

E-9

フラクタル解析による脳波信号処理を用いた医療補助アプリケーションの基礎的検討

Basic Study on Medical Assistance Applications Using EEG Signal Processing by Fractal Analysis

○有馬明日香¹, 松本卓才², 林昂志², 高橋玄記², 森下克幸², 武井裕樹³, 小林伸彰⁴, 齊藤健⁴*Asuka Arima¹, Takatoshi Matsumoto², Takashi Hayashi², Genki Takahashi², Katsuyuki Morishita², Yuki Takei³,
Nobuaki Kobayashi⁴, Ken Saito⁴

Abstract: Patients who suffered traumatic brain injury is expected to recover by rehabilitation treatment, however, it is difficult to estimate the effect of the treatment. Therefore, for the purpose of developing medical assistance applications, we are attempting to quantify brain function by using electroencephalography(EEG).Earlier, we attempted to quantify attentiveness by the ratio of alpha and beta waves during the Kleperin test, but have not succeeded. In this paper, we would like to report our attempt to quantify the attentiveness by using fractal analysis of EEG signals.

1. はじめに

外傷性脳損傷とは、頭部に回転加速度がかかった衝撃によって神経線維が断裂する脳の損傷である。高次機能障害などの後遺症が現れることが多く、高次機能障害に陥った場合、記憶機能、注意機能、遂行機能の低下が生じる。外傷性脳損傷の重症度は、Glasgow Coma Scale で評価される。能力障害に関しては、Barthel index や Functional independent measure , Functional assessment measure で評価される。重症の場合はCTやMRI等の画像診断で診断されることがあるが、軽度の場合はMRIで見つかる確率は50%前後であり、CT検査での確率はさらに低い。また、機能改善に関しては対症療法が一般的だが、現在の評価法だとリアルタイムで脳の状態を見ることが出来ず、確立した治療法はまだない。[1]

そこで我々は、脳波信号から高次機能を定量化し、解析結果を被験者にフィードバックすることで外傷性脳損傷の診断と治療を補助するアプリケーションの開発を検討している。これまでに、脳波信号の α 波と β 波の比率を用いて注意機能の定量化を検討した。脳波信号は周波数帯域によって大きく2種類に分けることが出来る。8Hzから13Hzまでの帯域は α 波と呼ばれ、律動的に発火し同期する。 α 波は安静、リラックス時にみられる。14Hzから30Hzまでの波は β 波と呼ばれ、緊張、集中、ストレス時に α 波の律動性が低下することで出現する。つまり、 α 波に対する β 波の比率が高いほど活性化していると言える。これまでの実験では、測定区間を3つ設けて、前頭葉の脳波信号を測定した。また、実施区間では内田クレペリン検査を模したテストを実施した。実験の結果として、同被験者内にお

ける β 波と α 波の比率では区間ごとの時間変化に相関を確認することができなかった。

そのため本論文では、脳波のフラクタル次元を特徴量とすることで注意力の定量化を試みたので報告する。

2. フラクタル

フラクタルとは特徴的な長さを持たない図形、構造、現象を示す。フラクタル性を持つ構造の複雑さを定量的に表す量としてフラクタル次元がある。

本論文では Higuchi 方を用いて脳波のフラクタル次元を解析する。まず k で粗視化したデータセットを次のように k 個構成する。

$$\tilde{X}_m(k); X(m), X(m+k), X(m+2k), \dots, X(m + \left\lceil \frac{N-m}{k} \right\rceil k) \quad (1)$$

次に構成された各 $\tilde{X}_m(k)$ に対して長さ $L_m(k)$ を求める。

$$L_m(k) = \frac{\left\{ \left(\sum_{i=1}^{\left\lceil \frac{N-m}{k} \right\rceil} |X(m+ik) - X(m+(i-1)k)| \right)^{N-1} \right\}^{\frac{1}{N-1}}}{k} \quad (2)$$

ここで $[\cdot]$ はガウス記号を表す。

各データセットから求めた $L_m(k)$ の算術平均をとる。

$$\langle L(k) \rangle = \frac{\sum_{m=1}^k L_m(k)}{k} \quad (3)$$

求めた $\langle L(k) \rangle$ を k に対して両対数でグラフにプロットする。プロットしたグラフの傾きの絶対値がフラク

ル次元となる。^[2]ここで Higuchi 法における k_{max} と N の値は理論値と推定値の誤差を比較した結果、 $k_{max}=6$ 、 $N>125$ の時、誤差が小さくなるということがわかっている。^[3]

3. 実験内容

脳波信号のフラクタル次元を求めることで注意力の定量化が可能であるか確認するため、本実験では実施区間で3つの課題を用意した。また安静区間、実施区間、安静区間の3区間を設け、各2分ずつの測定をそれぞれおこなった。実験1では、実施区間でクレペリン検査を模したテストをおこなった。本来のクレペリンテストは用紙を使用しておこなうが、本実験では画面上に表示された数字を選択していく方式を用いた。実験2では、実験1の体動、眼電により発生するノイズの影響を確認するため、実施区間でクレペリン検査の問題を表示せず、被験者に対し、約1秒間隔でクリック動作をおこなわせた。実験3では、体動により発生するノイズを除去するため、1秒間隔で問題を表示し、被験者に対して目視のみで解答させる方式のテストをおこなった。測定箇所は実験1~3まで同じであり、国際10-20法に基づき Fpz, Fp1, Fp2, Cz, Oz を測定した。被験者は1名で健康的な20代女性である。また、今回測定に用いた脳波計はサンプリング周波数が250Hzであるため、脳波の定常性を考慮し、 $N=250$ として、1秒ずつフラクタル解析をおこなった。

実験1~実験3の結果を Figure1, Figure2, Figure3 に示す。Figure1より、すべての測定箇所では実施区間のフラクタル次元の値が安静区間に比べて大きくなっていることが分かった。特に前頭葉は頭頂葉、後頭葉に比べて変化率が大きくなった。Figure2より、Fp1以外での変化率が下がった。Figure3より、Cz以外での変化率が下がった。

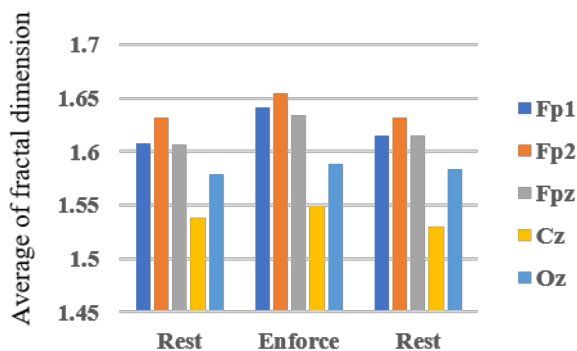


Figure1. Average of the fractal dimension in each section of Experiment 1

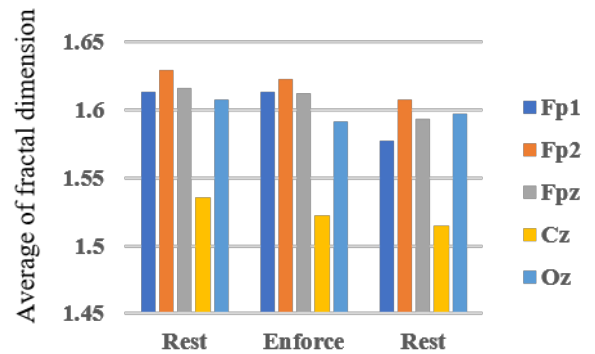


Figure2. Average of the fractal dimension in each section of Experiment 2

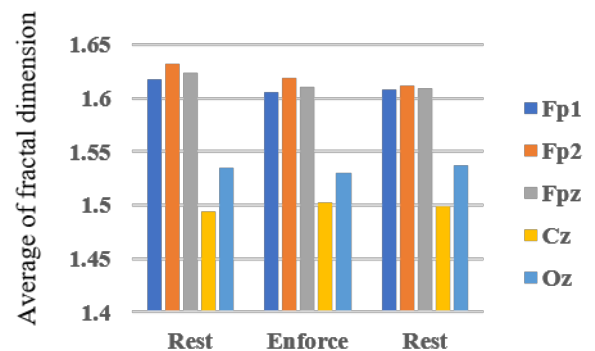


Figure3. Average of the fractal dimension in each section of Experiment 3

4. まとめ

我々は脳波信号処理を用いた医療補助アプリケーション開発のための基礎的検討をおこなった。実験1と実験2の比較からクレペリンテスト時、特に前頭葉においてフラクタル次元の上昇を確認した。前頭葉に顕著な上昇が確認されたのはクレペリンテストをおこなっていたことにより集中していたためであると考えた。しかし実験3では、前頭葉でのフラクタル次元の上昇は確認できなかった。脳波のローデータを確認したところ全実験の全区間において、多数の眼電によるアーチファクトが確認された。よって今後は体動および眼電の除去方法について検討する。また同被験者の誤差を考慮し被験者の数を増やし解析をおこなう。

5. 参考文献

- [1] 佐藤徳太郎:「外傷性脳損傷のリハビリテーション」, リハビリテーション医学, Vol.39, pp.572~577, 2002.
- [2] 樋口知之:「時系列のフラクタル解析」, 統計数理, Vol.37, No.2, pp.210~216, 1989.
- [3] 佐瀬巧, 北城圭一, 合原一幸:「脳波のフラクタル構造に対するガンマ波の影響」, 生産研究, Vol.65, No.3, pp.326, 2013.