〔解 説〕

筋運動制御機構をもつロボット*

赤 沢 堅 造** 藤 井 克 彦**

1. ま え が き

近年の電子技術や制御理論などの進展により、ロボットの手足の運動制御機能は非常に高度なものとなっており、また、医学の分野における動力義肢においても着実な進歩が見られるが、人間の手足の持つフレキシブルな運動制御機能に比べて低いレベルに留まっている。例えば、人のように歩行のできるロボットはまだ開発されていないし、筋電義手においても、その制御機構は筋電信号の振幅に応じてオン・オフ的に指が開閉するという単純な機構であり、高度な作業は困難である。このような現状から、ロボットの運動制御機能の高度化のために、人工筋の開発あるいは生体の運動制御機構を制御論の立場から解明し、ロボット、動力義肢に応用しようとする研究など、生体工学的なアプローチが展開されている。

ヒトの運動に見られる巧妙さは、コンパクトで強力な力を発生する筋と、それを制御している神経機構の、ハードウェアとソフトウェアの両面における“柔らかさ”、つまり、筋の粘弾性と中枢神経系の適応、学習などの機能、によって発揮されている。この運動制御系での“柔らかさ”は“運動系の機械インピーダンスが可変である”と言い替えることができる。すなわち、運動において手足の位置あるいは力が制御されているが、同時に運動制御系のパラメータ（機械インピーダンス）が中枢からの指令によって調節されている訳である^{1,2)}。この機能により、ヒトは種々の特性の外部負荷、例えば、重いものや軽いもの、柔らかいものや堅いもの、などのハンドリングを容易に遂行することができ、また二足歩行や環境によって拘束されている運動（ドアの開閉など）を円滑に行っているといえる。そして、最近、マニピュレータの制御においても機械インピーダンスを可変にすることの重要性が指摘されている^{3,4)}。

このような観点から、本稿では、機械インピーダンスの

調節に焦点を当て、まず筋運動制御の仕組みをネコの歩行を例にして説明し、次にロボットへの応用という立場から、その機構をハードウェアで実現する方式について述べ、筋電義手システムに応用した例を示す。

2. 筋運動制御の仕組み

ここでは、筋運動制御機構の概略を述べるにとどめる。運動制御の機構をより深く知りたい方は、生理学の立場からの成書⁵⁾および工学者による解説⁶⁻⁸⁾を参照されたい。

2.1 神経支配

図1に筋の神経支配の模式図を示す。高位中枢神経からの指令は最終的に脊髄の α 運動ニューロン(α MN)に至り、 α MNからのインパルスが筋に到達し筋が収縮する。筋内には2つの主要な感覚器(センサ)、筋紡錘と腱器官があり、筋の収縮の結果起こる手足の運動がこれらのセンサにより検出され中枢にフィードバックされている。筋紡錘は筋の長さとその変化速度を検出するセンサ

図1 筋の神経制御機構

原稿受付 1988年2月17日

* Robotic Systems with Neuromuscular Control System Dynamics

** 大阪大学工学部電気工学科

図 2 筋運動制御機構のブロック図

である。出力線維(求心性線維)は二種類あり、Ia線維は主として変化速度に関する情報を、II線維は長さに関する情報を中枢に伝達している。これらの線維は α MN(同一の筋を支配している α MN)に興奮性にシナプス接続している。腱器官は筋に加わる張力を検出し、求心性線維Ibは α MNに抑制性に接続している。筋紡錘 $\rightarrow$ 中枢神経系 $\rightarrow \alpha$ MN $\rightarrow$ 筋からなる閉ループは伸張反射弓と呼ばれ、位置制御(姿勢制御)において重要な働きをしている。例えば、直立姿勢を維持しているとき、下腿三頭筋では、この伸張反射が常に働いている。つまり、前傾姿勢になると、下腿三頭筋が伸展されて筋紡錘からの出力が増大し、 α MNの活動が活発になる。その結果下腿三頭筋がより強く収縮し、筋を元の長さに戻すように働き、安定な姿勢が維持される。

筋の運動制御系の情報の流れは、以上の知見に基づき、図2で示される。筋、筋紡錘、 α MNなどの各器官の入出力特性は複雑な非線形性を示すが、ここでは理解を容

易にするために、各要素の特性を線形であると仮定してシステムの概略を説明する。筋紡錘、腱器官、骨格・負荷系、筋の収縮力発生要素の特性および筋の粘弾性を伝達関数で表し、それぞれ $G_s(s)$ 、 $G_T(s)$ 、 $G_L(s)$ 、 $G_c(s)$ 、 $G_v(s)$ とし、 α MNを加算要素で表す。筋の長さ(関節角度) X は、高位中枢からの α MNへの指令 N_c と外力 F の関数として、 $X(s)=G_1(s)N_c(s)+G_2(s)F(s)$ と表現されるが、以後の説明のため、これと等価な方程式

$$F(s)=-G_N(s)N_c(s)+G_x(s)X(s) \quad (1)$$

を用いる。ここで、 $G_1(s)=G_N(s)/G_x(s)$ 、 $G_2(s)=1/G_x(s)$ 、 $G_N(s)=G_c(s)/(1+G_T(s)G_c(s))$ であり、 $G_x(s)$ 機械はインピーダンスである。

$$G_x(s)=\frac{1}{G_L(s)}+\frac{G_s(s)G_c(s)+G_v(s)}{1+G_T(s)G_c(s)} \quad (2)$$

この運動サーボ系で注目値することは、

(1) 筋紡錘の長さ、速度の検出の感度が高位中枢からの指令(r 系の指令)により調節されていること、

(2) α MNの活動が増大すると、筋の粘弾性が増大すること、

である。つまり、脳からの指令によって位置、力が制御され、そして筋の粘弾性および筋紡錘の感度が調節されることにより機械インピーダンス $G_x(s)$ が変化する、という機構である。なお、生体内では一対の屈筋と伸筋の収縮によって運動が制御されるが、屈筋・伸筋系の運動方程式も基本的に単一の筋についての(1)式と同じである。

図 3 中脳刺激歩行ネコの実験システム

2.2 歩行ネコにおける機械インピーダンスの調節

大脳を除去したネコをトレッドミル上に置き、中脳を電気刺激することにより歩行を発現できる。図3に実験システムを示す⁹⁾。左後肢を固定して(残りの3本足で歩行)、ヒラメ筋をモータを用いて微小量伸展して、そのときの筋電位、力、変位を記録した。図4に歩行サイクル中の筋電位、力、スチフネスを示す。歩行筋電位と歩行張力は伸展刺激を加えないときの各時刻での筋電位と張力である。

図4に示すように、遊脚相では筋活動が小さく(筋電位および発生張力が小さく)、そして伸張反射およびスチフネス(伸展によって発生した筋張力/伸展量)が小さい。つまり、遊脚相では消費エネルギーを少なくするように筋活動は低く抑えられており、そして脚に加わる外乱に対して柔軟に足が動くように機械インピーダンスが小さくなっている。一方、立脚相では筋活動が大きく、伸張反射およびスチフネスが大きいたことが示されている。つまり、体を支持する立脚相においては、運動サーボ系の機械インピーダンスを大きくして、体重を支え、姿勢を制御する必要がある、高位中枢からの指令がそのように下位に伝達されていることが分かる。

3. 筋運動制御系のハードウェアモデル

3.1 ハードウェアモデルの設計法の概略

筋運動制御機構の運動方程式が(1)式で表現されると、この関係を満足するハードウェアはモータのサーボ系を工夫することによって実現できる。次の2つの方式が考えられる。まず、バネ(力 F と変位 X の間の $F=$

図4 ネコの歩行時のヒラメ筋の特性変化
縦軸は最大値で正規化した値

EX の関係、 E はバネ定数)を例にして説明する。第1の方式(方式A)は、モータに変位 X が生じたとき、モータに EX なる力を発生させる方式で、変位 X の検出と力制御系の構成により実現できる。第2の方式(方式B)は、 F なる力が加わったとき、 F/E なる変位をモータに発生させる方式で、力 F の検出と位置制御系の構成により実現できる。

図5 筋運動制御機構のハードウェアモデルの構成

図 6 筋運動制御機構を模擬した筋電義手のシステム構成

方式 A を筋運動制御機構(1)式に適用したときのシステムを図 5(a)に示す。モータの慣性, 粘性をそれぞれ J , D とすると, この系の伝達特性は

$$-N_c(s)G_N(s) + \{G_x(s) + J_s^2 + D_s\} X(s) = F(s) \quad (3)$$

で表され, J , D が十分小さいとき, (3)式は(1)式に等しい。力制御は電機子電流と発生トルクが比例するという性質を利用し, 電流フィードバックを施すことにより実現できる。この方式を実現した例は文献¹⁰⁾に述べた。

方式 B を用いた場合のシステム構成を図 5¹⁰⁾に示す。式(1)を書き直すと,

$$X(s) = \{F(s) + G_N(s)N_c(s)\} / G_x(s) \quad (4)$$

となる。つまり外力 F を検出し, (4)式の右辺の値を算出して, それを位置制御系の目標値 X^* とすれば良い。位置制御系の剛性を高くし, 外力 F に対して無反応とすると, 制御量 X は $X = X^*$ となり, 図 5(b)の入出力関

係は式(1)と等価となる。この方式の例は文献¹¹⁾に述べた。なお, 非線形特性を考慮する場合にも同様の手法が適用でき, 基本的なシステム構成は図 5 と同一である。

3.2 筋電義手システム

手を事故などにより切断されると, 筋および伸張反射の機能, つまり筋運動制御機構の機能が失われる。筋電義手においてこれらの機能を代行することが望ましいわけである。つまり, 筋運動制御機構を模擬したハードウェアの構成と脳からの信号を残存筋の活動から検出することが必要となる。

筋および伸張反射系に存在する非線形特性, そして神経系のパルス伝達における遅れなど, 複雑な機構が筋運動制御系にある。しかし義手を対象とする場合, 重量, 電力消費, 操作性などを考慮すると, できるだけ単純な機構が望ましい。そこでヒトの手の運動を解析し, 系の基本的な特性と最も重要な非線形特性を考慮して, 機械インピーダンス $G_x(s)$ を,

図 7 筋電義手を用いて紙箱を把握したときの結果
区間 A-B で指を閉じ, 区間 B-F で箱を把握している

$$G_x(s) = K(1 + \tau_2 s) / (1 + \tau_1 s) \quad (5)$$

で表現した¹²⁾。ここで τ_1 , τ_2 は定数である。ここでの重要な特性は、ゲイン K (スチフネスに相当する) が筋の収縮レベル (収縮力) と共に比例的に増加する、というものである。屈筋、伸筋の収縮力をそれぞれ A_f , A_e とすると、

$$K = K_0 + a(A_f + A_e) \quad (6)$$

である。 K_0 は弛緩時の値である。このような特性を1自由度の筋電義手に模擬したシステムのブロック図を図6に示す¹³⁾。駆動系にギアを用いているので、方式Bを採用した。屈筋と伸筋の表面筋電位から収縮力 A_f , A_e を推定した値を、それぞれ A_f^* , A_e^* としている。スチフネス K が装着者の筋電位信号によって、つまりその人の意志によって随意に調節できるわけである。

図7に、健常人にこの義手を操作させ、この筋電義手を用いて指を閉じ、実際に対象物 (紙で作られた箱) を把握する実験を行ったときの結果を示す。良好な制御が行われている。また、指のスチフネスが随意に制御できることも実験で確かめている。なお、ヒトでは感覚のフィードバックが物体のハンドリングの際に非常に重要であり、試作機では指に加わる張力を装着者にフィードバックしており、これにより細かな制御が可能となることを確かめている。

4. あとがき

筋運動制御機構には、位置制御あるいは力制御を行っているとき、脳によって同時に機械インピーダンスが制御されるという機能が備わっていることに特徴があることを述べた。またモータの制御機構を工夫することにより、この筋運動制御機構の特性をハードウェアで実現できることを示し、そして筋電義手を例にして、その有用性を述べた。

生体の運動制御系については、膨大な生理学データが蓄積されているが、まだ重要な問題が未解決のまま多く残されている。例えば、位置制御、張力制御の機構や種々の運動において機械インピーダンスがどのように調節されているかは定量的には良く分かっていない。筋運動制御機構をもつロボットを開発するには、運動制御系に

おける真に重要な特性が何であり、それがどのような機構によるかを明らかにすることが必要であり、そのためには、従来の生理学データを参考にすることは十分ではなく、工学者自身が生理実験を行い、解析をすることが必要であろう。本稿では筋運動制御機構についての筆者らの基本的な考えと、関連する実験データを示したが、筆者らの、独断による誤解が含まれていないか恐れるものである。

参考文献

- 1) K. Akazawa, T. E. Milner and R. B. Stein, "Modulation of reflex EMG and stiffness in response to stretch of human finger muscle", J. Neurophysiol., Vol. 49, No. 1, pp. 16-27, 1983.
- 2) N. Hogan, "Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles", IEEE Trans. Automatic Control, Vol. AC-29, No. 8, pp. 681-690, 1984.
- 3) N. Hogan, "Impedance control; approach to manipulation", Amer. Control Conf., WP 2-4: 00, pp. 304-313, 1984.
- 4) 平本, 杉本, 荒井, 坂上, "多自由度ロボットの仮想コンプライアンス制御", 計測自動制御学会論文集, Vol. 22, No. 3, pp. 343-350, 1986.
- 5) 有働正夫, "運動制御", 『脳の情報処理』, 塚原伸晃編, pp. 152-225, 朝倉書店, 1986.
- 6) 石田明充, "運動とその制御", システムと制御, Vol. 26 No. 9, pp. 567-575, 1982.
- 7) 伊藤宏司, "筋運動制御機構", 計測と制御, Vol. 25, No. 2, pp. 131-135, 1986.
- 8) 赤沢, 藤井, "筋肉の動作原理と制御機構", ロボット学会誌, Vol. 2, No. 4, pp. 306-311, 1984.
- 9) K. Akazawa, J. W. Aldridge, J. D. Steeves and R. B. Stein, "Modulation of stretch reflexes during locomotion in the mesencephalic cat", J. Physiol., Vol. 329, pp. 553-567, 1982.
- 10) 赤沢, 滝沢, 藤井, "筋の力学特性を模擬したアクチュエータの開発", 第24回計測自動制御学会講演会予稿集, No. 3911, pp. 895-896, 1985.
- 11) 赤沢, 林, 藤井, "サイバネチックアクチュエータの開発—筋の可変機械インピーダンス特性の模擬—", 第26回計測自動制御学会講演会予稿集, No. JS 7-4, pp. 79-80, 1987.
- 12) 赤沢, 林, 藤井, "筋電義手開発を目的とした神経—筋モデル", 電子情報通信学会技術研究報告, MBE 87-96, pp. 41-48, 1988.
- 13) 林, 赤沢, 藤井, "神経—筋制御系を模擬した筋電義手の開発", 電子情報通信学会技術研究報告, MBE 87-97, pp. 49-56, 1988.

赤沢堅造 (Kenzo AKAZAWA)

昭和40年大阪大学工学部電気工学科卒業, 46年同大学院博士課程終了, 同年大阪大学工学部助手, 63年同講師, 現在に至る。55年~56年アルバート大学医学部生理学教室研究員, 現在運動制御系の医用生体工学および生体信号処理に関する研究に従事。工学博士, 電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 日本ME学会等各会員 (日本ロボット学会正会員)。

藤井克彦 (Katsuhiko FUJII)

昭和28年大阪大学工学部電気工学科卒業, 31年同大学院 (旧制) 前期課程終了, 同年大阪大学工学部助手, 同講師, 助教授を経て, 40年教授, 現在に至る。60年~62年工学部長。現在システム理論, 医用生体工学, 音声処理に関する研究に従事。工学博士, 電気学会, IEEE, 計測自動制御学会, 日本ME学会等各会員。