

計算課題刺激環境下における

広域前頭前野脳活動データを用いた STAI スコア推定法

松下 貴弘[†] 鏑木 崇史[†] 栗原 陽介[†] 松本 隆[‡]青山学院大学 理工学部 経営システム工学科[†]早稲田大学 理工学術院 電気・情報生命工学科[‡]

1. はじめに

近年、ストレスに関連した要因が健康を阻害することが多く報告されている。例えば、精神疾患の外来患者数はここ 15 年で約 2000 万人増加している[1]。このことから、事業所では STAI などの質問票から点数を算出する自己報告法を用いて、ストレスチェックを実施することが義務化された。しかし自己報告法では質問票への記入を意図的に操作する可能性があり、正確にストレスを評価することができない恐れがある。したがって、自己評価法によるストレスの定量化方法は解決すべき課題であることがいえる。このような背景のもと脳活動から STAI スコアを推定する研究が成されてきた[2]-[4]。Fp1 と Fp2 の 2 点間において定義された指標 Laterality Index at Rest (LIR) と STAI の相関があることが報告された[2]。さらに、外部刺激として計算課題を実行している場合、Fp1 と Fp2 間で定義された指標はより強い相関を示すことが報告されている[3]。一方、刺激がない環境において Fp1 と Fp2 の周辺 10 箇所を用いると、同一環境の 2 箇所のみを用いる場合と比べ、相関が高くなることが知られている[4]。このことから、外部刺激を与える環境下で複数個所の脳活動から指数を定義すれば、より相関が高くなることが予想される。

本研究ではマルチチャンネルに対応した多次元の特徴量を定義し、Lasso 回帰を用いて STAI スコアを推定する方法を提案する。

2. 提案手法

NIRS のチャンネル $m (m \in (1, \dots, M))$ における脳血流時系列信号を $x_m^{Hb}(k) (Hb \in (oxy, deoxy))$ とすると、チャンネル m の時間平均を以下の式(1)とする。

$$A_m^{Hb} = \frac{\sum_k x_m^{Hb}(k)}{K} \quad (1)$$

また、任意の 2 チャンネル m と n における LIR と共分散を以下の式(2)、式(3)とする。

$$L_{mn} = \frac{\sum_k \{(x_m^{Hb}(k) - \min(x_m^{Hb}(k))) - (x_n^{Hb}(k) - \min(x_n^{Hb}(k)))\}}{\sum_k \{(x_m^{Hb}(k) - \min(x_m^{Hb}(k))) + (x_n^{Hb}(k) - \min(x_n^{Hb}(k)))\}} \quad (2)$$

$$V_{mn}^{Hb} = \sum_k \{x_m^{Hb}(k) - A_m^{Hb}\} \{x_n^{Hb}(k) - A_n^{Hb}\} \quad (3)$$

次に、上記(1)-(3)式で求めた $R = 2m^2 + m$ 次元の特徴量から適切な特徴量を選択する。具体的には、STAI スコア S を用いて特徴量との相関の絶対値を求め、閾値 $M_{threshold}$ を上回るもののみ寄与特徴量 $I_{contribution}(q) (q \in (1, \dots, Q), Q < R)$ として選択する。 $I_{contribution}(q)$ に対し主成分分析を行い、主成分特徴量 $I_{principal}(p) (p \in (1, \dots, P), P < Q)$ を抽出する。STAI スコア S と主成分特徴量 $I_{principal}$ を用いて Lasso 回帰を行い、回帰係数 β を求め、STAI スコアの推定値 \hat{S} を求める(式(4))。

$$\hat{S} = \sum_{p=1}^P \beta(p) I_{principal}(p) + \beta(0) \quad (4)$$

STAI Score Estimation Using Wide Range Prefrontal Area Using Activity Data under Calculation Task

[†] Takahiro Matsushita, Takashi Kaburagi, Yosuke Kurihara · Aoyama Gakuin University

[‡] Takashi Matsumoto · Waseda University

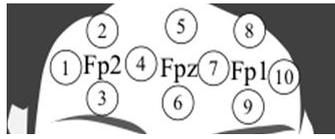


図1 10-20法に基づく Fpz,Fp1,Fp2 の計測位置

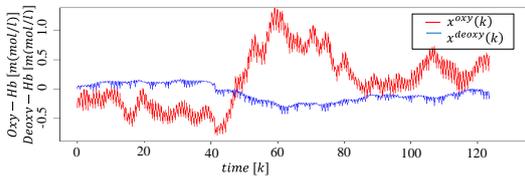


図2 $x^{oxy}(k)$, $x^{deoxy}(k)$ の時系列波形

3. 実験

実験目的は、外部刺激として計算課題を行っている際の脳血流が、安静時の脳血流と比較して、推定の精度に有意な差があるのか検証することとする。

本実験には脳血流の計測機器として、株式会社日立国際電気サービスのウェアラブル光トポグラフィ(WOT-100)を用いた。測定箇所を図1に示す。計測条件は、サンプリング間隔 dt を 0.2s, データ点数 N_{data} を 900, 計測時間を 120s とした。被験者はインフォームドコンセントに同意をした大学生 14 名で、STAI への回答後に、30 秒安静、60 秒計算、30 秒安静の計測を行った。

被験者 $i \in (1, \dots, I)$ ごとの交差検定法による STAI スコアの真値と推定値の RMSE(Root Mean Squared Error)を用いる式(5)。

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^I RMSE_{I/i}}{I}} \text{ [score]} \quad (5)$$

4. 結果

$x^{oxy}(k)$ は、計算課題中に比較的大きい振幅を示した。一方で $x^{deoxy}(k)$ は、計測中に大きな振幅の変化は見られなかった。図3に STAI スコアの真値と推定値の散布図を示す。赤色が安静時の推定値で青色が計算時の推定値を表している。図4に交差検定による RMSE の箱ひげ図を示す。この交差検定による RMSE の平均は安静時が 4.34 で計算課題時が 3.27 となった。

5. 考察

今後は、計算課題以外の外部刺激を受けた際のデータを計測して、脳活動への影響と推定精度の違いを検証する必要がある。

参考文献

[1] 厚生労働省:2014年精神疾患のデータ 精神疾患による患者数 (2014).
 [2] W. Ishikawa, et. al, J. of Biomed Optics, Vol. 19(2), pp. 027005-1--027005-7 (2014).
 [3] T. Matsumoto, et. al., Int J of Human-Computer Interaction, DOI: 10.1080/10447318.2016.1251694, (2016).
 [4] T. Kaburagi et. al. Int J. of Psychological and Behavioral Sciences Vol.11, No.3, pp. 115-118 (2017).

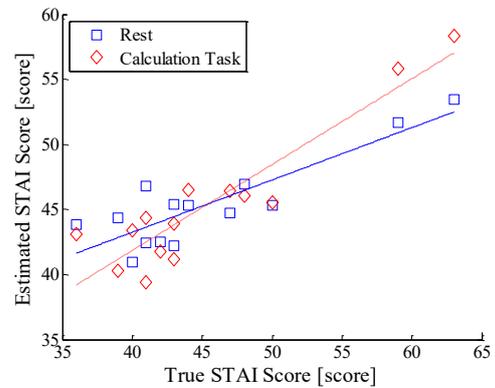


図3 STAI スコアの真値と推定値の散布図

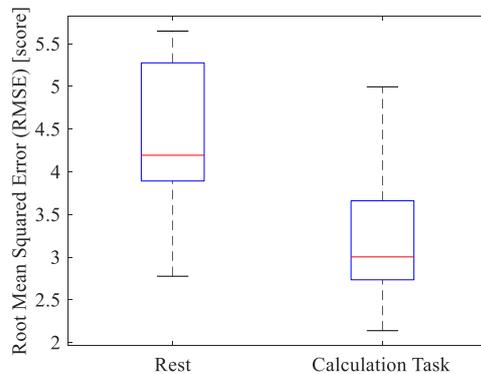


図4 交差検定による RMSE の箱ひげ図