大内 仁教授開講二十周年記念論文

交代音刺激法による誘発反応聴力検査

福島 医 大

小川克二, 神津典男, 坂爪 誠,

小玉直志, 佐藤幸雄

ダナジャパン

伊丹永一郎

1. 緒 言

誘発反応聴力検査が他覚的聴力検査の一手段として routine に用いられるようになってきつつあるが、この反応が脳波という変動しやすい現象上にみられること、加算という時間のかかる操作によってはじめて確認できる現象であることなどのために、時により反応の恒常性を欠き、反応域値の判定とか、反応値の比較の際に支障をきたすことがあることは周知のことである。

私どもは複数の音刺激を被検耳に一回交代で与えた時の脳波を加算装置の各チャンネルに均等に振り分けることにより、それぞれの音刺激での誘発反応が比較可能となる交代音刺激法を考案したので報告する。

2. 方 法

1) 検査装置

本検査に用いた装置は図1のブロックダイアグラムのごとくで、大別して交代音刺激及び脳波信号分配装置と4チャンネル加算装置（日本光電 ATAC-501-20）

図 1

及び脳波計（日本光電 AVB-8）とからなっている。

交代音刺激及び信号分配装置はダナジャパンに製作を依頼したもので大別して周波数発振器、電子スイッチ、音刺激分配用アナログマルチプレクサ、アッテネータ、電力増幅器及び脳波信号分配用アナログマルチプレクサから構成されている。

この装置により4種類までの周波数または音圧が異なる任意の音刺激による脳波を加算装置の定められたチャンネルに振り分けて、同種の音刺激による脳波は加算装置のあらかじめ定められたチャンネルで加算されるようにした。また、この装置の作動は加算機の外部駆動パルスで行うようにした。

2) 検査音

検査音としては周波数は 0.5, 1, 2, 4 kHz, 音強度は 5 dB step で 0 から 110 dB までのものを任意に選べるようにした。また、刺激音の接続時間は 100 msec 立ち上り、立ち下り時間はそれぞれ 10 msec 加算時の刺激音間隔は 3 秒とし同一音の加算回数は 30 回とした。

3) 交代音刺激のプログラム

交代音刺激のプログラムの一例を図2に示したが、

写真 1 検査装置

たとえば刺激音として 1 kHz 20, 30, 40, 50 dB を選んだ場合、これ等の 4 連音を一回ごとに交代に被検耳に与え同一音の加算回数が 30 回となったならば検査が終了するようにした。また、4 連音の被検耳に与える順序は適宜変えられるようにした。

3. 交代音刺激法の検討

1) 同一音による交代加算と非交代加算との比較

交代音刺激に用いる音を 4 つの異なる音でなく同一の音にすれば同一音を 4 つのチャンネルで交代加算することになり、もし交代音刺激法が異なる音での誘発反応の比較が可能ならば同一音での交代加算の際の誘発

図 2

図 3 交代加算

波形の振幅は等しくなるはずである。

私どもは正常聴力耳10耳を選び、1 kHz 70 dB の刺激音で被検耳を刺激した場合の脳波を一回ずつ交代に加算装置の 4 つのチャンネルにふりわけ、一つのチャンネルの加算回数が 30 回の時の誘発反応の N_1 - P_2 振幅を計測した。また、非交代加算として一つのチャンネルで 30 回加算を 10 分間隔で 4 回施行した場合の N_1 - P_2 振幅を計測し交代加算の値と比較した。

その結果 図 3, 4 のごとく交代加算を行った場合の各チャンネル間の N_1 - P_2 振幅はほとんど変化がみられないが、非交代加算では検査ごとの N_1 - P_2 振幅の値にはかなりの変動がみられる。この結果より交代音刺激法は所期の目的に十分に適うものと考えられる。

2) 前音の影響について

交代音刺激法では異なる音を一回ずつ交代に被検耳に与えるわけであるが、この際前音による脳波上的変化が次に与えられる別の音による脳波に何等かの影響を及ぼし検査の結果判定の際に誤りをまねく可能性がないとはいえない。このような前音の影響の有無を調べるために 4 種の異なる音を、被検耳に与える順序を変えて交代刺激法を行ってみた。もし前音の影響があるならば、4 種の異なる音を与える順序を変えることによりそれぞれの誘発反応の振幅間の関係が変わってくるはずである。

図 5 は正常聴力耳で、周波数固定の際の 4 つの音強度が異なる音を与える順序をさまざまに変えた際の

図 4 非交代加算

N_1 - P_2 振幅の関係をみたものであるが、それぞれの誘発反応の振幅の勾配には殆ど変化がみられない。

図 6 は刺激音の音圧を一定とし周波数を変えた 4 つの異なる音のさまざまな組合せの際の N_1 - P_2 振幅であるが、それぞれの誘発反応の振幅の関係は音の組合せを変えても殆ど変化はみられない。

4 連音の組合せ
 □—□ 20→40→60→80dB ■—■ 20→60→80→40dB
 ○—○ 20→40→80→60dB ●—● 20→80→40→60dB
 △—△ 20→60→40→80dB ▲—▲ 20→80→60→40dB

図 5 音刺激 Program 変換による振幅

4 連音の組合せ
 □—□ 0.5→1→2→4kHz ■—■ 0.5→2→1→4kHz
 ○—○ 0.5→1→4→2kHz ●—● 0.5→4→1→2kHz
 △—△ 0.5→2→4→1kHz ▲—▲ 0.5→4→2→1kHz

図 6 音刺激 Program 変換による振幅

以上より私どもの交代音刺激法では前音の影響による測定値の変動はみられないことが判った。

4. 応 用 例

1) 誘発反応域値の判定

図 7 は正常耳での誘発反応波形であるが音圧 20 dB での加算波形ではいくつかの陰陽の peak がみられるが、このうちどれが誘発反応であるか不明である。しかし音圧が 40, 60, 80 dB での加算波形をみるといくつかの peak が潜時を短かくしながら成長していくのがみられこれらの誘発波形より 20 dB 付近に反応域値があることが判る。

以上のように域値付近での刺激音によるあいまいな波形を同時に与えたより強い刺激音でのよりはっきりした反応波形をもって誘発反応であると判定でき、誘発反応の域値の判定が極めて容易である。

また、20 名の幼児を睡眠時に同一条件下で従来の up and down 方式と交代音刺激法の二通りの方法で域値判定を行ってみた。その結果は表 1 にみられるこ

図 7 誘発反応の域値判定例

表 1 睡眠時幼児の聴域値判定

域 値 判 定 法	被検査者数	域値判定 可 能 例 (百分率)
up and down method	20人	11人 (55%)
交 代 音 刺 激 法	20人	16人 (80%)

図 8 音強度差 10 dB での反応波形

強度特性曲線の作図 10dB STEP

図 9

とくであり、交代音刺激法の方が up and down 方式より域値の判定が容易であった。

2) 域値上検査

交代音刺激法では域値上での誘発反応波形の比較観察が可能である。私どもは反応の P_1-N_1 または、 N_1-P_2 振幅を計測し強度特性曲線を描くことにより他

強度特性曲線例

図 10

覚的域値上検査に応用してみた。

routine には図 8 のごとく低音圧域と高音圧域に分けて 10 dB step で検査を行う。この際低音圧域の最も高い音圧(図では 50 dB)と高音圧域での最も低い音圧の値は同じとする。次いでそれぞれの振幅を計測し図 9 のごとく特性曲線を描くわけであるが、低音圧域と高音圧域と交代音刺激を 2 回に分けて行っているため、50 dB での振幅値は必ずしも一致しない。従って曲線は低、高音圧域の境で不連続となることが多いが、この時は便宜上いずれかの曲線を平行移動させることにより特性曲線を作図する。また、反応の振幅の変動が著しいもの、反応の出現する range が狭いものでは 5 dB step で測定を行っている。

図 10 は正常聴力耳、伝音性難聴耳、感音性難聴耳の強度特性曲線であるが、これらの曲線をみると正常及び伝音性難聴耳に比して感音性難聴耳、特に補充現象陽性耳の勾配はやや急な傾向があり、これを recruiting curve と解釈して差し支えないと考える。

以上のように交代音刺激法により域値上での誘発波形の振幅を計測し強度特性曲線を描くことにより、誘発反応を他覚的補充現象検査に応用できると思われる。

5. 考 案

聴性誘発反応は主として被検者の意識状態により影響を受けやすいとされ、また¹⁾、体動その他の artifact

の介入もあり恒常性をあまり期待できないとされている。被検者の意識状態の変動は脳波上に反映され、また、artifact も脳波上に変動をもたらすのであるが、これら誘発反応の検査中に現れる自発脳波の変化と意識状態の変動が直接誘発反応に影響を及ぼすことが相俟って誘発反応の非恒常性を招来しているものと考えられる。そのため被検者の意識状態を検査中できるだけ一定に保つためのいろいろな努力がなされてきているがいずれの方法も一長一短があり決定的な方法は確立されていない²⁾³⁾⁴⁾。

私どもは複数の音刺激による一連の誘発反応検査の間になんらかの原因で自発脳波及び誘発反応自体に一時的な変動が生じて、この変化分を細分して各音刺激に対応する加算装置のチャンネルに均等に振り分けられ、用いた音刺激による加算脳波上の誘発反応間の比較が可能となるのではないかと考えて交代音刺激法を用いたのである。この交代音刺激法の原理を応用した報告はいくつかの施設及び研究者により出されているが⁵⁾⁶⁾⁷⁾、殆どが二種類の刺激または対象を用いた交代刺激を行っており私どものような4チャンネル加算装置を用いた交代音刺激法を用いているのは馬場⁸⁾のみである。

交代音刺激法で問題となるのは前音が後音に与える影響である。特に極端に高い音圧の刺激の後に低い音圧の刺激を与える場合に前音の脳波上の変化が後音での反応に影響を及ぼす可能性が考えられる。

私どもはこの影響の有無を調べるために刺激音を与える順序をいろいろ変えた場合のそれぞれの振幅を計測してみた。交代音刺激に用いた複数音の組合せをいろいろ変えた場合、もし前音の影響があるならば当然組合せによって各振幅間の関係が変わってくるはずであるが、どのような組合せでも振幅間の関係には変化がみられず、私どもの用いている交代音刺激法では前音の影響はないものと考えられる。

誘発反応の域値の判定には一般には up and down method が用いられているがこの方法は刺激強度を 10 または 20 dB step で上昇または下降せしめて反応域値を求める方法である⁹⁾。この方法では被検者の意識状態の変化の著しい時には検査を幾度もくり返さねば域値が決定できないが、私どもの交代音刺激法を用いれば、たとえ誘発反応聴力検査に適さない条件下でも域値の決定が可能のことが多く、かつ同時に反応波形の域値上での観察も可能となる利点がある。特に幼児では成人に比して反応の恒常性がないといわれてお

り、幼児聴検の際には交代音刺激法がより適した検査法であると考えられる。

聴性誘発反応に補充現象と関係があると思われる現象が認められるといういくつかの報告が散見されるが¹⁰⁾¹¹⁾、誘発反応に恒常性が期待できぬという理由からこの反応を他覚的補充現象検査に用いようとする試みは殆どなされていない。誘発反応の振幅の計測でもって画いた強度特性曲線は intensity-loudness function と殆ど同じ意味をもっており、誘発反応の振幅の強度特性曲線を正確に求められれば臨床での他覚的補充現象検査に充分応用できるものと思われる。

私どもの用いている交代音刺激法ではほぼ同一時間帯で与えたいくつかの音刺激での誘発反応の振幅が同時に観察できるため、各反応値の比較が可能であり、ある程度まで正確な強度特性曲線を求めることが可能である。応用例の項で示したごとく補充現象陽性の感音性難聴耳にみられた recruiting curve は本法を用いた誘発反応聴力検査が他覚的補充現象検査に応用できることを示唆しているものと思われる。

6. 結 語

私どもは交代音刺激及び脳波信号分配装置を試作し、この装置と4チャンネル加算装置とを組合せることにより4つの異なる音刺激時の誘発反応を比較観察することが可能となる交代音刺激法を考案した。

この方法を用いれば通常誘発反応域値の判定に用いられている煩雑な up and down method を行なわなくても比較的容易に域値の判定が可能となり、かつ誘発反応の域値上波形の振幅を比較観察できることから他覚的補充現象検査にも応用可能であると考えた。

稿を終るに臨み、御指導御校閲を賜った恩師大内仁教授に深甚なる謝意をささげます。本論文の要旨は、第18回日本オージオロジー学会総会及び、第75回日本耳鼻咽喉科学会総会において発表した。

Interchanged Sound Stimulus Method in Evoked Response Audiometry (ERA)

By

Yoshitsugu Ogawa, Norio Kouzu,
Makoto Sakatsume, & Yukio Sato
(Department of Otorhinolaryngology,
Fukushima Medical College)
Eiichiro Itami (DANA Japan)

In ERA interchanged sound stimulus method was used. Apparatus used was consisting of interchanged stimulus and EEG divided system and four channels computer.

Stimulus interchanged system were able to use four sound stimuli and these were presented to the patient one by one interchangeably, simultaneously the EEG were divided to each of the four channels in the computer.

Using this method and instrumentation, the effect of changes in the psychologic state which might occur during the test, would be sampled evenly in each of the four responses averaged for each of the four different stimuli. Therefore we were able to compare each of the four averaged responses, and this method was applied for estimation of the response threshold and an objective test for the recruitment phenomenon.

参 考 文 献

- 1) 松崎 力: 脳波誘発反応と意識状態. *Audiology Japan*, 9; 256-271, 1966.
- 2) 小寺一興, 他: 誘発反応と覚醒時の意識状態. *Audiology Japan*, 15; 347-348, 1972.
- 3) Keating, L.W. and Ruhm, H.B.: Some observations on the effects of attention to stimuli on the amplitude of the acoustically evoked response. *Audiology*, 10; 177-184, 1971.
- 4) Gross, M.M., Begleiter, H., Tobin, M. and Kissin, B.: Auditory evoked response comparison during counting clicks and reading. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 18; 451-454, 1965.
- 5) Shepherd, D.C. et al.: An averaged electroencephalic auditory diagnostic (AEA-D) procedure. *Ann. Otol.*, 79; 275-289, 1970.
- 6) 曾田豊二: Computerを用いた他覚的聴覚判定. *耳鼻と臨床*, 16; 1-48, 1970.
- 7) 古賀慶次郎, 他: 両耳交互刺激による聴性脳波誘発反応. *日耳鼻*, 74; 192-193, 1971.
- 8) 馬場道忠, 他: 多重音刺激による誘発反応聴力検査の開発. *Audiology Japan*, 16; 227-228, 1973.
- 9) 依田美千穂, 他: 誘発反応聴力測定 (ERA) における反応域値の決定について. *Audiology Japan*, 17; 563-564, 1974.
- 10) Cody, D.T.R., Griffing, T. and Taylor, W.F.: Assessment of the newer tests of auditory function. *Ann. Otol.*, 77; 686-705, 1968.
- 11) 前沢恵子: 聴覚性大脳誘発反応の“おそい成分”(V-Potential)について. *日耳鼻*, 70; 786-801, 1967.

(受付 50.2.3)