AN EXPERIMENTAL STUDY ON AUDITORY RESPONSE IN HUMAN EGG BY ARC

By

MINORU TORIYAMA, TSUTOMU MATSUZAKI, HIRONORI HAYASHI
and SOTARO FUNASAKA

*From the Department of Oto-Rhino-Laryngology Faculty of Medicine,
University of Tokyo (Director: Prof. I. Kirikae)*

Relationship between evoked potential and stimulus intensity under various consciousness was studied by an analog-type ARC.

In a certain depth of sleep, evoked potential increased as a function of stimulus intensity up to 40~50dB, but it was remarkably influenced by subject's consciousness. Average response to tone pips was most clearly observed in the drowsy and

hump stage.

The facts suggest that for the evaluation of auditory threshold by EEG response it is important to monitor the subject's consciousness during examination.

Finally the results were discussed from a neurophysiological point of view.

電子加算機による脳波聴性反応に関する実験的研究

東京大学医学部耳鼻咽喉科教室（主任：切替一郎教授）

鳥 山 稔・松 崎 力
とり やま のる まつ ざき つとむ
林 宏 典・船 坂 宗太郎
はやし ひろ のり ふな さか せう たろう

第1章 緒 言

1939年 Davis et al¹⁾ は睡眠時の人間頭皮上から音響刺激による誘発反応を観察し、これを K-complex と呼称した。爾後、この誘発反応を指標として幼小児の聴力を他覚的に検査する試みが多くなされている。

幼小児の他覚的聴検の場合、被検者の動きを避けるため睡眠時に検査が施行されるが、多くの研究者によつて脳波上の聴性反応の出現が被検者の睡眠の深さに著しく左右されることが報告されている。しかも、聴性反応の検出される至適条件はきわめて狭い睡眠深度であり、動揺し易い、そのため適切な睡眠状態を維持することが難しい。

この問題を解決するために、反応の判定に脳波の記録を視診する方法から、それを統計的に処理する方法²⁾、いくつかの記録を重ね合わせて反応を認め易くする法³⁾、代数的に加算する法⁴⁾と方法論的に改善が加えられてきた。近年、誘発電位を電氣的に加算し、反応を平均

波形として検出する目的でこの分野に電子加算機が導入された⁵⁾⁶⁾。この装置の原理は多回数の音響刺激に相関した誘発電位を加算、平均化するもので、これにより刺激と無関係に生ずる自発電位は平均化により零となり、反応波形のみが発達、浮彫りにされる。

今回、我々はアナログ型電子加算機を用いて、脳波聴性反応に及ぼす因子を被検者の睡眠深度と音響刺激の強さに限定し、その出現率に対する関係を検索したので報告する。諸賢の御批判を仰ぐ次第である。

第2章 実験方法

被検者は聴力正常成人男女12名である。被検者はすべて防音シールド室に安静仰臥し、覚醒より自然睡眠までの種々の状態を任意にとつた。

音響刺激はオーディオメーターを用い、0.5KC 及び1KC の純音を可聴閾値上 0dB から 5dB 段階で 55dB までスピーカーを通して与えた。刺激音は電子管スイッチにて切断し、持続100ミリ秒、立ち上り下り10ミリ秒

とした。刺激間隔は原則として2秒とした。

音響刺激下の脳波は被検者の右前頭部及び右頭頂部より単極あるいは双極誘導した。脳波は直接脳波計に接続する他、一部電子加算機に誘導し、その変動を加算せしめた。加算結果は再び脳波計に導き、脳波記録用紙上に描記させると共に、陰極線 オツシロスコープにも誘導し、同時観察、記録した。

電子加算機は記憶回路として永久磁気テープを利用したものである。自らの駆動装置より刺激ショックを発すると共に、その時点より次の刺激時点までの脳波を磁気テープ上に記録し、さらに次の刺激に同期してそれを再生し、次の脳波を加算して行く。この操作が連続周期的に反復されると、各刺激による脳波変動が刺激時点を一致させて加算される。このため音響刺激とその潜時、位相などにおいて相関を持つ誘発電位のみが一定の方向に発達し、一方、不規則な自発脳波は加算過程の内に相殺されて零となる。その結果、誘発反応が明確に浮彫りにされる原理である。

実験装置を図1に示す

図1 Block Diagram

第3章 実験結果

(1) 脳波聴性反応の特徴

音響刺激より脳波上に現われる変化には従来、所謂 K-complex, spindle 誘発, α 波遮断, 電位抑制などが報告されているが、こゝでは多回数の加算結果、平均波形として認められた反応の性状について記述する。

(a) 反応波形

音響誘発反応の典型的波形は第一陽、陰性波 (P_1, N_1) とそれに続くやゝ持続の長い第二陽・陰性波 (P_2, N_2) の四相性であった (図2のa)。しかし、反応電位は一般に N_1, P_2 が最も大きく、次いで N_2 で、 P_1 は小さくしばしば認められないことがあった。このため N_1P_2, N_2 の三相性あるいは N_1P_2 の二相性の波形も見出された (図2のb及びc)。

図2 誘発反応の加算波形

表1 平均波形の反応潜時

(単位ミリ秒)

cps	dB	P_1	N_1	P_2	N_2
1000	35	61	96	156	206
	40	70	106	147	204
	45	70	108	160	213
	50	60	101	146	189
500	40	77	125	173	244
	50	68	103	150	205

(b) 反応の潜時及び持続

平均波形の各ピーク潜時は P_1 が50~70ミリ秒, N_1 が70~120ミリ秒, P_2 が140~170ミリ秒, N_2 が180~250ミリ秒と計測された。また反応の全持続は約300ミリ秒であった (図2)。表1に一被検者の反応の潜時を示す 反応潜時の個体差はほとんど認められなかった。

(c) 加算回数と誘発電位

図3は各加算回数における誘発反応の大きさを示したものである。各刺激音の強さでは直線的に誘発電位は増加している。この加算過程中、視診上個々の誘発反応

図3 加算回数と反応部位

図4 加算過程における K-complex の出現率

の認められた回を図4に示す。誘発反応の出現様式に一定の傾向は認められないが、およそ均等に現われている。45～50dB に最も多く連続的に出現している。

〔Ⅱ〕 誘発電位と音響刺激の強さとの関係

図5は音響刺激の強さによる誘発反応の大きさの変化を5人の被検者について検討した結果を示す。この実験中、各被検者は脳波上まどろみの状態がほぼ一定に保たれていた。結果は45～50dB の強さで誘発電位は最大となり、30～40dB 以下では小さく、また55dB では逆に誘発電位が減少した。その傾向は各加算回数に見ら

図5 刺激の強さと誘発部位
(70回加算)

図6 刺激の強さと反応潜時

れ、回数と共に著明となつた。これは他被検者、各周波数においても共通して見出された特徴であつた。また、多くの被検者のまどろみ状態で可聴閾値上10～15dB の強さで反応波形が認められた。

刺激音の強さと反応波形との間には特異な関係が見られなかったが、20～30dB 以下の弱い刺激では初期陽性

図7 各意識状態における平均波形

上段：脳波
下段：加算波形 刺激間隔2秒

図 8 各意識状態における誘発反応電位

波 (P_1) が不明瞭のことが多かった。刺激音の強さによる又応潜時の変化の一例を図 6 に示す。刺激音の強さと共に潜時の短縮する傾向が見られた。

(Ⅲ) 誘発電位と意識状態との関係

図 7 に覚醒時及び各睡眠深度における誘発反応を示す。また、図 8 はそれらの各加算回数における誘発反応の仕方を示したものである。誘発反応はまどろみ及至浅い睡眠状態において最も出現しやすく、その電位も加算回数と共に著明に増大した。各意識状態での反応波形はまどろみの状態で典型的な四相性を呈したのに対し、覚醒あるいは深睡眠時には P_1 , N_2 の明確でないものが見られた。また意識状態による反応潜時の変動は覚醒時から深睡眠時に行くにつれて、特に P_2 , N_2 の遅い成分の潜時が延長することが観察された。

以上の結果より誘発電位に対する音の強さと意識状態の両者が影響することが明らかにされた。意識状態の数量的表現が不可能のため音の強さと効果の上で量的に比較できないが、多くの実験経験より誘発電位の増加には被検者の意識状態が最大の因子として働くことが推測された。

第 4 章 総括並びに考察

幼小児の聴力検査では被検者の無関心、注意力欠如、知能未発達などの理由から他覚的判定に頼らねばならない。その他覚的指標としては古来、条件反射を利用するもの、瞬目反射、驚愕反射を利用するもの、さらに生理学的に呼吸曲線、脈圧、皮膚電気抵抗の変動を観察するものなどが考案されているが、その一つに脳波聴性反応を指標とした方法がある。

人間の睡眠中に音響刺激を与えると、その脳波にある

特定の反応の生ずることが知られていたが、Doerfler⁷⁾ (1948) はこの誘発反応を他覚的聴検に応用することを示唆した。これに続いて、Tato⁹⁾ (1949), Marcus et al⁹⁾¹⁰⁾ (1949, 1951), Gidoll¹¹⁾ (1952), Perl et al¹²⁾ (1953), Derbyshire et al¹³⁾¹⁴⁾¹⁵⁾ (1955, 1956, 1958), Suzuki et al¹³⁾ (1957), Withrow et al¹⁶⁾ (1958), Ortiz-Estrada et al¹⁷⁾ (1963) らがそれに関する業績を報告、本邦においても伊藤¹⁸⁾ (1939), 山本¹⁹⁾ (1954), 浅輪²⁰⁾ (1959), 板倉²¹⁾²²⁾ (1957, 1959), 河村²³⁾²⁴⁾ (1959, 1963), 長畑²⁵⁾ (1961), 坂本 (1963)²⁶⁾ らによつて脳波による他覚的聴検の知見が発表されている。

それら多くの論文発表にかゝらず、幼小児の脳波他覚的聴検には二つの大きな問題があつた。その一つは他覚的検査による聴力閾値と標準聴検による閾値との相違の検定であり、もう一つは被検者の意識状態により聴性反応の出現率が著しく左右されることの解決法であつた。我々は今回誘発反応を電気的に加算し、平均波形として観察するという新しい手法により、従来の聴検と些か異なつた観点からこの二つの主題を検討した。次に上記の結果を今迄の業績と比較、考察を加えて見たいと思う。

(Ⅰ) 誘発反応の特徴

Davis et al¹⁾ (1939) は睡眠時人間脳波の聴性反応を 6~8c/s の一連の比較的規則正しい波がデルタ徐波の上に重畳すると記載した。その後 Marcus et al⁹⁾¹⁰⁾ (1949, 1951), Gidoll¹¹⁾ (1952) は音響刺激によつて脳波が睡眠から覚醒パターンに移行する現象を指標としたが、Perl et al¹²⁾ (1953) は脳波聴性反応を (i) α 波抑制, (ii) 覚醒脳波への移行, (iii) 多相性電位, (iv) K-complex の四つの型に分類した。以後、この四つの反応型は多くの学者により聴性反応の判定基準として採用されている。

今回の我々の加算結果では誘発反応の本態は陽陰陽陰の四相から成る波形であることが明らかにされた。しかし、最初の陽性波と最後の陰性波とは電位の小さいことが多く、時に検出し得ないときには波形は三相性あるいは二相性として観察された。所謂 K-complex の波形については従来視診上より判定されたものであつたが、Davis²⁷⁾ (1939), Abe²⁸⁾ (1954) らは覚醒時の頭皮上から陰陽陰性の三相波形を観察している。また、Gastaut²⁹⁾ (1953), Bancaud et al³⁰⁾ (1953) らは頭頂部における陰性波がこの反応の主要素を成すとして vertex spikes とこれと呼んだが、Roth et al³¹⁾ (1956) によれば

それらの初期陰性波に先行する小さい陽性波が認められるという。さらに Derbyshire et al¹⁴⁾ (1956) の如く 6~15c/s の速波が 2~5c/s の徐波の上に重畳したものという記述がある。事実、K-complex には多くの variation があり、個々の反応の観察では一定の波形を定義するのは至難のことであろう。我々の加算波形から推測するに、多くの学者が指摘している K-complex の速波成分は一定の潜時、位相を有するものでなく、徐波成分のみが K-complex の本質をなすものと思われる。

次に、この聴性反応の潜時に関しては覚醒時 Davis²⁷⁾ (1939) の約 30~40 ミリ秒、Abe²⁸⁾ (1954) の 90~110 ミリ秒、また、板倉²¹⁾ (1957) の 0.2 秒以内、北尻³²⁾ (1958) の 0.1~0.2 秒という記載があり、一方、睡眠時には Davis et al¹⁾ (1939) は約 100 ミリ秒、Perl et al¹²⁾ (1953) は 150~200 ミリ秒とし、さらに Gastaut³³⁾ (1954) の 65±20 ミリ秒、板倉²¹⁾ (1957) の 0.2 秒以内、北尻³²⁾ (1958) の 0.6~1.0 秒、長畑²⁹⁾ (1961) の 70~90 ミリ秒という報告がある。我々の観察した平均波形では第一の陽陰波の潜時が 50~120 ミリ秒、第二の陽陰波のそれは 150~250 ミリ秒にあつた。また、その全反応過程は約 300 ミリ秒と算定された、これらの事実よりこの誘発反応は非常に多数の神経細胞を介して皮質に投射されたものであることが推測される。

さて、これらの誘発反応が中枢神経系の生理機構の如何なる現象を表示するものか、また、それと聴覚との関連性について考察することはそれ自体興味深いばかりでなく、聴検という本来の応用目的からも重要なことである。反応と聴力との関連度については後章で論ずることとし、こゝでは反応の発生機序に関して少しく考察する。既にこれに関しては鳥山³⁴⁾ (1954) の詳細な論考があるが、著者らは第一陽陰性波 (P_1, N_1) は大脳皮質連合領の活動電位を反映し、より遅い第二陽陰性波 (P_2, N_2) は本来動物に備わった本能的驚愕反射の電位を表現すると考える。この点、動物実験で深麻酔下に証明されている二次反応³⁵⁾³⁶⁾ とこの遅い成分との類推が多くの研究者により論ぜられている¹⁾²⁹⁾³⁰⁾³¹⁾。しかし一方においては P_1N_1 が棘状を成し、 P_2N_2 が緩やかな波状を呈する様態は小発作癲癇時に特異的に認められる spike and wave の波形との関連も推定され、 P_1N_1 が P_2N_2 と起源的に別個のものであるか、あるいは一連の神経活動を示すものか推測の域を出ない。今後の検討を要する点であろう。

〔Ⅱ〕 音響刺激の強さと誘発電位

脳波聴性反応を指標とした他覚的聴検により、どれほどの正確さを以て聴力閾値が決定されるであろうか。この問題に関して従来の業績を通覧するに、先ず Perl et al¹²⁾ (1953) は自覚可聴閾値上 40dB あるいはそれ以上で α 波の抑制が起ると述べ、Suzuki et al⁹⁾ (1957) は全観察例の 82.6% で 20dB の差を起えなかつたと報告、また、板倉²¹⁾ (1957) によればその相違は最高で 20dB であつたが、大多数は ±5dB 以内の値であろうという。Derbyshire¹⁴⁾¹⁵⁾ (1956, 1958) は聴性反応が少くとも 50% 認められる場合を他覚的可聴閾値と定めて自覚閾値と比較し、平均 ±18dB の相違が認められたと述べ、浅輪³⁰⁾ (1959) は覚醒時であるが重ね合わせ法で 20dB あるいはそれ以下であつたと記載、河村³³⁾³⁴⁾ (1959, 1963) も 15~20dB 以下が大部分と発表している。さらに長畑²⁹⁾ (1961) は 6 才以上の年長児 7 例で両検査法の閾値測定結果を比較し、その差 ±25dB、平均 8.7dB と比較的よく一致したと報告している。以上の成績は被検者の条件によつて多少数値が異なるにしても、要約すれば他覚的聴検によつて自覚聴力閾値と凡そ 20dB 以内の精度で閾値が決定されることを物語るものである。

我々の加算法による結果では同様被検者の意識状態により反応出現性が大きく左右されたが、最も現われ難い覚醒時でも 15~20dB の強さで反応が認められ、まどろみ状態では 10dB で反応を判定し得た例もあつた。しかるに 5dB の強さでは加算回数を如何に増加させても反応は観察できなかった。

この現象は何を意味するか。著者らはそれを誘発反応の発生機構に由来するものと考え、これは技術的方面の改良によつても短縮できない限界と推測する。即ち、既に Gastaut²⁹⁾ (1953) らはこの反応の本態に驚愕反射を想定しているが、その反応系において聴力閾値のさらに上に反射を惹起せしめるもう一つの閾値があり、その閾値上の入力がないとたとえ音が聴えていても誘発電位は生じないと考えれば説明できる。両閾値の差がこの自・他覚聴力閾値の相違と考えることができよう。これを言換えれば“脳波聴性反応は直接聴力閾値を示すものではないが、反応の発現に聴覚の存在も不可欠な要素であることから推して、ある一定の差を予測して聴力閾値を判定する限り有意義なものと思われる”

次に、誘発反応の閾値上で音響刺激を増加させて行くと反応電位もほぼ直線的に漸増したが、40~50dB で最

大値を示し、55dB では電位は逆に減少の傾向を見せた。この現象は誘発電位が中枢神経系の出力を表現するものとすれば、感覚入力に対して出力が一定限度で飽和状態になることを示し興味深い。これらよりさらに中枢において感覚入力量が調節されている機構が想像される。

また、音響刺激の強さにより反応潜時の減少する事实は Derbyshire et al³⁷⁾ (1958) も指摘しているが、これは従来の電気生理学的業績³⁷⁾³⁸⁾からも認められており、最近著者らの行なった反応時測定実験³⁹⁾においても同様の知見を得ている。音圧—電気エネルギー変換過程に関連した共通の現象と思われる。

〔Ⅲ〕意識状態と誘発電位

誘発反応の出現率が被検者の意識状態により大いに左右されることは多くの学者により、既に発表されているところである。

翻つて、1937年 Loomis et al⁴⁰⁾ は睡眠の深さを脳波所見上、A. B. C. D. E の5段階に分類したが、さらに Davis et al⁴¹⁾ (1937) は入眠期の A. B. 段階に関して心理生理学的観点から検討を加えた。この業績は脳波学研究初期にあつて優れたものであり、現在においてもほぼ同様の分類が踏襲されている。

さて、Davis et al⁴¹⁾ (1939) は自らの分類による睡眠各期での誘発反応を検索した結果、K-complex は睡眠のC期即ち spindles stage に最も出現し易いと結論した。次いで Perl et al⁴²⁾ (1953) も K-complex は浅い睡眠 early spindle stage によく現われると述べ、本邦の板倉²¹⁾²²⁾ (1957, 1959)、北尻³²⁾ (1958)、河村²³⁾²⁴⁾ (1959, 1963)、長畑²⁵⁾ (1961) らも同様の知見を得ている。また、Roth et al³¹⁾ (1956) は麻酔による睡眠下では脳波上低電位速波活動のとき K-complex が最も安定して認められたと報告している。

上記の業績からして脳波聴性反応が最大の出現率を示すのはまどろみ乃至浅い睡眠時であることは一致した結論である。我々の成績でも、図7に見る如く浅い睡眠時に最もよく発生している。特に徐波の上に時折 spindles の重畳する時期には K-complex が連続的に出現している。これに対し、覚醒時あるいは深睡眠時には K-complex の電位は非常に小さく、ほとんど認め難い。

以上の観察より我々は誘発反応の加算電位の大きさが感覚刺激の強さ並びに被検者の意識状態に影響されることを知った。また、意識状態がほぼ一定に維持されている限りにおいてのみ大きさは感覚刺激の強さと大凡そ比

例関例にあることを明らかにした。被検者の意識が非常に変動するときは感覚刺激による反応閾値は容易に移動した。従つて、音響刺激による反応を指標として聴力閾値が云々される場合、それは意識状態を規定した上での閾値であつて、被検者の状態を無視した閾値は意味がないと思われる。

最後に意識状態による誘発反応の出現率の相違を生理学的に考察する。図9にその機構を示す。本来 K-com-

図9 意識状態と誘発反応発生機構に関する考察

plex は感覚刺激インパルスが脳幹部で主路から分れて所謂網様体賦活系に入り、それが皮質に投射されたものとされている。先ず、覚醒時には皮質中枢から脳幹部に対してそこに流れ込む感覚入力を適当に調節する下行性機構が間断なく作動している。この系路はすでに Magoun et al⁴³⁾ (1946), French et al⁴³⁾ (1955), Hernández-Peón⁴⁴⁾ (1955), Dawson⁴⁵⁾ (1958) により証明されている。元来、緻密で合理的機能を営む生体にはあらゆる部位に多くの feedback systems が想定されているが、これは皮質脳幹部間に働ききわめて大規模な系路

と考えられる。これにより過剰な感覚入力では中枢に到達する以前に調節され、それが不足するときは増幅され、皮質には常に適度の入力が伝わるようになる。覚醒時にはこの作用が強く働いて誘発電位を抑制しているが、皮質活動がやゝ減退したまどろみ乃至浅睡眠状態ではその抑制がとれて誘発電位が最大に皮質に投射される。さらに睡眠が深くなると皮質活動とともに脳幹網様体の機能も低下し、誘発反応を惹起する根源のものが休止してしまうと考えられる。

第5章 結 語

脳波聴性反応を他覚的聴検の指標として臨床的に応用するに際し、誘発反応と音響刺激の強さ、被検者の意識状態との関係を電子加算機を用いて検索した。

一定の意識状態が保持されるときは誘発反応の大きさひいてはその出現性は音響刺激の強さとはほぼ直線の関係を示した。しかし、意識状態が変動するとその関係は複雑となり、意識状態の因子が誘発反応の出現により大きく影響するように思われた。

被検者の意識状態が誘発電位の発生に決定的要素となることから実際の臨床的聴検の他覚的閾値の判定時、意識状態が一定にしかも統一されねばならぬことが強調された。

誘発反応に対する感覚刺激の強さ及び意識状態との関係が中枢神経系の生理学的機構より考案された。生体が単純な機械系と異なる点はその活動に無数の feedback systems が働いていることである。末梢からの感覚性入力はそのまゝで中枢に達することなく、多くの段階で中枢からの帰還作用で調節される。この機能がこゝでいう意識状態に相当すると考えられ、意識状態が微妙に変動するとき音響刺激の強さ（入力）と誘発反応の大きさ（出力）との間には必ずしも一元的関係が存在しないことが推論された。

文 献

- 1) Davis, H., Davis, P.A., Loomis, A.L., Harvey E.N. and Hobart, G.A.: Electrical Responses of the Human Brain to Auditory Stimulation during Sleep. *J. Neurophysiol.*, 2: 500~514, 1939.
- 2) Derbyshire, A.J. and Farley, J.C.: Sampling Auditory Responses at the Cortical Level. *Ann. Oto-Rhino-Laryng.*, 68: 675~697, 1959.
- 3) Suzuki, T. and Asawa, I.: Evoked Potentials of Waking Human Brain to Acoustic Stimuli. *Acta Otolaryng.*, 48: 508~529, 1957.
- 4) 浅輪勲: 音響刺激に対する人間大脳誘発電位を観察するための一新方法について, *日耳鼻*, 62: 1143~1153, 1959.
- 5) Barlow, J.S.: An Electronic Method for Detecting Evoked Responses of the Brain and for Reproducing Their Average Form. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 9: 340~343, 1957.
- 6) Goldstein, M.H.: Averaging Techniques Applied to Evoked Responses. *EEG Clin. Neurophysiol.*, Suppl. 20: 59~63, 1961.
- 7) Doerfler, L.G.: Neurophysiological Clues to Auditory Acuity. *J. Speech Hear. Dis.*, 13: 227~232, 1948.
- 8) Tato, J.M.: Electro-Encephalographic Auditive Threshold. *Acta Otolaryng.*, Suppl. 78: 151, 1949.
- 9) Marcus, R.E., Gibbs, E.L. and Gibbs, F.A.: Electroencephalography in Diagnosis of Hearing Loss in the Very Young Child. *Dis. Nerv. Syst.*, 10: 170~173, 1949.
- 10) Marcus, R.E.: Hearing and Speech Problems in Children; Observations and Use of Electroencephalography. *A.M.A. Arch. Otolaryng.*, 53: 134~146, 1951.
- 11) Gicoll, S.H.: Quantitative Determination of Hearing to Audiometric Frequencies in the Electroencephalogram. *A.M.A. Arch. Otolaryng.*, 55: 597~601, 1952.
- 12) Perl, E.R., Galambos, R. and Glorig, A.: The Estimation of Hearing Threshold by Electroencephalography. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 5: 501~512, 1953.
- 13) Derbyshire, A.J., Wooley, P.V., Jr., McDermott, M. and Fraser, A.R.: The Use of the Electroencephalogram in the Evaluation of Hearing in Preschool Age Child. *Amer. J. Dis. Child.*, 90: 649~650, 1955.
- 14) Derbyshire, A.J., Fraser, A.A., McDermott, M. and Bridge, A.: Audiometric Measurements by Electroencephalography. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 8: 467~478, 1956.
- 15) Derbyshire, A.J. and McDermott, M.: Further Contributions to the EEG Method of Evaluating Auditory Function. *Laryngoscope*, 68: 558~570, 1958.
- 16) Withrow, F.B. and Goldstein, R.: An Electroencephalographic Procedure for Determination of Auditory Threshold in Children. *Laryngoscope*, 68: 1674~1699, 1958.
- 17) Ortiz-Estrada, P., Deutsch, E. and Hernandez-Orozco, F.: An Electroencephalographic Method for Evaluation of Hearing in Children. *Ann. Oto-Rhino-Laryng.*, 72: 135~148,

1963. 18) 伊藤儀助, 杉良平: 人間脳電流による聴覚の客観的測定, 日耳鼻, 45: 1544~1545, 1939. 19) 山本馨, 板倉秀: 脳波による他覚的聴力検査について, 日耳鼻, 57: 727, 1954. 20) 浅輪勲: 音響刺激による覚醒時人間大脳の誘発電位とその他覚的聴力検査法への応用, 日耳鼻, 62: 743~759, 1959. 21) 板倉秀: 脳波と音響刺激, 日耳鼻, 60: 712~762, 19572. 22) 板倉秀: 他覚的聴力検査法 (EEG による法), *Audiology*, 2: 48~49, 1959. 23) 河村正三, 藤田史朗, 鳥山稔, 茂木しげ子, 長畑正道, 丸山博: 脳波による他覚的聴力検査, *Audiology*, 2: 50~51, 1959. 24) 河村正三, 野口憲道, 茂木しげ子, 鳥山稔: 脳波聴力検査について, 日耳鼻, 66: 142, 1963. 25) 長畑正道: 脳波による聴力検査, *小児科診療*, 24: 414~419, 1961. 26) 坂本伸一郎, 本間利美, 今一郎: 脳波による他覚的聴力検査の臨床的応用について, 日耳鼻, 66: 1076, 1963. 27) *Davis, P.A.*: Effects of Acoustic Stimuli on the Waking Human Brain. *J. Neurophysiol.*, 2: 494~499, 1949. 28) *Abe, M.*: Electrical Responses of the Human Brain to Acoustic Stimulus. *Johoku J. Exper. Med.*, 60: 47~58, 1954. 29) *Gastaut, H.*: Etude élettrographique chez l'homme et chez l'animal des décharges épileptiques dites «psychomotrices» *Rev. Neurol.*, 88: 310~352, 1953. 30) *Bancaud, J., Block, V. et Paillard, J.*: Contribution EEG à l'études des potentiels évoqués chez l'homme ru niveau du vertex. *Rev. Neurol.*, 89: 399~418, 1953. 31) *Roth, M., Shaw, J. and Green, J.*: The Form, Voltage Distribution and Physiological Significance of the K-complex. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 8: 385~402, 1956. 32) 北尻金三郎: 音響刺激の脳波に及ぼす影響に関する臨床的研究, 耳鼻臨床, 51: 806~837, 1958. 33) *Gastaut, Y.*: Negative Spikes Evokee at the Vertex. Their Psychophysiologic and Pathologic Significance. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 6: 161, 1954. 34) 鳥山稔, 松崎力: 感覚刺激による皮質誘発電位 K-complex の臨床的応用とその本態について, 耳鼻展望, 予定. 35) *Derbyshire, A.J., Rempel, B., Forbes, A. and Lambert, E.F.*: The Effects of Anesthetics on Action Potentials in the Cerebral Cortex of the Cat. *Amer. J. Physiol.*, 116: 577~596, 1936. 36) *Forbes, A. and Morison, B.R.*: Cortical Response to Sensory Stimulation under Deep Barbiturate Narcosis. *J. Neurophysiol.*, 2: 112~128, 1939. 37) *Galambos, R.*: Microelectrode Studies on Medial Geniculate Body of Cat. III Response to Pure Jones *J. Neurophysiol.*, 15: 381~400, 1952. 38) *Hind, J.E., Goldberg, J.M., Greenwood, D.D. and Rose, J.E.*: Some Discharge Characteristics of Single Neurons in the Inferior Colliculus of the Cat. II Timing of the Discharges and Observations on Binaural Stimulation. *J. Neurophysiol.*, 26: 321~341, 1963. 39) 切替一郎, 竹尾康男, 佐藤恒正, 設楽哲也, 寺尾彬, 松崎力: 聴性反応時間に関する検査知見, *Audiology*, 7: 71~72, 1964. 40) *Loomis, A.L., Harvey, E.N. and Hobart, G.A.*: Cerebral States during Sleep As Studied by Human Brain Potentials. *J. exp. Psychol.*, 21: 127~144, 1937. 41) *Davis, H., Davis, P.A., Loomis, A.L. and Harvey, E.N.*: Changes in Human Brain Potentials during the Onset of Sleep. *Science*, 86: 448~450, 1937. 42) *Magoun, H.W. and Rhines, R.*: An Inhibitory Mechanism in the Bulbar Reticular Formation. *J. Neurophysiol.*, 9: 165~171, 1946. 43) *French, J. D., Hernández-Peón, R. and Livingston, R.B.*: Projections from Cortex to Cephalic Brain Stem (Reticular Formation) in Monkey. *J. Neurophysiol.*, 18: 74~95, 1955. 44) *Hernández-Peón, R. and Hagbarth, K.E.*: Interaction between afferent and Cortically Induced Reticular Response. *J. Neurophysiol.*, 18: 44~55, 1955. 45) *Dawson, G.D.*: Central Control of Sensory Inflow. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 10: 351, 1958.

稿を終るに当り終始御懇切なる御指導御校閲を賜った恩師切替一郎教授に衷心より謝意を表わします。

(原稿到着＝昭和 39. 9. 26 日)