

等尺性, 短縮性および伸張性筋活動時の 筋力 - 筋放電量の関係

川上 泰雄・福永 哲夫

東京大学教養学部

Force-EMG relationships during isometric,
concentric and eccentric muscle actions

Yasuo Kawakami and Tetsuo Fukunaga

Dept. of Sports Sciences, College of Arts and Sciences,
The University of Tokyo

Abstract

The purpose of the present study was to investigate the relationships between exerted force and electromyographic activity during isometric, concentric, and eccentric muscle actions. Eight healthy males performed maximal (MVC) and submaximal (20, 40, 60, 80% MVC) elbow flexions. Isometric (ISO) tests were carried out with the elbow joint angle of 75 deg. Concentric (CON) and eccentric (ECC) tests were performed using an isokinetic dynamometer. The range of motion was 30-110 deg and the angular velocity was 30 deg / sec. Elbow flexion force and elbow joint angle were measured. Electromyographic (EMG) signals from biceps brachii and brachioradialis, detected by surface electrodes, were full-wave rectified and mean values (mEMG) were calculated. At MVC, mEMGs for ISO, CON, and ECC were not statistically different. Force and mEMG relationships for ISO, CON, and ECC fitted more significantly to the linear regression than the curvilinear one, except for ISO in biceps brachii. When mEMGs were plotted against force, the regression coefficients were significantly higher for CON than for ISO or ECC. However, when mEMGs were related to % MVC, the coefficients

did not differ significantly among I S O , C O N and E C C . These results suggest that the force-EMG relationships are similar for different muscle actions, if relative loads are the same.

緒 言

筋の収縮は、運動神経からの指令によって引き起こされる。このとき、指令は神経線維をインパルスとして伝わり、筋に到達すると、そこで活動電位(action potential)が生じ、筋線維を伝わってゆき、筋が収縮するという機序をとる。収縮のレベル、すなわち、発揮筋力の大きさは、動員される運動単位の数およびインパルスの発射頻度によって調節される(Burke, 1981)³⁾。

表面筋電図は、皮膚を介して電極の下にある複数の筋線維上を流れる活動電位を、筋放電量として記録するものである(小林, 1983)⁸⁾。上述のように、発揮筋力の増加にともなって運動単位の動員数やインパルス発射頻度の増加が生じることから、電極に記録される筋放電量も増大する。つまり、発揮筋力と筋放電量の間にはある一定の関係が存在する。これまでに、筋力と筋放電量との間の関係について、数多くの研究がなされてきている^{2, 9, 10, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 20)}。

Bigland と Lippold(1954)²⁾は、随意的な等尺性の筋力発揮では、筋電図の積分値であらわされる筋放電量と筋力の間には直線的な関係が認められると報告した。彼らはまた、等速性の短縮性および伸張性の筋活動においても、筋力—筋放電量関係は直線的であるが、その傾きは伸張性筋活動の方が低い、すなわち、外力に抗しながら筋力発揮が行われる伸張性筋活動は、筋力発揮の方向と動作の方向が等しい短縮性筋活動に比べると、より少ない筋放電量で筋力発揮が可能であることを示した。その後の報告でも、伸張性の筋力発揮における筋放電量は短縮性の場合よりも有意に低いことが確かめられている(Moritaniら, 1988)¹⁵⁾。彼らは、この実験結果から、伸張性筋活動は短縮性に比べてより経済的な筋力発揮を可能にするかと考察している。Åstrand と Rodahl(1987)¹¹⁾は、短縮性および伸張性筋活動における筋放電量の差異を認めながらも、その生理学的な説明は未だなされていないと述べている。しかしながら、短縮性および伸張性筋活動では、発揮可能な最大筋力が異なり^{1, 4, 5, 7, 9, 16, 17, 19, 21)}、最大下における筋力の絶対値に対する筋放電量の関係を異なる筋活動様式間で比較することは、必ずしも妥当ではないと思われる。

本研究の目的は、等尺性、短縮性、および伸張性の筋活動における筋力と筋放電量の間について検討を加えることであった。このときに、各筋活動様式について、①最大努力時の筋力および筋放電量、また、②最大下において筋力レベルを変化させたときの筋力—筋放電量関係、についての知見を得ることを第一の目的とし、さらに、先行研究にみられた上述のような筋活動様式による違いについて、生理学的な観点から説明を試みることを第二の目的とした。

方 法

被検者は健康な男性8名(年齢 28.6 ± 8.4 歳、身長 175.1 ± 5.2 cm、体重 70.4 ± 9.2 kg;平均値±標準偏差)であった。被検者には本研究の目的と方法についてあらかじめ説明し、実験の参加に対する同意を得た。

特別に作製した等速性筋力計(Dynamic Tension Meter, DTM)を用いて、肘関節屈曲動作を行わせた。筋力発揮は、等尺性(I SO)、短縮性(CON)、伸張性(ECC)の3種類の筋活動様式において行った。I SOは肘関節角度 75° (完全伸展位を0とする)で、約3秒間の筋力発揮を行わせた。CONおよびECCについては、 $30 \sim 110^\circ$ の関節角度範囲で行い、速度は $30^\circ / \text{秒}$ とした。前腕は回外—回内の中間位とした。はじめに、被検者にそれぞれの活動様式で最大随意収縮(MVC)を行わせ、そのときの筋力(最大随意筋力, MVS)を記録した。次に、その筋力の20, 40, 60, 80%にあたる筋力レベルをオシロスコープ上に表示し、被検者に対してそのレベルに合わせて筋力発揮を行うように指示した。なお、CONおよびECCの場合は、関節角度によって最大発揮筋力が変化するが、後述の分析範囲においては発揮筋力はほとんど変わらず、この角度範囲内で被検者も容易にオシロスコープの設定レベルに合わせる事ができた。各試行はそれぞれ十分に練習した後に3回ずつ行い、3回の平均値をそのレベルでの測定値とした。1回毎に発揮筋力をペンレコーダ(8K23, 日本電気三栄)に記録し、目標の筋力レベルから大きくはずれた場合は再試行を行わせた。また、筋力発揮の際には、パリスティックな力発揮を行わせないように配慮した。

各試行におけるDTMからの肘関節屈曲筋力(トルク)と、肘関節角度の出力を記録した。

筋電図は、肘関節の屈曲動作の主働筋である上腕二頭筋(biceps brachii), および腕橈骨筋(brachioradialis)(Wilkie, 1950)^{2,2)}より表面電極(双極誘導)によって導出した。電極の直径は5mmであり、電極間距離は30mmとした。電極を装着する皮膚の箇所は、アルコール綿による拭拭等の前処理を施し、電極間抵抗を最小に抑えた。筋電信号は生体アンプ(Bioelectric Amp. 1253A, 日本電気三栄)によって増幅した。時定数は0.03秒とし、1kHzの高域遮断フィルタを適用した。アンプからの出力をA/D変換器(DM-7100, 岩崎通信)を用いてサンプリング周波数1kHzでデジタル信号に変換後、上述のトルクおよび角度信号とともにパーソナルコンピュータ(PC-9801 V X, 日本電気)に取り込んだ。パーソナルコンピュータのソフトウェア上で、ISOについては筋力が安定した1秒間、CONおよびECCについては関節角度60~90°(1秒分にあたる)の部分の、筋電図の平均振幅(mEMG)を求め、筋放電量の指標とした。

図1に実験のブロック図を示した。各試行はそれぞれ十分な休息をはさみ、筋疲労による筋電図への影響を排除した。実験によって得られた筋力を横軸に、筋放電量を縦軸にプロットして、筋力-筋放電量の関係を求めた。

次に、筋力-筋放電量の関係がlinearであるか、non-linearであるかを検討した。linearな回帰式のモデルとしては、筋力が0、すなわち、筋活動が生じていないときは筋放電量も0であると仮定し、

$$\hat{y} = a x \quad (1)$$

とした。ここで、 x は筋力、 \hat{y} は筋放電量(mEMG)の推定値である。また、non-linearな回帰式のモデルとしては、同様の仮定から、

$$\hat{y} = a x^2 + b x \quad (2)$$

とした。(1)のモデルについては、 y 切片のない一次回帰分析を行い、(2)のモデルについては、シンプレックス法(工藤と飯村, 1986)¹¹⁾による非線形最小二乗回帰法を適用した。回帰係数 a および b を各筋活動様式別に両方のモデルより求めた後、推定値 \hat{y} と実測値 y (mEMG)の間の相関係数

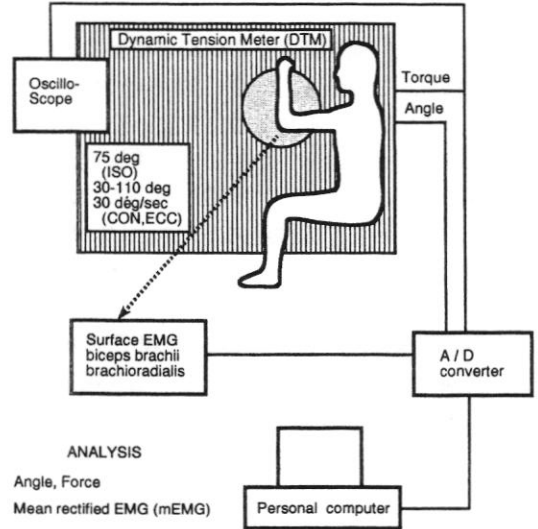


Fig. 1. Block diagram of the experimental setup. The subjects performed maximal and submaximal elbow flexions with visual feedback of the force levels by the oscilloscope. Elbow flexion force, elbow angle, and EMG signals from two elbow flexors were transmitted to the personal computer, which calculated mean rectified EMG (mEMG).

(重相関係数)をそれぞれのモデルで求め、比較することで、どちらのモデルがより適合するかを検討した。以下、統計的な検定の際には、危険率5%以下をもって有意とした。

結果

最大随意収縮における筋力(MVS)は、筋活動様式によって異なり、ISOのMVSを100とすると、CONで 77.3 ± 10.7 、ECCでは 107.1 ± 4.8 (8名の平均値±標準偏差)となった。mEMGは全ての被検者において、それぞれの様式で、筋力の増加にともなって上昇し、MVS時のmEMGが最も高かった。分散分析の結果、mEMGの最大値に筋活動様式による有意差は認められなかった($p > 0.05$)。

図2(上腕二頭筋)および図3(腕橈骨筋)に、被検者Aについての筋力と筋放電量の測定結果を示した。横軸を筋力(等尺性最大筋力を100とし

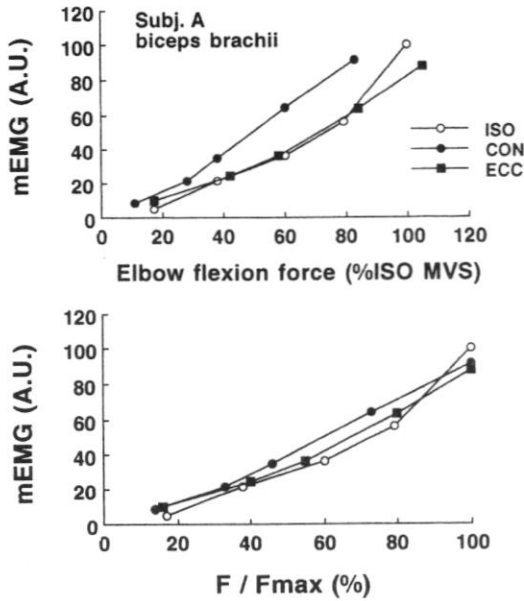


Fig. 2. Relationships between elbow flexion force and mEMG for biceps brachii in subject A. In the upper graph, force is expressed as %ISO MVS, and in the lower graph, mEMGs are plotted against %MVS for each muscle action.

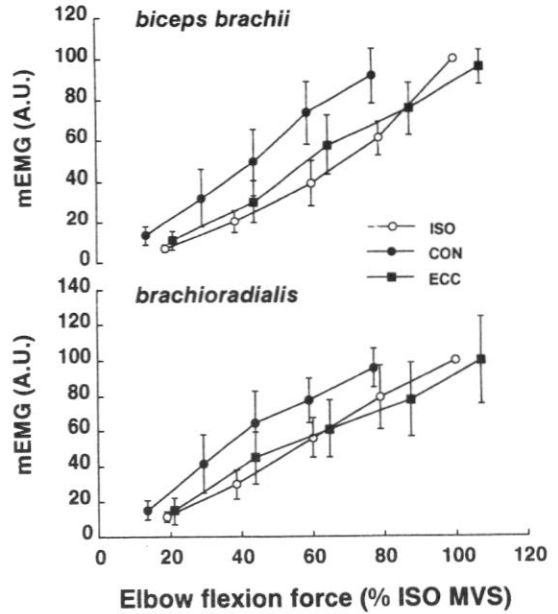


Fig. 4. Relationships between elbow flexion force and mEMG for the pooled data of eight subjects. mEMG values are means and SD.

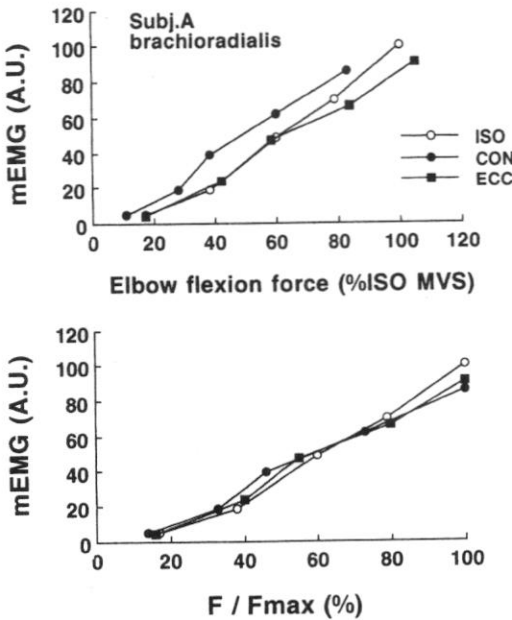


Fig. 3. Relationships between elbow flexion force and mEMG for brachioradialis in subject A. For explanations, see Fig. 2.

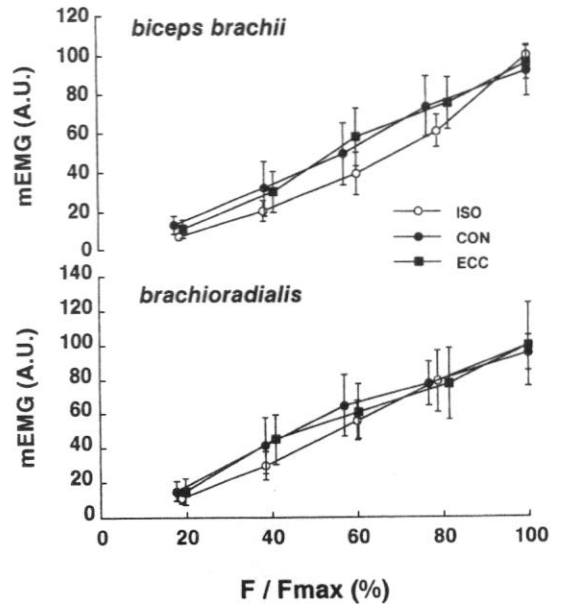


Fig. 5. Relationships between elbow flexion force (%MVS) and mEMG.

た値)にすると, ISOとECCは同様であったが, CONだけが上方にプロットされた。一方, グラフの横軸をISO, CON, ECCそれぞれの最大値(MVS)で正規化すると, グラフはほとんど同じ位置にプロットされた。この傾向は全ての被検者で同様であった。そこで, 以下では, 8名分のデータをプールして, その平均値で統計的な処理を行うことにした。

図4, 図5に8名の平均値の筋力-筋放電量関係を示した。図4は横軸を筋力の絶対値(ISOのMVSを100とした値), 図5は横軸を筋力の相対値(ISO, CON, ECCそれぞれのMVSで正規化した値)としている。8名の平均値においても, 上述の傾向が観察され, それぞれのMVSで正規化すると, 3つの筋活動様式ともに同様の位置にプロットされた。

筋力と筋放電量の間がlinearであるか, non-linearであるかを, 「方法」で示したモデルで回帰し, 検討した結果, 上腕二頭筋のISOのみがモデル(2), すなわち, 2次回帰の方がより適合した(絶対値, 相対値ともに; 重相関係数0.999)が, そのほかはすべて1次回帰のモデル(1)がよりフィットしていた(重相関係数0.993~0.999)。そこで, 比較のために, 回帰式のモデルとして1次回帰式(1)をすべてに対して用い, 回帰係数(X係数)の有意差検定(対のt検定)をISO, CON, ECCの間で行った。

表1に検定結果(t値と有意差)を示す。上腕二頭筋・腕橈骨筋ともに, 筋力の絶対値に対する筋放電量(mEMG)の回帰式の係数はCONが有意に他の2者(ISO, ECC)よりも高く(CONとISO: $p < 0.01$; CONとECC: $p < 0.001$), ある一定筋力に対する筋放電量がCONではより大きいことを示していた。一方, ISOとECCの間には回帰係数に有意差は認められなかった。ところが, 筋力の相対値に対するmEMGの回帰式の係数は, どの様式の間でも有意差はみられず, 統計的に回帰直線は異なるとはいえないことが示された。表2に, 各様式での回帰式を示した。

図6および図7に上の結果を示した。図6は, 上腕二頭筋, 図7は腕橈骨筋について, 筋力の絶対値(ISOを100とした値)に対するmEMG(上), および, 筋力の相対値(各様式のMVS

で正規化した値)に対するmEMG(下)をプロットし, それぞれの回帰直線を同時に示したものである。筋力の絶対値を横軸にすると, CONの回帰直線の傾きだけが大きく, ISOとECCは同じ傾きをもっていることが見て取れる。一方, 筋力の相対値を横軸にすると, 3様式の回帰直線がほとんど重なった。上腕二頭筋・腕橈骨筋で全く同様の結果が得られた。

Table 1. Results of the Student's t-tests of regression coefficients between force (expressed as %ISO MVS and %MVS) and mEMG among ISO, CON, and ECC for biceps brachii and brachioradialis. Tests were performed using pooled data of eight subjects. Number of points were 5 and the degree of freedom was 6.

		t value	
		Force	%MVS
biceps brachii	ISO vs. CON	3.9360 $p < 0.01$	0.8813 NS
	ISO vs. ECC	0.2881 NS	0.9497 NS
	CON vs. ECC	7.3308 $p < 0.001$	0.2553 NS
brachioradialis	ISO vs. CON	5.7235 $p < 0.01$	0.7571 NS
	ISO vs. ECC	0.9817 NS	0.4974 NS
	CON vs. ECC	7.3950 $p < 0.001$	0.3675 NS

Table 2. Regression equations between force (x) and mEMG (y). In A), force is expressed as %ISO MVS and in B), %MVS of each is related to mEMG. Note the significantly higher coefficients for CON in A) and the absence of significance in B).

biceps brachii			brachioradialis		
A) isometric	$y = 0.837 x$] NS	A) isometric	$y = 0.968 x$] NS
concentric	$y = 1.185 x$		concentric	$y = 1.305 x$	
eccentric	$y = 0.863 x$		eccentric	$y = 0.924 x$	
B) isometric	$y = 0.837 x$] NS	B) isometric	$y = 0.968 x$] NS
concentric	$y = 0.914 x$		concentric	$y = 1.006 x$	
eccentric	$y = 0.925 x$		eccentric	$y = 0.991 x$	

** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$, NS: Not significant

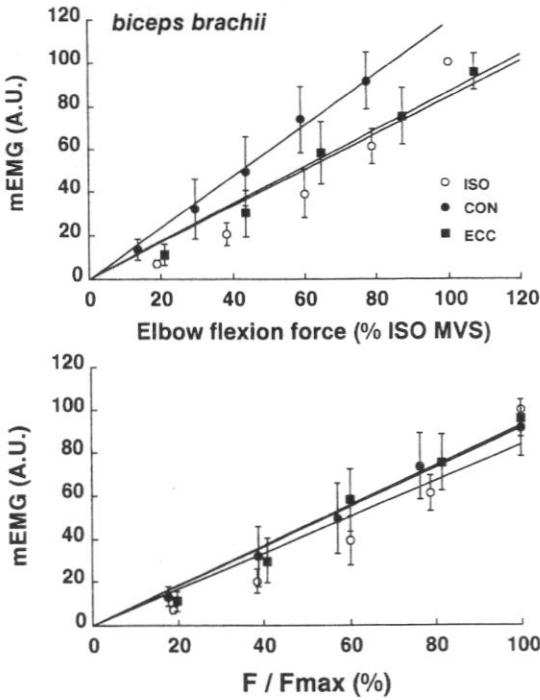


Fig. 6. Relationships between force and mEMG for biceps brachii. When force is expressed as %ISO MVS, a steeper regression line was shown in CON compared to ISO or ECC, while if force is expressed as %MVS (F/F_{max}), regression lines fell almost in the same position.

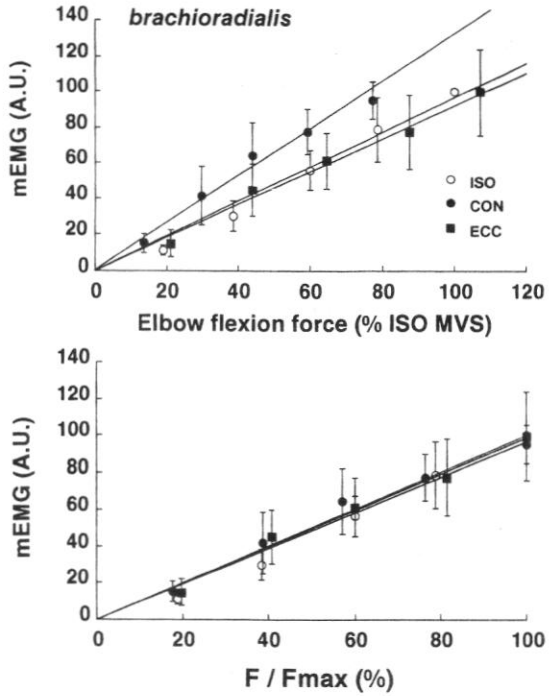


Fig. 7. Relationships between force and mEMG for brachioradialis. Similar results were obtained to those in biceps brachii.

論 議

・最大努力時の筋力および筋放電量について

筋活動様式による随意最大筋力の差異は、先行研究^{4, 7, 16)}と同様の結果であった。このうち、川上ら(1990)⁷⁾は、肘関節屈曲動作において、短縮性最大随意筋力は、等尺性の約75%であり、一方、伸張性随意最大筋力は、等尺性の約105% (どちらも30°/秒の速度)であったと報告しており、本研究と一致していた。彼らはまた、最大努力時の筋放電量(筋電図平均振幅)は、ISO, CON, ECCの3条件で有意差がみられないと述べており、この点に関して、本研究は同一の結果であった。この結果はKomiら(1973)⁹⁾、RodgersとBerger(1974)¹⁶⁾の報告とも一致し

ている。RodgersとBerger(1974)¹⁶⁾は、最大努力では筋の興奮度は収縮の様式によらないと結論しており、本研究の結果はこれを裏づけるものであるといえよう。

一方、Westingら(1991)²¹⁾は、膝関節伸展動作を最大努力で行かせたところ、ECCはCONよりも発揮トルクが高いにもかかわらず、筋放電量は逆に有意にECCの方が低かったと報告した。彼らは、ECCでは、筋に対する神経系の入力低下するのではないかと考え、筋紡錘からのIa促進求心インパルスを抑制することで、筋張力を“safe limit”に保つようになっているのではないかと論議している。Tesch(1990)ら¹⁸⁾も、膝関節伸展動作について同様の結果を報告しており、張力の高いときの神経系の入力の低下を示唆している。膝関節伸展のように、非常に大きな筋力が発揮される場合には、彼らの示唆したようなメカニズムが働く可能性がある。本研究をはじめ、筋活動様式によって最大努力時の筋放電量に違いは

みられないとした先行研究 (Komi, 1973⁹⁾, Rodgers と Berger, 1974¹⁰⁾) はどれも肘関節屈曲動作を用いており, 膝関節の伸展動作を比べると発揮筋力の大きさがかなり低い。このために, 神経系の抑制機構の関与が比較的少なかったのではないかと考えられる。これらのことは, 随意収縮における力-速度関係の部位による差の存在を示唆しており, 今後の研究が待たれるところである。さらに, Hortobágyi と Katch (1990)⁹⁾ の報告にあるように, ECC の筋力発揮には, 動作の習熟度が大きな影響を及ぼすと考えられ, 動作に対する慣れが筋の興奮状態を左右することも考えられる。この理由から, 膝関節伸展動作よりも使用頻度が高いと考えられる肘関節屈曲動作において, より生理的限界に近いレベルまで ECC での筋力発揮が可能であったのではないだろうか。

・筋力-筋放電量関係の linearity について

これまでに, 発揮筋力と筋放電量の間について, 数多くの報告がみられる。それらを概観すると, 両者の関係が直線で表せるというものと, (正に加速する) 曲線になるという報告に分かれる。

直線関係になるものとしては, Bigland と Lippold (1954)²⁾, Lindström ら (1974)¹³⁾ などであり, 曲線的な関係は, Vredendregt と Rau (1973)¹⁰⁾ Kuroda ら (1970)¹²⁾ などによって報告されている。Komi と Viitasalo (1976)¹⁰⁾ は, 筋力-筋放電量関係が linear か non-linear かは, 筋によって異なると述べている。このように, 筋力-筋放電量の直線性については, 様々な結果が錯綜しているのが現状である。はじめに述べたように, 表面筋電図は, 電極の下にある筋線維の活動電位の発火頻度および活動数の影響を受ける。発揮筋力の増加にともなって両者の貢献の割合が変化することが, 表面電極上に現れる筋電信号と発揮筋力の関係を複雑なものにしているとも考えられる。

本研究の結果では, 上腕二頭筋の ISO 以外では, 筋力-筋放電量関係は 2 次式よりも 1 次式の方がより適合した。筋によって linearity に違いがあるという結果は, 上述の Komi と Viitasalo (1976)¹⁰⁾ と同様であった。しかし, 上

腕二頭筋の筋活動様式による linearity の差 (ISO でのみ 2 次のモデルがより適合した結果) は, すべての様式で直線関係を認めた Bigland と Lippold (1954)²⁾ とは異なる結果であった。この点に関連して, Tax ら (1989)¹⁸⁾ は, 運動単位の発火様相は与えるタスクによって異なるという結果を報告している。彼らによると, 上腕二頭筋の運動単位の一部は等尺性筋活動よりも等張性筋活動でトルクに対して強く貢献するという。本研究の結果は, 彼らの示唆を反映しているのではないかと考えられる。しかし, 本研究のモデルの適合度の指標である重相関係数は, モデル(1)で 0.980, モデル(2)で 0.999 であり, 両者ともに筋力と筋放電量の関係を記述するのに十分な適合度を有していた。先行研究においても, Maton ら (1987)¹⁴⁾ は, 筋放電量と筋力は 2 次回帰の方が高い精度であったが, 1 次回帰でも十分精度は高いことを示している。以上の点を考えて, 本研究においては, 筋活動様式による筋力-筋放電量関係はすべて 1 次回帰し, 筋活動様式による違いを統計的に検討した。

・筋力-筋放電量関係の筋活動様式による違いについて

図 6 上および図 7 上に示した通り, 筋力の絶対値 (ISO の MVS を 100 とした値) に対して mEMG をプロットすると, CON のみが有意に高い傾きとなった。この結果は, 上腕二頭筋でも腕橈骨筋でも同様であった。これは, はじめに述べた通り, Bigland と Lippold (1954)²⁾ の報告を支持するものであった。つまり, CON では, ある一定の筋力を発揮するには, ISO や ECC よりも多くの筋活動を必要とするという結果であった。

ところが, 筋力の相対値 (ISO, CON, ECC それぞれの MVS に対する割合) に対して mEMG をプロットしてみると, 回帰直線の傾きは, 上腕二頭筋も腕橈骨筋も, 筋活動様式によって有意差は認められず, ほとんど同一の傾きになった (図 6・図 7 下)。前述のように, 最大努力時の mEMG には有意差がみられなかった結果を考えると, 少なくとも肘関節屈曲動作の場合は, 筋活動様式による最大随意筋力の違いは, 筋の興奮の程度の大小に起因するものではないことがわかる。先行

研究^{1, 2)}において認められた筋活動様式による筋力—筋放電量関係の差異は、それぞれの様式での最大筋力に規定されたものであり、それぞれの最大筋力で正規化すると、どれも同じであることから、相対筋力—筋放電量関係に筋活動様式による本質的な違いはないと考えられる。AstrandとRodahl(1987)¹⁾は、ECCとCONの筋放電量についての先行研究をレビューした上で、「伸張性筋活動と短縮性筋活動の違いについての生理学的な説明は未だなされていない」と述べているが、先行研究では、最大下の部分での筋力—筋放電量関係を観察していたに過ぎないといえよう。Moritaniら(1988)¹⁹⁾は、やはりECCの筋活動量がCONよりも低いという結果を報告しているが、これにしても、30%MVC(ISO)というかなり低い、しかも同一の負荷を用いてCONおよびECCの動作を行わせており、結局のところ、BiglandとLippold(1954)²⁾同様に、相対的な負荷が筋活動様式によって異なっている条件で筋活動様式による筋放電量の違いを比較しているに過ぎない。また、ECCの筋放電量や筋電図の平均周波数がCONよりも有意に低かったという彼らの結果についても、CONおよびECCの相対的な負荷をそろえる(最大筋力に対する割合などで)と、筋活動様式による違いを見だし得なかった可能性もあり、今後の検討課題である。

文 献

- 1) Åstrand, P. -O. and Rodahl, K. : Textbook of work physiology - Physiological bases of exercise -. McGraw-Hill, NY, 1987.
- 2) Bigland, B. and Lippold, O. C. J. : The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J. Physiol.*, 123:214-224, 1954.
- 3) Burke, R. E. : Motor units : anatomy, physiology, and functional organization. In : Handbook of Physiology, The Nervous System, 1, vol. II, American Physiological Society, 1981, pp. 345-422.
- 4) Doss, W. S. and Karpovich, P. V. : A comparison of concentric, eccentric, and isometric strength of elbow flexors. *J. Appl. Physiol.*, 20:351-353, 1965.
- 5) Hortobágyi, T. and Katch, F. I. : Eccentric and concentric torque-velocity relationships during arm flexion and extension. Influence of strength level. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 60:395-401, 1990.
- 6) 市原清志 : バイオサイエンスの統計学. 南江堂, 東京, 1990.
- 7) 川上泰雄, 福永哲夫, 宮下充正, 金久博昭 : 3つの収縮様式における発揮トルクと筋の活動状態. バイオメカニクス研究1990, 日本バイオメカニクス学会編, メディカルプレス, 東京, 1990, pp. 43-47.
- 8) 小林茂夫 : 表面筋電図の測定・処理・分析. *Jpn. J. Sports Sci.*, 2:671-685, 1983.
- 9) Komi, P. V. : Measurement of force-velocity relationships in human muscle under concentric and eccentric contractions. *Med. Sport, Karger, Basel*, 1973, pp. 224-229.
- 10) Komi, P. V. and Viitasalo, J. H. T. : Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. *Acta Physiol. Scand.*, 96:267-276, 1976.
- 11) 工藤靖夫, 飯村 攻 : シンプレックス法を用いたマイクロコンピュータによる非線形最小二乗法の解法, 呼と循, 34:1181-1186, 1986.
- 12) Kuroda, E., Klissouras, V. and Milsum, J. H. : Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction. *J. Appl. Physiol.*, 29:358-367, 1970.
- 13) Lindström, L., Magnusson, R. and Petersen, I. : Muscle load influence on myo-electric signal characteristics. *Scand. J. Rehab. Med.*, Suppl. 3:127-148, 1974.
- 14) Maton, B., Pérès, G., Landjerit, B. : Relationships between individual isometric muscle forces, EMG activity and joint torque in monkeys. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 56:487-494, 1987.

- 15) Moritani, T., Muramatsu, S. and Muro, M. : Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *Am. J. Phys. Med.*, 66:338-350, 1988.
- 16) Rodgers, K. L. and Berger, R. A. : Motor-unit involvement and tension during maximum, voluntary concentric, eccentric, and isometric contractions of the elbow flexors. *Med. Sci. Sports*, 6:253-259, 1974.
- 17) Singh, M. and Karpovich, P. V. : Isotonic and isometric forces of forearm flexors and extensors. *J. Appl. Physiol.*, 21:1435-1437, 1966.
- 18) Tax, A. A. M., van der Gon, D., Gielen, C. C. A. M. and van den Tempel, C. M. M. : Difference in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Exp. Brain Res.*, 76:55-63, 1989.
- 19) Tesch, P. A., Dudley, D. A., Duvoisin, M. R. and Hather, B. M. : Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric and eccentric muscle actions. *Acta Physiol. Scand.*, 138:263-271, 1990.
- 20) Vredenburg, J. and Rau, G. : Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*, Karger, Basel, 1973, pp.607-622.
- 21) Westing, S. H., Cresswell, A. G. and Thorstensson, A. : Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 62:104-108, 1991.
- 22) Wilkie, D. R. : The relation between force and velocity in human muscle. *J. Physiol., Lond.*, 110:249-280, 1950.