

# M1-23 EMG を用いた主観的な筋疲労の定量化に関する研究 ～身体的特徴による分類とファジィ線形回帰によるモデリング～

知能システム制御研究室 角脇 永吉

## 1. はじめに

運動に伴う疲労には大きく2種類存在する。1つは生理学的原理に基づいて身体が直接感じる客観的疲労であり、もう1つは運動者が感じる主観的疲労である。客観的疲労に関しては、生理学的原理に基づいて運動時に発生する電気パルスの集合を記録した筋活動電位 (EMG: ElectroMyoGram) を用いた方法が提案されているが [1, 2], 主観的疲労については、一般的には推定が難しいとされ、この研究分野で対象とされることはなかった。

一方、主観は人間の脳内で想起されるものであり、身体内部の状態を意味する内的要因と周辺環境の状態を意味する外的要因に起因する。つまり、各々を入力、主観を出力として構成されるシステムと捉えられる。外的要因は環境条件を一定にすることで固定化できることから、主観を左右する要因を内的要因のみに限定できると考える。内的要因には、心拍、EMG、身体的特徴などが想定される。

そこで本研究では、運動時の内的要因に基づく主観的疲労の推定を目指し、内的要因を多入力、主観を1出力とした推定モデルの構築を試みる。なお、今回は内的要因としてEMGと身体的特徴を対象とする。ここで、EMGはゆらぎを持つ信号であり、筋量、皮下脂肪厚、皮膚などの影響により個人差が大きいことが知られていることから、EMGに含まれるゆらぎを考慮してファジィ線形回帰モデルを採用する。

## 2. 実験条件とデータセット

本研究の実験環境を Fig. 1 に示す。上腕二頭筋 (非利き手) を対象とし、肘を 90 度に固定した状態で手首に 4, 5, 6, 7kg の各負荷を最長 300s 加えた際の等尺性収縮を対象として EMG 取得を行う。同時に、主観疲労について Fig. 1(a) に示す VAS (Visual

Analogue Scale) 法によって取得する [3]。疲労が残らないよう日を空けて各々3セット実施する。なお、実験協力者は20代男性15名とし、身長 [cm], 体重 [kg], BMI, 体脂肪率 [%], 筋肉量 [kg], 皮下脂肪厚 [cm], 上腕二頭筋腕周り長 [cm], 内臓脂肪レベル, 推定骨量 [kg], 体水分率 [%], 基礎代謝量 [kcal] を身体的特徴として測定する。

## 3. 身体的特徴による分類

測定した身体的特徴を標準化し、各ベクトルを単位ベクトルに換算した後、独立性の高い身体的特徴のみを選定したベクトルを  $B_u$  とおく ( $u$  は実験協力者番号)。つぎに、各ベクトル間における相互の内積に基づいてベクトル間の相関  $\cos \theta$  を求める。

$$\cos \theta_{uv} = \frac{B_u \cdot B_v}{\|B_u\| \|B_v\|}, (-1 \leq \theta \leq 1) \quad (1)$$

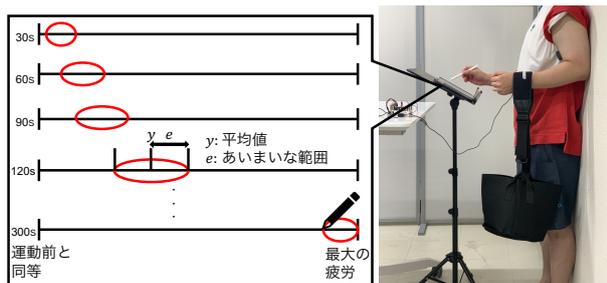
ここで、 $v$  は  $u$  とは異なる実験協力者番号である。 $\cos \theta_{uv} \geq 0.7$  のとき、実験協力者  $u$  と  $v$  は類似すると扱い、同一グループとする。その結果、身長、体重、体脂肪率、皮下脂肪厚の特徴ベクトルが選定され、3つのクラスに分類された。

## 4. ファジィ線形回帰分析

### 4.1 説明変数・目的変数の定義

測定した EMG から各種信号処理 (振幅, FFT etc.) により算出された指標  $x_i = (x_{i1} x_{i2} \cdots x_{in})$  を説明変数、運動中の VAS による回答  $Y_i = (y_i, e_i)_L$  を目的変数とする ( $Y_i$  は L-L ファジィ数)。ここで、説明変数である指標は量的データであるため質的データ (1 と 0 の二値化) に変換する必要がある。

1.  $y_i$  が 80% を超えた値までを用いて最小二乗法で近似直線 (切片項は 0)
2. 1 から  $y_i$  が 50% のときの時間を  $t_{50}$  と定義
3. EMG に対して各種信号処理を実施してパラメータ  $P[n]$  を算出 ( $n$  はパラメータ番号)
4. 実施初期の疲労していない EMG (開始から 30s) を  $E_{30}[I]$  (FFT 1 間隔あたり 16384 個, オーバーラップ 50%) として同様にパラメータ  $P_t[n]$  を算出
5. VAS の取得間隔 ( $t = 30s, 60s, \dots, 300s$ ) ごとに  $P_t[n]$  と初期値  $P_{30}[n]$  との差分の絶対値  $D_t[n]$  を算出
6.  $t_{50}$  までの  $D_t[n]$  の積分値を  $S_{t_{50}}[n]$  と定義



(a) VAS法による主観疲労の測定 (b) EMGによる客観的疲労の測定

Fig. 1 主観疲労と客観疲労の同時測定

7. 同様に各クラス内の実験協力者で求めて平均  $\bar{S}_{t_{50}}[n]$  を算出
8. 任意の時間帯  $t$  にて  $S_t[n] \geq \bar{S}_{t_{50}}[n]$  のときのパラメータを 1 と定義

#### 4.2 ファジィ線形回帰分析の概要

本研究では磯本ら [4] が行ったファジィ線形回帰分析によって入出力間の因果関係（運動中の主観的疲労の回答基準）を求める。まず、(a) ファジィ線形回帰式を式 (2) と定義する。

$$\begin{aligned} \hat{Y}_i &= A_0 \oplus A_1 \otimes x_{i1} \oplus A_2 \otimes x_{i2} \oplus \dots \oplus A_n \otimes x_{in} \quad (2) \\ &\oplus \bar{A}_1 \otimes \bar{x}_{i1} \oplus \bar{A}_2 \otimes \bar{x}_{i2} \oplus \dots \oplus \bar{A}_n \otimes \bar{x}_{in} \\ &= (\check{a}^T \check{x}_i, \check{c}^T \check{x}_i)_L \end{aligned}$$

$x_{ij}$  は 4.1 で求めた指標の質的データ、 $\hat{Y}_i$  は推定値である ( $j = 0, 1, 2, \dots, n$ )。また、 $A_j = (a_j, c_j)_L$  および  $\bar{A}_j = (\bar{a}_j, \bar{c}_j)_L$  はファジィ係数であり、常に  $\forall \bar{a}_j = 0$  および  $\forall c_j, \bar{c}_j \geq 0$  を満たす。さらに、 $\bar{x}_{ij}$  は  $x_{ij}$  の NOT 部、 $\oplus, \otimes$  はファジィ数の加算、乗算記号を表す。(b) つぎに、二目的ファジィ回帰分析 (BOFR) を適用する。

$$\text{minimize } J_{LP} = \sum_{i=1}^k (\check{c}_{LP}^T \check{x}_i + \frac{1}{K} \xi_i) \quad (3)$$

subject to

$$\begin{aligned} \check{a}_{LP}^T \check{x}_i - \check{c}_{LP}^T \check{x}_i - \xi_i &\leq y_i - e_i ; i = 1, 2, \dots, k \\ \check{a}_{LP}^T \check{x}_i + \check{c}_{LP}^T \check{x}_i + \xi_i &\geq y_i + e_i ; i = 1, 2, \dots, k \\ \forall \xi_i &\geq 0 ; i = 1, 2, \dots, k \end{aligned}$$

ここで、 $\check{a}_{LP}, \check{c}_{LP}$  は、BOFR より求まるファジィ係数の平均値とあいまいな範囲を表す。また、 $\xi_i$  は緩和制約項、 $K$  は  $\xi_i$  の比重を調整するハイパーパラメータである。(c) 全データセットを  $I$  とし、外れ値を除外した新たなデータセット  $I'$  を求める。

$$I = \{i \mid i = 1, 2, \dots, k\} \quad I' = \{i \mid \xi_i = 0\} \quad (4)$$

BOFR は、 $Y_i$  が外れた位置に存在するときに  $\xi_i$  が増加するため、 $\xi_i > 0$  のデータを除外できる。(d) ファジィ最小二乗法により、推定モデルを作成する。

$$\text{minimize } J_{LSa} = \sum_{i \in I'} (y_i - \check{a}_{LS}^T \check{x}_i)^2 \quad (5)$$

$$\text{minimize } J_{LSc} = \sum_{i \in I'} (e_i - \check{c}_{LS}^T \check{x}_i)^2$$

式中の  $\check{a}_{LS}, \check{c}_{LS}$  は、ファジィ最小二乗法により求まるファジィ係数の平均値とあいまいな範囲である。

#### 5. 検証

ファジィ線形回帰モデルから算出された推定値  $\hat{Y}_i$  について、今回は VAS 評価による楕円の平均値  $y_i$  のみに着目して推定値  $\hat{y}_i$  の精度検証を行う。まず、

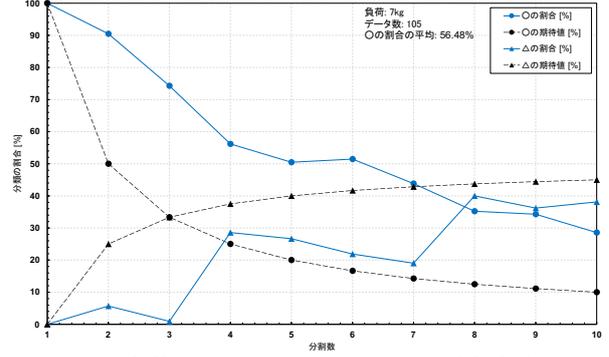


Fig. 2 負荷 7kg におけるクラス 2 の一致判定結果：説明変数 (MDF, 遅筋線維, 速筋線維, RMS),  $K = 0.2$

Table 1 各負荷に対する O の割合の平均値 (推定精度)

クラス	4kg	5kg	6kg	7kg
クラス 1	49.89%	53.98%	54.17%	56.61%
クラス 2	47.71%	46.17%	52.13%	56.48%
ALL	42.69%	46.42%	51.56%	49.34%

VAS の線分を  $d$  分割 ( $= 1, 2, \dots, 10$ ) し、分割時の  $y_i$  の集合を  $U_d$  とする。このとき、 $\hat{y}_i \in U_d$  を  $\circ$ ,  $(\hat{y}_i \notin U_d) \wedge (\hat{y}_i > y_i)$  を  $\Delta$ ,  $(\hat{y}_i \notin U_d) \wedge (\hat{y}_i < y_i)$  を  $\times$  と定義する。

$\circ$  の一致率はどの分割数に対しても期待値を上回っており、フェールセーフの観点である  $\Delta$  を含めると 7 分割と 10 分割以外で 70% 以上の推定精度を保っている (Fig. 2)。Table 1 に各負荷帯における  $\circ$  の割合の平均値を示す。ALL はクラス分類をしない場合であり、クラス分類の有効性も確認された。また、負荷の増加に伴い平均値も増加しており、強負荷時の疲労推定に適しているといえる。

#### 6. おわりに

客観的疲労から主観的疲労を推定することを目的とし、EMG を説明変数、VAS による主観的疲労の回答を目的変数としてファジィ線形回帰モデルを構築した。また、個人差を排除するため身体的特徴でクラス分類を前処理として行った。結果として、内的要因である EMG と身体的特徴から主観的疲労の推定が可能であることを示唆した。

#### 参考文献

- [1] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山暉兵: バイオメカニズム・ライブラリー—表面筋電図, 東京電機大学出版局, 2006
- [2] 中島浩輔, 磯本佳助, 榎田大輔: EMG を用いた筋線維タイプに基づく筋疲労推定モデルの構築, 電学論 C, Vol. 140, No. 7, pp. 697-704, 2020
- [3] Sara de la Rosa de Sáa, M. A. Gil, Gil González-Rodríguez, M. T. Lopez, and M. A. Lubiano: Fuzzy rating scale-based questionnaires and their statistical analysis, *IEEE Trans. on Fuzzy Systems*, vol. 23, No. 1, pp. 111-126, 2015
- [4] 磯本佳助, 榎田大輔, 深田美香: あいまいさを含む転倒・転落リスク判断の定量化に関する研究—ファジィ理論に基づくアンケート解析手法の提案, 信学論 D, Vol. J104-D, No. 3, pp. 164-171, 2021