

ウェーブレットによる脳波信号の雑音成分導出法

The calculation method of EEG's noise by wavelet analysis

冀 玉涛†
Yutao Ji

呂 建明‡
Jianming Lu

1. まえがき

誘発脳波を記録し周波数解析を行う場合、その評価をどのように行うかは、重要な問題である。脳内では生命活動を停止しない限り、様々な処理が行われており、それに伴い脳波も様々な周波数成分での電位変化が得られる。特定の周波数の成分を検出しようとした場合、目的の周波数以外の成分は、いわば雑音成分と考えることができる。雑音成分に比較し目的の成分がどの程度検出できたかを調べるための指標は現在も存在しない。

脳波 (EEG) は誘発脳波と自発脳波で大きく異なる。誘発脳波は振幅が低く、雑音信号に埋まってしまうことが多い。これに対し、自発脳波は振幅が誘発信号より大きく、誘発脳波を解析する場合は雑音の一つとみなすことができる。脳波に関係する生理的因子としては、大脳辺縁系、視床、視床下部、脳幹といった神経性因子のほかに、呼吸、循環、代謝などから派生する酸素、二酸化炭素、電解質、ホルモン、血糖などの体液性因子があげられる。これらもまた雑音となり得る。そのため、脳波に関する分析を行う際に、雑音を除去する前処理は必須である。

本稿では脳波の特徴を考慮して、ウェーブレット¹⁾で脳波の雑音を除去する方法を検討した。

2. 目的

これまで脳波を周波数解析し、雑音成分に対しどの程度観測したい成分が優位であるかを判定する場合、周辺の周波数成分スペクトル値のうち比較的大きいものの平均を指標として使う場合が多かった。この方法は客観性に乏しく、多くのデータを処理する場合にかなり手間がかかるという問題があった。

脳波における雑音は殆ど高周波成分の信号であり、非雑音信号は特定の周波数の信号であるという特徴を考慮し、フーリエ変換 (FFT) により求めたスペクトルから、設定された閾値より小さい周波数を一括に削除する方法も報告されている²⁾。しかし、FFT は時間域における解析に限界があるため、突発した特徴点を抽出する際、脳波における時間域の不可欠な信号を解析できない場合もある。

脳波の時間的变化に対する考察において、これまで主に短時間フーリエ変換の適用例が多く見られるが、短時間フーリエ変換においては適切な窓関数の設定が困難であり、最適な解析結果が得られにくい。これに対し、

ウェーブレット解析は時間域の情報解析に適していると考えられるので、本稿では脳波のウェーブレット解析を試みた。

3. 提案手法

本稿では、信号と雑音のウェーブレット係数の極大値は分解レベルによって、極大値の出現する位置と大きさが異なるという特徴を用い、極大点の共通のところに突発した信号が残ることを前提として、EEG 信号の雑音を導出することを試みる。

図1に、提案手法のフローチャートを示す。

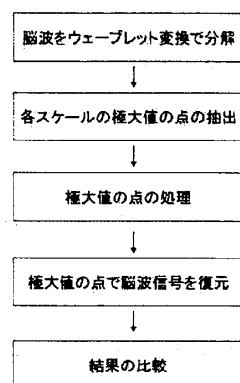


図1 提案手法のフローチャート

本研究では 90 秒間記録した脳波を使用した。この脳波は音を聞かせながら、記録した脳波である。音のデシベルの変化に従って、脳波も変わっている。90 秒間の脳波は一括処理するには長すぎるため、音圧が 50db から 60db に変化した点を含む前後 10 秒間を調べ、解析した。切り出し後の変化時刻は 7.2 秒である。

最初に、離散二進ウェーブレット変換で、データを 4 レベルに分解した。次に、各レベルにおいて、高周波数のウェーブレット係数の極大点を求めた。さらに、極大点の数値と位置とを計算した。図 2 にウェーブレット変換の例を示す。

次に、得られた極大点に対して以下の処理を行う。

(1) スケール 4 において、適当な閾値 (Thr) より小さい極大値を 0 にする。

† 千葉大学大学院融合科学研究科

‡ (株) 創発情報技術センター

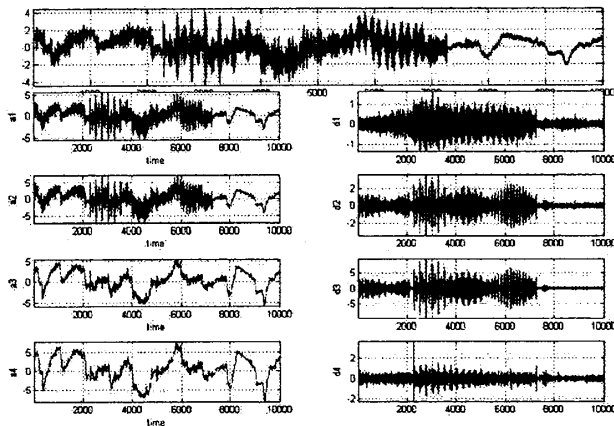


図2 原信号と各ウェーブレット変換係数

$$\text{Thr} = C * M / \text{level} \quad \textcircled{1}$$

ただし、Thr、C、M と level はそれぞれ閾値、定数、極大値の中の最大値とレベルである。本研究では $C=0.8$ 、 $\text{level}=4$ とした。

(2) スケール 4 で極大点がある周辺に、検索する区域を設定する。同じ区域の中にレベル 3 でも極大点があれば、その点をレベル 3 の極大点として保存する。それ以外の極大点はすべて削除する。

(3) レベル 2 も (2) のように処理する。

(4) レベル 1 においては、レベル 2 と同じところにある極大点のみを保存し、ずれた点や他の極大点を全て削除する。

極大値の処理結果を図3に示す。

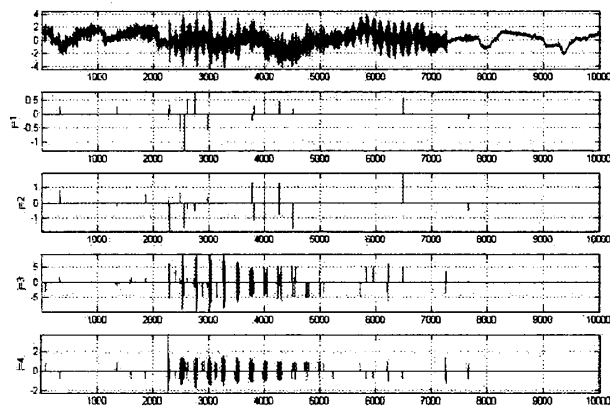


図3 原信号と処理された極大値

最後に、残された極大点を用いてウェーブレット係数に復元する。さらに、そのウェーブレット係数を用いてウェーブレット逆変換して、信号を復元する。

原信号と復元信号を比較することによって、提案手法を検討した。図4に各々の波形を示す。図より復元信号中の7.2秒の点に突発点が観測されており、音圧の変化に対応した信号が得られていることがわかる。しかし、他の時刻にも突発点は観測されており、必ずしも音圧の変化のみを抽出できてはいないという問題が残された。

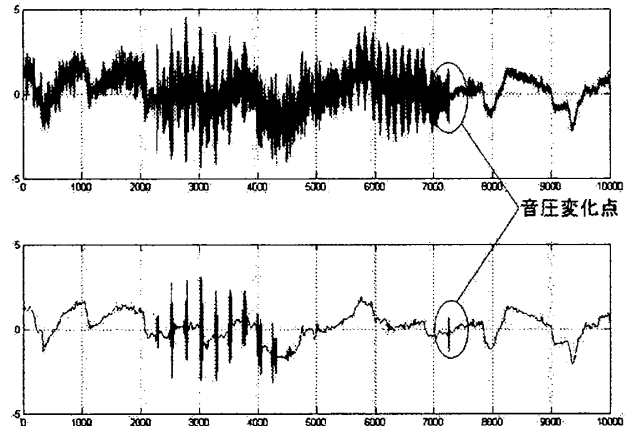


図4 原信号と復元信号

図5に、原信号と復元信号のパワースペクトルを示す。高周波における雑音は除去できている。しかし、低域でも若干の歪が見られており、今後の検討が必要である。

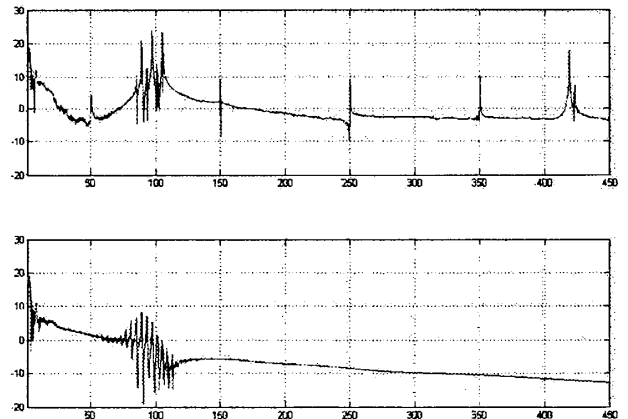


図5 原信号と復元信号のパワースペクトル比較

謝辞：本研究の遂行に際し、脳波データを提供して頂いた千葉大学脳機能計測解析研究部門 下山一郎先生と研究に指導して頂いた(株)パナソニック四国の方々に謝意を表します。

参考文献

- (1) 章忠, 高速ウェーブレット変換およびその脳波解析への応用, 日本機械学会論文集 (C 編) 65-632 : pp.1915-1921, 1999.
- (2) 荒井善昭, 脳波スペクトルの雑音成分導出法, 近畿大学工業高等専門学校紀要, 18 : pp.23-26, 2002.
- (3) 机直美, 脳波解析法の基礎研究, <エネルギー・環境特集>, 29 : pp.27-32, 2007.
- (4) 小川宜洋, 多変量解析による音楽聴取時の脳波分類, 電子情報通信学会技術研究報告, 105 : pp.77-81, 2005.