

B3-22 上腕二頭筋の等尺性収縮を対象とした筋疲労と生体信号の関係調査

知能システム制御研究室 清水 総一郎

1. はじめに

筋疲労の客観的評価として、筋活動電位 (EMG: ElectroMyoGram) の周波数と筋活動に伴う代謝変化の関係性に着目した方法が提案されている [1]。しかし、EMG の信号は微小で揺らぎを持つことに加え、発汗の影響を受けること、専用センサの導入が必要であることなど、一般利用にはハードルがあることから、簡易な筋疲労評価手法が求められている。

本研究では、運動後半で酸素を必要とする酸化系代謝が優位になることから、酸素を体内に取り入れる動きである呼吸、および脈波に着目し、等尺性収縮運動時における筋疲労との関係性を調査する。

2. 筋線維タイプを用いた筋疲労と脈波・呼吸の関係調査方法

先行研究では、筋線維を主に構成する遅筋・速筋のそれぞれが持つ周波数特性を利用し、パワースペクトル密度の使用割合が交差する時間を筋疲労時間 t_f と定義している。本研究では、その定義を筋疲労の真値とし、それに関連する心電図 (ECG)・呼吸の特徴を調査する。

ECG とは、心筋の活動を捉えたものであり、P, Q, R, S, T と呼ばれる各特徴を持つ波形で構成される。ここでは R 波の間隔である RR 間隔を周波数解析し、低周波領域 (LF)、高周波領域 (HF) の積分値を算出する。LF は交感神経と副交感神経の両方、HF は副交感神経機能の活動指標といわれており [2]、これらの比率 LF/HF を利用する。

呼吸については呼吸を妨げないように口元にサーミスタを配置し、呼吸に伴う呼気の温度変化を測定することで呼吸の時系列を取得する。この時系列データから算出した呼吸数に対する標準偏差を利用し、呼吸の乱れを読み取る。

t_f を疲労が生じた時間の真値とし、同時間帯における ECG および呼吸数の標準偏差に特徴付けるよう閾値を設定する。これら時系列グラフおよび設定した閾値を Fig. 1 に示す。

3. 検証・考察

1 名を対象とした 5 回分のデータ (負荷 6kg, 等尺性収縮) に対し、各疲労時間 (筋線維・ECG・呼吸) をまとめたものを Table 1 に示す。○は筋疲労時間の真値に対する誤差が 5%, △は 10% に収まっていることを意味する。許容範囲 10% の場合はいずれも 80% の精度で呼吸数の変動および LF/HF が筋疲労と関連することが分かる。また、両者の結果を比較すると、LF/HF の方が誤差が小さく、より筋疲労との関係が強いことが示唆されている。×となっ

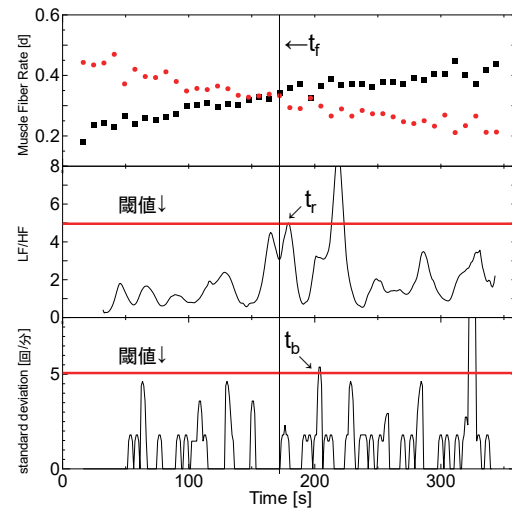


Fig. 1 筋線維・脈波・呼吸の各疲労時間算出例

Table 1 EMG・脈波・呼吸から求めた疲労時間

回数	EMG [s]	脈波 [s]	呼吸 [s]
1	169.139	179(○)	203(△)
2	144.884	143(○)	168(△)
3	135.555	141(○)	134(○)
4	232.007	219(○)	214(○)
5	143.821	295(×)	255(×)

たデータはいずれも同測定時内の結果であり、個人差やその時の環境、閾値の基準による影響が考えられる。閾値の値を下げた結果、○に改善したケースも見られたことから、閾値の見直しや、それに伴う△および×の割合の変化、真値である t_f に対する各指標の特徴が生じるタイミング (真値に対する時間的前後関係) について、今後サンプル数を増やすことで確認を行いたい。

4. おわりに

EMG から推定する筋疲労時間と ECG および呼吸との関連性の調査を行った結果、ECG や呼吸から筋疲労の客観的指標を見出せることを示唆した。今後はサンプル数を増やし、結果の信頼性を高めるとともに、代謝の経時的変化に関するモデル作成にも取り組みたい。

参考文献

- [1] 中島, 磯本, 柳田: 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, 電気学会論文誌 C, **140**-7, 697/704 (2020)
- [2] 高田, 高田, 金山: 心拍変動周波数解析の LF 成分・HF 成分と心拍変動係数の意義 — 加速度脈波測定システムによる自律神経機能評価 —, HEP, **32**-6, 12/20 (2005)