

別刷

計測自動制御学会 論文集

年 第 卷 第 号

(P. ~P.)



社団法人 計測自動制御学会

手首関節の等尺性筋収縮における伸張反射機構の動態と 関節インピーダンスの変化

辻 敏夫*・加藤 莊志**
柴田 智章*・金子 真*

The Relations Between the Excitability of the Stretch Reflex System and Changes in the Wrist Joint Impedance during Isometric Muscle Contraction in Human

Toshio TSUJI*, Takashi KATO**,
Tomoaki SHIBATA* and Makoto KANEKO*

The excitability of the stretch reflex system can be examined by the gain of the stretch reflex, which includes short latency and long latency components. However, the wrist joint impedance characteristics, such as stiffness, viscosity, and inertia, must be estimated simultaneously in order to analyze the relations between the excitability of stretch reflex system and the wrist joint impedance characteristics. In this paper, we developed a method satisfying this demand using a linear motor system. While the subject maintains a wrist joint torque isometrically, an external disturbance to estimate the wrist joint impedance and to elicit the stretch reflex was applied to the subject's hand. The wrist joint impedance is estimated by a least square method, and the stretch reflex is recorded from the flexor carpi radialis muscle using a surface electromyogram technique. The experimental results showed that the stretch reflex excitability was quasi-linearly facilitated by the increase of the wrist joint torque. Also, the viscosity and the stiffness of the wrist joint were closely related to the stretch reflex excitability, while the inertia of wrist joint was almost constant. Indeed, the natural frequency and the damping coefficient of the wrist joint were linearly related to the increase of the wrist joint torque.

Key Words: stretch reflex, wrist joint impedance, isometric muscle contraction, human movement

1. はじめに

ヒトをはじめとする脊椎動物は、骨格筋が収縮することにより自由な運動が可能となる。骨格筋の収縮は、脊髓前角内の α 運動ニューロンの興奮により惹起される。 α 運動ニューロンには、脳からの下行性経路と末梢の感覚受容器由来の上行性経路とが収束している。このことは、 α 運動ニューロンの興奮性が、その背景にある神経系の活動により調節されうることを意味している。

これまでの神経解剖学的ならびに神経生理学的研究から、脊髓内には α 運動ニューロンの他にも様々な種類のニューロンが存在しており、それらが相互にシナプス結合することで神経機構を形成していることが明らかにされている¹⁾。その

ような脊髓内の神経機構（脊髓反射機構）の一つとして伸張反射機構が挙げられる。伸張反射とは、骨格筋が引き伸ばされた際に筋紡錘と呼ばれる感覚器からのインパルスによってその筋を支配している α 運動ニューロンが興奮させられ、結果的に筋収縮が惹起される反射である。これまで伸張反射は、随意運動の発現とその制御に重要な役割を担っていると考えられてきた。

Nichols and Houk²⁾は、除脳ネコを用いた急性実験から、筋固有の粘弾性が脊髓反射活動により増大することを明らかにした。さらに反射活動は、筋そのものの粘弾性の非線形性を補償していることも併せて報告した。その後、Hoffer and Andreassen³⁾は、骨格筋の弾性調節に伸張反射が寄与しているのは最大収縮力の1/3までであることを、大脳皮質を除去したネコによる急性実験から明らかにした。

これら動物実験による知見をもとに、ヒトのインピーダンス調節機構の解明が進められてきた。上述した知見がヒトでも同様であることは、末梢神経への電気刺激による筋収縮中にインピーダンス推定を行った結果⁴⁾から確かめられている。しかし覚醒下のヒトで実験を行う最大の利点は、随意運

* 広島大学工学部 東広島市鏡山1-4-1

** 広島大学大学院国際協力研究科 東広島市鏡山1-5-1

* Faculty of Engineering, Hiroshima University, Higashi-hiroshima

** Graduate School for International Development and Cooperation, Hiroshima University, Higashi-hiroshima

(Received June 6, 1997)

(Revised August 11, 1998)

動中にインピーダンス計測が行えることにある。単関節運動における人間の関節インピーダンスの計測は古くから活発に試みられてきた。Akazawa et al.⁵⁾は長母指屈筋の弾性と伸張反射活動との関係について詳細に検討している。彼らは、ヒトが伸張反射活動、主働筋-拮抗筋共収縮の度合い、およびスティフネスの3変数を増大させることで、関節まわりの安定性を向上させていることを明らかにした。Gielen and Houk⁶⁾は、手首関節まわりの粘性が強制変位の一次微分値(速度)に依存して変化することを初めて示した。Sinkjaer and Hayashi⁷⁾は伸張反射機構を虚血によりブロックする手法を用いて、手首関節スティフネスが反射系の遮断によって変化することを示した。一方、De Serres and Milner⁸⁾は、様々なタイプの負荷様式(一定負荷、不安定負荷、および弾性負荷)において等尺性筋収縮を行っている手首関節の関節スティフネス、筋活動パターン、および伸張反射活動の変化について検討している。彼らによると、一定負荷や弾性負荷よりも不安定負荷では、関節まわりのスティフネスを上げるために、主働筋-拮抗筋の共収縮の度合いが増大したことを報告している。さらに、伸張反射活動は共収縮が起こると亢進したが、これは単に背景筋活動の増大によるもので、伸張反射活動そのものが手首関節の発揮トルクに貢献している証拠は見出せなかったとしている。

ところで手先の粘弾性特性の発生源である骨格筋の粘弾性が、その活動レベルに応じて変化することはよく知られている。Tsuji et al.⁹⁾はハンドルの把握動作に伴って起こる筋収縮により、手先スティフネスと手先粘性が増加することを示した。さらに辻ら¹⁰⁾は、手先インピーダンスが上位中枢からの運動指令によってどのように変化するかを明らかにするため、等尺性筋収縮中の上肢のインピーダンスを実験的に推定し、手先力の方向によって手先スティフネス楕円の大きさ、方向、形状が変化することを示した。しかしながらこれらの研究では、伸張反射機構が手先インピーダンスに果たす役割については触れられていない。

上述したように、これまでも関節インピーダンスと伸張反射活動との関係は検討されてきた。しかしながら、単関節におけるインピーダンス推定を行った研究の多くは、インピーダンスとはいっても慣性(Inertia)、粘性(Viscosity)、弾性(Stiffness)の3つを同時に推定しているわけではなく、またそれらの推定精度に関しても疑問が残る。

そこで本論文の第一の目的は、関節インピーダンスの推定と伸張反射の誘発・記録とを同時に行う方法を開発することである。第二の目的は、その開発した方法を用いて、ヒトの手首関節におけるインピーダンス特性が、随意筋収縮力や伸張反射機構の興奮性によって、どのように変化するかを検討することである。

2. 方 法

2.1 伸張反射機構

伸張反射とは、機械的な筋の伸張刺激により誘発される脊

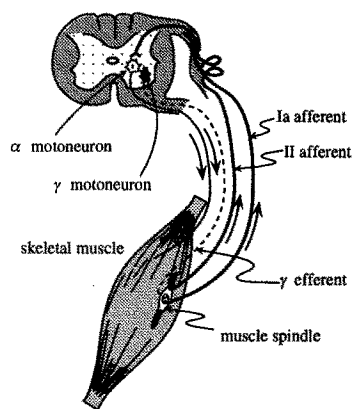


Fig. 1 The spinal reflex pathways and the muscle spindle.

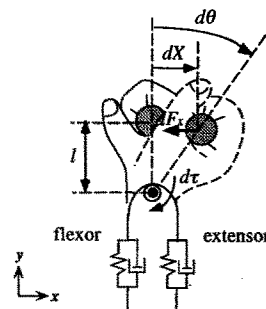


Fig. 2 The wrist joint impedance for small motions around an equilibrium posture.

髄反射の一種である。Fig.1に示すように、脊椎動物の骨格筋内には筋紡錘と呼ばれる感覚受容器が備わっている¹¹⁾。筋紡錘は筋線維に平行に付着しており、筋の長さおよびその速度を検知する伸張受容器である。筋紡錘からはIa群線維およびII群線維と呼ばれる2種類の求心性線維が α 運動ニューロンや介在ニューロンに対して投射している。特に、Ia群線維は、同名筋を支配している α 運動ニューロンに対して強い興奮性作用を及ぼす。

一方、Vallbo¹²⁾は、微小神経電図によるヒトの筋紡錘からのインパルス記録から、安静時に比べて随意運動中には筋紡錘からのインパルス頻度が増大することを明らかにした。

筋紡錘の両端には、錘内筋と呼ばれる筋線維が付着している。錘内筋は、脊髄内の γ 運動ニューロンによる支配を受けている。 γ 運動ニューロンには上位中枢や末梢の感覚受容器からの神経線維が投射している。これらの知見から、 γ 運動ニューロンは、脳からの随意運動指令や外界からの感覚入力により、筋紡錘の機械的伸張に対する感度を調節していると考えられている。

2.2 手首関節インピーダンスの推定法

Fig.2に示すように、被験者が水平面内で手首の単関節運動を行なっている場合を考えよう。このとき被験者の手首関節まわりの運動方程式を、

$$M_j \ddot{\theta}(t) + B_j \dot{\theta}(t) + K_j \theta(t) = \tau(t) \quad (1)$$

のように近似する。ただし、 $\theta(t)$ は手首の関節角度、 $\tau(t)$ は関節トルク、 M_j, B_j, K_j はそれぞれ手首関節まわりの慣性モーメント、粘性、スティフネスである。

この手首関節に強制的に微小変位を加える。強制変位印加時刻を t_0 とおくと、

$$M_j \ddot{\theta}(t_0) + B_j \dot{\theta}(t_0) + K_j \theta(t_0) = \tau(t_0) \quad (2)$$

が成り立つ。(1), (2) 式から

$$M_j d\ddot{\theta}(t) + B_j d\dot{\theta}(t) + K_j d\theta(t) = d\tau(t) \quad (3)$$

を得る。ただし、 $d\theta(t) = \theta(t) - \theta(t_0)$, $d\tau(t) = \tau(t) - \tau(t_0)$ とおいた。本論文では、この(3)式を用いて関節インピーダンス M_j, B_j, K_j を推定した。

2.3 実験装置の構成

Fig.3 に実験装置の構成を示す。本実験では被験者の手先に強制変位を加えるために、ムービングマグネット駆動方式を採用した1自由度のリニアモータ軸テーブル((株)日本トムソン製, エンコーダ分解能: $2\mu\text{m}$)を用いた。このテーブルは推力の制御が可能で、入力電圧に応じて最大 $10 \times 9.8\text{N}$ まで推力を発生できる。

テーブルの制御にはPD型のフィードバック制御

$$F_t = K_t(X_t^* - X_t) - B_t \dot{X}_t \quad (4)$$

を用いた。ここで F_t はテーブルの駆動力、 K_t, B_t は位置、速度フィードバックゲイン、 X_t はテーブルに取り付けたハンドルの位置で、 X_t^* は目標軌道を表す。実験に使用したフィードバックゲインは $K_t = 13000\text{N/m}$, $B_t = 250\text{Ns/m}$ とした。

テーブルには6軸力センサ(ビーエルオートテック製, 分解能: 並進力 x 軸, y 軸: 0.05N , z 軸: 0.15N , 回転力: 0.003Nm)を取り付け、被験者がハンドルに加える力を測定した。また、ハンドル位置 X_t はテーブルに取り付けたエンコーダにより求めた。各計測項目のサンプリング周期は、手先位置、手先力、筋電位ともに 2kHz とした。

ここで、実際に計測できるのは Fig.4 の x 軸方向の手先位置 $x(t)$, 手先力 $F_x(t)$ であるから、手首関節角度 $\theta(t)$ は

$$\theta(t) = \sin^{-1}(x(t)/l) \quad (5)$$

で近似し、関節のトルク $\tau(t)$ は

$$\tau(t) = lF_x(t) \quad (6)$$

で変換した。ただし、 l は手先から手首関節中心までの距離である (Fig.2 参照)。

2.4 実験手順

Fig.4 に実験風景を示す。被験者をテーブルの正面に座らせ、前腕を軽い回外位(中立位)で手首固定台の上にベルトで固定した。安静時において手首関節の筋群が緊張するのを避けるために、手指関節は軽く屈曲させた。その状態で右側の手首関節から先をプラスチック製のギプスで固定し、ギプスとテーブルに取り付けたハンドルとを包帯で固定した。これにより被験者はハンドルを握る必要がなくなり、握力が関節インピーダンスに与える影響を排除することができた。実

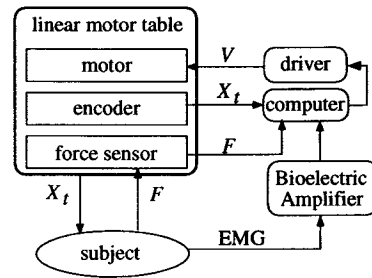


Fig. 3 Experimental apparatus.

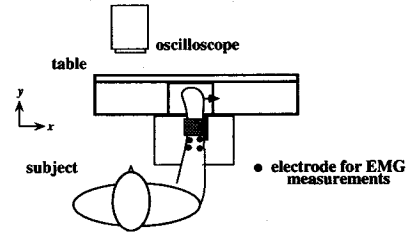


Fig. 4 Subject and table.

験中、被験者の橈側手根屈筋 (Flexor Carpi Radialis: FCR) および尺側手根伸筋 (Extensor Carpi Ulnaris: ECU) の計2箇所から筋電図 (Electromyogram: EMG) を表面電極誘導法により記録した。筋電図の解析では、主動筋である FCR を解析対象とし、拮抗筋である ECU はその筋活動が無いことを確認するとどめた。

被験者には、眼前のオシロスコープに表示された手先力を最大屈曲力の 0, 2, 4, 6, 8, 10, 16% に保持するように教示した。

本論文では、強制変位印加中は手首関節まわりの慣性、粘性、スティフネスが一定であると仮定して、手首関節のインピーダンス推定を行っている ((3) 式参照)。この仮定は被験者の手先に印加される強制変位パターンに強く依存する。この強制変位は、できるだけ小さい振幅でかつ短時間で終了する必要がある。もし強制変位の振幅が大きいと、強制変位終了までの時間も長くなるため、インピーダンス推定のトルク波形に、強制変位に対する被験者の随意応答が混入しやすくなる。一方、振幅が小さすぎると、インピーダンス推定の精度が低くなったり、伸張反射の誘発が不可能となる。さらに強制変位の波形は、高精度の推定結果を得るためにも、十分な帯域幅を有する不規則信号であることが望ましい。ここではこれらの条件を満足させるために、初期位置 $\theta(t_0)$ から変位した後、約 0.12s で変位前の位置に戻るようなパターンを強制変位パターンとして使用した (Fig.6 参照)。また、同時に伸張反射を誘発させるために、強制変位の角度は約 6deg とした。そしてこの強制変位パターンを Fig.4 に示した1方向のみに加えた。被験者には、強制変位のタイミングを予測しないように教示した。

以上の方法を用いて各屈曲力につき5セット、計35セットのデータを採取した。そして、不適切な試行(測定値にノイ

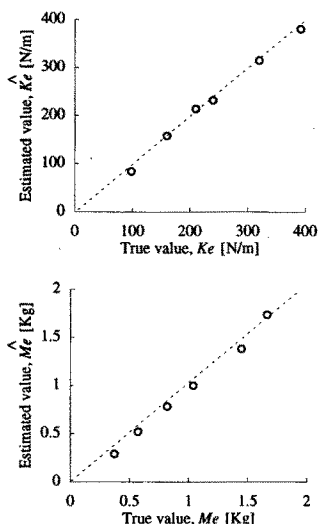


Fig. 5 Accuracy of estimated impedance. Mean values for 10 sets of estimated results are plotted. Standard deviation is not indicated because those of estimated stiffness and inertia are less than 8 N/m and 0.04 Kg, respectively.

ズが混入してインピーダンス推定が行えない場合、被験者の発揮力がテーブルの推力を上回ってしまい十分な強制変位が印加できなかった場合、被験者の収縮力発揮が安定する前に強制変位が印加されてしまった場合などを削除した後、強制変位印加後 200ms のデータを用いて、(3) 式から最小自乗法により手首関節におけるインピーダンスを推定した。

2.5 インピーダンス推定精度

実験に用いる強制変位パターンによってインピーダンスが推定可能かどうかを定量的に検討するために、テーブルを用いて既知の物理量を推定する予備実験を行った。

Fig.5 は既知の物理量を推定した結果で、(a) はテーブルのハンドルと環境との間にバネを取り付けて推定したステイフネス (バネ定数)、(b) はテーブルのハンドルにおもりを取り付けて推定した慣性 (質量) である。いずれも強制変位の最大振幅を 10mm、推定データ区間長を 200ms とした場合の結果で、10 セットの平均値をプロットしている。図中の点線は真値と推定値が等しくなる場合で、ステイフネス、慣性ともにほぼ真値と等しい結果が得られた。

3. 結果

3.1 波形記録の実際

被験者は神経学的に健康な 3 名の男子大学生 (年齢: 21, 24 才) であった。Fig.6 に記録例を示す。この図は、最大屈曲力の 6% で手先力を維持している被験者の手首関節に対して、伸展方向に強制変位を加えた際の結果である。上から順に、角度 $d\theta(t)$ 、角速度 $d\dot{\theta}(t)$ 、角加速度 $d\ddot{\theta}(t)$ 、手首関節トルク $d\tau(t)$ 、FCR および ECU の EMG を A/D 変換後、全波整流した波形を表している。 $d\theta(t)$ 、 $d\dot{\theta}(t)$ 、 $d\ddot{\theta}(t)$ と推定した関節インピーダンス K_j 、 B_j 、 M_j を用いて (3) 式から計算した手首

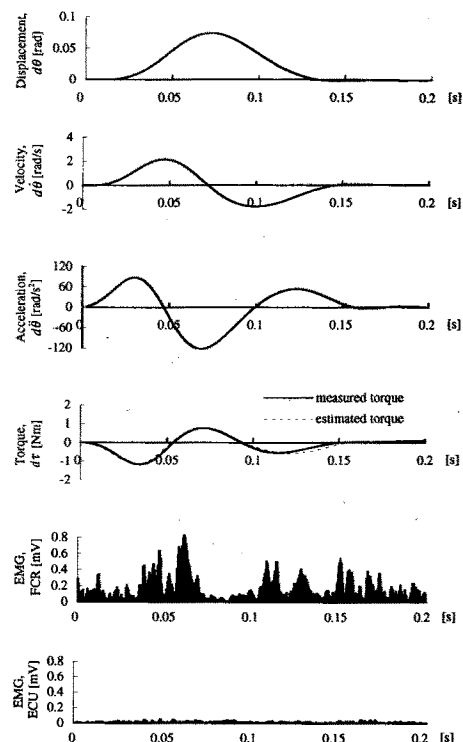


Fig. 6 A typical example of measured results for human wrist during maintaining posture: subject A. The strength of contraction is 6% of Maximum Voluntary Force (MVF).

関節のトルク (点線) は、実測値とよく一致していた。このことから、被験者の手首関節の動特性を (3) 式のインピーダンスモデルで十分に近似できていることがわかる (重相関係数 0.9853)。

一方、Fig.7 に伸張反射時の FCR の全波整流 EMG を示す。図は上から順に、最大屈曲力の 2, 6, 10, 16% で手先力を維持した場合の結果で、それぞれ図中の時刻 0.015s で強制変位が加わり、0.03s 前後で反射性の筋電図応答が誘発されている。機械的伸張により動員される感覚性インパルスは、筋紡錘の他に、ゴルジ腱器官由来などが考えられる。ゴルジ腱器官由来の感覚性インパルスは、自源性に α 運動ニューロンを抑制する¹⁾ため、筋電図上に反射応答としては現れない。筋紡錘由来の感覚性インパルスは、ゴルジ腱器官とは逆に、自源的に α 運動ニューロンを促通する¹⁾ため、筋電図上に応答が現れることになる。従来、機械的伸張による反射は、伸張反射と解釈されている¹³⁾ことから、本論文ではこの反射応答を伸張反射と呼んだ。伸張反射は短潜時成分 (short latency component) と長潜時成分 (long latency component) とに大別されており、短潜時成分は主に筋紡錘由来の単シナプス経路の興奮性を、長潜時成分はその他の多シナプス経路の影響を受ける¹³⁾。本論文では、短潜時成分と長潜時成分とを分離・同定するために、実験前に被験者の正中神経へ経皮的に電気刺激することにより、単シナプス反射である H 反射¹³⁾を誘発・記録した。そして H 反射の潜時と持続時間から、短潜

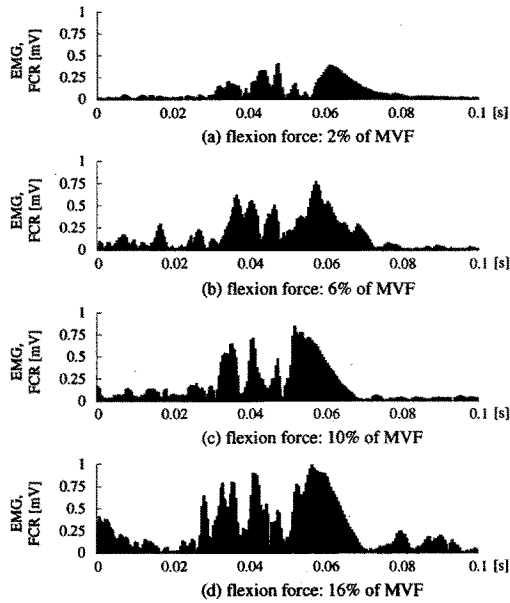


Fig. 7 Examples of measured EMG indicating stretch reflex: subject A.

時成分の計測区間を決定した。長潜時区間の計測区間は、長潜時区間の方が短潜時よりも多シナプス経路による関与が大きいことから、短潜時区間よりも0.01s長い持続時間とした。具体的には、Fig.7に示した被験者については、短潜時成分を区間0.03~0.045s、長潜時成分を区間0.045~0.07sとした。

従来から伸張反射の大きさは、振幅値⁵⁾、または面積値⁸⁾により評価されている。本論文では、その方法論的簡便さから振幅値による評価を採用し、短潜時・長潜時それぞれの区間におけるEMGの最大値と最小値の差 β を求めた。この値は、背景筋活動と、強制変位による反射活動との和として考えられる。したがって、 β から背景のEMG(外乱印加時刻の0.15s前から0.1s前までの区間における全波整流EMGの平均振幅値 α の2倍)を引いた値を伸張反射の反射利得として用いた(Fig.8参照)。ただし、Fig.7の最下段(16%MVF)のように、筋収縮力が增大すると短潜時成分の潜時が変化することもあった。もし面積値による評価をした場合には、このようなピークの有無によって反射利得値が大きく変化することもあり得る。本論文の解析法では、このような場合でも短潜時成分の反射利得値に対する影響は認められなかったが、このような早いピークの生理学的メカニズムについては、今後より詳しく検討する必要がある。他の被験者の場合も、ほぼ同区間における反射活動を計測した。

3.2 手首関節トルクと伸張反射活動との関係

まず、手首関節トルクと伸張反射活動との関係について検討した。Fig.9に代表的な被験者例を示す。(以下、代表的な被験者のみの結果を示した場合には、他の被験者でも同様の傾向であったことを意味する。) (a)が短潜時成分、(b)が長潜時成分の結果である。この図から、伸張反射の反射利得はトルクの増加に伴ってある程度まで増大し、それ以降は

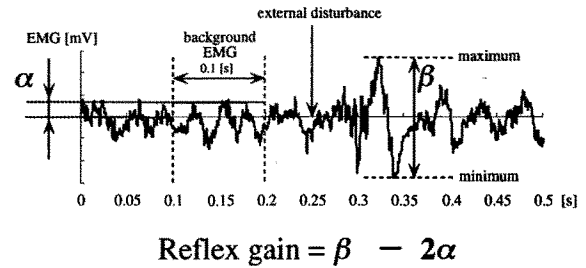


Fig. 8 Definition of reflex gain.

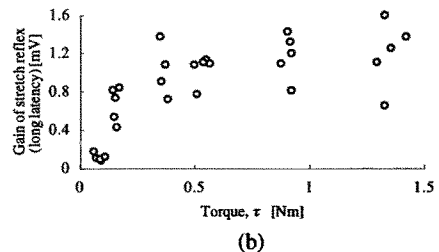
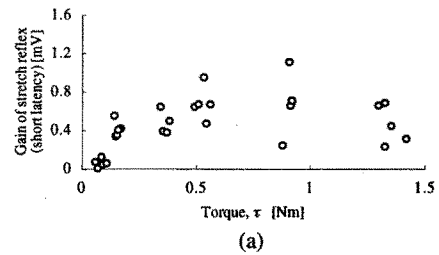


Fig. 9 Changes in the reflex gain of the spinal reflexes depending on the wrist joint torque: subject A.

一定あるいは減少傾向にあることがわかる。De Serres and Milner⁸⁾も両者の関係をすでに報告しているが、彼らの報告とわれわれのそれとはほぼ同様であった。

高強度の随意筋収縮力の際に、伸張反射活動が飽和あるいは減少した理由としては、1) 筋紡錘からの発射活動が飽和状態に達したこと、2) 収縮力の増大にともなって α 運動ニューロンに対する興奮性入力も増大したために、 α 運動ニューロンの絶対不応期と筋紡錘からのインパルスが同期する確率が高まったこと、3) 収縮力の増大にともなって脊髄内に存在する抑制回路(反回抑制、Ib抑制、シナプス前抑制など)が動員されたこと、などが推察される。

3.3 伸張反射活動と関節インピーダンスとの関係

次に伸張反射活動と手首関節インピーダンスとの関係について検討した。Fig.10とFig.11に、代表的な被験者から得られた伸張反射の反射利得と関節インピーダンスとの関係を示す。それぞれFig.10が短潜時成分、Fig.11が長潜時成分の結果である。これらの図にあるように、反射活動の増大とともに、関節のステイフネスが線形的に増加した。加えて、粘性についても反射活動の増大とともに線形的に増加した。他方、慣性モーメントでは、やや減少傾向が見られるもののほぼ一定であった。

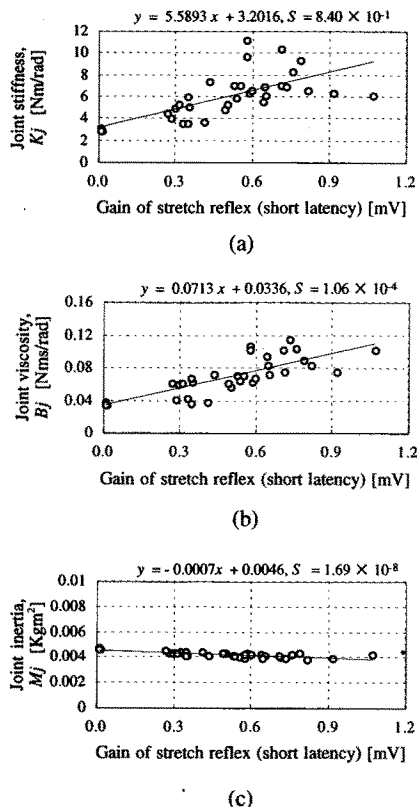


Fig. 10 Changes in the wrist joint impedance depending on the gain of the short latency stretch reflex. S indicates the mean of the residual squared sum of the linear regression equation.

これらの図に示すように、スティフネスや粘性の増大とともに、慣性モーメントは減少する傾向にあった。そこで全ての収縮条件において得られた関節インピーダンスの値をもとに、変動係数（標準偏差を平均値で除した値）を、それぞれ求めた。その結果、スティフネス、粘性、慣性モーメントの順に、被験者Aが0.457, 0.249, 0.093, 被験者Bが0.232, 0.187, 0.015, 被験者Cが0.339, 0.293, 0.039という結果が得られた。すなわち、スティフネスや粘性の変動係数は、慣性モーメントのそれよりも大きな値であった。この結果から、スティフネスや粘性の増大を慣性モーメントの減少だけで説明することはできないことがわかる。ただし、慣性が伸張反射活動の増大にともなって減少する点は、今後解決しなければいけない課題であろう。

手首関節インピーダンスのうちスティフネスについては、De Serres and Milner⁸⁾が手首における強制変位角度を3 degおよび10 degで行った結果を報告している。彼らが推定したスティフネスの値は、本論文で推定した値とはほぼ一致していた。

Hunter and Kearney¹⁴⁾は20%以下の等尺性筋収縮下で足関節インピーダンスを推定している。彼らの推定した値は、スティフネスと粘性が、安静時には約30Nm/radと約0.5Nms/rad、筋収縮下での最大値が約250Nm/radと約

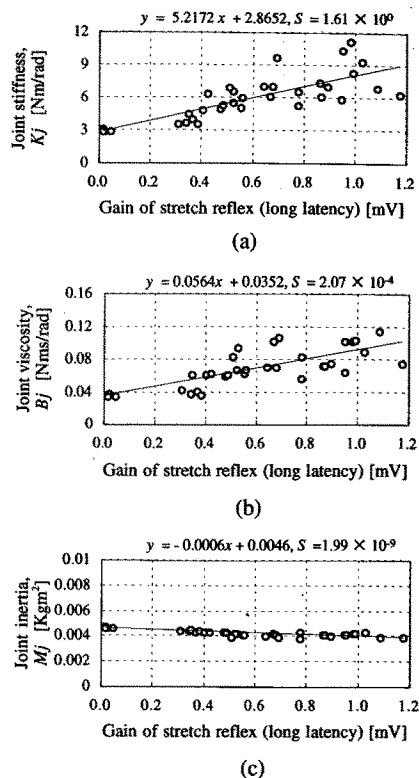


Fig. 11 Changes in the wrist joint impedance depending on the gain of the long latency stretch reflex. S indicates the mean of the residual squared sum of the linear regression equation.

1.0Nms/radであった。一方、本論文の結果は、スティフネスと粘性がそれぞれ、安静時には約3Nm/radと約0.04Nms/rad、筋収縮下での最大値が約11Nm/radと約0.1Nms/radであった。このような差異の背景には、用いたインピーダンス推定法の違いの他に、インピーダンス推定を行った身体部位の違いも十分に考えられる。すなわち、足関節と手首関節とは関節まわりに付着している骨格筋の質量が異なるために、このようなインピーダンス値の違いが引き起こされたのではないだろうか。関節まわりの筋量とインピーダンス値との関係は、今後明らかにすべき課題の一つと言える。

3.4 手首関節トルクにともなう固有角周波数と減衰係数の変化

手首関節トルクの増大にともない、手首関節の固有角周波数と減衰係数がどのように変化するかを検討するために、推定した関節インピーダンスから固有角周波数と減衰係数を求めた。Fig.12に、被験者A, B, Cにおける手首関節トルクとの関係を示す。図から、発揮トルクの増大にともない、固有角周波数と減衰係数はともに増大していることがわかる。

手首関節トルクを増大するために屈筋の収縮レベルを上げると筋のスティフネスが増加し、その結果、手首関節まわりの運動に関する固有角周波数が高くなる。このとき、粘性特性が一定であれば、減衰係数は低下し、系はより振動的になってしまう。ところが(d), (e), (f)では、逆に減衰係数が

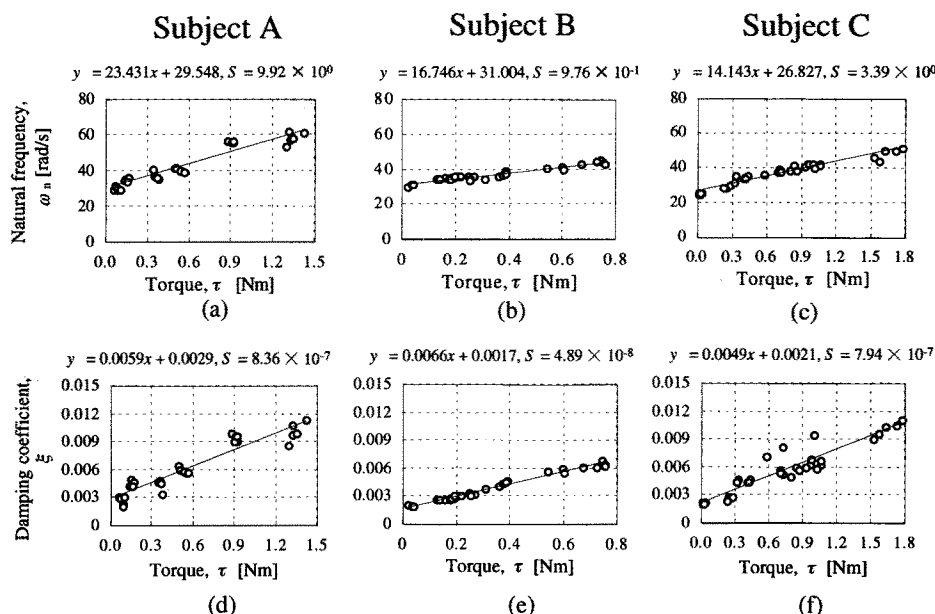


Fig. 12 Changes of the natural frequency and the damping coefficient by the increase of the wrist joint torque. S indicates the mean of the residual squared sum of the linear regression equation.

増加している。つまり、手首関節トルクが大きくなるにつれて系の速応性と安定性が共に増加しているのである。伊藤と辻¹⁵⁾は、スティフネスと粘性との両方が屈・伸筋の収縮力の和によって調節されるという、双線形モデルを提案している。そして屈・伸筋の収縮力の和が増加すると、系の速応性だけでなく安定性も増加することを示している。このことは、上に述べた本論文での解析結果とも一致する。さらに興味深いことに、手首関節トルクに対して固有角周波数、減衰係数が共にきれいな線形関係を示している。つまり、発揮する関節トルクの変化によって系の動特性を線形的に調節することが可能となっているのである。この点については、今後更に詳しく検討していく予定である。

4. 議 論

本論文の結果から、最大随意筋収縮力 (MVF) の 16% まででは、手首関節発揮トルクと伸張反射の反射利得とがほぼ線形関係にあることが明らかとなった。さらに、伸張反射系の亢進にともなって、手首関節まわりのスティフネスと粘性は共に増大することも示された。Sinkjaer et al.⁴⁾は、ヒトの足関節スティフネスに対する反射系の寄与について検討している。彼らは、スティフネス調節に対する反射系の寄与が最大になるのは 40% MVC 付近で、それ以降は減少していくことを明らかにした。したがって、今回のわれわれの結果は彼らの報告やネコでの報告³⁾と矛盾するものではない。

さらに本論文では、手首関節発揮トルクと固有角周波数および減衰係数との関係についても検討した。その結果全ての被験者において、手首関節トルクが増大するにつれて固有角周波数と減衰係数は共に増大することが明らかとなった。し

かしながら、この結果は従来の報告とは異なる点があった。Hajian and Howe¹⁶⁾の報告では、発揮トルクと減衰係数との間に正の相関が認められた被験者は 1 名のみで、他の 3 名は減少または無変化であった。一方、Weiss et al.¹⁷⁾の報告では、最大随意筋収縮下において、固有角周波数は安静時に比べて全ての被験者で増大したものの、減衰係数が増大した被験者は 6 名中 4 名で、残りは減少もしくは無変化であったとしている。このような差異の背景には、1) 筋力発揮の際に被験者が用いたストラテジーの違い、2) インピーダンスの推定精度、の 2 点が考えられる。1) については、インピーダンス推定を行った関節および発揮トルクに違いがあるものの、等尺性筋収縮という比較的容易な運動課題であることは一致している。したがって、被験者間で用いたストラテジーが大きく違っている可能性は低い。むしろ、2) の推定精度の方が重要である。すなわち、粘性はスティフネスの 1/100 のオーダーを示すため、もし粘性およびスティフネスの推定精度が低い場合、見かけ上結果が大きく変化し、被験者間での違いを生ずる可能性がある。したがって、発揮トルクにともなう固有角周波数や減衰係数の変化を議論する際には、インピーダンスの推定精度に関する十分な検討をする必要がある。

従来研究において、既知の物理量に対するインピーダンス推定精度について検討を行ったものはほとんどない。したがって、従来研究と本論文での結果とを直接的に比較することはできなかった。今後は、ヒトでの実験結果をより確かなものにするためにも、インピーダンス推定法の推定精度に関して詳細な検討をすることが望まれる。

5. 結 論

本論文から以下のことが明らかとなった。

- (1) 関節インピーダンスをスティフネスだけでなく、粘性、慣性も含めた形で、比較的高い精度で推定する方法を開発した。この方法では、同時に伸張反射も誘発することができる。
- (2) 手首関節トルクの増大に伴い、伸長反射の反射利得はほぼ比例的に増加する。
- (3) 手首関節におけるスティフネスと粘性は、伸長反射活動の増大とはほぼ線形関係にある。
- (4) 手首関節トルクの増大にともない、固有角周波数と減衰係数はともに増大する。

しかしながら、伸長反射機構における興奮性の変化を引き起こす生理学的要因としては、1) α 運動ニューロン・プール自体の興奮性、2) γ 運動ニューロンによる筋紡錘の利得変化、などが関与している。したがって、他の生理学的指標、特に α 運動ニューロン・プール自体における興奮性の変化をも併せて検討することが次なる課題である。

参 考 文 献

- 1) F. Baldissera, H. Hultborn, and M. Illert : Integration in spinal neuronal system, Handbook of Physiology, Section 1, The Nervous System, Vol.2, Motor Control. Brooks VB (ed) American Physiological Society Bethesda, 509/595 (1981)
- 2) T.R.Nichols and J.C.Houk : Improvement in Linearity and Regulation of Stiffness that Results from Actions of Stretch Reflex, Journal of Neurophysiology, **49**, 119/142 (1976)
- 3) J.A.Hoffer and S.Andreassen : Regulation of Soleus Muscle Stiffness in Premammillary Cats: Intrinsic and Reflex Components, Journal of Neurophysiology, **39**, 267/285 (1981)
- 4) T.Sinkjær, E.Toft, S.Andreassen and B.C.Hornemann : Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. Journal of Neurophysiology, **60**, 1110/1121 (1988)
- 5) K.Akazawa, T.E.Milner and R.B.Stein : Modulation of reflex EMG and Stiffness in Response to Stretch of Human Finger Muscle, Journal of Neurophysiology, **49**, 16/27 (1983)
- 6) C.C.A.M.Gielen and J.C.Houk : Nonlinear Viscosity of Human Wrist, Journal of Neurophysiology, **52**, 553/569 (1984)
- 7) T.Sinkjær and R.Hayashi : Regulation of Wrist Stiffness by the Stretch Reflex, Journal of Biomechanics, **22**, 1133/1140 (1989)
- 8) S.J.De Serres and T.E.Milner : Wrist muscle activation patterns and stiffness associated with stable and unstable mechanical loads, Experimental Brain Research, **86**, 451/458 (1991)
- 9) T.Tsuji, K.Goto, M.Moritani, M.Kaneko and P.Morasso : Spatial characteristics of human hand impedance in multi-joint arm movements, Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, 423/430 (1994)
- 10) 辻敏夫, 森谷正三, 金子真, 伊藤宏司 : 等尺性筋収縮における人間の手先インピーダンスの解析, 計測自動制御学会論文集, **32-2**, 271/280 (1996)
- 11) 伊藤文雄 : 筋感覚-骨格筋からのメッセージ, 名古屋大学出版会 (1994)

- 12) A.B.Vallbo : Muscle spindle response at the onset of isometric voluntary contractions in man : Time difference between fusimotor and skeletomotor effects, Journal of Physiology (London) **218**, 405/431 (1971)
- 13) J.Rothwell : Control of Human Voluntary Movement, Second edition, Chapman & Hall (1994)
- 14) I.W.Hunter and R.E.Kearney : Dynamics of human ankle stiffness : variation with mean ankle torque, Journal of Biomechanics, **10**, 747/752 (1982)
- 15) 伊藤宏司, 辻敏夫 : 筋骨格系の双線形特性と義肢制御への応用, 電気学会論文誌, **c-105**, **10**, 201/208 (1985)
- 16) A.Z.Hajian and R.D.Howe : Identification of the mechanical impedance of human fingers, Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division, **55**, 319/327 (1994)
- 17) P.L.Weiss, R.E.Kearney and I.W.Hunter : Position dependence of ankle joint dynamics - I. passive mechanics, Journal of Biomechanics, **19**, 727/735 (1986)

[著 者 紹 介]

辻 敏 夫 (正会員)



1985年、広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年同大学工学部助手。94年同大学助教授。92年イタリア国ジェノバ大学客員研究員。人間とロボットの運動制御、ニューラルネット、マン・マシンシステムなどの研究に従事。電気学会、日本ロボット学会、IEEEなどの会員(工学博士)。

加 藤 荘 志



1996年広島大学大学院生物圏科学研究科博士課程後期単位修得退学。同年同大学大学院国際協力研究科助手、現在に至る。ヒトの脊髄神経機構に関する神経生理学的研究、およびヒトの運動制御機構に関する神経科学的研究に従事。日本生理学会、日本運動生理学会、日本バイオメカニクス学会、日本体育学会の会員。

柴 田 智 章



1997年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年(株)ブラザー入社。在学中はヒトのインピーダンス制御機構の研究に従事。

金 子 真 (正会員)



1981年、東京大学大学院工学系研究科博士課程修了。同年通産省工業技術院機械技術研究所入所。90年九州工業大学情報工学部機械システム工学科助教授。93年広島大学工学部第二類(電気系)教授。ロボティクスやセンサの研究に従事(工学博士)。