脳性麻痺者のトラッキング動作の特性¹

東京学芸大学 鮫 島 宗 弘

東京都立大学 山 下 利 之・増 山 英太郎

Dynamic characteristics of compensatory tracking behavior in adults with cerebral palsy

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

Dynamic characteristics of motor control system of adults with cerebral palsy was examined by a compensatory tracking task with step wave, sine wave and random wave targets. The velocity of responses to step wave targets by the cerebral palsy subjects was lower than that by the normal subjects. In terms of the closed-loop transfer functions in responses to sine wave targets compared with those to random wave targets, it was revealed that the normal subjects could switch their feedback tracking behavior to precognitive control behavior in order to reduce their tracking phase lag which was greater with random wave targets than with sine wave targets, while the cerebral palsy subjects could not do so. These results suggest that the cerebral palsy subjects have difficulty in generating precognitive control behavior to match sine wave targets.

Key words : cerebral palsy, compensatory tracking tasks, closed-loop transfer functions, feedback behavior, precognitive control behavior.

脳性麻痺 (cerebral palsy) は、成長過程における中枢神経系の障害による運動機能障害であるが、主として錐体外路系障害によって生ずるアテトーゼ型、錐体路系障害によって生ずる痙直型、または両者の混在したものが多い。そのため、脳性麻痺は、異常姿勢反射、過度の筋緊張、不随意運動の出現等の複雑な運動の障害を誘発する。このような脳性麻痺者の運動機能特性を定量的に把握することは、動作訓練、あるいは異常動作機構の解明にとってきわめて重要である。

野口 (1972, 1974) は、脳性麻痺児の単位動作に関する因子分析から、Speech, Body locomotion, Manipulation の3つの動作因子を抽出したが、特に肘の屈曲動作が Manipulation 動作の典型であり、回転運動という基礎的、共通的な動作であるとして、これを分析している。一方、肘の屈曲動作をフィードバック動作の一要素とみなすトラッキング課題を用いて、自動制御理論を適用する試みも行われている。石川・増山・鮫島 (1981) は、主にアテトーゼ型脳性麻痺者の肘の屈曲動作による

補償型トラッキング動作を健常者のそれと比較し、ステップ波応答から動作遂行過程の速応度の遅延、正弦波応答から追跡可能な周波数範囲の狭少化を報告した。緒方・石川・山下・鮫島 (1983) は、正弦波目標値に対する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、同様の結果を得ている。しかし、これらの研究は目標値として予測可能な正弦波を用いているため、脳性麻痺者の純粋なフィードバック動作を検討したものとはいえない。そこで本研究では、目標値入力として、ステップ波と正弦波のほかにランダム波を用い、それらに対する脳性麻痺者のトラッキング動作の特性を検討することを目的とする。

方 法

実験方法

被験者 健常者 5 名、アテトーゼ型脳性麻痺者 5 名、痙直型脳性麻痺者 5 名であった。健常者は大学生および高校生の男性 3 名、女性 2 名であり、平均年齢は 18 歳 7 か月であった。脳性麻痺者は K 養護学校高等部生徒であり、アテトーゼ型脳性麻痺者は男性 3 名、女性 2 名、平均年齢 17 歳 7 か月、痙直型脳性麻痺者は男性 1 名、女性 4 名、平均年齢 16 歳 9 か月であった。なお、脳性

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) によった。

実験の実施、分析処理等では、石川政孝氏 (現鎌倉養護学校所属) の協力を得た。厚く感謝いたします。

麻痺者は上肢の障害が比較的軽度で、肘関節の屈曲・伸展運動が可能な者を選んだ。

実験課題および装置 実験課題としては、Fig. 1 に示す補償型トラッキング課題を用いた。表示装置である二現象ブラウン管オシロスコープ（岩崎通信製 SS-5100）には、目標値 $i(t)$ と制御量 $c(t)$ の差である偏差 $e(t)$ のみが表示される。被験者は偏差をできる限り小さくするように、すなわち、表示装置上の偏差輝点を画面中央部にできる限り保つように、操作装置を調節する。操作装置は 2 本のアルミ板製アームと可変抵抗器から構成されており、アームを前腕と上腕に各々 1 か所ずつバンドで固定し、その角度を肘関節に装着されている可変抵抗器で検出する。肘関節の直角に位置した状態からの各々 30 度の屈曲・伸展が、目標値入力为零の時の表示装置上の偏差輝点の上下各々 30 mm の垂直方向の変位と対応するように調節して用いた。目標値は、ステップ波、正弦波とランダム波の 3 通りとし、制御量が零の時の表示装置上の最大振幅が画面中央部から上下各々 30 mm とした。ステップ波応答は持続時間と応答間の間隔を 5—12 秒の間でランダムに変え、20 回の応答を記録した。正弦波応答としては、周波数 0.10, 0.13, 0.18, 0.24, 0.32, 0.42, 0.56, 0.75, 1.00, 1.33, 1.77 Hz の 11 種類の目標値に対する各々 190 秒間の記録をランダムな順で行った。ランダム波目標値としては、2 値雑音をカットオフ周波数 0.5 Hz の 2 次遅れ特性をもつローパス・フィルターを通して作成したものを用い、180 秒間の応答を記録した。目標値 $i(t)$ 、制御量 $c(t)$ 、偏差 $e(t)$ をレクタグラフ（三栄測器製 8S13）により on-line で紙記録すると同時に、データレコーダ（ソニー製 DFR-4915）により磁気記録した。

解析方法

三栄測器製シグナルプロセッサ（7T08）を用いて以下の分析を行った。ステップ波応答については、20 回の応答のうち前半と後半の各 5 試行を除く 10 回の加算平均応答曲線求めた。平均応答曲線から速応度の尺度として、目標値が変位してから応答が生ずるまでの反応時間、応答の開始から目標値の高さの 63.2% に達するま

でに要する時間である時定数、さらに 10% から 90% に達するまでに要する時間である立ち上がり時間を求めた。正弦波応答およびランダム波応答については、制御成績として偏差 2 乗積分値を算出した。さらに、トラッキング動作系の閉ループ周波数伝達関数として、目標値 $i(t)$ に対する制御量 $c(t)$ の振幅比と位相差を求めた。振幅比をデシベル変換した値をゲインといい、ゲインと位相差を各周波数について表示した図をボード線図という。得られた周波数伝達関数から、正弦波応答については実験に用いたすべての周波数について、ランダム波応答については 0.10—1.46 Hz の範囲の 8 個の周波数について、ゲインと位相の値を選び、ボード線図を作成した。

結果および考察

ステップ波応答

各被験者の平均応答曲線から求めた各速応度の各群の平均値を Fig. 2 に示す。反応時間について一元配置分散分析を行った結果、有意差が認められた ($F_{(2,12)}=4.17$, $p<.05$)。スチューデント化された範囲 q による下位検定の結果、健常者群と痙直型脳性麻痺者群間でのみ有意差が認められた ($q=3.65$, $p<.05$)。時定数について分散分析を行った結果、有意差が認められ ($F_{(2,12)}=8.26$,

Fig. 2. Reaction time, time constant and rise time in response to a step wave for each group.

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

$p < .01$), 下位検定の結果, 健常者群とアテトーゼ型脳性麻痺者群間, 健常者群と痙直型脳性麻痺者群間で有意差が認められた (各々 $q=5.03$, $p < .01$; $q=4.91$, $p < .05$). 立ち上がり時間について分散分析を行った結果, 有意差が認められ ($F_{(2/12)}=9.83$, $p < .01$), 下位検定の結果, 健常者群とアテトーゼ型脳性麻痺者群間, 健常者群と痙直型脳性麻痺者群間で有意差が認められた (各々 $q=5.56$, $p < .01$; $q=5.29$, $p < .05$). 以上の結果より, 脳性麻痺者群は健常者群と比較して, トラッキング動作開始までの反応時間が大きく, さらにトラッキング動作遂行中の動作速度も遅い傾向が示された. これは石川・増山・鮫島 (1981) の報告とも一致している.

正弦波およびランダム波応答の制御成績

Fig. 3 に正弦波およびランダム波応答の各群の制御成績を示す. 正弦波応答についてまず述べる. アテトーゼ型脳性麻痺者群のうち, 2 名が 1.33 Hz 以上の目標値

に追従できず, また 1 名が 1.77 Hz の目標値に追従できなかった. 痙直型脳性麻痺者群のうち, 1 名が 1.33 Hz 以上に追従できず, 3 名が 1.77 Hz に追従できなかった. そのため図では 1.00 Hz の目標値までの成績しか図示していない. 3 群ともに, 周波数の増加に伴って成績が悪化しているが, いずれの周波数においても, 両脳性麻痺者群は健常者群よりも成績が悪くなっている. 群 (3) × 周波数 (9) の分散分析を行った結果, 主効果と交互作用はともに有意であった (各々 $F_{(2/108)}=74.59$, $p < .01$; $F_{(8/108)}=47.04$, $p < .01$; $F_{(16/108)}=2.03$, $p < .05$). 交互作用が有意であるのは, 低周波数目標値においては, 痙直型脳性麻痺者群の成績がアテトーゼ型脳性麻痺者群の成績に比べて良いのに対して, 高周波数目標値では両群の差異が減少していることによると思われる.

ランダム波応答についても, 両脳性麻痺者群は健常者

Fig. 3. Error scores in response to the sine wave and to the random wave for each group.

Fig. 4. Bode diagrams for closed-loop transfer functions of three groups.

● Sine Wave ○ Random Wave

群よりも成績が悪くなっている。分散分析を行った結果、有意差が認められ ($F_{(2/12)}=21.00, p<.01$)、下位検定の結果、健常者群とアテトーゼ型脳性麻痺者群間、健常者群と痙直型脳性麻痺者群間に有意差が認められた (各々 $q=8.36, p<.01$; $q=7.43, p<.01$)。

閉ループ周波数伝達関数

Fig. 4 に、正弦波応答の閉ループ周波数伝達関数を黒丸で、ランダム波応答のそれを白丸で示す。正弦波応答についてまず述べる。ゲイン曲線は、いずれの群においても、0.2—0.5 Hz 以上の周波数範囲ではほぼ 40 dB/dec の減衰を示しており、2 次遅れ特性をもつローパス・フィルターと類似の特性を示している。一般に目標値が正弦波である場合、被験者は目標値のリズムを学習し、それに反応を同期させる予覚動作を行う (Krendel & McRuer, 1960; Young, 1969; 伊藤・伊藤, 1975) ので、トラッキング動作を線形モデルで近似させることはできない。そこで、ゲイン曲線についてのみ、2 次遅れ特性をもつローパス・フィルターとみなして (永田・室・山下・村上, 1982)、ゲイン定数と時定数を推定した。得られた 2 つのパラメータの各々について分散分析を行った結果、ゲイン定数については群間に有意差が認められなかったが ($F_{(2/12)}=1.90, p>.05$)、時定数については有意差が認められた ($F_{(2/12)}=5.59, p<.05$)。時定数の逆数がそのローパス・フィルターのカットオフ周波 (rad/s 単位) を表わすが、健常者群、アテトーゼ型脳性麻痺者群、痙直型脳性麻痺者群の平均時定数は各々 0.32, 0.62, 0.80 であり、両脳性麻痺者群の応答周波数範囲の狭小化が示唆される。これは玉置・朝長・森貞 (1963) および石川・増山・鯨島 (1981) の報告とも一致している。次に位相曲線についてみると、健常者群ではランダム波応答の位相の値と比べて、遅れが顕著に少なくなっている。これは前述した予覚動作を行うことによって、反応時間を補償しているためだと考えられる。それに対して、両脳性麻痺者群では、正弦波応答においてもランダム波応答と同様に、周波数の増大に伴って位相遅れの顕著な増大が認められる。

次にランダム波応答について述べる。Fig. 4 の白丸で示されるように、いずれの群においても、周波数の増大に伴うゲインの減少と位相遅れの顕著な増大が認められる。両脳性麻痺者群では、健常者群よりもゲインの減少が大きくなっており、正弦波応答と同様に、脳性麻痺者の応答周波数範囲の狭小化を示している。

正弦波応答とランダム波応答の比較

予測が不可能なランダム波目標値に対しては、被験者は連続的にフィードバックされる動作エラーに対して一瞬一瞬修正を行わなければならない。補償型トラッキング動作は単一フィードバック動作となる。それに対して目標値が正弦波のような規則波である場合、被験者は目標

値運動の内的モデルに基づいて、予覚制御に切り換えることができる (Noble, Fitts, & Warren, 1955; Flowers, 1978)。そのため、被験者は規則的な正弦波運動を発生させるだけでよく、位相遅れが顕著に減少する (伊藤・伊藤, 1975)。本実験においても、健常者群は Fig. 4 のボード線図に示されるように、ランダム波応答に比べて正弦波応答では位相遅れの顕著な減少が認められ、予覚動作を行っていることが示された。それに対して、両脳性麻痺者群では周波数伝達関数において、正弦波応答とランダム波応答の顕著な差異は認められない。これは脳性麻痺者群が正弦波目標値を追従するために、上肢の円滑な規則的運動を発生させることが困難であることを示唆する。このことはまた、パーキンソン症候群に関する Flowers (1978) の報告とも一致しており、中枢神経系の障害のもたらすトラッキング動作特性のひとつの特徴であると考えられる。

引用文献

- Flowers, K. 1978 Some frequency response characteristics of parkinsonism of pursuit tracking. *Brain*, **101**, 19-34.
- 石川政孝・増山英太郎・鯨島宗弘 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**, 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 servomechanisms approach to skill development. *Journal of the Franklin Institute*, **269**, 24-42.
- 永田 晨・室 増男・山下利之・村上慶郎 1982 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.
- Noble, M., Fitts, P. M., & Warren, C. E. 1955 The frequency response of skilled subjects in a pursuit tracking task. *Journal of Experimental Psychology*, **49**, 249-256.
- 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.
- 緒方茂樹・石川政孝・山下利之・鯨島宗弘 1983 脳性麻痺者の制御動作と拮抗筋活動の相互関係 日本特殊教育学会第 21 回大会発表論文集, 396-397.
- 玉置拓夫・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.
- Young, L. R. 1969 On adaptive manual control. *Ergonomics*, **12**, 635-675.

——1983. 10. 7. 受稿, 1984. 3. 10. 受理——