

藤森法に基づく脳波自動解析システムにおける周波数分解能の向上

A Improvement of Frequency Resolution for EEG Autoanalysing System Based on Fujimori Method

吉田 嵩† 相川 直幸† 緒方 茂樹‡

Takashi Yoshida Naoyuki Aikawa Shigeki Ogata

1. まえがき

近年、エレクトロニクスの発達により、脳波をコンピュータで解析する研究が盛んに行われている。脳波解析には、大きく分けて、FFTやWavelet変換等を用いた周波数領域で解析を行う方法と、藤森法や零交叉法を用いた時間領域で解析を行う方法がある。周波数領域解析では、複雑な脳波波形から特定の周波数成分の大きさを求めることが可能である。しかしながら、脳波波形の個々の波形の振幅や周波数を求めることはできない。一方、時間領域解析の一つである藤森法[1]は、スペクトル解析とは異なり、脳波波形の個々の波形の振幅や周波数を求めることができる。藤森法は元来、熟練した専門家が脳波判定時に行う視察判定の方法をシミュレートしたものである。ゆえに、この方法を用いることによって、得られた結果がそのまま臨床脳波判定にも応用できるという利点を持っている。

藤森法はコンピュータ解析を想定して作成されたものではないことから、コンピュータによる波形認識を行うための様々な工夫が加えられてきた[2],[3]。しかしながら、コンピュータによる自動解析が可能となった現在においても、藤森法を用いた脳波の自動解析に関する報告は極めて少ない。その要因として専門家が視察判定を行う際には、脳波の記録状況に応じて判定基準を微妙に変化させている場合が少なくない。一方、コンピュータを用いた場合には、原則として一定のアルゴリズムに従った処理を続けようとするために、記録状況によっては適切な脳波検出が難しいこともある。さらに、コンピュータを用いた藤森法による解析では、脳波波形の個々のサンプリング点数の逆数からその波形の周波数を求めるため、サンプリング周波数が一定の場合、周波数が高くなるほど周波数分解能が悪くなるという欠点がある。

我々がこれまで作成してきた藤森法においては、各変化点間の変化量に着目したノイズ除去法によって、波形の誤認識をある程度減らすことに成功した[3]。しかし、高周波帯域における周波数分解能の問題に関しては未だ対処できていない。さらに、提案してきたシステムにおいては、エポック(分析区間)を指定して、脳波の一部分について解析を行うものであった。しかし、臨床あるいは実験場面で解析を行うことを考えた場合、解析時間に束縛されることなく実時間で脳波を解析できるシステムが不可欠であると考えられる。

そこで本稿では、まず、元の脳波を一切侵襲しない補間フィルタを用いてオーバーサンプリングを行い、藤森法の高周波分解能を向上させる方法を提案する。次に、リングバッファを用いて、解析時間を区切ることなく、入力され

表1 サンプル数の変化に伴う周波数分解能の変化

n	100	99	98	...	19	18	17
f	5.12	5.17	5.22	...	26.95	28.44	30.12
Δf	0.05	0.05	0.05	...	1.49	1.68	1.88

た脳波を実時間解析するシステムを提案する。

2. 藤森法に基づく脳波自動解析システム

2.1 従来のシステムの問題点

藤森法で周波数を求める際は、まず波の周期を計測し、その逆数を求めることで周波数を得ている。ある波を構成するサンプル数を n 、サンプリング周波数を f_s とすると、この波の周波数 f は、

$$f = \frac{f_s}{n} \quad (1)$$

と表される。ここで、 $f_s = 512 \text{ Hz}$ として n を変化させたときの f と、周波数分解能 Δf を表1に示す。本稿で述べる周波数分解能とは、ある波のサンプル数が、 n から $n-1$ に減少した際の周波数の差のことであり、検出できる周波数の細かさを示している。表1より、 $n=100$ の時は 0.05 Hz の分解能を持っているのに対し、 $n=19$ の時は 1.49 Hz の分解能しかない。このように、藤森法では、高周波になるにつれて周波数分解能が悪化する。本システムでは、周波数分布を 0.5 Hz 刻みで計上しているため、脳波で意味があるとされている 30 Hz 以下の周波数に対して少なくとも 0.5 Hz の分解能が必要である。しかし、表1の通り、 26.95 Hz の時の分解能は 1.50 Hz であり、周波数が上がるとさらに分解能は悪化する。従来のシステムの周波数分布(図1)を見ても、高周波になるにつれ検出できない周波数が増えていることがわかる。この問題は脳波計のサンプリング周波数(一般に 512 Hz)を高めれば解決されるが、現在普及している脳波計を全て入れ替えるのは現実的ではない。また、過去の膨大な記録脳波を取り扱えなくなってしまう。そこで、本システムではオーバーサンプリング法を用いてサンプリング周波数を上げる事を試みる。

2.2 オーバーサンプリング

本システムでは、高周波での周波数分解能の改善のために元の脳波を4倍にオーバーサンプリングする。これは、4倍にオーバーサンプリングすれば、 30 Hz で約 0.5 Hz の分解能が得られるためである。まず、元の入力脳波 $x(m)$ の各データ間に0を3つ入れた信号を $\hat{x}(k)$ とすると、 $\hat{x}(k)$ は

$$\hat{x}(k) = \begin{cases} x(k/4), & k = 4m, m = 0, 1, 2, \dots \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

と表すことができる。次に、 $2N$ 次の直線位相補間フィルタ係数 $h(i)$ と、式(2)の零補間したデータと畳み込み演算を行うことで、オーバーサンプリングされた脳波 $y(k)$ は、

$$y(k) = \sum_{i=0}^{2N} \hat{x}(k-i)h(i)/h(N), \quad k = 0, 1, 2, \dots \quad (3)$$

† 東京理科大学大学院 基礎工学研究科
電子応用工学専攻

‡ 琉球大学 教育学部 障害児教育教室

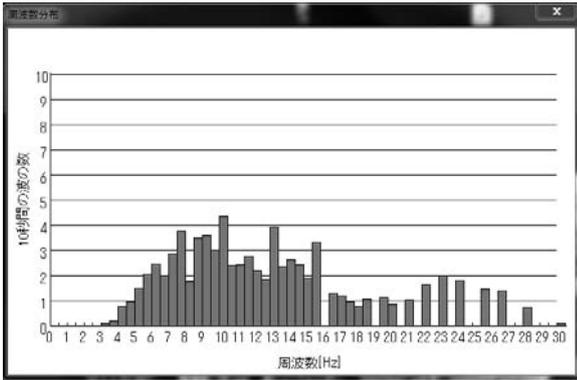


図1 従来のシステムでの周波数分布

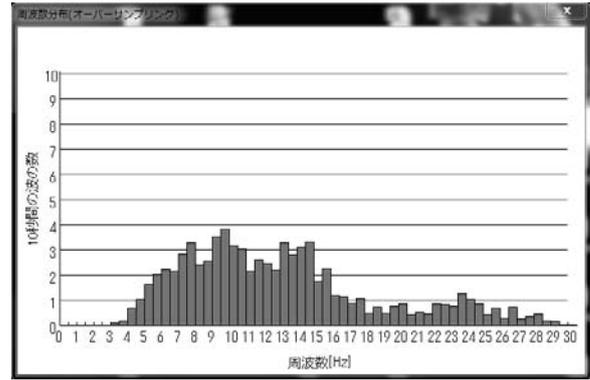


図3 本システムでの周波数分布

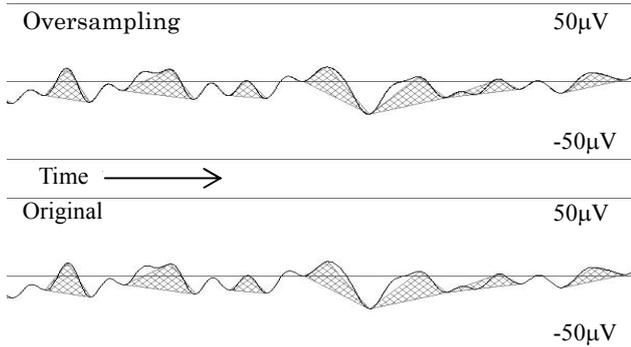


図2 本システムでの脳波解析結果

と表すことができる。フィルタの遅延を考慮すると、元の脳波データを変えないためには、

$$y(k+N) = x(k/4) \quad (4)$$

でなければならない。そこで中心のフィルタ係数 $h(N)$ から $4i$ ($i=1,2,3,\dots, \lfloor N/4 \rfloor$) 離れたフィルタ係数 $h(N \pm 4i)$ が 0 となるような補間フィルタを設計する。ただし、 $\lfloor \cdot \rfloor$ はガウス記号である。

2.3 提案するシステム

提案するシステムは、実時間で脳波を解析し、その結果を表示すること、及び解析時間を区切らず、入力された脳波全てを解析することを目的とする。本システムはコンピュータ上で動作するため、有限のメモリで解析を行う必要がある。そこで、用意したバッファ長を越えるような脳波でも解析を行えるよう、本システムでは解析に用いるデータの格納にはリングバッファを用いる。逐次、そのデータを用い、藤森法のアルゴリズムを用いて解析を行い、結果をバイナリ形式でディスクに書き出す。以上の手順をまとめると、

- (1) 入力脳波の1つのサンプルが読み込まれる
- (2) 得られたサンプルを4倍にオーバーサンプリングし、得られた脳波をバイナリファイルに書き出す
- (3) 得られたオーバーサンプリング済みの脳波に対して、藤森法による解析を行い、解析結果をバイナリファイルに書き出す
- (4) バイナリファイルから脳波、解析結果を読み込み、画面に表示させる
- (5) 次の脳波サンプルを読み込む
- (6) (2)へ

となる。これらのステップは、脳波が入力されている限り続けられる。

3. シミュレーション

サンプリング周波数を 512Hz として、本システムで実際に脳波を解析した結果を図2に示す。図2は、横軸が時間、縦軸が電圧、曲線が脳波を、描かれている三角形が藤森法によって得られた各波を示している。図2は解析が終了している状態であるが、実際にシステムを動かした際には、解析が終わり次第々と結果が画面に表示されるようになっている。図2では上段が提案システムによる解析結果、下段が従来のシステムによる解析結果である。なお、それぞれ全く同じプログラムで解析を行っている。図2の通り、オーバーサンプリングを行っても、検出できる波に変化は見られないことがわかる。また、非侵襲性補間フィルタを用いてオーバーサンプリングを行ったことで、元の脳波部分の電圧値を一切変えずに補間が行えていることがわかった。最後に、図1の周波数分布は図3のように改善された。従来のシステムでは検出できなかった高周波も、本システムでは検出できていることがわかる。例えば、従来のシステムでは、表1にあるように、サンプル数19の波は26.95Hz、20の波は28.44Hzとして記録されていたため、27~28Hzの波は検出できなかった。しかし、オーバーサンプリングによって分解能が向上し、27~28Hzも検出できるようになった。その際、27~28Hzの波の数だけ26.5~27Hz、あるいは28~28.5Hzの波が減少している。

4. むすび

本稿では、藤森法の問題点として指摘されてきた、高周波における周波数分解能の悪化を、非侵襲性の補間フィルタを用いたオーバーサンプリングをシステムに組み込むことで改善した。さらに、リングバッファを用いて、解析時間にとらわれず、実時間による解析を可能とした。

今後は、ファジィ、ニューラルネットワークによる変化点の判別による波形誤認識の改善を考えている。

参考文献

- [1] B. Fujimori, T. Yokota, Y. Ishimashi, T. Takeshi, "Analysis of electroencephalogram of children by histogram method", *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol.10, No.(1958).
- [2] 山本 紘世, 中村 仁平, 島菌 安雄, 宮坂松衛, 福沢等, "新しい脳波自動診断システムのシステム構成—特に波形認知の新しい分析法を中心として—", *精神神経学雑誌*, Vol.3, No.(1975).
- [3] 綱島 史顕, 相川 直幸, 緒方 茂樹, "藤森法を用いた脳波自動解析システムの精度向上の一検討", *信学技報*, Vol.109, No.(2009).