

ヒトの筋の粘弾性変化の推定

加藤厚生・伊藤晋彦*

On the variation of visco-elasticity of the human muscle

Atsuo KATO and Kunihiko ITO

In order to study the dynamics of the human arm experimentally, at first we developed an adjustable mechanical impedance device acts as a mechanical load for testing the dynamic characteristics of the manipulatory systems. The device consists of a pair of electromagnetic powder clutches and geared motors. It shows good linear characteristics in the visco-elastic motion and performs high speed low inertial motion. The second, we carried out some ramp target tracking experiments on the wrist joint of man using the device. Then we got results showing that visco-elastic coefficient of the human muscle is regulated by its activity,

1. まえがき

科学技術の発達により広い分野で機械化、自動化が進む一方、これらの機械を操作する人間にかかる負担、疲労の程度など安全性に関する問題が注目されるようになった。いわゆる人間-機械系¹⁾の研究はこの様な背景のもとに制御される機械の性質とそれに関わる人間の制御能力の関係や人間の制御特性を明らかにすることを目的として行われてきた。

人間-機械系において人間は、ハンドルやレバーなどの操作器を動かすことにより機械を制御する。従来の研究で問題にされてきた「機械の性質」とは、操作器の動きに応じて機械がどのように動作するのかであった。制御工学の言葉で表現すると操作器の変位から機械動作までの伝達関数である。ここでは操作器は若干の慣性を持つものであったり、復元力(弾性力)を持たせたものであったりともちまちであったが操作器に関する考察は行われていない。

操作器を動かすためには人間が与える力と操作器の動きの関係、すなわち操作器自体の力学特性が機械操作性に大きな影響を与えることは、日常生活においても見受けられる事実である。

そこで、研究の目的を人間がどのようにして力を発生しているのかを筋の粘弾性変化に着目して明らかにすることとした。

人間が発生する力は筋肉の収縮によって生じている。このよう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²⁾、人間の生体筋で測定³⁾されて以来、神経-筋系が筋張力と筋粘弾性をいかに制御して、柔軟で安定な四肢運動を実現しているのかを知ることは重要な課題となった。

本研究は、先ず、粘性・弾性負荷を自由に発生できる電磁パウダクラッチによる可変粘弾性負荷装置の開発を行った。そして、この装置を外部負荷として、人間の手関節によるトラッキング実験を行い、負荷が及ぼす影響について調べた。

2. 可変粘弾性装置

2. 1 動作原理

弾性・粘性・慣性が並列に配置しているような回転系を考える。このときの運動方程式は、

$$I \alpha = -b \omega - k (\theta - \theta_0) + \tau \quad (1)$$

- ただし、 I : 慣性モーメント α : 軸角加速度
- b : 粘性係数 ω : 軸角速度
- k : 弾性係数 θ : 軸角度
- θ_0 : 平衡角度 τ : 外部トルク

となる。

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依存しないとする。

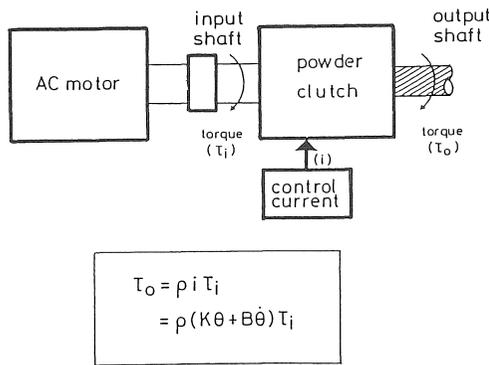


図1 可変粘弾性装置の原理的構成

この素子の入力軸にモータを連結して図1に示す回転系を構成し、素子の入力軸にトルク τ_i を加えると、出力軸から取り出せるトルク τ_o の方向は入力軸の回転方向に一致し、その大きさ τ_o は τ_i の範囲内で制御電流 i に比例し、次式の関係で表わされる。

$$\tau_o = \mu |i| \tau_i \quad (2)$$

ただし、 μ は定数、また $0 \leq \tau_o \leq \tau_i$ 。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)の絶対値がとれて式(3)となる。

$$\tau_o = \mu i \tau_i + c \quad (3)$$

ただし、 $-\tau_i \leq \tau_o \leq \tau_i$

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て制御信号

$$i = b_0 \omega_2 + k_0 (\theta_2 - \theta_{d0}) \quad (4)$$

ただし、 b_0, k_0 : 定数

θ_2 : 出力軸角度

ω_2 : 出力軸角速度

θ_{d0} : 出力軸角度目標値

を作り i を素子に帰還すると、式(3), (4)から出力軸に式(5)のトルクを発生することになる。

$$\begin{aligned} \tau_o &= \mu i \tau_i \\ &= \mu b_0 (\omega_2 - \omega_{d0}) + \mu k_0 (\theta_2 - \theta_{d0}) + c \\ &= b (\omega_2 - \omega_{d0}) + k (\theta_2 - \theta_{d0}) + c \end{aligned} \quad (5)$$

ここに、 $\mu b_0 = b$ は等価粘性係数、 $\mu k_0 = k$ は等価弾性係数となる。 c は残留トルクである。

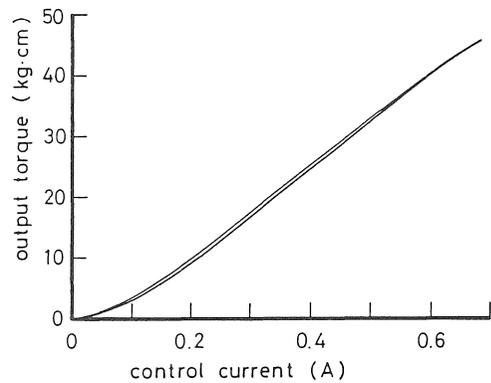


図2 電磁パウダクラッチの特性例

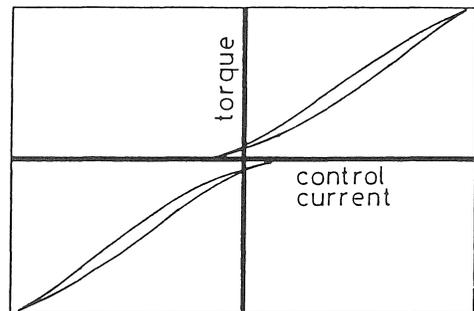


図3 プッシュプル動作による直線化

電磁パウダクラッチの特性例を図2に示す。クラッチは内部に磁気回路を構成しているため図のようなヒステリシスを持っている。出力トルクは低電流域で非線形性を持っている。そこで、このような非

線形性を直線化する方法として図3に示すように2個のクラッチを互いに逆方向にプッシュプル動作させ、非線形性のキャンセルアウトを図った。個々のクラッチ特性を考慮して制御電流にオフセットを設けて直線化の調節を行った。

2. 2 制御系の構成

図4にコントローラを含めた可変粘弾性負荷装置のブロック図を示す。原理に述べたように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直線性と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。

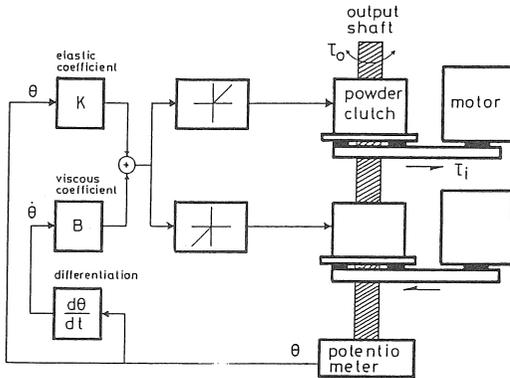


図4 可変粘弾性装置のブロック図

電磁パウダクラッチには神鋼電機製 PMC-40Aを用いた。装置の出力軸には、トーションバー式トルクセンサ（昭和測器TP-851-2）を取り付けて負荷トルクを測定できるようにした。また、軸角度を検出するためにポテンシオメータを取り付けた。クラッチの入力軸を駆動するモータは10分の1に減速するギヤ付き4極単相誘導モータを用いた。モータの回転速度は約1800 RPM (60Hz)、ギヤ出力軸で毎秒3回転となる。ギヤ出力軸からパウダクラッチ入力ハブへはタイミングベルトを使い減速なしで結合した。

コントローラは、粘弾性係数を任意に調節できるように設計を行った。コントローラはアナログ方式を基本とし、パソコンからも粘弾性係数を調節できるようにインターフェース回路を付加した。アナロ

グ回路部分では角度信号を増幅・微分・フィルタ・加算・整流処理を行い制御電流の調節をしている。装置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、マイコンからも段階的に調節でき、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できる。他に、角度目標値も手動およびマイ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は手動およびマイコンから制御できるようにした。

2. 3 可変粘弾性装置の特性

開発した負荷装置の特性を測定した。測定方法は装置の出力軸をトルクセンサを介してフレームに固定し、負荷装置の出力トルクを測定するようにした。この時、出力軸が固定されているため角度信号を得られないので、外部より発振器をつなぎ、コントローラの入力信号とした。計測はトルクと発振器出力電圧をXYレコーダで記録した。測定時、角度指令値(θ_0)と速度指令値(ω_0)はゼロとした。

回転角度と発生トルクとの関係から弾性係数を求める。測定は発振器により軸回転角の $\pm 35\text{deg}$ に相当する電圧振幅を持つ三角波を発生させ、コントローラに入力した。発振周波数は、軸の回転角速度で 14deg/sec (約0.1Hz)とした。コントローラの弾性係数ゲインを調節して装置の弾性係数が0.075, 0.05, 0.025[Nm/deg]となったときの特性をXYレコーダで記録した。

測定結果を図5に示す。測定結果からパウダクラッチのプッシュプル動作が滑らかであり、直線補正が行われていることを確かめた。測定では、クラッチのヒステリシスは約10%であった。

負荷装置の粘性動作時の特性を測定する。装置の設定は弾性測定と同様である。コントローラは粘性負荷モードとし、発振器から軸角度 $\pm 35\text{deg}$ に相当する振幅の三角波電圧を発生させた。発振周波数を0.1Hz~0.6Hzの間で変化させ、出力トルクを測定した。

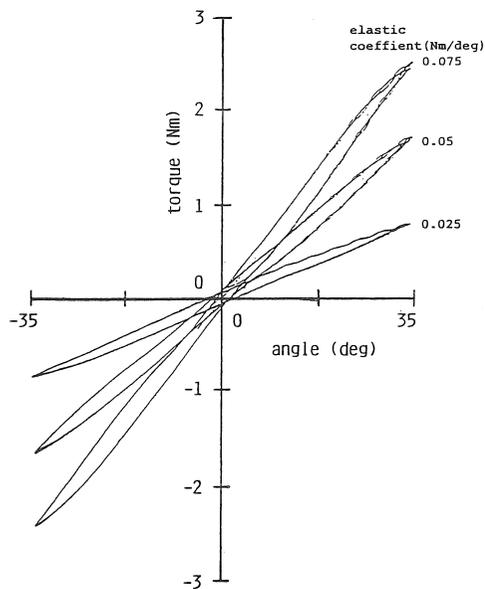


図5 出力軸角度-弾性負荷トルク特性

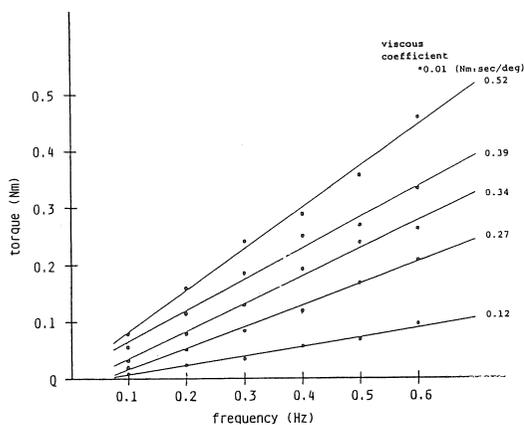


図6 出力軸角速度-粘性負荷トルク特性

図6に測定結果を示す。結果から粘性係数はコントローラゲインに対する直線性が高いことが確かめられた。

3 トラッキング実験

3.1 方法

可変粘弾性負荷装置を外部負荷として用い、手関節屈伸運動によるトラッキング実験を行った。実験

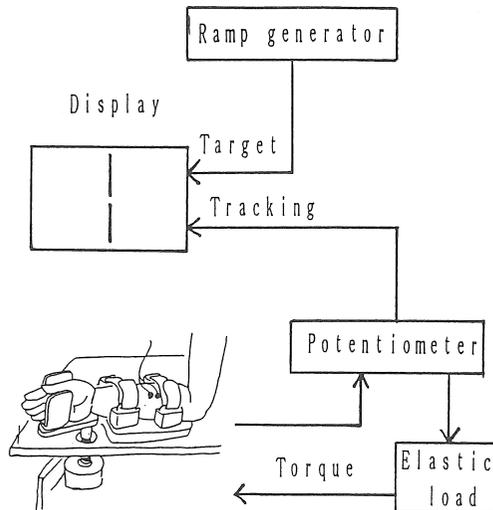


図7 トラッキング実験ブロック図

では弾性負荷トルクを被験者の手関節に加えた。図7に示すように固定台上に前腕を自然な姿勢で固定し、手は水平面内で自由に回転するクランクに固定して、手関節屈伸運動のみ行えるようにした。姿勢は安静椅座位とした。クランクは可変粘弾性負荷装置の出力軸にトルクセンサを介して取り付けられた。

トラッキング中の余分な眼球運動を抑えるため、モニターを被験者の前面約1メートルに設置し、最大視野角が10度未満になるようにした。被験者にはクランクを手関節で回転してターゲットを追跡するように指示した。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。ターゲットとトラッキングは同一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。

筋電図は、橈側手根屈筋と橈側手根伸筋から双極導出しデータレコーダに記録した。電極は直径1.5 mmの銀-塩化銀円盤電極を用い筋腹を中心に筋長方向へ30 mm隔てて貼りつけた。不感電極は鎖骨上皮に貼った。

3.2 手順

被験者は6名(21才と22才)の健常な男性学生とした。被験者は全て右利きで実験は右手関節で行な

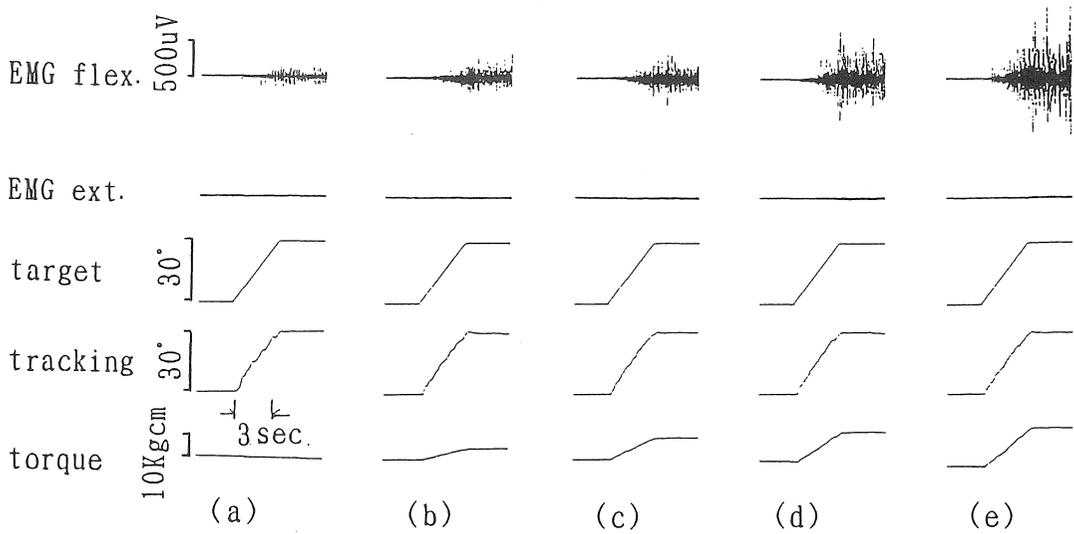


図8 弾性負荷トラッキング実験の記録例

った。

実験に先立ち各信号の調整を行った。ターゲット信号はCRTディスプレイの中心を零位置と定めた。トラッキング信号については、被験者毎にEMGを観測しながら主動筋、拮抗筋がともに休止状態になる手関節角度を求め、これをトラッキングのホームポジションと定めた。このホームポジションがCRTのディスプレイ上のターゲット零位置と一致するように角度信号の零調節を行った。

表1 実験に用いた弾性負荷

条件	弾性係数
(a)	0 (Nm/30deg)
(b)	0.5
(c)	1.0
(d)	1.5
(e)	2.0

実験はターゲットのホームポジションから開始する。ターゲットは休息期間として5秒間ホームポジションを維持した後、関節屈曲方向へ速度10deg/secで移動するランプ運動に入り、最終角度30degに達してから5秒間その角度を保持し再びホームポジションへ戻る波形とした。以上の運動を連続して少なく

とも10回(約130秒)繰り返した。関節屈曲角30degに対するターゲット角は10degとした。

また、負荷による変動を調べるために負荷装置により負荷トルクを手関節に加えた。条件は表1に示すように5種類の大きさの異なる弾性負荷とした。

被験者には、実験全体を通して無理な力を入れないように指示し、特に休息期間と保持期間ではできるだけ力を抜くように指示した。また、各試行前に十分な練習を行い、試行中の訓練進行によるトラッキングの変動を抑えた。被験者の疲労を考慮して各実験間に任意に休息をとらせ、実験を20分程度行った後にも5分間の休憩をとった。

4 実験結果

4.1 時間特性

図8(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1試行を選んで示す。(a)~(e)は表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、ターゲット角度、トラッキング角度、および関節トルクである。

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30degで約10Nmであった。このことから、最大負荷時(最大負荷弾性係数×最大屈曲角=2.0Nm/30deg×30deg=2.0Nm)には最大随意

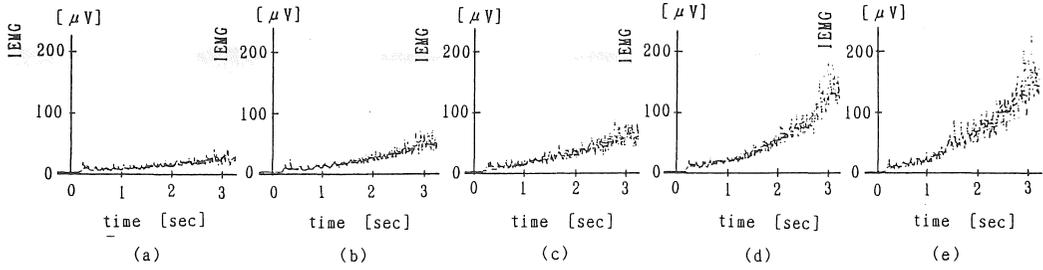


図9 整流積分EMGの10試行平均

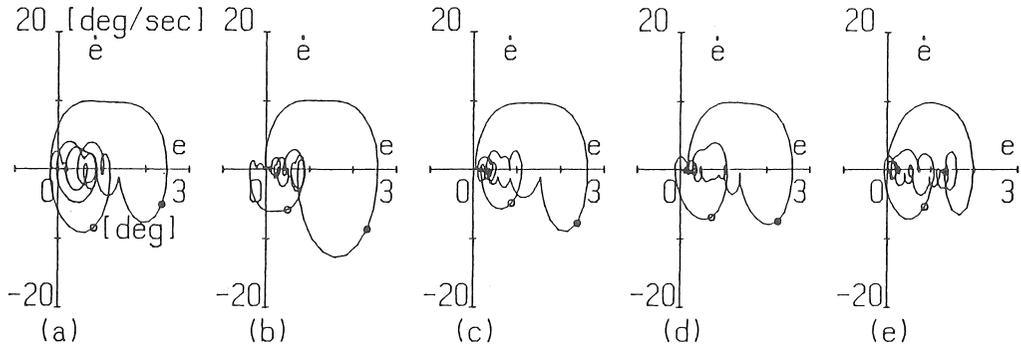


図10 トラッキング平均偏差の位相面軌跡

屈曲トルクの約20%の負荷を加えたことになる。

図8(a)~(e)を個別にみると、関節角とともに関節トルクが増すに連れて屈筋EMGは増加している。また、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、(a)から(e)まで負荷弾性係数の増大とともに屈筋EMGも増加している。

図9(a)~(e)は、図8と同じ被験者で屈筋の整流積分筋電図(IEMG)をとり、これを同一負荷条件下の10試行についてサンプリング時間(1/500sec=2msec)毎に加算平均したIEMGである。図8で見られた屈筋EMGの増加傾向がさらに明確化している。またIEMG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10(a)~(e)は、図8を含む10試行の偏差を平均して得た位相面軌道である。ターゲット移動開始時点(0sec)から停止後1秒経過時点までを描いてある。図中黒丸はターゲット移動開始後0.3sec時点を、白抜き丸は停止時点(3sec)を示している。

いずれの負荷弾性係数でも、最初の0~0.3sec付

近までは動作開始の反応遅れによる影響のためターゲットに対してトラッキングが角度、角速度ともに大きく遅れている。その後続く中間の定速度部0.3~3sec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。負荷弾性係数を増加するに従っ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ている。最後の3sec以降のターゲット停止後は角速度、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、極大を経て低下し、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。

4.2 周波数特性

FFT処理はターゲット移動開始1秒前から移動停止後2秒経過するまでの計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区

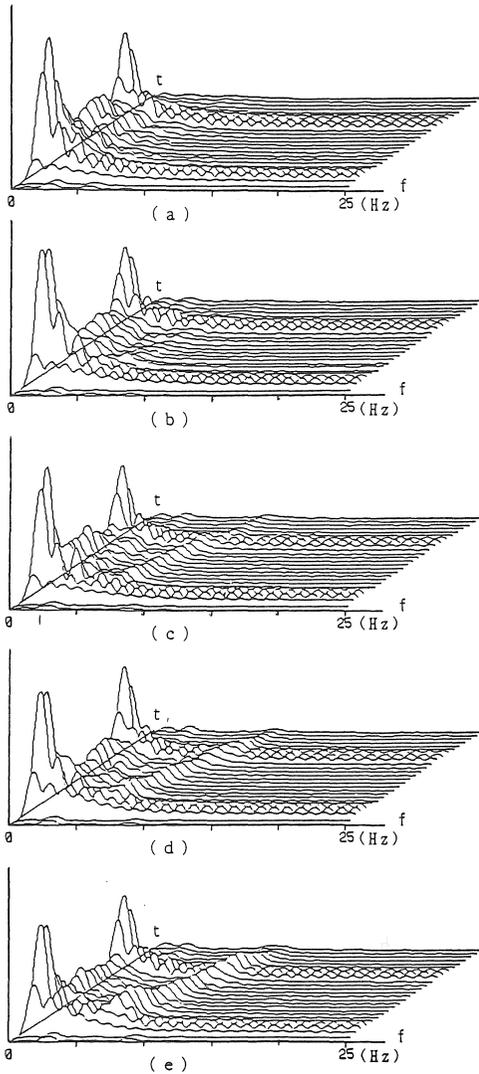


図 1 1 偏差の周波数スペクトル

間は 0~1.0sec, 最終の第26区間は 5.0~6.0sec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。

図 1 1 (a)~(e)は, 図 8 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演算してパワースペクトルを得, それを周波数軸上で10試行について平均を行い, 結果を波形表示した。サンプリング周波数は50Hzとし, 図は25Hz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512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 $50/512=0.0977\text{Hz}$ の分

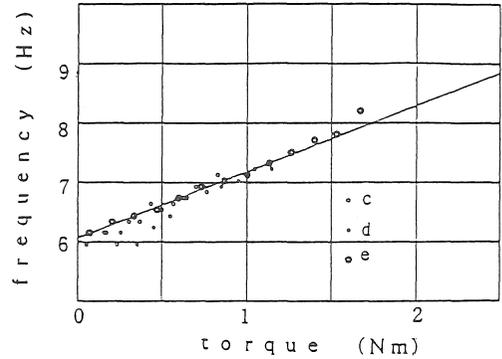


図 1 2 ピーク周波数の編移

解能で表現している。

図 1 1 に現わ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。トラッキングの定速度域を中心として6~9Hz付近に観測されるピークがあり 1.0 Nm/30deg以上の負荷弾性係数で顕著に現われた。これらのピークは6名の被験者全員に同様な形で観測された。

図 1 2 に, 6~9Hz付近に現われるピークの周波数と目標トルク平均値との相関図を示す。例示した被験者について 1.0Nm/30deg以上の負荷で現われた全てのピークをプロットしてある。最小2乗法で求めた1次回帰式と相関係数を示した。回帰式は,

$$f = 1.11 \tau + 6.1(\text{Hz}) \quad (6)$$

ただし, f : 周波数(Hz)

τ : 目標関節トルク平均値(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 $r = 0.77$ 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 F F T 区間における平均値として定義した。弾性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。

$$\tau = K \cdot E_0 \cdot \{\theta_r\} \quad (7)$$

ただし, $E_0 \cdot \{\cdot\}$: 区間平均値。

5. 考察

実験目的は連続運動中のヒトの骨格筋の粘弾性変化を捉えることである。筋粘性が関節運動に及ぼす力学的効果は運動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。その上で我

々は、運動中の筋に外部から力を加えて、それを変えると筋の活動レベルも変化し、その結果として、筋粘性の変化がおこれば関節運動に現われる変化として観測できると考えた。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ターゲットを追跡させる運動として実現した。

図8、図9と図10を対比すると、(a)～(d)までは負荷弾性係数の増加とともにIEMGが増加し、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や低下を示した。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。

いま仮に筋骨格系を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。また可変パラメータ系と考えて、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のみならず筋粘性も増加することを示している。

図12により、6～9Hz付近のピークが目標トルク平均値に強い相関を示して高域へシフトすることから、この振動は力制御系から出ていると考えられる。また6～9Hzは周期にして170～110msにもなり、脊髓反射系のむだ時間約40msに比べて充分長いので力制御系は中枢の支配を受けていると推定される。更に、6Hzから9Hzへと50%にも及ぶ周波数シフトが認められたが、定係数線形系では周波数シフトは現われないから、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。

6. あとがき

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、さらに、張力を連続的に変化できる負荷装置を開発した。

負荷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置くことによって不安定要因を除き高トルクを得ることができた。

この装置は、工学、医学、生理学など広範な分野に於ける回転運動体の機能検査機器、リハビリ、スポーツの訓練機器、可変ダンパ、負荷粘弾性補償装置、および可変インピーダンスアクチュエータなどの実用性がある。

次に、弾性負荷をつけたヒトの手関節によるトラッキング実験を行い運動中の筋の粘弾性変化を確かめた。

実験結果は位相面軌道を描き、FFT処理をして評価を行った。その結果、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向上した。この現象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。

トラッキングの定速度域で観測される6～9Hzの振動のピーク周波数が負荷トルクに対して強い線形相関を示したことから、この振動は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て粘弾性係数を変化するパラメータ調節系であると判定した。

謝辞

貴重なアドバイスをいただいた名古屋大学工学部情報工学科伊藤正美教授、愛知県心身障害者福祉発達障害研究所三田勝巳研究室長、広島大学工学部第Ⅱ類電気系人間工学伊藤宏司助教授、信州大学医学部第3内科林良一医師に感謝します。

参考文献

- 1)井口雅一：人間—機械系，情報科学講座，B9-2，共立出版，1970
- 2)A.V.Hill ;Heat of shortning and the dynamic constants of muscle, Proc.R.Soc.(London) B126, 136-195(1938)
- 3)D.R.Wilkie ; The relation between force and velocity in human muscle, J.Physiol, 110, 249-280 (1950)

(受理 平成2年3月20日)