脳性麻痺者のトラッキング動作の研究¹

——筋収縮と動作知覚について——

東京都立大学 山下 利之²

東京学芸大学 鮫 島 宗 弘

A study of tracking behavior in adults with cerebral palsy : On muscular contraction mechanism and motor perception.

Toshiyuki Yamashita (*Department of Psychology, Faculty of Social Sciences and Humanities, Tokyo Metropolitan University, Meguro-ku, Tokyo 152*)
and Munehiro Sameshima (*Department of Special Education, Faculty of Education, Tokyo Gakugei University, Koganei, Tokyo 184*)

Two tracking experiments were carried out to investigate the motor control system in adults with cerebral palsy. The first experiment analysed the frequency response characteristics and the surface electromyogram from biceps brachii and triceps brachii, when the cerebral palsy subjects made isometric contractions during the pursuit tracking task with sine wave targets. Patterns of reciprocal innervation of the antagonists explained the frequency response characteristics of tracking behavior of the cerebral palsy subjects. The second experiment analysed perceived response velocity during the compensatory tracking task by means of magnitude estimation method. Fitting power function to the relation between the input frequency and the perceived response velocity, coefficients of determination for the cerebral palsy subjects were found to be lower than those for the normal subjects. It suggests that the cerebral palsy subjects can discriminate their response velocity less exactly than the normal subjects in manual tracking system.

Key words : cerebral palsy, tracking tasks, electromyogram, isometric contractions, magnitude estimation.

脳性麻痺 (Cerebral Palsy, 以下 CP と略す) 者は、筋緊張の異常、姿勢異常、不随意運動の出現等により、日常の随意動作に種々の困難をきたす。これらの動作機能障害は、筋固有の障害ではなく、中枢神経系の障害によるため、随意動作全体の中で複雑な様相を呈する。したがって、CP 者の動作機能特性を解明するためには、まず単一の関節の関与する基本的な動作の構造に着目する必要がある。

野口 (1972, 1974) は、肘関節の屈曲動作を単位動作のなかで基礎的、共通的动作とみなして、CP 児の動作パターンを分析している。制御理論を適用したより数量的な研究として、トラッキング課題を用いた研究がある。

玉置・朝長・森貞 (1963) は、正弦波に対する追跡型トラッキング動作の分析から、CP 児はフィードバック応答系として一定の安定性を有しているが、応答の速さ、応答波形において健常児に比して特異性をもつことを指摘した。石川・増山・鮫島 (1981) は、CP 者の肘関節の等張性収縮による補償型トラッキング動作の解析から、ステップ波応答では動作遂行過程の速応度の遅延、正弦波応答では追跡可能な周波数範囲の狭いこと、を報告した。鮫島・山下・増山 (1984) は、正弦波応答とランダム波応答の比較から、CP 者は円滑な規則的动作を発生させることが困難であるため、健常者にみられる正弦波に対する予覚動作 (Krendel & McRuer, 1960; Young, 1969; 伊藤・伊藤, 1975) が困難であり、正弦波応答においてもランダム波応答と同様の動作パターンを示す傾向があることを明らかにした。

これらのトラッキング課題による CP 者の動作特性の研究は、人間全体をひとつの制御要素とみなして、全体的かつ巨視的な動作特性を定量化するものである。しかし、CP 者の治療およびリハビリテーションの目標のひとつである、CP 者の随意動作における異常パターンを

¹ 本研究は、昭和 56, 57, 58 年度文部省科学研究費補助金 (一般研究 (B) No. 56480344) によって実施した。実験の実施、分析にあたっては、緒方茂樹氏 (現東京学芸大学大学院所属) と八幡勝則氏 (現所沢市立山口小学校教諭) の全面的な協力を得た。両氏に厚く感謝致します。

² 本研究を進めるにあたり、貴重な御助言を賜わりました東京都立大学増山英太郎教授に感謝の意を表します。

減じ、正常パターンを増進する(中村, 1973)ためには、これらのトラッキング動作特性を、その直接的な生理学的基礎である骨格筋活動との関連で検討する必要がある。そこで本研究では、CP 者のトラッキング動作特性とその生理学的基礎となる上肢の拮抗筋活動の相互関係を明らかにするために、等尺性収縮動作による追跡型トラッキング実験を行い、同時に筋電図の分析を行った。さらに、中枢神経系の障害との関連で、トラッキング動作の心的過程を明らかにするひとつの手段として、トラッキング動作時の応答速度の知覚の分析を試みた。

実験 I

目的

CP 者の追跡型トラッキング動作の特性を制御理論を用いて定量化し、健常者のそれと比較検討するとともに、トラッキング動作の生理学的基礎である上肢の拮抗筋活動の相互関係を筋電図を用いて比較検討する。

実験方法

被験者 健常者は高校生と大学生計 5 名(男性 2 名, 女性 3 名)であり、平均年齢は 19 才 6 カ月であった。CP 者は養護学校高等部生徒 5 名(男性 1 名, 女性 4 名)であり、平均年齢は 15 才 11 カ月であった。CP 者のうち、3 名がアテトーゼ型、2 名が痙直型であった。

実験課題および装置 実験課題としては、Fig. 1 に示すように、肘関節の等尺性収縮による追跡型トラッキング課題を用いた。表示装置である 2 現象ブラウン管オシロスコープ(岩崎通信製 SS-5116)には、目標値 $i(t)$ と制御量 $c(t)$ の両者が輝線として呈示される。被験者は肘関節を直角に保ち、回外位で、手首に固定された操作装置であるアルミ板に対して、肘関節を支点として、上肢の等尺性屈曲・伸展動作を行うことにより、表示装置上の制御量を変位させて、目標値の追跡を行う。アルミ板はロードセルを介してストレンゲージアンプ(共和電業製 DPM-314 A)に接続しており、屈曲時の最大緊

張の 40% の緊張が目標値の最大振幅と対応するように、ストレンゲージアンプを調節して用いた。すなわち、屈曲・伸展方向の屈曲時最大緊張の 40% の緊張が、表示装置上の制御量の上・下方向の各々 20 mm の変位と対応している。なお、被験者の足が床に着いていると上半身の前傾と後傾が容易になり、上肢の等尺性収縮動作に影響が及ぶため、高さ 90 cm の椅子に坐らせ、足を床から離した。目標値は、周波数 .10, .13, .18, .24, .32, .42, .56, .75, 1.00, 1.33, 1.77 Hz の 11 種類の正弦波を用いた。ただし、CP 者群は 1.77 Hz に対する応答が不可能な被験者が多かったので、CP 者群の 1.77 Hz に対する応答は分析の対象から除外した。筋電図は、上腕二頭筋および上腕三頭筋から双極導出により記録した。電極は直径 5 mm の銀-塩化銀円板電極を用いて、筋の長さの 50% の位置である筋腹と、それより遠位方向 25% の位置にペーストを介して装着した。

手続き 各周波数目標値に対して、ランダムな順序で、各々 180 秒間の応答を記録した。目標値 $i(t)$ 、制御量 $c(t)$ 、目標値と制御量の差である偏差 $e(t)$ と、上腕二頭筋および上腕三頭筋の表面筋電図をポリグラフ(三栄測器製 1 A 64)により on-line で紙記録すると同時に、データレコーダ(共和電業 RTP-600 A)により磁気記録した。なお、各試行前に、制御量が安定するまで約 60 秒間の練習試行を行った。また、被験者の疲労を考慮し、各試行間に任意に休息をとり、操作装置から手はずして楽な姿勢をとらせた。

解析方法

三栄測器製シグナルプロセッサ(7 T 08)を用いて、以下の解析を行った。正弦波応答の制御成績として、偏差 2 乗積分値を算出した。トラッキング動作系の閉ル

Fig. 1. Block diagram of pursuit manual tracking system.

Fig. 2. Typical recording of command, response, error and EMGs in pursuit tracking behavior. Subject K. A., B : Biceps brachii, T : Triceps brachii.

ブ周波数伝達関数として、目標値 $i(t)$ に対する制御量 $c(t)$ の振幅比と位相を算出した。振幅比をデシベル変換した値をゲインというが、ゲインと位相を各応答周波数について表示したボード線図を作成した。表示装置上で、制御量を示す輝線が目標値を示す輝線上に常に保たれている場合には、ボード線図上でゲインと位相はともに 0 となる。同時に、応答系の入出力関係の線形性を表すコヒーレンス関数を算出した。

上腕二頭筋と上腕三頭筋の表面筋電図は、積分計（三栄測器製 1317）を用いて、平滑化した包絡線（以下これを積分筋電図と記す）を求めた（斎藤, 1975）。次に、求めた上腕二頭筋の積分筋電図を入力、上腕三頭筋の積分筋電図を出力とする周波数伝達関数とコヒーレンス関数を算出した。

結果と考察

制御成績 応答記録例として、Fig. 2 に、健常者 K. A. の .10 Hz の正弦波目標値に対する応答における、目標値、制御量、偏差、上腕二頭筋と上腕三頭筋の筋電図および積分筋電図を示す。3 段目が偏差波形を示しているが、この例では追従がよく行われており、偏差波形の振幅は小さい。Fig. 3 に、健常者群および CP 者群の各周波数目標値に対する応答の制御成績の平均値を示す。両群ともに、目標値周波数の増加に伴って成績が悪化する傾向が認められるが、特に CP 者群は .75 Hz 以上の目標値で成績が顕著に悪化し、健常者群との差異が著しくなっている。1.33 Hz までの成績について、群 (2) × 周波数 (10) の分散分析を行った結果、主効果はともに有意であった（各々 $F_{(1/80)} = 10.67$, $p < .01$; $F_{(9/80)} = 3.44$, $p < .01$ ）。

閉ループ周波数特性 Fig. 4 に、健常者群と CP 者群

の正弦波応答の閉ループ周波数伝達関数とコヒーレンス関数の平均値を示す。まず、健常者群の結果について述べる。ゲイン曲線は 1.77 Hz で若干減衰しているほかは、ほぼ 0 dB の値を示している。位相曲線は .10 Hz で負の値を示すほかは正の値を示し、目標値よりも制御量の方がわずかに位相が進む傾向を示している。これは、追跡型トラッキング課題であるため、被験者が目標値の運動を予測するフィードフォワード動作を行い（山下, 1984 b）、視覚的フィードバックにあまり依存しなくなったためと考えられる。しかし、1.33 Hz からは位相の進みが減少している。コヒーレンス関数は、1.77 Hz でわずかに低い値を示すほかは、ほぼ 1 に近い値を示し、正弦波応答の線形性がよく保たれているのが示唆

Fig. 4. Bode diagram and coherence function for the normal group and the CP group.

Fig. 3. Relationship between error scores and frequency of sine wave command for the normal group and the CP group.

される。次に CP 者群の結果について述べる。ゲイン曲線はすべての周波数で負の値を示しているが、特に 1.00 Hz から顕著な減衰が認められる。位相曲線は .75 Hz から負の値となるが、特に 1.00 Hz から顕著な遅れが認められる。コヒーレンス関数は、すべての周波数において健常者群のそれよりも小さな値を示しているが、特に .13 Hz と 1.00 Hz 以上の周波数で顕著な減少が認められる。

トラッキング動作における筋活動 等尺性収縮において上腕二頭筋と上腕三頭筋は互いに拮抗筋の関係にあるが、Fig. 2 の筋電図で、屈曲相においては、主働筋となる上腕二頭筋が活動し、拮抗筋となる上腕三頭筋には顕著な筋放電が認められない。逆に、伸展相においては、主働筋となる上腕三頭筋が活動し、拮抗筋となる上腕二頭筋の活動が休止するという相反的な協応関係が認められる。これは、敏捷性を要求される随意動作で最もよく認められる筋活動パターンである（芝山・江橋, 1974; Hallett, Shahani, & Young, 1975）。したがって、Fig. 2 の下段に示される積分筋電図間の周波数伝達関数を求めると、相互の拮抗筋活動は逆位相にあるので、位相は -180 度となる。Fig. 5 に、健常者群と CP 者群の各目標値周波数における拮抗筋活動相互間の位相およびコヒーレンス関数を示す。先ず、健常者群の結果について述べる。1.00 Hz 以下の周波数では、位相は -180 度付近に保たれているが、1.33 Hz 以上では位相は -180 度よりわずかに進んでいるのが認められる。この周波数 1.33 Hz は、Fig. 4 のボード線図において位相の進みが減少し始める周波数と対応している。コヒーレンス関数は、いずれの周波数においても .8 付近に保たれている。次に CP 者群の結果について述べる。1.00 Hz

以上の周波数で、位相が -180 度よりも顕著に進んでおり、またコヒーレンス関数も減少している。この周波数 1.00 Hz は、Fig. 4 のボード線図において、ゲインが顕著に減衰し、位相の遅れが増大する周波数と対応している。なお、1.33 Hz では、拮抗筋間の位相が -39.8 , -19.6 度というように、主働筋と拮抗筋がほぼ同位相で活動している例もみられた。

閉ループ周波数特性と筋活動の関係 一般に、低周波数目標値では、トラッキング動作に関する主働筋の活動相が応答波形と位相の同期した明確な相反活動を示すが、目標値周波数が増大すると、筋活動相が応答波形の位相よりも進む傾向がみられる（白井・生川・土屋, 1970）。また、筋活動相の位相がずれ始める周波数と、ボード線図上のゲイン曲線の折点周波数が対応しているとの報告もある（森貞, 1972）。本実験のように、拮抗筋相互の活動相の位相関係を求めた場合には、低周波数目標値においては、両者の位相が -180 度という明確な相反活動を示した。しかし、目標値周波数が高くなると、両者が重なって活動する相が出現し、位相は -180 度より進み始めた。この筋活動相の位相が進み始める周波数は、健常者群では 1.33 Hz、CP 者群では 1.00 Hz であり、健常者群ではボード線図上で位相の進みが減少し始める周波数と、CP 者群ではボード線図上でゲインが顕著に減衰し、位相の遅れが増大する周波数と対応していた。これは、トラッキング動作の周波数特性がローパス・フィルターの特性を示すひとつの原因を、神経・筋肉系の遅れのためであるとした McRuer & Jex (1967), 森貞 (1972) の知見と関連している。また、本実験の結果より、CP 者のトラッキング動作における応答度の遅延、追跡可能な周波数範囲の狭さ（玉置・朝長・森貞, 1963; 石川・増山・鮫島, 1981）という特性が、CP 者の拮抗筋相互活動の特性から説明されることが示唆された。

実験 II

目的

実験 I では、CP 者のトラッキング動作特性およびその生理学的基礎である拮抗筋活動について検討した。しかし、拮抗筋活動は筋固有の性質のほかに、筋からの自己受容的フィードバックによる中枢神経系の制御が関与している。そして、CP 者の拮抗筋活動の特性は、中枢神経系の障害によるものである。そこで実験 II では、中枢神経系障害との関連で、CP 者のトラッキング動作の心的過程を明らかにするひとつの手がかりとして、応答速度知覚について検討する。具体的には、マグニチュード推定法を用いて、トラッキング応答速度知覚の尺度化を試みた。トラッキング動作としては、実験 I と同じ等尺性収縮のほかに、比較のために、上肢動作を伴わな

Fig. 5. Phase and coherence function of the integrated EMGs of biceps brachii and triceps brachii for the normal group and the CP group.

Table 1
Exponents and coefficients of determination in two tracking tasks for normal and CP groups

Tracking task	Exponent				Coefficient of determination			
	Normal		CP		Normal		CP	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Isometric	.868	.139	.914	.147	.948	.029	.902	.108
Visual	.734	.109	.804	.188	.933	.051	.931	.040

い、目標値運動に対する視覚的トラッキングを用いた。

方 法

被験者 健常者は高校生と大学生計 6 名（男性 3 名，女性 3 名）であり，平均年齢は 21 才 9 カ月であった。CP 者は養護学校高等部生徒と大学生計 6 名（男性 5 名，女性 1 名）であり，平均年齢は 17 才 4 カ月であった。CP 者のうち，4 名がアテトーゼ型，2 名が痙直型であった。

実験課題および装置 実験課題としては，実験 I とは異なり，目標値と制御量の差である偏差のみが呈示される補償型トラッキング課題を用いた（石川・増山・鮫島，1981）。本実験で補償型トラッキング課題を用いたのは，追跡型トラッキング課題に比べて視覚的フィードバックによる情報が少ない（山下，1984a）ので，自己受容的フィードバックの関与のより大きい応答速度知覚が測定されると考えたからである。ただし，視覚によるトラッキング課題は，表示装置上の正弦波運動する目標値輝点を目で追跡することが要求されるので，追跡型トラッキング課題である。等尺性収縮によるトラッキング課題の装置は実験 I と同じであったが，屈曲時の最大緊張の 60% の緊張が目標値の振幅である 20 mm と対応するように，ストレンゲージアンプを調整して用いた。目標値は，周波数 .18, .24, .32, .42, .56, .75, 1.00, 1.33, 1.77 Hz の 9 種類の正弦波を用いた。ただし，CP 者は 1.77 Hz に対する応答が不可能な者が多かったので，実験 I と同様，分析の対象から除外した。

手続き 被験者は，等尺性収縮によるトラッキング課題の最初に，標準刺激となる .42 Hz の正弦波応答を，制御量が安定するまで約 3 分間練習した。視覚によるトラッキング課題では，この練習試行は省略した。次に被験者は，標準刺激である .42 Hz に対する応答を約 15 秒間行い，続いて上述した 9 種類のいずれかの周波数に対する応答を約 15 秒間行ったのち，modulus を 100 としたときの，その主観的な応答速度の評価を行った。各トラッキング課題内では，9 種類の正弦波応答の 3 系列の評価を行った。トラッキング課題の順序は各被験者でランダムとし，また，各系列内の目標値周波数の呈示順序もランダムとした。

得られたデータについて，Stevens (1957) のベキ法則 $\phi = kI^n$ (ϕ : 感覚量， k : 刺激を表わす単位によって定まる定数， I : 刺激の物理量， n : ベキ指数) の当てはめを行った。

結果と考察

Fig. 6 は，健常者群と CP 者群の各トラッキング課題の結果であり，横軸に目標値周波数，縦軸に全被験者の速度推定値の幾何平均値を，両対数グラフにプロットしたものである。図中の直線は最小 2 乗法による回帰直線であり，傾きがベキ指数を表わす。等尺性収縮と視覚による各トラッキング課題のベキ指数は，健常者群では各

Fig. 6. Magnitude estimation of the velocity of tracking behavior for the normal group and the CP group.

各、.879, .724 であり、CP 者群では各々、.912, .819 であった。すなわち、ベキ指数は、両群とも等尺性収縮の方が視覚によるトラッキング課題よりも高い値を示し、また、両トラッキング課題とも CP 者群の方が健常者群よりも高い値を示した。等尺性収縮と視覚による各トラッキング課題の回帰直線の決定係数は、健常者群では各々、.991, .966, CP 者群では各々、.989, .978 といずれも高い値を示し、両群とも両トラッキング課題においてベキ法則が成り立つことが示唆される。しかし、群データはデータの平均化というアーティファクトをもたらす（平井・小野, 1979）ので、次に各群の各被験者についてベキ指数と決定係数を求めた。その各群の平均値を Table 1 に示す。ベキ指数についてみると、健常者群、CP 者群ともに、等尺性収縮によるトラッキング課題の方が視覚によるトラッキング課題よりも有意に高い値を示した（各々 $t=2.09$, $df=5$, $p<.01$; $t=1.46$, $df=5$, $p<.05$ ）。決定係数についてみると、健常者群では両トラッキング課題において高い値を示し、両トラッキング課題間で有意差が認められなかった（ $t=.52$, $df=5$, $p>.05$ ）。CP 者群では、視覚によるトラッキング課題の決定係数は健常者群と同様に高い値を示したが、等尺性収縮によるトラッキング課題では視覚によるトラッキング課題に比べて、有意に低い値を示した（ $t=.94$, $df=5$, $p<.05$ ）。

等尺性収縮では主として腱紡錘において筋緊張を感じ、中枢へ情報がフィードバックされる。視覚によるトラッキング課題では、眼球運動に関係する筋を除けば、自己受容的フィードバックが関与していない。このことが、両群とも等尺性収縮によるトラッキング課題のベキ指数が、視覚によるトラッキング課題のそれよりも有意に高い値を示すことのひとつの原因と考えられる。ベキ指数は、例えば数字に対する個人差が大きく作用する（平井・小野, 1979）との見解もあり、健常者群と CP 者群間の直接の比較は本実験の検討から除いた。しかし、両トラッキング課題とも、CP 者群の方が健常者群よりも高いベキ指数値を示す傾向が認められた。これは、中枢神経系障害による随意動作障害のための動作経験の不足から、CP 者は健常者に比較して速度の変化を大きく評価する傾向があることを反映しているとも考えられる。ベキ法則の適合度の指標となる決定係数は、健常者群では、両トラッキング課題において高い値を示した。CP 者群では、視覚によるトラッキング課題では健常者群と同様に高い値を示したが、等尺性収縮によるトラッキング課題では有意に低い値を示した。決定係数はまた、筋緊張の大きさに対する弁別能力を表わす指標となる（平井・小野, 1979）ことから、上述の結果は、CP 者群の自己受容的フィードバックによる応答速度知覚の能力が健常者群と比較して劣ることを示唆するとも考え

られよう。しかし、本実験では解析できなかったが、CP 者群は健常者群に比較して、目標値周波数の増大に伴って偏差が増大する傾向がある。そのため、表示装置上の偏差輝点の運動が大きくなり、このことが CP 者群の応答速度知覚に影響したことも考えられる。いずれにせよ、トラッキング動作系全体としてみた場合、CP 者群の応答速度知覚の弁別能力が健常者群よりも劣ることが示唆される。

全体的考察

中枢神経系の障害である CP について、その中枢神経系障害のもたらす動作障害の全体的かつ定量的評価の目的で、トラッキング動作特性が研究されており、速応度の遅延、応答可能な周波数範囲の狭いこと、円滑な規則的動作の発生の困難等が報告されている（玉置・朝長・森貞, 1963; 石川・増山・鯨島, 1981; 鯨島・山下・増山, 1984）。これらの研究は、上肢の肘関節あるいは手関節を支点とする等張性収縮によるトラッキング課題を用いているが、本研究の実験 I では筋電図を導出するために等尺性収縮によるトラッキング課題を用いた。一般に、等尺性収縮によるトラッキング動作の方が、等張性収縮によるそれよりも応答が速い（井口, 1970）が、本実験結果においても、等張性収縮を用いた従来の結果と同様に、CP 者の応答可能な周波数範囲の狭さが示唆された。例えば、閉ループ周波数伝達関数のゲイン曲線がローパス・フィルターの特性をもつとみなして、折点周波数を算出（永田・室・山下・村上, 1981）したところ、健常者群では目標値周波数内に折点周波数をもつ被験者は5名中2名で平均 1.46 Hz, CP 者群はすべての被験者が目標値周波数内に折点周波数をもち、平均 .75 Hz であった。

このように、CP 者のトラッキング動作特性が明らかにされてきたが、これらの CP 者特有のトラッキング動作特性をその生理学的基礎である骨格筋活動との関連で検討した研究は少ない。そこで本研究の実験 I では、積分筋電図を用いて、拮抗筋活動の位相関係を検討した。その結果、目標値周波数が低い場合には、CP 者群も健常者群と同様に、相互の拮抗筋が逆位相で活動していることが示された。しかし、CP 者群の場合、目標値周波数が 1.00 Hz 以上では、この相反的活動がくずれ、位相差が顕著に減少し、拮抗筋の同時収縮の状態に近づくことが示された。同様の傾向は健常者群でも認められたが、位相のずれ始める周波数は CP 者群よりも高く、また位相のずれもわずかであった。したがって、この高周波数目標値条件での拮抗筋の相反的制御の困難が、CP 者に特徴的なトラッキング動作特性をもたらすことが、本研究によって明らかにされた。

しかし、CP は中枢神経系の障害であり、最終的には

拮抗筋活動の困難は、中枢神経系の過程によるものである。そこで、実験Ⅱでは、CP 者のトラッキング動作の心的過程を解明するひとつの手がかりとして、応答速度知覚の実験を行った。手続き上の問題から、表示装置上の偏差輝点の運動による視覚情報の混入、操作装置に対する圧覚・痛覚といった皮膚感覚の混入等のために、純粋な自己受容的フィードバックによる応答速度知覚を測定したものとは言えない。しかし、CP 者群も健常者群と同様に、等尺性収縮によるトラッキング課題でのベキ指数の値が、視覚によるトラッキング課題のそれよりも有意に大きかったことから、CP 者群も健常者群と同様にトラッキング動作時における感覚情報を応答速度知覚に活用していることが示唆された。しかし、CP 者群の等尺性収縮によるトラッキング課題での決定係数が有意に低い値を示したことから、トラッキング動作系全体としてみた場合、CP 者群の応答速度知覚の弁別能力が健常者群よりも劣ることが示唆された。

以上のように、本研究は、CP 者に特徴的なトラッキング動作特性をもたらし拮抗筋活動の特性を明らかにし、さらにその上位中枢である心的過程をマグニチュード推定法を用いて検討し、CP 者の応答速度知覚の能力の劣っていることを示唆した。本研究では、上肢による単純なトラッキング動作についてのみ検討したが、今後はより複雑な、日常的な随意動作について検討していく必要がある。

引 用 文 献

- Hallett, M., Shahani, B. T., & Young, R. R. 1975 EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, **38**, 1154-1162.
- 平井 久・小野道郎 1979 筋活動の学習と知覚の研究に関する最近の動向——バイオフィードバック法の適用——上智大学文学部心理学科心理学年報 No. 3, 27-35.
- 井口雅一 1970 情報科学講座 B9-2 人間-機械系 共立出版
- 石川政孝・増山英太郎・鮫島宗弘 1981 脳性麻痺者の上肢運動分析への自動制御理論の適用 特殊教育学研究, **18**(4), 20-31.
- 伊藤宏司・伊藤正美 1975 手動制御系における人間の予覚動作 人間工学, **11**, 111-116.
- Krendel, E. S., & McRuer, D. T. 1960 A servo-mechanisms approach to skill development. *Journal of the Franklin Institute*, **269**, 24-42.
- McRuer, D. T., & Jex, H. R. 1967 A review of quasi-linear pilot models. *IEEE Transactions on Human Factors in Electronics*, **HFE-8**, 231-249.
- 森貞近見 1972 随意運動の自動制御 脳波と筋電図, **1**, 34-40.
- 永田 晨・室 増男・山下利之・村上慶郎 1981 筋ジストロフィー症患者の運動制御と筋収縮メカニズムについて バイオメカニズム学会(編) バイオメカニズム——人間の機能とロボット—— バイオメカニズム学会 Pp. 109-119.
- 中村隆一 1973 脳性麻痺の上肢の協同運動と連合反応 総合リハビリテーション, **1**, 923-928.
- 野口宗雄 1972 単位動作による脳性マヒ児の動作 心理学研究, **43**, 13-21.
- 野口宗雄 1974 単位動作による脳性マヒ児の不自由動作の分析 心理学研究, **45**, 233-241.
- 斎藤陽一 1975 筋電図データの計量解析 神経研究の進歩, **19**, 1210-1215.
- 鮫島宗弘・山下利之・増山英太郎 1984 脳性麻痺者のトラッキング動作の特性 心理学研究, **55**, 250-253.
- 芝山秀太郎・江橋 博 1974 筋電図からみた随意運動の拮抗筋支配について 体力研究, **27**, 1-9.
- Stevens, S. S. 1957 On the psychological law. *Psychological Review*, **64**, 153-181.
- 玉置沢夫・朝長 一・森貞近見 1963 周波数応答よりみた脳性麻痺児の制御特性 整形外科と災害外科, **12**, 76-79.
- 白井支朗・生川祐一・土屋和夫 1970 筋活動電位による手動制御系の解析 岐阜大学工学部研究報告 No. 20, 91-99.
- 山下利之 1984 a 追跡トラッキング動作と補償トラッキング動作の比較 基礎心理学研究, **2**, 69-73.
- 山下利之 1984 b 追跡制御動作におけるフィードバック制御の解析 人間工学, **20**, 119-124.
- Young, L. R. 1969 On adaptive manual control. *Ergonomics*, **12**, 635-675.

——1984. 3. 2. 受稿, 1984. 7. 14. 受理——