

スポーツ科学研究, 6, 17-29, 2009 年

視覚フィードバックを伴う最大随意収縮が筋活動および筋横断面積あたりの筋力に及ぼす影響

Influence of maximal voluntary contraction with visual feedback on muscle activity and muscle strength per cross-sectional area

福田誠¹ 赤木亮太^{1,2} 金久博昭³ 川上泰雄⁴ 福永哲夫⁵Makoto Fukuda¹, Ryota Akagi^{1,2}, Hiroaki Kanehisa³,Yasuo Kawakami⁴, Tetsuo Fukunaga⁵早稲田大学スポーツ科学研究科¹日本学術振興会特別研究員²東京大学大学院総合文化研究科³早稲田大学スポーツ科学学術院⁴鹿屋体育大学⁵Graduate School of Sport Sciences, Waseda University¹Research Fellow of The Japan Society for the Promotion of Science²Department of life science, University of Tokyo³Faculty of Sport Sciences, Waseda University⁴National Institute of Fitness and Sports in Kanoya⁵

キーワード: 肘関節屈曲トルク, 力発揮能力, 筋電図

Key Words: elbow joint flexion torque, force generation capacity, electromyography

抄録

発揮筋力のグラフや数値を視覚的にフィードバックすること(VFB)により, 最大随意収縮(MVC)における筋力は増大することが知られている. 本研究は, VFB が MVC における主働筋の筋活動レベルおよび筋横断面積(CSA)あたりの筋力に及ぼす影響について明らかにすることを目的とした. 等尺性肘関節屈曲トルク発揮による MVC を, VFB を与える条件(VFB)と, それを与えない条件(nVFB)の 2 条件で試行した. VFB として, 発揮トルクをリアルタイムでフィードバックし, nVFB による MVC の筋力を越えるようなトルク発揮を被験者に求めた. 一方, nVFB では, 発揮トルクをフィードバックしなかった. その際の発揮トルクと上腕二頭筋(BB), 腕橈骨筋(BRD), そして上腕三頭筋長頭の表面筋電図(EMG)を条件間で比較した. さらに, BB, 上腕筋および BRD の CSA を MRI により測定した. その結果, VFB における発揮トルクは, nVFB のそれと比較して有意に増大し($p < 0.05$), さらに BRD の EMG において有意な増大が認められた($p < 0.017$). また, nVFB における CSA あたりの発揮トルクと VFB における発揮トルクの変化率との間には, 有意な負の相関関係が認められた($r = -0.61, p < 0.05$). 以上のことから, nVFB における CSA あたりのトルクが低い被験者ほど VFB における発揮トルクの増加率は大きく, この要因として BRD の筋活動レベルの増大が関与することが示唆された.

スポーツ科学研究, 6, 17-29, 2009年, 受付日:2008年10月14日, 受理日:2009年3月23日

連絡先: 福田誠 〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島 2-579-15

Tel & Fax: 04-2947-6932 E-mail: makoto.fukuda@moegi.waseda.jp

I. 緒言

発揮筋力を知る代表的な指標として, 最大随意収縮(maximal voluntary contraction : MVC)における筋力が挙げられる. 従来, 筋横断面積(cross sectional area : CSA)と発揮筋力との間には, 有意な正の相関関係が認められている(Ikai & Fukunaga, 1968). 即ち, CSAはMVCにおける筋力の決定要因となりうる. 一方, Maughan et al. (1983)は, 膝関節伸展筋群の CSA と MVC の筋力との間の関係を調べ, その結果, これらの間に有意な正の相関関係を認めるものの, CSA がほぼ同一の被験者の間において, 約 300 N の筋力の違いがあることを報告している. この知見は, CSA あたりの MVC の筋力は一定ではなく, 個人間でばらつくことを示すものである. この要因として, MVC における筋活動レベルが, CSA あたりの MVC の筋力に影響するものと考えられる. 例えば, Morse et al. (2005)は, 高齢者を対象として 12 週間のレジスタンストレーニングを実施し, 筋体積あたりの MVC の筋力と筋活動レベルとの間の関係を調べている. その結果, 筋活動レベルおよび筋体積あたりの MVC の筋力にそれぞれ増大が認められ, それらの変化率間には有意な正の相関関係が示されている. このような結果は, CSA あたりの MVC の筋力には MVC 時の筋活動レベルが関与することを意味し, 同時に, 前者に個人差を生む要因として, 後者の影響が含まれることを示唆するものといえる.

一方, MVC における筋力は, 被験者が出来るだけ大きな声で叫ぶ自発的なかけ声(Ikai & Steinhaus, 1961 ; McNair et al., 1996)や, 発揮筋力をグラフ化, もしくは数値化して視覚的にフィードバックすること (visual feedback :

VFB)(Peacock et al., 1981 ; Baltzopoulos et al., 1991 ; Jung et al., 2004)により増大することが示されている. この要因として, 自発的なかけ声や VFB を伴わない MVC では, 筋活動レベルが最大に達せず発揮筋力が最大化されていない可能性がある. 例えば, 随意とは関係なく筋を最大収縮させる電気刺激法を用いた研究では, MVC における肘関節屈曲主働筋の筋活動レベルは 100%に達していないことが示されている(Allen et al., 1995, 1998 ; Behm et al., 2002 ; Williams et al., 2004). また, Allen et al. (1995)は, 電気刺激法により測定した肘関節屈曲 MVC 中の上腕二頭筋の筋活動レベルには, 90.3%から 99.8%の個人差があることを報告している. しかしながら, これまで VFB を伴う MVC における肘関節屈曲主働筋の筋活動レベルを調べた研究はない. また, 12 週間のトレーニングにおける筋体積あたりの MVC の筋力と筋活動レベルとの間の関係を調べた研究 (Morse et al., 2005)はあるが, VFB による一時的な筋活動レベルの増大による CSA あたりの MVC の筋力への影響を調べた研究はない. 仮に, VFB が MVC の筋力を高める効果を持つとすれば, それに対応する変化が CSA あたりの MVC の筋力にも観察されるものと考えられる.

そこで本研究は, VFB が MVC における主働筋の筋活動レベルおよび CSA あたりの MVC の筋力に及ぼす影響について明らかにすることを目的とした.

II. 方法

1. 実験デザイン

1) 被験者

健康な右利き男性 14 名が被験者として本研

究に参加した。被験者の年齢, 身長, および体重の平均値±標準偏差は, それぞれ 27.1 ± 4.0 歳, 172.1 ± 6.2cm, および 66.8 ± 6.9kg であった。各被験者に対して本研究の目的と内容, ならびに考えられうるリスクについての説明を行い, 書面で承諾を得たうえで実験を行った。本研究は, 早稲田大学スポーツ科学部研究倫理委員会の承認を得た上で実施した。

2) 運動課題

運動課題は 5 秒間の等尺性最大肘関節屈曲トルク発揮であり, 課題前後に 150 秒間の休憩を与えた。被験者は, 発揮筋力の呈示として発揮トルクの視覚フィードバックあり条件 (visual feedback : VFB) と, 視覚フィードバックなし条件 (non-visual feedback : nVFB) の 2 つの条件で MVC を行った(図 1)。Hald et al. (1987) および Kellis et al. (1996) の研究に基づいて, VFB では,

目標トルクとともに被験者の発揮トルクをオシロスコープに呈示し, 被験者にリアルタイムでフィードバックした。目標トルクは測定前に nVFB による MVC を 1 回行い, この際の実験トルクのピーク値とした。被験者には開始の合図と同時にできるだけ速くトルクを立ち上げて目標トルクを越えるよう努力し, その発揮トルクを 5 秒間持続するように教示した。一方, nVFB では, 目標トルクと発揮トルクの双方を呈示したが, トルク発揮に伴い発揮トルクはフィードバックされない設定とした。また, 被験者には, 画面中央を見ながら最大努力でできるだけ速くトルクを発揮し, それを 5 秒間持続するように教示した。課題条件は, VFB に引き続き nVFB を行う被験者と nVFB に引き続き VFB を行う被験者を, ランダムに半数ずつの 2 群に分けた。被験者はそれぞれ VFB と nVFB を交互に繰り返して, それを 3 回ずつ合計 6 回試行した。

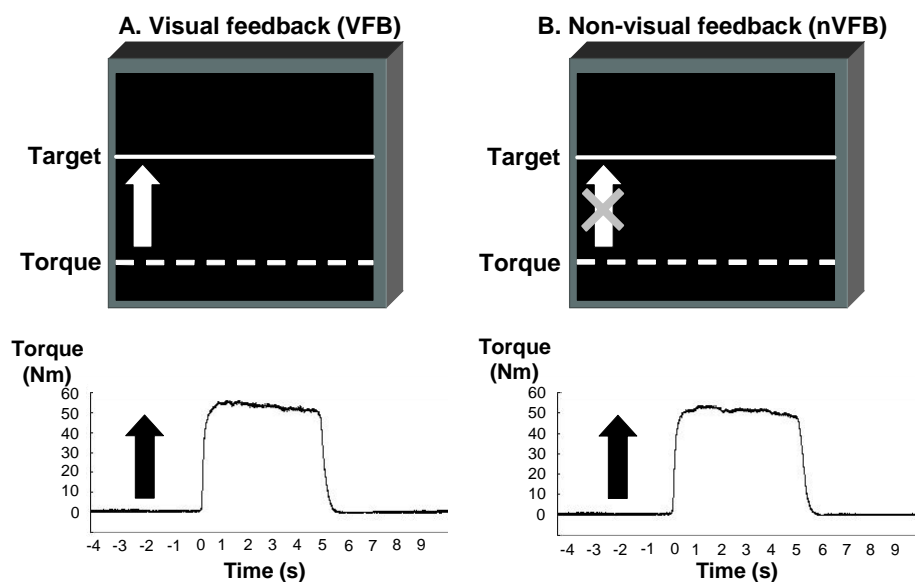


図 1 発揮筋力の呈示

A: VFB による MVC トルク発揮

B: nVFB による MVC トルク発揮

2. 測定項目

1) 肘関節屈曲発揮トルク

等尺性肘関節屈曲トルクの測定には, 肘関節トルク測定装置 (static torque model VTE-002R,

Vine)を用いた。トルクの発揮姿勢は座位とし、肩関節および肘関節角度 90 度屈曲位(完全伸展位=0度)にて、布製ベルトにより被験者の右腕の上腕および前腕を肘関節トルク測定器に固定した。前腕は中間位とした。被験者の前方にはオシロスコープ(CS-403S, Kenwood)を配置し、発揮トルクを視覚的に確認できるようにした。また、視点を nVFB ではオシロスコープ画面中央に、そして VFB では目標トルクに定めるよう被験者に指示した。トルク測定装置により得られた信号は、ストレインアンプ(DPM-611B, 共和電業)で増幅した後に、A/D 変換機 (Power Lab/16SP, AD Instruments)を介してパーソナルコンピュータにサンプリング周波数 1kHz で取り込んだ。

2) 上腕長および筋横断面積

被験者は直立した状態で右腕を下垂し、前腕を回外位とした。力が入っていないことを確認してからスチール製のメジャーを用いて上腕長を計測した。先行研究(Abe et al., 1994, 1997)に従い、肩峰から上腕骨外側上顆に油性ペンで印をつけ、測定点間の距離を 0.5 cm 単位で計測した。また、上腕長近位 60%の印の上にゲル状のマーカーを貼付した。

肘関節屈曲筋群の CSA の測定は、磁気共鳴画像撮像装置(MRI: Signa, 1.5T, GE)を用いて行った。被験者は、MRI のコイル内で背臥位に横たわり、右腕を手製の木製アームレストに脱力した状態で置いた。被験者の前腕は中間位とし、ベルトで手首を固定した状態で掌を円柱形のパッドに添えた。上腕部の縦断画像を MRI にて撮像し、予め上腕長近位 60%の皮膚表面に貼付していたマーカーを特定した。スライス厚 1.0 cm, 繰り返し時間 600 ms, エコー時間 10 ms, FOV 16 × 16 cm, マトリックス 256 × 192 の測定プロトコル, もしくはスライス厚 0.5 cm, 繰り返し時間 950 ms, エコー時間 9 ms, FOV 16 × 16 cm, マトリ

ックス 256 × 192 の測定プロトコルのいずれかを用いて、T1 強調横断画像を上腕骨頭から遠位方向へ連続的に撮影した。はじめのスキャンは上腕骨頭からマーカー位置までとし、次のスキャンはマーカーから肘関節中心まで、そして最後のスキャンでは肘関節中心から腕橈骨筋遠位端までとし、計 3 回に分けて測定した。

3) 筋電図

上腕二頭筋(BB), 腕橈骨筋(BRD), そして上腕三頭筋長頭(TB lon)から表面筋電図(electromyography : EMG)を導出した。ディスプレイ表面電極(Blue Sensor N-00-S/25, Ambu)を、各被験筋の筋腹中央に貼付した。これら電極間の距離は 2.0 cm とした。また、電極間抵抗は 5k Ω 以下であることを確認した。得られた EMG 信号は、生体アンプ(MEG-6116, 日本光電)で増幅し、A/D 変換機(Powerlab/16SP, AD Instruments)にてデジタル信号に変換した後に、サンプリング周波数 1kHz にてパーソナルコンピュータに取り込んだ。

3. データ分析

発揮トルクは、課題中のピーク値を含む最も高い 2.0 秒間の平均値を用いた。各条件における 3 回の試行のうち最も高い試行を分析の対象とした。各筋の EMG は全波整流し、発揮トルクと同区間を分析の対象とした(図 2)。CSA の分析には、専用分析ソフト(Osiris 4.19, University Hospital of Geneva)を用いた。Kawakami et al. (1994)の研究に基づき、肘関節屈曲主働筋として BB, BA, そして BRD を選定し、これら 3 筋の合計値を用いた。BB および BA の CSA は、上腕骨頭から遠位 60%の 1 スライスと、その前後 1.0 cm の 2 スライスの合計 3 スライスの平均値とした(図 3)。MR 画像のトレースでは、BB と BA の境界を分離することが一部困難であったため、双方の合計値を用

いた. BRD は, 肘関節中心から遠位 6.0 cm の 1 スライスと, その前後 1.0 cm の 2 スライスの合計 3 スライスの平均値とした. Kanehisa et al. (1994)は, 上腕の全横断面積において, 上腕骨頭から遠位 60%で CSA が最も大きくなり, また, 前腕の全横断面積においては, 肘関節中心から遠位 30%で CSA が最も大きくなることを報告している. 本研究における肘関節中心から遠位 6.0 cm は, 肘関節中心から遠位 30%とほぼ同一の部位であり, その部位を分析の対象とした. MR 画像の分析に

おいて, 骨格筋とはコントラストが異なって描出される骨や腱そして筋内脂肪等の非収縮要素は, トレースの過程で除外した. 各被験者における CSA のトレースは 2 回ずつ行い, その差は全て 2%以内であることを確認した. また, MR 画像における各プロトコル間の差を確認するために, 双方の測定プロトコルから得られた被験者 1 名の CSA をそれぞれ 2 回トレースし, その変動係数 (coefficient of variation : CV)を求めた. その結果, CV は $0.8 \pm 11.7\%$ であった.

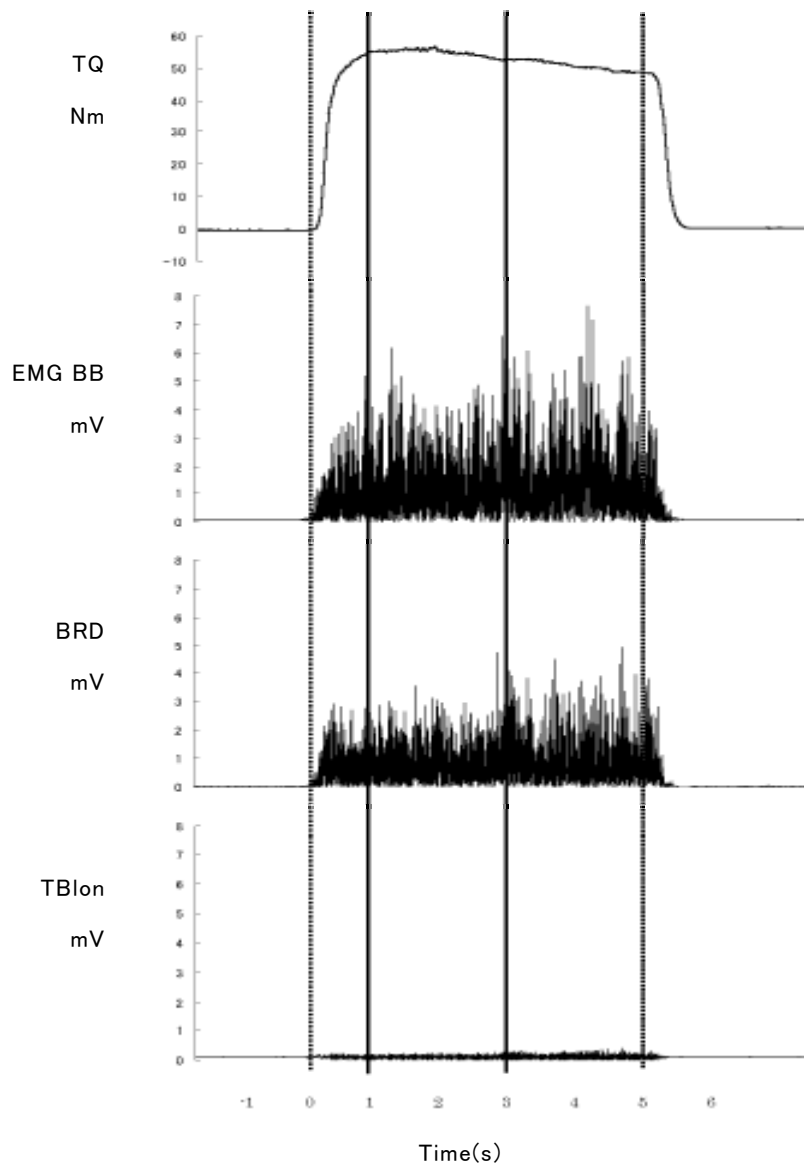
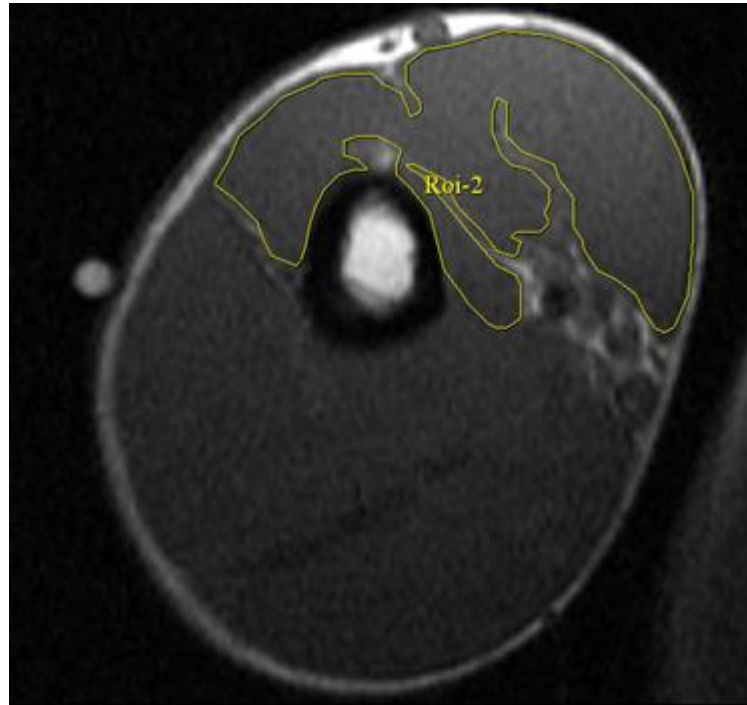


図 2 発揮トルク及び各筋 EMG の分析区間
 課題区間(5s) — 分析区間(2s)

A



B

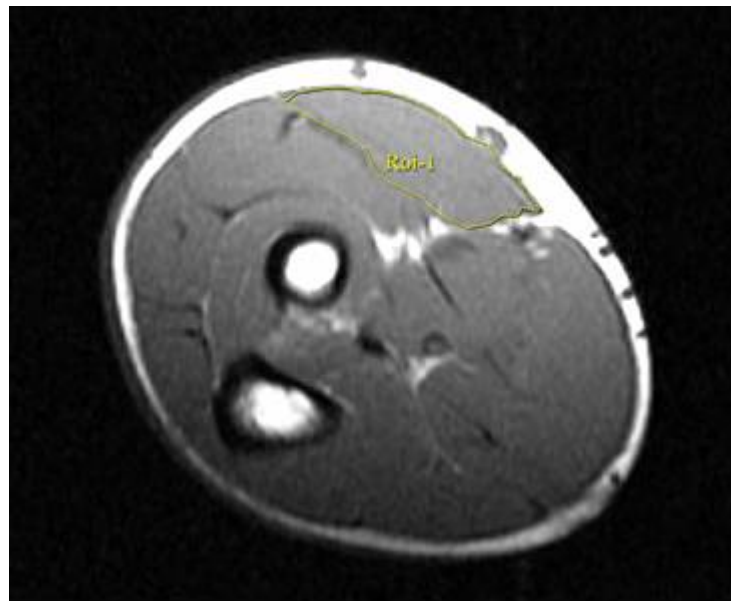


図 3 肘関節屈曲筋群の筋横断面積(黄色線内側部分)

A: 上腕二頭筋(BB)及び上腕筋(BA)の筋横断面積

B: 腕橈骨筋(BRD)の筋横断面積

4. 統計分析

測定結果は全て平均値 \pm 標準偏差(mean \pm SD)で示した. 条件間における発揮トルクの平均値の差の検定には, Kolmogorov-Smirnov による正規性の検定を行い, 正規分布が確認され

たため対応のある t 検定を用いた. EMG の平均値には正規性が確認されなかったため, 条件間の比較にあたってはノンパラメトリックによる Wilcoxon 符号付順位検定を用いた. また, 筋間の EMG の違いを明らかにするために,

Bonferroni 法による多重比較を行った。有意水準は 5%水準を測定筋部位の 3 で除すことで調整し $p = 0.017$ とし、各条件の対の有意性検定(対応のある t 検定)の結果に対して調整済み有意水準 $p < 0.017$ で判定した。CSA とトルクとの関係、CSA あたりのトルクと VFB による発揮トルクの変化率との関係、そして CSA あたりのトルクと各筋 mEMG の変化率との関係のそれぞれについては、ピアソンの積率相関係数を用いた。各条件における CSA と発揮トルクとの相関関係の有意性の検定には、フィッシャーの Z 変換に従い両側検定により求めた。統計的検定量の算出には、SPSS(version 12.0 J, SPSS)を用いた。発揮トルクの平均値の比較、および相関係数の差の検定の有意水準は、それぞれ $p < 0.05$ とした。

Ⅲ. 結 果

肘関節屈曲トルク発揮における MVC のトルクは、nVFB において 52.8 ± 8.6 Nm, VFB において 55.2 ± 7.9 Nm であり、VFB では、nVFB に比べて $4.5 \pm 5.0\%$ の有意($p < 0.05$)なトルクの増大が認められた(図 4)。nVFB における発揮トルクの 3 試行間の CV は 0.6% であり、VFB におけるそれは 2.6% であった。また、VFB におけるトルクの変化率には、- 1% から + 19% の個人差が示された。

nVFB における肘関節屈曲筋群の平均筋電位(mEMG)は、BB において 0.98 ± 0.34 mV, BRD において 0.62 ± 0.32 mV, そして TBlon において 0.05 ± 0.02 mV であった。一方、VFB における肘関節屈曲筋群の mEMG は、BB において 0.99 ± 0.30 mV, BRD において $0.71 \pm$

0.33 mV, TBlon において 0.05 ± 0.02 mV であった。VFB における各筋の mEMG の変化率は、BB で $1.1 \pm 0.1\%$, BRD で $14.2 \pm 0.3\%$, そして TBlon で $1.5 \pm 0.1\%$ であった。各筋の mEMG を条件間で比較したところ、BRD において $p = 0.012$ が示され調整された有意水準 $p < 0.017$ であった。このことから、VFB による BRD の mEMG の有意な増大が示された(図 5)。VFB において、各筋のそれぞれの mEMG の変化率と発揮トルクの変化率の間には、有意な相関関係は認められなかった。

BB と BA の合計値における CSA は $121.6 \pm 17.8\text{cm}^2$ であり、BRD の CSA は $28.8 \pm 5.3\text{cm}^2$ であった。また、BB, BA, BRD の CSA の合計値は $150.4 \pm 20.5\text{cm}^2$ であった。CSA(BB, BA, BRD)あたりの発揮トルクの CV は、nVFB において 10.5% であり、VFB において 8.5% であった。CSA(BB, BA, BRD)と両条件における発揮トルクには、それぞれ有意な相関関係が認められた(nVFB : $r = 0.77$, $p < 0.05$; VFB : $r = 0.82$, $p < 0.05$)(図 6)。しかしながら、それぞれの条件における相関係数(nVFB : $r = 0.77$; VFB : $r = 0.82$)の間には、有意差は認められなかった。CSA(BB, BA, BRD)あたりの nVFB トルクと VFB におけるトルクの変化率の間には、有意な負の相関関係($r = -0.61$, $p < 0.05$)が認められた(図 7)。しかしながら、VFB において、各筋(BB と BA, もしくは BRD)並びにそれらの合計値(BB, BA, BRD)の CSA あたりのトルクの変化率と各筋 mEMG の変化率の間には、それぞれ有意な相関関係は認められなかった。

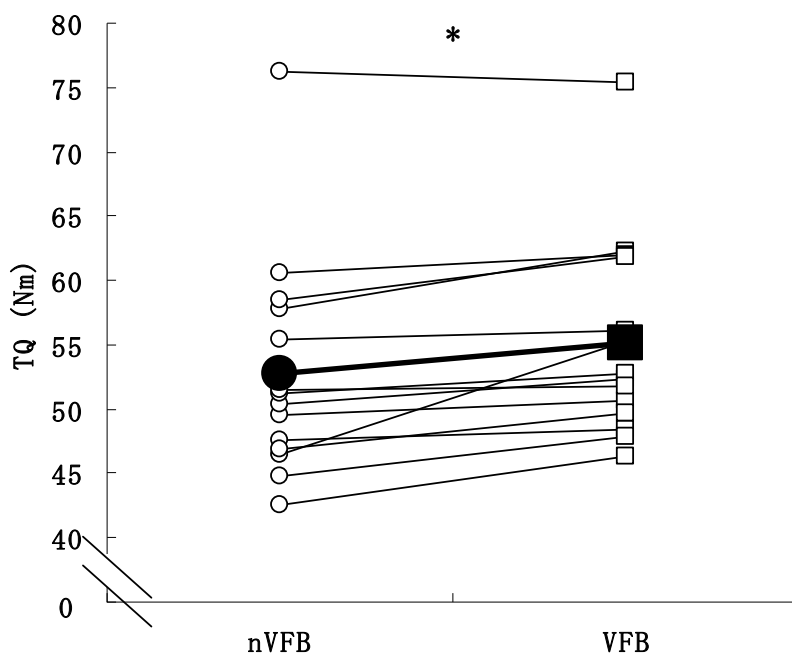


図 4 各条件における肘関節屈曲トルクの変化 * $p < 0.05$

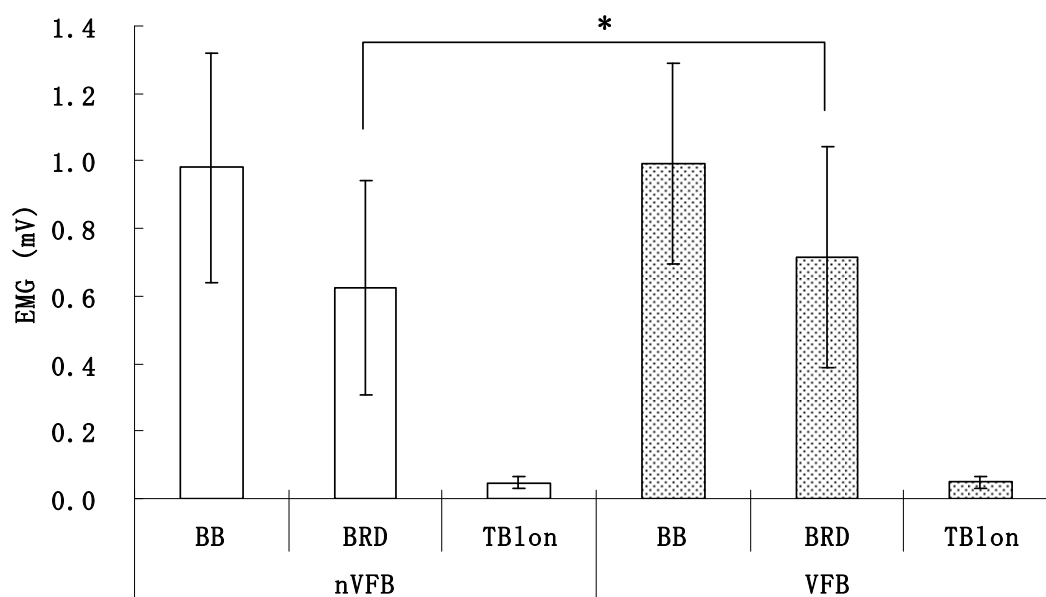


図 5 各条件における肘関節屈曲筋群の EMG 変化 * $p < 0.017$

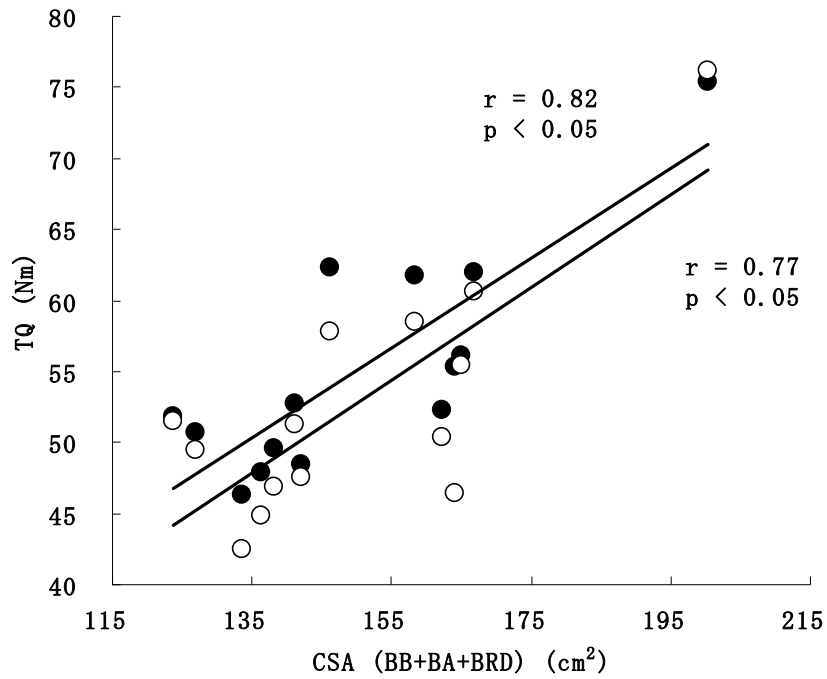


図 6 肘関節屈曲筋群 (BB, BA, BRD) の筋横断面積と発揮トルクとの関係
 白丸 (○) は, 筋横断面積と nVFB における発揮トルク ($r = 0.77$; $p < 0.05$)
 黒丸 (●) は, 筋横断面積と VFB における発揮トルク ($r = 0.82$; $p < 0.05$)

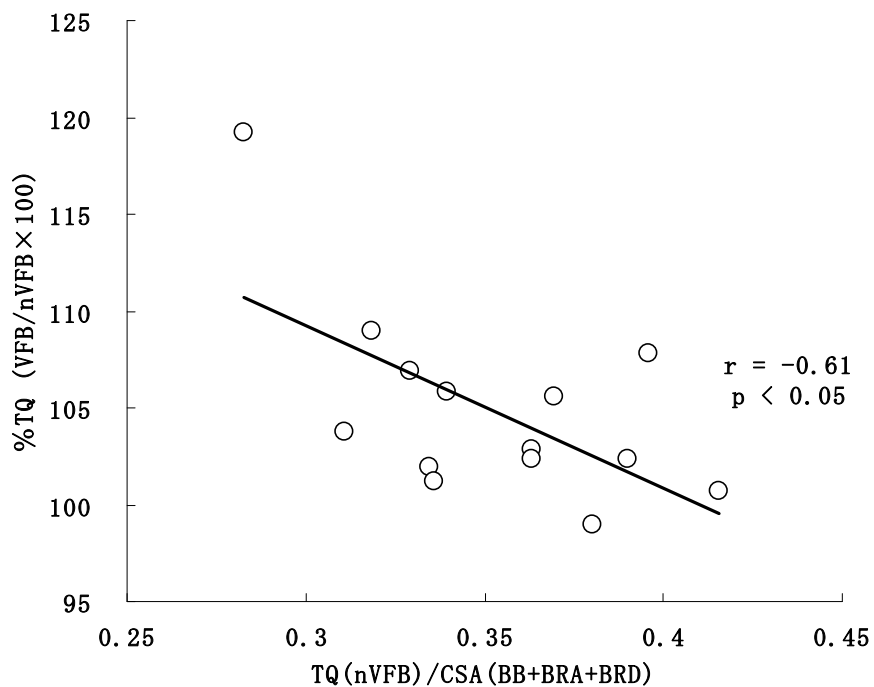


図 7 筋横断面積あたりのトルク (nVFB) と VFB におけるトルクの変化率との間の関係

IV. 考 察

1. VFB が MVC のトルクに及ぼす影響

本研究の VFB における発揮トルクは、nVFB による発揮トルクと比較して有意な増大が示された。この結果は、VFB を伴う MVC において発揮筋力の増大を示した先行研究の結果 (Peacock et al., 1981 ; Baltzopolous et al., 1991 ; Jung et al., 2004) を支持するものである。また、肘関節屈曲トルク発揮課題を用いた McNair et al. (1996) は、MVC 中の被験者に積極的な言語による大きなかけ声をかけることにより、発揮トルクが 5% 増大することを報告している。本研究の VFB による発揮トルクの変化率は 5% であり、McNair et al. (1996) と同程度であることが示された。

2. VFB が肘関節屈曲筋群の筋活動レベルに及ぼす影響

本研究の VFB において、発揮トルクには有意な増大が示されたが、BB の mEMG には有意な増大が示されなかった。これは、MVC 中に測定者が被験者に積極的な言語による大きなかけ声で励ました McNair et al. (1996) の報告とも一致する。一方、VFB において、BRD の mEMG には増大が観察された。この要因として、VFB により大脳からの運動指令が増大し、BRD の筋活動レベルの増大に関与した可能性がある。Liu et al. (2005) は、ハンドグリップの MVC における脳活動を測定し、前頭前野 (prefrontal cortex ; PFC) の活動領域が運動関連領域よりも広く活動していることを報告している。また、Fukuda et al. (in press) は、肘関節屈曲 MVC における VFB のトルクと PFC の活動を測定している。その結果、VFB により発揮トルクおよび PFC の活動に有意な増大が示され、これらの間には有意な正の相関関係が示されている。PFC は、運動の企画 (Miyachi et al., 2005) や意欲 (Taylor et al., 2004 ; Fukuda et al., in press) を司る脳部位であり、筋制御を司る

一次運動野 (Dettmers et al., 1995 ; Thickbloom et al., 1998) との神経伝達経路が認められている (Kawashima et al., 1993 ; Honda et al., 1998)。したがって、本研究の VFB において、意欲の高まりに基づき PFC の活動が増大し、一次運動野に神経投射されたと推察される。高められた一次運動野の活動は脊髄運動ニューロンプールに伝達され、肘関節屈曲主働筋の筋活動レベルの増大に影響したものと考えられる。一方、Allen et al. (1998) の報告では、肘関節屈曲 MVC における筋活動レベルは、BB で 99.1% であるのに対し、BRD では 91.5% であることが示されている。即ち、本研究の結果から、MVC における筋活動レベルが BB と比べて低い BRD で、VFB の効果がより表れた可能性がある。以上のことから、本研究の VFB によるトルク増大要因として、脳活動の増大が脊髄を介して筋へ伝達され、BRD の筋活動レベルが高まることで筋力が増大したものと考えられる。

3. VFB における発揮トルクおよび筋活動レベルの個人差

本研究の結果から、CSA あたりの nVFB におけるトルクの低い被験者ほど、VFB によるトルクの増加率が大きいことが示された (図 7)。また、VFB により BRD の mEMG に増大が示された (図 5)。以上の結果から、CSA あたりの筋力における個人間のばらつきに、筋活動レベルが関与することが考えられる。しかしながら、本研究において、VFB による CSA あたりのトルクの変化率と各筋 mEMG の変化率との間に、それぞれ有意な相関関係は認められなかった。Williams et al. (2004) は、肘関節屈曲トルクの漸増と BB および BRD における電気刺激による誘発トルクとの関係を調べている。その結果、これら間の関係には、一次式 ($r^2 = 0.97$) よりも多項式 ($r^2 = 0.99$) の回帰がより適合し、さらに、MVC 付近では筋活動レベルが

頭打ちとなることが示されている。つまり、本研究において、MVC を越えるトルク発揮を被験者に求める VFB では、発揮トルクの増大に伴い肘関節屈曲主働筋の筋活動レベルが直線的に増加しない可能性がある。したがって、本研究の VFB による CSA あたりのトルクの変化率と各筋の mEMG との間関係に、有意な相関が示されなかったものと考えられる。また、本研究における CSA は BB, BA, BRD の合計値を用いたが、EMG は BB および BRD から導出したものである。このため、本研究において明らかにされていない BA の筋活動レベルが、本研究の結果に影響したものと推察される。VFB における筋活動レベルと CSA あたりの筋力との間関係については、VFB における BA の筋活動レベルの計測や、電気刺激法を用いて肘関節屈曲主働筋における神経系の興奮レベルを計測することにより、詳細な結果が示される可能性がある。

V. まとめ

本研究は、VFB が MVC 時の肘関節屈曲主働筋の EMG および CSA あたりのトルクに及ぼす影響について明らかにすることを目的とした。その結果、nVFB と比較して VFB により発揮トルクの増大が認められた ($p < 0.05$)。また、VFB において、BB の EMG には変化が認められなかったものの、BRD のそれには増大が認められた ($p < 0.017$)。さらに、nVFB における BB, BA, BRD の CSA あたりのトルクと VFB によるトルクの変化率との間には、負の相関関係が認められた ($r = -0.61, p < 0.05$)。以上の結果から、VFB を伴う MVC のトルク増大には、BRD の筋活動レベルの増大が関与し、nVFB での CSA あたりのトルクが低い被験者ほど、VFB によるトルクの変化率が大きいことが示された。

References

- Abe, T., Kondo, M., Kawakami, Y., Fukunaga, T. (1994). Prediction equations for body comparison of Japanese adults by B-mode ultrasound. *American Journal of Human Biology*. 6:161-170.
- Abe, T., Kawakami, Y., Suzuki, Y., Gunji, Y., Fukunaga, T. (1997). Effects of 20 days bed rest on muscle morphology. *Journal of Gravitational Physiology*. 4:S10-S14.
- Allen, G M., Gandevia, S C., Mckenzie, D K. (1995). Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle & Nerve*. 18:593-600.
- Allen, G M., Mckenzie, D K., Gandevia, S C. (1998). Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. *Muscle & Nerve*. 21:318-328.
- Baltzopoulos, V., Williams, J G., Brodie, D A. (1991). Sources of error in isokinetic dynamometry: Effects of visual feedback on maximum torque measurements. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 13:138-142.
- Behm, D G., Whittle, J., Button, D., Power, K. (2002). Intermuscle differences in activation. *Muscle & Nerve*. 25:236-243.
- Dettmers, C., Fink, G R., Lemon, R N., Stephan, K M., Passingham, R E., Silbersweig, D., Holmes, A., Ridding, M C., Brooks, D. J., Frackowiak, R S J. (1995). Relation between cerebral activity and force in the motor areas of the human brain. *Journal of Neurophysiology*. 74:802-815.
- Fukuda, M., Miyazaki, M., Uchida, S. (in press). Cerebral hemodynamics during maximal muscle contraction with visual

- feedback –A near-infrared spectroscopy study-.
International Journal of Sport and Health
Science.
- Hald, R D., Bottjen, E J. (1987). Effect of visual feedback on maximal and submaximal isokinetic test measurements of normal quadriceps and hamstrings. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 9:86-93.
 - Honda, M., Dieber, M P., Ibanez, V., Pascual-Leone, A., Zhang, P., Hallett, M. (1998). Dynamic cortical involvement in implicit and explicit motor sequence learning A PET study. *Brain*. 121:2159-2173.
 - Ikai, M., Fukunaga, T. (1968). Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie*. 26:26-32.
 - Ikai, M., Steinhaus, A H. (1961). Some factors modifying the expression of human strength. *Journal of Applied Physiology*. 16:157-163.
 - Jung, M C M., Hallbeck, S. (2004) .Quantification of the effects of instruction type, verbal encouragement, and visual feedback on static and peak handgrip strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 34:367–374.
 - Kanehisa, H., Ikegawa, S., Tsunoda, N., Fukunaga, T. (1994). Cross-sectional areas of fat and muscle in limbs during growth and middle age. *International Journal of Sports Medicine*. 15:420-425.
 - Kawakami, Y., Nakazawa, K., Fujimoto, T., Nozaki, D., Miyashita, M., Fukunaga, T. (1994). Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. *European Journal of Applied Physiology*. 68:139-147.
 - Kawashima, R., Yamada, K., Kinomura, S., Yamaguchi, T., Matsui, H., Yoshioka, S., Fukuda, H. (1993). Regional cerebral blood flow changes of cortical motor areas and prefrontal areas in humans related to ipsilateral and contralateral hand movement. *Brain Research*. 623:33-40.
 - Kellis, D., Baltzopoulos, V. (1996). Resistive eccentric exercise: Effects of visual feedback on maximum moment of knee extensors and flexors. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 23:120-124.
 - Liu, J Z., Zhang, L., Yao, B., Sahgal, V., Yue, G H. (2005). Fatigue induced by intermittent maximal voluntary contractions is associated with significant losses in muscle output but limited reductions in functional MRI-measured brain activation level. *Brain Research*. 1040:44-54.
 - Maughan, R J., Watson, J S., Weir, J. (1983). Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *Journal of Physiology*. 338:37-49.
 - McNair, P J., Depledge, J., Brett Kelly, M., Stanley, S N. (1996). Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. *British Journal of Sports Medicine*. 30:243-245.
 - Miyachi, S., Lu, X., Inoue, S., Iwasaki, T., Koike, S., Nambu, A., Takada, M. (2005). Organization of multisynaptic inputs from prefrontal to primary motor cortex as revealed by retrograde transneuronal transport of rabies virus. *The Journal of Neuroscience*. 25:2547-2556.

- Morse, C I., Thom, J M., Mian, O S., Muirhead, A., Birch, K M., Narici, M V. (2005). Muscle strength, volume and activation following 12-month resistance training in 70-year-old males. *European Journal of Applied Physiology*. 95:197-204.
- Peacock, B., Westers, T., Walsh, S., Nicholson, K. (1981). Feedback and maximal voluntary contraction. *Ergonomics*. 24:223-228.
- Thickbroom, G W., Phillips, B A., Morris, I., Byrnes, M L., Mastaglia, F L. (1998). Isometric force-related activity in sensorimotor cortex measured with functional MRI. *Experimental Brain Research*. 121:59-64.
- Taylor, S F., Welsh, R C., Wager, T D., Phan, K L., Fitzgerald, K D., Gehring, W J. (2004). A functional neuroimaging study of motivation and executive function. *NeuroImage*. 21:1045-1054.
- Williams, D M., Martin, B. (2004). Assessment of voluntary activation by stimulation of one muscle or two synergistic muscles. *Muscle & Nerve*. 29:112-119.