

手関節の速い随意屈曲時に  
前腕筋に出現する三相性筋電図パターン

— 高齢者と若年健康成人との比較 —

沢田 雄二\*

札幌医科大学衛生短期大学部作業療法学科 (主任 佐藤 剛 教授)

The Triphasic Electromyographic Patterns Occurring in Forearm Muscles  
during Rapid Voluntary Wrist Flexion

— Comparison between Elderly and Young Healthy Subjects —

Yuji SAWADA

*Department of Occupational Therapy, School of  
Allied Health Professions, Sapporo Medical College  
(Chief : Prof. T. SATO)*

**ABSTRACT** In order to investigate the influence of aging on the function of the central nervous system for movement control, the triphasic electromyographic (EMG) patterns associated with visually guided step-tracking tasks were examined in elderly and young healthy subjects. Subjects were seated in an armchair opposite an oscilloscope on which a target line and a wrist angle line were displayed. They were asked to flex the wrist and match the wrist angle to the target at three different amplitudes of movements (10, 20 and 30 degrees) as fast as possible. The wrist positions were recorded with an electric goniometer attached to the wrist joint, and EMG activities were recorded with bipolar electrodes from the flexor carpi radialis and the extensor carpi radialis longus. The data obtained were analyzed using a signal processor after each experiment.

The changes of triphasic EMG patterns associated with varying kinematic parameters of wrist movements are summarized as follows.

1. The movement trajectories of young subjects at each amplitude (10, 20 and 30 degrees) were relatively stable and reproducible, but the movement trajectories of elderly subjects fluctuated. The duration and the peak velocity of movement increased with movement amplitude. There were significant differences in the duration and the velocity of movements between young and elderly subjects.

2. As the movement amplitude was increased in young subjects, the duration of agonist EMG burst (Ag1, S-P and Ag2) from flexor muscles and the duration and delay of antagonist EMG burst (Ant) from extensor muscles did not change.

3. As the movement amplitude was increased in elderly subjects, the duration of Ag1 and delay of Ant tended to increase and the duration of the S-P tended to decrease. The following changes in elderly subjects occurred in comparison with young subjects: a) the duration of Ag1 increased at 30 degree amplitude; b) the duration of Ant increased; c) the duration of Ag2 increased at 20 and 30 degrees; d) the duration of S-P tend to decrease at 30 degrees; and e) the delay of Ant decreased.

\* 札幌医科大学生理学第2講座・交流研究員 (主任 青木 藩 教授)

Department of Physiology (Section 2), Sapporo Medical College (Chief : Prof. M. AOKI)

4. The amplitude of Ag1 increased and was correlated with the amplitude of movements in young and elderly subjects, but the amplitude of Ant did not increase.

The elderly subjects showed some impaired movements and changes in the triphasic EMG patterns. These results indicate that aging may exert some influence on the function of the central nervous system for control of voluntary movements.

(Received December 16, 1991 and accepted January 8, 1992)

**Key words:** Human subject, Kinematics, Triphasic EMG pattern, Motor control, Aging

## 1 緒 言

一般に、ヒトの運動能力は20-30歳で最高に達し、老化による神経・筋系の組織学的、機能的変化とともに運動能力の低下が徐々に現われてくるとみなされている。特に上肢の運動では、動いている目標に対し速く正確に手指を追従させる動的指標追跡能力、または手指の巧緻動作が著しく低下することが報告されている<sup>1,2)</sup>。これらの運動では、上肢の多くの筋群が目的達成のために時間的・空間的に協調することによって、滑らかで効率的な運動が可能となる。このような運動を行うためには、末梢からの運動に関する求心性情報による運動制御<sup>3,4)</sup>、および大脳の上位中枢からの下行性の運動司令情報による制御<sup>5-7)</sup>が重要となる。したがって、高齢者における協調性を必要とする運動能力の低下は、老化による上記の運動制御機構への影響によるものと推定される。しかし、老化が運動制御の中枢神経機構にどのような影響をおよぼすのかは不明の点が多い。

視覚標的に向かって手関節を可能な限り速く屈曲するステップ型運動の際には、定型的な三相性筋電図が出現する<sup>8-10)</sup>。この三相性筋電図パターンは、手関節の関節運動に先行して現れる主動筋(Agonist 1, Ag1)筋電図と、これに続いて出現する主動筋の低下した時期(Silent-period, S-P)およびこれに相反して出現する拮抗筋(Antagonist, Ant)筋電図、さらに、主動筋S-Pの後に再び出現する筋電図(Agonist 2, Ag2)により特徴づけられている。若年健康成人を対象にした研究では、種々の異なる条件下においても筋電図Ag1, S-PおよびAntの持続時間が変わらず<sup>10,11)</sup>、また薬物および圧迫による神経遮断を行っても筋電図Antが出現する<sup>8,12)</sup>ことから、筋電図Ag1, S-PおよびAntは大脳の上位中枢で事前に作られた下行性運動司令信号を反映した筋電図と考えられている。高齢者でステップ型運動を行うと運動速度の低下および運動再現性の低下が報告されている<sup>13)</sup>。しかし、高齢者でみられるこ

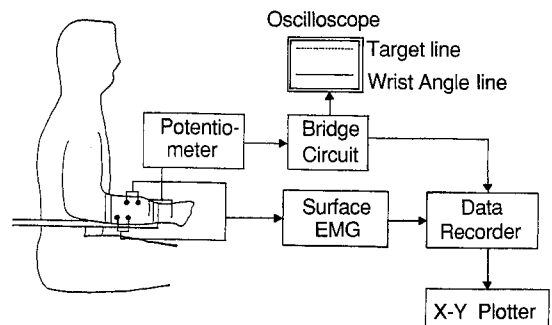
の運動能力の低下が中枢神経系活動の変化に起因するのかが未だ明らかにされていない。

そこで、著者は、老化による上肢の運動能力の低下が、大脳の上位中枢からの下行性運動司令信号の変化に基づいているかどうかを調べる目的で、速いステップ型運動を高齢者および若年健康成人に行わせ、両者の筋電図パターンを検討した。本研究では特に、運動振幅の増加にともなう三相性筋電図パターンを高齢者と若年健康成人とで比較検討した。ステップ型運動の運動学的要素として、運動振幅の変化にともなう運動時間と運動速度を、また、三相性筋電図Ag1, S-P, Ag2, およびAntの持続時間と振幅およびAnt発現のタイミングを測定し、運動振幅にともなう、各筋電図間での時間関係および振幅の変化を明らかにしようとした。

実験成績の一部は既に第20回日本脳波・筋電図学会学術大会(1990年10月)<sup>14)</sup>で発表済みである。

## 2 実験方法

対象は神経学的および整形外科的に異常が認めら



**Fig. 1** Experimental setup. During the experiment, subjects were seated in an armchair opposite an oscilloscope on which a target line and a wrist angle line were displayed. The EMGs of the forearm muscles were recorded by means of surface electrodes. Wrist joint angle was measured by a potentiometer connected to a bridge circuit.

れない若年健康成人12名(女性6名, 男性6名)および高齢者12名(女性6名, 男性6名)であった。年齢は若年健康成人群で19-35歳(平均年齢21.9歳), 高齢者群で73-82歳(平均年齢77.1歳)であった。全ての被験者に対し, 実験内容に対する十分な理解および了承(Informed consent)を得て実験を行った。

実験は以下に述べる方法により行った(Fig. 1)。被験者はアームチェアに座り, 肩関節約10度外転, 肘関節90度屈曲位の楽な肢位をとった。実験側の前腕(利き腕)はアームレスト上で2本のバンドで固定した。ポテンシオメーターのついた電気角度計を手関節に装着し, 手関節の位置角度をオシロスコープ上でモニターした。オシロスコープには2本の輝線が表示され, 1本は被験者の手関節の位置角度を上下の輝線の動きにより示し, もう1本は固定された線で視覚標的として用いた。電気角度計からの信号はFMテープを用いたデータレコーダ(XR-510, TEAC)に記録保存した。実験終了後, 手関節運動の運動時間, 最大速度, 筋電図Ag1の発現から運動開始までの時間を測定し, 手関節運動と筋電図との関係を解析した。

前腕筋の筋電図の記録には筋電計(ニューロバック2, 日本光電)を用い, 筋電計の周波数帯域幅を30 Hz-3 kHzに設定した。表面記録電極(双極)は橈側手根屈筋および長橈側手根伸筋の筋腹上に2-3 cm離して装着した。導出記録された筋電図は観察と同時にデータレコーダに記録保存した。実験終了後, 筋電図は積分計(時定数20 ms)を通し, 振幅, 持続時間およびAg1からの発現時間を測定した。データの解析にはシグナルプロセッサ(7T18, 日本電気三栄)を用いた。

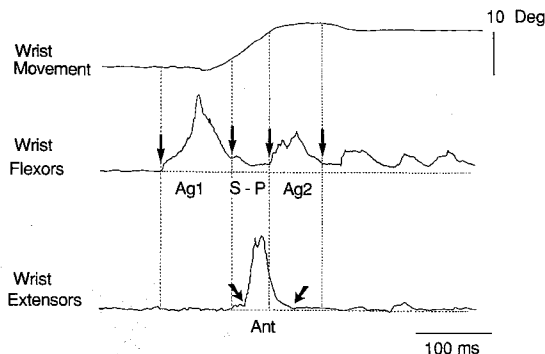


Fig. 2 A typical example of triphasic EMG pattern occurring during rapid step-tracking wrist flexion. In the wrist, upward deflexion indicates flexion. Middle and lower records represent the rectified and integrated EMGs. Arrows represent the onset and termination of Ag1, S-P, Ag2 and Ant.

三相性筋電図の測定にあたり, 各要素 Ag1, S-P, Ag2 および Ant の判定基準は次のようにした(Fig. 2)。Ag1 は筋電図の基線からの立ち上がり時点から, 筋電図の振幅が低下して水平になる時点までの間とした。S-P は Ag1 の終わりから Ag2 の立ち上がり時点までとした。Ag2 は S-P からの立ち上がり時点から, 波形が水平になる時点までとした。Ant は S-P に対応する時間で, Ag1 と同じ基準に基づいた。これらの判定は上記の判定基準に基づき目視による判定により, 各記録ごとに行なった。

実験は次のような手順で行なった。1)被験者に, 運動開始前に前腕の主動筋, 拮抗筋ともにリラックスする様に指示した。2)音刺激後, 被験者は自発的に, できる限り速く(運動の開始から視覚標的までの時間が100-150 msの範囲)オシロスコープに示されている視覚標的まで手関節のステップ型運動を行うように指示した。3)運動時の三相性筋電図パターンが確実に出現するまで数十分間練習を行った。4)三相性筋電図パターンが安定して出現するようになったら, 初期肢位を30度背屈と一定にした。その位置から手関節の屈曲運動

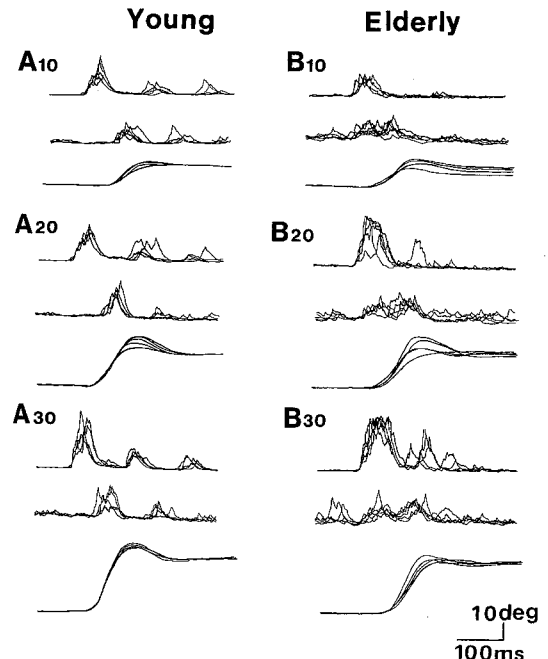


Fig. 3 Varying amplitudes of wrist movements and the EMG bursts recorded from wrist flexors and extensors in young and elderly subjects. Left and right columns show 5 times superimposed records of young and elderly subjects, respectively. A<sub>10,20,30</sub>, B<sub>10,20,30</sub>: the different movement amplitudes.

の角度, すなわち運動振幅を変化させ, 6段階の異なる運動振幅(5, 10, 15, 20, 25, 30度)でステップ型運動を同様に行なった。高齢者の場合は, 実験時間が1時間以内と制限されていたため, 運動振幅を3条件(10, 20, 30度)にしてステップ型運動を行なった。

得られた測定値は平均値±標準偏差(SD)で表示し, 有意差検定はStudentのt検定を用い, 危険率 $P < 0.05$ の場合を有意差ありとした。

### 3 成績

#### 3・1 速い手関節の運動と三相性筋電図の特徴

若年健康成人および高齢者の運動振幅の増加にともなう運動の軌跡と, 三相性筋電図の5回重ね合わせた記録のそれぞれの代表例をFig. 3に示す。高齢者の運動軌跡は若年健康成人と比較すると, 手関節の各運動の開始から運動の終わりまでが一致せず安定性に欠け, 運動の再現性の低下がみられた(Fig. 3-B<sub>20</sub>, B<sub>30</sub>)。また, 視覚標的に対する運動振幅の正確性は目標値に対し約5—20%の誤差を示した。高齢者の筋電図では, Ag1の持続時間が若年健康成人より約10数ms延長して現れていた。Ag2は, 高齢者, 若年健康成人ともに出現率が低く, 同一被験者においても, 若年健康成人では90—100%, 高齢者では60—90%であった。さらに, 運動振幅が30度の時, 高齢者のAg2の立ち上がり時間が一定していなかった(Fig. 3-B<sub>30</sub>)。高齢者でのAntは, 筋電図の開始時間が若年健康成人と比較して早く(20—40ms)出現しており, またAntの持続時間の延長(20—30ms)を示していた。

#### 3・2 速い手関節随意屈曲時の運動パターン

若年健康成人の動きの開始から到達角度までの平均運動時間(Duration, D, Fig. 4-A)と標準偏差(n=12)は, 各運動振幅10, 20および30度において, それぞれ $101.0 \pm 15$ ,  $105.2 \pm 43$ および $113.6 \pm 40$ msであった(Fig. 4-B)。高齢者での平均および標準偏差(n=12)は各運動振幅に対し $120.4 \pm 28$ ,  $128.1 \pm 25$ および $138.7 \pm 40$ msであった。両群ともに運動振幅の増加にともない, わずかに平均運動時間に増加の傾向が認められた。若年健康成人と高齢者間の各運動振幅における平均運動時間の差はそれぞれ19.4, 22.9および25.1msで, 高齢者では運動時間の有意な延長( $P < 0.05$ )が認められた。

次に, 各運動振幅の増加に対する平均最高速度(Vel, Fig. 4-A)は, 若年健康成人ではそれぞれ $115.5 \pm 15$ ,  $180.7 \pm 42$ および $272.5 \pm 60$  deg/s, 高齢者では $92.5 \pm 26$ ,  $146.6 \pm 38$ および $228.5 \pm 50$  deg/sであった(Fig.

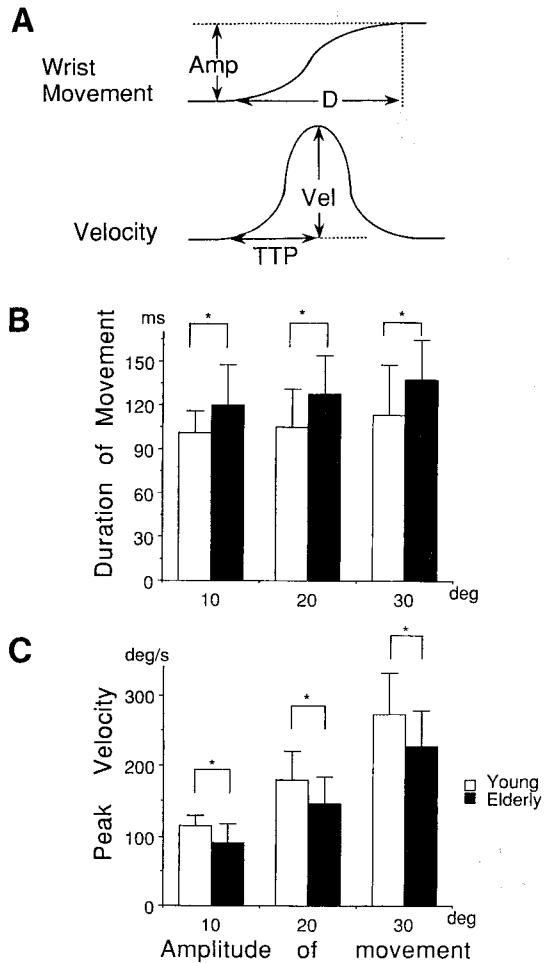
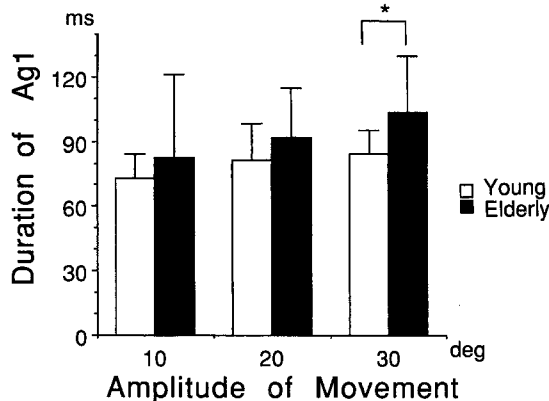


Fig. 4 Kinematics of wrist movements in young and elderly subjects. A shows the trajectory of the wrist movement and velocity. B shows the relationship between duration and amplitude of movements. There is a significant difference between young and elderly subjects ( $P < 0.05$ ) at each amplitude. C shows the relation between peak velocity and amplitude of movements. The peak velocity is a function of the movement amplitude. There is a significant difference between young and elderly subjects ( $P < 0.05$ ) at each amplitude. The movements started from a 30 degree dorsiflexed wrist position and amplitudes of movements were of 10, 20 and 30 degrees. Open bars: young subjects (n=12), closed bars: elderly subjects (n=12). Vertical lines indicate standard deviation (1SD). \*:  $P < 0.05$ .

4-C). 運動振幅と平均最高速度の増加との相関を求めると, 若年健康成人の相関係数は $r = 0.892$  ( $P < 0.01$ ), 高齢者では $r = 0.822$  ( $P < 0.01$ )であった。若

年健康成人および高齢者ともに運動振幅と平均最高速度の増加との間には強い正の相関があった。各運動振幅間の両群での平均最高速度の差をみると、高齢者では平均最高速度が有意に低下 ( $P < 0.05$ ) していた。

三相性筋電図の各要素の発現パターンの変化に寄与する運動要因に、運動の開始から最高速度に達するまでの時間 (Time to Peak, TTP) と最高運動速度から



**Fig. 5** Effect of increasing amplitude of movement on duration of Agonist EMG burst (Ag1) from wrist flexors. The duration of Ag1 in both young and elderly did not change with increasing amplitude of movements, but there is a significant difference between young and elderly subjects ( $P < 0.05$ ) at an amplitude of 30 degrees. Open bars: young subjects ( $n = 12$ ), closed bars: elderly subjects ( $n = 12$ ). Vertical lines indicate 1 SD. \*:  $P < 0.05$ .

運動停止までの時間の比率が重要になる<sup>8)</sup>。そこで、運動の開始から最高運動速度に達するまでの時間を運動時間の割合 (TTP of Vel/D, Fig. 4-A) で求めると、若年健康成人での割合の平均は、各運動振幅(10, 20, 30度)で、それぞれ0.45, 0.43, 0.42であり、高齢者では0.43, 0.47, 0.46であった。この成績から、最高運動速度は運動時間の中間点よりわずかに早く出現し、若年健康成人および高齢者ともに最高速度の出現のタイミングには差がないことがわかった。

### 3.3 運動振幅の増加にともなう主動筋筋電図 Ag1 持続時間の比較

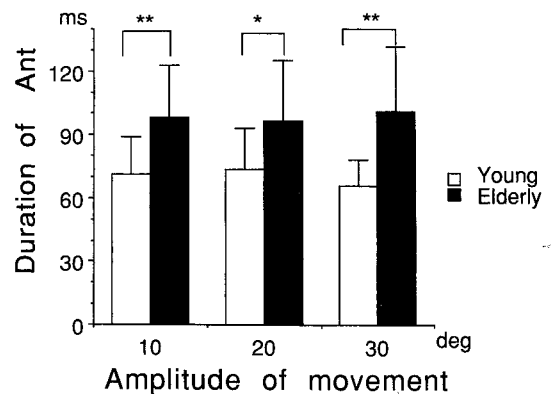
主動筋 Ag1 の働きは運動の駆動力と考えられる<sup>15,16)</sup>。運動振幅の増加 (すなわち運動速度の増加) と、これにともなう筋電図 Ag1 の持続時間の変化を解析すると、若年健康成人の Ag1 の平均持続時間および標準偏差 ( $n = 12$ ) は各運動振幅(10, 20, 30度)において  $76.1 \pm 11.0$ ,  $81.7 \pm 16.5$  および  $84.0 \pm 10.7$  ms であった (Fig.

5)。この Ag1 持続時間の変化は運動振幅の増加にともなう運動時間の変化と同様な変化を示しており、運動時間と筋電図の持続時間は 1 対 1 の対応を示していた。一方、高齢者では Ag1 の平均持続時間および標準偏差 ( $n = 12$ ) はそれぞれ  $82.7 \pm 38.3$ ,  $91.3 \pm 23.1$  および  $103.4 \pm 26.0$  ms で、運動振幅の増加にともない持続時間の増加傾向を示し、運動時間の増加と同様な変化を示した。

若年健康成人と高齢者の Ag1 持続時間を比較すると、各運動振幅で 10 数 ms の持続時間の延長が高齢者にみられた。さらに運動振幅の増加にともない、若年健康成人と高齢者間での持続時間の差が大きくなる傾向がみられ、運動振幅 30 度では有意な持続時間の延長 ( $P < 0.05$ ) を示した。

### 3.4 運動振幅の増加にともなう拮抗筋筋電図 Ant 持続時間の比較

主動筋 Ag1 が運動の駆動力として働いているのに対し、拮抗筋 Ant は運動の減速力として機能すると考えられる<sup>17,18)</sup>。運動振幅の増加 (運動速度の増加) と、これにともなう筋電図 Ant の持続時間の変化を解析すると (Fig. 6)、若年健康成人では各運動振幅 10, 20 および 30 度において、Ant の平均持続時間および標準偏差



**Fig. 6** Effect of increasing amplitude of movement on duration of EMG burst from extensors (Ant). The duration of Ant in both young and elderly subjects did not change with increasing amplitude of movements. There is a significant difference between young and elderly subjects at amplitudes of 10 ( $P < 0.01$ ), 20 ( $P < 0.05$ ) and 30 ( $P < 0.01$ ) degrees. Open bars: young subjects ( $n = 12$ ), closed bars: elderly subjects ( $n = 12$ ). Vertical lines indicate 1 SD. \*\*:  $P < 0.01$  and \*:  $P < 0.05$ .

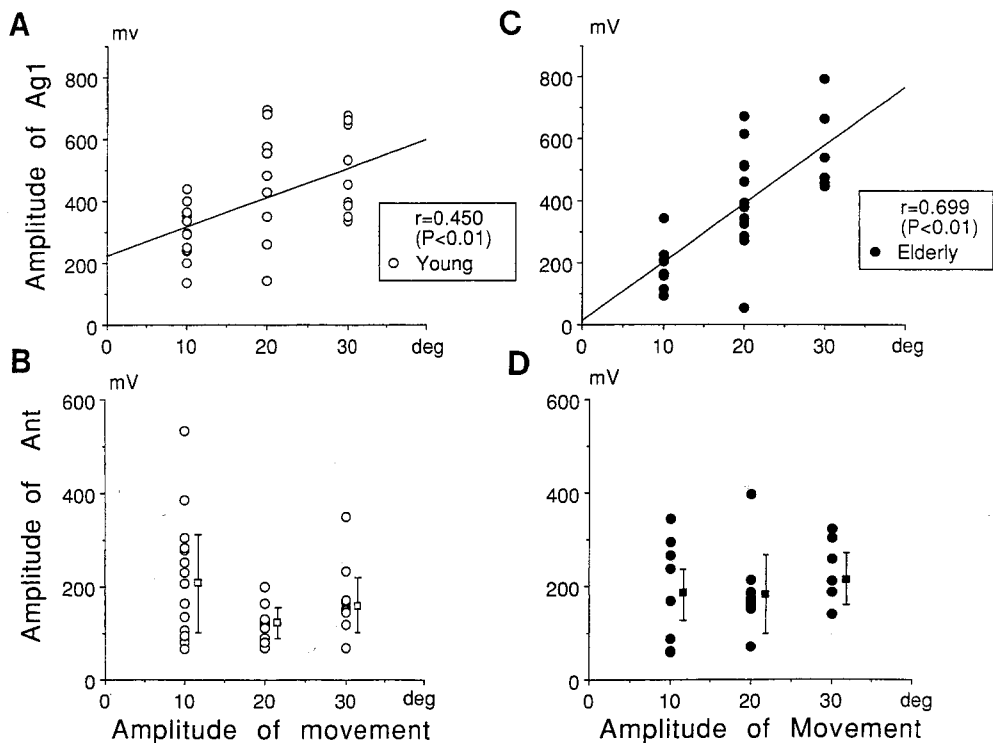
( $n=12$ )は、それぞれ  $70.9 \pm 18.0$ ,  $73.5 \pm 19.5$  および  $65.6 \pm 12.4$  ms であった。この成績から、Ant の持続時間は運動振幅の増加との間に相関はなく、減速機能に重要な役割を果たしていないとみなされた。高齢者の場合も若年健康成人と同様で、各運動振幅に対する Ant の平均持続時間および標準偏差 ( $n=12$ ) は、それぞれ  $98.1 \pm 24.4$ ,  $96.1 \pm 28.7$  および  $101.0 \pm 30.6$  ms となり、運動振幅の増加との間に相関はみられなかった。この場合、若年健康成人と高齢者の各運動振幅での Ant の平均持続時間の差は、それぞれ  $27.2$  ms ( $P < 0.01$ ),  $22.6$  ms ( $P < 0.05$ ) および  $35.4$  ms ( $P < 0.01$ ) であり、高齢者の Ant の平均持続時間は若年健康成人と比較して有意に延長していた。この成績から、老化による拮抗筋運動ニューロンに向かう下行性司令信号への影響があるとみなされた。

### 3.5 運動振幅の増加にともなう主動筋筋電図 Ag1 および拮抗筋筋電図 Ant 振幅の比較

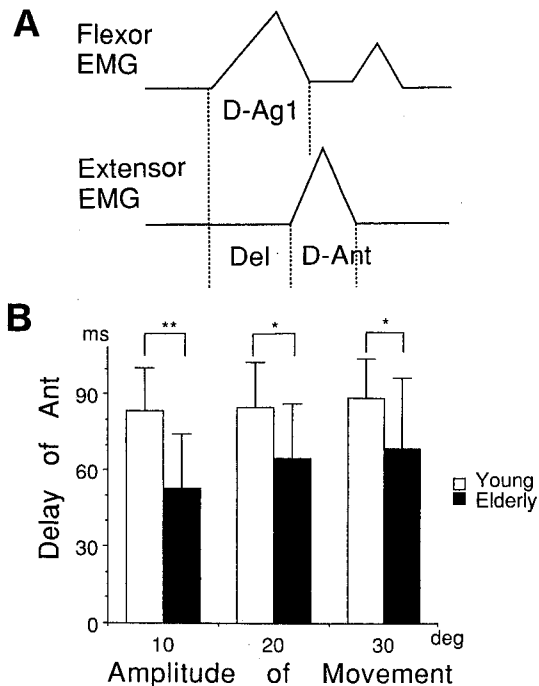
運動振幅の増加 (速度の増加) にともない、これらの運動の駆動力である主動筋の筋電図 Ag1 の振幅も増加することが若年健康成人で報告されている<sup>15,16</sup>。そこ

で同様の増加が高齢者においてもみられるかどうかを調べた。筋電図の振幅は個人差が大きく各被験者間で共通の一定した値で正規化することが困難であった。そこで、運動振幅の増加に対する平均最高速度が平均に最も近い若年健康成人と高齢者の一例づつを Fig. 7 に示す。運動振幅の増加に対する筋電図 Ag1 振幅の変化は、若年健康成人 (Fig. 7-A) では、正の相関 ( $r=0.450$ ,  $P < 0.01$ ) を示した。この成績は、これまで報告されたもの<sup>16</sup> と類似した値であった。高齢者 (Fig. 7-C) では、若年健康成人以上に、運動振幅と Ag1 振幅の間に強い正の相関 ( $r=0.699$ ,  $P < 0.01$ ) を示した。他の被験者でも相関の大きさに差はあるが、同様な正の相関があった。この成績から、高齢者では運動振幅の増加にともなう駆動力の増加率が健康成人と比較して大きい傾向が認められた。

同じ被験者について、筋電図 Ant 振幅の変化を調べた。運動振幅の増加に伴う Ant の持続時間には有意な相関がなかった (Fig. 6) のと同様に、Ant 振幅も運動振幅の増加との間に有意な相関を示さなかった (Fig. 7-B, D)。この成績から、高齢者の Ant (持続時間, 振



**Fig. 7** Effect of increasing amplitude of movement on amplitude of EMG burst from wrist flexors (Ag1) and extensors (Ant). A, B: a young subject, C, D: an elderly subject. Ag1s plotted in A and C were positively correlated with movement amplitude, but Ants plotted in B and D were not significantly correlated with movement amplitude.

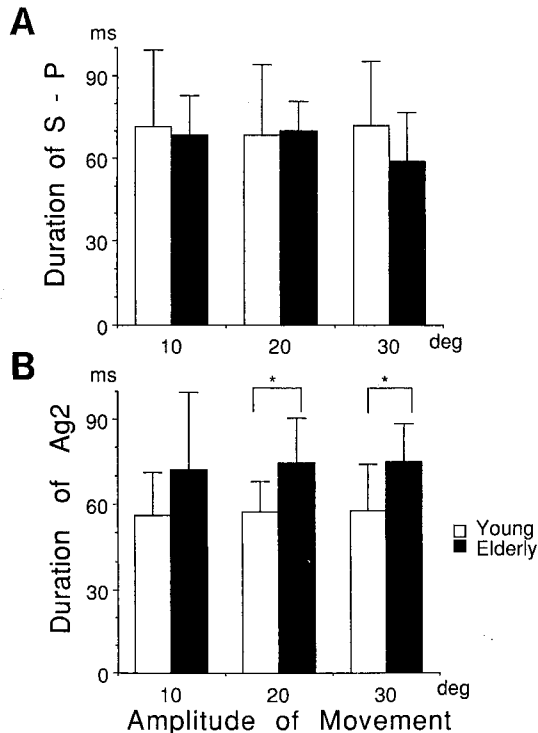


**Fig. 8** Effect of increasing amplitude of movement on delay of onset of Ant from the onset of Ag1. A shows a schematic drawing of EMG burst. B shows the delay of Ant. The delay of Ant in both young and elderly subjects did not change with increasing amplitude of movements. There is a significant difference between young and elderly subjects at amplitudes of 10 ( $P < 0.01$ ), 20 ( $P < 0.05$ ) and 30 ( $P < 0.05$ ) degrees. Open bars: young subjects ( $n=12$ ), closed bars: elderly subjects ( $n=12$ ). Vertical lines indicate 1 SD. \*\*:  $P < 0.01$  and \*:  $P < 0.05$ .

幅)は若年健康成人と同様に運動振幅の大きさおよび運動速度に関係なく決定されていることがわかった。

### 3・6 運動振幅の増加にともなう拮抗筋筋電図 Ant の遅れ時間の比較

拮抗筋の収縮により発現する減速力は持続時間および振幅ばかりでなく発現するタイミングも重要と考えられる。そこで、筋電図 Ag1 の立ち上がり時点から筋電図 Ant の立ち上がり時点までの遅れ時間 (Del, Fig. 8-A) を測定した。若年健康成人の各運動振幅 (10, 20, 30 度) における Ant の遅れ時間の平均と標準偏差 ( $n=12$ ) は、それぞれ  $83.4 \pm 17.0$ ,  $84.8 \pm 17.7$  および  $88.2 \pm 15.8$  ms であり、運動振幅の増加にともなう Ant の遅れ時間の変化を示さなかった。高齢者の Ant の遅れ時間の平均と標準偏差 ( $n=12$ ) は、それぞれ  $52.5 \pm$



**Fig. 9** Effect of increasing amplitude of movement on duration of agonist EMG burst (S-P and Ag2) from wrist flexors. A shows the duration of S-P. The duration of S-P did not change with increasing amplitude of movements, but at amplitude of 30 degrees the duration of S-P in elderly subjects is slightly shorter than that in young subjects. B shows the duration of Ag2. The duration of Ag2 did not change, either, but at amplitudes of 20 and 30 degrees there are significant differences between young and elderly subjects ( $P < 0.05$ ). Open bars: young subjects ( $n=11$ ), closed bars: elderly subjects ( $n=8$ ). Vertical lines indicate 1 SD. \*:  $P < 0.05$ .

21.7,  $64.4 \pm 21.9$  および  $68.4 \pm 27.9$  ms であり、運動振幅の増加にともなう Ant の遅れ時間に延長傾向が認められた。

若年健康成人と高齢者の各運動振幅での Ant の遅れ時間の差を調べると、それぞれ  $30.9$  ( $P < 0.01$ ),  $20.4$  ( $P < 0.05$ ) および  $19.8$  ms ( $P < 0.05$ ) で、高齢者において有意な Ant の遅れ時間の短縮がみられた。特に、運動振幅 10 度では著明な遅れ時間の短縮を示しており、運動速度の低下の要因として Ant 発現のタイミングが重要であることが明らかになった。さらに、高齢者は

若年健康成人と比較して Ant の持続時間が延長しており、この持続時間の延長が Ant の遅れ時間の短縮になって現れていることがわかった。

### 3・7 運動振幅の増加にともなう主動筋筋電図 S-P および Ag2 の持続時間の比較

主動筋 S-P の機能的意義は未だ明確にされていない。しかし、S-P の発現機序は拮抗筋からの抑制性 Ia 介在ニューロンの活動による主動筋運動ニューロンの抑制に基づくと推定される<sup>19)</sup>ことから、運動速度の減速に寄与していると考えられる。若年健康成人での運動振幅の増加にともなう S-P の平均持続時間および標準偏差 ( $n=11$ ) は (Fig. 9-A), それぞれ  $71.4 \pm 27.7$ ,  $68.2 \pm 25.9$  および  $72.0 \pm 23.2$  ms で有意な差はみられず、筋電図 Ag1 の持続時間と合わせると一定した時間経過を示した。しかし、高齢者の S-P の平均持続時間および標準偏差 ( $n=8$ ) は、それぞれ  $68.3 \pm 14.4$ ,  $69.9 \pm 10.9$  および  $58.6 \pm 18.1$  ms となり、運動振幅の増加にともなう変化を示さなかったが、運動振幅 30 度では他の運動振幅と比較して短縮する傾向がみられた。若年健康成人と高齢者間での差をみると、運動振幅 30 度において 13.4 ms の持続時間の差がみられ、他の運動振幅と比較して短縮する傾向を示し、主動筋運動ニューロンの抑制低下の可能性が示唆された。

筋電図 Ag2 の発現率は若年健康成人と高齢者間で差があり、若年健康成人では 12 名中 11 名に出現し、高齢者では 12 名中 8 名にしか出現しなかった。また、出現する高齢者の被験者においても再現性は低く、毎回の試行で出現しない場合があり、したがって本研究では出現したときのデータのみを解析した。

主動筋 Ag2 の機能的意義は Ag1 で駆動された運動の修正と考えられており、その発現機序として、視覚信号および筋紡錘からの信号により起きるとい説が有力となっている<sup>20)</sup>。運動振幅の増加にともなう Ag2 持続時間 (Fig. 9-B) の変化をみると、若年健康成人および高齢者ともに運動振幅にともなう変化を示さなかった。運動振幅間の若年健康成人と高齢者の Ag2 持続時間の差をみると、運動振幅 20 度および 30 度で約 20 ms の有意な持続時間の延長 ( $P < 0.05$ ) がみられた。この成績から、高齢者では、運動振幅の大きい (すなわち運動速度の大きい) 場合において、拮抗筋筋紡錘からの反射性入力により起きる伸張反射活動が亢進している可能性が示唆された。

## 4 考 察

### 4・1 老化の筋電図 Ag1 におよぼす影響

運動の駆動力となる主動筋 Ag1 は上位中枢で事前に作られた下行性運動司令信号により、活動量および活動時間が決められている。この下行性司令信号は脊髄髄節レベルにおいて、運動単位 (Motor unit) 数の増加による動員 (recruitment) および  $\alpha$  運動ニューロンの発射頻度の調節を行うことにより、運動の駆動力を制御している。

速い随意運動時 (運動時間が 150 ms 以内) では、遅い運動時 (運動時間が 500 ms) と比較して、同じ運動単位でも、遅い運動時より低い動員閾値で活動を開始すること<sup>21)</sup>が報告されている。このことから、多くの運動単位が短時間に活動することが考えられる。若年健康成人の筋電図 Ag1 の成績をみると、運動振幅の増加にともない、持続時間の変化を示さず、Ag1 振幅に高い正の相関がみられた。この成績はこれまで報告<sup>15,16)</sup>されたように運動単位の動員により運動が駆動されるという説を支持している。

高齢者においても運動振幅の増加にともなう Ag1 振幅に強い正の相関がみられ、若年健康成人同様に運動単位の動員により運動が駆動されていることが考えられる。また、この強い正の相関は運動振幅の増加にともなう運動単位の動員率が若年健康成人より大きいことを示しており興味深い。老化による運動単位の変化として、運動単位の数の減少、すなわち、 $\alpha$  運動ニューロンの減少が報告されている<sup>22)</sup>。また、70 歳以上では運動単位の神経支配比が多くなるとの報告がなされている<sup>23,24)</sup>。これらの報告から、Fig. 7-C で見られる高齢者の筋電図 Ag1 振幅の高い相関は、少なくなった  $\alpha$  運動ニューロンの動員と、運動単位の神経支配比の増加により生じたと推定される。また、60 歳以上では最大発生張力が 20 歳代の年齢と比較して約 50% になる<sup>25)</sup>ことから、高齢者では運動単位の減少に基づき、主動筋 Ag1 の駆動力の低下が起きており、それを代償するために持続時間の延長を起していると考えられる。

主動筋 Ag1 による駆動力は  $\alpha$  運動ニューロンの発射頻度によって調節を受ける可能性があるが、本実験で用いた表面筋電図による解析では、方法上の限界からこの点を明らかにできない。しかし、 $\alpha$  運動ニューロンの発射頻度と筋の張力との関係を明らかにした Thomas *et al*<sup>26)</sup> の実験から、この可能性を検討できる。母指球筋支配の末梢神経への反復電気刺激実験の成績<sup>26)</sup>をみると、個々の運動単位の張力が最大の 80% 以上に達するのに、30—50 Hz の刺激頻度が必要であった。速い関節運動では瞬間的に強い力 (回転軸のまわりのトルク) が必要とされることから、 $\alpha$  運動ニュー



ロンの高頻度発射が起こる可能性がある。しかし、個々の運動単位の筋張力が最大に達するまでの時間を測定すると約 80 ms かかっていた。本実験での各運動振幅の筋電図 Ag1 の平均持続時間は若年健康成人で 76.1–84.0 ms, 高齢者で 82.7–103.4 ms の範囲であり、最大張力までの立ち上がり時間に相当している。もし発射頻度の増加があれば、この時間はもっと短縮するはずである。したがって、速いステップ型運動の駆動力は  $\alpha$  運動ニューロンの発射頻度の増加調節を受ける可能性は低いと考えられる。

#### 4.2 老化の反射抑制機構におよぼす影響

通常、反射活動は運動を円滑に行うために上位中枢により制御されている。高齢者の立位でのバランス障害の研究において、足関節を急速に屈伸させたとき、通常若年健康成人ではみられない時期に単シナプス反射が著明にみられることが報告されている<sup>27)</sup>。これは老化にともなう上位中枢の機能低下により脊髄髄節レベルで抑制されている単シナプス反射が解放されて現われたと解釈されている。本実験の成績において、各運動振幅での筋電図 S-P の持続時間が運動振幅 30 度で短縮傾向がみられ、また、伸張反射により起きると考えられている筋電図 Ag2 の持続時間の有意な延長がみられた。このことから、老化は脊髄髄節に存在する反射抑制機構（抑制性 Ia 介在神経など）への上位中枢からの下行性駆動<sup>19)</sup>に影響をおよぼす可能性を示唆している。

#### 4.3 老化の拮抗筋筋電図 Ant 発現におよぼす影響

高齢者における運動速度の低下の原因として、拮抗筋 Ant の持続時間と振幅の増加および Ant 発現のタイミングの変化が考えられる。本研究の成績から、筋電図 Ant の若年健康成人と高齢者の比較をすると、高齢者では、Ant の早い立ち上りと、Ant 持続時間の延長がみられ、三相性筋電図パターンに変化がみられた。このことから、高齢者における運動速度の低下の原因として、Ant 持続時間の延長をとともなうタイミングの変化が重要であるとみなされた。

筋電図 Ant の変化の原因として下行性信号による中枢起源説と伸張反射による末梢起源説が考えられる。運動中の筋電図が上位中枢からの運動司令信号入力により発現するかどうかを判定する基準として、1) 定型的な時間経過をたどる<sup>9)</sup>、2) 種々の条件下で行っても筋電図の出現パターンが変わらない<sup>10,11)</sup>、3) 薬物および圧迫による神経遮断を行っても必要な筋電図が出現する<sup>6,12)</sup>、4) 求心性神経麻痺をとともなう患者においても運動に寄与する筋電図が現れる<sup>28–30)</sup>があげられている。本実験

の Ant の成績は、速度の変化によらず一定の持続時間および遅れ時間を示したことから、この基準の 1) および 2) を満たしており、高齢者でみられた運動振幅の増加にともなう Ant の変化は中枢起源であることが示唆される。

また、Ant の変化の末梢性機序を考えると、手関節の急速な伸展の開始から拮抗筋収縮までの反射性潜時は若年健康成人で 30–35 ms 以上かかると考えられる<sup>31)</sup>。本実験での筋電図 Ag1 の発現から手関節の運動開始までの時間は若年健康成人で 40–50 ms かかっていた。手関節の屈曲により拮抗筋が伸張され、反射性に筋電図 Ant が生じるとすると、Ag1 発現から運動開始までの時間 (40–50 ms) と筋伸張による反射性潜時 (30–35 ms) の合計で、Ag1 発現から Ant 発現まで 70–85 ms 必要となる。しかし、高齢者の Ant の平均遅れ時間は若年健康成人より約 20 ms 短縮しており、拮抗筋伸張にともなう反射活動による Ant 発現の可能性は少ないと考えられる。

## 5 要 約

老化の中枢神経系への影響を調べるために、手関節の速い随意運動時に出現する三相性筋電図の変化を高齢者 (n=12) および若年健康成人 (n=12) を対象に調べた。高齢者は 3 段階 (10, 20, 30 度) および若年健康成人は 6 段階 (5, 10, 15, 20, 25, 30 度) の運動振幅で、手関節の視覚標的に向う可能な限り速いステップ型運動を行った。この時出現する三相性筋電図の各要素 Ag1, S-P, Ag2 および Ant の持続時間、振幅および発現時間と、運動速度および運動時間との関係について解析し、以下の成績を得た。

1. 老化による運動の変化として、高齢者では若年健康成人と比較して、運動振幅の増加にともない、運動時間の延長および運動速度の有意な低下がみられた。
2. 高齢者、若年健康成人ともに運動振幅の増加にともなう Ag1 持続時間の延長は見られなかった。高齢者と若年健康成人の比較では、運動振幅 30 度で高齢者に有意な Ag1 持続時間の延長が認められた。運動振幅の増加にともなう Ant 持続時間の変化は高齢者、若年健康成人ともに認められなかったが、両者間の比較では、高齢者に Ant 持続時間の有意な延長が認められた。
3. 高齢者、若年健康成人ともに運動振幅の増加にともない Ag1 振幅の有意な増加が認められた。しかし、Ant 振幅の有意な差は認められなかった。
4. 運動振幅の増加に対する Ant の遅れ時間の変化

が若年健康成人では認められなかった。高齢者では低い速度において Ant の遅れ時間の短縮傾向がみられた。若年健康成人と高齢者間の比較では Ant 遅れ時間に有意な差が認められた。

以上の成績から、老化は随意運動を制御する、すなわち、運動の中枢プログラムに関わる中枢神経系の機能に影響を及ぼしていることが示唆された。

#### 謝 辞

稿を終えるにあたり、御指導並びに御校閲を賜った本学生理学第2講座、青木 藩教授に深謝いたします。また、研究に際し御協力および御助言を頂いた藤戸 裕講師はじめ教職員各位に感謝いたします。さらに、研究遂行にあたり種々御配慮頂いた衛生短期大学部作業療法学科教職員各位に感謝いたします。

本研究の一部は北海道科学研究費補助金、および財団法人北海道老年医学研究振興会助成金の補助によった。

#### 文 献

1. 千葉 進, 松本博之, 小林信義, 笠井美智子, 浦沢喜一: 上肢巧致動作におよぼす加齢の影響—高齢者における動的指標追跡能力の定量的評価—. *日老医誌* **24**, 132-137 (1987).
2. 江藤文夫, 原沢道美, 平井俊策: 手指巧致動作における加齢の影響. *日老医誌* **20**, 406-409 (1983).
3. Marsden, C. D., Rothwell, J. C. and Day, B. L.: The use of peripheral feedback in the control of movement. *Trends Neurosci.* **7**, 253-257 (1984).
4. Gandevia, S. C. and McCloskey, D. I.: Effects of related sensory inputs on motor performances in man studied through changes in perceived heaviness. *J. Physiol.* **272**, 653-672 (1977).
5. Hallett, M., Shahani, B. T. and Young, R. R.: EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* **38**, 1163-1169 (1975).
6. Sanes, J. N. and Jennings, V. A.: Centrally programmed patterns of muscle activity in voluntary motor behavior of humans. *Exp. Brain Res.* **54**, 23-32 (1984).
7. Hallett, M., Beradelli, A., Matheson, J., Rothwell, J. and Marsden, C. D.: Physiological analysis of simple rapid movements in patients with cerebellar deficits. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* **53**, 124-133 (1991).
8. Brown, S. H. and Cooke, J. D.: Movement-related phasic muscle activation. I. Relations with temporal profile of movement. *J. Neurophysiol.* **63**, 455-464 (1990).
9. Cooke, J. D. and Brown, S. H.: Movement-related phasic muscle activation. II. Generation and functional role of the triphasic pattern. *J. Neurophysiol.* **63**, 465-472 (1990).
10. Mustard, B. E. and Lee, R. G.: Relationship between EMG patterns and kinematic properties for flexion movements at the human wrist. *Exp. Brain Res.* **66**, 247-256 (1987).
11. 渡辺展久, 黒川隆夫: 視覚標的の凸変または消滅による前腕運動の変容とそのモデル. バイオメカニズム学会編: バイオメカニズム8 生体の機能と代行 37-45, (1986).
12. Garland, H., Angel, R. W. and Moore, W. E.: Activity of triceps brachii during elbow extension: effect of lidocaine blockade of elbow flexors. *Exp. Neurol.* **37**, 231-235 (1972).
13. Cooke, J. D., Brown, S. H. and Cunningham, D. A.: Kinematics of arm movements in elderly humans. *Neurobiol. Aging* **10**, 159-165 (1989).
14. 沢田雄二, 青木 藩: 速い随意運動時に出現する三相性筋活動の健康成人と高齢者の比較. *脳波と筋電図* **19**, 241 (1991).
15. Benecke, R., Meinck, H. M. and Conrad, B.: Rapid goal-directed elbow flexion movements. Limitations of the speed control system due to neural constraints. *Exp. Brain Res.* **59**, 470-477 (1985).
16. Brown, S. H. C. and Cooke, J. D.: Amplitude- and instruction dependent modulation of movement-related electromyogram activity on humans. *J. Physiol.* **316**, 97-107 (1981).
17. Lestienne, F.: Effects of inertial load and velocity on the braking process of voluntary limb movements. *Exp. Brain Res.* **35**, 407-418 (1979).
18. Marsden, C. D., Obeso, J. A. and Rothwell, J. C.: The function of the antagonist muscle during fast limb movements in man. *J. Physiol.* **335**, 1-13 (1983).
19. 沢田雄二, 宮本重範, 青木 藩: 速い手関節随意屈曲時に前腕筋に発現する Silent-period の神経機序—抑制性 Ia 介在ニューロンの下行性駆動—. *脳波と筋電図* **18**, 320-327 (1990).
20. Angel, R. W.: Electromyographic patterns during ballistic movements in normals and hemiplegic patients. In: Desmedt J. E.: Motor unit types, recruitment and plasticity in health and disease, *Prog. Clin. Neurophysiol.* **9**, 347-357, Karger, Basel (1981).
21. Desmedt, J. E. and Godaux, E.: Ballistic con-

- tractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. **J. Physiol.** **246**, 673-694 (1977).
22. Campbell, M. J., McComas, A. J. and Petito, F.: Physiological changes in ageing muscles. **J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry** **36**, 174-182 (1973).
23. Stalberg, E. and Thiele, B.: Motor unit fibre density in the extensor digitorum communis muscle. Single fibre electromyographic study in normal subjects at different ages. **J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry** **38**, 874-880 (1975).
24. Brown, W. F.: A method for estimating the number of motor units in thenar muscles and the changes in motor unit count with ageing. **J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry** **35**, 845-852 (1972).
25. Moritani, T. and deVries, H. A.: Potential for gross muscle hypertrophy in older men. **J. Gerontol.** **35**, 672-682 (1980).
26. Thomas, C. K., Bigland-Ritchie, B. and Johansson, R. S.: Force-frequency relationships of human thenar motor units. **J. Neurophysiol.** **65**, 1059-1516 (1991).
27. 橋詰 謙, 伊東 元, 丸山仁司, 斎藤 宏, 石川 誠: 立位保持能力の加齢変化. **日老医誌**, **23**, 85-92 (1986).
28. Rothwell, J. C., Traub, M. M., Day, B. L., Obeso, J. A., Thomas, P. K. and Marsden, C. D.: Manual motor performance in a deafferented man. **Brain** **105**, 515-542 (1982).
29. Cooke, J. D., Brown S., Forget, R. and Lamarre, V.: Initial agonist burst duration changes with movement amplitude in a deafferented patient. **Exp. Brain Res.** **60**, 184-187 (1985).
30. Forget, R. and Kamarre, Y.: Rapid elbow flexion in the absence of proprioceptive and cutaneous feedback. **Hum. Neurobiol.** **6**, 27-37 (1987).
31. Lee, R. G. and Tatton, W. G.: Motor responses to sudden limb displacements in primates with specific CNS lesions and in human patients with motor system disorders. **Can. J. Neurol. Sci.** **2**, 285-293 (1975).

---

別刷請求先:

(〒060) 札幌市中央区南3条西17丁目

札幌医科大学衛生短期大学部作業療法学科 沢田雄二