臨 床

山形大学医学部耳鼻咽喉科学教室10周年記念論文

位相スペクトル解析による
聴性脳幹反応域値検出法

青 柳 優

Response Threshold Detection of Auditory Brain Stem Evoked
Response by Phase Spectral Analysis

Masaru Aoyagi

(Yamagata University)

Phase spectral analysis of the auditory brainstem responses (ABRs) to click stimuli of different intensities and without stimuli was performed in 20 normal adults. At each stimulus level, a collection 10 groups of ABRs, each consisting of 200 sweeps, was used for calculating the phase variance by fast Fourier transform.

The phase variance for selected frequency components making up the ABRs was compared to the ABR morphology, and the sensitivity of this phase spectral analysis for the automatic detection of response threshold is discussed.

It was found that the mean phase variance calculated from 97.7 to 293.0 Hz frequency components was a good predictor for detecting ABR threshold.

The results show that this procedure is accurate enough for automatic ABR threshold detection.

Key words: auditory brain stem response, fast Fourier transform, phase spectral analysis, automatic threshold detection

はじめに

近年、聴性脳幹反応（ABR）の導入により、聴性電気反応による他覚的聴力検査は飛躍的進歩を遂げた。ABR波形は比較的安定しており、再現性に富むため、ノイズレベルが低い場合は域値の判定は比較的容易だが、ノイズレ

ベルが高い場合は未熟な検者では、やはり判定に迷う事もあり、ABR反応域値の自動判定法の開発が待たれるところである。

1982年 Fridman^{1,2)} は、Beagley (1979)³⁾ のERAに対する位相スペクトル解析 (phase spectral analysis) を改変してABRに

用した。Fridman の方法は ABR 波形の有無を、その波形の各周波数成分の位相変動という観点からとらえたものであり、彼は本法により反応の有無を自動解析する他、脳幹障害、特に聴神経腫瘍症例において対側脳幹への影響の有無を診断するのに応用している。

我々は既に、ネコを用いてこの位相スペクトル解析法 (synchrony measure 法) を ABR 波形の自動解析に用いた結果について報告⁴⁾したが、今回は、ヒト ABR について反応域値判定の自動解析法への応用について検討した。

位相スペクトル解析法について

脳波のような時間軸上の波形データは、高速フーリエ変換法 (fast Fourier transform = FFT) により周波数軸上のデータに変換される。FFT により得られた周波数軸上のデータから、その波形のパワースペクトルが得られることは良く知られている。パワースペクトル解析はどの周波数成分が (主として振幅において) どの程度、時間軸上の波形の構成に参与しているかを示すものといえる。位相スペクトル解析は同様に FFT を利用した解析法である。パワースペクトル解析では各周波数成分の、主として振幅が問題であったのに対し、位相スペクトル解析では各周波数成分の位相を問題にしている。具体的には、一定の刺激条件下で得られた複数の脳波 (ここでは ABR 波形) 間での各周波数成分の位相変動、即ち同期性を取りあげて分析するものである。これら波形群の各周波数成分のうち、位相変動の小さい成分は、その周波数成分が音刺激に対して time-locked であることを示し、音刺激との関係がより強い成分、即ち反応成分であると考えられる。逆に、位相変動の大きな周波数成分は、音刺激と無関係な雑音成分であると考えられる。

位相スペクトル解析はこのような理論に基づく解析法であるが、Beagley (1979)³⁾ は V-potential に関して加算前の脳波を対象として分析しているのに対して、ABR の場合 background EEG と比較してノイズレベルが高い

ことから、Fridman (1984)²⁾ は同一の音刺激下で 200 回加算によって得られた 10 本の ABR 波形データを対象にして分析している。

図 1 には分析法の概略を示すが、まず 200 回加算で同一刺激条件下に 10 本の ABR 波形を求める。次に、各々の ABR 波形について FFT を行ない、その実数部及び虚数部から Mardia (1972) の式²⁾

$$\text{var} \{ \varphi(m) \} = 1 - \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos \varphi_i(m) \right]^2 - \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sin \varphi_i(m) \right]^2 \dots \dots \dots (1)$$

図 1 位相スペクトル解析のブロックダイアグラム

C S M = componet synchrony measure

S M = synchrony measure

$\varphi(m)$ = 周波数成分 m の位相

m = 分析する周波数成分

n = 分析する波形の数 (=10)

M = S M を算出するために選出した周波数成分の数

により, phase variance ($\text{var}\{\varphi(m)\}$) を求める. そして1からこれを引いた値, $1 - \text{var}\{\varphi(m)\}$ を component synchrony measure (CSM) と呼ぶ.

$$\text{CSM}(m) = \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos \varphi(m) \right]^2 + \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sin \varphi(m) \right]^2 \dots\dots\dots (2)$$

$\varphi(m)$ は位相を, m は分析する周波数成分を, n は波形の数 (この場合は10) を現わす. $\text{CSM}(m)$ は位相スペクトルであり, m という周波数成分の n ケの波形群間での位相変動, 即ち同期性を示すと言える. この数値は0から1までの値をとり, もし m という周波数成分の位相 ($\varphi(m)$) が10本の総ての波形で全く一致していれば1, 全くランダムなら0となる. 従って CSM が1に近い程, 音刺激に対して time-locked であり, その周波数成分が反応成分であることを示す. 逆に0に近いほど音刺激とは関係なく, 雑音成分であることを示すことになる.

Fridman ら (1984)²⁾ は0~5120Hz (周波数分析能 80Hz) の周波数成分について CSM を求め, その各々について刺激時 (45dB SL) と無刺激時の CSM を Mann-Whitney test (U-test) により有意差を求め, 2つの CSM 間に一定の有意差のあった (U値が最も小さい値を示した) 周波数成分を幾つか選出し, それらの CSM の平均を synchrony measure (SM) と呼んだ.

$$\text{SM} = \frac{1}{M} \sum \text{CSM}(m) \dots\dots\dots (3)$$

M は選出した周波数成分の数を示す. Fridman は人のデータで320, 480, 560, 880 (論文中に380とあるのは誤りと考えられる), 960, 1040 Hz の6周波数成分を用いているので $M=6$ となる.

方 法

被検者は聴力正常な成人男性15名, 女性5名で, 年齢は22~35才 (平均25.8才) である. 被検者を電氣的にシールドされた防音室内のベットに仰臥させ, ディアゼパム・シロップ10 ml服用による睡眠中に右耳を対象として検査を行なった. A B R記録は関電極として頭頂部皮下に針電極を刺入し, 不関電極として右耳介裏面に, 接地電極として前額正中に各々脳波用皿電極を置いて行なった. 検査音としては, クリック音を各被検者の自覚域値上90dB (90dB SL) から10dB ステップで10dB SL (以下 dB) まで, 受話器 (TDH-49) を介して, 75 msec 間隔で与えた. A B R記録は1000回加算にて, 同一刺激音圧下に2度行ない (200回加算 A B R 波形10本分), 更に無刺激音下にて, 同様に加算を行なった波形を得た.

検査中の脳波をトリガーパルスとともにデータレコーダに収録し, 医用コンピュータ シグナルプロセッサ 7 T17 (日本電気三栄製) を用い, サンプリング点数を1024点として, サンプリングクロック値を10, 20, 40 μ sec (周波数分析能は各々24.4Hz, 48.8Hz, 97.6Hz) として3種のプログラムを用い, 各刺激音圧にて200回加算 A B R 波形10本を得, off line にてFFTを行ない, 前述の式をもとにした著者作成の解析プログラムにより CSM を算出した. 又, 別の解析プログラムにて同一のデータから1000回加算の A B R 波形を求めパワースペクトル解析も行なった.

結 果

(1) 周波数分析能について

本法の開発に先立ち, まず, 3種の周波数分析能 (24.4Hz, 48.8Hz, 97.6Hz) を有するプログラムを比較検討した. 24.4Hz の周波数分析能のプログラムは, 前回⁴⁾, ネコを用いて A B R の自動解析を試みた際に用いたが, 分析能が高過ぎ, 全体としての演算に時間がかかり過ぎ, 臨床的に応用する場合には問題があると考えられた. 又, 97.6Hz の場合, 分析能が低

すぎて個々のCSMに反応と無関係の周波数成分の影響が現われる傾向が認められたため、具体的には、後述するようなCSMに幾つか現われる峰と谷が明確に現われなくなる傾向が見られたために、SM算出のための周波数成分を選択する作業以降は、周波数分析能48.8Hzのプログラムのみを用いた。以下、このプログラムによる解析のみについて述べる。

(2) component synchrony measure (CSM) について

図2上段に90dBでの10本のABR波形群とそのCSMを示す。48.8Hzごとに約3000Hzまでの各周波数成分のCSMを示すが、1200Hz付近まで各周波数成分ともCSMは高値を示し、400、900Hzに谷が見られる。この周波数はパワースペクトルに見られる谷⁵⁾⁶⁾と大体一致するものの、個々の例で見ると、CSMではパワースペクトルにおけるように、明確に3

つの峰に分けることが出来ない例もあった。図2下段の波形群は各々の波形の左肩に数値で示した100~1500Hzの各周波数成分のみから逆フーリエ変換(inverse fast Fourier transform=IFFT)により時間軸データに変換して得られた波形群を示す。換言すれば、各周波数成分以外の周波数成分をデジタルフィルタにて除外した波形であり、具体的には、各周波数成分以外の周波数軸上のデータに0を代入して得られたデータをもとにしてIFFTを行なって得た波形である。周波数分析能が48.8Hzであることから、厳密には各波形群の左肩に記した数値の周波数成分のみとは言えず、48.8Hzの幅を持っており、又、これらの数値も正確には実際とは異なるが、便宜上切れの良い数値とした。ここに取り上げた各周波数成分は、上段のCSMのグラフの横軸の下に▲印で示した。

上段のCSMのグラフと下段の各波形群を比

図2 上段右；刺激音圧90dBでのABR波形群。

上段左；右波形群のCSM。▲印は下段の波形群を構成した周波数成分を示す。

下段；各波形群の左肩に示した周波数成分のみにより構成した波形群。

較して見ると、CSMが比較的高値を示す300, 600, 1000, 1100Hzでは、10本ずつの各波形間で同期性が良く、この周波数成分が音刺激に対して time-locked であり、逆にCSMが低値を示した400, 900, 1300, 1500HzではCSMの値に応じて同期性が悪くなっていることが分かる。即ち、CSMが高値を示す周波数成分は音刺激と関係した反応成分であると考えられ、逆にCSMが低値を示す周波数成分は音刺激とは無関係な雑音成分（非反応成分）と考えられる。

図3には正常成人20名における80~10dB及び無刺激下のCSMの平均値を示す。又、図4には、同様にパワースペクトルの平均値を示した。パワースペクトルは各例で最高のパワーを基準として、dBに換算して、これを平均したものである。図3と図4を比較すると、個々の例では必ずしも明らかではなかったものが、平均値ではCSMもパワースペクトルも同様に80~50dBでは3峰性を呈し、40~20dBでは2峰性となっており、峰間の谷の周波数も、いずれも400Hz付近と800Hz付近にあり、ほぼ一致していた。しかし、パワースペクトルの方は対数表示であることもあり、峰と谷が浅く、不明確であり、又、域値である10dBでは、無刺激下加算脳波のパワースペクトルとの差異は認められなかった。これに対して、CSMでは10dBでも100~300Hzの周波数に峰が見られ、無刺激下加算脳波のCSMとの差異を認めた。

(3) synchrony measure (SM) について

次に、SMを算出するための周波数成分を選出する目的で、各刺激音圧によるCSMと無刺激下のCSMの間の有意差を検定した。検定にはMann-WhitneyのU-testを用いた。図5, 6に有意水準2.5%および1%で有意差のあった周波数成分を示した。黒塗りの部分が有意差のあった周波数成分を示す。刺激音圧が大である程、高い周波数成分まで有意差が有り、刺激音圧が小さくなるに従って、次第に有意差のある最高周波数成分が低くなるとともに、

400Hz付近のCSMで有意差が無くなり、次に800Hz付近で有意差が無くなった。従って、50dBでは3つの峰を成す周波数成分のみ、無刺激下CSMと有意差を有し、30dBでは2つの峰のみ有意差が有り、20~10dBでは100~300Hzのみ有意差が認められた。

以上の所見より、SM算出のための周波数成分選定の条件を、①50dBを基準とする条件；48.8~341.8Hz, 488.3~781.3Hz, 927.8~1171.9Hz, ②10dBを基準とする条件；97.7~293.0Hzの2つに設定した。条件①はFridmanの条件設定に準じるものである。これらの場合、前述の式(3)における選出した周波数成分の数(M)は、条件①では17、条件②では4となる。図7, 8に各条件におけるSM算出のために選出された周波数成分を示した。

図9には、これらの周波数成分のCSMを平均して、各例において2種のSMを決め、20例のSMの平均値と標準偏差を刺激音圧ごとに示した。90~70dBでは、SMの平均値はどちらの条件でも0.5程度であり、刺激音圧が小さくなるに従って漸減し、無刺激下SMではいずれの条件でも0.1程度であった。しかし、無刺激下SMと刺激音圧10dB時のSMとの差は、当然ながら条件②の方が大であった。

そこで基準値(critical value)を平均値+2×標準偏差として、これらの値を越える率を各条件で音圧ごとに見ると、図10のごとくなる。条件①では基準値を越える値を示す率が、10~20dBで極端に低い。従って、域値判定という目的のためには条件②の方が良いと考えられた。

(4) 判定の一致率について

ABR波形の検者判定による域値は、10dB 11名、20dB 9名であったが、条件②を用いて、無刺激下SMの平均値+2×標準偏差、即ち $0.097 + 2 \times 0.040 = 0.177$ を基準値として判定した結果と比較してみた。図11に検者判定とコンピュータ判定の差異を被検者ごとに示したが、20例中15例(75%)で両判定は一致し、4

例において10dB, 1例で20dB だけコンピュータ判定の方が, 域値が高く判定された. 従って, 10 dB の誤差を考慮に入れば, 95%の被

検者では被検者判定による域値とコンピュータ判定による域値との一致を見たことになる.

図3 正常成人20名の各刺激音圧におけるCSMの平均値.

図4 正常成人20名の各刺激音圧におけるパワースペクトルの平均値. 縦軸は対数表示.

図5 無刺激下C SMとの間に有意水準2.5%でC SMに有意差のあった周波数成分 (黒塗りで示す).

図6 無刺激下C SMとの間に有意水準1%でC SMに有意差のあった周波数成分 (黒塗りで示す).

図 7 SM算出のための周波数成分選定条件 1
(50dBを基準とする条件).
48.8~341.8Hz, 488.3~781.3Hz, 927.8~1171.9Hzの周波数成分を含む.

図 8 SM算出のための周波数成分選定条件 2
(10dBを基準とする条件).
97.7~293.0Hzの周波数成分を含む.

図9 条件①、及び②における各刺激音圧のSM.

考 案

(1) フーリエ変換法について

フーリエ変換法は、時間軸における量の変化のしかたを、周波数軸において周期的な見方であらえたものであり、その理論の基礎は1700年台にさかのぼる。本理論の創始者フーリエ (Jean Baptiste Joseph Barcon de Fourier) はフランスの数学者、物理学者で後に県知事となり行政官としても功績のあった学者で、周期関数が三角関数に展開できることを証明し、それを熱伝導論に応用した⁷⁾。これがフーリエ変換法の始まりである。今日我々が比較的容易にFFTを利用できるようになったのは、コンピュータの発達と離散フーリエ変換と言うデジタル処理に適した計算法が開発されたことによる。この離散フーリエ変換をコンピュータで行なうときの計算法を1965年 Cooley と Tukey が開発した⁸⁾。このアルゴリズム及びそれを改良したものが、今日FFTと言われているもの

図10 条件①、及び②において、各刺激音圧のSMが基準値を越えた率.

図11 症例ごとの検者判定(○)とコンピュータ判定(●)の比較.

である。

FFTは現在、①デジタルフィルタ、②パワースペクトル解析、③相互相関関数 (Cross correlation)、④位相スペクトル解析、などのような形で聴性電気反応に応用されている。

我が国では現在のところFFTは聴性電気反応の領域ではデジタルフィルタ及びパワースペクトルとしてのみ応用されており、これ以外では我々⁴⁾⁹⁾¹⁰⁾が Phase spectral analysis として Fridman の Synchrony measre 法¹⁾²⁾を試用しているのみである。相互相関関数は2つの信号間の関係を位相(時間のずれ)という立場からみるもので、クロスパワースペクトルをIFFTすることで得られる。ABRへの相互相

関関数の応用は Elberling (1979)¹¹⁾, Arslan (1981)¹²⁾, Barajas (1985)¹³⁾, Maurizi (1985)¹⁴⁾, Paludetti (1985)¹⁵⁾ などの報告がある。Arslan を除いて、いずれも何人かの正常人の ABR 波形を平均加算して得た基準となる ABR 波形 (normal template) と個々の症例の ABR 波形との間での相互相関関数について検討しているもので、その多くは多発性硬化症の診断への応用である。

(2) 位相スペクトル解析について

今回、用いた ABR 波形自動解析法は、1982 年 Fridman が発表した方法の変法である。聴性電気反応に対して位相スペクトル解析を用いて自動分析する試みは、Sayers ら (1974, 1979)¹⁶⁾, Beagley ら (1979)³⁾, Jervis ら (1983)¹⁷⁾ により始まったが、これらはいずれも頭頂部緩反応 (SVR) についてであった。これらは前述のごとく、周波数成分ごとの Phase variance (位相変動) に基づく分析法であり、いずれも加算前の波形について分析している。これを ABR に応用しようとした場合、ABR では S/N 比が低いため、加算処理前の波形を対象として分析しようとする、反応が出現している場合でも、位相変動は大になってしまう。そこで Fridman (1982)¹⁾ は 200 回加算により得た 10 本の波形データを対象として分析する方法を考案した。CSM, SM などのパラメータについては前述のごとくである。

Fridman ら (1984)²⁾ は本法の応用について ABR の反応の有無の自動解析の他、脳幹障害、特に聴神経腫瘍の際に対側脳幹への影響の有無を診断するのに有用とし、又、脳幹部を操作する手術中の ABR モニタリングにも有用であるとしている。Zappulla ら (1984)¹⁸⁾ は聴神経腫瘍手術中のモニタリングについて報告し、幾つかの利点をあげているが、しかし、ABR 波形そのもののモニタリングと比較してそれ以上に有用性は無いようである。この問題は中枢障害に対する応用も含め今後更に検討されるべきであろう。

音圧ごとの CSM の変化については Greenblatt ら (1985)¹⁹⁾ が報告している。これは ABR 反応域値の自動判定に関してであり、パワースペクトルによる判定と SM による判定を比較して、SM の方がより正確に反応の有無を判定できるとしている。

(3) component synchrony measure (CSM) について

CSM は、前述のように一種の位相スペクトルであり、幾つかの波形群間での各周波数成分の同期性を示すものである。充分大きな刺激音圧による ABR 波形のパワースペクトルが 3 峰性を示すことは、良く知られている⁵⁾⁶⁾が、20 例の平均値で見ると位相スペクトルもパワースペクトルと大体同じ周波数成分で 3 峰性を示した。パワースペクトルが 3 峰性であることと同様に、CSM が 3 峰性であることの意味するところは必ずしも明らかではないが、Fridman ら (1984)²⁾ の報告でもほぼ同様のパターンであった。無刺激下 200 回加算脳波群の CSM はどの周波数成分でも 0.1 前後であり、これも Fridman ら (1984)²⁾ の報告と一致していた。

SM を求めるための周波数成分として Fridman らは 320, 480, 560, 880, 960, 1040 Hz の 6 成分を選択したが、これは刺激音圧 45 dB SL での CSM 中、無刺激下 CSM と有意差のあった周波数成分を選んだものであり、大体、条件 1 に相当する。上記の周波数成分による CSM の平均値を SM とした場合、基準値は 0.22 であるとして、これより高い SM 値を示した場合に ABR の反応ありとしているが、本論文の目的たる ABR 反応域値検出のためには、条件②の方が理論的にも正しいと考える。事実、条件①の場合、基準値を越える率は刺激音圧 10~20 dB では非常に低く (30~40%)、従って条件①により判定した場合、誤差が大となり過ぎることになる。

(4) ABR 波形の自動判定について

ABR 反応波形は比較的単純なものであり、ノイズレベルが低い場合は域値の判定に苦慮す

ることは少ないが、ノイズレベルの高い場合、未熟な検者では判定に迷うこともあり、ここにABR波形の自動判定の必要性がある。

ABR波形の自動判定に関する報告は、Fridman (1984)²⁾、Greenblatt (1985)¹⁹⁾の他には、小泉 (1976)²⁰⁾、Weber and Flechter (1980)²¹⁾、幸田 (1982)²²⁾、Mason (1984)²³⁾、Barajas (1985)¹³⁾、Maurizi (1985)¹⁴⁾、Paludetti (1985)¹⁵⁾ などがあり、方法論的には

①反応波形の振幅から判定する方法：小泉の方法

②相関係数を用いる方法：Weber and Flechter, 幸田, Mason の方法

③相互相関関数法：Barajas, Maurizi, Paludetti の方法

④位相スペクトル法：Fridman, Greenblatt, Zappulla の方法に大別出来る。

小泉 (1976)²⁰⁾は5~10.5msec内の反応波形の最高点（大体はV波のピークとなる）の振幅値と同じ時間内の無刺激時の振幅値を求め、無刺激時の振幅値の棄却限界の最大値を反応の有無の基準値として自動判定するものである。これにより、検者判定との間に80~90%の一致率を見ている。しかし、この方法ではノイズレベルの高い場合、誤判定率が大きくなると考えられる。

Weber and Flechter (1980)²¹⁾、幸田ら (1982)²²⁾、Mason (1984)²³⁾の方法は、相関係数を応用したものである。Weber and Flechter (1980)は同一刺激条件で記録した2つのABR波形間の相関係数と無刺激時の2つの波形間の相関係数及び、刺激時対無刺激時の4つのペアの波形間の相関係数を求め、同一刺激条件で記録した2つの波形間の相関係数と他の5つのペア波形間の相関係数の差が有意か否かにより、反応の有無を判定するものである。

幸田 (1982)は時間軸ウィンドウを設けた改良法について検討し、時間軸ウィンドウを3~

15msec又は5~15msecにした場合、良い結果を得たと報告しているが、我々の追試では、比較的多くの誤りも見られた。

Mason (1984)の方法は同一刺激条件下での2つのABR反応波形の差（雑音成分）からnoise varianceを算出し、反応成分と雑音成分の比（response to noise ratio）、時間軸ウィンドウを設けて算出した相関係数などを用いて判定する巧妙な方法で、これにより検者判定との間に90%の一致率を報告している。

Barajas (1985)¹³⁾、Mauriziら (1985)¹⁴⁾、Paludettiら (1985)¹⁵⁾の方法は相互相関関数を応用したものであり、予め正常人の平均ABR波形（normative ABR template）を求めておき、これと被検者ABR波形間の相互相関関数を見るもので、BarajasとPaludettiは多発性硬化症に、Mauriziは耳鳴の患者に用いているが、ABR反応域値の判定には応用していない。

Greenblattら (1985)¹⁹⁾の報告はSMによる域値の判定とパワースペクトルによる域値の判定を比較したものであり、SMによる域値の自動判定の有用性を強調しているが、従来の1000回加算のABR波形による判定との比較はしていない。

この様にABRの自動判定については、現在まで幾つかの方法があるが、検者判定との間に100%の一致率を見た方法は無く、位相スペクトル解析による判定法でも同様であった。しかし、仮に真のABR反応域値とクリック音自覚域値との差が一定であると仮定するならば、検者判定によるABR反応域値とクリック音自覚域値との差が、個々の例で10~20dBと一定ではなかったことから分かるように、必ずしも検者判定による域値が真のABR反応域値を意味するものでないことになる。今回の場合、時間的制約のため、ABR検査において10dBステップでの検査しか出来なかったことも関係していると考えられるが、上記の事を考慮に入れると、今回の結果は満足すべきものと考えられ

た。

結 語

正常成人20名に対しクリック音による ABR 検査を行ない、Fridman (1984) の原法に準じて、音圧ごとに位相スペクトル法による解析を行ない、ABRの自動解析を試み、次のような成績を得た。

(1)90~50dB SL では 0~1200Hz での component synchrony measure (CSM) が高値を示し、パワースペクトルと同様の周波数成分に3つの峰を持つが、個々の例では峰と谷の周波数及びパターンには若干の差異が見られた。

(2)音圧が低くなるにつれて、3つの峰の内、高い周波数成分の CSM の峰から無くなり、域値付近では100~300Hz の周波数成分の CSM のみ無刺激下の CSM との差が認められた。

(3)100~300Hz の周波数成分の CSM の平均値 (synchrony measure=SM) は 50dB SL まで 0.5 程度の高値を示し、域値付近 (10~20dB SL) と無刺激時では大きな差が見られた。

(4)位相スペクトルによる ABR 反応域値の自動判定は、上記の SM をパラメータとした場合、95%の例において 10dB 以内の誤差で検者判定と一致し、臨床応用が期待された。

本論文の要旨は第87回日本耳鼻咽喉科学会総会にて発表した。

稿を終わるに臨み、御校正の労を賜った小池吉郎教授及び新潟大学中野雄一教授に深謝します。

参考文献

- 1) Fridman J, et al : Application of digital filtering and automatic peak detection to brain-stem auditory evoked potential. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 53 : 405~416, 1982.
- 2) Fridman J, et al : Application of phase spectral analysis for brainstem auditory evoked potential detection in normal subjects and patients with posterior fossa tumors. Audiology 23 : 99~113, 1984.
- 3) Beagley HA, Sayers B McA and Ross J : Fully objective ERA by phase spectral analysis. Acta Otolaryngol 87 : 270~278, 1979.
- 4) 青柳 優, 他 : Phase spectral analysis による ABR 波形域値検出法の検討. Audiology Japan 29 : 27~34, 1986.
- 5) 鈴木篤郎, 坂部長正, 宮下善和 : 聴性脳幹反応の周波数分析. Audiology Japan 24 : 173~177, 1981.
- 6) 鈴木篤郎, 小林潔子, 平林 源 : 聴性脳幹反応の周波数分析—刺激音強度および刺激間隔と反応周波数成分との関係—. Audiology Japan 25 : 631~635, 1982.
- 7) 間宮真佐人, 西川利男 : 化学計測のためのフーリエ変換法入門. 序文. 共立出版, 東京, 1983.
- 8) 宮川 洋, 他 : デジタル信号処理. (電子通信学会編), 1~2 頁, 電子通信学会, 東京, 1975.
- 9) 青柳 優, 横山寿一, 布施健生 : 聴性脳幹反応の新しいパラメータとしての synchrony measure 法について. Audiology Japan 28 : 242~250, 1985.
- 10) 青柳 優 : 聴性電気反応検査におけるフーリエ変換法利用の現況. 日耳鼻 89 : 478~490, 1986.
- 11) Elberling C : Auditory electrophysiology : The use of template and cross-correlation function in the analysis of brainstem potentials. Scand Audiol 8 : 187~194, 1979.
- 12) Arslan E, Prosser S and Michelini S : The auditory brainstem response to binaural delayed stimuli in man. Scand Audioogy 10 : 151~155, 1981.
- 13) Barajas JJ : Brainstem response audiometry as subjective and objective test for neurological diagnosis. Scand Audiology 14 : 57~62, 1985.
- 14) Maurizi M, et al : Contribution to the differentiation of peripheral versus central tinnitus via auditory brain stem response evaluation. Audiology 24 : 207~216, 1985.
- 15) Paludetti G, et al : Auditory brainstem res-

- ponse (ABR) in multiple sclerosis. *Scand Audiology* 14 : 27~34, 1985.
- 16) Sayers B McA, Beagley HA and Riha J : Pattern analysis of auditory-evoked EEG Potentials. *Audiology* 18 : 1~16, 1979.
- 17) Jervis BW, et al : A fundamental investigation of the composition of auditory evoked potentials. *IEEE Transactions on Biochemical Engineering* 30 : 43~50, 1983.
- 18) Zappulla R, et al : A quantitative assessment of the brain stem auditory evoked response during intra-operative monitoring. *Neurosurgery* 15 : 186~191, 1984.
- 19) Greenblatt E, et al : Response threshold determination of the brain stem auditory evoked response : A comparison of the phase versus magnitude derived from the Fast Fourier Transform. *Audiology* 24 : 288~296, 1985.
- 20) 小泉 智 : 聴性脳幹反応の自動判定に関する基礎的観察. *日耳鼻* 79 : 591~598, 1976.
- 21) Weber BA and Fletcher GL : A computerized scoring procedure for auditory brainstem response audiometry. *Ear and Hearing* 1 : 233~236, 1980.
- 22) 幸田政次, 他 : マイクロコンピュータによるABR自動判定の試み—ABRオートアナライザーシステムの試作—. *Audiology Japan* 25 : 91~92, 1982.
- 23) Mason SM : On-line computer scoring of the auditory brainstem response for estimation of hearing threshold. *Audiology* 23 : 277~296, 1984.
- (原稿採択 : 昭和61年4月30日 急載
別刷請求先 : 青柳 優
〒990-23 山形市蔵王飯田字西ノ前
山形大学医学部耳鼻咽喉科学教室)