AUDITORY MIDDLE LATENCY RESPONSE

KIYOKO HORIUCHI

Department of Otolaryngology, Faculty of Medicine, Shinshu University, Matsumoto
 (Director: T.Suzuki, M.D.)

The properties of the auditory evoked response with peak latency of 6 to 50 msec, which was often referred as "middle latency response", were studied in order to examine its clinical significance.

The subjects used in this study were 8 adults, 5 young children aged from 2 years 2 months to 3 years 9 months and 4 infants aged from 12 months to 17 months. All the subjects were proved to have normal hearing. Active electrode was attached to the vertex while reference and ground electrodes were placed on one of the ear lobes and the root of the nose respectively. The responses were led to a medical computer through an amplifier and an analog filter set to pass bands of 1.8-2800 Hz in most cases, in order to minimize the effect of the filter on the recorded data. Two thousand signals were averaged in a test run and were recorded with an X-Y recorder. Clicks were used for auditory stimulation.

The response pattern was relatively stable in adults and characterized by a polyphasic configuration with mean peak latencies of (Po) 6.4 ± 0.31 msec, (Na) 16.7 ± 1.87 msec, (Pa) 28.4 ± 3.82 msec, and (Nb) 40.3 ± 2.84 msec with the stimulus intensity of 60 dBHL. Po-peak seemed to correspond to the so-called BSR. The mean peak to peak amplitudes were 1.35 ± 0.14 μ V (Po-Na), 1.38 ± 0.25 μ V (Na-Pa), 1.34 ± 0.12 μ V (Pa-Nb), respectively (at 80 dBHL). In infants the response pattern was more variable and the peak latencies were shorter than those of adults except Po-peak. The mean peak to peak amplitudes in infants were smaller than those of adults and the values were different between the three parameters as in the following order; (Po-Na) > (Na-Pa) > (Pa-Nb). Threshold for Pa-peak was 10 dBHL in adults, 25 dBHL in young children and 40 dBHL in infants.

The response pattern was altered with cut-off frequencies of the filter bands. The stability, threshold and identification of the response were improved with narrow bands of 22.4-180 Hz especially in infants. In clinical use of this response, the effective bands should be selected.

Although the frequency specificity of this response was not examined in the present study, it will be important problem in clinical application.

A79—1549—10522

聴性誘発反応の middle latency response の検討*

信州大学医学部耳鼻咽喉科学教室（主任：鈴木篤郎教授）

堀内 潔子

緒 言

他覚的聴力検査法の指標として使われている反応には

*聴器機能検査法研究 第104報

いくつかあるが、それぞれに一長一短があり今だ満足すべき方法が見出されていない。slow vertex response によるいわゆる ERA は判定の信頼性に問題があり³³⁾³⁴⁾、

AP や、いわゆる brain stem response (以下 BSR) は周波数応答性に問題があり、1,000 Hz 以下の低周波、刺激音に対する情報が得られないと言われている⁹⁾³¹⁾。

これらの問題点を解決できる可能性の期待できる反応として、最近 middle latency response (以下略して MLR とする) が注目されてきた。これは 6~50 msec の所にみられる一連の聴性誘発反応で、歴史的には古くから報告されているが従来あまり普及しなかったものである。今回我々はこの反応を他覚的聴力検査の指標として臨床応用を目的に検討した。

実験方法

図 1 に測定装置のブロックダイアグラムを示す。測定はシールドされた防音室で行われた。測定には脳波用ディスク電極を用い、探查電極を頭頂部 C₂、基準電極を一側耳垂、接地電極を鼻根上部に置いた。得られた反応は前置増幅器 (日本光電 AVB-8) 時定数 0.3 秒で 500 倍増幅された後、万能フィルタ (リオン SA-33 D) の増幅部でさらに 30 dB 増幅されるとともに、1.8-2,800 Hz の帯域フィルタを介し、コンピュータ (日本光電 A TAC-201) に導かれ加算平均された。同時にこの反応はデータレコーダ (TEAC R-200) に記録され必要により再生できるようにした。加算回数は 2,000 回、解析時間は 50 msec とし、得られた反応は X-Y レコーダ (横河 3077) で書き出した。なお原波形をシンクロスコープ (岩崎 SS-5022) で観察した。

刺激音にはクリックを用いた。万能刺激装置 (日本光電 MSE-40) から発生した 0.1 msec の矩形波を減衰器 (東京光電 STA-114) 及び出力増幅器 (トリオ M-600) を通して測定室のスピーカに導きクリック音を発生させた。刺激頻度は毎秒 8 回 (間隔 125 msec)、出力は数人の正常成人の平均自覚域値を 0 dBHL として記載した。スピーカは被検者の一側耳より 97 cm の所に置き、一方コンデンサマイクロフォンをスピーカより 100 cm の所に置きシンクロスコープ (岩崎 SS-5050) に導き刺激音が鼓膜に達する時点をモニターした。

図 1 測定装置のブロックダイアグラム

被検者には聴力正常な覚醒時成人 8 名、睡眠時幼児 9 名 (1 歳~1 歳 5 か月 4 名, 2 歳 2 か月~3 歳 9 か月 5 名) を依頼した。

成 績

1. 反応波形

図 2 に正常成人の典型波形を示した。ここでは頭頂部電極の陽性変動が上向きに記録されている。MLR の検出には普通狭い帯域フィルタを使うが、ここでは反応をできるだけ原形に近い形でみようと、1.8-2,800 Hz という広い帯域フィルタを使用した。この波形をみるとまず初めの 10 msec 内に著明な陽性波がみられる。これは BSR の第 5 波などといわれているピークであるが、後述のようにこれが Mendel ら²⁰⁾²¹⁾ のいう Po と一致するものと思われる。この Po に次いで Mendel らのいう Na, Pa, Nb components がみられる。この一連の components の中で最も著明で安定なのは Po と Na であった。Pa は波形の variation に富み、尖形ピークのもの、山形のもの、なだらかな台状のものなどがあつた。Nb はしばしば不明瞭となった。強い音刺激では Na ピークの前に小さな陰性ピークを認めることがあり (図 2, 80 dBHL), これは Mendel ら²³⁾²⁴⁾ が Na₁, Na₂ と分けたピークに相当する。

図 3 に睡眠時幼児の典型波形を示した。基本的には成

図 2 MLR の正常成人典型波形 25歳 8

図3 MLRの正常幼児典型波形 1歳♀

人と同じであるが、成人より Na ピークが大きく潜時の早いことが目立った。Pa 波形の variation は成人より豊富であった。

2. 反応潜時

図4に各ピークの前平均潜時を音刺激強度別に示した。潜時は音が鼓膜に達した時点から各 component の最大ピークまでの時間とした。各ピークとも音が小さくなるにつれて潜時は延長し、60 dBHL での平均値および標準偏差は、成人で Po: 6.4 ± 0.31 msec, Na: 16.7 ± 1.87 msec, Pa: 28.4 ± 3.82 msec, Nb: 40.3 ± 2.84 msec であり、幼児では Po: 6.8 ± 0.57 msec, Na: 13.4 ± 1.93 msec, Pa: 26.0 ± 5.52 msec, Nb: 39.5 ± 0 msec であった。成人と幼児を比較して特徴的なことは、Po では幼児の方が潜時がおそいのに対して、他のピークでは幼児の方が早くなっている。特に Na では 3~7 msec も早い。この差は成人と幼児の本質的な違いがいか、それとも睡眠などによる影響かはわからないが、興味ある問題である。パラッキは Po, Na の早いピークほど小さく、Pa, Nb のおそいピークほど大きかった。

3. 反応振幅

図5にピーク間振幅の1回当たりの平均値を成人と幼児

図4 MLRの平均ピーク潜時
数字はサンプル数を示す 図5 平均振幅(ピーク間比較) 音刺激強度は 80 dBHL
グラフ上の数字はサンプル数を示す

図 6 平均振幅 (音刺激強度比較) 数字はサンプル数を示す

につき示した。音刺激強度は 80 dBHL である。振幅をピーク間で比較してみると成人では P_o-N_a , N_a-P_a , P_a-N_b の 3 者間にはほとんど差がなく、それぞれ $1.35 \pm 0.14 \mu V$, $1.38 \pm 0.25 \mu V$, $1.34 \pm 0.12 \mu V$ であったが、幼児では P_o-N_a が最も大きく $1.33 \pm 0.20 \mu V$ 、次いで N_a-P_a の $0.74 \pm 0.22 \mu V$ 、最も小さいのは P_a-N_b で $0.44 \pm 0.05 \mu V$ となり 3 者間に差がみられた。成人の P_o-N_a 間振幅は幼児のそれとほぼ等しかった。一般に振幅のパラッキはどのピーク間振幅でも大きく、幼児は成人のそれより大きかった。

図 6 に振幅の音刺激強度比較を示した。一般に音が小さくなると振幅も小さくなる傾向がみられた。成人では 3 個のピーク間振幅がほぼ同じ程度に小さくなるが、幼児では音が小さくなるにつれて 3 者間の振幅差はしだいに縮小している。すなわち幼児の P_o-N_a 間振幅が、音刺激強度により最も大きく変化する。一般に音刺激強度による振幅の変化は、潜時の変化より著明であった。

4. フィルタの反応波形への影響。

反応記録系に挿入されたアナログフィルタ (リオン SA-330) により波形がどのようにかわるかを図 7 に示した。上段は通常我々が記録時に使用している広い帯域フィルタを通した波形。中段は Mendel ら²⁹⁾ が使用していた 9—224 Hz という狭帯域フィルタを通した波形。下段はさらに狭い 22.4—180 Hz 帯域の波形で、これは最近 McFarland ら¹⁸⁾ が MLR の検出に最適だと称して使用している帯域に近いものである。この図に示すように狭帯域フィルタを通すと波形は著明な変化を受け、一般に P_o は小さくなって見にくくなるが N_a 以降の

図 7 フィルタ波形 25歳 8

components は大きく見易くなる。同時に各ピーク潜時は延長もしくは短縮する。このような使用フィルタによる反応の波形、振幅、潜時の変化は研究者間のデータの比較に無視できぬ問題であるとともに、反応検出のための最適フィルタの選択が必要であることを示している。

5. 反応域値

表 1 に各ピークの平均反応域値を年齢別に示した。1.8—2,800 Hz の広帯域フィルタの場合には P_o 域値が最も低い。幼児では、 P_a 域値が N_a 域値に比べて一段

表 1 反 応 域 値

	フィルタ*	Po	Na	Pa
成 人 (8例)	A	5.0	11.3	10.0
	B	15.0	13.8	12.5
幼 児 (2歳2月~) (5例)	A	12.0	14.0	25.0
	B	21.0	11.0	12.0
乳 児 (~1歳5月) (4例)	A	22.5	30.0	45.0
	B	25.0	25.0	25.0

* 使用フィルタ通過帯域

A: 1.8~2,800 Hz

B: 22.4~180 Hz

と高くなっている傾向がみられた。年齢別にみると成人の Pa 域値は 10 dB で最も低く、2歳2月以上幼児が 25 dB、1歳5月未満乳児が 45 dB で、最も高かった。

これを 22.4—180 Hz の帯域フィルタをかけた場合と比較してみると、Po 域値はどの年齢でも高くなる傾向があり、Pa 域値は成人ではあまり差はないが、乳児、幼児では一般に低くなる傾向が注目された。

6. 反応出現性

本反応の検出しやすさを出現率の立場からみるため、図8に各ピークの反応出現率を示した。成人の Po, Na, Pa の出現率はどの場合も高かった。一方幼児では 1.8~2,800 Hz の広帯域フィルタ記録時では Po, Na の出現率は高いが Pa, Nb の出現率は低い。これを 22.4~

180 Hz の狭帯域フィルタ記録時でみると、Po の出現率は低くなるが Pa の出現率は著明に高くなっている。

この結果より Po 以外の components の検出には適当な帯域フィルタを使用した方が反応が判別しやすく、検出率が良くなるように思われた。

7. myogenic response の出現

本反応ではしばしば myogenic response との関連が問題となる。図9に示した例は 60 dBHL 以上の音刺激の時に myogenic response と思われる、振幅の大きな negative-positive 変動が現われたものである。これは加算回数10回ほどで、認められる大きくなる。またこの大きな波形は音刺激が 40 dBHL 程度に弱くなると出現しなくなり、通常の振幅の小さい MLR のみとなる。この大きな myogenic response は通常の MLR より潜時がやや早く negative peak が 13.7 msec, positive peak が 18.0 msec であった。この反応はすべての人にみられるわけではなく、被検者間の出現性のバラツキが大きかった。また睡眠時幼児には1例もみられなかった。

考 按

MLR に関する報告は日本ではほとんどみられないが、この反応の歴史は古く 1958年 Geisler ら⁹⁾がコンピュータによる加算平均の方法を導入してヒト頭皮上より記録したのが初めである。次いで 1960年 Lowell ら¹⁵⁾が報告し、この反応の clinical audiometry への応用を示唆している。その後、後述するように反応の origin をめぐって多数の報告がなされた。1964年 Bickford ら²⁾

図 8 反応出現率

—●— 成人 ▲.....▲ 幼児

使用フィルタ通過帯域 A: 1.8~2,800 Hz, B: 22.4~180 Hz

図9 myogenic response の混入例

が inion muscle による myogenic origin を提唱し、一方 Lowell¹⁵⁾ Goldstein & Rodman¹⁰⁾ らは neurogenic origin を支持した。また Borsanyi & Blanchard³⁾ や Mast^{16), 17)} は両者の混合反応であるとした。1967年 Ruhm²⁷⁾ はヒトの開頭術前後で頭皮上と皮質上よりこの反応を記録比較し、反応潜時がほとんど同じであることより neurogenic response であることを証明した。その後 early components として Goldstein¹⁰⁾, Mendel & Kupperman¹²⁾ らにより詳細な検討がなされ、最近では middle components あるいは middle latency response として報告が増えてきている。しかし slow vertex response, BSR, AP などと比べると、その歴史の古さに比し臨床的普及がおくれていることは否定できない。

1. 反応波形

反応波形は報告によりその細部は異なり、また命名も異なるが、代表的なものは Mendel & Goldstein²¹⁾ (1969) の 50 msec 内にみられる Po, Na, Pa, Nb の4つの components を持つ波形である。この中で Nb はしばしば不明瞭であるが、Na, Pa はこの反応に特有なピークである。また音刺激が強い時には Na は2つに分れるとしており²³⁾、この現象は我々も観察している。Po ピークがこの components に加わったのは1969年の報告²¹⁾ からである。また最近 McFarland¹⁹⁾ はさらに

low cut filter を加えて Nb ピークのあとにもう1つの陽性ピーク Pb を認めている。

次に Po ピークに関しては、我々はこれが BSR の第5波などと言われている陽性ピークと一致するものと考えている³⁰⁾。図7に示したように Mendel²¹⁾ らの使用しているような狭い帯域フィルタを同じ反応にかけると、この陽性波が Mendel²¹⁾ らの Po ピークと一致するのが認められ、同じピークをフィルタのちがいににより別の立場からみていたものと思われる。これに関して Picton²⁸⁾ は Po が、Na ピークの前の小さな陽性波であり BSR の第5波とはちがうものとみており、著者の前報¹¹⁾でも同様に記載しているが、このピークは音が小さくなると消えてしまい Mendel²¹⁾ らの観察した Po とは異なると思う。

2. 潜時

潜時もフィルタのかけ方により異なるため各報告をそのまま比較することはできないが、我々のデータは Mendel & Goldstein²¹⁾, Picton²⁸⁾ の成績とほぼ似ている。また Na と Pa の潜時は報告者間であまり差のないのが特徴的で、この2つのピークがこの反応に特有で、安定なものであることがわかる。これに反して Po, Nb の潜時は報告者によりかなりの相違がある。音刺激強度が小さくなると潜時が延長することはだれもが認める所であるが、この割合は比較的小さく、振幅の変化ほど著明なものではない。

バラツキに関しては Mendel²¹⁾ らは被検者間、被検者内ともに小さく、安定な反応であるとしているが、我々の成績では、早いピーク Po, Na のバラツキは小さいが、おそいピークほどバラツキは大きくなっている。おそいピークほど波形のシャープさがなくなり潜時として測定する頂点の変動が大きく、これがバラツキの大きさの原因をなしているものと思われる。

3. 振幅

ピーク間振幅もフィルタなどの測定条件によって大きく影響されるため、報告者間でかなりの相違が認められるが、30~50 dB 程度の刺激で Na—Pa, Pa—Nb 間などの振幅は大略 0.5~1.5 μ V 前後である^{12), 18), 21), 27)}。我々の成績もほぼこの範囲内にある。ピーク間で大きさを比較すると、我々の成績では成人の場合3つのピーク間振幅にほとんど差はないが、幼児では Po—Na 間が特に大きいのが目立ち、他のピーク間は成人より小さかった。振幅のバラツキは被検者間で大きく、この程度は潜時のバラツキより大きいように思われた。

音刺激が小さくなると振幅が減少することは多くの人が認めており、この減少の仕方は潜時の変化よりも著明だと言われている¹⁹⁾²³⁾。Mendel ら²²⁾は振幅が睡眠 stage で変化し、REM stage で最大となり睡眠が深いほど小さくなることを報告している。また刺激間隔による振幅の変化について、Geisler ら⁹⁾Lowell ら¹⁵⁾は間隔が短くなるほど振幅が小さくなることを認め、一方McFarland ら¹⁸⁾は1秒間1回と16回の刺激で振幅の変化はなかったとしている。

4. 幼児の反応

本反応の幼児に関する報告は少ない。Engel⁸⁾は新生児について反応の恒常性のないことを述べているが、McRandle ら¹⁹⁾はこれに反し、新生児の反応が波形、潜時も成人とほとんど差がなく、反応の安定性、恒常性の良さ、信頼性の高さを認めている。またこのことより本反応に関与する神経系は周産期の初期にすでに成人と同じ反応様式を示せるほどに完成しているらしいと述べている。

我々の成績では、幼児の波形は基本的には成人と同じであるが、バラツキが大きく、安定性、恒常性は成人より低かった。この点は幼児の他覚的聴力検査に応用する際問題となろう。潜時は Po のみ成人より遅く、他のピークはいずれも成人より早かった。特に Na の早いのが特徴的であった。振幅は成人より小さく、Po—Na 間振幅が他のピーク間振幅に比べて大きいのが成人と異なる点であった。反応域値は成人より高く、出現率も成人より低かった。これらの成人と幼児の反応のちがいがどこからくるものかはわからないが、Na 以降の潜時が成人より早くなることは他の auditory evoked response と比べて興味ある点であり今後の検討を要する。

5. 反応域値

ここで問題となるのは本反応の判定基準をどこに設けるかである。Geisler ら⁹⁾は反応全体のパターンをみて、成人の自覚域値近くまで追跡している。Goldstein ら¹⁰⁾は Pa が最も安定なピークであり、さらに偽陽性判定をさけるために Na—Pa の combination 波形を判定の指標とし、成人で -5 dBSL まで検出している。他の報告でも Pa を主体とした Na—Pa—Nb components が指標とされており、Mendel ら²⁵⁾は乳児で 15~30 dBHL の音刺激で反応が検出されたとしている。

我々の成績ではピークごとの反応域値をみると、早いピークほど域値が低く、特に Po は他のピークに比べて一段と低い域値を持つ。しかし MLR の特性は Pa に

あると思われるので、Na—Pa components を指標とすると、この域値は成人で 10 dBHL であり自覚域値にかなり近い。幼児では2歳以上で 25 dBHL、1歳6か月未満で 45 dBHL と成人より高く、また他の報告よりも高くなっている。一方表1に示したように狭い帯域フィルタを通すと、幼児域値はずっと低くなり、Mendel ら²⁵⁾の成績に近くなる。反対に Po 域値は高くなる。

6. 反応出現性

出現性に関して Goldstein ら¹⁰⁾は Na—Pa を指標とすると 60 dBSL で 85%、-5 dBSL でも 55% と、この反応の出現性の良さを述べ、Mendel ら²¹⁾は成人睡眠時で 50 dBSL に対し 100% の出現率を報告している。乳児について Mendel ら²⁵⁾は 45、60 dBHL で 100% の反応が出現するとしており、また McRandle ら¹⁹⁾は新生児10例のすべてで、55 dBHL に対し反応が得られたとしている。このように多くの報告が本反応の出現性の良さを述べ、特に slow vertex response に比べその成績の良さを強調している¹⁹⁾。

我々の成績では Na—Pa に関する出現率は、成人は高いが幼児では 80 dBHL でも 62%、20 dBHL では 22% と他の報告に比べて低い。しかしこれを 22.4—180 Hz の狭帯域フィルタを通して比較してみると、成人は変化ないが、幼児の出現率が著明に上昇する傾向がみられた。このフィルタによる出現率のちがいは、域値の場合と同様に興味ある問題と言える。

7. 睡眠の影響

本反応はほとんど睡眠の影響を受けないといわれている^{21)~24)}。成人の潜時は状態による差がほとんどなく²³⁾²⁴⁾、振幅は deep sleep ほど小さくなるようである²²⁾。また明瞭な反応は REM stage で得られるが²²⁾、臨床的にはいずれでもその検出に影響しないとしている²⁴⁾。同様にこの反応は長時間記録しても habituation がなく、このように睡眠の影響を受けない点、long term stability のある点は、この反応の origin が neurogenic であることを示唆するものであるとしている²¹⁾。

我々は睡眠の影響に関する詳しい検討はしていないが、成人では覚醒でも睡眠でも反応の変化はほとんどないと思われた。また幼児において、少なくとも slow vertex response の場合のような睡眠深度による大きい影響は認められなかった。

8. 反応の安定性、恒常性、信頼性

本反応の安定性の良さに関する報告は多く⁹⁾¹⁰⁾²²⁾²³⁾²⁷⁾、恒常性も高いといわれている。特に Pa は安定したピー

クとされている¹⁰⁾。またこれらの安定性は被検者の状態のいかんにかかわらず一定であり²¹⁾²³⁾、長時間でも habituation がなく、long term stability があるとしている²¹⁾²²⁾。またこれらの現象は、新生児でも認められている¹⁹⁾。我々の成績では成人の場合は波形、潜時ともに比較的安定しているが、睡眠時幼児では波形のパラツキが大きかった。しかし幼児でも Po, Na ピークは安定していた。また時に大きな myogenic response が混入してくることがあり、波形のパラツキを大きくした。反応の恒常性については、今後さらに詳しい検討を必要としよう。

判定の信頼性について McRandle ら¹⁹⁾は、睡眠時幼児で検討し、本反応は false positive, negative が少く、slow vertex response に比べてはるかに信頼性が高いことを述べている。これは、この反応が幼児の睡眠時脳波の影響を受けることが少ないためであろうと思われる。

9. 反応の origin

この反応の origin については古くから議論されており、現在までのところ3つの意見がある。1つは Geisler ら⁹⁾以来多くの人が提唱している neurogenic origin. この根拠は、反応の安定性、恒常性、頭皮上の広い領域から同じ反応が得られることなどで、彼はこの反応が auditory cortex 深部由来と推測している。もう1つは Bickford ら²⁾を中心とする myogenic origin. これは強い音刺激を与えて inion muscle を緊張させると本反応の振幅が大きくなり、弛緩させると振幅が小さくなる事実を根拠としたものである。3つ目は Mast¹⁶⁾¹⁷⁾の提唱する neurogenic と myogenic の混合反応とする説である。

neurogenic 説を支持するものとしては Lowell ら¹⁵⁾、Goldstein & Rodman ら¹⁰⁾で、さらに Ruhm ら²⁷⁾は大脳皮質上よりの記録により cochleoneurogenic origin の証明をした。また Skinner は²⁹⁾この反応が binaural summation の効果があることより、primary neurogenic basis 由来であるとし、McRandle¹⁹⁾は潜時の一定していることや睡眠 stage の影響を受けないことより、primary auditory system の lemniscal system 由来であるとしている。一方 myogenic response 説支持としては Townsen & Cody³²⁾、Cody ら⁴⁾³⁾の報告がある。

最近 Picton ら²⁶⁾は詳細な検討の結果、この反応がおそらく auditory thalamus と cortex の活動を表わすものであるが、これに頭皮上の筋原性の反応が混入して反応を複雑にしているという見解を述べている。我々も、

この反応が単独の origin 由来ではなく、Borsanyi ら、Mast, Picton らの言うように両者あるいはまだ何か他の generator からの混合反応ではないかと思う。図9に示すような、大きな音で時に出現する myogenic response と本反応とは、はっきりと区別できるが、頸部、側頭部などの筋を緊張させると、MLR のピーク振幅が大きくなるという事実は、MLR 自身に何らかの myogenic の要素が関与していることを示唆しているものと思われる。

10. フィルタの使用に関して

前述のごとく従来の報告は反応に狭い帯域フィルタをかけて記録されている。反応にフィルタをかけると、特定周波数の power が減少し、これを適当に設定することにより S/N 比を改善し波形をきれいに見やすくし、反応の検出を容易にする効果があるが、一方、特に減衰特性のよいフィルタを使用した場合には、著明な位相の遅速をひきおこし、反応波形、潜時、振幅などの変化をきたす。しかし従来はあまりこのことに関心が払われず、異なった通過帯域のフィルタを使用した成績が直接比較されるということも稀でなかった。最近 Lane ら¹⁴⁾は本反応のいくつかの positive & negative wave はそれぞれ異なった spectrum energy を持っており、それらは 20—200 Hz の間に存在するという報告をしている。これをふまえて McFarland ら¹⁸⁾は 25—175 Hz のフィルタ setting を推奨しており、これは低周波数の高振幅成分を除くことによって視覚的に反応をとらえることが容易であるといわれている。我々の成績でも、フィルタの使用による波形の変化、反応域値や反応出現率への大きい影響が認められた。従ってどのような帯域フィルタを用いるのが最適であるかは、今後の検討が待たれる大きな問題である。

10. 臨床応用について

この反応の臨床応用、主として他覚的域値測定の可能性については Geisler ら⁹⁾以来古くから述べられている。我々もこの反応がその性質上、slow vertex response より信頼性の高い域値検査法の指標として、幼児に应用する可能性は充分あると思う。しかし我々の成績では睡眠時幼児で安定した反応を恒常的に検出し得るに至っておらず、この点で記録方法上の改善が必要である。また病巣の鑑別診断として利用するには origin に関する検索がさらに望まれる。

臨床応用で最も期待されるのはこの反応の周波数応答性である。AP, BSR のように潜時の早い反応は主とし

て 2,000 Hz 以上の高周波数音に対して反応し、1,000 Hz 以下の低周波数音に対する情報は得難いといわれている。しかし難聴児では 1,000 Hz 以下の低周波数音での残聴度がしばしば問題となり、これに対する情報の得られる検査法が望まれていた。この反応の tone pips に対する出現性は clicks とほとんどかわらず、域値は 250 Hz で 20 dBSL, 1,000 Hz, 4,000 Hz, clicks で 10 dB SL と報告されている¹²⁾。Pure tone に対しては 1,000 Hz で rise & decay time をかえた場合の反応出現性を検討した報告があり¹³⁾²⁸⁾、rise time が長くなるほど振幅が小さくなり、波形の安定性がなくなることを観察している。1,000 Hz 以下の pure tone に対する報告はまだない。この反応が 1,000 Hz 以下の低周波数音に反応するかどうかについては今後さらに検討しなければならぬがその可能性は充分にある。その際には反応の検出方法が問題となろう。

結 語

ヒト頭頂部より導出した潜時 6~50 msec の聴性誘発反応である middle latency response について、その特性と、他覚的域値測定への応用の可能性を検討した。この反応は成人では安定しており反応域値も低いが、睡眠時幼児では、かなりバラツキが大きかった。しかし反応波形はフィルタにより大きくかわり、22.4~180 Hz の狭い帯域フィルタをかけることにより、幼児の反応域値、検出率は著明に改善される傾向がみられた。臨床応用に際しては、今後、特に本反応の 1,000 Hz 以下の刺激音に対する応答性の検討と、反応検出のための最適フィルタの選択が必要と思われた。

参 考 文 献

- 1) Beiter, R.C. and Hogan, D.D.: Effects of variations in stimulus rise-decay time upon the early components of the auditory evoked response. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 34; 203-206, 1973.
- 2) Bickford, R.G., Jacobson, J.L. & Cody, T.R.: Nature of average evoked potentials to sound and other stimuli in man. *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, 112; 204-223, 1964.
- 3) Borsanyi, S.J. & Blanchard, C.L.: Auditory evoked brain response in man. *Arch. Otolaryngol.*, 80; 149-154, 1964.
- 4) Cody, D.T.R., Jacobson, J.L., Walker, J.C. & Bickford, R.G.: Averaged evoked myogenic and cortical potentials to sound in man. *Ann. Otol. (St. Louis)*, 73; 763-777, 1964.
- 5) Cody, D.T.R. & Bickford, R.G.: Averaged evoked myogenic responses in normal man. *Laryngoscope*, 79; 400-416, 1969.
- 6) Davis, H. & Hirsh, S.K.: The audiometric utility of brain stem responses to low-frequency sounds. *Audiology*, 15; 181-195, 1976.
- 7) Dawson, W.W. and Doddington, H.W.: Phase distortion of biological signals: Extraction of signal from noise without phase error. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 37; 663-669, 1974.
- 8) Engel, R.: Early waves of the electroencephalic auditory response in neonates. *Neuropaediatric.*, 3; 147-154, 1971. (文献19より引用)
- 9) Geisler, C.D., Frishkopf, L.S. and Rosenblith, W.A.: Extracranial responses to acoustic clicks in man. *Science*, 128; 1210, 1958.
- 10) Goldstein, R. & Rodman, L.B.: Early components of averaged evoked responses to rapidly repeated auditory stimuli. *J. Speech & Hearing Res.*, 10; 697-705, 1967.
- 11) 堀内凜子: 聴性脳幹反応とその臨床応用に関する研究. *日耳鼻*, 78; 23-35, 1975.
- 12) Kupperman, G.L. and Mendel, M.I.: Threshold of the early components of the averaged electroencephalic response determined with tone pips and clicks during drug-induced sleep. *Audiology*, 13; 379-390, 1974.
- 13) Lane, R.H., Kupperman, G.L. & Goldstein, R.: Early components of the averaged electroencephalic response in relation to rise-decay time and duration of pure tones. *J. Speech & Hearing Res.*, 14; 408-415, 1971.
- 14) Lane, R.H., Mendel, M.I., Kupperman, G.L., Vivion, M.C., Buchanan, L.H. & Goldstein, R.: Phase distortion of averaged electroencephalic response. *Arch. Otolaryngol.*, 99; 428-432, 1974.
- 15) Lowell, E.L., Troffer, C.I., Warburton, E.A. & Rushford, G.M.: Temporal Evannation; a new approach in diagnostic audiology. *J. Speech & Hearing Disord.*, 25; 340-345, 1960.

- 16) Mast, T.: Muscular vs. cerebral sources for the short-latency human evoked responses to clicks. *Physiologist*, 6; 229, 1963.
- 17) Mast, T.: Short latency human evoked responses to clicks. *J. Appl. Physiol.*, 20; 725-730, 1965.
- 18) McFarland, W.H., Vivion, M.C., Wolf, K.E. & Goldstein, R.: Reexamination of effects of stimulus rate and number on the middle components of the averaged electroencephalic response. *Audiology*, 14; 456-465, 1975.
- 19) McRandle, C.C., Smith M.A. & Goldstein, R.: Early averaged electroencephalic responses to clicks in neonates. *Ann. Otol.*, 83; 695-702, 1974.
- 20) Mendel, M.I. & Goldstein, R.: The effects of test conditions on the early components of the averaged electroencephalic response. *J. Speech & Hearing Res.*, 12; 344-350, 1969.
- 21) Mendel, M.I. & Goldstein, R.: Stability of the early components of the averaged electroencephalic response. *J. Speech & Hearing Res.*, 12; 351-361, 1969.
- 22) Mendel, M.I. and Goldstein, R.: Effect of sleep on the early components of the averaged electroencephalic response. *Arch. Klin. Exp. Ohr., Nas.-u. Kehlk. Heilk.*, 198; 110-115, 1971.
- 23) Mendel, M.I.: Influence of stimulus level and sleep stage on the early components of the averaged electroencephalic response to clicks during all-night sleep. *J. Speech & Hearing Res.*, 17; 5-17, 1974.
- 24) Mendel, M.I. & Kupperman, G.L.: Early components of the averaged electroenphalic response to constant level clicks during rapid eye movenent sleep. *Audiology*, 13; 23-32, 1974.
- 25) Mendel, M.I., Adkinson, C.D. and Harker, L.A.: Middle components of the Auditory evoked potentials in infants. *ERA Newsletter*, No. 39; 23, 1975.
- 26) Picton, T.W., Willyard, S.A., Krausz, H.I. and Galambos, R.: Human auditory evoked potentials. I: Evaluation of components. *Electroencep. clin. Neurophysiol.*, 36; 179-190, 1974.
- 27) Ruhm, H., Walker, E. and Flanigin, H.: Acoustically evoked potentials in man: Mediation of early components. *Laryngoscope*, 77; 806-822, 1967.
- 28) Skinner, P. and Autinoro, F.: The effects of signal rise time and duration on the early components of the auditory evoked cortical response. *J. Speech & Hearing Res.*, 14; 552-558, 1971.
- 29) Skinner, P. & Shimota, J.: Binaural summation and the early components of the auditory electroencephalic response. *J. Auditory Res.*, 12; 32-35, 1973.
- 30) 鈴木篤郎, 堀内潔子, 小泉 智: 聴性脳幹反応の波形に関する考察. *Audiology Japan*, 19; 1976.
- 31) Teas, D.C., Eldredge, D.H. & Davis, H.: Cochlear responses to acoustic transients: an interpretation of whole-nerve action potentials. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 34; 1438-1459, 1962.
- 32) Townsend, G.L. and Cody, D.T.R.: The averaged inion response evoked by acoustic stimulation: Its relation to the saccule. *Ann. Otol. Rhin. Laryng.*, 80; 121-131, 1971.
- 33) 山本香列: 誘発反応測定における判定に関する研究. *日耳鼻*, 77; 641-649, 1974.

稿を終るに臨み、御懇篤なる御指導と御校閲を賜った恩師鈴木篤郎教授に深甚なる謝意を表します。また終始御親切なる御指導と御協力をいただきました教室の諸先生方に深謝いたします。

(原稿受付 昭和51. 6. 1日)