

## 等尺性筋力の増大および減少局面における筋・神経系活動

著者	来田 宣幸, 小田 伸午
雑誌名	京都体育学研究
巻	17
ページ	1-11
発行年	2001
その他のタイトル	Neuromuscular activities during increasing and decreasing force of isometric contractions
URL	<a href="http://hdl.handle.net/10112/5846">http://hdl.handle.net/10112/5846</a>

# 等尺性筋力の増大および減少局面における筋・神経系活動

来田 宣幸\* 小田 伸午\*\*

## Neuromuscular activities during increasing and decreasing force of isometric contractions

Noriyuki KIDA, Shingo ODA

### Abstract

The object was to investigate muscle activities during increasing and decreasing force of isometric contraction. Ten male subjects performed elbow flexion and extension with isometric force increasing linearly from zero to 70% maximal voluntary contraction (MVC) and immediately decreasing from 70%MVC to zero. Surface electromyographic (EMG) activities from the biceps brachii (BB) and triceps brachii (TB) were recorded. Force tremor root mean square (rms), EMG rms, EMG mean power frequency (MPF), and the peak value of cross correlation coefficients between agonist and antagonist EMGs were calculated for each 1000 ms period. Force tremor rms in the decreasing phase were higher than that in the increasing phase, while no significant increase in agonist EMG rms was found between both phases. Antagonist EMG rms in the decreasing phase was higher than that in the increasing phase. The cross correlation levels between agonist and antagonist EMGs in the decreasing phase were higher than those in the increasing phase. These results suggest that the increase in force tremor rms in the decreasing phase is caused by the synchronization of firing of motoneurons, not by the recruitment of the motor unit, and that agonist-antagonist muscle pairs are controlled as a single unit by a common central drive especially in the decreasing phase.

key word: isometric force, surface EMG, force tremor, agonist-antagonist muscle

### I. 緒言

筋の発揮張力は、運動単位の動員と運動単位のインパルス発射頻度によって調節される<sup>4, 16)</sup>。Moritani & deVries<sup>22)</sup> および Lawrence & DeLuca<sup>20)</sup> は、筋力を直

線的に増大させると、筋電図の振幅値が増大し、運動単位は運動強度に応じて、細胞体の大きさの順に順序正しく動員されることを示した。また、筋電図の周波数分析では、Muro たち<sup>26)</sup> は筋力を5段階のレベルで発揮させ、上腕二頭筋の筋電図における平均周波数

\* 京都大学大学院人間・環境学研究科 : Graduate School of Human and Environmental Studies, Kyoto University, Nihonmatsu-cho, Yoshida, Sakyo-ku, Kyoto 606-8501

\*\* 京都大学総合人間学部 : Faculty of Integrated Human Studies, Kyoto University, Nihonmatsu-cho, Yoshida, Sakyo-ku, Kyoto 606-8501

(Mean Power Frequency, MPF) は筋力レベルが高くなるにつれて高い値を示すことを報告した。このことより Muro たちは高い筋力レベルでは高い閾値の運動単位、すなわち速筋線維の動員により平均周波数が増大すると主張した。これらの筋力と筋電図活動の関係を検討した研究により、ヒトが筋力を漸増させる局面における運動制御は「サイズの原理」に従うことが明らかとなった。しかし、筋力の減少に伴う筋電図活動の変化に関する研究は非常に少なく、その運動制御機構については不明な点が多い。

筋力発揮中、筋力曲線には不随意的で周期的な揺れが含まれている。この揺れは force tremor と呼ばれ、その生理学的な発生機序を探る研究がみられる。Elble & Randall<sup>13)</sup>、Joyce & Raek<sup>18)</sup>、Sakamoto たち<sup>30)</sup> によると、等尺性の発揮筋力が大きくなると force tremor の振幅値も増大し、これはサイズの大きな運動単位の動員を反映すると考えられている。また、Hagbarth & Young<sup>14)</sup>、Arihara & Sakamoto<sup>2)</sup> は、発揮筋力を長時間一定に保つと、筋疲労により force tremor の振幅値は大きくなることを示し、また、数学的なモデルによる検討を通して、force tremor の振幅値は運動単位の動員および運動単位の発火の同期化を反映することを示唆した<sup>2, 12, 30, 31)</sup>。以上のように、従来一定の筋力を保持するときの force tremor に注目した研究は行われてきたが、筋力を減少させる局面における force tremor に注目した研究はみられない。

Sherrington<sup>33)</sup> はネコの特定的な大脳皮質運動野を電気刺激することで、主働筋が活動すると同時に、拮抗筋が抑制され弛緩することを示し、相反神経支配の概念を確立した。以来、主働筋と拮抗筋の関係に多くの研究者の関心が寄せられてきた<sup>5, 35)</sup>。ここで注目すべきは、拮抗筋の活動は相反抑制を受けるが、全く筋電図活動がみられないのではなく、わずかながら筋電図活動がみられることが報告されている点である。Yang & Winter<sup>35)</sup> は、最大随意筋力 (Maximal Voluntary Contraction; MVC) および 50%MVC、30%MVC の等尺性肘伸展力を発揮したとき、発揮筋力レベルが高くなると拮抗筋である上腕三頭筋の活動も高くなると報告している。また、Bernardi たち<sup>3)</sup> は等尺性肘屈曲力を3秒間で最大筋力までランプ式に増大させる課題を

行わせ、拮抗筋である上腕三頭筋の振幅値が増大することを報告している。これらの研究より、筋力を増大および減少させる課題における神経系活動としては、相反神経支配による拮抗筋抑制だけでなく、主働筋と拮抗筋の共収縮活動が含まれることが推察される。

DeLuca & Mambrito<sup>11)</sup> は指関節を固定させることで主働筋と拮抗筋の共収縮を行わせ、主働筋と拮抗筋における運動単位のインパルス発火頻度の相互相関を求めた。その結果、主働筋と拮抗筋の筋活動の間には非常に高い相互相関がみられ、このことより DeLuca & Mambrito は、上位中枢は主働筋と拮抗筋に対して共通の運動指令を入力させ、別々の運動単位をひとつのユニットであるかのように興奮させていると主張した。筋力の増大と減少局面において、拮抗筋の活動レベルおよび主働筋と拮抗筋における共収縮活動の程度を検討した先行研究は非常に少ない。主働筋と拮抗筋の間に共通の運動指令が入力されるか否かを明らかにするための一方法として、主働筋と拮抗筋の筋活動の間における相互相関分析を行うことが有効と考えられる<sup>24)</sup>。

本研究では筋力を直線的に増大させ直ちに減少させる課題を行わせ、筋力と筋電図活動および force tremor の分析から、筋力の増大局面と減少局面における運動単位の活動様相を比較した。また、主働筋活動と拮抗筋活動の関わりについて明らかにするために、筋力の増大局面と減少局面における主働筋と拮抗筋の筋電図活動の相互相関分析を試みた。

## II. 研究方法

### A. 被験者

被験者は成人男子10名で、被験者の年齢、身長、体重はそれぞれ、 $22.3 \pm 6.0$  (平均値  $\pm$  標準偏差) 歳、 $173.1 \pm 3.9$  cm、 $69.9 \pm 9.3$  kg であった。被験者の利き腕は全員右であった。

### B. 実験手順

被験者は座位姿勢をとり、体幹部を垂直に立て、前腕部をベルトで測定台に固定した。前腕部と体幹部の角度は  $90^\circ$  とし、肘関節の角度は  $120^\circ$  とした。前腕は最大回内位と最大回外位の中間位をとった<sup>28)</sup>。

はじめに、被験者は試行間に60秒間の休息をとりながら、3秒間の最大肘屈曲力および最大肘伸展力発揮をそれぞれ3試行発揮した。3試行中の最大値を最大随意筋力とした。

被験者はオシロスコープ上に表示される筋力値を視覚的に追従することによって、等尺性筋力を直線的に5秒間で70%MVCまで増加させ、直ちに直線的に5秒間で0%MVCまで減少させた。肘屈曲力を発揮させる課題（肘屈曲課題）と肘伸展力を発揮させる課題（肘伸展課題）の2つの課題を行った。全被験者のうち半数は肘屈曲課題を先に行い、残りの被験者は肘伸展課題を先に行った。被験者は試行間に60秒間の休息をとりながら、各課題につき4試行ずつ行った。被験者は全員利き手である右腕で筋力発揮を行い、左腕は右腕と同じ関節角度で固定した。

### C. データの記録

#### 1. 筋力

張力計 (TU-BR; TEAC社製) から得られた筋力データを、1kHzのサンプリング周波数でデジタルレコーダー (DR-F3a; TEAC社製) に記録した<sup>26)</sup>。

### 2. 表面筋電図

上腕二頭筋 (Biceps Brachii; BB) 長頭と短頭の間部位および上腕三頭筋 (Triceps Brachii; TB) 外側頭から双極誘導法にて表面筋電図を導出した。それぞれ直径1mmの銀球電極 (UL-3010; ユニークメディカル社製) を装着し、電極間距離は2cmとした。筋電図データを、1kHzのサンプリング周波数でデジタルレコーダー (DR-F3a; TEAC社製) に記録し<sup>26)</sup>、パーソナルコンピュータにより、データ分析ソフト (DADiSP/PROver.4.0; アストロデザイン社製) を用いて、オフライン処理により分析を行った。

### D. データ分析

1課題につき4試行を行ったが、1試行ごとに筋力データおよび筋電図データを分析し、4試行の平均値を各被験者の代表値とし、全被験者の平均値を求めた。筋力の切り返し時点を基準として1000msごとの区間に分け、Fig.1に示したように、各1000msの区間に増大局面をinc1からinc5、減少局面をdec5からdec1までの区間番号をつけた。筋電図の開始から筋力の立ち上がり開始までの間には遅れ時間がある (Electromechanical delay; EMD)<sup>7, 27)</sup>。Norman & Komi<sup>27)</sup> は等尺性の筋力を発揮する場合、上腕二頭筋

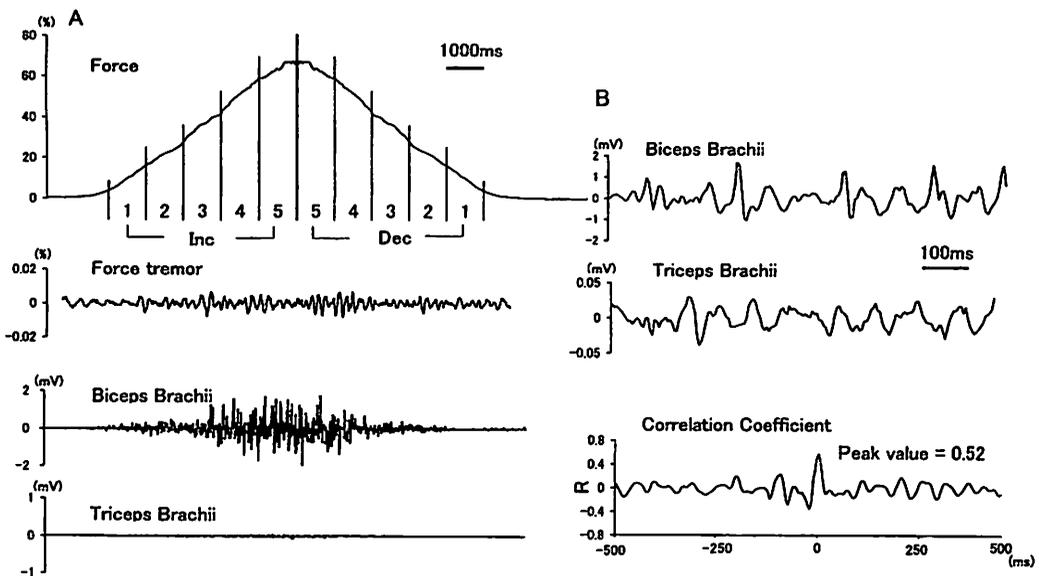


Fig.1 A typical set of data showing force, force tremor, biceps brachii EMG and triceps brachii EMG (A). A typical set of data showing biceps brachii EMG, triceps brachii EMG, and cross correlation coefficient (B).

のEMDは41ms、上腕三頭筋は20msであると報告している。EMDは弾性要素の伸展潜時が一要因であり<sup>7)</sup>、本実験のように筋力の発揮中であれば、弾性要素はあらかじめ伸展されており、EMDはより短くなることが考えられる。それに加えて、今回は1000msの時間幅で筋電図の分析を行ったため、EMDの時間的影響は小さいと考えられる。したがって、本研究では筋力と同時刻における筋電図データを採用し、区間ごとに以下の通り分析を行った。

### 1. 筋電図

筋電図活動については、平均振幅値 (root mean square; rms) および平均周波数を求めた。主働筋のrmsについてはInc1の値を基準に正規化を行った。Moritaniたち<sup>24)</sup>の方法に従い、相互相関分析を行った。主働筋と拮抗筋の筋電図より高速フーリエ変換を用い

てクロススペクトルを求め、逆高速フーリエ変換を用いて相互相関係数を求めた (Fig.1)。その結果、時間遅れゼロ付近にピーク値が観察され、この値をそれぞれの区間において求めた<sup>24)</sup>。

筋力の立ち上がり期、および増大から減少への切り返し時点は発揮筋力が目標とする値からずれやすい。そこで、筋力の立ち上がりおよび切り返しの影響を受けずに安定した筋力を発揮している区間として、Fig.2に示したinc2とdec2およびinc4とdec4の4区間における筋電図活動の平均値を求め、増大局面と減少局面の比較を行った。

### 2. force tremor

筋力曲線から低周波数成分を数値フィルター (1Hzのハイパスフィルター) によって除去し、force tremorを求め (Fig.1)、平均振幅値 (rms) および平均周波数 (MPF) を求め、inc2とdec2およびinc4とdec4における平均値について比較を行った。force tremorのrmsについてはInc1の値を基準にして正規化を行った。

### E. 統計処理

筋力の増大および減少に伴う筋力データおよび筋電図データの平均値の比較には、反復測定による分散分析を行い、5%水準を有意とした。また、増大局面においてはinc1、減少局面においてはdec1の値を対照としたDunnnettのt検定による多重比較を行い、5%水準を有意とした。

増加局面と減少局面における筋電図活動の平均値の比較には、対のt検定を行い、5%水準を有意とした。

## III. 結果

### A. 筋力

肘屈曲課題および肘伸展課題における筋力と筋電図の典型例を示した (Fig.1)。筋電図活動を増大局面と減少局面で比較する際、発揮している筋力が増大局面と減少局面で異なっていないことを確認する必要がある。分析区間inc2とdec2およびinc4とdec4における筋力を、増大局面と減少局面で比較した結果、肘屈曲課題および肘伸展課題ともに、発揮筋力の平均値には

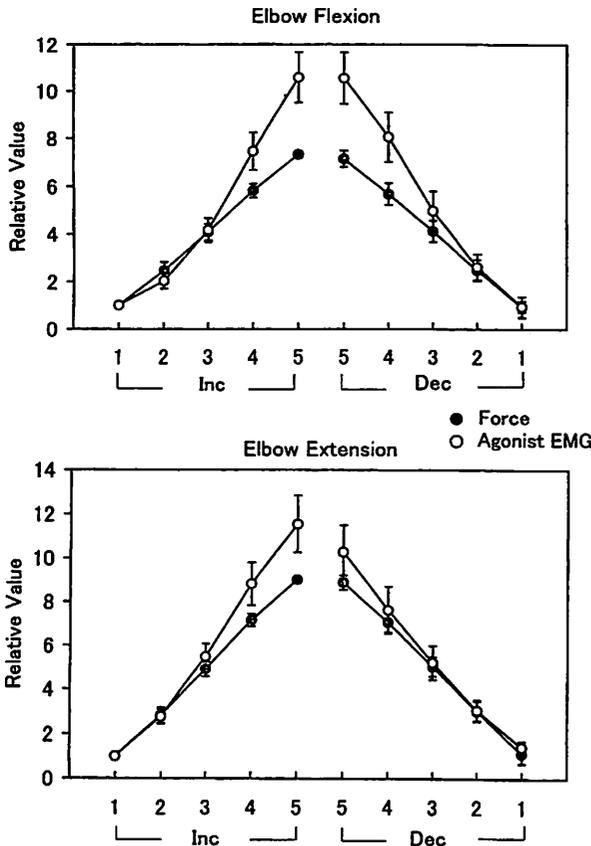


Fig.2 Time course changes in force and agonist EMG rms (N=10, mean+SE). upper: elbow flexion, lower: elbow extension

差が認められなかった (Fig.3)。以後、inc2とdec2を發揮筋力レベルが低い場合、inc4とdec4を發揮筋力レベルが高い場合と表現する。

B. 筋電図平均振幅値

1. 主働筋

筋力發揮に伴う主働筋のrmsにおける平均値の変化をFig.2に示した。肘屈曲課題における上腕二頭筋、および肘伸展課題における上腕三頭筋のrms値は、筋力の増大に伴い増大し (BB;  $F(4,36)=73.3$   $p<0.01$ , TB;  $F(4,36)=19.7$   $p<0.01$ )、筋力の減少に伴い低下した (BB;  $F(4,36)=79.8$   $p<0.01$ , TB;  $F(4,36)=18.1$   $p<0.01$ )。

主働筋のrmsを増大局面と減少局面で比較すると、肘屈曲課題における上腕二頭筋では、發揮筋力レベルが低い場合および高い場合ともに、有意差は認められ

なかった (Fig.3 下段)。一方、肘伸展課題における上腕三頭筋では、發揮筋力レベルが高い場合に、増大局面と比較して減少局面で有意に低い値を示した ( $p<0.05$ )。

2. 拮抗筋

筋力發揮に伴う拮抗筋rmsの変化をFig.4に示した。肘屈曲課題における上腕三頭筋、および肘伸展課題における上腕二頭筋ともに、筋電図活動が観察されたが、それらのrms値は主働筋に対して10%程度と非常に低い値であった。肘屈曲課題および肘伸展課題ともに、筋力の増大に伴いrmsは増大し (TB;  $F(4,36)=73.3$   $p<0.01$ , BB;  $F(4,36)=19.7$   $p<0.01$ )、筋力の減少に伴いrmsは低下した (TB;  $F(4,36)=79.8$   $p<0.01$ , BB;  $F(4,36)=18.1$   $p<0.01$ )。

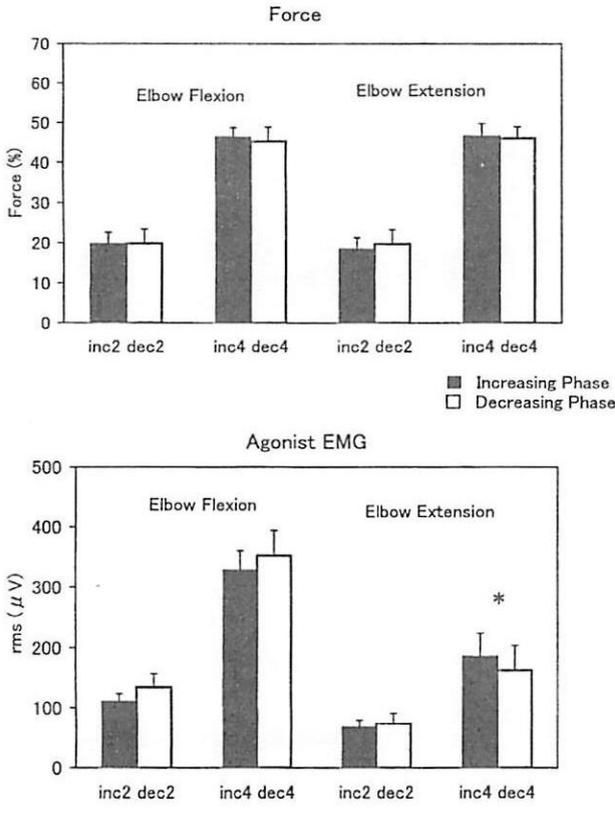


Fig.3 Comparison of force (upper) and agonist EMG rms (lower) between increasing and decreasing phases. (\*  $p<0.05$ )

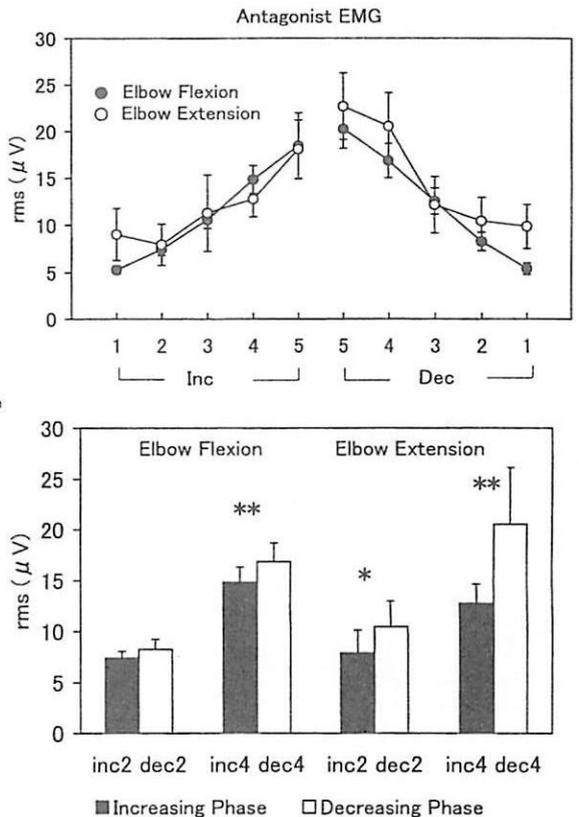


Fig.4 Time course changes in antagonist EMG rms (upper). Comparison of antagonist EMG rms between increasing and decreasing phases (lower). \*  $p<0.05$ , \*\*  $p<0.01$

拮抗筋のrmsを増大局面と減少局面で比較を行うと (Fig.4)、肘屈曲課題では発揮筋力が高い場合に、肘伸展課題では発揮筋力レベルが低い場合および高い場合ともに、増大局面と比較して減少局面のrmsが有意に高い値を示した。

けるMPFの平均値に差は認められなかった (TB;  $F(4,36)=0.33$  ns)。増大局面と減少局面で比較を行うと、肘屈曲課題において、発揮筋力レベルが高い場合に、増大局面と比較して減少局面のMPFが有意に低い値を示した ( $p<0.01$ )。

C. 筋電図平均周波数

1. 主働筋

筋力発揮に伴う主働筋のMPFの変化を Fig.5 (上段) に示した。肘屈曲課題における上腕二頭筋、および肘伸展課題における上腕三頭筋ともに、MPFの値は発揮筋力の増大に伴い増大した (BB;  $F(4,36)=4.15$   $p<0.01$ , TB;  $F(4,36)=3.31$   $p<0.05$ )。また、肘屈曲課題では、発揮筋力レベルが低下するとMPFの値も低下した (BB;  $F(4,36)=5.48$   $p<0.01$ )。肘伸展課題では、減少局面にお

2. 拮抗筋

拮抗筋におけるMPF値の変化を Fig.5 (下段) に示した。肘屈曲課題における上腕三頭筋、および肘伸展課題における上腕二頭筋ともに、筋力の増大局面でMPFの値は減少し (TB;  $F(4,36)=63.5$   $p<0.01$ , BB;  $F(4,36)=3.47$   $p<0.01$ )、減少局面で増大した (TB;  $F(4,36)=45.0$   $p<0.01$ , BB;  $F(4,36)=2.25$   $p<0.05$ )。これは、主働筋におけるMPF値の変化パターンとは反対の

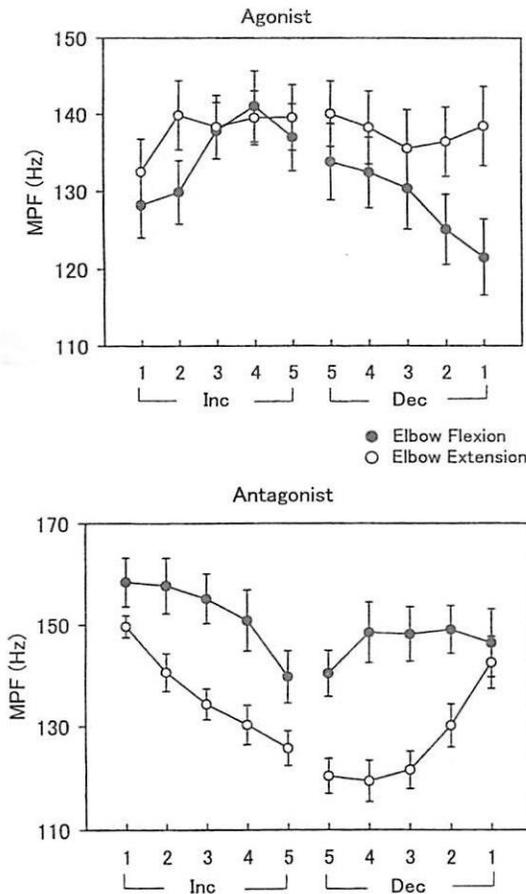


Fig.5 Time course changes in EMG MPF of agonist (upper) and antagonist (lower) EMG.

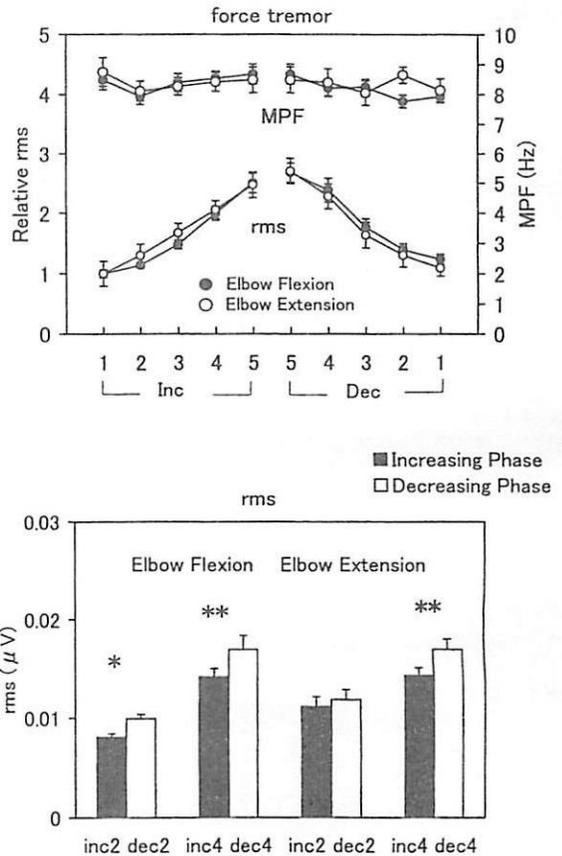


Fig.6 Time course changes in rms and MPF of force tremor (upper). Comparison of force tremor rms between increasing and decreasing phases (lower). \*  $p<0.05$ , \*\*  $p<0.01$

傾向であった。

#### D. force tremor

数値フィルターにより低周波成分を除去したforce tremor (Fig.1) の平均振幅値 (rms) および平均周波数 (MPF) の平均値を Fig.6 (上段) に示した。force tremor の rms は、肘屈曲課題および伸展課題ともに、筋力の増大に伴い増大し (肘屈曲;  $F(4,36)=63.9$   $p<0.01$ , 肘伸展;  $F(4,36)=18.1$   $p<0.01$ )、筋力の減少に伴い減少した (肘屈曲;  $F(4,36)=33.6$   $p<0.01$ , 肘伸展;  $F(4,36)=26.5$   $p<0.01$ )。

肘屈曲課題において、発揮筋力レベルが低い場合および高い場合ともに、減少局面における force tremor の rms が増大局面と比較して有意 ( $p<0.05$ ) に高い値となった (図 6 下段)。肘伸展課題では、発揮筋力レベルが高い場合において、減少局面の force tremor の rms が増大局面と比較して有意に高い値となった ( $p<0.05$ )。筋力の増大および減少に伴う force tremor の MPF の平均値については、発揮筋力レベルの違いによって有意差は認められず、およそ 8Hz であった。

#### E. 主働筋と拮抗筋の筋電図相互相関

主働筋と拮抗筋における筋電図相互相関係数のピーク値を Fig.7 (上段) に示した。肘屈曲課題および肘伸展課題ともに、相互相関係数のピーク値は、筋力の増大に伴い増大した (肘屈曲;  $F(4,36)=3.94$   $p<0.01$ , 肘伸展;  $F(4,36)=3.01$   $p<0.05$ )。一方、減少局面では筋力レベルの違いによる筋電図相互相関係数のピーク値に差は認められなかった (肘屈曲;  $F(4,36)=1.88$  ns, 肘伸展;  $F(4,36)=1.84$  ns)。

相互相関係数のピーク値を増大局面と減少局面で比較を行った (Fig.7 下段)。肘屈曲課題では、発揮筋力レベルが低い場合および高い場合ともに、増大局面と比較して減少局面における相関係数のピーク値が有意に高い値を示した。また、肘伸展課題では発揮筋力レベルが低い場合に、増大局面と比較して減少局面における相関係数のピーク値が有意に高い値を示した。

### IV. 考察

#### A. 主働筋筋電図活動

##### 1. rms

本研究では、肘屈曲課題および肘伸展課題ともに筋力の増大に伴い、rms の値が増大した。筋の張力発揮は、動員されている運動単位の数と運動単位のインパルス発火頻度によって調節される<sup>4, 16)</sup>。筋力発揮制御において運動単位の動員を中心に制御するのか、運動単位の発火頻度を中心に制御するのかは、筋の種類によってその制御方法が異なる<sup>10)</sup>。DeLuca たち<sup>9)</sup> は、上腕二頭筋および上腕三頭筋などの大きな筋群では、筋力の増加に伴い 90%MVC までは、主に運動単位の動員

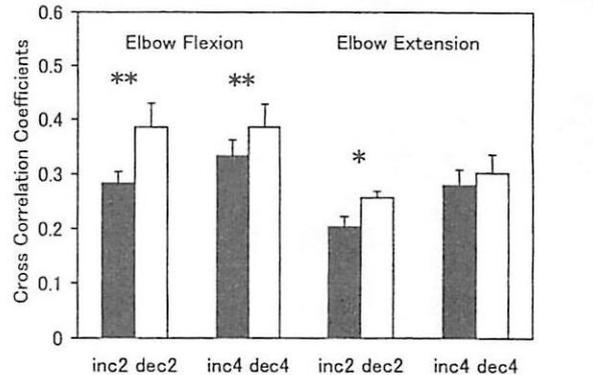
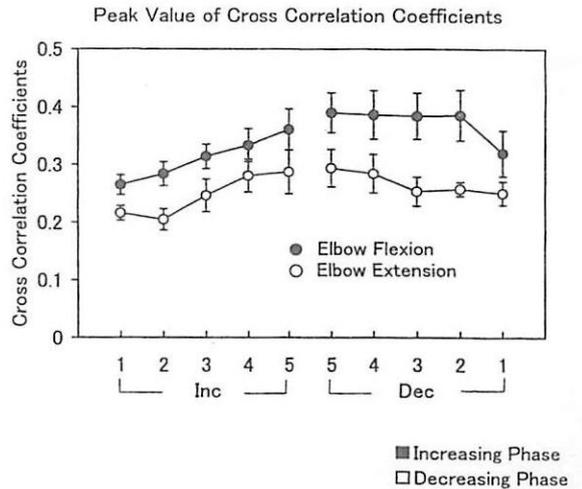


Fig.7 Time course changes in the peak values of cross correlation coefficients between biceps brachii and triceps brachii EMG (upper). Comparison of the peak values of cross correlation coefficients between increasing and decreasing phases (lower). \*  $p<0.05$ , \*\*  $p<0.01$

によって筋力の調節が行われることを明らかにした。本研究は70%MVCまでの出力範囲において実施されたことから、本実験における筋力発揮の増大および減少の調節は主に運動単位の動員および脱動員によると考えられる。筋電図rmsは運動単位の動員と運動単位の発火頻度様相の両者を反映するといわれており<sup>31</sup>、今回の実験の場合、筋力の増大に伴うrmsの増大および筋力の減少に伴うrmsの減少は、それぞれ主に運動単位の動員および脱動員を反映すると考えられる。

本研究では、肘屈曲および伸展課題の増大局面においてinc4(約50%MVC)の時点よりrmsの急激な増大が観察された。Komi & Buskirk<sup>19</sup>、Lawrence & De Luca<sup>20</sup>、およびMoritani & deVries<sup>22</sup>は筋力を直線的に増大させると、高い筋力レベルにおいて筋電図活動が急激に増大すると報告しており、本研究はこれらの結果に一致した。単一の筋線維から生じる活動電位の振幅の大きさは線維の直径に比例する<sup>31</sup>。速筋線維は、一般に直径が大きく<sup>29</sup>、運動単位の活動電位の振幅は遅筋線維と比較すると大きい。したがって、本研究においてInc4の時点より急激にrmsが増大したのは、速筋線維を支配する運動単位の新たな動員を反映するものと推察できる。

## 2. MPF

Muro たち<sup>26</sup>は、筋力を5段階のレベルで発揮させたときに、上腕二頭筋の筋電図におけるMPFは筋力レベルが高くなるにつれて高い値を示すことを報告した。また、Moritani & Muro<sup>23</sup> およびBroman たち<sup>6</sup>は、筋力を低いレベルから高いレベルまでグレーディングして出力した場合に、上腕二頭筋のMPFは80%MVCまでは直線的に増加すると述べている。本研究では、主働筋筋電図のMPFは発揮筋力の増大に伴い増大し、上記の先行研究に一致した。Moritani たち<sup>25</sup>は、50%MVCにおける足底屈を5秒間発揮した場合、腓腹筋のタイプII b線維の割合と同筋から記録された表面筋電図のMPFの間に有意な正の相関が見られることを示した。また、MPFと筋線維の伝導速度の間には相関があり<sup>1</sup>、大きな運動単位の伝導速度は速いことが報告されている<sup>32</sup>。したがって、筋力の増大に伴うMPFの増大は、筋力レベルの増大に伴って高い閾値の

運動単位、すなわち速筋線維の動員が増大したことによると考えられる。また、本研究の肘屈曲課題では、発揮筋力レベルが低下すると、それに伴ってMPFの値も低下した。これは活動していた動員閾値の高い運動単位から先に発火を停止したこと(脱動員)によるものと推察される。

## B. force tremor

本研究において、筋力の増大に伴いforce tremorの振幅値が増大し、筋力の減少に伴いforce tremorの振幅値が減少した。Stiles & Randall<sup>34</sup>、Elble & Randall<sup>13</sup>、Joyce & Raek<sup>16</sup>、およびSakamoto たち<sup>30</sup>は、等尺性の発揮張力が大きくなるとforce tremorの振幅値も増大することを示した。彼らは、発揮張力の増大は大きな運動単位の動員によって制御され、発揮張力が増大するにしたがって新たに動員される大きな運動単位によるtwitchの振幅が大きくなり、そのためにforce tremorの振幅値も増大すると考察した。Elble & Koller<sup>12</sup>、Sakamoto たち<sup>30, 31</sup>、およびArihara & Sakamoto<sup>2</sup>は、数学的なモデルを用いてforce tremorの振幅値は運動単位の動員数の増大が一因であることを示した。前述の通り、本研究で実施した出力範囲では運動単位の動員と脱動員を中心にして制御されるものと考えられる<sup>9</sup>。したがって、今回の実験の場合、筋力の増大に伴うforce tremorの増大および筋力の減少に伴うforce tremorの減少は、それぞれ主に運動単位の動員数の増大および脱動員を反映すると考えられる。

本研究において、肘屈曲課題および肘伸展課題ともに発揮筋力レベルが高い場合において、force tremorの振幅値は増大局面と比較して減少局面で高い値を示した。Arihara & Sakamoto<sup>2</sup>は、運動単位の動員および運動単位の発火の同期によって、force tremorの振幅値が増大すると報告している。しかし、肘伸展課題における主働筋のrmsは、増大局面と比較して減少局面で有意に低い値を示し、肘屈曲課題では有意な差は認められなかった。したがって、減少局面では増大局面と比べて多くの運動単位が動員されているとは考えにくい。一方、本研究の肘屈曲課題では主働筋筋電図のMPFが増大局面と比較して減少局面で有意に低い値を示し、筋電図のMPFが低い値となる要因のひとつに運

動単位の発火の同期化が挙げられる<sup>21)</sup>。したがって、本研究の減少局面において force tremor の振幅値が増大局面と比較して大きな値を示したのは、運動単位の動員数の影響ではなく、運動単位の同期によるものと推察される。

tremorの振幅値は目標とする筋力レベルからのずれと考えることができ、筋力を減少させる局面でtremorの振幅値が大きいたうことは、減少局面では正確に追従運動することが難しいことを意味する。今回の実験条件は、視覚情報を被験者に与えた者であり、したがって、視覚情報を元にした筋力減少の制御は同条件の筋力増大の制御と比較して難しいということが明らかとなった。

### C. 拮抗筋活動

肘屈曲課題および肘伸展課題ともに拮抗筋からも筋電図活動が観察された。しかし、拮抗筋からのrmsは主働筋に対して10%程度と非常に低い値であった。これは、相反神経支配により拮抗筋活動が抑制されたためと考えられる<sup>30)</sup>。先行研究によれば、主働筋が活動する際に拮抗筋からは全く筋電図活動が見られないのではなく、わずかながら筋電図活動が見られることが報告されている<sup>5, 15, 36)</sup>。Yang & Winter<sup>35)</sup> は、30%MVC、50%MVC、100%MVCの等尺性肘伸展力を発揮したとき、発揮筋力レベルが高くなると拮抗筋である上腕二頭筋の活動も高くなると報告している。Hebert たち<sup>15)</sup> は等尺性肘屈曲力を発揮したとき、筋力レベルが高くなると、拮抗筋である上腕三頭筋の筋活動も高くなるが、その活動レベルは主働筋活動の20%以下であると報告している。また、Bernardi たち<sup>5)</sup> は等尺性肘屈曲力を3秒間で100%MVCまでランプ式に増大させる課題を行い、拮抗筋である上腕三頭筋のrmsが増大することを報告している。

肘屈曲課題および肘伸展課題ともに、拮抗筋のMPFは筋力の増大局面で減少し、減少局面で増大し、主働筋におけるMPF値の変化パターンとは反対の傾向であった。MPFの値は運動単位の動員<sup>6, 33)</sup> や筋線維組成<sup>25)</sup>を示すといわれているが、本実験における拮抗筋の活動は主働筋に対して非常に低い値であり、このために本研究のMPFの変化パターンが主働筋と拮抗筋

で異なっていたことが推察される。今後、本実験で観察された拮抗筋活動と同程度の筋活動をランプ式筋力の主働筋として活動させた場合において、MPFの値が増大・減少局面でどのように変化するかについては検討する必要がある。

DeLuca & Mambrito<sup>11)</sup>は指関節を固定させるため長母指屈筋と長母指伸筋を共収縮させたとき、運動単位のインパルス発火頻度が互いに共通して変動することを示した。その結果から、上位中枢より主働筋と拮抗筋に対して共通の運動指令が入力し、主働筋と拮抗筋の別々の筋がひとつのユニットであるかのように興奮すると主張した。Moritani たち<sup>24)</sup>は3週間のパワートレーニングを行い、その前後で上腕二頭筋の長頭と短頭から筋電図を導出して相互相関係数を求めた。その結果、トレーニング後に相関係数のピーク値が高くなり、これはトレーニングにより運動単位活動の同期性が高まったことによると考察した。Carr たち<sup>8)</sup>は、腹直筋を収縮させる課題を行わせ、左右の腹直筋から筋電図活動を導出して相互相関分析を実施した。その結果、有意な相関関係が認められ、大脳一側半球を磁気刺激すると両側の腹直筋から筋電図が誘発されたこととあわせて、上位中枢から左右の腹直筋へ共通の運動指令が入力すると考察した。これらの先行研究より、本研究の主働筋と拮抗筋の筋電図の相互相関係数ピーク値は主働筋と拮抗筋の共収縮活動の程度を示すことが示唆される。

本研究において、相互相関係数のピーク値は、肘屈曲課題および伸展課題ともに発揮筋力レベルが増大するにつれて高い値を示した。したがって、発揮筋力レベルが高くなるに伴い、中枢から屈筋と伸筋の両方の運動ニューロンを興奮させる共通の運動指令の入力が増大し、その結果、拮抗筋の筋活動が高まったものと推察できる。しかしこのとき、相反神経支配による拮抗筋活動の抑制が同時になされたため、観察された拮抗筋のrmsの値は主働筋のrmsに比べて小さな値を示したと考えられる。

減少局面では筋力レベルの低下に伴って相関係数のピーク値の低下は認められず、減少局面では相関係数ピーク値は高値を維持したままであった。さらに、増大局面と比較して減少局面における相関係数のピーク

値が有意に高い値を示した。このことは、筋力の減少局面では、増大局面と比較して、主働筋だけでなく拮抗筋に対して共通の入力をドライブさせる神経系活動がより著しく働いていたことを示唆する。このために、減少局面の拮抗筋rmsの値が、増大局面と比較して高まったものと考えられる。

減少局面における拮抗筋のrmsの値が増大局面と比較して高くなるのは、筋力を減少させる課題に神経系が慣れていないことがその一因として推測されるが、本実験で用いた筋力減少の課題をトレーニングすれば減少局面における拮抗筋活動が低下するかどうかについては今後の検討課題としたい。

## V. 総括

本研究は筋力の増大局面と減少局面の筋活動を比較した。10名の成人男子を被験者として、等尺性肘屈曲力および肘伸展力を目標筋力レベル(70%MVC)に対して、直線的に増大・減少させた。上腕二頭筋と上腕三頭筋から筋電図を導出し、1000msごとにforce tremorのrms、筋電図のrms、MPFおよび主働筋と拮抗筋における相互相関係数のピーク値を求めた。force tremorのrmsは増大局面と比較して減少局面で有意に高い値を示したが、主働筋のrmsでは、減少局面での有意な増大は認められなかった。拮抗筋のrmsは主働筋のrmsに比べて非常に低い値を示し、また、拮抗筋のrmsおよび相関係数のピーク値は、増大局面と比較して減少局面で有意に高い値を示した。これらの結果より、減少局面においては、運動単位の動員の増大ではなく、運動単位の発火の同期によってforce tremorのrmsが大きくなったものと推察される。また、筋力の減少局面では増大局面に比較して、主働筋だけでなく拮抗筋に対して共通の入力をドライブさせる神経系活動がより著しく働いたと推察される。

## 文献

- 1) Arendt-Nielsen, L., Mills, K. R. The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscles fibers conduction velocity. (1985), *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 60, 130-134.
- 2) Arihara, M., Sakamoto, K. Contribution of motor unit activity enhanced by acute fatigue to physiological tremor of finger. (1999), *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 39, 235-247.
- 3) Basmajian, J. V., De Luca, C. J. (1985) *Muscles Alive*, The Williams & Wilkins Company, Baltimore.
- 4) Burke, R. E., Edgerton, V. R. Motor units in animal muscle. (1975), *Exer. Sport. Sci. Rev.* 3, 31-81.
- 5) Bernardi, M., Solomonow, M., Nguyen, G., Smith, A., Baratta, R. (1996), Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. *Eur. J. Appl. Physiol.* 74, 52-59.
- 6) Broman, H., Bilotto, G., DeLuca, D. (1985), Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of forc and time. *J. Appl. Physiol.* 58, 1428-1437.
- 7) Cavanagh, P. R., Komi, P. V. (1979), Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 42, 159-63.
- 8) Carr, L. J., Harrison, L. M., Stephens, J. A. (1994), Evidence for bilateral innervation of certain homologous motoneurone pools in man. *J. Physiol.* 475, 217-227.
- 9) DeLuca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., Xenakis, A. P. (1982), Behaviour of human motor units indifferent muscles during linearly varying contractions. *J. Physiol.* 329, 113-128.
- 10) DeLuca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., Xenakis, A. P. (1982), Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary isometric contractions. *J. Physiol.* 329, 129-142.
- 11) DeLuca, C. J., Mambrito, B. (1987), Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: Coactivation and reciprocal activation. *J. Neurophysiol.* 58, 525-542.
- 12) Elble, R. J., Koller, W. C. Tremor, (1980), The Johnsons Hopkins University Press, Baltimor.
- 13) Elble, R. J., Randall, J. E. (1978), Mechanistic components of normal hand tremor. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 44, 72-82.
- 14) Hagbarrth, K. E., Young, R.R. (1979), Participation of the stretch reflex in human physiological tremor. *Brain* 102, 509-526.

- 15) Hebert, L. J., DeSerres, S.J., Arsenau, H. A. B. (1991), Cocontraction of the elbow muscles during combined tasks of pronation-flexion and supination-flexion. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 31, 482-488.
- 16) Henneman, E., Mendell, L. M. (1981), Functional organization of motoneurone pool and its inputs. *Handbook of physiology*, American Physiological Society, Bethesda, 423-507.
- 17) Henneman, E., Somjem, G., Carpenter, D. O. (1965), Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J. Neurophysiol.* 28, 560-580.
- 18) Joyce, G. C., Rack, P. M. P. (1974), The effects of load and force on tremor at the normal human elbow joint. *J. Physiol.* 240, 375-396.
- 19) Komi, P. V., Buskirk, E. R. (1970), Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 10, 357-367.
- 20) Lawrence, J. H., DeLuca, C. J. (1982), Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J. Appl. Physiol.* 54, 1653-1659.
- 21) Lippold, O. C. J., Redfeard, J. W. T., Vuco, J. (1960), The electromyography of fatigue. *Ergonomics* 3, 121-131.
- 22) Moritani, T., DeVries, H. A. (1978), Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram and force of isometric contraction. *Am. J. Phys. Med.*, 57, 263-277.
- 23) Moritani, T., Muro, M. (1987), Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 56, 260-265.
- 24) Moritani, T., Muro, M., Ishida, K., Taguchi, S. (1987), Electrophysiological analyses of the effects of muscle power training. *J. Sports. Med. Sci.*, 1, 23-32.
- 25) Moritani, T., Gaffney, F. D. (1985) Interrelationships among muscle fiber types, electromyogram, and blood pressure during fatiguing isometric contraction. In: Winter, D. A et al. (eds.) *Biomechanics IV -A, Human Kinetics*, Illinois, 287-292
- 26) Muro, M., Nagata, A., Moritani, T. (1983), Analysis of myoelectric signals during dynamic and isometric contractions. Matsui, H., Kobayashi, K. *Biomechanics-A. Human Kinetics Publishers*, 432-439.
- 27) Norman, R. W., Komi, P. V. (1979), Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta. Physiol. Scand.* 106, 241-8.
- 28) 小田伸午、来田宣幸(2000), 握力と肘屈曲力の最大同時発揮における筋・神経系活動、*体育学研究* 45, 213-224.
- 29) Polgar, J., Johnason, M. A., Weightman, D., Applenton, D. (1973), Data on fibre size in thirty-six human muscles. *J. Neurological. Sci.* 19, 307-318.
- 30) Sakamoto, K., Itakura, N., Nishida, K., Zhou, L. (1993), Study of function of fingers by physiological tremor. *J. Therm. Biol.* 18, 665-669.
- 31) Sakamoto, K., Nishida, K., Zhou, L., Itakura, N., Seki, K., Hamba, S. (1992), Characteristics of physiological tremor in five fingers and evaluations of fatigue of fingers in typing. *Ann. Physiol. Anthropol.* 11, 61-68.
- 32) Solomonow, M., Baratta, R. (1990), The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 30, 141-152.
- 33) Sherrington, C. S. (1906) *The integrative action of the nervous system.* Yale University Press, New Haven.
- 34) Stiles, R. N., Randall, J. E. (1967), Mechanical factors in human tremor frequency. *J. Appl. Physiol.*, 23, 324-330.
- 35) Yang, J. F., Winter, D. A. (1983), Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 64, 417-420.

(2000年12月20日受付、2001年2月28日受理)