

接触作業における筋の
粘弾性調節機構に関する研究

名古屋大学図書	
和	1086549

加藤 厚生

報告番号	乙第	3871号
------	----	-------

目 次

第 1 章 序 論	
1.1 本研究の背景と意義	1
1.2 関連する従来の研究	5
a. ロボット工学上の知見	5
b. 生理学上の知見	7
1.3 本研究の目的	17
1.4 本論文の概要	19
第 2 章 可変粘弾性装置	
2.1 はじめに	26
2.2 原理	28
2.3 制御系の構成	31
2.4 結果と考察	36
2.5 結論	47
第 3 章 可変慣性能率装置	
3.1 はじめに	49
3.2 原理	50
3.3 装置の構成	57
3.4 結果と考察	59
3.5 結論	64
第 4 章 上肢の可変粘弾性特性の実験による検証	
4.1 はじめに	65
4.2 方法	66
4.3 結果	70
4.4 考察	83
4.5 結論	85

第5章	上肢の可変粘弾性特性のモデルによる検証	
5.1	はじめに	87
5.2	環境に拘束されて運動する上肢の力学モデル	89
5.3	シミュレーションの結果と考察	93
5.4	結論	104
第6章	結論	
6.1	研究の経過	106
6.2	接触作業ロボット制御への展望	109
謝辞		111
参考文献		112

第1章 序論

1.1 本研究の背景と意義

わが国がロボット王国と喧伝され、ロボット元年と言われたのは1980年（昭和55年）である⁽¹⁾。以来、今日に至るまで「ロボット」と称される機械装置は急速な発達を続け、産業分野をはじめとして、市民生活における福祉分野に至るまで、広く国民生活に関わりをもつようになった。

ロボットをマニピュレータ型に限定し産業分野に限って見ても、ロボットの生産台数は図1.1に見るように増大を続けている。

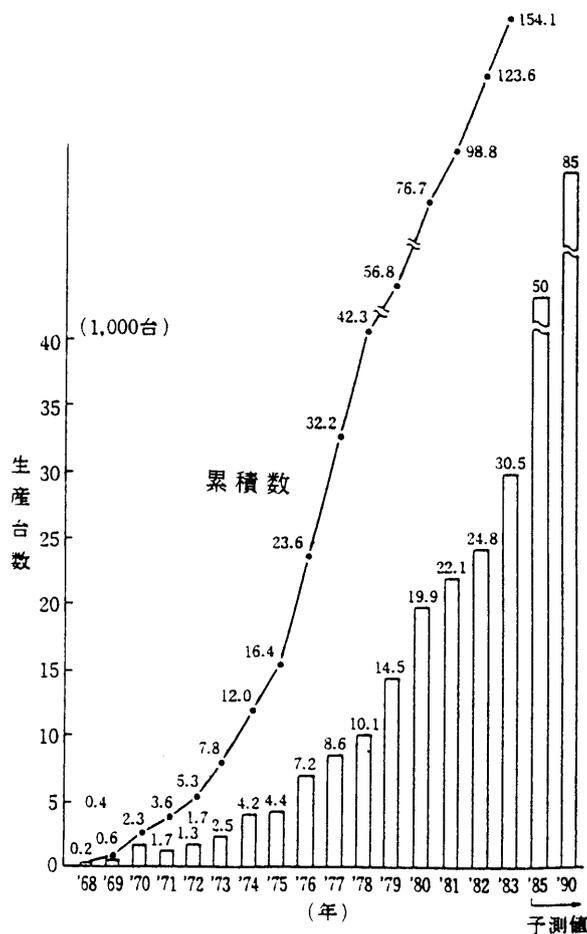


図1.1 我国におけるロボット生産台数の推移⁽²⁾

しかし、生産現場でロボットが実際に行っている作業は、溶接、塗装など環境（作業対象、ワーク）との接触を伴わない作業か、マテリアルハンドリングと呼ばれるワーク搬送作業など環境が固定されていない作業が多く、固定された環境との接触を伴う作業は僅かに組立作業にしか使れていない⁽³⁾。表1.1⁽¹⁾にその一例を示す。

こうした事実は、ヒトの上肢と類似の形態をもつことゝは裏腹に、マニピュレータ型ロボットが、ヒト上肢にとっては容易な接触作業を実は苦手とすることを物語っている。

ところで、組立作業は固定された環境とロボット手先との接触作業を限定的にはあるが実現している。組立作業⁽⁴⁾の本質は「はめ合い」である。この作業は、もともと「はめ合い」可能なように加工された2つのワークの一方を環境に固定し、他の一方をロボットが掴んで前者の定位置

表1.1 GMのロボット保有台数計画⁽¹⁾

用途	年代	1983	1985	1988	1990
溶接		1,000	1,700	2,500	2,700
塗装		300	650	1,200	1,500
組立		675	1,200	3,200	5,000
機械への供給		200	1,200	2,600	4,000
部品ハンドリング		125	250	500	800
合計		2,300	5,000	10,000	14,000

に組み合わせる形で行われる。「はめ合い」作業の中でも、とりわけ丸い穴に円筒形のペグを挿入する「はめ合い」作業は、ロボットの手先座標に於ける運動の自由度が直進1自由度と回転1自由度に限定されるため困難な作業となる。そのうえ、ロボットの手先の位置決め精度が穴やペグのはめ合い精度より低いときは、位置制御だけでこの作業を実現することは不可能である。

ロボットに要求される接触作業の内容がさらに一般化・高度化するに連れて、接触作業の内容は単純な組立作業から、ヒトが日常生活の中で自然に行なっている多様な生活用具の操作や、工具を使っ

た手作業によるワークの加工にまで拡張される。例えばヒトは日常生活の中でドアのノブを滑らないように必要最小限の力で握り、ノブの回転軸まわりに易々と回わすことができる。ドアについても必要な力と速度を与え、静かに滑らかに開閉することができる。電話のダイヤルを回し、鉛筆を使って字を書き、ガラスを磨くことができる。仕事場では誰でもネジを締めることができるし、クランクを回し、バリ取り作業をし、かんなをかけることができる。

ヒトにとっては他愛も無いこうした接触作業も、現存するロボットに実行させることは大変困難である。ロボット開発の初期の段階から位置制御ロボットが主流を占め、その限りにおいて多大な成果を上げたことがロボットの発達を促したことは否めない。しかし、位置制御ロボットはヒトの能力を部分的に高めた作業機械として発達した結果、ヒトの作業を代替する原点から出発したにもかかわらず、今ではヒトの生理とは異質な、むしろ危険でさえある存在となっている。

開発の原点に立ち返って、ロボットが存在する理由の一つをヒトの日常活動を補佐することにあるとすれば、ヒトとの共存は避けられず、そのためロボットはヒトの生理にマッチした機構と多様な作業能力を獲得しなければならない。ロボットはいま、ヒトに学ぶべき段階に来ている。

ヒトの上肢を制御工学的見地に立って考えると、関節構造は必要以上に複雑で筋は冗長に過ぎ、骨格以外の構成要素は柔らかくて頼りない。しかも、神経系のイオンによる信号伝播速度は電子伝導系のそれに比べて 10^{-6} 倍以上も遅い⁽⁵⁾。制御系としては欠点が多く、複雑過ぎて取扱の厄介な系である。そのためか、制御精度は位置・速度など個別に見ると決して優れているとは言えない。

その上肢がロボットに比べて遙かに広範な環境に適応し、それなりの精度で、柔軟に、安定に作業を実行できることは驚くべきことである。

ヒトの上肢の優れた動作能力はもちろん中枢の機能に負うところ

が大きい。中枢は一連の動作信号を逐次出力して骨格筋（錘外筋）へ送り、連続した運動を実現している。同時に一連の動作信号を規範モデルとして筋紡錘へ送り、錘内筋をフィードフォワード制御して検出部の感度を調節している。このメカニズムによって神経筋系は、信号伝播速度の遅さにもかかわらず、運動が規範モデルから逸脱しない限り筋紡錘から常に一定の出力を得て⁽⁶⁾、安定な動作を実行できる。

一方、環境との相互作用等によって外乱を受け、運動が規範モデルから逸脱して筋紡錘出力に偏差が生じたときは、偏差が小さければ脊髄より下位の神経筋系によるフィードバックにより補正制御が行われ、逸脱が大きいときは中枢まで遡って制御が行われる。しかし、前述した信号伝播速度によって脊髄以下のレベルで見ても30msに及ぶ伝播遅れ時間が存在するため、フィードバック制御の観点からだけでは、ヒトに見られる安定な動作は説明できない。

ヒト上肢の安定な動作は筋粘弾性係数の調節作用によって説明される⁽⁷⁾。すなわち、筋は活動レベルを増加することによってその弾性係数を増大し、同時に粘性係数も増大して動作の安定性を保っている。筋の粘弾性係数調節作用の存在は、上肢の一連の動作の中で、起動時に要求される即応性と、停止・保持時に要求される安定性を矛盾なく実現する方策として重要である。ところが、筋粘性係数の増大は摘出筋では証明されているが、ヒトの生体筋ではまだ正確には明らかにされていない。まして、生体筋の粘弾性が運動中にどのように変化しているかについては、ほとんど知られていない。

本研究は接触作業ロボットの制御方策を検討するうえで、ヒトの上肢の神経筋系の粘弾性調節メカニズムに注目し、運動中の筋が粘弾性を如何に調節しているかを明らかにする目的で行った。

1.2 関連する従来の研究

a. ロボット工学上の知見

位置制御された剛性の高いロボットと硬い環境の組合せを考えると、軌道制御を如何に精密に行おうとも、要求される力を環境へ加えながら環境による位置の拘束に沿って、ロボットに接触作業を維持させることは不可能である。

こうした接触作業を実現するため、位置の制御だけでなくロボットの手先と環境との間に発生する相互作用力をも制御する必要があることは、これまでも論じられてきた⁽⁸⁾⁻⁽¹¹⁾。ハイブリッド制御⁽¹⁰⁾はその一つの具体化ではあるが、運動制御と力制御を単純に結合したに過ぎず、接触作業の本質的問題を解決していない⁽¹²⁾とHoganは指摘している。

位置と力の関係を統一的に制御して手先からみたロボットの剛性を調節し、安定な接触作業を実現しようとする制御法はコンプライアンス制御と呼ばれる⁽¹³⁾⁻⁽¹⁵⁾。コンプライアンス制御では、ロボットの手先に仮想的に設定したコンプライアンスを実現するように関節トルクを調節する。Masonは、コンプライアンス制御を定義し、拘束空間における手先の運動と力の関係（剛性）を運動学的観点から表現した⁽¹³⁾。Salisburyは、手先に仮想的に設定した剛性と関節角度から必要な関節トルクを計算する方法を定式化した⁽¹⁴⁾。金子⁽²¹⁾、横井ら⁽²²⁾は手先における目標コンプライアンスを個々の関節のトルクサーボによって実現すれば関節のコンプライアンス行列は対角化され、非干渉化を実現できるとして、ダイレクト・コンプライアンス制御（DCC）を提唱している。

ところが、コンプライアンス制御はロボットのダイナミックスの静的要素である剛性だけを調節の対象としているため、動的要素である粘性や慣性については従来の方法で調節し、または補償しなければならない。

インピーダンス制御はコンプライアンス制御を拡張した制御法であり、Hoganによって体系化された⁽¹⁶⁾⁻⁽¹⁸⁾。インピーダンス制御では、手先における運動と相互作用力との関係が、要求される手先インピーダンスを満たすようにロボットのダイナミクスを調節しようとする。Hogan⁽¹⁹⁾は、インピーダンス制御の実施に当たって、ロボットの手先に動力学的関係を仮想的に設定し、この関係を実現するように手先と環境との相互作用力を検出して関節トルクを制御する方法を採用した。その結果、トルク制御を行わない場合に比べ安定な接触作業を実現できたとしている。しかし、測定した相互作用力を使って計算によりアクチュエータトルクを決定するこの方法では、因果関係によって接触時の不安定問題は根本的には解決できない。これに対し、舘ら⁽²⁰⁾は、相互作用力を測定せずに、ロボットの既知のダイナミクスから内部状態を推定して必要な関節トルクを決定するインピーダンス制御法を採用し、良好な結果を得たとしている。

ところで、インピーダンス制御においてロボットの要求手先インピーダンスは、ロボットと環境を統合したダイナミクスを制御するように決定されなければならない⁽²³⁾。そこで、要求手先インピーダンスは次の手順で実現することになる。まず、ロボットの既知のダイナミクスから手先インピーダンスと関節インピーダンスの関係を求める。次に実際の接触作業場面では、予め同定しておいた環境のダイナミクスに応じて要求手先インピーダンスを定め、先の関係から関節インピーダンスを決定して、これを満足するようにアクチュエータトルクを調節する。

インピーダンス制御では、一般論としてパラメータの調節を禁じてはいないが、これまでのところ何れも線形系の範囲で実施されており、関節インピーダンスを一連の動作中に連続的に変化した報告はない。しかし、接触作業は本質的に環境の変化に対応して行われるべきであり、関節インピーダンスも環境の変化に対応して変えるのが自然である。

インピーダンス制御は運動と力を統一的に制御しようとする点でヒトの上肢の制御との類似性が高い。神経筋系が活動中に粘性と弾性を調節していると考えられる⁽²⁴⁾⁻⁽³⁰⁾ことや、拮抗する筋の協調活動で手先のインピーダンスを変化していること⁽³¹⁾⁻⁽³³⁾、およびヒトの上肢が基本的に柔軟な動作をし、安定な接触を見事に実現している事実とを併わせ見れば、関節粘弾性を調節する非線形インピーダンス制御を試みることは自然な帰結である。

b. 生理学上の知見

骨格筋は多数の筋原繊維から構成されている。筋原繊維はミオシン分子が重合した太いフィラメント（直径約 150 \AA 、長さ約 $1.6\text{ }\mu\text{m}$ ）と、アクチン分子が重合した細いフィラメント（直径約 80 \AA 、長さ約 $1\text{ }\mu\text{m}$ ）が並行して、互いに相手を取り巻くように配列した構造をしている⁽³⁴⁾⁽³⁵⁾。図1.2に示すように、ミオシンフィラメントの両端部（それぞれ長さ $0.7\text{ }\mu\text{m}$ ）にはミオシン分子が側枝状に頭部を出し⁽³⁶⁾⁽³⁷⁾、アクチンフィラメントとの間に連結橋部を構成する⁽³⁸⁾。連結橋部はATP（アデノシン三リン酸）の分解過程で相互に作用し合い、収縮力を発生する⁽³⁹⁾。ATPの分解過程は、神経末端から刺激を受けて小胞体が分泌するカルシウムイオンによって調節される⁽⁴⁰⁾。すなわち、骨格筋の収縮力は神経支配を受けて変化する。骨格筋が支配される神経は、脊髄に発する α 運動神経である。

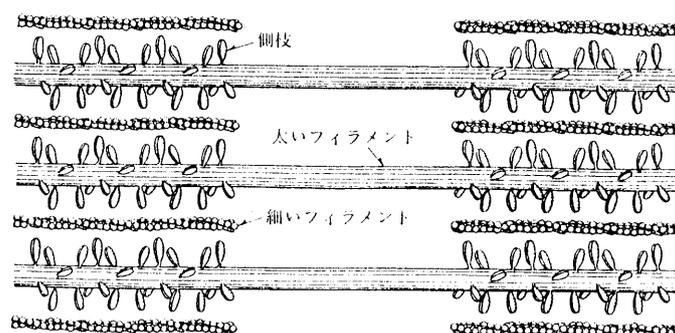


図1.2 筋フィラメントの連結橋部

骨格筋の収縮長と収縮速度は、筋内に散在する感覚受容器である筋紡錘によって検出され、I aと II群の感覚神経を経て α 運動神経へフィードバックされる。筋紡錘の感覚受容器の両端には錘内筋が付着し、張力を変化して受容器の検出感度を調節している。錘内筋は γ 運動神経に支配される。他に腱器官からはI b感覚神経が α 運動神経へ至り、検出した筋張力をフィードバックしている。

α 運動神経と γ 運動神経は中枢の支配を受けている。

図1.3に神経-筋-骨格系の概略構成を示す。

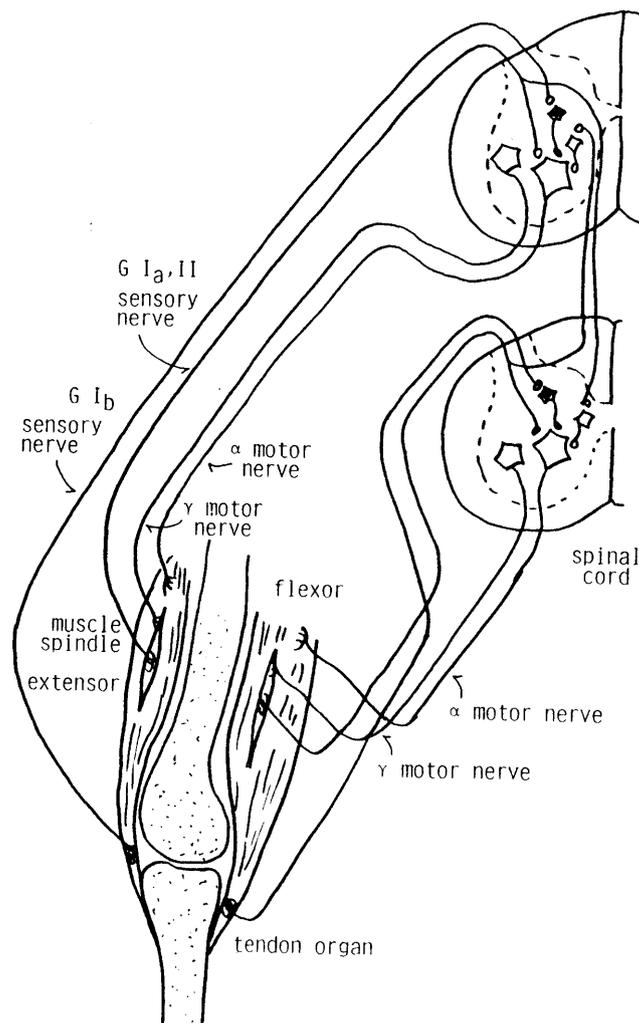


図1.3 神経-筋-骨格系の構成

筋は収縮力-長さ特性と力-速度特性を示す。収縮力-長さ特性は弾性特性と呼ばれ、古くからカエルの単一筋繊維等を使って測定されている⁽⁴¹⁾⁽⁴²⁾。ヒトの生体筋については等尺性収縮中の筋の最大随意収縮(MVC)力として図1.4の実線のように測定されている⁽⁴³⁾。こゝで筋活動レベルを低下すると同図破線のような特性を示し、筋活動の低下と共に等価的な弾性係数も低下する。

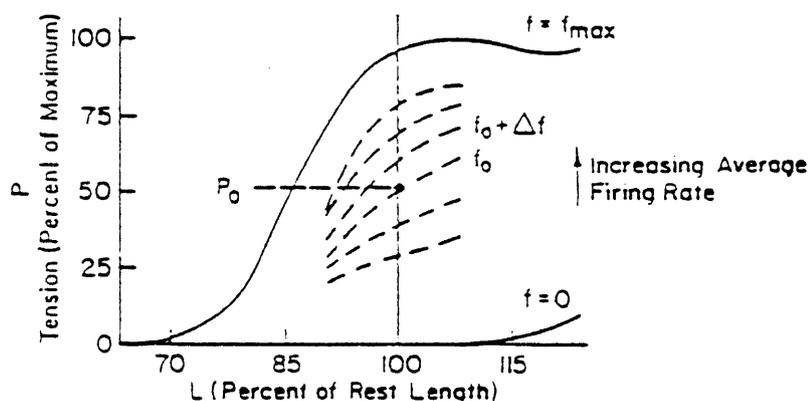


図1.4 筋の弾性(張力-長さ)特性

筋の力-速度特性は Hill によって定式化された⁽²⁴⁾。それによれば、筋が能動的に働いて P kgの荷重を x m引き上げるに要する仕事は $P x$ kgmである。また、筋は短縮にともない $a x$ Cal (a : 熱定数)の熱を発生する。したがって、能動的な短縮過程で遊離したエネルギーの総和は $(P + a) x$ となり、このエネルギーは ATPの分解反応によって供給される。短縮に要した時間を t secとすると、単位時間当りのエネルギー遊離量は、 $v = x / t$ として、

$$(P + a) (v + b) = \text{constant} = b (P_0 + a) \quad (1.1)$$

となる。こゝに、 v は筋端の短縮速度、 P_0 は最大強縮張力、 a および b は定数である。式(1.1)を書き直すと、

$$(P + a) v = b (P_0 - P) \quad (1.2)$$

式(1.2)の右辺は定数となり、 $P-v$ 関係は直角双曲線となる。もちろん、 $P-v$ 関係は筋の粘性特性を表わしている。

Mashimaらは、蛙の半腱様膜筋を使って化学的手法で強縮レベルを変化しながら粘性特性の変化を測定した⁽⁴⁴⁾(図1.5)。ヒトの生体筋⁽⁴⁵⁾についても同様の変化が期待されるが、これまでに筋活動レベル変化による筋粘性係数の変化を直接、連続的に測定したとの報告はなされていない。

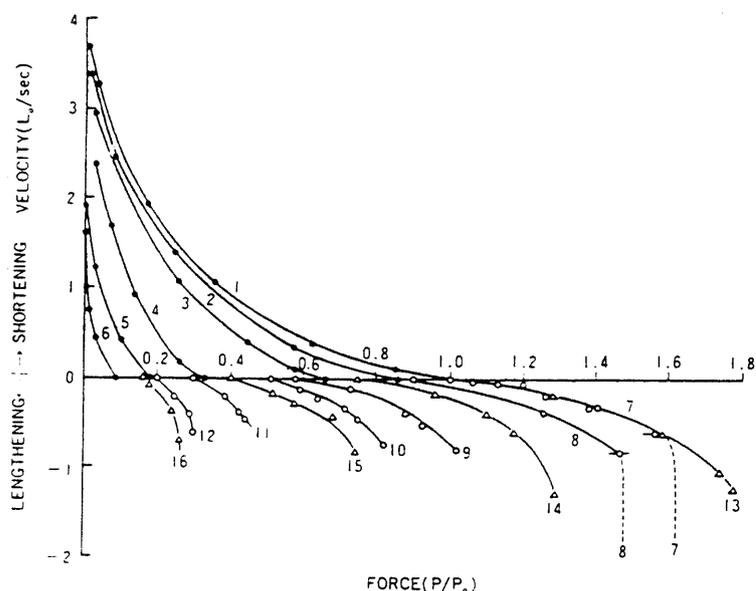


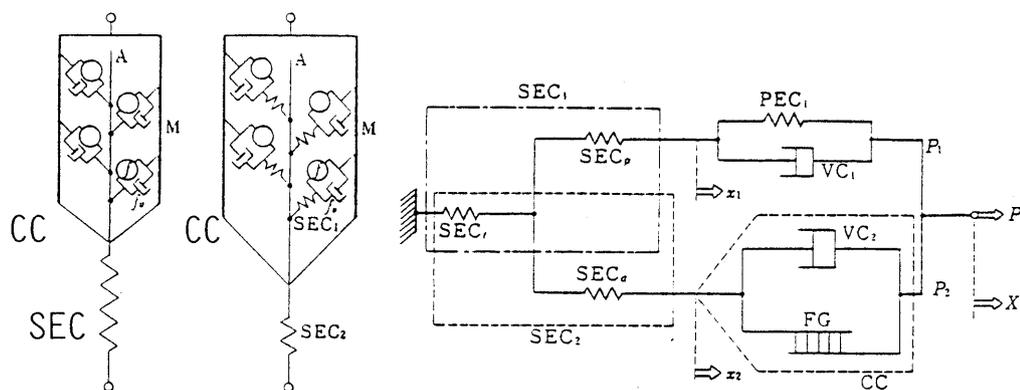
図1.5 筋の粘性(負荷-速度)特性

筋の力学モデルは、一般に次頁図1.6(a)に示すように、収縮部CCと直列弾性要素SECからなる2要素モデルで表わされる⁽⁴¹⁾。収縮部は、負荷-速度特性⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾をもつ並列粘性要素と、張力-長さ特性⁽⁴²⁾をもつ力発生部に分けられる。

直列弾性要素SECについて真島は、これが腱や筋のZ膜を代表する受動要素で、その弾性係数は一定値をとらず、伸展量に応じて指数関数的に増加する⁽⁴⁶⁾が、筋活動レベルには依存しないとしてきた。しかし、真島自身、収縮要素に無関係な弾性部分は腱やZ膜以外には考えらず、弾性部分のほとんどは筋フィラメントの連結橋部

になければならないことから、直列弾性要素も筋活動レベルに依存して弾性係数を変化すると考えざるを得ない⁽³⁵⁾として同図(b)のように SECを2分割し、一部を収縮要素に加えた。

赤沢らは能動要素に加えて受動要素も考慮し、図(c)のモデルを使ってパラメータを推定している⁽⁴⁷⁾。赤沢らの推定によれば、並列弾性要素に比べて直列弾性要素の弾性係数は、筋活動レベルに依存するものゝ、約5倍の値をとる。



(a) 粘弾性モデル (b) 直列収縮要素導入モデル (c) 受動要素も考慮した直並列モデル

図 1.6 筋の力学モデル (2要素モデル)

図 1.6 には表現されていないが、CCの力発生部はその特性が次式で表わされることから、更に、力発生要素と並列弾性要素に分離できる。

$$F_a = P - K_o \cdot x \quad (1.3)$$

こゝに、 F_a は力発生部から取り出せる出力である。また、 P は力発生部の正味の発生力、 K_o は等価的な並列弾性係数で両者は筋活動レベルで変化する。 x は収縮長である。

CCの並列粘性要素は、式(1.2)および図 1.5で表わされる筋の荷重-速度特性を代表する要素である。前述したように、連続的に運動するヒトの生体筋については、筋活動レベルと筋粘性係数との関

係を示す明確な測定結果は明らかにされていない。その主な理由は連続的に随意運動している筋の正味の発生力を推定する方法が確立されていないことにある。筋骨格系を力学的に見たとき、正味の筋発生力が推定できれば、筋骨格系の既知のダイナミクスと刻々の運動から未知の粘性係数は同定可能である。一般に等尺性収縮中の筋発生力は表面誘導筋電位の整流積分値 (IEMG) から推定して良いとされている⁽⁴⁸⁾⁻⁽⁵⁰⁾が、連続的な随意運動中の筋の発生力は I E M G からは推定できない。それは、表皮に貼付した電極と筋との位置関係が運動によって変化することによる。現実には、E M G と筋力のダイナミックな関係に関する研究でも I E M G は運動中の筋活動を表わす量としては使われず、等尺性収縮力を表わす静的な量として使われているに過ぎない。したがってこれまでのところ、筋粘性も、さまざまに設定した負荷トルクに対抗して等尺性収縮を維持するときには生じる振動現象や⁽⁵¹⁾⁽⁵²⁾、等尺性収縮状態でステップ状の外力を加えてから伸張反射が発生する迄の受動的な伸展現象⁽⁴⁷⁾から推定されているに過ぎない。

次に、神経筋系の制御ループの中で重要な役割を担っている検出器官である筋紡錘と腱器官について述べる⁽⁵³⁾。

筋紡錘は筋の内部に筋繊維と並行して存在し、検出部である核鎖繊維と核袋繊維によって筋長および筋長変化速度を検出し、I a と II 群感覚神経を経て脊髄の α 運動神経細胞へフィードバックしている。核鎖繊維と核袋繊維の両端は微少な筋である錘内筋へ連続的に移行する。錘内筋は γ 運動神経に支配されて張力を変化し、核鎖繊維と核袋繊維の検出感度を調節している。 γ 運動神経は中枢の支配を受けている。

筋紡錘には中枢から出力される運動のプログラムが規範モデルとしてフィードフォワードされ、前後して α 運動神経を経て骨格筋へ出力される運動プログラムから期待される運動と実際の運動との偏差を検出していると考えられている⁽⁵⁴⁾。

図 1.7 に筋紡錘，腱器官その他について詳しく書かれた Barker のスケッチを示す⁽⁵⁵⁾。

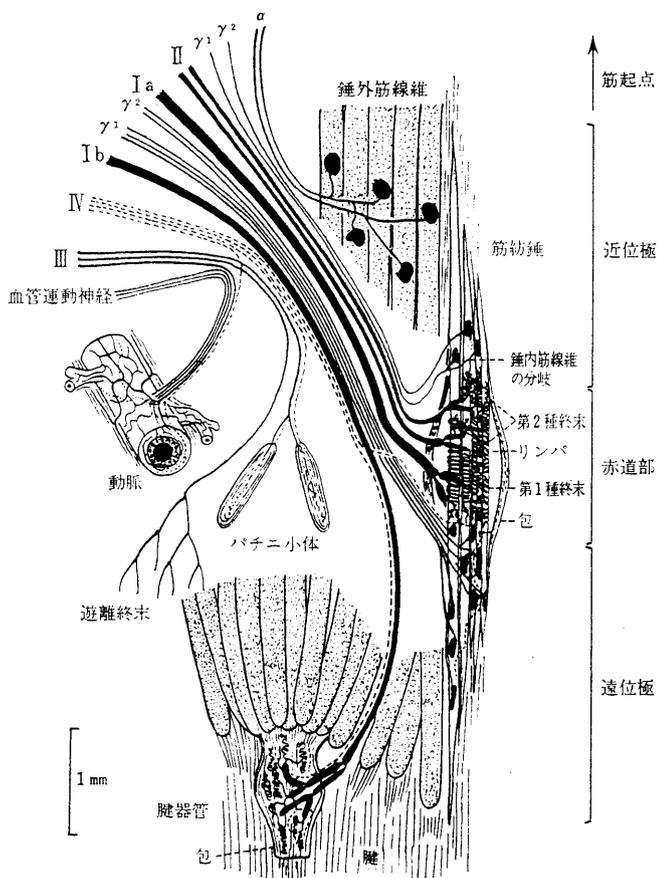


図 1.7 骨格筋の神経支配⁽⁵⁵⁾

図 1.8 に筋紡錘の力学モデルを示す。錘内筋を力発生要素と並列粘弾性要素で，検出部を直列弾性要素で表わし，直並列粘弾性モデルを構成している⁽⁵⁶⁾。図では核鎖繊維と核袋繊維を区別して表現している。

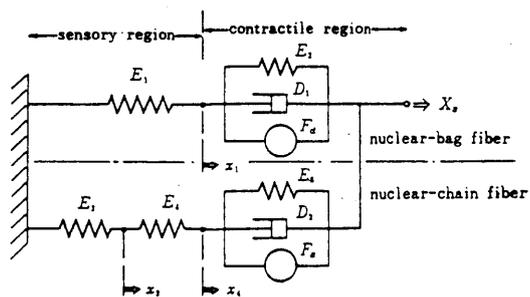


図 1.8 筋紡錘の力学モデル

このモデルは筋長に対して位相進み要素の応答を示す。

他に、簡易なモデルとして比例+微分要素モデル⁽⁵⁷⁾も提案されている。

腱器官は錘外筋と腱の接続部にある張力受容器であり⁽⁵⁸⁾、一般に比例要素として扱われる。腱器官からはI₁求心神経が出て脊髄に至り、運動神経細胞に抑制的に働いている。

神経-筋系を力学モデルで記述する試みは主として脊髄以下のレベルで行われている⁽⁵⁹⁾⁻⁽⁶³⁾。

Duaneら⁽⁵⁹⁾は筋骨格系およびこれに付けた負荷を制御対象とし、筋紡錘を操作装置として制御する位置制御系を図1.9のモデルで表わし、負荷の位置が γ 神経出力によって制御されると主張した。このとき、筋紡錘の各パラメータは γ 系の調節機能によって一つの動作シーケンス内では一定に保たれるとしている。

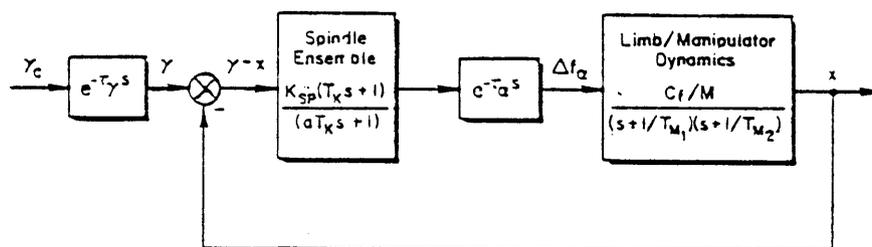


図1.9 神経筋系の力学モデル (Duaneら⁽⁵⁹⁾による)

赤沢ら⁽⁶⁰⁾は 図 1.10 のモデルによってアナログシミュレーションを行なった。その結果、筋紡錘の I 感覚神経群は位置制御に置く P D コントローラとして働き、その比例および微分ゲインは上位中枢からの γ 神経支配を受ける。筋紡錘の II 感覚神経群は速度制御に有効に働く。腱器官の I 感覚神経群は張力制御に有効に働くことなどを明らかにした。

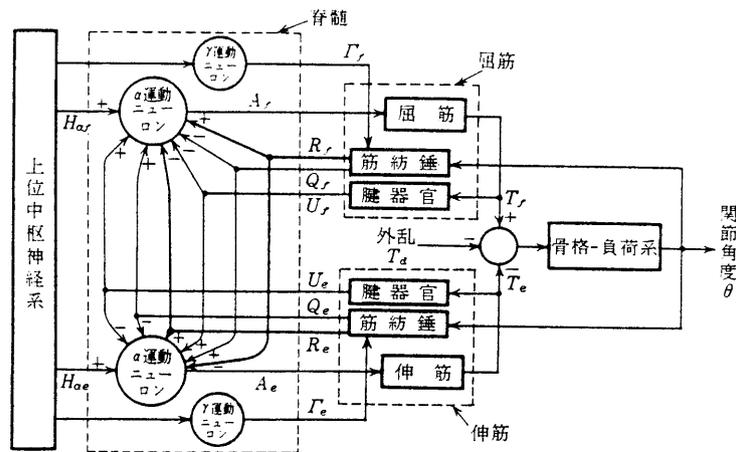


図 1.10 神経筋系の力学モデル (赤沢ら⁽⁶⁰⁾による)

石田ら⁽⁶¹⁾は肘関節による実験と、図 1.11 のモデルで行なったインパルス外乱応答のアナログシミュレーションから、肘関節の屈曲運動に現れる約 10 Hz の微小振動が、伸張反射弓に生じる発振現象であると推定した。

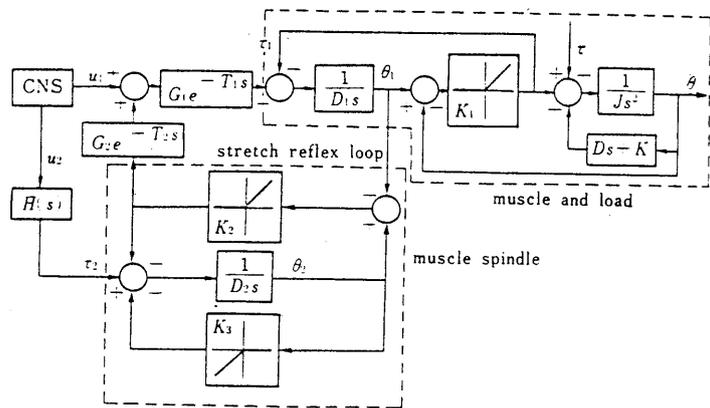


図 1.11 神経筋系の力学モデル (石田ら⁽⁶¹⁾による)

伊藤ら⁽⁷⁾⁽⁶²⁾は 図 1.12 の双線形モデルによって筋骨格系の定常特性と過渡特性を説明した。ここでは，関節トルクが拮抗する筋の活動量の比に依存し，関節粘弾性が活動量の和に依存するとしている。

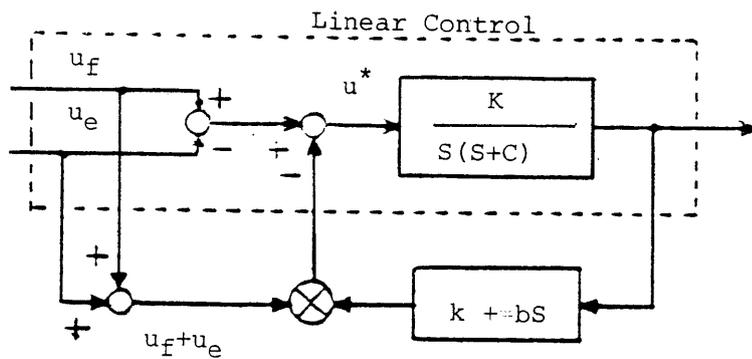


図 1.12 神経筋系の双線形モデル⁽⁷⁾⁽⁶²⁾

伊藤ら⁽⁶³⁾はまた，負荷を付けた筋骨格系を 図 1.13 のモデルで表わし，筋紡錘による伸張反射系と腱器官による腱反射系のゲイン比によって系の出力端からみた機械インピーダンスを調節することができることを示した。

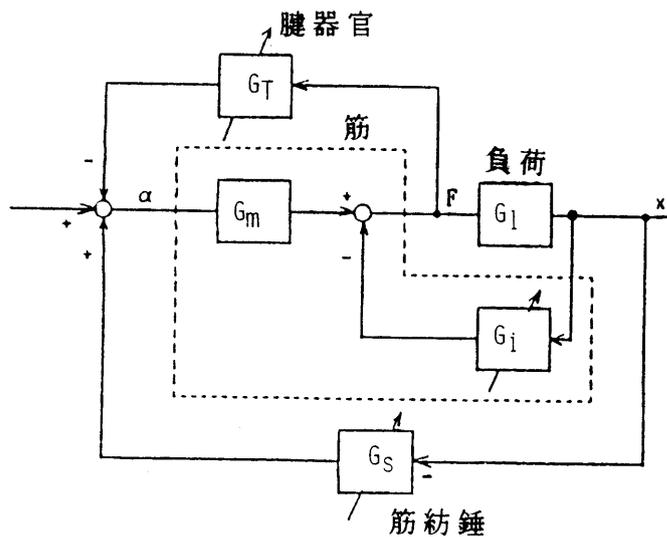


図 1.13 神経筋系のインピーダンス制御モデル⁽⁶³⁾

1.3 本研究の目的

ロボットが地上に設置され、自由空間で運動するとき、環境のダイナミクスはもっぱら重力加速度である。ロボットはこのとき、重力加速度に抗しながら姿勢を制御し、手先の目標運動を実現する剛性の高いダイナミクスをもたなければならない。

そのロボットが、作業対象から拘束を受けて運動する場合、環境のダイナミクスには作業対象物の粘弾性が加わる。コンプライアントマニピュレーション⁽²³⁾の観点から見ると、ロボットはこのとき、手先の目標運動を実現するために、環境のダイナミクスに対応して自らのダイナミクスを調節する柔軟性をもたなければならない。

自由空間と拘束空間を行き来して作業する接触作業ロボットに要求される能力は、自らのダイナミクスを剛性から柔軟性まで連続的に調節する能力であり、これを安定に実現する能力である。

今日、ロボットは剛性については実用的な能力を獲得している。柔軟性についても、これを實現する技術的なバックグラウンドはあるが、現実問題として、接触作業のどの時点で、どの様に柔軟性を調節すべきかについて、十分な知見は得られていない。

本研究は、接触作業ロボットのダイナミクス調節に資すべき知見を得るために、ヒトの上肢に注目して、そのダイナミクスが運動中どの様に調節されているかを明かにする目的で行った。この研究で対象としたのは、上肢のダイナミクスを決定する筋の粘弾性であり、直接的には、弾性環境に拘束されて運動する筋の粘弾性変化である。

研究目的は、実験とモデルシミュレーションによって達成することとした。実験にあたり、環境のモデルとなる装置を必要とした。この装置は、機械インピーダンス特性をもち、その強さを自由に調節できるものでなければならない。目的にかなう装置が存在しなかったため、研究の第1段階は、この装置の開発を目的として行った。

研究の第2段階は、開発した装置を使って実験により筋の粘弾性変化を推定する目的をもって行った。ところで、前述したように、

ヒトの上肢は、本質的に柔軟な筋を伝播遅れの大きな神経系で制御しているにもかかわらず、剛性から柔軟性に至る広範なダイナミクスを安定に連続して調節することができる。この機能は、筋の粘性と弾性の調節作用によるものと考えられている。筋の粘弾性のうちで、弾性係数が筋活動レベルの増大とともに増加することはすでに明らかであり、その弾性係数も静止状態で力を発生する等尺性収縮条件では同定可能である。筋の粘性係数についても、四肢の慣性性能率をはじめ関節角度、角速度、角加速度はすべて計測可能だから、残る内力（筋の正味の発生力）を運動中の筋について測定できれば同定できることになる。ところが、運動中のヒトの生体筋が発生する正味の力は筋電位から同定する以外になく、その方法は今のところ確立されていない。そのため、筋の粘性係数については運動中にどのような値をとり、どのような変化を示すかいまのところ不明である。そこで、本研究では筋電位による筋力の同定を避け、運動中の上肢に現れる振動現象から筋粘弾性変化の推定を試みた。その結果、負荷トルクによる振動周波数の変化を捉え、この現象が筋粘弾性の変化を反映していると推定した。

しかし、トラッキング実験の結果からだけでは、筋の粘性と弾性のどちらがどの程度、振動周波数の変化に影響を及ぼしているか明確にはできなかった。そこで、研究の最終段階では、振動周波数の変化に及ぼす筋の粘性と弾性の影響を分離することを目的として、モデルによるシミュレーションを行った。

1.4 本論文の概要

本論文を第1章「序論」から第6章「結論」に至る6つの章で構成する。

第1章は、接触作業ロボットのインピーダンス制御を実現する上で、そのモデルとも言うべきヒトの上肢の制御に注目する立場から、ヒトの神経-筋系の可変粘弾性特性を明らかにすることの背景と意義を論ずる。

第2章と第3章は新しく開発した可変インピーダンス装置について論ずる。このうち第2章は可変粘弾性装置にあて、第3章を可変慣性能率装置に当てる。何れの装置も電磁パウダークラッチ⁽⁶⁴⁾と電気モータを組合わせて実現している。

ここで先ず、第2章で論ずる可変粘弾性装置⁽⁶⁵⁾⁽⁶⁶⁾について概要を述べる。装置の機構部は2個の誘導モータと2個の電磁パウダークラッチで構成する。電磁パウダークラッチは図1.14に示すように、回転型のトルク伝達要素で、同心円筒状に配置された外側部の入力ハブと中心部の出力ポート間のトルク伝達率は電磁粉体を励磁する電流（制御電流）によって調節できる。トルク伝達特性は基本的にはクーロン摩擦特性をもち、入出力ポートの回転速度および回転速度差には依存しない。

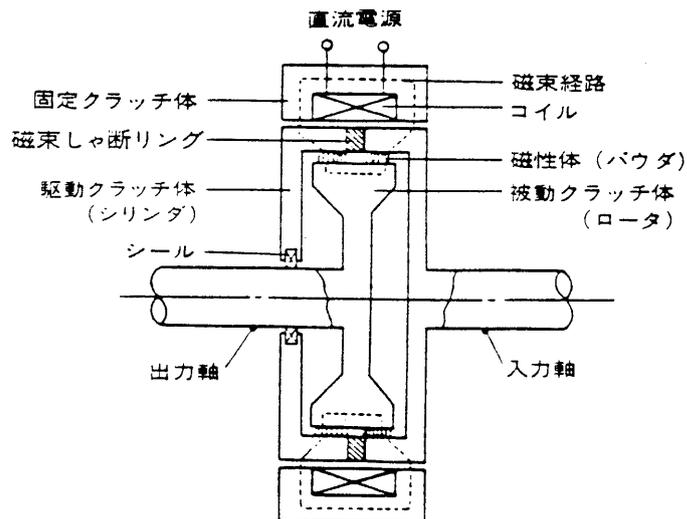


図1.14 電磁パウダークラッチの構造

装置の機構部は 図 1.15 のように 2 個の電磁パウダークラッチを同軸上直列に配置し、双方の出力ポートを連結して 1 本のシャフトに取り出し出力軸とする。出力軸は被験者の関節に連結され、屈伸運動によって回転される。出力軸の回転角度はポテンシオメータで検出し、装置に粘弾性特性をもたせるためのフィードバック信号とする。両パウダークラッチの入力ポートは任意速度で互いに逆方向へ回転しておけばよく、特別に速度を調節する必要はないので、誘導モータ等を使って回転しておけばよい。

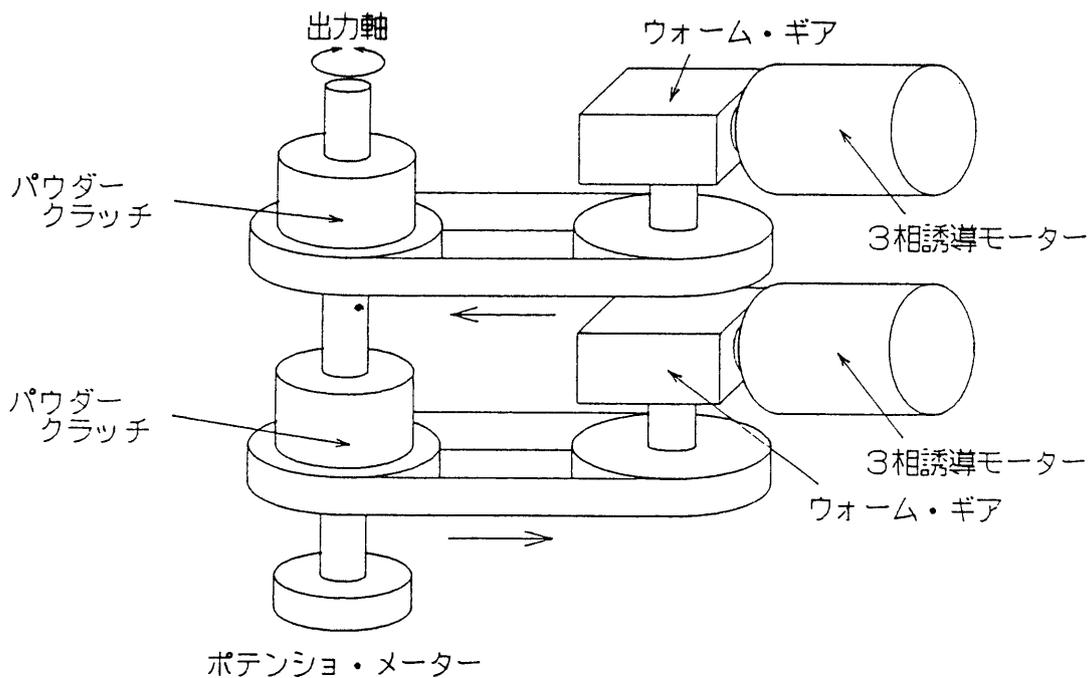


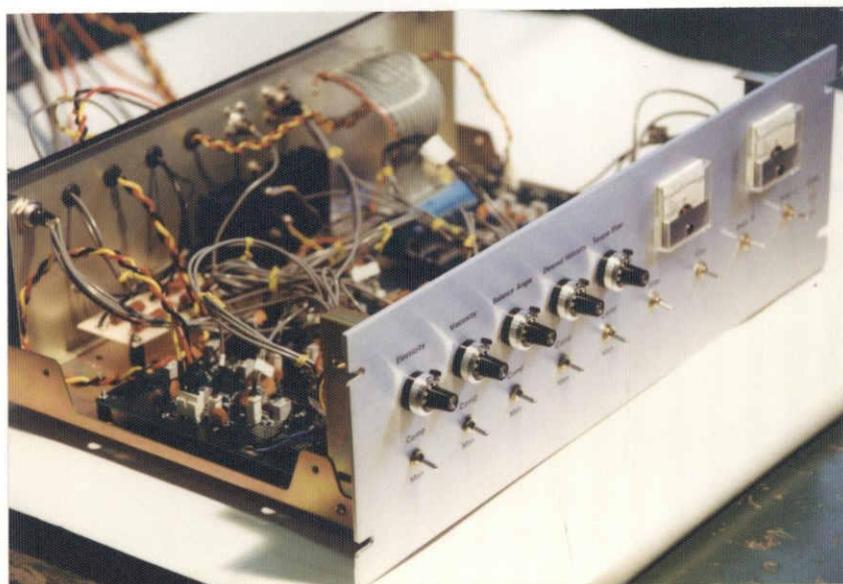
図 1.15 可変粘弾性装置の機構部

コントローラは、出力軸に粘・弾性特性を持たせるように電磁パウダークラッチ励磁電流を制御する。すなわち、まず、ポテンシオメータによって検出した出力軸角度と目標角度の差信号、および軸角度を微分して得た軸回転速度信号を作る。次に、両信号を個別に可変ゲインアンプで増幅した後、加算する。最後に、加算後の信号を正極性と負極性の半波整流回路によって正・負信号に分離し、2

つの電磁パウダークラッチへ供給する。供給する電流の極性と入力ハブの回転方向の関係が、外部トルクによる出力軸の回転を妨げる方向とすれば正の弾性係数を持った通常のスプリングとして動作し、逆に出力軸の回転を促す方向とすれば負の弾性係数を持った倒立振子の様に動作する。装置の弾性係数と粘性係数はアンプのゲイン調節によってそれぞれ0から最大値まで自由に変化できる。

図1.16に開発した可変粘弾性装置を示す。

コントローラ



機構部

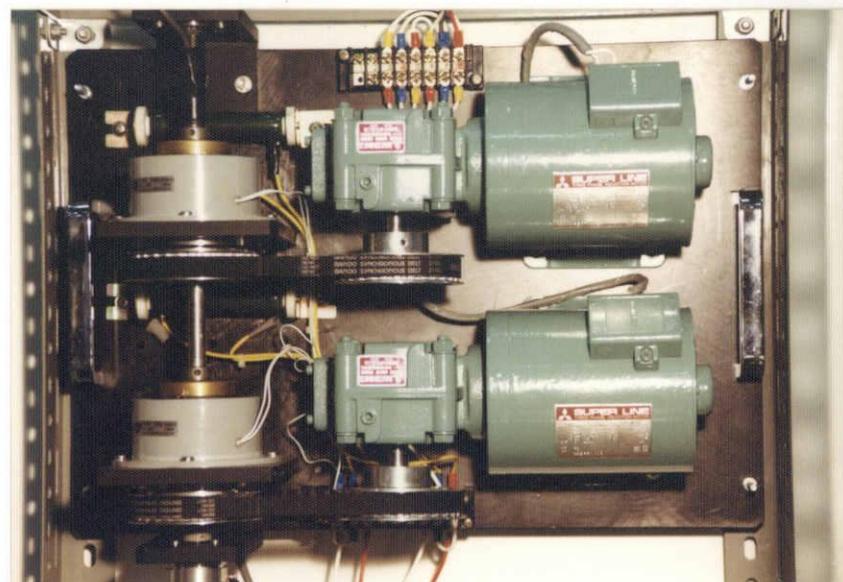


図1.16 可変粘弾性装置

次に、第3章に論ずる可変慣性能率装置⁽⁶⁷⁾について概要を述べる。この装置は図1.17に示すようにサーボモータと電磁パウダークラッチで構成される。慣性動作は装置出力軸の回転運動としてシミュレートされる。すなわち装置出力軸に外部からトルクが加えられたとき、そのトルクと設定した慣性能率によって決まる加速度で加減速し、トルクが無いとき速度を維持する。電磁パウダークラッチはサーボモータ出力軸と装置出力軸の間に設置し、等価的に粘性動作をさせる。この等価的粘性要素の粘性係数を変えると、サーボモータ出力軸速度に対する装置出力軸速度の依存性が変わり、見かけの慣性能率が変化する。

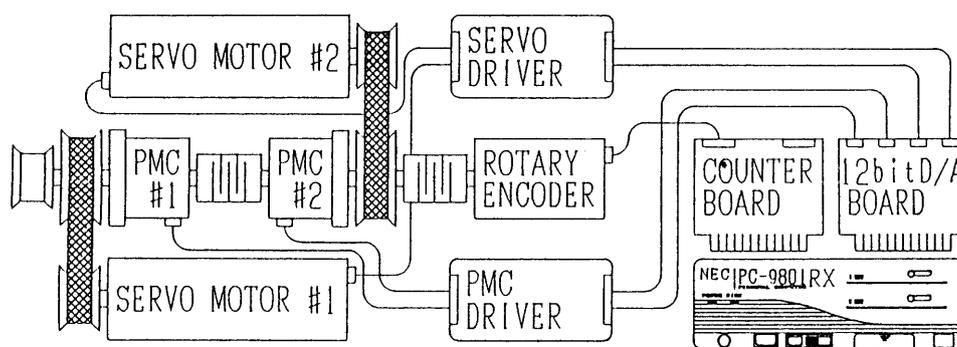


図 1.17 可変慣性能率装置の構成

本装置は次のように動作する。サーボモータが或る一定速度で回転しているとき、外部からトルクが加わると装置出力軸の回転速度は変化する。この速度は検出されそのまま指令値としてサーボモータへフィードバックされる。外部トルクが無いときサーボモータ指令値は最後にトルクを検出した時の速度に保持され、装置出力軸速

度もサーボモータ速度に保持される。もちろんこの制御系は正帰還系になるから、安定を保つため外部トルクが無いとき制御ループは切断される。実現に当たっては、出力軸速度の変化で外部トルクの有無を判定し、厄介なトルク検出を避けた。実測によれば、40 ms以内に慣性能率を切り替えることが出来た。

第4章と第5章は弾性特性を持つ環境に拘束されたヒトの神経-筋系における粘性係数と弾性係数の変化について論述した。第4章では実験とその結果の考察を行い、第5章ではモデルシミュレーションについて述べた。

先ず、第4章に論ずるトラッキング実験⁽⁶³⁾について述べる。実験の主目的は環境との相互作用によって筋の粘・弾性がどの様に変化するかを探ることである。実験はヒトの手関節の屈曲運動として行ない、環境は弾性負荷とした。図1.18に示すように、被験者にはCRT面上に表示されるターゲットカーソル(視標)を目で追い

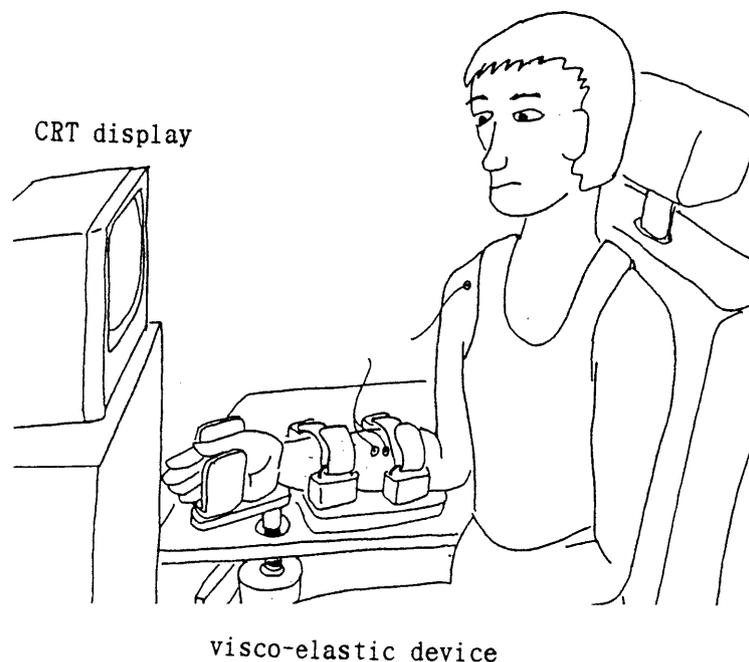


図1.18 トラッキング実験の様子

ながら、負荷軸に連結したクランクを手関節で操作してトラッキングカーソル（追跡標）を一致させるように指示した。実験は視標の運動について2種類（下記1と2）、追跡標の提示方法について2種類（下記3と4）とし、その組合せの中から3種類を選んで行った。

1. 視標を0度から+10度まで移動。
2. 視標を-10度から+10度まで移動。
3. 視標、追跡標を常に提示。
4. 視標を常に提示。追跡標はトラッキング期間中隠す。

実験を行った組合せは、1と3、2と3、および、2と4である。いずれも移動速度を10度/秒として、手関節を0度から30度まで屈曲させ、3秒間追跡させた。視標はランプ状に移動するので追跡運動はほぼ等速度運動になる。1では視標の起動を見て直ちにトラッキングを開始し、2では視標が-10度から接近するのを待ち受けて0度からトラッキングを開始する。

負荷トルクは、0から0.5おきに2.0 Nm/30deg（0から1.0おきに4.0 Nm/radにほぼ等しい）まで5段階変えた。各負荷条件について10回の成功試行が得られるように行った。1試行3秒間の実験から得られるトラッキング偏差から、順次0.2秒づつずらしながら1秒区間を切り出してFFTおよびARモデル推定法による周波数分析を行なった。その結果、いずれの実験からもトラッキング偏差には5～10 Hzの振動が観測され、この振動が負荷トルクに強い線形相関を示して増大するとの結論を得た。

第5章のモデルシミュレーションは次のように行った⁽⁶⁹⁾⁽⁸²⁾。まず、脊髄レベル以下の神経-筋-環境系に関して、筋紡錘による筋長と筋短縮速度のフィードバックおよび腱器官による力のフィードバックモデルを作り、更に視覚を含む中枢レベルの位置フィードバックを加えてモデル化をすすめた。次いで、このモデルにおいて筋

の粘性係数と弾性係数を変化して特性根の配置が変化する様子を根の軌跡として描いた。最後に、筋の粘性係数と弾性係数を変化しながら高速逆ラプラス変換法⁽⁷⁰⁾でランプ応答を計算し、その応答に現れる振動をARモデル推定法⁽⁷¹⁾を用いて周波数分析した。周波数分析の結果は、筋粘性の増加が振動周波数の増加に大きく寄与し、筋弾性の増加は大きな影響を与えないことを示した。また、筋粘弾性係数を環境との相互作用トルクによって増加したときは周波数増加の線形性は芳しくないが、筋活動レベルによって増加したときは周波数増加傾向の線形性が良く、トラッキング実験から得られた結果をよく表現できた。このことから、神経筋系は筋活動レベルに比例して筋の弾性係数を増加し、同時に粘弾性係数も増加しているとの結論を得た。

第6章は終章であり、第5章までに明らかにしたヒトの四肢の神経-筋系の可変粘弾性特性を接触作業ロボットの制御に取り入れることの意義を論じた。

接触作業ロボットの制御法としてインピーダンス制御手法が有望である。インピーダンス制御では一般にパラメータの調節を禁止してはいないが、実際に一つの作業中にパラメータを連続して変化した実施例は報告されていない。本研究は接触作業ロボットの一つの目標であるヒトの四肢の運動制御において、関節粘弾性（筋粘弾性）の調節が果たす役割に注目し、その調節機序を明らかにした。本章では、その結論に基づいて接触作業ロボットの制御における可変パラメータ制御の展望を論じた。

第2章 可変粘弾性装置

2.1 はじめに

ヒトやロボットのハンドが作業対象に接触しながらこれを操作するとき、その作業対象が持つ運動拘束による位置の制御と、作業対象の慣性、粘・弾性および摩擦によって生ずる反力や抗力に適應する力の制御が必要である。たとえばドアのノブを回す操作について考えると、位置の制御はノブの回転軸を中心とする回転運動の制御を必要とし、力の制御は、回すにつれて変化するノブの反力トルクに適應するトルクの制御を必要とする。しかも、ひっかかりの無い丸いノブでは、握り力の強さを変えてハンドとノブ間の摩擦力を調節し、ハンドからノブへ伝えられるトルクの伝達率も制御しなければならない。ヒトのハンドはこれをいとも簡単にやってのけるが、ロボットハンドに同じ作業をさることは容易でない。

これまでも接触作業問題を解決するために、位置の制御と力の制御を組み合わせたコンプライアンス制御⁽¹³⁾、ハイブリッド制御⁽¹⁰⁾、協調制御⁽⁷²⁾などの手法が研究されているが、何れも実用の域に達しているとは言えない。Hogan⁽¹²⁾は、これまでの手法が位置の制御と力の制御を単に結合したにすぎないと指摘したうえで、新しくインピーダンス制御手法を提唱している。インピーダンス制御は、ハンドと作業対象との動力的相互作用をシステムへ積極的に取り込むことによって、ロボットの運動インピーダンスを制御しようとする手法である。

ロボットのインピーダンス制御を研究するうえで、ヒトの筋骨格系の制御がインピーダンス制御の立場からみて、どのように行なわれているかを知ることが有益である。インピーダンス制御が動物の上肢の制御に見事に実現されていると考えるからである。これまでも動物の四肢の粘弾性特性を解明しようとする様々な試みがなされている。Hogan⁽³¹⁾は手に重りを持たせた場合と持たせない場合

を比較して、筋の協調活動が筋骨格系の機械インピーダンスを調節していると論じている。長谷⁽⁷³⁾、Akazawa⁽²⁷⁾らは、筋の粘弾性係数の決定を目的として、等尺性の一定張力を発生している拇子筋をランプ状に伸展しながら張力を測定するなどして、筋の力学定数（粘弾性係数）の推定値がモデルとよく一致することを確認した。Bawa⁽²⁶⁾らは、筋に慣性、弾性負荷を付加した実験結果が筋の粘弾性係数の理論的予測値とよく整合したとしている。

こうした実験で被験者に加える力は、物理的可能性から考えて、運動に逆らう摩擦力、粘性力、弾性力、慣性力、または運動を誘起する引張・圧縮力であり、それらを組み合わせたものである。これらの力をバネや重りを使って機械的に発生する⁽³¹⁾⁽⁷⁴⁾方法には、力の強さと特性の組合せを自由に変化できるものは無かった。電気モータを使った装置としては、位置、速度およびトルク制御によって等張力運動、等速運動および等尺運動をするリハビリ訓練装置が報告されているが、粘弾性制御の思想は表明されていない⁽⁷⁸⁾。

Stein, 赤沢らは、粘弾性トルクを発生する装置としてリニヤモータ式⁽⁷⁶⁾、サーボモータ式⁽⁷⁷⁾、およびトルクモータ式⁽²⁷⁾を使っているが、動作速度と出力トルクに一長一短がある。

本章では、機械インピーダンスのうち粘性と弾性の強さを自由に変化できる装置について論ずる。この装置は、ヒトの上肢の運動計測に必要な粘・弾性トルクを発生し、高い動作速度をもつ。装置は、誘導モータで駆動される2個の電磁パウダクラッチの出力軸を1本のシャフトに連結した構造をしている。2個の電磁パウダクラッチのトルク伝達率を制御することによって、粘性、弾性および張力をシミュレートする力を発生し、その強さを連続的に調節できる。制御情報として角度と角速度だけを使って簡単な制御機構を実現した。トルク制御はオープンループとしたので、その制御性は電磁パウダクラッチの特性に依存するが実用的には問題はない。本装置の特長は、ギヤを含めた駆動系を制御ループの外において系のダイナミッ

クスを単純化した他、出力軸慣性を低減し、高速・高トルク動作を実現したことにある。この点で上記3方式に比べて優れている。すなわち、リニヤモータ式は速度は速いが力は弱く、サーボモータ式は高トルクを得るためにギヤを制御ループに含めると問題が生じ、トルクモータ式は軸慣性が大きい。

2.2 原理

ここでは回転系として例示するが、原理は直進系をはじめとする任意の軌道を描く運動系に適用できる。いま、入力軸から出力軸へ伝達されるトルクが、制御信号 i の絶対値にのみ比例する理想的な回転型クーロン摩擦素子を考える。もちろん、この素子のトルク伝達率は入・出力軸の角度および角速度には依存しない。

この素子の入力軸にモータを連結して 図 2.1 に示す回転系を構成し、素子の入力軸にトルク τ_1 を加えるとき、出力軸から取り出すことのできるトルク_{の方向は入力軸の回転方向に一致し、その大きさ τ_2 は τ_1 の範囲内で i に比例し、次式の関係で表わされる。}

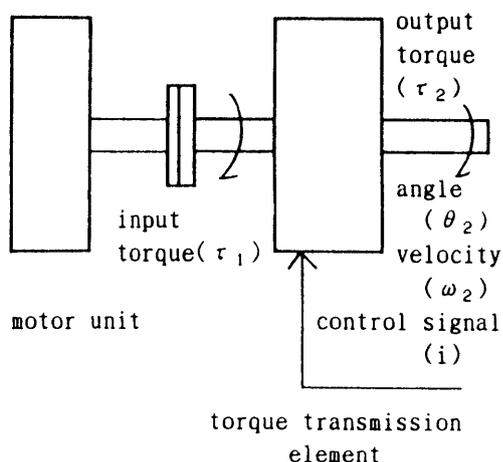


図 2.1 可変粘弾性装置の構成原理

$$\tau_2 = \mu |i| + c \quad (2.1)$$

ただし、 μ は定数、また $0 \leq \tau_2 \leq \tau_1$.

c は残留トルクである。

このとき i の正負によってモータの回転方向を反転すると、見かけ上、式(2.1)の絶対値がとれて式(2.2)となる。

$$\tau_2 = \mu i + c \quad (2.2)$$

ただし、 $-\tau_1 \leq \tau_2 \leq \tau_1$.

そこで、トルク伝達素子の出力軸から角度および角速度を検出し、制御信号を次式によって構成する。

$$i = b_\theta (\omega_2 - \omega_d) + k_\theta (\theta_2 - \theta_d) \quad (2.3)$$

ただし、 b_θ 、 k_θ : 定数

ω_d : 出力軸角速度目標値

θ_2 : 出力軸角度

ω_2 : 出力軸角速度

θ_d : 出力軸角度目標値

ここで、制御信号 i を素子に帰還すると、式(2.2)、(2.3)から出力軸には式(2.4)のトルクを発生することになる。もちろん、モータは出力軸の回転方向によって反転制御しなければならない。

$$\tau_2 = \mu i = \mu b_\theta (\omega_2 - \omega_d) + \mu k_\theta (\theta_2 - \theta_d) + c \quad (2.4)$$

ここに、 $\mu b_\theta = b$ は等価粘性係数、 $\mu k_\theta = k$ は等価弾性係数となる。以後、式(2.4)のトルクを内部トルクと呼ぶことにする。

ところで、ここに実現しようとする装置はその出力軸に、例えばヒトの腕を外部システムとして連結して運転することを想定している。連結される外部システムは本装置とは異なる慣性や粘弾性を持ちトルクを発生する。したがって本装置の出力軸は、連結される外部システムから加えられるトルク（外部トルク）と内部トルクとの

差によって運動する。

ここで、モータの反転制御の方向について考えると、方向の選択法により次の2つの結果が導かれる。1つはこの装置が安定な平衡点を持つ要素として働く場合で、他の1つは不安定な平衡点を持つ要素として働く場合である。

2.2.1 安定な平衡点を持つ場合

最初に、安定な平衡点を持つ場合を考える。これを実現するには、外部トルクによって出力軸が回わされる方向とは逆の方向へ素子の入力軸を回転すればよい。この反転制御は式(2.3)の i の正負によって行なう。 i は $b_{\theta}(\omega_2 - \omega_{\theta})$ と $k_{\theta}(\theta_2 - \theta_{\theta})$ の和だから、結局出力軸の運動に依存する。したがって、外部トルクによって出力軸が平衡点からずれたとき、これを平衡点へ戻す方向に内部トルクを発生させればこの装置は安定な平衡点を持つ。

たとえば、 $b_{\theta} = 0$ 、 $k_{\theta} \neq 0$ として弾性動作をさせるときは出力軸角度偏差を減少させる方向へ、言い換えれば見かけのバネをその平衡角へ引き戻すように素子の入力軸を出力軸とは逆の方向へ回す。また、 $b_{\theta} \neq 0$ 、 $k_{\theta} = 0$ として粘性動作をさせるときは出力軸角速度偏差を減少させる方向へ、これも言い換えれば粘り着いて運動を妨げる方向へ入力軸を回す。

$b_{\theta} \neq 0$ 、 $k_{\theta} \neq 0$ のときは粘弾性動作で両者を合わせた性質を持たせるように i の正負によって反転制御する。

安定要素として動作しているとき、本装置は外部システムに対して正の粘弾性係数をもった負荷として作用するとともに、同じく正の粘弾性係数をもったアクチュエータとしても作用する。アクチュエータ動作は角度目標値を変化することによって得られる。角度目標値を変えると出力軸は新しい目標値へ移動しようとしてトルクを発生するからである。

なお、素子の入力軸回転速度は「バネ」の戻り速度に影響するほか、後述するように出力トルクの立ち上がり時定数にも影響すると

思われるが、この点で要求を満たしてさえいれば特に速度を制御する必要はなく任意の速度で回転しておけばよい。

2.2.2 不安定な平衡点を持つ場合

次に、不安定な平衡点を持つ場合を考える。外部トルクによって出力軸が回される方向と同じ方向へ素子の入力軸を回転すればこの状態になる。こうすると、弾性動作の場合は平衡角から離れるにつれて離脱トルクが大きくなる倒立振子のように動作し、粘性動作の場合は角速度偏差が増すにつれて粘性的な離反トルクが増加して強く跳ね飛ばされるような動作をする。不安定要素として動作しているとき粘弾性係数は等価的に負となるから、この系は外部システムがもつ粘弾性を打ち消すことのできる補償要素として動作することができる。

2.3 制御系の構成

図 2.2 に可変粘弾性装置の機構部の構成とコントローラのブロック図を示す。

原理に述べたようにモータを反転制御することにすれば、モータとトルク伝達素子を 1 個づつ用意するだけでよいが、現実にはギヤを含む駆動系は反転による時間遅れを生ずるためダイナミクスが複雑となり滑らかな粘弾性を得難い。そこで、入力軸を互いに逆方向に回転させた 2 個のトルク伝達素子を使い、これらをプッシュプル駆動する方式を採用して反転制御をやめ、滑らかな特性を得た。2 個の素子の出力軸は 1 本のシャフトに連結し、装置の出力軸として取り出す。

トルク伝達素子として電磁パウダクラッチ（神鋼電機 PMC-40A）を用いた。電磁パウダクラッチは電磁粉体をトルク伝達媒体として使った回転機で、伝達トルクは入出力軸の角度および角速度に依存せず制御電流に比例する。

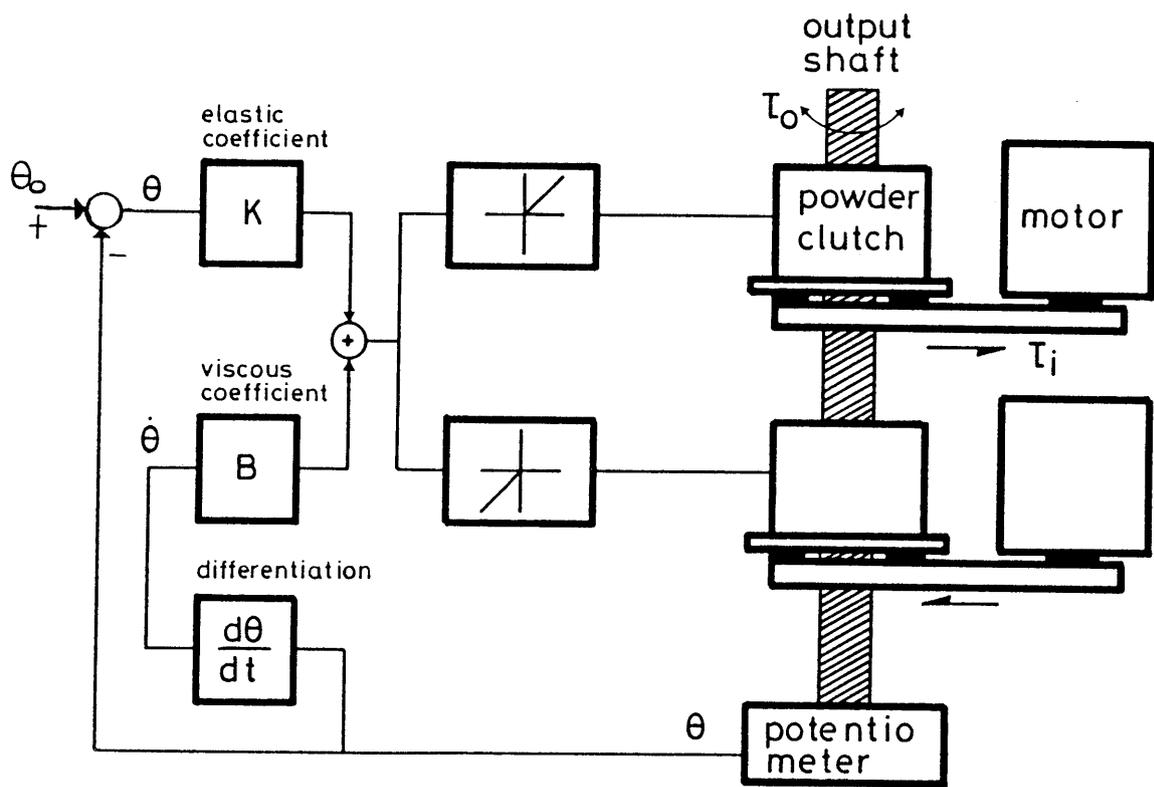


図 2.2 可変粘弾性装置の機構部とコントローラブロック図

ところで、一般に電磁パウダクラッチはトルク変動を抑えるため横軸に設置して使用するようメーカーは指定しているが、開発した可変粘弾性装置は外部システムの都合によって横軸ばかりでなく縦軸で使用することも多い。

そこで、採用した電磁パウダクラッチについて内部構造を検討し実験によって縦軸設置する可能性を検討した。実験のセットアップは図2.3に示した。すなわち、装置の出力軸をトーションバー式トルクセンサ（昭和測器TP-851-2）を介してフレームに固定する。

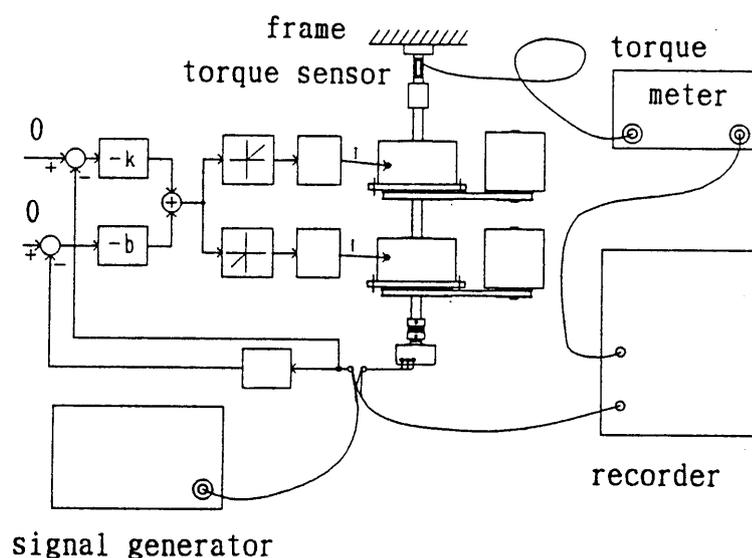


図2.3 特性測定の設定アップ

こうすると出力軸を回転できないので、角度検出ポテンシオメータからは角度信号を得られない。そこで、制御ループをポテンシオメータの出力側で切断し、コントローラ入力端子へは別に発振器出力

をつなぎ、角度信号と等価な電圧を加えてトルクを発生させる。発振波形は等角速度運動を模擬するため三角波とし、周波数は0.1 Hz、振幅はポテンシオメータ回転角に換算して $\pm 30^\circ$ に相当する値とした。

この状態で先ず横軸に設置して運転し、弾性トルクが安定していることを確認した後、運転を続けながら入力ハブを下側に向けた縦軸へ転置すると、トルクは急速に増加し10分以内に約30%増加して安定した。

一方、横軸設置から入力ハブを上側に向けた縦軸へ転置すると、トルクは始めやゝ急に低下し、30分後には約40%に減少してなお徐々に減少を続けた。トルク変動特性を図2.4に示す。このことから、縦軸にして用いる場合は入力ハブを下側に向けて設置すれば実用に耐えるものと判定した。

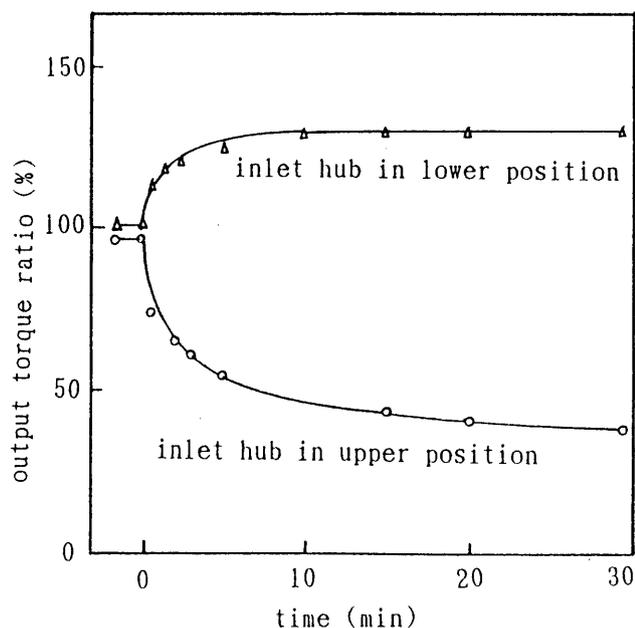


図2.4 軸転置によるトルク変動

2.2.1 に述べたように、パウダークラッチの入力軸回転速度は、「バネ」の戻り速度に影響するが、一定以上の速度で回しておけばそれ以外の動作に支障は無いから、入力軸を駆動するモータは10分の1に減速するギヤヘッドの付いた60W4極3相誘導モータを選んだ。特別な速度制御は行っていない。モータの回転速度は定格値で1670rpm(60Hz)、ギヤ出力軸で每秒約3回転となる。ギヤ出力軸からパウダークラッチの入力ハブへは、タイミングベルトを使い等速で結合した。

装置出力軸の角度はポテンシオメータで検出し、角速度はこれを微分して得ている。トルクも検出しているが、制御信号としては使っていない。コントローラはアナログ方式を基本とし、パーソナルコンピュータからも粘弾性係数を調節出来るように8ビットD/Aコンバータを用いたゲインコントロール回路を付加した。従って、コントローラの比例ゲインと微分ゲインはパネルのつまみによって連続的に調節できるほか、パーソナルコンピュータからも1/256等間隔ステップで段階的に調節でき、それに対応して粘・弾性係数を手動またはプログラムで調節可能とした。他に、角度目標値も手動およびパソコンによって変化できるようにした。

クラッチ伝達トルクの過渡特性を改善するため、電磁パウダークラッチに直列抵抗を挿入して時定数を下げるとともにドライブ用電流増幅回路にも電流負帰還をかけた。さらに、ステップまたはパルス状のトルクを発生する目的で電流増幅回路へ直接ステップ電圧を印加できるようにした。ステップ電圧の大きさと印加タイミングも手動およびパソコンから制御できるようにした。

2組の電磁パウダークラッチとモータを拮抗的に使い、ワイヤを介してマニピュレータをトルク位置制御した例は、既に高瀬らが報告しているが、そこでは粘弾性特性を発生することを目的としてはいない⁽⁷¹⁾。

2.4 結果と考察

図2.5に、使用した電磁パウダクラッチについてトルクメータ（昭和測器TP-851-2とDS3000）を使って実測したトルク伝達特性を示す。低トルク域および高トルク域に於ける非線形性と若干のヒステリシス特性を示すが総体的には良く線形性を示す。

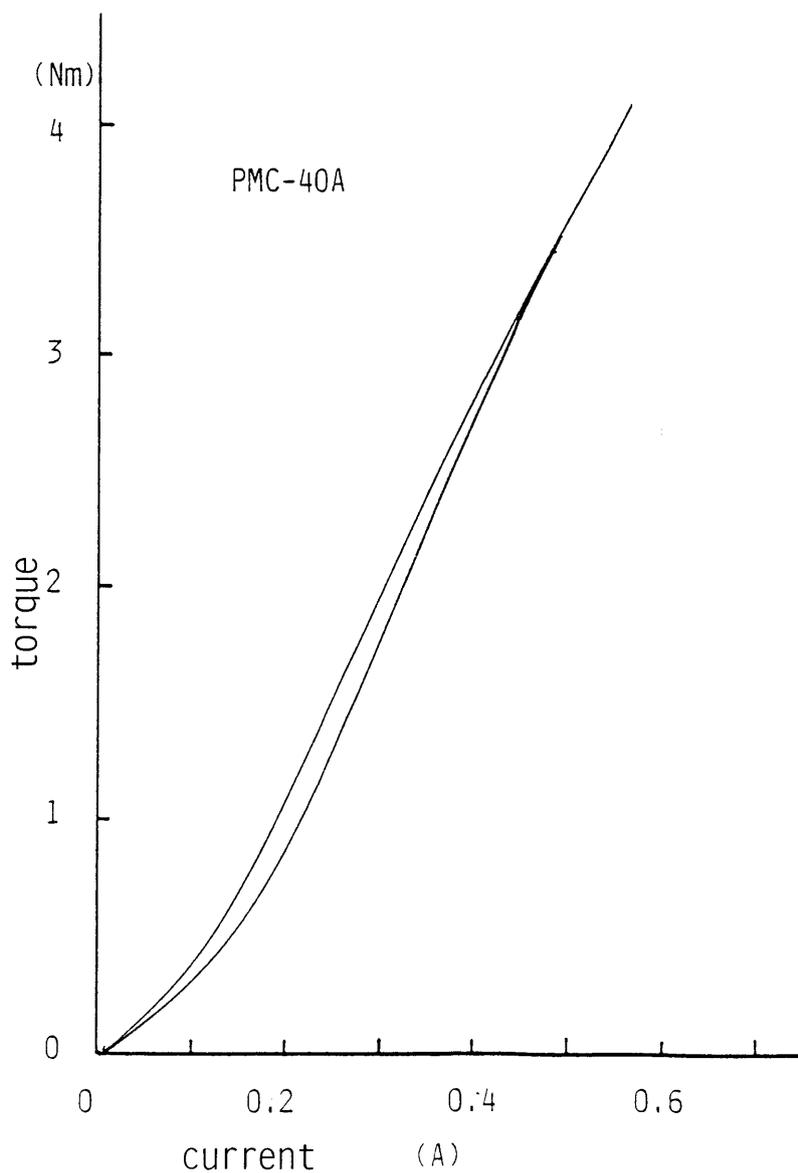


図2.5 パウダクラッチの特性

図 2.6 にトルク特性の非線形性を補正するプッシュプル動作の原理を示す。制御電流のバイアス値を調整して低トルク域での連続性を補正し、一方のゲインを調整して全体の直線性を改善する。この補正方式では、ヒステリシス特性は改善できない。

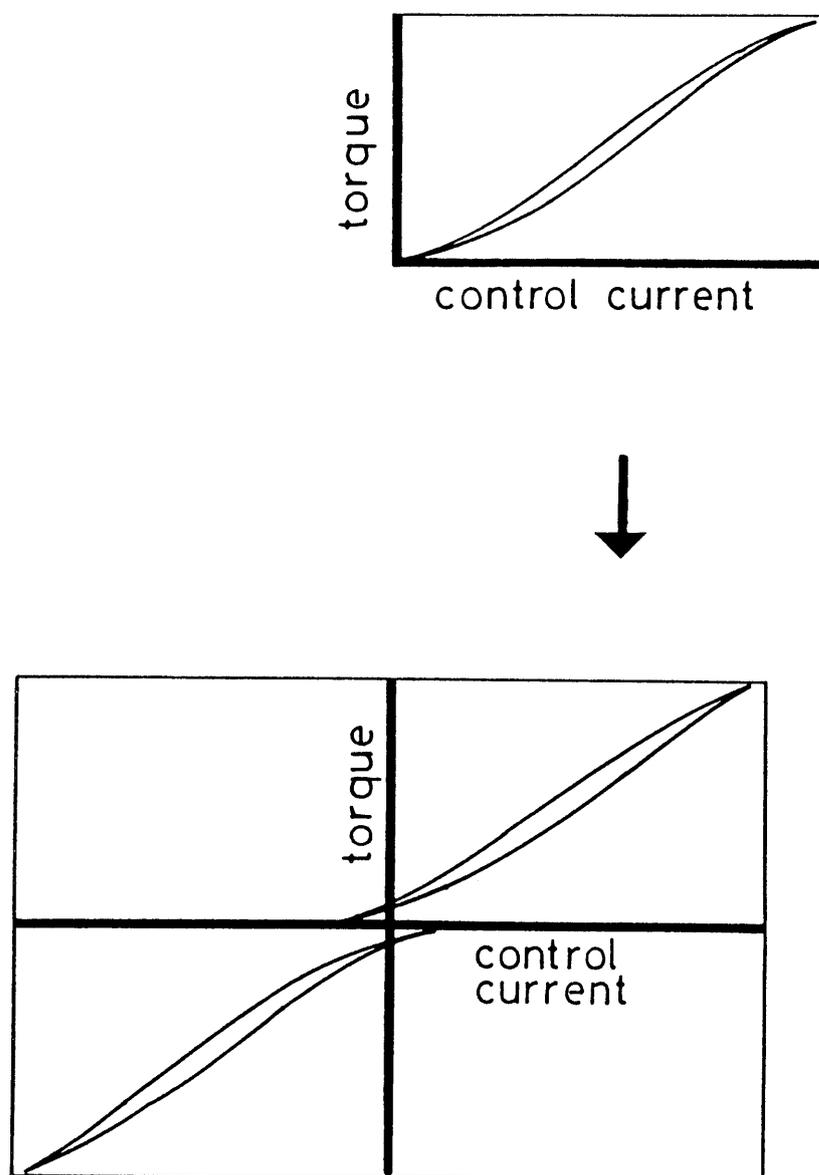


図 2.6 非線形性の補正原理

図 2.7 は装置の出力軸角度に対する出力トルク特性である。弾性特性を持つことが分かる。本装置の出力トルクの最大値を、採用した電磁パウダクラッチの定格トルク（4 Nm）に選び、その値で飽和するようにコントローラにはリミッタを設けた。その上で、図 2.5 では出力軸を±30°回転したとき飽和トルクに達するように比例ゲイン（弾性係数）の最高値を設定してある。プッシュプル動作としたことによって直線性は大幅に改善されているが、ヒステリシスは特別に補正していないので残留している。

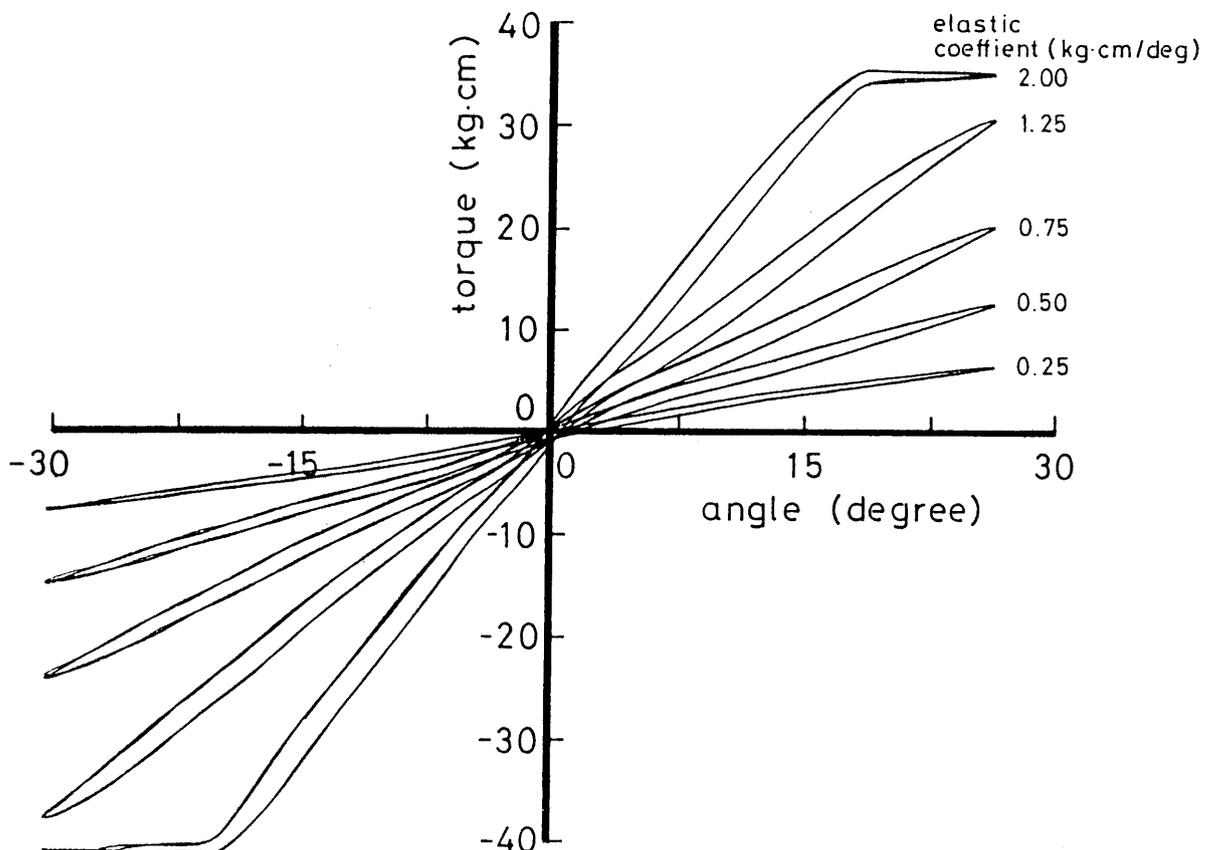


図 2.7 弾性出力トルク特性

図 2.8 は弾性動作における出力トルクの周波数特性である。
 図 2.3 と同様にセットアップした後、コントローラへ正弦波電圧を印加して出力軸に現われるトルクを測定した。出力軸は固定してあるので軸周りの慣性能率を除外した特性を表わしている。
 3 db低下を一応の目安とすれば直流から 10 Hz程度まで使用可能である。ちなみに、軸周りの慣性能率は計算により $9 \times 10^{-4} \text{Kg m}^2$ 、残留トルク c は実測値で $2 \times 10^{-3} \text{Nm}$ 以下であった。

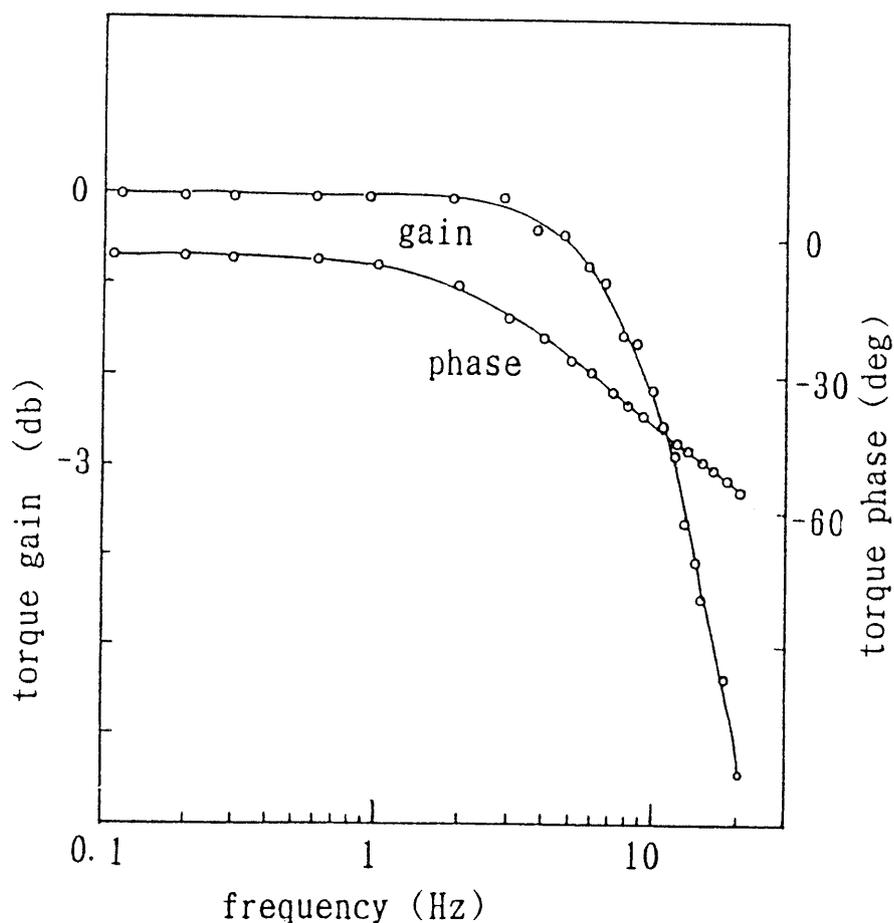


図 2.8 弾性動作の周波数特性

図 2.9 は粘性動作の特性である。図 2.3 と同様にセットアップして測定した。発振器から三角波を加え、その周波数を変化することで等価的に角速度を変えながら出力トルクを測定した。

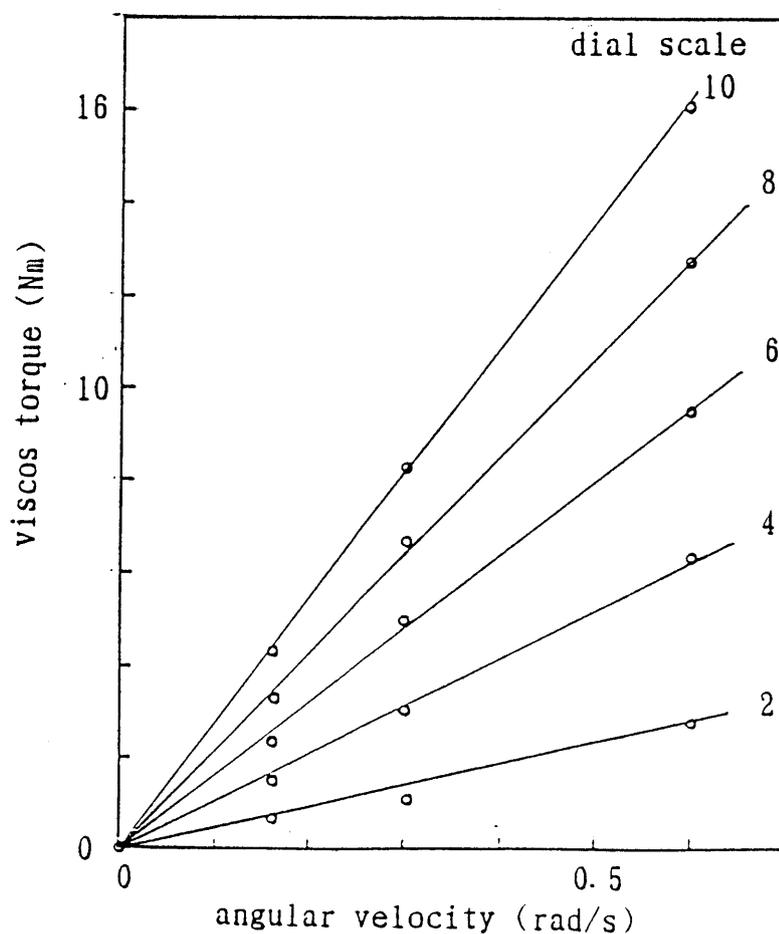


図 2.9 粘性出力トルク特性

図 2.10 は粘性動作時の正弦波応答である。上と同様に設定したのち正弦波を加えて測定した。出力軸慣性が除かれてはいるが、10 Hz付近までのトルクを発生できることがわかる。

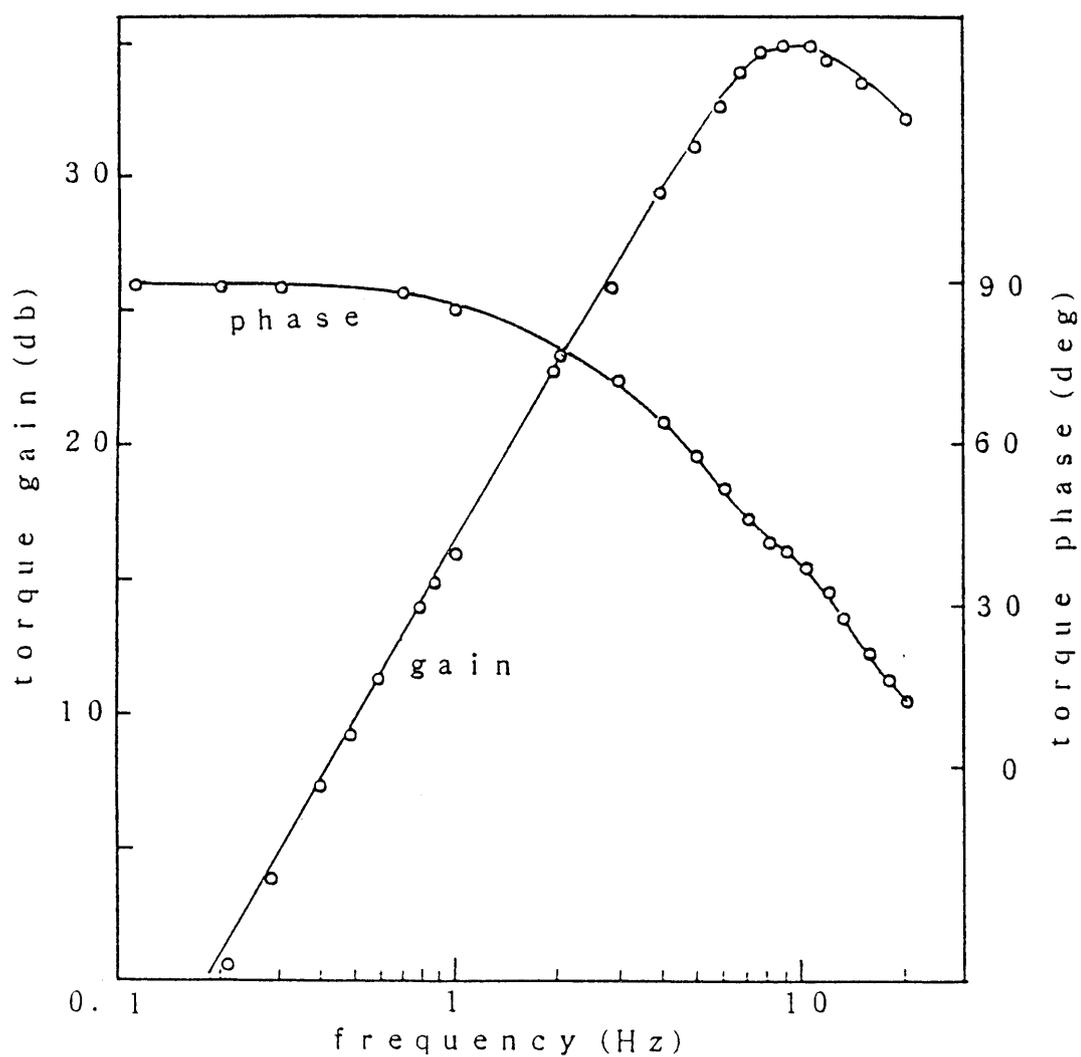


図 2.10 粘性動作の周波数特性

図 2.11 はコントローラのステップ動作機能を使ってトルクを発生した結果である。同図 (a) は一方のクラッチ駆動回路にのみステップ電圧を印加した場合で、時定数 30 ms 程度の応答を示している。ところが現実に正弦波応答の遮断周波数 10 Hz (時定数約 15 ms) が得られていることから、その時定数の根拠は他に求めねばならない。同図 (b) は両方のクラッチに制御電流を流してトルクを平衡させた (出力トルク = 0) 状態から一方のクラッチ駆動回路入力をステップ状に 0 にした場合で、出力トルクは時定数 $T = 15$ ms 程度で立ち上がっている。この値は正弦波応答から得た時定数 16 ms とよく一致する。

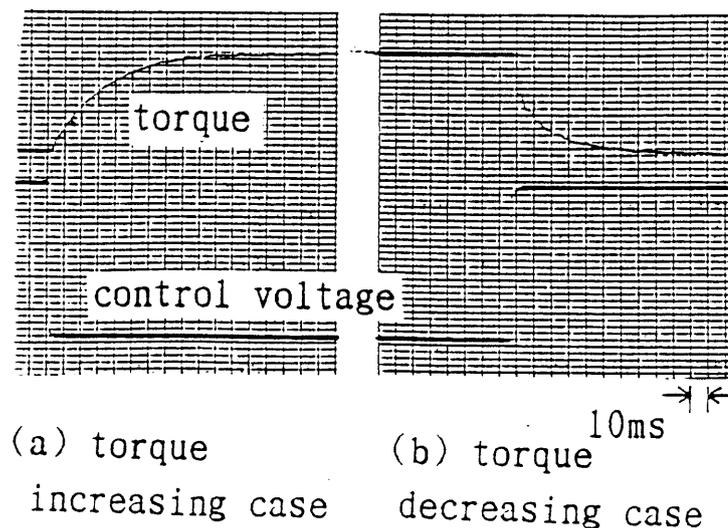


図 2.11 トルクのステップ応答

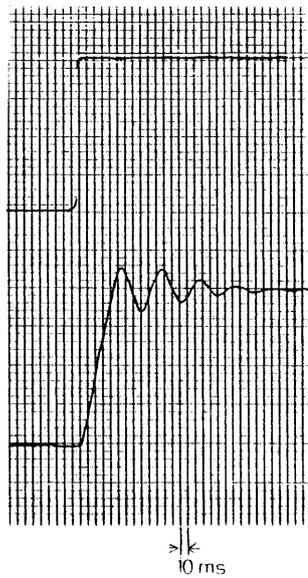
以上により、本装置ではプッシュプル方式を採用したことによりトルクを減ずる側のパウダークラッチがより早く動作し、全体の高速動作を実現しているものと考えられる。

ステップ動作特性は粘性係数 b や弾性係数 k の切り替えにもそのまま適用できるから、本装置のインピーダンスパラメータ切り替え時定数は、上に同じく 15 ms である。

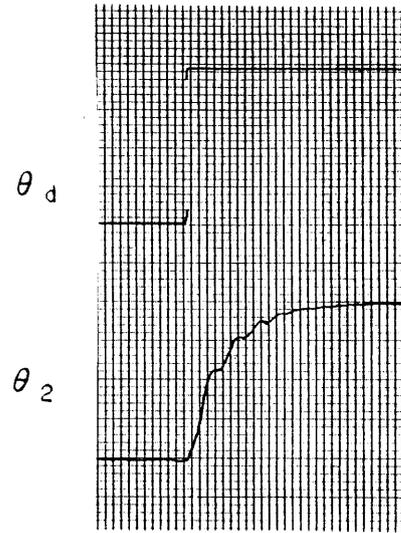
ところで、前述したようにパウダークラッチの入力ハブは毎秒約 3 回転の速さで回転している。この速さで、上記測定条件に選んだ $\pm 30^\circ$ の往復運動をさせると振動数は 9 Hz となる。この値は粘性および弾性動作における周波数応答の遮断周波数とよく一致し、ステップ動作の時定数 15 ms とも矛盾しない。このことから、本装置の動作速度の上限はパウダークラッチの入力ハブの回転速度に依存しているものと考えられる。したがって入力ハブ回転速度を高めれば、動作速度を LR 回路の時定数 5.6 ms に近づけることが可能であると考える。なお、この時定数は次のように算出した。採用した電磁パウダークラッチの直流抵抗実測値 $26.9\ \Omega$ 、自己インダクタンス 710 mH 、時定数を低減するための外付け直列抵抗 $100\ \Omega$ 。したがって、時定数 T_i は

$$T_i = 710\text{mH} / (26.9 + 100)\ \Omega = 5.6\text{ms}. \quad (2.5)$$

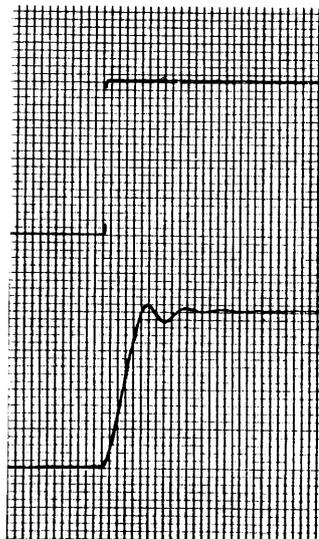
最後に、角度目標値 θ_d を変えてステップ応答を記録した結果を図 2.12 に示す。ここでは、 k および b をそれぞれ 2 値づゝ選んで 4 通りの組合せを示した。前述した慣性モーメントと装置が発生する粘弾性を合わせて、典型的な 2 次遅れ系の過渡応答を示す様子が良く分かる。



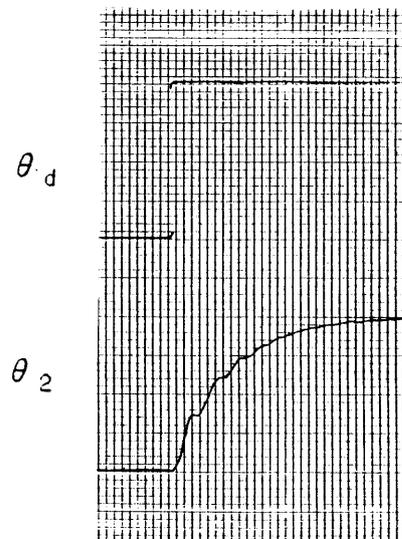
(a) $k = 2.2 \text{ Nm/rad}$
 $b = .026 \text{ Nms/rad}$



(b) $k = 2.2 \text{ Nm/rad}$
 $b = .077 \text{ Nms/rad}$



(c) $k = 1.9 \text{ Nm/rad}$
 $b = .026 \text{ Nms/rad}$



(d) $k = 1.9 \text{ Nm/rad}$
 $b = .077 \text{ Nms/rad}$

図 2.12 粘弾性係数変化によるステップ応答の変化

別に組み立てたデジタル制御方式による可変粘弾性装置によってヒステリシス補正とS字状非線形補正を行なった弾性特性の記録を、参考例として示す。この補正は、実測した電磁パウダークラッチの制御電流－トルク特性を対照表として用意しておき、1周期以前の運動履歴から補正係数を算出して対照表を補正し制御電流を得ている。プッシュプル動作による直線性の補正は行なわず、電磁パウダークラッチ単体の特性から直接補正を行っている。

図2.13は補正前の特性を、図2.14は補正後の特性を示す。

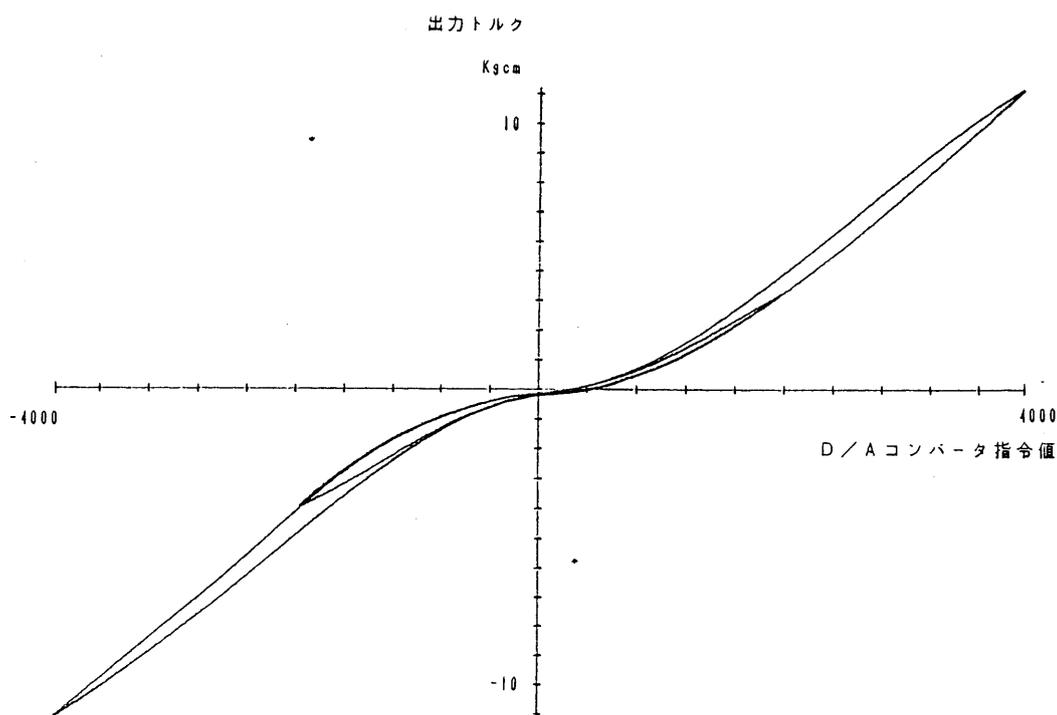
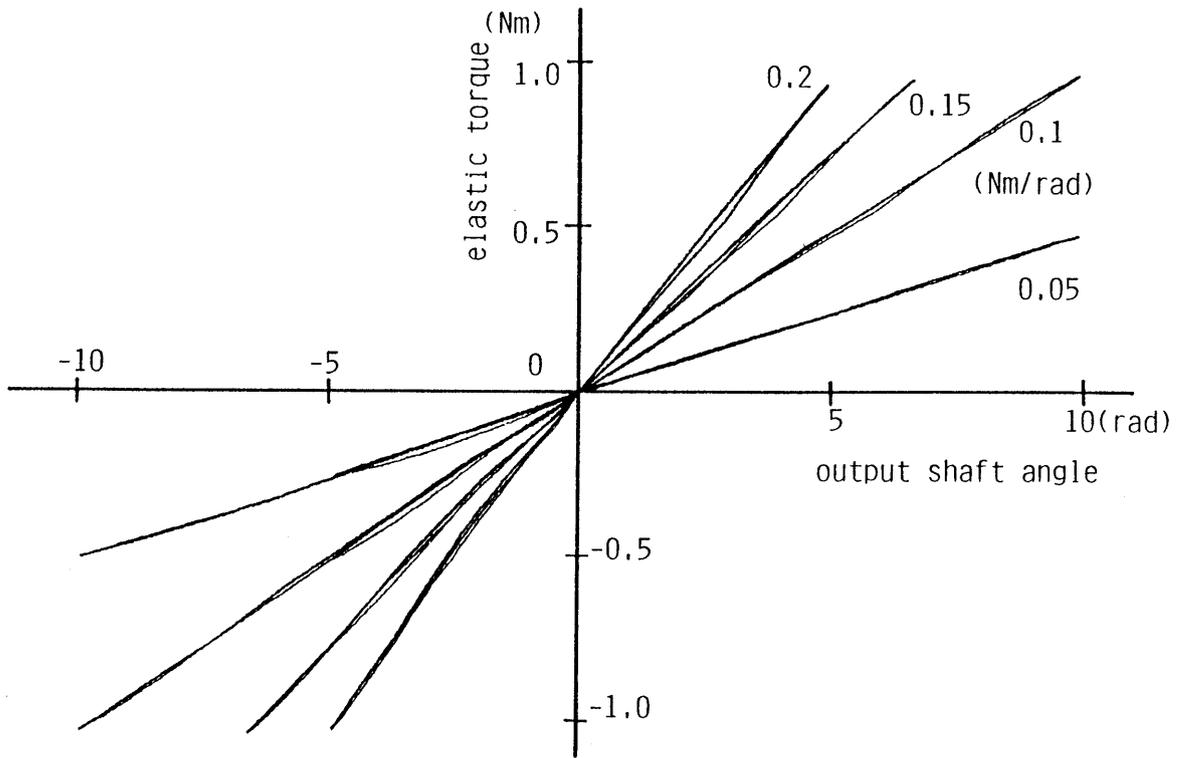
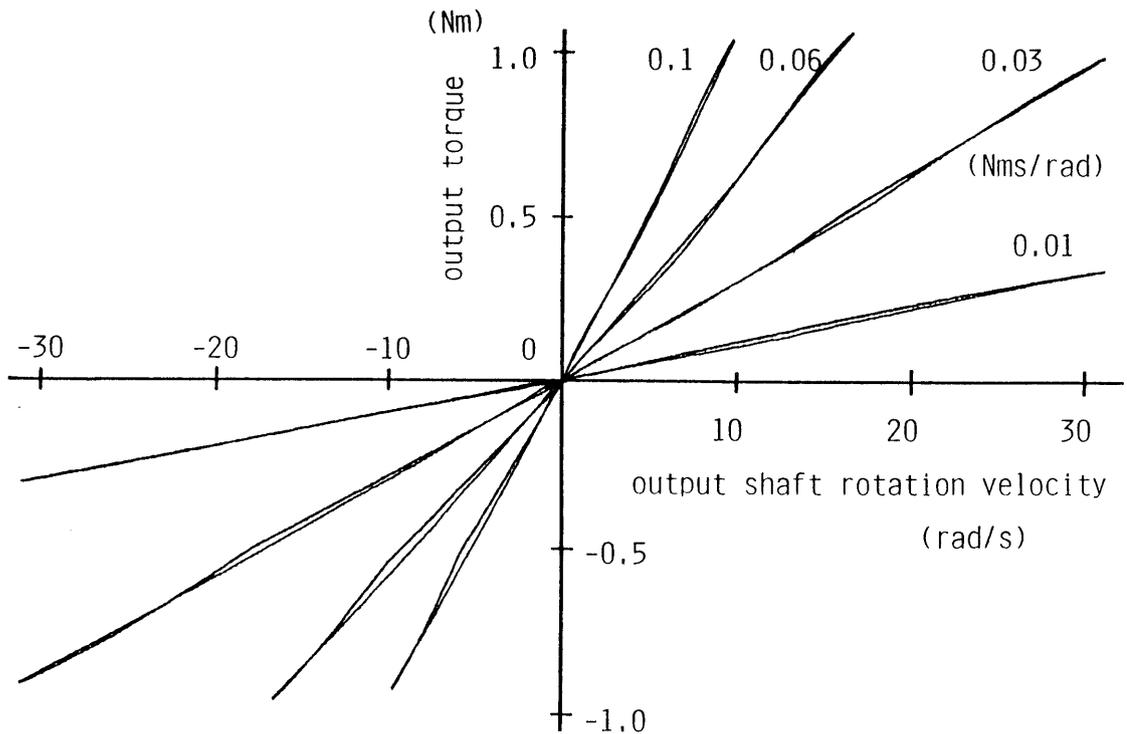


図2.13 非線形補正を行う前の特性



(a) 弾性特性



(b) 粘性特性

図 2.1.4 非線形補正を行った後の特性

2.5 結 論

モータと電磁パウダクラッチを2個ずつ使って粘性係数と弾性係数を連続的に変化できる負荷装置を開発した。電磁パウダクラッチの出力軸角度と角速度をクラッチ自体へフィードバックする事により粘弾性特性を実現している。弾性トルク、粘性トルクのいずれも単独または組み合わせて発生し、定格トルクの範囲内で自由に变化できる。電磁パウダクラッチはオープンループで使っているため、その非線形特性の影響を直接受けるが、低トルク域での非線形性はプッシュプル方式を採用した結果よく補正できた。ヒステリシスもデジタル制御方式を採用すれば良好な補正ができることを示した。

本装置の特長は制御信号を構成するために角度と角速度だけを必要とし、トルクを必要としないことで、そのためトルクフィードバック方式に比べコントローラを単純化でき、しかも安定性を高め易い。また、減速ギヤを制御ループの外におく事によって不安定要因を除き、ダイナミックスを単純化したことにより、高速で動作し高いトルクを得ることができた。

本装置は出力軸からみた粘弾性係数を0から定格値まで、パネルのつまみからは連続的に、パソコンからは1/256ステップで段階的に調節できるため、一例として、ヒトの諸特性を測定するための負荷装置として使えば、被験者の筋力などの身体的条件および負荷の強さなどの実験条件に広範に対応できる。またこれらの条件設定は容易で、その変更も実験を中断することなく、連続的にまたは一定の実験プログラムに従って随時自由に行なうことができる。このことは生体を対象とする実験では被験者に余計な心理的負担をかけるなど不可欠の要件であるにもかかわらず、これまで十分に実用化されているとは言い難い。本装置によって初めて実用化したのでその意義は大きい。

本装置の応用分野は大別すれば次の2分野となる。

第1は可変粘弾性装置としての応用であり、細分すれば運動機能測

定装置としてヒトやマニピュレータの運動特性試験に、訓練用負荷装置としてリハビリテーションやスポーツトレーニング用プログラマブル装置に用いることが出来る。

また振動吸収用能動ダンパとして利用すれば外部システムの振動現象に対応して粘性をダイナミックに制御できる。

負の粘弾性特性を利用すれば外部システムの粘弾性を補償する装置として使用できる。

第2は可変粘弾性アクチュエータとしての応用である。

可変粘弾性アクチュエータはマニピュレータのインピーダンス制御をするうえでソフトウェアサーボに代わる高速の制御を可能とする新しい要素として期待される。

第3章 可変慣性能率装置

3.1 はじめに

第2章でも論じたように，ロボットが環境と接触しながら作業を行うためには，その環境が持つ運動拘束による位置の制御と，環境の慣性，粘・弾性および摩擦によって生ずる反力や抗力に適應する力の制御が必要である。

接触作業問題，と呼ばれるこの制御問題を解決すべく提唱されているいろいろな制御法の一つであるインピーダンス制御は⁽¹⁴⁾⁽¹⁶⁾ -⁽¹⁸⁾，ロボットの手先と環境との間の動力学的相互作用を，システムへ積極的に取り込むことによって，ロボットの手先からみた機械インピーダンスを調節しようとする手法である。インピーダンス制御はヒトの上肢における神経筋系の制御と類似性が高く，ロボット制御の有望なアプローチの一つではあるが，これまでの実施例に見るような線形インピーダンス制御にとどまっていたは，ロボットがヒトの上肢と同等の性能を持つ可能性は小さいと言わざるを得ない。なぜならば，ヒトの四肢の関節は粘弾性係数が変化する⁽²⁷⁾⁻⁽²⁹⁾ ⁽⁴⁷⁾⁽⁶²⁾非線形アクチュエータである筋に支配されており，線形なインピーダンス制御とは基本的な点で異なるからである。

いま，ヒトの四肢，とりわけ上肢が，接触作業を如何にして遂行しているか，その中で筋の機械インピーダンス（粘弾性）が如何に調節されているかを明らかにすることは，接触作業ロボットの制御アルゴリズム研究に大きく貢献する。

そのとき，接触作業の機械モデルとして機能する負荷装置があれば，作業の定量化が容易である。この負荷装置は慣性能率，粘性係数および弾性係数を自由に変化できる総合的な可変機械インピーダンス装置でなければならない。

これまでも，電気-機械的に構成した可変インピーダンス装置については，アクチュエータやリハビリ装置を含めて数例の開発例

が報告されているが⁽²⁶⁾⁽⁷⁵⁾⁽⁷⁷⁾、何れも慣性能率の調節までは行うことができない。本研究では、既に第2章でインピーダンスのうち、粘性と弾性を自由に調節できる低慣性で高トルクな装置について明らかにした。本章では引き続き慣性能率を自由に調節できる装置について原理を述べ、特性を明らかにする。

本装置はサーボモータと電磁パウダークラッチで構成されている。トルクや加速度を制御信号として用いないため構成が簡単で動作の安定度が高い。慣性能率を短時間に切り換えることができる。

3.2 原理

3.2.1 慣性動作原理

ここでは回転系として例示するが、原理は任意の座標系に適用可能である。周知のように、慣性能率 J をもつ回転系へ外部トルク $\tau(t)$ を加えるとき、次式が成り立つ。

$$\tau(t) = J d\omega(t)/dt \quad (3.1)$$

ただし、 $\omega(t)$ ：回転軸角速度

式(3.1)から $\omega(t)$ は次式として得られる。

$$\omega(t) = \frac{1}{J} \int_{t_0}^t \tau(\lambda) d\lambda + \omega(t_0) \quad (3.2)$$

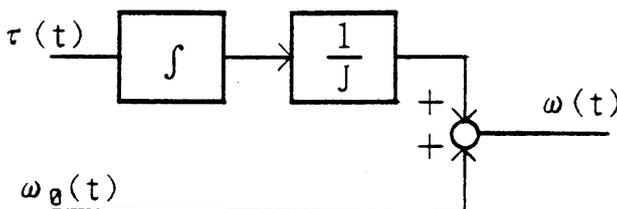


図3.1 仮想的な慣性装置の構成

式(3.2)は、図3.1の仮想図に示すように装置を組み立てる事によって実現できるように見える。すなわち、出力軸に加わる外部トルクを測定して積分し、これに速度の初期値を加えて時々刻々の出力軸速度とする。この装置の見かけの慣性能率

は積分時定数を変える事によって調節できる。

ところが、この装置は積分器の累積誤差の影響を直接受けるため、長時間にわたって精度良く動作する装置を実現することは技術的に困難である。

そこで、式(3.2)を次式のように 周期Tのサンプル値系に変え、周期的に出力軸角速度を測定して修正すれば積分器累積誤差の影響を軽減できる。

$$\omega [nT] = \frac{1}{J} \int_{(n-1)T}^{nT} \tau(\lambda) d\lambda + \omega [(n-1)T] \quad (3.3)$$

さらに、構造を簡単にするため、このサンプル値系で外部トルクの測定や積分演算を行わずに慣性運動をシミュレートする方法を考案する。

図3.2に 開発した装置の原理的な構成を示す。機構部はサーボ

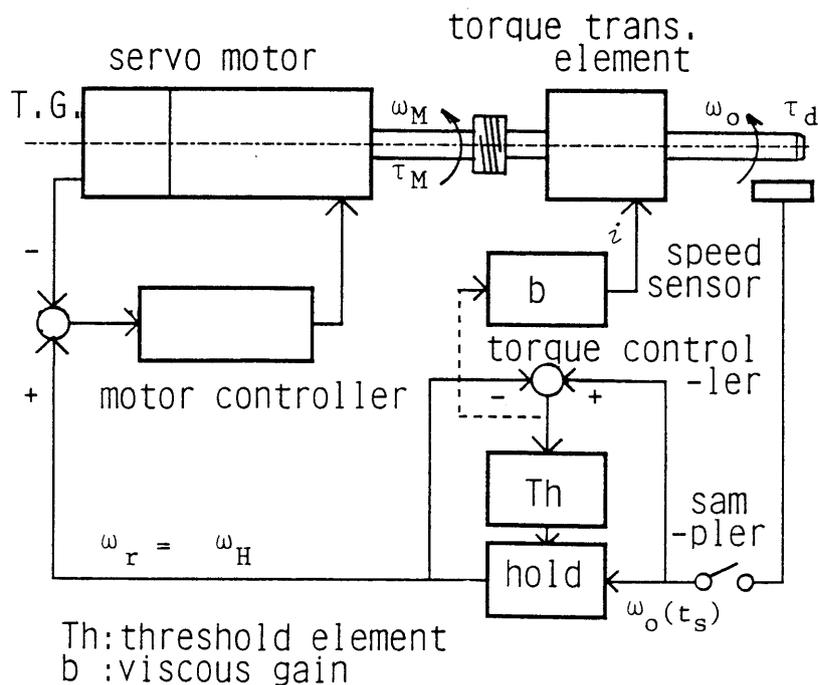


図3.2 可変慣性能率装置の構成

モータとその出力軸に連結されたトルク伝達要素からなる。トルク伝達要素の出力軸が本装置の出力軸となる。制御部は、出力軸速度センサからサンプラー、ホルダーを経てサーボモータ・コントローラに至る主経路のほか、ホルダーを制御する閾値要素とトルク伝達要素コントローラから構成される。

本装置は、出力軸に外部トルクが加わっていないとき出力軸速度を維持し、外部トルクが加わっているとき出力軸速度を変化して慣性運動をシミュレートする。

3.2.2 速度制御と安定性

開発した装置では、外部トルクの測定に代えて、出力軸の速度変化を検出して外部トルクの存否を判定した。図3.2において装置出力軸の回転速度 $\omega_o(t)$ は測定され、サンプルされて $\omega_o(t_s)$ となる。 $\omega_o(t_s)$ は以前にサンプルされホールドされている $\omega_H(t)$ と比較されて、その差がある不感閾値を超えたとき外部トルクが存在したものととしてホールド値を更新する。

$$\begin{aligned} \omega_H(t) &= \omega_o(t_s) \\ \text{if } |\omega_o(t_s) - \omega_H(t)| &\geq \varepsilon : (\tau_d \neq 0) \\ \omega_H(t) &= \omega_H(t) \\ \text{if } |\omega_o(t_s) - \omega_H(t)| &< \varepsilon : (\tau_d = 0) \end{aligned} \quad (3.4)$$

ただし、 ε : 不感閾値

τ_d : 外部トルク

t_s : サンプル時点

こうして得たホールド値は、速度指令値 $\omega_r(t)$ としてサーボモータ・コントローラへ導かれる。

$$\omega_r(t) = \omega_H(t) \quad (3.5)$$

本装置の安定性は、外部トルクが加わっていないときにサーボモータ速度指令値を保持する機能によって維持される。その保持能力

は不感閾値を大きくすれば向上するが、逆に外部トルク検出能力を低下させ円滑な動作を損なう。そこで不感閾値を、装置内部から発生する出力軸の回転むらによって、サーボモータ速度指令値が勝手に更新されない最小値に設定する。

すなわち、不感閾値 ε は次式により決定される。

$$\varepsilon \geq |\delta| \quad (3.6)$$

ただし、 δ ：外部トルクが無い場合の
装置出力軸速度変動

3.2.3 慣性能率調節原理

次に、外部トルクによる装置出力軸速度の変化割合すなわち見かけの慣性能率を、トルク伝達要素の伝達率を変えて調節する原理を説明する。

再び 図 3.2 において、トルク伝達率制御信号 i は、トルク伝達要素の物理的性質によってその構成を変えなければならない。すなわち、要素が粘性摩擦特性を持つときは単にその粘性係数を調節する信号でよい。

しかし、本装置で採用した電磁パウダークラッチのようにクーロン摩擦特性を持つときは、疑似的に粘性特性を持たせるために要素の入出力軸の速度差に比例する信号としなければならない。この速度差は本来、要素の入出力軸速度の差 $\omega_o(t) - \omega_n(t)$ ($\omega_n(t)$ はサーボモータ軸速度：トルク伝達要素の入力軸に直結) とすべきところであるが、これに代えて装置出力軸速度の直前のサンプル値と以前にサンプルしホールドしている値 (=サーボモータ速度指令値) の差 $\omega_o(t_s) - \omega_n(t)$ で近似することができる。図中破線部はクーロン摩擦素子を用いたときに必要とする制御系の構成を示している。

原理は粘性要素を使う場合について記述する。サーボモータから装置出力軸までの構成は 図 3.3 となり、次式が成り立つ。

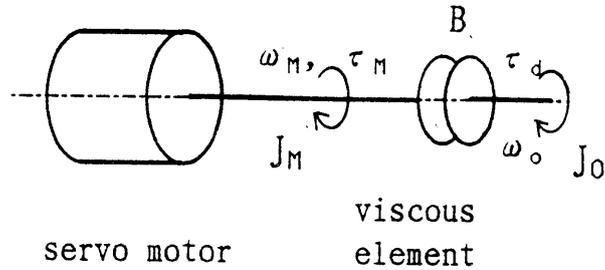


図 3.3 粘性要素を使った主要機構部の構成

$$\begin{aligned} \tau_M &= J_M d\omega_M/dt + B(\omega_M - \omega_0) \\ B(\omega_M - \omega_0) + \tau_d &= J_0 d\omega_0/dt \end{aligned} \quad (3.7)$$

ただし, τ_M : サーボモータ出力トルク

τ_d : 外部トルク

ω_M : サーボモータ出力軸角速度

ω_0 : 装置出力軸角速度

J_M : サーボモータ出力軸慣性能率

J_0 : 装置出力軸残留慣性能率

式(3.7)から, 装置出力軸速度は次式で表わされる.

$$\begin{aligned} \Omega_0(s) &= \frac{J_M s + B}{\{ J_M J_0 s + (J_M + J_0) B \} s} T_d(s) \\ &+ \frac{B}{\{ J_M J_0 s + (J_M + J_0) B \} s} T_M(s) \end{aligned} \quad (3.8)$$

式(3.8)の右辺第1項は出力軸に加わる外部トルクによる出力軸速度を表し, 第2項はサーボモータの出力トルクによる出力軸速度を表す. したがって, 外部トルクによる出力軸速度は第1項にのみ依存し, 次式となる.

$$\Omega_o(s) = \frac{J_M s + B}{\{ J_M J_o s + (J_M + J_o) B \} s} T_d(s) \quad (3.9)$$

次に、1 サンプル周期内では外部トルクは変化せず、一定値 T_{d0} をとるとすれば、ただちにラプラス変換して、

$$T_d(s) = T_{d0}/s. \quad (3.10)$$

式(3.9)、(3.10)から式(3.11)を得る。

$$\Omega_o(s) = \frac{(J_M s + B) T_{d0}}{\{ J_M J_o s + (J_M + J_o) B \} s^2}. \quad (3.11)$$

式(3.11)を逆ラプラス変換すると、

$$\begin{aligned} \omega_o(t) = & \frac{J_M^2 T_{d0}}{(J_o + J_M)^2 B} \{ 1 - \exp(- (J_o + J_M) B t / J_o J_M) \} \\ & + \frac{T_{d0}}{J_o + J_M} t \end{aligned} \quad (3.12)$$

となる。

式(3.12)は、式(3.3)で要求される積分応答とは異なるが、サンプルリング周期を短かくすれば大きな差異は生じない。

その様子を図3.4に示す。式(3.12)で一定外部トルク T_{d0} を出力軸に加えたとき、 ω_o の立ち上がりが B に依存することから、 B を調節して見かけの慣性能率を変化できることがわかる。同図において integration case は積分動作を示し、その他の曲線は粘性係数 B を変えた場合の応答を示している。

ここでは、 $J_o = 1 \times 10^{-4} (\text{Kgm}^2)$

$$J_M = 1 \times 10^{-4} (\text{Kgm}^2)$$

$$B = 0.005 \sim 1.0 (\text{Nms/rad})$$

$$T_{d0} = 1$$

として計算した。

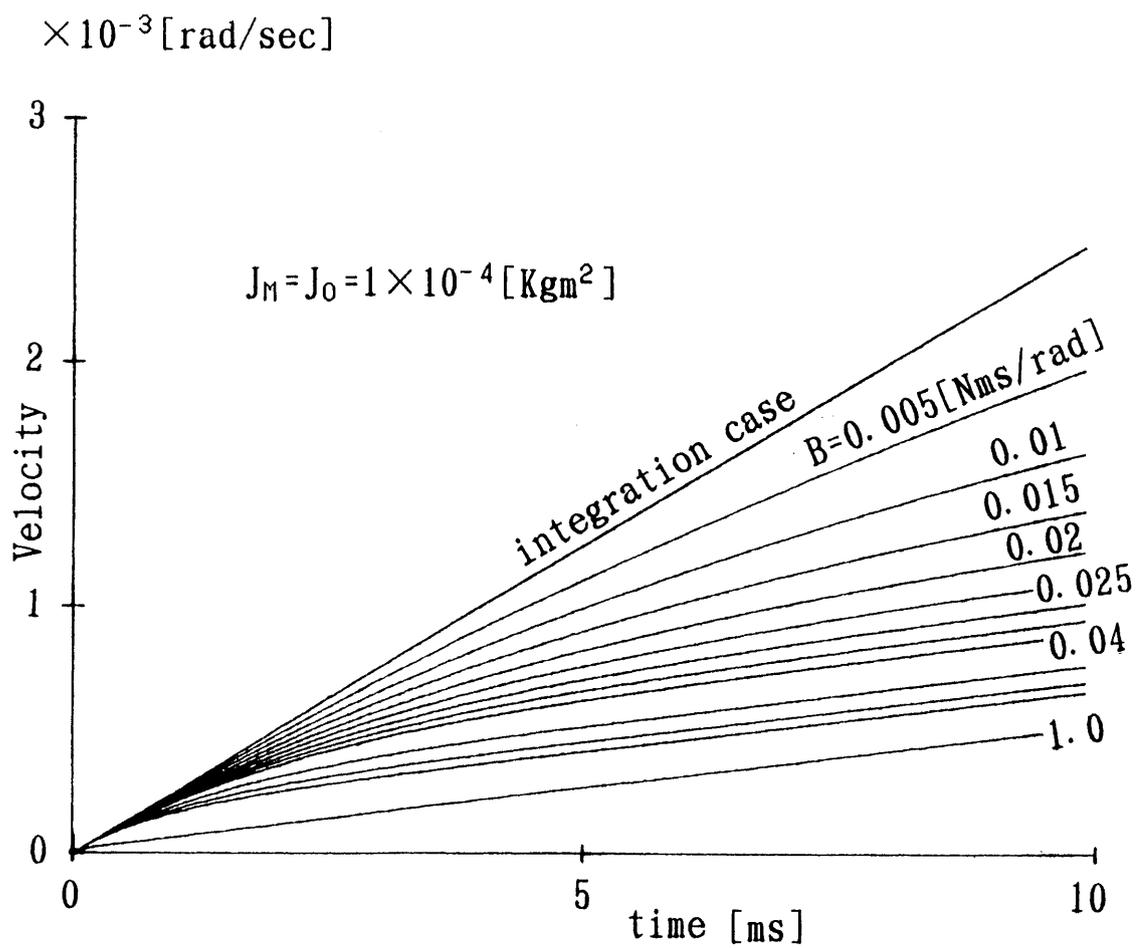


図 3.4 B による慣性能率変化のシミュレーション

3.3. 装置の構成

装置は図3.5の構成とした。サーボモータは市販の直流サーボモータ（山洋電機 U508T-002）を使い、専用サーボコントローラ（山洋電機 PDT 093C-40）を併用してサーボモータの速度制御系を構成した。これを含めて、さらに粘性要素とサンプル・ホールド要素を含む速度制御系を構成し、慣性運動をシミュレートする系とした。

粘性要素は電磁パウダークラッチ（神鋼電機 PMC-10A）の制御電流を速度制御して実現した。電磁パウダークラッチは制御電流によってトルク伝達率を調節できる回転型クーロン摩擦素子である。この素子を粘性要素として機能させるため、制御電流 i を素子の出力軸速度と入力軸速度の差に比例して流した。

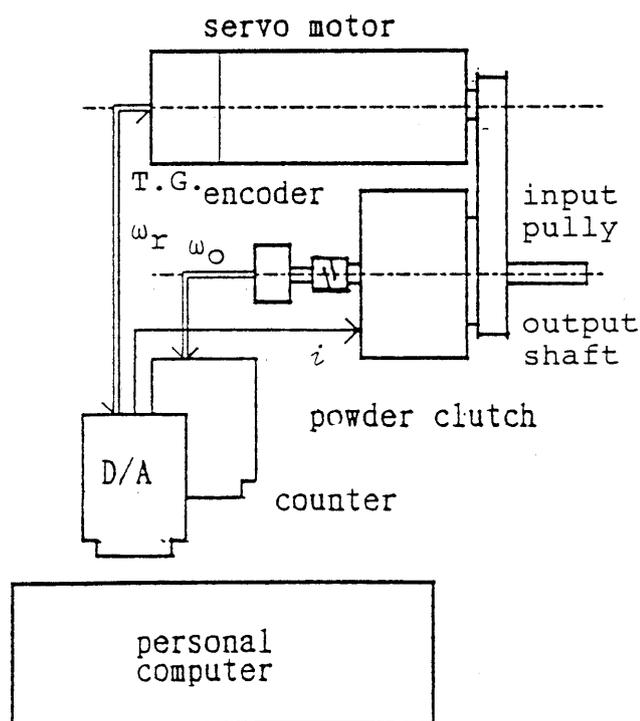


図3.5 装置の実際の構成

ここではすでに 3.2.4 節で述べたように、装置出力軸速度の直前のサンプル値 $\omega_o(t_s)$ と、さらにその 1 周期以前からホールドしているモータ速度指令値 $\omega_r(t) (= \omega_H(t))$ の差に比例させた。すなわち、

$$i = b(\omega_o(t_s) - \omega_r(t)) \quad (3.13)$$

ここに、 b は粘性係数に対応するゲイン定数である。電磁パウダクラッチの入力軸は前記したサーボモータで回転した。出力軸角度はロータリーエンコーダ（サンクス ORE-38-2048C05, 2048ppr）で検出してカウンターで 4 通倍（ 2048×4 ）したのち計数し、デジタル量に変換してパーソナルコンピュータ（日本電気 PC-9801RX）へ渡した。パーソナルコンピュータは電磁パウダクラッチ制御信号を算出するほか、サンプルホールド機能を持った速度目標値設定要素としても動作する。サンプリング周期は $1/400 \text{ sec} = 2.5 \text{ ms}$ とした。

原理に述べたように、トルク検出装置を設けることによる複雑化を避けて、出力軸速度変化が不感閾値を超えたとき速度目標値を更新する方式を採用した。式 (3.12) で述べたように、不感閾値は実験から求めた速度変動幅より大きくとり、1 サンプル周期間の速度変化をカウンター出力で 10 カウントに決めた。この値は、次の計算式により不感回転速度閾値 Δf に換算される。

$$\Delta f = \varepsilon_n / n / \Delta t \quad (3.13)$$

ただし、 ε_n : カウンター出力における不感閾値 (= 10)

n : カウンター出力におけるロータリーエンコーダ 1 回転当りのカウント数 (= 8192)

$\Delta \varepsilon$: サンプリング周期 (= 2.5 ms)

したがって式 (3.13) から、

$$\Delta f = 0.49 \text{ rps} = 3.1 \text{ rad/s}$$

以上の回転速度変動があったときこの系は応答する。

速度目標値はD/A変換器(12bit)を経てサーボモータコントローラへの速度指令信号として出力される。別にもう1個D/A変換器(12bit)を用意し、電磁パウダークラッチ駆動回路へトルク伝達率制御信号を出力している。

3.4. 結果と考察

図3.6に、使用した電磁パウダークラッチについてトルクメータ(昭和測器TP-851-2とDS3000)を使って実測したトルク伝達特性を示す。ここでは、電磁パウダークラッチの出力軸はトルクセンサを介してフレームに固定しておき、入力軸を回転したとき出力軸に伝達されるトルクを測定している。トルク伝達特性は入力軸の回転数には依存しないが、低トルク域に於ける非線形性と若干のヒステリシスを持つ。

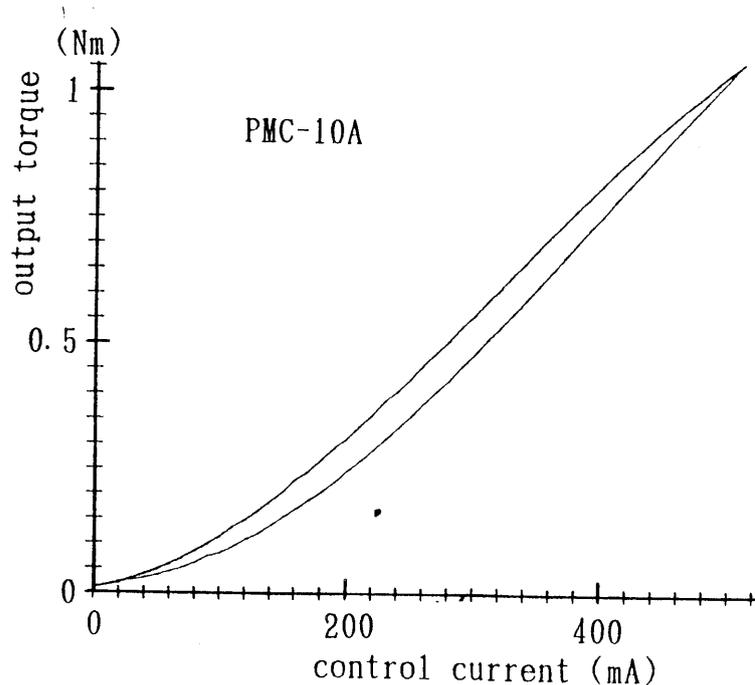


図3.6 パウダータッチ(PMC-10)の特性

図3.7に、電磁パウダークラッチに加える制御電圧をステップ状に変化した場合のトルクの立上り、および立下り特性を示す。図中に併記したのは制御電流の記録である。専用に製作した定電流アンプでドライブした。電流の立上り時定数は約10msで、パウダークラッチ自身のLC回路時定数7ms(実測値)に比べて若干長い。電流時定数を加えた実働時のトルク立上り時定数は、23msである。なお、トルクが立下る時定数は16msであった。

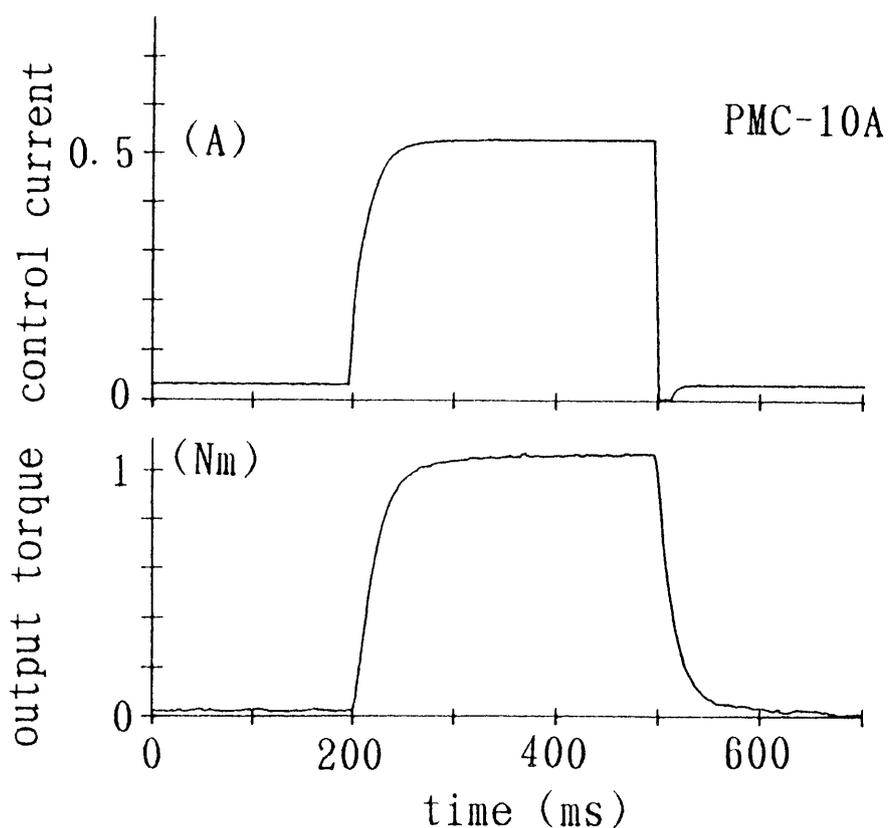


図3.7 パウダークラッチの過渡特性

図 3.8 ~ 3.10 は、何れも慣性装置として動作させた状態で装置出力軸にプーリ（半径 25 mm）を設けて重りをつけた糸を巻き付け、静止状態から重りを落下させて測定した結果である。

図 3.8 は、一定外部トルクを加えたとき出力軸速度が立ち上がる様子を電磁パウダークラッチの粘性ゲインをパラメータとして示している。ここに、粘性ゲインは電磁パウダークラッチに粘性特性をもたせるために式 (3.13) に掛けた倍率であり、図 3.6 の非線形性とヒステリシスの影響を受けるが粘性係数によく比例する量である。粘性ゲインを増すにつれて速度勾配が小さくなり、見かけの慣性性能率が変化していることがわかる。図 3.4 の傾向ともよく一致している。

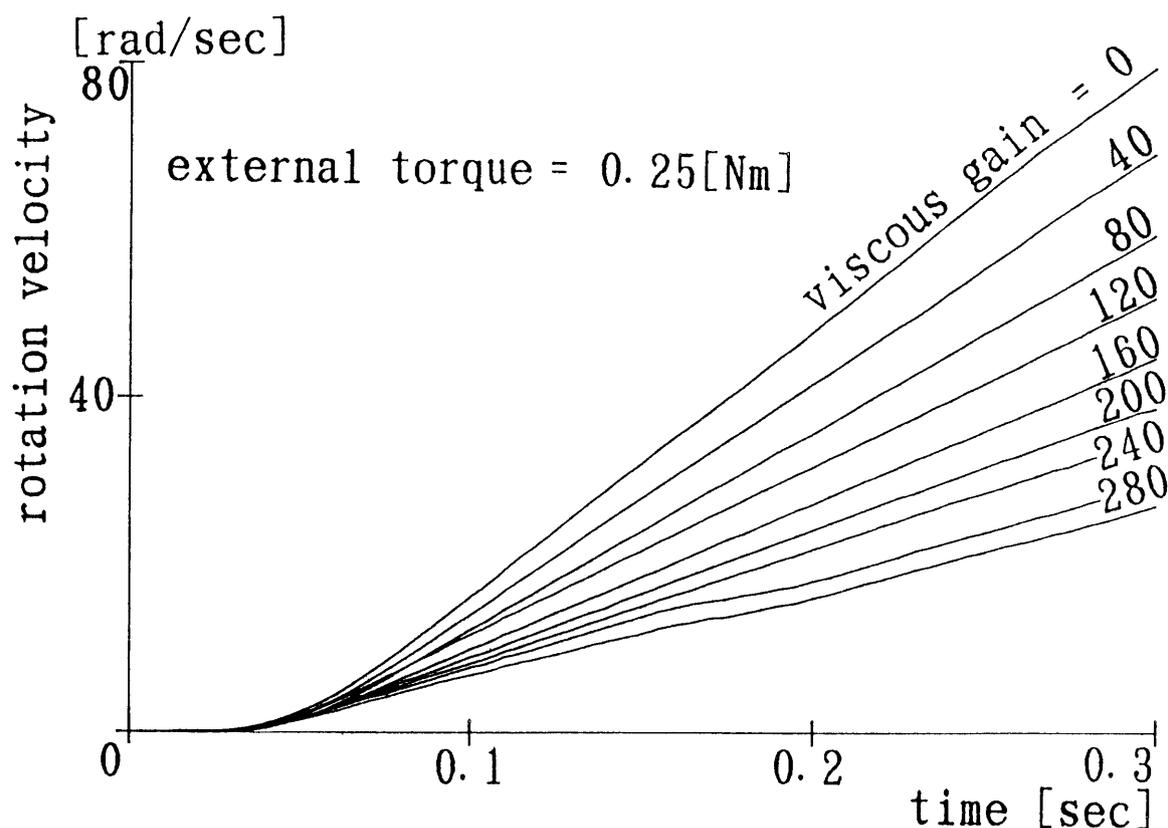


図 3.8 外部トルクによる速度変化

図3.9は、図3.8から算出した見かけの慣性能率が、粘性ゲインに依存する様子を示す。最小値である残留慣性能率から最大値であるサーボモータ速度制御系の実効慣性能率へ向かって規則的に変化することがわかる。2種類の外部トルクについて例示してある。外部トルクの大小によって見かけの慣性能率に若干の違いが見られるが、ほぼ平行して推移しており補正は容易である。

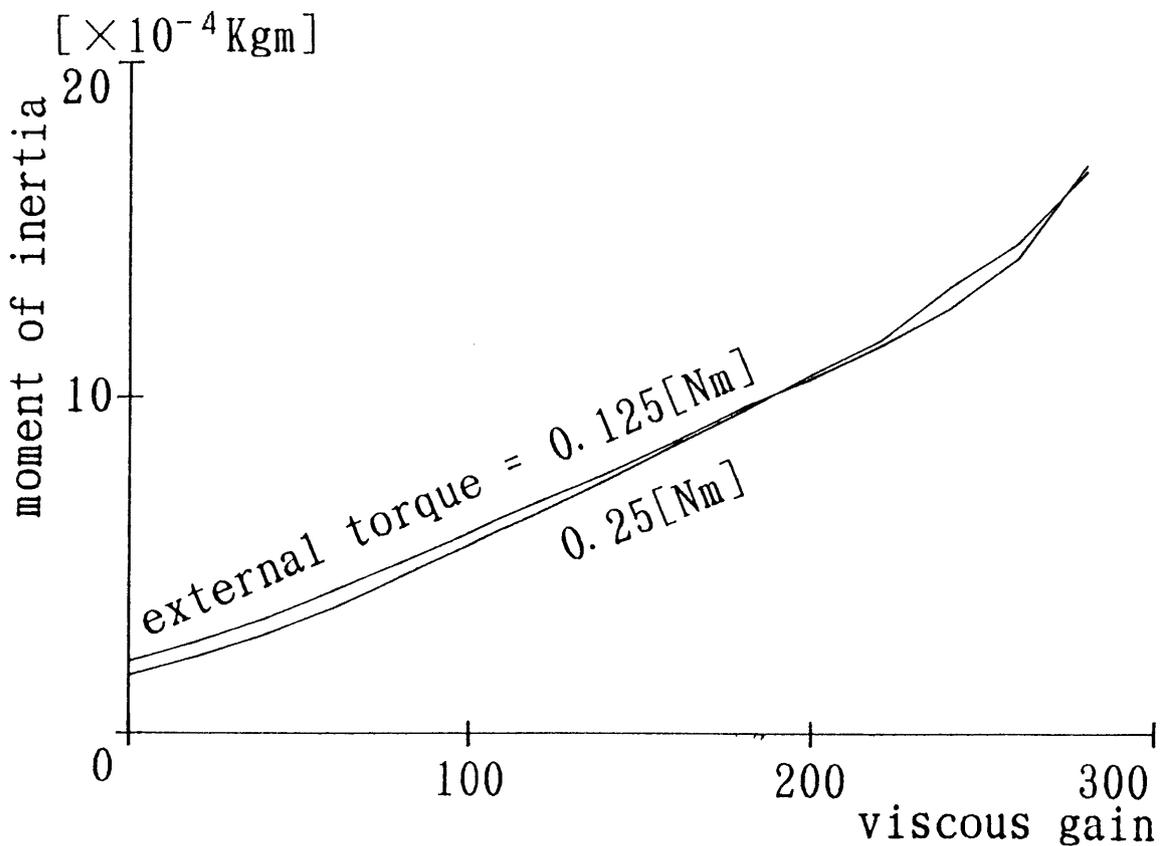


図3.9 粘性ゲイン-慣性能率特性

図3.10からは、粘性ゲインをステップ状に変化したとき出力軸の速度勾配が変化し、見かけの慣性能率が変化したことがわかる。慣性能率の切り換え時定数はグラフから約50ms以内であることがわかる。

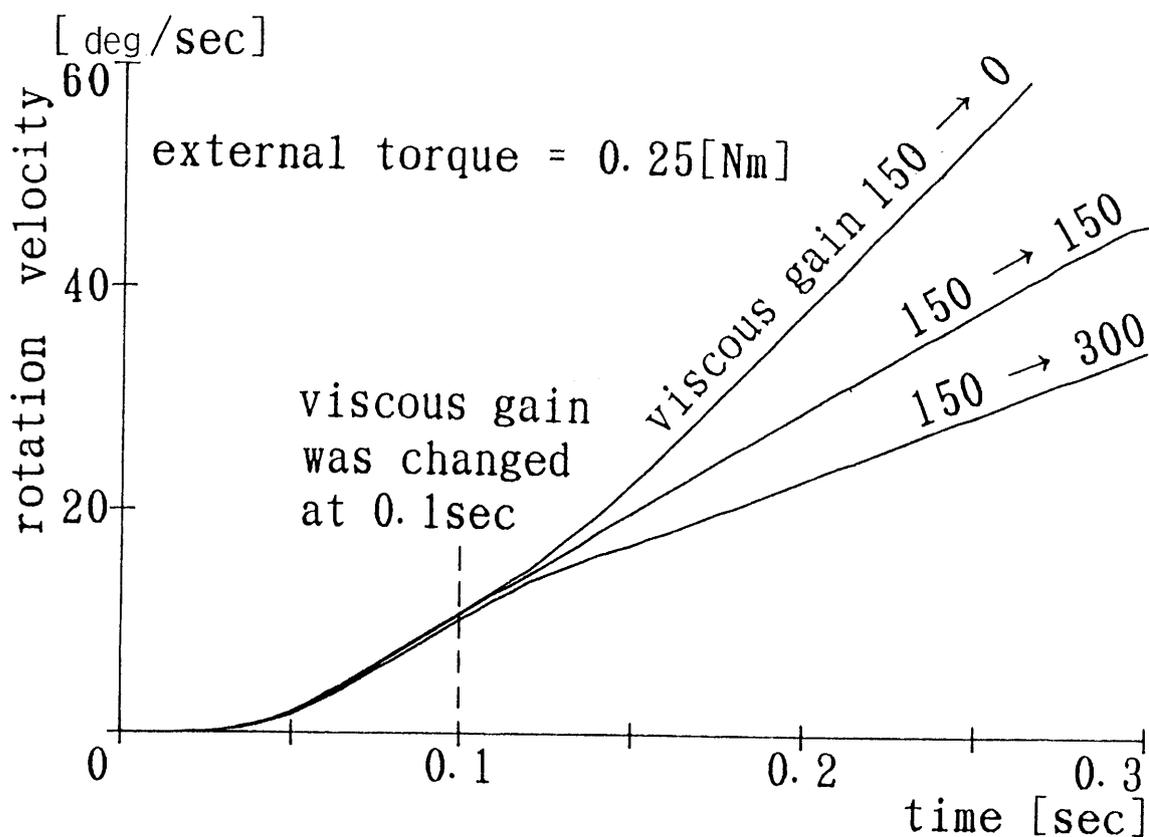


図3.10 粘性ゲイン切り替えによる慣性能率の変化

3.5 結 論

直流サーボモータと粘性要素を連結して，慣性能率を連続的に変化できる装置を開発した．外部トルクによって変化する出力軸速度を検出してサーボモータへフィードバックするサンプル値系を構成している．

粘性要素の粘性係数を変えると見かけの慣性能率が変化し，動作原理を検証した．粘性係数をステップ指令で切り換えると慣性能率は50ms以内の短い時間で切り換わった．速度変化の検出に不感閾値を設けることで正帰還ループを切断し，実用的に安定な動作を実現した．

粘性要素として電磁パウダークラッチを採用した．電磁パウダークラッチは本来クーロン摩擦素子であるが，制御電流を入出力軸速度の差に比例させることで等価的に粘性動作をさせた．等価粘性係数は検出した速度の差に乗ずるゲイン定数を変えて調節した．

本装置の最大の特長は慣性能率を自由にしかも短時間に調節できる事であるが，他にも特長がある．それは制御信号を構成するために軸の回転速度だけを必要とし，トルクを必要としないことで，そのためトルクフィードバック方式に比べ制御系の構成は単純である．

短時間で連続的に慣性能率を変化できる装置は広く応用可能であるがこれまで存在しなかった．本装置によって初めて実用化への道を開いた．この装置を，第2章に述べた可変粘弾性装置と連結すれば，総合的に機械インピーダンス（慣性，粘性，弾性）を変化できる可変インピーダンス装置とすることができる．

第4章 神経筋系の可変粘弾性特性の実験による検証

4.1 はじめに

神経支配を受ける筋が張力-筋長特性（弾性特性）と、張力-収縮速度特性（粘性特性）を持つことが指摘され⁽²⁴⁾、ヒトの生体筋で測定⁽²⁵⁾されて以来、神経系が筋張力と筋粘弾性を如何に制御して、柔軟で安定な四肢運動を実現しているかを知ることは重要な研究課題となった。

筋の収縮力は、表面筋電図から推定するのが妥当である⁽⁵⁰⁾。筋電図（EMG）研究は医学⁽²⁴⁾⁽⁵²⁾⁽⁷⁹⁾、工学⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾⁽⁴⁹⁾⁽⁸¹⁾を中心に数多く行われ、その結果、等尺性筋張力を推定するEMG信号処理方法は「全波整流+フィルター」と言う形で一応確立した。しかし、関節屈伸を伴う運動中の筋張力を推定する方法は、筋と電極の位置関係のずれが原因となって今のところ確立していない。

筋の粘弾性は神経支配を受けて変化する⁽²⁶⁾⁻⁽²⁹⁾⁽³¹⁾⁽⁶²⁾⁽⁸⁰⁾と言われ、筋収縮力とともに変化するヒト骨格筋の粘弾性（機械インピーダンス）を同定する研究がなされている。筋のインピーダンスの内、静止状態の弾性係数については等尺性収縮から同定可能である。しかし、運動中の筋の粘弾性係数は、任意の筋活動レベルにおける筋の正味の収縮力を推定する方法が確立されていないため、直接的な同定は出来ない。これを目的として行う実験では関節を一定角度に保持した状態で等尺性筋張力を推定したり、外力印加時のインピーダンス変化を測定する際にも等尺性筋張力から推定するなどして、いわば準動的な状態での方法に依拠している。連続的に屈曲運動をしている筋の粘・弾性特性を筋張力と関節運動から推定する事は、系の内力である正味の筋張力をEMGから推定する方法に問題があって現実的には難しい。そのため、位置と力を同時にかつ連続的に変化するダイナミックな関節屈伸運動をしているヒトの生体筋の粘弾性がどの様に変化しているかについては未だ不明である。

そこで、本研究では連続運動中の筋粘弾性の環境に対応する変化を捉えることを目的として、等速度屈曲運動をしている手関節に弾性負荷トルクを加え、筋活動レベルを連続的に変化する実験を行った。その結果、観測された振動現象から負荷トルクに対応する筋粘弾性変化を確認した。

本章では、最初に実験装置の概略と実験手順について述べ、次に弾性負荷を加えたランプ視標トラッキング実験について結果を示し、考察を加える。

4.2 方法

4.2.1 実験のセットアップ

負荷として第2章で述べた可変粘弾性装置を用い、被験者の手関節に弾性トルクを加えた。この装置を弾性動作させたとき、最大4 Nmまでの範囲でおおむね0~5 Nm/radの弾性トルクを発生し、連続的に調節できる。動作周波数は最大約10 Hzでヒト上肢の随意運動の動作周波数をカバーしている。出力軸周りの慣性能率は、約 $9 \times 10^{-4} \text{ Kg m}^2$ 、残留クーロン摩擦トルクは $2 \times 10^{-3} \text{ Nm}$ である。

この可変粘弾性負荷装置の出力軸にトルクセンサを介してクランクを取り付け、被験者にクランクを手関節で回転して視標を追跡するように指示した(図4.1)。クランク回転角をポテンショメータで電気信号に変換し、これを用いてトラッキングカーソル(追跡標)の位置を決めた。

視標と追跡標は同一CRT面の上半部と下半部に太さの同じ2本の垂直線分として表示し、それぞれ水平方向へ移動するようにした。視標の送出を初めとする実験システムの制御はパーソナルコンピュータで行った。視標制御信号、トラッキング応答、および関節トルクの他に、橈側手根屈筋と尺側手根伸筋(または橈側手根伸筋)から、表面誘導筋電位を使い捨てのボタン電極を使って双極誘導して記録した。計測信号は全ていったんデータレコーダへ収録し、解析はオフラインで行った。

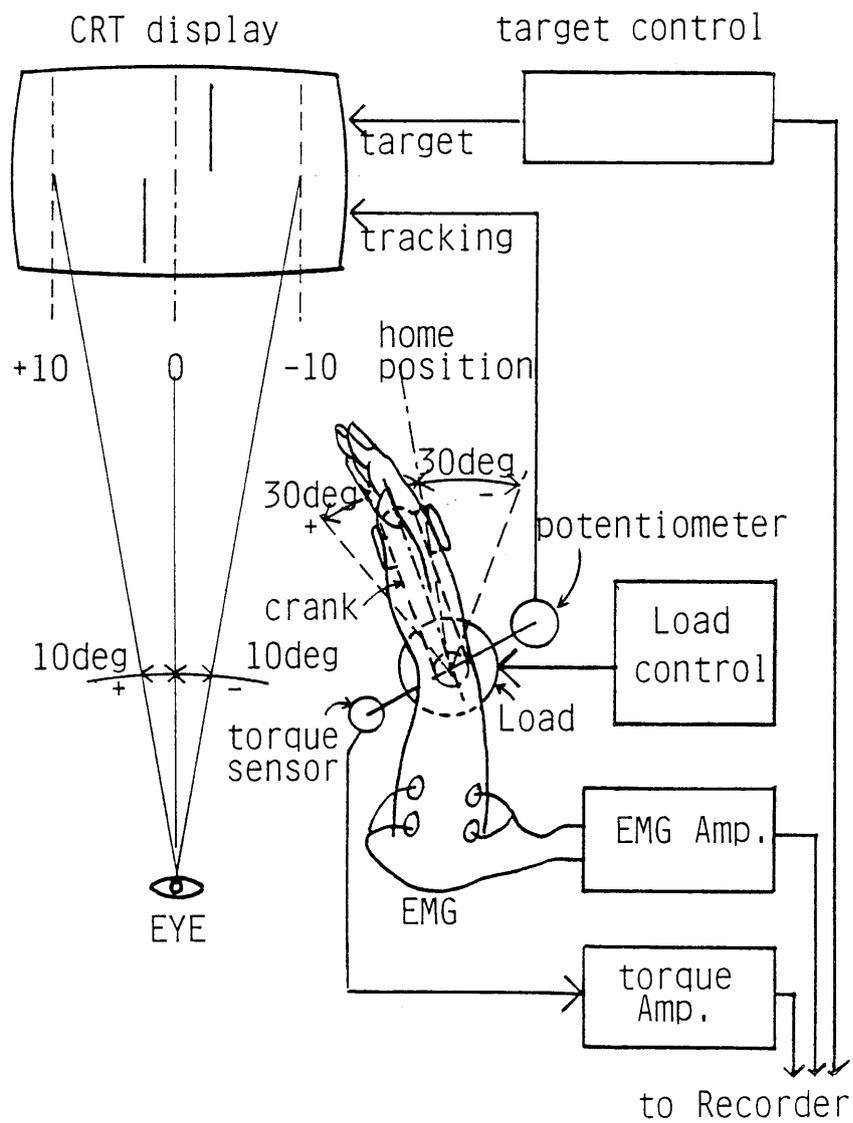


図 4.1 実験のセットアップ

4.2.2 手順

実験は、弾性負荷に拘束された手関節でランプ視標をトラッキングする等速度屈曲運動として行った。弾性負荷を選んだ理由は屈曲角と負荷トルクが線形関係を持つからであり、等速度運動を選んだ理由は、負荷装置や手関節に残留する定粘性が運動に与える効果を一定に保ち、筋粘性の変化を観測し易くするためである。同時に、負荷装置や手部の慣性が運動に及ぼす影響を軽減する効果も期待した。

被験者は6名（21才と22才）の健常な男性とした。被験者は全て右利きで、実験は右手関節で行った。

実験に先立ちホームポジション（主動筋、拮抗筋がともに休止状態になる手関節角で被験者毎にEMGを観測しながら設定）を定めた。

手関節の屈曲角はホームポジションを0度として、0度から30度とした。このとき視標の移動範囲は、眼球の大きな運動を伴わずに視標を視認できるように、視角にして0度から10度となるように設定した。関節屈曲速度は全て10 deg/sの等速度とした。

したがって、視標の移動速度は10 / 3 deg/sとなる。

実験は視標の運動に関して2種類（下記1と2）、追跡標の提示方法に関して2種類（下記3と4）の組合せから3通りを選んで行った。すなわち、

1. 視標を0度から+10度まで移動する。
2. 視標を-10度から+10度まで移動する。
3. 視標と追跡標を常に提示する。
4. 視標は常に提示するが、追跡標は追跡期間中隠す。

ここでそれぞれの内容について説明する。

まず、1について述べる。試行開始と同時に視標はホームポジション（0度）をとり、5秒間ホームポジションを維持した後ランプ

運動に入って、3秒後最終角度に達してからなお3秒間その角度を維持し、再びホームポジションへ戻る。以上の運動を連続して少なくとも10回繰り返す。失敗試行があった場合はその数を追加する。被験者は視標の起動を視認してからトラッキングを開始する。

次に、2について述べる。試行開始と共に、視標はCRT面中央位置を2秒間維持したのち-10度（右方）へ跳躍し、その位置から直ちに等速度で+10度（左方）へ向けて移動を開始する。被験者はクラックを操作して追跡標をホームポジションに合わせながら待機して、3秒後に視標が右方から接近して追跡標と一致するのを待ってトラッキングを開始する。

3では視標および追跡標を常時CRT面上に表示するほか、被験者の上肢の動きも特別に隠ぺいしない。

4については2と組み合わせて行ったので、それとの関連で説明する。ここでは視標が右方から接近して0度に達するまで追跡標はCRT面上に提示される。その後、0度から+10度までのトラッキング期間中は追跡標のみCRT面から消去される。手はもちろん、前腕の動きも被験者からは見えないように隠ぺいする。

実験を行った組合せは、次のA、B、C 3組とした。

A：1と3。視覚フィードバックがあり、一定期間のトラッキング運動も認められ、しかも起動時のトラッキング動揺効果がわかる。

B：2と3。視覚フィードバックあり。起動時の動揺が小さくトラッキング期間が長い。

C：2と4。視覚フィードバックなし。トラッキング期間が長い。

1と4（視覚フィードバックがなく、起動の影響が大きい）の組合せは採用しなかった。

表 4.1 に負荷条件を示す. 実験は負荷弾性係数を 0 ~ 4 Nm/rad (0 ~ 2 Nm/30deg にほぼ等しい) まで順次増加して行った.

表 4.1 トラッキング実験の負荷条件

condition	elastic coefficient
a	0 (Nm/rad)
b	1
c	2
d	3
e	4

4.3. 結果

図 4.2 A, B, C, (a) ~ (e) に, 各負荷条件下で行った 1 被験者の実験の記録からそれぞれ一試行例を選んで示す. A, B, C は上記した視標と追跡標の提示条件に対応し, (a) ~ (e) は表 4.1 の a ~ e に対応している. 記録は上から順に屈筋 EMG, 伸筋 EMG, 指標角度, トラッキング角度, および負荷トルクである.

例示した被験者の手関節における最大随意屈曲トルクは, 別に測定したところ約 8 Nm (30 deg 屈曲時) であったから, 最大負荷時 (最大負荷弾性係数 \times 最大屈曲角 = 2.0 Nm/30deg \times 30 deg = 2.0 Nm) には最大随意屈曲トルクの約 25% の負荷を加えたことになる.

図 4.2 A (a) ~ (e) を個別にみると, 関節角と共に負荷トルクが増すに連れて屈筋 EMG は増加している. また, 同図を (a) から (e) まで通して負荷弾性係数変化に対する EMG の増減に注目してみると, 負荷弾性係数の増大とともに屈筋 EMG も増加していることがわかる. トラッキング動揺は起動時に大きく出ている.

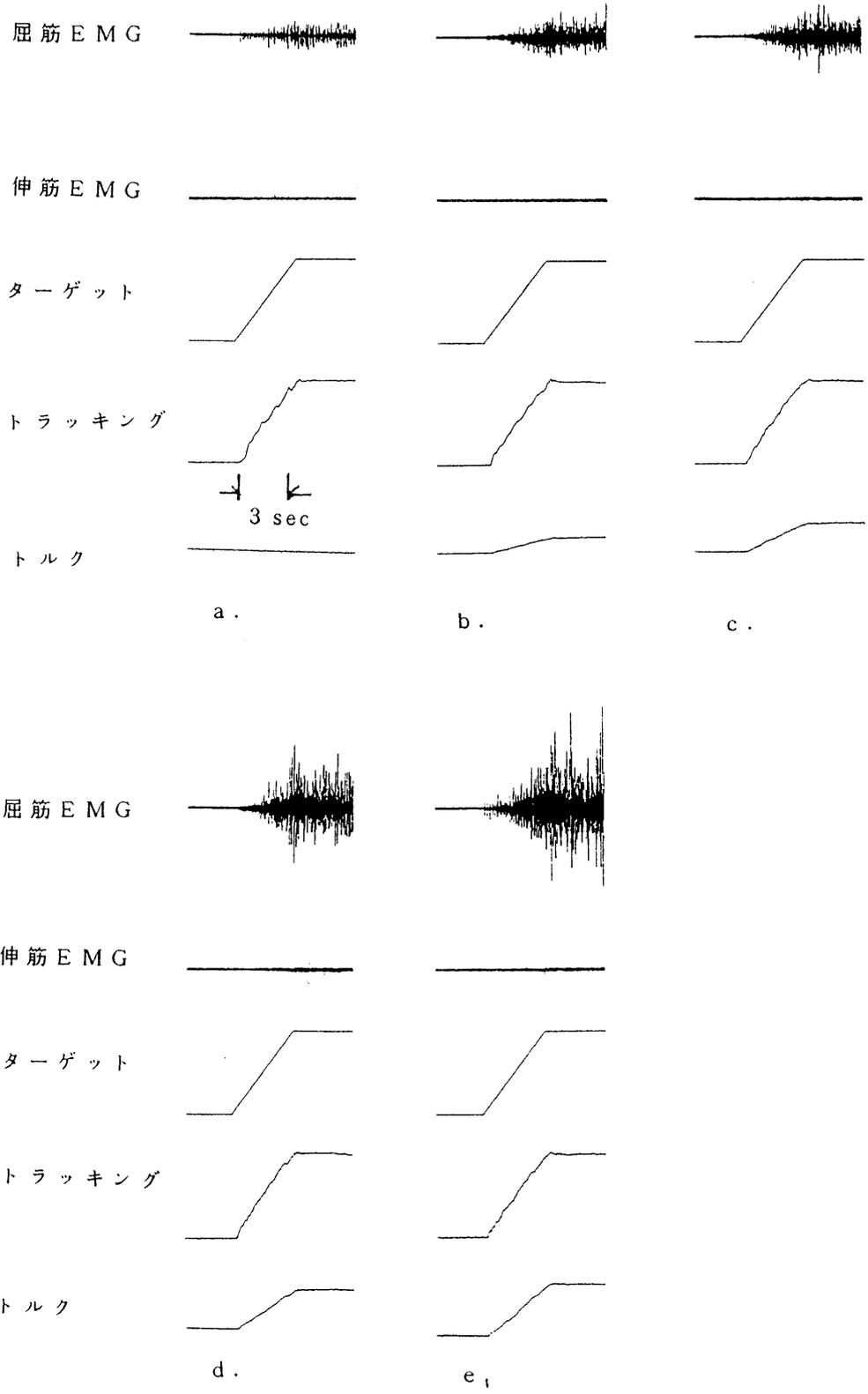


図4. 2 A 等速度トラッキング実験の記録例
 (視標0度~10度, 視覚フィードバックあり)

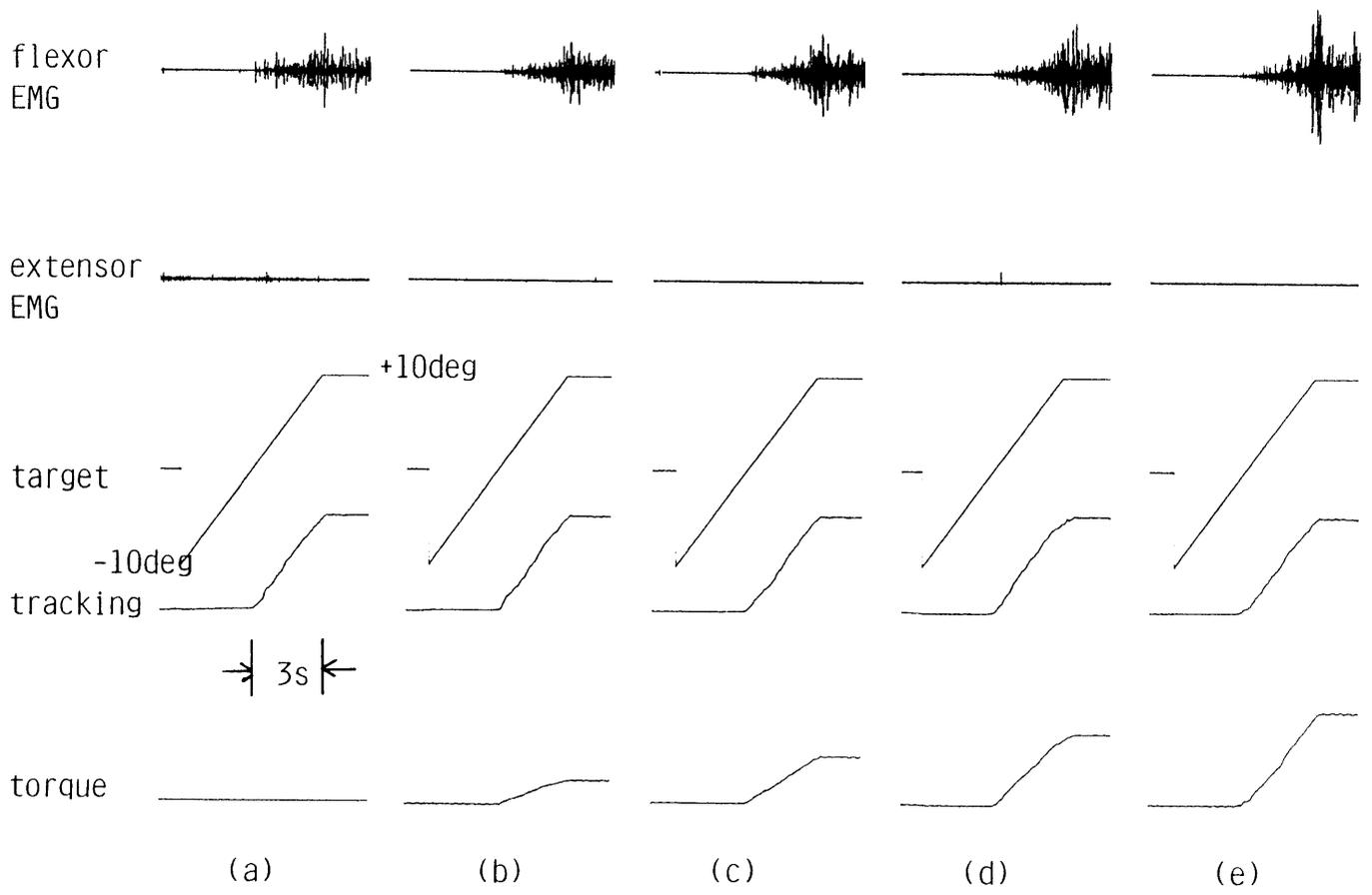


図 4.2 B 等速度トラッキング実験の記録例
 (視標 - 10 度 ~ + 10 度, 視覚フィードバックあり)

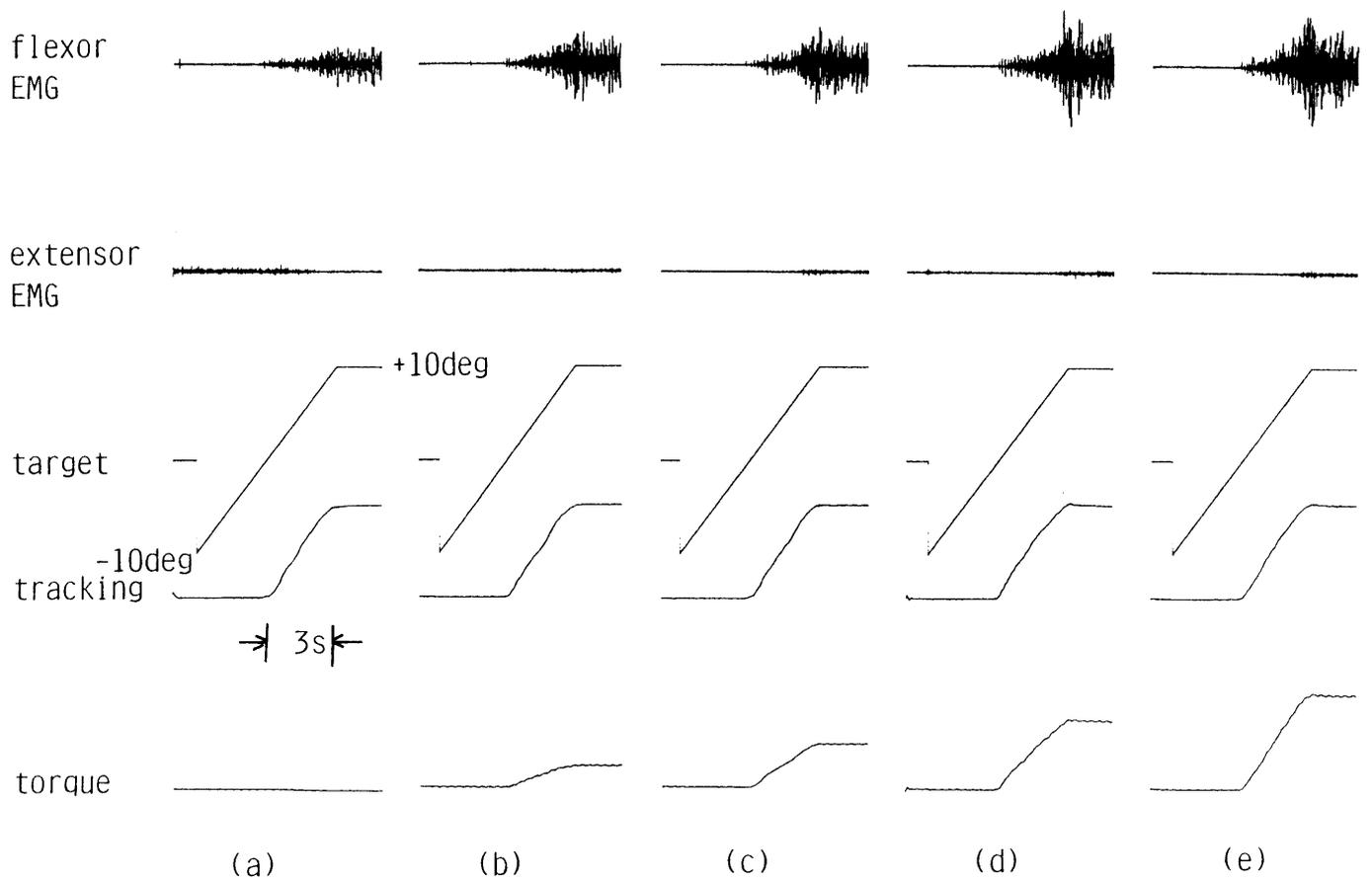


図 4.2.C 等速度トラッキング実験の記録例
 (視標 -10度 ~ +10度, 視覚フィードバックなし)

図 4.3 (a)～(e)は、図 4.2 と同じ被験者で屈筋の整流積分筋電図 (I E M G) をとり、これを同一負荷条件の 10 試行についてサンプル時間 (1 / 500 sec) 別に加算平均した I E M G である。図 4.2 A で見られた屈筋 E M G の増加傾向がさらに明確化している。こゝでは時間に対する I E M G を描いているが、弾性負荷を付けて等速度運動をしているこの実験では、時間と負荷トルクは線形関係をもつため、図は負荷トルクに対する I E M G を描いていることになる。また図には、5～10 Hz の周波数をもつと思われる強い周期性の動揺が認められる。それぞれのグラフは I E M G が線形を超えて双曲線もしくは指数関数的な増加傾向をもつことを示しているが、他の被験者からは I E M G が線形的に増加する結果も得られている。I E M G の勾配が負荷弾性係数とともに増加する傾向は 6 名の被験者全員に観測された。

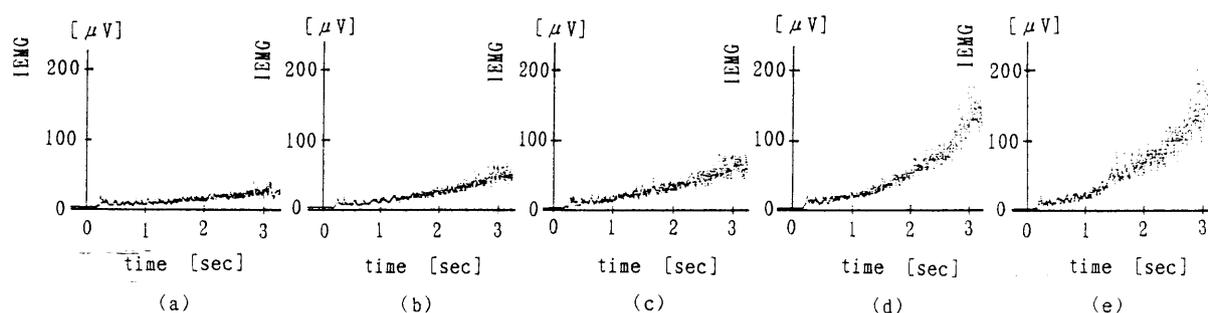


図 4.3 屈筋 I E M G の 10 試行についての加算平均
(視標 0 度～+10 度, 視覚フィードバックあり)

次頁、図 4.4 (a)～(e)は、図 4.2 A を含む 10 試行の偏差を平均して得た位相面軌道である。視標移動開始時点 (0 sec) から停止後 1 秒経過時点までを描いてある。図中黒丸は、視標移動開始後 0.3 sec 時点、白抜き丸は停止時点 (3 sec) を示している。

いずれの負荷弾性係数でも，最初の0～0.3 sec付近迄は視標に対してトラッキングが角度，角速度ともに大きく遅れる初期追いつき動作を示した．その後続く中間の定速度部0.3～3 secでは，角度は遅れるが角速度は0を挟んで増減し目標速度を良く捕捉した．

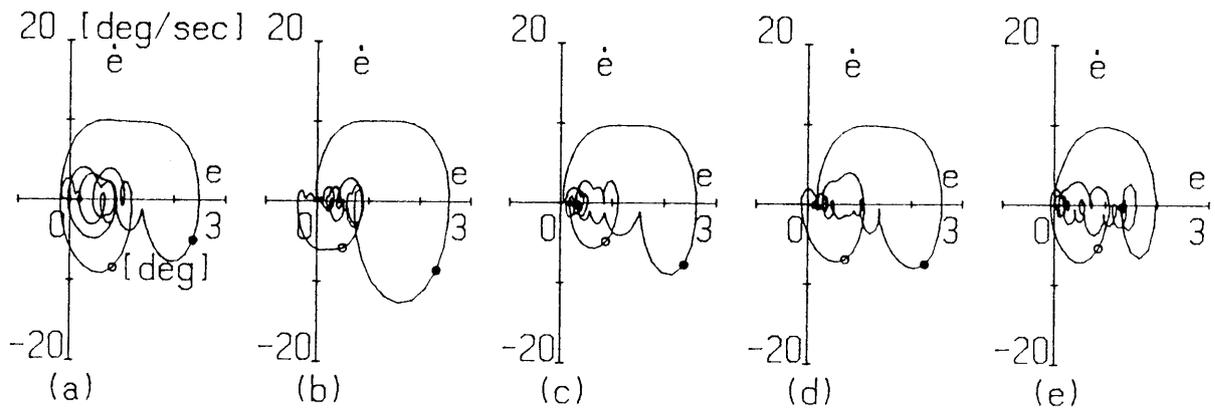


図4.4 トラッキング偏差の平均の位相面軌道
(視標0度～+10度，視覚フィードバックあり)

負荷弾性係数を増加するに連れて位相面軌道は安定する傾向を示し，その傾向は同図(d)で最も強まって(e)では一転して振動が大きくなった．最後の3 sec以降の視標停止後は，角速度，角度ともに原点へ収束して最終角度を捕捉する動作へ向かっている．位相面軌道から見た安定性が負荷弾性係数の増加とともに高まり，極大を経て低下または極大を維持する現象は6名の被験者全員に観測された．

次頁，図4.5(a)～(e)は，図4.2Aに対応したトラッキング偏差のパワースペクトルである．各試行毎にトラッキング偏差をFFT処理してパワースペクトルを得，それを同一条件下の10試行について加算平均して示した．

FFT処理はターゲット移動開始1秒前から移動停止後2秒経過するまでの6秒間の中から順次1秒間のデータを切り出して行った．切り出し時間は1回毎に0.2秒づつ遅延させたので，最初の第1

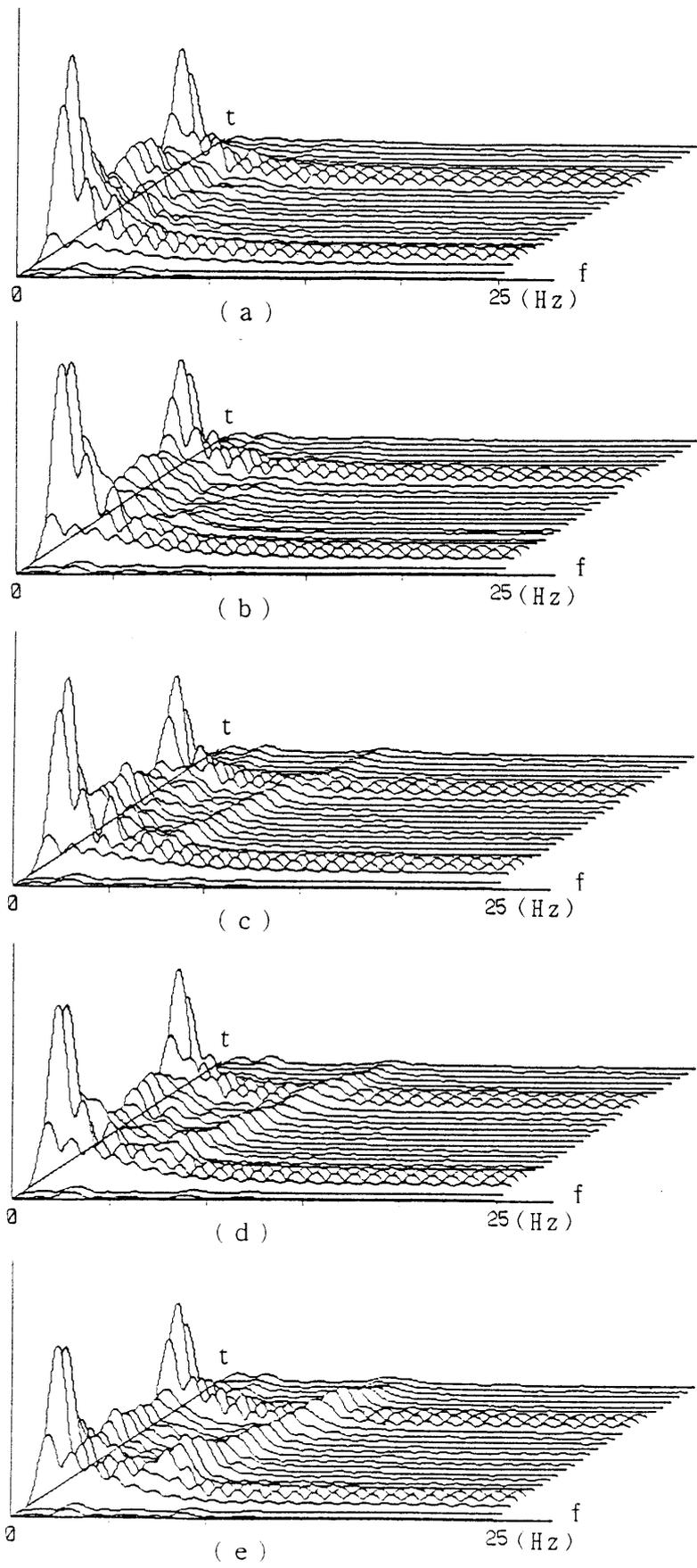


図 4.5 トラッキング偏差のパワースペクトル
 (視標 0 度 ~ +10 度, 視覚フィードバックあり, FFT 法)

区間は 0 ~ 1.0 sec. 最終の第 26 区間は 5.0 ~ 6.0 sec となる。これをグラフでは手前から奥へ向かうように表現した。サンプリング周波数を 50 Hz とし、25 Hz まで表示してある。切り出した 1 秒分 50 個のデータの前後に 103 個づつ 0 を追加して全体で 256 個としたうえ FFT 処理をしたので、周波数領域で内挿したことになり、見かけ上 $50 / 256 = 0.195$ Hz の分解能で表現している。

図 4.6 は図 4.2 B に対応するトラッキング偏差のパワースペクトルである。AR モデル推定法によって算出した。データ切り出し法および 3 次元表示法は、図 4.5 と同様にした。ただし、切り出した 50 個のデータの前後に 0 を追加する方式は採らず、50 個のまま計算した。モデルの次数は 20 次固定とした。AR モデル推定法では 1 つの試行から顕著なパワースペクトルを算出できるので加算平均操作は行っていない。

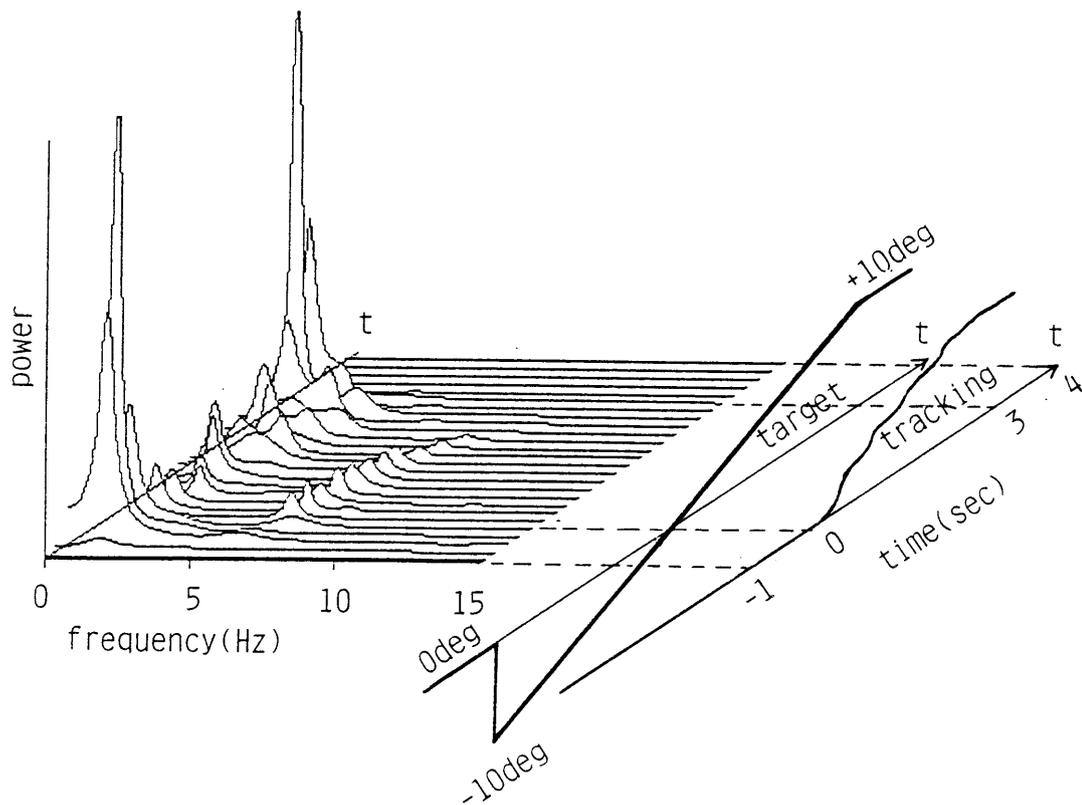


図 4.6 トラッキング偏差のパワースペクトル
(視標 -10 度 ~ +10 度, 視覚フィードバックあり, AR 法)

図4.7は図4.2 Cに対応するトラッキング偏差のパワースペクトルである。図4.6と同様にして描いた。

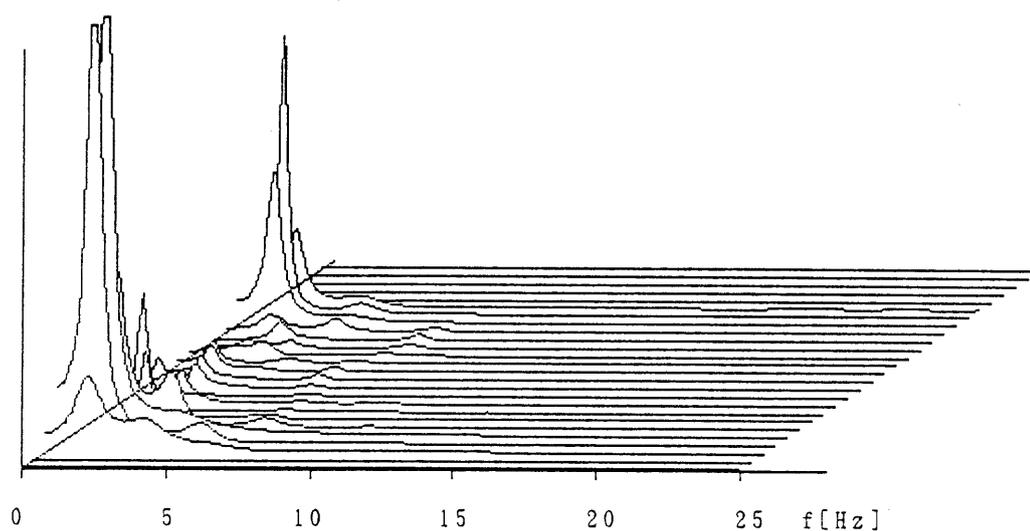


図4.7 トラッキング偏差のパワースペクトル
(視標 -10 度 $\sim+10$ 度, 視覚フィードバックなし, AR法)

図4.5, 図4.6, および図4.7に現れた特徴的なピークに注目して以下のグラフを作成した。1つはトラッキングの定速度域を中心として5 \sim 10 Hz付近に観測されるピークであり, 2.0 Nm/rad以上の負荷弾性係数で顕著に現れた。もう1つはトラッキングの全域にわたって1 Hz付近に見られるピークで負荷弾性係数にかかわらず現れたが, 視標の起動, 停止時にとりわけ顕著であった。これら2つのピークは視標と追跡標の提示条件(A, B, C)によらず, 6名の被験者全員に類似した形で観測された。

図4.8に、図4.5の5～10 Hz付近に見られるピークの周波数と目標トルク平均値（後述）との相関図を示す。例示した被験者について2.0 Nm/rad以上の負荷で現れた全てのピークをプロットしてある。

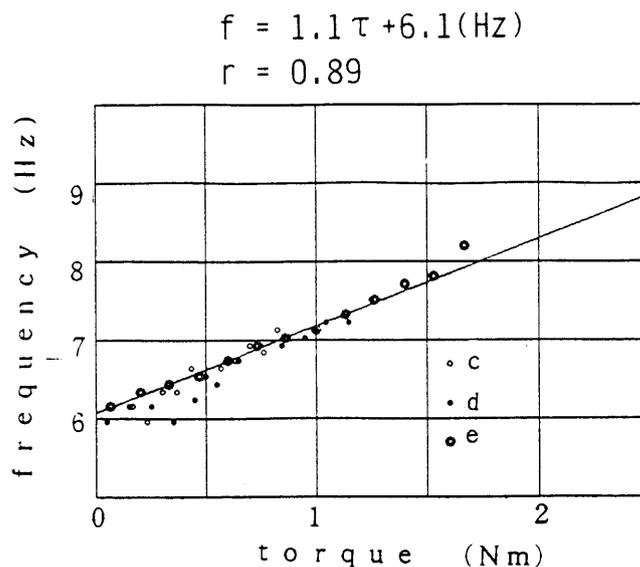


図4.8 目標トルク平均値に対するピーク周波数の推移
(視標0度～+10度, 視覚フィードバックあり, FFT法)

図中に示した回帰直線の回帰式は、

$$f = 1.1\tau + 6.1(\text{Hz}) \quad (4.1)$$

但し、 f : 周波数 (Hz)

τ : 目標トルク平均値 (Nm)

相関係数は、 $r = 0.89$ となった。

最低値を示した被験者でも相関係数は $r = 0.77$ であった。

上述した目標トルク平均値 τ は、目標クランク角度に対応する負荷トルクの各FFT区間における平均値として定義した。弾性負荷を加えているので、この値は目標クランク角度 θ_r と負荷弾性係数 K に比例する。

$$\tau = K \cdot E_{\theta} \{ \theta r \} \quad (4.2)$$

ただし、 $E_{\theta} \{ \cdot \}$: 区間平均値.

図4.9は、図4.5の1 Hz付近に現れるピークの周波数と視標角（または目標トルク）との関連に注目して描いたグラフである。縦軸はピーク周波数とした。横軸は視標角（または目標トルク）で表現すれば視標停止後の表現が出来ないので、これを避けて時間で示した。

それぞれ1秒からなるFFT区間の平均時間で示したので0.5 sec後方へシフトして見える。(a)と(b)は2名の被験者の結果で、互いに異なる傾向を示しており、6名の被験者は2者のいずれかに分類できた。

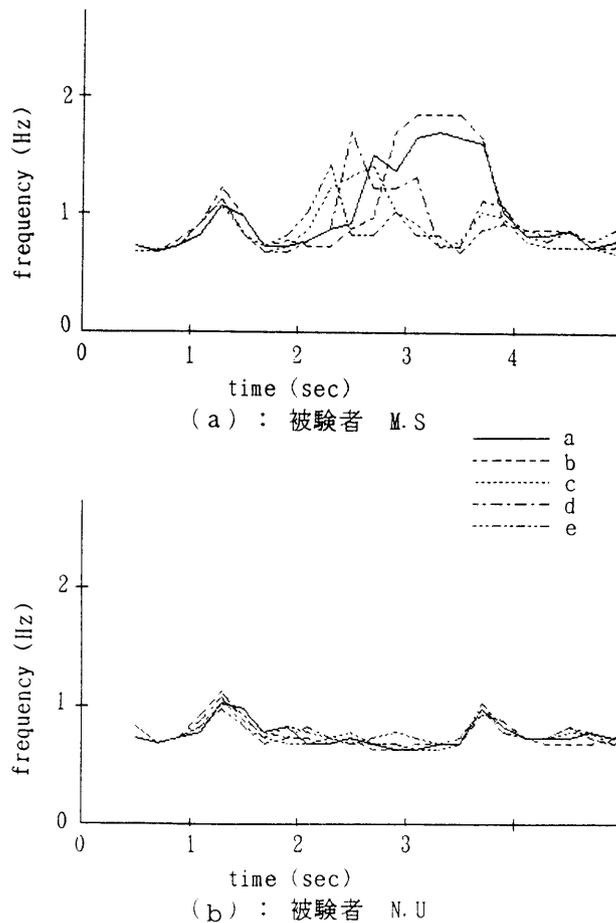


図4.9 視標角度によるピーク推移
(視標0度~+10度, 視覚フィードバックあり, FFT法)

同図(a)(b)に示すように、1Hz付近に現れるピークの周波数はトラッキング開始時点と終了時点には、高域へ0.5~1 Hz程ポップしてターゲットの速度変化に追従しているが、中間部の定速度域ではターゲット角度に対する相関は一見して認められない。

図4.10は1 Hz付近に現れるピークの周波数をトラッキング偏差との関連に注目して描いた相関図である。図は平均をとる前段階で算出した全試行別区間FFTについてピーク周波数を縦軸とし、各FFT区間における偏差面積(IAE)を横軸として描いている。平均操作を加える前の個別FFTについて全てプロットしたので、5 Hz付近まで分布が広がっている。プロットした区間は先頭と後部を除き、起動と停止の影響を受けない中間の定速部7区間(1.6~2.6 sec, ..., 2.8~3.8 sec)とした。

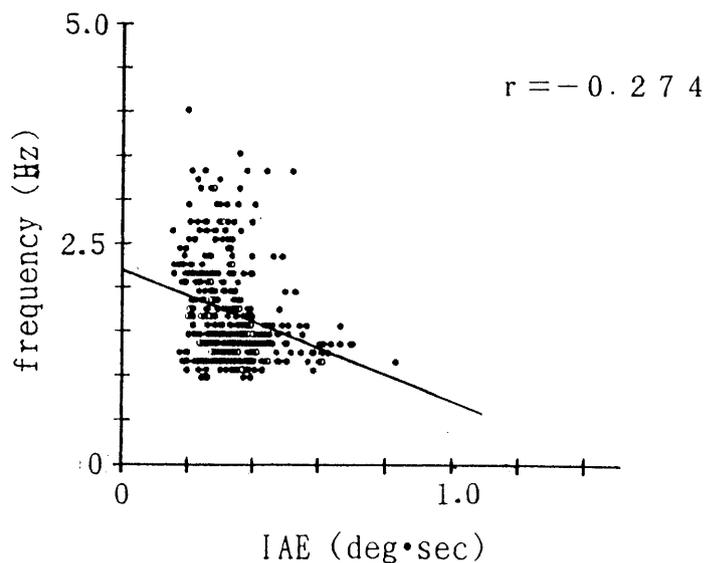
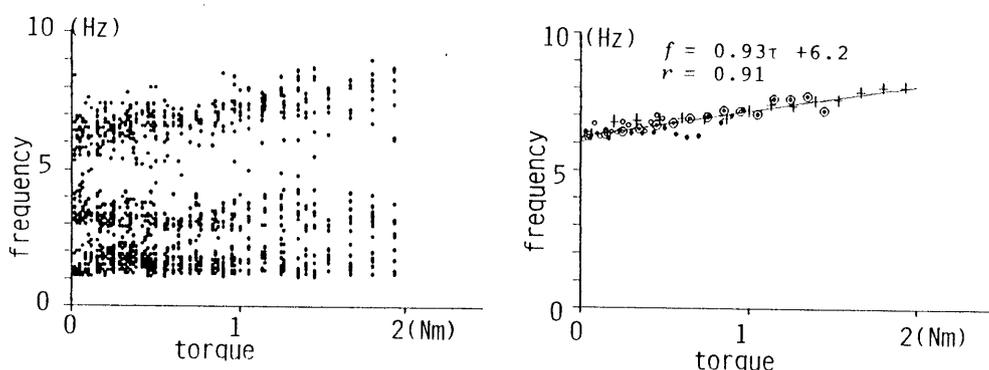


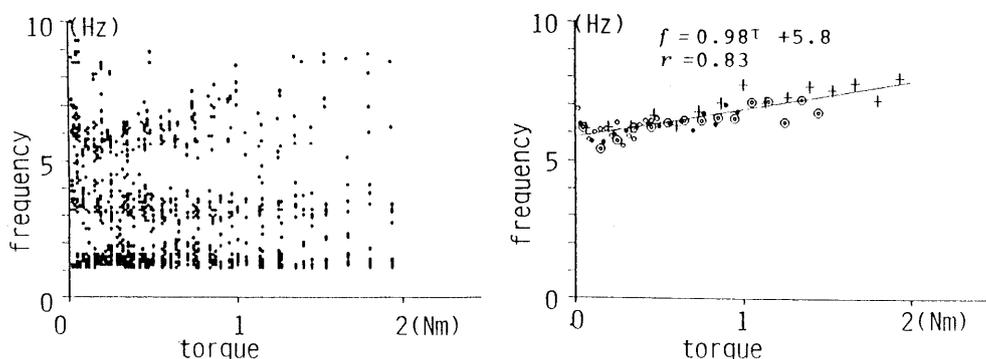
図4.10 トラッキング誤差面積に対する周波数推移
(視標0度~+10度, 視覚フィードバックあり, FFT法)

図4.11と図4.12は、それぞれ図4.6と図4.7を含む待ち受け方式のトラッキング実験（分類BとC）から、AR法で算出したパワースペクトルがピークを示した10 Hz以下の周波数を全てプロットしたものである。図(a)はピークの分布を、(b)は5 Hz以上のピークについて相関係数を計算した結果である。



(a) ピーク周波数の分布 (b) 5 Hz以上のピークの相関図

図4.11 ピーク周波数の分布と相関
(視標 - 10度 ~ +10度, 視覚フィードバックあり, AR法)



(a) ピーク周波数の分布 (b) 5 Hz以上のピークの相関図

図4.12 ピーク周波数の分布と相関
(視標 - 10度 ~ +10度, 視覚フィードバックなし, AR法)

4.4 考 察

実験は連続運動中のヒト神経筋系の粘弾性変化を捉えることを目的として行ない、ヒト一般について普遍的な関係を明らかにすることは意図しなかった。したがって被験者は通常の運動機能をもつ健全な青年男子から選定した。ところで、筋粘性が関節運動に及ぼす力学的効果は速度に依存するので、まず筋に等速性収縮をさせ、その影響を最小にした。その上で、運動中の筋に外力を加えてそれを変えると筋の活動性が変化し、その結果、筋粘性の変化がおこれば関節運動に現れる変化として観測できる。目的にかなう運動は、弾性負荷を操作して行なう等速度運動すなわち、弾性特性をもたせたクランクを手関節の屈曲運動で操作してランプ視標を追跡させる運動として実現した。

図4.2 A, B, Cに見るように、伸筋EMGはほとんど認められず、この実験では屈筋が単独で活動していることがわかる。

図4.3からは、同一負荷弾性係数のもとで目標角度とともに負荷トルクが増加すると屈筋EMGが増加する順当な結果が得られた。等速度運動をしたこの実験では、屈筋の活動レベルは負荷トルクに対応して増減すべきである。事実、負荷トルクの増加に対して屈筋EMGが線形的な増加傾向を示した被験者もあった。

しかし、図4.3からは、負荷トルクに対するIEMGの増加が、直線的関係を超えて、双曲線もしくは指数関数的な傾向を示す場合もあることがわかる。連続的に運動している筋から表面電極によって誘導した筋電図が、筋力推定に直ちに有効なものでないことは前述した通りであるが、それが筋活動を反映していることも事実であり、同図の傾向が何を意味するかは更に検討を要する。

図4.2 A, 図4.3, ならびに、図4.4を対比すると、(a)～(d)迄は負荷弾性係数の増加とともにIEMGが増加し、安定性と引き換えに定速度部での安定性は顕著に向上している。ところが更に負荷弾性係数を増加すると、(e)ではIEMGは増大しているが安定

性はやゝ低下を示した。

この結果は、大きすぎない弾性係数の負荷では筋活動レベルが増加するとトラッキングの安定性も増す事を示している。

いま仮に神経筋系を2次の定係数線形系と考えれば、これに付け加えた負荷の弾性係数を増加すると安定性は低下することになる。またパラメータ調節系と考えて、筋活動レベルとともに筋弾性係数が増加すると仮定しても、負荷弾性係数を超えて筋弾性係数が増加するとは考え難いから、せいぜい負荷弾性係数の増加に対抗する程度にとどまり元の安定性を維持するに過ぎない。したがって上の結果は、大きすぎない弾性係数の負荷では筋活動レベルとともに筋弾性係数のみならず筋粘性係数も増加することを示している。

次に、図4.5～図4.7に見られる5～10 Hzのピークについて考察する。このピークは、視覚フィードバックのある図4.8、図4.11、ならびに視覚フィードバックのない図4.12に共通して観測され、いずれも負荷トルク（目標トルク平均値）に強い相関を示して高域へシフトしたことから、振動は視覚系を含む位置制御系から出ているのではなく、神経筋系による力制御系から出ていると考えられる。また、例えば図4.8のように6 Hzから9 Hzへと50%にも及ぶ大幅な周波数シフトは、全ての負荷弾性係数から横断的に算出する目標トルク平均値に対してのみならず、それぞれの負荷弾性係数についても程度の差こそあれ認められた。こうした周波数シフトは神経筋系および負荷のパラメータが変わらない定係数線形系では起こり得ないから、神経筋系による力制御系は筋粘弾性を変化するパラメータ調節系になっていると判定できる。更に、ピークを5～10 Hzとする振動の1周期は100～200 msにもなり、脊髓反射に要する時間約40 msに比べて充分長いので、神経筋系による力制御系は中枢による何等かの支配を受けて筋粘弾性を変化していると推定される。

図4.9(a)(b)および図4.10から、1 Hz付近に現れるピークには視標角度、目標トルクならびにトラッキング誤差面積との相関

は認められなかった。同様の傾向は図4.11(a)、図4.12(a)の分布図にも現れており5 Hz以下のピークは負荷トルクに対する相関を示していない。

しかし、このピークはトラッキングの起動時点と停止時点、いわば視標と追跡標とが大きく離れる時点で強く現れているので、視覚系を含む位置制御系から出てきたものと推定できる。

4.5 結 論

「ヒト四肢の柔軟で安定な運動は、関節屈曲運動中の筋がその粘性係数を変える事によって実現される」この一見当然とも思われる仮説を運動中のヒトの生体筋で実証するために、その第1段階として弾性係数を変化できるクランクを操作して位置と力を同時に変える等速度トラッキング実験を行った。実験はトラッキングの開始時点が視認によって予測できる場合とできない場合に分け、視覚フィードバックのある場合とない場合に分けて、その中から3種類の組合せを選んで行った。実験結果は位相面軌道を描き、FFTもしくはARモデル推定法による処理をして評価した。その結果、

1. 弾性負荷では、筋活動レベルの増加にともなってトラッキングの安定性が変化した。この結果は筋活動レベルの増加にともない、筋の弾性係数の増加とともに筋の粘性係数も増大することを示している。

2. トラッキングの定速度域で観測される5～10 Hzの振動のピーク周波数が視覚フィードバックの有無にかかわらず負荷トルクに対して強い線形相関を示してシフトしたことから、この振動は視覚を含む位置制御系ではなく神経筋系による力制御系から発生していること、力制御系は定係数線形系でなく、負荷トルクに応じ中枢の支配を受けて粘性係数を変化するパラメータ調節系であると判定した。

3. 5 Hz以下のピーク周波数には負荷トルク依存性, 目標角度依存性, および誤差面積依存性はいずれも顕著には認められなかった. しかし, トラッキング開始時点, 停止時点など視標と追跡標が大きくずれる時点でパワーが増加することから, このピークは視覚系を含む位置制御系から出ているものと推定した. この位置制御系をパラメータ変動系とする積極的な結果は得られなかった.

振動の周波数シフトに筋粘性と筋弾性のどちらがどの程度関与しているか, また, 粘弾性係数の変化の仕方, 筋活動レベルとの関連性については第5章においてモデルシミュレーションにより検討する.

第5章 神経筋系の可変粘弾性特性のモデルによる検証

5.1 はじめに

本章では、関節運動を実現するために筋の粘弾性がどのように調節されているかを明らかにするために、前章でヒトの上肢を対象として行った実験結果を踏まえながら、力学モデルによるシミュレーションを行う。

単に位置制御されただけの剛性の高いロボットと硬い環境の組合せを考えると、要求される力を環境（作業対象）に加えながら環境による位置の拘束に沿ってロボットに接触作業をさせることは、軌道制御を如何に精密に行おうとも不可能である。

こうした接触作業を実現するには、位置の制御だけでなく、ロボットの手先と環境との間に発生する相互作用力をも制御しなければならない⁽¹⁰⁾。しかし、位置と力を別の次元で捉え、個別に制御するだけでは安定な接触作業は実現しない⁽¹²⁾。

位置と力の関係を統一的に制御して、手先からみたロボットの剛性を調節し、安定な接触作業を実現しようとする制御法にコンプライアンス制御がある⁽¹⁴⁾。コンプライアンス制御はロボットのダイナミックスの静的要素である剛性（逆には柔軟性）だけを調節の対象としているため、動的要素である粘性や慣性については別途考慮しなければならない。

インピーダンス制御はコンプライアンス制御を拡張した制御法である。ここでは位置だけでなく速度も加え、相互作用力との関係に応じてロボットのダイナミックスを調節して、要求される手先インピーダンスを実現する⁽¹⁶⁾⁻⁽¹⁸⁾⁽²³⁾。

要求手先インピーダンスは次のようにして実現される。まず、手先インピーダンスと関節インピーダンスの関係をロボットの既知のダイナミックスから予め求めておく。次に実際に接触作業を行う場

面に入ると、それまでに何等かの方法で同定しておいた環境のダイナミクスに応じて要求手先インピーダンスを定め、先に求めた関係から関節インピーダンスを決定して、これを満足するようにアクチュエータトルクを制御する。これまでのところ何れも線形系として提案されており、関節インピーダンスを動作中に変更することはなかった。

ところで、インピーダンス制御はヒトの上肢の神経筋系による制御との類似性が高い。ヒトの上肢が柔軟で安定なダイナミクスをもち、安定な接触を見事に実現している事実と、その神経筋系が粘性と弾性を調節している⁽²⁶⁾⁻⁽²⁸⁾ことや、拮抗する筋の協調活動で手先のインピーダンスを変化していること⁽³¹⁾⁽⁶²⁾を併わせ見れば接触作業ロボットの制御において関節粘弾性を調節する非線形インピーダンス制御を試みることは自然な帰結である。

第4章では、ヒトの上肢が手先における環境との相互作用によって関節粘弾性をどの様に調節しているかを明らかにする目的で、弾性負荷を付けた手関節によるランプ視標トラッキング実験を3種類行い、その結果について述べた。いずれの実験からも、トラッキング偏差に現れる振動のうち5～10 Hz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。負荷トルクに依存することから、この振動は視覚による位置制御系から出ているのではなく、神経筋系による力制御系から出ているとし、その原因を神経筋系が筋活動レベルの変化に連れて筋の粘性と弾性を変化していることにあると推定した。しかし、実験結果からはピーク周波数シフトがどの様に筋粘弾性係数に依存するかについては明かになし得なかった。

本章では、モデルによるシミュレーション手法を採用して、筋の粘弾性変化とピーク周波数シフトの関係を解明する。

最初に、環境に拘束されて運動するヒトの上肢についてモデル化を試みる。

5.2 環境に拘束されて運動する上肢の力学モデル

5.2.1 筋, 筋紡錘, および腱器官のモデル

筋の力学モデルは図5.1で表わされるものとする⁽⁴⁷⁾. 図のモデルにおいて **active components**は筋の能動部で, 収縮要素 **C.C.**と直列弾性要素 k_t からなる. 収縮要素は, 力発生要素 f_i に加えて 並列粘・弾性要素 B_m, K_m を持つとする. 能動部の粘・弾性係数は筋

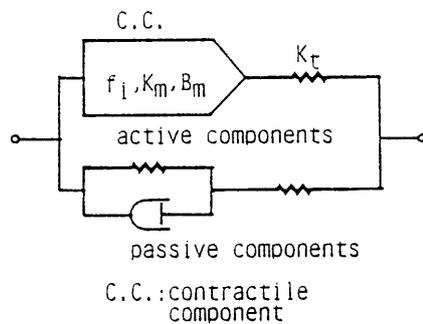


図5.1 筋の粘弾性モデル

活動レベル (f_i) によって変化する. 受動部も直・並列粘弾性モデルで表わされるが, その粘・弾性係数は筋活動レベルでは変化しない. 前章で述べたトラッキング実験ではEMGから見て拮抗筋(伸筋)の活動がほとんど認められなかった. ここでは主動筋(屈筋)のみが活動するものとし, その能動部をモデル化する.

拮抗筋の受動部は並列弾性要素で代表されるものとする.

筋紡錘の特性について赤沢らは 比例+疑似微分 特性を持つとしているが⁽⁵⁶⁾, ここでは簡単のため 比例+微分 特性とし, 筋の伸縮長と伸縮速度を検出する能力を持つとする. 入出力方程式は次式となる.

$$u_s = g_s (x_m + T_s dx_m/dt) \quad (5.1)$$

但し, 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

式 (5.1) をラプラス変換して式 (5.2) を得る.

$$u_s = g_s (1 + sT_s) x_m \quad (5.2)$$

筋紡錘の各パラメータは, γ 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.

腱器官の特性は式 (5.3) で表わされるとした.

$$u_t = g_t f_t \quad (5.3)$$

但し, u_t : 腱器官出力

g_t : 力検出ゲイン, 一定値とする.

5.2.2 神経-筋-環境の力学モデル

第4章では「力制御系」と呼んだ系を, ここではその構造と機能を考慮して「神経-筋-環境からなる運動制御系」と呼ぶ. その系を図5.2の力学モデルで表す. モデルでは, 神経系の伝播時間による遅れは一定値をとり周波数の変化には影響を与えないものと考え, 遅れ要素は無視した. アームの質量 M_m は環境の質量 M . とは区別して示した. さきに述べたトラッキング実験では, 2つの質量の間で手先と環境との相互作用力を測定している.

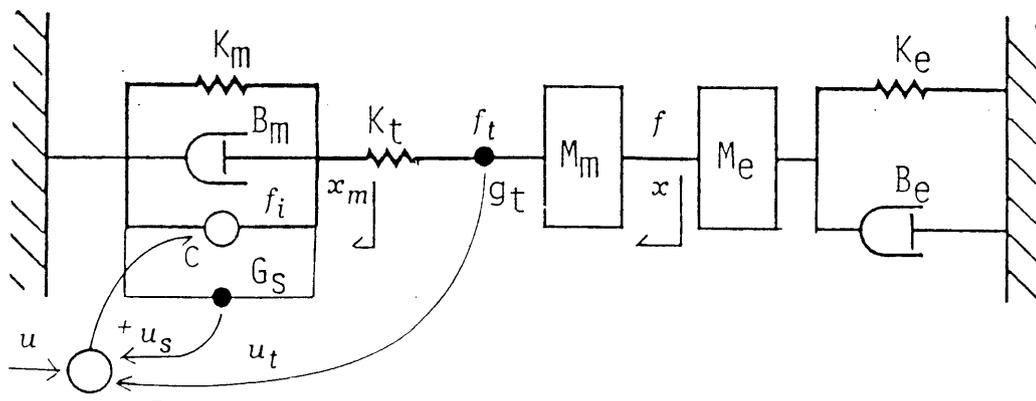


図5.2 神経-筋-環境系の力学モデル

図 5.2 の力学モデルについて運動方程式は次式となる.

脊髄伸張反射系の構造から, 筋紡錘フィードバックは正帰還, 腱器官フィードバックは負帰還とした.

$$\begin{aligned} f_i &= c(u+u_s-u_t) = B_m dx_m/dt + K_m x_m + f_t \\ f_t &= K_t(x_m-x) = M_m d^2x/dt^2 + f \\ f &= M_e d^2x/dt^2 + B_e dx/dt + K_e x \end{aligned} \quad (5.4)$$

これに式 (5.1), (5.3) を加えラプラス変換すると, ブロック線図 図 5.3 と, 伝達関数式 (5.5) を得る.

ここに, u は中枢からの制御入力である.

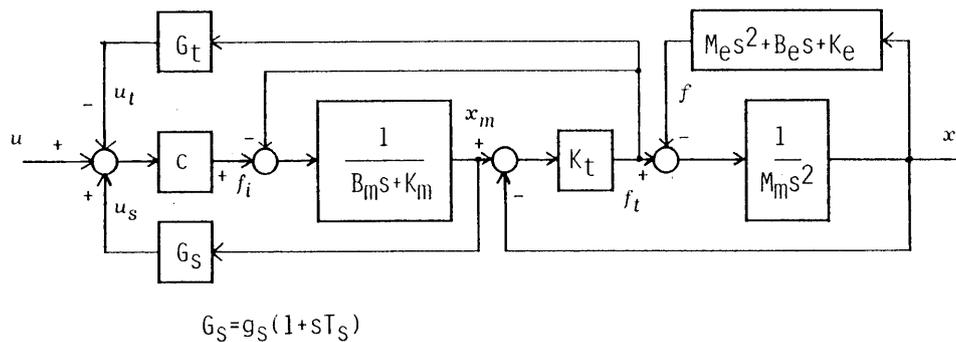


図 5.3 神経-筋-環境系のブロック線図

$$\frac{x}{u} = \frac{cK_t}{h_3 s^3 + h_2 s^2 + h_1 s + h_0} = G(s) \quad (5.5)$$

但し, $M = M_m + M_e$ として,

$$h_3 = MB_m$$

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

$$h_1 = B_e(K_m + K_t(1 + cg_t)) + B_m(K_t + K_e) - cg_s T_s K_t$$

$$h_0 = K_m K_t + (1 + cg_t) K_t K_e + K_e K_m - cK_t g_s$$

次に、図 5.2 のモデルに視覚を含む位置制御系を加え、ブロック線図 図 5.4 を得る。現実には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、系は積分器を 1 つは持つと考え 1 型とした。伝達関数は式 (5.6) となる。

$$\frac{x}{x_d} = \frac{H_0}{H_4 s^4 + H_3 s^3 + H_2 s^2 + H_1 s + H_0} \quad (5.6)$$

但し、 $H_4 = h_3$

$H_3 = h_2$

$H_2 = h_1$

$H_1 = h_0$

$H_0 = A c K_t / T_I$

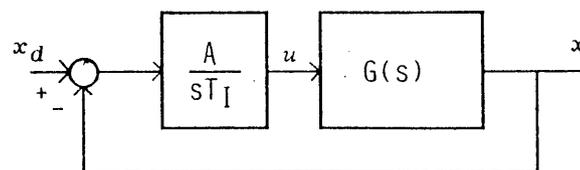


図 5.4 視覚制御系のブロック線図

5.3 シミュレーションの結果と考察

筋の粘弾性係数変化の様態は次の検討から決定した。先ず弾性特性を考える。図5.5に筋長-収縮力特性⁽⁴²⁾を示す。筋が互いに拮抗する場合を想定し、かつ模式的に描いてある。L₀は筋の自然長、A₀は主動筋の能動要素の最大収縮力特性、A₁、A₂は筋活動レベルを順次低下させた場合を示す。A₀からA₂へ活動レベルが低下するに連れて、能動要素の弾性係数も低下する。Pは受動要素の特性である。拮抗する筋の特性は、A'とP'で示した。

実験結果から、こゝでは拮抗筋（伸筋）がほとんど活動しない場合を考えているので、拮抗筋の能動要素による筋力は無視でき、その受動要素による筋力P'のみが主動筋（屈筋）の屈曲を妨げるように働く。

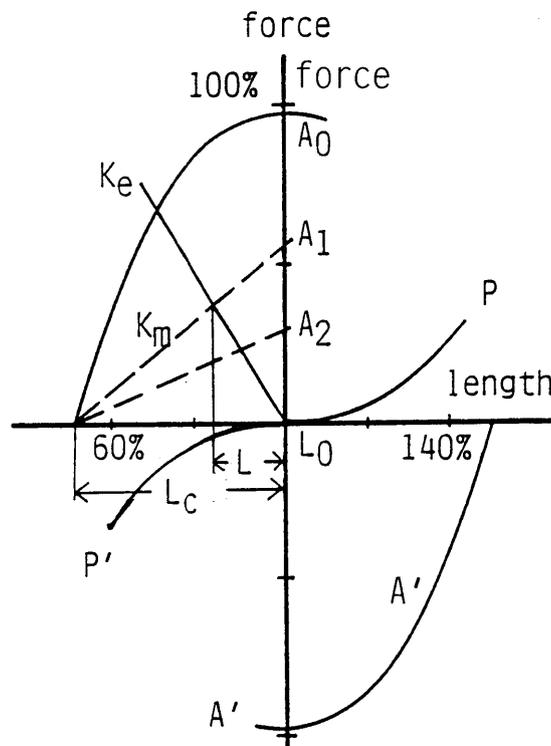


図5.5 弾性負荷に拘束された筋の活動レベルと弾性係数変化

いま、図5.5に弾性負荷を加えた場合を考えよう。図中右下がりの直線Kが弾性負荷の特性を示す負荷直線である。弾性負荷が自然長になる位置は、互いに拮抗する筋が共に自然長になる位置に

合わせて描いた。図に示すように、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。したがって、弾性負荷に拘束された筋が、拮抗する筋の共同活動を得ないで筋長または筋力を変えるためには、自身の活動レベルを変えることで自らの弾性係数を変化しなければならない。筋の弾性係数は図に示す負荷弾性力と筋弾性力の平衡条件から次式によって決まる。

$$K_m = (K_e + \varepsilon) L / (L_c - L) \quad (5.7)$$

但し、 K_m ：筋の弾性係数

K_e ：負荷の弾性係数

L ：弾性負荷の伸縮長さ

(=筋の収縮長さ)

L_c ：筋の最大収縮長さ

ε ：拮抗筋の受動要素の弾性係数

拮抗筋の受動要素は簡単のため並列弾性要素がその特性を代表するものとし、その張力 P が指数関数で表わされ、

$$P = \exp(0.3L) - 1 \quad (5.8)$$

とすれば、微分して ε を得る。

$$\varepsilon = 0.3 \exp(0.3L) \quad (5.9)$$

先のトラッキング実験は 10 deg/sec の等速度屈曲運動として行った。手関節の最大随意屈曲角を 90 deg とすれば、そこに至る時間は 9 sec を要するから、ここに、

$$L = (L_c / 9) t. \quad (5.10)$$

式(5.7)で要求される弾性係数 K_m は、ある負荷とつり合うために必要な筋弾性係数の最低値を示している。

ところで、赤沢らは、筋の能動部分の弾性係数は直列弾性要素の方

が大きく、ヒトの長母指筋では並列弾性要素の4～5倍になると報告している⁽⁴⁷⁾。したがって図5.5および式(5.7)は、小さい方の値をとる並列要素の弾性係数を表わすものとみなし、直列要素の弾性係数 K_T はその5倍になるものとした。

$$K_T = 5K_n \quad (5.11)$$

次に筋の粘性特性について考える。図5.6は筋の収縮速度に対する収縮力特性である⁽¹⁵⁾。右下がりの曲線は筋の粘性特性を表わし、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。静止時収縮力は筋活動レベルの低下と共に $Q_1 \cdots Q_3$ と低下し、同時に筋の粘性係数も低下する。いま、一定速度で収縮する筋に外部から弾性負荷を付けた場合を考えよう。図に示した垂直線分 $L-L'$ はその負荷の特性を示している。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ことを図は示している。ところで、筋の活動レベルは、再び図5.5によれば筋力特性曲線 ($A_0, A_1, A_2 \cdots$)が縦軸を横切る値で代表することができる。

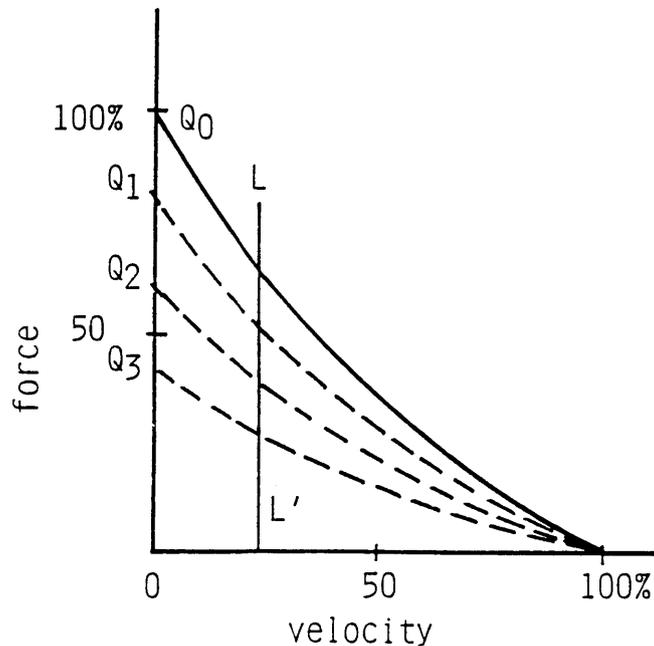


図5.6 筋の粘性特性

このとき、 A_1 、 A_2 のように線形とみなせば、式 (5.7) で求めた K_m と最大収縮長 L_c から、筋活動レベルは $K_m L_c$ で与えられる。そこで、筋の並列粘性係数は、次式によって変化するとした。

$$B_m = \alpha K_m L_c + \beta \quad (5.12)$$

ただし、 α : 定数

β : 受動要素の粘性係数 (≈ 1)

図 5.4 のモデルで、定数および変数を表 5.1 のように選定してシミュレーションを行った。各数値は前述したヒト手関節による視標追跡実験を踏まえた実際的な値を選定し、手関節の屈曲運動に合わせて回転運動に換算してある。手関節のモーメント半径を $r = 2 \text{ cm}$ と仮定し、変換率は $R = r \cdot \dot{\theta} = 0.02 \cdot \dot{\theta} = 1 / 2500$ とした。

他に、筋紡錘のパラメータ g_s 、 T_s および腱器官のゲイン g_t を次のように仮定した。

$$g_s = 1.0$$

$$T_s = 1.1 \text{ sec}$$

$$g_t = 1.0$$

表 5.1 シミュレーションに使ったパラメータ

parameters	units
$M_m = 0.001$, $M_e = 0.0009$	Kgm^2
$B_m = 1$ to 3 , $B_e = 0$	Nms/rad
$K_m = 1$ to 3 , $K_e = 2$ (center)	Nm/rad
$K_t = 5$ to 15 ,	Nm/rad
$T_s = 1.1$, $T_I = 1/100$	sec
$g_s = 1$, $g_t = 1$	
$A = 1$ (center)	

以上の各パラメータを使い，式(5.5)で表わされる神経-筋-環境系モデルの特性根が筋粘弾性変化に対して描く根軌跡を求めた．このモデルは3次遅れ系となり，計算した筋粘弾性係数の範囲では1実根と1組の複素根からなる根軌跡を得た．

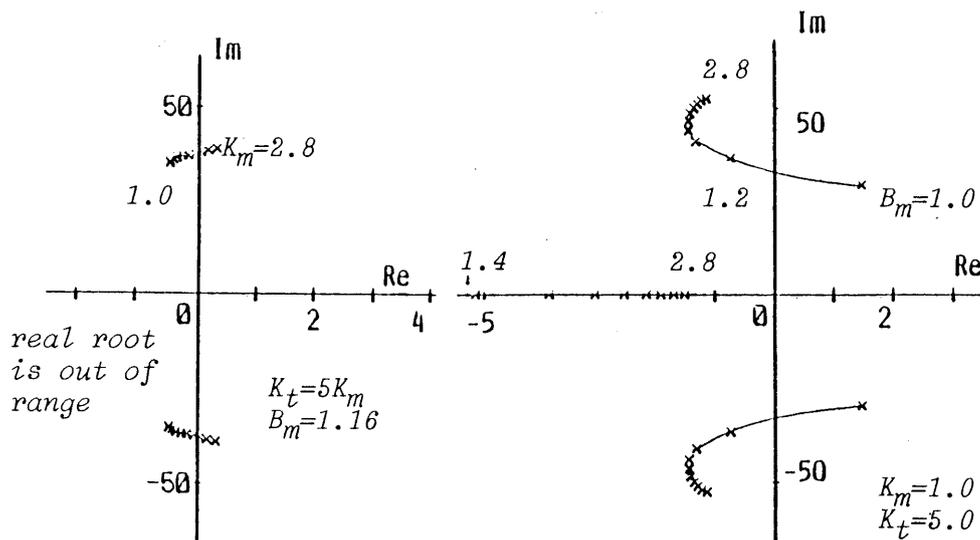
得られた軌跡を図5.7(a)，(b)，および(c)に示す．

(a)は筋の能動要素の並列粘性を固定し，直・並列弾性を変化した場合，(b)は直・並列弾性を固定し並列粘性のみを変化した場合，(c)は並列粘・弾性および直列弾性をすべて変化した場合である．図中プロットは，並列粘・弾性係数の1.0から2.8まで0.2ステップの変化に対応している．

ここで，複素根の軌跡から振動現象を推定する．

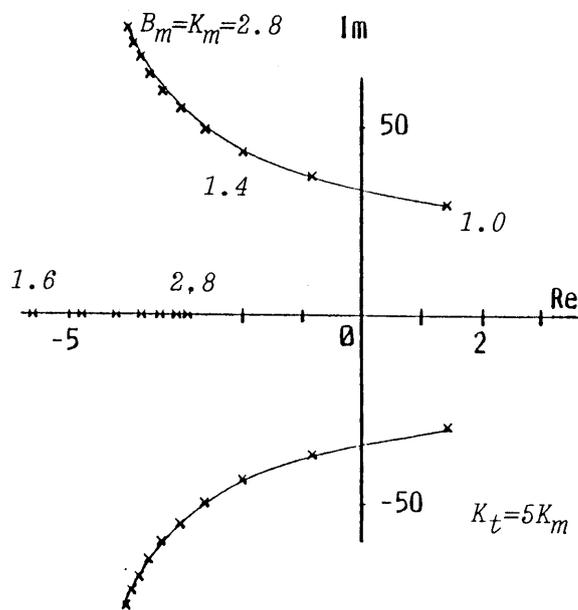
筋の直並列弾性係数を増加した場合(図5.7(a))振動周波数はやゝ増加するもののほとんど変化を見せない．例示した条件では，振動現象を見易くするため筋粘性をやや小さめに選んでいるので，筋弾性係数の増加に連れて振動振幅が増大し安定性が減少する傾向が現れているが，実験値と同程度の振動振幅に抑えるため筋粘性係数を若干大きく選ぶと一転して振幅は減少傾向に変わり，更に筋粘性を増加するとその傾向はより著しくなる．

これに対して粘性係数を増加した場合(図5.7(b))は，周波数を増加しながら振幅をいったん減衰し再び増加する．粘性係数と弾性係数を同時に増加した場合，(図5.7(c))も周波数の急速な増加があり，同時に振幅も急速に減衰する．



(a) muscle elasticity is changed

(b) muscle viscosity is changed



(c) muscle visco-elasticity is changed

図 5.7 神経-筋-環境系モデルの根軌跡

図5.8は、式(5.6)で表わされる視覚を含む位置制御系のモデルについて、図5.7(c)と同じ条件で筋の粘弾性を同時に変化して得た特性根の軌跡である。積分器の時定数 $T_i = 1 / 100$ 、ゲイン $A = 1$ とした場合を示している。このとき複素根は、神経-筋-環境系のモデルとほとんど類似の軌跡を描き、振動が同様の傾向を持って現れることが推定される。別に、位置制御系モデルについて、筋の弾性係数のみ変化した軌跡と粘性係数のみ変化した軌跡も得ているが、図5.7(b)(c)とそれぞれ同様の傾向を示したので図は省略する。

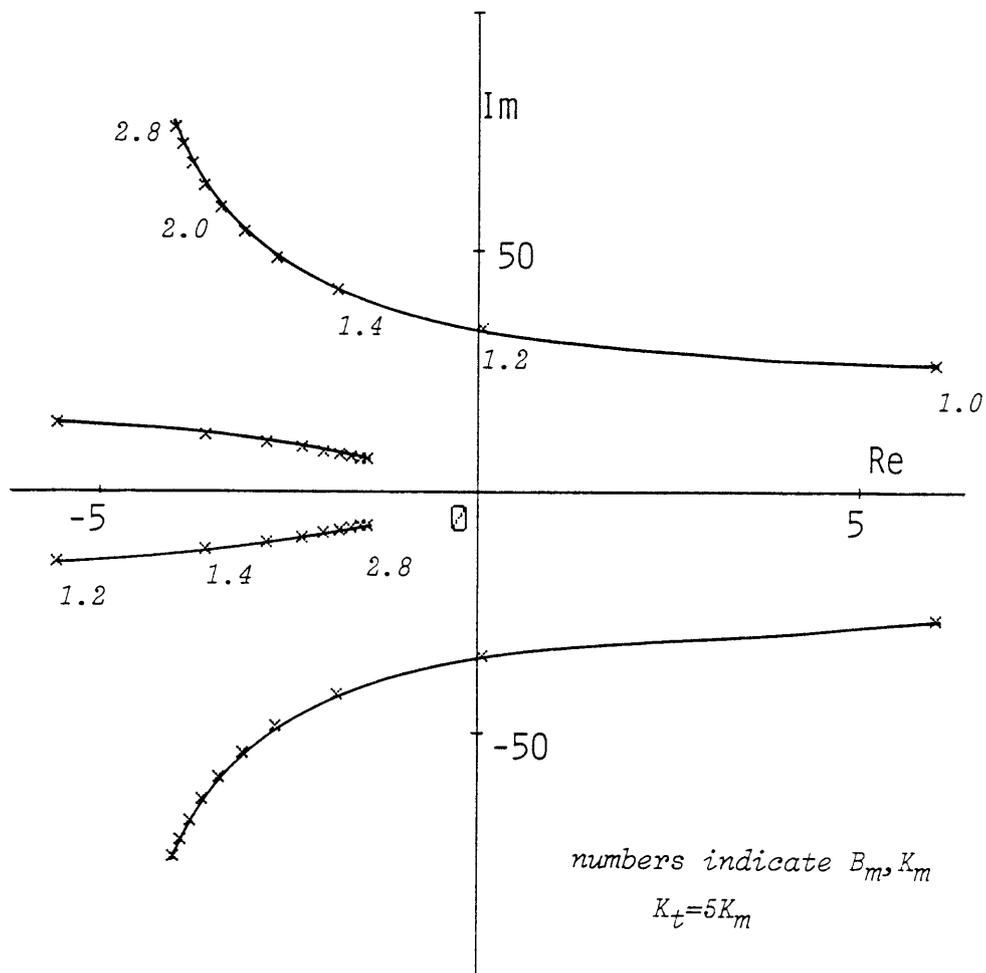


図5.8 視覚制御系モデルの根軌跡

図5.9に、ランプ視標トラッキング実験に対応してモデルのランプ応答をシミュレートした結果から、一例として図5.8に対する応答を示した。高速逆ラプラス変換法⁽⁷⁰⁾を用い、計算区間を0.02秒おきにとり、区間線形として計算した。

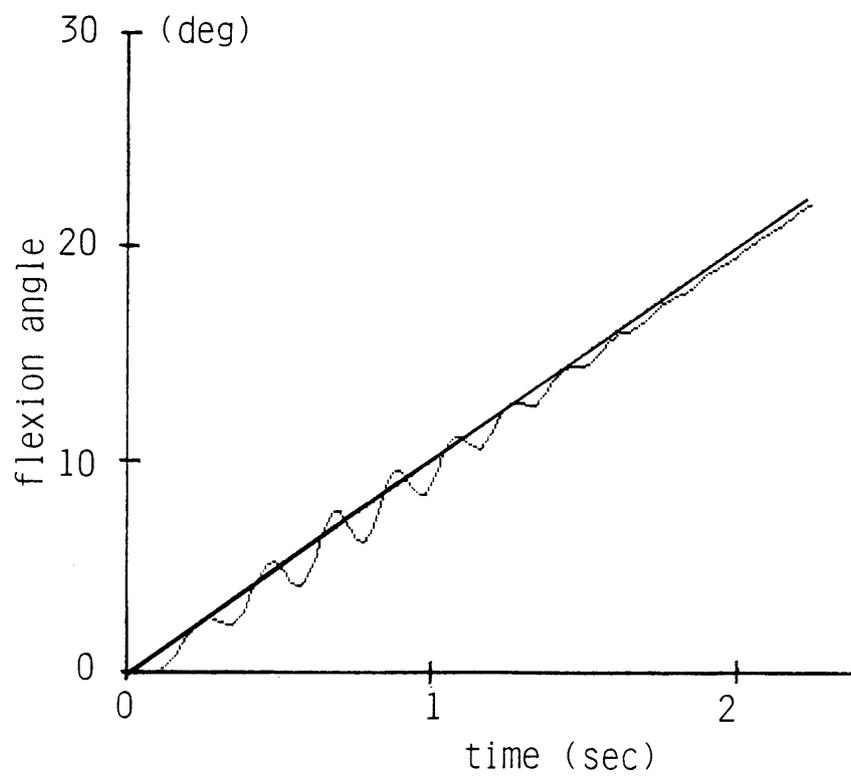


図5.9 視覚制御系モデルの
ランプ応答シミュレーション

次頁，図5.10は，ARモデル推定法⁽⁷¹⁾によって図5.9のパワースペクトルを計算した結果である．時間応答計算値から最初の2秒間を選び，0.1秒づつずらしながら順次1秒区間を切り出して計算した結果を3次元表示してある．こうして得たパワースペクトルグラフは，5～10 Hz付近のピークに関して第4章のトラッキング実験から得た結果と類似している．

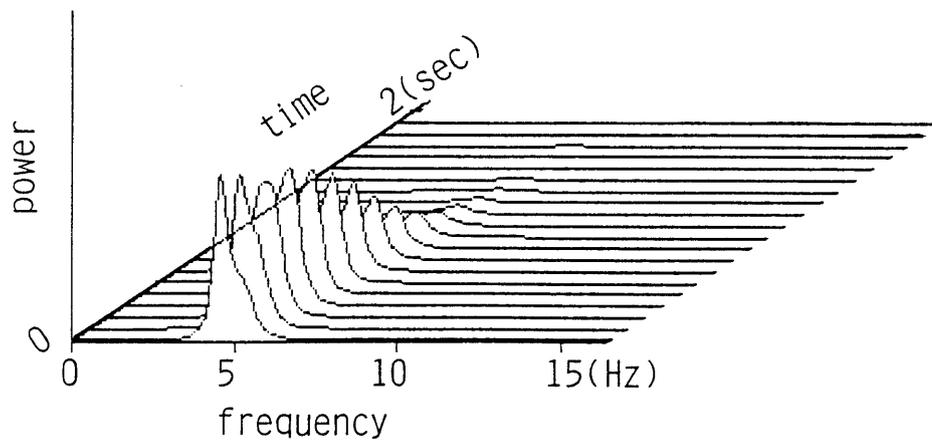


図5.10 視覚制御系モデルの
ランプ応答偏差のパワースペクトル

図5.11, 12は,算出した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グラフである. ここで負荷トルクはAR計算の切り出し区間における負荷トルクの平均値を指す.

図5.11は,筋の粘弾性係数を変化する3つの様態によるピークシフトの相違を示す. **k**は筋の直・並列弾性のみ変化した場合, **b**は粘性のみ変化した場合, **b-k**は粘弾性を全て変化した場合である.

図から, 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わかる.

この結果は, 粘性係数と弾性係数を負荷トルクに比例させ直線的に増加した結果として得たが, 図から明らかなようにグラフの直線性は芳しくなく, トラッキング実験で得た負荷トルクに対する強い線形関係は認められない.

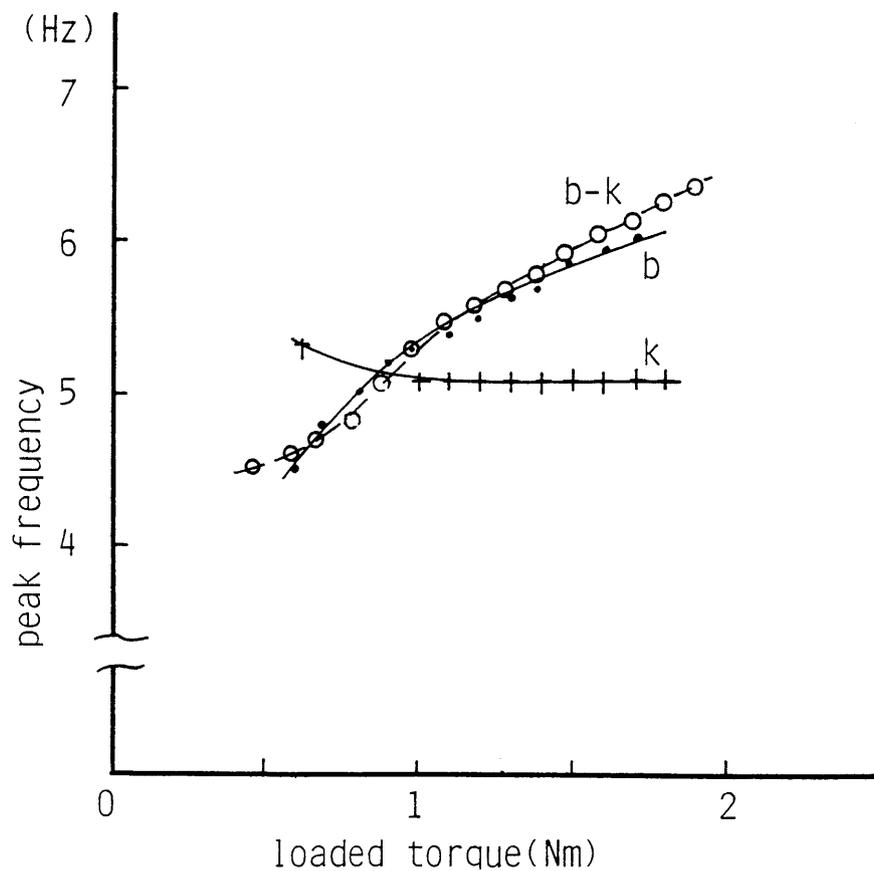


図5.11 視覚制御系モデルの相互作用トルクに対する周波数推移

そこで,式(5.7)(5.11)(5.12)で表現した筋活動レベルに比例させて筋の粘弾性係数を変化して計算したところ, 図5.12に示すようにグラフの直線性は著しく改善され, 実験結果とよく一致した.

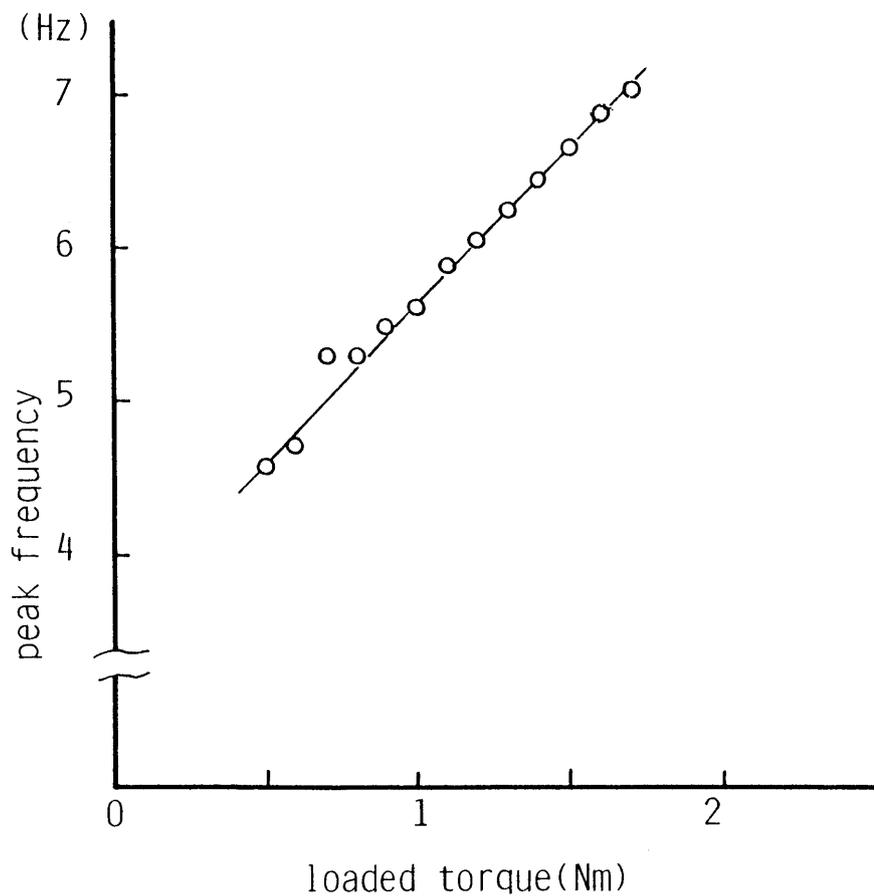


図5.12 視覚制御系モデルの筋活動レベルに対する周波数推移

ところで、以上の計算は負荷弾性係数を 2 Nm/rad に固定して行ったが、負荷弾性係数を変えた場合はどうなるであろうか。筋粘弾性係数以外のパラメータを変えない時は、結果として負荷弾性係数を 20% ほど減少すると非線形振動が発生し、逆に 20% ほど増加すると振動がほとんど消滅して、トラッキング実験で得た結果を網羅して表現する応答は得られなかった。

この結果は広い範囲の負荷弾性係数に対処するために、生体は筋粘弾性係数以外のパラメータを調節していることを示唆している。

5.4 結 論

ヒトの上肢が環境との相互作用のもとで連続的な運動をしているとき、どの様に筋粘弾性を調節しているかを明らかにする目的で、実験とシミュレーションの両面から検討を加えた。連続運動中の筋の弾性係数変化は、等張力性収縮中の筋の特性としてはよく知られているが、筋長と筋張力を同時に変化する運動については明らかになっていない。また、粘性係数の変化については等尺性収縮時の受動的運動から推定されているに過ぎない。

第 4 章では、トラッキング偏差の振動現象に注目して筋粘弾性係数の変化を推定した。本章では生体の四肢制御系をモデルで表わし、ランプ応答のシミュレーションを行って、応答に現れる振動現象から筋粘弾性係数変化の原因を探求した。

その結果、振動周波数が高域へシフトする現象はもっぱら筋粘性の増加に依存し、筋弾性の増加にはあまり依存しない事を確認した。また、筋粘弾性を同時に変化して得られる周波数シフトの傾向は、粘弾性を筋活動レベルに応じて変化したとき良好な直線性を示して実験結果とよく一致した。

筋粘弾性係数の増加は一般に安定性の増加に寄与している。

なお、神経-筋-環境から構成される系のモデルと、これに視覚を加えた位置制御系のモデルで同様の根軌跡が得られたことから、基

本的な運動特性は神経-筋-環境系に支配されるものと考えられる。

生体の神経筋系は、筋活動レベルを変化することによって筋の粘性係数と弾性係数を連続的に調節して柔軟で安定な四肢の運動を実現している。接触作業をするロボットマニピュレータの目標の一つはヒトの四肢である。本章で到達した結論は、柔軟でかつ安定に動作する接触作業ロボットを実現するとき、関節の粘弾性係数を連続的に調節する非線形インピーダンス制御が有力な手段となり得ることを示唆している。

第6章 結 論

6.1 研究の経過

この研究は、接触作業ロボットの新しい制御方策として、関節インピーダンスを連続的に調節する可変インピーダンス制御（もしくは非線形インピーダンス制御）の可能性を追求する目的で行った。接触作業ロボットは自由空間と拘束空間を頻繁に行き来するために、自由空間で要求される剛性と拘束空間で要求される柔軟性と言う異なるダイナミクスを、連続的に切り換える能力を持たなければならない。

可変インピーダンス制御の実例が動物の四肢の骨格筋の制御に見られることは旧くから知られている。骨格筋は運動神経に支配されて活動レベルを変え、同時に、インピーダンスの一構成要素である弾性の強さを変化する。この変化は、摘出筋だけでなくヒトの生体筋についても、等尺性収縮実験から明らかにされている。

ところが、インピーダンスの他の構成要素である粘性については、摘出筋や動物の生体実験によってその存在が知られ、粘性係数の変化も把握されているにもかかわらず、ヒトの生体筋については不明な点が多い。例えば、随意的に活動レベルを変化しながら連続的な運動をしている筋の粘性係数の変化は未だ不明である。それは、主として、筋が発生する正味の筋力を同定する方法が確立されていないことによる。

この研究では筋発生力の同定を避けて、神経筋系が運動中に発生する振動現象の解析によって筋粘弾性の変化を推定する方法を採用した。四肢の関節インピーダンスが、動員される筋の種類や数、拮抗筋の協同活動や多関節筋の働きによって変化することは、よく知られている。本研究は、筋が単独で活動する場合のインピーダンス変化を捉えることを目的として行い、実験的手法とモデルシミュレーション手法の両面から検討を加えて、筋インピーダンス（粘弾性）

の変化を確認するとともに、その変化の様態も一部ではあるが把握できた。

実験を進めるうえで最初に遭遇した問題は、ヒトの四肢に付けて機械的特性を自由に調節できる負荷装置を選定することであった。種々検討したが、現存する装置には何れも一長一短があつて目的にかなうものは無かつたため、装置の開発から取り掛かることにした。

先ず、主要な要素構成であるアクチュエータを探した。このアクチュエータは、必要なトルク（または力）を発生し、これを短時間に変化できるものでなければならない。また、低慣性、低粘性、低摩擦で、単純なダイナミクスをもち、しかも、コンパクトであることが望ましい。単独でこの要求を満たすアクチュエータは入手できず、結局、電磁パウダークラッチと減速ギヤ付き誘導電動機を組み合わせることにした。必要なトルクは電動機から供給し、電磁パウダークラッチを通して出力軸に取り出した。電磁パウダークラッチのもつトルクのs字状非線形性、残留クーロン摩擦と、回転機の方角切り換えによるガタはプッシュプルドライブ手法を採用することで軽減した。減速ギヤを制御ループから外してダイナミクスを単純にした。こうして、粘弾性係数を自由に調節できる可変粘弾性装置の開発を完了した。

引き続き、慣性能率を自由に調節できる装置を開発した。この装置で慣性能率を変化する部分は、理論からは粘性要素を必要とするが、粘性係数を簡便に変化できる要素は入手不能であつた。そこで、可変粘弾性装置と同じく電磁パウダークラッチを採用して、制御電流の調節により粘性特性をもたせた。慣性運動のシミュレートは、粘性特性をもたせた電磁パウダークラッチとサーボモータを組み合わせることで実現した。

装置の完成を待って、ヒトの手関節による実験を行った。実験は弾性環境に拘束されたロボットの制御を想定して行い、装置は弾性動作をさせて手関節の屈曲運動に対するバネ負荷として使った。手関節の屈曲はランプ視標を追跡する等速度運動として行わせた。等

速度運動としたことによって運動を単純化し、神経筋系の粘弾性変化を観測し易くした。実験は、視覚による位置フィードバックがある場合と無い場合、および、トラッキング開始時点を視認によって予測できる場合と、予測できない場合とし、その組合せから3種類を選択して行った。いずれの実験からも、トラッキング偏差に現れる振動の周波数が、負荷トルクの増大とともに直線的に増加する傾向を確認した。

この現象を説明する目的で、モデルによるシミュレーションを行った。モデルは脊髄レベル以下の神経-筋-負荷系を想定し、筋紡錘による伸張反射弓と腱器官による張力制御系を加えた。モデルシミュレーションからも、屈曲角とともに周波数を増加する振動が観測された。周波数の増加は、筋弾性係数の増加には依存せず、筋粘性係数の増加によく依存した。また、その増加傾向は、単なる負荷トルク（相互作用トルク）には比例せず、負荷トルクに拮抗してその値を双曲線的に増加する筋の活動レベルによく比例した。

ところで、筋弾性係数が筋活動レベルとともに増加することは既に明かである。したがって、本研究で新しく明かにしたことは、筋が筋活動レベルに従って弾性係数を増加するだけでなく、粘性係数も増加する現象である。

制御系として見たとき、ヒトは、本質的に不安定な構造を持つ上肢を自在に制御して、柔軟で安定な運動を実現している。その過程ではフィードバック制御を行い、運動が目標から大きく逸脱しないように調節している。個々の動作は、経験や訓練によって獲得した運動の時空間パターン（プログラム）にしたがって中枢から出力されるインパルス系列によって作り出される。インパルス系列は骨格筋へ送られその活動レベルを調節する一方、筋紡錘へもフィードフォワードされて運動の規範モデルとして参照される。規範モデルからの運動の逸脱が大きいときは、中枢レベルへのフィードバックによってプログラム自体が修正されるが、逸脱が小さいときは、脊髄

レベルのフィードバックによって運動が矯正される。脊髄レベルのフィードバック系は、筋紡錘による伸張反射弓と、腱器官による張力制御ループによって、位置・速度・力のサーボ系を構成している。このサーボ系において神経系の信号伝播遅れに起因する系の安定性の低下は、アクチュエータである筋の出力を高めると同時に、その粘弾性係数を高めて系のダイナミクスを変えることで、起動時に要求される速応性を損なわずに効果的に抑制されている。

6.2 接触作業ロボット制御への展望

最後に、序論にも論じたように、本研究がその最も根底にもっている接触作業ロボットの制御問題に論述を戻す。

ロボットの制御では、メインとなるフィードバックループのほか、部分的なフィードバックループを設けて系の動特性を調節している。例えば、位置制御ループの内部に設けた速度制御ループは、系の等価的な粘性係数を高めて安定性を向上する。しかし、粘性係数を固定して設定する従来の安定性向上策は、神経筋系に見られるような、粘弾性係数の調節によって系のダイナミクスを連続的に変化させる方策とは根本的に異なっている。しかも、神経筋系では、運動の結果を待たずに、アクチュエータである筋が力を発生すると同時に、筋粘弾性の調節過程を起動している。神経筋系は、こうして速応性と安定性をともに両立させている。

接触作業ロボットに要求されるものは、まさにこのフィードフォワードによる、ダイナミクスの連続的な調節を伴う、柔軟性と剛性、および速応性と安定性の両立である。接触作業ロボットの制御法として有望視されているインピーダンス制御法では、ロボットの手先が環境に対して安定な接触を保つように、手先から見たアームの粘弾性係数と慣性、すなわち手先のインピーダンスを調節する。手先インピーダンスは、手先における運動と相互作用力の関係から、関節における角度とトルクの関係に置き換えられ、結果的には関節

インピーダンスの調節によって実現される。しかし、これをフィードバックによるトルク制御によって実現したのでは不十分である。関節インピーダンスは、運動の結果を待たずに、アクチュエータ自身によって、運動に先駆けて調節すべきである。相互作用力によって調節すべき部分は、たかだか目標運動からの偏差にとどめるべきである。

一般に、インピーダンス制御法では関節インピーダンスの変化を許容しているが、これまでのところ同一の環境に対する一連の接触作業中に関節インピーダンスを変化させた実施例は報告されていない。

本研究では、弾性環境に拘束されたヒトの手関節によるトラッキング実験とモデルによるシミュレーションから、同一の環境に対する単純な等速度運動中にも関節粘弾性が筋の活動レベルに応じて変化しているとの結論を得た。

この結論からロボットのインピーダンス制御を展望すれば、一連の動作中に関節粘弾性を連続的に調節する可変インピーダンス制御（非線形インピーダンス制御）を、接触作業ロボットの制御法として導入するのが望ましい。

謝 辞

本研究は、愛知工業大学 工学部 電子工学科 生体工学研究室、
ならびに名古屋大学 工学部 情報工学科 第1講座研究室で行った。
研究をすゝめるにあたり、名古屋大学工学部 情報工学科 伊藤正美
教授から懇切な御指導を頂いた。心から感謝の意を表明します。
また、同情報工学科 藤井省三教授 ならびに 同電気工学科 杉江昇
教授 からは貴重な御助言と御討論を頂いた。あわせて感謝の意を
表明します。

広島大学工学部 第Ⅱ類（電気系） 伊藤宏司助教授、愛知県心身
障害者コロニー 発達障害研究所 三田勝己研究室長、ならびに信州
大学医学部 第3内科 林良一医師の各氏からも貴重な御助言と御協
力を頂いた。株式会社 第一計測 山田肇代表取締役社長からは実験
装置製作について多大な御支援を頂いた。愛知工業大学電子工学科
大学院生（現愛知県コロニー）伊藤晋彦氏にはソフトウェア開発な
らびに実験について御協力を頂いた。
各位に対し、ここに深甚なる謝意を表明します。

参考文献

- (1) 辻三郎ほか編：”省力化自動化のための産業用ロボット技術ハンドブック”，新産業技術センター，(1982)
- (2) 日本工業統計 '85，日本工業新聞社，485-494(1985)
- (3) 加藤顕剛：”産業用ロボットの歴史と展望，ロボットユーザーからの視点”，日本ロボット学会誌，8,1,70-73(1990)
- (4) 佐田登志夫・木下夏夫・長江昭充・宮田光人：”組立作業における手の機能解析”バイオメカニズム，102-114(1972)
- (5) Bernard Katz著，佐藤昌康監訳：”神経・筋・シナプス”，医歯薬出版，(1970)
- (6) 真島英信・猪飼道夫編：”生体の運動機構とその制御”，杏林書院(1972)
- (7) 伊藤宏司・辻敏夫：”筋骨格系の双線形制御と義肢制御への応用”，電気学会論文誌，105C,202-208(1985)
- (8) R.P.Paul and B.Shimano :”Compliance and Control”，Joint Automatic Control Conference,694-699(1976)
- (9) D.E.Whitney:”Force Feedback Control of Manipulator Fine Motions”，Trans.ASME,J.DSMC,99-2,91-97(1977)
- (10) M.H.Raibert and J.J.Craig:”Hybrid Position/Force Control of Manipulators”，ASME J.DSMC,102,126-133(1981)
- (11) 吉川恒夫：”ロボットアームの位置と力の動的ハイブリッド制御－手先拘束の記述と関節駆動力の算出”，日本ロボット学会誌，3-6,531-537(1985)

- (12) N.Hogan: " Stable Execution of Contact Tasks Using Impedance Control", IEEE Int.Conf.Robotics and Automation, 1047-1054 (1987)
- (13) M.T.Mason: " Compliance and Force Control for Computer Controlled Manipulators", IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics, **SMC-11-6**, 418-432 (1981)
- (14) J.K.Salisbury: "Active Stiffness Control of a Manipulator in Cartesian Coordinates", IEEE Proc. 19th CDC, 95-100 (1980)
- (15) H.Kazerooni, T.B.Sheridan and P.K.Haupt: "Robust Compliant Motion for Manipulators, Part I :The Fundamental Concepts of Compliant Motion", IEEE Robotics and Automation, **2**, 2, 83-92 (1986)
- (16) N.Hogan: "Impedance Control: An Approach to Manipulation : I ", ASME J.DSMC, **107**, 1-7 (1985)
- (17) N.Hogan: "Impedance Control: An Approach to Manipulation : II ", ASME J.DSMC, **107**, 8-16 (1985)
- (18) N.Hogan: "Impedance Control: An Approach to Manipulation : III ", ASME J.DSMC, **107**, 17-23 (1985)
- (19) N.Hogan: " On the Stability of Manipulators Performing Contact Tasks", IEEE J.of Robotics and Automation, **4**, 6, 677-686 (1988)
- (20) 舘 暲・榊泰輔・荒井裕彦・西澤昭一郎・ホセ フェリベ・ペラ エス ポロ: " カセンサを用いないダイレクト・ドライブ・マニピュレータのインピーダンス制御", 日本ロボット学会誌, **7**, 3, 172-183 (1989)

- (21)金子真・横井一仁・谷江和雄：“シリアルリンクアームのダイレクトコンプライアンス制御（第1報，基本概念と非干渉化条件）”，日本機械学会論文集（C編），54,503,1510-1514(1988)
- (22)横井一仁・金子真・谷江和雄：“パラレルリンクアームのダイレクトコンプライアンス制御（第1報，基本概念と非干渉化条件）”，日本機械学会論文集（C編），54,505,2131-2139(1988)
- (23)羅志偉・伊藤正美：“コンプライアントマニピュレーションのためのロボットの制御設計”，計測自動制御学会論文集，26,4,427-434(1990)
- (24)A.V.Hill：“The Heat of Shortning and the Dynamic Constants of Muscle”，Proc.R.Soc.(London),B126,136-195(1938)
- (25)D.R.Wilkie：“The Relation Between Force and Velocity in Human Muscle. J.Physiol..110,249-280(1950)
- (26)P.Bawa and R.B.Stein：“Predictions and Experimental Tests of a Visco-Elastic Muscle Model Using Elastic and Inertial Loads”，Biol. Cybernetics,22,139-145(1976)
- (27)K.Akazawa,T.E.Milner and R.B.Stein：“Modulation of Reflex EMG and Stiffness in Response to Strech of Human Finger Muscle”，J.of Neurophysiology, 49-1, 16-27(1983)
- (28)R.B.Stein and Gordon：“Nonlinear Stiffness-Force Relationships in Whole Mammalian Skeletal Muscles”，Can.J.Physiol Phamacol.Vol.64,1236-1244(1986)
- (29)W.A.MacKay,D.J.Crammond, H.C.Kwan and J.T.Murphy：“Measurements of Human Forearm Viscoelasticity”，J.Biomechanics 19.3,231-238(1986)

- (30) T. Sinkjaer and R. Hayashi: "Regulation of Wrist Stiffness by the Stretch Reflex", *J. Biomechanics*, **22**, 11/12, 1133-1140 (1989)
- (31) N. Hogan: "Adaptive Control of Mechanical Impedance by Co-activation of Antagonist Muscles", *IEEE Automatic Control AC-29*, **8**, 681-690 (1984)
- (32) N. Hogan: "The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control", *Biol. Cybern.*, **52**, 315-331 (1985)
- (33) 辻敏夫・伊藤宏司・長町三生: "生体運動系のインピーダンス調節機構と手先操作性", 第16回制御理論シンポジウム予稿, 217-222 (1987)
- (34) H. E. Huxley: "The double array of filaments in cross-striated muscle", *J. Biophys. Biochem. Cytol.*, **13**, 631-648 (1957)
- (35) 神経科学講座5. 運動と制御, 理工学社, 渡辺格他編集, 真島英信他著, 61-91 (1980)
- (36) S. Lowey, H. S. Slayter, A. G. Weeds, and H. Baker: "Substructure of the myosin molecule. I. Subfragments of myosin by enzymic degradation", *J. Mol. Biol.*, **42**, 1-29 (1969)
- (37) H. E. Huxley: "Recent X-ray diffraction and electron microscope studies of striated muscle", *J. Gen. Physiol.*, **50**, 71-83 (1967)
- (38) H. E. Huxley: "Molecular basis of contraction in cross-striated muscles", *The Structure and Function of Muscle*, (ed. Bourne, G. H.), I, 302-348

- (39) R.W. Lyman and E.W. Taylor: "The mechanism of adenosine triphosphate hydrolysis of actomyosin". *Biochemistry*, **10**, 4617-4624 (1971)
- (40) S. Ebashi and M. Endo: "Calcium ion and muscle contraction" *Prog. Biophys. Molec. Biol.* (ed. Butler, J.A.V. and Noble, D.), **18**, 123-183 (1968)
- (41) F. Buchthal and F. Kaiser: "The rheology of the cross striated muscle fibre". *Dan. Biol. Medd.*, **21**, 1-318 (1951)
- (42) D.R. Wilkie: "The mechanical properties of muscle". *Brit. Med. Bull.*, **12**, 3, 177-182 (1956)
- (43) A. Morecki, J. Ekiel, K. Fidelus, L. Skorupski, and K. Tempinski: "On Investigation of Cooperation of Muscles in Wrist Joint". *Advances in external control of human extremities, Proc. 3rd Int. Sympo. External control of Human Extremities*, 85-99 (1970)
- (44) H. Mashima, K. Akazawa, H. Kushima and K. Fujii: "The force-load-velocity relation and the viscous-like force in the frog skeletal muscle". *Jap. J. Physiol.*, **22**, 103-120 (1972)
- (45) B. Bigland and O.C.J. Lippold: "The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles". *J. Physiol.*, **123**, 214-224 (1954)
- (46) 真島英信: "分子生理よりみた心筋収縮". *日本臨床*, **33**, 217-240 (1975)
- (47) 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, 196-204 (1988)

- (48) H. Miyano, and T. Sadoyama: "Theoretical Analysis of Surface EMG in Voluntary Isometric Contraction". *Eur. J. Appl. Physiol.* 40, 155-164 (1979)
- (49) H. Miyano, T. Masuda, and T. Sadoyama: "A Note on the Time Constant in Low-Pass Filtering of Rectified Surface EMG" *IEEE Biomedical Eng.* **BME-27**, 5, 274-278 (1980)
- (50) 三田勝己・青木久・塚原玲子・矢部京之助: "持続性収縮における筋電図の統計的性質 - 正規性および定常性の検討 -"
体育学研究, **30**, 1, 55-63 (1985)
- (51) W. F. Genadry, R. E. Kearney and I. W. Hunter: "Dynamic Relationship Between EMG and Torque at the Human Ankle, Variation with Contraction Level and Modulation". *Medi. & Biol. Eng. & Comp.* 489-496 (1988)
- (52) P. A. Crosby: "Use of Surface Electromyogram as a Measure of Dynamic Force in Human Limb Muscles". *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 16, 519-524 (1978)
- (53) 藤森聞一編: "生理学大系 VII 運動系の生理学". 医学書院, 425-477 (1966)
- (54) 伊藤宏司: "筋運動制御機構". *計測と制御*, **25**, 2, 131-135 (1986)
- (55) D. Barker: "Structure and distribution of muscle receptors". *Sympo. on Muscle Receptors*, Hong Kong Univ. Press. 227-240 (1962)
- (56) 赤沢堅造・梶山三郎・藤井克彦: "筋紡錘の数学モデル". *医用電子と生体工学*, **14**, 3, 33-38 (1976)

- (57) R. B. Stein: "Peripheral Control of Movement". *Physiological Reviews*, **54-1**, 215-243 (1974)
- (58) 石川友衛: "運動生理学・神経生理学", 医歯薬出版, 207-211 (1984)
- (59) T. M. Duane, E. M. Raymond and P. M. George: "A Neuromuscular Actuation System Model", *IEEE Man-Machine Systems*, **MMS-9**, 3, 61-71 (1968)
- (60) 赤沢堅造・梶山三郎・藤井克彦: "神経-筋制御系のシミュレーション", *バイオメカニズム* 2, 71-81 (1973)
- (61) 石田明允・梅谷陽二・平井茂興: "骨格筋運動制御系のモデルの実験的検証", *計測自動制御学会論文集*, **10, 4**, 474-479 (1974)
- (62) K. Ito, and T. Tsuji: "Control Properties of Human-Prostheses Systems with Bilinear Variable Structure", *IFAC Man-Machine Systems*, 353-358 (1985)
- (63) 辻敏夫・伊藤宏司・長町三生: "筋骨格系のパラメータ調節機構と制御特性", 第15回制御理論シンポジウム予稿, 373-376 (1986)
- (64) "神鋼 電磁クラッチ/ブレーキ総合カタログ'90", 神鋼電機, 356-400 (1990)
- (65) A. Kato, R. Hayashi, and M. Ito: "A Device that Can Regulate Mechanical Impedance Continuously", *Proc. IEEE IECON'88*, 865-870 (1988)
- (66) 加藤厚生・伊藤正美: "機械インピーダンスを自由に調節できる装置", *電子情報通信学会論文誌 A*, Vol. J72-A, No. 10, 1687-1694 (1989)

- (67)加藤厚生・伊藤正美：“機械インピーダンスを自由に調節できる装置－慣性能率可変装置”，電子情報通信学会論文誌A，
J73-A, 8, (1990) (掲載予定)
- (68)加藤厚生・他：“弾性負荷条件下で等速度運動する筋の粘弾性変化”，電子情報通信学会論文誌A, J73-A, 6, 1159-1166 (1990)
- (69)加藤厚生・伊藤正美：“等速度運動中の筋粘弾性の調節”，電子情報通信学会論文誌A, (投稿中)
- (70)細野敏夫：“数値ラプラス変換 [II] ”，電子通信学会誌
9, 978-984 (1982)
- (71)白井支朗・伊藤宏司・三田勝己共著：“生体信号処理の基礎”，
127-153, オーム社 (1985)
- (72)J.L.Nevins and D.E.Whitney : "The Force Vector Assembler Concept", Proc. of the 1st. CISM IFToMM Symposium on Theory and Practice of Robots and Manipulators, 2, 273-288 (1974)
- (73)長谷祐司・赤沢堅造・藤井克彦：“モデルを用いた筋の力学定数の推定”，第5回バイオメカニズム学術講演会, 233-236 (1984)
- (74)D.E.Sherwood, R.A.Schmidt and C.B.Walter: "Rapid movements with reversals in direction II. Control of movement amplitude and inertial load", Experimental Brain Research
69, 355-367 (1988)
- (75)和田多加夫・才木昭義・田中道雄：“対話形式によるリハビリ支援システムの開発”，3rd Symposium on Human Interface,
475-478 (Oct. 1987)
- (76)赤沢堅造・滝沢文則・藤井克彦：“筋の力学特性を模擬したアクチュエータの開発”，第24回SICE学術講演会予稿集，
895-896 (1985)

- (77) 赤沢堅造・林義昭・藤井克彦：“サイバネティ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SICE学術講演会予稿集”，79-80(1987)
- (78) 高瀬国克・井上博允・佐藤孝平・菴原智：“トルク制御機能をもつ関節形マニピュレータ”，電総研彙集,37-3,257-271(1973)
- (79) W. J. Becker, R. Hayashi, R. G. Lee, and D. White; "Modulation of reflex and voluntary EMG activity in wrist flexors by stimulation of digital nerves in hemiplegic humans", *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* **67**, 452-462 (1987)
- (80) 楠本秀忠・朴俊・赤沢堅造：“母指筋の力学特性計測システムの試作－筋の機械インピーダンスと収縮力の関係－”，第10回バイオメカニズム学術講演会予稿, 151-154(1989)
- (81) 辻敏夫・伊藤宏司・長町三生：“義手制御を目的とした多チャンネルEMG動作識別法”，電子情報通信学会論文誌, **J70-D**, 1, 207-215(1987)
- (82) 加藤厚生・伊藤晋彦・伊藤正美：“接触作業における筋の粘弾性調節機構”，バイオメカニズム学会誌, (投稿中)