聴性電気反応検査におけるフーリエ変換法利用の現況

山形大学医学部耳鼻咽喉科学教室（主任：小池吉郎教授）

青 柳 優

THE CURRENT STATUS OF THE USE OF FAST FOURIER TRANSFORM FOR AUDITORY EVOKED RESPONSE

MASARU AOYAGI, M.D.

Department of Otolaryngology, Yamagata University School of Medicine, Yamagata

The current status of the application of the fast Fourier transform (FFT) for the auditory evoked response was summarised under for items of importance to the auditory brain stem response (ABR) as follows.

- (1) Digital filter: The most common way to use FFT, which facilitates quick isolation of fast and slow components from data of the same ABR wave. In addition, the proper setting of digital filter increase the rate of detection of waves II and IV, the frequencies of which have conventionally been considered to be low.
- (2) Power spectrum analysis: It is difficult to obtain clinically significant information from power spectrum in the present situation. However, it seems significant in ABR to isolate and analyze slow, middle (tentative name) and fast components from the Fourier components revolving around each peak of the power spectrum with a three-peak pattern by inverse fast Fourier transform (IFFT).
- (3) Cross correlation function: This method is the way to analyze the relationship between two signals from the viewpoint of the phase. Clinical application including application to the diagnosis of multiple sclerosis, application to automatic detection for ABR, etc. are expected in the future.
- (4) Phase spectral analysis: The synchrony measure method (Fridman, 1982) is one of the phase spectral analysis made by means of FFT. In this method, phase variance for selected Fourier components are calculated among the averaging groups of 200 sweeps under the same stimulating conditions, in order to determine the presence or absence of response by the degree of the time-locked condition of the Fourier components for stimuli. Its clinical application to automatic evaluation of ABR, etc. is being studied.

Key words: 聴性電気反応, フーリエ変換, デジタルフィルター
パワースペクトル解析, 位相スペクトル解析

A89—0478—00082

はじめに

近年、聴性電気反応は神経科、脳外科領域を含めて非常に一般的な検査となっており、特に聴性脳幹反応 (ABR) は広く臨床に応用されるようになってき

た。これらはいずれも刺激に対して脳波上 (back ground EEG) に現われる微細なる反応波形を検出するものであるが、最も反応検出率の安定している ABR でも S/N 比は非常に低い。S/N 比を高める手法として、一般的に①平均加算法、② (アナログ) フィルター、③アーチファクト・クリア (ユニット) など

が用いられている。

平均加算及びフィルターは ABR 波形を検出する上で基本的な手法であるが、いずれも限界がある。平均加算は ABR の場合、一般的に 1000~2000 回の加算を行う。症例にもよるが、500 回程度の加算では反応波形検出の安定性は低下するが、2000 回以上の加算をしても、それ以上 S/N 比の改善を期待できないだけでなく、いたずらに検査時間を長くすることになる。アナログフィルターは low pass filter または band pass filter が用いられるが、不要な周波数成分を完全に除去しようとすればする程、通過帯域を狭めねばならず、また、減衰傾度 (dB/oct) を上げねばならない。通過帯域を狭め、減衰傾度を上げれば聴性電気反応の最も重要なパラメーターである潜時に影響が現われてくる。

一方近年、コンピューターの普及が著しくほとんどの医療施設で用いられるようになり、聴性電気反応検査にデジタルフィルターの使用が一般的になりつつある。デジタルフィルターは一般的には①非巡回型デジタルフィルター、②巡回型デジタルフィルターがある。非巡回型デジタルフィルターには Z 変換による縦続形構成のものとフーリエ変換 (fast Fourier transform=FFT) による方法があり、巡回型デジタルフィルターには種々の構成のものがあるが、各種 Z 変換を利用する⁹⁾²⁷⁾。

この他、平均加算波形を見やすくする方法として移動平均法があるが、これは low pass filter としての働きしかない。これに対し FFT を応用する方法は潜時の変化を来すことなくどの周波数でも比較的容易に除去出来ることから、理想的なフィルターと言える。FFT は元々音声研究の分野で周波数分析、相関係数などの分析法に應用されて発展して来たが、近年種々のデジタル信号処理に利用されるようになってきており²⁷⁾、聴性電気反応へも應用されるようになってきた。そこで ABR を中心に聴性電気反応への FFT 利用の現況について概説する。

方 法

当科では平均加算その他のデータ処理に平均加算装置でなく医用コンピューター、シグナルプロセッサー 7T17 (日本電気三栄製) 用いている。このコンピューターの特徴は平均加算処理の他、移動平均法、FFT、逆フーリエ変換 (inverse FFT=IFFT) など、医用信号処理に便利な特殊命令が多く提供されており、誰で

も BASIC 言語により比較的容易に FFT などを検査に利用できることである。

聴性電気反応への FFT の応用

フーリエ変換は、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とらえたものであり、その理論の基礎は 1700 年代にさかのぼる。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、それを熱伝導論に應用した²⁵⁾。これが FFT 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、コンピューターの発達と離散フーリエ変換とい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ーで行うときの計算法を 1965 年 Cooley と Tukey が開発した²⁷⁾。このアルゴリズム及びそれを改良したものが、今日の FFT と言われているものである。

本論文の趣旨は FFT の聴性電気反応検査への利用の現況を概説することにあるので、数学的なことは成書¹⁷⁾²⁵⁾²⁷⁾に譲るが、FFT は現在、次のような形で聴性電気反応に應用されている。

1. Digital filter
2. Power spectral analysis
3. Cross correlation
4. Phase spectral analysis

現在のところ我が国では FFT は聴性電気反応の領域ではデジタルフィルター及びパワースペクトルとしてのみ應用されており、これ以外では我々の施設で Phase spectral analysis として Fridman の Synchrony measure 法¹⁴⁾¹⁵⁾を試用しているのみである²⁾。以下、各々の應用法について概説する。

1. デジタルフィルター

生体電気現象の記録にはフィルターは不可欠のものであり、市販の測定装置には必ずアナログフィルターが組み込まれている。アナログフィルターには①演算増幅機 (OP Amp) と抵抗、コンデンサーを用いた方法 (能動フィルター) と②一次素子 (抵抗、コイル、コンデンサーによる方法) (LCR フィルター) があるが²⁷⁾、いずれの場合もこれを通過することによって、周波数により減衰が異なるのみならず、位相のずれも生じてくる。従って、低域または高域遮断周波数を低くすれば潜時は延長し、逆に高くすれば短縮する (図 1)。

図1 ABR波形に及ぼすアナログフィルターの影響
低域遮断周波数を30Hzとして、高域遮断周波数を種々変化させた場合のABR波形。
(市川銀一郎による)

図2 FFTを用いたデジタルフィルターの構成

この傾向はフィルターの減衰傾度 (dB/oct) によっても異なり、不要な周波数成分をシャープに遮断しようとして減衰傾度の大きいフィルターを用いるほどこの傾向は大きくなる。

これに対してデジタルフィルターの利点としては、①伝達関数を次に述べるような ideal filter に近い特性にした場合には位相のずれのないこと、②高精度であること、③フィルターの伝達係数が比較的容易に変更できることなどがあげられる²⁷⁾。FFT による非巡回型デジタルフィルターの構成は図2に示すが、原理的には入力波形をFFTしたもの并希望するフィルターの周波数特性との積を計算し、次にこれをIFFTすることによって出力波形を得るものである²⁷⁾。ここで周

波数特性を規定する伝達関数には種々のものがあるが、我々は単純に通過帯域の下限周波数 (f_1) と上限周波数 (f_2) を決め、周波数の領域で f_1 以下及び f_2 以上に0を乗じ $f_1 \sim f_2$ 間には1を乗じるという伝達関数を用いている。この場合、非常に減衰傾度の大きいフィルターとなるが、その特性はサンプリング点数 (N) とサンプリング・タイム (Δt) により規定される周波数分解能 ($1/N \Delta t$) により影響される。周波数分解能より細かく通過帯域を変えることは出来ないし、余り分解能を広くとると急峻な減衰傾度が得られない。

このようにデジタルフィルターは幾つかの演算から成るために若干の時間を要することが欠点であり、コンピュータの演算速度によっても異なるが、アナログフィルターのように平均加算の前にかねようとする、刺激音間隔に制限を受け、場合によっては実時間処理が困難であり、off line でデータ処理をしなければならないこともある。事実、我々の使用しているコンピュータでは、signal BASIC という一種の BASIC 言語でデジタルフィルターをプログラミングしているということが大きい。on line で平均加算の前にこのデジタルフィルターをかけることは出来ず、もしそうしようとするれば、かなり刺激音間隔を長くしなければならない。そこで、我々はもっぱら通過帯域を広くとったアナログフィルターを用いて平均加算した波形データについて同様の演算を行い、デジタルフィルター

図3

4kHz Tone burst に対する ABR 波形

- A : 80-3000Hz のアナログフィルターのみによる記録
- B : 80-1500Hz のデジタルフィルターをかけた記録
- C : 0-300Hz のデジタルフィルターをかけた記録
- D : 500-1500Hz のデジタルフィルターをかけた記録

図4 ABR波形に及ぼすデジタルフィルターの影響
低域遮断周波数を40Hzとして、高域遮断周波数を種々変化させた場合のABR波形。

図5 ABR波形に及ぼすデジタルフィルターの影響
高域遮断周波数を1000または1500Hzとして、低域遮断周波数を種々変化させた場合のABR波形。

として利用している。従って、平均加算の前にデジタルフィルターを使用した場合と後に使用した場合の出力波形の差異についてはわからないが、後者でもFFTを利用した場合の利点は十分にあると考える。

図3に4 kHz Tone Burst (90 dB nHL) にたいするABR波形とそれに対しFFTによるデジタルフィルターを使用した波形3つを示す。Aではアーチファクトに埋もれてI~V波まで潜時の測定は不可能であるが、Bではアーチファクトは全く除去されている。

また、デジタルフィルターの通過帯域を狭めることにより、同一の波形データから緩徐波成分と速波成分を求めることが出来る。特に速波成分においては、図3のBとDのIV波を比較するとわかるように、通過帯域を適当に絞ることにより、従来では正常人でも出現性の低かったII波・IV波をより高率に同定出来るようになった。

図4はLow Cut Filter (LCF) = f_1 を40 Hzに固定して、High Cut Filter (HCF) = f_2 を変化させた場合であり、HCF 6000~1000 Hzまでは各波潜時にほとんど変化のないことがわかる。また、HCF 400または200 Hzでは緩徐波成分のみが認められる。図5は逆にHCFを1000 Hzまたは1500 Hzに固定し、LCFを変化させた場合であるが、I~V波についてはLCF 100~700 Hzまでは潜時変化がほとんどないのがわかる。しかし、LCFを更に上げると、ほとんどI~V波とは見えない波形の連続となり、IV・V波については更にその傾向は強い。従って、速波成分を同定するには、I~V波のみが目的であればLCF=600~700 Hzがよく、VI・VII波も含めて取り出そうとすれば、300~500 HzにLCFを下げなければならないと考える。

緩徐波成分と速波成分を分割するためのフィルター設定値としては、市川、江原^{10,11)}は緩徐波成分は40~120 Hzまたは40~160 Hz、速波成分は200~1400 Hzとし、高木³⁶⁾は緩徐波成分は50~300 Hz、速波成分は400~1500 Hzとしている。我々は前述のような所見と次項で述べるパワールベクトルの所見とから、緩徐波成分は0~300ないし400 Hzとし、速波成分は300ないし400 Hzから1200ないし1500 Hzが適当と考えている。

このようにFFTによるデジタルフィルターを利用することにより、同一波形データから潜時の変化を来たすことなく、緩徐波成分と速波成分を分割することが出来るのみならず、通過帯域を狭くすることにより、特に速波成分では各波の検出率を上げることが出来るなど、FFTの利用はABR検査にとって多大な利点を有し、これによりABRの臨床検査としての精度を高めることが出来ると考える。

頭頂部緩反応・頭頂部中間反応についても同様にデジタルフィルターの有用性は論じられており、江原⁸⁾はFFTを用いた非巡回型デジタルフィルターを加算前に用いて頭頂部緩反応を分析し、成人で17%、幼児で25%に検出率が向上したと報告している。また、この際3~9 Hzの通過帯域とするデジタルフィルター

が頭頂部緩反応の検出に有効であったという。山本³⁸⁾も加算後の波形に対してデジタルフィルターを用いて検討しているが、10 dB の音刺激時に反応波形を構成する周波数成分は3~9 Hz であり、安静・開眼時自発脳波加算波形の周波数分析では2Hz と反応波形構成周波数帯域とずれているとし、デジタルフィルターの有用性を示唆している。

2. パワースペクトル

パワースペクトルはFFTによる周波数分析で実数部(cos)と虚数部(sin)に分けられた周波数領域のデータ系列の各々を2乗して合計することにより得られる。ABR 波形のパワースペクトル分析はElberling¹³⁾, Kevanishvili²³⁾以来既に多くの報告がある。ABR 波形の主要周波数成分が250 Hz 以下であるとしたElberling¹³⁾以外は、十分な刺激音圧では3つのピークに分かれるというのが大方の意見である²¹⁾²³⁾²⁵⁾²⁸⁾³³⁾³⁴⁾³⁷⁾。我々のデータからも300~450 Hz, 600~800 Hz, 1200~1500 Hz に谷が見られる3峰性を示しており(図6), 50 dBnHL 程度の音圧では600~800 Hz 以上のパワーが減弱してくるという結果が出ている。これは鈴木ら³³⁾³⁴⁾の報告、すなわちピーク I 50~150 Hz, ピーク II 500~600 Hz, ピーク III 1000~1100 Hz とほぼ一致するものである。

ABR のパワースペクトルが3峰性であるという事実は、他のほ乳類でもほぼ共通の所見であり、我々の

図6 クリック音90dBHLに対するヒトABR波形とそのパワースペクトル
パワースペクトルは3峰性を示し、F1, F2, F3は各々間の谷の周波数を示す。

図7 クリック音100dB SPLに対するサルABR波形とそのパワースペクトル

図8 クリック音100dB SPLに対するイヌABR波形とそのパワースペクトル

図9 クリック音100dB SPLに対するネコABR波形とそのパワースペクトル

図10 クリック音100dB SPLに対するモルモット ABR 波形とそのパワースペクトル

図11 典型的ヒト ABR 波形とそのパワースペクトル、及び各種デジタルフィルターをかけた波形
A はいわゆる緩徐波成分、B + C は速波成分を示す。B は中間波成分（仮称）

検討したサル、イヌ、ネコ、モルモットでは各々ピーク的位置は異なるもののいずれも3峰性のパワースペクトルを示した（図7～10）。

ABR 波形は緩徐波成分と速波成分よりなるといわれており、鈴木のパーク I が緩徐波成分に、ピーク II と III が速波成分に相当することは既に衆知のことであり、前にも述べた。図 11 は 3 つの周波数成分を A, B, C とした時、A, B, C の各々及び、A+B, B+C と A+B+C の各周波数成分から IFFT により求めた波形である。A+B+C が日常検査に用いている高域遮断フィルターのみをかけた ABR 波形であり、A が緩徐波成分、B+C が速波成分と呼ばれるものである。このように同一の ABR 波形からデジタルフィルターにより一定の周波数成分のみから構成した波形を並べて見ると、幾つかの興味ある所見に気付く。

第 1 に、C の成分では潜時から見て ABR (A+B+C) の I~V 波に相当する波形が見られるが、III 波に相当する波の振幅が最も大きく、その前後の波で振幅は小さくなる傾向がある。

第 2 に、B の成分では I, III, V, VI, VII 波に近い潜時の波が見られ、これらの I, III 波に相当する陽性波の間（陰性波）が ABR (A+B+C) の II 波に、III, V 波に相当する陽性波の間（陰性波）が ABR (A+B+C) の IV 波に大体一致していることに気付く。しかもこれら潜時の関係は症例によって一様でない。正常者の ABR 波形の中に II 波、IV 波の出現しないものがあるが、この現象はパワースペクトルとデジタルフィルターの観点からは、Lang³⁴⁾ も同様の所見を述べているように、ここに述べた第 2 の現象により説明される。すなわち、C の成分の II 波、IV 波に相当する波の潜時が、B の成分の I 波、III 波に相当する波の間の谷及び III 波、V 波に相当する波の間の谷の潜時と一致した場合に、ABR 波形 (A+B+C) の II 波、IV 波が欠如するのであり、少しでも互いの潜時がずれていれば、それらの位相の一致の程度と振幅の大きさに応じて、II 波、IV 波が出現することになる。図 12 に II 波、IV 波が出現していない ABR 波形の例を示す。

これらの現象が臨床的にどのような意義を有するかは今後の問題だが、ABR 波形のパワースペクトルが 3 峰性である事実を考えると、このように ABR 波形を A, B, C すなわち、緩徐波、中間波（仮称）、速波の 3 つの成分に分けて論じること、あながち無駄なこととも言えないと考える。

また、これらの所見から我々が日常見ている ABR 波形の I, III 波は 300~1200Hz, II, IV 波は 700~1200Hz, V, VI, VII 波は 0~1200Hz の周波数成分からそれぞれ成り立っているとも言える。しかしながら、

図12 II波とIV波の出現していないABR波形とそのパワースペクトル、及び各種デジタルフィルターをかけた波形。

B成分の振幅がC成分の振幅より著明に大きい。

時間軸領域のデータであるABR波形の各波と周波数領域のデータであるパワースペクトルのピークを対応するものとして論じることには慎重でなければならない。例えば、聴神経腫瘍症例などで、I波のみ出現している場合などの異常なABR波形についてのパワースペクトルについて論じる場合、殊に慎重でなければならないと考える。著者は基本的には、沖津ら²⁸⁾の言うように、ABRのパワースペクトルからのみでは現在のところABR反応を有無を予測することは出来ないと考えており、周波数領域のデータであるパワースペクトルから時間軸領域のデータであるABR波形の潜時や振幅から得られる情報以上に臨床的に有意義な情報は現段階では得られないと考えている。しかし、今後より詳細な、または何らかの巧妙な手段によりパワースペクトル所見から、臨床的に有意義な情報を引き出し得る方法が考案されることも期待でき、今後ともABRのパワースペクトルによる検討は続けられるべきと考える。一方、緩反応・中間反応に対するパワースペクトル分析は、これらの反応の検討がABRよ

り以前から行われていることもあり、ABRに対するパワースペクトル分析より以前から報告がなされている。

緩反応に関しては、Davis⁶⁾、曾田³¹⁾、加藤²²⁾、末続³²⁾、山本³⁸⁾、市川¹⁸⁾らの報告があり、音刺激時のパワースペクトルのピークはDavis 0~12Hz、曾田 5Hz、加藤 3~4Hz、末続 3.33Hz、山本 4Hzでほぼ同様の結果を得ている。山本はこれらの結果から反応波形構成周波数のパワースペクトルの大小によって反応の有無を評価出来るであろうとしているが、低音圧刺激時には反応波形構成周波数でも無刺激時パワーとの間にはっきりした差が認められない場合も少なくないとしている。

3. 相関関数

FFTの利用法として、次に相関関数があげられる。相関関数には自己相関関数(Auto-correlation)と相互相関関数(cross correlation)があり、いずれもFFTを利用すれば比較的容易に計算される。聴性電気反応への応用としてはauto-correlationは見られないので、ここではcross correlationについて述べる。

cross correlation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。クロスパワースペクトルとは2信号間でどのような周波数成分がどのくらいの強さの割合で影響し合っているかを示すもので、2つの信号よりFFTにより得られた各々の実数部と虚数部を相互に掛け合わせるにより得られる。すなわち、例えば各周波数成分においてXという信号の実数部をXa、虚数部をXbとし、Yという信号の実数部をYa、虚数部をYbとした時、 $(Xa * Ya) + (Xb * Yb)$ を実数部のデータ、 $(Xb * Ya) - (Xa * Yb)$ を虚数部のデータとしてIFFTを行うことにより計算される。

ABRへのcross correlationの応用はElberling(1979)¹²⁾の報告が最初であろう。現在、国内ではこれをABRへ応用した報告はなく、外国の報告では他にArslan³⁾、Barajas⁴⁾、Maurizi²⁶⁾、Paludutti²⁹⁾などがある程度である。Arslan³⁾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)を個々の症例のABR波形との間でのcross correlation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。他にはMaurizi²⁶⁾が中枢性耳鳴の診断に応用を試み、一方、Arslan³⁾はcross correlationを用いて

一種の binaural interaction について検討している。

我々には本法の経験はないので深く言及することは避けるが、個人差の比較的多い ABR 波形の軽微な異常を検出する方法として、ABR 自動判定の指標として、今後次項で述べる Phase spectral analysis とともに臨床応用への検討が期待される。

4. Phase spectral analysis

聴性電気反応の phase spectral analysis は Sayers⁴⁰⁾, Beagley⁵⁾, Jervis¹⁹⁾ らによる頭頂部緩反応の自動解析に始まる。これは加算前の脳波に対して FFT を行い、同一刺激条件下の幾つかの波形群の間での一定の Fourier component (周波数成分) の phase variance を求めるもので、この値が小さい時はその周波数成分が音刺激に対して time-locked であり、聴性反応である事を示し、background EEG の周波数成分に対

しては phase variance は大きくなり音刺激に対し time-locked でないという理論に基づくものである。

Fridman¹⁴⁾ はこれを応用して ABR の phase spectral analysis を行った。ABR は、しかし S/N 比が小さいので、同一の方法では ABR 反応が現われている場合でも phase variance は比較的大きいことから、group averages という考えを導入し、ABR に対する phase spectral analysis を試みた。これは 200 回加算による 10 の波形を求め、これら 10 の波形データの間での各周波数の phase variance $\{\text{Var}\{\phi(m)\}\}$ を計算するもので、1984 年の論文¹⁵⁾では、 $1 - \text{Var}\{\phi(m)\}$ を component synchrony measure (CSM) と呼び、幾つかの選出された周波数成分の CSM の平

図13

Phase spectral analysis のブロックダイアグラム
同一刺激条件下に得た 10 個の 200 回加算による ABR 波形の各々に FFT を行い、図中の式により各周波数成分の CSM を計算し選出した M 個の CSM の平均値を SM とする。

図14

上段：同一刺激条件下に得た 10 個の 200 回加算による ABR 波形と各周波数成分ごとの CSM

下段：300Hz、450Hz 及び 550Hz の CSM と各周波数成分のみにより合成した波形

CSM 値の高い 300Hz、550Hz の成分による波形間では位相の同期性が良く、CSM 値の低い 450Hz の成分による波形間では位相の同期性が悪い。

均を synchrony measure (SM) とし (図 13), ABR 反応波形の自動検出に応用して, 聴神経腫瘍の診断, 特に腫瘍の脳幹対側への影響の有無の判定を試みている¹⁵⁾.

Fridman¹⁴⁾ が phase variance の算出に用いた計算式は Mardia のもので,

$$\text{var}\{\phi(m)\} = 1 - \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos \phi_i(m) \right],$$

$$- \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sin \phi_i(m) \right],$$

というものである。ここで n はデータ (波形) 数で, この場合 10 となる。 m は variance を算出しようとする Fourier component (周波数成分) を示す。 $\text{Var}\{\phi(m)\}$ は 0~1 の値をとり, m という周波数成分の波の位相が, 10 本の波形の間で完全に一致していれば (time-locked であれば) 0 を, 完全に at random であれば 1 を示すことになる。

Fridman¹⁵⁾ は $1 - \text{Var}\{\phi(m)\}$ を component synchrony measure と呼んだが, この場合逆に 0 であれば 10 の波形データ間で完全に at ram-

dom であることを示し, 1 であれば完全に一致することになる。

我々は猫の ABR について同様の分析を行った²⁾. 図 14 の上段にクリック 100 dB SPL 刺激時の 10 本の ABR 波形群とその CSM を示す。 24.41 Hz ごとに約 7800 Hz までの各周波数成分の CSM を示すが, 4000 Hz 付近まで各周波数成分とも大きな CSM を示し, 200, 450, 900, 2000 Hz に谷が見られる。 図 14 の下段には ▲印の周波数成分のみから IFFT により得られた合成波形とその CSM を示す。 CSM の大なる 300 Hz, 550 Hz では 10 本の波形間で, 位相が良く一致し, この周波数成分が音刺激に対し time-locked であり, CSM の小さな 450 Hz では 10 本の波形間で位相のず

図15

100~0 dB SPLのクリック音に対する1000回加算のネコABR波形

図16

図15と同一のデータにより求めた各音圧ごとの各周波数のCSM

60dBまでは0~4000Hzの成分でCSMは高値を示し, 域値付近では500~1500Hzの成分でCSMが高値を示す。

れが大であり, time-locked でないことが分かる. 図 15 に 100~30 dB SPL 及び無刺激下の ABR 波形 (各々 1000 回加算) を示す. 同一刺激条件下の ABR 波形の CSM を図 16 に示したが, 音圧が小さくなるに従って 2000~4000 Hz の CSM が低下し, 域値付近では 500~1500 Hz の周波数成分の CSM が無刺激下のそれと差を示した. 0~1500 Hz の CSM の平均値を SM (1500 Hz), 0~4000 Hz の CSM の平均値を SM (4000 Hz) とし, 5 匹の猫について音圧ごと SM (1500 Hz) と SM (4000 Hz) の平均値と標準偏差を図 17 に示したが, 域値付近で SM は急に減少していることが分かる.

ABR の場合, パワースペクトルでは 0~1000 Hz の間に 3 つのピークを有することは周知のことだが, CSM でもこれらのピークに一致して CSM 値が高い周波数成分があり, 逆にパワースペクトルの谷に当たる周波数では CSM が低い値をとることから, Frid-

man¹⁵⁾ は無刺激時の各周波数成分の CSM とそれらに相当する周波数成分の有刺激時の CSM との間の有意差を Mann-Whitney Test (U test) により検討し, 無刺激時と有刺激時の CSM 間に有意差の存在する 6 つの周波数成分 (320, 480, 560, 880, 960, 1040 Hz) を選出し, これらの CSM の平均を synchrony measure (SM) としている.

Fridman 一派はこれにより ABR 反応域値の自動判定¹⁶⁾の他, 中枢障害に関する診断¹⁵⁾, 手術中のモニタリング³⁹⁾などへの応用について報告している. しかし, 我々の行った猫の下丘破壊での CSM の変化を見る実験から判定する限りにおいては, ABR 波形より得られる従来からの波消失, 潜時の延長といった情報以上の情報は CSM からは得られず, Zappulla³⁹⁾の論文でも脳幹障害の状況を判断するに有用な情報は得られていないようである.

従って, 現在のところ ABR の phase spectral analysis は ABR 反応の有無, すなわち域値の自動判定にのみ応用が可能であると考えられる. しかし, 今後更に加算回数, 同一刺激条件下で検討する波形 (group averages) の数, サンプリングタイム, サプリング点

図17

正常ネコ 5 匹の SM の平均値と標準偏差

SM(1500Hz)は 0~1500Hz の周波数成分の CSM の平均値, SM(4000Hz)は 0~4000Hz の周波数成分の CSM の平均値を示す.

図18 40Hz-ERPのPhase spectral analysis

同一刺激条件下で得た各々10個の波形群

刺激音は 1 kHz Tone burst

左側は50dB SL, 右側は 0 dB SL

再上段の波形群はアナログフィルタのみをかけたもの

2 段目以下は各周波数成分のみで合成した波形群とその CSM を示す.

有刺激時には40Hzの成分の CSM が他に比して高く, 無刺激時では各成分の CSM は同様のレベルにある.

図19 40Hz-ERPのPhase spectral analysis

1 kHz トーンピップに対する音圧ごとの20～100Hzの各周波数成分のCSMの変化を示す。40Hzの成分は他の成分と比較して音圧の変化に良く比例している。

数、刺激音、刺激間隔などの検査条件、U値の criteria のとりかたなどの計算条件など、十分検討する必要があると考える。

また、我々は現在 40 Hz 事象関連電位への phase spectral analysis の応用を試みている。詳細については別に報告する予定だが、約 20 Hz の周波数分析能で 40 Hz を中心とした周波数成分の CSM 単独でも反応波形の自動判定は可能であろうと考えられた。(図 18, 19)

5. その他

FFT の応用法としては、他にコヒーレンス関数の計算、ケプストラムス (信号のパワースペクトルの対数の FFT) などがあるが、聴性電気反応への応用の報告は見られないので省略する。

ま と め

ABR を中心に聴性電気反応におけるフーリエ変換法の利用の現況について次の 4 項目に分けて概説した。

(1) デジタルフィルター：現在、FFT の最も一般的な利用法であり、これにより同一 ABR 波形データから速波成分、緩徐波成分を分離することが容易にでき、設定によっては従来、出現率の低いとされた II 波・IV 波の検出率を高めることが出来る。

(2) パワースペクトル：現段階ではこれのみにより臨床的に有意義な情報は得難いが、ABR では 3 峰性を示すパワースペクトルの各峰を中心とする周波数成分から IFFT により緩徐波成分、中間波成分 (仮称)、速波成分に分離して解析することは有意義と考えた。

(3) cross correlation：2 つの信号間の関係を位相という立場から見るもので、多発性硬化症の診断への応用、ABR の自動判定への応用など、今後、臨床応用が期待される。

(4) phase spectral analysis：同一刺激条件下の幾つかの波形群の間で一定の周波数成分の Phase variance を計算し、その周波数成分が刺激に対してどの程度 time-locked であるかにより反応の有無を判定しようとするもので、ABR の自動判定への応用など臨床応用が検討されている。

参 考 文 献

- 1) 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.
- 2) 青柳 優, 横山寿一, 酒井 仁, 鈴木利久：Phase spectral analysis による ABR 波形域値検出法の検討。Audiology Japan：印刷中。
- 3) Arslan E, Prosser S and Michelini S：The auditory brainstem response to binaural delayed stimuli in man. Scand Audiology 10；151～155, 1981.
- 4) Barajas JJ：Brainstem response audiometry as subjective and objective test for neurological diagnosis. Scand Audiology 14：57～62, 1985.
- 5) Beagley HA, Sayers B Mca and Ross J：Fully objective ERA by phase spectral analysis. Acta otolaryngol 87：270～278, 1979.
- 6) Davis AE：Power spectral analysis of flash and click evoked response. Electroenceph clin Neuro-

- physiol 35 : 287-291, 1973.
- 7) Doyle dj and Hyde ML : Digital inverse filtering of distorted auditory brainstem responses. Scand Audiol 10 : 261-263, 1981.
 - 8) 江原義郎, 河村正三, 市川銀一郎 : 聴性頭頂部緩反応のデジタルフィルターによる分析. Audiology Japan 25 : 208-217, 1982.
 - 9) 江原義郎, 市川銀一郎, 板橋隆嗣, 原田克己 : デジタル処理法による聴性誘発反応の分析. 医用電子と生体工学 30 : 174-180, 1983.
 - 10) 江原義郎, 河村正三, 市川銀一郎 他 : 聴性脳幹反応の動態分析. Audiology Japan 26 : 493-494, 1983.
 - 11) 江原義郎, 市川銀一郎, 安藤一郎, 金俊治 : 聴性脳幹反応 (ABR) 2 大成分の反応動態分析—刺激音性状との関係を中心に—Audiology Japan 28 : 228-236, 1985.
 - 12) Eiberling C : Auditory electrophysiology : The use of template and cross-correlation function in the analysis of brainstem potentials. Scand Audiol 8 : 187-194, 1979.
 - 13) Eiberling C : Auditory electro-physiology : Spectral analysis of cochlear and brain stem evoked potentials. Scand Audiol 8 : 57-64, 1979.
 - 14) 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.
 - 15) 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.
 - 16) Greenblatt 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.
 - 17) Hamming RW 著宮川洋, 今井秀樹訳 : デジタル・フィルター. 科学技術出版社, 東京, 1980.
 - 18) 市川銀一郎, 河村正三, 西田正剛 他 : パワースペクトルから見た頭頂部緩反応の誤陽性. Audiology Japan 20 : 435-436, 1977.
 - 19) Jervis BW et al : A fundamental investigation of the composition of auditory evoked potentials. IEEE Transactions on biochemical engineering 30, 1 : 43-50, 1983.
 - 20) John ER et al : Normative values for brainstem auditory evoked potentials obtained by digital filtering and automatic peak detection. Electroencephalography and clinical neurophysiology 54 : 153-160, 1982.
 - 21) 加藤栄一, 市川銀一郎, 森福孝之, 江原義郎 : 実験的異常 ABR のパワースペクトル. Audiology Japan 28 : 784-789, 1985.
 - 22) 加藤寿彦, 曾田豊二, 松尾正彦, 池田公, 白石君男 : Slow component の各周波数領域におけるパワースペクトルについて. Audiology Japan 19 : 411-412, 1976.
 - 23) Kevanishvili Z and Aphonchenko V : Frequency composition of brain stem auditory evoked potentials. Scand Audiol 8 : 51-55, 1979.
 - 24) Lang AH, Jaentti V and Happonen JM : The application of FFT and inverse FFT in the analysis of ABR waveform variation. Scand Audiol Suppl 13 : 65-67, 1981.
 - 25) 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. 共立出版, 東京, 1983.
 - 26) Maurizi M et al : Contribution to the differentiation of peripheral versus central tinnitus via auditory brain stem response evaluation. Audiology 24 : 207-216, 1985.
 - 27) 宮川 洋 他 : デジタル信号処理. 電子通信学会編, コロナ社, 東京, 1975.
 - 28) 沖津卓二, 六郷正暁 : ABR のパワースペクトルによる解析. Audiology Japan 24 : 493-494, 1981.
 - 29) Paludetti G et al : Auditory brain stem response (ABR) in multiple sclerosis. Scand Audiology 14 : 27-34, 1985.
 - 30) Sayers B McA, Beagley HA and Riha J : Pattern analysis of auditory evoked EEG Potentials. Audiology 18 : 1-16, 1979.
 - 31) 曾田豊二, 調重昭, 池田公 他 : 周波数分析的脳波誘発反応のデジタル処理について. Audiology Japan 18 : 383-384, 1975.
 - 32) 末統義幸, 河村正三, 市川銀一郎 他 : 頭頂部緩反応 (ERA) の周波数分析による判定の試み. Audiology Japan 19 : 407-408, 1976.
 - 33) 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.
 - 34) 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.
 - 35) 鈴木篤郎 他 : 聴性脳幹反応「その基礎と臨床」メジカルビュー社, 東京, 1985.
 - 36) 高木範男, 小林潔子, 鈴木篤郎 : 聴性脳幹反応の緩徐成

- 分一刺激音強度及び刺激間隔との関係一. *Audiology Japan* 26 : 716-721, 1983.
- 37) 内田利男, 河村正三, 市川銀一郎 他: 速反応(ABR, MLR)におけるパワースペクトル解析. *Audiology Japan* 23 : 231-232, 1980.
- 38) 山本香列, 坂部長正: 頭頂部緩反応の周波数分析による研究. *Audiology Japan* 20 : 200-205, 1977.
- 39) Zappulla R et al : A quantitative assessment of the brain stem auditory evoked response during intra-operative monitoring. *Neurosurgery* 15 2 : 186-191, 1984.

稿を終わるに臨み、御校閲いただいた小池吉郎教授に深く感謝致します。また、図の一部を御提供いただき、論文作成にあたり多くの御助言をいただいた順天堂大学医学部耳鼻咽喉科市川銀一郎先生、並びに同大学医学部中央電算機室江原義郎先生に深謝致します。

(原稿受付 昭和 60.12.23 日急載)

別刷請求先 〒 990-23 山形市蔵王飯田字西の前

山形大学医学部耳鼻咽喉科学教室 青柳 優