追跡運動のシステムの研究

—各種負荷による運動調節の変化について—

永 田 晨*
(昭和49年5月7日受付)

Motor Regulation of External Loads in the System of Pursuit Tracking

Akira Nagata
(Tokyo Metropolitan University)

前腕や脚の追跡運動について自動制御理論を応用してシステムの解析をおこなった。先ず追跡運動を機械系と類似した運動システムを作り、ブロック線図であらわした。さらにシステム上の外乱として各種外部負荷（一定張力、弾性抵抗、粘性抵抗）を、サーボモーターにて発生させた。この負荷によって運動調節成績が変化する様相を測定し、制御理論的に検索した。実験システムは、すべてコンピューターにてコントロールセットした。

その結果、追跡運動は制御理論的な検討も可能であり、運動調節の評価資料も若干得ることができた。さらに各種の外部負荷を実験的に加えることによって、運動調節成績に有意差が生じ、末梢的調節部（主に筋肉）の機能が変化することが推定できた。

Pursuit tracking of arm or leg was analyzed in the view point of the motor regulation, applying the auto-control theory. As the first step of this analysis, the integrated motor-control system was made up of a block diagram, in order to provide efficient analysis and was simulated with the technical machine-control system. At the second step, three kinds of load which included active force (constant tension), elasticity resistance (spring), and viscosity resistance (damper) of the internal muscle were generated from the rotative torque of the Servo-Motor externally. These loads were utilized as dynamic disturbances in the pursuit tracking. At the third step, the experimental control and data investigation were carried out by use of a Mini-Computer.

The results were as follows:

- (1). The pursuit tracking was formed as an integrated motor system and was possible to provide materials on the examination of the motor regulation.
- (2). The feedback function of motor control acted suitably to minimize the effect of these load disturbances in the optimum level of the muscular receptor. For example, external viscosity load was matched fairly to internal muscular resistance and adding viscosity load to arm or leg, tracking performance was elevated in comparison with other loads.
- (3). The mechanism of motor regulation should have been analyzed for controlled physical elements and factors of the movement system based on the auto-control theory.

Akira Nagata: "Motor Regulation of External Loads in the System of Pursuit Tracking", *Research Journal of Physical Education*, Vol. 19, No. 3, October, 1974, pp. 137~145)

* 東京都立大学

1. 緒 言

従来のキネシオロジー的な研究は、生体反応として絶対的応力や最大筋力を測定し、運動機能を解析しようとしていた。最近、体育学研究方法の発展に伴い、体力や身体運動の範疇も変化し、情報理論的な立場や制御理論的なみかたが入ってきて、システム論的な研究もあらわれてきた。本研究も体育学研究方法に新たな手段を導入し、従来みられなかったサイバネテックス的な考え方を適用し、古典的な自動制御理論を応用して、実験した例を提示するものである。先ず身体運動の調節を主題とするならば、工学分野に類似した運動のシステムブロック線図が描かれよう⁶⁾。図1のよう

図1 ブロック線図

(注) ブロック内は運動システムの各要素で、カッコ内は追跡運動システム上の当該要素を示す

に「運動」の表現を身体全体の機能の統合の結果とし、身体諸各部分を要素ごとに区分して考えた¹¹⁾。また運動調節を研究するならば、データを解析しやすく、実験システムの組み易い運動を取り上げるべきで、それには、「追跡運動」のような調節の結果を示すものが妥当と考える。さらに身体の総合的な調節能力が客観的なデータとして把握できると考えた。図1のようなブロック線図によって、追跡運動の調節に関して総合的な「運動システム」が構成されたと考える。そしてこのシステムに古典的な線形制御理論を応用して解析し¹²⁾、身体諸各部分の機能の分析と追跡運動による総合調節のメカニズムを知ろうとした。このような身体運動調節を研究する上で、従来の刺激生理学的方法やストレン・ストレス的な方法も若干参考になる。尚、運動の航行中に外部負荷が変化し、連続的に動的な状態で、生体機能が記録できることが大切である。さらにその外部負荷も筋肉の構成要素と類似であること。即ち、筋肉モデル

として提示された2要素説¹⁴⁾から類推して構成要素である「収縮要素」「弾性要素」「粘性要素」「質量」等が外部負荷として利用された¹⁴⁾。このような筋肉モデルの内部構成要素と類似な外部負荷によって、運動調節がいかなる影響を得るのか興味深いことである。

2. 方 法

実験システムの流れ図として、図2のようにミニ

図2 実験システムのフローチャート

・コンピューターの働きを借りて、実験に客観性、信頼性を高め、厳密なる状態と同一なコンテキストを作りあげた。被検者は健康な男子7人で表1のとおりである。すべてに前腕と脚の両実験をおこなった。追跡運動は、ブラウン管上の1つの光線分をトラッキングすることによって実施された。前腕部の屈曲運動や下肢の伸展運動によって追従された。前腕部と下肢部の前後水平運動が、肘関節と膝蓋部とを支点としておこなわれた。ブラウン管上には2つの光線分が描出されていて、その一つは腕や脚にポテンショ・メーターを通して電圧変換されて接続され、それぞれの動きが表出される。他方もう一方の光線分は追跡運動の目標波形となり、コンピューターよりコントロールされる。その入力波形を実験的に作ったものとしては、(1)、ステップ入力(過渡応答)や(2)時定数が540msecから1440msecに変わるインディシャル応答波形(一種のボール飛行軌跡に類似

表 1 被 検 者 一 覧

SUBJECT	SEX	AGE (yrs)	HEIGHT (cm)	WEIGHT (kg)	UPPER ARM LENGTH (cm)	LOWER LIMB LENGTH (cm)	ARM STRENGTH (R)(kg)	LEG STRENGTH (R)(kg)
AN	M	37	164.0	53.0	29.6	87.5	19	68
NN	M	26	175.0	75.0	31.0	96.2	24	80
HK	M	30	165.0	55.2	29.4	83.4	20	75
KS	M	25	163.0	52.8	28.5	82.0	18	66
PI	M	30	166.2	56.5	30.5	89.2	21	79
YI	M	38	163.8	60.0	29.0	87.6	24	80
UH	M	40	167.0	54.5	32.0	90.9	22	77

した二次関数波形), (3), 各種の周波数をもつ正弦波入力等であった。今回は, (2)を中心にしてまとめたものを報告する。さらに前腕や脚には, 上記した各種の外部発生負荷が付加される。その負荷はサーボモーターの機械的回転を利用して発生させる⁷⁾⁹⁾。(出力 15W の交流サーボモーター ESAT-15 を利用した) 先ず(1), 一定張力負荷はモーターの初期トルクを利用して, パワー・サプライより取り出した。(2), 弾性抵抗負荷は腕や脚に接続されているリニア・ポテンショ・メーターからの電圧変化分として取り出される。運動変位分が, サーボモーターの制御部へフィードバックされ, 長さに比例した弾性抵抗分が取り出された。(3), 粘性抵抗負荷は, サーボモーターのタコ・ジェネレーターからの回転速度変化分として電圧が抽出され, それをさらにモーターの制御部へ位相反転してフィードバックして得られた。粘性は腕や脚の速度に比例するものである。なお今回は質量負荷としての慣性抵抗負荷が発生できなかったが, プーリー等の機械系の質量は一部存在し, それは, あらかじめ電氣的にモーター等の予備回転によって消去した。こうした各種外部負荷は, モーター回転軸に接続されたプーリーに伝達され, さらに前腕や脚に結ばれている。図(3)にその実験システムを示す。追跡運動の調節の状態関数や評価関数は, 目標波によって異なるが, 一般に定常応答の場合は, 目標値と調節量(追跡運動)との偏差や2乗偏差量を利用している。本研究も調節の良さを知る上で, 各種負荷をパラメーターとして「積分偏差量」や「2乗偏差の積分値」を抽出した。これらの記録には, すべてアナログ・

図 3 実験システム

コンピューターを利用し, 零レベルの補償に配慮してペンオシログラフ上に書かせ, データレコーダーにも記録し, 分析に供した。目標波形の時定数は, ミニ・コンピューターによって制御し, ランダムに発生するようにプログラム化した。(図4参照)。その種類は 540msec より 1500msec の 9 種類で, ゆっくりとした波形から急激に変わる波形までバラエティーに富ませた。

プーリーの回転, すなわちサーボモーターの回

図 4 目標信号波形の時定数

$F(s)$, $f(t)$ は二次関数のインディシャル応答変換式を示す

転は正転と逆転の両方が可能であり、初期トルクを外部のモーター用コントロール・ボックス（増幅器）にて設定し、一定の牽引張力を発生させる。他方、生体の前腕や脚の運動変位量がポテンシヨ・メーターで電圧変換されて、その電圧が外部のコントロールボックスにフィードバックされ、モーター回転トルクを変化させる。モーターの逆転による外部負荷は、脚の追跡運動（屈曲方向）のみに適用した。これは、現実の身体運動には珍しい状態である。しかし、逆方向の調節のメカニズムを知る手段としては有効である。ブラウン管と被検者の眼の距離は20cm、腕や脚の可動距離は18cm、光線分の移動距離は5cm、追跡運動回数は、一つの外部負荷に対して25回（脚の場合は15回）であった。

3. 結 果

(1) 無負荷の場合

10数回の練習後、モーターからの負荷が無い場合に、各種時定数の変化をまとめたものが、図5

図5 各種負荷による前腕の追跡運動の成績

(注) 左上部の図中の○印内の番号は、試行順番を示す

図6 無負荷による脚の追跡運動の成績

の左上部である。○印内の番号は目標信号として表出した順序を示すが、ある値の時定数でのばらつきは少なく、練習効果や目標入力 of 順番に左右されないことがわかる。7人の被検者ともに同じ傾向にあり、時定数が大きくなると追跡運動調節も良くなり、その傾向は脚についても同様であった。(代表例として、図6を示す)。調節の良さ、すなわち積分偏差量の大小と信号波形の時定数との関係は「指数関数的」であって、単純な一次の比例関係ではない。

(2) 一定張力、弾性抵抗、粘性抵抗、粘・弾性抵抗の負荷の場合

図5の結果のように、時定数の小さい時の追跡運動において、各種の負荷の影響は大きく、悪い成績を示すが、時定数が大きくなると急激に良い成績を示す。980msecの時定数では急激に大きな誤差量を示し、この値が限界値と考えられる。外部から粘性負荷を加えると、追跡運動の成績は改善され、目標値との誤差量が減少した。同様に各種外部負荷の影響を脚について調べたものが、図7、図8である。7人の被検者のうちの典型的な例をとりあげた。時定数を1020msecに一定にして各種負荷の影響をみたものである。横軸の右側に示したような値の小さい外部負荷によっては、その追跡運動の成績に有意差を示さず、一定の傾向もなかった。しかし、粘性負荷や弾性負荷については、負荷が大きくなるに比例して前者は良い成績を示すが、後者の場合は悪くなる傾向があった。

図 7 一定張力，弾性負荷による脚の追跡運動の成績変化

(注) 横軸のマイナスは逆方向（屈曲）の負荷である。

図中の点線は平均値を示す。

図 8 粘性負荷，粘弾性負荷による脚の追跡運動の成績変化

(注) 横軸のマイナスは逆方向（屈曲）の負荷である。

図中の点線は平均値を示す。

図9 前腕による追跡運動成績の各種負荷間の比較

図10 脚による追跡運動成績の各種負荷間の比較

(注) 時定数 1020ms で無負荷の時の積分偏差量を 100 とした時の比率

(3) 各種負荷間における追跡運動の比較

図9, 図10に追跡運動の成績を, 各種負荷の値をパラメーターとしてまとめた. この横軸の値は, 各種の負荷のうち一番良い成績を示したものである. これで, 外部負荷による追跡運動成績が比較できる. 前腕, 脚とともに, また被検者すべてにおいて, 粘性負荷が優れた成績を示し, 一定張力負荷によって悪い成績を示した. これらの信頼係数は10%水準において有意であり, はぼ一定の傾向が把握できた.

(4) 前腕と脚による追跡運動の比較

各種負荷ごとに前腕と脚とを比較したものが図11である. 一定張力の場合とは逆に, 弾性や粘性

図11 前腕と脚の追跡運動成績の比較

負荷の場合には, 前腕の方が良い成績を示し, 細かな調節と精巧な働きを示した. それに反して脚の方は, ぎくしゃく運動が多くみられ, 一種のバング・バング運動で, 大まかな調節であった. こうした動きを模式的な応答曲線で示すと図12のようになる. 即ち主動筋に対して拮抗筋が作用し始

図12 前腕と脚の追跡運動曲線

(注) SAAM: Simultaneous Activity of Antagonist Muscle

Q: 評価指数, E(t): 興奮性

I(t): 抑制性の筋活動状態

める時点が前腕の方が早く、反応時間も速く、無駄時間は小さい。しかし、脚の方は応答のおくれが少なかった。

4. 検 索

1) 運動調節と入力波形の時定数の関係について
調節の難しさ、易しさの判断は、目標値と追跡運動の調節量との間の偏差量によって評価されてよい。とすると、目標値の性質を示す入力波形の時定数の大小によって、調節量はどのように変わるか。さらに各種外部負荷をパラメーターとしてみるならば、より一層両者の関係が著明になってくる。

図5、図6、図7に示したように、追跡運動中の偏差量は、入力波形の時定数に応じて指数関数的に変化を示した。運動調節は、目標波形の時定数の大きさに依存する。これから、生体の伝達関数は二次関数以上の高次なものと考えられる。動的な筋活動状態の様相が、追跡運動中の応答波形と類似するところからみて、両者の関係は、中枢系を含めた上位の神経系のものよりも、筋肉系を中心とした下位の活動状態とより密接な関係をもつと考える。

2) 運動調節と各種負荷の関係について

追跡運動は、ある負荷を加えることによって、より一層改善され、特に粘性抵抗負荷によってそれが著るしいことは、図9、図10で示した。これは、脚や前腕中の筋組成との関係が大きく¹⁾¹³⁾、外部負荷と筋肉内部負荷とのマッチングによって、筋の最も適切な動的活動状態が示されると考えられる。

3) 追跡運動時の調節能力について

追跡運動をシステム論的に検討するために、図1のようなブロック線図が有効であるが、これを図13のように単純化して、まとめた。

$G_1(s)$ には受容器や中枢系の調節部をまとめ、 $G_2(s)$ には、末梢部の前腕や脚の操作部と制御対象をまとめた。

当然、使用した外部発生 of 負荷は運動効果器内での弾性要素や粘性要素による抵抗力に関係し、追跡運動中の変位や速度に影響する。そのために、目標値としての光線分の動きにも関係し、目

図13 図1を簡略化した運動システム線図

(注) $G_1(s)$: 中枢的調節部

$G_2(s)$: 末梢的調節部

標値と外部負荷は無関係とはなり得ない。上記の理由から、外乱が運動システムへ入る箇所が2カ所となり、図13のようなループが描かれた。このシステムの外乱としては、各種負荷を相当させた、追跡運動の評価には目標値と筋調節運動のブラウン管上の2つの光線分間の偏差量(E)を使用したので、図13から次のように示される。

$$E(s) = \frac{1+G_2(s)}{1+G_2(s)+G_1(s) \cdot G_2(s)} V(s) + \frac{1}{1+G_2(s)+G_1(s) \cdot G_2(s)} D(s)$$

(注) s はラプラス変換演算子、 $D(s)$ は外乱、

$E(s)$ は偏差量、 $V(s)$ は目標値、

$G_1(s)$ 、 $G_2(s)$ は各要素の伝達ゲイン

図13から導き出された上式は、不連続的な粘・弾性要素を無視し、連続的な比例要素のみの伝達関数式である。しかし運動調節システムの初歩の解析としては、比例的な伝達関係のみの考察でも、基礎資料が得られると考え、非線形制御理論へのステップともなり得る²⁾。

この式で、外乱に関係するのは、右辺の第2項の分母のみである。各種外部負荷の影響を最小限に留めるためには、 $G_2(s)$ を大きくすればよい。即ち運動効果器としての筋肉ゲインを大きくする必要がある。筋・神経伝達系を含めた全体的な筋肉の機能の高まりが要求されよう。それは筋放電量の大きさか、筋放電間隔の密度か³⁾、NMU単位数の増加なのか³⁾、いまだ確証は得ていない。

無負荷の場合であれば、上式の第2項は存在しないから、第1項の分子、 $1+G_2(s)$ を小さくすることが、偏差量 $E(s)$ を小さくすることになる。こ

れは、外乱付加の場合と逆で、 $G_2(s)$ を小さくすることが必要である。当然 $G_1(s)$ も分母に関係しているので、このゲインを大きくしても、偏差量 $E(s)$ は小さくなる。即ち視覚系を中心とした中枢系の調節部の機能の高まりが、良い調節を示すことにもなる。

なお、 $G_1(s)$ と $G_2(s)$ との間における連結機能や伝達状態の考察も重要であるが、今回は、すべての機能がオプティマルに作用すると仮定している。そしてすべてを包含した総合的なみかたをとって、基本的な示唆を得ようとした。

4) 運動システム上の操作部について

図12の下部の式、 $Q=E(t)+I(t)$ において、 E は身体各部、特に操作部の興奮性の要素を示し、 I はその反対に阻止性の要素を示し、それぞれの時間の関数である。そうすると追跡運動のオプティマルな作用や良い調節は、これら両者の相互作用と時間的なずれ（位相差）の働きによって影響を受ける³⁾¹¹⁾。そのため $E(t)$ と $I(t)$ の両者の加算が減算によって、調節運動の成績として、 Q という数量化された指数が算出される。この Q は本論文の運動調節の結果、即ち目標値と制御量（追跡運動）との間の偏差量とも一致する。

脚と前腕という操作部のちがいでによって、運動調節の成績に有意差が生じ、これは図13の $G_2(s)$ の大きさによる差とも考えられる。 $G_2(s)$ と Q とを結びつけて考察すると、前腕の場合は、 $I(t)$ が時間的に早く作用し始め、拮抗筋群のインヒビトリな要素のゲインが高まり、調節の良さを示している。これに反して脚の場合は、 $E(t)$ が大きく、 $I(t)$ とオン・オフ的に交互に作用している。その上に $I(t)$ は時間的にも遅く働らき、調節上ゆきすぎの現象がみられた¹⁰⁾（オーバーシュート）。

さらに、追跡運動の軌跡曲線から、図13の $G_1(s)$ と $G_2(s)$ の結合状態や各種感覚受容器とのフィードバックやフィードフォワード結合において、脚と前腕とでは差があると考えられる。

5. 要 約

以上の実験から、追跡運動の調節について、各種負荷の影響を検討した結果、次のようなことがまとめられる。

(1) 運動調節について、システム論的な考え方が導入でき、機械系と同じ“運動システム”が構成される場合もあり、制御理論的方法を一部応用できる可能性を知った。

(2) 各種負荷の発生に新しく電気的定量的方法を編み出し、コンピューターによる実験制御をおこなうことが可能となり、今後の運動調節の実験的研究に寄与できるだろう。

(3) 各種負荷の影響のうち、粘性負荷によって追跡運動が改善され、前腕では $0.7\text{kg}\cdot\text{sec}/\text{cm}$ 、脚では $2.0\text{kg}\cdot\text{sec}/\text{cm}$ の負荷で、良い調節が得られた。

(4) 一定張力負荷によって、追跡運動は悪い成績となった。さらに無負荷の場合よりも、弾性、粘性負荷の場合が良い調節状態を示した。

(5) 目標信号の二次関数波形の立ち上り時定数と追運動の成績結果との関係は、指数関数的な曲線を描き、単純な比例関係ではない。

(6) 脚より前腕の追跡運動の方が良い成績を示し、なめらかな調節の良さを示した。

(7) 調節の改善と外部負荷としての外乱を最小限にいとめるためには、筋肉を中心とした末梢の調節部のゲインが問題となる。

参 考 文 献

- 1) 藤森聞一(編), 運動の生理学 (生理学大系VII), 医学書院, 1966, pp. 282.
- 2) Gibson, J. E., Nonlinear automatic control, McGraw-Hill Book Company Inc., 1963, pp. 229-253.
- 3) 畠山一平, 三枝木泰文, 永田晨, 「固有反射系の自動制御理論的解析」, 計測自動制御学会論文集, 8-4: 389-397, 1971.
- 4) 本間三郎, 渡部士郎(訳), 運動制御の原理, 医歯薬出版, 1972, pp. 51-82.
- 5) Houk, J. and E. Henneman, "Feedback control of skeletal muscle", Brain Res., 5: 443-451, 1967.
- 6) 伊沢計介, 自動制御入門, オーム社, 1968, pp. 342.
- 7) 加藤一郎, 奥山佳史(訳), 交流サーボ機構, 学術社, 1972, pp. 65-85.
- 8) 倉田博, "筋力調節における運動単位の活動特性の2, 3の検討" 体力科学, 21-4: 183-187, 1972.

- 9) Meshizuka, T and A. Nagata, "A method for measuring muscular group 'Control-Ability' and its apparatus", Res. J. Physical Ed., 16-6: 319-325, 1972.
- 10) Stark, L., Neurological control system studies in bioengineering, Plenum. Press, 1968, pp. 369-403.
- 11) 須田勇(訳), 生体制御理論テキスト, 医学書院, 1969, pp. 242-266.
- 12) 高橋安人, システムと制御, 岩波書店, 1968, pp. 408.
- 13) Wagner, R., Probleme und Beispiele biologischer Regelung, Georg Thieme, 1954, pp. 219.
- 14) Wilkie, D. R., "The relation between force and velocity in human muscle" J. Physiol., 110: 249-280, 1950.