

心電心拍・脳血流・鼻部皮膚温度の変化に着目した暗算課題のストレス検出

Stress Detection in Mental Arithmetic Task

Focusing on Changes in ECG, Cerebral Blood Flow and Nasal Skin Temperature

加賀 翔太郎[†]
Shotaro Kaga

加藤 昇平^{†*}
Shohei Kato

1. はじめに

近年の日本はストレス社会と呼ばれ、人々は家庭や職場など様々な場所においてストレスに曝されている。また、ストレスによるメンタルヘルス不調は精神だけでなく身体にも悪影響を及ぼし、多くの病気の間接的な原因になるといわれている [1]。最近では、ストレスを原因とする精神障害の労災請求件数と労災支給決定件数が増加していることを受け、2015 年 12 月より厚生労働省は労働者のメンタルヘルス不調を未然に防ぐことを主な目的とし、労働安全衛生法を改正した。また、従業員が 50 人以上の事業所にストレスチェックを義務付けるなど、メンタルヘルスクエアは社会的な課題となっている [2]。しかし、図 1 に示す通り精神障害の労災認定件数は年々増加傾向にある。また、アンケートによる主観評価は意図的に結果を操作できてしまうため、必ずしも真のストレス評価とは言えない。そのため客観評価が可能な生体信号からストレスを評価する研究が盛んに行われている。

こうした背景から、心理学的評価法、生理学的評価法、生化学的評価法などによるストレス評価法を用いて様々なストレス計測の研究が行われている [3, 4]。その中でも特に、唾液アミラーゼ活性や ECG、脳波などの生体信号を利用した生理学的評価法は、他の手法と異なり簡便かつ非侵襲的に計測が可能であり、定量化が可能のため、ストレス評価法として有用である。これらの取組みの多くは、単一の評価法を用いて研究されており、複数の生体信号を同時計測し、どの特徴がストレス状態の検出に貢献しているかを調べた研究は少ない。

そこで本研究では、ストレス負荷の有無の 2 条件で心電心拍・脳血流・鼻部皮膚温度の複数の生体信号の同時計測を実施し、得られた生体信号を分析することでストレス検出に有用な特徴を算出した。そして、選択された特徴を用いた予測モデルでストレス検出を行った。なお、ストレスは精神的な刺激や身体的な刺激などの負荷により様々な種類に分類される [5]。本研究では計算課題遂行時に生じる精神負荷をストレスと定義し、単調な知的作業により生じる精神的なストレスを対象とした。

2. 方法

2.1 生体信号の選定

人体が、計算や車の運転の作業による精神負荷や、騒音

[†]名古屋工業大学 工学研究科 情報工学専攻,
Dept. of Computer Science and Engineering, Nagoya Institute of Technology

^{†*}名古屋工業大学 情報科学フロンティア研究院,
Frontier Research Institute for Information Science, Nagoya Institute of Technology

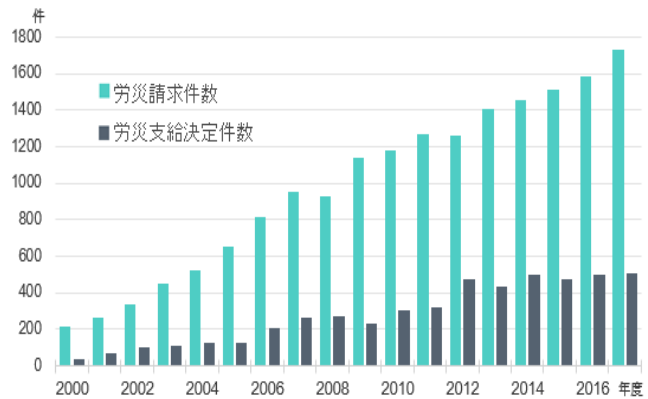


図 1 精神障害に係る労災の請求件数と支給決定件数の推移 (厚生労働省, 平成 30 年版過労死等防止対策白書より)

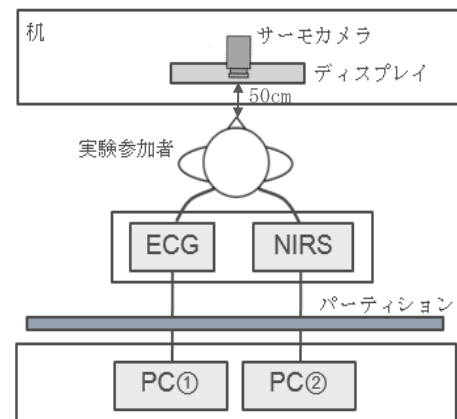


図 2 実験配置図

や暑さ・寒さなどの不快感による精神的ストレスを受けるとき、自律神経系活動の乱れに起因して心電心拍・末梢皮膚温度・唾液アミラーゼ・脳波・脳血流などの生体信号に変化が生じることが多くの先行研究により実証されている [6-10]。しかし、ストレスによる生体信号変化を適切に計測するためには計測自体がストレス要因とならないように細心の注意を払う必要がある。そのためには簡易な機器の装着による計測、あるいは非接触で計測が可能で、被験者への測定負荷が少ない生体信号を用いることが必要である。また、実用を考慮するとリアルタイム性に優れた生体信号であることが望ましい。本研究ではこれらの条件を満たす生体信号の中から、心電図 (Electrocardiogram : ECG)、近赤外線分光法 (Near-Infrared Spectroscopy :

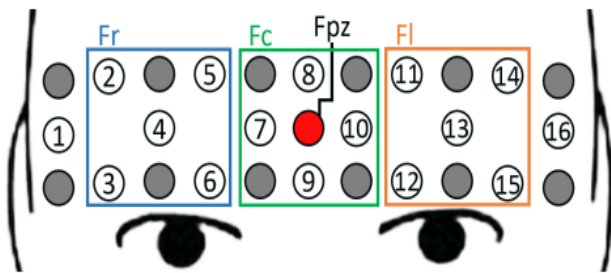


図 3 NIRS 測定部位

NIRS) による前頭前野の血流変化, 鼻部皮膚温度変化 (Nasal Skin Temperature : NST) の計 3 つを採用し, 単一のストレス負荷実験中にそれらの同時計測を行った。

2.2 対象

10 名の健常者 (男性 8 名, 女性 2 名, 平均年齢 22.9 ± 0.8 歳) が測定に参加した。また, エジンバラ利き手テストを実施し参加者全員が右利きであることを確認した。参加者全員に本研究について詳細な説明を行い, 書面で同意を得た。

2.3 実験環境

図 2 に本研究における実験配置図を示す。参加者がリラックスできるように外光が入り, 空調を 25 [°C] で固定した静かな部屋にて測定を実施した。測定中, 参加者には一般的なオフィスチェアに腰掛けさせ, アーチファクト軽減のため身体の動きを極力控えさせた。また, 食事とカフェインの摂取については実験の 2 時間前から控えさせた。

2.3 測定機器

参加者に ECG 計測のため心電心拍モニター HRR-01 (株式会社クロスウェル製) を装着し, その後 NIRS 測定のため OEG-SpO2 (株式会社スペクトラテック製) を前額部に装着した。図 3 に NIRS 測定による測定部位を示す。ヘッドセットを国際 10-20 法における Fpz を中心とした 15[cm] × 3[cm] の領域に設置し, ch1 から ch16 の計 16 チャンネルで酸素化ヘモグロビン (以下, Oxy-Hb) を測定した。そして, 鼻部皮膚温度計測のためサーモカメラ FLIR-ONE Pro (FLIR Systems 製) を参加者の顔部正面に来るように設置した (図 2)。サーモカメラの最小焦点距離を満たすため, サーモカメラは参加者から約 50 [cm] 離し, 画面内に適切に鼻部を捉えていることを確認した。

2.4 実験手順

図 4 に本実験におけるブロックデザインを示す。本実験では, コントロール 30 [sec] の後に, タスク 60 [sec] とレスト 60 [sec] を 1 セットとして合計 3 セット繰り返すブロックデザインを設定した。参加者に前述の測定機器を装着し機器調整を行った後に測定を開始した。タスクにはストレス負荷として, Trier Social Stress Test (TSST) [11] の暗算課題を参考にした 4 桁 - 2 桁の連続減算を行う暗算課題

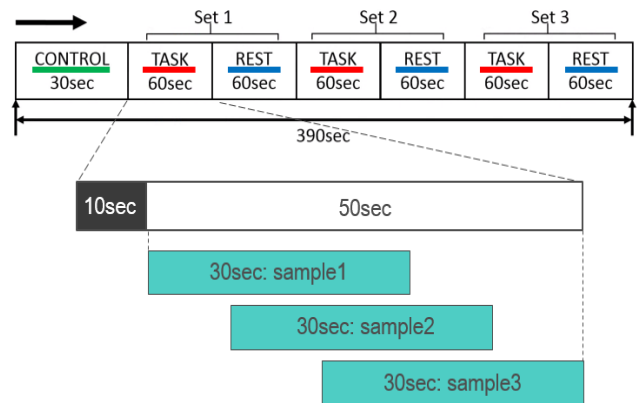


図 4 ブロックデザインとデータ解析区間

(例: 「1234-56」 = 1178, 1122, 1066・・・) を用いた。頭頸部や眼球の運動が生じないようにタスク中はディスプレイに提示される問題を注視し暗算を行い, レスト中はディスプレイに提示される十字の固視点を注視しながら安静にするよう教示した。また, タスクは声に出さず, 頭の中で実施するよう統一した。

3. ストレス検出モデルの構築

3.1 特徴抽出

各タスク, レストにおいて, ストレス負荷に対する生体信号の遅れを考慮して初めの 10 [sec] を除外した。そして, 残りのデータについて 30 [sec] の窓を均等に 3 回スライドしサンプルを取得した。そして, それらの区間について以下の特徴を算出した。

● ECG データにおける特徴 (8 種類)

ECG 計測によって得られた心電図から, 一般的に用いられる以下の特徴を算出し用いた。

- RRI (RR 間隔)
- HR (瞬間心拍数)
- HF (High Frequency)
- LF (Low Frequency)
- LF/HF (LF と HF の全体バランス)
- CVRR (RR 間隔変動係数)
- ccvHF
- ccvLF

ccvHF, ccvLF は早野ら [12] が定義した各周波数のゆらぎ係数である。mean(x) を x の平均値を返す関数とすると, それぞれ下式で示される。

$$ccvHF = \sqrt{HF} / \text{mean}(RRI) \times 100 \quad (1)$$

$$ccvLF = \sqrt{LF} / \text{mean}(RRI) \times 100 \quad (2)$$

● NIRS データにおける特徴 (4 種類)

得られた NIRS 信号の 1 つのタスクあるいはレストの Oxy-Hb 値に対して 0.01-0.09 [Hz] のバンドパスフィルタ処理を行った。ch1 と ch16 についてはノイズの影響を強く

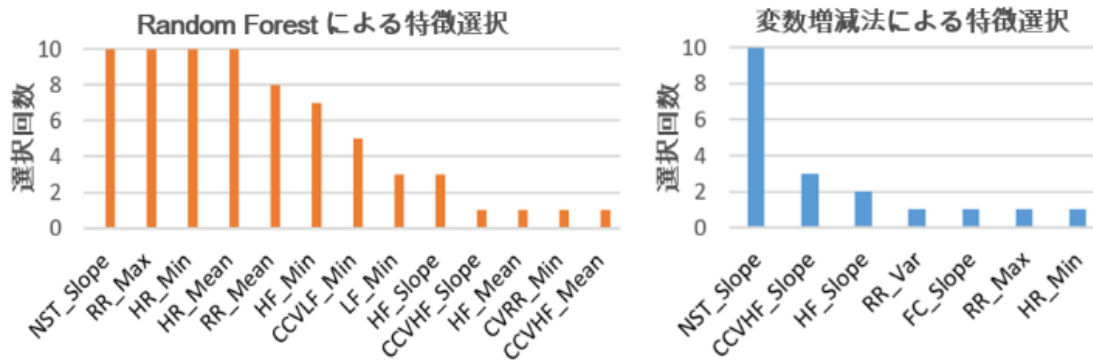


図 5 Random Forest と変数増減法による特徴選択結果 (n=10)

受けていたため除外した。また、被験者間における NIRS 装置装着部位の小さなずれを軽減するために以下の 3 領域内を関心領域として加算平均し、特徴として用いた。

- ・ Fr. 前頭前野の右側 5ch (ch : 2, 3, 4, 5, 6)
- ・ Fc. 前頭前野の中央部 4ch (ch : 7, 8, 9, 10)
- ・ Fl. 前頭前野の左側 5ch (ch : 11, 12, 13, 14, 15)

また、Fr と Fl から RLS (Right laterality ratio score) [13,14]を算出した。RLS は脳血流変化の左右非対称性指数であり、下式で計算される。

$$RLS = \frac{\sum_t((\Delta oxyFr_t - \Delta oxyFr_{min}) - (\Delta oxyFl_t - \Delta oxyFl_{min}))}{\sum_t((\Delta oxyFr_t - \Delta oxyFr_{min}) + (\Delta oxyFl_t - \Delta oxyFl_{min}))} \quad (3)$$

ここで、 $\Delta oxyFr_{min}$ と $\Delta oxyFl_{min}$ は解析区間内の最小値を示す。

●鼻部皮膚温度における特徴 (1 種類)

コントロール区間の鼻部皮膚温度の平均値からの相対値を算出し、NST と定義した。計算式は下式で示される。

$$NST = NST_t - mean(NST_{ctl}) \quad (4)$$

また、上記 13 種類の特徴それぞれに対してさらに以下の 6 つの統計量を算出したため、総特徴は 78 種類となった。

- ・ 平均値 (Mean)
- ・ 最大値 (Max)
- ・ 最小値 (Min)
- ・ 範囲 (Range)
- ・ 分散 (Var)
- ・ 回帰直線の傾き (Slope)

3.2 特徴選択

本研究では特徴選択の手法として、変数増減法と Random Forest の変数重要度を用いた手法に着目し、その 2 手法を用いて特徴選択を行い、比較を行った。Random Forest については 78 特徴のうち変数重要度の上位 10% の特徴を採用した。変数増減法については特徴選択基準として感度と精度の調和平均である F1score を用い、F1score が最も高くなる特徴の組合せを出力した。各特徴選択手法について汎化性能を評価するため、学習データに 9 名の参加者

表 1 各予測モデルにおけるストレス検出結果

予測モデル	正確度[%]	F1score	特徴数
ALL-feat.	70.0	0.675	78
RF-feat.	71.7	0.700	13
STEP-feat.	78.9	0.784	7

のデータを使用し、テストデータには学習データに含まれていない異なる参加者 1 名のデータを使用する検証方法 (leave-human-out cross validation : LHOCV) を実施した。

3.3 ストレス検出

ストレス検出、即ちタスク区間サンプルとレスト区間サンプルの判別には機械学習の教師あり学習のうちの 1 つである Support Vector Machine (SVM) を用いた。本研究における SVM は RBF カーネルを用い、ハイパーパラメータ $C \cdot \gamma$ は $2^{-10} \sim 2^{10}$ の範囲でグリッドサーチを実施し、決定した。各特徴は参加者毎に標準化し、全ての特徴を用いた予測モデル (ALL-feat.)、Random Forest で選択された特徴を用いた予測モデル (RF-feat.)、変数増減法で選択された特徴を用いた予測モデル (STEP-feat.) の計 3 つの予測モデルについて実装した。そして、各予測モデルについて LHOCV を実施しその平均を評価値とした。

4. 結果

図 5 に 2 手法により選択された特徴の頻度を示す。Random Forest による特徴選択ではのべ 13 種類の特徴が選択され、変数増減法による特徴選択ではのべ 7 種類の特徴が選択された。2 手法に共通して選択された特徴を以下に示す。

- ・ NST_Slope
- ・ RR_Max
- ・ HR_Min
- ・ HF_Slope
- ・ CCVLF_Slope

また、中でも NST_Slope は参加者全員において選択された。

表1に3つの予測モデルにおけるストレス検出結果を示す。3つの予測モデルのうち変数増減法によって選択された特徴を用いた STEP-feat.において正確度が78.9[%], F1scoreが0.784となり、共に最も良い結果となった。

5. 考察

特徴選択の結果から、暗算課題によるストレス検出を行う際には ECG や NIRS と比較して鼻部皮膚温度による特徴が有用であることが示唆された。

図6に本実験における鼻部皮膚温度推移の一例を示す。縦軸は実験参加者Aにおけるコントロール区間の鼻部皮膚温度の平均値からの相対値を示す。先行研究[4, 6, 15]では、鼻部皮膚温度がストレス負荷開始時には低下すること、また、ストレス負荷停止時には上昇し始め、実験開始時と有意な差が認められない温度にまで達することが実証されており、同様の傾向が本結果でも確認できる。

以上に加えて、鼻部皮膚温度は NIRS や ECG と異なり非接触で計測が可能のため測定に伴う不快感が少なく、体動の制限が少ないことが利点として挙げられる。現在のストレス評価は ECG 計測が主流であるが、本結果から、ストレス評価における鼻部皮膚温度計測の有用性が考えられる。

しかし、鼻部皮膚温度は環境温度変化や体動・食事による体温変化による外乱の影響を強く受ける。そのため、温度による外乱を固定した条件下で運用すること、もしくは信頼性の担保として簡易に計測可能な ECG を同時計測することにより、実用的なストレス検出が可能になるのではないかと考える。

6. おわりに

本研究では、暗算課題によるストレス負荷時に心電心拍・脳血流・鼻部皮膚温度の同時測定を実施した。そして、取得したデータについて Random Forest の変数重要度を用いた特徴選択と変数増減法による特徴選択の2手法を適用し、ストレス検出に有用な特徴を算出した。その結果、解析区間における鼻部皮膚温度の回帰直線の傾き (NST_Slope) がもっとも本研究におけるストレス検出に有用であることが示された。また、特徴選択による予測モデルを構築し、SVMによるストレス検出を実施したところ変数増減法による予測モデルにおいて正確度が78.9 [%], F1scoreが0.784と最も良い結果となった。

今後の課題として、状態-特性不安検査 (State-Trait Anxiety Inventory : STAI) などの心理課題を実施し、主観評価と生体信号による客観評価の整合性についても検討する必要がある。また、本研究のような暗算課題によるストレス負荷は単調な知的作業により生じる精神的なストレスを対象としている。そのため、TSSTにおけるスピーチ課題によるストレス負荷を用いた実験を合わせて行うことで、広い範囲の種類ストレスについても検討を行い、より実用的なストレス検出のシステム構築を目指す。

参考文献

- [1] 厚生労働省, “平成30年版過労死等防止対策白書”, <https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/karoushi/18/index.html>, (参照日:2019年3月)。
- [2] 田原明夫, “ストレスと病氣”, 京都大学医療技術短期大学部紀要. 別冊, 健康人間学, 13: 1-9, (2001)。

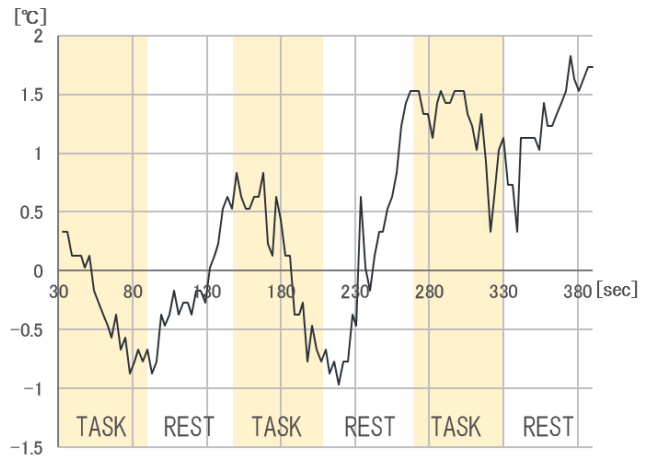


図6 実験参加者Aの鼻部皮膚温度推移

- [3] 隈元美貴子, 柳田元継, 保富貞宏, 西田綾美, 玄松玉, 杜小沛, Omar M. M. Rodis, 假谷直之, 西村美智子, 松村誠士, 下野勉, “ストレスおよびその回復の評価法に関する研究-鼻部皮膚温度と知覚レベルおよび心理状態-”, 小児歯科学雑誌, vol.46, no.5, pp.578-584, (2008)。
- [4] N. Takai, M. Yamaguchi, T. Aragaki, K. Eto, K. Uchihashi and Y. Nishikawa, “Effect of psychological stress on the salivary cortisol and amylase levels in healthy young adults”, Archives of oral biology, 49(12), 963-968, (2004)。
- [5] 田中喜秀, 脇田慎一. “ストレスと疲労のバイオマーカー.” 日本薬理学雑誌 137.4, 185-188, (2011)。
- [6] 下野太海, 大須賀美恵子, 寺下裕美. “心拍・呼吸・血圧を用いた緊張・単調作業ストレスの評価手法の検討.” 人間工学, 34.3, 107-115, (1998)。
- [7] 岩倉成志, 西脇正倫, 安藤章. “長距離トリップに伴う運転ストレスの測定.” 土木計画学研究・論文集 18, 439-444, (2001)。
- [8] V. Shusterman, O. Barnea, “Sympathetic nervous system activity in stress and biofeedback relaxation”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 24(2), 52-57, (2005)。
- [9] 佐藤苑子, 渡部誠二, 柳本憲作, 宍戸道明. “ストレス緩和のための聴覚・嗅覚刺激が前頭前皮質に及ぼす影響.” 科学・技術研究 6.1, 25-30, (2017)。
- [10] Noto, Y., Sato, T., Kudo, M., Kurata, K., & Hirota, K. “The relationship between salivary biomarkers and state-trait anxiety inventory score under mental arithmetic stress: a pilot study.” Anesthesia & Analgesia, 101(6), 1873-1876. (2005)。
- [11] Kirschbaum, Clemens, Karl-Martin Pirke, Dirk H. Hell hammer. “The ‘Trier Social Stress Test’—a tool for investigating psychobiological stress responses in a laboratory setting.” Neuropsychobiology, 28.1-2, 76-81, (1993)。
- [12] J. Hayano, F. Yasuma, “Hypothesis: Respiratory sinus arrhythmia is an intrinsic resting function of cardiopulmonary system”, Cardiovascular Research, 58, 1-9, (2003)。
- [13] Tanida Masahiro, Masako Katsuyama, and Kaoru Sakatani. “Relation between mental stress-induced prefrontal cortex activity and skin conditions: a near-infrared spectroscopy study.” Brain research 1184, 210-216. (2007)。
- [14] M. Tanida, K. Sakatani, R. Takano and K. Tagai, “Relation between asymmetry of prefrontal cortex activities and the autonomic nervous system during a mental arithmetic task: near infrared spectroscopy study”, Neuroscience letters, 369(1), 69-74, (2004)。
- [15] T. Mizuno, T. Sakai, S. Kawazura, H. Asano, K. Akehi, ... and N. Itakura, “Measuring facial skin temperature changes caused by mental workload with infrared thermography”, IEEE Transactions on Electronics, Information and Systems, 136(11), 1581-1585, (2016)。