

第6章 S-R 整合性が異なる運動肢の動作パフォーマンスに及ぼす影響 (研究課題3)

第1節 S-R 整合性が空間制御動作に及ぼす影響 (実験5)

1. 目的

S-R 整合性の効果は、情報処理段階の S-R 変換段階における刺激符号と反応符号の変換処理に関して報告され (Hasbroucq et al., 1989; Umiltà & Nicoletti, 1990), 反応プログラミング段階において構築される運動プログラムに影響するのかどうかは明らかではない (Zelaznik & Franz, 1990)。しかし, Kornblum et al. (1990) は, S-R 整合性が反応プログラミング段階にも関与しているという次元の重複モデルを提案している。つまり, 情報処理過程における情報の流れを考えると, 不整合課題では, ある刺激符号から逆の反応符号へ変換処理するため, 刺激符号と同じ特徴を持つ反応符号の自動的賦活 (Kornblum, 1995; Kornblum et al., 1990; Eimer, 1995; Eimer et al., 1995) が, 不整合反応のための反応符号と競合すると考えられ (加藤ほか, 2000 in press), 反応プログラミング段階において運動プログラムを構築する際に情報損失を引き起こし, 反応開始後の動作パフォーマンスに何らかの影響があると考えられる (Kato & Asami, 1998)。

第4章 (実験1, 2) と第5章 (実験3, 4) において反応時間を表面筋電図を用い Premotor time, Motor time に分けて測定することによって, 刺激呈示から反応が開始されるまでの中枢における情報処理時間と運動プログラムによる末梢の運動制御に S-R 整合性がどのように関わっているかを考察した。その結果, 運動単位の制御様式の異なる上肢と下肢とでは, Premotor time, Motor time に対する S-R 整合性の効果が異なることが認められた。Premotor time に対する S-R 整合性の効果は, 上肢, 下肢ともに約 40~50 ms であった (実験1, 2)。さらに, 刺激呈示前に反応準備が行われる状況においても同様の変化を示し (実験3, 4), 反応効果器が異なっても中枢での情報処理時間は同じであると考えられた。一方, Motor time に対する S-R 整合性の効果は, 下肢の反応動作でのみ認められた (実験1, 2, 4)。しかし, 中枢の情報処理時間が同じであったことから, 反応プログラミングに要する時間は同じであると考えられ, S-R 整合性は運動プログラムのパラメーターの構築に対して影響していると示唆された。それが下肢での反応動作で顕在化し, Motor time に対して S-R 整合性の効果が起こったと推察される。運動プログラムは, 相対的タイミング

のような不変的特徴と特徴が変化するパラメーターで構成されていると考えられている (Gentner, 1987; Schmidt, 1988)。もし、S-R 整合性が運動プログラムのパラメーターに影響しているのならば、どのパラメーターに影響しているのだろうか？

そこで本節では、半視野からの光刺激に対する上肢および下肢の角度制御課題を用い、Premotor time, Motor time, 動作時間, 動作角度のピーク値, 動作速度, 動作の安定性を検討することによって、S-R 整合性が空間制御動作に対する運動プログラムのどのパラメーターに影響を及ぼすのか明らかにすることを目的とする。

2. 方法

A. 被験者

眼疾患のない右手利き、右機能足の男子大学生 8 名 (身長, 174.6 ± 8.3 cm; 視力左, 0.9 ± 0.3 ; 視力右, 0.9 ± 0.3) が、被験者として実験に参加した。利き手、機能足の判定には、浅見ほか (1981) と Oldfield (1971) の方法を参考にアンケート調査を行った。

B. 実験装置とその配置

光刺激装置は、第4章の第1節 (実験1) と同様のものを使用した。関節角度の測定には、エレクトロゴニオメーター (明興社製) を用いた。自重の負荷を取り除くため屈曲位 90° から反応動作を開始させた。そのためゴニオメーターに取り付けたアルミ製のステーにストッパーを取り付け、 90° 屈曲位で静止できるようにした。

C. 実験手順

被験者は、注視状態を維持しながら、光刺激が呈示されるのを待った。「いきます」という予告を促してから、約 1.5 秒後に注視点の左右どちらか一方の光刺激がランダムに呈示された。反応動作は、屈曲位 90° からの肘関節および膝関節伸展動作であり、伸展動作角度は、15, 30, 45, 60° の4条件であった。本試行の前に、エレクトロゴニオメーターからのアナログ信号をオシロスコープ (Kenwood 社製: DSC-8200) のモニタに出力し、予め設定しておいたモニタ上のラインまで関節を動かすことで伸展動作角度の練習をさせた。この練習試行は、ブロックごとに一方の肢につき 20 試行ずつ行われた。

整合課題は、左視野の光刺激に対して左、右視野の光刺激に対して右の反応を行うもので、不整合課題は、左視野の光刺激に対して右、右視野の光刺激に対して左の反応を行う

ものであった。被験者には、刺激が呈示され次第、それぞれの条件にあった伸展動作をできるだけ素早く正確に行うように指示した。被験者は、この2つの課題を上肢または下肢で行った。半数が上肢から、残りの半数が下肢から実験を行った。全ての試行は、4セッション、2ブロックに分けられた。1ブロックの試行回数は20試行であり、計160試行が1日で行われた。別の日に同じ4セッションの実験を行った。試行間隔は約10~15秒であり、ブロック間において約2~3分の休息をとった。測定開始順序の影響を取り除くため、被験者の半数が上肢から、残りの半数が下肢から実験を行った。また、整合課題から開始するか、不整合課題から開始するかは、セッション間でランダムにした。

D. データの収集と分析方法

上腕三頭筋、大腿直筋上から表面筋電図 (EMG) を時定数 0.03 秒、高周波遮断域 1 kHz 以上で導出した。EMG, ゴニオメーター, 光刺激のトリガー信号をサンプリング周波数 2 kHz で A/D 変換し、パーソナルコンピュータ (Apple 社製: Power Macintosh 8500; アプリケーション: SuperScope II, GW instruments) に記録した。光刺激呈示から筋放電が開始されるまでの時間 (PMT: premotor time), 筋放電が開始されてから関節が動き出すまでの時間 (MT: motor time), 関節が動き出してから動作角度がピークになるまでの時間 (T_m : movement time) を 1 ミリ秒単位で測定した (図 32)。さらに、動作角度のピーク値 (Peak angle), 最大動作速度 (V_{max}), 動作角度の各ピーク値と平均ピーク値との変動係数 (CV: coefficient of variation) を算出した (図 32)。

3. 結果

各動作角度条件における上肢と下肢の PMT, MT, T_m , Peak angle, V_{max} , CV の平均値と標準偏差は、表 5 に示す通りであった。

上肢における PMT, MT, T_m , Peak angle, V_{max} , CV について課題 (整合・不整合), 動作角度 (15, 30, 45, 60°) の違いによる 2 要因分散分析を行った。その結果, PMT については, 課題の要因に有意 ($p < 0.01$) な主効果が認められ, 動作角度の要因との間に有意な交互作用は認められなかった。つまり, どの動作角度条件においても整合課題 (189 ms) の方が不整合課題 (224 ms) よりも PMT が短いことが明らかとなった (図 33)。MT については, 有意な F 値は認められず, 約 65 ms であった (図 34)。また, T_m については動作角度の要因に主効果が認められ ($p < 0.01$), それぞれの平均値は, 15° 条件か

ら順に 144, 161, 184, 211 ms であった (図 35)。しかし、課題の要因からの影響は認められなかった。Peak angle については、動作角度の要因に主効果が認められ ($p < 0.01$)、それぞれの平均値は、 15° 条件から順に 22.6, 34.6, 49.9, 69.5° であった (図 36)。しかし、課題の要因からの影響は認められなかった。 V_{max} については動作角度の要因に主効果が認められ ($p < 0.01$)、それぞれの平均値は、 15° から順に 282.7, 365.3, 445.8, 547.6 deg/s であった (図 37)。しかし、課題の要因からの影響は認められなかった。CV については動作角度の要因に主効果が認められたが ($p < 0.01$)、課題の要因からの影響は認められなかった。

下肢における PMT, MT, T_m , Peak angle, V_{max} , CV について 2 要因分散分析を行った。その結果、PMT については、課題の要因に有意 ($p < 0.01$) な主効果が認められ、動作角度の要因との間に有意な交互作用は認められなかった。つまり、どの動作角度条件においても整合課題 (179 ms) の方が不整合課題 (211 ms) よりも PMT が短いことが明らかとなった (図 33)。MT については、課題の要因に有意 ($p < 0.01$) な主効果が認められ、動作角度の要因との間に有意な交互作用は認められなかった。つまり、どの動作角度条件においても整合課題 (86 ms) の方が不整合課題 (91 ms) よりも MT が短いことが明らかとなった (図 34)。また、 T_m についても有意な F 値は認められなかった (図 35)。Peak angle については、動作角度の要因に主効果が認められ ($p < 0.01$)、それぞれの平均値は、 15° 条件から順に 22.6, 34.6, 49.9, 69.5° であった (図 36)。しかし、課題の要因からの影響は認められなかった。 V_{max} については動作角度の要因に主効果が認められ ($p < 0.01$)、それぞれの平均値は、 15° 条件から順に 138.3, 208.8, 275.4, 342.6 deg/s であった (図 37)。しかし、課題の要因からの影響は認められなかった。CV については動作角度の要因に主効果が認められたが ($p < 0.01$)、課題の要因からの影響は認められなかった。

4. 考察

上肢、下肢における Premotor time は、動作角度の大小にかかわらず、S-R 整合性の効果が認められ、それは上肢で 36 ms、下肢で 42 ms であり、第 4 章 (実験 1, 2) における S-R 整合性の効果とほぼ同じであった。つまり、動作角度条件の違いに Premotor time が影響しなかったこと、刺激位置と反応位置の関係は、どの条件においても同じであることから、情報処理過程における反応プログラミング時間は、整合課題でも不整合課題でも同じであったと考えられる (Zelaznik & Hahn, 1985; Zelaznik et al., 1982)。第 4 章 (実験 1, 2)

の結果より、不整合課題において刺激符号 (e.g., Ls) から逆の反応符号 (e.g., Rr) へ変換するとき、課題にあった運動プログラムを呼び出す反応符号が、自動的に賦活される刺激符号と同じ反応符号 (e.g., Lr) によって競合を起こすのであれば、運動プログラムを構築する際にそのパラメーターに対して何らかの影響があると考えられた (図 21, p. 51)。

上肢の MT は、どの動作角度条件においても約 65 ms であり、S-R 整合性の効果は認められなかったが、下肢の Motor time は、どの動作角度条件においても整合課題 (86 ms) の方が不整合課題 (91 ms) よりも速くなり、S-R 整合性の効果が認められた。つまり、S-R 整合性は運動プログラムのパラメーターに影響していると推察された (Kato & Asami, 1998)。

しかし、上肢、下肢ともに反応開始後の動作パフォーマンスを評価する測定項目である T_m , Peak angle, V_{max} , CV については、課題の要因に主効果が認められなかった。つまり、動作角度のピーク値に到達する時間、関節の動いた角度変化量、動作の最大速度、動作角度の安定性に対して S-R 整合性の効果は認められなかった。したがって、末梢での反応動作を制御する運動プログラムの角度パラメーター、時間パラメーターに対して S-R 整合性は影響しないことが示唆された。運動プログラムの時間パラメーターが影響されなかったのは、熟練した動作の運動プログラムが一般化されており、一般化運動プログラムの時間的構造情報である相対的タイミングが変化しないためと推察される (Gentner, 1987)。さらに、動かす物体の質量が最大筋力の 60 % までは、質量の軽い方が空間的動作のエラーが少ない (Schmidt & Sherwood, 1982) ことから、自重のみしか負荷のない反応動作を遂行する空間制御動作に対しては、S-R 整合性の効果が起こらないと推察される。

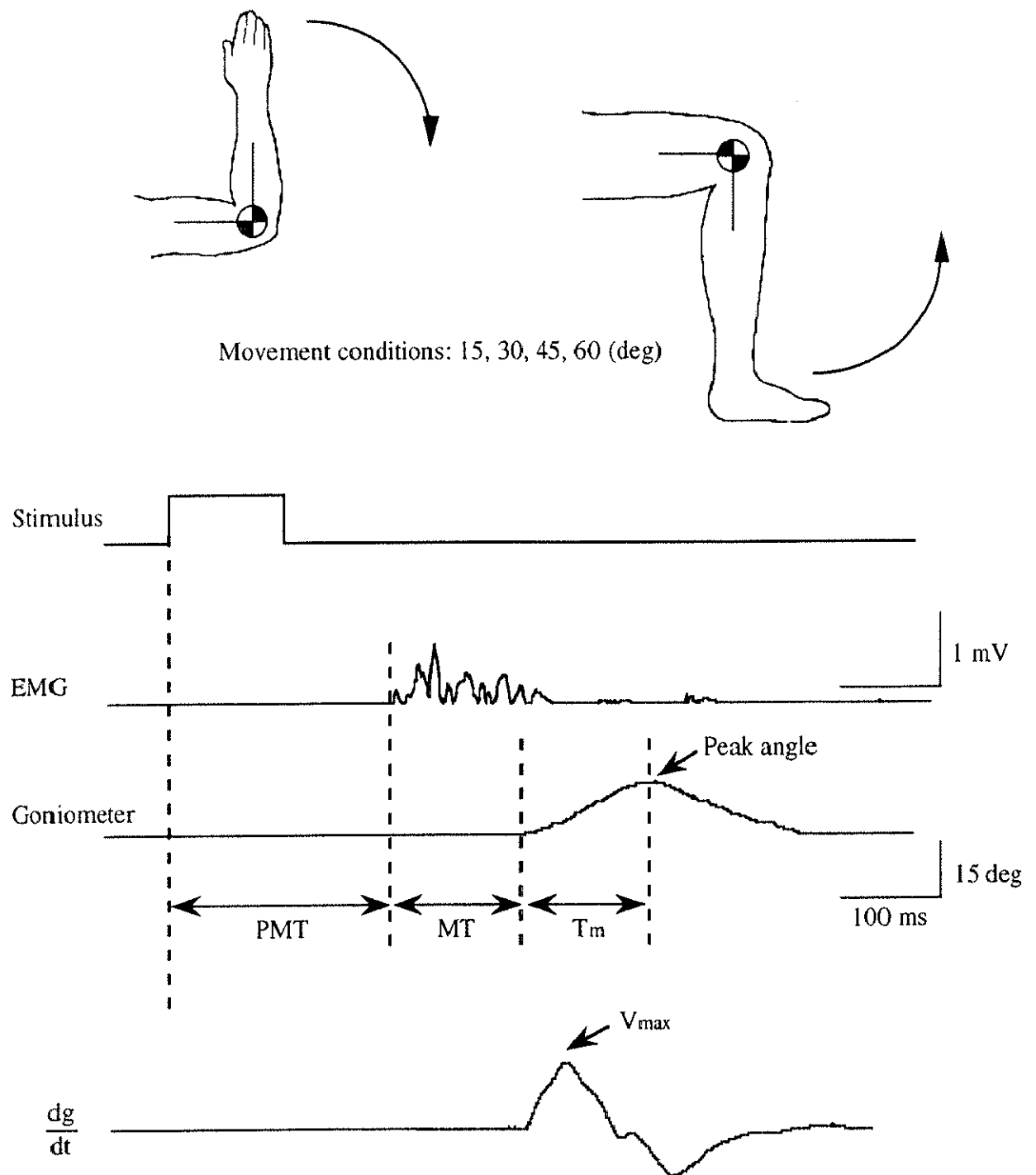


Fig. 32 Schematic showing of EMG and angle curve measurement in Experiment 5. PMT: premotor time, MT: motor time, T_m : movement time.

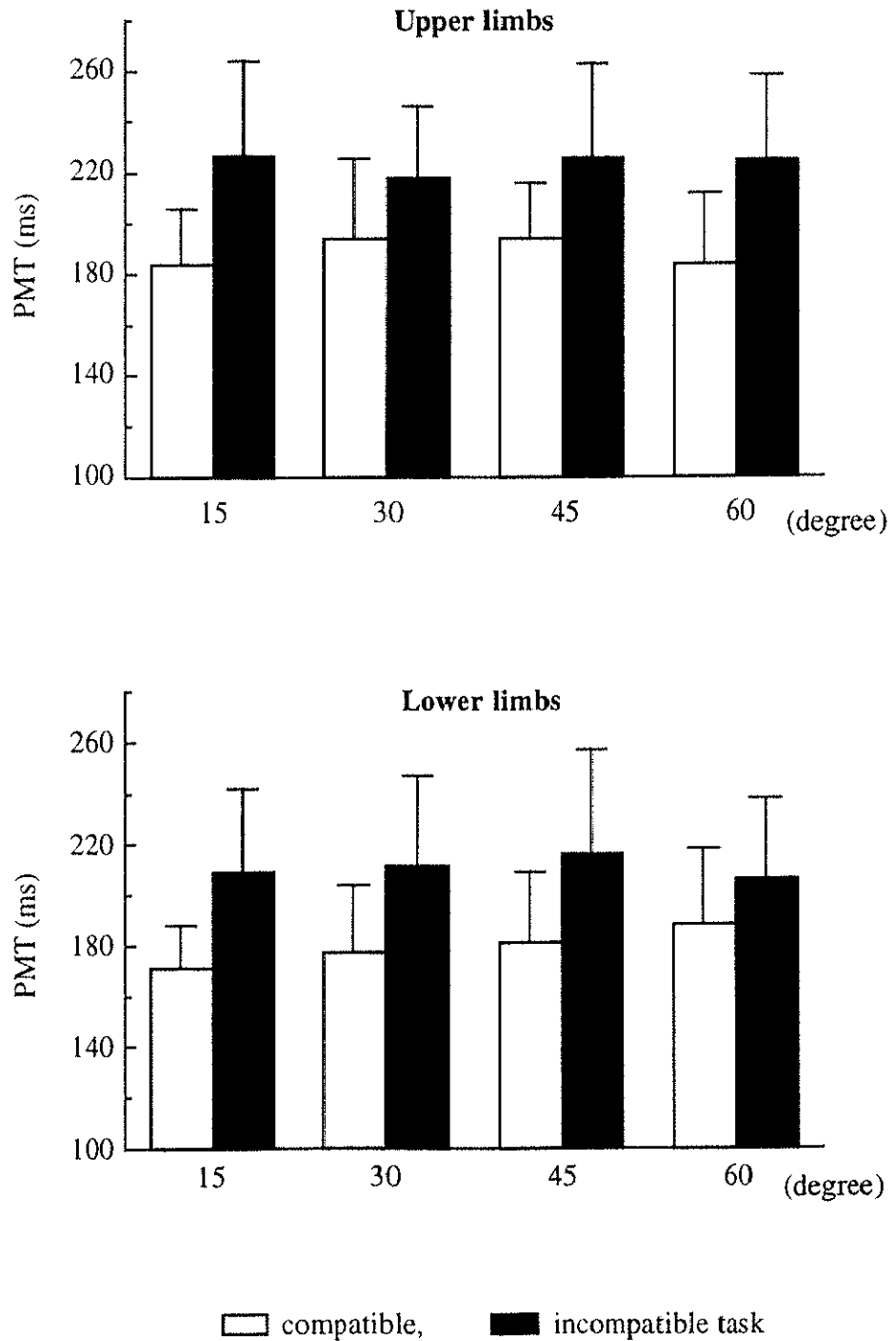


Fig. 33 Premotor time (ms) as a function of angle condition and compatibility task in Experiment 5.

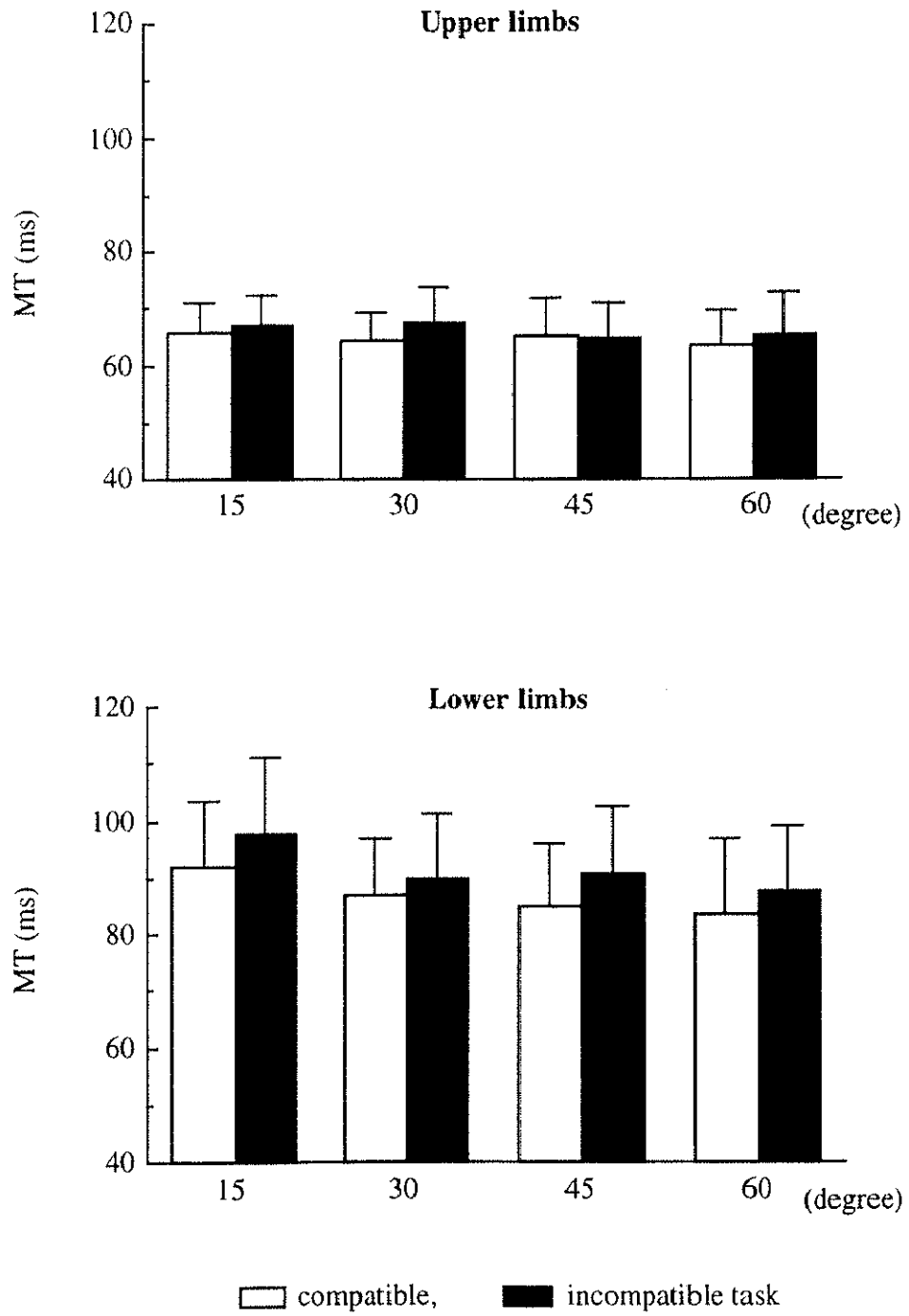


Fig. 34 Motor time (ms) as a function of angle condition and compatibility task in Experiment 5.

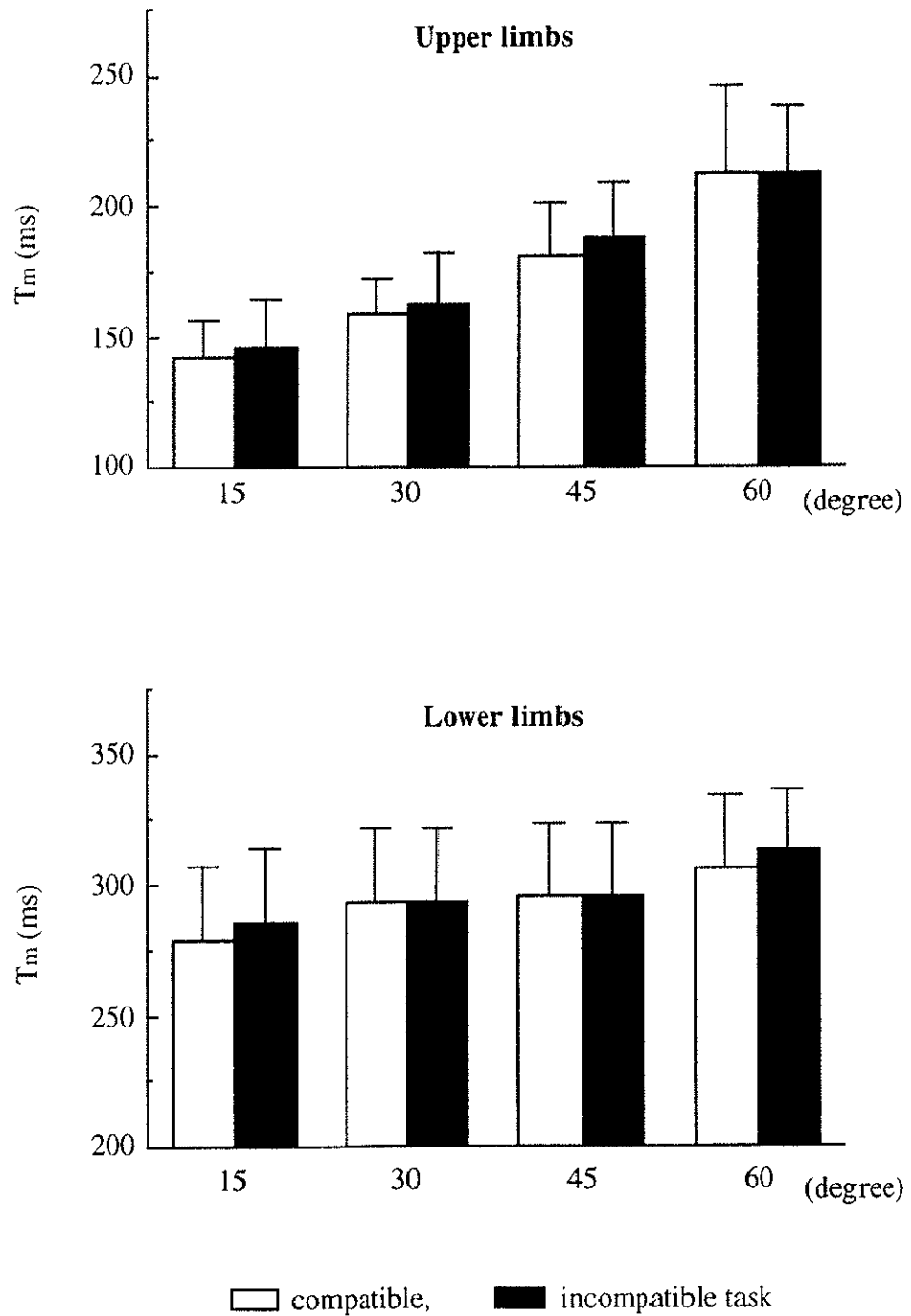


Fig. 35 Movement time (ms) as a function of angle condition and compatibility task in Experiment 5.

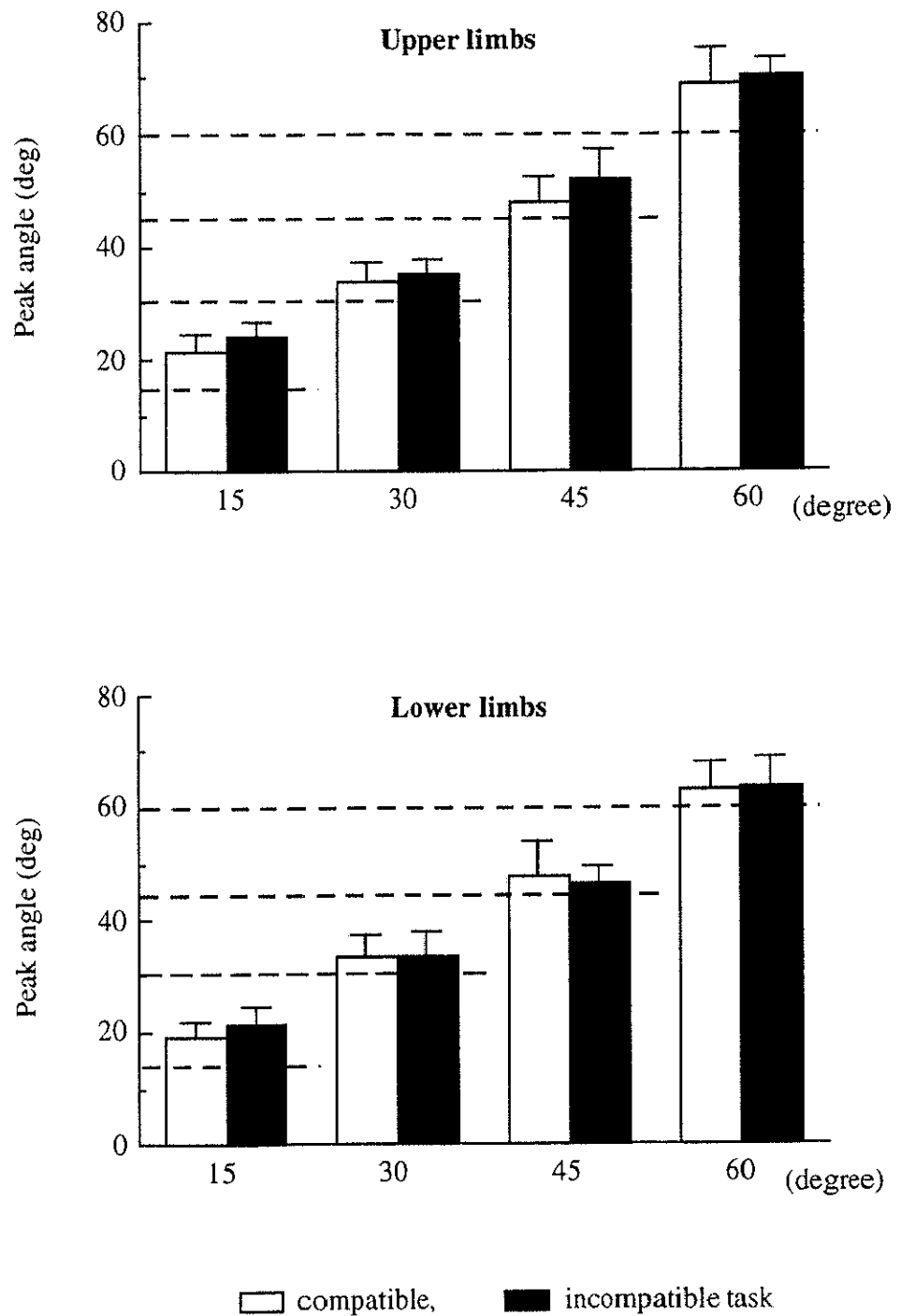


Fig. 36 Peak angle (deg) as a function of angle condition and compatibility task in Experiment 5.

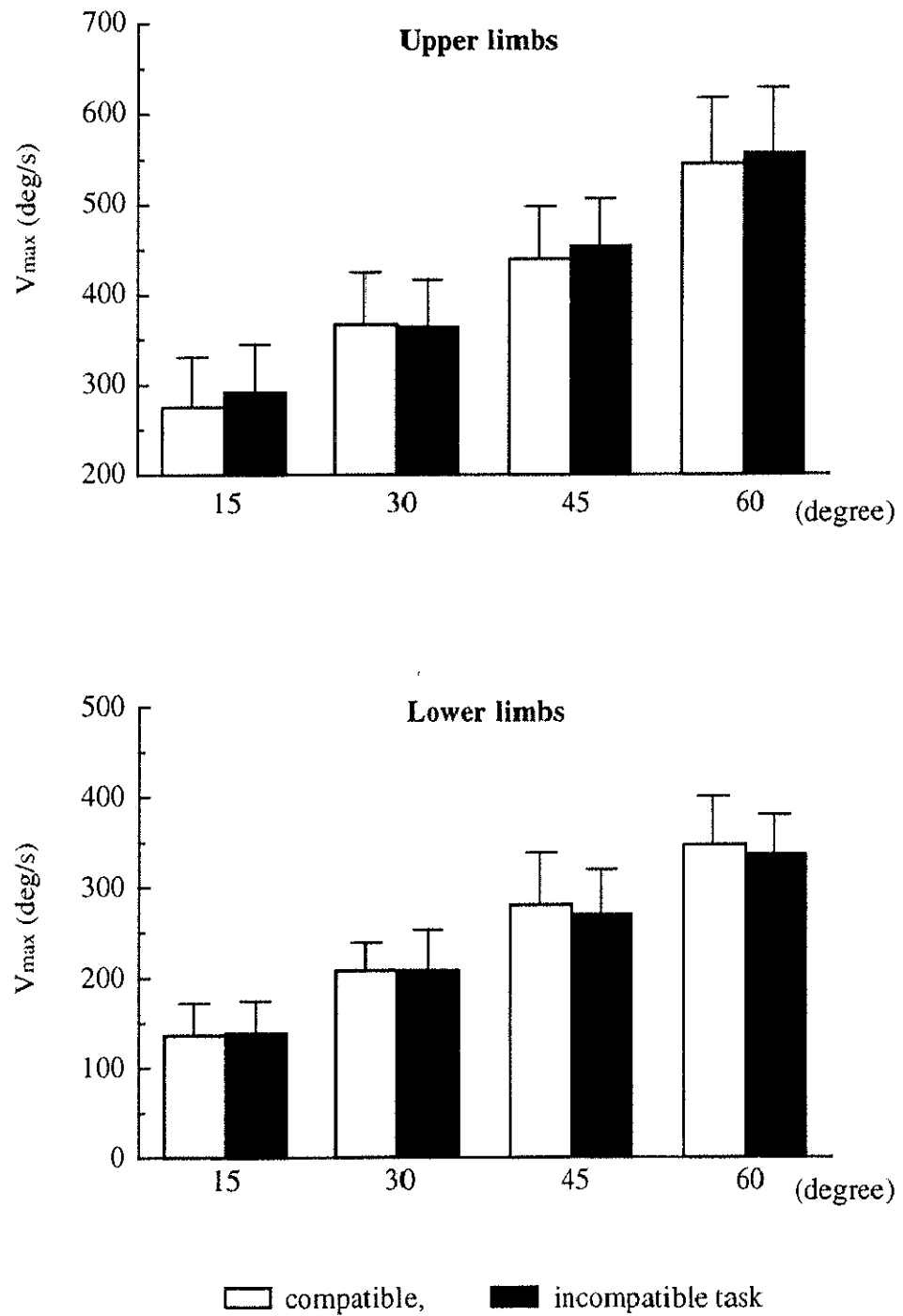


Fig. 37 Maximum velocity (deg/s) as a function of angle condition and compatibility task in Experiment 5.

Table 5 Means and standard deviations for PMT, MT, T_m, Peak angle, V_{max}, CV of upper and lower limbs of compatible and incompatible responses at each angle conditions in Experiment 5.

Condition	Upper limbs					Lower limbs							
	PMT (ms)	MT (ms)	T _m (ms)	Peak angle (deg)	V _{max} (deg/s)	CV	PMT (ms)	MT (ms)	T _m (ms)	Peak angle (deg)	V _{max} (deg/s)	CV	
15°	Com.	184.2 (21.8)	66.0 (5.3)	142.2 (14.0)	21.4 (2.9)	274.3 (56.6)	15.9 (4.6)	171.4 (16.4)	91.9 (11.6)	279.2 (28.0)	19.3 (2.5)	136.5 (36.5)	22.3 (4.3)
	Incom.	226.9 (37.0)	66.9 (5.6)	145.4 (18.9)	23.8 (3.0)	291.1 (52.8)	17.8 (2.2)	209.2 (33.3)	97.9 (13.4)	285.4 (28.7)	21.2 (3.1)	140.1 (33.7)	19.3 (3.9)
30°	Com.	194.5 (32.8)	64.5 (5.1)	158.7 (13.0)	34.0 (3.4)	365.5 (60.0)	13.9 (2.5)	175.7 (20.4)	86.8 (10.6)	287.1 (21.6)	32.7 (3.3)	208.7 (32.5)	12.5 (2.1)
	Incom.	218.2 (27.7)	67.7 (6.1)	162.3 (19.5)	35.2 (2.6)	365.0 (52.3)	12.5 (2.7)	211.0 (29.5)	89.1 (11.8)	288.4 (25.0)	32.4 (3.7)	208.8 (49.4)	12.3 (2.1)
45°	Com.	193.6 (21.6)	65.3 (6.7)	181.0 (19.7)	48.0 (4.4)	438.3 (58.4)	10.1 (2.5)	181.4 (27.2)	85.0 (10.9)	294.9 (28.4)	47.5 (6.3)	280.0 (59.4)	9.2 (1.4)
	Incom.	226.0 (37.1)	64.8 (6.3)	187.4 (21.6)	51.9 (5.4)	453.2 (50.6)	9.7 (2.0)	215.7 (41.0)	90.6 (12.1)	295.2 (28.4)	46.2 (3.1)	270.8 (47.9)	8.9 (2.6)
60°	Com.	184.0 (28.3)	63.4 (6.5)	211.8 (33.9)	68.8 (6.1)	543.1 (74.1)	7.8 (1.5)	188.1 (30.1)	83.4 (13.6)	306.4 (27.9)	63.3 (4.5)	348.1 (52.9)	7.2 (0.9)
	Incom.	224.9 (32.6)	65.5 (7.4)	212.1 (26.2)	70.2 (3.0)	552.2 (71.5)	7.5 (1.2)	206.3 (31.9)	87.7 (11.6)	313.2 (22.9)	63.4 (5.3)	337.1 (43.2)	7.4 (1.8)

Mean (SD), PMT: premotor time, MT: motor time, T_m: movement time, CV: coefficient of variation, Com.: compatible, Incom.: incompatible.

第2節 S-R 整合性が力量発揮制御に及ぼす影響（実験6）

1. 目的

第4章（実験1, 2）と第5章（実験4）において下肢の Motor time に対して S-R 整合性の効果があったことから、S-R 整合性が運動プログラムのパラメーターに何らかの影響を及ぼしていることが示唆された。しかし、前節（実験5）での角度制御課題では、Motor time に S-R 整合性の効果が認められたものの、動作角度のピーク値に到達する時間、関節の動いた角度変化量、動作の最大速度、動作角度の安定性に対して S-R 整合性の効果は認められず、運動プログラムの角度パラメーター、時間パラメーターに対して S-R 整合性の効果がないことが示唆された。つまり、負荷のほとんどかからない空間制御動作に関しては、運動単位の動員が少なく済むため（Basmajian & De Luca, 1985; Rosenbum, 1991）、S-R 整合性によって情報損失を受けた運動プログラムが骨格筋に到達しても、その影響度は Motor time にのみ顕在化し、開始される動作パフォーマンスには影響しなかったと考えられる。それでは、運動単位の動員に最も関係の深い力量発揮課題ではどうであろうか？つまり、第4章（実験1, 2）、第5章（実験4）、前節（実験5）における下肢の反応動作での Motor time にみられる S-R 整合性の効果は、運動単位の動員様式と密接な関係があると推測され、運動プログラムの角度パラメーターよりも力量パラメーターに対して S-R 整合性の効果が存在すると考えられる。

そこで本節では、半視野からの光刺激に対する上肢および下肢の力量発揮課題を用い、Premotor time, Motor time, 力量発揮時間, 力量発揮のピーク値, 力の立ち上がり, 力量発揮の安定性を検討することによって、S-R 整合性が力量発揮制御に対する運動プログラムのどのパラメーターに影響を及ぼすのか明らかにすることを目的とする。

2. 方法

A. 被験者

眼疾患のない右手利き、右機能足の男子大学生8名（身長, 173.8 ± 8.9 cm; 視力左, 0.9 ± 0.3 ; 視力右, 1.0 ± 0.3 ）が、被験者として実験に参加した。利き手、機能足の判定には、浅見ほか（1981）と Oldfield（1971）の方法を参考にアンケート調査を行った。

B. 実験装置とその配置

光刺激装置は、第4章の第1節（実験1）と同様のものを使用した。力量発揮の測定には、小型ロードセル（共和電業社製: LU-SB34D）を用いた。上肢の場合、2つの小型ロードセルをそれぞれ身体中心線から15 cm離して設置し、手関節角度が 0° になるよう前腕部をバンドで固定できる力量計測台を自作した。下肢の場合、2つの小型ロードセルをそれぞれ20 cm離して設置し、足関節角度が 90° になるように下腿部をバンドで固定できる力量計測台を自作した。

C. 実験手順

被験者は、注視状態を維持しながら、光刺激が呈示されるのを待った。「いきます」という予告を促してから、約1.5秒後に注視点の左右どちらか一方の光刺激がランダムに呈示された。反応動作は、手関節の掌屈および足関節の底屈による等尺性筋力発揮であり、発揮力量は、20, 40, 60, 80 %MVC（maximum voluntary contraction）の4条件であった。本試行の前に、ロードセルからのアナログ信号をオシロスコープ（Kenwood社製: DSC-8200）のモニタに出力し、予め設定しておいたモニタ上のラインまで力量発揮することで反応すべき発揮力量の練習をさせた。この練習試行は、ブロックごとに一方の肢につき20試行ずつ行われた。

整合課題は、左視野の光刺激に対して左、右視野の光刺激に対して右の反応を行うもので、不整合課題は、左視野の光刺激に対して右、右視野の光刺激に対して左の反応を行うものであった。被験者には、刺激が呈示され次第、それぞれの条件にあった力量発揮をできるだけ素早く正確に行うように指示した。被験者は、この2つの課題を上肢または下肢で行った。全ての試行は、4セッション、2ブロックに分けられた。1ブロックの試行回数は20試行であり、計160試行が1日で行われた。別の日に同じ4セッションの実験を行った。試行間隔は約10~15秒であり、ブロック間において約2~3分の休息をとった。測定開始順序の影響を取り除くため、被験者の半数が上肢から、残りの半数が下肢から実験を行った。また、整合課題から開始するか、不整合課題から開始するかは、セッション間でランダムにした。

D. データの収集と分析方法

機側手根屈筋、腓腹筋内側から表面筋電図（EMG）を時定数0.03秒、高周波遮断域1 kHz以上で導出した。EMG、ロードセル、光刺激のトリガー信号をサンプリング周波数2

kHzでA/D変換し、パーソナルコンピュータ（Apple社製: Power Macintosh 8500; アプリケーション: SuperScope II, GW instruments）に記録した。光刺激呈示から筋放電が開始されるまでの時間（PMT: premotor time）、筋放電が開始されてから力が立ち上がるまでの時間（MT: motor time）、力が立ち上がってから発揮力量がピークになるまでの時間（T_f: time to peak force）を1ミリ秒単位で測定した（図38）。さらに、発揮力量のピーク値（Peak force）、発揮力量の最大速度（V_{max}）、発揮力量の各ピーク値と平均ピーク値との変動係数（CV: coefficient of variation）を算出した（図38）。

3. 結果

各力量発揮条件における上肢と下肢のPMT, MT, T_f, Peak force, V_{max}, CVの平均値と標準偏差は、表6に示す通りである。

上肢におけるPMT, MT, T_f, Peak force, V_{max}, CVについて課題（整合・不整合）、%MVC（20, 40, 60, 80%MVC）の違いによる2要因分散分析を行った。その結果、PMTについては、課題の要因に有意（ $p < 0.01$ ）な主効果が認められ、%MVCの要因との間に有意な交互作用は認められなかった。つまり、どの%MVC条件においても整合課題（173 ms）の方が不整合課題（204 ms）よりもPMTが短いことが明らかとなった（図39）。MTについては、有意なF値は認められず、約49 msであった（図40）。また、T_fについては、大きい%MVC条件になるほど遅くなる傾向を示したが、どの要因にも有意なF値が認められなかった（図41）。Peak forceについては、%MVCの要因に主効果が認められ（ $p < 0.01$ ）、それぞれの平均値は、20%MVC条件から順に26.7, 43.5, 60.3, 75.7%MVCであった（図42）。しかし、課題の要因からの影響は認められなかった。V_{max}については%MVCの要因に主効果が認められ（ $p < 0.01$ ）、それぞれの平均値は、20%MVC条件から順に519.4, 829.0, 1117.2, 1287.7 N/sであった（図43）。しかし、課題の要因からの影響は認められなかった。CVについては%MVCの要因に主効果が認められたが（ $p < 0.01$ ）、課題の要因からの影響は認められなかった。

下肢におけるPMT, MT, T_f, Peak force, V_{max}, CVについて課題（整合・不整合）、%MVC（20, 40, 60, 80%MVC）の違いによる2要因分散分析を行った。その結果、PMTについては、課題の要因に有意（ $p < 0.01$ ）な主効果が認められ、%MVCの要因との間に有意な交互作用は認められなかった。つまり、どの%MVC条件においても整合課題（200 ms）の方が不整合課題（229 ms）よりもPMTが短いことが明らかとなった（図39）。

MTについては、有意なF値は認められず、約39 msであった(図40)。また、Trについては、大きい%MVC条件になるほど遅くなる傾向を示したが、どの要因にも有意なF値が認められなかった(図41)。Peak forceについては、%MVCの要因に主効果が認められ($p<0.01$)、それぞれの平均値は、20%MVC条件から順に26.0, 42.3, 60.2, 79.5%MVCであった(図42)。さらに、課題の要因に有意($p<0.01$)な主効果が認められ、S-R整合性の効果があることが明らかになった。Tukeyの方法による多重比較の結果、それは、40%MVC条件よりも大きい発揮力量のときに出現することが認められた。V_{max}については%MVCの要因に主効果が認められ($p<0.01$)、それぞれの平均値は、20%MVC条件から順に948.6, 1501.3, 2173.6, 2744.0 N/sであった(図43)。さらに、課題の要因に有意($p<0.01$)な主効果が認められ、S-R整合性の効果があることが明らかになった。Tukeyの方法による多重比較の結果、それは、Peak forceと同様に40%MVC条件よりも大きい発揮力量のときに出現することが認められた。CVについては%MVCの要因に主効果が認められたが($p<0.01$)、課題の要因からの影響は認められなかった。

4. 考察

上肢、下肢におけるPremotor timeは、発揮力量の大小にかかわらず、S-R整合性の効果が認められ、それは上肢で31 ms、下肢で29 msであった。また、発揮力量条件の違いにPremotor timeが影響しなかったこと、刺激位置と反応位置の関係は同じであることから、中枢の情報処理過程における反応プログラミング時間は、前節(実験5)と同様に整合課題でも不整合課題でも同じであったと考えられる(Zelaznik & Hahn, 1985; Zelaznik et al., 1982)。

上肢、下肢におけるMotor timeに対するS-R整合性の効果は、どの発揮力量条件においても認められなかった。第4章(実験1, 2)において下肢のMotor timeは、S-R整合性から影響されることが認められたが、本節の反応動作が等尺性筋力発揮であり、関節を動かす必要がないことからMotor timeの遅延を引き起こすほどの効果が得られなかったと考えられる。また、上肢におけるTr, Peak force, V_{max}, CVについては、課題の要因に主効果が認められなかったことから、上肢の力量発揮制御に対してS-R整合性は影響しないことが推察される。しかし、下肢におけるPeak force, V_{max}は、40%MVC条件より大きい力量発揮で不整合課題の方が有意に小さく、S-R整合性の効果があることが認められた。したがって、S-R整合性は、運動プログラムの力量パラメーターに影響していると示唆される。

つまり、整合課題では、S-R 変換段階において刺激符号 (e.g., Ls) が反応符号 (e.g., Lr) へ変換され、反応プログラミング段階において整合反応に関する反応符号 (e.g., Lr) が、自動的に賦活される反応符号 (e.g., Lr) と同じであるため運動プログラムの構築がスムーズであると考えられる。しかし、不整合課題では、S-R 変換段階において刺激符号 (e.g., Ls) から逆の反応符号 (e.g., Rr) へ変換しなければならず、この反応符号 (e.g., Rr) と刺激に関連して自動的に賦活される反応符号 (e.g., Lr) が、反応プログラミング段階において衝突するため (加藤ほか, 2000 in press), 運動プログラムを構築するときに力量パラメーターが損失を受けたと推察できる。したがって、不整合反応の運動プログラムが足関節底屈筋群における運動単位の動員を抑えたものと考えられる。また、下肢における Tr, CV については、課題の要因に主効果が認められなかったことから、運動プログラムの時間パラメーターに対しては S-R 整合性が影響しないと示唆される。

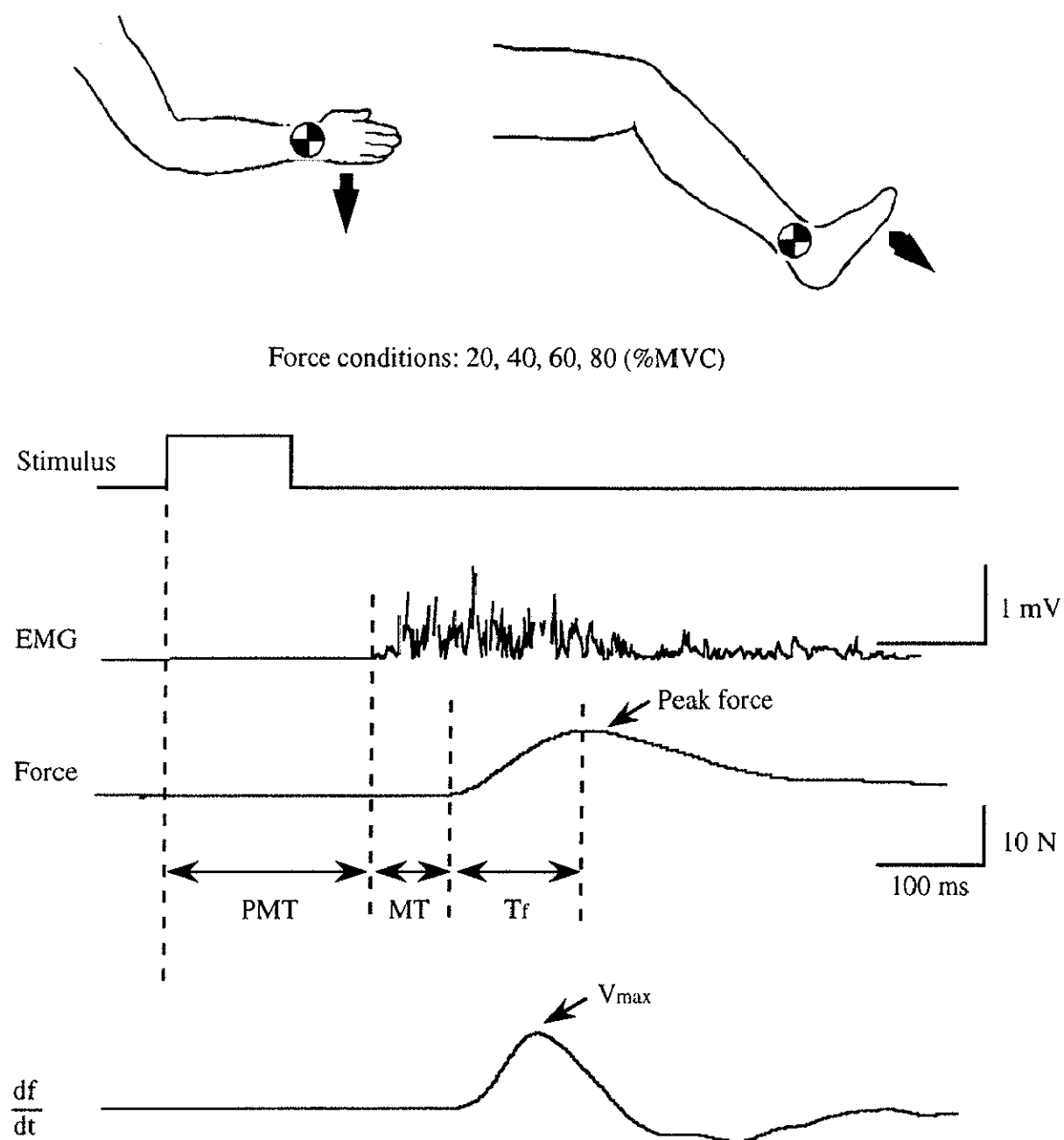


Fig. 38 Schematic showing of EMG and force curve measurement in Experiment 6. PMT: premotor time, MT: motor time, T_f : time to peak force.

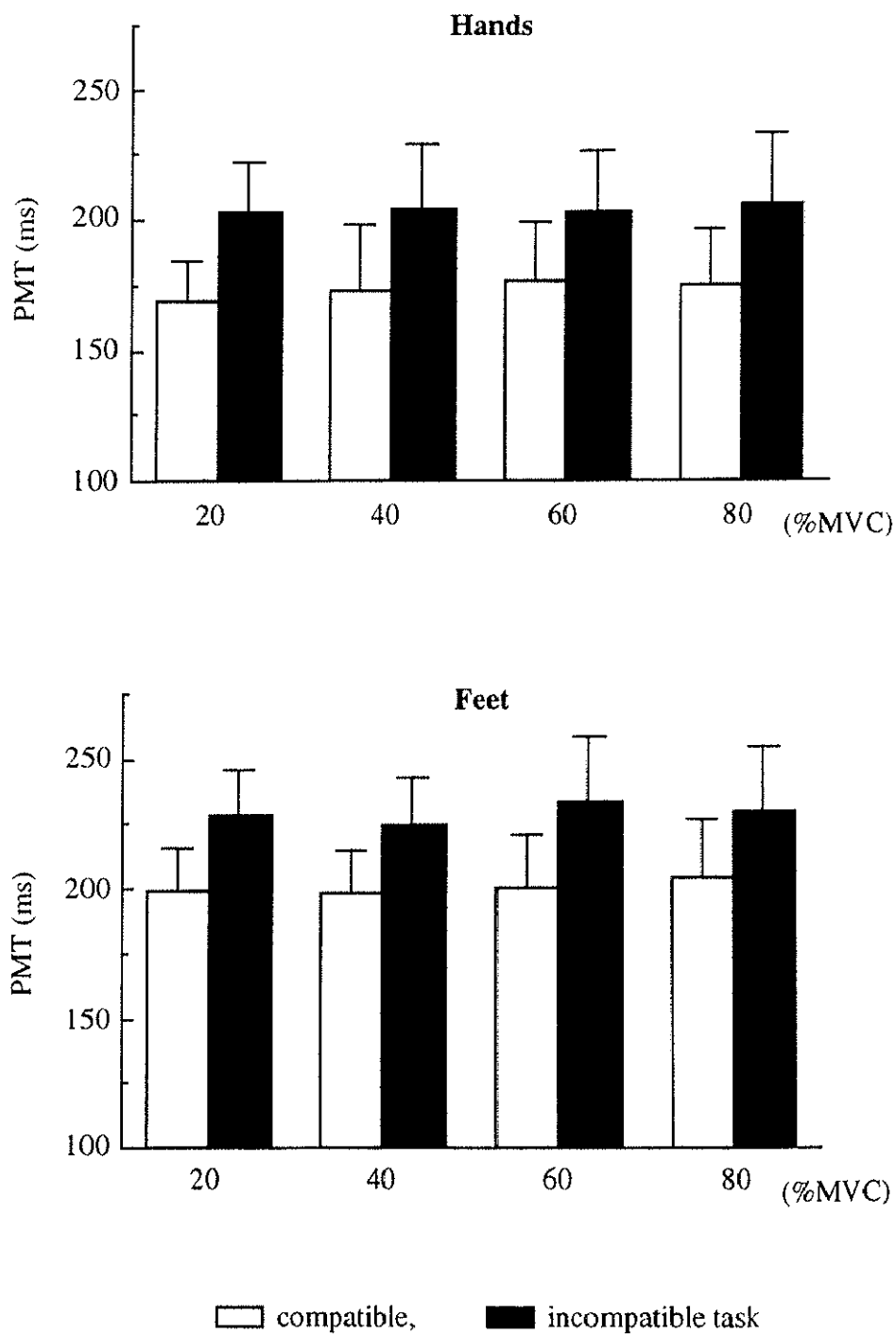


Fig. 39 Premotor time (ms) as a function of %MVC condition and compatibility task in Experiment 6.

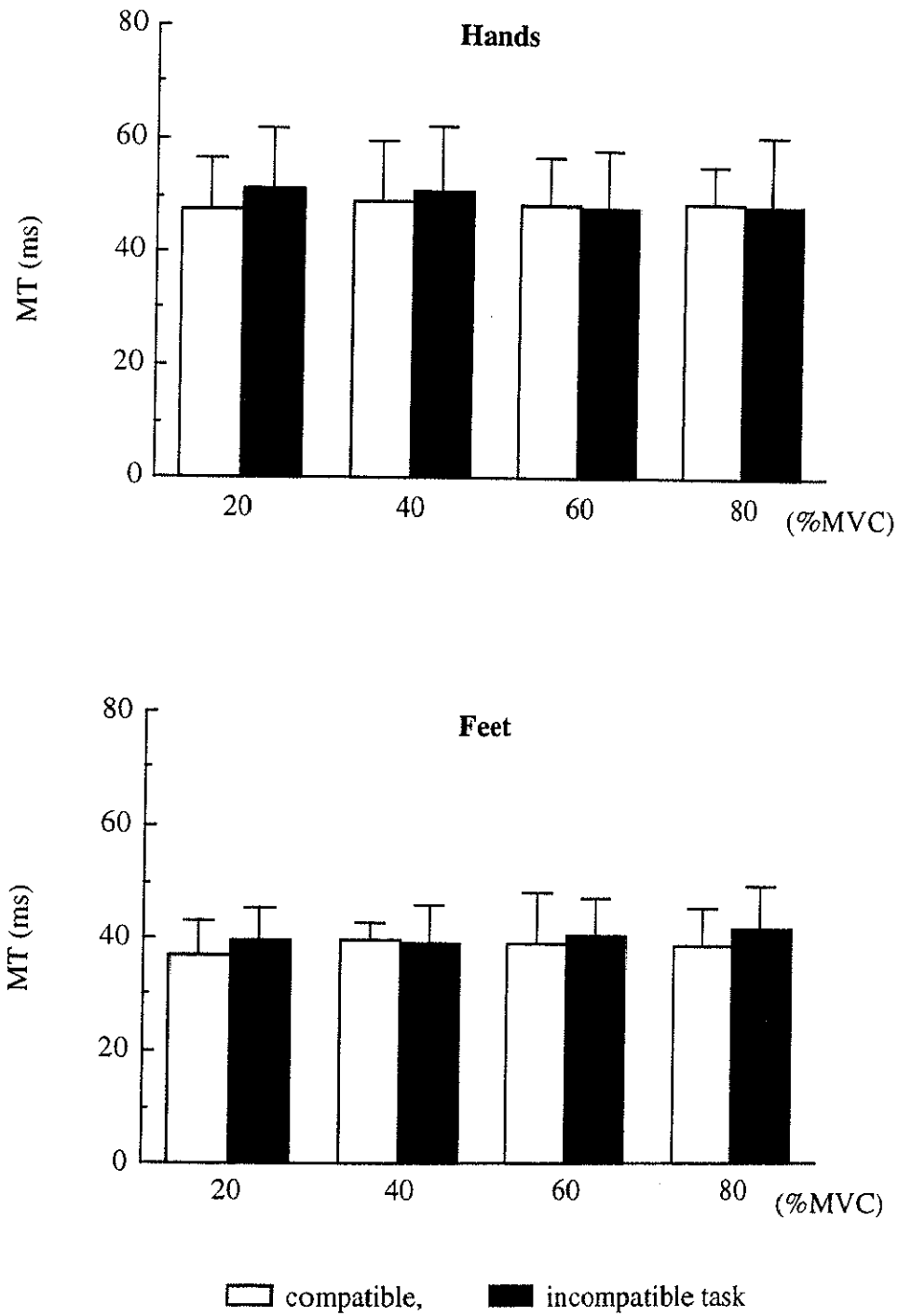


Fig. 40 Motor time (ms) as a function of %MVC condition and compatibility task in Experiment 6.

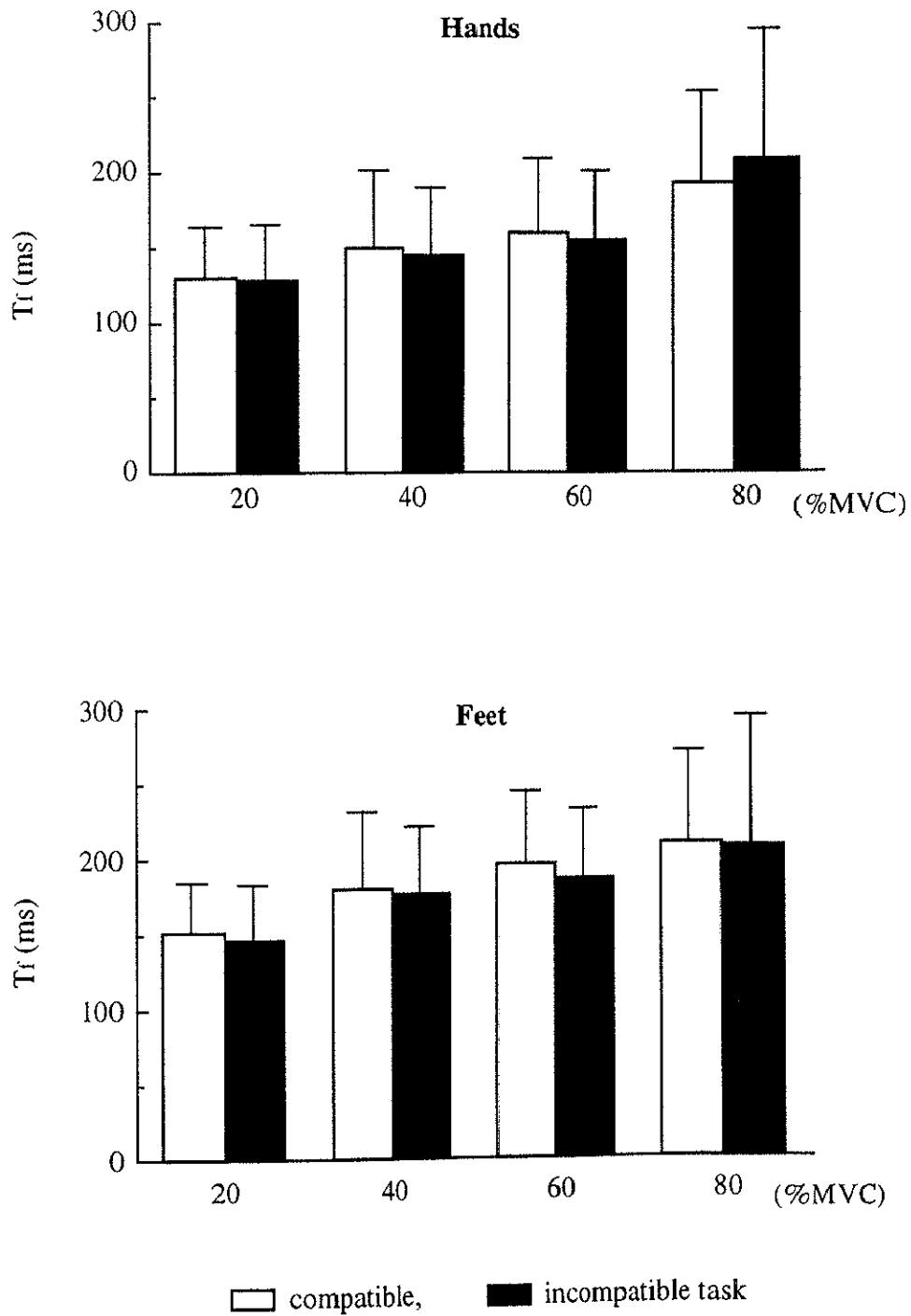


Fig. 41 Time to peak force (ms) as a function of %MVC condition and compatibility task in Experiment 6.

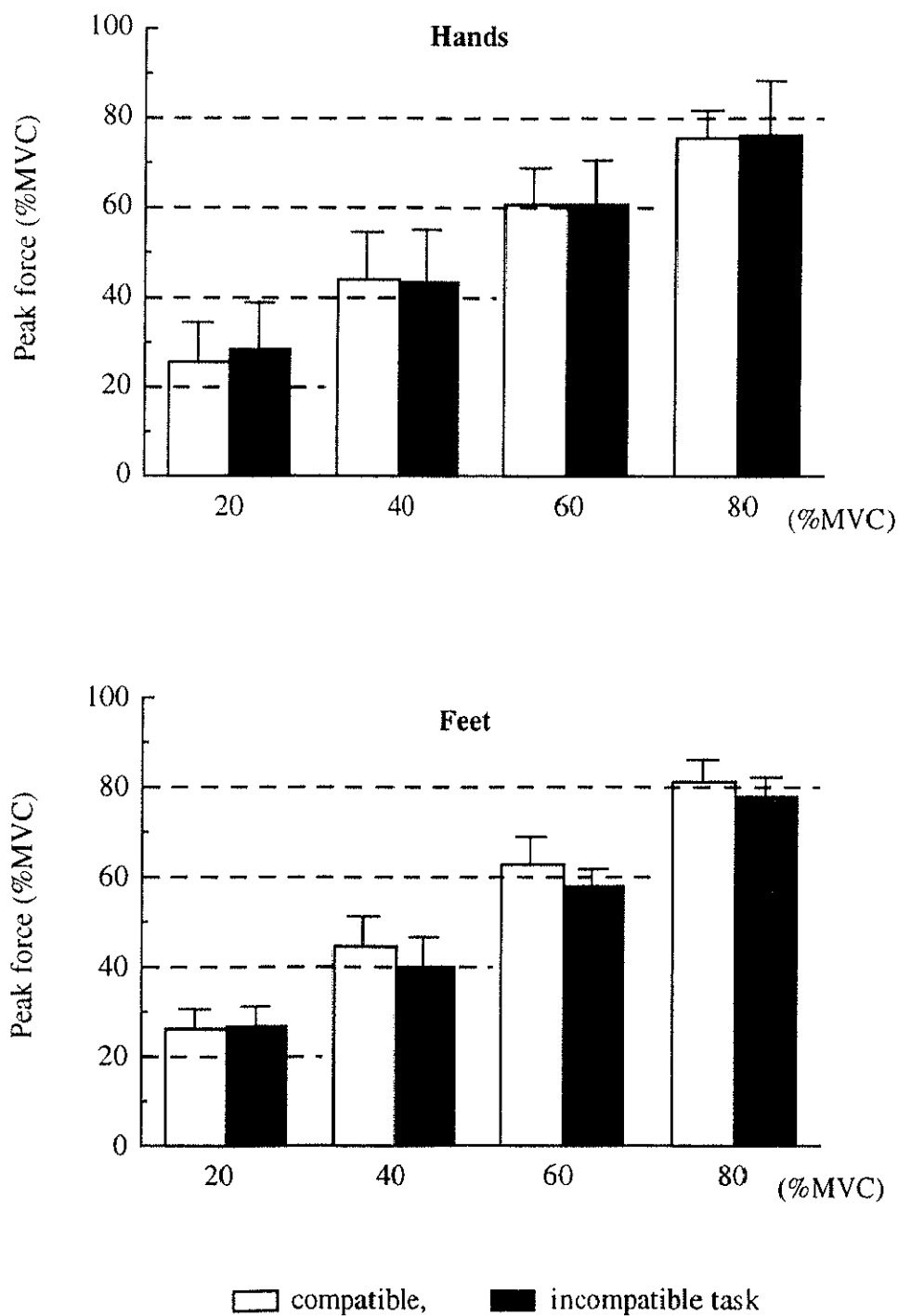


Fig. 42 Peak force (%MVC) as a function of %MVC condition and compatibility task in Experiment 6.

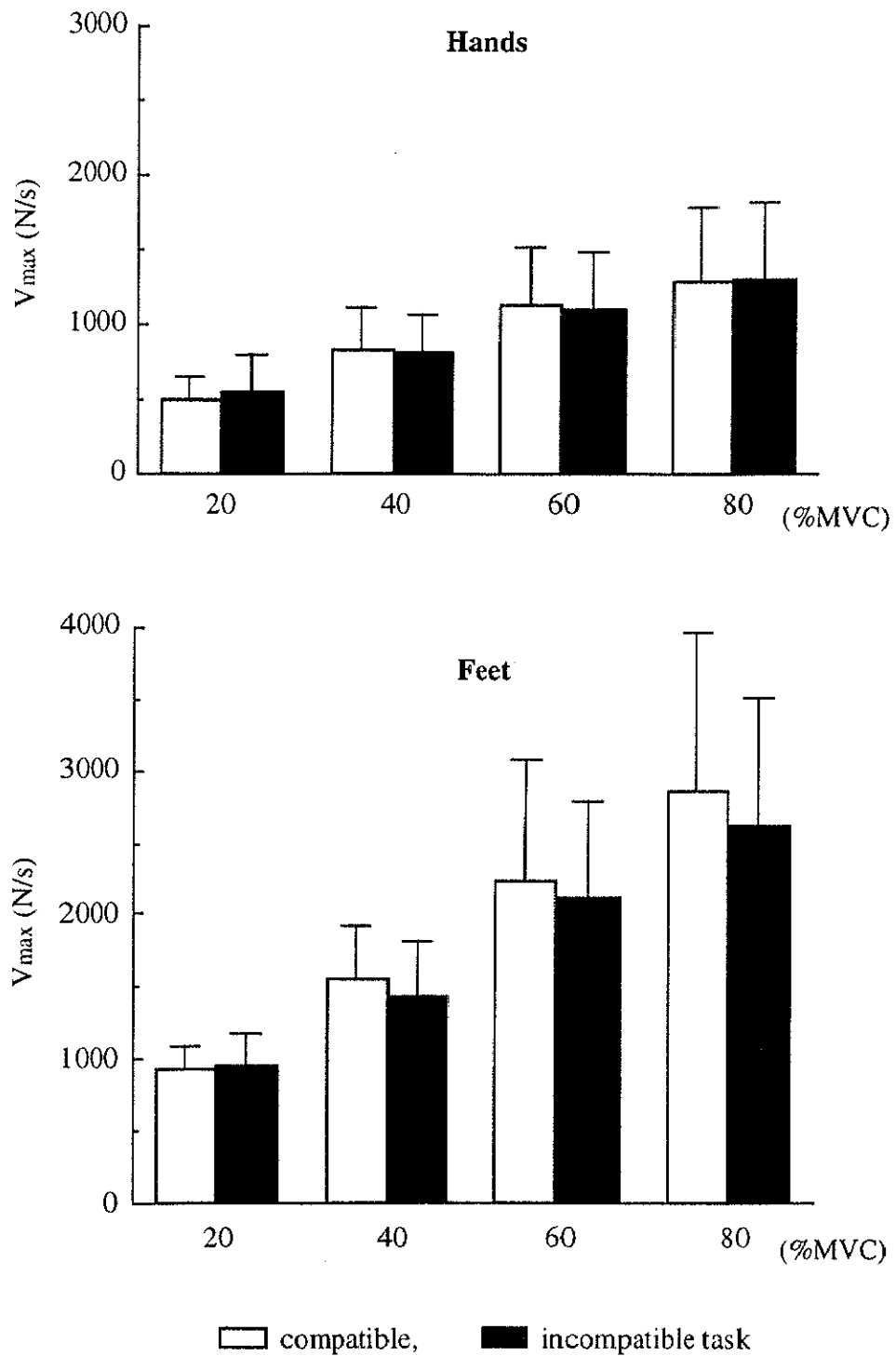


Fig. 43 Maximum velocity (N/s) as a function of %MVC condition and compatibility task in Experiment 6.

Table 6 Means and standard deviations for PMT, MT, Tr, Peak force, V_{max}, CV of hands and feet of compatible and incompatible responses at each %MVC conditions in Experiment 6.

Condition	Hands					Feet							
	PMT (ms)	MT (ms)	Tr (ms)	Peak force (%MVC)	V _{max} (N/s)	CV	PMT (ms)	MT (ms)	Tr (ms)	Peak force (%MVC)	V _{max} (N/s)	CV	
20%	Com.	169.2 (14.3)	47.3 (8.4)	125.8 (33.5)	24.9 (4.5)	500.0 (147.4)	17.0 (1.8)	197.6 (16.0)	36.4 (6.1)	148.0 (33.1)	25.1 (4.8)	950.8 (157.4)	15.4 (4.3)
	Incom.	202.8 (18.7)	50.2 (10.2)	124.3 (35.8)	27.2 (11.7)	533.3 (241.4)	17.9 (6.0)	223.3 (21.4)	39.2 (5.4)	149.2 (34.3)	25.1 (5.0)	945.6 (208.8)	15.0 (2.6)
40%	Com.	172.1 (24.1)	48.3 (9.9)	143.9 (50.5)	42.9 (6.2)	839.5 (267.1)	12.2 (4.5)	196.2 (16.8)	38.4 (4.2)	173.6 (44.4)	44.1 (6.3)	1578.8 (356.7)	10.2 (2.0)
	Incom.	202.5 (24.0)	49.3 (11.5)	140.1 (43.8)	42.3 (6.8)	823.7 (243.0)	13.1 (3.3)	223.5 (18.1)	37.8 (6.9)	171.9 (34.1)	39.9 (6.5)	1466.3 (357.9)	11.2 (1.1)
60%	Com.	175.8 (20.9)	47.6 (8.1)	157.4 (46.1)	60.7 (5.3)	1147.9 (375.3)	8.4 (1.9)	197.6 (20.2)	38.1 (8.9)	189.6 (55.7)	61.7 (6.4)	2255.7 (790.1)	9.5 (3.0)
	Incom.	199.7 (24.3)	47.1 (9.9)	150.9 (44.4)	60.1 (6.6)	1130.0 (361.2)	8.8 (2.6)	229.3 (25.4)	39.6 (6.4)	187.2 (48.9)	57.3 (3.6)	2080.6 (644.8)	12.1 (2.9)
80%	Com.	173.0 (20.8)	48.1 (6.6)	186.7 (60.2)	74.8 (2.6)	1296.3 (481.5)	7.3 (2.2)	200.6 (22.5)	38.2 (6.3)	204.7 (83.8)	81.3 (4.7)	2895.3 (1073.6)	9.5 (2.3)
	Incom.	204.0 (25.5)	47.7 (11.5)	198.3 (86.0)	74.7 (5.7)	1314.2 (504.3)	6.2 (1.4)	225.3 (26.1)	40.8 (7.5)	202.1 (65.3)	77.7 (3.8)	2663.8 (841.1)	10.2 (3.5)

Mean (SD), PMT: premotor time, MT: motor time, Tr: time to peak force, CV: coefficient of variation, Com.: compatible, Incom.: incompatible, MVC: maximum voluntary contraction.

第2節 小括

研究課題3では、S-R整合性が異なる運動肢の動作パフォーマンスに及ぼす影響を検討した。

実験5では、動作角度15, 30, 45, 60°への空間制御動作を反応課題とし、S-R整合性がPremotor time, Motor time, 動作時間, 動作角度のピーク値, 動作速度, 動作の安定性に影響を及ぼすのかを検討した。その結果、上肢, 下肢ともにPremotor timeに対するS-R整合性の効果が認められた。また、どの角度条件でも下肢にはMotor timeに対するS-R整合性の効果が認められた。しかし、どの条件においても動作時間, 動作角度のピーク値, 動作速度, 動作の安定性に対するS-R整合性の効果は認められなかった。

実験6では、20, 40, 60, 80% MVCへの力量制御動作を反応課題とし、S-R整合性がPremotor time, Motor time, 力量発揮時間, 力量発揮のピーク値, 力の立ち上がり, 力量発揮の安定性に影響を及ぼすのかを検討した。その結果、上肢, 下肢ともにPremotor timeに対するS-R整合性の効果が認められたが、Motor timeに対するS-R整合性の効果は認められなかった。また、どの力量発揮条件でも動作時間に対するS-R整合性の効果は認められなかった。しかし、下肢による40% MVC以上の力量発揮条件において、力量発揮のピーク値と力の立ち上がりに対してS-R整合性の効果が認められた。

これらの結果より、S-R整合性は、運動プログラムの時間パラメーター, 角度パラメーターには影響しないが、力量パラメーターに対して影響することが示唆された。