

# ヒトの筋の粘弾性変化の推定 —モデルによるシミュレーション—

## On the variation of Visco-Elasticity of the Human Muscle -Analysis by Model Simulation-

加藤厚生<sup>+</sup>, 伊藤晋彦<sup>++</sup>  
Atsuo KATO<sup>+</sup>, Kunihiko ITO<sup>++</sup>

**Abstract** *One approach to realize a compliant manipulation robot is a impedance control. In the impedance control a damping and an elasticity coefficients of the robot joints are selected as a desired value. Incidentally, human arm seems to achieve compliant motion by continuous regulation of the muscle viscos frictional coefficient and elasticity coefficient. To estimate the visco-elasticity change of the muscle, we carried out some tracking experiments on the human wrist joint and some simulations for neuro-muscular system model with elastic environment. Then we came to a conclusion that the muscle visco-elasticity increases with the muscle activity. We think that the dynamics of the compliant manipulation robot must be controlled by the regulation of their joint visco-elasticity continuously.*

### 1 はじめに

工場ロボットは、ヒトに代わって危険な作業や単調な繰り返し作業を行ない、その限りにおいて有用である。しかしロボットは、塗装やアーク溶接のように作業対象から離れて行う作業や、部材の搬送のように対象が固定されない作業は巧みに行なうがクランクを回したり対象物の表面をなぞるような作業対象との柔らかな接触を必要とする作業は苦手である。こうした作業は柔軟接触作業と呼ばれ、ロボット研究における今日の主要な課題の一つになっている。

言うまでもなく、ヒトは接触作業を苦もなく実行できる。ヒトと類似した形態をとるにもかかわらずロボットが接触作業を苦手とする最大の理由は制御

方式の違いにある。いま、工場で大量に使われているロボットの大部分は位置制御ロボットである。

位置制御されたロボットの剛性の高い手先を、硬い環境（作業対象）との接触を保ちながら移動する場合を考えてみよう。ロボットは指示された目標軌道を正確にたどろうとし、環境も自分の位置を譲らないから、環境の僅かな凹凸やロボットの軌道の片寄りによって、接触が途切れたり環境を削り取ったりする不都合な現象が発生する。

そこで、環境を傷つけない柔軟な接触作業を実現するためには、位置だけでなくロボットの手先が環境から受ける反作用力（相互作用力）も検出し、位置と組み合わせて制御しなければならない<sup>1)</sup>。

これは一般に力制御と言われる。

力制御法の一つにインピーダンス制御がある<sup>2)</sup>。インピーダンス制御は、ロボットの手先の運動と手先が環境から受ける相互作用力の関係を調節して安定な接触作業を実現しようとする。運動と相互作用

<sup>+</sup> 愛知工業大学 電子工学科（豊田市）

<sup>++</sup> 愛知県心身障害者コロニー（春日井市）

力の関係はインピーダンスと言われ, 具体的にはロボットの先端から見た慣性と粘性および弾性である. 先端から見たインピーダンスは, 関節トルクと関節粘弾性に変換できる<sup>3)</sup>ので, 実際にはこれらを調節することになる.

ヒトは, 制御系として見たとき関節構造や筋群に見られる複雑で冗長な構造や, 神経系の信号伝播時間に由来する不安定性をもつ上肢を自在に制御して, 自由空間でも環境の拘束を受けた空間でも, 柔軟で安定な運動を見事に実現している. その運動を遂行するメカニズムは階層構造をなし, 制御系としてみれば上位の視覚による位置制御系と, 下位の体制感覚による運動制御系に大別される. 運動の目標値はインパルス系列の形で中枢から出力され, 骨格筋へ送られて筋張力を調節する一方, 規範モデルとして筋紡錘へフィードフォワードされる<sup>4)</sup>. 規範モデルから運動が逸脱すると脊髄レベルの伸張反射弓と腱反射ループによるフィードバック制御によって修正されるが, このとき神経系の信号伝播遅れ等によって発生する系の不安定性は筋の粘弾性によって抑制される<sup>5)</sup>. すなわち, 筋は活動レベルを変化してその張力を変化するが, 活動レベルの変化は同時に筋粘弾性係数をも変化するため, 神経筋系は運動の発現に先立って系の安定性を予め高めておくことができる. また, 互いに拮抗する筋が同時活動するとき張力については差, 粘弾性係数については和の効果をもたらすので<sup>6) 8)</sup>, 関節トルクと関節粘弾性をほぼ独立に調節することもできる.

ところで, 任意の筋活動レベルにおける筋の粘弾性係数については, 拮出筋では知られている<sup>7)</sup>が, 生体筋では静的な等尺性収縮から微少な運動を発現させた場合について知られているにすぎない.

筆者らはすでに, 弾性負荷に拘束された手関節の連続的な等速度屈曲運動に現れる振動周波数の推移を実験によって確かめ, その原因を筋の粘弾性係数変化にあるとした<sup>8)</sup>. しかしこの変化に粘性と弾性の変化がどの様に関与するかを明らかにするには至らなかった. 本稿ではモデルによる計算機シミュレーションによって筋の粘弾性変化を考察する.

## 2 拘束運動する上肢のシミュレーション

### 2.1 モデル

環境に拘束されて運動する神経-筋系のモデルを図1のように定めた.

モデルにおいて, 主動筋の能動部は図の左半部に示す直並列粘弾性モデルで表されるとした<sup>9)</sup>. 筋は一般的な2要素モデルにしたがって力発生部と直列弾性要素  $K_e$  からなるとし. 力発生部は力発生要素  $f_i$  と並列弾性要素  $K_m$ , ならびに並列粘性要素  $B_m$  で構成した. 力発生要素と並列弾性要素は常に共同して働き, 次式の力を発生する.

$$f = f_i - K_m \quad (1)$$

各要素の粘弾性係数は筋活動によって変化する. 実験では弾性負荷を使ったためもっぱら主動筋のみが活動し, 拮抗筋の活動はほとんど認められなかった. 従ってここでも拮抗筋の能動活動による粘弾性要素を無視した. また, 実験は主動筋が自然長から収縮する方向に行なったので, 主動筋の受動部の影響は無いとして無視し, 拮抗筋の受動部はモデルに図示しなかったが単純な並列粘弾性要素とし式に加えて計算した. (後述, 式(7), (11))

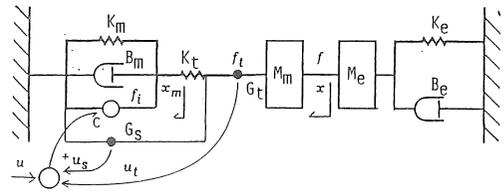


図1 神経-筋-環境系のモデル

筋紡錘は筋の伸縮長と伸縮速度を検出する能力を持つとする. 赤沢ら<sup>11)</sup>は筋紡錘について複雑な直並列粘弾性モデルを提唱しているがここでは簡単なモデルを採用した. 入出力方程式は次式となる.

$$u_s = g_s (x_m + T_s dx_m/dt) \quad (2)$$

ただし,  $u_s$ : 筋紡錘出力

$x_m$ : 筋の長さ

$g_s$ : ゲイン

$T_s$ : 速度検出ゲイン

筋紡錘の各パラメータは,  $\gamma$  神経系による錘内筋の制御を受けておおむね一定値に保たれるとした.

臓器官の特性は式(3)で表わされるとした.

$$u_t = g_t f_t \quad (3)$$

ただし,  $u_t$ : 臓器官出力

$g_t$ : 力検出ゲイン

神経系の伝播時間による遅れは一定値をとるため振動周波数の変化には影響を与えないものとし, モデルには加えなかった.

モデルの運動方程式は式(4)となる.

$$\begin{aligned} f_i &= c(u + u_s - u_t) = B_m dx_m / dt + K_m x_m + f_t \\ f_t &= K_t (x_m - x) = M_m d^2 x / dt^2 + f \\ f &= M_e d^2 x / dt^2 + B_e dx / dt + K_e x \end{aligned} \quad (4)$$

これに式(1)~(3)を加えラプラス変換すると, ブロック線図 図2と, 伝達関数 式(5)を得る.

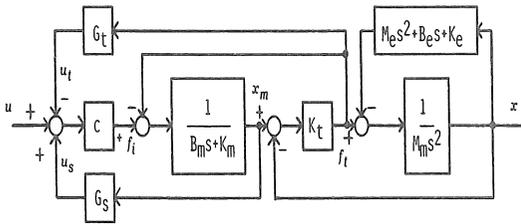


図2 神経-筋-環境系モデルのブロック線図

$$G(s) = \frac{x}{u} = \frac{c K_t}{h_3 s^3 + h_2 s^2 + h_1 s + h_0} \quad (5)$$

ただし,  $M = M_m + M_e$  として,

$$h_3 = M B_m$$

$$h_2 = M(K_m + K_t (1 + c g_t)) + B_m B_e$$

$$h_1 = B_e (K_m + K_t (1 + c g_t)) + B_m (K_t + K_e) - c g_s T_s K_t$$

$$h_0 = K_m K_t + (1 + c g_t) K_t K_e + K_e K_m - c K_t g_s$$

次に, 視覚を含む位置フィードバックループを加え, 図3の位置制御系を構成する. 現実に生体系では, ランプ入力に対する定常位置偏差が有限値におさまることから, 積分器を1個加えた.

伝達関数は式(6)となる.

$$G(s) = \frac{x}{x_d} = \frac{H_0}{H_4 s^4 + H_3 s^3 + H_2 s^2 + H_1 s + H_0} \quad (6)$$

ただし,  $H_4 = h_3$

$$H_3 = h_2$$

$$H_2 = h_1$$

$$H_1 = h_0$$

$$H_0 = A c K_t / T_i$$

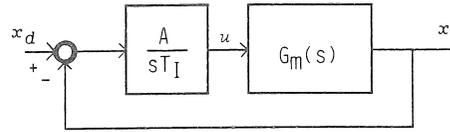


図3 位置制御系のブロック線図

## 2.2 シミュレーション

計算機シミュレーションを行うにあたり, 筋の粘弾性係数は次のように変化するとした.

まず弾性特性について図4の筋長-収縮力特性を考える. 図は筋が互いに拮抗する場合を模式的に線形化して描いてある.  $L_0$  は筋の自然長,  $A_0$  は主動筋の能動要素の最大収縮力特性である. 筋の最大収縮長は一定値  $x_c$  をとるため, 収縮力特性曲線が横軸と交わる位置は固定される. したがって, 図から, 弾性負荷に拘束された筋が拮抗する筋の協同活動を得ないで筋長または筋力を変えるには自らの弾性係数  $K_m$  を変えなければならない. このことを  $A_1, A_2 \dots$  と筋活動レベルを順次低下させた場合について示した.  $P$  は受動要素の特性である. 拮抗筋の特性はグッシュを付けて  $A'$  と  $P'$  で示した. 図中右下がりの直線  $K_e$  は弾性負荷の負荷直線である. 弾性負荷の平衡位置と筋が自然長になる位置は一致させた. 筋は任意の筋長で負荷とつりあう筋力を発生できるが, そのとき筋長-筋力関係は常に負荷直線上になければならない. 筋の弾性係数は負荷弾性力と筋弾性力が平衡する条件から次式によって決まる.

$$K_m = (K_e + p) / (x_c - x) + \kappa \quad (7)$$

ただし,  $K_m$ : 筋の弾性係数

$K_e$ : 負荷の弾性係数

$x$ : 弾性負荷の伸縮長さ (=筋収縮長)

$x_c$ : 筋の最大収縮長さ

$\kappa$ : その他の残留する弾性係数

$\rho$  は拮抗筋の受動部の弾性特性であるが, 簡単のため, 拮抗筋の受動部の特性は並列弾性要素で表され, 張力  $P$  が指数関数になり, 更に自然長の60% 伸展時に自然長に於ける最大筋力  $f_{i,max}$  の約2倍なると仮定して,

$$\rho = \exp(0.3x) - 1 \quad (8)$$

とした。

ところで, トラッキング実験は 10deg/s の等速度屈曲運動として行なったから, 手関節の随意最大屈曲角を 90deg とすれば そこに至る時間は 9sec を要することから,

$$x = (x_c/9)t \quad (9)$$

筋の能動部分の弾性係数は直列弾性要素の方が大きく, 並列弾性要素の5倍になる<sup>11)</sup>とした。

$$K_T = 5K_m \quad (10)$$

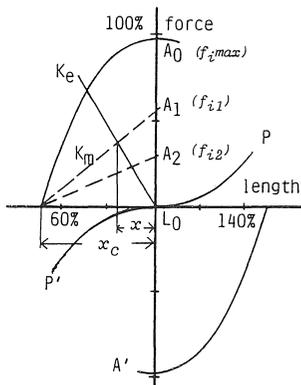


図4 筋の活動レベルと弾性係数変化

次に筋の粘性特性について考える。図5は, 摘出筋から得た筋の収縮速度-収縮力特性<sup>7)</sup>を生体筋に適用し模式的に再現したものである。右下がりの曲線群は筋の粘性特性を表し, その傾きは粘性係数である。実曲線は筋の最大収縮特性を示し,  $Q_0$  は静止時最大収縮力である。ここでは静止時収縮力は筋活動レベルの低下と共に  $Q_1, Q_2, Q_3$  と低下し, 同時に筋の粘性係数も低下するとした。

図に示した垂直線分  $L-L'$  は定速度で伸縮する弾性負荷の負荷直線である。この負荷に拘束された筋が負荷トルクの増減に対応して活動レベルを変えるとその粘性係数も変化する。

ところで, 筋の活動レベルは, 図4に示した筋力特性曲線  $A_0, A_1, A_2 \dots$  が縦軸を横切る値で代表する

ことができる。このとき,  $A_1, A_2$  のように線形であれば, 式(7)で求めた  $K_m$  と最大収縮長  $x_c$  から筋活動レベルは  $K_m x_c$  で与えられる。そこで, 筋の並列粘性係数が筋活動レベルに依存すると仮定すれば次式を得る。

$$B_m = \alpha K_m x_c + \beta \quad (11)$$

ただし,  $\beta$ : 受動要素の粘性係数

$\alpha$  は定数で, シミュレーション結果に適度な振動が見られるように選定した。

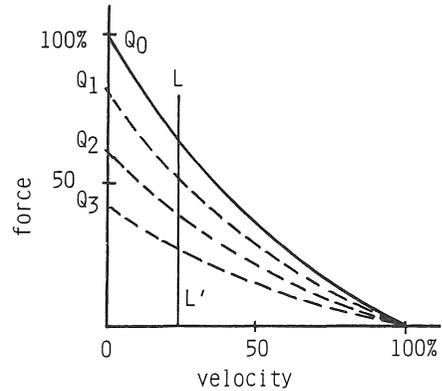


図5 筋の粘性係数変化

表1 に選定した定数および変数の範囲を示す。

表1 シミュレーションに使ったパラメータ

parameters		unit
$M_e = 0.0009$	$M_m = 0.001$	$\text{kg}\cdot\text{m}^2$
$B_e = 0$	$B_m = 0.8 \sim 1.2$	$\text{Nms/rad}$
$K_e = 4$	$K_m = 1 \sim 3.2$	$\text{Nm/rad}$
$\kappa = 1$	$K_t = 5 \sim 16.2$	$\text{Nm/rad}$
$g_s = 1$	$g_T = 1$	
$T_s = 1.1$	$T_t = 1/100$	sec
$A = 2$	$c = 1$	
$\alpha = 0.2/9$	$\beta = 0.8$	

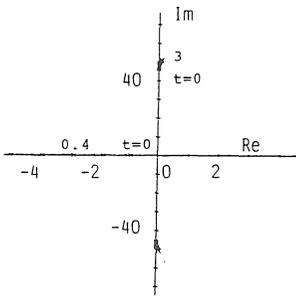
### 2.3 結果および考察

図6 (a), (b), (c) は  $G_m(s)$  の特性根の根軌跡, 図7 は  $G(s)$  の特性根の根軌跡である。いずれも,  $K_m, K_t$  および/または  $B_m$  を式(7)~(12)に従って変化して描いた。選定した条件下では代表的な2根

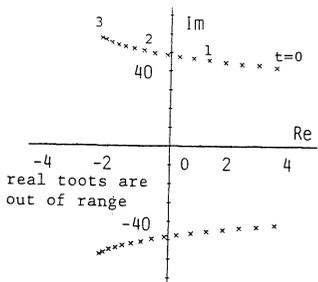
は何れも複素根になった。

図6は位置フィードバックをかけない神経-筋系の正味の特性を表し、(a)が筋の弾性係数のみ変化した場合、(b)は粘性係数のみ変化した場合、(c)は粘性係数と弾性係数を共に変化した場合を示す。

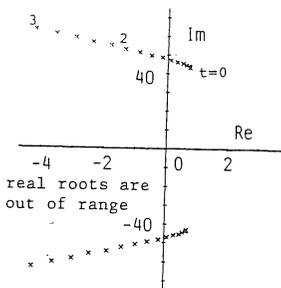
図から弾性係数変化は周波数変化に大きな影響を与えず、粘性係数変化は大きな影響を及ぼすことが判る。図7は視覚系を含む位置フィードバックのある場合を表しているが、追加した積分器の効果を除けば基本的な特性は図6と同様になる。



(a) 筋の弾性係数を変化した場合



(b) 筋の粘性係数を変化した場合



(c) 筋の粘弾性係数を変化した場合

図6 神経-筋-環境系の特性根軌跡

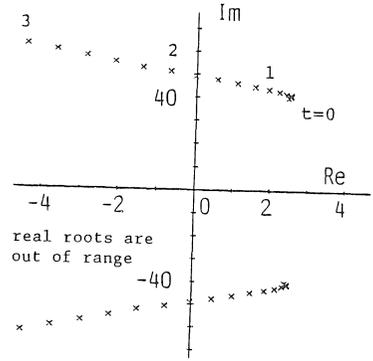


図7 位置制御系モデルの特性根軌跡

両図共に、他の1根または2根は大きな負の実部をもち図示した範囲には入っていないため、振動現象に与える影響は小さい。

図8は、実験に合わせて行ったランプ応答のシミュレーション結果の一例である。

計算区間を 0.02secおきにとり、区間線形として逐次 高速逆ラプラス変換法を適用し算出した。

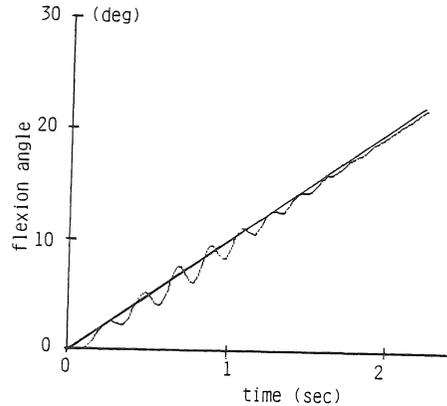


図8 位置制御系モデルのランプ応答

図9は、図8からARモデル推定法によってパワースペクトルを計算した結果である。

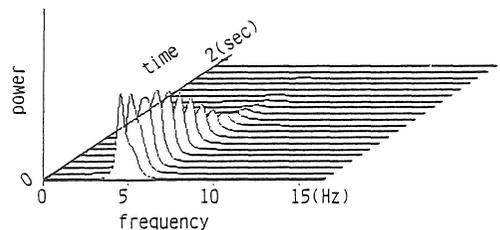


図9 ランプ応答のパワースペクトル

図10にパワースペクトルがピークをとる周波数を負荷トルクに対して描いた。kは $M_m, K_t$ を, bは $B_m$ を, b-kは $M_m, K_t, B_m$ を変化した場合を示す。根軌跡と同様, 振動周波数の増加は筋の粘性係数の増加に強く依存し, 弾性係数にはほとんど依存しないことが分かる。ここでは筋粘弾性係数を式(7)~(11)により筋活動レベルに従って変化した。前述したトラッキング実験の結果とよく一致していることが判る。

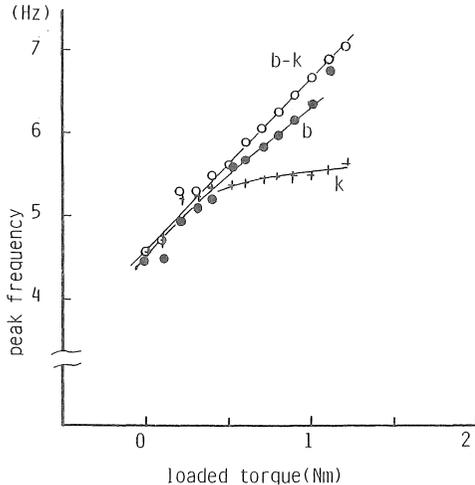


図10 ピーク周波数の推移

#### 4. 結論

先に, 弾性負荷を付けた手関節で行った等速度トラッキング実験では, トラッキング偏差に現われる振動のうち5~10Hzの成分が負荷トルクに強い線形相関を示して高域へシフトする現象を確認した。

モデルによるシミュレーションからも, 負荷トルクの増大と共に振動周波数を増加する結果を得た。振動周波数の増加は筋の粘性係数の増加に強く依存し, 粘性係数と弾性係数を同時に増加したときも同様の傾向を示した。弾性係数のみ増加したときは周波数変化はほとんど認められなかった。筋の粘弾性係数を筋活動レベルに合わせて増加したところ, 実験結果によく適合した。

従来, 弾性負荷を付けた屈曲運動では, 筋活動レベルの増加とともに筋弾性係数が増加すると考えられている。われわれは, このとき同時に粘性係数も増加していると結論付けた。筋粘性の増加は一般に制御系の安定性向上に寄与する。このことは実験でも確認し, モデルの式(6)(7)の根の変化からも確認

している。

本稿では, 環境の特性を固定した単純な等速度運動中にも, ヒトの上肢が筋粘弾性係数を連続的に変化していることを明かにした。いま, 接触作業ロボットの制御では, 環境に応じて選定した目標関節粘弾性を実現するようにアクチュエータトルクを調節して行っているが, 環境の特性が変わらない限り粘弾性係数を連続的に変化する制御法は採用されていない。われわれが得た結論からは, 環境の特性が変化しない場合も関節粘弾性係数をアクチュエータトルクに応じて連続的に調節するのが自然である。それがロボットの柔軟接触問題を解決へ向けて前進させる手がかりになると確信している。

#### 参考文献

- 1) M. T. Mason: Compliance and Force Control for Computer Controlled Manipulators, IEEE SMC -11-6, 418-432(1981)
- 2) N. Hogan: Impedance control: An approach to manipulation: I II III, ASME DSC, 107, 1-23(1985)
- 3) J. K. Salisbury: Active Stiffness Control of a Manipulator in Cartesian Coordinates, Proc. 19th IEEE CDC, 95-100(1980)
- 4) 伊藤宏司: 筋運動制御機構, 計測と制御, 25, 2, 23-27(1986)
- 5) 伊藤宏司, 辻敏夫: 筋骨格系の双線形特性と義肢制御への応用, 電気学会論文誌, 105C, 202-208(1985)
- 6) N. Hogan: Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles, IEEE AC-29, 8, 681-690(1984)
- 7) H. Mashima, K. Akazawa, and H. Kushima: The force-load-velocity relation and the viscous like force in the frog skeletal muscle, Japanese J. of Physiol., 22, 103-120(1972)
- 8) 加藤厚生, 伊藤晋彦: ヒトの筋の粘弾性変化の推定, 愛工大研究報告, Vol. 25 B, 19-26(1990)
- 9) 赤沢堅造, 藤井克彦, 真島英信: 骨格筋の力学特性とそのモデル-収縮力への依存性-, 医用電子と生体工学, 17, 4, 30-36(1979)
- 10) R. B. Stein: Peripheral Control of Movement, Physiological Reviews 54-1, 215-243(1974)
- 11) 赤沢堅造, 楠本秀忠, 藤井克彦: ヒト骨格筋の収縮力学定数の推定法, 医用電子と生体工学, 26, 4, 18-26(1988)

(受理 平成3年3月20日)