

## 脳波の相関分析 —Samplingの問題—

千葉大学医学部神経精神医学教室 (主任 松本 胖教授)

佐藤 甫 夫 荒川 直 人  
TOSHIO SATO NAOTO ARAKAWA

(昭和43年7月15日受付)

### 1. 緒 言

臨床脳波の発展は主として Gibbs ら<sup>10)</sup>に負うところが大きい。臨床脳波の目的は一言にしていえば、脳波所見と臨床的知見との対応を調べ、それによって得られる情報を臨床に役立てようとするところにある。頭皮上の各部位の電位変動を縦軸に、横軸に時間をとって、複数部位の電位変動の時間的経過を、複数の曲線として記録紙上に表わしたものが普通に利用されている脳波記録であり、脳波所見はこの曲線群の中にわれわれが視覚像として捕える曲線の configuration ないしパターンである。あたえられた脳波からわれわれは視覚的に無数の曲線を抽出することができる。これら無数の曲線のパターンにより類別したカテゴリー、これが脳波所見である。

臨床脳波では脳波を上記のごとき所見の集合として取り扱い、その所見を総合して得られる情報を臨床に役立てているが、個々の時点における電位を直接観測しようとはしない。そうしてパターンとして、視覚的にとらえるところに長所と欠点を含んでいる。長所はいうまでもなく、複雑な電位観測値を単純化し取り扱いを容易にしている点にあり、人間のパターン識別の能力を充分利用していることであるが、それにもなう欠点として脳波の数量的客観的把握が困難になることがある。

脳波の分析は上述の欠点の克服を志向するもので、種々の方法が試みられており<sup>9)</sup>、臨床的応用と同時に脳波の本質の解明へも関心が向けられてきた。これら分析法は主として種々の装置を用いるものであるが、一方、個々の時点での電位観測値を数値として取り扱い計数処理をする試みもいろいろ行なわれている<sup>3)6)22)32)35)</sup>。

その代表的なものが相関分析とフーリエ解析で、その計算処理をアナログ方式で行なう装置も開発されているが、近年電子計算機の普及により、計算をデジタル方式で行なうものがふえつつある<sup>16)18)</sup>。電子計算機使用の利点は短時間に比較的大量のデータを処理しうること、計算結果を再処理する際に中間結果を利用しやすいこと、パラメータの変更その他の計数操作の変更が比較的

容易で自由に行なえること、などがあげられる。欠点は数値計算全般についていえることであるが、現在のところデジタル・データの作成 (data reduction) に実際上種々の困難が介在していることである。

さて、相関分析およびフーリエ解析で数値として得られる結果は単一の数値ではなく、多数の数値で、われわれが求めようとする結果である曲線の近似になっている。この曲線はもちろんもとの脳波よりはるかに単純な曲線で、脳波の客観的数量的把握へ一歩前進したとはいえるが、多数の数値であるため解釈が困難である。このため一方では再び視覚的なパターンとして曲線を範ちゆう化し、各カテゴリーと臨床的事項との対応を考慮して意味づけが行なわれている<sup>13)14)</sup>。他方、相関分析法、フーリエ解析はともに確率論と密接な関係があり、脳波を確率過程、または時系列として解析する有力な方法となっている。この場合、脳波全体を確率過程とみなす立場<sup>25)</sup>と、脳波を一定の確定函数と確率過程の和とみなす立場があり<sup>5)7)8)</sup>、後者の立場で相関分析法は S/N 比を改善する手段として誘発反応の研究や、脳波本来の内在的な振動現象の解明に用いられてきた<sup>12)16)27)</sup>。

脳波を確率過程として取り扱う場合その目指すところは平均としての時間函数や相関函数などの計算にある。一つの観測値函数から本来の意味での平均 (相空間平均) を直接求めることはできないので、これを観測値函数の時間的な平均として求めることが行なわれている<sup>23)</sup>。この場合、時間平均=相空間平均というエルゴード仮説が不可欠である<sup>23)39)</sup>。エルゴード定理の満たされる条件としてエルゴード的保測変換が構成できればよい<sup>23)</sup>。確率過程が定常なら保測変換を構成しうる。ゆえに定常性を仮定し、さらに構成した保測変換のエルゴード性を仮定する必要がある。さらに実際の計算にあたって直交増分性の仮定など種々の数学的条件を仮定しなければならない<sup>23)36)</sup>。これらの数学的モデル前提が成立するかどうかは判らないが、そのモデルを前提とした上で計算上求められた2~3のパラメータに意味づけを行なうてゆこうとするのが確率過程モデルの方向である<sup>12)27)</sup>。

その意味づけの妥当性がモデルの妥当性と表裏をなすこととは言うまでもない。

さてフーリエ解析, 相関函数の計算自体は近似性の問題を除くと数学的モデルとは無関係である。計算結果を解釈する場合に数学的モデルに基づいて解釈する立場<sup>27)</sup>と, 結果を何らかな意味でカテゴリー化し, そのカテゴリーと他のものとの関係づけることに解釈する立場もある<sup>1)13)14)</sup>。

ところで脳波基礎律動は従来振幅, 優位周波数などのパラメータをもとに, いくつかのカテゴリーに分類されている<sup>10)17)</sup>。これらのパラメータだけでは基礎律動のパターンとしてわれわれの認知するものを充分につくすことができない。その上個々の曲線についても irregular であるなどの漠然とした表現が用いられている。そこで基礎律動を数量的客観的に把握する試みとして脳波のフーリエ解析および自己相関々数を計算しもとの脳波との対応を調べた。この際, 諸種の数学的モデルを離れて, 単にもとの脳波にフーリエ解析および自己相関函数の計算という操作を施し, 得られた結果と, もとの脳波の対応を考えることを目標としている。フーリエ変換および自己相関函数の定義には極限操作が含まれている。両者に現われる積分が極限として定義されており, また自己相関函数の計算には積分のほかに分析時間無限大の極限が含まれている。数値解析は有限の操作であるから, 実際の計算はこれらの極限を有限の操作で近似することになる。近似の第1はもとの曲線上の標本点の選び方にある。ここで可変なパラメータはサンプリングの間隔とサンプル数である。第2は分析時間が有限なことである。分析時間はサンプリング間隔とサンプル数で定まる。(なお計算上の近似誤差に測定値の誤差が影響する。)したがって, 近似の程度はサンプリング間隔と分析時間で定まると言い換えてもよい。

この論文では上記の2つのパラメータ, すなわちサンプリング間隔と分析時間とを変えて分析結果がどのようになるかを検討すること, およびもとの脳波のどの部分を分析するかの選び方で結果がどう変わるかを検討する。

## II. 方 法

### 1) 脳波の選択

分析の対象とするもとの脳波は, 三人の被検者の脳波記録からおもに後頭部の脳波曲線をえらんだ。記録は普通にペン書き記録されたもので, 紙送り速度は3 cm/秒である。

### 2) データの作成 (Data reduction)

上記の脳波を写真で4倍に拡大して方眼紙上にトレースする。この4倍拡大された脳波曲線を方眼紙上, 横軸(時間軸)1 mm, または2 mm 間隔で読みとり, 縦軸上の読みとりは0.5 mm に丸めた。この方法によりサンプリング間隔8.33 msec, または16.67 msec のデジタル化したデータを作成した。データ化する部分は視覚的に同一パターンと思われるところを選び, 1例については2秒間, 16.7 msec 間隔のデジタル化データを拾数個, 他の1例については10秒間, 8.33 msec 間隔のものを2個, 他の1例については50秒間, 8.33 msec 間隔のものを1個作成した。

### 3) 計算方法

脳波曲線を時間の函数として  $f(t)$  で表わす。

$T$  を分析時間

$T$  をサンプリング間隔

$N$  をサンプル ポイント数とする

$T = N \Delta T$  である。

$$f(t) = \sum_{i=0}^{[N/2]} \left( a_i \cos \frac{2\pi i}{T} t + b_i \sin \frac{2\pi i}{T} t \right) \dots \dots (1)$$

[ ] はガウス記号

となるよう係数  $a_i, b_i$  を  $N$  コ定める。

( $b_0 \equiv 0, N = \text{偶数なら } b_{[N/2]} = 0$ )

この  $a_i, b_i$  で  $f(t)$  のフーリエ変換  $\bar{f}(\mu)$  を近似しようとするのである。

$$\bar{f}(\mu) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-2\pi j\mu t} dt \text{ である。}$$

$a_i, b_i$  は  $f(t)$  の標本点  $f\left(\frac{2\pi k}{N}\right)$  から次のごとく定まる。

$$a_0 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f\left(\frac{2\pi k}{N}\right), \quad b_0 = 0$$

$$\left. \begin{aligned} a_i &= \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f\left(\frac{2\pi k}{N}\right) \cos \frac{2\pi ik}{N} \\ b_i &= \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f\left(\frac{2\pi k}{N}\right) \sin \frac{2\pi ik}{N} \end{aligned} \right\} (i=1, 2, \dots, [N/2]-1)$$

$$a_{[N/2]} = \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f\left(\frac{2\pi k}{N}\right) \cos \frac{2\pi ik}{N} \quad (N = \text{奇数のとき})$$

$$= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} (-1)^k f\left(\frac{2\pi ik}{N}\right) \quad (N = \text{偶数のとき})$$

$$b_{[N/2]} = \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f\left(\frac{2\pi k}{N}\right) \sin \frac{2\pi ik}{N} \quad (N = \text{奇数のとき})$$

$$= 0 \quad (N = \text{偶数のとき})$$

自己相関係数  $R(\tau)$  は

$$R(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T f(t)f(t+\tau) dt$$

で定義されるが

$f(t)$  を  $T$  (有限) を周期とする周期函数とみなせば、

$$R(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T f(t)f(t+\tau) dt$$

$$= \frac{1}{T} \int_0^T f(t)f(t+\tau) dt$$

$$= a_0^2 + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{[N/2]} (a_i^2 + b_i^2) \cos \frac{2\pi i}{T} \tau$$

となる。

(これは巡回的 (circular) 定義によるコレログラムに当たる<sup>24)</sup>。)

$t = K\Delta T$  とすると

$$f(K\Delta T) = \sum_{i=0}^{[N/2]} \left( a_i \cos \frac{2\pi i k}{N} + b_i \sin \frac{2\pi i k}{N} \right)$$

$$R(K\Delta T) = a_0^2 + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{[N/2]} (a_i^2 + b_i^2) \cos \frac{2\pi i k}{N}$$

となる<sup>11)</sup>。

$$R(0) = a_0^2 + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{[N/2]} (a_i^2 + b_i^2)$$

$$\sigma_x^2 = \sum_{i=1}^{[N/2]} (a_i^2 + b_i^2) / 2 = R(0) - a_0^2$$

( $\sigma_x^2$  は  $f(t)$  の分散)

の関係があるので、コレログラムの計算に当たっては、 $a_0 = 0$  とし、標準化された  $R(\tau)$  すなわち、 $R(K\Delta T) / R(0)$  の値を求めた。

以上の計算は千葉大学工学部計算機室の HITAC 103 を用いて行なった。プログラムは Harp 103 ライブラリ—ルーチン (フーリエ解析) の一部を変えて使い、読み込んだデータの任意の部分をつーリエ解析し引き続き自己相関函数の計算を行なえるようにした。主要部分は漸化式を用い、Gegenbauer の多項式<sup>21)</sup>を計算し、それを用いて Tchebycheff の多項式<sup>21)</sup>の weighted sum (フーリエ係数) を求める方法<sup>38)</sup>である。

### III. 結 果

図1 はサンプリング間隔 16.7 msec 分析時間 2.17 sec, の計算結果である。最左端にコレログラム, 中間にパワースペクトル, 最右端にもとの脳波をデジタル化した形で示した。この3つの脳波は同一被検者の同一記録から得られたものである。視覚的にはほぼ同一パターンに属すると考えられる脳波の分析結果は、いちじるしく異なったものとなっている。この事は分析時間やサンプリング間隔の選び方にも問題があるかも知れないが、コレログラムやパワースペクトルは同一個人内での変動が大きく、基礎波の一部を分析してその結果で基礎波の代表とするのは困難であることを示している。この例では頭頂部, 側頭部, 前頭部など左右から各部位について少なくとも3カ所ずつサンプルをとり分析を行なったが、いずれも相当の個人内変動を示した。

図2 A, B は別の被検者の脳波をデジタル化した形でプロットしたものである。左後頭部の一連の脳波で

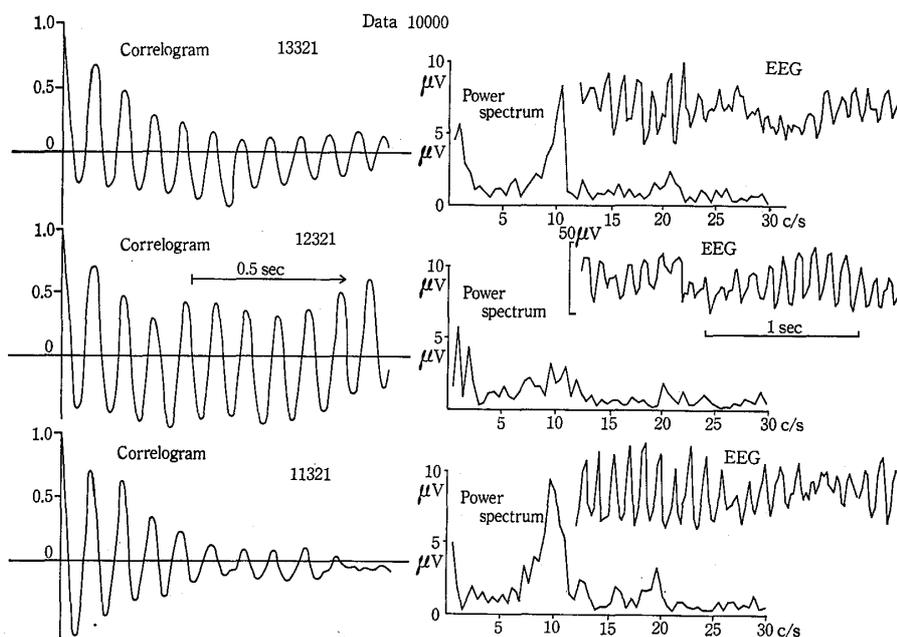


図 1.

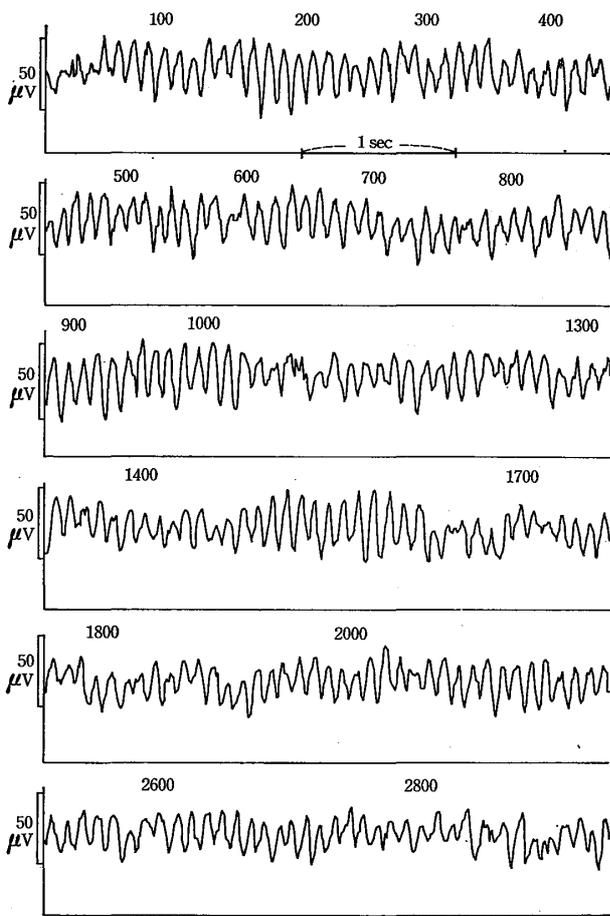


図 2 A. Data 104 digitized EEG

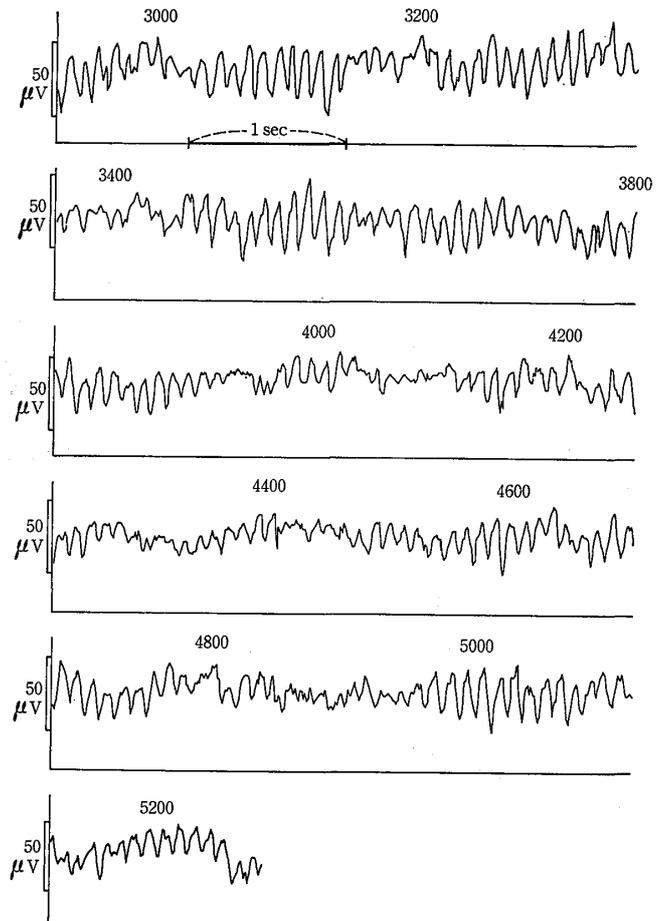


図 2 B. Data 104 digitized EEG

約 43 秒間の長さである。途中の数字は始点から数えて何番目のサンプルポイントであるかを示している。サンプリング間隔は 8.33 msec である。このデータについての分析結果を図 3 以下に示す。

図 3 A, B の No. 1~8 は, 8.33 msec 間隔, 5 秒間の分析によるパワースペクトル, No. 42, No. 43 は 10 秒間の分析によるものである。No. 1~8 はそれぞれ相続く 5 秒間で, No. 42 は No. 6, No. 7 を合併した 10 秒の分析であり, No. 43 は No. 42 を後へ 2.5 秒ずらせた 10 秒間の分析であるがこれは No. 6, 7, 8 にまたがった部分に相当する。

図 3 A', B' はそれぞれに対応するコレログラムである。このスペクトルは図一の三者に比し相互にかなりの類似性がみられる (No. 7 を除く)。No. 1~8 のスペクトルを全体として図 1 のスペクトルと比較すると, 低域スペクトルおよび高域スペクトルが全般に平坦化していることが判る。さらに図 3 B の No. 6~8 と No. 42 を比較すると高域低域スペクトルの平坦化がさらに進んでいることが判る。図 1 と図 3 ではもとの脳波が異なるが, 両者に共通なことは分析部分の標本点の増加で

ある。図 3 B No. 42, 43 のパワースペクトルにみられる幅の狭い凹凸は, もとの脳波をデジタル化する際の測定誤差の分散と同程度と考えられるがこれについては後述する。図 3 A', B' にみられるコレログラムでは  $\alpha$  波律動が著明である。しかし, 減衰や waxing & waning の程度にまだかなりの変動がある。

図 4 A, B は同じく 5 秒間の分析で, 相互に 0.83 秒ずつ分析部分をずらせたものである。上下に相続くそれぞれのスペクトルは  $5 - 0.83 = 4.17$  秒の共通部分を含んでいる。これにより各スペクトルの類似と移行や変動の程度が判る。

さらに図 4 A', B' のコレログラムを上下にみると waxing & waning が本来的な現象で, 一見減衰の少ないコレログラムが減衰し, ついで waxing & waning が少し現われ, ついでそれが著明になり, また減衰するといった形で相続く分析部分のコレログラムが循環的に変動していることが判る。これは図 4 A, B のパワースペクトルにおいて, やや離れている分析部分のスペクトルが接近したものよりかえって類似していることから判る。このことはまた, コレログラムの主律動の包絡線

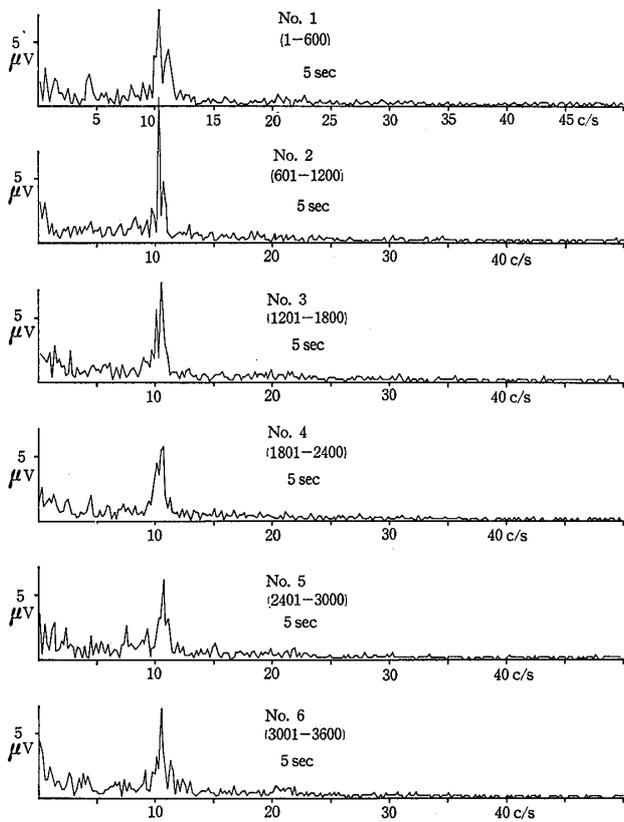


図 3 A. Data 104 Power spectrum

の形が 1 c/s 以下の低域スペクトルによってかなり影響されていることを示し、低域スペクトルを切断することによりコレログラムのパターンが単純化されるであろうことを示唆している。

図 5 A, A' は図 3 について述べたこと、すなわち標本点の増大が高域低域スペクトルの平坦化をもたらすことを主として 10 秒間の分析で示した。同図の No. 14 は No. 7, No. 8 の各 5 秒を合併した 10 秒の分析である。No. 11 は図 3A の No. 1 に対応し、No. 12 は図 3A の No. 3 と No. 4 に、No. 13 は図 3A の No. 5, No. 6 に対応している。

図 6 は別の被検者からとった約 10 秒ずつのデジタル化脳波である。8.33 msec 間隔でサンプルしてある。

図 7 A, A' は図 6 の Data 1001 を分析した結果である。同図 A は 0.83 秒ずつ分析部分を移動させて各 5 秒を分析している。

図 8 A, A' は Data 1002 についての同様の分析結果を示す。図 7, 図 8 を通じてコレログラムの変動がきわめて少なく、互いに良く類似していることが目立つ、またパワースペクトルは低域にはげしい凹凸があり、かつ低周波域、高周波域のスペクトルが Data 104 に比し

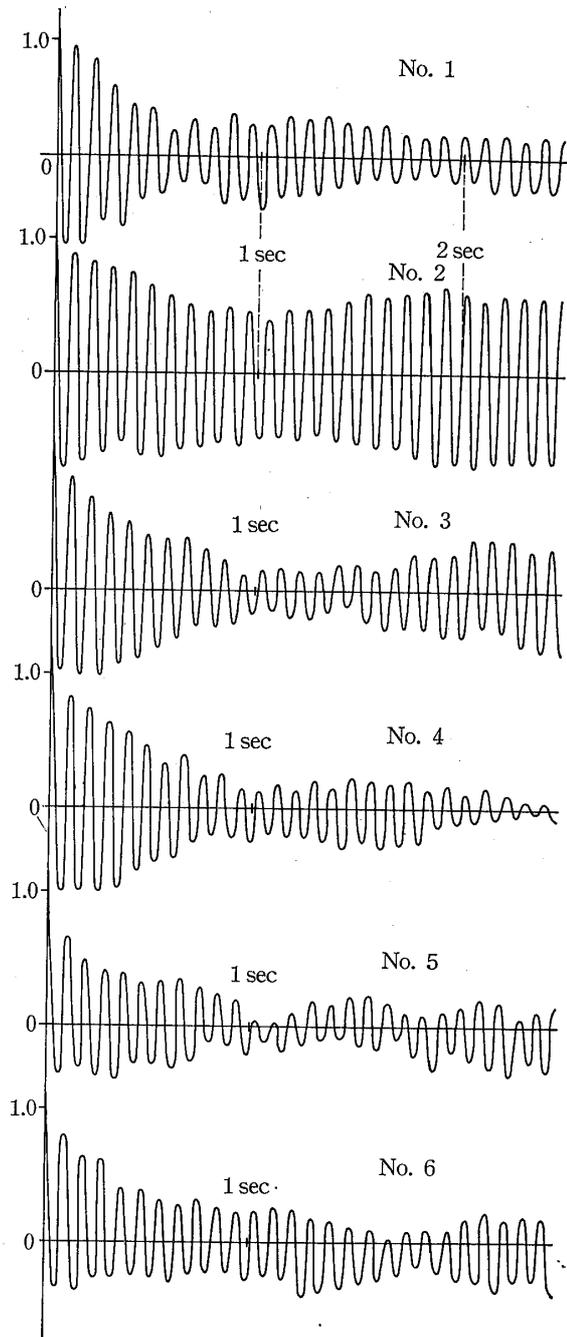


図 3 A' Data 104 Correlogramme

比較的大きいことに気づく。

さて、図 3, 図 5 でサンプル数をますと高域低域のスペクトルが平坦化する方向へ収斂してゆくことをみたが、このことは短い分析時間では一種のアーテファクト、ノイズのごとき成分がより多く含まれていることを示す。そしてこのノイズが分析時間の延長とともに減少していることが示されている。

このノイズに相当する成分はスペクトルの相隣る部分を平均して平滑化してもやはりみられる。この平滑化してもみられるノイズのごとき成分は分析時間が有限なた

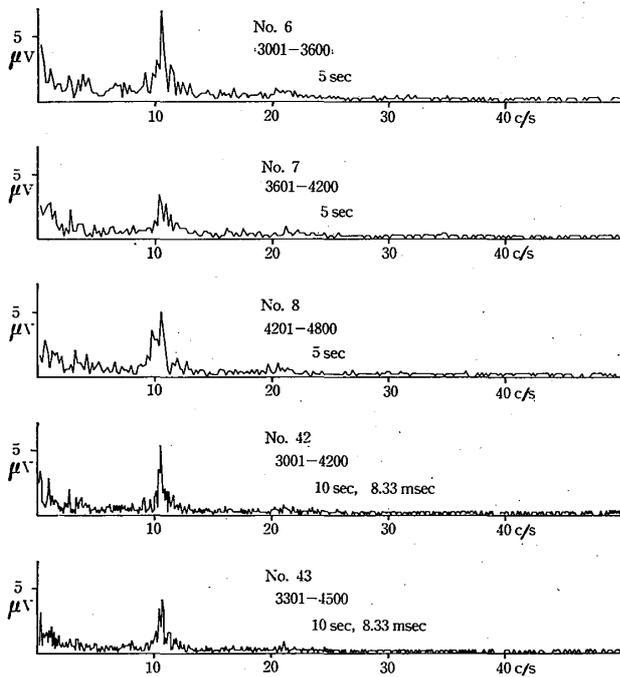


図 3 B. Data 104 Power spectrum

めの誤差に相当するが、分析時間 5 秒のものと 10 秒のものとの差はわずかで、高域スペクトルの平坦な部分程度の大きさで、ほぼ  $0.5 \mu V$  相当程度である。したがって、その差を相対的に無視してよいと考えられる。このことからデータ作成 (reduction) の際のサンプリング間隔  $8.33 \text{ msec}$  分析時間  $5 \sim 10$  秒というパラメータの選択が実用上大体妥当であると考えられる。この面については考察の項で再びふれる。

IV. 考 察

パワースペクトルの計算に当たって、データ作成の際の測定誤差の影響を検討してみる。 $f(t)$  をトレースした方眼上で標本点の値  $f\left(\frac{2\pi k}{N}\right) k=0 \dots N$  を読みとるのであるが、この際、その測定誤差を  $X_K$  とし、 $X_K$  は相互に独立で平均値がすべて 0、分散が  $\sigma_K^2$  であると仮定し、フーリエ係数  $ai, bi$  に表われる誤差を  $ai', bi'$  とすると  $ai', bi'$  の平均も 0 であることは容易にわかる。 $ai', bi'$  の分散を  $\sigma_{(ai')}, \sigma_{(bi')}$  とすると  $X_K$  が相互に独立であるから

$$\sigma_{(ai')}^2 = \frac{4}{N^2} \sum_{K=0}^{N-1} \sigma_K^2 \cos^2 \frac{2\pi i k}{N}$$

$\sigma_K$  のものを  $\sigma_{max}$  とすれば

$$\sigma_{(ai')}^2 \leq \sigma_{max}^2 \times \frac{4}{N^2} \sum_{K=0}^{N-1} \cos^2 \frac{2\pi i k}{N} = \frac{2}{N} \sigma_{max}^2 \text{ となる。}$$

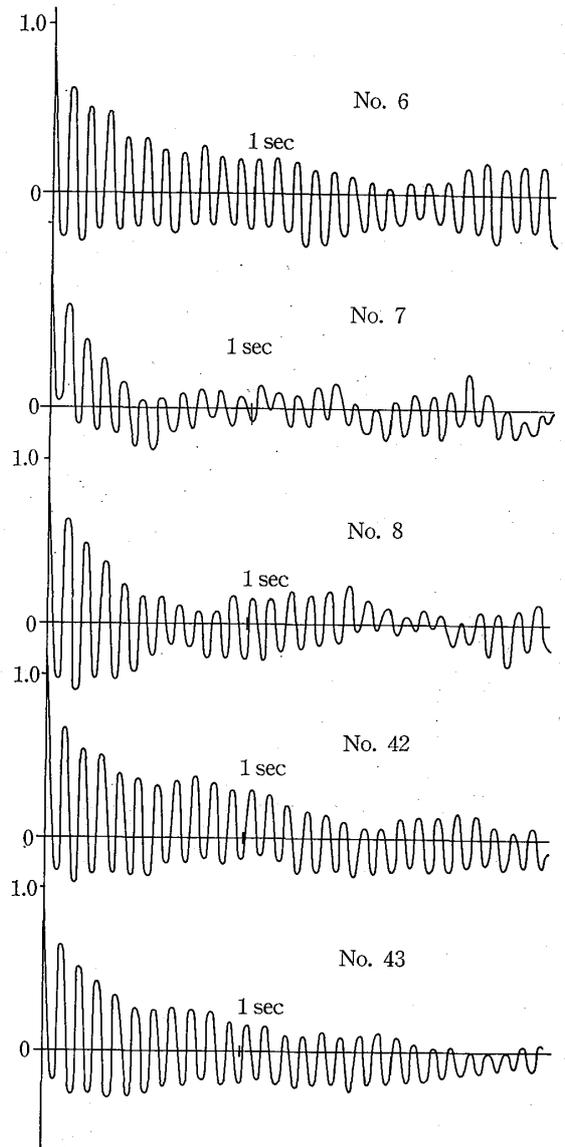


図 3 B'. Data 104 Correlogramme

これから  $\sigma_{(ai')} \leq \sqrt{\frac{2}{N}} \sigma_{max}$  となり、 $bi$  についても同じことがいえる。

最大誤差についても上式とほぼ同様の関係が成立するとみなしてよいであろうから、前述の 5 秒間~10 秒間の分析で  $N=600 \sim 1200$  として、大きく見積っても、脳波換算  $10 \mu V$  の最大誤差は  $0.5 \mu V$  以下になる。パワースペクトルではこの誤差は  $\sqrt{2}$  倍になるが本質的には変わりはない。図 3 のパワースペクトルの高域  $20 \sim 30 \text{ c/s}$  以上でスペクトル値はすべて  $0.3 \mu V$  以下の程度である。もし誤差があってもこのスペクトルに表われているはずであるから實際上測定誤差は  $0.3 \mu V$  以下と考えてよい。

次に本論文の方法で計算したコレログラムは分析時間

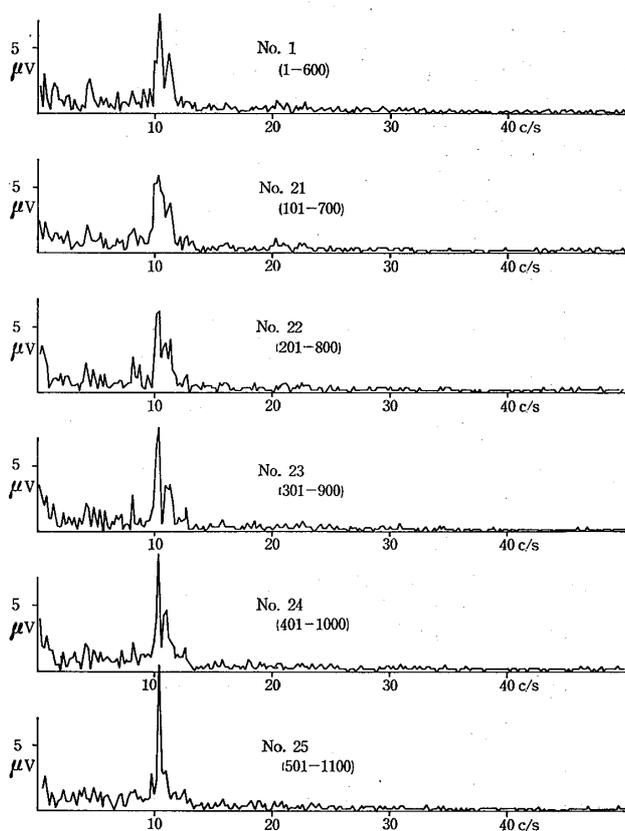


図 4 A. Data 104 Power spectrum

$T$  の中点を中心として対称になっていることを附加しておきたい。通常の方法（数値を  $\Delta T$  ずつずらして相関を計算する際、分散を一定にしておく方法<sup>24)</sup>と分散を変えてゆく方法がある<sup>24)</sup>）では、相関函数を計算する際、平均をとる項数がしだいに減じてゆくが、本論文の方法は、データを循環的に利用する cyclic なコレログラム<sup>24)</sup>である。この方法は函数  $f(t)$  が分析時間  $T$  を周期とする周期函数であるとみなすことに相当する。基礎波のパターンの特徴は 5~10 秒間の部分をとれば、そこに充分反映されていると考えられる。また、フーリエ級数は不連続点ではその中間の値に収斂するので、分析部分が反復するものとみなして計算を行なえば、その部分にあらわれているパターンの特徴は一層際立ってくるであろうと考えられる。

さて  $f(t)$  のフーリエ変換  $\bar{f}(\mu)$  と、 $f(t)$  の自己相関函数  $R(\tau)$  との間には直接ではないが（電力スペクトルあるいはスペクトル密度を介して）Wiener-Khintchin<sup>11)39)35)</sup> の関係がある。しかし、脳波測定値  $f(t)$  の自己相関函数  $R(\tau)$  を  $f(t)$  から計算し、 $R(\tau)$  をフーリエ解析したパワースペクトルと  $f(t)$  から直接計算したパワースペクトルは同じものではないことは明らかであるが、考え方に重要な相異がある。前者は脳波を定常的

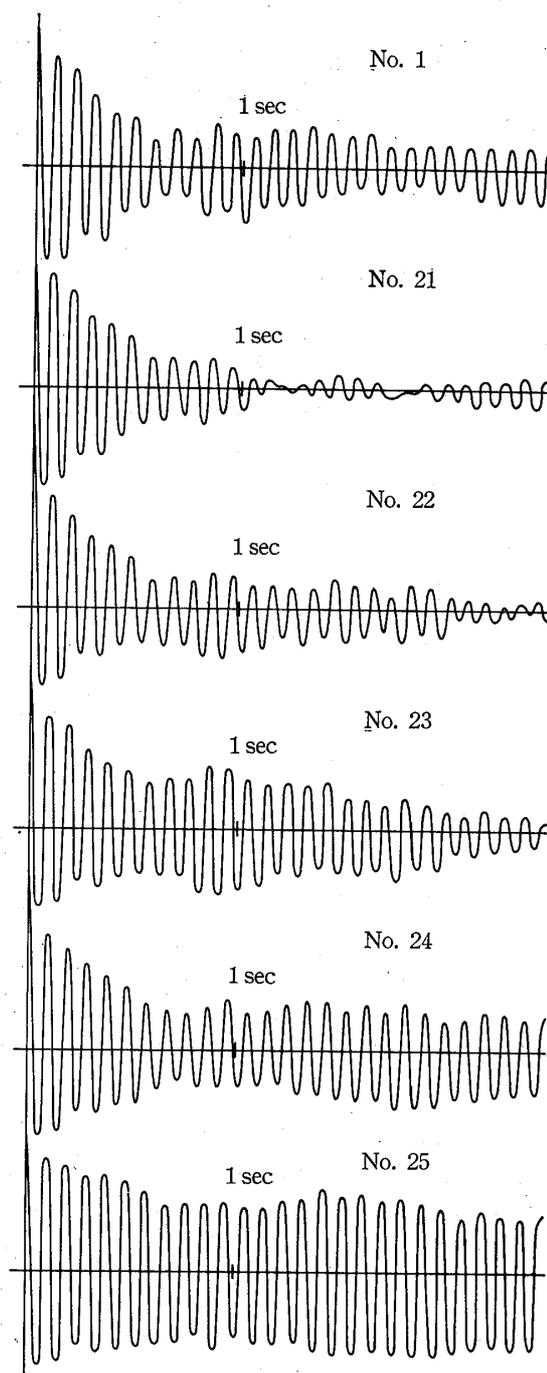


図 4 A'. Data 104 Correlogramme

エルゴード的な確率過程と仮定した上で、 $R(\tau)$  の中に多分に実在的な脳波の本質的な現象をみて<sup>12)27)</sup>、それをフーリエ解析したものである。後者は一応最初の段階では実測脳波の一つに単に計数操作を加えただけの操作的意味を有するにすぎない。ただし、意味づけを考える場合に第二段階として確率論的なモデルを必要とする場合もありうる。瞬時スペクトル分析<sup>15)</sup>の立場はこのような立場に立脚するものといえよう。

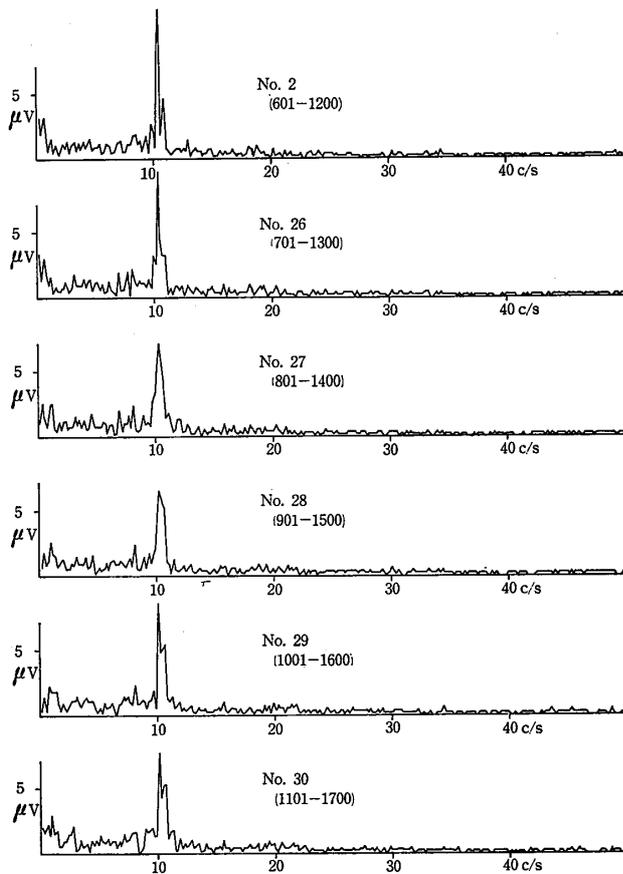


図 4 B. Data 104 Power spectrum

以上、本論文の方法に関連した問題について二三検討を加えたが、さらに相関分析法に関連する他の分析法についても理論的な検討を加えたい。誘発反応の研究に主として用いられている加算法<sup>7)8)</sup>、平均法<sup>5)37)</sup>は適当なパルスとの相互相関であり<sup>31)32)</sup>、フーリエ解析は正弦、余弦函数との相互相関にあたる。誘発反応はそれ自身実在的なものと考えられるので、数学的モデルとしてはノイズに関して仮定をおくだけでよい。一方、脳波自体にかなりの数学的仮定をおくものとして佐藤<sup>27)</sup>、今堀<sup>12)</sup>の減衰振動系があげられる。この取り扱いの基礎に高橋<sup>36)</sup>による偏平均法にもとづく数値計算がある。これも適当なパルス列との相互相関を求めることにあたるが、この数学的モデルとして振動系に不規則な外力が加わっていて、かつこの外力はエルゴード的で直交増分性<sup>39)</sup>を持つ確率過程で、振動系の振動とは独立であるなどの数学的前提がある。結果からみてこの前提には充分妥当性があり、すぐれたモデルであるが、もとの脳波の多数の観測値から2つのパラメータ(減衰率と振動数)にだけ意味をみとめることになる。この反対の点に数学的モデルを離れた取り扱いの利点があるのではないかと思われる。

最後にサンプリング間隔と分析時間の問題であるが、

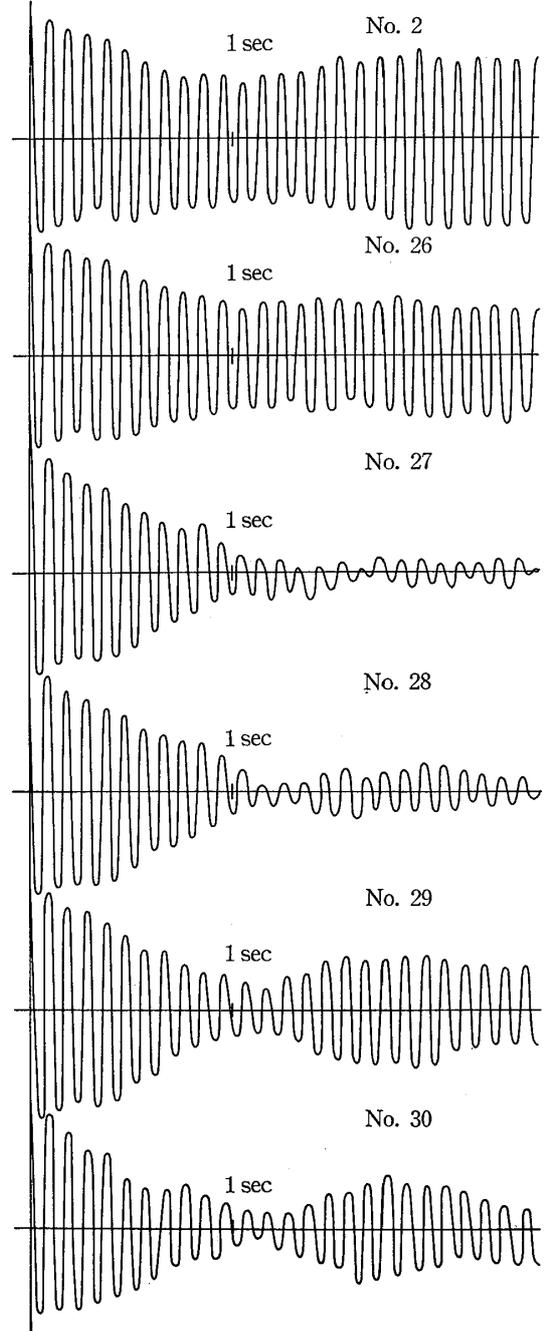


図 4 B'. Data 104 Correlogramme

これは目的に応じて当然異なってしかるべきであろう。Shanonの標本化定理<sup>28)33)</sup>により一般の函数  $f(t)$  については帯域幅を  $W$  サイクルとして  $1/2W$  秒間隔のサンプリングが一応の目安とされているが、これは分析時間が無限大の場合で、 $f(t)$  が有限の時間範囲の外では0であるとみなせる場合には妥当であろう。完全な周期函数の場合には  $n$  次高調波を無視できるならば  $T/2n+1$  秒のサンプリング間隔でよいことがわかっている<sup>33)</sup>。脳波の帯域を60サイクルとし、たとえば5秒を周期とす

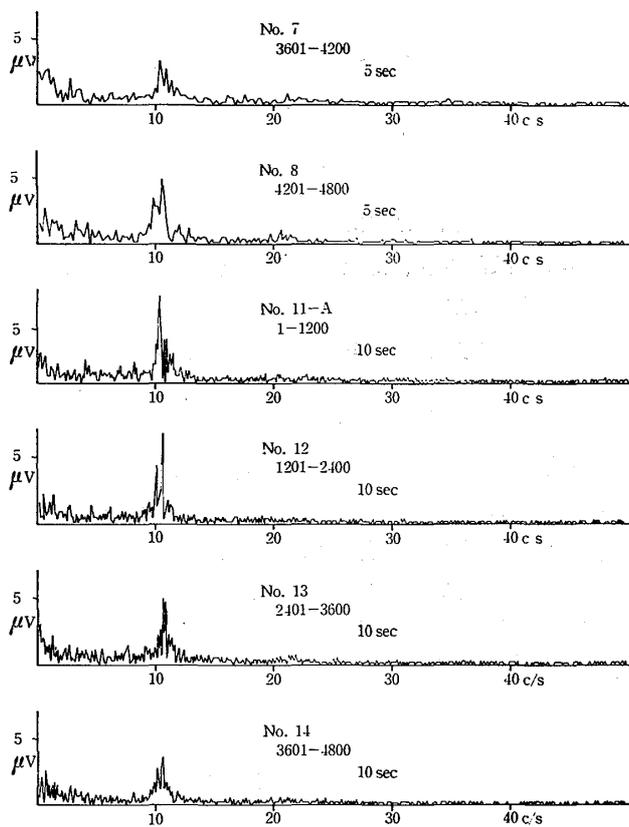


図 5 A. Data 104 Power spectrum

る周期函数とみなせるとすれば 5/601 析間隔のサンプリングでよいことになる。10 秒の分析の場合もほぼ同じで 10/1201 秒間隔、約 8.3 msec 間隔で良いということになる。しかし測定誤差や、周期函数とみなす場合分析部分の両端の不連続点補正はいるため、帯域はもっと広がる可能性もあり、またトレースの際相当のろ波が行なわれ帯域が狭くなる可能性もある。帯域幅が狭くなれば計算に必要なサンプル数が減って実用上便利であるが、この点を実際の計算結果から推定しようとした。また分析時間を延長してどの程度滑らかなスペクトルが得られるかをみたが、主峰や低域のスペクトルが充分滑らかであるとはいえない。しかし高域のスペクトル値が一樣に小さいことから、スパイクなどが存在する場合を除き(図 6, 図 8 A) 帯域幅をもっと狭いと考えるもよいと思われ、したがってサンプリング間隔は一応 8.33 msec で充分と考えられる。分析時間については滑らかさという観点からはまだ充分とはいえないが、スペクトル上の凹凸を適当な平滑化、たとえば視察により平滑化してみるならば充分と考えても良いであろう。この際 5 秒間の分析と 10 秒間の分析の差が比較的小さいことから、実際上は短い時間の分析の方が容易であることも考慮して、両者とも受け入れてよいであろうと思われる。

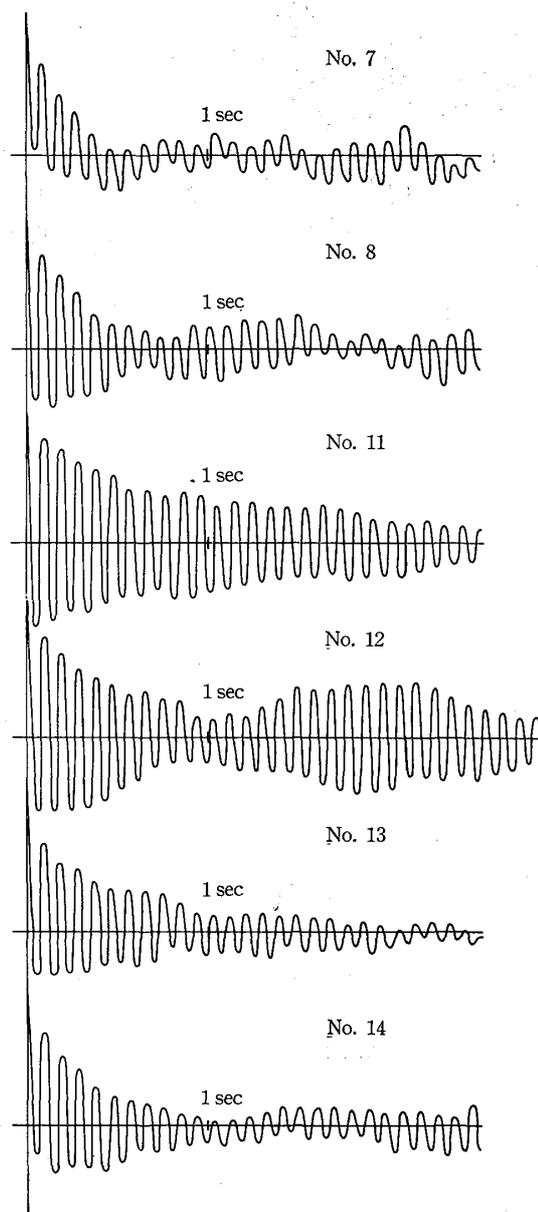


図 5 A'. Correlogramme

われわれの使用した HITAC 103 は外部用メモリーが約 8 千コで 8.33 msec 間隔のサンプリングでは最高 60 秒分のデータしか格納できなかった。また計算所要時間は 5 秒の分析で約 2 時間、10 秒の分析で 8 時間である。これより長時間の計算には種々困難がともなうので、この面からの妥協の必要も、8.33 msec 間隔、5~10 秒の分析がサンプリングのパラメータとして適当と考える理由の一つである。

ディジタル電子計算機を用いてコレログラムを計算した他の文献で、A-D 変換器を使用しているものは除いて、サンプリング間隔 1/40 秒のもの<sup>34)</sup>および 1/75 秒の例<sup>16)</sup>(いずれも分析時間は 10 秒)は比較の対象となると思われる。

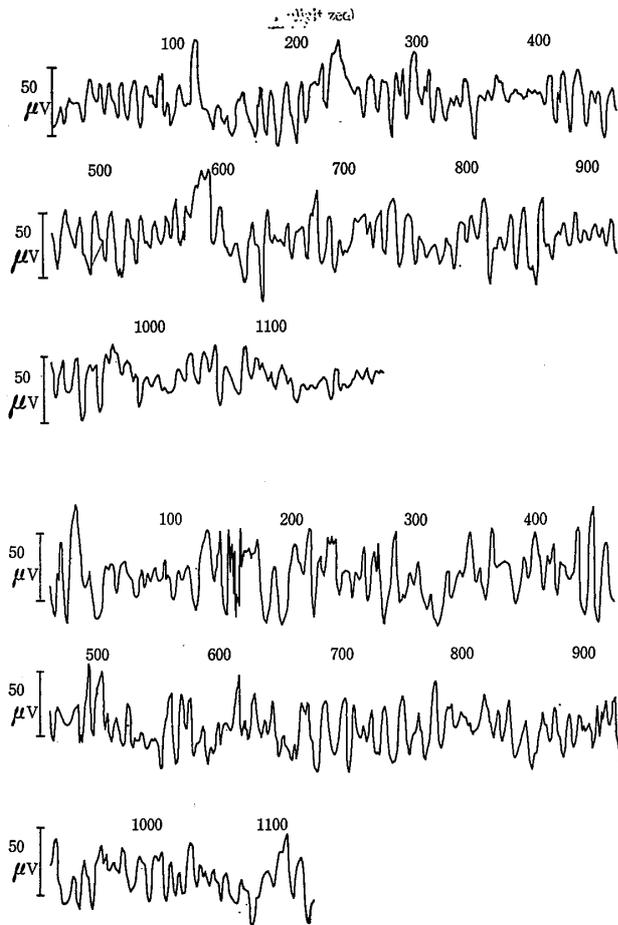


図 6. Original EEG (digitized) Data 1001 (1-1197) (上半) および Data 1002 (1-1136) (下半)

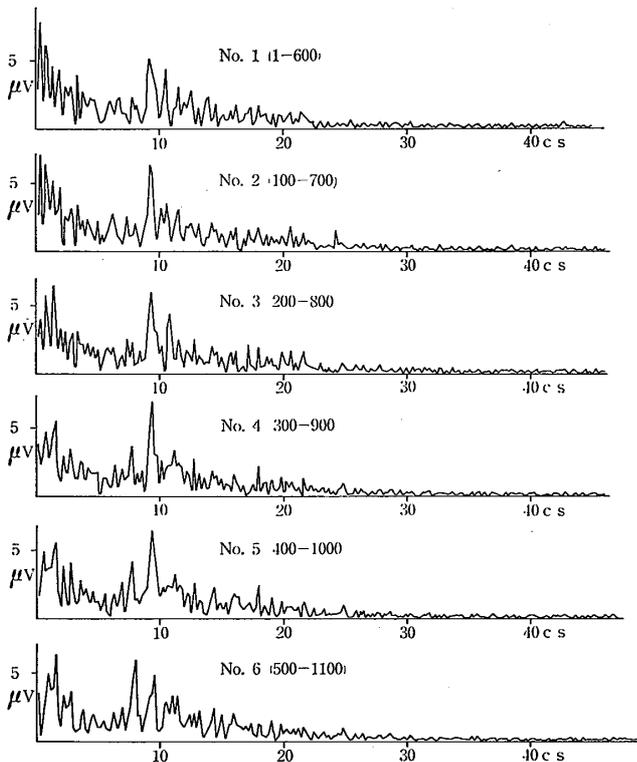


図 7 A. Data 1001 Power spectrum

V. 要 約

脳波基礎律動を客観的に把握する一つの試みとして、脳波曲線のフーリエ解析と自己相関関数の計算を3名の被検者の脳波について行なった。計算にはデジタル電子計算機 HITAC 103 を用いた。データ作成 (reduction) は記録された脳波を写真拡大 (4倍) し、マニュアルに測定した。

測定値函数  $f(t)$  のコレログラムは、 $f(t)$  を分析時間  $T$  を周期とする周期函数とみなして、 $f(t)$  のフーリエ解析の結果から計算した。

分析時間およびサンプリング間隔を変え、さらに同一記録内での時間的変動や共通因子を各被検者について検討し、サンプリング間隔 8 msec 前後、分析時間 5~10 秒の分析が妥当であることを確めた。

方法上関連する諸問題、特に数学的モデルについて論じた。

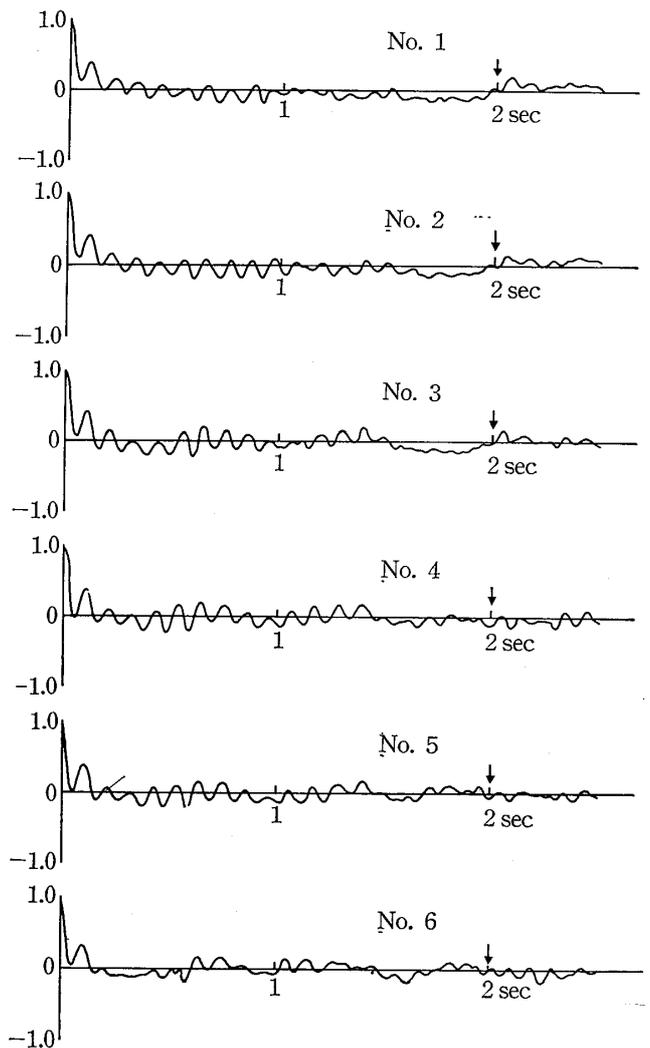


図 7 A'. Data 1001 Correlogramme

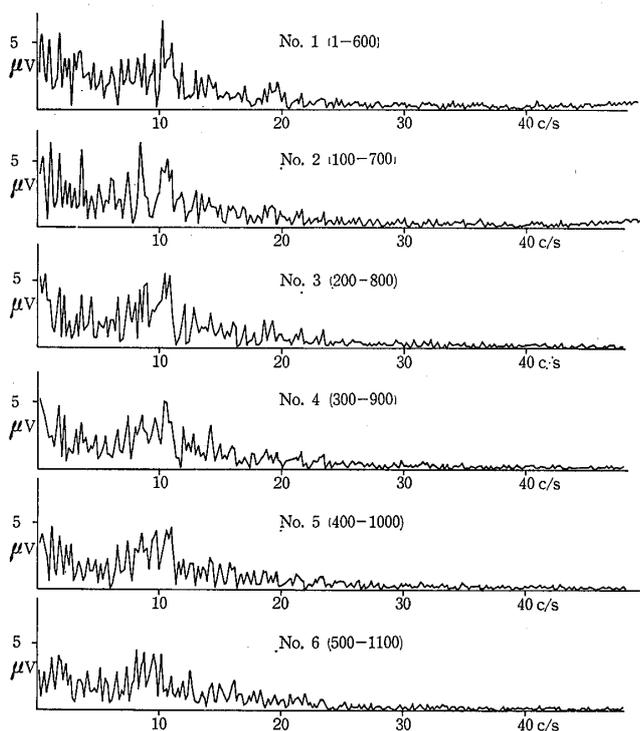


図 8 A. Power spectrum Data 1002

文 献

- 1) Adey, W. R.: Use of correlation analysis in electroencephalographic studies of conditioning. *EEE-Journal*, suppl. No. 20, 41-45, 1961.
- 2) Barlow, J. S.: Autocorrelation and cross-correlation techniques in EEG analysis. *Ibid.* 31-36.
- 3) Barlow, J. S.: Rhythmic activity induced by photic stimulation in relation to intrinsic alpha activity of the brain in man. *EEG-Journal*, 12, 317-326, 1960.
- 4) Barlow, J. S. et al.: Correlation analysis of electroencephalographic changes induced by unilateral intracarotid injection of amobarbital. *EEG-Journal*, 16, 213-220, 1964.
- 5) Barnett, M. D. et al.: Averaged evoked electroencephalographic responses to clicks in the human new-born. *EEG-Journal*, 18, 441-450, 1965.
- 6) Brazier, M. A. B.: Computer techniques in EEG-analysis. *EEG-Journal*, suppl. No. 20, 1961.
- 7) Dawson, G. D.: A summation technique for the detection of small evoked potentials. *EEG-Journal*, 6, 65-84, 1954.
- 8) Dawson, G. D.: A summation technique for

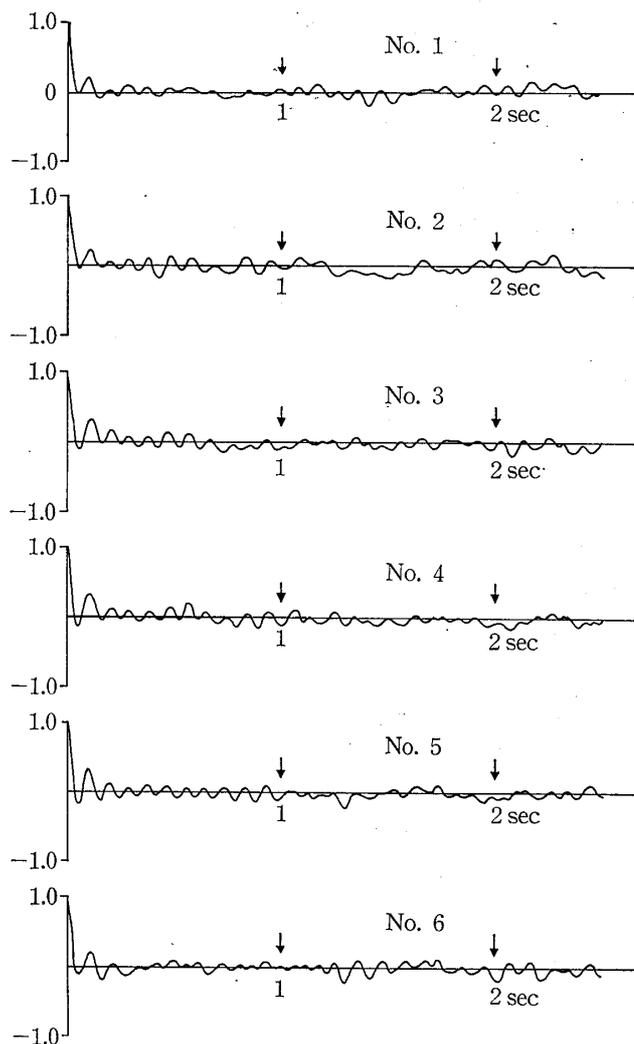


図 8 A'. Data 1002 Correlogramme

detecting small signals in a large irregular background. *J. Physiol. (London)*, 115, 2-3, 1951.

- 9) 藤森聞一編: 脳の電気現象の分析法とその応用, 医学書院, 1966.
- 10) Gibbs, F. A. & Gibbs, E. L.: *Atlas of electroencephalography*, I, II. Addison Wesley, 1950, 1952.
- 11) 堀川 明: ランダム変動の解析, 113-114, 150-160, 共立, 1965.
- 12) Imahori, K. & Sahara, K.: On the statistical method in the brain wave study. *Folia Psych. Neurol. Jap.* 3, 137-155, 1948-49.
- 13) 伊沢秀而ほか: 脳波の個体発生と周波数特性. *臨床脳波*, 6, 158-171, 1964.
- 14) 笠松 章ほか: 正常児童の脳波発達, *ibid.* 172-180.

- 15) Katada, A., Suzuki, H. & Suhara, K.: Frequency analytical studies on EEG of the mentally retarded children. Proc. XII Ann. Meet. Jap. EEG. Soc, p 195-200, 1963.
- 16) Krekule, I. et al.: Comparative & Cellular Patho-Physiology of Epilepsy. Excerpta Medica, Foundation, p. 129-138, 1966.
- 17) Kugler, J.: Electroencephalography in Hospital & General Consulting Practice. p 41, Elsevier, 1964.
- 18) Leader, H. S. & Cohn, R. et al.: Pattern reading of the clinical electroencephalogram with a digital computer. EEG-Journal, 23, 566-570, 1967.
- 19) Liske, E. et al.: Cross-Correlation of human alpha-activity: normative data. EEG-Journal, 22, 429-436, 1967.
- 20) Mimura, K., Sato, K. et al.: on the physiological significance of the EEG-changes caused by sonic stimulation. EEG-Journal, 8, 79-91, 1962.
- 21) 森口繁一, 宇田川銑久, 一松 信: 数学公式 III, 岩波, 1960.
- 22) Motokawa, K. U. Mita.: Das Wahrscheinlichkeitsprinzip über die gehirnelektrischen Erscheinung des Menschen. Jap. Med. Sci. 8, 79-91. 1942.
- 23) 永井武昭, 加納省吾: 確率過程論, 北川編, 情報科学講座, 13-16, 55-59, 共立, 1961.
- 24) 中山伊知郎編: 現代統計学大辞典, 372, 東洋経済新報, 1962.
- 25) Sato, K. & Nakane, K.: Note on the general probability function of the alpha wave amplitude in electroencephalogram. Folia Psych. Neurol. Jap. 3, 45-57, 1948-49.
- 26) Sato, K.: On general probability function of square amplitudes in electroencephalogram. Ibid. 3, 227-233.
- 27) Sato, K.: An interpretation concerning physiological significance of statistical nature of electroencephalogram. Ibid. 10, 283-294, 1956.
- 28) Sato, K. et al.: A simplified method for determining the average response time pattern of the evoked potential in electroencephalography. Ibid., 14, 764-765, 1962.
- 29) Sato, K. et al.: A simplified method for cross-correlation analysis. Ibid., 14, 767-768.
- 30) Sato, K. et al.: A simplified method for auto-correlation analysis in electroencephalography. Ibid., 14, 769-771.
- 31) 佐藤謙助: 脳波の情報処理. 内田, 内菌編, 新生理学, 改訂版(上), 655-676, 医学書院, 1965.
- 32) a. 佐藤謙助: 数値計算による分析法. 藤森編: 脳の電気現象の分析とその応用, 69-87, 医学書院, 1966.  
b. 佐藤謙助: 自己相関および相互相関分析の応用. Ibid. 237-259.
- 33) 関 英男訳 (Goldman 著): 情報理論. 62-81, 237-259, 近代科学社, 1956.
- 34) Strom van Leeuwen, W.: Comparison of EEG data obtained with frequency analysis and with correlative method. EEG-Journal, suppl. No. 20, 37-45, 1961.
- 35) Suhara, K.: On the frequency analysis of the brain wave and its statistical interpretation. Folia. Psych. Neurol. Jap., 6, 1-38, 1952.
- 36) 高橋浩一郎: 振動体の不規則なる運動よりその周期並に減衰率を求める方法に就きて. 理化学研究所彙報, 14, 255-271, 1935.
- 37) Williams, H. L. et al.: Evoked responses to clicks and electroencephalographic stages of sleep in man. Science, 138, 685-686, 1962.
- 38) 山内二郎, 森口繁一, 一松 信共編: 電子計算機のための数値計算法. 138, 685-686, 培凡館, 84-86, 1965.
- 39) 吉田耕作: 位相解析 I, 現代応用数学, 81-96, 岩波, 1957.