電気刺激による筋疲労とM波スペクトル

○永田 晟 佐藤 健 (早稲田大学人間科学部)

M wave spectrum and muscle fatigue generated by the electrical stimulus

○Akira NAGATA, Takeshi SATO (Human Sciences, Waseda University)

緒言

筋が張力刺激に対応することによって機能上の適応を示す。パワーは当然のこと、筋線維は肥大し、運動単位はFタイプに移行する。FG (Type IIb) タイプに移行した筋線維は速い収縮と強い張力を発揮し、収縮要素の変容があらわれる。他方加齢とともに廃用性萎縮が起こり、運動単位はSOタイプへと変容し、持続性の作業とともに筋疲労が現れる。M波は電気刺激によって筋線維が収縮を起こし、誘発された総合的な活動電位と考えられ、各種の運動単位が参加した結果としての複雑な総合電位の干渉波形を形成している。その活動電位の振幅や持続時間は、電気刺激や検出方法の違いによって異なった波形を示す。この波形をスペクトル解析することはそれを構成している運動単位の参加機相を知り、筋疲労のレベルを同定することが可能となる。

本研究では足関節の背屈運動を中心に、その主働筋である前脛骨筋をとり上げて、運動ポイントの電気刺激によってM波の疲労スペクトルを記録した。M波を直接スペクトル分析(FFT)し、自己回復モデルを適用して、電気刺激強度(20 Hz~50 Hz)ごとの波形の構成要素、すなわち各種の運動単位の参加機相を知り、運動単位の筋疲労への依存性と筋収縮レベルや刺激強度ごとの筋収縮力を知る目的をもっている。

研究方法

本研究のM波検出方法は表面電極の双極誘導法であり、表面筋電図は干渉波形を示す。そのためにより精確な記録法とコンピュータによるデータ処理法が必要である。本来、筋疲労、針電極法やワイヤ電極法によってその活動電位の振幅や周期(頻度)そして持続時間によって分析され、疲労レベル別に分類された。本研究は表面電極法によるデータ波形を周波数分析し、疲労スペクトルを同定するものである。

被験筋として前脛骨筋を用い、電気刺激は膝関節近位の第一運動ポイントに与えた。前脛骨筋は足関節の背屈運動の主働筋であり、筋放電と疲労との関係を知るには最適な筋である。7人の健康な男子学生(平均年齢:32.4歳±15.2)に電気刺激と実験目的を説明した後に被験者として選んだ。電気刺激用のマイナス電極は6×3 cmのスポンジ製で、プラス電極は8×12 cm綿布製で、マイナス電極とは対側の腓腹筋腹上に貼布し、電流が伝導し易いように配慮した。さらに刺激アーチファクトを除くために雑音除去法が採用された。電気刺激波形は0.1 msec

の幅で、20、30、40、50 Hzの4種類の刺激強度を用

いた。筋放電の検出には4個のバー表面電極(Bromanらの開発)を用い、5番目の運動ポイントと足関節の臑部との間に貼布した。単極の筋放電信号(SD)、双極の筋放電信号の2種類(DD1, DD2)がデータレコーダに記録された。3つの信号を比較して妥当なもののみ処理した。グラウンド電極は金属製の矩形型のもので、刺激電極と記録電極の間に貼布した。足関節の背屈力(筋力)はストレングージによって記録し、歯科用のチェアを用いた。後日、マイクロ・コンピュータ(IBM, VAX, 640Kバイト)によってデータ処理し、生波形はPDP11/13のディスクに格納した。処理したパラメータは中心パワースペクトル周波数(Medium Frequency, MDF)などの5項目であった。実験プロトコルは4種類の刺激強度ごとに筋疲労、すなわち背屈力が安静時よりも1/3に低下した時点を同定し、その後5 Hzの電気刺激によって疲労回復状態を観察した。50 Hzでは300秒間、40 Hzでは360秒間、30 Hzと20 Hzでは420秒間観察した。

結果

1. M波の記録

安静時においてSD誘導法(単極)による経時的な変化は図1に示した。1回目と15回目のM波形において、振幅、立ち上がり勾配、持続時間に大きな差がみられた。その結果、背屈力の振幅も経時的に変化した。4種類の刺激強度ごとに安静時の波形と同様の結果が得られ、高い頻度でより速い振幅の低下と持続時間の延長がみられた。

図1 経時的な誘発筋電図M波の変動

2. 筋放電のパワースペクトル

SD, DD1, DD2誘導の波形を比較してSD表面筋電図のみをフーリエ変換し、パワースペクトルを描いたものが図2である。4~5個のピークパワーがみられ、運動単位の

参加機相が観察された。刺激頻度ごとのパワースペクトル密度の変化は多くあらわれ、周波数帯域の移動も顕著であった。特に40Hz刺激頻度においてはパワー密度と周波数帯域移動の両方の値に筋疲労的な変化があらわれた。そして、筋疲労時の筋放電のパワースペクトルは、筋力発揮レベル変化よりもより顕著な変化を示し、運動単位の参画機相の変化が観察された。

図2 M波スペクトル波形の経時的な変化

3. 経時的な筋疲労スペクトルの変化

各刺激頻度ごとに異なった筋収縮時間を設定したが、最初の値は疲労時、最後の値は疲労回復を示す。この疲労回復過程が刺激頻度ごとに異なり、筋収縮状態の変化を知り、運動単位の参画変動を知った。統計的にMDF、MNF、ARVにおいて有意な変動差がみられ ($P < 0.05$)、疲労筋放電の特徴がみられた (図3参照)。

考察

M波のスペクトルを分析することは、運動単位を同定することにつながる。一つの筋は多数の運動単位で制御され、一本の運動神経が筋線維を支配している。筋収縮のレベルや筋疲労は運動単位の発射頻度と拮抗する運動単位の数(種類)、そして各種の運動単位の同期化(タイミング)によって左右される。その結果、筋疲労レベルが決定される。以下の式は運動単位と筋収縮レベルの関係式(モデル)である。

図3 筋疲労と回復期におけるM波スペクトル・パラメータの変動(40Hz刺激時)

式

$$\int P_o(f, s, t) = F_r \{R(f, s, t)\} + S_y \{R(f, s, t)\}$$

発生する検出量は、筋収縮電位量であり、筋線維の活動電位(action potential)に依存する。一つ一つの活動電位インパルス、すなわち運動単位は、時間(Timing)、空間(Spacing)、張力(Grading)に左右され、その頻度と数が制御される。こうした制御性は筋の適応とともに変化し、目的的な筋疲労の制御システムを構築する。

電気刺激によって低い頻度で活動を開始する筋は、収縮閾値は低く速筋系の運動単位である。他方高い頻度で活動を開始する筋は、閾値は高く速筋系の運動単位である。姿勢保持や抗重力筋は前者であり、随意筋(背格筋)で運動筋といわれるものは後者である。随意収縮において、発揮される筋力の強弱に關して運動単位の発射順序(order)が決定される。これを運動単位の筋力閾値(Force Threshold)と呼ぶが、筋張力値は筋収縮時間や空間の条件によって大きく作用され、筋収縮電位量を左右する。すると運動単位の参加・動員の機相を探るのは、筋電図(electromyogram, ENG)と張力の測定が最も妥当な方法となり、運動単位の分析によって筋の疲労状態とその適応レベルが検討可能となった。運動単位を正しく検出するのは針電極法が有利である。しかし、非侵襲的な表面筋電図のスペクトル分析によっても運動神経インパルスの頻度や数を同定し易いことも事実である。

筋活動インパルスの頻度はMDFやMNFによって同定される。筋疲労が大きくなると頻度は低下し、除波化される。MUsの数も減少してくる。筋疲労前においては相動性(phasic kinetic) MUsがあらわれ、M波の高周波スペクトルが一致する。他方筋疲労とともに緊張性(tonic) MUsがあらわれ、M波の低周波帯域成分のスペクトルがあらわれる。後者は姿勢や肢位の保持に關係し、前者は運動やトレーニングに關係するので、筋疲労とともにphasic MUsの方がより早く反応し、tonic MUsは遅く反応するようである。

結語

電気刺激によって背屈運動を誘発し、同時に表面筋電図を記録し、その後パワースペクトルを求め、自己帰帰モデルを適用して、中心パワー周波数(MDF)などの筋疲労評価関数を算出し、筋放電と運動単位の関係を調べた。4種類の刺激頻度毎の筋疲労状態を筋放電スペクトルによって調べ、刺激頻度によって筋疲労、特に運動単位の周波数帯域の変化に特徴がみられた。すなわち高頻度刺激の場合は急速な筋放電の除波化が起こり、筋疲労は早い。他方低頻度刺激の場合は除波化現象はゆっくりと現れ、筋疲労も緩慢であった。こうしたスペクトルの現象は、運動単位の動員と筋線維タイプ(質)によって変わることがわかった。

文献

- 1) De Luca C J (1984) Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue in human. Crit Rev Biomed Eng 11:251-279
- 2) Merletti R, Knaflitz M, De Luca C J (1990) Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. J Appl Physiol 69:1810-1820