

1. はじめに

筋活動を客観的に確認できる信号として、筋活動時に筋内に発生する筋活動電位 (EMG: Electromyography) がある。EMG の振幅は筋力、周波数は筋疲労に関係することが研究で知られており [1], 前者については本研究室でも関係モデルを導出することで定量化を実現していた。一方後者については、筋疲労に伴う EMG の中央周波数徐波化という特徴を用いて、相対的な筋疲労の有無を判断するのみであり、絶対的な定量的指標は存在していない。

本研究室では、筋を構成する 3 種の筋線維 (遅筋線維: Type I, 中間筋線維: Type IIa, 速筋線維: Type IIb) とそのエネルギー代謝の関係に着目し、Type I と Type IIb の使用割合が交代した時間が代謝が交代した時間であることから、その時間を“筋疲労時間”として定義していた [2]。また、筋負荷から筋疲労時間を推定するモデルも提案し、精度の検証を実施していた。しかしながら、EMG はゆらぎを持つ信号であるため、筋疲労時間の真値にもゆらぎが生じ、推定精度の担保ができないという問題があった。また、筋疲労推定モデルの定義域に存在し得ない負の筋疲労時間が含まれていた。

そこで本研究では、ゆらぎを考慮した筋疲労時間の再定義と真値に含まれる誤差範囲を検討する。さらに、負の筋疲労時間を定義域外とする新たな筋疲労推定モデルの構築と評価について検討する。

2. EMG を用いた筋疲労の定義

2.1 EMG の測定

EMG の測定条件を Table 1 に示す。測定の際には Fig. 1(a) に示すように、被験者を水平な場所に直立させ、その手首に重りを吊り下げて上腕二頭筋のみに負荷を与え、腕を閉じた状態で肘関節の屈曲・伸展動作を各々 2.4s で行う。一例として上記条件に

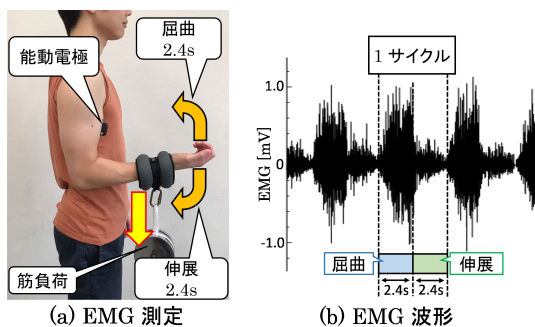


Fig. 1 測定環境

Table 1 EMG 測定条件

測定部位	上腕二頭筋
EMG 測定器	DELSYS, Trigno TM
筋負荷	4, 5, 6, 7 kg
サンプリング周波数	1000 Hz
測定時間	身体の限界まで [s]

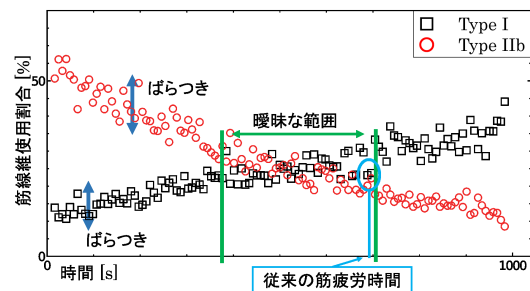


Fig. 2 筋線維使用割合と従来の筋疲労時間

て筋負荷 7kg を上腕二頭筋に与えた際の EMG を Fig. 1(b) に示す。

2.2 筋線維に基づく筋疲労時間の定義

筋線維は収縮速度によって Type I, IIa, IIb の 3 タイプに大別されており、Type I は酸化系代謝によって高い持久力を得るが発揮張力は低く、Type IIb は解糖系代謝によって高い発揮張力を得るが持久力が低いという特徴がある。なお、Type IIa は両方の特徴を併せ持っている。各筋線維に生じる EMG には周波数特性があり、Type I は 20~45Hz, Type IIa は 45~80Hz, Type IIb は 80~350Hz である [3]。

一方、運動初期の筋活動代謝は解糖系代謝であり、長時間の運動になるにつれ酸化系代謝が活発になる。つまり、筋の疲労状態に比例して解糖系代謝で活動する Type IIb の割合が減少し、酸化系代謝で活動する Type I の割合が増加すると解釈できる。そのため、EMG 全帯域のパワースペクトルから各筋線維ごとの使用割合を求め、その経時変化を算出し、両者の使用割合が交代する時間を“筋疲労時間 t_f ”と定めている [2]。一例を Fig. 2 に示す。

3. ばらつきを考慮した筋疲労時間の定義

筋疲労時間 t_f は定義の関係上、Fig. 2 のように Type I と Type IIb の使用割合が完全に交代した時間としていた。しかし、筋線維使用割合の変化そのものにばらつきが大きく、各使用割合の交差らしき状態が幅広くなり、結果として筋疲労時間の真値にもゆらぎが生じる (Fig. 2 参照)。そこで、筋疲労時間

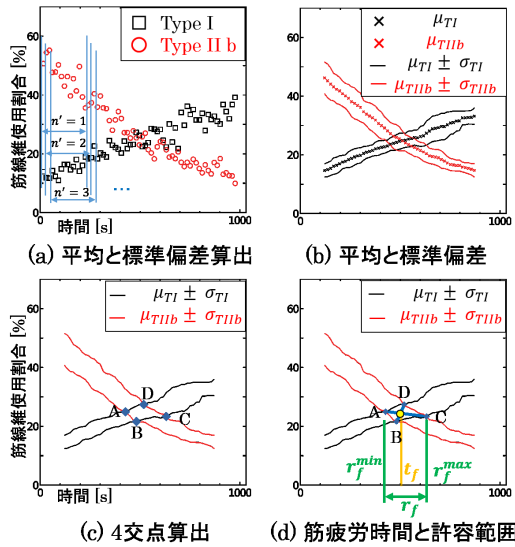


Fig. 3 筋疲労時間 t_f と許容範囲 r_f の算出

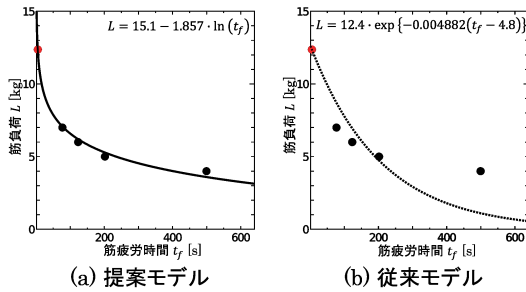


Fig. 4 筋疲労推定モデル

のばらつきを考慮した真値の決定方法を再定義し、真値らしさを表す許容範囲について考える。

筋疲労時間の再定義と許容範囲の定義は以下 i) ~ iv) の手順で行う (Fig. 3(a)-(d) 参照)。i) Type I と Type IIb の使用割合に対して、データ数 15 個でそれぞれの平均 (μ_{TI}, μ_{IIb})・標準偏差 ($\sigma_{TI}, \sigma_{IIb}$) を算出し、データ点 1 個シフトさせ区間ごとに求める。ii) 区間ごとにばらつきの範囲 ($\mu_{TI} \pm \sigma_{TI}, \mu_{IIb} \pm \sigma_{IIb}$) を算出する。iii) ばらつきの範囲の交点を A, B, C, D と設定する。iv) 線分 AC と線分 BD の交点の時間軸を筋疲労時間の真値 t_f [s], 点 A から点 C の時間軸の区間を許容範囲 r_f [s] として定義する。

4. 筋疲労推定モデルの構築

3. の手順で再定義した筋疲労時間 t_f を 4~7kg の負荷帯域ごとに求め、両者の関係をモデル化する。ここで、筋疲労時間 t_f の最短値として t_f^{min} , その時の筋負荷として最大挙上重量 ($1RM$: One-repetition maximum) を設定する。4~7kg における筋疲労時間に加え、 t_f^{min} と $1RM$ も用いて、筋疲労時間と筋負荷の関係をモデル化する。

先行研究では、筋疲労時間と筋負荷の関係が指数関数的減衰傾向にあったことから、その関係を (1) 式で表し、Fig. 4(b) のようにモデル化していた。

$$L = 1RM \cdot \exp\{-k_f(t_f - t_f^{min})\} \quad (1)$$

Table 2 被験者 1 名の筋疲労時間 t_f と許容範囲 r_f

	4 kg	5kg	6 kg	7 kg
t_f [s]	499	202	123	77
r_f [s]	205	60	29	19

しかし、(1) 式には、 $1RM$ を超える重負荷を挙上した場合、負の筋疲労時間が生じる。

それに対し提案手法は、(2) 式のように対数関数を用いることで、筋負荷軸が漸近線となり、物理的制約を定義域に考慮できる (Fig. 4(a) 参照)。

$$L = w_0 + w_1 \cdot \ln(t_f) \quad (2)$$

5. 検証・考察

再定義した筋疲労時間 t_f と許容範囲 r_f を算出し、提案手法の妥当性を検証する。また、再定義した筋疲労時間を用いて筋疲労推定モデルを被験者ごとに構築し、精度検証を行う。被験者は 20 歳代の男性 7 名と女性 1 名の計 8 名であり、Table 1 の条件でそれぞれ測定した EMG データ 32 個 (被験者 8 名 × 筋負荷 4 種 (4, 5, 6, 7kg)) を用いる。

被験者 1 名の筋疲労時間と許容範囲算出結果を Table 2 に示す。両者ともに筋負荷増加に伴う時間および区間の短縮が確認できる。いずれの被験者においても同様の傾向を示しており、一般的に考えられる筋負荷と筋疲労の関係を表現しているといえる。

つぎに、筋疲労時間の真値と筋負荷との関係から、全被験者における筋疲労推定モデルを提案モデルおよび従来モデルの各々で構築し、推定精度検証を行った。提案モデルにおける全データの平均絶対誤差率は 15.8%、誤差率の標準偏差は 19.8% であり、従来モデルと比較すると、平均絶対誤差率が 23.9% 削減、誤差率の標準偏差が 28.9% 削減となり、提案モデルの精度向上が確認できる。

以上により、対数関数でモデル構築することで、指数関数モデルより有利性があることが示唆された。

6. おわりに

ばらつきを含む指標である筋疲労時間に対して、それを考慮した筋疲労時間の再定義と許容範囲を提案し、筋疲労推定モデルの再構築を行った。検証の結果、筋疲労時間と許容範囲は筋負荷と筋疲労の関係が表現できており、推定モデルの再構築については、従来モデルに比べて約 23.9% の精度向上が確認されたことから、提案モデルの有利性が示唆された。

参考文献

- [1] 木塚・増田・木竜・佐渡山:「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, pp. 58-63, 2006
- [2] 上田・櫛田・青木・北村:「EMG に基づく筋状態の定量的評価とリハビリテーションへの応用」, 電学論 C, Vol. 136, No. 7 pp. 893-899, 2016
- [3] 永田:「筋と筋力の科学 -筋収縮のスペクトル解析-」, 株式会社不味堂出版, pp.129-156, 1984