研 究

脳波信号の瞬時周波数分析*

川 澄 正 史** 平 松 啓 二**

EEG analysis using instantaneous frequency

Masashi KAWASUMI, Keiji HIRAMATSU

Department of Electrical Communication Engineering, Faculty of Engineering, Tokyo
Denki University

This paper describes a method for frequency analysis of EEG using instantaneous frequency. Since instantaneous frequency is the phase transition with respect to time, by this method, it is possible to represent the characteristics of EEG and of evoked responses in the instantaneous frequency region. The envelope $a(t)$ and the instantaneous frequency $f_i(t)$ of EEG are quantitatively calculated from the analytic signal, which is defined as $s(t) + js(t)$, where $s(t)$ is the EEG and $\hat{s}(t)$ is the Hilbert transform of $s(t)$.

In order to examine the above possibility, the $a(t)$ and $f_i(t)$ are obtained and used for studying characteristics of EEG. Experiments are done for studying the following EEG data obtained from the healthy subjects; the natural EEGs, the evoked responses to flash light stimulus, and the evoked responses elicited by constant current stimulus.

The following results were obtained from the experiments.

From the natural EEG analysis, it is observed that the values of the instantaneous frequency signals are correspond to the phase transition, and it is confirmed that the $f_i(t)$ approximately gives the frequency of the component which has the biggest energy. From the evoked response analysis, we observe that the $f_i(t)$ can be utilized for analysis of the latencies of evoked components. Even when the data length is short, $f_i(t)$ is effective for time phase analysis because of its high resolving power with respect to data-length.

Key Words

EEG, evoked response, frequency analysis, FFT, instantaneous frequency.

1. はじめに

誘発脳波波形の比較において特徴的ピークが特定困難である場合には、多変量解析を用いて意味のあるピークや潜時、周波数成分を抽出す

る方法が行われる。

波形全長を特徴変量とすると、誘発成分の時相、たとえば潜時等の詳細な抽出が可能となる¹⁾。しかし、波形の個体差や潜時のずれの影響は大きく、注意深い分析を必要とする。一方、波形の特徴をあるパラメータで代表させ多変量解析する方法²⁾では、この問題は解決するが周波数スペクトルなどを用いるために細かな時相

* 原稿受付 昭和62年10月19日

受 理 昭和62年12月17日

** 正 会 員 東京電機大学工学部電気通信工学科
〒101 千代田区神田錦町2-2

の分析を行うためには周波数分解能を下げねばならない。

本論文は、誘発脳波波形の比較に瞬時周波数の利用を試験的に行ったものである。瞬時周波数は位相の時間的変化を1サンプル点ごとにあらわすから、脳波信号に使用できれば周波数分解能を落とさずに細かな時相の比較が行える可能性がある。

まず、有限長の自然脳波データに対して処理を行い、どのような場合に適用可能かを調べるため、瞬時周波数信号を観察する。次に、誘発脳波の例に応用して、応用可能性について考える。

2. 方 法

2.1 瞬時周波数 $f_i(t)$

脳波信号の瞬時周波数 $f_i(t)$ は次のように定義した。

実信号 $s(t)$ と、その直交信号 $\hat{s}(t)$ によって解析信号 $\sigma(t)$ を定義する。

$$\begin{aligned}\sigma(t) &= s(t) + j\hat{s}(t) \quad \cdots \cdots \cdots \textcircled{1} \\ &= a(t) \cdot e^{j\phi(t)}\end{aligned}$$

ここで、

$$\begin{aligned}a(t) &= (s^2(t) + \hat{s}^2(t))^{1/2} \quad \cdots \cdots \cdots \textcircled{2} \\ \phi(t) &= \tan^{-1}(\hat{s}(t)/s(t))\end{aligned}$$

また、 $s(t)$ は次式となる。

$$s(t) = a(t) \cdot \cos\phi(t) \quad \cdots \cdots \cdots \textcircled{3}$$

この式の $a(t)$ は、ほぼ $s(t)$ の包絡線である。 $a(t)$ と $\cos\phi(t)$ の変動のスピードが分離可能であれば、 $\phi(t)$ は解析信号の回転角であるから、微分を行い瞬時周波数 $f_i(t)$ が求められる。

$$\begin{aligned}f_i(t) &= \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{d\phi(t)}{dt} \\ &= \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{s(t) \cdot \hat{s}'(t) - \hat{s}(t) \cdot s'(t)}{s^2(t) + \hat{s}^2(t)} \quad \cdots \cdots \cdots \textcircled{4}\end{aligned}$$

2.2 計算方法

脳波データ $s(t)$ の瞬時周波数 $f_i(t)$ 、包絡線信号 $a(t)$ を計算するブロック図を図1に示す。ヒルベルト変換対を求める計算には、FFT および IFFT 各処理を利用した。なお、この方法は誘発脳波など、対象データが長くない場合に有効で

図1 ヒルベルト変換器による解析信号の計算

ある。また脳波の測定・分析を長い区間続ける場合を想定して、自然脳波に対して全域通過型のデジタル90°移相器を利用したシステムでも処理を行ったが本論文と同様の結果を得ている。なお、計算処理はすべてパーソナルコンピュータ PC9801UV2 (NEC) で行った。

2.3 対象データ

本論文では、健康な男性から得た次のデータの分析結果を示す。

- (1) 自然脳波
- (2) VEP (光刺激に対する誘発脳波)
- (3) AC-EER³⁾ (眼への電流刺激に対する誘発脳波)

2.4 実験方法

本論文では、次の処理を各対象データに対して行った。まず、図1に従い $a(t)$ 、 $f_i(t)$ を計算し、一波形の特徴とした。包絡線の変化が瞬時周波数の変化に比較してゆっくりであれば $a(t)$ と $f_i(t)$ は分離可能である。

- (1) 自然脳波：図1の手順で $a(t)$ と $f_i(t)$ を求め、原信号 $s(t)$ と比較し、これらが原信号の包絡線、瞬時周波数に対応することを観察する。自然脳波については、全域通過型のデジタル90°移相器を用いたヒルベルト変換から求めた $a(t)$ と $f_i(t)$ に対しても同様の比較を行った。
- (2) 誘発脳波：まず、VEP に上記の処理を行

図2 自然脳波データの処理例

- (a) 自然脳波データ $s(t)$
- (b) 包絡線 $a(t)$
- (c) 瞬時周波数 $f_i(t)$

う。ここでは特に包絡線、瞬時周波数により VEP の特徴づけが可能かどうかを調べる。

次に、暗順応時と明順応時に測定した AC-EER の比較を、その包絡線と瞬時周波数を用いて試みる。

3. 結果および考察

3.1 自然脳波データ

図2に自然脳波データの分析例を示す。図中 (a)が原信号 $s(t)$ 、(b)は①式の $a(t)$ 、(c)は④式の $f_i(t)$ を各表す。図2のデータには約6Hzと7Hzの成分が多く出現している。(c)との対比により、 $f_i(t)$ が(a)の位相の時間的変化をよく表していることがわかる。

また、(a)にはいくつかの山の付近に小さな三相波成分が観察される。このように一つの波の正負片側において極点が二つ以上存在すると、その付近で②式の $a(t)$ は極めて小となるため④式で定義される $f_i(t)$ は極めて大となり、この前後の瞬時周波数値から大きく離れてしまう。つまり、この付近では2.1で述べた仮定が成り立たない。

次に、図2(a)の自然脳波データにその包絡線 $a(t)$ の逆数を乗じて $\cos\phi(t)$ の分離を試みた。この分離が出来ていれば、 $a(t)$ に変動は見ら

図3 自然脳波データのFM成分からの処理例

- (a) 図2(a)のFM成分 $\cos\phi(t)$
- (b) 包絡線 $a_{FM}(t)$
- (c) 瞬時周波数 $f_{iFM}(t)$

れなくなる。図3は図2と同様の処理を施した結果である。包絡線変動が改善されるものの、先の三相波付近ではやはり $a(t)$ は小となる。

以上の実験結果から、包絡線の値が小となる付近、およびスパイクなど急激な周波数変化が生じる付近では、注意深く $f_i(t)$ 処理を行う必要があるといえる。

図3において、(a)がFM変調信号であれば(c)は瞬時周波数となるが、実際には $a(t)$ と $\cos\phi(t)$ の変動の分離はこのように近似的にのみ可能である。

ところで、脳波信号をそのまま本処理にかけると $a(t)$ と $\cos\phi(t)$ との変動の分離が容易でないことも多いように思われる。一般的に、脳波包絡線信号の変化のスピードは脳波信号の変化に比較して十数倍から数倍である。この差が小さいような場合には、両信号の周波数成分を完全に分離させることはできない。

三相波部分には瞬時周波数をあてはめることはできないが、このような周波数の急激な変化がデータにおいて意味を有しないものであれば、LPF等で取り除くことはできる。

また、脳波リズムの出現周波数範囲は数十Hzと広くはないが、周波数の変化率は数倍と大きい。従って、数十Hz全帯域にわたり瞬時周波数を求める意味は少ない。ただし、狭帯域内

図4 誘発脳波 (VEP) の処理例

- (a) VEP データ $s(t)$
- (b) 包絡線 $a(t)$
- (c) 瞬時周波数 $f_i(t)$

の周波数や位相変動の観察が意味を持つ場合には、有効な方法となると思われる。

3.2 誘発脳波データ

図4は光刺激に対する誘発脳波 VEP の分析例である。図4の VEP には、潜時200ms 付近に周期約100ms のピークが観察される。VEP は比較的ピークが顕著である。 $f_i(t)$ はこのピーク付近で位相変化をよく表している。しかし、データの両端付近では VEP 振幅が低く、 $a(t)$ が小となるために $f_i(t)$ は大きな値を取ることになる。包絡線に適当なしきい値を設定し、この値以下では $f_i(t)$ を求めないという方法が考えられよう。

次に、瞬時周波数により誘発脳波の比較を行った例について述べる。

比較に用いるデータとして眼の暗順応状態で測定した AC-EER (データ1) と明順応状態で測定した AC-EER (データ2) を用いる。

図5はデータ1の処理例である。AC-EER は個体差が大きい誘発脳波でありピークの特定は容易ではないが、波形は比較的整っている。これは刺激が正弦波形であることにも関係すると考えられる。

図5の例は潜時100ms 付近に比較的大きな

図5 誘発脳波 (AC-EER、暗順応時) の処理例

- (a) AC-EER データ $s(t)$
- (b) 包絡線 $a(t)$
- (c) 瞬時周波数 $f_i(t)$

図6 誘発脳波 (AC-EER、明順応時) の処理例

- (a) AC-EER データ $s(t)$
- (b) 包絡線 $a(t)$
- (c) 瞬時周波数 $f_i(t)$

ピークが現れている例である。図6はデータ2の処理例である。明順応状態ではピークが減少している。

各時刻の $f_i(t)$ と $a(t)$ の値をプロットしたのが図7である。 $f_i = 7$ Hz 付近の周波数成分に差がある。32ms 区間ずつプロットを行い512ms までデータ16区間に対して処理をした。その結果、特に128ms から224ms のあいだに違いがみ

図7 瞬時周波数（横軸）と包絡線（縦軸）の各値のプロット

(a) 図5のデータのプロット

(b) 図6のデータのプロット

られた。すなわち、この例では、この時相における約7 Hz成分が眼の順応状態の影響を受ける成分であることが明らかとなった。この時相と周波数成分の検出はFFT処理では困難であり、特別な考察が必要である。例えば32msのデータ長では周波数分解能が約16Hzとなってしまう。

本論文で述べた $f_i(t)$ は、厳密な処理における瞬時周波数ではないが、その高い時間分解能のために実用上有効な適用例があるものとする。

図5のデータはゆるやかな変動成分を含むために図5中▲印付近で $a(t)$ が小さな値になってしまう。この谷は、視察からはピークの構成成分と考えられるが、この部分では $f_i(t)$ は求められない。これに対処するために、ゆるやかな変動成分の削除、たとえば移動平均処理などの前処理が有効かつ場合によっては必要と考えられる。

4. おわりに

FFTによる周波数分析⁴⁾は定量的かつ汎用的であり、またデータの少々の変動の影響をあまり受けないという特長がある。しかし、データ長に周波数分解能が依存してしまうために、誘発脳波など短区間内での時相を分析する際には問題がある。また、MEM法^{4),5)}で周波数分解能を落とさずに処理区間長を短くすることもで

きるが、定量性は失われ、また次数決定も問題である。

解析信号の瞬時周波数と包絡線を用いた処理では、短いデータ長でもこれらの問題に対処できる。しかし、3.1で述べたように解析信号(複素ベクトル)の振幅情報と位相情報の分離可能性の仮定に反するケースも多いと思われる。この問題を考慮しながら利用する工夫が必要だが、誘発脳波の特徴づけなどに応用を試みることは充分可能であるとする。

参考文献

- 1) 外池, 栗岡: 臭覚誘発脳波の主成分分析, 電子情報通信学会, 技術研究報告 MBE81-71, 23-30, 1982.
- 2) 中村, 伊東, 宇都宮, 後藤: 文字刺激視覚誘発脳波のパワースペクトルによる統計的分析, 医用電子と生体工学, 24: 108-114, 1986.
- 3) 川澄, 平松, 斎藤: 視覚系電流刺激に対する誘発電位の特徴, 医用電子と生体工学, 第24巻特別号, 515, 1986.
- 4) 日野: スペクトル解析, 朝倉書店, 1977.
- 5) 赤池, 中川: ダイナミックシステムの統計的解析と制御, サイエンス社, 1972.