動的筋収縮時の表面筋電図に与える運動様式の影響

大箸 純也, 岩永 光一九州芸術工科大学 人間工学教室

The Effects of the Motion Mode on Surface Electromyograms During Dynamic Contractions

Jyunya Ohashi and Koichi Iwanaga

Department of Ergonomics, Kyushu University of Design Science, Shiobaru, Minami-ku, Fukuoka, 815 Japan

Surface electromyograms (EMG) during dynamic contractions of elbow flexors were studied in reference to muscle contraction speed, the change of muscle length, contraction strength and the change of muscle contraction strength. Subjects flexed their arms at elbow joint angle of 40-150 degrees with loads 1,3 and 6kg at the flexion-extension period of 2,4 and 8sec. One flexion was divided into five phases by the elbow joint angle ; shortening contraction with the start of contraction (phase1), shortening contraction without the start of contraction (phase2), the period when shortening contraction changes to lengthening contraction (phase3), lengthening contraction without the end of contraction (phase4) and lengthening contraction with the end of contraction (phase5). Surface EMG of muscle biceps brachii was integrated and the power spectrum was calculated.

The value of integrated EMG increased in parallel with the speed of contraction. The degree of the increment was larger in shortening contractions than in lengthening contractions. This result by integrated EMG was explained by the energy loss caused by muscle shortening. Relative power in low frequency was more at fast contraction, lengthening contraction, light strength contraction and contraction when the muscle is lengthened. These effects were discussed from the viewpoint of the synchronization of motor unit activity.

Kye words: Surface Electromyogram, Dynamic Contraction

筋の活動状態を調べる方法として,表面筋電図を用 いる方法がある.表面筋電図を用いた筋の活動状態の 研究としては筋疲労に関連するものが多いが,それ以 外では筋の収縮強度の影響について調べたもの(Lippold, 1952; 鮫島, 1973; Komi and Viitasalo, 1976)や 筋長の影響について調べたもの(佐藤, 1964; Sato, 1976; Petrofsky et al., 1982)の様に,筋活動の基本 的な要素についてのものが多くある.しかし筋電図は 上述の筋収縮強度や筋長により変化する.そのため表 面筋電図の研究は種々の影響を排除するために,静的 筋収縮において行なわれたものが大部分である.筋活 動の基本的な個々の要素について調べることにより, 各要素の複合されたものへの対応ができるわけである が,各要素が変動する動的筋収縮を各要素の単なる複 合として扱うのは無理であろう.例えば,Sizeの原理 はかなり広い運動において成り立つものであり (Henneman, 1981),筋線維との関係についても調べら れている (Milner-Brown et al., 1973 a, b).しかし急 速な筋収縮においては筋線維の動員の順番が変化する ことが報告されている (倉田ら, 1982; Cremer et al., 1983).従って動的筋収縮は静的筋収縮とは別の要素と して扱う必要がある.動的筋収縮時の運動様式の要素 としては,筋長の変化の方向,力の変動の仕方,筋の 収縮速度などが考えられる.そして表面筋電図を用い て動的な筋の活動様式を調べるものとしては,伸張性 筋収縮時と短縮性筋収縮時の筋電図の振幅をみたもの 動的筋収縮時の表面筋電図に与える運動様式の影響

(Bigland and Lippold, 1954; 宮下ら, 1969), 筋疲労
による変化をみたもの(大西と野村, 1976; Komi and Tesh, 1979; Petrofsky, 1979), 垂直とびや歩行等の運
動様式と筋電図の周波数分布についてみたもの(永田
と室, 1982)などがある.しかしこれらの研究では動
的筋収縮時の運動様式の要素の扱いが部分的であり,いくつかの要素について同時に調べることが各要素単
独の影響を知るためには必要である.

本研究は、肘関節の随意屈曲運動における上腕二頭 筋の表面筋電図の振幅と周波数分布において、筋の運 動様式による影響を調べたものである。筋の運動様式 としては、肘関節の運動速度、筋収縮が短縮性である か伸張性であるか、筋収縮が運動の開始時、終了時、 途中のいずれであるか、筋の収縮強度、を対象とした.

方 法

被験者は年齢19-25歳の成人男性9名であり,本人の自覚によると全員右利きであった.各被験者の年齢と肘関節角度105度での最大随意筋力を表1に示す.最大随意筋力は3回測定を行ない,平均を求めた.

実験は、被験者を多用途筋力測定装置(竹井機器工 業)の椅子にベルトで肩胸部及び腰部を圧迫がかから ない程度に固定して行なった(図1).右側上腕が水平 で前方へ向く様に肘掛けの高さを調節し,前腕は半回 内の状態とした.手首に布製のバンドを掛け,そのバ ンドに被験者の前方に力が加わる様に、鋼製ワイヤー で滑車を介して重りをかけた.重りとワイヤーの間に ストレインゲージによる張力検出器を入れた.肘関節 角度は可変抵抗を用いた関節角度計で検出し,増幅後 に被験者前方に設置したオシロスコープに水平線の高 さとして表示した.滑車の高さは肘関節角度150度にお いて手首と滑車の間のワイヤが水平となる様に調節し た.重りにはワイヤ以外にロープをつなぎ,肘関節角 度が150度以上では重りはロープにより吊られ,被験者 には負荷が加わらない様にした.但しロープは重りに

Table 1.Maximun voluntary contraction strength
(MVC) at elbow joint angle 105 degrees for
each subject

Subj	А	В	С	D	E	F	G	Н	I	Mean
Age (yrs)	19	21	22	22	23	23	24	24	25	23
MVC (Kg)	16.9	24.4	24.6	26.5	25.3	19.1	22.9	18.3	24.1	22.5



Fig. 1 The ropa 1 and rope 2 suspend the forearm and the weight respectively, so that the subject is free from the weight and his forearm's weight when the elbow joint angle is at 150 degrees.

より多少伸びるため,重りの重さが全て被験者に加わ るのは、実験に用いた最大負荷である6kgにおいて 肘関節角度で約130度であった.又、肘関節角度が150 度では手首がロープにより吊られ、被験者が筋を弛緩 して休める様にした.表面筋電図は上腕二頭筋から双 極誘導で導出した.電極は直径10mmの銀皿電極を用 い、肘関節の最大屈曲時において電極が上腕二頭筋の 筋尾からやや筋腹側に位置する様に、筋線維と平行に 貼付した.電極中心間距離は約25mmとした.電極間 抵抗は20kΩ以下とした.筋電図は時定数0.03秒で増 幅し(日本光電工業,RM-150),張力計(竹井機器工 業,1269F)の出力と肘関節角度と共にFM 式テープレ コーダ(TEAC,R-61)に記録した.分析はAD変換後 にコンピュータにより行なった.

負荷は1,3,6 kg であり,各々日を変えて行なっ た.各負荷に対して肘関節の屈曲運動を1回の屈曲伸 展にかける時間(収縮周期と呼ぶ)を2,4,8秒と して行なった.屈曲運動は、メトロノーム音(1回/秒) に合わせてできるだけ一定の角速度で行ない,屈曲と 伸展にかける時間は等しくなる様にした.屈曲は収縮 周期2,4,8秒に対して,各々最低17,9,5回行 なった.各屈曲運動の間には、(重りの重量(kg))×(収 縮周期(秒))秒以上の長さの休みを入れた.例えば3 kgの8秒であるのなら3×8=24秒以上である.屈曲 運動の動作範囲は、最大伸展時は無負荷となり手首が ロープで支えられる肘関節角度150度であり、最大屈曲 時は肘関節角度が40度から60度の間であり、被験者が

18

オシロスコープで肘関節角度を確認することにより調節した. 各収縮周期の試行間には5分以上の休みを入れた.

筋電図の分析は、屈曲時と伸展時の肘関節角度の変 化が等速度に近いものを、収縮周期2,4,8秒につ いて各々16,8,4個を選択して行なった。AD変換は サンプリング周波数1010.5Hzで行なった。1回の収 縮運動は肘関節の角度により次の様に5相に分割した (図5参照).

第1相:屈曲の開始時から肘関節角度が105度まで

- 第2相:屈曲中であり,肘関節角度が105度から60度 の間
- 第3相:屈曲から伸展への移行部を含み, 肘関節角 度が60度以下

第4相:伸展中であり、肘関節角度は第2相と同一

第5相: 肘関節角度が105度より大きく, 伸展が終了 するまで

分析は全相について行なったが、第3相は被験者間で 相の持続時間や最大屈曲角度等が異なるので、考察の 対象とはしなかった.積分値はサンプル値の絶対値の 和の平均として求めた.周波数分析はFFT法を用い たが、サンプル数は収縮周期、相、運動の仕方により 異なるため、各相のサンプリング後に全データ数が2ⁿ (nは正の整数)となる様に、最少個の0のデータを加 えた後に分析を行なった.周波数分布は、3.9Hzから 197.4Hzまで約3.9Hz毎に相対パワーの形式で求め た.

筋電図周波数分布の相,収縮周期などの条件間の比較は、3.9Hz 毎に求めた各周波数の相対パワーについて被験者内で対応づけ,Wilcoxonの符号順位検定法により行なった。検定結果は、1つの周波数に1つの結果が求まるために数が多いことからグラフに示した。但し視覚的に差を分かりやすくするために、次に示す様にWilcoxonの統計量(WTと呼ぶ)を変換して用いた(変換後のWTをIWTと呼ぶ)、対応のある2試料間の差を絶対値で小さい方から順位をつけ、差が正のものの順位の和(R+)と差が負のものの順位の和(R-)を求め、R+と R-の小さい方がWTである。本研究では被験者が9名であるからWTの最大値は22となる。そしてIWTは、23からWTを引きWTのもととなったRの符号を掛けたものであり、IWT=(23-WT)・sign((R-)-(R+))で示される。グラ

フの見方は(例,図6),横軸が周波数で縦軸がIWT であり,IWTが0に近いほど差は小さく,IWTの絶 対値が17(点線で示す)以上で危険率0.05以下で差が 有意となる. グラフにどの条件間の比較であるかを記 してあるが,IWTが正であれば先に記述してある条件 の方が大きいことを示す.各周波数での有意差の危険 率は0.05以下であるが,比較する周波数の数が49ある ことから,全ての周波数において差がなくても49× 0.05=2.45個の周波数は有意な差を示す可能性があ る.従って偶然生じた有意性を排除するために,この IWT のグラフは,個々の周波数の有意差の有無のみを 見るのではなく,周波数分布として条件間の差がどの 様な傾向があるかを見なくてはならない.Wilcoxon の符号順位検定以外の検定でも,危険率は全て0.05以 下とした.

結 果

各相内での筋力(張力)サンプル値の最大値(相内 最大筋力と呼ぶ)と肘関節の角速度との関係は,第1 相と他の相の間で異なり,負荷3kgでの結果を図2 に示す.第1相では相内最大筋力は角速度に比例する が,他の相では両者の関係は明確ではない.このこと は,第1相では運動の関始時であるために,関節角速 度に比例した加速度を有する運動を行ない,他の相で は等速度に近い運動が行なわれていたことを示してい る.第5相では運動の終止時を含むのにもかかわらず, 関節角速度と相内最大筋力との間に明確な比例関係が 見られないのは,肘関節角度150度で重りがロープに吊 られるためである.

筋電図積分値は、各負荷ごとに収縮周期8秒での第



Fig. 2 The relation between anguler velocity of the elbow joint and maximum strength in each phase (1,2,4,5) for load 3kg. The relation for loads 1 and 6kg is similar to that for load 3kg. Each line represents each subject.

20

2相の値を1とした相対値として、関節角速度との関 係を求めた(図3). なお実際に前腕に加わっている張 力は関節角速度により変化するため、筋電図積分値は 各相別に各相での張力の平均値で除してある. 但し張 力計の値には前腕の重量は含まれていない. 又, 手首 に加わる力の方向や前腕の重量による負荷は、関節角 度により異なるため、張力計の値と筋に対する負荷は 異なる. 従って張力計の値により筋電図積分値は補正 してあるが,筋電図積分値の比例は等しい関節角度に おいてのみ可能である.全相において筋電図積分値は 関節角速度の増加に比例して増加するが、その傾きは 短縮性収縮相の方が大きい、運動の開始や終止を含ま ない第2,4相について特にみれば、両相の間の傾き の差は有意であった. 又, 負荷の間での傾きの差は, 第2相では有意差はなく、第4相では負荷が大きいほ ど傾きが小さく,負荷1 kg と負荷3,6 kg との間で 差が有意であった.

各相別の筋電図周波数分布の例を図4に示す.筋電 図周波数分布は、個々の収縮(図中の点線)ではかな り変動するが、平均すると(図中の太実線)同一被験 者内同一相では似た分布となった.又、実験日と負荷 により筋電図周波数分布は変化するが、それによる同 一被験者内での周波数分布の変化よりも、被験者間の 差の方が大きかった.図4の様に筋電図周波数分布に



Fig. 3 The relation between angular velocity of the elbow joint and integrated EMG divided by the mean strength for each phase 1,2,4 and 5, for loads 1 and 6kg. The value at the contraction period 8sec. in phase 2 is set to be unity. Each line represents each subject.

おいて主に12Hz, 一部に16Hz にピークの有する例が, 9名の被験者中4名に見られることがあった.この12, 16Hzのピークは伸張性収縮相にのみに見られるのが 大部分であり, 収縮周期が短い方が明確な場合が多 かった.図5は図4の周波数分布の元の筋電図の一部 であり、そのままの筋電図とサンプリングしたデータ を約35msec.の幅で移動平均した波形を, 関節角度計 からの出力と共に示してある. 目で見る限りでは, 短 縮性収縮相と伸張性収縮相の筋電図の差として、振幅 以外に伸張性収縮相における群化放電がある. 短縮性 収縮相にも群化放電的なものはあるが、全体的に筋放 電が多いために伸張性収縮相ほど目立たなかった. こ の群化放電は10-12Hz 程度の周期を持っていること が多く、この周期性は伸張性収縮相と短縮性収縮相の 両方に見られた。伸張性収縮相の筋電図周波数分布に おいて、10-12Hzの群化放電に対し、12Hzが主であ るが16Hzにもピークが見られた原因としては、次の 様に考えられる. 1つの群化放電の全体の形が基線に 対して対称となっていないために、1つの群化放電が 大きな1つの波の要素を持つ. そしてその波の周波数 が群化放電の間隔よりも短かく, 16Hz に近かったた



Fig. 4 Relative EMG power spectrum (RPD) for phases 1-5 and contraction periods 2,4 and 8sec. Dotted lines represent relative power of each contraction and thick lines represent relative power of the total of contractions represented by dotted lines. The peaks of the frequency spectrum at 12 or 16Hz in the phases of the lengthening contractions are apparent.





Fig. 5 EMG which spectrum has the apparent peak at 12 or 16Hz during lengthening contraction phase. The frequency spectrum of this EMG is shown in fig. 4.

めであると思われる.

各相の間で筋電図周波数分布を比較すると(図6), 全負荷において肘関節角度の大きい相ほど,又,短縮 性収縮相よりも伸張性収縮相の方が低周波相対パワー が多かった.但し負荷6kgでは相の間の差はあまり 明確ではなかった.

収縮周期, すなわち筋の収縮速度の違いによる筋電 図周波数分布の差はほとんど認められなかった(図 7).第1相において収縮周期8秒の周波数分布が, 収 縮周期2,4秒よりも低周波相対パワーが少なくて高 周波相対パワーが多い傾向が見られたのみであった.

収縮強度が筋電図周波数分布に与える影響として は、収縮強度が強いと高周波相対パワーが多い傾向が 見られた(図8).但しこの傾向はあまり明確ではなく、 負荷1 kg と3 kg の間の比較と負荷3 kg と6 kg の 間の比較ではほとんど有意差が示されなかった.

考察

短縮性収縮時の方が伸張性収縮時よりも筋電図積分 値が大きく,短縮性収縮での筋収縮速度(関節角速度) に筋電図積分値が比例するという結果は,過去の報告 と同じものである(Bigland and Lippold, 1954; 宮下 ら, 1969).相内最大筋力と筋収縮速度の関係から第2,





4相は第1相よりも等張力運動であることが判る. さらに筋電図積分値は各相の平均張力で割ってあることから,第2,4相の間や収縮速度間の筋電図積分値の

21

22

動的筋収縮時の表面筋電図に与える運動様式の影響



Fig. 7 The comparison of the relative EMG power among contraction periods for each frequency with Wilcoxon test.

差は、筋の発揮張力の差によるものではないことが言 える. Mashima et al. (1972) は, 筋短縮により, 筋 発揮張力と筋収縮速度に比例した、粘性抵抗による様 な運動エネルギーの損失が生じるとしている. 短縮性 収縮相の筋電図積分値が収縮速度に比例し、その比例 関係は負荷によりあまり影響を受けなかったのは、こ の筋短縮のための運動エネルギーの損失の補償に要し た筋活動のためであると考えられる.伸張性収縮では, 筋の粘性抵抗の様なものによる運動エネルギーの損失 は、筋の負担を軽減する.しかし伸張性収縮相での筋 電図積分値は,筋収縮速度に比例して増加した.又, 前述の2つの報告においては本研究の結果と異なり, 伸張性収縮では筋電図積分値に筋収縮速度は影響しな いとしている.本研究での伸張性収縮相の筋電図積分 値と筋収縮速度の関係の説明としては次の様に考えら れる. 1つは, 負荷が軽い場合は重りの力のみでは伸 展相に要する運動速度に第4相開始時から達すること ができないために、伸張性収縮相では肘関節伸筋群も 活動し、伸筋群の活動の一部が屈筋群の活動を増加さ せると考えられる.他の説明としては、軽度の収縮で は等尺性収縮よりも伸張性収縮の方が筋電図積分値が 大きい(Andrew, 1983)のと同様に,動的な運動のた



Fig. 8 The comparison of the relative EMG power among contraction strength for each frequency with Wilcoxon test.

めに収縮機構の一部が不安定となるためだと考えられる.

筋電図周波数分布が収縮強度により受ける影響は, ないとするもの (Kogi and Hakamada, 1962; 佐藤, 1964; Sato, 1976; Viitasalo and Komi, 1978; Petrofsky et al., 1982) とあるとするもの(Kwatny et al., 1970; 鮫島, 1973; Hagberg and Ericson, 1982; 大箸 と山崎, 1983) がある. 影響があるとしているものは, 収縮強度が比較的小さい範囲において、収縮強度が増 大すると高周波相対パワーが増大することでは共通し ており、本研究の結果と同様である. 収縮強度の増加 に伴う高周波相対パワーの増加の原因としては、収縮 強度の増加に伴い運動単位が動員されるか、又はそれ とすでに活動している運動単位の発射頻度が増加する こと (Milner-Brown et al., 1973 a, b) を反映してい ると思われる.しかし収縮強度の増加に伴い運動単位 間の同期化が強くなること(Person and Kudina, 1968)から、本研究以上(6 kg)の収縮強度でどの様 な変化をするかは推測できない.実際に Hagberg and Ericson (1982), 大箸と山崎 (1983) は, 中強度の筋 収縮では筋電図周波数分布に収縮強度の影響は見られ ないが,非常に強い収縮強度では高周波相対パワー,

又は平均周波数が減少することを示している.

短縮性収縮相と伸張性収縮相の筋電図周波数分布の 差の原因としては、運動様式の差に伴う筋の活動様式 の差から次の様に考えられる.伸張性収縮においては 筋力は重りを支えるのに必要な張力のみを発揮すれば よいことから, 筋力の調節は筋紡錘を主とした脊髄反 射によりなされていると思われる.従って伸張性収縮 時の筋活動はある程度間欠的なものとなるであろう. それに対して短縮性収縮での筋力の調節は、筋電図積 分値から判る様に必要な筋収縮強度は伸張性収縮より も大きく、筋が短縮する運動であることにより筋紡錘 による制御がしにくいと思われ、滑らかな収縮のため には間欠的な筋収縮は不適当なことなどから、比較的 活動頻度の高い持続的な筋活動によりなされていると 思われる.実際に筋紡錘からのインパルスの発火開始 はα運動神経の発火後であることが知られており (Vallbo, 1971),非常に速い筋収縮での筋収縮開始後 の短時間においては、求心性神経からのフィードバッ クを受けずに中枢による制御のみで筋収縮が行なわれ ていることが知られている (Garland and Angel, 1971; Hallett et al., 1975; Nagasaki et al., 1983). 又 Hagbarth et al., (1975) は筋長が短くなる相より も長くなる相の方が筋紡錘からのインパルスが多いこ とを示している.以上のことから伸張性収縮相が短縮 性収縮相よりも筋電図の低周波相対パワーが多くなる と考えられる.

筋電図の低周波相対パワーが運動単位の活動の同期 化により増加すると考えられている(小木と袴田, 1962; Sato, 1978; Bigland et al., 1981). 従って, 伸 張性収縮の方が低周波相対パワーが大きくなることに 対する上述の推察は、筋紡錘の働きが運動単位を同期 化させることが前提となっている. 筋紡錘の活動には 運動単位の非同期化作用があると考えられている (Kubota and Oshima, 1959) が、筋紡錘の運動単位の 同期化作用も場合によっては考えられる. 生理的振戦 が筋紡錘の脊髄反射回路の発振による運動単位の群化 活動により生じていると考えられており(Lippold、 1970; Joyce and Rack, 1974; Matthews and Muir, 1980),足間代での筋電図の群化放電も筋紡錘からのイ ンパルスにより生じていると考えられている(島村と 石原, 1970). 従って筋紡錘の活動は場合によっては群 化活動を生じさせ、結果的には運動単位の同期化が生

じる可能性がある.そして実際に,筋電図に筋紡錘と 脊髄の反射回路の発振によるものと考えられる10-12 Hzの周期的な群化放電が見られ,Bigland and Lippold(1954)も足関節での伸張性収縮時の筋電図に8 -10Hzの周期的な群化放電が見られたとしている. 但し时関節における脊髄反射による振戦の周波数は主 に9-10Hzであるが(Mattheus and Muir, 1980), 本研究の群化放電の周波数は10-12Hzである.従っ て本研究での群化放電においては,筋紡錘と脊髄によ る反射弓に対する脊髄より上位中枢の関与の程度が,等 尺性収縮時におけるそれとは異なっていた可能性はあ る.

収縮周期、すなわち筋収縮速度間での筋電図周波数 分布の差は、第1相において筋収縮速度の速い方が低 周波相対パワーが多い傾向が、不明確に見られるだけ であった. しかしこの傾向は以下の理由から無視でき ない. 先ず筋電図積分値から, 短縮性収縮相では筋収 縮速度の増加に伴い筋収縮強度も増加することが判 る. そしてこのことに筋収縮強度と筋電図周波数分布 の関係を当てはめるなら、筋収縮強度が強くなる速い 筋収縮速度の筋電図の方が、低周波相対パワーが少な くなるはずである.しかし第1相での収縮周期間の関 係は逆であったためである. 筋収縮速度が大きい方が 筋電図の低周波相対パワーが多い原因としては、筋短 縮速度が大きくなるために運動の制御に占める脊髄よ り上位の中枢の役割が大きくなり、その上位の中枢か らの運動単位の制御がかなり同期化しているものであ る (Milner-Brown et al., 1975) ためであると思われ る. 但し筋電図の群化放電が伸張性収縮相ほど著明で はないが短縮性収縮相にも見られた.従って本実験程 度の速度の短縮性筋収縮においては、筋紡錘と脊髄の フィードバックによる末梢の制御が作用している (Hallet et al., 1975; Angel, 1977) ことが考えられる. そして筋収縮速度の違いによる筋電図周波数分布の差 が小さかったことの理由としては、末梢系の制御によ り脊髄より上位の中枢の制御の特徴がおおい隠された ためだとも考えられる.

第1,5相よりも第2,4相の方が低周波相対パワー が少なかった.Lynn et al.,(1978)は、電極間距離が 短い方が低周波相対パワーが少ないとしている.従っ て第2,4相の方が第1,5相より、筋が収縮されて いるために電極間距離が短くなり、低周波相対パワー 24

が少なくなったことが考えられる. しかし電極間距離 が筋電図周波数分布に与える影響は、少ないとする報 告(小木と袴田, 1962)や一定の傾向がないとする報 告(佐藤, 1964)がある. 又, 単なる電極位置の影響 であるのならば、第1、5相と第2、4相の間の関係 は負荷により変化しないはずであるが、負荷6 kg に おいては相の間の差が不明確となっている.従って第 1,5相と第2,4相の間の周波数分布の差は、電極 位置の違いのみにより生じているのではないと言え る. 第4, 5相の間の筋電図周波数分布の差の原因と しては、伸張性収縮相で低周波相対パワーが多い原因 が先述の様に筋紡錘に関係しているのなら、筋長の長 い第5相の方が筋紡錘の影響が強くなり、低周波相対 パワーが増加したものと考えられる.第1,2相の間 の筋電図周波数分布の差の原因としては、第1相は運 動の開始時であるために,運動単位の制御に占める脊 髄より上位の中枢の割合が多くなり、その上位の中枢 の制御も同期的なものであったためであると考えられ る.

文 献

- Andrew, P., 1983: 軽度負荷に対する求心・等尺・遠心性筋活動・日本人間工学会誌, 19特別号: 150-151.
- Angel, R.W., 1977: Antagonist muscle activity during rapid arm movements central versus pmoprioceptive influences. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 40: 683-686.
- Bigland, B. & O.C.J. Lippold, 1954: The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. J. Physiol., 123: 214-224.
- Bigland-Ritchie, B., E.F. Donovan & C.S.Roussos, 1981: Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. J. Appl. Physiol., 51: 1300-1305.
- Cremer, S.A.,R.J. Gregor and V.R. Edgerton, 1983: Voluntarily induced differential alteration in force threshold of single motor units of the human vastus lateralis. Electromyogr. clin. Neurophysiol., 23: 627-641.
- Garland, H. & R.W. Angel, 1971: Spinal and

supraspinal factors in voluntary movement. Experimental Neurology, 33: 343-350.

- Hagbarth, K.E.,G. Wallin & L. Lofstedt, 1975: Muscle spindle activity in man during voluntary fast alternating movements. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 38: 625-635.
- Hagberg, M. & B. Ericson, 1982: Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. Eur. J. Appl. Physiol., 48: 147-156.
- Hallett, M., B.T. Shahani & R.R. Young, 1975:EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 38: 1154-1169.
- Henneman, E., 1981: Recruitment of motoneurons, Motor unit types, recruitment and plasticity in health and disease, S. Karger AG. Basel: 26-60.
- Joyce, G.C. & P.M.H. Rack, 1974: The effects of load and force on tremor at the normal human elbow joint. J.Physiol., 240: 375-396.
- 小木和孝, 袴田忠, 1962:筋疲労時の表面筋電図の周 波数分析. 労働科学, 38:519-528.
- Kogi, K. & T. Hakamada, 1962 : Slowing of surface electromyogram and muscle strength in muscle fatigue. Rep. Inst. Sci. Labour. 60 : 27-41.
- Komi, P.V. & J.H. Viitasalo, 1976 : Signal Characteristics of EMG at different levels of muscle tension. Acta. Physiol. Scand., 96 : 267-276.
- Komi, P.V. & J.H. Viitasalo, 1976: Signal Characteristics of EMG at different levels of muscle dynamic contractions in man. Eur. J. Appl. Physiol. 42: 41-50.
- Kubota, K. & T. Oshima, 1959 : Effects of gamma blocking on muscular activity and their relation to myasthenic state. Neurologia., 1 : 171-179
- 倉田博,小川芳徳,芝山秀太郎,江橋博,増田允,1982:
 ヒトの単一運動単位の生理的特性.体力研究,53:
 1-11.
- Kwatny, E.,D.H. Thomas and H.G. Kwatny, 1970: An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. IEEE Tran. Bio-Med. Eng., BME-17: 303-313.

- Lippold, O.C.J., 1952 : The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. J. Physiol., 117 : 492-499.
- Lippold, O.C.J., 1970: Oscillation in the stretch reflex arc and the origin of the rhythmical, 8-12c/ s component of physiological tremor. J. Physiol., 206: 359-382.
- Lynn, P.A., N.D. Bettles, A.D. Hughes & S.W. Johnson, 1978: Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram. Med. & Biol. Eng. & Comput., 16: 651-660.
- Mashima, H.,K. Akazawa, H. Kushima and K.Fujii, 1972: The force-load-velocity relation and the viscous-like force in the frog skeletal muscle. Jap. J. Physiol., 22: 103-120.
- Matthews, P.B.C. & R.B. Muir, 1980 : Comparison of electromyogram spectra with force spectra during human elbow tremor. J. Physiol., 302 : 427-441.
- Milner-Brown, H.S., R. B. Stein & R. Yemm, 1973a : The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. J. Physiol., 230 : 359-370.
- Milner-Brown, H.S.,R.B. Stein & R. Yemm, 1973b: Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. J. Physiol., 230: 371-390.
- Milner-Brown, H.S.,R.B. Stein & R.G. Lee, 1975: Synchronization of human motor units: Possible roles of exercise and supraspinal reflexes. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 38: 245-254.
- 宮下充正,松井秀治,三浦望慶,星川保,豊島進太郎, 1970: Positive work, Negative work に関する筋
 電図学的研究.第3報.体育学研究.14:98-102.
- Nagasaki, H.,N. Irie and R. Nakamura, 1983: Motor reaction time and stereotyped pattern of the EMG activities in ballistic elbow extension. Electromyogr. clin. Neurophysiol., 23: 167-181.
- 永田晟, 室増男, 1982:表面筋電パワー・スペク

トルのパターン分類.日本人間工学会誌,18: 35-42.

- 大箸純也,山崎和彦,1983:筋疲労時に筋収縮強度が 与える影響.日本人間工学会誌,19特別号: 154-155.
- 大西徳明,野村秀子,1976:上肢の反復作業における 負荷条件と耐久時間・労働科学,52:527-539.
- Person, R.S. & L.P. Kudina, 1968 : Cross-correlation of electromyograms showing interference patterns. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 25 : 58-68.
- Petrofsky, J.S., 1979: Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. Eur. J. Appl. Physiol., 41: 1-15.
- Petrofsky, J.S.,R.M. Glaser, C.A. Phillips, A.R. Lind & C. Williams, 1982: Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. Ergonomics, 25: 213-223.
- 鮫島宗弘, 1973:表面筋電図のスペクトル解析. 臨床 脳波15:375-383.
- Sato, H., 1976: Some factors affecting the power spectra of surface electromyograms in isometric contractions. J. Anthrop. Soc. Nippon, 84: 105-113.
- Sato, H., 1978 : Effort depending changes in surface electoromyogram during fatiguing isometric contraction. J. Anthrop. Soc. Nippon, 86 : 225-231.
- 佐藤方彦, 1964: 双極表面誘導筋電図の周波数成分. 人類誌, 72:14-28.
- 島村宗夫,石原昻,1970:足間代の周期と筋紡錘起源 の神経活動.脳と神経,22:1407-1412.
- Vallbo, A.B., 1971 : Muscle spindle responce at the onset of isometric voluntary contractions in man. Time difference between fusimotor and skeletomotor effects. J. Physiol., 318 : 405-431.
- Viitasalo, J.K. & P.V. Komi, 1978: Interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue. Electromyogr. clin. Neurophysiol., 18: 167-178.

(1984年10月3日受付)