

原 著

## 手関節伸展反応動作に伴う 上肢筋の筋放電開始順序

— 上肢促通肢位 (PNF) の影響 —

EMG discharge orders of upper limb muscles in wrist  
extension: Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation  
(PNF) position

関 博之\* 笠井達哉\*\*

Hiroyuki Seki Tatsuya Kasai

### ABSTRACT

In this study we examined EMG discharge orders of three upper limb muscles (M. brachioradialis, M. triceps brachii, M. deltoideus) in the wrist extension response under two different upper limb positions. One of them was a proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) position which was usually used as a muscular facilitation technique and another was a neutral (control) position.

From comparison between the PNF and the control position, we observed in the PNF position that the EMG discharge order of each muscle became regular as a result of changing EMG-latencies of each muscle; i.e. the nearest muscle of moving joint (wrist) discharged firstly. Especially, it was the main factor that the EMG-latency of brachioradialis muscle became the shortest under the PNF position. Moreover, another present finding showed that each muscle state prior to response might be modified by correspondence to changing EMG discharge orders and EMG-latencies of three muscles between the PNF and the control position.

Functional meanings of these changes in the PNF position will have to await future work in this area.

### I はじめに

ヒトの随意運動は、それがどのような単純な運動であっても、1つの筋のみの活動でその運動が遂行されることはまれである。2つ以上の筋が協働して、時間的並びに空間的に規則的な系列をもって活動することにより、その運動のできばえが

決定される<sup>1)</sup>。1つの関節の運動においても、2つ以上の筋活動が関与する。この点に関し斎藤ら<sup>11) 12) 13) 14)</sup>は、中枢神経疾患である片麻痺患者と正常人について、肩関節外転反応動作 (shoulder abduction; SA) と手関節伸展反応動作 (wrist extension; WE) を行わせ、三角筋 (M. deltoideus; D)、上腕三頭筋 (M. triceps brachii; T)、腕橈骨

\* 筑波大学研究生 (University of Tsukuba, Research Student)

\*\* 体育心理学研究室 (Kokushikan University, Laboratory of Motor Behavior)

筋 (M. brachioradialis; B) の筋放電開始順序を調べている。それによると、筋の活動開始順序にはある法則性があると報告している。正常人の場合、SA においてはその運動に直接関与する D が最初に活動を開始し、これに続いて活動を開始する筋はより体幹に近い筋からである (D → T → B)。WE においては SA とは逆で、その運動に直接関与する B が最初に活動を開始し、これに続いて活動を開始する筋は体幹から遠い末梢の筋からである (B → T → D)。しかし、片麻痺患者においては、正常人と比較してこうした固定した筋放電開始パターンはみられない。笠井と関<sup>3)</sup>は、斎藤らのこれらの報告について正常人を対象に詳細に解析したところ、SA においては D → T → B の順序で、また WE においては、肩と肘関節を体幹に固定し、手関節のみが動きうる条件下では B → T → D の順序で筋放電が開始することを認めた。また、単純反応動作か選択反応動作かといった中枢での反応動作の組み立て方の違い (プレプログラム反応かプログラム反応か) に関係なく、主働筋の活動に伴って、他の筋に一定の規則性のある筋放電が認められた。このことから、WE および SA に伴う上肢筋の筋放電開始順序は、運動の拡散現象 (Motor irradiation) によって引き起されるものと考察された。このように筋放電開始順序が、運動の拡散現象により生じられた現象であると考えられるならば、運動開始前の肢位変化といった筋の状態の変化 (運動開始前の筋の興奮状態の変化) によってその現象はどのような修飾を受けるものなのであろうか。

そこで本研究は この点を解析する目的でリハビリテーションの分野で利用され、その有効性の生理学的基礎が明らかにされつつあるファシリテーション・テクニックの1つである上腕三頭筋促通肢位 (PNF 肢位) による影響を WE をモデルに検討した。

## II 実験 I : 上肢促通肢位時の筋放電開始順序

### 1. 方法

被験者はすべて右利きの体育学部学生 7 名 (男子 6 名, 女子 1 名) であり、年齢は 18 ~ 22 歳であ

った。被験者には基本肢位 (コントロール肢位) と PNF 肢位の 2 条件下で右手による WE を行わせた。

①基本肢位: 肩関節 0°, 肘関節 180° 伸展肢位で、肩および肘関節を体幹に固定することにより、手関節のみが動きうる条件設定を行なった (図 1 の B)。

②上腕三頭筋促通肢位: 肩関節 135° 外転, 45° 水平内転, 35° 内旋, 肘関節 90° 屈曲肢位で、基本肢位と同様に肘関節を固定することにより、手関節のみが動きうる条件設定を行なった (図 1 の C)。

なお、左手は常に基本肢位とした。被験者へは、口頭による "ヨーイノ" の予告刺激後、3 ~ 5 秒のランダムな時間間隔で短音刺激を呈示し、右手による WE を行わせた。

筋電図 (EMG) は、B, T, D 上においた表面電極により TC 0.03 秒で増幅し、レクチコーダー (WT-685G; 日本光電社製) に記録した (図 1 の A)。この時のペーパースピードは毎秒 200

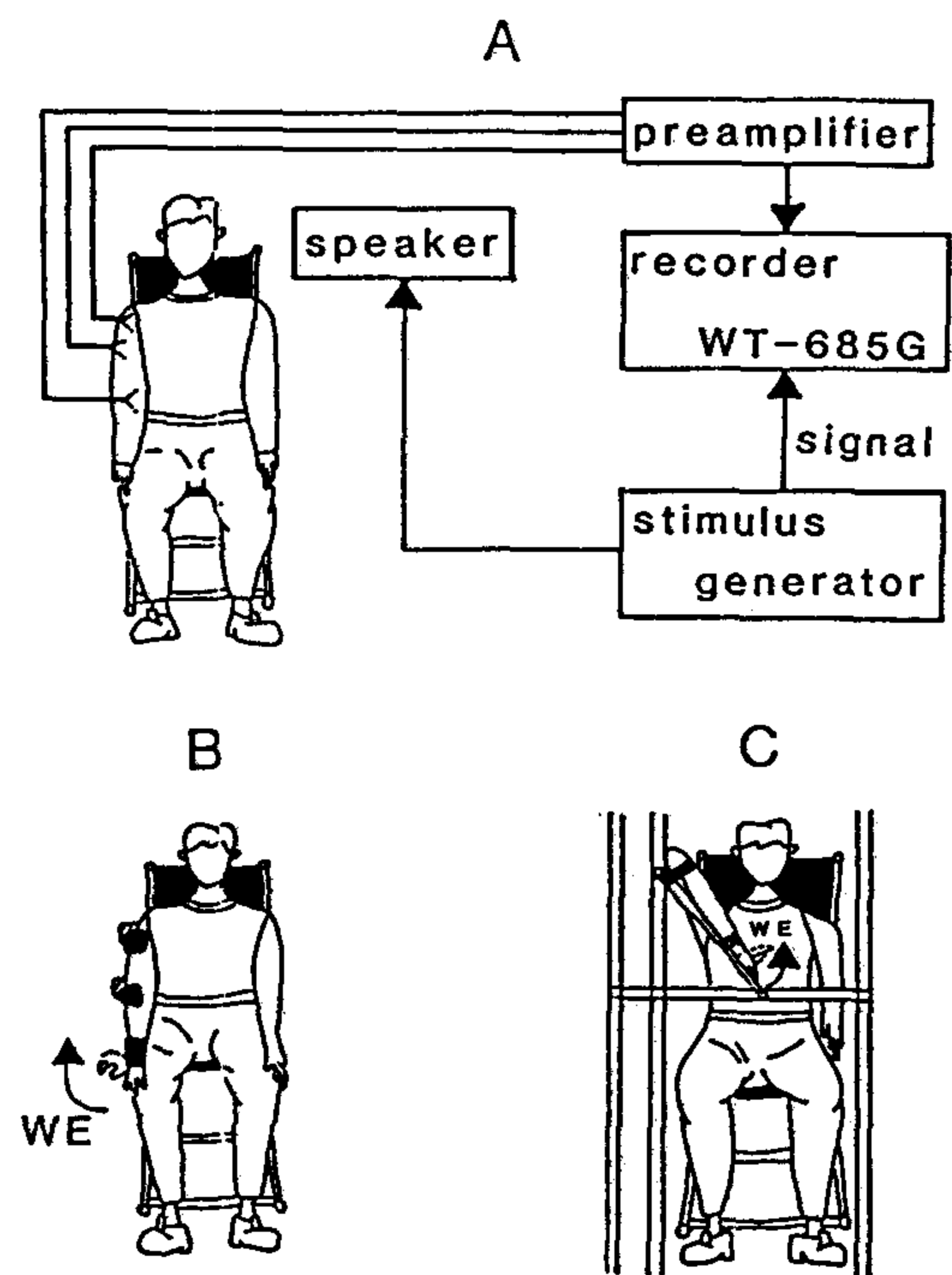


図 1 実験装置のブロック線図 (A) と被験者の姿勢 (B はコントロール肢位, C は上腕三頭筋促通肢位を示す)。

mmにした。このペーパー上のEMG記録から測定誤差 2.5 msで3つの筋の潜時 (EMG-latency) を計測した。

反応動作は、2つの条件とも10試行を1ブロックとして6ブロックずつ、それぞれ60試行ずつ行わせた。この中から第1ブロックとそれぞれのブロックの第1試行は除外した。また、明らかに誤り反応とみられるデータも除外した。そして、2つの条件とも、それぞれ36~46試行をデータとして採用し、これからB, T, DそれぞれのEMG-latencyの平均値を算出し、それぞれの筋の個人の代表値として考察の対象とした。

## 2. 結果と考察

図2はWEに伴うB, T, DのEMG記録のうち代表的な2つのパターンを示した。図中AはWEに伴いB→T→Dの順に筋放電が開始しているパターンであり、図中BはT→B→Dの順に筋放電が開始しているパターンである。これより、WEの運動に直接関与する筋のみならず、他の筋にも筋放電が認められた。そこで、コントロール肢位とPNF肢位の2条件下において、WEに伴うB, T,

Dの筋放電開始順序を4つに分類して、その出現頻度を全体とのパーセンテージで示したものが図3である。図3のAは7人の被験者の中で特にコントロール肢位に対するPNF肢位の変化による影響が大きかった者について、その代表例を示したものである。これより、B→T→Dの順に筋放電が開始するパターンの出現率は、コントロール肢位では53%、PNF肢位においては85%であり、PNF肢位の出現率が有意に増加した ( $\chi^2 = 7.42$ ,  $df = 1$ ,  $P < 0.01$ )。逆に、B→D→Tの順に筋放電が開始するパターンの出現率は、コントロール肢位の時の出現率よりPNF肢位の時に有意に減少した ( $\chi^2 = 16.9$ ,  $df = 1$ ,  $P < 0.01$ )。

図3のBは、被験者7名全体について示したものである。これより、B→T→Dの順に筋放電が開始するパターンの出現率は、コントロール肢位では31.3%、PNF肢位においては49%であり、PNF肢位の時の出現率が有意に増加した ( $t = 3.26$ ,  $df = 6$ ,  $P < 0.02$ )。一方、他の3つの筋放電開始パターンの出現率は、コントロール肢位の時よりPNF肢位の時の方が減少していたが、有意な差

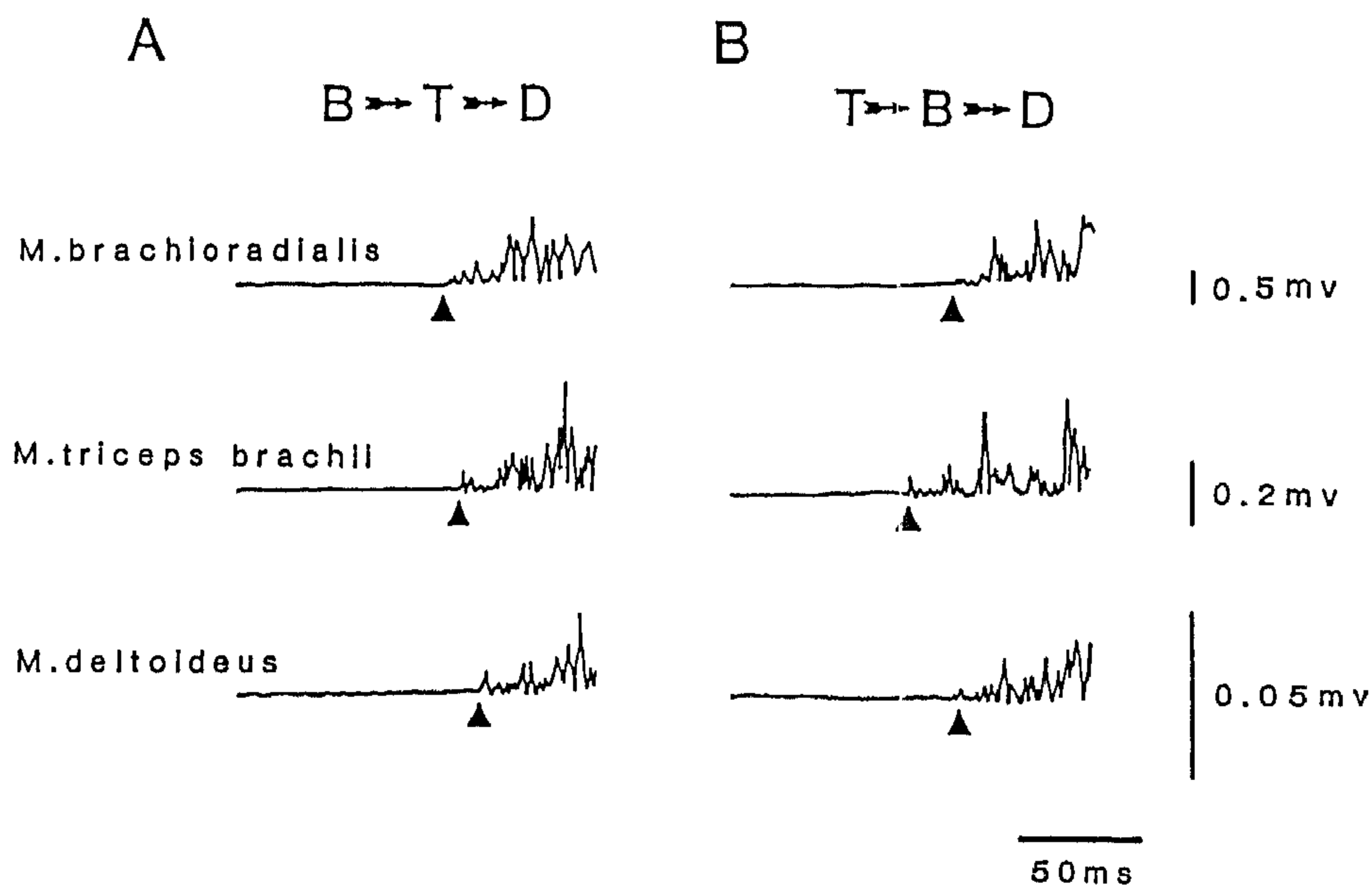


図2 WEの反応動作に伴う上肢の3つの筋 (腕橈骨筋; M. brachioradialis, 上腕三頭筋; M. triceps brachii, 三角筋; M. deltoideus)のEMG記録例。AはB→T→D, BはT→B→Dの順に筋放電が開始するパターンを示す。

は認められなかった。これらの結果より、PNF 肢位を行なうことにより、WEに直接関与するBから順に放電を開始するという現象が促進された。

次に、このように筋放電開始順序の規則性が促進された背景として、各筋のEMG-latencyの変化が考えられる。そこで、図4には被験者7名のコントロール肢位とPNF肢位の各筋のEMG-latency (B, T, D)を平均値と標準偏差で示した。また、両条件でのEMG-latencyの差も同様に示した。これより、EMG-latencyはB, T, Dのすべてにおいてコントロール肢位よりPNF肢位の方が短く、BとDにおいてはその差は有意であった (B:  $t=4.44$ ,  $df=6$ ,  $P<0.01$ , T:  $t=2.09$ ,  $df=6$ ,  $P<0.1$ , D:  $t=3.10$ ,  $df=6$ ,  $P<0.02$ )。また、各筋におけるコントロール肢位とPNF肢位のEMG-latencyの差は、B, T, Dの順に大きい値を示し、BとDの間には有意な差が認められた (BとD:  $t=2.49$ ,  $df=6$ ,  $P<0.05$ )。これらの結果より、WEの筋放電開始順序の規則性 (B→T→D) が、PNF肢位を行うことにより促進された背景として、PNF肢位で各筋のEMG-latencyが短縮するが、その短縮の仕方がB→T→Dの順で小さいことによるもの

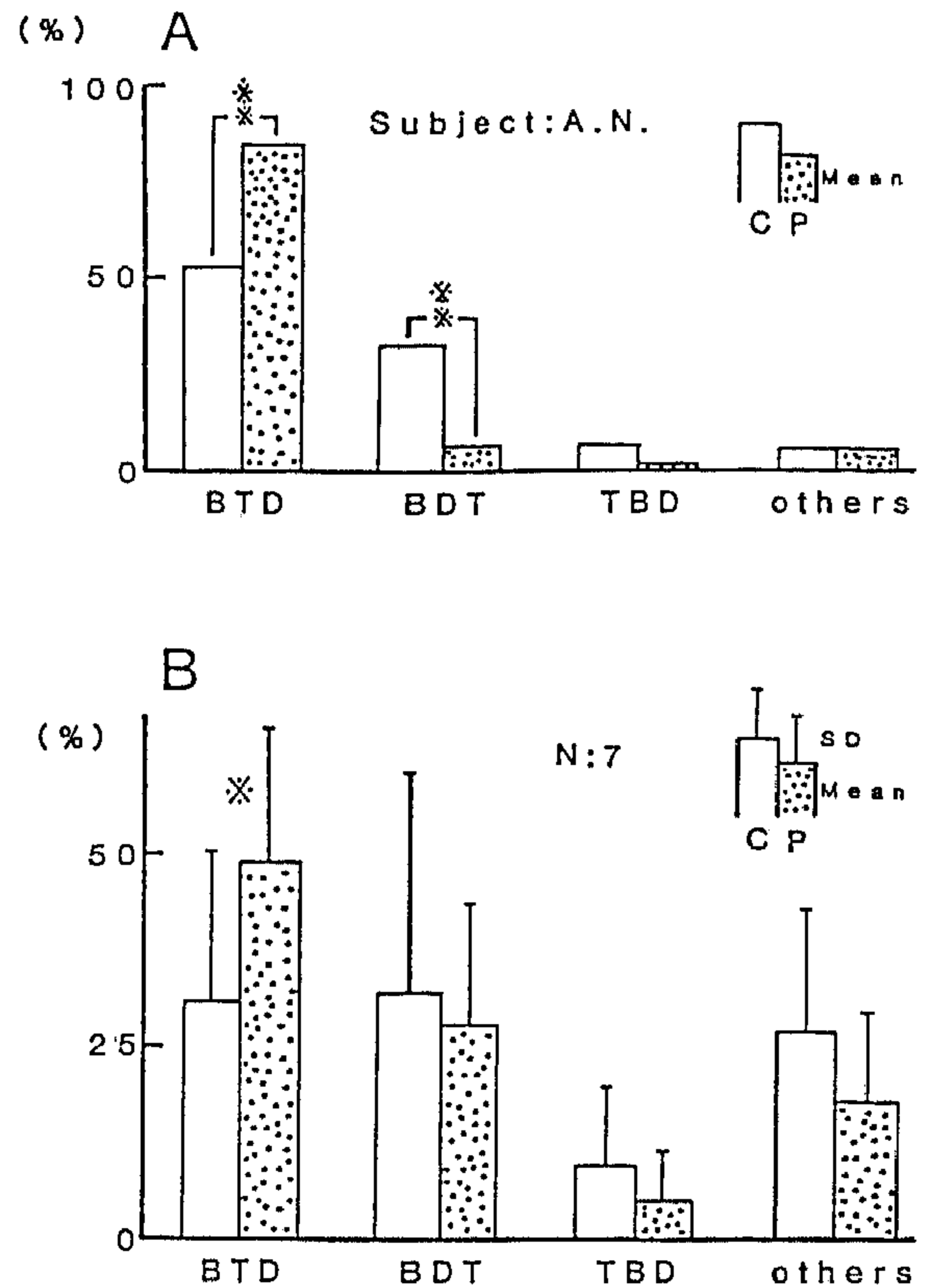


図3 WEの反応動作に伴う上肢筋の筋放電開始パターン(横軸)の出現頻度(縦軸)。Aは被験者A.N., Bは全体(N=7)を示す。

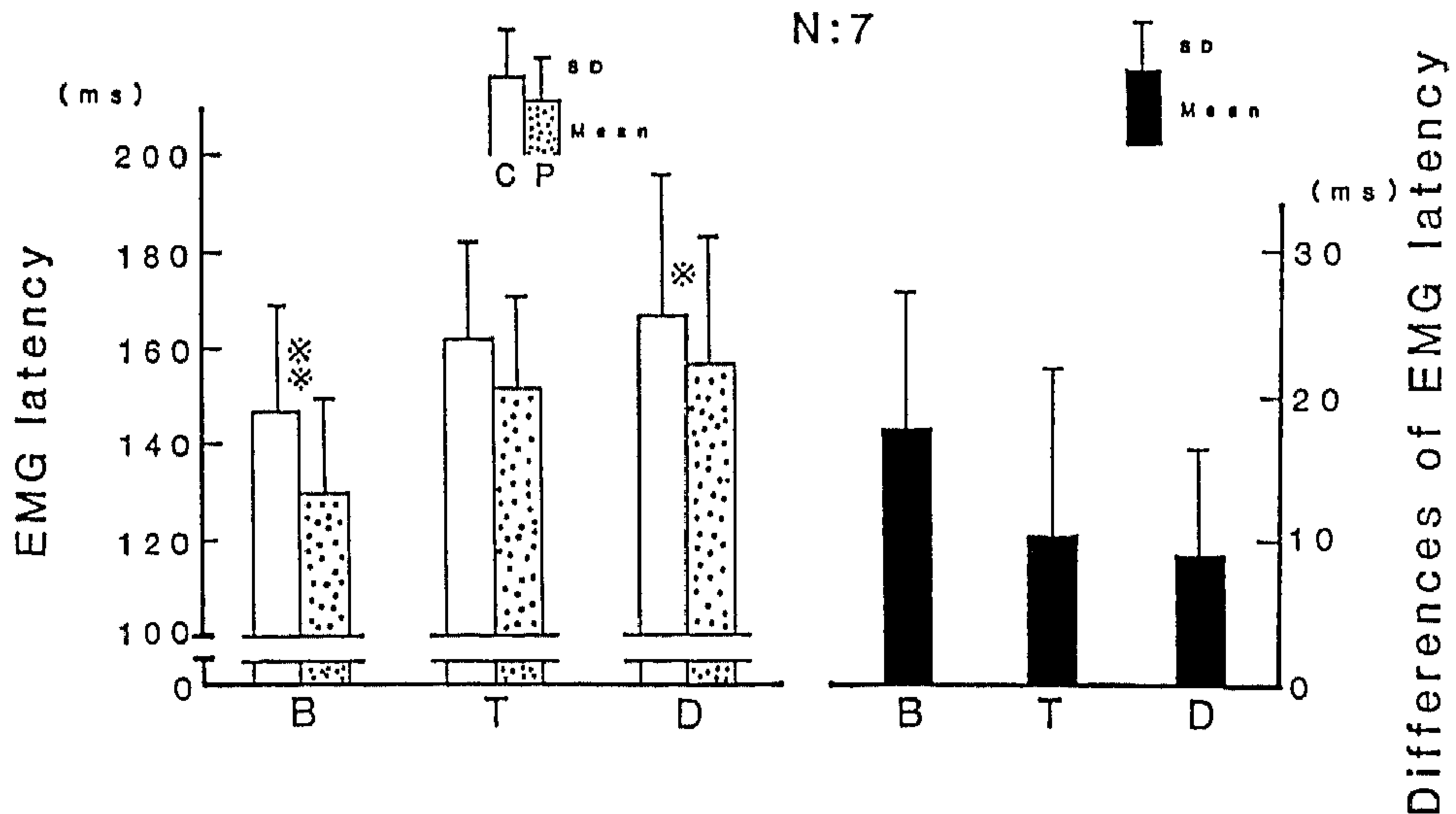


図4 コントロール肢位とPNF肢位における各筋のEMG-latency (B, T, D)の平均値と標準偏差(左図)およびコントロール肢位とPNF肢位の各筋のEMG-latencyの差(右図)。

と考えられた。

以上の結果より、PNF肢位を行うことにより、WEに直接関与するBから順に放電を開始するパターン（B→T→D）が増大する。それは、PNF肢位を行うことにより運動の拡散現象を容易にし、同時に、反応動作に伴う各筋の潜時の短縮が、各筋それぞれで異った修飾（潜時の短縮のしかたが異なる）を受けるためと考えられた。

ところで、運動開始前の身体的構えの違いが、運動開始の早さに影響する<sup>15) 16)</sup>ことはよく知られた事実である。特に、リハビリテーションでは、四肢の促通肢位のテクニックを使用して、運動・動作の開始を容易にし治療効果をあげようとしている<sup>2) 5) 6) 7) 10)</sup>。それでは、このような促通肢位をとることが、どうして各筋のEMG-latencyの短縮および、今回得られたような各筋におよぼすEMG-latencyの短縮の程度の違いを引き起すのであろうか。この点を調べるためには、微小筋電図法を用いて、コントロール肢位とPNF肢位での動作開始前の筋の状態の違いが、どのようなものであるかを検討する必要がある。

### III 実験Ⅱ：微小筋電図法による検討

#### 1. 方法

被験者はPNF肢位を行うことにより筋放電開始順序およびEMG-latencyに、大きな影響を受けた右利き体育学部男子学生1名を選択した。EMGはB、T、Dの各筋から表面電極法により導出し、生体増幅器の増幅度を最大限まで上げて、交流波などの混入していないEMGを全波整流し、データ処理装置（ATAC-350；日本光電社製）で試行回数20回を平均加算し、これをXYレコーダー（RW-11型；理化電機製）に記録した（図5）。被験者への課題は、コントロール肢位およびPNF肢位の2条件下においてWEを行わせた。なお、被験者への刺激呈示方法は実験Ⅰと同様であった（図5のAとB）。

#### 2. 結果と考察

図6は、コントロール肢位とPNF肢位におけるWEの加算筋電図記録を示したものである。これより、次の2つのことが明らかとなった。第1に、矢印で示してあるようにコントロール肢位に

比べてPNF肢位を行うことにより、B→T→Dの順に放電を開始するパターンの規則化が認められた。これは実験Ⅰの結果を支持するものであった。第2に、PNF肢位の時のBにおいて、反応シグナル呈示前の筋放電量（▲印）がコントロール肢位のそれ（△印）より著明に増加していた。しかし、TとDにおいてはそれほど著明ではなかった。OshimaとShinozaki<sup>9)</sup>は、微小筋電図変動がアーチファクトではなく、実際に脊髄運動ニューロンの興奮性を反映していることを、運動単位の単一発射パターンとの対応から確証している。また、ファシリテーション・テクニックが基本的には種々の操作によって運動ニューロンの興奮性を変化させ、正常な運動パターンを作り出すことを目的とする<sup>8)</sup>ことから考えると、本実験のPNF肢位における微小筋電図の増大は、特に、Bの主働筋運動ニューロンの興奮性に促通効果をもたらした結果であり、それがそのまま他の筋との肢位変化によるEMG-latencyの短縮の大きさの違いを引き起したと考えられる<sup>4)</sup>。

### IV まとめ

手首の伸展反応動作（WE）をモデルに、その関節運動に伴う上肢の3つの筋の筋放電開始順序について、コントロール肢位とPNF肢位について比較検討した。得られた結果は次のごとくであった：

1. WEの単純反応動作に伴う上肢筋の筋放電開始順序は、コントロール肢位と比較してPNF肢位の方が、手関節に近い筋から順に放電を開始する（B→T→D）という規則性が促進された。
2. WEの単純反応動作に伴う上肢筋のEMG-latencyは、コントロール肢位と比較してPNF肢位の方が短くなり、特にBの短縮が大きかった。
3. その短縮の違いが生じた背景として、PNF肢位をとることによって、反応動作開始前の筋の興奮性に違いが生じていることが示された。

これらの結果より、PNF肢位は運動開始の早さに影響をおよぼすと同時に、各筋の筋放電の開始順序にも影響する。しかし、この筋放電開始順序パターンがその運動を行う関節から近い部位の

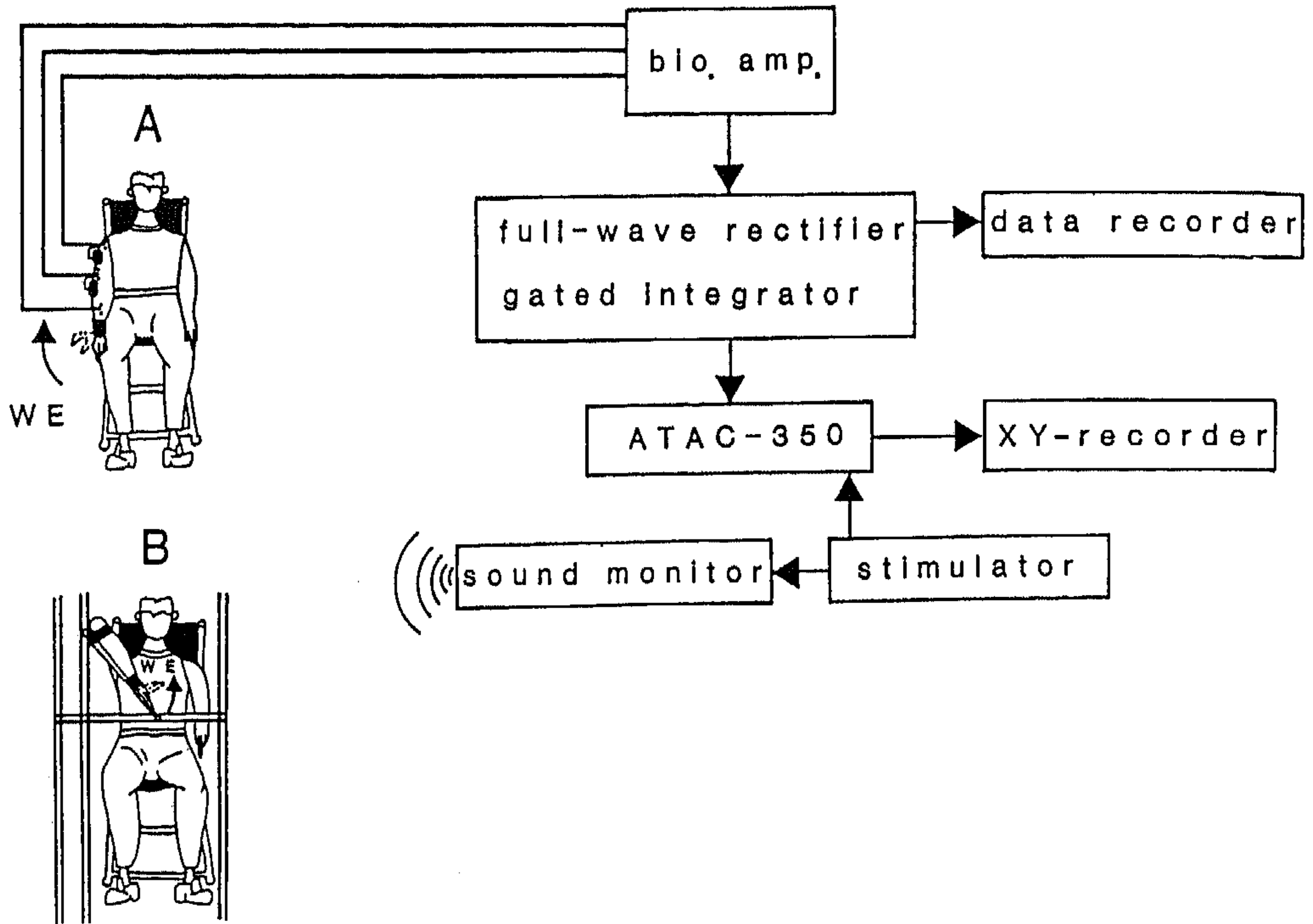


図5 微小筋電図記録方法のブロック線図。Aはコントロール肢位、BはPNF肢位を示す。

(A) Control Position

(B) PNF Position

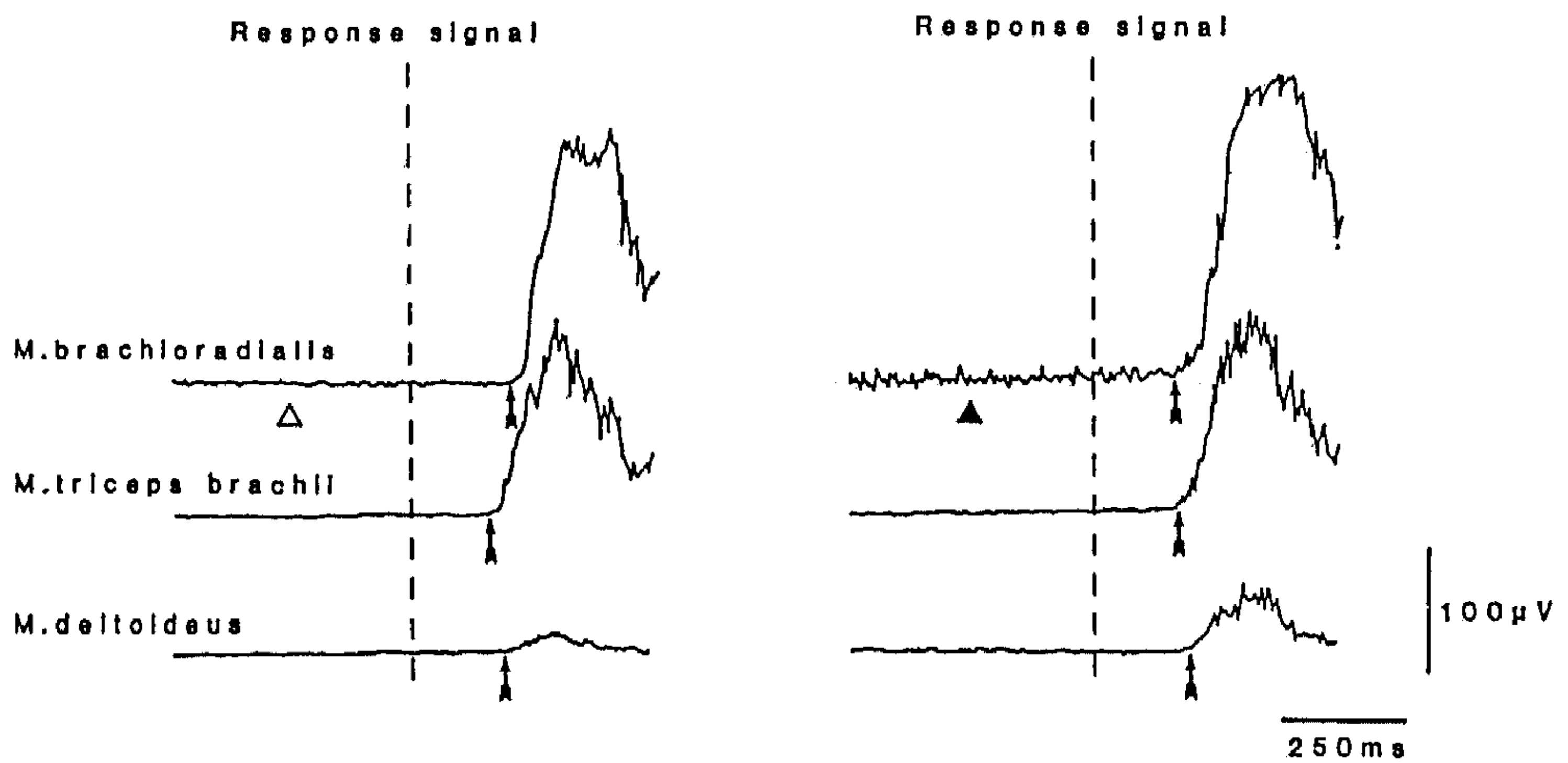


図6 コントロール肢位とPNF肢位におけるWEの加算筋電図記録。PNF肢位の反応シグナル (Response signal) 呈示前のBの筋放電量 (▲印) がコントロール肢位のそれ (△印) より増加していることを示す。

筋から順に放電を開始するという規則性が、どのような機能的意味を持つかは、今後の解析課題である。

#### 参 考 文 献

- 1) Basmajian, J. V. "Muscle alive—Their functions revealed by electromyography—"(4th ed.), The Williams & Wilkins Company, Baltimore, 1979.
- 2) 笠井達哉；上肢肢位変化による反応時間の変動量, 国士館大学体育学部紀要, 7:57-62, 1981.
- 3) 笠井達哉, 関 博之；手関節伸展及び肩関節外転反応動作に伴う上肢筋の筋放電開始順序, 国士館大学体育学部紀要, 12:29-42, 1986.
- 4) 笠井達哉；下肢肢位変化による反応時間とH波の変動性, 体育学研究, 26(2):129-135, 1981.
- 5) 中村隆一, 斎藤宏, Eric Viel；促通肢位と反応時間—上肢について—, 総合リハビリテーション, 1(12):1190-1194, 1973.
- 6) 中村隆一, 斎藤宏；促通肢位と反応時間—下肢について—, 総合リハビリテーション, 2(7.8):583-587, 1974.
- 7) 中村隆一；姿勢反射に対する末梢性因子—リハビリテーションの立場から—, 神経進歩, 18:795-806, 1974.
- 8) 中村隆一；ファシリテーション・テクニックの生理学的基礎, 理・作・療法, 13(5):295-300, 1979.
- 9) Oshima, T. & Shinozaki, K. ; Electromyographic analysis of the readiness state conditioned by warning a signal preceding phasic voluntary contraction of hands. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 47:59, 1979.
- 10) Nakamura, R. and Viel, E. ; The influence of position changes in the human extremity. *Proc. WCP. 7th Congress, Montreal, Canada, June.* 119-123, 1974.
- 11) 斎藤宏, 中村隆一, 谷口礼二；上肢運動時の筋活動順位—肢位変化による影響—第8回日本脳波・筋電図学会大会予稿集:P48, 1978.
- 12) 斎藤宏, 中村隆一, 谷口礼二；上肢運動時の筋活動順位—肢位変化による影響—第8回日本脳波・筋電図学会抄録号:P28, 1979.
- 13) 斎藤宏, 中村隆一, 谷口礼二；上肢運動時の筋活動順位—脳卒中後片麻痺について—第7回日本脳波・筋電図学会大会予稿集:P37, 1977.
- 14) 斎藤宏, 中村隆一, 谷口礼二；上肢運動時の筋活動順位—脳卒中後片麻痺について—第7回日本脳波・筋電図学会抄録号:P69, 1978.
- 15) 関博之, 笠井達哉；片側肢の構えの違いが対側肢の反応時間におよぼす影響—上肢および下肢について—スポーツ心理学研究, 9(1):33-34, 1982.
- 16) 関博之, 長田一臣, 笠井達哉；反応時間の運動パターン依存性の検討—片側肢の随意的および不随意的構えの違いの影響—スポーツ心理学研究, 10(1):18-25, 1983.