

脳波測定による個人のデフォルトモードネットワークの 情報量的特定とその安定性の評価

西村 翔馬[†], 和泉 圭祐[†], 金野 武司[‡]

Shoma Nishimura, Keisuke Izumi, Takeshi Konno

[†] 金沢工業大学 工学部 電子情報通信工学科, [‡] 金沢工業大学 工学部 電気電子工学科

Kanazawa Institute of Technology, College of Engineering,

[†] Electronics, Information and Communication Engineering,

[‡] Electrical and Electronic Engineering

b1701537@planet.kanazawa-it.ac.jp, b1604713@planet.kanazawa-it.ac.jp,

konno-tks@neptune.kanazawa-it.ac.jp

概要

人は他者とのコミュニケーションにおいて相性を感じることがある。この相性は何に起因しているのだろうか。この問題を解く1つの鍵として、安静時の脳状態に見られる特徴的な活動パターン＝デフォルトモードネットワーク (DMN) が注目されている。本研究はこの DMN を脳波測定により抽出し、人が持つ固有の脳活動パターンを情報量的に特定することを目的とした。しかし、結果として今回の実験では人が持つ固有の脳活動状態を情報量的に特定するには至らなかった。

キーワード : Default mode network, EEG, Integrated information

1. 背景

他者とのコミュニケーションにおいて、相性を感じる人は少なくない。それは長い時間をかけて醸成され、気づかれるものである場合もあるが、驚くべきは、ほぼ初見で、かつたった数分しか接していない場面においても、それとなく「相性」というものを意識することがある点である。また興味深いのは、その「相性」を形成するプロセスは無意識下で進行し、そこでのやりにくさ/やりやすさはそういった数分のやりとりを振り返った時に見いだされることが非常に多いのではないかということである。こういった無意識下で進行する「相性」へと続くプロセスが、普段からの脳活動パターンの類似性に起因するのではないかとする指摘がある [7]。

このような、無意識下にある基本的な脳活動パターンはデフォルトモードネットワーク (DMN) と呼ばれ注目されている [6]。特に、情報量的な脳活動の統合状態を数量化する統合情報量 [4] は、DMN を特徴付ける指標として注目されている。Trujillo ら [5] は安静時

の脳波測定から統合情報量 (より具体的には、信号の「統合度」および「相互作用の複雑度」の2つ) を算出し、その数値的頑健性を検証している。我々は、この計算手法を用いて「相性」の特定ができないだろうか考えた。これをするには、安静時脳波から個人を特定できなければならないので、個人の安静時脳波を複数回測定した場合の統合情報量のばらつきが、複数人を測定した場合のばらつきよりも小さくなる必要がある。本研究では、この検証を目的とした。

また、精密な脳波計測は導電性のジェルを注入する湿式の脳波計が用いられることが多く、一度の計測にかかる手間に問題を抱えている。こういった問題を解決する計測機として乾式の脳波計が開発されているが、それらは電極数が2~8程度に留まるものがほとんどである。そんな中、オープンソースのBCIプラットフォームを展開する OpneBCI (<https://openbci.com>) は、16チャンネルの乾式脳波計を発表している。フレームや部品は全て3Dプリンタで成形可能であり、計測システムも電子回路から基板パターンまで公開されているため、その完成品は非常に低いコストで調達できる。本研究では、この OpneBCI 製の脳波計 (Ultracortex Mark IV 16ch) を用いて安静時脳波を計測し、そのデータから統合情報量を算出することで、それが DMN として個人を特定することのできる指標となり得るか検証することを目的とした。

2. 実験方法

実験ではまず、参加者には安静時の脳波を測定することが伝えられた。同意書へのサインの後で頭囲を巻尺で測定し、脳波計のサイズ (L/M) を決定した。使用する脳波計を決めた後で、参加者は衝立で囲まれた椅子とテーブルが設置された測定場所へと移動し (図1左)、そこで脳波計 (図1右) を装着した。測定中は

部屋の照明を落とした状態で、開眼状態と閉眼状態のそれぞれで4分間の測定が行なわれた。脳波測定後、参加者は前日の睡眠状態や最近の運動状態などに関する簡単なアンケートに答えた。



図1 測定環境（左）と脳波計（右）

測定中、参加者には体や頭を動かさず同じ姿勢を保つことと、眠らないようにすることが注意事項として伝えられた。前者は筋肉電位信号が脳波に混入することを防ぐためであり、後者は睡眠時に生じるアルファ波帯（8~13Hz）が支配的になるのを防ぐためである。

脳波測定に用いた OpenBCI 製の脳波計は、導電性ジェルを塗布する必要がない乾式タイプであり、30万円程度の導入コストで手軽に16チャンネルの脳波を計測することができる¹。測定時にはPC（Apple製Macbook Pro）に接続したUSB Dongleと脳波計の間で、Bluetoothでの無線通信によってデータが収集された。脳波計の電極部分の設置深度はネジ巻き式で調整するようになっており、専用の脳波データ収集ソフトウェア（OpenBCI GUI）で信号を確認しながら調整した。

2.1 分析方法

測定されたデータは、以下の手順でアーチファクトを取り除いた。まず、脳波成分以外の周波数帯を除外するため、1-40Hzのバンドパスフィルタを施した。その後、1秒間の脳波データを0.5秒間隔で切り出してエポッキングを行なった。これにより4分間のデータは1秒間の480エポックのデータに切り分けられた。続いて、いくつかの統計的基準（振幅が $\pm 100[\mu V]$ を超える、エポック内の電位ドリフトが $50[\mu V]$ を超えるなど）を満たさないエポックを分析対象から除外した。さらに独立成分分析（ICA）を実施し、再び先ほどと同様の統計的基準でエポック除外操作を実施した。

¹多くの先行研究では湿式で、かつ32チャンネル以上の脳波計が用いられることが多い。Trujilloら[5]の研究では64チャンネルの湿式脳波計が用いられた。

アーチファクトの除去後、脳波の電位レベルを全頭で揃えるための参照基準レベルを先行研究[5]に倣いプラシアンリファレンス[2, 3]で計算し、さらに周波数帯をシータ波帯とアルファ波帯を合わせた4-13[Hz]の帯域と、ベータ波帯である14-30[Hz]の帯域に分けた。

それぞれの周波数帯に分離された脳波データに対して、エポックごとに統合情報量（統合度 $I(X)$ と相互作用複雑度 $C_I(X)$ ）を次式に従って算出した。

$$I(X) = \sum_{i=1}^N H(X_i) - H(X) \quad (1)$$

$$C_I(X) = H(X) - \sum_{i=1}^N H(X_i | X - X_i) \quad (2)$$

ここで、 X_i は個々のEEGチャンネルの状態であり、 $H(X_i)$ はチャンネルごとのエントロピーである。 $H(X)$ はすべてのチャンネルにわたる状態 X の結合エントロピーであり、 $H(X_i | X - X_i)$ は残りのマルチチャンネル $X - X_i$ の状態が与えられた場合の単一チャンネル X_i の条件付エントロピーである。これを計算すると、信号の統合度 $I(X)$ は、すべてのEEGチャンネルが統計的に独立している場合に0になり、逆に全てのチャンネルが横断的に完全に依存しているときに最大になる。対照的に、相互作用複雑度 $C_I(X)$ は、チャンネルどうしが完全に独立あるいは完全に依存した場合に最小となり、その中間状態で最大になる。

以上のデータ分析には、MATLAB (Mathworks) とEEGLAB toolbox [1]を用いた。

2.2 参加者

実験には11名が参加した。参加者はいずれも金沢工業大学の学生（男性10名、女性1名）で、実験は全て大学内の研究室で行なわれた。このうち、1名（男性、年齢21）は日を分けて5回の繰り返し計測を行った。他10名の平均年齢は21.9歳（ $SD=0.88$ ）であり、それぞれ一回の計測を行なった。

3. 結果および議論

測定された脳波から統合情報量を算出した。開眼条件と閉眼条件、そしてシータ/アルファ波帯とベータ波帯において、基本的な特性に大きな違いは確認されなかった。そのため、視覚情報による影響がない閉眼条件で、かつ全頭活動のネットワークを見ることのできる遅い周波数帯であるシータ/アルファ波帯につい

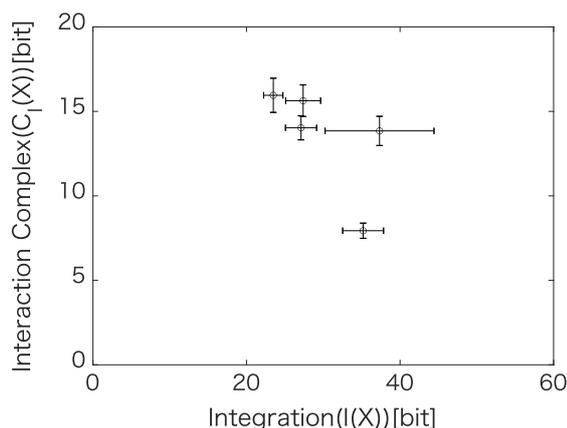


図2 参加者内(1名)の閉眼条件でのシータ/アルファ波帯の統合情報量。エラーバーは標準偏差。

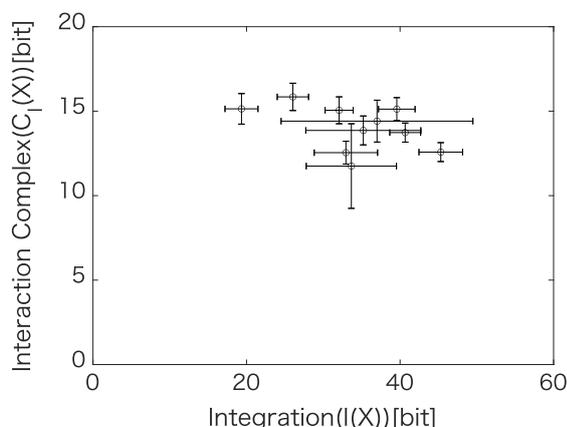


図3 参加者間の閉眼条件でのシータ/アルファ波帯の統合情報量。エラーバーは標準偏差。

ての結果を示す。図2は1名の参加者の5回の計算結果であり、図3は10名の参加者の計算結果である。

統合情報量によって個人を特定するには、1名の測定結果(図2)のばらつきは、10名の測定結果(図3)のばらつきを下回らなければならない。ところが、得られた結果はそれぞれのばらつきが同程度になっており、個人が特定できる結果であるようには見えない。

1名の測定が日をおいて繰り返した際にばらつきを見せたことの原因としては、測定精度のばらつきを考慮することができる。実際に、アーチファクトの除去作業によって取り除かれたエポックの数にはある程度大きなばらつきが確認されている。しかし、開眼/閉眼状態ともにデータが似ていることから、同じ時間帯であれば、同程度の数値になるのではないかと思われる。そのため我々は、脳波計の着脱に問題があったのではないかと考えている。今後の課題として、まずは同一人物で脳波計の着脱を繰り返し、電極の接触状態の違いがどの程度の統合情報量のばらつきとして現れ

るのかを確認する必要があると考えられる。

4. 結論

本論では、人間の脳活動が見せる基礎的な活動パターンであるデフォルトモードネットワークに着目し、それを統合情報量として特定することを目指した。結果として、一人の繰り返し測定による統合情報量のばらつきと、複数人の測定による統合情報量のばらつきは同程度になり、個人を特定できるような指標とはならないことが確認された。

謝辞

本研究は、JSPS 科研費基盤研究(A)「道徳的行為者のロボットの構築による<道徳の起源と未来>に関する学際的探求」/課題番号19H00524、及びMEXT/JSPS 科研費「共創言語進化」#4903、JP17H06383の助成を受けた。ここに記し謝意を表します。

文献

- [1] Arnaud Delorme and Scott Makeig. Eeglab: an open source toolbox for analysis of single-trial eeg dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1):9–21, 2004.
- [2] F Perrin, J Pernier, O Bertrand, and JF Echallier. Spherical splines for scalp potential and current density mapping. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 72(2):184–187, 1989.
- [3] F Perrin, J Pernier, O Bertrand, and JF Echallier. Corrigenda eeg 02274. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 76(565), 1990.
- [4] Giulio Tononi. Consciousness as integrated information: a provisional manifesto. *The Biological Bulletin*, 215(3):216–242, 2008.
- [5] Logan T Trujillo, Candice T Stanfield, and Ruben D Vela. The effect of electroencephalogram (eeg) reference choice on information-theoretic measures of the complexity and integration of eeg signals. *Frontiers in neuroscience*, 11:425, 2017.
- [6] 宮内 哲, 上原 平, 寒 重之, 小池 耕彦, and 飛松 省三. Default mode network と resting state network -fmri による「脳の状態」の計測-. *認知神経科学*, 14(1):1–7, 2012.
- [7] 大平 英樹. 意識の非在-脳の予測的符号化による意識の創発と消失, chapter 9, pages 470–550. 春風社, 2019.