中枢による前腕高速運動の2モード制御[†]

三 島 健*・黒 川 隆 夫*・田 村 博*

Bimodel Control of Fast Forearm Movements through Central Commands

Ken MISHIMA*, Takao KUROKAWA* and Hiroshi TAMURA*

In this paper we analyze relations among the waveforms and the electromyograms (EMGs) of fast, or ballistic, movements of the forearm and propose a concept of the bimodal control policy of the motor center. The central commands described as change of impulse density in motor nerves are extracted from the EMGs on the basis that the ballistic portion of fast movements is solely under open loop control. Of the several parameters analyzed the amplitude of the agonist and antagonist commands and the time difference between the both command onsets closely correlate with the acceleration waveforms and they are suggested to be the essential central parameters that control the ballistic movements. In relatively small movements the command amplitude varies according to the movement amplitude while the onset time difference is kept rather constant. On the other hand, in larger movements the former takes the extremum value and the latter increases in proportion to the movement amplitude. These two exclusive ways of movement control are rational from the standpoint of attainment of high speed and accuracy of voluntary movements.

Keyword: fast limb movement, electromyogram (EMG), central motor command, motor control

1. ま え が き

ヒトの運動は一般に開ループ制御と閉ループ制御が巧みに組合されて発現されるが、中枢が運動部位の動きに関する情報を得るのに要する時間に比べて速くなされる運動では、必然的に開ループ制御に頼らざるを得ない。

この開ループ制御による運動はバリスティック運動と呼ばれ、行うべき運動はあらかじめ運動中枢にプログラムされているとする運動プログラムの概念で説明されてきた^{1)~3)}。しかし高速運動の運動プログラムの実体についてはほとんど知られておらず、多くの研究はプログラムを行う中枢部位や、プログラム構造、プログラム制御の様式について仮説をたてるに留まっている^{1)~6)}。

筆者らは前腕の高速屈伸運動における運動プログラムの性質を運動波形の面から解析するとともに^{6), 7)}、運動プログラムの実行に伴って中枢から筋に伝達される中枢司令を筋電図より抽出する方法について検討してきた⁸⁾。本稿ではこの中枢司令抽出法を前腕の高速運動に適用した結果を報告し、中枢司令の大きさと主働筋一拮抗筋への司令時間差の二つのパラメータが運動波形を決定する因子であることを述べるとともに、運動プログラムによる高速運動の制御に明瞭な二つのモードが存在することを明らかにする。

2. 実験と解析の方法

2.1 実験方法

本研究では水平面内での前腕の伸展運動を取り上げ、バリスティック運動が主体となるような最高速運動を対象とした。Fig. 1 に実験装置を示す。木製レバーを水平面内で自由に回転するように軸受をととして机上に設置し、レバー先端近くには前腕長に応じて位

Fig. 1 Schematic illustration of experimental apparatus

[†] 生体システムシンポジウムバイオメカニズム学術講演会で発表 (昭 55・11)

* 大阪大学基礎工学部 豊中市待兼山町 1-1

* Faculty of Engineering Science, Osaka University, Toyonaka

(Received July 24, 1981)

(Revised October 24, 1981)

筋電図は筋活動の指標であると同時に脊髄 α 運動ニューロン群活動の指標でもある。このうち運動ニューロンの活動は運動中枢からの司令と筋からのフィードバック信号により決定されるが、本研究で採用した運動における初期のバリスティックな区間では、本質的には末梢フィードバックは働いていないと考えられる。そこで第 1 相と第 2 相の開ループ制御区間に対応する筋電図が中枢司令を直接反映するものと見なし、この区間のパルス密度関数から中枢司令の時間変化を表わすパラメータを抽出した。その方法はパルス密度関数の初期変化が主働筋でも拮抗筋でもほぼ台形をしていることに着目したもので、この部分を Fig. 3 (b) のように台形状関数によって最小 2 乗誤差近似することで 4 個のパラメータ値を決定した。採用したパラメータは、(1) 中枢司令の大きさ (振幅) (A_T , A_B), (2) 中枢司令の立ち上がり時間 (t_r), (3) 中枢司令の持続時間 (Dag , $Dant$), (4) 主働筋、拮抗筋への中枢司令開始時間差 (t_{TB}) である。

3. 結 果

3.1 加速度波形の性質

まず加速度波形についていくつかの性質を明らかにしておく。前章で述べたように、加速度特性を知れば運動の時空間変化は記述できる。垂直面内での前腕高速運動の詳細については微小角運動の場合を除いてすでに報告したが⁷⁾、水平面内の場合も定性的にはそれと一致する。

Fig. 4 に被験者 MSK の加速度波形とそのパラメータ間の関係を示す。(a) は同一標的角度への 5 試行の平均加速度波形を 7 種の標的角度について描いたも

Fig. 4 (a) Average angular acceleration waves and (b) first peak acceleration $\ddot{\theta}_1$ (○) and the peak time $t(\ddot{\theta}_1)$ (◆) as a function of target angle θ_T

ので、加速度の大きい変化は第 1 相と第 2 相ではほぼ終ることがわかる。また加速度ピーク値 $\ddot{\theta}_1$ と $\ddot{\theta}_2$ はほぼ比例している。(b) にはこの波形における $\ddot{\theta}_1$, $t(\ddot{\theta}_1)$ を標的角度 θ_T の関数としてプロットした。

本図より、各運動パラメータの変化の仕方を 3 領域に分けて考えることがわかる。第 1 はきわめて小さい角度の運動 A で、加速度ピーク値 $\ddot{\theta}_1$ が θ_T とともに増大する一方、ピーク時刻 $t(\ddot{\theta}_1)$ は一定に保たれる。第 2 は B の広い領域におけるもので、 $\ddot{\theta}_1$, $t(\ddot{\theta}_1)$ とともにほぼ直線的に変化する。第 3 は大きい標的角度 C におけるもので、 $\ddot{\theta}_1$, $t(\ddot{\theta}_1)$ とともに一定値を取る。これら 3 領域は被験者 INT を除くどの被験者にも現れるが、その境界値には大きい個人差がある。被験者 INT の場合には C に相当する領域が認められなかった。これら 3 領域は加速度の時間変化の特徴とも対応する。すなわち A では各加速度波形が独立しているのに対し、B になると正ピーク近くまでは同一コースを取るようになる。さらに C では正ピークを過ぎるまでの加速度変化が完全に一致し、そのあと θ_T に応じて分化する。加速度波形が同一軌跡をもつ部分では、それらの運動における主働筋への中枢司令が等しいと思われる。またそのあとの波形の分化は拮抗筋への中枢司令の差異に基づくと推定される。以上の推論の正否は前述のようにして求めた中枢司令の時間変化を解析することにより判定できる。

3.2 中枢司令の大きさ

中枢司令の形に関する 4 パラメータが運動に応じてどのように変動するかを解析した結果、立ち上がり時間 t_r は運動パラメータによらず、ほぼ一定であることが判明した。一方、 θ_T が微小角の場合を除き、主働筋への中枢司令の持続時間 Dag は正ピーク値および加速時間と直線関係を有した。しかし正ピーク出現時には中枢司令はまだ存続しており Dag が正ピーク形成に関与していないことは明らかである。また拮抗筋への中枢司令の持続時間 $Dant$ も負ピーク値および減速時間と直線関係を有したが同様の理由により負ピーク形成に関与していないとみなせる。そこでほかの 2 パラメータに関する結果のみを述べることにする。なお中枢司令の持続時間が主要なパラメータでないといふ理由については次章でさらに考察を加える。

Fig. 5 (a) は主働筋活動と関係の深い加速度ピーク値 $\ddot{\theta}_1$ を主働筋への中枢司令の大きさ A_T の関数として描いたものである (以下の図はすべて全被験者の結果を示し、同じ被験者には同一記号を使用した。また θ_T の大きさの順にデータ点を結んだ)。加速度が小さい間は $\ddot{\theta}_1$ が中枢司令の大きさと線形関係にあるが、

Fig. 5 $\ddot{\theta}_1$ as functions of amplitude of central commands to agonist (a) and to antagonist (b). Each subject is expressed with same symbol in the following figures. Numerals indicate target angles in degrees.

A_T が大きくなって飽和すると $\ddot{\theta}_1$ はこの値とは独立に種々の値をとるようになる。

以上の関係を各被験者の加速度波形と対比してみると、 $\ddot{\theta}_1$ と A_T が線形関係にある θ_T の区間は領域④に対応していて、各加速度が独立した軌跡を示し、 A_T が一定となると（領域⑤、⑥に対応）加速度波形が多少とも相互に重なり合う現象が見られた。これらの事実から、比較的小さい運動では中枢司令の大きさが $\ddot{\theta}_1$ の重要な制御因子であり、大きい運動では A_T 以外の因子により $\ddot{\theta}_1$ が決定されることがわかる。なお A_T が飽和を示すようになる $\ddot{\theta}_1$ の値には被験者によって大きな差がある。

Fig. 5 (a)ほど顕著でないが、同じ傾向は拮抗筋への中枢司令の大きさ A_B と $\ddot{\theta}_1$ の関係にも認められる (Fig. 5 (b)). $\ddot{\theta}_1$ は $\ddot{\theta}_2$ とほぼ比例し、また潜時を考慮すれば拮抗筋の活動が定常的になる時点ではすでに $\ddot{\theta}_1$ が出現しているから、Fig. 5 (b)はむしろ A_B と $\ddot{\theta}_2$ の関係を示すものと理解できる。つまり、比較的小さい加速度が中枢司令の大きさに依存する現象は、拮抗筋についても成り立つ。

3.3 主働筋と拮抗筋への司令時間差

Fig. 4 で各運動パラメータの変化の仕方を三つの領域に分けて考えることを示したが、主働筋と拮抗筋への司令時間差 t_{TB} と各運動パラメータとの関係もこの3領域と密接に対応している (Fig. 6)。

標的角度がきわめて小さい領域④の運動では t_{TB} がほぼ一定で、 $t(\ddot{\theta}_1)$, $t(\dot{\theta}_1)$ はほとんど変化しない（ただし被験者 INT の場合には $t(\ddot{\theta}_1)$, $t(\dot{\theta}_1)$ の変化は比較的大きい）。一方、 $\ddot{\theta}_1$ はこの間大きな変化を示す。なお領域④で t_{TB} が一定であることから、本稿で採用した運動では、これが最小の t_{TB} を示しているとみなせる。

標的角度が領域⑤に入ると $\ddot{\theta}_1$ だけでなく、 $t(\ddot{\theta}_1)$,

Fig. 6 $\ddot{\theta}_1$, $t(\ddot{\theta}_1)$ and $t(\dot{\theta}_1)$ as a function of time t_{TB} between onsets of central commands to agonist and to antagonist.

$t(\dot{\theta}_1)$ も t_{TB} の増加につれて直線的に大きくなる。特に2個の時間パラメータは傾き1の傾向をもつ（破線は $t=t_{TB}$ を表わす）。領域④における値もこの直線上にあり、両領域では t_{TB} が $t(\ddot{\theta}_1)$, $t(\dot{\theta}_1)$ の決定因子であることが示唆される。また領域⑤における $\ddot{\theta}_1$ も t_{TB} により制御されている可能性がある。

さらに大きい θ_T の領域⑥では t_{TB} が増大しても $\ddot{\theta}_1$, $t(\ddot{\theta}_1)$ とともに一定に保たれるようになる。ただし増加率は減るが $t(\dot{\theta}_1)$ はなお増加傾向を有する。この領域では $t(\ddot{\theta}_1)$ が一定になることと、Fig. 6 (a) で破線下にくることから、加速度の正ピーク形成には t_{TB} が関与しなくなることがわかる。また Fig. 4 (a) に見られるように各標的ごとの加速度波形が分化する時刻と t_{TB} の関係を調べたところ、分化時刻の検出が困難な2被験者を除いては、両者が完全に一致した。主働筋への司令はこの時刻ではまだ最大の大きさを維持しているから、波形の分化は拮抗筋への司令開始によると見なせる。

3.4 A_T , A_B と t_{TB} の関係

運動制御と密接に関連している中枢司令のパラメー

Fig. 7 A_T and A_B as a function of t_{TB} . Numerals indicate target angles where control mode is switched.

Fig. 8 Schematic drawing of acceleration pattern formation by central commands to agonist and to antagonist Latency is neglected

タとして A_T および A_B , t_{TB} を選ぶことができた。中枢司令の大きさ A_T , A_B と司令時間差 t_{TB} の間には, Fig. 7 に示すような特異な関係が見られる。どの被験者の場合も垂直な直線と水平な直線で両者の関係が表わされており, A_T , A_B が変化している間は t_{TB} は一定で, 逆に t_{TB} が増加を示すようになると A_T , A_B が一定値となる性質が存在する。

Fig. 5, Fig. 6 より, 垂直直線が領域④に, 水平直線が領域⑥⑦に対応することがわかる。

4. 考 察

4.1 中枢司令による加速度波形の形成

バリスティック運動は, あらかじめ中枢で計画された運動プログラムに従って発現され, 運動中, 末梢からのフィードバック情報の修飾を受けないとされる。ゆえにバリスティック運動に対応する筋電図は中枢司令そのものを反映していると考えることができる。本研究ではこのことを利用し, 前腕の高速運動中の筋電図から中枢司令を抽出, 定量化することにより中枢の運動制御様式について解析した。

標的角度の増加につれて中枢司令の形とそれに対応する加速度波形がどのように変化するかを, 実験結果に基づいて模式的に示すと Fig. 8 のようになる。実線と破線, 点線がそれぞれ 3 章 1 節で定義した領域④, ⑥, ⑦で観測されたものに対応する。なお本図では潜時を無視した。中枢司令は筋の収縮力発現特性^{11)~13)}, 負荷特性に従って加速度に変換されるが, これらの特性を考慮に入れば中枢司令の本質的なパラメータである大きさ(振幅)と司令時間差が加速度波形の形成にどう関与しているかを理解することができる。

まず運動の第 1 相における中枢司令と加速度波形の関係を考察する。領域④の場合であるが, 加速度波形のそれぞれ独立した軌跡は明らかに中枢司令の大きさ

の相違によるものである。加速度ピークの出現は拮抗筋への中枢司令開始による減速効果に基づくもので, Fig. 6 の $t(\dot{\theta}_1)$ と破線との時間差約 15 ms が実際の潜時を表わしている。拮抗筋への司令開始までの時間が一定であるためにどの加速度波形のピークも同時刻に現れる。

領域⑥と⑦での中枢司令は立ち上がり時間も大きさも一定であり, 拮抗筋への司令開始時刻のみが標的角度に応じて変化する。このため⑥では拮抗筋への司令が加わるまでは加速度軌跡は同一であり, それ以降は拮抗筋の活動によって一定時間後に加速度は減少し始める。つまり領域⑥での加速度ピークの出現は④におけると同様に拮抗筋の活動開始に伴うものである。これは Fig. 6 で $t(\dot{\theta}_1)$ が $t=t_{TB}$ に平行な直線上に現れていることから明らかである。これらの領域では加速度のゼロクロス時刻 $t(\dot{\theta}_1)$ も同じ性質を有するが, これは加速度ピーク値が大きい程急速に加速度が減少することを意味しており, 筋の収縮力収縮速度特性^{12), 13)}からも予測できる性質である。

領域⑦においても中枢司令の形は領域⑥におけると同じ特徴を有する。ただし拮抗筋への司令開始時刻が非常に遅れるため (Fig. 6), 加速度波形には主働筋の非線形粘性抵抗によって拮抗筋の活動以前にピークが現れる。加速度波形の下降時に加速度の減少の度合いが強まることから観察されるが (Fig. 4), これは拮抗筋の活動開始の反映と見なせる。拮抗筋への中枢司令がさらに遅れる場合には, 加速度が Fig. 8 に描くように指数関数的に零に接近する⁷⁾。Fig. 6 の $t(\dot{\theta}_1)$ が t_{TB} に独立になることおよび $t(\dot{\theta}_1)$ が $t=t_{TB}$ に平行でなくなることは以上のような拮抗筋活動の遅れに伴う現象である。なお拮抗筋への司令がさらに遅れると, 加速度が零に非常に近くなるため, 拮抗筋の活動開始とほぼ同時に加速度がゼロクロスするから, Fig. 6 で $t(\dot{\theta}_1)$ は再び $t=t_{TB}$ と平行するようになる⁷⁾。

運動波形には大きな相違があるが中枢の運動制御様式上では領域⑥と⑦は同じ範ちゅうに入ると見なせる。

なお主働筋への中枢司令の持続時間も加速度正ピーク値および加速時間と強い相関を示した。しかし先に触れたように加速度ピーク形成には中枢司令の持続時間は関与しない。さらに加速度のピーク達成後は中枢司令が持続していても筋の粘性抵抗のために加速度は零に漸近する一方であり, Fig. 3 の大部分に見られるような急激な加速度の零への接近は, 拮抗筋の活動開始によるものである。つまり中枢司令が加速時間と同程度以上持続するならば, その持続時間は本質的な

パラメータではないと考えてよい。また拮抗筋への中
枢司令の持続時間も負ピーク値および減速時間との関
係において同様のことがいえる。

運動の第2相の制御は拮抗筋への中枢司令によっ
てなされ、主働筋は活動していても収縮速度が大きい
ので粘性抵抗のために加速度変化に影響する度合は小
さい。加速度の負ピーク値と中枢司令の大きさには第1
相におけるのとはほぼ同様の関係が存在するが、中枢
司令の大きさは主働筋へのものに比して小さい (Fig. 5)。
これは拮抗筋が負の収縮速度をもつために、活動レ
ベルが低くても大きい収縮力を発現しうる筋の特性に
よるものと思われる^{12), 13)}。加速度波形における第1相
との大きな違いは、ゼロクロスから負ピークまでの時
間がピーク値によらず一定であることである⁹⁾。この
ことは領域③での主働筋のように、負ピーク形成が拮
抗筋の特性のみによっていることを示唆する。実際、
負ピーク形成時刻には主働筋はまだ2回目の有意な活
動を開始していない。しかし加速度波形も第2相以降
になると試行差が大きくなる。これはフィードバック
制御が始まったことを推測させる。

4.3 振幅モードと時間差モード

各被験者の各標的角度に対する中枢司令をその大き
さと司令時間差で表現したとき (Fig. 7)、それらが各
1本の水平直線と垂直直線上に位置することは、互い
に排他的な二つの制御モードが存在することを示して
いる。どちらの場合にも二つのパラメータの一方は極
値に保たれており、もう一方のパラメータのみが標的
角度に応じて変化する。変化するパラメータに従って
それぞれを振幅モードおよび時間差モードと呼ぶこと
ができよう。モードが切り替えられる標的角度は被験
者によって大きな差があるが、主働筋と拮抗筋への中
枢司令のモード切り替えがどの被験者の場合も同じ標
的角度でなされることは注目に値する。

本研究で対象とした前腕高速運動では、運動初期に
必要な運動角度を短時間でカバーするのにバリスティ
ック運動が使われている。その役割は高速性と長距離
移動にあり、このためには中枢司令の大きさを最大に
保つ時間差モードが一般に適している。しかし小さい
標的角度への運動では高速性や長距離移動はむしろ逆
効果である。また中枢司令の立ち上がり時間は一定だ
から角度の小さい運動に時間差モードを採用すると、主
働筋への司令が始まる場合も生じ、運動中枢の制御操作を複
雑にすることにつながる。これが小さい標的角度に対
して振幅モードの出現する理由といえる。精緻な運動
制御が要求される指の運動ではこの振幅モードに相当

する制御方式が採用されていることを示唆する報告が
あり⁹⁾、振幅モードは単に小角度の運動というよりは
運動の正確な角度制御を使命としていると考えられ
る。

中枢が変化させる主要な司令パラメータの一方が運
動角度ないしは加速度ピーク値に応じて一定値を取る
二つの制御モードが存在し、しかも主動筋・拮抗筋を
常に同じモードで制御することは運動制御に関する中
枢の負担を軽減するのに役立っている。これから逆に
高速運動の制御に関連する中枢構造は比較的単純であ
ると考えられる。

これまで多くの研究者はバリスティック運動を簡単
な on-off 形の筋制御モデルによって説明してきてお
り^{9), 10)}、中枢司令の大きさが極値を取るとされるこ
ともあった¹⁴⁾。さらに Lestienne らは前腕の運動が上
腕二頭筋と三頭筋の活動開始時間差で制御されている
ものとみなした¹⁵⁾。一方、Freund ら⁹⁾や Ghez ら¹⁶⁾
は中枢司令の大きさ (パルス密度) がバリスティック
運動での第1義的な制御因子であるとの指摘を行って
いる。これら相反する二つの説は、本稿で提唱した2
モード制御の概念によって一元化できよう。

5. あとがき

本研究ではバリスティック運動における中枢の制御
様式について調べた。その結果、ヒトは実行すべき運
動に応じて二つの異なったモードを使って運動制御を
行っているという2モード制御の概念を得た。

参 考 文 献

- 1) R. Llinás: *Neuronal Operations in Cerebellar Transactions, Cerebellar Circuits*, New York, Rockefeller University Press, 409/426 (1970)
- 2) H. H. Kornhuber: *Motor Functions of Cerebellum and Basal Ganglia*, *Kybernetik* **8**, 157/162 (1971)
- 3) H.-J. Freund and H. J. Büdingen: *The Relationship between Speed and Amplitude of the Fastest Voluntary Contractions of Human Arm Muscles*, *Exp. Brain Res.* **31**, 1/12 (1978)
- 4) V. B. Brooks: *Some Examples of Programmed Limb Movements*, *Brain Res.* **71**, 425/441 (1974)
- 5) A. Polit and E. Bizzi: *Characteristics of Motor Programms Underlying Arm Movements in Monkeys*, *J. Neurophysiol.* **43**, 183/194 (1979)
- 6) 三島, 他: 前腕 sequential movement におけるパターン形成, *信学技報*, **79-37**, 1/10 (1979)
- 7) 倉内, 他: 前腕による高速位置決め運動の解析, *人間工学*, **16**, 263/270 (1980)
- 8) 三島, 他: 筋電図からの運動司令の推定法と前腕高速運動へのその適用, *計測自動制御学会論文集*, **17-5**, 574/581 (1981)
- 9) S. J. Dijkstra and J. J. Denier van der Gon: *An Analog Computer Study of Fast, Isolated Mov-*

- ements, Kybernetik, **12**, 102/110 (1973)
- 10) L. Stark: Neurological Control System, New York, Plenum Press (1968)
- 11) A. V. Hill: The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle, Proc. Roy. Soc., Ser. **B-126**, 136/195 (1938)
- 12) G. C. Joyce and P. M. H. Rack: Isotonic Lengthening and Shortening Movements of Cat Soleus Muscle, J. Physiol. **204**, 475/491 (1969)
- 13) W. W. Parmley, et al.: Differences between Isotonic and Isometric Force Velocity Relations in Cardiac and Skeltal Muscle, American J. Physiol. **219**, 546/550 (1970)
- 14) L. Vodovnic, et al.: 電気刺激による筋運動のシミュレーション, 人の手足の制御, 東京, 学献社, 14/28 (1968)
- 15) F. Lestienne and S. Bouisset: Quantification of Biceps-Triceps Synergy in Simple Voluntary Movements, Visual Information Processing and Control of Motor Activity, Sofia: Bulgarian Academy of Science, 445/448 (1971)
- 16) C. Ghez and D. Vicario: The Control of Rapid Limb Movement in the Cat, II. Scaling of Isometric Force Adjustments, Exp. Brain Res. **33**, 191/202 (1978)
-