9C22 初動負荷理論による筋電位を用いたトレーニング機器の開発

Development of Training Equipment with Electromyogram
Based on Beginning Movement Load Theory

○学 平塚 雅人 (関西大)

外 小堀 智史 (関西大)

正 阿波 啓造 (関西大)

外 堀越 謙伸 (関西大)

外 水原 博道 (関西大)

正 白木 万博 (関西大)

Masato HIRATUKA, Kansai University, Yamate-Cho 3-3-35, Suita-City, Osaka

Yoshinobu HORIKOSHI, Kansai University

Hiromichi MIZUHARA, Kansai University

Kazuhiro SHIRAKI, Kansai University

Satoshi KOBORI, Kansai University

Keizou AWA, Kansai University

Key Words: Robot, electromyogram, Training, Beginning Movement Load Theory

1. はじめに

わが国では21世紀初頭に全人口の約4分の1が65歳以上の高齢者に達するという世界に類を見ない急速な高齢化やそれに伴う介護者の高齢化などが深刻な問題となりつつある。一方近年のロボットテクノロジーの発展によりロボットに対する社会的なニーズは非常に高まっており、その一形態であり前述の高齢化問題を解決するものとして人間の生体機能の低下や生活の支障を補い支援する福祉ロボットが期待されている。特に我々は人間が機器に合わせるのではなく、機器の特性を人間に合わせるヒューマンセンタードの考えに基づいて、上腕二頭筋のリハビリ・トレーニング機器を製作した。

運動負荷推定には筋疲労情報や筋活動情報が必要であるが、従来では、疲労物質である血中乳酸濃度を調べることで推定できる。この方法では、負荷実験中の血液中的乳酸濃度の増加勾配の変化を指標として用いられている。しかし、同一部位での連続計測が不可能、計測のための採血が被験者の負担となる。実験動作前後の実験停止状態でしか計測できない。必ずしも活動筋からの採血ではないため、筋疲労の推定には十分ではない、などの問題点がある。

本論文では、人間の情報をフィードバックする信号として、表面筋電位信号を使用した。この信号は取り扱いが比較的簡単で非侵襲的に計測をすることができ、負荷運動中にも計測することができる。また、表面筋電図は筋活動状況において、振幅成分に変化が見られる。一方、筋疲労時には周波数成分の変化が見られ、筋疲労・筋活動情報を得ることができる。

従って、本論文では、筋疲労がたまりにくい等の利点がある。初動負荷理論を用いて、各個人の筋活動・筋疲労情報をフィードバックすることにより、筋疲労が少なく、効率的なリハビリ・トレーニングを実現することを考えた。

2. 表面筋電位

筋電位とは筋肉が収縮する際に発生する電気信号で、運動神経からの興奮が神経筋接合部より筋線維に伝わり電位(活動電位)を生じる。我々が測定するのは皮膚表面の電極から測定できる表面筋電位であり、これは活動電位が無数に加算されたもので、平均電位は数 μV ～数 mV 程度、周波数成分は数 Hz ～数 100kHz 程度である。筋情報を得るために、筋電図の振幅情報であり筋の活動状態を反映する

整流化平均値 (ARV: Averaged Rectified Value 式(1))は緊張力の増加や筋疲労に伴って上昇する。また、周波数情報である (MPF: Mean Power Frequency) は筋疲労に伴う筋電位の伝導速度 (CV: Conduction Velocity 式(2))の低下により、低周波にシフトする。

従って、筋電図から人間の運動状態や疲労度を推定し、トレーニング機器の制御に用いることを提案する。

3. 初動負荷理論

初動負荷理論は小山裕史氏によるトレーニング理論である。多くの人を用いるウェイトトレーニングやチューブなどの筋力トレーニングは、動作の初動時から終わりまで出力状態であったり、動作の終盤に出力が高まったりする。しかし我々が日々の生活やスポーツ時に行う「走る・飛ぶ・投げる」といった動作において、動作の終盤まで出力をするということはほとんど無く、最大に力を生み出す手前にはリラックス状態(弛緩)があり、それから主体となる筋肉が引き伸ばされ(伸張)、重心の移動とともにタイミングよく縮む(短縮)という過程がリズムカルに行われる。初動負荷理論はこの動きを考慮したトレーニング理論で、動作の初動時にだけ力を要し、後は慣性に沿って脱力していく。これにより動作内に筋肉が弛緩した状態があるため血流は阻害されず、乳酸等の疲労物質の発生量が少なく筋肉が張らない。

4. 表面筋電図の処理方法

筋電図信号を $\text{EMG}(t)$ 、スペクトル密度関数を $S(f)$ とすると ARV・MPF は次式で表される。

$$\text{ARV} = \frac{1}{t_f - t_i} \int_{t_i}^{t_f} |\text{EMG}(t)| dt \quad (1)$$

$$\text{MPF} = \frac{\int_{f_i}^{f_h} f \cdot S(f) df}{\int_{f_i}^{f_h} S(f) df} \quad (2)$$

$$\max \text{ARV} = \max \{ \text{ARV}_K \}_{K=1}^N \quad (3)$$

ここで、ARV とは、得られた EMG の絶対値を移動平均したもので、 t_i , t_j は求める際の積分区間である。また、式(3)のように、一回の運動で得られた N 個の ARV の中で、最大値を $\max ARV$ と定義する。

MPF について、 f_l , f_h は求める際の最低・最高周波数、解析区間は各運動開始時から 0.512 s である。

5. 実験

5.1 装置

Fig. 1 Experimental Apparatus

Fig. 2 Motion of Arm

Fig. 3. Experimental system

実験装置には三菱電機社製 ZKB-5XN 形パウダーブレーキと同社の LE-50PAU 形コントローラを用いた。Fig.1 に実験装置を示す。先端部には Tekscan 社製の FlexiForce 圧力センサを用い、負荷をフィードバックする。また、ブレーキの制御のために、エー・アンド・デイ社製の AD5430 DSP コントローラを用いた。

5.2 負荷決定アルゴリズム

Fig.4 Change of Load

本論文は初動負荷理論を用いるが、筋肉に損傷を与えることを防止するため、Fig.4 のように滑らかに負荷が加わる目標値とした。ただし、本論文での負荷は圧力センサ部にかかる負荷を示す。

ここで、 $T_1=3$ Kgf, $T_2=1.2$ Kgf である。Tip の決定を以下に述べる。

運動試行回数を $try = 1, 2, 3, \dots$ とする。 $try = 1, 2, 3$ 時の Tip を初期値 $Tip_{in} = \text{一定}$ とし、その 3 回分の $\max ARV$, MPF の平均値を計算し、 $\max ARV_{ave}$, MPF_{ave} とし疲労していない状態と仮定する。 $try \geq 4$ の Tip の変化を次式に示す。ここで、 $\max ARV_{try-1} / \max ARV_{ave}$ は ARV の変化率となり、筋張力や筋疲労の増加と共に上昇する。また、 MPF_{try-1} / MPF_{ave} は MPF の変化率となり、筋疲労と共に減少する。従って、式(4)のように、過剰な筋張力が発生することで式(4)の一項目が減少し、負荷を減少させる。また、筋疲労が起こると、特に式(4)の第二項目が減少し、負荷を減少させることが予想される。

$$Tip_{try} = \left[1 - \left\{ \left(\frac{\max ARV_{try-1}}{\max ARV_{ave}} \right) - 1 \right\} \cdot W_{ARV} + \left(\frac{MPF_{try-1}}{MPF_{ave}} \right) \cdot W_{MPF} \right] \cdot Tip_{in} \quad (4)$$

$$W_{ARV} + W_{MPF} = 1 \quad (5)$$

ただし、ARV, MPF の重みをそれぞれ W_{ARV} , W_{MPF} とし、 $W_{ARV} = 0.5$, $W_{MPF} = 0.5$ とした。

5.3 制御

パウダーブレーキを用いて被験者に加わる負荷を PID 制御で行った。パウダーブレーキの時定数 0.195 s, 装置の時定数を計測の結果 0.167 s とし、制御対象を 2 次遅れ系とした。Fig.5 に一巡伝達関数を示す。

Fig.4 の負荷で運動時間 0.8 s で、 $Tip = 10$ Kgf についての運動のシミュレーションと実験をそれぞれ Fig.7, Fig.8 に示す。シミュレーションにおいての目標値は実験値を参考にし、Fig.6 のように与えた。

Fig.5 Open Loop Bode Diagram

Fig.6 Result of Simulation

Fig.7 Result of Experiment

Fig.6, Fig.7 を比較するとほぼ目標値 (Order load) に追従していることが分かる。また、実験では、目標値入力は Arm 回転角に依存しているため、滑らかではない。0.2 s ~ 0.3 s ~ 0.6 s 付近で制御出力 (PID out) が飽和している。従って、その間では、実験値・シミュレーション値共に目標値から少々、外れていることが分かる。ただし、この目標値では最も速い運動時であり、通常は、運動終了時で約 1.0 s ~ 1.5 s である。そのため、目標値と出力値が妥当であると考えている。

5.4 実験条件

被験者は 20・23 歳の健康な成年男子であり、以下のような実験を行った。

(a) Subject A

(b) Subject B

Fig.8 MPF rate

(■ Beginning Movement Load ◆ Fixed Load)

表面筋電図の取得は、電極間隔を 30mm とし、日本光電社製の NE-101A 脳波用血電極を上腕二頭筋に筋繊維の走行方向に沿って貼付けして固定し、同様に電極を手首に貼付けアースとして固定する。

また、筋電位信号は日本光電工業社製 MEG-2100 形増幅器を用いて、増幅度 2000 倍で差動増幅した。ただし、本論文では、動的運動を行うため、筋長の変化が筋電図に現れてしまうのを防ぐ必要がある。そこで、筋収縮力が筋電図に影響を及ぼす低周波と、高周波ノイズを除去するためにバンドパスフィルター (Lo: 15Hz Hi: 1KHz) を用いた。サンプリング周波数 1KHz、量子化ビット数 12bits で A/D 変換しパーソナルコンピュータ (CPU: Pentium IV 2GHz) で記録した。また、MPF は一回の運動終了時に 512 個の筋電位データで FFT 計算を行い、式(2)より算出する。

<終動負荷実験>

被験者に一定負荷 T_f を与え、可能な限りトレーニングを行った。ただし、 $T_f = 8 \text{ Kgf}$ とした。

<一定初動負荷実験>

被験者に $Tip = T_b$ (一定) で、Fig.4 のような負荷を与え、トレーニングを行った。ただし、 $T_b = 10 \text{ Kgf}$ である。

<初動負荷制御実験>

5.2 節のように $maxARV$, MPF を用いて、式(4)より、 Tip を変化させ個人の体力に見合った負荷を与えるトレーニングを行った。ただし、 $Tip_{in} = T_b = 10 \text{ Kgf}$ とする。

ただし、 T_f , T_b について、は予備実験より、それぞれの運動について試行回数が 20 回付近で運動の限界がくるような値を用いている。

6. 結果

6.1 初動・終動負荷運動実験

終動負荷運動と一定初動負荷運動実験において、それぞれの被験者について、疲れの指標となる MPF の変化率 (Fig.8), 腕の仕事率 (Fig.9) を示す。被験者 A・B でいろいろな特徴が現れ、以下に述べる。

(a) Subject A

(b) Subject B

Fig.9 Work rate

(■ Beginning Movement Load ◆ Fixed Load)

Fig.10 Controlled Beginning Movement Load
(◆Subject A ■Subject B)

<被験者 A>

MPF の変化率 (Fig.8(a)) に注目してみると、一定初動負荷運動・終動負荷運動を比べても、運動試行回数がほぼ等しく、MPF の減少割合もほぼ等しい傾向となっている。しかし、仕事率の変化 (Fig.9(a)) については一定初動負荷運動の方が高い仕事率で運動していることが分かる。このことから、同程度の疲労では終動負荷運動より一定初動負荷運動の方が効果的に運動を行えることが分かる。

<被験者 B>

仕事率の変化 (Fig.9(b)) に注目してみると、終動負荷運動の運動試行回数は一定初動負荷運動に比べ少ないが、ほぼ同程度の仕事率で運動していることが分かる。しかし、MPF の変化率 (Fig.8(b)) を見ると、試行回数 10 回を越えた辺りから、終動負荷運動では一定初動負荷運動に比べて、MPF の割合が急激に減少し始めていることがわかる。そのため、一定初動負荷運動は終動負荷運動に比べ、筋疲労が少ないために、運動試行回数が多いことが考えられる。このことから、同程度の仕事率の運動では、筋疲労は終動負荷運動に比べ、一定初動負荷運動の方が、筋疲労が少なく同程度の運動ができることが考えられる。

6.2 初動制御負荷運動実験

式(4)を用いて、推定した運動負荷をフィードバックし、負荷制御実験を行った結果を Fig.10 に示す ((a): MPF の変化率 (b): ARV の変化率 (c): 仕事率の変化 (d): Tip の変化)。一定初動負荷・終動負荷実験に比べ、運動試行回数の限界が飛躍的に高くなり、被験者 A・B 共に 90 回以上できた。また、MPF の急激な低下や、ARV の急激な上昇が見られなくなっている(a)(b)。仕事率に関しても、初動負荷制御運動の方が、高い仕事率で運動を行っていることが分かる(c)。

6.3 運動負荷の推定

Fig.10(a)(d)より、運動試行回数が増加するにつれて、筋疲労が生じ、負荷 (Tip) の値が減少する傾向を示している。このことから、筋疲労が進むにつれて、MPF の割合が減少、ARV の割合が上昇し始めることで、式(4)のアルゴリズムにより、負荷(Tip)を軽減させ、更に疲労が進むことで負荷を低下させる制御が働いていたと考えることができる。

7. まとめ

本研究では、一定初動負荷運動・終動負荷運動・初動制御負荷運動とを比較した。その結果、初動負荷運動は終動負荷運動に比べて、筋疲労が少なく運動ができるが、運動試行回数の増加で、筋疲労が蓄積されてしまうと、運動開始時の高負荷 (Tip) 部の運動ができなくなり、運動回数が少ないという欠点がある。しかし、初動制御負荷運動では、MPF・ARV の変化率を用いて運動負荷を制御することにより、各個人の筋疲労に伴い、高負荷部 (Tip) を抑え、筋疲労を抑え、運動試行回数を飛躍的に伸ばし、仕事率の高い運動を行えることができた。

[参考文献]

- (1) 河野貴弘 他、初動負荷理論による筋電位を用いたトレーニング機器の開発 日本機械学会講演論文集 No.024-1 02/3 8-43~8-44
- (2) 瀬尾明彦、表面筋電位計測法、産業保健人間工学会、1995
- (3) 小山裕史、新トレーニング革命～初動負荷理論に基づくトレーニング体系の確立と展開～、講談社、1994.
- (4) 小川克徳 他、電子情報通信学会論文誌 '98/2 Vol.J81-D-II No.2