

M波を用いた筋発揮力の推定と安定化について

Estimation of muscular strength and its stabilization using M-wave

○山本 直輔(久留米大) 田川善彦(久留米大) 志波直人(久留米大)

Naosuke YAMAMOTO, Kurume University
Yoshihiko TAGAWA, Kurume University
Naoto SHIBA, Kurume University

Abstract: We examined the stability of the ankle joint moment (AM) and M-wave amplitude evoked by electrical stimulation of the gastrocnemius and soleus muscles. The experimental results of M-wave and AM increased similarly according with the increment of stimulation voltage. Moderate intensity of electrical stimulation could realize a steady AM in the normal walking without fatigue, and the evoked M-wave showed the same pattern. These results showed that the M-wave was able to estimate a stable AM similar to that observed in normal walking.

Key Words: Functional Electrical Stimulation (FES), M-wave, muscle fatigue

1. 背景

機能的電気刺激(Functional Electrical Stimulation: FES)を用いて、歩行動作や把持動作など様々な運動への検討が進められてきた。しかし、電気刺激では深部筋の刺激が難しく、歩行動作では股関節周辺の刺激が難しい。そこで、FESとモータを組み合わせた歩行支援システムの開発(1)を行っている。このシステムでは、股関節の運動をモータでアシストし、足関節をFESでアシストする。また、歩行モデルをもとに適切な歩行動作を与えるため、アシスト量を調整する。しかし、電気刺激によって得られた筋出力はモータと異なり、不安定性を持つ。

そこで、電気刺激によって誘発された筋収縮の筋電図であるM波を検討する。M波は、刺激された運動神経が発火し末梢へ進んだ時の誘発筋電図である。M波の特性として、刺激強度に沿って変化し、刺激から数msで出現する。この特性をもとにM波を用いた筋出力の安定化制御の可能性を検討した。

2. 実験

実験の実施にあたっては、岡山理科大学倫理委員会の承認後、被験者に対し実験の詳細な説明を行い、同意を得た。

被験者は健康者1名で、神経学的病歴はない。対象筋は腓腹筋とヒラメ筋である。腓腹筋とヒラメ筋は隣り合っているため、マッピングを行い刺激電極の作成を行った。マッピングは、刺激対象筋のモーターポイントを検索する作業

である。また、モーターポイントをすべて覆うような電極を作成することで、低い刺激電圧で大きな筋出力を得ることが可能である。実験は、姿勢維持のための随意収縮が起これないように座位で行った。実験状況を図1に示す。

本実験で使用した刺激装置は、刺激周波数20 Hz、搬送周波数5 kHz、0-80 Vの定電圧刺激装置を使用した。刺激電極は、銅シートに含水ゲルシートを張り付けて使用した。刺激パターンは、図2,3に示す。M波の計測アンプは、25-250 Hzのバンドパスフィルタ、20-2000倍の変換ゲインの双差動アンプを使用した。電極は10 mmの皿電極を使用した。腓腹筋・ヒラメ筋の筋発揮力を検討するために足関節モーメントの計測を行った。被験者は、図1の様に、足部を計測器の上に固定した。図4は、筋電アンプの信号の流れを示した。本実験でのM波の評価は、IC8で計測された絶対値化されたM波のピーク値を採用した。本論では三つの実験について検討した。

一つ目は、刺激電圧とM波・足関節モーメントの関係を検討した。刺激強度は5 Vごとに上げ最大耐容電圧(maximum tolerable voltage: MTV)まで刺激を行った。刺激パターンは、1サイクルは10 s、T2=5 sで刺激を行った(図2)。

二つ目は、実際に歩行動作を行うときの刺激パターンと刺激強度での刺激を長時間行い、M波と足関節モーメントの関係について検討した。刺激パターンは、健康者の歩行時の筋電パターンより制作した。刺激パターンは図3に示す。1サイクルは2.4sに設定した。この時間は、このパターンを作成した時に、協力していただいていた頸髄損傷者の歩行速度を参考にした。刺激強度は、健康者を参考に足関節モーメントが100-120Nm(3)になるように刺激強度を与えた。実験は、2400 s行った。

三つ目は、筋疲労時のM波と筋出力の関係を検討した。FESには筋疲労が発生しやすいという問題点がある。このため筋疲労発生時のM波と筋出力の関係は重要である。こ

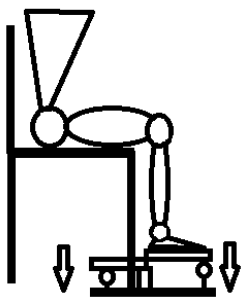


Fig.1 実験状況

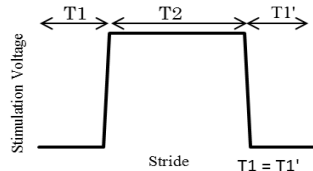


Fig.2 刺激パターン

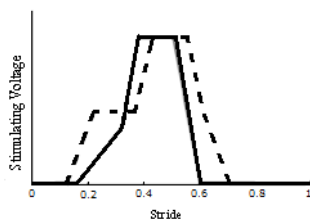


Fig.3 刺激パターン(歩行)

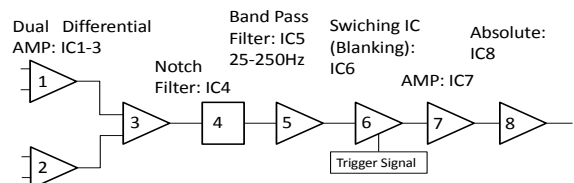


Fig.4 M波アンプ概要

の実験では、強い刺激電圧 (MTVの75%) と1サイクルの刺激の期間を延ばし疲労を誘発させた。刺激パターンは、1サイクルは10 s, T2=6 sで刺激を行った(図2)。休息区間のT1,T1'が短くなり、刺激時間のT2 が長いため疲労が起きやすくなる。実験は、2つめの実験と同様に2400s行った。

3. 結果

刺激電圧と M 波・筋発揮力の関係の実験結果を図 5 に示す。3 周期計測し、平均を値としている。M 波と足関節モーメントは、同じ電圧で現れ始め、MTV の 75%程度まで AM と M 波は類似した反応を見せる。しかし、それ以降では、刺激の上昇との関係性がみられない

実際の歩行に準じた、刺激パラメータを基に長時間刺激を行った結果を図 6 に示す。刺激開始から終了まで M 波、足関節モーメントと共に大きな変化がみられなかった。

筋疲労が起きた際の M 波と筋出力の関係の結果は、図 7 に示す。ヒラメ筋、腓腹筋共に足関節モーメントは刺激開始から減少を続け、600 s 以降も緩やかに減少を続けた。腓腹筋の M 波は、足関節モーメントの減少と同様に減少していった。しかし、ヒラメ筋の M 波は、刺激開始後増加を示し、その後、持続する減少を示した。

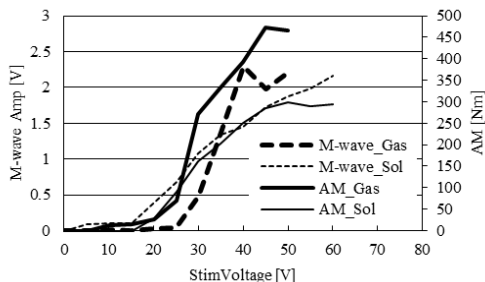


Fig.5 刺激電圧と M 波・足関節モーメント(Ankle Moment: AM)

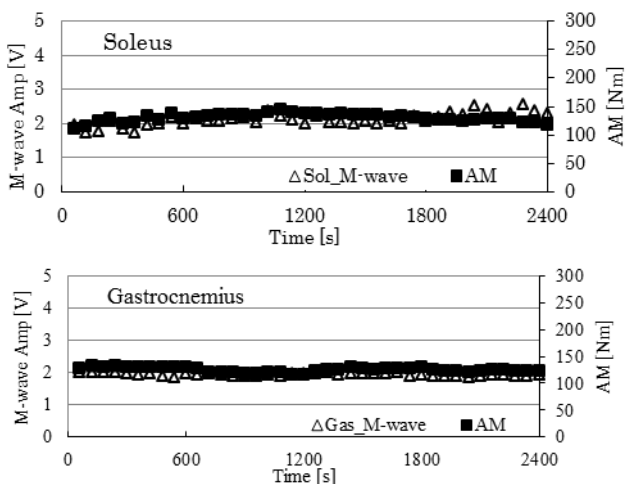


Fig.6 歩行パターンでの長時間刺激

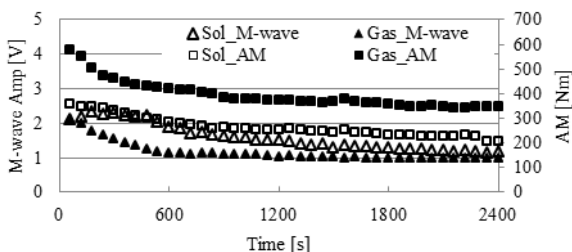


Fig.7 筋疲労時の M 波と足関節モーメント

4. 考察

一つ目の検討から、刺激出力と M 波・足関節モーメントは制御応用が可能だと考える。電気刺激によって収縮が発生する閾値を超えると、M 波・足関節モーメントは現れた。その後、類似した変化を見せるが刺激強度が MTV の 75% 以降では M 波と足関節モーメントは異なった反応を示した。MTV の 75% はかなり強い刺激強度であり、腓腹筋で約 400Nm, ヒラメ筋で約 300Nm を生み出している。このような強い刺激では、強い筋収縮による違和感があり単純な電気刺激による筋収縮の反応以外の反応が含まれていると推察する。

二つ目の検討から、歩行パターンのような間欠刺激では、M 波を用いた刺激強度の調整・安定化は可能だと考える。本実験で使用した刺激パターンは健常者の歩行時の筋電図を基に作成されており、健常者のもつ人本来の効率的な歩行に近いと考えている。刺激強度も、健常者の歩行時の足関節トルクを目標に設定している。刺激強度・パターンを適切にすることで筋疲労の影響を除外した。2400 s の刺激の間 M 波・足関節モーメント共に大きな変化がみられない事から M 波と電気刺激による足関節モーメントは安定していた。

三つ目の検討から、筋疲労が起きた場合の M 波と足関節モーメントの安定化制御は、筋の特徴を考慮することで実現の可能性を示した。腓腹筋とヒラメ筋では、筋を構成している遅筋線維と速筋線維の割合に違いがある。ヒラメ筋は遅筋線維主体で、腓腹筋は速筋主体の筋である。電気刺激による筋収縮は速筋から収縮が起こる。ヒラメ筋出力が腓腹筋と比較し小さくなっているのは、速筋線維の少ないヒラメ筋であること、ヒラメ筋が腓腹筋の下側に位置し、刺激電極面積が腓腹筋の半分程度であり、収縮した筋線維が少なかったことによると推察される。ヒラメ筋の速筋成分が少ないことと、刺激面積が小さきことは、本実験のような筋収縮力を持続させる場合には疲労を呈すると考えられる。

5. 結言

本論では、M 波を用いた筋出力の推定の可能性を示し、歩行動作の様な日常的に行う連続動作に対応が可能だと考える。M 波を用いた筋疲労対策に用いるには、筋線維、筋の位置などの筋特性を考慮する必要がある。

謝辞

本研究は、科学研究費 (C26506014) 助成の一部として行われた。記して謝意を表する。

参考文献

- (1) Naoya Kurokawa, Naosuke Yamamoto, Toshiyasu Yamamoto, Yoshihiko Tagawa and Hiroaki Kuno; Experimental study of motor-driven hip joint actuator for hybrid FES walking assistive system II, Proc. of the 15th ICBME (Singapore), p.128, 2013.
- (2) 久野弘明, 山本敏泰, 部分体重支持歩行訓練システムの研究, 第13回日本FES研究会学術講演会, pp.49, 2006.
- (3) Pavitra Krishnaswamy, Emery N. Brown and Hugh M. Herr, Human leg model predicts ankle muscle – tendon morphology, state, roles and energetics in walking, PLoS Computational Biology Vol. 7 Issue3, pp.1-16, 2001.