負荷方法の違いが筋活動に及ぼす影響

Effects of difference in methods for application of force on muscle activities

中江 秀幸¹⁾ 村田 伸²⁾ 甲斐 義浩²⁾ 相馬 正之¹⁾ 佐藤 洋介¹⁾

HIDEYUKI NAKAE¹⁾, SHIN MURATA²⁾, YOSHIHIRO KAI²⁾, MASAYUKI SOMA¹⁾, YOUSUKE SATOU¹⁾

要旨：〔目的〕上腕二頭筋を被験筋とし、負荷量と負荷条件の違いが筋出力調整に与える影響について筋電図学的検討を行った。〔方法〕健康成人女性15名を対象に、肘関節90度屈曲位における最大随意等尺性収縮（MVC）力に対する30%、50%、70%の負荷量を設定した。負荷条件として、表示される画面をみて被験者自身が負荷量を調節する「自己調節」と検者が調節する「他者調節」を設定した。〔結果〕負荷量と負荷条件による二元配置分散分析で有意な主効果を認め、「自己調節」よりも「他者調節」の筋活動が有意に高く、両負荷条件ともに負荷量が漸増するにつれ、筋活動も有意に増大した。〔結語〕同一負荷量の場合、「他者調節」の負荷条件がより高い筋活動を得られることが示唆された。

キーワード：負荷方法、上腕二頭筋、筋活動

Abstract: [Objective] The purpose of this study was to analyze the effects of different loading methods and loads on muscle activities. [Method] Muscle activities of 15 healthy female subjects are evaluated at the elbow flexion angle of 90 degrees. Forces applied were set as 30%, 50% and 70% of the maximum voluntary contraction of the biceps brachii muscle. Two methods, “self-selection” and “selection by others”, were used for application of force. In the “self-selection” method the subject his/herself adjusted the force to the target value while viewing the screen displayed, and in the “selection by others” method the examiner adjusted the force. [Results] Two-way analysis of variance (ANOVA) showed significant main effects of the weight loads and loading modes. Higher level of muscle activities were observed in the “self-selection” mode than in the “selection by others” mode, and, in both weight loading modes, muscle activities increased as the weight load is gradually increased. [Conclusion] The results suggests that the level of load weight being equal, the “self-selection” loading mode led to higher level muscle activities than “selection by others” mode.

Key words: load, biceps brachii muscle, muscle activities

受付日：2014年1月17日、採択日：2014年2月13日

¹⁾ 東北福祉大学健康科学部

〒989-3201 宮城県仙台市青葉区国見ヶ丘6-149-1

電話：022-728-6059 E-mail: hide-n@tfu-mail.tfu.ac.jp

Faculty of Health Sciences, Tohoku Fukushi University

6-149-1, Kunimigaoka, Aoba-ku, Sendai, 989-3201 Japan

Kansei Fukushi Research Center. Phne: 022-728-6059 E-mail: hide-n@tfu-mail.tfu.ac.jp

²⁾ 京都橘大学健康科学部

Faculty of Health Science, Kyoto Tachibana University

I. はじめに

理学療法目標の一つとして運動技能の向上が挙げられる。その運動技能は、正確さ、フォーム、速さ、適応性の4つの要素¹⁾からなる。正確さを発揮するためには、目標値に対して出力しようとする運動イメージや内在的フィードバック²⁾による運動制御が重要であり、正確に随意運動を制御するためには、視覚系、体性感覚系、前庭感覚系などの知覚情報^{3,4)}が必要となる。視覚情報のフィードバックは、体性感覚情報のフィードバックよりも時間を要するが、視覚情報と体性感覚情報を同時に得た場合には視覚情報が体性感覚情報よりも優位となる⁵⁾など、フィードバック方法によって運動遂行結果に影響を与える。また、実際の動作・行為は視覚や体性感覚フィードバックだけではなく、物の意味や価値といった環境から提供される情報を知覚⁶⁾することによって遂行されている。

理学療法の現場においても、対象者の動作支援の際に口頭による事前説明、聴覚や視覚情報などが有効⁷⁾であり、運動学習理論が応用されている⁸⁾。運動学習は、feed back や結果の知識 (Knowledge of Result; KR) が与えられて主観的基準から客観的基準に合わせていく過程⁹⁾であり、その過程では最適なパターン、目標の運動に近づくように力量等を調節しながら遂行¹⁰⁾している。力量の調節は、運動単位の動員、発射頻度、同期化¹¹⁾によって行われ、一定に保持する調節能力と変化させる調節能力に分けられる。しかし、これら能力に関する十分な評価が行われておらず¹²⁾、目標課題に対して力量を調節する際の筋活動動態について検討することは、効果的な理学療法プログラムを作成する上でも有意義と考えられる。

そこで今回、力量調節を自己で行う場合と他者が行う場合の2つの負荷条件と3種類の負荷量を設定し、この負荷条件および負荷量の違いが筋活動量に与える影響について明らかにすることを目的とした。

II. 方 法

1. 対 象

体幹および上肢に整形外科的疾患および疼痛や外傷などの既往がない健康成人女性15名を対象者とした。彼女らの利き手側の上肢を対象肢とし、肘関節屈曲90度位の保持を課題動作に設定した。対象者は、平均年齢 20.7 ± 1.0 歳、平均身長 159.2 ± 6.2 cm、平均体重 52.2 ± 5.8 kgであった。なお、対象者15名全員の利き手側が右側であった。

対象者には本研究の趣旨と内容を説明し、自由意思にて同意を得てから開始した。なお、本研究は、所属機関の倫理委員会の承認 (RS1208283) を受けて実施した。

2. 測定方法

1) 測定姿勢と課題

測定姿勢は、股関節および膝関節90度屈曲位となるように調節した椅子に座らせ、両足を座幅程度に開いて足底を床に接地させた。肩関節は基本肢位で上腕を体側につけさせ、前腕回外90度位、肘関節屈曲90度位に保持させた。まず、徒手筋力計 (μ Tas F-1, アニマ社) を用いて最大随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction; MVC) 時の等尺性肘屈筋力、および表面筋電図を測定した。徒手筋力計のセンサーパッド部分は、手関節掌屈の妨げにならない前腕遠位部 (橈骨茎状突起下端) に垂直に当たるように設定してベルトで固定した。

測定課題は、MVC 時の等尺性肘屈筋力を基準 (100%) とした3種類の負荷量、30%、50%、70%の随意収縮力で3秒間持続するものとした。なお、負荷条件は2種類を設定した。1つの目の負荷条件を「自己調節」として、MVC 測定と同様に徒手筋力計のセンサーパッドを前腕遠位部に垂直に当たるようにベルトで固定し、被験者自身が徒手筋力計の液晶表示を視覚で確認しながら MVC 時の30%、50%、70%の測定値となるように自己調節させた (図1)。他方の負荷条件は「他者調節」とし、測定姿勢を保持させ、検者が徒手筋力計のセンサーパッドを被験者の前腕遠位部に垂直に当て、被験者には徒手筋力計の液晶表示を見せず、検者のみが液晶表示を確認しながら MVC 時の30%、50%、70%それぞれの測定値に合わせるように

図1 自己調節の測定場面

図2 他者調節の測定場面

検者が押しつけて行った(図2)。なお、測定を行う前に、「自己調節」および「他者調節」の2つの負荷条件ともに練習を行い、検者は徒手筋力計の使用経験を有する理学療法士1名とした。

2) 測定順序

MVC 測定後、負荷の2条件である「自己調節」と「他者調節」の実施順序は無作為とし、3種類の負荷量の測定順序は30%、50%、70%の順で行った。なお、疲労を考慮して測定間には数分の休息を設定した。

3) 表面筋電図の測定および解析

被験筋を上腕二頭筋とし、表面筋電図の測定は双極誘導法で行い、電極はプリアンプ内蔵パラレルバー電極 DE-2.1 (Delsys 社) を用いた。皮膚処理を十分にを行った(皮膚抵抗 $5\text{ k}\Omega$ 以下) 後、Perotto の記述¹³⁾ を参考にして上腕中央の筋腹に電極を貼付した。計測された表面筋電図信号は、データ収集・解析システム ML846PowerLab 4/26 (ADInstruments 社) を用いて、サンプリング周波数1,000Hz で A/D 変換を行い、パーソナルコンピュータに取り込んだ。なお、帯域幅は20~500Hz とした。解析対象とした EMG は、各随意収縮力発揮時の3秒間において、前後1秒の2秒間を除いた中間1秒間の積分筋電図(Integrated Electromyogram; IEMG) とした。EMG の解析には、測定・解析ソフトウェア LabChart Pro v7.3.5 (ADInstruments 社) を使用し、得られた IEMG は MVC 時の値を基準に正規化(%IEMG) した。

4) 統計処理

統計処理は、負荷量(30%、50%、70%の3種類)と負荷条件(自己調節と他者調節)を2要因として、%IEMG を従属変数とした反復測定による二元配置分散分析を用いた。水準数が3つある負荷量については、主効果が有意であった際に Bonferroni の多重比較検定を行った。なお、ソフトウェアは SPSS Statistics Version20 (IBM 社) を使用し、統計学的有意水準を5%とした。

III. 結 果

徒手筋力計を用いて MVC 時の等尺性肘屈筋力を測定した結果、平均 $12.4 \pm 2.4\text{ kgf}$ であった。

各対象者の MVC 時の等尺性肘屈筋力を基準として、30%、50%、70%の筋力を出力した際の %IEMG は、「自己調節」で、それぞれ平均 $15.1 \pm 6.4\%$ 、 $24.6 \pm 8.0\%$ 、 $36.6 \pm 12.0\%$ であった。一方、「他者調節」における30%、50%、70%の平均 %IEMG は、それぞ

表1 「自己調節」と「他者調節」の各 %IEMG 測定結果

	自己調節	他者調節
30%IEMG (%)	15.1 ± 6.4	19.4 ± 9.0
50%IEMG (%)	24.6 ± 8.0	35.7 ± 13.1
70%IEMG (%)	36.6 ± 12.0	53.7 ± 21.5

(平均値 $\pm$ 標準偏差)

表2 負荷量と負荷条件(「自己調節」・「他者調節」)の二元配置分散分析結果

要因	自由度	平方和	平均平方	F 値
負荷量	2	11715.00	5857.50	36.32**
負荷条件	1	2668.22	2668.22	16.54**
負荷量 $\times$ 負荷条件	2	615.50	307.75	1.91
残差	84	13548.28	161.29	

** : $p < 0.01$

図3 各負荷量の %IEMG 平均と標準偏差

れ $19.4 \pm 9.0\%$ 、 $35.7 \pm 13.1\%$ 、 $53.7 \pm 21.5\%$ であった(表1)。

負荷量と負荷条件を2要因として、%IEMG を従属変数とした反復測定による二元配置分散分析の結果、負荷量 ($F(2, 84) = 36.3$, $p < 0.01$) および負荷方法 ($F(1, 84) = 16.5$, $p < 0.01$) とともに有意な主効果を認めた。なお、交互作用は認められなかった(図1, 表2)。負荷量の多重比較検定においても「自己調節」および「他者調節」とともに30%、50%、70%の各間に有意差を認めた ($p < 0.01$) (図3)。

IV. 考 察

本研究は、負荷条件の違いや負荷量の違いによって筋出力調整にどのような影響を与えるかを明らかにするため、「自己調節」と「他者調節」という2つの負荷条件、3種類の負荷量で上腕二頭筋の筋電図学的検討を行った。その結果、負荷量と負荷条件による二元配

置分散分析で有意な主効果を認め、「自己調節」よりも「他者調節」の%IEMGが有意に高く、両負荷条件ともに目標とする等尺性肘屈筋力が30%、50%、70%と漸増されるに従って%IEMGも増大傾向を示した。

1. 負荷方法による差異

「自己調節」より「他者調節」の負荷条件による%IEMGが有意に高い要因について、筋収縮形態、反射機構、および環境の影響から推察する。

第一の要因として筋収縮形態の影響が考えられる。「自己調節」に比べて「他者調節」の場合、加えられる力に抗しながら肘関節屈曲角度を保持するために同時収縮が生じやすい。拮抗筋である上腕三頭筋の筋活動や筋粘性・弾性要素といった上腕二頭筋への拮抗力¹⁴⁾が影響し、上腕二頭筋の筋活動が「他者調節」条件で高まるものと考えられる。これら影響について言及するために上腕三頭筋の筋活動を同時に計測する必要がある。

第二の要因として反射機構の影響が考えられる。「他者調節」の負荷条件のように一定の肢位を保つようにさせて外乱を加えた場合、脊髓性伸張反射に続いて長潜時反射が生じる。そのため、より多くの運動単位の動員が誘発される。また、長潜時反射は運動の意図に影響される¹⁵⁾ため、一定肢位を保持し続けるという意図の影響もあり、「他者調整」条件で筋活動が高まると考えられる。

第三の要因として環境の影響が考えられる。「自己調節」の負荷条件は、徒手筋力計の液晶表示による視覚フィードバックを受けて行われるフィードバック制御となる。「他者調節」の負荷条件では、「肘関節屈曲90度位を保持し続ける」という運動開始前に運動過程が決定されているフィードフォワード制御の要素が強いと考える。フィードバック制御の場合、連続的あるいは間欠的にリアルタイムで視覚フィードバックを受ける¹⁵⁾が、視覚フィードバックによる運動制御では、誤差検出から修正までに200ms前後の時間の遅れが生じる⁵⁾。その遅れによって制御速度が低下することで正確性・安定度が向上¹⁶⁾し、最適な筋出力で調整されたと考える。一方、フィードフォワード制御の場合は、運動開始時に運動過程の詳細を決めておく必要はないが、課題動作を意図することで筋緊張を高め¹⁷⁾、予期できないことで注意が喚起されて覚醒水準が高く¹⁸⁾なるため、「他者調節」の%IEMGが有意に高くなったと考えられる。

2. 負荷量の漸増に伴う変化

MVC時の等尺性肘屈筋力に対する30%、50%、70%と負荷量を漸増するに従い、「自己調節」および「他者調節」の2条件ともに%IEMGが増大傾向を示した。随意収縮による筋活動では、運動強度が高くなるにつれて遅筋線維から速筋線維へと動員されるサイズの原理に基づき¹⁹⁾、等尺性収縮では筋力と筋電図の関係がほぼ比例関係²⁰⁾となり、表面筋電図は収縮強度を順序尺度で観察できる¹¹⁾とされている。これらのことは、「自己調節」と「他者調節」という負荷条件に影響されないものと考えられる。

本研究結果から、「自己調節」と「他者調節」という負荷条件の違いが筋活動に影響し、「他者調節」の方が高い筋活動を得られることが示唆された。効果的な筋力増強を図る場合、より多くの筋線維数の参加と筋活動の多い運動を選択することが大切²¹⁾である。本研究結果を踏まえると、同一負荷量の場合には「他者調節」の負荷条件がより効果的に筋力増強を図ることが期待できると考える。

本研究の限界として、対象者が健常成人女性に限定されている、拮抗筋である上腕三頭筋の筋電図分析を行っていない、運動単位の動員や発火頻度は筋によって異なるが上肢筋のみを対象肢としている点が挙げられる。今後は、最大筋力の低下や筋出力調整能力も低下する高齢者を対象とし、上肢だけではなく下肢においても検討を進めていく。

引用文献

- 1) 根本悟子, 三崎一彦, 岩井浩一・他: 表面筋電図法を用いた力の調節の評価法開発. 作業療法, 2003, 22(3): 213-223.
- 2) 平井達也, 星野雅代, 渡邊紀子, 他: 膝伸展グレーディングにおける運動イメージの影響—ABAB型シングルケースデザインによる検討—. 愛知県理学療法士会誌, 2007, 19(1): 30-31.
- 3) 中野 隆: 随意運動のメカニズム. 中部リハ雑誌, 2010, 5: 2-4.
- 4) 経堂恵美, 佐藤比呂子, 尾田 敦・他: 視覚情報の増加が健常者の重心動揺に及ぼす影響. 東北理学療法学, 2000, 12: 57-62.
- 5) 池田由美: 運動遂行結果のフィードバックの仕方. 理学療法, 2007, 24(2): 342-350.
- 6) 富田昌夫: アフォーダンスの知覚と理学療法への展開. 理学療法学, 200, 35(4): 216-2228.
- 7) 神沢信行: 理学療法における動作支援の要点. 理学療法, 2010, 27(1): 26-32.
- 8) 松尾恵利香, 佐々木 誠: 環境目標を設定した方法と視覚情報の有無を伴った内省的方法によるバランス練習の効果.

- 理学療法科学, 2008, 23(4) : 471-476.
- 9) 大橋ゆかり : 運動学習理論と理学療法の接点. 理学療法科学, 2006, 21(1) : 93-97.
- 10) 斉藤優輝, 笠原敏史, 高橋光彦・他 : 練習方法の違いによる立位での目標追跡課題への影響. 北海道リハビリテーション学会雑誌, 201, 36 : 15-201.
- 11) 新田 収 : 筋力と筋電図. 理学療法, 2004, 21(4) : 641-645.
- 12) 根本悟子, 三崎一彦, 岩井浩一・他 : 表面筋電図法を用いた力の調節の評価法開発. 作業療法, 2003, 22(3) : 213-223.
- 13) Aldo O. Perotto, 栢森良二(訳) : 筋電図のための解剖ガイドー四肢・体幹ー. 第3版, 西村書店, 東京, 2007, 140-155.
- 14) 寺田 茂, 宮田伸吾, 松井伸公 : 求心性収縮及び遠心性収縮における筋収縮特性ー筋酸素動態変化からの検討ー. 理学療法科学, 2009, 24(5) : 715-719.
- 15) 中村隆一・斎藤宏 : 基礎運動学 (第6版), 医歯薬出版, 東京, 2008, 123-134.
- 16) 道用大介 : 押圧力制御訓練における視覚フィードバックに関する基礎研究. 人間工学, 2006, 42(4) : 227-233.
- 17) 富田昌夫 : 運動障害と環境適応. 理学療法科学, 2011, 16(3) : 145-150.
- 18) Kohl RM, Guadagnoli MA: The scheduling of knowledge of result. Journal of Motor Behavior, 1996, 28 : 233-240.
- 19) 河戸誠司, 千住秀明, 濱出茂治 : 大腿四頭筋に対する電氣的遠心性収縮の筋力増強効果に関する研究. 理学療法科学, 2010, 25(3) : 333-336.
- 20) 森谷敏夫, 吉武康栄 : 神経・筋システムの適応. ナップ, 東京, 1999, 57-74.
- 21) 石川 齊, 武富由雄(編集) : 理学療法技術ガイド第3版. 文光堂, 東京, 2008, 472-473.