B: A, Bの差導波形, C: 基準電極を外耳道入口部に設置)

され, 神経電位のみを明瞭に描出することができた. 正常例の神経電位は, 神経電位が記録部位を通過したことを示す陰陽陰の3相性波形を示した(図5). 基準電極を外耳道入口部に置いて記録された波形は, 顔面神経近位部と外耳道入口部との差導波形とほぼ同様であった(図6).

考 案

末梢神経の障害を調べるためには, 障害部位の中枢側を刺激して障害部位の末梢での変化をとらえる電気生理学的診断法が一般的に行われている. ところが側頭骨内顔面神経麻痺においては障害部位より中枢側を刺激することがほとんど不可能であり, 従来, 側頭骨外で顔面神経を刺激し末梢の反応をみる検査法が用いられてきた. なかでも神経興奮性検査および electro-neuronography が現在でも汎用されている. しかしながらこれらの検査は診断的価値が生じるまでに最低2~3日かかるため²⁾⁹⁾ 適確な予後診断法とはいえず, 種々の顔面神経麻痺治療法の有用性判断に混乱をもたらしている¹⁰⁾.

この問題を解決するためには障害部位近位の反応を記録し, 神経変性の徴候をできるだけ早く知る必要がある. 現在その可能性をもつものとして順行性顔面神経磁気刺激と逆行性顔面神経誘発電位がある. しかしながら順行性顔面神経磁気刺激は未だ開発途上の検査法であり, 臨床応用には適切な刺激位置の決定や反応部位の同定のための検討が必要である¹¹⁾. また生理的ブロックと神経変性による伝導障害の違いが判別できないという報告もあり¹²⁾, 予後診断法としての価値は未だ確立されていない. これに対し逆行性顔面神経誘発電位は中枢側の伝導障害も神経電位の波形変化として診断可能であり⁷⁾, しかも記録電極が障害部位に近い¹³⁾ため神経電位の変化をより早期に診断できる^{6)13)~15)}.

我々は顔面神経をなるべく小さな電流で刺激するために経耳下腺管刺激法を考案し, 逆行性顔面神経誘発電位の検出率を飛躍的に上げることに成功した⁸⁾. 今回, さらに明瞭な神経電位を検出するために適切な記録条件の検討を行っ

た。以下、今回の検討を過去の報告と比較して考察する。

1) 刺激の極性

神経刺激手技の上で最もやっかいな問題は初期刺激雑音の抑制である。増幅器の設計や過負荷量にもよるが、通常増幅器では回復に過負荷入力後 5~10 msec かかる¹⁶⁾。このため単一極性の刺激を用いると 2 msec 前後の潜時をもつ逆行性顔面神経電位は刺激雑音に干渉される。基線のぶれにより特に潜時測定が困難となる。陰陽刺激を同数加算して記録する試みは既にいくつかの施設¹³⁾¹⁵⁾¹⁷⁾で試みられているが、経皮刺激では陰極陽極の位置を正確に逆転することは必ずしも容易でない。これに対し我々の用いた経耳下腺管刺激法は刺激位置が一定しており、ツマミ操作で極性を交換できるので効率的に雑音を軽減できた。刺激の極性を換え同数加算することは初期刺激雑音の影響を避けるために必須の条件といえる。

2) 経耳下腺管刺激法

従来、顔面神経の刺激は茎乳突孔部¹³⁾¹⁵⁾¹⁸⁾や末梢枝¹⁴⁾¹⁹⁾を経皮的に刺激することによってなされている。経皮刺激は操作が単純で短時間に行える利点をもつが、電気抵抗の高い皮膚や皮下脂肪組織を介しての刺激であるため刺激出力が大きくなる。このため刺激雑音も大きくなる。特に茎乳突孔部刺激では刺激部位と記録電極間の距離が近いことため刺激雑音の干渉が著しい。我々も当初経皮的に茎乳突孔部刺激を行ったが、刺激雑音が大きく神経電位の同定ができなかった。刺激位置を記録電極から遠ざけるのもこの問題を解決する一法であるが、顔面神経では末梢分枝(頬筋枝、頬骨枝、下顎縁枝)を刺激することになり、刺激される神経線維の数が少ないために得られる神経電位の大きさも小さくなる。今回の検討では Kitani ら¹⁴⁾の用いた下顎縁枝刺激を行ったが、刺激雑音が大きく、しかも得られる電位が小さいため反応が検出できたのは 11 側中わずかに 1 側のみであった。

これに対して、経耳下腺管刺激法では全例で

反応が得られた。本法の詳細は既報⁸⁾に譲るが、この刺激法では刺激電極と神経間の電気抵抗が小さいために非常に小さい刺激出力で顔面神経本幹近位を刺激できる。このため刺激雑音を小さくし、かつ同定に充分な大きさの神経電位を得ることができる。既報⁸⁾では反応の検出率についての比較は行わなかったが、今回の検討により経皮刺激に比べ圧倒的に優れていることがあらためて確認された。むしろ経皮刺激で明瞭な神経電位を得ることはほとんど不可能と考えられた。また、経耳下腺管刺激法では刺激電極の挿入長を一定にすることにより常に一定部位で刺激が行えるため、病変の進行を経時的に観察する際にも検査間誤差の少ない適切な刺激法といえる。

この刺激法の欠点としては、ごく一部ではあるが電極の挿入が困難な症例があること、経皮刺激に比べ操作が煩雑となること、挿入時に若干の痛みがあること、および刺激部位によっては咬筋収縮で波形が干渉されることである。しかし先に挙げた利点の方がはるかに欠点を上回る。

3) 記録電極

far-field の条件下で充分な神経電位を得るために適切な記録電極を用いることは重要である。過去の報告でも様々な工夫がなされており、生食を浸したスポンジで覆われた銀ボール電極を鼓膜にあてる¹³⁾、銀ボール電極を鼓膜輪部に置く¹⁴⁾、特製の双極電極をカフで外耳道に圧排する¹⁵⁾¹⁸⁾などの方法が用いられていた。しかしながら神経の活動電位をみるには表面電極よりも針電極が優れている。針電極では表面電極に比べ電位振幅が 2~3 倍になる。しかも電極部の電気抵抗が小さく雑音を 1/2~1/3 に抑えるため、S/N 比は約 5 倍ほど上昇するといわれている¹⁶⁾。唯一欠点は電極設置に痛みを伴うことであり、適切な麻酔なしには設置が困難である。我々は通常イオントフォレーシス麻酔を行っているが、外耳道内設置に伴う痛みはほぼ制御できた。一方、銀ボール電極は設置時の痛み

が少なく、電極の抵抗も比較的小さく、針電極と表面電極の中間的な特性をもつと考えられている。このため、今回我々は蝸電図記録に使用される単極針電極および銀ボール電極を用いた。結果はいずれの電極においても検出率は良好であったが、電位の大きさの点からは針電極が優れており、銀ボール電極に比べ平均2.28倍大きな電位が得られた。ただし銀ボール電極でもほとんどの症例で反応が得られるため、イオントフォレーシス麻酔のできない症例においては銀ボール電極も有効と考えられた。なお次に述べる鼓室内誘導では針電極しか用い得ない。

4) 記録部位

過去の報告ではいずれも外耳道内で記録されている。しかしながら記録電位の振幅は距離の2乗に反比例するので、より大きな電位を得るためにはなるべく顔面神経の走行する近位で記録することが望ましい。今回我々は新たに鼓室内記録を試みた。その結果、鼓室内誘導では鼓膜後上縁部より平均約3.5倍大きい神経電位が記録できた。痛みの制御や電極の安定性の面では外耳道記録よりは劣り、症例によっては施行困難なこともある。しかし鼓膜後上縁部よりも格段に大きな電位を得ることができるので、逆行性神経電位のような微小電位測定には非常に有利な記録部位であると思われる。

5) 筋電図の消去

外来検査では筋弛緩剤を使用して筋電図の影響を消去することができない。故にこれまで述べたすべての方法をもってしても、症例によってはより大きな電位をもつ筋電図波形が神経電位を干渉し、波形の同定を難しくさせる。我々は記録部位を移動して得られた実験結果よりこの問題を解決した。即ち神経電位は記録部位が神経に近づくにつれ電位が大きくなり、near-field potential の特徴を示す。一方、筋電図波形は鼓室内誘導でも鼓膜後上縁誘導でもほとんど変化がなく、far-field potential である。特に記録電極を外耳道入口部に置いた場合には筋電図波形にほとんど変化がみられないにもかかわらず

神経電位は得られなくなった。以上の事実から、鼓室内あるいは鼓膜後上縁部の記録と同時に外耳道入口部での記録を行い、両者の差導を求めた。その結果、筋電図波形はほぼ消去され神経電位のみが記録された。さらに基準電極を外耳道入口部に置いたところ、得られた波形は深部と外耳道入口部との差導波形と全く同様の波形であった。記録装置をより単純にするためには、基準電極を外耳道入口部に設置すれば良いと考えられた。

筋電図消去により得られた神経電位は正常の神経電位を示す3相性波形となった。過去の報告のうち、唯一 Muller-Deile ら¹⁸⁾ が典型的な波形として3相性の記録波形を記載しているが、他の臨床報告でこの3相性の正常波形を明瞭に示したものはない。田島ら⁶⁾⁷⁾ のモルモットを用いた動物実験によれば、神経変性の診断には潜時および振幅の変化と共に波形の変化(2相性あるいは単相性波形)をみるのが重要である。過去に波形の検討が充分なされていなかったことは、筋電図の消去ができないために神経電位の波形変化まで判定することが不可能であったものと考えられる。筋電図の差導をとることは神経電位の微細な変化を観察するために必須であり、これが今回我々の臨床例で潜時、電位の同定に加え、波形変化の確認も可能にしたと考える。

以上、今回の検討により逆行性顔面神経誘発電位の潜時、電位および波形変化の同定が可能となった。故に、本検査法を用いることにより従来の検査では不可能であった側頭骨内顔面神経障害の早期診断が期待できると考えた。

ま と め

臨床応用可能な逆行性顔面神経誘発電位を記録するために、記録法の改良を行った。その結果、極性を変えた刺激による反応の加算、経耳下腺管刺激、針電極による記録、鼓室内誘導および差導法を用いることによって雑音干渉の少ない、より大きな神経電位を確実に記録できることが分かった。今後は麻痺症例での検討を行

い、病的反応の変化を調べ、本検査法の臨床応用の有用性を高めていきたい。

本論文の要旨は第55回耳鼻咽喉科臨床学会にて発表した。また本研究の一部は文部省科学研究費 No. 05671432 により行われた。

参考文献

- 1) Langworth E and Taverner D : The prognosis in facial palsy. *Brain* **86** : 465~480, 1959.
- 2) Jongkees LBW : Nerve excitability test. *Facial Nerve Surgery* (ed by Fisch U). pp 83~86, Kugler Med Publications, Amstelveen, 1977.
- 3) May M, Harvey JE, Marovitz WF, et al : The prognostic accuracy of the maximal stimulation compared with that of the nerve excitability test in Bell's palsy. *Laryngoscope* **83** : 931~938, 1971.
- 4) Esslen E : Electrodiagnosis of facial palsy. *Surgery of the Facial Nerve* (ed by Miehke A). pp 45~51, Saunders, Philadelphia, 1973.
- 5) Bumm P, Finkenzeller P and Kallert S : Ableitung von intratemporalen Aktionspotentialen des N. facialis im äußeren Gehörgang. *Arch Otorhinolaryngol* **207** : 484~486, 1974.
- 6) 田島和幸, 竹田泰三, 齋藤春雄 : 逆行性顔面神経誘発電位 一第3報 ; 神経傷害後の波形変化一. *耳鼻* **36** : 809~814, 1990.
- 7) 田島和幸, 竹田泰三, 齋藤春雄 : 逆行性顔面神経誘発電位 一第2報 ; 病巣部位診断への応用一. *耳鼻* **34** : 1169~1172, 1988.
- 8) 中谷宏章, 竹田泰三, 齋藤春雄, 他 : 逆行性顔面神経誘発電位の臨床応用 一経耳下腺管刺激法一. *Otol Jpn* **2** : 699~703, 1992.
- 9) May M, Klein SR and Blumenthal F : Evoked electromyography and idiopathic facial paralysis. *Otolaryngol Head Neck Surg* **91** : 678~685, 1983.
- 10) May M, Klein SR and Taylor FH : Idiopathic (Bell's) facial palsy ; natural history defies steroid or surgical treatment. *Laryngoscope* **95** : 406~409, 1985.
- 11) 中谷宏章, 竹田泰三, 齋藤春雄, 他 : 顔面神経磁気刺激検査 一有用性についての検討一. *耳鼻臨床* **86** : 55~60, 1993.
- 12) Schrieffer TN, Mills KR, Murray NMF, et al : Evaluation of proximal facial nerve conduction by transcranial magnetic stimulation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* **51** : 60~68, 1988.
- 13) Herzon GD and Zeale DL : Facial nerve antidromic recordings in patients with Bell's palsy. *Otolaryngol Head Neck Surg* **99** : 584~589, 1988.
- 14) Kitani S and Yanagihara N : Experiments on antidromic evoked potentials of the facial nerve. *Acta Otolaryngol Suppl* **446** : 119~125, 1988.
- 15) Wigand ME, Bumm P and Berg M : Recording of antidromic nerve action potential in the facial nerve. *Facial Nerve Surgery* (ed by Fisch U). pp 101~106, Kugler Med Publications, Amstelveen, 1977.
- 16) Kimura J : 神経伝導検査の原理. 神経・筋疾患の電気診断学—原理と実際 (Kimura J 編, 柏森良二訳). 73~91頁, 西村書店, 新潟, 1989.
- 17) 田島和幸, 竹田泰三, 岸本誠司, 他 : 逆行性顔面神経誘発電位 一第1報 ; 正常モルモットにおける記録法一. *耳鼻* **34** : 1163~1168, 1988.
- 18) Muller-Deile J, Benz B and Bumm P : Experiences with the recording of antidromically conducted action potentials of the nervus facialis. *Facial Nerve* (ed by Portmann M). pp 183~187, Masson Publishing, New York, 1984.
- 19) Zeale DL and Kurago Z : Facial nerve recording from the eardrum ; a possible method for evaluating idiopathic facial nerve paralysis. *Otolaryngol Head Neck Surg* **93** : 474~481, 1985.

原稿受付 : 平成5年7月26日
原稿採択 : 平成5年8月20日
別刷請求先 : 中谷宏章
〒783 南国市岡豊町小蓮
高知医科大学耳鼻咽喉科学教室